

Aus der Poliklinik für Zahnerhaltung und Präventive Zahnheilkunde
des Zentrums für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde (ZMK)
des Universitätsklinikum Hamburg-Eppendorf
Direktorin: Prof. Dr. Ursula Platzer

**Radiopazität von ER-Wurzelstiften aus verschiedenen Materialien mit
digitalen und analogen Radiographie-Systemen**

Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnmedizin
der Medizinischen Fakultät der Universität Hamburg vorgelegt von
Hans Simon Wicht
aus Hamburg, Deutschland

Hamburg 2008

Angenommen von der Medizinischen Fakultät

der Universität Hamburg am: 13.11.2008

Veröffentlicht mit Genehmigung der Medizinischen

Fakultät der Universität Hamburg

Prüfungsausschuss, der/die Vorsitzende: PD Dr. Petra Schmage

Prüfungsausschuss: 2. Gutachter/in: Prof. Dr. I. Nergiz

Prüfungsausschuss: 3. Gutachter/in: Prof. Dr. Ch. Fenske

Inhaltsverzeichnis

| | | |
|----------|---|----|
| 1 | Einleitung | 1 |
| 2 | Literaturübersicht | 3 |
| 2.1 | Prinzipien der digitalen Radiographie | 3 |
| 2.1.1 | Funktionsweise digitaler Radiographiegeräte | 4 |
| 2.1.2 | Digitalisierung der aufgenommenen Informationen | 10 |
| 2.1.3 | Bilddarstellung digitaler Röntgenbilder | 11 |
| 2.2 | Bildbearbeitung und Bildqualität digitaler Zahnfilmaufnahmen und digitalisierter Zahnfilme | 12 |
| 2.2.1 | Bildbearbeitung | 12 |
| 2.2.2 | Bildqualität | 15 |
| 2.3 | Röntgenologische Darstellung zahnärztlicher Füllungsmaterialien | 18 |
| 2.3.1 | Bestimmung der Radiopazität | 20 |
| 2.3.2 | Erfahrungen zur röntgenologischen Darstellung von Wurzelstiften im Wurzelkanal | 25 |
| 3 | Fragestellung | 29 |
| 4 | Material und Methoden | 30 |
| 4.1 | Versuchsdesign | 30 |
| 4.2 | Versuchsaufbau | 33 |
| 4.3 | Versuchsdurchführung | 43 |
| 4.4 | Versuchsauswertung | 45 |
| 4.5 | Statistische Auswertung | 47 |
| 5 | Ergebnisse | 48 |
| 5.1 | Vergleiche der Röntgensichtbarkeit von Wurzelstiftmaterialien | 49 |
| 5.1.1 | eingescannte konventionelle Röntgenbilder | 49 |
| 5.1.2 | RVG Kodak 6100 | 54 |
| 5.1.3 | XIOS | 59 |
| 5.1.4 | Sidexis | 64 |
| 5.1.5 | Visualix eHD | 69 |
| 5.1.6 | DenOptix QST | 74 |
| 5.1.7 | Dürr VistaScan | 79 |
| 5.2 | Vergleiche der verschiedenen Röntgensysteme | 84 |

| | | |
|----------|--------------------------------------|------------|
| 5.2.1 | leerer Wurzelkanal..... | 84 |
| 5.2.2 | Guttapercha Point..... | 87 |
| 5.2.3 | Faserverstärkter Kompositstift | 92 |
| 5.2.4 | Wurzelstift aus Keramik | 97 |
| 5.2.5 | Wurzelstift aus Titan | 102 |
| 5.2.6 | Wurzelstift aus Goldlegierung..... | 107 |
| 6 | Diskussion | 112 |
| 7 | Schlussfolgerungen | 120 |
| 8 | Zusammenfassung | 121 |
| 9 | Literaturverzeichnis | 123 |
| | Danksagung | 133 |
| | Lebenslauf | 134 |
| | Erklärung | 135 |

1 Einleitung

Die Radiopazität ist eine Eigenschaft, die für zahnärztliche Materialien gefordert wird, um zahnärztliche Restaurationen röntgenologisch zu erkennen und bewerten zu können (ABOU-TABL et al. 1979, CURTIS et al. 1990, GOSHIMA & GOSHIMA 1989, GUTMAN & WITHERSPOON 2002, KAFFE & LITTNER 1995, KATZ et al. 1990). In der Vergangenheit wurden zur Verankerung von Kronen bei tief zerstörten, wurzelkanalgefüllten Zähnen metallische Wurzelstifte genutzt. Seit der Entwicklung von biomechanisch günstigeren, zahnfarbenen, faserverstärkten Kunststoffwurzelstiften stehen diese als Alternative zur Verfügung und erfreuen sich bei den Zahnärzten großer Beliebtheit (CRA 2004). Metallische Stifte sind eindeutig röntgensichtbar. Aber auch von den faserverstärkten Kunststoffstiften wird die Röntgensichtbarkeit gefordert, um den korrekten Sitz des Stiftes zu überprüfen. Zur Diagnostik muss für einen nachbehandelnden Zahnarzt ein Wurzelstift klar röntgenologisch erkennbar sein (FINGER et al. 2002).

Häufig werden zum Testen der Radiopazität Materialproben direkt auf einen Dentalfilm gelegt und geröntgt (IBRAHIM et al. 2006). Dieses Vorgehen ist zwar leicht reproduzierbar, eine auf diese Weise nachgewiesene Röntgensichtbarkeit garantiert allerdings noch keine klinische Sichtbarkeit. Klinisch kommen Faktoren wie die Projektionsgeometrie, die Weichteile, der Alveolarknochen, das Wurzelkollagen und die Materialstärke hinzu, welche das Material optisch auf der Aufnahme überlagern und den Kontrast des Bildes beeinflussen (KAFFE & LITTNER 1995). Aus diesem Grunde war es das Ziel dieser Arbeit, die Radiopazität von Wurzelstiften unterschiedlicher Materialien, aber einheitlicher Dimension, in einer der Klinik ähnlichen Situation zu testen. Dazu musste eine Apparatur konstruiert werden, welche eine patientenähnliche, reproduzierbare Situation für alle Versuche erlaubte.

Neben dem analogen Röntgenfilm stehen seit den 90er Jahren eine Vielzahl von digitalen Radiographiesystemen zur Verfügung, die kontinuierlichen Weiterentwicklungen unterliegen (SCHMITT & LEHMANN 2003, WENZEL 2006). Das digitale Röntgenbild ermöglicht gegenüber dem konventionellen Film neue, computergestützte Auswertungsmethoden. So wird beim Film die Dichte als Maß

für die Röntgensichtbarkeit genommen (WILLIAMS & BILLINGTON 1987). Beim digitalen Bild können die Grauwerte der Pixel zur Messung der Radiopazität genutzt werden (TAGGER & KATZ 2003). Zur Kontrastmessung können dann die Grauwerte verschiedener Strukturen voneinander subtrahiert werden, um einen numerischen Wert zu erhalten. Diese Grauwertdifferenz fällt je nach Radiopazität des Materials unterschiedlich groß aus und ist ein Maß dafür, ob das menschliche Auge, z.B. durch Grauwertspreizung, in dem interessierenden Bereich die Grauwertdifferenz wahrnehmen kann. Auf diese Weise sollten die Wurzelstifte in dieser Studie bezüglich ihrer Radiopazität verglichen werden. Das Vorgehen machte das Digitalisieren der analogen Röntgenbilder mit einem Scanner nötig.

Weitere Parameter, die einen Einfluss auf die Röntgensichtbarkeit von Wurzelstiften haben, sind ihr Durchmesser und ihre Insertionsregion im Front- oder Seitenzahnggebiet (SOARES et al. 2005). Obwohl glasfaserverstärkte Kompositwurzelstifte aufgrund ihrer Ästhetik ursprünglich für den Einsatz im Frontzahnggebiet vorgesehen waren, werden sie aufgrund ihrer dentinähnlichen, biomechanischen Eigenschaften auch im Seitenzahnggebiet eingesetzt. Diese Parameter sollten ebenfalls in dieser Arbeit verifiziert werden. Als Kontrollgruppen waren der leere Wurzelkanal sowie der mit Guttapercha gefüllte Wurzelkanal vorgesehen.

Gleichzeitig wurden in dieser Arbeit sechs verschiedene digitale Radiographiesysteme, im Vergleich zum konventionellen Zahnfilm als Kontrolle hinsichtlich ihrer röntgenologischen Darstellung der verschiedenen Wurzelstiftmaterialien im Wurzelkanal evaluiert.

2 Literaturübersicht

2.1 Prinzipien der digitalen Radiographie

Das digitale Röntgen wurde 1986 durch Francis Mouyen und der Firma Trophy unter dem Namen „*Radiovisiographie*“ eingeführt. Es hat sich als Alternative zum analogen Röntgen nach mehrfachen Weiterentwicklungen inzwischen bewährt. Verschiedene Firmen fingen kurz nach Einführung des RVG Systems an, eigene Systeme zu entwickeln, z.B. das Sens-A-Ray System der Firma Regam Medical Systems (Sundsvall, Schweden) und Anfang der 90er Jahre das Visualix System der Firma Gendex (KaVo Dental, Gendex Dental Systems, Hamburg) (SCHMAGE et al. 1993). Allerdings waren damals im Vergleich zum konventionellen Zahnfilm die aktive Bildfläche kleiner und die Sensorausmaße größer. Mitte der 90er Jahre bot die Firma Zahnartrechner (Koblenz) das Dexis System mit einem Sensor mit größerer, aktiver Fläche an (SONNABEND & BENZ 1997). Auch die Firma Siemens entwickelte das digitale Röntgensystem Sidexis, das mehrfach verbessert wurde. Als Teil des digitalen Röntgens wurde auch die Lumineszenzradiographie mit Speicherfolientechnik, z.B. beim Digora System (KaVo Dental, Gendex Dental Systems) eingeführt. Aktuell bieten ca. 15 Firmen digitale Röntgensysteme an (SCHMITT & LEHMANN 2003), wobei die jeweiligen Systeme fortwährend verbessert werden. Während 1997 weltweit ca. 20.000 digitale Röntgengeräte in zahnärztlichen Praxen im Einsatz waren, waren es im Jahr 2000 ca. 40.000 Geräte.

Als Vorteile des digitalen Röntgens werden

- die Reduktion der Strahlenbelastung
- der schnelle Bildzugriff
- die Optimierungsmöglichkeit der Aufnahme durch Bildbearbeitungsprogramme
- die platzsparende Archivierung - auch durch Komprimierung der Bilddaten -
- die unkomplizierte Versandmöglichkeit von Bildern über Netzwerke
- der Verzicht auf eine Dunkelkammer
- der Wegfall von Chemikalien zur Filmverarbeitung gesehen.

Derzeit bestehen noch Nachteile gegenüber dem konventionellen Röntgen in der geringeren Auflösung, im Format bei der Sensortechnik, welches nicht dem eines Zahnfilmes (3 x 4cm) entspricht, in der Sensorpositionierung und in der unzureichenden Druckerleistung (ROTHER 2006). Ungeklärt sind bislang die

Fälschungssicherheit und die jahrzehntelange Datenarchivierung digitaler Aufnahmen.

2.1.1 Funktionsweise digitaler Radiographiegeräte

Digitale Röntgenbilder werden entweder über die Digitalisierung analoger Röntgenbilder mittels Scanvorgang oder über die primäre Sensortechnik erzeugt. Das erste Verfahren bietet keine Strahlendosisreduzierung, aber ermöglicht die Bildbearbeitung und die platzsparende Archivierung. Die Digitalisierung analoger Röntgenbilder mittels eines Scanners stellt eine kostengünstige Alternative zu einem Sensorsystem dar, weil nur die Anschaffung eines Scanners mit kompatibler Software nötig ist. Es gibt dafür Flachbettscanner mit Transparenz-Adapter für mehrere Formate von Röntgenbildern und Film-Scanner, die speziell Zahnfilme scannen können.

Die Scannerauflösung wird in d.p.i (dots per inch) angegeben, wobei 506 dpi etwa 10 Lp/mm entsprechen. Von der Röntgenverordnung wird eine räumliche Auflösung von 5 Lp/mm von digitalen Systemen gefordert (DIE NEUE RÖNTGENVERORDNUNG 2002). Hierbei wird zwischen der optischen, also der realen Auflösung und der interpolierten, also der vom Computer errechneten Auflösung unterschieden. Weitere wichtige charakteristische Eigenschaften des Scanners betreffen die Anzahl der abgebildeten Graustufen und die automatische Bildoptimierung (LEVIN 2002).

Bei der primären Sensortechnik besteht das digitale Röntgensystem aus einem Strahlungssensor, einem Computer und einem Monitor.

Unterschieden werden:

1. Indirekte Radiographie mit CCD- und CMOS-Sensoren
2. Direkte Radiographie mit HD-CCD-Sensoren
3. Lumineszenzradiographie mit Speicherfolientechnik

(ROTHER 2006)

Die Sensoren werden ständig weiter entwickelt. Zurzeit kommen einerseits die CCD- (Charge Couple Device) und andererseits CMOS- (Complementary Metal-Oxide Semiconductor) Sensoren zum Einsatz, wobei der CCD-Sensor für die direkte und indirekte Radiographie und der CMOS-Sensor für die indirekten Radiographie genutzt wird.

Bei der direkten Radiographie wird die Röntgenstrahlung direkt in ein elektrisches Signal umgewandelt. Im Vergleich zur indirekten Radiographie müssen die Pixel bei der direkten Umwandlung aufgrund der Härte der Röntgenstrahlung größer sein. Dies führt allerdings zu einer schlechteren Auflösung, weshalb diese Technologie auf dem aktuellen Entwicklungsstand nur noch selten genutzt wird. Ein Beispiel hierfür war das Visualix System (Gendex Dental Systems), welches eine Pixelgröße von $63 \times 63 \mu\text{m}$ besaß, als es 1992 eingeführt wurde (BORG et al. 2000). Die Sensordicke war hier reduziert, weil die Lichtverstärkerfolie fehlte, allerdings wurde ein höheres Rauschen sichtbar.

Bei der indirekten Radiographie ist dem Sensor eine Schicht Cäsiumjodid als Leuchtstoff aufgedampft. Die Röntgenstrahlung trifft auf das Cäsiumjodid und erzeugt dabei Licht, welches vom optischen Sensor registriert und zu einem elektrischen Signal umgewandelt wird. Diese Technik ist derzeit aktuell und wird von den meisten Sensorsystemen genutzt. Beispiele sind die Systeme CDR USB und Wireless (Schick Technologies, Inc., Long Island City, NY, USA), Sidexis (Sirona Dental Systems, Bensheim), RVG (Eastman Kodak Company, Rochester, NY, USA).

Bei beiden, direkten und indirekten, Sensorsystemen wird das elektrische Signal nach Sammlung auf dem Sensor digitalisiert, so dass ein Monitorbild entsteht.

Bei allen CCD- oder CMOS-Sensoren wird die räumliche Auflösung über die Größe der röntgen- bzw. lichtempfindlichen Pixel (picture elements), auch Bildelemente genannt, bestimmt. Sie entstehen durch die Aufteilung des Flächensensors in Zeilen und Spalten. Je mehr Pixel der Sensor besitzt und je kleiner die Größe der einzelnen Pixel, desto besser ist die Feinzeichnung der digitalen Aufnahme.

Bei CCD- und CMOS-Sensoren sind die Pixel in Zeilen und Spalten entsprechend eines XY-Rasters angeordnet. Jedes Halbleiterelement misst die auf es auftreffende Röntgen- bzw. Lichtstrahlung (Photonen) in Form von einer entsprechenden negativen Ladung. Die beiden Sensortypen unterscheiden sich dann in der Weiterverarbeitung dieser Ladungen in digitale Informationen. Bei den CCD-Sensoren gelangt die Information jedes einzelnen Pixels über die Zeilen und Spalten zum Rand des Sensors. Über ein Kabel verlässt die Information als

Spannung den Sensor und gelangt zu einem Prozessor, welcher das digitale Bild errechnet.

Beim CMOS-Sensor wird die Ladung jedes einzelnen Pixels am Ort in Spannung konvertiert. Diese Information wird im Sensor durch einen integrierten „Analog to Digital Converter“ digitalisiert. Das digitale Bild ist also bereits im Sensorchip vorhanden und kann so direkt über einen USB-Anschluss am Computer auf dem Monitor sichtbar gemacht werden. Diese Technik ermöglichte die Entwicklung des kabellosen Sensors CDR Wireless (Schick Technologies) (SCHULZE 2006).

Aufgrund der vermehrten Technik im CMOS-Sensor, welche um die einzelnen Pixel angeordnet ist, ist die eigentliche aktive photonensensible Fläche erniedrigt (niedrigere Quanteneffizienz), woraus niedrigere Auflösungswerte, ca. 15 Lp/mm und höheres Rauschen resultieren. Von der Firma Schick wurde ein CMOS-Active Pixel Sensor (CMOS-APS) entwickelt, in welchem jedes Pixel seinen eigenen Analog to Digital Converter besitzt. Durch diese Technologie kann, im Gegensatz zum CCD-Chip, jeder einzelne Pixel angesteuert und ausgelesen werden (VAN DER STELT 2005). KITAGAWA et al. (2003) verglichen den Schick CDR-CMOS-Sensor mit dem Schick CCD-Sensor einer früheren Generation und fanden heraus, dass beide vergleichbare gute Ergebnisse erreichten. Vorteil des CMOS-Sensors waren der niedrigere Stromverbrauch und die Möglichkeit des kabellosen Betriebes. Beide Sensorsysteme, CCD und CMOS, bieten zur Zeit eine aktive Fläche bis 36 x 27 mm (SCHMITT & LEHMANN 2003).

Die Lumineszenzradiographie beruht auf der Verwendung von photosensiblen Speicherfolien, welche nach Anregung durch Strahlung, wie zum Beispiel Röntgenstrahlung oder UV-Strahlung, diese Energie in Form eines latenten Bildes speichern. Die Speicherfolie besteht aus einer Polyesterbasis, welche mit einer feinkörnigen Schicht von 5-10 µm großen, mit zweiwertigem Europium dotierten Bariumfluorhalid-Kristallen bedeckt ist. Bei auftreffender Röntgenenergie erhalten Valenzelektronen des Europiums, dieser Energie entsprechend, ein höheres Energieniveau und „springen“ in die sogenannten Traps eines Leitungsbandes der Speicherfolie, werden dort gebunden und gespeichert.

Die Speicherfolie wird mit einem Helium-Neon-Laserstrahl der Wellenlänge 633nm in einem Lesegerät abgetastet, wodurch die Valenzelektronen des Europiums aus den Traps des Leitungsbandes zurück in ihre ursprünglichen Positionen fallen.

Dabei wird Energie in Form von Licht frei, welche den ursprünglich zugeführten Röntgenquanten entspricht. Ein Photomultiplier fängt das emittierte Licht auf und wandelt es in ein elektrisches Signal um, welches dann von einem Analog-Digital-Wandler digitalisiert wird (BORG et al. 2000, ROTHER 2006, SCHULZE 1998). Nach dem Auslesen wird die Speicherfolie in ein starkes Licht gelegt, um alle noch vorhandenen Ladungen auf ihr zu löschen (DenOptix QST Operator and Service Manual 2005, RAMAMURTHY et al. 2004).

BAHRAMI et al. (2003) fanden heraus, dass Patienten konventionelle Filme und die Speicherfolien des DenOptix Systems (KaVo Dental, Gendex Dental Systems) gegenüber zwei digitalen Kabelsensoren bevorzugten, weil sie letztere als zu voluminös empfanden. Es traten bei den Kabelsensoren Positionierungsschwierigkeiten bei Bissflügelaufnahmen und Zahnfilmaufnahmen auf, was zu einem Verlust von diagnostisch wichtiger Bildfläche führte. Auch in einer Umfrage von holländischen Zahnärzten wurde festgestellt, dass Speicherfolien leichter intraoral zu platzieren waren als Kabelsensoren (BERKHOUT et al. 2002). WENZEL & MOYSTAD (2001) führten die häufigere Wiederholungsnotwendigkeit von Aufnahmen mit Kabelsensoren gegenüber Speicherfolien und Filmen bei norwegischen Zahnärzten auf die Schwierigkeiten bei der Positionierung zurück. Die Wiederholung von Aufnahmen reduzierte demnach die erwünschte Dosisersparnis beim Röntgen mit digitalen Sensoren. Eine Eigenschaft der Speicherfolien ist ihre dynamische Empfindlichkeit. Im Gegensatz zu den Kabelsensoren, welche eine relativ exakte Belichtungszeit benötigen, lieferten Speicherfolien über eine weite Bandbreite von Belichtungszeiten eine akzeptable Bildqualität (BORG et al. 2000, BERKHOUT et al. 2004). Deswegen können beispielsweise unterbelichtete Aufnahmen durch Bildbearbeitung verwendbar gemacht werden. Starke Dosisreduktionen führten allerdings zu starkem Bildrauschen, so dass die diagnostische Aussagekraft litt. Deshalb muss ein Kompromiss zwischen Bildqualität und Röntgendosis eingegangen werden (SCHULZE 1998).

Die Hochkontrastauflösung wird bei der Lumineszenzradiographie durch den Auslesevorgang mittels des Laserstrahls bestimmt. Der Anwender kann vor dem Auslesen in der zum System gehörenden Software wählen, in welcher Auflösungshöhe die Speicherfolien gescannt werden sollen. Je höher die gewählte Auflösung, desto stärker wird das Hintergrundrauschen des Bildes, was nur mit

einer erhöhten Röntgendosis erniedrigt werden kann. Dadurch reduziert sich die gewünschte Dosisersparnis, weswegen auch hier ein Kompromiss gefunden werden muss (FARMAN & FARMAN 2004).

Im Rahmen der Qualitätssicherung darf in Deutschland nach der novellierten Röntgenverordnung (DIE NEUE RÖNTGENVERORDNUNG RÖV 2002) für die Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde bei digitalen, intraoralen Systemen in der Konstanzprüfung die Hochkontrastauflösung nicht unter 5 Lp/mm sein, wobei ein Linienpaar aus einer schwarzen Linie und einer hellen Linie besteht.

Die Niedrigkontrastauflösung beschreibt bei der Qualitätssicherung die Abgrenzbarkeit von unterschiedlichen Materialstärken. Es muss hierbei eine 1 mm tiefe Bohrung in einem Prüfkörper auf dem Abbild erkennbar sein (DIE NEUE RÖNTGENVERORDNUNG 2002). Die Hochkontrastauflösung ist auch als räumliche Auflösung (Spatial Resolution) und die Niedrigkontrastauflösung als die Kontrastauflösung (Contrast Resolution) bekannt (FARMAN 2000).

Im Folgenden werden in diesem Zusammenhang einige aktuelle Sensorsysteme mit Werten für die Sensorgröße # 2 (einem Zahnfilm entsprechend) vorgestellt:

Der *Sidexis-Sensor* (Sirona Dental Systems, Bensheim) ist ein CCD-Sensor. Er hat eine Pixelgröße von 19,5µm und die aktive Sensorfläche beträgt 34 x 26mm, was eine Anzahl von ca. 2,5 Millionen Pixeln und eine theoretische Auflösung von ca. 25 Lp/mm zur Folge hat. Allerdings wird ein 2 x 2 Pixel Binning verwendet (SIRONA 2005). Unter Pixel Binning wird das Zusammenfassen der Durchschnittswerte von 4 nebeneinander liegenden Pixeln zu einem verstanden. Je kleiner ein Pixel ist, desto kleiner ist sein Informationsgehalt, was zu einem erhöhten Hintergrundrauschen führt. Durch das Binning werden, auf Kosten der räumlichen Auflösung, das Rauschen und zugleich die erforderliche Strahlungs-dosis erniedrigt (BARBAT 2001). FARMAN & FARMAN (2005) haben für diesen Sensor eine tatsächliche räumliche Auflösung von etwa 10 Lp/mm gemessen.

Der *RVG 6100-Sensor* (Eastman Kodak Company, Rochester, NY, USA) hat ca. 2,76 Millionen Pixel. Die Pixelgröße beträgt 18,5µm, bei einer aktiven Fläche von 36 x 27mm. Die theoretische Auflösung beträgt 27,03 Lp/mm und die tatsächliche Auflösung beträgt laut Hersteller über 20 Lp/mm (KODAK 2006). Er ist ein CMOS-

Sensor. Das System besitzt eine Dosisanzeige zur optimalen Einstellung der Dosisparameter.

Der *Visualix eHD-Sensor* (KaVo Dental, Gendex Dental Systems) ist ein CCD-Sensor mit 2,41 Millionen Pixel von 19,5 µm Größe, welche eine theoretische räumliche Auflösung von etwa 26 Lp/mm besitzen (GENDEX 2005). FARMAN & FARMAN (2005) maßen für diesen Sensor eine tatsächliche räumliche Auflösung von 11 Lp/mm.

Der *XIOS-Sensor* (Sirona Dental Systems), mit einem aktiven Sensorareal von 36 x 25,6mm, ist ein CMOS-APS-Sensor (SIRONA 2007).

Das *DenOptix QST Speicherfoliensystem* (KaVo Dental, Gendex Dental Systems) bietet die gleichen Formatgrößen von Zahnfilmen. Ein Trommelscanner liest die Speicherfolien nach der Belichtung aus, wobei der Anwender zwischen den Auflösungen 150 d.p.i., 300 d.p.i. und 600 d.p.i. wählen kann. 150 d.p.i. ergeben eine räumliche Auflösung von ca. 4 Lp/mm (entspricht 170µm Pixelgröße), 300 d.p.i. von ca. 6 Lp/mm (entspricht 85µm Pixelgröße) und 600 d.p.i. von ca. 9 Lp/mm (entspricht 42µm Pixelgröße) (DENOPTIX 1997). BORG et al. (2000) fanden heraus, dass die Qualität des Röntgenbildes beim DenOptix System mit der räumlichen Auflösung stieg. COUTURE (2003) empfahl das Scannen bei 600 d.p.i., weil das Bildrauschen nur gering gegenüber dem Scannen bei 300 d.p.i., aber die räumliche Auflösung von unter 5 Lp/mm bei 300 d.p.i. auf über 10 Lp/mm bei 600 d.p.i. anstieg.

Beim Speicherfoliensystem *Dürr VistaScan* (Dürr Dental, Bietigheim - Bissingen), wird ein rotierender, durch ein Pentaprisma gesteuerter, 12,5µm feiner Laserstrahl genutzt, welcher eine theoretische räumliche Auflösung von 40 Lp/mm ermöglicht. Allerdings bleibt die tatsächliche Auflösung durch die derzeitige Speicherfoliengeneration auf 22 Lp/mm begrenzt (DÜRR 2007). Das System besitzt eine Dosisanzeige, die die optimale Einstellung der Dosisparameter erlaubt.

Ein konventioneller Röntgenfilm der Empfindlichkeitsklasse F, *Kodak Insight Dentalfilm* (Eastman Kodak Company), erreicht eine Auflösung von etwa 22 Lp/mm. Die Ausmaße des Standardfilms # 2 betragen 40 x 30mm.

LUDLOW & MOL (2001) ermittelten für den Kodak Ektaspeed Plus (Eastman Kodak Company), einem Zahnfilm der Empfindlichkeitsklasse E, eine räumliche

Auflösung von 20 Lp/mm. Dies entsprach der maximalen Anzahl von Linienpaaren pro Millimeter, die der Prüfkörper besaß.

WENZEL (2006) wies hinsichtlich der Kariesdiagnostik mit digitalen Radiographiesystemen darauf hin, dass die ständigen Veränderungen der erhältlichen Radiographiesysteme die Vergleichbarkeit von Studien erschwerten. Deshalb müssten neue bzw. modifizierte Systeme kontinuierlich wissenschaftlich sowohl unter physikalischen als auch klinischen Aspekten geprüft werden.

2.1.2 Digitalisierung der aufgenommenen Informationen

Um eine digitale Information zu erlangen, wird die im Sensor empfangene Information der Röntgenintensität in Stufen unterteilt, d.h. jedem Bildpunkt wird entsprechend der empfangenen Strahlenintensität ein Grauwert zugeordnet. Je mehr Stufen genutzt werden, desto feiner werden die Informationen zerlegt. Beispielsweise ergibt eine 12 Bit Abstufung 4096 Graustufen ($2^{12} = 4096$). Je mehr Graustufen aufgelöst werden, desto höher ist die Bildtiefe und damit die Kontrastauflösung. Auf dem Monitor können 256 Graustufen, entsprechend 8 Bit, dargestellt werden. Digitale Röntgensysteme erstellen ihre Bilder mit bis zu 16 Bit (65.536 Graustufen), was durch den hohen Informationsgehalt für die Bildbearbeitungsfunktionen in vergrößernden Fenstern von Vorteil ist (BLENDL et al. 2000, FARMAN & FARMAN 1999, FARMAN & FARMAN 2005, NAIR & NAIR 2007). LI et al. (2003) verglichen 8 Bit und 12 Bit Röntgenbilder hinsichtlich des Verhaltens bei Kontrastveränderungen und fanden bessere Resultate bei letzteren. Einige Röntgensysteme, z.B. das DenOptix System und das Visualix eHD System (beide KaVo Dental, Gendex Dental Systems), stellten das Röntgenbild nach Erstellung als 16 bzw. 12 Bit Bild in der Systemsoftware dar, erlaubten das Speichern bzw. Exportieren des Bildes allerdings nur als 8 Bit Graustufenbild, wobei Informationen verloren gingen. COUTURE (2003) bemerkte, dass bei diesem Vorgang besonders Informationen über dargestellte Weichteile, d.h. Gingiva, weniger über Hartsubstanzen verloren gingen, was aber visuell schwer erkennbar war. Das Auge kann ca. 64 Graustufen unterscheiden, wofür eine 7 Bit Abstufung genügen würde (SCHMITT & LEHMANN 2003).

Der Monitor muss nach der Röntgenverordnung 256 Graustufen wiedergeben können. Die Röntgenverordnung hat die Abnahmeprüfung für

Bildwiedergabegeräte nach DIN 6868 - Teil 5 festgelegt und die folgenden Kriterien sind danach zu erfüllen:

Die Bildwiederholungsfrequenz muss bei Cathode Ray Tube (CRT) Monitoren mindestens 70 Hz betragen. Weitere Anforderungen an CRT Geräte sind, dass sie eine Lochmaske von mind. 0,28mm und bei Flachbildschirmen einen Pixelpitch von 0,30 x 0,30mm besitzen. Die Bilddiagonale muss mindestens 370mm betragen, was bei CRT-Geräten 17 Zoll und bei Flachbildschirmen 15 Zoll entspricht. Treiber und Grafikkarte müssen diesen Anforderungen genügen (ROTHER 2006).

2.1.3 Bilddarstellung digitaler Röntgenbilder

Bei den aktuell auf dem Markt verfügbaren Sensoren beträgt die aktive Fläche 27 x 36mm und die Pixelgröße 20µm, so dass etwa 2,5 Megapixel auf einem Sensor vorhanden sind. Diese teilen sich in 1750 x 1350 Pixel auf.

Die Standardauflösung eines Computers liegt bei 1024 x 768 Bildpunkten und in einem Bildfenster darin bei etwa 600 x 800 Bildpunkten. Deswegen können bei digitalen Röntgenbildern Vergrößerungen einzelner ausgewählter Bildbereiche, Region of Interests (ROI) genannt, aufschlussreiche Informationen liefern (SCHMITT & LEHMANN 2003). In diesen vergrößerten Abschnitten können zusätzlich durch Veränderungen der Grauwerte entsprechend der Fragestellung Kontrastpreizungen vorgenommen werden und die jeweils interessierenden Bereiche deutlicher abgebildet werden. Die Bildbearbeitung ist aber nur möglich, solange tatsächliche Graustufendifferenzen vorliegen und sie bezieht sich nur auf die spezielle Fragestellung. Andere Bildstrukturen können durch die Bearbeitung in diesem Moment verfälscht dargestellt werden. Beispielsweise kann die Feilenspitze eines Endoinstrumentes durch Nachbearbeitung besser erkannt werden, aber der marginale Parodontalbereich erscheint artifiziell geschwärzt (PFEIFFER et al. 2000, SCHMAGE et al. 1996, SCHMAGE et al. 1999).

Ein Beispiel für ein Programm, welches in der gewählten Region of Interest die Mineralisation der Zahnschichten misst und dieses dann in einem Histogramm wiedergibt, ist der Logicon Caries Detector™ (Eastman Kodak Company). Das Programm zeigt dann die Wahrscheinlichkeit und, mit einer Linie, die Tiefe einer kariösen Veränderung im abgebildeten Zahn an (GAKENHEIMER 2002). Ein

anderes Beispiel ist die Software FRIACOM (Dentsply Friadent, Mannheim, Deutschland), welche für die Auswertung von digitalen Röntgenbildern hinsichtlich einer Therapie mit Implantaten genutzt werden kann (ABOU TARA 2002, SCHMAGE et al. 2003).

2.2 Bildbearbeitung und Bildqualität digitaler Zahnfilmaufnahmen und digitalisierter Zahnfilme

2.2.1 Bildbearbeitung

Digitale Röntgensysteme besitzen verschiedene computergestützte Funktionen, mit denen automatisch, wie mit der automatischen Bildoptimierung, oder individuell das digitale Röntgenbild verändert werden kann. Das Leistungsspektrum einiger aktueller Softwareprogramme zu digitalen Röntgensystemen wird im Folgenden besprochen:

Die Software des Röntgensystems Sidexis (Sirona Dental Systems), Sidexis XG arbeitet mit einer Grauwertoptimierung, welche bei unterschiedlicher Röntgendosis die Graustufenwerte für eine optimale Darstellung von Helligkeit und Kontrast anpasst.

Die Röntgenaufnahmen werden bei dieser Software mit 16 Bit Grauwerttiefe aufgenommen und vor der Darstellung automatisch, linear den 16 Bit Grauwerten entsprechend, in 8 Bit umgewandelt. Der Anwender hat allerdings die Möglichkeit diese Umwandlung, Transfer genannt, zu beeinflussen, indem er die Umwandlung zum Beispiel auf einen bestimmten Grauwertbereich im Histogramm begrenzt und so eine Kontrastpreizung mit verbessertem Bild erreicht. Eine weitere Möglichkeit ist die Veränderung der Gammafunktion, entsprechend einer Manipulation der Mitteltöne im Röntgenbild (SIDEXIS XG 2006). Ein entsprechendes Vorgehen ermöglicht die Software VixWin 2000 für das DenOptix QST System (beide KaVo Dental, Gendex Dental Systems). Die automatische Kontrastanpassung kann hierbei vom Anwender ausgeschaltet werden, was für die Konstanzprüfung empfohlen wird (VIXWIN 2000). Ohne die automatische Kontrastanpassung zeigen die Pixelgrauwerte eine lineare Beziehung zur verwendeten Dosis.

Die Programme anderer Hersteller erlauben teilweise die Darstellung von 16 Bit Röntgenaufnahmen (Sirona XIOS, Dürr VistaScan), indem solche automatische Bildbearbeitung entfällt. Sie bieten ebenfalls individuelle

Bildbearbeitungsmöglichkeiten, z.B. die lineare Kontrastspreizung in der Software DBSWin V 3.3 (Dürr Dental) des Dürr VistaScan Systems.

Bei allen Programmen können durch den Einsatz von Filtern für die Diagnostik wichtige Bereiche hervorgehoben werden, z.B. die Karies-, Endo- und Paro-Filter beim Dürr VistaScan System. Filter werden auf die Originaldaten des Bildes angewendet und verbessern die Bildqualität (YALCINKAYA et al. 2006). LUDLOW & MOL (2001) empfahlen, dass auf eine diagnostische Fragestellung bezogene Filter nicht zur Datenerfassung des Bildes genutzt werden sollten. Sonst könnte für eine andere diagnostische Fragestellung eine erneute Aufnahme erforderlich sein, weil die Daten der ursprünglichen Datenerfassung für diese neue Fragestellung nicht aussagekräftig wären.

Das Bildrauschen (engl.: Noise), welches durch zufällige Intensitätsstreuungen entsteht, kann durch die Filterung nivelliert werden. Die Filterung ermöglicht auch die Verdeutlichung von Objektkanten, die sogenannte Schärfezeichnung. SANDEN et al. (2003) bewerteten diese Funktion positiv für die Früherkennung von approximalen Schmelzläsionen. Lokal adaptive Filter ermöglichen den Vergleich von an unterschiedlichen Zeitpunkten aufgenommenen Bildern, was für die Technik der digitalen Subtraktionsradiographie genutzt werden kann und diagnostische Vorteile gegenüber dem einfachen Vergleich von konventionellen Zahnfilmen bietet (NICOPOULOU-KARAYIANNI et al. 2002, YI et al. 2006, YOSHIOKA et al. 2002).

SCHULZE et al. (2003) weisen auf die verbesserte Bildqualität bei Bildern des Trophy RVG 5 (Trophy Radiology, Marne-la-Vallée, Frankreich) Sensors hin, die durch den Einsatz des Schärfefilters entstand. Dieser führte aber gleichzeitig auch zum vermehrten Auftreten von Artefakten, welche zu Fehldiagnosen verleiten könnten. Im Vergleich dazu schnitt der Sirona Sidexis-Sensor (Sirona Dental Systems) ohne jeglichen Einsatz von Filtern besser ab.

Abdunkelungen oder Aufhellungen können mit der Helligkeitskorrektur durch das Verschieben von Grauwerten erreicht werden. Dies lässt sich in einem Grauwert - Histogramm anhand einer Linksverschiebung (Abdunkelung) oder Rechtsverschiebung (Aufhellung) veranschaulichen. Ein Histogramm beschreibt die statistische Grauwertverteilung in einem Bild, wobei es für jeden Grauwert die Anzahl der Pixel wiedergibt, die diesen Grauwert besitzen (GÜNERI et al. 2005).

Eine Spreizung der Grauwerte in einem Histogramm entspricht einer Kontrastverstärkung. Dabei werden dunkle Strukturen dunkler und helle Strukturen heller dargestellt, wodurch Bereiche unterschiedlicher Dichte besser gegeneinander abgrenzbar werden. Dies ist bei wenig kontrastreichen Details vorteilhaft und erleichtert, besonders bei unterbelichteten Aufnahmen, die Diagnostik (BORG et al. 2000, YOSHIURA et al. 1998, YOSHIURA et al. 2001). Trotzdem sollte die Röntgendosis nicht extrem verringert werden, weil das Hintergrundrauschen mit sinkender Dosis stieg und so kontrastarme Details wie Karies schlechter diagnostiziert werden konnten (RAMAMURTHY et al. 2004). Das Bildrauschen verstärkte sich zusätzlich bei der Bildoptimierung durch die Kontrastverstärkung des Anwenders (BORG et al. 2000). Extreme Kontrastverstärkungen verfälschten die Aussagekraft des Röntgenbildes über die Dichte der verschiedenen Strukturen, was die Ergebnisse bei Messungen der Grauwerte von diesen beeinflusste (GÜNERI et al. 2005).

BLENDL et al. (2000) und YOSHIURA et al. (1999) sahen für die Darstellung kontrastarmer Details mit digitalen Röntgensystemen Vorteile gegenüber dem konventionellen Röntgen.

Diese Funktionen können auch auf einzelne Region of Interests angewendet werden, genauso wie deren gezielte Vergrößerung oder Verkleinerung.

Weiterhin können digitale Röntgenaufnahmen beschriftet und vermessen werden. Entsprechend der Fragestellung kann auch eine Falschfarben- oder Inversdarstellung der schwarz-weißen Röntgenaufnahmen hilfreich sein, um im Patientengespräch die Problematik zu verdeutlichen. Zur Dokumentation wird dann diese illustrierte Aufnahme gespeichert. Allerdings stellten HAAK & WICHT (2005) fest, dass die inverse Grauwertdarstellung die approximale Kariesdiagnose bei Schmelzläsionen nicht verbesserte und kariöse Läsionen, die bis in das Dentin reichten, sogar schlechter dargestellt wurden.

WALLACE et al. (2001) zeigten anhand der Darstellung von periapikalen Läsionen, dass die Bildoptimierung durch die vielfältigen Funktionen immer auf ein diagnostisches Ziel gerichtet sein musste und erfahrene Anwender dabei erfolgreicher waren als unerfahrene.

Wichtig ist, dass alle Veränderungen reversibel und die Ursprungsdaten des Röntgenbildes gespeichert sind, erstens, damit das Originaldokument aus

rechtlichen Gründen erhalten bleibt und zweitens, damit jeweils unterschiedliche Regions of Interest ausgewertet werden können.

2.2.2 Bildqualität

Digitale Röntgenbilder haben auf dem heutigen Entwicklungsstand eine vergleichbare diagnostische Aussagekraft wie die konventionellen Röntgenbilder (FUHRMANN 2006, VANDRE et al. 2000, WENZEL & MOYSTAD 2001, WHITE & YOON 1997, YALCINKAYA et al. 2006).

Die Bildqualität lässt sich anhand von *räumlicher Auflösung*, *Kontrastauflösung*, *Rauschen*, *Dynamik* und *Empfindlichkeit* beschreiben.

Die *räumliche Auflösung* wird in Linienpaaren pro Millimeter angegeben. Ein Linienpaar besteht aus einer hellen und einer dunklen Linie. Bei einer Auflösung von 20 Lp/mm können 20 Linienpaare in einem Millimeter abgezählt werden, ohne dass sie ineinander verschwimmen.

Meist geben die Hersteller theoretische Auflösungswerte an, die sich auf die physikalische Pixelgröße bei den Festkörperdetektoren und auf den Scanvorgang bei der Speicherfolientechnik beziehen. Allerdings begrenzen Faktoren wie Streustrahlung, geometrische Abweichungen, Bildrauschen und die Umwandlung von Röntgen- in Lichtquanten diese theoretische Auflösung zu einer tatsächlich dargestellten Auflösung, die geringer ist (LUDLOW & MOL 2001).

Eine gute *Kontrastauflösung* wird über eine Verteilung der Grauwerte über das gesamte Spektrum an möglichen Grauwerten erreicht. Je feiner die Darstellung und Abgrenzung von Strukturen unterschiedlicher Dichte, Dicke und Ordnungszahl in unterschiedlichen Grauwerten, desto besser ist der resultierende Kontrast. Entscheidend ist dafür, dass diese Unterschiede als tatsächliche Pixelgrauwerte vorliegen und nicht vom Computerprogramm als wahrscheinliche Grauwerte errechnet, d.h. interpoliert würden. Dies garantiert, dass bei der Bildbearbeitung nur die Informationen von tatsächlichen Grauwerten weiter optimiert werden (NAIR & NAIR 2007).

Beim Test von Kontrastaufösungen verschiedener Detektoren stellten FARMAN & FARMAN (2005) fest, dass einige besser waren als ein konventioneller Film der Klasse F (Kodak Insight, Eastman Kodak Company). Der Film stellte eine 0,2mm

tiefe Bohrung in 7mm dickem Aluminium dar; einigen Detektoren gelang die Wiedergabe von einer 0,1mm tiefen Bohrung. WESTPHALEN et al. (2004) erkannten beim klinikähnlichen Vergleich der Sichtbarkeit von externen Wurzelresorptionen auf konventionellen und digitalen Röntgenbildern ohne Bildbearbeitung, dass digital die Resorptionen häufiger und auch Resorptionen mit kleineren Durchmessern besser sichtbar waren.

Die Bildqualität wird auch nach dem *Rauschen* beurteilt. Je höher das Rauschen, desto schlechter können Strukturen geringer Dichteunterschiede gegeneinander abgegrenzt werden. Somit verschlechtert sich der Bildkontrast. Das Rauschen wird mit steigender Röntgendosis gemindert, wobei gewisse Grenzen gegeben sind. Ab einer bestimmten Dosismenge kann keine Verringerung des Rauschens mehr festgestellt werden (ATTAELMANAN et al. 2001). Eine Folge zu hoher Strahlung ist das „Blooming“ bei CCD-Festkörperdetektoren. Hierbei springen Ladungen überbelichteter Pixel auf benachbarte Pixel über, so dass die Grauwertabstufungen dieser gestört werden. Als Folge treten überschwärmte Areale im Röntgenbild auf (SCHULZE et al. 2003).

Die *Dynamik* eines Röntgenbildes beschreibt die Spannweite zwischen der größten und der kleinsten Bildhelligkeit. Je höher die Dynamik, desto höher ist die Aussagekraft eines Röntgenbildes und desto niedriger die Gefahr von Über- oder Unterbelichtung. Die automatische Grauwertoptimierung ermöglicht einen gewissen Ausgleich von Über- und Unterbelichtungen, was allerdings mit zunehmendem Bildrauschen verbunden ist.

Die *Empfindlichkeit* ist ein weiterer Qualitätsfaktor. Je geringer die für ein aussagekräftiges Röntgenbild nötige Dosis, desto empfindlicher ist das Röntgensystem. Es ist generell eine Dosisreduzierung beim Einsatz von digitalen Radiographiegeräten festzustellen (PFEIFFER et al. 2000, SCHMAGE et al. 1993, SCHMAGE et al. 1996, YOSHIURA et al. 1999), wobei diese bei allen erhältlichen Systemen unterschiedlich hoch ausfällt. Alle Hersteller geben zur Belichtungszeit Empfehlungen an, die sich nach der Art der Aufnahme, der Röhrenspannung, dem Röhrenstrom und dem Fokus-Detektor Abstand richten. Die Röhrenspannung beeinflusst die Qualität der Strahlung und dadurch den Bildkontrast und die Filmschwärzung. Eine zu geringe Röhrenspannung kann sehr dichte Strukturen nicht durchdringen und eine zu starke Spannung resultiert in überschwärmten, kontrastarmen Bildern (SCHMAGE et al. 1996).

Es ist auch zu berücksichtigen, zu welcher Filmart die Dosisreduktion gemessen bzw. angegeben wird. Das System DenOptix QST (KaVo Dental, Gendex Dental Systems) gibt in seiner Gebrauchsanweisung beispielsweise eine Dosisreduktion von 80% im Vergleich zu einem Film der Empfindlichkeitsklasse D an. LUDLOW & MOL (2001) wiesen eine 50%ige Dosisreduktion vom Trophy RVG UI Sensor (vormals Trex-Trophy Radiology, jetzt Kodak, Eastman Kodak Company) gegenüber einem Film der Klasse E (Kodak Ektaspeed Plus) nach. BERKHOUT et al. (2004) stellten beim Sidexis System (Sirona Dental Systems) eine Reduktion von 70 % und bei den Systemen DenOptix und Digora FMX (Soredex, Helsinki, Finnland) eine Reduktion von 50 % gegenüber einem Film der Klasse E fest. Die Dosisreduktion im Vergleich zu einem Röntgenfilm der Klasse F, welcher in dieser Studie genutzt wird, ist entsprechend geringer bis nicht vorhanden (ROTHER 2006). WENZEL & MOYSTAD (2001) beschrieben in einer Erfahrungsumfrage bei norwegischen Zahnärzten eine Dosisreduktion von etwa 50 % durch Verwendung von digitalen Röntgensystemen.

Weitere physikalische Eigenschaften charakterisieren die jeweiligen Röntgensysteme und beeinflussen die Bildqualität, wie die *Detective Quantum Efficiency (DQE)*, das *Signal-to-Noise Ratio (SNR)* und die *Modulation Transfer Function (MTF)* (FARMAN et al. 2006).

Die *DQE* beschreibt das Verhältnis von eingegangenen Röntgenquanten zu denen vom Detektor nachgewiesenen. Je besser der Detektor diese umsetzt, desto weniger Strahlung ist für die Erstellung eines Bildes nötig (SCHULZE 2001).

Das *SNR* liefert Informationen über die Klarheit der Darstellung anatomischer Gegebenheiten gegenüber dem Bildrauschen. Ein hohes *SNR* bedeutet, dass sich mit wenig Strahlung die anatomischen Strukturen scharf gegenüber dem Hintergrundrauschen absetzen.

Die *MTF* bezeichnet die Wiedergabe von Ortsfrequenzen, bestehend aus der Auflösung und dem Kontrast eines Röntgensystems. Bei einer *MTF* von 1 entspricht die Auflösung des Systems der Ortsfrequenz des Originals. Bei einer *MTF* von 0 wird das darzustellende Objekt nicht abgebildet. Je höher die *MTF*, desto schärfer erscheint das Bild, wobei dies auch durch bildbearbeitende Software erreicht werden kann (BORG et al. 2000).

2.3 Röntgenologische Darstellung verschiedener zahnärztlicher Füllungsmaterialien und Werkstoffe

Die röntgenologische Darstellung zahnärztlicher Füllungsmaterialien wird mit der Eigenschaft Radiopazität beschrieben. Diese ist eine Anforderung an alle verwendeten Materialien in der Zahnheilkunde für eine erfolgreiche Röntgendiagnostik. Bei Aspiration oder Verschlucken von Materialien können sie so lokalisiert, entfernt und Komplikationen vermieden werden. WENZEL et al. (1998) betonten die forensische Bedeutung der röntgenologischen Differenzierbarkeit von verschiedenen Füllungsmaterialien. In der Zahnerhaltungskunde wird gefordert, dass proximale Überhänge, Randspalten, leere Räume und Sekundärkaries von der Füllung röntgenologisch sichtbar gemacht werden. Dies gilt besonders für die Füllungen im Seitenzahnbereich, da bei diesen die klinische Diagnostik im Approximalbereich im Vergleich zum Frontzahnbereich erschwert ist (HARA et al. 2001). Zum Erkennen von Kariesrezidiven ermittelten GOSHIMA & GOSHIMA (1989) und GUNAWAN & MARX (1996) eine optimale, wünschenswerte Radiopazität für Komposite, die der des Schmelzes entsprach. Manche Autoren forderten für die Sekundärkariesdiagnostik eine etwas höhere Radiopazität der Füllungsmaterialien als die des Schmelzes, wobei die Radiopazität nicht der von metallischen Füllstoffen gleichen musste (CURTIS et al. 1990, HAAK & NOACK 1996, HINCK 1998). Metallische Werkstoffe besaßen den Nachteil, Radioluzenzen, die sich vor oder hinter den Restaurationen befanden, zu verschleiern (HAAK & NOACK 1996). Keramische, intrakoronale Füllungen sollten radiopaker als Schmelz sein, während vollkeramische Kronen bzw. Brücken etwas röntgentransparenter als Titan sein sollten, damit eine röntgenologische Karieserkennung unter ihnen möglich blieb (GUNAWAN & MARX 1996). Auch für Befestigungskomposite und Unterfüllungsmaterialien unter intrakoronalen, zahnfarbenen Füllungen ist eine geeignete Radiopazität notwendig, damit nicht fälschlicherweise Randspalten oder Sekundärkaries diagnostiziert werden (AKERBOOM et al. 1993).

Im Rahmen von Wurzelkanalbehandlungen wird eine röntgenologische Längenbestimmung mit metallischen Wurzelkanalinstrumenten durchgeführt, um die Lage der Instrumentenspitzen zu bestimmen. Das Wurzelfüllmaterial muss zur Beurteilung der Qualität der Wurzelfüllung ebenfalls röntgenopak sein. KAFFE &

LITTNER (1995) ermittelten, dass Guttapercha etwa die siebenfache Röntgenopazität von Dentin besaß. Bei den Sealern bestanden je nach Produkt Unterschiede in der Röntgenopazität von der des Dentins bis zu der elffachen Stärke des Dentins (TAGGER & KATZ 2003). Die Autoren empfahlen eine mindestens vierfache Radiopazität.

BAKSI et al. (2007) wiesen nach, dass Sealer und Dicke der Guttapercha Points die Radiopazität einer Wurzelfüllung derart beeinflussten, dass der derzeitige ISO-Standard klinisch nicht anwendbar war. Die ISO-Standards Nr. 6876 und Nr. 6877 besagen, dass 1mm Wurzelfüllmaterial der Röntgendichte von 3mm Aluminium entsprechen müssten. Damit bestünden bei der Röntgendichte von Dentin mit 1mm Aluminium eine Differenz von 2mm Aluminium, was gefordert wird, damit eine Kontrastdifferenz erkennbar ist (KATZ et al. 1990).

SHAH et al. (1996) stellten eine geringere Radiopazität von Glasionomern gegenüber dem für Wurzelfüllmaterialien geltenden minimalen Standard von über 3mm starkem Aluminium fest. Sie forderten für den Gebrauch dieser, als retrogrades Verschlussmaterial bei Wurzelspitzenresektionen, eine höhere Röntgensichtbarkeit. TAGGER & KATZ (2004) maßen die Radiopazitäten diverser retrograder Verschlussmaterialien und forderten einen internationalen Standard auch für diese Materialgruppe.

