

Aus der Klinik für Mund-, Kiefer- und Plastische Gesichtschirurgie
der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf
Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. Dr. med. dent. Norbert R. Kübler

Ausmaß der Metallartefaktbildung um Dentalimplantate bei Röntgenuntersuchungen mittels Digitaler Volumentomographie

Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnmedizin
der Medizinischen Fakultät der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf

vorgelegt von
Valentin F. P. Kerkfeld
2019

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

gez.:

Dekan:	Prof. Dr. Nikolaj Klöcker
Erstgutachter	Prof. Dr. Dr. Ulrich Meyer
Zweitgutachterin:	Prof. Dr. Michelle Ommerborn

Teile dieser Arbeit wurden veröffentlicht:

Kerkfeld, V. et Meyer, U., *Higher resolution in cone beam computed tomography is accompanied by improved bone detection in peri-implant bone despite metal artifact presence*. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2018. **33**(6): p. 1331-1338

Zusammenfassung

Ziel dieser Studie ist es, die Möglichkeit und das Ausmaß einer Artefaktreduktion durch eine optimale Einstellung der DVT-Parameter zu erschließen. Des Weiteren wird die Distanz von Implantaten zum korrekt abgebildeten umgebenden Knochengewebe gemessen.

Es wurden Titanimplantate unter standardisierten Bedingungen in Schweineknöchel (Tibia) implantiert. Anschließend wurden DVT-Untersuchungen in Form von Knochendichtemessungen unter verschiedenen DVT-Einstellungen durchgeführt. Das umgebende Knochengewebe um die Titanimplantate wurde gemessen, um das Ausmaß der Metallartefakte zu bestimmen. Anschließend wurden die Messungen vor und nach Implantation miteinander verglichen. Die Messungen wurden durch eine Grauwertbestimmung vorgenommen.

Die Verwendung des DVT zur Knochendichtemessung nach Implantation korreliert mit der DVT-Einstellung. Höhere Auflösung führt zu einer besseren Erkennung der korrekten Knochendichtewerte in der periimplantären Region. Korrekte Knochendichtewerte können bei einer Auflösung von 125 μm ab einer Distanz von 370 μm von der Implantatoberfläche erfasst werden. Periimplantäre Knochendefekte können ab einer Größe von 400 μm um Implantate mit einer Auflösung von 125 μm zuverlässig erfasst werden.

Bei Verwendung von mehreren Implantaten in einer Reihe ist eine ausgeprägtere Metallartefaktentstehung sichtbar. Die Metallartefakte imponieren als eine sichtbare Kombination aus streifenartigen Aufhärtungs- und Auslöschungsartefakten.

Die Knochenkonfiguration und -dichte kann im nahen Umfeld um die Implantatoberfläche gemessen werden, so dass periimplantäre Defekte detektiert werden können. Bei mehreren Implantaten muss die Strahlungsrichtung berücksichtigt werden.

Abstract

The aim of the study was first, to determine the possibility and extent of artifact reduction by an optimized use of cone beam computer tomography (CBCT) parameter configuration (geometric resolution, implant geometric parameters and image analyzes) and second to determine the distance to an implant where the gray scale values are equal to the pre-implantation values.

Titanium implants were inserted into pig tibia under standardized conditions. CBCT investigations in form of bone density mapping were performed with various CBCT settings and implantation situations. Metal artifacts were measured around implants by determination of gray scale and compared to the gray scale determination of the bone area prior to implantation.

Determination of bone density by CBCT investigation post implantation showed a correlation in dependence of CBCT parameter configuration. Higher resolution led to a better detection of correct bone density values in the peri-implant region. Normal bone density values can be recognized at a distance of 370 μm from the implant surface, when spatial resolution was 125 μm . Therefore, higher resolution in CBCT is accompanied by an improved bone detection in peri-implant bone despite the presence of metal artifact.

Peri-implant bone defects of 400 μm extension around implants were reliably detected by using a spatial resolution of 125 μm .

In specimens, where multiple implants are present in one line, pronounced artifact formation were present. The artifacts were visible as a combination of streak-like hardening and extinction effects.

Bone geometric data and density values may be determined correctly in the close proximity to the implant surface and can detect peri-implant bone defects. When multiple implants are placed, the implant radiation direction geometry must be considered.

Abkürzungsverzeichnis

CT	Computertomographie
OPT	Orthopantomographie
FPD	<i>Flatpanel</i> -Detektor (Flachbilddetektor)
FOV	<i>Field of view</i> (Sichtfeld)
SNR	<i>Signal-noise-ratio</i> (Signal-Rausch-Verhältnis)
DVT	Digitale Volumentomographie
µm	Mikrometer
mm	Millimeter

Inhaltverzeichnis

Zusammenfassung.....	I
Abstract.....	II
Abkürzungsverzeichnis.....	III
Inhaltverzeichnis.....	IV
1 Einleitung.....	1
1.1 Implantate.....	1
1.2 Radiologische Diagnostik.....	1
1.3 DVT-Technik.....	2
1.3.1 Aufbau eines DVT-Gerätes.....	2
1.3.2 Röntgenstrahlung.....	2
1.3.3 Übertragung auf die transversale Tomographie.....	4
1.3.4 Vergleich mit konventionellem CT.....	6
1.4 Artefakte.....	8
1.4.1 Artefaktentstehung.....	8
1.5 Ziele der Arbeit.....	14
2 Publierte Originalarbeit.....	16
3 Diskussion.....	17
3.1 Ergebnisdiskussion.....	17
3.1.1 Beeinflussung durch die Auflösung.....	17
3.1.2 Artefaktinterpretation.....	18
3.1.3 Abstand zum Implantat.....	21
3.2 Methodendiskussion.....	22
3.3 Einordnung in die Literatur.....	23
3.4 Ausblick.....	24
3.5 Schlussfolgerung.....	24
4 Literatur- und Quellenverzeichnis.....	25

1 Einleitung

Die steigende Zahl an Implantatpatienten [1] fordert eine immer bessere Diagnostik für die Verlaufskontrolle. Zweidimensionale intraorale Zahnfilme stellen dabei zurzeit den Goldstandard in der radiologischen Diagnostik der Implantate dar [2]. Diese können verfahrensimmanent jedoch lediglich die Knochenstruktur approximal darstellen [3, 4]. Trotz der zunehmenden Verbreitung der DVT-Geräte und ihrer dreidimensionalen Natur wird die DVT-Bildgebung nicht zur Verlaufskontrolle herangezogen. Der aktuelle Stand der Forschung lässt es noch nicht zu, DVT-Bilder zur periimplantären Knochendetektion einzusetzen. Ein Grund dafür liegt in der Metallartefaktbildung durch Titanimplantate, die eine Diagnostik um Implantate nicht zulässt. Daher evaluiert die aktuelle Forschung den Einfluss und die Entstehungsmechanismen von Artefakten in der DVT-Bildgebung. [5, 6]

1.1 Implantate

Die enossale Implantologie als wissenschaftlich anerkannter Bestandteil der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde verbessert die mundbezogene Gesundheitsversorgung bedeutend. Implantate verankern dabei prothetische Konstruktionen oder dienen als kieferorthopädische Hilfsmittel. Heutzutage werden dazu größtenteils Titanimplantate verwendet. [7]

Die Vorteile einer Implantation liegen in der stabilen Befestigung und dem breiten Indikationsspektrum [7]. Die Bedeutung enossaler Implantate für die zahnärztliche Praxis zeigt sich epidemiologisch an der progredienten Verbreitung der Implantate [1].

Die Langzeit-Überlebensrate nach 16 Jahren beträgt 82,9 %, wobei die Mehrheit der Implantatverluste bei einigen wenigen Patienten stattfindet [8]. Neben den technischen Komplikationen, wie Frakturen des Implantats oder der Suprakonstruktion mit einer Prävalenz von 31,1 %, macht vor allem die Periimplantitis mit 16,9 % einen Großteil der Komplikationen aus. [8]

1.2 Radiologische Diagnostik

Es stehen neben herkömmlichen Zahnfilm-Aufnahmen auch das OPG, CT und seit 1997 das DVT zur Verfügung [2]. Indiziert sind Routine-Zahnfilm-Aufnahmen ein, drei und fünf Jahre nach Implantation zur Verlaufskontrolle. Anschließend reicht ein 5-Jahres-Intervall zur Bestimmung der marginalen Knochenhöhe. Weisen die klinischen Parameter auf eine Periimplantitis hin, so ist jedoch unverzüglich eine Röntgenaufnahme anzufertigen. [2]

Bei der Zahnfilmaufnahme wird die Langtubus-Paralleltechnik verwendet, die eine gleichmäßige Vergrößerung abbildet und den marginalen periimplantären Knochen verzerrungsfrei darstellt [9, 10]. Dabei wird der Zentralstrahl auf die Mitte des Implantats orthogo-

nal zur Implantatachse gestellt. Die Filmebene steht dabei ebenfalls senkrecht zum Zentralstrahl. Der Zahnfilm hat jedoch das verfahrensimmanente Problem, dass der periimplantäre Knochen lediglich approximal beurteilt werden kann, da das radioopake Implantat die Beurteilung der oralen und vestibulären Knochenanteile unmöglich macht. Dies ist insofern von besonderer Bedeutung, als dass sich ein Knochendefekt *post implantationem* im Frühstadium meistens oral oder vestibulär manifestiert [11].

Misch et Yi [12] zeigten bereits, dass sich das DVT für die dreidimensionale Bildgebung parodontaler Defekte eignet.

1.3 DVT-Technik

DVT-Aufnahmen geben wichtige Informationen über die dreidimensionale knöcherne Struktur in der Zahn- und Kieferheilkunde. Es stellt nicht zuletzt eine wichtige Technik in der Diagnose und Planung implantologischer Fragestellungen dar. [13]

1.3.1 Aufbau eines DVT-Gerätes

Ein DVT-Gerät besteht im Wesentlichen aus einer rotierenden *Gantry*, die eine Röntgenquelle und einen Detektor besitzt. Die *Gantry* umkreist das zu untersuchende Objekt, beispielsweise das Mittelgesicht, und emittiert kontinuierlich konus- oder pyramidenförmige Röntgenstrahlen, die vom *Flatpanel*-Detektor (FPD) registriert werden. [14]

1.3.2 Röntgenstrahlung

Grundlegend für röntgenologische Diagnostik ist die Abschwächung der Röntgen-Strahlung beim Durchtritt durch Materie. [15] Dabei ist die Abschwächung abhängig von der Dichte und dem Umfang des Objektes, das durchstrahlt wird. Es gilt das Lambert-Beer'sche Gesetz [16]:

$$I = I_0 * e^{-\int \mu(x) dx} \quad (1)$$

I entspricht der Intensität der Strahlung nach dem Durchtritt durch die Materie, I_0 bezeichnet die Intensität vor dem Durchtritt durch die Materie, also die von der Röntgenröhre emittierte Strahlungsintensität. $\mu(x)$ ist der Abschwächungskoeffizient, der in Abhängigkeit des Ortes x verschiedene Werte annehmen kann. Der Abschwächungskoeffizient μ ist abhängig von der Beschaffenheit der Materie, unterscheidet sich also beispielsweise beim Durchtritt durch Knochen vom Durchtritt durch Weichgewebe.

