

Diplomarbeit

**Darstellung von peri-implantären Defekten am
Kleinbildröntgen in Rechtwinkeltechnik**

**Eine in Vitro Untersuchung zum Einfluss des
Bestrahlungswinkels**

Eingereicht von

Katharina Weingartner

zur Erlangung des akademischen Grades

Doktorin der Zahnmedizin

(Dr.in med. dent.)

an der

Medizinischen Universität Graz

ausgeführt an der

Universitätsklinik für Zahnmedizin und Mundgesundheit

Klinische Abteilung für Orale Chirurgie und Kieferorthopädie

Unter der Anleitung von

Univ.-ZÄ Dr. med. dent. Dr. scient. med. Petra Rugani

Univ. Prof. Dr. Norbert Jakse

Graz, am 14. November 2022

Eidesstattliche Erklärung

Ich erkläre ehrenwörtlich, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig und ohne fremde Hilfe verfasst habe, andere als die angegebenen Quellen nicht verwende habe und die den benutzten Quellen wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen als solche kenntlich gemacht habe.

Graz, am 14. November 2022

Weingartner Katharina e.h

Danksagungen

Ich möchte mich herzlich bei allen Menschen, die mich bei dieser Arbeit und dem vorausgehenden Studium unterstützt haben, bedanken. Ohne deren Hilfe hätte diese Arbeit nicht entstehen können. Mein Dank gebührt zuallererst Frau Dr.med.dent. Dr.scient.med. Petra Rugani, die meine Diplomarbeit betreut und mich mit Denkaufgaben an dieser wachsen ließ. Ich bedanke mich vielmals für die hilfreichen Anregungen und die konstruktive Hilfeleistung bei der Erstellung dieser Arbeit, sowie den kreativen Spielraum und ihrer guten Betreuung. Ein weiterer Dank gilt Herrn Univ.-Prof. DDr. Norbert Jakse, der als Zweitbetreuer diese Arbeit betreut und begutachtet hat.

Ein besonderer Dank gilt meinem Lebenspartner Konrad Fellner, welcher für das Design und die Herstellung des Prüfstandes dieser Arbeit verantwortlich ist und mich als mein Ruhepol durch dieses Studium begleitet hat. Ebenfalls möchte ich meinen Mitkollegen der Zahnklinik der Universität Graz, welche mir bei Fragen immer offen mit Rat und Unterstützung zur Seite gestanden sind, danken. Ohne sie wären die Erstellung der Bildmaterialien nicht möglich gewesen. Für die Motivation und Unterstützung von Anfang bis Ende dieses Studiums möchte ich mich auch bei meiner Familie, meinen Schwiegereltern, meinem Schwager, meiner Schwägerin und meiner Kollegin Vera Schrempf bedanken. Sie standen mir mit unendlichem Verständnis, Rat und Tat immer zur Seite.

Zuallerletzt möchte ich mich bei Frau DI Irene Mischak für die statistische Auswertung und Verarbeitung der gesammelten Daten bedanken.

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
2	Grundlagen Implantat	3
2.1	Geschichte der Implantate	3
2.2	Indikationen	4
2.3	Kontraindikationen	4
2.4	Begriffserklärung	7
2.5	Implantatdesign und Implantatoberflächen	8
3	Peri-implantitis	10
3.1	Parodontitis	10
3.2	Mukositis	11
3.3	Peri-implantitis	12
3.4	Risiko Faktoren	13
3.5	Implantatverlust	14
3.6	Nachsorgeprotokoll nach Implantation	15
4	Röntgen	17
4.1	Röntgentechnik	17
4.1.1	Röntgentechnologie intraorales Kleinbild	18
4.1.2	Aufbau des Röntgenstrahlers	19
4.1.3	Röntgenanatomie	20
4.2	Artefakte und Effekte	20
4.2.1	Der Tangentialeffekt	21
4.2.2	Der Summationseffekt	21
4.2.3	Wechselwirkungen zwischen Strahlen und Materie	26
4.3	Röntgengesetze	29
4.4	Begriffserklärung	32

4.5	Röntgenfehler	32
4.6	Arten des Röntgens	34
4.6.1	Extraoral	34
4.6.2	Intraoral	36
4.7	Möglichkeiten der Kleinbildaufnahme	37
4.7.1	Rechtwinkeltechnik	37
4.7.2	Paralleltechnik	38
4.7.3	Halbwinkeltechnik	39
5	Material und Methoden	41
5.1	Studiendesign	41
5.2	Haupt und Nebenzielgrößen	41
5.3	Studiendurchführung	41
5.3.1	Herstellung der zu vermessenden Implantate	41
5.3.2	Prüfstand	45
5.3.3	Radiologische Datenerhebung	50
5.3.4	Radiologische Parameter	51
5.3.5	Auswertung der radiologischen Daten	52
6	Ergebnis	54
6.1	Verhalten der Werte mit ihrer Größenveränderung:	58
7	Diskussion	66
8	Conclusio	72
9	Quellen:	73

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Messwerte der Implantat Defekte 2 mm, 2,5 mm, 3 mm, 4 mm, 5 mm, 6 mm, 7 mm, 8 mm, 9 mm, 10 mm und 11 mm	28
Tabelle 2: Messabweichung aller gemessenen Defekte (-8° bis 8°)	32
Tabelle 3: Mittelwertige Messabweichung (-8° bis 8° und -15° bis 15°).....	32
Tabelle 4: p-Werte.....	35
Tabelle 5: p-Werte.....	36

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: li. Röntgenröhrenaufbau; re. Bremsstrahlung. (U. Reiter).....	20
Abbildung 2: Additionseffekt. Dargestellte Strukturen: 1. Septum nasi und Crista nasalis maxillae, 2. Articulatio atlantooccipitalis, 3. Nasolabialfalte, 4. Wange, 5. Corpus mandibulae , 6. Positionierungslehre aus Kunststoff (F. A. Pasler 2000) .	23
Abbildung 3: Subtraktionseffekt. (Meß M. 2013).....	24
Abbildung 4: Subtraktionseffekt. (Meß M. 2013).....	24
Abbildung 5: Schematische Darstellung der Summationseffekte. (F. A. Pasler 2008)	25
Abbildung 6: Burn-out-Effekt. (F. A. Pasler 2008)	26
Abbildung 7: Match Effekt. (Medicor Imaging 2022)	27
Abbildung 8: a) klassische Streuung, b) Compton-Streuung, c) Absorption, d) Paarbildung. (F. A. Pasler 2021)	28
Abbildung 9: Absorption der Röntgenstrahlung und deren Effekte. (U. Reiter 2020)	29
Abbildung 10: Abstandsgesetz. (Partha Jyody Das 2015).....	30
Abbildung 11: li.: Isometrieregeln nach Ciezinski, re.: Abbildungsprinzip; unten: a1. verkleinert, b1. maßgerecht, c1. vergrößert. (L. Ertl 2006)	31
Abbildung 12: ein punktförmiger Fokus ergibt ein scharfes Bild, ein großer Fokus ergibt ein unscharfes Bild. (Partha Jyody Das 2015).....	32
Abbildung 13: Abstandsgesetz. (F. A. Pasler 2017).....	32
Abbildung 14: Röntgenarten. (L. Ertl 2006)	35
Abbildung 15: a) Haltevorrichtung, b) Rechtwinkeltechnik. (L. Ertl 2006)	39
Abbildung 16: Halbwinkeltechnik. (L. Ertl 2006)	40
Abbildung 17: Parallelometer/ Standbohrmaschine.....	43
Abbildung 18: Instrumente Xive: li. nach re: Rosenbohrer, Pilotbohrer, Aufbauboherer rot- gelb, Krestalbohrer, Gewindeschneider.	43

Abbildung 19: Spiralbohrer Xive li. nach re. aufsteigender Durchmesser. (DentsplySirona).....	44
Abbildung 20: a) Ankörnen mit Rosenbohrer, b) Stufenweises Aufbohren mit Spiralbohrer, c) Krestalbohrung, d) Gewindeschneidung.....	44
Abbildung 21: Eindrehen des Implantats manuell mit Ratsche.....	45
Abbildung 22: gesetzte Implantate.....	45
Abbildung 23: Defektsetzung.....	46
Abbildung 24: Erster Entwurf des Prüfstandes. (K. Fellner 2022).....	48
Abbildung 25: Prüfstand Endversion Solidworks 2017. (K. Fellner 2022).....	49
Abbildung 26: endgültiger 3 D gedruckter Prüfstand.	50
Abbildung 27: li. vertikales und re. horizontale Verstellrad.....	51
Abbildung 28: Röntgen der Implantate.	52
Abbildung 29: Kleinbildröntgen Defekt von li. Nach re.: horizontal 5°/ vertikal -5° horizontal 5°/ vertikal -3°, horizontal 5°/ vertikal 0. ° (Sidexis®, Densply Sirona)..	53
Abbildung 30: parallele Vermessung der Defekte in Sidexis®; a.) Vergleichsmessung der Knochenkanten, b.) und c.) Messung ausgehend von der höchsten Knochenkante..	54
Abbildung 31: Vermessung der Defekte in Sidexis®.	54
Abbildung 32: Gemessene Werte des 2 mm Defektes in verschiedenen Winkeleinstellungen. (X-Achse: gemessene Werte; Y-Achse: vertikale Winkeleinstellung).....	57
Abbildung 33: Gemessene Werte des 6 mm Defektes in verschiedenen Winkeleinstellungen. (X-Achse: gemessene Werte; Y-Achse: vertikale Winkeleinstellung).....	57
Abbildung 34: Gemessene Werte des 11 mm Defektes in verschiedenen Winkeleinstellungen. (X-Achse: gemessene Werte; Y-Achse: vertikale Winkeleinstellung).....	58
Abbildung 35: Übersicht des Verhaltens der Mittelwerte aller Defekte.....	58
Abbildung 36 Darstellung der Messwerte der Defekte 2 mm, 6 mm und 11 mm. .	59

Abbildung 37: Mittelwertige Messabweichung der horizontal gemessenen Werte in der vertikalen Winkelverdrehung (-8° bis 8°).	61
Abbildung 38: Mittelwertige Messabweichung der horizontal gemessenen Werte in der vertikalen Winkelverdrehung (-8° bis 8°).	62
Abbildung 39: Darstellung der Abweichungsspanne der p Werte.	66
Abbildung 40: Messverhalten aller Implantate (Linien) mit Darstellung der signifikanten Abweichungen mit Hilfe des p-Wertes.	66
Abbildung 41: Messverhalten der Defekte 2 mm, 6 mm und 11 mm (Linien) mit Darstellung der signifikanten Abweichungen mit Hilfe des p-Wertes.	67

Abkürzungsverzeichnis

CAL	Clinical Attachment Loss
DVT	Digitale Volumentomographie
FFF	Fused Filament Fabrication
KA	Knochenabbau
kV	Kilovolt
kVp	Peak- Kilospannung
N	Newton
PLA	Polyactic acid

Zusammenfassung

Einleitung: Die Röntgentechnik ist ein in der Zahnheilkunde nicht mehr wegzudenkendes Hilfsmittel. Zur Beurteilung des peri-implantären Knochenniveaus ist das intraorale Kleinbild in Rechtwinkel bzw. - Paralleltechnik die Methode der Wahl. Zur Verlaufskontrolle ist dabei eine standardisierte wiederholbare Aufnahmetechnik, wie sie durch die Verwendung von Röntgenhaltern mit Aufbissblock gewährleistet sein soll, entscheidend für die Aussagekraft.

Zielsetzung: Die Arbeit beschäftigt sich mit der Darstellung von peri-implantären Knochendefekten im intraoralen Kleinbild in Rechtwinkeltechnik. Der Schwerpunkt liegt auf der Darstellung und Analyse von Messabweichungen durch Veränderung der Projektionsparameter.

Haupt und Nebenzielgröße: Als Hauptzielgröße steht die Darstellung von peri-implantären Defekten in Rechtwinkeltechnik im Vordergrund. Es werden die Abweichungen der Echtgröße zur Bildgröße analysiert. Die Nebenzielgrößen beschäftigen sich mit allgemeinen Röntgenfehlern. Diese Arbeit soll Hinweise auf vermeidbare Fehlerquellen liefern und zur Minimierung dieser beitragen.

Material und Methode: Zehn Implantate der Marke Xive® (Dentsply Sirona, Deutschland, Bensheim) mit dem Durchmesser 3,8 mm und der Länge 11 mm wurden in Rinderknochen eingebracht. An jedem dieser Implantate wurde mithilfe einer achsenidenten Trepanbohrung ein unterschiedlich tiefer Defekt gesetzt. Das Präparat wurde anschließend in einem eigens dafür angefertigten Prüfstand fixiert und ein Kleinbild in Rechtwinkeltechnik angefertigt. Die Aufnahmen wurden mithilfe des Prüfstandes in verschiedenen vordefinierten Winkeln in der Horizontalen, sowie in der Vertikalen angefertigt, wobei ein Rechtwinkelhalter zum Einsatz kam. Die Datenverarbeitung und Defektvermessung erfolgte mit dem Computerprogramm Sidexis. (Dentsply Sirona, Deutschland, Bensheim)

Ergebnisse: Mit zunehmender Winkelabweichung, insbesondere in der vertikalen Ebene, kommt es zu größeren Abweichungen zwischen der gemessenen und der realen Defektausdehnung. Eine Verkippung in der Horizontalen weist eine geringere Auswirkung der Längenverzerrung als in der Vertikalen auf. Die Abweichungen der

horizontalen Verkippung summiert sich gemeinsam mit denen der vertikalen Grad Verdrehungen auf.

Die Auswertung der Messabweichungen verändern sich annähernd parabelförmig. Bei negativen vertikalen Winkelverdrehung kommt es zu einer stärkeren Messabweichung als bei positiver vertikalen Winkelverdrehung, dies geschieht durch das Abstandsgesetz. Der Einfluss des Abstandes zwischen Bildträger, Implantat und Röntgenröhre auf die Messgrößen Veränderungen wird in dieser Studie sichtbar.

Schlussfolgerung: Das intraorale Kleinbild ist die radiologische Untersuchung der Wahl zur Darstellung des peri-implantären Knochenniveaus. Eine valide Darstellung zur Verlaufskontrolle kann nur mit einer standardisierten Projektionsrichtung erreicht werden, wie es die Verwendung von individualisierten Röntgenhaltern ermöglicht.

Abstract

Introduction: X-ray technology is an indispensable tool in dentistry. Without digital imaging, a holistic diagnosis of the entire jaw cannot be made. It is not only for diagnostic purposes of dental anomalies important, also in the field of biometry, radiology.

Objective: Radiological diagnostics in dental and oral health is becoming more and more important. Be it small image, orthopantomogram or digital volume tomography (DVT). This thesis deals with the right-angle technique, in the context of implant examinations and their defects. The focus is on the analysis of the measurement deviations and the problems in the preparation of radiographs.

Main and secondary objective: The main objective is the imaging of peri-implant defects using the right-angle technique. The exact analysis of the deviations of the true size from the image size is compared here. The secondary objectives are concerned with general radiographic errors, whether patient/patient or practitioner based. This work is intended to provide clues and stimulate considerations to minimise errors in imaging.

Material and method: Ten Xive® implants (Dentsply Sirona, Germany, Bensheim) with a diameter of 3.8 mm and a length of 11 mm were placed in bovine bone. A defect of varying depth was placed on each of these implants using an axis-identical trephine. The preparation was then fixed in a specially made test rig and a small image was taken using the right-angle technique. The images were taken with the help of the test stand at various predefined angles in the horizontal and vertical planes using a right-angle holder. The data processing and defect measurement was carried out with the computer programme Sidexis. (Dentsply Sirona, Germany, Bensheim)

Results: A hundred percent error-free measurement cannot be guaranteed due to the various X-ray effects and structural superimpositions. The measurement data obtained prove an approximate accuracy. A tilt in the horizontal has a lower effect of length distortion than in the vertical. The deviations of the horizontal tilt add up together with those of the vertical degree rotations. The evaluation shows an

approximation to a parabola. Negative vertical angular distortion results in a stronger one, this is due to the distance law. The influence of the distance between the image carrier, implant and X-ray tube on the changes in the measured variables becomes visible in this study.

Conclusion: The intraoral image is the radiological examination of choice for the representation of the peri-implant bone level. A valid representation for follow-up can only be achieved with a standardized projection direction, as is possible through the use of individualized X-ray holders.

1 Einleitung

In der heutigen Zeit ist das Röntgengerät ein unverzichtbares Hilfsmittel für eine präzise vollständige zahnärztliche Diagnostik. Ohne die Bildgebung kann eine akkurate Diagnose des Gesamtkiefers nicht gestellt werden. Die Indikationen der Röntgentechnologie sind mannigfaltig. [17, 42]

Digitale Röntgenaufnahmen sind notwendig und hilfreich zur Früherkennung von approximaler Karies, Frakturen, Fremdkörper, Zysten, Abszessen, Tumoren, parodontalen Erkrankungen, Gelenkerkrankungen und zahlreichen weiteren Pathologien. Kontrollröntgen ermöglichen bei dem/der beschwerdefreien Patienten/In das Erkennen von Zufallsbefunden. Trotz stetigem Fortschritt der Technik erweisen sich die Interpretation und das Erkennen der Strukturen in der Praxis als ein schwieriges und zeitaufwendiges Unterfangen. Die Beurteilung angefertigter Röntgenbilder gestaltet sich aufgrund von Überlagerungen und Artefakten nicht immer als problemlos.

Das Dentalröntgen gilt als gesundheitlich unbedenklich, da es nur eine geringe Strahlenbelastung für den/die Patienten/In aufweist. [16]

Nachdem die Röntgendosis in der dentalen Heilkunde geringgehalten wird, ist die Bildqualität ausgehend eines Quantisierungsrauschen getrübt. [16] „Aufgrund mangelnder Ressourcen hängt die Interpretation von Röntgenbildern stärker vom Fachwissen des Arztes ab, und die manuelle Untersuchung ist in der Zahnmedizin komplex (Wang et al., 2016).“ [17] Das entsprechende Hintergrundwissen sowie eine stetige Weiterbildung sollten dementsprechend nicht fehlen. [15] Nicht nur für die medizinische, sondern auch für die forensische Abklärung muss unbedingt ein Röntgenfilm angefertigt und für 10 Jahre aufbewahrt werden (vgl. §14 Abs. 4 Satz 1 RöV).

Auch in der Implantologie ist eine radiologische Aufnahme ein wichtiges Tool. Hier ist die Panoramaröntgenaufnahme als diagnostisches Verfahren die erste Wahl. Die Aufnahmen stellen Beteiligungen von anatomischen Strukturen und Nachbarzähnen sowie das vertikale und horizontale Knochenangebot dar. Das Wissen über diese Faktoren ist bei einer Implantation unabdingbar. [26]

In der Implantatnachsorge ist das intraorale Kleinbildröntgen indiziert. Mit einer möglichst standardisierten Aufnahmetechnik soll das peri-implantäre Knochenniveau dargestellt werden. Deshalb ist die Anwendung von Rechtwinkelhaltern mit Aufbissblock zu empfehlen. Doch inwieweit beeinflusst ein abweichender Aufbiss und die daraus resultierende Winkelabweichung, die auf dem Bildmaterial produzierte, tatsächliche Länge? Wie schwerwiegend ist die Abweichung der Daten, und wie kann man die damit zusammenhängenden Messfehler reduzieren?

Zielsetzung

Ziel der Arbeit ist die Beurteilung der Auswirkung von Verkippungen des Rechtwinkelhalters auf das Messergebnis von standardisierten peri-implantären Defekten.

Haupt und Nebenzielgröße

Als Hauptzielgröße steht die Darstellung von peri-implantären Defekten und Implantate am Kleinbildröntgen in Rechtwinkeltechnik im Vordergrund. Die Abweichungen der Bildgröße zur Echt-Größe wird hier verglichen. Eine Analyse der Messabweichungen in verschiedenen Positionen erfolgt.

Die Nebenzielgrößen beschäftigen sich mit allgemeinen Röntgenfehlern, sei es Patienten/Innen oder Behandler/In basierend. Zusätzlich sollen die Überlegungen für eine Verbesserung der Bildgebung getätigt werden um Röntgenfehler wie Überlagerungen und Röntgen Artefakte zu vermindern.

2 Grundlagen Implantat

2.1 Geschichte der Implantate

Bei dentalen Implantaten handelt es sich in der Medizin um alloplastische Materialien, die in ein biologisches System gesetzt werden. [8, 23] Das Wort Implantat leitet sich vom Lateinischen „einpflanzen“ (In-hinein, und plantare -pflanzen) ab. Im Bereich der Zahnmedizin sprechen wir hier von einem prothetischen Zahnersatz, welcher im Knochen verankert zum Abstützen von Prothesen dient oder als einzelner Zahnersatz fungieren kann. Seit mehreren Jahrzehnten spielt dieses Thema eine immer größer werdende Rolle in der Mundheilkunde. Beginnend Anfang der 80er mit den ersten Arbeiten von Brånemark, in welchen das Konzept Osseointegration international anerkannt wurde, galt das Thema Implantat in der Prothetik als spruchreif. [3]

Nicht nur die Form, der Halt, sondern auch die Biokompatibilität ist in diesem Zusammenhang von großer Bedeutung. So wurden schon seit den 50er Jahren der Werkstoff Metall in Formen von Titan und Tantal als Implantatwerkstoff angewendet, jedoch führte die Suche nach besseren biokompatiblen Werkstoffen zu der Aluminiumoxidkeramik. Schon im späten 19. Jahrhundert berichteten Znamensky und später in den 30er Jahren Brill und Abel über Keramiken im Zusammenhang mit dentalem Zahnersatz. „Als erster entwickelte SANDHAUS nach eingehenden Studien mit den Implantatwerkstoffen seine „Crystalline bone screw“ aus Aluminiumoxidkeramik, da nach seiner Überzeugung von allen Metallen durch Abgabe von Ionen eine Veränderung des Gewebepotentials ausgehe.“ [1]

„Aufgrund dieser Annahme ließen Jakob und Kirsch 1974 enossale Blattimplantate aus Edelmetalllegierungen (Gold-Platin) mit keramischen Aufbrennmassen überziehen, um eine Metallkomponente auszuschalten. Erst durch Anwendung eines besonderen Fertigungsverfahrens (Dörre) gelang es, grazilere keramische Implantatkörper aus polykristalliner Aluminiumoxidkeramik für den zahnärztlichen Bereich herzustellen.“ [1]

Heutzutage bestimmen Schraubimplantate aus Titan und sogenannter Keramikimplantate aus Yttrium-stabilisiertem Zirkonoxid den Markt, Titan stellt nach

heutigem Wissen das Material der Wahl dar. Aluminiumoxid findet trotz der damaligen gefeierten Biokompatibilität keine Anwendung mehr. [8]

2.2 Indikationen

Sollte ein Implantat indiziert und von dem/der Patienten/In erwünscht sein, muss zuvor wie bei jeder prothetischen Versorgung eine adäquate allgemeine und spezielle Anamnese, Befunderhebung des Weich- und Hartgewebes, des Parodontal- und Dentalstatus, der radiologischen Diagnostik (Auffälligkeiten und Knochenlager) und eine genaue Diagnosestellung des gesamten stomatognathen Systems erfolgen. Die Patienten/Innen müssen über mögliche Alternativtherapien, sowie über möglichen Folgen einer Unterlassung der Behandlung aufgeklärt werden. [6]

Zu den bevorzugten Indikationen für eine Implantation zählen:

- die Einzelzahnlücken/ Schaltlücken mit unversehrten Nachbarzähnen,
- die Freiendsituationen und
- der zahnlose Kiefer.

Eine Implantation sollte erst nach dem Wachstumsabschluss (in der Regel ab dem 21 Lebensjahr) des Knochens gesetzt werden. [8, 11, 23]

2.3 Kontraindikationen

Aus heutiger Sicht gibt es bei der Implantat Insertion wenige absolute Kontraindikationen. Lediglich die intravenöse Bisphosphonat Gabe bei malignen Grunderkrankungen stellt eine Ausnahme dar. Andere Risikofaktoren erfordern ein kritisches Abwägen des Nutzens zum Risikoverhältnisses. [6, 8, 32, 40]

Zu den Risikofaktoren, die im Einzelfall eine Einschränkung der Erfolgswahrscheinlichkeit aufweisen und damit das Risiko für einen dentalen Implantatverlust erhöhen, zählen: [8, 32]

- Therapien mit Antiresorptiva, [8, 40]:
Durch einen chirurgischen Eingriff der Implantat Insertion bei vorhandener Antiresorptiva Therapie besteht die Möglichkeit eine Kiefernekrose auszulösen.

Als eine absolute Kontraindikation gilt die Einnahme von intravenösen Bisphosphonaten, sobald der Patient mit Medikamenten wie „...Ciclosporin, Azathioprin oder Ciclosporin, Azathioprin oder ähnlichem, Kortikoiden oder einer Hormontherapie behandelt wird“. (Gómez-de Diego R et al., 2014) [40]

- Dauermedikamentationen mit Immunsuppressiva und/oder Kortikosteroiden [8, 50]
- eine Radiatio im Kopf-Hals-Bereich, [6, 8, 32] mit einer Strahlendosis von mehr als 50Gy [40]
- Angeborene Immundefekte/ Autoimmunerkrankung, [8]
- Blutgerinnungsstörungen (Koagulopathien, Antikoagulantien), [8, 32]
- Stoffwechselerkrankungen und Knochenstoffwechselstörungen (schwere Diabetes mellitus (spez. Juveniler DM), [6, 8, 50] Osteoporose, [8] Morbus Paget [8])
- Nikotinabusus. [6, 8, 27, 32, 40, 31]:

„Der Tabakkonsum scheint ein Faktor zu sein, der mit dem zunehmenden Verlust von Zahnimplantaten verbunden ist...“. (Gómez-de Diego R et al., 2014) [40]

Es gilt zwischen Patienten/innen mit einem ausgeprägtem Rauchverhalten (mehr als 10 Zigaretten pro Tag) und Patienten/innen mit geringem Zigarettenkonsum (weniger als 10 Zigaretten pro Tag) zu unterscheiden. Studien ergaben ein erhöhtes Risiko hinsichtlich eines Implantatverlustes bei Rauchern, hierbei wurde festgestellt, dass mit steigendem Konsum ein korrelierender Anstieg des relativen Risikos eines Verlustes besteht. Dieselbe Studie zeigte, dass die Implantatverlustrate bei Rauchern nach ca. 50 Monaten nach Implantat Insertion stark ansteigt, wohingegen sie bei Nichtrauchern relativ stabil bleibt. [31]

Aufgrund der verschlechterten Wundheilstörung zählen das Rauchen und Diabetes mellitus zu den Risikofaktoren. [27, 31, 43]

- Maligne Erkrankungen des Blutes [8]

- Herz- und Kreislauferkrankungen. [8]:

In manchen Quellen ordnen deren Autoren kardiale Systemerkrankung der Kategorie relative Kontraindikation zu. Wiederrum beschreiben retrospektive Fallstudien von Khadivi und Cols keinen Zusammenhang zwischen einer mangelnden Osseointegration von dentalen Implantaten und kardialen Systemerkrankungen. [40, 50]

- Alkoholabusus [8]
- Systemische Kollagenosen [8]
- Psychische Alteration [8]
- Parodontitis als Vorgeschichte:

Es gilt eine Risikoerhöhung für eine Peri-implantitis Entwicklung bei Patienten/innen mit Erkrankung schwerer Parodontitis, sowie an Patienten/innen welche keine suffiziente und regelmäßige Pflege und Plaquekontrolle vornehmen. [30, 32]

- Bruxismus, [6, 32]

Medizinisch beeinträchtigte Patienten/innen weisen eine besondere körperliche oder psychische Auffälligkeit gegenüber Gleichaltrigen auf. Patienten/innen mit den oben genannten Erkrankungen haben ein erhöhtes Risiko für Wechselwirkungen zwischen ihrer Krankheit und der Implantatoperation und damit auch ein erhöhtes medizinisches Risiko.

