

Aus der Klinik und Poliklinik für Mund-, Kiefer- und Plastische Gesichtschirurgie,
Poliklinik für Orale Chirurgie und Implantologie, Plastische, Rekonstruktive und
Ästhetische Chirurgie
der Universität zu Köln

Direktor: Universitätsprofessor Dr. med. Dr. med. dent. Christian Linz

***Genauigkeit der Überlagerung von
Oberflächenscans in radiologischen
Planungsprogrammen***

Inaugural-Dissertation zur Erlangung der zahnärztlichen Doktorwürde
der Medizinischen Fakultät
der Universität zu Köln

vorgelegt von
Alexander Kappek
aus Leverkusen

promoviert am 24. April 2026

Dekan:	Universitätsprofessor Dr. med. G. R. Fink
1. Gutachter:	Privatdozent Dr. med. dent. J. Neugebauer
2. Gutachterin:	Privatdozent Dr. med. A.-I. Iuga

Erklärung

Ich erkläre hiermit, dass ich die vorliegende Dissertationsschrift ohne unzulässige Hilfe Dritter und ohne Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel angefertigt habe; die aus fremden Quellen direkt oder indirekt übernommenen Gedanken sind als solche kenntlich gemacht.

Bei der Auswahl und Auswertung des Materials sowie bei der Herstellung des Manuskriptes habe ich Unterstützungsleistungen von folgenden Personen erhalten:

Herr Priv.-Doz. Dr. med. dent. Neugebauer

Weitere Personen waren an der Erstellung der vorliegenden Arbeit nicht beteiligt. Insbesondere habe ich nicht die Hilfe einer Promotionsberaterin/eines Promotionsberaters in Anspruch genommen. Dritte haben von mir weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen für Arbeiten erhalten, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertationsschrift stehen.

Die Dissertationsschrift wurde von mir bisher weder im Inland noch im Ausland in gleicher oder ähnlicher Form einer anderen Prüfungsbehörde vorgelegt.

Dieser Arbeit zugrunde liegende Daten wurden im Rahmen der implantologischen Planung in der Praxis Dr. Bayer und Kollegen (Landsberg am Lech) von Herrn Priv.-Doz. Neugebauer ohne meine Mitarbeit erhoben. Keiner der Datensätze wurde ausschließlich für diese Arbeit erstellt. Für die Röntgenaufnahmen und die Oberflächenscans hatten die Patienten ihr Einverständnis im Rahmen der routinemäßigen Behandlung gegeben. Durch Herrn Priv.-Doz. Neugebauer wurden die Daten anonymisiert weitergegeben. Rückschlüsse auf die Patienten über die Daten sind nicht möglich. Die Untersuchung wurde für alle Datensätze in den SICAT Implant 2.0. SICAT GmbH & Co. KG, Bonn, Germany; ICX MagellanX. Medentis Medical GmbH, Bad Neuenahr-Ahrweiler, Germany und BlueSkyPlan. Blue Sky Bio LLC, Libertyville, IL, USA durchgeführt. Die Dokumentation der Messungen und die Klassifikation der Fälle wurden zunächst in Microsoft Excel für Mac durchgeführt und anschließend in IBM SPSS Statistics for Windows, Version 30.0 (IBM Corp., Armonk, NY, USA) ausgewertet. Zugrunde liegende Messergebnisse wurden ausschließlich von mir erhoben und die Interpretation der Auswertung fand allein durch mich statt. Vorab habe ich den Kurs für Promovierende des Instituts für Medizinische Statistik und Bioinformatik wahrgenommen und eine Beratung für die Erhebung statistischer Daten des Instituts in Anspruch genommen.

Bei der Auswertung der Daten hat mich Herr Priv.-Doz.. Neugebauer unterstützt.

Erklärung zur guten wissenschaftlichen Praxis:

Ich erkläre hiermit, dass ich die Ordnung zur Sicherung guter wissenschaftlicher Praxis und zum Umgang mit wissenschaftlichem Fehlverhalten (Amtliche Mitteilung der Universität zu Köln AM 132/2020) der Universität zu Köln gelesen habe und verpflichte mich hiermit, die dort genannten Vorgaben bei allen wissenschaftlichen Tätigkeiten zu beachten und umzusetzen.

Köln, den 13.01.26

Unterschrift:

Danksagung

An dieser Stelle möchte ich all denjenigen danken, die mich auf meinem Weg begleitet und zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen haben.

Besonderer Dank gilt meinem Doktorvater Herrn Priv-Doz. Dr. Neugebauer für seine wertvolle Unterstützung und die Überlassung des Dissertationsthemas, sowie die Hilfe bei der statistischen Auswertung der Daten.

Meiner Familie

Aus Gründen der besseren Lesbarkeit wird in dieser Arbeit das generische Maskulinum verwendet. Weibliche und weitere Geschlechtsidentitäten sind dabei ausdrücklich gleichermaßen gemeint.

Inhaltsverzeichnis

ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS	9
1. ZUSAMMENFASSUNG	10
2. EINLEITUNG	11
2.1. Computergestützte Implantologie	11
2.2. Leitlinie „Konventionelle und Computerassistierte Implantatinserterion“	13
2.3. Die digitale Volumentomographie	15
2.4. Der intraorale Scan	19
2.4.1. Funktionsweise Primescan	20
2.5. Das Planungsprogramm	21
2.6. Datenformate	23
2.7. Überlagerung	23
2.7.1. Überlagerung anhand von Zahnflächen	24
2.7.2. Überlagerung anhand von Referenzmarkern	24
2.8. Fragestellungen und Ziel der Arbeit	24
3. MATERIAL UND METHODEN	26
3.1. Material	26
3.1.1. Datenbeschaffung	26
3.1.2. Klassifikation der Fälle	26
3.1.3. Indikationen	26
3.2. Methoden	28
3.2.1. Überlagerung	28
3.2.2. Messung	28
3.2.1. Dokumentation	31
3.2.2. Statistische Auswertung	31

3.2.3.	Effektgrößen	32
4.	ERGEBNISSE	33
4.1.	Vergleich der Distanzen nach System	33
4.2.	Vergleich der Distanzen nach Indikation	34
4.3.	Vergleich der Distanzen nach Restauration	36
4.4.	Vergleich der Distanzen nach Messstelle	37
4.5.	Vergleich der Messdurchläufe	38
5.	DISKUSSION	41
5.1.	Kritische Betrachtung des Studiendesigns und Limitationen	41
5.2.	Die digitale Prozesskette	42
5.2.1.	Artefakte in der DVT	42
5.2.2.	Trueness und Precision des Oberflächenscans	43
5.2.3.	Primescan	43
5.2.4.	Überlagerung von STL und DICOM	44
5.2.5.	Planung und Software	45
5.2.6.	Herstellung der Navigationsschablonen	45
5.2.7.	Dynamische Navigation	45
5.2.8.	Fehlerquellen der digitalen Prozesskette	46
5.3.	Vergleich der Systeme	47
5.3.1.	Einfluss durch die Indikation	48
5.3.2.	Einfluss durch Restaurationen	48
5.3.3.	Einfluss der Messstelle	49
5.4.	Ausblick und klinische Implikation	49
6.	LITERATURVERZEICHNIS	52
7.	ANHANG	57
7.1.	Symmetrische Maße	57
7.2.	Abbildungsverzeichnis	72
7.3.	Tabellenverzeichnis	72

Abkürzungsverzeichnis

CAD/CAM	Computer-aided design/ Computer-aided manufacturing
HV	Horizontal-vestibulär
HO	Horizontal-oral
HM	Horizontal-mesial
HD	Horizontal-distal
VZ	Vertikal-zentral
VBM	Vertikal-bukkal/mesial
VOD	Vertikal-oral/distal
DVT	Digitale Volumentomographie
OPG	Orthopantomogramm
ICP	Iterative-closest-point
FOV	Field of view
STL/SLA	Stereolithographie/ Standard triangle Language
SICAT	SICAT Implant 2.0. SICAT GmbH & Co. KG, Bonn, Germany
MagellanX	ICX MagellanX. Medentis Medical GmbH, Bad Neuenahr-Ahrweiler, Germany
BlueSkyPlan/ BlueSkyBio	BlueSkyPlan. Blue Sky Bio LLC, Libertyville, IL, USA
DLP	Digital Light Processing
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
CT	Computertomographie
EEGE	Exponential edge gradient effect
ANOVA	Analysis of Variance
ALARA	As Low As Reasonably Achievable
MAR	Metal artifact reduction
KI	Künstliche Intelligenz
lp	Linienpaare
pbg-sCAII	Pilotbohrer-geführte Computer-assistierte Implantatinserterion
tg-sCAII	Teilweise-geführte Computer-assistierte Implantatinserterion
vg-sCAII	Vollständig-geführte Computer-assistierte Implantatinserterion
dCAII	Dynamisch-navigierte Computer-assistierte Implantatinserterion
KNN	K-Nearest Neighbor
RANSAC	random sample consensus

1. Zusammenfassung

In dieser retrospektiven Studie wurde die Genauigkeit der Überlagerung von Oberflächenscans (STL-Daten) mit radiologischen DICOM-Daten in drei verschiedenen Planungsprogrammen (SICAT Implant 2.0. SICAT GmbH & Co. KG, Bonn, Germany; ICX MagellanX. Medentis Medical GmbH, Bad Neuenahr-Ahrweiler, Germany und BlueSkyPlan. Blue Sky Bio LLC, Libertyville, IL, USA) untersucht. Ziel war es, zu prüfen, ob sich diese Systeme hinsichtlich ihrer Überlagerungsgenauigkeit signifikant unterscheiden. Grundlage der Untersuchung waren 72 klinische Fälle, die anhand der Indikation (Schaltlücke, Freiendsituation, kombinierte Lücke, Gegenkiefer) sowie des Restaurationsgrades der Zähne (unrestauriert, restauriert ohne Artefakte, restauriert mit Artefakten) klassifiziert wurden. Die Analyse basierte auf einer zweifachen Vermessung von überlagerten DICOM und STL-Daten in jeweils jedem Programm. Dabei wurden 11.088 Messwerte erhoben. Diese wurden statistisch mittels einfaktorieller ANOVA und Bonferroni-korrigierten Post-hoc-Tests ausgewertet. Die Ergebnisse zeigten signifikante Unterschiede zwischen den Programmen ($p < 0,001$). BlueSkyPlan wies die größten mittleren Abweichungen auf und MagellanX die geringsten Abweichungen. Trotzdem waren die Effektgrößen (η^2) gering, was auf eine hohe Genauigkeit der Systeme im klinischen Alltag hinweist und die Unterschiede eine eingeschränkte Relevanz für die Praxis zeigen.

Besonders auffällig waren größere Abweichungen bei kombinierten Lückensituationen und bei Zähnen mit röntgendichten Restaurationen und Artefakten. Unrestaurierte Zähne sowie vollbezahnte Kiefer (Gegenkiefer) zeigten die geringsten Abweichungen. Klinisch bedeutet dies, dass insbesondere bei komplexen Lückensituationen und artefaktreichen DICOM-Daten eine sorgfältige Überprüfung der Überlagerung angezeigt ist. Hier kann die manuelle Segmentierung der Daten gegebenenfalls die Genauigkeit verbessern. Außerdem kann die Verwendung von Metal artifact reduction-Algorithmen (MAR) sinnvoll sein. Die Kenntnis über mögliche Ursachen der Entstehung von Artefakten ist dabei wichtig.

Es wurden verschiedene Limitationen identifiziert. Darunter die fehlende Quantifizierung von Bewegungsartefakten, der Einfluss der Scanstrategie und das Fehlen einer Untersuchung zahnloser Kiefer. In Zukunft könnte der Einsatz verbesserter Algorithmen die Genauigkeit der Überlagerung weiter verbessern. Auch KI-basierte Algorithmen werden entwickelt und haben eine gute Perspektive in der dentalen Implantologie.

2. Einleitung

Die dentale Implantologie ist heutzutage ein integraler Bestandteil der modernen Zahnmedizin. Implantate haben sich als zuverlässige Methode für den Ersatz verlorener oder nicht angelegter Zähne etabliert und hat sich immer weiter verbessert mit dem Fokus auf Reduktion der Behandlungszeit und postoperativer Komplikationen.¹ Aufgrund geringer Komplikationsraten können sie sicher im Alveolarknochen verankert werden und dienen als Basis für Zahnersatz. Der Erfolg von Implantaten erfordert eine gründliche präoperative Diagnostik und Planung. Die optimale Position berücksichtigt neben funktionellen und anatomischen Aspekten auch ästhetische Aspekte. Zu den anatomischen Aspekten zählen beispielsweise benachbarte Zähne und Implantate, der Sinus maxillaris oder der Canalis mandibularis. Ebenso sind eine ausreichende vertikale und horizontale Knochendimension sowie die Qualität des Alveolarknochens Faktoren für den Erfolg.²⁻⁴ Die Einführung moderner bildgebender Verfahren hat die Diagnostik und Planung in der Implantologie deutlich verbessert. Mithilfe digitaler Technologien ist es heute möglich, alle Schritte von der Befundaufnahme bis zur Herstellung von Bohrschablonen digital abzubilden. Dies erhöht Vorhersagbarkeit und Präzision der Versorgung und ermöglicht individuelle Therapieansätze.

5-8

2.1. Computergestützte Implantologie

Durch Fortschritte in der Materialkunde konnten hochreine Titanlegierungen für dentale Implantate entwickelt werden, die zur besseren Biokompatibilität und Langzeitstabilität führten. Zudem führten technische Fortschritte zur Umsetzung neuer chirurgischer Protokolle. Neben der Variante Implantate bei vorangegangener Diagnostik frei Hand zu setzen, besteht die Möglichkeit mit Hilfe von computergestützten Methoden zu implantieren. Dazu gehört die Implantation mit Hilfe von Navigationsschablonen. Im Gegensatz zu Orientierungs- bzw. Positionierungsschablonen ist die gesamte Implantation durch die Schablone unterstützt. Erstere Variante von Schablonen bietet nur die Möglichkeit einer Lagebestimmung für die Pilotbohrung über Führungsschlitze im Kunststoff oder auch durch metallische Hülsen. Navigationsschablonen hingegen haben den Bohrer komplett fassende metallische Hülsen in einer Kunststoffschiene eingearbeitet. Diese Hülsen zentrieren passende Bohrer in horizontaler Richtung, bieten eine Begrenzung in apikaler Richtung und eine axiale Ausrichtung des Implantates. Je nach Hersteller gibt es auch sogenannte sleeve-in-sleeve Konzepte, die je nach Bohrertyp und -durchmesser verschiedene Hülsen vorsehen. Eine andere Möglichkeit ist das Master-sleeve Konzept, das nur eine Hülse vorsieht, die zu jedem Bohrer des Protokolls passt.

Die Schienen können zahngetragen, mukosal gelagert oder knochengetragen im Patientenmund stabilisiert werden. Die Fertigung dieser Schablonen kann von Zahntechnikern durchgeführt werden. Durch *computer-aided design* (CAD) und *computer-aided manufacturing* (CAM) lassen sich jedoch Fehler manueller Fertigung minimieren. Auch die Fertigungszeiten werden in diesem Verfahren reduziert. Durch die digitale Archivierung des Designs, lässt sich die gleiche Schablone jederzeit wieder reproduzieren. Die dreidimensionalen Daten dienen als Grundlage für das Design der Schablone im CAD-Verfahren. Die Schichtstärke, die Ausdehnung und Positionierung der Hülzen und die Fixierungspins werden festgelegt.^{1,9} Die Fertigung von Bohrschablonen hat sich heute sowohl als additives (3D-Druck) als auch als subtraktives Verfahren (Fräsen) etabliert. Dies bedeutet, dass die Schablone aus einem Kunststoffblock gefräst, oder durch einen 3D-Drucker hergestellt wird. Die Literatur zeigt, dass beide Herstellungsverfahren vergleichbare klinische Genauigkeiten erreichen können. Das additive Verfahren ist demnach im Vorteil, da die Produktion einfacher und schneller ist und dabei weniger Material verwendet werden muss. Das bedeutet eine bessere Kosteneffizienz. Bei gedruckten Schienen sollte im CAD-Verfahren eine Mindestschichtstärke von 2,5 - 3 mm eingehalten werden, um Deformationen oder Frakturen zu vermeiden.^{10,11}

Moderne 3D-Drucker arbeiten im Digital Light Processing (DLP) oder Stereolithographie-Verfahren (SLA). Anhand von STL-Daten wird durch Laserstrahler oder -projektoren ein Modell aus Kunstharz polymerisiert. Die Sleeves können entweder beim Druckvorgang direkt oder im Nachhinein in die Schablone eingearbeitet werden.¹² Im Gegensatz zu manuellen Fertigungsverfahren lassen sich durch digitale Verfahren Kosten einsparen und Transportzeiten entfallen.¹³ Die digitale Fertigungskette wird von mehreren Anbietern umgesetzt und bietet über moderne Software- und Scannerlösungen im vollständig digitalen Ablauf die Herstellung einer Schiene in nur einer Sitzung. Das macht den gesamten Ablauf effizienter.

Mit dem Ziel die Behandlungsdauer zu verkürzen, postoperative Komplikationen zu minimieren und die Prothetik in die Planung einzubeziehen, hat sich die computergestützte Implantologie zu einer hochpräzisen und vorhersehbaren Therapieform entwickelt. Das macht eine funktionelle Rehabilitation auch bei komplexer Ausgangslage möglich. Insbesondere bei Verfahren, wie der lappenlosen OP-Technik oder der Sofortbelastung von Implantaten, ist eine akkurate Vorplanung essenziell. Zudem werden vulnerable Strukturen, wie der Nervus mandibularis oder der Sinus maxillaris geschützt. Durch zahlreiche Studien ist die Genauigkeit von Navigationsschablonen belegt. In vitro wurden krestal Abweichungen im Bereich von $0,15 \pm 0,12$ mm bis zu $1,5 \pm 0,8$ mm und apikal Abweichungen im Bereich von $0,4 \pm 0,12$ mm bis zu $2,0 \pm 0,7$ mm beschrieben. In vivo wurden für zahngetragene Navigationsschablonen

krestral Abweichungen im Bereich von $0,87 \pm 0,4$ mm und apikal von $0,95 \pm 0,6$ mm festgestellt. Zudem wiesen zahngetragene Navigationsschablonen im Vergleich zu mukosal gelagerten oder knochengetragenen Navigationsschablonen im apikalen Bereich signifikant geringere Abweichungen auf. Im krestralen Bereich unterschieden sich die drei Typen von Navigationsschablonen nicht signifikant. In Kiefern mit reduzierter Restbezahnung können zusätzlich zur Fixierung der Schablone Fixierungspins gesetzt werden. Diese werden von vestibulär in den Alveolarknochen bzw. in den Gaumen gesetzt. Wie für die Implantate, gibt es für die Fixierungspins vom Hersteller entsprechende Bohrer, die über eine Hülse zentriert werden. Die Pins werden so geplant, dass vulnerable Strukturen geschont werden und der operative Zugang nicht kompromittiert wird. Die Pins können auch transmukosal gesetzt werden. Die Schablone kann auch über bereits inserierte Implantate weiter stabilisiert werden. Im Gegensatz zu beschriebenen statisch navigierten Methoden mit Schablonen, lässt sich die Planung auch über die Dynamisch-navigierte Computer-assistierte Implantatinserterion (dCAI) ohne Schablone chirurgisch umsetzen. Über optische Referenzpunkte wird intraoperativ dem Operateur eine Rückmeldung in Echtzeit zur Position des Winkelstücks in Relation zum Patienten gegeben. Die Kommunikation kann über Infrarot Signale erfolgen und die Kontrolle der Position wird an einem Monitor oder über eine VR-Brille angezeigt.^{1,4,12}

2.2. Leitlinie „Konventionelle und Computerassistierte Implantatinserterion“

Die aktuelle S3 - Leitlinie aus dem Jahr 2025 dient als Entscheidungshilfe für oder gegen computerassistierte Implantation. Es wird zwischen verschiedenen Varianten der computerassistierten Implantation und konventioneller Implantation mit zweidimensionaler Röntgendiagnostik und freihändiger Implantatinserterion unterschieden. Es wird betont, dass die Wahl zwischen den Methoden patienten- und indikationsbezogen erfolgen muss. Es wird zwischen verschiedenen Varianten der computerassistierten Implantatinserterion unterschieden. Die Pilotbohrer-geführte Computer-assistierte Implantatinserterion (pbg-sCAI) führt nur den Pilotbohrer über eine Hülse. Die weitere Osteotomie wird frei Hand mit den Bohrern des Protokolls durchgeführt.

Die Teilweise-geführte Computer-assistierte Implantatinserterion (tg-sCAI) findet über Hülsen mit größerem Durchmesser statt. Über modifizierende Löffel oder Bohrer mit Führungsschiene kann die Distanz von Hülse und Bohrer angepasst werden und ein Großteil der Implantation statisch durchgeführt werden. Bei der Vollständig-geführten Computer-assistierte Implantatinserterion (vg-sCAI) hingegen werden alle Schritte der Implantation statisch durchgeführt. Bei allen Varianten der CAI sollte sich nicht ausschließlich auf die DVT-Daten

verlassen werden, sondern immer auch die dreidimensionalen Oberflächenscans hinzugezogen werden. Diese können über Intraoralscans oder auch sekundär digitalisierte Scans von Gipsmodellen konventioneller Abformungen erhoben werden. Erstere Variante stellt eine signifikante Zeitersparnis dar.

