

Aus der Poliklinik für Parodontologie und Zahnerhaltung  
der Universitätsmedizin der Johannes Gutenberg-Universität Mainz

Vergleich der Erkennbarkeit artifizierlicher apikaler Defekte an mandibulären  
Prämolaren und Molaren in röntgenologischen Intraoral- und Digital-  
Volumentomographie-Aufnahmen: eine *Ex-vivo*-Studie

Inauguraldissertation  
zur Erlangung des Doktorgrades der  
Zahnmedizin  
der Universitätsmedizin  
der Johannes Gutenberg-Universität Mainz

Vorgelegt von

Lisa Gleißner  
aus Bad Kissingen

Mainz, 2020

Wissenschaftlicher Vorstand:

1. Gutachter:

2. Gutachter:

Tag der Promotion:

08. Dezember 2020

Meiner Mutter und wichtigsten Vertrauten

Meinem Vater und lebenslangen Vorbild

Meinem Onkel und immerwährenden Unterstützer

# Inhaltsverzeichnis

|   |           |
|---|-----------|
| <b>Abbildungsverzeichnis</b> .....  | <b>1</b>  |
| <b>Tabellenverzeichnis</b> .....  | <b>2</b>  |
| <b>1. Einleitung</b> .....  | <b>3</b>  |
| <b>2. Literaturübersicht</b> .....  | <b>5</b>  |
| 2.1. Pathogenese und Formen der apikalen Parodontitis .....   | 5         |
| 2.1.1. Pathogenese der apikalen Parodontitis .....  | 5         |
| 2.1.2. Parodontitis apicalis acuta .....  | 7         |
| 2.1.3. Parodontitis apicalis chronica .....   | 8         |
| 2.1.4. Weitere apikale Läsionen.....  | 9         |
| 2.2. Auswirkungen der Diagnostik auf die Therapie einer apikalen Parodontitis ....                        | 12        |
| 2.3. Röntgenologische Diagnostikverfahren.....  | 16        |
| 2.3.1. Digitales Röntgen.....   | 16        |
| 2.3.2. Detektoren im digitalen Röntgen.....   | 18        |
| 2.3.3. Qualitätsmerkmale eines Röntgenbildes.....   | 22        |
| 2.3.4. Zweidimensionale zahnärztliche Röntgenaufnahmen.....   | 23        |
| 2.3.5. Die dentale Volumentomographie.....  | 25        |
| 2.3.6. Dosis und Strahlenschutz .....   | 28        |
| 2.3.7. Indikationen und Kontraindikationen dreidimensionaler diagnostischer<br>Verfahren .....            | 31        |
| <b>3. Material und Methoden</b> .....   | <b>33</b> |
| 3.1. Verwendete Objekte und Bildanfertigung.....  | 33        |
| 3.2. Bildbefundung und Datenerhebung.....   | 37        |
| 3.3. Statistische Datenverarbeitung .....   | 38        |
| <b>4. Ergebnisse</b> .....  | <b>45</b> |
| 4.1. Testung der diagnostischen Genauigkeit - Receiver Operating Characteristics-<br>Analyse .....        | 45        |
| 4.1.1. Erster Durchgang digitale Volumentomographie und digitales intraorales<br>Röntgen .....            | 45        |
| 4.1.2. Zweiter Durchgang digitale Volumentomographie und digitales intraorales<br>Röntgen .....           | 46        |
| 4.2. Vergleich der Befundungsergebnisse innerhalb eines Durchgangs - die<br>Interrater Reliabilität ..... | 49        |
| 4.2.1. Erster Durchgang digitale Volumentomographie .....   | 49        |
| 4.2.2. Erster Durchgang digitales intraorales Röntgen .....   | 49        |

|  |           |
|--|-----------|
| 4.2.3. Zweiter Durchgang digitale Volumentomographie .....   | 49        |
| 4.2.4. Zweiter Durchgang digitales intraorales Röntgen .....   | 49        |
| 4.3. Vergleich der Befundungsergebnisse zwischen erstem und zweitem Durchgang - die Intrarater Reliabilität.....                         | 50        |
| 4.3.1. Digitale Volumentomographie – Übereinstimmung der Ergebnisse des ersten und zweiten Durchgangs .....                              | 50        |
| 4.3.2. Digitales intraorales Röntgen – Übereinstimmung der Ergebnisse des ersten und zweiten Durchgangs .....                            | 50        |
| 4.4. Zusammenhang zwischen der Aufnahmemethode, der Bohrungstiefe, dem Befundungsdurchgang und der Erkennbarkeit apikaler Läsionen ..... | 51        |
| <b>5. Diskussion .....</b>   | <b>53</b> |
| 5.1. Diskussion des Studienmaterials .....   | 53        |
| 5.2. Diskussion des Studienaufbaus .....   | 57        |
| 5.3. Ergebnisdiskussion .....  | 59        |
| <b>6. Zusammenfassung.....</b>   | <b>63</b> |
| <b>7. Literaturverzeichnis .....</b>   | <b>65</b> |
| <b>8. Danksagung.....</b>  | <b>77</b> |
| <b>9. Lebenslauf .....</b>   | <b>78</b> |

## Abbildungsverzeichnis

|   |    |
|---|----|
| Abbildung 2.1.3.1.: (A) akute apikale Parodontitis des Zahnes 25; (B) chronische apikale Parodontitis an distaler Radix des Zahnes 46, (C) chronische apikale Parodontitis des Zahnes 25, (D) chronische apikale Parodontitis an distaler Radix des Zahnes 26 ..... | 9  |
| Abbildung 2.2.1.: Röntgenologische Referenzbilder mit Schemazeichnungen passend zu dem entsprechenden periapikalen Index.....   | 13 |
| Abbildung 2.2.2.: (A) Kontrollaufnahme nach endodontischer Behandlung des Zahnes 16; (B) Diagnoseaufnahme eines symptomatischen, bereits wurzelkanalbehandelten Zahnes 16; (D) Kontrollaufnahme 16.....   | 15 |
| Abbildung 2.3.2.1.: (A) und (B) Speicherfolien unterschiedlicher Formate; (C) CMOS-Festkörpersensor.....  | 18 |
| Abbildung 2.3.2.2.: Veränderung der durchschnittlichen Grauwerte.....   | 19 |
| Abbildung 2.3.2.3.: Aufbau ein dreiphasigen CCD-Sensors .....   | 20 |
| Abbildung 2.3.2.4.: Schema eines CMOS-Active-Pixel-Sensors mit Verarbeitung, Verstärkung und Digitalisierung auf Pixelebene .....   | 21 |
| Abbildung 2.3.3.1.: Linienprüfkörper .....  | 23 |
| Abbildung 2.3.5.1.: Einzelne 2D- Projektionsaufnahmen (oben); Rückprojektion (unten) .....  | 27 |
| Abbildung 3.1.1.: (A) verwendeter digitaler Volumentomograph; (B) verwendete DVT-Aufnahmeparameter; (C) Positionierung der Präparate im DVT.....  | 34 |
| Abbildung 3.1.2.: (A,B,C) Präparateposition für die digitale Tubusaufnahme; (D) verwendete Aufnahmeparameter. ....  | 34 |
| Abbildung 3.1.3.: (A) Rosenbohrer für Pilotbohrung; (B) Diamantbohrer für weitere Bohrungen; (C,D,E,F) Unterkieferblock mit tiefer werdenden Bohrungen (Pfeil) und Knochenlamelle. ....   | 36 |
| Abbildung 3.2.1.: (A) zu befundende DVT- und (B) DIA-Aufnahme.....  | 38 |
| Abbildung 3.3.1.: Formen einer ROC-Kurve.....   | 39 |
| Abbildung 3.3.2.: Zusammenhang zwischen Wahrscheinlichkeiten, Odds und Logits .....   | 43 |
| Abbildung 4.1.1.1.: ROC Analyse DVT 1. Durchgang, alle 16 Befunder gepoolt .....  | 45 |
| Abbildung 4.1.1.2.: ROC Analyse DIA 1. Durchgang, alle 16 Befunder gepoolt. ....  | 46 |
| Abbildung 4.1.2.1.: ROC-Analyse DVT 2. Durchgang, alle 16 Befunder gepoolt.....   | 47 |
| Abbildung 4.1.2.2.: ROC-Analyse DIA 2. Durchgang, alle 16 Befunder gepoolt. ....  | 48 |
| Abbildung 4.4.1.: Zusammenhang zwischen der Aufnahmemethode, der Bohrungstiefe und der Erkennbarkeit apikaler Läsionen.....   | 52 |

## Tabellenverzeichnis

|   |     |
|---|-----|
| Tabelle 2.1.4.1.: Häufigkeiten von radikulären Zysten und apikalen Granulomen .....                             | 130 |
| Tabelle 2.2.1.: Periapikaler Index.....   | 13  |
| Tabelle 2.3.6.1.: Gewichtungsfaktoren nach ICRP.....  | 29  |
| Tabelle 3.1.1.: Stadien, die jeweils drei- und zweidimensional geröntgt wurden.....                             | 36  |
| Tabelle 3.3.1.: Einteilung AUC .....  | 40  |
| Tabelle 3.3.2.: Einteilung Kappa Statistik.....   | 42  |
| Tabelle 4.1.1.1.: AUC-Werte 1. Durchgang für alle 16 Befunder einzeln.....                                      | 46  |
| Tabelle 4.1.2.1.: AUC-Werte 2. Durchgang für alle 16 Befunder einzeln.....                                      | 48  |
| Tabelle 4.1.2.2.: 16 Befunder gepoolt für digitale Volumentomographie (DVT)- und Intraoralaufnahmen (DIA) ..... | 48  |
| Tabelle 4.3.2.1.: Übereinstimmung eines Befunders zwischen erstem und zweitem Befundungsdurchgang.....          | 51  |

## 1. Einleitung

Die apikale Parodontitis ist eine häufige Folge eines entzündlichen Prozesses der Zahnpulpa des Erwachsenen und wird mit einer Prävalenz innerhalb der Bevölkerung von 7% aller Zähne und 70% aller Individuen angegeben (Eriksen 2008). Zudem nimmt die Häufigkeit im Alter zu und angesichts des demografischen Wandels ist damit zu rechnen, dass das Krankheitsbild der Parodontitis apicalis in Zukunft noch stärker als bisher im Alltagsgeschäft eines Zahnarztes vertreten sein wird. Trotz allem fordern häufige Abweichungen klinischer Symptome von röntgenologischen Befunden den Behandler immer wieder heraus und verlangen ein hohes Maß an Erfahrung und eine strukturierte Vorgehensweise. Die Entzündung einer Wurzelspitze wird überwiegend durch Karies oder Traumata eines Zahnes und folgender Infektion des Wurzelkanalsystems ausgelöst. Patienten berichten häufig von starken Schmerzen, insbesondere bei Beklopfen des betroffenen Zahnes. Röntgenologisch wird die Parodontitis apicalis erst im fortgeschrittenen Stadium einer Knochenauflösung im unmittelbaren Bereich einer Wurzelspitze als Transluzenz im Röntgenbild sichtbar. Um als Behandler eine Prognose für den betroffenen Zahn, einen strukturierten Therapieplan und vor allem eine schnelle Schmerzlinderung für den Patienten zu generieren, ohne eine Behandlung lege artis im weiteren Verlauf zu gefährden, ist eine angemessene röntgenologische Diagnostik unerlässlich.

Das Ziel dieser Studie war es:

1. herauszufinden, ob artifizielle apikale Defekte an menschlichen Unterkieferprämolaren und –molaren in der immer häufiger angewendeten digitalen dentalen Volumentomographie genauer zu erkennen sind als in einer als bisheriger Goldstandard geltenden digitalen intraoralen Zahnaufnahme.
2. zu zeigen, ob eine Korrelation zwischen der Erkennbarkeit und der Läsionsgröße und der Häufigkeit der Befundung der röntgenologischen Aufnahmen besteht.

Nach dieser kurzen Einführung soll in Kapitel 2 im Rahmen einer Literaturübersicht ausführlich das Krankheitsbild der Parodontitis apicalis mit Therapiemethoden und den zur Verfügung stehenden Diagnostikverfahren erläutert werden. Anschließend werden in Kapitel 3 und 4 Material und Methoden, sowie die Ergebnisse dargelegt. In Kapitel 5 werden die Ergebnisse der vorliegenden Studie in die Literatur eingeordnet



und kritisch bewertet. Es werden abschließend in Kapitel 6 die wichtigsten Aussagen der Studie zusammengefasst und beurteilt, inwiefern sich die digitale dentale Volumentomographie als alternatives Diagnostikverfahren zur digitalen intraoralen Zahnaufnahme in Bezug auf die apikale Parodontitis etablieren sollte.

## 2. Literaturübersicht

### 2.1. Pathogenese und Formen der apikalen Parodontitis

#### 2.1.1. Pathogenese der apikalen Parodontitis

Die apikale Parodontitis ist eine Entzündung und Zerstörung periapikalen Gewebes, die durch eine bakterielle Infektion des Wurzelkanalsystems ausgelöst werden kann (Nair 2004). Bereits 1965 konnte gezeigt werden, dass als Grundlage einer apikalen Parodontitis eine bakterielle Kontamination notwendig ist (Kakehashi et al. 1965). Voraussetzung für die bakterielle Besiedelung ist eine Verbindung zur Mundhöhle. Am häufigsten entsteht diese Verbindung durch eine Beschädigung der Zahnhartsubstanz in Folge kariöser Läsionen, restaurativer Maßnahmen oder traumatisch bedingter Risse beziehungsweise Frakturen (Nair 2004). Einige Studien belegen jedoch, dass Mikroorganismen auch in nekrotischen Pulpen mit intakten Zahnkronen isoliert werden können (Brown und Rudolph 1957; Macdonald et al. 1957; Engström und Frostell 1961; Wittgow und Sabiston 1975; Baumgartner et al. 1999). 1982 wurde erklärt, dass im Fall eines dentalen Traumas eines gesunden Zahns Bakterien aus dem gingivalen Sulkus oder einer parodontalen Tasche über rupturierte parodontale Blutgefäße in den Wurzelkanal eindringen können (Grossman 1982). Sind Wurzelbereiche eines Zahnes nicht von Zement bedeckt, besteht zwischen den Mikroorganismen der Mundhöhle und dem Wurzelkanalsystem des betroffenen Zahnes eine Verbindung über freiliegende Dentintubuli, sodass in diesem Fall auch eine Infektion möglich ist. Zudem wird immer wieder eine bakterielle Besiedelung nekrotischer Zähne ausgehend von der Blutzirkulation (Anachorese) beschrieben (Robinson und Boling 1941; Burke und Knighton 1960; Allard et al. 1979; Gier und Mitchell 1968). Jedoch konnten im Fall einer experimentell herbeigeführten Bakteriämie keine Bakterien aus dem Wurzelkanalsystem kolonisiert werden, wenn apikal zum Zeitpunkt der Bakteriämie keine Blutgefäße iatrogen verletzt wurden (Delivanis und Fan 1984). Möller et al. (1981) konnte außerdem zeigen, dass aseptisch devitalisierte Affenzähne für mehr als 6 Monate nicht bakteriell besiedelt wurden, wohingegen infizierte Zähne eine ausgeprägte Entzündungsreaktion des periapikalen Gewebes aufzeigten. Somit kann die direkte Verbindung zwischen Zahnpulpa und Mundhöhle als häufigste Ursache einer Wurzelkanalinfektion angesehen werden.

Im Rahmen einer kariösen Zerstörung eines Zahnes kommt es zunächst zu einer Entzündungsreaktion der Pulpa, die durch Hyperämie, Gefäßdilatation, perivaskuläres Ödem und die Migration von Leukozyten in die Pulpa gekennzeichnet ist (Bergenholtz 1981; Nair 1997; Nair 2004; Gomes und Herrera 2018). Die Bakterienbesiedelung löst eine Invasion von Entzündungszellen in die Pulpa als Immunantwort aus, die jedoch meist nicht ausreichend ist, da das infizierte Dentin nur schwer zu penetrieren ist (Gomes und Herrera 2018). Dadurch können die Pathogene nicht vollständig beseitigt werden und zudem ist die Pulpa als ein Endorgan zu verstehen, das lediglich über das apikale Foramen beziehungsweise apikale Delta und akzessorische Kanäle mit Blut versorgt wird (Gomes und Herrera 2018). Wird die pulpale Durchblutung nun durch die Entzündungsreaktion gestört, folgt eine irreversible bzw. unter Umständen eine symptomatische Pulpitis und je nachdem wie lange die Immunantwort stand hält, kann es zur Pulpanekrose kommen (Gomes und Herrera 2018; Bergenholtz 1981). Im Rahmen einer Pulpanekrose ist die Blutversorgung eines Zahnes und damit eine Versorgung mit Abwehrzellen nicht mehr möglich (Michaelson und Holland 2002) und die pulpale Infektion kann sich nach periapikal ausbreiten und dort eine Immunreaktion im Gewebe auslösen (Nair 2004; Nair 1997). Wie potent die mikrobielle periradikuläre Besiedelung ist, hängt von verschiedenen Faktoren ab. Zum einen können Bakterienspezies untereinander das eigene Wachstum sowohl begünstigen, als auch hemmen. Zum anderen ist es entscheidend, wie suffizient die Immunreaktion des Wirtes beeinträchtigt werden kann. Außerdem spielen die Freisetzung bakterieller Lipopolysaccharide und anderer bakterieller Bestandteile, sowie die Produktion gewebsschädigender Enzyme eine wichtige Rolle (Nair 2004; Nair 1997). Die periapikale Immunreaktion des Wirtes ist komplex. Sie stellt weitestgehend eine Wiederholung der pulpalen Entzündungsreaktion dar, mit dem Unterschied, dass es dabei zur Zerstörung periapikalen Knochens kommt. Die Sofortreaktion zeichnet sich periapikal ebenfalls durch Vasodilatation, erhöhte Gefäßpermeabilität und Leukozytenmigration aus. Sie wird durch körpereigene Mediatoren wie Prostaglandine, Kinine und Neuropeptide ausgelöst (Stashenko et al. 1998). Die Aktivierung von polymorphkernigen Leukozyten, Monozyten und die Zytokinproduktion stellt die unspezifische Immunantwort auf Bakterien und ihre Produkte dar (Akamine et al. 1994; Kawashima et al. 1996; Okiji et al. 1994). Vor allem Interleukin-1 und Prostaglandine (PGE<sub>2</sub>) sind verantwortlich für die periapikale Knochenresorption durch Steigerung der Osteoklastenaktivität (Stashenko et al. 1987; Stashenko 1990). Im Rahmen einer

chronischen Entzündung kommt es zudem zu einer spezifischen Immunantwort mit dem Auftreten von T- und B- Lymphozyten (Stashenko et al. 1998). Mit Fortschreiten der Entzündungsreaktion kann die Ausbildung von apikalen Granulomen und Zysten stimuliert werden (Nair 1997; Nair 2004; Abbott 2004).

Die Parodontitis apicalis kann klinisch in zwei verschiedene Formen unterteilt werden: Parodontitis apicalis acuta und Parodontitis apicalis chronica.

### 2.1.2. Parodontitis apicalis acuta

Klinisch ist die akute apikale Parodontitis durch starke Schmerzen, vor allem bei axialer Belastung (Perkussion) gekennzeichnet. Zudem geben Patienten häufig ein Gefühl der Zahnelongation oder einer Druckentwicklung in der entsprechenden periapikalen Zahnregion an (Abbott 2004). In der Regel reagieren betroffene Zähne negativ auf einen Vitalitätstest, jedoch wird bei mehrwurzeligen Zähnen eine mögliche Restvitalität durch nicht betroffene Areale der Kronenpulpa diskutiert (Lin und Skribner 1990).

Es kann zwischen einer primären und sekundären akuten apikalen Parodontitis unterschieden werden. (Nair 1997) Es handelt sich um die primäre Verlaufsform, wenn ein Zahn betroffen ist, der zuvor im Bereich des Periapex gesund war. Die Symptome treten schnell und unerwartet auf. Radiologisch kann sich der betroffene Zahn unauffällig oder mit einer geringen Verbreiterung des apikalen Desmodontalspaltes beziehungsweise einer teilweise aufgelösten Lamina dura darstellen (Abb.2.1.3.1.) (Abbott 2004). Ohne Behandlung kann der Krankheitsverlauf verschiedene Wege einschlagen. Zum einen kann es zu einer weiteren Zuspitzung der Pathogenese kommen, indem sich ein schmerzhafter primärer akuter apikaler Abszess entwickelt (Matthews und Sutherland 2004). Dieser kann sich im weiteren Verlauf zu einer raumgreifenderen Infektion entwickeln und im Rahmen eines Logenabszesses und einer Phlegmone eine potentiell lebensbedrohliche Situation darstellen oder durch Ausbildung eines schmerzlosen chronischen Abszesses eine orale, nasale, antrale oder faziale Fistel verursachen (Al-Nawas und Karbach 2016). Zum anderen kann es aber auch zum Übergang in die chronische Verlaufsform, der sogenannten Parodontitis apicalis chronica, oder zur Ausbildung einer Zyste kommen (Nair 1997; Nair 2004; Abbott 2004). Handelt es sich um ein dentales Trauma ohne Kontamination mit Mikroorganismen oder wurde

eine suffiziente endodontische Behandlung durchgeführt, ist jedoch auch eine narbige Ausheilung möglich (Nair 1997; Abbott 2004; Nair 2004).

### 2.1.3. Parodontitis apicalis chronica

Die chronische apikale Parodontitis kann jahrelang bestehen, ohne dass der Patient den erkrankten Zahn bemerkt (Nair 1997; Nair 2004). Die betroffenen Zähne werden meistens devital getestet und reagieren auf Perkussion und periapikale Palpation negativ, im Vergleich zu gesunden Zähnen geben Patienten jedoch auf Perkussion häufig eine „abweichende“ Empfindung an (Abbott 2004).

Bleibt eine akute apikale Parodontitis unbehandelt, halten die Entzündungsreize an und es kann zur Ausbildung einer chronischen Entzündungsreaktion kommen, welche histopathologisch meist ein periapikales Granulom darstellt (Abbott 2004). Auch eine infizierte Wurzelkanalfüllung kann Auslöser einer chronischen apikalen Parodontitis sein. Dabei besteht ein Gleichgewicht zwischen Körperabwehr und bakterieller Irritation aus dem Wurzelkanal heraus, das die weitere Ausbreitung der Infektion in den Periapex verhindern kann (Nair 2004). Radiologisch zeigen sich eine periapikale Transluzenz um den Apex des betroffenen Zahnes und ein Verlust der Lamina dura in diesem Bereich (Abb.2.1.3.1.). Wird das Gleichgewicht zwischen Körperabwehr und bakterieller Irritation gestört, kann es damit zu einer Begünstigung des Bakterienwachstums kommen (Nair 1997; Nair 2004). Die chronische Entzündung kann somit erneut akut werden und sich zu einer sekundär akuten apikalen Parodontitis entwickeln, aus welcher wiederum ein sekundär akuter apikaler Abszess (Phoenix-Abszess) entstehen kann (Nair 1997; Nair 2004). Diese Verlaufsformen stellen Exazerbationen da, die klinisch vergleichbare Symptome zur Parodontitis apicalis acuta zeigen, sich jedoch radiologisch durch transluzente periapikale Veränderungen und eventuell zuvor durchgeführte endodontische Behandlungsmaßnahmen unterscheiden (Abb.2.1.3.1.) . Entsprechend des möglichen Verlaufs der Parodontitis apicalis acuta, können auch sekundär ein Logenabszess, eine Phlegmone oder ein chronischer Abszess mit Fistelbildung entstehen (Abb.2.1.3.1.) (Al-Nawas und Karbach 2016). Die chronische apikale Parodontitis könnte sich jedoch abweichend vom apikalen Granulom auch in Form einer kondensierenden Ostitis zeigen, welche sich radiologisch durch eine periapikale hyperdense Knochenstruktur darstellen würde und damit röntgenologisch vom apikalen Granulom zu unterscheiden ist (Abbott 2004).



Abbildung 2.1.3.1.: (A) akute apikale Parodontitis des Zahnes 25 mit typischen klinischen Symptomen einer negativ getesteten Vitalität und einer stark positiv getesteten Perkussion, parodontales Ligament apikal leicht erweitert und Lamina dura apikal teilweise aufgelöst; (B) chronische apikale Parodontitis an distaler Radix des Zahnes 46 mit sichtbarer koronaler Sekundärkaries; (C) chronische apikale Parodontitis des Zahnes 25 mit sichtbarer nicht-randständiger Wurzelfüllung; (D) chronische apikale Parodontitis an distaler Radix des Zahnes 26 mit sichtbarem Guttaperchastift zur Detektion des Fistelursprungs (Röntgenaufnahmen freundlicherweise zur Verfügung gestellt von Dres. Hagedorn, Tetsch, Hiener).