Das im Jahr 1941 von der American Society of Anesthesiologists vorgeschlagene und von McCarthy und Malamed an den/die zahnärztliche/n Patienten/in angepasstes System wird für die Definition des Patientenrisikos verwendet. Mithilfe der Anamnese ermöglicht diese Klassifizierung die erwartete Erfolgsrate von eingebrachten dental Implantaten der medizinisch beeinträchtigten Patienten/innen zu bestimmen. [50]

Retrospektive Studien zeigen systemische Erkrankungen nicht als ein Risikofaktor für eine Implantatsetzung an, solange diese systemischen Erkrankungen kontrolliert und eingestellt werden. [40]

Die medizinische Kontrolle und Einstellung der Krankheit erscheint wichtiger zu sein als die Krankheit selbst. [50]

2.4 Begriffserklärung

Osseointegration

Die Osseointegration beschreibt den direkten bindegewebefreien, biologischen Verbund zwischen regulär strukturiertem vitalem Knochen und einem Implantat. [6] Es ist eine knöcherne Einheilung durch Bilden eines direkten Kontaktes zwischen der Implantatoberfläche und dem Knochen. Die Osseointegration wird für eine Implantatstabilität und ein entzündungsfreies Bestehen der Implantate vorausgesetzt. [28]

Um eine gute Verbindung zum Knochen herstellen zu können, empfiehlt sich eine mikrostrukturierte Implantat-Oberfläche, optimalerweise mit einer Mikroporosität. Eine Makrostruktur in Form von Rillen und Gewinde fördert den Gewinn der Stabilität des peri-implantären Knochenlagers. [6]

Kontaktosteogenese

Hierbei handelt es sich um die Implantateinheilung selbst. Sie erfolgt durch einen initialen Osteoblastenkontakt mit der Implantatoberfläche und geht mit Knochenneubildung vom Implantat in Richtung des ortsständigen Knochens einher. Histologisch zeigt ein Areal mit Knochenneubildung einen ausgeprägten Knochen-Implantat-Kontakt.

Distanzosteogenese

Hier erfolgt die Knochenneubildung vom ortsständigen Knochen in Richtung des Implantates. Dies geschieht wegen einer fehlenden Retentionsmöglichkeit des Fibringerüsts an der Implantatoberfläche. Aus diesem Grund befinden sich zwischen Implantat und Knochen Gefäße und Markräume. [6]

Primärstabilität

Die Primärstabilität beschreibt eine rein mechanische Implantatverankerung ohne eine biologische Verankerung (die sogenannte Sekundärstabilität) des peri-implantären Knochens. Eine Einheilung des Implantates ist trotz Einhalten des Belastungsprotokolls nie alleinig primärstabil, sondern immer auch sekundärstabil. [3]

2.5 Implantatdesign und Implantatoberflächen

Entscheidende Faktoren für einen Langzeiterfolg eines gesetzten Implantates sind, neben dem korrekten chirurgischen Vorgehen und der benötigten Biokompatibilität, die durch das Material bestimmt werden, der Aufbau des Implantates selbst. Der Implantat Aufbau lässt sich in eine Makro-Struktur (Form), Mikrostruktur (Feintextur (10-100 μm)) und in eine Nano-Struktur (ultrastrukturelles Relief (nm-10 μm)) unterteilen. Da ein Werkstoff mit guter Biokompatibilität leider oftmals schlechte mechanische Eigenschaften vorweist, ist es umso wichtiger durch optimale Fertigung des Implantates diesen Nachteil auszugleichen. [3]

Makrostruktur

Die Form des Implantates ist nicht nur für die mechanische Festigkeit wichtig, sondern auch für die Primärstabilität des Implantates im Knochen. So wird zwischen zylindrischen und konischen Formen unterschieden. Vom Markt abgekommen sind die sogenannten blattförmigen Implantate. Diese wiesen nur eine bindegewebige Einheilung auf. Bei Blattimplantaten wurde ebenso über einen kontinuierlichen Knochenabbau berichtet (Spiekermann 1980). [3]

Mikrostruktur

Die Mikrostruktur beschreibt die Unterschiede der verschieden bearbeiteten Oberflächen. Man unterscheidet bei den maschinell bearbeiteten, unverändert belassenen Oberflächen (machined surface) zwischen den additiven und subtraktiven Oberflächenmodifikationen. Machined Surface beschreibt die Oberfläche eines Implantates, welches aus einem Titanrohling gefräst wurde. Über die Jahre zeigten sich die aufgerauten Oberflächen der subtraktiv hergestellten

Implantate als Problem auf. Die Rauigkeit dieser Implantate trägt zur stärkeren Plaque Entstehung bei. Heute weisen viele Implantate ein Hybriddesign mit glattem Implantat auf. [3,6]

Nanostruktur

Hierbei versteht man die Oberfläche im Nanometerbereich. Sie ist für die Osseointegration von Bedeutung.

3 Peri-implantitis

3.1 Parodontitis

Parodontitis ist eine ernst zu nehmende Krankheit und gilt neben der Gingivitis als eine der häufigsten Erkrankungen des Zahnhalteapparats. Diese Plaque assoziierte Erkrankung führt zu chronisch entzündlichen Veränderungen der Gingiva und des parodontalen Zahnhalteapparates. [7, 30]

Die Erkrankung ist gekennzeichnet durch eine fortschreitende Zerstörung des Zahnhalteapparats. Es zeigt sich ein Verlust des parodontalen Gewebes. Dies äußert sich durch den Verlust des klinischen Attachmentlevels (CAL), radiologisch diagnostizierbaren Knochenabbau, Ausbildung von parodontalen Taschen und durch Blutung dieser Taschen (Papapanou et al., 2018). [33]

Die Parodontitis ist im Allgemeinen eine multifaktorielle Erkrankung im Zusammenhang mit einem dysbiotischen Biofilm. [7, 33] Ausschlaggebend für Ausbruch und Verlauf der Parodontitis können unter anderem die genetisch determinierte Immunabwehr des Wirts, sowie Faktoren wie Rauchen, Diabetes, mangelnde Mundhygiene, Alkoholkonsum und/oder Stress sein. [7]

Die Bakterien, welche die Parodontitis begünstigen, haben neben den Gefahren einer Keimstreuung und einer damit einhergehenden Belastung des gesamten Organismus, die Folge unbehandelt bis zum Zahnverlust führen zu können. [7, 33] Eine Parodontitis ist jedoch in den meisten Fällen vermeidbar und kann therapiert werden. [33]

Die Parodontitis wird in Staging und Grading nach Tonetti et al. (2018) eingeteilt. Diese Einteilung erfolgt mithilfe des Attachmentverlustes (CAL), des radiologisch sichtbaren Knochenabbaus (KA), dem damit resultierenden Zahnverlust (Schweregrad) und den dazu gehörenden Folgeerscheinungen (Komplexität). Eine genauere Beschreibung wird durch analysieren der Ausdehnung der Erkrankung (lokalisiert/ generalisiert) getätigt (Ausmaß und Verteilung). Für das erste Staging wird das Attachment (CAL) als Parameter verwendet. Falls dieser nicht verfügbar ist, wird auf den radiologischen Knochenabbau (KA) zurückgegriffen. Diese zwei Parameter geben mit dem Zahnverlust den Schweregrad an.

Ein weiterer Punkt der Einteilung ist die Komplexität der Erkrankung, diese wird neben der Sondierungstiefe mittels Bestimmen des Knochenabbaus (horizontalem oder bereits vertikal), Furkationsbeteiligung Grad 2 und 3 und Beurteilung einer erforderlichen komplexen Rehabilitation aufgrund der Folgeerscheinung der Parodontitis (mastikatorischer Dysfunktion, sekundärem okklusalen Trauma (Zahnbeweglichkeit \geq Grad 2), Zahnwanderung, ausgeprägtem Kammdefekt, Bisshöhenverlust und weniger als 20 Restzähnen (10 okkludierende Paare)) getätigt.

„Für Patienten nach aktiver Therapie stellen CAL und KA weiterhin die primären Determinanten des Stadiums dar.“ (Tonetti et al., 2018) [33]

Das Grading soll als Indiz für die Geschwindigkeit des Voranschreitens der Erkrankung dienen. Die Einteilung des Grading erfolgt mithilfe der „primären Kriterien“, unterteilt in direkte Evidenz und indirekte Evidenz für Progression und der „Modifikatoren“. Die direkte Evidenz wird mit den longitudinalen Daten von Knochenabbau und Attachmentverlust beschrieben. Die indirekte Evidenz für Progression wird erhoben aus dem Knochenabbau (in Prozent) dividiert durch das Alter des/der Patient/in sowie mit dem Verhältnis zwischen Plaque zu Knochenabbau. Die Einteilung „Modifikatoren“ beschäftigt sich mit den Risikofaktoren Rauchen und Diabetes. [33]

3.2 Mukositis

Die Mukositis beschreibt eine reversible, durch Bakterien in der Plaque induzierte, Entzündung des peri-implantären Weichgewebes, einhergehend mit Rötung, Schwellung und Blutung der Mukosa bei Sondierung. [7] Das wichtigste aller klinische Merkmale der peri-implantären Mukositis ist die Blutung bei leichter Sondierung des Zahnfleisches. [30]

Als ein unabhängiger systemischer Risikofaktor für die Entstehung peri-implantäre Mukositis wurde auch in diesem Fall das Rauchen identifiziert (Renvert & Polyzois 2014). [39]

3.3 Peri-implantitis

Eine Peri-implantitis entsteht, wie auch die Parodontitis, immer aus einer Mukositis aber nicht immer wird eine Mukositis zu einer Peri-implantitis. Eine Peri-implantitis kann, aber muss nicht zu einem Implantatverlust führen. [43] Dieser pathologische Zustand tritt im Gewebe um das Implantat auf und durch ein Fortschreiten der Entzündung kommt es anschließend zu einem Knochenabbau. Die klinischen Merkmale einer Peri-implantitis zeigen Anzeichen dieser Entzündung.

Das peri-implantäre Gewebe weist neben einer erhöhten Sondierungstiefe mit oder ohne Rezession der Schleimhaut, Blutungen bei Sondierung und/oder Pusentleerung, mit zusätzlichem röntgenologischen sichtbaren Knochenverlust auf. [30, 7, 39]

Die Sondierung sollte mit moderatem Druck (weniger als 0,25 N) erfolgen. Der Anstieg peri-implantärer Sondierungstiefen hängt in der Regel mit dem marginalen Knochenabbau zusammen. Eine Taschenbildung ist ein zuverlässiges Kriterium um Peri-implantitis diagnostizieren zu können. [39]

Der fortschreitende Knochenverlust übersteigt den physiologischen Knochenumbau, der sonst um ein Implantat im Rahmen liegt. Das Risiko einer Peri-implantitis wird, genauso wie die Parodontitis, von multifaktoriellen Faktoren getriggert. Um eine Peri-implantitis zu erkennen und zu diagnostizieren, wird nicht nur auf klinische, sondern auch auf radiologische Untersuchungen zurückgegriffen. [21] Doch ist eine radiologische Abklärung nur bei Vorliegen klinischer Entzündungszeichen indiziert. [39]

Es wurde nachgewiesen, wie wichtig radiographische Bildgebungsmodalitäten für die Diagnose von Knochendefekten sind. Eine genaue Beurteilung der Morphologie und Größe eines Knochendefektes mit röntgenologischen Hilfsmitteln ist von großer Bedeutung, da das weitere Vorgehen zum Erhalt des Implantates davon abhängt. Ohne genaue klinische und röntgenologische Diagnostik ist es nicht möglich zu entscheiden, ob ein Implantat chirurgisch oder als nicht invasiv erhaltbar gilt. [21]

Die Entstehung der Erkrankung kann sowohl durch lokale, das Implantat betreffende, als auch systemische Risikofaktoren begünstigt werden (Schwarz & Becker 2015). [39]

3.4 Risiko Faktoren

Zu den Risikofaktoren einer Peri-implantitis gehören:

1. Parodontitis und mangelnde Mundhygiene. [34]

Ein bakterieller Plaque- Biofilm zeigt sich als der ätiologische Faktor für die Entstehung einer peri-implantären Mukositis (Renvert & Polyzois 2014). Die Reaktion des Immunsystems im Bereich des Weichgewebsinterfaces enossaler Implantate ist mit der Immunantwort des Wirts an natürlichen Zähnen vergleichbar (Lang et al. 2011a). [39]

2. mangelnde Compliance. [34]

3. Nikotinabusus.

Raucher weisen eine fünfmal höhere Wahrscheinlichkeit, einer Peri-implantitis Entwicklung auf als Nichtraucher. [34]

4. Genetische Faktoren, wie ein positiver IL-1-Genotyp Polymorphismus.

Die Daten von verschiedenen Studien deuten darauf hin, dass der IL-1B-511 2/2-Genotyp einen signifikanten Zusammenhang mit der Inzidenz von frühem marginalem Knochenverlust um Implantate aufweist. [24, 25, 34]

(Risikofaktor 3 und 4 triggern sich gegenseitig um ein Vielfaches)

5. Systemerkrankungen (Immunsuppression, Diabetes mellitus...). [7]

Diabetes mellitus weist eine geringe Evidenz auf (Renvert & Polyzois 2014).[39]

6. okklusale Überbelastung [34]

7. iatrogene Ursachen (z.B. Zementitis, fehlpositionierte Implantate, insuffiziente prothetische Versorgungen)) [7, 39]

8. Überempfindlichkeit, bzw. Fremdkörperreaktionen und physikalisch-chemische Aspekte [34]

Für das Erkennen lokaler Risikofaktoren einer Peri-implantitis müssen Faktoren wie die Weichteil- und Knochenqualität, das Restaurationsdesign und die Implantat-Abutment-Schnittstelle beurteilt werden. [34]

Das lokale Risiko für die Peri-implantitiserstehung kann durch Lokalisation der Implantate im Oberkiefer (Koldslund et al. 2011; Schwarz et al. 2015d), bei Fehlen einer keratinisierten Mukosa (Lin et al. 2013; Ladwein et al. 2015), feststehendem Zahnersatz (Schwarz et al. 2015d), bei noch vorhandenen Zementresten (Linkevicius et al. 2012), sowie bei knöchernen Restdefekten nach simultaner Augmentation bukkaler Dehiszenzdefekte (Schwarz et al. 2012b) ansteigen. [39]

Um eine Peri-implantitis rechtzeitig behandeln zu können, ist eine frühzeitige Erkennung von Peri-implantitis und Mukositis notwendig. [11]

3.5 Implantatverlust

Ein Implantatverlust kann kurz nach Implantatsetzung oder nach längerer Zeit geschehen.

Die Ätiologie eines Implantatversagens scheint multifaktoriell und komplex zu sein. [27]

Ein früher Implantatverlust ist meist das Resultat eines operativen Versagens, einer mangelnden Primärstabilität, einer zu frühen Belastung oder einer postoperativen Komplikation. Später auftretende Probleme mit dem Implantat liegen oft einer Überbelastung oder einer Peri-implantitis zugrunde. [2, 49]

Sollte sich ein/e Patient/In für eine Implantatversorgung entscheiden, ist nicht nur eine Abklärung des quantitativen und qualitativen Knochenlager, sondern auch des parodontalen Status notwendig. Es sind die gleichen Untersuchungen und Befunde wie für eine/n Parodontitispatient/in zu erheben. Die Überlebenschancen des natürlichen Zahnes und des Implantates beim teilbezahnten Parodontitis Patienten ähneln sich. Auch hier hängt der Langzeiterfolg von einer adäquaten oralen Hygiene, Compliance des/r Patienten/In, bestehenden Risikofaktoren und vor allem von der

mikrobiellen Besiedelung des marginalen Weichgewebes, dem Zahn, bzw. Implantatweichgewebe Surface, ab. Die Bakterienflora einer Implantattasche weicht nur geringfügig von der Bakterienflora einer natürlichen Zahntasche ab, hier sind u.a. *Tanerella forsynthesis*, *Peptostreptococos micros ect.* vorzufinden. [2]

3.6 Nachsorgeprotokoll nach Implantation

Um einen Langzeiterfolg der Implantate bei teilbezahnten Parodontalpatienten zu begünstigen, ist eine gewissenhafte, schonende Plaquekontrolle und eine engmaschige, von den natürlichen Zähnen diktierte Erhaltungstherapie Voraussetzung. [2] Diese Erhaltungstherapie beinhaltet neben der kontinuierlichen Vorsorgeuntersuchung eine Bewertung und Beseitigung von Risikofaktoren (Rauchen, Parodontitis, systemische Erkrankungen). [7]

Protokoll zur Implantaterhaltung

Nach erneuter Anamnese der Krankheitsgeschichte und einem Gespräch mit dem/der Patienten/in, ermöglicht eine strukturierte Untersuchung eine Beurteilung der/des Implantate/s.

Zehn-Punkt-Inspektion

1. Beurteilung des Implantates anhand von Plaque und Zahnstein der **Mundhygiene**.
2. **Sondierung** des Implantates an vier Punkten. Ein Vergleich der Ergebnisse der verschiedenen Kontrollen kann anhand der Zunahme der Sondierungstiefen auf peri-implantäre Mukositis oder Peri-implantitis hinweisen.
3. **Entzündungszeichen** untersuchen. Ein positiver Blutungsbefund weist auf Entzündungen des Implantatgewebes mit oder ohne Knochenschwund hin. Eiterung aus peri-implantären Taschen kann das Vorhandensein einer fortgeschrittenen Peri-implantitis anzeigen.
4. Fortgeschrittene **Rezessionen** können im Zusammenhang mit Mukositis oder Peri-implantitis stehen.

5. Sollte eine **Mobilität** des Implantats bestehen, muss diese untersucht werden. Es kann sich hierbei um restaurative Komplikation, wie um ein loses Abutment oder gelockerte Schraube handeln, oder auf einen vollständigen Verlust der Integration hinweisen.

6. Eine **Okklusionkontrolle** sollte stets durchgeführt werden. Ein Auftreten von Facettierungen gehört im Rahmen der Kontrolle untersucht.

7. Eine **Kontaktpunktkontrolle** mit Zahnseide sollte durchgeführt werden. Ein offener oder zu lockerer Kontakt führt womöglich zu Nahrungsmittelimpaktion. Dies fördert die Biofilmentwicklung des Implantates und/oder des benachbarten Zahnes.

8. Kontrolle der **Perkussionsempfindlichkeit**.

Ein positiver Befund der Perkussionsempfindlichkeit kann auf eine biologische oder restaurative Komplikation hinweisen.

9. Eine **Röntgenuntersuchung** sollte in jeden Fall bei Auffallen von klinischen Veränderungen im Zusammenhang mit einer peri-implantären Entzündung durchgeführt werden. Anschließend sollten die Röntgenbilder mit früheren Röntgenaufnahmen verglichen werden.

10. Zur **Reinigung** der/des Implantate/s wird supra-gingival mit einer Prophy- Cup mit Prophy-Paste verwendet. Sub-gingival kann zur Entfernung von um Plaque, Zahnstein oder Zement ein Titan-Scaler angewandt werden. Subgingival kann auch mit einem Pulverstrahlgerät mit Polierpulver auf Glycinbasis gereinigt werden. Als Abschluss können die gereinigten Stellen nochmals mit Chlorhexidin gesäubert werden. [34]

4 Röntgen

Die Radiologie ist in der dentalen Heilkunde der heutigen Zeit unerlässlich. Sie wird für diagnostische Zwecke, für Planungen und Durchführungen der Behandlungen, die Forensik und die Bewertung des Therapieerfolgs benötigt. [20] Aufgrund der geringen Strahlenexposition in der Zahnmedizin (entspricht 0,3 % der in der gesamten Medizin verabreichten kollektiven Strahlendosis), gilt das Dentalröntgen als gesundheitlich unbedenklich. [16, 26] Dennoch können mehr als ein Drittel der durchgeführten Röntgenuntersuchungen auf das zahnmedizinische Fachgebiet zurückgeführt werden. Darum gilt es, das ALARA-Prinzip („as low as reasonably achievable“ – so wenig wie möglich, aber so viel wie notwendig), zum Schutz des/der Patienten/in einzuhalten. Eine zahnärztliche Röntgenuntersuchung sollte nur mit einer Verdachtsdiagnose und einer klaren Indikationsstellung durchgeführt werden. [26, 42, 36]

4.1 Röntgentechnik

Die röntgenologische prä-implantäre Übersichtsaufnahme gehört zur Routine und wird nicht nur benötigt, um den Nerv-Verlauf und die Knochendicke zu analysieren, sondern erlaubt auch das Entdecken von pathologischen Befunden, wie zum Beispiel verlagerte Zähne, Zysten, sklerotischen Strukturen und vieles mehr. Eine gesicherte Diagnose kann meist ohne Röntgen nicht getätigt werden und ein Röntgen dient auch der Qualitätssicherung einer Untersuchung. [19]

„Reproduzierbare Aufnahmetechnik bei Übersichtsaufnahmen“

Um reproduzierbare Kontrollaufnahmen herzustellen, benützte Brinkmann (1974) als Fixierungsvorrichtung ein Mundabformungsgerät, welches in die Halterung des Stützstiftes passte. Delnon (1985) empfahl damals die Verwendung eines „Kongruators“. Mit diesem Zusatzgerät wird die Fußposition nach vorne fixiert und dadurch die Halswirbelsäule gestreckt. Durch Festlegen mehrerer Parameter (Stirndistanz, Kinnauflage, ...) und gleichbleibender Fixierung der Fußposition erlaubt diese Technik die Kongruenz-Orthopantographie röntgenologischer Verlaufskontrollen von enossalen Implantaten.

Verzerrungen liegen im Orthopantomogramm eher im retromolaren und im Bereich der Prämolaren vor. Diese Verzerrungen können durch ein Kleinbildröntgen verringert werden. [19]

4.1.1 Röntgentechnologie intraorales Kleinbild

Heutzutage gibt es verschiedene Projektionstechniken. In diesem Fall interessieren wir uns für die Techniken der Halbwinkeltechnik, Paralleltechnik beziehungsweise Rechtwinkeltechnik. Der Unterschied ergibt sich durch die Positionierung des Tubus, – mit oder ohne Röntgenbildhalter. Die Röntgentechniken entsprechen den gleichen physikalischen Gesetzmäßigkeiten und liegen der Röntgenanatomie zugrunde. Um die Röntgentechnik besser verstehen zu können, muss Röntgenstrahlung definiert werden. Im Allgemeinen handelt es sich bei Röntgenstrahlen um indirekt ionisierende Elektromagnetische Wellenstrahlen mit einer Wellenlänge von ungefähr 1 Ångström. [19]

Die Röntgenstrahlung ist eine sogenannte Bremsstrahlung. Diese entsteht durch das Beschleunigen von in einer Kathode hergestellten Teilchen, welche mit hoher Geschwindigkeit in Richtung einer Anode geschleudert und dort abrupt abgebremst werden. Durch das Bremsen der Teilchen wird Energie freigesetzt. Der Vorgang der Bremsstrahlung läuft in einem Röntgenstrahler vonstatten. [19]

Die Durchdringungsfähigkeit von Röntgenstrahlung steht unter dem Einfluss der Röhrenspannung und deren dadurch resultierenden Energie, der Dichte des strahlenabsorbierenden Materials, der zu durchstrahlenden Gewebedicke sowie dem Fokus- Objekt- Abstand. [37]

Je höher die Atomkern Anzahl und damit verbundene Dichte der beieinanderstehenden Atome eines Materials und je höher die Ordnungszahl der Materie ist, desto mehr Energie und desto kurzwelliger muss ein Röntgenstrahl sein um durch die Materie gelangen zu können. Je höher die erzeugte Röhrenspannung (in kV) ist, desto kurzwelliger sind die Bremsstrahlen. Bei einer zu hoch gewählten Spannung verliert das Röntgenbild an Kontrast. [10]

4.1.2 Aufbau des Röntgenstrahlers

Der Röntgenstrahler setzt sich aus einer Röntgenröhre und einem Röntgenschutzgehäuse zusammen.

