

Institut für Lasertechnologien in der Medizin und Meßtechnik  
an der Universität Ulm

Leitung: Prof. Dr. Raimund Hibst

**Entwicklung und Charakterisierung eines neuartigen  
intraoralen 3D-Scanners (IOS) für die restaurative  
Zahnheilkunde**

Dissertation

zur Erlangung des Doktorgrades der Humanbiologie (Dr. biol. hum.)  
der Medizinischen Fakultät der Universität Ulm

vorgelegt von  
Michael Zint  
geboren in Fulda

2017

Amtierender Dekan : Prof. Dr. Thomas Wirth  
Erstgutachter : Prof. Dr. Raimund Hibst  
Zweitgutachter : Dr. med. dent. Heike Rudolph  
Tag der Promotion : 08.12.2017

# Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis .....	V
1 Einleitung.....	1
1.1 Motivation.....	1
1.2 Arbeitsablauf zur Herstellung von Zahnersatz.....	2
1.2.1 Die konventionelle Abformung.....	4
1.2.2 Herstellung von Zahnersatz mit digitalen Hilfsmitteln .....	6
1.3 Messgenauigkeit bestehender Verfahren.....	10
1.4 Grundlagen der konfokalen optischen Messtechnik.....	19
1.4.1 Konfokale optische Messtechnik.....	19
1.4.2 Chromatisch konfokale Abstandsmessung.....	31
1.5 Zielsetzung der Arbeit .....	39
2 Material und Methoden .....	41
2.1 Grundlagen zur Optiksimation und Analyse mit ZEMAX .....	41
2.2 Software zur Aufnahme des digitalen 3D-Abdrucks .....	49
2.3 Aufnahme von 3D-Datensätzen an Referenzmodellen .....	51
2.3.1 Aufnahmen an einer ebenen Spiegelfläche .....	51
2.3.2 Aufnahmen am Echtzahnmodell.....	52
2.3.3 Aufnahmen am Kugelmodell.....	55
2.4 Analyse der 3D-Datensätze .....	57
2.4.1 Auswertungen der Messungen des Echtzahnmodells .....	58
2.4.2 Auswertungen der Messungen am Kugelmodell.....	62
3 Ergebnisse.....	64
3.1 Messprinzip des chromatisch konfokalen Multispotsensors .....	64
3.2 Praktische Systemauslegung und Systemdesign des IOS .....	66
3.2.1 Grundlegende Systemanforderungen.....	67

3.2.2	Festlegung des Messbereichs und räumlicher Auflösung.....	68
3.2.3	Spektralbereich und Detektorauswahl .....	71
3.2.4	Spektrale Auflösung und Auslegung des Blendenmusters .....	73
3.3	Auslegung und Design der IOS Optik.....	78
3.3.1	Hyperchromatisches Messobjektiv .....	78
3.3.2	Prismenspektrometer als Detektionseinheit.....	86
3.3.3	Konfokale Baugruppe mit Beleuchtungseinheit .....	88
3.3.4	Zusammenfassung Systemauslegung.....	90
3.4	Theoretische Charakterisierung des entwickelten IOS.....	93
3.4.1	Leistungsdaten des optischen Systems.....	93
3.4.2	Hyperchromat .....	95
3.4.3	Prismenspektrometer.....	103
3.4.4	Spektrale Signalantwort und theoretische axiale Auflösung .....	106
3.5	Experimentelle Charakterisierung der IOS-Prototypen .....	112
3.5.1	Der realisierte IOS-Prototyp.....	112
3.5.2	Messung der spektralen Signalantwort.....	118
3.5.3	Messergebnisse auf ebenem Spiegel.....	122
3.5.4	Messergebnisse auf dem Echtzahnmodell .....	124
3.5.5	Messergebnisse auf einem Kugelmodell .....	140
4	Diskussion .....	145
4.1	Systemauslegung und Systemeigenschaften.....	145
4.2	Messgenauigkeit und Reproduzierbarkeit des IOS-Prototypen.....	146
4.3	Schlussfolgerung.....	155
5	Zusammenfassung .....	157
6	Literaturverzeichnis.....	159
	Danksagung .....	166

## Abkürzungsverzeichnis

AE	Airy-Einheit (Durchmesser des Beugungsscheibchens)
AFWHM	axiale Halbwertsbreite (axiale Auflösung)
CAD	Computer Aided Design (rechnergestützte Konstruktion)
CAM	Computer Aided Manufacturing (rechnergestützte Fertigung)
CCD	Charged coupled device (Detektormatrix)
CMOS	complementary metal-oxide semiconductor (Detektormatrix)
CFS	Farblängsfehler, axialer chromatischer Fokusshift
CKMS	chromatisch konfokaler Multispotsensor
CT	Computertomograph
FWHM	Halbwertsbreite
FOV	laterale Ausdehnung des Messfelds
FPGA	Field Programmable Gate Array (integrierter Schaltkreis)
IOS	intraoraler 3D-Scanner
LFWHM	laterale FWHM (laterale Auflösung)
LSM	Laser-Scanning Mikroskop
MLA	Mikrolinsenmatrix
MTF	Modulationstransferfunktion
MPE <sub>E</sub>	max. zulässige Längenmessabweichung
MA	mittlere Abweichung zum Sollwert
MRE	Mittlere Reproduzierbarkeit einer Einzelmessung
NA	Numerische Apertur
OTF	optische Transferfunktion
PMMA	Polymethylmethacrylat
PSF	Punktspreizfunktion
PH	Durchmesser der konfokalen Blende (Pinhole)
RMS	Root Mean Square (Wurzel der Fehlerquadrate)
ROI	Region Of Interest (ausgewählter Bereich)
SNR	Signal-Rausch-Verhältnis
STD	Standardabweichung
STL	Datensatz 3D-Oberfläche (Standard Tessellation Language)
SAFWHM	spektrale axiale Halbwertsbreite

# 1 Einleitung

## 1.1 Motivation

Der medizinisch-technische Wissenschaftsbereich der Prothetik befasst sich mit der Konstruktion und Herstellung von Prothesen als Ersatz für verlorene Organe. „In der zahnmedizinischen Prothetik bedeutet dies im engeren Sinne das Ersetzen verlorengangener Zähne“ [37] oder das teilweise Ersetzen erkrankter beziehungsweise beschädigter Zähne. Zur Herstellung von Zahnprothesen (Zahnersatz) ist die möglichst exakte Kenntnis der Geometrie der zu versorgenden Zähne und gegebenenfalls des umliegenden Zahnhalteapparats notwendig. Hierzu stehen dem Zahnarzt aktuell verschiedene Methoden zur Verfügung, die sich in die konventionelle Abformung mit plastisch verformbaren Abformmassen (z.B. Elastomeren) und die digitale intraorale Erfassung der Zahngeometrie einteilen lassen. Bis auf eine Ausnahme war die konventionelle Abformung im Patientenmund noch bis 2005 die einzige Möglichkeit zur Herstellung eines Arbeitsmodells, auf dessen Basis die Zahntechnik den Zahnersatz herstellen konnte. Diese Ausnahme stellte der bereits in den 80er Jahren vorgestellte digitale Intraoralscanner Cerec der Firma Sirona dar. Obwohl die konventionelle dentale Abformung zahlreiche Nachteile gegenüber der intraoralen digitalen Abformung aufweist und gegenwärtig zahlreiche verschiedenartige Intraoralscanner (IOS) verfügbar sind, kommen nur wenige Menschen im Rahmen einer kieferorthopädischen oder prothetischen Behandlung an der unangenehmen konventionellen Abformung mit Elastomeren vorbei. Die Begründung hierfür kann in den hohen Initialkosten für IOS (ab ca. 10.000 €) und teilweise vorhandenen technischen Defiziten und Limitationen verfügbarer IOS gesucht werden. Allerdings sind digitale Verfahren zur optischen direkten intraoralen Abformung massiv auf dem Vormarsch, was sich zum Beispiel durch die Ausstellung von über zwölf verschiedenen intraoralen Zahnscannern auf der Internationalen Dental-Schau IDS 2015 gezeigt hat. Aus Sicht der Gerätehersteller ist das zukünftige Marktpotential für die digitalisierte und vollständig automatisierte Herstellung für Zahnersatz extrem hoch, da zwar bisher nur ein sehr geringer Anteil der Zahnärzte tatsächlich die notwendigen Geräte besitzt, die Bekanntheit dieser Technologie aber sehr hoch ist und als zukünftiger Standard dis-

kutiert wird. Durch die Entwicklung und Verfügbarkeit noch leistungsfähigerer und kostengünstigerer IOS und die Optimierung der Arbeitsabläufe ist davon auszugehen, dass die Digitalisierung der dentalen Abdrucknahme in den kommenden Jahren stark zunehmen wird. Zur Steigerung der Leistungsfähigkeit setzen manche Hersteller vornehmlich darauf, ihre bestehende Technologie durch aktuelle Hardware und Software zu verbessern (z.B. Sirona, 3M, Align Technology). Im Gegensatz dazu liegt das Ziel dieser Arbeit in der Implementierung einer für die Dentaltechnologie völlig neuartigen Messtechnik. Die Motivation liegt darin, dass mit einer neuartigen Messtechnik die Chance besteht, die Grundlage für eine neue Generation von IOS zu schaffen, die neue Möglichkeiten bietet (z.B. Funktionalität, Herstellung), und in Zukunft den aktuellen IOS möglicherweise sogar überlegen ist.

