CHRISTIN CONRAD

VERGLEICH DER METRISCHEN GENAUIGKEIT VON EXTRAORALEN RÖNTGENVERFAHREN:

Digitale Volumentomographie versus konventionelle und digitale Orthopantomographie

in vitro Studie an humanen Schädelpräparaten

INAUGURALDISSERTATION
zur Erlangung des Grades eines **Doktors der Zahnmedizin**
des Fachbereichs Medizin der Justus-Liebig-Universität Gießen

édition scientifique
VVB LAUFERSWEILER VERLAG

Das Werk ist in allen seinen Teilen urheberrechtlich geschützt.

Jede Verwertung ist ohne schriftliche Zustimmung des Autors oder des Verlages unzulässig. Das gilt insbesondere für Vervielfältigungen, Übersetzungen, Mikroverfilmungen und die Einspeicherung in und Verarbeitung durch elektronische Systeme.

1. Auflage 2011

All rights reserved. No part of this publication may be reproduced, stored in a retrieval system, or transmitted, in any form or by any means, electronic, mechanical, photocopying, recording, or otherwise, without the prior written permission of the Author or the Publishers.

1st Edition 2011

© 2011 by VVB LAUFERSWEILER VERLAG, Giessen
Printed in Germany

édition scientifique
VVB LAUFERSWEILER VERLAG

STAUFENBERGRING 15, D-35396 GIESSEN
Tel: 0641-5599888 Fax: 0641-5599890
email: redaktion@doktorverlag.de

www.doktorverlag.de

Vergleich der metrischen Genauigkeit von extraoralen Röntgenverfahren:

Digitale Volumentomographie versus konventionelle und digitale Orthopantomographie

in vitro Studie an humanen Schädelpräparaten

INAUGURALDISSERTATION

zur Erlangung des Grades eines
Doktors der Zahnmedizin
des Fachbereichs Medizin der
Justus-Liebig-Universität Gießen

vorgelegt von

Christin Conrad

aus Dillenburg

Gießen 2010

Aus der Klinik und Poliklinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie
der Universitätsklinikum Gießen und Marburg GmbH
Standort Gießen
Direktor: Prof. Dr. Dr. H.-P. Howaldt

Gutachter: Prof. Dr. Dr. H.-P. Howaldt

Gutachter: Frau Prof. Dr. G. A. Krombach

Tag der Disputation: 16.08.2011

Widmung

Meinen Eltern und meinen Großeltern
In Liebe und Dankbarkeit

Inhaltsverzeichnis

1 EINLEITUNG 7

2 LITERATURÜBERSICHT 9

2.1 Röntgenstrahlung 9
2.1.1 Historische Entwicklung 9
2.1.2 Entstehung und Eigenschaften von Röntgenstrahlung 10

2.2 Orthopantomographie 14
2.2.1 Historische Entwicklung 14
2.2.2 Funktionsprinzip 16
2.2.3 Konventionelle Orthopantomographie 21
2.2.4 Digitale Orthopantomographie 24
2.2.5 Erscheinungsform des C. mandibulae auf der PSA 29

2.3 Digitale Volumentomographie 29
2.3.1 Funktionsprinzip 30

2.4 Begriffe zur Genauigkeit von Messverfahren 33

3 ZIEL DER ARBEIT 41

4 MATERIAL UND METHODE 42

4.1 Material 42
4.1.1 Humane Schädelpräparate 42
4.1.2 Extraorale Röntgenverfahren und Röntgengeräte 42

4.2 Methode 44
4.2.1 Vorversuche 44
4.2.2 Hauptversuche 45
4.2.3 Vorbereitung der humanen Schädelpräparate 45
4.2.4 Durchführung der Röntgenaufnahmen 47
4.2.5 Herstellung der Schnittpräparate 51
4.2.6 Definition der Messstrecken 53
4.2.7 Vermessung der digitalen Volumentomogramme 56
4.2.8 Vermessung der PSA 57
4.2.9 Vermessung der Schnittpräparate 58

4.3 Statistische Auswertung 59
4.3.1 Deskriptive Statistik 59
4.3.2 Induktive Statistik 62

5 ERGEBNISSE 64

5.1 Vertikale Messungen: Länge der Pins 64
5.1.1 Max. positive und max. negative Abweichung der Röntgenmethoden 64
5.1.2 Durchschnittlicher Vergrößerungsfaktor der Röntgenmethoden in der vertikalen Dimension 65
5.1.3 Isolierter Einfluss der einzelnen Faktoren auf die abhängige Variable 65

5.2 Vertikale Messungen: Abstand zwischen dem crestalen Rand des Proc. alveolaris mandibulae und Oberrand des C. mandibulae 73
5.2.1 Max. positive und max. negative Abweichung der Röntgenmethoden 73
5.2.2 Durchschnittlicher Vergrößerungsfaktor der Röntgenmethoden in der vertikalen Dimension 74
5.2.3 Isolierter Einfluss der einzelnen Faktoren auf die abhängige Variable 75

5.3 Horizontale Messungen: Crestaler Abstand der Pins 80
5.3.1 Max. positive und max. negative Abweichung der Röntgenmethoden 80
5.3.2 Durchschnittlicher Vergrößerungsfaktor der Röntgenmethoden in der horizontalen Dimension 81
5.3.3 Isolierter Einfluss der einzelnen Faktoren auf die abhängige Variable 81

5.4 Horizontale Messungen: Apikaler Abstand der Pins 88
5.4.1 Max. positive und max. negative Abweichung der Röntgenmethoden 88
5.4.2 Durchschnittlicher Vergrößerungsfaktor der Röntgenmethoden in der horizontalen Dimension 89
5.4.3 Isolierter Einfluss der einzelnen Faktoren auf die abhängige Variable 90

6 DISKUSSION 97

6.1 Kritische Betrachtung der eigenen Untersuchung/ Material-Methoden Kritik 97

6.2 Vergleich der eigenen Ergebnisse mit denen aus der Literatur 99
6.2.1 Vertikale Messungen 99
6.2.2 Horizontale Messungen 102

6.3 Schlussfolgerung / Konklusion 104

7 ZUSAMMENFASSUNG 105

8 SUMMARY 107

9 LITERATURVERZEICHNIS 109

10 ERKLÄRUNG 117

11 DANKSAGUNG 118

Abkürzungsverzeichnis

Abb.	Abbildung
A/D Wandler	Analog-Digital-Wandler
Abk.	Abkürzung
ADC	Analog to Digital Converter
ALM	Allgemeines Lineares Modell
ANOVA	Analysis of Variance, Varianzanalyse
AZ	Aktenzeichen
bzw.	beziehungsweise
°C	Grad Celsius
C.	Canalis
ca.	circa
CBCT	Cone Beam Computed Tomography
CCD Sensor	Charge Coupled Device Sensor
cm	Zentimeter
CMOS Sensor	Complementary Metal Oxide Semiconductor Sensor
CT	Computertomographie
d.h.	das heißt
DIN	Deutsches Institut für Normung
DLR	Digitale Lumineszenzradiographie
dpi	dots per inch, Punkte pro Zoll
DVT	Digitale Volumentomographie
e^-	Elektronen
e. V.	eingetragener Verein
etc.	et cetera
For.	Foramen
FOV	Field Of View
g	Gramm
Gl.	Gleichung
i.d.R.	in der Regel
IDR	indirekte digitale Radiographie
IEC	International Electrotechnical Commission

ISO	International Organization for Standardization
km	Kilometer
kV	Kilovolt
Lp / mm	Linienpaare pro Millimeter
m	Meter
mA	Milliampere
max.	maximal
min.	Minuten
mm	Millimeter
MRT	Magnetresonanztomographie
ms	Millisekunde
mSv	Millisievert
N. alv. inf.	Nervus alveolaris inferior
nm	Nanometer
OPG	Orthopantomographie
Pixel	Picture-Element
Proc.	Processus
PSA	Panoramaschichtaufnahme
ROI	Region Of Interest
s	Sekunde
sog.	sogenannte/r
SPSS	Statistical Package for the Social Sciences
u.a.	unter anderem
UV	Ultra Violett
VF	Vergrößerungsfaktor
$VF_{horizontal}$	horizontaler Vergrößerungsfaktor
$VF_{vertikal}$	vertikaler Vergrößerungsfaktor
z.B.	zum Beispiel
z.T.	zum Teil
µm	Mikrometer
µSv	Mikrosievert

1 Einleitung

In der Zahnmedizin gilt seit Mitte der 1970er Jahre neben der Zahnfilmaufnahme die Panoramaschichtaufnahme (PSA) als Standard der zahnärztlich-radiologischen Diagnostik. Diese Aufnahmetechnik ist bis heute wichtige Grundlage für viele diagnostische Fragen und bietet eine zuverlässige Übersicht über die Strukturen des Kauorgans [1]. In den letzten Jahren werden vermehrt konventionelle Panoramaröntgengeräte durch digitale Technik ersetzt. Diese Geräte arbeiten entweder mit CCD (Charge Coupled Device)-Sensoren oder mit Speicherfolien.

In vielen Fällen ist die standardmäßige Röntgendiagnostik (PSA, Zahnfilmaufnahme, Spezialprojektionen) hinreichend [2, 3]. Diese konventionellen Standardverfahren führen jedoch immer zu einer überlagernden Darstellung der dreidimensionalen anatomischen Strukturen, da sämtliche im Strahlengang liegenden Gewebe zu einer ihrer radiologischen Dichte entsprechenden Absorption der Röntgenstrahlung führen und somit als Summationseffekt abgebildet werden. In Abhängigkeit von der Entfernung zur Film- bzw. Sensorebene ergeben sich Vergrößerungen und geometrisch bedingte Verzerrungen [4]. Metrische Auswertungen und Winkelanalysen sind somit nur bedingt möglich [5, 6]. Komplexe Fragestellungen, insbesondere im Bereich der Implantologie, erfordern eine dreidimensionale Analyse der knöchernen Strukturen, denn die genaue Kenntnis der anatomischen Situation erlaubt es, vorhandenes Knochenangebot optimal auszunutzen und bedeutende Nachbarstrukturen zu schonen.

Dreidimensionale Aufnahmeverfahren sind bei komplexen chirurgischen Eingriffen durch die räumliche Zuordnung der Befunde auch in ihrer Beziehung zu den Nachbarstrukturen zur detaillierten Analyse des Operationssitus den bisherigen zweidimensionalen Aufnahmeverfahren in vielen Aspekten technisch überlegen [7]. Zu der dreidimensionalen Bildgebung zählen die Computertomographie (CT) und die digitale Volumentomographie (DVT), die eine überlagerungsfreie Darstellung mit anschließender Bearbeitung der generierten Daten durch spezielle Softwareprogramme ermöglichen. Die Indikation zur CT wurde aufgrund der relativ hohen Strahlenbelastung bislang eher restriktiv gesehen [4]. Seit 1997 steht mit der DVT ein neues Aufnahmeverfahren zur Verfügung, das im Hinblick auf die Hartgewebsdiagnostik im Mund-, Kiefer- und Gesichtsbereich prinzipiell die gleichen Rekonstruktionsmöglichkeiten wie die CT bietet, jedoch eine erheblich reduzierte

Strahlenbelastung aufweist [8-11] und mit den Anschaffungskosten deutlich unter den bisher bekannten dreidimensionalen diagnostischen Verfahren liegt [12]. Nach ARNHEITER [13] stellen dentale Implantatplanungen (40 %), pathologische Knochenläsionen (24 %) und knöcherne Kiefergelenkerkrankungen (16 %) die häufigsten Indikationen für den Einsatz der DVT dar, aber auch bei retinierten und verlagerten Zähnen sowie im Rahmen der kieferorthopädischen Diagnostik findet diese Anwendung.

Röntgenverfahren weisen eine Messabweichung gegenüber der Realität auf, die je nach Ausmaß ein Risiko für wichtige Nachbarstrukturen darstellen kann. Vor allem bei operativen Eingriffen am Unterkiefer, beispielsweise bei Weisheitszahnentfernungen und in der Implantologie, ist die exakte Vermessung anatomischer Strukturen und die genaue Lokalisation des C. mandibulae von entscheidender Bedeutung. Die Verletzung des in ihm verlaufenden N. alv. inf. kann zu Sensibilitätsstörungen oder Sensibilitätsverlust im Bereich seines Innervationsgebietes führen.

Ziel der Studie war daher die Bestimmung der Messgenauigkeit digitaler Volumentomogramme sowie konventioneller und digitaler PSA, um deren Einsatzmöglichkeiten für eine Kiefervermessung zu beurteilen.

2 Literaturübersicht

2.1 Röntgenstrahlung

Alle Aufnahmeverfahren in der vorliegenden Studie haben als gemeinsame Grundlage die Verwendung von Röntgenstrahlung.

2.1.1 *Historische Entwicklung*

RÖNTGEN (Abb. 2.1) war ein deutscher Physiker und wurde am 27. März 1845 in Lennep (heute ein Stadtteil von Remscheid) geboren [14]. In Zürich studierte er Maschinenbau und anschließend Physik bei dem bekannten Experimentalphysiker August Kundt. Ihm folgte er als Assistent nach Würzburg und anschließend nach Straßburg. Mit 30 Jahren wurde RÖNTGEN Professor für Physik und Mathematik in Hohenheim. 1879 erhielt er einen Ruf an die Universität Gießen und nach neunjähriger Professur in Gießen kehrte er 1888 an die Universität Würzburg zurück. Er entdeckte am 8. November 1895 im Labor des alten Physikalischen Instituts der Julius-Maximilian-Universität Würzburg „eine neue Art von Strahlen“, die er X-Strahlen nannte [15]. Diese wurden später in „Röntgenstrahlen“ umbenannt, während sie im englischen Sprachraum weiterhin als „x-rays“ bezeichnet werden. Mehr zufällig bemerkte er an diesem Tag bei seinen Versuchen zur Kathodenstrahlung die X-Strahlen. Er benutzte eine Gasentladungsröhre, die durch eine Vakuumpumpe („Rapssche Pumpe“) evakuiert wurde und bedeckte die Röhre mit dünnem, schwarzem Karton, so dass weder sichtbares Licht noch UV-Licht durchkommen konnte. Nach Anlegen einer hohen elektrischen Spannung, die zur Beschleunigung der Elektronen benötigt und mit einem Funkeninduktor („Ruhmkorff Induktor“) erzeugt wurde, brachte er einen in der Nähe lokalisierten mit fluoreszierendem Bariumplatincyanür angestrichenen Papierschirm zum Leuchten [14]. Mit diesem Fluoreszenzeffekt war eine neue Art von unsichtbaren Strahlen entdeckt, die bestimmte Materialien durchdringen konnten.

Als erste “Durchstrahlungsaufnahme“ dokumentierte er seine eigene Hand (Abb. 2.1) [16]. Die erste Mitteilung über die grundlegenden Experimente von ihm bzw. "Über eine neue Art von Strahlen" [17] erschien am 28. Dezember 1895 in den Sitzungs-Berichten der Physikalisch-medizinischen Gesellschaft zu Würzburg [18]. Die Röntgenstrahlen eröffneten eine neue Dimension von Möglichkeiten in der medizinischen Diagnostik und

revolutionierten diese. Für die Entdeckung der Röntgenstrahlung erhielt RÖNTGEN am 10. Dezember 1901 als Erster den Nobelpreis für Physik [19].

RÖNTGEN verstarb am 10. Februar 1923 im Alter von 77 Jahren an einem Darmkarzinom in München. Er wurde aufgrund seines testamentarischen Wunsches auf dem Alten Friedhof in Gießen beigesetzt, auf dem auch schon seine Eltern und seine Frau bestattet wurden [14].

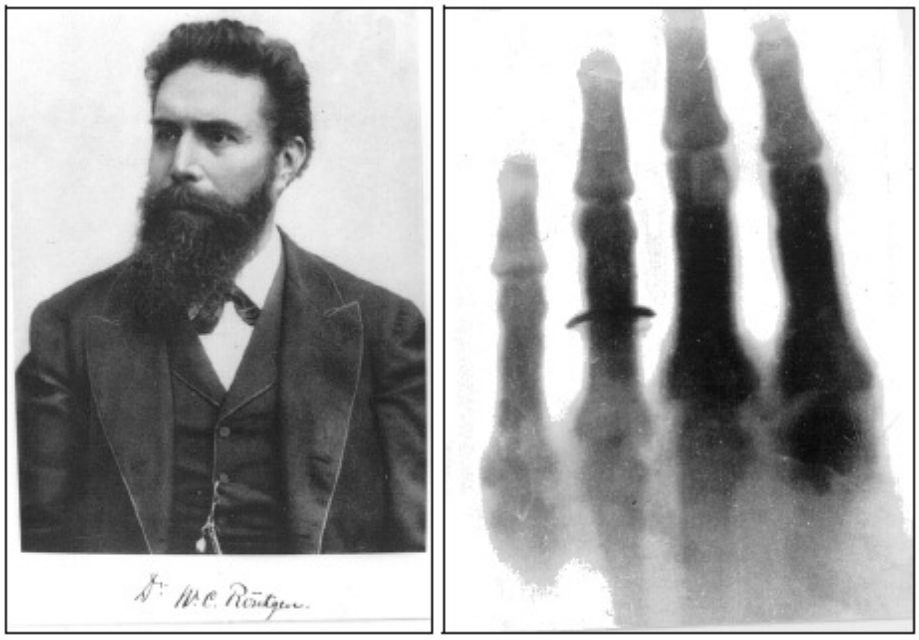


Abb. 2.1: Wilhelm Conrad Röntgen (1845-1923) (links) und erste Röntgenaufnahme von seiner Hand (rechts) (Quelle: [20])

2.1.2 *Entstehung und Eigenschaften von Röntgenstrahlung*

Ionisierende Strahlung wird unterteilt in Korpuskularstrahlung und elektromagnetische Wellenstrahlung. Röntgenstrahlung zählt zu der elektromagnetischen Wellenstrahlung mit einer Wellenlänge λ von weniger als 0,1 nm [21]. Diese entsteht, wenn in einer Hochvakuumröhre Elektronen (e^-) mit hoher kinetischer Energie auf ein geeignetes Material auftreffen und abgebremst werden [22] (Abb. 2.2).

Die heute zur Anwendung kommende moderne Röntgenröhre ist eine Glühkathodenröhre, die im Prinzip bereits 1913 durch den Amerikaner COOLIDGE (1873-1975) entwickelt wurde. Die Röntgenröhre besteht aus einem Glaszylinder, in welchem sich zwei Metallelektroden - Kathode und Anode - in einem Vakuum befinden. Die Kathode besteht aus

einem hochschmelzenden, spiralförmigen Wolframdraht, der sog. Heizspirale, die Anode besteht aus einem wärmeableitenden, hohlen Kupferblock, in dessen Oberfläche ein hochschmelzender Wolframteller eingelassen ist [16, 21].

Durch die angelegte Heizstromstärke I [mA] wird die Kathode bis auf ca. 2000°C erhitzt, wodurch Elektronen aus dem Wolframdraht der Heizspirale durch Glühemission freigesetzt werden. Durch die angelegte Spannung U [kV] entsteht ein elektrisches Feld, wodurch die negativ geladenen Elektronen von der Kathode (Minuspol) in Richtung Anode (Pluspol) beschleunigt werden. Eine Spannung von 50 kV verleiht den Elektronen eine Geschwindigkeit von ca. 130 000 km/s [22]. In der Röntgenröhre besteht ein Vakuum, wodurch die Beschleunigung der Elektronen nicht behindert wird [23]. Beim Aufprall der Elektronen auf den hochschmelzenden Wolframteller der Anode (Fokus, Brennfleck) erfolgt die Umwandlung der kinetischen Energie und es entsteht zu 99 % Wärme und nur zu 1 % Röntgenstrahlung und zwar in Form von Röntgenbremsstrahlung und der charakteristischen Röntgenstrahlung [24].

Die Erhöhung der Heizstromstärke bewirkt in der gleichen Expositions- bzw. Belichtungszeit einen Anstieg der Elektronenanzahl und führt damit auch zu einem Anstieg der Röntgenphotonen, d.h. das Produkt aus Heizstromstärke I [mA] und Expositionszeit t [s] entscheidet über den Schwärzungsgrad des Röntgenbildes, nicht aber über den Kontrast. Um dieselbe Bildschwärzung zu erzielen, muss daher das mAs-Produkt gleich bleiben [22].

Die Erhöhung der Spannung bewirkt hingegen eine erhöhte kinetische Energie der Elektronen wodurch kurzwelligere, energiereichere und damit durchdringungsfähigere Röntgenphotonen entstehen, d.h. die Spannung U [kV] entscheidet über den Kontrast des Röntgenbildes. Diese muss auf die zu untersuchende Körperregion abgestimmt werden [24] bzw. die Spannung muss je nach Dicke und Dichte des durchstrahlten Gewebes gewählt werden [22].

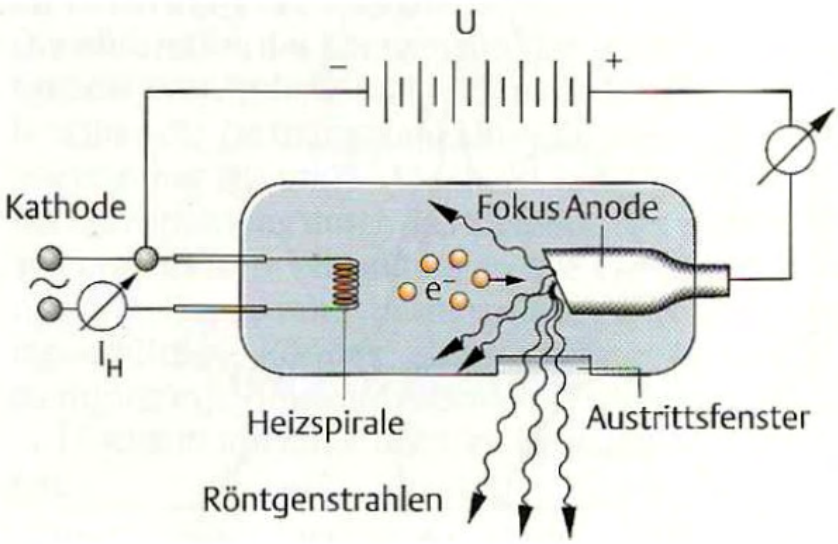


Abb. 2.2: Entstehung von Röntgenstrahlung. In der Röntgenröhre werden durch die Heizstromstärke (I_H, bis ca. 2.000°C) aus dem Wolframdraht der Heizspirale (H) Elektronen (e^-) durch Glühemission freigesetzt. Durch eine angelegte Spannung (U) werden die aus der Heizspirale austretenden Elektronen in Richtung Anode beschleunigt und dort beim Aufprall zu einem geringen Anteil in Röntgenstrahlung umgewandelt (Quelle: [21])

Zusammenfassend können folgende Eigenschaften und Wirkungen der Röntgenstrahlen unterschieden werden:

1. Unsichtbarkeit, geradlinige und divergierende Ausbreitung

Im Gegensatz zu langwelligen Lichtstrahlen sind die kurzwelligen Röntgenstrahlen unsichtbar und breiten sich geradlinig, kegelförmig aus.

2. Durchdringungsfähigkeit von Materie mit Schwächung

Röntgenstrahlen können bestimmte Materialien durchdringen. Dabei erfolgt eine Schwächung der Röntgenstrahlen aufgrund deren Streuung und Absorption [23]. Die Durchdringungsfähigkeit ist abhängig von [21]:

- *Dichte und Ordnungszahl des Objektes:* je höher die Dichte und die Ordnungszahl des Objektes ist, desto stärker ist die Absorption der Röntgenstrahlen.
- *Wellenlänge der Röntgenstrahlen*: Je kurzwelliger die Röntgenstrahlen sind, desto geringer ist ihre Schwächung und dadurch ihre Durchdringungsfähigkeit größer.
- *Dicke des Objektes:* je dicker ein Objekt ist, desto stärker ist die Absorption der Röntgenstrahlen.

- *Fokus-Objekt-Abstand*: Die Strahlungsintensität (Anzahl der Strahlen pro Flächeneinheit) nimmt mit zunehmendem Abstand von der Strahlenquelle (Fokus) durch Schwächung in der Luft und divergierende Ausbreitung ab. Das quadratische Abstandsgesetz besagt, dass die Intensität der Röntgenstrahlen mit dem Quadrat der Entfernung vom Fokus abnimmt, d.h. verdoppelt sich die Entfernung, verringert sich die Strahlungsintensität auf ein Viertel.

3. Photochemische Wirkung

Röntgenstrahlen können - genauso wie das sichtbare Licht - photochemische Filme schwärzen, indem diese Silberverbindungen zu reinem Silber reduzieren. Die Röntgenstrahlen reagieren z.B. mit Silberbromid-Molekülen (AgBr-Ionenverbindungen) aus der Emulsionsschicht. Das Silberatom besitzt auf seiner äußersten Schale nur ein einziges Elektron, das es leicht abgibt. Das Bromatom besitzt dagegen auf seiner äußersten Schale sieben Elektronen und kann ein Elektron aufnehmen. Der Röntgenstrahl zerlegt das AgBr-Molekül in seine atomaren Bestandteile, indem es dem Brom-Ion ein Elektron entzieht und dadurch das Silber-Ion sein an das Brom-Ion verlorenes Elektron zurück erhält. Dadurch wird Brom abgespalten und es entsteht metallisches Silber (latentes Bild), welches erst durch die Filmverarbeitung (Entwicklung) als „Schwärzung“ sichtbar wird (permanentes Bild).

Beim Durchdringen eines inhomogenen Objektes erzeugen Röntgenstrahlen aufgrund ihrer unterschiedlich starken Schwächung ein „Strahlenrelief“ der dargestellten Gewebe. Verschattungen oder Opazitäten (hell) entstehen dort, wo die Röntgenstrahlen den Bildempfänger nicht belichten können. Aufhellungen oder Transparenzen (dunkel) entstehen dort, wo die Röntgenstrahlen die AgBr-Moleküle in der Emulsionsschicht zu reinem Silber reduzieren bzw. den Bildempfänger belichten können [22].

4. Lumineszenz: Fluoreszenzwirkung, Phosphoreszenzwirkung

Röntgenstrahlen können bestimmte Stoffe, die sog. Luminophore (= Leuchtstoffe), zur Lumineszenz anregen. Lumineszenz ist die allgemeine Bezeichnung für Lichtemission, die durch Absorption von zugeführter Energie und der darauf folgenden Freisetzung der gespeicherten Energie in Form von Licht entsteht. Die absorbierte Energie kann z.B. durch Röntgenstrahlen zugeführt werden, die die Elektronen in einem Atom in einen angeregten Zustand versetzen. Bei der Rückkehr der angeregten Elektronen in ihre ursprüngliche Lage, geben diese die dabei freiwerdende Energie in Form von sichtbarem Licht ohne Wärmestrahlung wieder ab (kalte Lichtemission).

Es werden zwei Erscheinungsformen bei der Lumineszenz unterschieden je nach Zeitdauer zwischen Anregung (Bestrahlung) und Lichtemission:

Fluoreszenz: Die Lichtemission tritt sofort bzw. nur während der Bestrahlung auf. Stoffe, die fluoreszieren heißen Fluorosphore. Zu diesen gehören die Leuchtstoffe der Verstärkerfolien, die bei der konventionellen Orthopantomographie eingesetzt werden. Die Fluoreszenzwirkung wird zudem auch bei Halbleitersensoren in der indirekten digitalen Radiographie angewendet.

***Phosphoreszenz*:** Die Lichtemission tritt verzögert auf, da die Strahlenenergie durch Leuchtstoffe über einen Zeitraum gespeichert wird. Stoffe, die phosphoreszieren heißen Phosphore. Dazu gehört Bariumfluorid. Die Phosphoreszenzwirkung wird bei Speicherfolien in der digitalen Lumineszenzradiographie angewendet.

5. Ionisierende Wirkung

Röntgenstrahlen können durch Wechselwirkungen mit Hüllenelektronen Ionisationen auslösen, z.B. bei der Compton-Streuung oder bei der Absorption durch den Photoeffekt.

6. Biologische Wirkung

Röntgenstrahlen können Veränderungen am lebenden Gewebe hervorrufen. Daraus ergibt sich die Notwendigkeit von Schutzmaßnahmen bei der Anwendung von Röntgenstrahlen.

2.2 Orthopantomographie

Die mit dem Röntgenverfahren der Orthopantomographie (OPG) angefertigte Panoramaschichtaufnahme (PSA oder auch synonym Orthopantomogramm) ist in der Zahnmedizin heute die grundlegende Röntgendiagnostik, um eine umfassende Übersicht über den dentomaxillofazialen Komplex zu erhalten [25]. Dabei zeigt die PSA einen Objektausschnitt der Zahnbögen in Form einer fast überlagerungsfreien Schicht.

2.2.1 *Historische Entwicklung*

Die ersten PSA wurden bereits 1922 von ZULAUF [26] und 1933 von NUMATA [27] mit dem Verfahren der Panographie angefertigt. Der mit einer Bleiplatte hinterlegte Film wurde auf der Innenseite dem Zahnbogen angepasst und kontinuierlich mit dem durch eine Schlitzblende begrenzten schmalen Strahlenbündel von einer Seite zur anderen belichtet [28].

Dies geschah entweder, indem die Röntgenröhre auf einer Kreisbahn um den Kopf des Patienten bewegt wurde, wie bei dem Verfahren von NUMATA, oder indem die Röntgenröhre stationär blieb und der Patient zusammen mit dem Film gedreht wurde, wie dies von dem Finnen PAATERO [29, 30] praktiziert wurde. Wegen verschiedener prinzipieller Schwierigkeiten und der auf die Zähne begrenzten Objektdarstellung wurde die intraorale Panographie jedoch verlassen, und man unternahm Versuche mit extraoral liegendem Film.

Bei der extraoralen Panographie wurde der Patient zusammen mit dem seinem Gesicht möglichst eng anliegenden Film während der Aufnahme um 180° gedreht und an dem schlitzförmig eingeblendeten Röntgenstrahlenbündel vorbeibewegt. Mit dieser Technik konnten zwar außer den Zähnen auch die Kiefer und übrigen Teile des Gesichtsskelettes dargestellt werden, die entstandene Aufnahme war jedoch nach wie vor ein Summationsbild, d.h. die Kiefer werden z.T. von davor und dahinter liegenden Schädelteilen überlagert.

Um wirklich nur die Schicht der Zähne und Kiefer scharf auf dem Film abzubilden, musste eine weitere Bewegungskomponente in das Aufnahmesystem eingeführt werden. Und zwar wurde nicht nur allein die Röntgenröhre um den Kopf des Patienten bewegt, sondern koordiniert zur Röhrenbewegung auch der Film verschoben. Der Verdienst, als erster ein solches als Pantomographie bezeichnetes Verfahren entwickelt zu haben, gebührt HECKMANN [31], der bereits 1939 die theoretischen Grundlagen der Pantomographie beschrieb, dem jedoch die Herstellung eines klinisch funktionierenden Gerätes nicht gelang. PAATERO hingegen entwickelte 1951, wohl ohne Kenntnis der Veröffentlichungen von HECKMANN, das erste wirklich funktionstüchtige Pantomographiegerät [28]. Film und Röntgenröhre rotierten während der Aufnahme nicht nur um eine einzige zentrale Drehachse, sondern um zwei für die rechte und linke Seite getrennte Drehachsen, so dass die Schicht der Form des Zahnbogens besser angepasst war und eine weitere Reduktion der störenden Überlagerungen erreicht wurde.

Die orthoradiale Darstellung aller Zähne und annähernd auch der aufsteigenden Äste mit den Kiefergelenken wurde durch eine Weiterentwicklung von PAATERO [32, 33] ermöglicht, indem Film und Röntgenröhre während der Aufnahme um drei Rotationszentren bewegt wurden. Das Röntgenverfahren erhielt den Namen Orthopantomographie. Trotzdem dauerte es noch bis 1961, ehe das erste Orthopantomographiegerät, der sog. OP3 (Orthopantomograph 3) serienmäßig von den Firmen Palomex und Siemens zusammen hergestellt wurde [34]. Seitdem wurde die Bildqualität durch Weiterentwicklung der Generatoren, Verkleinerung des Brennflecks, Optimierung des Bewegungsablaufs und

elektronische Steuerung wesentlich verbessert [35]. Bei den heutigen Panoramaschichtgeräten verändert sich die Lage der Rotationsachsen während der Aufnahme kontinuierlich, wodurch die Lage und Ausdehnung der scharf dargestellten Schicht besser der Kieferform angepasst werden kann [36]. Ein weiterer Vorteil der Bewegung mit mehreren Rotationsachsen liegt darin, dass das Strahlenbündel in allen Bereichen des Zahnbogens etwa orthoradial verläuft, so dass die Darstellung der Zähne ohne gegenseitige Überlagerung der Zahnkronen möglich ist. Entsprechend der Neigung der Zahnachsen wird der Zentralstrahl bei der PSA in der Vertikalebene in einem negativen Winkel von ca. 7° kaudo-kranial zur Horizontalebene ausgerichtet. Zur Vermeidung von Fehlbelichtungen gibt es bei einigen Geräten eine automatische Expositionssteuerung [36], die sog. Belichtungskontrolle.

2.2.2 *Funktionsprinzip*

Das komplizierte Funktionsprinzip der PSA beruht grundsätzlich auf der Verwendung einer Schlitzblende und der koordinierten Bewegung ein oder mehrerer Anteile des Fokus-Objekt-Film-Systems [35]. Röntgenröhre und Kassettenträger bewegen sich im Uhrzeigersinn über die Drehzentren um den Kopf des Patienten, während der Bildempfänger (Film-Folien-Kombination, Sensor, Speicherfolie) hinter der Sekundärblende des Kassettenträgers in der Gegenrichtung heraus verläuft. Währenddessen verlässt der im Fokus entstehende Röntgenstrahl die vertikale primäre Schlitzblende (Primärblende), passiert am Beginn der Umlaufbahn den jeweiligen Drehpunkt und trifft, eingeengt durch die vertikale sekundäre Schlitzblende (Sekundärblende) des Kassettenträgers, auf den Bildempfänger (Abb. 2.3).

Die Drehzentren liegen bei der PSA nicht in der Abbildungsschicht. Es wird jetzt ein physikalischer Effekt, nämlich der gleicher Geschwindigkeiten genutzt [16]. Die Darstellung einer gekrümmten Schicht ergibt sich dadurch, dass nur die Objektteile scharf abgebildet werden, die in einem Bereich liegen, wo die Geschwindigkeit zwischen Strahlenbündel und Film identisch ist bzw. die mit der gleichen linearen Geschwindigkeit vom schlitzförmigen Strahlenbündel durchlaufen werden, mit der sich auch der Film bewegt. Nur diese Punkte werden auf dem Film stets an dieselbe Stelle projiziert und somit relativ scharf bzw. nur mit minimaler Verzerrung abgebildet [37]. Anteile des Objektes, die bezogen auf den Strahlengang vor oder hinter dieser Schicht liegen, werden vom Strahlenbündel wegen der gekrümmten Bahn zwangsläufig mit einer höheren oder niedrigeren linearen Geschwindigkeit durchlaufen, dadurch auf dem Film stets an verschiedene Stellen projiziert und somit unscharf

abgebildet bzw. verwischt [28]. Der Bereich, in dem die Winkelgeschwindigkeiten von Strahlenbündel und Film identisch sind, wird als Schichtmitte oder auch als zentrale Schichtebene bezeichnet [21].

Die Lage der scharf abgebildeten Schicht kann durch eine Veränderung der Filmgeschwindigkeit verlegt werden. Bewegt sich der Film im Verhältnis zur Röntgenröhre mit konstanter Geschwindigkeit, befindet sich die scharf dargestellte Schicht auf einem festgelegten Kreisbogen um das Rotationszentrum. Wird die Filmgeschwindigkeit erhöht, wandert die scharf dargestellte Schicht weiter weg vom Rotationszentrum, wird die Filmgeschwindigkeit verringert, nähert sie sich dem Rotationszentrum. Auf diese Weise kann die Position der scharf dargestellten Schicht innerhalb des Objektes während der Exposition durch Variation der Filmgeschwindigkeit kontinuierlich verändert werden [28].

Die Dicke der scharf abgebildeten Schicht ist abhängig von dem Schichtwinkel. Je größer der Schichtwinkel, desto geringer ist die Schichtdicke. Der für jedes Darstellungsareal über die Primärblende bestimmte Schichtwinkel liegt unter 8° [38]. Es resultiert eine relativ dicke Abbildungsschicht, die immer größer als 5 mm ist. Die Schichtdicke im Frontzahnbereich beträgt etwa 9 mm, während sie im Seitenzahnbereich bei etwa 28 mm liegt [16]. Demnach handelt es sich bei der Orthopantomographie eigentlich um eine Zonographie[1] mit unterschiedlichen Schichtdicken in den einzelnen Kieferabschnitten.

