

Aus der Poliklinik für Röntgendiagnostik des Zentrums für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde (ZMK) des Universitätsklinikums Hamburg-Eppendorf,  
Direktor Prof. Dr. Uwe J. Rother

Optimierung der digitalen Bearbeitungsmöglichkeiten bei intraoralen und Panorama-Röntgenuntersuchungen der häufigsten Erkrankungen in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde

Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnmedizin der  
Medizinischen Fakultät der Universität Hamburg vorgelegt von

Ioana Magdalena Paradowski  
aus Hamburg

Hamburg 2009

Angenommen von der Medizinischen Fakultät  
der Universität Hamburg am: 28.01.2009

Veröffentlicht mit der Genehmigung der Medizinischen  
Fakultät der Universität Hamburg

Prüfungsausschuss, der/die Vorsitzende: Prof. Dr. U. Rother

Prüfungsausschuss: 2. Gutachter/in: Prof. Dr. H.-J. Gülzow

Prüfungsausschuss: 3. Gutachter/in: PD Dr. H. Seedorf

## Inhalt

	Seite
I. Titelblatt und Fragestellung	
II. Vermerk der Medizinischen Fakultät	
II. Inhalt	
1. Problemstellung	1
2. Einleitung	3
2.1. Die Möglichkeiten der digitalen bildgebenden Diagnostik in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde	3
2.2. Digitale Bildbearbeitung – Möglichkeiten und Grenzen	5
2.3. Die häufigsten Erkrankungen des Zahn- und Zahnhalteapparates	6
3. Material und Methode	14
3.1. Zeitraum und Ablauf der Untersuchungen	14
3.2. Das digitale Röntgenbearbeitungsprogramm Sirona Dental Systems GmbH	40
3.3. Auswertungsmodus (ROC)	42
4. Ergebnisse	44
4.1. Optimierte Bearbeitungs- und Diagnostikprogramme für Erkrankungen der Zahnhartgewebe	45
4.2. Optimierte Bearbeitungs- und Diagnostikprogramme für Erkrankungen des marginalen Parodontiums	53
4.3. Optimierte Bearbeitungs- und Diagnostikprogramme für Erkrankungen der Parodontitis apicalis chronica	61
4.4. Sonstige Einsatzmöglichkeiten	70
5. Zusammenfassung	71
6. Diskussion	75
7. Literaturverzeichnis	79
8. Anhang	82
9. Erklärung	83

## 1. Problemstellung

In den vergangenen Jahren erlebte die Bildgebende Diagnostik, nicht zuletzt aufgrund der reduzierten Strahlenexposition für den Patienten, kontinuierlich ihren Umbruch in Richtung der digitalen Untersuchungsverfahren. Digitale Röntgenbilder, die direkt nach ihrer Aufnahme zur Darstellung auf dem Monitor zur Verfügung stehen, lassen sich sowohl nachbearbeiten als auch platzsparend archivieren. Der Verzicht auf die Dunkelkammer und den Röntgenfilm ist ebenfalls von hohem Wert.

Darüber hinaus ist die Möglichkeit der direkten Datenkommunikation gegeben, sofern eine Vernetzung vorliegt. Ist dies nicht der Fall, kann eine kollegiale und interdisziplinäre Zusammenarbeit auf elektronischem Weg durch CD-Kommunikation oder Bildausdruck unter entsprechenden Qualitätsanforderungen realisiert werden.

Die große Zeitersparnis, die die digitale Radiographie im Behandlungsablauf mit sich bringt, gewährleistet die Kontinuität diagnostischer und therapeutischer Schritte im Rahmen der zahnärztlichen Untersuchung.

Die Bildnachbearbeitung ermöglicht nicht nur Ausschnittsvergrößerungen, sondern bietet zudem die Möglichkeit, Dichteunterschiede verschiedener Strukturen durch Kantenanhebung oder Spreizung der Grauwerte zu betonen. Speziell im Rahmen spezifischer zahnmedizinischer Fragestellungen kann die klare Abhebung pathologischer Veränderungen von physiologischen Strukturen zur Sicherung des Befundes beitragen. Einem relativ sicheren Befund folgen eine zuverlässige klinische Diagnose und eine gezielte Therapie.

Gegenwärtig existieren bereits Bildbearbeitungs- und Diagnostikprogramme, welche die digitale Röntgenaufnahme vor dem Hintergrund der spezifischen Fragestellung nach dem Vorhandensein von Karies bearbeiten. So vielfältig jedoch die Möglichkeiten sind, die mit der computerunterstützten Nachbearbeitung heute zur Verfügung stehen, werden dem Computer immer die anatomischen Rückschlüsse und die Kenntnisse über die Erkrankungen, welche in einem Röntgenbild dargestellt sind, fehlen. Möchte man diesen Aspekt umgehen und sich rein auf das Zusammenspiel der eigenen optischen

Wahrnehmung unter der Voraussetzung fundierten zahnärztlichen Wissens verlassen, sind dennoch Möglichkeiten gegeben, pathologische Erscheinungen durch ihre deutlichere Abgrenzung zur Umgebung noch klarer darzustellen. Dieses kann bisher jedoch nur in aufwendigster Kleinstarbeit durch die Kombination verschiedener Variablen erfolgen, die der Bildbetrachter manuell variiert.

Standardisierte Bildbearbeitungsfilter und -programme für die häufigsten Erkrankungen in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde würden die Möglichkeiten der modernen digitalen Radiographie ungemein erweitern und den Arbeitsablauf in der zahnärztlichen Praxis erleichtern. Einen Beitrag in diese Richtung zu leisten, strebt die vorliegende Arbeit an.

## **2. Einleitung**

Während die Größe und Anzahl der Aufnahmen in der allgemeinmedizinischen Radiologie die Möglichkeiten der Digitaltechnik lange Zeit überforderten, hielten digitale Röntgensysteme bereits in der zweiten Hälfte der 80er Jahre Einzug in zahnärztliche Praxen und haben sich seitdem stetig weiterentwickelt (Sonnabend, Benz, 1997). 1987 entwickelte der Franzose Mouyen mit der damaligen Firma Trophy - heute Kodak - die Radiovisiographie. Durch diese Einführung der digitalen Untersuchungssysteme erhielt die bildgebende Diagnostik in der Zahnheilkunde einen neuen Entwicklungsimpuls (Rother, 2006). Seit diesem Zeitpunkt haben sich weitere Verfahren etabliert und sind kontinuierlich verbessert worden.

Es resultiert hieraus eine Vorreiterrolle für die Zahnmedizin, die vielfältige Vorteile mit sich bringt, andererseits aber auch die Bereitschaft fordert, sich weiterzubilden und sich früher als andere medizinische Bereiche mit der Problematik der digitalen Radiographie auseinanderzusetzen.

### **2.1. Die Möglichkeiten der digitalen bildgebenden Diagnostik in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde**

Digitale Röntgenbilder entstehen seit 1987 über die primäre Sensortechnik. Sowohl bei der intraoralen als auch bei der extraoralen Diagnostik werden die Prinzipien der indirekten und direkten Radiographie, sowie der Lumineszenz Radiographie unterschieden:

#### **2.1.1. Indirekte Radiographie**

Das Herzstück ist ein lichtempfindlicher Sensor, der mit entsprechendem Halter unter dem Prinzip der Paralleltechnik intraoral appliziert wird. Die Daten werden dem Rechner über ein Verbindungskabel direkt zugeführt. Im Sensor erzeugt die Strahlung über eine Leuchtfolie Licht, welches durch einen lichtempfindlichen CCD Chip (charge coupled device) in elektrische Signale transformiert wird. Diese Signale werden digitalisiert und durch einen Rechner zu einem Monitorbild verarbeitet. Die Sensoren werden charakterisiert durch die Größe ihrer Messzahlen (Pixel). Je

kleiner die Pixelgröße ist, desto besser ist die Auflösung und umso geringer das Rauschen. Das von uns verwendete Produkt ist Sidexis der Firma Sirona.

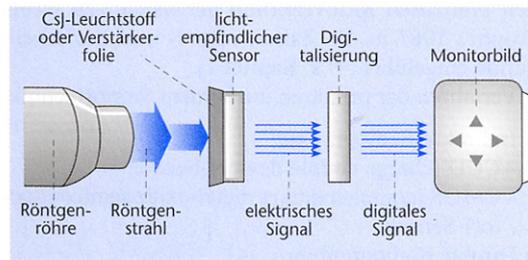


Abb.1: Funktionsprinzip der indirekten Radiographie (Rother, 2006)

### 2.1.2. Direkte Radiographie

Bei der direkten Radiographie fällt der Leuchtstoff als Zwischenträger weg, und es kommt ein röntgenempfindlicher High-density Sensor mit CCD Kristall zum Einsatz. Die Weiterverarbeitung der elektrischen Signale entspricht dem Prinzip der indirekten Radiographie. Da die Sensoren der direkten Radiographie eine geringere Empfindlichkeit, größere Pixel und höheres Rauschen besitzen, werden sie von uns nicht verwendet.

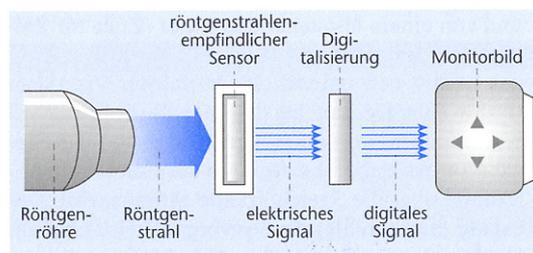


Abb.2: Funktionsprinzip der direkten Radiographie (Rother, 2006)

### 2.1.3. Lumineszenz Radiographie

Die digitale Lumineszenz Radiographie verwendet als Bildmedium Speicherfolien, die bei Belichtung die empfangene Information in Form eines latenten Bildes speichern. Die Speicherfolie ist mit einer Bariumfluorid Kristallschicht belegt, wobei die Kristalle mit zweiwertigem Europium dotiert sind. Die auf der Speicherfolie auftreffenden Röntgenquanten bewirken, dass die Valenzelektronen des Europiums auf ein höheres Energieniveau gehoben und durch Energiehäftstellen im Leitungsband vorübergehend fixiert werden. Bei der Auswertung in

einem zur Anlage gehörendem Lesegerät, wird die Speicherfolie mit einem Helium-Neon Laserstrahl systematisch abgetastet. Die zugeführte Laserstrahlenergie führt in den Bereichen mit höherem Energieniveau zu Entladungen, so dass die angeregten Elektronen unter Lichtemission in ihren energetischen Grundzustand zurückkehren. Ein Photomultiplier misst die Lichtemission und wandelt diese in elektrische Signale um, welche durch den Rechner zu einem Monitorbild verarbeitet werden. Die Pixelgröße der Lumineszenzfolie wird weniger durch ihre Struktur, als vielmehr durch den Abtastumfang des Laserstrahls bestimmt.

## **2.2. Digitale Bildbearbeitung - Möglichkeiten und Grenzen**

Der qualitative Vergleich einer konventionellen Panoramaschichtaufnahme (PSA) mit einer digital erzeugten und am Befundmonitor ausgewerteten PSA kann heute als identisch angesehen werden. Dies gilt noch nicht für digitale intraorale Aufnahmen, bei denen initial - ebenso wie bei der PSA – zunächst ein sichtbares Licht erzeugt wird, dagegen aber beim konventionellen intraoralen Film die Strahlung analog umgewandelt wird. Die PSA Verfahren hingegen ähneln sich hierbei in dieser Problematik (Rother, 2006). Da jedoch gerade die Strahlenexposition digitaler intraoraler Röntgenaufnahmen eine Dosisreduktion von 70% gegenüber dem Kodak Ultraspeed Film (D-Film) und von 37% gegenüber dem AGFA Heraeus oder Kodak Ektaspeed plus Film (E-Film) aufweist (Rother, 2001), liegt es im Interesse des behandelnden Zahnarztes und auch des Patienten, die Bildqualität und Aussagekraft der digitalen intraoralen, aber auch der extraoralen, Röntgenaufnahmen zu optimieren.

Neben der reduzierten Strahlenexposition wurde auch bereits auf die kosten- und platzsparende Anfertigung und Archivierung von digitalen Aufnahmen hingewiesen. In der Poliklinik für Röntgendiagnostik des Zentrums für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde des Universitätsklinikums Hamburg-Eppendorf wird bereits standardmäßig mit selbstklebenden Sensorhaltern der Firma Sirona gearbeitet, die nach einmaligem Gebrauch entsorgt werden. Dies gewährt nicht nur höchsten Hygienestandard, sondern spart zudem Kosten der Sterilisation von Mehrfachhaltern.

Die Möglichkeiten der Bildbearbeitung sind vielfältig. Um standardisierte Bildbearbeitungsfilter für die häufigsten Erkrankungen in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde zu entwickeln, gilt es das gesamte mathematische Spektrum variabler Bearbeitungsmöglichkeiten abzudecken. So unerschöpflich die Variabilität, die der Computer uns bietet erscheint, so findet sie doch ihre Grenzen im Rahmen anatomischer Strukturen und der Beurteilung pathologischer Veränderungen.

Röntgenbilder derartig zu filtern, dass ihre Befundung gegenüber der Originalaufnahme erschwert oder gar unmöglich wird, kann nicht im Interesse des Behandlers sein. So sind es sowohl die anatomischen Strukturen des Zahn-, Mund- und Kieferbereiches, als auch die Erfahrung in der Befundung und Diagnostik des Betrachters, welche die Möglichkeiten der digitalen Bildbearbeitung einschränken.

Auch ist es nicht möglich, aus einer schlechten digitalen Aufnahme einen neuen "Goldstandard" herauszuholen. Es muss immer eine gute Aufnahme vorliegen, erst dann kann wirklich "Gutes" erreicht werden. Eine Karies, die nicht schon auf der Ausgangsaufnahme zu ersehen ist, kann und sollte nicht "hingezaubert" werden.

## **2.3. Die häufigsten Erkrankungen des Zahn- und Zahnhalteapparates**

### **2.3.1. Erkrankungen der Zahnhartgewebe**

Karies beginnt immer an der Zahnoberfläche, jedoch nur dort, wo der Zahn Kontakt mit dem Mundhöhlenmilieu hat. Daher ist die Zahnkrone Domäne der klinischen Untersuchung. Die Approximalfächen und die Ausdehnung der kariösen Destruktion sind allerdings durch visuelle Inspektion und Sondierung oft nur unzureichend beurteilbar. In diesen Fällen gewinnt das Röntgenbild nicht nur unterstützende Bedeutung, sondern wird unentbehrlich.

Besonders intraorale Aufnahmen dienen der Kariesdiagnostik. Von besonderem Interesse sind hier die Bissflügelaufnahmen, bei denen der Zentralstrahl in koronaler Projektion verläuft, so dass die Zahnkronen besonders klar dargestellt werden. Auch die PSA ist für die Kariesdiagnostik geeignet. In der Horizontalebene werden durch die orthoradiale Abbildung der Zähne die Approximalräume weitgehend überlagerungsfrei dargestellt.

Man unterteilt den Kariesbefall eines Zahnes in verschiedene Stadien. Eine Karies superficialis reicht maximal bis zur Hälfte des Schmelzes. Sie wird auch als D1 Karies bezeichnet. Eine Karies media reicht bis zum Dentin (D2). Eine Karies profunda erreicht im Dentin die Pulpa (D3). Eine Karies profunda complicata schließlich hat auf das Pulpenkavum übergegriffen. Alle Stadien lassen sich röntgenologisch erkennen.

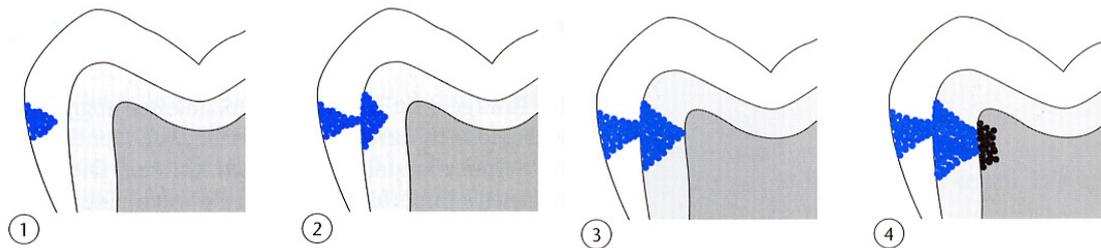


Abb.3: Die vier röntgendiagnostisch abgrenzbaren Erscheinungsformen der Primärkaries:  
1.superficialis, 2. media, 3. profunda, 4. profunda complicata (Rother, 2006)

Die Milchzahnkaries verläuft aufgrund des schmalen Schmelz- und Dentinmantels schneller als die Karies im bleibenden Gebiss. Die kariöse Läsion im bleibenden Gebiss ist als keilförmiges Aufhellungsareal im Schmelz- und Dentinbereich abgrenzbar. Im Dentin verläuft die Destruktion strukturbedingt breitflächiger als im Schmelz.

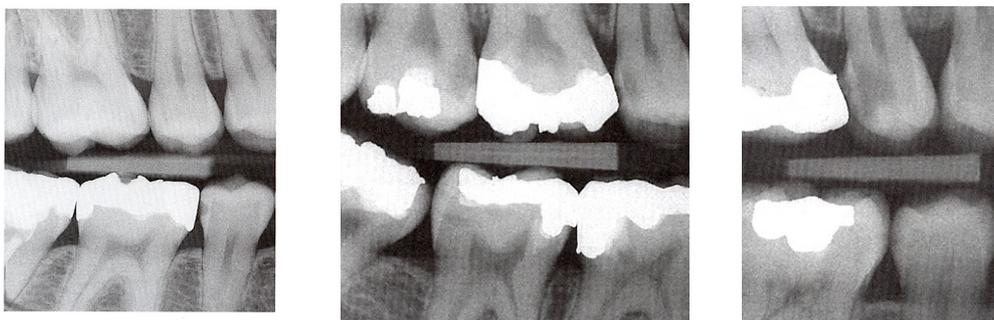


Abb.4a: 45 Karies superficialis

4b: 15 und 17 Karies media

4c: 15 Karies profunda

Von der Primärkaries zu differenzieren sind die Sekundärkaries als neues kariöses Geschehen in Randbereichen von Füllungen, sowie das Kariesrezidiv als wiederaufflammendes kariöses Geschehen unter einer Füllung.

