

Aus der Abteilung für Oralchirurgie
und zahnärztliche Röntgenologie
Zentrum für Zahnmedizin
der Medizinischen Fakultät Charité
der Humboldt-Universität zu Berlin

DISSERTATION

Subjektive Bildqualität digitaler Panoramaschichtaufnahmen in Relation zur Exposition

Zur Erlangung des akademischen Grades
Doctor medicinae dentariae (Dr. med. dent.)

vorgelegt der Medizinischen Fakultät Charité
der Humboldt-Universität zu Berlin

von

Herrn Seyed Madjid Hadjizadeh-Ziabari
aus Isfahan/Iran

Dekan: Prof. Dr. med. Joachim W. Dudenhausen

Gutachter:

1. Prof. Dr. Peter A. Reichart
2. Prof. Dr. F. Sitzmann
3. PD Dr. rer. nat. Dr. med. W. Hopfenmüller

Datum der Promotion: 15.07.2002

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung.....	1
2	Literaturübersicht.....	2
2.1	Entwicklung digitaler Detektionssysteme	2
2.1.1	PSA-Systeme mit Speicherfolie	3
2.1.2	PSA-Systeme mit Halbleitersensoren.....	5
2.2	Charakteristik digitaler Detektionssysteme.....	9
2.2.1	Belichtungsspielraum und Empfindlichkeit.....	9
2.2.2	Automatische Grauwertanpassung	10
2.2.3	Dosisreduktion.....	10
2.3	Das digitale Bild.....	11
2.3.1	Definition.....	11
2.3.2	Farbtiefe (Bit Depth)	12
2.3.3	Wege zum digitalen Bild.....	13
2.3.4	Bildformate und Kompressionstechniken.....	14
2.4	Dentale Informatik	19
2.4.1	Datenhighway - Grundlagen	19
2.4.2	World Wide Web.....	19
2.4.3	HTML	20
2.4.4	CGI-Schnittstelle.....	20
2.4.5	Die Programmiersprache PERL.....	21
2.4.6	Medizinische Bildübertragung und Dateiformate	22
2.5	Ziel dieser Studie	23
3	Material und Methode	25
3.1	Materialauswahl und Vorbereitung.....	25
3.2	Versuchsaufbau.....	25
3.3	Versuchsdurchführung.....	26
3.4	Das Evaluationsverfahren.....	27

3.4.1	Auswahl des Bildformates.....	27
3.4.2	Bestimmung der Bildgröße und Monitorauflösung	28
3.5	Das Evaluationsprogramm „Eldorado“	30
3.5.1	Aufbau und Funktionsweise der Evaluationssoftware	30
3.6	Auswertung	33
3.6.1	Beurteilung der digitalen Röntgenbilder.....	34
3.6.2	Datenerfassung und statistische Auswertung.....	34
4	Ergebnisse	36
4.1	Zahnärztliche Untersucher.....	36
4.2	Beurteilung der subjektiven Bildqualität	36
4.2.1	Sidexis-Programm.....	39
4.2.2	Sidexis-Programm vs. Experimentalsoftware	40
4.2.3	Artefaktbildende Belichtungswerte	43
4.2.4	Sidexis-Programm vs. Experimentalsoftware bei 5 MTRA	47
4.2.5	Zusammenfassung aller relevanten Expositionswerte	50
4.3	Signifikanz der Verteilungsunterschiede	50
4.3.1	Intentionelle Unterexposition	51
4.3.2	Strahlenaufhärtung	54
4.3.3	Einzelne Expositionsstufen.....	56
5	Diskussion.....	58
5.1	Methodik	58
5.2	Versuchsaufbau und Versuchsdurchführung	58
5.2.1	Wahl des geeigneten Evaluationsverfahren	58
5.2.2	Auswahl des Studienobjektes.....	60
5.2.3	Auswahl des Bildformates.....	61
5.2.4	Beurteilung der subjektiven Bildqualität	62
5.2.5	Wahl des Bildwiedergabegerätes	67
5.3	Ergebnisse	69

6	Zusammenfassung.....	72
7	Summary.....	73
8	Literaturverzeichnis	74
9	Anhang.....	82

Abbildungen

Abb. 1:	Detektor mit indirekter Wandlung (Szintillator) [27]	6
Abb. 2:	Charakteristische Kurven von konventionellen und digitalen Aufnahmesystemen nach Pasler [19].....	9
Abb. 3:	Beispiel für typische CGI-Anwendungen [68]	21
Abb. 4:	Schematische Darstellung der Positionierungshilfe	25
Abb. 5:	Positionierung des Schädels	25
Abb. 6:	Dateiformate: von links nach rechts, TIFF, JPEG, GIF	28
Abb. 7:	Rollbalken.....	29
Abb. 8:	Gesamtbilddarstellung	29
Abb. 9:	Funktionsfluss und Überblick der Evaluationssoftware „Eldorado V2.2“	31
Abb. 10:	Entscheidung über die Bildqualität mit Mausklick auf die Schaltflächen rechts. Exposition der PSA oben (64 kV/16 mA), unten (84 kV/13 mA) - (Herstellerprogramm P1)	32
Abb. 11:	Präferenz für Monitorhälften und Darstellung aller 1369 Einzelentscheidungen je Untersucher. (Summe oben: Indexwert 1 – PSA oben besser, Summe gleich: Indexwert 2 – PSA oben und unten gleich, Summe unten: Indexwert 3 – PSA unten besser)	38
Abb. 12:	Ergebnisse für Herstellerprogramm P1. Ein Mittelwert von 2,0 entspricht dem Durchschnitt aller Aufnahmen (Skalierung des Index 1,00 {Maximum} bis 3,00 {Minimum})	39
Abb. 13:	Ergebnisse für Herstellerprogramm P1. – Boxplot	39
Abb. 14:	Ergebnisse für Herstellersoftware P1 (schwarz) und experimentelle Software (60 kV – 70 kV – 80 kV – 90 kV) Balkendiagramm	41
Abb. 15:	Ergebnisse für Herstellersoftware P1 und experimentelle Software (60 kV – 70 kV – 80 kV – 90 kV) – Boxplot	42
Abb. 16:	Oben Artefakte bedingt durch hohe Exposition (90 kV/11 mA - sog. <i>tinted areas</i>). Unten Artefakte durch inkonstante Röhrensteuerung (90 kV/3 mA).	43
Abb. 17:	Ergebnisse für Herstellersoftware P1 (schwarz) und experimentelle Software (60 kV – 70 kV – 80 kV – 90 kV) ohne Einbeziehung der Belichtungswerte 3 und 4 mA - Balkendiagramm	45

Abb. 18:	Ergebnisse für Herstellersoftware P1 und experimentelle Software (60 kV – 70 kV – 80 kV – 90 kV) ohne Einbeziehung der Belichtungswerte 3 und 4 mA - Boxplot.....	46
Abb. 19:	Übersicht subjektive Bildqualität der 5 MTRA, Ergebnisse für Herstellerprogramm P1 (schwarz) und experimentelle Software (60 kV – 70 kV – 80 kV – 90 kV) - Balkendiagramm	48
Abb. 20:	Übersicht subjektive Bildqualität der 5 MTRA, Ergebnisse für Herstellerprogramm P1 (schwarz) und experimentelle Software (60 kV - 70 kV - 80 kV - 90 kV) – Boxplot	49
Abb. 21:	Intentionelle Unterexposition Herstellersoftware.....	52
Abb. 22:	Screenshot 64 kV (oben)/62 kV (unten)	53
Abb. 23:	Intentionelle Unterexposition experimenteller Software.....	54
Abb. 24:	Strahlenaufhärtung.....	55

Tabellen

Tab. 1:	Übersicht digitaler Panoramaröntgengeräte [11; 14; 18; 20-26].....	3
Tab. 2:	Überblick über Angaben zur Farbtiefe	13
Tab. 3:	Orthophos DS Originalprogramm P1	26
Tab. 4:	Experimentelle Expositionswerte	26
Tab. 5:	Anzahl und mediane Altersverteilung der Untersucher.....	33
Tab. 6:	Zusammenfassung aller relevanten Expositionswerte	50
Tab. 7:	Intentionelle Unterexposition Herstellersoftware.....	52
Tab. 8:	Intentionelle Unterexposition experimenteller Software.....	53
Tab. 9:	Strahlenaufhärtung	55
Tab. 10:	Intentionelle Unterexposition zweier Bildpaare - Herstellersoftware.....	56
Tab. 11:	Intentionelle Unterexposition zweier Bildpaare – Experimentelle Software.....	57
Tab. 12:	Strahlenaufhärtung bei zwei Bildpaaren.....	57

Abkürzungsverzeichnis

ACR	American College of Radiology
Bit	Binary digit
CCD	Charged-Coupled-Device
CGI	Common Gateway Interface
DAC	Digital-Analog-Converter
DCT	Diskrete Cosinus-Transformation
DICOM	Digital Imaging and Communications
DPI	Dots per inch (Bildpunkte pro 2,54 cm)
FTP	File Transfer Protocol
GAMMA	Numerischer Parameter (Exponent), der die Nichtlinearität bei der Reproduktion von Helligkeitswerten beschreibt.
GIF	Graphics Interchange Format
HTML	Hypertext Markup Language
Hz	Hertz
IFD	Image File Directories
JPEG	Joint Photographic Experts Group
KB	Kilobyte
Lp/mm	Linienpaare pro Millimeter
LZW	Lempel-Ziv Welch - compression algorithm
MB	Megabyte
MESFET	Metal Semiconductor Field Effect Transistor
MHz	Megahertz
NEMA	National Electronic Manufacturers Association
PACS	Picture Archiving and Communication System
PC	Personal Computer

PERL	Partical Extraction and Report Language
PNG	Portable Network Graphic-Format
PSA	Panoramaschichtaufnahme
RGB	Red, Green, Blue
RVG	Radiovisiographie
SGML	Standard Generalized Markup Language
Sv	Sievert
TIFF	Tag Image File Format
WWW	World Wide Web
YCMB	Yellow, Cyan, Magenta, Black

Widmung

Meinem Bruder Seyed Mahdi

1 Einleitung

Die Panoramaschichtaufnahme (PSA) ist heute das Standardverfahren in der dentalen Radiographie, wobei in Deutschland der Begriff Orthopantomogramm (abgekürzt OPTG oder OPMG) synonym gebraucht wird [1]. Als Screeningaufnahme bietet sie eine hohe Anzahl an pathologischen Zufallsbefunden bei unauffälliger klinischer Symptomatik, während sie als gezielt eingesetzte Ergänzungsaufnahme eine hervorragende Übersicht über den dentomaxillofazialen Komplex erlaubt [2]. Nahezu zeitgleich mit der Einführung digitaler Verfahren in der Bildentstehung und -verarbeitung der allgemeinen Projektionsradiographie wurden diese Techniken auch für die oralmedizinische Röntgendiagnostik adaptiert. Dabei ist im wesentlichen zwischen der indirekten Technik, bei der Speicherfolien mit einem Scanner ausgelesen, und der direkten Technik, bei der Sensoren zur Bildaufzeichnung verwendet werden, zu unterscheiden. Digitale Panoramaschichtaufnahmen können seit wenigen Jahren mit beiden Verfahren erzeugt werden [3].

Das wissenschaftliche Interesse an digitalen PSA wurde zunächst vom Vergleich der Expositionswerte und der Bildqualität in Relation zu konventionellen Aufnahmen bestimmt [4-6]. Die den digitalen Verfahren immanente digitale Bildverarbeitung bietet jedoch so weitreichende Möglichkeiten, dass mit zunehmender Erfahrung nun das Verhältnis von erreichbarer Bildqualität und dazu notwendiger Exposition in den Vordergrund zu treten beginnt [7]. So ist die Gradationsautomatik des hier verwendeten PSA-Gerätes auf Grund der Sensordynamik in der Lage, auch bei weit abweichenden Expositionswerten theoretisch verwendbare Aufnahmen zu produzieren.

In der vorliegenden Arbeit soll mit einem Evaluationsprogramm geklärt werden, in welcher Relation die subjektive Bildqualität nach dem Sensorprinzip hergestellter digitaler PSA (Orthophos DS) zur Exposition steht. Mit dem Einsatz zusätzlicher, experimenteller Expositionswerte wird weiterhin untersucht, ob eine intentionelle Unterexposition oder eine Aufhärtung der Strahlenqualität zu Verteilungsunterschieden innerhalb der Bildqualität führen. Dazu werden die als kV-mA-Produkt klassifizierten Expositionswerte einer konventionellen (Herstellerprogramm P1 60 kV/09 mA bis 84 kV/13 mA) und einer experimentellen Software (60 kV/3 mA bis 90 kV/11 mA) zur Herstellung digitaler PSA verglichen.

2 Literaturübersicht¹

2.1 Entwicklung digitaler Detektionssysteme

Die digitale Radiologie ermöglicht den Ersatz der konventionellen Entwicklungsverfahren, erlaubt laut Aussagen der Literatur eine Strahlenreduktion und bietet die Möglichkeit der Bildverarbeitung. Einen Überblick über die in den letzten zwei Jahrzehnten entwickelten digitalen Panoramaröntgensysteme gibt Tabelle 1. Bei den volldigitalen Röntgensystemen sind Röntgenfilme und chemische Filmverarbeitung entweder durch einen speziellen Röntgensensor (CCD Sensor – charged–coupled–device) oder eine Speicherfolie (Speicherleuchtstofffolien) ersetzt. Das Röntgenbild kann direkt (Sensor) oder indirekt (Speicherfolie) über ein Lesegerät auf einen PC übertragen und über einen Monitor betrachtet und bearbeitet werden.

Nachdem es 1987 mit dem Radiovisiographiesystem (RVG) erstmals möglich war, enorale Zahnaufnahmen digital zu erstellen [8; 9], wurden ab etwa 1990 Empfängersysteme für die digitale Anfertigung von Panoramaaufnahmen vorgestellt [3; 10].

Das Abbildungsprinzip der digitalen Panoramaschichtaufnahmen blieb dabei unverändert und beruht auf einem komplexen Tomographieverfahren. Hierbei wird ein Röntgenbild einer gekrümmten, der Zahnbogenform entsprechenden Schicht auf einem bewegten Abbildungsmedium unter Verwendung eines schmalen Strahlenbündels erzeugt. Das Empfangssystem und der Röntgenstrahler rotieren auf einer festgelegten Bahn um den Kopf des Patienten, während das Empfangssystem synchron in einer Translationsbewegung mit entsprechender Geschwindigkeit so angesteuert wird, dass die Geschwindigkeit den Objektschatten der in der zentralen Schicht platzierten Objekte angeglichen ist [11]. Diese werden dadurch mit minimaler Verzerrung abgebildet, während für außerhalb der Schichtmitte lokalisierte Objekte aufnahmetypische Verzerrungseffekte auftreten [12-16].

¹ Mit den Techniken der digitalen Bildentstehung, -verarbeitung und -kommunikation vertraute Leserinnen und Leser können diesen Abschnitt überschlagen und die Lektüre bei Abschnitt 2.5 (Seite 22) fortsetzen.

Die ersten Versuche zur digitalen Panoramaschichtaufnahme erfolgten mit konventionellen Geräten durch Kashima et al. im Kanagawa Dental College in Japan [13].

Hierbei wurden konventionelle Filmkassetten mit Speicherfolien aus der digitalen Lumineszenzradiographie bestückt [17].

Aus patentrechtlichen und wirtschaftlichen Gründen konnte dieses Aufnahmeverfahren jedoch lange Zeit nicht in der Zahnheilkunde angewendet werden. Erste kommerzielle Geräte wurden erst ab 1995/96 in den Markt eingeführt.

Als Alternative zur Speicherfolie kann ein Array aus Sensorchips als Bildempfänger eines digitalen Panoramagerätes verwendet werden. Den ersten Prototypen eines digitalen Panoramaschichtgerätes, das mit einem derartigen Sensor ausgestattet war, wurde 1991 von Mc David et al. [18] beschrieben. Aufgrund der konstruktiven Besonderheiten dieser Systeme wurden erste serienreife Systeme ebenfalls erst 1995/1996 produziert [19].

Tab. 1: Übersicht digitaler Panoramaröntgengeräte [11; 14; 18; 20-26]

Letzte Systeme	Erste Einführung	Hersteller	Ort
FCR-Speicherfolie	1983	Fuji Photo Co.	Tokyo, Japan
Kashima Prototyp	1985	Kanagawa Dental College	Kanagawa, Japan
McDavid/Dove Prototyp	1992	UTHSCSA	San Antonio, Texas, USA
Arai Prototyp	1992	Nihon University School of Dentistry	Tokyo, Japan
Orthophos Digital	1995	Siemens / Sirona AG	Bensheim, Deutschland
DigiPan	1996	Trophy Radiology	Vincennes, Frankreich
DXIS	1996	Signet	St. Maur des Fossés, Frankreich
Digital Panoramic	1996	Planmeca	Helsinki, Finnland
Digital AZ3000	1996	Ashai Radiology	Kyoto, Japan

2.1.1 PSA-Systeme mit Speicherfolie

Die Technik der Speicherfolie findet bereits seit längerer Zeit in der medizinischen Röntgendiagnostik Anwendung. Sie besitzt im Vergleich zu Filmen oder Sensoren die größte Dynamik [1]. Statt Röntgenfilmen werden bei dieser Form der Radiographie Speicherfolien exponiert [27].

Die Speicherfolien stehen in allen gängigen Bildformaten zur Verfügung, unter anderem im Format 15 x 30 cm, das für Panoramaschichtaufnahmen verwendet wird. In der Handhabung am Patienten bestehen kaum Unterschiede zwischen dem Einsatz von Speicherfolien und dem konventionellen Röntgenfilm [19]. Bei der Speicherfolie handelt es sich um eine Halbleiterfolie, die aus einer Phosphorschicht sowie Barium-Fluor-Halogenid, dotiert mit Europium, besteht. Die Elektronen im Kristallverband einer Speicherfolie werden unter der Einwirkung der Röntgenstrahlen unterschiedlicher Quanten auf ein höheres Energieniveau angehoben. Anzahl und Verteilung dieser Elektronen entsprechen der Intensität der einfallenden Röntgenstrahlung. Mit Speicherfolien wird bei der Röntgenaufnahme zunächst ein latentes (analoges) Bild registriert [28]. Das auf der Halbleiterfolie entstandene Relief unterschiedlicher Ladungszustände kann bis zu 24 Stunden ohne Verlust der Bildinformation gespeichert werden [3]. Jedoch können Beschädigungen oder Verunreinigungen Artefakte in den Bildern hervorrufen [19].

Die Digitalisierung erfolgt erst durch den Abtastungsvorgang im Scanner. Entsprechend ausgestattete Scanner ermöglichen die Verarbeitung aller gängigen Bildformate in einem einzigen Gerät. Der Scanvorgang verursacht eine Zeitverzögerung zwischen der Röntgenaufnahme und der Verfügbarkeit des digitalen Bildes.

Während des Auslesevorgangs kehren Elektronen unter Lichtaussendung (emittiertes Licht) von ihren Haftstellen (traps) wieder in den Grundzustand zurück [3; 28]. Ein Photomultiplier registriert die lokale Lichtausbeute über zwei Stufen. In einem Vorleseprozess, der dem Einlesen der gesamten Bildinformation vorausgeht, wird mit einer verringerten Laserleistung, vergrößertem Focus und kleinerer Matrix gearbeitet. Das endgültige Ergebnis wird durch den dabei unvermeidlichen Informationsverlust nur geringfügig beeinträchtigt. Mit dem Ergebnis der so gewonnenen Daten kann ein Grauerthistogramm erstellt werden, mit dessen Hilfe die Lage der Expositionsdosis und der Umfang der relevanten Bildinformationen für den Hauptlesevorgang bestimmt werden. Nach Umwandlung der analogen Signale in digitale Werte (Analog/Digital Wandler) wird jedem Punkt des Bildes ein Intensitätswert zugeordnet [28]. So kann sich der Rechner in einem Autoranging-Prozess auf den vollen Schwärzungsbereich einstellen.

Bei der Speicherfolie ist die Pixelgröße und damit die örtliche Auflösung ebenfalls vom Eingangsformat abhängig. Einem Format von 18 x 24 cm (Matrix 1770 x 2370)

entspricht eine Pixelgröße von 0,1 mm und eine Grenzfrequenz von 5,0 Lp/mm [27]. Der Dynamikbereich beträgt 1:40.000, die Quanteneffizienz 25% (70 kV, 0 Lp/mm). Dies bedeutet, dass im Vergleich zu Film/Folienaufnahmen für Speicherfolienaufnahmen ein größerer Dynamikbereich, eine hohe Kontrastverstärkung, aber eine eingeschränkte örtliche Auflösung charakteristisch ist. Eine optimale digitale Bildverarbeitung hat einen wesentlichen Anteil an der hohen Bildqualität der Speicherfolienaufnahmen.

Eine abschließende homogene Lichteinstrahlung löscht die verbleibenden Bildinformationen, womit die Speicherfolie für die nächste Aufnahme regeneriert ist [27]. Wegen dieser räumlichen und zeitlichen Trennung von Röntgenaufnahme und Auslesen des digitalen Bildes bezeichnen einige Autoren dieses Aufnahmeverfahren als indirekte digitale Aufnahmetechnik [19].

2.1.2 PSA-Systeme mit Halbleitersensoren

Wird statt des Films oder der Speicherfolie ein zweidimensional auflösender Zeilensensor verwendet, so steht die gewählte Projektion nach Sekunden abgespeichert auf der Arbeitsfläche eines Monitors zur Verfügung und kann unmittelbar weiterverarbeitet werden.

Bei digitalen Panoramaschichtaufnahmen dienen Zeilensensoren, ggf. in Kombination mit einem Szintillator, als Bildempfänger. Der Sensor befindet sich hinter der Sekundärblende des Gerätes. Bei der Aufnahme wird dieser in einem Takt, der mit der Bewegung der Röntgenröhre um den Kopf des Patienten synchronisiert ist, ausgelesen. Dabei werden die Signale von mehreren aktiven Pixelspalten aufgenommen und verarbeitet [11; 19]. Bedingt durch das Prinzip der Verwischungstomographie ist die Ortsauflösung bei Panoramaschichtaufnahmen grundsätzlich geringer als bei Zahnfilmaufnahmen. Die Aufnahmen werden deshalb mit einer effektiven Pixelgröße von ca. 100 µm angeboten, auch wenn die physikalische Pixelgröße der Halbleitersensoren häufig wesentlich geringer ist (Pixelbinning). Nach heutigem Stand der Technik hat eine typische digitale Panoramaschichtaufnahme, die mit einem Zeilensensor angefertigt wurde, z.B. ein Bildformat von 26,5 x 12,9 cm mit einer Pixelmatrix von 2550 x 1244 und einer Palette von 256 Graustufen [6; 29].

Digitale Panoramaschichtgeräte mit Zeilensensor entsprechen bis auf den Bildempfänger in meist allen Funktionen den konventionellen Geräten.

Die Röntgenfilmkassette ist durch einen Sensor (CCD-Szintillator-Kombination) ersetzt. Da eine genaue Abstimmung zwischen der Mechanik des Gerätes und der Datenakquisition mit dem Sensor erforderlich ist, können konventionelle Geräte leichter mit Speicherfolien als mit Zeilensensoren nachgerüstet werden [19].

Bei den Detektoren mit indirekter Wandlung (Szintillator) wird auf einer Glasunterlage eine Schicht von amorphem Silizium aufgebracht, die ähnlich den CCD-Sensoren als Matrix von Silizium-Photodioden strukturiert ist (Abbildung 1).

Ein Schalttransistor, der über eine Ausleseleitung angesteuert werden kann, ist mit jedem Element verbunden. Über den Siliziumelementen liegt eine Szintillatorschicht, die Caesiumjodid enthält. In dieser Schicht erfolgt die Umwandlung von Röntgen- in sichtbare Lichtquanten. Die radelförmige Struktur der Caesiumjodidkristalle fokussiert die Lichtquanten auf die Detektorelemente. Bei entsprechender Ansteuerung wird die Ladung der einzelnen Photodioden ausgelesen und einem Analog/Digital-Wandler zugeführt [27; 30; 31].

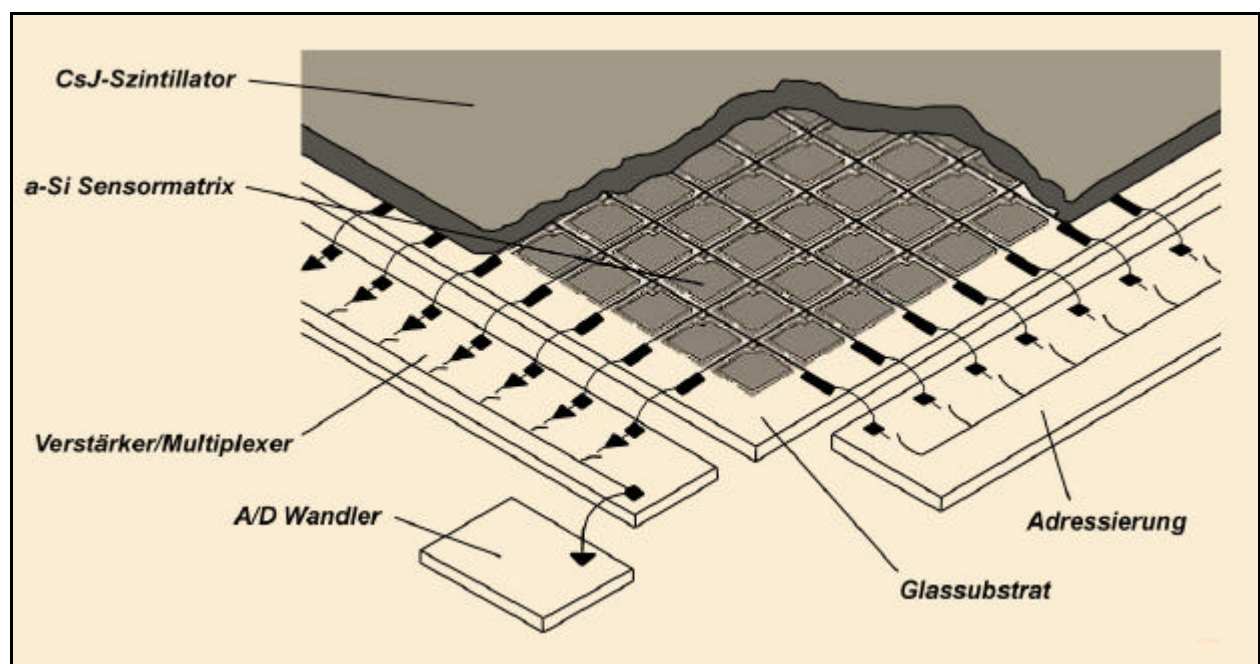


Abb. 1: Detektor mit indirekter Wandlung (Szintillator) [27]

Die Empfindlichkeit dieser Detektoren ist jedoch bisher nur vergleichbar mit der von fotografischen Filmen. Aktuelle Entwicklungen erlauben durch systematische und computergestützte Simulationsrechnungen, einen neuartigen CCD-Bildsensor zu verwenden, der aufgrund seiner hohen Empfindlichkeit eine Reduzierung der Röntgendosis um etwa den Faktor 20 ermöglichen wird. Der CCD-Chip ist in

Galliumarsenid-(GaAs)-Technologie realisiert. Dieses Halbleitermaterial bietet gegenüber dem bisher für CCDs fast ausschließlich genutzten Silizium wesentliche Vorteile in bezug auf die Sensoreigenschaften. Die bisher notwendige Szintillationsschicht ist dabei nicht mehr erforderlich, da die Konversion der Röntgenquanten in Elektron-Loch-Paare direkt im Halbleitermaterial stattfindet. Hierdurch kann neben der deutlich gesteigerten Empfindlichkeit des Sensors eine verbesserte Auflösung der Röntgenaufnahmen erzielt werden. Der CCD-Sensor besitzt einen integrierten mikroelektronischen Signalverstärker auf GaAs-MESFET-Basis (Metal Semiconductor Field Effect Transistor), der es erlauben wird, den Sensor über einen gewöhnlichen PC anzusteuern und auszulesen. Die Diagnose ist damit sofort nach der Belichtung des zu untersuchenden Objektes möglich [32].

Bekannte Systeme, die die CCD-Technologie zur Bildakquisition benutzen, werden unter anderem von den Herstellern Trophy und Sirona produziert. In ihren Funktionen bestehen grundsätzlich nur geringe Unterschiede zu den konventionellen Geräten, die mit Film-Folien-Kombination arbeiten oder mit Speicherfolien bestückt werden können [19].

2.1.2.1 Das Trophy DigiPan System

Die Firma Trophy (Trophy Radiologie, Vincennes, Frankreich) bietet das DigiPan Sensorsystem an, das statt der Standard Filmkassette für den Orthopantomograph OP 100 (Instrumentarium Imaging, Tuusula, Finland) eingesetzt wird [3]. Der Orthopantomograph OP 100 ist ein softwaregesteuertes, digitales Panoramaschichtgerät, das mit variablen Belichtungsstufen zwischen den Stromstärken 2 und 16 mA und einer variablen Stromspannung zwischen 57 und 85 kV arbeitet. Die Belichtungszeit beträgt für Standard-Panoramaprojektionen 17,6 Sekunden.

Die DigiPan-CCD Matrix hat eine physikalische Pixelgröße von $104 \times 104 \mu\text{m}^2$ und einen sensitiven Belichtungsbereich von $129,4 \times 6,6 \text{ mm}^2$. Die unkomprimierte Bildmatrix hat eine Auflösung von 2550×1244 Bildpunkten. Der zum Einsatz kommende Szintillator ist hierbei separat von der Sensoreinrichtung über ein lichtoptisches Fiberglaskabel verbunden. Die Bildregistrierung erfolgt in 10 Bit, dessen Speicherung im PC jedoch in 8 Bit unkomprimiertem TIFF-Bildformat [10; 33].

