

Aus dem Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf
Westdeutsche Kieferklinik
Klinik und Poliklinik für Zahnärztliche Chirurgie und Aufnahme
Direktor: Univ.-Prof. Dr. J. Becker

Diagnostik von Zahnfrakturen mit dem Vistascan-System

Dissertation
zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnmedizin
Der Medizinischen Fakultät der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf
vorgelegt von

Sabine Weimar

2006

Für meine Eltern

Als Inauguraldissertation gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der
Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf

gez.: Univ.-Prof. Dr. med. Dr. rer. nat. Bernd Nürnberg
Dekan

Referent: Univ.-Prof. Dr. J. Becker

Korreferent: Univ.-Prof. Dr. D. Drescher

Inhaltsverzeichnis

1	<u>Einleitung</u>	4
1.1	<i>Wurzelquerfrakturen</i>	4
1.2	<i>Digitale Röntgentechnik</i>	7
1.3	<i>Vistascan-System</i>	11
1.4	<i>Ziel der Studie</i>	13
2	<u>Material und Methode</u>	15
2.1	<i>Vorbereitung und Präparation der Zähne</i>	15
2.2	<i>Spaltbreiten</i>	17
2.3	<i>Mikroskopische Vergrößerung</i>	18
2.4	<i>Durchführung der Röntgenaufnahmen</i>	21
2.5	<i>Röntgenbilder</i>	24
2.6	<i>Beurteilungskriterien und Umsetzung</i>	29
3	<u>Ergebnisse</u>	30
3.1	<i>Diagnostische Treffsicherheit</i>	30
3.2	<i>Fehleinschätzung in Abhängigkeit von einer Fraktur</i>	33
3.3	<i>Signifikanzanalyse</i>	37
4	<u>Diskussion</u>	39
4.1	<i>Diskussion der Methode</i>	39
4.2	<i>Diskussion der Ergebnisse</i>	41
5	<u>Zusammenfassung</u>	45
6	<u>Literaturnachweis</u>	46
7	<u>Danksagung</u>	51
8	<u>Lebenslauf</u>	52

1 Einleitung

Die Diagnose von Wurzelfrakturen ist oft schwierig, da die Symptomatik mehrdeutig sein kann und diagnostische Maßnahmen zur Erkennung häufig keine zweifelsfreie Klärung bringen. Perkussions-, Sensibilitäts- oder Aufbisstest sowie Röntgentechnik sind nur einige Untersuchungen, die bei der Erkennung behilflich sein sollen. Dennoch können Frakturen unerkannt bleiben.

Während bei den genannten Testverfahren wenige Variationsmöglichkeiten bestehen, bietet die Röntgentechnik mit filmbasierten oder digitalen Aufnahmeverfahren ein breites Spektrum an Verfahren- und Parameterkombinationen. Dabei ist der konventionelle Röntgenfilm abhängig von Röntgeneratore, Filmtyp, Entwicklungsmaschine und Entwicklungschemie, während die digitale Technik verschiedene Belichtungs- und Verarbeitungsparameter möglich macht. Es stellt sich die Frage nach den optimalen Aufnahmeparametern für die Röntgendiagnostik von Zahnfrakturen, um Diagnosen sicherer und vielleicht schneller stellen zu können. Welche Aufnahmebedingungen in der digitalen Röntgentechnik unter Verwendung des Vistascan-System von Dürr-Dental am besten geeignet sind, soll im Folgenden geklärt werden.

1.1 Wurzelquerfrakturen

Wurzelquerfrakturen sind in den meisten Fällen Folge von Stürzen, Spiel- und Sportunfällen und Ähnlichem. An zweiter Stelle stehen handgreifliche Auseinandersetzungen, während Unfälle im Straßenverkehr die dritthäufigste Ursache darstellen. Sie treten in der Bevölkerung mit einer Häufigkeit von 1 % und 7 % bei traumatischen Frontzahnverletzungen auf, wobei die Betroffenen, die Wurzelquerfrakturen erleiden, mit 61 % meist ein abgeschlossenes Wurzelwachstums haben (Herforth, 1982). Die Abhängigkeit zur Länge des Hebelarmes, der Lage des Drehpunktes und der Verankerung des Zahnes im Kieferknochen wurden in diesem Zusammenhang schon mehrfach untersucht (Gelbier 1967, Magnusson et al. 1970, Stålhane et al. 1975, Zachrisson et al. 1975, Ravn 1976). Obwohl Verletzungen der Zähne zu den häufigsten traumatischen Schäden im Kiefer-Gesichts-Bereich gehören, ist die Morbiditätsrate für Wurzelfrakturen also

sehr gering. Das ist erklärbar mit dem jungen Alter der Patienten, die diese erleiden (Phase des Zahndurchbruchs und der Wurzelentwicklung).

Um eine adäquate Therapie zu gewährleisten, ist eine differenzierte Betrachtung über verschiedene Kriterien nötig. Zum einen muss unterschieden werden, in welchem Bereich der Wurzel die Fraktur zu lokalisieren ist, zum anderen muss der Dislokationsgrad bestimmt werden können. Auch ist es wichtig zu unterscheiden, ob es sich um ein- oder mehrwurzlige Zähne handelt, da anstatt einer Extraktion so auch Hemi-/Trisektionen als Alternativen zu berücksichtigen sind.

Therapie der Wahl bei einer Querfraktur im koronalen Drittel der Wurzel, die nach Herforth (1982) und Horch (1995) mit 9 % die geringste Häufigkeit zeigen soll, ist die Entfernung des Fragmentes und eine endodontische Versorgung des Zahnes mit anschließendem Stiftaufbau. Liegt die Fraktur zu weit subgingival, sind auch eine vorherige orthodontische Extrusion oder eine chirurgische Kronenverlängerung möglich, um die prothetische Versorgung gewährleisten zu können.

Ist die Fraktur wie in 52 % der Fälle im mittleren Drittel lokalisiert (Herforth 1982, Horch 1995), kann bei leicht disloziertem Fragment eine Reposition und darauf folgende Immobilisierung angestrebt werden. Fand dies bisher noch über einen Zeitraum von zwei bis drei Monaten Umsetzung, sind mittlerweile kürzere Schienungszeiten nach einer Stellungnahme durch die DGZMK im Juli 2004 angegeben (Berthold, Bartel, Schäfer, Petschelt, Raab, Weiger, Hülsmann 07/2004). So ist bei vitalem Zahn eine „Heilung“ der Fraktur über die Bildung von Hartgewebe, Bindegewebe, Knochen- und Bindegewebe oder Granulationsgewebe, jedoch keine Restitutio ad integrum, möglich.

„Bei vitaler Pulpa werden die röntgenologischen Erscheinungsbilder nach Andreasen und Hjørting-Hansen in vier Kategorien untergliedert

- Heilung der Wurzelfraktur durch Hartgewebe
- Organisation der Fraktur durch Bindegewebe
- Organisation der Fraktur durch Knochen- und Bindegewebe
- Verbreiterung der Wurzelfraktur durch Granulationsgewebe“ (Horch, Deppe 1995).

Nach Brosch (1961) laufen bei Wurzelfrakturen vitaler Zähne pathohistologisch grundsätzlich die gleichen Vorgänge einer traumatischen Entzündung ab wie bei

einer Knochenfraktur. Zeigt sich kein Erfolg, ist eine Extraktion des Zahnes erforderlich. Hier ist es entweder zu einer Infektion der Pulpa über den Bruchspalt und damit zu entzündlichen Prozessen am Zahn gekommen oder zu einer mangelnden Durchblutung, die durch stärkere Dislokation der Fragmente bedingt ist, und somit zu einer ischämischen Nekrose, also einen lokalen Zelltod, geführt hat.

Ist der Zahn von Anfang an devital, ist schließlich auch noch eine transdentale Fixation, also das Einbringen eines Metall- oder Keramikstiftes durch den Wurzelkanal bis in den Knochen, möglich. Die Prognose dieser Therapievarianten ist jedoch äußerst schlecht, da die Verlustrate bei 43,4 % nach einer durchschnittlichen Liegedauer von 9,5 Jahren liegt (Sümnick, Lenz, Müller, 2003). Daher „...sollte erst bei persistierender Lockerung des koronalen Fragmentes, klinischer Symptomatik oder röntgenologisch nachweisbarer, progredienter Resorptionsprozesse im Bereich des Frakturspaltes...“ eine Verwendung in Erwägung gezogen werden (Herforth, 1982). Angesichts der guten Prognose wäre heute einer dentalen Implantation in der Regel der Vorzug gegenüber einer transdentalen Fixation zu geben.

Frakturen des apikalen Drittels, welche eine Häufigkeit von 39 % (Herforth 1982, Horch 1995) zeigen, können bei Dislokation ebenfalls repositioniert und gesichert werden. Bei pathologischen Veränderungen ist die Wurzelspitzenresektion eine alternative Therapiemöglichkeit. Hier wird das apikale Wurzelfragment entfernt und der verbleibende Wurzelanteil endodontisch versorgt - ggf. unter retrograden Verschluss des koronalen Fragmentes.

1.2 Digitale Röntgentechnik

Der Begriff digitale Röntgentechnik steht für die direkte oder indirekte Umsetzung eines Strahlungsbildes in elektrische Signale, um einen digitalen Bilddatensatz zu erzeugen.

Während bei der direkten Technik die Übertragung unmittelbar über den kristallinen Halbleiter einer CCD- (charge coupled device) oder APS-CMOS- (active pixel Sensor) Kamera geschieht, erfolgt bei der indirekten Technik eine Umsetzung über Speicherfolien mit „Memory-Effekt“.

Das Prinzip der direkten Technik nutzt ein Feld miniaturisierter Photodioden, die direkt durch die Röntgenstrahlung oder durch die röntgenstrahlungsstimulierte Emission von sichtbarem Licht durch einen Szintillator angeregt werden. Der Umweg über einen Szintillator, der selbst erst zur Emission durch die auftreffende Röntgenstrahlung angeregt wird, ist wegen eines besseren Wirkungsgrades vorteilhaft. Eine zwischengeschaltete Bleiglasoptik kann ungehärtete Photodioden vor Schäden durch Röntgenstrahlung bewahren. Die Dioden können nun ein analoges Signal abgeben, welches nach Verstärkung und Analog-Digital-Umwandlung im PC als Bilddatei angezeigt und gespeichert wird.

Das gleiche Prinzip gilt im Grunde für die Übertragung des Bildes über eine Faser- bzw. Sammeloptik aus Bleiglas auf den CCD-Chip.

Gänzlich zu unterscheiden ist die Umsetzung über Speicherfolien, also die indirekte Technik. Die Speicherfolien selbst bestehen aus einem lumineszenzfähigen Medium, vorwiegend seltene chemische Verbindungen wie Bariumhalogenidkristalle, welche mit anderen Stoffen, meist Europium, dotiert werden, um die Zeit zwischen Exposition und Auslesen des Bildes verlängern zu können.

Die Elektronen werden bei Emission mit Röntgenstrahlung in einen metastabilen Zustand versetzt, der durch Bestrahlung mit rotem Licht zur Emission von blauem Licht führt. Durch weitere Bestrahlung mit weißem Licht wird dieser metastabile Zustand wieder rückgängig gemacht und so die Wiederverwendbarkeit von Speicherfolien ermöglicht. Der Aufbau einer Speicherfolie ähnelt dem konventioneller Röntgenfilme. Von der Basis zur Vorderseite folgen einander eine

Lichtschutzschicht, eine Polyester-Trägerschicht, eine leitfähige Schicht mit Emulsion, eine Speicherschicht und eine Schutzschicht. Die Umsetzung in elektrische Signale erfolgt hier über einen Scanner, der mit einem Laserstrahl das latente Bild abtastet. Hierbei besteht die Möglichkeit, den Laserstrahl über ein Galvano-Spiegelsystem zu schwenken (Digora), mittels einer Prismenoptik rotieren zu lassen (Vistascan) oder eine mit der Speicherfolie bestückte Trommel gegenüber einem feststehenden Laserstrahl zu drehen (DenOptix, Digora PCT). Die Sammlung der Strahlung und Umwandlung in analoge Signale geschieht über eine Sammeloptik, die das Lumineszenzlicht filtert und z.B. mit einem Photomultiplier umwandelt (Vistascan, Digora Optime). Nach dem Auslesen können die elektrischen Signale über eine dem Scanner zugehörige Software nach Analog-Digital-Umwandlung gespeichert und als digitales Bild dargestellt werden.

Das Originalbild wird somit in kleinste Flächen zerlegt. Die Pixel (von **P**icture-**E**lements) bestimmen mit ihrer Anzahl pro Flächeneinheit die Bildschärfe, während die Speichertiefe in Form von Bits (binary digit) pro Pixel die Zahl speicherbarer Graustufen bestimmt. Hierbei wird jedem Rasterfeld ein Zahlenwert zugeordnet. Die in der Zahnmedizin übliche Grauwertpalette von 256 Graustufen setzt demnach eine Speichertiefe von 8 Bit voraus. Hierbei ist zumeist dem Wert 0 die Farbe Schwarz und dem Wert 255 die Farbe Weiß zugeordnet.

Bildqualität

Die Bildqualität digitaler Röntgenbilder wird zum Einen von den Einstellungen während der Aufnahme selbst und zum Anderen durch die dem Computer eigenen Systemvoraussetzungen und Einlesemodalitäten bei der Benutzung von Speicherfolien bestimmt.

Während bei der Aufnahme Fokus-Objekt-Abstand, Beschleunigungsspannung, Anodenstrom und Belichtungszeit maßgebende Faktoren sind, wird die Umsetzung in elektrische Signale unter Anderem von Ortsauflösung (Linienpaaren, Pixel), Digitalisierungstiefe (Bits/Pixel) und dem Signal-Rausch-Verhältnis bestimmt.