CAll haben geringere mittlere Abweichungen im Vergleich zur klassischen frei Hand Methode. Die Genauigkeit von sCAll und dCAll liegt im vergleichbaren Bereich.¹² Dennoch ist mit Abweichungen zu rechnen und es sollte bei der Planung immer ein Sicherheitsabstand eingehalten werden.¹ Die Genauigkeit kann von Schablontyp, Fixierung, Implantatposition, Zahnluckengröße, Patientenbewegung und Anwendererfahrung beeinflusst werden. Die Studienergebnisse sind jedoch heterogen. Zu den chirurgischen Komplikationen zählen Implantatverluste und -frakturen, Explantationen, Schwellungen, Fisteln, postoperative Infektionen, der intraoperative Verlust der bukkalen Knochenlamelle, Änderungen der Implantatgröße oder -position, Weichgewebedehiszenzen, starke Schmerzen und unzureichende Primärstabilität. Speziell bei sCAll ist der Zugang eingeschränkt und es kommt zu Defekten im Knochen durch Fixierungspins. Diese können sich auch lösen oder die Schablone kann frakturieren. Für die dCAll sind systembedingte Ausfälle oder unzureichende Stabilität der röntgenoopaken Schiene als Komplikation beschrieben. Zwischen CAll und non-CAll sind jedoch keine signifikanten Unterschiede hinsichtlich der Komplikationsraten bekannt. Zahngestützte Vg-sCAll weist bei lappenfreien Methoden weniger Schmerzen, Trismen, Blutungen und Analgetikaeinnahme auf im Vergleich zu knochengestützten sCAll oder non-CAll mit Lappenpräparation. Eine Studie weist jedoch auf signifikant stärkere Schmerzen bei lappenlosen Techniken hin. Ursächlich dafür könnte die verringerte Analgetikaeinnahme sein.¹²

Die Behandlungsdauer variierte in den Studien stark. Die Planungsdauer und Kosten ist bei CAll erhöht. Jedoch stehen dem die Vermeidung von Komplikationen und anderen prothetischen Versorgungen mit weiteren Behandlungskosten gegenüber.¹⁴ Die Überlebensrate von Implantaten ist bei beiden Verfahren bei einfachen Schaltlücken gleich. Bei mehreren Implantaten in einem Kiefer ist die Implantatüberlebensrate für CAll besser als für non-CAll.¹²

2.3. Die digitale Volumentomographie

Die digitale Volumentomographie (DVT) hat sich als geeignetes Mittel für die Diagnostik und Planung in der Implantologie durchgesetzt. Durch die dreidimensionale Darstellung und die hohe Auflösung ist eine genaue Planung der Implantatinserktion möglich. Diese Qualität an Informationen ist nicht durch ein Orthopantomogramm (OPG) darstellbar.¹⁵ Die DVT ermöglicht nicht nur die individuelle Planung der Implantatposition in Bezug auf anatomische Strukturen wie Nervenkanal und Kieferhöhle, sondern trägt auch zur Risikoreduktion bei komplexen Fällen bei.⁵

Im Gegensatz zur Computertomographie (CT), bei der sich der Patient durch das Strahlenfeld bewegt, rotiert das DVT-Gerät um den Patienten. Der Kopf des Patienten wird im Gerät fixiert und die Einstellungen werden entsprechend der Indikation getroffen. Dabei ist das ALARA-Prinzip („*As Low As Reasonably Achievable*“) zu beachten. Es ist ein zentraler Bestandteil des Strahlenschutzes und fordert u.a. eine sorgfältige Auswahl der Bildgebungsparameter. Moderne DVT-Systeme bieten variable Einstellungen für das *Field of view* (FOV) und die Voxelgröße an. Mit modernen Geräten ist eine minimale Voxel-Größe von 50 µm möglich.^{5,16} Während eine kleine Voxelgröße eine bessere Bildauflösung bietet, erhöht sich dabei die Strahlendosis.¹⁷ Durch die fehlerhafte Auswahl des FOV können Artefakte begünstigt werden.¹⁸ Niedrigdosis-Protokolle der DVT liefern Bilddaten mit deutlich reduzierter Strahlenexposition. Eine aktuelle systematische Übersichtsarbeit (n = 13 Studien; 81 Datensätze, davon 9 in der Meta-Analyse) prüfte, inwieweit diese Protokolle die Genauigkeit beeinflussen. Die Messabweichung lag bei -0,24 mm (95 %-KI: - 0,52 bis 0,04 mm) und wies keine klinisch relevanten Abweichungen gegenüber Standard- bzw. Hochauflösungsscans auf. Damit bestätigen die Daten, dass Niedrigdosis-Protokolle eine ausreichende Präzision für implantologische Planung bieten.¹⁹

Die Positionierung des Patienten lässt sich durch sogenannte Scout-Aufnahmen in zwei Ebenen überprüfen und bei Bedarf sind Korrekturen möglich. Darauf folgt die eigentliche Aufnahme. Im Gegensatz zur CT wird ein kegelförmiger Strahl erzeugt, welcher von einem Detektor erfasst wird. Die einzelnen zweidimensionalen Bilder werden durch einen Computer dreidimensional rekonstruiert. Neben implantologischen Indikationen, findet die DVT auch in anderen zahnärztlichen Fachdisziplinen Anwendung, wie beispielsweise in der Traumatologie, Dysgnathiechirurgie, Endodontologie oder in der zahnärztlichen Chirurgie.⁵ Auch zur parodontalen Diagnostik lassen sich Knochendefekte durch ein dreidimensionales Röntgen darstellen.²⁰

Die dreidimensionale Bildgebung ist den klassischen zweidimensionalen Verfahren deutlich überlegen. Die Auswahl des Verfahrens sollte gemäß der Fragestellung und in Anbetracht des Strahlenschutzes getroffen werden. So können unnötig hohe Expositionen vermieden werden.^{20,21} Die exakte Diagnose, Planung und eine hohe Genauigkeit sind essenziell für die sichere chirurgische Umsetzung der Implantation.²²

Wie beim zweidimensionalen Röntgen können auch bei einer DVT Fehler im erzeugten Bild auftreten. Diese sog. Artefakte können durch unterschiedliche Umstände verschieden stark ausgeprägt sein. Bewegungsartefakte können trotz Fixierung des Kopfes auftreten, da es pulsbedingt zu Bewegungen von bis zu 90 µm kommen kann. Insgesamt können Bewegungsartefakte einen Betrag von bis zu 500 µm oder mehr aufweisen.⁵ Neuere Studien zeigen, dass Bewegungsartefakte in abhängig von Alter, Kooperation und Scannertechnologie in bis zu einem Viertel aller DVT-Aufnahmen auftreten und die Bildqualität signifikant beeinflussen können. Die meisten modernen Geräte bieten Softwarelösungen zur Bewegungskompensation.²³

Auslöschungsartefakte entstehen durch Materialien, die die Strahlung stark absorbieren. Hinter diesen Materialien ist das Signal für den Detektor zu schwach. Dadurch gehen Informationen verloren. Beispielsweise kann es bei einer zwei bis drei Millimeter dicken Goldschicht zu einer Absorption der Strahlung von 90% bis 97% kommen.¹⁸ Niederenergetische Strahlen werden stärker absorbiert. Dies führt zu dunklen Streifen im Röntgenbild, weil die hochenergetischen Strahlen das röntgendichte Material besser passieren können und das resultierende Röntgenspektrum somit weniger niederenergetische Strahlung enthält. Dieses Phänomen bezeichnet man als Aufhärungsartefakt. Im Vergleich zur CT treten diese Artefakte häufiger auf. Der Grund dafür ist das niederenergetische und heterochrome Röntgenspektrum der DVT. Durch die Auswahl eines kleineren FOVs oder eine Änderung der Position des Kopfes im Gerät lässt sich dieser Artefaktbildung entgegenwirken.^{17,18}

Streuartefakte entstehen durch eine Richtungsänderung der Photonen nach Kollision mit Atomen. Das abgelenkte Photon führt zu einer erhöhten Intensität auf dessen neuen Weg, die zu Missinterpretation und zu einer schlechteren Weichgewebsdarstellung führen kann. Durch größere Detektoren im Vergleich zur CT treten diese Artefakte bei der DVT häufiger auf.¹⁸

Ein Rauschen entsteht durch elektronische Störungen und Quantenrauschen. Letzteres entsteht durch die physikalischen Eigenschaften von Quantenobjekten. Nimmt man einen Wellencharakter an, kann durch eine Wahrscheinlichkeitsverteilung angegeben werden, wo sich ein solches Objekt befindet. Eine höhere Frequenz bedeutet eine geringere

Standardabweichung und somit ein geringeres Rauschverhalten. Auch hier ist die CT aufgrund höherer Energie der DVT im Vorteil.^{18,24}

Der *Exponential Edge Gradient Effect* (EEGE) ist ein Artefakt, das auftritt, wenn stark röntgendichte Objekte mit scharfen Kanten wie Implantate, Wurzelstifte, Kronen oder Füllungen im Scanbereich vorhanden sind. Mathematische Rekonstruktionsmethoden wie der Feldkamp-Algorithmus gehen davon aus, dass die Absorption entlang von Linien exakt gemessen wird. Tatsächlich erfassen die Detektoren räumliche Mittelwerte über die Breite des Strahlenbündels. Diese Diskrepanz führt zu einer falschen Darstellung der projizierten Werte. Das Äquivalent zum EEGE in der CT ist der Partialvolumeneffekt.^{18,25,26}

Der oben genannte Feldkamp-Algorithmus setzt ein dreidimensionales Bild aus zweidimensionalen Schnittebenen zusammen, die rechtwinklig zur Rotationsachse liegen. Die Projektionen werden gefaltet und rückprojiziert. Aufgrund der Kegelstrahlgeometrie werden die Projektionen gewichtet. Dieser Algorithmus liefert jedoch nur eine annähernde Darstellung, die bei großen Kegelwinkeln zu Artefakten führen kann.²⁷ Besonders im homogenen Medium sind Ringartefakte im Axialschnitt erkennbar. Dabei handelt es sich um dezente Linien, die um das bestrahlte Objekt auf einer Kreisbahn zu liegen kommen. Ursächlich dafür sind unkalibrierte oder defekte Detektorbestandteile.¹⁸

Weitere in der DVT auftretende Artefakte, sind Fehler in der Abtastung des Signals. Das *Nyquist-Abtasttheorem* besagt, dass die Frequenz der Abtastung des Signals mindestens doppelt so hoch sein sollte, wie die maximale Signalfrequenz. Aus diesem Satz lässt sich die Definition der *Nyquist-Frequenz* ableiten. Sie ist definiert als die halbe Abtastfrequenz. In der Radiologie ist die Anzahl der Pixel pro Fläche analog zur Abtastfrequenz. Liegt die Signalfrequenz unter der *Nyquist-Frequenz*, kommt es zu einer Überabtastung. In diesem Fall lässt sich das Bild zuverlässig rekonstruieren. Daher ist es von Vorteil, dass es eher zu einer Überabtastung als zu einer Unterabtastung kommt. Wenn die Abtastfrequenz jedoch viel höher als die Signalfrequenz ist, kommt es zu vermehrtem Rauschen und der Algorithmus rekonstruiert das Bild weniger effizient. Bei Unterabtastung, also einer Überschreitung der *Nyquist-Frequenz*, kommt es zu Fehlern in der Rekonstruktion. Dieser Fehler äußert sich in feinen, sich wiederholenden Streifen (sog. Moiré-Muster), die sich besonders in der Peripherie des FOV befinden. Das ist dem Kegelstrahl geschuldet. Ein von der Strahlungsquelle weiter entferntes Voxel wird geometrisch bedingt von weniger Strahlen durchleuchtet. Dies führt zu einer falschen Zusammensetzung des Bildes und kann auch bei Bildern mit einem kleinem FOV geschehen. Da kann es bei der Aufnahme zur Durchstrahlung von Objekten kommen,

die außerhalb des FOV liegen. Der Rekonstruktionsalgorithmus arbeitet jedoch nur innerhalb des FOV. Dieser Prozess wird als *lokale Tomographie* bezeichnet.^{17,18,28}

Insgesamt wird die Auflösung von der Pixelgröße, Graustufenauflösung und den angewandten Rekonstruktionsverfahren beeinflusst. In Patientenscans ist eine Auflösung von 1lp/mm zu erwarten.²⁹ Trotz eines erhöhten Rauschpegels im Vergleich zur CT, liefern moderne DVT-Geräte eine ausreichende Genauigkeit und Dimensionstreue bei geringerer Strahlenbelastung für den Patienten.^{21,30-32}

2.4. Der intraorale Scan

Über den Scan eines Gipsmodells lassen sich Daten erstellen, die die Lückensituation und die Zahnoberflächen widerspiegeln. Dieser Schritt ist rein digital über einen Intraoralscan am Patienten umsetzbar. Anhand dieser Daten wird die Planung der Restaurationen unter Berücksichtigung von Funktion und Ästhetik durchgeführt.^{2,33} Dies kann digital und vollautomatisch von Programmen erreicht werden.³⁴

Eine weitere Methode, um digitale Daten des Zahnbogens zu erfassen, ist der Modellscan. Nach einer konventionellen Abformung mit z.B. Alginat, wird ein Gipsmodell erstellt. Dieses lässt sich in einem Modellscanner digitalisieren. Im Gegensatz zum Intraoralscan, findet der Modellscan in einer abgedunkelten Kammer statt. Laut einer Arbeit von Flügge et al. hat der Scan des Modells eine höhere Genauigkeit als der Intraoralscan. Das liegt vermutlich an patientenbezogenen Faktoren, wie z.B. Speichelfluss.³⁵ Park et al. konnten zwischen Intraoralscans und Modellscans keine signifikanten Unterschiede finden.³⁶ Die Präzision des Scans ist von der Zusammensetzung der Einzeldaten eines Scans zu einer Datei abhängig. Aufgrund dessen ist eine höhere Genauigkeit bei einzelnen Quadranten (22 - 9 µm Abweichung) im Vergleich zu ganzen Kiefern zu erwarten (43 - 83 µm Abweichung).³⁷ In einem Review zur Genauigkeit von Intraoralscans und konventioneller Abformung wurden für die digitale und analoge Abformung ähnliche Genauigkeiten für definitiven festsitzenden Zahnersatz bis zu drei Einheiten berichtet. Die Studienprotokolle sind jedoch nicht standardisiert, was eine eindeutige Aussage über die Akkuratheit der Abformmethoden nicht zulässt. Der Intraoralscan ist jedoch in puncto Patientenkomfort und Zeitersparnis überlegen. Die Scannerkopfgröße und die Scantechnik steigern die Genauigkeit des Intraoralscans.³⁸ Weitere Studien sind jedoch notwendig, um eine Aussage zur in-vivo Genauigkeit von Intraoralscans von ganzen Kiefern machen zu können.³⁹ Das teildigitale Verfahren mit einem Modellscanner ist im Gegensatz zum Intraoralscanner ein mehrstufiges Verfahren. Dadurch ergeben sich für jeden Schritt individuelle Fehleranfälligkeiten, die sich im gesamten Verfahren summieren.

2.4.1. Funktionsweise Primescan

Die dieser Arbeit zugrunde liegenden STL-Daten wurden mit dem Intraoralscanner CEREC Primescan AC (Dentsply Sirona, Bensheim, Deutschland) aufgenommen. Die Technik des Scanners basiert auf dem Prinzip der Triangulation in Kombination mit konfokalem Messungs- und Tiefenschärfeprinzip.⁴⁰

Es wird ein dynamisches Projektionsmuster aus hellen und dunklen Streifen erzeugt und über einen Kollimator, ein Mikrolinsensystem und Projektionsoptik auf die Zahnoberflächen projiziert. Durch eine geringe Tiefenschärfe werden nur dort Signale gemessen, wo die Oberfläche des Objekts im Fokus liegt. Außerhalb des Fokus liegende Oberflächen liefern dadurch Signale mit konstanter Intensität, die unterdrückt werden. Nur fokale Oberflächen liefern irreguläre Signale, die für die Auswertung weiter moduliert werden. Diese Signale werden entlang der z-Achse dreidimensional pixelweise rekonstruiert. Die Tiefenschärfe wird axial verstellt und ein weiterer Pixel kann entlang der z-Achse anhand bekannter Fokusslage rekonstruiert werden. Das ausgesandte Streifenmuster wird durch die Objektoberfläche deformiert und abgelenkt. Die Winkeldifferenz der ausgesandten und empfangenen Lichts wird mit sensiblen Messgeräten vermessen, wodurch das Bild mit Hilfe des Prinzips der Triangulation rekonstruiert werden kann.^{41,42}

2.5. Das Planungsprogramm

Für die Planung von Implantaten und die damit verbundene Überlagerung der Datensätze stehen viele Programme zur Verfügung. Kostenfreie Programme haben eine ähnliche bis höhere Genauigkeit im Vergleich zu kostenpflichtigen Programmen.⁴³ Die in dieser Arbeit untersuchten Programme sind: SICAT Implant 2.0. SICAT GmbH & Co. KG, Bonn, Germany; ICX MagellanX. Medentis Medical GmbH, Bad Neuenahr-Ahrweiler, Germany und BlueSkyPlan. Blue Sky Bio LLC, Libertyville, IL, USA.

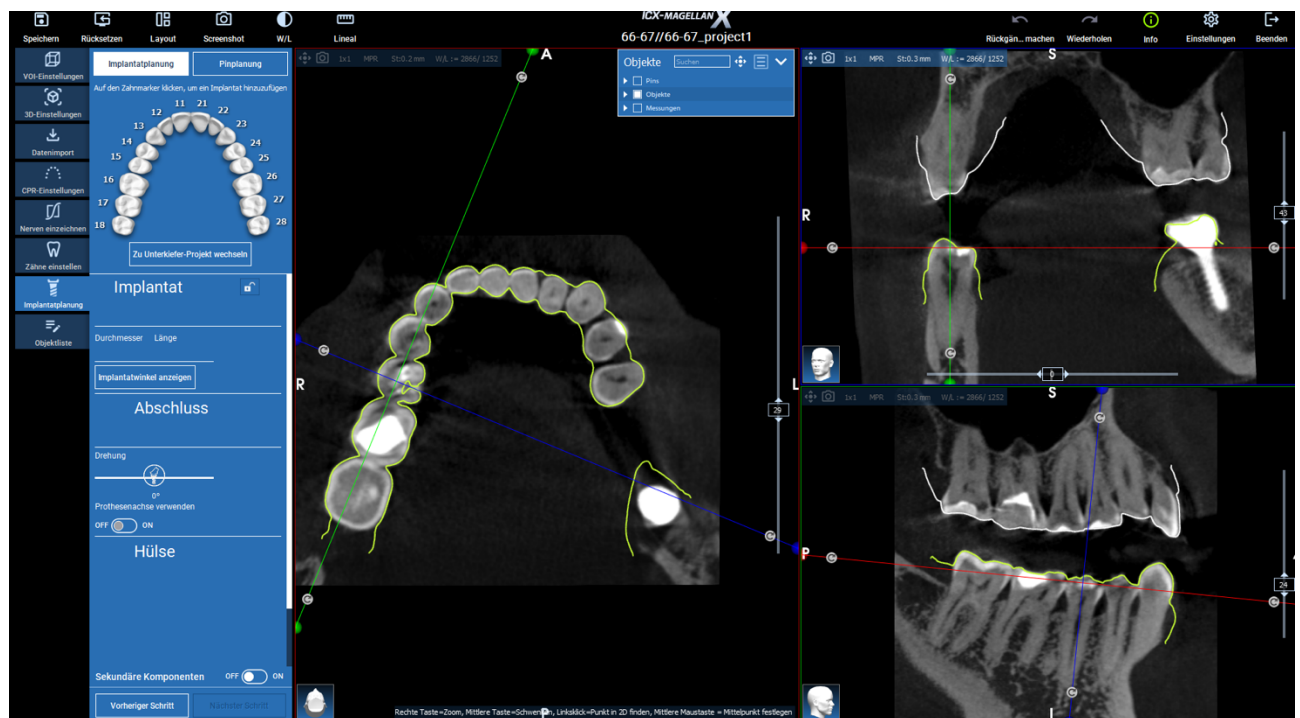


Abbildung 1 Magellan Interface, Ansicht der Scandaten (gelb) und dem DVT-Datensatz zur Kontrolle der korrekten Überlagerung