Die Drehzentren stehen jeweils senkrecht zum Zentralstrahl und bestimmen in Abhängigkeit vom vorgegebenen Neigungswinkel der Röntgenröhre (etwa +7°) den Neigungswinkel der Schicht zur Vertikalen. Dies kann bei gröberen individuellen Abweichungen der Zahnstellung oder Asymmetrien der Kiefer dazu führen, dass die Objekt-Bildempfänger-Beziehung nicht parallel steht, was wiederum zu einem unterschiedlichen Objekt-Film-Abstand und damit zu Differenzen der Abbildungsschärfe und des Vergrößerungsfaktors führt [22].

Außerhalb der Schicht liegende Objekte werden verzerrt abgebildet [39-42]. Beispielsweise werden runde Objekte, die oral der Schicht bzw. näher am Rotationszentrum liegen, unscharf und queroval verbreitert abgebildet, wohingegen runde Objekte, die vestibulär der Schicht bzw. weiter weg vom Rotationszentrum liegen, unscharf und hochoval verschmälert dargestellt werden [43].

[1] Eine Tomographie ist eine Schichtaufnahme mit einer Schichtdicke von bis zu 5 mm, Schichtaufnahmen mit Werten über dieser Schichtdicke werden als Zonographie bezeichnet.

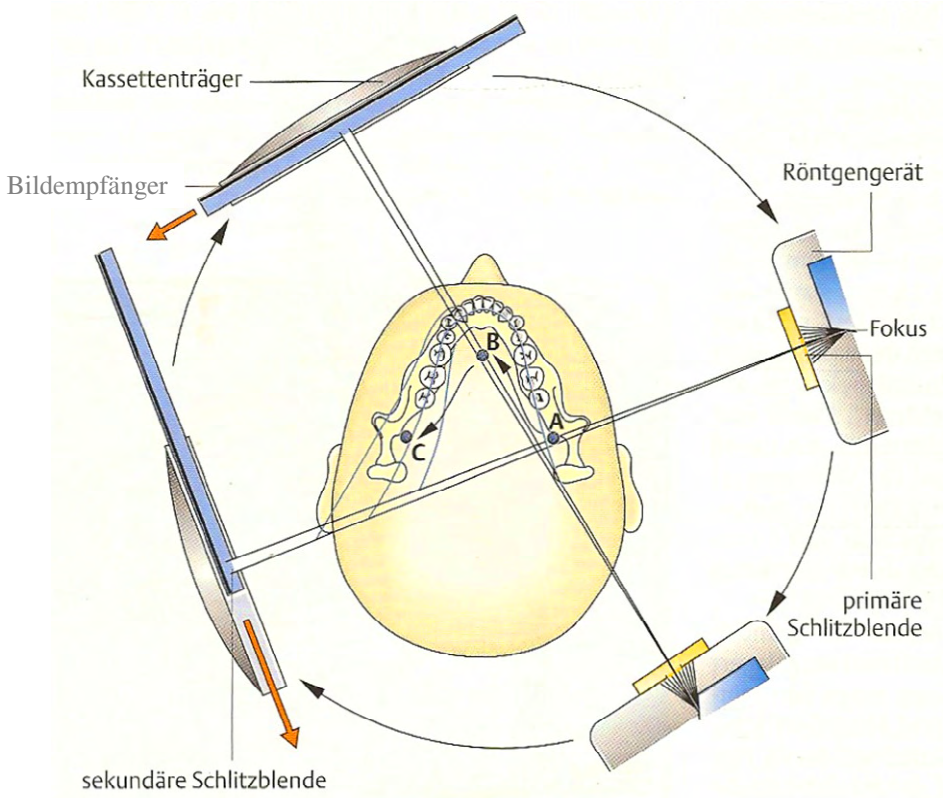


Abb. 2.3: Bewegungsablauf bei einem Panoramaschichtgerät: Das auf den Unterkiefer links projizierte Feld zeigt die Schichtdicke für den Normalfall an. Der im Fokus entstehende Röntgenstrahl verlässt die vertikale primäre Schlitzblende, passiert am Beginn der Umlaufbahn den Drehpunkt A und trifft, eingeengt durch die vertikale sekundäre Schlitzblende des Kassettenträgers, auf den Bildempfänger. Während Röntgenröhre und Kassettenträger im Uhrzeigersinn über die Drehpunkte B und C um den Kopf des Patienten rotieren (dünne Pfeile), läuft der Bildempfänger in der Gegenrichtung aus dem Kassettenhalter heraus (dicke Pfeile). Es wird eine Schichtaufnahme mit einer in den einzelnen Kieferabschnitten unterschiedlichen Schichtdicke angefertigt. Diese kann dem Zahnbogenverlauf bei Kindern und Erwachsenen angepasst werden (Quelle: [21, 43])

Vorteile

Die PSA nimmt in der dentomaxillofazialen Röntgendiagnostik die Rolle einer Übersichtsaufnahme ein und liefert eine umfassende Darstellung des Kausystems einschließlich angrenzender Regionen [35]. Ein weiterer Vorteil ist, dass rechte und linke Seite getrennt abgebildet werden und damit ein Seitenvergleich möglich ist, der zur Abgrenzung von Normvarianten und Überlagerungseffekten hilfreich sein kann [44]. Außer den Befunden, die sich durch die diagnostische Fragestellung ergeben, deckt fast jede PSA Nebenbefunde auf, von denen ein Teil behandlungsbedürftig ist [45-47]. Etwa 30 % der PSA weisen solche Nebenbefunde auf [48]. Die Strahlenbelastung für den Patienten ist bei der PSA niedrig. Die Maximalwerte, der Hautoberflächendosis am Kopf liegen kaum über 2 mSv

[49, 50]. Die Belastung der Gonaden ist minimal, da sie nur von Streustrahlen getroffen werden. Mit Bleischürze liegt sie unter 0,1 µSv pro Aufnahme. Die durch aufwendige Messungen der Organdosen am Phantom berechnete effektive Dosis [51, 52] von heute unter 7 µSv erlaubt den Vergleich mit der Umweltexposition eines Tages.

Nachteile

Der umfassenden Übersicht steht eine begrenzte örtliche Auflösung von max. 4 Lp / mm gegenüber [53]. Im Bereich der Zähne wird zudem nicht die Zeichenschärfe erreicht, die wir vom Zahnfilm gewohnt sind, so dass auf diesen nicht immer verzichtet werden kann [35]. Dies trifft speziell auf den Frontzahnbereich zu, da zum einen die Halswirbelsäule diesen Bereich überlagert und zum anderen bei extremen Frontzahnstellungen die Ober- und die Unterkieferfront nicht gleichzeitig optimal wiedergegeben werden kann.

Die PSA liefert keine räumlich korrekten Informationen; einerseits, weil es sich um eine zweidimensionale Schichttechnik handelt und andererseits, weil es systembedingte Verzerrungen aufweist [54]:

Aufgrund der Zweidimensionalität können nur das vertikale und horizontale Knochenangebot z.B. vor einer Implantatinsertion beurteilt werden [44]. Ihr fehlt die räumliche Information in Bezug auf die orthoradiale Ebene, d.h. es gibt keine Informationen über das Knochenangebot in vestibulo-lingualer Richtung, insbesondere fehlt beispielsweise die klinisch wichtige Information, ob konkave Grenzflächen des Knochens eine Implantation unmöglich machen [55]. Zudem ist die Aussagekraft der PSA u.a. für die Beurteilung der Lage des chirurgisch relevanten N. alv. inf. in Relation zu den unteren Weisheitszähnen begrenzt [56].

Auf der PSA werden die Zähne und die Kiefer vergrößert abgebildet. Die divergierende Ausbreitung der Röntgenstahlen führt dazu, dass alle Partien des Kopfes, die nicht vom Zentralstrahl getroffen werden, auf dem Film vergrößert dargestellt werden [57]. Eine Objektvergrößerung ist daher unvermeidbar. Sie ist jedoch umso geringer, je größer der Fokus-Objekt-Abstand und je kleiner der Objekt-Film-Abstand ist. Aufgrund des großen Objekt-Film-Abstands bei der PSA, der erst eine Rotation ermöglicht, lässt sich eine Vergrößerung jedoch kaum verhindern [21, 58]. Da bei dem Bewegungsablauf der Panoramatechnik der Abstand Fokus-Objekt zu Objekt-Film nicht überall gleich ist, ist der Vergrößerungsfaktor (VF) auf der PSA nicht konstant [43]. Daher sind exakte Messungen auch unter Berücksichtigung eines entsprechenden VF nicht in allen Bereichen möglich [6].

Hinzu kommt, dass die gerätespezifischen VF unterschiedlich sind; sie werden zwischen 1,2 und 1,7 angegeben [59], wobei der Faktor in der horizontalen Dimension größer sein kann als in der vertikalen Dimension. In der Literatur wird angegeben, dass die PSA in der horizontalen Dimension im Mittel um etwa 30-70 % und in der vertikalen Dimension etwa 20-30 % größer ausfällt, als es der tatsächlichen klinischen Situation entspricht [60, 61].

Voraussetzung für eine gute PSA ist die optimale Positionierung des Patienten im Gerät, damit die Zahnbogen in die vorgegebene Schicht fallen. Nur wenn sich ein Objekt in dieser Schichtmitte befindet, wird es in beiden Dimensionen gleich vergrößert [41]. Ein großer Nachteil der PSA ist, dass durch Positionierungsfehler Verzerrungen auftreten, wenn Objekte nicht exakt in der zentralen Schichtmitte platziert sind [39-41, 62]. Der VF ist daher abhängig von der Vergrößerung in der Schichtmitte und vom Abstand des Objekts zu dieser Schichtmitte [63]. Vor allem horizontale VF sind bei PSA inkonstant [41, 64-66] und variieren merklich mit dem Abstand von der Schichtmitte, d.h. dem Objekt-Film-Abstand [65, 67]. Hingegen ist die vertikale Vergrößerung relativ konstant [67]. Positionierungsfehler haben daher einen Einfluss auf die regionalen VF [64] und sind häufig die Ursache insuffizienter Aufnahmen [68].

Zur exakten Bestimmung regionaler VF, wird daher die Eingliederung von Messschablonen mit eingearbeiteten, ortsnahen Metallkugeln oder Metallhülsen definierten Durchmessers während der Aufnahme empfohlen [69] (Abb. 2.4 links). Die Metallkugeln erscheinen im Röntgenbild als Verschattungen (Abb. 2.4 rechts). Da ihr Durchmesser bekannt ist, kann mit Hilfe des einfachen Dreisatzes die wirkliche Knochenhöhe ermittelt werden [70]. Vor allem aufgrund unterschiedlicher Vergrößerungs- und Verzerrungsfaktoren ist die Übertragung des Abbildungsmaßstabs von einem Messort auf einen Implantationsort nur begrenzt möglich [71]. Die Metallkugeln sollten daher möglichst nah am Insertionsort der späteren Implantate platziert werden für die exakte Beurteilung des Knochenangebots [59].

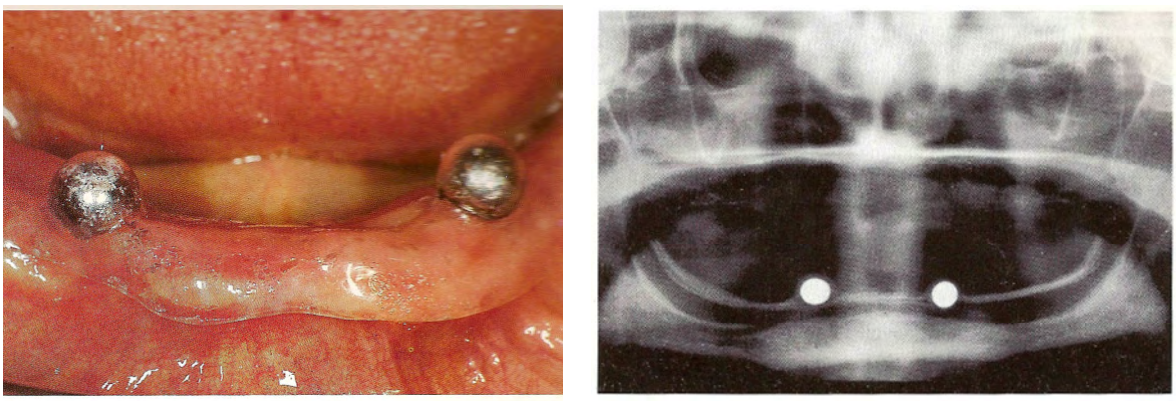


Abb. 2.4: Links: eingegliederte Messschablone mit eingearbeiteten Metallkugeln; die Metallkugeln sollten möglichst nah am Insertionsort der späteren Implantate platziert werden (exakte Beurteilung des Knochenangebots), rechts: PSA mit Metallkugeln; mit Hilfe der Metallkugeln lässt sich die reale Knochenhöhe ermitteln. Bei falscher Positionierung des Patienten im Röntgengerät werden die Metallkugeln entrundet und verzerrt dargestellt (Quelle: [59])

2.2.3 *Konventionelle Orthopantomographie*

Bei den konventionellen Röntgenverfahren wird als Bildempfänger ein Röntgenfilm verwendet. Es werden zwei Arten von Röntgenfilmen unterschieden:

1. *Intraorale folienlose Filme:* Röntgenfilme, die in die Mundhöhle des Patienten eingebracht werden, besitzen keine Verstärkerfolie. Bei konventionellen Zahnfilmen ist die örtliche Auflösung mit ca. 20 Lp / mm sehr hoch [53]. Da folienlose Filme nicht das Thema der vorliegenden Arbeit sind, wird an dieser Stelle nicht weiter darauf eingegangen.
2. *Extraorale Folienfilme (sog. Film-Folien-Kombinationen):* Extraorale Filme werden grundsätzlich mit Verstärkerfolien verwendet.

Aufbau Film-Folien-Kombination

Der Film befindet sich zwischen zwei Verstärkerfolien, die im Inneren einer Kassette an Boden und Deckel eingeklebt sind. Die Film-Folien-Kombination besteht aus einer Kassettenvorderwand aus Kunststoff, welche die Röntgenstrahlen leicht durchdringen können. Es folgen die Vorderfolie, der Röntgenfilm, die Hinterfolie, eine Schaumstoff- oder Filzeinlage und schließlich die Kassettenhinterwand (Abb. 2.5). Die Kassettenhinterwand besteht aus Stahlblech, welches eine Bleieinlage enthält. Die Bleieinlage absorbiert die von den Folien durchgelassenen Röntgenstrahlen vollständig. Die Kassette soll Film und Folien in engem und gleichmäßigem Kontakt miteinander halten und Fremdlichteinfall verhindern. Es

ist entscheidend für die Qualität der Röntgenbilder, dass die Verstärkerfolien dem Film mit dem Kassettenverschluss angepresst werden, da sonst Unschärfen im Röntgenbild entstehen [43]. Dies wird durch die Schaumstoff- oder Filzeinlage in der Kassette realisiert.

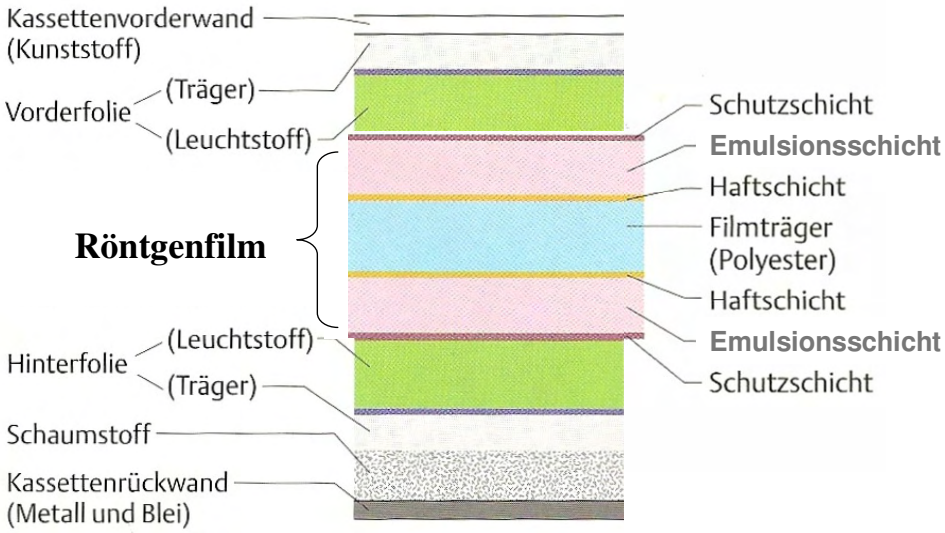


Abb. 2.5: Schematischer Aufbau einer Film-Folien-Kombination: In einer Metallkassette sind Röntgenfilm und Verstärkerfolien (Vorder- und Hinterfolie) untergebracht (Quelle: [43] leicht modifiziert)

Röntgenfilm

Der Röntgenfilm besteht aus sieben Schichten, von denen jeweils drei doppelt vorkommen, so dass vier verschiedene Schichten zu unterscheiden sind. Jeder Röntgenfilm besteht aus einem Filmträger, der sich am Filmaufbau mit nur einer Schicht beteiligt. Der Filmträger besteht aus etwa 0,2 mm dickem Polyester. Auf den Filmträger zu beiden Seiten aufgebracht ist jeweils eine Haftschicht. Sie besteht aus Gelatine und Kunststoff und gewährleistet die Haftung zwischen Filmträger und Emulsionsschicht. Die entscheidende empfindliche Schicht der Röntgenfilme ist die Emulsionsschicht, die aus einer Dispersion von Silberhalogenen (z.B. AgBr) und Gelatine besteht. Die Gelatine erfüllt in dieser doppelten Schicht die Aufgabe als Bindemittel und Schutzkolloid. Die Schutzschicht auf beiden Filmseiten besteht aus gehärteter Gelatine und verhindert mechanische Schädigungen der Emulsionsschicht.

Die gegenwärtigen Röntgenfilme zeichnen sich durch eine hohe Empfindlichkeit und gute Abbildungsqualität aus. Die Steigerung der Empfindlichkeit wurde zum einen durch neue Emulsionstechnologien und zum anderen durch die Entwicklung hoch empfindlicher Verstärkerfolien (Verstärkungsfaktor 10–50) erzielt [36]. Moderne Röntgenfilme haben heute eine geordnete und sehr kompakte Silberkristallstruktur innerhalb der Emulsion, die eine

größere Schärfe, ein sehr geringes Bildrauschen und eine sehr hohe Eigenempfindlichkeit ermöglicht [72] (Abb. 2.6 links).

Verstärkerfolien

Die Verstärkerfolien sind mit einem Leuchtstoff belegt. Röntgenstrahlen regen den Leuchtstoff zur Lichtemission (Fluoreszenzlicht) an, für welche die Röntgenfilme bzw. die Silberbromidkristalle der Filmemulsion wesentlich empfindlicher sind als für die Primärstrahlung. Daher erfolgt die Filmschwärzung zu 95 % durch Fluoreszenzlicht und nur zu 5 % durch Röntgenstrahlen [22]. Der älteste und auch heute noch verwendete Leuchtstoff ist das Calciumwolframat [73] mit blau-violetter Lichtemission. Dieser Leuchtstoff ist jedoch weitgehend von neuen Leuchtstoffen abgelöst worden, zu denen die Verbindungen der Seltenen Erden mit grüner, blauer oder ultravioletter Lichtemission gehören. Durch Verwendung von Verstärkerfolien wird vor allem eine erhebliche Reduktion der Belichtungszeit und somit der Strahlenexposition erreicht, es kommt jedoch auch zu einer Verschlechterung der Abbildungsschärfe [21].

Die modernen Verstärkungsfolien beinhalten hochkomplexe Leuchtstoffe, die mit ihrer jeweiligen Lichtemission, grün oder UV-blau, die Empfindlichkeitskurve eines Röntgenfilmes in ihrer ganzen spektralen Breite ideal erfassen können. Das gilt besonders für den UV-blauen Filmtyp, aber auch für grünempfindliche Filme [72] (Abb. 2.6 rechts).

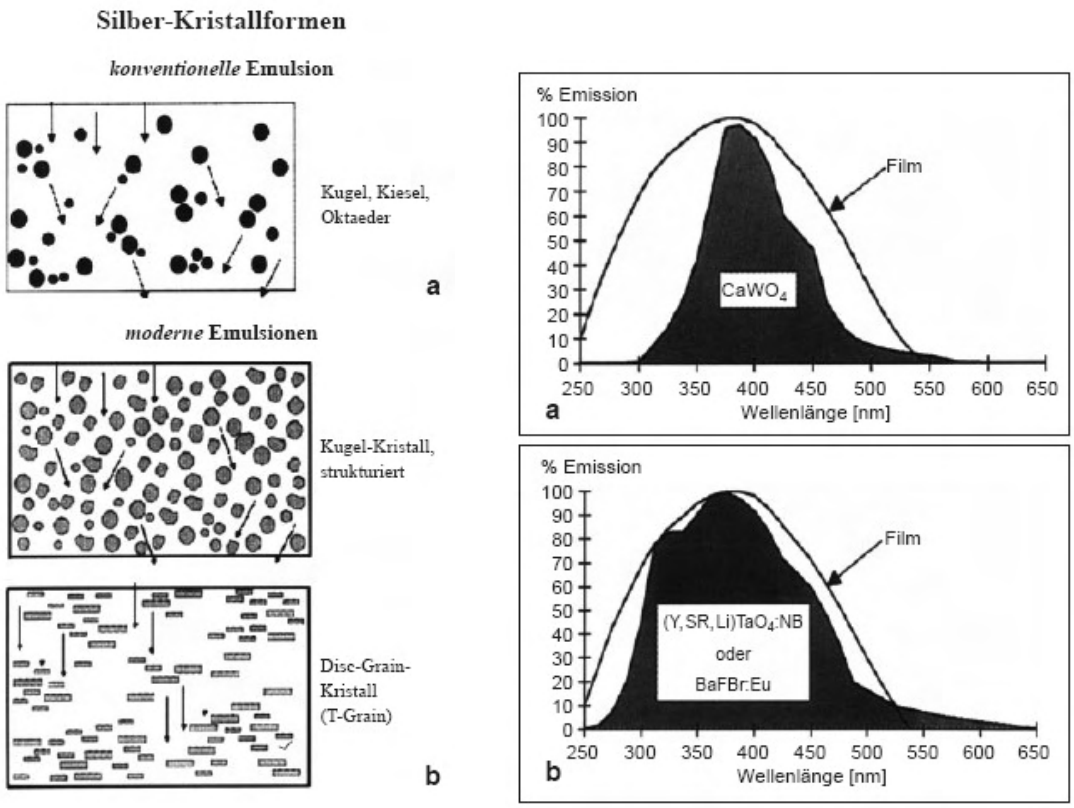


Abb. 2.6: Links: Silberkristallformen und deren Anordnung in konventioneller (**a**) und moderner (**b**) Filmemulsion. Die verschiedenen Formen der Silberkristalle sind auf die jeweilige spektrale Empfindlichkeit und die spezielle Anwendung der Filme abgestimmt
Rechts: Emissionsspektrum einer blau leuchtenden konventionellen (**a**) und einer modernen UV-blau-leuchtenden (**b**) Verstärkungsfolie mit Abbildung der spektralen Filmempfindlichkeit (Agfa Dentus RP 6). Die Lichtemission einer modernen Verstärkungsfolie kann die Empfindlichkeitskurve des Röntgenfilms nahezu in ihrer ganzen spektralen Breite erfassen. Grundsätzlich bedeutet jedoch eine Steigerung der Filmempfindlichkeit, sei es durch Verbesserung der Silberkristallformen oder der Verstärkungsfolie, eine Reduktion von Auflösung und Kontrastumfang (Quelle: [44])

2.2.4 *Digitale Orthopantomographie*

In den 1980er Jahren wurde unter dem Begriff „Radiovisiographie“ [74, 75] die digitale Röntgentechnik im Sinne einer wirklich revolutionär anderen Technik in die zahnärztliche Röntgendiagnostik eingeführt. Der erste Prototyp eines digitalen Panoramaschichtgeräts wurde 1991 von McDAVID et al. beschrieben.

Unter digitalem Röntgen wird die Akquisition von Röntgenaufnahmen mit (halbleiterbasierten) Messgeräten sowie die Verarbeitung und Darstellung von Röntgenbildern mit Hilfe der Computertechnologie definiert [76]. Digitale Röntgentechniken sind charakterisiert durch die getrennten Bereiche der Bildrezeption mit Hilfe von Sensoren

oder Speicherfolien und durch die Darstellung und Nachbearbeitung der Aufnahmen auf Monitoren [77]. Grundsätzlich sei angemerkt, dass der einzige Unterschied zwischen konventionellen und digitalen Panoramaschichtgeräten bei dem Bildempfänger besteht, da hier anstatt einer Film-Folien-Kombination, Sensoren oder Speicherfolien verwendet werden.

Als ein Vorzug der digitalen Röntgentechnik wird die Reduktion der Strahlenexposition genannt. Bei intraoralen Zahnaufnahmen beträgt die Dosisreduktion im Vergleich zum Klasse-D-Film 90 % und zum Klasse-E-Film 60 % [78]. Bei der PSA ist die Strahlenexposition etwa 20 % geringer als bei einer Film-Folien-Kombination mit der Empfindlichkeit 400 [79]. Als weitere Vorzüge der digitalen Röntgentechnik können genannt werden:

- die nahezu sofortige Verfügbarkeit des Röntgenbilds bei der Verwendung von Sensoren, was bei endodontischen oder chirurgischen Maßnahmen vorteilhaft ist
- der Wegfall der Filmentwicklung mit ihren Fehlermöglichkeiten und der Entsorgung
- die Bildfernübertragung
- die digitale Archivierbarkeit
- die metrische Analyse und
- die Bildnachbearbeitung.

Das Auflösungsvermögen liegt sowohl bei der analogen als auch bei der digitalen PSA im Bereich von max. 4 Lp / mm. In der Befundung ergeben sich keine wesentlichen Unterschiede in der diagnostischen Qualität zwischen dem Betrachten am Leuchtschirm oder am Monitor [80].

Der Begriff digitale Radiographie beschreibt sämtliche nicht auf konventionellen Röntgenfilmen basierende Systeme. Die derzeitigen digitalen Systeme wandeln entweder Röntgenstrahlung indirekt oder direkt in Ladungen um, oder sie basieren auf einer Informationsspeicherung über phosphoreszierende Folien, deren analoge Signale wiederum sekundär digitalisiert werden. Folgende Techniken werden bei der digitalen Radiographie unterschieden, wobei anzumerken ist, dass die Verwendung der genannten Begriffe in der Literatur nicht immer konsistent erfolgt:

1. Sekundäre Digitalisierung analoger Röntgenbilder

2. Primäre Sensortechnik
    I. Indirekte Radiographie
    II. Direkte Radiographie
    III. Lumineszenz-Radiographie

Sekundäre Digitalisierung analoger Röntgenbilder

Bei dieser Technik erfolgt die nachträgliche Digitalisierung konventioneller Röntgenaufnahmen; das Vorhandensein eines analogen Röntgenbildes ist also Voraussetzung [81]. Die analoge Röntgenaufnahme wird mit Hilfe eines Flachbettscanners digitalisiert. Die Auflösung kann so gewählt werden, dass sämtliche Informationen auf der gescannten Aufnahme erhalten bleiben. Auflösungen zwischen 150 und 900 dpi sind zu diesem Zwecke üblich [82]. Stärkere Auflösungen werden nicht empfohlen, weil dann die Silberpartikel des Röntgenfilms sichtbar werden [83]**.**

Bei dieser Technik handelt es sich nur im eingeschränkten Sinne um eine Form der digitalen Radiographie, weil die Belichtung und Entwicklung des zugrunde liegenden Röntgenbildes zunächst auf konventionelle Weise erfolgt [77].

Primäre Sensortechnik

Alle genannten Verfahren werden in der primären intraoralen Sensortechnik eingesetzt. Für die primäre extraorale Sensortechnik (digitale PSA) jedoch kommen nur die indirekte und die Lumineszenz-Radiographie zur Anwendung [84], weshalb diese im Folgenden zuerst beschrieben werden.

Indirekte Radiographie

Bei diesem digitalen Röntgenverfahren wird als Bildempfänger ein lichtempfindlicher Sensor, am häufigsten der auch in der Fotografie verwendete CCD (Charge Coupled Device)-Sensor, seltener der CMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor)-Sensor eingesetzt [76], der über ein Kabel mit dem Rechner verbunden ist.

Bei digitalen Panoramaschichtgeräten werden sog. Zeilensensoren, die eine Vielzahl miniaturisierter Photodioden auf der Oberfläche tragen, in Kombination mit einem Szintillator

verwendet. Jede Photodiode liefert einen Bildpunkt, einen sog. Pixel (**Pi**cture-**El**ement). Diese unterteilen die aktive Empfangsfläche; die Zerlegung des Bildes in Pixel findet also bereits im Detektor statt. Einfache Photodioden sind zur Registrierung von Röntgenstrahlung nicht geeignet. Ihre Effektivität ist gering, zudem können sie durch Röntgenstrahlung beschädigt werden. Durch Kombination spezieller Photodioden mit einem Szintillator lassen sich diese Probleme lösen. Szintillatoren werden durch Röntgenstrahlung zur Emission von sichtbarem Licht angeregt [43].

Funktionsprinzip: Die auftreffende Röntgenstrahlung wird durch einen Szintillator (z.B. Cäsiumjodid [CsJ]) zunächst in sichtbares Licht umwandelt (deshalb die Bezeichnung indirekte Radiographie). Das entstandene Licht wird danach durch Photodioden (Halbleiterchips aus Siliziumelementen) proportional in elektrische Signale (negative Ladungen) umgewandelt. Bei den Photodioden handelt es sich um kovalent gebundene Siliziumatome; werden diese einer Röntgenstrahlung ausgesetzt, kommt es zu einer Aufspaltung der Bindungen und zum Entstehen einer elektrischen Spannung, die proportional zur Intensität der Röntgenstrahlung ist [83]. Die negativen Ladungen werden in der Halbleiter-Matrix des Sensors in sog. Senken (wells) als Ladungspakete (Zeile für Zeile) gesammelt und schließlich einem Analog-Digital-Wandler (A/D-Wandler, ADC = Analog to Digital Converter) zugeführt [16]. Der A/D Wandler dient der Umwandlung des elektrischen Signals in ein digitales Signal. Dieses wird danach mit Hilfe eines Rechners zu einem digitalen Röntgenbild verarbeitet und auf einem Monitor angezeigt (Abb. 2.7).

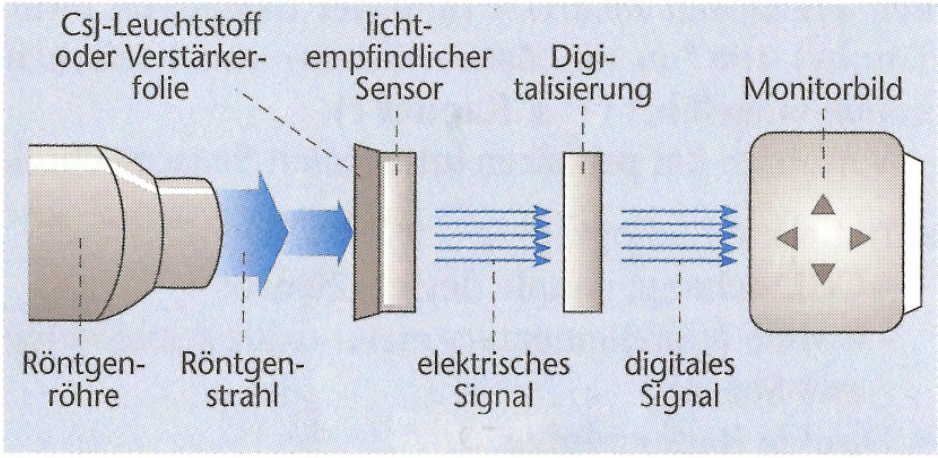


Abb. 2.7: Funktionsprinzip der indirekten Radiographie (Quelle: [16])

Lumineszenz-Radiographie (DLR = digitale Lumineszenzradiographie)

Bei diesem digitalen Röntgenverfahren wird als Bildempfänger eine Speicherfolie verwendet, die sich, wie bei der konventionellen PSA, in einer Kassette befindet. In der englischsprachigen Literatur wird das Verfahren auch als „storage phosphor“ oder „computed radiography (CR)“ bezeichnet [43]. Die Speicherfolien sind in der Lage, die empfangene Energie (unterschiedlich geschwächte Röntgenstrahlung) in Form eines latenten Bildes zunächst zu speichern. Die Folie selbst ist eine Halbleiterplatte, die mit einer lichtstimulierbaren phosphoreszierenden Emulsion aus Schwermetall-Halogenid-Phosphor (Bariumfluorhalid-Kristallschicht mit zweiwertigem Europium dotiert) beschichtet ist.

Funktionsprinzip: Trifft Röntgenstrahlung auf die Speicherfolie, werden Elektronen im Kristallverband auf ein höheres Energieniveau angehoben. Anzahl und Verteilung dieser Elektronen entsprechen der Intensität der einfallenden Röntgenstrahlung [85]. Die Ladung wird auf diese Weise auf der Speicherfolie als latentes Bild über eine gewisse Zeit gespeichert. Das Auslesen der Speicherfolie erfolgt in einem Laserscanner. Dabei wird die Folie zeilenförmig mit einem Helium-Neon-Laserstrahl systematisch abgetastet. Die zugeführte Laserstrahlenenergie führt dazu, dass die angeregten Elektronen e^- in ihren energetischen Grundzustand zurückkehren. Dabei wird Licht einer anderen Wellenlänge emittiert, dessen Intensität proportional zur Strahlendosis ist [86]. Ein Photomultiplier wandelt das einfallende Licht in ein verstärktes elektronisches Signal um, welches in einem weiteren Schritt digitalisiert wird [87] durch einen Analog-Digital-Wandler. Nach dem Auslesevorgang wird die Speicherfolie einem sehr intensiven sichtbaren Licht ausgesetzt, damit gelöscht und steht dann für eine erneute Aufnahme wieder zur Verfügung.

Direkte Radiographie

Bei der direkten Radiographie wird ein röntgenstrahlenempfindlicher HD (High-Density)-Sensor mit einem CCD-Chip verwendet, bei dem der Zwischenträger (Leuchtstoff) entfällt [88]. Die Pixel sind jetzt direkt in der Lage, die auftreffende Röntgenstrahlung aufzunehmen und die Weiterverarbeitung einzuleiten. Die Weiterverarbeitung der elektrischen Signale erfolgt genauso wie bei der indirekten Radiographie (Abb. 2.8).

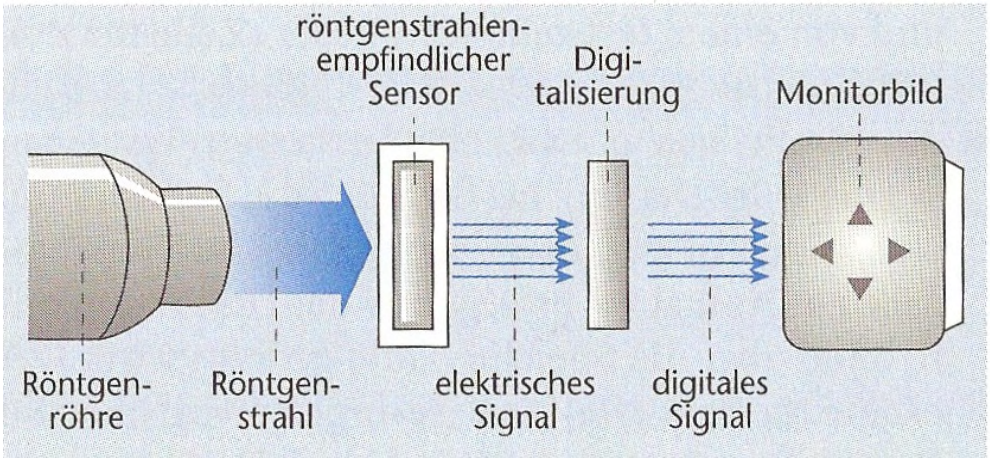


Abb. 2.8: Funktionsprinzip der direkten Radiographie (Quelle: [16])

2.2.5 *Erscheinungsform des C. mandibulae auf der PSA*

Bei der PSA wird eine gekrümmte Schicht in einer Ebene abgebildet, so dass in der Mitte des Röntgenbildes eine frontale und auf den Seiten eine laterale Ansicht des Gesichtsschädels erscheint.