## 1.2 Arbeitsablauf zur Herstellung von Zahnersatz

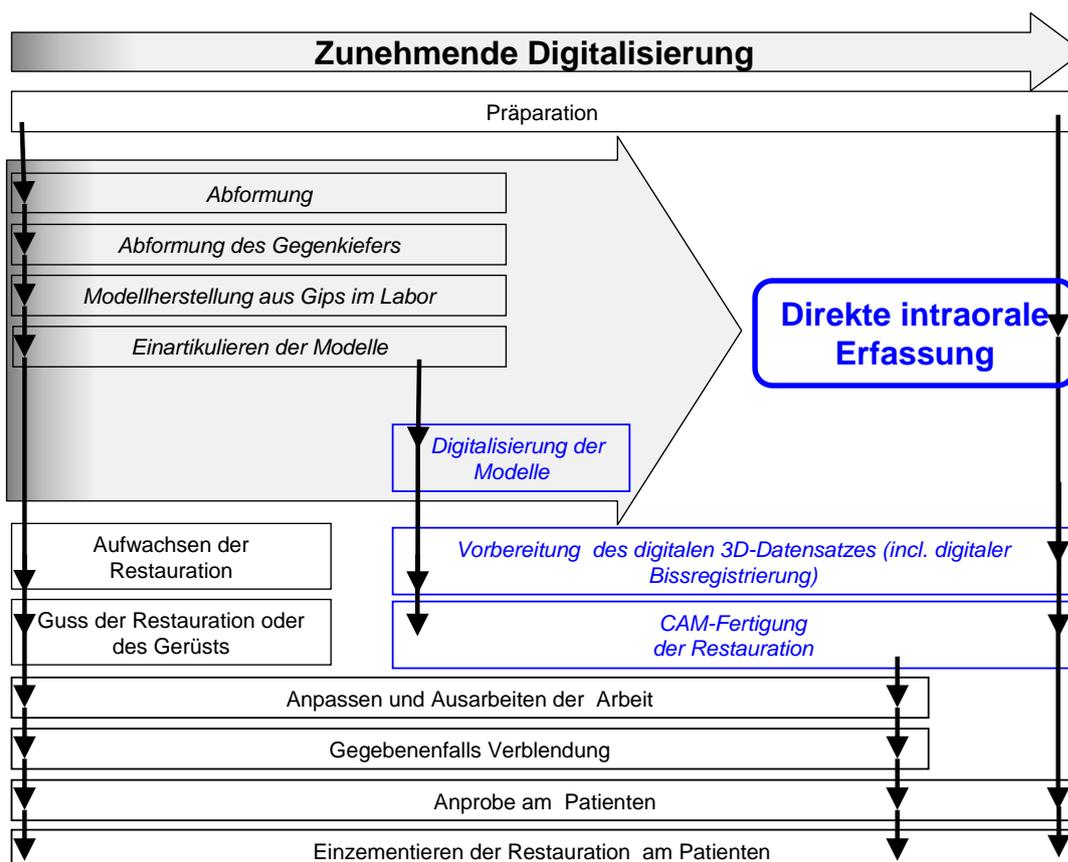


Abb. 1: Vereinfachter klinischer und labortechnischer Ablauf der Fertigung von Zahnersatz auf Basis konventioneller und digitaler Technologie (blau: digitale Prozesse; vgl. [37])

Im Falle einer irreversiblen Beschädigung humaner Zahnschubstanz, zum Beispiel manifestierter Karies, Traumata oder Abrasion, ist die Versorgung mit künstlichem Zahnersatz zur Erhaltung der verbleibenden Zahnstrukturen und der Kaufunktion notwendig. Der in Abb. 1 gezeigte Arbeitsablauf stellt in vereinfachter Weise die Arbeitsschritte bei der Herstellung von Zahnersatz mithilfe konventioneller und digitaler Technik dar. Sofern eine vollständige Extraktion der betroffenen Zähne nicht erforderlich ist, erfolgt die Präparation, also die mechanische Beseitigung der beschädigten Zahnhartsubstanz und eine funktionale Formgebung der verbleibenden Zahnschubstanz zur optimalen Befestigung des Zahnersatzes. Die abschließende Versorgung wird nach der Zahnpräparation durch den Verschluss mithilfe von Zahnersatz je nach Situation in Form von Füllungen, Kronen, Brücken oder Prothesen realisiert. Vor der Herstellung des passenden Zahnersatzes ist in den letzten drei Zahnersatzformen die genaue Kenntnis über die Situation in der Mundhöhle eine wesentliche Voraussetzung. Hierbei liegt der Fokus sowohl auf der Oberflächengeometrie der zu versorgenden Zähne und dem umliegenden Zahnhalteapparat, als auch auf den angrenzenden Zähnen. Um den Zahnersatz in Bezug auf die Okklusion korrekt ausführen zu können, ist in vielen Fällen auch die Kenntnis der gesamten Okklusionsflächen des betroffenen Kiefers und des Gegenkiefers oder deren Teilbereiche notwendig. Die Oberflächengeometrie kann über ein Negativmodell mithilfe konventioneller oder mit digitaler Abformtechnik ermittelt werden. Unabhängig von der eingesetzten Technologie ist die Fertigung von absolut fehlerfreiem Zahnersatz zum Beispiel aufgrund von Fertigungstoleranzen aus technischer Sicht nicht möglich. Zudem ist eine einheitliche Festlegung für die zulässige bzw. absolut tolerierbare Abweichung der Restauration zum Zahnstumpf schwierig. So fordern einige Ansätze einen Randspalt von 10 µm bis 25 µm und weisen auf die Gefahr der Bildung von Karies bei Randspalten über 50 µm hin [61], [51]. Andere Empfehlungen besagen, dass Randspalte zwischen 100 µm und 200 µm [29] noch tolerabel sind.

Von der Arbeitsgemeinschaft Zahngesundheit für die Stadt Heidelberg und den Rhein-Neckar-Kreis (AGZ-RNK) werden die Anforderungen für die Genauigkeit von Zahnersatz wie folgt treffend zusammengefasst [60]. Demnach ist ein Randspalt unter 50 µm als hervorragend einzustufen aber bis zu 200 µm durchaus üb-

lich [27]. In einer Feldstudie mit fünf verschiedenen Dentallaboren wurde von Kerschbaum et al. ein mittlerer Randspalt von  $109,9 \mu\text{m} \pm 34,6 \mu\text{m}$  ermittelt [28]. Andere Untersuchungen an 80 Keramikkrone ergaben einen mittleren Randspalt von  $80 \mu\text{m}$  bis  $95 \mu\text{m}$  für anteriore und  $90 \mu\text{m}$  bis  $145 \mu\text{m}$  für posteriore Zahnbe-  
reiche mit Maximalabweichungen von  $180 \mu\text{m}$  bis  $245 \mu\text{m}$  [3]. Laut Kerschbaum und Faber [29] hält die Mehrzahl der Autoren eine Randfugenbreite von unter  $100 \mu\text{m}$  für erstrebenswert. Allerdings wird dieser Wert wie oben aufgeführt im klinischen Alltag nicht immer erzielt. Unstrittig erscheint jedoch, dass ein möglichst kleiner Randspalt sowohl aus ästhetischer Sicht als auch für die Zahngesundheit beziehungsweise für die Haltbarkeit einer Krone vorteilhaft ist. Weiterhin ist zu berücksichtigen, dass ein zu geringer Randspalt der Restauration zum präparierten Zahn das Einsetzen erschweren kann und die Größe des Randspalts die minimale Auftragsstärke des verwendeten Zements bzw. deren Korngrößen von  $6,3 \mu\text{m} \pm 1,5 \mu\text{m}$  bis  $88,4 \mu\text{m} \pm 18 \mu\text{m}$  [25] nicht unterschreiten sollte.

### **1.2.1 Die konventionelle Abformung**

Die konventionelle Abformtechnik ist derzeit die am weitesten verbreitete Methode zur Erfassung der Oberflächengeometrie im Mund. Zur Abformung werden entweder standardisierte oder individuell an den Kiefer angepasste Abformlöffel verwendet, die später mit einer Abformmasse befüllt werden. Der so befüllte Abformlöffel wird im Patientenmund auf den Kiefer aufgesetzt, sodass das weiche Abformmaterial die abzuformenden Strukturen abdeckt. Nachdem das Abformmaterial ausreichend ausgehärtet ist, wird der Abformlöffel mit dem Abformmaterial aus dem Patientenmund entnommen. Die so entstandene Negativform ist die Grundlage für die weiteren Schritte zur Herstellung des Zahnersatzes. Die Auswahl der Abformmasse richtet sich nach der Mundsituation und der angewendeten Abformtechnik. Während sich Alginate durch einfachere Handhabung auszeichnen und für Abformungen z.B. der Kauflächen des Gegenkiefers eignen, kommen für höhere Präzisionsansprüche in der Regel Elastomere wie Polyether oder A-Silikone zu Anwendung, da diese die beste Detailwiedergabe und eine niedrige Material-schrumpfung aufweisen. Um die bestmögliche Präzision zu erhalten, erfolgt die Vorbereitung beziehungsweise Herstellung der Abformmasse individuell kurz vor der Abformung und nach einem genau standardisierten Ablauf. Die Abformtechni-

ken lassen sich in die Einphasenabformung und Zweiphasenabformung unterteilen. Die Einphasenabformung ist einfaches und zeitsparendes Verfahren, bei dem die Zähne mit nur einem Material mittlerer Konsistenz abgeformt werden. Mit den zweiphasigen Abformungen wird der Ansatz verfolgt, durch die Verwendung und Verbindung zweier Materialien mit hoher und niedriger Viskosität eine höhere Detailtreue zu erzielen. Die Abformung kann dabei "einzeitig" durch zeitgleiches Aufbringen der Materialien in den Abformlöffel und/oder auf die Zahnreihe (Doppelmisch- und Sandwichverfahren) oder "zweizeitig" sequentiell nacheinander durchgeführt werden. Die grobe Form wird dabei durch das Material mit hoher Viskosität abgebildet und die feinen Strukturen durch das Material niedriger Viskosität. Bei der Vorbereitung und Durchführung der Abformung müssen zahlreiche Parameter wie zum Beispiel die exakten Mischungsverhältnisse der Abformmaterialien, die Prozesszeiten bei der Verarbeitung, Aushärtung und Weiterverarbeitung beachtet werden. Weiterhin kann eine an sich gut vorbereitete Abformung bei der Löffelentnahme mechanisch beschädigt oder zum Beispiel durch Rückstellkräfte des elastischen Abformmaterials deformiert werden. Ein weiterer Verlust der Formtreue kann durch Umwelteinflüsse wie materialinkompatible Desinfektionslösungen oder Austrocknung (z.B. Alginate) entstehen. Nach der Abformung der Präparation und des Gegenkiefers im Patientenmund erfolgt die Herstellung der Modelle im zahntechnischen Labor indem die Negativform im Abformlöffel mit Gips ausgegossen wird. Auch hierbei sind die Einstellung der Prozessparameter wie das Mischungsverhältnis des Gipses, die Kompatibilität der Materialien und die Verarbeitungs- und Aushärtungszeiten entscheidend für die Genauigkeit des Ergebnisses. Die Kiefermodelle aus Gips können dann zueinander in der korrekten Bisslage ausgerichtet werden. Dies ermöglicht dann den manuellen Aufbau der fehlenden Zahnstrukturen aus Wachs. Im nächsten Schritt wird das Wachsmo-  
dell mit einer fließfähigen und sich später verfestigenden, feuerfesten Masse (z.B. Quarz mit Gips als Bindemittel) eingebettet. Das so eingebettete Wachsmo-  
dell wird anschließend heraus geschmolzen und der verbleibende Hohlraum mit einem Zahnersatzmaterial (z.B. Titan, Metalle, Presskeramik) ausgegossen. Die so entstandene Rohform wird im weiteren Verlauf extraoral angepasst und ausgearbeitet. Falls es sich bei der Wachstform um ein Gerüst handelt, erfolgt im Zuge

der Gerüstanpassung auch eine Verblendung, zum Beispiel durch eine geeignete und auf die Zahnfarbe abgestimmte Keramik. Im Anschluss an die Anprobe beim Patienten und gegebenenfalls weiterer Anpassungsschritte wird der Zahnersatz fest in den Patientenmund einzementiert (vgl. [37], [56]).