2.1.2.2 Das Sirona Orthophos DS

Die digitale Version des Orthophos, die sich gegenüber der konventionellen Variante nur durch die Veränderung der Gerätesteuerung und die Abstimmung der Primärblende unterscheidet, arbeitet mit einem CCD-Sensor zur direkten Registrierung der Röntgenquanten mit einer effektiven Fläche von $138,6 \times 5,9 \text{ mm}^2$ und einer physikalischen Pixelgröße von $45 \times 45 \text{ }\mu\text{m}^2$ [2; 24; 34-37]. Die Schnittführungen der verschiedenen Aufnahmeprogramme verlaufen sowohl bei konventionellen als auch bei der digitalen Orthophos-Variante exakt gleich. Um die Datenmenge und die Verarbeitungszeit herabzusetzen, werden jeweils 2×2 physikalische Pixel zu einem größeren Pixel zusammengefasst, was zu einer mathematischen Pixelgröße von $90 \times 90 \text{ }\mu\text{m}^2$ führt. Hieraus ergibt sich eine theoretische optische Auflösung von 5,5 Linienpaaren pro mm (Lp/mm) und eine Abbildungsgröße von 3000×1536 Pixel (Programm P1) [38]. Der Bildempfänger des Siemens Orthophos DS soll nach den Angaben des Herstellers der Empfindlichkeit eines 300er Systems entsprechen [2; 10]. Das primäre Signal ist in einer Speichertiefe von 12 Bit codiert (4096 Graustufen). Werkseingestellt sind die Belichtungsprogramme in einem Index von 60 kV/9 mA bis 84 kV/13 mA mit einem Belichtungszeitraum von 14,1s in Standard-Panoramaprojektion.

Es erfolgt eine Vorverarbeitung der aufgenommenen Röntgenbilder auf Basis der Grauwertverteilung (Gradationsautomatik) mit einer Reduktion auf 8 Bit (256 Graustufen). Diese automatische Vorverarbeitung sorgt, anhand der Analyse des Grauwertistogramms, für eine automatische Belichtungskorrektur [6]. Die weitere Datenverarbeitung erfolgt auf einem herkömmlichen PC unter Verwendung der Herstellersoftware [38]. Hierbei stehen dem Anwender übliche Bildnachbearbeitungsmöglichkeiten, wie automatische oder interaktive Anpassung von Kontrast und Helligkeit, Invertierung der Grauwerte, Fehlfarbendarstellung, Kantenanhebung und Rauschminderung, zur Verfügung [19].

2.2 Charakteristik digitaler Detektionssysteme

2.2.1 Belichtungsspielraum und Empfindlichkeit

Speicherfolien besitzen einen größeren Belichtungsspielraum und eine höhere Empfindlichkeit als Sensoren auf Halbleiterbasis. Wenn man das Signal des Bildempfängers als Funktion der Bildempfängerdosis in doppelt-logarithmischer Darstellung aufträgt, erhält man die charakteristische Kurve (Kennlinie) des Systems. Für Röntgenfilme bzw. Film-Folien-Kombinationen ergibt sich eine typische, S-förmige Kurve. Die digitalen Systeme zeigen dagegen im wesentlichen lineare Kennlinien (Abbildung 2).

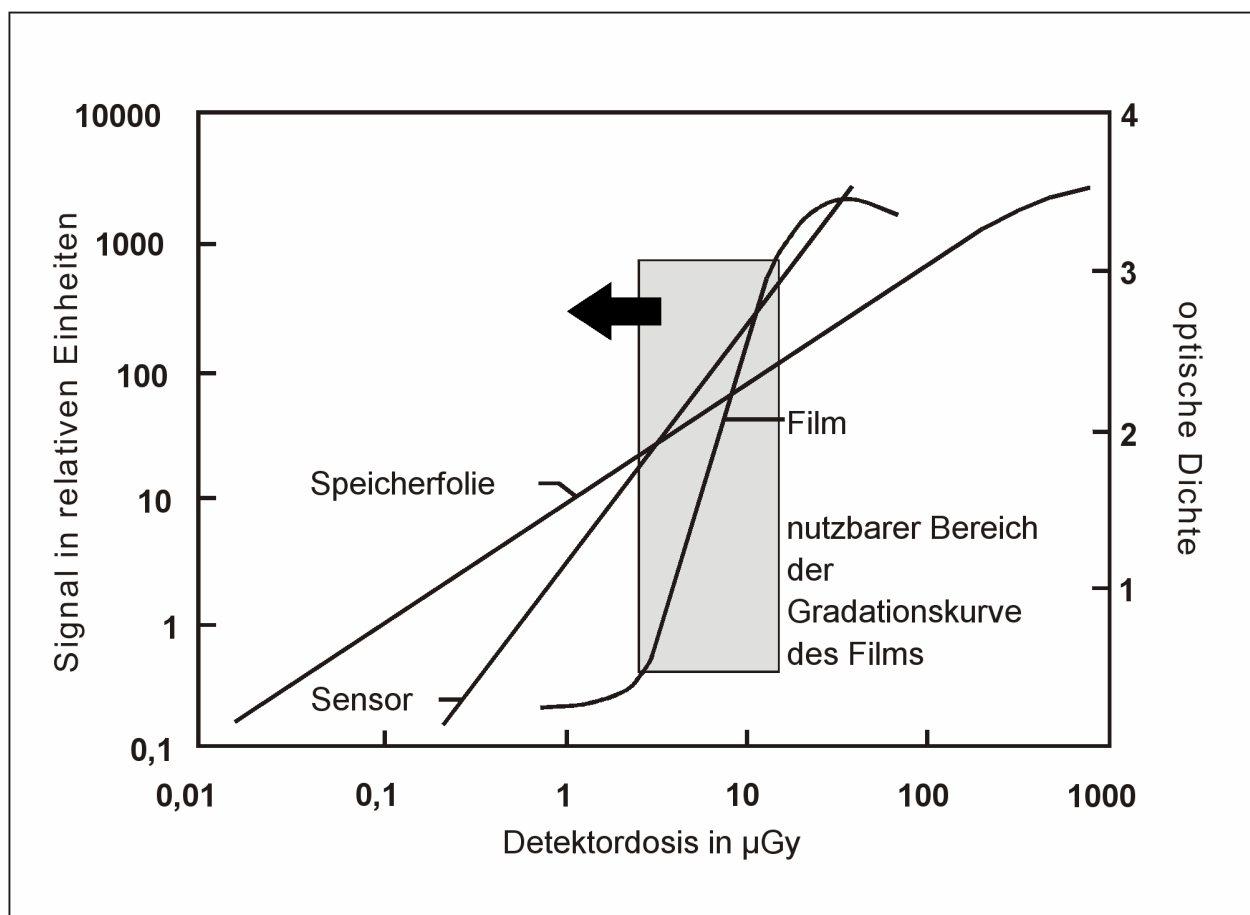


Abb. 2: Charakteristische Kurven von konventionellen und digitalen Aufnahmesystemen nach Pasler [19]

Für die Bildgebung ist nur der lineare Kurventeil der Gradationskurve nutzbar. Der Belichtungsspielraum digitaler Bildempfängersysteme ist damit wesentlich größer als bei Filmen. Das Signal des Bildempfängers wird durch einen systeminternen

Bearbeitungsprozess auf die verfügbare Graustufenpalette abgebildet (Gradationsautomatik).

Die Dynamik, d.h. das Verhältnis von größter und kleinster Strahlungsdosis, die zur Bildgebung sinnvoll genutzt werden kann, umfasst bei konventionellen Röntgenfilmen etwa eine Dekade. Bei Sensoren auf Halbleiterbasis sind es zwei bis drei Dekaden, bei Speicherfolien ca. vier Dekaden. Die digitalen Bildempfangssysteme bieten dadurch einen wesentlich größeren Spielraum als konventionelle Röntgenfilme. Je niedriger die Bildempfängerdosis ist, mit der ein verwertbares Bild erzeugt werden kann, umso empfindlicher ist das bildgebende System. Speicherfolien sind etwas empfindlicher als Sensoren auf Halbleiterbasis, diese wiederum sind deutlich empfindlicher als Film-Folien-Systeme oder Röntgenfilme [19].

2.2.2 Automatische Grauwertanpassung

Sowohl Sensoren als auch die Speicherfolien liefern für jeden Bildpunkt zunächst analoge Intensitätspegel. Das erhaltene Signal muss digitalisiert und auf die Palette von 256 Graustufen abgebildet werden, die für die Präsentation der digitalen Bilder zur Verfügung stehen. Dazu werden die Intensitätssignale zunächst intern mit einer Speichertiefe von 10 oder 12 Bit (entsprechend 1024 bzw. 4096 Graustufen) digitalisiert. Diese große interne Grauwertpalette repräsentiert den gesamten linearen Bereich der charakteristischen Kennlinie des bildgebenden Systems.

Die Intensitätssignale eines Bildes umfassen in der Regel nur einen kleinen Bereich der charakteristischen Kurve; sie sind um die mittlere Bildempfängerdosis konzentriert. Die Software des digitalen Bildempfangssystems ermittelt diesen Zentralwert und die Bandbreite des Bildsignals. Dann richtet sie ein entsprechendes Fenster ein, das schließlich auf die am Monitor verfügbare Palette von 256 Graustufen abgebildet wird (sog. Fensterung). Die automatische Gradationsanpassung erfolgt intern im System und kann nicht vom Anwender beeinflusst werden. Sie gewährleistet eine gleichmäßige Bildqualität, die in weiten Bereichen unabhängig von der Dosis ist [19].

2.2.3 Dosisreduktion

Die hohe Empfindlichkeit digitaler Bildempfänger kann genutzt werden, um die Strahlenexposition des Patienten deutlich zu verringern. Bei intraoralen Aufnahmen geschieht dies durch Verkürzung der Belichtungen. Sofern mit Sensoren im Format

2 x 3 cm gearbeitet wird, ist bei Bissflügel- oder Zahnfilmstaten jedoch eine größere Anzahl von Aufnahmen als bei konventioneller Vorgehensweise erforderlich. Weiterhin ist zu berücksichtigen, dass bei Verwendung kleinformatiger Sensoren eine Dosisreduktion durch Einblendung des Nutzstrahlenfeldes erzielt werden kann. Ein aussagekräftiger Vergleich der Strahlenexposition bei Verwendung unterschiedlicher Bildempfänger muss daher immer alle Faktoren berücksichtigen.

Konventionelle Panoramaschichtaufnahmen werden mit Film-Folien-Systemen aufgenommen, die empfindlicher sind als intraorale Zahnfilme. Dennoch kann auch bei Panoramaschichtaufnahmen mit digitalen Bildempfängersystemen eine Dosisreduktion erreicht werden. Dies geschieht, da die Umlaufzeit vorgegeben ist, primär über eine Reduktion der mA-Werte. Ebenfalls ist eine Dosisreduktion durch eine Aufhärtung der Strahlung (kV-Erhöhung) bei gleichbleibender Stromstärke möglich [39].

Wegen des beschriebenen großen Belichtungsspielraums erhält man mit digitalen Bildempfängersystemen auch bei stark überhöhten Expositionswerten im klinischen Einsatz noch qualitativ vertretbare Aufnahmen. Durch die automatische Gradationsanpassung in den digitalen Systemen lassen die resultierenden Bilder nicht ohne weiteres erkennen, ob sie mit adäquater Dosis aufgenommen wurden. Anzeichen für eine zu hohe Dosis (Abbildung 16), d.h. eine Überexposition des digitalen Bildempfängers, sind einheitlich schwarze Flächen, wo Abstufungen oder ein gewisses Bildrauschen zu erwarten sind (Schwarzausdehnung) [10]. Eine Unterexposition führt dagegen zu kontrastarmen Aufnahmen mit erhöhtem Bildrauschen.

2.3 Das digitale Bild

2.3.1 Definition

Ein digitales Bild ist aus einer bestimmten Anzahl von Bildpunkten aufgebaut. Die Bildwiedergabe erfolgt auf einer als Matrix (Raster) bezeichneten Fläche. Eine Matrix besteht aus horizontal angeordneten Zeilen und vertikal angeordneten Spalten. Es ergibt sich ein schachbrettartiges Muster aus Quadraten, die Bildpunkte (Pixel–Picture Element) genannt werden. Ein Pixel stellt den kleinsten Bestandteil eines Bildes dar. Die Anzahl der maximal darstellbaren Bildpunkte eines Bildes bezeichnet man als adressierbare Auflösung [3].

Je höher die Auflösung eines Bildes ist, desto kleiner sind bei gleicher Ausgabegröße die Bildpunkte, und desto feiner können Einzelheiten im Bild wiedergegeben werden. Hierbei ist sicherzustellen, dass die Größe der einzelnen Pixel nicht zu einer Beeinträchtigung bei der Betrachtung des digitalen Bildes am Monitor führt. Normalsichtige Personen können mit dem bloßen Auge Strukturen bis ca. 0,1 mm Größe erkennen [40]. Daraus lässt sich ableiten, dass die Pixelgröße – eine Darstellung im Verhältnis 1:1 vorausgesetzt – nicht mehr als maximal 100 x 100 µm betragen sollte [19].

Jedem Pixel wird ein digitaler Zahlenwert zugeordnet, kennzeichnend für die Position des Pixels auf dem Ausgabemedium, außerdem ein Helligkeitswert und ein Wert für seine Farbinformation. Mit diesen Werten erhält man eine vollständige Beschreibung eines Bildes.

Die digitalen Zahlenwerte werden einem Computer zugeführt, der sie in verschiedenen Rechenoperationen bearbeitet (Prozessor). Für die Datenverarbeitung wird der Begriff *digital* im Gegensatz zu *analog* verwendet. Analoge, d.h. kontinuierliche Informationen werden durch kontinuierliche Veränderungen der elektrischen Spannung übertragen. Zur Verarbeitung im Computer werden analoge Informationen über einen Analog-Digital-Konverter digitalisiert. Die Schwärzungswerte eines Röntgenfilmbildes, d.h. eines Analogbildes, können entsprechend in Zahlenwerte umgewandelt und so als digitales Bild ausgelesen werden. Umgekehrt müssen zur Bilddarstellung auf einem Röhrenmonitor die digitalen Zahlenwerte von einem Digital-Analog-Konverter (DAC) wieder in analoge Daten zurück übersetzt werden [3].

2.3.2 Farbtiefe (Bit Depth)

Die Farbtiefe gibt die Anzahl von verwendeten Bits (Binary digit) für jeden einzelnen Pixel in einem Bild an. 1 Bit kann nur 2 Zustände haben, ein- oder ausgeschaltet sein. Auf einen Farbzustand übertragen bedeutet dies schwarz oder weiß. In 8 Bit kann man $2^8 = 256$ verschiedene Zustände ausdrücken; auf Farben übertragen also 256 verschiedene Farben oder auch 256 Graustufen. Für qualitativ hochwertige Farbproduktionen sind mindestens 8 Bit pro Farbe erforderlich. Bezogen auf drei Farbkanäle (z.B. Rot/Grün/Blau) ergeben sich $3 \times 8 \text{ Bit} = 256 \times 256 \times 256 = 16,7$ Millionen Farben = 24 Bit Farbtiefe.

Da Röntgenbilder nur in Graustufen verarbeitet werden, kommen grundsätzlich 8 Bit (256 Graustufen) zur Darstellung auf einem Monitor bzw. häufig 12 Bit (4096 Graustufen) bei der Signalerfassung zum Einsatz. In der folgenden Tabelle wird eine Übersicht der verwendeten Farbtiefen dargestellt [2; 41].

Tab. 2: Überblick über Angaben zur Farbtiefe

Farbtiefe (Bit)	Darstellungsmodalität
1	nur Schwarz oder Weiß darstellbar
4	16 Farben oder Graustufen
8	16 x 16 = 256 Graustufen oder 256 darstellbare Farben (Standard bei farbreduzierten GIF-Bilddateien)
12	4096 Graustufen bei der Digitalisierung der Röntgenbilder mit anschließender Vorverarbeitung der aufgenommenen Röntgenbilder auf Basis des Grauwerthistogramms mit einer Reduktion auf 8 Bit
16	256 x 256 = 65536 darstellbare Farben (High Color)
24	256 x 256 x 256 = 16,7 Mio. darstellbare Farben. Diese Darstellung wird von den meisten Bildverarbeitungsprogrammen eingesetzt (True Color)
32	256 x 256 x 256 + 8 Bit Alpha Channel = 16,7 Mio. darstellbaren Farben und 256 Farben Alpha Channel für Video Compositing
36	ca. 1 Milliarde darstellbare Farben. Wird oft bei Scannern oder Digitalkameras als interne Farbtiefe angegeben.

2.3.3 Wege zum digitalen Bild

Digitale Röntgenbilder können auf verschiedene Weise gewonnen werden. Hierzu zählen die Umwandlung vorhandener analoger, konventioneller Röntgenaufnahmen, die mit Hilfe geeigneter Peripherie in digitale Röntgenbilder umgewandelt werden, und die Erfassung der Röntgenstrahlung durch den Einsatz digitaler Bildempfangssysteme, die bereits in Kapitel 2.1 vorgestellt wurden.

2.3.3.1 Digitalisierung konventioneller Röntgenaufnahmen

Die Überführung analoger, konventioneller Röntgenbilder in digitale Röntgenbilder kann heute durch die Verfahrensweisen der Videotechnik (Frame-Grabber), Röntgenbildscanner (Filmdigitizer) oder das Kodak-Photo-System erfolgen.

Ein Frame-Grabber ist ein automatisches Eingabegerät für Bildvorlagen. Bei dieser Technik handelt es sich um eine analoge Videokamera, mit der eine Bildvorlage programmgesteuert digitalisiert und in einem Bildspeicher abgelegt werden kann. Die Auflösung richtet sich nach der jeweiligen Fernsehnorm bzw. nach dem Auflösungsvermögen der Videokamera. Die Videotechnik wird derzeit auf Grund der

niedrigen Auflösung und der ungleichmäßigen Ausleuchtung der Vorlagen nur zurückhaltend eingesetzt.

Das Serviceangebot eines Photolabors zur Herstellung von Kodak-Photo-CD oder Medical-CD stellt eine Möglichkeit dar, wenn die Anzahl der zu konvertierenden Röntgenbilder begrenzt ist. Die zu erreichende Auflösung liegt bei ca. 6 Mio. Bildpunkten pro Bild, in einer Photo-CD-Pro-Variante werden sogar Digitalisierungen mit 25 Mio. Bildpunkten (Analogbildqualität) angeboten. Die Bilder werden in einem Multiresolution-Dateiformat (PCD-Format) abgespeichert und liegen in mehreren Auflösungsqualitäten vor [42].

Röntgenbildscanner (Filmdigitizer) sind Geräte zum Abtasten der Helligkeit und Farbe von Bildern. Scanner erstellen somit ein Abbild einer Vorlage. Hierbei können nach der Art der Abtastung Flachbettscanner (ausgestattet mit einem Durchlichtaufsatz) und Trommelscanner unterschieden sowie Geräten mit Zeilenkameras oder Flächensensoren differenziert werden. Scanner stehen heute bei der Digitalisierung auf Grund ihrer Vorteile, insbesondere des hohen Auflösungsvermögens und der hoher Ortsauflösung sowie einer gleichmäßigen Ausleuchtung im Vordergrund. Bei Röntgenbildern muss die optische Dichte berücksichtigt werden, die ein Scanner erfassen kann. Einfache Scanner arbeiten nur bis zu einer optischen Dichte von 2 zuverlässig. Hochwertige Röntgenbildscanner, mit einer Zulassung für medizinische Anwendungen erfassen eine optische Dichte von 3,5 und mehr, was bereits diagnoserelevant sein kann [19].

2.3.4 Bildformate und Kompressionstechniken

Für die Speicherung digitaler Bilder auf Speichermedien bestehen zahlreiche Dateiformate, mit denen festgelegt wird, in welcher Reihenfolge die einzelnen Pixel und ihre Farbwerte sowie zusätzliche Informationen in der Datei aufgeführt werden [43].

Allgemein ist die Datenstruktur der Bild-Dateiformate beschrieben durch:

- Den Image-Header mit Angaben zu Bildtyp und -größe
- Den Datenblock mit den Pixelinformationen

2.3.4.1 Das TIFF-Dateiformat

2.3.4.1.1 Hintergrund

Das Tag Image File Format (TIFF) ist eine Entwicklung der Firma Aldus Corporation. Dieses Format hat sich in den letzten Jahren zu einem der wichtigsten Bildformate für medizinische Anwendungen entwickelt. Dieses Bildformat wird üblicherweise von der Steuerungssoftware digitaler Röntgensysteme als Exportformat für digitale Röntgenaufnahmen verwendet, unter anderem vom Programm Sidexis (Sirona).

Das TIFF-Bildformat bietet eine Vielzahl von Speichermöglichkeiten und kann neben den eigentlichen Bilddaten auch definierte, zusätzliche Angaben ablegen, wie z.B. Patientendaten. TIFF ist in der Lage, Schwarz/Weiß, Grauwerte und Farbbilder bis zu 24 Bit RGB (Primärfarben Red, Green, Blue) bzw. bis zu 32 Bit YCMB (Druckfarben Yellow, Cyan, Magenta, Black) zu speichern. Die Bildgröße ist auf ca. 4 Milliarden Bildzeilen begrenzt. Es ist möglich, in einer TIFF-Datei mehrere Bilder zu speichern. Zur Datenkompression finden die Run-Length-Encoding-, LZW- (Lempel-Ziv Welch compression algorithm) oder Huffman-Kompressionsalgorithmen Verwendung [44]. Daneben ist es möglich, Bildmaterial ohne Kompression zu speichern.

2.3.4.1.2 Aufbau

Der Aufbau einer TIFF-Datei besteht aus drei Abschnitten:

- Header (8 Byte): Der Header enthält Informationen für die Speicherart einer TIFF-Datei. So kann hier bestimmt werden, ob diese Datei für Systeme mit Intel-Prozessoren (meist Windows Rechner) oder für Motorola-Prozessoren (meist Apple) genutzt wird, sowie die Versionsnummer und die Adresse des ersten Image File Directory (IFD).
- Ein Image File Directory (IFD) enthält Informationen über die Bildbreite, Bildhöhe, Komprimierungsart sowie die Anzahl vorhandener Bilder in einer Datei.
- Als letzte Komponente einer TIFF-Datei sind die eigentlichen Bilddaten enthalten.

2.3.4.2 Das JPEG-Dateiformat

2.3.4.2.1 Hintergrund

Das Joint Photographic Experts Group (JPEG) Kompressionsprotokoll wurde als ISO-Standard für die Kompression sowohl von Einzelbildern als auch von Videoaufnahmen

eingeführt [45; 46]. Dieses Verfahren ermöglicht die Kompression von Bildern in verschiedenen Stufen durch die Nutzung eines Bildkompressionsverfahrens, welches auf dem Kompressionsalgorithmus DCT (Diskrete Cosinus Transformation) in Verbindung mit der Huffman-Codierung basiert [47; 48].

Dieses Kompressionsverfahren wurde entwickelt, um Bilder mit einer Farbpalette von 16,7 Millionen Farbnuancen (24-Bit) im Internet einsetzen zu können, wobei die Dateigröße gegenüber anderen, unkomprimierten Bildformaten noch vertretbar ausfallen sollte. Das bis zu dieser Zeit verwendete Bildformat GIF, das verlustfrei komprimiert, wurde aufgrund der geringeren darstellbaren Farbenzahl, die auf 256 Farben (8-Bit) beschränkt ist, verdrängt.

Bei dem im JPEG-Format eingesetzten Bildkompressionsverfahren macht man sich die Unzulänglichkeiten des menschlichen Auges zunutze. Die Funktionsweise des JPEG-Kompressionsalgorithmus beruht auf einer Zusammenfassung farbähnlicher Areale. Wie einige andere Kompressionsverfahren arbeitet dieses Verfahren mit einem irreversiblen Qualitätsverlust, der jedoch bei geeigneter Einstellung auf einem Minimum gehalten werden kann [49]. Hierbei kann die Stärke der Kompression variiert werden, wodurch die Bildqualität mehr oder weniger verschlechtert wird. Je größer der Kompressionsgrad gewählt wird, desto schlechter fällt die Bildqualität nach der Speicherung aus.

Die Einstellungsmöglichkeiten, die zur Herstellung eines Bildes im JPEG-Format zur Verfügung stehen, sind die dpi-Dichte und der Kompressionsfaktor selbst. Die dpi-Dichte entspricht der Punktdichte (dots per inch: Bildpunkte pro 2,54 cm). Die Einstellung der Punktdichte kann bei der Darstellung der JPEG-Bilder auf einem Computermonitor mit Werten zwischen 72 und 100 dpi gewählt werden. Hiermit wird eingestellt, ob für eine Darstellung wenige grobe Punkte oder viele feine Punkte verwendet werden [42]. Mit der Einstellung des Kompressionsfaktors kann ein größerer Einfluss auf die Bildqualität genommen werden. Ein Kompressionsfaktor von 5 bis 10 ist für eine gute Bildqualität ein sinnvoller Wert. Erst bei sehr hohen Kompressionsfaktoren wird ein sich auf die Bildqualität auswirkender sichtbarer Unterschied wahrgenommen [49-51].

2.3.4.2.2 Die Kompressionstechnik

Der Ablauf der Bildkompression vollzieht sich beim JPEG-Kompressionsverfahren in Teilabschnitten:

1. Datenreduzierung - Das menschliche Auge ist nicht in der Lage, so viele Farbdetails zu unterscheiden wie Unterschiede in der Helligkeit. Deshalb werden die Farbinformationen durch Auslassen einzelner Punkte reduziert. Dieses Verfahren wird als Sampling bezeichnet. Die Reduzierung wird in horizontaler und vertikaler Richtung getrennt vorgenommen. Somit ist es möglich, unterschiedliche Reduzierungsgrade für die verschiedenen Richtungen einzustellen.
 - 1:1:1 Für jeden Helligkeitswert ist ein Wert für die Farbinformation gespeichert
 - 2:1:1 Für zwei Helligkeitswerte ist ein Wert für die Farbinformation gespeichert
 - 4:1:1 Für vier Helligkeitswerte ist ein Wert für die Farbinformation gespeichert
2. Diskrete Cosinus Transformation (DCT) - dieses Codierungsverfahren ist ein wesentlicher Schritt der JPEG-Kompression. Die DCT basiert auf der Fourier-Transformation, die beliebige Signale darstellt als Überlagerung von Sinuswellen verschiedener Frequenzen und Amplituden. Aus der örtlichen Verteilung von Pixelwerten in einem Bild wird nach der Fourier-Transformation eine Frequenz- und Amplitudenverteilung durchgeführt. Große, regelmäßige Flächen im Bild schlagen sich dabei in den niedrigen Frequenzanteilen nieder, feine Details in den hohen. Der überwiegende Anteil der visuellen Information eines Bildes mit kontinuierlich verteilten Werten liegt im Bereich niedriger Frequenzen. Eine Kompression findet statt, indem höherfrequente Anteile des Bildes geringer gewichtet und Amplituden gleich null gesetzt werden.
3. Quantisierung - die Quantisierung ist die eigentlich verlustbehaftete Methode. Aus dem linearen Verlauf der Werte wird eine stufenartige Anordnung gebildet. Der Quantisierungsfaktor ist wählbar und entscheidet über die zukünftige Dateigröße und über die Qualität des zurückgewonnenen Bildes.
4. Lauflängen-Codierung – die ermittelten Werte sind in einer Zick-Zack-Reihenfolge angeordnet und werden durch Lauflängen-Codierung zusammengefasst. In den oberen 4-Bit eines Wertes wird abgelegt, wie viele Koeffizienten mit dem Wert Null sich vor diesem Wert befinden. Die unteren 4-Bit repräsentieren den Wert.

Das Prinzip der Huffman-Codierung geht auf das Morsealphabet zurück. Dort werden den häufig vorkommenden Symbolen (in diesem Fall Buchstaben) kürzere Codes zugeordnet als den seltener vorkommenden. Der Code für ein e besteht nur aus einem einzigen Morsezeichen. Dagegen sind zur Übertragung eines selten vorkommenden y vier Morsezeichen nötig. Diese Methode wird als Entropie-Codierung bezeichnet. Entropie-Codierungen codieren nicht die zu übertragenden Daten, sondern die Symbole der Quelle. Entropie-Codierungen selbst arbeiten verlustfrei [44].

2.3.4.2.3 Einsatz in der Medizin

Digitale Panoramaröntgenbilder benötigen in etwa 4000 Kilobyte (4 Megabyte) an Speicherkapazität einer Festplatte. Diese Aufnahmen können zur Archivierung mittels Kompressionsverfahren, wie dem JPEG-Kompressionsalgorithmus, und zum Einsatz in Kommunikationssystemen reduziert werden. Das hilft sowohl Platz auf einem Datenträger zu sparen, als es auch eine Übertragung über die Kommunikationssysteme oft erst ermöglicht [52]. Studien haben gezeigt, dass die verlustbehafteten Kompressionsmethoden für verschiedene diagnostische Aufgaben in mehreren Einsatzgebieten erfolgreich angewendet werden können [53-55]. So wurde in der Studie von Janhom et al. verdeutlicht, dass JPEG-Kompression bei einer Kompressionsstufe von 1:27 keine bedeutsame Verschlechterung der diagnostischen Genauigkeit ergab. Ferner wurde durch den Einsatz dieser Kompressionsstufe die Wirkung des Bildrauschens reduziert [56].

Einige Untersuchungen konnten feststellen, dass diese Kompressionsmethode auch bei hohem Kompressionsfaktor keinen Einfluss auf die Diagnostik hat. So wurde gezeigt, dass eine Kompression von 1:25 die diagnostische Qualität, die benötigt wird, um die Länge von endodontischen Feilen auf dem Röntgenbild zu erkennen, nicht beeinflusst [57; 58].

2.4 Dentale Informatik

2.4.1 Datenhighway - Grundlagen

Medizin und Zahnmedizin sind heute ein wesentliches Anwendungsfeld für die durch die Begriffe *Datenhighway* und *Internet* charakterisierten neuen Möglichkeiten der Kommunikation [59; 60]. Das Internet ist ein weltumspannendes Netzwerk von Computersystemen und lokalen Netzwerken, die einen freien Datentransport zwischen einzelnen Computersystemen ermöglichen, die direkt an das Internet angeschlossen sind [61].