Es sei der Vollständigkeit halber anzumerken, dass die unter Formel (1) angegebene Gleichung eine Vereinfachung enthält, da sie sich lediglich auf monochromatische Strahlung be-

zieht. Der Abschwächungskoeffizient μ ist abhängig von der Strahlungsenergie, dementsprechend abhängig von der Wellenlänge der eingesetzten Strahlung. Das vom Röntgengerät emittierte Röntgenspektrum ist jedoch polychromatisch, enthält also verschiedene Wellenlängen. Dies erschwert die Lösung des inversen Problems, von der beobachteten Wirkung mathematisch auf die Ursache zu schließen. [17]

Es sollen für die Darstellung des zu untersuchenden Objektes an jedem Punkt x die Abschwächungskoeffizienten $\mu(x)$ ermittelt werden. Die initiale Strahlungsintensität I_0 wird von der Röntgenröhre vorgegeben, die resultierenden Strahlungsintensitäten I werden vom Detektor erkannt. Dies stellt mathematisch das oben genannte inverse Problem dar, das aus den Strahlungsintensitäten I die Abschwächungskoeffizienten μ ermittelt werden sollen. Durch Umformung von Formel (1) erscheint die Summeninformation über das Objekt: [18]

$$\ln\left(\frac{I_0}{I}\right) = \int \mu(x) dx \quad (2)$$

$\ln(I_0/I)$ entspricht dabei der *Ray sum*, einer Bezeichnung für die Abschwächung der Strahlung durch die Materie (Abb. 1)

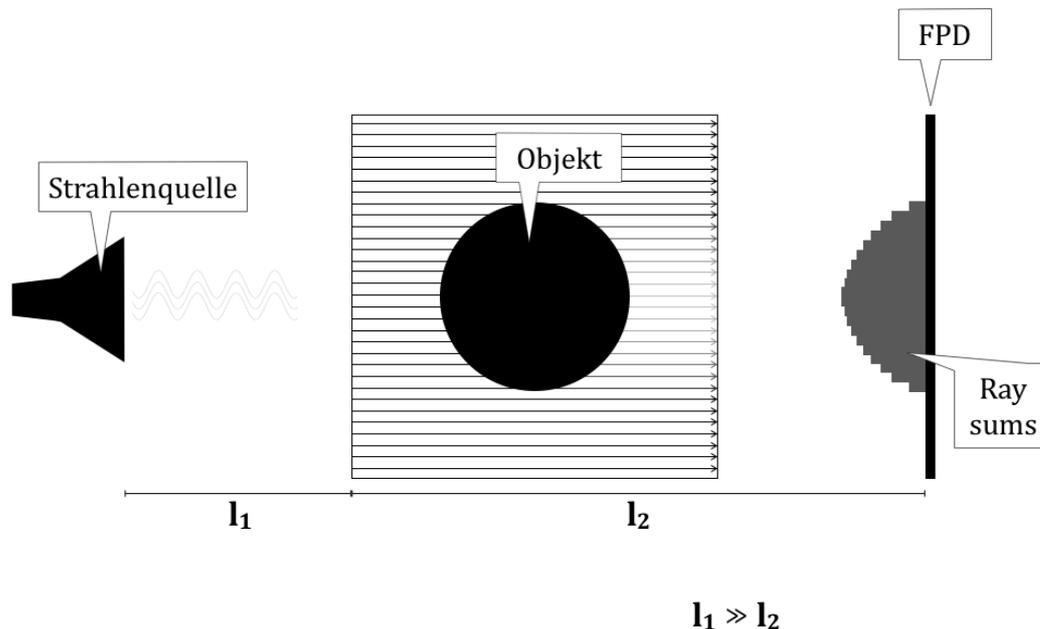


Abb. 1 **Summeninformationen.** Der Strahl verläuft von links (Röntgenquelle) durch das abzubildende Objekt nach rechts auf den FPD. Die Strahlung wird dabei von der passierten Materie unterschiedlich abgeschwächt. Rechts ist die resultierte Ray sum, also die Summeninformation, dargestellt. Modifiziert nach Wimalasena [19].

Die anschließende Abbildung der einzelnen Abschwächungskoeffizienten $\mu(x)$ erfolgt in Graustufen. Der Betrachter sieht somit an jedem Punkt x , folgend Pixel genannt, den Grauwert entsprechend der Abschwächung (Abb. 2). Als Pixel wird ein diskreter Abtastbereich bezeichnet, der sich in einer Rastergrafik einordnet.

1.3.3 Übertragung auf die transversale Tomographie

Es werden rings um das zu untersuchende Objekt je nach DVT-Gerät und Einstellung 100 bis 600 zweidimensionale Röntgenaufnahmen erstellt [14]. Aus dieser Vielzahl an zweidimensionalen Aufnahmen wird ein dreidimensionales Volumen rekonstruiert.

Zunächst werden, wie oben dargestellt, Linieninformationen, die *Ray sums*, über das zu untersuchende Objekt akquiriert. Die *Ray sum* entspricht der Summe (Integral) aller Abschwächungen. Sie sind in dieser Form allerdings nicht interpretierbar, da sie noch keine visuellen Bilddaten für die Schicht liefern. (Abb. 3)

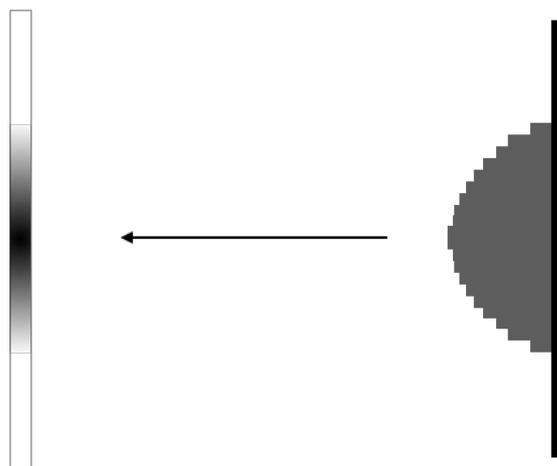


Abb. 2 Rückberechnung. Die zuvor generierten *Ray sums* werden im zweiten Schritt als Grauwerte auf des durchlaufene Volumen zurück berechnet.
Modifiziert nach Wimalasena [19].

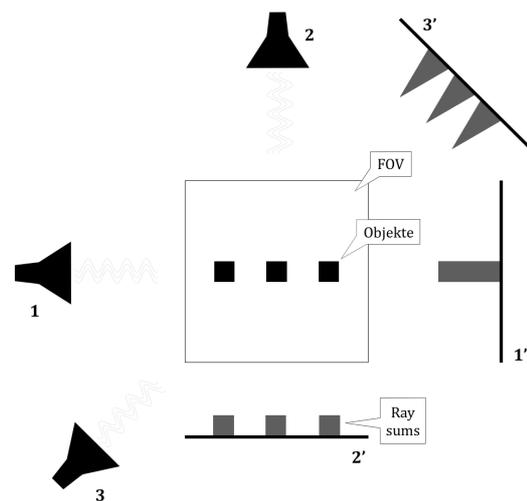


Abb. 3 *Ray sums*. Im Quadrat, das das FOV repräsentiert, befinden sich drei Würfel. Es sind drei beispielhafte Abtastungen mit den resultierenden *Ray sums* dargestellt. Es wird deutlich, dass eine Strahlenrichtung alleine nie eine korrekte Darstellung der Strukturen gewähren kann.
Modifiziert nach Wimalasena [19]

Mithilfe der vielen Linieninformationen lässt sich jedoch eine Rückprojektion vollziehen (Abb. 4). Ausgehend von Pixeln erhält man in der Volumentomographie Voxel mit definierten Kantenlängen, denen als Volumeneinheit ein Grauwert zugeordnet wird. Jede einzelne *Ray sum*, die am *Flatpanel*-Detektor registriert wird, wird auf die von ihm durchlaufenen Voxel zurückverteilt. Durch die Überlagerung vieler *Ray sums* entsteht in einer Näherung das Bild des untersuchten Objektes.

Dabei sind in dem dargestellten Fall mit drei Würfeln mindestens zwei Projektionsrichtungen für die Rückprojektion nötig. Allerdings stellt der dargestellte Fall ein sehr vereinfachtes Objekt dar. Bei medizinischer Bildgebung mit einer Vielzahl verschiedener Gewebe sowie komplexen Geometrien sind viel mehr zweidimensionale Aufnahmen nötig, um ein adäquates Schichtbild zu generieren [18].

Die mathematischen Algorithmen zur Berechnung dieser Rückprojektionen basieren auf dem Feldkamp-Algorithmus [20], die aus der zweidimensionalen Darstellung der *Ray sums* Punktinformationen im Projektionsraum generiert [18]. Grundlegend für die Rückprojektion ist die stetig unveränderte Position des Objektes während der Aufnahme [21] sowie die geradlinige Strahlenausbreitung [13].

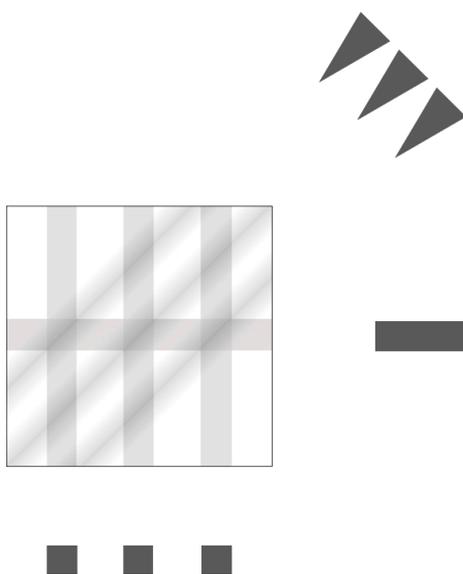


Abb. 4 **Rückprojektion.** Aus mehreren zweidimensionalen Bildern werden einzelne Punktinformationen im Projektionsraum generiert.