Die Röntgenröhre: In der Röntgenröhre befindet sich die Kathode und der Anodenfleck. Um die Elektronen ungebremst von Kathode zu Anode schleudern zu können, ohne durch Luftatome gebremst zu werden, befinden sich beide in einem gläsernen Vakuumgefäß. [4, 19]

Kathode: Die Kathode dient, wie oben erwähnt, als Elektronenquelle. Durch Erhitzen von Wolframglühdrähten werden die Elektronen in Schwingung gebracht, aus der Kathode gelöst und unter der angelegten Spannung in Richtung der Anode geschleudert. [4, 19, 35]

Anode: Sie besteht aus einer Wolfram-Rhenium-Legierung. An einer Drehanode oder Drehteller wird hier durch Abbremsen der Teilchen die Bremsstrahlung und Wärme freigesetzt. [4, 19, 35]

Bremsstrahlung: Das Strahlungsbremsvermögen (S_{rad}) steht in Konkurrenz zum sogenannten Stoßbremsvermögen (S_{col}), aus welchem Grund der Hauptteil der Energie, bis zu 90 Prozent, in der Anode zu Wärme umgewandelt wird. Dieser Vorgang findet in der Röntgentechnik in der Röntgenröhre statt. [5]

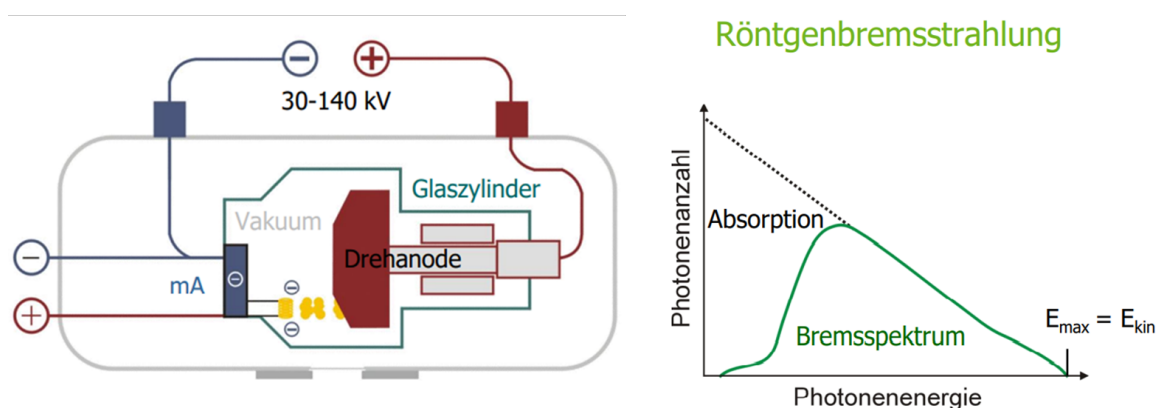


Abbildung 1: li. Röntgenröhrenaufbau; re. Bremsstrahlung. (U. Reiter)

Die Bremsstrahlung gilt als eine der einfachsten technischen Lösungen zur Erzeugung der Röntgenstrahlung. Die Erzeugungsspannung solcher

Röntgenröhren kann jedoch nur bis 500 keV betrieben werden. Dies ist relevant, da in der Strahlentherapie Röntgenstrahlung weit höherer Energie benötigt wird. Diese energiereichen Strahlungen werden, anders als in Röntgenologie, mittels Beschleunigungstechnik erzeugt. [5] Die Strukturen, welche mit den Röntgenstrahlen abzubilden sind, werden auf einen Bildempfänger übertragen. Als Bildempfänger benutzt man statt traditioneller Zahnfilme zunehmend Speicherfolien und Sensoren zur Digitalisierung. [12]

Einführung in die Röntgenanatomie

Bei einer Röntgenabbildung ist immer von einem Negativ- Film die Rede. Als Aufhellung versteht man im konventionellen und digital verarbeiteten Röntgenbild alle strahlendurchlässigen Strukturen, die wenig oder gar nicht von abgeschwächten Röntgenstrahlen getroffen werden. Im Negativ erscheinen strahlendurchlässige Strukturen dunkel. Mit einer Aufhellung ist also eine radioluzente Struktur gemeint. Als Verschattung werden strahlenundurchlässigen, also opake Strukturen, bezeichnet, die aufgrund ihrer Dicke oder Dichte Röntgenstrahlen abschwächen oder absorbieren. [10, 19]

4.1.3 Röntgenanatomie

Das Ziel eines Röntgens ist im Wesentlichen ein dreidimensionales Konstrukt zweidimensional abzubilden. Die Röntgenanatomie folgt eigenen Gesetzmäßigkeiten. Es werden das Grundwissen über die Anatomie der Strukturen, sowie der Röntgentechnologie und die damit verbundene Kenntnis der Strahlenwirkung benötigt. Dieses Wissen erkennen wir als die Röntgenanatomie an. Die Kenntnis der Röntgenanatomie ist notwendig zur Unterscheidung von Pathologien und physiologischen Strukturen. Röntgenologisch interessieren uns besonders zwei Effekte, der Tangentialeffekt und der Summationseffekt. [12]

4.2 Artefakte und Effekte

Nicht nur die grundlegende Erkenntnis der Röntgenanatomie, sondern auch das Grundwissen über folgende Effekte sind für jede Art von Röntgenaufnahmen zu beachten. [10]

4.2.1 Der Tangentialeffekt

Hierbei handelt es sich um opake Strukturen, die aufgrund relativ paralleler Lage zum Zentralstrahl während der Aufnahme besonders deutlich abgebildet werden. „Er macht im durchstrahlten Raum nur diejenigen Hartgewebe deutlich sichtbar, die entweder von großer Dichte sind oder die im Moment der Aufnahme parallel oder nahezu parallel zum Zentralstrahl stehen.“ Rateitschak (et al; 2000). Liegen Strukturen jedoch während der Aufnahme quer zur Hauptachse, sind diese im Röntgen kaum bis gar nicht sichtbar. Allerhöchstens zeigen sich quer stehende Strukturen durchscheinend. „Dort wo der Zentralstrahl das Objekt passiert, sind die Bildschärfe und die realistische Wiedergabe optimal, weshalb man im Bereich der Zähne zwischen apikalen und parodontalen Projektionen unterscheiden kann.“ Rateitschak (et al., 2000). [12, 13, 41]

4.2.2 Der Summationseffekt

Der Summationseffekt lässt sich in Additionseffekt und Subtraktionseffekt unterteilen. Er ist für die Genauigkeit beziehungsweise für das Verschwinden von Hart- und Weichgewebestrukturen verantwortlich. Dieser Effekt lässt unter den Bedingungen der Expositionsdaten im durchstrahlenden Raum Hart- und Weichgewebestrukturen deutlicher erscheinen oder sich gänzlich auflösen. Dies geschieht durch das übereinander Projizieren der Gewebestrukturen eines Raumes ins Zweidimensionale. [12, 13]

Additions- und Subtraktionseffekt

Der Additionseffekt ist dafür verantwortlich, dass auf Knochen projizierte Weichteile, den darunter liegenden Knochen opaker erscheinen lassen. Es überlagern sich die strahlendichten Strukturen, so dass es zu einer Verschattung dieser Bereiche kommt. [10, 12, 13] Im Orthopantomogramm zählen die Gesichtshaut, das Ohr, die Halswirbelsäule, das Gegenkiefer, das Jochbein oder Zungenbein zu den möglichen Strukturen die einen Additionseffekt verursachen können. [10]

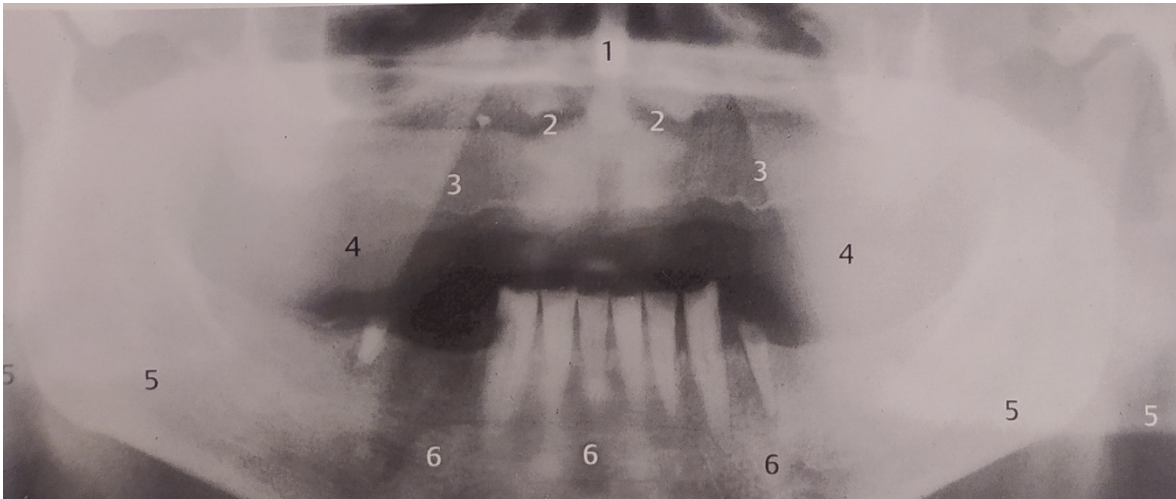


Abbildung 2: Additionseffekt. Dargestellte Strukturen: 1. Septum nasi und Crista nasalis maxillae, 2. Articulatio atlantooccipitalis, 3. Nasolabialfalte, 4. Wange, 5. Corpus mandibulae, 6. Positionierungslehre aus Kunststoff. (F. A. Pasler 2000)

In der Abbildung 2 zeigt sich ein deutliches Beispiel für den Additionseffekt. Die opaken Verschattungen ergeben sich durch die Übereinanderlagerung der Strukturen. So erkennt man zum Beispiel eine besonders dichte Verschattung im Bereich der Wangen- (4) und Nasenweichteile (Aufhellung unter 2). [10, 12, 13]

Wiederum stellt eine auf Knochen projizierte lufthaltige oder strahlendurchlässige Struktur den Knochen durchscheinend oder gar aufgelöst dar. [10, 12, 13]

Die Verschattung der strahlendichten Struktur wird durch das Überlagern der strahlendurchlässigen Struktur abgeschwächt. Dieses Phänomen ist als Substraktionseffekt bekannt. Diese röntgenologischen Phänomene haben dementsprechend nichts mit Zeichen einer Sklerosierung oder einer Strukturauflösung zu tun. Der Summationseffekt kann besonders bei Belichtungsfehlern einer brauchbaren Beurteilung des Röntgenbildes im Wege stehen. Um einen Summationseffekt auszuschließen, gibt es die Möglichkeit auf eine Computertomographie auszuweichen. Hier ist dieser Effekt nicht vorhanden, „...weil das Volumen der fragten Region durch ein fächerförmiges kollimiertes Strahlenfeld in Scheiben unterschiedlicher Dicke geschnitten wird.“ Pasler (et al., 2008). [12, 13] Im Orthopantomogramm zählen Strukturen wie die Kieferhöhle, Nasennebenhöhlen, Orbita, Porus arcusticus und der Epipharynx zu den wichtigsten Verursachern des Substraktionseffekt. [10]

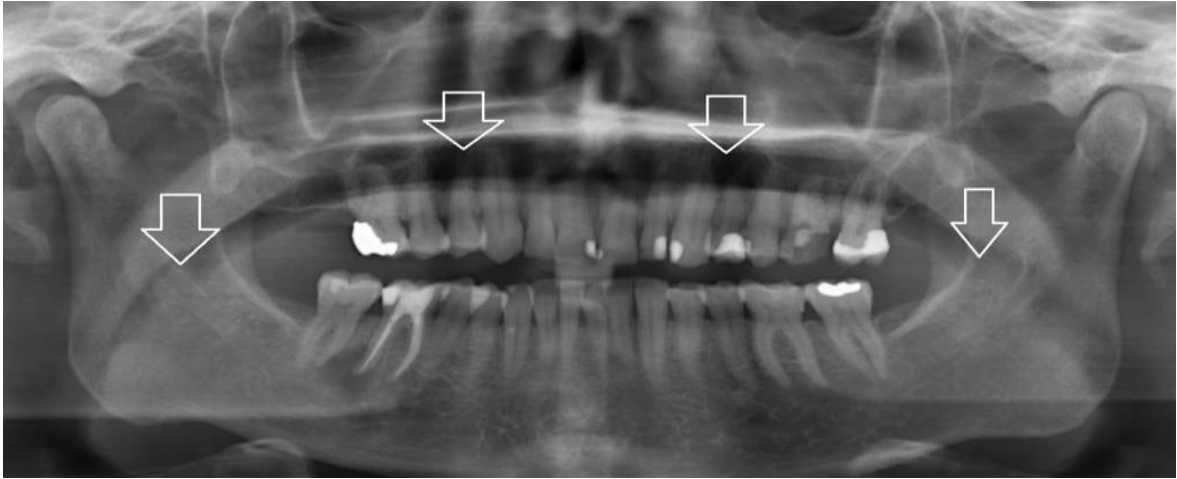


Abbildung 3: Subtraktionseffekt. (Meß M. 2013)

Eine fehlerhafte Patienten/innen Positionierung kann zu Entstehung eines lufthaltigen Raumes mit vermindertem Kontrast führen. In weiterer Folge kommt es zu einem Subtraktionseffekt im Bereich der Oberkieferzahnwurzeln. In Abbildung 3 und 4 ist der Subtraktionseffekt als eine dunkle, halbmondförmige Aufhellung sichtbar (siehe Pfeile).[50]



Abbildung 4: Subtraktionseffekt. (Meß M. 2013)

Eine weitere erkennbare Aufhellung ist durch den lufthaltigen Epipharynx bedingt, besonders gut ist diese in Abbildung 3 zu sehen (roter Punkt).

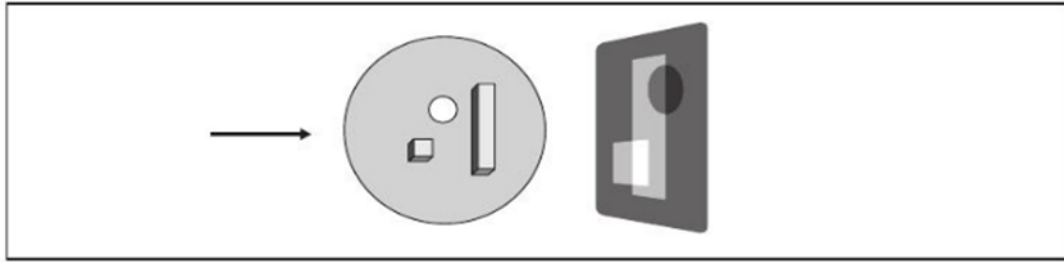


Abbildung 5: Schematische Darstellung der Summationseffekte. (F. A. Pasler 2008)

In der Abbildung 5 zeigt sich eine schematische Darstellung des Additions- und Substraktionseffektes. Der auf der Darstellung abgebildete Stab wird einmal von einer lufthaltigen Kugel und an einer anderen Stelle von einem dichten würfelförmigen Objekt überlagert. Das lufthaltige Objekt bewirkt durch die strahlendurchlässige Überlagerung eine Aufhellung der überlagernden Stelle des Vierkantstabs, es entsteht ein Substraktionseffekt. Der auf dem Stab projizierte dichte Würfel hingegen verursacht eine Verschattung, folglich einen Additionseffekt. [10]

Auch die sogenannten „Triangulationen“ sind das Ergebnis des Substraktionseffektes. Dieser kommt immer dann zum Vorschein, wenn ein Teil des Alveoleneinganges schräg über die Alveolarkammverschattung hinaus projiziert wird. Knochendehiszenzen und damit dünne bukkale Knochenwände sind am Röntgen nicht sichtbar, da diese Defekte von den Zahnwurzel-Verschattungen überlagert werden. [13]

Ein weiteres Beispiel für den Summationseffekt ist der Burn-out-Effekt. Unter dem Burn-out-Effekt versteht man eine Aufhellung am Zahnhals. Er entsteht durch die geringe Abschwächung der Gingiva im Bereich des Zahnhalses, welcher sich als verstärkter Aufhellungseffekt an den mesialen und distalen Enden der Aufhellungsbändern äußert. Hier ist ein leichteres Durchdringen mit den Bremsstrahlen möglich, da diese Zahnhalsregion weder von Knochen noch von Zahnschmelz überlagert wird. Als weitere Erscheinung kann eine proximale Zahnhalskaries imitiert werden. Weist die Zahnhartsubstanz eine geringere Dicke auf, wird dieser Effekt verstärkt. [12, 13]

Dieser Effekt kann auch an einzelnen Zähnen beobachtet werden, welche in ihrer Achse gedreht abgebildet wurden. Durch die eigenen Überlagerungen können damit Zahnhäse und Kronen Aufhellungen produzieren und fälschlich als Karies profunda interpretiert werden. [10]



Abbildung 6: Burn-out-Effekt. (F. A. Pasler 2008)

Ein weiterer Effekt ist der sogenannte Mach-Effekt. Hierbei handelt es sich um ein optisches Sinnesempfinden, welcher einen verstärkten Kontrast zwischen Aufhellung zu Verschattung interpretiert. [10, 38] Der Match Effekt täuscht auch Abstufungen von Grautönen homogener Flächen vor. Sobald sich auf einem Röntgenbild Strukturen überlappen oder aneinanderreihen, kann dies helle oder dunkle Linien vortäuschen. Einerseits erleichtert der Match Effekt das bessere Erkennen von Kanten, jedoch kann es auch fehlerhafte Darstellungen wie Frakturen simulieren. Dieses Phänomen entsteht durch die sogenannte „laterale Hemmung“ der Netzhaut. [38]

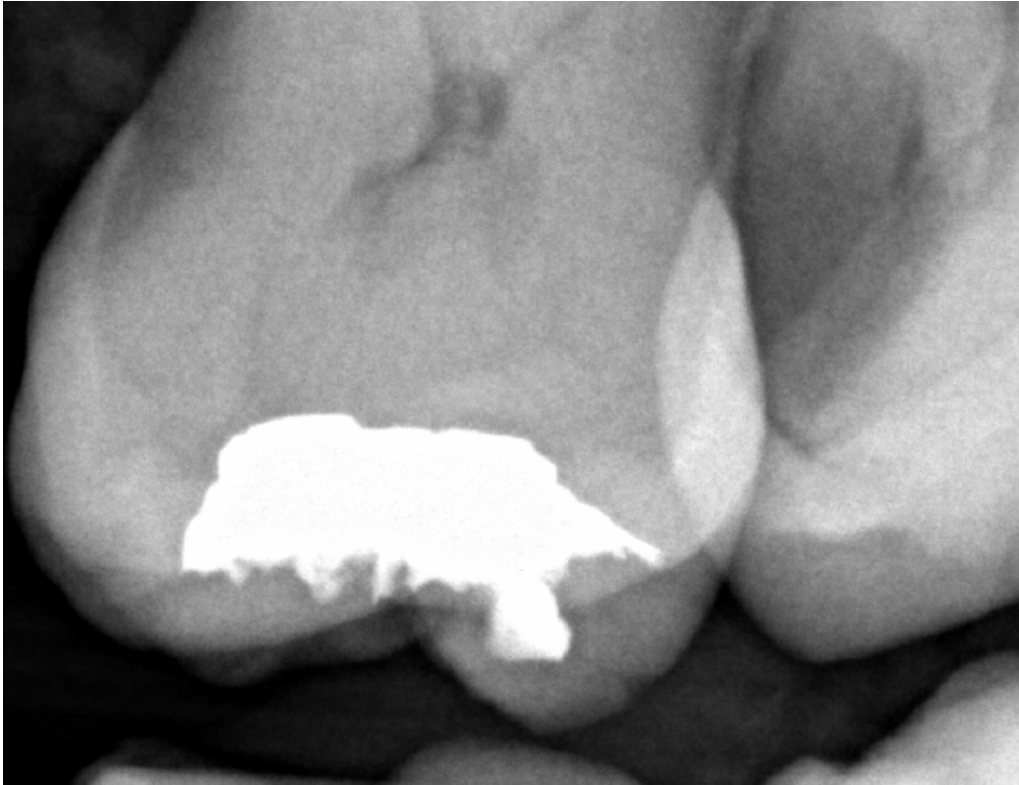


Abbildung 7: Match Effekt. (Medicor Imaging 2022)

4.2.3 Wechselwirkungen zwischen Strahlen und Materie

Röntgenstrahlen werden unterschiedlich röntgenenergetisch und materie-spezifisch geschwächt und absorbiert. Vereinfacht wird unterschieden zwischen:

- Anregung (keine Ladungsveränderung, elektrisches Gleichgewicht bleibt bestehen.)
- Klassische Streuung (kohärente Streuung) (man versteht darunter eine Photonablenkung ohne Energieverlust, es gibt keine Ionisation.) [13, 35, 37]
- Compton-Streuung (inkohärente Streuung)
- Absorption (Photoabsorption, Photoeffekt)
- Paarbildung (spielt in der Zahnmedizin, aufgrund Benötigens einer höheren Energie, keine Rolle) [13, 37]

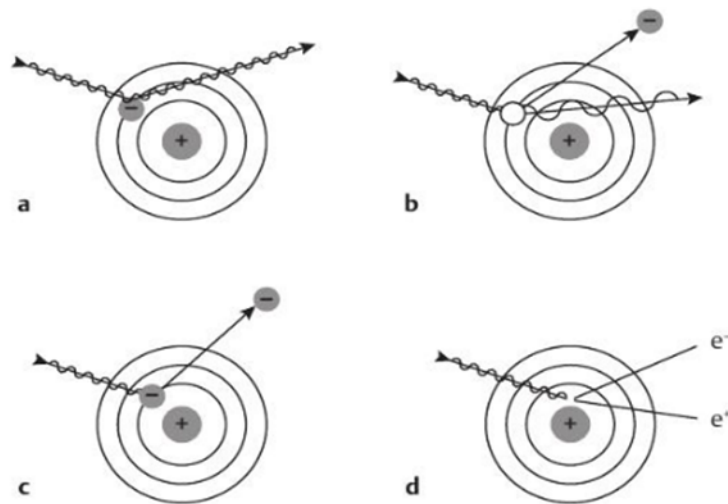


Abbildung 8: a) klassische Streuung, b) Compton-Streuung, c) Absorption, d) Paarbildung. (F. A. Pasler 2021)

Für die Röntgenstrahlung sind besonders der Compton-Effekt und der Photoeffekt von Bedeutung. Diese Wechselwirkungsprozesse stehen in Abhängigkeit von der Röntgenenergie. [13, 14]

Streustrahlung

Auch die Streustrahlung ist ein zu bedenkender Faktor. Sie reduziert die Erkennbarkeit der Detailgenauigkeit und den Kontrast. Um der Streustrahlung entgegenzuwirken, ist eine Erhöhung der Röhrenspannung und Reduzierung des Primärstrahlungstrahls nötig. So dicker und dichter ein abzubildendes Objekt ist, desto stärker ist die Streustrahlung. [14]

Photoeffekt

Dieser Effekt beschreibt das Phänomen, dass Röntgenphotonen Elektronen aus der Hülle schlagen. Das Photon gibt die gesamte Energie an das Elektron ab, somit wird das Photon und damit auch die entstehende Strahlung absorbiert. Es kommt zur Absorption (siehe Abbildung 8).

Compton-Effekt

Bei diesem Effekt wird ein Röntgenphoton inelastisch gestreut und es kommt durch die Photonenablenkung an einem Elektron zu einer Richtungsänderung und Energieübertragung. Ein Teil der Energie des Photons wird dabei auf das Elektron

übertragen. [10, 13, 19, 35] Das aus dem Objekt austretende gestreute Photon verschlechtert den Film durch ein Schwärzen einer nicht primären der Lokalisation entsprechenden Stelle. [35] Um eine Optimierung der Bildqualität zu schaffen, müssen diese Streustrahlungen durch Raster oder Kollimatoren (dient zur Fokussierung der Strahlenbündel) eliminiert werden. [19, 10, 13, 35, 37]

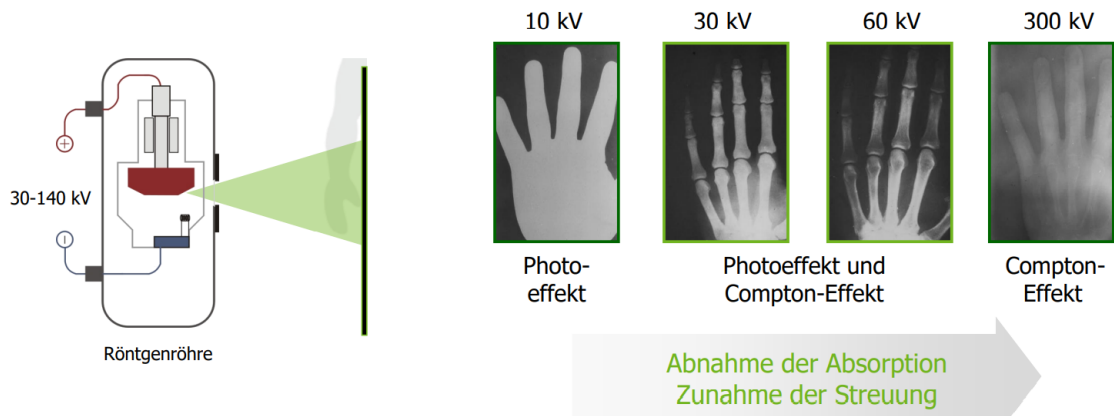


Abbildung 9: Absorption der Röntgenstrahlung und deren Effekte. (U. Reiter 2020)

Die Röntgenstrahlung wird röntgenenergie-spezifisch und materie-spezifisch geschwächt und absorbiert. Dadurch entstehen röntgenologisch unterschiedliche Aufnahmen, ausgehend von der verwendeten Spannung.

Weitere mikroskopische Wechselwirkungen, mit geringerer Relevanz für die Radiologie, sind die Rayleigh Streuung und die Paarbildung. [19, 14, 22]

4.3.2 Weitere Effekte

Geisterschatten

Geisterschatten beschreiben Schatten von Strukturen, welche entstehen, wenn sich diese Strukturen außerhalb der Fokusebene befinden. Diese Strukturen erscheinen vergrößert und verschwommen. Fremdkörper wie Ohrringe oder Gesichtsschmuck sollten deswegen entfernt werden, da auch sie Geisterschatten erzeugen können. Geisterschatten treten besonders im Orthopantomogramm auf. [18]

4.3 Röntgengesetze

Abstandsgesetz

Objektvergrößerung und Abstandsverhältnisse

Eine Kleinbildaufnahme weist durch die Zentralprojektion bedingte Objektvergrößerung immer eine geringe, nicht vermeidbare Wertabweichung auf. Abbildungen erscheinen, je geringer der Abstand zwischen Objekt und Film oder je größer der Abstand zwischen Fokus zum Objekt ist, weniger stark vergrößert. Der Abstand zwischen Fokus und Objekt hat eine bestimmte Vorgabe, um das gesamte Objekt abbilden zu können. [19, 13]

Isometrieregeln nach Cieszinski

Im Falle der Halbwinkeltechnik tritt die Isometrieregeln nach Cieszinski in Kraft:

„>>Der Zahn ist dann isometrisch abgebildet, wenn der Zentralstrahl durch den Apex und senkrecht auf die Winkelhalbierung zwischen Zahnachse und Filmebene verläuft<<“ [19]

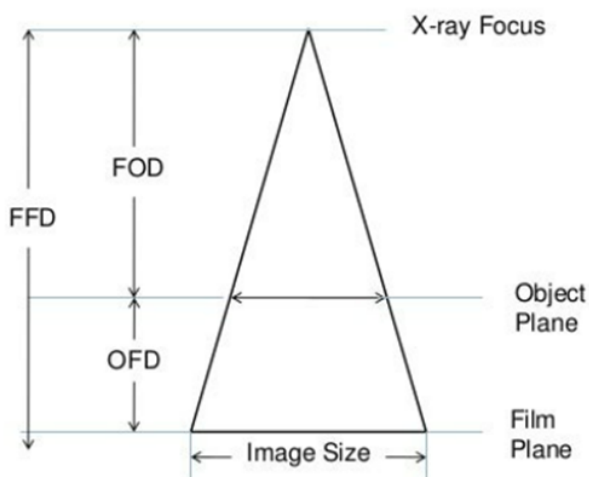


Abbildung 10: Abstandsgesetz. (Partha Jyody Das 2015)

„Das Verhältnis der Fokus-Objekt-Distanz (FOD) zu der Fokus-Film-Distanz (FFD) bestimmt den Vergrößerungsfaktor“. [54] Je weiter das Objekt von der Filmebene entfernt ist, desto größer wird das Objekt abgebildet. Diese Vergrößerung ist auf der Divergenz der Röntgenstrahlen basierend (siehe Abbildungen 10). [54]

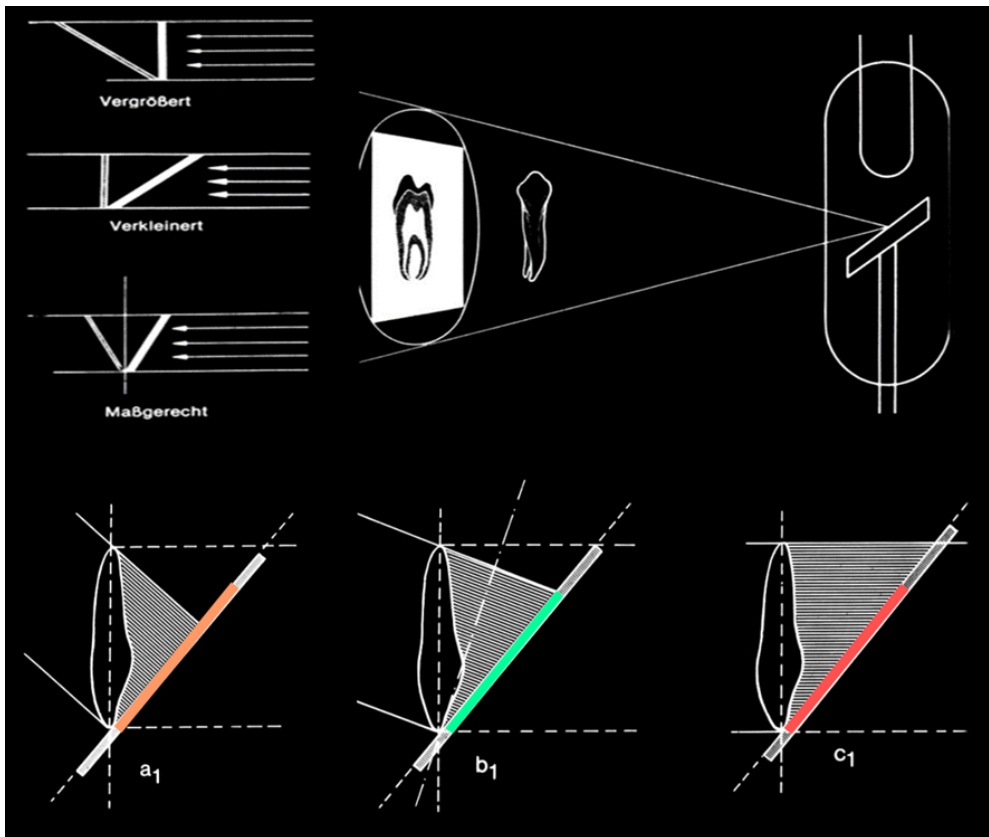


Abbildung 11: li.: Isometrieregeln nach Ciezinski, re.: Abbildungsprinzip; unten: a1. verkleinert, b1. maßgerecht, c1. vergrößert. (L. Ertl 2006)

Um eine Darstellung so maßstabsgetreu wie möglich zu gestalten, muss der Röntgenfilm parallel zum Objekt stehen und der Zentralstrahl senkrecht dazu einfallen. [13]