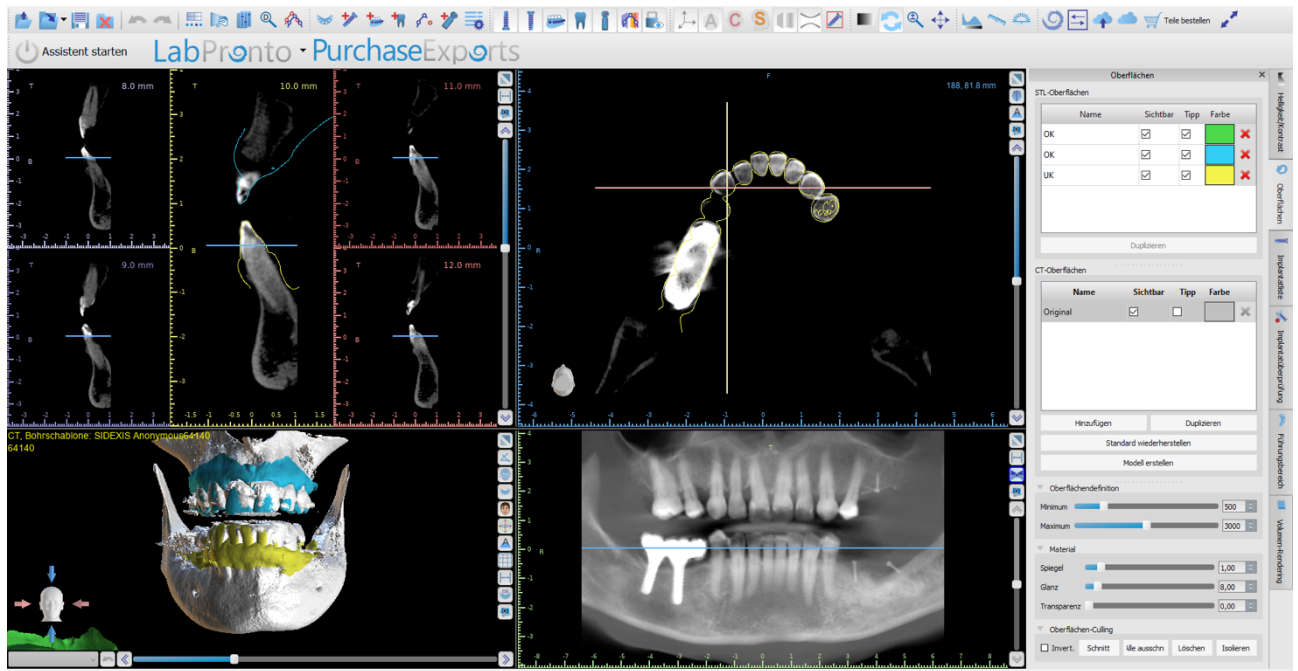


Abbildung 2 BlueSkyPlan Interface, Ansicht der Scandaten (gelb) und dem DVT-Datensatz zur Kontrolle der korrekten Überlagerung

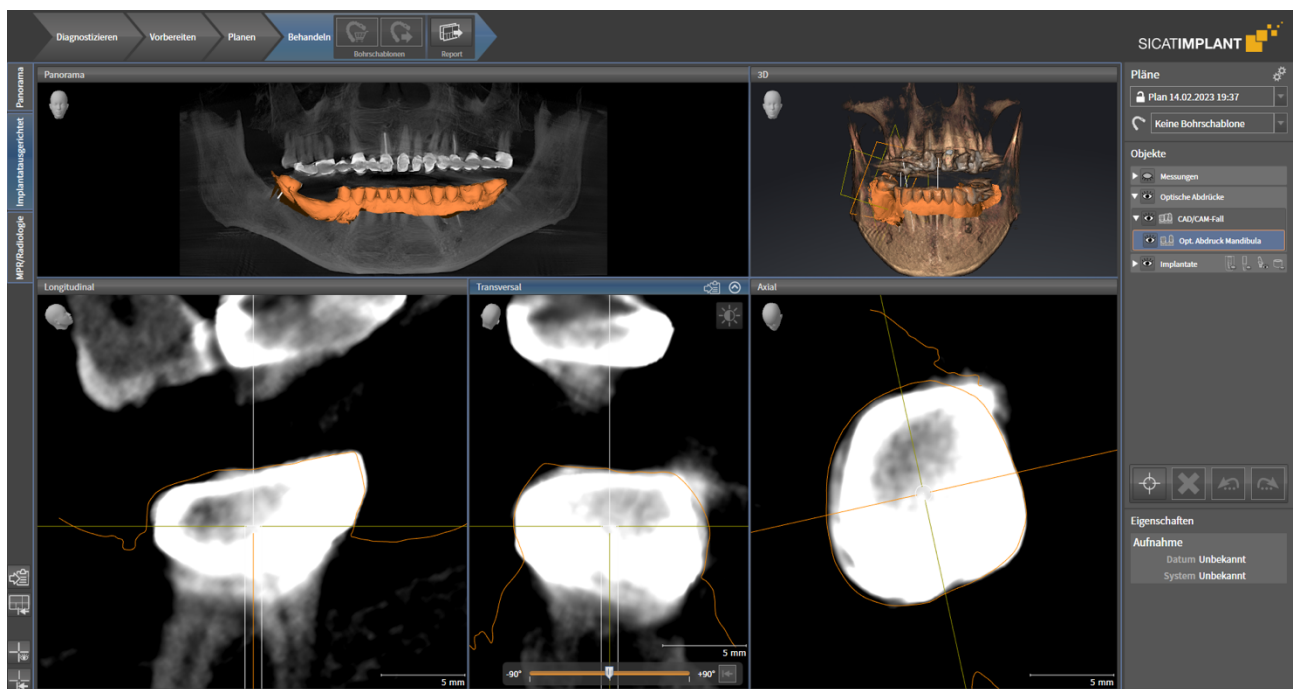


Abbildung 3 Sicat Interface, Ansicht der Scandaten (orange) und dem DVT-Datensatz zur Kontrolle der korrekten Überlagerung

2.6. Datenformate

Die Information über die Oberfläche des Scans wird im STL-Format gespeichert. Es ist der internationale Standard für den Austausch von 3D-Oberflächenmodellen in der Zahnmedizin. Das Format gibt die dreidimensionale Fläche mit Hilfe von Dreiecken wieder. Diese Dreiecke werden wie ein Mosaik angeordnet. Bei der Anordnung kann es zu Fehlern kommen, die z.B. zu Lücken innerhalb der Oberfläche oder zu Überlappungen führen.⁴⁴

Die Röntgendaten werden im DICOM-Format gespeichert. Dabei handelt es sich um ein Format, welches in der medizinischen Bildgebung genutzt wird und sich in diesem Bereich als Standard durchgesetzt hat. Zusätzlich zu den Bildinformationen werden dazugehörige Metadaten gespeichert.⁴⁵

2.7. Überlagerung

Neben der anatomischen Beschaffenheit des Implantatlagers beeinflusst die prothetische Planung die Position und die Angulation der Implantate.^{33,46} Um die anatomischen und prothetischen Begebenheiten zugleich darzustellen, werden diese anhand von festgelegten Punkten überlagert. Dies geschieht durch Hilfe eines Best-Fit Algorithmus.^{2,47}

Die Überlagerung von STL- und DICOM-Daten ist einer der kritischsten Schritte in der digitalen Prozesskette. Die iterative-closest-point-Methode wird als Goldstandard für die Oberflächenregistrierung betrachtet, ist aber von der Qualität der Eingangsdaten, der Auswahl der Referenzpunkte und der Anzahl der Artefakte abhängig. Neuere Leitlinien empfehlen eine Validierung der Überlagerungsergebnisse.^{48,49}

Im Folgenden sind Überlagerung, Matching und Registrierung als Synonyme zu verstehen. Ist die Planung abgeschlossen, werden die Daten online oder physisch an den Bohrschablonenhersteller versendet. Die direkte Übermittlung der Daten zeigt keine Abweichung hinsichtlich der Genauigkeit im Vergleich zum physischen Versandweg.

2.7.1. Überlagerung anhand von Zahnflächen

Ungenauigkeiten bei der Überlagerung sind abhängig von der Segmentierung und der Anzahl vorhandener Restaurationen. Die Erfahrung in der Handhabung des Programms hat auch Einfluss auf die Genauigkeit.^{47,50}

Die Registrierung funktioniert schrittweise über Annäherung beider Oberflächen von einem oder mehreren Startpunkten aus. Diese werden vom Anwender manuell ausgewählt. Je nach Programm kann dies automatisch erfolgen. Die Möglichkeit einer Freihandüberlagerung besteht bei einzelnen Programmen zur Korrektur weiterhin. Dort, wo beide Datensätze die größte Deckung haben, wird registriert. Das digitale Überlagern der Daten erspart dem Patienten zusätzliche Strahlenbelastung.⁴⁸ Bei Patienten mit einem Restgebiss von über vier Zähnen ist diese Variante der Überlagerung auf 0,2 mm genau. Neben der oben genannten Einsparung von Strahlenbelastung lassen sich die Dauer der Behandlung und Kosten einsparen.⁵¹ Der verwendete Algorithmus kann nach einem ähnlichen Prinzip arbeiten wie der von Besl und McKay beschriebene *iterative closest point (ICP)*.⁵²⁻⁵⁵

Durch neue Varianten des Algorithmus wird eine höhere Genauigkeit möglich. Für eine exakte Überlagerung ist bei allen Algorithmen dieser Art die richtige Auswahl der initialen Punkte wichtig. Außerdem sollten mindestens drei korrespondierende Punkte gewählt werden.^{49,56}

2.7.2. Überlagerung anhand von Referenzmarkern

Ein alternatives Verfahren ist das Registrieren über Referenzmarker. Diese müssen in einer Röntgenschablone eingearbeitet sein, was mehr Kosten und Laboraufwand bedeutet.⁴⁷ Beide Varianten unterscheiden sich hinsichtlich der Genauigkeit nicht.^{11,13}

2.8. Fragestellungen und Ziel der Arbeit

In dieser retrospektiven Arbeit werden SICAT, MagellanX und BlueSkyPlan hinsichtlich ihrer Genauigkeit beim Überlagern von DICOM-Daten und STL-Daten anhand von Zahnflächen untersucht. Die Nullhypothese lautet: Die verschiedenen Programme unterscheiden sich nicht signifikant hinsichtlich der Genauigkeit der Überlagerung.

Durch die Einteilung der zu untersuchenden Patientendaten in Klassen soll nach Auswertung der Ergebnisse eine Aussage über die Indikation bzw. Kontraindikation eines Programmes je nach Patientenparameter getroffen werden.

Zahnlose Patienten sind von dieser Untersuchung ausgenommen, weil hier eine Registrierung mittels einer Schiene mit röntgenopaken Markern notwendig ist.⁴⁷ Die gesamte digitale Prozesskette von der Erstellung der Daten, der Import, der Segmentierung, der Überlagerung und Planung bis hin zur Fertigung der Navigationsschablonen und der Implantation umfasst viele einzelne Teilschritte. Jeder hat gewisse Ungenauigkeiten, die sich im Verlauf aufsummieren. Ein Teil dieser Prozesskette soll in dieser Arbeit näher beleuchtet werden.

3. Material und Methoden

3.1. Material

3.1.1. Datenbeschaffung

72 Datenpaare wurden in dieser Untersuchung überlagert. Diese Daten stammten von bereits implantologisch behandelten Patienten von Herrn Priv.-Doz. Dr. Jörg Neugebauer (Landsberg am Lech) und wurden vor der Untersuchung anonymisiert. Eine medizinische Indikation für die DVT-Aufnahme und den Scan war bei allen Patienten gegeben und es wurden keine Daten zwecks dieser wissenschaftlichen Untersuchung neu erhoben. Für die Nutzung der Implantatplanungsprogramme SICAT und MagellanX wurden die jeweiligen Firmen kontaktiert und um kostenlose Versionen gebeten. BlueSkyPlan stand bereits kostenlos zur Verfügung.

3.1.2. Klassifikation der Fälle

Die bereitgestellten Fälle wurden vorab klassifiziert. Ein Datenpaar von einem Kiefer stellt einen Fall dar. Jeder Zahn im Kiefer wurde auf röntgendichte Restaurationen untersucht und der Kategorie „Ohne Restauration“, „Restauration ohne Artefakte“ oder „Restauration mit Artefakten“ zugeordnet. Außerdem wurde die Lückensituation untersucht. Jeder Fall wurde der Kategorie „Freiendsituation“, „Schaltlücke“, „kombinierte Lückensituation“ oder „Gegenkiefer“ zugeteilt.

3.1.3. Indikationen

In der vorliegenden Arbeit werden die Lückensituationen als Indikationen beschrieben. Der Indikation Freiendsituation wurde jeder Fall zugeordnet in dem in einem oder beiden Quadranten eines Kiefers mindestens ein distaler Zahn fehlte. Die Weisheitszähne wurden jedoch in dieser Betrachtung nicht miteinbezogen, da deren Fehlen in der Regel klinisch keine implantologische Indikation darstellt. So gehörte z.B. ein Kiefer mit dem fehlenden Zahn 47 zur Indikation Freiendsituation. Fehlte zusätzlich der Zahn 37 gehört der Kiefer der gleichen Situation an. Gleiches galt beim Fehlen eines ganzen Quadranten bei ansonsten geschlossener Zahnreihe.

Lag eine unterbrochene Zahnreihe mit mindestens einem fehlenden Zahn innerhalb der Zahnreihe vor, wurde der Kiefer der Indikation Schaltlücke zugeordnet. Auch bei multiplen

fehlenden Zähnen innerhalb der Zahnreihe bei vorhandenen zweiten Molaren, wurde der Kiefer dieser Indikation zugeordnet.

Sobald ein zweiter Molar fehlte bei unterbrochener Zahnreihe, wurde der Kiefer der Indikation kombinierte Lückensituation zugeordnet. Welche Positionen für die tatsächliche Implantation am Patienten vorgesehen war, war nicht bekannt und wurde daher für diese Arbeit nicht berücksichtigt.

Sofern die Datensätze auch einen Gegenkiefer beinhalteten, wurden sie in diese Untersuchung miteinbezogen. Handelte es sich um einen vollbezahnten Kiefer, wurde dieser der Indikation Gegenkiefer zugeordnet. Andernfalls gehörte der Kiefer zu einer der anderen genannten Indikationen.

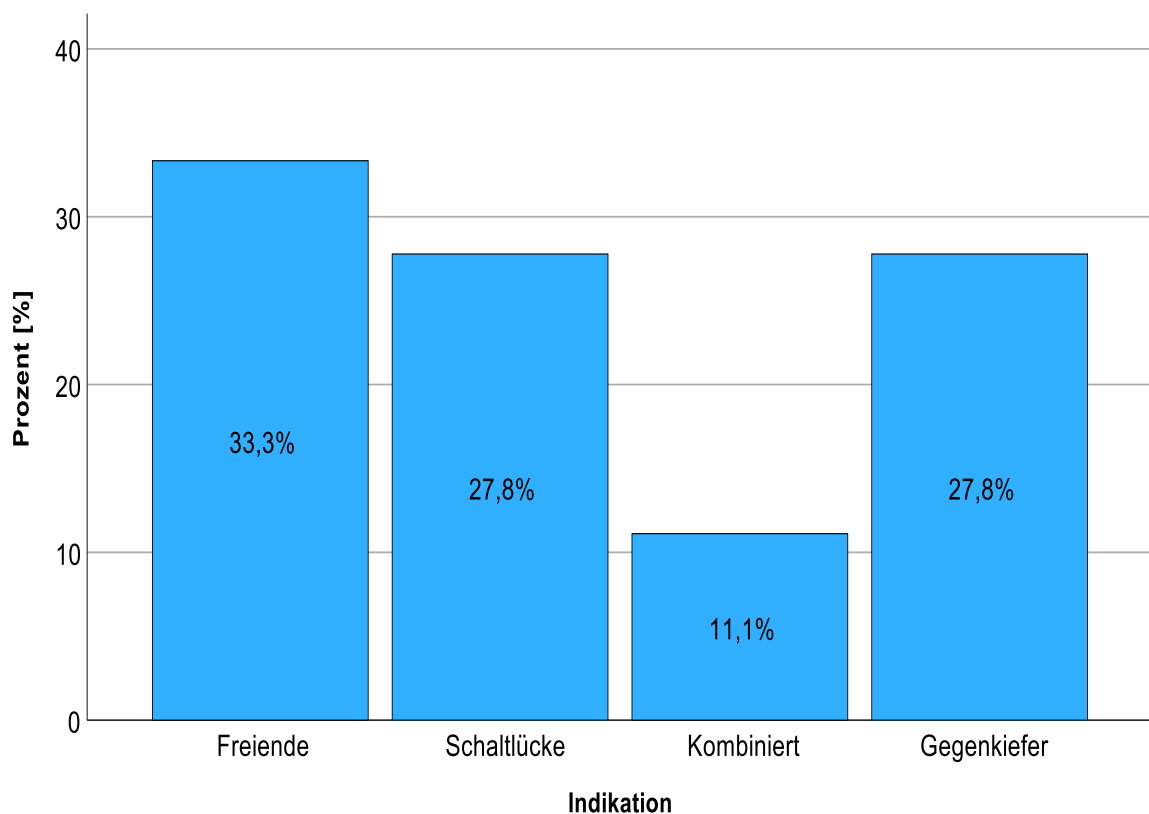


Abbildung 4 Fallklassifikationen

3.2. Methoden

3.2.1. Überlagerung

Bei SICAT werden nach dem Bestimmen der Panoramakurve und der Auswahl der Scandaten korrespondierende Messpunkte festgelegt. Diese werden nacheinander jeweils in der Panoramaansicht des Röntgenbildes und des Scans bestimmt. Das Programm braucht dafür mindestens zwei Punkte. Es werden immer mindestens drei Punkte gewählt. BlueSkyPlan überlagert beim Import die Daten automatisch und Korrekturen sind möglich. Auch hier werden mindestens drei korrespondierende Punkte ausgewählt. MagellanX lässt zwei Optionen zur Überlagerung zu. Zum einen ist eine vollautomatisch unterstützte Überlagerung möglich, zum anderen kann die Überlagerung anhand von Punkten erfolgen - mit der zusätzlichen Option zur „Optimalen Anpassung“. In beiden Fällen lässt die Software anschließend noch eine manuelle Anpassung zu. Die vollautomatische Option wurde in dieser Arbeit gewählt. Auf eine manuelle Anpassung wurde verzichtet.

Die Punkte wurden immer so gewählt, dass sie an besonders röntgenopaken und scharf abgrenzbaren Stellen, wie dem Zahnschmelz, zu liegen kommen. Durch verschieden gefärbte Oberflächen ließen sich die Ergebnisse der Überlagerung durch das Programm überprüfen. Nach erfolgreicher Überlagerung wurden die Zähne als Messstellen bestimmt und je Messstelle wurden sieben Messpunkte festgelegt.

3.2.2. Messung

Das Messprotokoll ist an der Arbeit von Ritter et al.² orientiert. Die Festlegung der Messstellen fand für jeden Fall individuell statt. Die Messstellen sind jeweils zwei Zähne mesial und zwei Zähne distal des fehlenden Zahnes bzw. der fehlenden Zähne. Außerdem sollte nach Möglichkeit ein Zahn im kontralateralen Quadranten auch eine Messstelle darstellen. Auf restaurierte Zähne als Messstelle wurde möglichst verzichtet, da dabei erhöhte Messungenauigkeiten zu erwarten waren.

Zur besseren Beurteilbarkeit der Oberflächen wurde der Kontrast, die Helligkeit oder die Vergrößerung angepasst. Als Referenz wurde in jede Messstelle ein Implantat mit einer Länge von 10 mm und einem Durchmesser von 1 mm gesetzt. Dieses wurde mittig und parallel zur Kronenachse ausgerichtet. Das zervikale Ende kam auf der Hälfte der Höhe der klinischen Krone zu liegen.

Nach der Festlegung aller Referenzimplantate wurde die Messung durchgeführt. Vier horizontale Messpunkte lagen jeweils in einer Ebene. Diese Ebene lag in der Horizontale auf Höhe des zervikalen Endes des Referenzimplantates und war im 90° Winkel zur Längsachse des Referenzimplantates ausgerichtet. So ergab sich ein vestibulärer (HV), oraler (HO), mesialer (HM) und distaler (HD) Messpunkt. Die Verbindungslinie dieser Punkte war bestenfalls rechtwinklig zueinander. Hatte der zu vermessende Zahn jedoch mesial einen Kontaktpunkt, wurde der Messpunkt mesiolingual gewählt. Hatte er distal einen Kontaktpunkt, wurde der Messpunkt distobukkal gewählt.

Zusätzlich wurden vertikale Messpunkte parallel zur Längsachse des Referenzimplantates festgelegt. Der erste Messpunkt wurde genau auf der Längsachse der Inzisalkante bzw. in der Zentralfissur (VZ) festgelegt. Am mesialen Ende der Inzisalkante bzw. der distobukkalen Höckerspitze (VBM) und am distalen Ende der Inzisalkante bzw. der mesiooralen Höckerspitze (VOD) wurden weitere Messpunkte festgelegt. So wurde pro Zahn immer an sieben Punkten gemessen. Der Messvorgang wurde für jeden der 72 Fälle zweifach durchgeführt. Insgesamt wurden 11 088 Punkte vermessen.

Die Messung wurde mit der Vermessungsfunktion des Programms durchgeführt. Die Angaben wurden in Millimeter aufgenommen. Wenn die Oberfläche des Scans die des Röntgenbildes überragte, erhielt der Wert für die Distanz ein negatives Vorzeichen. Andernfalls waren die Werte positiv.