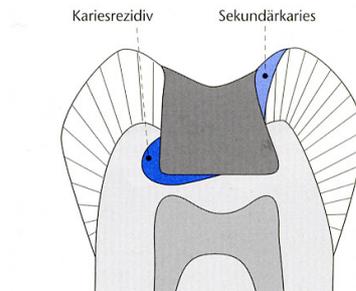


Abb.5: Schematische Darstellung des Kariesrezidivs und der Sekundärkaries (Rother, 2006)

### 2.3.2. Erkrankungen des marginalen Parodontiums

Das marginale Parodontium besteht aus der Gingiva, dem Desmodont, dem Wurzelzement und der Lamina dura des Alveolarknochens. Die Darstellung dieser feinen parodontalen Strukturen stellt an die digitale Auflösung hohe Ansprüche.

Die Marginale Parodontopathie ist neben der Karies nach Angaben der Weltgesundheitsorganisation die bedeutendste Zivilisationskrankheit, ebenso ist sie die häufigste Parodontopathie. Ist bei einer Parodontalerkrankung auch der zahntragende Alveolarknochen beteiligt, kommt dem Röntgenbefund eine entscheidende Bedeutung zu. Der interdentale und interradikuläre Knochenrückgang lässt sich in Form von horizontalem und vertikalem Knochenabbau erkennen. Grenzen in der radiologischen Darstellung liegen vorwiegend im Bereich der palatinalen und lingualen Alveolenwände, auf welche die Wurzeln projiziert werden.

Die parodontologischen Erkrankungen werden unterteilt in entzündliche, hyperplastische, involutive, traumatogene Formen und in Manifestationen systemischer Erkrankungen.

#### 2.3.2.1. Entzündliche Formen

Klinisch und röntgenologisch sind die Gingivitis und die marginale Parodontitis gegeneinander zu differenzieren. Während die Gingivitis Domäne der klinischen Inspektion ist, sind bei der marginalen

Parodontitis Röntgenuntersuchungen von hoher Relevanz, da bei ihr, gegenüber der Gingivitis, der Knochenabbau dominiert. Die hyperplastische Gingiva kann, besonders bei chronischem Verlauf, bei optimalen Belichtungsparametern röntgenologisch abgrenzbar sein.

Von der Parodontitis marginalis superficialis wird gesprochen, wenn der röntgendiagnostisch nachweisbare Knochenabbau bis zu einem Drittel der Wurzellänge beträgt. Bei einem Knochenabbau von mehr als einem Drittel der Wurzellänge liegt eine Parodontitis marginalis profunda vor. Bei mehrwurzeligen Zähnen kommt es zur Furkationsbeteiligung.

Der Knochenabbau kann sich horizontal, also annähernd parallel zur Okklusionsebene, sowie vertikal im Sinne ungleichmäßig tiefer Einbrüche an einem, mehreren oder allen vorhandenen Zähnen manifestieren. Sind die röntgenologischen Abbauvorgänge umschrieben und gut lokalisiert, handelt es sich um eine Parodontitis marginalis localisata. Sind die Veränderungen auf den Ober- und Unterkiefer ausgedehnt, wird von einer Parodontitis marginalis generalisata gesprochen. Dem Patientenalter zuzuordnen sind die Verlaufsformen der präpubertären, juvenilen und Erwachsenenparodontitis.

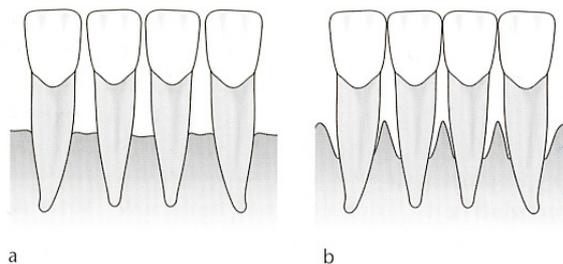


Abb.6: Schematische Darstellung des horizontalen (a) und vertikalen (b) Knochenabbaus (Rother, 2006)

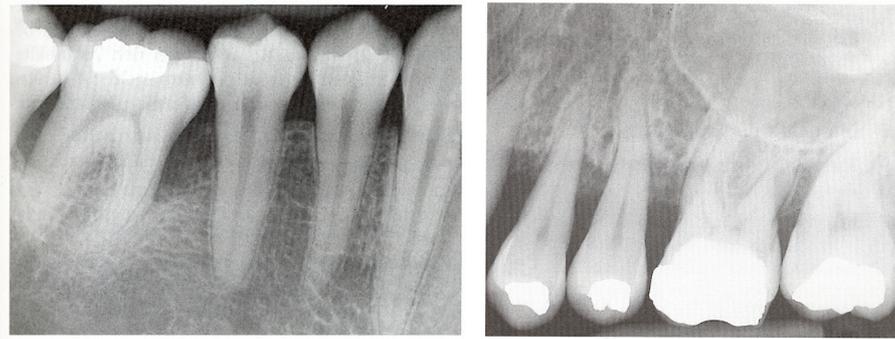


Abb.7a: 46 Parodontitis marginalis localisata 7b: 23-27 Parodontitis marginalis generalisata

Es muss bei den Aufnahmen 7a und 7b darauf hingewiesen werden, dass die Diagnosen Parodontitis marginalis localisata und generalisata nur als Gesamtbefund unter Betrachtung einer vollständigen PSA gestellt werden können. Hierbei handelt es sich um Bildausschnitte entsprechender Diagnosen zur vereinfachten Erläuterung des Krankheitsbildes.

#### 2.3.2.2. Hyperplastische Formen

Gegenüber klinisch beeindruckenden Erscheinungsformen der Gingivahyperplasien, die röntgenologisch kaum abgrenzbar sind, imponiert die Epulis durch Verdrängung der Zähne und kompressionsbedingte Knochenauflösung. Diese Zerstörungen des marginalen Alveolarknochens werden im Bereich des für die Entstehung der Epulis originären Desmodonts sichtbar.

#### 2.3.2.3. Involutive Formen

Die parodontalen Rückbildungen stellen sich röntgenologisch ähnlich derer der marginalen Parodontitis dar, es fehlen aber die entzündlichen klinischen Begleitzeichen.

#### 2.3.2.4. Traumatogene Formen

#### 2.3.2.5. Manifestationen systemischer Erkrankungen

Die röntgenologische Abklärung hat die Veränderungen des marginalen Parodonts, die Mitbeteiligung anderer Strukturen, sowohl des stomatognathen Systems als auch des restlichen Körpers, zu beurteilen.

### 2.3.3. Erkrankungen des periapicalen Parodontiums

Entwickelt sich eine Entzündung der Pulpa über den Apex hinaus in das apikale Parodontium, führt dies zu dessen Infektion und damit in der Regel zu einer chronischen Entzündung mit Granulationsgewebsbildung, der Parodontitis apicalis chronica. Da das schmale Desmodont nicht genügend Raum für die entzündlichen Abwehrvorgänge bietet, kommt es zu einer Resorption der Alveolenwand, die im Röntgenbild als Erweiterung des Parodontalspaltess zu erkennen ist. Stärkerer Abbau führt zu einem linsen- bis erbsengroßen apikalen Granulom, welches sich als ovale oder runde apikale Aufhellung an der Wurzelspitze darstellt.

Eine Parodontitis apicalis acuta manifestiert sich klinisch durch kariöse Destruktion und positive Klopfempfindlichkeit des entsprechenden Zahnes, wohingegen sie röntgenologisch lediglich in Form eines **erweiterten Parodontalspaltess** erkennbar ist. Fließend geht sie in die Parodontitis apicalis chronica über. Trotz Erweiterung des Parodontalspaltess bleiben die parodontalen Strukturen zunächst erhalten.



Abb.8: Erweiterter Parodontalspalt an 15

Überschreitet das chronisch entzündliche Geschehen die parodontalen Strukturen, werden Destruktionen in der Umgebung der Wurzelspitze sichtbar. Da es sich um ein voranschreitendes Vorgehen handelt, ist die Begrenzung zeitweilig unscharf und diffus. Man spricht von **diffuser Ostitis**.



Abb.9: Diffuse Ostitis an 24

Die Destruktion der unmittelbaren periapikalen Knochenstrukturen ist von einer Bindegewebskapsel umgeben, welche an der Wurzelspitze fest anhaftet. Dieses **apicale Granulom** ist röntgenologisch scharf begrenzt und enthält eitrig-eitrige Einschmelzungen. Man nennt diese Erscheinungsform auch Parodontitis apicalis chronica granulomatosa localisata.

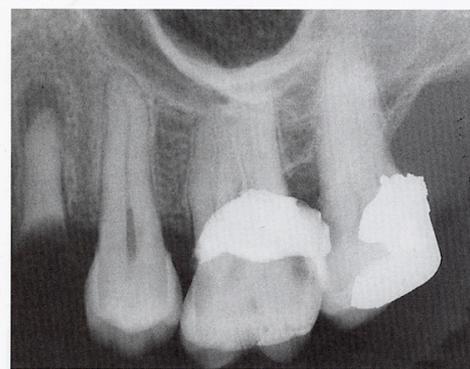


Abb.10: Apicales Granulom an 24

Im Granulationsgewebe eingeschlossen finden sich Malassez-Epithelreste, die auf den chronisch entzündlichen Reiz hin zur Ausbildung einer **radikulären Zyste** stimuliert werden können. Die radikuläre Zyste ist mit Plattenepithel ausgekleidet und enthält eine klare Flüssigkeit, die von einem derben Zystenbalg aus Bindegewebe umgeben ist. Die Zystenbegrenzung ist im Röntgenbild scharf, die Aufhellung intensiv, da die Strahlentransparenz ausgeprägt ist. Die derbe Bindegewebsumhüllung lässt eine Saumfigur

entstehen, welche die Randnekrose röntgenologisch noch deutlicher darstellt. Radikuläre Zysten können sehr groß werden über die dabei entstehenden hohen Druckverhältnisse benachbarte Zähne verdrängen und resorbieren.



Abb.11: Radikuläre Zyste an 46

### **3. Material und Methode**

Bildgebende Verfahren sind aus der modernen Zahnmedizin nicht mehr wegzudenken. Unter Ausnutzung verschiedenster physikalischer Effekte liefern sie Aussagen, welche für die Diagnostik von höchstem Stellenwert sind. Die meisten dieser Verfahren sind aus der Verschmelzung von medizinischem und technischem Wissen entstanden.

Während der Ingenieur sich bei der Einteilung der bildgebenden Verfahren an den zugrunde liegenden physikalischen Grundprinzipien orientiert, stehen aus Sicht des Zahnarztes andere Aspekte bei der Beurteilung und Einordnung eines bildgebenden Verfahrens im Vordergrund. Aspekten wie der Qualität der anatomischen Darstellung von Organen und Organgrenzen, der Detektion und Differenzierung von pathologischen Strukturen, der sicheren Abgrenzbarkeit von gutartigen und bösartigen Prozessen sowie der möglichst geringen Belastung des Patienten muss sich die Informatik in besonderer Weise stellen. Ihre Fortschritte in Forschung und Entwicklung müssen sich auch immer an der praktischen medizinischen Relevanz messen lassen. Es bedarf des Verständnisses der zahnärztlichen Sichtweise und der Kenntnis der diagnostischen Vorgehensweise als Voraussetzung für den Einklang technischer und zahnmedizinischer Fortschritte. Nur so kann diese interdisziplinäre Arbeit von Erfolg sein.

#### **3.1. Zeitraum und Ablauf der Untersuchungen**

In einem Zeitraum von vierzehn Monaten von Februar 2006 bis Januar 2007 wurden nach Erstellung einer Übersicht des in der Poliklinik für Röntgendiagnostik des Zentrums für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde im Universitätsklinikum Hamburg-Eppendorf (UKE) vorhandenen Bildmaterials von 3910 Aufnahmen zunächst variable Kombinationen der Filterfunktionen Radius, Stärke und Schwellenwert auf die Veränderung einer digitalen PSA Aufnahme angewandt, um eine Größenordnung der sinnvollen Bearbeitungsgrenzen festzulegen. Zur Findung der optimalen Filterungsbereiche wurden die Filterfunktionen zur Filterung des Bildmaterials der Patientin J.B. verwendet.



Abb.12: Originalbild der Patientin J.B.

Tab.1: Findung der optimalen Filterungsbereiche unter variabler Kombination der Filterfunktionen Radius, Stärke und Schwellenwert auf die Veränderung einer digitalen PSA Aufnahme durch Filterung der Bildmaterials der Patientin J.B..

Bild	Radius	Stärke	Schwelle	Bild	Radius	Stärke	Schwelle
1	1	0,5	5	6	1	1	5
2	1	0,5	15	7	1	1	15
3	1	0,5	25	8	1	1	25
4	1	0,5	35	9	1	1	35
5	1	0,5	45	10	1	1	45
11	1	1,5	5	16	1	2	5
12	1	1,5	15	17	1	2	15
13	1	1,5	25	18	1	2	25
14	1	1,5	35	19	1	2	35
15	1	1,5	45	20	1	2	45
21	1	2,5	5	26	1	3	5
22	1	2,5	15	27	1	3	15
23	1	2,5	25	28	1	3	25
24	1	2,5	35	29	1	3	35
25	1	2,5	45	30	1	3	45

Bild	Radius	Stärke	Schwelle
101	1,5	0,5	5
102	1,5	0,5	15
103	1,5	0,5	25
104	1,5	0,5	35
105	1,5	0,5	45
111	1,5	1,5	5
112	1,5	1,5	15
113	1,5	1,5	25
114	1,5	1,5	35
115	1,5	1,5	45
121	1,5	2,5	5
122	1,5	2,5	15
123	1,5	2,5	25
124	1,5	2,5	35
125	1,5	2,5	45

Bild	Radius	Stärke	Schwelle
106	1,5	1	5
107	1,5	1	15
108	1,5	1	25
109	1,5	1	35
110	1,5	1	45
116	1,5	2	5
117	1,5	2	15
118	1,5	2	25
119	1,5	2	35
120	1,5	2	45
126	1,5	3	5
127	1,5	3	15
128	1,5	3	25
129	1,5	3	35
130	1,5	3	45

Bild	Radius	Stärke	Schwelle
201	2	0,5	5
202	2	0,5	15
203	2	0,5	25
204	2	0,5	35
205	2	0,5	45
211	2	1,5	5
212	2	1,5	15
213	2	1,5	25
214	2	1,5	35
215	2	1,5	45
221	2	2,5	5
222	2	2,5	15
223	2	2,5	25
224	2	2,5	35
225	2	2,5	45

Bild	Radius	Stärke	Schwelle
206	2	1	5
207	2	1	15
208	2	1	25
209	2	1	35
210	2	1	45
216	2	2	5
217	2	2	15
218	2	2	25
219	2	2	35
220	2	2	45
226	2	3	5
227	2	3	15
228	2	3	25
229	2	3	35
230	2	3	45

Bild	Radius	Stärke	Schwelle
301	2,5	0,5	5
302	2,5	0,5	15
303	2,5	0,5	25
304	2,5	0,5	35
305	2,5	0,5	45
311	2,5	1,5	5
312	2,5	1,5	15
313	2,5	1,5	25
314	2,5	1,5	35
315	2,5	1,5	45
321	2,5	2,5	5
322	2,5	2,5	15
323	2,5	2,5	25
324	2,5	2,5	35
325	2,5	2,5	45

Bild	Radius	Stärke	Schwelle
306	2,5	1	5
307	2,5	1	15
308	2,5	1	25
309	2,5	1	35
310	2,5	1	45
316	2,5	2	5
317	2,5	2	15
318	2,5	2	25
319	2,5	2	35
320	2,5	2	45
326	2,5	3	5
327	2,5	3	15
328	2,5	3	25
329	2,5	3	35
330	2,5	3	45

Bild	Radius	Stärke	Schwelle
401	3	0,5	5
402	3	0,5	15
403	3	0,5	25
404	3	0,5	35
405	3	0,5	45
411	3	1,5	5
412	3	1,5	15
413	3	1,5	25
414	3	1,5	35
415	3	1,5	45
421	3	2,5	5
422	3	2,5	15
423	3	2,5	25
424	3	2,5	35
425	3	2,5	45

Bild	Radius	Stärke	Schwelle
406	3	1	5
407	3	1	15
408	3	1	25
409	3	1	35
410	3	1	45
416	3	2	5
417	3	2	15
418	3	2	25
419	3	2	35
420	3	2	45
426	3	3	5
427	3	3	15
428	3	3	25
429	3	3	35
430	3	3	45

Bild	Radius	Stärke	Schwelle
501	3,5	0,5	5
502	3,5	0,5	15
503	3,5	0,5	25
504	3,5	0,5	35
505	3,5	0,5	45
511	3,5	1,5	5
512	3,5	1,5	15
513	3,5	1,5	25
514	3,5	1,5	35
515	3,5	1,5	45
521	3,5	2,5	5
522	3,5	2,5	15
523	3,5	2,5	25
524	3,5	2,5	35
525	3,5	2,5	45

Bild	Radius	Stärke	Schwelle
506	3,5	1	5
507	3,5	1	15
508	3,5	1	25
509	3,5	1	35
510	3,5	1	45
516	3,5	2	5
517	3,5	2	15
518	3,5	2	25
519	3,5	2	35
520	3,5	2	45
526	3,5	3	5
527	3,5	3	15
528	3,5	3	25
529	3,5	3	35
530	3,5	3	45

Bild	Radius	Stärke	Schwelle
601	4	0,5	5
602	4	0,5	15
603	4	0,5	25
604	4	0,5	35
605	4	0,5	45
611	4	1,5	5
612	4	1,5	15
613	4	1,5	25
614	4	1,5	35
615	4	1,5	45
621	4	2,5	5
622	4	2,5	15
623	4	2,5	25
624	4	2,5	35
625	4	2,5	45

Bild	Radius	Stärke	Schwelle
606	4	1	5
607	4	1	15
608	4	1	25
609	4	1	35
610	4	1	45
616	4	2	5
617	4	2	15
618	4	2	25
619	4	2	35
620	4	2	45
626	4	3	5
627	4	3	15
628	4	3	25
629	4	3	35
630	4	3	45

Bild	Radius	Stärke	Schwelle	Bild	Radius	Stärke	Schwelle
701	4,5	0,5	5	706	4,5	1	5
702	4,5	0,5	15	707	4,5	1	15
703	4,5	0,5	25	708	4,5	1	25
704	4,5	0,5	35	709	4,5	1	35
705	4,5	0,5	45	710	4,5	1	45
711	4,5	1,5	5	716	4,5	2	5
712	4,5	1,5	15	717	4,5	2	15
713	4,5	1,5	25	718	4,5	2	25
714	4,5	1,5	35	719	4,5	2	35
715	4,5	1,5	45	720	4,5	2	45
721	4,5	2,5	5	726	4,5	3	5
722	4,5	2,5	15	727	4,5	3	15
723	4,5	2,5	25	728	4,5	3	25
724	4,5	2,5	35	729	4,5	3	35
725	4,5	2,5	45	730	4,5	3	45

Bild	Radius	Stärke	Schwelle	Bild	Radius	Stärke	Schwelle
801	5	0,5	5	806	5	1	5
802	5	0,5	15	807	5	1	15
803	5	0,5	25	808	5	1	25
804	5	0,5	35	809	5	1	35
805	5	0,5	45	810	5	1	45
811	5	1,5	5	816	5	2	5
812	5	1,5	15	817	5	2	15
813	5	1,5	25	818	5	2	25
814	5	1,5	35	819	5	2	35
815	5	1,5	45	820	5	2	45
821	5	2,5	5	826	5	3	5
822	5	2,5	15	827	5	3	15
823	5	2,5	25	828	5	3	25
824	5	2,5	35	829	5	3	35
825	5	2,5	45	830	5	3	45

Die Variable Radius bestimmt wie breit um eine Kante herum der Effekt angewendet wird, der Verstärkungsfaktor um wieviel der Kontrast an Kanten erhöht wird und der Schwellenwert definiert einen minimalen Kontrast, den benachbarte Pixel im Bild bereits haben müssen, damit die Schärfung einsetzt. Wenn man letzteren erhöht, werden zusehens kleine Details mit niedrigem Kontrast nicht mehr geschärft, womit man auch das Rauschen unter Kontrolle hält.