Da im Rahmen der Studie Variationen von Dosis (Belichtungszeit) und eingestellter Scannerauflösung (Linienpaaren) durchgeführt wurden, werden diese und ihre qualitätsgebenden Eigenschaften im Folgenden genauer erläutert.

Dosis

Die Dosis ist nicht nur ein entscheidender Faktor im Rahmen der Sicherung von qualitativen Bildeigenschaften, sie spielt auch eine entscheidende Rolle, wenn es darum geht, die Strahlung, der ein Patient während einer Aufnahme ausgesetzt ist, so gering wie möglich zu halten. Es muss also ein ausgewogenes Verhältnis zwischen der Strahlung, die diagnostisch optimale Werte erzielt und der Strahlung, die gesundheitlich als unbedenklich einzustufen ist, gewahrt werden.

Allgemein ist dabei festzuhalten, dass eine kurze Expositionszeit die Gefahr von Unschärfen und Objektbewegungen reduziert. Soweit die Verkürzung der Expositionszeit mit einer Dosisreduktion verbunden ist, werden außerdem auch gesundheitliche Risiken von Röntgenuntersuchungen minimiert.

Die Menge der Röntgenstrahlungsquanten, die in einer bestimmten Zeiteinheit (s) erzeugt werden, ist abhängig von der Anodenstromstärke (mA). Das aus beiden Faktoren resultierende Milliampere-Sekunden-Produkt (mAs) steuert maßgeblich die Bildschwärze. Je größer das Produkt, desto mehr Schwärzung zeigt das Röntgenbild. Dabei ist am Produkt selbst nicht zu erkennen, ob die Zeit oder die Stromstärke variiert wurde.

Außerdem muss berücksichtigt werden, dass eine Reduktion der Strahlungsdosis zu einem stärkeren Einfluss des immer vorhandenen Signalrauschens führt, was sich in störenden zufälligen Helligkeitsvariationen der einzelnen Bildpunkte auf den Röntgenbildern bemerkbar macht. Dieser Effekt wird als Bildrauschen bezeichnet. Bei dem Vistascan-System erster Generation führen intraorale Belichtungen unter 269 μGy (0,08 s) durch hohes Rauschen zu einer eingeschränkten Bildqualität enoraler Bilder, während Werte über 429 μGy (0,12 s) durch ein günstigeres Signal/Rauschverhältnis zu besserer Qualität führen (Künzel et al. 2004), gesetzlich aber nicht möglich sind. Der gesetzlich zugelassene Dosisbereich ist 200 μGy .

Bei konventionellen enoralen Filmen in der Zahnmedizin sind Belichtungszeiten von etwa 125 ms bei 70 kV und 200 ms bei 60 kV sinnvoll, wenn die Stromstärke 7 mA beträgt und ein Multipulsgenerator verwendet wird. Für die meisten digitalen dentalen Aufnahmesysteme dagegen werden herstellerseitige Belichtungsparameter von 80 ms bis 100 ms bei 70 kV und 7 mA angegeben.

Auflösung

Die Ortsauflösung digitaler Röntgenbilder wird in Linienpaaren pro Millimeter gemessen. Ein Linienpaar setzt sich aus einer transparenten und einer röntgenopaken Linie zusammen. Nach Pasler können normalsichtige Menschen mit bloßem Auge bis 10 Lp/mm erkennen. Das Auflösungsvermögen konventioneller intraoraler Zahnfilm-Systeme liegt höher. Bei digitalen intraoralen Systemen wird die Auflösung u.a. durch die Pixelgröße des verwendeten Systems limitiert und erreicht nicht bei allen Systemen die o.g. 10 Lp/mm. Nach dem Nyquist-Theorem lassen sich mit digitaler Bildgebung nur Strukturen darstellen, die mindestens doppelt so groß sind wie die einzelnen Pixel.

Einer In-vitro-Studie der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf von 2004 zufolge, kommt in dem vom Gesetzgeber zugelassenen Dosisbereich unterhalb 200 Mikrogray das Vistascan-System auf eine Sichtbarkeit von 12 bis 13 Linienpaaren pro Millimeter (Künzel et al. 2004).

Für das Einlesen einer Speicherfolie mit dem Vistascan-System kann die Auflösung eingestellt werden, mit der der Scanner die Folie abtasten soll. So besteht die Möglichkeit zwischen 10 Lp/mm, 20 Lp/mm und 40 Lp/mm zu wählen, was heißt, dass die einzelnen gespeicherten Pixel jeweils eine Größe von 50 μm , 25 μm oder 12,5 μm haben. Im betrieblichen Ablauf ändert sich dadurch nur die Zeit, die der Scanner benötigt, um ein Originalbild auf dem Monitor zu erzeugen. Für 10 Lp/mm ergibt sich eine Einlesezeit von ca. 32 s, während für 20 Lp/mm und 40 Lp/mm mit Zeiten von ca. 65 s und 125 s zu rechnen ist.

1.3 Vistascan-System

Der für diese Studie verwendete Vistascan erster Generation der Firma Dürr Dental hat die Form einer Säule, der in der Mitte ein breiterer Ring aufsitzt. Über dem Ring können die Speicherfolien mit Hilfe spezieller Folienkassetten durch einen schmalen Spalt eingezogen werden. Das Vistascan-System nutzt das Prinzip des über die Bilder rotierenden Laserstrahls. Eine Sammeloptik fokussiert die durch die Belichtung entstandene Lumineszenzstrahlung auf einem Photomultiplier, der diese Strahlung in analoge elektrische Signale umwandelt.



Abb. 1:
Die Vistascan-Systeme mit dem Prinzip des rotierenden Laserstrahls

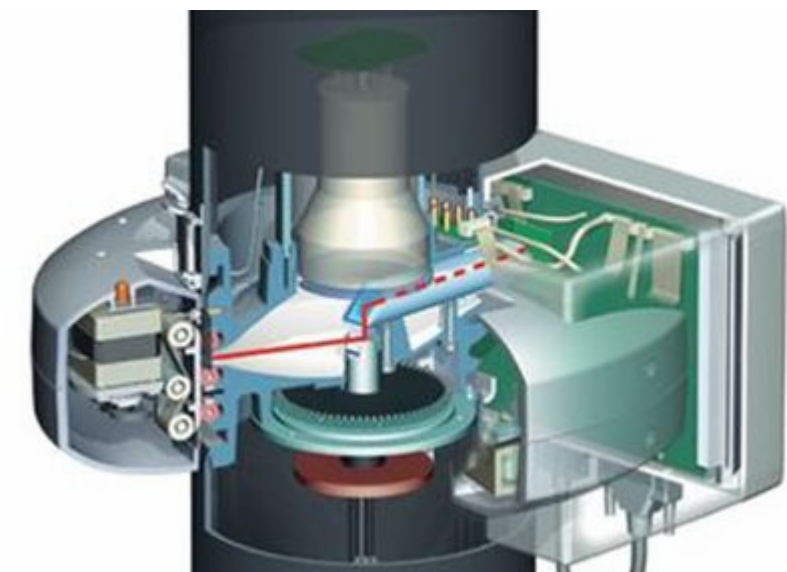


Abb. 2:
Einsicht in das Photon Collecting System (PCS) des Vistascan-System erster Generation

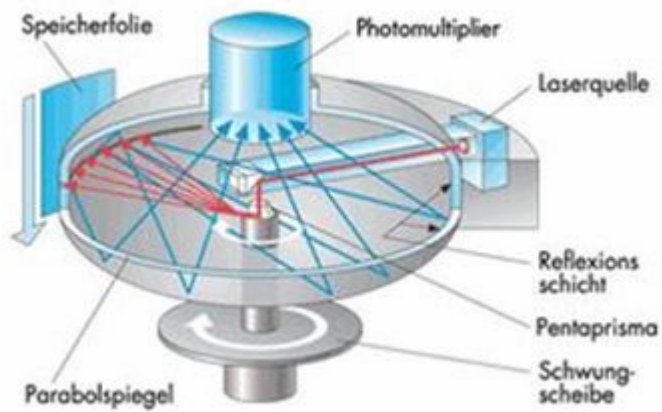


Abb. 3:
Die PCS-Technologie im Detail:
Die Lichtübertragung des
Laserstrahls auf die Speicherfolie
erfolgt über ein rotierendes
Pentaprisma. Ein speziell
beschichteter Parabolspiegel
reflektiert die stimulierte
Lumineszenzstrahlung auf einen
Photomultiplier

Quelle: Dürr Dental Bietigheim-Bissingen, Deutschland
Mit freundlicher Genehmigung der Firma Dürr Dental

1.4 Ziel der Studie

Präzise Diagnosen sollen mit geringst möglichen Nebenwirkungen gewonnen werden. Ziel dieser Studie ist es, im Rahmen der immer weiter angestrebten Reduzierung der Strahlendosis und Verbesserung der Diagnosesicherheit bei zahnärztlichen Aufnahmen, die Einstellungen zu finden, die am besten für die Diagnostik von Zahnfrakturen mit dem Vistascan-System geeignet sind.

Durch die Einführung der digitalen Röntgentechnik durch Moyon und der Firma Trophy unter dem Namen „Radiovisiographie“ in 1987 ist es zu einer weiteren Reduzierung der notwendigen Strahlenbelastung bei der zahnärztlichen Röntgendiagnostik gekommen. Digitale Systeme lassen gegenüber dem konventionellen E-Film heute eine Strahlenreduzierung von 50 - 70 % zu, da kürzere Belichtungszeiten möglich sind und dabei immer noch diagnosefähige Bilder entstehen. Dies liegt daran, dass digitale Systeme eine höhere Empfindlichkeit aufweisen. Außerdem zeigen sie auch bei begrenzter Über- bzw. Unterbelichtung noch akzeptable Ergebnisse. Der Dynamikbereich für Speicherfolien liegt hier bei 1:40000.

Eine Kölner Studie (Pfeiffer, Schmage, Nergiz und Platzer, 2000) hat sich ebenfalls mit den Folgen verschiedener Expositionszeiten auf die diagnostische Genauigkeit digitaler Bilder beschäftigt. Die dabei benutzen menschlichen Zähne und Kieferknochen waren aber ohne pathologischen Befund. Ziel dieser Studie war es letztendlich die digitalen Bilder herauszufiltern, die optimale Kontraste und Schärfe liefern und diese konventionellen Bildern gegenüberzustellen. Kriterien waren hier „...Ortsauflösung, Schärfe, Kontrast und Artefakte in den unterschiedlichen Zahn – und Kieferknochenstrukturen“ Optimale Belichtungszeiten wurden hier in Abhängigkeit vom Fokus-Empfänger-Abstand mit 20 ms bis 130 ms angegeben, während die optimale Spannung bei 60 kV zu finden sei. Der empfohlene Fokus-Empfänger-Abstand läge bei 30 - 40 cm. Vernachlässigt wurde hier allerdings die Tatsache, dass Spannungen von 60 kV für die Bildqualität zwar optimal sind, jedoch etwa die doppelte Belichtungszeit benötigen.

Mit variierenden Belichtungszeiten und daraus resultierenden akzeptablen Diagnosen hat sich auch eine Studie von Berkhout, Beuger, Sanderink und van der Stelt 2004 in den Niederlanden beschäftigt. Fünf verschiedene Systeme wurden von

sieben Betrachtern verglichen. Auch hier kam man zu dem Schluss, dass digitale Systeme weniger Belichtungszeit benötigen, um qualitativ ausreichende Röntgenbilder zu ermöglichen.

Es gibt viele weitere Studien, die sich bisher annähernd mit der gleichen Thematik beschäftigt haben. Wurzelquerfrakturen sind allerdings mit rein intraoralen Aufnahmeverfahren bisher wenig berücksichtigt worden. In einer Wiener Veröffentlichung von 1999 wurde dagegen die Diagnose von Wurzellängsfrakturen mittels Computertomographie schon als Möglichkeit in Erwägung gezogen und intraorale Aufnahmen als Vergleich herangezogen. Die Zahnfilme wurden hier bei 70 kV, 0,3 - 0,5 s und 7 mA mit einem Heliodent MD der Firma Siemens durchgeführt. Man kam anhand zweier Betrachter zu dem Ergebnis, „...dass die ermittelte Sensitivität und Spezifität zweier Betrachter bei der Feststellung von vertikalen Wurzelfrakturen bei 23 % und 70 % lag, natürlich mit dentaler Radiographie, und bei 100 % und 100 %, natürlich mit CT.“ Die hohe Strahlenbelastung bzw. lange Belichtungszeit des CT wird anhand einer Studie von Schüller, Köster und Ewen von 1992 gerechtfertigt, in welcher diese „...vergleichbar mit Schädelaufnahmen in zwei Ebenen...“ sei (Youssefzadeh, Gahleitner, Dorffner, Bernhart, Kainberger, 1999).

In einer weiteren Studie aus Thailand von 2001 wurden ebenfalls experimentell erzeugte Wurzelfrakturen untersucht. Diese dienten aber dem Vergleich von digitalen und konventionellen Röntgenbildern (Kositbowornchai, Nuansakul, Sikram, Sinahawattana, Saengmontri, 2001).

Zu erwähnen ist auch noch eine ähnliche Studie aus Schweden von Borg, Kallqvist, Grondahl K. und Grondahl HG 1998, in der geprüft wurde, unter welchen Bedingungen Wurzelresorptionen in konventionellen und digitalen Filmen optimal diagnostiziert werden konnten. Schwerpunkt ist hier der Vergleich der Systeme, der besagt, dass bei optimaler Belichtung alle Systeme eine akzeptable Diagnosesicherheit zeigen. Bemerkenswert wird, dass das digitale Phosphorsystem tendenziell weniger Belichtungszeit benötige, um gleiche diagnostische Sicherheit zu gewährleisten.