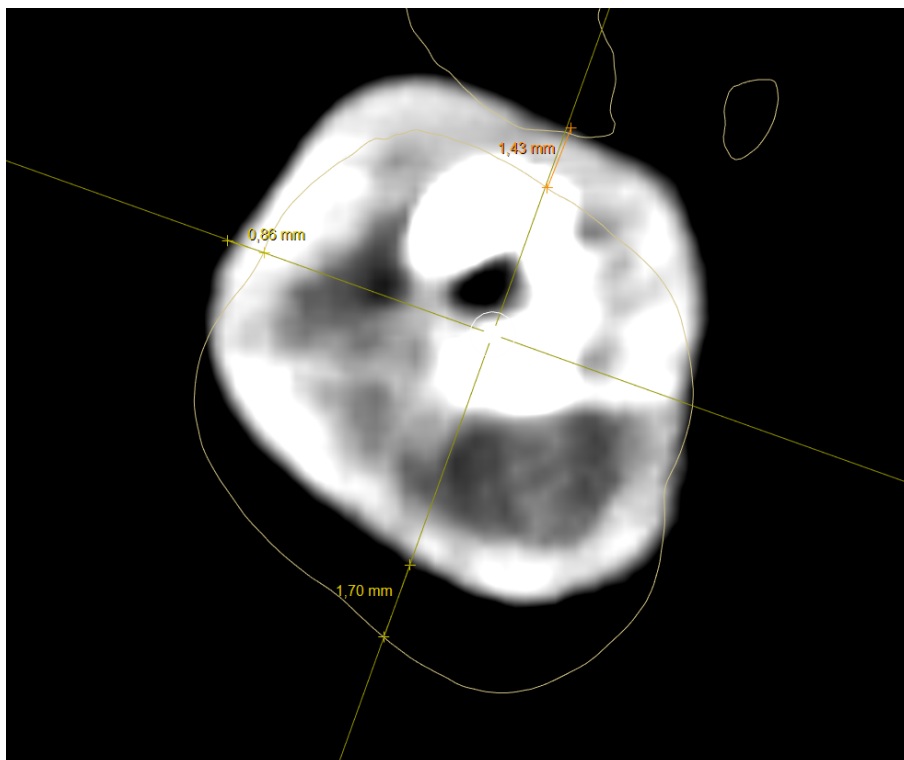


Abbildung 5 Sicat Beispiel für Messung des Abstands zwischen der Scanoberfläche und der Röntgenoberfläche eines Molaren

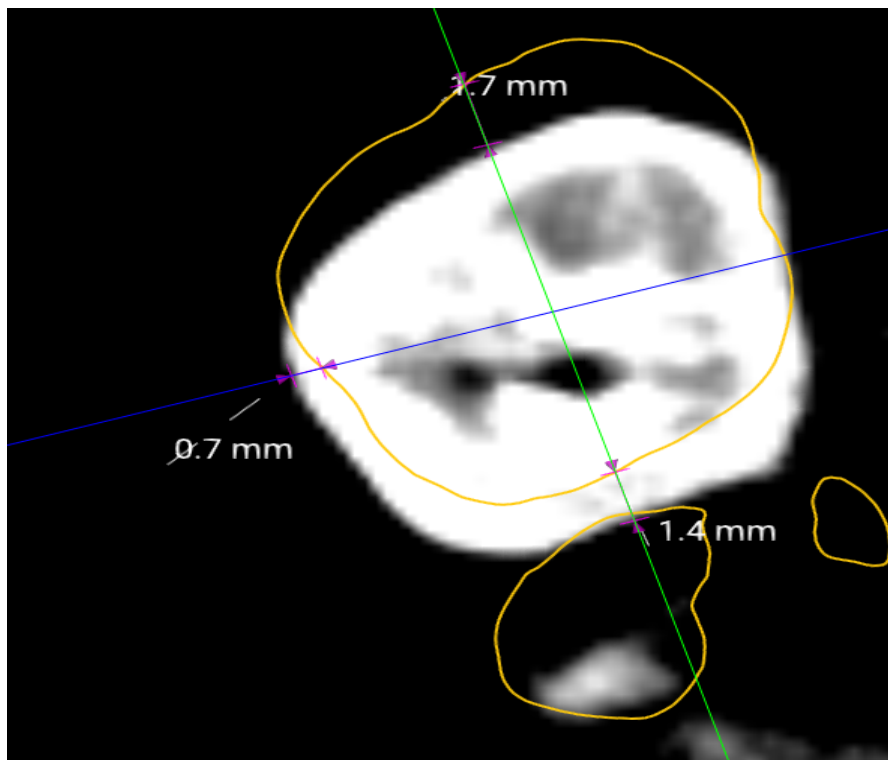


Abbildung 6 Magellan Beispiel für Messung des Abstands zwischen der Scanoberfläche und der Röntgenoberfläche eines Molaren

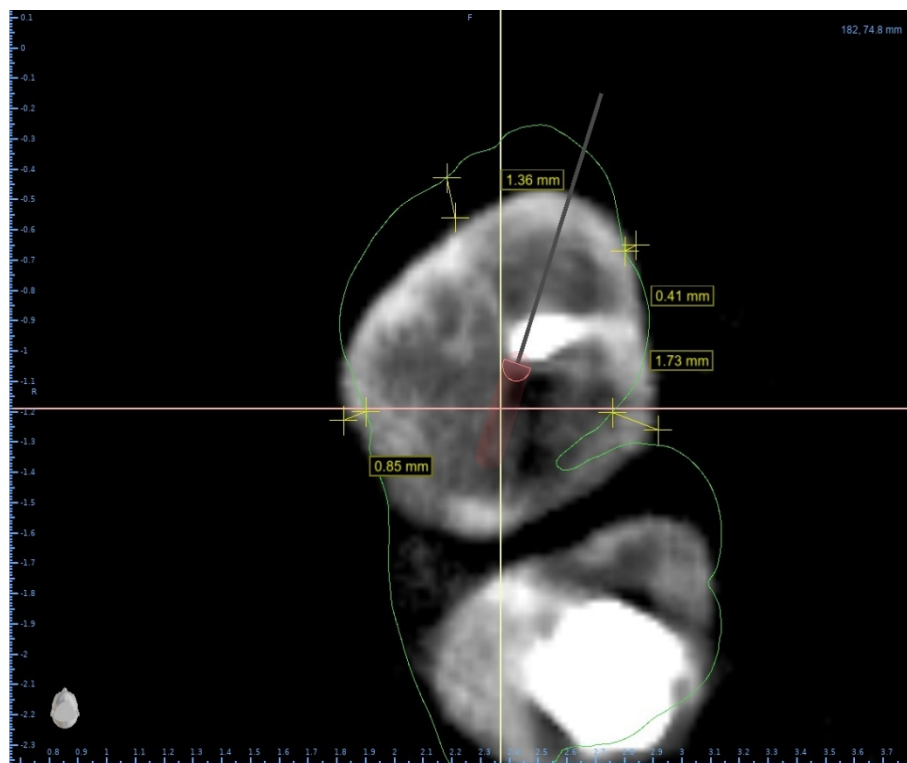


Abbildung 7 BlueSkyPlan Beispiel für Messung des Abstands zwischen der Scanoberfläche und der Röntgenoberfläche eines Molaren

3.2.1. Dokumentation

Die Datenerfassung wurde in Microsoft Excel durchgeführt. Im ersten Dokument wurde von jedem Fall für jeden Zahn dokumentiert, welcher Zahn über eine röntgenopake Restauration verfügt. Außerdem wurde bei restaurierten Zähnen unterschieden, ob es durch die Restauration zu Artefakten im koronalen Bereich kommt. Zudem wurde eingetragen, ob es sich um einen Ober- oder Unterkiefer handelt und fehlende Zähne wurden dokumentiert. Dadurch wurde jeder Fall einer Indikation zugeordnet: Frendlücke, Schallücke, Kombination aus Beidem oder Gegenkiefer. Bei den Gegenkiefern handelt es sich um vollbezahnte Kiefer. Bei einer kombinierten Lückensituation hat beispielsweise ein Quadrant einen fehlenden Zahn innerhalb des Zahnbogen und der kontralaterale Quadrant einen fehlenden Zahn am Ende des Zahnbogens. Damit jeder Fall in allen Planungsprogrammen gleich gemessen werden konnte, wurden die Zähne, die eine Messstelle darstellen, sowie die Punkte, die zur Überlagerung gewählt wurden, eingetragen. Die Fälle wurden von 1 bis 73 durchnummeriert. Fall 73 ließ sich nicht automatisch über die Punktauswahl überlagern und wurde daher im weiteren Verlauf ausgeschlossen.

Im zweiten Dokument wurde jeder Messdurchgang auf einem separaten Blatt eingetragen. Für jede Messstelle wurde jeder Messpunkt in einer Zelle festgehalten. Anschließend wurden beide Dokumente zusammengefasst und für die Auswertung in einer Tabelle vorbereitet.

3.2.2. Statistische Auswertung

Die Auswertung der zusammengefassten Tabelle wurde in IBM SPSS Statistics for Windows, Version 30.0 (IBM Corp., Armonk, NY, USA) durchgeführt. Auch die Abbildungen stammen aus dieser Auswertung und wurden teilweise in Microsoft Word zur besseren Übersicht nachbearbeitet.

Die einfaktorielle ANOVA wurde verwendet, um statistisch signifikante Unterschiede zwischen den Programmen hinsichtlich der Distanz zu testen. Innerhalb eines Programms wurden die jeweiligen Messpunkte untereinander und die Distanzen bei verschiedenen Indikationen verglichen. Außerdem wurden die Distanzen von restaurierten Zähnen mit und ohne Artefaktbildung und unrestaurierten Zähnen verglichen. Gleiches wurde für die Indikationen und die Zahnpositionen gemacht. Die Analyse wurde jeweils in beide Richtungen angewandt. Im Anschluss wurde ein Bonferroni-korrigierter Post-hoc-Test durchgeführt, um den Alpha-Fehler zu minimieren.

3.2.3. Effektgrößen

In dieser Arbeit wurden im Zuge der statistischen Auswertung unter Anderem Effektgrößen berechnet. Zur Interpretation wurde Eta-Quadrat (η^2) herangezogen. Je größer die Effektgröße ist, desto mehr praktische Bedeutsamkeit kann den Unterschieden beigemessen werden. Folgende Schwellenwerte für die Interpretation von η^2 wurden angenommen⁵⁷:

Kleiner Effekt - $\eta^2 \approx 0,01$

Mittlerer Effekt - $\eta^2 \approx 0,06$

Großer Effekt - $\eta^2 \approx 0,14$

4. Ergebnisse

4.1. Vergleich der Distanzen nach System

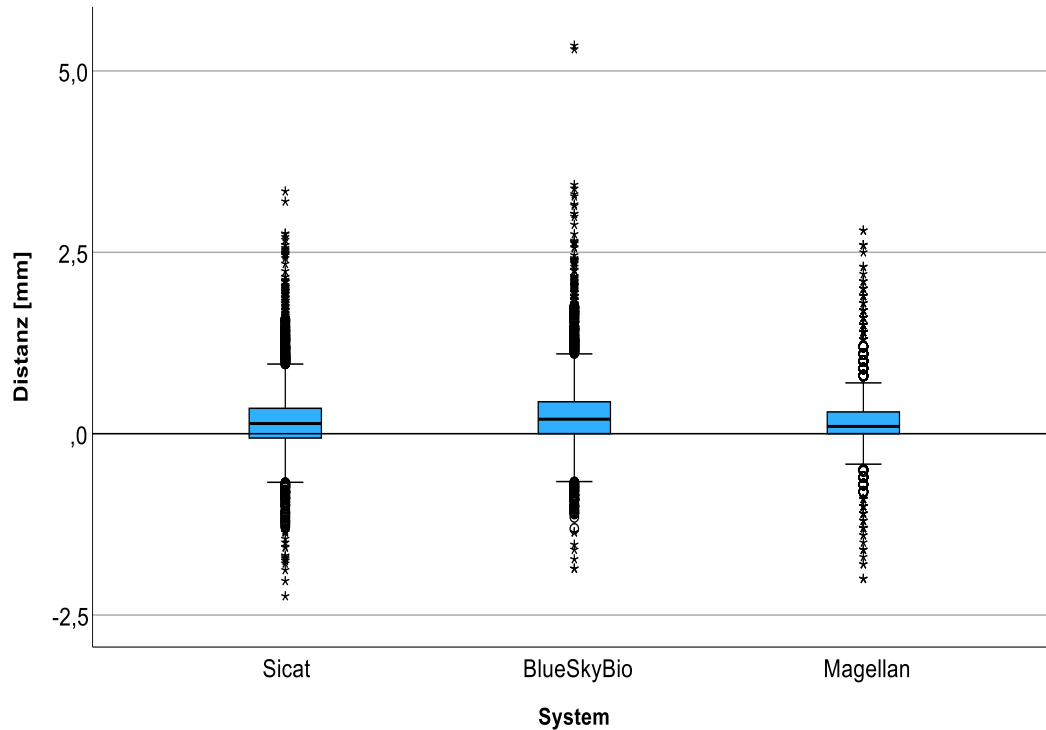


Abbildung 8 Distanz der Messpunkte in den Systemen

Die größte mittlere Distanz und die größte Standardabweichung wurde bei BlueSkyBio gemessen (0,25mm, $\sigma = 0,5466\text{mm}$).

Die geringste mittlere Distanz und geringste Standardabweichung ergaben sich im System Magellan (0,182mm, $\sigma = 0,4293\text{mm}$). Die entsprechenden Werte für das System Sicat (0,187mm, $\sigma = 0,4915\text{mm}$) lagen dazwischen.

Die einfaktorielle ANOVA ergab statistisch signifikante Unterschiede der mittleren Distanzen zwischen den drei Systemen bei einer geringen Effektstärke ($p < 0,001$, $\eta^2 = 0,004$).

Beim Bonferroni-korrigierten Post-hoc-Test ergaben sich folgende Werte:

(I) System	(J) System	Mittelwertdifferenz (I-J)	Std.- Fehler	Sig.	95% Konfidenzintervall	
					Untergrenze	Obergrenze
Sicat	BlueSkyBio	-0,06208*	0,01143	<0,001	-0,0895	-0,0347
	Magellan	0,00585	0,01143	1,000	-0,0215	0,0332
BlueSkyBio	Magellan	0,06794*	0,01143	<0,001	0,0406	0,0953

*. Die Mittelwertdifferenz ist in Stufe 0.05 signifikant.

Tabelle 1 Bonferroni-korrigierter Post-hoc-Test für den Vergleich zwischen den Systemen

Dies zeigt, dass die Unterschiede zwischen Sicat und Magellan nicht signifikant waren. Signifikante Unterschiede ergaben sich zwischen BlueSkyBio und den beiden anderen Systemen.

Für die größten Distanzen in mm ergaben sich folgende Werte:

	Minimum	Maximum
Sicat	-2,24	3,34
BlueSkyBio	-1,86	5,35
Magellan	-2,00	2,80
Gesamt	-2,24	5,35

Tabelle 2 Minima und Maxima der gemessenen Distanzen

4.2. Vergleich der Distanzen nach Indikation

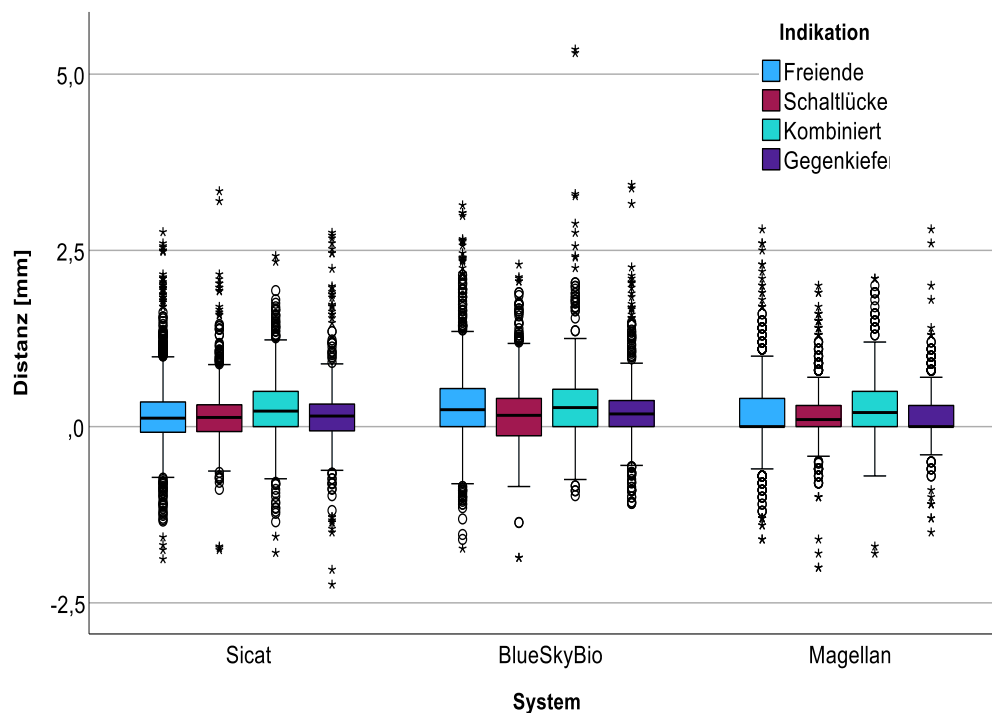


Abbildung 9 Vergleich nach Indikationen

Im System BlueSkyBio ergaben sich für die Indikation Kombiniert verglichen mit Schaltlücke und Gegenkiefel signifikante Unterschiede ($p < 0,001$). Die Mittelwertdifferenzen lagen bei 0,15 mm bzw. bei 0,122 mm. Auch für die Indikation Freiend ergaben sich signifikante

Unterschiede ($p < 0,001$). Diese lagen im Vergleich zu Schaltlücke bei 0,141 mm und im Vergleich zu Gegenkiefer bei 0,113 mm.

Wie im System Sicat ergaben sich im System Magellan auch die signifikanten ($p < 0,001$) und größten Abweichungen. Verglichen mit Schaltlücke ergab sich ein Wert von 0,105 mm, mit Freieind ein Wert von 0,086 mm und mit Gegenkiefer ein Wert von 0,105 mm. Für alle anderen Vergleiche ergaben sich keine signifikanten Mittelwertdifferenzen im System Magellan. Es zeigten sich also in allen drei System die größten Abweichungen für die Indikation Kombiniert und die geringsten für Schaltlücke.

Für das System Sicat waren die Unterschiede signifikant ($p < 0,001$, $\eta^2 = 0,006$). Die geringe Effektgröße zeigt jedoch, dass der praktische Unterschied gering ist. Die gleichen Schlussfolgerungen lassen sich für die Analyse im System Magellan ($p < 0,001$, $\eta^2 = 0,007$) ziehen. Auch für BlueSkyBio waren die Unterschiede signifikant ($p < 0,001$, $\eta^2 = 0,015$). Die Effektgröße war dabei aber geringfügig höher als in den beiden anderen Systemen.

Indikation	Sicat	BlueSkyBio	Magellan
Freiende	0,1889	0,3203	0,1799
Schaltlücke	0,1616	0,1796	0,1610
Kombiniert	0,2736	0,3294	0,2664
Gegenkiefer	0,1696	0,2070	0,1611

Tabelle 3 Mittelwerte der Distanzen [mm] nach Indikation

Auffällig sind die besonders hohen Werte im System BlueSkyBio für die Indikation Kombiniert und Freieinde. Für Schaltlücken ergaben sich die geringsten Distanzen.

Der Bonferroni-korrigierte Post-hoc-Test ergab im System Sicat für die Vergleiche von Kombiniert signifikante Mittelwertdifferenzen. Verglichen mit Schaltlücke ($p < 0,001$) ergab sich ein Wert von 0,112 mm, mit Freieind ($p = 0,007$) ein Wert von 0,085 mm und mit Gegenkiefer ($p < 0,001$) ein Wert von 0,104 mm. Für alle anderen Vergleiche ergaben sich keine signifikanten Mittelwertdifferenzen im System Sicat.