Die Radiopazität hängt von verschiedenen Faktoren ab. Materialspezifisch sind die Dicke, die Dichte und die Ordnungszahl entscheidend. Materialien organischen Ursprungs sind oft Füllelemente zugefügt. Diesen sind dann Atome hoher Ordnungszahl meist in Oxidform angefügt, um eine Röntgensichtbarkeit zu erreichen. Es handelt sich um die Elemente Strontium (Sr), Barium (Ba), Zirkonium (Zr), Titanium (Ti) und Bismuth (Bi). Zirkonium ist Bestandteil in Dentalkeramiken; Bismuth ist in Sealern vorhanden. Titanium befindet sich in Werkstoffen der Prothetik, Barium und Strontium sind Bestandteile von Kompositen. Auch Seltene-Erden-Verbindungen wie Ytterbium- und Yttriumtrifluorid werden zum Erreichen einer Röntgensichtbarkeit genutzt (HAAK & NOACK 1996, SABBAGH et al. 2004). Tantalum (Ta) wurde aufgrund seiner hohen Radiopazität bei gleichzeitiger Transluzenz und Abriebfestigkeit von CHAN et al. (1999) als radiopaker Nanofüllstoff für Seitenzahnkomposite zum Ersatz von Silikatglasfüllstoffen empfohlen.

Je nach beigefügter Menge, Dichte und Ordnungszahl der jeweiligen Atome entsteht eine spezifische Radiopazität (AOYAGI et al. 2005). Hierbei darf die beigefügte Menge nicht auf Kosten der anderen Materialeigenschaften erhöht werden (WATTS 1987). Bei Kunststoffen stören zu viele und zu große Atome die Vernetzung und den Aufbau der Matrix. JANDT et al. (2002) stellten einen günstigen Einfluss von metallischen Füllstoffen, wie Silber, Zinn, Kupfer und Titan auf die Radiopazität von Kompositen fest, ohne dass die physikalischen Eigenschaften dieser verschlechtert wurden. Die metallische Farbe dieser Komposite erlaubte die Verwendung nur für Aufbauten.

2.3.1 Bestimmung der Radiopazität

Eine verbreitete Methode der Radiopazitätsmessung besteht in der Verwendung von Densitometern. ABOU-TABL et al. (1979) röntgten verschiedene Materialproben zusammen mit einer Aluminiumtreppe. Mit einem Densitometer werden die Dichten der Treppenstufen gemessen. Die optische Dichte des Films entspricht dabei dem Verhältnis von einfallendem zu durchgelassenem Licht. Die röntgenologischen Dichten der Probekörper wurden gemessen und durch Interpolation wurde ihnen ein Äquivalenzwert in Millimeter Aluminium zugeteilt. Diese Methode wurde entwickelt, weil durch Aluminium als Referenzmaterial verschiedene Studien vergleichbar gemacht werden sollten. Der direkte Vergleich der numerischen Dichtewerte der Filme hätte aufgrund zu vieler Variablen diesen Vergleich nicht zugelassen. WILLIAMS & BILLINGTON (1987) verwendeten hierfür ein Spektralphotometer, welches durch ein Röntgenbild strahlendes Licht maß. Auf den Röntgenbildern wurde eine bestimmte Aluminiumtreppe einem bestimmten Licht-Transmissionswert zugewiesen, d.h. ein Referenzwert bestimmt, auf den die Transmissionswerte der anderen Aluminiumdicken und der Probematerialien bezogen wurden. Die Aluminiumdicken der Treppenstufen wurden in einem Graph den jeweiligen Transmissionswerten zugeordnet, so dass nach dieser Kalibrierung für die jeweiligen Transmissionswerte der Probekörper der zugehörige Aluminiumäquivalenzwert abgelesen werden konnte. Für 1mm Schmelz wurde ein Äquivalenzwert von 2,1mm Aluminium festgestellt, für 1mm Dentin waren es 1mm Aluminium. Dass Aluminium und Dentin die gleiche röntgenologische Dichte

verursachen, wurde von KATZ et al. (1990) im Vergleich von D-Speed und E-Speed Filmen und auch von AKERBOOM et al. (1993) bestätigt, allerdings variierten die gemessenen Werte erheblich und letztere Autoren fanden für Schmelz einen Aluminiumäquivalenzwert von 1,5mm. TURGUT et al. (2003) ermittelten im Vergleich von ästhetischen Füllungsmaterialien ähnliche Werte für Schmelz und Dentin wie WILLIAMS und BILLINGTON (1987). WATTS (1987) beschrieb den Einfluss von Filmeigenschaften, Belichtungsparameter, geometrischem Versuchsaufbau und Entwicklungsmodalitäten auf die Filmdichte. Er wies darauf hin, dass Dichtewerte von Materialien zwischen Studien nicht verglichen werden dürften und schlug jeweils die Umrechnung von optischen Dichten in Aluminiumdicke vor. Außerdem zeigte WATTS (1987), dass sich die Röntgensichtbarkeiten von Dentin und 99,5% reinem Aluminium entsprachen. Deswegen empfahl er, sich bei Radiopazitätsangaben immer auf diese Form von Aluminium zu beziehen. Beimengungen von 4% Kupfer zum Aluminium reduzierten den Aluminiumäquivalenzwert um den Faktor 1,5.

WATTS & MC CABE (1999) verglichen die Radiopazität von Aluminiumtreppen verschiedener Zusammensetzungen und empfahlen mindestens 98 % Aluminium Massengehalt. Sie zeichneten Graphen, die die Abhängigkeit der Stufenhöhe von der optischen Dichte darstellten und fanden einen nicht-linearen Zusammenhang. Wurde allerdings der Logarithmus der Aluminiumdicke gegen die optische Dichte gebildet, ergab sich ein linearer Zusammenhang. So konnten optische Dichten durch Regressionsanalyse in Aluminiumäquivalenzwerte umgerechnet werden, was die Autoren als vorteilhaft gegenüber dem Ablesen aus dem Graph sahen. Diese Grundlagenstudien berücksichtigten nicht die klinische Situation. Dagegen untersuchten KAFFE & LITTNER (1995) zum einen den Einfluss von Weichgewebe und zum anderen das Kontrastverhalten von Guttapercha und Dentin auf den Aluminiumäquivalenzwert. Sie ermittelten für 1mm Guttapercha einen Aluminiumäquivalenzwert von 7mm und bestätigten den Aluminiumwert für Dentin. Das Weichgewebsäquivalent in Form eines Phantommodells reduzierte den Kontrast um etwa 10%. Zusätzlich wiesen die Autoren darauf hin, dass eine Wurzelkanalfüllung am apikalen Ende nur etwa 0,25mm bis 0,3mm dick und von Dentin, lingualem und bukkalem Knochen überlagert sei, weswegen die Radiopazität von Guttapercha in diesem Fall zur Beurteilung der exakten Abfüllung nicht genügen würde.

Die digitale Technik eröffnete neue Möglichkeiten der Radiopazitätsmessung. GÜRDAL & AKDENIZ (1998) stellten die digitale Bildanalyse als Alternative zur Densitometrie vor. 2mm dicke Proben verschiedener Füllungskunststoffe wurden im Vergleich zu einer Aluminiumtreppe auf einem Okklusalfilm abgebildet, mit dem Transmissionsdensitometer vermessen und dann eingescannt. Die Bilder wurden im 8 Bit TIF-Format gespeichert und die maximale Schwärzung dem Grauwert 0 (Schwarz) und die minimalste Schwärzung dem Grauwert 255 (Weiß) zugeordnet. Die Grauwerte der Materialproben wurden so gemessen und auf die Grauwerte der Aluminiumtreppe bezogen. Die Autoren zeigten die Überlegenheit der digitalen gegenüber der konventionellen Methode zur Bestimmung der Radiopazität der Materialien.

TAGGER & KATZ (2003) bestimmten die Radiopazität von Sealern anhand digitalisierter Röntgenbilder. Indem eine Aluminiumtreppe mitgeröntgt wurde, konnte ein Graph gezeichnet werden, der die Aluminiumstufendicken mit den abgelesenen Grauwerten korrelierte. Der Graph dokumentierte einen fast linearen Zusammenhang, in Form einer fast geraden Linie. Der Vorteil dieser Methode war, dass die typischen Grauwerte in homogenen Arealen der Proben abgelesen werden konnten, während dies bei der Transmissionsdensitometrie, aufgrund des größeren Durchmessers des Messfensters, nicht möglich gewesen wäre. Eine minimale Radiopazität von Sealern von mindestens 4mm Aluminium wurde empfohlen, obwohl eine erforderliche Referenzgröße nicht bekannt war.

Die Methode des Umwandelns von Grauwerten in Aluminiumdicken wurde von GU et al. (2006) mit dem RVG-Sensor (Eastman Kodak Company) und der dazugehörigen Software zur Bestimmung der Radiopazität verschiedener zahnärztlicher Materialien verwandt und hat sich bewährt. Sie testeten zwei Befestigungszemente und einen Sealer in den Schichtdicken von 1mm, die mit einer Aluminiumtreppe, mit verschiedenen Fokus-Objekt-Abständen und verschiedenen Belichtungszeiten geröntgt wurden. Dabei ergab sich, dass durch die fehlende Filmentwicklung die Aluminiumtreppe auf allen Bildern konstant mit gleichen Werten dargestellt wurde, sofern der Fokus-Objekt-Abstand und die Belichtungszeit konstant gehalten wurden. Deswegen konnte bei der digitalen Technik auf die Darstellung der Treppe auf jedem Röntgenbild verzichtet werden. Die Autoren zeigten, dass das Verhältnis von den Grauwerten der Materialproben zu den Aluminiumdicken der Treppenstufen immer linear war und in einem

geraden Graphen ausgedrückt werden konnte. Nach der Berechnung der Autoren hätte der Versuch auch mit einer Treppe mit drei Stufen ohne signifikante Fehler erfolgen können, was sie künftig zur Vereinfachung empfahlen. Die Radiopazitätswerte unterschieden sich nicht signifikant bei den verschiedenen Fokus-Objekt-Abständen und Belichtungszeiten, obwohl optimal belichtete Bilder genauere Ergebnisse lieferten.

Ein anderer digitaler Ansatz zur Bestimmung der radiologischen Sichtbarkeit von Materialien wurde 2000 von PIEBENBRING et al. vorgestellt, wobei ein Schick-Sensor (Schick Technologies) und die Software NIH Image v 1.60 (Wayne Rasband, National Institutes of Health, USA) genutzt wurden. Die Fragestellung war, ob mit Linienhistogrammen (density plot profiles) das Ende von Wurzelkanalinstrumenten verschiedener Größe in Zähnen dargestellt werden konnte. Ein Grauwert histogramm wurde entlang einer horizontalen Linie, die über den Wurzelkanal mit Wurzelkanalinstrumenten gezeichnet wurde, ausgewertet. An der Stelle, an der die Linie das jeweilige Instrument kreuzte, zeigte das Histogramm einen „Peak“ im Grauwert, der die höhere Dichte des Instruments repräsentierte. Diese Spitze im Histogramm verschwand, sobald das Linienhistogramm in der Zahnwurzel tiefer als das apikale Ende des Instruments gelegt wurde. Da der Messfehler bei dieser Methode bei allen Feilen bis zur ISO-Größe # 8 unter 0,5mm blieb, empfahlen die Autoren diese Methode zur Arbeitslängenbestimmung bei Verwendung von sehr dünnen Wurzelkanalfeilen.

Verschiedene Studien verglichen die radiologische Darstellung von Materialien auf Röntgenfilmen und in digitalen Röntgenbildern verschiedener Systeme. FARMAN et al. (1996) zeigten, dass sich verschiedene Materialien unabhängig vom verwendeten Sensorsystem mit jeweils relativ gleichen Radiopazitäten darstellten. Deshalb vermuteten die Autoren, dass sich die Materialien generell in gleicher Relation vom Schmelz und von Sekundärkaries abgrenzen lassen würden. SABBAGH et al. (2004) fanden beim Vergleich eines Speicherfoliensystems und eines konventionellen Films (D-Speed) eine Abhängigkeit der Radiopazität von der Füllstoffmenge in den Kompositen. Beim Speicherfoliensystem wurden bei verschiedenen Belichtungszeiten jeweils die gleichen Radiopazitäten, ausgedrückt in mm/AL, der jeweiligen Materialien gemessen, was auf den großen Belichtungsspielraum des Systems zurückgeführt wurde. Das digitale System eignete sich zudem zuverlässig dazu, die gemessenen Grauwerte in

Aluminiumdickewerte umzuwandeln und so die Röntgensichtbarkeit der Materialien anzugeben. Diese Form der Radiopazitätsmessung wurde zur Festlegung eines Standards empfohlen.

RASIMICK et al. (2007) untersuchten die Radiopazitäten verschiedener Sealer, Guttapercha und Resilon mit 1mm Probendicke mit konventionellem D-Speed Film und dem Gendex eHD-Sensor (KaVo Dental, Gendex Dental Systems). Die Radiopazitäten wurden als Aluminiumschichtstärke angegeben. Dabei zeigte sich im Gegensatz zu anderen Arbeiten, dass die Radiopazitäten von der Darstellungsart abhingen und der digitale Sensor die meisten Materialien radiopaker darstellte als der konventionelle Film. Die Autoren stellten die Hypothese auf, dass sich Materialien mit Barium (Ba) auf digitalen Bildern radiopaker und solche mit Bismuth (Bi) auf konventionellen Filmen radiopaker darstellen würden.

HAAK & NOACK (1996) maßen für Komposite mit einer Kombination aus Ytterbiumtrifluorid und Bariumglas oder mit Zirkoniumdioxid als radiopake Füllstoffe eine höhere Absorption als Schmelz. Für verschiedene Inlay-Feldspat-Keramiken gaben sie geringere Radiopazitäten, als die des Schmelzes, an. Sie bevorzugten statt der Angabe der Radiopazität in mm/Al, die Angabe in Prozent. Ein Material mit der Radiopazität von 100% Al hatte dieselbe Radiopazität wie 1mm dickes Aluminium. 200% entsprachen der Radiopazität des Schmelzes.

GUNAWAN & MARX (1996) bestätigten die geringere Röntgenopazität von Inlay-Keramiken gegenüber dem Schmelz, was die Sekundärkariesdiagnostik und Randspaltdiagnostik erschwerte. Für Titan ermittelten sie eine Radiopazität von 640% Al, was sie als die obere Grenze der zulässigen Radiopazität von Kronen- und Brückenkeramiken empfahlen. O`ROURKE et al. (1995) untersuchten die Radiopazitäten von Befestigungskompositen in einem Versuchsaufbau, der einer klinischen Situation entsprach. Sie verwendeten extrahierte Zähne, welche in Gips positioniert wurden und durch ein Weichteiläquivalent aus Wachs geröntgt wurden. Es wurden Kunststoff-Inlays und Keramik-Inlays mit Befestigungskompositen eingesetzt und Überhänge am zervikalen Rand formiert. Die Überhänge von radiopaken Befestigungskompositen konnten von verschiedenen Untersuchern bei nicht-radiopaken Inlay-Keramiken festgestellt werden, bei den an sich radiopaken Kunststoff-Inlays allerdings nicht. Darüber hinaus hatte die Zahnmorphologie Einfluss auf die Diagnose der Überschüsse.

AKERBOOM et al. (1993) stellten eine geringe Radiopazität von Befestigungskompositen und Glasionomierzement-Unterfüllungsmaterialien gegenüber Dentin fest, was die Röntgendiagnostik in Form spaltähnlicher Darstellungen irritierte.

HAAK et al. (2002) ließen konventionelle und digitale Röntgenaufnahmen von einer in-vitro Versuchsanordnung mit Seitenzähnen, die mit Seitenzahnkompositen gefüllt waren und die Überhänge und Randspalten aufwiesen, von verschiedenen Betrachtern subjektiv auswerten. Die Betrachter mussten dann anhand einer 5-Stufen-Konfidenzskala angeben, wie sicher sie die Überhänge oder Randspalten diagnostizierten. Für diese Bewertungen wurden ROC- (Receiver Operating Characteristic) Kurven erstellt, die die Entscheidungssicherheit wiedergaben. Insgesamt waren sowohl konventionell als auch digital approximale Überhänge signifikant besser zu diagnostizieren als Randspalten. HINCK (1998) hatte in einem ähnlichen Versuchsaufbau mit gleicher Fragestellung bereits den Einfluss der Röntgengeometrie auf die Diagnostik bestätigt. Er fand die besten Ergebnisse mit einer Zentralstrahlrichtung von 0°. Für Komposite gab er eine Radiopazität von 260 - 270% Al als ideal und entscheidend für die Überhang- und Randspaltdiagnostik an. Dagegen hatte die Wahl eines digitalen oder konventionellen Röntgensystems weniger Relevanz auf die Beurteilbarkeit der Kompositfüllungen.

2.3.2 Erfahrungen zur röntgenologischen Darstellung von Wurzelstiften im Wurzelkanal

Zur Diagnostik von Wurzelkanalstiften wird eine Röntgensichtbarkeit gefordert (FINGER et al. 2002, SOARES et al. 2005, ZAPPINI & SEITNER 2005). Die langjährig bewährten Stifte aus Metall erfüllten diese Forderung ohne Probleme. Die seit einigen Jahren aus ästhetischen und biomechanischen Gründen sehr beliebten Wurzelstifte aus glasfaserverstärkten Kompositen (FRC-Wurzelstifte) variieren in ihrer Röntgensichtbarkeit erheblich. Die ersten auf dem Markt erschienen Systeme waren kaum röntgenologisch diagnostizierbar. Die weiteren Generationen der faserverstärkten Stifte haben versucht dieses Problem zu verbessern. Die Form und der Durchmesser beeinflussen, neben der Materialart, die Röntgensichtbarkeit von Wurzelstiften (SOARES et al. 2005).

FINGER et al. (2002) verglichen die Radiopazität von sieben glas-, quarzglas- und zirkoniumglasfaserverstärkten Kunststoffstiften und einem Titanstift. Bezogen auf Aluminium besaßen alle FRC-Stifte außer dem Titanstift und den zirkoniumglasfaserverstärkten Stiften eine Radiopazität unter 1mm/Al, d.h. die Stift-Radiopazität war geringer als Dentin. In der Studie wurden die Stifte mit unterschiedlichen Durchmessern mit einer Aluminiumtreppe geröntgt und die gemessenen Dichtewerte in Aluminiumäquivalenzwerte, bezogen auf die Materialstärke, umgewandelt. Der VLOCK-Titanstift (Komet/Gebr. Brasseler, Lemgo) mit 1,2mm Durchmesser ergab eine Radiopazität von 5,12mm/AL. Für 1mm Titan dieses Titanstiftes wurde eine Radiopazität von 4,34mm/Al errechnet. Alle Stifte wurden zuerst ohne und dann mit Befestigungskunststoff (Panavia 21 EX, Kuraray Co. Ltd., Osaka, Japan) in Zähnen geröntgt. Außerdem wurde der Einfluss eines Weichteil- und Knochenäquivalents in Form einer 10mm dicken Plexiglasscheibe untersucht. Neben der Vermessung der Radiopazität bewerteten Betrachter subjektiv anhand einer 5-Stufen-Skala die Sichtbarkeit der Wurzelstifte. Die Autoren folgerten, dass alle faserverstärkten Kunststoffstifte, deren Radiopazität unter 1mm/Al lag, röntgenologisch schlecht und demzufolge in den Zähnen eher nicht erkennbar waren. Dies wurde durch die Verwendung des Befestigungskunststoffs weiter verschlechtert. Nur im Vergleich des Röntgenbildes des jeweiligen Zahnes mit und ohne FRC-Stift im Kanal ließ sich der Stift erahnen, was für eine Diagnostik aber nicht genügte. Ein glasfaserverstärkter Kunststoffstift, der FibreKor Post (Jeneric Pentron, Wallingford CT, USA), der bei einem 1,5mm starkem Durchmesser eine Radiopazität von 1,16mm/Al erbrachte, hatte eine als akzeptabel eingestufte Radiopazität, ebenso wie die zirkoniumfaserverstärkten Kunststoffstifte Snowpost und Snowlight (Carbotech, Ganges, Frankreich) mit Durchmessern von 1,6mm. Der Titanstift wies eine Radiopazität auf, die mit Guttapercha vergleichbar war.

SOARES et al. (2005) untersuchten sieben verschiedene Wurzelstifte aus den Materialien Zirkonoxidkeramik, Stahl, Titan-Legierung, glasfaserverstärktem Kunststoff und karbonfaserverstärktem Kunststoff mit einem digitalen Röntgensystem. Dazu maßen sie die Grauwerte der Stifte in bovinen Frontzähnen in drei verschiedenen Wurzelanteilen. Zusätzlich werteten sie die Grauwerte des leeren Kanals aus und subtrahierten diese in den entsprechenden Ebenen der Wurzel von den Grauwerten der Stifte. Durch den Differenzwert wurde die

Radiopazität des jeweiligen Stiftes im Kanal gebildet. Die entsprechenden Werte der verschiedenen Stifte konnten auf diese Weise verglichen werden. Die höchste Radiopazität zeigte der Zirkonoxidstift Cosmopost (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), mit einer durchschnittlichen Grauwertdifferenz von 132, gefolgt von den Stiften aus rostfreiem Stahl, Flexi-Flange (Essential Dental Systems, New York, NY, USA), mit einem Wert von 102 und aus Titan-Legierung, Radix-Anker (Dentsply, Konstanz) mit einem Wert von 99. Ein anderer Stift aus rostfreiem Stahl, FKG (Union Broach Co. Inc, Schweiz) zeigte eine durchschnittliche Grauwertdifferenz von 80. Der FRC-Stift FibreKor (Jeneric Pentron) wies eine geringe Röntgensichtbarkeit mit einer Grauwertdifferenz von 27 auf, die zwischen den Radiopazitäten von zwei Karbonfaserstiften, dem C-Post (Bisco Inc., Schaumburg, IL, USA) mit 54 und dem Aestheti Post (Bisco Inc.) mit 13 lag. Dem Aestheti Post waren Quarzfasern auf die Carbonfasern aufgelagert, um zu verhindern, dass die dunklen Carbonfasern durch den Zahn schienen. Als Ergebnis der Studie wurde den Herstellern von FRC-Stiften empfohlen die Radiopazität der Stifte zu steigern. Anzustreben sei die Radiopazität von Schmelz. Zur wissenschaftlichen Dokumentation zum FRC Postec Plus Stift (Ivoclar Vivadent) wurden die Radiopazitäten verschiedener Stifte verglichen (ZAPPINI & SEITNER 2005). Die Stifte wurden mit einer Aluminiumtreppe geröntgt, um Aluminiumäquivalenzwerte zu erhalten, wobei 100% Aluminium 1mm Aluminium entsprachen. Die zylindrischen Stiftanteile mit einem Durchmesser von ca. 1,4 bis 1,5mm wurden gemessen. Ein Titanreferenzstift (Mooser Titan, Cendres & Mètaux SA, Biel - Bienne, Schweiz) wies die Radiopazität von 550% auf. Der glasfaserverstärkte ER Dentin Post ISO-Gr. 090 (ER-System, Komet/Gebr. Brasseler) zeigte eine ähnliche Radiopazität (190% Al) wie die Stifte Snowpost (190% Al) und Snowlight (190% Al) (Carbotech). ZAPPINI & SEITNER (2005) inserierten die Stifte in Prämolaren, röntgten die Zähne konventionell und digitalisierten die Zahnfilme. Im oberen Zahndrittel wurden die Grauwerte des Wurzeldentins gemessen und Grauwertdifferenzen zwischen den Stiften und dem Wurzelkanaldentin gebildet. Insgesamt bestätigten die Radiopazitätswerte dieser Studie die Werte der Studie von FINGER et al. (2002). Der FRC Postec Plus Stift war mit etwas über +30 Grauwertdifferenz in der Gruppe der FRC-Stifte am besten zu sehen, gefolgt von dem ER Dentin Post mit etwas über +20 und von dem Snowpost mit ca. +18 Grauwertdifferenzen. Die meisten Grauwertdifferenzen der

getesteten faserverstärkten Stifte lagen zwischen +10 und +20. Einige Wurzelstifte, z. B. der AEstheti-Post quarzfaserverstärkte Kunststoffstift (RTD, St. Egrève, Frankreich), der DT White Post quarzfaserverstärkte Kunststoffstift (RTD) und der Twin Luscent Anchors glasfaserverstärkte Kunststoffstift (Dentatus AB, Hägersten, Schweden), ergaben negative Grauwertdifferenzen, was bedeutete, dass ihre Grauwerte im Wurzelkanal unter denen des Dentins lagen und sie sich transluzenter darstellten. Der Titanstift (Mooser Titan, Cendres & Mètaux SA) hatte von allen Stiften den höchsten Röntgenkontrast mit ca. +50 Grauwertdifferenzen. Der Titanstift und der FRC Postec Plus Wurzelstift, der zu 9 Gewichtsprozenten Ytterbiumfluorid als radiopaken Füllstoff enthielt, wurden als sicher abgrenzbar bewertet.

IBRAHIM et al. (2006) untersuchten die Darstellung verschiedener Stifftypen im Vergleich zu Schmelz und Dentin nach der klassischen Methode, indem sie diese auf einen konventionellen Film (Kodak Ultraspeed) mit einer Aluminiumtreppe röntgten und mit einem Transmissionsdensitometer vermaßen. Für die Aluminiumtreppe wurde eine Kalibrationskurve erstellt und die Äquivalenzwerte für die Materialien wurden abgeleitet. Dentin erhielt den Aluminiumäquivalenzwert von 0,93mm/Al und Schmelz 1,29mm/Al; Zahlen, die im Vergleich zu vorherigen Studien etwas geringer waren. Die Legierung der verwendeten Aluminiumtreppe wurde nicht angegeben. Für den Cerapost Wurzelstift (ER-System, Komet/Gebr. Brasseler) aus Zirkonoxidkeramik wurde ein Aluminiumäquivalenzwert von 7,5mm gemessen. Für den Parapost Titanium Wurzelstift (Coltène/Whaledent, Cuyahoga Falls, USA) wurde eine Radiopazität von 4,2mm/Al angegeben. Ein glasfaserverstärkter Kunststoffstift zeigte eine Radiopazität, die zwischen der von Schmelz und Dentin lag (Parapost Fiber White, Coltène/Whaledent). Drei weitere mit Glasfasern, Karbonfasern oder Quarzfasern verstärkte Kunststoffstifte ergaben Radiopazitäten, die unterhalb der von Dentin lagen. Hinsichtlich ihrer Radiopazität wurden diese Stifte als insuffizient beurteilt.

Die Röntgensichtbarkeit von Materialien im Wurzelkanal wird nicht nur vom Material selbst, sondern auch von dem überlagernden Dentin, Knochen- und Weichgewebsstrukturen beeinflusst. Vor dem Hintergrund einer sich ständig weiterentwickelnden, digitalen Röntgentechnik und der Notwendigkeit der Qualitätssicherung sollte diese Arbeit durchgeführt werden, da die Radiopazität

von glasfaserverstärkten Kompositstiften bislang nicht befriedigend gelöst ist und die beschriebenen objektiven Analysemethoden noch nicht standardmäßig genutzt werden.

3 Fragestellung

Das Ziel der vorliegenden Arbeit war die Röntgensichtbarkeit von Wurzelstiften mit Hilfe einer reproduzierbaren Versuchsanordnung, in Abhängigkeit von folgenden Parametern zu evaluieren:

- Material der Wurzelstifte (4 Stiftmaterialien) im Vergleich zu Guttapercha bzw. leerem Kanal
- Zahnposition (Frontzahn / Molar)
- Durchmesser der Wurzelstifte (ISO 50 / ISO 90)
- Röntgensystem (6 digitale / 1 analoges Aufnahmesystem)

Um objektive Ergebnisse zu erzielen, sollten die Kontrastdifferenzen zwischen den Materialien im Wurzelkanal zu dem umgebenden Dentin ermittelt werden.

4 Material und Methoden

4.1 Versuchsdesign

Für die Versuche wurden zehn Zähne, fünf Frontzähne und fünf Unterkiefermolaren, endodontisch aufbereitet und Stiftbetten für Wurzelstifte nacheinander in zwei Größen präpariert (Abb. 1, Tab. 1).

Im ersten Versuchsdurchlauf wurden fünf Materialien im Wurzelkanal entsprechend der ISO Größe 50 und im zweiten Durchlauf Materialien entsprechend der ISO Größe 90 geröntgt (Tab. 1). Die Materialien waren Guttapercha Points, glasfaserverstärkte Kompositstifte, Zirkoniumoxidkeramikstifte, Titanstifte und Stifte aus Goldlegierung in den ISO-Größen 50 und 90. Die Wurzelstifte bzw. der Guttapercha Point wurden nacheinander in den Zähnen platziert, die in einer Apparatur fixiert waren. Die Wurzelkanäle wurden jeweils auch ohne Materialien geröntgt, so dass 6 Gruppen entstanden. Insgesamt ergaben sich 24 Versuchsgruppen aus den 6 Materialgruppen bei 2 Zahnarten und 2 Kanaldurchmessern. Sieben Röntgensysteme sollten zu der Fragestellung untersucht werden, so dass sich aus 7 x 24 Gruppen 168 Gruppen ergaben. Pro Röntgensystem wurden bei je 5 Objekten pro Gruppe 120 Röntgenaufnahmen erstellt. Demzufolge kamen bei 7 Röntgensystemen zu je 120 Röntgenaufnahmen insgesamt 840 Röntgenaufnahmen zur Auswertung. Das Versuchsdesign und die getesteten Röntgensysteme sind in Abbildung 1 dargestellt. Die Röntgensysteme sind in Tabelle 2 spezifiziert.

Jede Röntgenaufnahme wurde anhand einer mit abgebildeten Aluminiumtreppe kalibriert. Dann wurden an 6 Stellen zwischen dem Material im Wurzelkanal und dem umgebenden Dentin Grauwerte gemessen und Differenzen dieser korrespondierenden Werte gebildet. Zu jeder Gruppe von fünf Einzelaufnahmen resultierten demzufolge 30 Ergebniswerte, die statistisch ausgewertet wurden.

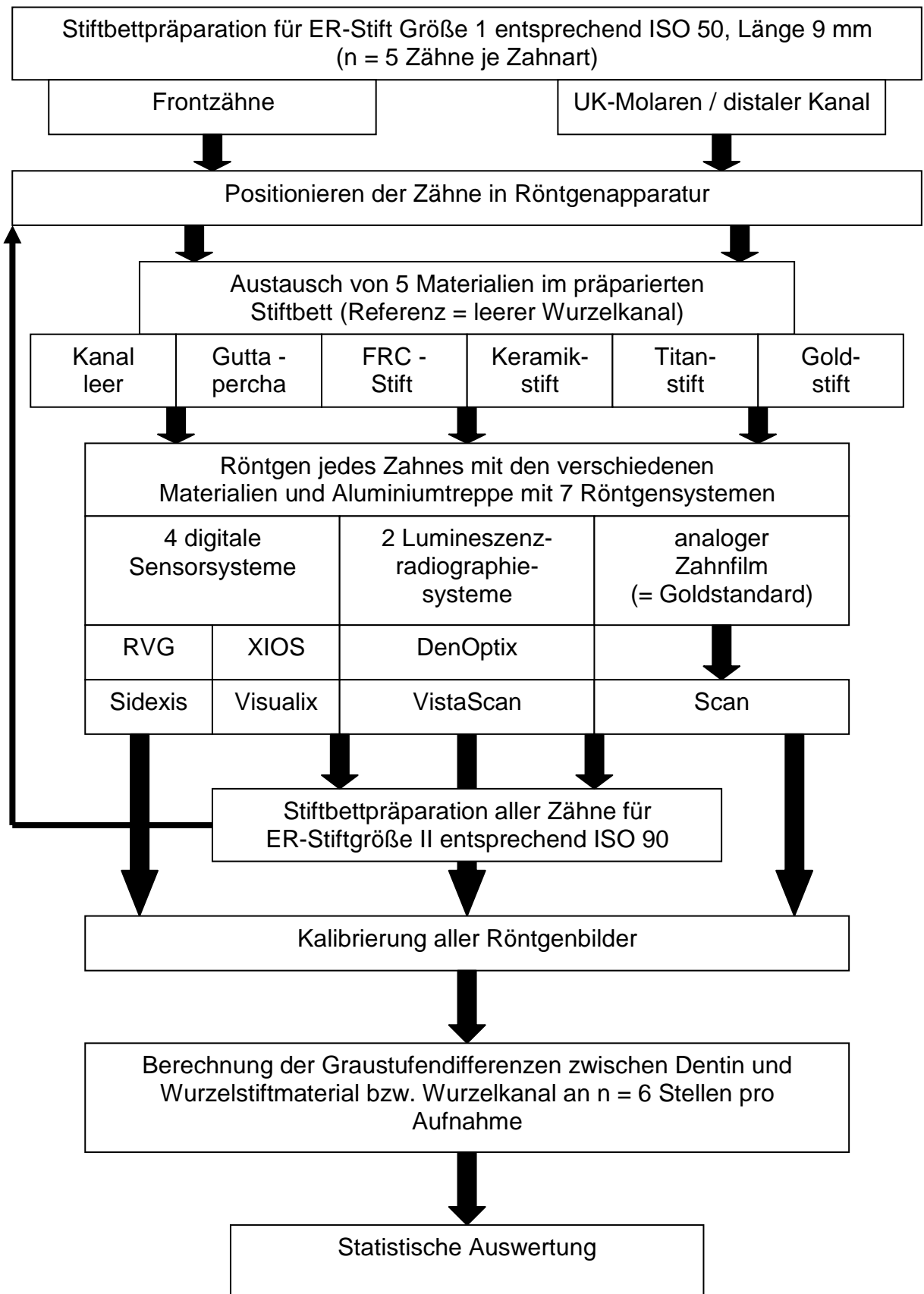


Abbildung 1: Versuchsdesign

| | Frontzahn | | Molar | |
|--------------------------------|-----------|--------|--------|--------|
| Wurzelfüllung / Wurzelstift | ISO 50 | ISO 90 | ISO 50 | ISO 90 |
| Kanal leer | 5 | 5 | 5 | 5 |
| Guttapercha Point | 5 | 5 | 5 | 5 |
| FRC-Stift | 5 | 5 | 5 | 5 |
| Keramikstift | 5 | 5 | 5 | 5 |
| Titanstift | 5 | 5 | 5 | 5 |
| Goldstift | 5 | 5 | 5 | 5 |

Tabelle 1: Anzahl der Objekte pro Versuchsgruppe für jedes Röntgensystem

| Röntgensystem | Hersteller | Aufnahmeart |
|----------------------|--|--------------------|
| Insight | Eastman Kodak Company, Rochester, NY, USA | Dentalfilm |
| RVG 6100 | Eastman Kodak Company | CMOS-Sensor |
| XIOS | Sirona Dental Systems, Bensheim | CMOS-Sensor |
| Sidexis | Sirona Dental Systems | CCD-Sensor |
| Visualix eHD | KaVo Dental, Gendex Dental Systems, Hamburg | CCD-Sensor |
| DenOptix QST | KaVo Dental, Gendex Dental Systems | CCD-Sensor |
| VistaScan | Dürr Dental, Bietigheim-Bissingen | CMOS-Sensor |

Tab. 2: Tabelle der verwendeten Röntgensysteme und ihrer Hersteller

4.2 Versuchsaufbau

Für die Untersuchung wurden zehn extrahierte Zähne, davon fünf Frontzähne und fünf Unterkiefer-Molaren, ausgewählt, die in physiologischer Kochsalzlösung gelagert wurden.

Die Wurzelkanäle der Frontzähne und die distalen Kanäle der UK-Molaren wurden bis zur Wurzelkanalinstrumentengröße ISO 40 aufbereitet. Danach wurde das Stiftbett mit dem Aufbereitungsinstrument der ISO Größe 50 und der Tiefenlehre für 9mm Länge aus dem Erlanger Wurzelstift-Aufbausystem (ER-System, Komet/Gebr. Brasseler) präpariert. Die restlichen Kanäle wurden konventionell aufbereitet und mit Guttapercha (Dentsply Maillefer, Konstanz) und Sealer AH Plus (Dentsply Maillefer) nach der lateralen Kondensationstechnik abgefüllt.

Die Frontzähne und Molaren wurden in Reihen in additionsvernetzendem Silikon (Silagum-Putty Standard, DMG, Hamburg) angeordnet (Abb. 2 und 3), welches sich als Weichteil- bzw. Knochenäquivalent eignete (JACOBSEN et al. 2004, SCHMAGE et al. 1999). Die Silikondicke wurde durch die Breite einer Kunststoffschiene (15mm) vorgegeben, in welche die Zähne im noch nicht fertig abgebundenen Silikon platziert wurden. Es wurde dann in Vorversuchen überprüft, dass die Röntgendarstellung der Zahnreihen aus Silikon der Radioopazität des Alveolarkamms entsprach. Das Silikon simulierte in dieser Versuchsanordnung zwar den Alveolarknochen, stellte aber nur einen Teil des Weichteiläquivalents dar.



Abb. 2: Zahnreihe mit Frontzähnen



Abb. 3: Zahnreihe mit Molaren

Die Zahnreihen wurden in einer speziell für diese Arbeit konstruierten Apparatur positioniert (Abb. 4 - 7, 10 und 11). Dabei war ein Abstand von 10cm vom Ende des Tubus der Röntgenröhre zu den Objekten vorgesehen. Die Zähne waren direkt vor dem Film bzw. Sensor platziert (Abb. 4). Die Röntgenapparatur war aus

Kunststoffplatten als Prototyp gebaut und störte durch ihr Material die Röntgendarstellung nicht (Abb. 5).

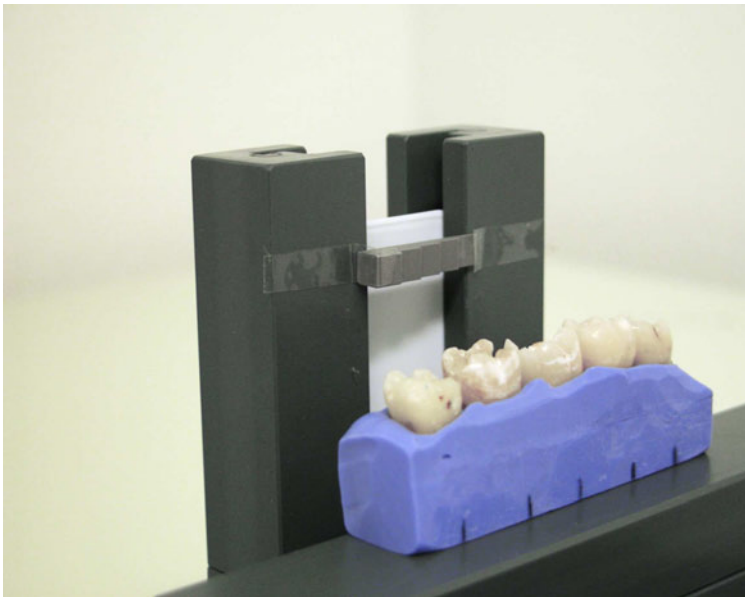


Abb. 4: Zahnreihe in Röntgenapparatur

Die Apparatur ermöglichte eine reproduzierbare, sowohl zu den Röntgendetektoren als auch zu den Objekten rechtwinklige Positionierung der Tuben, indem sie durch zwei Klemmen fest adaptiert werden konnten (Abb. 6). Die verschiedenen Röntgensysteme arbeiteten mit unterschiedlichen Röntgenröhren, so dass diese ausgetauscht werden mussten. Die Zahnachsen waren in dem Silikonblock so ausgerichtet, dass sie parallel zum Film bzw. Sensor standen und einen rechten Winkel mit dem Röntgenstrahl bildeten (Abb. 4).

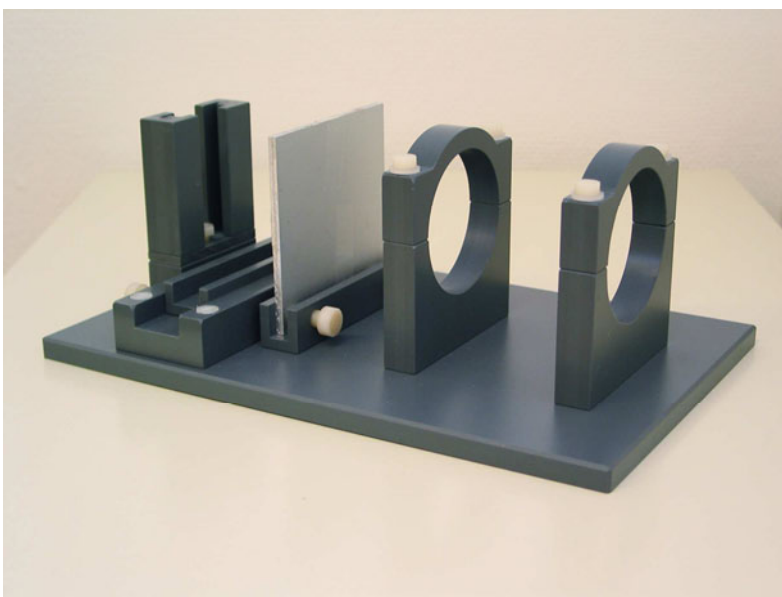


Abb. 5: Röntgenapparatur

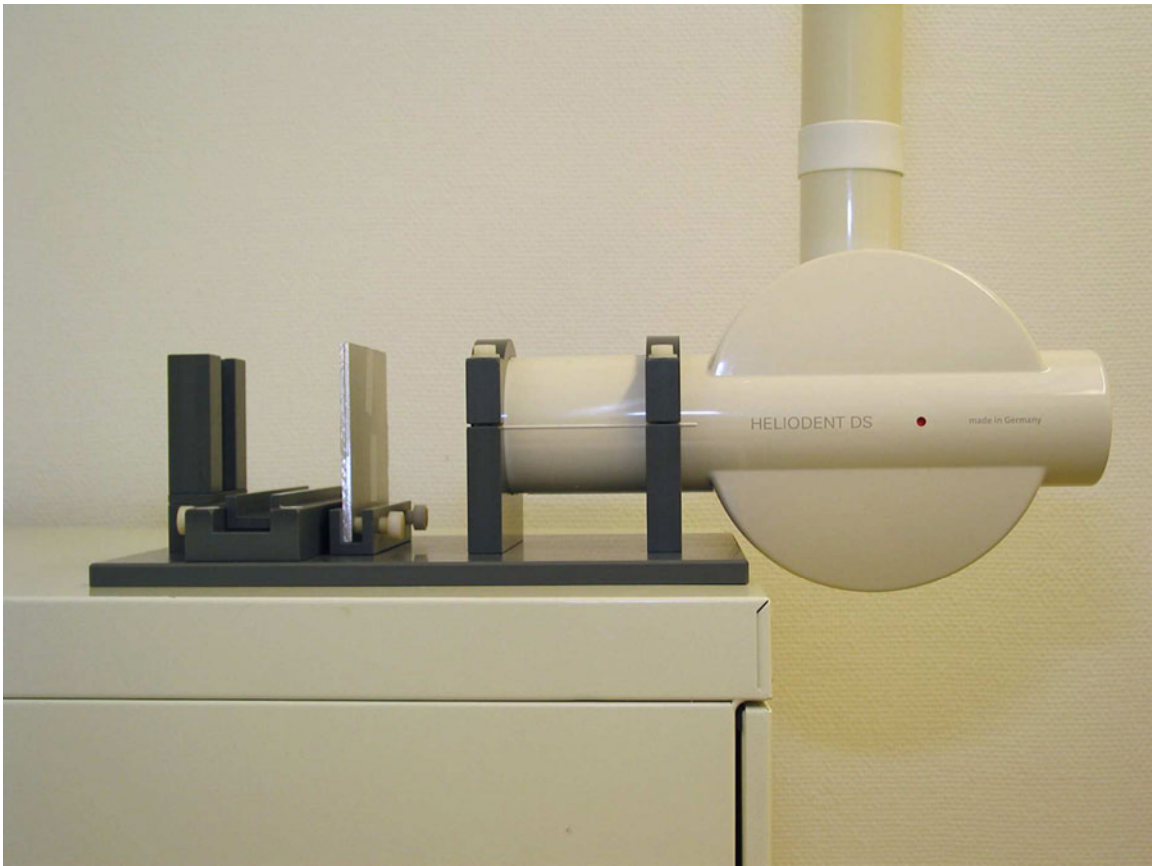


Abb. 6: Röntgenapparatur mit Röntgenröhre

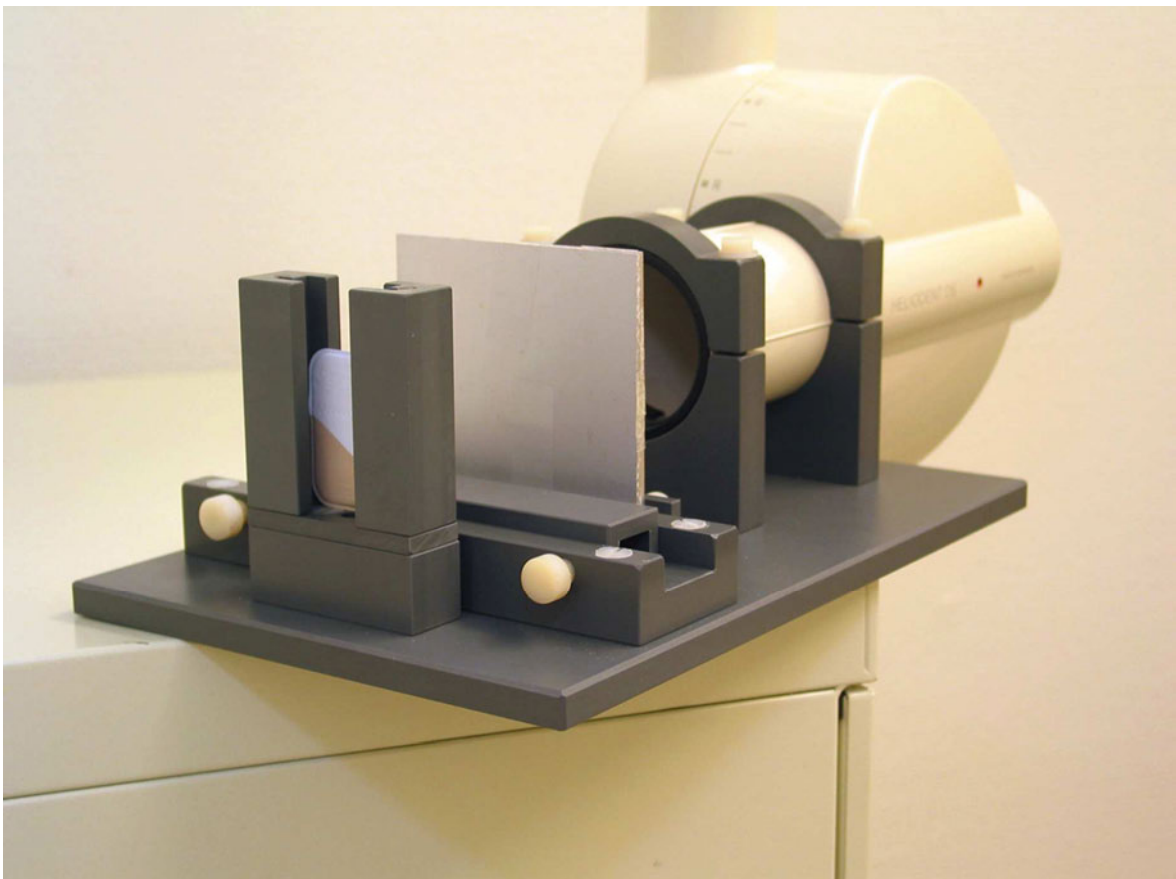


Abb. 7: Röntgenapparatur mit Röntgenröhre und Zahnfilm

Für die Aufnahme der Röntgenfilme, der phosphorbeschichteten Speicherfolien und der Röntgensensoren war in ca. 13cm Abstand vom Ende der Röntgentuben ein Schacht vorgesehen, der den Ausmaßen aller verwendeten Röntgendetektoren gerecht wurde. Der Schacht war durch vorherige Vermessung aller verwendeten Sensoren entsprechend dieser dimensioniert worden (Abb. 8 und 9). Die Abstände zwischen intraoralem Film bzw. Sensor und Tubus, ebenso wie die Abstände Objekt zum Tubus bzw. Objekt zum Aufnahmeträger waren in Vorversuchen an Probanden vermessen worden, so dass sie realistisch nachgebaut werden konnten. Die Detektoren konnten, ebenso wie die Zahnreihen, in ihrer Höhe dem zentralen Röntgenstrahl angepasst werden. Bei den Detektoren konnte hierfür eine Stellschraube genutzt werden, welche durch Drehen den jeweiligen Detektor in die Höhe der Zahnreihe brachte (Abb. 8 und 9). In dem Strahlengang zwischen Röntgentubus und Objekt war eine Aluminiumplatte als Weichteiläquivalent fixiert (Abb. 5 und 7). Diese Aluminiumplatte diente als Weichteiläquivalent der Wange, zusätzlich zum Silikon als Äquivalent des Alveolarfortsatzes und wurde aus zwei zusammengesetzten Aluminiumscheiben, mit jeweils 0,2mm Dicke, zwischen Röntgenröhre und Zähnen installiert (Abb. 5, 7 und 10). Diese Aluminiumdicke wurde experimentell in Versuchsaufnahmen als dem Einfluss der Weichteile entsprechend ermittelt.

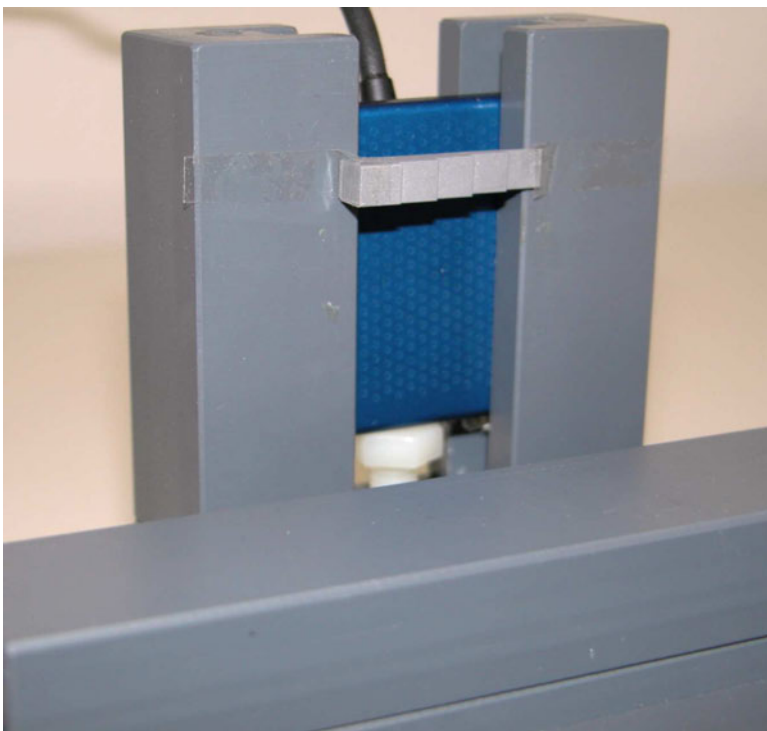


Abb. 8: Digitaler Röntgensensor in Röntgenapparatur, Aluminiumtreppe vor dem Schacht fixiert

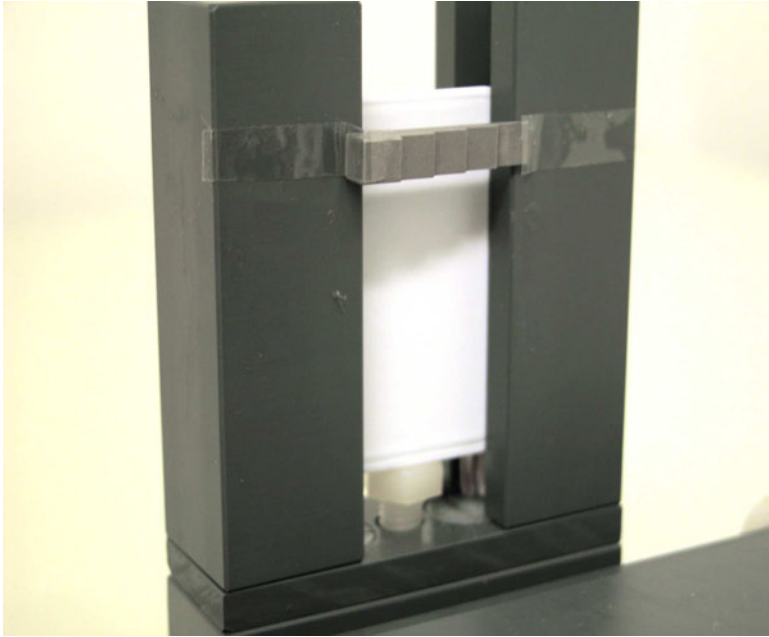


Abb. 9: Zahnfilm in Röntgenapparatur (Stellschraube sichtbar)

Die Zahnreihen wurden auf Kunststoffschienen platziert, welche den Zentralstrahl durch die Zahnwurzel verlaufen ließen. Durch die Höhenverstellung von Objektträger und Film- bzw. Sensorposition wurde sichergestellt, dass das gesamte Objekt mittig auf dem Aufnahmeträger zusammen mit der fest am Schacht für die Aufnahmeträger installierten Aluminiumtreppe abgebildet wurde (Abb. 8 - 11). Die Aluminiumtreppe aus der Verbindung AlMgSil, nach DIN 3.2315, war vor dem Detektorschacht befestigt, so dass sie auf jedem Röntgenbild abgebildet wurde und zur einheitlichen Kalibrierung der Aufnahmen diente. So wurde garantiert, dass der Zentralstrahl durch das immer identische Drittel der Zähne zentral auf den Detektor traf und die Referenzierung abgebildet war (Abb. 10). Markierungen an dem Silikonsockel sowie auf der Kunststoffschiene, die die Objekte trug, ließen das reproduzierbare Verschieben der Zahnreihe zu. Ein Zahn nach dem anderen konnte vor dem Röntgendetektor positioniert und geröntgt werden. Ebenso konnten die Zähne wieder in die exakt gleiche Position gebracht werden, um mit den anderen Röntgensystemen bzw. der zweiten Stiftgröße aufgenommen zu werden (Abb. 4).