Der Radius wurde zunächst von 1-5 in 0,5er Schritten, der Verstärkungsfaktor von 0,5-3 in 0,5er Schritten und der Schwellenwert von 5-45 in 10er Schritten modifiziert. Zur Abgrenzung des Schwellenwertes war zuvor festgestellt worden, dass im kleinen Schwellenwertbereich stark geschärft, jedoch im höheren Bereich hauptsächlich das Rauschen angehoben wird. Dies war Grundlage für die Entscheidung, den Schwellenwert in den entsprechenden Intervallen zu halten.

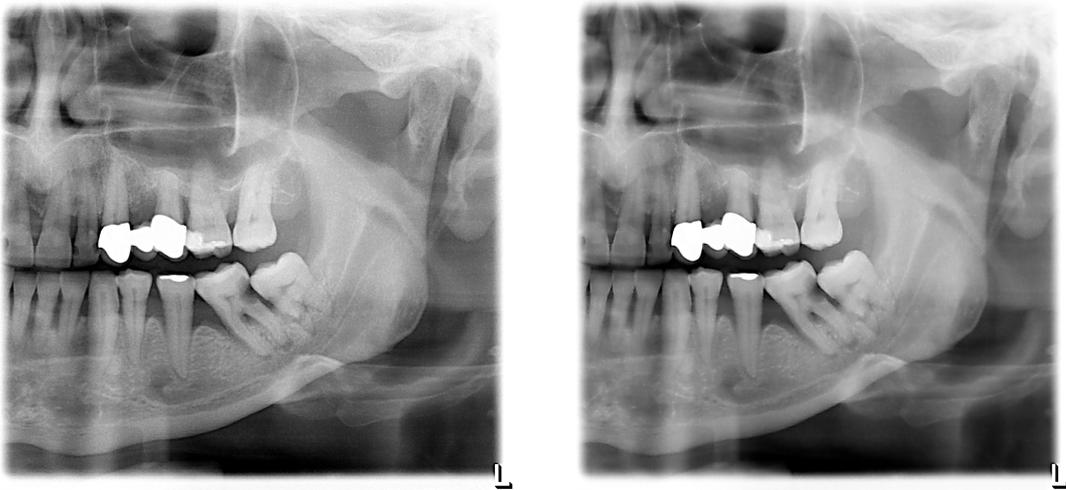


Abb.13a: Bild S5 (Radius 3 Stärke 2 Schwelle 5) 13b: Bild S50 (Radius 3 Stärke 2 Schwelle 50)

Die Größenordnung der Schritte wurde minimal verändernd gewählt. Man erkennt bei originaler Bildgröße keine Veränderungen in diesen Schrittgrößen, weshalb es nicht nötig gewesen wäre, die Intervalle niedriger zu setzen.

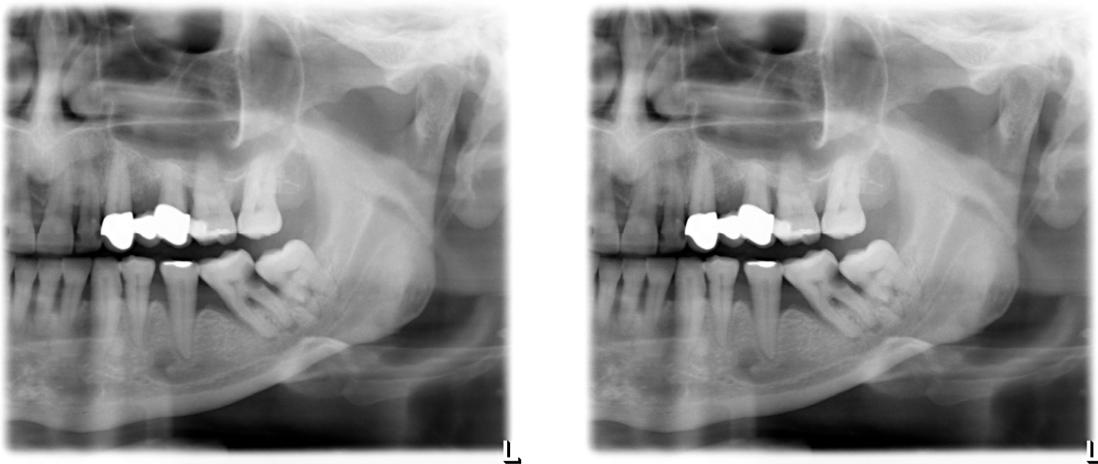


Abb.14: Gesetzter Intervallabstand zweier aufeinander folgender Untersuchungsbilder

Es lies sich bald feststellen, dass ab einem Radius von 2 die Bildqualität bei Verstärkungsfaktoren größer 1 drastisch absinkt. Der Verstärkungsfaktor sollte den Wert 1 nicht überschreiten, sofern der Radius größer 2 beträgt. Der Vollständigkeit halber und um diese Hypothese zu bestätigen, wurde damit fortgefahren, die Filterungen im Verstärkungsfaktor 0,5-3 darzustellen. Der Radius wurde weiter erhöht, da die Bildqualität beim Radius 5 noch nicht an ihre Grenzen gestoßen war. Es folgte seine Filterung bis 20, bei gleichbleibender Anwendung der Stärke und des Schwellenwertes.

Tab.2: Weitere Erhöhung des Radius von 5 bis 20, bei gleich bleibender Anwendung der Stärke und des Schwellenwertes anhand desselben Bildmaterials.

Bild	Radius	Stärke	Schwelle	Bild	Radius	Stärke	Schwelle
901	5,5	0,5	5	906	5,5	1	5
902	5,5	0,5	15	907	5,5	1	15
903	5,5	0,5	25	908	5,5	1	25
904	5,5	0,5	35	909	5,5	1	35
905	5,5	0,5	45	910	5,5	1	45
911	5,5	1,5	5	916	5,5	2	5
912	5,5	1,5	15	917	5,5	2	15
913	5,5	1,5	25	918	5,5	2	25
914	5,5	1,5	35	919	5,5	2	35
915	5,5	1,5	45	920	5,5	2	45
921	5,5	2,5	5	926	5,5	3	5
922	5,5	2,5	15	927	5,5	3	15
923	5,5	2,5	25	928	5,5	3	25
924	5,5	2,5	35	929	5,5	3	35
925	5,5	2,5	45	930	5,5	3	45

Bild	Radius	Stärke	Schwelle
1001	6	0,5	5
1002	6	0,5	15
1003	6	0,5	25
1004	6	0,5	35
1005	6	0,5	45
1011	6	1,5	5
1012	6	1,5	15
1013	6	1,5	25
1014	6	1,5	35
1015	6	1,5	45
1021	6	2,5	5
1022	6	2,5	15
1023	6	2,5	25
1024	6	2,5	35
1025	6	2,5	45

Bild	Radius	Stärke	Schwelle
1006	6	1	5
1007	6	1	15
1008	6	1	25
1009	6	1	35
1010	6	1	45
1016	6	2	5
1017	6	2	15
1018	6	2	25
1019	6	2	35
1020	6	2	45
1026	6	3	5
1027	6	3	15
1028	6	3	25
1029	6	3	35
1030	6	3	45

Bild	Radius	Stärke	Schwelle
1101	6,5	0,5	5
1102	6,5	0,5	15
1103	6,5	0,5	25
1104	6,5	0,5	35
1105	6,5	0,5	45
1111	6,5	1,5	5
1112	6,5	1,5	15
1113	6,5	1,5	25
1114	6,5	1,5	35
1115	6,5	1,5	45
1121	6,5	2,5	5
1122	6,5	2,5	15
1123	6,5	2,5	25
1124	6,5	2,5	35
1125	6,5	2,5	45

Bild	Radius	Stärke	Schwelle
1106	6,5	1	5
1107	6,5	1	15
1108	6,5	1	25
1109	6,5	1	35
1110	6,5	1	45
1116	6,5	2	5
1117	6,5	2	15
1118	6,5	2	25
1119	6,5	2	35
1120	6,5	2	45
1126	6,5	3	5
1127	6,5	3	15
1128	6,5	3	25
1129	6,5	3	35
1130	6,5	3	45

Bild	Radius	Stärke	Schwelle
1201	7	0,5	5
1202	7	0,5	15
1203	7	0,5	25
1204	7	0,5	35
1205	7	0,5	45
1211	7	1,5	5
1212	7	1,5	15
1213	7	1,5	25
1214	7	1,5	35
1215	7	1,5	45
1221	7	2,5	5
1222	7	2,5	15
1223	7	2,5	25
1224	7	2,5	35
1225	7	2,5	45

Bild	Radius	Stärke	Schwelle
1206	7	1	5
1207	7	1	15
1208	7	1	25
1209	7	1	35
1210	7	1	45
1216	7	2	5
1217	7	2	15
1218	7	2	25
1219	7	2	35
1220	7	2	45
1226	7	3	5
1227	7	3	15
1228	7	3	25
1229	7	3	35
1230	7	3	45

Bild	Radius	Stärke	Schwelle
1301	7,5	0,5	5
1302	7,5	0,5	15
1303	7,5	0,5	25
1304	7,5	0,5	35
1305	7,5	0,5	45
1311	7,5	1,5	5
1312	7,5	1,5	15
1313	7,5	1,5	25
1314	7,5	1,5	35
1315	7,5	1,5	45
1321	7,5	2,5	5
1322	7,5	2,5	15
1323	7,5	2,5	25
1324	7,5	2,5	35
1325	7,5	2,5	45

Bild	Radius	Stärke	Schwelle
1306	7,5	1	5
1307	7,5	1	15
1308	7,5	1	25
1309	7,5	1	35
1310	7,5	1	45
1316	7,5	2	5
1317	7,5	2	15
1318	7,5	2	25
1319	7,5	2	35
1320	7,5	2	45
1326	7,5	3	5
1327	7,5	3	15
1328	7,5	3	25
1329	7,5	3	35
1330	7,5	3	45

Bild	Radius	Stärke	Schwelle
1401	8	0,5	5
1402	8	0,5	15
1403	8	0,5	25
1404	8	0,5	35
1405	8	0,5	45
1411	8	1,5	5
1412	8	1,5	15
1413	8	1,5	25
1414	8	1,5	35
1415	8	1,5	45
1421	8	2,5	5
1422	8	2,5	15
1423	8	2,5	25
1424	8	2,5	35
1425	8	2,5	45

Bild	Radius	Stärke	Schwelle
1406	8	1	5
1407	8	1	15
1408	8	1	25
1409	8	1	35
1410	8	1	45
1416	8	2	5
1417	8	2	15
1418	8	2	25
1419	8	2	35
1420	8	2	45
1426	8	3	5
1427	8	3	15
1428	8	3	25
1429	8	3	35
1430	8	3	45

Bild	Radius	Stärke	Schwelle
1501	8,5	0,5	5
1502	8,5	0,5	15
1503	8,5	0,5	25
1504	8,5	0,5	35
1505	8,5	0,5	45
1511	8,5	1,5	5
1512	8,5	1,5	15
1513	8,5	1,5	25
1514	8,5	1,5	35
1515	8,5	1,5	45
1521	8,5	2,5	5
1522	8,5	2,5	15
1523	8,5	2,5	25
1524	8,5	2,5	35
1525	8,5	2,5	45

Bild	Radius	Stärke	Schwelle
1506	8,5	1	5
1507	8,5	1	15
1508	8,5	1	25
1509	8,5	1	35
1510	8,5	1	45
1516	8,5	2	5
1517	8,5	2	15
1518	8,5	2	25
1519	8,5	2	35
1520	8,5	2	45
1526	8,5	3	5
1527	8,5	3	15
1528	8,5	3	25
1529	8,5	3	35
1530	8,5	3	45

Bild	Radius	Stärke	Schwelle
1601	9	0,5	5
1602	9	0,5	15
1603	9	0,5	25
1604	9	0,5	35
1605	9	0,5	45
1611	9	1,5	5
1612	9	1,5	15
1613	9	1,5	25
1614	9	1,5	35
1615	9	1,5	45
1621	9	2,5	5
1622	9	2,5	15
1623	9	2,5	25
1624	9	2,5	35
1625	9	2,5	45

Bild	Radius	Stärke	Schwelle
1606	9	1	5
1607	9	1	15
1608	9	1	25
1609	9	1	35
1610	9	1	45
1616	9	2	5
1617	9	2	15
1618	9	2	25
1619	9	2	35
1620	9	2	45
1626	9	3	5
1627	9	3	15
1628	9	3	25
1629	9	3	35
1630	9	3	45

Bild	Radius	Stärke	Schwelle
1701	9,5	0,5	5
1702	9,5	0,5	15
1703	9,5	0,5	25
1704	9,5	0,5	35
1705	9,5	0,5	45
1711	9,5	1,5	5
1712	9,5	1,5	15
1713	9,5	1,5	25
1714	9,5	1,5	35
1715	9,5	1,5	45
1721	9,5	2,5	5
1722	9,5	2,5	15
1723	9,5	2,5	25
1724	9,5	2,5	35
1725	9,5	2,5	45

Bild	Radius	Stärke	Schwelle
1706	9,5	1	5
1707	9,5	1	15
1708	9,5	1	25
1709	9,5	1	35
1710	9,5	1	45
1716	9,5	2	5
1717	9,5	2	15
1718	9,5	2	25
1719	9,5	2	35
1720	9,5	2	45
1726	9,5	3	5
1727	9,5	3	15
1728	9,5	3	25
1729	9,5	3	35
1730	9,5	3	45

Bild	Radius	Stärke	Schwelle
1801	10	0,5	5
1802	10	0,5	15
1803	10	0,5	25
1804	10	0,5	35
1805	10	0,5	45
1811	10	1,5	5
1812	10	1,5	15
1813	10	1,5	25
1814	10	1,5	35
1815	10	1,5	45
1821	10	2,5	5
1822	10	2,5	15
1823	10	2,5	25
1824	10	2,5	35
1825	10	2,5	45

Bild	Radius	Stärke	Schwelle
1806	10	1	5
1807	10	1	15
1808	10	1	25
1809	10	1	35
1810	10	1	45
1816	10	2	5
1817	10	2	15
1818	10	2	25
1819	10	2	35
1820	10	2	45
1826	10	3	5
1827	10	3	15
1828	10	3	25
1829	10	3	35
1830	10	3	45

Bild	Radius	Stärke	Schwelle
1901	10,5	0,5	5
1902	10,5	0,5	15
1903	10,5	0,5	25
1904	10,5	0,5	35
1905	10,5	0,5	45
1911	10,5	1,5	5
1912	10,5	1,5	15
1913	10,5	1,5	25
1914	10,5	1,5	35
1915	10,5	1,5	45
1921	10,5	2,5	5
1922	10,5	2,5	15
1923	10,5	2,5	25
1924	10,5	2,5	35
1925	10,5	2,5	45

Bild	Radius	Stärke	Schwelle
1906	10,5	1	5
1907	10,5	1	15
1908	10,5	1	25
1909	10,5	1	35
1910	10,5	1	45
1916	10,5	2	5
1917	10,5	2	15
1918	10,5	2	25
1919	10,5	2	35
1920	10,5	2	45
1926	10,5	3	5
1927	10,5	3	15
1928	10,5	3	25
1929	10,5	3	35
1930	10,5	3	45

Bild	Radius	Stärke	Schwelle
2001	11	0,5	5
2002	11	0,5	15
2003	11	0,5	25
2004	11	0,5	35
2005	11	0,5	45
2011	11	1,5	5
2012	11	1,5	15
2013	11	1,5	25
2014	11	1,5	35
2015	11	1,5	45
2021	11	2,5	5
2022	11	2,5	15
2023	11	2,5	25
2024	11	2,5	35
2025	11	2,5	45

Bild	Radius	Stärke	Schwelle
2006	11	1	5
2007	11	1	15
2008	11	1	25
2009	11	1	35
2010	11	1	45
2016	11	2	5
2017	11	2	15
2018	11	2	25
2019	11	2	35
2020	11	2	45
2026	11	3	5
2027	11	3	15
2028	11	3	25
2029	11	3	35
2030	11	3	45

Bild	Radius	Stärke	Schwelle
2101	11,5	0,5	5
2102	11,5	0,5	15
2103	11,5	0,5	25
2104	11,5	0,5	35
2105	11,5	0,5	45
2111	11,5	1,5	5
2112	11,5	1,5	15
2113	11,5	1,5	25
2114	11,5	1,5	35
2115	11,5	1,5	45
2121	11,5	2,5	5
2122	11,5	2,5	15
2123	11,5	2,5	25
2124	11,5	2,5	35
2125	11,5	2,5	45

Bild	Radius	Stärke	Schwelle
2106	11,5	1	5
2107	11,5	1	15
2108	11,5	1	25
2109	11,5	1	35
2110	11,5	1	45
2116	11,5	2	5
2117	11,5	2	15
2118	11,5	2	25
2119	11,5	2	35
2120	11,5	2	45
2126	11,5	3	5
2127	11,5	3	15
2128	11,5	3	25
2129	11,5	3	35
2130	11,5	3	45

Bild	Radius	Stärke	Schwelle
2201	12	0,5	5
2202	12	0,5	15
2203	12	0,5	25
2204	12	0,5	35
2205	12	0,5	45
2211	12	1,5	5
2212	12	1,5	15
2213	12	1,5	25
2214	12	1,5	35
2215	12	1,5	45
2221	12	2,5	5
2222	12	2,5	15
2223	12	2,5	25
2224	12	2,5	35
2225	12	2,5	45