#### 2.1.4. Weitere apikale Läsionen

Als Sonderform der apikalen Parodontitis sind die radikulären Zysten zu nennen. In einigen apikalen Läsionen sind epitheliale Zellen (Malassez Epithelreste) nachweisbar, die durch Proliferation zur Ausbildung apikaler Zysten führen können (Bhaskar 1966). Klinisch zeigen sich die gleichen Symptome wie bei einem apikalen Granulom mit Devitalität, negativer Perkussion und Palpation sowie einem teilweise auftretendem Missempfinden. McCall und Wald (1952) definierten den röntgenologischen Befund einer apikalen Zyste als eine umschriebene, scharf konturierte apikale Transluzenz. Es stellt sich laut den Autoren häufig sogar eine

weiße Linie als Begrenzung dar, die kortikalem Knochen entspricht und der Durchmesser misst in der Regel mehr als ein Zentimeter. Dem gegenüber sei das apikale Granulom nicht durch eine weiße Linie begrenzt und kleiner als ein Zentimeter. Jedoch gibt es eine Reihe von Studien (Priebe et al. 1954; Baumann und Rossman 1956; Linenberg et al. 1964; Bhaskar 1966; Mortensen et al. 1970; Lalonde 1970), die die geringe Korrelation zwischen röntgenologischem und histopathologischem Befund belegen, sodass eine Diagnose „apikales Granulom“ oder „radikuläre Zyste“ aufgrund eines rein röntgenologischen Befundes nicht möglich scheint. Lalonde konnte jedoch zeigen, dass die Prävalenz radikulärer Zysten mit der Größe der apikalen Transluzenz steigt (Lalonde 1970). Über deren Häufigkeit gibt es in der Literatur hingegen unterschiedliche Angaben (Tab.2.1.4.1.).

| Referenz                   | Zysten (%) | Granulome (%) | Andere (%) | Anzahl der Läsionen |
|----------------------------|------------|---------------|------------|---------------------|
| (Priebe et al. 1954)       | 55         | 45            | -          | 101                 |
| (Baumann und Rossman 1956) | 26         | 74            | -          | 121                 |
| (Linenberg et al. 1964)    | 28         | 62            | 10         | 110                 |
| (Bhaskar 1966)             | 42         | 48            | 10         | 2308                |
| (Mortensen et al. 1970)    | 41         | 59            | -          | 396                 |
| (Lalonde und Luebke 1968)  | 44         | 45            | 11         | 800                 |
| (Nair et al. 1996)         | 15         | 50            | 35         | 256                 |

*Tabelle 2.1.4.1.: Häufigkeiten von radikulären Zysten und apikalen Granulomen in ausgewählten Studien.*

Bei der Aufstellung der Ergebnisse ist zu bemerken, dass die aufgeführten Autoren apikale Zysten zum Teil unterschiedlich definieren. Die überwiegende Anzahl der

Autoren (Priebe et al. 1954; Baumann und Rossman 1956; Bhaskar 1966; Lalonde und Luebke 1968) definieren eine radikuläre Zyste als einen Hohlraum, der epithelial ausgekleidet ist. Ein apikales Granulom zeichnet sich den Autoren nach durch die Präsenz von entzündlichem Granulationsgewebe aus, welches epitheliale Zellreste enthalten kann. Linenberg et al. (1964) unterteilen die Gruppe der radikulären Zysten nochmals in „frühe Zysten“ und in „reife Zysten“. Apikale Läsionen, die bereits eine epitheliale Proliferation aufweisen und damit auf eine Lumenformation hindeuten, zählen sie zu den „frühen Zysten“. Die Autoren schreiben selbst, dass Pathologen wahrscheinlich widersprechen könnten und eher die Definition eines apikalen Granuloms mit epithelialer Proliferation bevorzugen würden, was die von Linenberg et al. (1964) ermittelte Prävalenz radikulärer Zysten von 28% in Frage stellen würde. Daneben beziehen sich Nair et al. (1996) auf James Simon, der zwischen „wahren Zysten“ und „Buchtzysten“ unterscheidet (Simon 1980). Nair et al. (1996) führen in ihrer Studie entsprechend die Begriffe „wahre Zyste“ und „Taschenzyste“ ein. Erstere beschreibt einen vollständig mit Epithel ausgekleideten Hohlraum an der Wurzelspitze, wohingegen bei Letzterer eine blasenartige epitheliale Ausstülpung aus dem Wurzelkanal heraus das Zystenlumen auskleidet. Bei einer Taschenzyste besteht somit noch eine Verbindung zwischen Zystenlumen und Wurzelkanal. Einige Studien (Kerekes und Tronstad 1979; Barbakow et al. 1981; Sjögren et al. 1990) belegen, dass die endodontische Behandlung eines Zahns mit apikaler Transluzenz in 85% bis 90% der Fälle zu einer Remission der apikalen Transluzenz führt. Durch diese klinischen Beobachtungen und den Ergebnissen von Priebe et al. (1954), Bhaskar (1966) und Lalonde und Luebke (1968), die angeben, dass etwa die Hälfte aller apikaler Läsionen Zysten seien (Tab.2.1.4.1.), wurde geschlussfolgert, dass auch mittels konservativer endodontischer Maßnahmen apikale Zysten behandelt werden können. Demgegenüber schrieb Grossman (1950), dass eine alleinige konservative endodontische Behandlung einer apikalen Zyste „kontraindiziert“ sei. Die Zyste würde seiner Ansicht nach weiter wachsen, wenn ihre epitheliale Auskleidung nicht vollständig entfernt würde. Nair et al. (1996) gehen davon aus, dass aufgrund der jeweiligen Probengewinnung und mikroskopischen Aufbereitung die Diskrepanz in den Prävalenzergebnissen zu radikulären Zysten entstanden ist. Die meisten Proben wurden durch Kürretage gewonnen und repräsentieren damit keine Gewinnung in toto. Somit ist es möglich, dass in den fragmentierten Proben eine sichtbare epitheliale Auskleidung in Realität nicht vollständig vorhanden war und damit fälschlicherweise die Diagnose „radikuläre Zyste“ gestellt wurde.



Schlussendlich folgerten Simon (1980) und Nair et al. (1996) mit ihrer Unterteilung der Zysten, dass Taschenzysten durch eine Wurzelkanalbehandlung eher ausheilen als wahre Zysten. Dies könnte eine mögliche Erklärung für die hohe Erfolgswahrscheinlichkeit von Wurzelkanalbehandlungen sein.

Differentialdiagnostisch müssen apikale Läsionen von spezifischen Erkrankungen abgegrenzt werden, die keinerlei pulpalen Ursprung aufweisen. Dazu gehören zum einen nicht-neoplastische Knochenläsionen, wie zum Beispiel die fibröse Dysplasie und das zentrale Riesenzellgranulom, und zum anderen neoplastische Läsionen, wie beispielsweise das benigne Osteoidosteom oder das maligne Osteosarkom (Abbott 2004; Brynolf 1969).

## 2.2. Auswirkungen der Diagnostik auf die Therapie einer apikalen Parodontitis

Die apikale Parodontitis wird als Folgeerkrankung mit einer Prävalenz zwischen 2-8% im europäischen Raum angegeben. Dabei wurden sowohl wurzelbehandelte, als auch nicht-wurzelbehandelte Zähne berücksichtigt (Weiger et al. 1997; Kirkevang et al. 2000; Lupi-Pegurier et al. 2002). Es handelt sich damit um eine häufig auftretende zahnmedizinische Folgeerkrankung. Grundsätzlich können bei der Diagnose einer apikalen Parodontitis zwei verschiedene Therapieindikationen getroffen werden. Die Behandlung kann zum einen durch eine konservative orthograde endodontische Behandlung und zum anderen durch eine chirurgische Wurzelspitzenresektion (WSR) mit orthogradem und retrogradem Verschluss des Wurzelkanalsystems erfolgen. Die Deutsche Gesellschaft für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie veröffentlichte 2007 eine Leitlinie zur Wurzelspitzenresektion (Kunkel et al. 2007). Die Autoren geben an, dass die Wurzelspitzenresektion bei nicht durchführbarer orthograde Wurzelkanalbehandlung durch zum Beispiel extreme morphologische Wurzelvarianten oder Kanalobliteration indiziert wäre. Zudem könne bei einem periapikalen Index > 3 (Tab.2.2.1.) beziehungsweise einer apikalen Läsion mit einem größeren Durchmesser als 4-5mm die Wurzelspitzenresektion alternativ zur konservativen endodontischen Behandlung durchgeführt werden. Der periapikale Index nach Orstavik beschreibt ein Auswertungssystem für die röntgenologische Beurteilung einer apikalen Parodontitis (Orstavik et al. 1986). Orstavik et al. (1986) führen, angelehnt an die Ergebnisse von (Brynolf und Brown 1967), fünf röntgenologische Befundgruppen ein. Zusätzlich werden den einzelnen Gruppen röntgenologische Referenzbilder zugeordnet (Abb.2.2.1.). Die European Society of Endodontology (2006) empfiehlt hingegen, bei Auftreten klinischer und radiologischer

Symptome einer apikalen Parodontitis primär die konservative endodontische Behandlung durchzuführen. Diese kann sowohl eine primäre Wurzelkanalbehandlung oder eine Revision einer bestehenden Wurzelkanalbehandlung darstellen. Die Größe der apikalen Läsion oder der periapikale Index werden in den veröffentlichten „Guidelines“ nicht als Kontraindikation aufgeführt.

| PAI | Röntgenologischer Befund  |
|-----|---|
| 1   | Normaler apikaler Knochen                                       |
| 2   | Strukturell veränderter periapikaler Knochen                    |
| 3   | Strukturell veränderter periapikaler Knochen mit Mineralverlust |
| 4   | Offensichtliche Radioluzenz                                     |
| 5   | Strukturelle Veränderung peripher der Radioluzenz               |

Tabelle 2.2.1.: Periapikaler Index nach Orstavik et al. (1986).

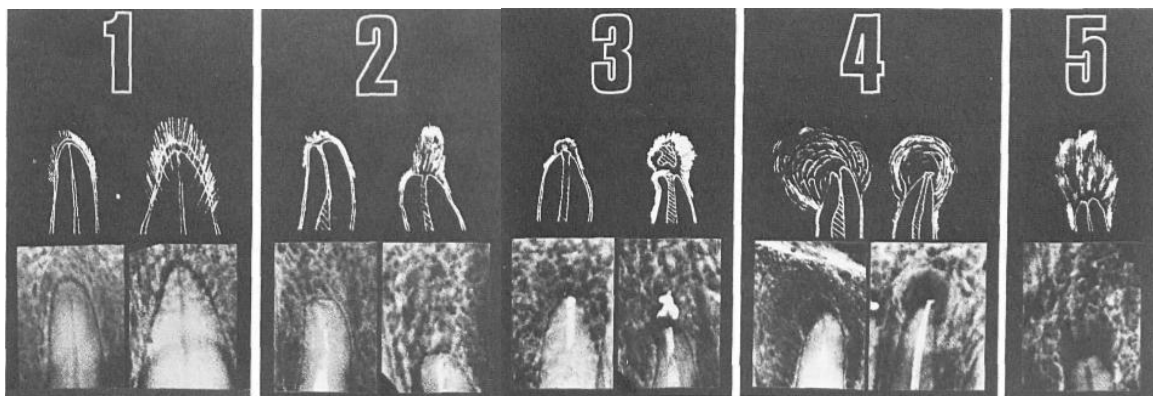
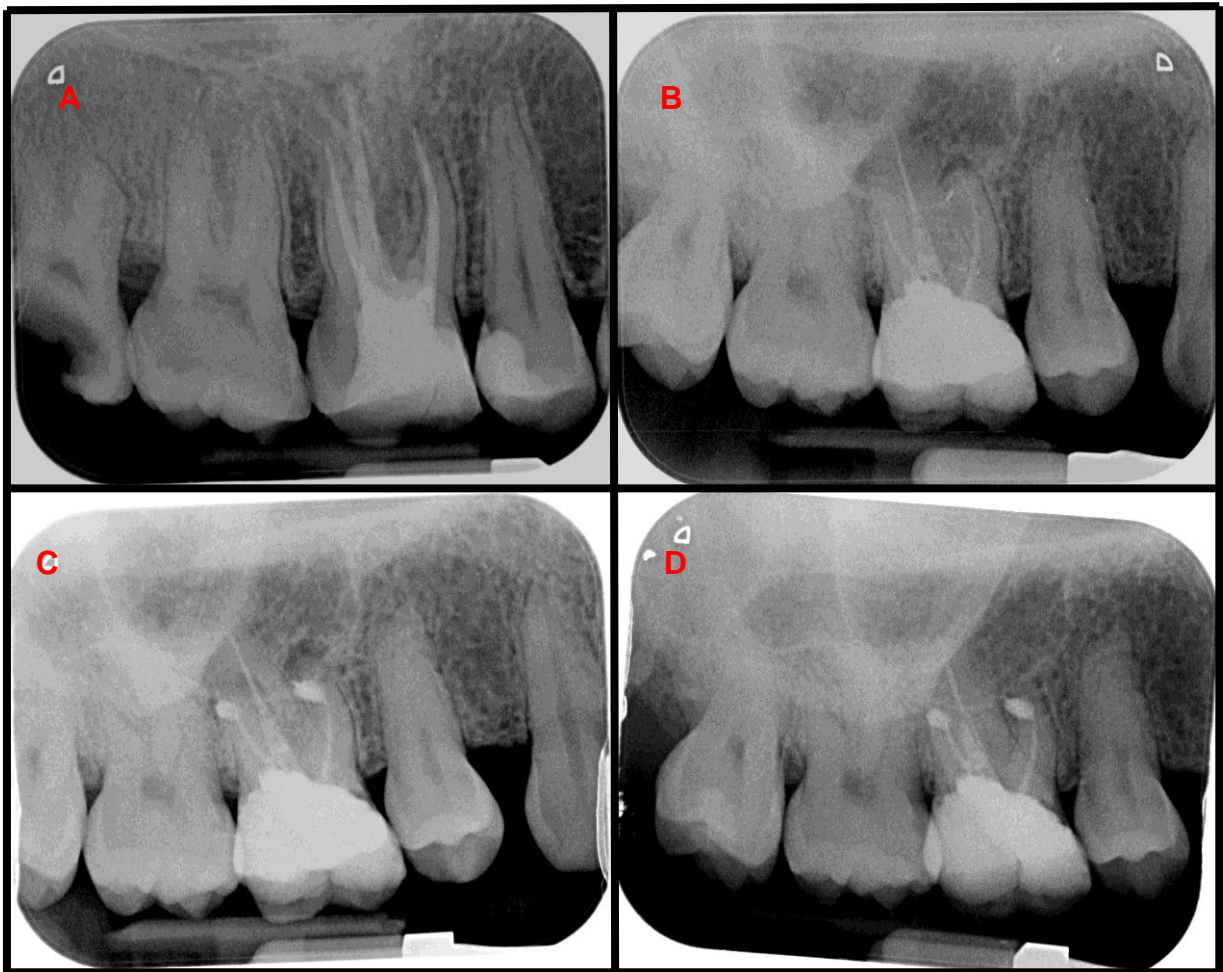


Abbildung 2.2.1.: Röntgenologische Referenzbilder mit Schemazeichnungen passend zu dem entsprechenden periapikalen Index (Brynolf und Brown 1967).

Wie bereits zuvor erwähnt, werden Wurzelkanalbehandlungen häufig Erfolgsquoten von bis zu 90% zugeschrieben (Barbakow et al. 1981; Kerekes und Tronstad 1979; Sjögren et al. 1990). Es gibt jedoch einige epidemiologische Studien (Boucher et al. 2002; Kirkevang et al. 2001), die zeigen, dass im Mittel ca. 36% der untersuchten

wurzelkanalbehandelten Zähne apikale Beherdungen aufweisen. Meist sind in diesem Zusammenhang laut eben dieser Autoren jedoch auch insuffiziente Wurzelkanalfüllungen nachweisbar. Mittlerweile wird die konservative orthograde Wurzelkanalbehandlung als die Behandlung erster Wahl bei periapikal pathologisch betroffenen Zähnen angesehen, unabhängig von der ohnehin nur histopathologisch festzustellenden Diagnose Zyste oder Granulom (Lalonde 1970; Kunkel et al. 2007; Morse et al. 1975). Die suffiziente Durchführung einer endodontischen Behandlung mit Auffinden aller Wurzelkanäle, einem hinreichenden chemo-mechanischem Debridement, einer homogenen lege artis Wurzelkanalfüllung kombiniert mit einem suffizienten koronalen Verschluss, ist vielmehr Voraussetzung für den Erfolg (Abb.2.2.2.) (Ng et al. 2008). Bei sehr großen apikalen Läsionen mit der Notwendigkeit einer eindeutigen histopathologischen Diagnose, sowie bei bestehenden Beschwerden nach suffizienter Wurzelkanalbehandlung oder einer nicht durchführbaren orthograden Wurzelkanalbehandlung, ebenso wie bei orthograd nicht zu entfernenden Fremdkörpern, kann die Wurzelspitzenresektion jedoch weiterhin eine zahnerhaltende Maßnahme im Gegensatz zur Zahnextraktion darstellen (Abb.2.2.2.) (Natkin et al. 1984; Winstock 1980; Kunkel et al. 2007)



*Abbildung 2.2.2.: (A) Kontrollaufnahme nach endodontischer Behandlung des Zahnes 16 mit randständiger und homogener Wurzelfüllung; (B) Diagnoseaufnahme eines symptomatischen, bereits wurzelkanalbehandelten Zahnes 16 mit apikaler Parodontitis der mesio- und distobukkalen Wurzel; (C) Kontrollaufnahme 16 nach Wurzelspitzenresektion der mesio- und distobukkalen Wurzel mit retrograder Wurzelfüllung (D) Kontrollaufnahme 16 nach einem Jahr mit sichtbarer apikaler Regeneration, Sanierung der mesialen Sekundärkaries mittels Kronenversorgung geplant (Röntgenbilder freundlicherweise zur Verfügung gestellt von Dr. Kadjo, Mainz).*

Damit der Zahnarzt eine Therapieentscheidung treffen kann, sind adäquate diagnostische Maßnahmen erforderlich. Neben der klinischen Untersuchung, spielt die bildgebende Diagnostik eine entscheidende Rolle. Im zahnmedizinischen Alltag findet die zweidimensionale Einzelzahnaufnahme die häufigste Anwendung zur Beurteilung endodontischer Symptome (European Society of Endodontology 2006). Mit der digitalen Volumentomographie steht der Zahnmedizin seit über 20 Jahren jedoch auch ein dreimensionales Bildgebungsverfahren zur Verfügung, das sich immer mehr etabliert (Horner et al. 2014). Zahlreiche bereits zuvor genannte Studien (Priebe et al. 1954; Baumann und Rossman 1956; Linenberg et al. 1964; Bhaskar 1966; Mortensen et al. 1970; Lalonde 1970) erklären, dass eine eindeutige Diagnose

einer apikalen Pathologie lediglich durch eine histopathologische Untersuchung zu gewährleisten ist. Rosenberg et al. (2010) zeigten, dass auch das DVT kein zuverlässiges Diagnostikverfahren in der röntgenologischen Unterscheidung von apikalen Granulomen und radikulären Zysten darstellt. Da es sich sowohl bei dem apikalen Granulom als auch bei der radikuläre Zyste bereits um chronifizierte Pathogenesen handelt, ist ein Therapiebeginn vor ihrer Entstehung wünschenswert. Darum scheint es vor allem wichtig, kombiniert mit dem klinischen Befund krankhafte röntgenologische Abweichungen des apikalen Gewebes möglich frühzeitig zu erkennen. Mit der digitalen intraoralen Einzelzahnaufnahme und der DVT-Aufnahme stehen dem Behandler heutzutage im zahnmedizinischen Praxisalltag zwei mögliche röntgenologische Diagnostikverfahren zu Verfügung.

## 2.3. Röntgenologische Diagnostikverfahren

### 2.3.1. Digitales Röntgen

Im Rahmen digitalen Röntgens wird eine Röntgenaufnahme auf einem photosensitivem Bildempfänger, dem sogenannten Detektor, gewonnen und computergestützt dargestellt und weiterverarbeitet (Schulze 2019). Die dafür notwendige Röntgenstrahlung wird auch beim digitalen Röntgen mit Hilfe einer Röntgenröhre durch Bremsstrahlung erzeugt. Die Röntgenröhre stellt eine Hochvakuum-Röhre dar, die mit einer Glühwendel aus zum Beispiel Wolfram-Draht und einem gegenüberliegenden Wolframblock bestückt ist. Zwischen der mit eigenem Stromkreis versehenen Glühwendel und dem Wolframblock ist ebenso ein Stromkreis aufgebaut mit einer angelegten Röhrenspannung zwischen 60 bis 120 Kilovolt (kV). Bei Anlegen einer Spannung an den Stromkreis der Glühwendel kommt es über den fließenden Heizstrom zum Austritt von Elektronen, die durch die Röhrenspannung in Richtung der Anode beschleunigt werden. Der entstehende Röhrenstromfluss besitzt eine Röhrenstromstärke im Milliampere-Bereich, die eine der möglichen Einstellparameter einer Röntgenröhre darstellt. Beim Auftreffen der Elektronen wird der größte Teil (ca. 99%) der kinetischen Energie in Wärmeenergie und ein geringer Teil in Röntgenstrahlung umgewandelt. In diesem Zusammenhang wird die Röntgenstrahlung auch als Bremsstrahlung bezeichnet. Diese Bremsstrahlung besteht aus einem Bremsspektrum verschiedenster Wellenlängen. Die für die Röntgenexposition entscheidenden Parameter sind die Röhrenspannung, Röhrenstromstärke und Belichtungszeit. Röhrenstromstärke und Belichtungszeit

bedingen die Menge (Quantität) an emittierter Röntgenstrahlung und werden über Multiplikation als Milliampere-Sekundenprodukt zusammengefasst. Die Röhrenspannung bedingt die Energie (Qualität) der emittierten Röntgenstrahlung. Das Bremsspektrum verlässt die Röntgenröhre durch das Strahlenausstrittsfenster und kann bei Auftreffen auf Materie gestreut oder absorbiert werden oder ohne Wechselwirkung die Materie durchdringen. Durch die Verwendung von Filtern wird das Bremsspektrum auf eine geringere Menge an Wellenlängen eingegrenzt, sodass Strahlenabsorption, -exposition und Bildqualität adaptiert an die Fragestellung optimiert werden. Zudem kommen sogenannte Blenden aus meistens Blei zum Einsatz, die Strahlung, welche den Patienten, aber nicht den Detektor trifft, absorbieren und somit das Strahlenbündel auf die notwendige Größe reduzieren. Es wird bei der Anwendung zwischen gepulster und nicht-gepulster Strahlung unterschieden. Nicht-gepulste Strahlung besitzt über längeren Zeitraum eine konstante Dosisleistung. Gepulste Strahlung wird mit einer vorgegebenen Frequenz emittiert, um die Strahlenexposition auf eine bestimmte notwendige Anzahl von Einzelaufnahmen zu reduzieren. Diese Strahlung findet zum Beispiel bei der dentalen digitalen Volumentomographie Anwendung. Der Detektor eines digitalen Röntgensystems registriert die kontinuierliche Verteilung auftreffender Röntgenstrahlung in räumlicher Hinsicht und bezüglich der dort wirkenden Intensität. Es wird von sogenannten „Picture Elements“ (Pixel) gesprochen, die als kleinste Einheiten eines Röntgenbildes die Information über den Ort und der dort herrschenden Intensität der auftreffenden Röntgenstrahlung abbilden (Yaffe und Rowlands 1997). Die Intensität der Röntgenstrahlung und die davon abhängige Signalstärke werden in eine endliche Anzahl von bits übersetzt. Die Anzahl an bits hängt von der Speichertiefe an Grauwerten des Systems ab. Die Speichertiefe ist aufgrund einer binären Codierung, welche nur die zwei Zustände „0“ für „aus“ und „1“ für „ein“ kennt, normalerweise eine Zweierpotenz  $2^n$ , wobei  $n$  die Anzahl an bits repräsentiert, mit der die Signalstärke digitalisiert wird. Bei einer für Intraoral-Röntgenaufnahmen typischen Speichertiefe von 8 bit existieren beispielsweise  $2^8 = 256$  mögliche Graustufen, die 256 möglichen Intensitätszuständen in diesem System entsprechen. Der Detektor wandelt die Intensitäten proportional in Ladungen um, welche durch Messapparaturen gemessen, optimiert und Pixel für Pixel auf dem Monitor dargestellt werden.

### 2.3.2. Detektoren im digitalen Röntgen

Derzeit werden zwei unterschiedliche Detektortechnologien unterschieden. Zum einen finden in der zahnmedizinischen röntgenologischen Diagnostik die Speicherfoliensysteme und zum anderen die Festkörpersensoren Anwendung (Abb.2.3.2.1.).

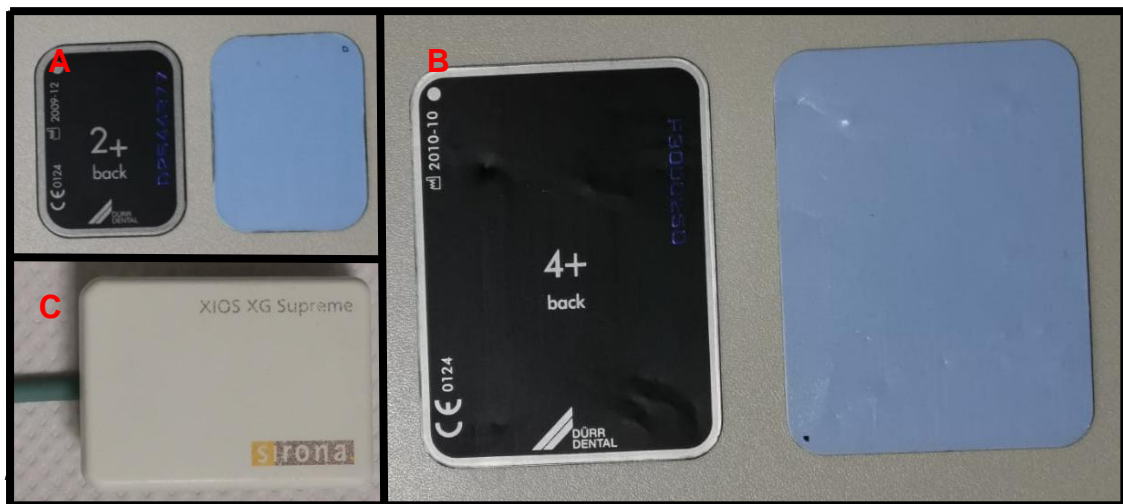


Abbildung 2.3.2.1.: (A) und (B) Speicherfolien unterschiedlicher Formate; (C) CMOS- Festkörpersensor.

Speicherfolien bestehen aus speziellen Halbleitern, welche die Energie einfallender Röntgenquanten für einen gewissen Zeitraum mit Hilfe der Phosphoreszenz speichern können (Seggern et al. 1988). Dabei werden durch Energieabgabe der Röntgenquanten beim Auftreffen auf die Speicherfolienatome Außenelektronen der Atomhülle auf eine höhere Schale angehoben (Takahashi et al. 1984). Durch diesen metastabilen Zustand ist die Energie der Röntgenquanten gespeichert und entspricht bis zu diesem Zeitpunkt noch einem rein analogen System. Um einen Informationsverlust zu vermeiden sollte die Speicherfolie zügig ausgelesen werden (Abb.2.3.2.2.) (Akdeniz und Gröndahl 2006).

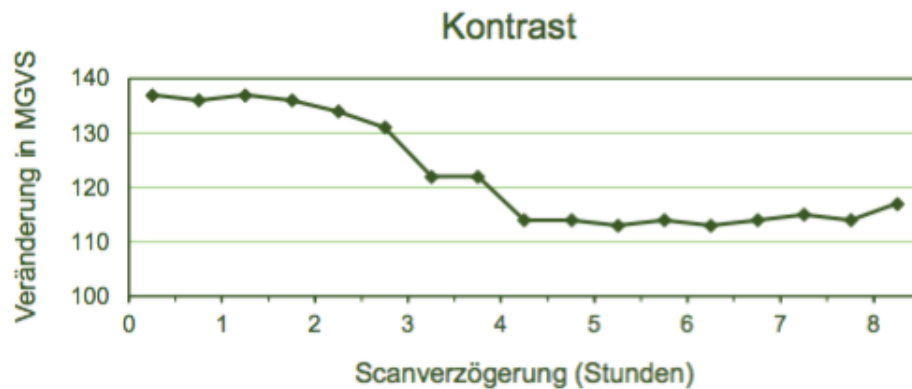


Abbildung 2.3.2.2.: Veränderung der durchschnittlichen Grauwerte eines Röntgenbildes aufgenommen mit Speicherfolie durch verzögerten Scanvorgang (modifiziert aus Akdeniz und Gröndahl 2006).