### **1.2.2 Herstellung von Zahnersatz mit digitalen Hilfsmitteln**

Der Arbeitsablauf zur Herstellung von Zahnersatz kann durch den Einsatz digitaler Hilfsmittel wesentlich vereinfacht werden. Die Komponenten eines CAD/CAM Systems bestehen im Wesentlichen aus einer Einheit zur digitalen, meist optischen Erfassung der Oberflächengeometrie der Präparation und deren Umgebung (z.B. Antagonist, benachbarte Zähne), einer CAD-Software zur digitalen Konstruktion der Restauration und Berechnung der Herstellparameter, sowie einer computer-gesteuerten Fertigungseinheit zur zerspanenden oder additiven Fertigung der Restauration. Die Einheit zur optischen Erfassung der Oberflächengeometrie kann entweder extraoral über die Digitalisierung eines Gipsmodells mithilfe eines Laborscanners oder direkt intraoral über einen handgeführten optischen IOS erfolgen [1].

Die Schritte zum Aufwachsen des Modells und des Modellabgusses lassen sich durch die mithilfe eines extraoralen Laborscanners (z.B. Sirona InEOS X5 oder 3Shape D750) erzeugenden 3D-Daten durch einen automatisierten Prozess ersetzen. Hierbei wird das aus der Abformung gegossene Gipsmodell in einem Laborscanner digitalisiert. Da sich das Gipsmaterial bezüglich optischer 3D-Vermessung sehr gut eignet, findet die Digitalisierung häufig mithilfe von strukturierter Beleuchtung statt. Vereinfacht ausgedrückt wird hierbei ein regelmäßiges Streifenmuster auf die Probe projiziert und mit einer Kamera aufgenommen, die unter einem bekannten Winkel zum Projektor angebracht ist. Das durch die unebene Probenoberfläche deformierte Streifenmuster wird dann mit der Kamera aufgenommen. Durch Analyse des deformierten Streifenmusters zum idealen Muster kann ein digitales 3D-Modell der Oberflächengeometrie des Gipsmodells berechnet werden. Da bei dieser Aufnahmetechnik Abschattungen relevanter Geometrie nahezu unvermeidbar sind, wird das Gipsmodell typischerweise in einer Halterung im 3D-Scanner bewegt und von verschiedenen Ansichten aufgenommen. Das so erzeugte digitale Modell wird anschließend in einer CAD-Software

teils automatisiert und gegebenenfalls manuell weiterbearbeitet. Analog zum Aufwachsen des Gipsmodells wird das digitale Modell angepasst (z.B. Löschung von Artefakten, Schließen von Oberflächen), die Präparationsgrenze definiert und eine entsprechende digitale Konstruktion der Restauration erzeugt. Diese kann mit einer Software zur digitalen Bissregistrierung überprüft und digital angepasst werden. Das fertige digitale Restaurationsmodell wird dann in ein Datei-Format übersetzt, das zur Fertigung auf einer Fräsmaschine benötigt wird. Sofern die Arztpraxis selbst über die CAD-Software und eine eigene Fräsmaschine verfügt, können so die Restaurationen direkt vor Ort innerhalb kürzester Zeit gefertigt und sofort im Patientenmund angepasst werden. Die Schritte ab Fertigstellung der Restauration sind identisch mit dem Arbeitsablauf bei der konventionellen Vorgehensweise (siehe Abb. 1).

Die direkte, digitale und intraorale Erfassung der Oberflächen im Patientenmund stellt im Vergleich zur extraoralen Digitalisierung einen weitaus progressiveren Fortschritt mit Möglichkeiten zur weiteren Reduktion der Arbeitsschritte dar. Allerdings müssen hierbei wesentlich komplexere technische Probleme gelöst werden. Die intraorale optische Erfassung der Oberflächengeometrie kann mithilfe von handgeführten IOS realisiert werden. Hierzu muss das Handstück des IOS in die Mundhöhle des Patienten eingebracht werden, da es sich bei den bisher verfügbaren Geräten vornehmlich um rein die Oberfläche messende Verfahren handelt. Manche technische Verfahren, wie z.B. die Streifenprojektion, ermöglichen die direkte Aufnahme der Zahnoberfläche oder stark spiegelnder Kronen nicht bzw. nur erschwert, sodass ein Einpudern der Zahnoberfläche mit einem Scanspray notwendig bzw. empfohlen ist. Je nach IOS muss das Handstück in einem spezifischen Abstand entweder in einem kontinuierlichen, oft festgelegten Bewegungsablauf mit variierender Blickrichtung über die Oberflächen geführt werden oder es erfolgen statische Einzelaufnahmen an verschiedenen Orten und aus verschiedenen Blickrichtungen. In jedem Fall werden die einzelnen 3D-Aufnahmen entweder in Echtzeit (Video) oder sequentiell zu einem gesamten Datensatz vereint.

Die IOS sind typischerweise mit einem Hauptgerät verbunden, das aus einem Anzeigeelement (Bildschirm), einem Computer, einer Stromversorgung und einer

Lichtquelle besteht, sofern diese nicht im Handstück platziert werden kann. Auf dem Computersystem ist eine Software installiert, die dem Nutzer die Bedienung des IOS ermöglicht und über das Anzeigeelement den Arbeitsfortschritt darstellt. Weiterhin erlaubt die Software teilweise die Weiterbearbeitung, die Analyse des digitalen 3D-Datensatzes und die Konstruktion der Restauration und die finale Übermittlung entweder der aufgenommenen 3D-Daten oder der fertigen Restauration an einen Fertiger oder eine Fertigungsmaschine. Im Falle von Chairside CAD/CAM Systemen (z.B. Cerec) wird die digitale Restauration direkt an eine Fräsmaschine übertragen und vor Ort gefertigt. Im Falle eines „offenen“ IOS ist es möglich, die STL-Datei der anzufertigenden Restauration in eine beliebige CAD-Software einzulesen, zu bearbeiten und in einer beliebigen Fertigungseinheit herzustellen. Sofern die Zahnarztpraxis hierbei nicht über die zahntechnische Ausstattung verfügt, können die STL-Daten der Restauration an ein zentrales Fräszentrum übertragen und dort gefertigt werden. Analog zur konventionellen Technik erfolgt die Anpassung, Ausarbeitung, Anprobe und das Einzementieren der Restauration am Patienten nach der Zusendung bzw. Fertigstellung der Restauration. Bereits in den 80er Jahren wurden Patente zur intraoralen Abformung von Duret et al. (Interferometrie) [43] und Mörmann et al. (Streifenprojektion) [11] eingereicht. Die erste Patientenbehandlung mit dem nach Mörmann entwickelten Messprinzip erfolgte im Jahr 1985. Bereits zwei Jahre später wurde durch die Firma Siemens das weltweit erste CAD/CAM-System CEREC 1 für die zahnmedizinische Anwendung vermarktet [45]. Zu Beginn der Entwicklung des hier vorgestellten Verfahrens zur intraoralen Vermessung menschlicher Zähne im Jahr 2006 existierten auf dem Dentalmarkt zwei IOS der Firmen Sirona (Cerec) und Cadent (iTero). Im Jahr 2007 wurde ein weiterer IOS von der Firma 3M (LAVA COS) eingeführt. Im Verlauf der letzten Jahre wurden bereits mehr als 16 neue IOS-Entwicklungen verschiedener Firmen vorgestellt [66]. Die veröffentlichten Studien zu den IOS legen nahe, dass die Geräte der Firmen Sirona (Omnicam, Bluecam), Align Technology Inc. (iTero), 3Shape (Trios) und 3M (Lava IOS und TrueDef) am weitesten verbreitet sind. Da der Markt und die Neuentwicklungen sehr dynamisch sind, erhebt diese Nennung allerdings keinen Anspruch auf Vollständigkeit. Die IOS lassen sich bezüglich der Aufnahmetechnologie und der Aufnahme-prozedur einteilen (siehe

Tabelle 1). Aus den Entwicklungstrends der auf dem Markt befindlichen IOS ist zu erkennen, dass die nähere Zukunft der IOS in videobasierter Aufnahmetechnik und in Technologien liegt, die eine puderfreie Erfassung ermöglichen. Die Vorteile der CAD/CAM Technologien werden von Alhazzawi et al. [1] zusammengefasst. Wesentliche Vorteile der digitalen Abformung sind demnach die Zeitersparnis (z.B. Vorbereitung und Nachbereitung der Abformung, Desinfektion und Versandzeit der Abdrücke), die Kosten (z.B. Abformmaterialien, Löffel, Versandkosten) und die Reduktion möglicher Fehler durch fehlerhaften Arbeitsablauf und Materialdefekte. Die digitale Abformung bedeutet für einige Patienten außerdem einen Komfortzuwachs aufgrund kürzer Behandlungsprozedur und Vermeidung des Würgereflexes durch den Abformlöffel und das Abformmaterial.

**Tabelle 1: Verfügbare Intraoralscanner und deren Aufnahmetechnik und Aufnahme-prozedur (vgl. [1], [66])**

IOS	Aufnahmetechnologie	Aufnahmeprozedur	Puder notwendig
Sirona Bluecam	Streifenprojektion	Einzelbildaufnahme	Ja
Sirona Omnacam	Farbcodierte Streifenprojektion	Video	Nein
Align Tech. iTero	Konfokale Abstandmessung	Video	Nein
3M Lava IOS	Adaptive Wavefront Sampling	Video	Ja
3M TrueDef	Adaptive Wavefront Sampling	Video	Ja
3Shape Trios	Konfokale Abstandmessung	Video	Nein

Für den Zahnarzt bietet der digitale Abdruck den Vorteil, die Präparation und Restauration vor der Fertigung besser analysieren und schneller korrigieren zu können. Das digitale 3D-Modell zur Erstellung der Restauration besitzt zudem den Vorteil, dass keinerlei Materialschrumpfung auftreten kann, die Bearbeitung des Modells am PC wesentlich einfacher und weniger fehleranfällig ist und die Herstellung eines Gipsmodells gegebenenfalls entfallen kann.