4.3. Vergleich der Distanzen nach Restauration

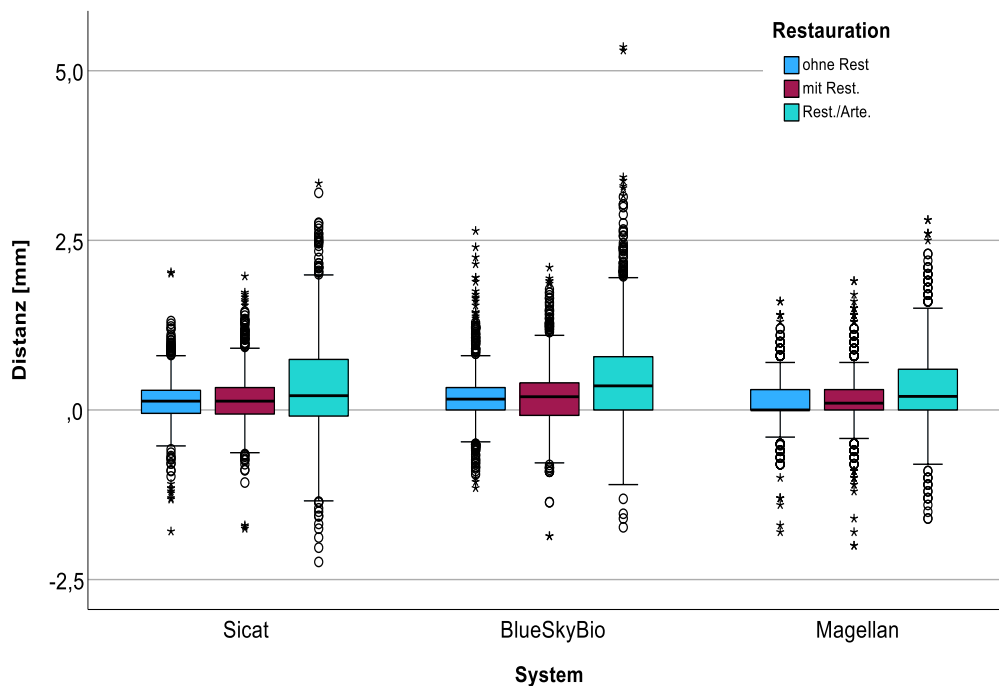


Abbildung 10 Vergleich nach Restauration

Die vermessenen Zähne wurden in unrestaurierte Zähne, restaurierte Zähne und restaurierte Zähne mit Artefaktbildung unterteilt. Dabei wurde eine zunehmende Abweichung beobachtet. Für die mittlere Abweichung in mm ergaben sich folgende Werte:

Restauration	Sicat	BlueSkyBio	Magellan
Ohne Restauration	0,1248	0,1586	0,1180
Mit Restauration	0,1558	0,1923	0,1728
Mit Restauration und Artefakten	0,3361	0,4798	0,3033

Tabelle 4 Mittelwerte der Distanzen [mm] nach Indikation

Der Bonferroni-korrigierte Post-hoc-Test ergab für unrestaurierte Zähne einen signifikanten Unterschied zwischen BlueSkyBio und Sicat von 0,034 mm ($p = 0,011$) und zwischen BlueSkyBio und Magellan von 0,041 mm ($p = 0,001$). Für restaurierte Zähne ohne Artefaktbildungen ergaben sich keine signifikanten Unterschiede. Für restaurierte Zähne mit Artefaktbildungen ergaben sich jedoch signifikante Unterschiede zwischen BlueSkyBio und Sicat von 0,144 mm ($p < 0,001$) und BlueSkyBio und Magellan von 0,176 mm ($p < 0,001$). Für

Zähne mit Restauration ergab die ANOVA keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen ($p = 0,103$). Die Effektgröße war bei Zähnen mit Restauration und Artefaktbildungen am größten ($\eta^2 = 0,011$). Für unrestaurierte und restaurierte Zähne waren die Werte für die Effektgröße gering ($\eta^2 = 0,003$ bzw. $\eta^2 = 0,001$).

4.4. Vergleich der Distanzen nach Messstelle

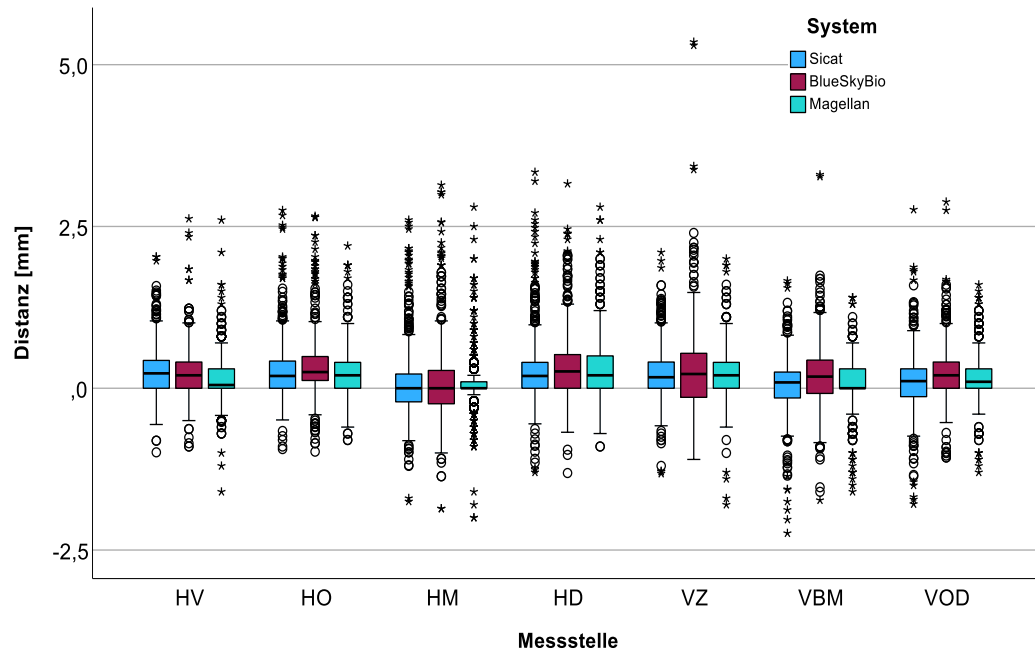


Abbildung 10 Vergleich nach Messstelle

Für HV ($p < 0,001$), HO ($p = 0,012$), HD ($p = 0,017$), VZ ($p = 0,005$), VBM ($p < 0,001$) und VOD ($p < 0,001$) wurden in der ANOVA signifikante Unterschiede gefunden. Bei HM ($p = 0,413$) waren die Unterschiede nicht signifikant. Die größten Effektstärken ergaben sich bei VBM ($\eta^2 = 0,017$), VOD ($\eta^2 = 0,013$) und HV ($\eta^2 = 0,012$). Die kleinste Effektstärke ergab sich bei HM ($\eta^2 = 0,001$).

4.5. Vergleich der Messdurchläufe

Die Berechnung von Cohens Kappa zeigte Unterschiede zwischen den Programmen. Während BlueSkyBio und Magellan ähnliche Werte für Cohens Kappa aufwiesen, fielen die Werte für Sicat geringer aus. Trotz der niedrigen Werte zeigten Mittelwerte und Streuung eine ähnliche Größenordnung wie bei den anderen Programmen, sodass sich kein grundsätzlich abweichendes Verteilungsmuster erkennen ließ. Dennoch weist die größere Variation zwischen den Messdurchgängen auf eine eingeschränkte Reproduzierbarkeit hin. Die Werte für Cohens Kappa für jeden einzelnen Fall sind dem Anhang zu entnehmen.

Symmetrische Maße

System			Wert	Asymptotischer Standardfehler ^a	Näherungsweise t ^b
Sicat	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,119	,008	35,553
	Anzahl der gültigen Fälle		1848		
BlueSkyBio	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,630	,011	184,464
	Anzahl der gültigen Fälle		1848		
Magellan	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,689	,012	80,490
	Anzahl der gültigen Fälle		1848		
Gesamt	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,479	,007	174,013
	Anzahl der gültigen Fälle		5544		

Tabelle 5 Symmetrische Maße Cohens Kappa

Symmetrische Maße

System			Näherungsweise Signifikanz
Sicat	Maß der Übereinstimmung	Kappa	<,001
	Anzahl der gültigen Fälle		
BlueSkyBio	Maß der Übereinstimmung	Kappa	<,001
	Anzahl der gültigen Fälle		
Magellan	Maß der Übereinstimmung	Kappa	<,001
	Anzahl der gültigen Fälle		
Gesamt	Maß der Übereinstimmung	Kappa	<,001
	Anzahl der gültigen Fälle		

Tabelle 6 Berechnung von Cohens Kappa

- a. Die Null-Hyphothese wird nicht angenommen.
- b. Unter Annahme der Null-Hyphothese wird der asymptotische Standardfehler verwendet.

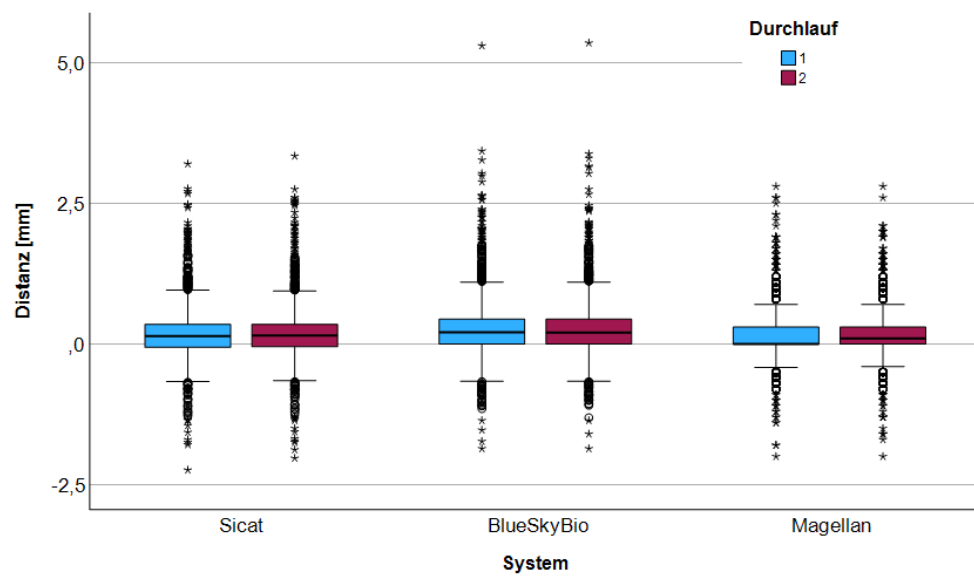


Abbildung 11 Boxplot der Messdurchgänge

5. Diskussion

5.1. Kritische Betrachtung des Studiendesigns und Limitationen

Die vorliegende Arbeit wurde als retrospektive Studie konzipiert. Dabei wurden insgesamt 72 Datenpaare, bestehend aus der STL-Datei und DICOM-Datei eines Kiefers, überlagert. Dies wurde für jedes der drei Programme, entweder semiautomatisch oder vollautomatisch, durchgeführt. Ein weiterer Fall ließ sich nicht zuverlässig überlagern, was zu starken Abweichungen in den Messungen und damit zu einer Verzerrung der Ergebnisse geführt hätte. Dieser wurde klinisch auch nicht verwendet. Durch verschiedene Einstellungen des Kontrastes variierten die Abstände der Oberfläche im DVT. Um den dadurch möglichen Messfehler zu minimieren, wurde jede Messung zweimal zu unterschiedlichen Zeitpunkten durchgeführt. Dennoch bleibt eine gewisse Subjektivität bei der Artefaktinterpretation bestehen. Insbesondere bei Artefakten war die Schwankung größer, weswegen eher Zähne für die Vermessung gewählt wurden, die keine Artefakte bildeten. Bei der Lage der Messpunkte war auch eine Variabilität möglich. Das sollte durch die Positionierung eines Implantates als Referenzkörper reduziert werden. Das krestale Ende des Implantates kam dabei auf der Mitte der gemessenen Höhe der klinischen Krone im Scan zu liegen. Die Wahl der Startpunkte der Überlagerung wurde im Vorhinein festgelegt. Es wurden in jedem Fall mindestens drei, in einigen Fällen auch mehr Punkte, ausgewählt. Es ist also kritisch zu sehen, ob sich die unterschiedliche Anzahl der Startpunkte auf die Genauigkeit ausgewirkt hat. Oben genannte Bewegungsartefakte bzw. die Größe dieser konnten in dieser Arbeit keine Berücksichtigung finden. Andere Artefakte, wie der Partialvolumeneffekt, ließen sich ebenfalls nicht quantifizieren. Zudem wirken sich noch weitere Faktoren auf die Genauigkeit der Überlagerung aus. Beim Scan sind Abweichungen von der tatsächlichen Situation möglich. Potenzielle Einflüsse durch die Scanstrategie, Zahnstellung oder Speichelfluss konnten in dieser Arbeit nicht berücksichtigt werden. Ebenso wie eine mögliche Kombinationswirkung der Indikation und dem Restaurationsgrad der Zähne. Da bei allen Systemen die gleichen Daten verwendet wurde, sind diese Artefakte für den Vergleich der Systeme nicht relevant.

Cohens Kappa wird als Wert zur Übereinstimmung zweier Messreihen verwendet. Für Sicat war der Wert niedrig ($\kappa = 0,119$). Auch die Werte für jeden einzelnen Fall sind für Sicat meist geringer ausgefallen. Die Versuche wurden im Programm Sicat begonnen, wobei der bereits überlagerte Fall nach einem Messdurchgang erneut gemessen wurde. Danach folgten BlueSkyBio und Magellan. Das zeigt, dass die Messungen durch die Lernkurve beeinflusst wurden und dass eine Messkalibrierung im Verlauf stattgefunden hat. Die erhebliche Varianz

bedeutet, dass eine ausreichende Reproduzierbarkeit nicht gegeben war. Für künftige Untersuchungen sollte die Messmethodik durch Mechanismen für mehr Reproduzierbarkeit ergänzt werden. Dies deutet auch auf eine eingeschränkte Übertragbarkeit der Ergebnisse der Arbeit von Reiz et al. hin. In einer Arbeit von Neto et al. wurden Metallartefakte durch Brackets in DVT-Aufnahmen untersucht. Dafür hatten die Autoren eine DVT-Aufnahme ohne Brackets, eine Aufnahme mit Brackets und eine Aufnahme mit Brackets und Metalldraht überlagert. Anschließend wurden die Abstände der überlagerten dreidimensionalen Modelle mittels der Hausdorff-Distanz vermessen.⁵⁸ Diese Methodik könnte für weitere Untersuchungen zur Genauigkeit der Überlagerung sinnvoll sein. So können einige Schwächen der hier verwendeten Methodik eliminiert werden, da die untersuchende Person die beiden Punkte selbst nicht festlegen muss und der Interpretationsspielraum beseitigt wird.

Trotz des niedrigen Wertes für Cohens Kappa in Sicat, scheinen die Messungen vergleichbar zu sein, weil die Streuungen und Mittelwerte in ähnlichen Bereichen liegen.

5.2. Die digitale Prozesskette

5.2.1. Artefakte in der DVT

Artefakte wirken sich auf Genauigkeit der Überlagerung aus. Daher ist die Reduzierung der Ursachen für Artefakte für eine genaue Überlagerung sinnvoll. Unabdingbar dafür sind die Kenntnisse über die Entstehung der verschiedenen Artefakte. Durch eine richtige Einstellung des Patientenkopfes im Gerät und die Fixierung können Bewegungsartefakte reduziert werden.

Besonders bei älteren Patienten kann es sinnvoll sein, die Aufnahme z.B. im Sitzen durchzuführen, um Bewegungsartefakte zu vermeiden.⁵⁹ In der Untersuchung von Moratin et al. wurden bei 24% der Aufnahmen relevante Bewegungen gemessen. Dies bedeutet, dass Bewegungsartefakte für die Genauigkeit der Überlagerung ein relevantes Problem darstellen.

23

Für eine weitere Reduktion von Artefakten ist es außerdem hilfreich, die für die Indikation relevante Region im Zentralstrahl auszurichten. Würde diese weiter in der Peripherie liegen, wäre die Rückprojektion durch den Feldkamp-Algorithmus ungenauer.¹⁸ 1983 hatte der Autor Tuy Bedingungen für eine akkurate Rückprojektion der Dichteintegrale festgelegt. Sie besagen

unter Anderem, dass die darzustellende Region innerhalb der Rotationsachse bzw. innerhalb der Ebene des Zentralstrahls liegen muss.⁶⁰ Zur Reduktion von Aufhärungsartefakten und Streuartefakten stehen Metall-Artefakt-Reduktionsalgorithmen (MAR) zur Verfügung, die sich positiv auf die Bildqualität auswirken.⁶¹ Lee et al. beschreiben eine Differenz von 0,0868 mm zwischen dem MAR-verarbeiteten Bild und dem unverarbeiteten Bild. Diese Differenz ist nicht signifikant. MAR-Algorithmen können demnach unabhängig der Anzahl an Restaurationen verwendet werden.⁶²

5.2.2. Trueness und Precision des Oberflächenscans

In der Literatur zur Bewertung digitaler Abformverfahren in der Zahnmedizin fallen die Begriffe Trueness und Precision. Die Accuracy wird als Überbegriff für die Gesamtheit der Messabweichungen genutzt. Sie setzt sich aus Trueness und Precision zusammen (DIN EN ISO 5725-1:1994). Die Trueness beschreibt, die Nähe des Messergebnisses am tatsächlichen Wert. Die Precision gibt an, wie stark wiederholte Messungen miteinander übereinstimmen. Eine aktuelle systematische Übersichtsarbeit stammt von Pesce et al. (2025). Sie verglichen in ihrer Meta-Analyse die Accuracy von Intraoralscans mit konventionellen Abformungen. Diese Meta-Analyse hat gezeigt, dass die Studienprotokolle sehr unterschiedlich sind, was eine eindeutige Aussage nicht möglich macht. Daher schlagen die Autoren eine Methode zur Standardisierung der Analyse vor. Die Accuracy bei der digitalen Abformung paralleler Implantate lag zwischen 76,11 µm und 158,63 µm. Eine weitere aktuelle systematische Übersichtsarbeit mit Meta-Analyse ist die von Ma et al. aus dem Jahr 2023. Hier wurde eine geringe Anzahl von Studien untersucht und die Methodik zur Messung der Accuracy war in den Studien unterschiedlich. Andere Arbeiten kommen zu ähnlichen Ergebnissen. Grundsätzlich scheint Trueness und Precision für kurze Scanbereiche vergleichbar mit konventionellen Abformmethoden zu sein. Eine eindeutige Empfehlung zur Abformmethode für die Implantatplanung lässt sich aufgrund der unklaren Studienlage jedoch nicht formulieren. In anderen Punkten, wie Patientenkomfort und Zeitersparnis, scheint der volldigitale Weg überlegen zu sein. Für das Matching digitaler Datensätze ist daher eine hohe Trueness entscheidend, da systematische Fehler nicht durch eine hohe Precision kompensiert werden können.^{35-39,63-66}

5.2.3. Primescan

In einer in-vitro Untersuchung von 14 Intraoralscannern für die digitale Abformung von Implantaten für eine All-on-4-Versorgung schnitt der Primescan mit der höchsten Genauigkeit

ab. Danach folgte der iTero 5D Scanner.⁶⁷ In einer weiteren Untersuchung schnitt der Primescan ebenfalls mit der besten Trueness und Precision im Vergleich zu anderen fünf Intraoralscannern ab. Die Werte lagen bei 25 µm und 10 µm. Darauf folgte der TRIOS 3 mit den Werten 40.5 µm und 11 µm.⁶⁸ Taymour et al. zeigten in ihrem Vergleich zur Abformung von distal angulierten Implantaten für eine All-on-4-Versorgung, dass mit steigender Angulation die Accuracy bei vier Scannersystemen abgenommen hat.⁶⁹ Für die Abformung von Zahnbögen für die Implantatplanung könnte das bedeuten, dass die Angulation der Zähne sich ebenfalls negativ auf die Accuracy auswirken könnte und somit auch einen Einfluss auf die Genauigkeit der Überlagerung für die Implantatplanung haben könnte. Weitere Arbeiten zur Genauigkeit der Implantatplanung mit dem Einflussfaktor der Kippung der Zähne sind nötig.

In der vorliegenden Arbeit wurden sämtliche Scans mit Primescan durchgeführt. Durch die konsequente Verwendung eines einheitlichen Scannersystems konnte ausgeschlossen werden, dass Variabilitäten der Ergebnisse auf verschiedene Scannersysteme mit verschiedenen gerätespezifischen Unterschieden bezüglich der Genauigkeit zurückzuführen sind. Anwenderspezifische Unterschiede und patientenspezifische Faktoren wurden jedoch nicht berücksichtigt.