Dies erfolgt über einen Laserscanner, der das Bild auf der Speicherfolie zeilenweise mit einer bestimmten Ortsfrequenz abtastet und dabei die Elektronen unter Aussenden von Lichtquanten (Lumineszenz) auf ihre ursprüngliche Schale zurückfallen lässt. Die Energie des emittierten Lichts entspricht der Energiedifferenz der beiden Schalen. Die Lichtsignale werden anschließend verstärkt, um von einem lichtempfindlichen digitalen Detektor ortsbezogen registriert und in einer Pixelmatrix als Röntgenbild dargestellt zu werden (Takahashi et al. 1984; Seggern et al. 1988; Schulze 2019). Die Speicherfolie wird zuletzt durch Belichtung mit hellem Licht gelöscht (Akdeniz und Gröndahl 2006). Die klinische Anwendung am Patienten ähnelt der Anwendung des analogen Zahnfilms, da die Speicherfolie sehr dünn und flexibel ist, und wird aus diesem Grund gut von den Patienten akzeptiert. Allerdings kommt es durch die Biegung intraoral zu Verzerrungen im Bild und einem nicht ausbleibenden Verschleiß der Folien selbst, der die Anwendung auf maximal 50 Expositionen limitiert (Bedard et al. 2004).

Festkörpersensoren bestehen aus einer rechtwinkligen Matrix, die wiederum aus kleinsten quadratischen Messinstrumenten aufgebaut ist. Diese werden bereits auf Sensorebene als Pixel bezeichnet. Je größer die Pixelfläche ist, desto mehr Röntgenstrahlung kann eingefangen werden, desto geringer ist jedoch die Ortsauflösung. Je kleiner die Pixelfläche, desto höher die Ortsauflösung, aber desto höher auch die notwendige Strahlung um einen Treffer zu erwirken. Es gilt einen vernünftigen Mittelweg zwischen geforderter Ortsauflösung und der dafür benötigten Dosis zu finden (Lindner 2001; Schulze 2019). Die meisten Festkörpersensoren der



ersten Generation gehörten zur Gruppe der Charge-Coupled-Device (CCD-) Sensoren (Boyle und Smith 1970). Zunächst wird die Röntgenstrahlung in einem sogenannten Szintillator über Lumineszenz in sichtbares Licht umgewandelt (Mupparapu 2006). Lichtempfindliche Photodioden, die in einer regulären Matrix angeordnet sind, fangen das Licht auf und wandeln es in Ladungen, welche in der CCD-Zelle wie in einem Kondensator gespeichert werden. Die gesammelten Ladungen werden über eine speziell getaktete Steuerspannung jeweils zur nächsten Zelle verschoben (Abb.2.3.2.3.) (Boyle und Smith 1970), bis ein Ladungsverstärker erreicht wird, welcher ein proportionales, elektrisches Signal erzeugt, das über ein Kabel an einen Analog- Digital-Wandler weitergeleitet und digitalisiert wird (Schulze 2019).

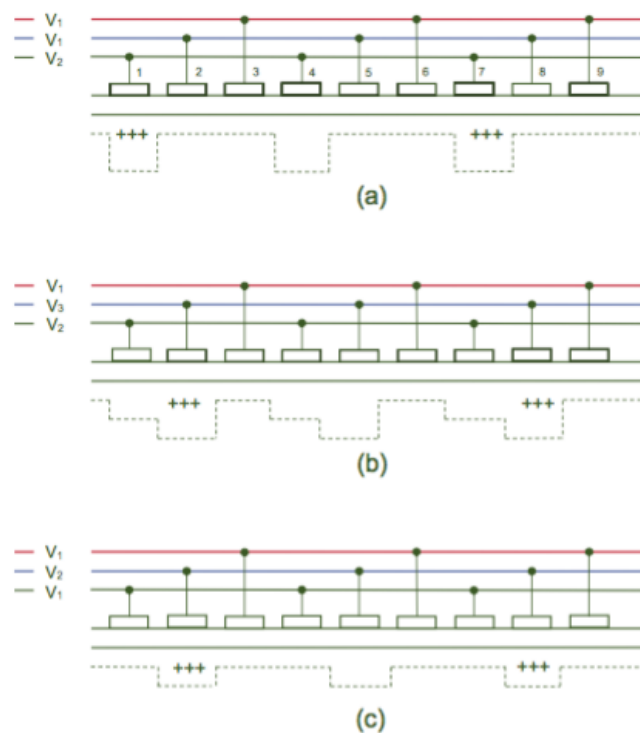


Abbildung 2.3.2.3.: Aufbau eines dreiphasigen CCD-Sensors; Veränderung der Spannung an drei benachbarten Elektroden führt zum seitlichen Versetzen der Ladungen (modifiziert aus Boyle und Smith 1970).

Durch die Bauweise mit einem Szintillator handelt es sich um eine indirekte Detektion von Röntgenstrahlung. Auch bei den Complimentary Metal-Oxide-Semiconductor (CMOS)- Sensoren (Ando et al. 1985) ist eine Kombination mit einem Szintillator zur Detektion von Röntgenstrahlung notwendig (Lindner 2001). Allerdings ist bei Active-Pixel-Sensoren (CMOS-APS) die Signalverarbeitung bereits auf Sensorebene

möglich, da jedes Pixel eines CMOS-Sensors einen eigenen Verstärker und Ladungs-Spannungswandler besitzt und daher direkt ausgelesen werden kann (Abb.2.3.2.4.) (Fossum 1997).

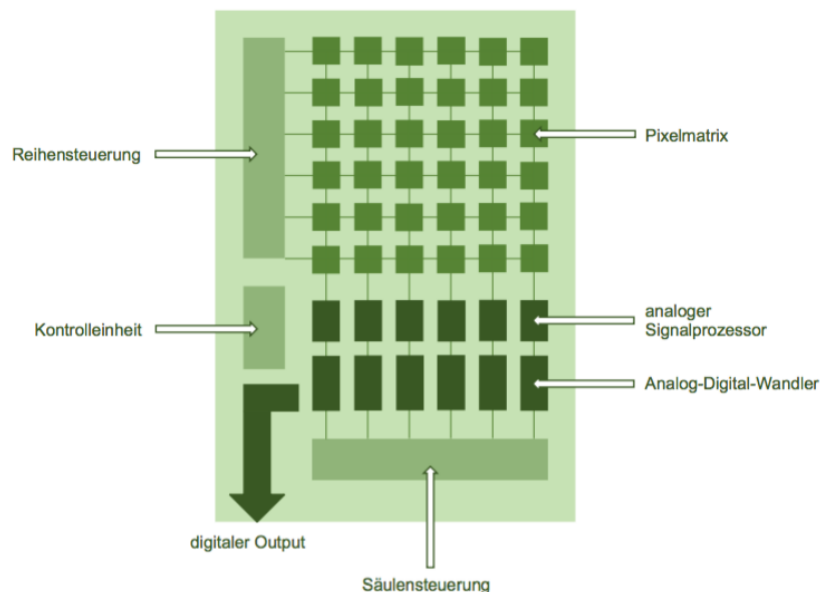


Abbildung 2.3.2.4.: Schema eines CMOS-Active-Pixel-Sensors mit Verarbeitung, Verstärkung und Digitalisierung auf Pixelebene (modifiziert aus Fossum 1997).

Noch auf Detektorebene kommen häufig Analog-Digital-Wandler zum Einsatz (Fossum 1997), welche eine schnellere Signalverarbeitung, schnellere Umwandlung in ein digitales Signal und damit weniger Datenverluste möglich machen (Schulze 2019). Bei Flat-Panel-(FP-) Detektoren handelt es sich um großflächige Sensoren, die in ihrer Bauweise den CMOS-Sensoren ähneln und in der digitalen Volumentomographie Anwendung finden (Schulze 2019). Als Direkt-Konversions-Detektoren werden solche bezeichnet, die ohne Szintillator Röntgenstrahlung direkt in elektrische Signale umwandeln. Die aktive Schicht wurde in diesem Zusammenhang verdickt, damit eine ausreichende Menge an Ladungen durch die Röntgenstrahlung direkt erzeugt werden kann. Durch die geringere Anzahl an verlustbehafteten Umwandlungsprozessen besitzen diese Detektoren eine höhere Quanteneffizienz, das heißt die Wahrscheinlichkeit, dass ein Röntgenquant mit dem Detektormaterial interagiert, ist höher (Hoheisel und Bätz 2000). Festkörpersensoren sind robuster als Speicherfolien und die Signalübertragung erfolgt schneller. Als Nachteil ist unter anderem die erschwerte intraorale Handhabung durch die Starrheit

dieser Detektoren zu nennen, welche aber durch gezielte Technik verbessert werden kann (Schulze 2019). Der Vollständigkeit halber sollen zuletzt sogenannte photonenzählende Röntgendetektoren (Fischer et al. 1998) erwähnt werden. Schulze (2019) erklärt, dass in diesem System die ionisierenden Röntgenstrahlen im Halbleiter freie Ladungen erzeugen, welche auf der Seite des Sensors durch ein elektromagnetisches Feld getrennt werden und zu den entsprechenden Elektroden wandern. Je nach gewähltem Schwellenwert werden entstehende Pulse als Treffer gezählt oder von der Schaltung unterdrückt. Dies passiert alles auf Pixelebene und bedeutet, dass jedes Pixel Informationen über Energie und Anzahl der einfallenden Röntgenquanten liefert. Schulze (2019) ist der Meinung, dass diese Technologie bisher nur prototypische Anwendung findet, da die Herstellung noch sehr aufwändig ist.

### 2.3.3. Qualitätsmerkmale eines Röntgenbildes

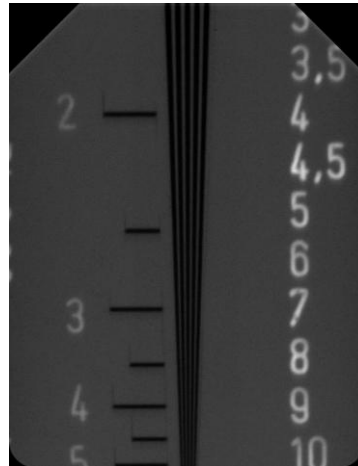
Die folgenden vier Parameter ermöglichen die Beurteilung der Qualität eines Röntgenbildes:

A) Der Kontrast beschreibt den Unterschied an Graustufen, die in einem Röntgenbild enthalten sind (Schulze 2019). Zahnärztliche Röntgensysteme besitzen eine Speichertiefe von 10 oder 12 bits, welche 1024 oder 4096 verschiedenen Graustufen entsprechen. Dreidimensionale Darstellungen (CT und DVT) besitzen 12 oder 16 bits. Das menschliche Auge ist zwar nur in der Lage, 50 Graustufen voneinander zu unterscheiden (Kersten 1987; Petrov 2005), wenn jedoch mehr Graustufen verfügbar sind, so können diese derart verschoben werden, dass die repräsentierten anatomischen Strukturen besonders gut für das menschliche Auge erkennbar werden.

B) Die Abbildungsschärfe beschreibt die Eigenschaft eines Systems, eine Objektform ohne Verwischung als solche abzubilden (Schulze 2019). Technisch ist das nicht möglich, da Unschärfe unter anderem von der Fokusgröße, der Projektionsgeometrie, möglicher Bewegung zwischen Objekt und Detektor und der Pixelgröße abhängt und damit nicht vollständig auszuschalten ist. Die Abbildungsschärfe wird von der Ortsauflösung determiniert.

C) Die Ortsauflösung wiederum wird von dem Pixel als kleinste abbildende Einheit limitiert und in Linienpaaren pro Millimeter angegeben. Über einen Prüfkörper wird

ermittelt, wie viele Linienpaare pro Millimeter in dem entsprechenden System gerade noch voneinander zu unterscheiden sind (Abb.2.3.3.1.) (Schulze 2019).



*Abbildung 2.3.3.1.: Linienprüfkörper – die konvergierenden Linien zeigen dem Befunder bis zu welchem Punkt das Röntgensystem in der Lage ist, die Linien noch einzeln darzustellen (mit freundlicher Genehmigung des Autors aus Schulze 2019).*

D) Der Rauschanteil ist der letzte Güteparameter eines Bildes. Beim Rauschen handelt es sich um zufällige Signalinformation in einem digitalen Bild, welche ursprünglich nicht durch das dargestellte Objekt repräsentiert wird. Rauschen kann verschiedenste Ursachen besitzen (Fessler 2009). Jedes digitale Sensorsystem besitzt ein sogenanntes Grundrauschen, das heißt es wird ein Signal angezeigt, ohne zugrunde liegende Röntgenexposition. Zudem können Röntgenstrahlen gestreut werden oder Pixel fehlerhaft sein. Je höher die Dosis ist, desto niedriger ist der Rauschanteil in einem Röntgenbild (Schulze 2019).

#### 2.3.4. Zweidimensionale zahnärztliche Röntgenaufnahmen

Unter intraoralen Tubusaufnahmen werden die intraoralen Zahnaufnahmen wie zum Beispiel die Einzelzahnaufnahme, die Bissflügelaufnahme und die Aufbissaufnahme zusammengefasst. Dabei befindet sich der Detektor innerhalb und die Röntgenröhre außerhalb der Mundhöhle. Dadurch entsteht eine schwierige, kaum zu standardisierende Projektionsgeometrie. Die optimale Positionierung des Bildrezeptors in Bezug auf das zu röntgende Objekt in der Mundhöhle wird durch ihre Anatomie eingeschränkt. Zwischen Zahnachse und Detektor entstehen besonders im Oberkiefer Winkel von circa 40 Grad, welche bei der meist angewandten

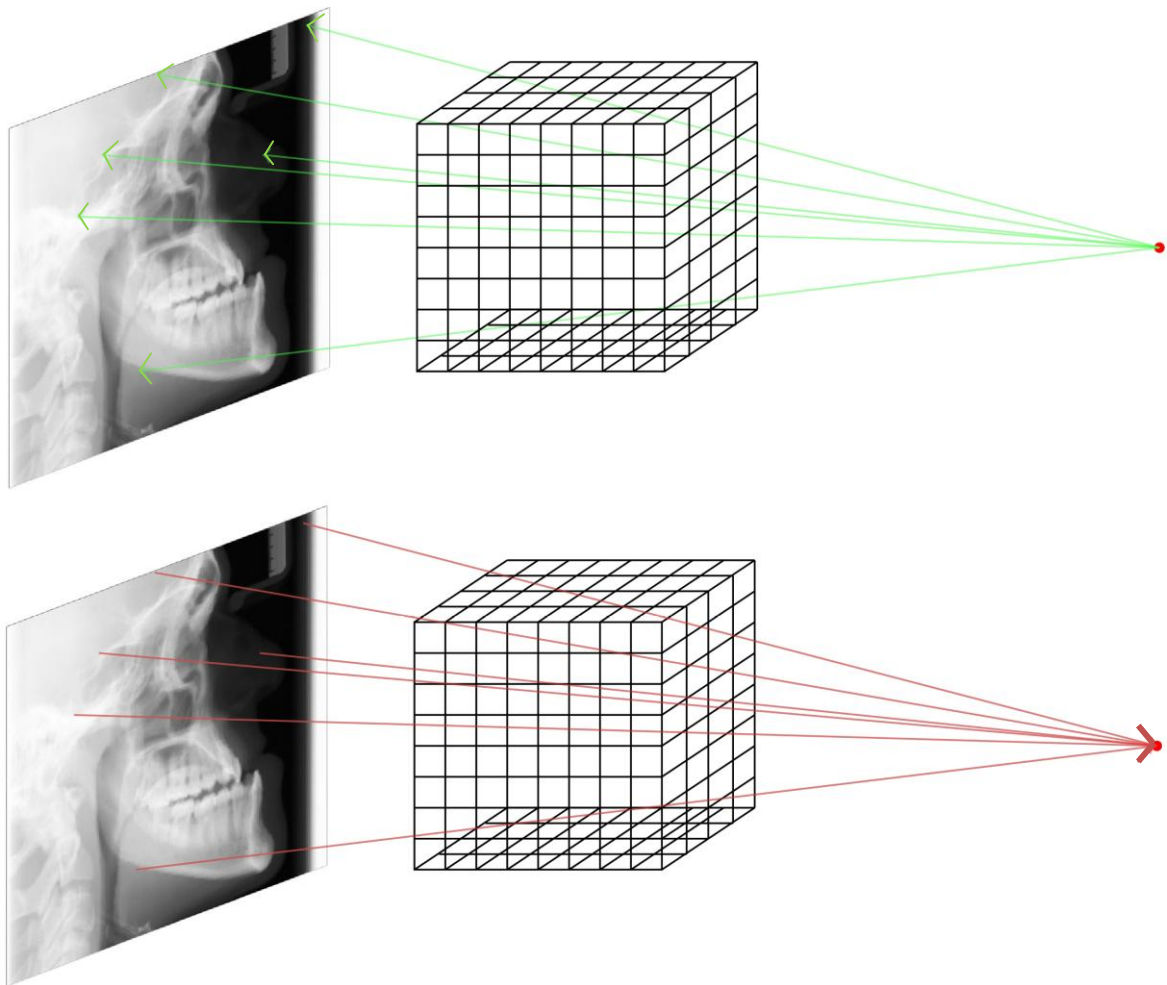
Rechtwinkeltechnik zu einer Verzerrung (Roeder et al. 2011) vor allem im Bereich der Wurzelspitze führen. Jedoch stellen intraorale Zahnaufnahmen aufgrund ihrer hohen Ortsauflösung von mehr als 10 Lp/mm sehr kleine Details noch gut dar (Schulze 2019). Bissflügel aufnehmen eignen sich durch die weitestgehend durchgeführte Paralleltechnik besonders gut zur approximalen und koronalen Kariesdiagnostik. Intraorale Einzelzahnaufnahmen stellen Detailaufnahmen dar, die vor allem bei endodontischen Fragestellungen zum Einsatz kommen.

Bei der Panoramaschichtaufnahme (Paatero 1954) handelt es sich um eine Aufnahme, die dem Befunder eine gute Übersicht über den dentomaxillofazialen Komplex bietet und damit eine Routineuntersuchung darstellt. Es handelt sich dabei um eine lineare Verwischungstomographie mit dem Prinzip der Bewegung der Röntgenquelle und des Bildempfängers relativ zum zu röntgenden Objekt während der Exposition. Strukturen, die sich während der Bewegung in einer Zone relativer Ruhe befinden, werden scharf abgebildet, wohingegen Strukturen außerhalb dieser Zone unscharf und verwischt dargestellt werden. Mit der Panoramaschichtaufnahme soll der durchschnittliche Zahnbogenverlauf eines Patienten scharf dargestellt werden. Ein durch eine vertikal schlitzförmige Primärblende fächerförmig eingebündeltes Strahlenbündel umfährt den Patient, gekoppelt an einen gegenüberliegenden Bildrezeptor, im Sinne einer Rotation mit ständiger Translation um 250 bis 270 Grad. Die entstehende nicht-kreisförmige Umlaufbahn ist durch ein permanent verschobenes, effektives Rotationszentrum gekennzeichnet, welche eine ungefähr parabelförmige Schicht scharfer Darstellung mit circa zwei bis drei Zentimeter Breite im Seitenzahnbereich und circa ein Zentimeter Breite im Frontzahnbereich erzeugt. Je weiter eine anatomische Struktur von dieser Schicht scharfer Darstellung entfernt liegt, desto unschärfer wird sie abgebildet und somit für den Betrachter „unsichtbar“. Diese Aufnahme bietet dem Befunder einen guten Überblick, jedoch liegt die Ortsauflösung von circa 2,5 Lp/mm deutlich unterhalb derjenigen von intraoralen Tubusaufnahmen (Schulze 2019). Deshalb sind, insbesondere bei endodontischen und apikalen Fragestellungen bezogen auf einzelne Zähne, die intraoralen Einzelzahnaufnahmen das geeignetere Diagnostikverfahren.

### 2.3.5. Die dentale Volumentomographie

Die dentale Volumentomographie (Robb et al. 1982; Mozzo et al. 1998; Arai et al. 1999) ist eine Röntgentechnik bei der um das zu röntgende Objekt herum sehr viele einzelne Röntgenbilder angefertigt werden und anhand derer ein berechnetes Bild angezeigt wird (Schulze 2019). Dabei kommt je nach Gerätetyp entweder ein konusförmiges Strahlenbündel, welches auf einen runden Bildrezeptor trifft, oder ein pyramidenförmiges Strahlenbündel, welches auf einen zweidimensionalen Detektor trifft, zum Einsatz. Überwiegend werden heute Flatpanel-Detektoren mit viereckigem Querschnitt verwendet (Jaffray und Siewerdsen 2000). Zudem unterscheiden sich die Geräte in der Patientenposition (liegend, stehend, sitzend) und in der Größe des abgebildeten Volumens (Field of View, FOV) (Schulze et al. 2013). In einer kreisförmigen Umlaufbahn umfährt das Strahlenbündel mit dem gegenüberliegenden starr fixierten Detektor den Patientenkopf. Der Patient wird für den 8 bis 20 Sekunden andauernden Röntgenvorgang (Farman und Scarfe 2009) meist mit einer Kinnstütze und gegebenenfalls zusätzlichen Fixierungshilfen in Position gehalten. Für einen DVT-Datensatz werden Hundert bis Tausend einzelne zweidimensionale Röntgenaufnahmen angefertigt (Schulze 2019). Für jede dieser Einzelaufnahmen muss die exakte geometrische Position bekannt sein (Schulze et al. 2011). Durch eine sogenannte Rückprojektion wird von der Software ein Volumendatensatz erzeugt, welcher anschließend auch in den typischen Körperhauptebenen (axial, sagittal und koronal) dargestellt werden kann (Pauwels et al. 2015). Der Volumendatensatz besteht gemäß der Pixel (Picture Elements) eines zweidimensionalen Röntgenbildes aus sogenannten Voxel (Volume Elements). Das Voxel ist die regulär geformte, meist würfelförmige, kleinste Einheit eines Volumendatensatzes (Farman und Scarfe 2009). Jedes Voxel besitzt einen spezifischen Grauwert, welcher im bestmöglichen Fall der Röntgenabsorption des Objekts (Patient) in genau diesem Bereich des Volumens entspricht (Pauwels et al. 2015). Dieser Grauwert sollte damit die Dichte der Struktur an diesem Ort relativ zur Umgebungsdichte korrekt wiedergeben. Der Verlauf eines Röntgenprojektionsprozesses stellt mathematisch gesehen eine Summation aller auf dem Weg eines Röntgenstrahls absorbierenden Strukturen auf einen Bildpunkt dar (Schulze 2019). Durch Umkehrung dieses Prozesses werden die gemessenen Grauwerte eines Pixels wieder zurück auf die getroffenen Strukturen zurück verteilt. Da mit einer einzelnen Aufnahme jedoch ein dreidimensionales Gebilde auf einem

zweidimensionalen Bildrezeptor abgebildet wird (Farman und Scarfe 2009), kommt es dabei zum Verlust der Dimension entlang der Strahlengangsrichtung und es ist nicht mehr festzustellen, welche getroffene Struktur zwischen Fokus und Detektor wie viel Strahlung absorbiert hat. Im Rahmen der DVT werden jedoch viele Einzelaufnahmen angefertigt, deren geometrische Anordnung exakt bekannt ist (Schulze et al. 2011). Der Computer nimmt an Stelle des Patienten ein dreidimensionales Voxelgitter an. Jedes Voxel wird im Laufe der DVT mehrmals von Strahlen aus verschiedenen Einzelaufnahmen bekannter Projektionsgeometrie getroffen. Jedes vom Computer dargestellte Bildpixel besitzt einen bestimmten Grauwert. Für die Rückprojektion wird dieser Grauwert durch die Anzahl an Voxel, die von dem Röntgenstrahl zur Erzeugung dieses Bildpixels getroffen wurden, geteilt und der berechnete Wert den getroffenen Voxel zugeordnet (Schulze et al. 2011). Dies wird für alle Einzelprojektionen wiederholt, sodass ein Mittelwert des Grauwertes eines Voxels für alle Projektionen eingetragen werden kann. Es wird somit ein mit passenden Grauwerten gefülltes Voxelgitter berechnet (Abb.2.3.5.1.) (Schulze 2019).



*Abbildung 2.3.5.1.: Einzelne 2D- Projektionsaufnahmen, wobei der Computer an Stelle des Patienten von einem dreidimensionalen Voxelgitter ausgeht (oben); bei der Rückprojektion werden die Grauwerte mathematisch auf die getroffenen Voxel verteilt (unten), sodass aus den vielen Einzelprojektionen ein mit passenden Grauwerten gefülltes Voxelgitter entsteht. (mit freundlicher Genehmigung des Autors aus Schulze 2019).*

Da es sich um einen berechneten Datensatz handelt, ist es bis heute technisch nicht möglich, die Wirklichkeit in einem solchen Datensatz fehlerlos darzustellen, weshalb der Datensatz eher als eine „gute Schätzung“ betrachtet werden sollte (Schulze 2019). In einer DVT-Aufnahme werden im Gegensatz zur Computertomographieaufnahme nur relative Dichtewerte angegeben. Die Ortsauflösung beträgt zwischen 1 bis 2,5 Lp/mm und liegt damit ebenso wie bei der Panoramaschichtaufnahme deutlich unter derjenigen von digitalen Intraoralröntgenaufnahmen (Horner et al. 2013). Im Vergleich zur Computertomographie besitzt die dentale Volumentomographie ein schlechteres Signal-Rausch-Verhältnis (SNR = Signal-to-Noise-Ratio). Das Verhältnis besteht aus dem Intensitätsunterschied des Signals zu dem Rauschanteil, sodass ein hohes Signal-Rausch-Verhältnis viel Signal im Vergleich zum Rauschlevel bedeutet



(Schulze 2019). Das schlechtere Signal-Rausch-Verhältnis bei der DVT entsteht zum einen durch die bewusst niedriger gewählte Dosis (1/10 der CT-Dosis) und zum anderen ist ein Flatpanel-Detektor im Vergleich zu einem einzeiligen Detektor des CTs deutlich anfälliger für Streustrahlung. Zudem kann es bei DVT-Aufnahmen zur Darstellung von Artefakten (Schulze et al. 2011) kommen, die die Befundung der Aufnahme durch Vortäuschung potentieller pathologischer Befunde erschweren können (Schulze et al. 2013). Artefakte sind im Bild dargestellte Strukturen, die nicht der anatomischen Realität des Patienten entsprechen. Sie entstehen durch fehlende Übereinstimmung zwischen der physikalischen Messung, also den Einzelaufnahmen einer DVT-Aufnahme und der mathematischen 3D-Rekonstruktion. Unterschieden werden dabei unter anderem sogenannte Auslöschungs- und Aufhärungsartefakte (Schulze et al. 2010; Schulze et al. 2011; Zhang et al. 2007) im Bereich metallischer Versorgungen von Verwackelungsartefakten (Holberg et al. 2005) durch Geometriefehler aufgrund von möglicher Bewegung des Patienten während der langen Umlaufzeit (Ens et al. 2010; Suomalainen 2010). Außerdem kann es zu Aliasing- Artefakten (Moire-Muster) kommen, die sich als wiederholende Linienmuster darstellen (Mueller 1998; Mueller et al. 1999; Schulze et al. 2011). Schulze et al. (2013) verweisen in Bezug auf die Indikationen der DVT auf die aktuelle S2k- Leitlinie „Dentale digitale Volumentomographie“. Die DVT eignet sich als dreidimensionales Bildgebungsverfahren unter Umständen besser zur Diagnostik, wenn die räumliche Orientierung wesentlich, eine hohe Ortsauflösung hingegen nicht notwendig ist und die Fragestellung die deutlich höhere Dosis rechtfertigt. Potentielle Indikationen können sich damit in allen Fachbereichen der Zahnmedizin ergeben.