2 Material und Methode

2.1 Vorbereitung und Präparation der Zähne

Es wurden einwurzlige menschliche Zähne für diese Versuchsreihe verwendet, die nach Extraktion zur Reinigung kurz in 3 % Wasserstoffperoxyd gelegt worden waren. Für die Dauer der Versuche diente den Zähnen eine physiologische NaCl-Lösung zur Aufbewahrung, um eine Austrocknung zu vermeiden.

Von allen Zähnen erfolgte vor Beginn ein Abdruck in heißem Wachs, um später die exakte Repositionierung der Zähne zu ermöglichen. Der Wachsabdruck hat eine Breite und Länge von ca. 1,4 cm und 3,8 cm. Er ist ca. 1 cm hoch.



Abb. 4: Zahn II in seinem Wachsabdruck

Um die Zähne gezielt im apikalen Bereich zu frakturieren, wurden diese in einen Miniaturschraubstock (hergestellt durch H. Weimar) fixiert. Da die Krafteinwirkung nur auf eine Stelle beschränkt werden sollte, wurde ein handelsüblicher schmaler Gipsspatel plan dem Schraubstock aufgelegt. Dieser sollte die durch einen Hammerschlag verursachte Kraft auf den Zahn übertragen. Der dabei benutzte Hammer hatte ein Gewicht von 500 g.

Die frakturierten Zähne wurden darauf in dem am Anfang genommenen Wachsabdruck repositioniert und von außen mit einem konventionellen Kleber der Marke UHU (Sekundenkleber blitzschnell®, UHU GmbH & Co KG Bühl/Baden, Deutschland) fixiert, der in Röntgenaufnahmen die gleiche röntgenologische Dichte wie Wasser zeigte.

Um die genauen Spaltgrößen unter einem Mikroskop ermitteln zu können, wurden die so zusammengesetzten Zähne in Kaltpolymerisat der Firma Heraeus-Kulzer (Palapress®, Heraeus-Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland) eingebettet. Die Polyacrylatblöcke der Größe 3,2 cm x 2 cm x 0,5 cm (L x B x H) wurden dann mit einem Gipstrimmer (Diamantscheibe) der Firma Wassermann Dental (Wassermann Dental-Maschinen GmbH, Hamburg, Deutschland) angeschliffen, so dass ein planer Anschliff der frakturierten Zähne entstand. Um entstandene Riefen durch das Trimmen zu eliminieren, wurde die Zahnoberfläche mit feinem Schmirgelpapier der Körnung 500 und 600 und Polierpaste von Oral B (The Gillette Company, Boston, Massachusetts, USA) bearbeitet.

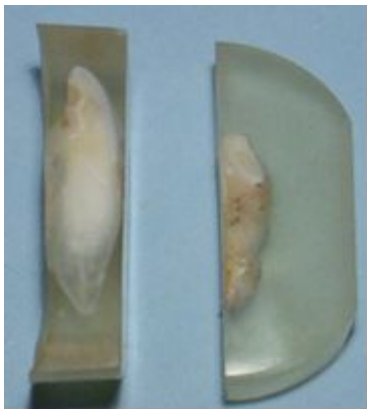


Abb. 5: Zahn IV (hochkant) und Zahn VI (plan) in Polyacrylat eingebettet

2.2 Spaltbreiten

Die Zähne wurden nach Frakturierung in einem vorher angefertigten Wachsabdruck repositioniert. So sollte die Spaltgröße analog zu tatsächlichen Frakturgrößen so klein wie möglich gehalten werden. Tatsächlich erstrecken sich die so entstandenen Bruchspalten über einen Bereich von 0,96 μm bis 78,12 μm .

Zahn	Spaltgröße 1 (μm)	Spaltgröße 2 (μm)	Spaltgröße 3 (μm)	Lokalisation
0	5,25	7,66	12,64	Koronales Drittel
3	68,32			Mittleres Drittel
4	3,66	4,08	1,39	Koronales Drittel
6	2,68	4,65	12,28	Apikales Drittel
7	2,45	2,54	3,57	Koronales Drittel
8	2,68	2,45	1,74	Apikales Drittel
9	1,52	1,39	0,99	Mittleres Drittel
10	13,71			Mittleres Drittel
11	40,82	41,66	37,18	Apikales Drittel
13	76,57	78,12		Mittleres Drittel
14	2,23	1,79	1,36	Koronales Drittel
15	0,99	0,96		Koronales Drittel

Tab. 1: Spaltgrößen der einzelnen Zähne an verschiedenen Stellen der Fraktur

2.3 Mikroskopische Vergrößerung

Die frakturierten Zähne wurden jeweils mit der 20fachen und 40fachen Vergrößerung mikroskopiert (Olympus BX 50 Lichtmikroskop, Olympus Europa Holding GmbH Hamburg, Deutschland) und digital fotografiert (Olympus Color View, Olympus Europa Holding GmbH Hamburg, Deutschland). Mit der Computersoftware analySIS 5.0 der Firma Soft Imaging System (Soft Imaging GmbH Münster, Deutschland) wurden die Spaltbreite an verschiedenen Stellen der Fraktur vermessen. Die Anzahl der Messungen variiert dabei von 1-3. - je nachdem welche Variabilität der Bruchspalt im Bezug auf seine Breite zeigte.

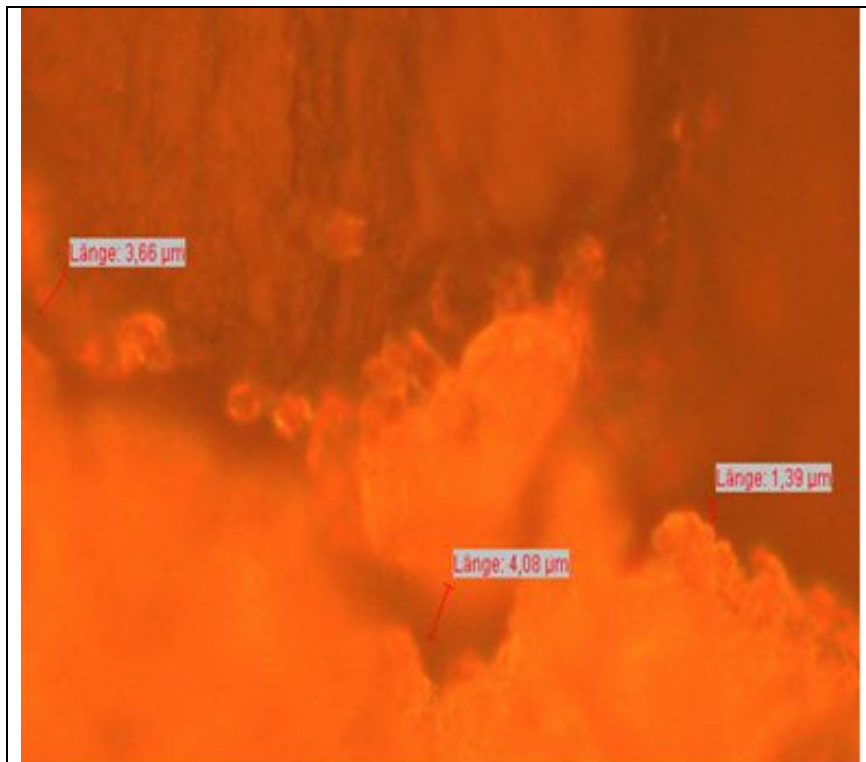


Abb. 6: Digitale Photographie unter 40facher mikroskopischer Vergrößerung von Zahn 4 an verschiedenen Stellen der Fraktur

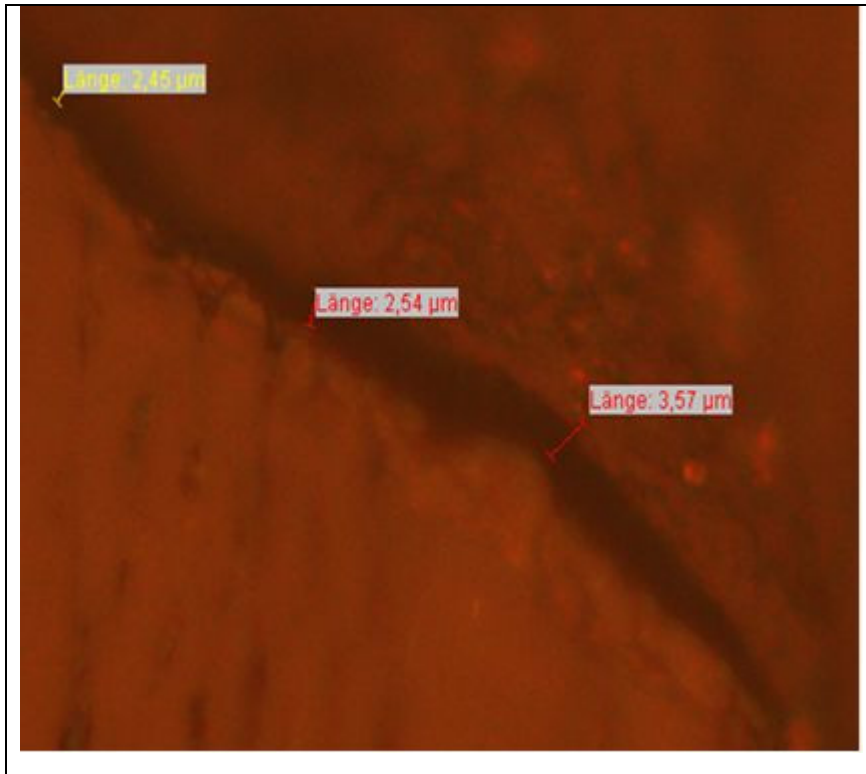


Abb. 7: Digitale Photographie unter 40facher mikroskopischer Vergrößerung von Zahn 7 an verschiedenen Stellen der Fraktur

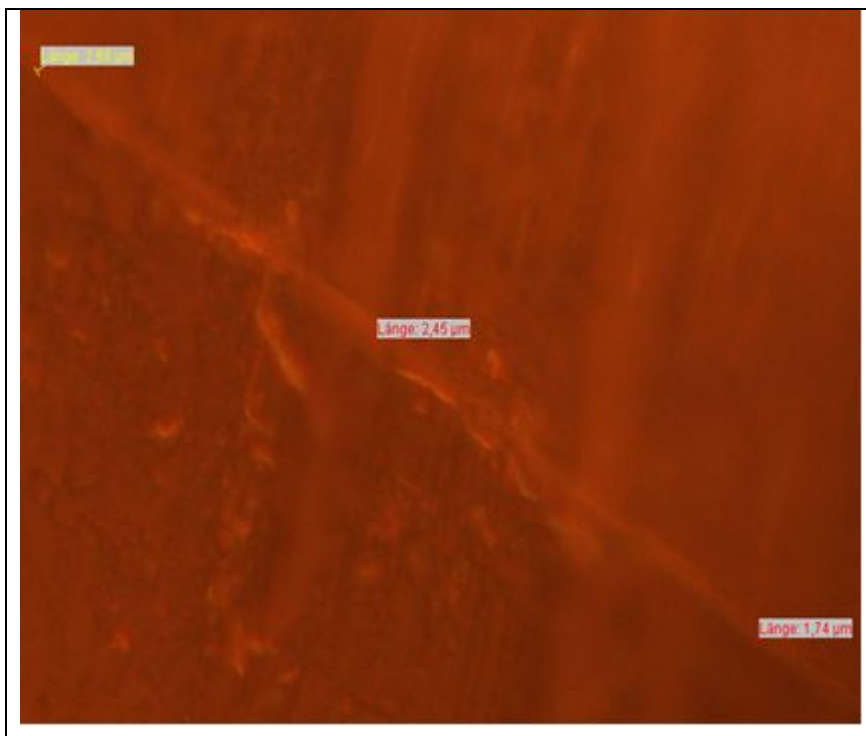


Abb. 8: Digitale Photographie unter 20facher mikroskopischer Vergrößerung von Zahn 8 an verschiedenen Stellen der Fraktur



Abb. 9: Digitale Fotografie unter 40facher mikroskopischer Vergrößerung von Zahn 9 an verschiedenen Stellen der Fraktur

2.4 Durchführung der Röntgenaufnahmen

Im Rahmen der Studie wurden Röntgenaufnahmen der Zähne vor und nach der Fraktur angefertigt, so dass ein Verhältnis von 1:1 von frakturiert zu nicht frakturiert vorlag. So entstanden 432 Aufnahmen, die zu 50 % den humanen einwurzeligen Zahn in einer durch Implantatbohrer gefertigten alveolen-ähnlichen Bohrung in einem Schweinekiefer zeigen. Die andere Hälfte der Aufnahmen wurden die Zähne auf Wachs gebettet, um eine Positionierung während der Röntgenaufnahme zu gewährleisten. Die im Hintergrund als „leer“ bezeichneten Röntgenaufnahmen sind also als optimal störungsfrei zu bezeichnen.

Die geometrischen Einstellungen während der Aufnahmen waren konstant. Der Fokus-Sensor-Abstand wurde bei jeder Aufnahme auf ca. 9 4/5 Zoll eingestellt. Spannung und Anodenstrom betragen konstant 70 kV und 7 mA. Einzig die Belichtungszeit wurde variiert. Hier wurde jeder Zahn mit 20 ms, 80 ms und 160 ms aufgenommen, was Dosiswerten von 6 µGy, 27 µGy und 56 µGy am Tubusende entsprach. Die Aufnahmen erfolgten mit einem Gendex Oralix DC Generator (Gendex Dental Systems GmbH, Hamburg, Deutschland).