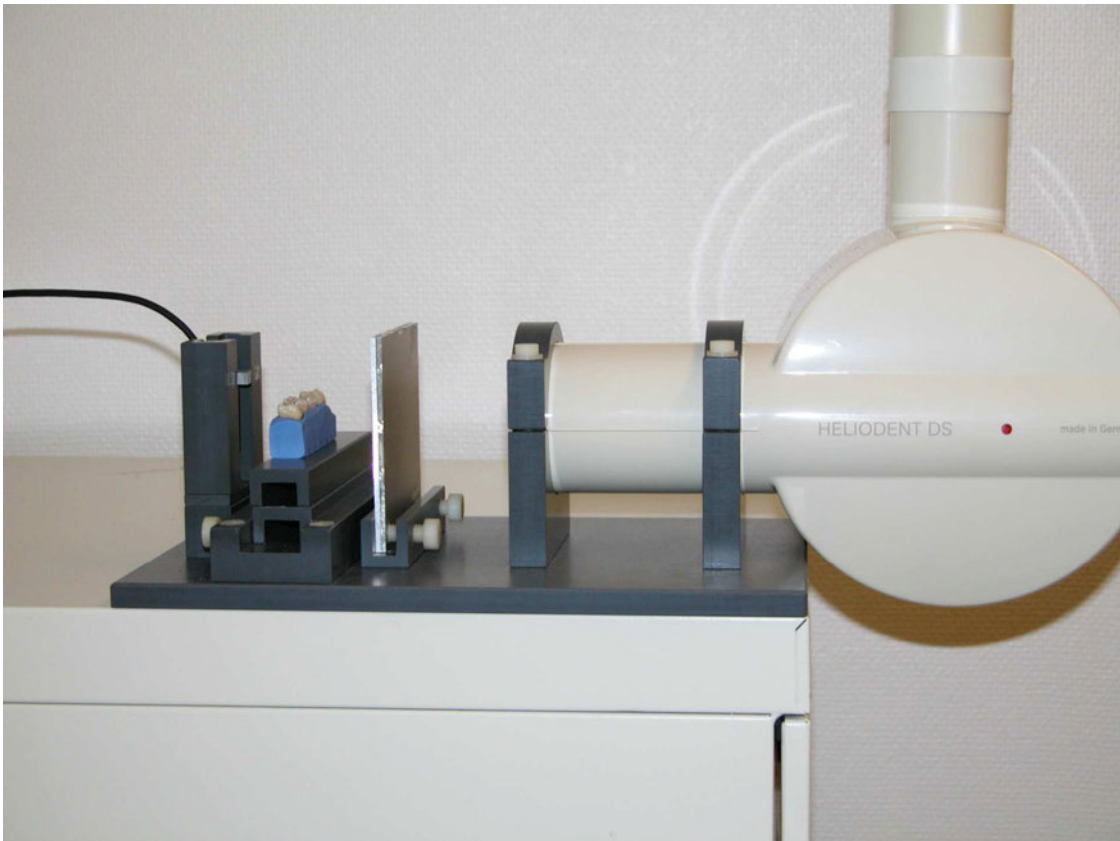


Abb. 10: Röntgenapparatur mit digitalem Röntgensensor, Zahnreihe, Weichteiläquivalent und Röntgenröhre

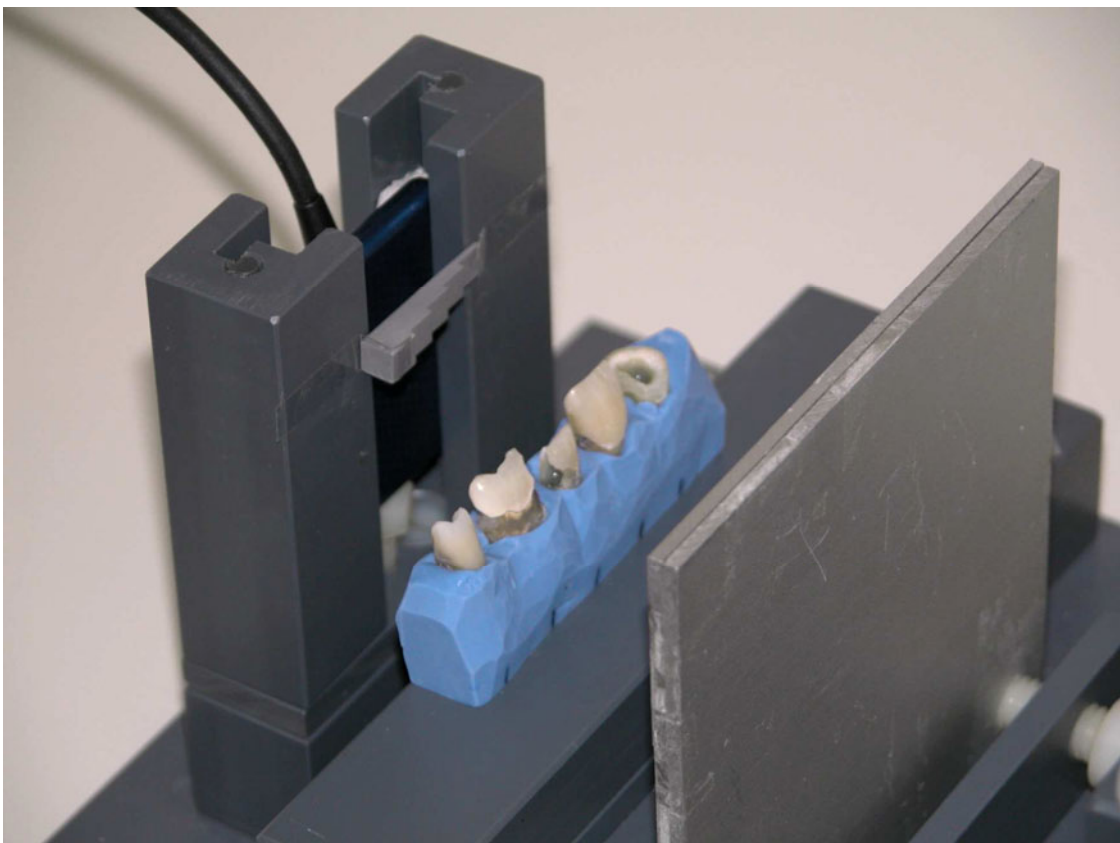


Abb. 11: Röntgenapparatur mit Aluminiumtreppe, digitalem Röntgensensor und Zahnreihe

Die Röntgenaufnahmen wurden mit sieben Röntgensystemen, sechs digitalen Röntgensystemen und einem analogen Zahnfilm als Referenz erstellt. Die verschiedenen Röntgensysteme mit ihren dazugehörigen Röntgenröhren, Belichtungsparametern und der Software sind in Tabelle 3 aufgeführt. Als analoger Film wurde der Kodak Insight Dentalfilm (Eastman Kodak Company) der Empfindlichkeitsklasse F mit der Größe 2 (3,1cm x 4,1cm) genutzt (Abb. 12).



Abb. 12: Kodak Insight Dentalfilm der Größe 2

| Röntgensystem | Röntgenröhre | Belichtungszeit |
|---------------------------------|--|------------------------|
| Insight, Eastman Kodak Company | Heliodent DS, Sirona Dental Systems, 7 mA Röntgenstrom, 60 kV Röhrenspannung, 0,7 mm Brennfleck, 2 mm Al - Eigenfilterung, 203 mm Fokus - Tubusende, 331 mm Fokus - Detektor Abstand | 0,32 Sek. |
| RVG 6100, Eastman Kodak Company | Gendex 765 DC, KaVO Dental, 7mA Röntgenstrom, 65 kV Röhrenspannung, 0,4mm Brennfleck, 2mm Al - Eigenfilterung, 300 mm Fokus - Tubusende , 428 mm Fokus - Detektor Abstand | 0,25 Sek. |
| XIOS, Sirona Dental Systems | Heliodent DS | 0,08 Sek. |
| Sidexis, Sirona Dental Systems | Heliodent DS | 0,08 Sek. |
| Visualix eHD, KaVO Dental | Philips Oralix U3 - DC, Philips, Hamburg, 10 mA Röntgenstrom, 60 kV Röhrenspannung, 0,8 mm Brennfleck, 1,5 mm Al - Eigenfilterung, 245 mm Fokus - Tubusende, 373 mm Fokus - Detektor Abstand | 0,16 Sek. |
| DenOptix QST, KaVO Dental | Heliodent DS | 0,25 Sek. |
| VistaScan, Dürr Dental | Heliodent DS | 0,25 Sek. |

Tab. 3: Tabelle der verwendeten Röntgensysteme, Röntgenröhren und dazugehörigen nach Herstellerangaben und individuell ermittelten Belichtungszeiten (s. S. 43)

Die folgenden Abbildungen zeigen die digitalen Röntgensysteme (Abb. 13 - 18):



Abb. 13: Kodak RVG 6100, Digitaler Röntgensensor



Abb. 14: Röntgenröhre Heliodent DS mit 2 digitalen Röntgensensoren (Sidexis und XIOS)



Abb. 15: DenOptix QST System; Trommel mit 2 Speicherfolien (blaue Vorderseite sichtbar)



Abb. 16: DenOptix QST Speicherfolien mit Schutzhülle (Blau: strahlungsempfindliche Vorderfläche)



Abb. 17: Dürr VistaScan Ausleseeinheit mit Folienkassette, darunter ist der ReSetter zum Löschen der Speicherfolien



Abb. 18: Dürr VistaScan; Folienkassette, Speicherfolien und Schutzhülle

Neben Röntgenstrom und Röhrenspannung stellte die Belichtungszeit den dritten Belichtungsparameter dar, der für jedes System nach Herstellerangaben genutzt bzw. individuell ermittelt wurde. Sie wurde für jedes System in Tab. 3 angegeben. Die Softwareprogramme der Systeme Kodak RVG 6100 (Trophy Dicom 6.0.3.1, Eastman Kodak Company) und Dürr (DBSWin V.3.3, Dürr Dental) hatten eine Dosisäquivalentsanzeige für jedes Bild, welche eine optimale Einstellung der Belichtungszeit ermöglichte. Bei den anderen Systemen wurden jeweils Aufnahmeserien eines Objekts mit den verschiedenen möglichen Belichtungszeiten als Vorversuche durchgeführt. Anhand des Vergleichs der Aufnahmequalitäten der Bilder, die mit geringeren und höheren Belichtungszeiten erstellt wurden, wurde die optimale Belichtungszeit beurteilt.

4.3 Versuchsdurchführung

In jedem der 10 Zähne wurden nacheinander die ER-Wurzelstifte (Komet/Gebr. Brasseler) in Größe I entsprechend ISO Größe 50 aus den verschiedenen Materialien: ER-Kopfstift aus Reintitan, ER-Heraplaststift aus Hochgoldlegierung, ER DentinPost aus glasfaserverstärktem Komposit (Fibre-Reinforced Composite=FRC-Wurzelstift) und ER Cerapost aus Zirkonoxidkeramik 9mm tief hineingesteckt und mit allen 7 Röntgensystemen geröntgt. Zusätzlich wurde der Kanal in leerem Zustand und mit einem Guttaperchastift (Dentsply Maillefer, Konstanz) versehen geröntgt. Bei der ISO Größe 50 betrug der Durchmesser der Wurzelstifte an der Spitze 0,50mm und nahm mit einem Steigungswinkel von $2,1^\circ$ auf einen Durchmesser von 0,689mm bei 9mm Länge zu. Jeder Zahn wurde mit jeder der 6 Materialgruppen und den 7 verschiedenen Röntgensystemen geröntgt. Die einzelnen Aufnahmen wurden archiviert. Die Röntgenbilder wurden im Originalzustand mit einer kennzeichnenden Beschriftung innerhalb der jeweiligen Softwareprogramme der Röntgensysteme gespeichert. Für die Größe I wurden mit jedem Röntgensystem 60 Aufnahmen (10 Zähne mit 6 Materialien) erstellt, d.h. 420 Bilder mit 7 Röntgensystemen.

Bei den Lumineszenzradiographiesystemen wurde zum Einscannen der Bilder jeweils die höchstmögliche Auflösung gewählt. Beim VistaScan System (Dürr Dental) wurde dies mit 40 Lp/mm und beim DenOptix System (KaVo Dental, Gendex Dental Systems) mit 600 d.p.i. angegeben.

Anschließend wurden die Wurzelkanäle der Zähne mit dem ER-Präparationsinstrument auf die Größe II entsprechend ISO 90 in 9mm Länge aufbereitet. Bei der ISO Größe 90 betrug der Durchmesser der Wurzelstifte an der Spitze 0,90mm und nahm mit einem Steigungswinkel von 2,1° auf einen Durchmesser von 1,089mm bei 9mm Länge zu. Wiederum wurden die 4 Wurzelstifte aus unterschiedlichen Materialien und der Guttaperchapoint in ISO 90 nacheinander in die einzelnen Zähne gesteckt und mit jedem einzelnen der 7 Röntgensysteme aufgenommen. Ebenso wurde der leere Kanal geröntgt. Wiederum wurden 420 Aufnahmen in geeigneter Weise gespeichert.

Zur Auswertung wurden die Röntgenbilder im TIF-Format (Tagged Image File - Format) unkomprimiert exportiert. Dies war bei den Systemen Kodak RVG 6100 (Eastman Kodak Company), Sidexis (Sirona Dental Systems), Visualix eHD (KaVo Dental, Gendex Dental Systems) DenOptix QST (KaVo Dental, Gendex Dental Systems) im 8 Bit Zustand der Fall. Die Systeme XIOS (Sirona Dental Systems) und Dürr VistaScan (Dürr Dental) erlaubten den Export im 16 Bit Zustand, was aufgrund der höheren Bildinformation genutzt wurde. Nach jedem Belichten und Auslesen einer Speicherfolie wurde diese im Dürr ReSetter (Dürr Dental) einem starken Licht zum Löschen der noch vorhandenen Restladungen auf der Speicherfolie ausgesetzt. Der fertige Vorgang wurde akustisch und optisch durch die Betriebsanzeige angezeigt.

Die Zahnfilme wurden in einem Durchgang mit frischem Entwickler und Fixierer (Dürr Automat XR, Dürr Dental) durch eine vollautomatische Dürr XR 24-II Entwicklungsmaschine (Dürr Dental) entwickelt. Die Entwicklung fand bei der vom Hersteller empfohlenen Badtemperatur von 28°C und einer Prozesszeit von 6 Minuten statt.

Dann wurden die Zahnfilme durch einen Epson Expression 1680 pro (Epson Deutschland) Scanner mit Durchlichteinheit, einer optischen Dichte von 3,6 und der Software Silver Fast Ai v6.0.1r16 (LaserSoft Imaging, Kiel) digitalisiert (Abb. 19). Die Röntgenbilder wurden als 16 Bit Graustufenbilder bei einer Auflösung von 1600 p.p.i. eingescannt und im TIF-Format gespeichert. Eine Auflösung von 1600 p.p.i. entspricht der räumlichen Auflösung der Kodak Insight Dentalfilme, die vom Hersteller Kodak Dental Systems mit 22 Lp/mm angegeben wurde.

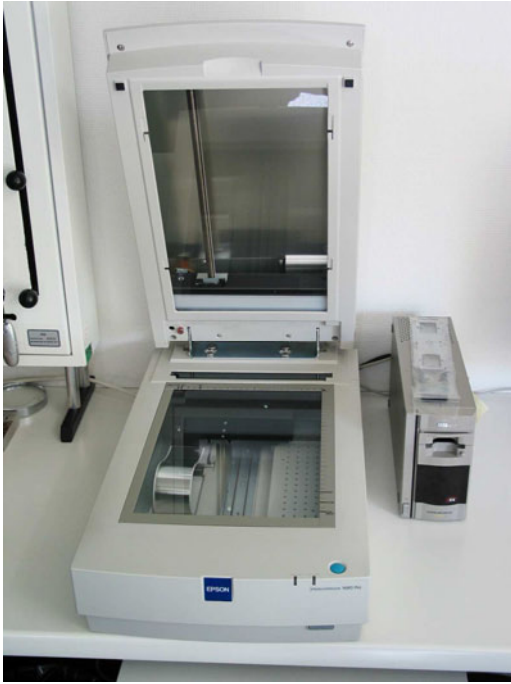


Abb. 19: Epson Expression 1680 pro Scanner mit Durchlichteinheit

4.4 Versuchsauswertung

Mit dem Programm Adobe Photoshop 7.0 (Adobe Systems, München) wurden die Bilder anhand der auf jedem Bild abgebildeten Aluminiumtreppe auf identische Grauwerte der korrespondierenden Treppenstufen kalibriert (Abb. 20 und 21). Hierfür wurden als Referenzwerte für jedes System die Grauwerte der Aluminiumtreppenstufen vom Röntgenbild des mittleren der fünf Molaren mit leerem Stiftkanal gewählt. Auf diese Referenzwerte wurden alle Aufnahmen desselben Systems kalibriert, indem der abgebildeten Aluminiumtreppe diese Werte zugeordnet wurden.

Eine Kalibrierung aller Bilder von allen Systemen auf fünf gemeinsame Referenzwerte, nach den Aluminiumtreppenstufen, hätte eine zu starke Verzerrung der Grauwertinformationen der einzelnen Bilder bedeutet und keinen höheren Informationsgewinn gebracht. Da für die endgültigen Versuchsergebnisse die Grauwertdifferenzen entscheidend waren, wurden nur die Bilder innerhalb eines Systems auf die entsprechenden Werte kalibriert. Die Bilder des Systems Kodak RVG 6100 mussten hierfür noch aus dem Farbmodus in Grauwertbilder umgewandelt werden, was eine Funktion des Softwareprogrammes Adobe

Photoshop7.0 (Adobe Systems, München) ermöglichte. Die kalibrierten Bilder wurden im TIF - Format gespeichert.

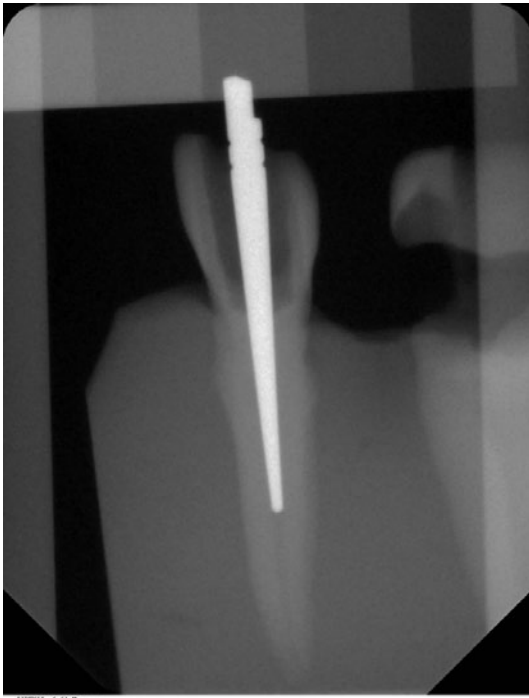


Abb. 20: Exemplarisches Originalbild des digitalen Röntgensystems Sidexis

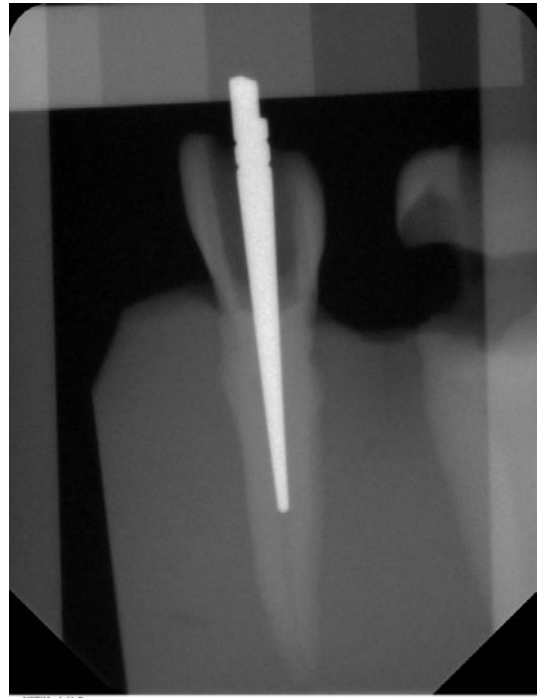


Abb. 21: Kalibriertes Bild des digitalen Röntgensystems Sidexis

Die kalibrierten Röntgenbilder der gescannten Zahnfilme und der Systeme Dürr VistaScan und XIOS wurden als 16 Bit Graustufenbilder in 8 Bit Graustufenbilder konvertiert, um entsprechend den übrigen Röntgensystemen die Grauwerte auf der Scala von 0 bis 256 zu erhalten.

Wurzelstift bzw. Wurzelfüllungsmaterial im Wurzelkanal sind optisch vom umgebenden Dentin abgrenzbar, wenn sie andere Grauwerte besitzen als das umgebende Dentin. Daher wurden die Grauwerte als absolute Zahl auf den kalibrierten Aufnahmen gemessen. Die Messungen erfolgten an 6 unterschiedlichen Bereichen innerhalb des Wurzelkanals (Abb. 22) bzw. des Wurzelstiftes und an den 6 korrespondierenden Bereichen innerhalb des benachbarten Wurzeldentins auf gleicher Höhe. Zur Bestimmung der Grauwerte wurde das Softwareprogramm ImageJ 1.37 V (Wayne Rasband, National Institutes of Health, Maryland, USA) benutzt. Die von jedem Röntgenbild gemessenen zwölf Grauwerte wurden in Excel-Tabellen (Microsoft Excel 2002 Microsoft Deutschland, Unterschleißheim) der einzelnen Versuchsgruppen

verwaltet. Die entsprechenden 6 Grauwertdifferenzen wurden automatisch errechnet, indem sie die Grauwerte im Wurzelkanal von denen des Wurzeldentins subtrahierten. Der Differenzwert war positiv, wenn das Material im Stiftkanal röntgenopaker als das Dentin war, z.B. Metall und negativ, wenn es weniger röntgenopak als Dentin war, z.B. leerer Kanal.

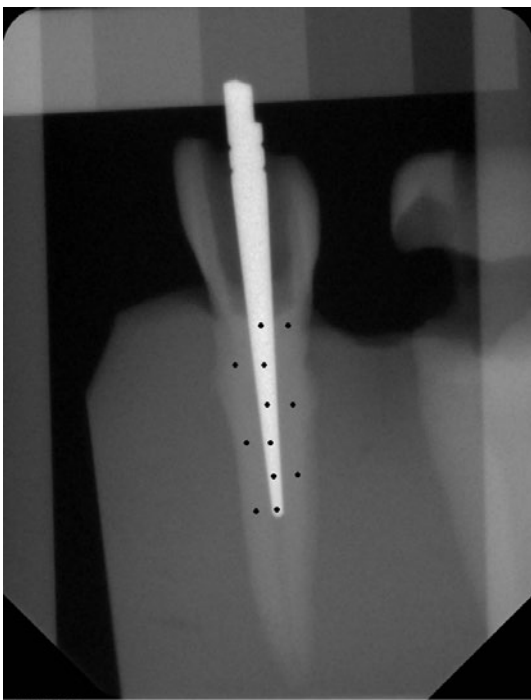


Abb. 22: Kalibriertes Sidexis-Röntgenbild mit den 6 Messpunkten des Wurzelstiftes
und den 6 korrespondierenden Messpunkten im benachbarten Wurzeldentin

4.5 Statistische Auswertung

Die Grauwertdifferenzen wurden getrennt für die ISO Größen 50 und 90 statistisch ausgewertet. Erstens wurden die Röntgenopazitäten der verwendeten Materialien verglichen. Zweitens wurden die Darstellungen der verschiedenen Röntgensysteme verglichen.

Die statistische Auswertung erfolgte mit dem Statistikprogramm SPSS Version 13.0.1 (SPSS Inc. Headquarters, Chicago, USA). Dafür wurde das parametrische Testverfahren ANOVA mit anschließender Korrektur nach Scheffé mit einem Konfidenzintervall von $\alpha = 0,05$ verwendet.

5 Ergebnisse

Das Untersuchungsmaterial bestand aus 840 Röntgenaufnahmen mit insgesamt 10.080 gemessenen Grauwerten, welche 5.040 Grauwertdifferenzen lieferten.

Diese Grauwertdifferenzen wurden

1. zum *Vergleich der röntgenologischen Darstellung verschiedener Materialien* im Wurzelkanal von Frontzähnen und Molaren und
2. zum *Vergleich der röntgenologischen Darstellung eines Materials* im Wurzelkanal von Frontzähnen und Molaren *bei verschiedenen Röntgensystemen* ausgewertet.

5.1 Vergleiche der Röntgensichtbarkeit von Wurzelstiftmaterialien

5.1.1 eingescannte, konventionelle Röntgenbilder

ISO 50:

Auf den gescannten Zahnfilmaufnahmen waren Materialien in auf ISO 50 aufbereiteten Kanälen bei Frontzähnen besser gegen das umgebende Wurzelentin abzugrenzen als bei Molaren (Abb. 23). Dies war für die Wurzelstifte aus FRC, Keramik und Goldlegierung niedrig signifikant ($p < 0,05$). Keramik- und Goldwurzelstifte ließen sich mit einer Graustufendifferenz von durchschnittlich 50 - 70 am besten zum Dentin abgrenzen. Titanstifte waren mit einer Graustufendifferenz von 20 - 30 ebenso wie die Guttaperchaspitzen mit Graustufendifferenzen von 15 - 20 schwächer sichtbar. Die faserverstärkten Kompositstifte unterschieden sich mit einer Graustufendifferenz von 10 kaum vom Dentin. Bei Molaren war mit diesen Stiften keine Graustufendifferenz messbar. Der leere Kanal war mit negativen Graustufendifferenzen von -10 beim Frontzahn und -15 beim Molaren schwach vom Dentin abgrenzbar. Die Grauwertdifferenzen der Glasfaserwurzelstifte unterschieden sich ebenso wie die der leeren Kanäle hochsignifikant ($p < 0,001$), sowohl für Frontzähne als auch für Molaren von allen übrigen Materialien (Tab. 4). Bei Frontzähnen differierten die Grauwertdifferenzen von Titan und Guttapercha nicht ($p > 0,05$) und von Keramik und Goldlegierung nur niedrig signifikant ($p < 0,05$). Dagegen stellte sich bei Molaren die Differenz zwischen Titan und Guttapercha signifikant ($p < 0,01$), sowie zwischen Keramik und Gold nicht signifikant ($p > 0,05$) dar. Die Grauwertdifferenz von Titanstiften unterschieden sich, außer gegenüber Guttapercha, sowohl für Frontzähne als auch für Molaren von allen übrigen Gruppen hoch signifikant ($p < 0,001$).

Die Abbildungen 25a bis f zeigen die verschiedenen Stiftmaterialien, Guttapercha und den leeren Kanal im Vergleich für Stiftgröße I mit konventionellen, gescannten Zahnfilmen.

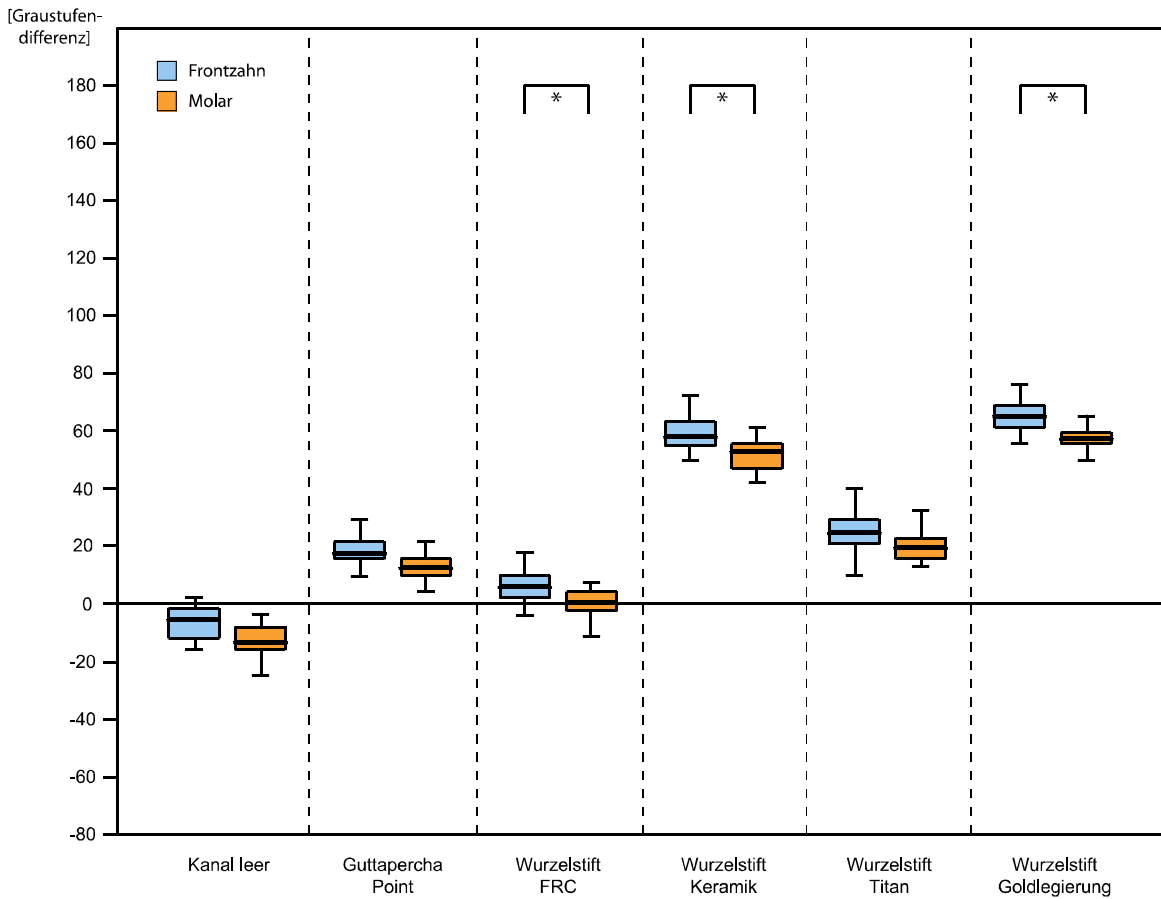


Abb. 23: Darstellung von Wurzelstiften der Größe I, Guttapercha und leerem Kanal auf konventionellen Zahnfilmen (*= $p < 0,05$)

| | Frontzähne | | | | | | Molaren | | | | | |
|---------------------------|------------|-------------------|-----------------|---------------------|-------------------|---------------------------|------------|-------------------|-----------------|---------------------|-------------------|---------------------------|
| | Kanal leer | Guttapercha Point | Wurzelstift FRC | Wurzelstift Keramik | Wurzelstift Titan | Wurzelstift Goldlegierung | Kanal leer | Guttapercha Point | Wurzelstift FRC | Wurzelstift Keramik | Wurzelstift Titan | Wurzelstift Goldlegierung |
| Kanal leer | | *** | *** | *** | *** | *** | | *** | *** | *** | *** | *** |
| Guttapercha Point | *** | | *** | *** | n.s. | *** | *** | | *** | ** | *** | |
| Wurzelstift FRC | *** | *** | | *** | *** | *** | *** | *** | | *** | *** | |
| Wurzelstift Keramik | *** | *** | *** | | *** | * | *** | *** | *** | | n.s. | |
| Wurzelstift Titan | *** | n.s. | *** | *** | | *** | *** | ** | *** | *** | | |
| Wurzelstift Goldlegierung | *** | *** | *** | * | *** | | *** | *** | n.s. | *** | | |

*** p<0.001 ** p<0.01 * p<0.05 n.s. nicht signifikant

*** p<0.001 ** p<0.01 * p<0.05 n.s. nicht signifikant

Tab.4: Signifikante Unterschiede zwischen den Materialien bei Frontzähnen und Molaren

ISO 90:

Auf den eingescannten Zahnfilmen waren die Materialien in Wurzelkanälen der ISO Größe 90 in den Frontzähnen besser abgrenzbar als in den Molaren; diese Differenzen verhielten sich, außer für FRC-Stifte und den leeren Kanal, signifikant unterschiedlich (Abb. 24). Bei den Wurzelstiften aus Keramik lag der Durchschnittsgrauwert bei den Frontzähnen bei 70 und bei den Molaren bei 60, wobei der Unterschied signifikant ($p < 0,01$) war. Ebenso signifikant ($p < 0,01$) unterschieden sich die Durchschnittsgrauwerte von den Wurzelstiften aus Goldlegierung in den Frontzähnen mit durchschnittlich 70 und den Molaren mit durchschnittlich 60. Der Unterschied der Graustufendifferenzen zwischen den Keramik- und Goldwurzelstiften war nicht signifikant ($p > 0,05$), dafür hoch signifikant ($p < 0,001$) zu allen übrigen Materialien (Tab. 5). Die Titanstifte unterschieden sich sowohl bei Frontzähnen als auch bei Molaren in ihren Graustufendifferenzen nicht signifikant ($p > 0,05$) von den Guttapercha Points. Alle übrigen Graustufendifferenzen zwischen Titan und den übrigen Materialien sowie dem leeren Kanal waren hoch signifikant ($p < 0,001$).

Die Titanstifte zeigten im Durchschnitt Graustufendifferenzen von 40 in den Frontzähnen und von 30 in den Molaren, wobei der Unterschied zwischen beiden niedrig signifikant ($p < 0,05$) war. Zwischen den durchschnittlichen Graustufendifferenzen der Guttapercha Points in den Frontzähnen (30) und in den Molaren (20) war der Unterschied ebenfalls niedrig signifikant ($p < 0,05$). Die FRC-Stifte zeigten in den Frontzähnen im Durchschnitt einen Graustufendifferenzwert von 10 und in den Molaren von 5, wobei sie nicht signifikant ($p > 0,05$) zueinander, aber hoch signifikant ($p < 0,001$) zu allen übrigen Materialien differierten. Die leeren Kanäle waren mit negativen, durchschnittlichen Grauwerten von -5 bei den Frontzähnen und -10 bei den Molaren sichtbar. Sie unterschieden sich nicht signifikant ($p > 0,05$) zueinander und hoch signifikant ($p < 0,001$) zu allen übrigen Materialien.

Die Abbildungen 26a bis f zeigen die verschiedenen Stiftmaterialien, Guttapercha und den leeren Kanal im Vergleich für Stiftgröße II mit konventionellen, gescannten Zahnfilmen.

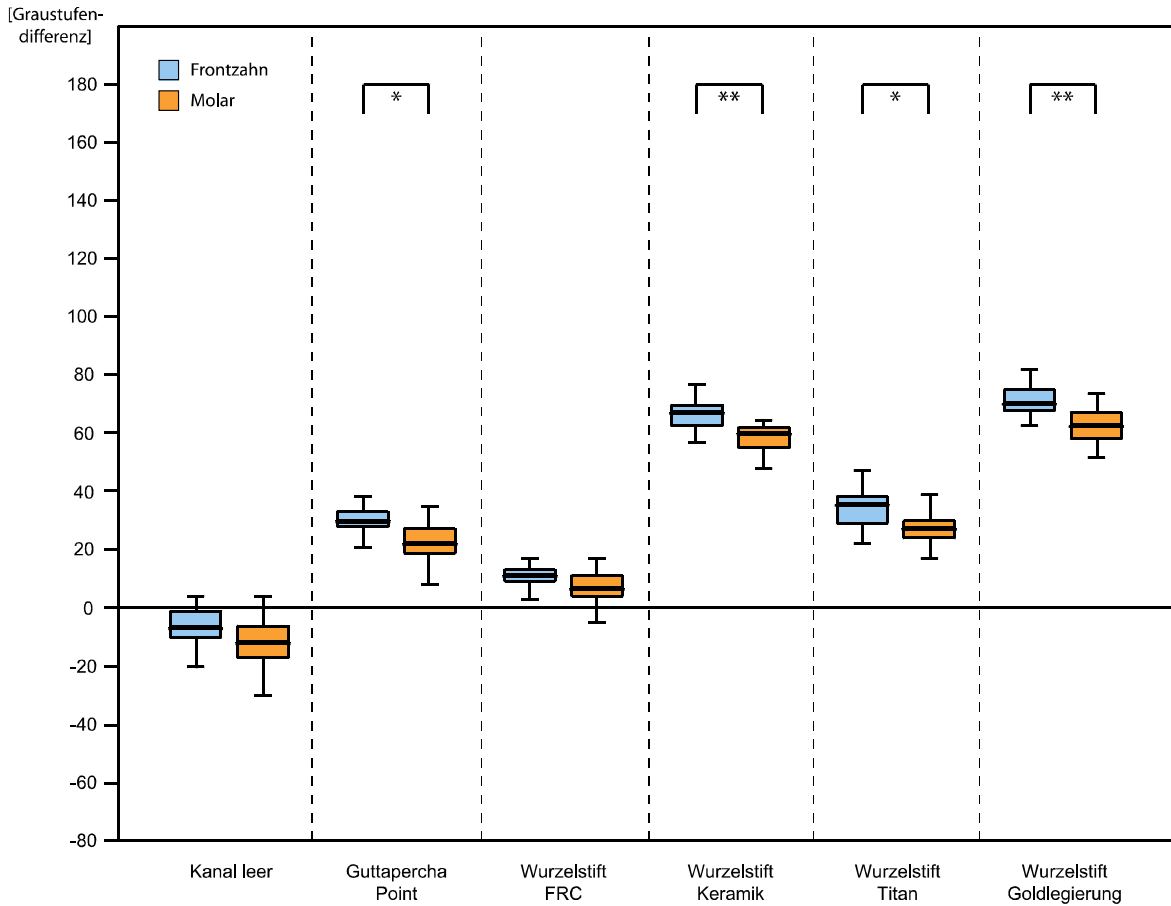


Abb. 24: Darstellung von Wurzelstiften der Größe II, Guttapercha und leerem Kanal auf konventionellen Zahnfilmen (**=p<0,01, *=p<0,05)

| | Frontzähne | | | | | | Molaren | | | | | |
|---------------------------|------------|-------------------|-----------------|---------------------|-------------------|---------------------------|------------|-------------------|-----------------|---------------------|-------------------|---------------------------|
| | Kanal leer | Guttapercha Point | Wurzelstift FRC | Wurzelstift Keramik | Wurzelstift Titan | Wurzelstift Goldlegierung | Kanal leer | Guttapercha Point | Wurzelstift FRC | Wurzelstift Keramik | Wurzelstift Titan | Wurzelstift Goldlegierung |
| Kanal leer | *** | *** | *** | *** | *** | *** | *** | *** | *** | *** | *** | *** |
| Guttapercha Point | *** | *** | *** | *** | n.s. | *** | *** | *** | *** | n.s. | *** | *** |
| Wurzelstift FRC | *** | *** | *** | *** | *** | *** | *** | *** | *** | *** | *** | *** |
| Wurzelstift Keramik | *** | *** | *** | *** | *** | n.s. | *** | *** | *** | *** | n.s. | n.s. |
| Wurzelstift Titan | *** | n.s. | *** | *** | *** | *** | *** | n.s. | *** | *** | *** | *** |
| Wurzelstift Goldlegierung | *** | *** | *** | n.s. | *** | *** | *** | *** | n.s. | *** | *** | *** |

*** ** * n.s.
 p<0.001 p<0.01 p<0.05 nicht signifikant

Tab. 5: Signifikante Unterschiede zwischen den Materialien bei Frontzähnen und Molaren

eingescannte, konventionelle Röntgenbilder, ISO 50:

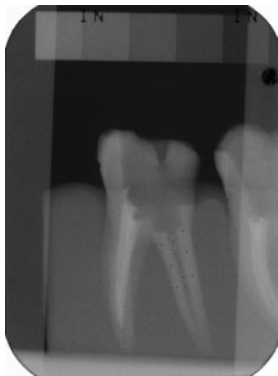


Abb. 25a: Kanal leer

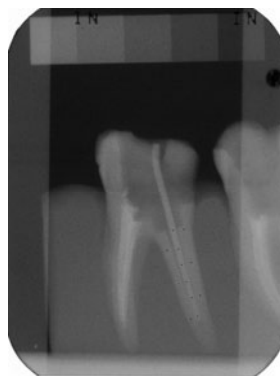


Abb. 25b: Guttapercha

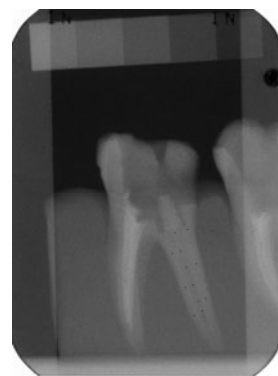


Abb. 25c: Wurzelstift FRC

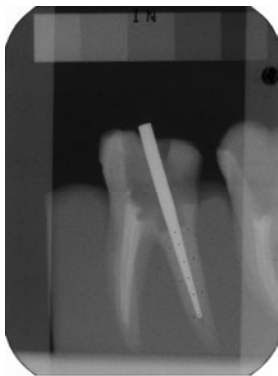


Abb. 25d: Wurzelstift Keramik

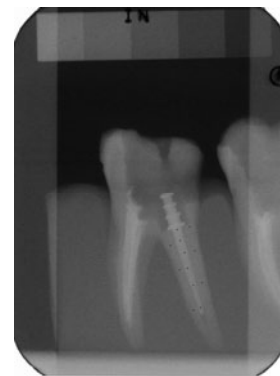


Abb. 25e: Wurzelstift Titan

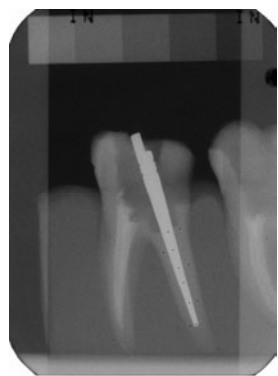


Abb. 25f: Wurzelstift Goldlegierung

eingescannte, konventionelle Röntgenbilder, ISO 90:



Abb. 26a: Kanal leer

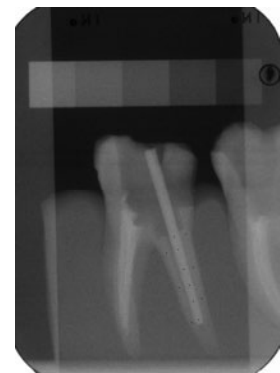


Abb. 26b: Guttapercha

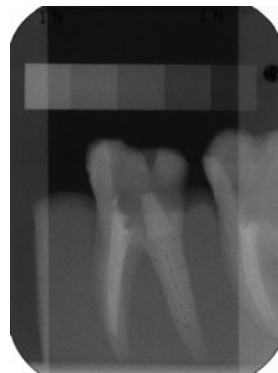


Abb. 26c: Wurzelstift FRC

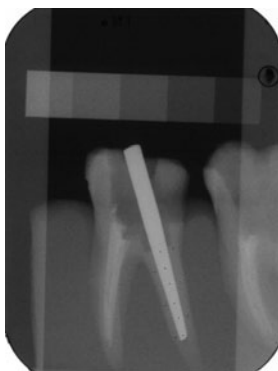


Abb. 26d: Wurzelstift Keramik

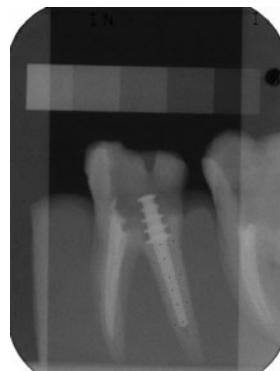


Abb. 26e: Wurzelstift Titan

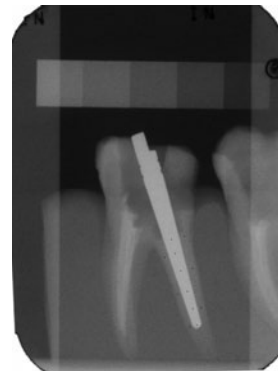


Abb. 26f: Wurzelstift Goldlegierung

5.1.2 RVG Kodak 6100

ISO 50

Beim Kodak RVG 6100 System (Eastman Kodak Company) waren in Wurzelkanälen der ISO-Größe 50 alle Materialien bei den Frontzähnen besser abgrenzbar als bei den Molaren. Beim Keramikwurzelstift war dies hoch signifikant ($p < 0,001$), beim Wurzelstift aus Goldlegierung signifikant ($p < 0,01$), sonst jedoch nicht signifikant ($p > 0,05$) (Abb. 27). Die beste Röntgensichtbarkeit zeigten die Wurzelstifte aus Goldlegierung und Zirkonoxidkeramik mit Graustufendifferenzen zum Dentin von durchschnittlich 100 bis 110 (Gold) und 80 bis 100 (Keramik). Die Guttapercha Points besaßen zwar mit einer durchschnittlichen Graustufendifferenz von etwa 20 bis 30, ebenso wie die Titanstifte mit 30 bis 40, hoch signifikant ($p < 0,001$) geringere Werte als die Keramik- und Goldlegierungstifte, waren aber dennoch im Röntgenbild vom Dentin abzugrenzen (Tab. 6). Die faserverstärkten Kompositstifte hoben sich in den Frontzähnen mit einer Kontrastdifferenz von 10 kaum vom Dentin ab. In den Molaren waren sie nicht vom Dentin abgrenzbar, da ihre Grauwerte denen des Dentins entsprachen. Alle Materialien unterschieden sich hoch signifikant ($p < 0,001$) vom leeren Kanal, sowie die übrigen Materialien vom FRC-Stift, unabhängig von der Zahnart. Die Graustufendifferenz vom Guttapercha Point variierte niedrig signifikant ($p < 0,05$) an Frontzähnen, bzw. signifikant ($p < 0,01$) an Molaren, von der des Titanstiftes.

Die Abbildungen 29a bis f zeigen die verschiedenen Stiftmaterialien, Guttapercha und den leeren Kanal im Vergleich für Stiftgröße I mit dem System RVG Kodak 6100.

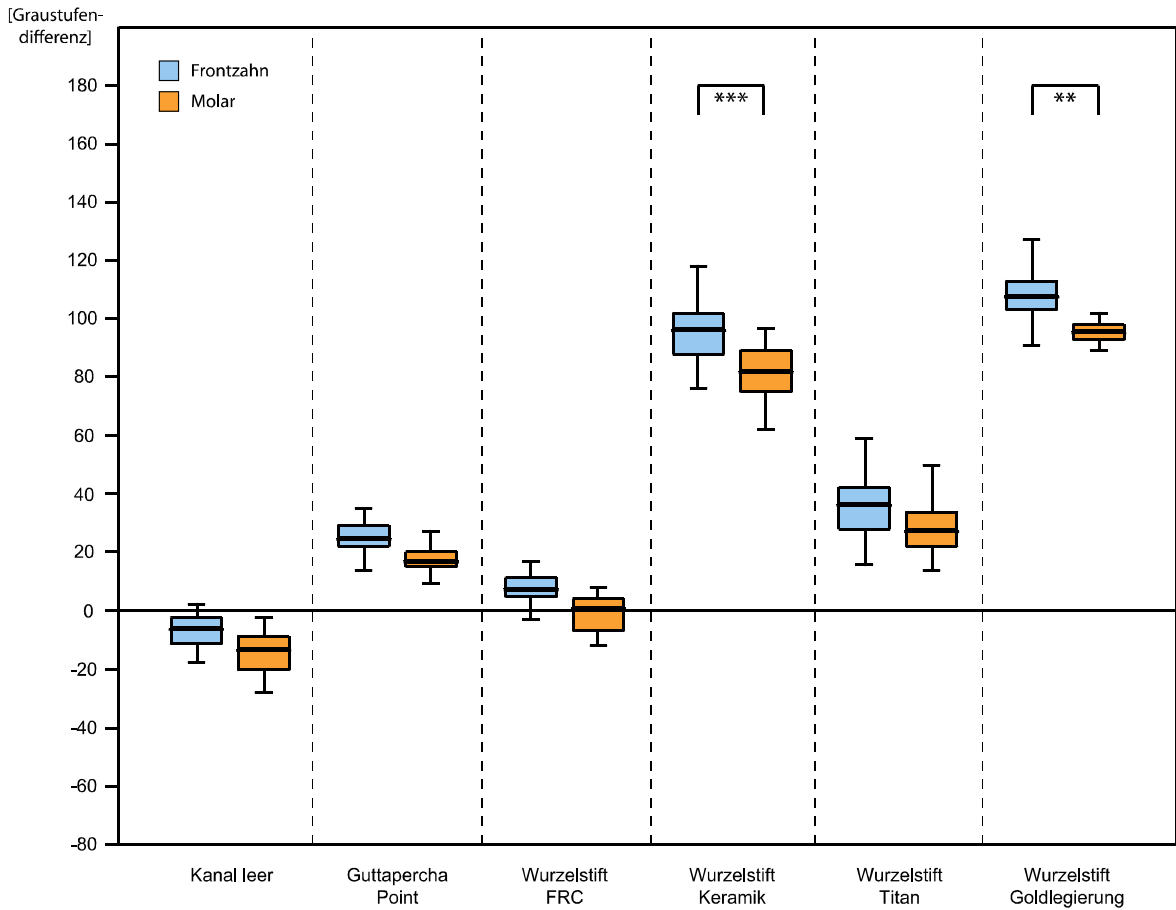


Abb. 27: Darstellung von Wurzelstiften der Größe I, Guttapercha und leerem Kanal mit dem RVG Kodak 6100 System (**= $p < 0,01$, ***= $p < 0,001$)

| | Frontzähne | | | | | | Molaren | | | | | |
|---------------------------|------------|-------------------|-----------------|---------------------|-------------------|---------------------------|------------|-------------------|-----------------|---------------------|-------------------|---------------------------|
| | Kanal leer | Guttapercha Point | Wurzelstift FRC | Wurzelstift Keramik | Wurzelstift Titan | Wurzelstift Goldlegierung | Kanal leer | Guttapercha Point | Wurzelstift FRC | Wurzelstift Keramik | Wurzelstift Titan | Wurzelstift Goldlegierung |
| Kanal leer | | *** | *** | *** | *** | *** | | *** | *** | *** | *** | *** |
| Guttapercha Point | *** | | *** | *** | * | *** | *** | | *** | ** | *** | |
| Wurzelstift FRC | *** | *** | | *** | *** | *** | *** | *** | | *** | *** | |
| Wurzelstift Keramik | *** | *** | *** | | *** | ** | *** | *** | *** | | *** | |
| Wurzelstift Titan | *** | * | *** | *** | | *** | *** | ** | *** | | *** | |
| Wurzelstift Goldlegierung | *** | *** | *** | ** | *** | | *** | *** | *** | *** | | |

*** $p < 0,001$ ** $p < 0,01$ * $p < 0,05$ n.s. nicht signifikant

*** $p < 0,001$ ** $p < 0,01$ * $p < 0,05$ n.s. nicht signifikant

Tab. 6: Signifikante Unterschiede zwischen den Materialien bei Frontzähnen und Molaren

ISO 90:

Mit dem RVG Kodak 6100 System zeigten die Materialien in Wurzelkanälen der Stiftgröße II in den Frontzähnen höhere Durchschnittsgrauwerte als in den Molaren. Bei den Stiften aus Goldlegierung und Keramik war dieser Unterschied hoch signifikant ($p < 0,001$) und bei den Stiften aus Titan niedrig signifikant ($p < 0,05$) (Abb. 28). Wurzelstifte aus Goldlegierung zeigten mit durchschnittlichen Werten von 100 bei den Frontzähnen und 110 bei den Molaren nicht signifikante ($p > 0,05$) Unterschiede zueinander. Im Vergleich gegenüber den Wurzelstiften aus Keramik mit durchschnittlichen Graustufendifferenzwerten von 110 für Frontzähne und 95 für Molaren unterschieden sie sich nicht signifikant ($p > 0,05$) (Tab. 7). Die Wurzelstifte aus Titan grenzten sich im Durchschnitt mit einer Grauwertdifferenz von 50 bei den Frontzähnen und 40 bei den Molaren vom Wurzelentin ab. Dabei unterschieden sich die Grauwertdifferenzen aller übrigen Materialien hoch signifikant ($p < 0,001$) von denen des Titans, außer denen mit Guttapercha Points, die sich nicht signifikant ($p > 0,05$) unterschieden. Beim Guttapercha Point lagen die Differenzen zum Dentin im Durchschnitt bei etwas über 40 für die Frontzähne und etwas unter 40 für die Molaren.