#### 2.3.6. Dosis und Strahlenschutz

Jede röntgenologische Diagnostik ist für den Patienten mit einer gewissen Strahlenbelastung verbunden. Die Strahlendosis beschreibt, wie viel ionisierende Strahlung in Materie, das heißt bei einem Menschen in biologischem Gewebe, absorbiert wird. Der für den Strahlenschutz gebräuchlichste Dosisbegriff ist die effektive Dosis. Die effektive Dosis ist die Summe der gewichteten Organdosen und besitzt die Einheit Sievert (Sv). Die organspezifischen Gewichtungsfaktoren wurden von der International Commission on Radiological Protection (ICRP) festgelegt und ergeben in ihrer Summe den Wert 1 (Tab.2.3.6.1.). Am stärksten gewichtet sind dabei Organe mit einer hohen Zellteilungsrate wie zum Beispiel Knochenmark, Magen- und Darmgewebe und die Keimdrüsen (ICRP 2007).

| Gewebe   | Gewichtungsfaktor |
|--|-------------------|
| Knochenmark (rot), Kolon, Lunge, Magen, Brust, restliche Gewebe <sup>a</sup> | 0,12              |
| Keimdrüsen   | 0,08              |
| Blase, Oesophagus, Leber, Schilddrüse  | 0,04              |
| Knochenoberfläche, Gehirn, Speicheldrüsen , Haut                             | 0,01              |

*Tabelle 2.3.6.1.: Gewichtungsfaktoren nach ICRP (restliche Gewebe <sup>a</sup>: Nebennierenrinde, obere Atemwege, Gallenblase, Herz, Nieren, Lymphknoten, Muskelgewebe, Mundschleimhaut, Bauchspeicheldrüse, Prostata, Dünndarm, Milz, Thymus, Gebärmutter/Gebärmutterhals), (ICRP 2007).*

Laut dem Bundesamt für Strahlenschutz beträgt die effektive Jahresdosis einer Person über die Bevölkerung Deutschlands gemittelt 2,1 Millisievert durch natürliche Strahlenexposition. Die zivilisatorische Strahlenexposition beläuft sich auf ca. 1,7 Millisievert und wird zum Großteil von der Anwendung radioaktiver Stoffe oder ionisierender Strahlung in der Medizin verursacht (Bundesamt für Strahlenschutz 2018 und Bundesamt für Umwelt, Naturschutz und Reaktorsicherheit 2018). Wie der zuletzt veröffentlichte Jahresbericht des Bundesamtes für Strahlenschutz zeigt, ist die effektive Dosis pro Kopf und pro Jahr infolge von Röntgenanwendungen von 1,4 Millisievert 2007 auf 1,6 Millisievert 2014 angestiegen. Dabei hat die Anzahl der meisten Röntgenuntersuchungen zwar abgenommen, jedoch die Anzahl an Untersuchungen im Bereich der Zähne und des Kiefers leicht und die CT-Untersuchungen besonders stark zugenommen (Bundesamt für Strahlenschutz 2018). Schulze (2019) gibt als mittlere effektive Dosis zahnärztlicher Röntgenuntersuchungen folgende Werte an:

1. Intraorale Zahnaufnahme (IOA)                    4,5 mSv
2. Panoramaschichtaufnahme (PSA)                9,9 mSv
3. digitale Volumentomographie (DVT)            106,2 mSv
4. Computertomographie (CT)                        795,7 mSv

Durch die verhältnismäßig geringen Dosiswerte von digitalen Intraoralaufnahmen und Panoramaschichtaufnahmen wird auch verständlich, warum die Zahnmedizin mit rund 40% Anteil an der Gesamtheit aller röntgenologischen Untersuchungen trotz allem mit nur 0,4% an der kollektiven effektiven Dosis beteiligt ist. Die Computertomographieuntersuchungen hingegen schlagen trotz lediglich 8% Gesamthäufigkeit mit 64% Anteil an der kollektiven effektiven Dosis zu Buche und sind damit hauptverantwortlich für die Zunahme der effektiven Dosis durch medizinische Untersuchungen (Bundesamt für Strahlenschutz 2018). Es ist jedoch auch im Bereich zahnmedizinischer Röntgenuntersuchungen ein weiterer Dosisanstieg durch die sich immer weiter verbreitende dreidimensionale digitale Volumentomographie zu erwarten. Es wird von Seiten der Hersteller zwar immer häufiger ein sogenannter „lowdose-Modus“ proklamiert, aber in einer Studie von Ludlow und Walker (2013) zeigte sich, dass bei der am niedrigsten gemessenen Dosis von 18  $\mu\text{Sv}$  die in der Deutschen Industrienorm DIN 6868-161 (2013) geforderte Mindest-Ortsauflösung von 1 Lp/mm bei 10% Kontrast nicht mehr erfüllt wurde. Im reduzierten Dosis-Modus wurden bereits 70  $\mu\text{Sv}$  und im Standard-Modus 120  $\mu\text{Sv}$  gemessen. Somit weist eine qualitativ ausreichende DVT Untersuchung derzeit eine circa 15- bis 20-fach erhöhte effektive Dosis im Gegensatz zu einer Untersuchung mittels intraoraler Zahnaufnahme auf. Besonders Kinder und Schwangere stellen eine empfindliche Gruppe in Bezug auf röntgenologische Untersuchungsmethoden dar. Kinder weisen ein fünffach erhöhtes Risiko in Bezug auf die Entwicklung eines stochastischen Strahlenschadens auf. Das heißt, dass es durch die Anwendung ionisierender Strahlung wahrscheinlicher zu Gendefekten oder der Entstehung von Tumorerkrankungen kommt (European Commission 2004). Ursache dafür ist zum einen die höhere Zellteilungsrate, die höhere Anzahl an Stammzellen und die längere Restlebenszeit, in der sich mögliche Schäden entwickeln können. Bei Schwangeren kann trotz der in der Zahnheilkunde verwendeten, verhältnismäßig geringen Dosen eine Schädigung des Embryos nicht grundsätzlich ausgeschlossen werden. Deshalb ist die Feststellung einer möglichen Schwangerschaft vor einer Röntgenuntersuchung notwendig (ICRP 2000) und in Deutschland rechtliche Voraussetzung (Bundesregierung BRD 2003). Generell besteht jedoch keine Dosisbegrenzung und es gilt wie bei jeder Anwendung ionisierender Strahlung im medizinischen Bereich das Prinzip der Rechtfertigung, welches von der ICRP (1991) durch die kontinuierliche Zunahme von Röntgenaufnahmen eingeführt wurde. In diesem Zusammenhang soll auch das von

der amerikanischen Atomic Energy Commission (AEC) etablierte ALARA- Prinzip aufgeführt werden. ALARA steht für „as low as reasonably achievable“ und beschreibt, dass so wenig ionisierende Strahlung angewendet werden soll, wie es zur Klärung der Fragestellung bedarf. Dieses Prinzip wurde 2014 in ALADA („as low as diagnostically acceptable“) umgewandelt und betont, dass die angewandte Dosis so niedrig einzustellen ist, dass sie für die Fragestellung diagnostisch ausreichend ist (Bushberg 2014). Rechtliche Berücksichtigung fand dieses Prinzip in Deutschland mit dem Ende 2018 Inkraft getretenem Strahlenschutzgesetz (StrlSchG) (Bundesregierung BRD 2017) gemeinsam mit der zugehörigen neuen Strahlenschutzverordnung (StrlSchV) (Bundesregierung BRD 2018). In § 83 StrlSchG wurde die Rechtfertigende Indikation wie folgt definiert: „Die Anwendung darf erst durchgeführt werden, nachdem ein Arzt oder Zahnarzt mit der erforderlichen Fachkunde im Strahlenschutz entschieden hat, dass und auf welche Weise die Anwendung durchzuführen ist (rechtfertigende Indikation)“. Mit Anwendung ist in diesem Zusammenhang die röntgenologische Untersuchung gemeint. Des Weiteren wird erklärt: „Die Anwendung muss einen hinreichenden Nutzen erbringen. Bei der Bewertung, ob die Anwendung einen hinreichenden Nutzen erbringt, ist ihr Gesamtpotential an diagnostischem oder therapeutischem Nutzen, einschließlich des unmittelbaren gesundheitlichen Nutzens für den Einzelnen und des Nutzens für die Gesellschaft, gegen die von der Exposition möglicherweise verursachte Schädigung des Einzelnen abzuwägen“. (Bundesregierung BRD 2017) Damit stellt die korrekte rechtfertigende Indikation die wichtigste Maßnahme zum Strahlenschutz dar, da jede nicht durchgeführte Röntgenaufnahme eine hundertprozentige Dosisersparnis für den Patienten bedeutet (Schulze 2019).

### 2.3.7. Indikationen und Kontraindikationen dreidimensionaler diagnostischer Verfahren

Im Rahmen der zweidimensionalen Röntgendiagnostik fehlt dem Befunder naturgemäß die Information über die Tiefenausdehnung eines möglicherweise pathologischen Befundes. Um dieser Limitation zu begegnen, stehen verschiedene dreidimensionale Verfahren zur Verfügung. Bei der tuned aperture computed tomography (TACT) handelt es sich um ein dreidimensionales Tomosyntheseverfahren (Webber und Messura 1999), welches durch weniger anatomische Überlagerung, relativ geringer Dosis und nicht auftretender Artefakte im Bereich metallischer Versorgungen überzeugen kann (Webber et al. 1996; Tyndall et

al. 1997). Allerdings lieferte sie beispielsweise bei der Suche nach einem zweiten mesiobukkalen Kanal des ersten oberen Molaren keine genaueren Ergebnisse, als das konventionelle Röntgen mit parallaktischer Verschiebung (Barton et al. 2003). Angesichts dessen ist der diagnostische Mehrwert der TACT für praktische endodontische Fragestellungen derzeit noch fragwürdig (Nair und Nair 2007). Die Magnetresonanztomographie (MRT) (Lauterbur 1973) ist ein Verfahren, das vor allem der Beurteilung von Weichgeweben dient (Sands und Levitin 2004; Goto et al. 2007). Es bedeutet für den Patienten eine dosisfreie Untersuchung. Da es im Vergleich zu einfachen Röntgenbildern jedoch wenig Auflösung besitzt und keine suffiziente Unterscheidung von Hartgeweben wie Schmelz, Dentin und Knochen zu metallischen Versorgung zulässt, sind seine Anwendungsbereiche in endodontischen Fragestellungen begrenzt (Patel et al. 2009b). Die Computertomographie (CT) (Hounsfield 1973) stellt das dritte alternative dreidimensionale Diagnostikverfahren dar. Störende anatomische Überlagerungen spielen bei diesem Verfahren ebenfalls keine Rolle, allerdings wird der Patient durch die außerdem kostenintensive Untersuchung einer hohen effektiven Dosis ausgesetzt (Ngan et al. 2003). Angesichts der in den Zahnarztpraxen nicht verfügbaren Computertomographen, findet dieses Verfahren in der praktischen Zahnheilkunde wenig Anwendung (Schulze 2019). Die DVT überzeugt durch eine deutlich geringere Dosis als die CT (Mozzo et al. 1998; Arai et al. 1999) und einer besseren Bildqualität bezüglich der Beurteilung dentaler Hartgewebe (Hashimoto et al. 2003; Hashimoto et al. 2006; Hashimoto et al. 2007). Metallische Strukturen führen jedoch wie bei der CT zu Artefakten (Schulze 2019). Aufgrund der einfachen klinischen Anwendung, des geringen Platzbedarfs und der möglichen Kombinierbarkeit mit Panoramaschichtgeräten, ist die Verwendung der DVT für die zahnmedizinische Praxis besonders attraktiv (Scarfe et al. 2006). Aus diesen Gründen kommt die DVT auch im Zusammenhang mit endodontischen Problemen vermehrt zum Einsatz (Cohenca et al. 2007; Patel und Dawood 2007).

### 3. Material und Methoden

#### 3.1. Verwendete Objekte und Bildanfertigung

Grundlage dieser Studie war ein von zahnärztlichen Kollegen einer mexikanischen Universität zur Verfügung gestellter radiologischer Datensatz. Dieser Datensatz basiert auf sechs menschlichen, von Weichgewebe befreiten Unterkieferpräparaten. Die einzelnen Röntgenbilder zeigen zugeschnittene Kieferblöcke, die jeweils zwei Zähne tragen. Bei den dargestellten Zähnen handelt es sich entweder um zwei Prämolaren, einen Prämolaren und einen Molaren oder zwei Molaren. In der Studie wurden Röntgenbilder von acht Kieferblöcken, die von fünf verschiedenen Kiefern stammen, verwendet. Die dreidimensionalen (3D) Bilder wurden mit dem digitalen Volumentomograph (DVT) 3D Accuitomo (J. Morita Mfg. Corp., Kyoto, Japan) mit den Parametern 80kV, 4mA, field of view (FOV) 60 x 60 mm und einer Voxelgröße von 125 µm angefertigt (Abb.3.1.1.). Die zweidimensionalen (2D) digitalen Intraoralaufnahmen wurden mit dem Kleinröntgengerät Siemens Heliodent MD (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Germany) mit den Parametern 60kV, 7mA und 80ms angefertigt (Abb.3.1.2.). Neben dem radiologischen Datensatz wurde eine Fotodokumentation zur Verfügung gestellt, die zeigt, wie die artifiziellen apikalen Defekte erzeugt und die Röntgenbilder angefertigt wurden. Diese Bilder zeigen, dass die Präparate mit Hilfe von Aufnahmeunterlagen und Stabilisierungshilfen in eine den Patienten simulierende Position gebracht wurden. Der Aufnahmeunterlagen des DVT-Gerätes ermöglichte dabei die Positionierung im Mittelpunkt der durch den C-Arm ausgeführten Kreisbewegung (Abb.3.1.1.).



Abbildung 3.1.1.: (A) verwendeter digitaler Volumentomograph; (B) verwendete DVT-Aufnahmeparameter; (C) Positionierung der Präparate im DVT.

Bei den 2D Aufnahmen ermöglichte der Aufnahmetisch, dass bei jeder Aufnahme der gleiche Tubus-Präparate-Abstand eingehalten werden konnte und die Aufnahmen in Rechtwinkeltechnik erfolgen konnten (Abb.3.1.2.).

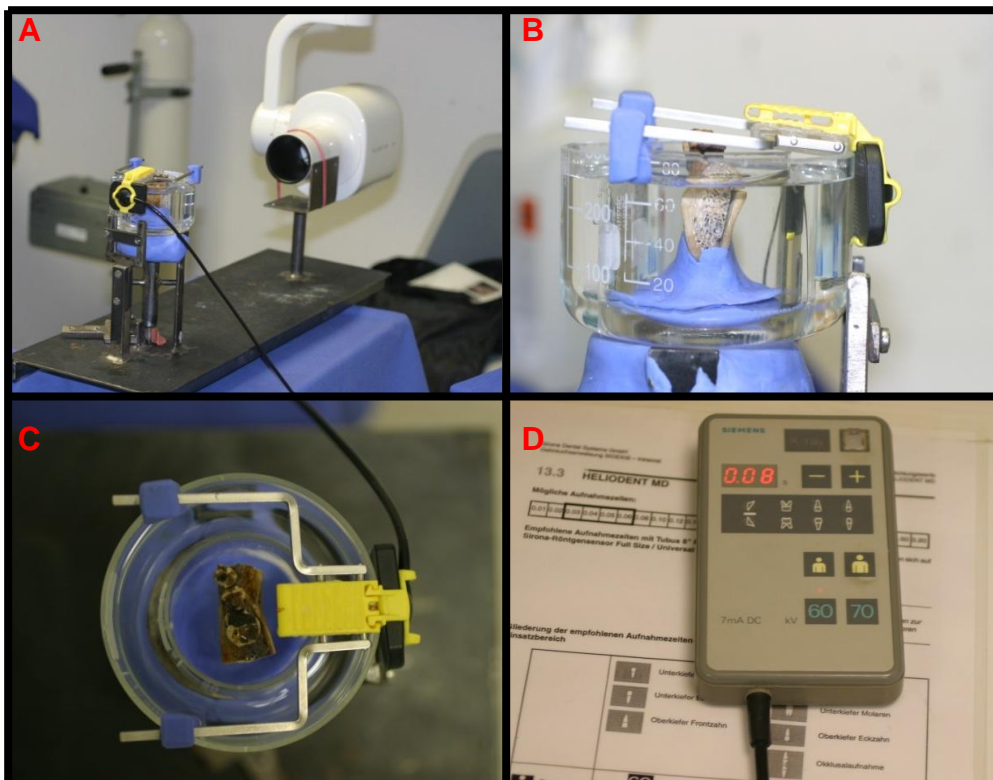


Abbildung 3.1.2.: (A,B,C) Präparateposition für die digitale Tubusaufnahme; (D) verwendete Aufnahmeparameter.

Bei klinischen radiologischen Aufnahmen werden Röntgenstrahlen durch das Weichgewebe abgeschwächt und gestreut. Um diesen Effekt zu simulieren, wurden die Präparate während der Aufnahmen in mit Wasser gefüllten Messbechern mit einem Abformmaterial auf A-Silikonbasis (Silagum Putty, DMG Chemisch-Pharmazeutische Fabrik GmbH, Hamburg, Deutschland) stabilisiert. Um an die apikale Region der Zähne zu gelangen, wurde lingual die Kortikalis als Knochenlamelle abgehoben. Diese Knochenlamelle konnte störungsfrei repositioniert werden. Anschließend wurden von den Kieferblöcken mit lediglich repositionierter Knochenlamelle sowohl 3D als auch 2D Kontrollaufnahmen als „keine Läsion“-Gruppe angefertigt. Im Anschluss wurde an ausgewählten Wurzelspitzen im Knochen am Boden der entsprechenden Alveolen eine oberflächliche Pilotbohrung mit einem Rosenbohrer der Größe 012 (Hager & Meisinger GmbH, Neuss, Deutschland) durchgeführt (Abb. 3.1.3.). Um artifizielle apikale Läsionen zu simulieren, wurden anschließend größere Bohrungen mit Hilfe einer diamantierten gelbberingten Kugel der Größe 014 (Horico - Hopf, Ringleb & Co. GmbH & CIE, Berlin, Deutschland) gesetzt (Abb. 3.1.3.). Dabei erfolgten mehrere Bohrungen an gleicher Stelle, jedoch mit stärkeren Eindringtiefen in orovestibulärer Richtung. Bei der ersten Bohrung mit der diamantierten Kugel wurde diese mit der Hälfte ihres Durchmessers in spongiösem Knochen versenkt (Abb. 3.1.3.). Die zweite Bohrung erfolgte mit vollständigem Eindringen des Bohrers in spongiösen Knochen (Abb. 3.1.3.). Im Rahmen der dritten Bohrung wurde der spongiöse Knochen komplett durchbohrt und bei der letzten Bohrung schließlich die Kortikalis angebohrt (Abb. 3.1.3.). Für jede Bohrung unterschiedlicher Eindringtiefe wurde jeweils eine DVT- und eine 2D- Aufnahme mit zuvor repositionierter Knochenlamelle angefertigt (Tab. 3.1.1.). Die digitalen Intraoralaufnahmen wurden auf einem PC des Typs Fujitsu-Siemens-Espresso (Fujitsu Technology Solutions GmbH, München, Germany) gespeichert.



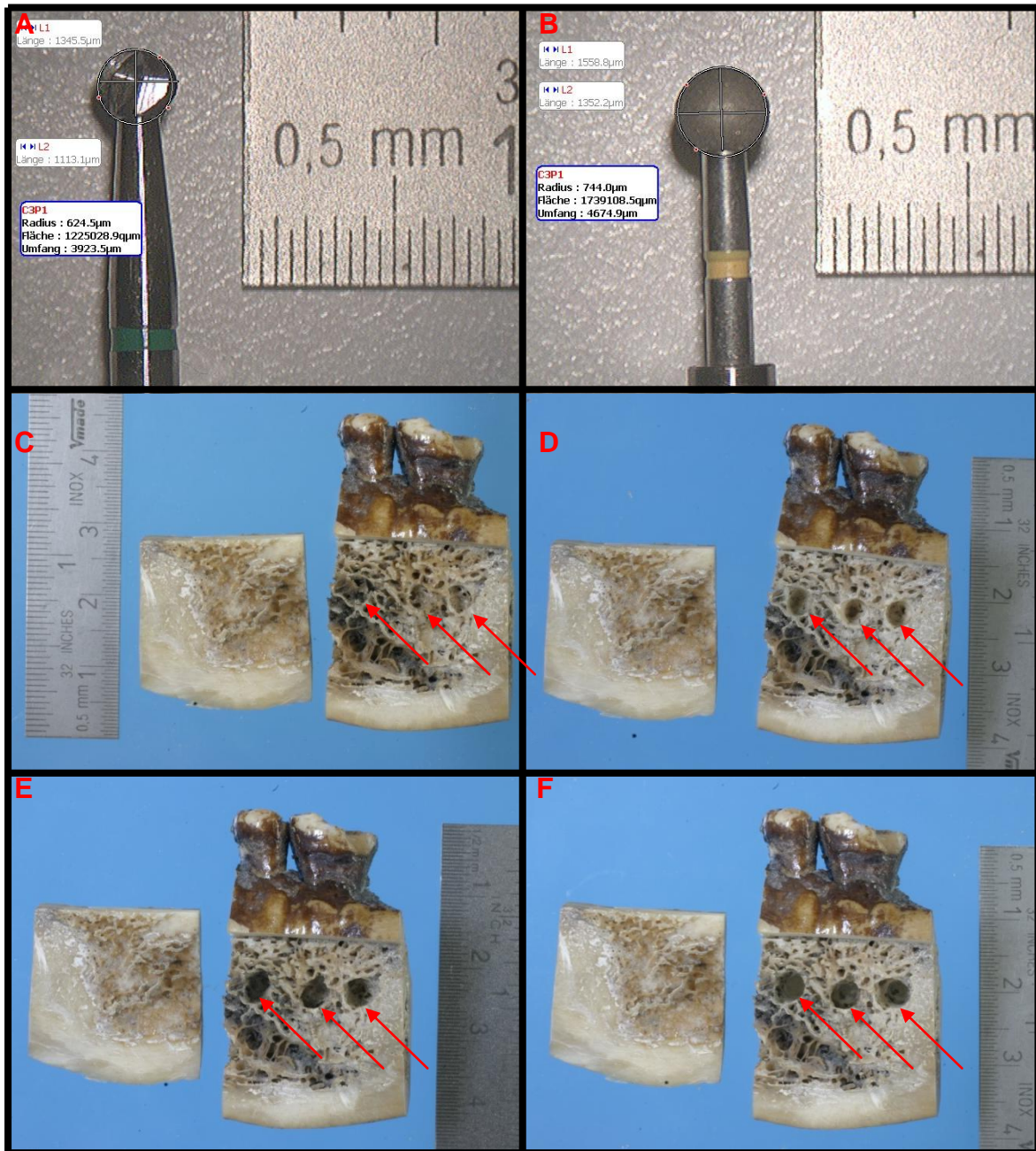


Abbildung 3.1.3.: (A) Rosenbohrer für Pilotbohrung; (B) Diamantbohrer für weitere Bohrungen; (C,D,E,F) Unterkieferblock mit tiefer werdenden Bohrungen (Pfeil) und Knochenlamelle (mit freundlicher Genehmigung Prof. Dr. B. Briseño).

|                |   |
|----------------|---|
| keine Läsion   | nur repositionierte Knochenlamelle                |
| 1. Bohrung (C) | 50 % des Bohrerdurchmessers in spongösem Knochen  |
| 2. Bohrung (D) | 100 % des Bohrerdurchmessers in spongösem Knochen |
| 3. Bohrung (E) | spongöser Knochen vollständig durchdrungen        |
| 4. Bohrung (F) | Kortikalis angebohrt                              |

Tabelle 3.1.1.: Stadien, die jeweils drei- und zweidimensional geröntgt wurden.

### 3.2. Bildbefundung und Datenerhebung

16 Zahnärzten wurden in zwei Durchgängen mit einem zeitlichen Abstand von vier Wochen die Bilder zur Befundung gezeigt. Pro Durchgang wurden 16 DVT-Aufnahmen und 16 digitale Intraoralaufnahmen der gleichen Präparate in randomisierter Reihenfolge befundet. Von den jeweils 16 Bildern zeigten acht Bilder simulierte apikale Läsionen, die es zu erkennen galt. Die übrigen acht Bilder ohne Läsionen dienten als Kontrollgruppe. Grundlage der Bilder mit Läsionen bildeten zwei Kieferblöcke à vier Bilder, die die sukzessiv größer werdenden Läsionen zeigten. Die Bilder ohne Läsionen dieser zwei Kieferblöcke waren Bestandteil der Kontrollgruppe. Die übrigen sechs Bilder der Kontrollgruppe stammten von unterschiedlichen Kieferblöcken. Die Reihenfolge der einzelnen Bilder wurde mit dem Programm Research Randomizer (4.0; Geoffrey C. Urbaniak and Scott Plous; 2013; retrieved on January, 2018, <http://www.randomizer.org/>) generiert. Die Befundung fand an dem Bildschirm Samsung SyncMaster S24A650D LED-blacklit LCD-Monitor (Samsung Electronics Co., Ltd., Samsung Group, Seoul, Südkorea ; 1920 x 1080 Pixel; 27 Zoll; Helligkeit = 300 cd/m<sup>2</sup>; Kontrast = 5000:1) in einem abgedunkelten Raum statt. Vor jeder Befundung wurde der Bildschirm nach deutschem Standard DIN 6868-157 mittels des Testbildes TG18-OIQ kalibriert. Die Befundungsergebnisse wurden für jede sichtbare Wurzelspitze von einer nicht an der Studie teilnehmenden Person in einem Befundungsbogen festgehalten. Zwei Wurzelspitzen waren durch die Schnitfführung der Kieferblöcke nicht befundbar. Dies wurde dem Befunder für die entsprechenden Wurzelspitzen mitgeteilt. Die DVT- Bilder wurden mit dem One Data Viewer Plus (J.Morita MFG, CORP, Kyoto, Japan) angezeigt. Bei der Befundung durften die Befunder durch die drei Schichten x, y und z scrollen und die Grauwerte selber einstellen. Die Befunder wurden dazu aufgefordert, die Wurzelspitzen bezüglich einer möglichen apikalen Läsion anhand einer Fünf-Punkte-Skala zu befunden: 1 = sicher vorhanden; 2 = wahrscheinlich vorhanden; 3 = unentschieden; 4 = wahrscheinlich nicht vorhanden; 5 = sicher nicht vorhanden. Die entsprechende Entscheidung wurde notiert. Für die Fälle eins und zwei mussten die Befunder das Fadenkreuz als Schnittpunkt der drei Ebenen in das Zentrum der vermuteten Läsion einstellen (Abb. 3.2.1.). Die angezeigten x-, y- und z-Werte der Einstellung wurden ebenfalls notiert. Vor der Befundung wurden die Begrenzungen der jeweiligen Läsionen in allen drei Ebenen vermessen und notiert. Dies ermöglichte die Kontrolle, ob der Behandler mit seiner Einstellung des Fadenkreuzes das

Volumen der artifiziiellen Läsion getroffen hat. Die digitalen Intraoralaufnahmen wurden als IrfanView TIF File über das Programm IrfanView 4.42-64 Bit 1996 (Irfan Skiljan, Wien, Austria) befundet (Abb. 3.2.1.). Auch dabei durften Grauwerte selbstständig eingestellt werden. Die Befunder sollten ebenso die Wurzelspitzen bezüglich möglicher apikaler Läsionen anhand der gleichen Fünf-Punkte-Skala befunden. Die entsprechenden Entscheidungen wurden im Befundungsbogen festgehalten.