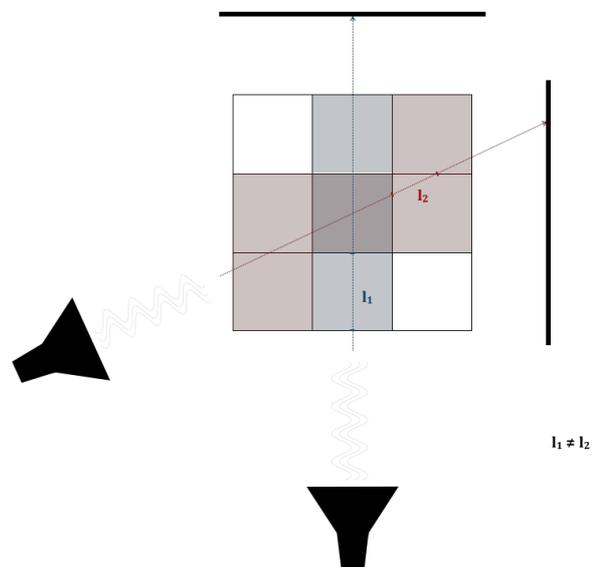


Abb. 5 **Voxelproblematik.** Dargestellt sind zwei beispielhafte Strahlen auf ihrem Weg durch ein Volumen. Die rot unterlegten Quadrate zeigen dem roten Strahl zugehörige Voxel, während blau unterlegte Quadrate die dem blauen Strahl zugeordnete Voxel abbilden. Dabei ist jedoch die Länge, die der rote Strahl in jedem einzelnen Voxel durchläuft, stark unterschiedlich. $l_1 \neq l_2$.

Modifiziert nach Schulze et Heil [13]

Dabei wird $\ln(I_0/I)$ auf jedes Voxel, das es in seinem Strahlengang passiert hat, aufgeteilt. Dementsprechend wird $\ln(I_0/I)$ durch die Anzahl an Voxel geteilt. Dabei bleibt jedoch unberücksichtigt, welche Strecke l der Strahl durch das jeweilige Voxel zurückgelegt hat (Abb. 5). [22]

Röntgen-Strahlen wechselwirken bei ihrem Weg durch Materie mit dieser. Wechselwirkung zwischen Strahlung und Materie kann dabei in drei Effekte (Photoeffekt, *Rayleigh*- und *Compton*-Strahlung) unterteilt werden.

Beim Photoeffekt gibt das einfallende Röntgenphoton seine Energie ab, um ein Hüllelektron aus seiner Schale freizusetzen. Des Weiteren kann Strahlung gestreut werden, wobei zwischen der *Rayleigh*- und der *Compton*-Streuung unterschieden wird. [23]

Alle diese Manipulationen der Strahlung führen zur Verletzung der Annahmen oben genannten Gesetze, da der Vektor oder der Skalar verändert und somit die Rückprojektion verfälscht wird. Diese und weitere Artefaktentstehungen werden im Kapitel 1.4.1 näher beleuchtet.

1.3.4 Vergleich mit konventionellem CT

Technisch liegt dem DVT ein ähnliches Prinzip wie dem CT zugrunde. Beide Verfahren basieren auf der transversalen Tomographie [18], wobei beim CT klassischerweise zunächst Schnitte aus eindimensionalen Linieninformationen erstellt werden, während beim DVT direkt zweidimensionale Bilder erstellt werden. (Abb. 6)

Das CT emittiert sukzessive fächerförmige Strahlen rings um das zu untersuchende Objekt. Nach einer kompletten Umrundung ist eine Schicht detektiert, so dass entlang der longitudinalen Achse die nächste Schicht umrundet werden kann. Es kann zusammengefasst werden, dass zunächst viele Schnitte erstellt werden müssen, die später als gestapelte Schichten in einen dreidimensionalen Datensatz transformiert werden.

Das DVT hingegen emittiert die Strahlen kegel- oder konusförmig und liefert damit für die Datenerfassung direkt zweidimensionale Bilder. Es umfasst mit einer Aufnahme dabei das gesamte *Field of view* (FOV) und benötigt für die komplette Volumenaufnahme lediglich eine Umrundung (Abb. 6). [14]

Dieser wesentliche Unterschied schwindet jedoch durch die Einführung neuerer Computertomographen. Moderne *multislice*-CTs emittieren mehrere Fächerstrahlen, so dass mehrere Schnitte gleichzeitig angefertigt werden können. [24]

Der prinzipielle Unterschied erklärt dennoch viele Konsequenzen im klinischen Alltag:

- Die hohe Anzahl an Messungen im CT führt zu einer systemimmanenten höheren Strahlenbelastung als eine vergleichbare Volumentomographie durch das DVT [25].
- Das FOV ist beim DVT durch den Konusstrahl begrenzt, während sich für das CT theoretisch keine Limitierung darstellt [24].
- Präzise Messungen über Knochendichte und geometrische Strukturen sind im DVT nur in der Nähe des Zentrums des FOV möglich [14]. Die Ungenauigkeit lässt sich durch das oben genannte Rekonstruktionsproblem erklären. (Abb. 5)
- Das DVT weist eine geringere Metallartefaktbildung auf [26, 27].
- Das DVT weist eine schlechtere Weichgewebstdarstellung auf [28].

- Es entsteht größeres Rauschen beim DVT, da die Strahlendosis im Vergleich mit dem CT geringer ausfällt [13]. Näheres dazu in Kapitel 1.4.1.4.

Da es sich beim DVT im Vergleich zum CT um eine relativ junge Entwicklung handelt, ist zu erwarten, dass derzeit noch an den Rekonstruktionsalgorithmen für das DVT geforscht wird. Es ist anzunehmen, dass neuere Rekonstruktionsalgorithmen die Weichgewebstdarstellung deutlich verbessern werden. [24]

In der Literatur werden die Bildqualitäten mittels DVT gegenüber dem CT unterschiedlich eingeschätzt. Während Schulze et Blessmann [29] die DVT-Bildqualität bei hartgewebigen Strukturen auf Augenhöhe mit denen durch CT-Bildgebung sehen, erklären Holberg et Steinhäuser [27] das CT aufgrund der Bildqualität von Hartgewebe weiterhin als Goldstandard.

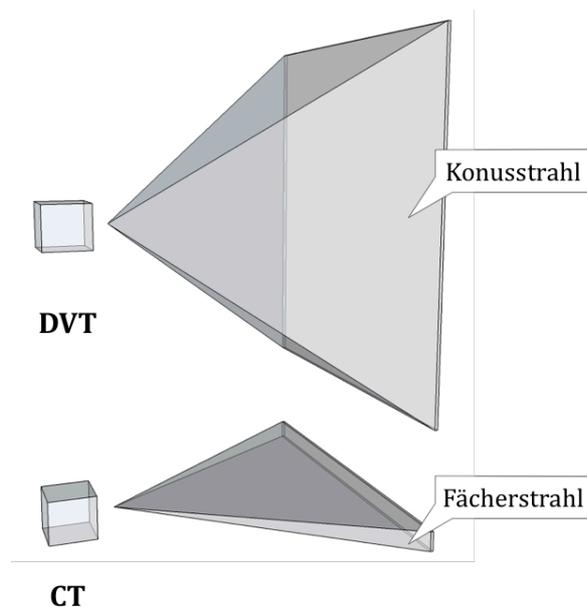


Abb. 6 Vergleich der Konzepte DVT vs. CT. Oben ist das DVT mit konusförmigem Strahl dargestellt, während unten das CT mit fächerförmigem Strahl zu sehen ist.

1.4 Artefakte

Ein Artefakt kann allgemein als sichtbares Gebilde ohne reales Analogon definiert werden. Artefakte werden zunächst durch ihren physikalischen Entstehungsmechanismus eingeteilt [13]:

1. Aufhärtingsartefakte
2. Auslöschungsartefakte
3. Streuartefakte
4. Rauschartefakte
5. Teilvolumeneffekte
6. Ringartefakte
7. Unterabtastung
8. Bewegungsartefakte
9. Lokale Tomographie

Dabei können die Ursache und das Erscheinungsbild der gelisteten Artefakte jeweils gleich oder ähnlich sein. Die durch ihre Ursache bezeichneten Metallartefakte können somit sowohl zu Auslöschungs- als auch zu Aufhärtingsartefakten führen [30]. Teilweise werden die Artefakte auch nach ihrem Erscheinungsbild eingeordnet. Dadurch gerät jedoch die physikalische Ursache in den Hintergrund, da beispielsweise „streifenförmige Artefakte“ durch viele der gelisteten Artefakt-erzeugenden Faktoren generiert werden.

1.4.1 Artefaktentstehung

1.4.1.1 Aufhärtingsartefakte

Aufhärtingsartefakte gehören zu den wichtigsten Artefakten in der DVT-Bildgebung [30]. Dem Entstehungsmechanismus dieser Artefakte liegt zugrunde, dass die Röntgenquelle polychromatische Strahlung emittiert. Wie unter Kapitel 1.3.2 beschrieben werden Strahlen abhängig von ihrer Wellenlänge absorbiert. Es werden somit beim Durchtritt durch beispielsweise Titanimplantate niederenergetische Strahlen herausgefiltert, die Strahlung wird demnach aufgehärtet. Das resultierende Röntgenspektrum enthält im Verhältnis zum emittierten Röntgenspektrum weniger niederenergetische Strahlung. Die Intensität steigt proportional mit der Frequenz [31]:

$$I = \frac{\Delta\Phi}{\Delta\Omega} = \frac{h * \phi * f}{\Delta\Omega} \quad (3)$$

I bezeichnet die Strahlungsintensität, Φ die Strahlungsleistung, Ω das Raumwinkelement, ϕ den Quantenstrom, h das Planck'sche Wirkungsquantum und f die Frequenz. Die unter 1.3.2 angegebene Formel (1) verliert ihre Gültigkeit. Die Detektoren erkennen demzufolge zu hohe Intensitäten, was nach der Rekonstruktion durch dunkle Streifen im Volumen dargestellt wird [30]. Sekundär kann Strahlenaufhärtung zu einem Ringartefakt führen (siehe 1.4.1.6).