Die Aufnahmen wurden mittels Speicherfolien, also indirekter digitaler Technik, durchgeführt. Das Objekt lag der Speicherfolie unmittelbar auf. Die Speicherfolien mit den Standardmaßen 3 x 4 der Firma Dürr Dental wurden nach jeder Aufnahme im ReSetter (Firma Dürr Dental, Bietigheim-Bissingen, Deutschland) für 35 Sekunden mit weißem Licht für die erneute Verwendung gelöscht.



Abb. 10: ReSetter der Firma Dürr Dental

Quelle: Dürr Dental Bietigheim-Bissingen, Deutschland
Mit freundlicher Genehmigung der Firma Dürr Dental

Eingelesen wurden die Aufnahmen mit dem Vistascan-System erster Generation der Fa. Dürr Dental (Bietigheim-Bissingen, Deutschland). Es wurden drei verschiedene Einlesemodalitäten für den Scanner verwendet, da der Vistascan verschiedene Einstellungen der beim Einlesen verwendeten Auflösung zulässt. Zur Anwendung kamen jeweils 40 Lp/mm, 20 Lp/mm und 10 Lp/mm.

Es gab also für jeden der zwölf Zähne vier verschiedene Versuchsserien:

- 1: Positionierung des **intakten** Zahnes auf **Wachs** und Variation der Belichtungszeit (20 ms, 80 ms, 160 ms) und der Linienpaare (40 Lp/mm, 20 Lp/mm, 10 Lp/mm). n = 108
- 2: Positionierung des **intakten** Zahnes im **Schweinekiefer** und Variation der Belichtungszeit (20 ms, 80 ms, 160 ms) und der Linienpaare (40 Lp/mm, 20 Lp/mm, 10 Lp/mm). n = 108
- 3: Positionierung des **frakturierten** Zahnes auf **Wachs** und Variation der Belichtungszeit (20 ms, 80 ms, 160 ms) und der Linienpaare (40 Lp/mm, 20 Lp/mm, 10 Lp/mm). n = 108
- 4: Positionierung des **frakturierten** Zahnes im **Schweinekiefer** und Variation der Belichtungszeit (20 ms, 80 ms, 160 ms) und der Linienpaare (40 Lp/mm, 20 Lp/mm, 10 Lp/mm). n = 108

Über die Bildbearbeitungs- und Archivierungssoftware DBSWIN® Version 3.2.2-G von Dürr Dental (Bietigheim-Bissingen, Deutschland) wurden die Bilder auf dem Monitor dargestellt. Die der benutzten Software eigenen Systemverarbeitungs-möglichkeiten lassen eine Speicherung und Verarbeitung der Bilder mit 32 Bit zu. Außerdem können über das Betriebssystem des Computers Bildpunkte und die Anzahl der Farben modifiziert werden. Hier sind Voreinstellungen von 1024 x 768 Pixel für die Bildschirmauflösung und eine Farbqualität von 32 Bit gewählt worden.

Um die Bilder in rationeller Weise den Betrachtern zugänglich zu machen, wurden sie mit DBSWIN® zur Darstellung gebracht, mit der Windows Screen Print Funktion exportiert, in die Software Paint (Microsoft Corporation Redmond, WA, USA) kopiert und als 24-Bit DIB-Bitmap gespeichert. Die Darstellung im 32-Bit-Grafikmodus führt defacto zu einer Graustufenkonvertierung der Bilder von den internen 16 Bit Graustufen von DBSWIN® auf eine 8 Bit Graukennlinie am Monitor. Dies basiert

darauf, dass die drei Farbkanäle (rot, grün, blau) der Grafikkarte nur mit je 8 Bit digitalisiert sind und für graue Bildpunkte auf identische Werte gesetzt werden.

Zum Erlangen gleicher Bildmaße am Monitor, wurden die mit 10 Lp/mm eingelesenen Röntgenbilder analog zu den 40 Lp/mm-Bildern um den Faktor 4 vergrößert. Die mit 20 Lp/mm eingelesenen Aufnahmen wurden über den Faktor 2 vergrößert. So hatten die Bilder unabhängig von der eingestellten Scannerauflösung am Monitor identische Größe. Außerdem wurden die Röntgenbilder auf den für die Auswertung relevanten Bereich – den einzelnen Zahn – zugeschnitten, da sonst die Aufnahmen für eine Betrachtung zu große Seitenlängen für die Darstellung am Monitor erlangt hätten.

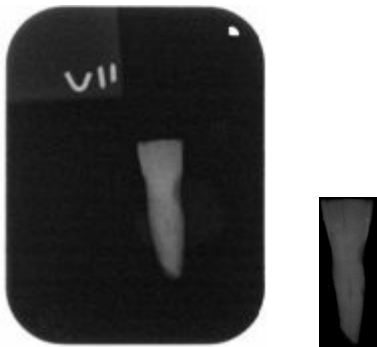
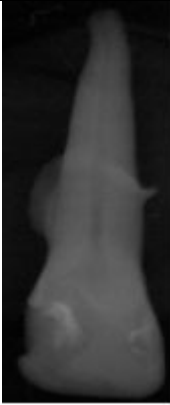
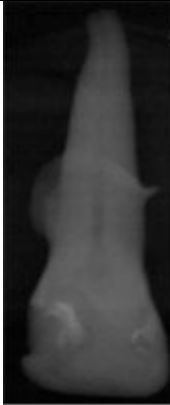






Abb. 11: Digitale Röntgenaufnahme von Zahn 7 vor und nach Zuschnitt der Originalaufnahme

2.5 Röntgenbilder

Für jeden Zahn existieren 36 Bilder. Eine Serie enthält neun Bilder, die sich aus drei verschiedenen Belichtungszeiten (20 ms, 80 ms und 160 ms) und drei verschiedenen Auflösungen (10 Lp/mm, 20 Lp/mm und 40 Lp/mm) zusammensetzt. Es gibt, wie bereits erwähnt, vier Serien von jedem Zahn, da sowohl vom frakturierten und nicht frakturierten Zahn eine Reihe mit „leerem“ Hintergrund, also nur Positionierung auf einem Wachsstück, und eine Reihe im Schweinekiefer angefertigt wurden.

		
160 ms	160 ms	160 ms
40 Lp/mm	20 Lp/mm	10 Lp/mm

		
80 ms	80 ms	80 ms
40 Lp/mm	20 Lp/mm	10 Lp/mm

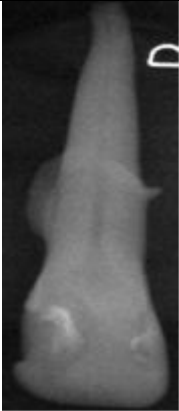

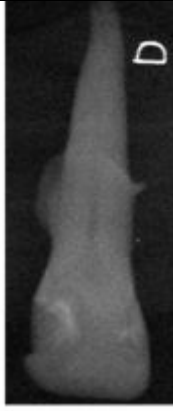






		
20 ms	20 ms	20 ms
40 Lp/mm	20 Lp/mm	10 Lp/mm

Abb. 12: Digitale Röntgenaufnahme von Zahn 14 ohne Fraktur ohne Phantom

		
160 ms	160 ms	160 ms
40 Lp/mm	20 Lp/mm	10 Lp/mm

		
80 ms	80 ms	80 ms
40 Lp/mm	20 Lp/mm	10 Lp/mm










		
20 ms	20 ms	20 ms
40 Lp/mm	20 Lp/mm	10 Lp/mm

Abb. 13: Digitale Röntgenaufnahme von Zahn 14 ohne Fraktur im Knochenphantom

		
160 ms	160 ms	160 ms
40 Lp/mm	20 Lp/mm	10 Lp/mm

		
80 ms	80 ms	80 ms
40 Lp/mm	20 Lp/mm	10 Lp/mm

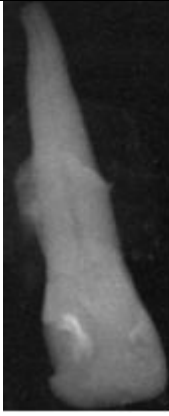


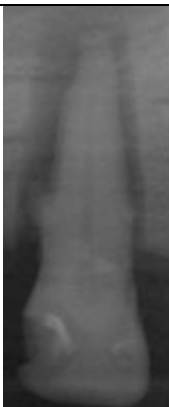





		
20 ms	20 ms	20 ms
40 Lp/mm	20 Lp/mm	10 Lp/mm

Abb. 14: Digitale Röntgenaufnahme von Zahn 14 mit Fraktur ohne Phantom

		
160 ms	160 ms	160 ms
40 Lp/mm	20 Lp/mm	10 Lp/mm

		
80 ms	80 ms	80 ms
40 Lp/mm	20 Lp/mm	10 Lp/mm




		
20 ms	20 ms	20 ms
40 Lp/mm	20 Lp/mm	10 Lp/mm

Abb. 15: Digitale Röntgenaufnahme von Zahn 14 mit Fraktur im Knochenphantom

2.6 Beurteilungskriterien und Umsetzung

Da eine unabhängige Beurteilung der 432 Röntgenbilder erfolgen sollte, wurde die Reihenfolge der Darstellung für jeden Betrachter unterschiedlich randomisiert.

Insgesamt wurden fünf Betrachter ausgesucht. Vier davon haben langjährige zahnärztliche Erfahrung vorzuweisen. Sie waren zum Zeitpunkt der Betrachtungen jeweils seit 25, 30 (2x) und 38 Jahren approbiert, der fünfte Betrachter war Student und seit zwei Jahren klinisch tätig. Um gleiche Bedingungen zu schaffen, wurde die Zeit für eine Bildbewertung auf maximal 90 Sekunden begrenzt.

Die Beurteilung erfolgte anhand folgender Fünf-Punkt-Skala:

- 1 = „Fraktur“
- 2 = „Fraktur wahrscheinlich“
- 3 = „weiß nicht“
- 4 = „Fraktur unwahrscheinlich“
- 5 = „keine Fraktur“

Die Betrachter wurden über vorher gezeigte Beispiele von Zähnen, die in der Studie nicht berücksichtigt worden, in den Versuch eingewiesen, um so eine adäquate Beurteilung zu ermöglichen und Missverständnisse bzw. Fehlinterpretationen der Aufgabenstellung zu vermeiden.

3 Ergebnisse

3.1 Diagnostische Treffsicherheit

Der höchste Anteil richtiger Diagnosen bei alleiniger Betrachtung der Dosis lag im Schweinekiefer bei 68,9 % – unabhängig davon ob die Belichtungszeit 80 ms oder 160 ms betrug, während im leeren Umfeld korrekte Diagnosen von bis zu 74,2 % bei 80 ms zu erreichen waren. Belichtungen mit 20 ms führen bei beiden Umfeld-Varianten häufiger zu Fehldiagnosen.

	20 ms	80 ms	160 ms
Umfeld alle			
Zutreffend	476	515	504
Zutreffend [%]	66,1	71,5	70,0
Umfeld leer			
Zutreffend	251	267	256
Zutreffend [%]	69,7	74,2	71,1
- davon frakturiert	45,6	56,7	52,8
- davon nicht frakturiert	85,6	86,7	87,2
Umfeld Schwein			
Zutreffend	225	248	248
Zutreffend [%]	62,5	68,9	68,9
- davon frakturiert	31,7	44,4	49,4
- davon nicht frakturiert	71,1	80,6	78,9

Tab. 2: Abhängigkeit von Umfeld und Belichtungszeit

Belichtung mit Gendex Oralix-DC Multipuls-Generator bei 70 kV mit 7 mA Anodenstrom und 9 4/5 Zoll Fokus-Sensor-Abstand

<u>Umfeld</u>	<u>Belichtungszeit</u>
Schwein: alveolen-ähnliche Bohrung im Schweinekiefer	20 ms
leer: Positionierung auf Wachs – optimal störungsfrei	80 ms
	160 ms

Bei alleiniger Betrachtung der Auflösung unbeachtlich der Dosis wird der höchste Anteil richtiger Diagnosen bei 40 Lp/mm im leeren Umfeld mit 72,8 % und bei 20 LP/mm im Schweinekiefer mit 70,0 % erlangt, wobei die Unterschiede zwischen 20 Lp/mm und 40 Lp/mm nicht deutlich sind. Eine Einstellung der Auflösung auf 10 Lp/mm führt zumindest im knöchernen Umfeld zu einer deutlich schlechteren Trefferrate.

	10 Lp/mm	20 Lp/mm	40 Lp/mm
<u>Umfeld alle</u>			
Zutreffend	470	512	513
Zutreffend [%]	65,3	71,1	71,3
<u>Umfeld leer</u>			
Zutreffend	252	260	262
Zutreffend [%]	70,0	72,2	72,8
- davon frakturiert	48,3	52,8	53,9
- davon nicht frakturiert	85,6	86,7	87,2
<u>Umfeld Schwein</u>			
Zutreffend	218	252	251
Zutreffend [%]	60,6	70,0	69,7
- davon frakturiert	33,3	44,4	53,3
- davon nicht frakturiert	70,56	78,9	81,1

Tab. 3: Abhängigkeit von Umfeld und Scannerauflösung

Belichtung mit Gendex Oralix-DC Multipuls-Generator bei 70 kV mit 7 mA Anodenstrom und 9 4/5 Zoll Fokus-Sensor-Abstand

<u>Umfeld</u>	<u>Scannerauflösung</u>
Schwein: alveolen-ähnliche Bohrung im Schweinekiefer	10 Lp/mm
leer: Positionierung auf Wachs – optimal störungsfrei	20 Lp/mm
	40 Lp/mm

Betrachtet man beide die Bildqualität bestimmenden Faktoren in Kombination so lag der höchste Anteil richtiger Diagnosen mit 76,7 % im Schweinekiefer bei 160 ms und 20 Lp/mm, gefolgt von 71,7 % bei 80 ms und 20 Lp/mm. Die geringste diagnostische Treffsicherheit mit nur 56,7 % richtiger Urteile ergab sich bei 20 ms und 10 Lp/mm. Die beste Sensitivität und Spezifität im Knochenphantom ergaben sich bei 20 Lp/mm und 160 ms mit 56,7 % bzw. 96,7 % (Tab. 6).