Abbildung 3.2.1.: (A) zu befundende DVT- und (B) DIA-Aufnahme.

### 3.3. Statistische Datenverarbeitung

Um die diagnostische Genauigkeit der beiden Aufnahmearten zu beurteilen, wurde als statistisches Verfahren die Receiver Operating Characteristic (ROC) Analyse durchgeführt, da diese von allen Genauigkeitsmessungen die umfassendste Beschreibung liefert. Es wird dabei getestet, wie genau die beiden Methoden sind, um eine richtige Diagnose zu treffen. Dabei wird zwischen zwei Stadien der Wahrheit unterschieden. Die Stadien der Wahrheit entsprechen in dieser Studie „apikale Läsion vorhanden“ versus „apikale Läsion nicht vorhanden“. Die Befunder mussten sich im Rahmen der Befundung anhand einer Fünf- Punkte Skala für eine Diagnose entscheiden. Bei der statistischen Datenverarbeitung wurden die Punkte 1 und 2 als positive Diagnose gewertet, das heißt der Befunder hat eine apikale Läsion gesehen. Die Punkte 3, 4 und 5 wurden als negativ gewertet, das heißt in diesen Fällen wurde keine apikale Läsion gesehen. Dadurch entstehen vier verschiedene

Ergebnisgruppen. Die „richtig-positive Gruppe“ („true-positive fraction“=TPF) beschreibt apikale Läsionen, die auch als solche richtig diagnostiziert wurden. Die „falsch-negative Gruppe“ („false-negative fraction“=FNF) beschreibt apikale Läsionen, die zwar vorhanden waren, aber nicht als solche erkannt wurden. TPF und FNF ergeben zusammen die Gesamtheit aller vorkommenden apikalen Läsionen im Test. Das Verhältnis aus richtig positiv erkannten apikalen Läsionen zu dieser Gesamtheit aller vorkommenden apikalen Läsionen wird Sensitivität (SN) genannt ( $SN=TPF/TPF+FNF$ ). Bei der „richtig-negativen Gruppe“ („true-negative fraction“=TNF) handelt es sich um alle Fälle, bei denen keine apikale Läsion vorlag und auch keine diagnostiziert wurde. Zuletzt beschreibt die „falsch-positive Gruppe“ („false-positive fraction“=FPF) die Fälle, bei denen apikale Läsionen gesehen wurden, jedoch keine existierten. TNF und FPF ergeben somit zusammen die Gesamtheit aller befundeten Wurzelspitzen ohne apikale Läsion. Das Verhältnis aus richtig negativ erkannten apikalen Läsionen zu dieser Gesamtheit an gesunden Wurzelspitzen wird Spezifität (SP) genannt ( $SP=TNF/TNF+FPF$ ). Die Daten wurden in den Dateneditor IBM SPSS Statistics (SPSS 23.0.0.0 für Windows, SPSS, Chicago, Ill., USA) importiert. Für jeden einzelnen Befunder wurde für jede der zwei Aufnahmearten pro Durchgang eine ROC-Kurve errechnet. Zudem wurde am Ende eines Durchgangs für alle Befunder insgesamt jeweils eine ROC-Kurve für jede der zwei Aufnahmearten errechnet. Grundlage einer ROC-Kurve sind die Sensitivität (SN) und Spezifität (SP) eines Tests. Die ROC-Kurve wird in einem Koordinatensystem mit „1-Spezifität“ als x-Achse und der Sensitivität als y-Achse konstruiert (Abb. 3.3.1.).

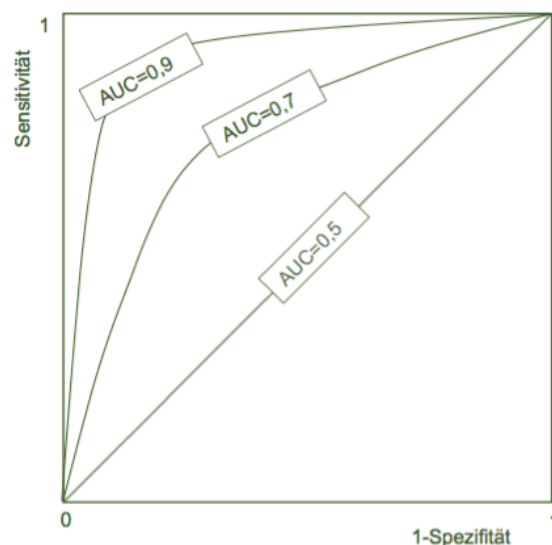


Abbildung 3.3.1.: Formen einer ROC-Kurve (modifiziert aus Šimundić 2009).

Der Verlauf der ROC-Kurve und die Fläche unter der Kurve („area under the curve“= AUC) geben einen Hinweis darauf, wie gut sich die Methode eignet, um zwischen den zwei Zuständen „apikale Läsion vorhanden“ und „apikale Läsion nicht vorhanden“ zu unterscheiden. Je näher die Kurve an der oberen linken Ecke des Koordinatensystems verläuft und je größer die aufgespannte Fläche durch die Kurve ist, desto besser eignet sich eine Methode zur Unterscheidung der zwei möglichen Zustände. Die Fläche unter der Kurve kann jeden Wert zwischen 0 und 1 annehmen (Tab. 3.3.1.). Bei einem Wert von 1 handelt es sich um ein perfektes diagnostisches Verfahren, bei einem Wert von 0,5 kann die Diagnosefindung als zufällig und damit unzuverlässig gewertet werden.

| <b>AUC</b> | <b>Diagnostische Genauigkeit</b> |
|------------|----------------------------------|
| 0.9-1.0    | exzellent                        |
| 0.8-0.9    | sehr gut                         |
| 0.7-0.8    | gut                              |
| 0.6-0.7    | ausreichend                      |
| 0.5-0.6    | schlecht                         |
| <0.5       | Methode nicht sinnvoll           |

*Tabelle 3.3.1.: Einteilung AUC nach Šimundić (2009).*

In dieser Studie wird die Hypothese aufgestellt, dass anhand der verwendeten Aufnahmeverfahren (DVT und digitales intraorales Röntgen) apikale Läsionen erkannt werden können. Um die statistische Signifikanz der Ergebnisse beurteilen zu können, wird dieser Hypothese eine sogenannte Nullhypothese gegenübergestellt. Diese geht genau vom Gegenteil aus, nämlich dass diese Verfahren nicht für das Erkennen apikaler Läsionen geeignet sind. Es wurde ein Signifikanzniveau ( $\alpha$ ) von 5% gewählt. Bei einem p-Wert (Signifikanzwert) kleiner  $\alpha$  kann die Nullhypothese abgelehnt werden. Je kleiner der p- Wert ist, desto höher ist die statistische Signifikanz der Ergebnisse. Im Zusammenhang mit der ROC-Analyse wurde der Youden-Index (Fluss et al. 2005) gemäß (Sensitivität + Spezifität) – 1 ermittelt. Dieser Index kann Werte zwischen 0 und +1 annehmen. Werte zwischen -1 und 0 deuten auf einen nicht sinnvollen Test hin. Je näher der Index bei +1 liegt, desto besser eignet sich die Methode um Kranke beziehungsweise auffälligen Knochen

von Gesunden beziehungsweise unauffälligen Knochen zu unterscheiden. Ermittelte Indices stellen Schwellenwerte zur Unterscheidung dar.

Zusätzlich wurden Reliabilitätsanalysen durchgeführt, um das Ausmaß der Übereinstimmung der Ergebnisse der Befunder zu beurteilen. Je höher die Übereinstimmung (Konkordanz) ist, desto unabhängiger sind die Ergebnisse von dem einzelnen Befunder und desto abhängiger von der verwendeten Methode. Dabei wird zwischen der Interrater- und Intrarater Reliabilität unterschieden. Die Interrater Reliabilität gibt die Übereinstimmung der Ergebnisse aller Befunder (Rater) eines Befundungsdurchgangs innerhalb einer Methode an, genauer gesagt inwieweit die Ergebnisse aller Befunder zum Beispiel zu den DVT-Aufnahmen des 1. Durchgangs übereinstimmen. Dies wurde für jede Methode und jeden Durchgang wiederholt. Da bei dieser Interrater-Reliabilität mehr als zwei Befunder vorkommen, wurde als statistisches Maß Fleiss`Kappa verwendet. Die Intrarater-Reliabilität beschreibt die Übereinstimmung aller Befunder gepoolt, die zu zwei verschiedenen Zeitpunkten (1. und 2. Befundungsdurchgang) die gleichen Bilder befunden mussten. Diese wurde sowohl für die DVT- als auch die digitalen Intraoralaufnahmen errechnet.

Statistisches Maß war hierbei Cohens` Kappa ( $\kappa$ ), welches ebenso wie Fleiss`Kappa ( $\kappa$ ) durch folgende Gleichung beschrieben wird:

$$\kappa = \frac{p_0 - p_c}{1 - p_c}$$

$p_0$  = gemessene (empirische) Übereinstimmung des Befunders zwischen den 2 Durchgängen

$p_c$  = zufällig geschätzte (hypothetische) Übereinstimmung

Der Koeffizient  $\kappa$  gibt somit den Übereinstimmungswert eines Befunders zwischen den beiden Durchgängen nach Herausrechnen der hypothetischen Übereinstimmung an. Von Landis und Koch (1977) definierte Richtwerte ermöglichen eine einheitliche Nomenklatur zur Beschreibung der Gewichtung der Übereinstimmung im Zusammenhang mit Kappa Statistiken (Tab. 3.3.2.).

| <b>Kappa Statistik</b> | <b>Gewichtung der Übereinstimmung</b> |
|------------------------|---------------------------------------|
| <0.00                  | mangelhaft                            |
| 0.00-0.20              | gering                                |
| 0.21-0.40              | ausreichend                           |
| 0.41-0.60              | mittelmäßig                           |
| 0.61-0.80              | beträchtlich                          |
| 0.81-1.00              | (nahezu) perfekt                      |

*Tabelle 3.3.2.: Einteilung Kappa Statistik nach Landis und Koch (1977).*

Zuletzt wurde eine binär logistische Regressionsanalyse durchgeführt. Regressionsanalysen erlauben es, mögliche Korrelationen und Kausalzusammenhänge zwischen unterschiedlichen Variablen zu ermitteln und damit Vorhersagen zu treffen. Generell können diese Variablen zwei Formen annehmen:

- a. abhängige Variable: die Variable, die vorhergesagt werden soll und die damit die Wirkung darstellt
- b. unabhängige Variable: die Variable, die für a. ursächlich ist

Kann die abhängige Variable genau zwei Zustände „0“ und „1“ annehmen, handelt es sich um eine binäre Variable, die mittels binär logistischer Regression zu analysieren ist. Dieses Verfahren ermittelt nicht den exakten Wert der abhängigen Variable, sondern die Wahrscheinlichkeit zum Eintreffen der Zuständen „0“ und „1“. In dieser Studie handelt es sich bei der abhängigen Variablen um die zwei möglichen Zustände „richtig befundet“ und „falsch befundet“. Der Zustand „falsch befundet“ wurde mit dem Wert 0, „richtig befundet“ mit dem Wert 1 codiert. Als unabhängige Variablen wurden die Aufnahmemethode, die Bohrungstiefen und die Befundungsdurchgänge definiert. Ziel dieser Analyse ist es somit zu zeigen, wie wahrscheinlich eine richtige Diagnose abhängig von der gewählten Aufnahmemethode, der Bohrungstiefe und dem Befundungsdurchgang ist. Es wird zwischen drei zusammenhängenden Ebenen an Ergebnissen unterschieden. Eine Wahrscheinlichkeit kann zwischen 0 und 1, also zwischen 0% und 100% liegen. Wahrscheinlichkeiten lassen sich mittels der Formel  $Odd = \frac{p}{1-p}$  in die Odd-Ebene überführen. Mathematisch ist anstelle der Odd-Ebene die Logit-Ebene sinnvoller.

Diese wird durch logarithmieren der Odds erreicht:  $Logit = \ln(Odd)$ . Abbildung 3.3.2. gibt eine Übersicht des Zusammenhangs zwischen den drei Ebenen.

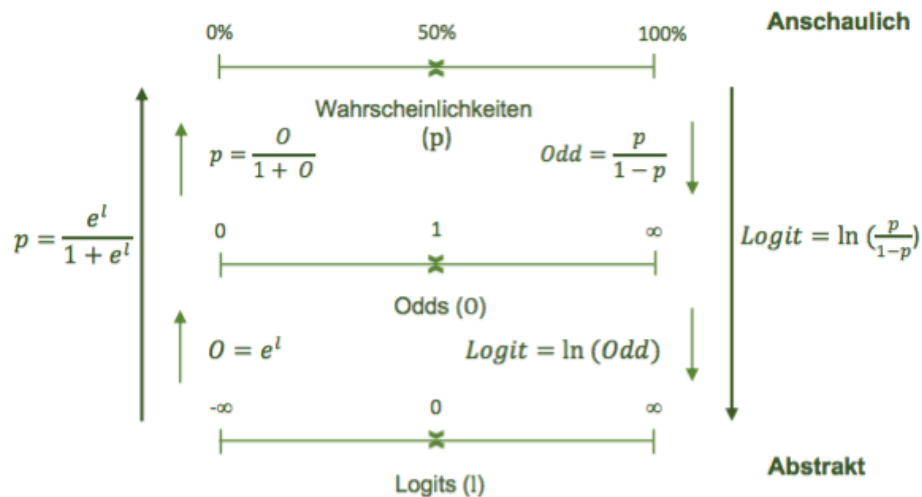


Abbildung 3.3.2.: Zusammenhang zwischen Wahrscheinlichkeiten, Odds und Logits (modifiziert aus Bittmann 2015).

Zudem wurde der Omnibus-Test der Modellkoeffizienten durchgeführt. Im Gegensatz zum sogenannten Nullmodell werden hier die unabhängigen Variablen (Bohrungstiefe, Methode, Befundungsdurchgang) mit in das Modell aufgenommen. Entscheidend sind die errechneten Signifikanzen. Niedrige Signifikanzen zeigen, dass die gewählten Variablen das Modell verbessern. Hohe Signifikanzen ab dem Wert 0,050 zeigen, dass das Nullmodell genauso gut ist und sich die unabhängigen Variablen schlecht zur Voraussage der abhängigen Variable eignen. Die Ergebnisse der binären Regression mit den unabhängigen Variablen sind wie folgt zu interpretieren. Zeigt eine unabhängige Variable eine hohe Signifikanz (größer als 0,050) spricht das dafür, dass ihr Einfluss auf die abhängige Variable sehr wahrscheinlich zufällig ist. Daneben deuten Odd-Werte größer 1 auf einen positiven und umgekehrt solche kleiner 1 auf einen negativen Zusammenhang hin. Die Interpretation des Zusammenhangs ist abhängig von der anfänglichen Kodierung der abhängigen Variable. Die unabhängige Variable, deren Odd-Wert am weitesten von 1 entfernt ist, hat zudem den stärksten Einfluss auf die abhängige Variable. Die verwendeten statistischen Verfahren wurden durch das Institut für Medizinische



Biometrie, Epidemiologie und Informatik (IMBEI) der Universitätsmedizin validiert und die Ergebnisse geprüft.

## 4. Ergebnisse

Insgesamt wurden pro Befundungsdurchgang von 16 Befundern zusammengefasst 1376 Wurzelspitzen befundet. Dabei wurden jeweils 688 Wurzelspitzen in den DVT-Aufnahmen und in den digitalen Intraoralaufnahmen befundet. Davon besaßen 256 Wurzelspitzen artifizielle apikale Läsionen, die es zu erkennen galt.

### 4.1. Testung der diagnostischen Genauigkeit - Receiver Operating Characteristics-Analyse

#### 4.1.1. Erster Durchgang digitale Volumentomographie und digitales intraorales Röntgen

Die ROC- Analyse der DVT-Befunde des ersten Durchgangs gepoolt über alle Befunder ergab eine AUC von 0,935 (Abb. 4.1.1.1.). Dieses Ergebnis ist statistisch signifikant (Signifikanzniveau  $\alpha = 5\%$ ,  $p < 0,001$ ). Die Sensitivität betrug 0,89 und die Spezifität 0,96. Der optimale Schwellenwert wurde mittels des Youden-Indexes ermittelt und betrug 0,85.

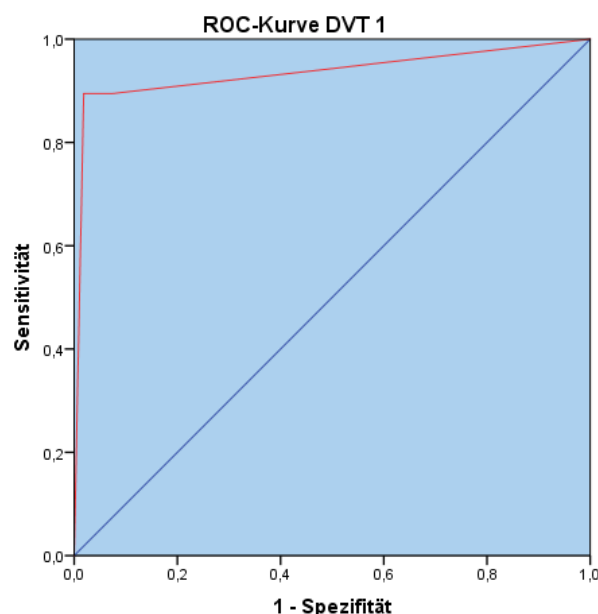


Abbildung 4.1.1.1.: ROC Analyse DVT 1. Durchgang, alle 16 Befunder gepoolt.

Die ROC-Analyse der Befunde der digitalen Intraoralaufnahmen des ersten Durchgangs gepoolt über alle Befunder ergab eine AUC von 0,859 (Abb. 4.1.1.2.). Dieses Ergebnis ist statistisch signifikant (Signifikanzniveau  $\alpha = 5\%$ ,  $p < 0,001$ ). Die Sensitivität betrug 0,79 und die Spezifität 0,87. Der optimale Schwellenwert wurde

mittels des Youden-Indexes ermittelt und betrug 0,66. Die AUC-Werte jedes einzelnen Befunders während des ersten Durchgangs sind für beide Methoden in Tab. 4.1.1.1. aufgeführt.

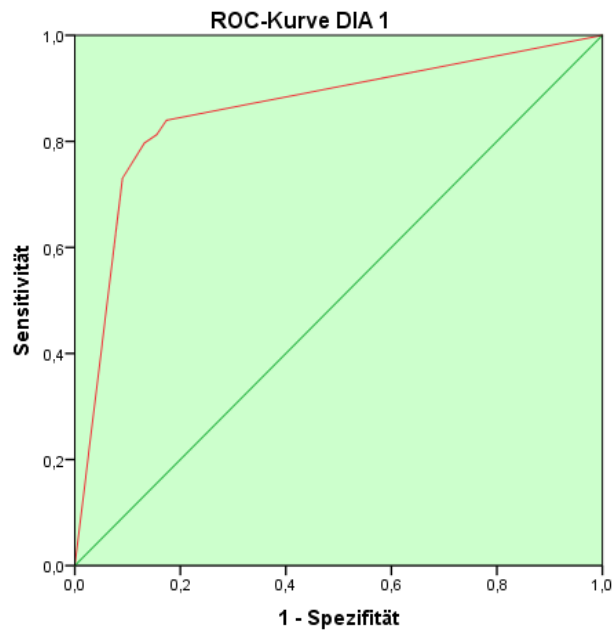


Abbildung 4.1.1.2.: ROC Analyse DIA 1. Durchgang, alle 16 Befunder gepoolt.

|          |       |       |       |       |       |       |       |       |
|----------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|
| Befunder | 1     | 2     | 3     | 4     | 5     | 6     | 7     | 8     |
| AUC DVT1 | 0.963 | 1.000 | 0.914 | 0.903 | 0.982 | 0.906 | 0.932 | 1.000 |
| AUC DIA1 | 0.912 | 0.833 | 0.895 | 0.939 | 0.840 | 0.872 | 0.916 | 0.913 |
| <hr/>    |       |       |       |       |       |       |       |       |
| Befunder | 9     | 10    | 11    | 12    | 13    | 14    | 15    | 16    |
| AUC DVT1 | 0.982 | 0.903 | 0.965 | 0.903 | 0.896 | 0.906 | 0.906 | 0.950 |
| AUC DIA1 | 0.896 | 0.863 | 0.883 | 0.900 | 0.778 | 0.887 | 0.815 | 0.709 |

Tabelle 4.1.1.1.: AUC-Werte 1. Durchgang für alle 16 Befunder einzeln.

#### 4.1.2. Zweiter Durchgang digitale Volumentomographie und digitales intraorales Röntgen

Die ROC-Analyse der DVT-Befunde des 2. Durchgangs gepoolt über alle Befunder ergab eine AUC von 0,960 (Abb. 4.1.2.1.). Dieses Ergebnis ist statistisch signifikant (Signifikanzniveau  $\alpha = 5\%$ ;  $p < 0,001$ ). Die Sensitivität betrug 0,93 und die Spezifität

0,98. Der optimale Schwellenwert wurde mittels des Youden-Indexes ermittelt und betrug 0,91.

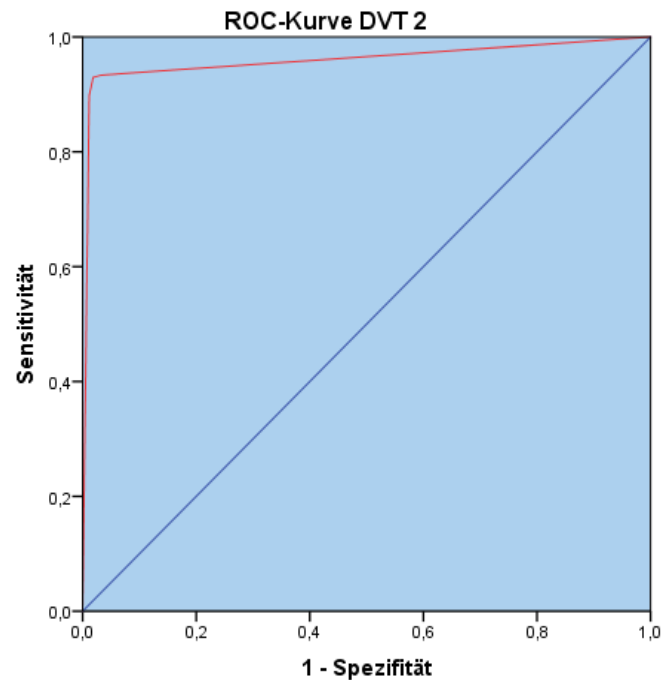


Abbildung 4.1.2.1.: ROC-Analyse DVT 2. Durchgang, alle 16 Befunder gepoolt.

Die ROC-Analyse der DIA-Befunde des 2. Durchgangs gepoolt über alle Befunder ergab eine AUC von 0,862 (Abb. 4.1.2.2.). Dieses Ergebnis ist statistisch signifikant (Signifikanzniveau  $\alpha = 5\%$ ,  $p < 0,001$ ). Die Sensitivität betrug 0,79 und die Spezifität 0,91. Der optimale Schwellenwert wurde mittels des Youden-Indexes ermittelt und betrug 0,7. Die AUC-Werte jedes einzelnen Befunders während des zweiten Durchgangs sind für beide Methoden in Tabelle 4.1.2.1. aufgeführt. Die gepoolten Ergebnisse sind nochmals in Tabelle 4.1.2.2. abschließend zusammengefasst.

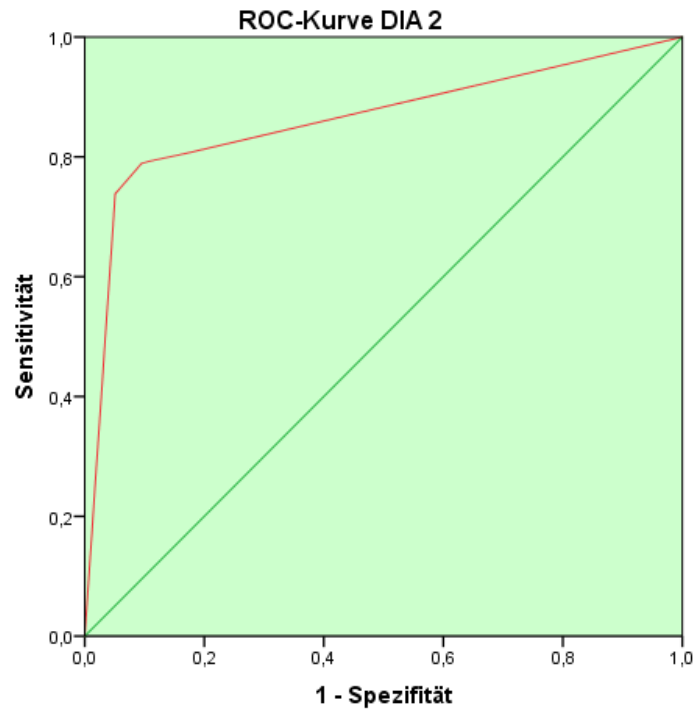


Abbildung 4.1.2.2.: ROC-Analyse DIA 2.Durchgang, alle 16 Befunder gepoolt.

|          |       |       |       |       |       |       |       |       |
|----------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|
| Befunder | 1     | 2     | 3     | 4     | 5     | 6     | 7     | 8     |
| AUC DVT2 | 0.910 | 0.932 | 0.866 | 1.000 | 0.938 | 0.938 | 1.000 | 1.000 |
| AUC DIA2 | 0.810 | 0.845 | 0.843 | 0.916 | 0.819 | 0.875 | 0.829 | 0.924 |
| Befunder | 9     | 10    | 11    | 12    | 13    | 14    | 15    | 16    |
| AUC DVT2 | 1.000 | 0.919 | 0.949 | 0.998 | 1.000 | 1.000 | 0.906 | 1.000 |
| AUC DIA2 | 0.921 | 0.782 | 0.834 | 0.909 | 0.808 | 0.903 | 0.906 | 0.870 |

Tabelle 4.1.2.1.: AUC-Werte 2. Durchgang für alle 16 Befunder einzeln

| Method       | DVT 1 | DIA1  | DVT 2 | DIA 2 |
|--------------|-------|-------|-------|-------|
| AUC          | 0,935 | 0,859 | 0,960 | 0,862 |
| Sensitivität | 0,89  | 0,79  | 0,93  | 0,79  |
| Spezifität   | 0,96  | 0,87  | 0,98  | 0,91  |

Tabelle 4.1.2.2.: 16 Befunder gepoolt für digitale Volumentomographie (DVT)- und Intraoralaufnahmen (DIA), jeweils 1. Durchgang (1) und 2. Durchgang (2); Signifikanzniveau  $\alpha = 5\%$ ,  $p < 0,001$

## 4.2. Vergleich der Befundungsergebnisse innerhalb eines Durchgangs - die Interrater Reliabilität

### 4.2.1. Erster Durchgang digitale Volumentomographie

Für die Bestimmung der Übereinstimmung der 16 Befunder im ersten Durchgang der DVT-Befundung wurde Fleiss` Kappa berechnet. Dabei ergab sich eine Übereinstimmung von 75,7% ( $K=0,757$ , Signifikanzniveau  $\alpha = 5\%$ ,  $p < 0,001$ ). Zudem wurde eine Intra-Klassen-Korrelations-Analyse durchgeführt. Hierfür wurde das zweifach gemischte und unjustierte Modell verwendet. Es ergab sich ein abweichender Intraclass Correlation Coefficient (ICC) von 0,850.