Abstandsverhältnisse und Halbschattenbreite

Nicht nur die Bildgröße, sondern auch die Schärfe wird mit der Erhöhung der Entfernung beeinflusst. Alle Strahlen außer dem Zentralstrahl divergieren. Je weiter ein divergierender Strahl vom Zentralstrahl entfernt ist, desto schräger fällt dieser auf das abzubildende Objekt und der dahinterstehenden Bildebene auf. Die klarste Darstellung eines Objektes entsteht in der Einstellung der Zentralprojektion. [13] Der Abstand zwischen dem Fokus und dem Objekt und zwischen Objekt zur Bildebene bestimmen auch die Ausbildung der Halbschattenbreiten und damit die Abbildungsschärfe mit (siehe Abbildung 12). [13]

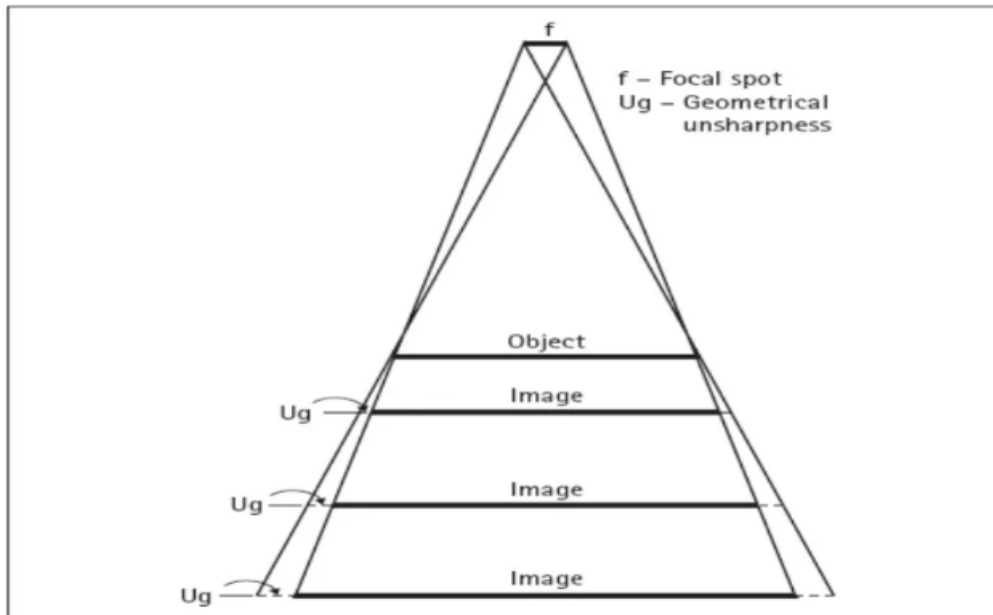


Abbildung 12: ein punktförmiger Fokus ergibt ein scharfes Bild, ein großer Fokus ergibt ein unscharfes Bild. (Partha Jyody Das 2015)

Intensität

Bei Erhöhung des Abstandes zwischen Röntgenstrahler und Filmträger verliert die Strahlenquelle durch Schwächung an Intensität und durch räumliche kegelförmige Strahlenausbreitung an Dichte pro Flächeneinheit (siehe Abbildung 13.). [37]

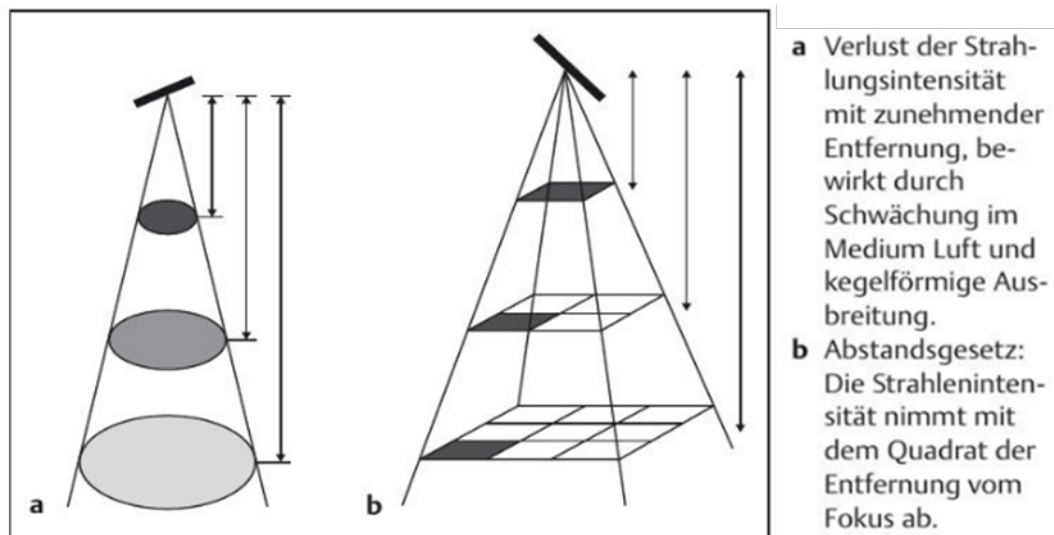


Abbildung 13: Abstandsgesetz. (F. A. Pasler 2017)

4.4 Begriffserklärung

Zentralprojektion

Die Zentralprojektion beschreibt die Einstellung, in welcher der Zentralstrahl im rechten Winkel zur Objektachse und zur Bildebene steht. Es kommt zu einer gleichmäßigen Vergrößerung eines Objektes, wenn die Bildebene parallel zur Objektachse gelagert ist und der Zentralstrahl senkrecht dazu einfällt. Eine klare Darstellung des Objektes entsteht daher in unmittelbarer Nähe des Zentralstrahles.

[13]

Kontrast

Ein guter Kontrast bedeutet ein schöneres Bild für unser Auge erscheinen zu lassen, dies wird durch die Spannung, also der Wellenlänge der Strahlung, beeinflusst. Erhöht man die Spannung, wird der Bildkontrast reduziert. Verringert man die Röntgenspannung, so erscheint das Bild kontrastreicher und das Bild enthält damit weniger Grauwerte. [10, 13]

4.5 Röntgenfehler

Fehler können mehrere Gründe haben, sie können bereits bei der Bildnahme, sowie bei der Bildinterpretation auftreten. Mögliche Fehlerquellen können sich ergeben durch:

- ein Verkippen des Tubus.

Durch das Verkippen des Tubus können Veränderungen der Rechtwinkligkeit sowie der Parallelität der Röntgenstrahlen entstehen.

Ein unscharfes Bild kann durch fehlende Parallelität gegenüber der Bildebene, durch Krümmung des Bildes aufgenommen werden. Dies kann durch einen Fehlbiss und falsche Positionierung des Filmes geschehen.

- eine Bewegung des/r Patienten/in oder des Filmes während der Aufnahme. Dies beeinträchtigt die Bildschärfe ebenfalls.

- die Beweglichkeit eines Zahnes oder Implantates aufgrund von parodontalen Knochenabbau, Parafunktionen oder fehlender Primärstabilität/ Sekundärstabilität.

- einen zu steilen oder zu flach gestellten Tubus.

Ein zu steil oder zu flach stellen des Tubus lässt Zähne zu kurz oder zu lang am Röntgenfilm erscheinen (besonders zu beachten bei Unterkiefermolaren). Das Verwenden eines Bildempfängerhalters ist empfehlenswert.

- , dass zu mesial oder zu distal Stellen des Tubus.

Es kommt zu Überlagerungen von Strukturen.

- Zentralprojektion und den damit verbundenen Effekten.

Geometrische Abbildungsfehler aufgrund der Zentralprojektion und den damit verbundenen Effekten sind nicht ausschließbar.

Für die geometrischen Abbildungsfehler sind sämtliche optische Effekte, wie der Verzerrungseffekt, die parallaktische Strahlenverschiebung in Körpern und die schiefe Zentralprojektion maßgebend.

- einen nicht zur Gänze belichteten Bildträger, es bildet sich ein weißlicher Bogen am Röntgenfilm ab. [13]
- eine falsche Kopfhaltung des/der Patienten/in.

Der Patient sollte aufrecht sitzen. Bei Kleinbildern im Oberkiefer hat bei geöffnetem Mund die Kauebene des Oberkiefers horizontal zu stehen. Wird ein Röntgenbild im Unterkiefer benötigt, so muss auch hier die Kauebene des Unterkiefers horizontal stehen. [13]

Um Röntgenfehler reduzieren zu können, muss ein Wissen über die richtige Einstellung des Röntgengerätes bei Abbildung der einzelnen Zähne vorhanden sein. [12]

4.6 Arten des Röntgens

Die Röntgenarten in der dentalen Medizin können in intraorale und extraorale Röntgentechniken eingeteilt werden. Zu den intraoralen Röntgen zählen das Aufbissröntgen, das Bissflügelröntgen und das Kleinbildröntgen. [17]

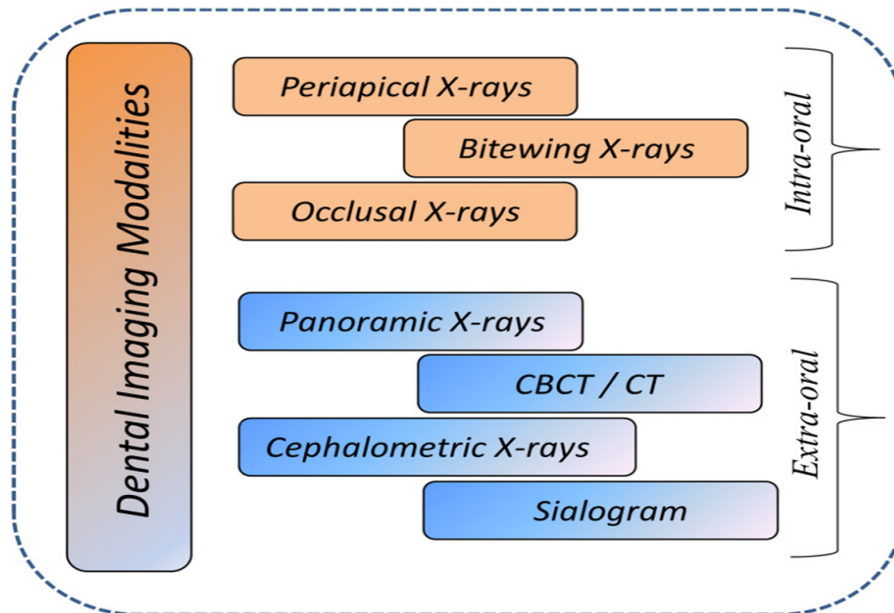


Abbildung 14: Röntgenarten. (L. Ertl 2006)

Bei einem intraoralen Röntgen wird ein Röntgenfilm in der Mundhöhle platziert und von außen mit einer Röntgenröhre der Film belichtet. Mit der intraoralen Aufnahme können spezifische Details, über Zahnanordnung, apikale Parodontitis und Karies diagnostiziert werden. Zu den extraoralen Röntgen gehören das Panoramaröntgen, die DVT, das Fernröntgen und das Sialogramm. Diese Aufnahmen werden von außerhalb der Mundhöhle getätigt und umfassen die gesamte Schädel- und Kieferregion. [17]

4.6.1 Extraoral

Panoramaröntgen

Ein Orthopantomogramm, wie das Panoramaröntgen noch genannt wird, ermöglicht eine Erfassung des gesamten Ober- und Unterkiefers mit samt seiner Strukturen, sowie eine Abbildung der Kiefergelenke. Diese Bilder werden zur Überblicksdiagnose, zur Untersuchung von Frakturen, Traumata,

Kiefergelenkerkrankungen, pathologischen Läsionen und zur Beurteilung von impaktierten Zähnen genutzt. [17, 18]

Auch im Orthopantomogramm bestimmen der Tangentialeffekt und der Summationseffekt die Abbildung der durchstrahlten Gewebe mit. [12] Die Interpretation eines Panoramaröntgens gestaltet sich recht schwierig, da Hart-, Weichteilen und die Atemwege sich in diesen Abbildungen überlagern. [17, 18]

Die aus der Schichtaufnahme der Technik resultierende Unschärfe der Aufnahme, die Summationseffekte und die uneinheitlichen Vergrößerungen und Verzerrungen der verschiedenen Bildabschnitte erweisen sich als Nachteile dieser Technik. [42] Entsprechend den Prinzipien der Tomographie werden Strukturen, welche sich außerhalb der Schicht befinden als unscharf und verschmälert oder als unscharfe, verbreiterte und vergrößerte Überlagerungen dargestellt, abhängig ob diese Strukturen zwischen Schicht und Bildempfänger oder zwischen Schicht und Fokus liegen. [12]

Auch sogenannte Geisterschatten können die Interpretation unklar gestalten. [17,18]

Kephalometrische Röntgenaufnahmen oder Fernröntgen

Diese Aufnahme wird auch als Ceph-Röntgen bezeichnet und bildet den gesamten Schädel im Profil ab. Im zahnmedizinischen Bereich wird diese Röntgentechnik zu kieferorthopädischen Fallplanungen herangezogen. Anhand dieser Röntgenaufnahme sind Vorhersagen und Diagnosen des Kieferwachstums und dessen Zusammenstellung möglich. [17]

Digitale Computertomographie (DVT)/ (Cone Beam Computed Tomography)

Die Computertomographie ist eine 3D-Aufnahme der inneren Strukturen. Diese Technik ermöglicht eine 3D-Ansicht von Zahnformationen, Weichteilen, Nerven und Knochen. Die durch diese Technik gewonnenen Bildinformationen bestehen aus mehreren Schichten. Diese Art der Visualisierung ermöglicht es verschiedene Erkrankungen zu identifizieren. Von Pathologieabklärungen von Zysten, Tumoren und Wurzelfrakturen, über die genaue Darstellung des Verlaufs der Nerven bei

geplanten Zahnextraktionen, hin zu Knochen- dicke und tiefen Beurteilung vor Zahnimplantaten, erweist sich der Einsatzbereich als recht vielseitig. [17]

Sialogramm

Diese Röntgentechnik dient der Untersuchung der Speicheldrüsen. Die Untersuchung erfolgt mit einem intravenös verabreichten Kontrastmittel und soll Pathologien der Speicheldrüsen röntgenologisch ersichtlich machen.

4.6.2 Intraoral

Kleinbildröntgen

Wird ein Röntgenbild für die genauere Diagnostik benötigt, so gilt in der Praxis das Kleinbildröntgen als erste Wahl. Hier arbeitet man mit der Halbwinkeltechnik (auch Winkelhalbierungstechnik genannt), der Paralleltechnik und der Rechtwinkeltechnik. [19] Der Röntgenfilm speichert die Information von maximal vier Zähnen. Diese Aufnahmen ermöglichen die Diagnose über den Zustand der Wurzel eines Zahnes. [19] Die Parallel-Rechtwinkeltechnik mit Langtubus wird für die optimal Darstellung der parodontalen und peri-implantären Strukturen empfohlen (Passler u Visser 2000). [2]

Bissflügelröntgen

Das Bissflügelröntgen ist eine Aufnahme der Ok- und Uk-Zähne im Seitenzahnbereich. Bei dieser Form der Aufnahme wird der Film quer positioniert, dies ermöglicht es mehrere Kronen abzubilden. [41] Diese Röntgentechnik stellt vor allem auch die Zwischenräume dar. Das Bissflügelröntgen unterstützt den behandelten Zahnarzt bei der Kariesdiagnostik, sowie bei der Abklärung der Suffizienz prothetischer Versorgungen (Randschluss von Restaurationen), wie zum Beispiel Kronen und Onlays. [17]

Zu den weiteren Indikationen zählen die Darstellung von Zahnstein, Parodontitis marginalis, Malokklusionen, peri-implantäre Knochenstrukturen und Implantatschultern. [17, 41] Die Darstellung von Zahnhalskaries ist mit dieser Methode allerdings durch den Tangentialeffekts erschwert. [41]

4.7 Möglichkeiten der Kleinbildaufnahme

4.7.1 Rechtwinkeltechnik

Die Rechtwinkeltechnik sowie die Paralleltechnik schaffen eine Parallelität zwischen der Filmebene und der Zahnebene. Bei dieser Technik des Kleinbildröntgens ist der Röntgenfilm über einen Halter mit dem Tubus der Röntgenröhre fixiert. Die Zahnachse sollte zum Röntgenfilm parallel stehen und der Zentralstrahl steht durch den Halter immer senkrecht auf die Filmachse. Ist es anatomisch nicht möglich die Rechtwinkeltechnik anzuwenden, wird auf die Halbwinkeltechnik zurückgegriffen. [19]

Vorteile

Die Rechtwinkeltechnik eignet sich für die Parodontal, sowie für die Kariesdiagnose und ermöglicht eine Gesamtdarstellung des Zahnes. [19] Durch das Vorhandensein des Röntgenhalters ist die Beziehung Zentralstrahl zu Film gesichert, es muss nur die Objekt-Film-Beziehung eingestellt werden. [13]

Diese gestaltet sich idealerweise so, dass der Film parallel und möglichst nahe am Objekt positioniert ist.

Nachteile

Diese Technik benötigt eine höhere Belichtungszeit, vergrößert das Bild und hat durch die starre Halteinrichtung eine umständliche Handhabung. [13, 19]

Indikationen

Die Indikationen sind:

- apikale Veränderungen,
- vor und nach Extraktionen,
- Kariesdiagnose,
- Parodontaldiagnose, sowie
- Röntgenstatus

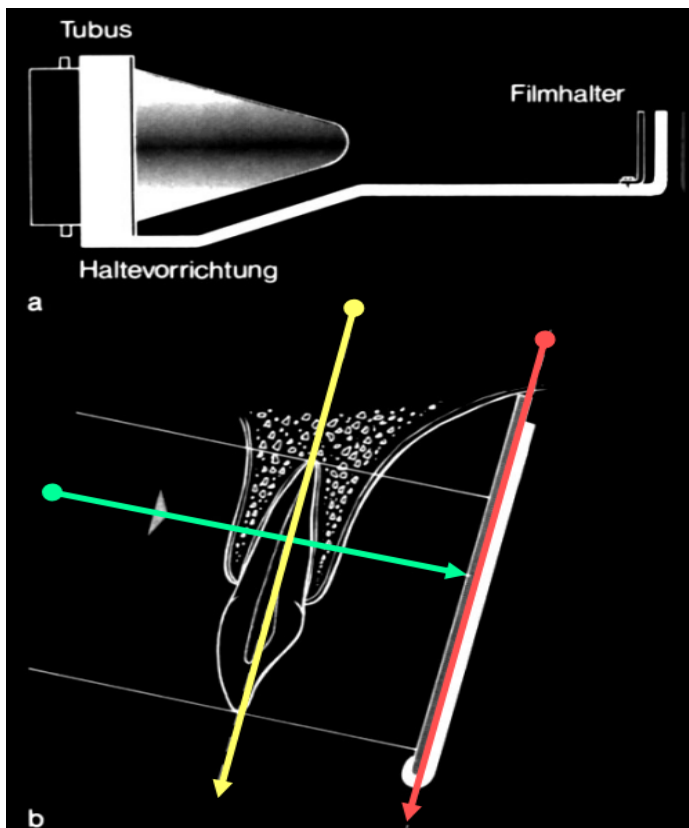


Abbildung 15: a) Haltevorrichtung, b) Rechtwinkeltechnik. (L. Ertl 2006)

4.7.2 Paralleltechnik

Die Paralleltechnik zielt auf dieselbe Abbildung wie die Rechtwinkeltechnik ab. Sie hat aber den Unterschied, dass im Gegensatz zur Rechtwinkeltechnik der Aufbisshalter mit dem Röntgenfilm, aber nicht mit dem Strahler verbunden ist.

Durch das Aufbeißen soll der Film parallel zum Objekt ausgerichtet werden, die Einstellung des Tubus erfolgt anliegend zum fix mit dem Halter verbunden Positionierungsring. Bei falschem Aufbeißen oder unachtsamen Positionieren der Röntgenröhre schleichen sich leicht Fehler ein. [13]

Nachteile

Die anatomischen Verhältnisse erschweren die komplette Wiedergabe der Zahnstruktur.

4.7.3 Halbwinkeltechnik

Bei der Halbwinkeltechnik hält der/die Patient/in den Röntgenfilm drucklos selbst im Mund.

In dieser Position des Röntgenfilmes entsteht ein Winkel zwischen Zahn- und Filmachse. Die Richtung des Projektionsstrahls soll normal auf den Film eingestellt sein, sodass es zu einer Winkelhalbierung des Winkels zwischen der Zahnachse und der Bildebene kommt. Die Wurzelspitze dient dabei als Fixpunkt der Projektionsebene. [19] Die Größe des Zahnes wird richtig, jedoch mit falschen Proportionen abgebildet. Die Abbildung der Zahnkrone ist verkürzt und die Wurzelabbildung verlängert dargestellt. [41]

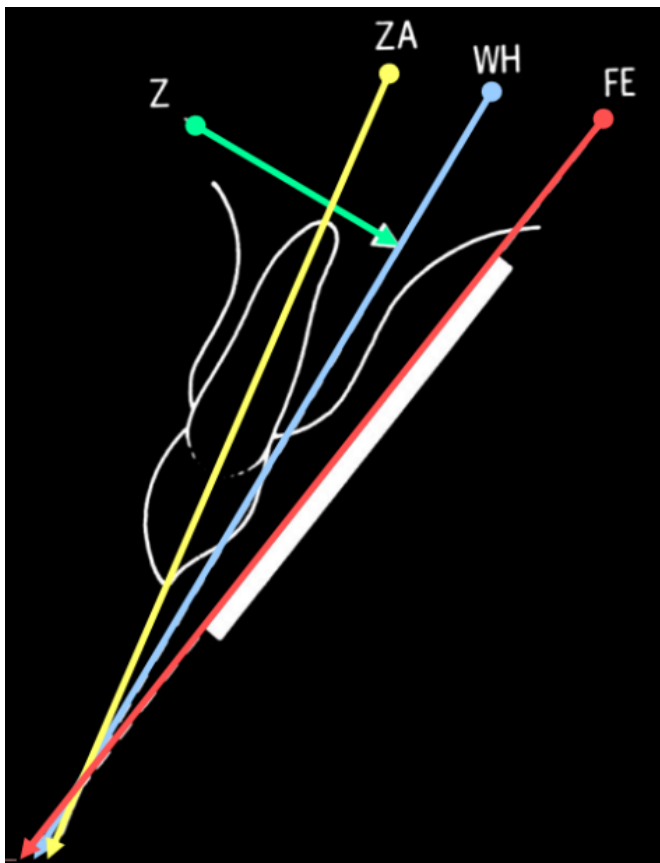


Abbildung 16: Halbwinkeltechnik. (L. Ertl 2006)

Vorteile

Die Technik benötigt keine Hilfsmittel und die Gesamtlänge stimmt überein.[19] Sie kann jederzeit ohne Hilfsmittel angewandt werden.[13]

Nachteile

Die Durchführung ist techniksensitiv und benötigt räumliches Vorstellungsvermögen und Erfahrung. Die Darstellung des Zahnes wird bei zu steiler Projektion zu kurz und bei zu flacher Projektion zu lang. [13] Aufgrund der fälschlichen Proportionsabbildung eignet sich die Röntgentechnik schlecht zur Kariesdiagnostik und zur Beurteilung des parodontalen Attachments. [19, 41]

Indikationen

Die Indikationen sind:

- apikale Veränderungen,
- vor und nach Extraktionen,
- Endodontie Messröntgen,
- Röntgenstatus.

5 Material und Methoden

5.1 Studiendesign

Diese Arbeit ist eine prospektive in vitro Studie. Die Daten werden einzig anhand aus eigens für diese Studie angefertigten Probenmaterial lukriert. Diese Studie dient zur Analyse der Problematiken des Kleinbildröntgens in Rechtwinkeltechnik beziehungsweise bei nicht gelingen der parallelen Positionierung des Films zum Objekt.

5.2 Haupt und Nebenzielgrößen

Als Hauptzielgröße wurde die Messabweichung der Röntgenbilder zu der tatsächlichen Implantatdefekten ermittelt. Die Nebenzielgrößen beschäftigen sich mit allgemeinen Röntgenfehlern, sei es Patienten/Innen oder Behandler/In basierend. Im Weiteren sollen die Überlegungen für eine Verbesserung der Bildgebung getätigt werden um Röntgenfehler wie Überlagerungen und Röntgen Artefakte zu vermindern.

5.3 Studiendurchführung

5.3.1 Herstellung der zu vermessenden Implantate

Bei der Implantation wurden ungekochte Rinderrippen verwendet, da diese über dieselben Eigenschaften wie ein menschlicher Kieferknochen verfügen. Die Rinderrippen wurden in SnowWhite Gips eingefasst, um einen stabilen Stand zu gewährleisten. Als nächster Schritt wurden zehn Implantate der Marke Xive® (Dentsply Sirona, Deutschland) mit dem Durchmesser 3,8 mm und der Länge 11 mm in die Rinderknochen gesetzt. Das Implantieren erfolgte nach vom Hersteller vorgegebenen Schema. Alle Bohrungen wurden mit einem fix positionierten Standbohrer durchgeführt, wodurch die Achse jedes Mal exakt eingehalten werden konnte. [6,11]

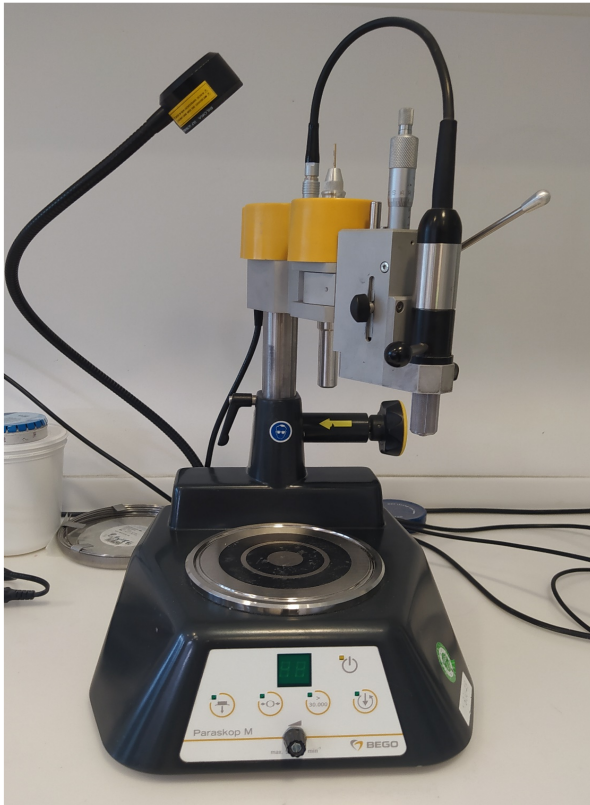


Abbildung 17: Parallelometer/ Standbohrmaschine.

Der Standbohrer ermöglichte ein normal zur Horizontalen stehendes Implantieren. Nun erfolgte eine schrittweise Verbreiterung der Tiefenbohrung mit auf das Implantat abgestimmten Bohrern. [6,11]



Abbildung 18: Instrumente Xive: li. nach re: Rosenbohrer, Pilotbohrer, Aufbauboherer rot-gelb, Krestalbohrer, Gewindeschneider.