Seit etwa zehn Jahren werden Nutzungsmöglichkeiten des Internets für das Fachgebiet Radiologie entwickelt. McEnery [62] erläutert in seiner Publikation die Möglichkeiten, die für radiologische Anwendungen unter Berücksichtigung des Internets und der Teleradiologie zur Verfügung stehen. Aktuell in Gebrauch oder zur Diskussion stehen Fortbildungsangebote [63; 64] sowie Bilddatenbanken, wobei dem Datenschutz entsprechend Rechnung getragen werden muss [65-67].

2.4.2 World Wide Web

Das World Wide Web entstand Anfang 1990 und stellt neben anderen Diensten wie Email, Telnet und Gopher den jüngsten Anteil des Internets dar. Die Anfänge des Webs liegen am Genfer europäischen Hochenergiephysik-Forschungslabor CERN (Conseil Européen pour la Recherche Nucleaire), an dem der britische Informatiker *Tim Berners Lee* dieses System entwickelte [68]. Der große Vorteil des Web-Datensystems ist in der überschaubaren Struktur der Datenquelle zu sehen. Sie ermöglicht einem Internetbesucher, ausgewählte Daten zu betrachten, ohne diese wie in früheren Jahren im FTP-Dienst (File Transfer Protocol) mittels komplexer, ihm nicht bekannter Verzeichnisstrukturen suchen oder sich an Dateinamen orientieren zu müssen, ohne deren vermeintlichen Inhalt zu kennen. Das World Wide Web ist so aufgebaut, dass alle Informationen direkt auf dem Bildschirm dargestellt werden können. Der Zugang zum WWW erfolgt über sogenannte Web-Browser, wie Netscape Navigator oder Internet Explorer (Microsoft). Ein Web-Browser ist eine Clientsoftware, die von so genannten Web-Servern über das Internet elektronische Dokumente abrufen kann [69; 70].

2.4.3 HTML

Die Dokumente sind in einem betriebssystemunabhängigen Format abgelegt, welches als HTML (Hypertext Markup Language) bezeichnet wird [69]. Es handelt sich hierbei um eine Sprache, deren Weiterentwicklung heute als SGML (Standard Generalized Markup Language) definiert ist. SGML ist als ISO-Norm 8879 festgelegt [68].

Die HTML-Programmiersprache ist eine Script-Sprache. Sie ermöglicht logische Befehlsstrukturen mit multimedialen Elementen, die über das Netz von einem Rechner zum heimischen Rechner übermittelt werden. Zur Darstellung solcher Informationen enthält der HTML-Befehlssatz Möglichkeiten zur Darstellung verschiedener Texte, Listen, Tabellen oder seit einigen Jahren auch multimedialer Komponenten wie Grafiken, Video- und Audio-Sequenzen. Grundsätzlich können Webseiten in zwei Kategorien eingeteilt werden, solche mit statischem und solche mit dynamischem Inhalt. Statische Seiten sind als feste HTML-Dateien auf einem Server abgelegt und können nur manuell geändert werden. Webseiten mit dynamischem Inhalt erlauben eine Interaktion mit dem Benutzer, wobei auf dem Server jeweils eine angepasste Webseite automatisch erzeugt und übertragen wird [70]. Um solche Interaktionen realisieren zu können, bedient man sich der CGI-Schnittstelle.

2.4.4 CGI-Schnittstelle

Das Common Gateway Interface (CGI – allgemeine Vermittlungsrechner-Schnittstelle) ist eine Möglichkeit, Programme im WWW bereitzustellen, die von HTML-Dateien aus abgerufen werden können und die selbst HTML-Codes erzeugen und Informationen an einen WWW Browser senden können [68].

CGI-Anwendungen sind Programme, die auf einem Server (Mehrbenutzer-Verwaltungs-Rechner) im Internet liegen und bei Aufruf bestimmte Daten verarbeiten. Die Datenverarbeitung geschieht auf dem Server. CGI-Programme können auf einem Server Daten speichern, zum Beispiel wie oft auf eine WWW-Seite zugegriffen wurde, persönliche Daten eines Internetnutzers verwalten bis hin zur komplexen Verarbeitung von Daten innerhalb einer Datenbank [71; 72]. Somit können bei entsprechendem Aufruf eines CGI-Programms gespeicherte Daten ausgelesen und bearbeitet werden. CGI-Programme können ferner HTML-Codes (Programm-Scripte) generieren [70]. Dieser dynamisch erzeugte HTML-Code wird an den aufrufenden WWW-Browser eines Anwenders übertragen und kann dort individuelle Daten in HTML-Form anzeigen

(Abbildung 3), zum Beispiel durch die Generierung einer HTML-Datei mit der Darstellung zweier Röntgenbilder auf einem Monitor [71; 72].

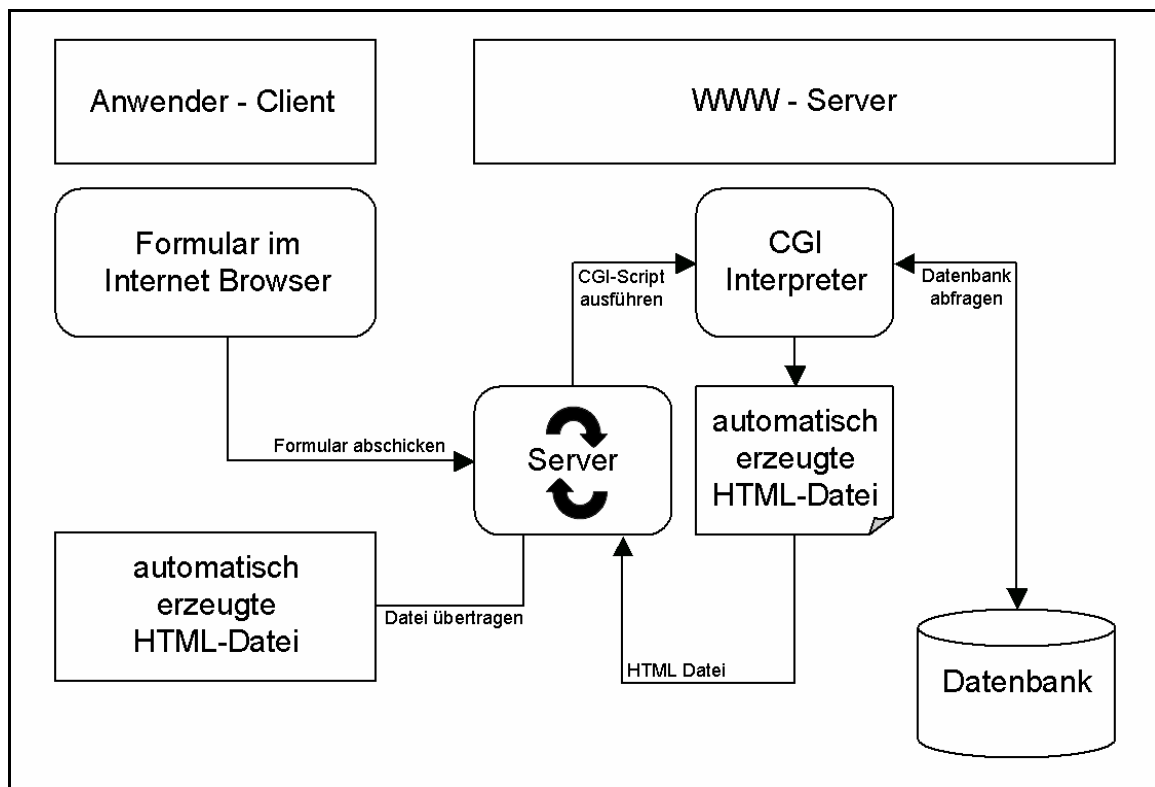


Abb. 3: Beispiel für typische CGI-Anwendungen [68]

2.4.5 Die Programmiersprache PERL

PERL steht für Partical Extraction and Report Language und wurde 1987 von Larry Wall entwickelt [73].

Die Programmiersprache PERL entstand zunächst auf UNIX-Betriebssystemen, basierend auf der Programmiersprache C und wurde als eine offene Sprache entwickelt. In der aktuellen Version 5.0, die derzeit für verschiedene Betriebssysteme erhältlich ist, unterstützt PERL Ansätze einer objektorientierten Programmierung. Sie ist jedoch eine Script-Sprache, deren Haupteinsatzzweck nicht umfangreiche Anwendungen sind, sondern die Bereitstellung von Automatismen in der Datenverarbeitung. Damit kann PERL bevorzugt in Kombination mit der CGI-Programmierung im World Wide Web eingesetzt werden.

Dateien mit PERL-Anweisungen werden nicht für bestimmte Betriebssystemumgebungen kompiliert, sondern von einem Interpreter-Programm beim Aufruf abgearbeitet. Der Vorteil dieser Perl-Script-Anweisungen ist, dass sie nicht für jede

Betriebssystemumgebung neu kompiliert (übersetzt) werden müssen, und daher problemlos portabel sind,. Dies bedeutet, dass auch komplexe Anwendungen bei korrekter Programmierung des Server-Programms in sehr verschiedenen Rechner- und Programmumgebungen nutzbar sind und damit eine wichtige Voraussetzung des Internets erfüllt ist [68; 70].

2.4.6 Medizinische Bildübertragung und Dateiformate

Ein PACS (Picture Archiving and Communication System) ist ein medizinisches Bildarchivierungs- und Kommunikationssystem, das einen schnellen Zugriff auf digitale Befunde mit Bildinformationen (z.B. Röntgenbilder) erlaubt und die digitale Bildkommunikation mit anderen Fachbereichen ermöglicht [42]. Somit ist eine standortunabhängige Betrachtung, Befundung und Bearbeitung der Informationen möglich [74; 75]. Für diesen Einsatz wurde das DICOM-Format entwickelt.

DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) ist das Standardformat für die Übertragung radiologischer Bilder und zusätzlicher medizinischer Informationen zwischen Computern bzw. Netzwerken. In Zusammenarbeit des American College of Radiology (ACR) mit der National Electronic Manufacturers Association (NEMA) wurden seit 1985 Standards entwickelt, die die Basis für die Punkt-zu-Punkt-Verbindung zwischen verschiedenen Geräten ergaben. Der auf diese Standards aufbauende DICOM-Standard 3.0 (1993) ermöglicht gemäß den ISO-Kriterien die digitale Kommunikation sowohl zwischen Geräten unterschiedlicher Erzeuger als auch zwischen diagnostischen und therapeutischen Systemen [76-78].

Der Einsatz dieser kostenaufwendigen Systeme wird in Deutschland z. Z. nur in wenigen Modelleinrichtungen, wie der Unfallklinik Marzahn in Berlin, vollständig realisiert. Diese Systeme werden bis jetzt nur in sehr geringem Umfang für zahnmedizinische Anwendungsbereiche eingesetzt.

2.5 Ziel dieser Studie

Die charakteristischen Merkmale der bereits längere Zeit verfügbaren intraoralen digitalen Systeme sind in einer Vielzahl von Untersuchungen beschrieben worden und gut bekannt. Eine Reihe weiterer Arbeiten haben Expositionswerte und Bildqualität dieser Systeme hinsichtlich spezifischer diagnostischer Fragestellungen untersucht, wobei teilweise auch die Möglichkeiten der automatischen Grauwertanpassung mit Hilfe der mitgelieferten Systemsoftware genutzt wurden [8; 79-90].

Entsprechende Arbeiten über die Anwendung extraoraler Systeme sind bislang selten. Dies kann dadurch erklärt werden, dass digitale PSA-Geräte bis Mitte der neunziger Jahre nur experimentell eingesetzt wurden. Nur in einigen wenigen Arbeiten wurden die Bildqualität und die Aussichten einer möglichen Dosisreduktion untersucht. Dula et al. verglichen die Bildqualität digitaler und analoger PSA bei Unterexposition an Hand der Darstellung standardisierter transluzenter Knochenläsionen [91]. Farman et al. untersuchten diesen Zusammenhang am DigiPan-System durch die subjektive Beurteilung der Bildqualität [33]. Die subjektive Bildqualität digitaler und analoger PSA wurden ebenfalls von Gijbels et al. an Hand der Erkennbarkeit von relevanten Knochenstrukturen verglichen [5]. Schmage et al. haben weitere Kriterien zur Beurteilung der Bildqualität angegeben [90]. Die angeführten Arbeiten lassen, zusammenfassend betrachtet, keine signifikant schlechtere Bildqualität bei digitalen PSA erwarten.

Mit wesentlich abweichenden Kriterien für die Bildqualität haben Hassfeld et al. vor kurzem erstmals die Relation von Exposition und Bildqualität in digitalen PSA beschrieben [7]. Vor diesem Hintergrund soll die vorliegende Arbeit dazu dienen, folgende Fragen zu beantworten:

- In welcher Relation steht die subjektive beurteilte Bildqualität digitaler Panoramaschichtaufnahmen zur Exposition?
- Welchen Einfluss hat eine Dosisreduktion durch intentionelle Unterexposition auf diese Bildqualität?
- Welchen Einfluss darauf hat eine Veränderung der Strahlenqualität, z.B. eine Strahlenaufhärtung, die ebenfalls mit dem Ziel der Dosisreduktion unternommen wird?

Aufbauend auf dieser Fragestellung wurden an einem Feuchtpräparat eines menschlichen Schädels 37 Panoramaschichtaufnahmen in einem extrem weiten Expositionsintervall hergestellt. Die Bildqualität dieser Aufnahmen wurde von insgesamt 39 Zahnärzten oder Ärzten mit Doppelapprobation in einem Vergleichsverfahren (vollständiges Paarvergleichsexperiment) beurteilt. Als Ergebnis des automatisierten Vergleichsverfahrens resultiert ein individueller Index für jede Expositionsstufe, dessen Verteilungsunterschiede die Grundlage für die statistische Analyse der Bildqualität darstellen.

3 Material und Methode

3.1 Materialauswahl und Vorbereitung

Diese Studie wurde an einem digitalen Sirona Orthophos DS Panoramaschicht-Röntgengerät in Kombination mit der installierten Steuerungssoftware Sidexis Version 5.2 durchgeführt. Zur Ausführung wurde aus dem anatomischen Institut der Universität zu Rostock (Direktor Prof. Dr. A. Wree) ein vollständiges Feuchtpräparat eines menschlichen Schädels zur Verfügung gestellt. Dieses Präparat ist charakterisiert durch die Anwesenheit aller Weichteile und in Bezug auf die Abbildungseigenschaften weitgehend erhaltene Halswirbelsäule.

3.2 Versuchsaufbau

Für die Herstellung der Röntgenaufnahmen war eine sichere Halterung und reproduzierbare Positionierung des Schädels erforderlich. Zu diesem Zweck wurden Positionierungshilfen angefertigt, die durch den Aufbau in Abbildung 4 gekennzeichnet waren.

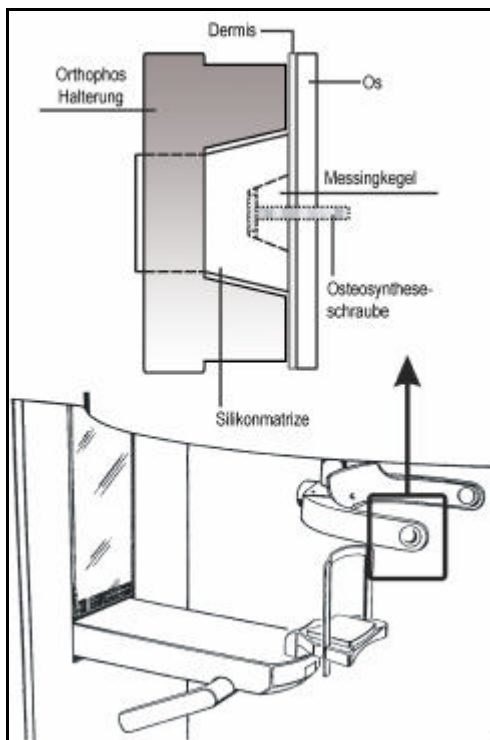


Abb. 4: Schematische Darstellung der Positionierungshilfe

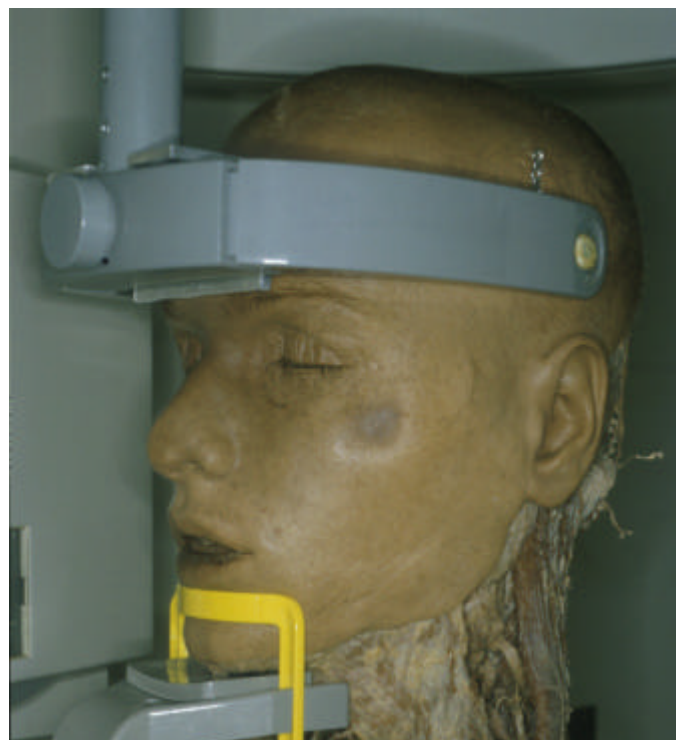


Abb. 5: Positionierung des Schädels

Links und rechts wurden parietal 1 cm hohe, kegelförmig gedrehte Messinghalterungen angebracht, die mit Hilfe von Osteosyntheseschrauben am Schädelknochen fixiert wurden. Als verbindendes Element zwischen den Messinghalterungen und der Stirnstütze des Orthophos DS dienten individuelle Matrizen aus Silikon-Abformmasse.

Das Standard-Aufbißstück konnte zur Einstellung der Kinnposition nicht eingesetzt werden, so dass zur korrekten Positionierung ein dem Orthophos DS beigefügter Bügel für die Kinnauflage, so wie er beim zahnlosen Patienten eingesetzt wird, verwendet wurde. In Abbildung 5 ist der komplett positionierte Schädel im Orthophos DS zu sehen.

3.3 Versuchsdurchführung

Die 37 PSA wurden an einem in dieser Weise vorbereiteten Orthophos DS von einer erfahrenen MTRA hergestellt. Hierbei wurden, um Aufnahmen auch außerhalb der vom Hersteller vordefinierten Expositionswerte anfertigen zu können, mit Hilfe einer speziell modifizierten Sidexis-Steuerungssoftware des Röntgengerätes neben den Expositionswerten des Herstellerprogramms, die in Tabelle 3 dargestellt sind, eine Reihe experimenteller Expositionswerte einbezogen (Tabelle 4). Damit reicht die Spanne der Aufnahmeparameter von 60 kV/3 mA bis 90 kV/11 mA. Die Archivierung der digitalen PSA erfolgte ohne nachträgliche Bildbearbeitung, die eine Veränderung des Informationsgehaltes der PSA bedeutet hätten, über das Herstellerprogramm Sidexis.

Tab. 3: Orthophos DS Originalprogramm P1

kV	60	62	64	66	69	71	73	77	84
mA	9	16	16	16	15	15	15	14	13

Tab. 4: Experimentelle Expositionswerte

kV	mA								
60	3	4	5	7	9	11	13	15	
70	3	4	5	7	9	11	13	15	
80	3	4	5	7	9	11	13		
90	3	4	5	7	9	11			

3.4 Das Evaluationsverfahren

3.4.1 Auswahl des Bildformates

Die Sidexis-Software ist für eine entsprechende Evaluation digitaler Panoramaschichtaufnahmen nicht geeignet, da aufgrund der Oberflächengestaltung und der eingestellten Monitorauflösung des Programms ein direkter Vergleich zweier digitaler Panoramaschichtaufnahmen in hoher Auflösung nicht möglich ist. Somit wurde für die Durchführung dieser Studie ein Konzept zur Programmierung einer Evaluationssoftware erarbeitet. In diesem Konzept wurde eine mögliche Integration dieser Studie in das Internet eingeplant.

Die Einbindung der aufgenommenen digitalen Röntgenbilder in eine neue Evaluationssoftware kann nur durch den Export dieser Bilder aus der Sidexis-Datenbank über das TIFF-Dateiformat durchgeführt werden. Das TIFF-Bildformat ist jedoch zurzeit nicht über einen World Wide Web-Browser darstellbar. Somit musste ein geeignetes Bildformat gewählt werden, das plattformunabhängig ist. Nicht zuletzt sollten auch alle Qualitätskriterien erfüllt werden, die das menschliche Auge für die Befundung von digitalen Röntgenbildern verlangt.

Hierzu stehen derzeit diverse Bildformate zur Verfügung. Das Gängigste dieser Bildformate ist neben dem GIF- und PNG- das JPEG-Dateiformat, da es in 24-Bit arbeitet und somit auch auf einem Farbmonitor alle verfügbaren 256 Graustufen garantiert, ohne dass diese wie beim GIF-Dateiformat durch eine Feinrasterung des Bildes emuliert werden müssen (Abbildung 6).



Abb. 6: Dateiformate: von links nach rechts, TIFF, JPEG, GIF²

3.4.2 Bestimmung der Bildgröße und Monitorauflösung

Der Grundgedanke dieser Studie liegt in einem direkten Vergleich zweier digitaler PSA-Darstellungen auf einem Monitor. Bedingt durch die Bildgröße ist die Anzeige des Gesamtbildes in Originalgröße auf einem gewöhnlichen Monitor technisch nicht möglich. Die tatsächliche Größe der konventionellen PSA beträgt 30 x 15 cm, die Größe der digitalen PSA beim Sirona System 3000 x 1563 Pixel [25]. Spezielle Befundungsmonitore (sog. 2k-Monitore) zur Darstellung digitaler Aufnahmen werden in der Medizin eingesetzt, erlauben jedoch ebenfalls keine vollflächige Darstellung. Aufgrund ihres hohen Anschaffungspreises werden sie jedoch nicht in das Lieferprogramm der zahnmedizinischen Industrie integriert. So wurde die Entscheidung zur Verwendung eines hochauflösenden PC-Monitors mit einem Auflösungsvermögen von 1600 x 1200 Bildpunkten getroffen. Ein solches digitales Bild liefert bei einem Ausdruck auf DIN A4-Format eine horizontale Auflösung von 53,9 dpi und eine vertikale Auflösung von 57,1 dpi [42].

² Erkennbare Differenzen in der gedruckten Fassung sind nicht zu erwarten.

Technisch gesehen besteht die Möglichkeit, das Röntgenbild originalgetreu in einem Fenster mit Rollbalken anzuzeigen, was als *Panning* bezeichnet wird (Abbildung 7). Eine andere Visualisierungsmöglichkeit ist die Anzeige einer entsprechenden Verkleinerung des Gesamtbildes, so dass beide Röntgenaufnahmen übereinander auf einem Monitor abgebildet werden können (Abbildung 8). Aus Perzeptionsgründen ist die zweite Möglichkeit vorzuziehen, da der Betrachter in diesem Fall den Gesamtüberblick über beide Röntgenaufnahmen behält und gleichzeitig das diagnoseorientierte Vorgehen unterstützt wird.

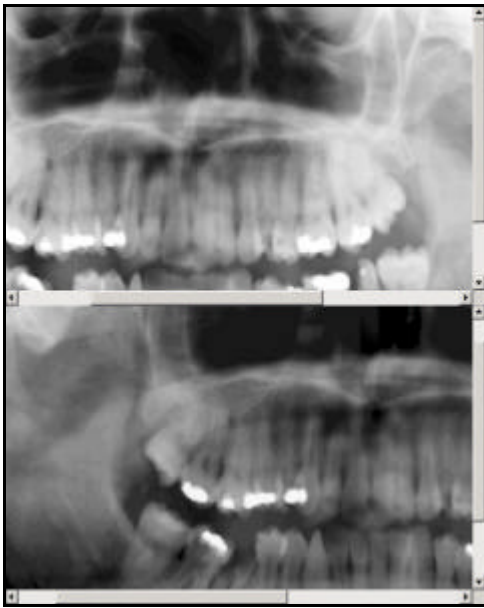


Abb. 7: Rollbalken

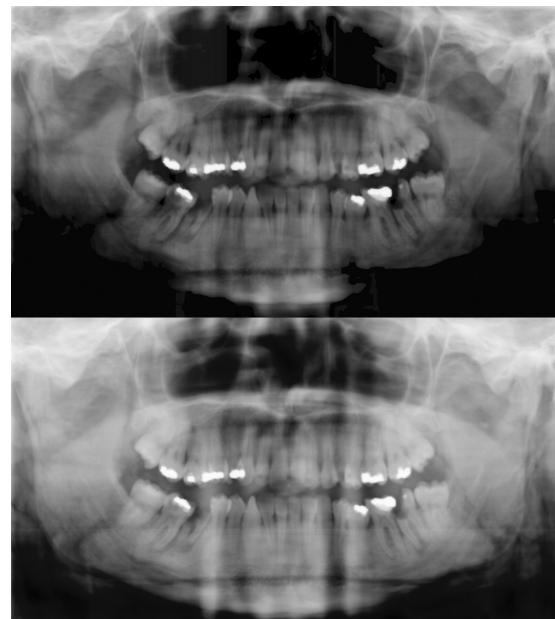


Abb. 8: Gesamtbilddarstellung

Um ein entsprechendes Vorgehen innerhalb dieser Studie realisieren zu können, wurden die Aufnahmen aus dem Originalformat auf 1074 x 594 Pixel umgerechnet, um die vollständige Darstellung zweier PSA auf einem 21-Zoll-Monitor zu ermöglichen. Daran schloss sich die Konvertierung mit der Option *optimale Bildqualität* in das JPEG-Format (Adobe Photoshop 5.0) an, um eine Verwendung in HTML-Anwendungen zu ermöglichen.

3.5 Das Evaluationsprogramm „Eldorado“

Die Entwicklung der Evaluationssoftware Eldorado Version 2.2 wurde mit Hilfe der Programmiersprachen HTML, Java und Perl auf einem handelsüblichen PC mit dem Betriebssystem Windows NT durchgeführt. Durch den Einsatz dieser Programmiersprachen ist Portierung dieser Software auf andere Betriebssysteme wie Mac OS oder Unix möglich.

Die Evaluation wurde mit einem PC durchgeführt, der aus folgenden Komponenten bestand:

- Prozessor: Intel Pentium III, 550 MHz
- Arbeitsspeicher: 196 MB
- Festplatte: 13 GB
- Grafikkarte: NVIDIA Geforce 256 mit 32 MB Bildspeicher
- Monitor: Iiyama, Vision Master Pro 21, Modell: MT-9021T, Bildröhre AG pitch 0,30mm, Diamondtron, 1600x1200 Bildpunkte (Non-Interlaced) bei 21 Zoll, 47cm sichtbare Diagonale, bei 24-Bit und 74 Hz Vertikalfrequenz
- Umgebungsbeleuchtung: maximal 200 Lux

3.5.1 Aufbau und Funktionsweise der Evaluationssoftware

Der schematischen Abbildung 9 ist die Funktionsweise der Evaluationssoftware zu entnehmen. Die zentralen Punkte dieser Software sind die Anmeldung eines Untersuchers zur Evaluation und dessen Registrierung, der Server als zentrale Koordinationsstelle und die Evaluationsschleife, in der die in der Datenbank verfügbaren PSA verglichen werden.

3.5.1.1 Anmeldung und Registrierung

Nach Aufrufen des Programms müssen sich noch nicht registrierte Anwender zunächst anmelden. Die eingetragenen Informationen werden anschließend lokal gespeichert bzw. über das Internet an einen WWW-Server gesendet, der im Hintergrund arbeitet.

Personen, die schon an der Evaluation teilgenommen, diese jedoch noch nicht abgeschlossen haben, können sich über eine Identifikationsnummer aus der letzten Evaluationssitzung anmelden und an der Stelle fortfahren, an der sie ihre letzte Sitzung unterbrochen haben. Die zentrale Rolle bei diesen Operationen übernimmt der CGI-Interpreter, der die Übertragung der Daten zur Datenbank bzw. aus der Datenbank koordiniert. Die Datenbank stellt dadurch einen Sammelpunkt aller Informationen dar. Hier sind neben den Untersucherdaten und deren Evaluationsentscheidungen auch alle digitalen Panoramaschichtaufnahmen abgelegt, die in dieser Studie angefertigt wurden. Nach der Anmeldung und Überprüfung der eingetragenen Informationen kann mit der Evaluation begonnen werden.