Die FRC-Stifte waren mit durchschnittlichen Graustufendifferenzwerten zum Dentin von 20 für Frontzähne und 10 für Molaren das am schwächsten, aber sichtbare, abgrenzbare Material, das sich hoch signifikant ($p < 0,001$) von allen anderen Materialien und dem leeren Wurzelkanal unterschied.

Die Abbildungen 30a bis f zeigen die verschiedenen Stiftmaterialien, Guttapercha und den leeren Kanal im Vergleich für Stiftgröße II mit dem System RVG Kodak 6100.

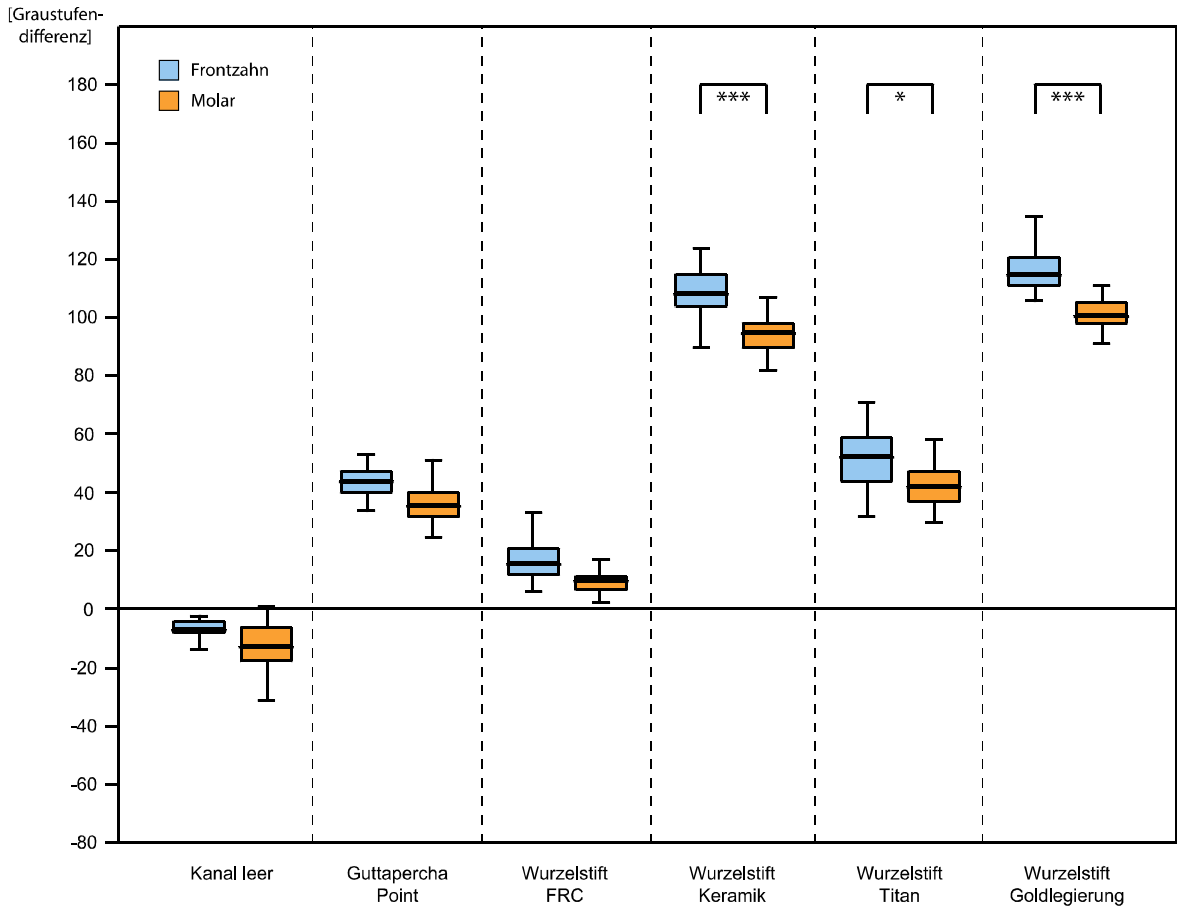


Abb. 28: Darstellung von Wurzelstiften der Größe II, Guttapercha und leerem Kanal mit dem RVG Kodak 6100 System (**= $p < 0,001$, *= $p < 0,05$)

| | Frontzähne | | | | | | Molaren | | | | | |
|---------------------------|------------|-------------------|-----------------|---------------------|-------------------|---------------------------|------------|-------------------|-----------------|---------------------|-------------------|---------------------------|
| | Kanal leer | Guttapercha Point | Wurzelstift FRC | Wurzelstift Keramik | Wurzelstift Titan | Wurzelstift Goldlegierung | Kanal leer | Guttapercha Point | Wurzelstift FRC | Wurzelstift Keramik | Wurzelstift Titan | Wurzelstift Goldlegierung |
| Kanal leer | | *** | *** | *** | *** | *** | | *** | *** | *** | *** | *** |
| Guttapercha Point | *** | | *** | *** | n.s. | *** | *** | | *** | n.s. | *** | |
| Wurzelstift FRC | *** | *** | | *** | *** | *** | *** | *** | | *** | *** | |
| Wurzelstift Keramik | *** | *** | *** | | *** | n.s. | *** | *** | *** | | n.s. | |
| Wurzelstift Titan | *** | n.s. | *** | *** | | *** | *** | n.s. | *** | | *** | |
| Wurzelstift Goldlegierung | *** | *** | *** | n.s. | *** | | *** | *** | n.s. | *** | | |

Legend: *** (p < 0.001), ** (p < 0.01), * (p < 0.05), n.s. (nicht signifikant)

Tab. 7: Signifikante Unterschiede zwischen den Materialien bei Frontzähnen und Molaren

RVG Kodak 6100, ISO 50:

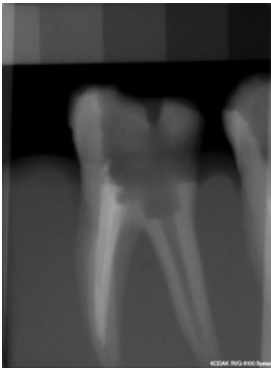


Abb. 29a: Kanal leer



Abb. 29b: Guttapercha

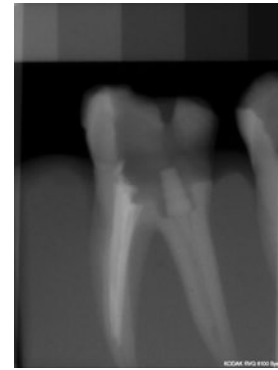


Abb. 29c: Wurzelstift-FRC

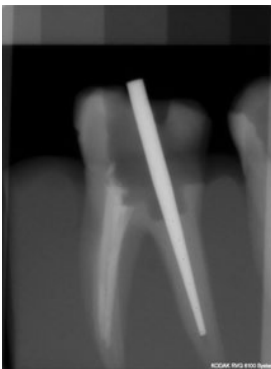


Abb. 29d: Wurzelstift Keramik



Abb. 29e: Wurzelstift Titan

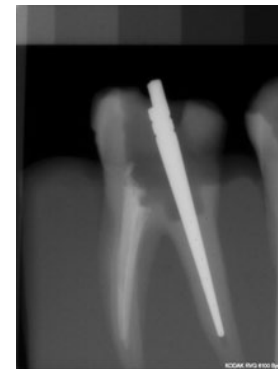


Abb. 29f: Wurzelstift Goldlegierung

RVG Kodak 6100, ISO 90:

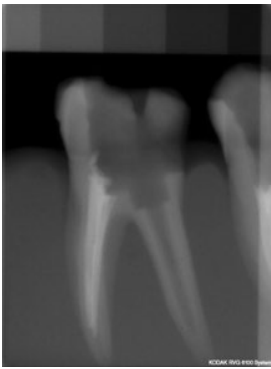


Abb. 30a: Kanal leer

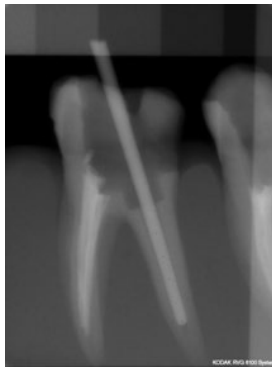


Abb. 30b: Guttapercha

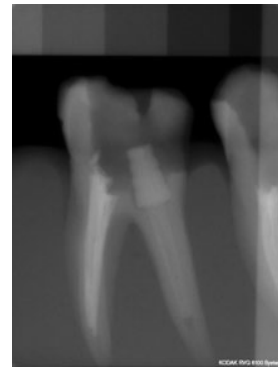


Abb. 30c: Wurzelstift FRC

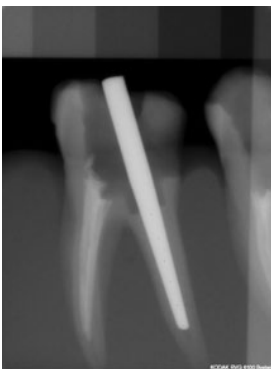


Abb. 30d: Wurzelstift Keramik



Abb. 30e: Wurzelstift Titan

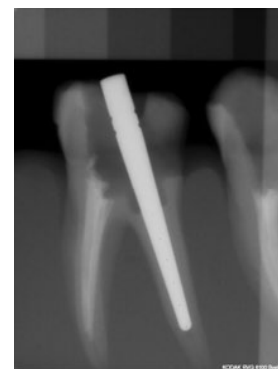


Abb. 30f: Wurzelstift Goldlegierung

5.1.3 XIOS

ISO 50:

Digitale Röntgenaufnahmen mit dem XIOS System stellten Materialien in Wurzelkanälen mit einer Aufbereitung auf ISO 50 in Frontzähnen signifikant deutlicher dar als in Molaren. Dies war außer beim leeren Kanal in allen Gruppen signifikant ($p < 0,01$) und bei Guttapercha und Titan hoch signifikant ($p < 0,001$) (Abb. 31). Wurzelstifte aus Goldlegierung und Zirkonoxidkeramik waren in Frontzähnen mit Grauwertdifferenzen von durchschnittlich 120 am besten abgrenzbar. In Molaren waren beide Materialien mit Graustufendifferenzen von durchschnittlich über 100 ebenfalls gut sichtbar. Graustufendifferenzen lagen für Titanstifte in Frontzähnen bei durchschnittlich 70 und in Molaren bei 40. Guttaperchaspitzen waren in Frontzähnen mit einer Graustufendifferenz von durchschnittlich 50 gut vom Dentin abzugrenzen und in Molaren mit 20 weniger sichtbar. FRC-Stifte zeigten in Frontzähnen eine Graustufendifferenz von etwa 15 und waren in den Molaren nicht vom Dentin abgrenzbar. Der leere Kanal war mit einer Graustufendifferenz von 15 bis 20 im negativen Bereich erkennbar, d.h. transluzenter als Dentin. Bei den Frontzähnen unterschieden sich alle Grauwertdifferenzen aller Materialien hoch signifikant ($p < 0,001$) voneinander, bis auf Wurzelstifte aus Goldlegierung und Keramik, deren Differenzwerte nicht signifikant ($p > 0,05$) voneinander differierten (Tab. 8). Bei den Molaren verhielt es sich ebenso, allerdings unterschieden sich die Darstellungen des Titanstiftes und des Guttapercha Points nicht signifikant voneinander ($p > 0,05$).

Die Abbildungen 33a bis f zeigen die verschiedenen Stiftmaterialien, Guttapercha und den leeren Kanal im Vergleich für Stiftgröße I mit dem System XIOS.

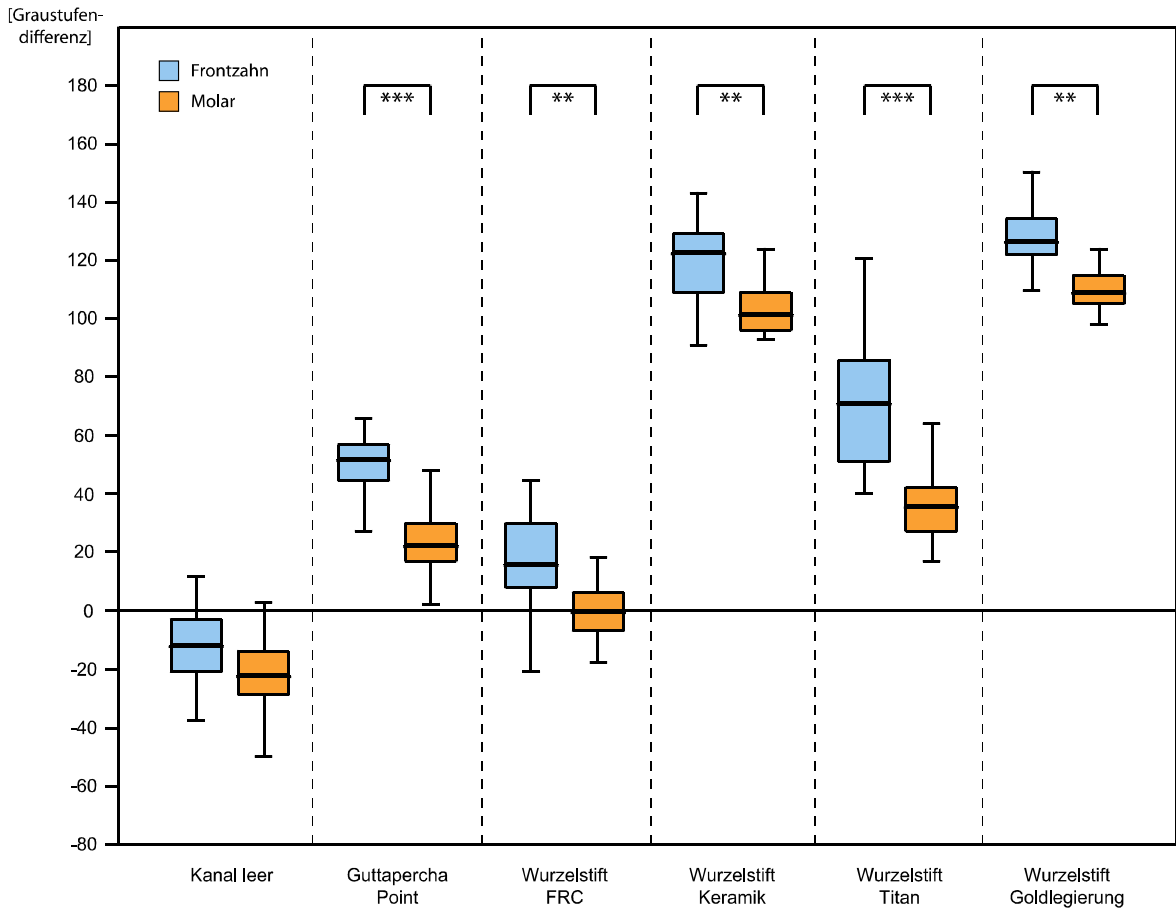


Abb. 31: Darstellung von Wurzelstiften der Größe I, Guttapercha und leerem Kanal mit dem XIOS System (**= $p < 0,01$, ***= $p < 0,001$)

| | Frontzähne | | | | | | Molaren | | | | | |
|---------------------------|------------|-------------------|-----------------|---------------------|-------------------|---------------------------|------------|-------------------|-----------------|---------------------|-------------------|---------------------------|
| | Kanal leer | Guttapercha Point | Wurzelstift FRC | Wurzelstift Keramik | Wurzelstift Titan | Wurzelstift Goldlegierung | Kanal leer | Guttapercha Point | Wurzelstift FRC | Wurzelstift Keramik | Wurzelstift Titan | Wurzelstift Goldlegierung |
| Kanal leer | | *** | *** | *** | *** | *** | | *** | *** | *** | *** | *** |
| Guttapercha Point | *** | | *** | *** | *** | *** | *** | | *** | *** | n.s. | *** |
| Wurzelstift FRC | *** | *** | | *** | *** | *** | *** | *** | | *** | *** | *** |
| Wurzelstift Keramik | *** | *** | *** | | *** | n.s. | *** | *** | *** | | *** | n.s. |
| Wurzelstift Titan | *** | *** | *** | *** | | *** | *** | n.s. | *** | *** | | *** |
| Wurzelstift Goldlegierung | *** | *** | *** | n.s. | *** | | *** | *** | *** | n.s. | *** | |

Legend: *** (p < 0,001), ** (p < 0,01), * (p < 0,05), n.s. (nicht signifikant)

Tab. 8: Signifikante Unterschiede zwischen den Materialien bei Frontzähnen und Molaren

ISO 90:

Mit dem XIOS System waren die Wurzelstifte aus Keramik und Goldlegierung in Wurzelkanälen der Stiftgröße II in den Frontzähnen hoch signifikant ($p < 0,001$) besser sichtbar als in den Molaren. Guttapercha war entsprechend niedrig signifikant ($p < 0,05$) besser sichtbar (Abb. 32). Für Titan, FRC-Stifte und den leeren Kanal waren die Unterschiede nicht signifikant ($p > 0,05$).

Die höchste Differenzierbarkeit gegenüber Wurzelentin zeigten die Stifte aus Zirkonoxidkeramik, mit Durchschnittswerten von 120 in den Frontzähnen und 100 in den Molaren, knapp gefolgt von den Stiften aus Goldlegierung mit Werten von 120 in den Frontzähnen und 90 in den Molaren. Die Grauwertdifferenzen beider Materialien zueinander zeigten weder für Frontzähne noch für Molaren signifikante ($p > 0,05$) Unterschiede (Tab. 9). Sie waren aber hoch signifikant ($p < 0,001$) höher als die Graustufendifferenzwerte aller übrigen Materialien.

Die durchschnittlichen Differenzwerte der FRC-Stifte waren, mit etwas über 20 bei den Frontzähnen und etwas unter 20 bei den Molaren, geringer als die der anderen Materialien, aber sichtbar gegenüber dem Wurzelentin. Diese Unterschiede differierten hoch signifikant ($p < 0,001$) für Frontzähne und Molaren gegenüber den übrigen Stiftmaterialien und dem leeren Kanal bzw. signifikant ($p < 0,01$) gegenüber Guttapercha bei Molaren. Die Guttapercha Points grenzten sich mit einer durchschnittlichen Grauwertdifferenz von 70 bei den Frontzähnen und 50 bei den Molaren vom Wurzelentin ab. Die Titanstifte unterschieden sich nicht signifikant ($p > 0,05$) von den Differenzgrauwerten zu den Guttapercha Points. Die Differenzgrauwerte für die leeren Kanäle lagen im Durchschnitt bei -15 für die Frontzähne und -25 für die Molaren.

Die Abbildungen 34a bis f zeigen die verschiedenen Stiftmaterialien, Guttapercha und den leeren Kanal im Vergleich für Stiftgröße II mit dem System XIOS.

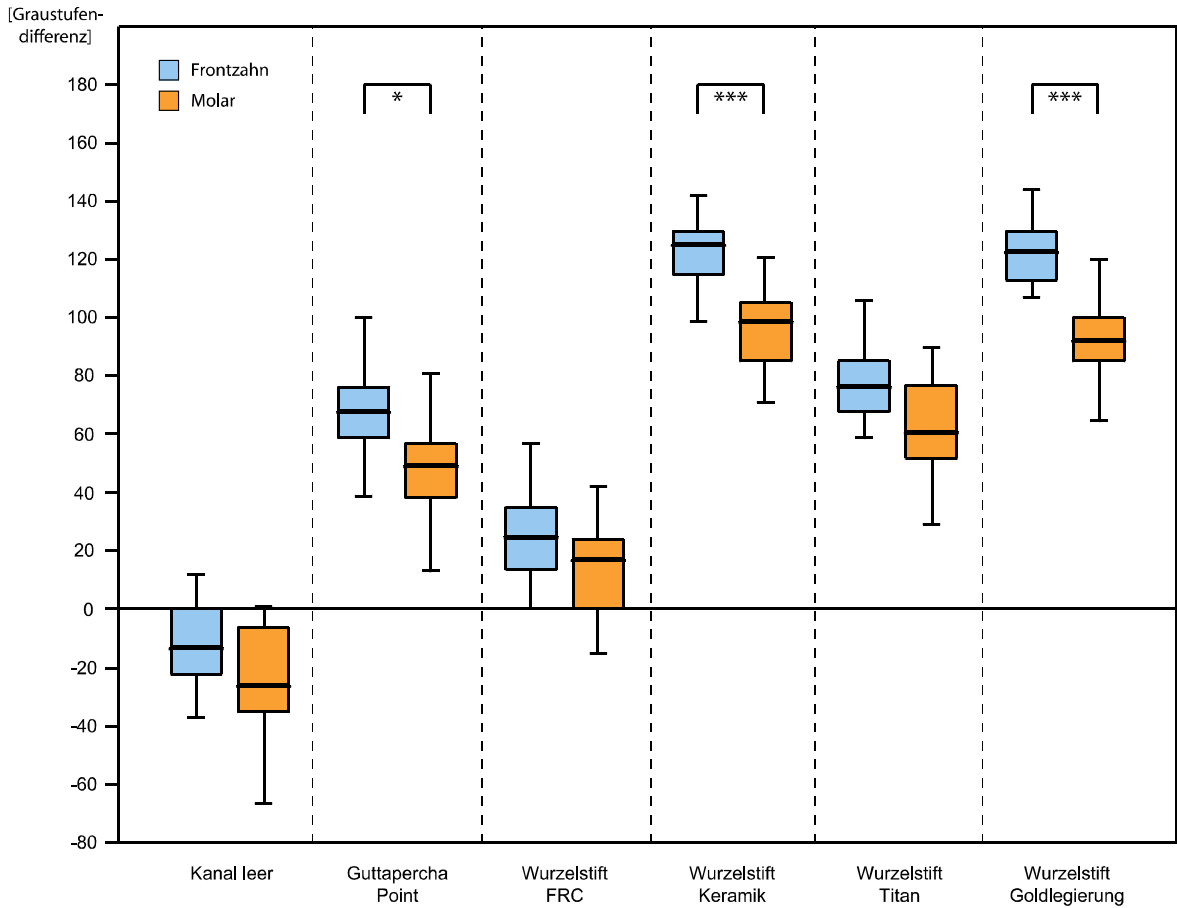


Abb. 32: Darstellung von Wurzelstiften der Größe II, Guttapercha und leerem Kanal mit dem XIOS System (**>=p<0,001, *=p<0,05)

| | Frontzähne | | | | | | Molaren | | | | | |
|---------------------------|------------|-------------------|-----------------|---------------------|-------------------|---------------------------|------------|-------------------|-----------------|---------------------|-------------------|---------------------------|
| | Kanal leer | Guttapercha Point | Wurzelstift FRC | Wurzelstift Keramik | Wurzelstift Titan | Wurzelstift Goldlegierung | Kanal leer | Guttapercha Point | Wurzelstift FRC | Wurzelstift Keramik | Wurzelstift Titan | Wurzelstift Goldlegierung |
| Kanal leer | *** | *** | *** | *** | *** | *** | *** | *** | *** | *** | *** | *** |
| Guttapercha Point | *** | *** | *** | *** | n.s. | *** | *** | ** | *** | n.s. | *** | *** |
| Wurzelstift FRC | *** | *** | *** | *** | *** | *** | *** | ** | *** | *** | *** | *** |
| Wurzelstift Keramik | *** | *** | *** | *** | *** | n.s. | *** | *** | *** | *** | n.s. | *** |
| Wurzelstift Titan | *** | n.s. | *** | *** | *** | *** | *** | n.s. | *** | *** | *** | *** |
| Wurzelstift Goldlegierung | *** | *** | *** | n.s. | *** | *** | *** | *** | *** | n.s. | *** | *** |

Legend: *** (p < 0.001), ** (p < 0.01), * (p < 0.05), n.s. (nicht signifikant)

Tab. 9: Signifikante Unterschiede zwischen den Materialien bei Frontzähnen und Molaren

XIOS, ISO 50:

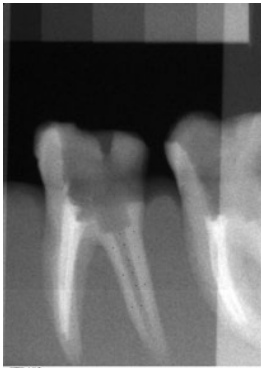


Abb. 33a: Kanal leer

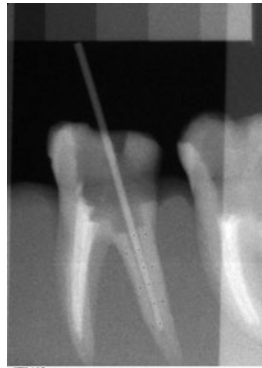


Abb. 33b: Guttapercha

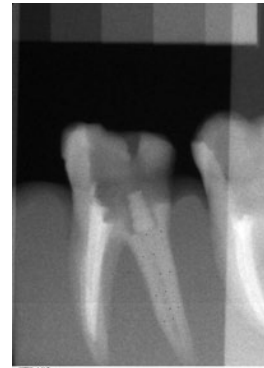


Abb. 33c: Wurzelstift FRC

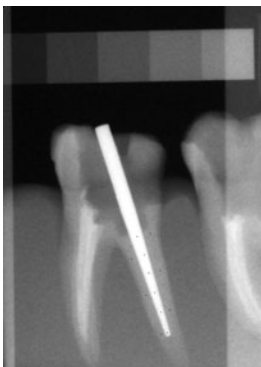


Abb. 33d: Wurzelstift Keramik

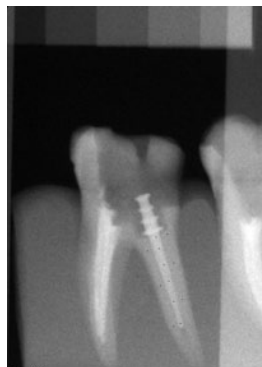


Abb. 33e: Wurzelstift Titan

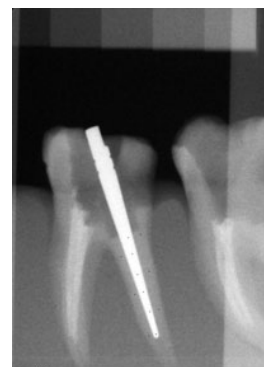


Abb. 33f: Wurzelstift Goldlegierung

ISO 90:

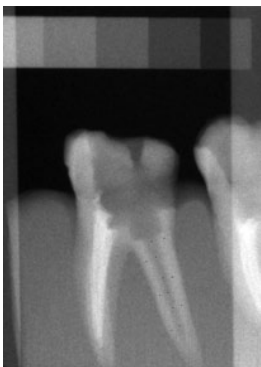


Abb. 34a: Kanal leer

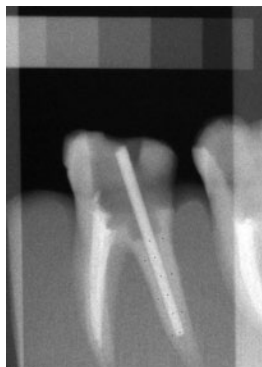


Abb. 34b: Guttapercha

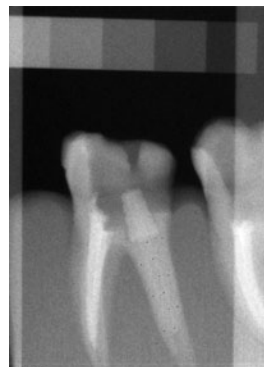


Abb. 34c: Wurzelstift FRC

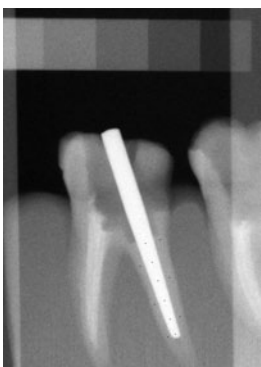


Abb. 34d: Wurzelstift Keramik



Abb. 34e: Wurzelstift Titan

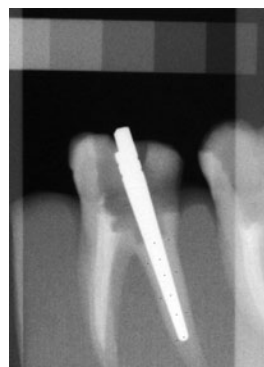


Abb. 34f: Wurzelstift Goldlegierung

5.1.4 Sidexis

ISO 50:

Mit dem Sidexis System waren die Materialien in Wurzelkanälen der ISO Größe 50 in den Frontzähnen, mit Ausnahme der FRC-Stifte und des leeren Kanals, signifikant besser abgrenzbar als in den Molaren ($p < 0,01$) (Abb. 35). Wurzelstifte aus Goldlegierung und Zirkonoxidkeramik hoben sich mit Differenzwerten von durchschnittlich 100 bzw. 120 bei Molaren bzw. Frontzähnen bei der Goldlegierung und 80 bis 100 für Molaren bzw. Frontzähne bei der Keramik am meisten vom Wurzeldentin ab. Es folgten die Titanstifte mit durchschnittlichen Graustufendifferenzen von 20 bzw. 50 für Molaren bzw. Frontzähne, die Guttapercha Points mit Graustufendifferenzen von 20 bzw. 40 für Molaren bzw. Frontzähne und die faserverstärkten Kunststoffstifte mit Graustufendifferenzen von 0 bzw. 10 für Molaren bzw. Frontzähne.

Sowohl für Frontzähne als auch für Molaren bestanden hoch signifikante ($p < 0,001$) Unterschiede zwischen allen Materialien bzw. dem leerem Kanal zueinander (Tab. 10). Ausnahmen bildeten lediglich die Graustufendifferenzen zwischen leerem Kanal und FRC-Stift, sowie Keramik- und Goldwurzelstift; diese Differenzen waren signifikant ($p < 0,01$). Die Titanstifte zeigten keine signifikanten ($p > 0,05$) Unterschiede gegenüber den Graustufendifferenzen von Guttapercha.

Die Abbildungen 37a bis f zeigen die verschiedenen Stiftmaterialien, Guttapercha und den leeren Kanal im Vergleich für Stiftgröße I mit dem Sidexis System.

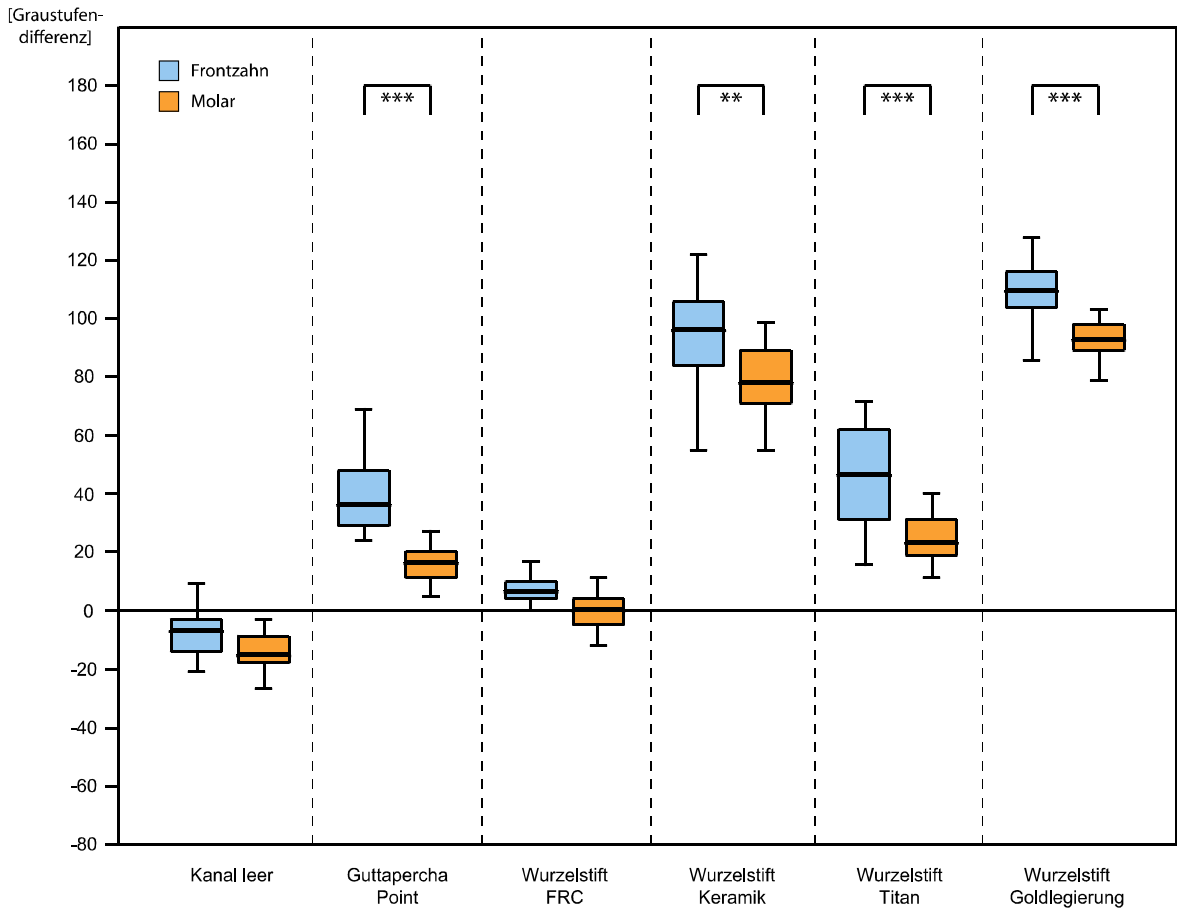


Abb. 35: Darstellung von Wurzelstiften der Größe I, Guttapercha und leerem Kanal mit dem Sidexis System (**= $p < 0,01$, ***= $p < 0,001$)

| | Frontzähne | | | | | | Molaren | | | | | |
|---------------------------|------------|-------------------------|-----------------|---------------------|-------------------|---------------------------|------------|-------------------|-----------------|---------------------|-------------------|---------------------------|
| | Kanal leer | Wurzelstift Guttapercha | Wurzelstift FRC | Wurzelstift Keramik | Wurzelstift Titan | Wurzelstift Goldlegierung | Kanal leer | Guttapercha Point | Wurzelstift FRC | Wurzelstift Keramik | Wurzelstift Titan | Wurzelstift Goldlegierung |
| Kanal leer | | *** | ** | *** | *** | *** | | *** | ** | *** | *** | *** |
| Guttapercha Point | *** | | *** | *** | n.s. | *** | *** | | *** | *** | n.s. | *** |
| Wurzelstift FRC | ** | *** | | *** | *** | *** | ** | *** | | *** | *** | *** |
| Wurzelstift Keramik | *** | *** | *** | | *** | ** | *** | *** | *** | | *** | ** |
| Wurzelstift Titan | *** | n.s. | *** | *** | | *** | *** | n.s. | *** | *** | | *** |
| Wurzelstift Goldlegierung | *** | *** | *** | ** | *** | | *** | *** | ** | *** | *** | |

Legend: *** = p < 0,001, ** = p < 0,01, * = p < 0,05, n.s. = nicht signifikant

Tab. 10: Signifikante Unterschiede zwischen den Materialien bei Frontzähnen

ISO 90:

Das Sidexis System zeigte bei Wurzelkanälen der ISO Größe 90, dass die Materialien in den Frontzähnen höhere durchschnittliche Grauwertdifferenzen als in den Molaren hatten. Dies war hoch signifikant ($p < 0,001$) für die Guttapercha Points und Titanstifte, signifikant ($p < 0,01$) für die faserverstärkten Kompositstifte und nicht signifikant ($p > 0,05$) für die Wurzelstifte aus Keramik und Goldlegierung, sowie die leeren Kanäle (Abb. 36).

Wurzelstifte aus Goldlegierung und Keramik unterschieden sich nicht signifikant ($p > 0,05$) voneinander in ihrer Abgrenzung zum Wurzeldentin, aber von allen übrigen Materialien hoch signifikant ($p < 0,001$) (Tab. 11). Sie hatten Grauwertdifferenzen von im Durchschnitt 110 in den Frontzähnen und 105 in den Molaren. In den Frontzähnen hoben sich die Titanstifte im Durchschnitt mit einer Grauwertdifferenz von 75 vom Dentin ab, wobei die Werte einer stärkeren Streuung unterlagen. Ihr durchschnittlicher Differenzgrauwert in den Molaren lag bei 40. Die Guttapercha Points unterschieden sich nicht signifikant ($p > 0,05$) von den Titanstiften. Ihre Differenzgrauwerte zum Dentin lagen im Durchschnitt bei 75 in den Frontzähnen und 40 in den Seitenzähnen. Titanstifte und Guttapercha Points unterschieden sich außer voneinander von allen übrigen Materialien hoch signifikant ($p < 0,001$). Die FRC-Stifte wiesen eine durchschnittliche Grauwertdifferenz von 20 in den Frontzähnen und 5 in den Molaren in den Molaren auf, d.h. nicht abgrenzbar vom Wurzeldentin. Alle Materialien unterschieden sich in ihren Graustufendifferenzen hoch signifikant ($p < 0,001$) vom leeren Kanal sowie vom FRC-Stift. Diese beiden differierten signifikant gegeneinander ($p < 0,01$). Der leere Kanal besaß durchschnittliche, negative Grauwertdifferenzen von -10 für Frontzähne und -20 für Molaren.

Die Abbildungen 38a bis f zeigen die verschiedenen Stiftmaterialien, Guttapercha und den leeren Kanal im Vergleich für Stiftgröße II mit dem Sidexis System.

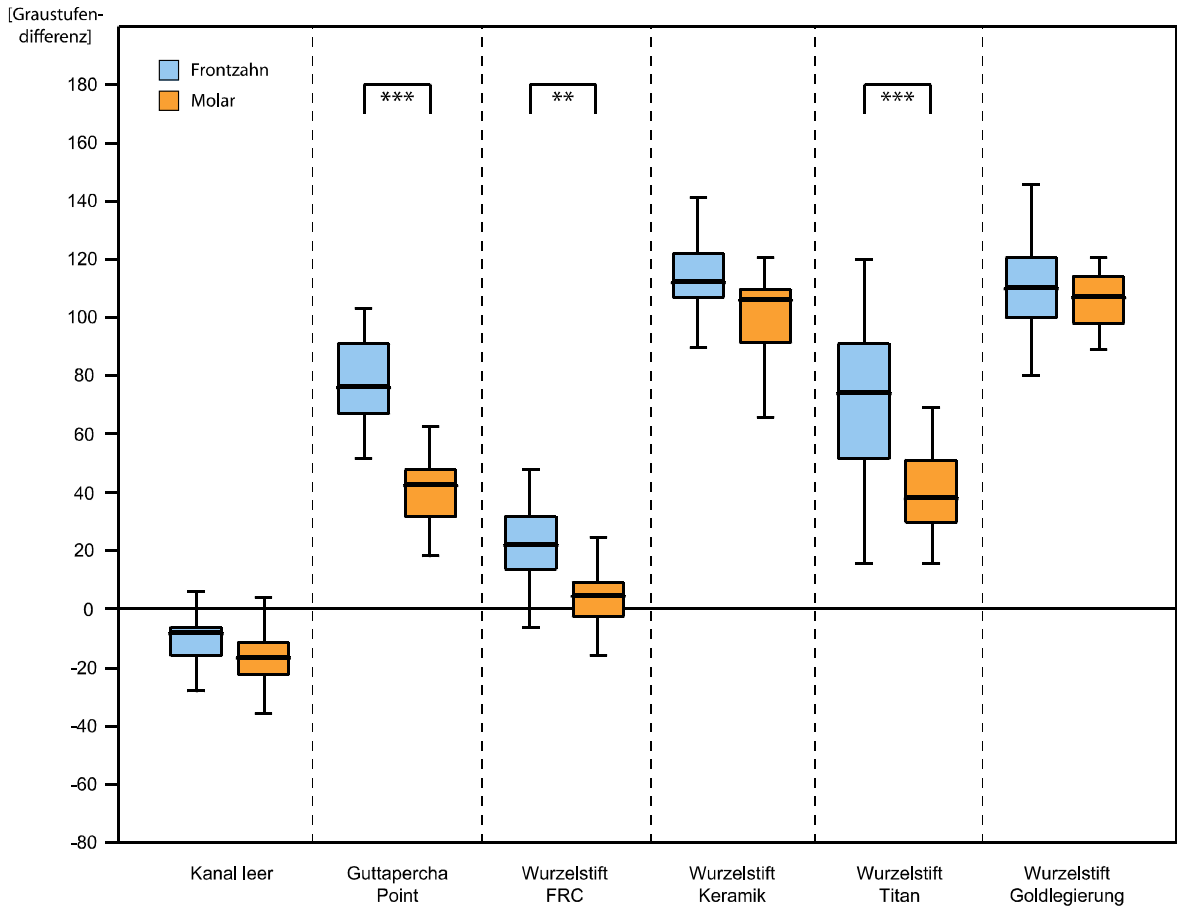


Abb. 36: Darstellung von Wurzelstiften der Größe II, Guttapercha und leerem Kanal mit dem Sidexis System (**= $p < 0,01$, ***= $p < 0,001$)

| | Frontzähne | | | | | | Molaren | | | | | |
|---------------------------|------------|-------------------|-----------------|---------------------|-------------------|---------------------------|------------|-------------------|-----------------|---------------------|-------------------|---------------------------|
| | Kanal leer | Guttapercha Point | Wurzelstift FRC | Wurzelstift Keramik | Wurzelstift Titan | Wurzelstift Goldlegierung | Kanal leer | Guttapercha Point | Wurzelstift FRC | Wurzelstift Keramik | Wurzelstift Titan | Wurzelstift Goldlegierung |
| Kanal leer | | *** | *** | *** | *** | *** | | *** | ** | *** | *** | *** |
| Guttapercha Point | *** | | *** | *** | n.s. | *** | *** | | *** | n.s. | *** | |
| Wurzelstift FRC | *** | *** | | *** | *** | *** | ** | *** | | *** | *** | |
| Wurzelstift Keramik | *** | *** | *** | | *** | n.s. | *** | *** | *** | | n.s. | |
| Wurzelstift Titan | *** | n.s. | *** | *** | | *** | *** | n.s. | *** | *** | | |
| Wurzelstift Goldlegierung | *** | *** | *** | n.s. | *** | | *** | *** | *** | n.s. | *** | |

*** $p < 0,001$ ** $p < 0,01$ * $p < 0,05$ n.s. nicht signifikant

*** $p < 0,001$ ** $p < 0,01$ * $p < 0,05$ n.s. nicht signifikant

Tab. 11: Signifikante Unterschiede zwischen den Materialien bei Frontzähnen und Molaren

Sidexis, ISO 50:

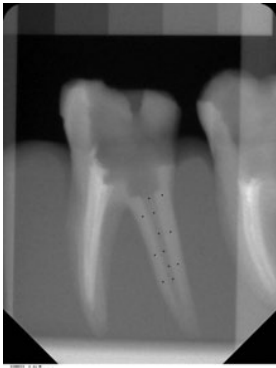


Abb. 37a: Kanal leer

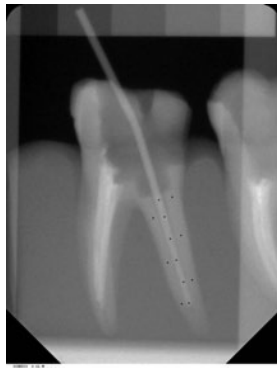


Abb. 37b: Guttapercha

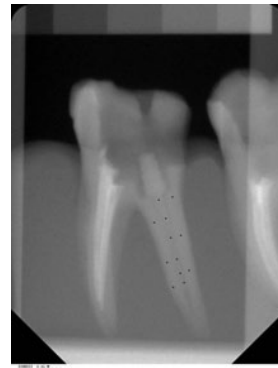


Abb. 37c: Wurzelstift FRC

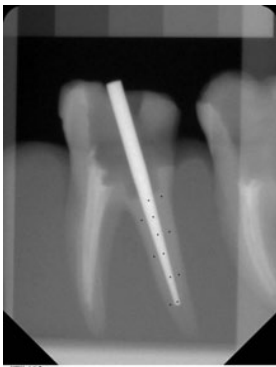


Abb. 37d: Wurzelstift Keramik



Abb. 37e: Wurzelstift Titan

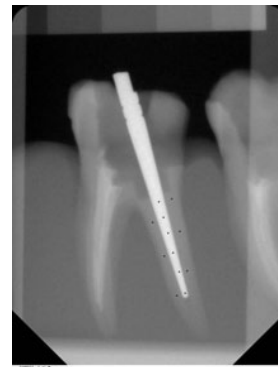


Abb. 37f: Wurzelstift Goldlegierung

Sidexis, ISO 90:

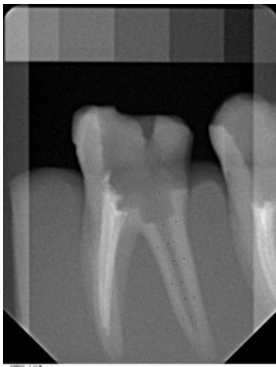


Abb. 38a: Kanal leer

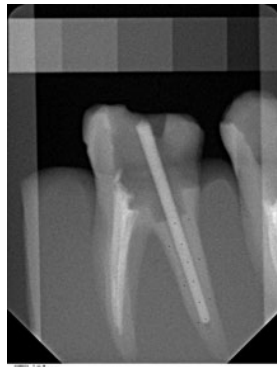


Abb. 38b: Guttapercha

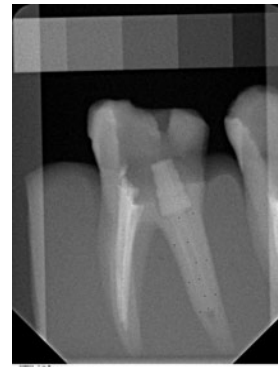


Abb. 38c: Wurzelstift FRC

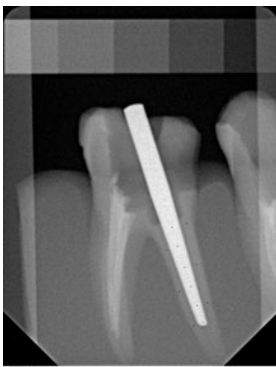


Abb. 38d: Wurzelstift Keramik

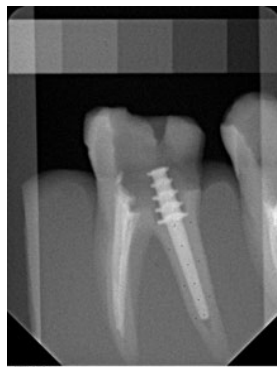


Abb. 38e: Wurzelstift Titan



Abb. 38f: Wurzelstift Goldlegierung

5.1.5 Visualix eHD

Mit dem Visualix eHD System ließen sich die Materialien in Wurzelkanälen der Größe I in den Frontzähnen hoch signifikant ($p < 0,001$) besser gegenüber dem Wurzelentin abgrenzen als in den Molaren (Abb. 39). Ausnahmen bildeten die FRC-Stifte, bei denen sich Frontzähne und Molaren niedrig signifikant ($p < 0,05$) voneinander unterschieden und die leeren Kanäle ohne signifikante ($p > 0,05$) Differenzen. Die Stifte aus Goldlegierung und Keramik grenzten sich mit durchschnittlichen Grauwertdifferenzen von 80 für Molaren und 110 für Inzisiven am besten vom Wurzelentin ab. Sie unterschieden sich dabei sowohl für Frontzähne als auch Molaren nicht signifikant ($p > 0,05$) zueinander, waren aber hoch signifikant ($p < 0,001$) allen übrigen Materialien überlegen (Tab. 12). Die durchschnittlichen Graustufendifferenzen der Titanstifte in Molaren lagen bei 30 und bei den Frontzähnen dagegen bei durchschnittlich 80. Bei den Titanstiften wurden hoch signifikante ($p < 0,001$) Differenzen zu allen übrigen Materialien bei den Frontzähnen gefunden, dagegen differierten sie nicht signifikant ($p > 0,05$) zu den Guttapercha Point Grauwertdifferenzen in den Molaren.

Die durchschnittlichen Grauwertdifferenzen der faserverstärkten Kompositstifte lagen in den Frontzähnen bei durchschnittlich 20 und in den Molaren bei 5, wobei sie sowohl bei Frontzähnen als auch bei Molaren hoch signifikant ($p < 0,001$) schlechter als die übrigen Materialien abgrenzbar waren.

Die Abbildungen 41a bis f zeigen die verschiedenen Stiftmaterialien, Guttapercha und den leeren Kanal im Vergleich für Stiftgröße I mit dem Visualix eHD System.