Bei Aufnahmen einzelner Zähne ohne Schweinekieferphantom als Zahnumfeld war der Anteil richtiger Diagnosen z.T. erheblich höher. Die höchste Sensitivität von 60,0 % bei einer Spezifität von 96,7 % ergab sich hier bei 40 Lp/mm und 80 ms.

Belichtungszeit	alle Zeiten	20 ms	80 ms	160 ms
Dosis [µGy]		6,07	26,7	56,2
Umfeld alle				
10 Lp/mm	65,3 %	63,3 %	68,3 %	68,3 %
20 Lp/mm	71,1 %	67,1 %	71,7 %	74,6 %
40 Lp/mm	71,3 %	67,9 %	74,6 %	71,3 %
Alle Lp/mm	69,2 %	66,1 %	71,5 %	70,0 %
Umfeld Leer				
10 Lp/mm	70,0 %	70,0 %	72,5 %	67,5 %
20 Lp/mm	72,2 %	72,5 %	71,7 %	72,5 %
40 Lp/mm	72,8 %	66,7 %	78,3 %	73,3 %
Alle Lp/mm	71,7 %	69,7 %	74,2 %	71,1 %
Umfeld Schwein				
10 Lp/mm	60,6 %	56,7 %	64,2 %	60,8 %
20 Lp/mm	70,0 %	61,7 %	71,7 %	76,7 %
40 Lp/mm	69,7 %	69,2 %	70,8 %	69,2 %
Alle Lp/mm	66,8 %	62,5 %	68,9 %	68,9 %

Tab. 4: Abhängigkeit von Umfeld, Belichtungszeit und Scannerauflösung

3.2 Fehleinschätzung in Abhängigkeit von einer Fraktur

Weil die Fehlerrate der Betrachter stark abhängig war von der Voraussetzung, ob der Röntgenaufnahme tatsächlich ein frakturierter Zahn zugrunde lag oder nicht, wurden die Betrachtungsergebnisse für die Röntgenbilder mit und ohne Fraktur separat analysiert

LP ms		Mittlere Fehleinschätzung					
		Schwein			leer		
		N	Mittel	StdAbw	N	Mittel	StdAbw
10	20	12	1,03	0,52	12	0,45	0,37
	80	12	0,77	0,42	12	0,55	0,33
	160	12	1,00	0,59	12	0,57	0,60
20	20	12	0,83	0,53	12	0,43	0,42
	80	12	0,60	0,55	12	0,57	0,60
	160	12	0,57	0,50	12	0,48	0,54
40	20	12	0,68	0,38	12	0,57	0,47
	80	12	0,57	0,39	12	0,42	0,35
	160	12	0,65	0,55	12	0,52	0,61

Tab. 5: Grad der Fehleinschätzung nicht frakturierter Zähne (0 = richtig bis 4 = komplett falsch)

Hintergrund		Schwein			leer		
		10 Lp/mm	20 Lp/mm	40 Lp/mm	10 Lp/mm	20 Lp/mm	40 Lp/mm
Sensitivität	20 ms	21,7 %	28,3 %	45,0 %	45,0 %	46,7 %	45,0 %
	80 ms	38,3 %	48,3 %	46,7 %	53,3 %	56,7 %	60,0 %
	160 ms	40,0 %	56,7 %	51,7 %	46,7 %	55,0 %	56,7 %
Spezifität	20 ms	91,7 %	95,0 %	93,3 %	95,0 %	98,3 %	88,3 %
	80 ms	90,0 %	95,0 %	95,0 %	91,7 %	86,7 %	96,7 %
	160 ms	81,7 %	96,7 %	86,7 %	88,3 %	90,0 %	90,0 %

Tab. 6: Sensitivität und Spezifität

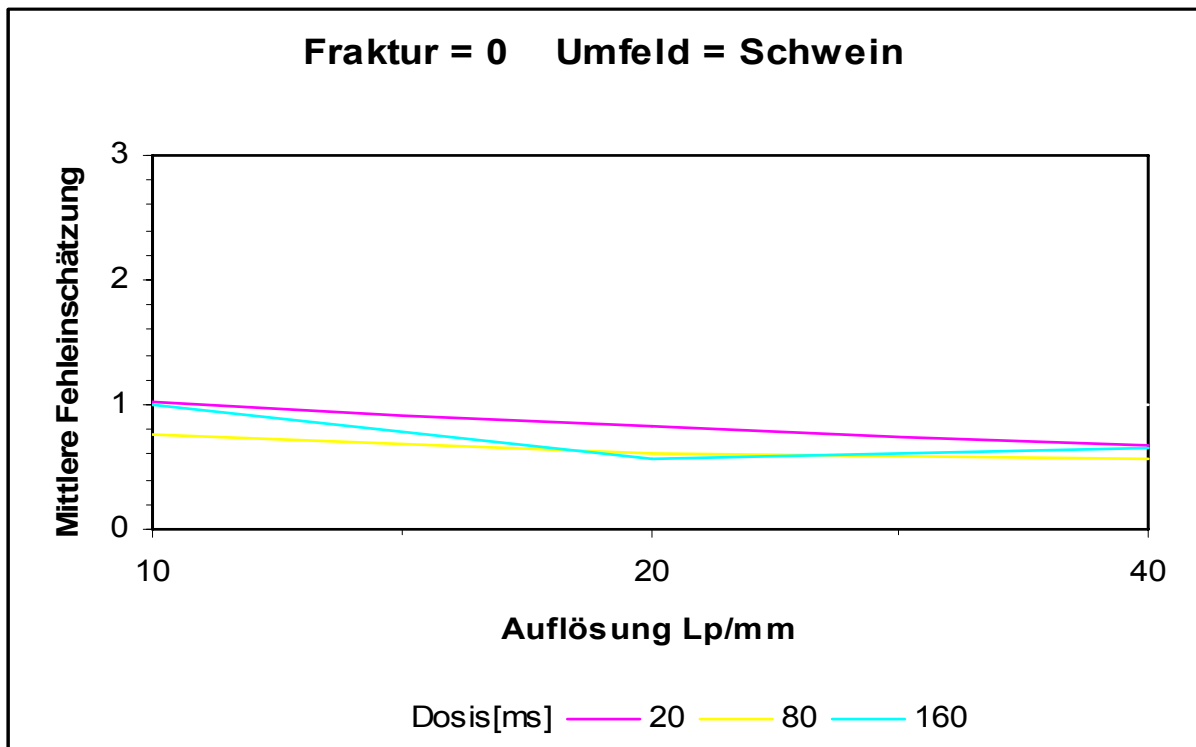


Abb. 16: Grafische Darstellung der Fehleinschätzung bei nicht frakturierten Zähnen im Umfeld Schwein

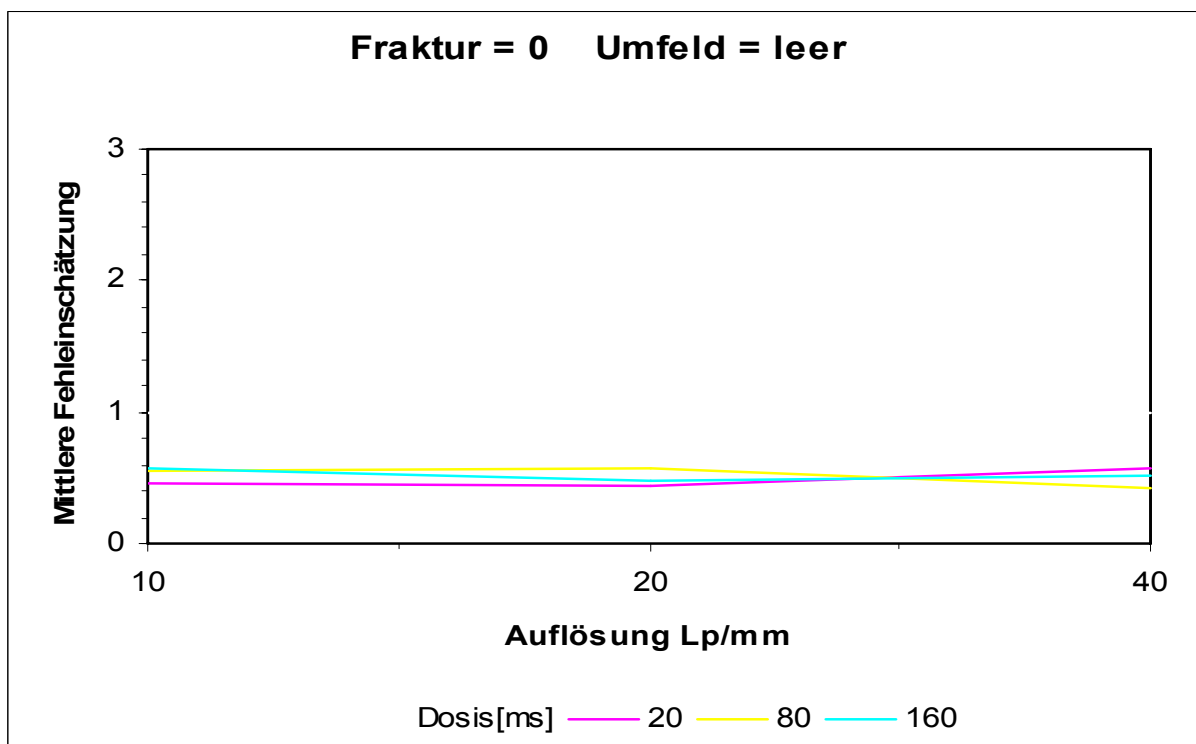


Abb. 17: Grafische Darstellung der Fehleinschätzung bei nicht frakturierten Zähnen im leeren Umfeld

LP ms		Mittlere Fehleinschätzung					
		Schwein			leer		
		N	Mittel	StdAbw	N	Mittel	StdAbw
10	20	12	2,37	0,89	12	2,07	1,40
	80	12	2,18	1,33	12	1,98	1,53
	160	12	2,13	1,34	12	2,02	1,71
20	20	12	2,18	0,89	12	2,02	1,71
	80	12	1,85	1,43	12	1,70	1,40
	160	12	1,52	1,35	12	1,72	1,60
40	20	12	2,00	1,22	12	2,05	1,80
	80	12	1,87	1,47	12	1,70	1,50
	160	12	1,80	1,53	12	1,70	1,45

Tab. 7: Grad der Fehleinschätzung frakturierter Zähne (0 = richtig bis 4 = komplett falsch)

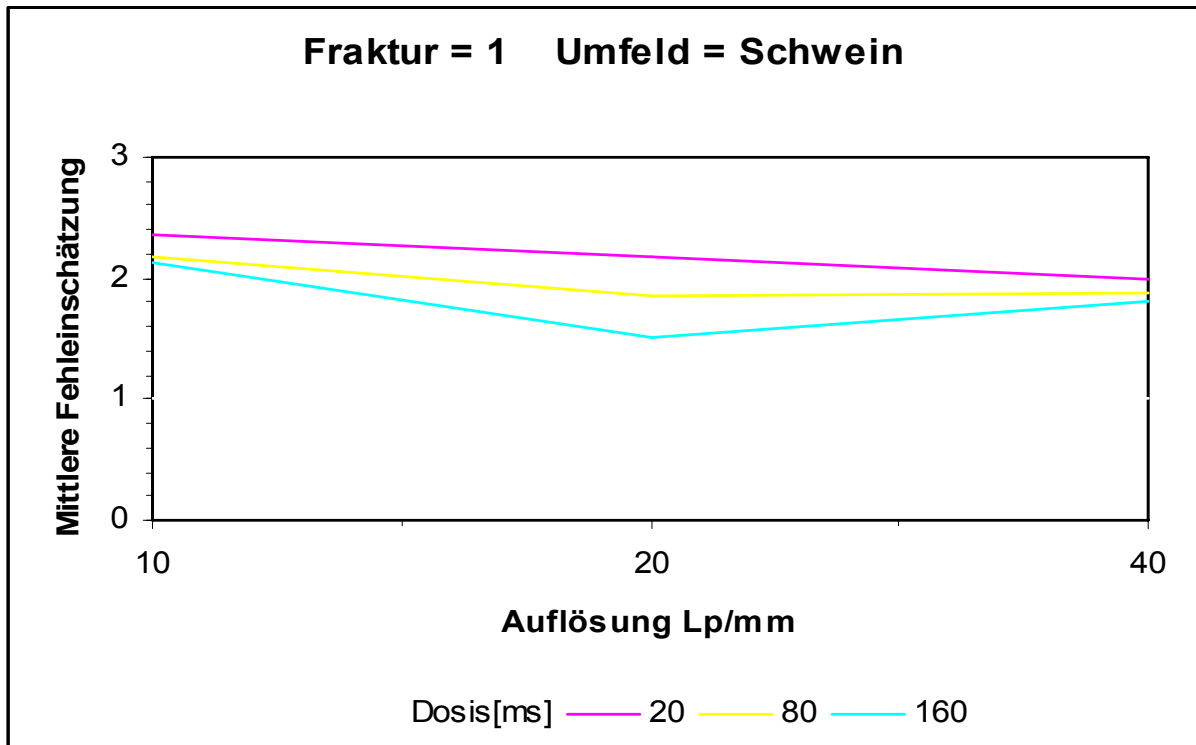


Abb. 18: Grafische Darstellung der Fehleinschätzung bei frakturierten Zähnen im Umfeld Schwein