5.2.4. Überlagerung von STL und DICOM

Die Überlagerung von Oberflächenscans mit DVT-Datensätzen stellt eine der kritischsten Phasen im digitalen implantologischen Workflow dar und ist eine entscheidende Voraussetzung für die Präzision von Bohrschablonen und navigierten Implantationen. Die Genauigkeit dieses Verfahrens hängt maßgeblich von der Qualität der Eingangsdaten und der Auswahl und Verteilung der Referenzpunkte ab. Ebenso spielt eine Segmentierung der Daten eine wichtige Rolle.^{18,49,50}

Ritter et al. haben gezeigt, dass sich die Genauigkeit der Überlagerung im Ober- und Unterkiefer nicht signifikant unterscheiden und dass die Überlagerung anhand von digitalen Oberflächenscans und DICOM-Daten klinisch ausreichend genau und zuverlässig ist.²

5.2.5. Planung und Software

Die Planungssoftware ermöglicht nach dem Überlagern von STL und DICOM Daten die Inspektion des Implantatbetts. Durch die bereits geplante Prothetik lässt sich das Implantat in der gewünschten Achse ausrichten. In zweidimensionalen Schnittbildern in axialer, transversaler und tangentialer Ausrichtung wird die gewählte Position nochmals verifiziert. Aus dem Implantatkatalog lassen sich verschiedene Implantathersteller und passende Implantathöhen und -breiten auswählen. Durch den eingeblendeten Sicherheitsbereich kann der Abstand zu Nachbarstrukturen überprüft werden. Anschließend wird die Navigationsschablone virtuell gestaltet.^{37,70}

5.2.6. Herstellung der Navigationsschablonen

Additiv hergestellte Navigationsschablonen zeigen eine ähnliche Genauigkeit wie subtraktiv hergestellte Navigationsschablonen. Henprasert et al. haben in einer Studie gezeigt, dass gedruckte Schienen eine Abweichung von 0,32 mm koronal und 0,84 mm apikal und gefräste Schienen von 0,27 mm koronal und 0,8 mm haben. Gedruckte können anfälliger für Deformationen sein, wenn eine Mindestschichtstärke von 2,5 mm - 3 mm nicht eingehalten wird oder Kalibrierungsmaßnahmen nicht ordnungsgemäß durchgeführt werden.^{10,11,71}

5.2.7. Dynamische Navigation

Die dynamische Navigation oder auch *dynamic computer-aided implant surgery* (d-CAIS) in der Implantologie basiert auf einer präzisen Positionsbestimmung der chirurgischen Instrumente mithilfe verschiedener Tracking-Technologien und präoperativ erstellter Bilddaten. Am weitesten verbreitet ist das optische Tracking, bei dem sowohl am Instrument als auch am Patienten spezielle Marker angebracht werden, die Infrarotlicht reflektieren. Stereokameras im Operationssaal erfassen das reflektierte Licht und ermöglichen so eine genaue Ermittlung von Position und Ausrichtung der Instrumente im Raum. Neben dieser passiven optischen Nachverfolgung gibt es auch aktive Systeme, bei denen die Marker selbst Lichtsignale aussenden. Darüber hinaus kommen weitere Tracking-Methoden zum Einsatz: Elektromagnetisches Tracking verwendet kleine Spulen, die ihre Position und Orientierung innerhalb eines Magnetfeldes bestimmen können und damit unabhängig von einer freien Sichtlinie funktionieren, allerdings anfällig für Störungen durch metallische Gegenstände sind. Seltener wird mechanisches Tracking genutzt, bei dem Instrument und Patient mechanisch

über Gelenkarme miteinander verbunden sind und die Winkel über Sensoren registriert werden. Diese Methode ist zwar sehr robust, jedoch weniger flexibel. Im Gegensatz zur statischen Navigation findet die Instrumentenausrichtung nicht über eine Führungshülse in einer Schablone statt, sondern kann an einem Bildschirm visualisiert werden und von dem Operateur kontrolliert werden. Das bietet den Vorteil von erhöhter Flexibilität oder limitierter Mundöffnung. Zudem entfällt der Fertigungsschritt der Herstellung einer Navigationsschablone. Nachteilig zu sehen sind mögliche Fehlerquellen durch magnetische Interferenzen oder der Verbindungsverlust von Kamera und Sensor. Die Genauigkeit im Vergleich zur statischen Navigation ist vergleichbar. Studien zeigen, dass die dynamische Navigation im Mittel eine Abweichung von $1,05 \text{ mm} \pm 0,44 \text{ mm}$ an der Implantatschulter, $1,29 \text{ mm} \pm 0,50 \text{ mm}$ an der Implantatspitze und eine Winkelabweichung von $3,06^\circ \pm 1,37^\circ$ hat. Im Vergleich zur konventionellen Freihandmethode weisen sowohl statische als auch dynamische Navigationssysteme eine signifikant höhere Präzision auf. Zwischen beiden Navigationsmethoden besteht hinsichtlich der Präzision kein signifikanter Unterschied.^{1,4,72}

5.2.8. Fehlerquellen der digitalen Prozesskette

Der Einsatz von Bohrschablonen basiert maßgeblich auf der Annahme, dass die Überlagerung der Oberflächenscans mit der DVT ausreichend exakt erfolgt. Bereits geringe Abweichungen können zu einer klinisch relevanten Fehlpositionierung führen, insbesondere in anatomisch kritischen Bereichen oder bei reduzierter Restbezaahnung. Systematische Reviews und Metaanalysen zeigen, dass die Gesamtgenauigkeit der schablonengestützten Implantation von der Überlagerungsgenauigkeit beeinflusst wird. Die Literatur betrachtet heute die gesamte Prozesskette von der Datenerhebung bis zur Umsetzung der Implantation als integrativen Workflow, bei dem sich Fehler systematisch potenzieren können. Schon beim Intraoralscan spielen Faktoren wie Feuchtigkeit, Scanstrategie und Patientenbewegung eine große Rolle. Die DVT bringt eigene Herausforderungen bezüglich Artefakte, FOV und Patientenposition mit sich. Die Überlagerung der Datensätze bleibt eine kritische Phase. Die Herstellung der Navigationsschablonen (3D-Druck/Fräsen) ist eine weitere potenzielle Fehlerquelle. Die Literatur empfiehlt einen Sicherheitsabstand von 2 mm im chirurgischen Ablauf, um unvermeidbare Summenfehler zu kompensieren.^{35,73}

In einem Systematic Review und einer Metaanalyse aus dem Jahr 2018 haben Tahmaseb et al. die Datenlage zur Genauigkeit der computergestützten statischen, computergestützten Implantatchirurgie (sCA//) von 20 klinischen Studien im Zeitraum von 2008 bis 2016 analysiert. Die durchschnittliche Abweichung im krestalen Anteil des Implantates lag bei 1,2 mm (1,04 mm

- 1,44 mm) und apikal bei 1,4 mm (1,28 mm –1,58 mm). Für teilbezahnte Kiefer ergab sich eine höhere Genauigkeit als bei unbezahnten Kiefern. Dieser Unterschied war statistisch signifikant. Die durchschnittliche Angulationsabweichung lag bei 3,5° (3,0°-3,96°). Die Autoren listen mehrere Fehlerquellen auf. Bewegungs- und Metallartefakte wirken sich auf die Qualität der Bildgebung negativ aus. Ebenso wie Fehler bei Oberflächenscans, bei der Datenfusion und beim Software-Handling. Auch ein geringer Hülsendurchmesser erhöht die Beweglichkeit in lateraler Richtung und wirkt sich somit negativ auf die Genauigkeit aus. Die Genauigkeit kann durch kürzere Bohrer erhöht werden. Die Gingivadicke hat auch einen Einfluss auf die Genauigkeit von sCAll. Schnutenhaus et al. haben in ihrer Untersuchung ab einer Dicke von 3,5 mm offene Lappentechniken der lappenlosen Operationstechnik vorgezogen, um die Auswirkung auf die Genauigkeit zu verringern. Die Lage des Operationsgebietes könnte auch einen Einfluss haben. Tahmaseb et al. haben in ihrem Systematic Review Studien beschrieben, welche eine höhere Genauigkeit in anterioren Kieferregionen als bei posterioren Kieferregionen beschreiben. Eine andere Studie konnte diesbezüglich jedoch keinen Unterschied feststellen.⁷³⁻⁷⁵

5.3. Vergleich der Systeme

In dieser Arbeit wurden anhand der ANOVA signifikante Unterschiede zwischen den drei Systemen gezeigt ($p < 0,001$). Sicat und Magellan waren BlueSkyBio hinsichtlich der Genauigkeit in der Überlagerung überlegen. Die geringen Effektgrößen lassen jedoch darauf schließen, dass die Wahl des Programms für die Überlagerung in der Praxis eine nachrangige Bedeutung hat. Die Unterschiede könnten auf verschiedene Arbeitsweisen der Überlagerungsalgorithmen zurückzuführen sein. Die Ergebnisse zeigen, dass die Abweichungen im positiven Bereich größer sind als im negativen. Das bedeutet, dass die Oberfläche des Röntgenbildes die des Scans mehr überragte als andersherum.

In komplexeren Fällen, wie Daten mit vielen Metallartefakten oder geringer Referenzpunktzahl, könnte die Auswahl des Programms relevanter sein. Der Operateur sollte höhere Diskrepanzen mit einplanen, in dem mehr Abstand zu vulnerablen Strukturen eingehalten wird. Die Verletzung dieser Strukturen, wie z.B. den Nervus alveolaris inferior, können mit sensorischen Störungen einhergehen und sollten durch eine genaue präoperative Planung vermieden werden.⁷⁶

5.3.1. Einfluss durch die Indikation

Alle Systeme hatten signifikante Unterschiede beim Vergleich der Abweichung in verschiedenen Indikationsbereichen. Die Effektgrößen waren jedoch gering, was auf eine geringe praktische Relevanz hindeutet. Bei BlueSkyBio war die Effektgröße ($\eta^2 = 0,015$) am größten. Für diesen Fall ist eine größere praktische Relevanz als bei Magellan und Sicat anzunehmen. Insbesondere kombinierte Lückensituationen zeigten größere Abweichungen in allen Systemen. Dies könnte auf die geringe Anzahl an Referenzpunkten beim Scannen zurückzuführen sein. Außerdem könnten beim Intraoralscan die mobilen Anteile der Mundschleimhaut den Scan verzerren. Schaltlücken und vollbezahnte Gegenkiefer hatten die geringsten Abweichungen. Die Abweichungen bei den beiden Indikationen waren ähnlich groß. Für die Praxis könnte das bedeuten, dass die Anfertigung des Scans und des DVTs vor der Extraktion des Zahnes die Überlagerungsgenauigkeit im Vergleich zur Planung bei einer bestehenden Schaltlücke nicht beeinflussen wird.

5.3.2. Einfluss durch Restaurationen

In allen Systemen waren die Abweichungen bei Messstellen am höchsten, die restauriert waren und Artefakte aufwiesen. In diesem Punkt muss jedoch kritisch betrachtet werden, dass die Messung der artefaktbehafteten Messstellen durch eine unklare Grenze der Oberfläche grundsätzlich weniger genau sein kann. Die Abweichungen bei restaurierten Zähnen mit Artefakten lagen zwischen 0,3033mm und 0,4798mm. Für unrestaurierte Zähne waren Magellan und Sicat im Vergleich zu BlueSkyBio signifikant genauer. Auch bei restaurierten Zähnen mit Artefakten waren Magellan und Sicat im Vorteil. Für diesen Restaurationsgrad war die Effektgröße höher als bei unrestaurierten und restaurierten Zähnen ohne Metallartefakte. Mit $\eta^2 = 0,011$ ist der praktische Einfluss jedoch auch als gering einzuordnen.

Auch in der Literatur werden metallische Restauration als einer der Haupteinflussfaktoren auf die Genauigkeit beschrieben. Die aktuelle Empfehlung lautet, bei multiplen Restaurationen alternative Matchingstrategien oder eine manuelle Segmentierung der Scandaten zu prüfen.⁵⁰

5.3.3. Einfluss der Messstelle

Die Abweichung für den Punkt HM unterschied sich nicht signifikant. Außerdem war die Effektgröße hier am geringsten. Für die Praxis entsteht jedoch keine relevante Schlussfolgerung.

5.4. Ausblick und klinische Implikation

Die Ergebnisse legen nahe, dass die Auswahl des Systems für das Backward-Planning einen signifikanten Einfluss auf die Genauigkeit der Überlagerung hat. Somit konnte die Nullhypothese, dass die Programme sich nicht signifikant unterscheiden, widerlegt werden. Insbesondere bei kombinierten und Freiendsituationen sind Magellan und Sicat wegen geringeren mittleren Abweichungen BlueSkyBio vorzuziehen. Gleiches gilt bei Röntgendaten mit vielen Artefakten. BlueSkyBio kann für die Planung der Versorgung von Schatlücken eine sinnvolle Alternative darstellen. Da dieses Programm kostenfrei zur Verfügung steht, lassen sich bei der Verwendung von BlueSkyBio für die Praxis und die Patienten Kosten einsparen. Kaewsiri et al. haben in einer randomisierten Studie die Abweichung von der geplanten Position und Position des Implantates in der postoperativen DVT-Aufnahme verglichen. Für die Implantatschulter wurden Abweichungen von $0,97 \pm 0,44$ mm und für den Implantatapex Abweichungen von $1,28 \pm 0,46$ mm für sCAI gemessen. Die Abweichungen lagen im vergleichbaren Bereich wie für die d-CAIS.⁴ In weiteren Untersuchungen könnte der Einfluss der Auswahl des Überlagerungsprogramms auf die Abweichung im postoperativen Röntgenbild weiter untersucht werden. Eine ungenaue Überlagerung ist eine von mehreren möglichen Fehlerquellen, die sich in der gesamten Umsetzung der schablonengestützten Implantation addieren können. Die in dieser Arbeit genannten Faktoren, die sich negativ auf die Überlagerungsgenauigkeit auswirken können, sollten bei der Planung der Implantatposition berücksichtigt werden. Insbesondere beim Sicherheitsabstand zu relevanten anatomischen Strukturen sollte der Einfluss von Indikation und Restaurationsgrad der Zähne bedacht werden.

Eine automatische Überlagerung sollte der manuellen Überlagerung vorgezogen werden. Park et al. haben gezeigt, dass die punktbasierte und die automatische Überlagerung der manuellen Überlagerung hinsichtlich der Genauigkeit überlegen ist.³⁶ Kim et al. beschreiben in ihrer Studie eine vergleichbare Genauigkeit von manueller und automatischer Registrierung. Die manuelle Registrierung ist jedoch zeitlich aufwändiger und ist von der Erfahrung im Umgang mit der Software abhängig.⁷⁷ Auch Flügge et al. haben 2017 in einer Untersuchung der

Überlagerungsgenauigkeit zeigen können, dass sich Restaurationen und Artefakte signifikant auf die Genauigkeit auswirken. Besonders bei Fällen mit mehreren Restaurationen war die Überlagerung genauer, wenn die Daten vorher manuell segmentiert wurden.⁵⁰ Der Behandler sollte im Einzelfall entscheiden, welche Methode zur Überlagerung der Daten herangezogen werden sollte. Wenn mehrere Artefakte in der DVT-Aufnahme erkennbar sind, sollte unter Umständen auf die manuelle Überlagerung und manuelle Segmentierung der Daten zurückgegriffen werden. Die Auswahl des Programms macht zwar einen Unterschied, der jedoch sehr gering ist.

Für die Zukunft ist zu erwarten, dass die Algorithmen, die die Überlagerung durchführen, weiter verbessert werden. Zhang et al. haben für den ICP eine schnellere und robustere Variante erarbeitet.⁵⁶ Im Jahr 2023 haben Kim et al. eine neue Methode zur Überlagerung vorgestellt. Es wurden Datensätzen in zwei Schritten überlagert. Zunächst wurde der random sample consensus-Algorithmus (RANSAC) angewandt. Dadurch wurde eine grobe Annäherung der Oberflächen und anschließend die Feinjustierung mittel ICP-Verfahren vollzogen. RANSAC hat den Vorteil robust gegen Ausreißer und fehlende Daten zu sein. Er erstellt Modelle derer Daten iterativ und stichprobenartig zur optimalen Deckung gebracht werden und bezieht auch Ausreißer ein. Durch die genaue Annäherung von ICP-Verfahren konnten im gesamten vorgestellten vollautomatisierten Verfahren klinisch akzeptable Ergebnisse erzielt werden. Vor der Registrierung wurden die Zähne im DVT-Datensatz segmentiert. Das fand durch den Mask R-CNN automatisch statt. Mask R-CNN ist ein Deep-Learning-Algorithmus zur automatischen Segmentierung auf Pixelebene. Das Verfahren erkennt nicht nur die Position der Zähne, sondern generiert für jeden Zahn eine eigene Segmentierungsmaske, sodass für die Registrierung ausschließlich die relevanten Zahnflächen verwendet werden. Im Datensatz des Oberflächenscans wurden Zahn- und Gingivaoberflächen über Farbwerte durch K-Nearest Neighbor (KNN) klassifiziert. Dadurch konnten die Überlagerungsalgorithmen die Überlagerung mittels Oberflächen der Zahnkronen durchführen und so ein KI-gestützter Workflow zur Datenverarbeitung vor der Implantatplanung entwickelt werden.⁷⁷ In einer weiteren Arbeit von Elgarba et al. konnten auch Vorteile vom KI-basierten Workflow im Vergleich zum manuellen bzw. semi-automatischen Workflow gezeigt werden. Bei einer Arbeitsdauer von $51,4 \text{ s} \pm 17,2 \text{ s}$ war der KI-basierte Workflow nicht nur in der Genauigkeit, sondern auch hinsichtlich Zeiteffizienz im Vorteil. Der manuelle und semi-automatische Workflow hatten in der retrospektiven Arbeit eine Arbeitsdauer von $840 \text{ s} \pm 168,9 \text{ s}$ bzw. $274 \text{ s} \pm 100,7 \text{ s}$.⁷⁸

Da die Überlagerung auch operateur- bzw. erfahrungsabhängig ist, stellen KI-basierte Workflows eine gute Alternative dar, in der der Faktor Erfahrung eliminiert werden kann.

In einem aktuellen Systematic-review aus dem Jahr 2025 wurde der Stand der Literatur zu geometrischen und KI-basierten Überlagerungsverfahren zusammenfassend verglichen. KI-basierte Verfahren arbeiten weitgehend automatisch, sind robuster gegenüber Bildstörungen, benötigen jedoch mehr Rechenleistung. Klinisch verkürzen KI-Workflows die Registrierungszeit erheblich und unterstützen präzisere Planungen.⁷⁹ Zusammenfassend bedeutet dies für die klinische Anwendung, dass die Wahl des Planungsprogramms bei einfachen Indikationen nicht entscheidend ist. In komplexeren Fällen hingegen, etwa bei reduziertem Gebiss mit einer Freiendsituation, einer kombinierten Lückensituation oder bei artefaktreichen Datensätzen, zeigte sich für SICAT und Magellan eine leicht geringere Abweichung. Daher könnte es ratsam sein, in anspruchsvollen Situationen eher auf diese Programme zurückzugreifen, da ihre Überlagerungsalgorithmen robuster sind. Aufgrund des quantitativ kleinen Unterschieds zu BlueSkyPlan kann bei entsprechender kritischer Überprüfung des Ergebnisses der Überlagerung unter Berücksichtigung von möglichen Fehlerquellen, eine mögliche Indikation für komplexere Situationen für das Programm BlueSkyPlan trotzdem bestehen.

Generell sollte der Behandler stets individuell entscheiden, welche Matching-Methode und welches Programm zum Einsatz kommt. Unabhängig vom System ist die Plausibilitätskontrolle der Überlagerung unerlässlich, etwa durch Abgleich an anatomischen Landmarken (z. B. Kieferkamm, benachbarte Zahnwurzeln) und das Testeinsetzen der Bohrschablone am Patienten. Insbesondere bei kritischen anatomischen Strukturen (Nervus alveolaris inferior, Sinusboden etc.) sollte aufgrund der verbleibenden Gesamtabweichung immer ein Sicherheitsabstand eingeplant werden. Die vorliegenden Ergebnisse liefern wertvolle Hinweise für die Softwareauswahl in unterschiedlichen klinischen Szenarien und unterstreichen, dass sowohl ein sorgfältiger, kenntnisreicher Umgang mit der digitalen Technik, als auch die Kenntnis ihrer Grenzen für eine sichere Implantatplanung entscheidend ist.

6. Literaturverzeichnis

1. Neugebauer J, Stachulla G, Ritter L, et al. Computer-aided manufacturing technologies for guided implant placement. *Expert Rev Med Devices* 2010; **7**(1): 113-29.
2. Ritter L, Reiz SD, Rothamel D, et al. Registration accuracy of three-dimensional surface and cone beam computed tomography data for virtual implant planning. *Clin Oral Implants Res* 2012; **23**(4): 447-52.
3. Pjetursson BE, Tan K, Lang NP, Brägger U, Egger M, Zwahlen M. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res* 2004; **15**(6): 625-42.
4. Kaewsiri D, Panmekiate S, Subbalekha K, Mattheos N, Pimkhaokham A. The accuracy of static vs. dynamic computer-assisted implant surgery in single tooth space: A randomized controlled trial. *Clin Oral Implants Res* 2019; **30**(6): 505-14.
5. Kaasalainen T, Ekholm M, Siiskonen T, Kortensniemi M. Dental cone beam CT: An updated review. *Physica Medica: European Journal of Medical Physics* 2021; **88**: 193-217.
6. Schneider D, Marquardt P, Zwahlen M, Jung RE. A systematic review on the accuracy and the clinical outcome of computer-guided template-based implant dentistry. *Clin Oral Implants Res* 2009; **20 Suppl 4**: 73-86.
7. Ganz SD. Defining new paradigms for assessment of implant receptor sites. The use of CT/CBCT and interactive virtual treatment planning for congenitally missing lateral incisors. *Compend Contin Educ Dent* 2008; **29**(5): 256-8, 60-2, 64-7; quiz 68, 78.
8. Peck JN, Conte GJ. Radiologic techniques using CBCT and 3-D treatment planning for implant placement. *J Calif Dent Assoc* 2008; **36**(4): 287-90, 92-4, 96-7.
9. Neugebauer J KF, Ritter L, Dreiseidler T, Zöller J. Implantatschablonen: Eine Begriffsbestimmung in Anlehnung an die GOZ. *Bayrisches Zahnärzteblatt BZB*. 2012:58-62.
10. Mukai S, Mukai E, Santos-Junior JA, Shibli JA, Faveri M, Giro G. Assessment of the reproducibility and precision of milling and 3D printing surgical guides. *BMC Oral Health* 2021; **21**(1): 1.
11. Henprasert P, Dawson DV, El-Kerdani T, Song X, Couso-Queiruga E, Holloway JA. Comparison of the Accuracy of Implant Position Using Surgical Guides Fabricated by Additive and Subtractive Techniques. *J Prosthodont* 2020; **29**(6): 534-41.
12. Deutsche Gesellschaft für Implantologie im Zahn- M-uKDDGfZ-, Mund- und Kieferheilkunde (DGZMK). S3-Leitlinie – Konventionelle und computer-assistierte Verfahren zur Implantatinserion: AWMF – Arbeitsgemeinschaft der Wissenschaftlichen Medizinischen Fachgesellschaften, 2025.
13. Neugebauer J, Kistler F, Kistler S, et al. CAD-CAM-gefertigte Bohrschablonen: Optimierter Behandlungsablauf. *Int J Comput Dent* 2011; **14**(2): 93-103.
14. Younes F, Eghbali A, De Bruyckere T, Cleymaet R, Cosyn J. A randomized controlled trial on the efficiency of free-handed, pilot-drill guided and fully guided implant surgery in partially edentulous patients. *Clin Oral Implants Res* 2019; **30**(2): 131-8.
15. Sahota J, Bhatia A, Gupta M, Singh V, Soni J, Soni R. Reliability of Orthopantomography and Cone-beam Computed Tomography in Presurgical Implant Planning: A Clinical Study. *J Contemp Dent Pract* 2017; **18**(8): 665-9.