### 1.3 Messgenauigkeit bestehender Verfahren

Wie bereits erwähnt befasst sich der Großteil der aktuellen Untersuchungen zur digitalen intraoralen Abformung mit den in Tabelle 1 genannten Geräten. In den nachfolgend aufgeführten Veröffentlichungen werden sowohl verschiedene IOS bezüglich ihrer Messgenauigkeit und Reproduzierbarkeit untersucht, als auch direkte Vergleiche zur konventionellen Abformung gezogen.

Untersuchungen zur konventionellen Abformtechnik zeigen, dass sich mit entsprechendem Aufwand und Sorgfalt hochwertige Ergebnisse bei der Erstellung von Zahnersatz erzielen lassen [54]. Im Alltag entsprechen die Abformungen allerdings oft nicht den klinischen Anforderungen, wobei nur die Hälfte der Abformungen zufriedenstellend und sogar ein Drittel als inakzeptabel eingestuft werden [34]. Die Vielzahl der Arbeitsschritte bei der konventionellen Vorgehensweise führt zu vielfältige Fehlermöglichkeiten [37]. Mit steigender Anzahl von Fehlerquellen ist davon auszugehen, dass Qualitätsschwankungen und somit ein negativer Einfluss auf die Passgenauigkeit sowie die Qualität des Zahnersatzes wahrscheinlicher werden.

In einer 2005 durchgeführten Untersuchung von Luthardt et al. wurde die Messgenauigkeit eines Cerec IOS mit der konventionellen Abformtechnik auf einem Mastermodell aus Gips anhand eines präparierten Einzelzahns mit Nachbarzähnen verglichen [35] (Tabelle 2). Hierbei wurde die Modellsituation auf dem Mastermodell extraoral digitalisiert und diese als Referenzdatensatz herangezogen. Im Folgenden wurde das Mastermodell mit einer Sirona Cerec Camera3D und eine durch konventionelle Abformung hergestellte Kopie des Mastermodells mit einem Laborscanner mehrfach digitalisiert. Die mit dem Cerec IOS aufgenommenen Datensätze eines einzelnen Zahns zeigten hier eine mittlere Abweichung zum Referenzdatensatz von bestenfalls  $18 \mu\text{m} / - 17 \mu\text{m}$  und eine Standardabweichung (RMS)  $27,9 \mu\text{m}$  (Tabelle 2). Die extraoral digitalisierten Datensätze zeigten im besten Fall mit einer mittleren Abweichung von  $9 \mu\text{m} / - 9 \mu\text{m}$  und einer Standardabweichung (RMS)  $18,8 \mu\text{m}$  bessere Werte als die mit dem IOS aufgenommenen Werte.

**Tabelle 2: Zusammenfassung der Abweichungen von IOS-Digitalisierungen eines Einzelzahns aus Gips und konventioneller Abformung zu einem Referenzdatensatz [35].**

**(STD: Standardabweichung, IOS: Intraoralscanner).**

IOS	mittlere Abweichung [µm] (Genauigkeit)	STD [µm]	max. abs. Abweichung [µm]
CEREC Camera3D	17 - 35	27,9	133 - 151
Konventionelle Abformung	9 - 19	18,8	119 - 253

Im Jahr 2009 erfolgte von Mehl et al. eine Untersuchung der CEREC Camera3D und ihres Nachfolgers Bluecam [39] (Tabelle 3). Hierbei wurden Einzelzähne und Quadranten (sechs Zähne) eines Gipsmodells von einem Laborscanner (Referenzdatensatz) und mit beiden IOS digitalisiert. Zur Beurteilung der IOS wurde hier der Mittelwert und die Standardabweichung aus den Absolutwerten des 20%-Perzentils und des 80%-Perzentils der 3D-Abweichungen berechnet. Der 3D-Vergleich der IOS-Datensätze zum Referenzdatensatz zeigte hier bei Einzelzähnen mit Abweichungen von  $31,1 \text{ mm} \pm 6,2 \text{ µm}$  für die Cerec Camera3D etwas schlechtere Ergebnisse als die vorangegangene Untersuchung von Luthardt. Für die Bluecam wurden hier allerdings sehr ähnliche Abweichung zur Cerec Camera3D in Höhe von  $19,2 \text{ mm} \pm 5,9 \text{ µm}$  gezeigt. Auffällig ist, dass die Standardabweichung in beiden Fällen deutlich geringer ausgefällt, als bei den Untersuchungen von 2005. Bei der Vermessung der Quadranten (sechs Zähne) wurde für die Bluecam von Mehl et. al eine erwartungsgemäß höhere Abweichung zur Referenz von  $34,4 \text{ µm}$  bei einem Gipsmodell festgestellt.

**Tabelle 3: Zusammenfassung der Abweichungen von IOS-Digitalisierungen eines Zahnmodells aus Gips zu einem Referenzdatensatz. Die Untersuchungen erfolgten auf einem Einzelzahn und einer Zahnreihe mit 6 Zähnen [39]. (STD: Standardabweichung, IOS: Intraoralscanner).**

IOS	Zähne	mittlere Abweichung [µm] (Genauigkeit)	STD [µm]
CEREC Camera3D	1	31,1	6,2
CEREC Bluecam	1	19,2	5,9
CEREC Bluecam	6	34,4	≈7

In einer 2011 veröffentlichten Studie von Ender et al. wurden die Genauigkeit und Reproduzierbarkeit für die konventionelle Abformtechnik mit Polyether und für die Cerec Bluecam sowie zusätzlich für den 3M Lava COS untersucht [13] (Tabelle 4).

**Tabelle 4: Genauigkeit und Reproduzierbarkeit von extraoralen Aufnahmen eines Vollkiefer aus Cobalt-Chrom mit zwei verschiedenen Intraoralscannern im Vergleich zur konventionellen Technik [13]. (STD: Standardabweichung, IOS: Intraoralscanner).**

IOS	mittlere Abweichung [µm] (Genauigkeit)	STD [µm]	mittlere Abweichung [µm] (Reproduzierbarkeit)	STD [µm]
LAVA	40,3	14,1	60,1	31,3
CEREC AC Bluecam	49	14,2	30,9	7,1
Konv. Polyether	55	21,8	61,3	17,9

In dieser Untersuchung wurde von einem Mastermodell aus einer Cobalt-Chrom Legierung ein digitaler 3D-Referenzdatensatz mit einem Referenzscanner erstellt. Im Weiteren wurde dieses Modell mit den verschiedenen IOS direkt digitalisiert und dann über konventionelle Abformung in Gips mehrfach reproduziert. Die hergestellten Gipsmodelle wurden erneut mit dem Referenzscanner digitalisiert. Die Bewertung der Genauigkeit erfolgte über die 3D-Abweichungen der jeweiligen Datensätze zum ursprünglichen Referenzdatensatz. Die Reproduzierbarkeit wurde anhand der 3D-Abweichungen der Einzelmessung zur mittleren gemessenen Oberfläche berechnet. Aus den 3D-Abweichungen wurde ein Mittelwert aus den Beträgen des 10%- und 90%-Perzentsils, sowie dessen Standardabweichung berechnet. Obwohl der Scanbereich (Vollkiefer) sehr groß ist, erzielten die Geräte mit Abweichungen von rund 40 µm bis 50 µm in diesen Untersuchungen von Ender sehr gute Ergebnisse (vgl. Tabelle 4). Es ist allerdings zu erkennen, dass die Abweichungen leicht höher liegen als die zuvor zitierten Ergebnisse bei Einzelzähnen, was mit einer Fehleraddition beim Zusammenfügen der Einzelscans begründet werden kann. Im Vergleich zur konventionellen Abformung konnte Ender sogar eine etwas bessere Genauigkeit und Reproduzierbarkeit für die digitale Technik nachweisen.

Im Rahmen von in vivo Untersuchungen wurden die Reproduzierbarkeiten von 5-gliedrigen Zahnreihen für sieben verschiedene IOS und zwei konventionelle Abformtechniken von Ender et al. untersucht [14] (Tabelle 5). Die Aufnahmen erfolgten an fünf Patienten, die sich einer konventionellen Abdrucknahme und den intraoralen 3D-Scans unterzogen. Im Falle der konventionellen Abformung erfolgte die Herstellung von Gipsmodellen, die zum späteren Vergleich mit einem Labor-scanner digitalisiert wurden.

**Tabelle 5: In vivo Reproduzierbarkeit von intraoralen 3D-Aufnahmen bei fünfgliedrigen Zahnreihen mit unterschiedlichen Intraoralscannern im Vergleich zur Reproduzierbarkeit bei konventioneller Abformung [14]. (STD: Standardabweichung, IOS: Intraoralscanner).**

IOS	Puder	mittlere Abweichung [ $\mu\text{m}$ ] (Reproduzierbarkeit)	STD [ $\mu\text{m}$ ]	max. Abweichung [ $\mu\text{m}$ ]
TrueDef	Ja	21,8	7,4	39,9
LAVA	Ja	47,7	16,1	94,5
iTero	nein	49	12,4	74
Trios	nein	25,7	4,98	37,6
Trios Color	nein	26,1	3,8	34,8
Cerec BC 4.0	ja	34,2	10,5	52,6
Cerec BC 4.2	ja	43,3	19,6	89,2
Omniscam	nein	37,4	8,1	56,1
Konventionelle Abformung				
Standard metal tray	x	18,58	7,1	29,5
Triple tray	x	58,5	22,8	111,9

Die Aufnahmen der IOS wurden in STL-Dateien exportiert und die Reproduzierbarkeit für jeden IOS getrennt untersucht. Hierzu wurden die 3D-Abweichungen zu der jeweils mittleren gemessenen Oberfläche berechnet. Aus diesen 3D-Abweichungen wurde ein Mittelwert aus den Beträgen des 10%- und 90%-Perzentils, sowie dessen Standardabweichung berechnet. Wie in Tabelle 5 gezeigt, bewegt sich die mittlere Abweichung der IOS zwischen 21,8  $\mu\text{m}$  und 49  $\mu\text{m}$ . Die maximale Abweichung trat bei der konventionellen Abformung mit 111,9  $\mu\text{m}$  auf. Wie in früheren Untersuchungen zeigt sich auch hier, dass die Qualität der

intraoralen Aufnahmen mit den getesteten IOS nicht hinter der Qualität der konventionellen Abformung zurücksteht und bisweilen sogar geringere Abweichungen erzielt werden können.