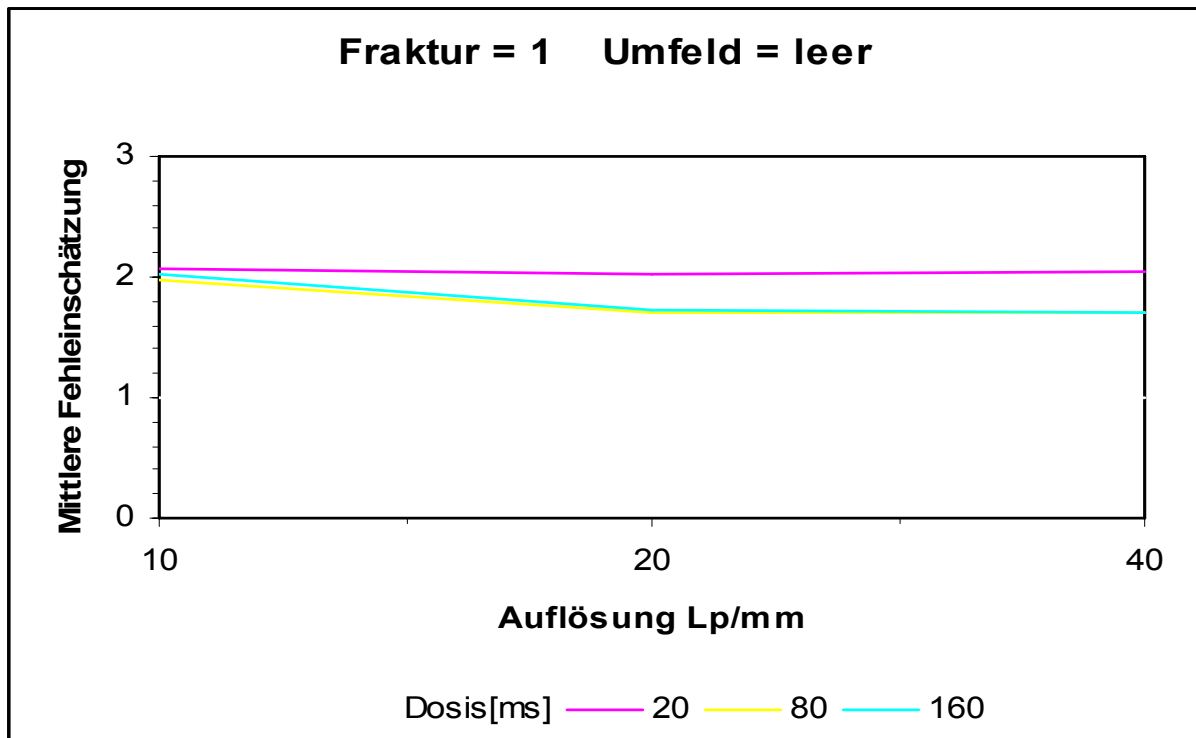


Abb. 19: Grafische Darstellung der Fehleinschätzung bei frakturierten Zähnen im leeren Umfeld

Es ist ersichtlich, dass ohne Fraktur im Schweinekiefer die geringste Zahl falsch positiver Diagnosen bei der höchsten Dosis und bei einer Auflösung von 20 Lp/mm erzielt wurde, während die Zahl richtig positiver Diagnosen beim Vorliegen einer Fraktur im Knochenumfeld ebenfalls bei der höchsten Dosis und 20 Linienpaaren pro Millimeter den besten Wert zeigte.

Gerade bei niedrigen Dosiswerten und einer geringen Auflösung ist ebenfalls zu erkennen, dass ein knöchernes Umfeld die Diagnostik erschwert. Unter optimal störungsfreien Bedingungen ist es dem Betrachter scheinbar möglich, Frakturen auch bei einer Dosis von 80 ms deutlich zu erkennen oder auszuschließen. Ebenfalls sieht man deutlich, dass es einen Unterschied zu machen scheint, ob eine vorhandene Fraktur erkannt oder eine nicht vorhandene ausgeschlossen werden soll.

3.3 Signifikanzanalyse

Betrachtet man also sowohl separat die Fälle ohne Fraktur und mit Fraktur, ergeben sich in der nach Greenhouse-Geisser adjustierten ANOVA folgende Aussagen:

ANOVA	Parameter	Keine Fraktur	Fraktur
Haupteffekte	Hintergrund	0,0157	0,8018
	Auflösung (Lp/mm)	0,0912	0,0063
	Belichtungszeit (ms)	0,5474	0,0848
Wechselwirkungen	Hintergrund * LP/mm	0,1268	0,5950
	Hintergrund* ms	0,2164	0,6252
	LP/mm * ms	0,7714	0,4552
	Hintergrund * LP/mm * ms	0,6470	0,5859

Tab. 8: Signifikanzwerte in der nach Greenhouse-Geisser adjustierten ANOVA

War keine Fraktur vorhanden, so hat das Umfeld Einfluss auf die Erkennungsrate. Diese Aussage hat eine Irrtumswahrscheinlichkeit von $p = 0,0157$. Liegt eine Fraktur vor, so ist der Einfluss des Umfeldes nicht signifikant ($p = 0,8018$). Bei fehlender Fraktur gibt es einen nicht signifikanten Trend zu einem Einfluss der Scannerauflösung ($p = 0,0912$) und keinen signifikanten Einfluss der Dosis ($p = 0,5474$).

Liegt eine Fraktur vor, so hat die Scannerauflösung einen hoch signifikanten Einfluss auf die Erkennungsrate ($p = 0,0063$). Es zeigt sich ein nicht signifikanter Trend zu einem Einfluss der Dosis ($p = 0,0848$) und keine Signifikanz bezüglich der Umfeldwirkung ($p = 0,8018$).

Signifikanzen gab es allerdings nur bei den Haupteffekten. Wechselwirkungen ließen sowohl bei den Fällen mit und ohne Fraktur keine Signifikanz erkennen. Ebenfalls ist nicht nachweisbar, dass die Kombination zweier Faktoren besonders gut oder besonders schlecht ist.

4 Diskussion

4.1 Diskussion der Methode

Ziel dieses In-vitro-Versuchs mit dem Vistascan-System erster Generation der Firma Dürr Dental war es, die Einstellungen zu finden, die die beste Bildqualität für die Diagnostik von Wurzelquerfrakturen gewährleisten. Daher wurde die diagnostische Sicherheit mit Hilfe von fünf erfahrenen zahnärztlichen Betrachtern anhand von 432 Röntgenbildern untersucht, die zu 50 % einen Zahn mit artifizieller Fraktur zeigten.

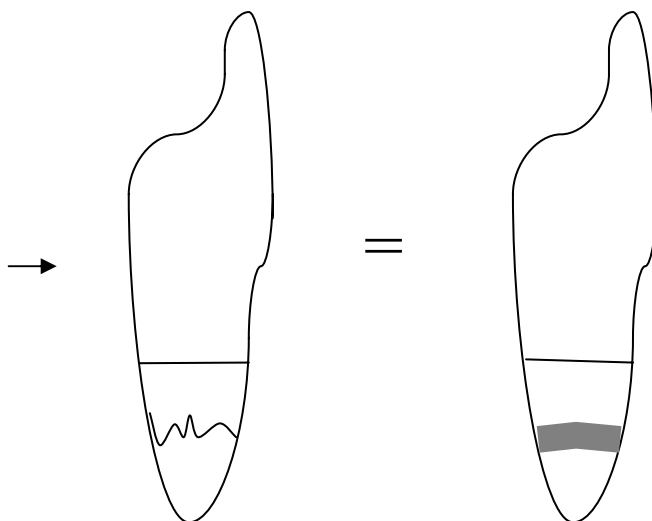
Die gezielte Frakturierung erfolgte nach Anfertigung einer Reihe von Aufnahmen unterschiedlicher Belichtungsparameter. Als große Schwierigkeit erwies sich dabei die gezielte Frakturierung einwurzeliger menschlicher Zähne ohne Aussprengungen und die exakte Repositionierung der Fragmente. Diverse Belichtungsserien wurden vergeblich angefertigt, weil die anschließende Frakturierung ein ungeeignetes Resultat ergab. Zuletzt ergab sich für die Studie eine begrenzte Anzahl von 12 frakturierten Zähnen, für die verwendbare Aufnahmeserien unterschiedlicher Belichtungsparameter vor und nach Fraktur zur Verfügung standen.

Leider war es nicht möglich genaue Bruchspaltgrößen vorzugeben, so dass sich eine große Varianz (0,96 μm bis 78,12 μm) ergab. In einem Vorversuch zeigte sich, dass für eine genaue Bestimmung der Bruchspaltgrößen die Fraktur linear verlaufen sollte, da es sonst zu Überlagerungen kommt, die einen größeren Spalt als vorgegeben auf der Röntgenaufnahme erkennbar werden lassen. Andererseits dürfte ein nicht-linearer Frakturverlauf eher der medizinischen Realität entsprechen.

Für eine weitere wissenschaftliche Überprüfung müsste also an der handwerklichen Umsetzung der Frakturierung gearbeitet werden. Ein Ansatzpunkt wäre eine Studie aus Thailand aus dem Jahre 2001. Hier wurden „Vertikale Wurzelfrakturen wie durch Monaghan et al. beschrieben erzeugt.“ (Kositbowornchai, Nuansakul, Sikram, Sinahawattana, Saengmontri, 2001). Dieser hatte in einer Versuchsreihe an Hundezähnen 1993 erst eine endodontische Instrumentierung veranlasst, um in den Wurzelkanal danach „...eine um 60° angewinkelte Pfeile kontrolliert in Richtung Apex einzuführen, um so eine Fraktur zu verursachen.“ (Monaghan, Bajalcaliev, Kaminski, Lautenschlager 1993). Auch Lee et al. bedienten sich 2004 in einer Studie dieser Methode (Lee J.-U., Kwon K.-J., Koh K.-J., 2004).

Ein Versuch wäre natürlich auch, die Zähne mit einem Sägeblatt zu trennen. Hier hat aber die kleinste Scheibe einer Laubsäge bereits einen Durchmesser von 0,4 mm. Beim Trennen der Zähne würde also der Materialverlust in Form von kleinen Spänen mindestens dieser Größe entsprechen und so in jedem Fall auf dem Röntgenbild zu erkennen sein. Außerdem zeigt eine typische Fraktur keinen Substanzverlust, sondern „...eine Trennung zweier Segmente, nachdem eine Gewebeproliferation im Frakturspalt begonnen hat.“ (Youssefzadeh, Gahleitner, Dorffner, Bernhart, Kainberger 1999).

Bei besserer Kontrolle der Spaltbreiten wäre dann auch eine statistische Auswertung dieser Variable von Interesse.



Zahn mit zwei Wurzelfrakturen Röntgenbild der Frakturen

Abb. 20 : Bruchspaltbreite im Röntgenbild bei linearem und gewelltem Frakturverlauf

Zwischenzeitlich wird in das Vistascan-System zweiter Generation der Firma Dürr Dental zur Verbesserung bzw. Optimierung der Bildqualität ein größerer Photomultiplier eingebaut, so dass auch dieses in einer weiteren Untersuchung oder einem Vergleich berücksichtigt werden müsste.

Entsprechend häufiger Verfahrensweise wurden die Frakturen anhand einer verbalen Fünfpunkt-Skala bewertet. Demgegenüber haben Wenzel und Kirkevang (2005) die Bewertung überprüft, in dem ihre Betrachter den gesehenen

Frakturverlauf markieren mussten und dieser mit dem tatsächlichen Befund verglichen wurde. So lassen sich Fälle falsch lokalisierter aber tatsächlich vorhandener Frakturlinien ausschließen. Es bleibt jedoch die Frage, ob es von klinischer Relevanz ist, wenn Wurzelfrakturen zwar unzutreffend lokalisiert aber trotzdem richtig bewertet wurden.

4.2 Diskussion der Ergebnisse

Ziel dieser Studie war, die besten Aufnahmeparameter für die Röntgendiagnostik von Zahnfrakturen am Beispiel des Vistascan-System erster Generation der Firma Dürr Dental zu finden. Dazu wurde die diagnostische Treffsicherheit der Beurteilung von Wurzelquerfrakturen anhand fünf zahnärztlicher Betrachter in Abhängigkeit von Scannerauflösung, Dosis und Zahnumfeld untersucht.

Dabei zeigte sich, dass es keine Auflösung gibt, die unabhängig von der Dosis stets zu dem höchsten Anteil richtiger Diagnosen führt. Die Einstellung von 20 Lp/mm erscheint jedoch zumeist am günstigsten.

Zu erklären ist dieses Ergebnis mit der Tatsache, dass zwar der Scanner der Firma Dürr Dental optional eine Einstellung von 40 Lp/mm anbietet, heute erhältliche Speicherfolien aber diese Auflösung nicht ermöglichen. Nach einer Studie von Schulze erreichen „...derzeitige Speicherfolien nur eine Auflösung von ca. 5,5 Lp/mm...“ (R. Schulze 2005). Allerdings scheint diese Aussage nicht mehr aktuell, da laut einer Studie der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf 2004 „...in der Filmebene Linienstrukturen von maximal 12-13 Linienpaaren pro Millimeter erreicht werden können...“, wenn der vom „...Gesetzgeber zugelassene Dosisbereich von $\leq 200 \mu\text{Gy}$ in der Filmebene optimal ausgenutzt werden würde.“ (Künzel et al. 2004). Bei Erhöhung der Dosis um ein Vielfaches wäre zwar die Strahlenbelastung für den Patienten zu hoch, während die Auflösung 15-16 Lp/mm erreichen würde.

Natürlich kann es auch sein, dass durch die Zerlegung der Bildinformation in immer kleinere Teile das eigentliche Signal kleiner als das Störsignale wird und so die „...zufällige Intensitätsstreuung, die den Bildkontrast wie ein Grauschleier einebnet...“ (Benz 2005) eine Erkennung des Frakturspaltes verhindert. Ein

größerer Photomultiplier wie in der zweiten Generation des Vistascan-System bereits verwendet, könnte hier durch Erhöhung der Empfindlichkeit zu einer Verbesserung beitragen.