16. Vilela DDS, Manhães Júnior LRC, Nascimento M, Oenning ACC, Junqueira JLC, Martinez EF. Evaluation of the dosimetry and centralization of scout-view function in CBCT. *Braz Dent J* 2022; **33**(4): 31-9.
17. Scarfe WC, Farman AG. What is Cone-Beam CT and How Does it Work? *Dental Clinics of North America* 2008; **52**(4): 707-30.
18. Schulze R, Heil U, Gross D, et al. Artefacts in CBCT: a review. *Dentomaxillofac Radiol* 2011; **40**(5): 265-73.
19. Carneiro ALE, Reis INR, Bitencourt FV, Salgado D, Costa C, Spin-Neto R. Accuracy of linear measurements for implant planning based on low-dose cone beam CT protocols: a systematic review and meta-analysis. *Dentomaxillofac Radiol* 2024; **53**(4): 207-21.
20. Misch KA, Yi ES, Sarment DP. Accuracy of cone beam computed tomography for periodontal defect measurements. *J Periodontol* 2006; **77**(7): 1261-6.
21. Horner K, Jacobs R, Schulze R. Dental CBCT equipment and performance issues. *Radiat Prot Dosimetry* 2013; **153**(2): 212-8.
22. Dreiseidler T, Neugebauer J, Ritter L, et al. Accuracy of a newly developed integrated system for dental implant planning. *Clin Oral Implants Res* 2009; **20**(11): 1191-9.
23. Moratin J, Berger M, Rüschschloss T, et al. Head motion during cone-beam computed tomography: Analysis of frequency and influence on image quality. *Imaging Sci Dent* 2020; **50**(3): 227-36.
24. Tu SJ, Shaw CC, Chen L. Noise simulation in cone beam CT imaging with parallel computing. *Phys Med Biol* 2006; **51**(5): 1283-97.
25. De Man B, Nuyts J, Dupont P, Marchal G, Suetens P. Metal streak artifacts in X-ray computed tomography: A simulation study. *Nuclear Science, IEEE Transactions on* 1999; **3**: 691-6.
26. Joseph PM, Spital RD. The exponential edge-gradient effect in x-ray computed tomography. *Phys Med Biol* 1981; **26**(3): 473-87.
27. Feldkamp LA, Davis LC, Kress JW. Practical cone-beam algorithm. *Journal of the Optical Society of America A* 1984; **1**(6): 612-9.
28. Por E, van Kooten M, Sarkovic V. Nyquist–Shannon sampling theorem. *Leiden University* 2019; **1**(1): 1-2.
29. Brüllmann D, Schulze RK. Spatial resolution in CBCT machines for dental/maxillofacial applications-what do we know today? *Dentomaxillofac Radiol* 2015; **44**(1): 20140204.
30. Kalender WA, Kyriakou Y. Flat-detector computed tomography (FD-CT). *European Radiology* 2007; **17**(11): 2767-79.
31. Hassan B, van der Stelt P, Sanderink G. Accuracy of three-dimensional measurements obtained from cone beam computed tomography surface-rendered images for cephalometric analysis: influence of patient scanning position. *European Journal of Orthodontics* 2008; **31**(2): 129-34.
32. Loubele M, Bogaerts R, Van Dijck E, et al. Comparison between effective radiation dose of CBCT and MSCT scanners for dentomaxillofacial applications. *Eur J Radiol* 2009; **71**(3): 461-8.
33. Tatakis DN, Chien H-H, Parashis AO. Guided implant surgery risks and their prevention. *Periodontology 2000* 2019; **81**(1): 194-208.
34. Brandenburg LS, Schwarz SJ, Spies BC, et al. Creating an anatomical wax-up in partially edentulous patients by means of a statistical shape model. *Int J Comput Dent* 2022; **0**(0): 0.

35. Flügge TV, Schlager S, Nelson K, Nahles S, Metzger MC. Precision of intraoral digital dental impressions with iTero and extraoral digitization with the iTero and a model scanner. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2013; **144**(3): 471-8.
36. Park J-H, Hwang C-J, Choi Y-J, et al. Registration of digital dental models and cone-beam computed tomography images using 3-dimensional planning software: Comparison of the accuracy according to scanning methods and software. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2020; **157**(6): 843-51.
37. Flügge T, Kernen F, Nelson K. Die digitale Prozesskette in der Implantologie. *Zahnmedizin up2date* 2019; **13**: 507-30.
38. Afrashtehfar KI, Alnakeb NA, Assery MKM. ACCURACY OF INTRAORAL SCANNERS VERSUS TRADITIONAL IMPRESSIONS: A RAPID UMBRELLA REVIEW. *J Evid Based Dent Pract* 2022; **22**(3): 101719.
39. Jennes M, Soetebeer M, Beuer F. In vivo full-arch accuracy of intraoral scanners: a narrative review. *Int J Comput Dent* 2022; **25**(1): 9-16.
40. Schlögl K, Güth J-F, Graf T, Keul C. Accuracy of full arch scans performed with nine different scanning patterns– an in vitro study. *Clinical Oral Investigations* 2025; **29**(1): 92.
41. Tewes MB, M., inventor Dentsply Sirona Inc., assignee. Device, method and system for generating dynamic projection patterns in a confocal camera. United States. 2020.
42. Schlögl K. Pilotstudie zur Genauigkeit von digitalen Abformungen in Abhängigkeit vom verwendeten Intraoralscanner und der Scanstrategie München: Ludwig-Maximilians-Universität München; 2024.
43. Dreiseidler T, Tandon D, Ritter L, et al. Accuracy of a newly developed open-source system for dental implant planning. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012; **27**(1): 128-37.
44. Szilvsi-Nagy M, Matyasi G. Analysis of STL files. *Mathematical and computer modelling* 2003; **38**(7-9): 945-60.
45. Larobina M, Murino L. Medical Image File Formats. *Journal of Digital Imaging* 2014; **27**(2): 200-6.
46. Lin C-C, Wu C-Z, Huang M-S, Huang C-F, Cheng H-C, Wang DP. Fully Digital Workflow for Planning Static Guided Implant Surgery: A Prospective Accuracy Study. *Journal of clinical medicine* 2020; **9**(4): 980.
47. Han YT, Lin WC, Fan FY, Chen CL, Lin CC, Cheng HC. Comparison of Dental Surface Image Registration and Fiducial Marker Registration: An In Vivo Accuracy Study of Static Computer-Assisted Implant Surgery. *J Clin Med* 2021; **10**(18).
48. Becker K, Wilmes B, Grandjean C, Drescher D. Impact of manual control point selection accuracy on automated surface matching of digital dental models. *Clinical Oral Investigations* 2018; **22**(2): 801-10.
49. Jamjoom FZ, Yilmaz B, Johnston WM. Impact of number of registration points on the positional accuracy of a prosthetic treatment plan incorporated into a cone beam computed tomography scan by surface scan registration: An in vitro study. *Clin Oral Implants Res* 2019; **30**(8): 826-32.
50. Flügge T, Derksen W, Te Poel J, Hassan B, Nelson K, Wismeijer D. Registration of cone beam computed tomography data and intraoral surface scans - A prerequisite for guided implant surgery with CAD/CAM drilling guides. *Clin Oral Implants Res* 2017; **28**(9): 1113-8.
51. Schnutenhaus S, Gröller S, Luthardt RG, Rudolph H. Accuracy of the match between cone beam computed tomography and model scan data in template-guided

- implant planning: A prospective controlled clinical study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research* 2018; **20**(4): 541-9.
52. Besl PJ, McKay ND. A method for registration of 3-D shapes. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence* 1992; **14**(2): 239-56.
 53. Park SY, Murali S. A fast point-to-tangent plane technique for multi-view registration. Fourth International Conference on 3-D Digital Imaging and Modeling, 2003 3DIM 2003 Proceedings; 2003 6-10 Oct. 2003; 2003. p. 276-83.
 54. Gruen A, Akca D. Least squares 3D surface and curve matching. *ISPRS Journal of Photogrammetry and Remote Sensing* 2005; **59**(3): 151-74.
 55. Okatani IS, Deguchi K. A Method for Fine Registration of Multiple View Range Images Considering the Measurement Error Properties. *Computer Vision and Image Understanding* 2002; **87**(1): 66-77.
 56. Zhang J, Yao Y, Deng B. Fast and Robust Iterative Closest Point. *IEEE Transactions on Pattern Analysis & Machine Intelligence* 2022; **44**(07): 3450-66.
 57. Barros L, Ferrari-Piloni C, Torres É, Estrela C, Valladares-Neto J. Effect size: a statistical basis for clinical practice. *Revista Odonto Ciência* 2018; **33**: 84.
 58. Rino Neto J, Silva FP, Chilvarquer I, Paiva JB, Hernandez AM. Hausdorff Distance evaluation of orthodontic accessories' streaking artifacts in 3D model superimposition. *Braz Oral Res* 2012; **26**(5): 450-6.
 59. Yildizer Keris E, Demirel O, Ozdede M. Evaluation of motion artifacts in cone-beam computed tomography with three different patient positioning. *Oral Radiol* 2021; **37**(2): 276-81.
 60. Tuy HK. An Inversion Formula for Cone-Beam Reconstruction. *SIAM Journal on Applied Mathematics* 1983; **43**(3): 546-52.
 61. Bechara BB, Moore WS, McMahan CA, Noujeim M. Metal artefact reduction with cone beam CT: an in vitro study. *Dentomaxillofac Radiol* 2012; **41**(3): 248-53.
 62. Lee C, Lee A, Choi YJ, Jeon KJ, Kim YH, Han S-S. Accuracy of digital model generated from CT data with metal artifact reduction algorithm. *Scientific Reports* 2021; **11**(1): 10332.
 63. Pesce P, Nicolini P, Caponio VCA, et al. Accuracy of Full-Arch Intraoral Scans Versus Conventional Impression: A Systematic Review with a Meta-Analysis and a Proposal to Standardise the Analysis of the Accuracy. *Journal of Clinical Medicine* 2025; **14**(1): 71.
 64. Ma J, Zhang B, Song H, Wu D, Song T. Accuracy of digital implant impressions obtained using intraoral scanners: a systematic review and meta-analysis of in vivo studies. *Int J Implant Dent* 2023; **9**(1): 48.
 65. Mangano F, Gandolfi A, Luongo G, Logozzo S. Intraoral scanners in dentistry: a review of the current literature. *BMC Oral Health* 2017; **17**(1): 149.
 66. Flügge T, van der Meer WJ, Gonzalez BG, Vach K, Wismeijer D, Wang P. The accuracy of different dental impression techniques for implant-supported dental prostheses: A systematic review and meta-analysis. *Clinical Oral Implants Research* 2018; **29**(S16): 374-92.
 67. Kaya G, Bilmenoglu C. Accuracy of 14 intraoral scanners for the All-on-4 treatment concept: a comparative in vitro study. *J Adv Prosthodont* 2022; **14**(6): 388-98.
 68. Diker B, Tak Ö. Comparing the accuracy of six intraoral scanners on prepared teeth and effect of scanning sequence. *J Adv Prosthodont* 2020; **12**(5): 299-306.
 69. Taymour N, Abdul Hameed SM, AlGhamdi MA, El Sharkawy ZR, Farid ZS, Ahmed Y. Accuracy of New-Generation Intraoral Scanners in Digitizing All-on-Four

Implant Models with Varying Posterior Implant Angulations: An In Vitro Trueness and Precision Evaluation. *Prosthesis* 2025; **7**(4): 74.

70. Kernen F, Kramer J, Wanner L, Wismeijer D, Nelson K, Flügge T. A review of virtual planning software for guided implant surgery - data import and visualization, drill guide design and manufacturing. *BMC Oral Health* 2020; **20**(1): 251.

71. Van Assche N, van Steenberghe D, Quirynen M, Jacobs R. Accuracy assessment of computer-assisted flapless implant placement in partial edentulism. *J Clin Periodontol* 2010; **37**(4): 398-403.

72. Goyal L, Sankar H, Dewan M, Perambudhuru Y. Dynamic Navigation in Dental Implantology. *Discoveries (Craiova)* 2023; **11**(4): e178.

73. Tahmaseb A, Wu V, Wismeijer D, Coucke W, Evans C. The accuracy of static computer-aided implant surgery: A systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Implants Res* 2018; **29 Suppl 16**: 416-35.

74. Schneider D, Schober F, Grohmann P, Hammerle CH, Jung RE. In-vitro evaluation of the tolerance of surgical instruments in templates for computer-assisted guided implantology produced by 3-D printing. *Clin Oral Implants Res* 2015; **26**(3): 320-5.

75. Schnutenhaus S, Edelmann C, Rudolph H, Luthardt RG. Retrospective study to determine the accuracy of template-guided implant placement using a novel nonradiologic evaluation method. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology* 2016; **121**(4): e72-e9.

76. Juodzbals G, Wang HL, Sabalys G. Injury of the Inferior Alveolar Nerve during Implant Placement: a Literature Review. *J Oral Maxillofac Res* 2011; **2**(1): e1.

77. Kim YJ, Ahn JH, Lim HK, et al. Novel Procedure for Automatic Registration between Cone-Beam Computed Tomography and Intraoral Scan Data Supported with 3D Segmentation. *Bioengineering (Basel)* 2023; **10**(11).

78. Elgarba BM, Fontenele RC, Ali S, et al. Validation of a novel AI-based automated multimodal image registration of CBCT and intraoral scan aiding presurgical implant planning. *Clinical Oral Implants Research* 2024; **35**(11): 1506-17.

79. Zheng Q, Wu Y, Chen J, et al. Automatic multimodal registration of cone-beam computed tomography and intraoral scans: a systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Investig* 2025; **29**(2): 97.

7. Anhang

7.1. Symmetrische Maße

Pat	System		Wert	Asymptotischer Standardfehler ^a	Näherungsweis es t ^b	Näherungsweis e Signifikanz
1	Sicat	Maß der Übereinstimmung Kappa	,138	,072	2,837	,005
		Anzahl der gültigen Fälle	21			
	BlueSkyBio	Maß der Übereinstimmung Kappa	,164	,078	4,544	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle	21			
	Magellan	Maß der Übereinstimmung Kappa	,682	,104	9,943	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle	21			
	Gesamt	Maß der Übereinstimmung Kappa	,330	,059	12,503	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle	63			
2	Sicat	Maß der Übereinstimmung Kappa	,164	,084	3,072	,002
		Anzahl der gültigen Fälle	21			
	BlueSkyBio	Maß der Übereinstimmung Kappa	,451	,104	10,112	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle	21			
	Magellan	Maß der Übereinstimmung Kappa	,684	,105	9,969	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle	21			
	Gesamt	Maß der Übereinstimmung Kappa	,447	,063	16,545	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle	63			
3	Sicat	Maß der Übereinstimmung Kappa	-,002	,003	-,229	,819
		Anzahl der gültigen Fälle	21			
	BlueSkyBio	Maß der Übereinstimmung Kappa	,172	,080	5,504	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle	21			
	Magellan	Maß der Übereinstimmung Kappa	,695	,103	12,546	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle	21			
	Gesamt	Maß der Übereinstimmung Kappa	,291	,057	18,954	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle	63			
4	Sicat	Maß der Übereinstimmung Kappa	,087	,050	3,255	,001
		Anzahl der gültigen Fälle	35			
	BlueSkyBio	Maß der Übereinstimmung Kappa	,283	,070	8,992	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle	35			
	Magellan	Maß der Übereinstimmung Kappa	,676	,083	12,845	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle	35			
	Gesamt	Maß der Übereinstimmung Kappa	,347	,046	17,961	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle	105			
5	Sicat	Maß der Übereinstimmung Kappa	,107	,052	3,476	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle	35			
	BlueSkyBio	Maß der Übereinstimmung Kappa	,342	,072	8,357	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle	35			
	Magellan	Maß der Übereinstimmung Kappa	,817	,074	10,320	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle				

		Anzahl der gültigen Fälle		35			
		Gesamt Maß der Übereinstimmung Kappa		,413	,047	16,478	<,001
6	Sicat	Anzahl der gültigen Fälle		105			
		Maß der Übereinstimmung Kappa		,108	,064	2,827	,005
	BlueSkyBio	Anzahl der gültigen Fälle		21			
		Maß der Übereinstimmung Kappa		,359	,102	9,248	<,001
	Magellan	Anzahl der gültigen Fälle		21			
		Maß der Übereinstimmung Kappa		,559	,116	5,453	<,001
	Gesamt	Anzahl der gültigen Fälle		21			
		Maß der Übereinstimmung Kappa		,349	,058	11,736	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		63			
7	Sicat	Anzahl der gültigen Fälle		21			
		Maß der Übereinstimmung Kappa		,179	,077	7,516	<,001
	BlueSkyBio	Anzahl der gültigen Fälle		21			
		Maß der Übereinstimmung Kappa		,135	,071	6,734	<,001
	Magellan	Anzahl der gültigen Fälle		21			
		Maß der Übereinstimmung Kappa		,584	,108	9,371	<,001
	Gesamt	Anzahl der gültigen Fälle		21			
		Maß der Übereinstimmung Kappa		,303	,056	17,366	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		63			
8	Sicat	Anzahl der gültigen Fälle		21			
		Maß der Übereinstimmung Kappa		,039	,043	1,940	,052
	BlueSkyBio	Anzahl der gültigen Fälle		21			
		Maß der Übereinstimmung Kappa		,462	,106	13,031	<,001
	Magellan	Anzahl der gültigen Fälle		21			
		Maß der Übereinstimmung Kappa		,683	,113	7,679	<,001
	Gesamt	Anzahl der gültigen Fälle		21			
		Maß der Übereinstimmung Kappa		,402	,061	16,763	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		63			
9	Sicat	Anzahl der gültigen Fälle		28			
		Maß der Übereinstimmung Kappa		,023	,029	1,153	,249
	BlueSkyBio	Anzahl der gültigen Fälle		28			
		Maß der Übereinstimmung Kappa		,268	,080	9,487	<,001
	Magellan	Anzahl der gültigen Fälle		28			
		Maß der Übereinstimmung Kappa		,782	,085	9,772	<,001
	Gesamt	Anzahl der gültigen Fälle		28			
		Maß der Übereinstimmung Kappa		,349	,050	15,741	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		84			
10	Sicat	Anzahl der gültigen Fälle		21			
		Maß der Übereinstimmung Kappa		,030	,039	1,110	,267
	BlueSkyBio	Anzahl der gültigen Fälle		21			
		Maß der Übereinstimmung Kappa		,505	,107	12,062	<,001
	Magellan	Anzahl der gültigen Fälle		21			
		Maß der Übereinstimmung Kappa		,758	,097	7,891	<,001

	Gesamt	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,433	,061	17,184	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		63			
11	Sicat	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,032	,040	1,241	,215
		Anzahl der gültigen Fälle		21			
	BlueSkyBio	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,226	,088	8,424	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		21			
	Magellan	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,638	,116	5,602	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		21			
	Gesamt	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,306	,053	11,357	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		63			
12	Sicat	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,067	,045	5,134	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		28			
	BlueSkyBio	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,301	,085	9,568	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		28			
	Magellan	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,720	,087	11,669	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		28			
	Gesamt	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,363	,052	20,231	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		84			
13	Sicat	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,379	,090	13,528	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		28			
	BlueSkyBio	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,239	,078	11,010	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		28			
	Magellan	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,891	,075	10,352	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		28			
	Gesamt	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,491	,054	20,874	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		84			
14	Sicat	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,049	,035	3,161	,002
		Anzahl der gültigen Fälle		35			
	BlueSkyBio	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,244	,071	11,188	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		35			
	Magellan	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,814	,068	17,348	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		35			
	Gesamt	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,366	,046	25,900	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		105			
15	Sicat	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,160	,070	5,862	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		28			
	BlueSkyBio	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,404	,090	11,309	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		28			
	Magellan	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,769	,088	8,983	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		28			
	Gesamt	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,443	,053	18,674	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle					

		Anzahl der gültigen Fälle		84			
16	Sicat	Maß der Übereinstimmung Kappa		,008	,032	,258	,796
		Anzahl der gültigen Fälle		28			
	BlueSkyBio	Maß der Übereinstimmung Kappa		,563	,098	10,653	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		28			
	Magellan	Maß der Übereinstimmung Kappa		,828	,077	10,044	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		28			
	Gesamt	Maß der Übereinstimmung Kappa		,465	,055	17,883	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		84			
17	Sicat	Maß der Übereinstimmung Kappa		,030	,041	1,072	,284
		Anzahl der gültigen Fälle		21			
	BlueSkyBio	Maß der Übereinstimmung Kappa		,406	,107	9,574	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		21			
	Magellan	Maß der Übereinstimmung Kappa		,695	,119	7,654	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		21			
	Gesamt	Maß der Übereinstimmung Kappa		,379	,062	14,279	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		63			
18	Sicat	Maß der Übereinstimmung Kappa		,107	,043	3,579	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		35			
	BlueSkyBio	Maß der Übereinstimmung Kappa		,619	,086	13,626	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		35			
	Magellan	Maß der Übereinstimmung Kappa		,855	,080	9,030	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		35			
	Gesamt	Maß der Übereinstimmung Kappa		,500	,050	17,270	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		105			
19	Sicat	Maß der Übereinstimmung Kappa		,023	,038	,740	,459
		Anzahl der gültigen Fälle		21			
	BlueSkyBio	Maß der Übereinstimmung Kappa		,298	,096	6,691	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		21			
	Magellan	Maß der Übereinstimmung Kappa		,744	,110	6,401	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		21			
	Gesamt	Maß der Übereinstimmung Kappa		,340	,060	10,005	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		63			
20	Sicat	Maß der Übereinstimmung Kappa		,023	,036	,779	,436
		Anzahl der gültigen Fälle		21			
	BlueSkyBio	Maß der Übereinstimmung Kappa		,072	,056	2,415	,016
		Anzahl der gültigen Fälle		21			
	Magellan	Maß der Übereinstimmung Kappa		,683	,106	9,988	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		21			
	Gesamt	Maß der Übereinstimmung Kappa		,254	,056	10,903	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		63			