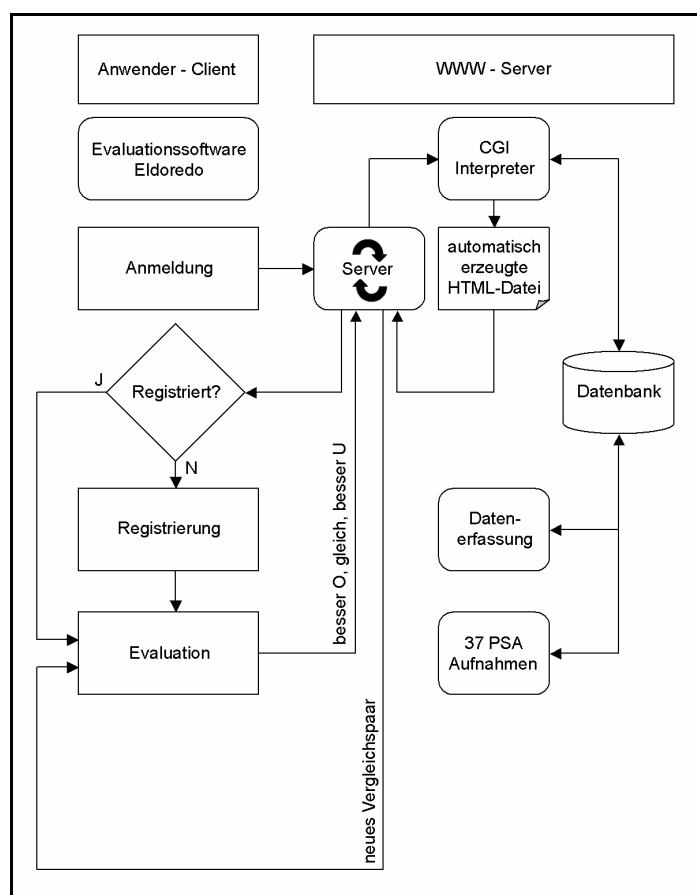


Abb. 9: Funktionsfluss und Überblick der Evaluationssoftware „Eldorado V2.2“

3.5.1.2 Evaluationsschleife

Die Abbildung 10 stellt einen Screenshot der Evaluationsumgebung dar, in der ein Untersucher seine Entscheidungen treffen kann. Die Evaluationsumgebung ist hierbei in drei Teilabschnitte unterteilt. Der linke mit einem schwarzen Hintergrund versehene Bildschirmabschnitt beinhaltet Steuerung und weiterführende Möglichkeiten des Programms, die unabhängig von der Evaluation sind:

- Developer: Die Entwicklerumgebung ermöglicht, die bestehende Evaluation durch neue PSA zu erweitern oder durch Neudefinitionen andere Evaluationsoptionen zu schaffen, wie einen möglichen Vergleich digitaler Einzelbildaufnahmen oder Fernröntgenseitenbilder untereinander.
- Index Pics: Alle in der Datenbank vorhandenen PSA-Aufnahmen werden mit den zugehörigen Belichtungswerten dargestellt.
- Hue/Monitor: Spezielle Testmuster werden auf dem Bildschirm positioniert und dienen der Feinjustierung und Optimierung der Monitordarstellung, wie der Einstellung des Kontrasts und der Helligkeit. Eine Darstellungsoptimierung wurde vor der Evaluation durchgeführt und während des gesamten Evaluationsprogramms regelmäßig überprüft.

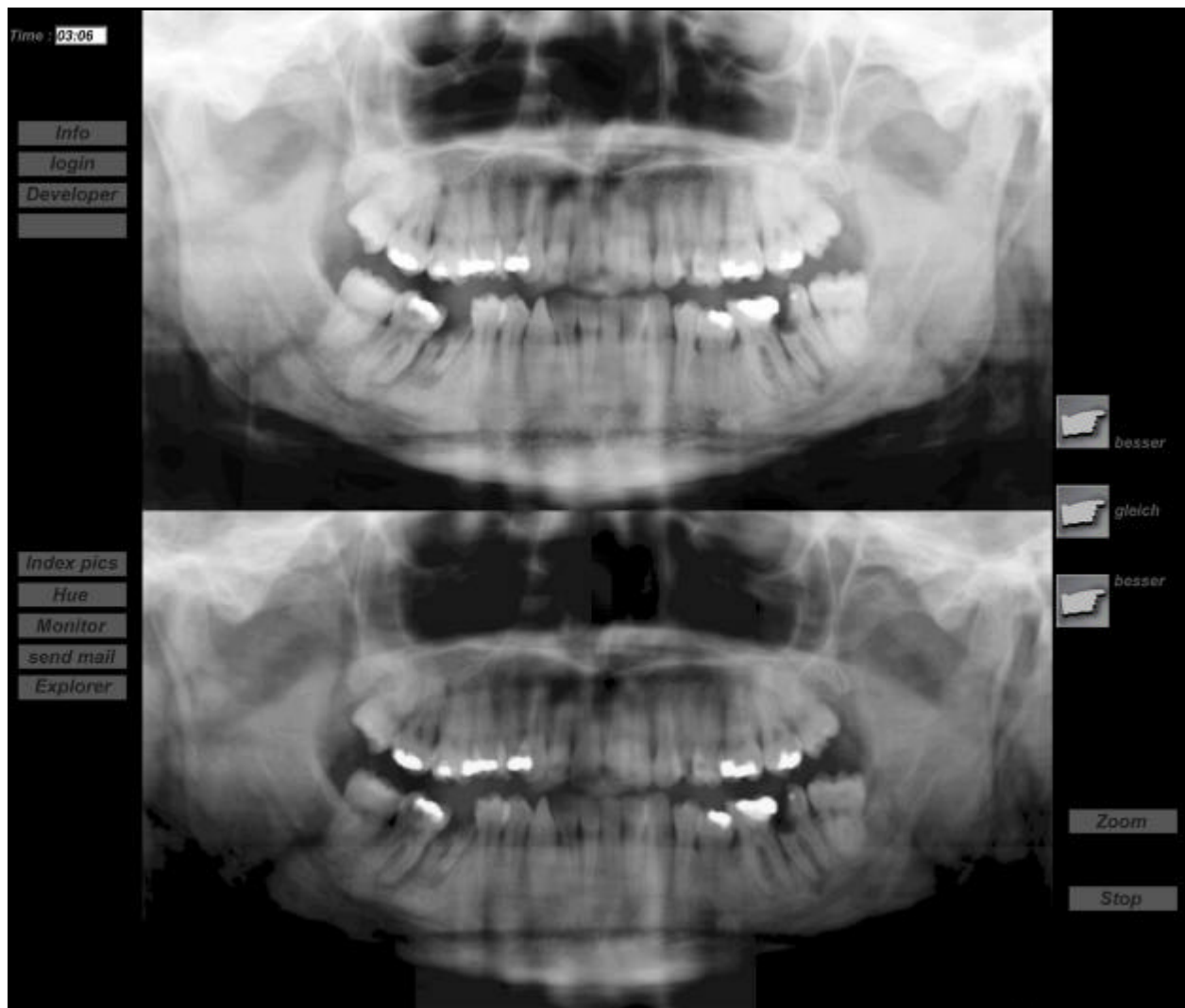


Abb. 10: Entscheidung über die Bildqualität mit Mausklick auf die Schaltflächen rechts. Exposition der PSA oben (64 kV/16 mA), unten (84 kV/13 mA) - (Herstellerprogramm P1)

Der mittlere und rechte Monitorabschnitt stellt die direkte Evaluationsumgebung dar. Zu betrachten sind im zentralen Abschnitt zwei digitale Röntgenbilder, die aus der Studie stammen. Die digitalen Röntgenbilder werden aus der Datenbank über die CGI-Schnittstelle auf dem Bildschirm wiedergegeben.

Auf der rechten Leiste befinden sich jeweils drei Maus-sensitive-Buttons mit der Bezeichnung „besser“, „gleich“, „besser“. Durch die Betätigung der entsprechenden Taste („besser“ oben: das obere Bild sei besser, „besser unten“: das untere Bild sei besser, „gleich“: beide Bilder seien in ihrer Qualität äquivalent) kann ein Untersucher seine Entscheidung zum Vergleichspaar bestätigen und gelangt danach automatisch zum nächsten Evaluationspaar. Die Abfolge der Bilder war bei allen Betrachtern gleich.

Für die Exploration im Detail wurde zusätzlich eine 3-fach-Lupenfunktion in das Programm integriert. Um Ermüdungserscheinungen während der Evaluation zu vermeiden, besteht die Möglichkeit, die Evaluation durch Betätigung der „Stop-Taste“ jederzeit zu unterbrechen. Dabei erhält der Anwender eine Identifikationsnummer, unter der er zu einem späteren Zeitpunkt mit der Evaluation fortfahren kann. Der Ablauf der Vergleichspaare wurde mit Hilfe eines Zufallsgenerators bestimmt.

3.6 Auswertung

Die Auswertung dieser Evaluation erfolgte bei 39 Zahnärzten oder Ärzten/Zahnärzten mit Doppelapprobation. Diese ausgewählten Untersucher waren Zahnärzte in eigener Praxis, Zahnärzte aus den Fachrichtungen der Zahnerhaltung, Prothetik, Oralchirurgie, Parodontologie oder Kieferorthopädie (Universitätsklinikum Charité, Zentrum für Zahnmedizin, Campus Virchow-Klinikum) und zu Vergleichszwecken darüber hinaus fünf in der Röntgenabteilung der Oralchirurgie tätige medizintechnische Röntgenassistentinnen (MTRA). Das Alter der auswertenden Personen lag zwischen 25 und 58 Jahren (Tabelle 5).

Tab. 5: Anzahl und mediane Altersverteilung der Untersucher

	Personen	Anteil in %	Durchschnittsalter in Jahren
Alle Beteiligten	44	100	32,36
weiblich	20	45,45	33,45
weibliche ZÄ	15	34,09	28,26
weibliche MTRA	5	11,36	47,8
männliche ZÄ	24	54,54	31,45

Der Betrachtungsmonitor wurde jeweils 20-30 Minuten vor jeder Sitzung eingeschaltet, um eine optimale Bildwiedergabe zu erreichen. Die Betrachtung der digitalen Röntgenbilder am Monitor erfolgte in mehreren ein- bis mehrstündigen Sitzungen. Die Abbildungen wurden unter identischen Bedingungen präsentiert; hierzu zählte ein verdunkelter Evaluationsraum mit einer Umgebungsbeleuchtung von max. 200 Lux auf einem stets identischen Monitor.

3.6.1 Beurteilung der digitalen Röntgenbilder

Die Prüfer wurden gebeten, die Bildqualität der angebotenen digitalen Röntgenbilder gemäß ihrer subjektiven Einschätzung zu bewerten. Die Bildqualität sollte dabei anhand der Kriterien Zeichnungsschärfe, Detailauflösung, Schwarzweiß-Kontrast und Artefakte beurteilt werden. Den Untersucher/innen wurden als weitere Kriterien die Darstellung von Schmelz, Dentin, Wurzelkanal, regio apicalis, interdentaler Knochensepten genannt. Daneben sollten präformierte Hohlräume und die Darstellung der temporo-mandibulären Region bei der Beurteilung mit berücksichtigt werden [90].

3.6.2 Datenerfassung und statistische Auswertung

Das Ziel der statistischen Auswertung war es, für jede Aufnahme und die damit verbundenen Expositionsdaten einen Index zu erhalten, der die subjektive Bildqualität im Vergleich zum Durchschnitt aller Aufnahmen beschreibt.

Die Evaluationssoftware speichert jede Einzelentscheidung dieser Evaluation in einer HTML-Datei. Diese Datei enthält eine Informationstabelle, die neben den Informationen zur Personen (Name, Vorname, Alter, Jahr der Approbation, Jahr des letzten Abschlusses, Ausbildungsgrad, Email-Adresse) jede Einzelbewertung der Vergleichspaare wiedergibt. In dieser wird neben einer codierten Beschreibung des Vergleichspaares auch das Ergebnis dieser Einzelentscheidung abgelegt. Zu diesem Zweck erhalten die Entscheidungen, die betreffende Aufnahme sei besser, den Index-Wert 1, die Entscheidung, die Aufnahme sei äquivalent der zweiten Aufnahme, den Wert 2, und die Entscheidung, die Aufnahme sei schlechter, den Index-Wert 3. Der für jede der 37 Aufnahmen berechnete Index repräsentiert, da diese jeweils sowohl oben als auch unten auf dem Monitor präsentiert wurden, für jeden Untersucher und jede Aufnahme das arithmetische Mittel aus 74 Einzelentscheidungen. Werte nahe 2 bedeuten demnach keine Differenzierung, sondern den Mittelwert aller Aufnahmen,

bezogen auf die subjektiv beurteilte Bildqualität. Insgesamt hatte jeder Untersucher $37^2 = 1369$ Bildpaare zu bewerten.

Zur Darstellung wurden die arithmetischen Mittelwerte sowie Box-Plot Diagramme über alle 39 Untersucher berechnet und verglichen. Zur Beurteilung signifikanter Abweichungen der Bildqualität unterschiedlicher Expositionswerte wurde der Wilcoxon-Test durchgeführt (SPSS 9.0).

4 Ergebnisse

4.1 Zahnärztliche Untersucher

Der Altersmedian der 39 Zahnärzte (24 m, 15 w) betrug 29 Jahre. Der Mittelwert aller auswertenden Zahnärzte lag bei 30,3 Jahren. Die durchschnittliche Berufserfahrung im Median 4 Jahre.

4.2 Beurteilung der subjektiven Bildqualität

Wie in den vorherigen Kapiteln beschrieben wurde, basiert diese Evaluation auf 37 PSA, die miteinander zu vergleichen waren. Die daraus resultierende Anzahl an Evaluationspaaren entspricht $37^2 = 1369$ Vergleichsmöglichkeiten. Bei diesen Gegenüberstellungen sind zunächst diejenigen Evaluationspaare zu nennen, in denen zwei unterschiedliche Expositionswerte im Verhältnis zueinander verglichen werden und zwar Aufnahme a zu Aufnahme b einerseits und Aufnahme b zu Aufnahme a andererseits. Hierbei werden die vertikal auf dem Monitor angeordneten PSA mittels Zufallsgenerator zu einem späteren Zeitpunkt der Evaluation erneut zur Bestimmung der subjektiven Beurteilung dargestellt, jedoch in einer umgekehrten vertikalen Anordnung auf dem Bildschirm (Beurteilung 1: Aufnahme a vs. Aufnahme b; t = Zufall; Beurteilung 2: Aufnahme b vs. Aufnahme a). Hieraus resultieren demnach $2 \times 666 = 1332$ Evaluationspaare. Außerdem wurden neben dieser Form der subjektiven Evaluation unterschiedlicher Expositionswerte weitere 37 Evaluationspaare mit identischen Expositionswerten zur Beurteilung integriert ($1332 + 37 = 1369$). Mit der Bestimmung der subjektiven Bildqualität durch Betätigung der entsprechenden Maus-Buttons für jedes der 1369 Vergleichspaare entsteht eine Abfolge einer codierten Beurteilung. Diese Aufreihung der codierten Zahlen wird mit Werten von eins (das obere Bild sei besser), zwei (beide Bilder seien äquivalent) und drei (das untere Bild sei besser) beschrieben.

Ausgehend von der Annahme, dass jeweils nur die 37 identischen Vergleichspaare als äquivalent beurteilt wurden und die Beurteilung der differenten Expositionswerte nur durch die Auswahl zwischen den Indexwerten eins oder drei erfolgte, muss die Summe der entsprechenden Indexwerte lauten: Anzahl Indexwerte 1=666, Anzahl Indexwerte 2=37 und Anzahl Indexwerte 3=666. In Abbildung 11 wird dieser Zusammenhang für die Indexwerte (1-3) über alle Untersucher dargestellt. Aus dieser Form der Darstellung

können bereits Erkenntnisse über das Evaluationsverhalten der Untersucher gewonnen werden. So kann gezeigt werden, inwieweit Untersucher bei der Beurteilung der PSA diese generell als überwiegend äquivalent wahrnahmen (Untersucher: 18, 22, 29) und weiter, ob Präferenzen für eine bestimmte Monitorhälfte vorlagen (Untersucher: 5, 10, 17, 27, 36, 39).

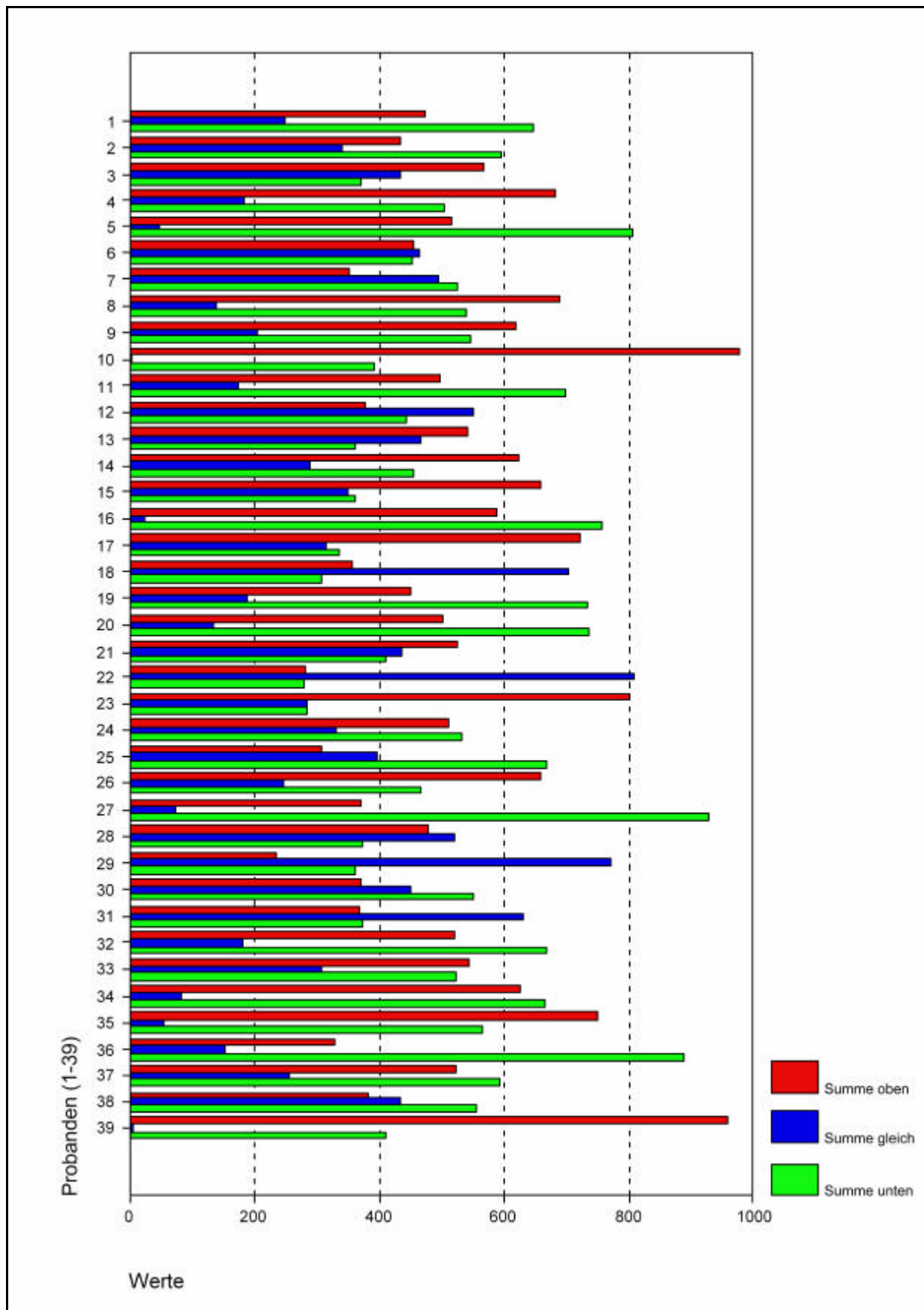


Abb. 11: Präferenz für Monitorhälften und Darstellung aller 1369 Einzelentscheidungen je Untersucher. (Summe oben: Indexwert 1 – PSA oben besser, Summe gleich: Indexwert 2 – PSA oben und unten gleich, Summe unten: Indexwert 3 – PSA unten besser)

4.2.1 Sidexis-Programm

Zur Illustration der Einschätzung der subjektiven Bildqualität an Hand von Indexwerten wird zunächst die Evaluation lediglich für die aus der Sirona-Herstellersoftware ausgewählten Expositionsdaten beschrieben. Da hierbei 9 Einstellungen möglich sind, entstehen $9^2 \times 39$ Untersucher = 3159 beurteilte Bildpaare mit dem für jede der neun Einstellungen ermittelten Index (Abbildungen 12, 13). Demnach lag das Maximum der subjektiven Bildqualität für das verwendete Präparat bei einer Exposition von 64 kV/16 mA, während bis auf die maximale Belichtung mit 84 kV/13 mA sich alle Werte in unmittelbarer Nähe des arithmetischen Durchschnitts befanden.

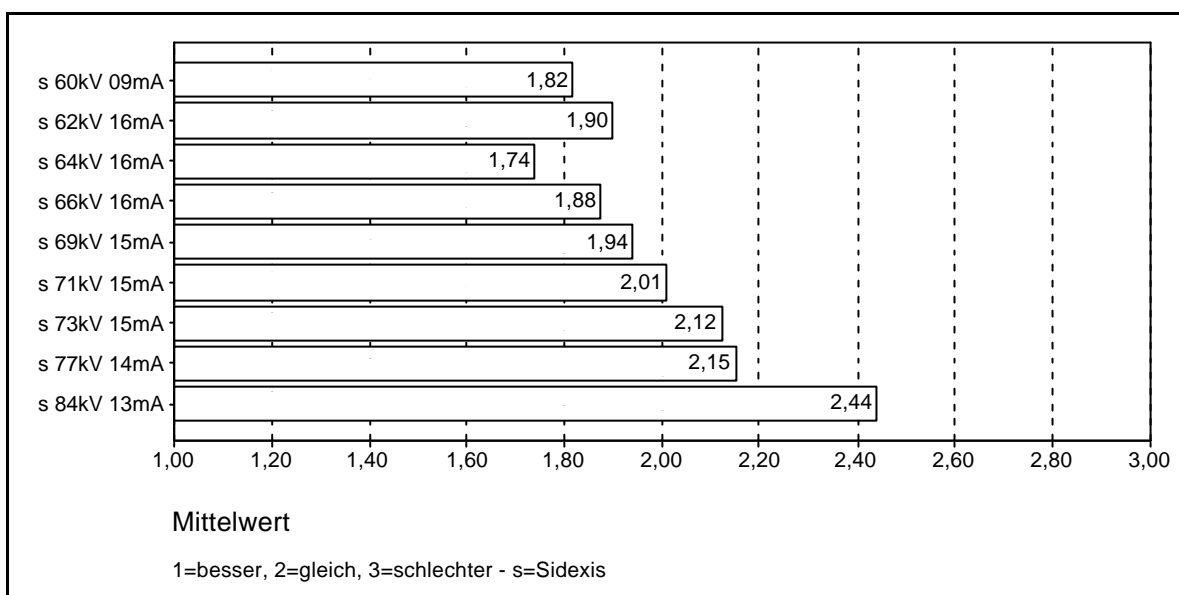


Abb. 12: Ergebnisse für Herstellerprogramm P1. Ein Mittelwert von 2,0 entspricht dem Durchschnitt aller Aufnahmen (Skalierung des Index 1,00 {Maximum} bis 3,00 {Minimum})

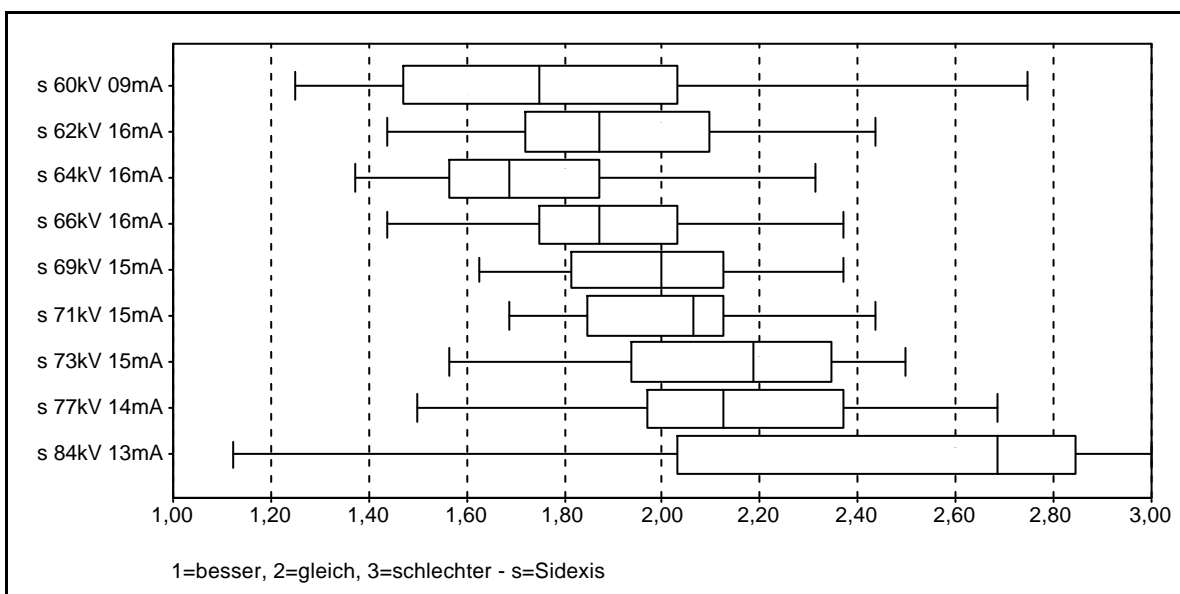


Abb. 13: Ergebnisse für Herstellerprogramm P1. – Boxplot

4.2.2 Sidexis-Programm vs. Experimentalsoftware

Die Differenzierungsfähigkeit dieser Methode steigt mit der Anzahl der eingesetzten Aufnahmen und ihren potentiellen Unterschieden an. Dementsprechend ergeben sich für die Gesamtzahl aller 37 betrachteten Expositionswerte die folgenden Resultate (Abbildungen 14-15).

Die Abbildung 14 beschreibt alle Mittelweltergebnisse in den Grenzen des vorgegebenen Index zwischen 1,00 als Maximum der subjektiven Bildqualität und 3,00 als minimalem Ergebnis. Zur besseren Übersicht wurden in diesem Diagramm die Expositionintervalle farblich codiert, wobei das Herstellerprogramm grau gekennzeichnet ist.

Alle Aufnahmen aus den Bereichen zwischen 60 kV/9 mA und 71 kV/15 mA des Originalprogramms sowie von 60 kV/5 mA bis 15 mA und 70 kV/5 mA bis 15 mA der Experimentalsoftware lagen besser als der Durchschnitt und zeigten nur geringe Unterschiede hinsichtlich ihrer subjektiven Bildqualität nach dem arithmetischen Mittelwert. Auch Expositionsdaten von 80 kV/7 mA und 80 kV/9 mA wurden noch nicht schlechter beurteilt, während 90 kV/5 mA gerade noch im Bereich des Durchschnitts aller Aufnahmen liegt.

Auffällig sind jedoch Abweichungen von diesen Ergebnissen, die gleichmäßig einer deutlichen Verschlechterung der subjektiven Bildqualität entsprechen. Dies sind vor allem die Expositionswerte mit niedrigen Stromstärken von 3 und 4 mA, die mit Hilfe der Experimentalsoftware realisiert wurden. Das Ausmaß, in dem die Untersucher eine deutliche Verringerung der Bildqualität für die beurteilten Expositionswerte erkannten, lässt sich in dem beschriebenen Index zwischen 1,00 als Maximum und 3,00 als Minimum mit Werten von 2,28 bis 2,45 ausdrücken.