Aufhärtungsartefakte finden in der vorliegenden Arbeit einen hohen Stellenwert vor. Zum einen treten sie schon bei Metallen mit niedriger Ordnungszahl, wie den in dieser Studie verwendeten Titanimplantaten, verstärkt auf [32]. Des Weiteren enthalten DVT-Aufnahmen deutlich mehr Aufhärtungsartefakte im Vergleich zu CT-Aufnahmen, bei denen ein Röntgenspektrum mit höherer Energie verwendet wird [14]. Zudem sehen viele Autoren die Aufhärtungsartefakte in der Verantwortung, für eine schlechte Befundung von Titanimplantaten in DVT-Aufnahmen zu sorgen [32, 33].

1.4.1.2 Auslöschungsartefakte

Eine Sonderform der Aufhärtungsartefakte stellen die Auslöschungsartefakte dar. Sie entstehen bei dem Strahlendurchtritt durch hochabsorbierende Objekte, beispielsweise Metalle. Die noch austretende Strahlung ist so stark reduziert, dass der Detektor kein Signal mehr erkennen kann. Alle potentiellen Abschwächungen nach dem Durchtritt durch das hochabsorbierende Objekt können nicht mehr detektiert werden. Nach der Rekonstruktion entstehen in der Bildgebung fehlerhafte Darstellungen. In der Literatur werden diese Artefakte unter anderem als „*missing value artefacts*“ [13] oder „*photon starvation*“ [14] bezeichnet.

Die Abschwächung hängt dabei von der Dichte und der Ordnungszahl des Materials, der Schichtdicke des Objektes und nicht zuletzt von der Wellenlänge der eingesetzten Strahlung ab [23]. Bei konventionellen dentalen Titanimplantaten mit einem Durchmesser von 4 mm werden 90 – 99 % der niederfrequenten Strahlen absorbiert, während von den hochfrequenten Strahlen lediglich 11 – 15 % absorbiert werden [32].

1.4.1.3 Streuartefakte

Photonen können beim Durchtritt durch Materie beim Zusammenstoßen mit Elektronen gestreut werden. Bei der klassischen *Rayleigh*-Streuung überträgt das Photon dabei keine Energie auf das Elektron und verläuft lediglich mit geändertem Vektor weiter. Bei der *Compton*-Streuung findet zusätzlich zum Ablenken eine Energieübertragung auf das Elektron statt, so dass das Photon mit niedrigerer Frequenz und geändertem Vektor weiter verläuft. [23] Der Detektor erhält lokal diese fehlgeleiteten Photonen und erhöht somit die gemessene Intensität. Damit wird das durchstrahlte Objekt lokal unterbewertet, das heißt, es wird von einer

geringeren Absorption ausgegangen, da die Intensität lokal falsch zu hoch ist [34]. In der Bildgebung erscheinen dunkle Streifenartefakte [30].

Der Rekonstruktionsalgorithmus basiert auf einem geradlinigen Strahlenweg wie unter 1.3.3 dargestellt. Formel (1) verliert damit seine Gültigkeit. Der Rekonstruktionsfehler steigt dabei proportional mit der Anzahl an Streuungen [35].

Streuartefakte finden in der DVT-Bildgebung eine höhere Bedeutung als beim CT. Aufgrund des wesentlich größeren zweidimensionalen Detektors im DVT verglichen mit den zeilenförmigen Detektoren beim CT findet beim DVT systemimmanent mehr Streuung statt [34]. Allerdings finden die Streuungen vor allem an Atomen mit niedriger Ordnungszahl, beispielsweise Weichgewebe, statt. Materie mit vergleichsweise höherer Ordnungszahl, wie Titan, neigen eher zur Absorption gemäß dem Photoeffekt. [23] Daher stören Streuungsartefakte in erster Linie die Darstellung von Weichgewebe [35] und finden in der vorliegenden Arbeit eine untergeordnete Rolle.

1.4.1.4 Rauschartefakte

Rauschen bezeichnet kleine Helligkeitsunterschiede im Bild, die als Störung in Form von Körnung sichtbar sind [23]. Die Störsignale überlagern dabei das Nutzsignal. Der Quotient aus Signal zu Rauschen beschreibt dabei das Ausmaß der Störung. Die Störsignale entstehen zum einen durch Systemrauschen und zum anderen durch Quantenrauschen. [36] Das Systemrauschen entsteht durch die elektronischen Bauteile, verliert aber aufgrund immer weiter verbesserter Technik zunehmend an Bedeutung [23]. Das Quantenrauschen basiert auf dem Wellencharakter der Röntgenquanten, der zu einer zufälligen Verteilung der Photonen am Detektor führt. Die Amplitude des Quantenrauschens entspricht dabei der Poisson-Verteilung. Bei n auftreffenden Quanten beträgt damit die mittlere Schwankung \sqrt{n} . Für das Ausmaß der Störung, dem *signal-noise-ratio* (SNR), gilt: [23]

$$SNR = \frac{\text{Signalamplitude}}{\text{Rauschamplitude}} = \frac{n}{\sqrt{n}} = \sqrt{n} \quad (4)$$

Die Amplitude des Quantenrauschens steigt zwar bei zunehmender Strahlungsintensität an, jedoch steigt die Amplitude des Nutzsignals stärker. Gemäß (4) gilt also zunächst, dass eine Erhöhung der Strahlendosis zu einem höheren SNR und damit zu einem geringeren sichtbaren Rauschen führt. [23] Allerdings bringt eine höhere Auflösung mit viel mehr diskreten Detektorflächen eine Reduktion des SNR. Die Gesamtstrahlung wird auf jedes einzelne Detektorelement dividiert, so dass die Signalamplitude an jedem Detektorelement geringer ausfällt als bei Verwendung einer niedrigen Auflösung.

1.4.1.5 Teilvolumeneffekte

Als Teilvolumeneffekt wird der Umstand bezeichnet, dass ein Voxel in der Bildgebung mehreren Strukturen im realen Objekt entsprechen, aber lediglich einen Grauwert zuweisen kann. Dieses wird deutlich bei der Darstellung des Überganges von stark absorbierender Materie zu weniger stark absorbierender Materie. [36] So ragt beispielsweise sowohl ein Titanimplantat als auch ein wassergefüllter Hohlraum, wie er bei periimplantären Defektsituationen denkbar ist, in ein gemeinsames Voxel (Abb. 7).

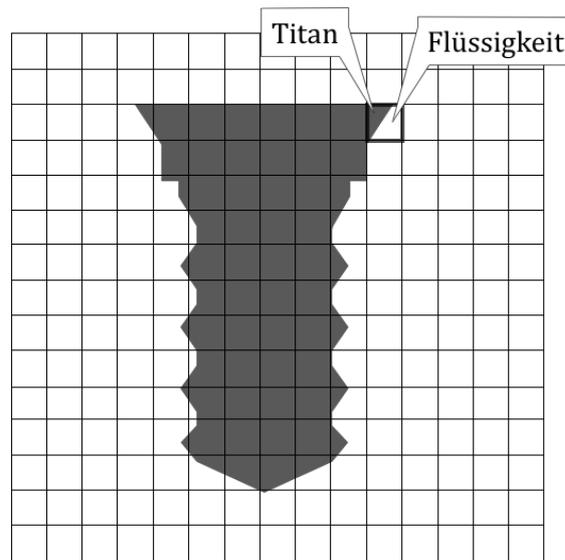


Abb. 7 **Teilvolumeneffekt.** Randständig enthält ein Voxel sowohl das hochabsorbierende Titan als auch die wenig absorbierende Flüssigkeit.

Der resultierende Grauwert im Voxel entspricht anschließend somit weder dem Titanimplantat noch der Flüssigkeit, sondern nimmt einen Mittelwert der Strukturen an.

In der DVT-Bildgebung entstehen dunkle und helle Streifen [36]. Das oben genannte Beispiel veranschaulicht, dass Teilvolumenartefakte in dieser Studie eine große Bedeutung haben, da insbesondere der Übergang vom Titanimplantat auf den Knochen oder den Knochendefekt untersucht wird.

1.4.1.6 Ringartefakte

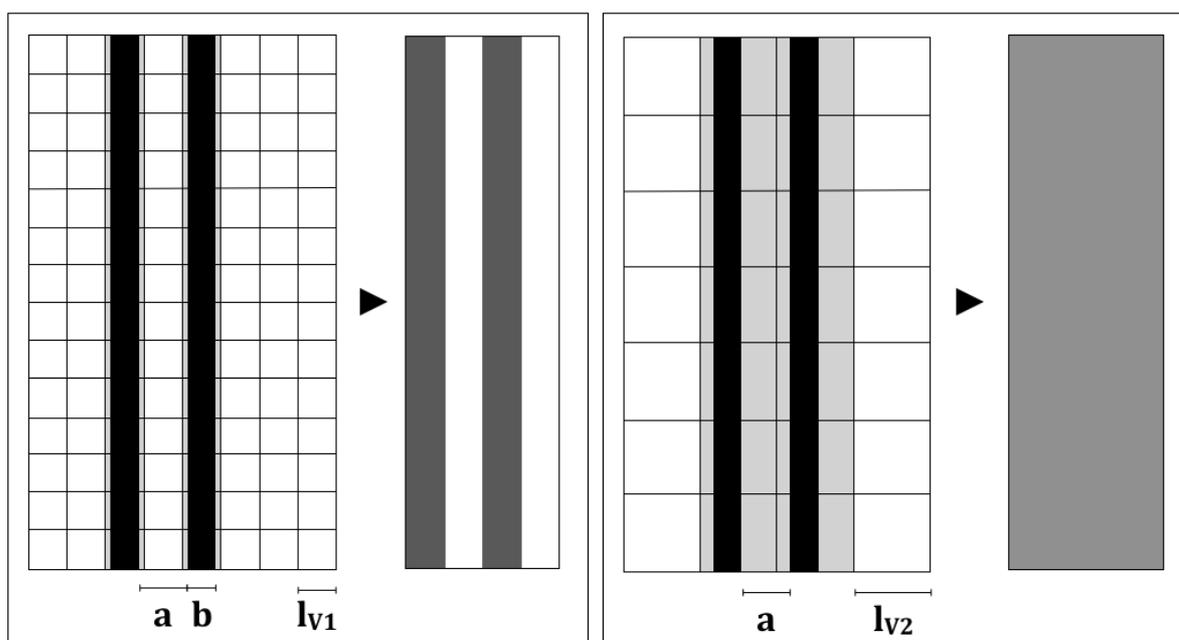
Ringartefakte entstehen in axialen Schnitten zirkulär um die Rotationsachse zwischen Röntgenquelle und Detektor. Wegen ihres zarten Charakters sind sie vornehmlich im Bereich homogener Strukturen sichtbar. [36] Sie entstehen immer durch eine diskrete Fehldetektion, die sich in jedem Umlaufwinkel des Detektors ergeben. Aufgrund dessen verlaufen sie streng zirkulär um die Rotationsachse. [13] Die Ursachen für die Fehldetektion werden unterschied-

lich diskutiert. Viele Autoren sehen defekte oder falsch eingestellte Detektorelemente in der Verantwortung [28, 32, 37]. Neben diesen technischen Gründen ist auch der physikalische Umstand der Strahlenaufhärtung als Ursache zu nennen [37]. Hierbei erhält das Detektorelement wie in 1.4.1.1 beschrieben diskret eine abweichende Strahlenintensität. Sekundär entsteht so aus dem primären Aufhärtungsartefakt das Ringartefakt.