In einer weiteren Arbeit untersuchten Ender et al. die Reproduzierbarkeit und Genauigkeit eines Cerec AC Systems gegenüber konventioneller Abformung auf einem Vollkiefer-Zahnmodell aus Stahl. Auch hier wurde ein Mittelwert aus den Beiträgen des 10%- und 90%-Perzentils, sowie dessen Standardabweichung aus den 3D-Abweichungen zu einem Referenzmodell berechnet. Das CEREC AC System lieferte hier eine Reproduzierbarkeit von  $32,4 \pm 9,6 \mu\text{m}$  und eine Genauigkeit von  $58,6 \pm 15,8 \mu\text{m}$ . Für die konventionelle Methode wurden bessere Ergebnisse mit einer Reproduzierbarkeit von  $12,5 \pm 2,5 \mu\text{m}$  und einer Genauigkeit von  $20,4 \pm 2,2 \mu\text{m}$  erzielt [15]. Im Wesentlichen bestätigt dieses Ergebnis die frühere Arbeit aus 2011, zeigt aber auch die Variationsbreite bei der konventionellen Abformung.

Auf künstlichen Zahnersatzmaterialien wurde von Nedelcu et al. in 2014 ein Vergleich der IOS 3M Lava, Cerec, E4D und iTero durchgeführt [47] (Tabelle 6). Nedelcu et al. fertigten hierzu Modelle eines stilisierten Einzelzahns aus unterschiedlichen Materialien, TelioCAD (TC), Titan (TI) und Zirkon (ZR), an. Diese Modelle wurden dünn eingepudert, um dann einen Referenzdatensatz mit einem Industriescanner zu erstellen. Die mit den unterschiedlichen IOS 10-fach aufgenommenen Datensätze wurden mit dem Referenzdatensatz verglichen und die mittleren positiven und mittleren negativen Abweichungen sowie die Standardabweichungen für jedes Material und jeden IOS angegeben. Zur Vergleichbarkeit mit den anderen in dieser Arbeit angegebenen Werten wurden in Tabelle 6 die betragsmäßigen Mittelwerte der Abweichungen und die betragsmäßig maximalen Abweichungen aufgelistet. Mit Ausnahme des iTero war für alle Aufnahmen ein Einpudern des Modells notwendig. Die Untersuchungen zeigen, dass die mittlere absolute Abweichung für alle IOS mit Ausnahme des E4D-IOS in sehr ähnlicher Größenordnung weitgehend unter  $15 \mu\text{m} \pm 20 \mu\text{m}$  liegt. Sehr auffällig ist hierbei die mit Abstand geringste maximale Abweichung des 3M Lava COS.

**Tabelle 6: Zusammenfassung der Abweichungen von Intraoralscanner-Digitalisierungen eines Einzelzahnmodells aus unterschiedlichen Materialien (TelioCAD (TC), Titan (TI), Zirkon (ZR)) zu einem Referenzdatensatz. Die hier angegebenen Abweichungen wurden aus den Beträgen der mittleren positiven und negativen Abweichungen berechnet [48]. (STD: Standardabweichung, IOS: Intraoralscanner).**

IOS		Puder	mittlere Abweichung [ $\mu\text{m}$ ] (Genauigkeit)	STD [ $\mu\text{m}$ ]	max. Abweichung [ $\mu\text{m}$ ]
3M Lava	TC	Ja	14	14	56
	TI	Ja	15	16	98
	ZR	Ja	10,5	12	63
Cerec	TC	Ja	12	13	161
	TI	Ja	8,5	12	182
	ZR	Ja	9,5	13	122
E4D	TC	Ja	35,5	46	542
	TI	Ja	29,5	42	535
	ZR	Ja	23	31	528
iTero	TC	Nein	15,5	19	488
	TI	Nein	9,5	13	556
	ZR	Nein	7	10	478

Betrachtet man diese guten Messergebnisse im Vergleich zu Ergebnissen bei konventioneller Abformung, so ist liegt nahe, dass sich mit diesen IOS verwertbare digitale Abformungen im klinischen Alltag anfertigen lassen. Im Vergleich zu den vorher gezeigten Ergebnissen für das Cerec System aus 2005 und 2009 lässt sich ablesen, dass die hier ermittelten Abweichungen der aktuellen IOS (exkl. E4D) geringer sind. Dies könnte in der technischen Weiterentwicklung der IOS, den neuen Messverfahren, aber auch in der betrachteten einfacheren Modellgeometrie begründet sein.

Im Jahr 2017 wurde von Bohner et al. eine Studie an Einzelzahnmodellen aus Acrylharz mit zwei verschiedenen IOS durchgeführt [4]. Zehn geometrisch verschiedene Zahnmodelle aus einem nicht näher spezifizierten Acrylharz wurden hergestellt und in ein Kiefermodell eingebracht. Mit einem CT-Scanner (Zeiss Metrotom) wurde ein 3D-Referenzdatensatz der Zahnstrukturen erstellt. Das Modell wurde dann dünn eingepudert und mit jedem Scanner zehnmal vermessen. Da-

nach wurden die 3D-Datensätze digital mit dem Referenzdatensatz überlagert und die 3D-Abweichungen berechnet. Ähnlich wie bei Ender und Mehl wurde ein Mittelwert aus den Beträgen des 25%- und 75%-Perzentsils, sowie dessen Standardabweichung berechnet. Die zervikale Region (z.B. Präparationskante), die axiale (z.B. labiale Ausrichtung) sowie die okklusalen Flächen wurden getrennt analysiert. Hierbei lagen die 3D-Abweichungen des TRIOS Scanners mit Werten zwischen  $14,4 \mu\text{m} \pm 5,3 \mu\text{m}$  und  $65,0 \mu\text{m} \pm 10,9 \mu\text{m}$  unter den Abweichungen der Cerec Bluecam mit  $25,6 \mu\text{m} \pm 17,4 \mu\text{m}$  bis  $40,6 \mu\text{m} \pm 22,4 \mu\text{m}$ .

In einer Untersuchung von Rudolph et al. wurde die Messgenauigkeit von vier verschiedenen IOS bei Zahnmodellen aus Keramik evaluiert [52] (Tabelle 7). In dieser Studie wurden zusätzlich verschiedene extraorale Laborscanner einbezogen, deren Resultate hier aber nicht gezeigt werden. Zur Bestimmung der Messgenauigkeit wurden Zahnmodelle aus Keramik für einen Schneidezahn und einen Molaren angefertigt und mit einem extraoralen Streifenlichtscanner (Referenzscanner) digitalisiert. Die Keramikmodelle wurden mit den vier verschiedenen IOS digitalisiert ( $n = 5$ ) und das jeweilige Ergebnis mit dem Referenzdatensatz verglichen. Für jeden 3D-Scan wurden der RMS, die mittleren positiven und mittleren negativen Abweichungen, sowie die maximalen Abweichungen zum Referenzdatensatz ermittelt. Diese Untersuchung kommt zu dem Schluss, dass die untersuchten optischen 3D-Scanner Unterschiede in der Genauigkeit aufweisen, aber alle unterhalb einer Abweichung von  $\pm 20 \mu\text{m}$  liegen. Zudem wurde bestätigt, dass die Formgebung der Zahnpräparation einen Einfluss auf die erzielbare Messgenauigkeit hat und steile sowie parallele Flächen an Schneidezähnen zu den am schwierigsten zu erfassenden Strukturen zählen.

**Tabelle 7: Zusammenfassung der Abweichungen von Intraoralscanner-Digitalisierungen eines Einzelzahnmodells aus Keramik im Vergleich zu einem Referenzdatensatz (kursive Werte wurden pauschal angegeben) [52]. (STD: Standardabweichung, IOS: Intraoral-scanner).**

IOS	RMS [ $\mu\text{m}$ ]	STD [ $\mu\text{m}$ ]	mittlere positive Abweichung [ $\mu\text{m}$ ]	STD [ $\mu\text{m}$ ]	mittlere negative Abweichung [ $\mu\text{m}$ ]	STD [ $\mu\text{m}$ ]
CARA Trios	<i>10</i>	<i>3</i>	6,4	0,8	-7,7	1,3
LAVA COS	<i>10</i>	<i>3</i>	8	1,9	-8	-1,9
iTero	<i>10</i>	<i>3</i>	10,7	5,4	-13,6	3,6
Cerec Bluecam	<i>10</i>	<i>3</i>	14,5	2,9	-14,5	-2,9

Eine weitere Untersuchung bezüglich der Genauigkeit von IOS wurde von van der Meer et. al im Jahre 2012 durchgeführt [38] (Tabelle 8). Hierbei wurden die Zähne 36, 41 und 46 eines Gipsmodells durch drei PEEK Zylinder ersetzt. Die Zylinder des präparierten Zahnmodells wurden mithilfe eines taktilen Messgeräts hinsichtlich ihrer Position zueinander vermessen. Im Anschluss wurde das Modell mit den unterschiedlichen Scannern mehrfach vermessen und die Datensätze in eine 3D-Analysesoftware importiert. Zur Bestimmung der Zylinderpositionen in dem digitalen Modell wurden ideale Zylinder zu den gemessenen Strukturen ausgerichtet. Die Bestimmung der Zylinderabstände erfolgte durch Messung der Achsabstände der Zylinder. Die Berechnung der in Tabelle 8 dargestellten Abweichungen erfolgte im Vergleich zur taktilen Referenzmessung.

**Tabelle 8: Mit verschiedenen Intraoralscannern gemessene Achsabweichungen von Polyetheretherketon (PEEK) Zylindern in einem Gipsmodell im Vergleich zu einem taktilen Referenzdatensatz [38]. (STD: Standardabweichung, IOS: Intraoral-scanner)**

IOS	Distanz Zahn 46-41 [ $\mu\text{m}$ ]		Distanz Zahn 46-36 [ $\mu\text{m}$ ]	
	mittlere Abweichung [C/ (95%)] [ $\mu\text{m}$ ] (Genauigkeit)	STD [ $\mu\text{m}$ ]	mittlere Abweichung [C/ (95%)] [ $\mu\text{m}$ ] (Genauigkeit)	STD [ $\mu\text{m}$ ]
CEREC AC	79,6 [31,8; 127,4]	77,1	81,6 [49,1; 114,2]	52,5
iTero	70,5 [35,5; 105,4]	56,3	61,1 [27,7; 94,5]	53,9
Lava COS	14,6 [6,7; 22,4]	12,7	23,5 [14,7; 32,3]	14,2

Da die taktile Messung mit einstelliger Messgenauigkeit für derartige Messungen als Goldstandard angesehen werden kann, ist dieses Bewertungsmerkmal im Vergleich zu den Abweichungen in den vorher aufgeführten Veröffentlichungen sehr interessant. Es ist zu erkennen, dass die Abweichungen zur taktilen Messung für die Systeme Cerec AC und iTero mit rund 70  $\mu\text{m}$  bis 80  $\mu\text{m}$  größer sind als die bisher zitierten 3D-Abweichungen an Zahnmodellen. Umso bemerkenswerter sind die extrem guten Ergebnisse für den 3M Lava COS, dessen Werte teilweise besser sind als die von Nedelcu et al. gezeigten 3D-Abweichungen an einem stilisierten Einzelzahn.

