

Aus der Klinik und Poliklinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie - Plastische
Operationen
der Universitätsmedizin der Johannes Gutenberg-Universität Mainz

Grauwertkalibrierung von DVT-Aufnahmen mithilfe dentaler Titanimplantate unter
Verwendung der Implantate als Absorptionsreferenz

Inauguraldissertation
zur Erlangung des Doktorgrades der
Zahnmedizin
der Universitätsmedizin
der Johannes Gutenberg-Universität Mainz

Vorgelegt von

Anna Maria Reinbold
aus Bühl

Mainz, 2026

Wissenschaftlicher Vorstand:	Univ.-Prof. Dr. med. Philipp Drees
1. Gutachter:	Univ.-Prof. Dr. med. Dr. med. dent. Bilal Al-Nawas
2. Gutachter:	PD Dr. med. dent. habil. Jens Weusmann
Tag der Promotion:	08. September 2026
Nachnutzungslizenz:	CC BY-NC

Inhaltsverzeichnis

Abbildungsverzeichnis	iii
Tabellenverzeichnis	iv
Abkürzungsverzeichnis	v
1 Einleitung und Motivation	1
2 Grundlagen	4
2.1 Röntgenstrahlung	4
2.2 Computertomographie	7
2.2.1 Hounsfield Units	7
2.3 Digitale Volumetomografie	9
2.3.1 Anwendungsbereiche in der Zahnmedizin	9
2.3.2 Aufbau und Funktionsweise	10
2.3.3 Datenverarbeitung und Bildwiedergabe	12
2.3.4 Grauwertdarstellung im DVT	13
2.4 Grauwerte im Vergleich zu Hounsfield Units	17
3 Literaturrecherche	19
3.1 Schritt 1 - Identifikation relevanter Literatur	19
3.2 Schritt 2 - Kategorisieren in Tabellen	20
3.3 Identifizierte Literatur	20
3.4 Verwandte Forschungsfragen	23
4 Methode	27
4.1 Absorptionsprofil von Titanimplantaten	28
4.1.1 Massenschwächungskoeffizient und linearer Schwächungskoeffizient	28
4.1.2 Implantatgeometrie	29
4.1.3 Strahlenschwächung durch Titanimplantate	29
4.2 Erstellung eines linearen Absorptionsprofils	32
4.2.1 Identifikation und Bestimmung der Implantatcharakteristika Durchmesser und Grauwert	34
4.2.2 Identifikation und Bestimmung des Luftgrauwerts	36
4.2.3 Erstellung der a posteriori Kalibrierfunktion	37
4.2.3.1 Bestimmung der Referenzwerte	38

4.2.3.2	Skalierungsvorgehen	39
4.2.4	Anwendungsbeispiel	40
5	Anwendung	42
5.1	Softwarelösung	42
5.1.1	Benutzeroberfläche	43
5.2	Auswertung	47
5.2.1	Datenerhebung	47
5.2.2	Ergebnis	48
6	Diskussion	51
6.1	Ausblick	56
7	Anhang	58
	Literatur	I

Abbildungsverzeichnis

2.1	Skizzierte Darstellung Röntgenröhre (modifiziert nach R. Schulze, 2019) . .	5
2.2	Beispielhafte Darstellung der gefilterten Rückprojektion modifiziert nach Pauwels, Araki et al., 2015	12
4.1	Absorption von Titan bei $43,4\text{keV}$	31
4.2	Ansicht je einer axialen Schicht aus zwei unterschiedlichen DVT-Aufnahmen mithilfe von IJ	33
4.3	zugehörige Histogramme der zwei axialen Schichten erstellt mit IJ	33
4.4	Oval Selection Tool IJ	35
4.5	Bland-Altman-Diagramm zum Vergleich der GV-Bestimmung von Implantaten über eine und drei Schichten	36
5.1	Ablaufdiagramm der Verwendung des DVTc	43
5.2	Benutzutzeroberfläche DVTc	44
5.3	Darstellungsbereich B mit Histogramm	45
5.4	Darstellungsbereich mit Auswahl eines zu vergleichenden Bereichs	46
5.5	Messwerte mit ImageJ	47
5.6	Messerte mit dem DVTc	48
5.7	Abweichung der GVs von der Ideallinie	49
5.8	Veränderung der GV des Knochens, des Weichgewebes und der Implantate	50

Tabellenverzeichnis

3.1	Basisliteratur	21
3.2	Schlüsselliteratur	22
3.3	verwandte Forschungsfragen	23
4.1	Expositionsparameter der zehn Testdatensätze	27
4.2	Massenschwächungskoeffizienten und lineare Schwächungskoeffizienten bei 30 – 150keV	29
4.3	Strahlenschwächung unterschiedlich großer Titanimplantate bei 30–150keV nach den Lambert-Beerschen Gesetz	30
4.4	Durchschnittliche Photonenenergie bei Röhrenspannungen von 65 – 105kV nach Epp und Weiss, 1966	30
4.5	$GV_i^*(d)$ bei beispielhaften Implantatdurchmessern in cm	39
7.1	Messwerte vor und nach Kalibrierung (DVTc)	66
7.2	Medianwerte der Grauwert-Messungen über 1 bzw. 3 Schichten	67
7.3	Vergleich der Implantatdurchmesser zwischen IJ und DVTc	68
7.4	Vergleich der Luft-Grauwertmessungen zwischen IJ und DVTc	69
7.5	Vergleich der Grauwertmessungen der Luft in anatomischen Regionen	69

Abkürzungsverzeichnis

BMD	Bone Mineral Density
CT	Computertomographie
DICOM	Digital Imaging and Communication in Medicine
DVT	Digitale Volumentomographie
DVTc	DVT Calibrator
EEGE	Exponentialer Kantengradient Effekt
eV	Elektronenvolt
FOV	Field of View/Feldgröße
GV	Grauwert / Gray value / Grey value
HU	Hounsfield units
IJ	ImageJ
MPR	Multiplanare Rekonstruktion
NIH	National Institutes of Health
NIST	National Institute of Standards und Technology
PDG	Particle Data Group
PMMA	Polymethylmetacrylat
PSA	Panoramaschichtaufnahme
ROI	Region of interest
Voxel	Volumenpunkt
ZMK	Klinik und Polikliniken für Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten

1. Einleitung und Motivation

In der modernen Zahnheilkunde spielen bildgebende Verfahren für Diagnostik und Therapie eine immens große Rolle. Die räumliche Darstellung des menschlichen Schädels mithilfe jener bildgebenden Verfahren bietet viele Vorteile für Behandler und Patienten. Nicht nur die klassischen zweidimensionalen Röntgenaufnahmen mit intraoralem Röntgenempfänger und tubusförmigem Röntgenstrahler sowie die Panoramaschichtaufnahme (PSA) haben sich etabliert, sondern auch die dreidimensionale Abbildung der hartgewebigen Strukturen des Kopfes mithilfe der digitalen Volumentomographie (DVT) ist inzwischen eine in der Zahnmedizin häufig genutzte Röntgenform.

Neben der Wiedergabe anatomischer Strukturen können Knochencharakteristika wie Breite, Tiefe und Dichte mit dreidimensionaler Bildgebung evaluiert werden (Pauwels, Nackaerts et al., 2013). Das klassische Computertomogramm (CT) wird im zahnmedizinischen Bereich nur sehr eingeschränkt verwendet. Herkömmliche Computertomographen (CT) können mit Hilfe der Dichte von Wasser und Luft als Referenzen kalibriert werden und zeigen somit verlässliche und vergleichbare Grauwerte (GV) in der Hounsfield-Skala an. Diese können zur Differenzierung von Geweben und zur Dichtebestimmung genutzt werden. In der Zahnmedizin gilt das DVT als Goldstandard der dreidimensionalen Darstellung. Durch die Einführung wurde eine Alternative zum klassischen CT geschaffen, die bei reduzierter Strahlendosis qualitativ hochwertige Bilder liefert, die bei der Diagnostik, Planung und intraoperativen Anwendungen im Kopf-Hals-Bereich genutzt werden können (Hatcher et al., 2003, Miracle und Mukherji, 2009, Ludlow und Ivanovic, 2008).

In den vergangenen 30 Jahren hat sich die Technik des DVT stetig verbessert und die Anzahl der Geräte und Hersteller steigt zunehmend an (Gaëta-Araujo et al., 2020). In einer Veröffentlichung von vor etwas mehr als zehn Jahren wird noch von 47 DVT-Geräten und 20 Herstellern gesprochen (Kiljunen et al., 2015), demgegenüber zählen neuere Studien 279 DVT-Modelle von 47 Herstellern (Gaëta-Araujo et al., 2020). Andere schätzen die Zahl der DVT-Modelle inzwischen höher als die Anzahl klassischer CT-Modelle (R. K. W. Schulze & Drage, 2020).

Durch die Anfertigung einer DVT-Aufnahme haben wir einerseits einen Zugewinn an Bildinformation durch die dreidimensionale Abbildung, andererseits steigt die Strahlenbelastung für den Patienten. Deshalb ist es wichtig, bei der Anwendung eines DVTs die Kosten und den Nutzen gegeneinander abzuwägen. Die effektive Dosis für Patienten liegt bei einem DVT deutlich über der einer PSA. Damit steigt die Verantwortung, den diagnostischen Informationsgehalt der Aufnahmen möglichst umfassend auszuschöpfen. Neben Größe und Lage der dargestellten Strukturen könnten hierzu insbesondere die Grauwerte einen Beitrag leisten. Jeder Volumenpunkt (Voxel) einer DVT-Aufnahme erhält einen spezifischen Grauwert, der idealerweise der Röntgenabsorption des abgebildeten Objekts entspricht (R. Schulze, 2019).

Im Gegensatz zum CT werden DVT-Geräte jedoch nicht standardisiert kalibriert. Ein einheitlicher Standard zur Vergabe der Grauwerte existiert nicht (Razi et al., 2014), sodass die

Skalierung herstellerspezifisch erfolgt (Kamaruddin et al., 2016). Untersuchungen zeigen, dass sich die Grauwerte nicht nur zwischen verschiedenen Herstellern und Geräten, sondern auch zwischen wiederholten Aufnahmen desselben Geräts deutlich unterscheiden können (Reeves et al., 2012). Darüber hinaus beeinflussen Faktoren wie Patientenposition, Expositionsparameter und Rekonstruktionsverfahren die Grauwertwiedergabe zusätzlich (Parsa, Ibrahim, Hassan, van der Stelt et al., 2014; Reeves et al., 2012; R. K. W. Schulze & Drage, 2020). Für die zahnärztliche Praxis erschwert dies die Interpretation und Vergleichbarkeit von DVT-Aufnahmen erheblich (Reeves et al., 2012, Kamaruddin et al., 2016).

Die Grauwerte des DVT entsprechen weder den Hounsfield-Einheiten (HU) (Parsa, Ibrahim, Hassan, Motroni et al., 2013; Wagendorf et al., 2023) noch lassen sie valide Rückschlüsse auf die Knochendichte (BMD) zu (Nomura et al., 2010). Dennoch wird der GV in Implantatplanungssoftware häufig fälschlicherweise als Maß für die BMD herangezogen (Wagendorf et al., 2023). Nach R. K. W. Schulze und Drage, 2020 sollten GVs momentan nicht zur quantitativen Bestimmung von Gewebsdichten herangezogen werden. Zwar repräsentiert der GV theoretisch die Dichte beziehungsweise Röntgenabsorption eines Objekts (Kim, 2014), doch fehlt bislang eine standardisierte Umsetzung.

Vor diesem Hintergrund gewinnt die nachträgliche Kalibrierung von DVT-Aufnahmen an Bedeutung. Da der GV starke Korrelation zur Dichte eines Objekts hat (Kim, 2014), eröffnet sich die Möglichkeit, diese mithilfe eines in Dimension und Dichte bekannten Objekts durchzuführen, um eine Vergleichbarkeit der Datensätze zu ermöglichen. Anders als Knochen oder Weichgewebe, die von Mensch zu Mensch sowohl in Struktur als auch in Dichte variieren können, sind dentale Implantate in ihrer Beschaffenheit einheitlich. Auch Jahre nach der Implantatinserterion verändert sich dieses, im Gegensatz zum umgebenden Gewebe, nicht, es bleibt konstant. Fehlende Zähne mit in den Knochen eingelassenen Metallwurzeln zu ersetzen ist keine neue Errungenschaft, allerdings hat sich aus der Vielzahl von Entwicklungen über die Jahre Titan als Material und eine zylindrische oder konische Implantatform durchgesetzt und gilt als Standard (Deutsche Gesellschaft für Implantologie im Zahn-, Mund- und Kieferbereich (DGI) & Deutsche Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde (DGZMK), 2022). Alleine in Deutschland ist die Anzahl der gesetzten Implantate pro Jahr in den letzten 20 Jahren von 380.000 auf in etwa 1,3 Millionen angestiegen (Dipl. Biol. Barbara Ritzert, 2018). Die Verwendung von DVT-Aufnahmen im zahnärztlichen Bereich der Implantologie ist weit verbreitet (Parsa, Ibrahim, Hassan, van der Stelt et al., 2014) sowie bei der Befundung unklarer Symptomaten. Sowohl bei der präoperativen Implantationsdiagnostik der anatomischen Gegebenheiten als auch bei der postoperativen Kontrolle werden in der zahnärztlichen Praxis DVT-Aufnahmen angefertigt. Demzufolge finden sich in vielen DVT-Aufnahmen zahnärztliche Implantate. Die durch Patientenindividualität und Zeit unveränderbaren Eigenschaften lassen vermuten, dass dentale Implantate als Referenzobjekte dienen können.

Es eröffnet sich die zentrale Frage, inwiefern sich dentale Titanimplantate als Referenzobjekt zur a posteriori Grauwertkalibrierung von DVT-Aufnahmen eignen. In dieser Arbeit stellen wir ein Verfahren sowie die Umsetzung in einen Prototypen zur a posteriori Grauwertkalibrierung von DVT-Datensätzen mithilfe dentaler Implantate als Absorpti-

onsreferenz vor. Ziel der Arbeit war es, zu evaluieren, ob sich dentale Titanimplantate als Absorptionsreferenz zur a posteriori Grauwertkalibrierung von DVT-Aufnahmen eignen.

2. Grundlagen

Eine der grundlegendsten Methoden, um einen Blick in den Körper zu erhalten, ohne ihn dabei zu verletzen, wurde schon im 19. Jahrhundert von Wilhelm Conrad Röntgen entdeckt. Bis heute hat sich die Röntgentechnik stetig weiterentwickelt und kann inzwischen Objekte nicht nur zweidimensional abbilden, sondern ihre Form auch in allen drei Raumrichtungen darstellen. Laut dem Bundesamt für Strahlenschutz entfielen 2023 circa 38% aller Röntgenaufnahmen auf den zahnmedizinischen Bereich, dies entspricht allerdings nur 0,3% der effektiven kollektiven Dosis (Bundesamt für Strahlenschutz, 2025). In der heutigen Zeit zählen intraorale Tubusaufnahmen und PSA zu den wohl gängigsten Röntgentechniken in der Zahnmedizin. Dabei werden die klassischen zweidimensionalen Aufnahmen immer häufiger durch eine dreidimensionale Darstellung ergänzt. Eine solche wird im zahnärztlichen Rahmen mithilfe eines DVT erstellt. Bei einer weiteren Zunahme der Anzahl von DVT-Aufnahmen wird wahrscheinlich die effektive kollektive Dosis, die durch den zahnmedizinischen Bereich verursacht wird, steigen. Gleichwohl die Indikationen für dieses Bildgebungsverfahren vielfältig sind, sollte dem Anwender bewusst sein, dass eine DVT-Aufnahme mit einer deutlich erhöhten Strahlenexposition des Patienten einhergeht. Die AWMF Leitlinie zur dentalen digitalen Volumentomographie (Arbeitsgemeinschaft für Röntgenologie der DGZMK (ARö) & Deutsche Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde (DGZMK), 2022) bietet bezüglich der Indikationen Orientierung. Im folgenden wird die grundlegende Funktionsweise der Röntgentechnik erläutert sowie die DVT- und CT-Technik im Speziellen dargestellt.

2.1 Röntgenstrahlung

Als Röntgenstrahlung bezeichnet man elektromagnetische Wellenstrahlung, die aufgrund der Wellen-Teilchen-Theorie auch als Teilchenstrahlung betrachtet werden kann. Diese Teilchen werden Photonen genannt. Die Energie, mit welcher die Photonen ausgestattet sind, wird in Elektronenvolt (eV) angegeben. Die folgenden Ausführungen basieren auf einer Zusammenfassung mehrerer Studien, unter anderem Birch und Marshall, 1979, R. Schulze et al., 2011, Pauwels, Araki et al., 2015 sowie R. Schulze, 2019.

Bei der technischen Verwendung von Röntgenstrahlen werden Photonen in sogenannten Röntgenröhren erzeugt (siehe Abbildung 2.1). Hierbei wird durch die Beschleunigung freier Elektronen in einem Vakuum, die dann auf eine Bremsfläche treffen, Röntgenstrahlung in Form von Photonen emittiert. Stellschrauben für die Qualität und Quantität dieser Photonen sind hier die angelegte Röhrenspannung und die Röhrenstromstärke. Verändert man diese Parameter, kommt es vereinfacht zu einer Veränderung der Strahlung. Die Röhrenspannung nimmt hierbei Einfluss auf die Qualität, also auf die Energieladung der Photonen. Die Röhrenstromstärke verändert die Anzahl der beschleunigten Elektronen und beeinflusst somit die Menge der emittierten Röntgenstrahlung.

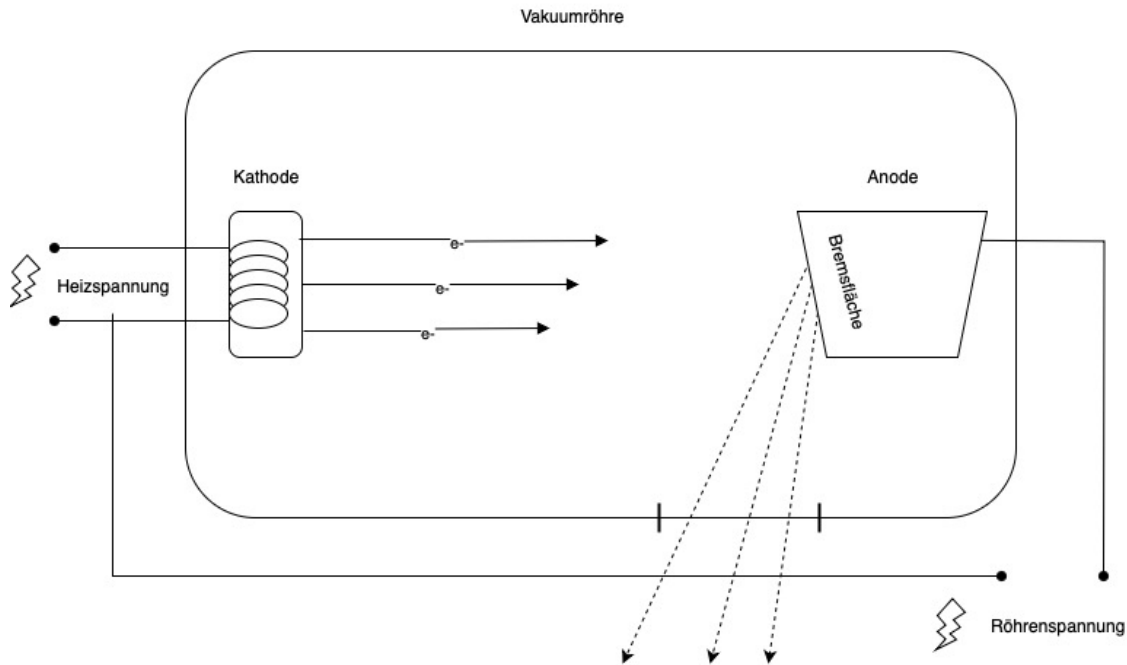


Abbildung 2.1: Skizzierte Darstellung Röntgenröhre (modifiziert nach R. Schulze, 2019)

Die Energie von Röntgenstrahlung, wie sie in der Medizin verwendet wird, wird durch das Röntgenspektrum beschrieben. Treffen die beschleunigten Elektronen auf die Bremsfläche, entsteht durch das abrupte oder schrittweise Abbremsen der Elektronen Strahlung, die energetisch der abgegebenen Energie der beschleunigten Elektronen entspricht. Präziser formuliert bedeutet dies, dass manche der beschleunigten Elektronen ihre gesamte Energie schon bei der ersten Interaktion mit einem Anodenatom der Bremsfläche abgeben, während andere Schritt für Schritt abgebremst werden. Die maximale Strahlungsenergie kann folglich die Energie der Röhrenspannung nicht überschreiten. Es entsteht ein kontinuierliches Strahlungsspektrum, das sogenannte Bremsspektrum, welches durch das unterschiedlich schnelle Abbremsen der Elektronen entsteht. Das Röntgenspektrum setzt sich allerdings zusätzlich zur Bremsstrahlung noch aus der sogenannten charakteristischen Röntgenstrahlung zusammen. Die Bremsstrahlung entsteht, wie oben beschrieben, durch das kontinuierliche oder abrupte Abbremsen der Elektronen durch Atome der Bremsfläche und ist unabhängig vom Anodenmaterial. Im Gegensatz hierzu ist die charakteristische Röntgenstrahlung, wie es der Name bereits vermuten lässt, charakteristisch für das Material der Bremsfläche. Hierbei handelt es sich um eine Interaktion zwischen einem beschleunigten Elektron und einem inneren Hüllenelektron der Anode. Hüllenelektronen besitzen je nach Abstand zum Atomkern unterschiedliche Bildungsenergien. In einfachen Worten ausgedrückt besitzt ein Elektron, das nah am Atomkern platziert ist, eine höhere Bildungsenergie als ein Elektron, das weiter vom Atomkern entfernt gebunden ist. Bei der charakteristischen Röntgenstrahlung wird nun ein Hüllenelektron aus einer inneren Schale des Anodenmaterials durch das beschleunigte Elektron herausgelöst. Ein Elektron aus einer höheren Hülle nimmt den Platz des herausgelösten Elektrons ein und gibt dabei Energie ab. Diese freigesetzte Energie ist abhängig vom Anodenmaterial. Aufgrund dieser Erkenntnis ist bei Röntgenstrahlung von einem polychromatischen Spektrum zu sprechen,

welches sich in der Zusammensetzung der Wellenlängen je nach angelegter Röhrenspannung unterscheidet. Eine Veränderung der Röhrenstromstärke verändert hingegen nichts an der maximalen oder durchschnittlichen Photonenenergie der Röntgenstrahlung.

Bevor die Röntgenstrahlen den Röntgenstrahler verlassen, durchlaufen die Photonen einen Filtrationsprozess. Hierbei verlassen niedrigenergetische Photonen den Strahler nicht, sie werden vorher abgefangen und erhöhen somit die Patientendosis nicht unnötig. Diese Filtration wird meistens mithilfe eines Aluminium- oder Kupferfilters durchgeführt. Das Röntgenspektrum verändert sich mit der Filterdicke. Je dicker der Filter, desto höher die effektive Energie des Spektrums.

Abschließend ist festzuhalten, dass Röntgenstrahlung in ihrer Quantität und Qualität von den Faktoren Röhrenstromstärke, Röhrenspannung und Filtrationsprozess maßgeblich beeinflusst wird. Der Begriff Röntgenstrahlen kann hierbei irreführend sein, präziser wäre Röntgenspektrum. Es verdeutlicht, dass Photonen, die von dem gleichen Röntgenstrahler emittiert werden, unterschiedliche Energie besitzen.

2.2 Computertomographie

Der CT ermöglichte Anfang der 1970er Jahre erste dreidimensionale Einblicke in den menschlichen Körper, ohne dabei invasiv vorgehen zu müssen. Dabei dreht sich ein ringförmiges Röhren-Detektorsystem, auch Gantry genannt, um den liegenden Patienten. Zu Beginn handelte es sich um einzelne dünne Röntgenstrahlen, welche später von einem fächerförmigen Röntgenstrahlenbündel weitestgehend abgelöst wurden. Die Bilddatenerfassung war am Anfang nur sequenziell möglich, was bedeutet, dass nach jeder aufgenommenen Schicht die Position des Patienten im Gerät verändert wurde, um die nächste Schicht aufnehmen zu können. Zur Erzeugung einer dreidimensionalen Abbildung wurden die so entstandenen Schichten anschließend gestapelt und die Leerstellen zwischen den Schichten gefüllt (R. Schulze, 2019). Mit der Entwicklung des Spiral-CT, bei dem der Gantry kontinuierlich um den Patienten kreist, der langsam durch das Gerät transportiert wird, konnte die bahnbrechende Technik des CT noch weiter verbessert werden. So hatte man nun die Möglichkeit einer beschleunigten und lückenlosen Datenerfassung (Deutsche Röntgengesellschaft- Gesellschaft für medizinische Radiologie e. V. (DRG), 2022). Die medizinische Anwendung des CT wird einzig durch seine hohe Strahlendosis begrenzt (Plachtovics, 2015).

Mit einem CT kann sowohl der gesamte Körper als auch nur ein Ausschnitt dargestellt werden. Dem entgegen beschränkt sich die Anwendung des DVT ausschließlich auf den Kopf-Hals-Bereich. Obwohl es sich bei beiden Techniken um eine Bilddarstellung auf Basis von Röntgenstrahlen handelt, unterscheiden sich die Strahler-Detektoreinheiten in wesentlichen Punkten. Sowohl die Form des Nutzstrahlenbündels als auch die Art und Weise der Aufnahme unterscheiden sich. Während beim CT, wie beschrieben, ein fächerförmiges Strahlenbündel mehrfach um den Körper kreist, um Schicht für Schicht aufzunehmen, dreht sich das DVT einmalig mit einem kegelförmigen Strahlenbündel um den Schädel des Patienten und detektiert alle Bereiche in nur einer Rotation. Der offensichtlichste Unterschied besteht allerdings in der Größe des Geräts: ein CT ist um einiges größer als ein DVT und auch deutlich kostenintensiver. Das gepaart mit dem für das zahnmedizinische Anwendungsgebiet ausreichenden Aufnahmebereich führt dazu, dass sich das DVT gegenüber dem CT in Zahnarztpraxen durchgesetzt hat.

2.2.1 Hounsfield Units

Im CT werden die Graustufen durch die CT-Zahlen repräsentiert, welche als Hounsfield-Einheiten bekannt sind. Sie bilden konkrete Dichteeinheiten im CT ab und bezeichnen die absolute Strahlungsdichte/absorption eines Gewebes (Molteni, 2013). Als Referenz wird hierbei die lineare Schwächung von Wasser verwendet, welche definitionsgemäß null HU zugeschrieben wird. Die Schwächung von Luft entspricht einem HU von -1000. Gewebe, welche eine größere Schwächung der Strahlung verursachen als Wasser, erhalten somit CT-Zahlen größer null. Gewebe mit einer geringeren Schwächung werden CT-Zahlen kleiner null zugewiesen. Wobei die untere Grenze durch Luft gekennzeichnet ist. Berechnet werden also die linearen Schwächungskoeffizienten μ der durchstrahlten Gewebe. Der lineare Schwächungskoeffizient von Luft ist so gering, dass μ_{Luft} im medizinischen Bereich

vernachlässigt bzw. auf null gesetzt werden kann (Molteni, 2013).

$$HU_x = \frac{(\mu_x - \mu_{wasser})}{(\mu_{wasser} - \mu_{Luft})} * 1000 \quad (2.1)$$

HU Hounsfield Unit

μ linearer Schwächungskoeffizient

Es handelt sich um eine lineare Transformation der gemessenen Schwächungskoeffizienten. Dadurch bleibt das Verhältnis zwischen den am Detektor gemessenen Schwächungen und den umgerechneten HUs gleich.

2.3 Digitale Volumentomografie

Die DVT ist eine dreidimensionale Aufnahme des Schädels, die je nach voreingestelltem Field of View (FOV) größere oder kleinere Bereiche des Gesichtsschädels abbildet. Technisch gesehen handelt es sich bei einer DVT-Aufnahme um eine errechnete dreidimensionale Rekonstruktion, die durch Rückprojektion vieler zweidimensionaler Projektionsröntgenaufnahmen im Verarbeitungsprozess entsteht. Bei der Aufnahme kreisen Röntgenstrahler und Sensor, die miteinander über einen C-Arm verbunden sind, um den Schädel des Patienten. Das Strahlenbündel ist kegelförmig und der Sensor üblicherweise ein rechteckiger Flatpaneldetektor (R. Schulze, 2019).

Beim Erstellen der dreidimensionalen Abbildung werden die am Sensor gemessenen Strahlungswerte mithilfe der sogenannten gefilterten Rückprojektion über ein Voxelgitter zurückverteilt. Hierdurch entsteht nach dem Verarbeitungsprozess aller einzelnen Aufnahmen ein Bild. Bei einem Voxel handelt es sich um die kleinste, meist würfelförmige Volumeneinheit, die in einem DVT dargestellt wird. Jedes Voxel erhält anhand der errechneten Absorption einen zugewiesenen GV. Bei 12bit Datensätzen können hierbei bis zu 4096 verschiedene GVs vergeben werden.