Bild	Radius	Stärke	Schwelle
2206	12	1	5
2207	12	1	15
2208	12	1	25
2209	12	1	35
2210	12	1	45
2216	12	2	5
2217	12	2	15
2218	12	2	25
2219	12	2	35
2220	12	2	45
2226	12	3	5
2227	12	3	15
2228	12	3	25
2229	12	3	35
2230	12	3	45

Bild	Radius	Stärke	Schwelle
2301	12,5	0,5	5
2302	12,5	0,5	15
2303	12,5	0,5	25
2304	12,5	0,5	35
2305	12,5	0,5	45
2311	12,5	1,5	5
2312	12,5	1,5	15
2313	12,5	1,5	25
2314	12,5	1,5	35
2315	12,5	1,5	45
2321	12,5	2,5	5
2322	12,5	2,5	15
2323	12,5	2,5	25
2324	12,5	2,5	35
2325	12,5	2,5	45

Bild	Radius	Stärke	Schwelle
2306	12,5	1	5
2307	12,5	1	15
2308	12,5	1	25
2309	12,5	1	35
2310	12,5	1	45
2316	12,5	2	5
2317	12,5	2	15
2318	12,5	2	25
2319	12,5	2	35
2320	12,5	2	45
2326	12,5	3	5
2327	12,5	3	15
2328	12,5	3	25
2329	12,5	3	35
2330	12,5	3	45

Bild	Radius	Stärke	Schwelle
2401	13	0,5	5
2402	13	0,5	15
2403	13	0,5	25
2404	13	0,5	35
2405	13	0,5	45
2411	13	1,5	5
2412	13	1,5	15
2413	13	1,5	25
2414	13	1,5	35
2415	13	1,5	45
2421	13	2,5	5
2422	13	2,5	15
2423	13	2,5	25
2424	13	2,5	35
2425	13	2,5	45

Bild	Radius	Stärke	Schwelle
2406	13	1	5
2407	13	1	15
2408	13	1	25
2409	13	1	35
2410	13	1	45
2416	13	2	5
2417	13	2	15
2418	13	2	25
2419	13	2	35
2420	13	2	45
2426	13	3	5
2427	13	3	15
2428	13	3	25
2429	13	3	35
2430	13	3	45

Bild	Radius	Stärke	Schwelle
2501	13,5	0,5	5
2502	13,5	0,5	15
2503	13,5	0,5	25
2504	13,5	0,5	35
2505	13,5	0,5	45
2511	13,5	1,5	5
2512	13,5	1,5	15
2513	13,5	1,5	25
2514	13,5	1,5	35
2515	13,5	1,5	45
2521	13,5	2,5	5
2522	13,5	2,5	15
2523	13,5	2,5	25
2524	13,5	2,5	35
2525	13,5	2,5	45

Bild	Radius	Stärke	Schwelle
2506	13,5	1	5
2507	13,5	1	15
2508	13,5	1	25
2509	13,5	1	35
2510	13,5	1	45
2516	13,5	2	5
2517	13,5	2	15
2518	13,5	2	25
2519	13,5	2	35
2520	13,5	2	45
2526	13,5	3	5
2527	13,5	3	15
2528	13,5	3	25
2529	13,5	3	35
2530	13,5	3	45

Bild	Radius	Stärke	Schwelle
2601	14	0,5	5
2602	14	0,5	15
2603	14	0,5	25
2604	14	0,5	35
2605	14	0,5	45
2611	14	1,5	5
2612	14	1,5	15
2613	14	1,5	25
2614	14	1,5	35
2615	14	1,5	45
2621	14	2,5	5
2622	14	2,5	15
2623	14	2,5	25
2624	14	2,5	35
2625	14	2,5	45

Bild	Radius	Stärke	Schwelle
2606	14	1	5
2607	14	1	15
2608	14	1	25
2609	14	1	35
2610	14	1	45
2616	14	2	5
2617	14	2	15
2618	14	2	25
2619	14	2	35
2620	14	2	45
2626	14	3	5
2627	14	3	15
2628	14	3	25
2629	14	3	35
2630	14	3	45

Bild	Radius	Stärke	Schwelle
2701	14,5	0,5	5
2702	14,5	0,5	15
2703	14,5	0,5	25
2704	14,5	0,5	35
2705	14,5	0,5	45
2711	14,5	1,5	5
2712	14,5	1,5	15
2713	14,5	1,5	25
2714	14,5	1,5	35
2715	14,5	1,5	45
2721	14,5	2,5	5
2722	14,5	2,5	15
2723	14,5	2,5	25
2724	14,5	2,5	35
2725	14,5	2,5	45

Bild	Radius	Stärke	Schwelle
2706	14,5	1	5
2707	14,5	1	15
2708	14,5	1	25
2709	14,5	1	35
2710	14,5	1	45
2716	14,5	2	5
2717	14,5	2	15
2718	14,5	2	25
2719	14,5	2	35
2720	14,5	2	45
2726	14,5	3	5
2727	14,5	3	15
2728	14,5	3	25
2729	14,5	3	35
2730	14,5	3	45

Bild	Radius	Stärke	Schwelle
2801	15	0,5	5
2802	15	0,5	15
2803	15	0,5	25
2804	15	0,5	35
2805	15	0,5	45
2811	15	1,5	5
2812	15	1,5	15
2813	15	1,5	25
2814	15	1,5	35
2815	15	1,5	45
2821	15	2,5	5
2822	15	2,5	15
2823	15	2,5	25
2824	15	2,5	35
2825	15	2,5	45

Bild	Radius	Stärke	Schwelle
2806	15	1	5
2807	15	1	15
2808	15	1	25
2809	15	1	35
2810	15	1	45
2816	15	2	5
2817	15	2	15
2818	15	2	25
2819	15	2	35
2820	15	2	45
2826	15	3	5
2827	15	3	15
2828	15	3	25
2829	15	3	35
2830	15	3	45

Bild	Radius	Stärke	Schwelle
2901	15,5	0,5	5
2902	15,5	0,5	15
2903	15,5	0,5	25
2904	15,5	0,5	35
2905	15,5	0,5	45
2911	15,5	1,5	5
2912	15,5	1,5	15
2913	15,5	1,5	25
2914	15,5	1,5	35
2915	15,5	1,5	45
2921	15,5	2,5	5
2922	15,5	2,5	15
2923	15,5	2,5	25
2924	15,5	2,5	35
2925	15,5	2,5	45

Bild	Radius	Stärke	Schwelle
2906	15,5	1	5
2907	15,5	1	15
2908	15,5	1	25
2909	15,5	1	35
2910	15,5	1	45
2916	15,5	2	5
2917	15,5	2	15
2918	15,5	2	25
2919	15,5	2	35
2920	15,5	2	45
2926	15,5	3	5
2927	15,5	3	15
2928	15,5	3	25
2929	15,5	3	35
2930	15,5	3	45

Bild	Radius	Stärke	Schwelle
3001	16	0,5	5
3002	16	0,5	15
3003	16	0,5	25
3004	16	0,5	35
3005	16	0,5	45
3011	16	1,5	5
3012	16	1,5	15
3013	16	1,5	25
3014	16	1,5	35
3015	16	1,5	45
3021	16	2,5	5
3022	16	2,5	15
3023	16	2,5	25
3024	16	2,5	35
3025	16	2,5	45

Bild	Radius	Stärke	Schwelle
3006	16	1	5
3007	16	1	15
3008	16	1	25
3009	16	1	35
3010	16	1	45
3016	16	2	5
3017	16	2	15
3018	16	2	25
3019	16	2	35
3020	16	2	45
3026	16	3	5
3027	16	3	15
3028	16	3	25
3029	16	3	35
3030	16	3	45

Bild	Radius	Stärke	Schwelle
3101	16,5	0,5	5
3102	16,5	0,5	15
3103	16,5	0,5	25
3104	16,5	0,5	35
3105	16,5	0,5	45
3111	16,5	1,5	5
3112	16,5	1,5	15
3113	16,5	1,5	25
3114	16,5	1,5	35
3115	16,5	1,5	45
3121	16,5	2,5	5
3122	16,5	2,5	15
3123	16,5	2,5	25
3124	16,5	2,5	35
3125	16,5	2,5	45

Bild	Radius	Stärke	Schwelle
3106	16,5	1	5
3107	16,5	1	15
3108	16,5	1	25
3109	16,5	1	35
3110	16,5	1	45
3116	16,5	2	5
3117	16,5	2	15
3118	16,5	2	25
3119	16,5	2	35
3120	16,5	2	45
3126	16,5	3	5
3127	16,5	3	15
3128	16,5	3	25
3129	16,5	3	35
3130	16,5	3	45

Bild	Radius	Stärke	Schwelle
3201	17	0,5	5
3202	17	0,5	15
3203	17	0,5	25
3204	17	0,5	35
3205	17	0,5	45
3211	17	1,5	5
3212	17	1,5	15
3213	17	1,5	25
3214	17	1,5	35
3215	17	1,5	45
3221	17	2,5	5
3222	17	2,5	15
3223	17	2,5	25
3224	17	2,5	35
3225	17	2,5	45

Bild	Radius	Stärke	Schwelle
3206	17	1	5
3207	17	1	15
3208	17	1	25
3209	17	1	35
3210	17	1	45
3216	17	2	5
3217	17	2	15
3218	17	2	25
3219	17	2	35
3220	17	2	45
3226	17	3	5
3227	17	3	15
3228	17	3	25
3229	17	3	35
3230	17	3	45

Bild	Radius	Stärke	Schwelle
3301	17,5	0,5	5
3302	17,5	0,5	15
3303	17,5	0,5	25
3304	17,5	0,5	35
3305	17,5	0,5	45
3311	17,5	1,5	5
3312	17,5	1,5	15
3313	17,5	1,5	25
3314	17,5	1,5	35
3315	17,5	1,5	45
3321	17,5	2,5	5
3322	17,5	2,5	15
3323	17,5	2,5	25
3324	17,5	2,5	35
3325	17,5	2,5	45

Bild	Radius	Stärke	Schwelle
3306	17,5	1	5
3307	17,5	1	15
3308	17,5	1	25
3309	17,5	1	35
3310	17,5	1	45
3316	17,5	2	5
3317	17,5	2	15
3318	17,5	2	25
3319	17,5	2	35
3320	17,5	2	45
3326	17,5	3	5
3327	17,5	3	15
3328	17,5	3	25
3329	17,5	3	35
3330	17,5	3	45

Bild	Radius	Stärke	Schwelle
3401	18	0,5	5
3402	18	0,5	15
3403	18	0,5	25
3404	18	0,5	35
3405	18	0,5	45
3411	18	1,5	5
3412	18	1,5	15
3413	18	1,5	25
3414	18	1,5	35
3415	18	1,5	45
3421	18	2,5	5
3422	18	2,5	15
3423	18	2,5	25
3424	18	2,5	35
3425	18	2,5	45

Bild	Radius	Stärke	Schwelle
3406	18	1	5
3407	18	1	15
3408	18	1	25
3409	18	1	35
3410	18	1	45
3416	18	2	5
3417	18	2	15
3418	18	2	25
3419	18	2	35
3420	18	2	45
3426	18	3	5
3427	18	3	15
3428	18	3	25
3429	18	3	35
3430	18	3	45

Bild	Radius	Stärke	Schwelle
3501	18,5	0,5	5
3502	18,5	0,5	15
3503	18,5	0,5	25
3504	18,5	0,5	35
3505	18,5	0,5	45
3511	18,5	1,5	5
3512	18,5	1,5	15
3513	18,5	1,5	25
3514	18,5	1,5	35
3515	18,5	1,5	45
3521	18,5	2,5	5
3522	18,5	2,5	15
3523	18,5	2,5	25
3524	18,5	2,5	35
3525	18,5	2,5	45

Bild	Radius	Stärke	Schwelle
3506	18,5	1	5
3507	18,5	1	15
3508	18,5	1	25
3509	18,5	1	35
3510	18,5	1	45
3516	18,5	2	5
3517	18,5	2	15
3518	18,5	2	25
3519	18,5	2	35
3520	18,5	2	45
3526	18,5	3	5
3527	18,5	3	15
3528	18,5	3	25
3529	18,5	3	35
3530	18,5	3	45

Bild	Radius	Stärke	Schwelle
3601	19	0,5	5
3602	19	0,5	15
3603	19	0,5	25
3604	19	0,5	35
3605	19	0,5	45
3611	19	1,5	5
3612	19	1,5	15
3613	19	1,5	25
3614	19	1,5	35
3615	19	1,5	45
3621	19	2,5	5
3622	19	2,5	15
3623	19	2,5	25
3624	19	2,5	35
3625	19	2,5	45

Bild	Radius	Stärke	Schwelle
3606	19	1	5
3607	19	1	15
3608	19	1	25
3609	19	1	35
3610	19	1	45
3616	19	2	5
3617	19	2	15
3618	19	2	25
3619	19	2	35
3620	19	2	45
3626	19	3	5
3627	19	3	15
3628	19	3	25
3629	19	3	35
3630	19	3	45

Bild	Radius	Stärke	Schwelle
3701	19,5	0,5	5
3702	19,5	0,5	15
3703	19,5	0,5	25
3704	19,5	0,5	35
3705	19,5	0,5	45
3711	19,5	1,5	5
3712	19,5	1,5	15
3713	19,5	1,5	25
3714	19,5	1,5	35
3715	19,5	1,5	45
3721	19,5	2,5	5
3722	19,5	2,5	15
3723	19,5	2,5	25
3724	19,5	2,5	35
3725	19,5	2,5	45

Bild	Radius	Stärke	Schwelle
3706	19,5	1	5
3707	19,5	1	15
3708	19,5	1	25
3709	19,5	1	35
3710	19,5	1	45
3716	19,5	2	5
3717	19,5	2	15
3718	19,5	2	25
3719	19,5	2	35
3720	19,5	2	45
3726	19,5	3	5
3727	19,5	3	15
3728	19,5	3	25
3729	19,5	3	35
3730	19,5	3	45

Bild	Radius	Stärke	Schwelle
3801	20	0,5	5
3802	20	0,5	15
3803	20	0,5	25
3804	20	0,5	35
3805	20	0,5	45
3811	20	1,5	5
3812	20	1,5	15
3813	20	1,5	25
3814	20	1,5	35
3815	20	1,5	45
3821	20	2,5	5
3822	20	2,5	15
3823	20	2,5	25
3824	20	2,5	35
3825	20	2,5	45

Bild	Radius	Stärke	Schwelle
3806	20	1	5
3807	20	1	15
3808	20	1	25
3809	20	1	35
3810	20	1	45
3816	20	2	5
3817	20	2	15
3818	20	2	25
3819	20	2	35
3820	20	2	45
3826	20	3	5
3827	20	3	15
3828	20	3	25
3829	20	3	35
3830	20	3	45

Bereits hierbei lässt sich feststellen, dass die Kariesdarstellung mit steigendem Radius immer besser, die Darstellung der metallichten Ränder immer schlechter wird. Da die Bildqualität ab der Größenordnung Radius 20 jedoch auch bezüglich der Kariesdiagnostik drastisch abnimmt, während der Gesamteindruck mit steigendem Radius fast unverändert bleibt, wurde die Filterungsgrenze nicht weiter angehoben. Die Ansichten "Radius Stop bei 20" demonstrieren, dass wir hier an unsere Grenzen stoßen, weil keine optisch wahrnehmbaren Änderungen auftreten. Dies zeigt der Vergleich der Ansichten "Radius Stop bei 20" mit den Bildern 3802 (Radius 20 Stärke 0,5 Schwelle 15) und 5802 (Radius 30 Stärke 0,5 Schwelle 15) des selben Bildmaterials.



Abb.15a: Bild 3802 (R20 S0,5 S15)



15b: Bild 5802 (R30 S0,5 S15)

Weiterhin visualisieren die Ansichten zehn, zwanzig, dreißig, vierzig, fünfzig, sechzig und siebzig die Auswirkung entsprechender Radiusvergrößerungen bei gleich bleibender Anwendung der Stärke und des Schwellenwertes anhand desselben Bildmaterials.



Abb.16a: Bild "zehn"



16b: Bild "zwanzig"



16c: Bild "dreißig"



16d: Bild "vierzig"



16e: Bild "fünfzig"



16f: Bild "sechzig"



16g: Bild "siebzig"

Alle bearbeiteten Bilder wurden auf einen optimalen Filterungsbereich von Radius 1-20 in 0,5 Schritten, Stärke 0,5-1 in 0,5 Schritten und Schwellenwert 5-45 in 40'er Schritten festgelegt. In diesen Grenzen folgte nun jeweils die Darstellung der Krankheitsbilder Karies, marginale und apicale Parodontitis. Hieraus wurden für jede Fragestellung die vier überzeugendsten Bildverbesserungsfilter festgehalten. Sie dienen der endgültigen Filterung der zu untersuchenden Bilder.

Für die Untersuchung wurde ein Zeitrahmen von drei Monaten angesetzt. Bezüglich jeder Fragestellung wurden 50 Digitalaufnahmen gefiltert und bearbeitet. Die Betrachter wussten zu keinem Zeitpunkt der Untersuchung, auf welche Weise die Bilder bearbeitet worden waren. Das Originalbild war bekannt und lag zum ständigen Vergleich vor. Die Bilder unterlagen einer unschematischen numerischen Codierung, so dass sie der Auswertung eindeutig zuzuordnen waren, jedoch ohne dem Betrachter einen Hinweis auf ihre Bearbeitung zu geben.

An der Untersuchung nahmen ein Facharzt für Radiologie und zwei Zahnärzte mit langjähriger radiologischer Erfahrung teil. Jeder wurde aufgefordert, sich für das jeweils diagnostisch qualitativ beste Bild unter der jeweiligen Fragestellung zu entscheiden. Auch das Original, welches bekannt war, konnte gewählt werden. Alle Bilder lagen in gleicher Vergrößerung zur vergleichenden Betrachtung nebeneinander vor. Dem Betrachter war es freigestellt ihre Anordnung zueinander zu verändern, sie ggf. zu vergrößern um Teilabschnitte genauer zu betrachten sowie die Gammakurve zu benutzen, um die Helligkeit der Bilder nach Vorliebe zu regulieren.

Die Betrachter benötigten einen Zeitrahmen von etwa neun Stunden. Um unter höchster Konzentration arbeiten zu können, erfolgte eine Aufteilung in sechs Sitzungen zu anderthalb Stunden. Die Betrachtung der Bilder erfolgte den gegebenen Qualitätsrichtlinien entsprechend, an einem abgenommenen Befundmonitor.