In einer 2017 von Fukazawa et al. durchgeführten Studie wurden mit verschiedenen IOS gemessene Abstände von kugelförmigen Abutments in einem Zahnmodell im Vergleich zu einer Referenzmessung mit einer Koordinaten-Messmaschine (CMM) evaluiert [18]. Hierzu wurde das Modell mit zwei verschiedenen Kugelabständen (9,5 mm und 18,4 mm) zunächst mit einer CMM und dann mit den IOS mit zehnfacher Wiederholung vermessen.

**Tabelle 9: Mit verschiedenen IOS gemessene Abweichungen der Zentren von kugelförmigen Abutments im Vergleich zu einer taktilen Messung [18]. (CI: Konfidenzintervall, IOS: Intraoralscanner).**

	Nennabstand 9,5mm	Nennabstand 18,4mm
IOS	mittlere Abweichung [CI (95%)] [ $\mu\text{m}$ ] (Genauigkeit)	mittlere Abweichung [CI (95%)] [ $\mu\text{m}$ ] (Genauigkeit)
LAVA COS	26,75 [15,4; 38,1]	81 [58,5; 103,5]
TrueDef II	17,25 [7,2; 27,3]	71,3 [56,7; 85,9]
TrueDef III	17,75 [14,2; 21,3]	57,85 [46,5; 69,2]
Trios	4,55 [1; 8,1]	19,5 [5,5; 33,5]

Die Kugelzentren in den 3D-Datensätzen wurden mithilfe von sechs auf der Kugeloberfläche platzierten Punkten berechnet. Die Abweichungen zur Referenz wurden anhand des euklidischen Abstands angegeben (siehe Tabelle 9). Die hier aufgelisteten Mittelwerte wurden aus dem jeweiligen Konfidenzintervall berechnet, da nur diese numerisch angegeben wurden. Der Autor kommt bei den gemessenen mittleren Abweichungen von 4,55  $\mu\text{m}$  bis 81  $\mu\text{m}$  zu dem Schluss, dass alle

IOS im Bereich der Implantologie beim Fehlen mehrere Zähne eingesetzt werden könnten.

In einer Arbeit von Ertl et al. wurden erste Ergebnisse mit dem in dieser Arbeit entwickelten IOS-Prototypen veröffentlicht [16]. In dieser Arbeit wurden 50 Gipsmodelle mit einem  $\mu$ CT-Scanner und dem IOS-Prototypen vermessen. Für Zahnreihen mit bis zu sieben Zähnen lag die durchschnittliche Abweichung zum Referenzdatensatz zwischen 40  $\mu$ m und 60  $\mu$ m mit einer Standardabweichung kleiner 80  $\mu$ m. Bei Vollkiefern lag die durchschnittliche Abweichung zwischen 100  $\mu$ m bis 140  $\mu$ m. Weiterhin wurde auf der Basis einer 3D-Aufnahme mit dem IOS-Prototypen eines Echtzahnmodells eine Zirkonoxid-Unterkonstruktion für eine dreigliedrige Brücke direkt ohne Nachbearbeitung automatisiert angefertigt. Die so produzierte Konstruktion wurde nach visueller Beurteilung und manueller Prüfung des Sitzes von zwei Zahnärzten als vollkommen akzeptabel und somit klinisch einsetzbar bewertet.

## **1.4 Grundlagen der konfokalen optischen Messtechnik**

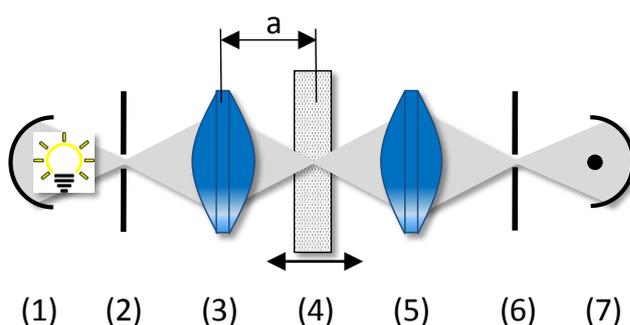
Wie eingangs beschrieben liegt das Ziel dieser Arbeit in der Realisierung eines IOS mit einer für die Dentaltechnologie neuartigen Messtechnik. Aufgrund der im folgenden Kapitel genannten Eigenschaften und Vorteile wurde eine Messtechnik ausgewählt, die auf chromatisch konfokaler optischer Abstandsmessung basiert. In diesem Kapitel werden die Grundlagen dieser Messtechnik erklärt und Einflussfaktoren auf die erzielbare Messgenauigkeit aufgezeigt.

### **1.4.1 Konfokale optische Messtechnik**

Bei der optischen Vermessung biologischer Materialien ist es von Vorteil, die Lichtausbreitung in dem zu vermessenden Medium zu berücksichtigen. Da biologisches Gewebe in der Regel optisch streuend und absorbierend ist [30], dringt das Licht in Abhängigkeit von seiner Wellenlänge unterschiedlich tief in das Medium ein. Bei der optischen Vermessung von Zähnen werden durch diese Volumestreueung aber auch durch den teilweise hohen Oberflächenglanz (Speichel, metallische Füllungen) erhebliche Herausforderungen an die optische Messtechnik gestellt. Bei vielen optischen 3D-Messverfahren führt dies zu einem Genauigkeits-

verlust oder dem Unvermögen solche Oberflächen zu vermessen können. Bei der Streifenlichtprojektion werden auf den Prüfkörper abgebildete Strukturen durch Streueffekte verwaschen und lateral verschoben. Daher können sie nur mit verminderter Genauigkeit erfasst werden. Für Verfahren, die auf Streifenprojektion oder photogrammetrischen Prinzipien beruhen, ergibt sich zusätzlich das Problem, dass Höhendaten auf stark spiegelnden Oberflächen, wie zum Beispiel Füllungen aus Amalgam oder Edelmetallen, nicht oder nur sehr schwer zu ermitteln sind. Vor diesem Hintergrund wurde das Augenmerk auf die konfokale optische Messtechnik gelegt, da hiermit Messsysteme realisiert werden können, die eine effiziente Unterdrückung des Streulichts ermöglichen (vgl. [40]). Da dieses Verfahren auf einer Intensitätsmessung basiert [53], eignet es sich zudem hervorragend, auch spiegelnde Oberflächen zu vermessen.

In der Mikroskopie wurde der Grundstein für diese Messtechnik bereits 1957 durch Marvin Minsky gelegt und führte zur Entwicklung des konfokalen Mikroskops. Das zentrale Element des konfokalen Messprinzips ist die spezielle Anordnung von zwei Ortsblenden, die jeweils in den Zwischenbildebenen konfokal zu den Fokuspunkten auf der Objektseite (Lichtquellenseite) und der Bildseite (Detektorseite) platziert werden (siehe Abb. 2). Konfokal bedeutet hierbei, dass sich die beiden Blenden (2) und (6), sowohl lateral als auch axial exakt im Abbild des in der Probe fokussierten Lichtflecks befinden und so jeweils optisch konjugiert zur Fokusebene sind.



**Abb. 2: Schematische Darstellung einer einfachen konfokalen Abbildung in Transmission. (1) Lichtquelle, (2) Blende, (3) Linse, (4) Probe, (5) Linse, (6) konfokale Blende, (7) fotosensitiver Detektor (vgl. [40]).**

Beim einfachen konfokalen Aufbau wird eine vorzugsweise monochromatische Punktlichtquelle (1), die auf eine Blende (2) fokussiert wird, mit einer Linse (3) in eine Ebene innerhalb einer streuenden Probe (4) abgebildet. Durch eine zweite Linse (5) wird das von der Probe transmittierte Licht erfasst und auf die Blende (6) abgebildet. Dies hat zur Folge, dass nur das in der Probe scharf abgebildete Licht die Blende (6) mit maximaler Intensität passieren kann und eventuell auftretendes Streulicht aus anderen Bereichen effizient unterdrückt wird. Für eine bestimmte Brennweite der Optik (2) ergibt sich nur ein spezifischer Abstand (Gegenstandsweite), in dem die an der Blende (6) anliegende Intensität und das von einem photosensitiven Element (7) gemessene Antwortsignal maximal ist (siehe Abb. 3). Mit dieser Methode kann das Streulicht aus Probenebenen außerhalb der Gegenstandsweite extrem unterdrückt und ein optischer Schnitt, beispielsweise bei einer histologischen Probe, erzeugt werden. Ebenso wie die Messung in Transmission ist auch die Messung in Reflexion üblich. Hierbei wird das Objektiv (3) auch zur rückwärtigen Abbildung genutzt und das Objektiv (5) entfällt. Allerdings müssen dann der Detektions- und Anregungsstrahlengang getrennt werden, was zum Beispiel mit einem optischen Strahlteiler zwischen der Punktlichtquelle (1) und der ersten Blende (2) erfolgen kann. Zur Aufrechterhaltung der konfokalen Bedingung wird die Blende (6) in der Nähe der Punktlichtquelle (1) nach dem Strahlteiler wiederum optisch konjugiert zur Fokusebene auf der Probe platziert. Das von der Probe reflektierte Licht wird nach der Reflexion am Strahlteiler und dem Durchgang durch die detektionsseitige Blende (6) wieder durch ein fotosensitives Element (7) erfasst.

Ein entscheidender Faktor für die Auflösung der konfokalen Abstandsmessung beziehungsweise für das konfokale Mikroskop ist die Abbildungsqualität der Optik. Auch die beste Optik ist nicht in der Lage Strukturen unterhalb der Beugungsbegrenzung bzw. kleiner als das Beugungsscheibchen (1 AE = 1 Airy Einheit) aufzulösen. Nach Rayleigh ist dieser Durchmesser durch die Formel (1) definiert.