Auch fand sich keine Dosis, die unabhängig von der Scannerauflösung stets zu dem höchsten Anteil richtiger Diagnosen führt. Dass im Grundsatz eine höhere Dosis zu einer verbesserten Erkennungsrate beträgt, scheint dadurch nicht widerlegt, da diese bei konstantem Anodenstrom bekannter Weise die Bildschwärze steuert und so auch das Bildrauschen, was zu einer eingeschränkten Bildqualität führt, ein günstigeres Signal/Rauschverhältnis zeigt (Künzel et al. 2004). Formal konnte hier, im Gegensatz zur Scannerauflösung, keine Signifikanz nachgewiesen werden, was aber eventuell mit der geringen Anzahl an beobachteten Zähnen zu erklären wäre.

Ein knöchernes Zahnumfeld erschwert die Diagnostik, führt zu verschlechterten Ergebnissen, da es hier zu Störfaktoren durch Überlagerungen kommt. Da nur hier Signifikanzen nachgewiesen werden konnten, scheint für die Zahnfrakturdiagnostik mit dem Vistascan-System die diagnostische Treffsicherheit von der eingestellten Scannerauflösung und dem Zahnumfeld abhängig zu sein.

Es ist aber nicht nachweisbar, dass bestimmte Wechselwirkungen, also die Kombination zweier Faktoren, besonders günstig oder besonders ungünstig ist, da hier keine Signifikanzen zu erkennen waren. So gibt es offenbare verschiedene Parameterkombinationen, die für die Röntgendiagnostik von Zahnfrakturen geeignet erscheinen.

Die besten Werte für Sensitivität und Spezifität im Schweinekieferphantom (160 ms, 20 Lp/mm) lagen in dieser Untersuchung bei 56,7 % bzw. 96,7 %. Die Spezifität erscheint hoch im Vergleich zu den Angaben anderer Autoren und könnte durch die begrenzte Fallzahl verursacht sein. Ein In-vitro-Versuch von 2005 zeigt Treffsicherheiten bei einem Vergleich des RVG-ui™-CCD-Sensor und der Digora-Speicherfolie. Hier wird eine Spezifität bei orthognathen Aufnahmen von 75 % (RVG-ui™) und 70 % (Digora) angegeben (Wenzel, Kirkevang 2005), während in einer Studie von 2003 bei der Erkennung von Wurzelfrakturen mit digitalen Systemen (Sidexis) eine Spezifität von 86,1 % erreicht wurde (Kositbowornchai, Sikram, Nuansakul, Thinkhamrop 2003).

Dennoch seien digitale Röntgenbilder mittels Speicherfolien, also indirekter Technik, konventionellen Filmen gegenüber überlegen, für welche eine Spezifität zwischen 68 % und 71 % für die Diagnostik von vertikalen Wurzelfrakturen nach einer Studie von Youssefzadeh, Gahleitner, Dorffner, Bernhart und Kainberger 1999 angegeben wird.

Andere Autoren finden eine hohe Spezifität von 90 % bis 100 % bei der Diagnostik von vertikalen Wurzelfrakturen zurzeit nur über dreidimensionale Aufnahmeverfahren. Nach Youssefzadeh et al. 1999 erreicht die Spezifität bei der Durchführung einer Computertomographie zur Diagnostik von Wurzelfrakturen 100 % (Youssefzadeh, Gahleitner, Dorffner, Bernhart, Kainberger 1999), während nachbearbeitete Bilder mit Tuned Aperture Computed Tomographie (TACT) bei der Diagnostik nach Nair et al. 2002 eine Spezifität von 92,7 % erreichen. Hier wurden die dreidimensionalen Bilder zusätzlich noch mit zweidimensionalen Bildern verglichen, die digital mit einem CMOS-Sensor aufgenommen wurden. Die Einstellungen sind hier mit 6 mA, 65 kV und 250 ms Belichtungszeit angegeben worden. Aber auch hier konnte nur eine Spezifität von 65,1% und eine Sensitivität von 42,6 % erreicht werden, was „...mit der fehlenden tiefenspezifischen Information konventioneller Radiographie...“ in Zusammenhang gebracht wird (Nair, Nair, Gröndahl, Webber 2002).

Da es wenige Studien zu diesem Thema gibt, können letztendlich nur weitere andere Fragestellungen die Werte dieser Untersuchung unterstützen. So zeigte eine Studie von Schmage, Nergiz, Pfeiffer und Platzer 1997 „...dass Speicherfolien im Vergleich mit Direkt-Digitalen-Verfahren...“ Vorteile bei der Erkennbarkeit endodontischer Instrumente haben (Benz 2005). Generell ist „...die Bilddynamik...“ von Speicherfolien „...erheblich größer“ und laut Benz könnte diese „...positiven Einfluss auf die Darstellung in Bereichen mit mittleren Absorptionen (Periapex) haben.“ (Benz 2005).

Aus der vorliegenden Studie ergibt sich jedoch, dass Röntgenaufnahmen mit einer Auflösung von 10 Lp/mm oder 6 μ Gy zumindest bei der Frakturdiagnostik eine höhere Rate von Fehldiagnosen erwarten lassen. Somit scheint es für die Frage, wie niedrig die Dosis und damit das Signal-Rausch-Verhältnis sein darf, um Objektstrukturen noch erkennen zu können und gleichzeitig den Patienten mit

möglichst wenig Strahlung zu belasten, bezüglich der Diagnostik von Wurzelfrakturen mit dem Vistascan-System I - allerdings in Abhängigkeit zu einer Scanner-Auflösung von 50 µm Pixelgröße eine Antwort zu geben.

Weiter berücksichtigt werden sollte ebenfalls die statistische Beobachtung, dass es für den Betrachter offenbar einen Unterschied macht, einen Bruch zu erkennen oder ihn auszuschließen. In der statistischen Auswertung gab es eine starke Häufung bei der Bewertung „nein“ also „keine Fraktur“. Das bedeutet, dass zwar in der Summe die diagnostische Treffsicherheit bei ca. 75 % liegt, aber eine tatsächliche Fraktur im knöchernen Umfeld nur in 41 % (leeres Umfeld: 51,67 %) erkannt wird, während intakte Zähne, die in der alveolen-ähnlichen Bohrung positioniert wurden, zu 76,85 % (leeres Umfeld: 86,48 %) richtig beurteilt werden. Gleiche Beobachtung machte auch bereits erwähnte Studie mit konventionellen Filmen aus Wien von Youssefzadeh et al. 1999. Hier lag die Spezifität bei der Erkennung von vertikalen Wurzelfrakturen oder intakten Zähnen bei ca. 70 %, während die Sensitivität, mit der „...eine Frakturlinie in dentalen Filmen erkannt wurde, nur bei 35,7 % lag.“

Bessere Werte scheinen hier mit exzentrischen Aufnahmen möglich zu sein. Nach Belichtung in einem 15° Winkel von mesial oder distal sind nach Wenzel und Kirkevang mit einem CCD-Sensor und einer Speicherfolie 49 % und 44 % Sensitivität zu erreichen (Wenzel, Kirkevang 2005).

Die Beurteiler neigten also tendenziell dazu, eine auch vorhandene Fraktur auszuschließen. Die Bewertung 3 = „weiß nicht“ der 5-Punkt-Skala wurde dagegen relativ selten abgegeben - bei vorhandener Fraktur zu 17,6 %, bei keiner Fraktur in 14,8 % der Fälle.

Zusammenfassung

Diagnostik von Zahnfrakturen mit dem Vistascan-System

Im Vergleich zu filmbasierten Aufnahmen, die durch Röntgengenerator, Filmtyp, Entwicklungsmaschine und -chemie weitgehend vorgegeben und eingeschränkt sind, bestehen bei digitalen Aufnahmeverfahren zusätzliche Variationsmöglichkeiten hinsichtlich der Belichtungs- und Verarbeitungsparameter. Es stellt sich so die Frage nach den optimalen Aufnahmeparametern für die Röntgendiagnostik von Zahnfrakturen, der in dieser Studie nachgegangen wurde. In einem In-vitro-Versuch wurde die diagnostische Sicherheit der Beurteilung von Wurzelfrakturen in Abhängigkeit von Dosis, Scannerauflösung und Zahnumfeld untersucht.

21 extrahierte einwurzelige humane Zähne sollten vor und nach artifizierlicher Fraktur bei 6 μGy , 27 μGy und 56 μGy und 10 Lp/mm, 20 Lp/mm und 40 Lp/mm Modus bei 70 kV und 7 mA (Gendex Oralix DC) mit dem Vistascan-System der ersten Generation untersucht werden. Während den Aufnahmen wurden diese zum einem in einem optimal störungsfreien Umfeld und zum anderen in einer alveolen-ähnlichen Bohrung in einem Knochenphantom positioniert. Nach der Röntgenaufnahmen und Frakturierung zeigten zwölf Zähne ein für diesen Versuch geeignetes Resultat ohne diverse Aussprengungen und konnten zur Vervollständigung der Aufnahmeserien verwendet werden. Fünf zahnärztliche Betrachter bewerteten die so entstandenen 432 Röntgenbilder unter randomisierten Bedingungen auf das Vorliegen einer Wurzelfraktur anhand einer 5-Punkt Skala.

Der höchste Anteil richtiger Diagnosen (76,7 %) am Schweinekiefer ergab sich bei 56 μGy (160 ms) und 20 Lp/mm, gefolgt von 71,7 % bei 27 μGy (80 ms) bei 20 Lp/mm. Die geringste diagnostische Sicherheit mit nur 56,7 % richtiger Urteile ergab sich bei 6 μGy (20 ms) und 10 Lp/mm. Bei Zahnaufnahmen ohne Schweinekieferphantom war der Anteil richtiger Diagnosen z.T. erheblich höher.

Es scheint einen Unterschied zu machen, ob bei fehlender Fraktur diese ausgeschlossen oder ob eine vorhandene Fraktur erkannt werden soll. Die im Knochenumfeld geringste Zahl falsch positiver Diagnosen lag bei der höchsten Dosis und bei einer Auflösung von 20 Lp/mm, während die größte Zahl richtig positiver Diagnosen ebenfalls bei höchster Dosis und 20 Lp/mm erreicht wurde.

In der nach Greenhouse-Geisser adjustierten ANOVA ergaben sich folgende Signifikanzen: War keine Fraktur vorhanden, so hat das Umfeld Einfluss auf die Erkennungsrate ($p < 0,016$), während beim Vorliegen eine Fraktur, die Linienpaare pro Millimeter einen hoch signifikanten Effekt ($p < 0,0063$) zeigten. Signifikanzen gab es allerdings nur bei den Haupteffekten. Wechselwirkungen ließen sowohl bei den Fällen mit und ohne Fraktur keine Signifikanz erkennen.

Die Zahnfrakturdiagnostik mit dem Vistascan-System scheint also von der verwendeten Dosis, der eingestellten Scannerauflösung und dem Zahnumfeld abhängig zu sein.

Röntgenaufnahmen mit einer Auflösung von 10 Lp/mm oder 6 μGy sollten zumindest für die Frakturdiagnostik nicht verwendet werden, da die so entstehenden Aufnahmen eine höhere Rate von Fehldiagnosen erwarten lassen. Da die diagnostische Treffsicherheit insgesamt bei nur ca. 75 % lag, ist eine weitere Optimierung der Bildqualität zu wünschen.

Düsseldorf, den 22.9.06

Geor

6 Literaturnachweis

1. Andreasen J.O., Hjørting-Hansen E.: Intraalveolar root fractures: radiographic and histologic study of 50 cases. J.oral Surg. 1967, 25: 414
2. Attaelmanan A., Borg E., Grondahl H.G.: Digitisation and display of intraoral films. Dentomaxillofacial Radiology 1998, 27: 3-11
3. Benenati FW., Biggs JT.: Management of traumatized permanent incisor teeth with horizontal root fractures. J Okla Dent Assoc. 1994, 85(2): 30-3
4. Benz C.: Radiovisiographie. Spitta Verlag, Balingen 2005
5. Benz Chr., Sitzmann F.: Digitale Radiographie. Stellungnahme DGZMK 10/2000
6. Berkhout WER., Beuger DA., Sanderink GCH., van der Stelt PF.: The dynamic range of digital radiographic systems: dose reduction or risk of overexposure? Dentomaxillofacial Radiology 2004, 33: 1-5
7. Berthold C., Bartel C., Schäfer E., Petschelt A., Raab W.H.M., Weiger R., Hülsmann M.: Schientherapie nach dentoalveolärem Trauma. Stellungnahme DGZMK 07/2004
8. Blendl C., Stengel C., Zdunczyk S.: Vergleichende Untersuchung analoger und digitaler intraoraler Röntgenbild-Empfängersysteme. Fortschr Röntgenstr 2000, 172: 534-541
9. Bui Y.: Using Concrete to seal the Crack. Endo Articles 2004
10. Bui Y.: Root Fractures. Endo Articles 2002
11. Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin. Richtlinie für Sachverständigenprüfungen nach Röntgenverordnung. Schriftenreihe der Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin. 8.überarb. Aufl. Wirtschaftsverlag NW Anhang 1, Verlag für neue Wissenschaft, Dortmund/Berlin 1998
12. Borg E.: Some characteristics of solid-state and photo-stimulable phosphor detectors for intra-oral radiography. Swed Dent J Suppl. 1999,139i-viii: 1-67
13. Borg E., Kallqvist A., Grondahl K., Grondahl HG.: Film and digital radiography for detection of simulated root resorption cavities. Oral Surg 1998, 86(1):110-4
14. Brosch F.: Über die Anwendbarkeit der Gesetze der traumatischen Entzündung auf die Vorgänge nach dem Wurzelbruch. Dtsch. Zahn-, Mund – u. Kieferhik. 1961, 36: 169
15. Bundeszahnärztekammer. Leitlinien der BÄK zur Qualitätssicherung in der Röntgendiagnostik. IV. Physikalische Größen des Bilderzeugungssystems