2.3.1 Anwendungsbereiche in der Zahnmedizin

Das DVT besitzt gegenüber dem klassischen Spiral-CT einige Vorteile, die zu einer bevorzugten Anwendung im Kopf-Hals-Bereich führen. Sowohl die niedrigeren Anschaffungskosten, der erhöhte Patientenkomfort als auch das kompaktere Design stellen Vorteile des DVT gegenüber dem CT dar (Parsa, Ibrahim, Hassan, Motroni et al., 2013). Zusätzlich zählen die niedrigere Strahlendosis für den Patienten, eine sehr hohe Auflösung (Pauwels, Beinsberger et al., 2012) und die kürzere Aufnahmedauer zu den Stärken der DVT-Technologie (Razi et al., 2014). Dem entgegen stehen die schlechte Darstellung von Weichgewebe (Katsumata, Hirukawa, Noujeim et al., 2006), Strahlenhärtungsartefakte, höhere Streustrahlungseffekte und das Fehlen einer verlässlichen Grauwertwiedergabe, ähnlich der HU beim CT (Razi et al., 2014). Eine ausführliche Gegenüberstellung der Vor- und Nachteile des DVT findet sich in der Arbeit von De Vos et al., 2009.

Das DVT hat seit seiner Entwicklung und vor allem seit der Notwendigkeit einer dreidimensionalen Bildgebung für die zahnmedizinische Implantation Einzug in den zahnärztlichen Alltag gehalten (R. K. W. Schulze & Drage, 2020). Genauer gesagt kann das DVT in nahezu allen Bereichen der Zahnmedizin genutzt werden (R. K. W. Schulze & Drage, 2020). De Vos et al., 2009 beschrieb neun Anwendungsbereiche des DVT in der zahnärztlichen Praxis. Die häufigsten Indikationsbereiche sind die Kiefer-Gesichtschirurgie, dentoalveoläre Fragestellungen, Implantologie und Kieferorthopädie (De Vos et al., 2009). In der konservierenden Zahnheilkunde gibt es nur sehr eingeschränkt rechtfertigende Indikationen zur Verwendung eines DVT. Zur Kariesdiagnostik sollte es nicht zum Einsatz kommen, da Artefakte eine Karies überdecken oder vortäuschen können (R. K. W. Schulze & Drage, 2020). Zudem ist die Verwendung von Einzelzahn- oder Bissflügelaufnahmen etabliert und liefert bei geringerer Strahlenbelastung gut auswertbare Bilder. Sowohl bei der Wurzelkanalbehandlung als auch bei Parodontopathien ist das DVT komplexen Fällen vorbehalten

(R. K. W. Schulze & Drage, 2020), denn auch hier liefert das konventionelle zahnärztliche Röntgen höheren Kontrast (Miracle & Mukherji, 2009). Die Planung und Risikoeinschätzung bei der Entfernung von impaktierten Zähnen wird durch die dreidimensionale Bildgebung aufgewertet (Quereshy et al., 2008). Allerdings reduziert eine DVT-Aufnahme vor dem Eingriff nicht die Anzahl von Nervverletzungen, ein DVT ist nur dann eventuell indiziert, wenn die PSA eine enge Beziehung zwischen dem impaktierten Zahn und dem Nervus alveolaris inferior vermuten lässt (R. K. W. Schulze & Drage, 2020).

Bei der präoperativen Implantatplanung ist das DVT weitestgehend akzeptiert (Parsa, Ibrahim, Hassan, van der Stelt et al., 2014). Durch das DVT besteht die Möglichkeit, die Knochenmorphologie von Mandibula und Maxilla darzustellen sowie für die Implantatplanung wichtige Strukturen wie die Kieferhöhle, den Canalis incisivus, den Alveolarkanal und das Foramen mentale in allen Raumrichtungen abzubilden (Miracle & Mukherji, 2009). Somit können Implantate in einer den Gegebenheiten entsprechenden optimalen Position eingebracht werden, welche die Verletzung anatomisch schützenswerter Strukturen vermeidet und die Primärstabilität des Implantats möglichst gut gewährleistet. Hierfür kann auch die Verwendung einer sogenannten Bohrschablone zum Einsatz kommen, die mithilfe des dreidimensionalen Datensatzes gefertigt werden kann (R. K. W. Schulze & Drage, 2020).

Des Weiteren kann auch in der Kieferorthopädie das DVT zur Planung von Dysgnathie-Operationen oder zur Bestimmung der Lage impaktierter und verlagelter Eckzähne verwendet werden (R. K. W. Schulze & Drage, 2020). Darüber hinaus sind Traumata, sowohl des Gesichtsschädels als auch der Zähne, Pathologien im Kopf-Hals-Bereich, Nebenhöhlenkrankungen und die CMD mögliche Einsatzgebiete des DVT. Die häufigsten Anwendungsbereiche waren jedoch die Darstellung impaktierter Zähne und die Implantation (De Vos et al., 2009).

2.3.2 Aufbau und Funktionsweise

Bei DVT-Geräten handelt es sich um eine Röntgenstrahler-Detektoreinheit, die sich um den Patientenkopf herum bewegt. Je nach Modell sitzt oder steht der Patient während der Aufnahme im Gerät. Häufig sind DVT-Geräte sogenannte Kombinationsgeräte, die neben DVT-Aufnahmen noch PSA- oder Fernseitenröntgenaufnahmen erstellen können (Gaêta-Araujo et al., 2020). Einfach erklärt handelt es sich bei so einem Gerät um einen Röntgenstrahler auf der einen Seite und einen Detektor, der gegenüberliegt. Beide sind fest miteinander über einen sogenannten C-Arm verbunden und bewegen sich synchron um den Patientenkopf (Scarfe, 2006). Hierbei ist der Strahler-Detektor-Abstand durch eben jenen C-Arm definiert. Typische Aufnahmeprotokolle dauern zwischen 10 s und 40 s, bei denen hunderte von zweidimensionalen Röntgenprojektionen erstellt werden (Pauwels, Araki et al., 2015). Die früher verwendeten Detektoren wie Image intensifier oder CCD werden zunehmend obsolet (Kiljunen et al., 2015). Heutzutage verwendet man hauptsächlich sogenannte indirekte Flatpaneldetektoren, die mithilfe eines Szintillators die Röntgenstrahlen in Lichtblitze umwandeln, um dann in elektrische Signale transformiert zu werden (Pauwels, Araki et al., 2015, Kiljunen et al., 2015, Baba et al., 2002).

Bestimmende Faktoren für die Bildschärfe sind die Größe des Brennflecks, der Strahler-Objekt-Abstand und der Objekt-Detektor-Abstand (Pauwels, Araki et al., 2015). Je kleiner der Brennfleck und der Objekt-Detektor-Abstand und je größer der Strahler-Objekt-Abstand, desto geringer die Unschärfe (Pauwels, Araki et al., 2015). Die Positionierung des Schädels im Gerät sollte, um die Unschärfe so gering wie möglich zu halten, möglichst strahlerfern und detektornah sein. Sowohl der Strahler-Objekt-Abstand als auch der Objekt-Detektor-Abstand sind von Hersteller zu Hersteller verschieden (Pauwels, Araki et al., 2015) und nicht standardisiert.

Bei der Anwendung von Röntgen sollte immer nach dem sogenannten ALARA-Prinzip gearbeitet werden (as-low-as-reasonably achievable). Ziel hierbei ist es, bei jeder Untersuchung die für den Patienten kleinstmögliche Strahlenexposition zu ermöglichen und gleichzeitig eine optimale Aufnahmegröße und -qualität zu erhalten, sodass eine ausreichende Beurteilung des zu untersuchenden Areals möglich ist.

Einige Einstellungsmöglichkeiten können vom Anwender selbst festgelegt werden, andere voreingestellte Parameter sind nicht veränderbar. Die Röhrenspannung, Röhrenstromstärke und Expositionszeit lassen sich individuell einstellen, ebenso wie das FOV, welches eine wichtige Einflussgröße darstellt, um den Strahlenschutz zu gewährleisten, sowie das ALARA-Prinzip umzusetzen. Die meisten DVT-Geräte unterscheiden zwischen kleinem, mittlerem und großem FOV. In diesem Zusammenhang kann die Abbildung von einzelnen Zähnen oder Quadranten bis zum kompletten Schädel variieren. Für die meisten implantologischen Indikationen erscheint das kleine oder mittlere FOV ausreichend groß zu sein, um die zu untersuchende Region abzubilden (Benavides et al., 2012).

Weitere Aufnahmeparameter, die sich zwischen Geräten unterscheiden können, sind die Art der Strahlenemission und der Rotationsumfang der Strahler-Detektor-Einheit. Bei gepulster Strahlenemission werden vom Röntgenstrahler nur Röntgenstrahlen emittiert, wenn eine Aufnahme getätigt wird. Bei Positionswechsel der Strahler-Detektor-Einheit wird keine Röntgenstrahlung durch den Schädel des Patienten geschickt, um die Expositionszeit zu verkürzen und somit die Strahlendosis zu verringern. Dem entgegen wird bei der kontinuierlichen Strahlung über den gesamten Scanprozess hinweg Röntgenstrahlung von der Röntgenröhre ausgesendet. Im Vergleich scheint es, als würde die gepulste Strahlung zu einer erhöhten Auflösung führen, was auf die reduzierten Bewegungseffekte zurückzuführen sein könnte (Pauwels, Araki et al., 2015).

Manche DVT-Geräte können in ihrem Rotationsumfang variieren. Sowohl ein Umlauf von 360° als auch 180° ist bei manchen Geräten vom Benutzer einstellbar. Bei anderen Geräten ist der Rotationsumfang festgelegt. Die Reduktion des Rotationsumfangs von 360° auf 180° führt zu einer Reduktion der Strahlendosis und Aufnahmezeit sowie zur Reduktion der Bewegungsartefakte durch Mikrobewegungen des Kiefers (Parsa, Ibrahim, Hassan, van der Stelt et al., 2014), allerdings neigt die Bildqualität dann zur Verschlechterung (Pauwels, Araki et al., 2015).

2.3.3 Datenverarbeitung und Bildwiedergabe

Die vom Detektor empfangenen Rohdaten werden im ersten Schritt, dem Pre-Processing, vorverarbeitet, um Abweichungen, die zum Beispiel durch Pixeldefekte entstanden sind, zu bereinigen. Diese Vorverarbeitungsschritte unterscheiden sich zwischen Herstellern (Pauwels, Araki et al., 2015).

Um eine dreidimensionale Abbildung zu erzeugen, müssen den Bildpunkten, genauer gesagt den Voxel, GVs zugeschrieben werden. Jedes Voxel soll dabei einen Grauwert erhalten, welcher annäherungsweise die Absorption des Materials widerspiegelt (R. K. W. Schulze, Berndt et al., 2009). Das Erzeugen dieser Abbildung geschieht in den meisten Fällen über die gefilterte Rückprojektion (Pauwels, Araki et al., 2015), bei welcher die am Detektor gemessenen Strahlungswerte vereinfacht gesagt über den gesamten zurückgelegten Strahlengang zurückverteilt werden. Der am Detektor gemessene Wert entspricht also der Summe der Absorptionen entlang des Strahlengangs (R. K. W. Schulze, Berndt et al., 2009). Durch die Summation der über ein Voxel zurückverteilten Werte erhält jedes Voxel seinen speziellen Grauwert, der eine Schätzung der Absorption des durchstrahlten Objekts abgibt (R. K. W. Schulze, Berndt et al., 2009). Abbildung 2.2 veranschaulicht das Prinzip der gefilterten Rückprojektion und macht dabei deutlich, dass je mehr Projektionsdaten zur Bilderstellung zur Verfügung stehen, desto exakter kann der Rekonstruktionsprozess die Wirklichkeit abbilden.

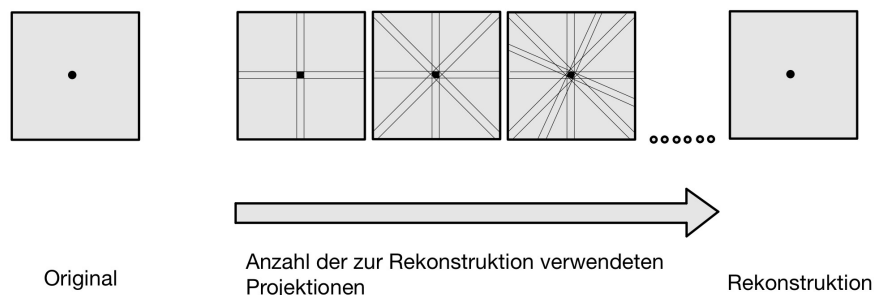


Abbildung 2.2: Beispielhafte Darstellung der gefilterten Rückprojektion modifiziert nach Pauwels, Araki et al., 2015

Das Standardformat zur Speicherung und Verarbeitung medizinischer Bilddaten ist das sogenannte „Digital Imaging and Communication in Medicine“(DICOM). DVT-Datensätze lassen sich ebenfalls im DICOM-Format speichern und weitergeben. Die Darstellung eines zweidimensionalen Röntgenbilds ist weitgehend bekannt. Zur Befundung stehen nicht mehrere Ebenen zur Verfügung, sondern alle sich im Strahlengang zum Aufnahmezeitpunkt befindlichen Objekte und Strukturen sind übereinander projiziert dargestellt. Welche Struktur ventral oder dorsal der Zahnreihe liegt, lässt sich mit einer Aufnahme allein nicht bestimmen. Bei dreidimensionalen Röntgentechniken gelingt dieser Einblick mithilfe der sogenannten multiplanaren Rekonstruktion (MPR). „Diese stellt nichts Anderes dar, als die entlang der bekannten anatomischen Hauptebenen „axial“, „coronal“ sowie „sagittal“ geschnitten dargestellten Abbildung des Datensatzes“ (R. Schulze, 2019).

Hiermit kann man bei Betrachtung und Befundung virtuell durch die einzelnen Ebenen des Objekts scrollen und erhält gleichzeitig durch ein auf die Ebenen projiziertes Fadenkreuz die Information, an welcher Stelle im dreidimensionalen Raum man sich befindet. Unterschiedliche Programme können die einzelnen Voxel unterschiedlich hell oder dunkel darstellen (Pauwels, Araki et al., 2015), dies kann an der unterschiedlichen Bearbeitung der Rohdaten liegen, wie beispielsweise an der Einstellung bestimmter Schwellenwerte. Zur einfacheren Visualisierung können bestimmte Grauwertbereiche ausgeblendet oder eingeblendet werden (Pauwels, Araki et al., 2015). Zur kontrastreicheren Darstellung ist dies mit dem Auswählen von Visualisierungsfenstern auch manuell möglich (Pauwels, Araki et al., 2015). Im Optimalfall repräsentiert der wiedergegebene Grauwert die relative Dichte des dargestellten Objekts im Vergleich zur Umgebung (R. Schulze, 2019).

2.3.4 Grauwertdarstellung im DVT

Anders als bei einem digitalen zweidimensionalen Bild handelt es sich bei den kleinsten Einheiten von dreidimensionalen Datensätzen nicht um Pixel, sondern um Voxel (siehe 2.3), welche in allen drei Raumrichtungen eine definierte Kantenlänge und ein definiertes Volumen besitzen. Typischerweise sind diese isometrisch (Kiljunen et al., 2015; Gaëta-Araujo et al., 2020). Die Färbung des Voxel entspricht theoretisch der Dichte des Objekts in diesem Bereich (Kim, 2014). Diese Färbung bezeichnet man als GV, welcher in ganzen Zahlen angegeben wird und mit zunehmendem Zahlenwert heller erscheint (Pauwels, Araki et al., 2015). In der Praxis hat sich gezeigt, dass die Grauwertdarstellung mancher Bereiche oder Objekte fehlerbehaftet ist. Besonders stellt die Grauwertvariabilität zwischen Aufnahmen sowie innerhalb einer Aufnahme ein Problem dar. Des weiteren finden sich in DVT-Datensätzen eine große Anzahl und Varianz auftretender Artefakte.

Grauwertvariabilität Ungünstigerweise werden die GVs einer DVT-Aufnahme durch verschiedene Faktoren ungewollt beeinflusst, die sowohl in der Unterschiedlichkeit der Geräte als auch in der Individualität der Patienten beheimatet sind. Jedes DVT besitzt seinen eigenen technischen Fingerabdruck, was Scan-Parameter, Hardware und Software angeht. Erkenntnisse, die ein spezielles DVT-Modell betreffen, sind also ohne Überprüfung nicht auf andere Geräte übertragbar (Pauwels, Jacobs et al., 2014, (Nackaerts et al., 2011)). Je nach GV-Vergabe und Darstellung werden Objekte in unterschiedlichen DVT-Aufnahmen unterschiedlich abgebildet. Das führt beispielsweise zu einer fehlenden Vergleichbarkeit von eigenen DVT-Aufnahmen und Fremdaufnahmen im Praxisalltag.

Im folgenden werden die Einflussfaktoren erläutert, die zu einer erhöhten Grauwertvariabilität führen. Zunächst haben die lokale Tomographie hat durch die Auswahl der ROI und des FOV Auswirkungen auf die Größenordnung der GV (Yadegari et al., 2023, Parsa, Ibrahim, Hassan, Motroni et al., 2013). Die Größe des FOV stellt hierbei den größten Einflussfaktor auf die GVs dar (Oliveira-Santos et al., 2025). Eine Zunahme der GV-Variabilität wurde sowohl bei kleineren FOV (Katsumata, Hirukawa, Okumura et al., 2009, Kim, 2014) als auch bei der Verwendung von größeren FOV (Seçgin et al., 2021, Parsa, Ibrahim, Hassan, Motroni et al., 2013) beobachtet. Über die FOV Größe, die zu einer geringeren GV-Variabilität führt, ist sich die Literatur bisher uneinig. Eng verbunden mit der

Auswahl des FOV und der ROI ist das Verhältnis von Endo- und Exomasse. Je größer das FOV, desto kleiner die außenliegende, nicht abgebildete Masse (Exomasse) eines Objekts und umso größer die abgebildete Masse (Endomasse). Im Umkehrschluss führen kleinere FOVs zu einer Zunahme der Exomasse und einer Abnahme der Endomasse. Sowohl die Endo- als auch die Exomasse haben Einfluss auf die Grauwertdarstellung (Bryant et al., 2014). Wird beispielsweise ein kleines FOV verwendet, um einen einzelnen Quadranten darzustellen, befindet sich dieser im Abbildungsbereich und stellt die Endomasse dar. Die anderen Quadranten und Schädelbereiche liegen außerhalb dieses Areals (Exomasse) und sind auf der DVT-Darstellung nicht zu sehen. Sie liegen beim Aufnahmeprozess allerdings mindestens teilweise im Strahlengang und beeinflussen somit die am Detektor gemessenen Absorptionswerte. Dies bedeutet: Je größer ein FOV ist, desto weniger Masse, die uns nicht bekannt ist, befindet sich außerhalb des Abbildungsbereiches. Würde ein FOV den ganzen Schädel abdecken, hätten wir keine Exomasse, da außerhalb des Abbildungsbereichs nur Luft wäre. Je kleiner ein FOV, desto größer die uns nicht bekannte Masse außerhalb, welche bei der Bildakquise Einfluss nehmen kann. Artefakte werden durch die Erhöhung der Exomasse verstärkt (Katsumata, Hirukawa, Okumura et al., 2007). Des Weiteren erhöhen sich (Dichte-) Werte von Hartgewebe, wenn mehr Hartgewebe außerhalb der Abbildung liegt (Katsumata, Hirukawa, Okumura et al., 2009). Finden sich in der Exomasse Metalle, kann der GV absinken und die Variabilität zunehmen (Candemil et al., 2018). Dentale Implantate innerhalb des FOV haben keinen signifikanten Einfluss auf die GV-Variabilität, dennoch führen sie zum Erscheinen von streifenförmigen Artefakten (Oliveira et al., 2014). Gleichzeitig ist jedoch zu beobachten, dass je dichter das Abgebildete innerhalb des FOV, desto größer ist die Histogrammverschiebung, welche zu niedrigeren Grauwerten führt (Pauwels, Nackaerts et al., 2013). Wenn also ein größeres FOV angewendet wird, sollten die Einflüsse der Exomasse auf die Artefakte, geringer sein. Dieses Phänomen scheint aber weniger relevant als Streustrahlung zu sein (Molteni, 2013). Unter Streustrahlung verstehen wir den Teil der Strahlung, der durch die Interaktion mit dem durchstrahlten Objekt von seiner geraden Bahn abgelenkt wird. Dadurch trifft das Photon nicht auf seiner angedachten Detektionsfläche auf und führt zu verfälschten Absorptionswerten (R. Schulze, 2019).

Auch die Bezaahnung eines Patienten hat einen Effekt auf den GV, es wurden niedrigere GVs des Unterkiefers bei komplett zahnlosem Unterkiefer festgestellt als bei teilbezaahnten Mandibeln (Wagendorf et al., 2023). Ferner kann auch die Detektorwärme Einfluss auf die Bildqualität haben. Dem kann allerdings entgegengewirkt werden, indem der Detektor nach jeder Aufwärmperiode neu und korrekt kalibriert wird (Plachtovics et al., 2015).

Weiter ist die Lageinformation des zu bestimmenden Voxels relevant. Hier zeigen sich Abweichungen zwischen zentral und peripher gelegenen Bildpunkten von Polymethylmetacrylat (PMMA) (Pauwels, Jacobs et al., 2014) sowohl zwischen Scans als auch innerhalb eines Scans (Pauwels, Stamatakis, Manousaridis et al., 2011). Auch bei einem Phantom mit Wasser wurde ein Unterschied von peripheren zu zentralen Bildpunkten gefunden, sowie bei den GVs von Luft innerhalb und außerhalb dieses Phantoms (Molteni, 2013). Des weiteren bestehen Diskrepanzen der GVs zwischen der buccalen und der lingualen Wand der Mandibel (Katsumata, Hirukawa, Okumura et al., 2007). Die Röntgenabsorption glei-

cher hart- und weichgewebiger Strukturen führt im DVT in verschiedenen Regionen zu unterschiedlichen (HU) Werten (De Vos et al., 2009). Während die Röhrenstromstärke bei den meisten DVT-Geräten keinen Einfluss auf die GVs hat, leiten variierende Röhrenspannungen zu unterschiedlich veränderten GVs (Oliveira-Santos et al., 2025). Bei (Oliveira et al., 2014) zeigt sich, dass eine hohe Röhrenspannung zusammen mit einem großen FOV zu reduzierten Variabilitäten führen. Die GVs von DVT-Aufnahmen sind somit nicht zuverlässig, (Nackaerts et al., 2011) sie können zwischen Scannern und im Objekt schwanken und sollten deshalb mit Vorsicht interpretiert werden (Azeredo et al., 2013).

Die Verwendung diverser Visualisierungssoftware zeigte keinen Einfluss auf die Grauwertvariabilität (Azeredo et al., 2013).

Zusammenfassend weicht die Grauwertwiedergabe sowohl zwischen verschiedenen DVT-Geräten, sowie unterschiedlichen Datensätzen und Schichten eines Datensatzes voneinander ab, was die Vergleichbarkeit von DVT-Aufnahmen erschwert. Ebenso kann man nicht davon ausgehen, dass die GVs den tatsächlichen Absorptionswerten entsprechen. Wie dargestellt hängen die Grauwertstabilität wie auch deren Verlässlichkeit maßgeblich von vielen Faktoren ab. Pauwels, Jacobs et al., 2014 sehen im Bewusstsein über die Grauwertvariabilität die Ursache für das Fehlen einer houndsfieldähnlichen Kalibrierung. Nichts desto trotz gibt es Studien, die nahelegen, dass die GVs einer DVT-Aufnahme so zuverlässig sind, dass sie genutzt werden können um Dichtewerte zu bestimmen und HUs abzuleiten (siehe 2.4).

Artefakte im DVT Artefakte sind Strukturen, die im Bild sichtbar sind, im Objekt jedoch nicht existieren (R. Schulze et al., 2011). Da Artefakte zu einem Unterschied zwischen Rekonstruktion und Wirklichkeit führen, sollte sich jeder Arzt oder Zahnarzt, der DVT-Aufnahmen anfertigt und auswertet, der Existenz von Artefakten bewusst sein (R. Schulze et al., 2011).

Generelle artefaktauslösende Faktoren können das umgebende Gewebe (Exomasse), welches nicht im FOV liegt und somit nicht rekonstruiert wird (R. Schulze et al., 2011), sowie die Verwendung kleiner Flatpaneldetektoren, welche zu einer nicht zentralen Lage des Rotationszentrums im Strahlengang führen, sein (R. Schulze et al., 2011). Auch Patientenbewegung im Gerät oder das Vorhandensein von Metallen im Strahlengang können zusätzlich zu Artefakterscheinungen führen. R. Schulze et al., 2011 differenziert die unterschiedlichen Strahlungsartefakte wie folgt:

1. Auslöschungsartefakte
2. Strahlenhärtungsartefakte
3. Partieller Volumeneffekt und EEGE
4. Aliasing-Artefakte
5. Ring-Artefakte
6. Bewegungsartefakte
7. Rauschen

8. Streuung

Das Vorhandensein von Artefakten führt zu einer Diskrepanz zwischen wahrhaftigen anatomischen Gegebenheiten und der errechneten dreidimensionalen Rekonstruktion (R. Schulze et al., 2011, Wagendorf et al., 2023). Artefakte zeigen sich häufig als Streifen, Linien oder Schatten entlang der Projektionslinien (R. Schulze et al., 2011).

Die Präsenz von metallischen Implantaten ist der größte Auslöser für eine Verschlechterung der Bildqualität (Pauwels, Stamatakis, Manousaridis et al., 2011) und führt zu einer Artefaktanfälligkeit der Aufnahme (R. K. W. Schulze, Berndt et al., 2009). Hierbei ist anzumerken, dass die Strahlenhärtung den dominanten Auslöser, neben Rauschen und Streuung, für Artefakte um Implantate darstellt (**Man et al.** 1999, 2000, zitiert nach (R. K. W. Schulze, Berndt et al., 2009), Nomura et al., 2010).

Bei der Strahlenhärtung handelt es sich um das Phänomen, dass niedrigenergetische Röntgenstrahlung beim Durchlaufen eines dichten Objekts abgefangen wird und nur hochenergetische Strahlung das Objekt wieder verlässt und auf den Röntgensensor trifft. Es handelt sich also um einen Röntgenfilter innerhalb der ROI, der das Röntgenspektrum, welches sich dahinter befindet, härtet (R. K. W. Schulze, Berndt et al., 2009). Am Stärksten von diesen Artefakten betroffen sind benachbarte Strukturen und Regionen (R. K. W. Schulze, Berndt et al., 2009), deren GVs deutlich verringert werden (R. K. W. Schulze, Berndt et al., 2009, Nomura et al., 2010, Katsumata, Hirukawa, Noujeim et al., 2006). Hiervon sind besonders Areale zwischen metallischen Objekten betroffen (Pauwels, Stamatakis, Bosmans et al., 2013).

Die in der Zahnmedizin häufig verwendeten Metalle/Metalllegierungen wie Gold und Amalgam weisen im Gegensatz zum - bei Implantaten geläufigen - Titan eine höhere Dichte auf. Sie führen aufgrund dessen zu einer kompletten Auslöschung der Röntgenstrahlen (**Haramati et al.** 1994, zitiert nach (R. K. W. Schulze, Berndt et al., 2009)), was man als Auslöschungsartefakte bezeichnet. Auch die Abbildung und Ausbildung von Artefakten sind vom jeweiligen DVT-Gerät und den Aufnahmeparametern abhängig (Pauwels, Stamatakis, Manousaridis et al., 2011).

Die technische Entwicklung zur Minimierung von Artefakten schreitet immer weiter voran. In den meisten Fällen wird versucht, Nachbearbeitungsprozesse zu verbessern (R. Schulze et al., 2011) und somit die Artefakte im Nachhinein zu löschen. Gleichzeitig gibt es auch Bestrebungen, aus dem GV eines Voxels Informationen zu gewinnen. Sicherlich könnten DVT-Hersteller Gerätekomponenten anpassen, um die Aufnahmequalität zu verbessern. Dies könnte jedoch mit einer Kostensteigerung einhergehen. Beispielsweise haben sich größere Flatpaneldetektoren aufgrund der Kostenintensität nicht durchgesetzt (R. Schulze et al., 2011), denn für die Zahnarztpraxis ist auch der wirtschaftliche Aspekt nennenswert. Höhere Anschaffungs- oder Umbaukosten könnten für Praxen ein Ausschlusskriterium darstellen, ein DVT zu installieren. Die Optimierung der Daten sowie des Informationsgehalts a posteriori bietet den Vorteil, dass Bestandsgeräte weiterhin verwendet werden können und gleichzeitig mit einer verbesserten oder spezialisierten Softwarelösung Datensätze aufgewertet werden können.

2.4 Grauwerte im Vergleich zu Hounsfield Units

Vergleicht man CT mit DVT-Aufnahmen, ermöglichen beide Methoden, die Ausdehnung von Objekten in den Raumrichtungen zu untersuchen. Sowohl das CT als auch das DVT liefern bei volumetrischen Messungen verlässliche Werte (Agbaje et al., 2007, Veyre-Goulet et al., 2008, Moreira et al., 2009). In vielen Bereichen ist nicht nur die dreidimensionale Struktur von Gewebe von Interesse, sondern auch die Dichte, die ein Gewebe aufweist. Ein wichtiger Faktor zur Vorhersage des Langzeiterfolgs bei dentalen Implantaten ist die Knochendichte am Implantationsort (Fuster-Torres et al., 2011). Es ist anzunehmen, dass ein Implantatverlust mit einer niedrigen Knochendichte assoziiert ist (Hatcher et al., 2003). Der Vorteil von Mehrschicht-CT-Aufnahmen für solche Untersuchungen ist, dass diese den Goldstandard der Dichtebestimmung bei dreidimensionaler Bildgebung darstellen (Yadegari et al., 2023). Eine verlässliche Dichtebestimmung mithilfe der GVs einer DVT Aufnahme ist aktuell leider noch nicht möglich.