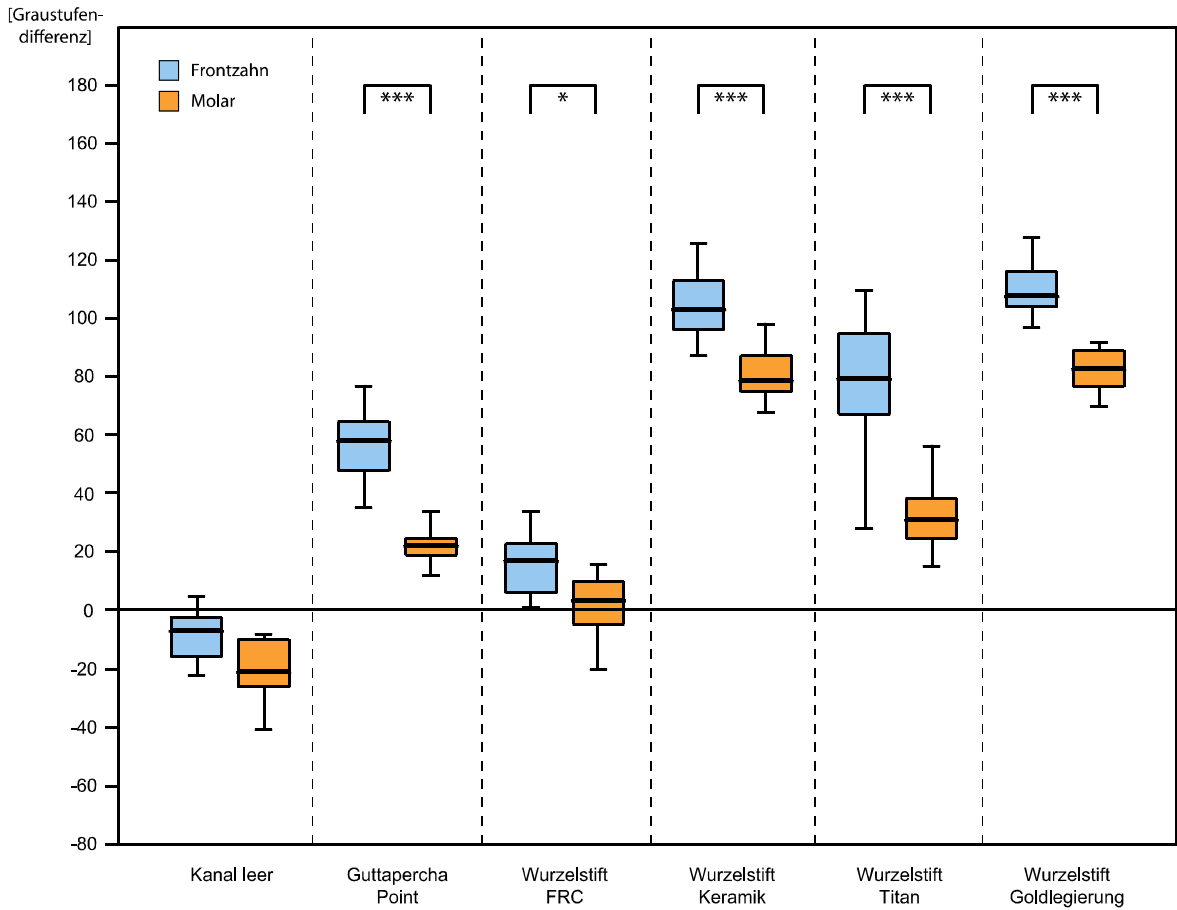


Abb. 39: Darstellung von Wurzelstiften der Größe I, Guttapercha und leerem Kanal mit dem Visualix eHD System (***=p<0,001, *=p<0,05)

| | Frontzähne | | | | | | Molaren | | | | | |
|---------------------------|------------|-------------------|-----------------|---------------------|-------------------|---------------------------|------------|-------------------|-----------------|---------------------|-------------------|---------------------------|
| | Kanal leer | Guttapercha Point | Wurzelstift FRC | Wurzelstift Keramik | Wurzelstift Titan | Wurzelstift Goldlegierung | Kanal leer | Guttapercha Point | Wurzelstift FRC | Wurzelstift Keramik | Wurzelstift Titan | Wurzelstift Goldlegierung |
| Kanal leer | | *** | *** | *** | *** | *** | | *** | *** | *** | *** | *** |
| Guttapercha Point | *** | | *** | *** | *** | *** | *** | | *** | *** | n.s. | *** |
| Wurzelstift FRC | *** | *** | | *** | *** | *** | *** | *** | | *** | *** | *** |
| Wurzelstift Keramik | *** | *** | *** | | *** | n.s. | *** | *** | *** | | *** | n.s. |
| Wurzelstift Titan | *** | *** | *** | *** | | *** | *** | n.s. | *** | *** | | *** |
| Wurzelstift Goldlegierung | *** | *** | *** | n.s. | *** | | *** | *** | *** | n.s. | *** | |

*** p<0.001 ** p<0.01 * p<0.05 n.s. nicht signifikant

*** p<0.001 ** p<0.01 * p<0.05 n.s. nicht signifikant

Tab. 12: Signifikante Unterschiede zwischen den Materialien bei Frontzähnen und Molaren

ISO 90

Bei dem Visualix eHD System mit Wurzelkanälen der Stiftgröße 90 waren alle Materialien, außer die FRC-Wurzelstifte, in den Frontzähnen hoch signifikant ($p < 0,001$) besser abgrenzbar als in den Molaren. Die faserverstärkten Kompositstifte waren in den Frontzähnen signifikant ($p < 0,01$) besser zu sehen als in den Molaren (Abb. 40). Bei den leeren Kanälen bestanden keine signifikanten ($p > 0,05$) Unterschiede.

Die höchsten Graustufendifferenzwerte hatten mit durchschnittlich 110 für Frontzähne und durchschnittlich 90 für Molaren die Stifte aus Goldlegierung und Zirkonoxidkeramik. Zueinander unterschieden sich die beiden Materialien nicht signifikant ($p > 0,05$), dafür waren sie allen übrigen Materialien überlegen (Tab. 13). Bei den Titanstiften wurden durchschnittliche Grauwertdifferenzen von 85 in den Frontzähnen und 50 in den Molaren ermittelt. Die Grauwertdifferenzen der Titanstifte unterschieden sich hoch signifikant ($p < 0,001$) gegenüber allen übrigen Materialien, außer dem Guttapercha Point. Die durchschnittlichen Grauwertdifferenzen beim Guttapercha Point lagen bei 90 in den Frontzähnen und 40 in den Molaren. Die FRC-Stifte konnten sich mit Grauwertdifferenzen von im Durchschnitt 25 in den Frontzähnen und 15 in den Molaren vom Wurzelentin abgrenzen. Trotzdem waren diese Werte hoch signifikant ($p < 0,001$) niedriger als die aller übrigen Materialien. Für die leeren Kanäle ergaben sich Durchschnittswerte von -10 bei den Frontzähnen und -20 bei den Molaren. Gegenüber den leeren Kanälen unterschieden sich alle Materialien hoch signifikant ($p < 0,001$).

Die Abbildungen 42a bis f zeigen die verschiedenen Stiftmaterialien, Guttapercha und den leeren Kanal im Vergleich für Stiftgröße II mit dem Visualix eHD System.

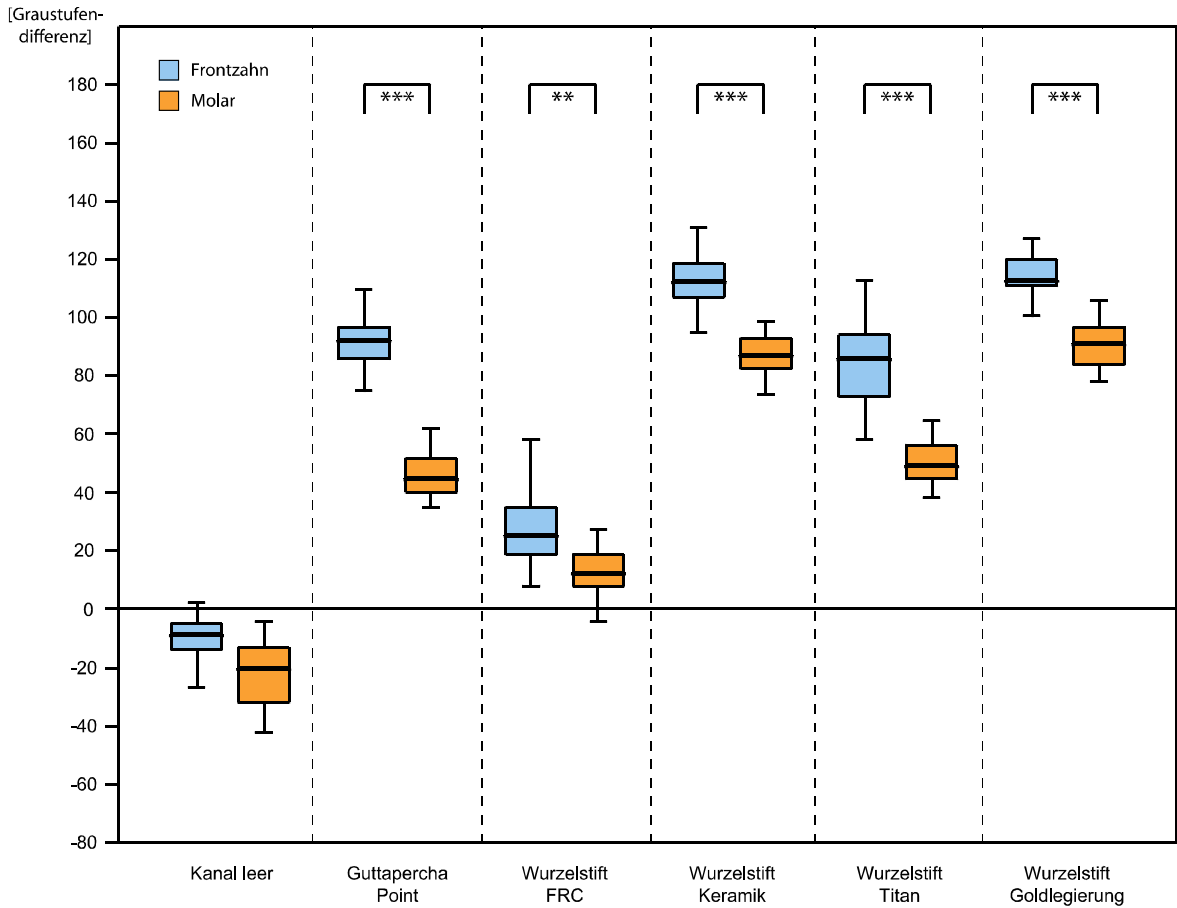


Abb. 40: Darstellung von Wurzelstiften der Größe II, Guttapercha und leerem Kanal mit dem Visualix eHD System (**= $p < 0,01$, ***= $p < 0,001$)

| | Frontzähne | | | | | | Molaren | | | | | |
|---------------------------|------------|-------------------|-----------------|---------------------|-------------------|---------------------------|------------|-------------------|-----------------|---------------------|-------------------|---------------------------|
| | Kanal leer | Guttapercha Point | Wurzelstift FRC | Wurzelstift Keramik | Wurzelstift Titan | Wurzelstift Goldlegierung | Kanal leer | Guttapercha Point | Wurzelstift FRC | Wurzelstift Keramik | Wurzelstift Titan | Wurzelstift Goldlegierung |
| Kanal leer | ■ | *** | *** | *** | *** | *** | ■ | *** | *** | *** | *** | *** |
| Guttapercha Point | *** | ■ | *** | *** | n.s. | *** | *** | ■ | *** | *** | n.s. | *** |
| Wurzelstift FRC | *** | *** | ■ | *** | *** | *** | *** | *** | ■ | *** | *** | *** |
| Wurzelstift Keramik | *** | *** | *** | ■ | *** | n.s. | *** | *** | *** | ■ | *** | n.s. |
| Wurzelstift Titan | *** | n.s. | *** | *** | ■ | *** | *** | n.s. | *** | *** | ■ | *** |
| Wurzelstift Goldlegierung | *** | *** | *** | n.s. | *** | ■ | *** | *** | *** | n.s. | *** | ■ |

*** p<0.001 ** p<0.01 * p<0.05 n.s. nicht signifikant

*** p<0.001 ** p<0.01 * p<0.05 n.s. nicht signifikant

Tab. 13: Signifikante Unterschiede zwischen den Materialien bei Frontzähnen und Molaren

Visualix eHD, ISO 50:

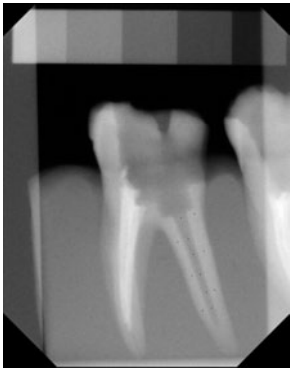


Abb. 41a: Kanal leer

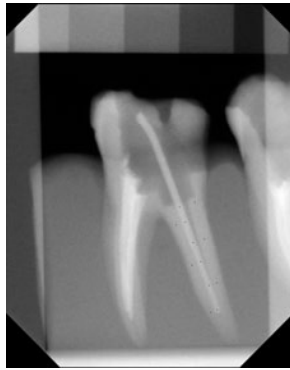


Abb. 41b: Guttapercha

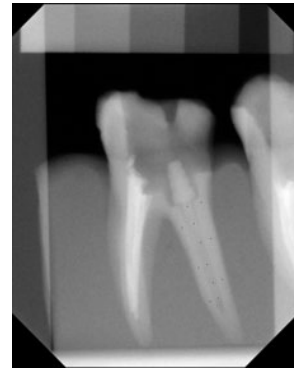


Abb. 41c: Wurzelstift FRC

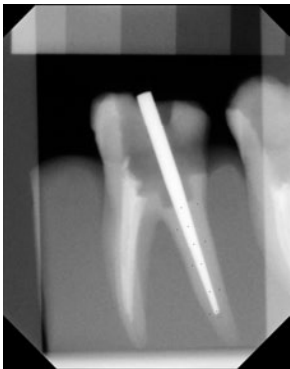


Abb. 41d: Wurzelstift Keramik

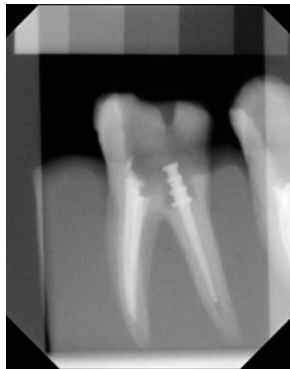


Abb. 41e: Wurzelstift Titan

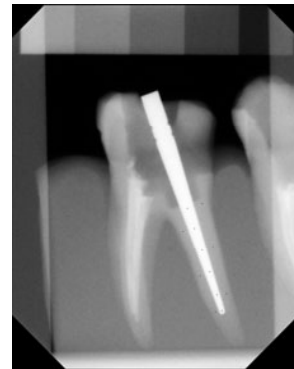


Abb. 41f: Wurzelstift Goldlegierung

Visualix eHD, ISO 90:

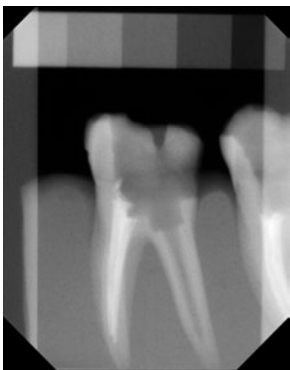


Abb. 42a: Kanal leer

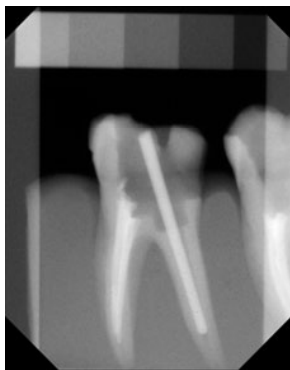


Abb. 42b: Guttapercha

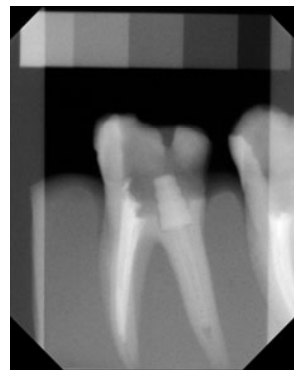


Abb. 42c: Wurzelstift FRC

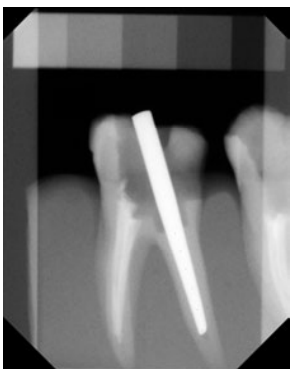


Abb. 42d: Wurzelstift Keramik

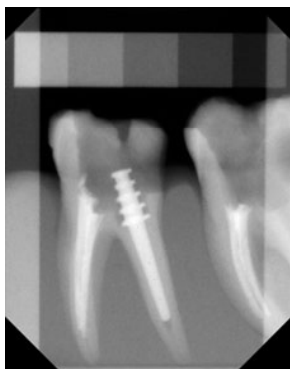


Abb. 42e: Wurzelstift Titan

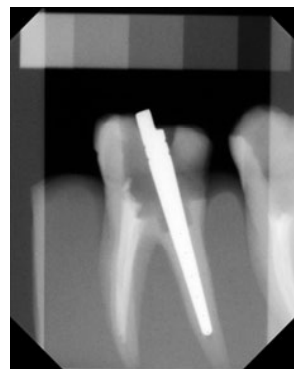


Abb. 42f: Wurzelstift Goldlegierung

5.1.6 DenOptix QST

ISO 50

Das DenOptix QST System zeigte für Wurzelstifte aus Keramik und Goldlegierung in Wurzelkanälen der Stiftgröße I mit durchschnittlich 60 und 80 die höchsten Grauwertdifferenzen (Abb. 43). Diese unterschieden sich nicht signifikant ($p > 0,05$) voneinander, aber hoch signifikant ($p < 0,001$) von allen anderen Materialien (Tab. 14). Die durchschnittlichen Graustufendifferenzwerte der Guttapercha Points lagen zwischen 10 und 20 und die der Titanstifte zwischen 10 und 30 jeweils für Molaren und Inzisiven. Die Unterschiede zwischen Frontzähnen und Molaren waren bei ihnen nicht signifikant ($p > 0,05$), während Keramikstifte in Frontzähnen hoch signifikant ($p < 0,001$), FRC-Stifte signifikant ($p < 0,01$) und Goldstifte niedrig signifikant ($p < 0,05$) besser dargestellt wurden als in Molaren.

Die Graustufendifferenzwerte waren für alle Materialien in den Frontzähnen tendenziell höher als in den Molaren. Die FRC-Stifte in den Molaren konnten mit durchschnittlich negativen Differenzwerten um -5 nicht abgegrenzt werden, wobei die durchschnittlichen Graustufendifferenzen der leeren Kanäle ebenfalls bei -5 für Frontzähne und -20 für Molaren lagen. Die FRC-Stifte in den Frontzähnen wiesen mit einem Durchschnittswert von 10 eine schwache Graustufendifferenz zum Dentin auf. Statistisch bestanden hoch signifikante ($p < 0,001$) Differenzen zwischen dem FRC-Stift und allen übrigen Materialien, außer signifikanten ($p < 0,01$) Differenzen zu dem leeren Kanal bei Molaren sowie dem Guttapercha Point bei Inzisiven.

Die Abbildungen 45a bis f zeigen die verschiedenen Stiftmaterialien, Guttapercha und den leeren Kanal im Vergleich für Stiftgröße I mit dem DenOptix QST System.

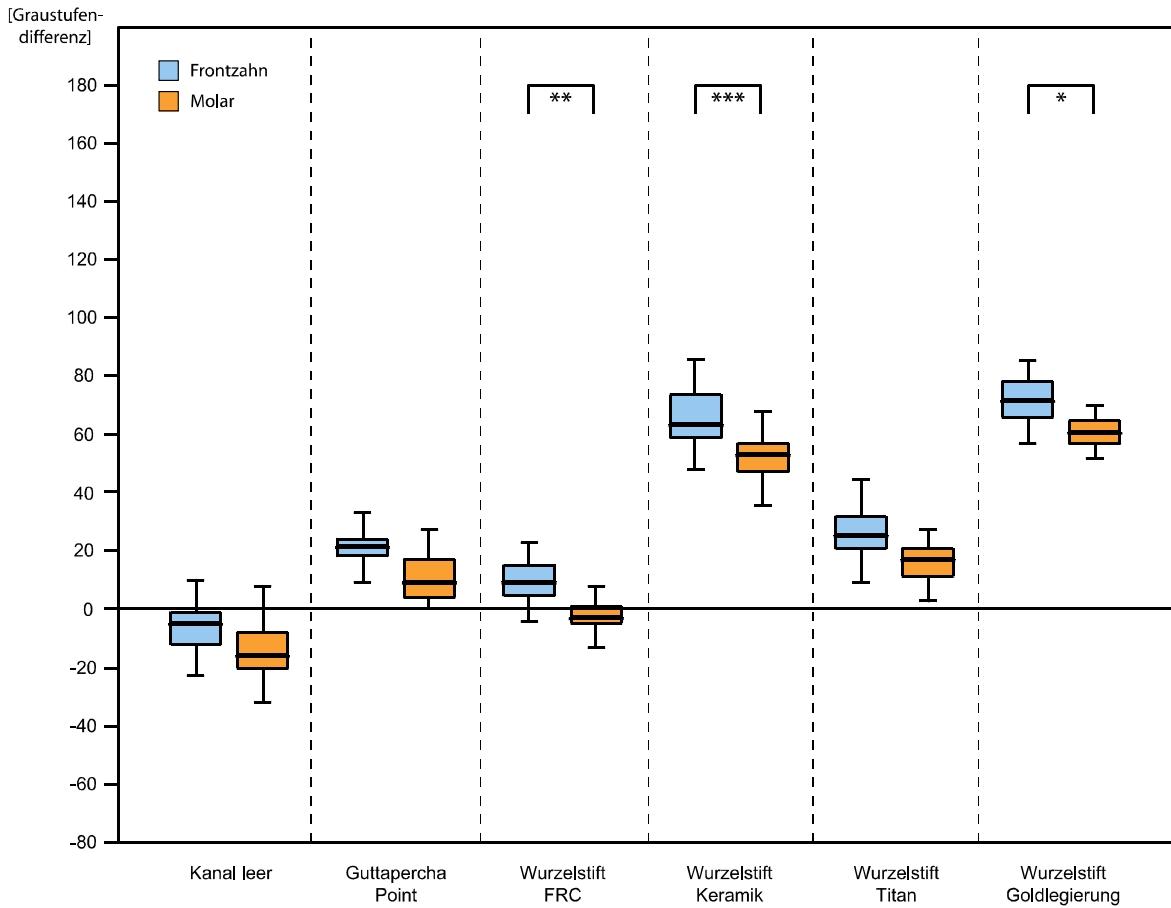


Abb. 43: Darstellung von Wurzelstiften der Größe I, Guttapercha und leerem Kanal mit dem DenOptix QST System (**= $p < 0,01$, ***= $p < 0,001$, *= $p < 0,05$)

| | Frontzähne | | | | | | Molaren | | | | | |
|---------------------------|------------|-------------------|-----------------|---------------------|-------------------|---------------------------|------------|-------------------|-----------------|---------------------|-------------------|---------------------------|
| | Kanal leer | Guttapercha Point | Wurzelstift FRC | Wurzelstift Keramik | Wurzelstift Titan | Wurzelstift Goldlegierung | Kanal leer | Guttapercha Point | Wurzelstift FRC | Wurzelstift Keramik | Wurzelstift Titan | Wurzelstift Goldlegierung |
| Kanal leer | ■ | *** | *** | *** | *** | *** | ■ | *** | ** | *** | *** | *** |
| Guttapercha Point | *** | ■ | ** | *** | n.s. | *** | *** | ■ | *** | *** | n.s. | *** |
| Wurzelstift FRC | *** | ** | ■ | *** | *** | *** | ** | *** | ■ | *** | *** | *** |
| Wurzelstift Keramik | *** | *** | *** | ■ | *** | n.s. | *** | *** | *** | ■ | *** | n.s. |
| Wurzelstift Titan | *** | n.s. | *** | *** | ■ | *** | *** | n.s. | *** | *** | ■ | *** |
| Wurzelstift Goldlegierung | *** | *** | *** | n.s. | *** | ■ | *** | *** | *** | n.s. | *** | ■ |

| | | | |
|-------------|------------|------------|-------------------|
| *** | ** | * | n.s. |
| $p < 0,001$ | $p < 0,01$ | $p < 0,05$ | nicht signifikant |

| | | | |
|-------------|------------|------------|-------------------|
| *** | ** | * | n.s. |
| $p < 0,001$ | $p < 0,01$ | $p < 0,05$ | nicht signifikant |

Tab. 14: Signifikante Unterschiede zwischen den Materialien bei Frontzähnen und Molaren

ISO 90

Für das DenOptix QST System und bei Wurzelkanälen der Stiftgröße II wurden die höchsten Graustufendifferenzen für Stifte aus Goldlegierung und Keramik gefunden. Die durchschnittliche Grauwertdifferenz lag bei diesen Gruppen bei 75 für Frontzähne und bei ca. 55 für Molaren. Der Wert für Frontzähne unterschied sich hoch signifikant ($p < 0,001$) bei den Stiften aus Goldlegierung gegenüber dem Wert für Molaren und bei den Stiften aus Keramik signifikant ($p < 0,01$) (Abb. 44). Die Werte der Wurzelstifte aus Keramik unterschieden sich nicht signifikant ($p > 0,05$) von denen aus der Goldlegierung (Tab. 15).

Der Guttapercha Point wurde mit durchschnittlichen Graustufendifferenzwerten von 35 für Frontzähne bzw. 30 für Molaren etwa halb so röntgenopak wie die Stifte aus Keramik und Goldlegierung dargestellt und unterschied sich von diesen hoch signifikant ($p < 0,001$). Die Grauwertdifferenzen der Titanstifte lagen im Durchschnitt bei 40 in den Frontzähnen und 35 in den Molaren und verhielten sich nicht signifikant ($p > 0,05$) unterschiedlich von den Guttapercha Points, aber hoch signifikant ($p < 0,001$) gegenüber allen übrigen Materialien. Die FRC-Stifte ließen sich in den Frontzähnen mit einer Grauwertdifferenz von im Durchschnitt 15 und in den Molaren mit einer von 10 erkennen. Alle Materialien besaßen hoch signifikante ($p < 0,001$) Graustufendifferenzen gegenüber dem FRC-Stift und dem leerem Kanal.

Die Abbildungen 46a bis f zeigen die verschiedenen Stiftmaterialien, Guttapercha und den leeren Kanal im Vergleich für Stiftgröße II mit dem DenOptix QST System.

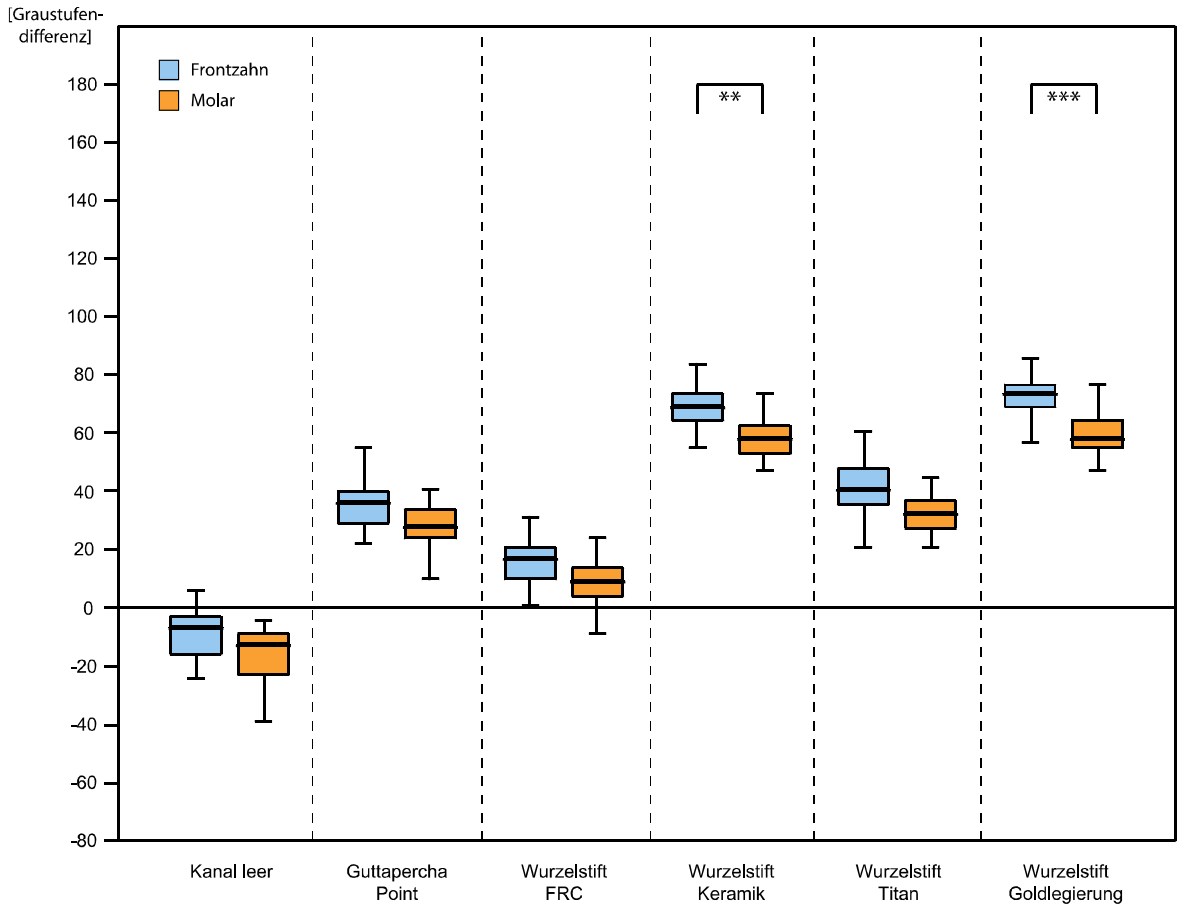


Abb. 44: Darstellung von Wurzelstiften der Größe II, Guttapercha und leerem Kanal mit dem DenOptix QST System (***=p<0,001, **=p<0,01)

| | Frontzähne | | | | | | Molaren | | | | | |
|---------------------------|------------|-------------------|-----------------|---------------------|-------------------|---------------------------|------------|-------------------|-----------------|---------------------|-------------------|---------------------------|
| | Kanal leer | Guttapercha Point | Wurzelstift FRC | Wurzelstift Keramik | Wurzelstift Titan | Wurzelstift Goldlegierung | Kanal leer | Guttapercha Point | Wurzelstift FRC | Wurzelstift Keramik | Wurzelstift Titan | Wurzelstift Goldlegierung |
| Kanal leer | | *** | *** | *** | *** | *** | | *** | *** | *** | *** | *** |
| Guttapercha Point | *** | | *** | *** | n.s. | *** | *** | | *** | n.s. | *** | |
| Wurzelstift FRC | *** | *** | | *** | *** | *** | *** | *** | | *** | *** | |
| Wurzelstift Keramik | *** | *** | *** | | *** | n.s. | *** | *** | *** | | n.s. | |
| Wurzelstift Titan | *** | n.s. | *** | *** | | *** | *** | n.s. | *** | | *** | |
| Wurzelstift Goldlegierung | *** | *** | *** | n.s. | *** | | *** | *** | n.s. | *** | | |

Legend for significance: *** p<0.001, ** p<0.01, * p<0.05, n.s. nicht signifikant

Tab. 15: Signifikante Unterschiede zwischen den Materialien bei Frontzähnen und Molaren

DenOptix QST, ISO 50:

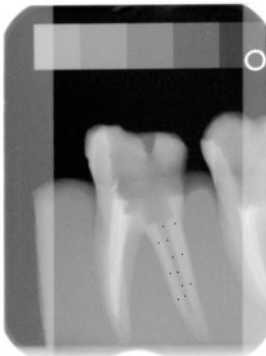


Abb. 45a: Kanal leer

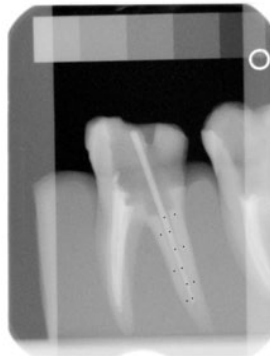


Abb. 45b: Guttapercha

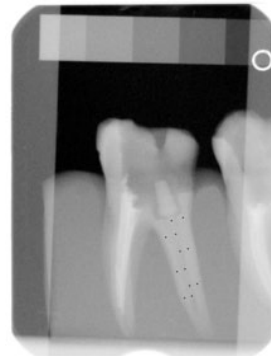


Abb. 45c: Wurzelstift FRC

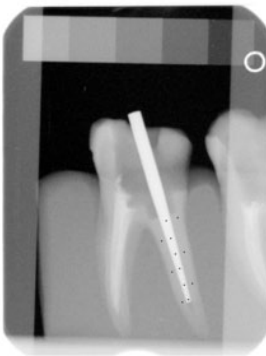


Abb. 45d: Wurzelstift Keramik

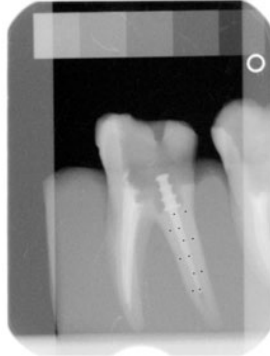


Abb. 45e: Wurzelstift Titan

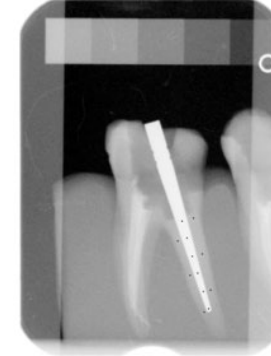


Abb. 45f: Wurzelstift Goldlegierung

ISO 90:

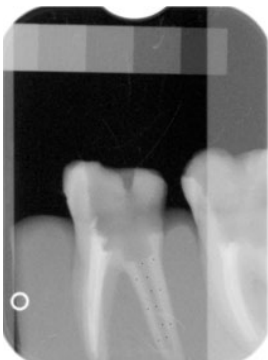


Abb. 46a: Kanal leer

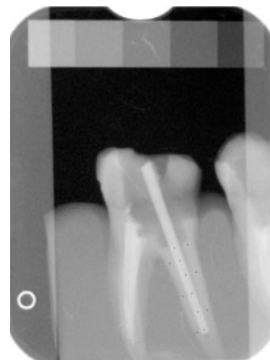


Abb. 46b: Guttapercha

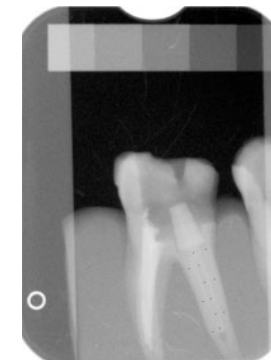


Abb. 46c: Wurzelstift FRC

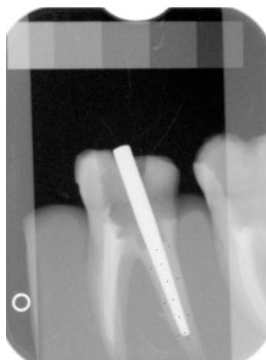


Abb. 46d: Wurzelstift Keramik

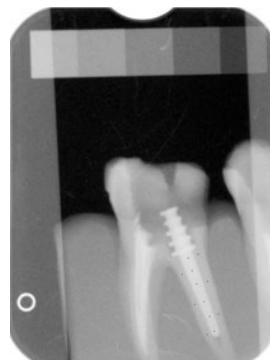


Abb. 46e: Wurzelstift Titan

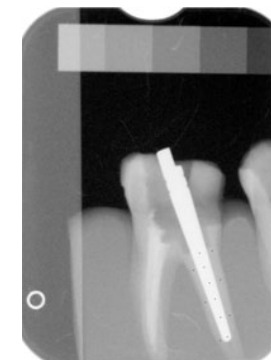


Abb. 46f: Wurzelstift Goldlegierung

5.1.7 Dürr VistaScan

ISO 50

Beim Dürr VistaScan System waren die Materialien in Wurzelkanälen der Stiftgröße I in den Frontzähnen zwar tendenziell besser gegenüber dem Wurzelentin abgrenzbar als in den Molaren, aber die Grauwertdifferenzen unterschieden sich nur bei den Keramikwurzelstiften niedrig signifikant ($p < 0,05$) (Abb. 47).

Die höchsten Grauwertdifferenzen zeigten die Wurzelstifte aus Goldlegierung mit durchschnittlich 110 für Molaren und 130 für Inzisiven sowie bei denen aus Keramik mit durchschnittlich 90 bei Molaren und 120 für Frontzähne. Ihre Werte unterschieden sich zwar nicht signifikant ($p > 0,05$) voneinander waren aber hoch signifikant ($p < 0,001$) höher als alle übrigen Materialien (Tab. 16).

Die Titanstifte zeigten bei den Frontzähnen durchschnittliche Graustufendifferenzwerte von 30 und bei den Molaren von 20. Diese Werte unterschieden sich bei Frontzähnen und Molaren nicht signifikant ($p > 0,05$) von denen der Guttapercha Points, der FRC-Stifte und des leeren Kanals. Guttapercha grenzte sich mit durchschnittlichen Graustufendifferenzen von 25 in den Frontzähnen und von 10 in den Molaren vom Dentin ab, dagegen waren die FRC-Stifte mit einem Durchschnittsgrauwert von 5 in den Frontzähnen nur schwach und in den Seitenzähnen von 0 nicht vom Dentin abgrenzbar. Die leeren Kanäle zeigten negative Grauwertdifferenzen, die für die Frontzähne durchschnittlich -5 und für die Molaren durchschnittlich -15 betragen. Die Grauwertdifferenzen der leeren Kanäle, von Guttapercha, der FRC- und Titanstifte unterschieden sich hoch signifikant ($p < 0,001$) von den Stiften aus Keramik und Goldlegierung.

Die Abbildungen 49a bis f zeigen die verschiedenen Stiftmaterialien, Guttapercha und den leeren Kanal im Vergleich für Stiftgröße I mit dem VistaScan System.

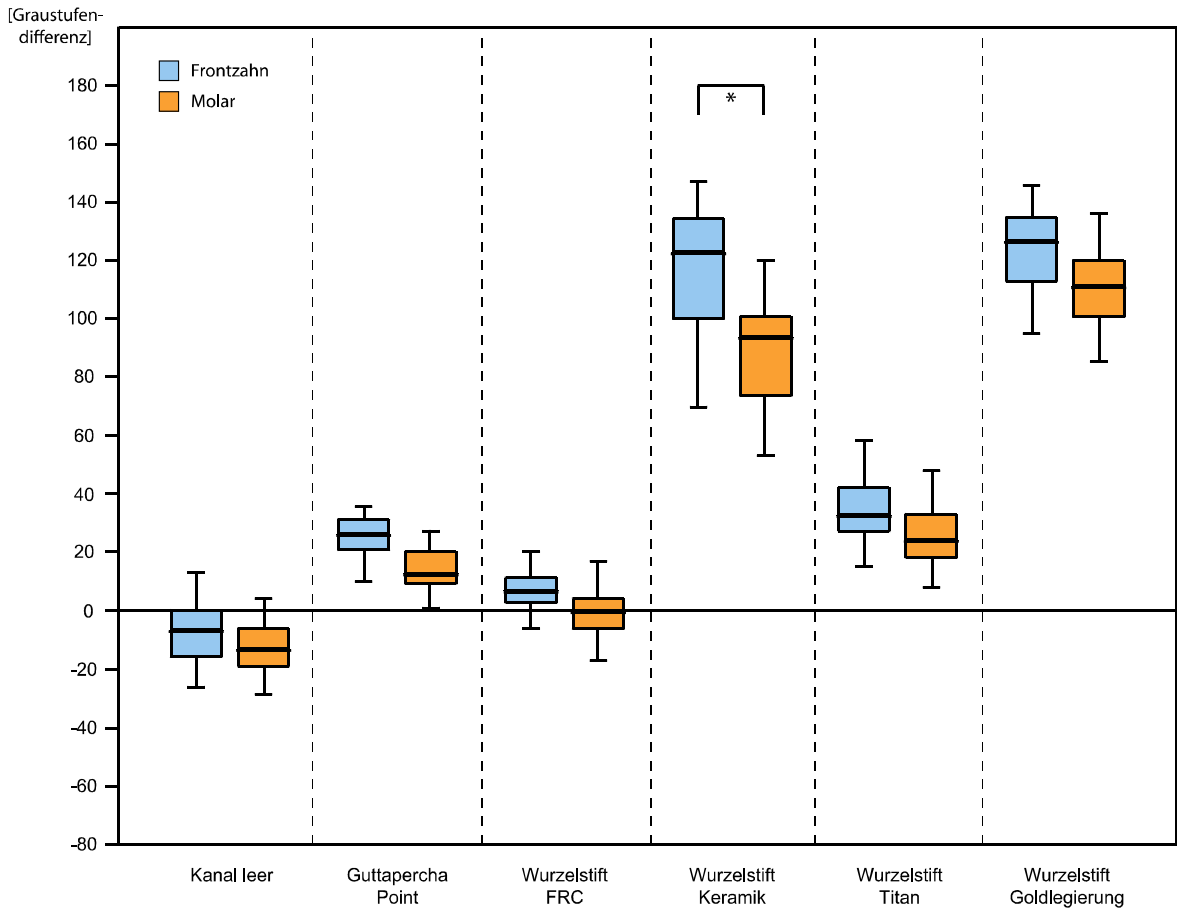


Abb. 47: Darstellung von Wurzelstiften der Größe I, Guttapercha und leerem Kanal mit dem Dürr VistaScan System (*= $p < 0,05$)

| | Frontzähne | | | | | | Molaren | | | | | |
|---------------------------|------------|-------------------|-----------------|---------------------|-------------------|---------------------------|------------|-------------------|-----------------|---------------------|-------------------|---------------------------|
| | Kanal leer | Guttapercha Point | Wurzelstift FRC | Wurzelstift Keramik | Wurzelstift Titan | Wurzelstift Goldlegierung | Kanal leer | Guttapercha Point | Wurzelstift FRC | Wurzelstift Keramik | Wurzelstift Titan | Wurzelstift Goldlegierung |
| Kanal leer | | n.s. | n.s. | *** | n.s. | *** | | n.s. | n.s. | *** | n.s. | *** |
| Guttapercha Point | n.s. | | n.s. | *** | n.s. | *** | n.s. | | n.s. | *** | n.s. | *** |
| Wurzelstift FRC | n.s. | n.s. | | *** | n.s. | *** | n.s. | n.s. | | *** | n.s. | *** |
| Wurzelstift Keramik | *** | *** | *** | | *** | n.s. | *** | *** | *** | | *** | n.s. |
| Wurzelstift Titan | n.s. | n.s. | n.s. | *** | | *** | n.s. | n.s. | *** | | | *** |
| Wurzelstift Goldlegierung | *** | *** | *** | n.s. | *** | | *** | *** | *** | n.s. | *** | |

Legend: *** p<0.001, ** p<0.01, * p<0.05, n.s. nicht signifikant

Tab. 16: Signifikante Unterschiede zwischen den Materialien bei Frontzähnen und Molaren

ISO 90

Für das Dürr VistaScan System ergaben sich keine signifikanten Differenzen der Darstellung in Frontzähnen im Vergleich zu den Molaren in Wurzelkanälen der Stiftgröße II, außer bei den Stiften aus Goldgusslegierung mit niedrig signifikanten ($p < 0,05$) Graustufendifferenzen (Abb. 48). Der faserverstärkte Kompositstift hatte mittlere Graustufendifferenzen von 15 in den Frontzähnen und 5 in den Molaren und war damit das am wenigsten radiopake Material, das sich hoch signifikant ($p < 0,001$) von allen anderen Materialien unterschied. Guttapercha zeigte eine Graustufendifferenz von im Durchschnitt 40 bei den Frontzähnen und 25 bei den Molaren und unterschied sich hoch signifikant ($p < 0,001$) von den übrigen Materialien, außer dem Titanstift (Tab. 17). Die durchschnittlichen Graustufendifferenzen betragen für Titanstifte etwa 50 bei den Frontzähnen und 40 bei den Molaren. Die Werte von den Guttapercha Points und Titanstiften unterschieden sich nicht signifikant ($p > 0,05$) voneinander lagen aber hoch signifikant ($p < 0,001$) unter denen für Keramik- und Goldstifte und über denen für FRC-Stifte und leere Kanäle. Im Durchschnitt wurden Grauwertdifferenzen für Stifte aus Goldlegierung von 105 bei den Frontzähnen und 100 bei den Molaren gemessen. Für die Keramikstifte waren es durchschnittlich 120 bei den Frontzähnen und 105 bei den Molaren. Die Grauwertdifferenzen unterschieden sich nicht nicht signifikant für Keramik- und Goldstifte. Die leeren Kanäle stellten sich im Mittel mit negativen Differenzen von -5 bei den Inzisiven und -15 bei den Molaren dar und unterschieden sich hoch signifikant ($p < 0,001$) von allen übrigen Gruppen.

Die Abbildungen 50a bis f zeigen die verschiedenen Stiftmaterialien, Guttapercha und den leeren Kanal im Vergleich für Stiftgröße II mit dem VistaScan System.

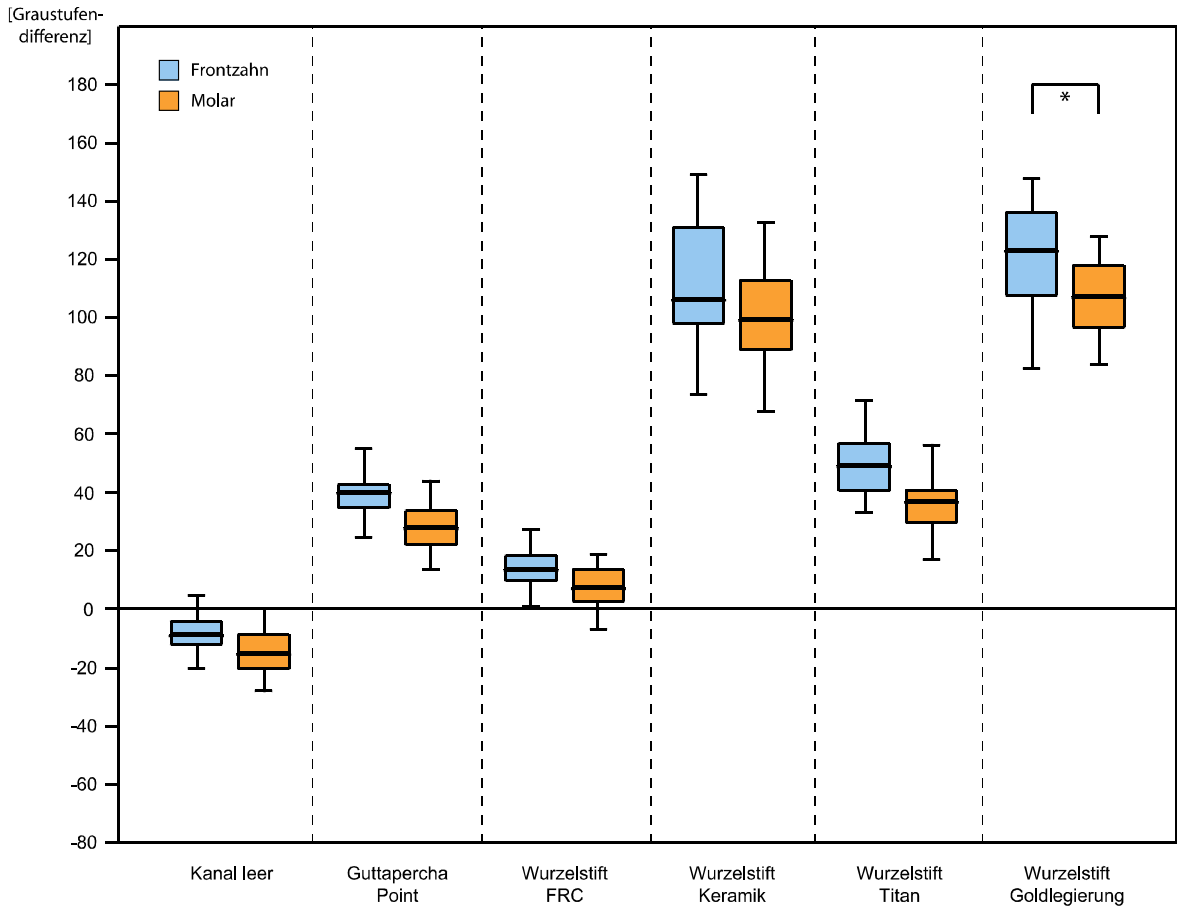


Abb. 48: Darstellung von Wurzelstiften der Größe II, Guttapercha und leerem Kanal mit dem Dürr VistaScan System (*= $p < 0,05$)

| | Frontzähne | | | | | | Molaren | | | | | |
|---------------------------|------------|-------------------|-----------------|---------------------|-------------------|---------------------------|------------|-------------------|-----------------|---------------------|-------------------|---------------------------|
| | Kanal leer | Guttapercha Point | Wurzelstift FRC | Wurzelstift Keramik | Wurzelstift Titan | Wurzelstift Goldlegierung | Kanal leer | Guttapercha Point | Wurzelstift FRC | Wurzelstift Keramik | Wurzelstift Titan | Wurzelstift Goldlegierung |
| Kanal leer | | *** | *** | *** | *** | *** | | *** | *** | *** | *** | *** |
| Guttapercha Point | *** | | *** | *** | n.s. | *** | *** | | *** | n.s. | *** | |
| Wurzelstift FRC | *** | *** | | *** | *** | *** | *** | *** | | *** | *** | |
| Wurzelstift Keramik | *** | *** | *** | | *** | n.s. | *** | *** | *** | | n.s. | |
| Wurzelstift Titan | *** | n.s. | *** | *** | | *** | *** | n.s. | *** | *** | | |
| Wurzelstift Goldlegierung | *** | *** | *** | n.s. | *** | | *** | *** | n.s. | *** | | |

*** p<0.001 ** p<0.01 * p<0.05 n.s. nicht signifikant

*** p<0.001 ** p<0.01 * p<0.05 n.s. nicht signifikant

Tab. 17: Signifikante Unterschiede zwischen den Materialien bei Frontzähnen und Molaren

VistaScan, ISO 50:

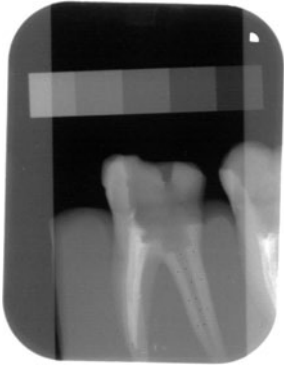


Abb. 49a: Kanal leer

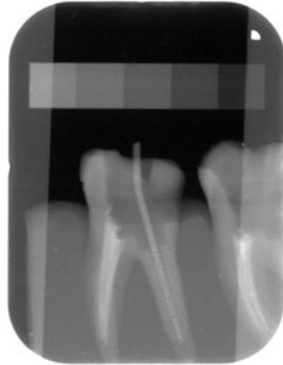


Abb. 49b: Guttapercha

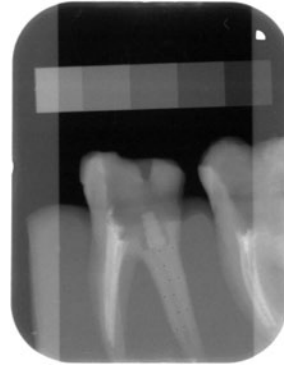


Abb. 49c: Wurzelstift FRC

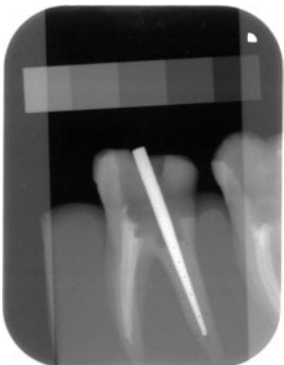


Abb. 49d: Wurzelstift Keramik

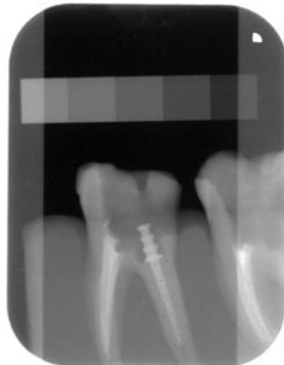


Abb. 49e: Wurzelstift Titan

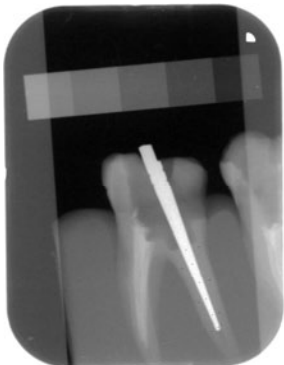


Abb. 49f: Wurzelstift Goldlegierung

ISO 90:

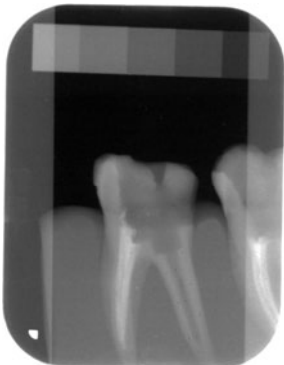


Abb. 50a: Kanal leer

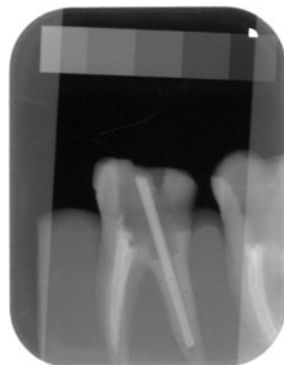


Abb. 50b: Guttapercha

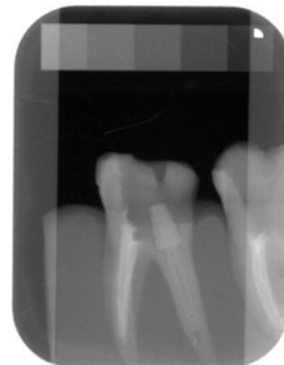


Abb. 50c: Wurzelstift FRC

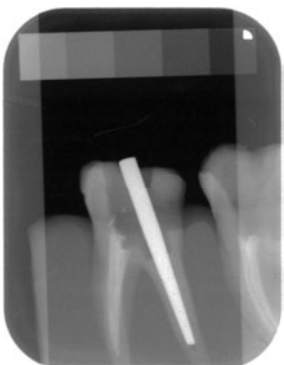


Abb. 50d: Wurzelstift Keramik



Abb. 50e: Wurzelstift Titan

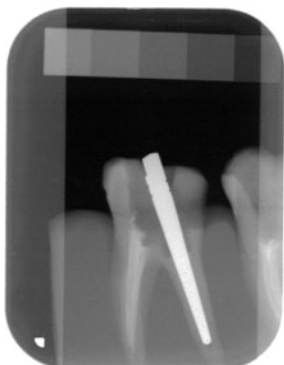


Abb. 50f: Wurzelstift Goldlegierung

5.2 Vergleiche der verschiedenen Röntgensysteme

5.2.1 leerer Wurzelkanal

ISO 50

Die Abbildungen der leeren Wurzelkanäle der ISO Größe 50 drückten sich bei allen Systemen als negative Grauwertdifferenzen aus. Bei den Molaren waren diese Differenzwerte im Durchschnitt etwas größer als bei den Frontzähnen. Dieser Vergleich war niedrig signifikant ($p < 0,05$) beim System XIOS und signifikant ($p < 0,01$) beim System Visualix (Abb. 51).