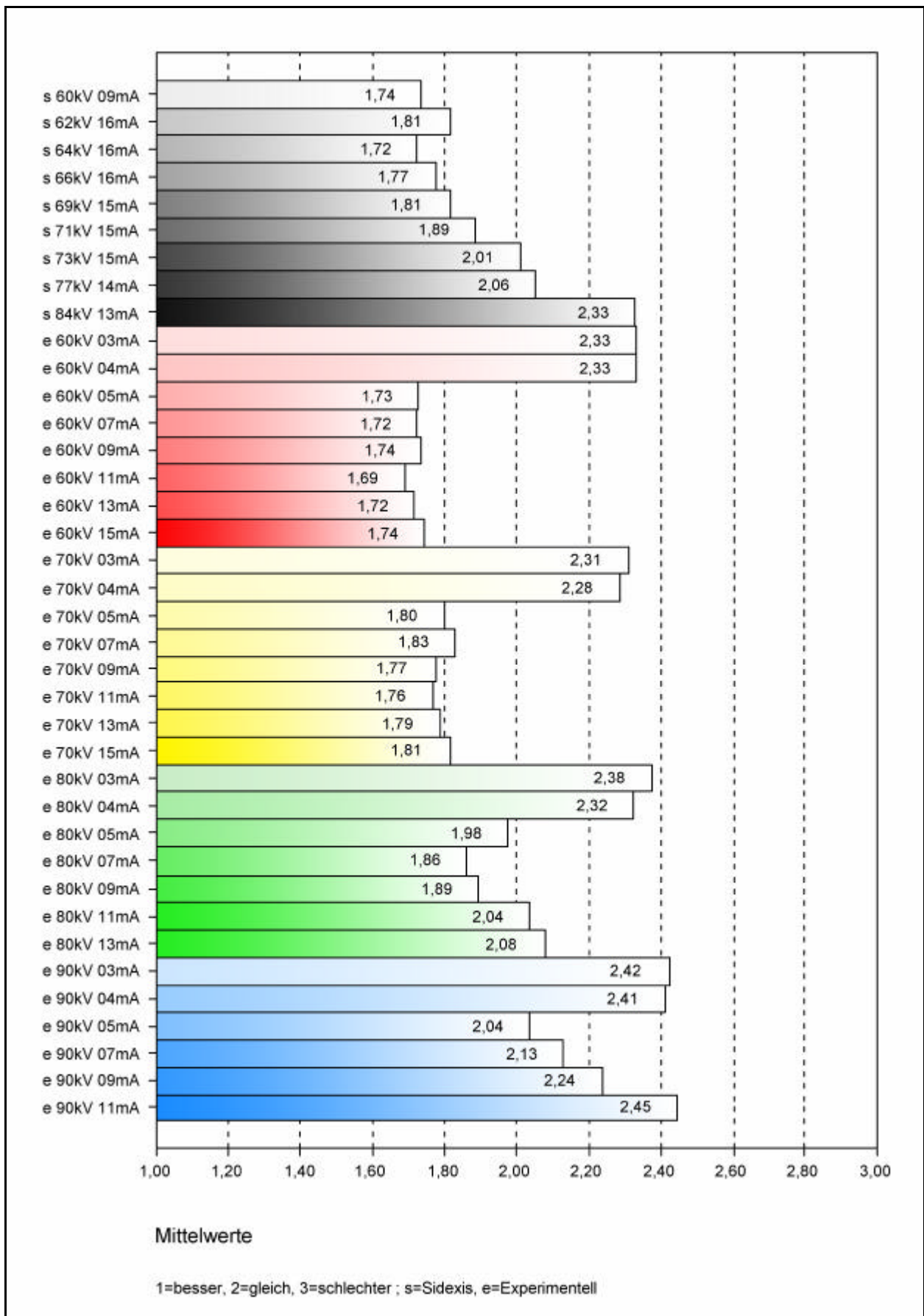


Abb. 14: Ergebnisse für Herstellersoftware P1 (schwarz) und experimentelle Software (60 kV - 70 kV - 80 kV - 90 kV) Balkendiagramm

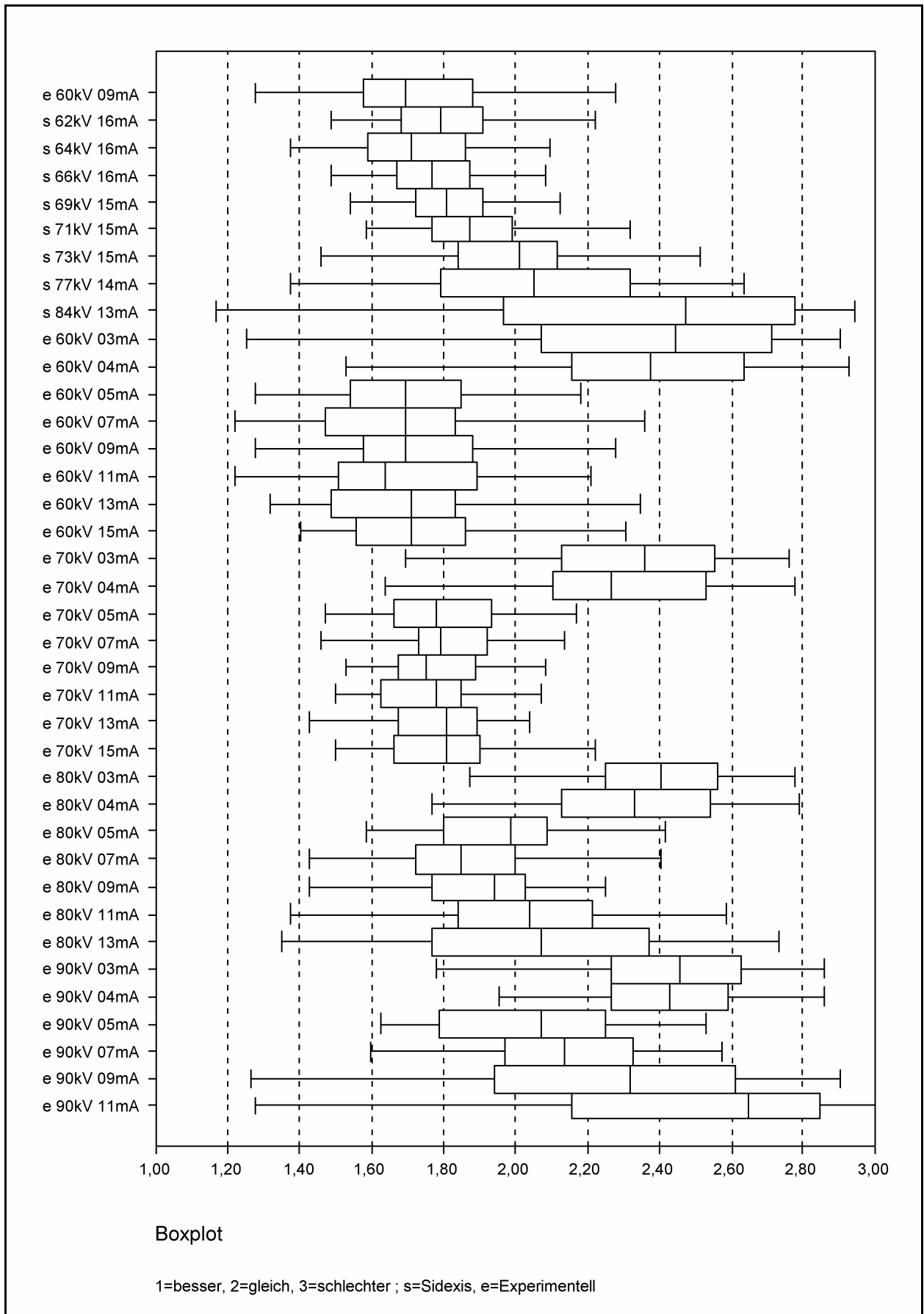


Abb. 15: Ergebnisse für Herstellersoftware P1 und experimentelle Software (60 kV – 70 kV – 80 kV – 90 kV) – Boxplot

4.2.3 Artefaktbildende Belichtungswerte

Die unter diesen Bedingungen entstandenen Aufnahmen mit deutlich abweichendem Indexwert wiesen Besonderheiten auf. Bei hohen Expositionsdaten (z.B. 84 kV/13 mA, 90 kV/11 mA) gelangten regelmäßig größere Artefaktflächen zur Darstellung, die auf mangelnder Linearität der Graustufenverarbeitung im Bereich hoher Dichtewerte beruhen und undifferenzierte, mit der Exposition ansteigende schwarze Bildanteile hervorrufen (sog. tinted areas).

Bei extrem niedrigen Expositionsdaten mit geringem Röhrenstrom (Werte der experimentellen Software mit 3 und 4 mA) traten dagegen vertikal opake, symmetrische Artefakte in der Bildmitte auf, die nach Herstellerangaben und eigenen Erfahrungen auch mit anderen digitalen Systemen auf Inkonsistenzen der Röhrensteuerung während der Rotation des Gerätes über den Bereich der Halswirbelsäule beruhen (Abbildung 16). Zu deren Durchdringung muss in diesem Bereich bekanntlich die Stromstärke angehoben werden, was offenbar zum Zeitpunkt der Versuchsdurchführung noch nicht vollständig homogen erfolgen konnte. Diese Artefakte entstanden damit nicht aufgrund mangelnder Adaption der Expositionsdaten, die Gegenstand dieser Untersuchung sind, sondern aufgrund zum Zeitpunkt der Untersuchung noch nicht ausreichend anwendbarer konstruktiver Details. Aus diesem Grund erscheint es angezeigt, die statistische Analyse ohne die Werte mit einem Röhrenstrom von 3 und 4 mA durchzuführen (Abbildungen 17,18).

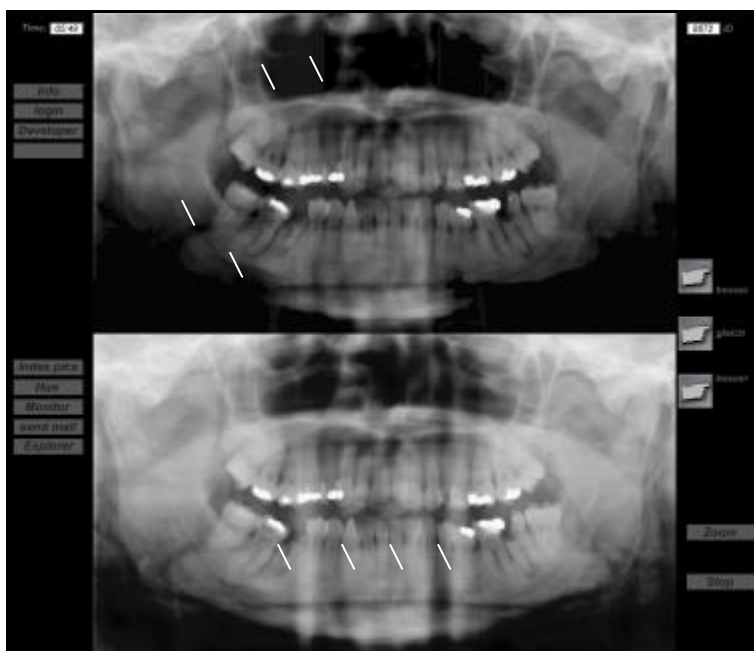


Abb. 16: Oben Artefakte bedingt durch hohe Exposition (90 kV/11 mA - sog. *tinted areas*). Unten Artefakte durch inkonstante Röhrensteuerung (90 kV/3 mA).

Auch die Ergebnisse ohne Artefakte zeigen für Expositionsdaten von 60 kV/9 mA bis 71 kV/15 mA (Sirona/Sidexis), 60 kV/5 mA bis 15 mA und 70 kV/5 mA bis 15 mA, sowie 80 kV/7 und 9 mA (Experimentalsoftware) nach dem Index-Mittelwert keinen auffallenden Unterschied hinsichtlich der subjektiven Bildqualität. Dies ist Gegenstand der statistischen Analyse.

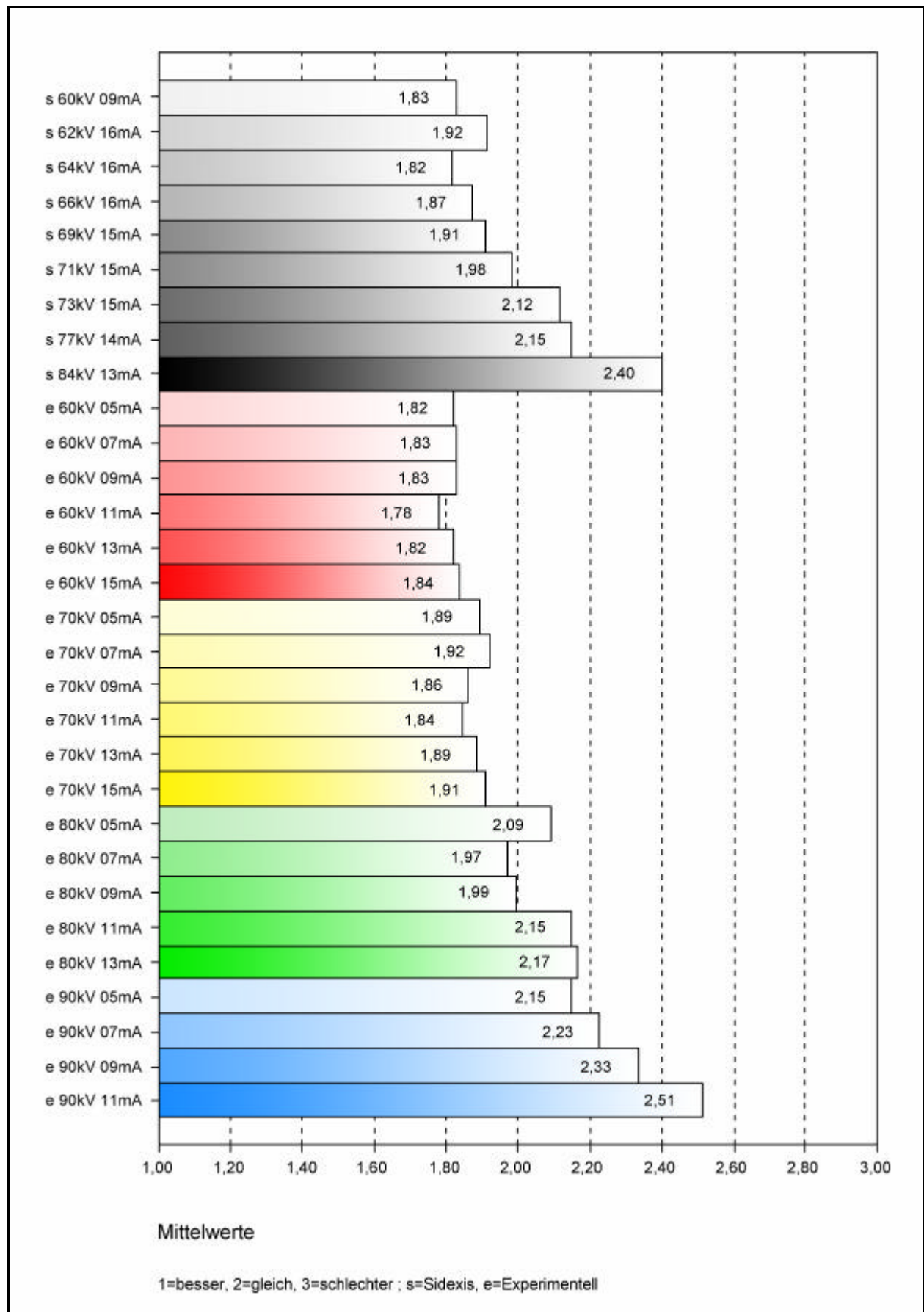


Abb. 17: Ergebnisse für Herstellersoftware P1 (schwarz) und experimentelle Software (60 kV - 70 kV - 80 kV - 90 kV) ohne Einbeziehung der Belichtungswerte 3 und 4 mA - Balkendiagramm

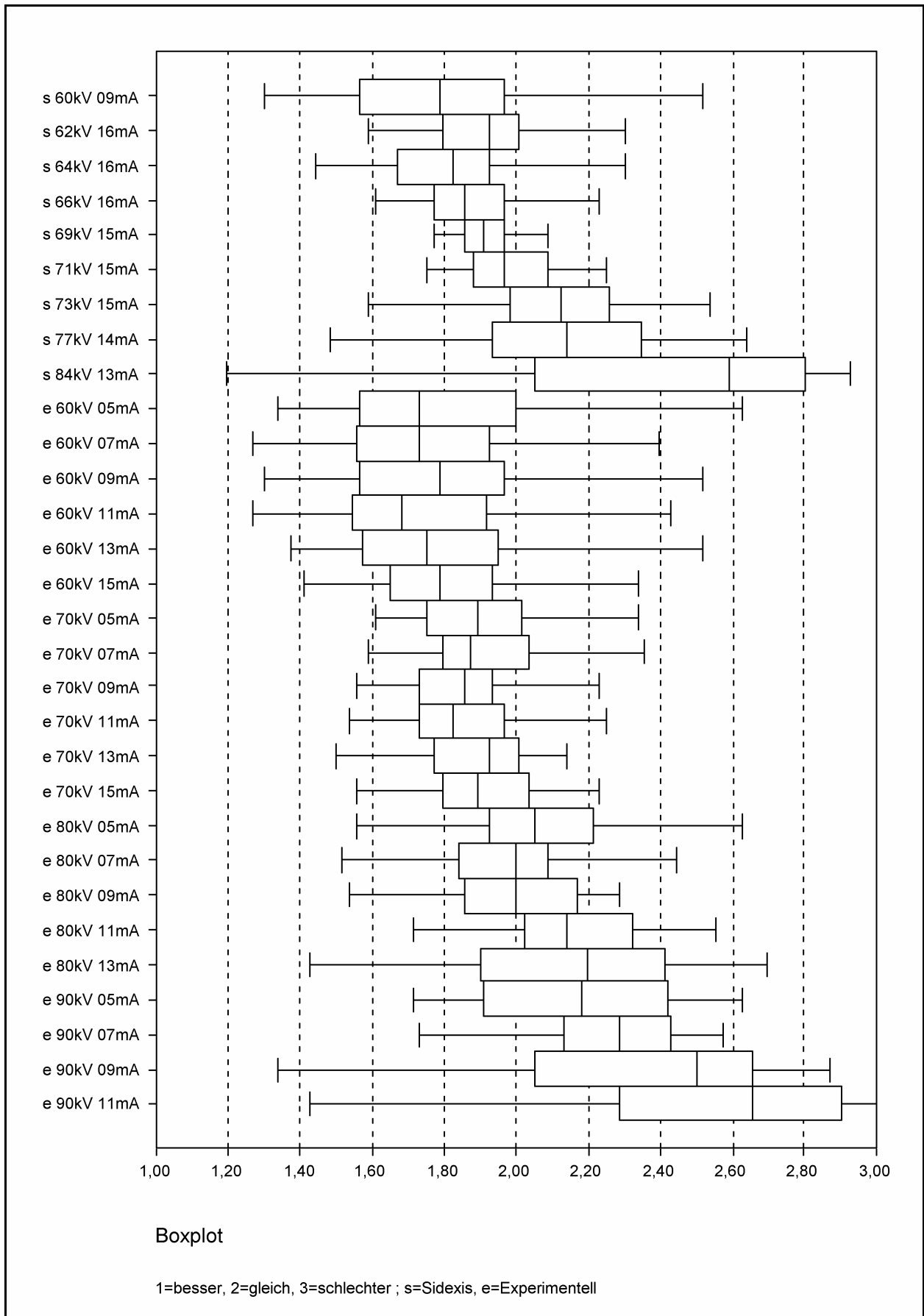


Abb. 18: Ergebnisse für Herstellersoftware P1 und experimentelle Software (60 kV – 70 kV – 80 kV – 90 kV) ohne Einbeziehung der Belichtungswerte 3 und 4 mA - Boxplot

4.2.4 Sidexis-Programm vs. Experimentalsoftware bei 5 MTRA

Zu Vergleichszwecken nahmen die in der Röntgenabteilung des Zentrums für Zahnmedizin – Charité, Berlin, tätigen fünf MTRA ebenfalls an der Untersuchung teil. Hierbei war von Interesse, ob und inwieweit die Indexwerte der MTRA von den Werten der Zahnärzte abweichen würden. In den Ergebnissen der vorherigen Kapitel wurden die Entscheidungen der MTRA nicht berücksichtigt. In den Abbildungen 19 und 20 werden die arithmetischen Mittelwerte der subjektiven Bildqualität nur der fünf MTRA graphisch wiedergegeben.

Alle Aufnahmen aus dem Bereich zwischen 60 kV/9 mA und 71 kV/15 mA des Originalprogramms liegen wiederum besser als der Durchschnitt und zeigen nur mäßige Unterschiede hinsichtlich ihrer subjektiven Bildqualität. Man beobachtet jedoch gegenüber den Zahnärzten eine erheblich größere Differenzierung der Bildqualität nach beiden Seiten der Skala des Sirona-Programms mit steigender Exposition. Der maximale Index der Exposition 84 kV/13 mA (P1) beträgt 2,74, der minimale Index von 1,38 wird durch die Expositionsparameter 60 kV/9 mA generiert.

Die Ergebnisse der Experimentalsoftware gleichen in ihrem Verlauf dem der Zahnärzte. Die Expositionswerte mit 3 und 4 mA zeigen die beschriebenen charakteristischen Abweichungen (vgl. 4.2.3). Bei den Expositionswerten zwischen 60 kV/5 mA und 60 kV/15 mA der Experimentalsoftware liegen die Indexwerte der MTRA zwischen 1,31 und 1,39. Auch die Expositionswerte zwischen 70 kV/5 mA und 70 kV/15 mA zeigen homogene Werte zwischen 1,68 und 1,74. Vergleicht man die Ergebnisse der 5 MTRA mit denen der Zahnärzte, beobachtet man eine deutliche Abweichung in der Beurteilung der Bildqualität bei den Expositionswerten 60 kV/5 mA bis 15 mA. Die MTRA beurteilten die Bildqualität bei 60 kV deutlich günstiger als die Zahnärzte.

Die Aufhärtung der Strahlenqualität wurde von den MTRA tendenziell schlechter beurteilt als von den Zahnärzten. Der Index beträgt hier zwischen 2,22 bis 2,86. Insgesamt wird deutlich, dass die Beurteilung der subjektiven Bildqualität durch die MTRA im Herstellerprogramm wesentlich differenzierter ausfällt, während in der experimentellen Software der Stufe mit 60 kV klar der Vorzug gegeben wird.

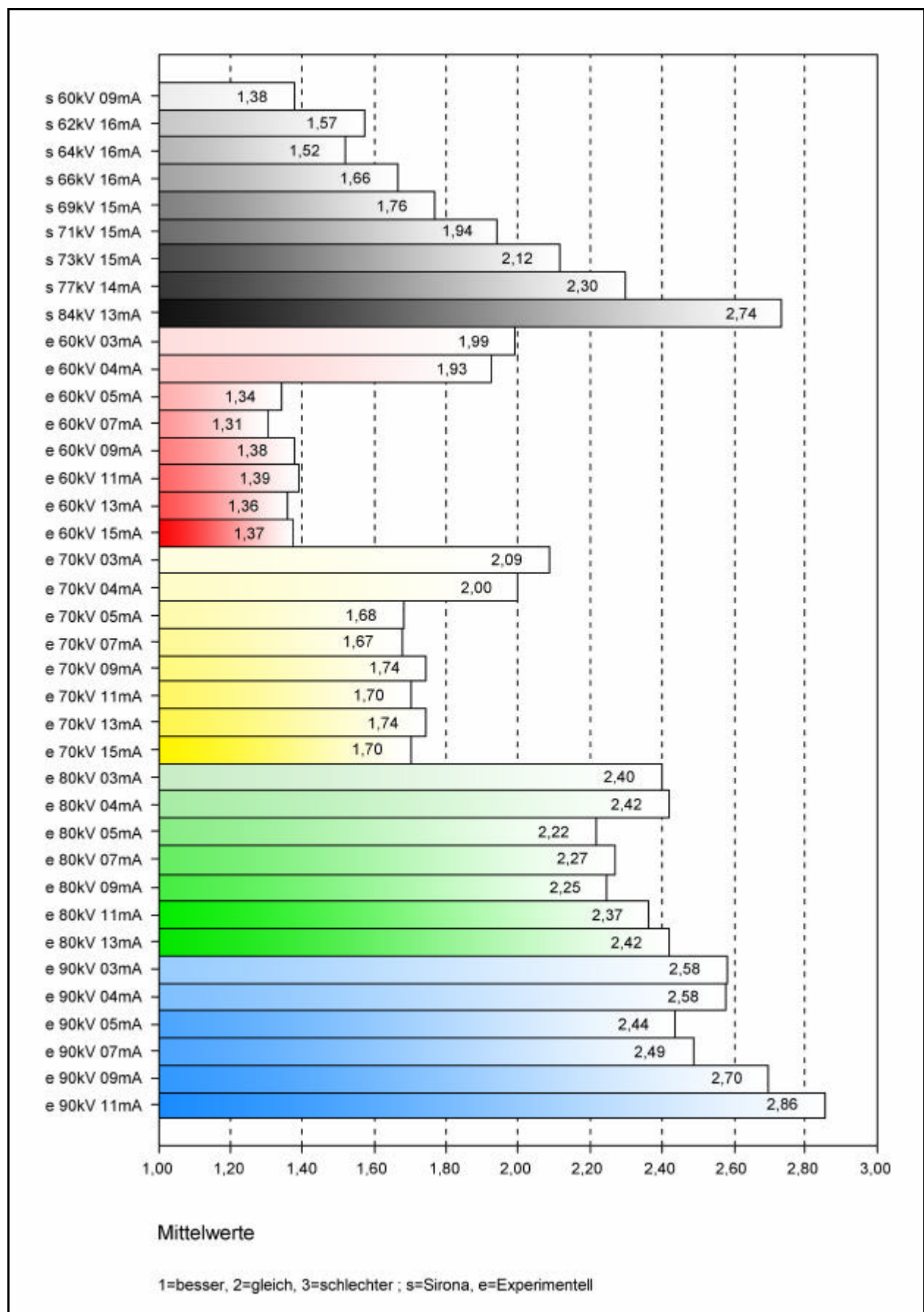


Abb. 19: Übersicht subjektive Bildqualität der 5 MTRA, Ergebnisse für Herstellerprogramm P1 (schwarz) und experimentelle Software (60 kV - 70 kV - 80 kV - 90 kV) - Balkendiagramm

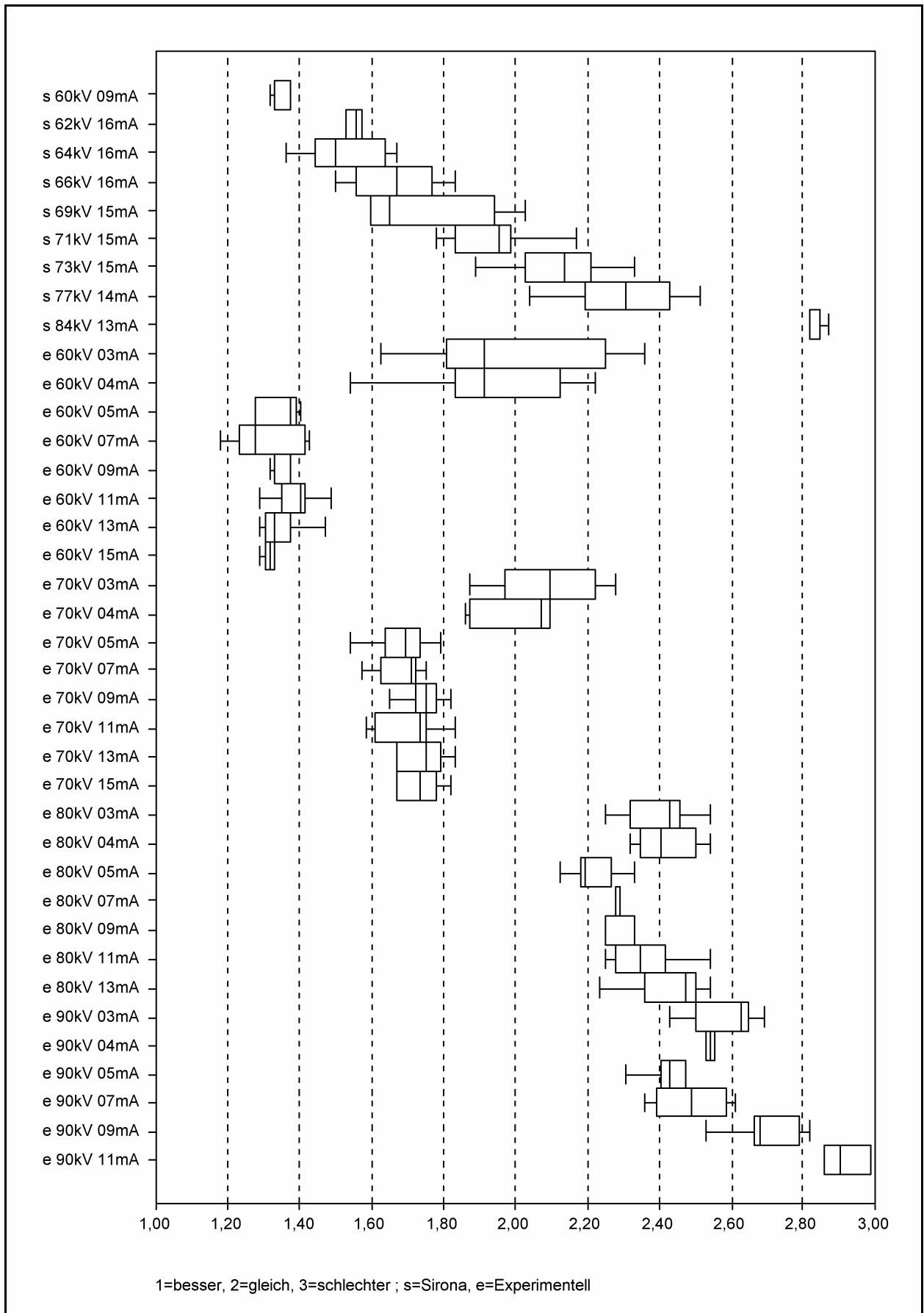


Abb. 20: Übersicht subjektive Bildqualität der 5 MTRA, Ergebnisse für Herstellerprogramm P1 (schwarz) und experimentelle Software (60 kV - 70 kV - 80 kV - 90 kV) – Boxplot

4.2.5 Zusammenfassung aller relevanten Expositionswerte

In Tabelle 6 werden alle relevanten Expositionswerte aus den vorherigen Kapiteln zusammengefasst. Hierbei werden innerhalb des vorgegebenen Indexes jeweils die maximalen und minimalen Werte der subjektiven Bildqualität aus dem Sirona-Standardprogramm und der Experimentalsoftware gegenübergestellt.

Tab. 6: Zusammenfassung aller relevanten Expositionswerte

Kapitel	Berechnung	Sirona Maximum	Sirona Minimum	Experimentelles. Programm Maximum	Experimentelles. Programm Minimum
4.2.1	Mittelwerte aller 39 Untersucher - Sirona-Programm	64 kV/16 mA (Index=1,74)	84 kV/13 mA (Index=2,44)	-	-
4.2.2	Mittelwerte aller 39 Untersucher - Sirona-Programm vs. Experimental	64 kV/16 mA (Index=1,72)	84 kV/13 mA (Index=2,33)	60 kV/11 mA (Index=1,69)	90 kV/11 mA (Index=2,45)
4.2.3	Mittelwerte aller 39 Untersucher Sirona-Programm vs. Experimental ohne 3 & 4 mA	64 kV/16 mA (Index=1,92)	84 kV/13 mA (Index=2,40)	60 kV/11 mA (Index=1,78)	90 kV/11 mA (Index=2,51)
4.2.4	Mittelwerte der 5 MTRA – Sirona.Programm vs. Experimental	60 kV/9 mA (Index=1,38)	84 kV/13 mA (Index=2,74)	60 kV/7 mA (Index=1,31)	90 kV/11 mA (Index=2,86)

Die Ergebnisse verdeutlichen, dass alle Untersucher unabhängig von der Form der Ermittlung des Maximums und Minimums die Expositionswerte 64 kV/16 mA (Sirona-Programm) und 60 kV/11 mA (experimental) bevorzugten.

4.3 Signifikanz der Verteilungsunterschiede

Bei der Beurteilung des Verhältnisses zwischen Bildqualität und kV/mA-Kennlinie ist das angewendete Verfahren in der Lage, die in einem vorgegebenen Indexrahmen zwischen 1 als Maximum und 3 als Minimum subjektiv eingeschätzte Bildqualität über den arithmetischen Mittelwert zu beschreiben. Aus den bisherigen Ergebnissen können jedoch keine definitiven Aussagen getroffen werden, ob signifikante Differenzen in der Bildqualität zwischen den verschiedenen Expositionswerten vorliegen. Betrachtet man die Boxplot-Darstellungen zur Ermittlung der subjektiven Bildqualität, erkennt man eine unterschiedlich breite Streuung der Beurteilungen für die angegebenen Expositionswerte (siehe Whiskers in Abbildungen 15, 18).

In diesem Abschnitt wird die Bildqualität relevanter Expositionswerte auf signifikante Abweichungen in Bezug auf die Index-Ergebnisse aus Kapitel 4.2.3 untersucht. Dabei soll zum einen die Signifikanz der Verteilungsunterschiede bei einer intentionellen Unterexposition mit der herstellereigenen bzw. experimentellen Software, zum anderen die durch Strahlenaufhärtung entstehenden Unterschiede bewertet werden.