Um diesen Unterschied zu eliminieren und auch bei DVT-Aufnahmen Dichteinformationen gewinnen zu können, haben sich bereits einige wissenschaftliche Arbeiten mit der Vergleichbarkeit und Übertragbarkeit von GV und HU beschäftigt. Hier ist sich die Literatur allerdings uneins. Manche Studien zeigen einen starken Zusammenhang zwischen HU, die von einem CT erfasst wurden, und dem GV von DVT Aufnahmen (Nomura et al., 2010, Parsa, Ibrahim, Hassan, van der Stelt et al., 2014, Parsa, Ibrahim, Hassan, Motroni et al., 2013, Parsa, Ibrahim, Hassan, van der Stelt et al., 2015, Naitoh et al., 2009, Lagravère et al., 2006, Kamaruddin et al., 2016). Einige Autoren gehen noch einen Schritt weiter und empfehlen die GV zur direkten Bestimmung der BMD (Parsa, Ibrahim, Hassan, van der Stelt et al., 2014, Naitoh et al., 2009). Nomura et al., 2010 stellen allerdings heraus, dass die Studienbedingungen ihrer Ansicht nach optimal waren und die Ergebnisse eventuell nicht direkt auf klinische DVT-Aufnahmen übertragbar sein können. Hierbei handelt es sich um eine Phantomstudie, ähnlich wie bei Kamaruddin et al., 2016, die eine weitere klinische Überprüfung empfehlen. Pauwels, Nackaerts et al., 2013 arbeitet heraus, dass zwar bei den meisten von ihm untersuchten DVT-Modellen eine gute allgemeine Korrelation zwischen HU und GV gefunden wurde, allerdings konnten teilweise auch große Abweichungen festgestellt werden.

Obwohl Arisan et al., 2013 feststellen, dass bei ihrer Datenerhebung die GVs aus DVT-Aufnahmen (außerhalb von Implantaten) signifikant höher waren als die CT-Werte, schlagen sie vor, die GVs aus DVT-Aufnahmen zur Knochenqualitätsbestimmung heranzuziehen. Yadegari et al., 2023 differenzieren den Vergleich zwischen GV und HU in unterschiedlichen Region of interest (ROI) und kommen zu dem Ergebnis, dass an der vorderen Mandibula geringere Fehler auftreten und der hintere Bereich des Unterkiefers am fehlerbehaftetsten ist. Deshalb empfehlen sie es nicht, in diesem Bereich die GV mit den HU zu vergleichen. Weiter haben sie unterstrichen, dass kleinere FOV zu GVs führen, die näher an den HUs liegen.

Den oberen Annahmen stehen die Erkenntnisse von Hua et al., 2009, Pauwels, Nackaerts et al., 2013 und das Ergebnis des systematischen Reviews von Eguren et al., 2022 entgegen.

Sie kommen zu dem Schluss, dass eine Ableitung der Knochendichte aus den GVs nicht verwendet werden sollte. Bei hyperdensen Objekten — beispielsweise Knochen — finden sich nach Patrick et al., 2017 signifikante Unterschiede zwischen GV und HU. Die GVs sind von der Speichertiefe der Aufnahme und der Kalibrierung des Herstellers abhängig (Pauwels, Nackaerts et al., 2013). Zur Möglichkeit der Übertragung von GV zu HU fehlen Stand 2022 noch klinische Studien (Eguren et al., 2022).

Es ist also wichtig festzuhalten, dass Softwarehersteller zwar GVs als HUs angeben können, diese aber nicht wahre HUs abbilden (Razi et al., 2014). Während HUs stabile Werte angeben, variieren die GVs je nach Position des Objekts im Gerät (Nackaerts et al., 2011)

2.3.4. Die Verwendung von GVs kann zur Missinterpretation der Knochendichte führen (Wagendorf et al., 2023).

DVT-Aufnahmen folgen zwar der gleichen Logik wie CT-Aufnahmen, sind jedoch, wie beschrieben, nicht gleich. Aufgrund ihrer unterschiedlichen Hardware, der Rekonstruktionsprozesse und Bildbearbeitungsmöglichkeiten können Annahmen aus CT-Aufnahmen nicht einfach auf DVT-Daten übertragen werden. Hinzu kommt das Fehlen eines Standards der GV bei der DVT.

3. Literaturrecherche

Sich einen Überblick über relevante Literatur zu verschaffen, ist einer der Kernpunkte wissenschaftlichen Arbeitens. Um hierbei relevante Literatur zu identifizieren, ist ein methodisches Vorgehen ausschlaggebend. Die vorliegende Arbeit hat sich an den Richtlinien des Artikels „Analyzing the past to prepare for the Future: writing a literature review“ von Jane Webster und Richard T. Watson orientiert. Diese systematische Recherche ermöglicht es, Literatur zu finden, die thematisch zur Forschungsfrage passt, weg von einer autorenenorientierten Suche hin zu fachlich wichtigen Artikeln. Um Ergebnisse zu überprüfen, ist es in wissenschaftlichen Arbeiten essenziell, die Reproduzierbarkeit zu gewährleisten. Nur durch eine systematische Literaturrecherche ist es für Dritte nachvollziehbar, wieso bestimmte Artikel in der Literaturliste erscheinen und andere nicht. Besonders hervorzuheben ist, dass eine systematische Literatursuche die konzeptionelle Einordnung von Themen und die Auseinandersetzung mit zu Beginn fremder Literatur ermöglicht. Dies ist notwendig, um bereits erforschte Gebiete zu identifizieren, widersprüchliche Ergebnisse zu erkennen und Forschungslücken herauszuarbeiten. Im folgenden stellen wir die Methode nach Webster und Watson, 2002 vor.

Webster und Watson, 2002 bieten eine Leitstruktur zur Literaturrecherche, die in zwei Schritte unterteilt werden kann. Zu Beginn schlagen sie vor, sich mit dem Identifizieren relevanter Literatur zu beschäftigen. Danach muss die gefundene Literatur in Tabellen kategorisiert werden, um eine thematische Zuordnung durchzuführen und inhaltlich ähnliche Artikel zu gruppieren. Im Folgenden wird die Vorgehensweise kurz beschrieben.

3.1 Schritt 1 - Identifikation relevanter Literatur

Am Anfang einer Literaturrecherche steht die Basisliteratur, welche als Fundament für die weitere Suche dient. Um Basisliteratur zu identifizieren, legen Webster und Watson, 2002 nahe, in für das Thema bekannten Journalen zu suchen. Hierin besteht der Vorteil, dass auch Artikel identifiziert werden, die nicht unbedingt die thematischen Schlagwörter beinhalten.

Hat man nun Basisliteratur festgelegt, wird zuerst eine sogenannte Rückwärtssuche durchgeführt. Diese analysiert die Quellen der Basisliteratur. Sind dort für das Thema interessante Artikel gelistet, sollte man diese in die Literaturliste aufnehmen. Hierbei ist es sinnvoll, Schlagwörter zu definieren und nach diesen Schlagwörtern im Literaturverzeichnis der Basisliteratur zu suchen. Mit dieser erweiterten Liste begibt man sich dann auf Vorwärtssuche. Hierfür benötigt man bestimmte Suchmaschinen, wie zum Beispiel das “Web of Science” oder “Google Scholar“, welche die Option bieten, Artikel zu finden, die die eingegebene Literatur zitieren.

Durch die oben beschriebene Methode wird laut Webster und Watson, 2002 eine Vielzahl relevanter Literatur identifiziert. Dennoch muss klar sein, dass Artikel unentdeckt bleiben können. Obwohl nicht garantiert werden kann, dass die Gesamtheit aller relevanten Artikel

und Veröffentlichungen gefunden werden kann, ist es immer sinnvoll, eine systematische, reproduzierbare Literaturrecherche durchzuführen. Die positiven Aspekte überwiegen.

3.2 Schritt 2 - Kategorisieren in Tabellen

Nachdem die Literaturliste erstellt wurde, raten Webster und Watson, 2002 zu einer Kategorisierung in Tabellen. Die Vergabe der Kategorien richtet sich hier nach der behandelten Thematik. Die recherchierte Literatur sollte am Ende in einer Tabelle zusammengefasst werden, welche neben den festgelegten Kategorien auch den Autor, das Publikationsjahr und gegebenenfalls die Anzahl der Zitationen beinhaltet.

3.3 Identifizierte Literatur

Im Zentrum der Arbeit steht die Auseinandersetzung mit den GVs dreidimensionaler Darstellungen. Einerseits ist hierbei die Abbildung der GVs und deren Verlässlichkeit von Interesse, andererseits auch die weiteren Verarbeitungsmöglichkeiten der erhaltenen GVs. Hierzu lassen sich viele Arbeiten ausfindig machen, die sich mit der Ableitung von HUs aus GVs beschäftigen. Häufig befassen sich diese Arbeiten mit dieser Thematik, um Knochencharakteristika wie beispielsweise Dichte aus den Aufnahmen direkt ableiten zu können.

Um mit der Literaturrecherche systematisch starten zu können, wurden zuallererst sechs Paper bestimmt, die sich alle maßgeblich mit der Frage beschäftigen, inwiefern der GV von DVT-Aufnahmen zur Ableitung HU ähnlicher Informationen genutzt werden kann.

Bei der Auswahl der Basisliteratur wurden die Kernthemen und Problematiken der GVs beispielhaft abgebildet. Hierbei wurden Studien ausgewählt, die die Limitationen der Ableitbarkeit von HUs aus GVs darstellen (Pauwels, Nackaerts et al., 2013, Patrick et al., 2017, Azeredo et al., 2013) sowie Studien, die Möglichkeiten zur Ableitung präsentieren (Reeves et al., 2012, Kamaruddin et al., 2016). Des Weiteren wurde darauf geachtet, dass es bei den Vorgehensweisen Unterschiede gibt. Das bedeutet, es wurden Studien berücksichtigt, die mit Phantomen gearbeitet haben (Pauwels, Nackaerts et al., 2013, Kamaruddin et al., 2016, Azeredo et al., 2013), Studien mit humanen Knochen (Park et al., 2020) sowie klinische Studien mit Versuchsteilnehmern (Reeves et al., 2012). Auch wurde bedacht, nicht nur Einzelstudien einzubeziehen, sondern auch einen Reviewartikel auszuwählen (Kim, 2014), der die Verbindung zwischen den anderen, eher theoretischen Artikeln zur klinischen Relevanz abbildet. Die Artikel wurden zum Beispiel aus dem in Fachkreisen bekannten Journal Dentomaxillofacial Radiology (DMFR) entnommen.

Auf Basis dieser Startliteratur wurde eine Rückwärtssuche durchgeführt, bei welcher die Titel der Quellen auf die Schlüsselwörter „grey/gray value“, „grey/gray levels“, „calibration“, „CBCT“, „HU“, „density estimation“, „bone density“ und „artifacts“ untersucht wurden. Dadurch konnten 87 weitere Artikel der Literaturliste hinzugefügt werden.

Bei der Bearbeitung der Liste wurden alle Artikel, die weniger als 100 Zitationen aufwiesen, aus der Literaturliste entfernt. Dies ist damit begründet, dass bei der Rückwärtssuche nur Literatur gefunden wird, die älter als die Basisliteratur ist. Es ist anzunehmen, dass Artikel,

Titel	Author	Kernaussage
Comparison of gray values of cone-beam computed tomography with hounsfield units of multislice computed tomography: An in vitro study	Patrick et al., 2017	Vergleich zwischen gemessenen GV und gemessenen HU
Deriving Hounsfield units using grey levels in cone beam CT: a clinical application	Reeves et al., 2012	Ableitung von HU aus GV
Variability of dental cone beam CT grey values for density estimations	Pauwels, Nackaerts et al., 2013	Korrelation von GV und HU
Relationship between Hounsfield unit in CT scan and gray scale in CBCT	Kamaruddin et al., 2016	Beziehung zwischen GV und HU
Computed gray levels in multislice and cone-beam computed tomography	Azeredo et al., 2013	Beziehung zwischen GV und HU
Can Dental Cone Beam Computed Tomography Assess Bone Mineral Density?	Kim, 2014	Ableitbarkeit von Knochendichte aus GV

Tabelle 3.1: Basisliteratur

die sich bis zu dem Zeitpunkt der Literaturrecherche als fachlich relevant herausgestellt haben, inzwischen eine hohe Anzahl an Zitationen aufweisen und weniger relevante Artikel in der Vergangenheit nicht so häufig zitiert wurden. Zur weiteren Recherche wurden die restlichen 60 Paper mindestens einer der folgenden vier Kategorien zugeteilt. Bei den Kategorien handelt es sich um:

1. Technische Grundlagen des DVT
2. Grauwertvariabilität und Artefakte im DVT
3. Vergleich von HU zu GV
4. Bestimmung von Knochencharakteristika mithilfe von DVT-Geräten

Bei Punkt 4. wurden Veröffentlichungen ausgeschlossen, die sich hier dem DVT als reine Messmethode bedienten. Unter den verbleibenden 40 Artikeln wurden acht Schlüsselartikel identifiziert 3.2.

Als Schlüsselliteratur wurden drei Reviewartikel ausgewählt, da diese im Bereich des DVT (De Vos et al., 2009), Artefakte (R. Schulze et al., 2011) und klinische Relevanz der Dichtebestimmung in Bildgebungsverfahren (Kim, 2014) einen guten Einblick geben und durch die systematische Literaturrecherche das gesammelte Wissen ihrer Zeit abbilden. Hier ist zu bemerken, dass alle drei Artikel zwar nicht aus jüngster Vergangenheit stammen, allerdings aufgrund ihrer Relevanz und der Eigenschaft als Reviewartikel viele Zitationen aufweisen. Es wurden des Weiteren sowohl in vitro (Nomura et al., 2010, Pauwels, Nackaerts et al., 2013, Razi et al., 2014, Pauwels, Stamatakis, Bosmans et al., 2013) als auch eine in vivo Studie (Reeves et al., 2012) in die Schlüsselliteratur aufgenommen. Wichtig war auch, Studien zu inkludieren, die gegensätzliche Studienergebnisse präsentieren, um zu verdeutlichen, dass im Bereich Korrelation beziehungsweise Konversion von GVs in HUs noch Meinungsverschiedenheiten existieren und weitere Forschung notwendig ist, um langfristig eine Empfehlung auszusprechen. Da sich diese Forschungsarbeit zentral mit Implantaten in DVT Aufnahmen beschäftigt, war es von besonderer Bedeutung, wie sich Artefakte vor allem um Titanobjekte verändern. Dies war der Grund, zusätzlich zu R. Schulze et al., 2011 noch einen weiteren Artikel in unsere Liste mit aufzunehmen (Pauwels, Stamatakis, Bosmans et al., 2013). Mit Pauwels, Stamatakis, Bosmans et al., 2013 wurde hier ein etwas neueres Paper gewählt.

Titel	Author	Veröffentlichungsjahr
Reliability of voxel values from cone-beam computed tomography for dental use in evaluating bone mineral density.	Nomura et al., 2010	2010
Quantification of metal artifacts on cone beam computed tomography images.	Pauwels, Stamatakis, Bosmans et al., 2013	2013
Variability of dental cone beam CT grey values for density estimations	Pauwels, Nackaerts et al., 2013	2013
Relationship between Hounsfield unit in CT scan and gray scale in CBCT	Razi et al., 2014	2014
Deriving Hounsfield units using grey levels in cone beam CT: a clinical application	Reeves et al., 2012	2012
Artefacts in CBCT: a review	R. Schulze et al., 2011	2011
Can Dental Cone Beam Computed Tomography Assess Bone Mineral Density?	Kim, 2014	2014
Cone-beam computerized tomography (CBCT) imaging of the oral and maxillofacial region: A systematic review of the literature	De Vos et al., 2009	2009

Tabelle 3.2: Schlüsselliteratur

Die gefundene Schlüsselliteratur wurde wiederum mithilfe der Datenbank von Google Scholar einer Vorwärtssuche unterzogen, um aktuelle Artikel zu finden, welche die Schlüsselliteratur zitieren. Hierbei wurde sich auf die Artikel beschränkt, die eines der Schlagwörter „grey/gray value“ oder „calibration“ im Titel beinhalteten. Somit konnten weitere 21 Artikel der Liste hinzugefügt werden.

Damit war die Literaturrecherche vorerst abgeschlossen. Im Laufe der Arbeit stellten sich weitere 16 Quellen als relevant heraus, die mit der oben aufgeführten Literaturrecherche nicht identifiziert werden konnten. Alle Artikel wurden einer oder mehreren der oben aufgeführten Kategorien zugewiesen.

3.4 Verwandte Forschungsfragen

Die dreidimensionale Bildgebung eröffnet die Möglichkeit, abgebildete Objekte körperhaft zu erfassen, auszumessen und den räumlichen Bezug zu Nachbarstrukturen herzustellen, welche in der zweidimensionalen Aufnahme lediglich übereinander projiziert werden. Nicht nur die räumliche Ausdehnung eines Objekts ist für den Behandler interessant, sondern auch die Dichte der Regionen. Gibt es bei Patienten mehrere Röntgenaufnahmen des gleichen Bereichs, empfiehlt es sich, eine neue Aufnahme immer im Vergleich zur Voraufnahme zu betrachten. Beispielhafte Fragestellungen könnten hier sein: Ist der vertikale Knochenbruch an Zahn 46 seit Jahren gleich oder erst in den letzten Monaten entstanden? Ist die beginnende Karies an 14 neu oder schon länger bestehend und unter Beobachtung? Hat sich eine knöcherne Struktur vergrößert oder verkleinert? Ist sie dichter oder weniger dicht als noch bei der Voraufnahme? Einige aufkommende Fragen lassen sich mit dem Blick auf alte Aufnahmen recht zügig beantworten. Die Karies besteht oder besteht nicht auf den Voraufnahmen. Der vertikale Knochenabbau lässt sich bei DVT-Aufnahmen messen, er ist progredient oder stagniert. Wenn wir allerdings die Dichte einer Struktur beurteilen wollen, reichen zurzeit DVT-Datensätze nicht aus. Anders als bei den HUs von CT-Aufnahmen sind die GVs der DVT-Aufnahmen nicht kalibriert und unterliegen vielen Einflussfaktoren wie dem Gerätemodell, Bildparametern und Positionierung (Nackaerts et al., 2011). Dieser Umstand macht eine aussagekräftige Beurteilung des GVs kaum möglich.

Etliche Studien beschäftigen sich damit, Dichteinformationen aus DVT-Aufnahmen abzuleiten. Besonders hervorzuheben sind die Arbeiten von Pauwels, Jacobs et al., 2014, Mah et al., 2010, Reeves et al., 2012, Razi et al., 2014, England et al., 2017 und Varghai, 2018.

Titel	Autor	Studiendesign	Ableitbarkeit von HU aus GV	Geräteanzahl
Deriving Hounsfield units using grey levels in cone beam computed tomography	Mah et al., 2010	in vitro	+	11 DVT + 2CT
Deriving Hounsfield units using grey levels in cone beam CT: a clinical application	Reeves et al., 2012	in vivo	+	2 DVT
CBCT-based bone quality assessment: are Hounsfield units applicable?	Pauwels, Jacobs et al., 2014	Review article	-	/
Relationship between Hounsfield Unit in CT Scan and Gray Scale in CBC	Razi et al., 2014	in vitro	+	3 DVT + 1 CT
Conditions and calibration to obtain comparable grey values between different clinical cone beam computed tomography scanners	England et al., 2017	in vitro	-	2 DVT
The production of hydroxyapatite standards, used for post CBCT scan Hounsfield unit calibration	Varghai, 2018	in vitro	+	1 DVT + 1 CT

Tabelle 3.3: verwandte Forschungsfragen

Diese Veröffentlichungen wurden in den oben aufgeführten Kategorien beurteilt. Eine der oben gelisteten Arbeiten (Pauwels, Jacobs et al., 2014) ist ein Review und kann somit bezüglich des Studiendesigns sowie der Geräteanzahl nicht bewertet werden. Bei vier Studien handelt es sich um in vitro Studien, nur eine ist eine in vivo Studie. Vier Arbeiten kommen

zu dem Schluss, dass HUs aus GV's berechnet werden können. Zwei Studien beforschen nur DVT Geräte, drei Arbeiten betrachten sowohl DVT- als auch CT Geräte, doch nur eine Studie beschäftigt sich mit mehr als vier Geräten. Im folgenden werden die Kernpunkte und Erkenntnisse der oben aufgeführten Studien erläutert.

Mah et al., 2010 arbeiten an der Ableitung von HUs aus GV's von DVT-Datensätzen. Es handelt sich um eine in vitro Studie, bei der sie Aufnahmen eines Phantoms in elf DVTs und zwei CTs anfertigten. Das Phantom beinhaltet acht Kammern, die mit unterschiedlichen Materialien gefüllt sind. Sie finden einen nahezu linearen Zusammenhang zwischen GV und dem linearen Schwächungskoeffizienten der jeweiligen Materialien. Da der lineare Schwächungskoeffizient in Abhängigkeit zur Strahlungsenergie steht, bestimmen Mah et al., 2010 eine effektive Energie. Sie definieren diese als die Energie, bei der die Korrelation zwischen GV und linearem Schwächungskoeffizienten am größten ist. Mithilfe des linearen Schwächungskoeffizienten errechnen sie nun HUs. Mah et al., 2010 kommen zu dem Ergebnis, dass mit ihrer Methode HUs aus GV's errechnet werden können, solange eine annähernde Linearität zwischen den GV's und dem Schwächungskoeffizienten besteht. Damit sie ihre Berechnungen durchführen können, haben sie sich dafür entschieden, die polychromatischen Eigenschaften von Röntgenstrahlung durch die Verwendung der effektiven Energie nicht zu berücksichtigen. Des Weiteren stellen Mah et al., 2010 fest, dass in ihrer Untersuchung keine Metallartefakte zu finden waren, die in klinischen Situationen höchstwahrscheinlich auftreten. Eine effektive Energie muss immer vor Anwendung dieser Methode bestimmt werden, diese ist von Gerät zu Gerät unterschiedlich und muss mit dem verwendeten Phantom ermittelt werden.

Um die Übertragbarkeit dieser Methode auf die Klinik zu erproben, stellen Reeves et al., 2012 ihre Studie zur klinischen Anwendung vor. Hierfür verwenden sie im Vergleich zu Mah et al., 2010 ein intraorales Referenzobjekt mit fünf verschiedenen Materialien, um eine in vivo Studie zu ermöglichen. 61 Scans wurden in zwei DVT-Geräten mit diesem Referenzobjekt angefertigt und HUs analog zu Mah et al., 2010 abgeleitet. Zwei Patienten wurden wegen des Auftretens von zu starken Artefakten, welche sich über das Referenzobjekt projizierten, aus der Studie ausgeschlossen. Hierbei handelt es sich einmal um Bewegungsartefakte und das andere Mal um von einer Wurzelfüllung ausgelöste Bildstörungen. Reeves et al., 2012 stellen auch nochmals die physikalisch unrealistische Annahme einer effektiven Energie heraus, da es sich bei Röntgen um polychromatische Strahlung handelt. Auch die Ungleichmäßigkeit der GV's wird adressiert, die zu einer Ungenauigkeit dieser Methode führt. Zusätzlich zu Mah et al., 2010 stellen Reeves et al., 2012 nun fest, dass die Patientenbewegung während der Aufnahme eine weitere Limitation darstellt.

Pauwels, Jacobs et al., 2014 beschäftigen sich in ihrem Review mit der Frage nach der Evaluation von Knochenqualität, der Verlässlichkeit und Anwendbarkeit von GV's zur quantitativen Analyse und der von GV's unabhängigen Knochenanalyse. Sie arbeiten verschiedene Typen der GV-Ungenauigkeit heraus, die sich auf die GV-Verlässlichkeit auswirken, und kommen zum Schluss, dass die quantitative Verwendung von GV's aufgrund der großen GV-Variabilität vermieden werden sollte. Das Wissen über diese Unzuverlässigkeit benennen sie als wahrscheinlichen Grund, weshalb Hersteller keine Kalibrierung entlang einer

Pseudo-Hounsfield-Skala etablieren.

Razi et al., 2014 untersuchen den Zusammenhang zwischen GVs im DVT und HUs im CT und stellen einen linearen Zusammenhang fest. Hier verwenden sie als Testobjekt im Vergleich zu den vorangegangenen Studien kein Phantom, sondern den Kopf eines Schafes, bei dem 7 Referenzgewebe bestimmt werden. Im Vergleich zu Referenzkörpern aus zum Beispiel PMMA verwenden sie also organisches Gewebe, das die Realität besser abbildet.

2017 publizieren England et al., 2017 ihre Untersuchung zur Variabilität von GVs, deren Größenordnung und die Einflüsse unterschiedlicher Scanner und Scanparameter. Sie generierten Aufnahmen eines Phantomkopfes in zwei unterschiedlichen DVT-Geräten, sowohl in unterschiedlichen Auflösungen als auch zu unterschiedlichen Zeitpunkten. Sie kommen zum Ergebnis, dass die verschiedenen Aufnahmeparameter keinen Einfluss auf die GVs haben, stellen aber fest, dass die GVs des einen DVT-Geräts signifikant von denen des anderen Geräts abweichen. Die Dichte eines Objekts kann laut England et al., 2017 von DVT-Geräten erfasst werden, allerdings benötigt es eine Kalibrierung, um GVs zwischen Geräten vergleichen zu können. England et al., 2017 merken allerdings auch an, dass die Materialien des Phantomkopfes nicht denen eines menschlichen Patienten entsprechen. Weiter bemerken sie, dass sie ausschließlich Scans des gesamten FOV betrachtet haben, bei begrenzten FOV könnten Artefakte auftreten.

Mit der Entwicklung eines Prüfkörpers zur HU-Kalibrierung von DVT-Aufnahmen beschäftigt sich Varghai, 2018. Er entwickelt einen Prüfstand, der klein genug ist, um in der ROI abgebildet zu werden, um genau wie die ROI von der Exomasse beeinflusst zu werden. Der Prüfkörper besteht aus unterschiedlichen Anteilen, die unterschiedlich viel Hydroxylapatit enthalten. Er bestimmt die effektive Energie, um die Absorption zu bestimmen. Da er keine zufriedenstellende Softwarelösung gefunden hat, um seine Messungen durchzuführen, entwickelt Varghai, 2018 eine eigene Softwarelösung, um den durchschnittlichen GV eines Volumens zu bestimmen. Er kommt zu dem Ergebnis, dass der GV des gleichen Prüfkörpers bei den gleichen Scanparametern um 8,5% variiert. Wenn man den Prüfkörper weiter aus dem Zentrum entfernt, schwanken die Werte um bis zu 15,7%. Er hat herausgefunden, dass zwischen den GVs des Prüfstandards und der Menge an Hydroxylapatit eine positive Korrelation besteht, zwar unterscheiden sich die GVs zweier Scans voneinander, allerdings wird diese Abweichung kleiner mit der Zunahme an Hydroxylapatit. Varghai, 2018 schließt aus seinen Erkenntnissen, dass der Prüfkörper gut zur HU-Kalibrierung genutzt werden kann, allerdings nur begrenzt auf ein spezielles DVT-System.

Die beschriebenen Publikationen haben eine hohe Relevanz für die vorliegende Arbeit, dennoch zeigen sie auch deutliche Widersprüche und Limitationen bei der Arbeit mit den GVs von DVT-Datensätzen.

Pauwels, Jacobs et al., 2014 zeigen einen guten Überblick über die Studienlage bis zum Jahr 2014. Hierbei fanden sie heraus, dass einige Studien zwar zu dem Ergebnis kommen, dass HUs bei DVTs angewendet werden können, stellen aber auch fest, dass einige Autoren dabei nicht berücksichtigen, dass es bei der GV-Variabilität zu starken Abweichungen kommen kann. Sie halten die Ergebnisse häufig für zu optimistisch und die Studien für

zu wenig aussagekräftig, da sich die Meisten auf nur ein DVT Gerät beziehen und unter perfekten Laborvoraussetzungen durchgeführt wurden. Sie kommen also zu dem Schluss, dass die quantitative Verwendung von GVs aufgrund der großen GV-Variabilität vermieden werden sollte. Razi et al., 2014 kommen hingegen 2014 zu dem Schluss, dass GVs zur Dichtebestimmung von Knochen verwendet werden sollten, da sie in ihrer Studie eine starke Korrelation zu den HUs hatten. Hierin sieht man einen beispielhaften Widerspruch, der sich eröffnet, wenn man sich mit den GVs von DVT Geräten beschäftigt. Genauso ungenügend ist der Umstand, dass die meisten berücksichtigten Studien DVT-Datensätze zur Auswertung verwenden, die nicht im klinischen Kontext entstanden sind und somit nicht die Komplexität der Realität widerspiegeln. Des Weiteren scheint es nach wie vor so zu sein, wie 2014 schon Pauwels, Jacobs et al., 2014 beschrieben hat. Dass die Aussagekraft der überwiegenden Studien auf ein oder wenige DVT-Geräte begrenzt ist, limitiert doch die allgemeinen Annahmen, die aus den Ergebnissen gezogen werden.