1.4.1.7 Unterabtastung

Mit Unterabtastung, im Fachjargon *Undersampling* genannt, wird ein Mangel an Projektionsdaten zur Bildgebung bezeichnet. Es entstehen *Aliasing*-Artefakte, die als diskrete Streifen im DVT-Bild vor allem in der Peripherie des FOV sichtbar sind. [38]

In der Bildgebung muss ein Objekt in ein diskretes Raster übertragen werden. Dementsprechend muss ein Pixel kleiner als die doppelte Objektbreite sein, sofern jenes Objekt noch aufgelöst werden soll (Abb. 8). [23]



$$lv_2 = 2 \cdot lv_1$$

Abb. 8 **Undersampling.** Links ist der Abstand zwischen zwei Objekten kleiner als die doppelte Pixelbreite. Die Balken können in der Bildgebung nicht mehr aufgelöst werden. Rechts wurde die Pixelbreite halbiert. Die Balken sind in der Bildgebung klar dargestellt. Modifiziert nach Freyschmidt [23]

Das *Undersampling* untersteht damit dem *Nyquist-Abtasttheorem*, das besagt, dass das auf f_{max} limitierte Signal exakt rekonstruiert werden kann, wenn es mit einer Abtastfrequenz von $2 f_{max}$ abgetastet wurde [39]. In der Bildgebung entspricht die Abtastfrequenz der Pixelgröße des Detektors, so dass das *Undersampling* abhängig von der Anzahl an Detektorelementen ist

[22]. Für eine bessere Bildqualität können mehr Projektionsaufnahmen angefertigt werden [14]. Wegen der divergierenden Strahlung beim DVT werden Röntgenröhren-ferne Objekte von einer geringeren Anzahl an Strahlen getroffen. Geometrisch bedingt fällt die Strahlendivergenz jedoch in der Nähe des Zentralstrahles sehr gering aus, so dass Objekte im Zentrum des FOV weniger stark betroffen sind. [14] Es wird angenommen, dass bessere Rekonstruktionsalgorithmen, die die *Ray sums* auf das genaue Volumen jedes einzelnen Voxels runterrechnen sollen, das Auftreten des *Aliasing* deutlich reduzieren können [22, 40].

Undersampling spielt in der DVT-Bildgebung eine wichtige Rolle. Aufgrund des geringen Volumens der Messobjekte in dieser Studie ist das *Undersampling* jedoch zunächst zu vernachlässigen.

1.4.1.8 Bewegungsartefakte

Bewegungsartefakte entstehen bei einer Positionsänderung des Objektes während der Aufnahme [14]. Die Bedingungen für die Rückprojektion (siehe 1.3.3) sind somit nicht mehr gegeben. Bewegungsartefakte sind meist in Form von Doppelkonturen in der Bildgebung sichtbar [36] und können sowohl durch primäre Körperbewegungen als auch durch Herz- und Atembewegungen entstehen [38].

Die Gefahr solcher Bewegungen steigt mit der Scanzeit [13]. Die Scanzeit einer DVT-Aufnahme steigt mit der Anzahl an zweidimensionalen Aufnahmen, die das Gerät während einer Umrundung erstellt (*frame rate*) [14]. Eine größere *frame rate* erstellt Bilder mit besserer Qualität und weniger Artefakten [14]. Dem steht jedoch das erhöhte Risiko für Bewegungsartefakte gegenüber.

Bewegungsartefakte haben in der vorliegenden Studie primär eine geringere Bedeutung, da sie sich auf *in vitro* Untersuchungen bezieht.

1.4.1.9 Lokale Tomographie

Mit „lokaler Tomographie“ wird der Umstand beschrieben, dass sich die Rekonstruktion lediglich auf das eingestellte FOV bezieht, während bei der Aufnahme auch Bereiche außerhalb des FOV durchstrahlt werden. Diese Objekte werden im Rekonstruktionsprozess nicht mitberechnet, erhöhen aber dennoch die *Ray sums* am Detektor. [13]

Der Effekt durch die lokale Tomographie ist in der vorliegenden Arbeit zu vernachlässigen, da ein sehr kleines Objekt verwendet wurde.

1.5 Ziele der Arbeit

DVT-Bilder werden derzeit nicht direkt nach Implantatinsertion genutzt, stellen aber eine bedeutende diagnostische Möglichkeit bei speziellen Fragestellungen (vermuteter Nervschaden, Sinusperforation etc.) dar [41]. Zur röntgenologischen Kontrolle *post implantationem* werden zurzeit lediglich konventionelle Zahnfilm-Aufnahmen verwendet [2]. In der langfristigen Nachsorge können DVT-Bilder zur Diagnostik von Knochenverlust, beispielsweise durch fehlende Osseointegration oder Periimplantitis, herangezogen werden [42].

Konventionelle Zahnfilme können lediglich den approximalen Knochen darstellen [3, 4]. Die einzige Möglichkeit zur Untersuchung periimplantärer Strukturen ist die Messung mittels Periimplantitissonde. Diese Technik ist allerdings für die Detektion des Knochenverlustes ungeeignet, da sie auch die weichgewebigen Strukturen miterfasst. Des Weiteren zeigten Ritter et Elger [26] und Lsidor [43], dass die radiologische Diagnostik die parodontale Situation besser darstellt. Dabei korrelieren die Grauwerte in der DVT-Bildgebung sehr stark mit der Knochendichte [33].

Wie in Kapitel 1.4 erläutert, enthalten DVT-Aufnahmen eine Vielzahl an unterschiedlichen Metallartefakten. Die gängige wissenschaftliche Meinung ist, dass jene Artefakte die Diagnostik um Implantate nicht zulassen [5, 28, 32, 44]. Ritter et Elger [26] fassen zusammen:

„Monitoring bone loss around dental implants is deemed impossible since artefacts caused by the metallic character of implants disguise information around implants.“

Folgende Fragestellungen bleiben in der wissenschaftlichen Literatur unbeantwortet:

- Kleinere Voxelkantenlängen führen zu mehr Rauschen, da mehr Detektorelemente diskrete (kleinere) Ray sums aufnehmen. Kleine Voxelkantenlängen erhöhen aber das Auflösungsvermögen und senken das Auftreten von Teilvolumeneffekten (siehe Kapitel 1.4.1.5).
- In keiner Studie wurde eine quantitative Analyse der korrekten Knochenbestimmung in nächster Nähe in einem periimplantären Knochendefekt bestimmt.
- Des Weiteren wurden noch keine optimalen DVT-Einstellung zur Reduktion der Metallartefaktbildung beschrieben, die der Anwender selbst beeinflussen kann. Spin-Neto et Gotfredsen [45] fassen dabei in ihrer Meta-Analyse zu Voxelkantenlängen zusammen:

„[...] it is not yet possible to suggest general protocols for the different diagnostic tasks, in which CBCT can be applied. Further clinical studies in this area are needed in order to allow the professional radiological society to develop detailed guidelines for the use of CBCT.“

Daher ist es von Interesse, wie stark jene Artefakte die Bildgebung beeinflussen. Folgende Fragestellungen werden formuliert:

1. Verbessert höhere Auflösung in der DVT-Bildgebung die Knochenbestimmung, obwohl sie mit einer Erhöhung der Metallartefaktbildung einhergeht?
2. Welche Artefakte entstehen durch Titanimplantate?
3. Ab welcher Distanz vom Implantat zum umgebenden Knochen entsprechen die Grauwerte denen *prä implantationem*?

2 Publierte Originalarbeit

Kerkfeld, V. et Meyer, U., *Higher resolution in cone beam computed tomography is accompanied by improved bone detection in peri-implant bone despite metal artifact presence.* The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2018. **33**(6): p. 1331-1338

3 Diskussion

Knochendichtewerte und -geometrien können mithilfe der DVT-Bildgebung in nächster Nähe um Titanimplantate zuverlässig wiedergegeben werden. Periimplantäre Knochendefekte können somit durch geeignete DVT-Einstellungen dargestellt werden. Eine Osseointegration auf histologischem Level kann jedoch nicht detektiert werden. Die eingangs formulierten Fragestellungen können beantwortet werden:

1. Je höher die Auflösung in der DVT-Bildgebung, desto besser kann der periimplantäre Knochen detektiert werden.
2. Die Studie zeigt viele Artefakte auf, die bislang nicht mit Titanimplantate in Zusammenhang gebracht wurden. Neben den Aufhärtingsartefakten beeinflusst das Unterabtasten die Bildgebung massiv. Streuen, Rauschen oder Teilvolumeneffekte finden – entgegen der wissenschaftlichen Literatur – wenig Bedeutung in den Experimenten.
3. Ab 370 μm Abstand von der Implantatoberfläche entsprechen die Grauwerte denen *prä implantationem*.

3.1 Ergebnisdiskussion

3.1.1 Beeinflussung durch die Auflösung

In erster Linie wurde festgestellt, dass eine höhere Auflösung beim DVT mit einer besseren Detektion des periimplantären Knochengewebes einhergeht. Die Vorteile der besseren Ortsauflösung überwiegen den Nachteilen durch eine partiell erhöhte Metallartefaktbildung. Der Grund für diesen Widerspruch zur gängigen wissenschaftlichen Meinung könnte darin liegen, dass der pauschale Kausalzusammenhang, hohe Strahlendosis führe zu vermehrter Metallartefaktbildung, nicht alle Nebeneffekte berücksichtigt. Zwar generiert eine höhere Auflösung (und dementsprechend eine höhere Strahlendosis) mehr Metallartefakte, liefert im Gegenzug aber eine diskretere Abtastung direkt um das Implantat aus vielen Winkeln. Eine mögliche Erklärung ist dafür in Abb. 9 beschrieben.