Auf einem vorgefertigten Untersuchungsbogen wurden die Ergebnisse festgehalten. Für jede Fragestellung gab es einen neuen Bogen, so dass drei Untersuchungsbogen mit jeweils 50 Bildern à vier Varianten plus Original zur Untersuchung vorlagen. Der Untersuchungsbogen entsprach folgendem Schema:

Tab.3: Schema des Untersuchungsbogens zum Festhalten der Auswertungsergebnisse

Patient	Bild	Fragestellung			1	2	3
		Radius	Stärke	Schwelle			
X	244	9,5	0,5	5			
	27	10,5	0,5	5			
	529	12	0,5	5			
	233	18,5	0,5	5			
Y	396	9,5	0,5	5			
	380	10,5	0,5	5			
	541	12	0,5	5			
	38	18,5	0,5	5			
Z	24	9,5	0,5	5			
	411	10,5	0,5	5			
	296	12	0,5	5			
	447	18,5	0,5	5			

Für die anschließende Auswertung und Fertigstellung der Ergebnisse waren zwei Monate erforderlich.

In einem Zeitraum von weiteren vierzehn Monaten wurde diese Arbeit geschrieben, korrigiert und fertig gestellt.

### **3.2. Das digitale Röntgenbearbeitungsprogramm Sirona Dental Systems GmbH**

Jedes mit der digitalen Sidexis XG Next Generation Einheit aufgenommene Röntgenbild geht als IMG (Image) Bild durch ein standardisiertes Preprocessing, bevor es als TIF (Tagged Image File Format) Aufnahme zur Verfügung steht. Nun kann der Benutzer ein manuelles Postprocessing ausführen. Hierfür stehen die Nachbearbeitungsfunktionen Weichzeichnen und Scharfzeichnen zur Verfügung.

Beim Weichzeichnen werden das Bild oder einzelne Bildpartien unscharf gemacht, zum Beispiel um einen ungeeigneten Hintergrund zu verdecken. Dieser in der Photographie sehr häufig verwendete Effekt führt jedoch nicht nur zu einer gewissen Bewegungsunschärfe, sondern vermag für die Diagnostik wichtige Bildinformationen in den Hintergrund zu rücken.

In der radiologischen Bildoptimierung konzentrieren wir uns auf das Scharfzeichnen. Hierbei werden einzelne Bildpartien durch so genanntes "Unscharf Maskieren" geschärft. Bei diesem Verfahren wird der Schärfeeindruck eines Röntgenbildes durch Kontrasthebung kleiner Helligkeitswechsel erhöht. Geschärfte Bilder erscheinen detailreicher, da die Wahrnehmung des menschlichen Auges auf die Erkennung von Kanten und Linien hin optimiert ist.

Wenn wir ein Bild als scharf empfinden, haben wir es genau genommen mit zwei Dingen zu tun: Auflösung und Genauigkeit, auch als Kontrast bekannt. Kontrast ist ein Unterscheidungsmerkmal für den Helligkeitsverlauf eines Bildes, oder zwischen zwei Bildpunkten. Die Auflösung bestimmt den Grad, inwieweit kleine Details vom Objektiv/Sensor aufgenommen werden können. Genauigkeit heißt hier der kleinste Tonwertunterschied, den Objektiv/Sensor interpretieren können. Die Auflösung kann nicht künstlich erhöht werden, nicht aufgenommene Details können nicht aus dem Nichts hervorgezaubert werden. Bei der Genauigkeit ist das möglich. Genau das macht das Unscharf-Maskieren: Es erhöht die Helligkeitsunterschiede zwischen benachbarten Bereichen, solange das Detail aufgenommen wurde. Somit kann eine vernünftige Anwendung des Unscharf-Maskierens die Genauigkeit eines Bildes erhöhen, womit vorhandene Details einfach nur sichtbar gemacht werden.

Die Art des Unschärf-Maskierens ist durch Parameter definiert: Verstärkungsfaktor, Radius und Schwellenwert. Der Verstärkungsfaktor definiert, wie stark der Kontrast geändert wird. Der Radius bestimmt, in welchem Umkreis die Änderung durchgeführt wird. Der Schwellenwert sagt aus, wie viel Unterschied notwendig ist, um eine Änderung durchzuführen.

Jeder dieser Werte hat einen ganz bestimmten Einfluss auf das Bild. Unschärf-Maskieren wird auf jeden Pixel des Bildes angewandt. Jeder dunkle Pixel zieht Farbe aus den umliegenden helleren Bereichen ab - im durch den Radius definierten Bereich. Jeder helle Pixel zieht Helligkeit aus dem umliegenden dunkleren Bereich ab. Wenn man die Anwendung übertreibt, entstehen Schärfänder. Hierbei wird der Kontrast bis zu einem Punkt erhöht, an dem Details bis auf einzelne Pixel komprimiert werden, so dass sich dunkle Schatten um helle Ränder legen. Dies geschieht besonders an kontrastreichen Grenzen wie Zahnhals und metalldichter Krone, die schnell zur Fehlinterpretation der Sekundärkaries führen können.

Der Filter **Scharfzeichen Plus** ist ein definierter Schärfungsfilter mit grob gepeilten, standardisierten Werten. Er liefert zwar bessere Ergebnisse als ein zufällig eingestelltes Schärfungsbild, allerdings werden die Ergebnisse auf der Basis von Verständnis des Prozesses immer besser sein.

Der Filter **Scharfzeichen Plus Variabel** bietet die Grundlage der Entwicklung spezifischer Filter bezüglich der häufigsten Fragestellungen in der zahnmedizinischen Röntgendiagnostik und ist Grundlage dieser Arbeit.

"Beim Anwenden der Funktion Unschärf Maskieren neigt man gerne zur Übertreibung. Setzt man Stärke und Radius auf einen zu kleinen Wert, so bekommt man das Gefühl, dass gar nichts passiert; also machen viele Anwender den Fehler, diese Werte so hoch zu setzen, dass der Unterschied zum unbearbeiteten Bild deutlich erkennbar wird. Man sollte sich beim „Unschärf Maskieren“ immer der Tatsache bewusst sein, dass die Erhöhung der Bildschärfe durch Kontrasterhöhung an den Kanten erfolgt. Je höher die Stärke, je höher der Radius und je niedriger der Schwellenwert eingestellt wird, desto stärker werden die Farbkontraste an Linien und Kanten im Bild erhöht." (Wagner, 2006)

### 3.3. Auswertungsmodus (ROC)

Aus der Biometrie - der Lehre von der Anwendung der Mathematik in der Medizin - stammt das statistische Bewertungskonzept der Sensitivität und Spezifität. Es ist eine weit verbreitete Methode zur qualitativen Bewertung eines (neuen) Verfahrens zur Diagnostik einer bestimmten Erkrankung im Vergleich mit einem als Goldstandard eingestuften Referenzverfahren. Grundlage der Bewertung bildet ein vergleichender Test des alternativen Verfahrens gegen das Standardverfahren. Die Analyse der Optimierungsstrategie kann graphisch in der receiver operating characteristic (ROC) Kurve dargestellt und bewertet werden. Die ROC Kurve stellt die Abhängigkeit der Effizienz von der Fehlerrate dar.

Nun verhält es sich jedoch so, dass Bildqualität kein objektiver Wert ist. Somit kann eine Verbesserung der Bildqualität zwar subjektiv wahrgenommen und am "Goldstandard Originalaufnahme" gemessen, jedoch nicht mathematisch greifbar ausgedrückt werden.

"In der medizinischen Bildverarbeitung kann die Bildqualität durch quantitative Maßzahlen wie z.B. die Auflösung, das Signal-zu-Rausch-Verhältnis oder den Kontrast aus den Bildern bewertet werden. Die Eignung eines Bildes für eine diagnostische Beurteilung kann jedoch nicht objektiv durch solch quantitative Kenngrößen beschrieben werden. Bei der diagnostischen Bewertung eines Bildes im Hinblick auf eine medizinische Fragestellung handelt es sich um eine subjektive Beurteilung des Betrachters. Eine Optimierung der Bildqualität zum Zwecke der Verbesserung der Diagnostik kann deshalb nur anhand der subjektiven Einschätzungen medizinischer Experten evaluiert werden. Hierbei wird beispielsweise untersucht, in wie viel Prozent der Fälle die generierten Bilder zu einer verbesserten oder vereinfachten Diagnose führen. Zugleich sollte festgehalten werden, in wie viel Prozent der Fälle eine Erschwerung der Diagnose durch die Verwendung der bearbeiteten Bilder auftrat." (Handels, 2006)

Befasst man sich mit der Thematik der Bildqualitätsoptimierung ist auch hier der Goldstandard Grundlage der Untersuchung, jedoch liegt es in freiem Ermessen, wie viel Bildmaterial man zum Vergleich mit dem jeweiligen Originalbild bearbeitet. Um eine statistische Grundlage zu haben, gibt man letztendlich an, in wie viel Prozent einer bestimmten Anzahl von Röntgenaufnahmen das Ergebnis Bildqualitätsverbesserung greift. Wie bereits erwähnt, haben wir uns für eine Größenordnung von 600 Bildern aus 4 Varianten plus Original in 50 Fällen und 3 Fragestellungen entschieden.

Drei Zahnärzte der Poliklinik für Röntgendiagnostik des Zentrums für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde im UKE mit langjähriger Erfahrung im Bereich der zahnärztlichen Radiologie, darunter ein Facharzt für Radiologie, beurteilten in einer Einfach-Blind-Studie die bearbeiteten Röntgenaufnahmen im Vergleich zum Original. Jeder brauchte für die Betrachtung der Bilder etwa neun Stunden in mehreren Sitzungen zu etwa anderthalb Stunden.

Nach durchgeführter Untersuchung wurde prozentual festgelegt, welcher Filter für jedes einzelne Krankheitsbild das übereinstimmend beste Qualitätsverbesserungsergebnis zeigte und wie deutlich – in Prozent ausgedrückt – dieses Ergebnis ist. Als "Goldstandard" diente das jeweilige Originalbild zum Vergleich.

#### 4. Ergebnisse

Im Zuge dieser Arbeit gelang es durch die variablen Kombinationen der Filterfunktionen Radius, Stärke und Schwellenwert auf die Veränderung einer digitalen PSA Aufnahme sowohl sinnvolle Bearbeitungsgrenzen, als auch optimale Filterungsbereiche zu finden. Bereits hierbei bestätigte sich die Information, den Radius möglichst niedrig und den Schwellenwert möglichst hoch zu halten.

Es lies sich fortlaufend feststellen, dass besonders die Kariesdarstellung mit steigendem Radius immer besser, die Darstellung der metallichten Ränder aber immer schlechter wurde. Da wiederum die Bildqualität in der Größenordnung Radius 20 - auch bezüglich der Kariesdiagnostik - drastisch abnahm, während der Gesamteindruck mit steigendem Radius fast unverändert blieb, wurde die Filterungsgrenze hier gesetzt.

Ab einem Radius von 2 sank die Bildqualität bei Verstärkungsfaktoren größer 1 drastisch ab. Der Verstärkungsfaktor sollte den Wert 1 nicht überschreiten, sofern der Radius größer 2 beträgt.

Zur Abgrenzung des Schwellenwertes war zuvor festgestellt worden, dass im kleinen Schwellenwertbereich stark geschärft, jedoch im höheren Bereich hauptsächlich das Rauschen angehoben wurde. Dies war Grundlage für die Entscheidung, den Schwellenwert in den entsprechenden Intervallen zu halten.

Alle bearbeiteten Bilder wurden auf einen optimalen Filterungsbereich von Radius 1-20 in 0,5'er Schritten, Stärke 0,5-1 in 0,5'er Schritten und Schwellenwert 5-45 in 40'er Schritten festgelegt. In diesen Grenzen folgte nun jeweils die Darstellung der Krankheitsbilder Karies, marginale und apicale Parodontitis. Hieraus wurden für jede Fragestellung die vier überzeugendsten Bildverbesserungsfilter festgehalten. Sie dienten der endgültigen Filterung der zu untersuchenden Bilder.

Eine Qualitätsverbesserung der gefilterten Aufnahmen im Vergleich zum Original wurde in 99,3% der Fälle überaus deutlich bestätigt. Dies ist ein eindeutiger Beweis dafür, dass Bildqualitätsoptimierung durch Filterung erreicht wird.

#### 4.1. Optimierte Bearbeitungs- und Diagnostikprogramme für Erkrankungen der Zahnhartgewebe

Tab.4: Untersuchungsergebnisse zur Fragestellung Zahnhartgewebserkrankungen

<u>Fragestellung Zahnhartgewebserkrankungen</u>							
Patient	Bild	Radius	Stärke	Schwelle	R	F	G
R.M.M.	244	9,5	0,5	5			
	27	10,5	0,5	5	x		
	529	12	0,5	5		x	x
	233	18,5	0,5	5			
S.P.	396	9,5	0,5	5	x		
	380	10,5	0,5	5			x
	541	12	0,5	5		x	
	38	18,5	0,5	5			
R.N.	24	9,5	0,5	5			
	411	10,5	0,5	5			
	296	12	0,5	5		x	
	447	18,5	0,5	5	x		x
A.-L.H.	258	9,5	0,5	5			
	60	10,5	0,5	5			
	593	12	0,5	5	x	x	
	287	18,5	0,5	5			x
M.H.	150	9,5	0,5	5			
	450	10,5	0,5	5			
	559	12	0,5	5	x	x	
	294	18,5	0,5	5			
J.L.	301	9,5	0,5	5			x
	45	10,5	0,5	5			
	237	12	0,5	5	x	x	
	456	18,5	0,5	5			
N.U.	333	9,5	0,5	5			
	141	10,5	0,5	5		x	
	40	12	0,5	5	x		x
	66	18,5	0,5	5			
M.K.	576	9,5	0,5	5			
	313	10,5	0,5	5			
	477	12	0,5	5	x	x	
	307	18,5	0,5	5			x
N.S.	75	9,5	0,5	5			x
	588	10,5	0,5	5			
	441	12	0,5	5	x	x	
	130	18,5	0,5	5			

J.F.	348	9,5	0,5	5			
	165	10,5	0,5	5			
	6	12	0,5	5	x	x	
	23	18,5	0,5	5			
C.D.	94	9,5	0,5	5			
	332	10,5	0,5	5			
	349	12	0,5	5		x	x
	473	18,5	0,5	5	x		
R.J.	290	9,5	0,5	5			
	47	10,5	0,5	5			
	535	12	0,5	5	x	x	x
	151	18,5	0,5	5			
M.N.	335	9,5	0,5	5			
	297	10,5	0,5	5	x		
	36	12	0,5	5		x	x
	545	18,5	0,5	5			
J.-R.W.	48	9,5	0,5	5			
	472	10,5	0,5	5	x		
	98	12	0,5	5		x	x
	115	18,5	0,5	5			
S.S.	382	9,5	0,5	5			
	488	10,5	0,5	5			
	26	12	0,5	5	x	x	
	400	18,5	0,5	5			x
K.N.	148	9,5	0,5	5			
	324	10,5	0,5	5			
	421	12	0,5	5	x	x	x
	557	18,5	0,5	5			
A.A.	170	9,5	0,5	5	x		
	548	10,5	0,5	5			
	174	12	0,5	5		x	x
	360	18,5	0,5	5			
A.K.	145	9,5	0,5	5		x	
	167	10,5	0,5	5			
	539	12	0,5	5	x		x
	387	18,5	0,5	5			
J.K.	131	9,5	0,5	5			
	589	10,5	0,5	5			
	369	12	0,5	5	x	x	
	21	18,5	0,5	5			x
F.C.	186	9,5	0,5	5			
	455	10,5	0,5	5			x
	372	12	0,5	5	x		
	207	18,5	0,5	5		x	

I.G.	565	9,5	0,5	5			
	33	10,5	0,5	5			
	462	12	0,5	5	x	x	
	391	18,5	0,5	5			x
M.B.	224	9,5	0,5	5			x
	432	10,5	0,5	5			
	138	12	0,5	5	x	x	
	585	18,5	0,5	5			
G.B.	520	9,5	0,5	5			
	279	10,5	0,5	5			
	53	12	0,5	5	x	x	
	459	18,5	0,5	5			x
J.M.	248	9,5	0,5	5			x
	470	10,5	0,5	5			
	395	12	0,5	5	x	x	
	403	18,5	0,5	5			
T.H.	188	9,5	0,5	5			
	7	10,5	0,5	5	x		x
	166	12	0,5	5		x	
	426	18,5	0,5	5			
A.T.	522	9,5	0,5	5			
	212	10,5	0,5	5	x		
	246	12	0,5	5		x	
	35	18,5	0,5	5			x
L.K.	176	9,5	0,5	5			
	507	10,5	0,5	5			
	538	12	0,5	5	x	x	
	257	18,5	0,5	5			x
J.P.L.	454	9,5	0,5	5	x		
	225	10,5	0,5	5			x
	448	12	0,5	5		x	
	195	18,5	0,5	5			
B.K.	555	9,5	0,5	5			
	328	10,5	0,5	5			
	406	12	0,5	5	x	x	
	310	18,5	0,5	5			x
L.-F.U.	309	9,5	0,5	5			
	390	10,5	0,5	5			
	231	12	0,5	5	x	x	x
	583	18,5	0,5	5			
F.A.	311	9,5	0,5	5			
	171	10,5	0,5	5			
	386	12	0,5	5	x	x	x
	407	18,5	0,5	5			

M.T.	532	9,5	0,5	5			
	192	10,5	0,5	5			
	389	12	0,5	5	x	x	
	525	18,5	0,5	5			x
A.U.	358	9,5	0,5	5			
	580	10,5	0,5	5			
	458	12	0,5	5	x	x	
	191	18,5	0,5	5			x
M.-L.B.	155	9,5	0,5	5			
	550	10,5	0,5	5			
	341	12	0,5	5	x		x
	179	18,5	0,5	5		x	
Ü.S.	345	9,5	0,5	5			
	457	10,5	0,5	5			
	4	12	0,5	5	x	x	
	3	18,5	0,5	5			x
M.G.	234	9,5	0,5	5			
	464	10,5	0,5	5			
	416	12	0,5	5	x	x	x
	189	18,5	0,5	5			
S.K.	436	9,5	0,5	5			
	344	10,5	0,5	5			
	523	12	0,5	5	x	x	
	446	18,5	0,5	5			
A.S.	265	9,5	0,5	5			
	243	10,5	0,5	5	x		
	127	12	0,5	5			
	423	18,5	0,5	5		x	x
M.B.	337	9,5	0,5	5			
	175	10,5	0,5	5			
	494	12	0,5	5			x
	499	18,5	0,5	5	x	x	
W.S.	256	9,5	0,5	5			
	544	10,5	0,5	5			
	8	12	0,5	5	x	x	
	142	18,5	0,5	5			x
A.C.	524	9,5	0,5	5			
	570	10,5	0,5	5			
	173	12	0,5	5	x	x	x
	420	18,5	0,5	5			
F.B.	291	9,5	0,5	5	x		
	323	10,5	0,5	5			
	351	12	0,5	5		x	x
	409	18,5	0,5	5			

M.B.	552	9,5	0,5	5			
	468	10,5	0,5	5			
	513	12	0,5	5	x	x	x
	153	18,5	0,5	5			
N.F.	584	9,5	0,5	5			
	511	10,5	0,5	5			
	429	12	0,5	5	x	x	
	354	18,5	0,5	5			x
M.S.	527	9,5	0,5	5			
	5	10,5	0,5	5			
	157	12	0,5	5	x	x	
	603	18,5	0,5	5			x
M.L.	568	9,5	0,5	5			
	487	10,5	0,5	5			
	185	12	0,5	5	x		
	469	18,5	0,5	5		x	x
A.B.	602	9,5	0,5	5			
	510	10,5	0,5	5			x
	368	12	0,5	5		x	
	575	18,5	0,5	5	x		
S.V.	478	9,5	0,5	5			
	540	10,5	0,5	5			
	438	12	0,5	5			
	547	18,5	0,5	5	x	x	x
M.S.	376	9,5	0,5	5			
	546	10,5	0,5	5			
	261	12	0,5	5		x	
	601	18,5	0,5	5	x		x
A.A.	483	9,5	0,5	5			
	503	10,5	0,5	5		x	
	0	12	0,5	5	x		x
	604	18,5	0,5	5			

Die Untersuchungsergebnisse zeigen eine eindeutige Qualitätsverbesserung der gefilterten Aufnahmen im Vergleich zum Original von 98%. Mit 93 von 150 möglichen Nennungen gilt der Filter 2201 (Radius 12 Stärke 0,5 Schwelle 5) mit 62% als optimale Wahl.