Aufgrund der herrschenden Studienlage wurde hier entschieden, eine Methode zu erarbeiten, bei der der Patient keinen intraoralen Prüfkörper bei der Aufnahme benötigt und eine Möglichkeit zu schaffen, Aufnahmen im Nachhinein zu kalibrieren, ohne vorher spezielle Vorkehrungen treffen zu müssen. In die hier entwickelte Softwarelösung können DICOM Daten unterschiedlichster DVT-Geräte geladen werden und ohne Bezug auf die HU-Skala verändert werden. Mit der in dieser Arbeit entworfenen Anwendung wäre es möglich, mit wenig Aufwand unterschiedliche DVT-Aufnahmen miteinander zu vergleichen und das unter realistischen Bedingungen mit Datensätzen aus dem klinischen Alltag. Unsere systematische Literaturrecherche legt hierfür den Grundstein, um die wissenschaftliche Vorgehensweise zu untermauern und ein weites und reproduzierbares Spektrum der aktuellen Forschung abzubilden.

4. Methode

Um GVs zwischen unterschiedlichen DVT-Geräten und Expositionen vergleichen zu können, benötigt es ein systematisches Vorgehen zur GV-Kalibrierung. Da bis zum heutigen Tag zahllose DVT-Aufnahmen angefertigt wurden, die mit einer Strahlenbelastung der Patienten einhergehen, ist es besonders erstrebenswert, auch diese Aufnahmen a posteriori zu kalibrieren. Hierbei werden mindestens zwei Referenzobjekte benötigt, um eine lineare Transformation der restlichen GVs durchzuführen. Um zu ergründen, inwiefern sich Titanimplantate und Luft als Absorptionsreferenz zur nachträglichen Grauwertkalibrierung von DVT-Aufnahmen eignen, wurde folgendes Vorgehen ausgearbeitet, mit dem Ziel, zuerst eine neue Methode zu erschaffen, die es möglich macht, DVT-Aufnahmen grauwert zu kalibrieren, sowie eine Anwenderoberfläche zu erstellen, die die Umsetzung der Methode nutzerfreundlich und möglichst nutzerunabhängig ermöglicht.

1. Theoretische Betrachtung und Exploration des Absorptionsprofils von Titanimplantaten bekannter Geometrie unter Nutzung physikalischer Datenbanken.
2. Nutzung der Absorptionseigenschaften von Titan sowie eines weiteren in den Datensätzen enthaltenen bekannten Absorbers (z.B. Luft) zur Berechnung linearer Absorptionsdiagramme zur a posteriori Kalibrierung der DVT-Datensätze.
3. Testung dieser Kalibrierung anhand exemplarischer DVT-Datensätze aus der Datenbank der Klinik und Polikliniken für Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten (ZMK) der Universitätsmedizin Mainz sowie der Zahnmedizinischen Kliniken der Universität Bern (im folgenden Testdatensätze genannt).

Testdatensätze Bei den Testdatensätzen handelt es sich um zehn DVT-Aufnahmen eines 3D Accuitomo 170 (J Morita, Kyoto, Japan), die sich in ihren Expositionsparameter wie in Tabelle 4.1 zusammensetzten. Acht Datensätze stammen aus den Zahnmedizinischen Kliniken der Universität Bern, zwei Datensätze aus der ZMK Mainz.

Aufnahmenummer	FOV in <i>cm</i>	Röhrenstromstärke in <i>mA</i>	Röhrenspannung in <i>kV</i>
1	8x8x8	4	90
2	10x10x10	4	86
3	6x6x4	4	85
4	14x14x10	4	86
5	4x4x4	4	85
6	10x10x10	4	86
7	8x8x8	4	86
8	6x6x4	4	84
9	8x8x8	4	86
10	8x8x5	5	90

Tabelle 4.1: Expositionsparameter der zehn Testdatensätze

Im folgenden stellen wir das oben genannte Vorgehen dar und erarbeiten die Strahlenabsorption von Titanimplantaten, die Erstellung eines linearen Absorptionsprofils, die Problematik der Bestimmung der Referenzbereiche sowie die Ausarbeitung einer a posteriori Kalibrierfunktion.

4.1 Absorbtionsprofil von Titanimplantaten

Beim Zusammentreffen von Strahlung und Objekt interagieren diese miteinander. Trifft zum Beispiel Licht auf einen Gegenstand, wird ein bestimmtes Spektrum der elektromagnetischen Strahlung absorbiert und ein anderes reflektiert. Die Wellenlänge der reflektierten Strahlung wird von unserem Auge wahrgenommen und als Farbinformation verarbeitet. Ein Objekt scheint rot zu sein, da es elektromagnetische Strahlung im Bereich von $650 - 780nm$. besonders gut reflektiert und kurzwelligere Strahlung gut absorbiert. Auch bei der Absorption von Röntgenstrahlung handelt es sich um eine spezielle Wechselwirkung zwischen Materie und Strahlung.

Das Prinzip der Röntgentechnik beruht auf dem gleichen Prinzip dieser Interaktion. Bei der Wechselwirkung von Materie und Strahlung kommt es materialabhängig zu einer Schwächung der Strahlung. Diese besondere Beziehung beschreibt das Gesetz von Lambert-Beer. Die Schwächung ist demnach von der einfallenden Strahlungsenergie ($I_{(0)}$), dem sogenannten linearen Schwächungskoeffizienten (μ) und der Dicke des durchstrahlten Materials (z) abhängig. Der lineare Schwächungskoeffizient (μ) ist das Produkt aus dem strahlungsabhängigen Massenschwächungskoeffizienten ($\frac{\mu}{\rho}$) und der Dichte des Materials (ρ).

$$\mu = \frac{\mu}{\rho} \cdot \rho \quad (4.1)$$

$$I_{(z)} = I_{(0)} \cdot e^{-\mu \cdot z} \quad (4.2)$$

$I_{(0)}$	Photonenenergie der einfallenden Strahlung
$I_{(z)}$	Photonenenergie der ausfallenden Strahlung
μ	linearer Schwächungskoeffizient
z	Dicke/Eindringtiefe
μ/ρ	strahlungsabhängiger Massenschwächungskoeffizient
ρ	Dichte des Materials

4.1.1 Massenschwächungskoeffizient und linearer Schwächungskoeffizient

Massenschwächungskoeffizienten sind grundlegende Kenngrößen, um das Eindringen von Photonen in Materie zu berechnen (Seltzer, 1995). Sie sind von der Energie der Photonen abhängig, das heißt, bei höherenergetischen Photonen unterscheidet sich der Massenschwächungskoeffizient von dem bei niedrigerenergetischen Photonen. Die Massenschwächungskoeffizienten für Titan wurden mithilfe des XCOM Datensatzes und der Interpolationsmethode des National Institute of Standards and Technology (NIST) hergeleitet (Seltzer, 1995). Für unsere Arbeit sind hierbei nur Werte von $30keV$ bis $150keV$ relevant, da diese von DVT-Geräten emittiert werden.

Der lineare Schwächungskoeffizient (μ) ergibt sich aus der Dichte des Materials (ρ) multipliziert mit den Massenschwächungskoeffizienten ($\frac{\mu}{\rho}$). Die Dichte von Titan wird laut der Particle Data Group (PDG) mit $4,540gcm^{-3}$ angegeben (Navas et al., 2024). Tabelle

4.2 zeigt die Massenschwächungskoeffizienten und linearen Schwächungskoeffizienten von Titan bei Strahlungsenergien von 30keV bis 150keV .

Energie ($I_{(0)}$ in keV)	Massenschwächungskoeffizient ($\frac{\mu}{\rho}$ in cm^2/g)	linearer Schwächungskoeffizient (μ in cm^{-1})
30	4,971E+00	22,568
40	2,213E+00	10,047
50	1,213E+00	5,507
60	7,660E-01	3,478
80	4,052E-01	1,84
100	2,721E-01	1,235
150	1,649E-01	0,749

Tabelle 4.2: Massenschwächungskoeffizienten und lineare Schwächungskoeffizienten bei $30 - 150\text{keV}$

4.1.2 Implantatgeometrie

Wenn wir heutzutage über dentale Implantate sprechen, sind zylinderförmige oder konische Implantate gemeint, die an ihrer Außenseite ein Gewinde besitzen. Diese haben sich in der praktischen Anwendung durchgesetzt. Der Implantatquerschnitt ist rund und bleibt bei parallelwandigen Implantaten über die gesamte Länge gleich oder verkleinert sich bei konischen Implantaten nach apikal. Charakteristika dentaler Implantate sind die Grundform, der Durchmesser, die Implantatlänge und das Material. Gängige Implantatdurchmesser sind je nach Hersteller von 2,9 mm (z.B. Straumann Bone Level Tapered $\varnothing 2,9$) bis 7 mm (z.B. Alphatec Tube Line BONITex $\varnothing 7$). Titanimplantate gelten aufgrund der Langzeitdaten und Erfahrungswerte als Goldstandard der Implantologie, für Keramikimplantate fehlen momentan noch Langzeitstudien (Deutsche Gesellschaft für Implantologie im Zahn-, Mund- und Kieferbereich (DGI) & Deutsche Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde (DGZMK), 2022). Viele Titanimplantate besitzen allerdings eine modifizierte Oberfläche des Außengewindes, um die Osseointegration zu verbessern. Hier werden beispielsweise spezielle Keramikpartikel verwendet. Aufgrund ihrer klaren geometrischen Form und der langen Anwendungsdauer von Titanimplantaten wurde in der vorliegenden Arbeit entschieden, diese als Absorptionsreferenz zu verwenden.

4.1.3 Strahlenschwächung durch Titanimplantate

Wie im Lambert-Beer-Gesetz beschrieben, hängt die Schwächung von Röntgenstrahlung von der Dicke (z) des durchstrahlten Objekts ab. Diese Dicke wird, bei der Betrachtung von DVT-Aufnahmen in axialer Richtung, durch den Implantatdurchmesser repräsentiert. Die folgende Tabelle zeigt $I_{(z)}$ bei unterschiedlichen Implantatdurchmessern und unterschiedlichen Photonenenergien $I_{(0)}$.

$I_{(z)}$ sinkt mit der Dicke des Implantats und wird größer, je höher $I_{(0)}$ ist. Bei Röntgenstrahlung handelt es sich, wie in der Einleitung beschrieben, um ein Spektrum und nicht um monochromatische Strahlung, was die Berechnung der Absorption erschwert. Wie die Tabelle 4.3 zeigt, unterscheidet sich die Absorption bei unterschiedlich energiereichen Strahlen. Anders als die Tabelle vermuten lässt, können wir bei Röntgenstrahlung aufgrund ihrer polychromatischen Eigenschaften nicht nur eine Strahlungsenergie als $I_{(0)}$ annehmen. Um die genaue Absorption berechnen zu können, müsste man die Häufigkeitsverteilung

$I_{(o)}$ in keV	$I_{(z)}$ in keV bei Implantatdurchmesser							
	2,9mm	3,3mm	3,8mm	4mm	4,3mm	5mm	6mm	7mm
30	0,043	0,017	0,006	0,004	0,002	$0,04 e^{-2}$	$0,04 e^{-3}$	$0,04 e^{-4}$
50	10,12	8,12	6,17	5,52	4,68	3,19	1,84	1,06
80	46,92	43,59	39,75	38,32	36,26	31,88	26,52	22,07
100	69,9	66,53	62,54	61,02	58,8	53,93	47,66	42,13
150	120,71	117,15	112,85	111,17	108,7	103,14	95,7	88,8

Tabelle 4.3: Strahlenschwächung unterschiedlich großer Titanimplantate bei 30 – 150keV nach den Lambert-Beerschen Gesetz

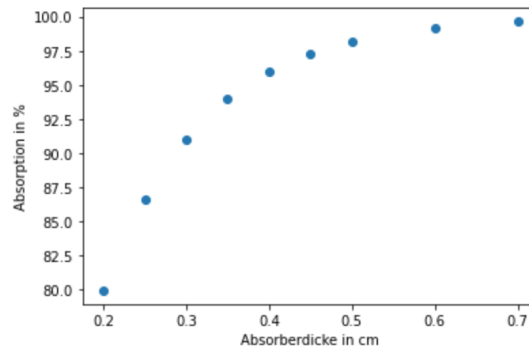
bestimmter Strahlungsenergien im Röntgenspektrum des entsprechenden Geräts kennen. Eine Möglichkeit, dieses Problem zu lösen, bietet die Berechnung einer effektiven Energie, wie zum Beispiel von Reeves et al., 2012 beschrieben. Hierbei wird eine Energie bestimmt, die dann zur Berechnung der Absorption verwendet werden kann. Um diese festzulegen, muss eine DVT-Aufnahme mit einem speziellen Referenzkörper angefertigt werden. Die effektive Energie unterscheidet sich zwischen verschiedenen Geräten und muss somit für jedes Gerät gesondert ermittelt werden. Dieses Vorgehen setzt voraus, dass eine solche Aufnahme zur Bestimmung vorliegt. Diese Arbeit hingegen ergründet eine Methode, die ohne gesonderte Kalibrierungsaufnahme möglich ist, um somit nicht nur eine Option für zukünftige Darstellungen zu bieten, sondern auch die Chance, historische Daten grauwert zu kalibrieren. Um dies zu ermöglichen, stellt sich aber auch weiterhin die Frage, wie das Röntgenspektrum bei bestimmter Röhrenspannung aufgebaut ist. Wie ist die Photonenenergie verteilt und ist es möglich sowie praktikabel $I_{(o)}$ auf einen einzigen Wert zu reduzieren.

Hier stellten Epp und Weiss, 1966 fest, dass bei einer klassischen Aluminiumfiltration von 2mm – 3mm die Energie eines Photons im Durchschnitt etwa die Hälfte der maximalen Energie beträgt. Dies macht es möglich, mit nur einem $I_{(o)}$ -Wert die Absorption zu

maximale Röhrenspannung(kV)	durchschnittliche Photonenenergie (keV)
65	34,2
70	37,1
80	40,6
90	43,4
98	46,1
105	49,3

Tabelle 4.4: Durchschnittliche Photonenenergie bei Röhrenspannungen von 65 – 105kV nach Epp und Weiss, 1966

berechnen. Die polychromatischen Eigenschaften können hiernach vernachlässigt werden, und es kann mit der durchschnittlichen Photonenenergie gerechnet werden. Bei einer Röhrenspannung von 90kV beträgt die Absorption von Titan bei gängigen Implantatdurchmessern von 2,5mm – 5mm und der durchschnittlichen Strahlungsenergie von 43,4keV bereits 86,58% – 98,2%.

Abbildung 4.1: Absorption von Titan bei $43,4\text{keV}$

Im menschlichen Schädel gibt es kein natürlich vorkommendes Material, das Strahlung stärker schwächt als Titan. Beziehen wir zahnärztliche Restaurationen mit ein, sehen wir, dass zum Beispiel Goldrestaurationen, NEM-Legierungen oder Amalgame die Strahlung ebenfalls stark schwächen. Das Halbmetall Titan besitzt hierbei die geringste Dichte und absorbiert Strahlung im direkten Vergleich am geringsten, jedoch ist die Strahlenschwächung aller zahnärztlich verwendeten Metalllegierungen im Vergleich zu im Körper natürlich vorkommenden Geweben so hoch, dass wir von ähnlichen Absorptionen sprechen können. Diese Eigenschaft gepaart mit der bekannten beziehungsweise messbaren Geometrie eines dentalen Titanimplantats macht es zu einem idealen Referenzkörper, der die obere Grenze der Skala zur a posteriori GV-Kalibrierung in dieser Arbeit definieren soll.

4.2 Erstellung eines linearen Absorptionsprofils

Um DVT-Aufnahmen im Grauwert vergleichbar zu machen, benötigt man ein einheitliches System. Unter Skalierung versteht man Verfahren, die zum Ziel haben, Werte in ihrer Größenordnung aufeinander anzupassen, um sie vergleichen zu können. Da die GVs unterschiedlicher DVT-Aufnahmen deutlich voneinander abweichen, wie in Abschnitt Grauwertvariabilität 2.3.4 beschrieben, ist es notwendig, eine derartige Skalierung durchzuführen, bevor ein Vergleich der GVs möglich ist. Zur Kalibrierung von GVs ist es notwendig, den Zusammenhang zwischen alten GVs und neuen GVs festzulegen, einen Grauwertbereich zu definieren und Referenzbereiche sowie Werte zu bestimmen. Hierfür muss klar sein, welche Bildpunkte zur Bestimmung der GVs der Referenzbereiche herangezogen und wie diese bestimmt werden. Als Referenzbereiche oder -objekte eignen sich in diesem Fall besonders Strukturen, die sich in ihren Absorptionseigenschaften weder über die Zeit noch durch die Individualität der Patienten verändern. Hierbei ist es ratsam, ein Referenzobjekt für den niedrigstmöglichen GV sowie für den höchstmöglichen GV zu bestimmen. Wie bereits angeführt, eignen sich hierfür besonders dentale Titanimplantate als oberer Referenzwert, da sie in vielen bestehenden DVT-Aufnahmen bereits vorhanden sind und sich die Absorption durch das bekannte Material und den messbaren Durchmesser errechnen lässt. Als unterer Referenzwert bietet es sich an, einen Bereich zu wählen, dessen Absorption auch bekannt ist oder sich errechnen lässt. Neben dentalen Titanimplantaten haben DVT-Aufnahmen nur ein Areal, dessen Röntgenschwächung eindeutig ist: dies ist Luft. Da der lineare Schwächungskoeffizient von Luft im Bereich der zahnärztlichen Röntgenstrahlung so gering ist, kann man ihn gleich null setzen (Molteni, 2013). Somit haben wir die Möglichkeit, eine Röntgenabsorption von Luft auszuschließen und einen zweiten Bereich festzulegen, bei dem die Absorption bekannt ist. Um die Kalibrierung sinnvoll durchführen zu können, haben wir folgendes Vorgehen erarbeitet. Hierbei werden zuerst die Referenzbereiche ausgewertet, neue GVs für unsere Referenzbereiche definiert und schließlich alle anderen GVs anhand unserer erstellten Kalibrierfunktion verändert.

1. Identifikation und Bestimmung der Implantatcharakteristika: Durchmesser und Grauwert
2. Identifikation und Bestimmung des Luftgrauwerts
3. Berechnung des neuen Implantatgrauwerts analog zum Absorptionsprofil von Titan
4. Festlegung der neuen Grauwerte für Luft und das gewählte Implantat
5. Skalierung der restlichen Grauwerte

Bildwiedergabe

Für die Bildwiedergabe und Exploration der Daten lässt sich die Open-Source-Software ImageJ (IJ) verwenden (National Institutes of Health, <https://imagej.net/ij/>). IJ ist eine offene, plattformunabhängige Software zur Bildbearbeitung und -analyse, die ursprünglich von Wayne Rasband am National Institutes of Health (NIH) entwickelt wurde. Das Programm unterstützt eine Vielzahl von Bildformaten und ermöglicht grundlegende sowie

komplexe Bildverarbeitungsaufgaben, darunter das Messen von Flächen und Distanzen, das Zählen von Objekten, die Analyse von Intensitätsprofilen und die 3D-Rekonstruktion. Mithilfe des Oval oder Rectangle Selection Tool können Bereiche in einer Bilddatei ausgewählt werden, die dann gesondert analysiert werden können.

Beim Öffnen einer DICOM-Datei mit IJ erhält man die axialen Schichten zur Ansicht und Bearbeitung. Neben der Größe eines Objekts ist es für diese Arbeit von großem Interesse, den GV zu bestimmen. Dabei setzt sich der GV eines ausgewählten Bereichs aus allen Pixelgrauwerten des Ausschnitts zusammen. Um alle Pixel-GVs der zehn Datensätze auszuwerten, wurde zu Beginn die Häufigkeitsverteilung der GVs dargestellt.

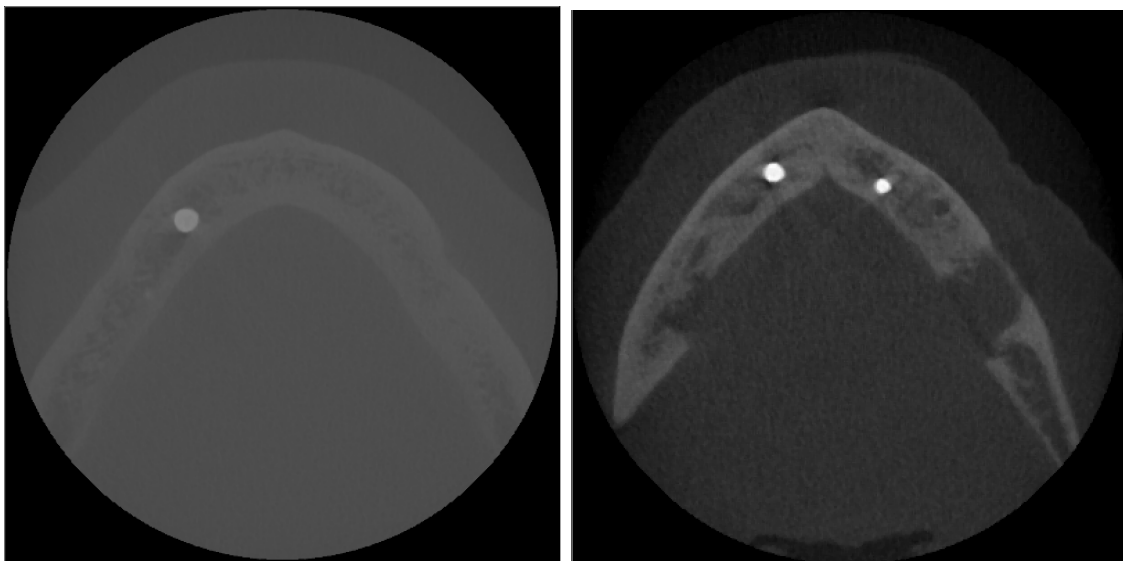


Abbildung 4.2: Ansicht je einer axialen Schicht aus zwei unterschiedlichen DVT-Aufnahmen mithilfe von IJ

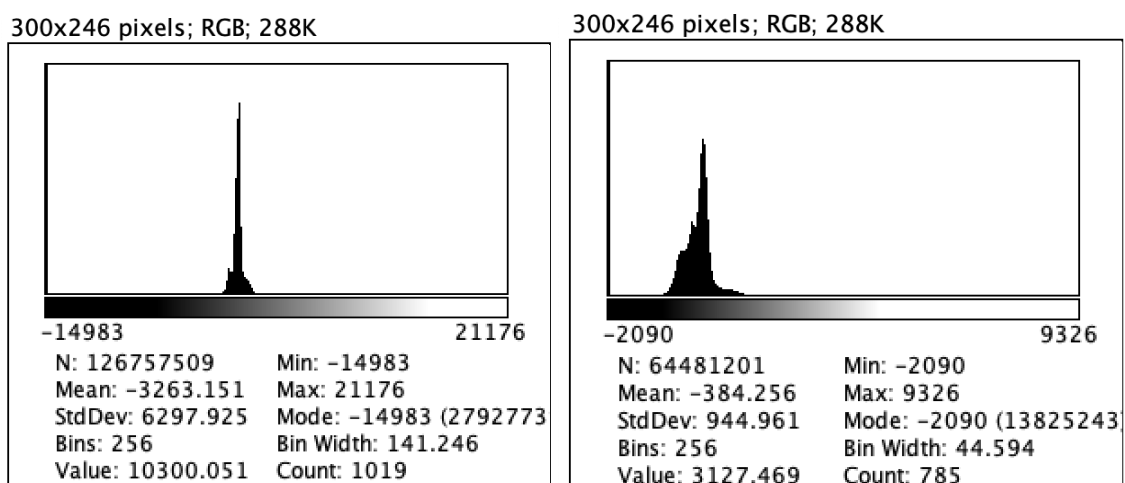


Abbildung 4.3: zugehörige Histogramme der zwei axialen Schichten erstellt mit IJ

Abbildung 4.2 zeigt beispielhaft zwei unterschiedliche Patienten aus den Testdatensätzen mit bereits gesetzten Implantaten im Unterkiefer. Es ist deutlich zu erkennen, dass die knö-

cherne Struktur der beiden Abbildungen unterschiedlich hell dargestellt ist. Dies kann bei verschiedenen Patienten einerseits durch den Unterschied der anatomischen Gegebenheiten entstehen, andererseits kann die unterschiedliche GV-Vergabe zwischen DVT-Geräten sowie der Aufnahmezyklus Einfluss haben (siehe 2.3.4). Abbildung 4.3 zeigt die zu Abbildung 4.2 gehörenden GV-Histogramme. Hierbei ist auffällig, dass der Wertebereich des ersten Histogramms 36.160 GVs umfasst, während das zweite Histogramm im Vergleich gerade mal 11.416 GVs besitzt. Obwohl beide Aufnahmen menschliche Kiefer mit umliegendem Weichgewebe abbilden, variieren der Wertebereich und die GV-Verteilung stark. Die unterschiedlichen Einflussfaktoren, Ursachen und Auswirkungen auf die GV-Vergabe sind im Abschnitt 2.3.4 beschrieben. Interpretiert man die Wertebereiche, fällt, wie beschrieben, die unterschiedliche Spannweite der Histogramme auf. Natürlich kann das Minimum sowie das Maximum durch einen Ausreißer festgelegt sein. Gleichzeitig würden wir bei einer standardisierten Vergabe der GVs erwarten, dass die Häufigkeitsverteilung der mehrheitlichen GVs in einem ähnlichen Wertebereich liegt. Das Minimum wird in unseren vorhandenen DVT-Aufnahmen durch den schwarzen Bereich außerhalb des FOV determiniert, das Maximum hingegen ist durch ein Pixel innerhalb des FOV festgelegt, bei dem es sich in unseren Testdatensätzen wahrscheinlich um eines im Bereich eines Implantats handelt. Während die unterschiedliche Abbildung des Knochens noch zu teilen zumindest auf Patientenindividualität zurückzuführen sein kann, sind patientenunabhängige Bereiche, wie luftgefüllte Areale, besonders auffällig. Hier sollten bei einer einheitlichen Vergabe der GVs eine annähernd gleiche Darstellung der Luftbereiche erzielt werden. Hieraus wird deutlich, dass sowohl die Darstellung von Luft als auch die Abbildung des Knochens und des Weichgewebes nicht auf anatomische Unterschiede der Patienten zurückzuführen ist, sondern maßgeblich von der individuellen Grauwertvergabe der Gerätehersteller beeinflusst wird. Es scheint, als würde der Rekonstruktionsalgorithmus die GV-Vergabe dem im FOV Abgebildeten anpassen und gegebenenfalls zu einer Verschiebung im Histogramm führen (Pauwels, Nackaerts et al., 2013).

4.2.1 Identifikation und Bestimmung der Implantatcharakteristika Durchmesser und Grauwert

Zur Bestimmung der Implantatcharakteristika, Durchmesser und GV wurde die Software IJ verwendet. Hierfür wurde das Oval Selection Tool angewendet und der Durchmesser sowie der GV-Median und der GV-Mittelwert des ausgewählten Bereichs bestimmt.

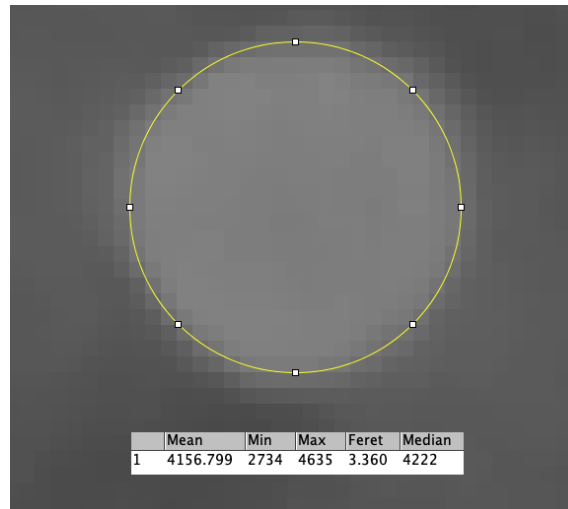


Abbildung 4.4: Oval Selection Tool IJ

Bei der Messung des Grauwerts, wie in Abbildung 4.4 gezeigt, wird deutlich, dass die Werte innerhalb des Implantats maßgeblich voneinander abweichen. Mögliche Ursachen können Artefakte sein, die in der Nähe von dentalen Titanimplantaten zu einer verzerrten GV-Wiedergabe führen (siehe 2.3.4) sowie die GV-Variabilität innerhalb eines Objektes (siehe 2.3.4). Um einen Grauwert zu ermitteln, der den gesamten Durchmesser des Implantats repräsentiert, gibt es die Möglichkeit den Mittelwert oder den Median der Grauwerte im ausgewählten Bereich heranzuziehen. Der Median wird im Vergleich zum arithmetischen Mittel kaum von Ausreißern beeinflusst.