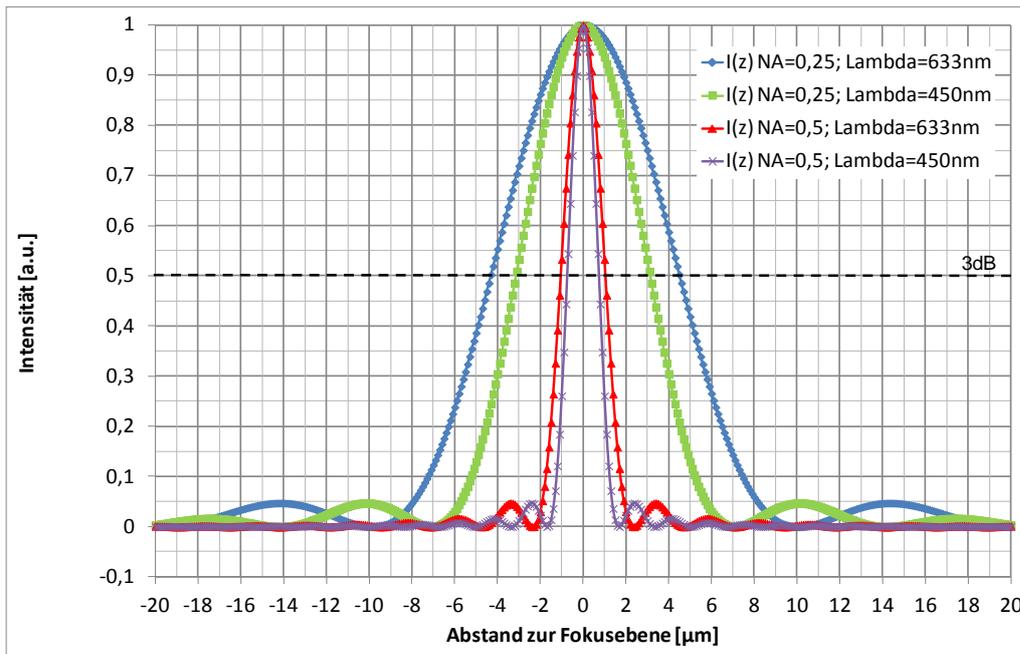
$$1AE = \frac{1,22 \lambda}{NA} = \frac{1,22 \lambda}{\sin(\alpha)}, \quad (1)$$

wobei gilt,  $\lambda$  ist Wellenlänge des Lichts und  $NA$  die numerische Apertur des Objektivs, beziehungsweise  $\alpha$  den halben detektorseitigen Öffnungswinkel des Objektivs bezeichnet. Dieser Wert beschreibt den Durchmesser eines Lichtpunkts im ersten Intensitätsminimum (Beugungsminimum). Je größer die  $NA$  und je geringer die Wellenlänge, desto größer ist die erzielbare laterale Auflösung.

Der theoretisch unendlich kleine Lichtpunkt wird zusätzlich in axialer Raumrichtung verwaschen, was die axiale Auflösung für optische Systeme limitiert. Selbst für einen infinitesimal kleinen Lichtpunkt im Objektraum ergibt sich im Bildraum eine räumlich ausgedehnte Intensitätsverteilung  $I(x,y,z)$ , auch Punktspreizfunktion ( $PSF$ ) genannt. Zur Bewertung des axialen Auflösungsvermögens ist die hinter der Blendenebene (siehe Abb. 2 (6)) befindliche axiale  $PSF_{ges}$  bei der konfokalen Mikroskopie von besonderem Interesse. Die  $PSF_{ges}$  setzt sich aus der axialen  $PSF_{bel}$  des Beleuchtungsstrahlengangs und der axialen  $PSF_{nachw}$  des Detektionsstrahlengangs zusammen (vgl. [62]). Die Intensitätsvariation der  $PSF_{ges}$  entsteht, wenn die Probe in axialer Richtung  $z$  aus der Fokusebene bewegt wird. Für ein konfokales Messsystem mit einer Blendengröße kleiner 1 AE entspricht der axiale Intensitätsverlauf dem Betragsquadrat des elektrischen Felds  $V(z)$  der Lichtwelle [31] und lässt sich mathematisch mit

$$I(z) = |V(z)|^2 = \left| \frac{\sin [nkz(1 - \cos \theta)]}{nkz(1 - \cos \theta)} \right|^2 \quad (2)$$

beschreiben. Hierbei gilt:  $k$  ist die Kreiswellenzahl definiert durch  $k=2\pi/\lambda$ ,  $\theta$  der probenseitige Öffnungswinkel der Optik,  $n$  Brechungsindex des Mediums zwischen Probe und Objektiv und  $z$  der axiale Abstand der Beobachtungsebene zur Fokusslage  $z_0$ . Die axiale Auflösungsgrenze wird durch die Halbwertsbreite der axialen  $PSF_{ges}$  nach der Blende ( $AFWHM$ ) angegeben. Hierbei handelt es sich um die Wegdifferenz  $z$  zwischen positiver und negativer Defokussierung bei dem die Intensität jeweils auf 3 dB (50%) abgefallen ist. Wie in Abb. 3 beispielhaft gezeigt, ergibt sich aus dieser Betrachtung für ein konfokales Mikroskop eine  $AFWHM$  von rund 9  $\mu\text{m}$  bei einer  $NA$  von 0,25 und einer Wellenlänge von 633 nm.



**Abb. 3:** Theoretischer, axialer Intensitätsverlauf in der Blendenebene für ein konfokales Mikroskop bei der Vermessung eines Spiegels und kohärenter Beleuchtung ( $\lambda = 633 \text{ nm}$  und  $450 \text{ nm}$ ,  $NA = 0,25$  und  $NA = 0,5$ ; vgl. Formel (2)). Der Signalabfall auf 3 dB (Halbwertsbreite) stellt die axiale Auflösung des Mikroskops dar.

Es zu erkennen, dass die *AFWHM* geringer wird und sich die axiale Auflösung verbessert, je größer die *NA* des Systems ist. Zum Beispiel kann durch die Verdopplung der *NA* auf 0,5 eine Verbesserung der axialen Auflösung um das 4,5-Fache auf rund  $2 \mu\text{m}$  erzielt werden. Weiterhin ist erkennbar, dass mit kürzeren Wellenlängen ebenfalls eine höhere axiale Auflösung erzielbar ist. In der Literatur werden für die axiale und laterale Auflösung von konfokalen Mikroskopen unterschiedliche Formeln angegeben. Die sich daraus ergebenden Unterschiede liegen zum Beispiel an Vereinfachungen (z. B. paraxiale Näherung) beziehungsweise an einer anderen Wahl des Auflösungskriteriums. Auch die Eigenschaften des Probenkörpers, z.B. Planspiegel (ebene Reflektoren) oder organische Proben (Punktreflektoren) beeinflussen die maximal erzielbare Auflösung. Nach Wilhelm et al. [62] und Kino und Corle [31] wird die maximale laterale Auflösung *LFWHM* eines konfokalen und konventionellen Mikroskops für kohärente Beleuchtung allgemein mit

$$LFWHM_{lateral} = \frac{0,51\lambda}{NA} \quad (3)$$

angegeben, mit  $NA$  als probenseitige (bildseitige)  $NA$  und  $\lambda$  als Wellenlänge des Lichts. Der in Formel (3) zu berechnende Wert ist geringer als der halbe Durchmesser von  $1 AE$  (vgl. Formel (2)), da hier die Halbwertsbreite der  $PSF$  und nicht die halbe Distanz der ersten Beugungsminima als Auflösungsgrenze festgelegt wurde.

Die axiale Auflösung  $AFWHM$  von Mikroskopen ist schlechter als deren laterale Auflösung und wird für die konfokale Mikroskope in der paraxialen Näherung von Kino und Corle [31] für kohärente Beleuchtung wie folgt angegeben:

$$AFWHM_1 = \frac{0,45\lambda}{n(1 - \cos \theta)} \quad (4)$$

wobei  $n$  den Brechungsindex des umgebenden Mediums beschreibt,  $\theta$  den halben probenseitigen Öffnungswinkel des Objektivs darstellt. Die oben aufgeführte Formel lässt sich aus Gleichsetzung der Formel (2) mit  $I(z) = \frac{1}{2}$  herleiten. Sie ist gültig bei Blendendurchmessern kleiner  $1 AE$  (Airy-Einheit) und bei planen spiegelnden Proben. Für Probenkörper, die streuende Remissionseigenschaften besitzen, wie zum Beispiel histologische Gewebeschnitte in wässriger Lösung, ist die axiale Auflösung schlechter. Von Kino und Corle wird hier ein um den Faktor 1,38 schlechteres Auflösungsvermögen angegeben [31]. Diese Angaben decken sich in etwa mit

$$AFWHM_2 = \frac{0,64\lambda}{n - (\sqrt{n^2 - NA^2})} \quad (5)$$

von Wilhelm et al. [62] für Blendendurchmesser kleiner  $1 AE$  und Punktreflectoren (grüne und blaue Kurve in Abb. 5). Für spiegelnde Proben wird von Wilhelm et al. eine Änderung des Vorfaktors von 0,64 auf 0,45 angegeben, was wiederum mit der Formel (4) übereinstimmt. Zwar ist die axiale Auflösung für Blendendurchmesser kleiner  $1 AE$  besser als bei größeren Durchmessern, aber es kommt zu Einschränkungen der detektierbaren Lichtmenge und somit oft zu einer nicht tolerier-

baren Erhöhung der Messzeit oder einer Verschlechterung des Signal-Rausch Verhältnisses (SNR). Aus diesem Grund ist die theoretische Betrachtung der maximalen Auflösung in Abhängigkeit von dem Durchmesser der konfokalen Blenden interessant. Für die konfokale Fluoreszenzmikroskopie wird die  $AFWHM$  in Abhängigkeit von der Wellenlänge, der  $NA$  und des Blendendurchmessers mit folgender Formel angegeben [63]:

$$AFWHM_3 = \frac{0,64\lambda}{n - \sqrt{n^2 - NA_{Probe}^2}} \sqrt[3]{1 + AU^3}, \quad (6)$$

$$\text{mit } AU = \frac{D_{real}}{1AE} = \frac{D_{real} \cdot NA_{Blende}}{1,22\lambda}.$$

Hierbei ist  $NA_{Probe}$  die numerische Apertur auf der Probenseite,  $NA_{Blende}$  die numerische Apertur auf der Blendenseite und  $AU$  die Airy Units (Beugungseinheiten) auf der Blendenseite. Bei der obigen Formel ist zu beachten, dass der Blendendurchmesser nicht in der SI-Einheit  $\mu m$ , sondern in  $AU$  angegeben wird. Der Formel (6) ist zu entnehmen, dass die Blendengröße  $AU$  in Abhängigkeit von der blendenseitigen  $NA_{Blende}$  variiert. Wie oben in Abb. 4 anhand einer optischen Simulation eines konfokalen Strahlengangs graphisch dargestellt, ist die Größe der  $NA_{Blende}$  mit dem Abbildungsmaßstab und der probenseitigen numerischen Apertur  $NA_{Probe}$  verknüpft. Diese Abbildung zeigen zwei Simulationen, bei denen der Abbildungsmaßstab  $m$  variiert, aber die probenseitige  $NA_{Probe}$  und alle anderen optischen Parameter fixiert wurden. Für kleine  $NA$  lässt sich der Zusammenhang von  $NA_{Blende}$  und  $NA_{Probe}$  durch die Abbesche Sinusbedingung beschreiben. Für größere  $NA$  kann aus den Abbildungsgleichungen und trigonometrischen Beziehungen folgender, für ideale Linsensysteme exakter, Formelbezug hergeleitet werden:

$$NA_{Blende} = \sin(\arctan(\tan(\arcsin(NA_{Probe})) \cdot m)), \quad (7)$$

wobei  $m$  den Abbildungsmaßstab des Objektivs von der Lichtquelle in die Richtung der Probe beschreibt.