Interessant ist hierbei festzuhalten, dass die beiden Betrachter mit der längeren Berufserfahrung sich fast ausschließlich für diesen Filter entschieden haben, während der Kollege mit der deutlich geringeren Berufserfahrung eher zu einem stärkeren Filter tendiert hat. Deshalb wurde er abschließend von mir befragt, ob ihm aufgefallen sei, dass er sich für sehr harte Filter entschieden habe, die sich ganz offensichtlich stärker vom Original abgrenzen, als es leichtere Filterungen tun. Er sagte, dies sei ihm nicht bewusst gewesen, aber er habe in den meisten anderen Fällen die Karies als nicht so deutlich wahrgenommen, so dass ihm der gewählte Filter eine größere Befundungshilfe gewesen sei.

Die folgenden intra- und extraoralen Aufnahmen stellen die gefilterten Röntgenbilder des Krankheitsbildes Karies jeweils im direkten Vergleich zum Original dar. Er handelt sich hierbei um Bildnachbearbeitungen mit dem soeben dargestellten Filter.



Abb.17a: Original A.A.

17b: Bild 0 A.A.

Gefilterte Darstellungen des Krankheitsbildes Karies anhand des Bildmaterials des Patienten M.H.:



Abb.18a: Originalbild M.H.



Abb.18b: Bild 559 M.H.

Gefilterte Darstellungen des Krankheitsbildes Karies anhand des Bildmaterials des Patienten M.B.:



Abb.19a: Originalbild M.B.



Abb.19b: Bild 513 M.B.

## 4.2. Optimierte Bearbeitungs- und Diagnostikprogramme für die Erkrankungen des marginalen Parodontiums

Tab.5: Untersuchungsergebnisse zur Fragestellung Marginale Parodontitis

<u>Fragestellung Marginale Parodontitis</u>							
Patient	Bild	Radius	Stärke	Schwelle	R	F	G
G.Z.	102	6	0,5	5	x	x	x
	271	14	0,5	45			
	355	16	0,5	45			
	566	20	0,5	45			
G.S.	428	6	0,5	5	x	x	x
	586	14	0,5	45			
	347	16	0,5	45			
	264	20	0,5	45			
S.A.	9	6	0,5	5	x	x	x
	50	14	0,5	45			
	12	16	0,5	45			
	105	20	0,5	45			
Z.W.	302	6	0,5	5	x		x
	493	14	0,5	45		x	
	350	16	0,5	45			
	587	20	0,5	45			
C.N.	415	6	0,5	5	x	x	x
	519	14	0,5	45			
	205	16	0,5	45			
	119	20	0,5	45			
A.G.	283	6	0,5	5	x	x	x
	125	14	0,5	45			
	327	16	0,5	45			
	64	20	0,5	45			
S.B.	230	6	0,5	5	x	x	
	325	14	0,5	45			
	140	16	0,5	45			
	561	20	0,5	45			x
A.P.	572	6	0,5	5	x	x	x
	169	14	0,5	45			
	330	16	0,5	45			
	49	20	0,5	45			
A.A.-S.	156	6	0,5	5		x	x
	254	14	0,5	45			
	63	16	0,5	45			
	528	20	0,5	45	x		

L.B.	465	6	0,5	5	x	x	x
	388	14	0,5	45			
	451	16	0,5	45			
	531	20	0,5	45			
I.D.	226	6	0,5	5	x	x	x
	154	14	0,5	45			
	37	16	0,5	45			
	168	20	0,5	45			
K.F.	336	6	0,5	5		x	x
	229	14	0,5	45			
	581	16	0,5	45	x		
	480	20	0,5	45			
S.O.	398	6	0,5	5	x	x	x
	592	14	0,5	45			
	112	16	0,5	45			
	305	20	0,5	45			
I.W.	19	6	0,5	5	x	x	
	321	14	0,5	45			
	117	16	0,5	45			x
	242	20	0,5	45			
F.A.	132	6	0,5	5		x	x
	342	14	0,5	45	x		
	569	16	0,5	45			
	397	20	0,5	45			
E.S.	467	6	0,5	5	x	x	x
	214	14	0,5	45			
	326	16	0,5	45			
	17	20	0,5	45			
G.G.	164	6	0,5	5	x	x	x
	357	14	0,5	45			
	486	16	0,5	45			
	399	20	0,5	45			
K.-J.S.	553	6	0,5	5	x	x	x
	489	14	0,5	45			
	504	16	0,5	45			
	590	20	0,5	45			
P.K.	149	6	0,5	5		x	x
	338	14	0,5	45	x		
	43	16	0,5	45			
	177	20	0,5	45			
N.M.	269	6	0,5	5	x	x	x
	152	14	0,5	45			
	83	16	0,5	45			
	364	20	0,5	45			

Ü.S.	385	6	0,5	5	x		x
	509	14	0,5	45			
	418	16	0,5	45		x	
	491	20	0,5	45			
R.K.	217	6	0,5	5	x	x	x
	106	14	0,5	45			
	319	16	0,5	45			
	402	20	0,5	45			
Y.-S.H.	190	6	0,5	5	x	x	
	280	14	0,5	45			x
	375	16	0,5	45			
	404	20	0,5	45			
C.L.	65	6	0,5	5	x	x	x
	182	14	0,5	45			
	379	16	0,5	45			
	401	20	0,5	45			
E.K.	232	6	0,5	5	x	x	x
	90	14	0,5	45			
	198	16	0,5	45			
	200	20	0,5	45			
G.L.	70	6	0,5	5	x	x	x
	408	14	0,5	45			
	343	16	0,5	45			
	591	20	0,5	45			
C.A.	484	6	0,5	5	x	x	
	109	14	0,5	45			
	218	16	0,5	45			
	317	20	0,5	45			x
S.V.	78	6	0,5	5	x	x	
	80	14	0,5	45			x
	223	16	0,5	45			
	414	20	0,5	45			
R.Z.	340	6	0,5	5	x	x	x
	100	14	0,5	45			
	329	16	0,5	45			
	187	20	0,5	45			
B.M.	412	6	0,5	5		x	x
	236	14	0,5	45	x		
	453	16	0,5	45			
	71	20	0,5	45			
A.K.	346	6	0,5	5	x	x	x
	99	14	0,5	45			
	437	16	0,5	45			
	209	20	0,5	45			

F.G.	422	6	0,5	5	x	x	
	196	14	0,5	45			x
	86	16	0,5	45			
	434	20	0,5	45			
L.R.	206	6	0,5	5	x	x	x
	440	14	0,5	45			
	108	16	0,5	45			
	370	20	0,5	45			
C.H.	239	6	0,5	5	x	x	x
	460	14	0,5	45			
	363	16	0,5	45			
	129	20	0,5	45			
B.H.	241	6	0,5	5		x	x
	377	14	0,5	45			
	334	16	0,5	45	x		
	67	20	0,5	45			
S.D.	476	6	0,5	5	x	x	x
	496	14	0,5	45			
	253	16	0,5	45			
	110	20	0,5	45			
B.K.	84	6	0,5	5	x		x
	352	14	0,5	45		x	
	474	16	0,5	45			
	497	20	0,5	45			
A.M.	278	6	0,5	5	x	x	x
	113	14	0,5	45			
	516	16	0,5	45			
	289	20	0,5	45			
D.E.	235	6	0,5	5	x	x	x
	392	14	0,5	45			
	518	16	0,5	45			
	573	20	0,5	45			
N.K.	597	6	0,5	5	x	x	
	260	14	0,5	45			x
	96	16	0,5	45			
	378	20	0,5	45			
F.S.	498	6	0,5	5	x	x	x
	252	14	0,5	45			
	362	16	0,5	45			
	111	20	0,5	45			
I.T.	359	6	0,5	5	x	x	
	213	14	0,5	45			x
	481	16	0,5	45			
	536	20	0,5	45			

D.W.	74	6	0,5	5	x	x	
	384	14	0,5	45			
	479	16	0,5	45			
	240	20	0,5	45			x
S.S.	238	6	0,5	5	x	x	x
	52	14	0,5	45			
	374	16	0,5	45			
	427	20	0,5	45			
S.S.	530	6	0,5	5	x	x	x
	16	14	0,5	45			
	361	16	0,5	45			
	101	20	0,5	45			
M.K.	284	6	0,5	5	x	x	
	97	14	0,5	45			x
	542	16	0,5	45			
	320	20	0,5	45			
H.-W.K.	554	6	0,5	5	x	x	x
	276	14	0,5	45			
	120	16	0,5	45			
	55	20	0,5	45			
M.K.	534	6	0,5	5		x	x
	139	14	0,5	45	x		
	293	16	0,5	45			
	88	20	0,5	45			
O.S.	582	6	0,5	5	x	x	
	281	14	0,5	45			x
	266	16	0,5	45			
	82	20	0,5	45			
F.V.	58	6	0,5	5	x	x	x
	2	14	0,5	45			
	215	16	0,5	45			
	76	20	0,5	45			

Eine Qualitätsverbesserung fand sich in 100% der Fälle. Mit 86% gilt der Filter 1001 (Radius 6 Stärke 0,5 Schwelle 5) durch 129 von 150 möglichen Nennungen als optimale Wahl. Zudem ist dieser Filter für die Erkrankungen des marginalen Parodontiums derjenige mit den besten Ergebnissen in der gesamten Auswertung.

In diesem Fall stellen folgenden intra- und extraoralen Aufnahmen die gefilterten Röntgenbilder des Krankheitsbildes marginale Parodontitis jeweils im direkten Vergleich zum Original dar.



Abb.20a: Original C.H.



Abb.20b: Bild 239 C.H.

Gefilterte Darstellungen des Krankheitsbildes marginale Parodontitis anhand des Bildmaterials der Patientin G.S.:

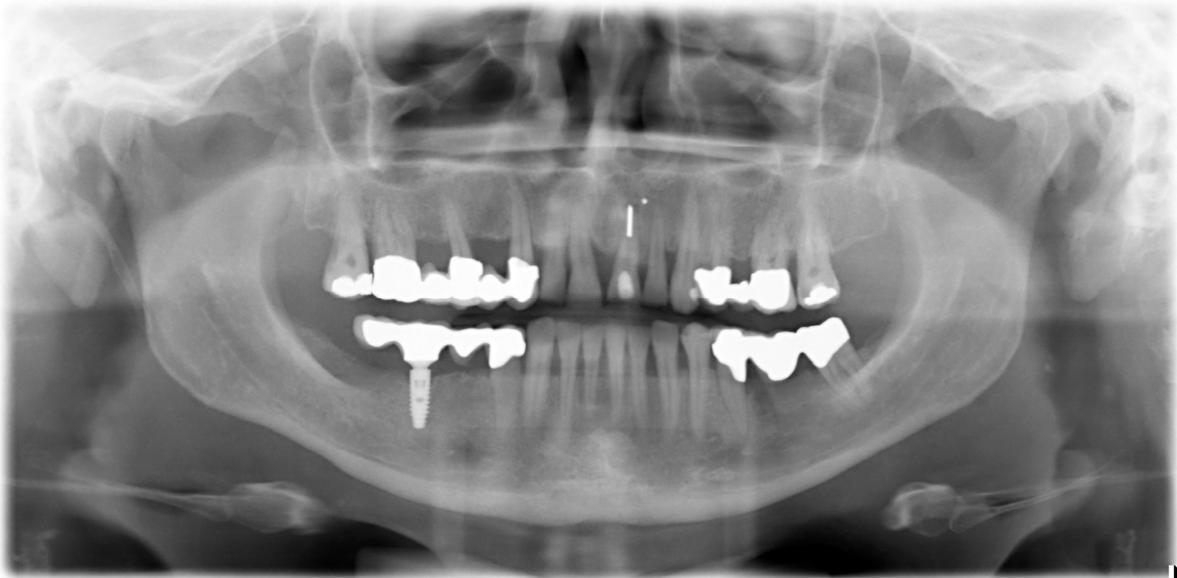


Abb.21a: Originalbild G.S.

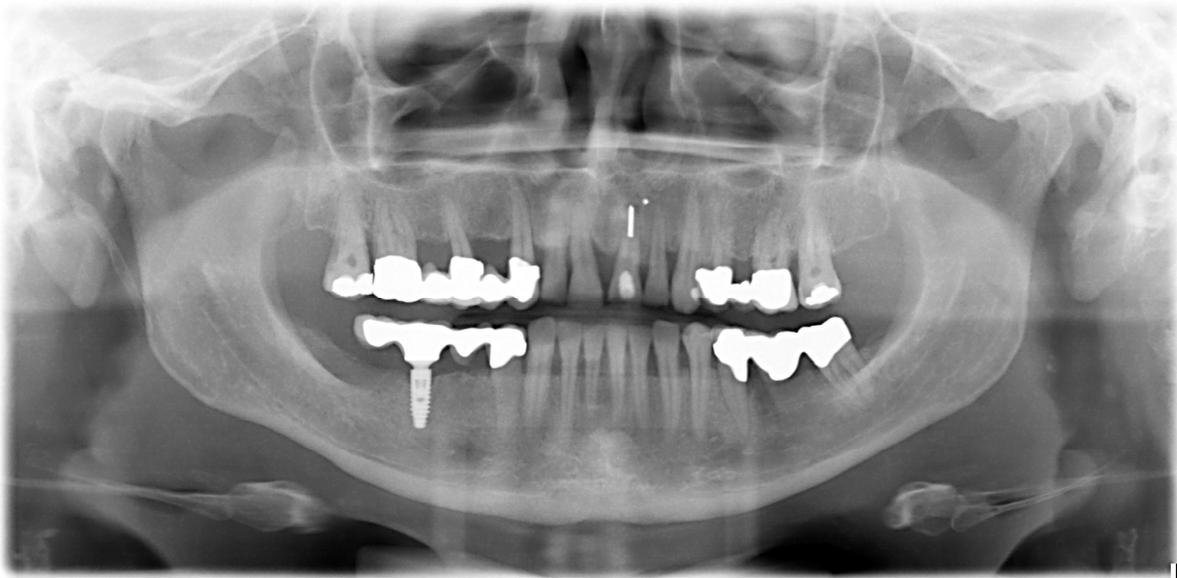


Abb.21b: Bild 428 G.S.

Gefilterte Darstellungen des Krankheitsbildes marginale Parodontitis anhand des Bildmaterials der Patientin Y.-S.H.:



Abb.22a: Originalbild Y.-S.H.



Abb.22b: Bild 190 Y.-S.H.