Da die Auflösung bei den meisten DVT-Geräten individuell und schnell angepasst werden kann, kann der Untersucher mit hoher Auflösung von 200 μm - oder besser 125 μm - Voxelkantenlänge die Bildgebung deutlich verbessern und senkt das Ausmaß der Metallartefaktbildung.

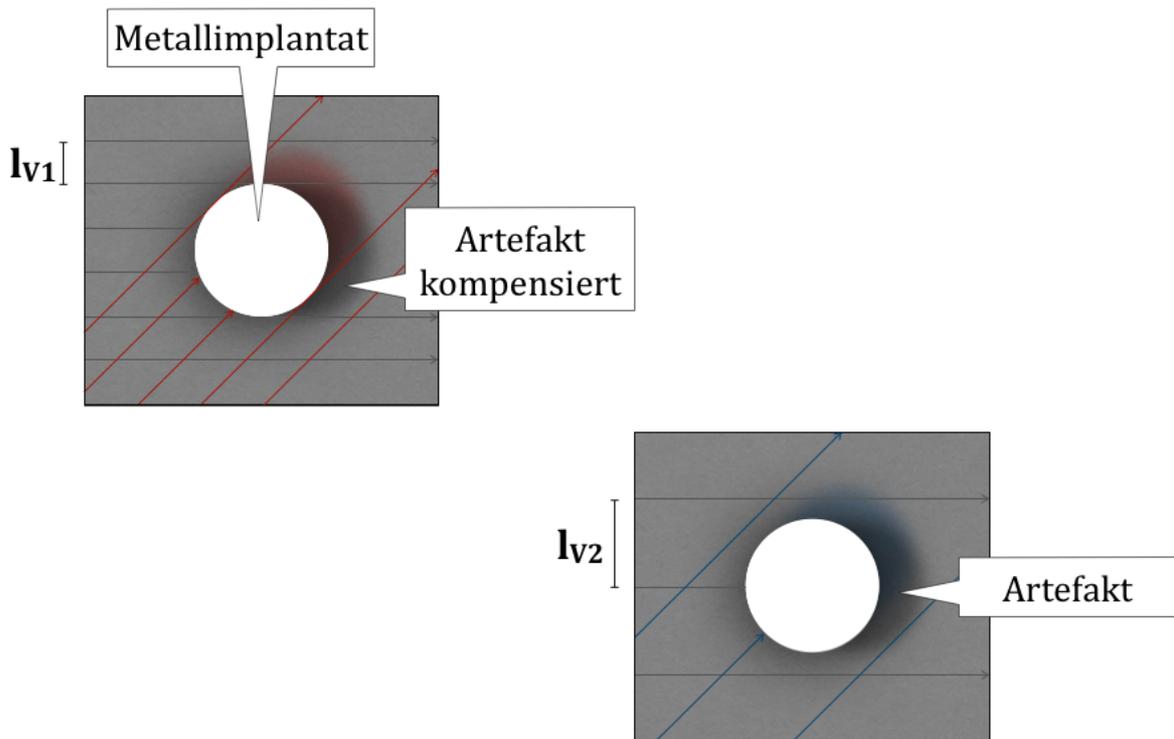


Abb. 9 **Überstrahlung der Metallartefakte durch hochauflösende Einstellung.** In der linken Bildhälfte wird das Implantat schematisch mit doppelt so vielen Vektoren (halbe Voxelkantenlänge) bestrahlt wie beim rechten Implantat. Im linken Bild entstehen dafür größere (im Bild breiter dargestellt) und hypodensere (dunklere) Artefakte. Durch die höhere Anzahl an Strahlen kann jedoch im Umlauf das potentielle Artefakt wieder überstrahlt werden (roter Pfeil, der durch den Artefaktbereich zieht). Dies ist mit der Verwendung einer geringeren Auflösung nicht so nah um das Implantat möglich.

3.1.2 Artefaktinterpretation

Die visuelle Interpretation des Artefaktausmaßes (Abb. 10) zeigt verschiedene Artefakte bei verschiedenen Auflösungen. Mithilfe der Kenntnis der Artefaktentstehungsmechanismen (siehe Kapitel 1.4.1) kann versucht werden, den DVT-Bildern Artefakte zuzuweisen.

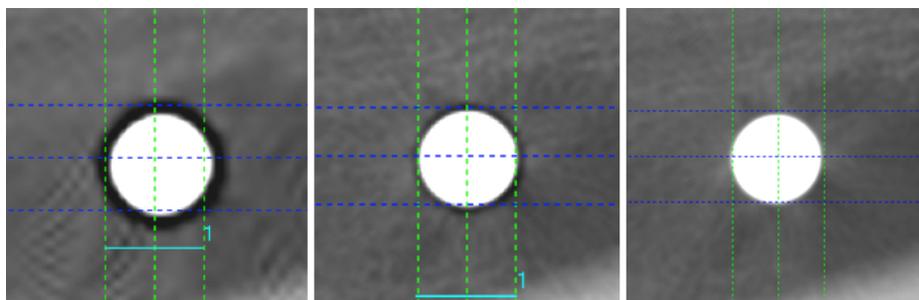


Abb. 10 **Artefaktausprägung bei verschiedenen Auflösungen.** Die Bildgebung (DVT) wurde in selber Konfiguration betrieben, lediglich mit geänderter Auflösung (= Voxelkantenlänge). Bild links: 400 µm; Bild Mitte: 200 µm; Bild rechts: 125 µm. Die höchste Auflösung lieferte das beste Ergebnis (rechts). Quelle: Kerkfeld et Meyer [50]

Die im Abschnitt 1.4 beschriebenen Artefakte waren in verschiedenen Ausprägungen bei unterschiedlichen DVT-Parametern zu erkennen. Um ein besseres Verständnis zur Genese der Artefakte zu erhalten, werden die einzelnen Artefakte im Zusammenhang mit den vorgenommenen Experimenten interpretiert.

3.1.2.1 Aufhärtingsartefakte

Aufhärtingsartefakte werden nahezu in der gesamten Literatur für Metallartefakte verantwortlich gemacht [46-49]. Sie manifestieren sich in der vorliegenden Studie vor allem bei der Bildgebung mit mehreren Implantaten in einer Reihe (Abb. 11).

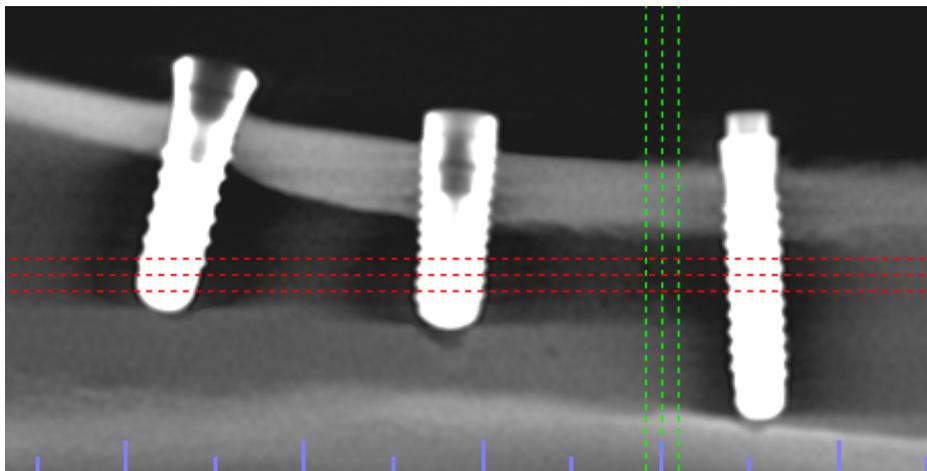


Abb. 11: **Mehrere Implantate in einer Reihe.** Deutlich sichtbar sind die hypodensen, dunklen Strukturen zwischen den Implantaten. Quelle: Kerkfeld et Meyer [50]

Grundlegend wird der Mechanismus in Kapitel 1.4.1.1 erklärt. Nachfolgend die Interpretation der Bildgebung im Experiment:

Die dunklen Strukturen zwischen den Implantaten suggerieren Material, das sehr wenig absorbiert, wie beispielsweise Luft. In der Realität sitzt hier jedoch die proximale Knochenstruktur, die sehr wohl Strahlung absorbiert. Allerdings wurde die Strahlung zuvor durch die Titanimplantate aufgehärtet, so dass hochfrequente Strahlung durch den proximalen Knochen läuft. Knochen absorbiert jedoch lediglich das normale Röntgenspektrum, während jene hochfrequente Strahlung ohne Absorption passieren kann. Codari et Faria Vasconcelos [51] fanden ähnliche Artefakte zwischen benachbarten titanhaltigen Zylindern.

3.1.2.2 Streuartefakte

Streuartefakte sind, wie in Kapitel 1.4.1.3 dargestellt, vornehmlich bei der Weichgewebstdarstellung relevant. Dennoch beschreiben viele Autoren Streueffekte bei der radiologischen Diagnostik metallischer Objekte [30, 51]. In der vorliegenden Studie konnten keine relevanten Effekte durch Streuartefakte beobachtet werden.

3.1.2.3 Rauschartefakte

Es wurde eingangs erwähnt, dass das Rauschen durch eine größere Auflösung erhöht wird (geringere SNR) [45]. Diese Studie zeigt deutlich, dass eine Erhöhung der Auflösung zu einer deutlich besseren Bildgebung führt. Daher ist davon auszugehen, dass das geringere SNR dabei im vorliegenden Versuchsaufbau eine untergeordnete Rolle spielt.

3.1.2.4 Teilvolumeneffekte

Teilvolumenartefakte entstehen am scharfen Übergang zwischen hochabsorbierenden und wenig absorbierenden Strukturen, so dass ein Voxel beide Strukturen beinhaltet. Da jedem Voxel jedoch nur ein Grauwert zugeordnet werden kann, entsteht eine Mittelung der realen Grauwerte.

Sie wurden in den Experimenten nicht beobachtet. Vermutlich überlagern die Metallartefakte bei niedriger Auflösung den Bereich der Transition, während der Teilvolumeneffekt bei hoher Auflösung zunehmend an Bedeutung verliert.

3.1.2.5 Ringartefakte

Ringartefakte wurden in den Bildern nicht gefunden. Dies deutet zum einen auf ein korrekt eingestelltes DVT-Gerät hin. Allerdings werden Ringartefakte auch durch diskrete hochabsorbierende Strukturen verursacht. Nach den Ergebnissen scheint das Titanimplantat jedoch eine ausreichend große Struktur darzustellen, als dass es keine solchen Artefakte produziert. Allerdings kann auch das recht kleine Volumen potentielle Ringartefakte verschleiern.