Mit Hilfe der Software IJ wurden zehn DVT Aufnahmen mit insgesamt 40 Implantaten ausgewertet und jeweils der Durchmesser, der Mittelwert und der Median der GVs der Implantate bestimmt. Dies wurde sowohl bei einer Schicht als auch bei drei aufeinanderfolgenden Schichten durchgeführt. Ziel dieser Messungen war es herauszufinden, erstens, ob der Mittelwert oder der Median zur Bestimmung des Implantatgrauwerts herangezogen werden sollte und ob eine Bestimmung über drei Schichten hinweg ein signifikant abweichendes Ergebnis liefert als die Bestimmung über eine Schicht. Des Weiteren ist von Interesse, in welchem Verhältnis der GV momentan zum Implantatdurchmesser steht. Hierzu wurden die Aufnahmen auf eine Schicht eingestellt, in der der Implantatdurchmesser vollständig mit Implantatmaterial ausgefüllt war. Danach wurde mit dem Oval Selection Tool das Implantat umschrieben und die oben genannten Parameter bestimmt. In Anlehnung an Pauwels, Nackaerts et al., 2013, die zehn aufeinanderfolgende Schichten auswerten, um den GV eines Objekts zu bestimmen, wurden die oben aufgeführten Parameter über drei Schichten hinweg bestimmt und ein Mittelwert aus den ermittelten Einzelwerten gebildet. Bei der manuellen Festlegung der Implantatgrenzen mit IJ ist aufgefallen, dass die Randbereiche, die zur Bestimmung der Grenze wichtig sind, in den DVT-Aufnahmen mit einer runden Form nicht ausreichend gut zu umschreiben sind. Aufgrund der Pixeldarstellung ergeben sich im Randbereich keine klaren Linien, die mit einem Werkzeug wie dem Oval Selection Tool gut erfasst werden können. Des Weiteren ist die Verwendung des Oval Selection Tools anwender- und messzyklenabhängig.

Es stellt sich heraus, dass sowohl der Mittelwert als auch der Median bei der Messung über drei Schichten hinweg von der Betrachtung über eine Schicht bei einem Signifikanzniveau von 5% nicht signifikant voneinander abweichen. Abbildung 4.5 zeichnet auf der y-Achse die Differenz der medianen Messungen des ausgewählten Implantats über drei Schichten zu einer Schicht auf. Die x-Achse stellt den Mittelwert der Messungen über eine und drei Schichten dar. Ein blauer Datenpunkt beschreibt folglich ein gemessenes Implantat aus den Testdatensätzen. Mittig in rot abgebildet sehen wir den Bias, den Mittelwert der Differenzen, also die mittlere Abweichung beider Messmethoden voneinander, sowie das 95%-Konfidenzintervall des Bias. Die in grün abgebildeten Linien beschreiben die obere beziehungsweise untere Grenze der Übereinstimmung. Wir sehen, dass die Datenpunkte konsistent um den Bias, der nahe null liegt, streuen. 38 der 40 Datenpunkte liegen innerhalb der Grenzen der Übereinstimmung. Schlussfolgernd lässt sich festhalten, dass beide Messmethoden ähnliche Ergebnisse liefern und nicht signifikant voneinander variieren.

Bei der Betrachtung der Abweichung der GV zwischen den drei gemessenen Schichten zeigt sich der Median als leicht abweichungsgeringer, mit einer mittleren Abweichung von 9,98 GVs im Vergleich zu 13,48 GVs beim Mittelwert, was ableiten lässt, dass dem Median hier der Vorzug gegeben werden sollte. Es wurde sich dafür entschieden, die Bestimmung des Implantat-GVs mithilfe des Medians einer Schicht durchzuführen, um die Bestimmung so einfach wie möglich zu gestalten und ausreißerbedingte Messfehler zu minimieren.

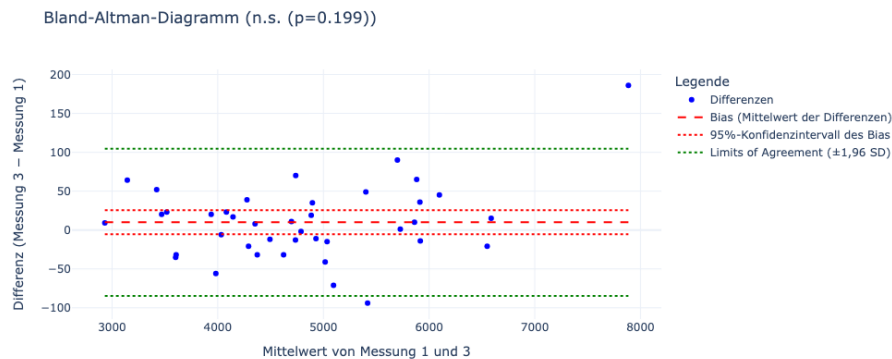


Abbildung 4.5: Bland-Altman-Diagramm zum Vergleich der GV-Bestimmung von Implantaten über eine und drei Schichten

4.2.2 Identifikation und Bestimmung des Luftgrauwerts

Den zweiten Referenzwert stellt Luft dar, da hier wie oben beschrieben die Röntgenabsorption bekannt ist. Luftgefüllte Bereiche sind sowohl in jeder DVT-Aufnahme des Schädels zu finden als auch von vorhersehbarer Absorption. Innerhalb einer Aufnahme befinden sich unterschiedliche luftgefüllte Räume, die zur Grauwertbestimmung herangezogen werden können. Zunächst müssen die Bereiche, welche Luft abbilden, identifiziert werden, um hier eine Grauwertmessung durchzuführen. In den meisten DVT-Aufnahmen existieren Bereiche, die außerhalb des Patienten liegen und Luft abbilden. Weiter gibt es luftgefüllte Räume in den Nasennebenhöhlen, genauer im Sinus maxillaris sowie im Rachenraum. Um festzulegen, welcher Luftbereich zur Bestimmung eines repräsentativen GV herangezogen

werden sollte, wurde, analog zum Vorgehen bei Implantaten, bei den zehn Testdatensätzen die Luftbereiche wie folgt ausgewertet.

Bei allen drei definierten Luftbereichen wurden drei aufeinanderfolgende Schichten zur Messung herangezogen. Hierbei wurde mit dem Rectangle Selection Tool ein 10x10 Pixel großer Bereich gemessen und jeweils der Mittelwert, der Median sowie der minimale und maximale GV berechnet. Bei der Messung der drei Bereiche fiel direkt auf, dass bei allen Aufnahmen ein Bereich außerhalb des Patientenkopfes bestimmt werden konnte. Demgegenüber konnten bei den Lokalisationen im Patientenschädel, genauer bei der Bestimmung im Sinus maxillaris, in zwei Aufnahmen kein geeigneter Bereich gefunden werden. Bei der Bestimmung im Rachen wiesen drei Aufnahmen keinen passenden Bereich auf. Grund dafür war eine fehlende Abbildung der notwendigen Regionen.

Bei der Betrachtung der Messwerte außerhalb des Kopfes konnte ermittelt werden, dass sowohl der Mittelwert als auch der Median bei einem Signifikanzniveau von 5% beim Vergleich zwischen der Messung einer Schicht und der Messung von drei Schichten nicht signifikant voneinander abweichen. Vergleicht man den Median mit dem Mittelwert, fällt auch hier auf, dass die durchschnittliche Abweichung zwischen den drei gemessenen Schichten beim Median geringer ist. Beim Vergleich der medianen GVs von Luft der drei unterschiedlichen Lokalisationen fällt auf, dass sich sowohl die Messungen des Luftbereichs im Sinus maxillaris als auch im Rachenraum bei einem Signifikanzniveau von 5% signifikant von der Messung außerhalb des Patienten Kopfes unterscheiden. Aufgrund dieser Erkenntnisse wurde entschieden, die Bestimmung des Luft-GVs außerhalb des Patientenkopfes mithilfe des Medians einer Schicht durchzuführen. Für die Bestimmung des Grauwerts von Luft außerhalb des Körpers spricht die Tatsache, dass sich dieser Bereich von Patient zu Patient nicht maßgeblich voneinander unterscheidet. Bei Pharynx und Sinus maxillaris können Faktoren wie Luftfeuchtigkeit, Druck, Sekrete und Artefakte die Abbildung dieser Bereiche zusätzlich beeinflussen. Zur Bestimmung wird ein 10x10 Pixel großes Quadrat verwendet. Sollte in einer Aufnahme beziehungsweise Schicht keine Luft außerhalb des Patienten abgebildet sein, ist es möglich, auch aus den anderen Regionen den Luft-GV zu bestimmen, allerdings muss klar sein, dass dieses Messergebnis deutlich von der Messung außerhalb abweicht und nicht mit einem Messwert außerhalb des Schädels gleichgesetzt werden kann.

4.2.3 Erstellung der a posteriori Kalibrierfunktion

Ein zentrales Problem bei der Verwendung von DVT-Datensätzen unterschiedlicher Hersteller besteht darin, dass die gerätespezifischen Transformationsfunktionen von gemessener Strahlungsintensität in GV nicht transparent sind und die unterschiedlichen Rekonstruktionsprozesse Einfluss auf die GV-Vergabe haben (Pauwels, Nackaerts et al., 2013). Für Anwenderinnen und Anwender ist daher nicht nachvollziehbar, nach welchen Kriterien die Intensität der auf den Detektor einfallenden Strahlung schlussendlich in numerische Grauwerte überführt wird. Dies erschwert die Vergleichbarkeit zwischen Datensätzen verschiedener Geräte erheblich. Um dennoch eine Vergleichbarkeit herzustellen, wurde in dieser Arbeit folgende a posteriori Kalibrierung entwickelt. Diese stützt sich auf zwei zentrale Hypothesen. Zum einen basiert sie auf der Annahme, dass die Strahlungsintensität

nach Durchstrahlung desselben Objekts unabhängig vom verwendeten Gerät nahezu identisch ist. Zum anderen wird angenommen, dass die Hersteller eine lineare Abbildung der gemessenen Absorption auf den Grauwertbereich vornehmen.

Hypothese 1 - Intensitätsgleichheit Die auf den Detektor auftreffende Strahlungsintensität nach Durchstrahlung desselben Objekts ist bei identischen Aufnahmeparametern geräteunabhängig nahezu identisch.

$$I_{(z)DVTa} \approx I_{(z)DVTb} \quad (4.3)$$

Hypothese 2 - Lineare Abbildung Da die Transformationsfunktion der Geräte nicht offengelegt ist, nehmen wir an, dass die Hersteller die detektierte Intensität I linear auf den, wie in dem 4.2 beschriebenen, gerätespezifischen Grauwertbereich abbilden. Hierbei stellen a und b unbekannte, gerätespezifische Parameter dar.

$$GV(I) = a + b \cdot I \quad (4.4)$$

Auf Basis dieser Annahmen wurde eine lineare Skalierung implementiert, die lediglich zwei Referenzwerte benötigt. Als untere Referenz dient Luft, als obere Titan.

4.2.3.1 Bestimmung der Referenzwerte

Da momentan hauptsächlich Datensätze mit 12 bit Speichertiefe erstellt werden (Pauwels, Beinsberger et al., 2012), wurde sich bei der Anzahl der zu vergebenden GVs dafür entschieden, diese von 0 bis 4096 zuzuweisen. Während Luft mit ihrer geringen Strahlenschwächung innerhalb eines DVT-Bildes, recht trivial dem GV 0 als natürlichen Nullpunkt zugewiesen werden kann, ist die Bestimmung des oberen Referenzwertes etwas komplexer. Dentale Titanimplantate als geeignete Referenzobjekte besitzen eine durchmesserabhängige Strahlenschwächung, die berücksichtigt werden muss. Je größer der Implantatdurchmesser, desto höher die Absorption und somit der neu zugewiesene GV (siehe Kapitel 4.1). Um Implantate einheitlich anhand ihrer Strahlenschwächung als Referenzobjekte verwenden zu können, benötigt es somit einen einheitlichen Standard, welche GVs den entsprechenden Implantatdurchmessern zugewiesen werden.

Ein Implantat mit 7mm Durchmesser soll den Maximalwert repräsentieren, kleinere Implantate werden entsprechend der Absorptionskurve gestaffelt (vgl. Abbildung 4.1). Theoretisch soll ein sehr dickes Implantat, das nahezu 100% der einfallenden Strahlung absorbiert, den neuen GV 4096 zugewiesen bekommen. Ein sehr dünnes Implantat, das beispielsweise nur 80% der Strahlung absorbiert, soll den Wert zugewiesen bekommen, der 80% von 4096 entspricht, also 3276,8. Die Berechnung der relativen Absorption $\alpha(d)$ erfolgt mit Hilfe des Lambert-Beerschen Gesetzes (vgl. Kapitel 4.1). Bei einer Röhrenspannung von 90 kV mit einer mittleren Photonenenergie von $I_0 = 43,4 \text{ keV}$ und dem linearen Schwächungskoeffizienten von Titan $\mu = 8,0358 \text{ cm}^{-1}$ ergibt sich für den Implantatdurchmesser $d \hat{=} z$ der

Zielgrauwert $GV_i^*(d)$.

$$GV_i^*(d) = 4096 \cdot \alpha(d) = 4096 \cdot \left(1 - e^{-8,0358 \text{ cm}^{-1} \cdot d}\right) \quad (4.5)$$

mit

$$\alpha(d) = \frac{I_\Delta(d)}{I_0} = \frac{I_0 - I_z(d)}{I_0} = \frac{I_0 - I_0 \cdot e^{-\mu \cdot d}}{I_0} = 1 - e^{-\mu \cdot d} \quad (4.6)$$

$GV_i^*(d)$	idealer Grauwert für Implantat i mit Durchmesser d
$\alpha(d)$	relative Absorption
$I_\Delta(d)$	Absorption
$I_z(d)$	ausfallenden Strahlung nach Passage des Implantats der Dicke d

Setzt man unterschiedliche exemplarische Implantatdurchmesser in diese Formel ein, ergeben sich die in Tabelle 4.5 dargestellten idealen $GV_i^*(d)$.

Implantatdurchmesser in cm	$GV_i^*(d)$
0,2	3275
0,3	3728
0,4	3931
0,5	4022
0,6	4063
0,7	4081

Tabelle 4.5: $GV_i^*(d)$ bei beispielhaften Implantatdurchmessern in cm

4.2.3.2 Skalierungsvorgehen

In der Bild- und Signalverarbeitung ist es üblich, Rohdaten durch eine *Min-Max-Skalierung* zu normieren, um sie in einen standardisierten Wertebereich zu überführen. Die klassische Form dieser Normierung bildet einen Wertebereich $[x_{\min}, x_{\max}]$ linear auf das Intervall $[0, 1]$ ab. Dadurch wird eine dimensionslose Darstellung erreicht, die den Vergleich unterschiedlicher Messungen ermöglicht. Um die zuvor definierten Referenzwerte, Luft als unteren Referenzwert und Titanimplantate als oberen Referenzwert, konsistent in die Berechnung einzubeziehen, wird dieses Verfahren verwendet, um die gemessenen Grauwerte auf den in Abschnitt 4.2.3.1 festgelegten Wertebereich zu kalibrieren. Die Standardtransformation lautet:

$$x' = \frac{x - x_{\min}}{x_{\max} - x_{\min}} \quad x' \in [0, 1] \quad (4.7)$$

Die Skalierung liefert dimensionslose Werte, die es erlauben, unterschiedliche Datensätze unabhängig von ihrer ursprünglichen Skala direkt miteinander zu vergleichen. Allerdings bleibt das Intervall $[0, 1]$ eine rein mathematische Größe, die im Kontext der DVT-Daten keine unmittelbare physikalische Interpretation besitzt.

Um die Werte direkt in den definierten anwendungsrelevanten Bereich zu überführen, wird die klassische *Min-Max-Skalierung* erweitert. Statt in das Intervall $[0, 1]$ zu normieren,

erfolgt eine lineare Abbildung in den Ziel-Grauwertbereich $[GV_l^*, GV_i^*]$, wobei GVI^* den unteren Zielwert für Luft und GV_i^* den oberen Zielwert für das ausgewählte Implantat darstellen:

$$x' = \frac{x - GV_l}{GV_i - GV_l} \quad (4.8)$$

$$GV^*(x) = x' \cdot (GV_i^* - GV_l^*) + GV_l^* \quad (4.9)$$

x	GV des Pixel
GV_l	aktueller GV Luft
GV_i	aktueller GV Implantat
GV_l^*	idealer GV Luft

Damit ergibt sich formal die direkte Abbildung:

$$[x_{\min}, x_{\max}] \mapsto [GV_l^*, GV_i^*] \quad (4.10)$$

Wie im vorangegangenen Kapitel definiert, wird der optimale Grauwert für Luft als Referenzgröße auf den Wert Null gesetzt. Damit ergibt sich für die Skalierung die vereinfachte Form

$$GV^*(x) = x' \cdot GV_i^* \quad (4.11)$$

wobei GV_i^* den optimalen Zielwert für das betrachtete Implantat kennzeichnet. Der normierte Wert x' ist somit direkt proportional zum optimalen Implantat-Grauwert.

4.2.4 Anwendungsbeispiel

Zur Veranschaulichung des Skalierungsvorgehens wird beispielhaft ein Implantat mit einem Durchmesser von $d = 0,4 \text{ cm}$ betrachtet. Aus Gleichung 4.5 ergibt sich für diesen Durchmesser ein idealer Zielgrauwert von $GV_i^*(0,4 \text{ cm}) = 3931$. Wie zuvor definiert, wird Luft per Konvention der ideale Grauwert $GV_l^* = 0$ zugewiesen. Liegt der gemessene Grauwert des Implantats bei $GV_i = 3000$ und der von Luft bei $GV_l = -600$ so ergibt sich zunächst nach der modifizierten *Min-Max-Skalierung* (Gleichung 4.8) folgende Berechnung für die Werte des gemessenen Implantates sowie von Luft.

$$x'_i = \frac{x - GV_l}{GV_i - GV_l} = \frac{3000 - (-600)}{3000 - (-600)} = 1$$

$$x'_l = \frac{x - GV_l}{GV_i - GV_l} = \frac{-600 - (-600)}{3000 - (-600)} = 0$$

Anschließend wird dieser Wert mithilfe von Gleichung 4.11 in den Zielbereich transformiert:

$$GV_i^*(x) = x'_i \cdot GV_i^* = 1 \cdot 3931 = 3931$$

$$GV_l^*(x) = x'_l \cdot GV_l^* = 0 \cdot 0 = 0$$

Damit ergibt sich nach der Kalibrierung für das betrachtete Implantat der optimale Grauwert von $GV^*(x) = 3931$, während Luft den vordefinierten Idealwert $GV_l^* = 0$ erhält.

5. Anwendung

Kern der Arbeit ist neben der theoretischen Definition der Kalibrierung die praktische Ausarbeitung der Methode und Darstellung eben dieser, die sich in einer Anwendung widerspiegelt. In dem folgenden Abschnitt wird kurz eine bestehende Softwarelösung dargestellt und gezeigt, warum die Funktionalitäten dieser nicht für die von uns definierten Zwecke ausreichen, um schließlich im Kapitel eine eigene Lösung darzulegen und vorzustellen.

Bei der Beprobung und Überprüfung der Methode zeigte sich, dass bestehende Softwarelösungen, wie beispielsweise IJ, folgende Anforderungen nur unzureichend oder gar nicht erfüllen:

1. Fehlende integrierte Möglichkeit zur übersichtlichen Bildwiedergabe von DICOM-Dateien mit gleichzeitiger Vorher-Nachher-Ansicht.
2. Eingeschränkte Funktionalitäten bei der präzisen Größen- und Grauwertbestimmung innerhalb von DICOM-Bildern.
3. Keine native Unterstützung für die benutzerfreundliche Eingabe und Verwaltung von Analyseparametern.
4. Keine spezifische Funktion zur systematischen Überprüfung und Darstellung von Grauwertveränderungen nach einer Kalibrierung.

Da mit IJ keine zufriedenstellende Umsetzung der oben genannten Anforderungen möglich war, wurde beschlossen, eine eigene Softwarelösung zu entwickeln. Diese soll gezielt die Erprobung und Überprüfung der Kalibriermethode unterstützen und die identifizierten funktionalen Lücken schließen.

5.1 Softwarelösung

Um die oben beschriebenen Anforderungen zur Erprobung und Überprüfung der Kalibriermethode zuverlässig umzusetzen, wurde die Entwicklung einer eigenen Softwarelösung notwendig. Ziel ist es, eine benutzerfreundliche, flexible und speziell auf die Analyse von DVT-Daten ausgerichtete Anwendung bereitzustellen, die eine intuitive Bedienung sowie eine präzise Grauwertbearbeitung ermöglicht. Mithilfe der Programmiersprache Python und Streamlit (Streamlit Inc., 2026), das Programmierskripte in Benutzeroberflächen umwandelt, wurde eine webbasierte Anwendung, der DVT Calibrator (DVTc), erstellt, mit welchem DVT-Aufnahmen betrachtet und in ihren GVs verändert beziehungsweise kalibriert werden können. Streamlit eignet sich hier besonders, da es eine schnelle Einarbeitung und Benutzung ermöglicht, Bilddarstellung unterstützt sowie frei verfügbar ist. Für die Umsetzung des Programms wurde ChatGPT (OpenAI, 2025) verwendet.

Um den Kalibriervorgang, wie in 4.2 beschrieben, umzusetzen, muss zu Beginn eine DICOM Datei in den DVTc hochgeladen werden. Folgend müssen die Implantatparameter Durchmesser und Grauwert in einer geeigneten Schicht bestimmt werden. In der eingestellten Schicht des Originalbildes werden die Implantate lediglich durch einen Mausklick

angewählt und die Messwerte werden automatisiert erhoben und angezeigt. Bei den abgebildeten Implantaten handelt es sich um Strukturen, die im Vergleich zum umgebenden Knochen deutlich höhere GV's aufweisen. Aus diesem Grund eignet sich zur automatisierten Parameterbestimmung eine Kantendetektion, diese erstellt eine Grenze entlang des großen GV-Unterschieds und ermöglicht eine Auswertung innerhalb des detektierten Bereichs. Hierbei werden die Messwerte nutzerunabhängig erhoben, um mögliche anwenderbedingte Fehler auszuschließen. Nach der Erhebung der Implantatcharakteristika muss anschließend der GV eines ausgewählten Luftareals bestimmt werden. Sind alle Messwerte erhoben, wird der SOLL-GV für das gemessene Implantat errechnet. Der SOLL-GV für das Implantat orientiert sich hierbei an der Absorptionskurve von Titan, der SOLL-GV von Luft kann individuell gewählt werden, wobei er in dieser Arbeit als Nullpunkt definiert ist. Danach werden alle weiteren GV's anhand der in 4.11 ausgeführten Gleichung kalibriert. Am Ende der Eingaben und Berechnungen wird ein kalibriertes Bild angezeigt, das in den GV's, wie oben erläutert, verändert wurde.

Der DVTc ist unter folgendem Link erreichbar: <https://dvt-calibrator.streamlit.app>

Der Programmiercode des DVTc ist im Anhang (7) sowie unter Anna Reinbold, 2026 einsehbar.

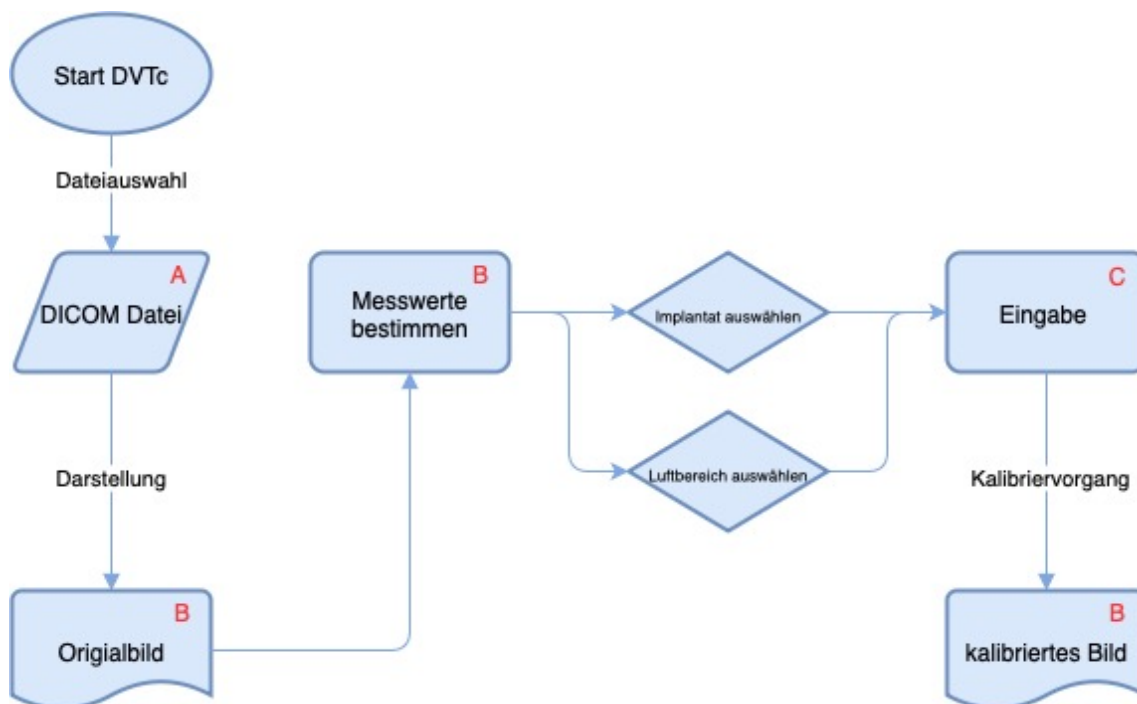


Abbildung 5.1: Ablaufdiagramm der Verwendung des DVTc

5.1.1 Benutzeroberfläche

Der DVTc ist eine webbasierte Anwendung, in die der Nutzer zu Beginn eigene DICOM-Daten laden kann. Anschließend können der Durchmesser und der Grauwert von Implantaten mittels Kantendetektion sowie der Grauwert anderer Voxel bestimmt werden. Weiter kann im DVTc eine Veränderung der Grauwerte durchgeführt und eine Darstellung der Datei vor und nach der Veränderung betrachtet werden.

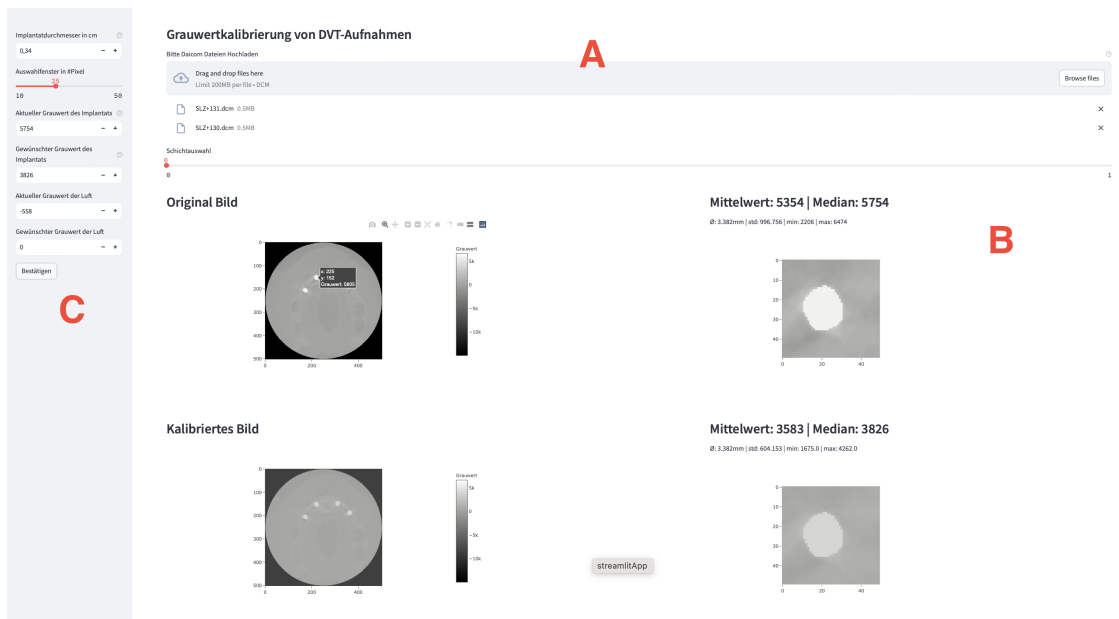


Abbildung 5.2: Benutzutzeroberfläche DVTc

Abbildung 5.2 zeigt die in Streamlit erstellte Benutzeroberfläche beim Öffnen der Anwendung. Die Oberfläche wurde zur besseren Beschreibung in die Hauptbereiche A, B und C unterteilt.

Im Bereich A befindet sich die Uploadleiste, die es ermöglicht, DICOM-Dateien hochzuladen. Hierfür muss durch das Anklicken des Knopfs „Browse files“ eine oder mehrere Dateien aus einem Auswahlfenster gewählt werden. Durch das Bestätigen der Auswahl mit dem Knopf „ok“ werden die Daten an den DVTc übergeben und zur weiteren Verarbeitung bereitgestellt. Zudem befindet sich unter dem Uploadbereich ein Slider, der es ermöglicht, einzelne Schnittbilder der Dateien auszuwählen und zur Analyse zu verwenden.