4.3.1 Intentionelle Unterexposition

4.3.1.1 Wilcoxon-Test für die Herstellersoftware

Zunächst konnte für die Indexwerte der subjektiven Bildqualität im Bereich 60 kV/09 mA bis 77 kV/14 mA Normalverteilung nachgewiesen werden (Kolmogorov-Smirnov-Test, vgl. Boxplots). In der Folge wurde mittels des „t-Tests bei einer Stichprobe“ ermittelt, dass von allen Werten des Herstellerprogramms die fünf Werte von 60 kV/09 mA bis 69 kV/15 mA einen Indexwert ergeben, der signifikant besser als der Durchschnitt aller Aufnahmen (= 2) ausfällt. Es ist anzunehmen, dass die von einem fachkundigen Betreiber gewählten Expositionswerte ebenfalls in diesem Bereich liegen.

Eine intentionelle Unterexposition bei diesen Werten (z.B. von 64 kV/16 mA auf 60 kV/09 mA) führt zu Verteilungsunterschieden, die mittels des Wilcoxon-Tests auf ihre Signifikanz hin überprüft wurden. Es ergaben sich danach entweder eine teilweise signifikante Verbesserung (69 kV/15 mA zu 66 kV/16 mA, 66 kV/16 mA zu 64 kV/16 mA) oder nicht signifikante Verteilungsunterschiede (64 kV/16 mA zu 60 kV/09 mA) der subjektiven Bildqualität. Diese lassen sich der Tabelle 7 entnehmen. In der Abbildung 21 sind sie der Übersichtlichkeit halber nicht eingezeichnet. Im Vergleich der Stufen 64 kV/16 mA zu 62 kV/ 16 mA lag der einzige Fall vor, bei dem die intentionelle Unterbelichtung eine signifikante Verschlechterung ergab. Die Position des Wertes 62 kV/16 mA in der Expositionsdatenreihe, der Vergleich mit dem Wert 60 kV/09 mA und die direkte Auswertung der Vergleichsbilder (64 kV/16 mA zu 62 kV/16 mA) können dazu beitragen, den Stellenwert dieser Aussage richtig einzuschätzen (vgl. Abbildung 22, Screenshot 64/62 kV). Da eine intentionelle Unterexposition auch bei der experimentellen Software nur zu schwach signifikanten Unterschieden führte (s. u.), erscheint es gerechtfertigt, die Abweichung des Wertes 62 kV/ 16 mA bereits im Stadium der Auswertung als Ausreißer zu bezeichnen.

Überblick über Signifikanzniveaus für alle Tabellen und Abbildungen der folgenden Kapitel 4.3.1-4.3.3

- Die Tabellen weisen alle Ergebnisse des Wilcoxon-Tests für die gewonnenen Indexwerte aus; die Diagramme enthalten nur relevante Indexwerte
- Die Zusammenfassung für nicht aufgeführte Indexwerte findet sich im Text
- Signifikanzniveaus:
 - $p > 0,05$ ns nicht signifikant unterschiedlich
 - $p < 0,05$ * schwach signifikanter Unterschied (1:20)
 - $p < 0,01$ ** signifikanter Unterschied (1:100)
 - $p < 0,001$ *** großer signifikanter Unterschied (1:1000)

Tab. 7: Intentionelle Unterexposition Herstellersoftware

Vergleichspaar	Median	Mittelwert	Signifikanz	Bewertung
60 kV/09 mA - 62 kV/16 mA	1,786 1,929	1,826 1,916	0,032	*
60 kV/09 mA - 64 kV/16 mA	1,786 1,821	1,826 1,817	0,791	ns
62 kV/16 mA - 64 kV/16 mA	1,929 1,821	1,916 1,817	0,000	***
64 kV/16 mA - 66 kV/16 mA	1,821 1,857	1,817 1,874	0,020	*
66 kV/16 mA - 69 kV/15 mA	1,857 1,911	1,874 1,912	0,130	ns
64 kV/16 mA - 69 kV/15 mA	1,821 1,911	1,817 1,912	0,003	**

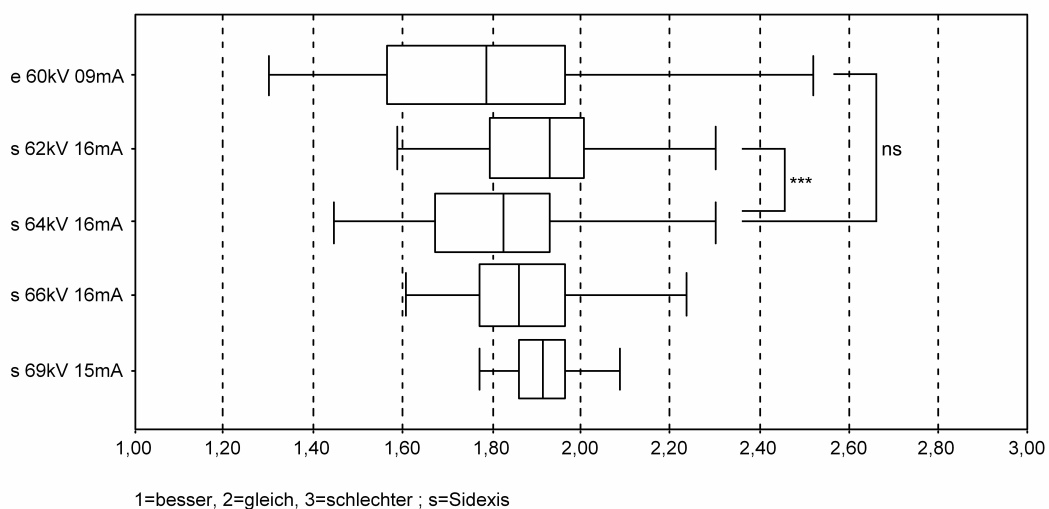


Abb. 21: Intentionelle Unterexposition Herstellersoftware

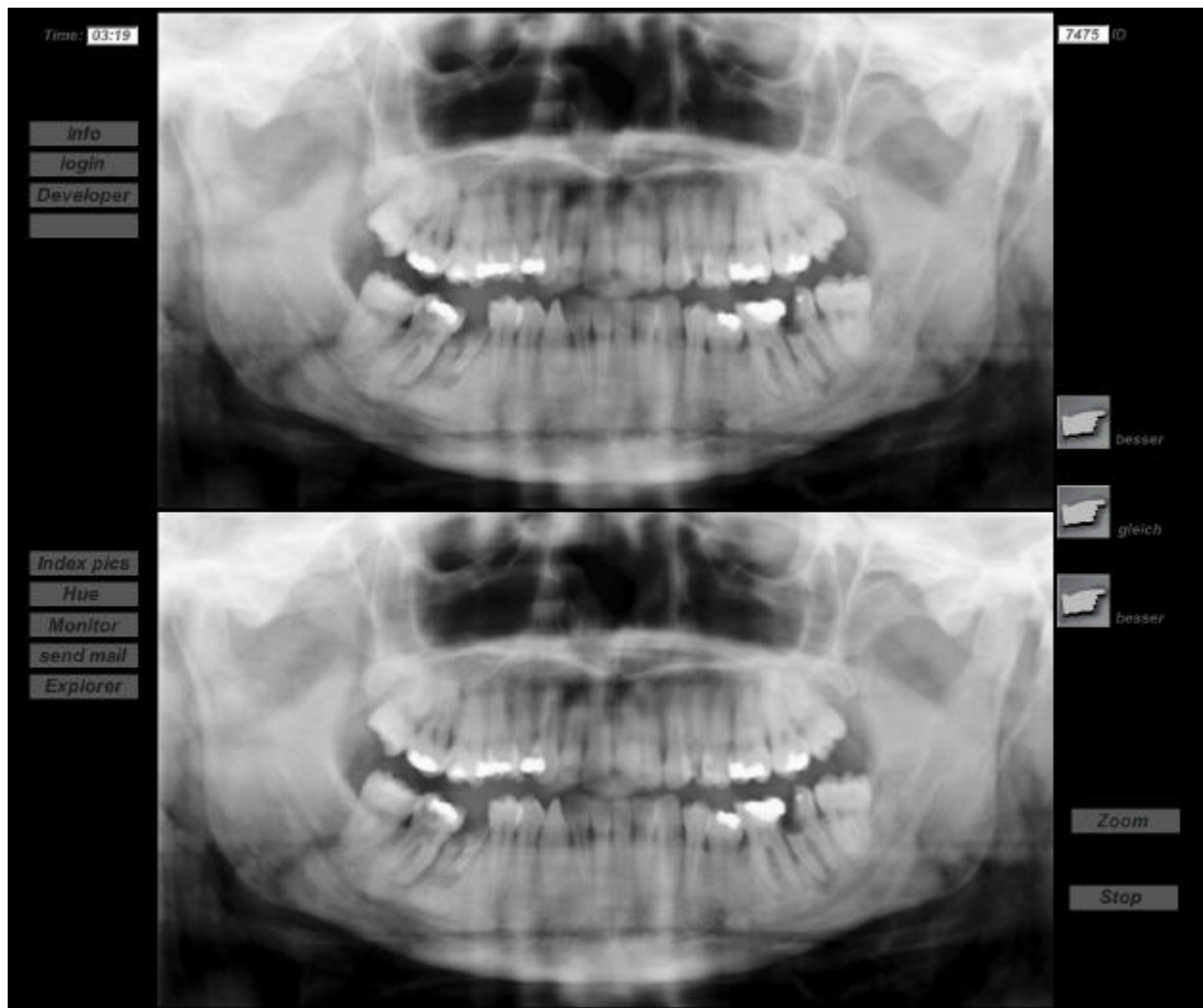


Abb. 22: Screenshot 64 kV (oben)/62 kV (unten)

4.3.1.2 Wilcoxon-Test für die experimentelle Software

Eine intentionelle Unterexposition in den Bereichen 60 kV/5 mA-15 mA und 70 kV/5 mA – 15 mA führte im Regelfall entweder zu einer Verbesserung oder zu nicht signifikanten Verteilungsunterschieden der Indexwerte (Abbildung 23). Diese sind ebenfalls aus Gründen der Übersichtlichkeit in Abbildung 23/Tabelle 8 nicht eigens aufgeführt. Lediglich bei den Maximalwerten des Index (60 kV/11 mA, 70 kV/11 mA) innerhalb des jeweiligen Expositionsintervalls kam es bei intentioneller Unterexposition zu einer schwach signifikanten Verschlechterung der subjektiven Bildqualität.

Tab. 8: Intentionelle Unterexposition experimenteller Software

Vergleichspaar	Median	Mittelwert	Signifikanz	Bewertung
60 kV/05 mA-	1,732	1,820	0,044	*
60 kV/11 mA	1,679	1,776		

60 kV/07 mA - 60 kV/11 mA	1,732 1,679	1,830 1,776	0,040	*
60 kV/09 mA - 60 kV/11 mA	1,786 1,679	1,826 1,776	0,011	*

70 kV/05 mA - 70 kV/11 mA	1,893 1,821	1,893 1,843	0,066	*
70 kV/07 mA - 70 kV/11 mA	1,875 1,821	1,923 1,843	0,003	*
70 kV/09 mA - 70 kV/11 mA	1,857 1,821	1,863 1,843	0,398	ns

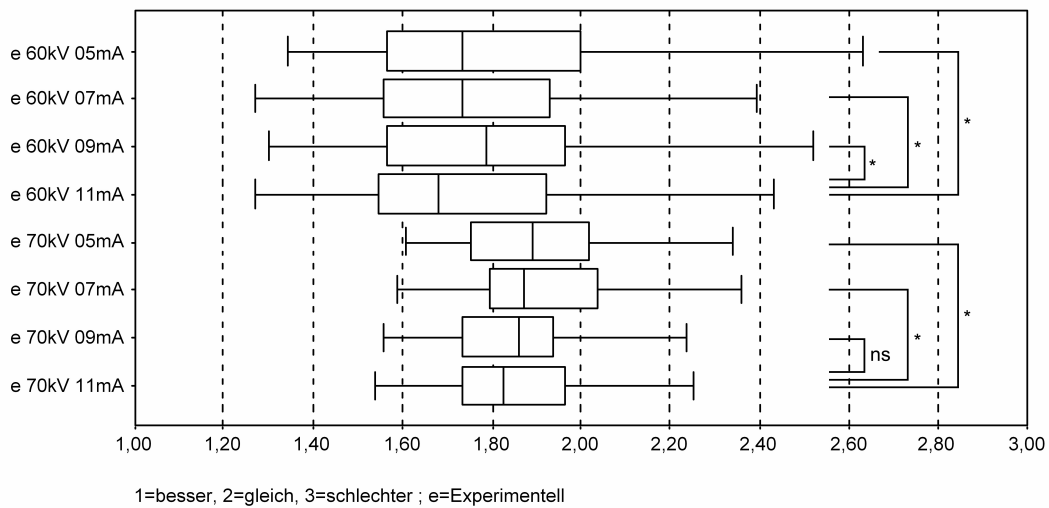


Abb. 23: Intentionelle Unterexposition experimenteller Software

4.3.2 Strahlenaufhärtung

Eine Dosisreduktion ist weiterhin theoretisch dann zu erreichen, wenn Expositionswerte mit höherer kV-Zahl zum Einsatz kommen und die absorbierte Dosis sinkt (Strahlenaufhärtung) [39]. Werte von 80 kV/5 mA – 13 mA und 90 kV/5 mA – 11 mA ergeben, verglichen sowohl mit P1 als auch der experimentellen Software (60 kV/5 mA - 15 mA, 70 kV/5 mA - 15 mA), stets eine signifikante bis hoch signifikante Verschlechterung der Indexwerte. Wurden die Werte der Herstellersoftware (60 kV/9 mA bis 69 kV/15 mA) mit der 70-kV-Stufe der experimentellen Software verglichen, waren die Verteilungsunterschiede generell nicht signifikant. Diese sind daher, wie oben, in Tabelle 9/Abbildung 24 nicht eigens angeführt. Eine signifikante Verschlechterung der Indexwerte zeigte sich nur dann, wenn die Bestwerte der

Herstellersoftware (60 kV/9 mA, 64 kV/16 mA) mit den Minimalwerten der experimentellen Software bei 70 kV verglichen wurden.

Insgesamt führt damit eine Strahlenaufhärtung auf 80 kV und darüber zu signifikanter bis hochsignifikanter Verschlechterung der subjektiven Bildqualität, während sie bei 70 kV nicht auszuschließen ist. Eine wesentliche Strahlenaufhärtung im engeren Sinne liegt bei 70 kV-Werten verglichen zur Herstellersoftware nicht vor.

Tab. 9: Strahlenaufhärtung

Vergleichspaar	Median	Mittelwert	Signifikanz	Bewertung
60 kV/09 mA - 70 kV/07 mA	1,786 1,875	1,826 1,923	0,007	**
64 kV/16 mA - 70 kV/07 mA	1,821 1,875	1,817 1,923	0,002	**
64 kV/16 mA - 70 kV/13 mA	1,821 1,929	1,817 1,886	0,042	**
64 kV/16 mA - 70 kV/15 mA	1,821 1,893	1,817 1,913	0,013	**

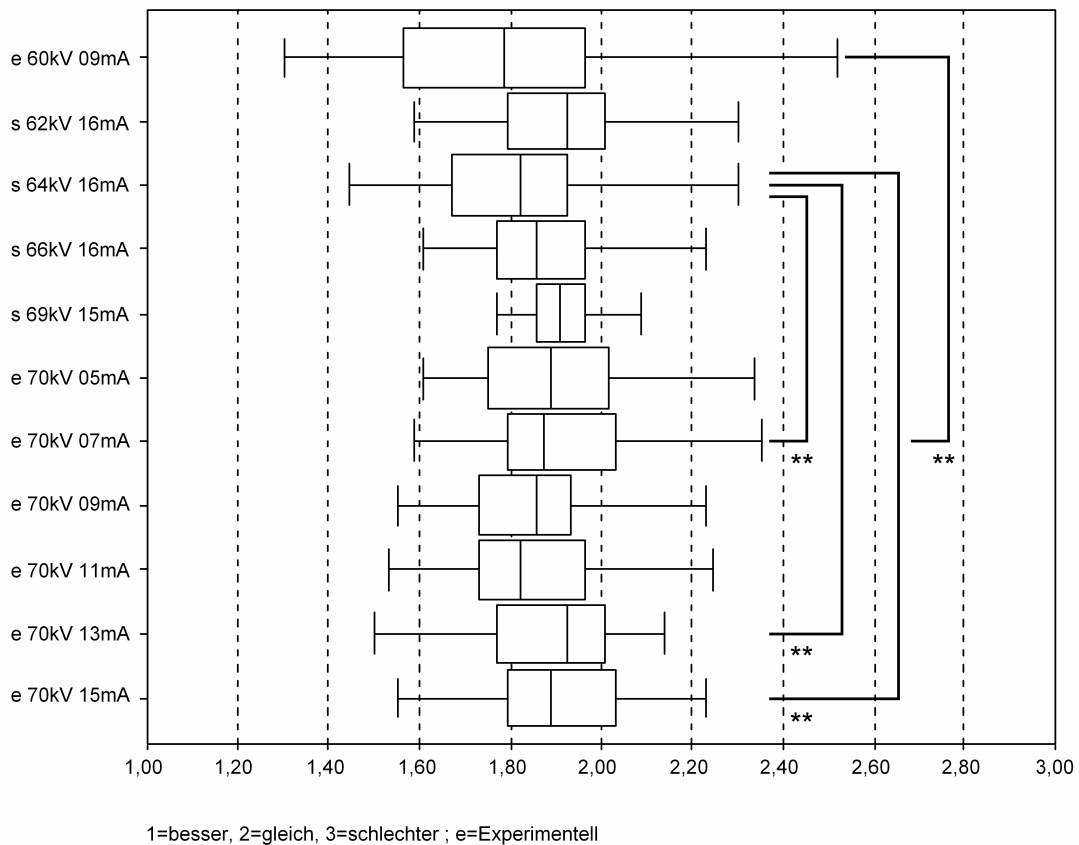


Abb. 24: Strahlenaufhärtung

4.3.3 Einzelne Expositionsstufen

Art und konstruktive Merkmale der verwendeten Software gestatten es, mittels des Index-Wertes einen vollständigen Überblick über die Relation von Exposition und Dosis bei allen Expositionswerten zu geben. Zusätzlich ist es möglich, Indices der subjektiv bewerteten Bildqualität auch für den Vergleich zweier einzelner Expositionsstufen zu berechnen. Diese Werte geben dann an, wie PSA a gegenüber PSA b im Einzelvergleich bewertet wurde ($39 \times 2 = 78$ Vergleichen), ähnlich der von Hassfeld angegebenen Bildvergleiche [7]. Dimensionierung des Index und statistisches Testverfahren bleiben identisch, so dass die Prüfung auf Signifikanz der Verteilungsunterschiede zur Verifikation der Aussagen bei kritischen Expositionsstufen verwendet werden kann.

Eine intentionelle Unterexposition in der Herstellersoftware führte, wie beschrieben, generell zur Verbesserung oder zu nicht signifikanten Verteilungsunterschieden der subjektiven Bildqualität. Wie in Kapitel 4.3.1 angeführt, liegt nur in einem einzigen Fall (64 kV/16 mA auf 62 kV/16 mA) eine Verschlechterung der Bildqualität vor, jedoch verbunden mit einem nur schwach signifikanten Verteilungsunterschied (Tabelle 10). Der Vergleich der Indexwerte nur dieses Bildpaares allein bestätigt die annähernd äquivalente Bildqualität der in Abbildung 22 dargestellten Expositionswerte 64 kV und 62 kV.

Tab. 10: Intentionelle Unterexposition zweier Bildpaare - Herstellersoftware

Vergleichspaar	Signifikanz (2-seitig)	Bewertung
64 kV/16 mA – 62 kV/16 mA	0,019	*
64 kV/16 mA – 60 kV/09 mA	0,638	ns
66 kV/16 mA – 64 kV/16 mA	0,518	ns

Analog dazu führt eine intentionelle Unterexposition in der experimentellen Software in den Bereichen 60 kV/11 mA – 5 mA und 70 kV/11 mA – 7 mA zu nicht signifikanten Verteilungsunterschieden der Bildqualität. Wie oben zeigt sich nur bei einem Bildpaar (60 kV/11 mA auf 60 kV/9 mA) ein schwach signifikanter Verteilungsunterschied (Tabelle 11). Außerhalb der genannten Intervalle führt eine weitere Reduktion der Dosis zu hoch signifikanten Verteilungsunterschieden (vgl. 4.3.1.2).

Tab. 11: Intentionelle Unterexposition zweier Bildpaare – Experimentelle Software

Vergleichspaar	Signifikanz (2-seitig)	Bewertung
60 kV/11 mA – 60 kV/09 mA	0,033	*
60 kV/11 mA – 60 kV/07 mA	0,546	ns
60 kV/11 mA – 60 kV/05 mA	0,359	ns
70 kV/11 mA – 70 kV/09 mA	0,912	ns
70 kV/11 mA – 70 kV/07 mA	0,819	ns

Werden die Bestwerte der Herstellersoftware mit den Bestwerten der experimentellen Software verglichen, um auf dem Wege der Strahlenaufhärtung eine Dosisreduktion zu erzielen, ergibt sich nur in diesem idealen Fall ein nicht signifikanter Verteilungsunterschied. Auch dies lässt sich mit dem Vergleich der Einzelbildpaare belegen (Tabelle 12).

Tab. 12: Strahlenaufhärtung bei zwei Bildpaaren

Vergleichspaar	Signifikanz (2-seitig)	Bewertung
64 kV/16 mA – 70 kV/11 mA	0,349	ns
64 kV/16 mA – 80 kV/07 mA	0,239	ns

Der Vergleich von einzelnen Expositionsstufen kann dazu dienen, folgende Schlussfolgerungen aus der Analyse der Verteilungsunterschiede der Bildqualität zu unterstreichen:

- Intentionelle Unterexposition im Bereich der Herstellersoftware veränderte die subjektiv beurteilte Bildqualität nicht. Dies kann für den gesamten in der Herstellersoftware verfügbaren Expositionsbereich angenommen werden.
- Intentionelle Unterexposition im Bereich der wesentlich weiter gespreizten experimentellen Software führte in einem schmaleren Expositionsspektrum als bei der Herstellersoftware ebenfalls nicht zu signifikanten Verteilungsunterschieden. Außerhalb dieses Bereiches war die Verschlechterung signifikant.
- Strahlenaufhärtung führt nur im Einzelfall zu äquivalenter Bildqualität, während über weite Bereiche der Expositionsstufen eine hochsignifikante Verschlechterung eintritt.

5 Diskussion

5.1 Methodik

5.2 Versuchsaufbau und Versuchsdurchführung

Das in der vorliegenden Arbeit verwendete Evaluationsprogramm erlaubt es, Urteile zur subjektiven Bildqualität automatisiert und in größeren Informationsnetzen zu erfassen. Voraussetzungen dafür sind eine Reihe methodischer Überlegungen, die, auch im Vergleich zum insgesamt noch sehr überschaubaren Stand der Literatur, anzustellen sind: die Wahl eines geeigneten Evaluationsverfahrens, die Auswahl des Studienobjektes, die Entscheidung für ein geeignetes Bildformat, die Auswahl eines geeigneten Bildwiedergabegerätes und die Bestimmung geeigneter Kriterien der subjektiven Bildqualität.

5.2.1 Wahl des geeigneten Evaluationsverfahren

Für die hier vorliegende Untersuchung war bereits in Vorversuchen an vier Testpersonen festgestellt worden, dass aufgrund der hohen Anzahl an Vergleichspaaren (1369) keine komplexen Fragebögen zur Beurteilung der Bildqualität einsetzbar sind. Außerdem stellen die Panoramaschichtaufnahmen durch ihre zum Teil sehr ähnliche Bildqualität für eine Differenzierung mittels eines Punktwertesystems (Scores) ein Problem dar. Scores sind anfällig für intra- und interindividuelle Streuungen (Bias). So wurde die Beurteilung der subjektiven Bildqualität der dargestellten PSA durch ein iteratives Verfahren vorgenommen, das den Qualitätsindex über eine Reihe einfach zu treffender Einzelentscheidungen ermittelt.

Weiterhin ist festzustellen, dass die Aufnahmeparameter (Expositionswerte) für den spezifischen Einzelfall klinisch nicht exakt definiert vorliegen. Vielmehr werden geeignete Expositionswerte (kV/mA-Kombinationen) für unterschiedliche Patienten an Hand der Belichtungsautomatik oder durch eine MTRA nach einer grob eingeteilten Skala mit Einstellungen von sehr klein über klein, mittel und groß ausgewählt. Klinische Erfahrungen mit digitalen Systemen deuteten darauf hin, dass damit weitgehend unabhängig von der Exposition Panoramaschichtaufnahmen ausreichender Bildqualität erstellt werden können. Über einen entsprechenden Index, so wie er in der

vorliegenden Arbeit berechnet wurde, können diese Expositionswerte direkt mit einem entsprechenden Qualitätsmaß verknüpft werden.

Das verwendete Verfahren zur Indexbildung führt zu weiteren Fragestellungen: Zunächst kann die Anzahl an Vergleichspaaren (1369) zu Ermüdungserscheinungen oder einer Überforderung führen. Durch die Einführung der „Stop-Funktion“ konnten jedoch alle Untersucher bei beginnender Ermüdung die Evaluation jederzeit unterbrechen. Diese Möglichkeit wurde von allen Untersuchern auch genutzt.

Die Option der „Gleich-Taste“ führte zu einer erschwerten statistischen Auswertung. Wie der Abbildung 11 entnommen werden kann, beurteilten einige Untersucher sehr häufig (maximal 800 Einzelentscheidungen) die Bildqualität unterschiedlicher Expositionswerte als äquivalent. Psychologen empfehlen bei ähnlichen Experimenten einen Entscheidungszwang (Forced-Choice-Experiment). Das Problem dieser Form der Evaluation liegt testtheoretisch darin, dass Untersucher sich im Zweifelsfall nicht festlegen können oder wollen und somit die indifferente, dritte Wahl treffen würden. Statistisch betrachtet hätte eine Indexskala auch ausschließlich nur durch die Einführung der Maus-Buttons „Bild besser oben“ und „Bild besser unten“ gebildet werden können. Die Einführung der 37 identischen Vergleichspaare und die Kenntnis der zum Teil sehr ähnlichen Bildqualitäten der unterschiedlichen Expositionswerte führte jedoch zu Beginn der Evaluation zu einer Entscheidung zugunsten der Aufnahme des entsprechenden, wenngleich komplexeren Evaluationsverfahrens.

Wie bereits in Kapitel 4.2 beschrieben wurde, werden neben den 37 identischen Vergleichspaaren 666 Evaluationspaare mit unterschiedlicher Exposition verglichen. Diese Evaluationspaare werden mittels eines Zufallsgenerators zu einem späteren Zeitpunkt der Evaluation in umgekehrter Bildschirmposition wiederholt dargestellt ($2 \times 666 = 1332$). Ausgehend von dieser Überlegung erkennt man in der Abbildung 11 eine Reihe von Untersuchern mit unterschiedlicher Summe der Einzelentscheidungen für „Bild oben besser“ und „Bild unten besser“. Hieraus folgt, dass Untersucher mit einer deutlichen Abweichung in diesem Verhältnis sich generell für eine bestimmte Monitorhälfte entschieden haben. Eine generelle Ursache für diese Präferenzen ist nach den hier vorliegenden Ergebnissen nicht auszumachen. Weder wurde einer Monitorhälfte generell der Vorzug gegeben noch findet sich, über alle Teilnehmer berechnet, eine entsprechende Disparität. Jedes der Bild- bzw. Expositionspaare wurde in beiden möglichen Formen (oben/unten – unten/oben) präsentiert. Der systematische

Fehler, der aus der Präferenz für die Bildhälften des Wiedergabegerätes resultiert, wird damit in allen Fällen kompensiert.

5.2.2 Auswahl des Studienobjektes

Prinzipiell kommen für die vergleichende Untersuchung von Aufnahmen an PSA-Geräten als Untersuchungsgut in Frage: Anthropomorphe Technikphantome, mazerierte Schädel, vollständige Feuchtpräparate sowie vergleichende Untersuchungen an multiplen Aufnahmen jeweils gleicher Patienten.

Vergleichbare Studien, die die subjektive Bildqualität digitaler Panoramischichtaufnahmen mit erniedrigten Expositionswerten untersuchten, finden sich bisher in der Literatur nur vereinzelt [5-7]. In einer früheren Studie von Hassfeld et al. wurde bereits eine Verringerung der Dosis um 40% im Vergleich zur konventionellen Filmtechnik beschrieben, ohne dass ein Bildqualitätsverlust wahrnehmbar war. Diese Studie wurde an 100 Patienten durchgeführt, deren Aufnahmen mit dem vorgegebenen Belichtungswert und zusätzliche Aufnahmen mit erniedrigter Exposition (Verringerungen von 2 bis 4 Belichtungsstufen innerhalb des Sirona-Standard-Belichtungsprogramms P1) entwickelt wurden [6].

Andere Studien zur Messung der Strahlenbelastung bzw. die Entwicklung eines Messverfahrens zur Dosismessung im Kopf-Hals-Bereich wurden von Schöfer [92] und Visser primär mit Hilfe von Phantom-Modellen durchgeführt. Das Ergebnis der dosimetrischen Messung Vissers der digitalen PSA gegenüber konventioneller Technik ergab, dass die jeweils höchsten Energiedosiswerte im Bereich der Glandula parotis, im Kieferwinkel, in der Glandula submandibularis und an der Nackenhaut registriert wurden. Bei Verwendung der konventionellen Geräte ergaben sich effektive Dosen von 16-21 μSv , bei den digitalen Geräten von 5 bzw. 14 μSv [4].

In der vorliegenden Studie wurde ein vollständiges Feuchtpräparat eines menschlichen Schädels verwendet. Der Grund dafür lag in der Tatsache, dass nur auf diese Weise ein für den Kliniker realistisch erscheinendes Bild zu erzeugen ist. Gleichzeitig können die ethischen Bedenken bei multiplen, lediglich zu Forschungszwecken dienenden Patientenaufnahmen ausgeschaltet werden.