Xive Spiralbohrer L^e (lang)
für Implantate der Länge 8-18 mm
(steril)



Abbildung 19: Spiralbohrer Xive li. nach re. aufsteigender Durchmesser.
(DentsplySirona)

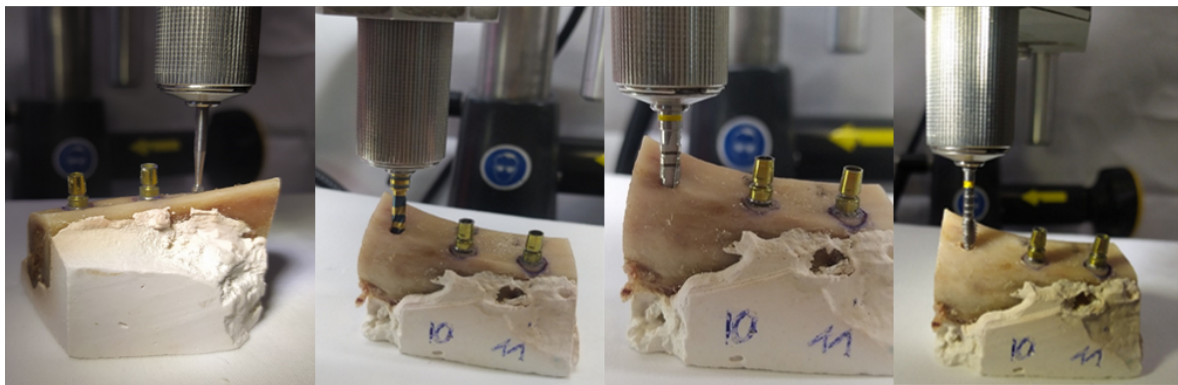


Abbildung 20: a) Ankörnen mit Rosenbohrer, b) Stufenweises Aufbohren mit Spiralbohrer, c) Krestalbohrung, d) Gewindeschneidung.

Während der Implantation wurde mit Wasser gekühlt.



Abbildung 21: Eindrehen des Implantats manuell mit Ratsche.

Das Einbringen des Implantates erfolgte unter einer manuellen Drehmomentkontrolle und wurde mit einer Kraft über 25 Ncm eingedreht. [11]



Abbildung 22: gesetzte Implantate.

Diese Implantate wurden jeweils mit einem Defekt, welcher einen Peri-implantitis Defekt imitiert, versehen. Die Defektsetzung wurde mit einer Trepanfräse in derselben Achse durchgeführt. Die Defekte wiesen Tiefen von 2 bis 11 mm auf.

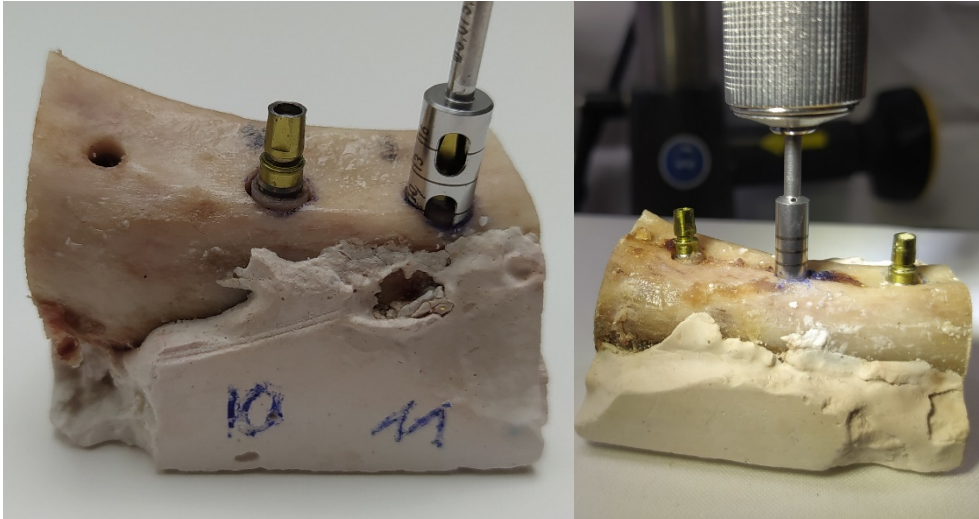


Abbildung 23: Defektsetzung.

5.3.2 Prüfstand

Für eine akkurate, wiederholbare und nachvollziehbare Messung wurde im Rahmen der Diplomarbeit ein Prüfstand erstellt. Mithilfe dieser Apparatur war es möglich eine kontrollierte Winkelabweichung in der Vertikale, sowie in der Horizontale nachzuahmen, sowie Fehlerquellen zu reduzieren und exakt vergleichbare Werte zu erzielen. Die Verschiebung des Winkels betrug minus 15 Grad bis plus 15 Grad in der horizontalen Ebene und minus 8 Grad bis plus 8 Grad in der Vertikale.

Die Voraussetzungen waren wie folgt:

- eine Plattform zur Fixierung der zu röntgenden Objekte,
- Verstellmöglichkeiten zur Einstellung des Objektes in die jeweiligen Achsdrehpunkte,
- zwei unabhängig voneinander drehbare Achsen,
- Winkelmarkierungen zur Referenzierung, Messung und Datenerhebung,
- eine einstellbare Halterung für Röntgensensor und Röntgengerät,

- Material und Bauform sollten weitestgehend nicht auf den Röntgen sichtbar sein und die Messungen dürfen nicht beeinträchtigt werden.

Herstellung des Prüfstands

Der Prüfstand wurde in den Programmen Rhino V4® (Robert McNeel & Associates, USA) und Solidworks 2017® (Dassault Systèmes SolidWorks Corporation, USA) konstruiert. Kernstück der Konstruktion ist die Objektträgerplattform. Diese wurde schräg im Raum positioniert, um gegebenenfalls einen menschlichen Unterkiefer aufnehmen zu können. Gehalten wird die Plattform durch auf beiden Seiten zwei ineinandergesteckten Exzenter inmitten eines großen Kugelkopfgelenkes. Durch diese Exzenter-Kugelkopf-Kombination ist es möglich, die „horizontale“ Drehachse auf der Plattform zu verstellen und auf die jeweiligen Objekte einzustellen. Die Achsenenden wurden jeweils am Ende mit zwei Kugellager eingespannt. So lässt sich, mit eingestellten und fixierten Excenter-Kugelkopf-Kombination, die Objektträgerplattform frei schwenken, ohne dass eine tatsächliche physikalische Achse die Röntgenaufnahmen stört. An der linken Seite ist diese Achse mit einer Verzahnung plus Zahnrad leicht drehbar, arretierbar und an der Skala ablesbar. Diese Baugruppe wurde nach unten hin verbunden und lässt sich mit Nut-Federn, Langlöchern und Fixierschrauben auf der zweiten Achskonstruktion (der vertikalen Achse) verschieben und einstellen. Die vertikale Achse besteht aus einem großen Ring, welcher sich durch innenliegende Kugellager frei drehen lässt. Diese Lager sind auf der untersten Trägerplatte fixiert. Ein Zahnkranz mit dazu passendem Zahnrad ermöglicht einfache und präzise Verdrehung und Einstellung auf die dazugehörige Winkelskala.

Die letzte Baugruppe ist der Halter des Röntgensensors und die Aufnahme des Röntgengerätes. Diese ist durch zwei Verstellmöglichkeiten geführt und kann nach Wunsch auf die richtige Lage des Objektes eingestellt und fixiert werden. Während der Konstruktion des Prüfstandes musste bereits auf die Fertigungsmethoden Rücksicht genommen werden. Die einzelnen Teile wurden mit Hilfe zweier 3D-Drucker im additiven Verfahren FFF hergestellt. Als Material wurde PLA wegen seiner guten physikalischen Eigenschaften und leichter Verfügbarkeit gewählt. PLA ist weitestgehend resistent gegen die meisten herkömmlichen Lösungsmittel und beeinflusst Röntgenstrahlen nicht. Ansonsten wurden Zylinderkopfschrauben und

Kugellager verwendet, wobei diese außerhalb der zu röntgenden Zone gehalten wurden.

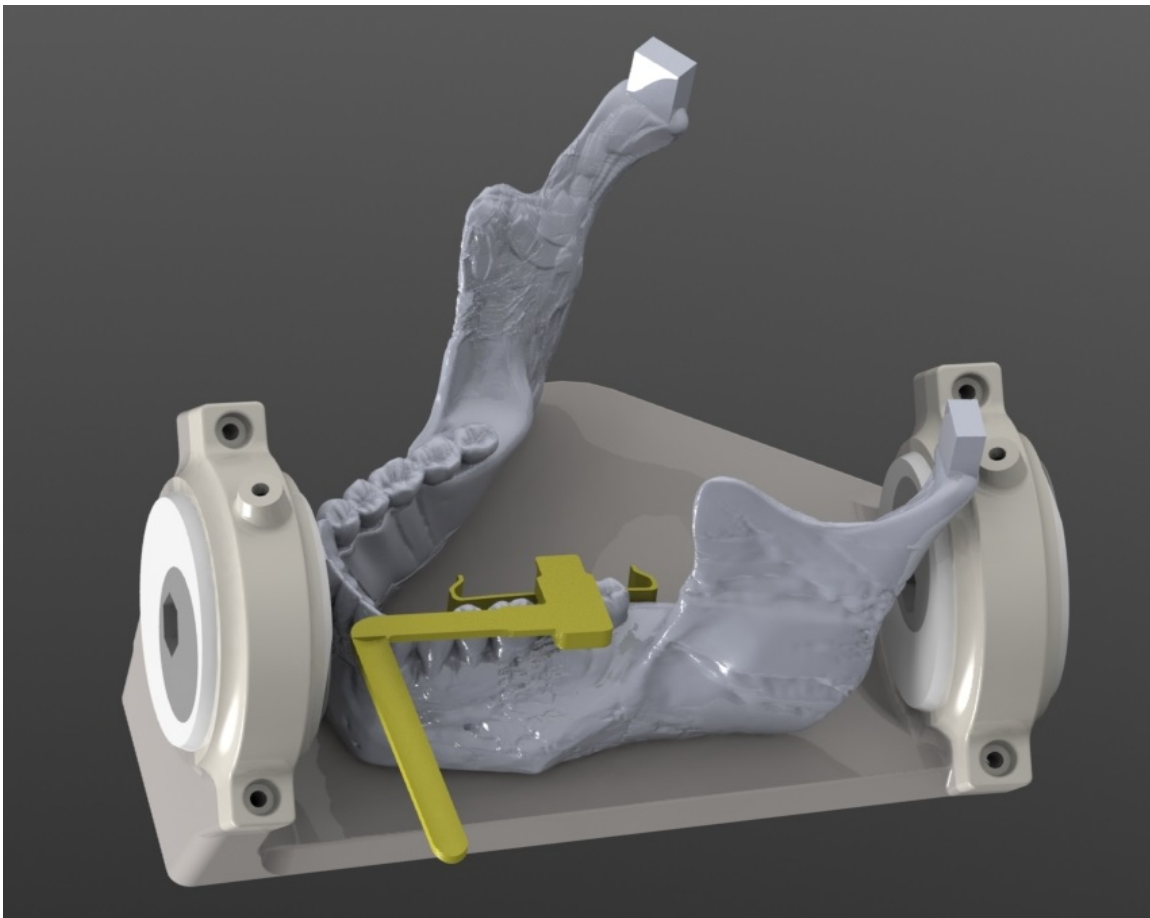


Abbildung 24: Erster Entwurf des Prüfstandes in Solidworks 2017® (Dassault Systèmes SolidWorks Corporation, USA). (K. Fellner 2022)

So lässt sich, mit eingestellten und fixierten Excenter-Kugelkopf-Kombination, die Objektträgerplattform frei schwenken, ohne dass eine tatsächliche physikalische Achse die Röntgenaufnahmen stört. An der linken Seite ist diese Achse mit einer Verzahnung plus Zahnrad leicht drehbar, arretierbar und an der Skala ablesbar.

Diese Baugruppe wurde nach unten hin verbunden und lässt sich mit Nut-Federn, Langlöchern und Fixierschrauben auf der zweiten Achskonstruktion (der vertikalen Achse) verschieben und einstellen. Die vertikale Achse besteht aus einem großen Ring, welcher sich durch innenliegende Kugellager frei drehen lässt. Diese Lager sind auf der untersten Trägerplatte fixiert. Ein Zahnkranz mit dazu passendem Zahnrad ermöglicht einfache und präzise Verdrehung und Einstellung auf die dazugehörige Winkelskala.

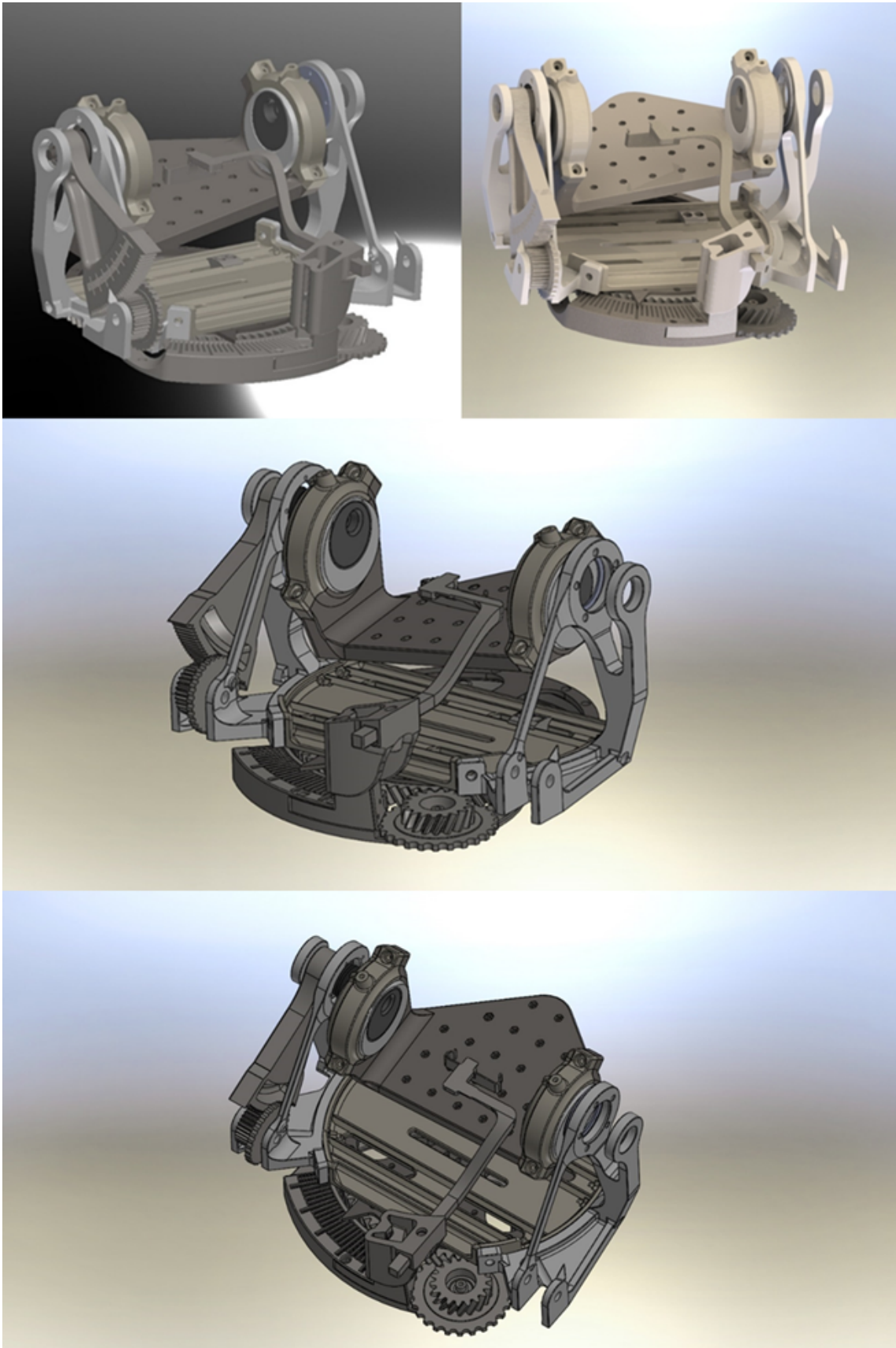


Abbildung 25: Prüfstand Endversion Solidworks 2017® (Dassault Systèmes SolidWorks Corporation, USA). (K. Fellner 2022)

Die letzte Baugruppe ist der Halter des Röntgensensors und die Aufnahme des Röntgengerätes. Diese ist durch zwei Verstellmöglichkeiten geführt und kann nach Wunsch auf die richtige Lage des Objektes eingestellt und fixiert werden. Während der Konstruktion des Prüfstandes musste bereits auf die Fertigungsmethoden Rücksicht genommen werden. Die einzelnen Teile wurden mit Hilfe zweier 3D-Drucker im additiven Verfahren FFF hergestellt. Als Material wurde PLA wegen seiner guten physikalischen Eigenschaften und leichter Verfügbarkeit gewählt. PLA ist weitestgehend resistent gegen die meisten herkömmlichen Lösungsmittel und beeinflusst Röntgenstrahlen nicht. Ansonsten wurden Zylinderkopfschrauben und Kugellager verwendet, wobei diese außerhalb der zu röntgenden Zone gehalten wurden.

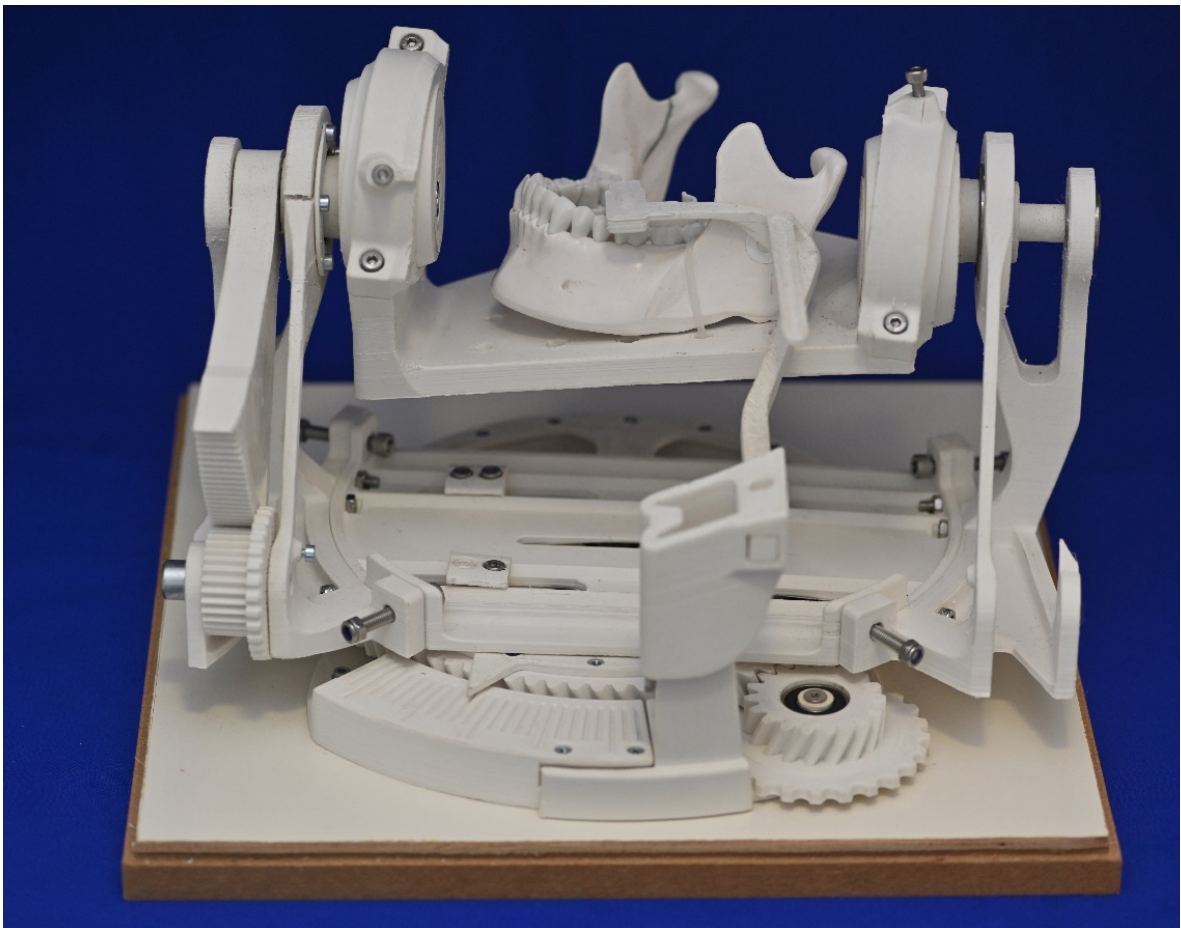


Abbildung 26: endgültiger 3D- gedruckter Prüfstand.

5.3.3 Radiologische Datenerhebung

Um Messfehler zu reduzieren, wurden die in SnowWhite gebetteten Implantate zentriert und mittig auf dem Prüfstand fixiert. Die Röntgenröhre (Heliodent Plus, Dentsply Sirona, Deutschland, Bensheim) wurde in einer Nullgrad- Stellung parallel zum Haltearm des Röntgenfilms, mit einem Abstand von 8 cm, eingestellt. Mit einer Belichtungszeit von 0,06 Sekunden wurden die fixierten Modelle mit dem Kleinbild in Rechtwinkeltechnik röntgenologisch abgebildet. Pro Implantat entstanden 49 Kleinbilder, welche jedes Implantat in verschiedenen Kombinationen der horizontalen und vertikalen Winkelverdrehung zeigt.

Die Drehung der Plattform in der Horizontalen, beinhaltet die Winkelpositionen -8° , -5° , -3° , 0° , 3° , 5° , und 8° . Die vertikale Achse lässt die Winkeleinstellungen, -15° , -10° , -5° , 0° , 5° , 10° sowie 15° zu. Die Datenerhebung erfolgte mit dem angefertigten Datenmaterial.

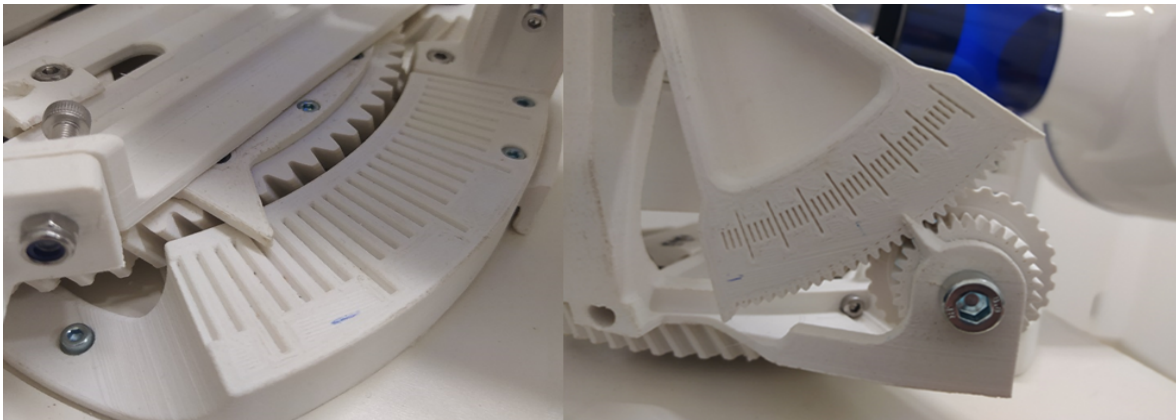


Abbildung 27: re. vertikales und li. horizontales Verstellrad.



Abbildung 28: Röntgen der Implantate.

5.3.4 Radiologische Parameter

Gemessen wurde die Tiefe des jeweiligen Defektes sowie die Implantatlänge.

Tiefe des Defektes: Messung des Abstandes zwischen Knochenrand zur Defektbasis.

Länge des Implantates: Messung der Länge des Implantates, vom polierten Implantataufbau bis zum Implantatapex.

5.3.5 Auswertung der radiologischen Daten

Zur Vermessung der Kleinbilder fand das Programm Sidexis® Anwendung. Sidexis® ist eine Software der Firma Dentsply Sirona (Deutschland), sie dient der Diagnostik und Planungsunterstützung im dentalen Bereich. Dieses Computerprogramm wird im Allgemeinen zum Öffnen und zur Verarbeitung von Röntgenbildern verwendet.

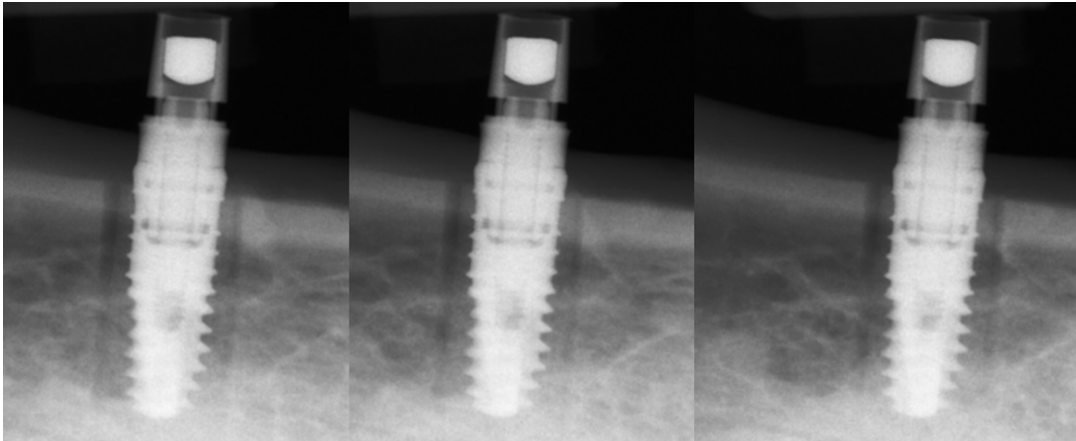


Abbildung 29: Kleinbildröntgen Defekt von li. Nach re.: horizontal 5°/ vertikal -5° horizontal 5°/ vertikal -3°, horizontal 5°/ vertikal 0. ° (Sidexis®, Dentsply Sirona, Deutschland)

Die Durchzeichnung und Vermessung der Röntgenbilder erfolgte mit einem in Sidexis® integrierten Vermessungs-Tool. Jeder Defekt aller 490 Bilder wurde einzeln mithilfe dieses Programmes durchgezeichnet. Die Bemühungen lagen an der Durchzeichnung der Bilder parallel zum Implantat.

Es wurde immer die oberste, im Röntgen sichtbare Knochenkante als Startpunkt für die Vermessung verwendet. Es erfolgte auch eine Durchzeichnung ausgehend von der Knochenkante mit der besseren Sichtbarkeit, zur nochmaligen Vergleichsmöglichkeit der Röntgenbilder (Abbildung 30 a.)).

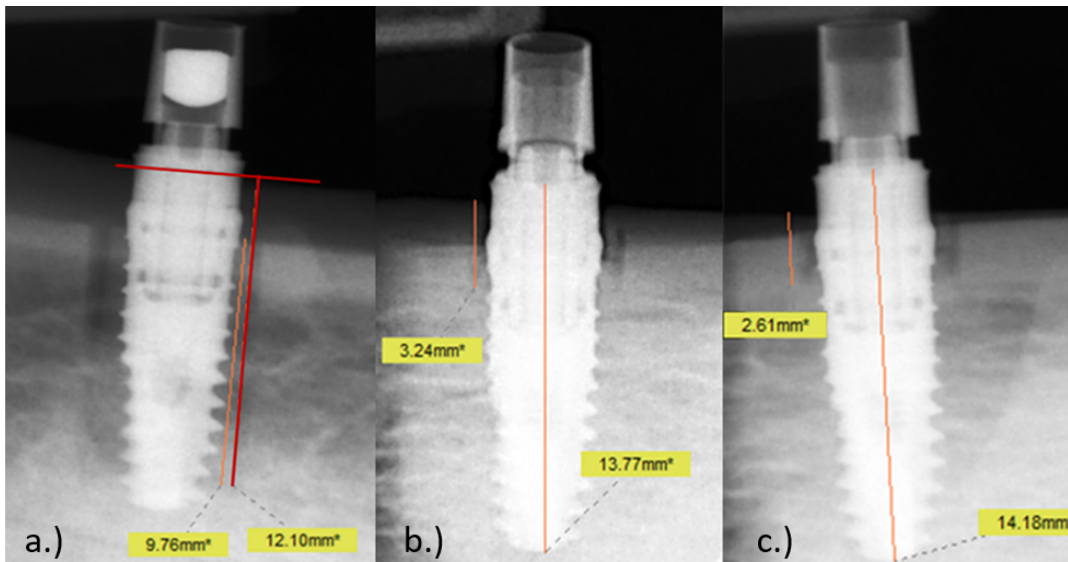


Abbildung 30: parallele Vermessung der Defekte in Sidexis®; a.) Vergleichsmessung der Knochenkanten, b.) und c.) Messung ausgehend von der höchsten Knochenkante.