21	Sicat	Maß der Übereinstimmung	Kappa	-,010	,040	-,226	,821
		Anzahl der gültigen Fälle		21			
	BlueSkyBio	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,745	,096	13,826	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		21			
	Magellan	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,685	,114	7,155	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		21			
	Gesamt	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,473	,066	14,585	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		63			
22	Sicat	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,158	,068	5,541	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		28			
	BlueSkyBio	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,269	,082	9,609	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		28			
	Magellan	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,714	,127	6,996	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		28			
	Gesamt	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,396	,052	15,561	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		84			
23	Sicat	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,070	,059	2,047	,041
		Anzahl der gültigen Fälle		21			
	BlueSkyBio	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,797	,089	14,437	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		21			
	Magellan	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,846	,103	6,442	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		21			
	Gesamt	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,561	,064	15,658	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		63			
24	Sicat	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,070	,048	2,206	,027
		Anzahl der gültigen Fälle		21			
	BlueSkyBio	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,749	,096	15,021	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		21			
	Magellan	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,698	,117	6,990	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		21			
	Gesamt	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,508	,063	15,637	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		63			
25	Sicat	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,137	,057	3,813	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		28			
	BlueSkyBio	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,579	,094	12,851	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		28			
	Magellan	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,678	,100	7,373	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		28			
	Gesamt	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,460	,054	15,040	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		84			
26	Sicat	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,092	,046	4,213	<,001

		Anzahl der gültigen Fälle		28			
		BlueSkyBio	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,408	,091	12,272
							<,001
			Anzahl der gültigen Fälle		28		
		Magellan	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,799	,089	8,805
							<,001
			Anzahl der gültigen Fälle		28		
		Gesamt	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,420	,052	16,246
							<,001
			Anzahl der gültigen Fälle		84		
27	Sicat	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,117	,066	3,363	<,001
	BlueSkyBio	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,347	,105	7,285	<,001
	Magellan	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,726	,114	7,186	<,001
	Gesamt	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,391	,061	12,386	<,001
28	Sicat	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,039	,044	1,940	,052
	BlueSkyBio	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,500	,107	11,068	<,001
	Magellan	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,684	,176	5,524	<,001
	Gesamt	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,419	,058	12,139	<,001
29	Sicat	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,219	,085	6,667	<,001
	BlueSkyBio	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,394	,104	7,902	<,001
	Magellan	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,724	,102	9,234	<,001
	Gesamt	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,455	,063	19,198	<,001
30	Sicat	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,093	,054	4,191	<,001
	BlueSkyBio	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,807	,076	16,318	<,001
	Magellan	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,663	,108	7,192	<,001
	Gesamt	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,523	,056	19,849	<,001
31	Sicat	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,065	,046	4,492	<,001

	BlueSkyBio	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,490	,093	18,279	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		28			
	Magellan	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,690	,089	13,438	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		28			
	Gesamt	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,419	,054	30,692	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		84			
32	Sicat	Maß der Übereinstimmung	Kappa	-,009	,005	-,457	,648
		Anzahl der gültigen Fälle		21			
	BlueSkyBio	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,555	,109	13,357	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		21			
	Magellan	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,658	,107	7,582	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		21			
	Gesamt	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,410	,062	18,790	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		63			
	Sicat	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,062	,047	3,326	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		28			
	BlueSkyBio	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,778	,079	22,104	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		28			
33	Magellan	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,677	,090	11,105	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		28			
	Gesamt	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,510	,054	28,951	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		84			
34	Sicat	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,133	,070	5,976	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		21			
	BlueSkyBio	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,753	,094	17,996	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		21			
	Magellan	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,663	,113	7,523	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		21			
	Gesamt	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,524	,064	23,616	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		63			
35	Sicat	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,065	,046	4,564	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		28			
	BlueSkyBio	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,888	,061	21,864	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		28			
	Magellan	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,754	,093	8,481	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		28			
	Gesamt	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,570	,054	24,124	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		84			
36	Sicat	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,131	,071	5,345	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		21			
	BlueSkyBio	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,640	,105	11,349	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle					

		Anzahl der gültigen Fälle		21			
		Maß der Übereinstimmung Kappa		,617	,117	6,035	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		21			
		Maß der Übereinstimmung Kappa		,469	,063	15,565	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		63			
		Maß der Übereinstimmung Kappa		,123	,057	4,904	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		35			
		Maß der Übereinstimmung Kappa		,937	,043	18,823	<,001
37	Sicat	Anzahl der gültigen Fälle		35			
		Maß der Übereinstimmung Kappa		,650	,093	6,975	<,001
	BlueSkyBio	Anzahl der gültigen Fälle		35			
		Maß der Übereinstimmung Kappa		,576	,049	22,839	<,001
	Magellan	Anzahl der gültigen Fälle		105			
		Maß der Übereinstimmung Kappa		,212	,061	4,686	<,001
	Gesamt	Anzahl der gültigen Fälle		28			
		Maß der Übereinstimmung Kappa		,625	,091	15,628	<,001
38	Sicat	Anzahl der gültigen Fälle		28			
		Maß der Übereinstimmung Kappa		,591	,096	9,165	<,001
	BlueSkyBio	Anzahl der gültigen Fälle		28			
		Maß der Übereinstimmung Kappa		,492	,054	20,257	<,001
	Magellan	Anzahl der gültigen Fälle		84			
		Maß der Übereinstimmung Kappa		,192	,058	6,213	<,001
	Gesamt	Anzahl der gültigen Fälle		35			
		Maß der Übereinstimmung Kappa		,881	,056	26,059	<,001
39	Sicat	Anzahl der gültigen Fälle		35			
		Maß der Übereinstimmung Kappa		,710	,080	12,831	<,001
	BlueSkyBio	Anzahl der gültigen Fälle		35			
		Maß der Übereinstimmung Kappa		,603	,048	32,797	<,001
	Magellan	Anzahl der gültigen Fälle		105			
		Maß der Übereinstimmung Kappa		,221	,083	6,367	<,001
	Gesamt	Anzahl der gültigen Fälle		28			
		Maß der Übereinstimmung Kappa		,665	,090	17,476	<,001
40	Sicat	Anzahl der gültigen Fälle		28			
		Maß der Übereinstimmung Kappa		,587	,099	8,275	<,001
	BlueSkyBio	Anzahl der gültigen Fälle		28			
		Maß der Übereinstimmung Kappa		,503	,056	23,027	<,001
	Magellan	Anzahl der gültigen Fälle		84			
		Maß der Übereinstimmung Kappa		,081	,058	3,078	,002
	Gesamt	Anzahl der gültigen Fälle		21			
		Maß der Übereinstimmung Kappa		,737	,098	12,155	<,001
41	Sicat	Anzahl der gültigen Fälle		21			
		Maß der Übereinstimmung Kappa					
	BlueSkyBio	Anzahl der gültigen Fälle					
		Maß der Übereinstimmung Kappa					

	Magellan	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,755	,105	8,177	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		21			
	Gesamt	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,520	,062	17,564	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		63			
42	Sicat	Maß der Übereinstimmung	Kappa	-,004	,004	-,343	,731
		Anzahl der gültigen Fälle		28			
	BlueSkyBio	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,924	,052	19,878	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		28			
	Magellan	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,768	,090	9,115	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		28			
	Gesamt	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,559	,054	23,741	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		84			
43	Sicat	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,039	,044	1,966	,049
		Anzahl der gültigen Fälle		21			
	BlueSkyBio	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,654	,103	15,836	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		21			
	Magellan	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,683	,102	10,453	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		21			
	Gesamt	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,465	,063	26,354	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		63			
44	Sicat	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,237	,074	5,113	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		21			
	BlueSkyBio	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,844	,081	13,541	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		21			
	Magellan	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,584	,120	6,010	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		21			
	Gesamt	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,566	,063	17,280	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		63			
45	Sicat	Maß der Übereinstimmung	Kappa	-,007	,041	-,162	,871
		Anzahl der gültigen Fälle		21			
	BlueSkyBio	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,895	,070	13,785	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		21			
	Magellan	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,648	,115	6,639	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		21			
	Gesamt	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,519	,066	16,168	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		63			
46	Sicat	Maß der Übereinstimmung	Kappa	-,023	,074	-,396	,692
		Anzahl der gültigen Fälle		21			
	BlueSkyBio	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,691	,108	8,001	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		21			
	Magellan	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,630	,109	9,730	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle					

		Anzahl der gültigen Fälle		21			
		Gesamt Maß der Übereinstimmung Kappa		,433	,070	11,754	<,001
47	Sicat	Anzahl der gültigen Fälle		63			
		Maß der Übereinstimmung Kappa		,135	,071	6,734	<,001
	BlueSkyBio	Anzahl der gültigen Fälle		21			
		Maß der Übereinstimmung Kappa		,654	,103	15,836	<,001
	Magellan	Anzahl der gültigen Fälle		21			
		Maß der Übereinstimmung Kappa		,626	,105	9,260	<,001
	Gesamt	Anzahl der gültigen Fälle		21			
		Maß der Übereinstimmung Kappa		,481	,062	27,574	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		63			
48	Sicat	Anzahl der gültigen Fälle		35			
		Maß der Übereinstimmung Kappa		,160	,060	8,665	<,001
	BlueSkyBio	Anzahl der gültigen Fälle		35			
		Maß der Übereinstimmung Kappa		,880	,056	24,782	<,001
	Magellan	Anzahl der gültigen Fälle		35			
		Maß der Übereinstimmung Kappa		,718	,082	11,213	<,001
	Gesamt	Anzahl der gültigen Fälle		35			
		Maß der Übereinstimmung Kappa		,588	,048	29,366	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		105			
49	Sicat	Anzahl der gültigen Fälle		28			
		Maß der Übereinstimmung Kappa		,073	,044	2,280	,023
	BlueSkyBio	Anzahl der gültigen Fälle		28			
		Maß der Übereinstimmung Kappa		,814	,074	21,927	<,001
	Magellan	Anzahl der gültigen Fälle		28			
		Maß der Übereinstimmung Kappa		,709	,087	10,037	<,001
	Gesamt	Anzahl der gültigen Fälle		28			
		Maß der Übereinstimmung Kappa		,538	,055	24,152	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		84			
50	Sicat	Anzahl der gültigen Fälle		28			
		Maß der Übereinstimmung Kappa		,191	,074	6,101	<,001
	BlueSkyBio	Anzahl der gültigen Fälle		28			
		Maß der Übereinstimmung Kappa		,962	,037	21,245	<,001
	Magellan	Anzahl der gültigen Fälle		28			
		Maß der Übereinstimmung Kappa		,723	,095	7,924	<,001
	Gesamt	Anzahl der gültigen Fälle		28			
		Maß der Übereinstimmung Kappa		,633	,054	25,449	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		84			
51	Sicat	Anzahl der gültigen Fälle		42			
		Maß der Übereinstimmung Kappa		,084	,044	5,119	<,001
	BlueSkyBio	Anzahl der gültigen Fälle		42			
		Maß der Übereinstimmung Kappa		,731	,069	29,952	<,001
	Magellan	Anzahl der gültigen Fälle		42			
		Maß der Übereinstimmung Kappa		,680	,075	11,170	<,001

	Gesamt	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,506	,044	32,033	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		126			
52	Sicat	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,129	,068	4,963	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		21			
	BlueSkyBio	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,697	,101	13,510	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		21			
	Magellan	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,668	,112	6,702	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		21			
	Gesamt	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,506	,062	17,729	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		63			
53	Sicat	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,068	,055	1,916	,055
		Anzahl der gültigen Fälle		21			
	BlueSkyBio	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,841	,083	12,569	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		21			
	Magellan	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,526	,117	4,827	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		21			
	Gesamt	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,488	,062	13,970	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		63			
54	Sicat	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,041	,041	2,418	,016
		Anzahl der gültigen Fälle		21			
	BlueSkyBio	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,796	,089	14,411	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		21			
	Magellan	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,639	,106	10,605	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		21			
	Gesamt	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,495	,062	25,469	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		63			
55	Sicat	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,049	,031	3,126	,002
		Anzahl der gültigen Fälle		49			
	BlueSkyBio	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,958	,029	39,823	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		49			
	Magellan	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,681	,074	11,643	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		49			
	Gesamt	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,570	,041	34,453	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		147			
56	Sicat	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,067	,045	5,134	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		28			
	BlueSkyBio	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,740	,083	20,493	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		28			
	Magellan	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,650	,091	12,309	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		28			
	Gesamt	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,490	,055	32,226	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle					

		Anzahl der gültigen Fälle		84			
57	Sicat	Maß der Übereinstimmung Kappa		-,002	,002	-,246	,806
		Anzahl der gültigen Fälle		35			
	BlueSkyBio	Maß der Übereinstimmung Kappa		,648	,080	23,955	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		35			
	Magellan	Maß der Übereinstimmung Kappa		,435	,084	9,556	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		35			
	Gesamt	Maß der Übereinstimmung Kappa		,367	,047	27,100	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		105			
58	Sicat	Maß der Übereinstimmung Kappa		,081	,057	3,231	,001
		Anzahl der gültigen Fälle		21			
	BlueSkyBio	Maß der Übereinstimmung Kappa		,505	,107	12,062	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		21			
	Magellan	Maß der Übereinstimmung Kappa		,504	,108	7,168	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		21			
	Gesamt	Maß der Übereinstimmung Kappa		,370	,060	15,986	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		63			
59	Sicat	Maß der Übereinstimmung Kappa		,141	,052	5,779	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		42			
	BlueSkyBio	Maß der Übereinstimmung Kappa		,700	,072	22,017	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		42			
	Magellan	Maß der Übereinstimmung Kappa		,657	,077	14,087	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		42			
	Gesamt	Maß der Übereinstimmung Kappa		,501	,045	28,874	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		126			
60	Sicat	Maß der Übereinstimmung Kappa		,013	,031	,478	,633
		Anzahl der gültigen Fälle		28			
	BlueSkyBio	Maß der Übereinstimmung Kappa		,888	,061	21,455	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		28			
	Magellan	Maß der Übereinstimmung Kappa		,510	,103	7,347	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		28			
	Gesamt	Maß der Übereinstimmung Kappa		,483	,056	21,104	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		84			
61	Sicat	Maß der Übereinstimmung Kappa		,034	,037	1,473	,141
		Anzahl der gültigen Fälle		21			
	BlueSkyBio	Maß der Übereinstimmung Kappa		,897	,068	14,722	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		21			
	Magellan	Maß der Übereinstimmung Kappa		,644	,111	6,611	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		21			
	Gesamt	Maß der Übereinstimmung Kappa		,526	,063	18,089	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		63			

62	Sicat	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,138	,059	3,066	,002
		Anzahl der gültigen Fälle		21			
	BlueSkyBio	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,799	,088	16,179	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		21			
	Magellan	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,558	,110	7,792	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		21			
	Gesamt	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,507	,063	18,138	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		63			
63	Sicat	Maß der Übereinstimmung	Kappa	-,014	,007	-,568	,570
		Anzahl der gültigen Fälle		21			
	BlueSkyBio	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,893	,073	13,107	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		21			
	Magellan	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,580	,140	5,026	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		21			
	Gesamt	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,493	,065	13,543	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		63			
64	Sicat	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,058	,047	2,659	,008
		Anzahl der gültigen Fälle		28			
	BlueSkyBio	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,886	,062	19,465	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		28			
	Magellan	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,777	,088	8,885	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		28			
	Gesamt	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,571	,055	23,040	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		84			
65	Sicat	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,472	,107	8,067	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		21			
	BlueSkyBio	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,849	,079	16,844	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		21			
	Magellan	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,757	,107	7,761	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		21			
	Gesamt	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,704	,060	21,248	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		63			
66	Sicat	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,453	,107	6,847	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		21			
	BlueSkyBio	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,498	,109	10,899	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		21			
	Magellan	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,502	,135	4,647	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		21			
	Gesamt	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,504	,068	12,426	<,001
		Anzahl der gültigen Fälle		63			
67	Sicat	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,368	,084	7,391	<,001

		Anzahl der gültigen Fälle		28			
		BlueSkyBio	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,850	,068	20,830
							<,001
			Anzahl der gültigen Fälle		28		
		Magellan	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,526	,109	5,620
							<,001
			Anzahl der gültigen Fälle		28		
		Gesamt	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,613	,055	20,187
							<,001
			Anzahl der gültigen Fälle		84		
		68	Sicat	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,023	,038
						,635	,525
			Anzahl der gültigen Fälle		28		
		BlueSkyBio	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,664	,090	17,088
							<,001
			Anzahl der gültigen Fälle		28		
		Magellan	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,524	,099	6,497
							<,001
			Anzahl der gültigen Fälle		28		
		Gesamt	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,415	,054	16,616
							<,001
			Anzahl der gültigen Fälle		84		
		69	Sicat	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,178	,060
						2,948	,003
			Anzahl der gültigen Fälle		21		
		BlueSkyBio	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,687	,104	11,416
							<,001
			Anzahl der gültigen Fälle		21		
		Magellan	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,462	,105	6,799
							<,001
			Anzahl der gültigen Fälle		21		
		Gesamt	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,456	,063	14,067
							<,001
			Anzahl der gültigen Fälle		63		
		70	Sicat	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,232	,076
						4,567	<,001
			Anzahl der gültigen Fälle		21		
		BlueSkyBio	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,748	,095	14,816
							<,001
			Anzahl der gültigen Fälle		21		
		Magellan	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,504	,133	4,796
							<,001
			Anzahl der gültigen Fälle		21		
		Gesamt	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,528	,062	14,598
							<,001
			Anzahl der gültigen Fälle		63		
		71	Sicat	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,138	,062
						2,844	,004
			Anzahl der gültigen Fälle		21		
		BlueSkyBio	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,800	,088	16,758
							<,001
			Anzahl der gültigen Fälle		21		
		Magellan	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,502	,169	4,295
							<,001
			Anzahl der gültigen Fälle		21		
		Gesamt	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,525	,064	14,607
							<,001
			Anzahl der gültigen Fälle		63		
		72	Sicat	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,687	,103
						8,404	<,001
			Anzahl der gültigen Fälle		21		

BlueSkyBio	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,684	,103	11,108	<,001
	Anzahl der gültigen Fälle		21			
Magellan	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,521	,135	4,643	<,001
	Anzahl der gültigen Fälle		21			
Gesamt	Maß der Übereinstimmung	Kappa	,657	,065	15,195	<,001
	Anzahl der gültigen Fälle		63			

a. Die Null-Hyphothese wird nicht angenommen.

b. Unter Annahme der Null-Hyphothese wird der asymptotische Standardfehler verwendet.

7.2. Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1 Magellan Interface, Ansicht der Scandaten (gelb) und dem DVT-Datensatz zur Kontrolle der korrekten Überlagerung	21
Abbildung 2 BlueSkyPlan Interface, Ansicht der Scandaten (gelb) und dem DVT-Datensatz zur Kontrolle der korrekten Überlagerung	22
Abbildung 3 Sicat Interface, Ansicht der Scandaten (orange) und dem DVT-Datensatz zur Kontrolle der korrekten Überlagerung	22
Abbildung 4 Fallklassifikationen	27
Abbildung 5 Sicat Beispiel für Messung des Abstands zwischen der Scanoberfläche und der Röntgenoberfläche eines Molaren	29
Abbildung 6 Magellan Beispiel für Messung des Abstands zwischen der Scanoberfläche und der Röntgenoberfläche eines Molaren	30
Abbildung 7 BlueSkyPlan Beispiel für Messung des Abstands zwischen der Scanoberfläche und der Röntgenoberfläche eines Molaren	30
Abbildung 8 Distanz der Messpunkte in den Systemen	33
Abbildung 9 Vergleich nach Indikationen	34
Abbildung 10 Vergleich nach Messstelle.....	37
Abbildung 11 Boxplot der Messdurchgänge.....	40

7.3. Tabellenverzeichnis

Tabelle 1 Bonferroni-korrigierter Post-hoc-Test für den Vergleich zwischen den Systemen .	33
Tabelle 2 Minima und Maxima der gemessenen Distanzen.....	34
Tabelle 3 Mittelwerte der Distanzen [mm] nach Indikation.....	35
Tabelle 4 Mittelwerte der Distanzen [mm] nach Indikation.....	36
Tabelle 5 Symmetrische Maße Cohens Kappa.....	38
Tabelle 6 Berechnung von Cohens Kappa	39