Der Bereich B kennzeichnet den Darstellungsbereich. Auf der linken Seite wird das Originalbild der ausgewählten Schicht angezeigt. Rechts werden der Mittelwert, der Median und der Durchmesser der analysierten Struktur automatisch angezeigt. Durch das Bewegen des Cursors über das Originalbild können Pixel ausgewählt werden, deren GV auf der rechten Seite angezeigt wird. Weiter besteht nicht nur die Möglichkeit, die Messwerte eines einzelnen Pixels zu bestimmen, sondern auch mit dem Auswahlfenster interessante Bereiche zu selektieren, zu vergrößern und zu analysieren. Durch das Anklicken eines Pixels im zu untersuchenden Bereich wird automatisiert eine Kantendetektion initiiert, um eventuell abgebildete Implantate zu identifizieren und die Erhebung der Parameter durchzuführen. Hierbei ist das Auswahlfenster standardmäßig auf 25 Pixel eingestellt. Die Größe des Auswahlbereichs kann allerdings variiert werden, wenn beispielsweise die Kantendetektion, trotz des im Bereich befindlichen Implantats, kein Ergebnis liefert, da möglicherweise im Auswahlbereich ein zweites Implantat angezeigt wird. Ebenfalls auf der rechten Seite wird eine vergrößerte Abbildung des Auswahlfensters angezeigt, die es ermöglicht, den Auswahlbereich genauer zu betrachten und die Kantendetektion zu überprüfen. Durch das Anklicken eines Implantats wird die Kantendetektion gestartet und die Berechnung der Implantatparameter durchgeführt. Der mittlere GV, der mediane GV und der Durchmesser

des Implantats werden über der Vergrößerung des Auswahlfensters auf der rechten Bildschirmseite angezeigt. Für die Bestimmung des aktuellen Luftgrauwerts wurde in dieser Arbeit das Auswahlfenster auf die Größe von zehn Pixel eingestellt und ein Bereich außerhalb des Kopfes ausgewählt. Auch hier erscheinen die Messwerte oberhalb des vergrößert dargestellten Auswahlfensters rechts. Nach durchgeführter Kalibrierung wird unterhalb des Originalbildes die Abbildung des kalibrierten Bildes sowie die Messwerte des Mittelwerts, Medians und Durchmessers des ausgewählten Bereichs dargestellt.

Im Bereich C befindet sich der Eingabebereich. Hier müssen die vorher ermittelten Messwerte eingetragen werden. An dieser Stelle befindet sich der Schieberegler, der die Größe des Auswahlfensters festlegt. Im Eingabebereich werden die ermittelten Werte für den aktuellen GV des Implantats sowie den aktuellen GV von Luft eingetragen. Der gewünschte GV des Implantats wird vom Programm automatisch ermittelt. Dem entgegen kann der gewünschte Luftgrauwert individuell eingestellt werden. In dieser Arbeit wurde sich dafür entschieden, hier immer „0“ einzustellen (siehe 4.2).

Nach Bestätigung der Eingaben berechnet der DVTc die GVs der ausgewählten Sicht neu und bildet sie unterhalb des Originalbildes ab. Daraufhin ändert sich die Darstellung des kalibrierten Bildes, welches nun die dargestellte Schicht mit veränderten Grauwerten zeigt. Des Weiteren wird unterhalb des kalibrierten Bildes ein Histogramm angezeigt, das dem Anwender die Möglichkeit bietet, durch Anklicken des roten oder des blauen Kästchens in der Darstellung des Histogramms das kalibrierte beziehungsweise das originale Bild auszublenden.

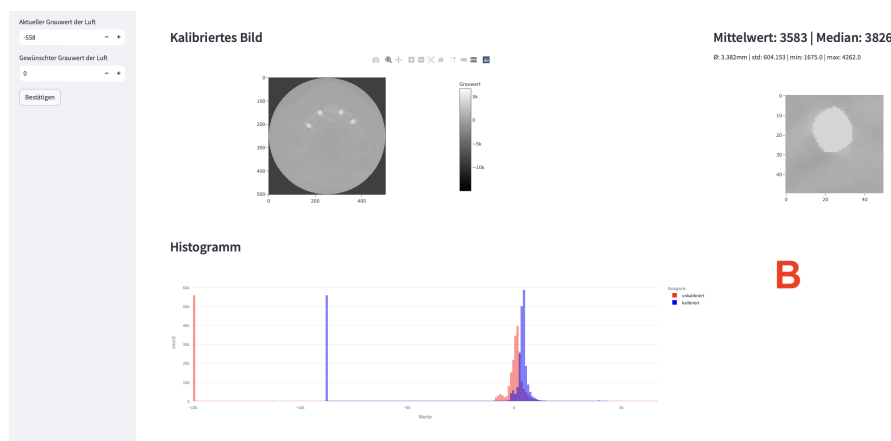


Abbildung 5.3: Darstellungsbereich B mit Histogramm

Um Grauwerte bestimmter Bereiche genauer zu betrachten oder miteinander zu vergleichen, kann man entweder mit der Maus die Abbildungen abfahren, hierbei erscheint direkt neben dem Fadenkreuz ein Fenster, das die entsprechenden Werte des ausgewählten Pixels angezeigt oder man klickt im originalen Bild auf eine Stelle und erhält dann rechts neben dem originalen Bild die Angaben für die ausgewählte Fläche im Originalbild sowie darunter die Angaben zur gleichen Fläche im kalibrierten Bild.

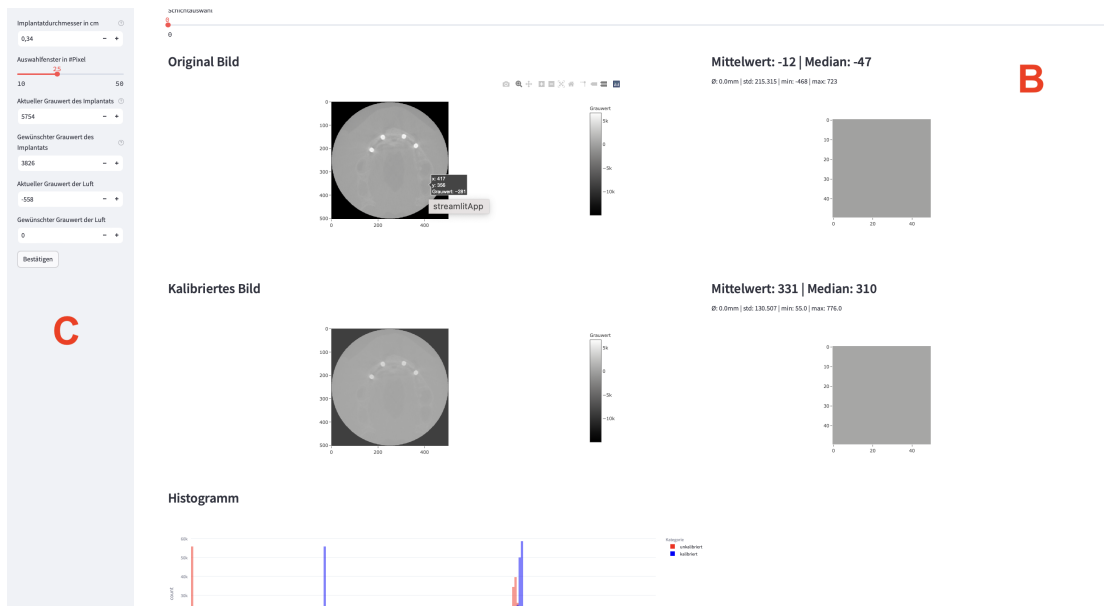


Abbildung 5.4: Darstellungsbereich mit Auswahl eines zu vergleichenden Bereichs

5.2 Auswertung

Zur Erprobung des DVTc wurden die zehn Testdatensätze ausgewertet, in denen 40 Implantate zu sehen sind (siehe Abschnitt 4). Dafür wurden die notwendigen Datenpunkte, wie in Abschnitt 4.2.1 beschrieben, anhand einer Schicht sowohl mit dem Programm IJ als auch mit dem DVTc bestimmt. Im folgenden wird das Vorgehen der Datenerhebung sowie die Auswertung der kalibrierten Datenpunkte vorgestellt. Hierzu wurde insbesondere Augenmerk auf die Betrachtung der Implantatgrauwerte sowie der weichgewebigen und knöchernen Bereiche vor und nach der durchgeführten Kalibrierung gelegt.

5.2.1 Datenerhebung

Zur Bestimmung des Implantatdurchmessers und der aktuellen GVs von Luft und Implantat wurden die DICOM-Dateien in beiden Programmen geöffnet (siehe Kapitel 4.2.1). Um die GVs miteinander zu vergleichen, wurde eine einzelne Schicht herangezogen, in der das Implantat gut abgebildet ist. Das heißt, für jedes Implantat wurde eine Schicht im DVT-Datensatz ausgewählt, in der der Implantatquerschnitt solide mit Implantatmaterial gefüllt ist. Zur Bestimmung der Implantatparameter, Durchmesser und GV, wurde in IJ das Oval Selection Tool beziehungsweise die Kantendetektion des DVTc verwendet (siehe Abschnitt 5). Ebenso wurde der GV für Luft mit IJ unter Zuhilfenahme des Rectangle Selection Tools bestimmt. Hierbei wurde ein 10x10 Pixel großes Quadrat gezeichnet, und der Median sowie der Mittelwert bestimmt. Analog dazu wurde eine Bestimmung des Luftgrauwerts mit dem DVTc durchgeführt. Hierfür wurde das Auswahlfenster auf eine Größe von zehn Pixeln eingestellt und mit dem Cursor auf einen luftgefüllten Bereich, vorzugsweise außerhalb des Patientenkopfs, geklickt.

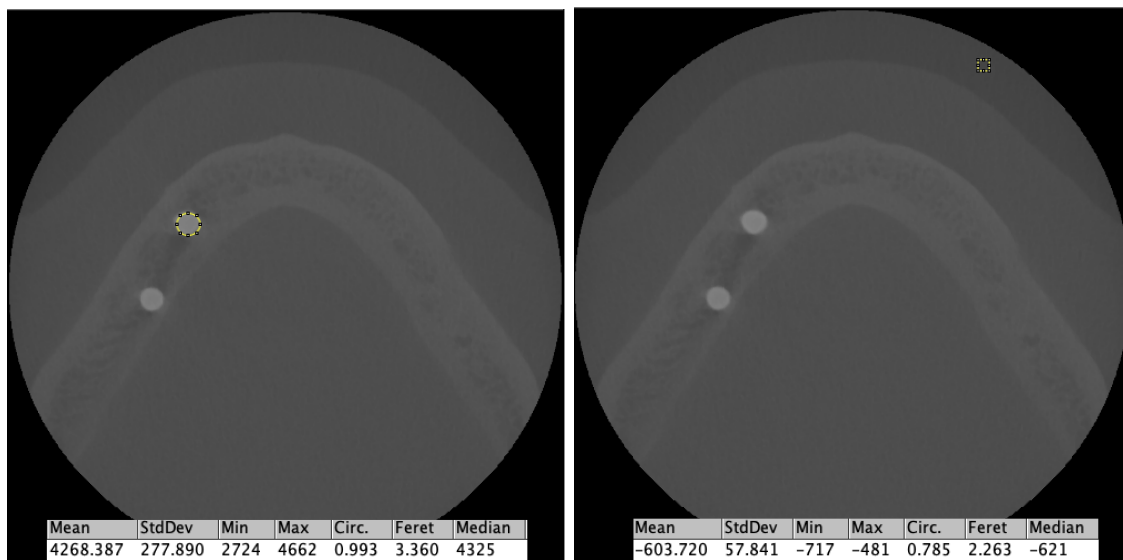


Abbildung 5.5: Messwerte mit ImageJ

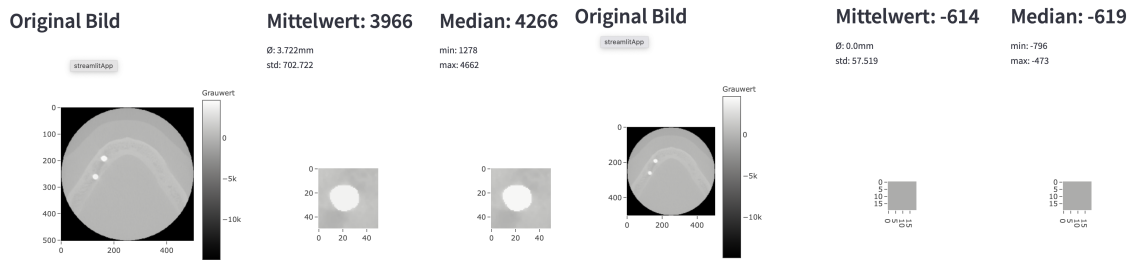


Abbildung 5.6: Messerte mit dem DVTc

Es wurden die Messungen des Durchmessers der Implantate, des medianen GV der Implantate und des medianen GV von Luft zwischen IJ und dem DVTc verglichen, um zu evaluieren, inwieweit sich beide Messmethoden voneinander unterscheiden. Bei allen drei Vergleichsmessungen wurde ein T-Test durchgeführt und ein zweiseitiger P-Wert bestimmt. Als Signifikanzniveau wurde $\alpha = 0,05$ festgelegt, um zufällige Unterschiede mit einer Irrtumswahrscheinlichkeit von 5% auszuschließen. Zusätzlich wurden in jeder ausgewählten Schicht im DVTc zwei weitere 10x10 pixelgroße Felder ausgewählt, von denen sich eines im Weichgewebe und eines in einer knöchernen Struktur, bevorzugt Kortikalis, befand. Von den zehn DICOM-Datensätzen ließ sich der Datensatz 5, mit einem Implantat, im DVTc nicht auswerten, da keine Kante zur Kantendetektion erkannt wurde. Des Weiteren enthält der Datensatz 9 keine Luft außerhalb des Kopfes in der Schicht, in der der Implantat-GV bestimmt wurde, deshalb wurde hier Luft im Rachenraum zur Bestimmung des Luftgrauwerts herangezogen. Im Folgenden wurden die Schichten mithilfe des GVs eines in der Schicht enthaltenen Implantats mit der vorher genannten Methode kalibriert. Danach wurde der GV der anderen in der Schicht enthaltenen Implantate gemessen, um abzugleichen, in welchem Abstand sie nach der Kalibrierung zur Ideallinie liegen. Zur Bestimmung des GVs von Knochen und Weichgewebe wurde jeweils ein 10x10 pixelgroßes Feld ausgewählt. Bei der Bestimmung des Knochens wurde hierbei ein Bereich ausgewählt, der, wenn möglich, in der Kortikalis liegt. Beim Weichgewebe wurde sich für einen Bereich lateral des knöchernen Schädels entschieden. Dabei wurde eine zu untersuchende Schicht mithilfe eines Implantats und der beschriebenen Kalibriermethode in den GVs verändert, dann wurde ein 10x10 pixelgroßes Areal bestimmt und der Median des Originalbilds sowie des kalibrierten Bildes des Auswahlfensters dem DVTc entnommen. Dies wurde nach jeder Kalibrierung mithilfe eines Implantats durchgeführt, sodass jeweils 39 Wertepaare für den Knochen und 39 Wertepaare für das Weichgewebe erhoben wurden.

5.2.2 Ergebnis

Beim Vergleich der Luftgrauwerte zwischen IJ und dem DVTc ergab sich bei dem gewählten Signifikanzniveau kein signifikanter Unterschied (siehe 7), dem entgegensteht die Auswertung der Implantatcharakteristika Durchmesser und Grauwert. Hier ergab sich sowohl beim Durchmesser als auch beim GV ein signifikanter Unterschied zwischen beiden Messmethoden (siehe 7).

Bei der Analyse der Kalibriermethode wurden die Daten der alten GVs der Implantate in Abbildung 5.7 blau und die nach der Kalibrierung entstandenen GVs der Implantate

in rot ins Verhältnis zur Ideallinie in grün gesetzt. Die Absorptionskurve von Titan, bei Materialstärken von 3 bis 5mm, repräsentiert die Ideallinie. In beiden Fällen wurde der mittlere Abstand der Datenpunkte zur Ideallinie bestimmt. Da Datensatz 5 mit einem Implantat, wie oben erwähnt, nicht mit dem DVTc ausgewertet werden konnte, wurden bei den unkalibrierten Ausgangsgrauwerten 39 Datenpunkte bestimmt und eine mittlere Abweichung zur Ideallinie von 1007,74 Graustufen errechnet. Bei der Analyse der GVs nach Kalibrierung konnten 66 Datenpunkte ausgewertet werden, welche eine mittlere Abweichung zur Ideallinie von 275,16 Graustufen aufweisen. Die Diskrepanz in der Anzahl der Datenpunkte kommt dadurch zustande, dass in einigen Schichten mehrere Implantate zu erkennen sind. Das bedeutet, sind in einer Schicht beispielsweise vier Implantate zu sehen, wurde eine Kalibrierung mithilfe des ersten Implantats durchgeführt und die GVs sowie der Durchmesser der anderen drei Implantate bestimmt. Danach wurde mithilfe des zweiten Implantats kalibriert und erneut die GVs und der Durchmesser der drei anderen Implantate erhoben. Dies wurde für jedes Implantat durchgeführt, so ergeben sich beispielsweise aus 4 Implantaten 12 Datenpunkte. Bei der Auswertung der Datenpunkte wird, wie erwähnt, deutlich, dass nach durchgeführter Kalibrierung die erhobenen GVs eine geringere Abweichung zur definierten Ideallinie aufweisen, die Streuung nimmt ab und die Implantate entsprechen somit besser der theoretischen Absorption von Titan.

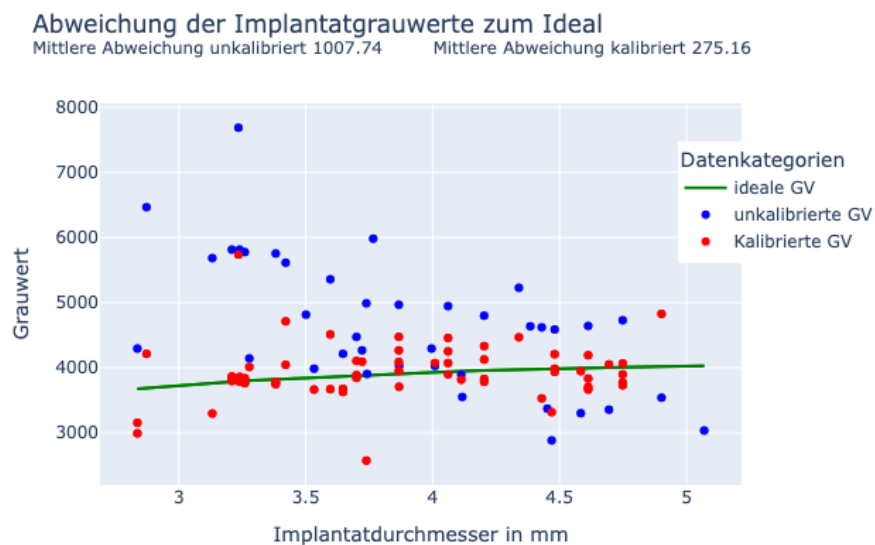


Abbildung 5.7: Abweichung der GVs von der Ideallinie

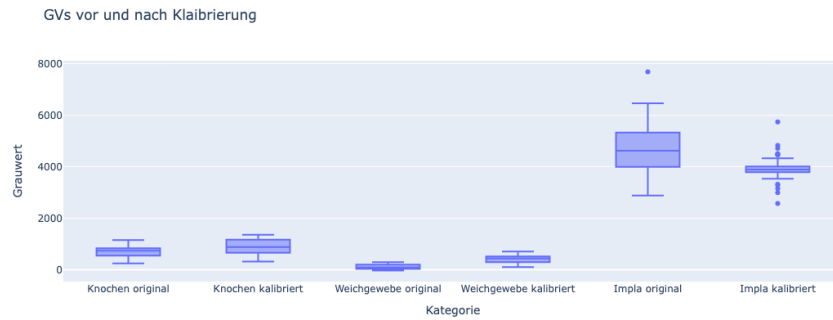


Abbildung 5.8: Veränderung der GV des Knochens, des Weichgewebes und der Implantate

Abbildung 5.8 zeigt die Veränderung der 10x10 pixelgroßen Quadrate von Knochen und Weichgewebe vor und nach der durchgeführten Kalibrierung mithilfe eines Implantats sowie die Veränderung der GV der Implantate im Boxplot-Diagramm. Die Box repräsentiert hierbei die mittleren 50% der GV-Daten mit dem horizontal eingezeichneten Median. Bei Betrachtung der Messungen für den Knochen und das Weichgewebe fällt auf, dass die GVs nach der Kalibrierung mithilfe eines Implantats einen leicht höheren Zahlenwert annehmen. Die Streuung wird bei beiden Gewebsarten größer. Nur beim Vergleich der GVs der Implantate verkleinert sich die Streuung, die Anzahl der Ausreißer nimmt allerdings zu.

6. Diskussion

Diese Arbeit beschäftigt sich mit der Verteilung von Grauwerten innerhalb eines DVT-Datensatzes, genauer gesagt damit, wie diese Grauwerte verändert werden können, um Bilder einfacher miteinander zu vergleichen. Dabei wurde hier besonders die Rolle von dentalen Titanimplantaten als Absorptionsreferenz beleuchtet und eine Methode zur a posteriori Grauwertkalibrierung von DVT-Aufnahmen entwickelt. Grundsätzlich lässt sich die Annahme bestätigen, dass eine solche Grauwertkalibrierung möglich ist. Allerdings ist diese nur mit Einschränkungen aussagekräftig.

Mit der Überlegung, mehr Informationen aus den Grauwerten von DVT-Aufnahmen zu gewinnen, haben sich bereits einige Studien auseinandergesetzt. Entgegen dem Ansatz von Reeves et al., 2012 wurde in dieser Arbeit entschieden, einen anderen Weg zu beschreiten und keinen Prüfkörper im Patientenmund zu platzieren und diesen als Referenz zu verwenden, sondern bereits gesetzte Implantate zu nutzen. Damit besteht die Möglichkeit, bereits getätigte Aufnahmen mit dieser Methode verändern zu können; gleichzeitig ist bei dem beschriebenen Vorgehen zwingend ein Implantat in der Aufnahme erforderlich, was zu einer Eingrenzung der veränderbaren Altaufnahmen führt. Weiterhin wurde entschieden, die GVs nicht auf die bekannte Einheit, wie den HU, zu transformieren, vielmehr wurde ein eigener Wertebereich definiert. Dadurch kann die Ungenauigkeit der GV-HU-Transformation umgangen werden.

Bei der Interpretation der Ergebnisse wird mit dem Vergleich zwischen IJ und dem DVTc begonnen. Hier ergab sich sowohl beim Durchmesser der Implantate als auch beim GV ein signifikanter Unterschied zwischen beiden Messmethoden. Dies lässt sich vermutlich auf die unterschiedliche Art und Weise der Grenzbestimmung zurückführen. Während bei IJ die Implantatgrenzen manuell bestimmt und somit Randpixel nicht erfasst werden, wobei jedoch die runde Form des Implantats berücksichtigt wird, wird beim DVTc eine Kantendetektion angewendet, die dazu führt, dass alle Pixel erfasst werden, wobei jedoch die geometrische Form nicht berücksichtigt wird. So lassen sich die Abweichungen im GV sowie im Durchmesser erklären. Trotz der Abweichungen bei den Implantatcharakteristika wurde hieraus geschlussfolgert, dass die Wiedergabe des DICOM-Datensatzes mit dem DVTc grundsätzlich funktioniert. Die Diskrepanz lässt sich durch den Unterschied der in die Berechnung einfließenden Pixel erklären. Bei der Kontrollmessung der Luftareale konnten keine signifikanten Abweichungen gefunden werden. Weiter besteht in der automatisierten Datenerhebung der Vorteil einer konsistenten Messung der Implantatparameter, die unabhängig von Anwender und Zeit ist.

Die Ergebnisse der Kalibrierung mit dem DVTc zeigen weiter, dass sich die Implantat-GVs nach der Kalibrierung der Ideallinie annähern und ihre Streuung abnimmt. Die Streuung der GVs für Weichgewebe und Knochen hingegen nimmt zu. Eine Kalibrierung soll zu einer verbesserten Vergleichbarkeit zwischen Aufnahmen führen und gleiche Objekte gleich sowie unterschiedliche Strukturen unterschiedlich darstellen. Dabei stellt sich die Frage, welche Strukturen in einer DVT-Aufnahme einheitlich und verlässlich sind und bei welchen Strukturen eine Verringerung beziehungsweise Vergrößerung der Streuung zu einer besseren Vergleichbarkeit führt. Bei Implantaten handelt es sich um sehr vergleichbare

Objekte, die sich von Aufnahme zu Aufnahme nicht verändern. Sie können jedoch durch den Einfluss von Artefakten nicht immer als verlässlich die Realität abbildend betrachtet werden. Knochen und Weichgewebe dagegen sind individuell beeinflussbare Gewebe, deren Vergleichbarkeit zwischen Individuen nicht immer gewährleistet ist. Auch Knochen und Weichgewebe unterliegen je nach Lokalisation im DVT dem Einfluss von Artefakten. Auch ist die Unterteilung in diese zwei Gewebegruppen sehr oberflächlich. Unter Knochen versteht man sowohl kompakten Knochen als auch spongiösen Knochen, der eine eher warbenartige Struktur aufweist und bei dem die Knochenbälkchen nur einen Teil des Gewebes darstellen. Die röntgenologischen Hohlräume sind nicht leer, sondern mit Knochenmark gefüllt. Muskel-, Fett-, Drüsen- und Bindegewebe stellen im Gesichtsschädel die hauptsächlichen Weichgewebsarten dar. Die Zusammensetzung des Weichgewebes variiert je nach Platzierung und Größe des Auswahlfensters nicht nur intraindividuell, sondern auch interindividuell, sodass die Vergleichbarkeit zweier Weichgewebsbereiche durch Absorptionsunterschiede, die auf Zusammensetzungsdifferenzen zurückführbar sein können, erschwert wird.

Bei konstanten Objekten wie Implantaten sollte es Ziel sein, einen konstanten GV, der der Absorption eben jener entspricht, zu erhalten. Die Annäherung an die Ideallinie sowie die verringerte Streuung führen hierbei zu einer verbesserten Vergleichbarkeit und werden als positiv gewertet. Bei Geweben, die sich sowohl in ihrer Zusammensetzung als auch in ihrer Absorption unterscheiden, kann die vergrößerte Streuung der GVs eben auf diese in der Realität vorhandenen Unterschiede hinweisen und zu einer feingranulareren Abbildung führen.

Alle GVs werden analog zur Kalibrierfunktion verändert, bleiben aber in ihrer Relation zueinander gleich. Das bedeutet, dass Aufnahmen, die vor der Bildbearbeitung bereits keine gute GV-Relation besitzen, diese beibehalten. Das Ergebnis der Grauwertkalibrierung ist vollständig von der Datenqualität zu Beginn abhängig.

Stärken und Schwächen

Um komplexe Sachverhalte zu erfassen und mit ihnen zu arbeiten, kann es notwendig werden, diese zu vereinfachen, Annahmen zu treffen oder auf Ausschnitte herunterzubrechen. Die erste Annahme, die hier getroffen werden musste, betrifft die Eigenschaften von Röntgenstrahlung. Um die Strahlenschwächung nach dem Lambert-Beerschen Gesetz zu berechnen, ist es notwendig, die einfallende Strahlung (I_0) zu benennen. Bei Röntgenstrahlung handelt es sich nicht um monochromatische Strahlung, sondern um polychromatische Strahlung. Das bedeutet, die Röntgenstrahlung besteht aus einem Spektrum, also aus unterschiedlich hoch- oder niedrigerenergetischen Photonen. Es wurde sich dafür, wie in Abschnitt 4.1 beschrieben, entschieden, die durchschnittliche Strahlungsenergie nach Epp und Weiss, 1966 zu verwenden. Durch das Vernachlässigen der polychromatischen Eigenschaften der Röntgenstrahlen ist es zwar möglich, Berechnungen anzustellen, allerdings stellt dies auch eine potenzielle Ungenauigkeit dar (Mah et al., 2010).

Bei der zweiten Annahme handelt es sich um die Vereinfachung des Implantatmaterials, welches direkten Einfluss auf die röntgenabsorbierenden Eigenschaften des Implantats

hat. Um den linearen Schwächungskoeffizienten zu bestimmen, benötigt man den materialspezifischen Massenschwächungskoeffizienten sowie die Dichte des Stoffes. Bei beiden Kenngrößen wurde entschieden, diese für Titan zu bestimmen. Dentale Titanimplantate bestehen zwar hauptsächlich aus Titan, jedoch besitzen so gut wie alle eine modifizierte Oberfläche, die häufig Keramikanteile beinhaltet. Hierdurch können sowohl der Massenschwächungskoeffizient als auch die Dichte beeinflusst werden.