Der C. mandibulae ist zum Großteil von einer Kortikalislamelle umgeben, welche auf PSA „hyperdens“ begrenzt erscheint [89]. Sie nimmt von distal nach mesial ab. Am kranialen Rand des C. mandibulae ist sie fast immer schwächer ausgebildet als am kaudalen (der Mandibularkanal stellt sich auf dem Röntgenbild kaudal deutlicher dar als kranial) [59]. Fehlt die den C. mandibulae umgebende strahlenabsorbierende Kompaktalamelle, ist die radiologisch exakte Beurteilung des Mandibularkanals oft schwierig [90]. Wenn die Lage des C. mandibulae nicht präzise bestimmt werden kann, ist zusätzlich ein dreidimensionales Aufnahmeverfahren in Form der digitalen Volumentomographie oder Computertomographie zur genauen Darstellung indiziert.

2.3 Digitale Volumentomographie

Die digitale Volumentomographie (DVT, auch: cone beam computed tomography, CBCT) stellt neben der Computertomographie (CT) und Magnetresonanztomographie (MRT) bzw.

Kernspintomographie ein dreidimensionales Aufnahmeverfahren dar. Im Fokus der zahnmedizinischen Anwendung stehen die beiden erst genannten Aufnahmeverfahren. Die MRT stellt aufgrund ihrer technischen Grundlagen eine Sonderform der Bildgebung dar, die an dieser Stelle keine Berücksichtigung finden soll.

Mit der DVT [91] wurde 1997 erstmals eine neue Aufnahmetechnik in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde eingeführt, die die gleichen Rekonstruktionsmöglichkeiten für die Hartgewebsdiagnostik bietet wie das Spiral-CT [92].

2.3.1 *Funktionsprinzip*

Die DVT basiert auf einfachen zweidimensionalen Röntgenaufnahmen. Dabei wird aus einer Vielzahl dieser 2-D-Röntgenaufnahmen ein dreidimensionaler Bilddatensatz errechnet [93]. Die rasanten Entwicklungen in der Computertechnik erlauben es, dass die Rekonstruktion nahezu in Echtzeit geschieht, die 3-D-Information somit direkt digital vorliegt und weiterverarbeitet werden kann [94].

Während bei einer Spiral-CT die untersuchte Region in Schichten von 0,5-3 mm Dicke bei kontinuierlichem Tischvorschub in mehreren Rotationen der Strahlungsquelle gescannt wird, erfasst die DVT die gesamte Region in einem einzigen Umlauf [93]. Bei einem DVT-Gerät sind Röntgenröhre und Detektor auf gegenüberliegenden Positionen an einem drehbar gelagerten Arm montiert, die sich während des Aufnahmevorgangs um mindestens 180° bewegen. Dabei werden Daten durch eine einmalige Rotation der Röhrendetektoreinheit um den Kopf des Patienten akquiriert. Während der Rotation durchdringt ein kegel- bzw. konusförmiges Strahlenbündel (Cone-Beam) den Patienten, welches die Exposition des gesamten Untersuchungsvolumens erlaubt. Im Gegensatz dazu wird bei der CT ein eng begrenztes (kollimiertes) fächerförmiges Strahlenbündel verwendet (Abb. 2.9).

Die Röntgenstrahlung wird bei der DVT nicht kontinuierlich appliziert, die Strahlung wird „gepulst“. Das bedeutet, dass diese in einzelnen „Schüssen“ abgegeben wird. Diese dauern nur wenige Millisekunden und ergeben multipliziert mit der Anzahl der „Schüsse“ (zwischen 200 und 450) die gesamte Expositionszeit, welche daher nur wenige Sekunden beträgt. Folglich entspricht die Aufnahmedauer (Scanzeit) nicht der effektiven Expositionszeit. Das Ergebnis eines „Schusses“ ist ein Durchleuchtungsbild (fluroscopy shot), also eine zweidimensionale Absorptionsmatrix. Diese Durchleuchtungsbilder stellen die Grundlage in Form des Rohdatensatzes für die anschließende Primärrekonstruktion dar [95].

Die Akquisition der Daten erfolgt mit 2-dimensionalen Detektoren und zwar entweder durch Bildverstärker (image intensifier) oder Flachdetektoren (flat panel) [96]. Bildverstärker benötigen weniger Dosis, da das Eingangssignal noch sekundär verstärkt wird. Allerdings ist besonders bei hohen Auflösungen gegenwärtig ein deutliches Rauschen zu beobachten. Flachdetektoren müssen mit einer höheren Dosis angesteuert werden, dafür liefern sie auch bei sehr hohen Auflösungen ein rauschärmeres Bild. Allerdings sind sie deutlich teurer als Bildverstärker [95].

Nach der Akquisition der Daten wird aus dem so gewonnenen Rohdatensatz zunächst ein Volumendatensatz berechnet. Im Rahmen der Primärrekonstruktion werden aus diesem Volumendatensatz wiederum axiale Schichten rekonstruiert, aus denen dann sekundär weitere Rekonstruktionen möglich sind [91, 97, 98]. Dabei lassen sich sagittale, koronale und axiale Schichten in beliebiger Größe und definierten Abständen zueinander anfertigen. Auch die Rekonstruktion einer Panoramaschicht oder einer 3-dimensionalen Darstellung ist möglich [1].

Wichtiger Unterschied zur CT ist, dass die Orientierung der Axiale in Abhängigkeit von den diagnostischen Erfordernissen festgelegt werden kann und bei Bedarf auch mehrere Rekonstruktionen möglich sind [4] - aus einem Rohdatensatz lassen sich beliebig viele Primärrekonstruktionen erstellen, da der Originaldatensatz archiviert werden kann [91, 97, 98]. Zur Vereinfachung einer räumlichen Orientierung und metrischen Analyse sollten die axialen Schichten für diagnostische Fragestellungen im Oberkiefer parallel zur Ebene des harten Gaumens und im Unterkiefer parallel zur Unterkieferbasis festgelegt werden. Die Axiale sind somit annähernd senkrecht zu den Zahn- oder prospektiven Implantatachsen ausgerichtet und ermöglichen die Darstellung dieser Objekte in weiteren Schnitten in ihrer vollen Länge [4].

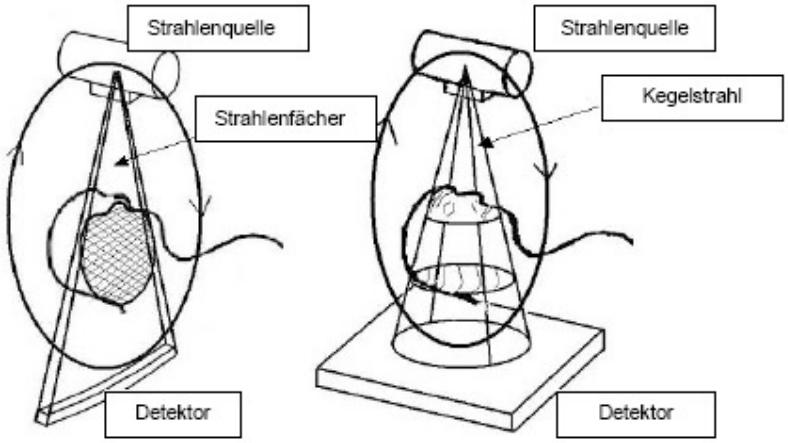


Abb. 2.9: Darstellung des Funktionsprinzips der CT mit fächerförmigem Strahlenbündel (links) und der DVT mit kegelförmigem Strahlenbündel (rechts) (Quelle: [99])

Konstruktionsbedingt (insbesondere wegen der Strahlenqualität und den Rauschanteilen) eignen sich DVT-Geräte nur sehr eingeschränkt zur Weichgewebsdiagnostik (Weichgewebsdifferenzierung ist kaum möglich), erfüllen allerdings alle Anforderungen an die Hartgewebsdiagnostik im Mund-, Kiefer- und Gesichtsbereich [100]. Im Hinblick auf Artefaktbildung bei metallischen Objekten (Füllungen, Kronen, Brücken, kieferorthopädischen Brackets, Osteosynthesematerialien) im Scanvolumen ist die DVT deutlich weniger anfällig als die CT. Dies ermöglicht eine bessere Beurteilbarkeit in der Nachbarschaft von Metallobjekten [12]. Die Dosis der DVT-Geräte liegt im Bereich von 5-8 digitalen PSA und gleichzeitig auch etwa 5- bis 8-fach unter den Dosen moderner CT-Geräte [11]. Die DVT wird gemäß der Röntgenverordnung (Neufassung vom 18. Juni 2002) dem zahnärztlichen Röntgen zugeordnet, d.h. der Betrieb des Gerätes ist in der zahnärztlichen Praxis unabhängig vom Radiologen möglich. Die Aufnahmen sind im Vergleich zur CT somit kostengünstiger und mit einem geringeren organisatorischen Aufwand verbunden [4].

Die auf dem Markt befindlichen Geräte unterscheiden sich hardwareseitig hauptsächlich in der Größe des abgebildeten Volumens (Field of View, FOV), der verwendeten Detektortechnologie (Bildverstärker, Flachpanel-Detektoren) sowie der Patientenpositionierung. Letztere kann sowohl (selten) liegend, als auch sitzend bzw. stehend erfolgen. Softwareseitig unterscheiden sich die derzeitigen Geräte vorwiegend in den

Rekonstruktionsalgorithmen (meist Modifikationen des bekannten, approximativen Feldkamp Algorithmus [101]) sowie in den zusätzlichen Funktionalitäten der Ausgabe-Software [102].

Derzeit bieten verschiedene Hersteller DVT-Systeme an. Das System NewTom der italienischen Firma QR wurde für liegende Patienten gebaut und generiert in einem 76 s Scan bzw. bei neueren Geräten in einem 36 s Scan ein großes Volumen von 10-20 cm Kantenlänge. Das MercuRay System der Firma Hitachi steht in drei verschiedenen Varianten mit unterschiedlichen Bildbereichen zur Verfügung und ist für den sitzenden Patienten konstruiert. Die Aufnahmedauer liegt hier bei 10 s. Die amerikanische Firma ImagingSciences bietet ihr I-CAT System an, das je nach Auflösung in 10-40 s einen Scan mit einem Bereich von 17 cm Durchmesser und einer Höhe von 13 cm durchführt. Das Accuitomo-System der japanischen Firma Morita ist für sitzende Patienten gedacht und erzeugt einen kleinen Bildbereich (Durchmesser 4 cm, Höhe 3 cm). Das von der deutschen Firma angebotene System Galileos ist sowohl für eine sitzende als auch für eine stehende Patientenposition geeignet, wobei die Scanzeit 14 s beträgt und der Aufnahmebereich bei 15 cm Kantenlänge liegt [103].

2.4 Begriffe zur Genauigkeit von Messverfahren

Zur Bewertung von Messverfahren dienen im Allgemeinen die drei Begriffe:

• Genauigkeit

• Richtigkeit

• Präzision

Das Ziel der Arbeit erfordert eine Definition des Begriffes Genauigkeit und der damit unmittelbar verbundenen Fachausdrücke. Dafür kommen die Normen nach dem Deutschen Institut für Normung e. V. (Abk.: DIN) zur Anwendung.

Messgröße

Diese ist die zu messende physikalische Größe, der die Messung gilt [104] z.B. Länge (Strecke) s [mm].

Messwert

Dies ist der Wert, der zur Messgröße gehört und der Ausgabe eines Messgerätes oder einer Messeinrichtung eindeutig zugeordnet ist. Nach Gl. (2.1) setzt sich der Messwert x zusammen aus [104] (Abb. 2.12):

$$x = x_w + e_r + e_s$$

x = Messwert
x_w = wahrer Wert
e_r = zufällige Messabweichung
e_s = systematische Messabweichung

Gl. (2.1)

Messabweichung

Die Messabweichung e ist die Abweichung eines Messwertes x vom wahren Wert x_w [104] (Abb. 2.12).

Die absolute Messabweichung e (üblich ist auch Δx) ist die Differenz zwischen dem Messwert x (oder einem aus mehreren Messungen gewonnener Wert) und dem wahren Wert x_w der Messgröße, siehe Gl. (2.2). Die absolute Messabweichung hat die Einheit der Messgröße.

$$e = x - x_w$$

e = (absolute) Messabweichung
x = Messwert
x_w = wahrer Wert

Gl. (2.2)

Die Angabe kann, wie in Gl. (2.2) definiert, als absolute Messabweichung e oder auch als relative Messabweichung e_{rel} erfolgen. Bei Letzterem können verschiedene Messungen besser miteinander verglichen werden. Bei der relativen Messabweichung wird die absolute Messabweichung auf den wahren Wert der Messgröße bezogen, siehe Gl. (2.3). Die relative Messabweichung hat keine Einheit und wird häufig in % angegeben [105].

$$e_{rel} = \frac{e}{x_w}$$

e_{rel} = relative Messabweichung
e = absolute Messabweichung
x_w = wahrer Wert

Gl. (2.3)

Für den wahren Wert x_w kann auch der sog. richtige Wert x_r verwendet werden. Die Bestimmung der Messabweichung setzt voraus, dass der wahre bzw. der richtige Wert bekannt ist.

Die Messabweichung setzt sich zusammen aus einer:

1. systematischen Messabweichung
2. zufälligen Messabweichung

systematische Messabweichung e_s *(systematic error)*

Nach DIN 1319 Teil 1 [104] ist die systematische Messabweichung e_s definiert als Abweichung des Erwartungswertes μ vom wahren Wert x_w, siehe Gl. (2.4).

Die systematische Messabweichung e_s eines Messwertes x setzt sich additiv aus der bekannten systematischen Messabweichung $e_{s,\,b}$ und der unbekannten systematischen Messabweichung $e_{s,\,u}$ ($e_s = e_{s,\,b} + e_{s,\,u}$) zusammen (Abb. 2.12). Es gilt:

$$e_s = \mu - x_w$$

e_s = systematische Messabweichung
μ = Erwartungswert
x_w = wahrer Wert

Gl. (2.4)

Eine systematische Messabweichung liegt vor, wenn bei jeder Messung unter denselben Bedingungen die Messwerte in die gleiche Richtung um den gleichen Betrag vom wahren bzw. richtigen Wert abweichen [106], d.h. die systematische Messabweichung bleibt konstant oder ändert sich in vorhersehbarer Weise [107]. Wenn diese auftreten, dann verfälschen sie alle Messwerte der Messreihe. Bekannte systematische Messabweichungen können durch Korrekturen beseitigt werden. Unbekannte systematische Messabweichungen können auf Grund experimenteller Erfahrung nur vermutet werden. Ursachen für systematische Messabweichungen sind z.B. Eichfehler eines Messgerätes [106].

Die systematische Messabweichung ist ein Maß für die Richtigkeit einer Messmethode und wird durch die Differenz zwischen dem Erwartungswert μ und dem wahren Wert x_w bzw. richtigen Wert angegeben [108].

zufällige Messabweichung e_r *(random error)*

Nach DIN 1319 Teil 1 [104] ist die zufällige Messabweichung e_r definiert als Abweichung des Messwertes x vom Erwartungswert μ, siehe Gl. (2.5) (Abb. 2.12). Es gilt:

$$e_r = x - \mu$$

e_r = zufällige Messabweichung
x = Messwert
μ = Erwartungswert

Gl. (2.5)

Der zufälligen Messabweichung liegt die zufällige, nicht einseitig gerichtete Streuung der Messwerte um den Erwartungswert zugrunde, d.h. die Messwerte schwanken in unvorhersehbarer, zufälliger Weise, wobei sich die Schwankung auf den Betrag als auch auf das Vorzeichen auswirken kann [107]. Ursachen für zufällige Messabweichungen sind z.B. Unregelmäßigkeiten in der Funktion und Ablesefehler am Messgerät [106].

Die zufällige Messabweichung ist ein Maß für die Präzision einer Messmethode und wird durch die Standardabweichung angegeben [108].

Wahrer Wert (einer Messgröße) x_w *(true value)*

Der wahre Wert einer Messgröße wird definiert als der tatsächliche Wert einer Messgröße unter den bei der Ermittlung herrschenden Bedingungen [107]. Er ist ein ideeller Wert, weil er sich nur dann feststellen ließe, wenn sämtliche Messabweichungen vermieden werden könnten, oder er ergibt sich aus theoretischen Überlegungen. Dieser wird aus den vorliegenden Messungen geschätzt.

Jede Messgröße hat im Augenblick der Messung einen Wert, der aber immer vom wahren Wert abweicht, weil es keine Messmethode ohne Messabweichung gibt [108]. Normalerweise wird der wahre Wert durch eine Messung, die unter hochgenauen Umständen entstanden ist, ersetzt, weil ihre Abweichung vom wahren Wert vernachlässigt werden kann. Dieser Bezugswert wird als richtiger Wert bezeichnet.

Richtiger Wert (einer Messgröße) x_r *(conventional true value)*

Ist ein bekannter Wert für Vergleichszwecke, dessen Messabweichung vom wahren Wert für den Vergleichszweck als vernachlässigbar betrachtet wird [104]. Der richtige Wert ist ein Näherungswert für den wahren Wert.

Die klinische Messung, die mit Hilfe einer Präzisionsschieblehre an den Schädelpräparaten durchgeführt wurde, wird im Folgenden als „Realität“ bezeichnet und entspricht dem „richtigen Wert“.

Erwartungswert μ *(expectation)*

Nach DIN 1319 Teil 1 [104] ist dies der Wert, der zur Messgröße gehört und dem sich das arithmetische Mittel der Messwerte der Messgröße mit steigender Anzahl der Messwerte nähert, die aus Einzelmessungen unter denselben Bedingungen gewonnen werden können. D.h. die Wahrscheinlichkeit des Abweichens des arithmetischen Mittels der Messwerte vom Erwartungswert wird Null bzw. der Erwartungswert entspricht dem arithmetischen Mittel der Messwerte, wenn die Anzahl der Einzelmessungen unendlich ist. Der Erwartungswert ist – wie auch der wahre Wert – ein ideeller Wert, da nur endlich viele Messwerte ermittelt werden. Das arithmetische Mittel endlich vieler Messwerte ist ein Schätzwert für den Erwartungswert. Der Erwartungswert μ stimmt mit dem wahren Wert x_w der Messgröße nicht überein, wenn systematische Messabweichungen vorliegen, siehe Gl. (2.6) (Abb. 2.11). Es gilt:

$$\boldsymbol{\mu = x_w + e_s}$$

μ = Erwartungswert
x_w = wahrer Wert
e_s = systematische Messabweichung

Gl. (2.6)

Messergebnis

Ist der aus Messungen gewonnene Schätzwert für den wahren Wert der Messgröße. Das Schätzen des wahren Wertes erfolgt meist durch die Anwendung statistischer Schätzmethoden. Liegen n Messwerte x_i (i=1,…,n) vor und wird mit diesen Messwerten das arithmetische Mittel gebildet, so ist dieses Mittel das unberichtigte Messergebnis, das den Schätzwert für den Erwartungswert μ darstellt [104].

Das Messergebnis ist (Abb. 2.12):

$$\bar{x}_E = \bar{x} - e_{s,b}$$

$\bar{x}_E$ = Messergebnis
$\bar{x}$ = Arithmetische Mittel
$e_{s,b}$ = bekannte, sys. Messabweichung

Gl. (2.7)

Genauigkeit *(accuracy)*

Die Genauigkeit ist die qualitative Bezeichnung für das Ausmaß der Annäherung des Messergebnisses an den Bezugswert, wobei dieser je nach Festlegung oder Vereinbarung der wahre Wert, der richtige Wert oder der Erwartungswert sein kann [107].

Die Genauigkeit ist der Obergriff von Richtigkeit und Präzision [107, 108] (Abb. 2.10). Eine hohe Genauigkeit kann also nur erreicht werden, wenn sowohl die Richtigkeit als auch die Präzision hoch sind. Abb. 2.11, Abb. 2.12 und Abb. 2.13 zeigen den Zusammenhang zwischen den drei Begriffen.

Richtigkeit *(trueness, accuracy of the mean)*

Die Richtigkeit ist die qualitative Bezeichnung für das Ausmaß der Annäherung des Erwartungswertes des Messergebnisses an den Bezugswert, wobei dieser je nach Festlegung oder Vereinbarung der wahre Wert oder der richtige Wert sein kann [107].

Das Maß für die Richtigkeit einer Messmethode ist die systematische Messabweichung, die durch die Differenz zwischen dem Erwartungswert μ und dem wahren Wert x_w bzw. richtigen Wert angegeben wird [108]. Je kleiner die systematische Messabweichung bzw. diese Differenz ist, desto richtiger arbeitet das Messverfahren [107].

Es wird oft angenommen, dass die systematischen Abweichungen bekannt sind, und dass sie vollständig korrigiert sind. In diesem Fall ist die Genauigkeit mit der Präzision äquivalent.

Präzision *(precision)*

Die Präzision ist die qualitative Bezeichnung für das Ausmaß der gegenseitigen Annäherung voneinander unabhängiger Messergebnisse bei mehrfacher Anwendung eines festgelegten Messverfahrens unter vorgegebenen Bedingungen [107].

Das Maß für die Präzision einer Messmethode ist die zufällige Messabweichung, die durch die Standardabweichung angegeben wird, d.h. die Standardabweichung beschreibt die zufällige Streuung der Messwerte um den Erwartungswert [108]. Je kleiner die zufällige Messabweichung bzw. Standardabweichung ist, desto präziser arbeitet das Messverfahren [107].

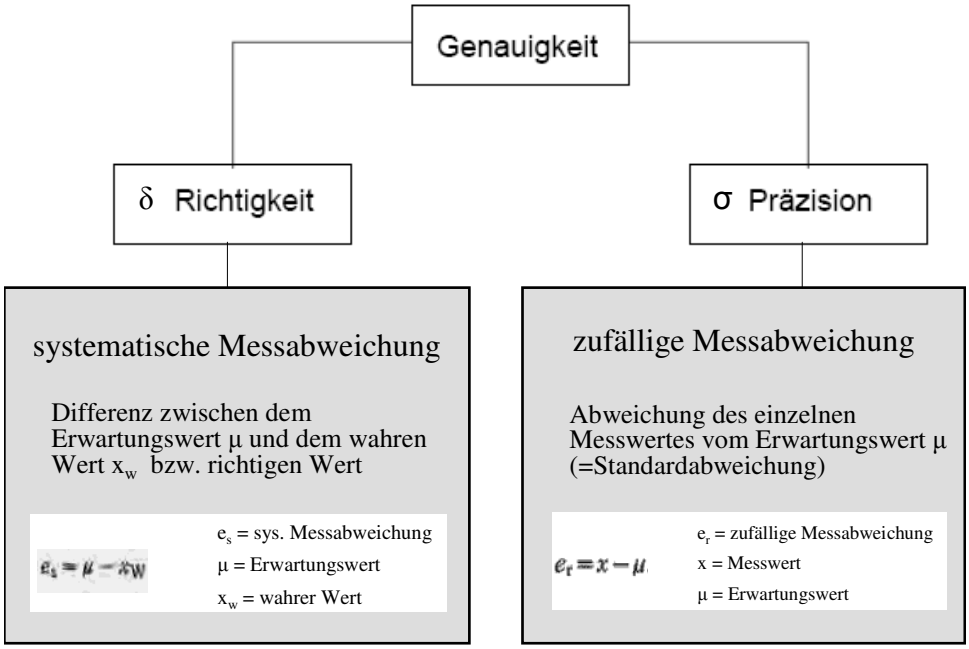


Abb. 2.10: Genauigkeit als Oberbegriff von Richtigkeit und Präzision

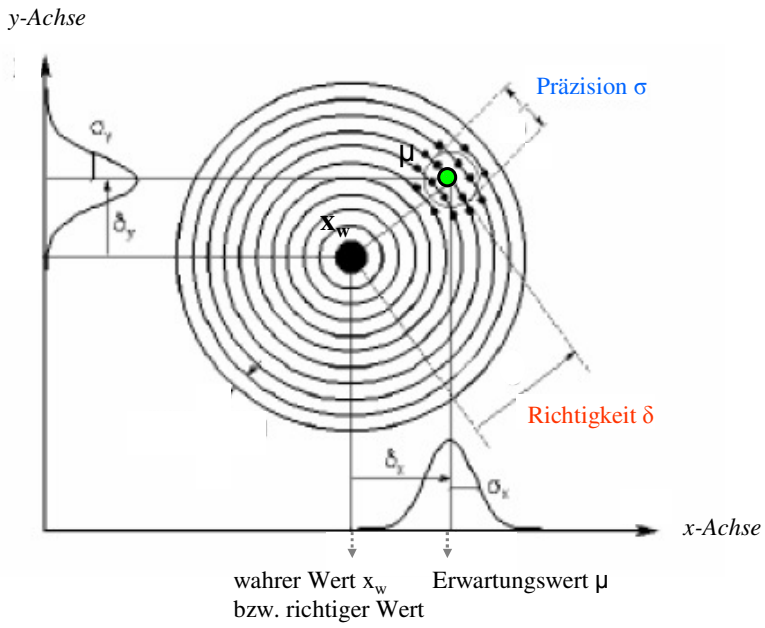


Abb. 2.11: Präzision und Richtigkeit als Kriterien der Genauigkeit, dargestellt am Beispiel einer Zielscheibe: wahrer Wert x_w bzw. richtiger Wert, Erwartungswert μ, Richtigkeit δ (= systematische Messabweichung), Präzision σ (= zufällige Messabweichung) (Quelle: [108] leicht modifiziert)

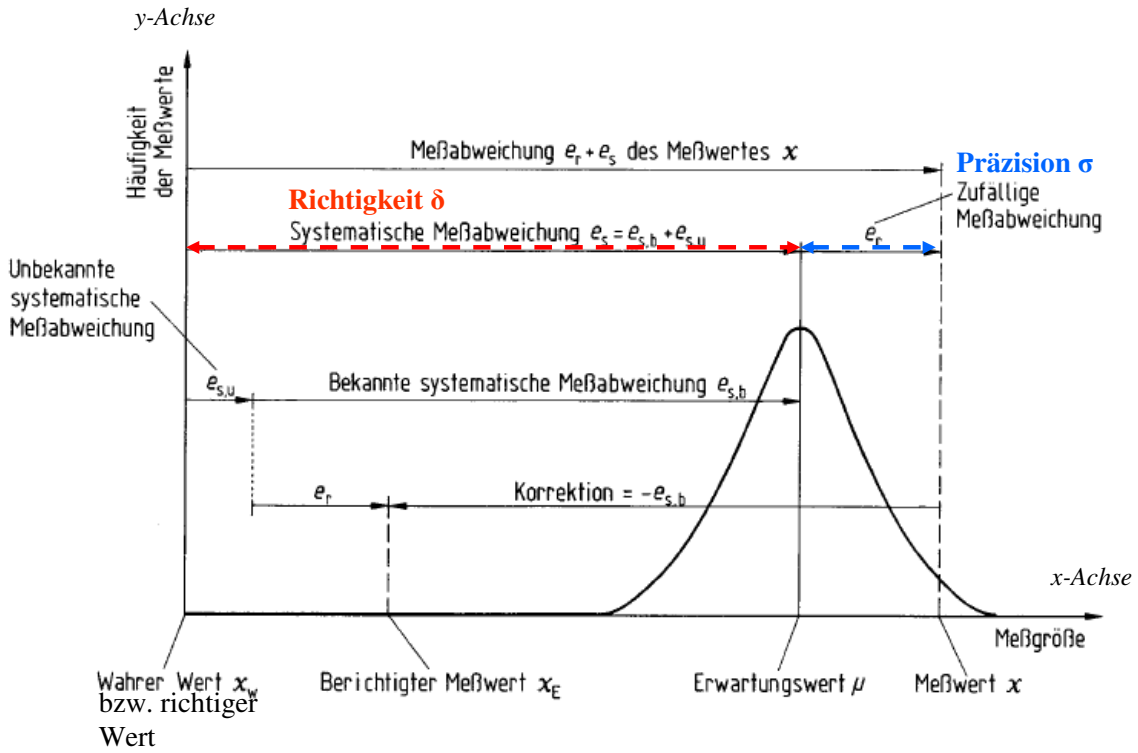


Abb. 2.12: Schematische Darstellung des Zusammenhangs der definierten Begriffe. In der Skizze eingezeichnet ist ein einzelner Messwert x. Dieser verfehlt den wahren Wert um die Messabweichung, die sich additiv aus der systematischen Messabweichung e_s und zufälligen Messabweichung e_r zusammensetzt. Die systematische Messabweichung e_s setzt sich aus einem bekannten ($e_{s,b}$) und einem unbekannt bleibenden Anteil ($e_{s,u}$) zusammen. Der bekannte Anteil der systematischen Messabweichung kann mit umgekehrtem Vorzeichen als Korrektion zum Messwert x addiert werden. Damit findet man den berichtigten Messwert x_E. Er weicht vom wahren Wert nur noch um die Summe aus dem unbekannt bleibenden Anteil der systematischen Messabweichung $e_{s,u}$ und der nicht genau feststellbaren zufälligen Messabweichung e_r ab (Quelle: [104] leicht modifiziert)

Die Begriffe Genauigkeit, Richtigkeit und Präzision sowie die systematische und zufällige Messabweichung lassen sich anhand einer Zielscheibe demonstrieren (Abb. 2.13).

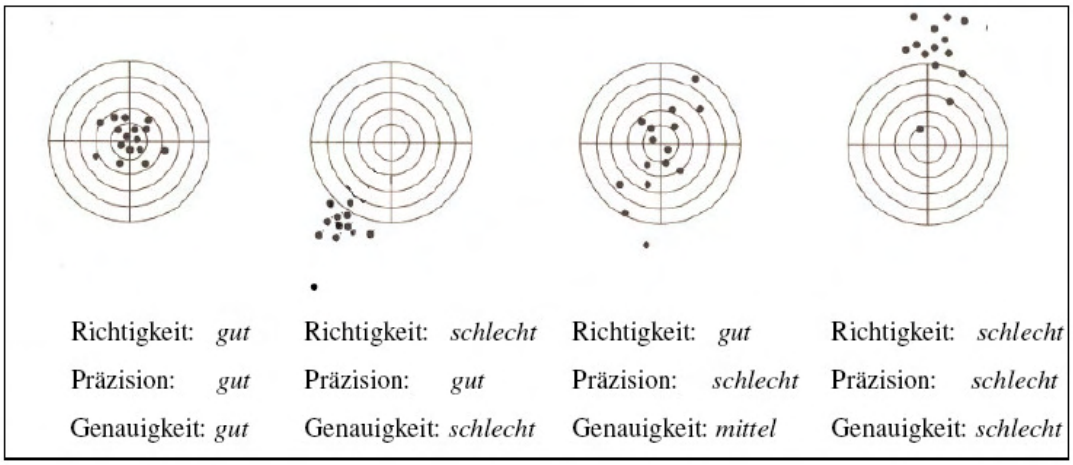


Abb. 2.13: Zusammenhang zwischen Genauigkeit, Richtigkeit und Präzision

3 Ziel der Arbeit

Ziel dieser *in vitro* Studie war es, die Messgenauigkeit der digitalen Volumentomographie (DVT) bei der Darstellung dentaler Strukturen zu evaluieren und mit der metrischen Genauigkeit der konventionellen und digitalen Orthopantomographie (OPG) zu vergleichen, um deren Einsatzmöglichkeiten für eine Kiefervermessung zu beurteilen. Hierfür wurden lineare, klinische Messungen an Referenzkörpern und anatomischen Strukturen von humanen Schädelpräparaten (Realität[2]) mit korrespondierenden radiologischen Messungen im digitalen Volumentomogramm und in der Panoramaschichtaufnahme (PSA) verglichen und auf folgende Fragestellungen hin untersucht:

1. Wie hoch ist die max. positive und max. negative Abweichung der verschiedenen Röntgenmethoden zur Realität?
2. Welchen durchschnittlichen Vergrößerungsfaktor weisen die verschiedenen Röntgenmethoden auf?

Weiterhin wurde untersucht, welche Faktoren (Seite, Lage und Röntgenmethode) einen Einfluss auf die durchschnittliche Abweichung der radiologischen Messwerte ausüben. Folgende Fragestellungen wurden hierzu analysiert:

3. Hat die Position der Messstrecken einen Einfluss auf die durchschnittliche Abweichung der radiologischen Messwerte? (Mit der Position sind die rechte bzw. linke Seite der Schädelpräparate sowie eine mesiale bzw. distale Lage der Messstrecken gemeint).
4. Hat die Röntgenmethode einen Einfluss auf die durchschnittliche Abweichung der radiologischen Messwerte?
5. Welches Röntgengerät weist die höchste Messgenauigkeit auf?

[2] Die klinische Messung, die mit Hilfe einer Präzisionsschieblehre an den Schädelpräparaten durchgeführt wurde, wird im Folgenden als „Realität“ bezeichnet und entspricht nach den DIN-Normen dem „richtigen Wert“.

4 Material und Methode

4.1 Material

4.1.1 *Humane Schädelpräparate*

Für die durchgeführten Untersuchungen wurden insgesamt 15 humane Schädelpräparate mit Weichteilbedeckung verwendet, die von dem Institut für Anatomie und Zellbiologie der Justus-Liebig-Universität Gießen (Geschäftsführende Direktorin: Prof. Dr. Eveline Baumgart-Vogt) zur Verfügung gestellt wurden. Die Schädelpräparate stammten aus dem Jahr 2006. Diese wurden in dem genannten Jahr von den Körpern separiert, sagittalisiert und die Schädelhälften in Formalinlösung fixiert. In der Regel werden Körperspender an der Justus-Liebig-Universität Gießen ab dem 55. Lebensjahr in die Kartei aufgenommen.

Für die Vorversuche wurden sechs Präparate und für die Hauptversuche neun Präparate verwendet. Bei Letzteren handelte es sich um sechs weibliche und drei männliche, vorwiegend zahnlose Schädelpräparate.

Nach Rücksprache mit der Ethik-Kommission am Fachbereich Medizin der Justus-Liebig-Universität Gießen (Vorsitzender: Prof. Dr. Tillmanns) ist für die vorliegende Studie kein Ethikvotum erforderlich (AZ.:156/10).

4.1.2 *Extraorale Röntgenverfahren und Röntgengeräte*

Folgende extraorale Röntgenverfahren und Röntgengeräte kamen zum Einsatz (Tabelle 4.1): Die Schädelpräparate wurden bei Methode 1 mit einem digitalen Volumentomographen untersucht. Diese Methode zählt zu den dreidimensionalen radiologischen Aufnahmeverfahren. Bei Methode 2 bis 6 wurden die Schädelpräparate mit verschiedenen Orthopantomographen untersucht. Diese stellen jeweils zweidimensionale Röntgenverfahren dar. Methode 2, 3, 4 und 6 sind Röntgenverfahren, die zu der digitalen Radiographie bzw. digitalen Orthopantomographie zählen, wobei die Methoden 2, 3 und 4 die indirekte digitale Radiographie darstellen, da lichtempfindliche Sensoren verwendet wurden und die Methode 6 zu der digitalen Lumineszenzradiographie zählt, weil bei dieser eine Speicherfolie verwendet wurde. Die Methode 5 wurde auf konventionelle Weise mit einer Film-Folien-Kombination durchgeführt und stellt die konventionelle Orthopantomographie dar.

Tabelle 4.1: Auflistung der extraoralen Röntgenverfahren und Röntgengeräte

Methode	**extraorale Röntgenverfahren**	**Röntgengeräte**
1	DVT	NewTom QR-DVT 9000 (Quantitative Radiology, Verona, Italien, Abb. 4.1)
2	OPG (IDR)	Orthophos XG^{Plus} mit Sensor Atmel (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Deutschland, Abb. 4.2)
3	OPG (IDR)	Orthophos XG^{Plus} mit Sensor Fairchild (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Deutschland)
4	OPG (IDR)	Orthoralix 9200 DDE mit Sensor (Gendex Dental Systems GmbH, Hamburg, Deutschland)
5	OPG (konventionell)	Orthophos D 3200 mit Film-Folien-Kombination (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Deutschland)
6	OPG (DLR)	Orthophos D 3200 mit Speicherfolie (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Deutschland)

DLR = digitale Lumineszenzradiographie; IDR = indirekte digitale Radiographie

Abb. 4.1: Digitaler Volumentomograph NewTom QR-DVT 9000 der Firma Quantitative Radiology für liegende Patienten

Abb. 4.2: Orthopantomograph Orthophos XG^{Plus} der Firma Sirona mit positionierter Patientin

4.2 Methode

Um optimale Versuchsbedingungen zu schaffen, wurde zur Vorbereitung und Entwicklung der Hauptversuche zunächst die praktische Durchführbarkeit der Studienmethode in Vorversuchen kontrolliert.

4.2.1 *Vorversuche*

Für die Vorversuche wurden sechs Schädelpräparate mit den verschiedenen Röntgenmethoden untersucht und dabei folgende Kriterien überprüft:

- Markierungsfähigkeit der Unterkiefer mit Referenzkörpern
- Lagerungsfähigkeit der Schädelpräparate in den verschiedenen Röntgengeräten
- Röntgenverhalten bzw. Röntgenopazität der Referenzkörper

Eine Ausmessung wurde bei den Vorversuchen nicht vorgenommen. Es zeigte sich, dass eine gute Durchführbarkeit hinsichtlich der Markierungs- und Lagerungsfähigkeit der Schädelpräparate und der Röntgenopazität der Referenzkörper bestand.