3.1.2.6 Unterabtastung

Unterabtastung (*Undersampling*) hat in der vorliegenden Arbeit eine herausragende Stellung. Es hat sich gezeigt, dass die Verwendung einer niedrigen Auflösung mit 400 μm Voxelkantlänge zu einer deutlichen Unterabtastung führt. Das resultierende Bild zeigt massive *Aliasing*-Artefakte (Abb. 12).

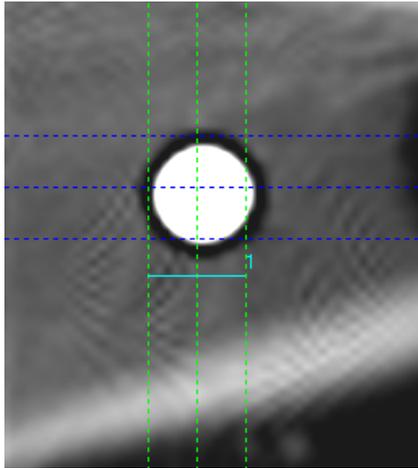


Abb. 12: *Aliasing-Artefakt.*
Quelle: Kerkfeld et Meyer [50]

Die unter 1.4.1.7 angestregten Überlegungen, dass das geringe Volumen und die zentrische Einstellung im FOV vor *Aliasing*-Artefakten schützen, sind eindeutig zu verwerfen. Dabei findet auch bei der Bildgebung reiner Knochenstrukturen ein *Undersampling* mit 400 μm Voxelkantenlänge statt. Selbst eine Begutachtung der weiter vom Implantat entfernten Knochenstruktur ist unter den gegebenen Voraussetzungen mit 400 μm nicht vorzunehmen.

So sind bei Verwendung von 400 μm Voxelkantenlängen Auslöschungen rings um das Implantat zu verzeichnen. Bei Verwendung von 200 μm oder gar 125 μm waren keine *Aliasing*-Artefakte erkennbar.

Die eingangs erwähnten weiteren Artefakte - wie der Effekt durch lokale Tomographie oder Bewegung - fanden, wie vermutet, keinen Einfluss auf die Studie.

3.1.3 Abstand zum Implantat

Die dreidimensionale Darstellung der realen Knochenstruktur ist durch Verwendung von Voxelkantenlängen von 125 μm deutlich verbessert. Bei 125 μm Voxelkantenlängen entsprechen ab einem Abstand von 370 μm von der Implantatoberfläche die Knochendichtewerte *post implantationem* denen *prä implantationem*. Artefakte haben also ab einem Abstand von 370 μm um ein Titanimplantat (4,1 mm Durchmesser) nahezu keinen Einfluss mehr auf die Bildgebung. Dies manifestiert sich auch in der visuellen Diagnostik der dreidimensionalen Bildgebung, die dem Betrachter den Knochendefekt bildlich signalisiert.

Der im Periimplantitismodell eingesetzte Knochendefekt von 400 μm zirkulär um das Implantat konnte somit sowohl bei einer Verwendung von 125 μm als auch bei Verwendung von

200 μm wiedergegeben werden. Bei Verwendung von 400 μm Voxelkantenlängen war sowohl quantitativ als auch visuell kein Knochendefekt zu erkennen.

Der im Periimplantitismodell eingesetzte Osseointegrationsdefekt von 100 μm zirkulär um das Implantat konnte bei keiner DVT-Bildgebung erkannt werden.

3.2 Methodendiskussion

Das idealisierte Periimplantitismodell weist einige Schattenseiten auf, die die Übertragung auf das klinische Setting einschränken.

So wurde ein relativ kleines Volumen gescannt, obwohl in der Realität ein Volumen zumindest mitsamt dem Mittelgesicht und dem kompletten Unterkiefer vonnöten ist, um alle vier Quadranten zu untersuchen. Selbst, wenn das Volumen lediglich auf den interessierenden Kieferabschnitt eingegrenzt werden kann, beeinflussen die peripheren Objekte, die sogar außerhalb des FOV liegen können, die Bildgebung [52]. Dieser Effekt der lokalen Tomographie wird im Kapitel 1.4.1.9 beschrieben.

Ein weiterer Nachteil dieser *in vitro* Studie ist die Tatsache, dass keine patientenbezogenen Bewegungsartefakte generiert wurden. Diese lassen sich in der Praxis nicht ausschließen und können die Bildqualität deutlich verschlechtern. Dabei muss berücksichtigt werden, dass eine Steigerung der Anzahl an Projektionsaufnahmen eine viel höhere Scanzeit mit sich bringt. Die in dieser Studie erreichte maximale Scanzeit von 26,9 s macht Bewegungen während der Aufnahme *in vivo* sehr wahrscheinlich.

Des Weiteren wurde als Ersatz für den menschlichen Unterkiefer-Knochen eine Tibia vom Schwein verwendet. Dieser Ersatz kommt dem Unterkiefer von der Struktur zwar nahe, da er aus Compacta und Spongiosa besteht, ist jedoch gerade crestal deutlich breiter als ein menschlicher Unterkiefer. Einige Studien imitieren ebenfalls die Schleimhaut, beispielsweise mit Wachs [11]. Nach sorgfältigen Überlegungen stellt dieser Ersatz jedoch lediglich geringe Auswirkungen auf die Metallartefaktbildung und die Bildgebung im Allgemeinen dar.

Die meisten Ergebnisse wurden bei einheitlichen Implantaten (Straumann, Durchmesser: 4,1 mm) akquiriert. Allerdings sind auf dem Markt sehr viele unterschiedliche Implantate erhältlich. Änderungen in den Legierungen sowie der Geometrie und des Durchmessers können dabei andere Artefakte hervorrufen. Sancho-Puchades et Hämmerle [6] zeigen eindeutig, dass Zirkonium-enthaltende Implantate deutlich mehr Artefakte generieren als Titanimplantate. Jedoch sei die Artefaktbildung vom Durchmesser der Implantate unbeeinflusst.

Im vorliegenden Modell wurden lediglich die Implantate ohne Suprakonstruktion aufgenommen. Suprakonstruktionen aus Zirkonoxid und anderen hochabsorbierenden Materialien sind in der Lage, massive Artefakte zu generieren [13]. Da jedoch die meisten Artefakte in

Strahlenrichtung verlaufen, dürfte die Ausprägung weniger im periimplantären Bereich lokalisiert sein.

Technische und mathematische Mechanismen der Artefakreduktion wurden in der Studie vernachlässigt. Es wurden dabei alle Einstellungen so vorgenommen wie vom Hersteller empfohlen. Die Nutzung solcher Mechanismen könnte die Bildqualität verbessern. Kamburoglu et Kolsuz [11] untersuchten periimplantäre Defekte unter Berücksichtigung der mathematischen Artefaktreduktion während der Rekonstruktion. Sie zeigten allerdings, dass kein Modus der Artefaktreduktion einen signifikanten Einfluss auf die Bildgebung hat.

Die Untersuchungen haben noch wenig Allgemeingültigkeit, da lediglich ein DVT-Gerät genutzt wurde. Codari et Faria Vasconcelos [51] beschreiben das unterschiedliche Verhalten in Bezug auf Artefaktbildung bei Verwendung unterschiedlicher DVT-Geräte.

Zusammenfassend kann wegen dieser Einschränkungen zwar lediglich eine geringe externe Validität zugesprochen werden. Allerdings haben diese Einschränkungen das Studiendesign standardisiert und sorgen für eine hohe interne Validität.

3.3 Einordnung in die Literatur

Ritter et Elger [26] untersuchten 2014 die Knochendetektion im DVT unter Berücksichtigung der Metallartefakte durch Dentalimplantate. Dabei untersuchten sie in einer Hundestudie die Genauigkeit im Vergleich zum konventionellen zweidimensionalen Zahnfilm und nahmen die Ergebnisse der histologischen Analyse als Referenz. Sie fassten zusammen, dass eine Analyse mittels DVT noch weitere Studien benötigt, da die Metallartefakte eine zuverlässige Diagnostik verbietet. Die vorliegende Studie gibt wichtige Antworten auf die von Ritter et Elger [26] gestellten Ausblicke.

Kamburoglu et Kolsuz [11] erkannten, dass bukkale periimplantäre Defekte mit einer Voxelkantenlänge von 200 μm zuverlässig erkannt werden. Dieses unterstreicht die vorliegenden Forschungsergebnisse. Allerdings wurde dort ein periimplantärer Defekt von 3 - 4 mm untersucht, wobei die vorliegende Studie einen deutlich geringeren Defekt von 400 μm verwendet. Es kann also eine periimplantärer Knochendefekt bereits im Frühstadium angezeigt werden.

3.4 Ausblick

Das verwendete DVT-Gerät hat eine begrenzte maximale Auflösung von 125 μm Voxelkantenlänge. Zurzeit können ausgewählte DVT-Geräte noch kleinere Voxelkantenlängen liefern [53]. Da eine sich stetig verbessernde Bildqualität durch die Erhöhung der Auflösung zu verzeichnen war, könnten weitere Studien mit noch kleineren Voxelkantenlängen von bis zu 80 μm fortgeführt werden.

Des Weiteren wurde lediglich die Voxelkantenlänge bei den verschiedenen Messreihen verändert, während andere DVT-Parameter, wie die Anodenspannung oder der Kathodenstrom, unbeachtet blieben. Viele Studien zeigen jedoch, dass diese Parameter auch einen Einfluss auf die Bildqualität haben [46, 47, 54]. Weitere Untersuchungen können diese Parameter variieren und so die Mechanismen der Artefaktentstehung untersuchen.

Neben den DVT-Parametern reduzieren auch hardware-technische Änderungen am DVT-Gerät die Artefaktentstehung. Einen großen Benefit bringen Streugitter, die gestreute Strahlen absorbieren und somit den Effekt von Streuartefakten minimieren. Wie in Kapitel 3.1.2.2 erwähnt, finden die Streuartefakte jedoch vor allem in der Weichgewebstdarstellung Beachtung und spielen bei der knöchernen Diagnostik eine untergeordnete Rolle.

Um eine konkrete Empfehlung für den Diagnostiker am Patienten geben zu können, sind jedoch weitere Studien nötig. Wie in 3.2 dargestellt, weist die Studie eine hohe interne Validität auf. Für eine Allgemeingültigkeit ist allerdings auch eine hohe externe Validität nötig. So könnte in einer weitergehenden Studie ein Vergleich zwischen zweidimensionalen Röntgenbildern, wie dem OPG oder dem Zahnfilm, mit DVT-Aufnahmen vorgenommen werden. Damit kann eine Aussage getroffen werden, ob das DVT auch klinisch einen Vorteil in der Detektion periimplantärer Läsionen bringt.