### 4.3. Optimierte Bearbeitungs- und Diagnostikprogramme für Erkrankungen der Parodontitis apicalis chronica

Tab.6: Untersuchungsergebnisse zur Fragestellung Apicale Parodontits

Patient	Fragestellung Apicale Parodontitis				R	F	G
	Bild	Radius	Stärke	Schwelle			
D.R.	103	11,5	0,5	5			
	216	13,5	0,5	5			
	492	18	0,5	45	x		x
	158	19,5	0,5	5		x	
N.P.	381	11,5	0,5	5			
	68	13,5	0,5	5	x		
	515	18	0,5	45			
	444	19,5	0,5	5		x	x
R.P.	466	11,5	0,5	5			
	1	13,5	0,5	5			
	73	18	0,5	45			
	318	19,5	0,5	5	x	x	x
M.A.	263	11,5	0,5	5			
	571	13,5	0,5	5			x
	452	18	0,5	45			
	505	19,5	0,5	5	x	x	
E.A.	431	11,5	0,5	5			x
	69	13,5	0,5	5			
	14	18	0,5	45	x		
	208	19,5	0,5	5		x	
C.P.	222	11,5	0,5	5	x		
	425	13,5	0,5	5			x
	482	18	0,5	45			
	160	19,5	0,5	5		x	
J.D.	331	11,5	0,5	5			
	277	13,5	0,5	5			
	54	18	0,5	45			x
	77	19,5	0,5	5	x	x	
R.C.	10	11,5	0,5	5			
	183	13,5	0,5	5			
	273	18	0,5	45			
	383	19,5	0,5	5	x	x	x
S.L.	247	11,5	0,5	5			
	353	13,5	0,5	5			x
	596	18	0,5	45	x	x	
	471	19,5	0,5	5			

I.I.	144	11,5	0,5	5			
	34	13,5	0,5	5			
	92	18	0,5	45			
	594	19,5	0,5	5	x	x	x
J.N.	537	11,5	0,5	5			
	475	13,5	0,5	5			x
	172	18	0,5	45			
	62	19,5	0,5	5	x	x	
S.S.	18	11,5	0,5	5			
	136	13,5	0,5	5			
	194	18	0,5	45			
	514	19,5	0,5	5	x	x	x
J.H.B.	449	11,5	0,5	5			
	558	13,5	0,5	5			
	526	18	0,5	45	x	x	
	201	19,5	0,5	5			x
J.L.	162	11,5	0,5	5			
	89	13,5	0,5	5			
	30	18	0,5	45		x	x
	31	19,5	0,5	5	x		
W.D.	308	11,5	0,5	5			
	249	13,5	0,5	5			
	430	18	0,5	45	x		x
	312	19,5	0,5	5		x	
M.J.	501	11,5	0,5	5			x
	549	13,5	0,5	5			
	193	18	0,5	45			
	22	19,5	0,5	5	x	x	
U.B.	143	11,5	0,5	5		x	
	219	13,5	0,5	5			x
	533	18	0,5	45			
	463	19,5	0,5	5	x		
B.I.	298	11,5	0,5	5			
	59	13,5	0,5	5			
	178	18	0,5	45		x	x
	600	19,5	0,5	5	x		
B.N.	339	11,5	0,5	5			
	128	13,5	0,5	5			
	25	18	0,5	45			
	598	19,5	0,5	5	x	x	x
I.-K.B.	485	11,5	0,5	5			
	543	13,5	0,5	5			
	371	18	0,5	45		x	x
	251	19,5	0,5	5	x		

M.H.	81	11,5	0,5	5			
	159	13,5	0,5	5			
	95	18	0,5	45	x		
	306	19,5	0,5	5		x	x
O.S.	259	11,5	0,5	5			
	435	13,5	0,5	5			
	314	18	0,5	45			
	574	19,5	0,5	5	x	x	x
H.G.	506	11,5	0,5	5			
	560	13,5	0,5	5		x	
	122	18	0,5	45	x		
	184	19,5	0,5	5			x
B.C.	79	11,5	0,5	5	x		
	15	13,5	0,5	5			
	220	18	0,5	45			x
	366	19,5	0,5	5		x	
P.K.	490	11,5	0,5	5			
	367	13,5	0,5	5	x		
	562	18	0,5	45			
	203	19,5	0,5	5		x	x
M.M.	11	11,5	0,5	5			
	147	13,5	0,5	5			
	563	18	0,5	45			
	292	19,5	0,5	5	x	x	x
A.Y.	417	11,5	0,5	5			
	299	13,5	0,5	5			
	300	18	0,5	45			
	445	19,5	0,5	5	x	x	x
B.G.	268	11,5	0,5	5			
	394	13,5	0,5	5			
	551	18	0,5	45			
	577	19,5	0,5	5	x	x	x
B.K.	567	11,5	0,5	5			
	227	13,5	0,5	5			x
	32	18	0,5	45			
	181	19,5	0,5	5	x	x	
I.M.	42	11,5	0,5	5			x
	250	13,5	0,5	5			
	104	18	0,5	45			
	442	19,5	0,5	5	x	x	
V.H.	517	11,5	0,5	5			
	443	13,5	0,5	5			
	508	18	0,5	45	x		
	134	19,5	0,5	5		x	x

T.H.	72	11,5	0,5	5			
	228	13,5	0,5	5			
	521	18	0,5	45			
	599	19,5	0,5	5	x	x	x
C.M.	393	11,5	0,5	5			
	267	13,5	0,5	5		x	
	51	18	0,5	45			
	197	19,5	0,5	5	x		x
M.C.	126	11,5	0,5	5			
	272	13,5	0,5	5			
	135	18	0,5	45			x
	461	19,5	0,5	5	x	x	
M.Z.	123	11,5	0,5	5			
	180	13,5	0,5	5	x		
	118	18	0,5	45			
	274	19,5	0,5	5		x	x
A.P.	116	11,5	0,5	5			
	564	13,5	0,5	5			
	405	18	0,5	45			x
	85	19,5	0,5	5	x	x	
A.W.	20	11,5	0,5	5			
	255	13,5	0,5	5			
	410	18	0,5	45			
	288	19,5	0,5	5	x	x	x
E.K.	495	11,5	0,5	5			
	295	13,5	0,5	5			
	163	18	0,5	45	x		
	512	19,5	0,5	5		x	x
K.Z.	322	11,5	0,5	5			
	87	13,5	0,5	5			
	13	18	0,5	45	x	x	
	56	19,5	0,5	5			x
J.H.	114	11,5	0,5	5			
	270	13,5	0,5	5			
	556	18	0,5	45			
	413	19,5	0,5	5	x	x	x
S.Z.	316	11,5	0,5	5			
	282	13,5	0,5	5			
	57	18	0,5	45		x	
	146	19,5	0,5	5	x		x
C.H.	286	11,5	0,5	5			
	61	13,5	0,5	5			
	133	18	0,5	45			
	137	19,5	0,5	5	x	x	x

F.A.	91	11,5	0,5	5			
	262	13,5	0,5	5			
	204	18	0,5	45	x		
	29	19,5	0,5	5		x	x
F.S.	433	11,5	0,5	5			
	579	13,5	0,5	5			
	365	18	0,5	45		x	
	202	19,5	0,5	5	x		x
S.N.	44	11,5	0,5	5			
	121	13,5	0,5	5			
	595	18	0,5	45			
	439	19,5	0,5	5	x	x	x
D.H.	373	11,5	0,5	5			
	500	13,5	0,5	5			
	199	18	0,5	45			
	41	19,5	0,5	5	x	x	x
M.R.	275	11,5	0,5	5		x	
	39	13,5	0,5	5			
	221	18	0,5	45			
	285	19,5	0,5	5	x		x
A.-C.L.	124	11,5	0,5	5			
	304	13,5	0,5	5			
	46	18	0,5	45	x		
	502	19,5	0,5	5		x	x
C.H.	424	11,5	0,5	5			
	356	13,5	0,5	5	x	x	
	578	18	0,5	45			
	303	19,5	0,5	5			x
J.P.L.	315	11,5	0,5	5			
	107	13,5	0,5	5			
	245	18	0,5	45			
	28	19,5	0,5	5	x	x	x

Wie auch schon bei den Filterungen zur marginalen Parodontitis wird auch hier eine Qualitätsverbesserung im Vergleich zum Originalbild in 100% der Fälle eindeutig bestätigt. Mit 101 von 150 möglichen Nennungen gilt der Filter 3701 (Radius 19,5 Stärke 0,5 Schwelle 5) mit 67% als optimale Wahl.

Nachfolgende intra- und extraorale Aufnahmen stellen auch bei dieser Fragestellung der apicalen Parodontitis die gefilterten Röntgenbilder jeweils im direkten Vergleich zum Original dar.

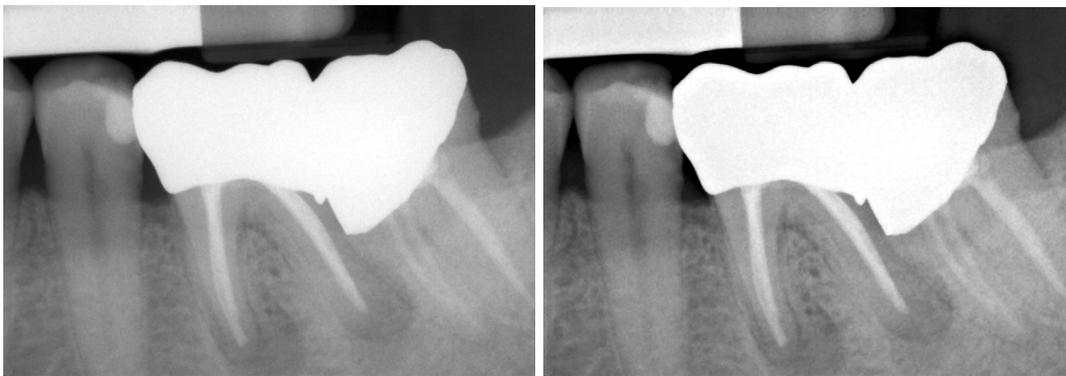


Abb.23a: Originalbild K.Z.

23b: Bild 56 K.Z.

Gefilterte Darstellungen des Krankheitsbildes apicale Parodontitis anhand des Bildmaterials der Patientin N.P.:



Abb.24a: Originalbild N.P.



Abb.24b: Bild 444 N.P.

Gefilterte Darstellungen des Krankheitsbildes apicale Parodontitis anhand des Bildmaterials der Patientin B.N.:

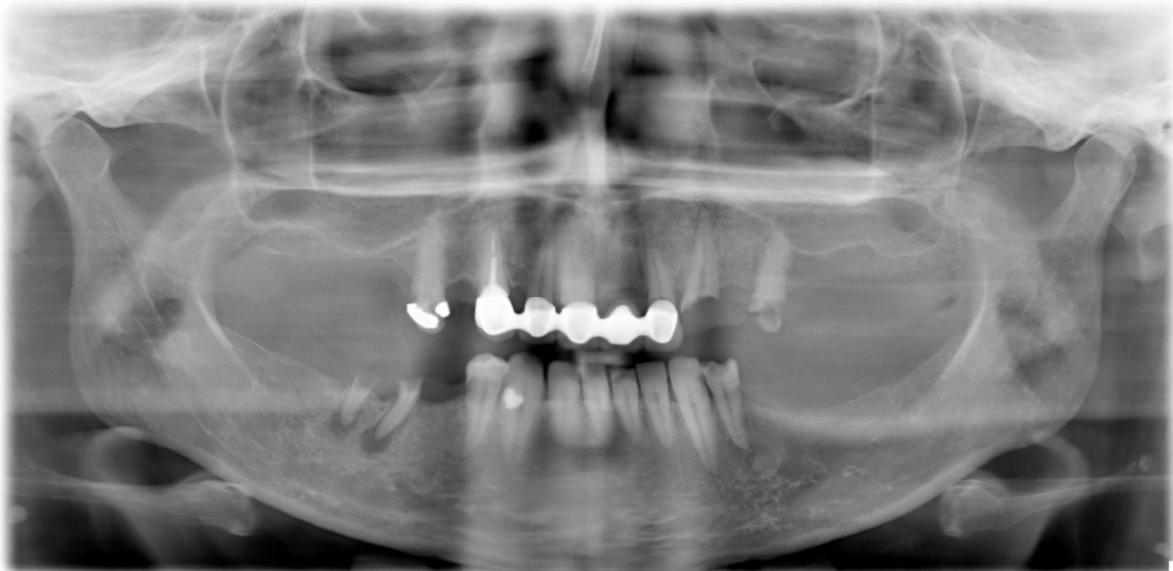


Abb.25a: Originalbild B.N

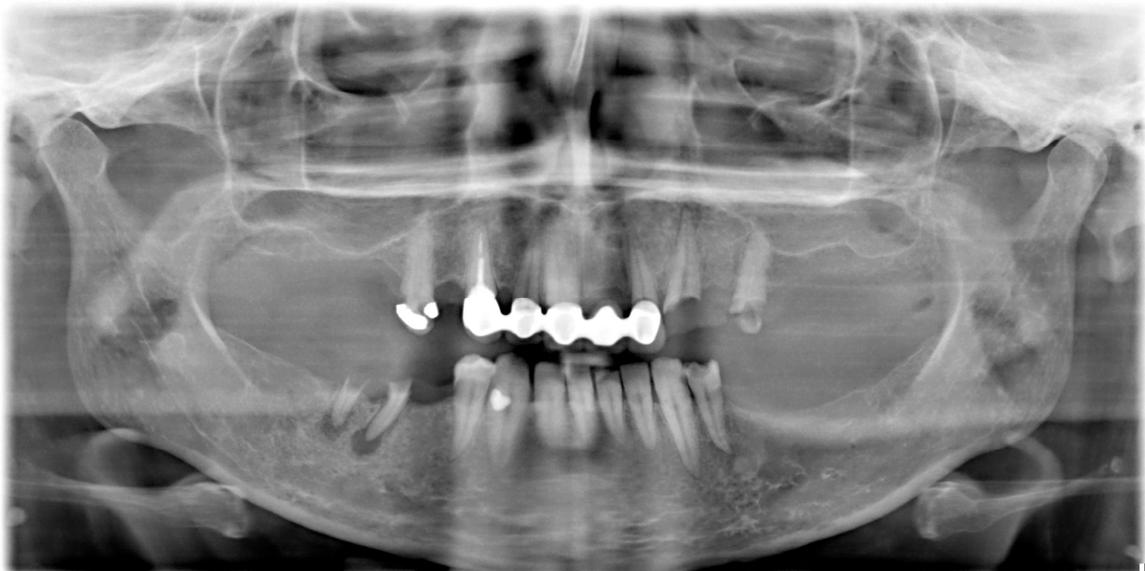


Abb.25b: Bild 598 B.N.

Die Untersuchungsergebnisse zeigen interessanterweise übereinstimmend, dass der ideale Verstärkungsfaktor immer bei 0,5 und der ideale Schwellenwert immer bei 5 liegen. Die beiden Parameter verhalten sich damit wie bereits im Verlauf der Arbeit erkannt: Es bestätigt sich, dass der Verstärkungsfaktor den Wert 1 nicht überschreiten sollte, sofern der Radius größer 2 beträgt.

Ein hoher Schwellenwert schärft zusehends kleine Details mit niedrigem Kontrast nicht mehr, hält aber das Rauschen unter Kontrolle. Da wir bei unseren spezifischen Fragestellungen nicht auf die Gesamtbildqualität, sondern auf das Krankheitsbild im Detail fokussieren, halten wir den Schwellenwert niedrig, wodurch stark geschärft wird.

Der Radius verleiht dem Bild einen eher harten beziehungsweise weichen Charakter. Er wurde zur verbesserten Darstellung von apicalen Prozessen mit einem Wert von 19,5 sehr hoch favorisiert. Ein sehr "milder" Radius von 6 reichte hingegen aus, um marginale pathologische Prozesse klarer darzustellen. Der durch diesen Radius charakterisierte Filter lieferte die deutlichsten Ergebnisse der gesamten Auswertung. Wie bereits erwähnt, bevorzugten die beiden Betrachter mit der längeren Berufserfahrung einen Radius von 12, während der Kollege mit der geringeren Berufserfahrung zu einem "stärkeren" Filter mit einem Radius von 18,5 tendiert hat. Ihm sei die Darstellung, die sich stärker vom Original abgrenze, eine deutlichere Befundungshilfe gewesen.

Im Rahmen der Untersuchungen konnte eine Bildqualitätsverbesserung der gefilterten Aufnahmen im Vergleich zum Original von 99,3% erkannt werden. Zieht man bei der Fragestellung der Zahnhartsubstanzveränderungen nur die Auswertungsergebnisse der beiden Betrachter mit der längeren Berufserfahrung heran, so erhält man sogar in 100% der Fälle eine überzeugende Verbesserung.

Durch Filterung intra- und extraoraler Röntgenaufnahmen charakteristischer Krankheitsbilder der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde, erreicht man somit eindeutig eine Bildqualitätsoptimierung.

#### **4.4. Sonstige Einsatzmöglichkeiten**

Besonders die kontrastreiche Darstellung des Knochens, welche Grundlage der verbesserten Darstellung der marginalen Parodontitis war, hat einen Filter hervorgebracht, der in diversen anderen diagnostischen Teilbereichen der Zahnmedizin von großem Nutzen sein kann. Pathologische Veränderungen der Knochenstruktur, wie zum Beispiel durch gut- und bösartige tumoröse Erkrankungen, Zysten oder tumorähnliche Veränderungen, als auch Frakturen könnten deutlicher dargestellt werden.

Die Entwicklung spezifischer Filter für diese Krankheitsbilder muss Gegenstand weiterer späterer Untersuchungen sein. Da jedoch besonders der Filter für die marginale Parodontitis so eindeutige Ergebnisse in der klareren und für diagnostische Zwecke aussagekräftigeren Darstellung des Knochens geliefert hat, können wir ihn auch für die soeben erwähnten Fragestellungen im Sinne einer kontrastreichereren Darstellungen des Knochens in der zahnmedizinischen Diagnostik empfehlen.

## 5. Zusammenfassung

Jedes mit der digitalen Sidexis XG Next Generation Einheit aufgenommene Röntgenbild kann per Scharfzeichnung bildbearbeitet werden. Die Filterfunktion Unschärf-Maskieren trägt hierbei die Aufgabe, die Genauigkeit des Bildes durch Erhöhung der Helligkeitsunterschiede zwischen benachbarten Bereichen anzuheben, und dadurch bereits vorhandene Details sichtbar zu machen. Hierbei üben die Parameter Verstärkungsfaktor, Radius und Schwellenwert unterschiedliche Aufgaben aus und prägen den Bildeindruck auf individuelle Art und Weise.

Der Verstärkungsfaktor definiert, wie stark der Kontrast geändert wird; der Radius, in welchem Umkreis die Änderung durchgeführt wird. Der Schwellenwert sagt aus, wie viel Unterschied notwendig ist, um eine Änderung durchzuführen.

Bereits im Zuge dieser Arbeit ließen die variablen Kombinationen der Filterfunktionen Radius, Stärke und Schwellenwert zur Findung der optimalen Filterungsbereiche die charakteristischen Auswirkungen der einzelnen Parameter deutlich erkennen, die sich auch im weiteren Verlauf der Auswertungen erneut bestätigten:

Je höher der Verstärkungsfaktor und der Radius gewählt werden und je niedriger der Schwellenwert eingestellt wird, desto stärker werden die Farbkontraste an Linien und Kanten im Bild erhöht. Im kleinen Schwellenwertbereich wird stark geschärft, wohingegen in höheren Bereichen lediglich das Rauschen angehoben wird.

Bald zeigte sich, dass ab einem Radius von 2 die Bildqualität bei Verstärkungsfaktoren größer 1 drastisch absinkt. Der Verstärkungsfaktor sollte den Wert 1 nicht überschreiten, sofern der Radius größer 2 beträgt.

Mit steigendem Radius wurde die Kariesdarstellung immer besser, die Darstellung der metalledichten Ränder aber immer schlechter. Da die Bildqualität ab der Größenordnung Radius 20 jedoch auch bezüglich der Kariesdiagnostik drastisch abnimmt, während der Gesamteindruck mit steigendem Radius fast unverändert bleibt, wurde die Filterungsgrenze nicht weiter angehoben.

Alle bearbeiteten Bilder wurden auf einen optimalen Filterungsbereich von Radius 1-20 in 0,5'er Schritten, Stärke 0,5-1 in 0,5'er Schritten und Schwellenwert 5-45 in 40'er Schritten festgelegt. In diesen Grenzen folgte nun jeweils die Darstellung der Krankheitsbilder Karies, marginale und apicale Parodontitis. Hieraus wurden für jede Fragestellung die vier überzeugendsten Bildverbesserungsfilter festgehalten. Sie dienen der endgültigen Filterung der zu untersuchenden Bilder. Bezüglich jeder Fragestellung wurden 50 Digitalaufnahmen gefiltert und bearbeitet.