4.2.2 *Hauptversuche*

In den darauf folgenden Hauptversuchen wurden weitere neun Schädelpräparate (n = 18 Schädelhälften) untersucht. Nach dem im Folgenden beschriebenen Verfahren wurden an den Unterkiefern röntgenopake Referenzkörper fixiert, die als Referenzpunkte für die späteren linearen Messungen dienten. Anschließend wurden die Schädelpräparate in den Röntgengeräten nach Herstellerangaben korrekt positioniert und mit sechs verschiedenen Röntgenmethoden untersucht. Zur Untersuchung wurden ein digitaler Volumentomograph und fünf unterschiedliche Orthopantomographen verwendet (Tabelle 4.1). Im Anschluss wurden von jeder Unterkieferhälfte Schnittpräparate hergestellt. An definierten Messstrecken erfolgte nun die Durchführung von linearen Messungen an den Präparaten und den Röntgenbildern. Abschließend wurden die klinischen Messwerte mit korrespondierenden radiologischen Messwerten im digitalen Volumentomogramm und in der PSA verglichen.

4.2.3 *Vorbereitung der humanen Schädelpräparate*

Die bukkale Knochenoberfläche von jeder Unterkieferhälfte wurde zunächst vorsichtig unter Schonung und Erhalt der umliegenden Weichgewebe frei präpariert und dargestellt. Anschließend erfolgte das Anlegen von jeweils vier Retentionsrillen auf der rechten und linken Unterkieferkortikalis mit speziell auf die Referenzkörper abgestimmten Fräsen, um deren Halt zu verbessern. Jeweils vier röntgenopake Referenzkörper in Form von Guttapercha-Pins (Größe ISO 70, normalmessend, Alfred Becht GmbH, Offenburg, Deutschland) wurden auf der linken und rechten Seite jeder Unterkieferhälfte befestigt. Hierfür wurden die Pins zuvor in ihrem parallelwandigen Bereich auf eine Länge von 5 mm gekürzt. Die Positionierung der Pins wurde nach folgenden Kriterien durchgeführt: Der erste Pin wurde kaudal am distalen Rand des For. mentale angebracht. Die Positionierung der weiter dorsal gelegenen Pins erfolgte jeweils in einem Abstand von 10 mm, gemessen vom kaudalen Mittelpunkt zwischen dem mesialeren und distaleren Pin. Der Abstand der Pins zum Unterrand der Mandibula betrug jeweils 5 mm und der Winkel zwischen der Tangente an den Unterkieferrand und der Längsachse der Pins betrug jeweils 90° wodurch diese senkrecht zum Unterkieferrand angeordnet waren. Die Fixierung der Pins wurde neben den Retentionsrillen durch die zusätzliche Applikation eines nicht röntgenopaken Cyanacrylatklebstoff (Pattex Blitz Kleber Gel, Henkel KGaA, Düsseldorf, Deutschland) gewährleistet.

Abb. 4.3 zeigt die Positionierung der Guttapercha-Pins an einer exemplarisch präparierten, mazerierten Schädelhälfte.

Abb. 4.3: Darstellung der Positionierung der Pins 1 bis 4 an einer exemplarisch präparierten, mazerierten Schädelhälfte (Mit freundlicher Genehmigung des Institutes für Anatomie und Zellbiologie der Justus-Liebig-Universität Gießen)

Jede Unterkieferhälfte wurde auf diese Weise mit vier Pins markiert. Hierdurch ergab sich bei 18 Schädelhälften eine Gesamtanzahl von 72 Pins.

Mit Hilfe einer digitalen Präzisionsschieblehre (Absolute Digimatic Messschieber, Mitutoyo Messgeräte GmbH, Neuss, Deutschland) erfolgte eine Kontrollvermessung der Pinlängen als auch der crestalen und apikalen Pinabstände. Diese Messwerte in Realität wurden anschließend notiert.

Zum Abschluss der Vorbereitungen an den humanen Schädelpräparaten wurde die Repositionierung und Fixierung der Weichteile mittels Nähten durchgeführt um dadurch die klinischen Bedingungen weitestgehend zu simulieren.

4.2.4 *Durchführung der Röntgenaufnahmen*

Die markierten Schädelpräparate wurden jeweils mit sechs unterschiedlichen extraoralen Röntgenverfahren untersucht.

DVT

Zu Methode 1 (NewTom QR-DVT 9000)

Die Positionierung der Schädelpräparate erfolgte im fixierten Zustand in Rückenlage auf der Patientenliege. Das Aufnahmeareal (FOV: Field Of View, Sichtfeld) des Gerätes stellt einen Zylinder mit einem Durchmesser von 150 mm und einer Höhe von 105 mm dar und ist somit begrenzt. Um den Ober- und Unterkiefer, die sog. interessierende Region (ROI = Region Of Interest) genau abzulichten, wurden die Schädelpräparate mittels zwei geräteintegrierten Lichtvisieren positioniert: Das frontale, vertikale Lichtvisier ist ein linienförmiger Lichtstrahl auf den die Mediansagittale ausgerichtet wurde. Das laterale, horizontale Lichtvisier stellt einen punktförmigen Lichtstrahl dar, der den Mittelpunkt des zylindrischen Aufnahmevolumens kennzeichnet und auf den Mittelpunkt zwischen Ober- und Unterkiefer der Schädelpräparate ausgerichtet wurde.

Vor der eigentlichen Aufnahme werden zwei Übersichtsaufnahmen (Prescans) in Form einer anterior-posterioren und einer lateralen Zielaufnahme durchgeführt. Diese dienen zur Kontrolle der Positionierung des Patienten in zwei Ebenen (frontal und lateal) und zur Ermittlung der Einstellparameter für die Belichtungsautomatik [4] (Abb. 4.4). Nach der Kontrolle der Positionierung der Schädelpräparate erfolgte im Anschluss der eigentliche Aufnahmevorgang.

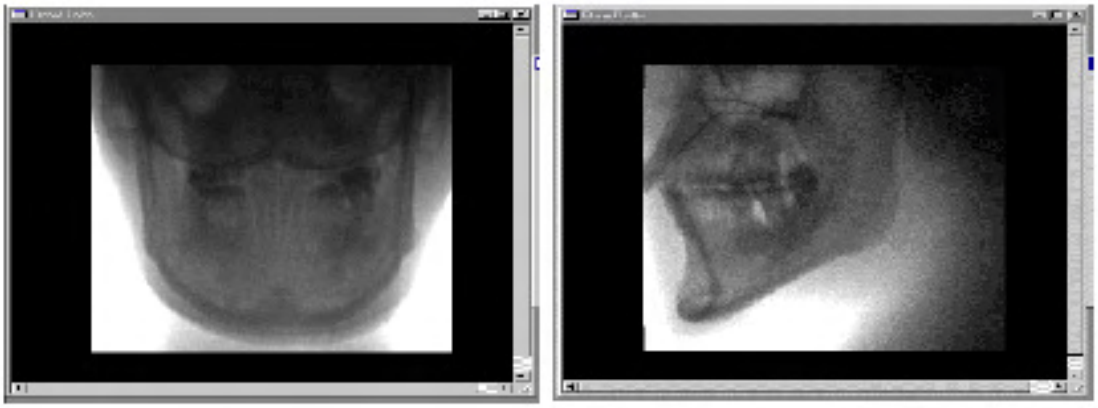


Abb. 4.4: Beispiel für eine anterior-posteriore (links) und laterale (rechts) Zielaufnahme eines korrekt positionierten Patienten zur Kontrolle der Positionierung und Ermittlung der Belichtungsparameter (Quelle: [109])

Das Gerät besitzt eine um 360° rotierbare Röntgenröhre, die im Bereich der mittelharten Röntgenstrahlung bei einer Filterung von 0,7 mm Aluminium mit einem konstanten Öffnungswinkel von 14° in Cone-Beam-Technik arbeitet [2]. Die Röhrenspannung ist konstant und beträgt 110 kV, während der Röhrenstrom über eine Belichtungsautomatik gesteuert wird und zwischen 0,5 und 10 mA liegt [110]. In der vorliegenden Studie wurde bei den DVT Aufnahmen eine konstante Röhrenspannung von 110 kV und Röhrenstromstärken zwischen 1,3 und 2,7 mA verwendet. Die Größe des Fokus beträgt nach IEC (International Electrotechnical Commission: Internationales Normierungsgremium für Normen im Bereich der Elektrotechnik und Elektronik) 1,5 mm.

Der zweidimensionale Detektor besteht aus einem Bildverstärker mit einem Verstärkungsfaktor von 22:1. Die Bilderfassung erfolgt mit Hilfe eines CCD-Sensors mit einer Matrix von 512 x 512 Pixel.

Die Röntgenröhre und der Detektor sind auf gegenüberliegenden Positionen an einem drehbar gelagerten Arm montiert. Während sich diese Röhrendetektoreinheit in einer einmaligen 360° Rotation um den Patientenkopf bewegt, wird mit einem kegelförmigen Röntgenstrahl jeweils in einem Abstand von einem Winkelgrad eine Einzelprojektion erzeugt. Folglich werden bei einer Umdrehung insgesamt 360 Einzelprojektionen akquiriert, die den Rohdatensatz darstellen.

Die Umlaufzeit für eine Rotation dauert 76 s. Dabei wird ein gepulster Röntgenstahl eingesetzt mit einer effektive Expositionszeit von 100 ms (= 0,1 s) pro Einzelprojektion wodurch sich bei 360 Einzelaufnahmen insgesamt eine effektive Expositionszeit von 36 s ergibt bei einer durchschnittlichen Strahlenbelastung von 6 mSv pro Aufnahme.

Nach Beendigung der Aufnahme wird der Rohdatensatz automatisch auf dem Festplattenspeicher der Workstation gesichert [109].

Tabelle 4.2 zeigt eine Zusammenfassung der technischen Daten des NewTom QR-DVT 9000.

Tabelle 4.2: Technische Daten des NewTom QR-DVT 9000 (Quantitative Radiology, Verona, Italien) (Quelle: [4, 109])

technische Daten	NewTom QR-DVT 9000
Röhrentyp	gepulst
Belichtungszeit je Einzelprojektion	100 ms
Röhrenspannung	110 kV
Röhrenstrom	0,5-10 mA
Fokus	1,5 IEC
Aufnahmedauer (Umlaufzeit, Scanzeit)	76 s
effektive Expositionszeit (Belichtungszeit)	36 s
Aufnahmeareal (FOV, Sichtfeld)	150 mm Ø x 105 mm (H)
Detektor	Bildverstärker CCD-Sensor (Matrix 512 x 512 Pixel)
Rotationsumfang	360°
Anzahl der Einzelprojektionen	360

OPG

Die Positionierung der Schädelpräparate und die Einstellung der Aufnahmeparameter erfolgten entsprechend den Herstellerempfehlungen. Die Köpfe wurden durch ein kugelgelenkiges Fotostativ fixiert und mittels geräteintegrierten Lichtvisieren positioniert: Die Frankfurter Horizontale (Verbindungslinie zwischen dem oberen Rand des Porus acusticus externus und tiefsten Punkt des knöchernen Unterrandes der Orbita) wurde nach dem horizontalen Lichtvisier und die Mediansagittale nach dem vertikalen Lichtvisier ausgerichtet. Als Programm wurde immer die Standard-Panoramaaufnahme gewählt. Dabei betrug die Röhrenspannung 60-62 kV, die Röhrenstromstärke 12-16 mA und die Expositionszeit je nach Gerät 12-14,2 s. Die Unterschiede in der Röhrenspannung und Röhrenstromstärke resultierten aus den unterschiedlichen Schädelgrößen, die Expositionszeit ist geräteabhängig.

Die PSA wurden anschließend anhand der Symmetrieeigenschaften der aufsteigenden Unterkieferäste und des Horizontalverlaufes der Infraorbitallinie auf Fehlpositionierung optisch überprüft und gegebenenfalls wiederholt. Abb. 4.5 zeigt eine PSA eines Schädelpräparates mit Pins.

Zu Methode 2, 3, 4 (Orthophos XG^{Plus} mit Sensor Atmel, Orthophos XG^{Plus} mit Sensor Fairchild, Orthoralix 9200 DDE mit Sensor)

Bei der indirekten digitalen Radiographie wurden die jeweiligen CCD-Sensoren der Geräte verwendet. Für das Orthophos XG^{Plus} wurden sowohl der Sensor Atmel als auch der Sensor Fairchild benutzt. Die Expositionszeit beträgt bei dem Orthophos XG^{Plus} 14,2 s und bei dem Orthoralix 9200 DDE 12 s.

Zu Methode 5 (Orthophos D 3200 mit Film-Folien-Kombination)

Bei der konventionellen Orthopantomographie mit dem Orthophos D 3200 wurde eine Film-Folien-Kombination verwendet. Alle Aufnahmen wurden auf einem T-Mat G/RA Film (Kodak GmbH, Stuttgart, Deutschland) mit Grünlicht emittierenden Verstärkerfolien (Lanex Medium, Kodak GmbH, Stuttgart, Deutschland) im Format 15 x 30 cm in einer originalen Kassette hergestellt. Die Expositionszeit beträgt bei dem Orthophos D 3200 14,1 s. Nachfolgend wurden die Röntgenfilme mit dem Entwicklungsgerät Dental XR 24 Nova (Dürr Dental GmbH & Co. KG, Bietigheim-Bissingen, Deutschland) im Standardmodus entwickelt.

Zu Methode 6 (Orthophos D 3200 mit Speicherfolie)

Bei der digitalen Lumineszenzradiographie ebenfalls mit dem Orthophos D 3200 wurden alle Aufnahmen mit einer Speicherfolie (MD10, Agfa GmbH & Cie. KG, Köln, Deutschland) im Format 15 x 30 cm in einer Kassette der Firma Agfa vom Typ ADCC angefertigt. Die Speicherfolie wurde mittels des Entwicklungsgerätes ADC Compact (Agfa GmbH & Cie. KG, Köln, Deutschland) eingelesen und dann digitalisiert.

Abb. 4.5: Digitale PSA eines Schädelpräparates mit Pins

4.2.5 *Herstellung der Schnittpräparate*

Nach der Anfertigung der Röntgenaufnahmen wurden von jeder Unterkieferhälfte vier Schnittpräparate hergestellt um Vermessungen auch in der koronalen Ebene durchführen zu können.

Die Herstellung der Schnittpräparate erfolgte mit dem EXAKT-Trennschleifsystem (Exakt Apparatebau, Norderstedt, Deutschland). Eine schonende Objekttrennung wurde mit einem diamantbeschichteten Trennband (Körnungsgröße der Diamantbeschichtung: D64, Trennbandstärke: 0,2 mm, Exakt Apparatebau, Norderstedt, Deutschland) erzielt, welches durch zwei Stützrollen ober- und unterhalb des Trennbereiches stabilisiert wurde. Der Trennvorgang wurde unter permanenter Wasserkühlung bei einer Bandgeschwindigkeit von 300 m/min durchgeführt. Die Vorschubkraft wurde durch das aufgelegte Zuggewicht von 50 g bestimmt, welches an einem Seilzug an dem Horizontalschlitten befestigt war. Die Vorschubgeschwindigkeit stellte sich dann nach Art und Beschaffenheit des zu trennenden Unterkiefers ein.

Die Pinole, eine hohle Hülse, die der Aufnahme einer Spannvorrichtung dient und über ein Handrad ein- und ausfahrbar sowie arretierbar ist, war im Reitstock gelagert. In die Pinole wurde ein kugelgelenkiger Klauenschraubstock (Exakt Apparatebau, Norderstedt, Deutschland) montiert, in den die Unterkieferhälften eingespannt wurden. Mit einem Handrad

erfolgte eine Parallelverschiebung senkrecht zur Trennebene von Pinole bzw. Klauenschraubstock mit fixierter Unterkieferhälfte wodurch die Schnittebene an dem Präparat in Relation zu dem Trennband grob eingestellt werden konnte. Durch eine laseroptische Schnittpositionierung mittels eines in Sägeblattrichtung ausgerichteten Lasers wurde die Feinjustierung der Präparate vorgenommen. Dabei betrug der Winkel zwischen der Tangente an der bukkalen Unterkieferoberfläche und dem distocrestalsten Punkt des jeweiligen Pins immer 90°. Folglich wurde an dieser Stelle eine orthoradiale Schnittführung vorbereitet. Die Schnittführung wurde danach in bukkolingualer Richtung jeweils am distalen Rand eines Pins parallel zu diesem durchgeführt.

Nachdem die Ausrichtung der Präparate abgeschlossen war, wurde das EXAKT-Trennschleifsystem eingeschaltet und die Klemmbacke an dem Horizontalschlitten gelöst wodurch der Trennvorgang automatisch ablief. Die Zuggewichte an dem Horizontalschlitten bewirkten, dass dieser mit der jeweiligen fixierten Unterkieferhälfte parallel zum Trennband bewegt wurde und dass während des Trennvorganges ein gleichmäßiger und kontinuierlicher Vorschub des Schlittens gewährleistet war.

Abb. 4.6 zeigt das EXAKT-Trennschleifsystem, Abb. 4.7 zeigt die schematische Darstellung der Schnittführung und in Abb. 4.9 ist das Ergebnis des Trennvorgangs dargestellt.

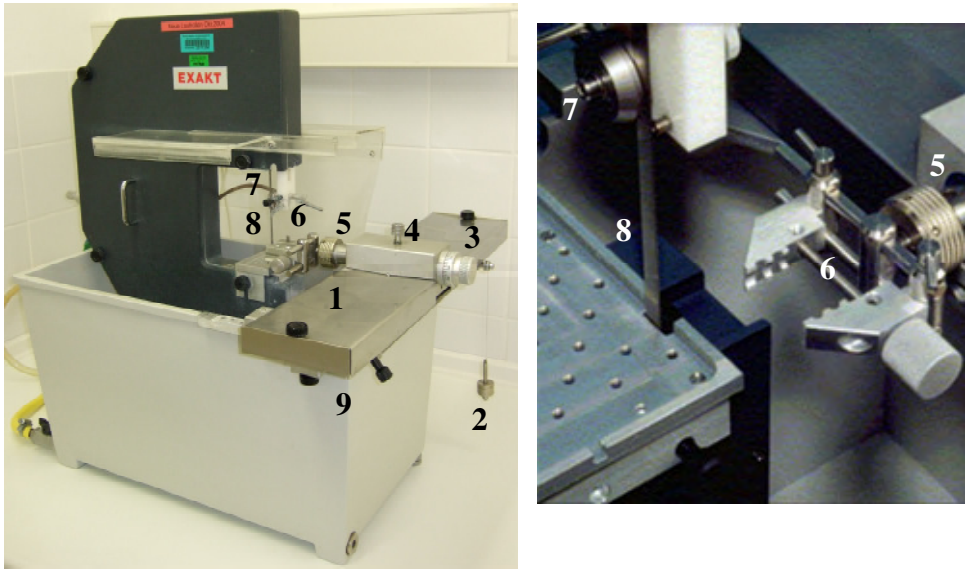
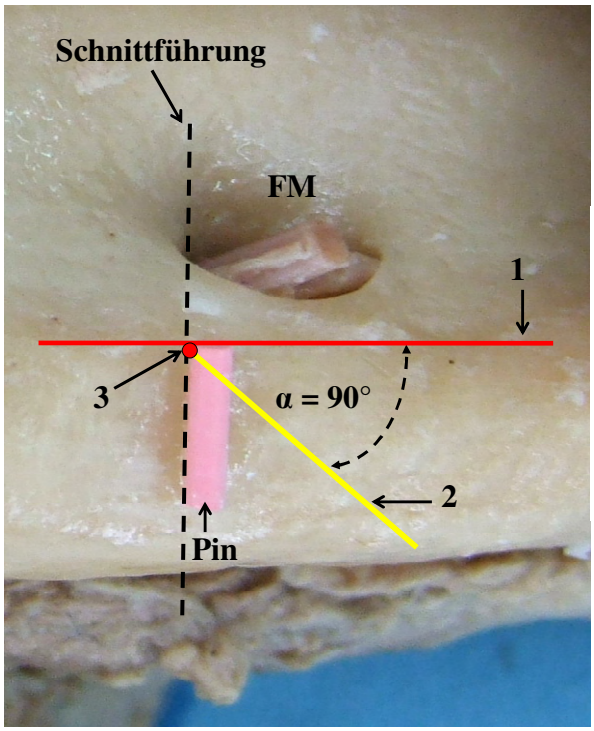


Abb. 4.6: EXAKT-Trennschleifsystem: 1 = Horizontalschlitten, 2 = Zuggewichte, 3 = Handrad für Einstellung des Objekt-Trennband-Abstandes, 4 = Reitstock, 5 = Pinole zur Aufnahme von Spannvorrichtungen, 6 = Spannvorrichtung: kugelgelenkiger Klauenschraubstock zur Aufnahme der Präparate, 7 = obere Stützrolle des Diamant Trennbandes, 8 = diamantbeschichtetes Trennband, 9 = vordere Klemmbacke des Horizontalschlittens



1 = Tangente an bukkaler Unterkieferoberfläche

2 = Laserstrahl zur Markierung der Schnittrichtung

3 = distocrestalster Punkt des Pins

Abb. 4.7: Laterale Ansicht einer exemplarisch präparierten, mazerierten Mandibula mit schematischer Darstellung der Schnittführung an Pin 1 in Regio des For. mentale (FM): Jeweils am distalen Rand eines Pins wurde ein paralleler Schnitt zu diesem durchgeführt (Schnittführung). Der Winkel α wurde dabei mit Hilfe eines in Sägeblattrichtung ausgerichteten Laserstrahls (2) eingestellt und betrug zwischen der Tangente an der bukkalen Unterkieferoberfläche (1) und dem distocrestalsten Punkt des Pins (3) stets 90°

Auf die gleiche Weise erfolgten bei den DVT-Aufnahmen die Positionierung der Unterkiefer und die Schnittführung in der koronalen Ebene an der entsprechenden Workstation.

4.2.6 *Definition der Messstrecken*

Lineare Messungen an Referenzkörpern (Messstrecke a, c und d) und an anatomischen Strukturen (Messstrecke b) wurden jeweils an den Schädelpräparaten, digitalen Volumentomogrammen und an den konventionellen sowie digitalen PSA durchgeführt.

Folgende Messstrecken wurden definiert:

Vertikale Messungen:

a = *Länge der Pins* (Abb. 4.8)

Die Messung erfolgte jeweils am distalen Rand eines Pins ausgehend vom

apikalsten bis zum crestalsten Punkt. Diese Messung wurde an den Pins 1 bis 4 durchgeführt, wodurch insgesamt vier Messstrecken pro Unterkieferhälfte metrisch ermittelt wurden.

b = *Abstand zwischen dem crestalsten Punkt des Proc. alveolaris mandibulae und Oberrand des C. mandibulae* (Abb. 4.9)

Die Messung wurde jeweils im distalen Bereich eines Pins an dem entsprechenden koronalen Schnittpräparat und bei den digitalen Volumentomogrammen in der speziellen koronalen Ansicht (Abb. 4.10) durchgeführt. Bei den PSA als zweidimensionale Röntgentechnik erfolgte die Messung in der systemspezifischen Ansicht des jeweiligen Viewers (Abb. 4.11). Diese Messung wurde an den Pins 1 bis 4 durchgeführt, wodurch insgesamt vier Messstrecken pro Unterkieferhälfte metrisch ermittelt wurden. Die Messungen wurden in Anlehnung an eine präimplantologische Längenbestimmung durchgeführt.

Horizontale Messungen:

c = *crestaler Abstand der Pins* (Abb. 4.8)

Die Messung erfolgte jeweils im crestalen Bereich zwischen zwei Pins ausgehend vom distocrestalsten Punkt des mesialeren Pins zum mesiocrestalsten Punkt des nächsten distaleren Pins. Insgesamt wurden drei Messstrecken pro Unterkieferhälfte metrisch ermittelt.

d = *apikaler Abstand der Pins* (Abb. 4.8):

Die Messung erfolgte jeweils im apikalen Bereich zwischen zwei Pins ausgehend vom distoapikalsten Punkt des mesialeren Pins zum mesioapikalsten Punkt des nächsten distaleren Pins. Insgesamt wurden drei Messstrecken pro Unterkieferhälfte metrisch ermittelt.

Pro Unterkieferhälfte wurden 14 Messstrecken metrisch bestimmt. Folglich handelte es sich bei 18 Unterkieferhälften pro Methode insgesamt um 252 Messstrecken wovon 144 Messstrecken in der Vertikalen und 108 Messstrecken in der Horizontalen lokalisiert waren.

Bei der Durchführung einer klinischen Messung (Realität) und sechs radiologischen Messungen wurden insgesamt 1764 Messwerte ermittelt.

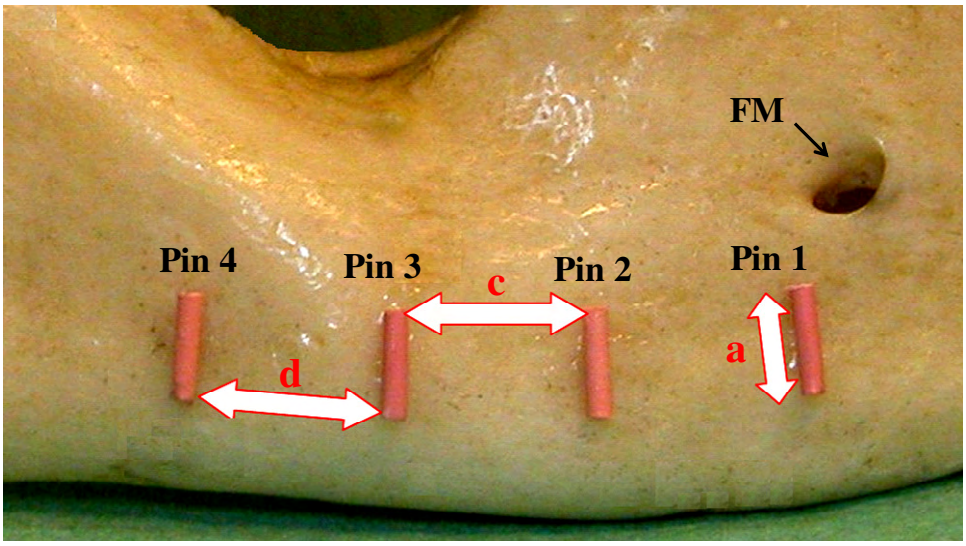


Abb. 4.8: Laterale Ansicht einer exemplarisch präparierten, mazerierten Mandibula mit Darstellung des For. mentale (FM), der Nummerierung der Pins 1 bis 4 und der Messstrecken a, c und d: a = Länge der Pins, c = crestaler Abstand zwischen zwei Pins, d = apikaler Abstand zwischen zwei Pins

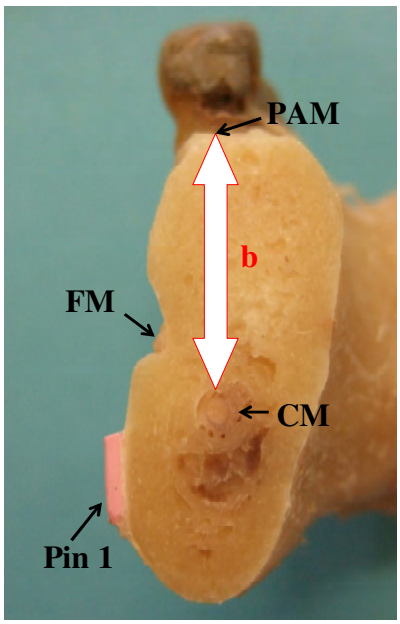


Abb. 4.9: Koronale Ansicht eines Schnittpräparates distal von Pin 1 in Regio des For. mentale (FM) mit Darstellung der Messstrecke b: b = Abstand zwischen dem crestalsten Punkt des Proc. alveolaris mandibulae (PAM) und Oberrand des C. mandibulae (CM)

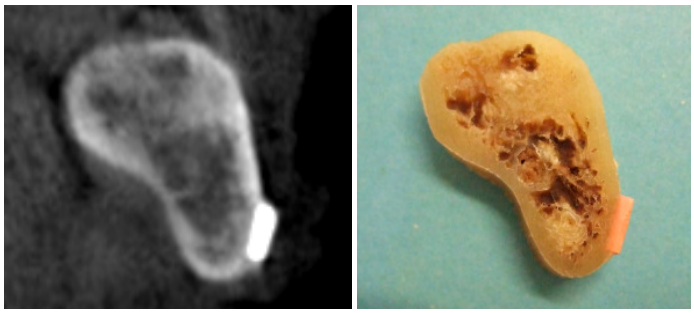


Abb. 4.10: Koronale Ansicht des gleichen Schnittpräparates im digitalen Volumentomogramm (links) und im Original (rechts) für die Ermittlung der Messstrecke b

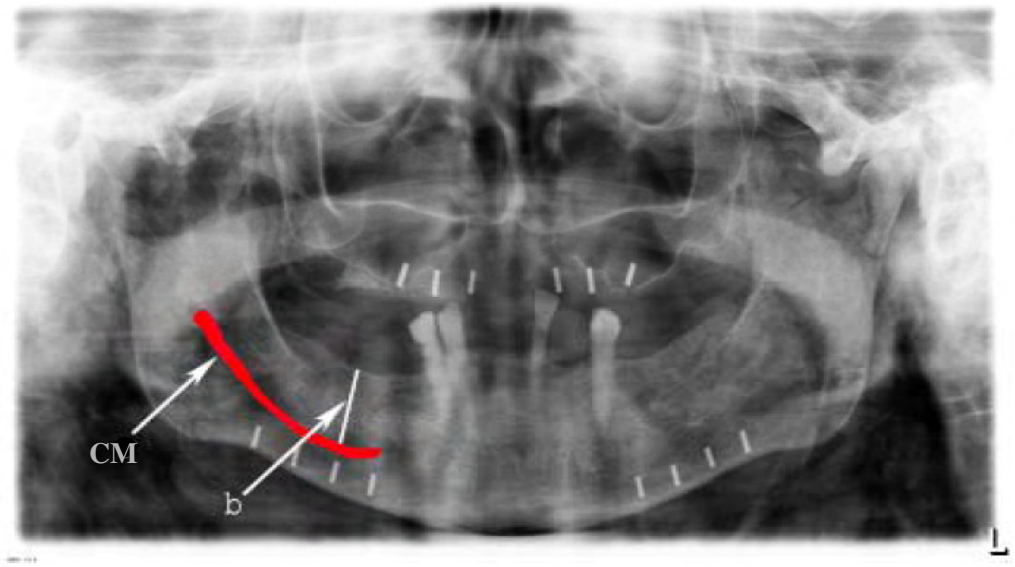


Abb. 4.11: Darstellung der Messstrecke b in Regio Pin 2 auf der rechten Seite in der PSA, Markierung CM zeigt schematisch den Verlauf des C. mandibulae

4.2.7 *Vermessung der digitalen Volumentomogramme*

Nach den DVT-Aufnahmen wurden die so gewonnenen Rohdatensätze an der Workstation (Workstationrechner mit Intel Pentium© 4 Prozessor, 2048 MB DDR 2 Arbeitsspeicher, ATI Radeon X 700 128 MB Grafikkarte, Betriebssystem Windows 2000 System Builder Lizenz©) mit der hierfür implementierten aktuelleren Software 3G Professional (Quantitative Radiology, Verona, Italien) rekonstruiert, bearbeitet und vermessen. Weiterhin wurde ein 43 cm TFT-Monitor (Serie) verwendet.

Aus dem jeweiligen Rohdatensatz, bestehend aus den 360 Einzelaufnahmen, wird zunächst ein zylinderförmiger Volumendatensatz von ca. 15 cm Durchmesser und 10 cm Höhe berechnet. Das erlaubt die zusammenhängende Darstellung von Ober- und Unterkiefer mit den angrenzenden Strukturen [53].

Im Rahmen der Primärrekonstruktion werden aus diesem Volumendatensatz axiale Schnitte (axial sections) rekonstruiert: nach der Aufnahme wird zuerst ein seitliches Planungstomogramm dargestellt [92], in dem die Schichtdicke der zu rekonstruierenden axialen Schichten (wahlweise 0,3 mm, 1 mm oder 2 mm) und der Rekonstruktionswinkel festgelegt werden [2]. In der vorliegenden Studie wurde die Schichtdicke der axialen Schnitte mit 0,3 mm (Einstellungsparameter „High Resolution“) und der Rekonstruktionswinkel der axialen Schnitte parallel zur Unterkieferbasis festgelegt. Die Axiale waren somit annähernd senkrecht zu den Pins ausgerichtet und ermöglichten die Darstellung dieser Objekte in weiteren Schnitten in ihrer vollen Länge.

Nachdem die Primärrekonstruktion durchgeführt worden ist, können aus dieser sekundäre Rekonstruktionen in der sagittalen, koronalen, paraaxialen sowie in der Panoramaschicht und in der 3-D-Ansicht konstruiert werden [91]. Speziell auf die Fragestellungen im Mund-, Kiefer- und Gesichtsbereich abgestimmte Software-Werkzeuge stehen zur Erzeugung der verschiedenen Ansichten und zur metrischen Analyse zur Verfügung. Zur radiologischen Beurteilung erfolgten befundbezogene sekundäre Rekonstruktionen. Die in der vorliegenden Studie am häufigsten verwendeten Funktionen beinhalten die Erstellung von PSA, Einzel- und Serienschnitten, Markierungsfunktion und Funktionen zur metrischen Analyse.

4.2.8 *Vermessung der PSA*

Digitale Radiographie (Methode 2, 3, 4 und 6)

Die digitalen PSA wurden durch die von den Geräteherstellern empfohlenen Viewern an dem Befundungsmonitor Totoku CCL 182 (Totoku Electric Co., London, England) vermessen (Tabelle 4.3). Die Messungen erfolgten dabei mit dem entsprechenden Vermessungstool der Viewer, das eine maximale metrische Genauigkeit von 0,1 mm erlaubte.

Tabelle 4.3: Auflistung der Röntgengeräte mit den verwendeten Viewern bei der digitalen Radiographie

Methode	Röntgengeräte	Viewer
2 + 3	Orthophos XG^{Plus} mit Sensor Atmel und Fairchild	SIDEXIS XG 1.52 (**SI**rona **DE**ntal **X-**ray **I**maging **S**ystem ne**X**t **G**eneration, Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Deutschland)
4	Orthoralix 9200 DDE mit Sensor	VixWin PRO Version 1.5c (KaVo Dental GmbH, Biberach, Deutschland)
6	Orthophos D 3200 mit Speicherfolie	Dicom Works 1.3.5

Konventionelle Orthopantomographie (Methode 5)

Die konventionellen PSA, deren Herstellung mit dem Orthophos D 3200 erfolgte, wurden mittels eines Planilux DXH 40 x 43 cm Röntgenbetrachters (Gerätebau F. Schulte, Warstein, Deutschland) und einer Planilux Handlupe, 120 mm Durchmesser, in zweifacher Vergrößerung begutachtet. Die metrische Ermittlung der Messstrecken erfolgte mit einer digitalen Präzisionsschieblehre (Absolute Digimatic Messschieber, Mitutoyo Messgeräte GmbH, Neuss, Deutschland). Diese Schieblehre besitzt eine metrische Genauigkeit von 0,01 mm.

4.2.9 *Vermessung der Schnittpräparate*

Die „richtigen Werte“ der Pinlängen sowie der crestalen und apikalen Pinabstände wurden schon bei der Vorbereitung der humanen Schädelpräparate in Form der Kontrollvermessung erfasst. Nach der Herstellung der Schnittpräparate erfolgte daher nur noch in der koronalen Ebene die klinische Messung an der Messstrecke b (Abb. 4.9), die wiederum mit der digitalen Präzisionsschieblehre Absolute Digimatic durchgeführt wurde.

4.3 Statistische Auswertung

Die statistische Beratung und Auswertung der erhobenen Messwerte wurde in Zusammenarbeit mit der Arbeitsgruppe Medizinische Statistik (Leiter: Dr. R.-H. Bödeker) am Institut für Medizinische Informatik (Kommissarischer Leiter: Prof. Dr. T. Eikmann) der Justus-Liebig-Universität Gießen durchgeführt.

Mit Hilfe des Statistikprogramms SPSS (Statistical Package for the Social Sciences, Version 16.0, SPSS Inc, Chicago, USA) erfolgte die statistische Auswertung der Messwerte.