### 4.2.2. Erster Durchgang digitales intraorales Röntgen

Für die Bestimmung der Übereinstimmung der 16 Befunder im ersten Durchgang der DIA-Befundung wurde Fleiss` Kappa berechnet. Dabei ergab sich eine Übereinstimmung von 53,4% ( $K=0,534$ , Signifikanzniveau  $\alpha = 5\%$ ,  $p < 0,001$ ). Zudem ergab sich abweichender ICC (zweifach gemischt, unjustiert) von 0,707.

### 4.2.3. Zweiter Durchgang digitale Volumentomographie

Für die Bestimmung der Übereinstimmung der 16 Befunder im zweiten Durchgang der DVT-Befundung wurde Fleiss` Kappa berechnet. Dabei ergab sich eine Übereinstimmung von 81,4% ( $K=0,814$ ; Signifikanzniveau  $\alpha = 5\%$ ,  $p < 0,001$ ). Außerdem wurde ein abweichender ICC (zweifach gemischt, unjustiert) von 0,886 berechnet.

### 4.2.4. Zweiter Durchgang digitales intraorales Röntgen

Für die Bestimmung der Übereinstimmung der 16 Befunder im ersten Durchgang der DIA-Befundung wurde Fleiss` Kappa berechnet. Dabei ergab sich eine Übereinstimmung von 57,1% ( $K=0,571$ ; Signifikanzniveau  $\alpha = 5\%$ ,  $p < 0,001$ ). Zusätzlich wurde ein abweichender ICC (zweifach gemischt, unjustiert) von 0,747 berechnet.

Gemäß der Gewichtung der Übereinstimmung nach Landis und Koch (1977) ist die Übereinstimmung im Rahmen der DVT-Befundungen als beträchtlich im ersten Durchgang und als nahezu perfekt im 2. Durchgang zu werten. Im Rahmen der DIA-

Befundungen ist die Übereinstimmung innerhalb beider Durchgänge als mittelmäßig einzustufen.

#### 4.3. Vergleich der Befundungsergebnisse zwischen erstem und zweitem Durchgang - die Intrarater Reliabilität

##### 4.3.1. Digitale Volumetomographie – Übereinstimmung der Ergebnisse des ersten und zweiten Durchgangs

Die Übereinstimmung der gepoolten 16 Befunder zwischen 1. Und 2.

Befundungsdurchgang der DVT-Bilder wurde mit Cohens` Kappa berechnet. Es ergab sich eine Übereinstimmung von 87,7% ( $K=0,877$ , Signifikanzniveau  $\alpha = 5\%$ ,  $p < 0,001$ ). Bei der zusätzlichen Intra-Klassen-Korrelations-Analyse ergab sich ein ICC (zweifach gemischt, unjustiert) von 0,877.

##### 4.3.2. Digitales intraorales Röntgen – Übereinstimmung der Ergebnisse des ersten und zweiten Durchgangs

Die Übereinstimmung der gepoolten 16 Befunder zwischen 1. und 2.

Befundungsdurchgang der digitalen Intraoralaufnahmen wurde mit Cohens` Kappa berechnet. Es ergab sich eine Übereinstimmung von 68,9% ( $K=0,689$ , Signifikanzniveau  $\alpha = 5\%$ ,  $p < 0,001$ ). Zudem ergab sich ein abweichender ICC (zweifach gemischt, unjustiert) von 0,718.

Gemäß der Gewichtung der Übereinstimmung nach Landis und Koch (1977) ist die Übereinstimmung aller Befunder zwischen 1. und 2. Durchgang der digitalen Volumetomographie-Befundung als nahezu perfekt zu beurteilen. Die Übereinstimmung des 1. und 2. Durchgangs der Befundung der digitalen Intraoralaufnahmen ist als beträchlich zu werten. In Tabelle 4.3.2.1. sind die Werte der Übereinstimmung eines Befunders zwischen erstem und zweitem Durchgang für beide Methoden zusammengefasst.

|           |       |       |       |       |       |       |       |       |
|-----------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|
| Befunder  | 1     | 2     | 3     | 4     | 5     | 6     | 7     | 8     |
| Kappa DVT | 0,766 | 0,853 | 0,845 | 0,795 | 0,948 | 0,946 | 0,853 | 1     |
| Kappa DIA | 0,749 | 0,711 | 0,838 | 0,809 | 0,636 | 0,884 | 0,53  | 0,722 |
| <hr/>     |       |       |       |       |       |       |       |       |
| Befunder  | 9     | 10    | 11    | 12    | 13    | 14    | 15    | 16    |
| Kappa DVT | 0,95  | 0,844 | 0,853 | 0,894 | 0,754 | 0,845 | 1     | 0,9   |
| Kappa DIA | 0,701 | 0,702 | 0,779 | 0,751 | 0,442 | 0,894 | 0,741 | 0,346 |

*Tabelle 4.3.2.1.: Übereinstimmung eines Befunders zwischen erstem und zweitem Befundungsdurchgang der digitalen Volumentomographie (DVT)- und Intraoralaufnahmen (DIA).*

#### 4.4. Zusammenhang zwischen der Aufnahmemethode, der Bohrungstiefe, dem Befundungsdurchgang und der Erkennbarkeit apikaler Läsionen

Um eine Korrelation zwischen der Methode, den Bohrungstiefen, dem Befundungsdurchgang und der Erkennbarkeit artifizierlicher apikaler Läsionen zu ermitteln, wurde eine binär logistische Regression durchgeführt. Das Regressionsmodell (Omnibus-Test der Modellkoeffizienten, Chi-Quadrat(3) = 489.48,  $p = 0.000$ ) und die Regressionskoeffizienten der unabhängigen Variablen ergaben statistisch signifikante Werte ( $\text{Wald}_{\text{Bohrungstiefe}} = 109.222$ ,  $p = 0.000$ ;  $\text{Wald}_{\text{Methode}} = 48.172$ ,  $p = 0.000$ ). Damit weisen die unabhängigen Variablen „Bohrungstiefe“ und „Methode“ einen signifikanten Einfluss auf die Feststellung der richtigen Diagnose auf. Lediglich der Einfluss des Regressionskoeffizienten der unabhängigen Variable „Durchgang“ ( $\text{Wald}_{\text{Durchgang}} = 0.833$ ;  $p = 0.361$ ) auf die abhängige Variable kann als statistisch zufällig gewertet werden. Das heißt, dass die Erkennbarkeit artifizierlicher apikaler Läsionen in dieser Studie durch das zweimalige Befunden der Bilder im Abstand von vier Wochen nicht beeinflusst wird.

Steigt die Bohrungstiefe um eine Einheit an, erhöht sich die Wahrscheinlichkeit für eine korrekte Befundung um 100% [ $100 \times (15946930.18 - 1) \sim 100\%$ ]. Werden digitale Intraoralaufnahmen und nicht digitalen Volumentomographie- Aufnahmen befundet, sinkt die Wahrscheinlichkeit einer richtigen Befundung um 84.9% [ $100 \times (0.151 - 1) = -84,9\%$ ]. Um die Güte des Modells zu beurteilen wurde das Cox und Snell  $R$ -Quadrat und dessen Standardisierung, das Nagelkerke  $R$ -Quadrat heran gezogen.



$$\text{Cox \& Snell } R\text{-Quadrat } R_{CS}^2 = 1 - e^{\left(\frac{-2}{n}[LL(\text{Modell}) - LL(\text{Basismodell})]\right)} = 0.380$$

mit

$n$  = Stichprobengröße

$e$  = Eulersche Zahl

$LL(\dots)$  = Log-Likelihood des postulierten Modells

$$\text{Nagelkerke } R\text{-Quadrat } R_N^2 = \frac{R_{CS}^2}{1 - e^{\left(\frac{-2}{n} \times LL(\text{Basismodell})\right)}} = 0.670$$

Um die Bedeutsamkeit des Ergebnisses angeben zu können, wurde das  $R$ -Quadrat

in die Effektstärke  $f$  nach Cohen (1992)  $f = \sqrt{\frac{R^2}{1-R^2}} = 1,42$  umgerechnet. Nach der Einteilung von Cohen (1988) entspricht dieses Ergebnis einem starken Effekt.

Es besteht damit zum einen eine Korrelation zwischen der Bohrungstiefe und der richtigen Befundung und zum anderen eine Korrelation zwischen der Methode und der richtigen Befundung. Die Größe der apikalen Läsion hat dabei einen größeren Einfluss auf die richtige Befundung als die verwendete Methode (Abb. 4.4.1.).

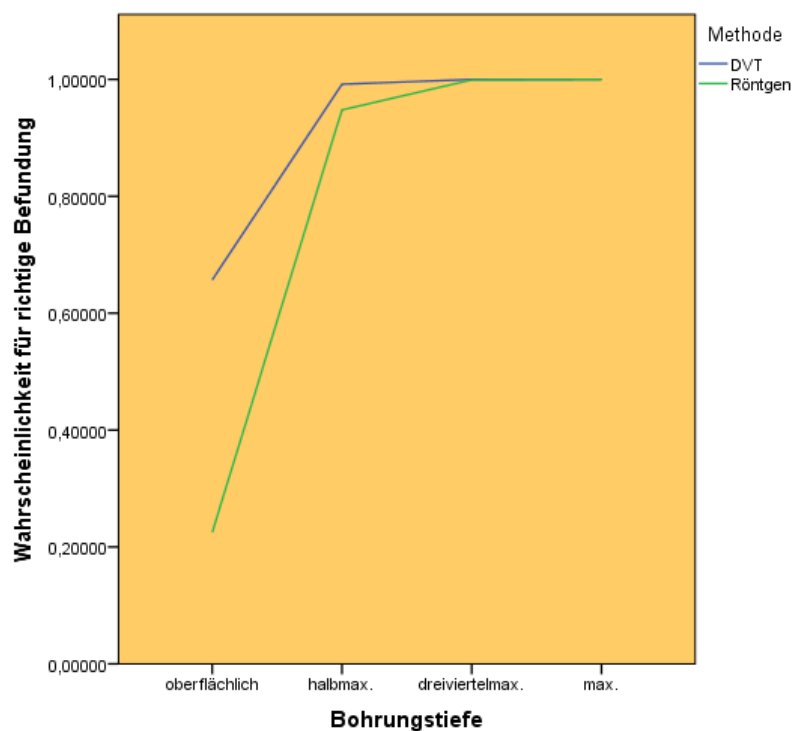


Abbildung 4.4.1.: Zusammenhang zwischen der Aufnahmemethode, der Bohrungstiefe und der Erkennbarkeit apikaler Läsionen; oberflächlich  $\triangleq$  erste Bohrung; halbmaximal  $\triangleq$  zweite Bohrung; dreiviertelmaximal  $\triangleq$  dritte Bohrung; maximal  $\triangleq$  vierte Bohrung.

## 5. Diskussion

### 5.1. Diskussion des Studienmaterials

Neben der klinischen stellt die röntgenologische Diagnostik beim Auftreten endodontischer Symptome eine essentielle Komponente in der Diagnosefindung und damit Therapieplanung dar. Am häufigsten kommt dabei heute der intraorale Zahnfilm oder die digitale intraorale Einzelzahnaufnahme zum Einsatz (Estrela et al. 2008; Ozen et al. 2009; Abella et al. 2012; Durack und Patel 2012). Yokota et al. (1994) legten artifizielle apikale Läsionen mit Hartmetallbohrern an den Zähnen von sowohl Oberkiefer- als auch Unterkieferleichenpräparaten an und konnten zeigen, dass im Fall einer nicht vorhandenen apikalen Läsion das konventionelle Röntgen eine höhere diagnostische Genauigkeit aufwies. Bei einer apikalen Läsion, die sich sowohl auf spongiösen als auch kortikalen Knochen ausbreitete, erzielte jedoch das digitale Verfahren mit CCD- Sensor exaktere Ergebnisse. Tirrell et al. (1996) präsentierten Ergebnisse, die zeigten, dass apikale Läsionen, die durch unterschiedlich lange Säureeinwirkung erzeugt wurden und mittels eines digitalen CCD-Sensors aufgenommen wurden, bereits nach 12 und 24 Stunden erkannt wurden. Apikale Läsionen, die hingegen mit konventionellem Röntgen aufgenommen wurden, lieferten erst nach 36 Stunden Einwirkzeit gleichwertige Ergebnisse zum digitalen Verfahren. Es gibt einige Studien (Kullendorff et al. 1996; Barbat und Messer 1998; Stavropoulos und Wenzel 2007; Estrela et al. 2008; Paurazas et al. 2000) die zeigen, dass es keinen Unterschied in der Erkennbarkeit artifiziell angelegter periapikaler Läsionen in der konventionellen oder digitalen Einzelzahnaufnahme gibt. Eine Follow-up Studie von Kullendorff und Nilsson (1996) verdeutlichte aber, dass die Möglichkeit der Kontrast- und Helligkeitsverschiebung beim digitalen Röntgen, das Auffinden periapikaler Läsionen erleichtert. Sullivan et al. (2000) imitierten periapikale Läsionen ebenfalls durch Knochenbohrungen mit Hartmetallbohren verschiedener Größe. Sie kamen zu dem Ergebnis, dass konventionelles und digitales Röntgen verschiedene Stärken aufweisen. Konventionelles Röntgen stellt den läsionsfreien Zustand exakter dar, digitales Röntgen mit Möglichkeit der Kontrastverschiebung zeigte jedoch eine höhere diagnostische Genauigkeit bei der frühzeitigen Erkennung kleiner apikaler Läsionen. In einer Metaanalyse konnten Leonardi Dutra et al. (2016) zeigen, dass sowohl konventionelles als auch digitales Röntgen eine adäquate diagnostische Genauigkeit aufweisen. Zudem macht es laut ihrer Analyse keinen Unterschied, ob beim digitalen

Verfahren ein CCD-oder CMOS-Sensor verwendet wird. Zuletzt sei noch erwähnt, dass die effektive Dosis im Rahmen einer digitalen Intraoralaufnahme geringer als bei einem konventionellen Zahnfilm ist (Nair und Nair 2007). Ausgehend von den dargestellten Literaturergebnissen wurde in der vorliegenden Studie digital mittels eines CCD- Sensors geröntgt. Es wurde damit eine Dosisersparnis gewährleistet und den Befundern war es möglich Kontrast- und Helligkeitsstufen zu verschieben. Barbat und Messer (1998) konnten zeigen, dass Farbveränderungen- oder invertierungen zu keiner Verbesserung der Erkennbarkeit periapikaler Läsionen führen, sodass in dieser Studie auf entsprechende Einstellungsmöglichkeiten verzichtet wurde.

Bei einer digitalen intraoralen Einzelzahnaufnahme wird eine dreidimensionale anatomische Struktur zweidimensional dargestellt. Dadurch ist zwar eine Beurteilung einer apikalen Läsion hinsichtlich ihrer Ausdehnung in Höhe und Breite möglich, die Information über die Tiefenausdehnung einer Läsion als dritte Dimension ist jedoch nicht möglich. Zudem ist eine Aufnahme ohne Verzerrung durch die schwierige intraorale Positionierung des Bildempfängers kaum umzusetzen. Darüber hinaus kommt es zur Überlagerung aller anatomischer Strukturen im Strahlengang, welche die Beurteilung des interessierenden Bereiches erschweren (Patel et al. 2009b). Als alternative dreidimensionale Verfahren stehen TACT, MRT, CT und DVT zur Verfügung. Die TACT zeigt derzeit noch keinen Mehrwert in der endodontischen Diagnostik ( Barton et al. 2003). Die geringe Auflösung und mangelnde Unterscheidbarkeit zwischen dentalen Hartgeweben und Metall (Patel et al. 2009b) limitieren die Anwendbarkeit der MRT in endodontischen Fragestellungen. Die CT als kosten- und strahlenintensive Untersuchungsmethode kann sich auch durch die fehlende Verfügbarkeit der Geräte in der zahnmedizinischen Praxis nicht durchsetzen (Ngan et al. 2003; Schulze 2019). Die DVT hingegen kann durch eine geringere Dosis (Mozzo et al. 1998, Arai et al. 1999) und bessere Bildqualität als die CT in Bezug auf dentale Hartgewebe (Hashimoto et al. 2003; Hashimoto et al. 2006; Hashimoto et al. 2007) überzeugen. In Anlehnung an die dargestellte Studienlage und nach Abwägung der Vor- und Nachteile der einzelnen Verfahren, wurde in der vorliegenden Untersuchung die digitale Volumentomographie als dreidimensionale Methode ausgewählt.

Bender und Seltzer (2003a, 2003b) erklärten, dass Knochenläsionen erst sichtbar werden, wenn in ihrem Verlauf die Kortikalis aufgelöst wird. Ihrer Meinung nach sind

somit Läsionen, die sich nur in spongiosen Knochen befinden, röntgenologisch schlechter zu erkennen. Auch Paurazas et al. (2000) konnten zeigen, dass artifizielle periapikale Läsionen signifikant besser erkannt wurden, wenn die Kortikalis involviert war. Dem gegenüber stehen die Ergebnisse einiger Studien (Lee und Messer 1986; Shoha et al. 1974; LeQuire et al. 1977), die zeigen, dass auch Läsionen, die sich lediglich in der Spongiosa ausdehnen, radiologisch sichtbar sind. Laut Huuonen und Orstavik (2002) sei der Demineralisationsgrad entlang des Zentralstrahls eines Röntgenstrahlenbündels entscheidender für die Visualisierung im Röntgenbild, als die Läsionsgröße alleine. Jedoch ist auch die Lokalisation einer Osteolyse in den Kiefern relevant. Ist eine Läsion einer bestimmten Größe lediglich von einer dünnen Kortikalis bedeckt, ist sie besser zu erkennen, als eine Läsion gleicher Größe, welche von einer dickeren Kortikalis bedeckt ist. Somit unterscheidet sich beispielsweise die Erkennbarkeit apikaler Läsionen innerhalb des Unterkiefers. Isolierte spongiöse Läsionen mit einem Mindestdurchmesser von drei Millimetern sind im Unterkiefer am einfachsten in der Inzisiven- und Prämolarenregion erkennbar, wohingegen solche in der Molarenregion kaum zu erkennen sind (Briseño Marroquin et al. 1995). Um diesen ortstypischen Variationen der Erkennbarkeit gerecht zu werden, wurden in der vorliegenden Studie die artifiziellen apikalen Läsionen sowohl an Prämolaren als auch Molaren humaner Unterkieferleichenpräparate mit unterschiedlicher Ausdehnung in Spongiosa und Kortikalis angelegt.

Artifizielle apikale Läsionen können auf unterschiedliche Weise erzeugt werden. In einigen Studien wird der periapikale Knochen mittels 70-prozentiger Perchlorsäure demineralisiert (Tirrell et al. 1996; Sogur et al. 2009; Koenig et al. 2004). Als Vorteil nennen die Autoren, dass die Demineralisation des Knochens bei der Entstehung einer realen apikalen Läsion durch Produkte des Entzündungsprozesses ausgelöst wird und damit natürlicherweise eine diffuse Begrenzung der Läsion resultiert. Der Versuchsaufbau mit Säure ähnelt damit eher der in Realität stattfindenden Osteolyse. In anderen Studien wiederum werden die artifiziellen apikalen Läsionen mittels apikaler Knochenbohrungen simuliert (Kullendorff et al. 1988; Furkart et al. 1992; Mistak et al. 1998; Campello et al. 2017). Artifizielle Knochenbohrungen produzieren eine klar strukturierte Defektgrenze, sodass sie von einer natürlichen Läsionsmorphologie deutlich abweichen und damit potentiell leichter erkannt werden können. Dennoch kann durch eine artifizielle Knochenbohrung die Läsionsgröße

präziser angelegt und vermessen bzw. quantifiziert werden, was zum einen für die Korrelation zwischen Bohrungstiefe und Erkennbarkeit von Relevanz ist und zum anderen eine Vergleichbarkeit der einzelnen Stadien mit ihren jeweiligen Läsionsgrößen gewährleistet. Um in den Präparaten möglichst die gleiche Läsionsgröße des entsprechenden Stadiums abbilden zu können, wurde in der vorliegenden Studie das Bohrungsverfahren ausgewählt.

Um im Bereich des apikalen Knochens eine artifizielle Läsion anlegen zu können, gibt es zwei verschiedene Zugangsmöglichkeiten. Zum einen können die entsprechenden Zähne unter Ausschluss einer dabei verursachten Verletzung der Alveole extrahiert werden, um im Anschluss eine artifizielle Läsion am Boden der Alveole zu schaffen. Danach wird der Zahn wieder in der Alveole platziert, wobei eine exakte Repositionierung des Zahnes Voraussetzung ist, um mögliche Spalten oder Beschädigungen der Alveole außerhalb der apikalen Zone zu vermeiden (Patel et al. 2009a). Zum anderen kann der die Wurzel bedeckende Knochen in Form einer Lamelle sagittal abgehoben und anschließend eine Knochenbohrung an der Wurzelspitze durchgeführt werden (Briseño Marroquin et al. 1995). Dabei bleibt der Zahn in der Alveole unversehrt. Jedoch ist es möglich, dass nach Reposition der Knochenlamelle der Frakturspalt in der Röntgenaufnahme sichtbar ist. In der vorliegenden Studie wurde die Knochenabsprengung der Lamelle derart durchgeführt, dass sich der Frakturspalt radiologisch nicht über die interessierende apikale Region projiziert, um eine mögliche Verwirrung bei der Röntgeninterpretation für den Befunder zu vermeiden. Zudem wurden auch Aufnahmen von den Präparaten mit repositionierter Knochenlamelle, aber noch ohne apikale Bohrung angefertigt, sodass bei den Befundern keine Verknüpfung zwischen einem radiologisch sichtbaren Frakturspalt und einer eventuell vorhandenen apikalen Bohrung entstehen konnte.

Die Aufbereitung der Unterkiefer kann ebenfalls auf unterschiedliche Weise erfolgen. Da die Weichgewebe von den Präparaten in der Regel entfernt werden, besteht grundsätzlich die Möglichkeit, bei röntgenologischen *ex-vivo* Studien die Weichgewebsabsorption zu imitieren oder nicht. Kullendorff et al. (1988) verwendete beispielsweise in seinem Versuchsaufbau lediglich getrocknete Unterkieferleichenpräparate ohne Weichgewebssimulation. Acht Jahre später verwendeten Kullendorff et al. (1996) dagegen eine doppelwandige Plexiglassbox, deren Wand mit Wasser gefüllt war, als Weichgewebssimulation. Dieses Verfahren

fand auch in anderen Studien (Barbat und Messer 1998; Sogur et al. 2009) Anwendung. Sullivan et al. (2000) fixierten die Unterkiefer zudem nach Entfernung der Weichgewebe in Formalin und verwendeten dann ebenfalls Plexiglas zur Simulation. Die Präparate können auch mit Acryl-Kunststoff (Wallace et al. 2001) oder Wachs (Patel et al. 2009a) beschichtet werden, um eine weichgewebsgetreue Strahlenabsorption zu erzeugen. Um den Versuchsaufbau möglichst genau an die natürlichen Gegebenheiten anzupassen, wurde in der vorliegenden Studie eine Weichgewebsabsorption simuliert, indem das Präparat in zwei ineinander stehenden Glasbechern unterschiedlicher Größe und mit Wasser befüllt positioniert wurde.

## 5.2. Diskussion des Studienaufbaus

Die aktuelle Deutsche Industrienorm DIN V 6868-157 (2014) führt zur Sicherung der Bildqualität in röntgendiagnostischen Betrieben zwei für die Zahnmedizin relevante Raumklassen 5 und 6 ein. Diese geben eine für die Befundung optimale Beleuchtungsintensität der Umgebung an. Da in der vorliegenden Studie die Befundungen der Röntgenaufnahmen außerhalb des zahnärztlichen Behandlungsarbeitsplatzes stattfanden, wird an dieser Stelle nur auf die Raumklasse 5 (Zahnärztlicher Befundungsarbeitsplatz) Bezug genommen. Diese sieht eine Ausleuchtung des Befundungsraumes von weniger als 100 Lux vor (DIN 6868-157 2014). Pollard et al. (2008) konnten zeigen, dass eine leichte Zunahme der Raumbeleuchtung auf einen Wert zwischen 50 und 80 Lux für die Befundung geeigneter ist, als eine Befundung in Dunkelheit, welche für die Augen sehr ermüdend ist. In der vorliegenden Studie wurde die Befundung in einem Raum ohne Fenster mit geringer indirekter Beleuchtung, die hinter dem Befunder platziert war, durchgeführt. Die genaue Beleuchtungsstärke wurde zwar nicht ermittelt, jedoch zeigten Schriewer et al. (2013), dass das Umgebungslicht bis zu einer Intensität von 500 Lux keinen negativen Einfluss auf die diagnostische Leistung bei der Befundung röntgenologischer Aufnahmen hat. Die Beleuchtungsstärke von 500 Lux wird häufig in Büroräumen oder beim Arbeiten am Schreibtisch empfohlen. Da die Beleuchtungsstärke des Befundungsraumes deutlich schwächer war, ist somit auch in der vorliegenden Studie von keinem negativen Einfluss auf die diagnostische Leistung auszugehen.

Um eine ausreichende und vergleichbare Bildqualität zu gewährleisten, wird in der DIN 6868-157 (2014) zudem eine erforderliche Pixelmatrix des zahnärztlichen

Befundungsmonitors mit mindestens 1024x768 Pixeln angegeben. Außerdem muss eine arbeitstägliche Konstanzprüfung des Befundungsmonitors mit einem Testbild stattfinden. Der in der vorliegenden Studie verwendete Befundungsmonitor verfügte über eine Pixelmatrix von 1920x1080 Pixeln. Zudem wurde vor jeder Befundung der Monitor mit einem DIN-konformen Testbild (TG18-QC) geeicht. Damit konnte eine konstante Befundungsqualität garantiert werden.

Die zu befundenen Aufnahmen wurden im Tagged Image File Format (TIFF) mittels Lempel-Ziv-Welch-Kompression gespeichert, welches im Gegensatz zu beispielsweise einem JPEG-Bild eine verlustfreie Datenkompression ermöglicht. Damit konnte ein Informationsverlust durch den Speichervorgang verhindert und die Qualität der Ursprungsbilder im Rahmen der gesamten Studie erhalten werden (Ziv und Lempel 1977, 1978).