Um vergleichbare Werte erzielen zu können, wurde jeweils auf den gleichen Messabstand zum Implantat hin geachtet.

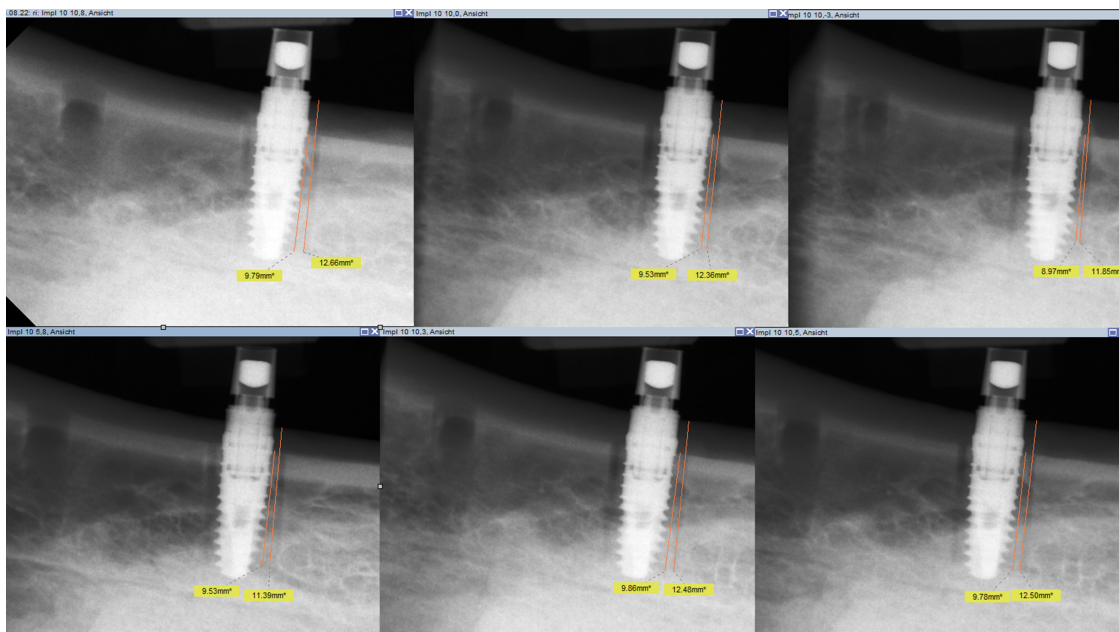


Abbildung 31: Vermessung der Defekte in Sidexis®.

Für die statistische Analyse wurde auf das tabellenbasierte Programm Excel® (Microsoft Corporation, USA) zurückgegriffen. Eine Verbildlichung der Ergebnisse erfolgte nach Auswertung der gewonnenen Daten. Die Verbildlichung ermöglicht eine objektiv vereinfachte Beurteilung der gewonnenen Daten.

6 Ergebnis

Die Messergebnisse wurden aus 490 Kleinbildröntgenbilder, abgebildet in der Rechtwinkeltechnik, mit dem Programm Sidexis® gemessen.

Defektmessung

vertikal	horizontal	2mm	2,5mm	3mm	4mm	5mm	6mm	7mm	8mm	9mm	10mm	11mm
-15	-8	3,48	1,38	3,25	2,32	3,42	3,87	9,72	6,97	7,78	9,6	9,92
-15	-5	3,25	1,41	2,79	3,66	5,76	6,54	10,71	6,81	8	9,11	10,47
-15	-3	3,45	1,53	2,91	3,51	5,58	6,42	11,04	6,32	8,29	9,18	10,62
-15	0	3,51	1,74	2,88	4,09	5,6	6,68	10,68	6,54	8,26	9,19	10,42
-15	3	3,5	1,95	2,73	3,8	4,84	5,98	10,7	5,22	8,15	9,19	10,63
-15	5	3,42	1,62	2,65	3,5	4,83	6,13	11,11	6,26	8,13	9,06	10,71
-15	8	3,36	1,71	2,61	3,51	5,37	5,69	11,6	6,84	7,78	8,91	11,11
-10	-8	3,18	1,53	2,7	2,32	4,92	6,36	10,88	6,6	8,5	9,49	11,11
-10	-5	3,42	1,32	2,61	3,66	4,92	6,06	10,21	8	8,77	9,57	10,98
-10	-3	3,18	1,29	2,67	3,51	5,2	6,42	10	7,4	8,76	9,44	10,95
-10	0	3,21	1,35	2,76	4,09	5,71	6,25	9,94	6,79	8,17	9,13	11,05
-10	3	2,7	1,8	3,07	3,8	4,94	5,79	10,68	6,54	9,04	10,13	10,35
-10	5	2,94	1,62	2,88	3,5	5,25	6,78	10,8	6,36	8,53	9,16	10,11
-10	8	2,88	1,71	2,61	3,51	5,66	6,92	11,6	6,24	8,73	9,85	10,31
-5	-8	2,58	1,47	2,55	3,06	4,92	5,4	7,64	7,99	8,79	10,38	11,23
-5	-5	2,34	1,56	2,52	3	4,65	5,55	7,66	8,05	8,66	10,34	10,38
-5	-3	2,67	1,62	2,61	3,12	4,92	5,67	7,52	7,4	8,65	9,47	10,27
-5	0	2,55	1,59	2,61	4,14	5,01	6,06	7,14	7,12	8,71	9,72	10,22
-5	3	2,43	1,59	2,61	3,46	5,19	6,36	6,54	7,51	8,5	9,16	10,16
-5	5	2,61	1,53	2,61	3,62	5,19	6,56	7,39	7,54	8,55	9,37	10,26
-5	8	2,58	1,53	2,58	3,64	5,08	6,28	7,44	7,65	8,74	10,04	10,31
0	-8	2,16	1,86	2,58	3,36	4,98	6,3	7,62	7,75	8,23	9,85	10,63
0	-5	2,28	1,8	2,58	3,43	4,71	5,8	7,8	7,83	9,22	10,26	10,59
0	-3	2,16	1,78	2,76	3,24	4,75	5,66	7,04	8,08	8,2	9,6	10,4
0	0	2,22	1,86	2,76	3,76	5,45	6,17	7,08	8,19	8,17	9,54	10,76
0	3	2,34	1,83	2,76	3,74	5,42	6,71	7,2	7,32	8,51	9,22	10,61
0	5	2,52	1,83	2,82	3,8	5,68	6,64	7,14	8,29	8,64	9,22	10,56
0	8	2,4	1,74	2,82	4,01	5,83	6,8	7,57	8,89	8,83	9,27	10,76
5	-8	2,16	2,4	2,52	3,72	5,53	6,61	9,12	7,87	8,53	9,76	11,94
5	-5	2,34	2,34	2,98	3,93	5,73	6,45	8,95	8,27	9,04	10,32	11,34
5	-3	2,76	2,31	2,64	3,9	5,64	6,51	9,16	7,99	8,98	10	11,88
5	0	2,34	2,07	2,88	3,87	5,64	6,66	8,97	8,11	8,76	9,95	11,89
5	3	2,28	2,16	2,91	4,14	5,88	6,55	9,15	8,48	8,84	9,78	11,81
5	5	2,58	1,95	2,79	4,39	6,08	6,64	9,02	8,16	8,98	9,97	12,4
5	8	2,64	1,98	2,88	4,01	5,83	6,64	9,01	8,36	8,99	9,53	11,87
10	-8	4,02	2,52	2,52	3,75	5,79	7,02	8,29	8,64	7,98	8,11	11,82
10	-5	3,79	2,67	2,92	3,81	5,67	6,6	7,99	8,46	8,51	8,92	11,94
10	-3	3,67	2,67	2,79	4,05	5,82	6,75	7,79	8,4	8,79	8,97	12
10	0	3,78	2,41	2,82	4,2	6	6,64	8,1	8,22	9,04	9,53	12,07
10	3	3,06	2,03	2,52	4,23	6,24	6,9	8,05	8,11	9,24	9,86	12,25
10	5	3,6	1,99	2,61	4,32	6,13	6,61	7,96	8,3	8,99	9,78	12
10	8	3,36	2,28	2,35	3,36	6,06	6,84	8,42	8,26	9,03	9,79	12,2
15	-8	3,34	3,01	2,93	4,47	6,5	7,06	7,7	8,4	9,42	9,96	12,21
15	-5	3,51	3,06	2,53	4,44	6,39	7,08	7,57	8,94	9,31	9,63	12,21
15	-3	3,53	2,76	3,18	4,62	6,36	7,02	8,99	8,34	8,78	9,17	12,09
15	0	3,49	2,97	2,85	4,56	6,36	6,99	8,2	8,52	8,21	9,09	12,18
15	3	3,82	2,58	3,06	4,56	6,33	7,23	7,55	7,98	8,54	9,67	12,12
15	5	3,62	3,24	3,3	4,45	6,39	6,99	8,18	8,1	8,1	9,3	12,21
15	8	3,54	2,28	3,3	3,86	6,54	7,2	7,12	7,66	8,97	9,71	12,24

Tabelle 1: Messwerte der Implantat Defekte 2 mm, 2,5 mm, 3 mm, 4 mm, 5 mm, 6 mm, 7 mm, 8 mm, 9 mm, 10 mm und 11 mm.

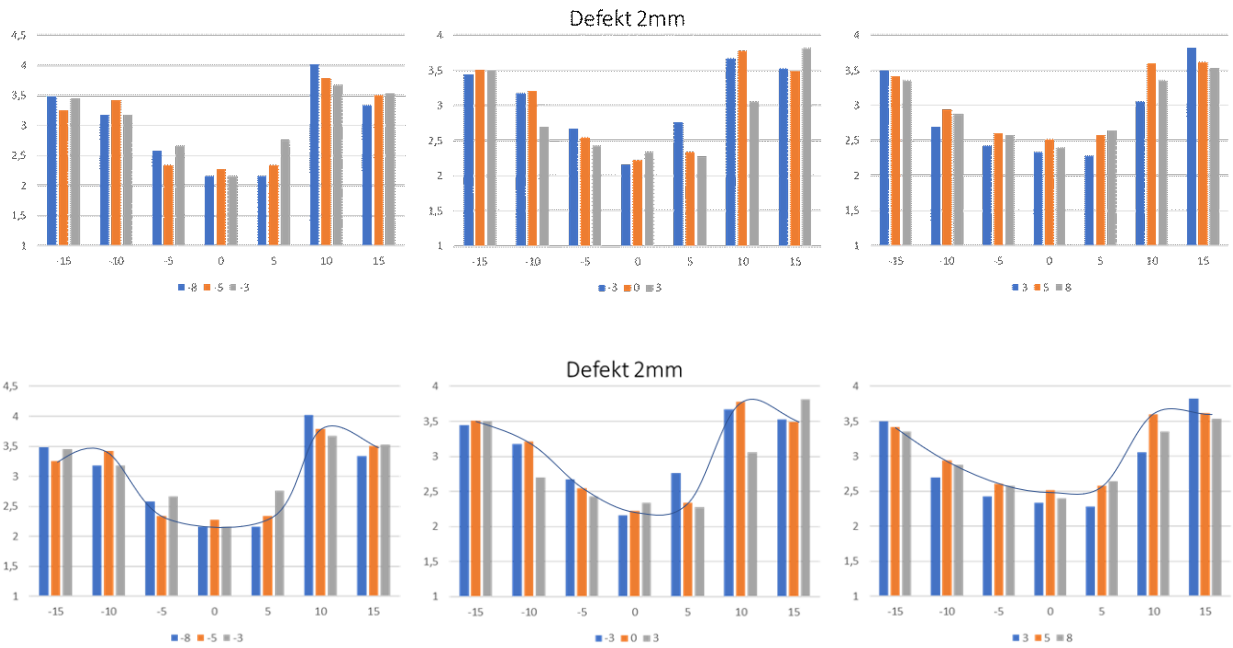


Abbildung 32: Gemessene Werte des 2 mm Defektes in verschiedenen Winkeleinstellungen. (X-Achse: gemessene Werte; Y-Achse: vertikale Winkeleinstellung).

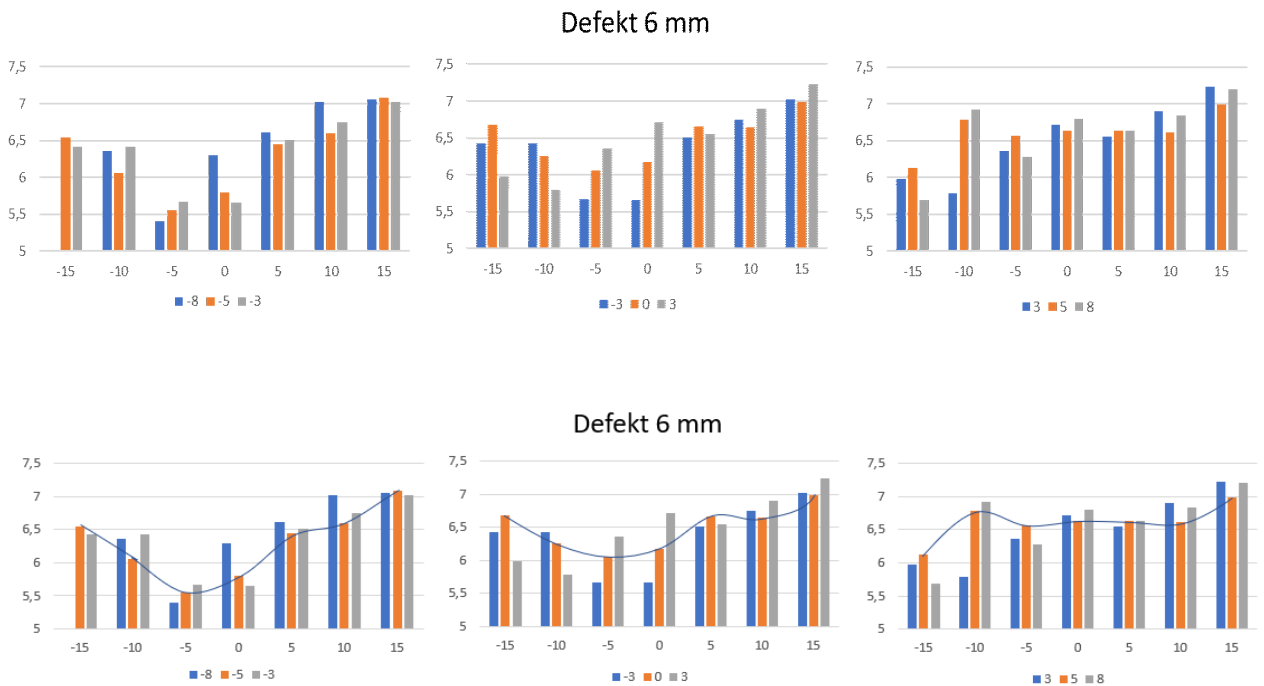


Abbildung 33: Gemessene Werte des 6 mm Defektes in verschiedenen Winkeleinstellungen. (X-Achse: gemessene Werte; Y-Achse: vertikale Winkeleinstellung).

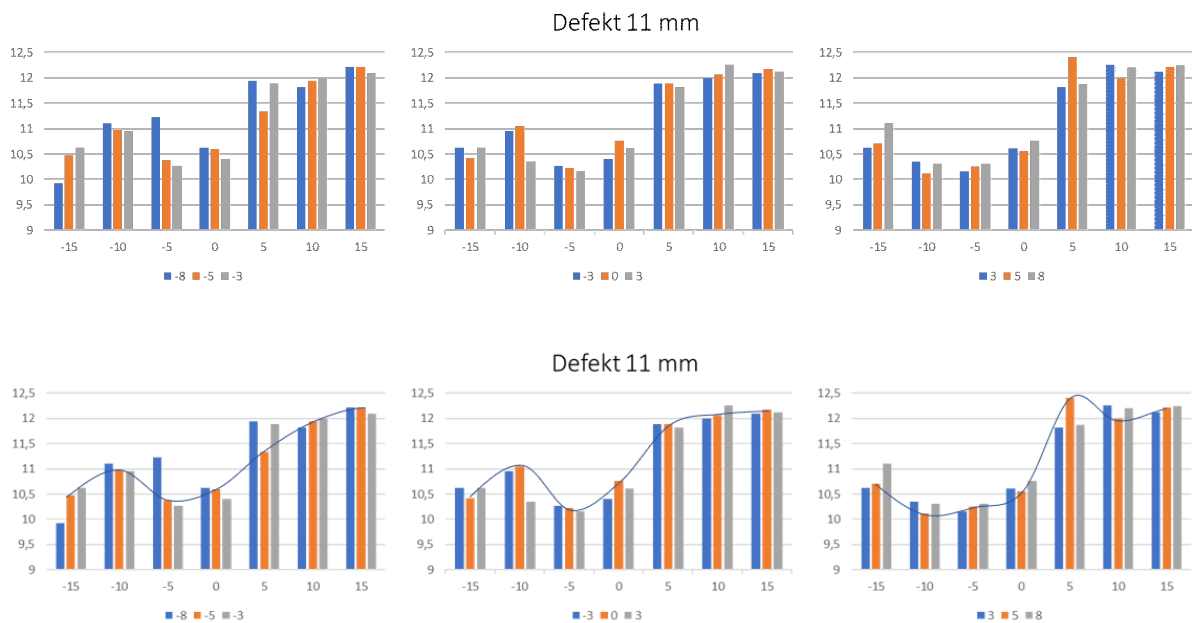


Abbildung 34: Gemessene Werte des 11 mm Defektes in verschiedenen Winkeleinstellungen. (X-Achse: gemessene Werte; Y-Achse: vertikale Winkeleinstellung).

In den Diagrammen der Abbildungen 32, 33 und 34 sind die gemessenen Werte der Defekte 2 mm, 6 mm und 11 mm abgebildet. Die in den Diagrammen angegebenen Messwerte zeigen die Winkelabweichungen (Grad) in der Horizontalen (Balken) sowie in der Vertikalen (x-Achse) zu einer Neutralstellung (Null Grad Stellung). Wie man den Abbildungen entnehmen kann, nähern sich die Messlängen einer Parabelfunktion an.

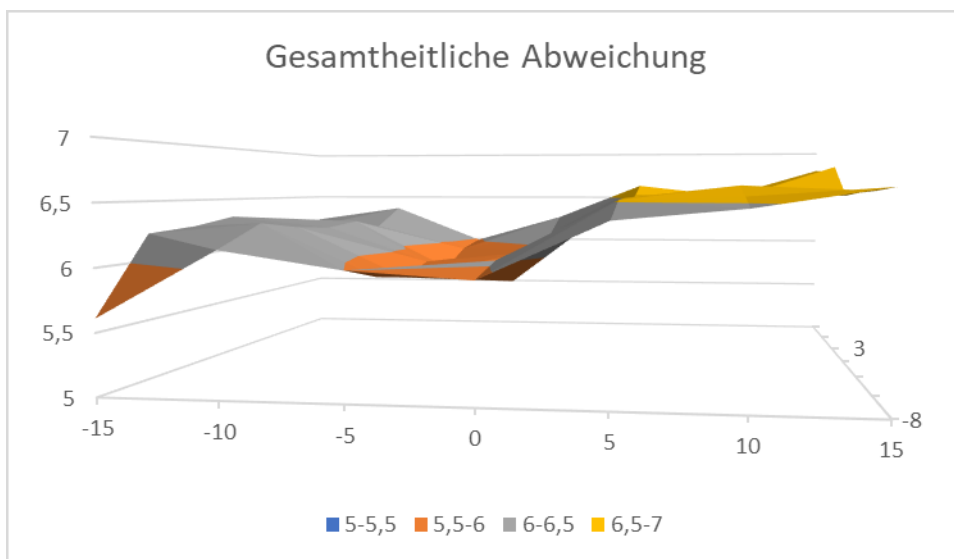


Abbildung 35: Übersicht des Verhaltens der Mittelwerte aller Defekte.

Die Abbildung 35 zeigt das gesamtheitliche Messverhalten aller Defekte. Sieht man von Ausreißern ab, zeigen sich konstante Ergebnisse in Abhängigkeit von der Winkelabweichung. Dies lässt auf eine der Projektionslehre folgenden Darstellung schließen.

Je tiefer ein Defekt ist, desto größer erscheint die Abweichung bei einer Winkelveränderung in der Horizontalen und Vertikalen.

Es zeigt sich hier auch das Abstandsgesetz, je größer der Abstand zwischen Objekt und Röntgenfilm ist, desto eine größere Abweichung entsteht.

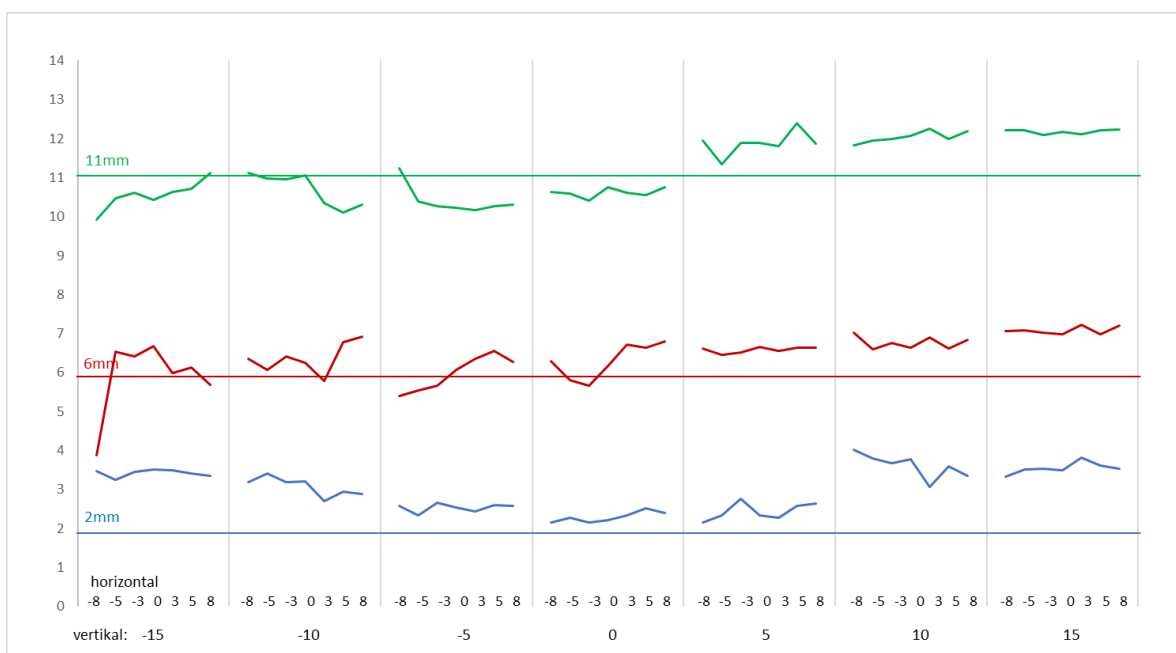


Abbildung 36 Darstellung der Messwerte der Defekte 2 mm, 6 mm und 11 mm.

6.1 Verhalten der Werte mit ihrer Größenveränderung:

Messabweichung

vertikal	horizontal	2mm	2,5mm	3mm	4mm	5mm	6mm	7mm	8mm	9mm	10mm	11mm
-15	-8	1,48	1,12	0,25	1,68	1,58	2,13	2,72	3,23	1,22	0,4	1,08
-15	-5	1,25	1,09	0,21	0,34	0,76	0,54	3,71	3,11	1	0,89	0,53
-15	-3	1,45	0,97	0,09	0,49	0,58	0,42	4,04	3,09	0,71	0,82	0,38
-15	0	1,51	0,76	0,12	0,09	0,6	0,68	3,68	3,09	0,74	0,81	0,58
-15	3	1,5	0,55	0,27	0,2	0,16	0,02	3,7	4,31	0,85	0,81	0,37
-15	5	1,42	0,88	0,35	0,5	0,17	0,13	4,11	3,34	0,87	0,94	0,29
-15	8	1,36	0,79	0,39	0,49	0,37	0,31	4,6	2,86	1,22	1,09	0,11
-10	-8	1,18	0,97	0,3	1,68	0,08	0,36	3,88	1,8	0,5	0,51	0,11
-10	-5	1,42	1,18	0,39	0,34	0,08	0,06	3,21	0,18	0,23	0,43	0,02
-10	-3	1,18	1,21	0,33	0,49	0,2	0,42	3	0,95	0,24	0,56	0,05
-10	0	1,21	1,15	0,24	0,09	0,71	0,25	2,94	2,36	0,83	0,87	0,05
-10	3	0,7	0,7	0,07	0,2	0,06	0,21	3,68	1,44	0,04	0,13	0,65
-10	5	0,94	0,88	0,12	0,5	0,25	0,78	3,8	3,34	0,47	0,84	0,89
-10	8	0,88	0,79	0,39	0,49	0,66	0,92	4,6	2,37	0,27	0,15	0,69
-5	-8	0,58	1,03	0,45	0,94	0,08	0,6	0,64	0,89	0,21	0,38	0,23
-5	-5	0,34	0,94	0,48	1	0,35	0,45	0,66	0,07	0,34	0,34	0,62
-5	-3	0,67	0,88	0,39	0,88	0,08	0,33	0,52	1,71	0,35	0,53	0,73
-5	0	0,55	0,91	0,39	0,14	0,01	0,06	0,14	1,73	0,29	0,28	0,78
-5	3	0,43	0,91	0,39	0,54	0,19	0,36	0,46	2,17	0,5	0,84	0,84
-5	5	0,61	0,97	0,39	0,38	0,19	0,56	0,39	1,78	0,45	0,63	0,74
-5	8	0,58	0,97	0,42	0,36	0,08	0,28	0,44	0,76	0,26	0,04	0,69
0	-8	0,16	0,64	0,42	0,64	0,02	0,3	0,62	1,04	0,77	0,15	0,37
0	-5	0,28	0,7	0,42	0,57	0,29	0,2	0,8	0,4	0,22	0,26	0,41
0	-3	0,16	0,72	0,24	0,76	0,25	0,34	0,04	1,22	0,8	0,4	0,6
0	0	0,22	0,64	0,24	0,24	0,45	0,17	0,08	0,84	0,83	0,46	0,24
0	3	0,34	0,67	0,24	0,26	0,42	0,71	0,2	1,84	0,49	0,78	0,39
0	5	0,52	0,67	0,18	0,2	0,68	0,64	0,14	0,79	0,36	0,78	0,44
0	8	0,4	0,76	0,18	0,01	0,83	0,8	0,57	0,25	0,17	0,73	0,24
5	-8	0,16	0,1	0,48	0,28	0,53	0,61	2,12	0,6	0,47	0,24	0,94
5	-5	0,34	0,16	0,02	0,07	0,73	0,45	1,95	1,47	0,04	0,32	0,34
5	-3	0,76	0,19	0,36	0,1	0,64	0,51	2,16	1,35	0,02	0	0,88
5	0	0,34	0,43	0,12	0,13	0,64	0,66	1,97	1,21	0,24	0,05	0,89
5	3	0,28	0,34	0,09	0,14	0,88	0,55	2,15	1,41	0,16	0,22	0,81
5	5	0,58	0,55	0,23	0,39	1,08	0,64	2,02	2,01	0,02	0,03	1,4
5	8	0,64	0,52	0,12	0,01	0,83	0,64	2,01	1,25	0,01	0,47	0,87
10	-8	2,02	0,02	0,48	0,25	0,79	1,02	1,29	0,95	1,02	1,89	0,82
10	-5	1,79	0,17	0,08	0,19	0,67	0,6	0,99	0,33	0,49	1,08	0,94
10	-3	1,67	0,17	0,21	0,05	0,82	0,75	0,79	0,66	0,21	1,03	1
10	0	1,78	0,09	0,18	0,2	1	0,64	1,1	1,36	0,04	0,47	1,07
10	3	1,06	0,47	0,48	0,23	1,24	0,9	1,05	1,96	0,24	0,14	1,25
10	5	1,6	0,51	0,39	0,32	1,13	0,61	0,96	1,57	0,01	0,22	1
10	8	1,36	0,22	0,65	0,64	1,06	0,84	1,42	1,78	0,03	0,21	1,2
15	-8	1,34	0,51	0,07	0,47	1,5	1,06	0,7	2,49	0,42	0,04	1,21
15	-5	1,51	0,56	0,47	0,44	1,39	1,08	0,57	2,59	0,31	0,37	1,21
15	-3	1,53	0,26	0,18	0,62	1,36	1,02	1,99	0,88	0,22	0,83	1,09
15	0	1,49	0,47	0,15	0,56	1,36	0,99	1,2	0,5	0,79	0,91	1,18
15	3	1,82	0,08	0,06	0,56	1,33	1,23	0,55	0,81	0,46	0,33	1,12
15	5	1,62	0,74	0,3	0,45	1,39	0,99	1,18	0,21	0,9	0,7	1,21
15	8	1,54	0,22	0,3	0,14	1,54	1,2	0,12	1,08	0,03	0,29	1,24

Tabelle 2: Messabweichung aller gemessenen Defekte (-8° bis 8°).