Die diagnostische Bewertung jedes Bildes im Hinblick auf die medizinische Fragestellung unterlag der subjektiven Beurteilung des Facharztes für Radiologie sowie der beiden Zahnärzte mit langjähriger radiologischer Erfahrung. Die Auswertung lieferte trotz dieser subjektiven Einschätzungen der medizinischen Experten eindeutige Ergebnisse: Eine Optimierung der Bildqualität auf der Grundlage der Verbesserung der Diagnostik wurde durch 99,3% der gefilterten Aufnahmen im Vergleich zum Original überaus deutlich bestätigt. Dies ist ein eindeutiger Beweis dafür, dass durch Filterung Bildqualitätsoptimierung erreicht wird.

Die Notwendigkeit der Integration automatischer Bildverbesserungsmethoden zur Qualitätssicherung intra- und extraoraler Röntgenaufnahmen besteht. Da das digitale Bildmaterial für unterschiedliche Befundungen in der Regel unterschiedlich behandelt wird, müssen praxisgerechte Verbesserungsmethoden nicht nur kontrolliert, sondern auch diagnoseorientiert sein. Für Karies, periapicale und parodontale Veränderungen hat die vorliegende Arbeit spezielle adaptive Bildverbesserungsverfahren entwickelt.

Die Untersuchungsergebnisse zur Erkrankung der Zahnhartgewebe zeigen eine eindeutige Qualitätsverbesserung in 98% der Fälle. Mit 93 von 150 möglichen Nennungen gilt der Filter 2201 (Radius 12, Stärke 0,5, Schwelle 5) mit 62% als optimale Wahl.

Die Erkrankungen des marginalen Parodontiums erbrachten eine Qualitätsverbesserung in 100% der Fälle. Mit 86% gilt der Filter 1001 (Radius 6, Stärke 0,5, Schwelle 5) durch 129 von 150 möglichen Nennungen als optimale Wahl. Zudem ist dieser Filter für die Erkrankungen des marginalen Parodontiums derjenige mit den besten Ergebnissen in der gesamten Auswertung.

Besonders diese kontrastreiche Darstellung des Knochens, die Grundlage der verbesserten Darstellung der marginalen Parodontitis war, hat einen Filter hervorgebracht, der in diversen anderen diagnostischen Teilbereichen der Zahnmedizin von großem Nutzen sein kann. Pathologische Veränderungen der Knochenstruktur, wie zum Beispiel durch gut- und bösartige tumoröse Erkrankungen, Zysten oder tumorähnliche Veränderungen, als auch Frakturen könnten deutlicher dargestellt werden.

Wie auch schon bei den Filterungen zur marginalen Parodontitis wird auch bei der Parodontitis apicalis chronica eine Qualitätsverbesserung im Vergleich zum Originalbild in 100% der Fälle eindeutig bestätigt. Mit 101 von 150 möglichen Nennungen gilt der Filter 3701 (Radius 19,5, Stärke 0,5, Schwelle 5) mit 67% als optimale Wahl.

Im Rahmen der Untersuchungen konnte eine Bildqualitätsverbesserung der gefilterten Aufnahmen im Vergleich zum Original von 99,3% erkannt werden. Zieht man bei der Fragestellung der Zahnhartsubstanzveränderungen nur die Auswertungsergebnisse der beiden Betrachter mit der längeren Berufserfahrung heran, so erhält man sogar in 100% der Fälle eine überzeugende Verbesserung.

Durch Filterung intra- und extraoraler Röntgenaufnahmen charakteristischer Krankheitsbilder der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde, erreicht man somit eindeutig eine Bildqualitätsoptimierung.

Besonders im Bereich des marginalen Parodontiums können pathologische Prozesse deutlicher abgegrenzt dargestellt werden. Aber auch bei der Befundung von Zahnhartsubstanzveränderungen und apicalen Wurzelprozessen zeigt sich die Nachbearbeitung von großem diagnostischem Nutzen.

Auch bei standardisierter technischer Qualität von Röntgenbildern kann ein Zahnarzt unsicher bei der Diagnostik sein. In diesem Fall ist eine bild- und regelbasierte, kontrollierte Aufbereitung von kariösen, marginalen und periapicalen Veränderungen für die Diagnose fraglicher Läsionen unerlässlich.

## 6. Diskussion

Der Wunsch Karies schneller und sicherer zu erkennen ist nicht neu. Es gibt heutzutage bereits etablierte Methoden, die sich mit dieser Fragestellung auseinandersetzen.

Zum einen zu erwähnen ist das Verfahren zur Detektion von kariösen Läsionen der Dürr Dental GmbH. Dieses basiert auf der Argumentation, dass Kariesdiagnostik mit Röntgenstrahlung eine ausreichende Entmineralisierung des Zahnmaterials voraussetzt, damit der Defekt im Röntgenbild dargestellt werden kann. Thoms (2007) stellt hierzu fest:

„Durch die Überlagerung von Strukturen längs der Strahlenrichtung bei der Röntgenaufnahme ist es insbesondere bei Okklusionsflächen schwierig, Fissuren zu detektieren. Das Verfahren der bildgebenden Fluoreszenzdiagnostik macht schon die frühe Entmineralisierung und die bakterielle Infiltration des Zahnmaterials sichtbar. Bei diesem Verfahren wird die Zahnoberfläche mit violettem Licht der Wellenlänge 405nm beleuchtet und die Eigenfluoreszenz der Zahnhartsubstanz im grünen und die Fluoreszenz von Porphyrin in bakteriellen Belägen im roten Spektralbereich angeregt und abgefilmt. Die folgende Bildauswertung setzt nun die Rot- und die Grünfluoreszenz ins Verhältnis, so dass in entmineralisierten und bakteriell infiltrierten Bereichen deutlich höhere Zahlenwerte erhalten werden, als in gesunden Bereichen. [...] Das Verfahren wurde mit der visuellen Inspektion und der Inspektion mittels Röntgenaufnahme verglichen. Es zeigt sich, dass das neue Verfahren eine deutlich höhere Sensitivität bei der Erkennung früher Läsionen gegenüber dem Röntgenverfahren und der visuellen Inspektion aufweist.“

Zum zweiten ist der LOGICON Caries Detector von Kodak zu nennen. Dieses Verfahren klassifizierte Approximalkaries unter Angabe der Wahrscheinlichkeit und Eindringtiefe zum visuellen Beweise für das Vorhandensein von vom menschlichen Auge unsichtbarer Läsionen.

"Die Logicon Software verwendet Erkennungsalgorithmen, die auf Labordaten beruhen, die in Zusammenarbeit mit einem führenden zahnmedizinischen Institut erstellt wurden. Sie kennzeichnet automatisch potentielle Läsionen auf Zahnbildern und stellt Änderungen der Zahndichte und Läsionswahrscheinlichkeit graphisch dar." (Gakenheimer, 2002)

Die vorliegende Arbeit beruht auf einem klinischen Konzept. Wir haben uns bewusst von ausschließlich physikalischen Ableitungen der Kariesdiagnostik distanziert, da die von uns angebotenen Filter lediglich eine Befundungshilfe für den Zahnarzt bieten, die sowohl die Diagnosesicherheit als auch den zeitlichen Behandlungsablauf erleichtern soll. Unsere Filter stellen pathologische Prozesse klarer dar. Auch ohne sie kann und muss ein Zahnarzt in der Lage sein, Karies röntgenologisch zu erkennen. Sollte eine Entmineralisierung so initial sein, dass sie weder klinisch noch röntgenologisch zu diagnostizieren ist, so stellt sich ohnehin die Frage, ob sie im Sinne der minimal invasiven Zahnerhaltung zur Therapie indiziert wäre.

Methoden zur automatischen Bildqualitätsverbesserung müssen immer qualitätssichernde Maßnahmen zu Grunde liegen. Es ist in unseren Augen fraglich, ob die soeben beschriebenen Methoden - welche die ärztliche Kenntnis ohne die Möglichkeit erfahrungsbedingter anatomischer Rückschlüsse in die Hand von computergestützten Diagnosemethoden legen - streng qualitätssichernd arbeiten, da sie die wichtigste Grundlage der medizinischen Diagnostik, nämlich das ärztliche Erkennen von Krankheiten, aus der ärztlichen Hand geben.

Unsere Anschauung teilt auch der Autor eines der Standardwerke der Medizinischen Bildbearbeitung, Thomas M. Lehmann (2005):

"Die medizinische Bildbearbeitung soll den Arzt bei der Befundung, Differentialdiagnostik, Therapie oder Therapiekontrolle unterstützen; sie kann den Arzt aber niemals ersetzen bzw. eigenständig ärztliche Entscheidungen treffen. Die Ergebnisse einer medizinischen Bildverarbeitung sollen dem Arzt vielmehr zusätzliche Informationen bereitstellen. [...] Insbesondere bei der automatischen Auswertung [...] entsteht eine große Distanz zwischen dem Arzt, der die medizinische Entscheidung eigenverantwortlich treffen muss, und dem eigentlichen Bildmaterial, das zur Entscheidungsunterstützung aufgenommen wurde. Ohne entsprechende Kontrollmöglichkeiten ist der Arzt gezwungen, der medizinischen Bildverarbeitung quasi "blind" zu vertrauen. Da aber flexible und adaptive Verfahren prinzipiell die Gefahr bergen, dass trotz ihrer sorgfältigen Validierung bei der Verarbeitung oder Auswertung eines Einzelbildes in der Routine auch Fehler auftreten können, d.h. dass der vom Bildverarbeitungsalgorithmus berechnete oder ausgegebene Wert in einem – wenn auch seltenen – Fall einmal nicht korrekt ist, ist ein solches "blindes Vertrauen" im Hinblick auf die ärztliche Verantwortung bei einer diagnostischen oder therapeutischen Entscheidung nicht angebracht. Vielmehr muss dem die Bildverarbeitung anwendenden Mediziner die Möglichkeit gegeben werden, auch automatisch berechnete Ergebnisse kontrollieren und überprüfen zu können. Andernfalls lässt sich die bildverarbeitende Software nicht in die klinische Routine integrieren. "

Das Ergebnis dieser Arbeit liefert Filter, die beste Ergebnisse in der Optimierung der digitalen Bearbeitungsmöglichkeiten bei intraoralen und Panorama-Röntgenuntersuchungen der häufigsten Erkrankungen in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde erbracht haben, ohne auf die optische Wahrnehmung und das fundierte zahnärztliche Wissen des Betrachters als qualitätssichernde Grundlage zu verzichten.

Hinzu kommt, dass unsere Filter zum heutigen Zeitpunkt die einzige Hilfe zur kontrastreicheren Darstellung von marginalen und apicalen Prozessen in der digitalen Radiographie sind.

Deshalb möchten wir unsere Filter für eine standardisierte Anwendung im alltäglichen Praxisablauf mit dem Sidexis XG Next Generation Siraona Dental System empfehlen.

## 7. Literaturverzeichnis

Analoui, M.: Radiographic image enhancement: spatial domain techniques. *Dentomaxillofacial Radiology* 30. 1-9. (2001).

Analoui, M.: Radiographic digital image enhancement: transform domain techniques. *Dentomaxillofacial Radiology* 30. 65-77. (2001).

Araki, K., Endo, A., Okano, T.: An objective comparison of four intraoral radiographic systems: sensitometric properties and resolution. *Dentomaxillofacial Radiology* 29. 76-80. (2000).

Arnolds, B. Müller, H., Saupe, D., Tolxdorff, T.: *Digitale Bildverarbeitung in der Medizin. Zentralstelle für Forschungsförderung und Technologietransfer der Albert-Ludwigs-Universität, Freiburg.* (1997).

Gakenheimer, D.: The Efficacy of a Computerized Caries Detector in Intraoral Digital Radiography, *Journal of the American Dental Association* Vol. 133/7. 883-890. (2002).

Gröndahl, H.G., Gröndahl, K., Webber, R.L.: A digital subtraction technique for dental radiography. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology* 55. 96-102. (1983).

Handels, H.: Zentrum für experimentelle Medizin UKE. Schriftkorrespondenz vom 2. November 2006 (siehe Anhang 8.).

Handels, H.: *Medizinische Bildverarbeitung.* BG Teubner Verlag, Stuttgart. (2000).

Janhom, A., van der Stelt, P.F., van Ginkel, F.C.: Interaction between noise and file compression and its effect on the recognition of caries in digital imaging. *Dentomaxillofacial Radiology* 29(1): 20-27. (2000).

Koob, A.: Röntgenologische Diagnostik kariöser Läsionen mittels direkter digitaler Aufnahmetechnik. Dissertation in der Mund-, Zahn- und Kieferheilkunde der Medizinischen Fakultät Heidelberg. (2002).

Lehmann, T.M.: Digitale Bildverarbeitung für Routineanwendungen. Evaluierung und Integration am Beispiel der Medizin. DUV. 1.Auflage 2005. Methoden 67.

Lehmann, T.M., Gröndahl, H.G., Benn, D.: Computer based registration for digital subtraction in dental radiology. Dentomaxillofacial Radiology 29. 323-346. (2000).

Lehmann, T.M., Troeltsch, E., Spitzer, K.: Image processing and enhancement provided by commercial dental software programs. Dentomaxillofacial Radiology 31(4). 264-272. (2002).

Lehmann, T.M.: Bildverbesserung und -analyse in kommerzieller Software zur digitalen intraoralen Radiographie. Quintessenz 53(10): 1099-1111. (2002).

Meinzer, H.P., Handels, H., Horsch, A., Lehmann, T.M.: Bildverarbeitung für die Medizin 2001 – Algorithmen, Systeme, Anwendungen. Proceedings des Workshops vom 4.-6. März 2001 in Lübeck. Springer Verlag, Berlin. (2001).

Moystad, A., Svanaes, D.B., Risnes, S., Laheim, T.A., Gröndahl, H.G.: Detection of approximal caries with a storage phosphor system. A comparison of enhanced digital images with dental x-ray film. Dentomaxillofacial Radiology 25. 202-206. (1996).

Rother, U.: Moderne bildgebende Diagnostik in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde. Elsevier Urban & Fischer. 2.Auflage 2006. Digitale Systeme 42-48. Veränderungen und Erkrankungen der Zahnhartgewebe, der Pulpa und des Parodontiums 73-127.

Rother, U.: Moderne bildgebende Diagnostik in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde. Urban & Fischer. 1.Auflage 2001. Digitale Systeme 37-42.

Sanden, E.A.: Beeinflussung der Reproduzierbarkeit und Validität der röntgenologischen Diagnostik approximaler Karies durch digitale Bildbearbeitung. Dissertation in der Mund-, Zahn- und Kieferheilkunde der Medizinischen Fakultät Heidelberg. (2002).

Schmitt, W., Lehmann, T.M.: Digitales Röntgen. Quintessenz 54(5): 503-513. (2003).

Sonnabend E., Benz, C.: Röntgentechnik in der Zahnheilkunde. Urban & Schwarzenberg. 3.Auflage 1997. Digitale Radiographie 83-94.

van der Stelt, P.F.: Standarts in dental imaging. Dentomaxillofacial Radiology 28(1): 58-59. (1999).

Syriopoulos, K., Sanderink, G.C., Velders, X.L., van der Stelt, P.F.: Radiographic detection of approximal caries: a comparison of dental films and digital imaging systems. Dento maxillo facial radiology vl. 29 (5). 312-318. (2004).

Thoms, M.: Ein neues Verfahren zur Detektion von kariösen Läsionen. Abstract zur Jahrestagung der Arbeitsgemeinschaft für Röntgenologie im Jahr 2007 in Berlin.

Wagner, P.: Zitat aus [www.filmscanner.info](http://www.filmscanner.info). Februar 2006

Wenzel, A.: Computer aided image manipulation of intraoral radiographs to enhance diagnosis in dental practice. International Dental Journal 43. 99-108. (1993).

Wenzel, A., Hintze, H.: The choice of gold standart for evaluation tests for caries diagnosis. Dentomaxillofacial Radiology 28: 132-136. (1999).

## 8. Anhang



Universitätsklinikum  
Hamburg-Eppendorf

Institut für Medizinische Infor-  
matik

Prof. Dr. rer. nat. habil.  
Heinz Handels  
Direktor

Zentrum für Experimentelle  
Medizin

Martinstraße 52  
20246 Hamburg  
Telefon: (040) 42803-3698  
Telefax: (040) 42803-4882  
h.handels@uke.uni-hamburg.de  
www.uke.uni-hamburg.de

Universitätsklinikum Hamburg-Eppendorf Martinstraße 52 20246 Hamburg  
Institut für Medizinische Informatik

Frau  
Loana Paradowski  
Glockenblumenweg 9  
22529 Hamburg

2. November 2006

Sehr geehrte Frau Paradowski,

hinsichtlich unseres Gespräches über Ihre Dissertation kann ich Ihnen Folgendes bestätigen:

In der medizinischen Bildverarbeitung kann die Bildqualität durch quantitative Maßzahlen wie z. B. die Auflösung, das Signal-zu-Rausch-Verhältnis oder den Kontrast aus den Bildern bewertet werden. Die Eignung eines Bildes für eine diagnostische Beurteilung kann jedoch nicht objektiv durch solch quantitative Kenngrößen beschrieben werden. Bei der diagnostischen Bewertung eines Bildes im Hinblick auf eine medizinische Fragestellung handelt es sich um eine subjektive Beurteilung des Betrachters. Eine Optimierung der Bildqualität zum Zwecke der Verbesserung der Diagnostik kann deshalb nur anhand der subjektiven Einschätzungen medizinischer Experten evaluiert werden. Hierbei wird beispielsweise untersucht, in wie viel Prozent der Fälle die generierten Bilder zu einer verbesserten oder vereinfachten Diagnose führen. Zugleich sollte festgehalten werden, in wie viel Prozent der Fälle eine Erschwerung der Diagnose durch die Verwendung der bearbeiteten Bilder auftrat.

Mit freundlichem Gruß

H. Handels

Universitätsklinikum Hamburg-Eppendorf  
Körperschaft des öffentlichen Rechts  
Gerichtsstand: Hamburg

Vorstandsmitglieder:  
Prof. Dr. Jörg F. Debatin (Vorsitzender)  
Dr. Alexander KIRSTEIN  
Ricarda Klein  
Prof. Dr. Rolf A.K. Stahl

Bankverbindung:  
HSH Nordbank  
Kto.-Nr.: 104 364 000  
BLZ: 210 500 00

Abb.26: Schriftkorrespondenz von Prof. Handels (Zentrum für experimentelle Medizin UKE) vom 2. November 2006.

## **9. Erklärung**

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

Ioana Paradowski