In der vorliegenden Studie haben 16 Befunder in zwei Befundungsdurchgängen im Abstand von vier Wochen die röntgenologischen Aufnahmen befundet. Die Befunder stammten aus den verschiedensten Fachdisziplinen wie der Endodontie, Parodontologie, restaurativen Zahnheilkunde, Zahnersatzkunde, zahnärztlichen Chirurgie und Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie. Verschiedene Studien (Barbat und Messer 1998; Estrela et al. 2008; Patel et al. 2009a; Liang et al. 2014) basieren auf einem deutlich kleineren oder fachdisziplinär begrenzten Befunderkollektiv. Goldman et al. (1972) beschreibt die röntgenologische Diagnostik als eine subjektive Interpretation eines Bildes, welche generell schwer zu reproduzieren ist. Dies wird durch seine Ergebnisse gestützt, welche zeigten, dass eine Übereinstimmung nur bei circa der Hälfte der Untersucher auftrat. Sie vermuten zudem einen Einfluss der Praxiserfahrung und geben dabei an, dass ein radiologisch erfahrener Zahnarzt in ihrer Studie die meisten röntgenologischen Pathologien entdeckte. Der Grad des Nichtübereinstimmes der Befunder kann durch eine Kalibrierung reduziert werden, indem Beispielbilder gezeigt werden, die jedoch nicht in die Bewertung mit einbezogen werden (Reit und Hollender 1983). Zudem kann die Befundung maßgeblich beeinflusst werden, wenn die Prävalenz der entsprechenden Pathologie in der durchgeführten Studie den Befundern mitgeteilt wird (Gröndahl 1979). Deshalb wurden die Befunder in der vorliegenden Studie anhand von radiologischen Beispielbildern apikaler Läsionen, die nicht in der Studie verwendet wurden, kalibriert. Zu der Häufigkeit artifizieller apikaler Knochenläsionen innerhalb der Studie wurde hingegen keinerlei Angabe gemacht.

### 5.3. Ergebnisdiskussion

Die vorliegende Studie untersucht zwei verschiedene diagnostische Verfahren hinsichtlich ihrer Fähigkeit, artifizielle periapikale Läsionen darzustellen und ob die Befunde reproduzierbar sind. Zudem sollte gezeigt werden, ob ein Zusammenhang zwischen dem Röntgenverfahren, der Knochenbohrungstiefe und der Wahrscheinlichkeit einer korrekten Befundung besteht. Dabei wurden den Befundern sowohl Bilder ohne als auch mit artifiziellen apikalen Läsionen unterschiedlicher Größe gezeigt. Bei der Präparateauswahl wurde keine Gewichtung von besonders schwach oder stark ausgeprägten Läsionen vorgenommen, sondern es wurde darauf geachtet, dass die gesamte Bandbreite künstlicher apikaler Knochenläsionen von der Wurzelspitze bis hin zur Kortikalis repräsentiert wird. Dies ist für sogenannte Wahrnehmungsstudien am geeignetsten (Berbaum et al. 1989). Zudem wurden bei der Simulation der intraoralen digitalen Einzelzahnaufnahmen als auch bei der Anfertigung der DVT-Aufnahmen Positionierungshilfen verwendet, um eine reproduzierbare Präparateposition zwischen den einzelnen Stadien und damit eine möglichst konstante Projektionsgeometrie zu gewährleisten. Die Receiver Operating Characteristic-Analyse lieferte für die digitalen Intraoralaufnahmen im ersten Durchgang eine Area under the Curve von 0,859 und im zweiten Durchgang von 0,862. Für das DVT ergab sich im ersten Durchgang ein Wert von 0,935 und im zweiten Durchgang von 0,960. Somit zeigt die DVT eine höhere diagnostische Genauigkeit in Bezug auf das Erkennen artifizieller periapikaler Läsionen, als die digitalen Intraoralaufnahmen. Diese Ergebnisse werden durch bisherige *ex-vivo* Studien mit entweder porzinen (Stavropoulos und Wenzel 2007) oder humanen von Weichgewebe befreiten Unterkieferpräparaten (Patel et al. 2009a; Tsai et al. 2012; Liang et al. 2014) bestätigt. Dabei ist zu erwähnen, dass die Befunderanzahl dieser Studien mit zwei bis sechs Personen deutlich unter den 16 Befundern der vorliegenden Studie liegen. Im ersten Durchgang wurden mit dem DVT 89% (Sensitivität 0,89) und im zweiten Durchgang 93% (Sensitivität 0,93) aller artifiziellen periapikalen Läsionen erkannt. Von den Wurzelspitzen ohne artifizielle Knochenläsion wurden im Rahmen der DVT-Befundung im ersten Durchgang 96% (Spezifität 0,96) und im zweiten Durchgang 98% (Spezifität 0,98) richtig erkannt. Diese Ergebnisse befinden sich in der gleichen Größenordnung wie die von Patel et al. (2009a) veröffentlichten Ergebnisse für das DVT. Da sich sowohl im ersten als auch im zweiten Durchgang für die digitalen Intraoralaufnahmen höhere Spezifitäts-



als Sensitivitätswerte ergeben (Sensitivität 1: 0,79; Spezifität 1: 0,87; Sensitivität 2: 0,79; Spezifität 2: 0,91), sind digitale intraorale Aufnahmen präziser beim Erkennen von Wurzelspitzen ohne Knochenläsion. Dies deckt sich ebenso mit bisherigen Studien an aufbereiteten organischen Proben (Patel et al. 2009a; Stavropoulos und Wenzel 2007; Tsai et al. 2012; Liang et al. 2014), einer klinischen Studie (Estrela et al. 2008) und einer retrospektiven Studie (Bohay 2000). Bemerkenswert sind jedoch auch die sehr hohen Sensitivitätswerte für die intraoralen Aufnahmen der vorliegenden Studie. Ein möglicher Grund dafür sind die idealisierten artifiziellen periapikalen Läsionen, die durch Bohrung in orovestibulärer Richtung durchgeführt wurden und damit durch die in Paralleltechnik durchgeführten Aufnahmen eine optimale Läsionsgeometrie bezüglich des Zentralstrahls besaßen (Huomonen und Orstavik 2002).

Außerdem wurde zur Feststellung der Übereinstimmung der 16 Befunder innerhalb eines Befundungsdurchgangs die Interrater-Reliabilität über Fleiss`Kappa bestimmt. Dabei ergaben sich für das DVT im ersten und zweiten Durchgang Werte zwischen 75,7% und 81,4% und für die digitale Intraoralaufnahmen zwischen 53,4% und 57,1%. Über Cohens`Kappa wurde die Intrarater-Reliabilität zur Bestimmung der Übereinstimmung der 16 Befunder zwischen dem ersten und zweiten Durchgang durchgeführt. Gepoolt kam das DVT zwischen ersten und zweiten Befundungsdurchgang auf eine Übereinstimmung von 87,7% und die digitalen Intraoralaufnahmen auf 68,9%. Damit zeigt das DVT sowohl innerhalb eines Durchgangs, als auch zwischen den einzelnen Durchgängen höhere Übereinstimmungswerte als die digitalen Intraoralaufnahmen (DIA). Auch Patel et al. (2009a) (Interrater DVT 64,1% und DIA 35,1%; Intrarater DVT 72,2% und DIA 50,9) und Liang et al. (2014) (Interrater und Intrater für DVT > 90% und für DIA > 75%) fanden höhere Werte für die DVT-Befundung, als für die Befundung der digitalen Intraoralaufnahmen. Diese Ergebnisse deuten auf eine höhere Reproduzierbarkeit der DVT-Befundung hin. Da in der vorliegenden, sowie in der von Patel et al. (2009a) durchgeführten Studie die Werte der Intrarater-Reliabilität höher als die der Interrater-Reliabilität sind, scheint es diagnostisch wertvoller zu sein, wenn ein und derselbe Befunder eine Aufnahme zweimal zu verschiedenen Zeitpunkten befundet, als wenn mehrere Befunder eine Aufnahme befunden. Der Vergleich diverser Studien (Goldman et al. 1972; Goldman et al. 1974; Zakariasen et al. 1984; Barbat und Messer 1998; Paurazas et al. 2000; Sogur et al. 2009; Patel et al. 2009a) zur

Befundung von zweidimensionalen Einzelzahnaufnahmen zeigt bezüglich der Inter- und Intrarater-Reliabilität eine große Variation der Werte. Um die Übereinstimmung innerhalb der vorliegenden Studie nochmals mit einem anderen Reliabilitätskoeffizienten zu überprüfen, wurde der Intra-Class-Coefficient (ICC) berechnet. Dabei ergaben sich zum Teil stark abweichende Werte. Hove et al. (2018) verglichen die Zweckmäßigkeit von 20 verschiedenen Reliabilitätskoeffizienten in Bezug auf vier gleiche Datensätze. Auch in ihren Ergebnissen zeigten sich signifikant abweichende Werte, sodass mit der Einteilung nach Landis und Koch (1977) für ein und denselben Datensatz mit verschiedenen Koeffizienten Übereinstimmungen zwischen mangelhaft und mittelmäßig errechnet wurden. Das heißt, dass bereits innerhalb einer Studie die Übereinstimmung abhängig vom gewählten Reliabilitätskoeffizienten stark variieren kann (Hove et al. 2018). Eine Vergleichbarkeit verschiedener Studien über diese Koeffizienten ist somit umso kritischer zu sehen. Als möglichen Grund für diese Abweichungen geben Hove et al. (2018) zum einen eine fehlende klare Definition der Koeffizienten an. Zum anderen basieren die verschiedenen Koeffizienten auf unterschiedlichen Konzepten und nur wenige berücksichtigen fehlende Daten oder können Standardfehler und Konfidenzintervalle berechnen. Außerdem ist bei einigen ein Nullhypothesen-Test unmöglich. Häufig wird die berechnete Übereinstimmung dann, wie zuvor erwähnt, nach der Definition von Landis und Koch (1977) eingeteilt, die zunächst lediglich für Kappa-Statistiken entwickelt wurde. Es ist jedoch nicht klar, ob diese Einteilung für Koeffizienten anderer Konzepte zweckmäßig ist.

Um einen Zusammenhang zwischen der Aufnahmemethode, der Knochenbohrungstiefe am Präparat, dem Befundungsdurchgang und der Erkennbarkeit artifizieller apikaler Läsionen feststellen zu können, wurde eine logistische Regressionsanalyse durchgeführt. Die abhängige Variable „Erkennbarkeit“ kann in der vorliegenden Studie mit „richtig befundet“ und „falsch befundet“ genau zwei Zustände annehmen und somit handelt es sich um eine binär logistische Regression (Rohrlack 2009). Es wurde untersucht, inwieweit die unabhängigen Variablen der Aufnahmemethode, der Knochenbohrungstiefe und des Befundungsdurchgangs die abhängige Variable beeinflussen. Dabei lag die Fallzahl bei  $n = 1024$ , welche wiederum deutlich über den empfohlenen  $n > 100$  liegt (Hosmer und Lemeshow 2000). Dadurch, dass mit jeder Knochenbohrung die Wahrscheinlichkeit einer korrekten Befundung um 100 Prozent anstieg, konnte

gezeigt werden, dass die Knochenbohrungstiefe und damit die Größe einer artifiziellen apikalen Läsion den größten Einfluss auf die Erkennbarkeit dieser Läsionen hat. Die Tatsache, dass in der vorliegenden Studie bei der zweiten und dritten Knochenbohrungstiefe ohne Kortikalisbeteiligung (Tab. 3.1.1.) die Wahrscheinlichkeit für eine korrekte Befundung in beiden Röntgenverfahren zwischen 90 und 100 Prozent liegt, belegt die radiologische Diagnostizierbarkeit isolierter Spongiosaläsionen. Trotzdem zeigte sich, dass die Erkennbarkeit artifizieller apikaler Läsionen mit DVT-Aufnahmen bereits bei der geringsten Bohrungstiefe über derjenigen mit digitalen Intraoralaufnahmen liegt (Abb. 4.4.1.). Bezogen auf alle Bohrungstiefen liegt die Wahrscheinlichkeit für eine korrekte Befundung mittels DVT 84,9 Prozent über derjenigen der digitalen Intraoralaufnahme. Die zweite Befundung nach vier Wochen hatte hingegen keinen Einfluss auf die korrekte Befundung. Damit ist die DVT das geeignetere Verfahren um vorhandene apikale Defekte frühzeitig zu erkennen. Sowohl einige *ex-vivo* Studien (Stavropoulos und Wenzel 2007; Patel et al. 2009a; Tsai et al. 2012), als auch einige *in-vivo* Studien (Lofthag-Hansen et al. 2007; Estrela et al. 2008; Low et al. 2008; Patel et al. 2012; Cheung et al. 2013) bestätigen dieses Ergebnis bezüglich der digitalen Volumentomographie im Zusammenhang mit periapikalen Läsionen. Dabei ist jedoch anzumerken, dass diese Studien mit maximal 6 Befundern ein deutlich geringeres Befunderkollektiv als die vorliegende Studie aufweisen. Zudem berücksichtigen die Studien von Lofthag- Hansen et al. (2007), Low et al. (2008) und Cheung et al. (2013) teilweise Oberkieferzähne, weshalb das Studienmaterial durch die voneinander abweichende Knochenstruktur in Maxilla und Mandibula (Huomonen und Orstavik 2002) eine Vergleichbarkeit der Ergebnisse sowohl innerhalb dieser Studien, als auch zwischen verschiedenen Studien limitiert.

## 6. Zusammenfassung

Ziel dieser Doktorarbeit war es, die Eignung der digitalen Volumetomographie und der digitalen Intraoralaufnahme bezüglich der Diagnostik artifizieller apikaler Läsionen zu untersuchen und in diesem Zusammenhang einen möglichen Einfluss von unterschiedlichen Knochenbohrungstiefen und Befundungshäufigkeiten auf die Erkennbarkeit der Knochenläsionen aufzuzeigen. Im Rahmen dieser *ex-vivo* Studie sollte die Schwierigkeit der Diagnostik der apikalen Parodontitis unterschiedlicher Entwicklungsstadien mittels drei- und zweidimensionaler Röntgenaufnahmen humaner Unterkieferleichenpräparaten dargestellt werden. Der radiologische Datensatz dieser Präparate wurde von zahnärztlichen Kollegen einer mexikanischen Universität zur Verfügung gestellt.

Zur Simulation der apikalen Parodontitis wurden artifizielle apikale Läsionen von zahnärztlichen Kollegen einer mexikanischen Universität über Knochenbohrungen unterschiedlicher Eindringtiefe an Prämolaren und Molaren eben dieser Unterkieferleichenpräparate angelegt. Anschließend wurden die unterschiedlichen Läsionsstadien dreidimensional mittels DVT und zweidimensional mittels digitalen Intraoralaufnahmen geröntgt. Diese Aufnahmen wurden 16 zahnärztlichen Befundern in zwei Befundungsdurchgängen randomisiert präsentiert. Die jeweiligen Befunde (artifizielle apikale Läsion: 1 = sicher vorhanden; 2 = wahrscheinlich vorhanden; 3 = unentschieden; 4 = wahrscheinlich nicht vorhanden; 5 = sicher nicht vorhanden) wurden für beide Verfahren notiert. Anschließend konnte anhand einer Receiver Operating Characteristic- Analyse die Erkennbarkeit der Läsionen in den beiden Röntgenverfahren ermittelt werden.

Dabei wurde angenommen, dass dreidimensionale Röntgenaufnahmen durch die zusätzliche Tiefendimension einen entscheidenden Informationsgewinn liefern, der wiederum eine frühzeitigere Diagnostik artifizieller apikaler Läsionen ermöglicht. Da sich für die Area under the Curve im Rahmen der DVT- Befundung signifikant höhere Werte (1. Durchgang 0,935; 2. Durchgang 0,960) als für die Befundung der digitalen Intraoralaufnahmen (1. Durchgang 0,859; 2. Durchgang 0,862) ergaben, ist die DVT das geeignetere Verfahren, um künstliche apikale Läsionen zu erkennen. Zudem werden artifizielle apikale Läsionen kleinerer Größe mittels DVT früher erkannt. Darüber hinaus konnten wir im Rahmen der Regressionsanalyse zeigen, dass bereits zwischen der 2. und 3. artifiziellen Knochenbohrung, die isolierten

Spongiosaläsionen ohne Kortikalisbeteiligung entsprechen, die Wahrscheinlichkeit für deren Erkennen von 90% auf 100 % steigt. Die Reproduzierbarkeit der Befundungsergebnisse ist bei Verwendung des dreidimensionalen Verfahrens sowohl zwischen den einzelnen Befundern (Fleiss`Kappa DVT 75,7-81,4% und digitale Intraoralaufnahme 53,4-57,1%) als auch innerhalb eines Befunders (Cohens`Kappa DVT 87,7% und digitale Intraoralaufnahme 68,9%) höher als bei Verwendung des digitalen Intraoralröntgens. Alle genannten Ergebnisse ( ROC-Analyse und Reproduzierbarkeitsergebnisse) sind statistisch signifikant (Signifikanzniveau  $\alpha = 5\%$ ,  $p < 0,001$ ). Dadurch, dass die Übereinstimmung innerhalb eines Befunders bei beiden Verfahren höher als zwischen verschiedenen Befundern ist, kann die Genauigkeit einer Diagnose durch zusätzliche Befunder nur begrenzt verbessert werden.

Obwohl unsere Ergebnisse zeigten, dass die DVT das geeignetere Verfahren bei der Diagnostik artifizierlicher apikaler Läsionen ist, handelt es sich bei der DVT um ein radiologisches Verfahren, das den Patient einer 20-fach höheren effektiven Dosis im Vergleich zum zweidimensionalen Verfahren aussetzt. Wie bei jeder Anwendung ionisierender Strahlung, insbesondere bei der DVT, muss immer die rechtfertigende Indikation gestellt und erörtert werden, ob das gewählte Diagnostikverfahren der Fragestellung angemessen ist.

Anhand der Ergebnisse dieser Untersuchung können wir dem Zahnarzt in der täglichen Praxis in Fällen, in denen Zweifel am Vorhandensein einer periapikalen Knochenläsion bestehen, empfehlen, eine DVT anzufertigen. Jedoch sollte dies immer nach dem Einsatz konventioneller diagnostischer Maßnahmen mit entsprechender zweidimensionaler Röntgenaufnahme geschehen, sodass anschließend die endodontische Behandlung früher eingeleitet und potentiell auch die Erfolgswahrscheinlichkeit erhöht werden kann.

## 7. Literaturverzeichnis

- Abbott PV (2004) Classification, diagnosis and clinical manifestations of apical periodontitis. *Endod Topics*. 8(1):36–54.
- Abella F, Patel S, Duran-Sindreu F, Mercadé M, Bueno R, Roig M (2012) Evaluating the periapical status of teeth with irreversible pulpitis by using cone-beam computed tomography scanning and periapical radiographs. *J Endod*. 38(12):1588–91.
- Akamine A, Hashinguchi I, Toriya Y, Maeda K (1994) Immunohistochemical examination on the localization of macrophages and plasma cells in induced rat periapical lesions. *Dent Traumatol*. 10(3):121–8.
- Akdeniz BG, Gröndahl HG (2006) Degradation of storage phosphor images due to scanning delay. *Dentomaxillofac Radiol*. 35(2):74–7.
- Allard U, Nord CE, Sjöberg L, Strömberg T (1979) Experimental infections with *Staphylococcus aureus*, *Streptococcus sanguis*, *Pseudomonas aeruginosa*, and *Bacteroides fragilis* in the jaws of dogs. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*. 48(5):454–62.
- Al-Nawas B, Karbach J (2016) Odontogene Infektionen. S3-Leitlinie. AWMF online (007-006) [Internet]. [zitiert am 19.07.2019]. URL: [https://www.dgzmk.de/uploads/tx\\_szdgzmkdocuments/odontinfektlang\\_01.pdf](https://www.dgzmk.de/uploads/tx_szdgzmkdocuments/odontinfektlang_01.pdf)
- Ando H, Ohba S, Nakai M, Ozaki T, Ozawa N, Ikeda K (1985) Design consideration and performance of a new MOS imaging device. *IEEE Trans. Electron Devices*. 32(8):1484–9.
- Arai Y, Tammissalo E, Iwai K, Hashimoto K, Shinoda K (1999) Development of a compact computed tomographic apparatus for dental use. *Dentomaxillofac Radiol* 28(4):245–8.
- Barbakow FH, Cleaton-Jones PE, Friedman D (1981) Endodontic treatment of teeth with periapical radiolucent areas in a general dental practice. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*. 51(5):552–9.
- Barbat J, Messer HH (1998) Detectability of artificial periapical lesions using direct digital and conventional radiography. *J Endod*. 24(12):837–42.
- Barton DJ, Clark SJ, Eleazer PD, Scheetz JP, Farman AG (2003) Tuned-aperture computed tomography versus parallax analog and digital radiographic images in detecting second mesiobuccal canals in maxillary first molars. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 96(2):223–8.
- Baumann L, Rossman SR (1956) Clinical, roentgenologic, and histopathologic findings in teeth with apical radiolucent areas. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*. 9(12):1330–6.
- Baumgartner JC, Watkins BJ, Bae KS, Xia T (1999) Association of black-pigmented bacteria with endodontic infections. *J Endod*. 25(6):413–5.
- Bedard A, Davis TD, Angelopoulos C (2004) Storage phosphor plates: how durable are they as a digital dental radiographic system? *J Contemp Dent Pract*. 5(2):57–69.
- Bender IB, Seltzer S (2003a) Roentgenographic and direct observation of experimental lesions in bone: I. *J Endod*. 29(11):702–6.

- Bender IB, Seltzer S (2003b) Roentgenographic and direct observation of experimental lesions in bone: II. *J Endod.* 29(11):707–12.
- Berbaum KS, Dorfman DD, Franken EA (1989) Measuring observer performance by ROC analysis. Indications and complications. *Invest Radiol.* 24(3):228–33.
- Bergenholtz G (1981) Inflammatory response of the dental pulp to bacterial irritation. *J Endod.* 7(3):100–4.
- Bhaskar SN (1966) Oral surgery - oral pathology conference No. 17, Walter Reed Army Medical Center. Periapical lesions - types, incidence, and clinical features. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 21(5):657–71.
- Bittmann F (2015) Einführung in die Logistische Regressionsanalyse mit SPSS [Internet]. [zitiert am 24.05.2020] URL: [http://www.felix-bittmann.de/downloads/artikel/einfuehrung\\_logit\\_regression\\_mit\\_SPSS.pdf](http://www.felix-bittmann.de/downloads/artikel/einfuehrung_logit_regression_mit_SPSS.pdf)
- Bohay RN (2000) The sensitivity, specificity, and reliability of radiographic periapical diagnosis of posterior teeth. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 89(5):639–42.
- Boucher Y, Matossian L, Rilliard F, Machtou P (2002) Radiographic evaluation of the prevalence and technical quality of root canal treatment in a French subpopulation. *Int Endod J.* 35(3):229–38.
- Boyle WS, Smith GE (1970) Charge coupled semiconductor devices. *Bell Sys Tech J.* 49(4):587–93.
- Briseño Marroquin B, Willershausen-Zönchen B, Pistorius A, Göller M (1995) Zuverlässigkeit apikaler Röntgenaufnahmen bei der Diagnostik von Unterkieferknochenläsionen. Literaturübersicht und In-vitro-Untersuchung. *Schweiz Monatsschr Zahnmed.* 105(9):1142–8.
- Brown LR, Rudolph CE (1957) Isolation and identification of microorganisms from unexposed canals of pulp-involved teeth. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 10(10):1094–9.
- Brynolf I (1969) Osteoid osteoma and fibrous dysplasia in the periapical region of maxillary incisors. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 28(2):243–8.
- Brynolf I, Brown LJ (1967) A histological and roentgenological study of the periapical region of human upper incisors. *Odontol Revy Suppl* 11.
- Bundesamt für Strahlenschutz (2018) BfS-Jahresbericht 2017/18 "Forschen, Informieren, Schützen". [zitiert am 24.05.20]. URL: <http://nbn-resolving.de/urn:nbn:de:0221-2018102416610>.
- Bundesamt für Strahlenschutz, Bundesamt für Umwelt, Naturschutz und Reaktorsicherheit (2018) Umweltradioaktivität und Strahlenbelastung: Jahresbericht 2016 [Internet]. [zitiert am 24.05.20]. URL: <http://nbn-resolving.de/urn:nbn:de:0221-2018112017017>
- Bundesregierung BRD (2003): Verordnung zur Änderung der Röntgenverordnung und anderer atomrechtlicher Verordnungen: Röntgenverordnung [Internet]. [zitiert am 24.05.2020]. URL: [https://www.bgbl.de/xaver/bgbl/start.xav?startbk=Bundesanzeiger\\_BGBl&jumpTo=bgbl103s0](https://www.bgbl.de/xaver/bgbl/start.xav?startbk=Bundesanzeiger_BGBl&jumpTo=bgbl103s0)

604.pdf#\_\_bgbl\_\_%2F%2F\*%5B%40attr\_id%3D%27bgbl103s0604.pdf%27%5D\_\_1590357033192

Bundesregierung BRD (2017) Gesetz zur Neuordnung des Rechts zum Schutz vor der schädlichen Wirkung ionisierender Strahlung - Strahlenschutzgesetz [Internet]. [zitiert am 24.05.2020]. URL: <https://www.gesetze-im-internet.de/strlsg/>

Bundesregierung BRD (2018): Verordnung zur weiteren Modernisierung des Strahlenschutzrechts -Strahlenschutzverordnung [Internet]. [zitiert am 24.05.2020]. URL: [https://www.gesetze-im-internet.de/strlsv\\_2018/](https://www.gesetze-im-internet.de/strlsv_2018/)

Burke GW, Knighton HT (1960) The localization of microorganisms in inflamed dental pulps of rats following bacteremia. *J Dent Res.* 39:205–14.

Bushberg JT (2014) Science, radiation protection, and the NCRP: Building on the past, looking to the future. NCRP 50th Annual Meeting Program. Bethesda.5–8.

Campello AF, Gonçalves LS, Guedes FR, Marques FV (2017) Cone-beam computed tomography versus digital periapical radiography in the detection of artificially created periapical lesions: A pilot study of the diagnostic accuracy of endodontists using both techniques. *Imaging Sci Dent* 47(1):25–31.

Cheung GSP, Wei WLL, McGrath C (2013) Agreement between periapical radiographs and cone-beam computed tomography for assessment of periapical status of root filled molar teeth. *Int Endod J* 46(10):889–95.

Cohenca N, Simon JH, Roges R, Morag Y, Malfaz JM (2007) Clinical indications for digital imaging in dento-alveolar trauma. Part 1: traumatic injuries. *Dent Traumatol.* 23(2):95–104.

Delivanis PD, Fan VSC (1984) The localization of blood-borne bacteria in instrumented unfilled and overinstrumented canals. *J Endod.* 10(11):521–4.