3.5 Schlussfolgerung

Diese *in vitro* Studie ist ein wichtiger Schritt zum weiteren Verständnis der Metallartefaktbildung in der DVT-Bildgebung. Darüber hinaus gibt sie eine erste Empfehlung zur Artefaktreduktion durch geeignete Geräte-Einstellung.

Es zeigt sich, dass eine dreidimensionale Bildgebung im Submillimeter-Bereich um Implantate möglich ist. Des Weiteren wird belegt, dass eine höhere Auflösung netto mit einer geringeren Metallartefaktbildung einhergeht. Als klinischen Ausblick kann formuliert werden, dass bereits sehr kleine periimplantäre Knochenläsionen zuverlässig wiedergegeben werden können.

4 Literatur- und Quellenverzeichnis

1. BZÄK, K., *Fünfte Deutsche Mundgesundheitsstudie (DMS V)–Kurzfassung*. 1. Auflage, August, 2016.
2. Schwarz, F. et Becker, J., *Periimplantäre Entzündungen: Ätiologie, Pathogenese, Diagnostik und aktuelle Therapiekonzepte*. 2007, Berlin: Quintessenz-Verlag. 257.
3. Tyndall, D. A. et Rathore, S., *Cone-beam CT diagnostic applications: caries, periodontal bone assessment, and endodontic applications*. Dental Clinics of North America, 2008. **52**(4): p. 825-841.
4. du Bois, A. et al., *Is there a role for the use of volumetric cone beam computed tomography in periodontics?* Australian Dental Journal, 2012. **57**(s1): p. 103-108.
5. Benic, G. I. et al., *In vitro assessment of artifacts induced by titanium dental implants in cone beam computed tomography*. Clinical Oral Implants Research, 2013. **24**(4): p. 378-383.
6. Sancho-Puchades, M. et al., *In vitro assessment of artifacts induced by titanium, titanium–zirconium and zirconium dioxide implants in cone-beam computed tomography*. Clinical Oral Implants Research, 2015. **26**(10): p. 1222-1228.
7. Richter, E. J., *Implantologie in der Zahnheilkunde*. 2005, Deutsche Gesellschaft für Implantologie (DGI).
8. Simonis, P. et al., *Long-term implant survival and success: a 10–16-year follow-up of non-submerged dental implants*. Clinical Oral Implants Research, 2010. **21**(7): p. 772-777.
9. Schwarz, F. et Becker, J., *Periimplantäre Entzündungen*. 2007, Berlin, Germany: Quintessenz-Verlag.
10. Pasler, F. A., *Zahnärztliche Radiologie*. 2008: Georg Thieme Verlag.
11. Kamburoglu, K. et al., *Assessment of buccal marginal alveolar peri-implant and periodontal defects using a cone beam CT system with and without the application of metal artefact reduction mode*. Dentomaxillofacial Radiology, 2013. **42**(8).
12. Misch, K. A. et al., *Accuracy of cone beam computed tomography for periodontal defect measurements*. Journal of Periodontology, 2006. **77**(7): p. 1261-1266.
13. Schulze, R. et al., *Artefacts in CBCT: a review*. Dentomaxillofacial Radiology, 2014. **40**: p. 265–273.

14. Scarfe, W. C. et Farman, A. G., *What is cone-beam CT and how does it work?* Dental Clinics of North America, 2008. **52**(4): p. 707-730.
15. Röntgen, W. C., *Ueber eine neue Art von Strahlen.* Annalen der Physik, 1898. **300**(1): p. 1-11.
16. Bouguer, P., *Essai d'optique sur la gradation de la lumière.* 1729: chez Claude Jombert, ruë S. Jacques, au coin de la ruë des Mathurins, à l'Image Notre-Dame.
17. Krieger, H., *Grundlagen der Strahlungsphysik und des Strahlenschutzes.* 2012.
18. Backfrieder, W., *Computertomographie*, I. f. B. T. u. P. U. Wien, Editor. 1999: Wien.
19. Wimalasena, V. G., *CT Physics*, P. S. o. radiography, Editor.: Slideplayer.
20. Feldkamp, L. et al., *Practical cone-beam algorithm.* JOSA A, 1984. **1**(6): p. 612-619.
21. Kalender, W. A., *Computertomographie: Grundlagen, Gerätetechnologie, Bildqualität, Anwendungen*, ed. W. A. Kalender. 2000, München: Publicis-MCD-Verlag.
22. De Man, B. et Basu, S., *Distance-driven projection and backprojection in three dimensions.* Physics in Medicine & Biology, 2004. **49**(11): p. 2463.
23. Freyschmidt, J., *Handbuch diagnostische Radiologie Band 1 Strahlenphysik, Strahlenbiologie, Strahlenschutz.* 2003, Berlin: Springer.
24. Schulze, R., *Aktueller Stand der digitalen Röntgentechnik.* ZM 2006; 96 (6): 42, 2006. **8**.
25. Cohnen, M. et al., *Radiation dose in dental radiology.* European Radiology, 2002. **12**(3): p. 634-637.
26. Ritter, L. et al., *Accuracy of peri-implant bone evaluation using cone beam CT, digital intra-oral radiographs and histology.* Dentomaxillofacial Radiology, 2014. **43**.
27. Holberg, C. et al., *Cone-beam computed tomography in orthodontics: benefits and limitations.* Journal of Orofacial Orthopedics / Fortschritte der Kieferorthopädie, 2005. **66**(6): p. 434-444.
28. Zhang, Y. et al., *Reducing metal artifacts in cone-beam CT images by preprocessing projection data.* International Journal of Radiation Oncology Biology Physics, 2007. **67**(3): p. 924-932.
29. Schulze, D. et al., *Diagnostic criteria for the detection of mandibular osteomyelitis using cone-beam computed tomography.* Dentomaxillofacial Radiology, 2006. **35**(4): p. 232-235.

30. De Man, B. et al., *Metal streak artifacts in X-ray computed tomography: a simulation study*. IEEE Transactions on Nuclear Science, 1999. **46**(3): p. 691-696.
31. Meyer, L. et Schmidt, G., *Formelsammlung*. 2007, Berlin, Frankfurt a. M.: Duden Paetec
32. Schulze, R. K. W. et al., *On cone beam computed tomography artifacts induced by titanium implants*. Clinical Oral Implants Research, 2010. **21**(1): p. 100-107.
33. Parsa, A. et al., *Bone quality evaluation at dental implant site using multislice CT, micro-CT, and cone beam CT*. Clinical Oral Implants Research, 2015. **26**(1): p. 1-7.
34. Miracle, A. C. et Mukherji, S. K., *Conebeam CT of the head and neck, part 1: physical principles*. American Journal of Neuroradiology, 2009. **30**(6): p. 1088-95.
35. Tofts, P. et Gore, J., *Some sources of artefact in computed tomography*. Physics in Medicine & Biology, 1980. **25**(1): p. 117.
36. Grillenberger, A. et Fritsch, E., *Computertomographie: Einführung in ein modernes bildgebendes Verfahren*. 2012: facultas. wuv/maudrich.
37. Sijbers, J. et Postnov, A., *Reduction of ring artefacts in high resolution micro-CT reconstructions*. Physics in Medicine & Biology, 2004. **49**(14): p. N247.
38. Alkadhi, H. et al., *Wie funktioniert CT?* 2011: Springer.
39. Shannon, C. E., *Communication in the presence of noise*. Proceedings of the IRE, 1949. **37**(1): p. 10-21.
40. Sharp, G. et al., *GPU-based streaming architectures for fast cone-beam CT image reconstruction and demons deformable registration*. Physics in Medicine & Biology, 2007. **52**(19): p. 5771.
41. Schulze, R. et al., *Dentale Volumentomographie (DVT)-S1 Empfehlung*. Deutsche Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde, 2009.
42. Mengel, R., *Digital Volume Tomography in the Diagnosis of Periodontal Defects: An In Vitro Study on Native Pig and Human Mandibles*. Journal of Periodontology, 2005. **76**: p. 665-673.
43. Lsidor, F., *Clinical probing and radiographic assessment in relation to the histologic bone level at oral implants in monkeys*. Clinical Oral Implants Research, 1997. **8**(4): p. 255-264.
44. Pauwels, R. et al., *Quantification of metal artifacts on cone beam computed tomography images*. Clinical Oral Implants Research, 2013. **24**: p. 94-99.

45. Spin-Neto, R. et al., *Impact of voxel size variation on CBCT-based diagnostic outcome in dentistry: a systematic review*. Journal of digital imaging, 2013. **26**(4): p. 813-820.
46. Draenert, F. G. et al., *Beam hardening artefacts occur in dental implant scans with the NewTom cone beam CT but not with the dental 4-row multidetector CT*. Dentomaxillofacial Radiology, 2007. **36**(4): p. 198-203.
47. Esmaeili, F. et al., *Beam Hardening Artifacts: Comparison between Two Cone Beam Computed Tomography Scanners*. Journal of Dental Research, Dental Clinics, Dental Prospects, 2012. **6**(2): p. 49-53.
48. Hunter, A. K. et McDavid, W. D., *Characterization and correction of cupping effect artefacts in cone beam CT*. Dentomaxillofacial Radiology, 2012. **41**(3): p. 217-23.
49. Kovacs, M. et al., *Metal artefact on head and neck cone-beam CT images*. Fogorv Sz, 2008. **101**(5): p. 171-8.
50. Kerkfeld, V. et Meyer, U., *Higher resolution in cone beam computed tomography is accompanied by improved bone detection in peri-implant bone despite metal artifact presence*. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2018.
51. Codari, M. et al., *Quantitative evaluation of metal artifacts using different CBCT devices, high-density materials and field of views*. Clinical Oral Implants Research, 2017. **00**: p. 1-6.
52. Pauwels, R. et al., *Reduction of scatter-induced image noise in cone beam computed tomography: effect of field of view size and position*. Oral surgery, oral medicine, oral pathology and oral radiology, 2016. **121**(2): p. 188-195.
53. Tanimoto, H. et Arai, Y., *The effect of voxel size on image reconstruction in cone-beam computed tomography*. Oral radiology, 2009. **25**(2): p. 149.
54. Pauwels, R. et al., *Optimization of dental CBCT exposures through mAs reduction*. Dentomaxillofacial Radiology, 2015. **44**(9): p. 20150108.