Des Weiteren muss die Strecke, die der Röntgenstrahl im Objekt zurücklegt, bekannt sein. Bei Implantaten in der axialen Betrachtung handelt es sich hier um den Durchmesser. Ein modernes dentales Implantat ist kein kompakter Zylinder aus Titan, der in den Knochen gesetzt wird, sondern ein komplexes Medizinprodukt mit modifizierten Außen- und Innenflächen. Innen finden wir, wie außen auch, häufig ein breiteres oder schmaleres Gewinde, um einen Aufbau zu befestigen, oder im Falle des Außengewindes das Implantat im Knochen zu stabilisieren. Um eine Dicke bestimmen zu können, wurde die Annahme getroffen, dass die Implantate in ihrer Außenform immer rund und innen solide gefüllt sind. Beim DVTc sowie bei IJ kann der Anwender durch eine sorgfältige Schichtauswahl sicherstellen, dass das Implantat vollständig mit Material gefüllt ist und kein Hohlraum im Inneren besteht. Dies ist jedoch individuell von den Fähigkeiten des Anwenders abhängig. Zur Bestimmung der Außenkontur wurde bei IJ eine runde Form angenommen. Bei der Softwareanwendung DVTc wird hingegen eine Kantendetektion durchgeführt. Damit entstehen keine perfekten Kreise und Formabweichungen werden berücksichtigt. Ferner wurde sich dafür entschieden, hierbei den größten ermittelten Durchmesser zur weiteren Berechnung zu nutzen. Beide Vorgehensweisen bergen die Gefahr von Ungenauigkeiten, die sich auf das Ergebnis auswirken können. Jedoch ist die Bestimmung mit dem DVTc reproduzierbar und menschliche Fehler werden weitestgehend ausgeschlossen.

Die Bestimmung der IST-Grauwerte stellt eine weitere Herausforderung dar. Hier hat man mit der Beeinflussung der GVs durch Artefakte zu kämpfen, weiter steht man vor der Problematik, eine Schicht zu identifizieren, die zur Bestimmung des IST-Zustands geeignet ist. Besonders Regionen, in denen Metall abgebildet ist, sind von Artefakten betroffen (Pauwels, Stamatakis, Bosmans et al., 2013). Es sollte eine Schicht gefunden werden, in der das Implantat über den gesamten Durchmesser keinen Hohlraum aufweist, um den GV bestimmen zu können. Gleichzeitig ist bekannt, dass genau diese Bereiche artefaktreich sind. Hierin besteht eine gewisse Problematik. Ferner sollte die Bestimmung des Luftgrauwerts an einer Stelle außerhalb des Patientenkopfes erfolgen. Allerdings ist dies nicht immer möglich, da nicht immer eine solche Region in der DVT-Aufnahme zu finden ist. In den Testdatensätzen dieser Arbeit war bei einem von zehn Datensätzen in der zur Bestimmung identifizierten Schicht keine Luft außerhalb des Kopfes. Zur Grauwertbestimmung im Allgemeinen sollte der DVTc verwendet werden, welcher objektive, reproduzierbare und von jedem durchführbare Messergebnisse liefert. Als Voraussetzung gilt hier allerdings, dass die Kantendetektion erfolgreich durchgeführt werden kann. Auch gab es bei einzelnen Schichten Probleme, sodass es mehrere Versuche benötigte, um eine Kante zu finden. In einem Fall war keine Detektion möglich.

Als größte Herausforderung stellte sich die vollständige Abhängigkeit des Resultats von der

anfänglichen Bildqualität heraus. Die Bildqualität wird, wie in dieser Arbeit beschrieben, von vielen Faktoren beeinflusst. Artefakte können zu Ungenauigkeiten im GV führen, auch Aufnahmeparameter können Einfluss auf die Grauwerte haben. Einerseits beeinflussen die Feldgröße und die Auflösung die GVs (Parsa, Ibrahim, Hassan, Motroni et al., 2013), andererseits nehmen die Voxelgröße und der Schwellenwert für die GV-Segmentierung Einfluss auf die Größe eines Objekts (Park et al., 2020). Dies zeigt deutlich, dass die bestimmten GVs nicht die Absorption sowie der Implantatdurchmesser nicht zwingend die geometrische Realität abbilden müssen. Um aber mit den Datensätzen arbeiten zu können, musste die Annahme getroffen werden, dass die gemessenen Werte der Wahrheit entsprechen und dass die gemessenen Grauwerte in einer kontinuierlichen linearen Beziehung zur Absorption stehen.

Die Berechtigung zur Erforschung einer solchen Methode, trotz der Ungenauigkeiten durch die oben beschriebenen Annahmen, liegt eindeutig in der Pflicht eines Behandlers, das Maximum an Information aus einer Röntgenaufnahme zu gewinnen. Jede Röntgenaufnahme führt zu einer Strahlenbelastung des Patienten. Im Allgemeinen wird nach einer Minimierung der medizinischen Strahlenbelastung gestrebt. Mit der in dieser Arbeit erforschten Methode soll die Informationsmenge erhöht werden. Die Grauwertkalibrierung a posteriori bringt keine zusätzliche Strahlenbelastung mit sich. Zwar können in der Zukunft liegende Aufnahmen mit einem Referenzkörper aufgenommen werden, allerdings muss ein solcher Prüfkörper dann idealerweise einheitlich und flächendeckend vorhanden sein, dazu würde es neue gesetzliche Regelungen benötigen und bis zu diesem Zeitpunkt werden zahlreiche weitere Aufnahmen getätigt werden. Mit dem DVTc können diese bereits bestehenden Aufnahmen bearbeitet und die GVs kalibriert werden. Die Anwendung der a posteriori Kalibrierung, wie sie hier konstruiert wurde, erfolgt in großen Teilen automatisiert, sodass die Verwendung nicht zwangsläufig Experten benötigt. Die Auswertung einer DVT-Aufnahme muss in Deutschland zwingend von Personen mit DVT-Fachkunde erfolgen. Nichts desto trotz obliegt die Befundung einer Röntgenaufnahme immer einer gewissen Subjektivität. Um den individuellen Einfluss einer Person so gering wie möglich zu halten, wurde sich für eine weitestgehend automatisierte Anwendung entschieden. Die einzige Herausforderung liegt darin, die zur Bestimmung geeignete Schicht zu identifizieren und Regionen auszuwählen.

In dieser Arbeit wurde eine Methode entwickelt und eine Softwareanwendung gebaut, die es ermöglicht, eigene DICOM Dateien hochzuladen und die Grauwerte zu verändern. Besonders hervorzuheben ist hier die anwenderfreundliche Benutzeroberfläche, die es dem Nutzer erlaubt, mit nur wenigen Klicks die wichtigen Parameter zu bestimmen und direkt in die Eingabeleiste einzugeben. Alle Eingaben und Ergebnisse sind auf einer Seite übersichtlich einsehbar und lassen sich somit schnell und unkompliziert kontrollieren und gegebenenfalls korrigieren. Da die Darstellung so gewählt wurde, dass auf einen Blick sowohl die Ausgangsdaten als auch die veränderten Daten sichtbar sind, kann der Anwender direkt die Auswirkungen seiner Eingaben visualisiert betrachten und beurteilen. Für die Verwendung des Programms bedarf es keines Spezialisten, die Eingabeleiste ist so simpel gestaltet, dass die Anwendung nahezu intuitiv möglich ist. Im Vergleich zur Messung der

Implantatcharakteristika mit IJ wurde hier entschieden, eine objektive, wiederholbare und von jedem durchführbare Methode, die automatisierte Kantendetektion, zu verwenden. Bei idealen Ausgangsdaten ist es mit dem DVTc möglich, DVT-Aufnahmen mithilfe eines Implantats grauwert zu kalibrieren und eine verbesserte Vergleichbarkeit zwischen Bildern herzustellen.

6.1 Ausblick

Vergleicht man ein CT mit einem DVT, wird klar, dass diese Geräte deutliche Unterschiede aufweisen. Aufgrund der geringeren Expositionsparameter, der geringeren Anschaffungskosten und der geringeren Komplexität stellt sich das DVT als ein gutes bildgebendes Verfahren heraus, um bei Implantationen eine gute Risiko-Nutzen-Beurteilung durchzuführen (Guerrero et al., 2006). Ein Problem stellt allerdings die Verzerrung der GVs dar, sodass eine Dichtebestimmung mithilfe eines DVT-Geräts nicht möglich ist (De Vos et al., 2009). Die Entwicklung einer Möglichkeit, diesen Mangel auszumerzen, ist seit längerem Thema in der aktuellen Forschung. Ein großer Teil der Studien, die sich mit dieser Problematik beschäftigen, versucht, HUs aus GVs abzuleiten (Razi et al., 2014) (Pauwels, Jacobs et al., 2014), sie bestrahlen Prüfkörper (Mah et al., 2010) oder beschäftigen sich mit der Entwicklung eines Referenzkörpers (Reeves et al., 2012) zur Ableitung. Dass eine einheitliche Vergabe der GVs die Vergleichbarkeit zwischen unterschiedlichen DVT-Aufnahmen vereinfachen würde, ist selbstverständlich. In dieser Arbeit wurde sich dafür entschieden, eine Methode zur a posteriori Grauwertkalibrierung von DVT-Aufnahmen mit dentalen Titanimplantaten als Referenzkörper zu erarbeiten. Zur idealen Überprüfung der Vorgehensweise sowie des DVTc wäre es nötig gewesen, über DVT-Aufnahmen ein und desselben Patienten aus unterschiedlichen DVT-Geräten zu verfügen. Hier wäre es möglich gewesen, die Aufnahmen mithilfe des gleichen Implantats zu kalibrieren und GVs unterschiedlicher Bereiche miteinander zu vergleichen. Um zu evaluieren, inwieweit die erhöhte Streuung der GVs von Knochen und Weichgewebe positiv ist, wäre es obligat gewesen, Aufnahmen der Patienten sowohl aus einem DVT als auch aus einem CT zu erstellen. Der DVTc hat nun einen Grundstein gelegt, um weitere Testungen der Methode frei verfügbar durchzuführen. Hierbei ist einerseits eine Anwenderstudie von Interesse, die die Benutzung des DVTc evaluiert, andererseits ist es zur Überprüfung der Methode notwendig, DVT-Daten aus unterschiedlichen DVT-Geräten zu sichten und optimalerweise auch die gleichen Patienten in unterschiedlichen DVT-Geräten zu erfassen und auszuwerten. Wir sind zwar nach dieser Arbeit auch der Meinung, dass der Fokus zukünftiger Arbeiten auf der Entwicklung eines Prüfkörpers liegen sollte, der bei der Aufnahme mit erfasst wird (Pauwels, Stamatidis, Manousaridis et al., 2011), allerdings besteht mit einer nachträglichen Anpassung der Bild-GVs die Möglichkeit, auch historische Daten zu verändern und im besten Fall vergleichbarer zu machen. In der Gegenüberstellung stellt die Kalibrierung ohne dedizierten Prüfkörper wahrscheinlich eine größere Herausforderung dar, weil die geometrischen Abmessungen nur durch die Aufnahme bestimmt werden können und die exakte Zusammensetzung des Referenzobjekts nur geschätzt werden kann. Allerdings ist die a posteriori Kalibrierung der GVs grundsätzlich auch ohne speziellen Prüfkörper möglich, wenngleich diese vollständig von der vorherigen Datenlage abhängig ist. Eine standardisierte Vergabe der Grauwerte herstellerübergreifend würde bereits eine deutliche Verbesserung der Vergleichbarkeit mit sich bringen. Solange hier aber kein Standard in Sicht ist, stellt die Kalibrierung über einen Referenzkörper eine Möglichkeit dar. Langfristig ist es erstrebenswert, dass Dichtebestimmungen mit einer DVT-Aufnahme möglich sind, denn die Studienlage ist nicht eindeutig, was die Ableitbarkeit von HUs aus GVs betrifft, wie in 2.4 beschrieben. Jedoch bis dahin wird es weitere Studien benötigen, die den Zusammenhang von Absorp-

tion, GV und HU untersuchen. Hierbei kann der DVTc genutzt werden, um GVs eines Referenzkörpers zu bestimmen und eine Veränderung der GVs mithilfe von Grenzwerten durchzuführen.

Zu Beginn dieser Arbeit wurde die Frage gestellt, inwiefern sich dentale Titanimplantate als Referenzobjekt zur a posteriori Grauwertkalibrierung von DVT-Aufnahmen eignen. Hier lässt sich abschließend sagen, dass Implantate aufgrund ihrer klaren Geometrie und ihrer recht klaren Zusammensetzung grundsätzlich als Referenzkörper geeignet sind. Ziel einer Kalibrierung ist es, bei Daten eine gemeinsame Bewertungsgrundlage zu schaffen, um sie miteinander vergleichen zu können. Die Veränderung der GVs mit dem DVTc ist gelungen und die GVs der anderen Implantate lassen sich danach auch miteinander vergleichen und repräsentieren ihre Absorption besser. Gleichzeitig lässt sich die verbesserte Vergleichbarkeit der anderen Gewebe nicht überprüfen. Hierfür wären die Absorptionswerte dieser Bereiche notwendig gewesen, um die Veränderung der GVs zu überprüfen und nachvollziehen zu können. So lässt sich sagen, dass nach der Kalibrierung von DVT-Aufnahmen mithilfe dentaler Titanimplantate und Luft als Absorptionsreferenz die GVs aller Datenpunkte im Datensatz verändert werden können. Inwieweit die Vergleichbarkeit anderer Strukturen dadurch beeinflusst oder sogar verbessert wird, kann nicht abschließend geklärt werden und bedarf weiterer Forschung.

7. Anhang

DVT Calibrator

Dieses Skript stellt eine Streamlit-Oberfläche zur Grauwertkalibrierung bereit: Upload mehrerer DICOM-Schichten, Auswahl eines Slices, Klick-basiertes Auswertefenster, lineare Kalibrierung auf Ziel-Grauwerte (Implantat/Luft), Kantenerkennung im Fenster und ein Vorher/Nachher-Histogramm. Zur Erstellung und Vereinfachung des Programmiercodes wurde ChatGPT (OpenAI, 2025) verwendet.

```
1 import streamlit as st
2 from skimage import feature, measure
3 from scipy import ndimage as ndi
4 import pydicom
5 import numpy as np
6 import plotly.express as px
7 from streamlit_plotly_events import plotly_events
8 from math import e
9 import numpy as np
10 import pandas as pd
11
12 # -----
13 # DVTc - Weboberfläche zur Grauwert-Kalibrierung von DVT/DICOM-Daten
14 #
15 # Zweck:
16 #   Dieses Tool hilft dabei, DVT-Bilddaten so zu kalibrieren, dass die Grauwerte
17 #   (z. B. von Implantat und Luft) an gewünschte Referenzwerte angepasst werden.
18 #
19 # Was Sie hier tun:
20 #   1) Mehrere DICOM-Dateien derselben Aufnahme hochladen (eine Datei pro
21 #      ↳ Schicht).
22 #   2) Mit dem Schieberegler die gewünschte Schicht (Slice) auswählen.
23 #   3) Im Bild in den relevanten Bereich klicken (z. B. auf das Implantat).
24 #   4) Größe des Auswertefensters und Zielwerte anpassen - die Kalibrierung und
25 #      Messwerte aktualisieren sich entsprechend.
26 #
27 # Hinweise:
28 #   • Das Auswertefenster bestimmt, aus welchem Bereich die Messwerte berechnet
29 #     ↳ werden.
30 #   • Die Kantenerkennung versucht, zusammenhängende Strukturen (z. B.
31 #     ↳ Implantatquerschnitt)
32 #     zu finden. Falls das nicht gelingt, werden die Pixeldaten im Fenster
33 #     ↳ direkt ausgewertet.
34 # -----
35
36 st.set_page_config(layout="wide")
37 st.header("Grauwertkalibrierung von DVT-Aufnahmen")
```

```

34
35 # -----
36 # DICOM einlesen → Numpy-Arrays
37 # Ergebnis:
38 #     • pictures: 3D-Stack der Schichten (Z, Y, X)
39 #     • min_/max_: globale Grauwertgrenzen (für konsistente Darstellung)
40 #     • pixel_sizes: Pixelabstände je Schicht (mm), zur Durchmesserberechnung
41 # Technischer Hinweis: Caching beschleunigt wiederholte Interaktionen.
42 # -----
43 @st.cache_data
44 def process_pictures(files):
45     dicom_files = [pydicom.dcmread(file) for file in files]
46     pictures = np.array([file.pixel_array for file in dicom_files])
47     pixel_sizes = [file.PixelSpacing for file in dicom_files]
48     min_, max_ = np.min(pictures), np.max(pictures)
49     return pictures, min_, max_, pixel_sizes
50
51 # -----
52 # Lineare Grauwert-Kalibrierung
53 # Ziel:
54 #     Gemessene Werte (Implantat/Luft) werden auf gewünschte Zielwerte
55 #     ↪ abgebildet.
56 #     Dadurch werden alle Bildpunkte proportional umgerechnet.
57 # Eingaben:
58 #     desired_value_implant / desired_value_air → gewünschte Zielwerte
59 #     measured_value_implant / measured_value_air → aktuell gemessene
60 #     ↪ Referenzwerte
61 # -----
62 @st.cache_data
63 def scale_pictures(pictures, desired_value_implant, desired_value_air,
64     ↪ measured_value_implant, measured_value_air):
65     X_std = (pictures - measured_value_air) / (measured_value_implant -
66     ↪ measured_value_air)
67     X_scaled = X_std * (desired_value_implant - desired_value_air) +
68     ↪ desired_value_air
69     return np.around(X_scaled)
70
71 # -----
72 # Kantenerkennung & Kenngrößen im Auswahlfenster
73 # Zweck:
74 #     Aus dem geklickten Bereich (Fenster) werden Struktur und Intensitäten
75 #     ↪ ermittelt.
76 #     Bei erfolgreicher Segmentierung wird die größte gefundene Region
77 #     ↪ ausgewertet.
78 #
79 # Ausgaben (wichtig für die Befundung/Qualitätskontrolle):
80 #     • diameter: Äquivalentdurchmesser der Region (in Pixel; Umrechnung in mm
81 #     ↪ separat)

```

```

74 #     • mean/median: mittlere bzw. mediane Intensität (Grauwert) der Region
75 #     • std, min, max: Streuung und Extremwerte innerhalb der Region
76 #
77 # type:
78 #     "mean" oder "median" - steuert, welcher Kennwert im Kontrollbild
↪ eingefärbt wird
79 #     (nur zur visuellen Rückmeldung; hat keinen Einfluss auf die Messwerte).
80 # -----
81 def edge_detect_image(image, regions=None, type="mean", sigma=0.5,
↪ low_threshold=None, high_threshold=None):
82     avg_image = image.copy()
83     diameter = None
84
85     if regions == None:
86         # Schritt 1: Kanten im Fenster finden (Canny)
87         edges = feature.canny(avg_image, sigma=sigma,
↪ low_threshold=low_threshold, high_threshold=high_threshold)
88         # Schritt 2: Kanten zu Flächen schließen → zusammenhängende Objekte
89         filled_shapes = ndi.binary_fill_holes(edges)
90         # Schritt 3: Objekte markieren und ihre Eigenschaften berechnen
91         label_objects, _ = ndi.label(filled_shapes)
92         regions = measure.regionprops(label_objects, intensity_image=image)
93
94         # Falls eine Region erkannt wurde, diese auswerten; sonst auf alle
↪ Fensterpixel zurückgreifen
95     try:
96         region = regions[0]
97         coords = region.coords
98         diameter = round(region.equivalent_diameter, 3)
99     except IndexError as e:
100         coords = np.argwhere(avg_image != None)
101         diameter = 0
102
103     # Intensitäten der relevanten Pixel
104     object_pixel_values = avg_image[coords[:, 0], coords[:, 1]]
105
106     # Kenngrößen der Region (Grauwert-Statistik)
107     mean_intensity = round(np.mean(object_pixel_values), 3)
108     median_intensity = round(np.median(object_pixel_values), 3)
109     std = round(np.std(object_pixel_values), 3)
110     min = np.min(object_pixel_values)
111     max = np.max(object_pixel_values)
112
113     # Kontrollbild erzeugen: Region mit Mittelwert oder Median einfärben (nur
↪ Visualisierung)
114     if type == "mean":
115         avg_image[coords[:, 0], coords[:, 1]] = mean_intensity
116         value = round(mean_intensity)

```

```

117     elif type == "median":
118         avg_image[coords[:, 0], coords[:, 1]] = median_intensity
119         value = round(median_intensity)
120
121     return avg_image, diameter, std, min, max, value, regions
122
123 # -----
124 # Einzelbild anzeigen (Plotly)
125 # Zweck:
126 #     Dient zur Navigation und zur Auswahl des Messbereichs per Mausklick.
127 # Darstellung:
128 #     Graustufenbild mit global einheitlicher Skala (min_/max_) für
129 #     ↪ vergleichbare Ansichten.
130 # Rückgabe:
131 #     Klick-Koordinaten (x, y) für das Auswertefenster.
132 # -----
133 def plot_image(picture, key=None, height=None, showscale=True):
134     fig = px.imshow(picture, color_continuous_scale='gray', range_color=[min_,
135     ↪ max_], labels={"color": "Grauwert"})
136     fig.update(layout_coloraxis_showscale=showscale)
137     if height:
138         fig.update_layout(height=height)
139     selected_points = plotly_events(fig, click_event=True, hover_event=False,
140     ↪ select_event=False, key=key)
141     return selected_points
142
143 # -----
144 # Hauptablauf
145 # A) Daten laden
146 # B) Darstellung (Original/Kalibriert) + Messwerte
147 # C) Eingaben in der Seitenleiste (Parameter & Zielwerte)
148 # -----
149
150 # -----
151 # A) Daten laden
152 # • DICOM-Upload (mehrere Schichten)
153 # • Umwandlung in Numpy-Arrays
154 # • Bereitstellung globaler Min/Max-Werte und Pixelgrößen
155 # -----
156 files = st.file_uploader(
157     "Bitte Dicom Dateien Hochladen",
158     type=['dcm'],
159     accept_multiple_files=True,
160     key="file_upload",
161     help=(
162         "Laden Sie mehrere DICOM-Dateien derselben Aufnahme (eine pro Schicht). "
163         "Achten Sie auf die korrekte Reihenfolge der Schichten."
164     )

```

```

162 )
163 # Ohne Daten keine Auswertung
164 if not files:
165     st.stop()
166
167 # Einlesen & Grundgrößen
168 pictures, min_, max_, pixel_sizes = process_pictures(files)
169
170 # Voreinstellung für Klickposition (wird nach dem ersten Klick überschrieben)
171 x, y = 0, 0
172
173 # Schichtauswahl: Slider nur, wenn mehrere Schichten vorliegen
174 if len(pictures) > 1:
175     slide = st.slider(min_value=0, max_value=len(pictures) - 1, key='slider',
176         ↪ label="Schichtauswahl")
177 else:
178     slide = 0
179
180 # -----
181 # C) Eingaben (Seitenleiste)
182 # • Parameter: Implantatgröße, Fenstergröße
183 # • Referenzwerte: aktuelle/gewünschte Grauwerte von Implantat & Luft
184 # • Ausgabe: Empfehlung für Zielwerte + Übernahme in die Kalibrierung
185 # -----
186 with st.sidebar:
187     # Implantatdurchmesser (klinische Eingabe) → dient zur Empfehlung eines
188     ↪ Ziel-Grauwerts
189     implant_size = st.number_input(
190         'Implantatdurchmesser in cm',
191         min_value=0.2,
192         max_value=0.7,
193         help="Durchmesser des betrachteten Implantats. Daraus wird ein
194             ↪ empfohlener Ziel-Grauwert abgeleitet."
195     )
196     # Größe des Auswertefensters um die Klickposition
197     window_size = st.slider("Auswahlfenster in #Pixel", min_value=10,
198         ↪ max_value=50, value=25)
199
200     # Empfehlung des Ziel-Grauwerts für das Implantat (modellbasierte Schätzung)
201     absorption = 43.4 - 43.4*e**(-8.0358*implant_size)
202     absorption_relative = absorption/43.4 * 4096
203     absorption_relative_rounded = int(round(absorption_relative, 0))
204
205     # Aktuell gemessener Grauwert des Implantats (aus der ungekalibrierten
206     ↪ Aufnahme)
207     measured_value_implant = st.number_input(
208         'Aktueller Grauwert des Implantats',
209         min_value=min_,

```

```

205         max_value=max_,
206         value=absorption_relative_rounded,
207         help="Gemessener Grauwert des Implantats in der aktuellen Aufnahme (vor
           ↳ Kalibrierung)."
208     )
209
210     # Gewünschter (Ziel-)Grauwert des Implantats
211     desired_value_implant = st.number_input(
212         'Gewünschter Grauwert des Implantats',
213         value=absorption_relative_rounded,
214         help=(
215             "Zielwert, auf den die Implantatintensität kalibriert werden soll. "
216             "Kann von der Empfehlung abweichen."
217         )
218     )
219
220     # Referenzbereich Luft: gemessener und gewünschter Grauwert (z. B. 0)
221     measured_value_air = st.number_input('Aktueller Grauwert der Luft',
           ↳ min_value=min_, max_value=max_, value=min_)
222     desired_value_air = st.number_input('Gewünschter Grauwert der Luft',
           ↳ value=min_)
223
224     # Skalieren des Bildes
225     scale = st.button("Bestätigen")
226
227     # Anwendung der linearen Kalibrierung auf alle Schichten
228     scaled_pictures = scale_pictures(
229         pictures, desired_value_implant, desired_value_air, measured_value_implant,
           ↳ measured_value_air
230     )
231
232     # -----
233     # B) Darstellung & Auswertung
234     # Links: Original/kalibriertes Bild
235     # Rechts: Messwerte + vergrößerte Ansicht des ausgewählten Bereichs
236     # Unten: Histogrammvergleich der Grauwertverteilung (vor/nach Kalibrierung)
237     # -----
238
239     # Layout-Spalten
240     cola, colb = st.columns([4,3], vertical_alignment="top")    # Original +
           ↳ Messwerte/Zoom
241     col1, col2 = st.columns([4,3], vertical_alignment="top")    # Kalibriert +
           ↳ Messwerte/Zoom
242
243     # --- Originalbild (oben links) ---
244     with cola:
245         st.header("Original Bild")
246         # Klick ins Bild → definiert das Zentrum des Auswertefensters

```

```

247     selected_points = plot_image(pictures[slide], "unscaled")
248
249     # --- Kalibriertes Bild (unten links) ---
250     with col1:
251         st.header("Kalibriertes Bild")
252         # Gleiche Schicht nach Kalibrierung zur direkten visuellen Kontrolle
253         plot_image(scaled_pictures[slide], "scaled")
254
255     # Ohne Klick keine Regionalanalyse
256     if not len(selected_points) > 0:
257         st.stop()
258
259     # Klickkoordinaten (x, y)
260     x, y = selected_points[0]["x"], selected_points[0]["y"]
261
262     # Auswertefenster: gleicher Bereich in Original und Kalibriert
263     subimage = pictures[slide][y-window_size:y+window_size,
264     ↪ x-window_size:x+window_size]
265
266     subimage_scaled = scaled_pictures[slide][y-window_size:y+window_size,
267     ↪ x-window_size:x+window_size]
268
269     # Falls das Fenster leer ist (z. B. Klick am Rand), abbrechen
270     if not (len(subimage) > 0):
271         st.warning("Es wurde kein Objekt erkannt")
272         st.stop()
273
274     # --- Analyse Original ---
275     # Region segmentieren und Kenngrößen bestimmen; Regionen merken für den Vergleich
276     mean_image, diameter, std, min, max, mean_value, regions =
277     ↪ edge_detect_image(subimage, type="mean")
278
279     median_image, _, _, _, _, median_value, _ = edge_detect_image(subimage,
280     ↪ regions=regions, type="median")
281
282     # --- Analyse Kalibriert ---
283     # Identische Region erneut auswerten → direkter Vorher/Nachher-Vergleich
284     mean_image_scaled, diameter_scaled, std_scaled, min_scaled, max_scaled,
285     ↪ mean_value_scaled, _ = edge_detect_image(subimage_scaled, regions=regions,
286     ↪ type="mean")
287
288     median_image_scaled, _, _, _, _, median_value_scaled, _ =
289     ↪ edge_detect_image(subimage_scaled, regions=regions, type="median")
290
291     # --- Rechte Spalten: Messwerte & Zoomansichten ---
292     with colb:
293         st.header(f"Mittelwert: {mean_value} | Median: {median_value}")
294         st.write(f"""\0: {np.round(diameter * (np.mean(pixel_sizes[slide])), 3)}mm |
295         ↪ std: {std} | min: {min} | max: {max}""")
296
297         # Kontrollbild: Region mit Medianwert eingefärbt (Original)
298         plot_image(median_image, key="median", height=400, showscale=False)

```

```

287
288 with col2:
289     st.header(f"Mittelwert: {mean_value_scaled} | Median: {median_value_scaled}")
290     st.write(f"""\0: {np.round(diameter_scaled * (np.mean(pixel_sizes[slide])),
    ↪ 3)}mm | std: {std_scaled} | min: {min_scaled} | max: {max_scaled}""")
291     # Kontrollbild: Region mit Medianwert eingefärbt (Kalibriert)
292     plot_image(median_image_scaled, key="median_scaled", height=400,
    ↪ showscale=False)
293
294 # --- Histogrammvergleich (ganze Schicht) ---
295 # Aussage:
296 # Überlagertes Histogramm zeigt die Verteilungsverschiebung der Grauwerte
    ↪ durch die Kalibrierung.
297 with col1:
298     unkalibriert, kalibriert = pictures[slide].flatten(),
    ↪ scaled_pictures[slide].flatten()
299     data = np.concatenate([unkalibriert, kalibriert])
300     kategorien = ['unkalibriert'] * len(unkalibriert) + ['kalibriert'] *
    ↪ len(kalibriert)
301     df = pd.DataFrame({'Werte': data, 'Kategorie': kategorien})
302
303     st.header("Histogramm")
304     st.plotly_chart(
305         px.histogram(
306             df,
307             x="Werte",
308             color="Kategorie",
309             barmode="overlay",
310             color_discrete_map={'unkalibriert': 'red', 'kalibriert': 'blue'}
311         ),
312         use_container_width=True,
313         nbins=100
314     )

```

Bild	Slice	Regio	Ø Impl. [mm]	Implantat	Knochen	Weichgewebe	Luft
1	-126	44	3,722	4266→3890	990→1290	21→521	-606→0
		46	3,533	3985→3856	984→1352	32→557	-606→0
	130	16	3,209	5815→3785	766→780	30→340	-526→0
		13	3,382	5754→3826	752→787	32→350	-526→0
		23	3,26	5777→3798	775→792	67→367	-526→0
		25	3,24	5811→3793	932→880	6→328	-526→0
2	-162	42	3,868	4030→3913	813→1053	115→433	-379→0
		33	3,278	4142→3802	815→1000	178→462	-379→0
	43	27	4,117	3552→3946	836→1222	288→672	-338→0
3	-41	34	2,873	6463→3689	1148→985	16→409	-902→0
		36	3,132	5685→3765	1147→1126	58→492	-902→0
	-13	37	3,501	4814→3850	910→1186	89→625	-600→0
4	-83	46	4,469	2881→3983	666→1194	220→632	-253→0
		36	4,902	3541→4016	472→792	237→545	-253→0
	52	15	3,742	3904→3893	1006→1174	269→483	-245→0
		16	4,452	3372→3982	864→1228	219→520	-245→0
6	23	15	4,695	3357→4002	738→1184	200→605	-390→0
		14	4,584	3303→3992	738→1198	235→650	-390→0
	21	25	5,07	3037→4026	748→1306	242→703	-358→0
7	-25	11	3,421	5612→3834	512→565	194→361	-345→0
		21	3,597	5356→3868	810→796	223→401	-345→0
		24	2,837	4296→3677	814→933	189→441	-345→0
	-42	23	4,113	3894→3946	645→953	164→510	-406→0
		25	4,009	4027→3933	644→920	160→490	-406→0
	-64	26	3,996	4292→3931	537→730	209→450	-354→0
8	-71	11	3,766	5982→3904	667→894	-13→508	-926→0
9	-36	45	4,385	4634→3975	493→554	106→234	-202→0
		43	4,481	4586→3984	525→588	88→222	-202→0
		41	3,647	4210→3877	560→672	147→308	-202→0
		31	3,7	4471→3888	525→588	93→227	-202→0
	-50	33	4,34	5228→3971	579→618	88→264	-291→0
		35	4,43	4619→3979	456→596	76→288	-291→0
		16	3,867	4966→3914	243→312	-33→101	-165→0
	56	13	4,749	4727→4006	678→692	-34→108	-165→0
		11	4,061	4947→3939	678→650	-22→111	-165→0
		21	4,203	4799→3956	271→348	32→158	-165→0
		23	4,613	4641→3995	270→362	-7→132	-165→0
10	-25	44	3,235	7686→3792	824→692	32→333	-704→0
		36	3,739	4989→3893	856→1068	31→504	-704→0

Alle Intensitäten = Medianwerte. Werte werden als „original → kalibriert“ dargestellt.