Mittelwertige Messabweichung

Grad	-8	-5	-3	0	3	5	8
-15	1,53	1,22	1,18	1,15	1,15	1,18	1,23
-10	1,03	0,68	0,78	0,97	0,71	1,16	1,11
-5	0,54	0,5	0,64	0,47	0,69	0,64	0,44
0	0,46	0,41	0,5	0,4	0,57	0,49	0,44
5	0,59	0,53	0,63	0,6	0,63	0,81	0,67
10	0,95	0,66	0,66	0,72	0,82	0,75	0,85
15	0,89	0,95	0,9	0,87	0,75	0,88	0,7

Tabelle 3: Mittelwertige Messabweichung (-8° bis 8° und -15° bis 15°).

In den Diagrammen „Messabweichung“ (Abbildung 37 und 38) ist der Mittelwert der Abweichungen aller Implantatdefekte dargestellt. Es zeigt die systematische Differenz zum beschreibenden Referenzwert. Auch hier zeigt sich wieder eine annähernde Parabel. Das Diagramm weist die geringste Differenz, trotz horizontaler Winkelverdrehung an der Vertikalen Null-Grad Stellung, zur Ausgangsposition auf. Je stärker die vertikale Graddifferenz von unserer Null-Grad Stellung abweicht, desto größer ist die mittelwertige Messabweichung. Die vertikalen und horizontalen Grad Verdrehungen summieren sich gemeinsam auf.

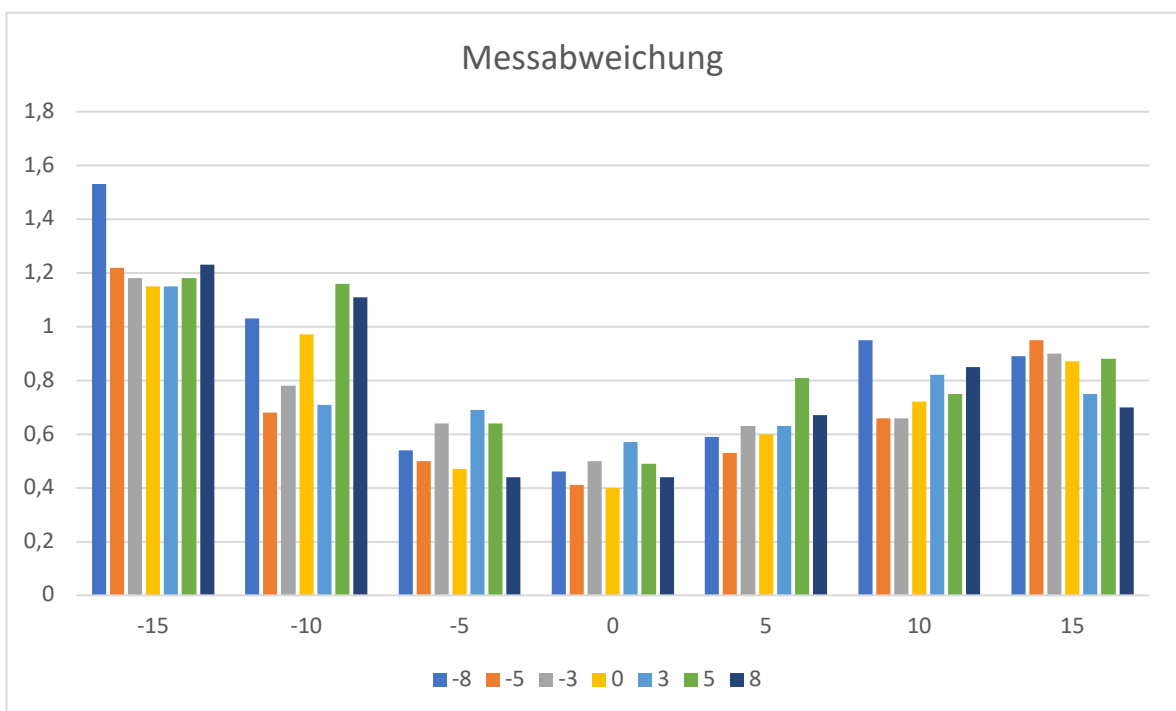


Abbildung 37: Mittelwertige Messabweichung der horizontal gemessenen Werte in der vertikalen Winkelverdrehung (-8° bis 8°).

In der Abbildung 38 zeigt sich die größte durchschnittliche Abweichung der Defekte bei der horizontalen Gradeinstellung -8 und der vertikalen Gradeinstellung -15.

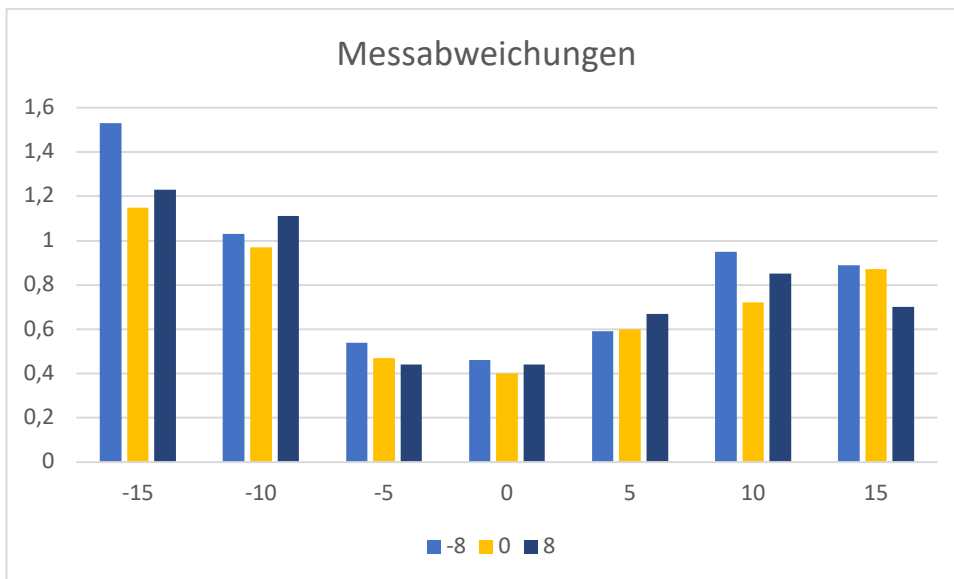


Abbildung 38: Mittelwertige Messabweichung der horizontal gemessenen Werte in der vertikalen Winkelverdrehung (-8° bis 8°).

Auffällig ist die Größe der Wertschwankung im negativen Bereich. Dies lässt sich durch das Röntgen-Abstandsgesetz erklären.

Das Abstandsgesetz beschreibt eine Vergrößerung des abgebildeten Objektes, je geringer der Abstand zum Röntgenfilm ist. Durch die Verdrehung des Implantates wird der Defekt, welcher sich nie gänzlich im Drehpunkt befinden kann, vom beziehungsweise zum Filmträger bewegt. Dadurch kommt es bei einem Verdrehen der vertikalen Achse, durch Wegschwenken des Objektes vom Röntgenstrahler, zu einer Vergrößerung der Länge nach dem Röntgenabstandsgesetz.

Der Defekt bewegt sich zum Film und vergrößert somit auch den Abstand zwischen Strahler und Objekt. Es entsteht dementsprechend eine nochmalige Bildvergrößerung. In anderen Worten wird der Defekt bei Drehen in den negativen Gradbereich näher an den Film gebracht als in der positiven vertikalen Gradbereich. Folglich wird die dadurch abgebildete Länge in allen Werten der negativen Drehrichtung größer. Bei falschem Aufbeißen auf einen Sensorträger, verfälscht sich nicht nur die Messlänge, sondern es kommt auch zu einer Verzerrung. Alle Diagramme zeigen eine Anlehnung an eine Parabel.

Es ergaben sich nicht nur nach dem Vergrößerungsgesetz abweichende Werte, sondern waren diese Werte zusätzlich einer Winkelfunktion folgend.

In der Abbildung 38 ist auch die Wirkung der horizontalen Verdrehung der Achse dargestellt. Man kann eine schöne Parabelkurve der vertikalen Mittelwerte auf der Basis einer horizontalen Nullgrad Position (gelbe Säulen) erkennen.

Die negativen sowie die positiven horizontalen 8 Grad Werte weisen auch mittels annähernden Parabelkurve eine größer werdende Differenz auf. Man sieht hier noch einmal deutlich, dass die negativen horizontalen Grade ebenso nochmals die Messabweichungen verstärken.

In den Tabellen 4 und 5 sind die mittleren Differenzen zum Sollwert dargestellt und zu jedem der dazugehörige Signifikanzwert „p“. Als Signifikanzniveau wurde $p < 0,05$ (also weniger als 5% Irrtumswahrscheinlichkeit), festgelegt. Alle signifikanten Differenzen sind rot markiert. Ist der Unterschied besonders groß und p daher sehr klein, wird das als $p < 0,001$ dargestellt (hochsignifikant). Für diese Berechnung wurde ein t-Test mit einer Stichprobe durchgeführt.

vertikal	Sollwert	Min	Max	Mittelwert	Stdabw.	Sign. p
-15	2mm	-1,51	-1,25	-1,42	0,09	p < 0,001
-15	2,5mm	0,55	1,12	0,88	0,20	p < 0,001
-15	3mm	-0,25	0,39	0,17	0,22	p = 0,084
-15	4mm	-0,09	1,68	0,52	0,56	p = 0,050
-15	5mm	-0,76	1,58	-0,06	0,81	p = 0,858
-15	6mm	-0,68	2,13	0,10	0,96	p = 0,795
-15	7mm	-4,60	-2,72	-3,79	0,58	p < 0,001
-15	8mm	1,03	2,78	1,58	0,59	p < 0,001
-15	9mm	0,71	1,22	0,94	0,21	p < 0,001
-15	10mm	0,40	1,09	0,82	0,21	p < 0,001
-15	11mm	-0,11	1,08	0,45	0,36	p = 0,017
-10	2mm	-1,42	-0,70	-1,07	0,24	p < 0,001
-10	2,5mm	0,70	1,21	0,98	0,20	p < 0,001
-10	3mm	-0,07	0,39	0,24	0,17	p = 0,008
-10	4mm	-0,09	1,68	0,52	0,56	p = 0,050
-10	5mm	-0,71	0,08	-0,23	0,34	p = 0,125
-10	6mm	-0,92	0,21	-0,37	0,39	p = 0,047
-10	7mm	-4,60	-2,94	-3,59	0,59	p < 0,001
-10	8mm	0,00	1,76	1,15	0,63	p = 0,003
-10	9mm	-0,04	0,83	0,36	0,27	p = 0,014
-10	10mm	-0,13	0,87	0,46	0,36	p = 0,014
-10	11mm	-0,11	0,89	0,31	0,42	p = 0,102
-5	2mm	-0,67	-0,34	-0,54	0,11	p < 0,001
-5	2,5mm	0,88	1,03	0,94	0,05	p < 0,001
-5	3mm	0,39	0,48	0,42	0,04	p < 0,001
-5	4mm	-0,14	1,00	0,57	0,41	p = 0,011
-5	5mm	-0,19	0,35	0,01	0,19	p = 0,939
-5	6mm	-0,56	0,60	0,02	0,45	p = 0,922
-5	7mm	-0,66	0,46	-0,33	0,39	p = 0,065
-5	8mm	-0,05	0,88	0,39	0,33	p = 0,019
-5	9mm	0,21	0,50	0,34	0,10	p < 0,001
-5	10mm	-0,38	0,84	0,22	0,48	p = 0,278
-5	11mm	-0,23	0,84	0,60	0,37	p = 0,005

Tabelle 4: p-Werte.

0	2mm	-0,52	-0,16	-0,30	0,13	p = 0,001
0	2,5mm	0,64	0,76	0,69	0,04	p < 0,001
0	3mm	0,18	0,42	0,27	0,10	p < 0,001
0	4mm	-0,01	0,76	0,38	0,28	p = 0,011
0	5mm	-0,83	0,29	-0,26	0,45	p = 0,176
0	6mm	-0,80	0,34	-0,30	0,45	p = 0,131
0	7mm	-0,80	-0,04	-0,35	0,31	p = 0,023
0	8mm	-0,89	0,68	-0,05	0,49	p = 0,797
0	9mm	-0,22	0,83	0,46	0,39	p = 0,021
0	10mm	-0,26	0,78	0,43	0,39	p = 0,025
0	11mm	0,24	0,60	0,38	0,12	p < 0,001
5	2mm	-0,76	-0,16	-0,44	0,22	p = 0,002
5	2,5mm	0,10	0,55	0,33	0,18	p = 0,003
5	3mm	0,02	0,48	0,20	0,16	p = 0,018
5	4mm	-0,39	0,28	0,01	0,22	p = 0,947
5	5mm	-1,08	-0,53	-0,76	0,18	p < 0,001
5	6mm	-0,66	-0,45	-0,58	0,08	p < 0,001
5	7mm	-2,16	-1,95	-2,05	0,09	p < 0,001
5	8mm	-0,48	0,13	-0,18	0,21	p = 0,068
5	9mm	-0,04	0,47	0,13	0,18	p = 0,115
5	10mm	-0,32	0,47	0,10	0,25	p = 0,331
5	11mm	-1,40	-0,34	-0,88	0,31	p < 0,001
10	2mm	-2,02	-1,06	-1,61	0,32	p < 0,001
10	2,5mm	-0,17	0,51	0,13	0,28	p = 0,257
10	3mm	0,08	0,65	0,35	0,20	p = 0,004
10	4mm	-0,32	0,64	0,04	0,34	p = 0,766
10	5mm	-1,24	-0,67	-0,96	0,20	p < 0,001
10	6mm	-1,02	-0,60	-0,77	0,16	p < 0,001
10	7mm	-1,42	-0,79	-1,09	0,21	p < 0,001
10	8mm	-0,64	-0,11	-0,34	0,17	p = 0,002
10	9mm	-0,24	1,02	0,20	0,43	p = 0,256
10	10mm	0,14	1,89	0,72	0,65	p = 0,026
10	11mm	-1,25	-0,82	-1,04	0,15	p < 0,001
15	2mm	-1,82	-1,34	-1,55	0,15	p < 0,001
15	2,5mm	-0,74	0,22	-0,34	0,33	p = 0,032
15	3mm	-0,30	0,47	-0,02	0,28	p = 0,845
15	4mm	-0,62	0,14	-0,42	0,26	p = 0,005
15	5mm	-1,54	-1,33	-1,41	0,08	p < 0,001
15	6mm	-1,23	-0,99	-1,08	0,10	p < 0,001
15	7mm	-1,99	-0,12	-0,90	0,61	p = 0,008
15	8mm	-0,94	0,34	-0,28	0,41	p = 0,125
15	9mm	-0,42	0,90	0,24	0,51	p = 0,263
15	10mm	0,04	0,91	0,50	0,32	p = 0,006
15	11mm	-1,24	-1,09	-1,18	0,05	p < 0,001

Tabelle 5: p- Werte.

Anhand dieser Tabelle erkennt man, dass bei einer vertikalen Gradeinstellung von -15° Grad die Differenzen eine größere Streuung ergeben. Bei der Null-Grad Einstellung wiederum zeigt sich die geringste Streuung.

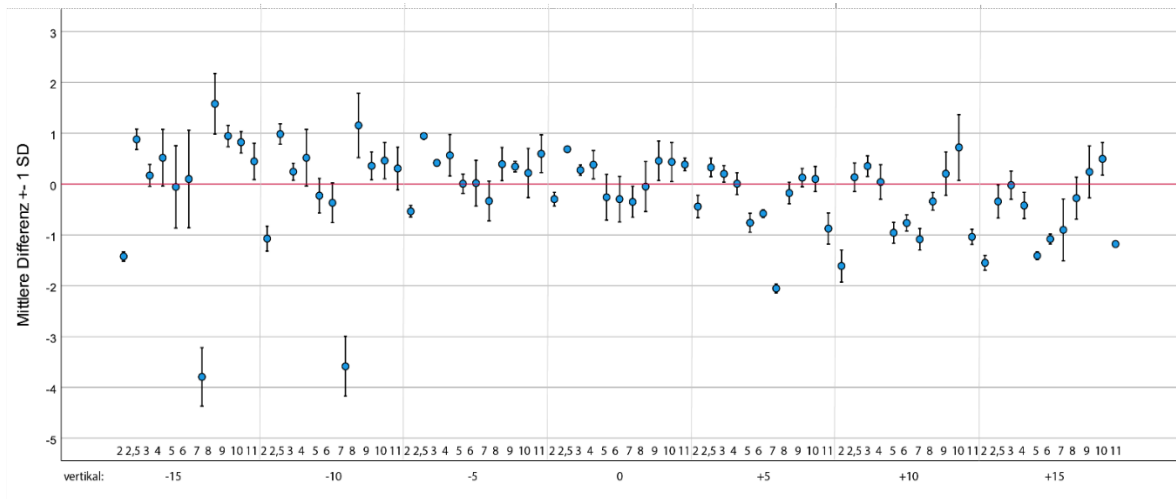


Abbildung 39: Darstellung der Abweichungsspanne der p Werte.

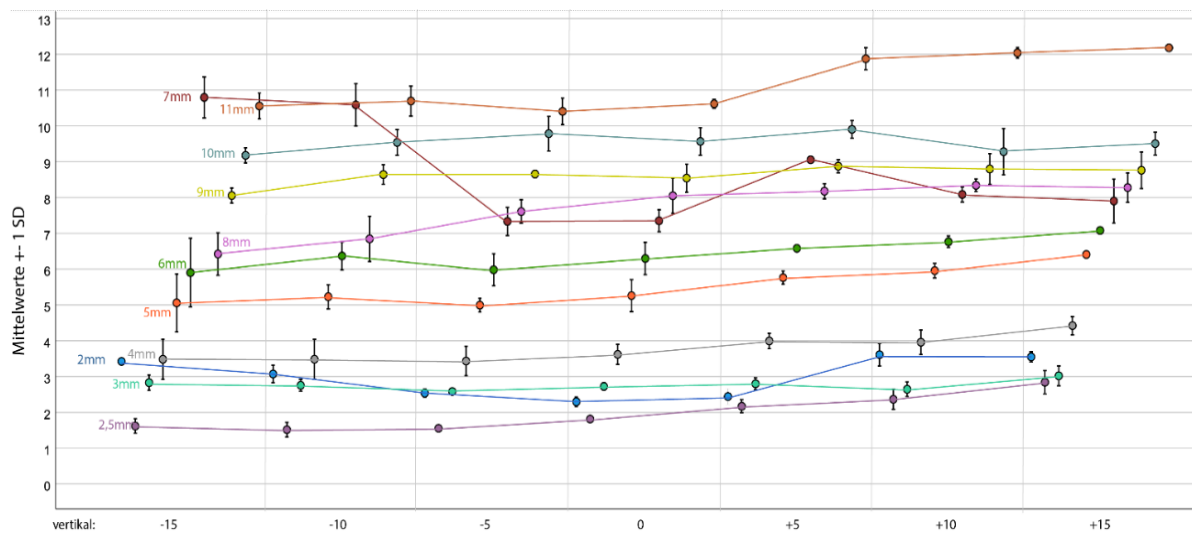


Abbildung 40: Messverhalten aller Implantate (Linien) mit Darstellung der signifikanten Abweichungen mit Hilfe des p-Wertes.

Hier zeigt sich eine Übersicht der mittelwertigen Fehlerabweichungen. Es fällt in diesem Diagramm eine deutliche starke Abweichung der Werte des 7 mm Defektes auf, was auf eine fehlerhafte Aufnahme hindeutet. Die übrigen Messungen der restlichen Defekte ergaben ähnliche Kurvenverläufe.

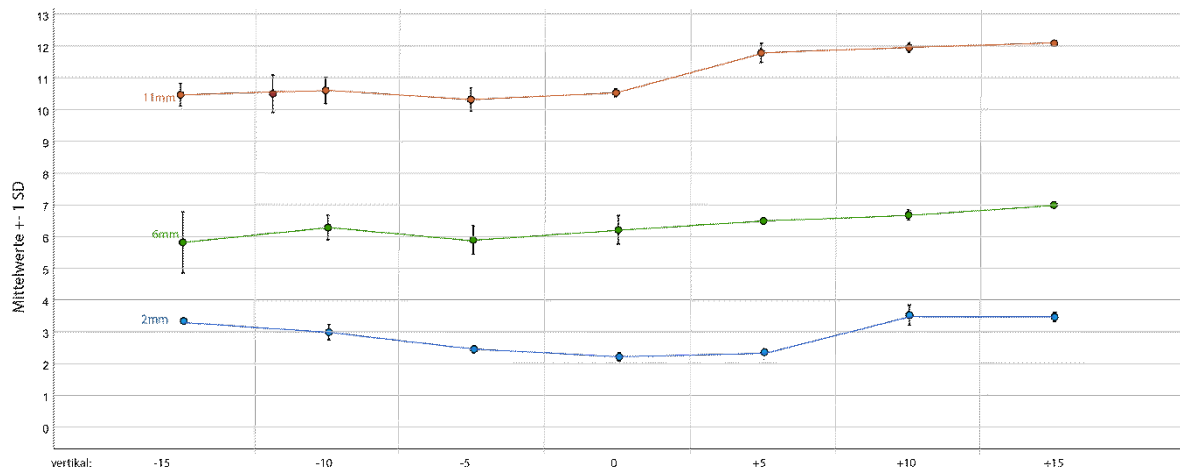


Abbildung 41: Messverhalten der Defekte 2 mm, 6 mm und 11 mm (Linien) mit Darstellung der signifikanten Abweichungen mit Hilfe des p-Wertes.

Beim Berechnen der Mittelwerte aller maximalen Abweichungen der einzelnen Defekte ergibt sich eine durchschnittliche prozentuelle Abweichung von 40,67 Prozent. Die geringsten ausgerechneten maximalen Abweichungen beschreiben die 11 mm (12,72%) und 3 mm (21,67%) Defekte.

Als Gegenbeispiel dazu zeigen die Implantatdefekte 8 mm (53,88%), 9 mm (51%) und 2 mm (91%) eine maximale Längenabweichung von über 50 Prozent auf.

7 Diskussion

Die Studie zeigt, dass das Verkippen von konfektionierten Rechtwinkelhaltern zu Messfehlern bei der Evaluierung peri-implantärer Knochendefekte führt. Eine vertikale Verkippung ergibt dabei eine größere Längenabweichung als eine horizontale Verkippung. Bei einer negativen vertikalen Verdrehung kommt es zu einer größeren Verzerrung der auf dem Röntgenbild abgebildeten Längen (Implantatschulter nähert sich dem Strahler, Defekt entfernt sich vom Röntgenstrahler). Die maximale durchschnittliche Längenabweichung aller Implantatdefekte beträgt im Schnitt 41 Prozent.

Obwohl eine horizontale Verdrehung alleinig keine wirkliche Auswirkung auf die Messabweichungen hat, zeigt sich eine umso größere Abweichung bei dem Korrelieren der horizontalen Verdrehung mit einer vertikalen Verdrehung.

Der p-Wert beschreibt eine signifikante Steigung der Werte, welche vertikale Abweichungen über 10 Grad vorweisen. Die Abweichungen dieser Werte zeigen die bei der Studie bewusst provozierten Messfehler an. Die ausgewerteten Daten weisen bei einer Visualisierung dieser, eine Anlehnung annähernd einer Parabel auf. Alle Kurven und Messabweichungen folgen einem bestimmten Muster, bis auf eine Ausnahme. Der 7 mm Defekt beschreibt eine massive Abweichung des Musters. Nach wiederholter Überprüfung ergibt sich eine Abweichung der Messungen aufgrund einer suboptimalen Positionierung des Implantates. Die Werte dieses Defekts weisen zwar eine Richtigkeit auf, sind jedoch im Falle dieser Arbeit nicht aussagekräftig und wurden in der weiteren Analyse aus der Wertung genommen.

Die Auswertung der Daten wurde durch die Messungenauigkeiten, welche durch die Überlagerung der Knochenstrukturen und der bereits in der Einleitung genannten Effekte entstanden sind, beeinflusst. Diese Veränderung war aufgrund der Anzahl der Messungen jedoch zu vernachlässigen und beeinträchtigt daher die Aussagekraft dieser Arbeit nicht.

Eine Röntgenabbildung ist ein unabdingbares Hilfsmittel zur Diagnostik von Pathologien und deren Ausdehnungen. Dies trifft auch auf die Darstellungen von peri-implantären Defekten, wie sie in der Diagnostik der Peri-Implantitis erforderlich

sind, zu. Auch zur Verlaufskontrolle des peri-implantären Knochenniveaus, zur Beurteilung möglicher Einflussfaktoren, ist das intraorale Kleinbild in Rahmen von Studien ein notwendiges Hilfsmittel.

Als aktuelle Beispiele für die Anwendung von periapikalen Röntgen zu Studienzwecken zählen die Studie „Zwei kurze Implantate versus ein kurzes Implantat mit einem Ausleger: 5-Jahres-Ergebnisse einer randomisierten klinischen Studie“ herausgegeben von Thoma DS. et. al, die Studie von Tabassum A. „Röntgenvergleiche der krestalen Knochenspiegel um Implantate, die mit Low-Speed-Bohr- und Standardbohrprotokollen platziert wurden: Vorläufige Ergebnisse“, sowie die Studie „Vergleich des periimplantären Knochenverlusts zwischen konventionellem Bohren mit Bewässerung und Low-Speed-Bohren ohne Bewässerung“ publiziert von Pellicer-Chover H. et al. [51, 52, 53]

Röntgenbilder müssen jedoch immer mit Bedacht beurteilt werden. Die Gefahr fälschlicherweise Pathologien zu erkennen oder diese zu übersehen, ist aufgrund von Artefakten, Überlagerungen, suboptimaler Röntgenspannung oder verzerrter Abbildungen gegeben.

In der Praxis kann man ein Verkippen des Bildträgers wie auch eine suboptimale Einstellung des Objekt-Strahler-Verhältnisses nicht immer ausschließen. Man darf außerdem die unterschiedlichen Dichten des Weichgewebes sowie des Knochens, nicht außer Acht lassen, da diese zu Überlagerungen führen können. Das Reduzieren der Überlagerungen an dem/der Patienten/in, ist durch dessen/deren jeweilige/n individuellen Hart- und Weichgewebesituation besonders erschwert.