Gleichwohl ist anzumerken, dass sich die Ergebnisse im engeren Sinn stets nur auf das verwendete Phantom beziehen können. Eine Auswertung z.B. in Hinsicht auf

Referenzdosiswerte ist, da nicht auszuschließen ist, dass das Präparat evtl. zwischenzeitlich auch in alkoholischen Lösungen aufbewahrt wurde, nicht zwingend gegeben. Dies spielt für den interindividuellen Vergleich von Dosis- und Bildqualitätsindizes jedoch nur eine untergeordnete Rolle.

5.2.3 Auswahl des Bildformates

Neben dem Ziel dieser Untersuchung, die Möglichkeiten der Signalverarbeitung digitaler Panoramaschichtgeräte in Relation zur Exposition zu untersuchen, wurde versucht, die technischen Möglichkeiten der Telekommunikation in diese Untersuchung zu integrieren, um den Evaluationsprozess dem digitalen Medium anzupassen.

Der Grundgedanke besteht in der Entwicklung einer plattformunabhängigen Evaluationsumgebung, welche im Internet oder Intranet eingesetzt werden kann. Die Einbindung der Röntgenbilder in dieses System setzt voraus, dass Bildformate verwendet werden, die kompatibel mit den Voraussetzungen zur Darstellung dieser Bilder in Web-Browsern sind. Ferner sind die Kriterien der Bildübertragung in Abhängigkeit zur Bilddateigröße nicht zu vernachlässigen [70]. Die in Kapitel 3.4.1 beschriebenen Kriterien zur Auswahl des Bildformates JPEG in dieser Studie stützten sich auf Ergebnisse von Studien in dem Zeitraum, in dem die Evaluationssoftware entwickelt wurde [49-51; 56; 57; 93; 94].

Es ist bekannt, dass eine verlustbehaftete Kompression zu irreversiblen Verlusten an Bildinformationen führen kann. Eine Anzahl von Studien hat die Wirkung der verlustbehafteten Kompression auf die diagnostische Genauigkeit, [95-99] die visuelle Kariesdiagnostik und die subjektive Bildqualität untersucht [56; 94; 100], auch im Hinblick auf ihren möglichen Einsatz in der Teleradiologie [70; 101-103]. Es existierte jedoch bis zu dieser Zeit keine Studie, welche den Einfluss der digitalen Bildkompression mittels genauer Bestimmung der Bildveränderungen (Veränderung der Grauwerteskala, Positionsveränderung der Pixel) untersuchte. Ferner wurden zur Darstellung der verwendeten Bildformate unterschiedliche Programme eingesetzt. Hierbei wurde die Abbildungswiedergabe für ein bestimmtes Bildformat in unterschiedlichen Bildbetrachtungsprogrammen ebenfalls nicht untersucht.

Gürdal et al. konnten in einer Studie zeigen, dass im Gegensatz zu diesen Verfahren [95-99] die Darstellung von Röntgenbildern im TIFF-Format ohne Übertragungsverlust möglich ist. Es wurde keine Veränderung der Grauwerteskala nach Speichern der

Originalbilder im TIFF-Format beobachtet. Die Wiedergabe der TIFF-Bilder über drei verschiedene Bildanalyse-Programme war bei zweien dieser Programme identisch, bei einem zeigten sich keine signifikanten Veränderungen. Im Gegensatz stellte sich JPEG mit deutlich verlustbehafteter Kompression (Faktor 1:27) [56; 57] als ein Bildformat dar, das eine größere Abweichung gegenüber dem Originalbild bei der Konvertierung des Bildes aufweist. Ferner stellen verschiedene Programme JPEG-Bilder nach der Dekompression auf dem Bildschirm unterschiedlich dar. So können laut Gürdal je nach verwendetem Programm Abweichungen der Grauwerte-Skala bis zu 20% gegenüber dem eingescannten Originalbild auftreten [104].

In dieser Untersuchung wurden im Gegensatz zu der Studie von Gürdal (Kompressionsfaktor 27:1) die digitalen Panoramachichtaufnahmen mit maximaler Qualität (in früheren Versionen von Photoshop als „100%“ bezeichnet) komprimiert. Das JPEG-Format wurde primär verwendet, um die Darstellung in einem Internetbrowser zu ermöglichen, was bei TIFF nicht möglich ist, und nicht, um eine Datenreduktion zu erzielen, deren Vorteil bei der Geschwindigkeit der Datenübertragung im Intranet nur zweitrangig ist. Auch der Einsatz der DICOM-Bildformate wurde in dieser Untersuchung noch nicht berücksichtigt, da hier auch ein möglicher Einsatz in der zahnmedizinischen Praxis verfügbare Methode der Bilddarstellung anzuwenden war.

Zur Zeit werden in einigen Untersuchungen neue Bildformate für die Radiographie auf ihre Einsatzmöglichkeiten hin überprüft. Hierzu gehören das PNG-Format (Portable Network Graphic-Format), und alternativ zum JPEG-Format das JPEG 2000, das FlashPix und das Wavelet-Verfahren LuraWave. Diese Formate versuchen den Spagat zwischen optimaler Bildqualität und minimalem Speicherplatzverbrauch zu minimieren [42; 102; 105]. Da jedoch zur Zeit keinerlei Erfahrungen mit diesen Formaten vorliegen und sie aufgrund ihrer Kompressionsart, der Fraktalkompression, in der dentalen Radiographie noch nicht eingesetzt werden, wurden sie in dieser Untersuchung nicht berücksichtigt.

5.2.4 Beurteilung der subjektiven Bildqualität

Eine entscheidende Schwierigkeit in der qualitativen Bewertung bei vielen bildgebenden Verfahren stellt die Tatsache dar, dass ein unabhängiger Goldstandard für die diagnostische Wertigkeit nicht vorhanden ist oder nicht ermittelt werden kann.

So ist eine histologische Aufarbeitung von Untersuchungsgut, das zur Panoramaschichtaufnahme zur Verfügung stand, in der Regel unmöglich.

Die subjektive Bewertung der Bildqualität ist eine Hilfskonstruktion, bei der angenommen wird, dass die bislang erworbene Erfahrung die Untersucher in die Lage versetzt, im Zuge der Analogie ein vergleichbares Verfahren zu beurteilen. Als Beispiel kann der Vergleich von Panoramaschichtaufnahmen, die mit unterschiedlichen Filmfabrikaten hergestellt wurden, dienen. Im Bereich der digitalen dentalen Radiographie wird die Bewertung der subjektiven Bildqualität bisher in der Literatur unterschiedlich definiert. Auch die Ergebnisse der entsprechenden Untersuchungen differieren sowohl innerhalb der Gerätegruppen der intra- und extraoralen Systeme als auch zwischen diesen [5; 7; 33; 56; 89-91; 94; 106-111].

Für intraorale Systeme sind bislang drei verschiedene Ansätze zur Evaluation der subjektiven Bildqualität publiziert worden. Nach einem Modell werden die Beurteilungen an Hand der Darstellungsqualität von Wurzelkanalinstrumenten in der regio apicalis abgeschätzt und so indirekt die Bildqualität gemessen [89; 106]. Dieses Beurteilungskriterium wurde von Versteeg et al. angewendet. Hierbei wurde bestimmt, ob eine signifikante Verschlechterung der Bildqualität nach Verkleinerung der intraoralen digitalen Aufnahmen vorlag, indem die Wurzelkanalinstrumente sowohl an nicht auflösungsveränderten als auch an verkleinerten digitalen intraoralen Röntgenbildern beurteilt wurden [107].

Eine zweite Gruppe zur Einschätzung der Bildqualität stellen in der Literatur die Arbeiten dar, die die Diagnostik kariöser Läsionen untersuchen. In einer Studie von Janhom et al. wurde z.B. eine 5-Punkte-Skala definiert, an Hand derer die Untersucher festlegen sollten, ob Karies vorhanden ist. Die Einschätzung konnte über folgende Punkte bestimmt werden: 1. Karies nicht vorhanden; 2. Karies wahrscheinlich nicht vorhanden; 3. unsicher, ob Karies vorhanden; 4. Karies wahrscheinlich vorhanden; 5. Karies definitiv vorhanden [56]. Auf dieser Grundlage führten Gotfredsen et al. ihre Studien zur Beurteilung 4 verschiedener digitaler Systeme durch. Hierbei wurde von einem im Hintergrund laufenden Evaluationsprogramm registriert, inwieweit Untersucher bildverbessernde Maßnahmen zur Kariesdiagnostik nutzten. Zu diesen Bildoptimierungen gehörten die Einstellungen für Gamma-, Helligkeits-, und Kontrastwerte [108].

Eine dritte in der Literatur beschriebene Methode stellen Skalen wie die von Kashima et al. definierte 8-Punkte-Skala dar [109]. Die 8 Punkte zur Bestimmung der Bildqualität standen für folgende Kriterien: 1. generelle anatomische Strukturen; 2. Parodontalspalt im apikalen Bereich; 3. Lamina dura; 4. Bone trabecular pattern (Knochenstrukturdarstellungen der Spongiosa); 5. Dentin-Schmelz-Grenze; 6. Interdental septal bone level (Interdentale Knochenlamellen); 7. Wurzelkanal im apikalen Bereich; 8. Furkationsbereich. Auf Basis dieser Kriterien publizierten Yuasa et al. Studien zur Beurteilung der subjektiven Bildqualität von WWW-optimierten intraoralen digitalen Röntgenbildern durch Datenübermittlung mit Dateigrößen von 30 Kilobyte und weniger. Hierbei wurden konventionelle Röntgenbilder in unterschiedlichen Auflösungen (100, 200, 300, 400 und 600 dpi) mittels eines Flachbett-Scanners digitalisiert und in das JPEG-Bildformat überführt, wobei 11 verschiedene Kompressionsstärken eingestellt wurden. Hieraus resultierten 55 Kombinationen von Auflösung und Kompressionsrate. Die subjektive Bildqualität wurde an Hand der Darstellung der 8 anatomischen Strukturen bewertet. Das Ergebnis dieser Studie lautete, dass nur eine Kombination (Auflösung 400 dpi und Kompressionsstufe JPEG-6 mit einer Dateigröße von 25 Kilobyte) alle geforderten Strukturen ausreichend wiedergeben konnte. Nach Yuasa bieten komprimierte Zahnfilmaufnahmen mit einer Dateigröße von 30 Kilobyte und weniger nicht immer eine ausreichende Qualität. Dieser Nachteil muss jedoch im Hinblick auf die positiven Möglichkeiten der Telekommunikation differenziert betrachtet werden [94].

Bei der Beurteilung der Bildqualität digitaler und analoger Panoramaschichtaufnahmen liegen ebenfalls keine einheitlichen Kriterien zur Bestimmung der Bildqualität vor. In einer Studie von Dula et al. wurden die Darstellungen standardisierter transluzenter Knochenläsionen von 1 bis 1,25 mm Größe an 6 unterschiedlichen humanen Unterkieferpräparaten (mazerierte Kiefer) beurteilt. In dieser Untersuchung wurde die Anwendung der Unterexposition bei einem Orthophos DS detailliert beurteilt. Es wurden 432 Panoramaschichtaufnahmen mit den Expositionswerten 60 kV/15 mA, 64 kV/16 mA und 60 kV/16 mA hergestellt, so dass in diesen 432 Aufnahmen 288 standardisierte Knochenläsionen vorlagen. Die Beurteilung der Bildqualität erfolgte indirekt durch die Bestimmung und Erkennbarkeit der Knochenläsion. Das Ergebnis dieser Studie verdeutlichte, dass bei einer Defektgröße von 1 mm keine signifikanten Unterschiede zwischen den Expositionswerten mit 69, 64 oder 60 kV auftraten. Für eine Defektgröße von 1,25 mm konnten ebenfalls keine bedeutsamen Unterschiede zwischen den

Abbildungen mit 69 und 60 kV beobachtet werden, jedoch statistisch betrachtet ein signifikanter Unterschied in der Erkennbarkeit zwischen den Abbildungen mit Expositionswerten von 64 kV gegenüber 69 kV und 60 kV. Damit zeigte sich in diesem Fall, dass eine Verringerung der Exposition um etwa 43% durch die Einstellung des Expositionswertes 60 kV/16 mA ohne Qualitätseinbußen mit dem Orthophos DS möglich ist [91]. Auch in einer Studie von Farman et al. wurde der Zusammenhang zwischen Exposition, Strahlung und Bildqualität mit Hilfe des DigiPan-Systems untersucht, in der Untersucher nach ihren subjektiven Einschätzungen ohne explizit genannte Referenzkriterien die Bildqualität beurteilten. Die Ergebnisse zeigten, dass eine akzeptable Bildqualität mit den Expositionskombinationen 60 kV 3,2/6,4 und 10 mA beim DigiPan-System erreicht werden kann. Ferner lagen Expositionswerte mit 70 kV und 2,0/3,2 oder 6,4 mA im Bereich der von den Untersuchern als akzeptabel bezeichneten Röntgenbilder. Diesen gegenüber waren Expositionswerte mit 80 kV unabhängig von der Einstellung der Stromstärke (mA) in der Bildqualität unakzeptabel. Die maximale Reduktion der Eingangsdosis betrug an drei Messorten 77% bei einer Expositionskombination von 70 kV und 2 mA [33].

Eine Bewertung der subjektiven Bildqualität (*The subjective image quality of direct digital and conventional panoramic radiography*) wurde in einer Studie von Gijbels et al. bei der Differenzierung zwischen digitalen und analogen Panoramaschichtgeräten anhand der Sichtbarkeit von relevanten Knochenstrukturen vorgenommen. Um weitere Kriterien zur Beurteilung der Bildqualität zu erhalten, wurden Untersucher gebeten, zu bestimmen, wie viele zusätzliche Röntgenaufnahmen notwendig seien, um eine Diagnose treffen zu können. Weiterhin sollte angegeben werden, wodurch eine schlechte Bildqualität wahrscheinlich verursacht werde. Die Untersucher in dieser Studie beurteilten konventionelle Röntgenbilder signifikant besser als das digitale Orthophos-System. Eine signifikante Differenzierung der subjektiven Bildqualität wurde hingegen zwischen den beiden konventionell arbeitenden Röntgensystemen nicht beobachtet. Zusätzliche bildverbessernde Filteroptionen des Sidexis-Programms hatten keinen bedeutsamen Einfluss auf die Beurteilung der Bildqualität [5].

Molander et al. beurteilten die Bildqualität sechs konventioneller Panoramaschichtgeräte an Hand der von Vucich [110] definierten Kriterien der subjektiven Bildqualität über die Visualisierung diagnostisch wichtiger Strukturen.

So wurden Untersucher gebeten, Knochenregionen von analogen Panoramaschichtaufnahmen zu beurteilen, wobei eine 4-Punkte-Skala mit folgenden Kriterien verwendet wurde: 1. bedeutsame Strukturen nicht sichtbar, keine Diagnose möglich; 2. Strukturen nur bedingt sichtbar, Diagnose zweifelhaft; 3. kleine Details sichtbar, Diagnose wahrscheinlich möglich; 4. feine Details sichtbar; Diagnose ist sicher möglich. Auch in dieser Studie wurden die Untersucher befragt, ob zusätzliche Röntgenaufnahmen zur Diagnose erforderlich seien. Die Untersuchung ergab, dass das Scanora Panoramaschichtgerät in Kombination mit dem Dental-Panorama-Programm die beste Bildqualität lieferte. Nach Molander ist dies durch den Einsatz einer Drehanodenröhre mit einem Brennfleck von 0,3 x 0,3 mm zu erklären. Bei den anderen in der Studie eingesetzten Panoramaschichtgeräten liegt die Größe des Brennflecks bei 0,5 x 0,5 mm (z.B. Orthophos) oder 0,6 x 0,6 mm. Der Röntgenstrahl ist ferner beim Scanora stärker eingeblendet, und das Rotationszentrum ist so angelegt, dass Röntgenbilder mit einer Vergrößerung von 1,7 entstehen [111].

Aufbauend auf der in Kapitel 5.2.2 beschriebenen Studie [6] untersuchten Hassfeld et al. in ihrer neusten Studie die Auswirkung einer Reduzierung der Dosisleistung auf die Bildqualität und die diagnostische Aussagekraft digitaler Röntgenbilder außerhalb der in dem Sirona-Standardprogramm vorgegebenen Expositionsstufen. Dabei entsprach die Steuerungssoftware des PSA-Gerätes (Orthophos) in weiten Teilen der in dieser Arbeit verwendeten Experimentalsoftware. Die Beurteilung der subjektiven Bildqualität wurde dabei in Anlehnung an Molander durchgeführt. Hierbei wurden subjektiv Scores entsprechend dem Notensystem zugeordnet (1=Struktur/Befund sehr deutlich abgebildet und abgrenzbar, 2=Struktur/Befund gut abgebildet und abgrenzbar, 3=Struktur/Befund befriedigend abgebildet und abgrenzbar, 4=Struktur/Befund ausreichend abgebildet und abgrenzbar, 5=Struktur/Befund nicht abgebildet, nicht diagnostisch verwertbar). Die Ergebnisse von fünf erfahrenen Zahnärzten bzw. Kieferchirurgen bestätigen die bisherigen Resultate. So ist nach Hassfeld eine Reduzierung des Röhrenstroms um 50% und abhängig von der Indikationsstellung und einer individuellen Einstellung des Kontrasts und der Helligkeit eine Reduzierung des mA-Wertes um 65% möglich [7].

Wie diesen Untersuchungen zu entnehmen ist, finden sich bislang keine einheitlichen Kriterien zur Beurteilung von PSA. Kriterien, die als ein Maß für die Beurteilung von intraoralen Systemen dienlich sein können, wie die Bestimmung von

Wurzelkanalinstrumentenspitzen oder die Kariesdiagnostik, erwiesen sich der Natur der Panoramaaufnahme nach als ungeeignet [2; 112; 113]. Die Kariesdiagnostik ist mit PSA möglich, in der Literatur wird aber auf die Problematik der Kariesdiagnostik, besonders im Frontzahnbereich, hingewiesen [114].

Vor dem Hintergrund dieser Überlegungen wurde in vorliegender Arbeit die subjektive Bildqualität der dargestellten PSA durch ein iteratives Verfahren bestimmt, wie es in Kapitel 5.2.1 beschrieben ist. Dabei wird der Qualitätsindex über eine Reihe einfach zu treffender Einzelentscheidungen ermittelt. Die Kriterien zur Beurteilung der Bildqualität beziehen sich auf die von Schmage et al. entwickelten Merkmale [90], welche in neueren Untersuchungen bei direkten digitalen extraoralen Radiographiegeräten angewendet wurden [115]. Die Untersucher sollten dabei die subjektive Bildqualität anhand der Kriterien Zeichnungsschärfe, Detailauflösung, Schwarz-Weiß-Kontrast und Artefakte festlegen. Außerdem wurden die Untersucher gebeten, Schmelz, Dentin, Wurzelkanal, regio apicalis, interdentale Knochensepten, präformierte Hohlräume und Kiefergelenke als relevante Kriterien der Bildqualität mit zu berücksichtigen.

5.2.5 Wahl des Bildwiedergabegerätes

In der zahnmedizinischen Röntgendiagnostik stellt die Darstellung der digitalen Röntgenbilder auf einem handelsüblichen PC-Monitor ein diagnostisches Problem dar. In der allgemeinmedizinischen Radiologie dürfen Röntgenbilder nur an speziellen Befundungsmonitoren, sogenannten 2k-Monitoren, dargestellt werden. Diese zeichnen sich durch eine besonders hohe Auflösung (bis zu 2084 x 2560 Pixel) und eine hohe Zahl darstellbarer Graustufen (4096, 12-Bit) aus.

Eine hohe Auflösung ist für die Darstellung digitaler Röntgenbilder essentiell, da Reduktionen in der Auflösung zu Qualitätseinbußen und Informationsverlusten führen können [107]. Das Auflösungsvermögen eines optischen Apparates ergibt sich aus dem kleinsten Abstand zweier Punkte, die getrennt voneinander wahrgenommen werden können. So ist das gesunde, menschliche Auge in der Lage, bei einem Abstand von 25 cm zwei 0,1 mm voneinander entfernte Punkte zu differenzieren [116]. Befundungsmonitore können bei einer Matrix des Bildwiedergabegerätes von 2084 x 2560 Pixel eine Pixelgröße von minimal 152 µm wiedergeben. Im Vergleich hierzu können PC-Monitore mit einer Auflösung von 1600 x 1200 Bildpunkten

Pixelgrößen von 244 μm und Monitore mit einer Auflösung von 1280 x 1024 Bildpunkten Pixelgrößen von minimal 305 μm darstellen.

Eine hohe Graustufenauflösung, wie z.B. 4096 Graustufen bei CT-Aufnahmen, ist ebenfalls ein Charakteristikum der 2k-Monitore. PC-Monitore erreichen theoretisch 256 und praktisch zwischen 80 und 100 Graustufen [117]. Ein konventionelles Röntgenbild weist im Vergleich einen Kontrastumfang von 160 Graustufen auf. Das menschliche Auge ist dagegen nur in der Lage, einen Kontrastumfang von 35 bis zu 95 Graustufen zu unterscheiden. Aus diesem Grund ist eine vollständige Auswertung der digital gespeicherten Röntgenbilder stets nur über eine Variation der Graustufendarstellung möglich, so wie der erfahrene Radiologe ein konventionelles Röntgenbild unter Variation der Hintergrundbeleuchtung betrachtet.

In der Zahnmedizin werden sowohl für intraorale Systeme als auch für Panoramaschichtgeräte und Fernröntgenseitenbilder digitale Komplettsysteme mit handelsüblichen 17-Zoll-PC-Monitoren angeboten, nach Vornorm DIN 6868-57 17-Zoll-Monitore mit einer Auflösung von 1024 x 768 in 24-Bit und unter der Bedingung Bildkontrast ($L_{\text{max}}/L_{\text{min}}$) > 40. Das in der vorliegenden Untersuchung verwendete Gerät liegt in Darstellungsgröße und Auflösung auf dem Niveau der bzw. deutlich über den für die zahnärztliche Praxis geforderten Werten, erreicht jedoch nicht die Qualität der beschriebenen Befundungsmonitore. Theoretisch ist postulierbar, dass die Verwendung eines 2k-Monitors in der vorliegenden Untersuchung eine weitergehende Differenzierung der Expositionsstufen ermöglicht hätte. Dies wäre aber ohne klinische Relevanz, da bereits das verwendete Bildwiedergabesystem in seiner Leistung die in der Praxis in Gebrauch befindlichen und zugelassenen Geräte deutlich übertraf.

Ein weiteres Charakteristikum digitaler PSA ist die Tatsache, dass diese nicht in ihrer Originalgröße dargestellt werden können. Für eine vollflächige 1:1-Darstellung von Bildformaten von 3000 x 1536 Pixel stehen derzeit weltweit keine entsprechenden Geräte zur Verfügung. Diese ist nur dann möglich, wenn die Bilder auf dem Bildschirm hin und her bewegt werden (sog. Panning), womit sowohl der Kliniker als auch der Untersucher in dieser Studie den Überblick verliert [5]. Als Alternative wird stets ein Resizing und Resampling des Bildes durchgeführt, um die PSA als Ganzes darstellen zu können. Die reale Größe der dargestellten PSA lag in dieser Studie bei 25,5 mal 14,3 cm und entspricht der des Herstellerprogramms Sidexis, jedoch mit einer höheren

Auflösung. Die Auflösung der dargestellten PSA in der Evaluationssoftware lag bei 1074 x 594 Pixel gegenüber der der Sidexis-Software mit 838 x 441 Pixel.

Zusammenfassend kann das eingesetzte Bildwiedergabesystem damit als voll geeignet für die Evaluation digitaler PSA unter praxisrelevanten Gesichtspunkten bezeichnet werden.

5.3 Ergebnisse

Die subjektive Bildqualität aller 37 Expositionsstufen wird dargestellt als arithmetisches Mittel und als Median der Entscheidungen aller 39 Untersucher. Dieser Index liegt zwischen 1,00 als Minimum und 3,00 als Maximum, wobei 2,00 dem Durchschnitt aller Aufnahmen entspricht. Alle Expositionsstufen von besonderem Interesse wurden darüber hinaus mit Hilfe der geeigneten statistischen Tests auf signifikante Verteilungsunterschiede der Bildqualität hin untersucht.

Die Darstellungen der Indexwerte der subjektiven Bildqualität ausgewählter Expositionsstufen der Herstellersoftware (Abbildungen 12, 13) und der experimentellen Software (Abbildungen 14, 15) verdeutlichen, dass weite Bereiche auf einem sehr ähnlichen Niveau liegen und die potentiellen Verteilungsunterschiede gering ausfallen müssen. Die deutliche Verschlechterung der Bildqualität bei Stromstärken von 3 und 4 mA wird durch konstruktionsbedingte Probleme des Panoramaschichtgerätes hervorgerufen (Abbildung 16). Da diese nicht Gegenstand der Untersuchung waren, erschien es gerechtfertigt, die entsprechenden Werte beim gegenwärtigen Stand der Technik nicht in den Vergleich der subjektiven Bildqualitäten einzubeziehen. Nach Ausschluss der artefaktbildenden Expositionsstufen bleiben die Ergebnisse der restlichen Werte in ihrer Relation zueinander unverändert (Abbildungen 17, 18).

Nach den Ergebnissen der statistischen Tests kann die Steuerungssoftware unabhängig vom verwendeten Expositionsstufenwert und damit unabhängig von der Röntgenexposition innerhalb eines relativ weiten Bereiches (60 kV/9 mA-69 kV/15 mA im Herstellerprogramm und 60 kV/5 bis 15 mA sowie 70 kV/5 bis 15 mA in der experimentellen Software) klinisch gleichwertige Panoramaschichtaufnahmen erzeugen. Diese Ergebnisse unterstützen die von Farman et al. in der bereits beschriebenen Studie getroffenen Schlussfolgerungen auf einer breiteren Basis [33].

Dem Ergebnis folgend, dass die genannten Expositionsstufen hinsichtlich der subjektiven Bildqualität gleichwertige Ergebnisse liefern, können zwei Variationen der Exposition untersucht werden, die zu einer Reduktion der Exposition führen: die intentionelle Unterexposition und die Aufhärtung der Strahlung. Als Ausgangspunkt hierzu wurden die Aufnahmen des Herstellerprogramms von 60 kV/9 mA bis zu 69 kV/15 mA gewählt, die signifikant besser als der Durchschnitt aller Aufnahmen ausfielen (vgl. Kap. 4.3).

Jede Reduktion im Herstellerprogramm um eine oder mehrere Belichtungsstufen nach unten führte dabei entweder zu einer Verbesserung des Index, oder die Verteilungsunterschiede waren nicht signifikant. Als Ausnahme wird auf den einzigen Fall verwiesen, bei dem eine hochsignifikante Verschlechterung im Fall einer Reduktion von 64 kV auf 62 kV eintrat. Aufgrund versuchstheoretischer Überlegungen (vgl. Kap. 4.3.1.1) ist dieser Fall als Ausreißer zu betrachten. Die Betrachtung der entsprechenden Aufnahmen verdeutlicht, dass diese Signifikanz mehr der Sensitivität des Verfahrens als einer tatsächlich relevanten klinischen Unterscheidung geschuldet ist.

Vor diesem Hintergrund sind auch die Ergebnisse der experimentellen Software zu sehen: Hier traten im Bereich von 60 kV/5 bis 15 mA und 70 kV/5 bis 15 mA schwach signifikante Unterschiede nur dann auf, wenn der jeweils beste Indexwert (60 kV/11 mA und 70 kV/11 mA) als Ausgangspunkt des Vergleiches diente. Alle anderen Expositionswerte unterschieden sich nicht (vgl. Kap. 4.3.1.2). Zusammenfassend sind durch intentionelle Unterexposition entstandene Veränderungen der Bildqualität in der Regel nicht oder nur schwach signifikant ausfallend zu erwarten. Über deren klinische Relevanz können keine abschließenden Aussagen getroffen werden, ein klinisch bemerkbarer Unterschied ist nach den vorliegenden Ergebnissen unwahrscheinlich. Diese Resultate bestätigen die erwähnten Aussagen von Hassfeld [7] und Farman [33] (Abbildung 23).

Eine Strahlenaufhärtung setzt voraus, statt der oben genannten kV-Zahlen des Herstellerprogramms von 60 bis 69 kV Kombinationen mit 70, 80 oder 90 kV einzusetzen. Alle Kombinationen mit 80 und 90 kV verhalten sich hier signifikant bis hochsignifikant schlechter als die Parameter der Herstellersoftware. Werte mit 70 kV sind dagegen als unkritisch zu werten, haben aber gegenüber den verwendeten Vergleichswerten naturgemäß keine wesentliche Dosisreduktion zur Folge

(Abbildung 24). Für das verwendete Bilderzeugungssystem liegen damit die Möglichkeiten zur Dosisreduktion vorrangig im Bereich der Unterexposition bei gleicher Röhrenspannung, womit die Ergebnisse von Dula und Hassfeld bestätigt werden [6; 7; 91]. Auch Farman hat angegeben, dass mit 80 kV und darüber keine akzeptable Bildqualität mehr erreicht wird, obwohl das dort verwendete System eine höhere Sensitivität aufwies [33].

Die Ergebnisse der subjektiven Bildqualität der zu Vergleichszwecken beteiligten fünf MTRA spiegeln eine tendenziell bessere Einschätzung der Bildqualität bei Expositionswerten zwischen 60 kV/5 mA und 15 mA gegenüber den beteiligten Zahnärzten wider (Abbildungen 19-20). Diese Beurteilung kann jedoch nicht berücksichtigt werden, da neben der geringen Untersucherzahl der beteiligten MTRA diese auch gemäß Röntgenverordnung nicht zur Diagnose herangezogen werden dürfen.

6 Zusammenfassung

Die Zielsetzung dieser Studie war es, für digitale Panoramaschichtaufnahmen die Relation der subjektiven Bildqualität zur Exposition zu bestimmen. An Hand von Humanpräparataufnahmen konnten bei Standardwerten sowie experimentellen Variationen der Expositionsdaten weiterhin Effekte der intentionellen Unterexposition sowie der Strahlenaufhärtung auf die subjektive Bildqualität quantifiziert werden.