In der vorliegenden Studie kamen folgende statistische Analysemethoden zur Anwendung:

1. Deskriptive Statistik (= beschreibende Statistik)
2. Induktive Statistik (= schließende Statistik, Inferenzstatistik)

4.3.1 *Deskriptive Statistik*

Die deskriptive Statistik erfolgte im Einzelnen durch [111]:

I. Strukturierung und Zusammenfassung der Daten in Tabellen.

II. Berechnung von geeigneten Kenngrößen (Lagemaße, Streuungsmaße) wodurch eine Datenreduktion resultierte.

    In dem Ergebnisteil der deskriptiven Statistik erfolgten des Weiteren eine Berechnung der max. positiven und max. negativen Abweichung der Röntgenmethoden zur Realität und eine Berechnung der Vergrößerungsfaktoren.

III. übersichtliche Darstellung der Daten in Graphiken.

Durch Datenreduktion und graphische Darstellungen können Zusammenhänge und Unterschiede der Daten kompakt dargestellt werden [112].

I. Strukturierung und Zusammenfassung der Daten in Tabellen

Die für jede Methode (sechs Röntgenmethoden und eine klinische Messung) erhobenen 252 Messwerte wurden manuell in das Tabellenkalkulationsprogramm Excel (Version 2003, Microsoft Corporation, Redmond, Washington, USA) in speziell angefertigte Tabellen eingegeben. Die Zusammenfassung der Daten in Tabellen stellte die Basis für alle nachfolgenden statistischen Analysemethoden dar.

II. Berechnung von geeigneten Kenngrößen

Da von einer Normalverteilung der Daten auszugehen war, wurden parametrische Kenngrößen und Methoden angewendet. Zur Beschreibung der Verteilung der Daten wurde als Lagemaß der Mittelwert $\bar{x}$ (arithmetisches Mittel oder auch Durchschnitt) und als Streuungsmaß die Standardabweichung s berechnet. Die Standardabweichung wird auch als Standard Deviation (SD) bezeichnet und ist ein Maß für die Streuung der einzelnen Messwerte um den Mittelwert. In der vorliegenden Studie handelt es sich dabei um den Mittelwert und die Standardabweichung von den *Differenzen* zwischen der jeweiligen Röntgenmethode und der Realität.

Max. positive und max. negative Abweichung der Röntgenmethoden

Ein Ziel dieser Arbeit war es zu evaluieren, wie hoch die max. positive und max. negative Abweichung der Röntgenmethoden zur Realität ist.

Um zunächst die Abweichung der radiologischen Messwerte zur Realität zu ermitteln, erfolgte die Berechnung der Differenz zwischen dem radiologischen Messwert und dem korrespondierenden richtigen Wert x_r bzw. Messwert in Realität wie in Gl. (4.1) dargestellt.

Für die max. positive und max. negative Abweichung der Röntgenmethoden zur Realität wurde danach die größte Differenz für jede Methode bei den vier Messstrecken ermittelt und gegenübergestellt.

Abweichung [mm]	=	Messwert im Röntgen [mm]	-	richtiger Wert x_r bzw. Messwert in Realität [mm]	Gl. (4.1)

Folglich liegt bei einer positiven Abweichung eine Vergrößerung bzw. Verlängerung der Messstrecke durch die Röntgenmethode im Vergleich zur Realität vor, wohingegen bei einer negativen Abweichung eine Verkleinerung bzw. Verkürzung der Messstrecke durch die Röntgenmethode gegenüber der tatsächlichen klinischen Situation vorliegt.

Vergrößerungsfaktor

Ein weiteres Ziel dieser Arbeit war es zu evaluieren, welchen Vergrößerungsfaktor die verschiedenen Röntgenmethoden aufweisen. Daher wurde der durchschnittliche Vergrößerungsfaktor in der vertikalen und horizontalen Dimension ($VF_{vertikal}$ bzw. $VF_{horizontal}$) für jede Methode bei den vier Messstrecken im Unterkieferseitenzahnbereich berechnet.

Der durchschnittliche VF (Ø VF) wurde nach Gl. (4.2) in zwei Schritten berechnet. Im ersten Schritt wurde der lokale VF (lok. VF) berechnet, indem der Quotient aus dem radiologischen Messwert und dem korrespondierenden richtigen Wert x_r bzw. Messwert in Realität gebildet wurde. Im zweiten Schritt wurde der durchschnittliche VF berechnet, indem die lokalen VF summiert und durch deren Anzahl dividiert wurden. Bei fehlenden radiologischen Messwerten aufgrund von nicht beurteilbaren Messstrecken wurde der richtige Wert x_r nicht mit in die Summe einbezogen.

Die Berechnung erfolgte wiederum mit Hilfe des Tabellenkalkulationsprogramms Excel.

$$1)\quad \text{lok. VF} = \frac{\text{einzelner Messwert im Röntgen [mm]}}{\text{korrespondierender richtiger Wert } x_r \text{ bzw. Messwert in Realität [mm]}}$$

$$2)\quad \text{Ø VF} = \frac{\text{Summe der lok. VF}}{\text{Anzahl der lok. VF}}$$

Gl. (4.2)

III. Übersichtliche Darstellung der Daten in Graphiken

Die graphische Darstellung erfolgte mit Hilfe von Fehlerbalkendiagrammen.

4.3.2 *Induktive Statistik*

Durchführung der Varianzanalyse

Als statistische Analyse wurde die Prozedur univariates allgemeines lineares Modell (ALM) als 3-faktorielle Varianzanalyse (ANOVA: **An**alysis **o**f **Va**riance) mit Messwiederholungen für abhängige Stichproben durchgeführt und zwar mit der „Abweichung der radiologischen Messwerte“ als abhängige Variable und „Seite, Lage und Methode“ als Faktoren (unabhängige Variablen). Das ALM wird als univariat bezeichnet, weil es nur eine abhängige Variable in der Studie gab. Mit diesem Modell kann der Einfluss mehrerer unabhängiger Variablen, die sowohl qualitativ (Faktoren) als auch quantitativ intervallskaliert (Kovariaten) sein können, auf den Mittelwert einer abhängigen Variablen untersucht werden [113]. Dabei erfolgt ein Vergleich der Mittelwerte einer abhängigen Variablen für verschiedene Gruppen, wobei die Gruppen durch eine unabhängige Variable (Faktor) gebildet werden. In der vorliegenden Studie werden ausschließlich Faktoren und keine Kovariaten als unabhängige Variablen in das Modell aufgenommen. Sowohl der isolierte Einfluss jedes einzelnen Faktors auf die abhängige Variable als auch der kombinierte Einfluss der Faktoren (Wechselwirkungen zwischen den Faktoren) auf die abhängige Variable können hierbei untersucht werden [113].

Mit Hilfe des ALM erfolgt die Überprüfung der a priori formulierten Nullhypothese (H_0), die besagt, dass der jeweilige Faktor keinen Einfluss auf den Mittelwert der abhängigen Variablen in allen Gruppen in der Grundgesamtheit ausübt. Folglich unterscheiden sich in allen Gruppen des Faktors die Mittelwerte der abhängigen Variablen nicht statistisch signifikant.

Bei einer Signifikanz von $p \leq 0{,}05$ wird die Nullhypothese (H_0: der Faktor hat keinen Einfluss) abgelehnt und die Alternativhypothese (H_1) angenommen. Dieses Ergebnis des ALM besagt, dass ein Einfluss des Faktors vorhanden ist. Folglich unterscheiden sich in mindestens zwei Gruppen des Faktors die Mittelwerte der abhängigen Variablen statistisch signifikant. Hat der Faktor mehr als zwei Gruppen dann gibt das ALM jedoch keine Auskunft darüber, zwischen welchen und in wie vielen Gruppen sich die Mittelwerte der abhängigen Variablen statistisch signifikant unterscheiden, sondern gibt lediglich an, dass der Faktor einen Einfluss ausübt. Daher wurde im Anschluss an das ALM ein statistischer Signifikanztest in Form eines multiplen Vergleichtest dem sog. paarweisen Vergleich durchgeführt, um zu untersuchen, zwischen welchen und in wie vielen Gruppen sich die Mittelwerte der abhängigen Variablen statistisch signifikant unterscheiden.

Bei einer Signifikanz von $p > 0{,}05$ wird die Nullhypothese angenommen und die Alternativhypothese abgelehnt. Dieses Ergebnis des ALM besagt, dass kein Einfluss des Faktors vorhanden ist. Folglich besteht dann nicht die Notwendigkeit einen multiplen Vergleichtest durchzuführen.

In der vorliegenden Studie wurde der isolierte Einfluss folgender drei Faktoren auf den Mittelwert der abhängigen Variablen (hier der Mittelwert der Differenzen zwischen dem Messwert im Röntgen und Messwert in Realität[3]) für verschiedene Gruppen untersucht:

	Faktor	**Gruppe**
1)	Seite:	1. rechte Seite der Schädelpräparate 2. linke Seite der Schädelpräparate
2)	Lage: (mesiale bzw. distale Lage der Messstrecken)	1. Lage 1 2. Lage 2 3. Lage 3 4. (Lage 4)[4]
3)	Methode: (jeweilige Röntgenmethode)	1. NewTom QR-DVT 9000 2. Orthophos XG^{Plus} mit Sensor Atmel 3. Orthophos XG^{Plus} mit Sensor Fairchild 4. Orthoralix 9200 DDE mit Sensor 5. Orthophos D 3200 mit Film-Folien-Kombination 6. Orthophos D 3200 mit Speicherfolie

[3] Der Mittelwert der Differenzen entspricht der durchschnittlichen Abweichung der radiologischen Messwerte

[4] Lage 4 ist bei der Messung der crestalen und apikalen Pinabstände nicht vorhanden, weshalb diese in Klammern steht

5 Ergebnisse

5.1 Vertikale Messungen: Länge der Pins

5.1.1 *Max. positive und max. negative Abweichung der Röntgenmethoden*

Aus den Pinlängen wurde die max. positive und max. negative Abweichung der Röntgenmethoden zur Realität ermittelt und gegenübergestellt (Tabelle 5.1). Bei positiven Messwerten liegt eine Vergrößerung vor, bei negativen Messwerten liegt eine Verkleinerung vor.

Bei der Messung der Pinlängen zeigt sich, dass die max. Abweichung der DVT-Methode zwischen 0,48 mm (9,6%) und - 0,31 mm (- 6,3%) liegt. Das Orthophos XG^{Plus} mit dem Sensor Atmel und dem Sensor Fairchild weist eine max. positive Abweichung von 0,87 mm (16,6%) bzw. 0,67 mm (12,8%) und dieselbe max. negative Abweichung von - 0,03 mm (- 0,6%) auf. Das Orthoralix 9200 DDE mit Sensor weicht bei der Pinlängenmessung um max. 0,81 mm (15,6%) im Positiven und um max. - 0,08 mm (- 1,6%) im Negativen ab, während das Orthophos D 3200 mit Film-Folien-Kombination um max. 1,00 mm (20,1%) positiv und um max. - 0,11 mm (- 2,1%) negativ differiert. Die Messwerte desselben Gerätes mit Speicherfolie unterscheiden sich im Vergleich zur Realität um max. 1,21 mm (23,3%) im Positiven und zeigen keinerlei negative Abweichung.

Tabelle 5.1: Max. positive und max. negative Abweichung ($A_{max.\ pos.}$, $A_{max.\ neg.}$) der Röntgenmethoden zur Realität bei der Messung der Pinlängen

Methode	$A_{max.\ pos.}$		Realität	$A_{max.\ neg.}$		Realität
	[mm]	[%]	[mm]	[mm]	[%]	[mm]
NewTom QR-DVT 9000	0,48	9,6	5,02	- 0,31	- 6,3	4,91
Orthophos XG^{Plus} mit Sensor Atmel	0,87	16,6	5,23	- 0,03	- 0,6	5,03
Orthophos XG^{Plus} mit Sensor Fairchild	0,67	12,8	5,23	- 0,03	- 0,6	4,93
Orthoralix 9200 DDE mit Sensor	0,81	15,6	5,19	- 0,08	- 1,6	5,08
Orthophos D 3200 mit Film-Folien-Kombination	1,00	20,1	4,97	- 0,11	- 2,1	5,12
Orthophos D 3200 mit Speicherfolie	1,21	23,3	5,19	/	/	/

5.1.2 *Durchschnittlicher Vergrößerungsfaktor der Röntgenmethoden in der vertikalen Dimension*

Aus den Pinlängen wurde der durchschnittliche Vergrößerungsfaktor in der vertikalen Dimension ($VF_{vertikal}$) für jede Methode berechnet und gegenübergestellt (Tabelle 5.2). Bei der Messung der Pinlängen weist die DVT-Methode einen durchschnittlichen $VF_{vertikal}$ von 1,00 auf. Der durchschnittliche $VF_{vertikal}$ bei den OPG-Methoden variiert zwischen 1,05 und 1,13, d.h. die Abbildung auf der PSA ist gegenüber dem Original je nach Gerät um durchschnittlich 5 % bis 13 % vergrößert.

Tabelle 5.2: Durchschnittlicher Vergrößerungsfaktor in der vertikalen Dimension (Ø $VF_{vertikal}$) für die verschiedenen Röntgenmethoden bei der Messung der Pinlängen

Methode	Ø $VF_{vertikal}$
NewTom QR-DVT 9000	1,00
Orthophos XG^{Plus} mit Sensor Atmel	1,05
Orthophos XG^{Plus} mit Sensor Fairchild	1,05
Orthoralix 9200 DDE mit Sensor	1,06
Orthophos D 3200 mit Film-Folien-Kombination	1,10
Orthophos D 3200 mit Speicherfolie	1,13

5.1.3 *Isolierter Einfluss der einzelnen Faktoren auf die abhängige Variable*

Einfluss der Seite auf die Abweichung der radiologischen Messwerte bei den Pinlängen

I. Deskriptive Maßzahlen für die einzelnen Gruppen

Die Tabelle 5.3 gibt zunächst einige deskriptive Maßzahlen für die zwei miteinander verglichenen Gruppen wieder. Die Spalte *Mittelwert der Differenzen* gibt die zwei Gruppenmittelwerte an, die durch die ANOVA miteinander verglichen werden sollen. Es ist zu erkennen, dass die durchschnittliche Abweichung der radiologischen Messwerte auf der rechten Seite 0,328 mm und auf der linken Seite 0,315 mm beträgt, d.h. bei den Pinlängen wird im Durchschnitt auf beiden Seiten um 0,3 mm zuviel gemessen. Zusätzlich wird für die zwei Mittelwerte der Differenzen jeweils ein 95%-Konfidenzintervall angegeben. Dies sind die Bereiche, in denen die zwei Gruppenmittelwerte in der Grundgesamtheit mit einer

Wahrscheinlichkeit von 95% liegen. Der Bereich für die rechte Seite erstreckt sich von 0,236 mm bis 0,421 mm und für die linke Seite von 0,257 mm bis 0,374 mm. Die Tatsache, dass sich diese beiden Bereiche überschneiden, deutet bereits an, dass die Mittelwerte dieser beiden Gruppen möglicherweise auch in der Grundgesamtheit gleich groß sind. Die Standardabweichung der Differenzen beträgt auf der rechten Seite 0,120 mm und auf der linken Seite 0,075 mm.

II. Durchführung der Varianzanalyse

Die getestete Nullhypothese besagt, dass sich die Mittelwerte der zwei betrachteten Gruppen in der Grundgesamtheit nicht voneinander unterscheiden. Wie die Tabelle 5.3 gezeigt hat, trifft dies für die in der Stichprobe beobachteten Mittelwerte offenkundig zu. Zudem deuten die ausgewiesenen Konfidenzintervalle bereits darauf hin, dass wahrscheinlich auch die Gruppenmittelwerte in der Grundgesamtheit alle gleich groß sein werden. Um jedoch eine präzisere Aussage über die Richtigkeit der Nullhypothese formulieren zu können, wird die Varianzanalyse durchgeführt.

Das Ergebnis der Varianzanalyse besagt, dass die Nullhypothese beibehalten werden muss, weil sich die Mittelwerte bzw. die durchschnittliche Abweichung der radiologischen Messwerte auf beiden Seiten in der Grundgesamtheit nicht voneinander unterscheiden ($p = 0,729$) (Tabelle 5.6). Folglich übt der Faktor Seite keinen Einfluss auf die durchschnittliche Abweichung der radiologischen Messwerte bei den Pinlängen aus.

Tabelle 5.3: Deskriptive Statistik - Abweichung der radiologischen Messwerte auf der rechten und linken Seite bei der Messung der Pinlängen: Mittelwert der Differenzen, Standardabweichung der Differenzen und 95 %-Konfidenzintervall. Seite 1 entspricht der rechten Seite und Seite 2 entspricht der linken Seite der Schädelpräparate

Seite	Mittelwert der Differenzen [mm]	Standardabweichung der Differenzen [mm]	95 %-Konfidenzintervall [mm]	
			Untergrenze	Obergrenze
1	0,328	0,120	0,236	0,421
2	0,315	0,075	0,257	0,374

Einfluss der Lage auf die Abweichung der radiologischen Messwerte bei den Pinlängen

I. Deskriptive Maßzahlen für die einzelnen Gruppen

Tabelle 5.4 zeigt die deskriptiven Maßzahlen für die vier miteinander verglichenen Gruppen. Die durchschnittliche Abweichung der radiologischen Messwerte bei Pin 1 beträgt 0,399 mm, während der entsprechende Wert für Pin 2 bei 0,298 mm, für Pin 3 bei 0,284 mm und für Pin 4 bei 0,307 mm liegt, d.h. bei den Pinlängen wird im Durchschnitt in allen vier Lagen um ca. 0,3 mm zuviel gemessen. Für die vier Mittelwerte der Differenzen wird jeweils ein 95%-Konfidenzintervall angegeben. Diese vier Bereiche überschneiden sich, was darauf hindeutet, dass sich die Mittelwerte dieser vier Gruppen möglicherweise auch in der Grundgesamtheit nicht voneinander unterscheiden. Die Standardabweichung der Differenzen variiert in Abhängigkeit von der Lage der Pins zwischen 0,090 mm und 0,135 mm.

II. Durchführung der Varianzanalyse

Das Ergebnis der Varianzanalyse ist, dass sich die Mittelwerte bzw. die durchschnittliche Abweichung der radiologischen Messwerte bei allen vier Lagen in der Grundgesamtheit nicht voneinander unterscheiden ($p = 0{,}114$) (Tabelle 5.6). Folglich übt der Faktor Lage keinen Einfluss auf die durchschnittliche Abweichung der radiologischen Messwerte bei den Pinlängen aus.

Tabelle 5.4: Deskriptive Statistik - Abweichung der radiologischen Messwerte in den vier verschiedenen Lagen bei der Messung der Pinlängen: Mittelwert der Differenzen, Standardabweichung der Differenzen und 95 %-Konfidenzintervall. Lage 1 entspricht der am weitesten mesial lokalisierten Messstrecke an Pin 1, Lage 4 entspricht der am weitesten distal lokalisierten Messstrecke an Pin 4

Lage	Mittelwert der Differenzen [mm]	Standardabweichung der Differenzen [mm]	95 %-Konfidenzintervall [mm]	
			Untergrenze	Obergrenze
1	0,399	0,111	0,314	0,485
2	0,298	0,090	0,228	0,367
3	0,284	0,114	0,196	0,372
4	0,307	0,135	0,203	0,411

Einfluss der Methode auf die Abweichung der radiologischen Messwerte bei den Pinlängen

I. Deskriptive Maßzahlen für die einzelnen Gruppen

Die Tabelle 5.5 präsentiert die deskriptiven Maßzahlen für die sechs miteinander verglichenen Gruppen. Die Spalte *Mittelwert der Differenzen* gibt die sechs Gruppenmittelwerte an, die durch die ANOVA miteinander verglichen werden sollen. Es ist zu erkennen, dass die geringste durchschnittliche Abweichung der radiologischen Messwerte (systematische Messabweichung) bei der DVT-Methode mit 0,020 mm vorliegt, d.h. bei den Pinlängen misst das Gerät im Durchschnitt um 0,020 mm systematisch zuviel. Die durchschnittliche Abweichung der radiologischen Messwerte (systematische Messabweichung) bei den fünf OPG-Methoden hingegen schwankt zwischen 0,227 mm und 0,637 mm. Dabei vergrößert sich die systematische Messabweichung bei den OPG-Geräten in folgender Reihenfolge: die kleinste systematische Messabweichung mit 0,227 mm bzw. 0,238 mm weist das Orthophos XG^{Plus} mit dem Sensor Fairchild und dem Sensor Atmel auf. Danach folgt das Orthoralix 9200 DDE mit Sensor, welches im Durchschnitt um 0,317 mm systematisch zuviel misst. Bei dem Orthophos D 3200 mit Film-Folien-Kombination beträgt die systematische Messabweichung 0,491 mm und bei demselben Gerät mit Speicherfolie liegt die größte systematische Messabweichung mit 0,637 mm vor. Folglich besitzt die DVT-Methode die kleinste systematische Messabweichung und ist somit die Messmethode mit der höchsten Richtigkeit bei der Messung der Pinlängen.

Zusätzlich wird für die sechs Mittelwerte der Differenzen jeweils ein 95%-Konfidenzintervall angegeben. Dies sind die Bereiche, in denen die sechs Gruppenmittelwerte in der Grundgesamtheit mit einer Wahrscheinlichkeit von 95% liegen. Der Bereich für die DVT-Methode erstreckt sich von - 0,016 mm bis 0,057 mm. Der Mittelwert der Differenzen für das Orthophos XG^{Plus} mit dem Sensor Fairchild und dem Sensor Atmel liegt dagegen in der Grundgesamtheit mit einer Wahrscheinlichkeit von 95% zwischen 0,146 mm bzw. 0,168 mm und 0,309 mm. Für das Orthoralix 9200 DDE mit Sensor lässt sich aus den Stichprobenwerten schließen, dass die durchschnittliche Abweichung der radiologischen Messwerte in der Grundgesamtheit mit 95%iger Wahrscheinlichkeit zwischen 0,221 mm und 0,414 mm liegt. Der entsprechende Bereich für das Orthophos D 3200 mit Film-Folien-Kombination erstreckt sich dagegen von 0,379 mm bis 0,604 mm und bei demselben Gerät mit Speicherfolie von 0,525 mm bis 0,749 mm. Die Tatsache, dass sich diese sechs Bereiche teilweise nicht überschneiden, deutet bereits an, dass sich die

Mittelwerte dieser sechs Gruppen möglicherweise auch in der Grundgesamtheit voneinander unterscheiden.

Die geringste Standardabweichung der Differenzen (zufällige Messabweichung) weist die DVT-Methode mit 0,048 mm auf, bei den fünf OPG-Methoden hingegen schwankt diese zwischen 0,093 mm und 0,147 mm. Dabei vergrößert sich die zufällige Messabweichung bei den OPG-Geräten in folgender Reihenfolge: die kleinste zufällige Messabweichung mit 0,093 mm bzw. 0,105 mm weist das Orthophos XG^{Plus} mit dem Sensor Atmel und dem Sensor Fairchild auf. Danach folgt das Orthoralix 9200 DDE mit Sensor, welches um 0,126 mm zufällig zuviel misst. Bei dem Orthophos D 3200 mit Speicherfolie beträgt die zufällige Messabweichung 0,144 mm und bei demselben Gerät mit Film-Folien-Kombination liegt die größte zufällige Messabweichung mit 0,147 mm vor. Folglich besitzt die DVT-Methode die kleinste zufällige Messabweichung und ist somit die Messmethode mit der höchsten Präzision bei der Messung der Pinlängen.

Abb. 5.1 zeigt das Fehlerbalkendiagramm von der Messung der Pinlängen.

II. Durchführung der Varianzanalyse

Die getestete Nullhypothese besagt, dass sich die Mittelwerte der sechs betrachteten Gruppen in der Grundgesamtheit nicht voneinander unterscheiden. Wie die Tabelle 5.5 gezeigt hat, trifft dies für die in der Stichprobe beobachteten Mittelwerte offenkundig nicht zu. Zudem deuten die ausgewiesenen Konfidenzintervalle bereits darauf hin, dass wahrscheinlich auch die Gruppenmittelwerte in der Grundgesamtheit nicht alle gleich groß sein werden. Um jedoch eine präzisere Aussage über die Richtigkeit der Nullhypothese formulieren zu können, wird die Varianzanalyse durchgeführt.

Das Ergebnis der Varianzanalyse zeigt, dass die Nullhypothese falsifiziert und daher abgelehnt werden muss und die Alternativhypothese angenommen wird, weil sich die Mittelwerte bzw. die durchschnittliche Abweichung der radiologischen Messwerte bei mindestens zwei Methoden in der Grundgesamtheit voneinander unterscheiden ($p < 0{,}001$) (Tabelle 5.6). Folglich übt der Faktor Methode einen Einfluss auf die durchschnittliche Abweichung der radiologischen Messwerte bei den Pinlängen aus.

Multipler Vergleichstest

Im Anschluss an das ALM wurde ein statistischer Signifikanztest in Form eines multiplen Vergleichtest dem sog. paarweisen Vergleich durchgeführt, um zu untersuchen, zwischen welchen und bei wie vielen Methoden sich die Mittelwerte bzw. die durchschnittliche Abweichung der radiologischen Messwerte statistisch signifikant unterscheiden.

Die Tabelle 5.5 zeigt die Ergebnisse des Paarweisen Vergleichs der Methoden, wobei Mittelwerte mit gleichen Indizes sich nicht statistisch signifikant voneinander unterscheiden. Der Mittelwert der DVT-Methode unterscheidet sich signifikant von allen Mittelwerten der OPG-Methoden, d.h. die durchschnittliche Abweichung der radiologischen Messwerte bei der DVT-Methode ist signifikant geringer als bei allen OPG-Methoden. Kein signifikanter Unterschied der Mittelwerte besteht hingegen zwischen dem Orthophos XG^{Plus} mit dem Sensor Atmel und dem Sensor Fairchild und dem Orthoralix 9200 DDE mit Sensor. Das Orthoralix 9200 DDE hat wiederum mit dem Orthophos D 3200 mit Film-Folien-Kombination den gleichen Mittelwert in der Grundgesamtheit. Der Mittelwert bei dem Orthophos D 3200 mit Speicherfolie unterscheidet sich dagegen signifikant von den fünf anderen Mittelwerten der Röntgenmethoden.

Bezogen auf die metrische Genauigkeit weist demnach die DVT-Methode von allen Röntgenmethoden die höchste Messgenauigkeit auf, da diese die höchste Richtigkeit und höchste Präzision bei der Messung der Pinlängen besitzt. Die Messgenauigkeit nimmt bei den OPG-Methoden in folgender Reihenfolge ab: die höchste Messgenauigkeit bei den OPG-Geräten besitzt das Orthophos XG^{Plus} mit dem Sensor Fairchild und dem Sensor Atmel sowie das Orthoralix 9200 DDE mit Sensor. Kein Unterschied in der Messgenauigkeit besteht zwischen dem Orthoralix 9200 DDE mit Sensor und dem Orthophos D 3200 mit Film-Folien-Kombination. Die schlechteste Messgenauigkeit weist das Orthophos D 3200 mit Speicherfolie auf.

Tabelle 5.5: Deskriptive Statistik - Abweichung der radiologischen Messwerte für die verschiedenen Röntgenmethoden bei der Messung der Pinlängen: Mittelwert der Differenzen, Standardabweichung der Differenzen und 95 %-Konfidenzintervall. 1 = NewTom QR-DVT 9000, 2 = Orthophos XG^{Plus} mit Sensor Atmel, 3 = Orthophos XG^{Plus} mit Sensor Fairchild, 4 = Orthoralix 9200 DDE mit Sensor, 5 = Orthophos D 3200 mit Film-Folien-Kombination, 6 = Orthophos D 3200 mit Speicherfolie

Methode	Mittelwert der Differenzen [mm]	Standardabweichung der Differenzen [mm]	95 %-Konfidenzintervall [mm]	
			Untergrenze	Obergrenze
1	0,020 [a]	0,048	- 0,016	0,057
2	0,238 [b]	0,093	0,168	0,309
3	0,227 [b]	0,105	0,146	0,309
4	0,317 [b, c]	0,126	0,221	0,414
5	0,491 [c]	0,147	0,379	0,604
6	0,637 [d]	0,144	0,525	0,749

Ergebnisse paarweiser Vergleich: Mittelwerte mit gleichen Indizes unterscheiden sich nicht statistisch signifikant voneinander

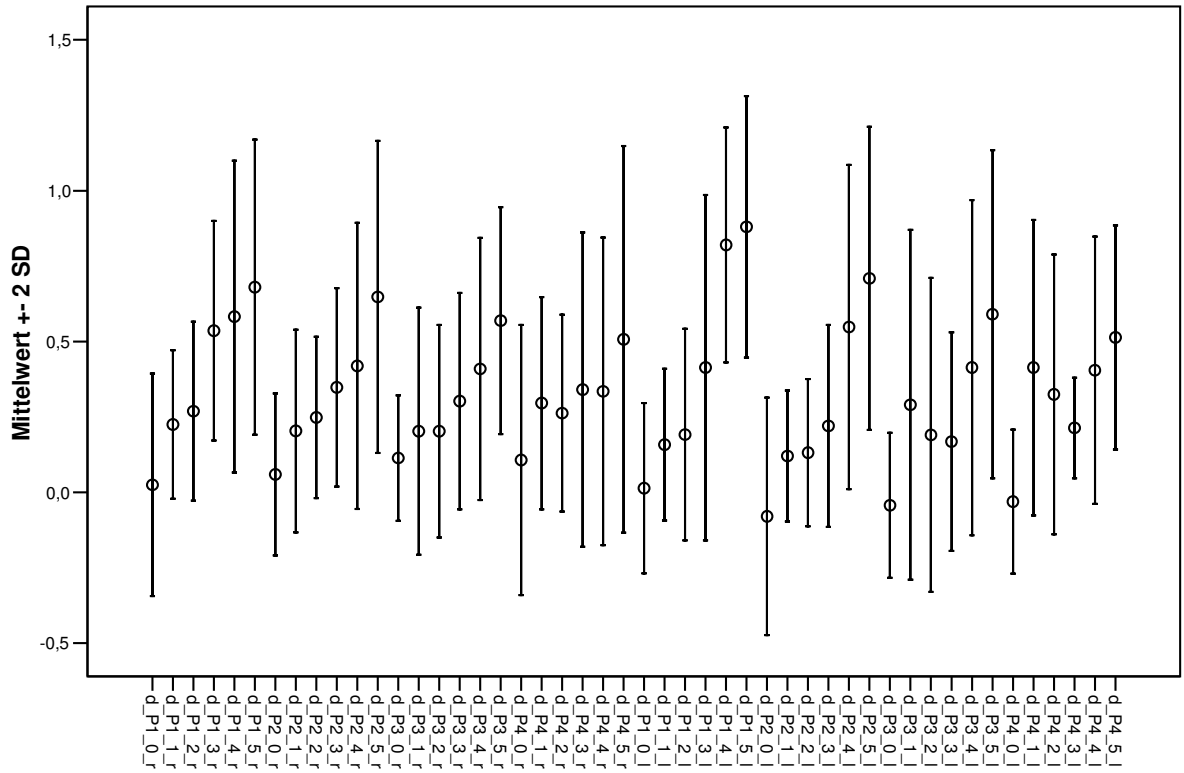


Abb. 5.1: Fehlerbalkendiagramm von der Messung der Pinlängen: Auf der y-Achse ist die Abweichung bzw. Differenz der Röntgenmethoden zur Realität aufgetragen [mm]. Die x-Achse stellt die Kategorienachse dar. Für die sechs Röntgenmethoden werden jeweils acht Fehlerbalken in der Grafik dargestellt, von denen sich vier auf die Länge der Pins auf der rechten Seite und vier auf die Länge der Pins auf der linken Seite beziehen (insgesamt 48 Fehlerbalken). Die Kreise beschreiben die Lage der Stichprobenmittelwerte, also die durchschnittlichen Abweichungen der Röntgenmethoden zur Realität. Der senkrechte Strich, der oben und unten jeweils durch einen Querbalken begrenzt wird, stellt die 2-fache Standardabweichung (+/- 2 SD) dar

Legende:

d = Differenz zwischen Röntgenmethode und Realität
P1 = Länge Pin 1
P2 = Länge Pin 2
P3 = Länge Pin 3
P4 = Länge Pin 4
0 = NewTom QR-DVT 9000
1 = Orthophos XG^{Plus} mit Sensor Atmel
2 = Orthophos XG^{Plus} mit Sensor Fairchild
3 = Orthoralix 9200 DDE mit Sensor
4 = Orthophos D 3200 mit Film-Folien-Kombination
5 = Orthophos D 3200 mit Speicherfolie
_r = rechts
_l = links

Tabelle 5.6: Ergebnis der Varianzanalyse (ANOVA) bei der Messung der Pinlängen: der Faktor Methode hat einen Einfluss auf die durchschnittliche Abweichung der radiologischen Messwerte ($p < 0,001$). Ansonsten besteht kein isolierter Einfluss der übrigen Faktoren auf die durchschnittliche Abweichung der radiologischen Messwerte ($p > 0,05$)

Faktor	Signifikanz
Seite	0,729
Lage	0,114
Methode	< 0,001

5.2 Vertikale Messungen: Abstand zwischen dem crestalen Rand des Proc. alveolaris mandibulae und Oberrand des C. mandibulae

5.2.1 *Max. positive und max. negative Abweichung der Röntgenmethoden*

Tabelle 5.7 zeigt die max. positive und max. negative Abweichung der Röntgenmethoden zur Realität bei dieser Messstrecke.

Bei der Messung des Abstandes zwischen dem crestalen Rand des Proc. alveolaris mandibulae und Oberrand des C. mandibulae weist die DVT-Methode eine max. positive Abweichung von 1,44 mm (9,5%) und eine max. negative Abweichung von - 0,89 mm (- 5,3%) auf. Bei dem Orthophos XG^{Plus} mit dem Sensor Atmel und dem Sensor Fairchild liegt eine max. positive Abweichung von 5,27 mm (33,5%) bzw. 5,47 mm (34,8%) und eine max. negative Abweichung von - 2,23 mm (- 15,1%) bzw. - 2,13 mm (- 14,5%) vor. Das Orthoralix 9200 DDE mit Sensor weicht bei dieser Messung um max. 6,11 mm (45,6%) im Positiven ab, während das Orthophos D 3200 mit Film-Folien-Kombination um max. 6,29 mm (39,1%) positiv differiert. Die Messwerte desselben Gerätes mit Speicherfolie unterscheiden sich im Vergleich zu der Realität um max. 6,93 mm (49,3%) im Positiven. Die letzten drei Geräte zeigen keinerlei negative Abweichungen.

Tabelle 5.7: Max. positive und max. negative Abweichung ($A_{max.\ pos.}$, $A_{max.\ neg.}$) der Röntgenmethoden zur Realität bei der Messung des Abstandes zwischen dem crestalen Rand des Proc. alveolaris mandibulae und Oberrand des C. mandibulae

Methode	$A_{max.\ pos.}$		Realität	$A_{max.\ neg.}$		Realität
	[mm]	[%]	[mm]	[mm]	[%]	[mm]
NewTom QR-DVT 9000	1,44	9,5	15,16	- 0,89	- 5,3	16,89
Orthophos XG^{Plus} mit Sensor Atmel	5,27	33,5	15,73	- 2,23	- 15,1	14,73
Orthophos XG^{Plus} mit Sensor Fairchild	5,47	34,8	15,73	- 2,13	- 14,5	14,73
Orthoralix 9200 DDE mit Sensor	6,11	45,6	13,39	/	/	/
Orthophos D 3200 mit Film-Folien-Kombination	6,29	39,1	16,10	/	/	/
Orthophos D 3200 mit Speicherfolie	6,93	49,3	14,07	/	/	/

5.2.2 *Durchschnittlicher Vergrößerungsfaktor der Röntgenmethoden in der vertikalen Dimension*

Tabelle 5.8 zeigt die durchschnittlichen Vergrößerungsfaktoren der Röntgenmethoden. Bei dieser Messstrecke weist die DVT-Methode einen durchschnittlichen $VF_{vertikal}$ von 1,00 auf. Der durchschnittliche $VF_{vertikal}$ bei den OPG-Methoden variiert zwischen 1,08 und 1,25, d.h. die Abbildung auf der PSA ist gegenüber dem Original je nach Gerät um durchschnittlich 8 % bis 25 % vergrößert.

Tabelle 5.8: Durchschnittlicher Vergrößerungsfaktor in der vertikalen Dimension (Ø $VF_{vertikal}$) für die verschiedenen Röntgenmethoden bei der Messung des Abstandes zwischen dem crestalen Rand des Proc. alveolaris mandibulae und Oberrand des C. mandibulae

Methode	Ø $VF_{vertikal}$
NewTom QR-DVT 9000	1,00
Orthophos XG^{Plus} mit Sensor Atmel	1,08
Orthophos XG^{Plus} mit Sensor Fairchild	1,09
Orthoralix 9200 DDE mit Sensor	1,24
Orthophos D 3200 mit Film-Folien-Kombination	1,23
Orthophos D 3200 mit Speicherfolie	1,25

5.2.3 *Isolierter Einfluss der einzelnen Faktoren auf die abhängige Variable*

Prinzipiell ist in Bezug auf diese Abstandsmessung zu bemerken, dass sich eine genaue Lagebeurteilung des Oberrandes des C. mandibulae bei den OPG-Methoden schwieriger gestaltete als bei der DVT-Methode.