Alle Systeme unterschieden sich sowohl bei Frontzähnen als auch bei Molaren nicht signifikant ($p > 0,05$) voneinander. Die höchste durchschnittliche Grauwertdifferenz war bei den Molaren beim XIOS System mit etwa -20 bis -25 festzustellen. Bei den Frontzähnen war es ebenfalls das XIOS System mit etwa -10 bis -15. Die leeren Wurzelkanäle in den Frontzähnen zeigten sich bei den übrigen Systemen mit einer durchschnittlichen Differenz zum Dentin von etwa -5 bis -10. Bei den Molaren lag die durchschnittliche Grauwertdifferenz etwa um -10 bis -15.

Die Abbildungen 53a bis g zeigen die Abbildung des leeren Wurzelkanals der Stiftgröße I mit 7 verschiedenen Röntgensystemen.

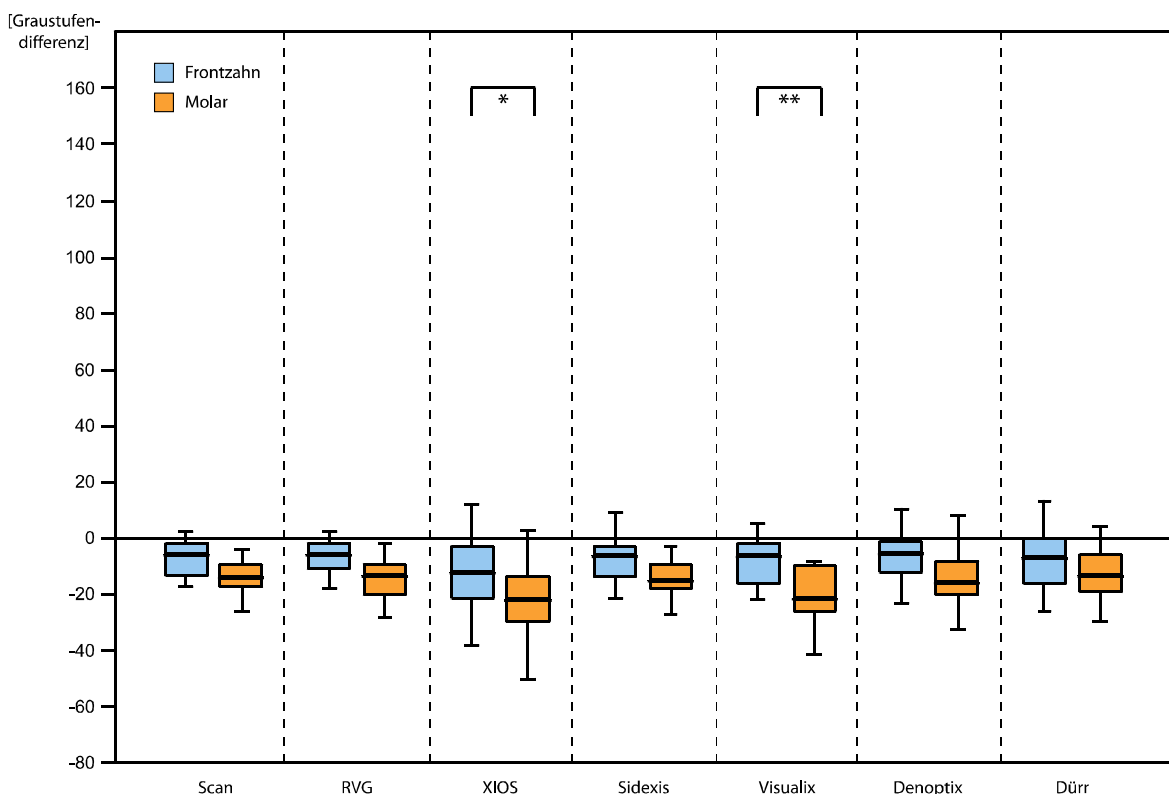


Abb. 51: Darstellung zum Vergleich von leeren Wurzelkanälen der Größe I, abgebildet von 7 verschiedenen Röntgensystemen (**= $p < 0,01$, *= $p < 0,05$)

ISO 90

Die Abbildungen der leeren Wurzelkanäle der Größe ISO 90 stellten sich als negative Grauwertdifferenzen dar. Bei den Molaren waren diese Differenzen höher als bei den Frontzähnen, wobei dieser Unterschied beim System XIOS niedrig signifikant ($p < 0,05$) und bei den übrigen Systemen nicht signifikant ($p > 0,05$) war (Abb. 52).

Die höchste Grauwertdifferenz war der Durchschnittswert bei den Molaren des XIOS Systems, welcher -30 betrug. Ansonsten lag die Graustufendifferenz bei allen übrigen Systemen bei -10 bis -20. In den Frontzähnen zeichnete sich der leere Kanal bei allen Systemen mit einer Grauwertdifferenz von etwa -10 ab. Die eingescannten Zahnfilme zeigten tendenziell die geringste Kontrastdifferenz. Die Graustufendifferenz aller Systeme unterschieden sich weder bei Frontzähnen noch bei Molaren signifikant ($p > 0,05$) voneinander.

Die Abbildungen 54a bis g zeigen die Abbildung des leeren Wurzelkanals der Stiftgröße II mit 7 verschiedenen Röntgensystemen.

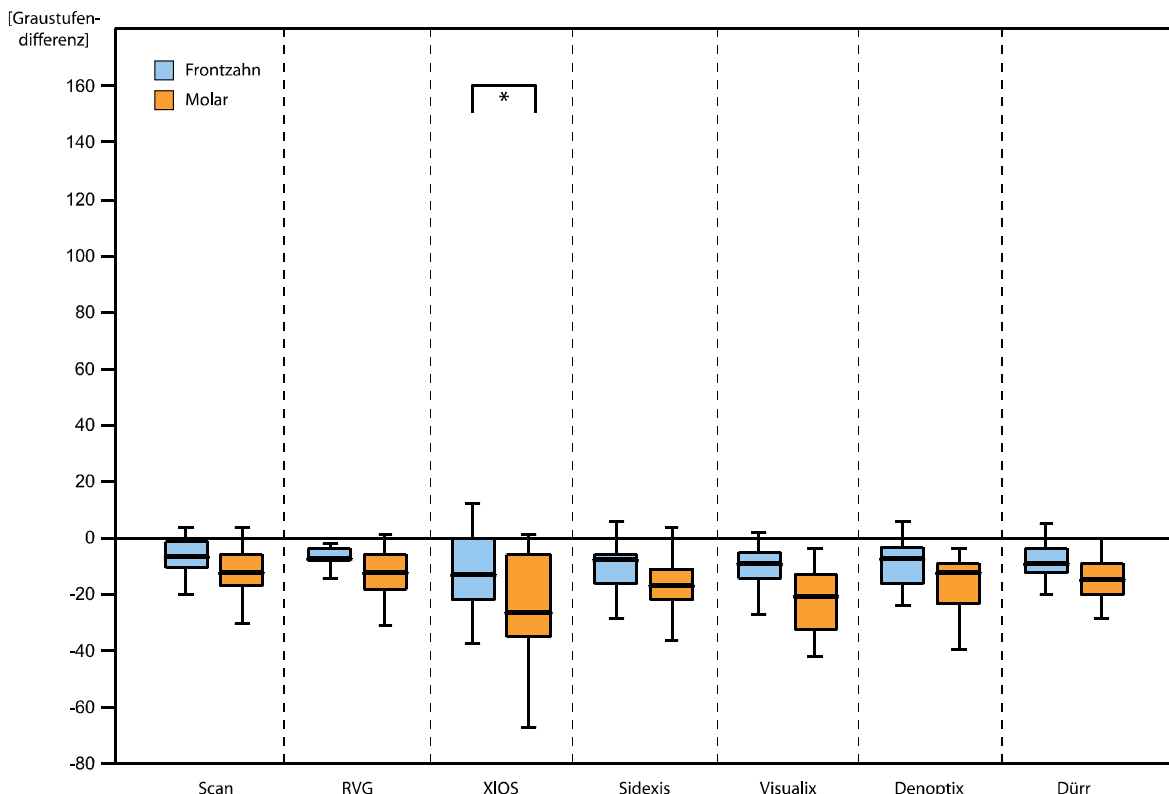


Abb. 52: Darstellung zum Vergleich von leeren Wurzelkanälen der Größe II, abgebildet von 7 verschiedenen Röntgensystemen (*= $p < 0,05$)

leerer Wurzelkanal, ISO 50:

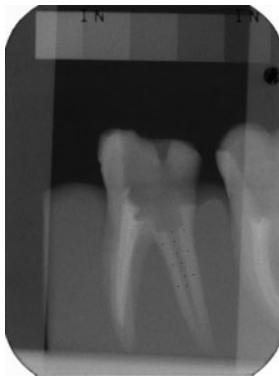


Abb. 53a: Scan

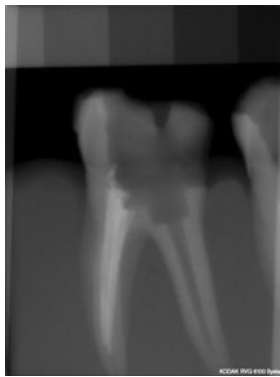


Abb. 53b: RVG

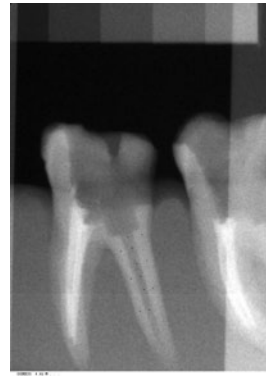


Abb. 53c: XIOS

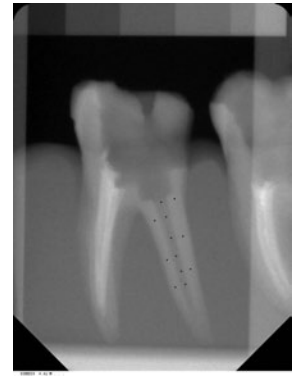


Abb. 53d: Sidexis

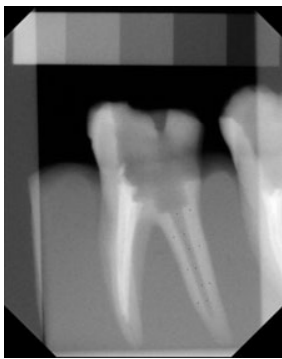


Abb. 53e: Visualix

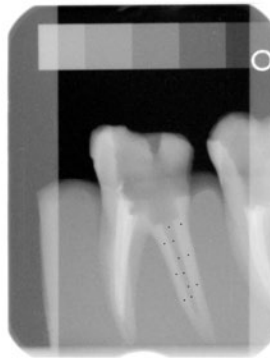


Abb. 53f: DenOptix

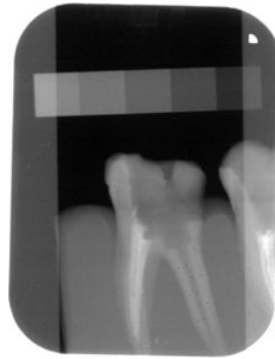


Abb. 53g: Dürr

ISO 90:



Abb. 54a: Scan



Abb. 54b: RVG



Abb. 54c: XIOS



Abb. 54d: Sidexis

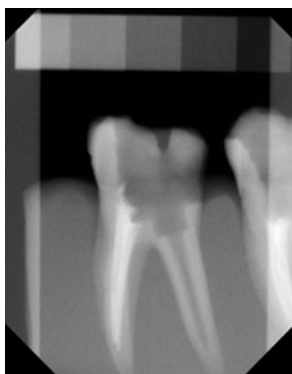


Abb. 54e: Visualix

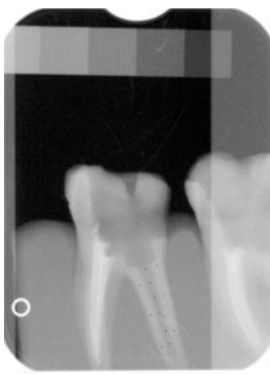


Abb. 54f: DenOptix

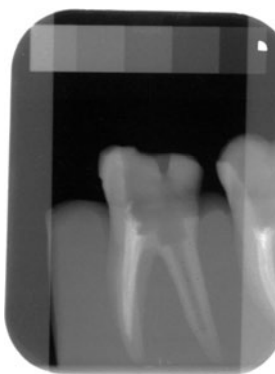


Abb. 54g: Dürr

5.2.2 Guttapercha Point

ISO 50

Für Guttapercha Points der ISO Größe 50 zeigten die Systeme XIOS, Sidexis, und Visualix hoch signifikante ($p < 0,001$) Unterschiede in den Graustufendifferenzen zwischen Frontzähnen und Molaren und beim Dürr System eine signifikante ($p < 0,01$) Differenz. Dagegen unterschieden sich die verschiedenen Zahngruppen beim Scan, RVG und DenOptix System nicht ($p > 0,05$) (Abb. 55).

Den höchsten durchschnittlichen Differenzwert zum Dentin, etwa 60, hatte der Guttapercha Point in den Frontzähnen, geröntgt mit dem Visualix System. Darauf folgten das XIOS System mit einem Durchschnittsgrauwert von 50 und das Sidexis System mit einem Durchschnittsgrauwert, ebenfalls für Frontzähne, von etwa 35 bis 40. Die Durchschnittsgrauwerte des Visualix, XIOS und Sidexis Systems unterschieden sich bei den Frontzähnen hoch signifikant ($p < 0,001$) von den übrigen 5 Systemen (Tab. 18). Zum XIOS System war der Unterschied vom Visualix System nicht signifikant ($p > 0,05$) und vom Sidexis System niedrig signifikant ($p < 0,05$). Die Systeme RVG, DenOptix, Dürr VistaScan und die gescannten Zahnfilme unterschieden sich bei den Frontzähnen nicht signifikant ($p > 0,05$) untereinander. Die durchschnittlichen Grauwertdifferenzen lagen hier zwischen 15 und 25.

In den Molaren wurde der Guttapercha Point vom XIOS System mit einem durchschnittlichen Grauwert von 20 bis 25 am klarsten vom Dentin abgegrenzt. Dieser Wert unterschied sich niedrig signifikant ($p < 0,05$) vom Wert der eingescannten Zahnfilme und signifikant ($p < 0,01$) von den Werten der Systeme DenOptix und Dürr VistaScan (Tab. 18). Die durchschnittlichen Grauwerte des DenOptix Systems, etwa 10, und des Visualix Systems, etwa 20, wiesen einen signifikanten ($p < 0,01$) Unterschied auf.

Ansonsten waren die durchschnittlichen Grauwerte für Guttapercha im Vergleich der Systeme untereinander nicht signifikant ($p > 0,05$) unterschiedlich.

Die Abbildungen 57a bis g zeigen die Abbildung des Guttapercha Points der Stiftgröße I mit 7 verschiedenen Röntgensystemen.

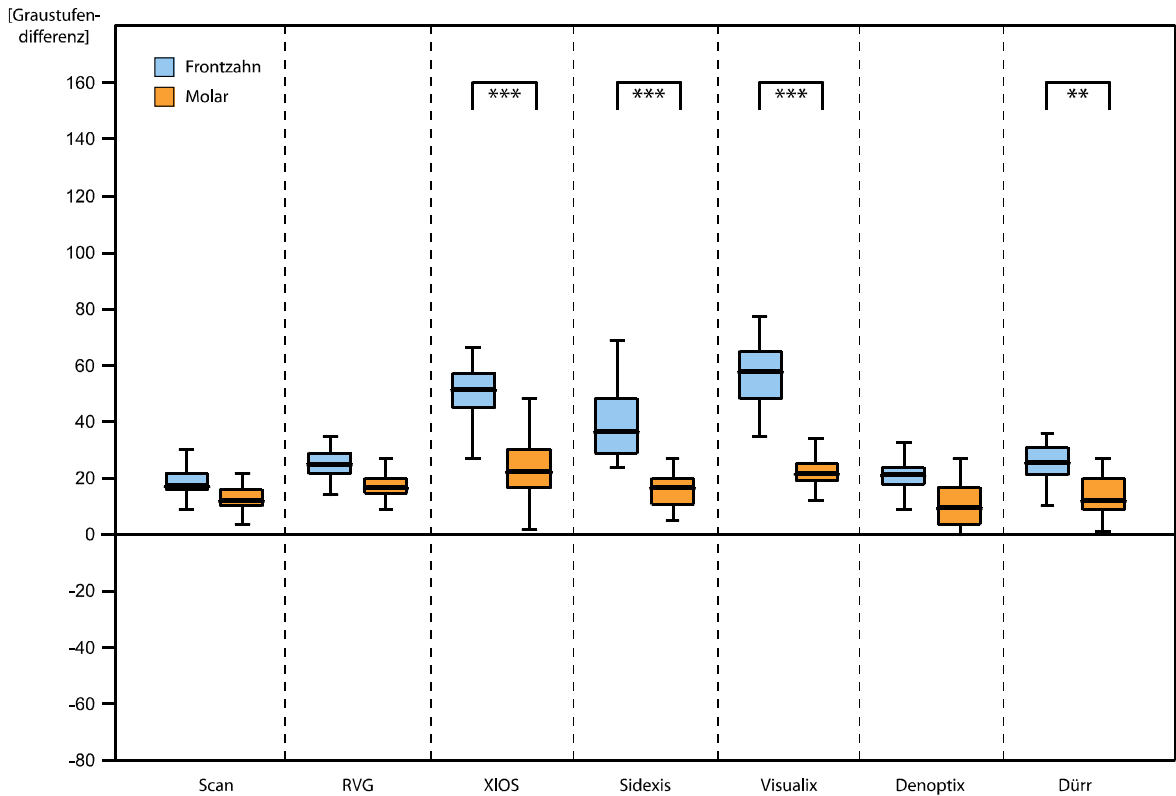


Abb. 55: Darstellung zum Vergleich von Guttapercha der ISO Größe 50, abgebildet von 7 verschiedenen Röntgensystemen (**= $p < 0,01$, ***= $p < 0,001$)

| | Frontzähne | | | | | | | Molaren | | | | | | |
|----------|------------|------|------|---------|----------|----------|------|---------|------|------|---------|----------|----------|------|
| | Scan | RVG | XIOS | Sidexis | Visualix | DenOptix | Dürr | Scan | RVG | XIOS | Sidexis | Visualix | DenOptix | Dürr |
| Scan | ■ | n.s. | *** | *** | *** | n.s. | n.s. | ■ | n.s. | * | n.s. | n.s. | n.s. | n.s. |
| RVG | n.s. | ■ | *** | *** | *** | n.s. | n.s. | n.s. | ■ | n.s. | n.s. | n.s. | n.s. | n.s. |
| XIOS | *** | *** | ■ | * | n.s. | *** | *** | * | n.s. | ■ | n.s. | n.s. | ** | ** |
| Sidexis | *** | *** | * | ■ | *** | *** | *** | n.s. | n.s. | n.s. | ■ | n.s. | n.s. | n.s. |
| Visualix | *** | *** | n.s. | *** | ■ | *** | *** | n.s. | n.s. | n.s. | n.s. | ■ | ** | n.s. |
| DenOptix | n.s. | n.s. | *** | *** | *** | ■ | n.s. | n.s. | n.s. | ** | n.s. | ** | ■ | n.s. |
| Dürr | n.s. | n.s. | *** | *** | *** | n.s. | ■ | n.s. | n.s. | ** | n.s. | n.s. | n.s. | ■ |

*** p<0.001 ** p<0.01 * p<0.05 n.s. nicht signifikant

*** p<0.001 ** p<0.01 * p<0.05 n.s. nicht signifikant

Tab. 18: Signifikante Unterschiede zwischen den Systemen bei Frontzähnen und Molaren

ISO 90

Der Guttapercha Point der ISO Größe 90 war in den Frontzähnen besser sichtbar als in den Molaren. Die höchsten mittleren Graustufendifferenzen in den Frontzähnen hatten die Systeme Visualix, mit etwa 90, Sidexis, mit etwa 75 und XIOS, mit etwa 65 - 70. Diese Werte unterschieden sich hoch signifikant ($p < 0,001$) von den Werten der Molaren bei diesen drei Systemen. Die durchschnittlichen Werte betragen für die Molaren etwa 40 beim Visualix und Sidexis System und etwa 50 beim XIOS System (Abb. 56).

Scan, DenOptix und Dürr Systeme unterschieden sich nicht signifikant ($p > 0,05$) bei der Darstellung des Guttapercha Points bei Frontzähnen und auch Molaren. Ihre Graustufendifferenzen lagen auf einem niedrigeren Level von 30 - 40 für die Frontzähne und ca. 20 für die Molaren. Gegenüber dem Scan, RVG, DenOptix und Dürr System wiesen XIOS, Sidexis und Visualix hoch signifikant ($p < 0,001$) bessere Werte für die Frontzähne auf (Tab. 19). Bei Molaren waren nur XIOS und Visualix hoch signifikant ($p < 0,001$) besser als Scan, DenOptix und Dürr. Sidexis war zwar hoch signifikant ($p < 0,001$) dem Scan, aber niedrig signifikant ($p < 0,05$) DenOptix und Dürr überlegen. Das RVG System zeigte bei der Darstellung des Guttapercha Points signifikant ($p < 0,01$) geringere Graustufendifferenzen gegenüber XIOS bei Molaren, aber niedrig signifikant ($p < 0,05$) bessere als das Scan System.

Die Abbildungen 58a bis g zeigen die Abbildung des Guttapercha Points der ISO Größe 90 mit 7 verschiedenen Röntgensystemen.

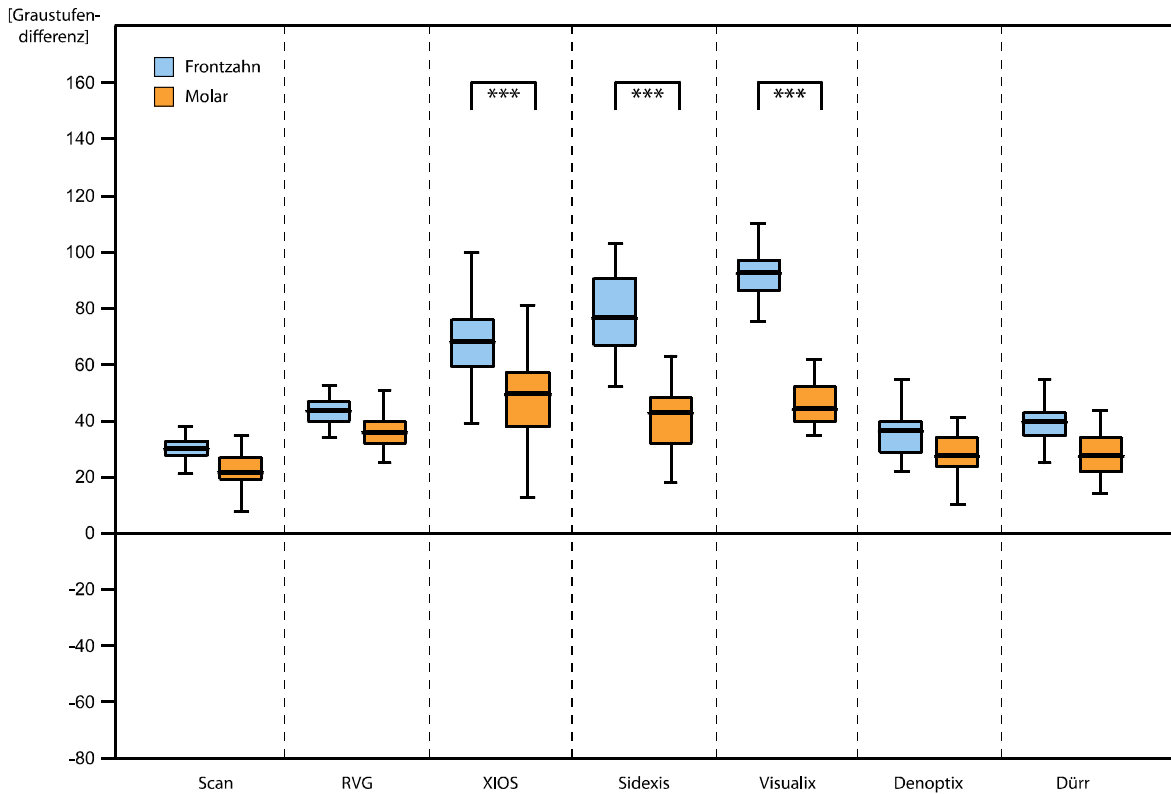


Abb. 56: Darstellung zum Vergleich von Guttapercha der ISO Größe 90, abgebildet von 7 verschiedenen Röntgensystemen (***)= $p < 0,001$)

| | Frontzähne | | | | | | | Molaren | | | | | | |
|----------|------------|------|------|---------|----------|----------|------|---------|------|------|---------|----------|----------|------|
| | Scan | RVG | XIOS | Sidexis | Visualix | DenOptix | Dürr | Scan | RVG | XIOS | Sidexis | Visualix | DenOptix | Dürr |
| Scan | ■ | ** | *** | *** | *** | n.s. | n.s. | ■ | * | *** | *** | *** | n.s. | n.s. |
| RVG | ** | ■ | *** | *** | *** | n.s. | n.s. | * | ■ | ** | n.s. | n.s. | n.s. | n.s. |
| XIOS | *** | *** | ■ | n.s. | *** | *** | *** | *** | ** | ■ | n.s. | n.s. | *** | *** |
| Sidexis | *** | *** | n.s. | ■ | *** | *** | *** | *** | n.s. | n.s. | ■ | n.s. | * | * |
| Visualix | *** | *** | *** | *** | ■ | *** | *** | *** | n.s. | n.s. | n.s. | ■ | *** | *** |
| DenOptix | n.s. | n.s. | *** | *** | *** | ■ | n.s. | n.s. | n.s. | *** | * | *** | ■ | n.s. |
| Dürr | n.s. | n.s. | *** | *** | *** | n.s. | ■ | n.s. | n.s. | *** | * | *** | n.s. | ■ |

*** p<0.001 ** p<0.01 * p<0.05 n.s. nicht signifikant

*** p<0.001 ** p<0.01 * p<0.05 n.s. nicht signifikant

Tab. 19: Signifikante Unterschiede zwischen den Systemen bei Frontzähnen und Molaren

Guttapercha, ISO 50:

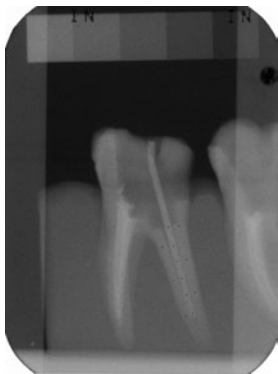


Abb. 57a: Scan

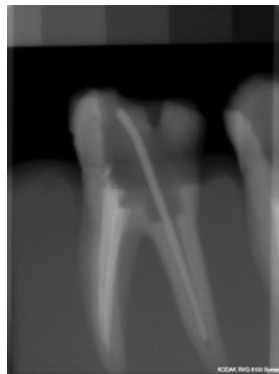


Abb. 57b: RVG

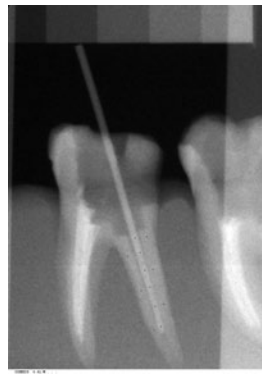


Abb. 57c: XIOS



Abb. 57d: Sidexis

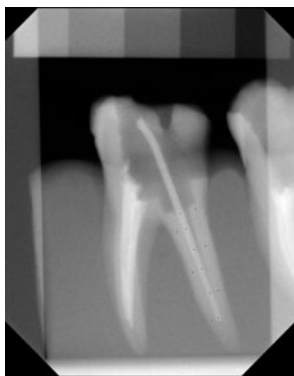


Abb. 57e: Visualix

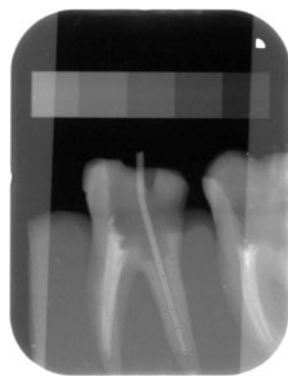


Abb. 57f: DenOptix

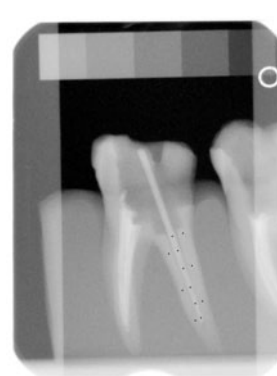


Abb. 57g: Dürr

ISO 90:

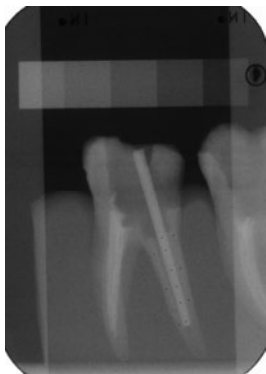


Abb. 58a: Scan

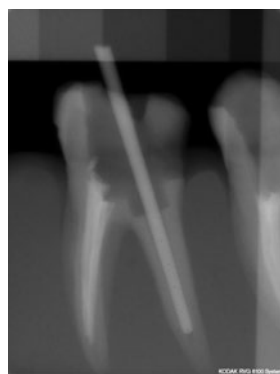


Abb. 58b: RVG

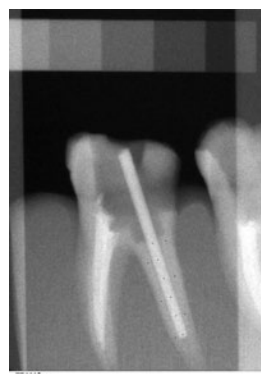


Abb. 58c: XIOS

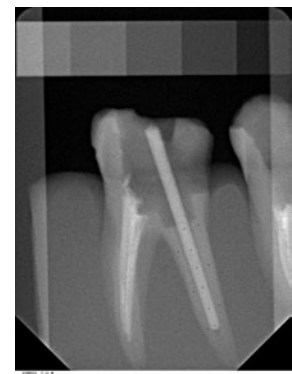


Abb. 58d: Sidexis

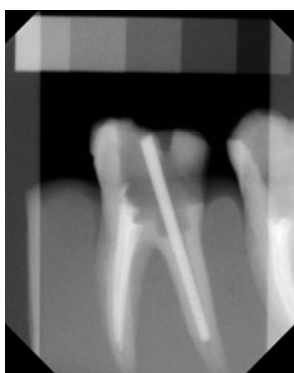


Abb. 58e: Visualix

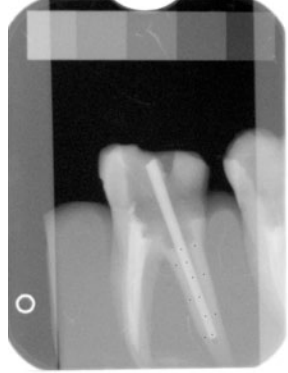


Abb. 58f: DenOptix

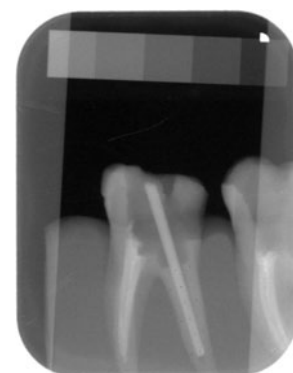


Abb. 58g: Dürr

5.2.3 Faserverstärkter Kompositstift

ISO 50

Die Faserverstärkten Kompositstifte entsprechend der ISO Größe 50 wurden in den Frontzähnen mit durchschnittlichen Grauwertdifferenzen von etwa 5 (gescannte Zahnfilme) bis 20 (XIOS und Visualix System) dargestellt (Abb. 59).

Das XIOS System ergab bei den Frontzähnen niedrig signifikant ($p < 0,05$) bessere durchschnittliche Grauwertdifferenzen als die gescannten Zahnfilme und Sidexis (Tab. 20).

Alle übrigen Vergleiche zwischen den Systemen waren bei den FRC-Stiften in den Frontzähnen nicht signifikant ($p > 0,05$).

Die ISO Größe 50 Stifte in den Molaren ergaben Grauwertdifferenzen, die sich alle untereinander nicht signifikant ($p > 0,05$) voneinander unterschieden. Bei 5 von den Systemen lagen die Durchschnittsgrauwertdifferenzen bei etwa 0; der Stift hatte also dieselben Grauwerte wie das Wurzelentin der Molaren. Das Visualix System stellte den Stift mit einer durchschnittlichen Grauwertdifferenz von 5 bis 10 dar. Beim DenOptix System lag die durchschnittliche Grauwertdifferenz bei etwa -5 bis -10, was bedeutet, dass der Stift einen geringeren Grauwert als das Wurzelentin hatte. Der Unterschied zu den Werten für die Frontzähne war bei diesem System niedrig signifikant ($p < 0,05$). Hoch signifikant ($p < 0,001$) waren die Unterschiede in der Darstellung der faserverstärkten Kunststoffstifte zwischen Frontzähnen und Molaren bei den Systemen XIOS und Visualix.

Die Abbildungen 61a bis g zeigen die Abbildung des FRC-Stiftes der Größe I mit 7 verschiedenen Röntgensystemen.

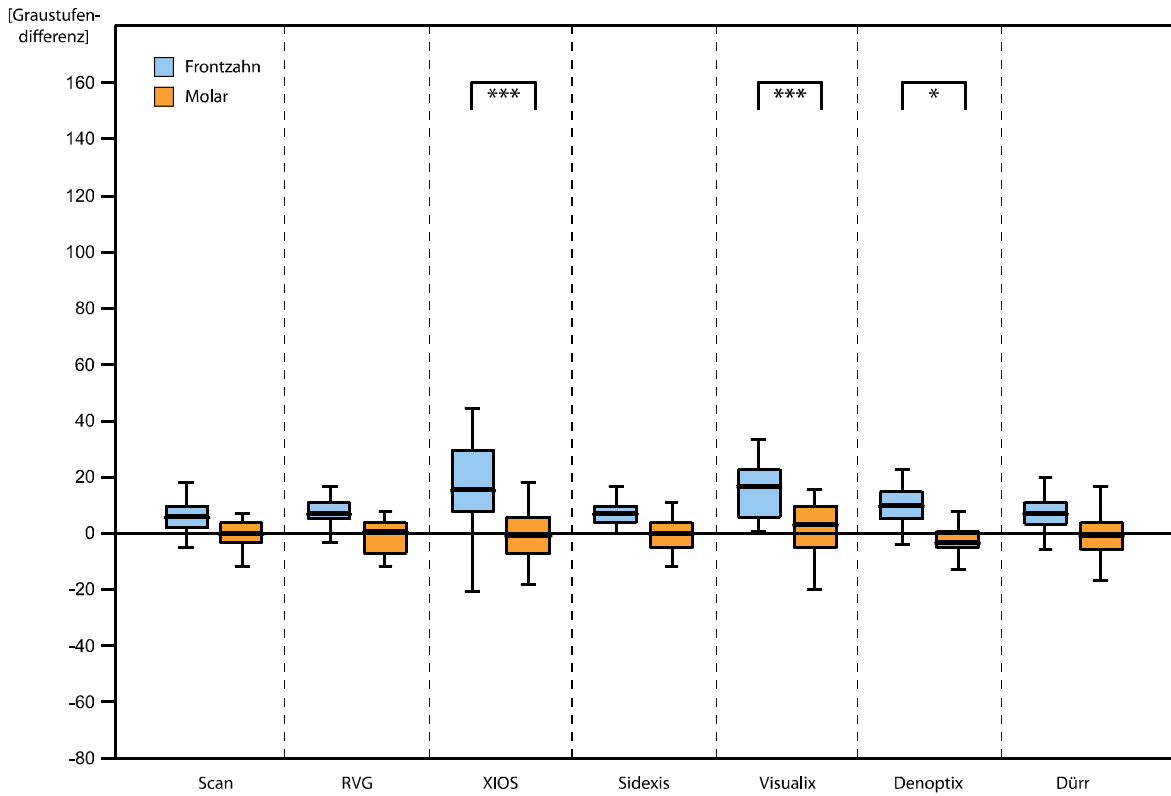


Abb. 59: Darstellung zum Vergleich vom FRC-Stift der Größe I, abgebildet von 7 verschiedenen Röntgensystemen (***= $p < 0,001$, *= $p < 0,05$)

Frontzähne

| | Scan | RVG | XIOS | Sidexis | Visualix | DenOptix | Dürr |
|----------|------|------|------|---------|----------|----------|------|
| Scan | | n.s. | * | n.s. | n.s. | n.s. | n.s. |
| RVG | n.s. | | n.s. | n.s. | n.s. | n.s. | n.s. |
| XIOS | * | n.s. | | * | n.s. | n.s. | n.s. |
| Sidexis | n.s. | n.s. | * | | n.s. | n.s. | n.s. |
| Visualix | n.s. | n.s. | n.s. | n.s. | | n.s. | n.s. |
| DenOptix | n.s. | n.s. | n.s. | n.s. | n.s. | | n.s. |
| Dürr | n.s. | n.s. | n.s. | n.s. | n.s. | n.s. | |

*** $p < 0,001$
 ** $p < 0,01$
 * $p < 0,05$
 n.s. nicht signifikant

Tab. 20: Signifikante Unterschiede zwischen den Systemen bei Frontzähnen

ISO 90

Der Faserverstärkte Kompositstift der Stiftgröße II hatte bei allen Systemen in den Frontzähnen höhere Kontrastdifferenzen als in den Molaren. Der Unterschied war beim System Sidexis hoch signifikant ($p < 0,001$) und beim System Visualix signifikant ($p < 0,01$) und bei den übrigen Systemen nicht signifikant ($p > 0,05$) (Abb. 60). Die höchste durchschnittliche Graustufendifferenz war mit etwa 30 beim Visualix System bei der Gruppe der Frontzähne zu erkennen. Die Werte der Systeme Sidexis und XIOS lagen bei etwa 25 und zeigten im Vergleich keinen signifikanten ($p > 0,05$) Unterschied (Tab. 21). Die gescannten Zahnfilme hatten bei den Frontzähnen die niedrigsten durchschnittlichen Grauwertdifferenzwerte von 10 und unterschieden sich damit hoch signifikant ($p < 0,001$) vom Visualix System, signifikant ($p < 0,01$) vom XIOS System und niedrig signifikant ($p < 0,05$) vom System Sidexis, aber nicht signifikant vom RVG, DenOptix und Dürr System. Das Dürr System unterschied sich bei den Frontzähnen mit seiner mittleren Graustufendifferenz niedrig signifikant ($p < 0,05$) zum Visualix System. Die Graustufendifferenzen der faserverstärkten Kompositstifte der Größe II in den Molaren wiesen keine signifikanten Unterschiede im Vergleich der Systeme auf. Die höchste durchschnittliche Graustufendifferenz war beim XIOS System mit etwa 20 zu messen. Die geringste Graustufendifferenz bei den Molaren wies das Sidexis System mit etwa 5 auf, das damit nicht vom Dentin abzugrenzen war. Die Abbildungen 62a bis g zeigen die Abbildung des FRC-Stiftes der Größe II mit 7 verschiedenen Röntgensystemen.

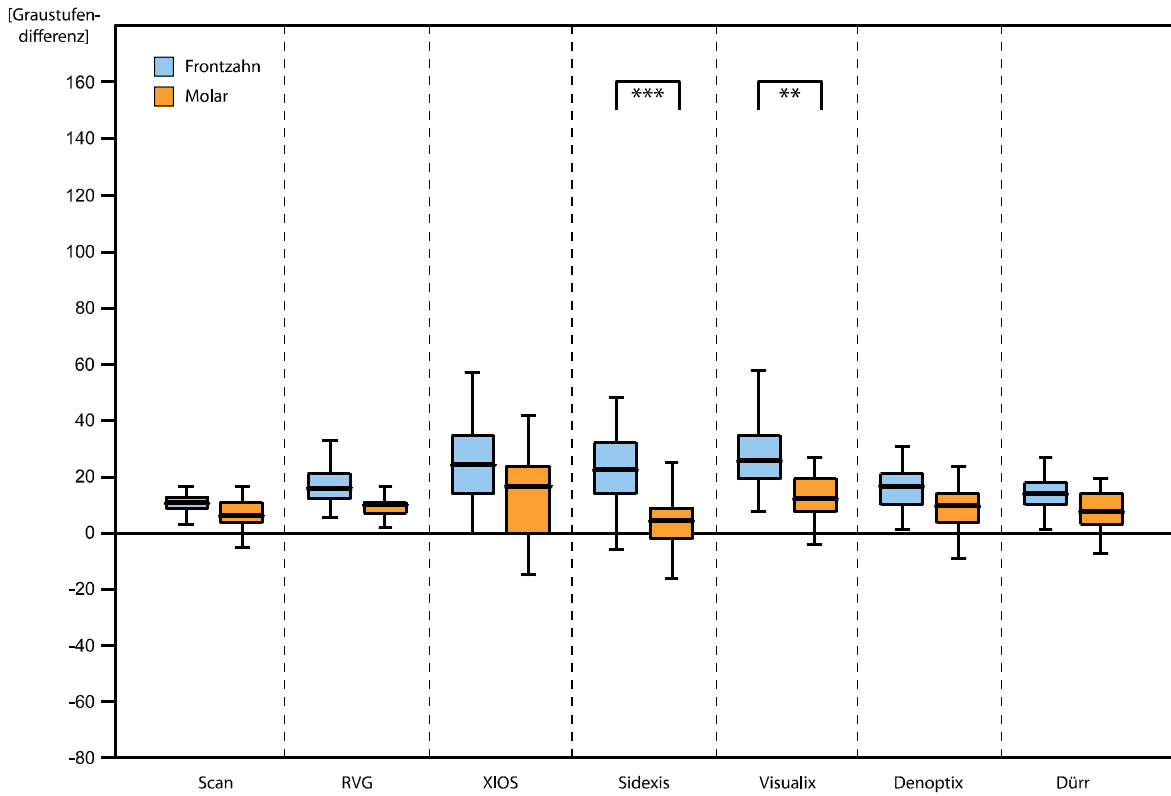


Abb. 60: Darstellung zum Vergleich vom FRC-Stift der Größe II, abgebildet von 7 verschiedenen Röntgensystemen (**= $p < 0,01$, ***= $p < 0,001$)

Frontzähne

| | Scan | RVG | XIOS | Sidexis | Visualix | DenOptix | Dürr |
|----------|------|------|------|---------|----------|----------|------|
| Scan | | n.s. | ** | * | *** | n.s. | n.s. |
| RVG | n.s. | | n.s. | n.s. | n.s. | n.s. | n.s. |
| XIOS | ** | n.s. | | n.s. | n.s. | n.s. | n.s. |
| Sidexis | * | n.s. | n.s. | | n.s. | n.s. | n.s. |
| Visualix | *** | n.s. | n.s. | n.s. | | n.s. | * |
| DenOptix | n.s. | n.s. | n.s. | n.s. | n.s. | | n.s. |
| Dürr | n.s. | n.s. | n.s. | n.s. | * | n.s. | |

*** $p < 0,001$ ** $p < 0,01$ * $p < 0,05$ n.s. nicht signifikant

Tab. 21: Signifikante Unterschiede zwischen den Systemen bei Frontzähnen

Faserverstärkter Kompositstift, ISO 50:

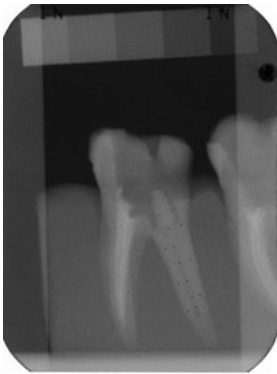


Abb. 61a: Scan



Abb. 61b: RVG

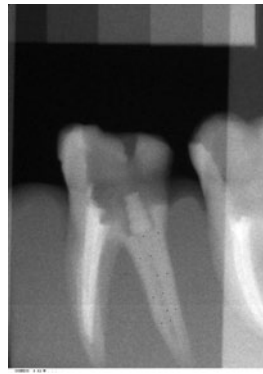


Abb. 61c: XIOS

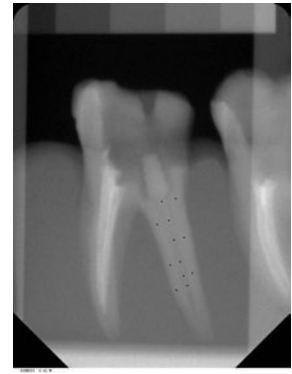


Abb. 61d: Sidexis

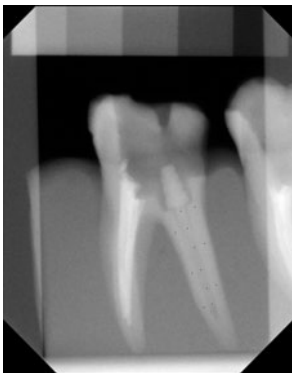


Abb. 61e: Visualix

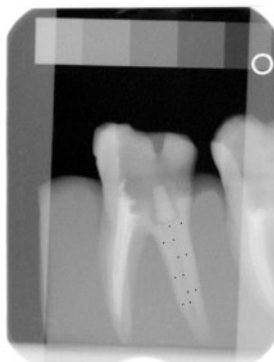


Abb. 61f: DenOptix

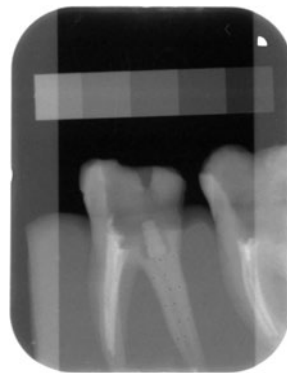


Abb. 61g: Dürr

ISO 90:

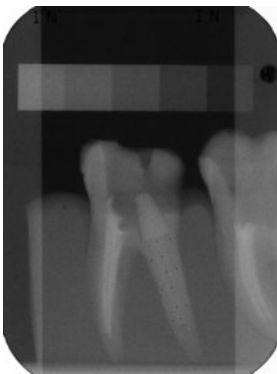


Abb. 62a: Scan

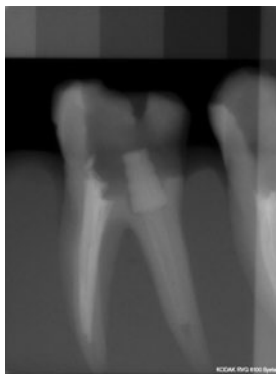


Abb. 62b: RVG

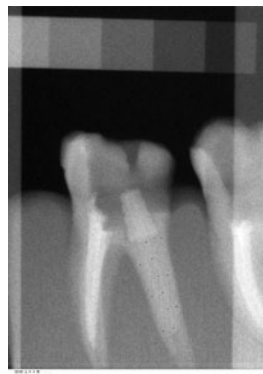


Abb. 62c: XIOS

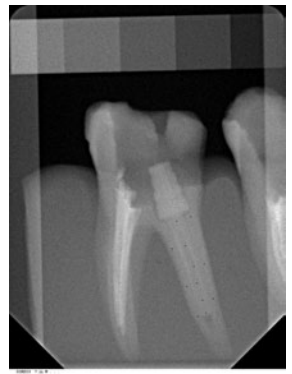


Abb. 62d: Sidexis

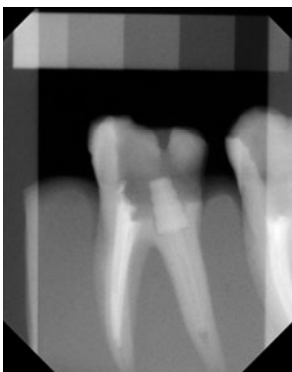


Abb. 62e: Visualix

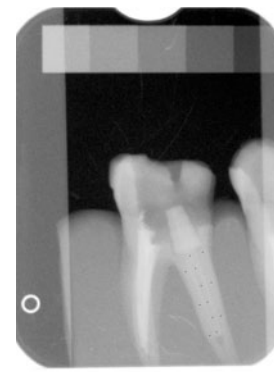


Abb. 62f: DenOptix

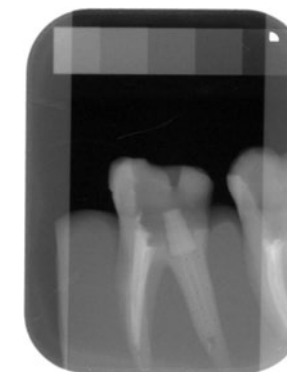


Abb. 62g: Dürr

5.2.4 Wurzelstift aus Keramik

ISO 50

Die Wurzelstifte aus Keramik entsprechend der ISO Größe 50 hatten in den Frontzähnen größere durchschnittliche Graustufendifferenzen als in den Molaren. Dies war bei den Systemen Dürr VistaScan und Visualix hoch signifikant ($p < 0,001$) und beim XIOS System niedrig signifikant ($p < 0,05$) (Abb. 63).

Die höchste durchschnittliche Graustufendifferenz von 120 wies das XIOS System in den Frontzähnen auf. Ähnliche Werte zeigte das Dürr VistaScan System, so dass die Differenzen nicht signifikant ($p > 0,05$) waren (Tab. 22). Gegenüber dem Visualix System differierten die durchschnittlichen Graustufenwerte der Keramikstifte mit XIOS niedrig signifikant ($p < 0,05$) und zu allen übrigen Systemen hoch signifikant ($p < 0,001$). Das Dürr Vista Scan System unterschied sich nicht signifikant ($p > 0,05$) vom Visualix System, war jedoch signifikant ($p < 0,01$) gegenüber RVG und Sidexis und hoch signifikant ($p < 0,001$) gegenüber Scan und DenOptix überlegen. In den Molaren wurde der Stift der Größe I vom XIOS System mit einer mittleren Graustufendifferenz von 100 dargestellt. Auch hier war der Unterschied zum Dürr VistaScan System nicht signifikant ($p > 0,05$), zu den übrigen Systemen allerdings hoch signifikant ($p < 0,001$). Das Dürr VistaScan System zeigte den Keramikstift mit einer mittleren Graustufendifferenz von etwa 90 in den Molaren; eine etwas höhere Graustufendifferenz als die der Systeme RVG, Sidexis und Visualix, wobei sich deren durchschnittliche Graustufendifferenzwerte nicht signifikant ($p > 0,05$) unterschieden. Hoch signifikant ($p < 0,001$) war das Dürr dem Scan und DenOptix System überlegen. Die gescannten Bilder und DenOptix zeigten den geringsten Kontrast in diesem Vergleich, sowohl bei Frontzähnen als auch bei Molaren. Untereinander unterschieden sich die Differenzen nicht signifikant ($p > 0,05$). Ihre durchschnittliche Grauwertdifferenz betrug bei den Frontzähnen etwa 60 und bei den Molaren etwa 50, was sich hoch signifikant ($p < 0,001$) von allen Systemen unterschied. Die Systeme RVG, Visualix und Sidexis lagen, verglichen zu den anderen, mit ihren Graustufendifferenzen im mittleren Bereich und unterschieden sich nicht signifikant ($p > 0,05$) voneinander. Die durchschnittliche Graustufendifferenz war bei den Frontzähnen etwa 90 bis 100 und bei den Molaren etwa 80 für diese 3 Systeme. Die Abbildungen 65a bis g zeigen die Abbildung des Keramikstiftes der Größe I mit 7 verschiedenen Röntgensystemen.