Tabelle 7.2: Medianwerte der Grauwert-Messungen über 1 bzw. 3 Schichten

Bild	Regio	Median (1 Schicht)	Median (3 Schichten)	Δ
1	44	4302	4281	-21
	46	4036	4030	-6
	16	5924	5910	-14
	13	5850	5915	65
	23	5857	5867	10
	25	5895	5931	36
2	42	4136	4153	17
	33	4257	4296	39
	27	3619	3584	-35
3	34	6560	6539	-21
	36	5727	5728	1
	37	4878	4913	35
4	46	2927	2936	9
	36	3622	3590	-32
	15	4010	3954	-56
	16	3459	3479	20
5	22	6580	6595	15
6	15	3506	3529	23
	14	3396	3448	52
	25	3112	3176	64
7	11	5655	5745	90
	21	5377	5426	49
	23	3928	3948	20
	24	4349	4357	8
	25	4070	4093	23
	26	4390	4358	-32
8	11	6075	6120	45
9	45	4703	4773	70
	43	4692	4703	11
	41	4500	4488	-12
	31	4639	4607	-32
	33	5465	5371	-94
	35	4742	4729	-13
	16	5042	5027	-15
	13	4875	4894	19
	11	5131	5060	-71
	21	4935	4924	-11
	23	4789	4787	-2
10	44	7793	7979	186
	36	5037	4996	-41
Statistik $n = 40$ $\bar{d} = 9.98$ $SD = 48.30$ $t(39) = 1.31$ $p = 0.199$				

Die Differenz wurde berechnet als $\Delta = Median_{3\text{ Schichten}} - Median_{1\text{ Schicht}}$. Zur statistischen Prüfung wurde ein zweiseitiger gepaarter t-Test verwendet. $\bar{d}$ bezeichnet die mittlere Differenz der Messpaare, SD die Standardabweichung der Differenzen.

Tabelle 7.3: Vergleich der Implantatdurchmesser zwischen IJ und DVTc

Bild	Regio	Ø IJ (mm)	Ø DVTc (mm)	Δ (mm)
1	44	3,52	3,722	0,202
	46	3,20	3,533	0,333
	16	2,88	3,209	0,329
	13	3,20	3,382	0,182
	23	3,04	3,260	0,220
	25	3,04	3,240	0,200
2	42	3,50	3,868	0,368
	33	3,00	3,278	0,278
	27	3,50	4,117	0,617
3	34	2,65	2,873	0,223
	36	3,00	3,132	0,132
	37	3,25	3,501	0,251
4	46	4,25	4,469	0,219
	36	4,50	4,902	0,402
	15	3,50	3,742	0,242
	16	4,00	4,452	0,452
5	22	2,80	–	–
6	15	4,25	4,695	0,445
	14	4,25	4,584	0,334
	25	4,50	5,070	0,570
7	11	3,36	3,421	0,061
	21	3,52	3,597	0,077
	23	3,68	4,113	0,433
	24	2,56	2,837	0,277
	25	3,68	4,009	0,329
	26	3,52	3,996	0,476
8	11	3,375	3,766	0,391
9	45	4,32	4,385	0,065
	43	4,16	4,481	0,321
	41	3,20	3,647	0,447
	31	3,20	3,700	0,500
	33	3,84	4,34	0,5
	35	4,16	4,430	0,270
	16	3,52	3,867	0,347
	13	4,16	4,749	0,589
	11	3,52	4,061	0,541
	21	4,16	4,203	0,043
10	23	4,16	4,613	0,453
	44	3,04	3,235	0,195
	36	3,52	3,739	0,219
Statistik	$n = 39$	$\bar{d} = 0,321$	$SD = 0,152$	
		$t(38) = 13,03$	$p < 0,001$	

Fehlende Messwerte wurden mit „–“ gekennzeichnet und bei der statistischen Auswertung nicht berücksichtigt. Der Vergleich erfolgte mittels zweiseitigem gepaarten t-Test. Die Differenz wurde berechnet als $\Delta = DVTc - IJ$. Zur statistischen Prüfung wurde ein zweiseitiger gepaarter t-Test verwendet. $\bar{d}$ bezeichnet die mittlere Differenz der Messpaare, SD die Standardabweichung der Differenzen.

Tabelle 7.4: Vergleich der Luft-Grauwertmessungen zwischen IJ und DVTC

Bild	Slice	Luft IJ	Luft DVTC	Δ
1	-126	-638	-606	32
	130	-634	-526	108
2	-162	-389	-379	10
	43	-386	-338	48
3	-41	-869	-902	-33
	-13	-866	-600	266
4	-83	-254	-253	1
	52	-277	-245	32
	45	-254	-245	9
6	23	-349	-390	-41
	21	-340	-358	-18
7	-25	-343	-345	-2
	-42	-361	-406	-45
	-64	-328	-354	-26
8	-71	-1023	-926	97
	-36	-270	-202	68
9	-50	-265	-291	-26
	56	-187	-165	22
10	-25	-683	-704	-21
Statistik $n = 19$ $\bar{d} = 25,32$ $SD = 80,13$				
$t(18) = 1,38$ $p = 0,185$				

Der Vergleich erfolgte mittels zweiseitigem gepaarten t-Test. Die Differenz wurde berechnet als $\Delta = \text{Luft}_{DVTC} - \text{Luft}_{IJ}$. Zur statistischen Prüfung wurde ein zweiseitiger gepaarter t-Test verwendet. $\bar{d}$ bezeichnet die mittlere Differenz der Messpaare, SD die Standardabweichung der Differenzen.

Tabelle 7.5: Vergleich der Grauwertmessungen der Luft in anatomischen Regionen

Bild	außerhalb	Sinus	Rachen
1	-548	-188	-210
2	-458	-98	-3
3	-796	—	—
4	-149	-67	-140
5	-874	—	—
6	-194	-110	-102
7	-417	-109	-90
8	-652	-317	-200
9	-515	-182	-82
10	-520	-200	—

Dargestellt sind die gemessenen Grauwertwerte der Luft in verschiedenen anatomischen Regionen. Fehlende Messwerte wurden mit „—“ gekennzeichnet.

Literatur

- Agbaje, J. O., Jacobs, R., Maes, F., Michiels, K. & van Steenberghe, D. (2007). Volumetric analysis of extraction sockets using cone beam computed tomography: A pilot study on ex vivo jaw bone. *Journal of Clinical Periodontology*, 34(11), 985–990. <https://doi.org/10.1111/j.1600-051X.2007.01134.x>
- Anna Reinbold. (2026). *Programmiercode DVTc*. <https://github.com/AMR2107/dvt-calibrator>
- Arbeitsgemeinschaft für Röntgenologie der DGZMK (ARö) & Deutsche Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde (DGZMK). (2022, Dezember). *Dentale digitale volumetomographie* (S2k-Leitlinie (Langfassung)). https://www.dgzmk.de/documents/10165/1373255/LL_083-005_S2k_DVT_LL-Langfassung_2022.pdf/aa7d8cc6-0ee0-4958-a85d-8ab8e683ce0b
- Arisan, V., Karabuda, Z. C., Avsever, H. & Özdemir, T. (2013). Conventional multi-slice computed tomography (CT) and cone-beam CT (CBCT) for computer-assisted implant placement. part i: Relationship of radiographic gray density and implant stability. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 15(6), 893–906. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8208.2011.00436.x>
- Azeredo, F., de Menezes, L. M., Enciso, R., Weissheimer, A. & de Oliveira, R. B. (2013). Computed gray levels in multislice and cone-beam computed tomography. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 144(1), 147–155. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2013.03.013>
- Baba, R., Konno, Y., Ueda, K. & Ikeda, S. (2002). Comparison of flat-panel detector and image-intensifier detector for cone-beam CT. *Computerized Medical Imaging and Graphics: The Official Journal of the Computerized Medical Imaging Society*, 26(3), 153–158. [https://doi.org/10.1016/s0895-6111\(02\)00008-3](https://doi.org/10.1016/s0895-6111(02)00008-3)
- Benavides, E., Rios, H. F., Ganz, S. D., An, C.-H., Resnik, R., Reardon, G. T., Feldman, S. J., Mah, J. K., Hatcher, D., Kim, M.-J., Sohn, D.-S., Palti, A., Perel, M. L., Judy, K. W. M., Misch, C. E. & Wang, H.-L. (2012). Use of cone beam computed tomography in implant dentistry: The international congress of oral implantologists consensus report. *Implant Dentistry*, 21(2), 78–86. <https://doi.org/10.1097/ID.0b013e31824885b5>
- Birch, R. & Marshall, M. (1979). Computation of bremsstrahlung x-ray spectra and comparison with spectra measured with a ge(li) detector. *Physics in Medicine and Biology*, 24(3), 505–517. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/24/3/002>

- Bryant, J. A., Drage, N. A. & Richmond, S. (2014). Study of the scan uniformity from an i-CAT cone beam computed tomography dental imaging system. *Dentomaxillofacial Radiology*. <https://doi.org/10.1259/dmfr/13227258>
- Bundesamt für Strahlenschutz. (2025, 2. Dezember). *Röntgendiagnostik: Häufigkeit und strahlenexposition für die deutsche bevölkerung* [Bundesamt für strahlenschutz]. Zugriff 14. Januar 2026 unter <https://www.bfs.de/DE/themen/ion/anwendung-medizin/diagnostik/roentgen/haeufigkeit-exposition.html>
- Candemil, A. P., Salmon, B., Freitas, D. Q., Ambrosano, G. M., Haiter-Neto, F. & Oliveira, M. L. (2018). Metallic materials in the exomass impair cone beam CT voxel values. *Dentomaxillofacial Radiology*, 47(6), 20180011. <https://doi.org/10.1259/dmfr.20180011>
- De Vos, W., Casselman, J. & Swennen, G. R. J. (2009). Cone-beam computerized tomography (CBCT) imaging of the oral and maxillofacial region: A systematic review of the literature. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 38(6), 609–625. <https://doi.org/10.1016/j.ijom.2009.02.028>
- Deutsche Gesellschaft für Implantologie im Zahn-, Mund- und Kieferbereich (DGI) & Deutsche Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde (DGZMK). (2022, Dezember). *Keramikimplantate* (S3-Leitlinie (Langfassung)).
- Deutsche Röntgengesellschaft- Gesellschaft für medizinische Radiologie e. V. (DRG). (2022, 15. September). *Leitlinie der bundesärztekammer zur qualitätssicherung in der computertomographie* (Leitlinie).
- Dipl. Biol. Barbara Ritzert. (2018, 30. November). *Zahnimplantate zunehmend erste wahl: 1,3 millionen werden in deutschland pro jahr eingepflanzt*. Zugriff 25. April 2023 unter <https://idw-online.de/de/news707107>
- Eguren, M., Holguin, A., Diaz, K., Vidalon, J., Linan, C., Pacheco-Pereira, C. & Lagravere Vich, M. O. (2022). Can gray values be converted to hounsfield units? a systematic review. *Dentomaxillofacial Radiology*, 51(1), 20210140. <https://doi.org/10.1259/dmfr.20210140>
- England, G. M., Moon, E.-S., Roth, J., Deguchi, T., Firestone, A. R., Beck, F. M. & Kim, D.-G. (2017). Conditions and calibration to obtain comparable grey values between different clinical cone beam computed tomography scanners. *Dentomaxillofacial Radiology*, 46(2), 20160322. <https://doi.org/10.1259/dmfr.20160322>
- Epp, E. R. & Weiss, H. (1966). Experimental study of the photon energy spectrum of primary diagnostic x-rays. *Physics in Medicine and Biology*, 11(2), 225–238. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/11/2/302>
- Fuster-Torres, M. Á., Peñarrocha-Diago, M., Peñarrocha-Oltra, D. & Peñarrocha-Diago, M. (2011). Relationships between bone density values from cone beam computed tomography, maximum insertion torque, and resonance frequency analysis at implant placement: A pilot study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 26(5), 1051–1056. Zugriff 18. Februar 2021 unter <https://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=ccm&AN=74488603&site=eds-live>
- Gaêta-Araujo, H., Alzoubi, T., Vasconcelos, K. d. F., Orhan, K., Pauwels, R., Casselman, J. W. & Jacobs, R. (2020). Cone beam computed tomography in dentomaxillofacial

- radiology: A two-decade overview. *Dentomaxillofacial Radiology*, 49(8), 20200145. <https://doi.org/10.1259/dmfr.20200145>
- Guerrero, M. E., Jacobs, R., Loubele, M., Schutyser, F., Suetens, P. & van Steenberghe, D. (2006). State-of-the-art on cone beam CT imaging for preoperative planning of implant placement. *Clinical Oral Investigations*, 10(1), 1–7. <https://doi.org/10.1007/s00784-005-0031-2>
- Hatcher, D. C., Dial, C. & Mayorga, C. (2003). Cone beam CT for pre-surgical assessment of implant sites. *Journal of the California Dental Association*, 31(11), 825–833. <https://doi.org/10.1080/19424396.2003.12224265>
- Hua, Y., Nackaerts, O., Duyck, J., Maes, F. & Jacobs, R. (2009). Bone quality assessment based on cone beam computed tomography imaging. *Clinical Oral Implants Research*, 20(8), 767–771. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2008.01677.x>
- Kamaruddin, N., Rajion, Z. A., Yusof, A. & Aziz, M. E. (2016). Relationship between hounsfield unit in CT scan and gray scale in CBCT. *AIP Conference Proceedings*, 1791(1), 020005. <https://doi.org/10.1063/1.4968860>
- Katsumata, A., Hirukawa, A., Noujeim, M., Okumura, S., Naitoh, M., Fujishita, M., Arij, E. & Langlais, R. P. (2006). Image artifact in dental cone-beam CT. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 101(5), 652–657. <https://doi.org/10.1016/j.tripleo.2005.07.027>
- Katsumata, A., Hirukawa, A., Okumura, S., Naitoh, M., Fujishita, M., Arij, E. & Langlais, R. P. (2007). Effects of image artifacts on gray-value density in limited-volume cone-beam computerized tomography. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 104(6), 829–836. <https://doi.org/10.1016/j.tripleo.2006.12.005>
- Katsumata, A., Hirukawa, A., Okumura, S., Naitoh, M., Fujishita, M., Arij, E. & Langlais, R. P. (2009). Relationship between density variability and imaging volume size in cone-beam computerized tomographic scanning of the maxillofacial region: An in vitro study. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 107(3), 420–425. <https://doi.org/10.1016/j.tripleo.2008.05.049>
- Kiljunen, T., Kaasalainen, T., Suomalainen, A. & Kortessniemi, M. (2015). Dental cone beam CT: A review. *Physica Medica*, 31(8), 844–860. <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2015.09.004>
- Kim, D.-G. (2014). Can dental cone beam computed tomography assess bone mineral density? *Journal of Bone Metabolism*, 21(2), 117. <https://doi.org/10.11005/jbm.2014.21.2.117>
- Lagravère, M., Fang, Y., Carey, J., Toogood, R., Packota, G. & Major, P. (2006). Density conversion factor determined using a cone-beam computed tomography unit New-Tom QR-DVT 9000. *Dentomaxillofacial Radiology*, 35(6), 407–409. <https://doi.org/10.1259/dmfr/55276404>
- Ludlow, J. B. & Ivanovic, M. (2008). Comparative dosimetry of dental CBCT devices and 64-slice CT for oral and maxillofacial radiology. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 106(1), 106–114. <https://doi.org/10.1016/j.tripleo.2008.03.018>

- Mah, P., Reeves, T. E. & McDavid, W. D. (2010). Dent. *Dentomaxillofacial Radiology*, 39(6), 323–335. <https://doi.org/10.1259/dmfr/19603304>
- Miracle, A. C. & Mukherji, S. K. (2009). Conebeam CT of the head and neck, part 2: Clinical applications. *American Journal of Neuroradiology*, 30(7), 1285–1292. <https://doi.org/10.3174/ajnr.A1654>
- Molteni, R. (2013). Prospects and challenges of rendering tissue density in hounsfield units for cone beam computed tomography. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology*, 116(1), 105–119. <https://doi.org/10.1016/j.oooo.2013.04.013>
- Moreira, C. R., Sales, M. A. O., Lopes, P. M. L. & Cavalcanti, M. G. P. (2009). Assessment of linear and angular measurements on three-dimensional cone-beam computed tomographic images. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 108(3), 430–436. <https://doi.org/10.1016/j.tripleo.2009.01.032>
- Nackaerts, O., Maes, F., Yan, H., Couto Souza, P., Pauwels, R. & Jacobs, R. (2011). Analysis of intensity variability in multislice and cone beam computed tomography. *Clinical Oral Implants Research*, 22(8), 873–879. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2010.02076.x>
- Naitoh, M., Hirukawa, A., Katsumata, A. & Ariji, E. (2009). Evaluation of voxel values in mandibular cancellous bone: Relationship between cone-beam computed tomography and multislice helical computed tomography. *Clinical Oral Implants Research*, 20(5), 503–506. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2008.01672.x>
- Navas, S. Et al. (2024). Review of particle physics. *Phys. Rev. D*, 110(3), 030001. <https://doi.org/10.1103/PhysRevD.110.030001>
- Nomura, Y., Watanabe, H., Honda, E. & Kurabayashi, T. (2010). Reliability of voxel values from cone-beam computed tomography for dental use in evaluating bone mineral density. *Clinical Oral Implants Research*, 21(5), 558–562. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2009.01896.x>
- Oliveira, M. L., Freitas, D. Q., Ambrosano, G. M. B. & Haiter-Neto, F. (2014). Influence of exposure factors on the variability of CBCT voxel values: A phantom study. *Dentomaxillofacial Radiology*, 43(6), 20140128. <https://doi.org/10.1259/dmfr.20140128>
- Oliveira-Santos, N., Gaêta-Araujo, H., Spin-Neto, R., Dagassan-Berndt, D., Bornstein, M. M., Oliveira, M. L., Haiter-Neto, F., Freitas, D. Q. & Schulze, R. (2025). Gray values and noise behavior of cone-beam computed tomography machines—an in vitro study. *Dentomaxillofacial Radiology*, 54(2), 140–148. <https://doi.org/10.1093/dmfr/twae053>
- OpenAI. (2025). *ChatGPT* (Version GPT-4). <https://chat.openai.com/>
- Park, S.-W., Yoon, R. G., Lee, H., Lee, H.-J., Choi, Y.-D. & Lee, D.-H. (2020). Impacts of thresholds of gray value for cone-beam computed tomography 3d reconstruction on the accuracy of image matching with optical scan. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 17(17), 6375. <https://doi.org/10.3390/ijerph17176375>
- Parsa, A., Ibrahim, N., Hassan, B., Motroni, A., van der Stelt, P. & Wismeijer, D. (2013). Influence of cone beam CT scanning parameters on grey value measurements at

- an implant site. *Dentomaxillofacial Radiology*, 42(3), 79884780. <https://doi.org/10.1259/dmfr/79884780>
- Parsa, A., Ibrahim, N., Hassan, B., van der Stelt, P. & Wismeijer, D. (2014). Influence of object location in cone beam computed tomography (NewTom 5g and 3d accuitomo 170) on gray value measurements at an implant site. *Oral Radiology*, 30(2), 153–159. <https://doi.org/10.1007/s11282-013-0157-x>
- Parsa, A., Ibrahim, N., Hassan, B., van der Stelt, P. & Wismeijer, D. (2015). Bone quality evaluation at dental implant site using multislice CT, micro-CT, and cone beam CT. *Clinical Oral Implants Research*, 26(1), e1–e7. <https://doi.org/10.1111/clr.12315>
- Patrick, S., Birur, N. P., Gurushanth, K., Raghavan, A. S. & Gurudath, S. (2017). Comparison of gray values of cone-beam computed tomography with hounsfield units of multislice computed tomography: An in vitro study. *Indian Journal of Dental Research*, 28(1), 66. https://doi.org/10.4103/ijdr.IJDR_415_16
- Pauwels, R., Araki, K., Siewerdsen, J. H. & Thongvigitmanee, S. S. (2015). Technical aspects of dental CBCT: State of the art. *Dentomaxillofacial Radiology*, 44(1), 20140224. <https://doi.org/10.1259/dmfr.20140224>
- Pauwels, R., Jacobs, R., Singer, S. R. & Mupparapu, M. (2014). CBCT-based bone quality assessment: Are hounsfield units applicable? *Dentomaxillofacial Radiology*, 44(1), 20140238. <https://doi.org/10.1259/dmfr.20140238>
- Pauwels, R., Nackaerts, O., Bellaiche, N., Stamatakis, H., Tsiklakis, K., Walker, A., Bosmans, H., Bogaerts, R., Jacobs, R. & Horner, K. (2013). Variability of dental cone beam CT grey values for density estimations. *The British Journal of Radiology*, 86(1021), 20120135–20120135. <https://doi.org/10.1259/bjr.20120135>
- Pauwels, R., Beinsberger, J., Collaert, B., Theodorakou, C., Rogers, J., Walker, A., Cockmartin, L., Bosmans, H., Jacobs, R., Bogaerts, R. & Horner, K. (2012). Effective dose range for dental cone beam computed tomography scanners. *European Journal of Radiology*, 81(2), 267–271. <https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2010.11.028>
- Pauwels, R., Stamatakis, H., Bosmans, H., Bogaerts, R., Jacobs, R., Horner, K. & Tsiklakis, K. (2013). Quantification of metal artifacts on cone beam computed tomography images. *Clinical Oral Implants Research*, 24, 94–99. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2011.02382.x>
- Pauwels, R., Stamatakis, H., Manousaridis, G., Walker, A., Michielsen, K., Bosmans, H., Bogaerts, R., Jacobs, R., Horner, K., Tsiklakis, K. & Consortium, T. S. P. (2011). Development and applicability of a quality control phantom for dental cone-beam CT. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 12(4), 245–260. <https://doi.org/10.1120/jacmp.v12i4.3478>
- Plachtovics, M. (2015, Juni). *Examination of grey value accuracy and improvement of image quality in cone beam computed tomography (CBCT)* (Diss.). Szegedi Tudományegyetem. Szeged, Hungary. <https://doi.org/10.14232/phd.2656>
- Plachtovics, M., Goczan, J. & Nagy, K. (2015). The effect of calibration and detector temperature on the reconstructed cone beam computed tomography image quality: A study for the workflow of the iCAT classic equipment. *Oral Surgery, Oral Medicine,*

- Oral Pathology and Oral Radiology*, 119(4), 473–480. <https://doi.org/10.1016/j.oooo.2014.12.009>
- Quereshy, F. A., Savell, T. A. & Palomo, J. M. (2008). Applications of cone beam computed tomography in the practice of oral and maxillofacial surgery. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 66(4), 791–796. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2007.11.018>
- Razi, T., Niknami, M. & Alavi Ghazani, F. (2014). Relationship between hounsfield unit in CT scan and gray scale in CBCT. *Journal of Dental Research, Dental Clinics, Dental Prospects*, 8(2), 107–110. <https://doi.org/10.5681/joddd.2014.019>
- Reeves, T., Mah, P. & McDavid, W. (2012). Deriving hounsfield units using grey levels in cone beam CT: A clinical application. *Dentomaxillofacial Radiology*, 41(6), 500–508. <https://doi.org/10.1259/dmfr/31640433>
- Scarfe, W. C. (2006). Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice, 72(1).
- Schulze, R. K. W. & Drage, N. A. (2020). Cone-beam computed tomography and its applications in dental and maxillofacial radiology. *Clinical Radiology*, 75(9), 647–657. <https://doi.org/10.1016/j.crad.2020.04.006>
- Schulze, R., Heil, U., Groß, D., Bruellmann, D., Dranischnikow, E., Schwanecke, U. & Schoemer, E. (2011). Artefacts in CBCT: A review. *Dentomaxillofacial Radiology*, 40(5), 265–273. <https://doi.org/10.1259/dmfr/30642039>
- Schulze, R. (2019). Lehrbuch zahnärztliches röntgen : Grundlagen, technik, anwendung : Hintergrundinformationen. <https://doi.org/10.25358/OPENSOURCE-186>
- Schulze, R. K. W., Berndt, D. & D’Hoedt, B. (2009). On cone-beam computed tomography artifacts induced by titanium implants. *Clinical Oral Implants Research*, 21(1), 100–107. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2009.01817.x>
- Seçgin, C., Karşlıoğlu, H., Özemre, M. Ö. & Orhan, K. (2021). Gray value measurement for the evaluation of local alveolar bone density around impacted maxillary canine teeth using cone beam computed tomography. *Medicina Oral, Patología Oral y Cirugía Bucal*, 26(5), e669–e675. <https://doi.org/10.4317/medoral.24677>
- Seltzer, S. (1995). Tables of x-ray mass attenuation coefficients and mass energy-absorption coefficients, NIST standard reference database 126. National Institute of Standards; Technology. <https://doi.org/10.18434/T4D01F>
- Streamlit Inc. (2026). *Streamlit*. <https://streamlit.io>
- Varghai, K. (2018, Januar). *The production of hydroxyapatite standards, used for post CBCT scan hounsfield unit calibration* (Diss.). Case Western Reserve University. Zugriff 12. April 2026 unter https://etd.ohiolink.edu/acprod/odb_etd/etd/r/1501/10?clear=10&p10_accession_num=case1505842174493682
- Veyre-Goulet, S., Fortin, T. & Thierry, A. (2008). Accuracy of linear measurement provided by cone beam computed tomography to assess bone quantity in the posterior maxilla: A human cadaver study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 10(4), 226–230. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8208.2008.00083.x>
- Wagendorf, O., Nahles, S., Vach, K., Kern, F., Zachow, S., Heiland, M. & Flügge, T. (2023). The impact of teeth and dental restorations on gray value distribution in

- cone-beam computer tomography: A pilot study. *International Journal of Implant Dentistry*, 9(1), 27. <https://doi.org/10.1186/s40729-023-00493-z>
- Webster, J. & Watson, R. T. (2002). Analyzing the past to prepare for the future: Writing a literature review. *MIS Quarterly*, 26(2), xiii–xxiii. Zugriff 6. April 2024 unter <https://www.jstor.org/stable/4132319>
- Yadegari, A., Safi, Y., Shahbazi, S., Yaghoutiazar, S. & Ghazizadeh Ahsaie, M. (2023). Assessment of CBCT gray value in different regions-of-interest and fields-of-view compared to hounsfield unit. *Dentomaxillofacial Radiology*, 20230187. <https://doi.org/10.1259/dmfr.20230187>