Bei dieser Messstrecke konnten nur bei insgesamt vier Schädelpräparaten (n = 4) jeweils auf der rechten Seite alle Messwerte von allen Röntgenmethoden ermittelt werden, da nur bei diesen Präparaten der Verlauf des C. mandibulae eindeutig zu bestimmen war. Daher wurden nur diese Messwerte in die Varianzanalyse aufgenommen, wodurch keine statistische Auswertung des „Einfluss der Seite auf die durchschnittliche Abweichung der radiologischen Messwerte“ durchgeführt werden konnte.

Einfluss der Lage auf die Abweichung der radiologischen Messwerte bei den Abständen zwischen dem crestalen Rand des Proc. alveolaris mandibulae und Oberrand des C. mandibulae

I. Deskriptive Maßzahlen für die einzelnen Gruppen

Die deskriptiven Maßzahlen für die vier miteinander verglichenen Gruppen werden in Tabelle 5.9 dargestellt. Die durchschnittliche Abweichung der radiologischen Messwerte liegt je nach Lage zwischen 0,988 mm und 1,933 mm. Die vier Bereiche der 95%-Konfidenzintervalle überschneiden sich, was wieder darauf hindeutet, dass die Mittelwerte dieser vier Gruppen möglicherweise auch in der Grundgesamtheit nicht voneinander verschieden sind. Die Standardabweichung der Differenzen variiert in Abhängigkeit von der Lage zwischen 0,686 mm und 1,078 mm.

II. Durchführung der Varianzanalyse

Das Ergebnis ist, dass sich die Mittelwerte bzw. die durchschnittliche Abweichung der radiologischen Messwerte bei allen vier Lagen in der Grundgesamtheit nicht voneinander unterscheiden (p = 0,463) (Tabelle 5.11). Folglich übt die Lage dieser Messstrecke keinen Einfluss auf die durchschnittliche Abweichung der radiologischen Messwerte aus.

Tabelle 5.9: Deskriptive Statistik - Abweichung der radiologischen Messwerte in den vier verschiedenen Lagen bei der Messung des Abstandes zwischen dem crestalen Rand des Proc. alveolaris mandibulae und Oberrand des C. mandibulae: Mittelwert der Differenzen, Standardabweichung der Differenzen und 95 %-Konfidenzintervall. Lage 1 entspricht der am weitesten mesial lokalisierten Messstrecke bei Pin 1, Lage 4 entspricht der am weitesten distal lokalisierten Messstrecke bei Pin 4

Lage	Mittelwert der Differenzen [mm]	Standardabweichung der Differenzen [mm]	95 %-Konfidenzintervall [mm]	
			Untergrenze	Obergrenze
1	1,933	1,078	0,219	3,648
2	1,751	0,800	0,479	3,023
3	1,171	0,686	0,080	2,262
4	0,988	0,990	- 0,588	2,563

Einfluss der Methode auf die Abweichung der radiologischen Messwerte bei den Abständen zwischen dem crestalen Rand des Proc. alveolaris mandibulae und Oberrand des C. mandibulae

I. Deskriptive Maßzahlen für die einzelnen Gruppen

In Tabelle 5.10 werden die deskriptiven Maßzahlen für die sechs miteinander verglichenen Gruppen präsentiert. Es ist zu erkennen, dass die geringste durchschnittliche Abweichung der radiologischen Messwerte (systematische Messabweichung) bei der DVT-Methode mit - 0,227 mm vorliegt, d.h. bei dieser Messstrecke misst das Gerät im Durchschnitt um 0,227 mm systematisch zu wenig. Die durchschnittliche Abweichung der radiologischen Messwerte (systematische Messabweichung) bei den fünf OPG-Methoden hingegen schwankt zwischen 0,429 mm und 2,910 mm. Dabei vergrößert sich die systematische Messabweichung bei den OPG-Geräten in folgender Reihenfolge: die kleinste systematische Messabweichung mit 0,429 mm bzw. 0,441 mm weist das Orthophos XG^{Plus} mit dem Sensor Fairchild und dem Sensor Atmel auf. Danach folgt das Orthoralix 9200 DDE mit Sensor, welches im Durchschnitt um 2,560 mm systematisch zuviel misst. Bei dem Orthophos D 3200 mit Film-Folien-Kombination beträgt die systematische Messabweichung 2,651 mm und bei demselben Gerät mit Speicherfolie liegt die größte systematische Messabweichung mit 2,910 mm vor. Folglich besitzt die DVT-Methode die kleinste systematische Messabweichung und ist somit die Messmethode mit der höchsten Richtigkeit bei der

Messung des Abstandes zwischen dem crestalen Rand des Proc. alveolaris mandibulae und Oberrand des C. mandibulae.

Ebenfalls der Tabelle 5.10 zu entnehmen sind die 95%-Konfidenzintervalle der sechs Mittelwerte der Differenzen.

Die geringste Standardabweichung der Differenzen (zufällige Messabweichung) weist die DVT-Methode mit 0,278 mm auf, bei den fünf OPG-Methoden hingegen schwankt diese zwischen 0,838 mm und 1,550 mm. Dabei vergrößert sich die zufällige Messabweichung bei den OPG-Geräten in folgender Reihenfolge: die kleinste zufällige Messabweichung mit 0,838 mm bzw. 0,878 mm weist das Orthophos XG^{Plus} mit dem Sensor Atmel und dem Sensor Fairchild auf. Danach folgt das Orthoralix 9200 DDE mit Sensor, welches um 0,922 mm zufällig zuviel misst. Bei dem Orthophos D 3200 mit Film-Folien-Kombination beträgt die zufällige Messabweichung 1,332 mm und bei demselben Gerät mit Speicherfolie liegt die größte zufällige Messabweichung mit 1,550 mm vor. Folglich besitzt die DVT-Methode die kleinste zufällige Messabweichung und ist somit die Messmethode mit der höchsten Präzision bei der Messung des Abstandes zwischen dem crestalen Rand des Proc. alveolaris mandibulae und Oberrand des C. mandibulae.

Abb. 5.2 zeigt das Fehlerbalkendiagramm von dieser Messstrecke.

II. Durchführung der Varianzanalyse

Das Ergebnis der Varianzanalyse zeigt, dass die Alternativhypothese angenommen werden muss, weil sich die Mittelwerte bzw. die durchschnittliche Abweichung der radiologischen Messwerte bei den Methoden in der Grundgesamtheit voneinander unterscheiden ($p = 0,002$) (Tabelle 5.11). Die Methode besitzt folglich einen Einfluss auf die durchschnittliche Abweichung der radiologischen Messwerte bei den Abständen zwischen dem crestalen Rand des Proc. alveolaris mandibulae und Oberrand des C. mandibulae.

Demnach weist die DVT-Methode von allen Röntgenmethoden die höchste Messgenauigkeit auf, da diese die höchste Richtigkeit und höchste Präzision besitzt.

Tabelle 5.10: Deskriptive Statistik - Abweichung der radiologischen Messwerte für die verschiedenen Röntgenmethoden bei der Messung des Abstandes zwischen dem crestalen Rand des Proc. alveolaris mandibulae und Oberrand des C. mandibulae: Mittelwert der Differenzen, Standardabweichung der Differenzen und 95 %-Konfidenzintervall. 1 = NewTom QR-DVT 9000, 2 = Orthophos XG^{Plus} mit Sensor Atmel, 3 = Orthophos XG^{Plus} mit Sensor Fairchild, 4 = Orthoralix 9200 DDE mit Sensor, 5 = Orthophos D 3200 mit Film-Folien-Kombination, 6 = Orthophos D 3200 mit Speicherfolie

Methode	Mittelwert der Differenzen [mm]	Standardabweichung der Differenzen [mm]	95 %-Konfidenzintervall [mm]	
			Untergrenze	Obergrenze
1	- 0,227	0,278	- 0,671	0,216
2	0,441	0,838	- 0,894	1,776
3	0,429	0,878	- 0,969	1,826
4	2,560	0,922	1,094	4,026
5	2,651	1,332	0,533	4,769
6	2,910	1,550	0,444	5,376

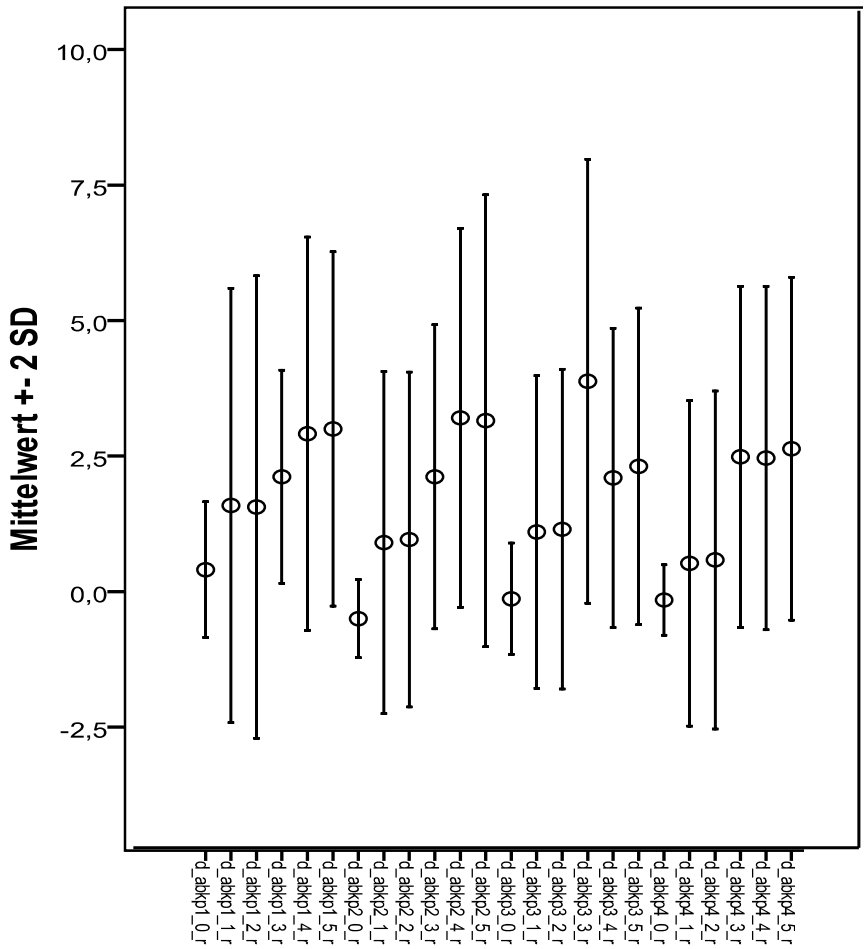


Abb. 5.2: Fehlerbalkendiagramm von der Messung des Abstandes zwischen dem crestalen Rand des Proc. alveolaris mandibulae und Oberrand des C. mandibulae an den vier Schädelpräparaten auf der rechten Seite: Auf der y-Achse ist die Abweichung bzw. Differenz der Röntgenmethoden zur Realität aufgetragen [mm]. Die x-Achse stellt die Kategorienachse dar. Für die sechs Röntgenmethoden werden jeweils vier Fehlerbalken in der Grafik dargestellt (insgesamt 24 Fehlerbalken). Die Kreise beschreiben die Lage der Stichprobenmittelwerte, also die durchschnittlichen Abweichungen der Röntgenmethoden zur Realität. Der senkrechte Strich, der oben und unten jeweils durch einen Querbalken begrenzt wird, stellt die 2-fache Standardabweichung (+/- 2 SD) dar

Legende:

d = Differenz zwischen Röntgenmethode und Realität
abkp1 = Abstand zwischen dem crestalen Rand des Proc. alveolaris mandibulae und Oberrand des C. mandibulae bei Pin 1
abkp2 = Abstand zwischen dem crestalen Rand des Proc. alveolaris mandibulae und Oberrand des C. mandibulae bei Pin 2
abkp3 = Abstand zwischen dem crestalen Rand des Proc. alveolaris mandibulae und Oberrand des C. mandibulae bei Pin 3
abkp4 = Abstand zwischen dem crestalen Rand des Proc. alveolaris mandibulae und Oberrand des C. mandibulae bei Pin 4
0 = NewTom QR-DVT 9000
1 = Orthophos XG^{Plus} mit Sensor Atmel
2 = Orthophos XG^{Plus} mit Sensor Fairchild
3 = Orthoralix 9200 DDE mit Sensor
4 = Orthophos D 3200 mit Film-Folien-Kombination
5 = Orthophos D 3200 mit Speicherfolie
_r = rechts
_l = links

Tabelle 5.11: Ergebnis der Varianzanalyse (ANOVA) bei der Messung des Abstandes zwischen dem crestalen Rand des Proc. alveolaris mandibulae und Oberrand des C. mandibulae: Nur der Faktor Methode hat einen Einfluss auf die durchschnittliche Abweichung der radiologischen Messwerte (p = 0,002)

Faktor	Signifikanz
Lage	0,463
Methode	0,002

5.3 Horizontale Messungen: Crestaler Abstand der Pins

5.3.1 *Max. positive und max. negative Abweichung der Röntgenmethoden*

Tabelle 5.12 zeigt die max. Abweichung der Röntgenmethoden. Bei der Messung der crestalen Pinabstände zeigt sich, dass die max. Abweichung der DVT-Methode zwischen 0,68 mm (8,3%) und - 0,76 mm (- 8,4%) liegt. Das Orthophos XG^{Plus} mit dem Sensor Atmel und dem Sensor Fairchild weist eine max. positive Abweichung von 0,80 mm (9,6%) bzw. 0,90 mm (10,7%) und dieselbe max. negative Abweichung von - 0,08 mm (- 0,9%) auf. Das Orthoralix 9200 DDE mit Sensor weicht bei der crestalen Pinabstandsmessung um max. 2,00 mm (23,8%) im Positiven und um max. - 0,01 mm (- 0,1%) im Negativen ab, während das Orthophos D 3200 mit Film-Folien-Kombination um max. 2,47 mm (30,2%) positiv und um max. - 0,36 mm (- 4,0%) negativ differiert. Die max. Abweichung desselben Gerätes mit Speicherfolie liegt zwischen 3,01 mm (36,8%) und - 1,08 mm (- 12,2%).

Tabelle 5.12: Max. positive und max. negative Abweichung ($A_{max.\ pos.}$, $A_{max.\ neg.}$) der Röntgenmethoden zur Realität bei der Messung der crestalen Pinabstände

Methode	$A_{max.\ pos.}$		Realität	$A_{max.\ neg.}$		Realität
	[mm]	[%]	[mm]	[mm]	[%]	[mm]
NewTom QR-DVT 9000	0,68	8,3	8,22	- 0,76	- 8,4	9,06
Orthophos XG^{Plus} mit Sensor Atmel	0,80	9,6	8,30	- 0,08	- 0,9	8,48
Orthophos XG^{Plus} mit Sensor Fairchild	0,90	10,7	8,40	- 0,08	- 0,9	8,48
Orthoralix 9200 DDE mit Sensor	2,00	23,8	8,40	- 0,01	- 0,1	8,41
Orthophos D 3200 mit Film-Folien-Kombination	2,47	30,2	8,19	- 0,36	- 4,0	9,06
Orthophos D 3200 mit Speicherfolie	3,01	36,8	8,19	- 1,08	- 12,2	8,88

5.3.2 *Durchschnittlicher Vergrößerungsfaktor der Röntgenmethoden in der horizontalen Dimension*

Aus den crestalen Pinabständen wurde der durchschnittliche Vergrößerungsfaktor in der horizontalen Dimension ($VF_{horizontal}$) für jede Methode berechnet und gegenübergestellt (Tabelle 5.13). Bei der Messung der crestalen Pinabstände weist die DVT-Methode einen durchschnittlichen $VF_{horizontal}$ von 1,01 auf, d.h. die Abbildung auf der DVT-Aufnahme ist gegenüber dem Original um durchschnittlich 1 % vergrößert. Der durchschnittliche $VF_{horizontal}$ bei den OPG-Methoden variiert zwischen 1,04 und 1,12, d.h. die Abbildung auf der PSA ist gegenüber dem Original je nach Gerät um durchschnittlich 4 % bis 12 % vergrößert.

Tabelle 5.13: Durchschnittlicher Vergrößerungsfaktor in der horizontalen Dimension (Ø $VF_{horizontal}$) für die verschiedenen Röntgenmethoden bei der Messung der crestalen Pinabstände

Methode	Ø $VF_{horizontal}$
NewTom QR-DVT 9000	1,01
Orthophos XG^{Plus} mit Sensor Atmel	1,04
Orthophos XG^{Plus} mit Sensor Fairchild	1,04
Orthoralix 9200 DDE mit Sensor	1,08
Orthophos D 3200 mit Film-Folien-Kombination	1,11
Orthophos D 3200 mit Speicherfolie	1,12

5.3.3 *Isolierter Einfluss der einzelnen Faktoren auf die abhängige Variable*

Einfluss der Seite auf die Abweichung der radiologischen Messwerte bei den crestalen Pinabständen

I. Deskriptive Maßzahlen für die einzelnen Gruppen

Der Tabelle 5.14 ist zu entnehmen, dass die durchschnittliche Abweichung der radiologischen Messwerte auf der rechten Seite 0,449 mm und auf der linken Seite 0,686 mm beträgt, d.h. bei den crestalen Pinabständen wird im Durchschnitt auf beiden Seiten um diese Werte zuviel gemessen. Jeweils ein 95%-Konfidenzintervall wird für die zwei Mittelwerte der Differenzen angegeben. Da sich die beiden Bereiche überschneiden, deutet dies bereits an, dass die Mittelwerte dieser beiden Gruppen eventuell auch in der Grundgesamtheit nicht voneinander

verschieden sind. Die Standardabweichung der Differenzen beträgt auf der rechten Seite 0,231 mm und auf der linken Seite 0,219 mm.

II. Durchführung der Varianzanalyse

Das Ergebnis der Varianzanalyse bedeutet, dass sich die Mittelwerte bzw. die durchschnittliche Abweichung der radiologischen Messwerte auf beiden Seiten in der Grundgesamtheit nicht voneinander unterscheiden (p = 0,055) (Tabelle 5.17). Folglich übt der Faktor Seite keinen Einfluss auf die durchschnittliche Abweichung der radiologischen Messwerte bei den crestalen Pinabständen aus.

Tabelle 5.14: Deskriptive Statistik - Abweichung der radiologischen Messwerte auf der rechten und linken Seite bei der Messung der crestalen Pinabstände: Mittelwert der Differenzen, Standardabweichung der Differenzen und 95 %-Konfidenzintervall. Seite 1 entspricht der rechten Seite und Seite 2 entspricht der linken Seite der Schädelpräparate

Seite	Mittelwert der Differenzen [mm]	Standardabweichung der Differenzen [mm]	95 %-Konfidenzintervall [mm]	
			Untergrenze	Obergrenze
1	0,449	0,231	0,273	0,626
2	0,686	0,219	0,516	0,855

Einfluss der Lage auf die Abweichung der radiologischen Messwerte bei den crestalen Pinabständen

I. Deskriptive Maßzahlen für die einzelnen Gruppen

Die deskriptiven Maßzahlen für die drei miteinander verglichenen Gruppen werden in Tabelle 5.15 dargestellt. Es ist zu erkennen, dass die durchschnittliche Abweichung der radiologischen Messwerte bei Lage 1 0,488 mm beträgt, während der entsprechende Wert für Lage 2 bei 0,549 mm und für Lage 3 bei 0,665 mm liegt, d.h. bei den crestalen Pinabständen wird im Durchschnitt in allen drei Lagen um diese Werte zuviel gemessen. Für die drei Mittelwerte der Differenzen wird jeweils ein 95%-Konfidenzintervall angegeben. Diese drei Bereiche überschneiden sich wiederum, was darauf hindeutet, dass sich die Mittelwerte dieser drei Gruppen möglicherweise auch in der Grundgesamtheit nicht voneinander unterscheiden.

Die Standardabweichung der Differenzen variiert in Abhängigkeit von der Lage zwischen 0,156 mm und 0,234 mm.

II. Durchführung der Varianzanalyse

Das Ergebnis der Varianzanalyse ist, dass sich die Mittelwerte bzw. die durchschnittliche Abweichung der radiologischen Messwerte bei allen drei Lagen in der Grundgesamtheit nicht voneinander unterscheiden ($p = 0{,}108$) (Tabelle 5.17). Folglich übt der Faktor Lage keinen Einfluss auf die durchschnittliche Abweichung der radiologischen Messwerte bei den crestalen Pinabständen aus.

Tabelle 5.15: Deskriptive Statistik - Abweichung der radiologischen Messwerte in den drei verschiedenen Lagen bei der Messung der crestalen Pinabstände: Mittelwert der Differenzen, Standardabweichung der Differenzen und 95 %-Konfidenzintervall. Lage 1 entspricht dem crestalen Abstand zwischen Pin 1 und Pin 2, Lage 2 ist der crestale Abstand zwischen Pin 2 und Pin 3 und Lage 3 ist der crestale Abstand zwischen Pin 3 und Pin 4 an den humanen Schädelpräparaten

Lage	Mittelwert der Differenzen [mm]	Standardabweichung der Differenzen [mm]	95 %-Konfidenzintervall [mm]	
			Untergrenze	Obergrenze
1	0,488	0,207	0,329	0,646
2	0,549	0,234	0,370	0,728
3	0,665	0,156	0,545	0,786

Einfluss der Methode auf die Abweichung der radiologischen Messwerte bei den crestalen Pinabständen

I. Deskriptive Maßzahlen für die einzelnen Gruppen

Die Tabelle 5.16 präsentiert die deskriptiven Maßzahlen für die sechs miteinander verglichenen Gruppen. Die Spalte *Mittelwert der Differenzen* gibt die sechs Gruppenmittelwerte an, die durch die ANOVA miteinander verglichen werden sollen. Es ist zu erkennen, dass die geringste durchschnittliche Abweichung der radiologischen Messwerte (systematische Messabweichung) bei der DVT-Methode mit 0,067 mm vorliegt, d.h. bei den crestalen Pinabständen misst das Gerät im Durchschnitt um 0,067 mm systematisch zuviel. Die durchschnittliche Abweichung der radiologischen Messwerte (systematische

Messabweichung) bei den fünf OPG-Methoden hingegen schwankt zwischen 0,343 mm und 1,045 mm. Dabei vergrößert sich die systematische Messabweichung bei den OPG-Geräten in folgender Reihenfolge: die kleinste systematische Messabweichung mit 0,343 mm bzw. 0,345 mm weist das Orthophos XG^{Plus} mit dem Sensor Fairchild und dem Sensor Atmel auf. Danach folgt das Orthoralix 9200 DDE mit Sensor, welches im Durchschnitt um 0,699 mm systematisch zuviel misst. Bei dem Orthophos D 3200 mit Film-Folien-Kombination beträgt die systematische Messabweichung 0,906 mm und bei demselben Gerät mit Speicherfolie liegt die größte systematische Messabweichung mit 1,045 mm vor. Folglich besitzt die DVT-Methode die kleinste systematische Messabweichung und ist somit die Messmethode mit der höchsten Richtigkeit bei der Messung der crestalen Pinabstände.

Zusätzlich wird für die sechs Mittelwerte der Differenzen jeweils ein 95%-Konfidenzintervall angegeben. Dies sind die Bereiche, in denen die sechs Gruppenmittelwerte in der Grundgesamtheit mit einer Wahrscheinlichkeit von 95% liegen. Der Bereich für die DVT-Methode erstreckt sich von - 0,110 mm bis 0,244 mm. Der Mittelwert der Differenzen für das Orthophos XG^{Plus} mit dem Sensor Fairchild und dem Sensor Atmel liegt dagegen in der Grundgesamtheit mit einer Wahrscheinlichkeit von 95% zwischen 0,260 mm bzw. 0,290 mm und 0,426 mm bzw. 0,400 mm. Für das Orthoralix 9200 DDE mit Sensor lässt sich aus den Stichprobenwerten schließen, dass die durchschnittliche Abweichung der radiologischen Messwerte in der Grundgesamtheit mit 95%iger Wahrscheinlichkeit zwischen 0,508 mm und 0,889 mm liegt. Der entsprechende Bereich für das Orthophos D 3200 mit Film-Folien-Kombination erstreckt sich dagegen von 0,635 mm bis 1,177 mm und bei demselben Gerät mit Speicherfolie von 0,731 mm bis 1,359 mm. Die Tatsache, dass sich diese sechs Bereiche teilweise nicht überschneiden, deutet bereits an, dass sich die Mittelwerte dieser sechs Gruppen möglicherweise auch in der Grundgesamtheit voneinander unterscheiden.

Die geringste Standardabweichung der Differenzen (zufällige Messabweichung) weist das Orthophos XG^{Plus} mit dem Sensor Atmel und dem Sensor Fairchild mit 0,072 mm bzw. 0,108 mm auf, gefolgt von der DVT-Methode mit einer zufälligen Messabweichung von 0,231 mm. Danach folgt das Orthoralix 9200 DDE mit Sensor, welches um 0,249 mm zufällig zuviel misst. Bei dem Orthophos D 3200 mit Film-Folien-Kombination beträgt die zufällige Messabweichung 0,354 mm und bei demselben Gerät mit Speicherfolie liegt die größte zufällige Messabweichung mit 0,408 mm vor. Folglich besitzen das Orthophos XG^{Plus} mit dem Sensor Atmel und dem Sensor Fairchild sowie die DVT-Methode die kleinste zufällige

Messabweichung und sind somit die Messmethoden mit der höchsten Präzision bei der Messung der crestalen Pinabstände.

Abb. 5.3 zeigt das Fehlerbalkendiagramm von der Messung der crestalen Pinabstände.

II. Durchführung der Varianzanalyse

Die getestete Nullhypothese besagt, dass sich die Mittelwerte der sechs betrachteten Gruppen in der Grundgesamtheit nicht voneinander unterscheiden. Wie die Tabelle 5.16 gezeigt hat, trifft dies für die in der Stichprobe beobachteten Mittelwerte offenkundig nicht zu. Zudem deuten die ausgewiesenen Konfidenzintervalle bereits darauf hin, dass wahrscheinlich auch die Gruppenmittelwerte in der Grundgesamtheit nicht alle gleich groß sein werden. Um jedoch eine präzisere Aussage über die Richtigkeit der Nullhypothese formulieren zu können, wird die Varianzanalyse durchgeführt.

Das Ergebnis der Varianzanalyse zeigt, dass sich die Mittelwerte bzw. die durchschnittliche Abweichung der radiologischen Messwerte bei mindestens zwei Methoden in der Grundgesamtheit voneinander unterscheiden ($p < 0{,}001$) (Tabelle 5.17). Folglich übt der Faktor Methode einen Einfluss auf die durchschnittliche Abweichung der radiologischen Messwerte bei den crestalen Pinabständen aus.

Multipler Vergleichstest

In Tabelle 5.16 werden die Ergebnisse des Paarweisen Vergleichs der Methoden dargestellt, wobei Mittelwerte mit gleichen Indizes sich nicht statistisch signifikant voneinander unterscheiden. Der Mittelwert des NewTom DVT unterscheidet sich signifikant von allen Mittelwerten der OPG-Methoden, d.h. die durchschnittliche Abweichung der radiologischen Messwerte bei der DVT-Methode ist signifikant geringer als bei allen Orthopantomographen. Mit einem geringen Unterschied im Vergleich zu dem Mittelwert der DVT-Methode folgt das Orthophos XG^{Plus} mit dem Sensor Fairchild und dem Sensor Atmel, deren Mittelwerte sich nicht statistisch signifikant voneinander unterscheiden. Das Orthoralix 9200 DDE und das Orthophos D 3200 mit Film-Folien-Kombination und mit Speicherfolie haben ebenfalls den gleichen Mittelwert in der Grundgesamtheit.

Bezogen auf die metrische Genauigkeit weist demnach die DVT-Methode von allen Röntgenmethoden die höchste Messgenauigkeit auf, da diese die höchste Richtigkeit und eine

hohe Präzision bei der Messung der crestalen Pinabstände besitzt. Eine nur geringfügig niedrigere Messgenauigkeit als das NewTom DVT besitzt das Orthophos XG^{Plus} mit dem Sensor Fairchild und dem Sensor Atmel, die sich nicht statistisch signifikant voneinander unterscheiden. Die schlechteste metrische Genauigkeit bei den OPG-Methoden weisen das Orthoralix 9200 DDE mit Sensor, das Orthophos D 3200 mit Film-Folien-Kombination und das gleiche Gerät mit Speicherfolie auf. Bei den letzten drei Geräten besteht kein Unterschied in der Messgenauigkeit.

Tabelle 5.16: Deskriptive Statistik - Abweichung der radiologischen Messwerte für die verschiedenen Röntgenmethoden bei der Messung der crestalen Pinabstände: Mittelwert der Differenzen, Standardabweichung der Differenzen und 95 %-Konfidenzintervall. 1 = NewTom QR-DVT 9000, 2 = Orthophos XG^{Plus} mit Sensor Atmel, 3 = Orthophos XG^{Plus} mit Sensor Fairchild, 4 = Orthoralix 9200 DDE mit Sensor, 5 = Orthophos D 3200 mit Film-Folien-Kombination, 6 = Orthophos D 3200 mit Speicherfolie

Methode	Mittelwert der Differenzen [mm]	Standardabweichung der Differenzen [mm]	95 %-Konfidenzintervall [mm]	
			Untergrenze	Obergrenze
1	0,067 [a]	0,231	- 0,110	0,244
2	0,345 [b]	0,072	0,290	0,400
3	0,343 [b]	0,108	0,260	0,426
4	0,699 [c]	0,249	0,508	0,889
5	0,906 [c]	0,354	0,635	1,177
6	1,045 [c]	0,408	0,731	1,359

Ergebnisse paarweiser Vergleich: Mittelwerte mit gleichen Indizes unterscheiden sich nicht statistisch signifikant voneinander

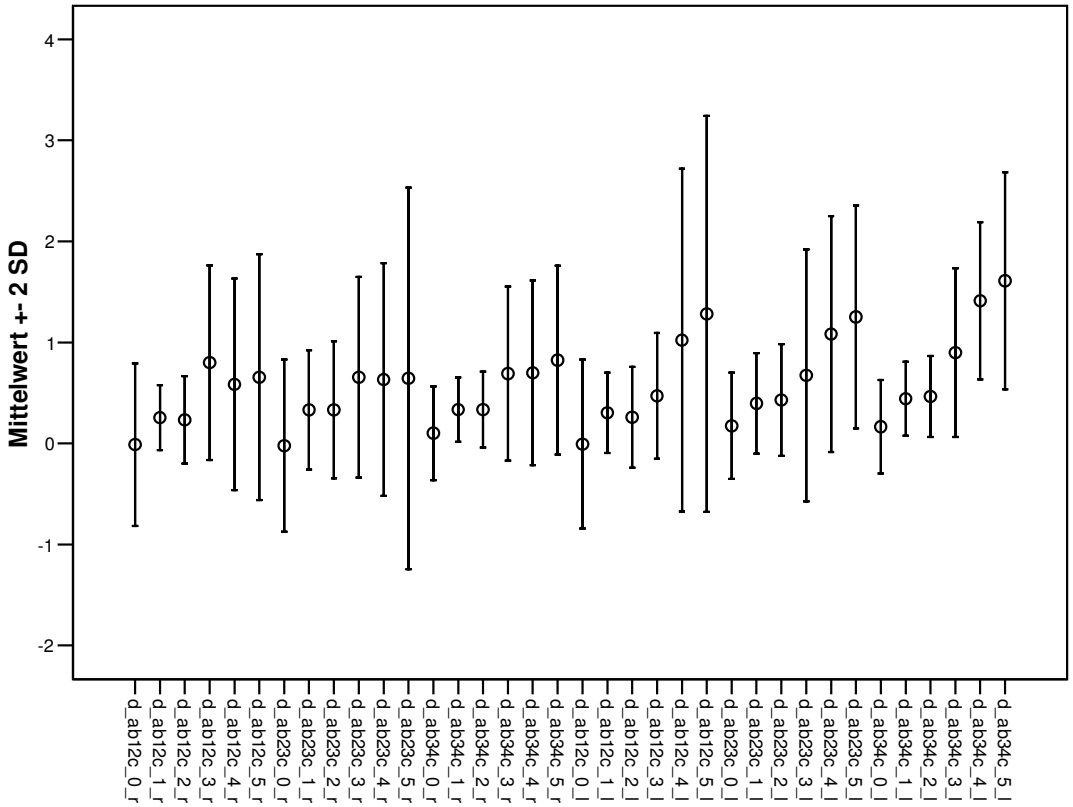


Abb. 5.3: Fehlerbalkendiagramm von der Messung der crestalen Pinabstände: Auf der y-Achse ist die Abweichung bzw. Differenz der Röntgenmethoden zur Realität aufgetragen [mm]. Die x-Achse stellt die Kategorienachse dar. Für die sechs Röntgenmethoden werden jeweils sechs Fehlerbalken in der Grafik dargestellt, von denen sich drei auf den crestalen Abstand zwischen den jeweiligen Pins auf der rechten Seite und drei auf den crestalen Abstand zwischen den jeweiligen Pins auf der linken Seite beziehen (insgesamt 36 Fehlerbalken). Die Kreise beschreiben die Lage der Stichprobenmittelwerte, also die durchschnittlichen Abweichungen der Röntgenmethoden zur Realität. Der senkrechte Strich, der oben und unten jeweils durch einen Querbalken begrenzt wird, stellt die 2-fache Standardabweichung (+/- 2 SD) dar

Legende:

d = Differenz zwischen Röntgenmethode und Realität
ab12c = Abstand zwischen Pin 1 und Pin 2 crestal
ab23c = Abstand zwischen Pin 2 und Pin 3 crestal
ab34c = Abstand zwischen Pin 3 und Pin 4 crestal
0 = NewTom QR-DVT 9000
1 = Orthophos XG^{Plus} mit Sensor Atmel
2 = Orthophos XG^{Plus} mit Sensor Fairchild
3 = Orthoralix 9200 DDE mit Sensor
4 = Orthophos D 3200 mit Film-Folien-Kombination
5 = Orthophos D 3200 mit Speicherfolie
_r = rechts
_l = links

Tabelle 5.17: Ergebnis der Varianzanalyse (ANOVA) bei der Messung der crestalen Pinabstände: der Faktor Methode hat einen Einfluss auf die durchschnittliche Abweichung der radiologischen Messwerte ($p < 0,001$). Ansonsten besteht kein isolierter Einfluss der übrigen Faktoren auf die durchschnittliche Abweichung der radiologischen Messwerte ($p > 0,05$)

Faktor	Signifikanz
Seite	0,055
Lage	0,108
Methode	< 0,001

5.4 Horizontale Messungen: Apikaler Abstand der Pins

5.4.1 *Max. positive und max. negative Abweichung der Röntgenmethoden*

Aus den apikalen Pinabständen wurde die max. positive und max. negative Abweichung der Röntgenmethoden zur Realität ermittelt und gegenübergestellt (Tabelle 5.18).

Bei der Messung der apikalen Pinabstände zeigt sich, dass die max. Abweichung der DVT-Methode zwischen 0,80 mm (9,5%) und - 0,79 mm (- 8,8%) liegt. Das Orthophos XG^{Plus} mit dem Sensor Atmel und dem Sensor Fairchild weist die gleiche max. positive Abweichung von 1,37 mm (16,6%) und dieselbe max. negative Abweichung von - 0,08 mm (- 0,9%) auf. Das Orthoralix 9200 DDE mit Sensor weicht bei der apikalen Pinabstandsmessung um max. 2,00 mm (23,0%) im Positiven und um max. - 0,01 mm (- 0,1%) im Negativen ab, während das Orthophos D 3200 mit Film-Folien-Kombination um max. 2,42 mm (29,8%) positiv und um max. - 0,32 mm (- 3,6%) negativ differiert. Die Messwerte desselben Gerätes mit Speicherfolie unterscheiden sich im Vergleich zu der Realität um max. 2,59 mm (30,4%) im Positiven und zeigen keinerlei negative Abweichung.