16. Clark S.J., Eleazer P.: Management of horizontal root fracture after previous root canal therapy. *Dentomaxillofacial Radiology* 1998, 27: 240-4
17. De Almeida S.M., Figueiredo de Oliveira A.E., Ferreira R.I., Bóscolo F.N.: Image quality in digital radiographic systems. *Braz. Dent. J.* 2003, 14(2)
18. Del Rosario M.E., Uribe Pina J.L.: Horizontal root fractures in permanent teeth: report of a case. *Rev ADM.* 1989, 46(1): 18-22
19. Gebrauchsanweisung zum Dürr ReSetter. Dürr Dental, Bietigheim-Bissingen 2003
20. Gelbier S.: Injured anterior teeth in children. A preliminary discussion. *Brit.dent.J.* 1967, 123: 331
21. Günay H., Schwarze T., Geurtsen W.: Intraradikuläre Schienung frakturierter Zahnwurzeln mit einem neuartigen System. Eine In-vitro-Studie mit einem klinischen Fallbericht. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 1999, 54(3): 184-9
22. Hellwig E., Klimek J., Attin T.: Einführung in die Zahnerhaltung. 2.Aufl. Urban & Fischer Verlag, München 1999
23. Herforth A.: Traumatische Schädigung der Frontzähne bei Kindern und Jugendlichen im Alter von 7 bis 15 Jahren. Quintessenz-Verlag, Berlin 1982
24. Herzog R.: Röntgenaufnahmen in der Zahnmedizin: Bildgestaltende Faktoren. Spitta Verlag, Balingen 2005
25. Horch H.-H., Deppe H.: Praxis der Zahnheilkunde Bd. 9 Zahnärztliche Chirurgie. 3.Aufl. Urban & Schwarzenberger, München 1995
26. Hovland E.J.: Horizontal root fractures. Treatment and repair. *Dent Clin North Am.* 1992, 36(2): 509-25
27. Ivoclar Vivadent Australia. An Overview of Digital Radiography Systems in Dentistry
28. Johnson B.R., Jensen M.R.: Treatment of a horizontal root fracture by vital root submergence. *Endod dent Traumatol.* 1997, 13(5): 248-50
29. Kaeppler G.: Digitale Röntgentechniken im Zahn- und Kieferbereich – eine Übersicht. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 1996, 51(4): 194-205
30. Kositbowornchai S., Nuansakul R., Sikram S., Sinahawattana S., Saengmontri S.: Root fracture detection: a comparison of direct digital radiography with conventional radiography. *Dentomaxillofacial Radiology* 2001, 30: 106-109
31. Kositbowornchai S., Sikram S., Nuansakul R., Thinkhamrop B.: Root fracture detection on digital images: effect of the zoom function. *Dental Traumatology* 2003, 19(3): 154
32. Künzel A., Thoms M., Becker J.: Erste Erfahrungen mit einem dentalen Speicherfolienscanner hoher Auflösung. *Quintessenz* 2004, 55(1): 71-76

33. Künzel A.: Röntgenaufnahmen mit der Radio-Visio-Graphie in praktischer Anwendung und experimenteller Überprüfung. Med. Diss., München 1992
34. Lee J.-U., Kwon K.-J., Koh K.-J.: Diagnosis accuracy of artificially induced vertical root fractures: a comparison of direct digital periapical images with conventional periapical images. Korean J Oral Maxillofac Radiol 2004;, 34:185-90
35. Lissner J., Fink U.: Radiologie I. 4.Aufl. Ferdinand Enke Verlag, Stuttgart 1992
36. Magnusson et al.: Traumatized permanent teeth in children – a follow up II. The crown fractures. Svensk tandläk. 1969 b T62: 71
37. Monaghan P., Bajalcaliev JG., Kaminski EJ., Lautenschlager EP.: A method for producing experimental simple vertical root fractures in dog teeth. J Endod 1993, 19: 512-515
38. Montage – und Gebrauchsanweisung zum Dürr VistaScan. Dürr Dental, Bietigheim-Bissingen 2003
39. Moule AJ, Kahler B.: Diagnosis and management of teeth with vertical root fractures. Aust Dent J. 1999, 4(2): 75-87
40. Nair M.K., Nair U.P., Gröndahl H.G., Webber R.L.: Accuracy of tuned aperture computed tomography in the diagnosis of radicular fractures in non-restored maxillary anterior teeth – an in vitro study. Dentomaxillofacial Radiology 2002, 31: 299-304
41. Nair M.K., Nair U.P., Gröndahl H.G., Webber R.L., Wallace JA.: Detection of artificially induced vertical root fractures using tuned aperture computed tomography. Eur J Oral Sci. 2001, 109(6): 375-9
42. Nentwig G.-H.: Die initiale chirurgische Versorgung beim Trauma im dento-alveolären Bereich. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 1994, 49(3): 235-8
43. Parks ET., Williamsen GF.: Digital Radiography: An Overview. J Contemp Dent Pract 2002, 4(3): 023-039
44. Pasler F.A.: Zahnärztliche Radiologie. 4 Aufl. Thieme-Verlag, Stuttgart 2003
45. Pasler F.A.: Radiologie. Thieme-Verlag, Stuttgart 2000
46. Pasler F.A., Visser H.: Taschenatlas der Zahnärztlichen Radiologie. Thieme-Verlag, Stuttgart 2003
47. Pfeiffer P., Prof. Dr. P. Schmage, Dr. I. Nergiz, Dr. U. Platzer: Effects of different exposure values on diagnostic accuracy of digital images. Quintessence international Berlin 2000, 31(4): 257-60
48. Pohl Y., Kirschner H.: Stiftinsertion in Kombination mit WSR und krestaler Knochenresektion zur Erhaltung schwer traumatisierter Frontzähne. Z-Zahnärztl. Implantol.1996, 12(2): 73-9

49. Poi WR., Manfrin TM., Holland R., Sonoda CK.: Repair characteristics of horizontal root fracture:a case report. Dent Traumatol. 2002, 18(2): 98-102
50. Pornprasertsuk S., Ludlow J.B., Webber R.L., Tyndall D.A., Yamauchi M.: Analysis of fractal dimension of rat bones from film and digital images. Dentomaxillofacial Radiology 1998, 27: 75-79
51. Ravn J.J.: En klinisk og radiologisk undersøgelse af 55 rodfrakturer i unge permanente incisiver. Tandlaege bladed 1976, 80: 391
52. Reichart P.A., Hausamen J.-E., Becker J., Neukam F.W., Schliephake H., Schmelzeisen R.: Curriculum Zahnärztliche Chirurgie, Band I. Quintessenz Verlag, Berlin 2002
53. Röntgenverordnung. Novelle 2002 § 25. Spitta Verlag, Balingen 2002
54. Rother U. J: Die digitale Röntgentechnik unterliegt stetigen Neuerungen. Spitta Verlag, Balingen 2000
55. Schmage R., Nergiz I., Pfeiffer P., Platzer U.: Bildqualität bei drei digitalen Radiographiegeräten. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 1996, 51(4): 238-41
56. Schmage R., Nergiz I., Pfeiffer P., Platzer U.: Digitale Radiographieaufnahme von Zähnen mit endodontischen Messinstrumenten und Wurzelkanalfüllungen. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 1997, 52(2): 129-32
57. Schmitt W., Lehmann T. M.: Digitales Röntgen. Die Quintessenz 2003, 5
58. Schulze R.: Digitale Röntgentechniken. Spitta Verlag, Balingen 2005
59. Schulze R.: Hightech, Digitales Röntgen in der Zahnheilkunde.
60. Schwenger N., Grimm G.: Zahn-Mund-Kieferheilkunde Bd. 1 Allgemeine Chirurgie, Entzündungen und Röntgenologie. Thieme-Verlag, Stuttgart 1981
61. Schwenger N., Grimm G.: Zahn-Mund-Kieferheilkunde Bd. 2 Spezielle Chirurgie. Thieme-Verlag, Stuttgart 1981
62. Sousa-Neto MD., Santos ES., Estrela C., Saquy PC., Pecora JD.: Treatment of middle-apical level root fracture in necrotic teeth. Aust Endod J. 2000, 26(1): 15-8
63. Stålhane et al.: Traumatized permanent teeth in children aged 7 – 15 years Part II. Swed. Dent.J. 1975, 68: 157
64. Stratul S.-I., Benta A.: Simultaneous tooth displacement and horizontal mid-third root fracture treated by re-placement and Root-MTA. A case report. Int Poster J Dent Oral Med 2004, 6(3): Poster 237
65. Sümniig W., Lenz K., Müller A.: Traditionelle chirurgische Zahnerhaltung durch transdentale Fixation und Hemisektion oder gleich Implantat? Abstract 15. DGI Jahrestagung, Göttingen 2003

66. Van der Stelt PF: Digital image processing in dental radiology. Ned Tijdschr Tandheelkd. 1993, 100(6): 294-7
67. Vandre RH., Webber RL.: Future trends in dental radiology. Oral Surg 1995, 80(4): 471-8
68. Versteeg CH., Sanderink GC., van der Stelt PF.: Efficacy of digital intra-oral radiography in clinical dentistry. J Dent. 1997, 25(3-4): 215-24
69. Visser H., Hermann K.P., Köhler B.: Bissflügelstaten mit digitalen und konventionellen Bildempfängern. Spitta Verlag, Balingen 2005
70. Visser H., Hermann K.P., Köhler B.: Dosisreduktion bei digitalen Zahnfilmstaaten. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 2000, 55(7): 494-6
71. Weber T.: Memorix Zahnmedizin. Thieme-Verlag, Stuttgart 1999
72. Wenzel A.: Digital radiography and caries diagnosis. Dentomaxillofacial Radiology 1999, 28: 6-12
73. Wenzel A., Grondahl HG.: Direct digital radiography in the dental office. Int Dent J. 1995, 45(1): 27-34
74. Wenzel A., Kirkevang LL.: High resolution charge-coupled device sensor vs. medium resolution photostimulable phosphor plate digital receptors for detection of root fractures in vitro. Dent Traumatol. 2005, 21(1): 32-6
75. Yoshioka T., Kobayashi C., Suda H., Sasaki T.: Correction of background noise in direct digital dental radiography. Dentomaxillofacial Radiology 1996, 25: 256-262
76. Youssefzadeh S., Gahleitner A., Dorffner R., Bernhart T., Kainberger F.: Dental vertical Root Fractures: Value of CT in Detection. Radiology 1999, 210: 545-549
77. Zachrisson et al.: Long-term prognosis of 66 permanent anterior teeth with root fracture. Scand.J.Dent.Res 1975, 83: 345

7 Danksagung

Mein erster Dank gilt Herrn Professor Dr. J. Becker, Direktor der Poliklinik für Zahnärztliche Chirurgie und Aufnahme an der Westdeutschen Kieferklinik, für die Überlassung dieses Themas. Auch möchte ich Ihm für die Möglichkeit danken, die durch diese Arbeit erworbenen Kenntnisse im Rahmen der 39. Jahrestagung der ARö / DGZMK in Leipzig einem breiten Fachpublikum präsentiert haben zu können.

Für die Betreuung, das unermüdliche Interesse und das Fortschreiten der Studie gilt mein nicht minder großer Dank Herrn Dr. A. Künzel, Oberarzt der Poliklinik für Zahnärztliche Chirurgie und Aufnahme an der Westdeutschen Kieferklinik.

Besonders bedanken möchte ich mich auch beim Team der Röntgenabteilung der Westdeutschen Kieferklinik, namentlich Fr. Wellner, Fr. Mollenhauer und Fr. Uwazie, die mich immer unterstützt und mir hilfreich zur Seite gestanden haben.

Natürlich gilt auch den fünf Betrachtern der Röntgenbilder und unserem Diplommathematiker meine Dankbarkeit, weil ohne Sie eine Auswertung gar nicht möglich gewesen wäre. Herzlichen Dank an Dr. H. Antons, Dr. A. Kron, Dr. F. Neupert, Dr. R. Quante, K. Wieland und Dr. R. Willers.

Danken möchte ich auf diesem Wege auch denen, die mir während meiner gesamten Studienzeit und dem „Leben danach“ immer Kraft und Rückhalt gegeben haben. Vorrangig sind damit natürlich meine Eltern - danke Mami & Papi - und meine Schwester Bianca-Marie gemeint, deren Unterstützung und Liebe ich niemals hätte missen wollen.

Aber auch meinen Freunden – besonders Michael – möchte ich für viel Geduld und ständige Motivation danken.

8 Lebenslauf

Persönliche Angaben

Name: Weimar
Vorname: Sabine Sibylle Sophie
Geburtsdatum: 15. Juni 1979
Geburtsort: Düsseldorf
Anschrift: Brehmstrasse 24
40239 Düsseldorf

Bildungsweg

Schulbildung:

1986 – 1990 Paulus-Grundschule in Düsseldorf
1990 – 1999 Goethe-Gymnasium in Düsseldorf
> 31.05.1999 Abitur

Studium:

1999 – 2004 Studium der Zahnheilkunde an der
Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf
> 12.10.2000 Naturwissenschaftliche Vorprüfung
> 28.03.2002 Zahnärztliche Vorprüfung
> 10.11.2004 Zahnärztliche Prüfung

Berufserfahrung

Seit 02.2005 Weiterbildungsassistentin in einer
kieferorthopädischen Fachpraxis in Hattingen