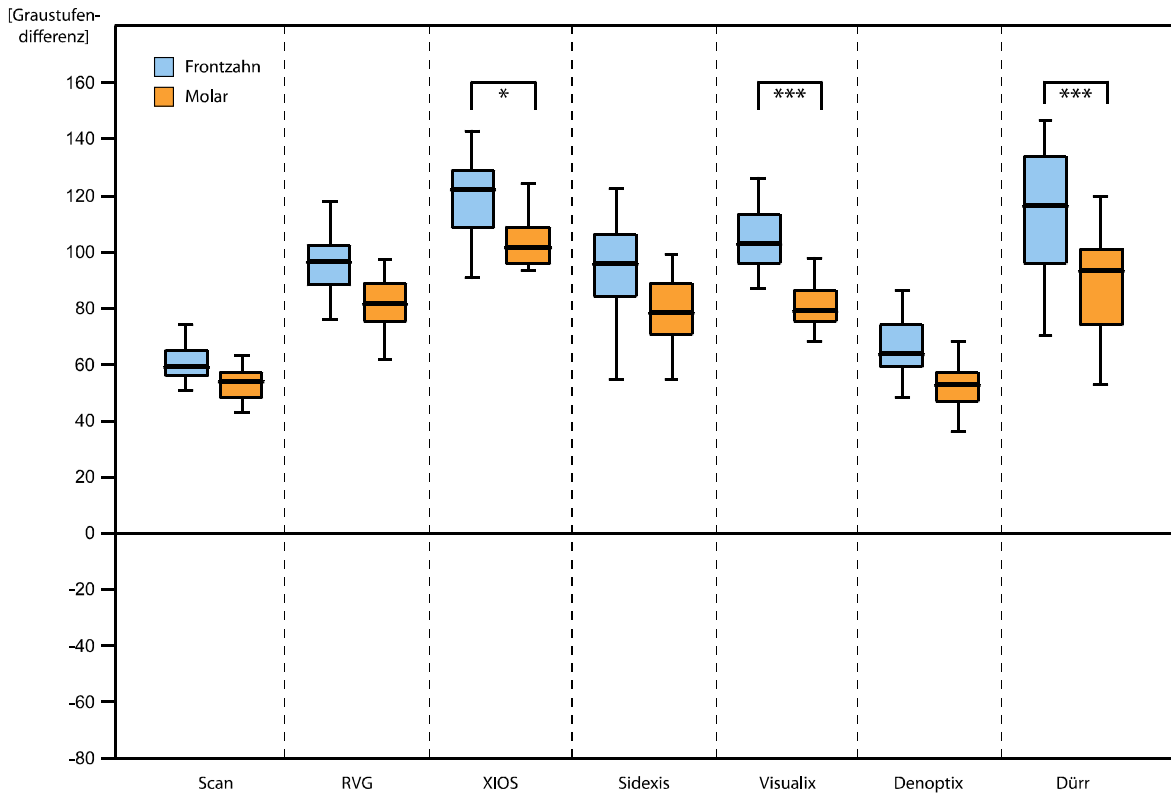


Abb. 63: Darstellung zum Vergleich vom Keramikstift der Größe I, abgebildet von 7 verschiedenen Röntgensystemen (**= $p < 0,001$, *= $p < 0,05$)

| | Frontzähne | | | | | | | Molaren | | | | | | |
|----------|------------|------|------|---------|----------|----------|------|---------|------|------|---------|----------|----------|------|
| | Scan | RVG | XIOS | Sidexis | Visualix | DenOptix | Dürr | Scan | RVG | XIOS | Sidexis | Visualix | DenOptix | Dürr |
| Scan | *** | *** | *** | *** | *** | n.s. | *** | *** | *** | *** | *** | n.s. | *** | *** |
| RVG | *** | *** | *** | n.s. | n.s. | *** | ** | *** | *** | *** | n.s. | n.s. | *** | n.s. |
| XIOS | *** | *** | *** | *** | * | *** | n.s. | *** | *** | *** | *** | *** | *** | n.s. |
| Sidexis | *** | n.s. | *** | *** | n.s. | *** | ** | *** | n.s. | *** | *** | n.s. | *** | n.s. |
| Visualix | *** | n.s. | * | n.s. | *** | *** | n.s. | *** | n.s. | *** | *** | *** | *** | n.s. |
| DenOptix | n.s. | *** | *** | *** | *** | *** | *** | n.s. | *** | *** | *** | *** | *** | *** |
| Dürr | *** | ** | n.s. | ** | n.s. | *** | *** | *** | n.s. | n.s. | n.s. | n.s. | *** | *** |

*** p<0.001 ** p<0.01 * p<0.05 n.s. nicht signifikant

*** p<0.001 ** p<0.01 * p<0.05 n.s. nicht signifikant

Tab. 22: Signifikante Unterschiede zwischen den Systemen bei Frontzähnen und Molaren

ISO 90

Der Wurzelstift aus Keramik der Stiftgröße II wies in den Frontzähnen größere Graustufendifferenzen auf als in den Molaren, wobei dies bei den Systemen XIOS und Visualix im Vergleich der beiden Zahngruppen hoch signifikant ($p < 0,001$) war (Abb. 64). Die höchsten durchschnittlichen Graustufendifferenzen wurden für das XIOS System bei den Frontzähnen mit etwa 130 festgestellt, bei den Molaren lagen sie bei 100. Die Systeme RVG, XIOS, Sidexis, Visualix und Dürr unterschieden sich bei beiden Zahngruppen nicht signifikant ($p > 0,05$) voneinander (Tab. 23). Die mittleren Differenzwerte der Systeme Sidexis und Visualix lagen bei den Frontzähnen bei etwa 115 und bei den Molaren für das System Sidexis bei etwa 105 und beim System Visualix bei etwa 90. Der Keramikwurzelstift hatte bei den Systemen RVG und Dürr bei den Frontzähnen einen durchschnittlichen Wert von 110 und bei den Molaren einen Wert von 95. Die mittleren Graustufendifferenzen lagen bei den Systemen Scan und DenOptix am niedrigsten mit etwa 70 bei den Frontzähnen und etwa 60 bei den Molaren. Sie unterschieden sich für beide Zahngruppen hoch signifikant ($p < 0,001$) von den übrigen Systemen.

Die Abbildungen 66a bis g zeigen die Abbildung des Keramikstiftes der Größe II mit 7 verschiedenen Röntgensystemen.

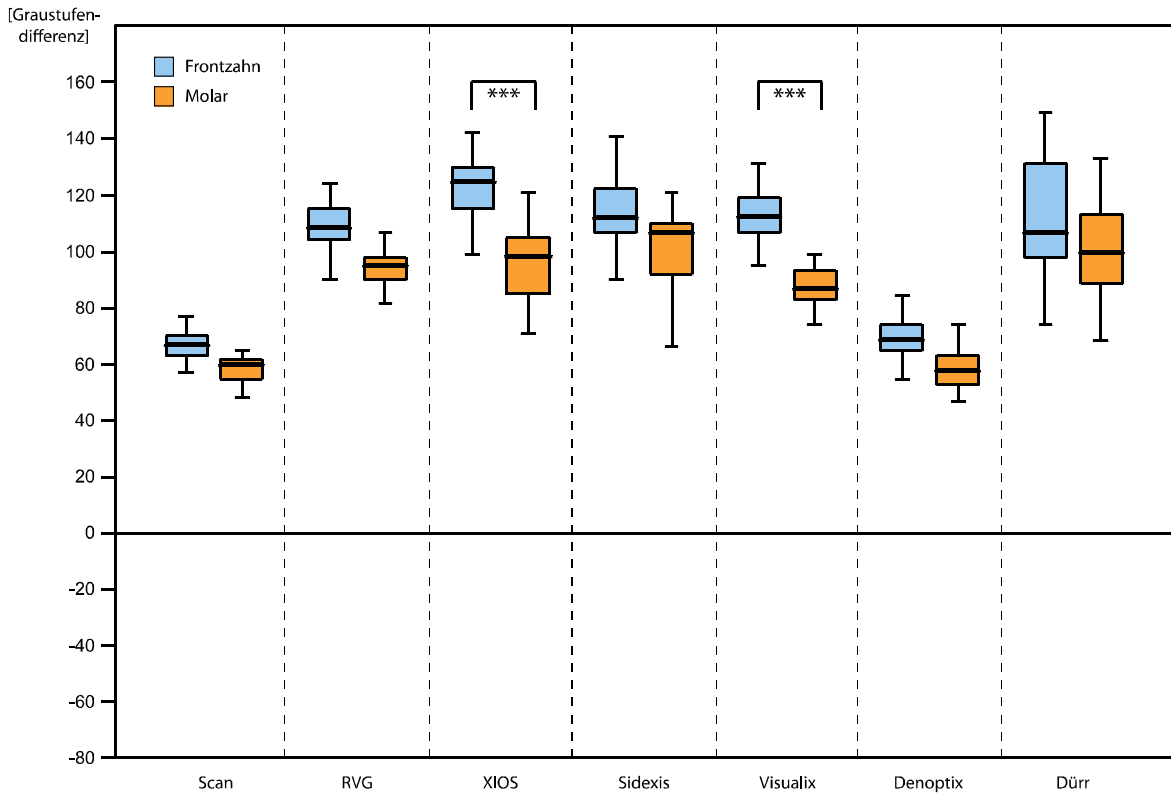


Abb. 64: Darstellung zum Vergleich vom Keramikstift der Größe II, abgebildet von 7 verschiedenen Röntgensystemen (***)= $p < 0,001$)

| | Frontzähne | | | | | | | Molaren | | | | | | |
|----------|------------|------|------|---------|----------|----------|------|---------|------|------|---------|----------|----------|------|
| | Scan | RVG | XIOS | Sidexis | Visualix | DenOptix | Dürr | Scan | RVG | XIOS | Sidexis | Visualix | DenOptix | Dürr |
| Scan | *** | *** | *** | *** | *** | n.s. | *** | *** | *** | *** | *** | *** | n.s. | *** |
| RVG | *** | *** | n.s. | n.s. | n.s. | *** | n.s. | *** | *** | n.s. | n.s. | n.s. | *** | n.s. |
| XIOS | *** | n.s. | *** | n.s. | n.s. | *** | n.s. | *** | n.s. | *** | n.s. | n.s. | *** | n.s. |
| Sidexis | *** | n.s. | n.s. | *** | n.s. | *** | n.s. | *** | n.s. | n.s. | *** | n.s. | *** | n.s. |
| Visualix | *** | n.s. | n.s. | n.s. | *** | *** | n.s. | *** | n.s. | n.s. | *** | *** | *** | n.s. |
| DenOptix | n.s. | *** | *** | *** | *** | *** | *** | n.s. | *** | *** | *** | *** | *** | *** |
| Dürr | *** | n.s. | n.s. | n.s. | n.s. | *** | *** | *** | n.s. | n.s. | n.s. | n.s. | *** | *** |

*** p<0.001 ** p<0.01 * p<0.05 n.s. nicht signifikant

*** p<0.001 ** p<0.01 * p<0.05 n.s. nicht signifikant

Tab. 23: Signifikante Unterschiede zwischen den Systemen bei Frontzähnen und Molaren

Wurzelstift aus Keramik, ISO 50:

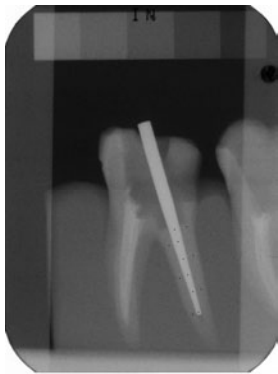


Abb. 65a: Scan

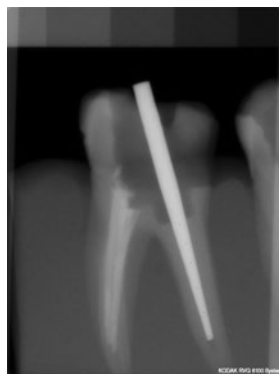


Abb. 65b: RVG

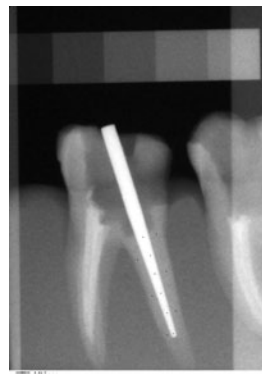


Abb. 65c: XIOS

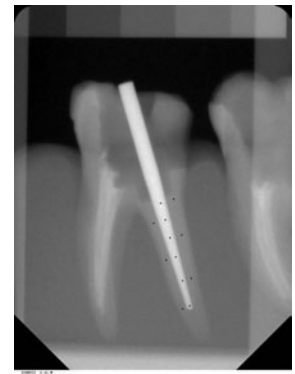


Abb. 65d: Sidexis

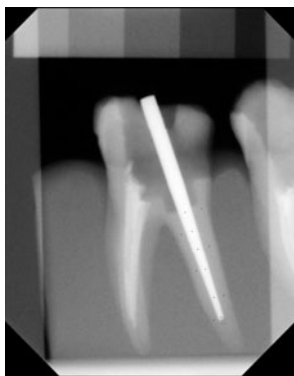


Abb. 65e: Visualix

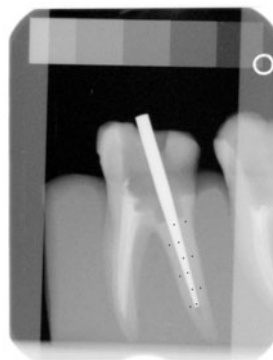


Abb. 65f: DenOptix

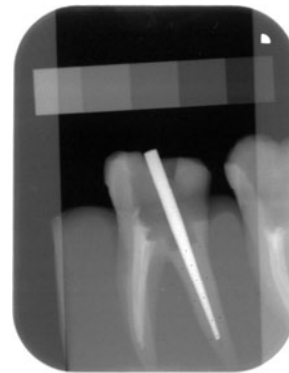


Abb. 65g: Dürr

ISO 90:

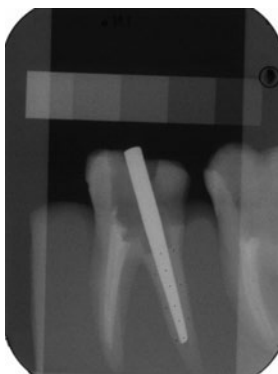


Abb. 66a: Scan

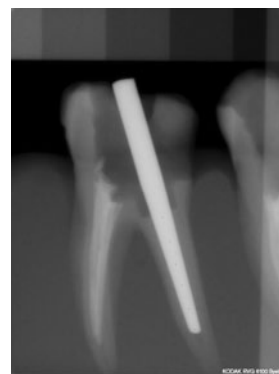


Abb. 66b: RVG

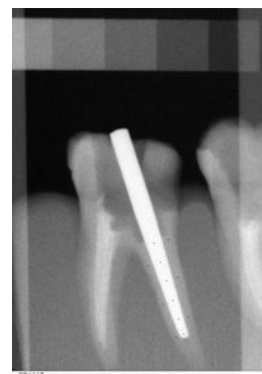


Abb. 66c: XIOS

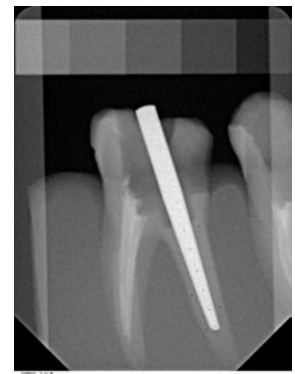


Abb. 66d: Sidexis

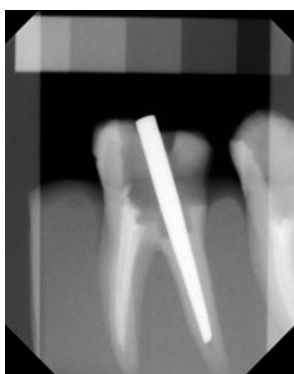


Abb. 66e: Visualix

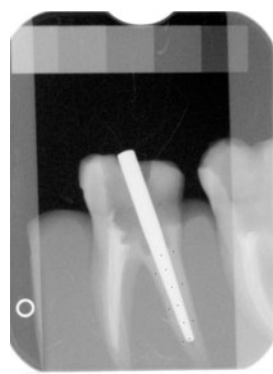


Abb. 66f: DenOptix

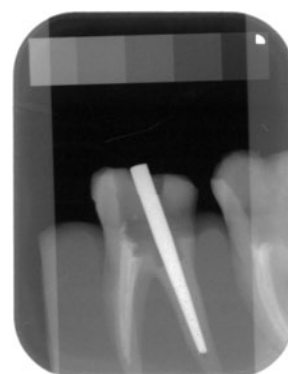


Abb. 66g: Dürr

5.2.5 Wurzelstift aus Titan

ISO 50

Der Titanwurzelstift der ISO Größe 50 stellte sich in den Frontzähnen besser abgrenzbar vom Wurzeldentin dar als in den Molaren. Dieser Unterschied war bei den Systemen XIOS, Sidexis und Visualix hoch signifikant ($p < 0,001$), bei den anderen Systemen nicht signifikant ($p > 0,05$) (Abb. 67). Die höchste durchschnittliche Grauwertdifferenz betrug etwa 80 beim System Visualix. Dann folgte das XIOS System, welches den Titanstift mit einer mittleren Graustufendifferenz von etwa 70 in den Frontzähnen darstellte. Beide Systeme unterschieden sich nicht signifikant ($p > 0,05$) voneinander, aber hoch signifikant ($p < 0,001$) von allen übrigen Systemen (Tab. 24). Das Sidexis System wies ebenso hoch signifikant ($p < 0,001$) höhere Graustufendifferenzen als die Scans und DenOptix auf.

Den geringsten durchschnittlichen Differenzwert zum Wurzeldentin hatten das System DenOptix und die gescannten Zahnfilme, deren Werte bei den Frontzähnen etwa 20 bis 25, und bei den Molaren etwa 15 bis 20 betrugten. Die Differenzwerte dieser beiden Systeme unterschieden sich nicht signifikant ($p > 0,05$) zu den Grauwertdifferenzen der Systeme RVG und Dürr. Deren durchschnittliche Grauwertdifferenzen lagen bei 30 bis 40 für die Frontzähne und 20 bis 30 für die Molaren. Die Graustufendifferenzen waren für Größe I Titanstifte in den Molaren in allen Gruppen relativ ähnlich und betrugten 15 bis 40. Nur die Werte von DenOptix war signifikant ($p < 0,01$) geringer als XIOS und niedrig signifikant ($p < 0,05$) geringer als Visualix.

Die Abbildungen 69a bis g zeigen die Abbildung des Titanstiftes der Größe I mit 7 verschiedenen Röntgensystemen.

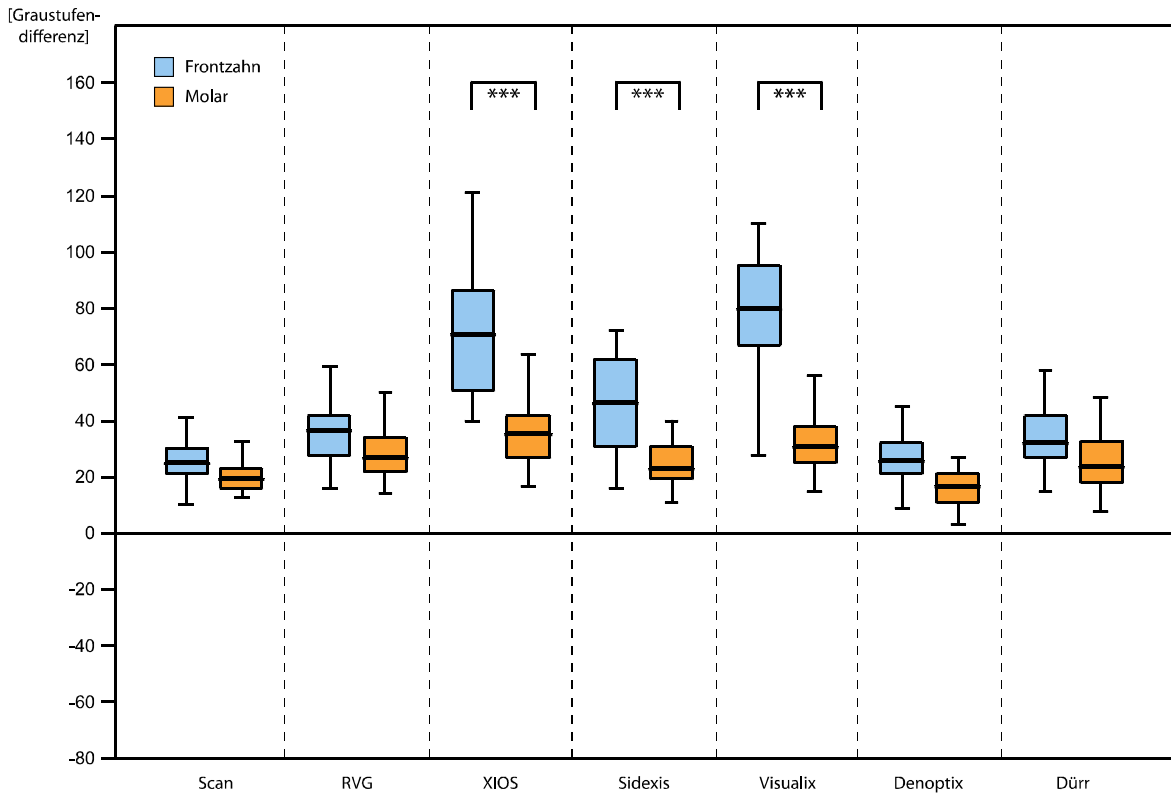


Abb. 67: Darstellung zum Vergleich vom Titanstift der Größe I, abgebildet von 7 verschiedenen Röntgensystemen (***=p<0,001)

| | Frontzähne | | | | | | | Molaren | | | | | | |
|----------|------------|------|------|---------|----------|----------|------|---------|------|------|---------|----------|----------|------|
| | Scan | RVG | XIOS | Sidexis | Visualix | DenOptix | Dürr | Scan | RVG | XIOS | Sidexis | Visualix | DenOptix | Dürr |
| Scan | ■ | n.s. | *** | *** | *** | n.s. | n.s. | ■ | n.s. | n.s. | n.s. | n.s. | n.s. | n.s. |
| RVG | n.s. | ■ | *** | n.s. | *** | n.s. | n.s. | n.s. | ■ | n.s. | n.s. | n.s. | n.s. | n.s. |
| XIOS | *** | *** | ■ | *** | n.s. | *** | *** | n.s. | n.s. | ■ | n.s. | n.s. | ** | n.s. |
| Sidexis | *** | n.s. | *** | ■ | *** | *** | n.s. | n.s. | n.s. | n.s. | ■ | n.s. | n.s. | n.s. |
| Visualix | *** | *** | n.s. | *** | ■ | *** | *** | n.s. | n.s. | n.s. | n.s. | ■ | * | n.s. |
| DenOptix | n.s. | n.s. | *** | *** | *** | ■ | n.s. | n.s. | n.s. | ** | n.s. | * | ■ | n.s. |
| Dürr | n.s. | n.s. | *** | n.s. | *** | n.s. | ■ | n.s. | n.s. | n.s. | n.s. | n.s. | n.s. | ■ |

*** p<0.001 ** p<0.01 * p<0.05 n.s. nicht signifikant

*** p<0.001 ** p<0.01 * p<0.05 n.s. nicht signifikant

Tab. 24: Signifikante Unterschiede zwischen den Systemen bei Frontzähnen und Molaren

ISO 90

Der Wurzelstift aus Titan der ISO Größe 90 zeichnete sich in den Frontzähnen mit höheren Graustufendifferenzen zum Dentin ab als in den Molaren. Einen hoch signifikanten ($p < 0,001$) Unterschied zwischen Molaren und Frontzähnen zeigte das Visualix System mit den durchschnittlichen Differenzen von etwa 90 bei den Frontzähnen und 50 bei den Molaren (Abb. 68). Auch das Sidexis System zeigte einen hoch signifikanten ($p < 0,001$) Unterschied zwischen den Frontzähnen und den Molaren. Die mittlere Grauwertdifferenz lag bei den Frontzähnen bei etwa 80 und bei den Molaren bei etwa 40. Untereinander unterschieden sich beide Systeme nicht signifikant ($p > 0,05$) (Tab. 25). Bei den Frontzähnen hatte das System XIOS mit einem durchschnittlichen Differenzwert von etwa 80 keinen signifikanten ($p > 0,05$) Unterschied zu den Systemen Sidexis und Visualix. Das System XIOS stellte den Titanstift bei den Molaren mit der höchsten Graustufendifferenz von etwa 60 zum Dentin dar und zeigte damit keinen signifikanten ($p > 0,05$) Unterschied zum Visualix System, aber hoch signifikante ($p < 0,001$) Unterschiede zu den anderen Systemen. Die Systeme RVG, Sidexis und Dürr zeigten mit ihrer durchschnittlichen Grauwertdifferenz bei den Molaren von etwa 40 keine signifikanten Unterschiede zu allen anderen Systemen. Das DenOptix System und die gescannten Zahnfilme erreichten die niedrigsten mittleren Differenzwerte von etwa 35 bei den Frontzähnen und 25 bis 30 bei den Molaren. Das Scan und das DenOptix System zeigten hoch signifikante ($p < 0,001$) Differenzen bei den Titan Wurzelstiften in Frontzähnen zum XIOS, Sidexis und Visualix. Das Scan System lag außerdem bei Frontzähnen signifikant ($p < 0,01$) unter den Graustufendifferenzen vom RVG System und niedrig signifikant ($p < 0,05$) unter denen des Dürr Systems. Bei Molaren verhielten sich die Graustufendifferenzen auf dem Scan System ebenfalls hoch signifikant ($p < 0,001$) schlechter gegenüber dem XIOS und dem Visualix System. Ebenfalls hoch signifikant ($p < 0,001$) niedriger gegenüber XIOS war das DenOptix System, allerdings signifikant niedriger ($p < 0,01$) gegenüber Visualix.

Die Abbildungen 70a bis g zeigen die Abbildung des Titanstiftes der Größe II mit 7 verschiedenen Röntgensystemen.

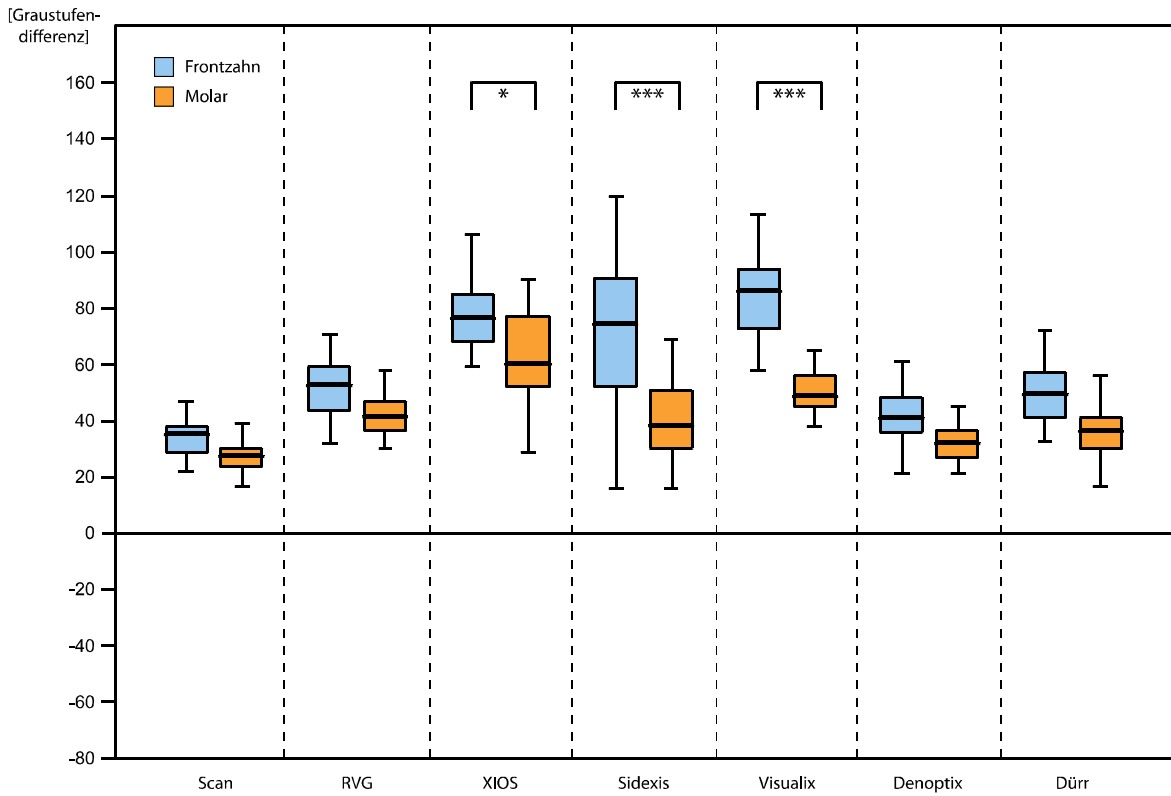


Abb. 68: Darstellung zum Vergleich vom Titanstift der Größe II, abgebildet von 7 verschiedenen Röntgensystemen (**= $p < 0,001$, *= $p < 0,05$)

| | Frontzähne | | | | | | | Molaren | | | | | | |
|----------|------------|------|------|---------|----------|----------|------|---------|------|------|---------|----------|----------|------|
| | Scan | RVG | XIOS | Sidexis | Visualix | DenOptix | Dürr | Scan | RVG | XIOS | Sidexis | Visualix | DenOptix | Dürr |
| Scan | | ** | *** | *** | *** | n.s. | * | | n.s. | *** | n.s. | *** | n.s. | n.s. |
| RVG | ** | | *** | *** | *** | n.s. | n.s. | n.s. | | *** | n.s. | n.s. | n.s. | n.s. |
| XIOS | *** | *** | | n.s. | n.s. | *** | *** | *** | *** | | *** | n.s. | *** | *** |
| Sidexis | *** | *** | n.s. | | n.s. | *** | *** | n.s. | n.s. | *** | | n.s. | n.s. | n.s. |
| Visualix | *** | *** | n.s. | n.s. | | *** | *** | *** | n.s. | n.s. | | | ** | n.s. |
| DenOptix | n.s. | n.s. | *** | *** | *** | | n.s. | n.s. | n.s. | *** | n.s. | ** | | n.s. |
| Dürr | * | n.s. | *** | *** | *** | n.s. | | n.s. | n.s. | *** | n.s. | n.s. | n.s. | |

*** p<0.001 ** p<0.01 * p<0.05 n.s. nicht signifikant

*** p<0.001 ** p<0.01 * p<0.05 n.s. nicht signifikant

Tab. 25: Signifikante Unterschiede zwischen den Systemen bei Frontzähnen und Molaren

Wurzelstift aus Titan, ISO 50:

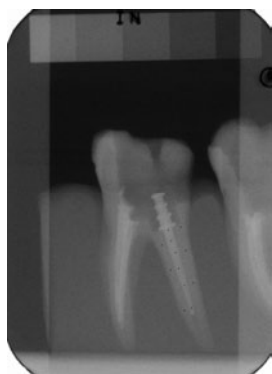


Abb. 69a: Scan



Abb. 69b: RVG

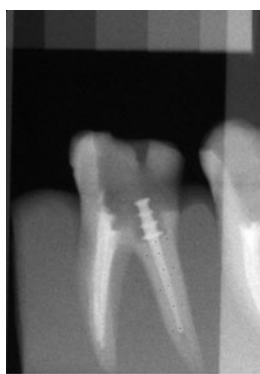


Abb. 96c: XIOS



Abb. 96d: Sidexis

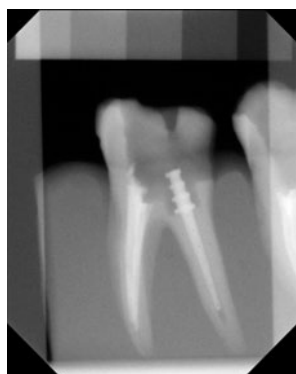


Abb. 96e: Visualix

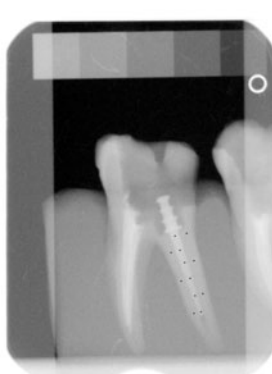


Abb. 96f: DenOptix

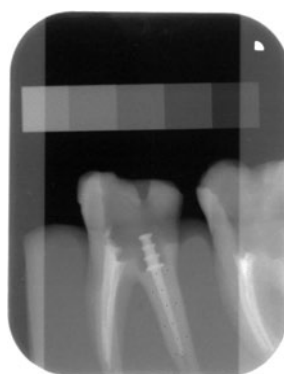


Abb. 96g: Dürr

ISO 90:



Abb. 70a: Scan



Abb. 70b: RVG

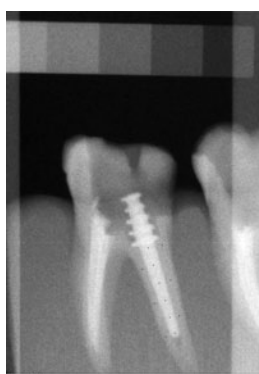


Abb. 70c: XIOS



Abb. 70d: Sidexis



Abb. 70e: Visualix



Abb. 70f: DenOptix

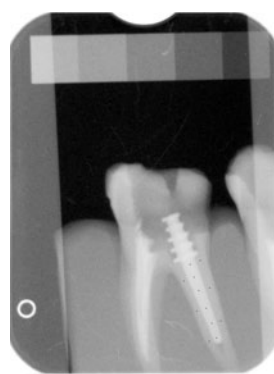


Abb. 70g: Dürr

5.2.6 Wurzelstift aus Goldlegierung

ISO 50

Der Wurzelstift aus Goldlegierung der Stiftgröße I stellte sich bei allen Systemen deutlicher in den Frontzähnen als in den Molaren dar. Für die Systeme XIOS, Sidexis und Visualix war der Unterschied dabei hoch signifikant ($p < 0,001$). Bei Dürr war er signifikant ($p < 0,01$) und bei RVG niedrig signifikant ($p < 0,05$) (Abb. 71). Der Scan hatte mit den durchschnittlichen Grauwertdifferenzen von etwa 70 in den Frontzähnen und etwa 60 in den Molaren die niedrigsten Werte. Sie unterschieden sich für Frontzähne und Molaren nicht signifikant ($p > 0,05$) von denen des Systems DenOptix, allerdings hoch signifikant ($p < 0,001$) von allen anderen Systemen (Tab. 26).

Beim Dürr System wurde für den Stift in den Frontzähnen eine mittlere Differenz von 130 gemessen, wozu sich die mittleren Grauwerte der anderen Systeme außer XIOS hoch signifikant ($p < 0,001$) unterschieden. Mit XIOS wurden Grauwertdifferenzen von durchschnittlich 125 bis 130 festgestellt, die sich nicht signifikant ($p > 0,05$) vom Dürr Systems unterschieden, aber allen anderen Systemen hoch signifikant ($p < 0,001$) differierten. Bei den Systemen RVG und Sidexis grenzten sich die Goldstifte mit den mittleren Differenzwerten von etwa 110 in den Frontzähnen und beim Visualix System von etwa 105 ab. Diese drei Systeme unterschieden sich bei den Frontzähnen nicht signifikant voneinander ($p > 0,05$), aber hoch signifikant ($p < 0,001$) von den übrigen Systemen.

In den Molaren wurde die höchste mittlere Graustufendifferenz für Goldwurzelstifte mit 110 ebenfalls bei den Systemen Dürr und XIOS festgestellt, die sich nicht signifikant ($p > 0,05$) voneinander unterschieden. Sie unterschieden sich aber hoch signifikant ($p < 0,001$) von allen übrigen Systemen, außer XIOS und RVG, die sich signifikant ($p < 0,01$) unterschieden. Der Differenzwert des Sidexis Systems betrug bei den Molaren etwa 90 bis 95 und unterschied sich nicht signifikant ($p > 0,05$) zu RVG und zu Visualix, deren mittlere Differenzwerte jeweils bei etwa 95 und 80 lagen. Die Systeme RVG und Visualix unterschieden sich bei den Molaren signifikant ($p < 0,01$) voneinander. Die geringste Differenz, mit etwa 60, wurde für das Scan und das DenOptix System gemessen, die hoch signifikant ($p < 0,001$) unter den Werten der übrigen Systeme lagen. Die Abbildungen 73a bis g zeigen die Abbildung des Goldstiftes der Größe I mit 7 verschiedenen Röntgensystemen.

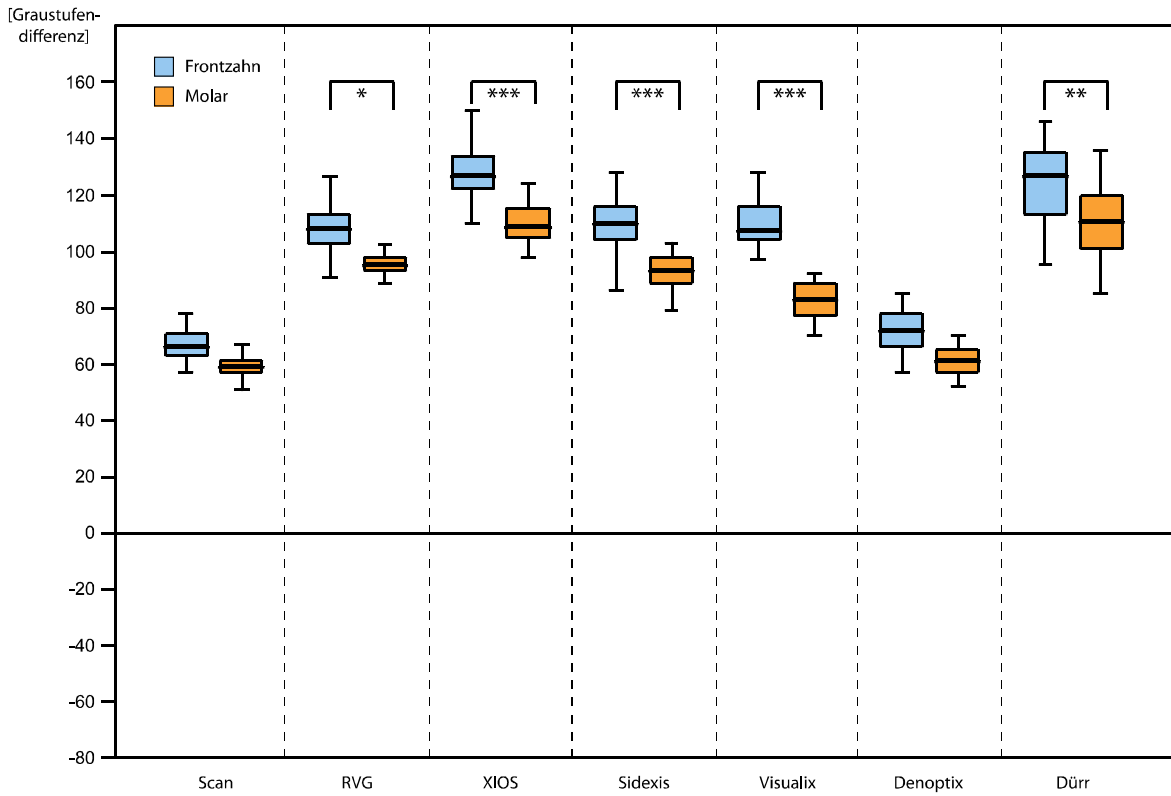


Abb. 71: Darstellung zum Vergleich vom Goldstift der Größe I abgebildet, von 7 verschiedenen Röntgensystemen (**=p<0,001, **=p<0,01, *=p<0,05)

| | Frontzähne | | | | | | | Molaren | | | | | | |
|----------|------------|------|------|---------|----------|----------|------|---------|------|------|---------|----------|----------|------|
| | Scan | RVG | XIOS | Sidexis | Visualix | DenOptix | Dürr | Scan | RVG | XIOS | Sidexis | Visualix | DenOptix | Dürr |
| Scan | *** | *** | *** | *** | *** | n.s. | *** | *** | *** | *** | *** | *** | n.s. | *** |
| RVG | *** | *** | *** | n.s. | n.s. | *** | *** | *** | *** | ** | n.s. | ** | *** | *** |
| XIOS | *** | *** | *** | *** | *** | *** | n.s. | *** | ** | *** | *** | *** | *** | n.s. |
| Sidexis | *** | n.s. | *** | *** | n.s. | *** | *** | *** | n.s. | *** | *** | n.s. | *** | *** |
| Visualix | *** | n.s. | *** | n.s. | *** | *** | *** | *** | ** | *** | n.s. | *** | *** | *** |
| DenOptix | n.s. | *** | *** | *** | *** | *** | *** | n.s. | *** | *** | *** | *** | *** | *** |
| Dürr | *** | *** | n.s. | *** | *** | *** | *** | *** | *** | n.s. | *** | *** | *** | *** |

Legend: *** p<0.001, ** p<0.01, * p<0.05, n.s. nicht signifikant

Tab. 26: Signifikante Unterschiede zwischen den Systemen bei Frontzähnen und Molaren

ISO 90

Der Wurzelstift aus Goldlegierung der Stiftgröße II wurde generell in den Frontzähnen mit höheren Graustufendifferenzen dargestellt als in den Molaren. Dies war für die Systeme XIOS und Visualix hoch signifikant ($p < 0,001$), für die Systeme RVG und Dürr signifikant ($p < 0,01$) und für das System DenOptix niedrig signifikant ($p < 0,05$) (Abb. 72). Die höchste durchschnittliche Graustufendifferenz wiesen die Systeme XIOS und Dürr bei den Frontzähnen mit einem Wert von etwa 130 auf. Sie unterschieden sich nicht signifikant ($p > 0,05$) voneinander (Tab. 27). Bei den Molaren zeigte sich der Wurzelstift aus Goldlegierung am deutlichsten bei den Systemen Dürr und Sidexis mit einem durchschnittlichen Kontrastwert von etwa 110, wobei sich die Systeme nicht signifikant ($p > 0,05$) voneinander unterschieden.

Das RVG System und das Visualix System hatten eine durchschnittliche Grauwertdifferenz von etwa 115 bei den Frontzähnen, womit sie sich untereinander und zu den Systemen XIOS, Sidexis und Dürr nicht signifikant ($p > 0,05$) unterschieden. Bei den Molaren betrug der mittlere Differenzwert für das RVG System etwa 100 und für das Visualix System etwa 90. Das Visualix System unterschied sich hier signifikant ($p < 0,01$) zu den Systemen Sidexis und Dürr.

Bei den gescannten Zahnfilmen wurde ein Durchschnittswert von 70 bis 75 bei den Frontzähnen und etwa 60 bis 65 bei den Molaren errechnet. Diese Werte unterschieden sich hoch signifikant ($p < 0,001$) zu denen aller anderer Systeme, außer zu denen des DenOptix Systems. Für das DenOptix System betrug der Differenzwert etwa 80 für die Frontzähne und etwa 60 für die Molaren. Auch das DenOptix System unterschied sich, außer zum Scan System, in der Darstellung hoch signifikant ($p < 0,001$) zu allen anderen Systemen.

Die Abbildungen 74a bis g zeigen die Abbildung des Goldstiftes der Größe II mit 7 verschiedenen Röntgensystemen.

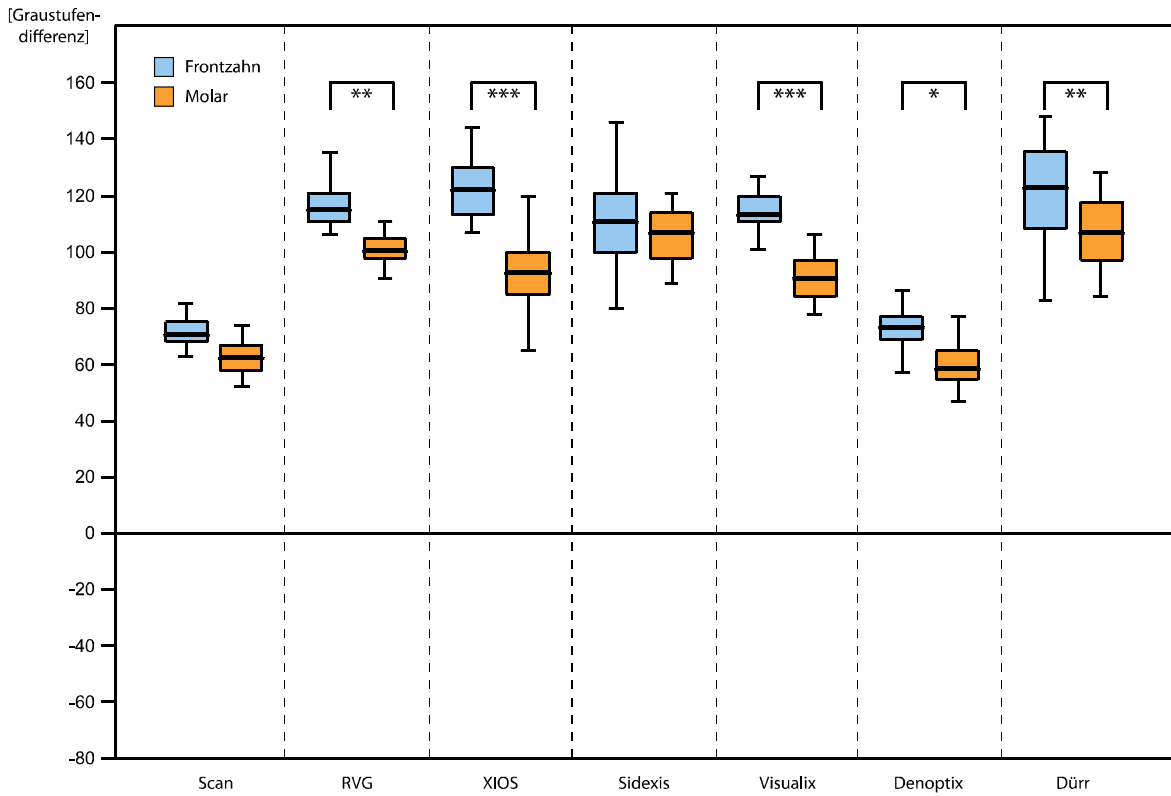


Abb. 72: Darstellung zum Vergleich vom Goldstift der Größe II, abgebildet von 7 verschiedenen Röntgensystemen (**=p<0,01, ***=p<0,001, *=p<0,05)

| | Frontzähne | | | | | | | Molaren | | | | | | |
|----------|------------|------|------|---------|----------|----------|------|---------|------|------|---------|----------|----------|------|
| | Scan | RVG | XIOS | Sidexis | Visualix | DenOptix | Dürr | Scan | RVG | XIOS | Sidexis | Visualix | DenOptix | Dürr |
| Scan | *** | *** | *** | *** | *** | n.s. | *** | *** | *** | *** | *** | *** | n.s. | *** |
| RVG | *** | *** | n.s. | n.s. | n.s. | *** | n.s. | *** | *** | n.s. | n.s. | n.s. | *** | n.s. |
| XIOS | *** | n.s. | *** | n.s. | n.s. | *** | n.s. | *** | n.s. | *** | n.s. | n.s. | *** | n.s. |
| Sidexis | *** | n.s. | n.s. | *** | n.s. | *** | n.s. | *** | n.s. | n.s. | *** | ** | *** | n.s. |
| Visualix | *** | n.s. | n.s. | n.s. | *** | *** | n.s. | *** | n.s. | n.s. | ** | *** | *** | ** |
| DenOptix | n.s. | *** | *** | *** | *** | *** | *** | n.s. | *** | *** | *** | *** | *** | *** |
| Dürr | *** | n.s. | n.s. | n.s. | n.s. | *** | *** | *** | n.s. | n.s. | n.s. | ** | *** | *** |

| | | | |
|---------|--------|--------|-------------------|
| *** | ** | * | n.s. |
| p<0.001 | p<0.01 | p<0.05 | nicht signifikant |

| | | | |
|---------|--------|--------|-------------------|
| *** | ** | * | n.s. |
| p<0.001 | p<0.01 | p<0.05 | nicht signifikant |

Tab. 27: Signifikante Unterschiede zwischen den Systemen bei Frontzähnen und Molaren

Wurzelstift aus Goldlegierung, ISO 50:

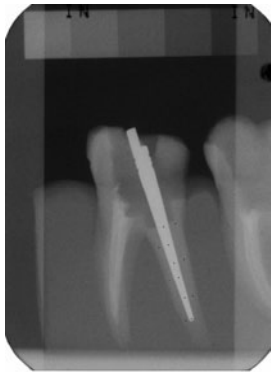


Abb. 73a: Scan

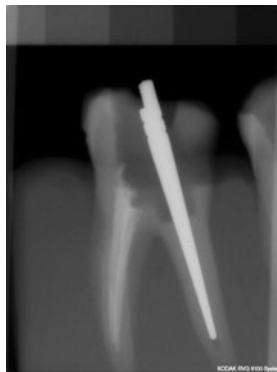


Abb. 73b: RVG

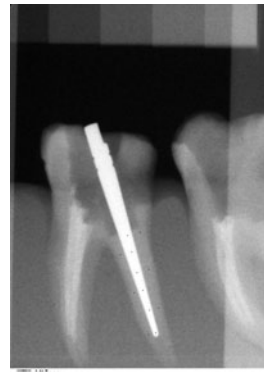


Abb. 73c: XIOS

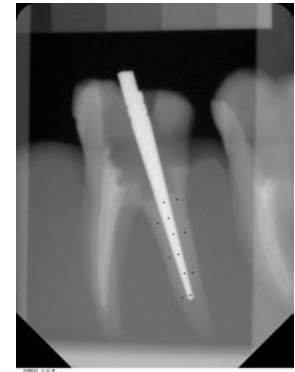


Abb. 73d: Sidexis

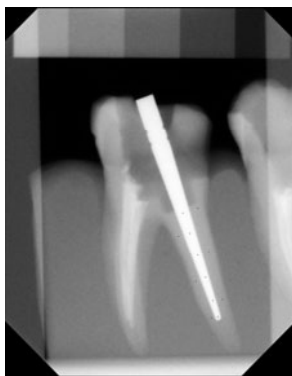


Abb. 73e: Visualix

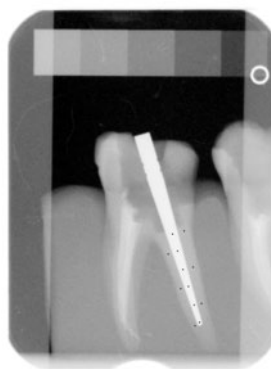


Abb. 73f: DenOptix

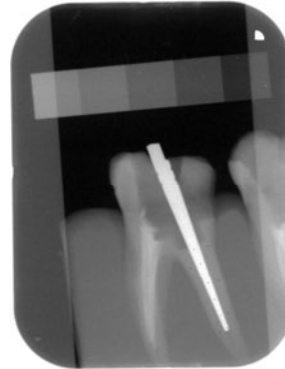


Abb. 73g: Dürr

ISO 90:

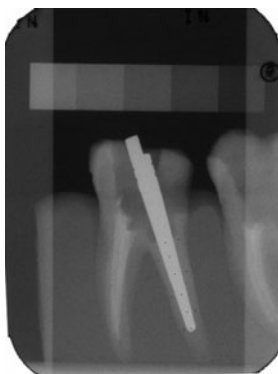


Abb. 74a: Scan

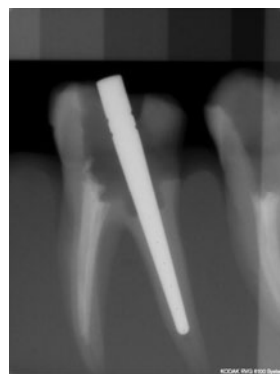


Abb. 74b: RVG

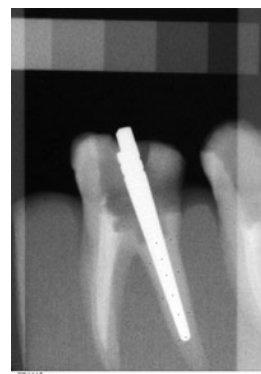


Abb. 74c: XIOS

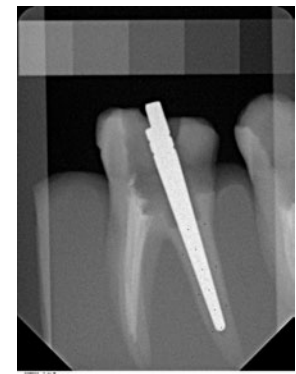


Abb. 74d: Sidexis

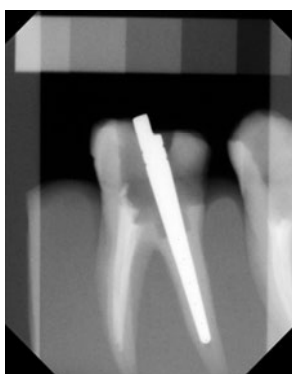


Abb. 74e: Visualix

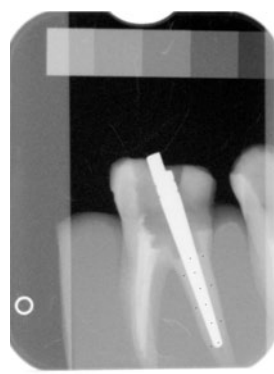


Abb. 74f: DenOptix

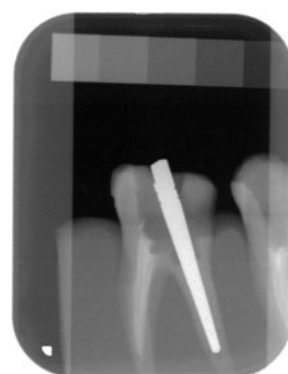


Abb. 74g: Dürr

6 Diskussion

Das Ziel dieser Arbeit war, die Röntgensichtbarkeit verschiedener endodontischer Materialien zu messen und gleichzeitig die Ergebnisse der verschiedenen Röntgensysteme, die dafür verwendet wurden, zu vergleichen.