Tabelle 5.18: Max. positive und max. negative Abweichung ($A_{max.\ pos.}$, $A_{max.\ neg.}$) der Röntgenmethoden zur Realität bei der Messung der apikalen Pinabstände

Methode	$A_{max.\ pos.}$		Realität	$A_{max.\ neg.}$		Realität
	[mm]	[%]	[mm]	[mm]	[%]	[mm]
NewTom QR-DVT 9000	0,80	9,5	8,40	- 0,79	- 8,8	8,99
Orthophos XG^{Plus} mit Sensor Atmel	1,37	16,6	8,23	- 0,08	- 0,9	8,48
Orthophos XG^{Plus} mit Sensor Fairchild	1,37	16,6	8,23	- 0,08	- 0,9	8,98
Orthoralix 9200 DDE mit Sensor	2,00	23,0	8,70	- 0,01	- 0,1	8,61
Orthophos D 3200 mit Film-Folien-Kombination	2,42	29,8	8,12	- 0,32	- 3,6	8,99
Orthophos D 3200 mit Speicherfolie	2,59	30,4	8,51	/	/	/

5.4.2 *Durchschnittlicher Vergrößerungsfaktor der Röntgenmethoden in der horizontalen Dimension*

Tabelle 5.19 zeigt die durchschnittlichen Vergrößerungsfaktoren der Röntgenmethoden. Bei der Messung der apikalen Pinabstände weist die DVT-Methode einen durchschnittlichen $VF_{horizontal}$ von 1,01 auf, d.h. die Abbildung auf der DVT-Aufnahme ist gegenüber dem Original um durchschnittlich 1 % vergrößert. Der durchschnittliche $VF_{horizontal}$ bei den OPG-Methoden variiert zwischen 1,06 und 1,15, d.h. die Abbildung auf der PSA ist gegenüber dem Original je nach Gerät um durchschnittlich 6 % bis 15 % vergrößert.

Tabelle 5.19: Durchschnittlicher Vergrößerungsfaktor in der horizontalen Dimension (Ø $VF_{horizontal}$) für die verschiedenen Röntgenmethoden bei der Messung der apikalen Pinabstände

Methode	Ø $VF_{horizontal}$
NewTom QR-DVT 9000	1,01
Orthophos XG^{Plus} mit Sensor Atmel	1,06
Orthophos XG^{Plus} mit Sensor Fairchild	1,06
Orthoralix 9200 DDE mit Sensor	1,10
Orthophos D 3200 mit Film-Folien-Kombination	1,13
Orthophos D 3200 mit Speicherfolie	1,15

5.4.3 *Isolierter Einfluss der einzelnen Faktoren auf die abhängige Variable*

Einfluss der Seite auf die Abweichung der radiologischen Messwerte bei den apikalen Pinabständen

I. Deskriptive Maßzahlen für die einzelnen Gruppen

In der Tabelle 5.20 wird gezeigt, dass die durchschnittliche Abweichung der radiologischen Messwerte auf der rechten Seite 0,637 mm und auf der linken Seite 0,805 mm beträgt, d.h. bei den apikalen Pinabständen wird im Durchschnitt auf beiden Seiten um diese Werte zuviel gemessen. Für die zwei Mittelwerte der Differenzen wird jeweils ein 95%-Konfidenzintervall angegeben. Da sich die beiden Bereiche überschneiden, deutet dies bereits an, dass die Mittelwerte dieser beiden Gruppen eventuell auch in der Grundgesamtheit nicht voneinander verschieden sind. Die Standardabweichung der Differenzen beträgt auf der rechten Seite 0,243 mm und auf der linken Seite 0,252 mm.

II. Durchführung der Varianzanalyse

Das Ergebnis der Varianzanalyse bedeutet, dass sich die Mittelwerte bzw. die durchschnittliche Abweichung der radiologischen Messwerte auf beiden Seiten in der Grundgesamtheit nicht voneinander unterscheiden ($p = 0{,}108$) (Tabelle 5.23). Der Faktor Seite übt somit keinen Einfluss auf die durchschnittliche Abweichung der radiologischen Messwerte bei den apikalen Pinabständen aus.

Tabelle 5.20: Deskriptive Statistik - Abweichung der radiologischen Messwerte auf der rechten und linken Seite bei der Messung der apikalen Pinabstände: Mittelwert der Differenzen, Standardabweichung der Differenzen und 95 %-Konfidenzintervall. Seite 1 entspricht der rechten Seite und Seite 2 entspricht der linken Seite der Schädelpräparate

Seite	Mittelwert der Differenzen [mm]	Standardabweichung der Differenzen [mm]	95 %-Konfidenzintervall [mm]	
			Untergrenze	Obergrenze
1	0,637	0,243	0,449	0,825
2	0,805	0,252	0,611	0,999

Einfluss der Lage auf die Abweichung der radiologischen Messwerte bei den apikalen Pinabständen

I. Deskriptive Maßzahlen für die einzelnen Gruppen

Die Tabelle 5.21 zeigt die deskriptiven Maßzahlen für die drei miteinander verglichenen Gruppen. Es ist zu erkennen, dass die durchschnittliche Abweichung der radiologischen Messwerte bei Lage 1 0,703 mm beträgt, während der entsprechende Wert für Lage 2 bei 0,655 mm und für Lage 3 bei 0,805 mm liegt, d.h. bei den apikalen Pinabständen wird im Durchschnitt in allen drei Lagen um diese Werte zuviel gemessen. Die drei Bereiche der 95%-Konfidenzintervalle überschneiden sich wieder, was darauf hindeutet, dass die Mittelwerte dieser drei Gruppen möglicherweise auch in der Grundgesamtheit nicht voneinander verschieden sind. Die Standardabweichung der Differenzen liegt in einem Bereich zwischen 0,156 mm und 0,336 mm.

II. Durchführung der Varianzanalyse

Das Ergebnis der Varianzanalyse ist, dass sich die Mittelwerte bzw. die durchschnittliche Abweichung der radiologischen Messwerte bei allen drei Lagen in der Grundgesamtheit nicht voneinander unterscheiden ($p = 0,247$) (Tabelle 5.23). Folglich übt der Faktor Lage keinen Einfluss auf die durchschnittliche Abweichung der radiologischen Messwerte bei den apikalen Pinabständen aus.

Tabelle 5.21: Deskriptive Statistik - Abweichung der radiologischen Messwerte in den drei verschiedenen Lagen bei der Messung der apikalen Pinabstände: Mittelwert der Differenzen, Standardabweichung der Differenzen und 95 %-Konfidenzintervall. Lage 1 entspricht dem apikalen Abstand zwischen Pin 1 und Pin 2, Lage 2 ist der apikale Abstand zwischen Pin 2 und Pin 3 und Lage 3 ist der apikale Abstand zwischen Pin 3 und Pin 4 an den humanen Schädelpräparaten

Lage	Mittelwert der Differenzen [mm]	Standardabweichung der Differenzen [mm]	95 %-Konfidenzintervall [mm]	
			Untergrenze	Obergrenze
1	0,703	0,336	0,445	0,961
2	0,655	0,156	0,534	0,776
3	0,805	0,240	0,621	0,988

Einfluss der Methode auf die Abweichung der radiologischen Messwerte bei den apikalen Pinabständen

I. Deskriptive Maßzahlen für die einzelnen Gruppen

Die Tabelle 5.22 präsentiert die deskriptiven Maßzahlen für die sechs miteinander verglichenen Gruppen. Die Spalte *Mittelwert der Differenzen* gibt die sechs Gruppenmittelwerte an, die durch die ANOVA miteinander verglichen werden sollen. Es ist zu erkennen, dass die geringste durchschnittliche Abweichung der radiologischen Messwerte (systematische Messabweichung) wieder bei der DVT-Methode mit 0,058 mm vorliegt, d.h. bei den apikalen Pinabständen misst das Gerät im Durchschnitt um 0,058 mm systematisch zuviel. Die durchschnittliche Abweichung der radiologischen Messwerte (systematische Messabweichung) bei den fünf OPG-Methoden hingegen schwankt zwischen 0,471 mm und 1,284 mm. Dabei vergrößert sich die systematische Messabweichung bei den OPG-Geräten in folgender Reihenfolge: die kleinste systematische Messabweichung mit 0,471 mm bzw. 0,484 mm weist das Orthophos XG^{Plus} mit dem Sensor Atmel und dem Sensor Fairchild auf. Danach folgt das Orthoralix 9200 DDE mit Sensor, welches im Durchschnitt um 0,884 mm systematisch zuviel misst. Bei dem Orthophos D 3200 mit Film-Folien-Kombination beträgt die systematische Messabweichung 1,143 mm und bei demselben Gerät mit Speicherfolie liegt die größte systematische Messabweichung mit 1,284 mm vor. Folglich besitzt die DVT-Methode die kleinste systematische Messabweichung und ist somit die Messmethode mit der höchsten Richtigkeit bei der Messung der apikalen Pinabstände.

Zusätzlich wird für die sechs Mittelwerte der Differenzen jeweils ein 95%-Konfidenzintervall angegeben. Dies sind die Bereiche, in denen die sechs Gruppenmittelwerte in der Grundgesamtheit mit einer Wahrscheinlichkeit von 95% liegen. Der Bereich für die DVT-Methode erstreckt sich von - 0,099 mm bis 0,215 mm. Der Mittelwert der Differenzen für das Orthophos XG^{Plus} mit dem Sensor Atmel und dem Sensor Fairchild liegt dagegen in der Grundgesamtheit mit einer Wahrscheinlichkeit von 95% zwischen 0,343 mm bzw. 0,355 mm und 0,599 mm bzw. 0,614 mm. Für das Orthoralix 9200 DDE mit Sensor lässt sich aus den Stichprobenwerten schließen, dass die durchschnittliche Abweichung der radiologischen Messwerte in der Grundgesamtheit mit 95%iger Wahrscheinlichkeit zwischen 0,649 mm und 1,119 mm liegt. Der entsprechende Bereich für das Orthophos D 3200 mit Film-Folien-Kombination erstreckt sich dagegen von 0,844 mm bis 1,442 mm und bei demselben Gerät mit Speicherfolie von 0,973 mm bis 1,595 mm. Die Tatsache, dass sich

diese sechs Bereiche teilweise nicht überschneiden, deutet an, dass sich die Mittelwerte dieser sechs Gruppen möglicherweise auch in der Grundgesamtheit voneinander unterscheiden.

Die geringste Standardabweichung der Differenzen (zufällige Messabweichung) weist das Orthophos XG^{Plus} mit dem Sensor Atmel und dem Sensor Fairchild mit jeweils 0,168 mm auf, gefolgt von der DVT-Methode mit einer zufälligen Messabweichung von 0,204 mm. Danach folgt das Orthoralix 9200 DDE mit Sensor, welches um 0,306 mm zufällig zuviel misst. Bei dem Orthophos D 3200 mit Film-Folien-Kombination beträgt die zufällige Messabweichung 0,390 mm und bei demselben Gerät mit Speicherfolie liegt die größte zufällige Messabweichung mit 0,405 mm vor. Folglich besitzen das Orthophos XG^{Plus} mit dem Sensor Atmel und dem Sensor Fairchild sowie die DVT-Methode die kleinste zufällige Messabweichung und sind somit die Messmethoden mit der höchsten Präzision bei der Messung der apikalen Pinabstände.

Abb. 5.4 zeigt das Fehlerbalkendiagramm von der Messung der apikalen Pinabstände.

II. Durchführung der Varianzanalyse

Die Tabelle 5.23 präsentiert das Ergebnis der Varianzanalyse. Die Mittelwerte bzw. die durchschnittliche Abweichung der radiologischen Messwerte unterscheiden sich bei mindestens zwei Methoden in der Grundgesamtheit voneinander ($p < 0{,}001$). Der Faktor Methode übt einen Einfluss auf die durchschnittliche Abweichung der radiologischen Messwerte bei den apikalen Pinabständen aus.

Multipler Vergleichstest

Die Tabelle 5.22 zeigt die Ergebnisse des Paarweisen Vergleichs der Methoden, wobei Mittelwerte mit gleichen Indizes sich nicht statistisch signifikant voneinander unterscheiden. Der Mittelwert der DVT-Methode unterscheidet sich signifikant von allen Mittelwerten der OPG-Methoden, d.h. die durchschnittliche Abweichung der radiologischen Messwerte bei der DVT-Methode ist signifikant geringer als bei allen OPG-Methoden. Die Mittelwerte des Orthophos XG^{Plus} mit dem Sensor Atmel und dem Sensor Fairchild unterscheiden sich dagegen nicht statistisch signifikant ebenso wie das Orthoralix 9200 DDE, das Orthophos D 3200 mit Film-Folien-Kombination und das selbe Gerät mit Speicherfolie die gleichen Mittelwerte in der Grundgesamtheit aufweisen.

Bezogen auf die metrische Genauigkeit weist, wie auch bei den restlichen Messstrecken, die DVT-Methode von allen Röntgenmethoden die höchste Messgenauigkeit auf, da diese die höchste Richtigkeit und eine hohe Präzision bei der Messung der apikalen Pinabstände besitzt. Eine niedrigere Messgenauigkeit als das NewTom DVT besitzt das Orthophos XG^{Plus} mit dem Sensor Atmel und dem Sensor Fairchild, die sich nicht statistisch signifikant voneinander unterscheiden. Die schlechteste metrische Genauigkeit bei den OPG-Methoden weisen das Orthoralix 9200 DDE mit Sensor, das Orthophos D 3200 mit Film-Folien-Kombination und das gleiche Gerät mit Speicherfolie auf. Bei den letzten drei Geräten besteht kein Unterschied in der Messgenauigkeit.

Tabelle 5.22: Deskriptive Statistik - Abweichung der radiologischen Messwerte für die verschiedenen Röntgenmethoden bei der Messung der apikalen Pinabstände: Mittelwert der Differenzen, Standardabweichung der Differenzen und 95 %-Konfidenzintervall. 1 = NewTom QR-DVT 9000, 2 = Orthophos XG^{Plus} mit Sensor Atmel, 3 = Orthophos XG^{Plus} mit Sensor Fairchild, 4 = Orthoralix 9200 DDE mit Sensor, 5 = Orthophos D 3200 mit Film-Folien-Kombination, 6 = Orthophos D 3200 mit Speicherfolie

Methode	Mittelwert der Differenzen [mm]	Standardabweichung der Differenzen [mm]	95 %-Konfidenzintervall [mm]	
			Untergrenze	Obergrenze
1	0,058 [a]	0,204	- 0,099	0,215
2	0,471 [b]	0,168	0,343	0,599
3	0,484 [b]	0,168	0,355	0,614
4	0,884 [c]	0,306	0,649	1,119
5	1,143 [c]	0,390	0,844	1,442
6	1,284 [c]	0,405	0,973	1,595

Ergebnisse paarweiser Vergleich: Mittelwerte mit gleichen Indizes unterscheiden sich nicht statistisch signifikant voneinander

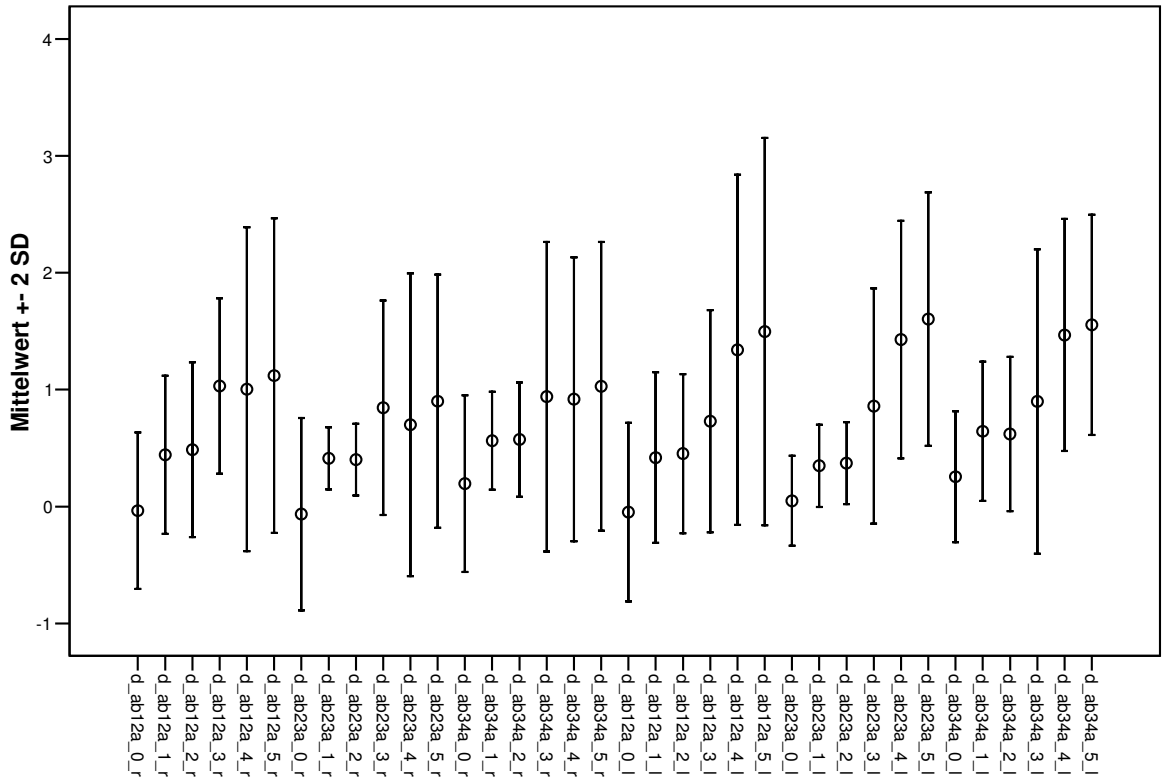


Abb. 5.4: Fehlerbalkendiagramm von der Messung der apikalen Pinabstände: Auf der y-Achse ist die Abweichung bzw. Differenz der Röntgenmethoden zur Realität aufgetragen [mm]. Die x-Achse stellt die Kategorienachse dar. Für die sechs Röntgenmethoden werden jeweils sechs Fehlerbalken in der Grafik dargestellt, von denen sich drei auf den apikalen Abstand zwischen den jeweiligen Pins auf der rechten Seite und drei auf den apikalen Abstand zwischen den jeweiligen Pins auf der linken Seite beziehen (insgesamt 36 Fehlerbalken). Die Kreise beschreiben die Lage der Stichprobenmittelwerte, also die durchschnittlichen Abweichungen der Röntgenmethoden zur Realität. Der senkrechte Strich, der oben und unten jeweils durch einen Querbalken begrenzt wird, stellt die 2-fache Standardabweichung (+/- 2 SD) dar

Legende:

d = Differenz zwischen Röntgenmethode und Realität
ab12a = Abstand zwischen Pin 1 und Pin 2 apikal
ab23a = Abstand zwischen Pin 2 und Pin 3 apikal
ab34a = Abstand zwischen Pin 3 und Pin 4 apikal
0 = NewTom QR-DVT 9000
1 = Orthophos XG^{Plus} mit Sensor Atmel
2 = Orthophos XG^{Plus} mit Sensor Fairchild
3 = Orthoralix 9200 DDE mit Sensor
4 = Orthophos D 3200 mit Film-Folien-Kombination
5 = Orthophos D 3200 mit Speicherfolie
_r = rechts
_l = links

Tabelle 5.23: Ergebnis der Varianzanalyse (ANOVA) bei der Messung der apikalen Pinabstände: Nur der Faktor Methode hat einen Einfluss auf die durchschnittliche Abweichung der radiologischen Messwerte ($p < 0{,}001$).

Faktor	Signifikanz
Seite	0,108
Lage	0,247
Methode	< 0,001

6 Diskussion

6.1 Kritische Betrachtung der eigenen Untersuchung/ Material-Methoden Kritik

Der Versuchsaufbau orientierte sich an der Untersuchung von BOU SERHAL et al. [114], der ähnlich wie in der vorliegenden Studie an der Mandibula von humanen, formalinfixierten Schädelpräparaten röntgenopake Guttapercha-Pins befestigte. Von den Schädelpräparaten wurden Röntgenaufnahmen angefertigt und danach Schnittpräparate hergestellt. Mit einer Präzisionsschieblehre wurden an definierten Messstrecken lineare Messungen an den Präparaten sowie den Röntgenbildern durchgeführt, um abschließend die korrespondierenden Messwerte miteinander vergleichen zu können. Das Studiendesign ist somit bereits beschrieben und erprobt.

Im Gegensatz zu vielen anderen Untersuchungen wurden in der vorliegenden Studie formalinfixierte Schädelpräparate mit Weichteilbedeckung verwendet. Autoren wie LASCALA et al. [115] und VEYRE-GOULET et al. [116] untersuchten die Messgenauigkeit der DVT mit dem NewTom QR-DVT 9000 an humanen, trockenen Knochenpräparaten, die in wassergefüllten Plastikbehältern platziert wurden, um das Weichgewebe zu simulieren. Andere Autoren wie MARMULLA et al. [117] verwendeten einen Prüfkörper in Form eines Würfels ohne Berücksichtigung von Weichgewebe oder Artefaktbildung bei metallischen Objekten. Nur bei wenigen Autoren, wie beispielsweise bei LOUBELE et al. [118] wurden humane, formalinfixierte Schädelpräparate mit Weichteilbedeckung benutzt, um dadurch die klinischen Bedingungen weitestgehend zu simulieren.

Bei der kritischen Betrachtung von Material und Methode könnten Ungenauigkeiten bei den folgenden Versuchsschritten aufgetreten sein:

1. Vorbereitung der Schädelpräparate
2. Durchführung der Röntgenaufnahmen
3. Herstellung der Schnittpräparate
4. Vermessung der Röntgenaufnahmen und Schnittpräparate

Die erfolgten Maßnahmen zur Vermeidung bzw. Reduktion von Fehlern werden im Folgenden erörtert.

Ungenauigkeiten bei der Vorbereitung der Schädelpräparate könnten diskutiert werden. Um diese möglichst gering zu halten wurde nach der Kürzung und Positionierung der Guttapercha-Pins, eine Kontrollvermessung durchgeführt.

Bei der Durchführung der Röntgenaufnahmen erfolgten die Positionierung der Schädelpräparate und die Einstellung der Aufnahmeparameter entsprechend den Herstellerempfehlungen. Da es sich in der vorliegenden Studie um vom Torso separierte und sagittalisierte Schädelpräparate handelte, könnten Positionierungsfehler aufgrund der erschwerten Lagerung aufgetreten sein. Um diese zu vermeiden, wurde die korrekte Positionierung der Schädelpräparate bei der DVT durch zwei Übersichtsaufnahmen (Prescans) und bei der OPG mittels geräteintegrierten Lichtvisieren überprüft. Zudem wurden die Panoramaschichtaufnahmen anhand der Symmetrieeigenschaften der aufsteigenden Unterkieferäste und des Horizontalverlaufes der Infraorbitallinie auf Fehlpositionierung optisch kontrolliert.

In dieser Studie wurden keine Verwacklungsartefakte durch Patientenbewegungen berücksichtigt. Dieses Vorgehen hätte für die Probanden eine unverhältnismäßig hohe Strahlenexposition dargestellt und war daher aus ethischen Gründen gemäß der Strahlenschutzverordnung abzulehnen [119]. Zudem wäre die Durchführung der Studienmethode in vivo aufgrund einer Fixierung der Pins an der Mandibula sowie der Herstellung von Schnittpräparaten nicht möglich gewesen.

Die Herstellung der Schnittpräparate erfolgte nach definierten Kriterien. Da die Ausrichtung der Schädelpräparate aufgrund der natürlichen Krümmung der Mandibula erschwert war, könnten sich minimale Abweichungen in der Schnittrichtung ergeben haben. Um diese möglichst gering zu halten, erfolgte eine laseroptische Schnittpositionierung.

Bei der Vermessung der Röntgenaufnahmen und Schnittpräparate könnten messtechnische Fehler diskutiert werden. Ursachen hierfür könnten Unregelmäßigkeiten in der Funktion und Ablesefehler am Messgerät sein. Die hohe Anzahl von Messwerten sowie die exakte Definition von Messstrecken relativiert dies. Insgesamt wurden pro Röntgengerät 252 Messungen durchgeführt. Fehler durch individuelle Einflüsse sind durch die Verwendung eines einzigen Untersuchers weitgehend ausgeschlossen.

6.2 Vergleich der eigenen Ergebnisse mit denen aus der Literatur

6.2.1 *Vertikale Messungen*

Max. positive und max. negative Abweichung der Röntgenmethoden

In der vorliegenden Studie zeigte sich, dass bei der Messung der Pinlängen die max. Abweichung des NewTom QR-DVT 9000 zwischen - 0,31 mm (- 6,3%) und 0,48 mm (9,6%) lag und somit die Pins im Vergleich zu allen untersuchten Orthopantomographen am geringsten vergrößert aber auch am stärksten verkleinert dargestellt wurden. Entsprechende Werte finden sich in der Literatur. MÖBES et al. [92] berichten, dass bei der Längenvermessung von Messhülsen und Implantaten im Unterkiefer bei der DVT die max. Abweichung zwischen - 0,3 mm und 0,4 mm lag.

Bei der Messung des Abstandes zwischen dem crestalen Rand des Proc. alveolaris mandibulae und Oberrand des C. mandibulae waren die max. Abweichungen im Vergleich zu den anderen drei Messstrecken bei allen untersuchten Röntgengeräten größer. Alle Parameter waren gleich, daher muss davon ausgegangen werden, dass die Identifikation der anatomischen Messpunkte schwieriger war als die Identifikation der Messpunkte an den röntgenopaken Pins.

Bei beiden vertikalen Messungen war die max. positive Abweichung aller getesteten Orthopantomographen im Vergleich zu dem NewTom QR-DVT 9000 immer größer. Die max. negativen Abweichungen der Orthopantomographen waren hingegen in der Mehrzahl geringfügig kleiner als bei dem NewTom QR-DVT 9000. Folglich kommt es zu einer stärkeren Vergrößerung bei allen untersuchten Orthopantomographen, wodurch das vorhandene Knochenangebot in der vertikalen Dimension überschätzt wird. Dies erhöht nach Ansicht einiger Autoren das Risiko vor allem bei operativen Eingriffen den Mandibularkanal im Unterkiefer oder die Kieferhöhle im Oberkiefer zu verletzen [120-123]. Eine Verkleinerung hingegen birgt das Risiko vorhandenes Knochenangebot nicht optimal auszunutzen.

Durchschnittlicher Vergrößerungsfaktor der Röntgenmethoden in der vertikalen Dimension

In der vertikalen Dimension wies das NewTom QR-DVT 9000 bei beiden Messstrecken einen durchschnittlichen $VF_{vertikal}$ von 1,00 auf und lag damit unterhalb der VF aller untersuchten Orthopantomographen. Bei Letzteren lagen die VF je nach Gerät zwischen 1,05 und 1,25.

In einer Studie von GOMEZ et al. [120] wurden höhere $VF_{vertikal}$ von Panoramaschichtaufnahmen ermittelt, die zwischen minimal 1,21 und max. 1,26 im Unterkieferseitenzahnbereich lagen. Die kritische Betrachtung der Ergebnisse setzt das Wissen voraus, welche Einflüsse zur Änderung der VF beigetragen haben könnten. Der in der vorliegenden Studie niedrigere vertikale VF im Unterkieferseitenzahnbereich kann mit der dem Verlauf des Alveolarfortsatzes entsprechenden stärkeren Kippneigung der Pins in oro-vestibulärer Richtung erklärt werden. Die stärkere Kippneigung führt dazu, dass die Pins nicht exakt innerhalb der scharf abgebildeten Ebene, also nicht senkrecht zum Zentralstrahl liegen und somit in einem bestimmten Winkel getroffen werden [120]. Aber auch die von MCDAVID et al. [40] festgestellte Abhängigkeit der vertikalen Vergrößerung von der Objekttiefe trägt sicherlich zum niedrigeren vertikalen VF bei. Positionierungsfehler haben ebenfalls einen Einfluss auf die regionalen VF wie es auch von LARHEIM und SVANAES beschrieben wurde [64].

Betrachtet man die vorliegenden VF der Orthopantomographen in der vertikalen Dimension und vergleicht diese mit dem Maßstab der im Rahmen der präimplantologischen Diagnostik gebräuchlichen Klarsichtschablonen, so stellt man fest, dass der zugrunde gelegte VF von 1,25 [92, 120] in der Mehrzahl unterschritten wird. Dieser Wert von 1,25 wird durch den in der vorliegenden Studie ermittelten VF von 1,05 max. um 0,2 unterschritten. Dies führt dazu, dass bei der Anwendung eines durchschnittlichen VF von 1,25 das tatsächlich vorhandene Knochenangebot im Unterkieferseitenzahnbereich unterschätzt werden kann (dies trifft nicht auf alle Orthopantomographen in der vorliegenden Studie zu).

Isolierter Einfluss der einzelnen Faktoren auf die abhängige Variable

In der vorliegenden Studie zeigte sich, dass die Seite und Lage der Messstrecken keinen Einfluss auf die durchschnittliche Abweichung der radiologischen Messwerte hatten, die Röntgenmethode hingegen schon: Das NewTom QR-DVT 9000 besaß bei beiden vertikalen Messstrecken die höchste Messgenauigkeit von allen getesteten Röntgengeräten.

Bei der Messung der Pinlängen wies das NewTom QR-DVT 9000 eine durchschnittliche Abweichung (±2SD) von $0{,}02 \pm 0{,}096$ mm auf. Vergleichbare Werte finden sich in der Literatur. STRATEMANN et al. [124] untersuchten die Messgenauigkeit von zwei DVT-Geräten, indem Messwerte des NewTom QR DVT 9000 und Hitachi MercuRay mit korrespondierenden Messwerten einer Schieblehre von einem Schädelpräparat verglichen

wurden. Bei dem NewTom QR DVT 9000 betrug hierbei die durchschnittliche Abweichung (± 2SD) 0,07 ± 0,41 mm.

In der vorliegenden Untersuchung hatte das NewTom QR-DVT 9000 bei der Messung des Abstandes zwischen dem crestalen Rand des Proc. alveolaris mandibulae und Oberrand des C. mandibulae im Durchschnitt um 0,227 mm systematisch zu wenig gemessen. In einer Studie von GOCH [125] wurde ebenfalls eine negative durchschnittliche Abweichung von - 0,4 mm bei der Abstandsmessung zwischen Kieferkamm und C. mandibulae ermittelt, wodurch ein geringeres Knochenangebot gemessen wurde als zur Verfügung stand. LOUBELE et al. [118] verglichen die Messgenauigkeit eines DVT-Gerätes (Accuitomo 3D) mit einem Multislice-CT-Gerät. Hierbei wurden lineare Messungen an Guttapercha-Pins im Oberkiefer von humanen, formalinfixierten Schädelpräparaten mit Weichteilbedeckung durchgeführt. Bei der DVT betrug die durchschnittliche Abweichung der radiologischen Messwerte - 0,09 ± 1,64 mm.

In der Implantologie dient die DVT zur Therapieplanung, typischerweise zur Visualisierung und Vermessung der knöchernen Ausgangssituation, sowie zur Visualisierung implantatprothetischer Behandlungsplanungen im dreidimensionalen Patientenkontext (Planungsschablonen, Navigationsschablonen). Hierbei sind metrische Messungen notwendig, deren Genauigkeit von der tatsächlich erreichten Ortsauflösung, der Kontrastauflösung und dem Signal-Rauschverhältnis abhängig ist [102]. Auch die Identifikation der Messpunkte hat entscheidenden Einfluss auf die Messgenauigkeit. Zudem konstatierten MÖBES et al. [92], dass die Messgenauigkeit bei der DVT von der Primär-Rekonstruktion abhängig ist, da hier die Lage der Schnittebenen für die sekundäre Rekonstruktion festgelegt wird. Die publizierten Daten basieren alle auf *in vitro* Untersuchungen, die keine Verwacklungsartefakte durch Patientenbewegung aufweisen. Für in der Implantologie typische lineare Messstrecken wurden hierbei von VEYRE-GOULET et al. [116] und SUOMALAINEN et al. [126] maximale relative Fehler zwischen 3 % und 8 % ermittelt. Dies bedeutet bei einer Messtrecke von 10 mm eine mögliche Ungenauigkeit von ungefähr 0,3 mm bis 0,8 mm, was sich annähernd mit den vorliegenden Ergebnissen für das NewTom QR-DVT 9000 deckt.

Die Röntgenaufnahmen mit den Orthopantomographen sind grundsätzlich zwar mit einer geringeren Strahlenbelastung verbunden, zeigten aber in der vorliegenden Studie bei den

vertikalen Messungen eine signifikant niedrigere Messgenauigkeit gegenüber dem NewTom QR-DVT 9000.

6.2.2 *Horizontale Messungen*

Max. positive und max. negative Abweichung der Röntgenmethoden

In der vorliegenden Untersuchung zeigte sich, dass bei der Messung der crestalen Pinabstände die max. Abweichung des NewTom QR-DVT 9000 zwischen 0,68 mm (8,3%) und - 0,76 mm (- 8,4%) lag, während bei der Messung der apikalen Pinabstände die max. Abweichung zwischen 0,80 mm (9,5%) und - 0,79 mm (- 8,8%) lag. Die Pinabstände wurden bei der DVT im Vergleich zu den Orthopantomographen am geringsten vergrößert aber auch am stärksten verkleinert dargestellt.

Bei beiden horizontalen Messungen war die max. positive Abweichung aller getesteten Orthopantomographen im Vergleich zu dem NewTom QR-DVT 9000 immer größer. Die max. negativen Abweichungen der Orthopantomographen waren hingegen in der Mehrzahl geringfügig kleiner als bei dem NewTom QR-DVT 9000. Folglich kommt es zu einer stärkeren Vergrößerung bei allen untersuchten Orthopantomographen, wodurch das vorhandene Knochenangebot in der horizontalen Dimension überschätzt wird. Dies erhöht das Risiko Nachbarstrukturen bei chirurgischen Eingriffen zu verletzen.

Durchschnittlicher Vergrößerungsfaktor der Röntgenmethoden in der horizontalen Dimension

In der horizontalen Dimension wies das NewTom QR-DVT 9000 bei beiden Messstrecken einen sehr kleinen durchschnittlichen $VF_{horizontal}$ von 1,01 auf und lag damit unterhalb der $VF_{horizontal}$ aller untersuchten Orthopantomographen. Bei Letzteren lagen die VF zwischen 1,04 und 1,15.

Ein Vergleich der Werte lässt erkennen, dass der durchschnittliche $VF_{horizontal}$ der Orthopantomographen bei der Messung der apikalen Pinabstände geringfügig höher ist als bei der Messung der crestalen Pinabstände. Zudem waren mit Ausnahme der Messung des Abstandes zwischen dem crestalen Rand des Proc. alveolaris mandibulae und Oberrand des C. mandibulae die $VF_{horizontal}$ in der Mehrzahl höher als die $VF_{vertikal}$, was mit Angaben aus der

Literatur übereinstimmt [59]. Diese Unterschiede bewirken eine Verzerrung der abgebildeten Strukturen auf der PSA.

In einer Studie von GOMEZ et al. [120] über VF auf der PSA verhielt es sich genau umgekehrt. Im Unterkiefer war der horizontale VF an der apikalen Implantatstufe kleiner als an der koronalen Implantatstufe. Im Oberkiefer dagegen kehrte sich dieser Sachverhalt um. Die unterschiedliche horizontale Vergrößerung an diesen beiden Stufen hängt damit zusammen, dass aufgrund der oro-vestibulären Neigung der Implantate in Abhängigkeit vom Alveolarkammverlauf die apikale Stufe im Oberkiefer filmferner, im Unterkiefer dagegen filmnäher im Gegensatz zur koronalen zu liegen kommt und sie somit vergrößert abgebildet wird. Dieser Sachverhalt wurde bereits von SETZ et al. [71] in einer klinischen Studie an IMZ Implantaten aufgezeigt und von TRONJE et al. [127] mathematisch dargelegt. Eine zusätzliche Erklärung dafür liefert sicherlich auch die von HAYAKAWA et al. [128] durchgeführte Studie, in der aufgezeigt wird, dass filmferner gelegene Objekte stärker verzerrt dargestellt werden als filmnäher gelegene. Ursache, dass der $VF_{horizontal}$ bei der Messung der apikalen Pinabstände geringfügig höher war, könnten Positionierungsfehler in der vorliegenden Studie sein, die auf die erschwerte Positionierung der Schädelpräparate zurückzuführen ist. Zudem muss bedacht werden, dass der Alveolarfortsatz nicht absolut symmetrisch geformt ist, sondern durch Resorption verschieden stark verändert werden kann.

Die $VF_{horizontal}$ waren im Vergleich zu einigen Werten in der Literatur verkleinert. GOMEZ et al. [120] beobachteten aber ebenfalls eine Tendenz zu kleineren horizontalen VF im Unterkieferseitenzahnbereich.

Isolierter Einfluss der einzelnen Faktoren auf die abhängige Variable

In der vorliegenden Studie zeigte sich, dass die Seite und Lage der Messstrecken wiederum keinen Einfluss auf die durchschnittliche Abweichung der radiologischen Messwerte hatten, die Röntgenmethode hingegen schon: Das NewTom QR-DVT 9000 besaß bei beiden horizontalen Messstrecken die höchste Messgenauigkeit von allen getesteten Röntgengeräten. Es wies eine durchschnittliche Abweichung (±2SD) bei den crestalen Pinabständen von $0{,}067 \pm 0{,}462$ mm und bei den apikalen Pinabständen von $0{,}058 \pm 0{,}408$ mm auf. Die durchschnittliche Abweichung aller untersuchten Orthopantomographen war höher.