Die Herstellung der Aufnahmen erfolgte auf einem Sirona Orthophos DS. Dabei wurden 37 Aufnahmen mit Expositionswerten von 60 kV/9 mA - 84 kV/13 mA aus dem Herstellerprogramm erzeugt und mit Hilfe einer modifizierten Steuerungssoftware zusätzliche PSA mit experimentellen Einstellungen von 60 kV/3 mA - 90 kV/11 mA hergestellt. Für die Beurteilung und Auswertung der subjektiven Bildqualität wurde eine individuelle Software (Eldorado V2.2) entwickelt. 39 Zahnärzte und 5 MTRA beurteilten die Aufnahmen damit an einem Monitor unter standardisierten Bedingungen. Ein iterativer Beurteilungsprozess erlaubte, eine Serie von 1369 (37 x 37) PSA-Abbildungspaaren darzustellen. Für jedes Paar entschieden die Untersucher an Hand definierter Kriterien, ob eine PSA hinsichtlich der subjektiv beurteilten Bildqualität vorzuziehen oder Äquivalenz gegeben sei. Nach statistischer Aufarbeitung der Einzelentscheidungen ließ sich damit für jede Expositionsstufe ein Index der Bildqualität berechnen.

Bei Expositionswerten in einem Bereich von 60 kV/9 mA - 69 kV/15 mA der Herstellersoftware und 60 kV/5 - 15 mA sowie 70 kV/5 - 15mA der experimentellen Software fanden sich dabei keine signifikanten Verteilungsunterschiede der Bildqualität. Eine intentionelle Unterexposition bei digitalen PSA-Geräten, etwa bei Kindern oder häufigen Wiederholungsaufnahmen, kann nach den vorliegenden Ergebnissen vertreten werden, ohne dass es dabei zu einer signifikanten Verschlechterung der Bildqualität kommt. Damit ist im Gegensatz dazu bei einer Strahlenaufhärtung in dem untersuchten digitalen System stets zu rechnen. Insgesamt zeigen die Ergebnisse, dass auch digitale PSA-Systeme beachtliche Reserven hinsichtlich der Dosisminimierung aufweisen können.

7 Summary

The aim of this study was to describe the relation of the subjective image quality of digital panoramic radiographs in relation to exposure. In addition, variations of exposure were compared to standard settings, thus evaluating the effects of intentional underexposure on the achievable image quality.

A Sirona Orthophos DS unit was used to produce 37 digital panoramic images of a human skull. Exposure values ranged from 60 kV/9 mA to 84 kV/13 mA in the conventional and 60 kV/3 mA to 90 kV/11 mA in the experimental setting. Assessment and evaluation of the subjective image quality were performed with an HTML-based protocol. 39 dentists and 5 radiographic assistants had to assign their preference of an image or equality in 1,369 (37²) image pairs. The decisions were computed to a quality index for each exposure setting.

Statistical analysis demonstrated no significant differences of image quality between 60 kV/9 mA – 69 kV/15 mA in the conventional and 60 kV/5 to 15 mA as well as 70 kV/5 to 15 mA in the experimental setting. Following these results, a considerable dose reduction by the means of intentional underexposure can be achieved without any loss of image quality. By reducing the absorbed doses, an increase of kV values up to 80 kV and more is also correlated with dose reduction. However, those images showed high significant loss of quality.

In summary, the results demonstrate an equivalent image quality of digital panoramic images over a very wide range of exposure values. The feasible dose reduction might be of interest not only in individuals (minors, repeated images), but also in defining general principles of panoramic imaging.

8 Literaturverzeichnis

- [1] **Spitzer WJ, Bringer T.** Röntgendiagnostik in der Mund-, Kiefer-, Gesichtschirurgie. Radiologe 2000; 4: 270-7.
- [2] **Hassfeld S, Klug D, Zöller J, et al.** Bildgebung und Bildnachbearbeitung mit dem neuen Siemens Orthophos Digital. Dtsch Z Mund Kiefer GesichtsChir 1995; 19: 314.
- [3] **Kaeppler G.** Digitale Röntgentechniken im Zahn- und Kieferbereich - eine Übersicht. Dtsch Zahnärztl Z 1996; 51: 194-205.
- [4] **Visser H, Hermann KP, Bredemerier S, et al.** Dosismessungen zum Vergleich von konventionellen und digitalen Panoramaschichtaufnahmen. Mund Kiefer GesichtsChir 2000; 4: 213-4.
- [5] **Gijbels A, De Meyer AM, Bou Serhal C, et al.** The subjective image quality of direct digital and conventional panoramic radiography. Clin Oral Invest 2000; 4: 162-7.
- [6] **Hassfeld S, Ziegler C, Mühling J.** Kann die digitale Panoramaschichtröntgentechnik das filmbasierte Verfahren ersetzen? ZWR 1997; 106: 510-4.
- [7] **Hassfeld S, Dannewitz B, Eickholz P, et al.** Dosisreduktion bei digitalen Panoramaschichtaufnahmen. Dtsch Zahnärztl Z 2001; 56 (8): 490-494.
- [8] **Benz C, Mouyen F.** RadioVisioGraphie--Ein System zur filmlosen Anfertigung intraoraler Zahnrontgenaufnahmen. [RadioVisioGraphie--system for film-free intraoral radiographs]. Dtsch Zahnärztl Z 1989; 44 (3): 177-9.
- [9] **Mouyen F, Benz C, Sonnabend E, et al.** Presentation and physical evaluation of RadioVisioGraphy. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 1989; 68 (2): 238-42.
- [10] **Sonnabend E.** Das Röntgenbild in der zahnärztlichen Praxis. 3. Aufl. Stuttgart: Hüthig 1998.
- [11] **McDavid WD, Welander U, Brent Dove S, et al.** Digital imaging in rotational panoramic radiography. Dentomaxillofac Radiol 1995; 24 (2): 68-75.
- [12] **Catic A, Celebic A, Valentic Peruzovic M, et al.** Evaluation of the precision of dimensional measurements of the mandible on panoramic radiographs. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 1998; 86 (2): 242-8.
- [13] **Kashima I, Kanno M, Higashi T, et al.** Computed panoramic tomography with scanning laser-stimulated luminescence. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 1985; 60 (4): 448-53.
- [14] **Dove SB, McDavid WD, Welander U, et al.** Preliminary evaluation of a digital system for rotational panoramic radiography. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 1992; 73 (5): 623-32.
- [15] **Tronje G, Eliasson S, Julin P, et al.** Image distortion in rotational panoramic radiography. II. Vertical distances. Acta Radiol Diagn Stockh 1981; 22 (4): 449-55.

- [16] **Wakoh M, Kuroyanagi K.** Mathematical approach to horizontal and vertikal magnification factors in rational panoramic radiopgraphy - with attention to redundant shadows. *Bull Tokyo Dent Coll* 1991; 32: 87-94.
- [17] **Pastremoli A.** Prime esperienze d'impiego della radiologica digitale in odontostomatologia. In: *Proceedings of the 1st International Conference on Digital Radiology and PACS*; 1990; Bologna; 1990. p. 51.
- [18] **McDavid WD, Dove SB, Welander U, et al.** Electronic system for digital acquisition of rotational panoramic radiographs. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1991; 71 (4): 499-502.
- [19] **Rateitschak KH, Wolf HF, Pasler FA, et al.** *Zahnmedizinische Radiologie*. 2. Aufl. Stuttgart: Thieme 2000.
- [20] **Kashima I.** Computed radiography with photostimulable phosphor in oral and maxillofacial radiology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1995; 80 (5): 577-98.
- [21] **Dove SB, McDavid WD.** Digital panoramic and extraoral imaging. *Dent Clin North Am* 1993; 37 (4): 541-51.
- [22] **McDavid WD, Dove SB, Welander U, et al.** Dimensional reproduction in direct digital rotational panoramic radiography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1993; 75 (4): 523-7.
- [23] **Arai Y, Shinoda K, Hashimoto K, et al.** Clinical trial of the new digital panoramic tomography. *Dentomaxillofacial Radiol* 1992; 21: 223-224.
- [24] **Hassfeld S, Zöller J, Wiedenmann R, et al.** The new Siemens Orthophos Digital, a direct digital dental panoramic radiography system. In: Lemke HU, Inamura K, et al., editors. *Computer Assisted Radiology*; 1995; Berlin: Springer; 1995. p. 1002-7.
- [25] **Farman AG, Farman TT.** Digital panoramic radiology: a symposium. In: Lemke HU, Vannier MW, et al., editors. *Computer Assisted Radiology CAR*; 1996; Amsterdam: Elsevier; 1996. p. 880-83.
- [26] **Tokuoka O, Hayami A, Sumida A, et al.** Development of panoramic radiography using a photon counting x-ray sensor. *Dent Radiol* 1996; 36: 84.
- [27] **Busch HP, Lehmann KJ, Freund MC, et al.** *Digitale Projektionsradiographie: Grundlagen*. *Röntgenpraxis* 1991; 44: 329-6.
- [28] **Schmidt J.** *Digitale Aufnahmeverfahren*. *mta* 1995; 10(6): 462-7.
- [29] **Farman TT, Kelly MS, Farman AG.** The OP 100 Digipan: evaluation of the image layer, magnification factors, and dosimetry. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1997; 83 (2): 281-7.
- [30] **Chaussat C, Chabbal J, Ducourant T, et al.** New CsJ/a-Si X-ray flat panel detektor provides superior detectivity and immediate direct digital output for General Radiography systems. *SPIE* 1998; 3336: 45-56.
- [31] **Neitzel U.** Integrated digital radiography with a flat-panel sensor. *Medical Imaging Technology* 1999; 17 (2): 123-9.
- [32] **Runge K, Göppert R.** *GaAS-CCD-Sensoren für die (dental-)medizinische Röntgendiagnostik*. Freiburg: Material- und Medizin-Forschungsverbund (FM&M); 2000.

- [33] **Farman TT, Farman AG, Kelly MS, et al.** Charge-coupled device panoramic radiography: effect of beam energy on radiation exposure. *Dentomaxillofac Radiol* 1998; 27 (1): 36-40.
- [34] **Hassfeld S, Klug D, Mühling J.** Primär digitale Panorama-Schichtaufnahme mit dem Siemens Orthophos DS. *ZWR* 1995; 104 (3): 196-200.
- [35] **Hassfeld S, Zöller J, Dupont F, et al.** Die Darstellung der Frontzahnregion mit Hilfe des Orthophos/P12 Programms. *Zahnarztl Prax* 1994; 45: 191.
- [36] **Bschorer R, Gehrke G, Frerich B, et al.** Möglichkeiten mikroprozessorgesteuerter Kiefergelenksaufnahmen mit dentaler Panoramaschichttechnik. *Dtsch Z Mund Kiefer GesichtsChir* 1992; 16: 260.
- [37] **Bschorer R, Gehrke G, Frerich B, et al.** Die Erweiterung des dentalen Panoramaschichtgerätes Orthophos zur Diagnostik im Mittelgesichtsbereich. *Dtsch Z Mund Kiefer GesichtsChir* 1992; 16: 317.
- [38] **Schulze R, Schalldach F, d'Hoedt B.** Auswirkung von Positionierungsfehlern auf Vergrößerungsfaktoren im Unterkiefer bei der digitalen Panoramaschichtaufnahme. [Effect of positioning errors on magnification factors in the mandible in digital panorama imaging]. *Mund Kiefer GesichtsChir* 2000; 4 (3): 164-70.
- [39] **Laubenberger T, Laubenberger J.** Technik der medizinischen Radiologie. 7. Aufl. Köln: Deutscher Ärzte-Verlag 1999.
- [40] **Jensen TW.** Image perception in dental radiography. *Dentomaxillofac Radiol* 1980; 9 (1): 37-40.
- [41] **Schmidt H, Fründ W, Stasche N.** Grundlagen und Praxis digitaler Foto- und Videodokumentation - Teil 2. *Radiologe* 2001; 41 (1): 100-11.
- [42] **Schmidt H, Fründ W, Stasche N.** Grundlagen und Praxis digitaler Foto- und Videodokumentation - Teil 1. *Radiologe* 2000; 40 (1): 1189-97.
- [43] **Lehmann T, Oberschelp W, Pelikan E, et al.** Bildverarbeitung für die Medizin. Berlin: Springer 1997.
- [44] **Berghorn W, Boskamp T, Schönfeld S, et al.** Aktuelle Verfahren zur Bilddatenkompression. *c't* 1999; 26: 186.
- [45] **JPEG, inventor Joint Photographic Experts Group (JPEG):** JPEG technical specification, Revision 5 (Document No JPEG-8-R5 or JTC 1/SC2/WG8 N 933) ISO Central secretariat. 1990.
- [46] **Pennebaker W.** JPEG technical specification, Revision 8 Working Document No JTCL/SC2/WG10/JPEG-8-R8. 1990.
- [47] **Rabbani M, Jones PW, (Hrsg.).** Digital image compression techniques: SPIE Optical Engineering Press 1991.
- [48] **Nelson M, Gailly JL.** The data compression Book. 2. Aufl. New York: M&T Books 1996.
- [49] **Sanderink GC, Dula K, Huisken R, et al.** The loss of image quality in digital panoramic radiography using image compression. In: Farman AG, Ruprecht A, et al. (Hrsg.). *Advances in maxillofacial imaging*. Amsterdam: Elsevier Science B.V. 1997. S. 299-305.

- [50] **Wenzel A.** Current trends in radiographic caries imaging. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1995; 80 (5): 527-39.
- [51] **Wenzel A, Gotfredsen E, Borg E, et al.** Impact of lossy image compression on accuracy of caries detection in digital images taken with a storage phosphor system. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1996; 81 (3): 351-5.
- [52] **Araki K, Seki K, Kimura Y, et al.** Diagnostic ability of the film-based digitized and compressed images in diagnosing the mandibular bone destruction by the malignancy. In: Ruprecht A, Gibbs SJ, et al. (Hrsg.). *Advances in Maxillofacial Imaging: Farman AG* 1997. S. 349-356.
- [53] **MacMahon H, Doi K, Sanada S, et al.** Data compression: effect on diagnostic accuracy in digital chest radiography. *Radiology* 1991; 178 (1): 175-9.
- [54] **Good WF, Maitz GS, Gur D.** Joint photographic experts group (JPEG) compatible data compression of mammograms. *J Digit Imaging* 1994; 7 (3): 123-32.
- [55] **Sneidermann C, Schosser R, Pearson T.** A compression of JPEG and JFIF compression of color medical images for dermatology. *Comput Med Imaging Graph* 1994; 18: 339-42.
- [56] **Janhom A, van der Stelt PF, van Ginkel FC, et al.** Effect of noise on the compressibility and diagnostic accuracy for caries detection of digital bitewing radiographs. *Dentomaxillofac Radiol* 1999; 28 (1): 6-12.
- [57] **van der Stelt PF, Oosterbaan JJ, Sanderink GCH, et al.** Diagnostically acceptable compression rate of digital image files. In: You DS, Park TW, et al., editors. *Proceedings of the 10th International Congress of Dento-Maxillo-Facial Radiology; 1994; Seoul(Korea); 1994.*
- [58] **van der Stelt PF, Sanderink GCH, Dula K, et al.** Lossy file compression and diagnostic image quality of digital intra oral radiographic images. *J Dent Res* 1997; 76: 140.
- [59] **McConnell J.** Medicine on the superhighway. *Lancet* 1993; 342 (8883): 1313-4.
- [60] **Mezrich RS, DeMarco JK, Negin S, et al.** Radiology on the information superhighway. *Radiology* 1995; 195 (1): 73-81.
- [61] **Knopp MV, Bock M.** The internet data highway. Are there radiologic applications? *Radiologe* 1996; 36 (1): 92-5.
- [62] **McEneary KW.** The Internet, World-Wide Web, and Mosaic: an overview [see comments]. *AJR Am J Roentgenol* 1995; 164 (2): 469-73.
- [63] **Lincoln TL.** Traveling the new information highway [editorial; comment]. *JAMA* 1994; 271 (24): 1955-6.
- [64] **Richardson ML.** A World-Wide Web radiology teaching file server on the Internet [see comments]. *AJR Am J Roentgenol* 1995; 164 (2): 479-83.
- [65] **D'Alessandro MP, Lacey DL, Galvin JR, et al.** The networked multimedia textbook: distributing radiology multimedia information across the Internet. *AJR Am J Roentgenol* 1994; 163 (5): 1233-7.
- [66] **Richardson ML, Rowberg AH, Gillespy T, 3rd, et al.** An on-line digital Internet radiology teaching file server. *AJR Am J Roentgenol* 1994; 162 (5): 1239-42.

- [67] **Varma DG, Grossman J, Draper EJ, et al.** Computerized scientific exhibit in radiology: a valuable format for delivering scientific information. *Radiographics* 1994; 14 (5): 1127-38.
- [68] **Nefzger W.** HTML 4.0 Handbuch. 3. Aufl.: Franzis 1999.
- [69] **Bogl K.** Radiologie und Internet. Entwicklung, Grundlagen und technische Voraussetzungen. [Radiology and the Internet. The development, foundations and technical prerequisites]. *Radiologe* 2000; 40 (4): 343-9.
- [70] **Bergh B, Pietsch M, Vogl TJ.** Internettechnologie für klinische Anwendungen in einer digitalen Röntgenabteilung. [Internet technology for clinical applications in a digital radiography department]. *Radiologe* 2000; 40 (4): 371-87.
- [71] **Oka A, Harima Y, Nakano Y, et al.** Interhospital network system using the worldwide web and the common gateway interface. *J Digit Imaging* 1999; 12 (2 Suppl 1): 205-7.
- [72] **Thomsen J, Zielinski C, Emmel D, et al.** A World Wide Web Based Access to Clinical Patient Data. In: Kilcoyne RF, Lear JL, et al., editors. SCAR; 1996: Computer Applications To Assist Radiology; 1996. p. 358-363.
- [73] **Wall L, Christiansen T, Orwant J.** Programming Perl. 3. Aufl. 2000.
- [74] **Kuhn FP.** Einfluss von Digitalisierung, Vernetzung und Teleradiologie auf radiologische Strukturen. [Effect of digital imaging, internet and teleradiology on radiologic structures]. *Radiologe* 1999; 39 (7): M126-8.
- [75] **Deutsche Forschungsgemeinschaft.** Medizinische Bildarchivierungs- und Kommunikationssysteme (PACS). Empfehlungen der Kommission für Rechenanlagen der Deutschen Forschungsgemeinschaft zur Berücksichtigung bei Anmeldungen nach dem Hochschulbauforderungsgesetz (HBFUG). [Medical picture archiving and communication systems (PACS). Recommendations of the Committee of Computer Services of the German Research Society on compliance with recommendations of the university building code promotion law]. *Radiologe* 1999; 39 (4): 257-9.
- [76] **Lomoschitz F, Kainberger F, Youssefzadeh S, et al.** Teleradiologie in der Zahnmedizin. *Radiologe* 1999; 39: 1064-7.
- [77] **Walz M, Mildenberger P, Klose KJ.** Standardisierte Bildübertragung. *Radiologe* 1999; 39: 65-84.
- [78] **Mildenberger P.** Standards in der digitalen Bildkommunikation und -archivierung. *Fortschr Röntgenstr* 1999; 171: 1-2.
- [79] **Luostarinen T, Tammisalo T, Vähätalo K, et al.** Comparison of intra-oral digital and film radiography for diagnosis of periapical bone lesions. *Dentomaxillofac Radiol* 1995; 24: 92-3.
- [80] **Vandre RH, Cruz CA, Pajak JC.** Comparison of four direct digital radiographic systems with film for endodontic length determination. *Dentomaxillofac Radiol* 1995; 24: 92.
- [81] **Velders XL, Sanderink GCH, van der Stelt PF.** The effect of different exposure times on the detectability of endodontic files in the new DIGORA indirect digital oral x-ray system. In: Abstracts of the 10th Congress of the International Association of Dento-Maxillo-Facial Radiology; 1994; Seoul(Korea); 1994. p. 73.

- [82] **Wenzel A, Hintze H.** Perception of image quality in direct digital radiography after application of various image treatment filters for detectability of dental disease. *Dentomaxillofac Radiol* 1993; 22 (3): 131-4.
- [83] **Wenzel A, Borg E, Hintze H, et al.** Accuracy of caries diagnosis in digital images from charge-coupled device and storage phosphor systems: an in vitro study. *Dentomaxillofac Radiol* 1994; 24 (4): 250-4.
- [84] **Borg E, Gröndahl HG.** On the dynamic range of different x-ray photon detectors in intraoral radiography. A comparison of image quality in film, charge-coupled device and storage phosphor systems. *Dentomaxillofac Radiol* 1996; 25: 82-88.
- [85] **Huysmans MC, Hintze H, Wenzel A.** Effect of exposure time on in vitro caries diagnosis using the Digora system. *Eur J Oral Sci* 1997; 105 (1): 15-20.
- [86] **Künzel A, Benz C.** Flash-Dent, Radio-Visio-Graphie und Visualix: Drei digitale dentale Röntgensysteme im Vergleich. *Dtsch Zahnärztl Z* 1995; 50 (4): 303-307.
- [87] **Molteni R.** Loss of diagnostic information in digital images [letter]. *Dentomaxillofac Radiol* 1998; 27 (5): 312.
- [88] **Nelvig P, Wing K, Welander U.** Sens-A-Ray. A new system for direct digital intraoral radiography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1992; 74 (6): 818-23.
- [89] **Sanderink GC, Huiskens R, van der Stelt PF, et al.** Image quality of direct digital intraoral x-ray sensors in assessing root canal length. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1994; 78: 125-32.
- [90] **Schmage P, Nergiz P, Pfeifer P.** Bildqualität bei drei digitalen Radiographiegeräten. *Dtsch Zahnärztl* 1996; 51: 238-41.
- [91] **Dula K, Sanderink G, van der Stelt PF, et al.** Effects of dose reduction on the detectability of standardized radiolucent lesions in digital panoramic radiography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1998; 86 (2): 227-33.
- [92] **Schöfer H.** Dosismessungen bei herkömmlichen und digitalen Panoramaröntgengeräten. *Quintessenz* 1999; 50 (8): 807-811.
- [93] **Schomer DF, Elekes AA, Hazle JD, et al.** Introduction to wavelet-based compression of medical images. *Radiographics* 1998; 18 (2): 469-81.
- [94] **Yuasa H, Ariji Y, Ohki M, et al.** Joint Photographic Experts Group compression of intraoral radiographs for image transmission on the World Wide Web. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1999; 88 (1): 93-9.
- [95] **Erickson BJ, Manduca A, Persons KR, et al.** Evaluation of irreversible compression of digitized posterior-anterior chest radiographs. *J Digit Imaging* 1997; 10 (3): 97-102.
- [96] **Toney MO, Dominguez R, Dao HN, et al.** The effect of lossy discrete cosine transform compression on subtle bone fractures. *J Digit Imaging* 1997; 10 (4): 169-73.
- [97] **Egashira K, Nakata H, Watanabe H, et al.** Clinical evaluation of irreversible data compression for computed radiography of the chest. *J Digit Imaging* 1998; 11 (4): 176-81.
- [98] **Uchida K, Watanabe H, Aoki T, et al.** Clinical evaluation of irreversible data compression for computed radiography of the hand. *J Digit Imaging* 1998; 11 (3): 121-5.

- [99] **Savcenko V, Erickson BJ, Palisson PM, et al.** Detection of subtle abnormalities on chest radiographs after irreversible compression. *Radiology* 1998; 206 (3): 609-16.
- [100] **Wenzel A.** Digital radiography and caries diagnosis. *Dentomaxillofac Radiol* 1998; 27 (1): 3-11.
- [101] **Youssefzadeh S, Gahleitner A, Bernhart D, et al.** Konventionelle Dentalradiologie und Zukunftsperspektiven. [Conventional dental radiography and future perspectives]. *Radiologie* 1999; 39 (12): 1018-26.
- [102] **Ranschaert E, Achenbach S.** Internetkommunikation in der Radiologie. [Internet communication in radiology]. *Radiologie* 2000; 40 (4): 350-8.
- [103] **Imhof H, Kainberger F.** Das Internet als Kommunikationsmedium in der Radiologie. *Radiologie* 2000; 40: 340-342.
- [104] **Gürdal P, Hildebolt CF, Akdeniz BG.** The effects of different image file formats and image-analysis software programs on dental radiometric digital evaluations. *Dentomaxillofac Radiol* 2001; 30: 50-5.
- [105] **Savcenko V, Erickson BJ, Persons KR, et al.** An evaluation of JPEG and JPEG 2000 irreversible compression algorithms applied to neurologic computed tomography and magnetic resonance images. Joint Photographic Experts Group. *J Digit Imaging* 2000; 13 (2 Suppl 1): 183-5.
- [106] **Velders XL, Sanderink GCH, van der Stelt PF.** Dose reduction of two digital sensor systems measuring file lengths. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1996; 81: 607-12.
- [107] **Versteeg CH, Sanderink GCH, Lobach SR, et al.** Reduction in size of digital images: does it lead to less detectability or loss of diagnostic information? *Dentomaxillofac Radiol* 1998; 27 (2): 93-6.
- [108] **Gotfredsen E, Wenzel A, Grondahl HG.** Observers' use of image enhancement in assessing caries in radiographs taken by four intra-oral digital systems. *Dentomaxillofac Radiol* 1996; 25 (1): 34-8.
- [109] **Kashima I, Sakurai T, Matsuki T, et al.** Intraoral computed radiography using the Fuji computed radiography imaging plate. Correlation between image quality and reading condition. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1994; 78 (2): 239-46.
- [110] **Vucich JJ.** The role of anatomic criteria in the evaluation of radiographic images. In: Haus AG (Hrsg.). *The physics of medical imaging: Recording system measurements and techniques*. New York: American Institute of Physics 1979. S. 573-87.
- [111] **Molander B, Ahlqwist M, Grondahl HG.** Image quality in panoramic radiography. *Dentomaxillofac Radiol* 1995; 24 (1): 17-22.
- [112] **Whaites E, Brown J.** An update on dental imaging [see comments]. *Br Dent J* 1998; 185 (4): 166-72.
- [113] **Langland OE, Langlais RP, McDavid WD, et al.** History in panoramic radiography. In: *Panoramic radiology*. Philadelphia: Lea&Febiger 1989. S. 3-37.
- [114] **Dücker J.** Röntgendiagnostik mit der Panorama-Schicht-Aufnahme. Heidelberg: Hüthig 1992.

-
- [115] **Sakurai T, Matsuki T, Nakamura K, et al.** The development of a new direct digital extra-oral radiographic system prototype using a thin-film transistor panel. *Dentomaxillofac Radiol* 1998; 27 (3): 172-7.
- [116] **Harms V.** Physik für Mediziner und Pharmazeuten. 10. Aufl. Kiel: Harms 1987.
- [117] **Benthaus SW.** Manipuliertes Bildmaterial - Eine neue Gefahr für den forensischen Gutachter? Münster: Organ des Gemeinsamen Arbeitskreises für forensische Odonto-Stomatologie der Deutschen Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde und der Deutschen Gesellschaft für Rechtsmedizin; 1998. Report No.: ISSN 0947-6660.

9 Anhang

Danksagung

Herrn Professor Dr. Peter A. Reichart danke ich für die Möglichkeit, diese Studien in seiner Abteilung unter besten Bedingungen durchführen zu können.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Dr. med. dent. Christian Scheifele für die Überlassung des Themas und die hervorragende Betreuung und Unterstützung bei der Fertigung dieser Arbeit und gleichzeitig über die Zeit entwickelte Freundschaft.

Weiterer Dank gilt Herrn Thomas Deege (Fa. Demedis GmbH, vormals Sirona dental Depot) und der Fa. Sirona für die technische Unterstützung und Hilfestellung bei der Entwicklung der digitalen Panoramaschichtaufnahmen mit dem digitalen extraoralen Röntgensystem Orthophos DS.

Herrn PD Dr. Dr. Hopfenmüller und Herrn Dr. Rolf Holler gilt mein Dank für die Unterstützung bei der Herstellung und Auswertung der Ergebnisse.

Allen Untersuchern, die zum Entstehen dieser Arbeit beigetragen haben, möchte ich an dieser Stelle ganz herzlich danken.

Den MTRA der Abteilung für Röntgen möchte ich für die freundliche Unterstützung danken mit besonderem Dank der leitenden MTRA Frau Wanda Schrade.

Nicht zuletzt gilt mein Dank meiner Familie, die mir immer wieder den Rücken stärkte, sowie meinem Bruder für die Unterstützung und die vielen Anregungen.

Curriculum vitae**PERSONALIEN**

Name und Vorname: Seyed Madjid Hadjizadeh-Ziabari
Geburtsdatum: 4. August 1972
Geburtsort: Isfahan/Iran
Vater: Mir Hadi Hadjizadeh-Ziabari
Mutter: Ameneh Hadjizadeh-Ziabari

**SCHULISCHER
WERDEGANG**

1978 - 1982 Grundschohle im Iran
1982 - 1992 Gymnasium am Moltkeplatz in Krefeld
12. Juni 1992 Abitur

**UNIVERSITÄRER
WERDEGANG**

WS 1992 Beginn des Studiums der Zahnheilkunde an der
Humboldt Universität zu Berlin
4. August 1993 Naturwissenschaftliche Vorprüfung
17. Dezember 1996 Zahnärztliche Vorprüfung
14. Dezember 1999 Approbation als Zahnarzt

**BERUFLICHER
WERDEGANG**

April 1991 - August 1996 Geschäftsführer der Werbeagentur
Dimension Grafik Design
September 1999 - August 2001 Web-Administrator der Fa. Orient-Okzident -
Gesellschaft für Kulturaustausch in Berlin
November 1999 - April 2001 Assistenz Zahnarzt ZA Praxis Dr. Runge
in Potsdam

Eidesstattliche Erklärung

Hiermit erkläre ich, Seyed Madjid Hadjizadeh-Ziabari, geboren am 4.8.1972, an Eides Statt, dass die hier vorliegende Dissertation von mir selbst ohne die (unzulässige) Hilfe Dritter verfasst wurde.

Auch in Teilen stellt sie keine Kopie anderer Arbeiten dar, und die benutzten Hilfsmittel sowie die Literatur sind vollständig angegeben.

Berlin, 19.12.2001

Seyed Madjid Hadjizadeh-Ziabari