Die Studie von Song D et al. aus dem Jahr 2021 ergab signifikante Ergebnisse, dass eine Auswertung anhand intraoraler Kleinbilder eine geringere Genauigkeit haben kann. Die diagnostische Exaktheit der DVT-Untersuchungen im Vergleich zur intraoralen Bildgebung weisen eine korrektere Beurteilung von peri-implantären Knochendefekten auf. [21]

In der Studie von Song D et al. aus dem Jahr 2021 zeigte sich eine hohe diagnostische Genauigkeit für die Erkennung von Knochendefekten der Bildgebung mittels einer DVT, während die intraoralen schlechter Daten aufwiesen. Die

diagnostische Genauigkeit zeigte sich für die Defektklassifizierung der DVT als signifikant höher, während man mit intraoralen Bildern kaum in der Lage war, die vestibuläre Dehiszenz korrekt zu identifizieren. Die Hälfte der Knochendefekte wurden sogar falsch bewertet. [21]

Doch ergaben verschiedene Studien unterschiedliche Aussagen.

In der Studie „Beurteilung von bukkalen marginalen alveolären periimplantären und parodontalen Defekten mit einem Kegelstrahl-CT-System mit und ohne Anwendung des Metallartefaktreduktionsmodus.“ von Kamburoglu K. et al. hingegen wird auf die Problematik der DVT hingewiesen.

Dennoch betont diese Studie ebenfalls die Unzulänglichkeit der intraoralen Röntgenaufnahmen, aufgrund von Überlagerungen, erste subtile Parodontalerkrankungen erkennen und bestimmen zu können. Doch beschreibt die Studie von Kamburoglu K. et al. auch, dass bukkale peri-implantäre Defekte im Vergleich zu bukkalen parodontalen Defekte in der DVT in Folge von Artefakten schwerer erkennbar sind. [46]

In der Studie „Intra- and inter-observer agreements in detecting peri-implant bone defects between periapical radiography and cone beam computed tomography: A clinical study“ herausgegeben von Zhang C. et al., wird auf ähnliche Resultate bei der Anwendung eines Kleinbildröntgens im Vergleich zu einer DVT zur peri-implantären Knochendefekten hingewiesen. Zhang C. et al. sprechen sich bei einer Wahl der Röntgentechnik zur Aufnahme von Implantatdefekten eher für das intraorale Kleinbildröntgen aus. „Die periapikale Röntgenaufnahme gilt als genaues und zuverlässiges Instrument zur Beurteilung des periimplantären Knochenstatus mit günstigen Kosten und Strahlendosis.“ (Zhang C. et al, 2021) [49] Dave et al. und Vidor et al beschrieben ebenfalls in ihren Studien, dass die periapikale Röntgentechnik ein zuverlässigeres Werkzeug zur Diagnostik von peri-implantären Knochendefekten darstellt und signifikant bessere Ergebnisse als die DVT erzielt. [49]

Die sogenannten „Metallartefakte“, welche DVT-Aufnahmen im Rahmen der Implantatdiagnostik beeinflussen, werden durch Amalgamrestaurationen, Wurzelkanalfüllungen und von Implantaten verursacht. [46, 47]

Zu den häufigsten Artefakten dieser Gruppe gehören das Aufhärungsartefakt, die Extinktion und der exponentielle Kantengradienteneffekt. [48] Diese Artefakte treten als Schlieren, als dunkle Bereiche und Streifenartefakte ausgehend von metallischen Objekten auf. [46, 47, 48] Auch das Bewegungsartefakt, welches durch Bewegung des/der Patienten/in während eines Scanvorgangs entstehen kann, beeinträchtigt das Ergebnis der Aufnahme.

„Artefakte, die um Zahnimplantate herum entstehen, können das klinische Urteil des Zahnarztes beeinträchtigen [13-15]“. (Shokri A., 2019)

Unter Berücksichtigung des ALARA Prinzips und des ALADAIP (As Low as Diagnostically Acceptable being Indication-oriented und Patient-specific), erscheint die Beurteilung eines peri-implantären Defektes in der DVT oft unmöglich, da ein enger Zusammenhang zwischen Bildqualität und Strahlendosis besteht.

Die höhere Strahlenbelastung der DVT gegenüber der Kleinbildaufnahme gilt als ein relevanter Faktor. Zusammengefasst spricht dies gegen eine routinemäßige Kontrolle des peri-implantären Knochenniveaus mit der DVT. [48]

Messungen und Beurteilungen eines Röntgenbildes können sich als schwierig erweisen. Mit fehlendem Wissen der Röntgenanatomie und ungeschultem Auge ist ein genaues Beurteilen erschwert. Das Erfassen einer optimierten Abbildung hängt mit multiplen Faktoren zusammen. Trotz optimaler Bildqualität benötigt das Betrachten und Diagnostizieren Zeit und Geduld.

Im Weiteren kann ein freihändiges Positionieren des Bildempfängers und Zentralstrahles eine Fehlerquote von 10 bis 30 Prozent aufweisen. [37] Dementsprechend ist es ratsam Kleinbildröntgen mit individuellen Aufbisshaltern, zu erstellen.

Bei dem Vergleich von Röntgenbildern derselben Strukturen, muss darauf geachtet werden, dass die zu vergleichenden Bilder im selben Winkel und mit demselben

Abstand zum Röntgenstrahler aufgenommen wurden. Die Interpretation der Bilder verlangt profunde Kenntnisse der zugrunde liegenden Röntgenanatomie und -pathologie sowie der Gesetzmäßigkeiten der resultierenden Darstellung.

Bei der Darstellung des peri-implantären Knochens kann die Stabilität des Implantates eine Rolle spielen. Dies trifft vor allem auf in vitro Untersuchungen zu, da die teils ausgedehnten Defekte zum Verlust der Primärstabilität des Implantates führen können.

Die Studie „Primärstabilität von Implantaten mit peri-implantären Knochendefekten unterschiedlicher Breite: eine In vitro Untersuchung“ von Hyun-jin Yim et al. beweist eine Implantatinstabilität beeinflusst durch Lage und Ausmaß des peri-implantären Knochendefektes. Die Ergebnisse zeigen, dass enge peri-implantäre Knochendefekte die Implantatstabilität nicht beeinflussen. Es ergibt sich, dass die peri-implantäre Knochendefizite, welche etwa 50 Prozent der Implantatoberfläche einnehmen, eine stärkere Beeinträchtigung der Stabilität des Implantats aufweisen. [44] In vivo relativiert sich die Relevanz dieses Faktors, da auch nur teilweise osseointegrierte Implantate in der Regel klinisch fest sind und die Mobilität ohnehin eine Indikation zur Entfernung des Implantates bedingt.

Wesentlich bedeutsamer ist der Aspekt der Schwierigkeit bei der Positionierung des Zentralstrahles im 90 Grad Winkel auf die Bildebene, sowie auch die freihändige Positionierung eines Röntgenfilmes. Bei Halten des Röntgenfilmes mit der Hand ist eine Paralleleinstellung des Langtubus auf die Zahnachse nicht exakt zentrierbar. Ein Aufbisshalter eignet sich gut um die gewünschte Bildlage zu gewährleisten. Dennoch kann ein falsches Aufbeißen (zum Beispiel aufgrund eines Vorkontaktes), oder eine ungenaue Positionierung des Röntgenstrahlers auch die reale Länge verfälschen. Um eine noch präzisere Positionierung zu ermöglichen, kann auch ein individueller Aufbisshalter erstellt werden.

In der Studie „Verwendung von kundenspezifischen Röntgenpositionierungsstents aus Acryl für Langzeit-Follow-up-Studien“ indiziert Sherif Aly Sadek et al. wurden für zwanzig Patienten/innen, im Alter von 20-30 Jahren, ein individueller Aufbisshalter angefertigt. Von allen Patienten/innen wurden im Abstand von drei Monaten jeweils vier Röntgenaufnahmen gemacht. Zwei Röntgenaufnahmen

wurden mit einem konventionellen und zwei mit einem individuellen Aufbisshalter getätigt. Alle Patienten/innen waren parodontal gesund. Die Studie ergab, dass die Messungen mittels der individuellen Röntgenpositionierungs-Stents, präzisere und zuverlässigere Bilder ermöglicht. Bei den individuellen Aufbisshaltern zeigte sich nur eine geringe Messdifferenz des Wertes zum realen Verhältnis. [45]

Dies wird durch die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit bestätigt. So können bei entsprechender Kippung Längenabweichungen von bis zu 41 Prozent zur tatsächlichen Situation entstehen.

8 Conclusio

Das intraorale Kleinbild ist die radiologische Untersuchung der Wahl zur Darstellung des peri-implantären Knochenniveaus. Eine valide Darstellung zur Verlaufskontrolle kann jedoch nur mit einer standardisierten Projektionsrichtung erreicht werden, wie es durch die Verwendung von individualisierten Röntgenhaltern gelingen kann.

9 Quellen:

- 1) Brinkmann E L W, Brinkmann E, Briant R. Implantologie: Keramische Implantate in der Zahnheilkunde. 1. Aufl; Ibbenbüren: Ibbenbürener Vereinsdr; 1991.
- 2) Wolf H F, Rateitschak E M, Rateitschak K H. Parodontologie, Farbatlant der Zahnmedizin1. In: Rateitschak K H, Wolf H F Hrgs.. 3. vollst. überarb. u. erw. Aufl.; Stuttgart, New York: Thieme; 2004.
- 3) Fehér A, Schärer P. - Ein klinisches Kompendium: Fortbildungsschriftreihe der Klinik für Kronen- und Brückenprothetik, Teilprothetik und zahnärztlicher Materialkunde des Zentrums für Zahn-, Mund und Kieferheilkunde der Universität Zürich, Band IV, Zahnmedizin 2000; Zürich: Klinik KBM Zürich; 1999.
- 4) Kahl-Scholz, Vockelmann M, Vockelmann C. Basiswissen Radiologie: Nuklearmedizin Und Strahlentherapie. Berlin: Springer; 2017.
- 5) Kauffmann G W, Sauer R, Weber W. Radiologie: Bildgebende Verfahren, Strahlentherapie, Nuklearmedizin Und Strahlenschutz. 4. Aufl.; München: Elsevier, Urban & Fischer; 2011.
- 6) Cacaci C, Neugebauer J, Schlegel A, Seidel F. Orale Implantologie. Checklisten der Zahnmedizin Stuttgart, New York: Thieme; 2006.
- 7) Smeets R, Henningsen A, Jung O, Heiland M, Hammächer C, Stein JM. Definition, Ätiologie, Prävention und Behandlung von Periimplantitis - eine Überprüfung [Internet]. Bd. 10, Kopf & Gesichtsmmedizin. Springer Science and Business Media LLC; 2014. Verfügbar unter: <http://dx.doi.org/10.1186/1746-160X-10-34>.
- 8) Gutwald R, Gellrich N.-C, Schmelzeisen R. Zahnärztliche Chirurgie und Implantologie: Für Studium, Examen Und Beruf. 3. erw. u. überarb. Aufl; Köln: Deutscher Zahnärzte Verlag; 2019.
- 10) Pasler F A. Zahnärztliche Radiologie. 5. aktualisierte Aufl.; Stuttgart: Thieme; 2008.
- 11) Jakse N. Skriptum Implantatchirurgie. Graz: Universitätsklinik für Zahnmedizin und Mundgesundheit Graz; 2012.

- 12) Pasler F A, Visser H. Zahnmedizinische Radiologie, Bildgebende Verfahren, Farbatlanten der Zahnmedizin 5. 2. überarb. u. erw. Aufl.; Stuttgart, New York: Thieme; 2000.
- 13) Pasler FA. Zahnärztliche Radiologie. 6.unver. Aufl.; Stuttgart: Thieme; 2017.
- 14) Reiter U. PM XVII: BILDGEBUNG UND BIOSTATISTIK- Grundlagen Röntgen. Graz: Medizinische Universität Graz; 2020.
- 15) Kumar A, Bhaduria HS, Singh A. Descriptive analysis of dental x-ray images using various practical methods: A review [Internet]. Bd. 7, PeerJ Informatik. PeerJ; 2021. S. e620. Verfügbar unter: <http://dx.doi.org/10.7717/peerj-cs.620>.
- 16) Geetha V, Aprameya KS, Hinduja DM. Zahnkariesdiagnose in digitalen Röntgenaufnahmen mit Back-Propagation Neural Network [Internet]. Bd. 8, Gesundheitsinformatikwissenschaft und -systeme. Springer Science and Business Media LLC; 2020. Verfügbar unter: <http://dx.doi.org/10.1007/s13755-019-0096-y>
- 17) Kumar A, Bhaduria HS, Singh A. Descriptive analysis of dental x-ray images using various practical methods: A review [Internet]. Bd. 7, PeerJ Informatik. PeerJ; 2021. S. e620. Verfügbar unter: <http://dx.doi.org/10.7717/peerj-cs.620>
- 18) Perschbacher S. Interpretation von Panorama-Röntgenaufnahmen [Internet]. Bd. 57, Australian Dental Journal. Wiley; 2012. S. 40–5. Verfügbar unter: <http://dx.doi.org/10.1111/j.1834-7819.2011.01655.x>
- 19) Ertl L. Z-Radiol-01a-Einfuehrung, - Wien: BGZMK Wien; 13.07.2006.
- 20) Velvart P, Hecker H, Tillinger G. Nachweis der apikalen Läsion und des Unterkieferkanals in der konventionellen Radiographie und Computertomographie [Internet]. Bd. 92, Oralchirurgie, Oralmedizin, Orale Pathologie, Orale Radiologie und Endodontologie. Elsevier BV; 2001. S. 682–8. Verfügbar unter: <http://dx.doi.org/10.1067/moe.2001.118904>
- 21) Song D, Shujaat S, de Faria Vasconcelos K, Huang Y, Politis C, Lambrichts I, u. a. Diagnostische Genauigkeit der DVT im Vergleich intraorale Bildgebung zur Beurteilung periimplantärer Knochendefekte [Internet]. Bd. 21, BMC Medizinische Bildgebung. Springer Science and Business Media LLC; 2021. Verfügbar unter: <http://dx.doi.org/10.1186/s12880-021-00557-9>

22) Adamok, A. Wechselwirkung Röntgenstrahlung mit Materie. Stichwortsonntag [Internet]. 2011 Sep. 4. [zitiert am 2. April 2022]; Erhältlich im MTA-R radiologie & technologie: <http://www.mta-r.de/blog/stichwortsonntag-wechselwirkung-roentgenstrahlung-mit-materie/>

23) Köhler S G. ALLGEMEINE GRUNDLAGEN DER IMPLANTOLOGIE dentalfresh Das Magazin für Zahnmedizinstudenten und Assistenzen [Internet]. 2009 [zitiert am 3. April 2022]; (3): 34-39. Erhältlich im [zahniportal.de: https://www.zahniportal.de/fileadmin/mediensammlung/dentalfresh/2009_03/df0309_34_39_koehler.pdf](https://www.zahniportal.de/fileadmin/mediensammlung/dentalfresh/2009_03/df0309_34_39_koehler.pdf)

24) Shimpuku H, Nosaka Y, Kawamura T, Tachi Y, Shinohara M, Ohura K. Genetische Polymorphismen des Interleukin-1-Gens und früher marginaler Knochenverlust um enossäre Zahnimplantate [Internet]. Bd. 14, Klinische orale Implantatforschung. Wiley; 2003. S. 423–9. Verfügbar unter: <http://dx.doi.org/10.1034/j.1600-0501.2003.110823.x>.

25) Montes CC, Alvim-Pereira F, de Castilhos BB, Sakurai MLL, Olandoski M, Trevilatto PC. Analyse der Assoziation von IL1B(C+3954T) und IL1RN(Intron 2) Polymorphismen mit Zahnimplantatverlust in einer brasilianischen Bevölkerung [Internet]. Bd. 20, Klinische orale Implantatforschung. Wiley; 2009. S. 208–17. Verfügbar unter: <http://dx.doi.org/10.1111/j.1600-0501.2008.01629.x>

26) Kirnbauer B, Jakse N, Acham S. 3-D-Diagnostik (DVT/CT) in der Zahnheilkunde [Internet]. Bd. 111, Stomatologie. Springer Science and Business Media LLC; 2014. S. 80–5. Verfügbar unter: <http://dx.doi.org/10.1007/s00715-014-0320-y>

27) Kämmerer P W, Lehmann K M. ZZI, DIABETES MELLITUS Gibt es bei dieser Stoffwechselerkrankung in Bezug auf zahnärztliche Implantate neue Evidenz? ZZI [Internet]. 2021 [zitiert am 20. April 2022]; (3): 138-140. Erhältlich im online-zzi: <https://www.online-zzi.de/archiv/ausgabe/artikel/zzi-3-2021/2504-diabetes-mellitus/>

28) Naujokat H, Wiltfang J. LEITLINIEN VERSTÄNDLICH ERKLÄRT S3-Leitlinie „Zahnimplantate bei Diabetes mellitus“ ZII [Internet]. 02. 2022 [zitiert am 24 April]; (3): (100-104. Erhältlich im online-zii: <https://www.online-zzi.de/archiv/ausgabe/artikel/zzi-2-2020/2430-103238-zzi202001000104-leitlinien-verstaendlich-erklaert/>

29) Papapanou PN, Sanz M, Buduneli N, Dietrich T, Feres M, Fine DH, u. a. Periodontitis: Consensus report of workgroup 2 of the 2017 World Workshop on the Classification of Periodontal and Peri-Implant Diseases and Conditions [Internet]. Bd. 45, Zeitschrift für

klinische Parodontologie. Wiley; 2018. S. S162–70. Verfügbar unter: <http://dx.doi.org/10.1111/jcpe.12946>

30) Berglundh T, Armitage G, Araujo MG, Avila-Ortiz G, Blanco J, Camargo PM, u. a. Periimplantäre Erkrankungen und Zustände: Konsensusbericht der Arbeitsgruppe 4 des 2017 World Workshop on the Classification of Periodontal and Peri-Implant Diseases and Conditions [Internet]. Bd. 45, Zeitschrift für klinische Parodontologie. Wiley; 2018. S. S286–91. Verfügbar unter: <http://dx.doi.org/10.1111/jcpe.12957>

31) Walter C., RISIKOFAKTOREN IN DER IMPLANTOLOGIE: RAUCHEN Was für Auswirkungen hat Rauchen auf Implantate?. Review [Internet]. 2021 [zitiert am 6. Mai 2022]; (3): 142-146. Erhältlich im online-zzi: <https://www.online-zzi.de/archiv/ausgabe/artikel/zzi-3-2021/2502-103238-zzi202101420146-risikofaktoren-in-der-implantologie-rauchen/>

32) Kullar AS, Miller CS. Gibt es Kontraindikationen für die Platzierung von Zahnimplantaten? [Internet]. Bd. 63, Zahnkliniken Nordamerikas. Elsevier BV; 2019. S. 345–62. Verfügbar unter: <http://dx.doi.org/10.1016/j.cden.2019.02.004>

33) Keschull M, Jepsen S, Kocher T, Sälzer S, Arweiler N, Dörfer C, Eickholz P, Jentsch H, Dannewitz B. S3-Leitlinie (Langversion) Die Behandlung von Parodontitis Stadium I bis III, Die deutsche Implementierung der S3-Leitlinie „Treatment of Stage I–III Periodontitis“ der European Federation of Periodontology (EFP) [Internet]. Deutschland: awmf online Das Portal der wissenschaftlichen Medizin; 2021 [zitiert am 15. Oktober 2022] Verfügbar unter: awmf online Das Portal der wissenschaftlichen Medizin: https://www.awmf.org/uploads/tx_szleitlinien/083-043l_S3_Behandlung-von-Parodontitis-Stadium-I-III_2021-02_2.pdf

34) Alani A, Bischof K. Periimplantitis. Teil 2: Prävention und Aufrechterhaltung der periimplantären Gesundheit [Internet]. Bd. 217, British Dental Journal. Springer Science and Business Media LLC; 2014. S. 289–97. Verfügbar unter: <http://dx.doi.org/10.1038/sj.bdj.2014.809>

35) Mahnken A, Günther R. Skript Radiologie, Grundlagen der Diagnostik und Intervention [Internet]. Marburg: Klinik für Diagnostische und interventionelle Radiologie Philipps, Universitätsklinik Marburg; 2013 [zitiert am 3. Juli 2022] Verfügbar unter: UKGM.de: www.ukgm.de/ugm_2/deu/umr_rdi/PDF/Radio-Skript_UMR_1_01.pdf

36) Schmitt W. G. H.9.Strahlenschutz Kurse Würzburg Einführung - C. Regeln Röntgen 1a-d

- 37) Pasler F A. Zahnärztliche Radiologie. 7. unverä. Aufl.; Stuttgart: Georg Thieme Verlag; 2021.
- 38) Sandstrom CK. Mach-Effekt [Internet]. Perlen und Fallstricke in der Notfallradiologie: : Varianten und andere schwierige Diagnosen. Cambridge University Press; 2013. S. 267–71. Verfügbar unter: <http://dx.doi.org/10.1017/CBO9781139135047.080>
- 39) Schwarz F, Becker J, Bach G, Bartsch K, Beck J, Blume M, Iglhaut G, Keschull M, Ritter L, Schlee M, Stiesch M, Stiller M, Wolf T. S3-Leitlinie (Langversion) Die Behandlung periimplantärer Infektionen an Zahnimplantaten Gesellschaft Society [Internet]. 03.2016 [zitiert am 25. Juni]; S.444-453. Verfügbar bei Deutscher Ärzteverlag | DZZ | Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift: https://www.online-dzz.de/fileadmin/user_upload/Heftarchiv/DZZ/article/2016/06/35BFF3C2-0314-4649-8714-A4020FE2BDFE/35BFF3C2031446498714A4020FE2BDFE_ges_leitlinie_periimplantitis_schwarz_becker_1_original.pdf
- 40) Gomez-de Diego R, Mang-de la Rosa M, Romero-Perez MJ, Cutando-Soriano A, Lopez-Valverde-Centeno A. Indikationen und Kontraindikationen von Zahnimplantaten bei medizinisch kompromittierten Patienten: Update [Internet]. Medicina Oral Patología Oral y Cirugía Bucal. Medicina Oral, S.L.; 2014. S. e483–9. Verfügbar ab: <http://dx.doi.org/10.4317/medoral.19565>
- 41) Rugani, P, Jakse N. Der aktuelle Stand der Röntgendiagnostik in der Zahnmedizin – Teil 2. Allgemeine Zahnheilkunde [Internet]. 09.04.2010 [zitiert am 5. Juli]; Verfügbar unter: https://www.zmk-aktuell.de/fachgebiete/allgemeine-zahnheilkunde/story/der-aktuelle-stand-der-roentgendiagnostik-in-der-zahnmedizin--teil-2__3918.html
- 42) Rugani, P, Jakse N. Der aktuelle Stand der Röntgendiagnostik in der Zahnmedizin – Teil 1. Digitale Praxis [Internet]. 09.04.2010 [zitiert am 5. Juli]; Verfügbar unter: https://www.zmk-aktuell.de/fachgebiete/digitale-praxis/story/der-aktuelle-stand-der-roentgendiagnostik-in-der-zahnmedizin--teil-1__206.html
- 43) Fretwurst T, Nelson K, Hesse B. Neue Erkenntnisse zur Periimplantitis. Implantologie [Internet]. 13.08.2020 [zitiert am 9. Juli 2022]; ZMK (36) 7-8/2020, S. 418-422. Verfügbar unter: http://www.zmk-aktuell.de/fachgebiete/implantologie/story/neue-erkenntnisse-zur-periimplantitis__9227.html

- 44) Yim H jin, Lim HC, Hong JY, Shin SI, Chung JH, Herr Y, u. a. Primärstabilität von Implantaten mit periimplantären Knochendefekten unterschiedlicher Breite: eine in vitro Untersuchung [Internet]. Bd. 49, Journal of Periodontal & Implantatwissenschaft. Koreanische Akademie für Parodontologie; 2019. S. 39. Verfügbar unter: <http://dx.doi.org/10.5051/jpis.2019.49.1.39>
- 45) Sadek SA, Abbas HM, Alfelali M, Almahdali A. Verwendung von kundenspezifischen Röntgenpositionierungsstents aus Acryl für Langzeit-Follow-up-Studien [Internet]. Bd. 32, The Saudi Dental Journal. Elsevier BV; 2020. S. 120–8. Verfügbar unter: <http://dx.doi.org/10.1016/j.sdentj.2019.10.001>
- 46) Kamburoğlu K, Kolsuz E, Murat S, Eren H, Yüksel S, Paksoy CS. Assessment of buccal marginal alveolar peri-implant and parodontal defects using a cone beam CT system with and without the application of metal artefact reduction mode [Internet]. Bd. 42, Dentomaxillofaziale Radiologie. Britisches Institut für Radiologie; 2013. S. 20130176. Verfügbar unter: <http://dx.doi.org/10.1259/dmfr.20130176>
- 47) Shokri A, Jamalpour MR, Khavid A, Mohseni Z, Sadeghi M. Wirkung von Expositionsparametern der Kegelstrahl-Computertomographie auf die Metallartefaktreduktion um die Zahnimplantate in verschiedenen Knochendichten [Internet]. Bd. 19, BMC Medizinische Bildgebung. Springer Science and Business Media LLC; 2019. Verfügbar unter: <http://dx.doi.org/10.1186/s12880-019-0334-4>
- 48) Jacobs R, Salmon B, Codari M, Hassan B, Bornstein MM. Cone beam computed tomography in implant dentistry: recommendations for clinical use [Internet]. Bd. 18, BMC Mundgesundheits. Springer Science and Business Media LLC; 2018. Verfügbar unter: <http://dx.doi.org/10.1186/s12903-018-0523-5>
- 49) Zhang CN, Zhu Y, Fan LF, Zhang X, Jiang YH, Gu YX. Intra- and inter-observer agreements in detection peri-implant bone defects between periapical radiography and cone beam computed tomography: A clinical study [Internet]. Bd. 16, Zeitschrift für Zahnwissenschaften. Elsevier BV; 2021. S. 948–56. Verfügbar unter: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jds.2020.10.013>
- 50) Meß M. Applikation der Magnetresonanztomographie für zahnmedizinische Fragestellungen [Internet]. Universität Ulm; 2014. Verfügbar unter: <https://oparu.uni-ulm.de/xmlui/handle/123456789/3412>

51) Thoma DS, Wolleb K, Schellenberg R, Strauss F, Hämmerle CHF, Jung RE. Zwei kurze Implantate versus ein kurzes Implantat mit einem Ausleger: 5-Jahres-Ergebnisse einer randomisierten klinischen Studie [Internet]. Bd. 48, Zeitschrift für klinische Parodontologie. Wiley; 2021. S. 1480–90. Verfügbar unter: <http://dx.doi.org/10.1111/jcpe.13541>

52) Tabassum A. Radiographische Vergleiche der krestalen Knochenspiegel um Implantate, die mit Low-Speed-Bohrungen und Standardbohrprotokollen platziert wurden: Vorläufige Ergebnisse [Internet]. Bd. 33, The Saudi Dental Journal. Elsevier BV; 2021. S. 965–71. Verfügbar unter: <http://dx.doi.org/10.1016/j.sdentj.2021.08.003>

53) Pellicer-Chover H, Peñarrocha-Oltra D, Aloy-Prosper A, Sanchis-Gonzalez J, Peñarrocha-Diago M, Peñarrocha-Diago M. Vergleich des periimplantären Knochenverlusts zwischen konventionellen Bohren mit Bewässerung und Low-Speed-Bohren ohne Bewässerung [Internet]. Medicina Oral Patología Oral y Cirugía Bucal. Medicina Oral, S.L.; 2017. S. 0:0. Verfügbar unter: <http://dx.doi.org/10.4317/medoral.21694>

54) RadioSurfVet © Universität Bern. Grundregel der ZP: Abstandsgesetz [Internet]. 2015 [zitiert am 5. Oktober 2022]. Verfügbar unter: <https://vetsuisse.com/vet-impl/lernmodule/htmls/slide.html?radiosurfvet%7Cradgeneral%7Ctechnics%7Cgeometry%7C4>