6.3 Schlussfolgerung / Konklusion

Die vorliegenden Ergebnisse lassen darauf schließen, dass sich grundsätzlich sowohl das NewTom QR-DVT 9000 als auch die getesteten Orthopantomographen zur Kiefervermessung und Beurteilung der knöchernen Strukturen eignen. Bei komplexen Fragestellungen und Grenzfällen, insbesondere im Bereich der zahnärztlichen Implantologie sollte jedoch die OPG durch ein dreidimensionales Aufnahmeverfahren ergänzt werden. Aufgrund der zweidimensionalen Darstellung dreidimensionaler Objekte bei der OPG gilt, dass diese nur eine begrenzte quantitative Aussagekraft besitzt. Die DVT stellt aufgrund der geringeren Strahlenbelastung im Vergleich zur Computertomographie und der trotzdem sehr hohen Genauigkeit ein äußerst nützliches Instrument im Rahmen der zahnärztlichen Bildgebung dar.

7 Zusammenfassung

Ziel:

In dieser Studie soll die Messgenauigkeit der digitalen Volumentomographie (DVT) im Vergleich zur konventionellen sowie zur digitalen Orthopantomographie (OPG) analysiert werden.

Material und Methode:

An 18 humanen Schädelpräparaten wurden jeweils vier röntgenopake Referenzkörper im Bereich des Unterkiefercorpus fixiert. Nach radiologischer Untersuchung mit einem digitalen Volumentomographen (NewTom QR-DVT 9000) und unterschiedlichen Orthopantomographen wurden von jeder Unterkieferhälfte histologische Schnittpräparate hergestellt. Lineare Messungen an den Schnittpräparaten und den Röntgenbildern erfolgten an definierten vertikalen sowie horizontalen Messpunkten. Diese wurden mit den korrespondierenden radiologischen Messwerten verglichen.

Ergebnisse:

Vertikale Messungen: Es zeigte sich, dass die max. Abweichung des NewTom QR-DVT 9000 zwischen 9,6% und - 6,3% lag. Die max. positiven Abweichungen der Orthopantomographen waren im Vergleich dazu immer größer und lagen bei der Messstrecke **a** je nach Gerät zwischen 12,8% und 23,3%, bei der Messstrecke **b** zwischen 33,5% und 49,3%. Die max. negativen Abweichungen der Orthopantomographen waren hingegen in der Mehrzahl geringfügig kleiner als bei dem NewTom QR-DVT 9000 und lagen je nach Gerät zwischen - 0,6% und - 15,1%.

Der durchschnittliche vertikale Vergrößerungsfaktor ($VF_{vertikal}$) des NewTom QR-DVT 9000 lag bei 1,00. Unter den Orthopantomographen variierte dieser geräteabhängig zwischen 1,05 und 1,25.

Im Gegensatz zur gewählten Röntgenmethode haben Seite und Lage der Messstrecken keinen Einfluss auf die durchschnittliche Abweichung der radiologischen Messwerte. Das NewTom QR-DVT 9000 besaß bei beiden vertikalen Messstrecken die höchste Messgenauigkeit von allen getesteten Röntgenmethoden. Es wies eine durchschnittliche Abweichung (±2SD) bei der Messstrecke **a** von 0,02 ± 0,096 mm und bei der Messstrecke **b** von - 0,227 ± 0,556 mm

auf. Die durchschnittliche Abweichung aller untersuchten Orthopantomographen war höher.

Horizontale Messungen: Die max. Abweichung des NewTom QR-DVT 9000 lag zwischen 9,5% und - 8,8%. Im Vergleich dazu waren die max. positiven Abweichungen der Orthopantomographen immer größer und lagen je nach Gerät zwischen 9,6% und 36,8%. Die max. negativen Abweichungen der Orthopantomographen waren hingegen in der Mehrzahl kleiner als bei dem NewTom QR-DVT 9000 und lagen je nach Gerät zwischen - 0,1% und - 12,2%.

In der horizontalen Dimension wies das NewTom QR-DVT 9000 bei beiden Messstrecken einen kleinen durchschnittlichen horizontalen Vergrößerungsfaktor ($VF_{horizontal}$) von 1,01 auf. Bei den unterschiedlichen Orthopantomographen lag dieser zwischen 1,04 und 1,15.

Im Gegensatz zur gewählten Röntgenmethode haben auch hier Seite und Lage der Messstrecken keinen Einfluss auf die durchschnittliche Abweichung der radiologischen Messwerte. Das NewTom QR-DVT 9000 besaß bei beiden horizontalen Messstrecken die höchste Messgenauigkeit von allen getesteten Röntgengeräten. Es wies eine durchschnittliche Abweichung (±2SD) bei den crestalen Pinabständen von 0,067 ± 0,462 mm und bei den apikalen Pinabständen von 0,058 ± 0,408 mm auf. Die durchschnittliche Abweichung aller untersuchten Orthopantomographen war höher.

Schlussfolgerung:

Grundsätzlich eignen sich sowohl das NewTom QR-DVT 9000 als auch die getesteten Orthopantomographen zur Vermessung und Beurteilung knöcherner Strukturen im Kieferbereich. Bei komplexen Fragestellungen und Grenzfällen sollte jedoch die OPG durch ein dreidimensionales Aufnahmeverfahren ergänzt werden. Die DVT stellt auf Grund der hohen Genauigkeit bei einer im Vergleich zur Computertomographie geringeren Strahlenbelastung ein nützliches Instrument zur dreidimensionalen Abbildung knöcherner Strukturen im Gesichtsschädel dar.

8 Summary

Objective:

This study is about analyzing the measuring exactness of the digital volume tomography (DVT) compared with the traditional as well as with the digital orthopantomography (OPG).

Material and method:

In each case, four X-raying opaque reference bodies around the lower jaw have been fixed to 18 human skull preparations. After a radiological examination with the help of a volume tomograph (NewTom QR-DVT 9000) and different orthopantomographs, histological incision preparations were produced from each half of the lower jaw. Linear measurements of the incision preparations and the X-ray plates were carried out at defined vertical and horizontal measuring points. They were then compared with the corresponding radiological readings.

Results:

Vertical readings: The maximum deviation of the NewTom QR-DVT 9000 turned out to be between 9,6% and - 6,3%. Compared with this result, the maximum positive differences of the orthopantomographs were always more significant and in the case of the measuring line **a** they were between 12,8% and 23,3% dependent on the gadget, in the case of the measuring line **b** they were between 33,5% and 49,3%. The maximum negative differences of the orthopantomographs, however, were in most cases slightly less significant than in the case of the NewTom QR-DVT 9000 and were somewhere between - 0,6% and - 15,1% dependent on the gadget.

The average vertical enlargement factor ($VF_{vertical}$) of the NewTom QR-DVT 9000 amounted to 1,00. Among the orthopantomographs, this factor varied between 1,05 and 1,25 dependent on the gadget.

Unlike the selected X-raying method, side and location of the measuring lines do not have any influence on the average difference of the radiological readings. The NewTom QR-DVT 9000 showed the highest measuring exactness of all X-raying methods tested with regard to both vertical measuring lines. In the case of the measuring line **a** it showed an average difference

(±2SD) of 0,02 ± 0,096 mm, and in the case of the measuring line **b** it was between - 0,227 ± 0,556 mm. The average difference of all orthopantomographs was higher.

Horizontal readings: The maximum difference of the NewTom QR-DVT 9000 was between 9,5% and - 8,8%. Compared with this result, the maximum positive differences of the orthopantomographs were always more significant and dependent on the gadget, they were between 9,6% and 36,8%. The maximum negative differences of the orthopantomographs, however, were in most cases less significant than in the case of the NewTom QR-DVT 9000 and dependent on the gadget, they were between - 0,1% and - 12,2%.

In its horizontal dimension, the NewTom QR-DVT 9000 with regard to both measuring lines showed a small average horizontal enlargement factor ($VF_{horizontal}$) amounting to 1,01. Among the different orthopantomographs this value was between 1,04 and 1,15.

Unlike the selected X-raying method, side and position do not have any influence on the average difference of the radiological readings either. The NewTom QR-DVT 9000 had the highest measuring exactness of all X-raying gadgets tested with regard to both horizontal measuring lines. It showed an average difference (±2SD) with regard to crestal pin distances of 0,067 ± 0,462 mm, and with regard to apical pin distances this value was between 0,058 ± 0,408 mm. The average difference of all orthopantomographs tested was higher.

Conclusion:

In general the NewTom QR-DVT 9000 as well as the tested orthopantomographs are suitable for measuring and evaluating osseous structures in the jaw area. If it deals with more complex questions and borderline cases, the OPG, however, should be amplified by a three-dimensional X-raying procedure. Owing to its high exactness and its less significant radiation compared with the computer tomography, the DVT is a useful instrument for the three-dimensional reproduction of osseous structures of the facial bones.

9 Literaturverzeichnis

1. Scherer, P., et al., *Indikationen für die 3-dimensionale Bildgebung in der Zahnheilkunde.* ZWR - Das Deutsche Zahnärzteblatt, 2007. **116**(5): p. 219-30.
2. Heurich, T., et al., *Erweiterte Diagnostik im Rahmen der operativen Weisheitszahnentfernung mittels digitaler Volumentomographie.* Mund Kiefer GesichtsChir, 2002. **6**: p. 427-32.
3. Cohnen, M., et al., *Radiation dose in dental radiology.* Eur Radiol, 2002. **12**(3): p. 634-7.
4. Hümmeke, S., E. Esser, and J. Vosshans, *Diagnostische Möglichkeiten der digitalen Volumentomographie (DVT).* Quintessenz, 2003. **54**(10): p. 1105 -12.
5. Besimo, C., J.T. Lambrecht, and A. Nidecker, *Dental implant treatment planning with reformatted computed tomography.* Dentomaxillofac Radiol, 1995. **24**(4): p. 264-7.
6. Youssefzadeh, S., et al., *[Conventional dental radiography and future prospectives].* Radiologe, 1999. **39**(12): p. 1018-26.
7. DGMKG-Stellungnahme, *Indikationen zur Schnittbilddiagnostik in der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie (CT/DVT).* MKG-Chirurg, 2008. **1**(2): p. 148-51.
8. Möbes, O., et al., *Strahlenexposition bei der digitalen Volumentomographie, Panoramaschichtaufnahme und Computertomographie.* Dtsch Zahnärztl Z, 2000. **55**(5): p. 336-9.
9. Loubele, M., et al., *Comparison between effective radiation dose of CBCT and MSCT scanners for dentomaxillofacial applications.* Eur J Radiol, 2009. **71**(3): p. 461-8.
10. Ludlow, J.B., et al., *Dosimetry of 3 CBCT devices for oral and maxillofacial radiology: CB Mercuray, NewTom 3G and i-CAT.* Dentomaxillofac Radiol, 2006. **35**(4): p. 219-26.
11. Ludlow, J.B. and M. Ivanovic, *Comparative dosimetry of dental CBCT devices and 64-slice CT for oral and maxillofacial radiology.* Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, 2008. **106**(1): p. 106-14.
12. Haßfeld, S. and U. Rother, *Röntgendiagnostik in der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie.* Der MKG-Chirurg, 2008. **1**(2): p. 137-47.
13. Arnheiter, C., W.C. Scarfe, and A.G. Farman, *Trends in maxillofacial cone-beam computed tomography usage.* Oral Radiol, 2006. **22**(2): p. 80-5.
14. Henning, U., *Deutsches Röntgen-Museum Remscheid-Lennep*. 2. Auflage ed. 1994, Braunschweig: Westermann Verlag.
15. Kauffmann, G.W., E. Moser, and R. Sauer, *Radiologie*. 3. Auflage ed. 2006, München-Jena: Elsevier GmbH, Urban & Fischer Verlag.
16. Rother, U.J., *Moderne bildgebende Diagnostik in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde*. 2. Auflage ed. 2006, München: Elsevier GmbH, Urban & Fischer Verlag.

17. Röntgen, W.C., *Über eine neue Art von Strahlen.* Sitzungsberichte der Physik.-medic.-Gesellschaft zu Würzburg, 1895.

18. Bücheler, E., K.-J. Lackner, and M. Thelen, *Einführung in die Radiologie: Diagnostik und Interventionen*. 11., völlig überarbeitete und erweiterte Auflage ed. 2005, Stuttgart: Thieme Verlag.

19. Scheutzel, P., *Wilhelm Conrad Röntgen - Unsichtbares wird sichtbar*. 1. Auflage ed. Quintessenz Verlag. 1995, Berlin.

20. Donhauser, P., *100 Jahre Nutzung der Röntgenstrahlen.* PLUS LUCIS, 1996. **3**: p. 12-17.

21. Spitzer, W. and M. Rücker, *Zahnärztliche Röntgenologie*. 3., aktualisierte und erweiterte Auflage ed. Zahn-Mund-Kiefer-Heilkunde, Band1: Allgemeine Chirurgie, ed. N. Schwenzer and M. Ehrenfeld. 2000, Stuttgart: Thieme Verlag.

22. Pasler, F.A., *Zahnärztliche Radiologie*. 5., aktualisierte Auflage ed. 2007, Stuttgart: Thieme Verlag.

23. Ewen, K. and U. Streubühr, *Physikalische Grundlagen der Röntgentechnik*. 1. Auflage ed. Moderne Bildgebung: Physik, Gerätetechnik, Bildbearbeitung und -kommunikation, Strahlenschutz, Qualitätskontrolle, ed. K. Ewen. 1998, Stuttgart: Thieme Verlag.

24. Benz, C., E. Sonnabend, and M. Wilhelm, *Röntgentechnik und -verordnung* 1. Auflage ed. 2006, München: Elsevier GmbH, Urban & Fischer Verlag

25. Langland, O.E., *History in panoramic radiography*. Panoramic radiology, ed. O.E. Langland, et al. 1989, Philadelphia: Lea & Febiger. 3–37.

26. Zulauf, A.F., *Panoramic x-ray apparatures.* U.S. Patent No. 1408569 (07.03.1922).

27. Numata, H., *Consideration of the parabolic radiography of dental arch.* J. Shimizu Studies. Zit. nach Langland et al. 1989, 1933. **10**(13).

28. Scheutzel, P., *Entwicklung der zahnärztlichen Panoramaröntgenaufnahmeverfahren.* Zahnärztl. Mitt., 1989. **79**: p. 2322-28.

29. Paatero, Y.V., *A new tomographical method for radiographing curved outer surfaces.* Acta radiol, 1949. **32**(2-3): p. 177-84, illust.

30. Paatero, Y.V., *The use of a mobile source of light in radiography.* Acta radiol, 1948. **29**(3): p. 221-7.

31. Heckmann, K., *Die Röntgenperspektive und ihre Umwandlung durch eine neue Aufnahmetechnik.* Fortschr. Röntgenstr., 1939. **60**: p. 144-57.

32. Paatero, Y.V., *Orthoradial jaw pantomography.* Ann Med Intern Fenn Suppl, 1958. **48**(Supp 28): p. 222-7.

33. Paatero, Y.V., *Pantomography and orthopantomography.* Oral Surg Oral Med Oral Pathol, 1961. **14**: p. 947-53.

34. Mattila, K., *Panorama-Röntgenverfahren, Rückblick und Ausblick*. Panorama-Röntgenographie, ed. T. Jung. 1984, Heidelberg: Hüthig Verlag. 10-18.

35. Düker, J., *Röntgendiagnostik mit der Panoramaschichtaufnahme*. 2., überarbeitete und aktualisierte Auflage ed. 2000, Heidelberg: Hüthig Verlag.

36. Sonnabend, E. and C. Benz, *Röntgentechnik in der Zahnheilkunde*. Praxis der Zahnheilkunde Band 1, ed. W. Ketterl. 1994, München, Wien, Baltimore: Urban & Schwarzenberg Verlag. 96 -146.

37. McDavid, W.D., et al., *Digital imaging in rotational panoramic radiography.* Dentomaxillofac Radiol, 1995. **24**(2): p. 68-75.

38. Buchmann, F., *Die Prinzipien des Dental-Tomograph.* Röntgenstrahlen Heft, 1974. **31**: p. 24.

39. Catic, A., et al., *Evaluation of the precision of dimensional measurements of the mandible on panoramic radiographs.* Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, 1998. **86**(2): p. 242-8.

40. Dove, S.B., et al., *Preliminary evaluation of a digital system for rotational panoramic radiography.* Oral Surg Oral Med Oral Pathol, 1992. **73**(5): p. 623-32.

41. Tronje, G., et al., *Image distortion in rotational panoramic radiography. II. Vertical distances.* Acta Radiol Diagn (Stockh), 1981. **22**(4): p. 449-55.

42. Wakoh, M. and K. Kuroyanagi, *Mathematical approach to horizontal and vertical magnification factors in rotational panoramic radiography--with attention to redundant shadows.* Bull Tokyo Dent Coll, 1991. **32**(3): p. 87-94.

43. Pasler, F.A. and H. Visser, *Zahnmedizinische Radiologie. Bildgebende Verfahren*. 2., aktualisierte und überarbeitete Auflage ed. Farbatlanten der Zahnmedizin Band 5, ed. K.H. Rateitschak and H.F. Wolf. 2000, Stuttgart: Thieme Verlag.

44. Spitzer, W.J. and T. Binger, *Röntgendiagnostik in der Mund-, Kiefer-, Gesichtschirurgie.* Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie, 2000. **4**(7): p. 270-77.

45. Freitag, V. and W. Seidel, *Über die Häufigkeit von Nebenbefunden auf Panorama-Schicht-Aufnahmen.* Dtsch Zahnärztl Z, 1972. **27**: p. 993.

46. Rottke, B., *Die gegenwärtige Situation der Röntgenologie in zahnärztlicher Praxis und Wissenschaft.* Quintessenz, 1977. **28**: p. 189.

47. Nitsch, J.P., *Der routinemäßige Einsatz des Orthopantomographen als Diagnostikum in der zahnärztlichen Praxis.* Dtsch Zahnärztl Z, 1979. **34**: p. 231.

48. Rahn, R., E. Kreile, and M. Gharemani, *Die Häufigkeit von Zufallsbefunden auf Panorama-Schichtaufnahmen.* Zahnärztl Mitt, 1991. **81**: p. 434-36.

49. Rottke, B., F. Buchmann, and B. Gosau, *Strahlenschutzverhältnisse an einem Panorama-Schichtgerät.* Quintessenz, 1974. **25**: p. 127.

50. Sonnabend, E., *Röntgentechnik in der Zahnheilkunde*. Praxis der Zahnheilkunde Band 1, ed. H.-H. Horch, et al. 1988, München: Urban & Schwarzenberg Verlag. 111.

51. Gibbs, S.J., et al., *Patientenrisiko durch Panoramaschichtaufnahmen.* Zahnärztl Welt, 1988. **97**: p. 782.

52. White, S.C., *1992 assessment of radiation risk from dental radiography.* Dentomaxillofac Radiol, 1992. **21**(3): p. 118-26.

53. Hirsch, E., H. Visser, and H.-L. Graf, *Präimplantäre Röntgendiagnostik - Informationsbedarf versus Strahlenbelastung.* Implantologie, 2002. **10**(3): p. 291- 302.

54. Hassfeld, S., et al., *Navigationsverfahren in der Implantologie – Stand der Technik und Perspektiven.* Implantologie, 2000. **8**: p. 373-90.

55. Marmulla, R., et al., *Perspektiven in der rechnergestützten Implantologie.* Z Zahnärztl Implantol, 2002. **18**(3): p. 152-8.

56. Reuter, I., *Röntgendiagnostik des unteren Weisheitszahnes.* Dtsch Zahnärztl Z, 1993. **48**: p. 94–9.

57. Al Bourney, M., *Verwendung des Fernröntgenseitenbildes des Kopfes und des Orthopantomogramms zur metrischen Analyse des Schädels in der Kieferorthopädie. Eine vergleichende Studie*, in *Poliklinik für Kieferorthopädie*. 1999, Justus-Liebig-Universität: Gießen.

58. Heifetz, S.N., *Introduction to panoramic radiographic technique.* Oral Implantol, 1974. **4**(4): p. 580-606.

59. Spiekermann, H., *Implantologie*. 1. Auflage ed. Farbatlanten der Zahnmedizin Band 10, ed. K.H. Rateitschak and H.F. Wolf. 1994, Stuttgart: Thieme Verlag.

60. Hobo, S., E. Ichida, and L. Garcia, *Osseointegration and occlusal rehabilitation*. 1989, Berlin: Quintessenz-Verlag.

61. Szabo, G., B. Keck, and B. d`Hoedt, *[Präimplantologische Diagnostik mit individuellen Röntgenschablonen im Orthopantomogramm].* Z Zahnärztl Implantol, 1991. **7**: p. 33-36.

62. Tronje, G., et al., *Image distortion in rotational panoramic radiography. III. Inclined objects.* Acta Radiol Diagn (Stockh), 1981. **22**(5): p. 585-92.

63. McDavid, W.D., G. Tronje, and U. Welander, *A method to maintain a constant magnification factor throughout the exposure of rotational panoramic radiographs.* Dentomaxillofac Radiol, 1989. **18**(4): p. 160-8.

64. Larheim, T.A. and D.B. Svanaes, *Reproducibility of rotational panoramic radiography: mandibular linear dimensions and angles.* Am J Orthod Dentofacial Orthop, 1986. **90**(1): p. 45-51.

65. McDavid, W.D., et al., *Dimensional reproduction in direct digital rotational panoramic radiography.* Oral Surg Oral Med Oral Pathol, 1993. **75**(4): p. 523-7.

66. Wyatt, D.L., et al., *Accuracy of dimensional and angular measurements from panoramic and lateral oblique radiographs.* Dentomaxillofac Radiol, 1995. **24**(4): p. 225-31.

67. Tronje, G., et al., *Imaging characteristics of seven panoramic X-ray units, Part IV. Horizontal and vertical magnification.* Dentomaxillofac Radiol [Suppl], 1985. **8**: p. 29–34.

68. Sanderink, G.C., W.N. Visser, and E.W. Kramers, *The origin of a case of severe image distortion in rotational panoramic radiography.* Dentomaxillofac Radiol, 1991. **20**(3): p. 169-71.

69. Schultze-Mosgau, S., S. Girod, and F.W. Neukam, *Vorbereitung des Implantatbettes.* Zahnärztl Mitt, 1997. **87**: p. 48–54.

70. Spiekermann, H., *Implantatprothetik*. Fortschritte der zahnärztlichen Prothetik und Werkstoffkunde Band 3, ed. R. Voss and H. Meiners. 1987, München: Hanser Verlag.

71. Setz, J., A. Krämer, and W. Lin, *Vermessung von Orthopantomogrammen in der präimplantären Diagnostik.* Z Zahnärztl Implantol, 1989. **5**: p. 64–7.

72. Braun, R., *Aktuelle Film-Folien-Systeme in der Zahnheilkunde.* Quintessenz, 1998. **49**: p. 1135–41.

73. Degenhardt, H., *Die historische Entwicklung der Leuchtsubstanzen und deren Anwendung in der Röntgentechnik.* Electromedica, 1983. **51**(4): p. 155-9.

74. Benz, C. and F. Mouyen, *Evaluation of the new RadioVisioGraphy system image quality.* Oral Surg Oral Med Oral Pathol, 1991. **72**(5): p. 627-31.

75. Mouyen, F., et al., *Presentation and physical evaluation of RadioVisioGraphy.* Oral Surg Oral Med Oral Pathol, 1989. **68**(2): p. 238-42.

76. Schulze, R., *Zahnärztliches Röntgen im Jahr 2007.* Quintessenz 2007. **58**(9): p. 891-902

77. Jung, M., *Digitales Röntgen*. Curriculum Endodontie, ed. C. Kockapan. 2003, Berlin: Quintessenz Verlag.

78. Schmage, P., P. Nergiz, and P. Pfeiffer, *Bildqualität bei drei digitalen Radiographiegeräten.* Dtsch Zahnärztl Z, 1996. **51**: p. 238–41.

79. Haßfeld, S., C. Ziegler, and J. Mühling, *Kann die digitale Panoramaschichtröntgentechnik das filmbasierte Verfahren ersetzen?* ZWR - Das Deutsche Zahnärzteblatt, 1997. **106**: p. 510–14.

80. Haßfeld, S., et al., *Bildgebung und Bildnachbearbeitung mit dem neuen Siemens Orthopos digital.* Deutsch Z Mund Kiefer Gesichtschir, 1995. **19**: p. 314.

81. Analoui, M. and G.K. Stookey, *Direct digital radiography for caries detection and analysis.* Monogr Oral Sci, 2000. **17**: p. 1-19.

82. van der Stelt, P.F., *Principles of digital imaging.* Dent Clin North Am, 2000. **44**(2): p. 237-48, v.

83. Wakoh, M. and K. Kuroyanagi, *Digital imaging modalities for dental practice.* Bull Tokyo Dent Coll, 2001. **42**(1): p. 1-14.

84. Pomowski, M., *Das Dosisflächenprodukt bei verschiedenen Film-Folien-Kombinationen und der digitalen Panoramatechnik*, in *Abteilung für Röntgendiagnostik der Universitätsklinik und –poliklinik für Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten*. 2002, Universität Hamburg: Hamburg.

85. Busch, H.P., *Digitale Projektionsradiographie: Technische Grundlagen, Abbildungseigenschaften und Anwendungsmöglichkeiten.* Radiologe, 1999. **39**(8): p. 710-24.

86. Seggern von, H., *Photostimulierbare Speicherleuchtstoffe für Röntgenstrahlung.* Phys Bl, 1992. **48**: p. 719-23.

87. Hildebolt, C.F., R.A. Couture, and B.R. Whiting, *Dental photostimulable phosphor radiography.* Dent Clin North Am, 2000. **44**(2): p. 273-97, vi.

88. Wenzel, A. and H.G. Grondahl, *Direct digital radiography in the dental office.* Int Dent J, 1995. **45**(1): p. 27-34.

89. Krennmaier, G., et al., *Erscheinungsformen des Canalis mandibulae im Orthopantomogramm.* Stomatologie, 1995. **92**(6): p. 293-300.

90. Ulm, C., et al., *Anatomische Untersuchungen an der atrophen Mandibula, Teil 2. Das Foramen mentale und der Canalis mentalis.* Z Stomatol, 1990. **87**: p. 7-15.

91. Mozzo, P., et al., *A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results.* Eur Radiol, 1998. **8**(9): p. 1558-64.

92. Möbes, O., et al., *Anwendungsmöglichkeiten der Digitalen Volumentomographie in der implantologischen Diagnostik.* Z Zahnärztl Implantol, 1999. **15**: p. 229-33.

93. Mischkowski, R., et al., *Digitale Volumentomographie: Perspektiven auch für den Generalisten?* Quintessenz 2007. **58**(9): p. 915-24.

94. Fuhrmann, A., et al., *Digital transversal slice imaging in dental-maxillofacial radiology: from pantomography to digital volume tomography.* Int J Comput Dent, 2003. **6**(2): p. 129-40.

95. Schulze, D., *Bildgebende Diagnostik in der Zahnheilkunde. Dreidimensionale Bildgebung, Betrachtungen zur Strahlenexposition, Perspektiven.* DIGITAL_DENTAL.NEWS, 2007. **1**: p. 16-20.

96. Baba, R., K. Ueda, and M. Okabe, *Using a flat-panel detector in high resolution cone beam CT for dental imaging.* Dentomaxillofac Radiol, 2004. **33**: p. 285-90

97. Arai, Y., et al., *Development of a compact computed tomographic apparatus for dental use.* Dentomaxillofac Radiol, 1999. **28**(4): p. 245-8.

98. Jacobs, K., *Der Digitale Volumentomograph (DVT)-Eine neue Geräteklasse für zahnärztliches Röntgen.* DFZ, 2000. **2**: p. 42-9.

99. Sukovic, P., *Cone beam computed tomography in craniofacial imaging.* Orthod Craniofac Res, 2003. **6 Suppl 1**: p. 31-6; discussion 179-82.

100. Ziegler, C.M., et al., *Clinical indications for digital volume tomography in oral and maxillofacial surgery.* Dentomaxillofac Radiol, 2002. **31**(2): p. 126-30.

101. Feldkamp, L.A., L.C. Davis, and J.W. Kress, *Practical cone-beam algorithm.* J. Opt. Soc. Am. A., 1984. **1**(6): p. 612-19.

102. DGZMK-Leitlinie, *Dentale Volumentomographie (DVT) - S1 Empfehlung.* DZZ, 2009. **64**(8): p. 490-96.

103. Zöller, J.E., *Digitale Volumentomografie in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde: Grundlagen, Diagnostik und Behandlungsplanung*. 1. Auflage ed. 2007, Berlin: Quintessenz Verlag.

104. DIN:1319-1, *Grundlagen der Meßtechnik - Teil 1: Grundbegriffe*. 1995, Berlin: Beuth Verlag.

105. Mühl, T., *Messabweichung und Messunsicherheit* Einführung in die elektrische Messtechnik. . Vol. 2., durchgesehene Auflage. 2006: Teubner Verlag. 29-47.

106. Harms, V., *Physik für Mediziner und Pharmazeuten*. 15., überarbeitete Auflage ed. 2000, Lindhöft: Harms Verlag.

107. DIN:55350-13, *Begriffe der Qualitätssicherung und Statistik; Begriffe zur Genauigkeit von Ermittlungsverfahren und Ermittlungsergebnissen*. 1987, Berlin: Beuth Verlag GmbH.

108. Schmidt, H., *Was ist Genauigkeit? Zum Einfluß systematischer Abweichungen auf Meß- und Ausgleichungsergebnisse.* Vermessungswesen und Raumordnung Surg 1997. **59**(4): p. 173-84.

109. Anderson, W., *Bedienungsanleitung NewTom Mod. QR-DVT 9000*. 2000: NewTom AG.

110. Holberg, C., et al., *Cone-beam computed tomography in orthodontics: benefits and limitations.* J Orofac Orthop, 2005. **66**(6): p. 434-44.

111. Weiß, C., *Basiswissen Medizinische Statistik*. 4., überarbeitete Auflage ed. 2008, Heidelberg: Springer Medizin Verlag.

112. Diepgen, T.L., *Grundwissen Epidemiologie, medizinische Biometrie und medizinische Informatik*. 2008, Bern: Huber Verlag.

113. Brosius, F., *SPSS 16 : Das mitp-Standardwerk*. 1. Auflage ed. 2008, Heidelberg: MITP.

114. Bou Serhal, C., et al., *Localisation of the mandibular canal using conventional spiral tomography: a human cadaver study.* Clin Oral Implants Res, 2001. **12**(3): p. 230-6.

115. Lascala, C.A., J. Panella, and M.M. Marques, *Analysis of the accuracy of linear measurements obtained by cone beam computed tomography (CBCT-NewTom).* Dentomaxillofac Radiol, 2004. **33**(5): p. 291-4.

116. Veyre-Goulet, S., T. Fortin, and A. Thierry, *Accuracy of linear measurement provided by cone beam computed tomography to assess bone quantity in the posterior maxilla: a human cadaver study.* Clin Implant Dent Relat Res, 2008. **10**(4): p. 226-30.

117. Marmulla, R., et al., *Geometric accuracy of the NewTom 9000 Cone Beam CT.* Dentomaxillofac Radiol, 2005. **34**(1): p. 28-31.

118. Loubele, M., et al., *Comparative localized linear accuracy of small-field cone-beam CT and multislice CT for alveolar bone measurements.* Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, 2008. **105**(4): p. 512-8.

119. Röntgenverordnung-RöV, *Verordnung über den Schutz vor Schäden durch Röntgenstrahlen*. 2002, Köln: Deutscher Ärzte Verlag.

120. Gomez-Roman, G., et al., *Area-dependent enlargement ratios of panoramic tomography on orthograde patient positioning and its significance for implant dentistry.* Int J Oral Maxillofac Implants, 1999. **14**(2): p. 248–57.

121. Catic, A., et al., *Dimensional measurements on the human dental panoramic radiographs.* Coll Antropol, 1998. **22 Suppl**: p. 139-45.

122. Gher, M.E. and A.C. Richardson, *The accuracy of dental radiographic techniques used for evaluation of implant fixture placement.* Int J Periodontics Restorative Dent, 1995. **15**(3): p. 268-83.

123. Kaeppler, G., et al., *A clinical evaluation of some factors affecting image quality in panoramic radiography.* Dentomaxillofac Radiol, 2000. **29**(2): p. 81-4.

124. Stratemann, S.A., et al., *Comparison of cone beam computed tomography imaging with physical measures.* Dentomaxillofac Radiol, 2008. **37**(2): p. 80-93.

125. Goch, I., *Vergleich metrischer Genauigkeit von Computertomographie, digitaler Volumentomographie und Orthopantomographie in der modernen Implantologie*. 2005, Düsseldorf.

126. Suomalainen, A., et al., *Accuracy of linear measurements using dental cone beam and conventional multislice computed tomography.* Dentomaxillofac Radiol, 2008. **37**(1): p. 10-7.

127. Tronje, G., et al., *Image distortion in rotational panoramic radiography. I. General considerations.* Acta Radiol Diagn (Stockh), 1981. **22**(3A): p. 295-9.

128. Hayakawa, Y., et al., *Morphometric analysis of image distortion with rotational panoramic radiography.* Bull Tokyo Dent Coll, 1993. **34**(2): p. 51-8.

10 Erklärung

„Ich erkläre: Ich habe die vorgelegte Dissertation selbstständig, ohne unerlaubte fremde Hilfe und nur mit den Hilfen angefertigt, die ich in der Dissertation angegeben habe. Alle Textstellen, die ich wörtlich oder sinngemäß aus veröffentlichten oder nicht veröffentlichten Schriften entnommen habe, und alle Angaben, die auf mündlichen Auskünften beruhen, sind als solche kenntlich gemacht. Bei den von mir durchgeführten und in der Dissertation erwähnten Untersuchungen habe ich die Grundsätze guter wissenschaftlicher Praxis, wie sie in der „Satzung der Justus-Liebig-Universität Gießen zur Sicherung guter wissenschaftlicher Praxis“ niedergelegt sind, eingehalten.“

11 Danksagung

Mein besonderer Dank gilt Herrn Universitätsprofessor Dr. Dr. Hans-Peter Howaldt, Direktor der Abteilung für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie des Universitätsklinikums Gießen und Marburg, Standort Gießen, für die freundliche Überlassung des Themas dieser Arbeit.

Herzlich bedanken möchte ich mich ferner für die sehr gute Betreuung durch Herrn Dr. Dr. Philipp Streckbein, der mir bei der Erstellung der Promotionsschrift stets hilfreich zur Seite stand und mich in äußerst wertvoller Weise unermüdlich unterstützte.

Frau Dr. Dr. Heidrun Schaaf und Herrn Dr. Andreas May möchte ich für Ihr Engagement und Ihre Unterstützung danken.

Großer Dank gebührt Herrn Dr. Dr. Roland Streckbein, Leiter des Institutes für zahnärztliche Implantologie in Limburg, der diese Arbeit durch Bereitstellung des digitalen Volumentomographen ermöglichte.

Frau Universitätsprofessorin Dr. Eveline Baumgart-Vogt, Direktorin des Institutes für Anatomie und Zellbiologie der Justus-Liebig-Universität Gießen, gilt der Dank für die Bereitstellung der anatomischen Schädelpräparate. Herrn Dr. Wieland Stöckmann, wissenschaftlicher Mitarbeiter im Institut für Anatomie und Zellbiologie der Justus-Liebig-Universität Gießen danke ich für seine fachliche Unterstützung und sein unermüdliches Engagement.

Frau Prof. Dr. Carolina Ganß, aus der Abteilung für Zahnerhaltungskunde und Präventive Zahnheilkunde des Medizinischen Zentrums für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde der Justus-Liebig- Universität in Gießen, danke ich für die Bereitstellung der Diamantbandsäge.

Bei Herrn Dr. Rolf-Hasso Bödeker, Leiter der Arbeitsgruppe medizinische Statistik, sowie Herrn Wolfgang Papst, bedanke ich mich für die Unterstützung bei der statistischen Auswertung.

Nicht zuletzt möchte ich an dieser Stelle meinen Eltern, Marion und Rolf sowie meinem Lebenspartner Udo für ihre liebevolle Unterstützung danken und meinen lieben Freunden Heiko Heupel und Dr. Volker Landgraf für ihre wertvollen Ratschläge.

édition scientifique
VVB LAUFERSWEILER VERLAG

VVB LAUFERSWEILER VERLAG
STAUFENBERGRING 15
D-35396 GIESSEN

Tel: 0641-5599888 Fax: -5599890
redaktion@doktorverlag.de
www.doktorverlag.de

ISBN: 978-3-8359-5830-2

Coverbild: ©MESANTIS®