Die digitalen Auswertungsmöglichkeiten stellten eine objektivierte Methode dar gegenüber dem traditionellen Messen von optischen Filmdichten und das Umrechnen dieser in Aluminiumäquivalenzwerte (BENZ & SITZMANN 2000, YOSHIURA et al. 1999). Vorteilhaft war dabei, dass die digitalen Bilder größer als Zahnfilme waren und Meßfehler aufgrund der Subjektivität beim konventionellen Vergleich vermieden wurden.

Die Öffnung eines konventionellen Transmissionsdensitometers zur Bestimmung der Dichte eines Bildes beträgt 1mm, während dagegen bei einem digitalen Bild Grauwerte von kleinsten Arealen bis zu einzelnen Pixeln gemessen werden. Mit einem Transmissionsdensitometer wäre es nicht möglich gewesen, repräsentative Areale genau und ohne Beteiligung benachbarter Strukturen auszumessen, zumal der Durchmesser des zu messenden Materials besonders in den apikalen Regionen des Zahnes abnahm. Die digitale Radiographie bot so die genauere Auswertungsmöglichkeit. Mehrere Autoren benutzten bereits die verwendete digitale Auswertungsmethode (AOYAGI et al. 2005, BAKSI et al. 2007, GU et al. 2006, GÜRDAL & AKDENIZ 1998, RASIMICK et al. 2007, SABBAGH et al. 2004, SOARES et al. 2005, TAGGER & KATZ 2003, TAGGER & KATZ 2004, WENZEL et al. 1998, ZAPPINI & SEITNER 2005).

Viele Hersteller bewerben die Röntgensichtbarkeit ihrer Produkte, indem sie das Material zum Vergleich mit Proben von Zahnhartsubstanz und den Produkten anderer Hersteller auf einem Röntgenfilm zeigen. Dennoch kann durch Überlagerungen das Material in der Klinik viel schlechter sichtbar sein. Auch die Dicke der überlagerten Strukturen spielt für ihre Röntgendarstellung eine entscheidende Rolle. Deshalb sollte in dieser Studie die klinische Situation durch den Versuchsaufbau simuliert werden. Die verwendete Apparatur erfüllte die an sie gestellten Anforderungen, da reproduzierbare Aufnahmen entstanden. Dies bestätigten die fast gleichbleibenden Grauwerte der mit geröntgten Aluminiumtreppe. Nur bei einzelnen Bildern musste der Kontrast dem Referenzbild des Systems angepasst werden. GU et al. (2006) zeigten, dass die Radiopazität

nicht von der Objektentfernung oder von der Belichtungszeit abhängig war, so dass das angewendete Vorgehen, durch das arbiträr und gewissermaßen subjektiv für jedes System die optimale Belichtungszeit gewählt wurde, gerechtfertigt erschien und den Vergleich der einzelnen Systeme erlaubte.

Hartgewebsäquivalente in Form von Silikon (JACOBSEN et al. 2004, SCHMAGE et al. 1999) oder Gips mit Sägespänen (O'ROURKE et al. 1994) und Weichgewebsäquivalente aus Wachs (HAAK et al. 2002, O'ROURKE et al. 1994), Aluminium (ABOU-TARA 2002) oder Plexiglas (FINGER et al. 2002, JACOBSEN et al. 2004, PIEPENBRING et al. 2000, SCHMAGE et al. 1997, WENZEL et al. 1998) wurden bereits in anderen Studien genutzt, die einen klinikähnlichen Aufbau simulierten. Die von uns verwendete Kombination von Silikon und Aluminium für diesen Zweck erbrachte einen Kontrast, der der klinischen Situation entsprach. KAFFE & LITTNER (1995) gaben zu bedenken, dass die Radiopazität von Guttapercha in einem klinikähnlichen Testaufbau getestet werden müsste, da dass von ihnen verwendete Weichteiläquivalent den Kontrast ihrer Bilder um 10% reduzierte. Dies sollte auch für die getestete Versuchsanordnung verifiziert werden. Für den Vergleich der Materialien und Systeme spielte es aber keine Rolle, weil alle demselben möglichen systematischen Fehler unterlagen.

Das Digitalisieren der Zahnfilme erbrachte im Vergleich zu den Digitalsensor-Bildern relativ kontrastarme Röntgenbilder trotz des dafür vorgesehenen Scanners und der hohen gewählten Bittiefe. Die Kontrastarmut von konventionellem Zahnfilm im Vergleich zu einigen digitalen Radiographiesystemen wurde in Übereinstimmung zu den vorliegenden Ergebnissen auch von FARMAN (2005) festgestellt. Das Scannen war notwendig, um sie zu den anderen Systemen vergleichbar zu machen und um die Bilder genau auswerten zu können. Tatsächlich reflektierten die Ergebnisse die relative Sichtbarkeit der verschiedenen Materialien. Das Einscannen der Zahnfilme erfolgte hochwertig und immer an gleicher Position mittig im Scanner platziert. Allerdings wurde ihnen so ein Vorteil gegenüber den digitalen Systemen genommen, da die Betrachtung dieser am Lichtbildschirm eine gewisse `Plastizität` gibt, welche am digitalen Monitor nicht erreicht wird. Manche Autoren betrachten das Einscannen von Zahnfilmen als eine aussagekräftige Methode, um an digitale Informationen zu erlangen (GÜRDAL & AKDENIZ 1998, TAGGER & KATZ 2003, 2004), während andere diese Methode

als minderwertig betrachten (GOGA et al. 2004, SCHULZE et al. 2002). Wie von TAGGER & KATZ (2004) wurde auch in dieser Arbeit das Einscannen von Zahnfilmen erfolgreich zur Messung von Radiopazitäten genutzt. GÜRDAL & AKDENIZ (1998) beschrieben die Gleichwertigkeit der eingescannten digitalen Bilder gegenüber den konventionell betrachteten Zahnfilmen, dagegen widersprachen GOGA et al. (2004) dieser Aussage. SCHULZE et al. (2002) beklagten, dass durch den Scanprozess Bildinformationen von kontrastarmen Strukturen verloren gingen. Bei der Bewertung der Ergebnisse sollte berücksichtigt werden, dass die konventionellen Zahnfilme durch das Scannen eventuell schlechter abgeschnitten haben. Das Verwenden des Programms ImageJ bot sich an, da es eine speziell für medizinische Zwecke entwickelte Software ist (LEHMANN 2002). In vorherigen Studien hatte sich diese bewährt (AOYAGI et al. 2005, BAKSI et al. 2007, GÜRDAL & AKDENIZ 1998, SABBAGH et al. 2004, YOSHIURA et al. 1999).

Manche Studien lassen die Röntgensichtbarkeit von Materialien von mehreren Untersuchern beurteilen, z.B. approximale Füllungsüberhänge oder Randspalte (HAAK et al. 2002, HINCK 1998, O'ROURKE et al. 1994). Diese Studien geben allerdings im Gegensatz zu objektiven Grauwertdifferenzen die subjektive empfundene Sichtbarkeit wieder und sind erheblich von der Erfahrung der Untersucher abhängig (JACOBSEN et al. 2004). Die verwendete Methode umging derartige Subjektivitäten.

Für die digitalen Systeme wurde hinsichtlich der Graustufendifferenzen eine Überlegenheit festgestellt, die in der Klinik durch ihre Bildbearbeitungsmöglichkeiten den Komfort der Bildauswertung weiter steigern könnte. Den Beweis müssen in vivo-Studien liefern. Das objektive Auswertungsverfahren ermöglichte die Qualitäten der einzelnen digitalen Systeme zu vergleichen. Die Wahl eines Röntgensystems wird nicht allein aufgrund von Vorteilen bei Kontrastdifferenzen getroffen. Einige Systeme bieten Funktionen, wie die automatische Bildoptimierung, die andere nicht benutzen, während andere eine höhere Bildtiefe darstellen, was dem Anwender erlaubt, das Bild mit tatsächlich vorhandenen und nicht interpolierten Grauwerten zu bearbeiten, so dass mehr tatsächliche Informationen sichtbar gemacht werden können, als unbearbeitet zu

sehen sind. Demzufolge stellt das Ergebnis dieser Arbeit nur ein Kriterium zur Bewertung der Röntgensysteme dar.

Wie bei RASIMICK et al. (2007) wurde auch in der vorliegenden Arbeit festgestellt, dass die Röntgensichtbarkeit vom verwendeten Röntgensystem abhing, was bei den kontrastarmen FRC-Stiften besonders deutlich wurde. Die Systeme XIOS, Visualix, Sidexis, RVG und Dürr stellten die FRC-Stifte am besten dar. Interessant ist allerdings, dass alle Systeme die Materialien in gleicher Reihenfolge der Röntgensichtbarkeit darstellten, was FARMAN et al. (1996) ebenfalls feststellten. Insgesamt scheint der Ansatz, die Radiopazität von Materialien zu beeinflussen, in den Materialien selber zu liegen, so dass es nicht gelingen kann ein fast unsichtbares Material durch ein besonders gutes Röntgensystem sichtbar zu machen.

TAGGER & KATZ (2003) bemerkten, dass ein statistisch errechneter Aluminiumäquivalenzwert, der nach der Dichtemeßmethode ermittelt wurde, keinen Hinweis auf eine tatsächliche klinische Sichtbarkeit gäbe, da nicht klar sei, ab welchem Wert ein Material sichtbar wäre. Dies traf auch für diese Untersuchung zu, da eine empfohlene Grauwertdifferenz von mindestens 25, um die Materialien voneinander abgrenzen zu können, empirisch war und für leere Wurzelkanäle noch unterschritten wurde, während sie für Wurzelstifte aus FRC oft nicht ausreichte. Dagegen stellten ZAPPINI & SEITNER (2005) fest, dass das Messen von Grauwertdifferenzen zwischen einem Material und Dentin mit dem Messen von Aluminiumreferenzwerten korrelierte: d.h. je höher der Aluminiumwert war, desto höher war die Grauwertdifferenz, und desto besser war ein Material gegenüber der benachbarten Struktur sichtbar. Auch diese Aussage konnte durch diese Untersuchung bestätigt werden, klärte aber nicht, ab welcher Graustufendifferenz das Auge diese wahrnehmen könnte. Tendenziell würde aber mit beiden Auswertungsmethoden dasselbe Ergebnis erzielt werden.

Eine Besonderheit bei digitalen Bildern war, dass digitale Röntgensensoren linear auf Röntgenstrahlung reagierten und deren Grauwerte ein proportionales Verhältnis zu Aluminiumdicken hatten (AOYAGI et al. 2005, YOSHIURA et al. 1999), während bei Zahnfilmen die optische Dichte ein exponentielles Verhältnis zu Aluminiumdicken hatte. Dies könnte erklären, warum die Zahnfilme, die lange als Goldstandard galten, in dieser Untersuchung relativ schwach abgeschnitten haben.

Der direkte Vergleich der eigenen Ergebnisse mit denen anderer Autoren, die die Radiopazitäten von Wurzelstiften ebenfalls objektiv, allerdings jeweils nur mit einem Röntgensystem, ausgewertet haben, zeigt:

| | | AUTOREN | | | | |
|-------------------------------------|------------------|--------------------|---------------|--------------------------------|----------------|----------------|
| | | eigene | FINGER et al. | ZAPPINI & SEITNER | SOARES et al. | IBRAHIM et al. |
| GRAUWERTDIFFERENZ od. AL-ÄQUIVALENZ | KANAL LEER | (-5) - (-30) Diff. | | | | |
| | GUTTAPERCHA | 10 - 95 Diff. | | | | |
| | FRC, Glasfaser | (-5) - 25 Diff. | 41 - 77% | -3,5 - 31,6 Diff. / 70 - 333% | 27 Diff. | 65 - 112% |
| | FRC, Quarzfaser | | 48% | -4,5 - 13,9 Diff. / 51-193% | | 28% |
| | FRC, Carbonfaser | | | 5 Diff. / 61% | 13 - 54 Diff. | 20% |
| | FRC, Zirkonfaser | | 109 - 116% | 14,1 - 18,1 Diff. / 190 - 192% | | |
| | KERAMIK | 50 - 130 Diff. | | | 132 Diff. | 750% |
| | TITAN | 15 - 90 Diff. | 434% | 51,2 Diff. / 553% | | 420% |
| | rostfr. STAHL | | | | 80 - 102 Diff. | 700% |
| | GOLDLEGIERUNG | 60 - 130 Diff. | | | | |

Tab. 28: Vergleich der Ergebnisse verschiedener Studien zur Radiopazität von Wurzelstiften unter klinikähnlichen Simulationen (Grauwertdifferenz) und unter standardisierten Bedingungen (Aluminiumäquivalenzwert in Prozent; 100% = 1mm/Al).

Dabei verwendeten FINGER et al. (2002) konventionelle Zahnfilme, ZAPPINI & SEITNER (2005) konventionell gescannte Aufnahmen, SOARES et al. (2005) eine Speicherfolie und IBRAHIM et al. (2006) konventionelle Zahnfilme. Anhand der Tabelle wird sichtbar, dass die Graustufendifferenzen der verschiedenen Materialien dieser Studie mit denen von ZAPPINI & SEITNER (2005) und SOARES et al. (2005) entsprachen. Zur eigenen Untersuchung ist bei dieser Tabelle zu berücksichtigen, dass zwei Stiftdurchmesser - ISO 50 und ISO 90 - untersucht wurden und die Graustufendifferenzen an sechs Ebenen des Stiftes mit unterschiedlichen Durchmessern gebildet wurden. Dies erklärt die Streubreite der ermittelten Graustufendifferenzen pro Material. Ansonsten bestätigte die Übereinstimmung mit den übrigen Autoren die Korrektheit der eigenen Ergebnisse. Die etwas höheren Differenzwerte von ZAPPINI & SEITNER (2005) erklären sich durch die alleinige Messung im koronalen Wurzel Drittel und den größeren verwendeten Stiftdurchmessern. Der Stiftdurchmesser des ER-

DentinPosts betrug nämlich 1,5 mm in dem vermessenen zylindrischen Teil. Die anderen getesteten FRC-Stifte wurden in der jeweiligen Größe, die in die Bohrung für den ER-Stift passte, inseriert und die Messungen ebenfalls in den koronalen Wurzelthirdeln gemacht. SOARES et al. (2005) erkannten bei Wurzelstiften aus Stahl, Titan, Zirkoniumdioxidkeramik, FRC und Carbonfasern im zervikalen und mittleren Zahnwurzelthirdel keinen Unterschied in der Röntgendichte des jeweiligen Materials. Im apikalen Anteil verminderte sich erwartungsgemäß die Röntgendichte. Gerade dieser Bereich ist zur Bewertung des korrekten Sitzes des Stiftes besonders wichtig.

Insgesamt kann die Röntgensichtbarkeit der FRC-Stifte, besonders in der ISO Größe 50 als nicht zufriedenstellend bewertet werden. FINGER et al. (2002) beschrieben, dass untersuchende Zahnärzte einen FRC-Stift mit einer röntgenologischen Dichte, die 1,16 (116%) mm/Al als klinisch noch akzeptabel einstufen. Die übrigen untersuchten FRC-Stifte hatten keine höheren Aluminiumäquivalenzwerte und wurden als schwach bis nicht radiologisch diagnostizierbar bewertet. Der Einfluss des FRC-Stiftmaterials bezüglich Faser- und Matrixmaterial ist in diesem Zusammenhang zu betonen.

Der in dieser Studie untersuchte ER-DentinPost fiel beim Vergleich von verschiedenen FRC-Stiften in der Studie von ZAPPINI & SEITNER (2005) als ein Stift mit vergleichsweise höherer Radiopazität gegenüber den anderen Stiften auf. Der untersuchte ER-DentinPost wurde bereits gegenüber seiner ersten Zusammensetzung in der Radiopazität erhöht, was aber als noch nicht ausreichend zu bewerten ist.

In der vorliegenden Studie wurden unbefestigte Stifte geröntgt. Dadurch entfiel der Einfluss des Befestigungskomposits. Ob dieser einen großen Einfluss hätte, ist fraglich, da die Zementfilmdicke ca. 35 bis 50 μm in der Fuge zwischen Stift und Wurzelkanal beträgt, d.h. ein maximal 100 μm starker Zementfilm dargestellt würde. Nur eine sehr große Radiopazität von der 0,1 mm starken Zementschicht besäße hier eine Relevanz. FRC-Stifte ließen sich zwar manchmal auf den Röntgenbildern erahnen, da das präparierte Stiftbett röntgenologisch den Stift als Spalt umgab. Dies war beispielsweise beim RVG-System der Fall und könnte auf die hohe Feinzeichnung dieses Systems zurückzuführen sein. Allerdings war die Fragestellung unserer Studie nicht die Zeichenschärfe, die vermutlich andere Ergebnisse erzielt hätte (FARMAN & FARMAN 2005). Manche Systeme mit

geringerer Feinzeichnung zeigten aber eine höhere Kontrastdifferenz, was den Stift dann sichtbar machte, wie z.B. das Visualix System.

In der Klinik werden die Stifte aber zementiert, so dass der Spalt zwischen Stift und Kanal wegfällt und insbesondere ein Kompositmaterial mit ebenfalls dentinähnlicher Radiopazität einen innigen Verband zwischen FRC-Stift und Dentin herstellt. Einen solchen Effekt des Befestigungskomposits Panavia 21 EX (Kuraray, Osaka, Japan) auf die Radiopazität von FRC-Stiften wurde von FINGER et al. (2002) beobachtet und als negativ bewertet, da die Stifte nicht mehr vom Dentin abzugrenzen waren. Ebenfalls ist ein Stift mit geringerer Radiopazität als Dentin abzulehnen, da er sich für den Nachbehandelnden als leerer Kanal darstellt. Gerade eine Maskierung des Stiftes sollte ebenso wie die in den Anfängen der FRC-Stifte zu beobachtende „Unsichtbarkeit“ durch Darstellung des Hohlraumes vermieden werden. O'ROURKE et al. (1994) dagegen zeigten, dass radioluzente Inlays mit radiopakem Zement zementiert röntgensichtbarer wurden. Dies spräche auch für einen positiven Effekt im Falle der als schwach radiopak einzustufenden FRC-Stifte.

Insgesamt ist zu fordern, die FRC-Stifte radioopaker zu modifizieren und dann weitere Untersuchungen, die auch ihre Befestigung mit verschiedenen Kompositen berücksichtigen, durchzuführen. Die Frage, inwiefern Befestigungskomposit die Röntgensichtbarkeit des FRC-Stiftes beeinflussen würde, lässt sich aus dieser Arbeit nicht beantworten. Wünschenswert wäre, dass sich der FRC-Stift bereits vom Dentin unterscheiden sollte, oder dass ein Dentin-ähnlicher Stift sich durch einen hoch röntgenopaken Befestigungskomposit vom FRC-Stift akzentuieren ließe. Ebenfalls ist ein FRC-Stift mit der gleichen Radiopazität wie Guttapercha problematisch. In vielen Fällen ist die Vorbehandlung eines mit einer Krone versorgten Zahnes nicht bekannt und dann kann röntgenologisch nicht differenziert werden, ob eine Stiftversorgung durchgeführt wurde.

Das Kontrollbild nach Präparieren des Stiftbettes und vor dem Befestigen des FRC-Stiftes kann mit einem Stift aus Metall oder dem Präparationsinstrument aus Stahl gemacht werden, um den korrekten Sitz des Stiftes zu kontrollieren. Allerdings ist die Nachvollziehbarkeit der Versorgung anhand eines späteren Röntgenbildes zu fordern. In dieser Untersuchung wurden die mit dem Stift versehenen Kanäle nicht wurzelgefüllt. Unter klinischen Bedingungen verbleiben

apikal des Stiftes ca. 4 mm Wurzelfüllung aus Guttapercha, die sich ebenfalls vom Stift abgrenzen sollte. In der vorliegenden Untersuchung war die Radiopazität von Guttapercha zumindest bei ISO Größe 90 ausreichend. Allerdings wurde dabei nicht nur die apikale Spitze des Guttapercha Points gemessen, sondern ein Mittelwert aus Werten über die gesamte Länge des Guttapercha Points mit verschiedenen Dicken gemessen. Andere Autoren bemängeln die Radiopazität von Guttapercha und Wurzelfüllungen, besonders im apikalen Drittel (KAFFE & LITTNER 1995). BAKSI et al. (2007) fanden heraus, dass gewisse Sealer Wurzelfüllungen röntgenopaker machten, andere diese aber besonders im apikalen Bereich auch Wurzelfüllungen maskierten. Übereinstimmung besteht, dass die auf dem Markt erhältliche Guttapercha verschiedener Hersteller ähnliche Radiopazitäten besitzen (KATZ et al. 1990, SHAH et al. 1996, TAGGER & KATZ 2004).

IBRAHIM et al. (2006) verglichen die Röntgenopazität von verschiedenen Wurzelstiften mit Schmelz und Dentin. Der verwendete Keramikstift Cerapost (Brasseler, USA) zeigte eine höhere Röntgenopazität als Schmelz, was die Autoren, als wünschenswerte Röntgensichtbarkeit bezeichneten. In dieser Studie wurden keine Schmelzgrauwerte ausgemessen, so dass der Cerapost nicht mit diesen Werten verglichen werden konnte, jedoch liegen seine Werte in der Größenordnung von Metallstiften, die sich klinisch bewährt haben.

Für das Prädikat Röntgensichtbarkeit eines Materiales ist eine Prüfung im Zahn und nicht als reine Materialschicht mit reproduzierbaren Methoden zu fordern. Eine Röntgensichtbarkeit, wie sie Titanstifte erzielen, wäre als guter Fortschritt für FRC-Stifte zu sehen. Die Grauwertdifferenzen von Titanstiften lagen in dieser Arbeit mit allen Röntgensystemen zwischen 15 und 90, so dass eine erstrebenswerte Grauwertdifferenz etwa 40 bis 50 betragen dürfte.

Diese Studie unterliegt den Beschränkungen von in vitro - Versuchsanordnungen, die gefundenen Ergebnisse müssen klinisch überprüft werden. Weitere Studien sollten sich mit den Unterschieden zwischen den FRC-Wurzelstiften verschiedener Hersteller beschäftigen.

7 Schlussfolgerungen

Aus den Ergebnissen der vorliegenden Untersuchung können folgende Schlussfolgerungen gezogen werden:

- Die digitale Bildanalyse mit der Bildung von Grauwertdifferenzen kann zum objektiven Vergleich von verschiedenen Röntgenobjekten und digitalen Radiographiesystemen empfohlen werden.
- Der minimale Graustufendifferenzwert, der zur visuellen Erkennbarkeit notwendig war, variierte abhängig vom Material im Wurzelkanal, so dass eine exakte Angabe nicht möglich ist, aber ein Graustufendifferenzwert von 40 - 50 Sicherheit bieten würde.
- Leere Wurzelkanäle waren trotz geringer, negativer Graustufendifferenz von 5 - 10 zum Dentin gut erkennbar.
- Die Röntgensichtbarkeiten von Wurzelstiften aus verschiedenen Materialien bzw. von Guttapercha Points waren in den untersuchten Durchmessern nur mit FRC ein Problem. Alle anderen erzielten unabhängig vom Röntgensystem ausreichende Graustufendifferenzen und waren visuell abgrenzbar, wobei Guttapercha und Titan bei ISO Größe 50 eher schwach dargestellt wurden.
- FRC-Wurzelstifte stellten sich auch bei Graustufendifferenzen von 25 nicht sichtbar dar, so dass zu fordern ist, ihre Radiopazitäten weiter zu erhöhen.
- Da mit allen digitalen Systemen mindestens gleichwertige oder bessere Ergebnisse als mit analogen, gescannten Zahnfilmen erzielt wurden, können sie grundsätzlich für die untersuchte Indikation empfohlen werden. Insbesondere XIOS und Visualix, gefolgt von Sidexis und Dürr sowie RVG haben sich in dieser Untersuchung bewährt.
- Die Stifte und der Guttapercha Point der ISO Größe 90 waren generell röntgensichtbarer als die der ISO Größe 50.

8 Zusammenfassung

Das Ziel dieser Arbeit war die Radiopazität von vier verschiedenen Wurzelstiftmaterialien im Vergleich zu Guttapercha und zum leeren Kanal mit sechs digitalen und einem analogen Röntgensystem zu untersuchen. Bei den Wurzelstiftmaterialien handelte es sich um Faserverstärkten Kunststoff (FRC), Zirkonoxidkeramik, Titan und Goldlegierung. Mit Hilfe einer Apparatur, die zum einen die klinische Situation simulierte und zum anderen eine Reproduzierbarkeit gewährleistete, wurden die Wurzelstifte in je fünf menschlichen Inzisiven und Molaren geröntgt. Die digitalen Röntgenaufnahmen wurden kalibriert und die analogen zuvor gescannt. Computergestützt wurden die Grauwertdifferenzen zwischen Dentin und dem jeweiligen Material im Wurzelkanal an sechs Messstellen ausgewertet. Zusätzliche Parameter waren die Zahnarten und die Kanaldurchmesser entsprechend ISO 50 und 90. Zum Vergleich der Wurzelstiftmaterialien, sowie der Röntgensysteme erfolgte die statistische Auswertung mittels ANOVA-Test mit Scheffé-Korrektur auf einem Signifikanzlevel von $\alpha = 0,05$.

Die Ergebnisse erlaubten eine objektive Aussage hinsichtlich der Abgrenzbarkeit eines Materials gegenüber vom Wurzelentin. Alle Materialien zeigten tendenziell in Frontzähnen eine bessere Erkennbarkeit als in Molaren. Dies war signifikant abhängig vom Röntgensystem. Die besten Systeme waren dabei XIOS, Sidexis, Visualix und Dürr.

Wurzelstifte aus Goldlegierung und Zirkonoxidkeramik waren sehr gut abgrenzbar, ausgedrückt durch die höchsten Grauwertdifferenzen, die zwischen 60 und 140 lagen. Titanstifte zeigten bei ISO 50 Vorteile gegenüber Guttapercha Points des gleichen Durchmessers, wogegen sie sich bei ISO 90 beide ähnlich gut abgrenzbar darstellten. Die Darstellung dieser Materialien war mit Graustufendifferenzen von 40 bis 80 mit dem XIOS, Sidexis und Visualix System am besten, wohingegen die übrigen Systeme schwächere Graustufendifferenzen zwischen 20 und 40 zeigten.

Bei den Faserverstärkten Kompositstiften besaßen der Stiftdurchmesser, die Zahnart und das Röntgensystem Relevanz für die Graustufendifferenzen. FRC-Stifte der ISO Größe 50 waren unabhängig vom System bei Graustufendifferenzen zwischen 0 und 20 in den Frontzähnen nur gering und in den Molaren nicht

sichtbar. Bei der ISO Größe 90 waren die FRC-Stifte bei Graustufendifferenzen zwischen 0 und 30 in den Frontzähnen mäßig und in den Molaren nur gering sichtbar. Bei diesen geringen Grauwertdifferenzen fiel auf, dass die Systeme XIOS, Visualix und Sidexis in der Darstellung kontrastarmer Details Vorteile boten. In dieser Untersuchung boten diese drei Systeme die höchsten Graustufendifferenzen, während die eingescannten Zahnfilme und das DenOptix System eine relative Kontrastarmut zeigten und die anderen Systeme mittlere Graustufendifferenzen darstellten. Die Ergebnisse machten keine Aussage über die Bildqualität, da diese nicht nur durch den Kontrast bestimmt wurde.

Eine minimale Graustufendifferenz von mindestens 25 ist für Materialien, zur kontrastreichen Röntgendarstellung zu fordern, wobei Unterschiede bezüglich der abgebildeten Grauwerte festzustellen waren. Daher waren Graustufendifferenzen von 40 bis 50 wünschenswert. Gerade Dentin-ähnliche, etwas radioopaktere Objekte, wie die FRC-Wurzelstifte schienen sich optisch besonders schwierig abgrenzen zu lassen, während leere Kanäle bei ähnlich geringen Graustufendifferenzen leichter zu erkennen waren. Abzuleiten ist die Forderung nach einer weiteren Verbesserung der Radiopazität von FRC-Stiften. Die Radiopazitäten der übrigen Wurzelstiftmaterialien und Guttapercha lagen in Bereichen, die eine Sichtbarkeit gewährleisteten, wenn sie auch für Guttapercha und Titan an Molaren eher geringe Graustufendifferenzen aufwiesen. Für die Darstellung kontrastarmer Details schienen fünf der sechs untersuchten digitalen Röntgensysteme einen Vorteil gegenüber dem konventionellen Zahnfilm zu haben, da sie fragestellungsbezogen bearbeitet werden konnten.

9 Literaturverzeichnis

1. Abou-Tabl Z M, Tidy D C, Combe E C (1979) Radiopacity of composite restorative materials. *British Dental Journal*, 147, 187 - 188
2. Abou Tara M (2002) Beurteilung digitaler und konventioneller Panoramaschichtaufnahmen mittels der Software „FRIACOM“ hinsichtlich für die zahnärztliche Diagnostik wichtiger Strukturen. Zahnmed. Dissertation. Universität Hamburg
3. Akerboom H B M, Kreulen C M, van Amerongen W E, Mol A (1993) Radiopacity of posterior composite resins, composite resin luting cements, and glass ionomer lining cements. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 70, 351 - 355
4. Attaelmanan A G, Borg E, Gröndahl H-G (2001) Signal-to-noise ratios of 6 intraoral digital sensors. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 91, 611 - 615
5. Aoyagi Y, Takahashi H, Iwasaki N, Honda E, Kurabayashi T (2005) Radiopacity of experimental composite resins containing radiopaque materials. *Dental Materials Journal*, 24, 315 - 320
6. Bahrami G, Hagstrom C, Wenzel A (2003) Bitewing examination with four digital receptors. *Dentomaxillofacial Radiology*, 32, 317 - 321
7. Baksi B G, Eyüboğlu T F, Sen B H, Erdilek N (2007) The effect of three different sealers on the radiopacity of root fillings in simulated canals. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 103, 138 - 41
8. Barbat J (2001) Digital Radiography. *Australian Endodontic Journal*, 27, 62 - 65
9. Benz C, Sitzmann F (2000) Digitale Radiographie. In: Wissenschaftliche Stellungnahme der DGZMK V1.1 Stand 10/2000 DZZ 56 (01)
10. Berkhout W E R, Sanderink G C H, Van der Stelt P F (2002) A comparison of digital and film radiography in Dutch dental practices assessed by questionnaire. *Dentomaxillofacial Radiology*, 31, 93 - 99
11. Berkhout W E R, Beuger D A, Sanderink G C H, Van der Stelt, P F (2004) The dynamic range of digital radiographic systems: dose reduction or risk of overexposure? *Dentomaxillofacial Radiology*, 33, 1 - 5

12. Blendl C, Stengel C, Zdunczyk S (2000) Vergleichende Untersuchung analoger und digitaler intraoraler Röntgenbild-Empfängersysteme. Fortschritte auf dem Gebiet der Röntgenstrahlen und der bildgebenden Verfahren, 172, 534 - 541
13. Borg E, Attaelmanan A, Gröndahl H-G (2000) Subjective image quality of solid- state and photostimulable phosphor systems for digital intra-oral radiography. Dentomaxillofacial Radiology, 29, 70 - 75
14. Borg E, Attaelmanan A, Gröndahl H-G (2000) Image plate systems differ in physical performance. Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral and Maxillofacial Radiology, 89, 118 - 124
15. Chan D C N, Titus H W, Chung K-H, Dixon H, Wellinghoff S T, Rawls H R (1999) Radiopacity of tantalum oxide nanoparticle filled resins. Dental Materials, 15, 219 - 222
16. Couture R A (2003) Comments on noise and resolution of the DenOptix radiography sytem. Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral And Maxillofacial Radiology, 95, 746 - 751
17. CRA Status Report (2004) Posts - a shift away from metal? CRA Newsletter Reprint, 28, 1 – 3
18. Curtis Jr P M, von Fraunhofer J A, Farman A G (1990) The radiographic density of composite restorative resins. Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral And Maxillofacial Radiology, 70, 226 - 230
19. DenOptix Gebrauchsanweisung (1997). KaVo Dental, Gendex Dental Systems GmbH, Hamburg
20. DenOptix QST Operator and Service Manual PDF (2005) KaVo Dental, Gendex Dental Systems GmbH, Hamburg
21. DIN Deutsches Institut für Normung e.V., DIN 6868 (2001). Sicherung der Bildqualität in röntgendiagnostischen Betrieben - Teil 5: Konstanzprüfung in der zahnärztlichen Röntgenaufnahmetechnik
22. DIN Deutsches Institut für Normung e.V., DIN 3.2315 (2005). Aluminium und Aluminiumlegierungen, Chemische Zusammensetzung - Serie 6000: AlMgSil
23. Die neue Röntgenverordnung (vom 8. Januar 1987, zuletzt geändert durch Verordnung vom 18. Juni 2002), Hrsg.: Bundesregierung. Hoffmann, Berlin 2002

24. Dürr VistaScan Perio (2007) Digitales Röntgen mit Speicherfolien - Technologie. Dürr Dental GmbH & Co. KG, Bietigheim - Bissingen
25. Farman A G (2000) Editorial. Standards for intraoral radiographic imaging. Dentomaxillofacial Radiology, 29, 257 - 259
26. Farman A G, Farman T T (1999) RVG 5: Sensortechnik statt konventioneller intraoraler Röntgenaufnahmen. International Journal of Computerized Dentistry, 2, 183 – 196
27. Farman A G, Farman T T (2004) Digital Intra-Oral Radiography. In: AADMRT Newsletter Spring 2004
28. Farman A G, Farman T T (2005) A comparison of 18 different x - ray detectors currently used in dentistry. Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology, 99, 485 – 489
29. Farman T T, Farman A G, Scarfe W C, Goldsmith L J (1996) Optical densities of dental resin composites: A comparison of CCD, storage phosphor, and Ektaspeed Plus radiographic film. General Dentistry/ November - December 1996, 532 - 537
30. Farman T T, Vandre R H, Pajak J C, Miller S R, Lempicki A, Farman A G (2006) Effects of scintillator on the detective quantum efficiency (DQE) of a digital imaging system. Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology, 101, 219 - 223
31. Finger W J, Ahlstrand W M, Fritz U B (2002) Radiopacity of fiber-reinforced posts. American Journal of Dentistry, 15, 81 - 84
32. FRC Postec Plus Wissenschaftliche Dokumentation PDF(2004) Ivoclar Vivadent AG, Dr. Thomas Völkel, Schaan, Liechtenstein
33. Fuhrmann A W (2006) Die aktuelle Praxis der intraoralen Zahnaufnahmen konventionell und digital: Probleme und Lösungen. International Journal of Computerized Dentistry, 9, 61 - 68
34. Gakenheimer D (2002) The efficacy of a computerized caries detector in intraoral digital radiography. Journal of the American Dental Association, 133, No 7, 883 - 890
35. Gendex Visualix eHD (2005) Intraoral Sensor, Die ergonomische Bildgebung. KaVo Dental, Gendex Dental Systems GmbH, Hamburg

36. Goga R, Chandler N P, Love R M (2004) Clarity and diagnostic quality of digitized conventional intraoral radiographs. *Dentomaxillofacial Radiology*, 33, 103 – 107
37. Goshima T, Goshima Y (1989) The optimum level of radiopacity in posterior composite resins. *Dentomaxillofacial Radiology*, 18, 19 - 22
38. Gu S, Rasimick B J, Deutsch A S, Musikant B L (2006) Radiopacity of dental materials using a digital x-ray system. *Dental Materials*, 22, 765 - 770
39. Güneri P, Lomcali G, Boyacioglu H, Kendir S (2005) The effects of incremental brightness and contrast adjustments on radiographic data: a quantitative study. *Dentomaxillofacial Radiology*, 34, 20 - 27
40. Gürdal P, Akdeniz B G (1998) Comparison of two methods for radiometric evaluation of resin-based restorative materials. *Dentomaxillofacial Radiology*, 27, 236 - 239
41. Gunawan A, Marx R (1996) Röntgenopazität von Materialien für die Vollkeramik. *Deutsche Zahnärztliche Zeitung*, 51, 572 - 574
42. Gutmann J L, Witherspoon D E (2002) Obturation of the cleaned and shaped root canal system. In: Cohen S, Burns R C (Hrsg.) *Pathways of the Pulp*, 8th Ed. Mosby St. Louis London Philadelphia Sydney Toronto, pp 293 - 365
43. Haak R, Noack M J (1996) Möglichkeiten der Röntgendiagnostik bei Amalgamersatzmaterialien. *Quintessenz*, 47, 1551 - 1559
44. Haak R, Wicht M J, Hellmich M, Noack M J (2002) Detection of marginal defects of composite restorations with conventional and digital radiographs. *European Journal of Oral Sciences*, 110, 282 - 286
45. Haak R, Wicht M J (2005) Grey-scale reversed radiographic display in the detection of approximal caries. *Journal of Dentistry*, 33, 65 – 71
46. Hara A T, Serra M C, Neto F H , Rodrigues Jr. A L (2001) Radiopacity of esthetic restorative materials compared with human tooth structure. *American Journal of Dentistry*, 14, 383 – 386
47. Hinck C (1998) Radiologische Diagnostik von Randspalten und Überschüssen in Abhängigkeit der Röntgenopazität des Füllungsmaterials in vitro. *Zahnmed. Dissertation. Universität Köln*
48. Ibrahim H, El-Mowafy O, Brown J W (2006) Radiopacity of nonmetallic root canal posts. *International Journal of Prosthodontics*, 19, 101 – 102

49. International Standards Organization. ISO 6876 (2001). Dental Root Canal Sealing Materials, 2nd Ed.
50. International Standards Organization. ISO 6877 (1995). Dental Root Canal Obturating Points, 1st Ed.
51. Jacobsen J H, Britt H, Wenzel A, Hintze H (2004) Relationship between histological and radiographic lesion depth measured in images from four digital Radiography Systems. *Caries Research*, 38, 34 - 38
52. Jandt K D, Al-Jasser A M O, Al-Ateeq K, Vowles R W, Allen G C (2002) Mechanical properties and radiopacity of experimental glass-silica-metal hybrid composites. *Dental Materials*, 18, 429 - 435
53. Kaffe I, Littner M M (1995) Influence of soft tissue on density and relative contrast between guttapercha and dentin images. An in vitro study. *Dentomaxillofacial Radiology*, 24, 13 - 16
54. Katz A, Kaffe I, Littner M, Tagger M, Tamse A (1990) Densitometric measurement of radiopacity of guttapercha cones and root dentin. *Journal of Endodontics*, 16, 211 – 213
55. Kitagawa H, Scheetz J P, Farman A G (2003) Comparison of complementary metal oxide semiconductor and charge-couple device intraoral X-ray detectors using subjective image quality. *Dentomaxillofacial Radiology*, 32, 408 - 411
56. Kodak (2006) Ein Standard zwei Lösungen Kodak RVG 6100 Digitales Radiographiesystem. Eastman Kodak Company
57. Lehmann T (2002) Bildverbesserung und -analyse in kommerzieller Software zur digitalen intraoralen Radiographie. *Quintessenz*, 53, 1099 - 1111
58. Levin D (2002) Digital Technologies in Endodontic Practice. In: Cohen S, Burns R C (Hrsg.) *Pathways of the Pulp*, 8th Ed. Mosby St. Louis London Philadelphia Sydney Toronto, pp 931 - 964
59. Li G, Welander U, Yoshiura K, Shi X Q, McDavid W D (2003) Perceptibility curve test for digital radiographs before and after correction for attenuation and correction for attenuation and visual response. *Dentomaxillofacial Radiology*, 32, 372 - 378
60. Lindner M (2001) Entwicklung eines zählenden Pixeldetektors für „Digitales Röntgen“. Naturwissenschaftl. Dissertation. Universität Bonn

61. Ludlow J, Mol A (2001) Image Receptor Performance: A comparison of Trophy RVG UI sensor and Kodak Ektaspeed Plus film. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontology*, 91, 109 - 119
62. Nair M K, Nair U P (2007) Digital and advanced imaging in endodontics: a review. *Journal of Endodontics*, 33, 1 - 6
63. Nicopoulou-Karayianni K, Brägger U, Patrikiou A, Stassinakis A, Lang N P (2002) Image processing for enhanced observer agreement in the evaluation of periapical bone changes. *International Endodontic Journal*, 35, 615 - 622
64. O'Rourke B, Walls A W G, Wassell R W (1995) Radiographic detection of overhangs formed by resin composite luting agents. *Journal of Dentistry*, 23, 353 - 357
65. Pfeiffer P, Schmage P, Nergiz I, Platzer U. (2000) Effects of different exposure values on diagnostic accuracy of digital images. *Quintessence Int*, 31, 257 - 260
66. Piepenbring M E, Potter B J, Weller R N, Loushine R J (2000) Measurement of endodontic file lengths: A density profile plot analysis. *Journal of Endodontics*, 26, 615 - 618
67. Ramamurthy R, Canning C F, Scheetz J P, Farman A G (2004) Impact of ambient lighting intensity and duration on the signal-to-noise ratio of images from photostimulable phosphor plates processed using DenOptix and ScanX systems. *Dentomaxillofacial Radiology*, 33, 307 - 311
68. Rasimick B, Shah R, Deutsch A, Musikant B (2007) Radiopacity of endodontic materials on film or a digital sensor. Poster Abstract # 2082, New Orleans 2007 IADR General Session & Exhibition
69. Rother U J (2006) *Moderne bildgebende Diagnostik in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde, 2., überarbeitete Auflage Elsevier Urban & Fischer*
70. Sabbagh J, Vreven J, Leloup G (2004) Radiopacity of resin - based materials measured in film radiographs and storage phosphor plate (Digora). *Operative Dentistry*, 29, 677 - 684
71. Sanden E, Koob A, Hassfeld S, Staehle H J, Eickholz P (2003) Reliability of digital radiography of interproximal dental caries. *American Journal of Dentistry*, 16, 170 - 176
72. Schmage P, Rottke B, Platzer U (1993) Digitale Visiographie mit Hilfe des Visualix - Gerätes. *Quintessenz*, 44, 883 – 888

73. Schmage P, Nergiz I, Pfeiffer P, Platzer U (1996) Bildqualität bei drei digitalen Radiographiegeräten. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift, 51, 238 – 241
74. Schmage P, Nergiz I, Pfeiffer P, Platzer U (1997) Digitale Radiographiefnahmen von Zähnen mit endodontischen Messinstrumenten und Wurzelkanalfüllungen. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift, 52, 129 - 132
75. Schmage P, Pfeiffer P, Nergiz I, Platzer U (1999) Analysis of digital image clarity for clinical purposes. Journal of Marmara University Dental Faculty, 3, 931 - 938
76. Schmage P, Abou-Tara M, Nergiz I, Schroeder T, Fuhrmann A, Platzer U (2003) Detailerkennbarkeit digitaler und digitalisierter Panoramaschichtaufnahmen. Zeitschrift für Zahnärztliche Implantologie, 19, 24 - 29
77. Schmitt W, Lehmann T M (2003) Digitales Röntgen. Quintessenz 54, 5, 503 - 513
78. Schulze D (1998) Die Anwendung der digitalen Lumineszenzradiographie in der Zahnheilkunde. Zahnmed. Dissertation. Universität Hamburg
79. Schulze D, Rother U J, Fuhrmann A W, Tietke M (2003) Vergleich der Bildqualität von zwei intraoralen CCD-Sensor-Systemen unter Berücksichtigung des Befunder-Agreements. International Journal of Computerized Dentistry, 6, 141 - 150
80. Schulze R F (2001) Digitale Detektorsysteme für die Projektionsradiographie. Fortschritte auf dem Gebiet der Röntgenstrahlen und der bildgebenden Verfahren, 173, 1137 - 1146
81. Schulze R, Rosing S, d'Hoedt B (2002) Digitale versus digitalisierte Panoramaschichtaufnahmen: Wie ist die Qualität der Kontrastauflösung? Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift, 57, 131 - 134
82. Schulze R (2006) Aktueller Stand der digitalen Röntgentechnik. ZM-online 96, 42 – 48
83. Shah P M M , Bun San Chong, Sidhu S K, Ford T R P (1996) Radiopacity of potential root - end filling materials. Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontology, 81, 476 - 479

84. Sidexis XG (2006) Digitales Röntgen Handbuch für den Anwender. The Dental Company Sirona, Sirona Dental Systems, Bensheim
85. Sirona (2005) Sirona, Bildgebende Systeme, Intraoral - Röntgen, Intraoral - Sensoren. Sirona Dental Systems, Bensheim
http://www.sirona.de/ecomaXL/index.php?site=SIRONA_roentgen_intraoral_sensoren#
86. Sirona (2007) XIOS - Die neuen Intraoralsensoren. Sirona Dental Systems, Bensheim
87. Sipeer S M (2003) Digitale Diagnostik und Dokumentation in der Kieferorthopädie - Entwicklung eines Modells mit den derzeit bestehenden technischen Möglichkeiten. Med. Dissertation. Universität Tübingen
88. Soares C J, Mitsui F H O, Neto F H, Marchi G M, Martins L R M (2005) Radiodensity evaluation of seven root post systems. American Journal of Dentistry, 18, 57 - 60
89. Sonnabend E, Benz C (1997) Röntgentechnik in der Zahnheilkunde, 3. Aufl. Urban & Schwarzenberg München Wien Baltimore
90. Tagger M, Katz A (2003) Radiopacity of endodontic sealers: development of a new method for direct measurement. Journal of Endodontics, 29, 751 - 755
91. Tagger M, Katz A (2004) A standard for radiopacity of root-end (retrograde) filling materials is urgently needed. International Endodontic Journal, 37, 260 - 264
92. Turgut M D, Attar N, Önen A (2003) Radiopacity of Direct Esthetic Restorative Materials. Operative Dentistry, 28, 508 - 514
93. Van der Stelt (2005) Filmless imaging-The uses of digital radiography in dental practice. Journal of the American Dental Association, 136, 1379 - 1387
94. Vandre R H, Pajak J C, Abdel-Nabi H, Farman T T, Farman A G (2000) Comparison of observer performance in determining the position of endodontic files with physical measures in the evaluation of dental X-ray imaging systems. Dentomaxillofacial Radiology, 29, 216 - 222
95. VixWin 2000 Installationsanleitung (2000) KaVo Dental, Gendex Dental Systems GmbH, Hamburg
96. Wallace J A, Nair M K, Colaco M F, Kapa S F (2001) A comparative evaluation of the diagnostic efficiency of film and digital sensors for detection

- of simulated periapical lesions. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 92, 93 - 97
97. Watts D C (1987) Radiopacity vs. composition of some barium and strontium glass composites. *Journal of Dentistry*, 15, 38 - 43
 98. Watts D C (1987) Characterization of aluminium radiopacity standards for restorative materials. *Journal of Dentistry*, 15, 175 - 177
 99. Watts D C, McCabe J F (1999) Aluminium radiopacity standards for dentistry: an international survey. *Journal of Dentistry*, 27, 73 – 78
 100. Wenzel A, Hintze P, Horsted-Bindslev P (1998) Discrimination between restorative dental materials by their radiopacity measured in film radiographs and digital images. *Journal of Forensic Odontostomatology*, 16, 8 - 13
 101. Wenzel A, Moystad A (2001) Experience of Norwegian general dental practitioners with solid state and storage phosphor detectors. *Dentomaxillofacial Radiology*, 30, 203 - 208
 102. Wenzel (2006) A review of dentists` use of digital radiography and caries diagnosis with digital systems. *Dentomaxillofacial Radiology*, 35, 307 - 314
 103. Westphalen V P D, Gomes de Moraes I, Westphalen F H, Martins W D, Couto Souza P H (2004) Conventional and digital radiographic methods in the detection of simulated external root resorptions: a comparative study. *Dentomaxillofacial Radiology*, 33, 233 - 235
 104. White S C, Yoon D C (1997) Comparative performance of digital and conventional images for detecting proximal surface caries. *Dentomaxillofacial Radiology*, 26, 32 - 38
 105. Williams J A, Billington R W (1987) A new technique for measuring the radiopacity of natural tooth substance and restorative materials. *Journal of Oral Rehabilitation*, 14, 267 - 269
 106. Yalcinkaya S, Künzel A, Willers R, Thomas M, Becker J (2006) Subjective image quality of digitally filtered radiographs acquired by the Dürr VistaScan system compared with conventional radiographs. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 101, 643 - 651
 107. Yi W-J, Heo M-S, Lee S-S, Choi S-C, Huh K-H (2006) ROI-based image registration for digital subtraction radiography. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 101, 523 - 529

108. Yoshioka T, Kobayashi C, Suda H., Sasaki T (2002) An observation of the healing process of periapical lesions by digital subtraction radiography. *Journal of Endodontics*, 28, 589 – 591
109. Yoshiura K, Kawazu T, Chikui T, Tatsumi M, Tokumori K, Tanaka T, Kanda S (1999) Assessment of image quality in dental radiography, part 2. Optimum exposure conditions for detection of small mass changes in 6 intraoral radiography systems. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 87, 123 - 129
110. Yoshiura K, Welander U, Shi X-Q, Li G, Kawazu T, Tatsumi M, Okamura K, McDavid W D, Kanda S (2001) Conventional and predicted Perceptibility Curves for contrast enhanced direct digital intraoral radiographs. *Dentomaxillofacial Radiology*, 30, 219 - 225
111. Zappini G, Seitner T (2005) Röntgenopazität und Lichtleitung von glasfaserverstärkten Wurzelstiften. *Die Quintessenz*, 56, 875 - 888

Danksagung

Mein herzlicher Dank gilt Frau PD Dr. Petra Schmage für die Überlassung der Thematik und die Möglichkeit der Bearbeitung. Ich möchte mich bei Ihr für die äußerst aufmerksame Betreuung der Arbeit, die wertvollen Hinweise und die sehr freundliche Zusammenarbeit bedanken. Herrn Prof. Dr. Ibrahim Nergiz danke ich für seine Hilfsbereitschaft sowie für seine Anleitung und Unterstützung der Arbeit. Mein Dank für die Ermöglichung der Arbeit gilt auch Frau Prof. Dr. Ursula Platzer. Bedanken möchte ich mich bei Herrn Prof. Dr. Uwe Rother und der Poliklinik für Röntgendiagnostik des Zentrums für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde des UKE für das Überlassen der Röntgensysteme und das in mich gesetzte Vertrauen. Besonders möchte ich auch Herrn Thimian aus der Poliklinik für Zahnerhaltungskunde und Präventive Zahnheilkunde danken, der mir jederzeit mit Rat und Tat bei Computer - technischen Fragen zur Seite stand. Der Firma Komet und deren Mitarbeiter Herrn Dipl.-Ing. Michael Krumsieck will ich meinen Dank für die Unterstützung bei der Herstellung der Versuchsapparatur ausdrücken. Herr Dr. Björn Schmitz überließ mir seine Praxisräume zum Vorbereiten der Versuchszähne, wofür ich mich sehr bei Ihm bedanke. Ganz ausdrücklich danke ich allen, die zum Gelingen der Arbeit in Form von kreativer Vorschläge, Aufmunterung und Unterstützung beigetragen haben. Meiner Mutter danke ich in dieser Hinsicht besonders.

Lebenslauf

Der Lebenslauf wurde aus datenschutzrechtlichen Gründen entfernt.

Die Arbeit stimmt ansonsten mit dem Original überein.

Staatsbibliothek Hamburg, 12/2011

Erklärung

Ich versichere ausdrücklich, dass ich die Arbeit selbstständig und ohne fremde Hilfe verfasst, andere als die von mir angegebenen Quellen und Hilfsmittel nicht benutzt und die aus den benutzten Werken wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen einzeln nach Ausgabe (Auflage und Jahr des Erscheinens), Band und Seite des benutzten Werkes kenntlich gemacht habe.

Ferner versichere ich, dass ich die Dissertation bisher nicht einem Fachvertreter an einer anderen Hochschule zur Überprüfung vorgelegt oder mich anderweitig um Zulassung zur Promotion beworben habe.

Hamburg, den 17. September 2008