DIN 6868-161 (2013) Sicherung der Bildqualität in röntgendiagnostischen Betrieben\_ Teil\_161: Abnahmeprüfung nach RöV an zahnmedizinischen Röntgeneinrichtungen zur digitalen Volumentomographie [Internet]. [zitiert am 24.05.2020]. URL: <https://www.din.de/de/mitwirken/normenausschuesse/nar/normen/wdc-beuth:din21:164214522>

DIN 6868-157 (2014) Sicherung der Bildqualität in röntgendiagnostischen Betrieben\_ Teil\_157: Abnahme- und Konstanzprüfung nach RöV an Bildwiedergabesystemen in ihrer Umgebung [Internet]. [zitiert am 24.05.2020]. URL: <https://www.din.de/de/mitwirken/normenausschuesse/nar/normen/wdc-beuth:din21:216064441>

Durack C, Patel S (2012) Cone beam computed tomography in endodontics. *Braz Dent J.* 23(3):179–91.

Engström B, Frostell G (1961) Bacteriological studies of the non-vital pulp in cases with intact pulp cavities. *Acta Odontol Scand.* 19(1):23–39.

Ens S, Ulrici J, Hell E, Buzug TM (2010) Automatic detection of patient motion in cone-beam computed tomography. *IEEE International Symposium on Biomedical Imaging: From Nano to Macro.* Rotterdam:1257–60.



- Eriksen HM (2008) Epidemiology of apical periodontitis. In: Ørstavik DPF, Pitt Ford TR, Hrsg. Essential Endodontology. Prevention and Treatment of Apical Periodontitis. Oxford: Wiley, 262–74.
- Estrela C, Bueno MR, Leles CR, Azevedo B, Azevedo JR (2008) Accuracy of cone beam computed tomography and panoramic and periapical radiography for detection of apical periodontitis. J Endod. 34(3):273–9.
- European Commission (2004) European guidelines on radiation protection in dental radiology. The safe use of radiographs in dental practice [Internet]. Luxembourg: Office for Official Publication of the European Communities (Radiation protection, 136). [zitiert am 24.05.2020]. URL: <https://ec.europa.eu/energy/sites/ener/files/documents/136.pdf>
- European Society of Endodontology (2006) Quality guidelines for endodontic treatment: consensus report of the European Society of Endodontology. Int Endod J. 39(12):921–30.
- Farman AG, Scarfe WC (2009) The basics of maxillofacial cone beam computed tomography. Semin Orthod. 15(1):2–13.
- Fessler JA (2009) Chapter 6: X-ray imaging: noise and SNR. Student Lecture [Internet]. University of Michigan. Ann Arbor, USA. [zitiert am 24.05.2020]. URL: <https://web.eecs.umich.edu/~fessler/course/516/l/c6-noise.pdf>
- Fischer P, Hausmann J, Overdick M, Raith B, Wermes N, Blanquart L (1998) A counting pixel readout chip for imaging applications. Nucl Instrum Meth A. 405(1):53–9.
- Fluss R, Faraggi D, Reiser B (2005) Estimation of the Youden Index and its associated cutoff point. Biom J. 47(4):458–72.
- Fossum ER (1997) CMOS image sensors: electronic camera-on-a-chip. IEEE Trans. Electron Devices. 44(10):1689–98.
- Furkart AJ, Dove SB, McDavid WD, Nummikoski P, Matteson S (1992) Direct digital radiography for the detection of periodontal bone lesions. Oral Surg Oral Med Oral Pathol. 74(5):652–60.
- Gier RE, Mitchell DF (1968) Anachoretic effect of pulpitis. J Dent Res. 47(4):564–70.
- Goldman M, Pearson AH, Darzenta N (1972) Endodontic success - who's reading the radiograph? Oral Surg Oral Med Oral Pathol. 33(3):432–7.
- Goldman M, Pearson AH, Darzenta N (1974) Reliability of radiographic interpretations. Oral Surg Oral Med Oral Pathol. 38(2):287–93.
- Gomes BPFdA, Herrera DR (2018) Etiologic role of root canal infection in apical periodontitis and its relationship with clinical symptomatology. Braz Oral Res. 32(1).
- Goto TK, Nishida S, Nakamura Y, Tokumori K, Nakamura Y, Kobayashi K (2007) The accuracy of 3-dimensional magnetic resonance 3D vibe images of the mandible: an *in vitro* comparison of magnetic resonance imaging and computed tomography. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 103(4):550–9.
- Gröndahl HG (1979) Radiographic caries diagnosis. A study of caries progression and observer performance. Swed Dent J Suppl. 3:1–32.

- Grossman LI (1950) Root canal therapy. 3rd Edition, Philadelphia: Lea & Febiger.
- Grossman LI (1982) Origin of microorganisms in traumatized, pulpless, sound teeth. *J Endod.* 8:16-17.
- Hashimoto K, Kawashima S, Kameoka S, Akiyama Y, Honjo T, Ejima K, Sawada K (2007) Comparison of image validity between cone beam computed tomography for dental use and multidetector row helical computed tomography. *Dentomaxillofac Radiol.* 36(8):465–71.
- Hashimoto K, Arai Y, Iwai K, Araki M, Kawashima S, Terakado M (2003) A comparison of a new limited cone beam computed tomography machine for dental use with a multidetector row helical CT machine. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 95(3):371–7.
- Hashimoto K, Kawashima S, Araki M, Iwai K, Sawada K, Akiyama Y (2006) Comparison of image performance between cone-beam computed tomography for dental use and four-row multidetector helical CT. *J Oral Sci.* 48(1):27–34.
- Hoheisel M, Bätz L (2000) Requirements on amorphous semiconductors for medical X-ray detectors. *J Non-Cryst Solids.* 266-269:1152–7.
- Holberg C, Steinhäuser S, Geis P, Rudzki-Janson I (2005) Cone-beam computed tomography in orthodontics: benefits and limitations. *J Orofac Orthop.* 66(6):434–44.
- Horner K, Jacobs R, Schulze R (2013) Dental CBCT equipment and performance issues. *Radiat Prot Dosim.* 153 (2):212–18.
- Horner K, O'Malley L, Taylor K, Glenn AM (2014) Guidelines for clinical use of CBCT: A review. *Dentomaxillofac Radiol.* 44(1):20140225.
- Hosmer DW, Lemeshow S (2000) Applied logistic regression. Hoboken New Jersey, USA: John Wiley & Sons, Inc.
- Hounsfield GN (1973) Computerized transverse axial scanning (tomography). 1. Description of system. *Brit J Radiol.* 46(552):1016–22.
- Huomonen S, Orstavik D (2002): Radiological aspects of apical periodontitis. *Endod Topics.* 1(1):3–25.
- ICRP (1991) 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. *Annals of the ICRP* 21 [Internet]. [zitiert am 20.05.2020]. URL: <https://www.icrp.org/publication.asp?id=ICRP%20Publication%2060>
- ICRP (2000): Pregnancy and medical radiation. *Annals of the ICRP* 30 [Internet]. [zitiert am 24.05.2020]. URL: <https://www.icrp.org/publication.asp?id=ICRP%20Publication%2084>
- ICRP (2007): The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. *Annals of the ICRP* 37 [Internet]. [zitiert am 24.05.2020]. URL: <http://www.icrp.org/publication.asp?id=ICRP%20Publication%20103>
- Jaffray DA, Siewerdsen JH (2000) Cone-beam computed tomography with a flat-panel imager: initial performance characterization. *Med Phys.* 27(6):1311–23.

- Takehashi S, Stanley HR, Fitzgerald RJ (1965) The effects of surgical exposures of dental pulps in germ-free and conventional laboratory rats. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 20(3):340–9.
- Kawashima N, Okiji T, Kosaka T, Suda H (1996) Kinetics of macrophages and lymphoid cells during the development of experimentally induced periapical lesions in rat molars: A quantitative immunohistochemical study. *J Endod.* 22(6):311–6.
- Kerekes K, Tronstad L (1979) Long-term results of endodontic treatment performed with a standardized technique. *J Endod.* 5(3):83–90.
- Kersten D (1987) Predictability and redundancy of natural images. *J Opt Soc Am A Opt Image Sci.* 4(12):2395–400.
- Kirkevang LL, Orstavik D, Horsted-Bindslev P, Wenzel A (2000) Periapical status and quality of root fillings and coronal restorations in a Danish population. *Int Endod J.* 33(6):509–15.
- Kirkevang LL, Horsted-Bindslev P, Orstavik D, Wenzel A (2001) Frequency and distribution of endodontically treated teeth and apical periodontitis in an urban Danish population. *Int Endod J.* 34(3):198–205.
- Koenig L, Parks E, Analoui M, Eckert G (2004) The impact of image compression on diagnostic quality of digital images for detection of chemically-induced periapical lesions. *Dentomaxillofac Radiol.* 33(1):37–43.
- Kullendorff B, Gröndahl K, Rohlin M, Henrikson CO (1988) Subtraction radiography for the diagnosis of periapical bone lesions. *Endod Dent Traumatol.* 4(6):253–9.
- Kullendorff B, Nilsson M (1996) Diagnostic accuracy of direct digital dental radiography for the detection of periapical bone lesions: II. Effects on diagnostic accuracy after application of image processing. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 82(5):585–9.
- Kullendorff B, Nilsson M, Rohlin M (1996) Diagnostic accuracy of direct digital dental radiography for the detection of periapical bone lesions: Overall comparison between conventional and direct digital radiography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 82(3):344–50.
- Kunkel M, Allroggen S, Appel C, Bargholz C, Biffar R, Boehme P (2007) Leitlinie Wurzelspitzenresektion. *Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie* 11(5):251–7.
- Lalonde ER (1970) A new rationale for the management of periapical granulomas and cysts: An evaluation of histopathological and radiographic findings. *J Am Dent Assoc.* 80(5):1056–9.
- Lalonde ER, Luebke RG (1968) The frequency and distribution of periapical cysts and granulomas. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 25(6):861–8.
- Landis JR, Koch GG (1977) The measurement of observer agreement for categorical data. *Biometrics* 33(1):159.
- Lauterbur PC (1973) Image formation by induced local interactions: examples employing nuclear magnetic resonance. *Nature* 242 (5394):190–1.

- Lee SJ, Messer HH (1986) Radiographic appearance of artificially prepared periapical lesions confined to cancellous bone. *Int Endod J.* 19(2):64–72.
- Leonardi Dutra K, Haas L, Porporatti AL, Flores-Mir C, Nascimento Santos J, Mezzomo LA (2016) Diagnostic accuracy of cone-beam computed tomography and conventional radiography on apical periodontitis: a systematic review and meta-analysis. *J Endod.* 42(3):356–64.
- LeQuire AK, Cunningham CJ, Pelleu GB (1977) Radiographic interpretation of experimentally produced osseous lesions of the human mandible. *J Endod.* 3(7):274–6.
- Liang YH, Jiang L, Gao XJ, Shemesh H, Wesselink PR, Wu MK (2014) Detection and measurement of artificial periapical lesions by cone-beam computed tomography. *Int Endod J.* 47(4):332–8.
- Lin L, Skribner J (1990) Why teeth associated with inflammatory periapical lesion can have a vital response. *Clin Prev Dent.* 12(1):3-4.
- Lindner M (2001) Entwicklung eines zählenden Pixeldetektors für "Digitales Röntgen". [Dissertation]. Bonn: Physikalisches Institut.
- Linenberg WB, Waldron CA, DeLaune GF (1964) A clinical, roentgenographic, and histopathologic evaluation of periapical lesions. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 17(4):467–72.
- Lofthag-Hansen S, Huumonen S, Gröndahl K, Gröndahl HG (2007) Limited cone-beam CT and intraoral radiography for the diagnosis of periapical pathology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 103(1):114–9.
- Low KMT, Dula K, Bürgin W, Arx Tv (2008) Comparison of periapical radiography and limited cone-Beam tomography in posterior maxillary teeth referred for apical surgery. *J Endod.* 34(5):557–62.
- Ludlow JB, Walker C (2013) Assessment of phantom dosimetry and image quality of i-CAT FLX cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 144(6):802–17.
- Lupi-Pegurier L, Bertrand MF, Muller-Bolla M, Rocca JP, Bolla M (2002) Periapical status, prevalence and quality of endodontic treatment in an adult French population. *Int Endod J.* 35(8):690–7.
- Macdonald JB, Hare GC, Wood AWS (1957) The bacteriologic status of the pulp chambers in intact teeth found to be nonvital following trauma. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 10(3):318–22.
- Matthews D, Sutherland S (2004) Clinical practice guidelines on emergency management of acute apical periodontitis and acute apical abscess. *Evid Based Dent.* 5(3):84.
- McCall JO, Wald SS (1952) *Clinical dental roentgenology: Technic and interpretation, including roentgen studies of the child and the adolescent.* 3rd Edition. Philadelphia: W. B. Saunders Company.
- Michaelson PL, Holland GR (2002): Is pulpitis painful? *Int Endod J.* 35(10):829-32.

- Mistak EJ, Loushine RJ, Primack PD, West LA, Runyan DA (1998) Interpretation of periapical lesions comparing conventional, direct digital, and telephonically transmitted radiographic images. *J Endod.* 24(4):262–6.
- Möller ÅJRKE, Fabricius L, Dahlén G, Öhman AELF, Heyden GUY (1981) Influence on periapical tissues of indigenous oral bacteria and necrotic pulp tissue in monkeys. *Eur J Oral Sci.* 89(6):475–84.
- Morse DR, Wolfson E, Schacterle GR (1975) Nonsurgical repair of electrophoretically diagnosed radicular cysts. *J Endod.* 1(5):158–63.
- Mortensen H, Winther JE, Birn H (1970) Periapical granulomas and cysts. *Eur J Oral Sci.* 78(1-4):241–50.
- Mozzo P, Procacci C, Tacconi A, Martini PT, Andreis IA (1998) A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. *Eur Radiol.* 8(9):1558–64.
- Mueller K (1998) Fast and accurate three-dimensional reconstruction from cone-beam projection data using algebraic methods. [Dissertation]. Ohio, USA: Ohio State University. [zitiert am 10.05.2020]. URL: [https://etd.ohiolink.edu/!etd.send\\_file?accession=osu1487950658545496&disposition=inline](https://etd.ohiolink.edu/!etd.send_file?accession=osu1487950658545496&disposition=inline),
- Mueller K, Yagel R, Wheller JJ (1999) Fast implementations of algebraic methods for three-dimensional reconstruction from cone-beam data. *IEEE Trans. Med Imaging.* 18(6):538–48.
- Mupparapu M (2006) New nanophosphor scintillators for solid-state digital dental imagers. *Dentomaxillofac Radiol.* 35(6):475–6.
- Nair MK, Nair UP (2007) Digital and advanced imaging in endodontics: a review. *J Endod.* 33(1):1–6.
- Nair PNR, Pajarola G, Schroeder HE (1996) Types and incidence of human periapical lesions obtained with extracted teeth. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 81(1):93–102.
- Nair PNR (1997) Apical periodontitis: a dynamic encounter between root canal infection and host response. *Periodontol.* 2000 13(1):121–48.
- Nair PNR (2004) Pathogenesis of apical periodontitis and the causes of endodontic failures. *Crit Rev Oral Biol Med.* 15(6):348–81.
- Natkin E, Oswald RJ, Carnes LI (1984) The relationship of lesion size to diagnosis, incidence, and treatment of periapical cysts and granulomas. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 57(1):82–94.
- Ng YL, Mann V, Rahbaran S, Lewsey J, Gulabivala K (2008) Outcome of primary root canal treatment: Systematic review of the literature - Part 2. Influence of clinical factors. *Int Endod J.* 41(12):6-31.
- Ngan DCS, Kharbanda OP, Geenty JP, Darendeliler MA (2003) Comparison of radiation levels from computed tomography and conventional dental radiographs. *Aust Orthod J.* 19(2):67–75.

- Okiji T, Kawashima N, Kosaka T, Kobayashi C, Suda H (1994) Distribution of Ia antigen-expressing nonlymphoid cells in various stages of induced periapical lesions in rat molars. *J Endod.* 20(1):27–31.
- Orstavik D, Kerekes K, Eriksen HM (1986) The periapical index: A scoring system for radiographic assessment of apical periodontitis. *Dent Traumatol.* 2(1):20–34.
- Ozen T, Kamburoğlu K, Cebeci ARI, Yüksel SP, Paksoy CS (2009) Interpretation of chemically created periapical lesions using 2 different dental cone-beam computerized tomography units, an intraoral digital sensor, and conventional film. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 107(3):426–32.
- Paatero YV (1954) Method of and apparatus for X-ray photographing curved surfaces, especially for medical purposes. US-patent No 2684446 [zitiert am 26.05.20]. URL: <https://patents.google.com/patent/US2684446>.
- Patel S, Dawood A (2007) The use of cone beam computed tomography in the management of external cervical resorption lesions. *Int Endod J.* 40(9):730–7.
- Patel S, Dawood A, Mannocci F, Wilson R, Pitt Ford T (2009a) Detection of periapical bone defects in human jaws using cone beam computed tomography and intraoral radiography. *Int Endod J.* 42(6):507–15.
- Patel S, Dawood A, Whaites E, Pitt Ford T (2009b) New dimensions in endodontic imaging: part 1. Conventional and alternative radiographic systems. *Int Endod J.* 42(6):447–62.
- Patel S, Wilson R, Dawood A, Mannocci F (2012) The detection of periapical pathosis using periapical radiography and cone beam computed tomography – Part 1: Pre-operative status. *Int Endod J.* 45(8):702–10.
- Paurazas SB, Geist JR, Pink FE, Hoen MM, Steiman HR (2000) Comparison of diagnostic accuracy of digital imaging by using CCD and CMOS-APS sensors with E-speed film in the detection of periapical bony lesions. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 89(3):356–62.
- Pauwels R, Araki K, Siewerdsen JH, Thongvigitmanee SS (2015) Technical aspects of dental CBCT: state of the art. *Dentomaxillofac Radiol.* 44(1):20140224.
- Petrov Y (2005) Luminance correlations define human sensitivity to contrast resolution in natural images. *J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis.* 22(4):587–92.
- Pollard BJ, Chawla AS, DeLong DM, Hashimoto N, Samei E (2008) Object detectability at increased ambient lighting conditions. *Med Phys.* 35(6):2204–13.
- Priebe WA, Lazansky JP, Wuehrmann AH (1954) The value of the roentgenographic film in the differential diagnosis of periapical lesions. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 7(9):979–83.
- Reit C, Hollender L (1983) Radiographic evaluation of endodontic therapy and the influence of observer variation. *Scand J Dent Res.* 91(3):205–12.
- Robb RA, Sinak LJ, Hoffman EA, Kinsey JH, Harris LD, Ritman EL (1982) Dynamic volume imaging of moving organs. *J Med Sys.* 6(6):539–54.

- Robinson HBG, Boling LR (1941) The anachoretic effect in pulpitis I. Bacteriologic studies. *J Am Dent Assoc.* 28(2):268–82.
- Roeder F, von Rechenberg I, d'Hoedt B, Schulze R (2011) Spatial relation between a rigid (digital) intraoral X-ray receptor and longitudinal axes of maxillary teeth. *Clin Oral Investig.* 15(5):715–9.
- Rohrlack C (2009) Logistische und Ordinale Regression. In: *Methodik der empirischen Forschung.* 3. Aufl. Wiesbaden: Gabler Verlag, 267–82.
- Rosenberg PA, Frisbie J, Lee J, Lee K, Frommer H, Kottal S (2010) Evaluation of pathologists (histopathology) and radiologists (cone beam computed tomography) differentiating radicular cysts from granulomas. *J Endod.* 36(3):423–8.
- Sands MJ, Levitin A (2004) Basics of magnetic resonance imaging. *Semin Vasc Surg.* 17(2):66–82.
- Scarfe WC, Farman AG, Sukovic P (2006) Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice. *J Can Dent Assoc.* 72(1):75–80.
- Schriewer T, Schulze R, Filippi A, Mischak I, Payer M, Dagassan-Berndt D, Kühl S (2013) The influence of ambient lighting on the detection of small contrast elements in digital dental radiographs. *Clin Oral Investig.* 17(7):1727–31.
- Schulze R, Deppe H, Betz W, Beuer O, Bargholz C (2013) s2k-Leitlinie dentale digitale Volumentomographie [Internet]. AWMF [zitiert am 26.05.20]. URL: [https://www.awmf.org/uploads/tx\\_szleitlinien/083005I\\_S2k\\_Dentale\\_Volumentomographie\\_2013-10-abgelaufen.pdf](https://www.awmf.org/uploads/tx_szleitlinien/083005I_S2k_Dentale_Volumentomographie_2013-10-abgelaufen.pdf)
- Schulze R, Heil U, Gross D, Bruellmann DD, Dranischnikow E, Schwanecke U, Schoemer E (2011) Artefacts in CBCT: A review. *Dentomaxillofac Radiol.* 40(5):265–73.
- Schulze R (2019) *Lehrbuch zahnärztliches Röntgen. Grundlagen, Technik, Anwendung : Hintergrundinformationen.* Mainz: Johannes Gutenberg-Universität Mainz [Internet]. [zitiert am 26.05.20]. URL: <https://publications.ub.uni-mainz.de/opus/volltexte/2019/59167/pdf/59167.pdf>
- Schulze R, Berndt D, d'Hoedt B (2010) On cone-beam computed tomography artifacts induced by titanium implants. *Clin Oral Implants Res.* 21(1):100–7.
- von Seggern H, Voigt T, Knüpfer W, Lange G (1988) Physical model of photostimulated luminescence of x-ray irradiated BaFBr:Eu 2+. *J Appl Phys* 64(3):1405–12.
- Shoha RR, Dowson J, Richards AG (1974) Radiographic interpretation of experimentally produced bony lesions. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 38(2):294–303.
- Simon JHS (1980) Incidence of periapical cysts in relation to the root canal. *J Endod.* 6(11):845–8.
- Šimundić AM (2009) Measures of diagnostic accuracy: Basic definitions. *EJIFCC.* 19(4):203–11.
- Sjögren U, Häggglund B, Sundqvist G, Wing K (1990) Factors affecting the long-term results of endodontic treatment. *J Endod.* 16(10):498–504.

- Sogur E, Baksi BG, Gröndahl HG, Lomcali G, Sen BH (2009) Detectability of chemically induced periapical lesions by limited cone beam computed tomography, intra-oral digital and conventional film radiography. *Dentomaxillofac Radiol.* 38(7):458–64.
- Stashenko P, Teles R, D'Souza R (1998) Periapical inflammatory responses and their modulation. *Crit Rev Oral Biol Med.* 9(4):498–521.
- Stashenko P (1990) The role of immune cytokines in the pathogenesis of periapical lesions. *Dent Traumatol.* 6(3):89–96.
- Stashenko P, Dewhirst FE, Peros WJ, Kent RL, Ago JM (1987) Synergistic interactions between interleukin 1, tumor necrosis factor, and lymphotoxin in bone resorption. *J Immunol.* 138(5):1464-8.
- Stavropoulos A, Wenzel A (2007) Accuracy of cone beam dental CT, intraoral digital and conventional film radiography for the detection of periapical lesions. An *ex vivo* study in pig jaws. *Clin Oral Investig.* 11(1):101–6.
- Sullivan JE, Di Fiore PM, Koerber A (2000) RadioVisiography in the detection of periapical lesions. *J Endod.* 26(1):32–5.
- Suomalainen A (2010) Cone beam computed tomography in oral radiology [Dissertation]. Helsinki: Universität. [zitiert am 10.05.20]. URL: [https://www.researchgate.net/profile/Anni\\_Suomalainen2/publication/47931817\\_Cone\\_beam\\_computed\\_tomography\\_in\\_oral\\_radiology/links/542e75590cf277d58e8eb952.pdf](https://www.researchgate.net/profile/Anni_Suomalainen2/publication/47931817_Cone_beam_computed_tomography_in_oral_radiology/links/542e75590cf277d58e8eb952.pdf)
- Takahashi K, Kohda K, Miyahara J, Kanemitsu Y, Amitani K, Shionoya S (1984) Mechanism of photostimulated luminescence in BaFX:Eu<sup>2+</sup> (X=Cl,Br) phosphors. *J Lumin.* 31-32(1):266–8.
- ten Hove D, Jorgensen TD, van der Ark LA (2018) On the Usefulness of Interrater Reliability Coefficients. In: *Quantitative Psychology. The 82nd Annual Meeting of the Psychometric Society*, Springer Proceedings in Mathematics & Statistics 233. Cham:Springer, 67–75.
- Tirrell BC, Miles DA, Brown CE, Legan JJ (1996) Interpretation of chemically created lesions using direct digital imaging. *J Endod.* 22(2):74–8.
- Tsai P, Torabinejad M, Rice D, Azevedo B (2012) Accuracy of cone-beam computed tomography and periapical radiography in detecting small periapical lesions. *J Endod.* 38(7):965–70.
- Tyndall DA, Clifton TL, Webber RL, Ludlow JB, Horton RA (1997) TACT Imaging of primary caries. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 84(2):214–25.
- Wallace JA, Nair MK, Colaco MF, Kapa SF (2001) A comparative evaluation of the diagnostic efficacy of film and digital sensors for detection of simulated periapical lesions. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 92(1):93–7.
- Webber RL, Horton RA, Underhill TE, Ludlow JB, Tyndall DA (1996) Comparison of film, direct digital, and tuned-aperture computed tomography images to identify the location of crestal defects around endosseous titanium implants. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 81(4):480–90.



- Webber RL, Messura JK (1999) An *in vivo* comparison of diagnostic information obtained from tuned-aperture computed tomography and conventional dental radiographic imaging modalities. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 88(2):239–47.
- Weiger R, Hitzler S, Hermle G, Löst C (1997) Periapical status, quality of root canal fillings and estimated endodontic treatment needs in an urban German population. *Dent Traumatol.* 13(2):69–74.
- Winstock D (1980) Apical disease: an analysis of diagnosis and management with special reference to root lesion resection and pathology. *Ann Roy Coll Surg Engl.* 62(3):171–9.
- Wittgow WC, Sabiston CB (1975) Microorganisms from pulpal chambers of intact teeth with necrotic pulps. *J Endod.* 1(5):168–71.
- Yaffe MJ, Rowlands JA (1997) X-ray detectors for digital radiography. *Phys Med Biol.* 42(1):1–39.
- Yokota ET, Miles DA, Newton CW, Brown CE (1994) Interpretation of periapical lesions using RadioVisioGraphy. *J Endod.* 20(10):490–4.
- Zakariasen KL, Scott DA, Jensen JR (1984) Endodontic recall radiographs: How reliable is our interpretation of endodontic success or failure and what factors affect our reliability? *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 57(3):343–7.
- Zhang Y, Zhang L, Zhu XR, Lee AK, Chambers M, Dong L (2007) Reducing metal artifacts in cone-beam CT images by preprocessing projection data. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 67(3):924–32.
- Ziv J, Lempel A (1977) A universal algorithm for sequential data compression. *IEEE Trans. Inf Theory.* 23(3):337–43.
- Ziv J, Lempel A (1978) Compression of individual sequences via variable-rate coding. *IEEE Trans. Inf Theory.* 24(5):530–6.

## 8. Danksagung

## 9. Lebenslauf