Es wird deutlich, dass die  $NA_{Blende}$  und somit auch  $AU$  mit geringerem Abbildungsmaßstab aber identischer realer Blendengröße sinkt. Da die Blendengröße  $AU$

somit vom Abbildungsmaßstab abhängt, besitzt auch die *AFWHM* eine Abhängigkeit vom Abbildungsmaßstab (siehe Formel (6)). Wie stark der Einfluss des Abbildungsmaßstabs ist, lässt sich an folgender Formel beobachten. Unter Zuhilfenahme paraxialer Abbildungsgleichungen (vgl. [22], S. 19) lässt sich berechnen, dass die blendenseitige Defokussierung  $z'$  in Abhängigkeit von einer Probenverschiebung  $z$  für geringe Abstände näherungsweise mit

$$z' = \frac{2z}{m^2} \quad (8)$$

angegeben werden kann. Der Formel (8) ist zu entnehmen, dass die blendenseitige Defokussierung  $z'$  schneller voranschreitet je geringer der Abbildungsmaßstab ist. Dies hat zur Folge, dass sich die *AFWHM* nichtlinear verringert und sich das maximale axiale Auflösungsvermögen verbessert (siehe Abb. 4 unten). Ein geringer Abbildungsmaßstab entspricht in diesem Zusammenhang einer vergrößernden Abbildung der Probe auf den Detektor (Blendenebene). Für einen größeren Abbildungsmaßstab verschlechtert sich die axiale Auflösung hingegen.

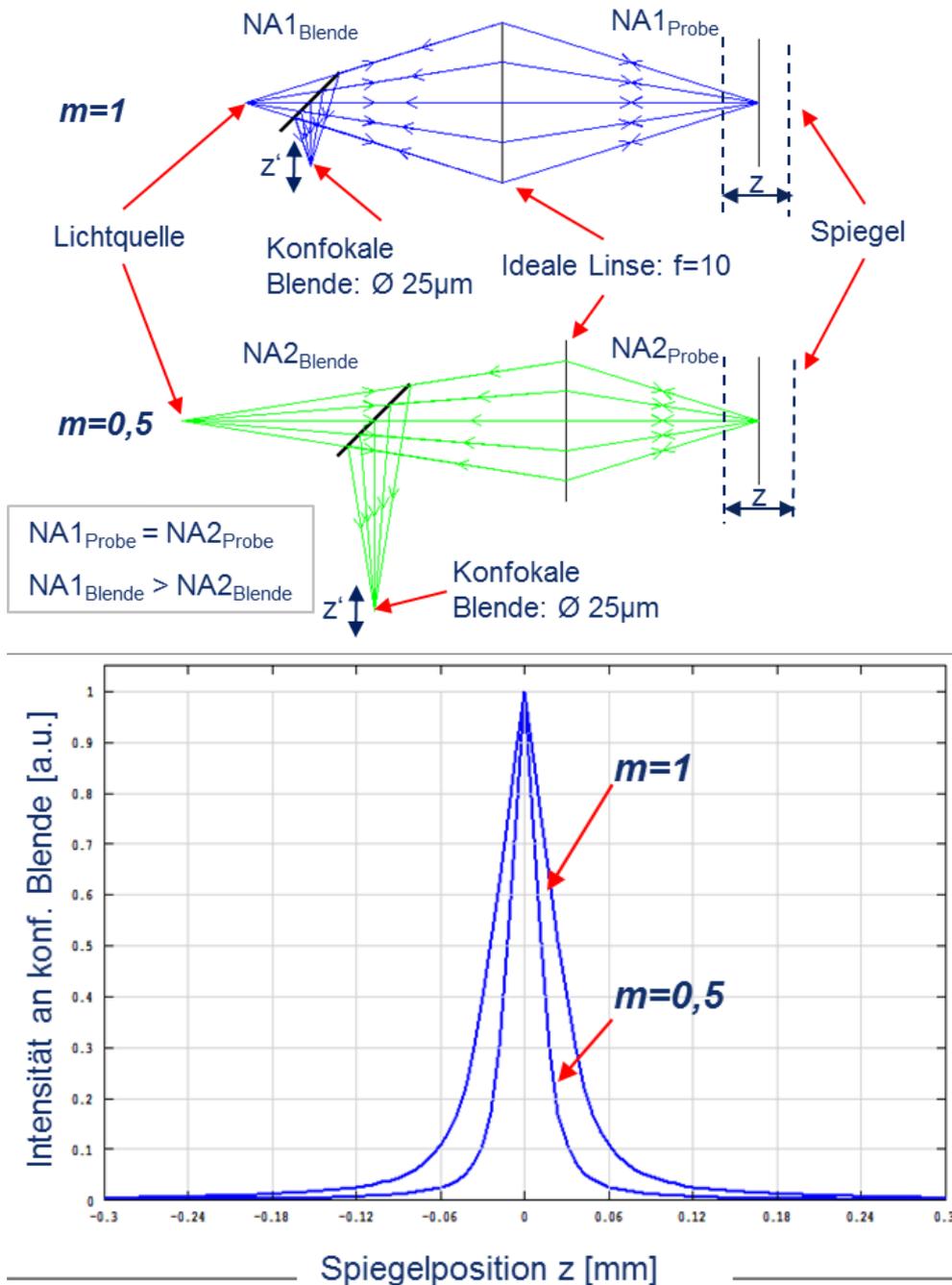
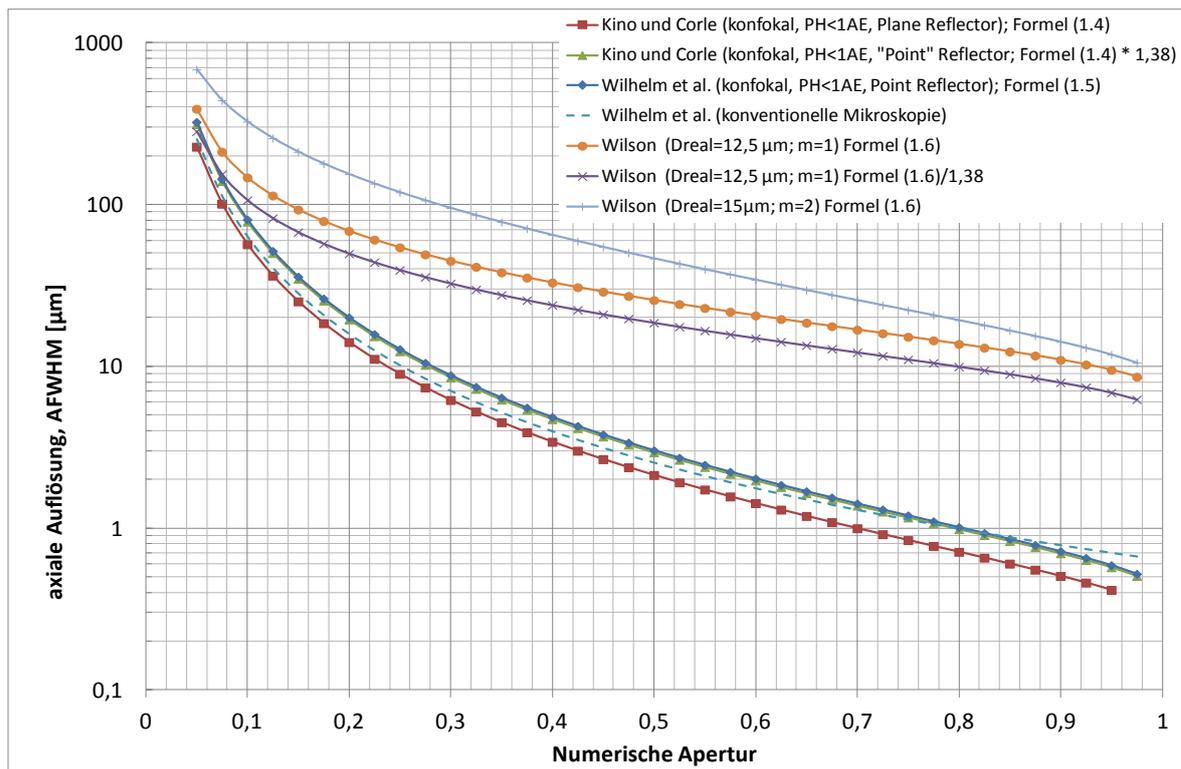


Abb. 4: Simulation der geometrisch optischen Punktbildfunktion ( $\text{PSF}_{\text{ges}}$ ) nach der konfokalen Blende für zwei verschiedene Abbildungsmaßstäbe, aber identischer numerischer Apertur auf der Probenseite (oben: optischer Strahlengang, unten: axiale Intensitätsverteilung nach der konfokalen Blende).

Aus der Betrachtung der Formeln (3) bis (6) und deren grafischer Darstellung ist ersichtlich, dass die axiale Auflösung durch Einsatz monochromatischer Lichtquellen mit kürzerer Wellenlänge besser wird (Abb. 5). Durch Vergrößerung der  $\text{NA}_{\text{Probe}}$

lässt sich das axiale Auflösungsvermögen allerdings erheblich stärker beeinflussen, da hier im Gegensatz zur lateralen Auflösung ein quadratischer Zusammenhang besteht [50]. Aus den mit der Formel (6) berechneten Grafen lässt sich entnehmen, dass der Blendendurchmesser und der Vergrößerungsmaßstab einen entscheidenden Einfluss auf die *AFWHM* besitzen und letztendlich sogar dominieren (siehe auch Kurven in Abb. 5, orange und hellblau).



**Abb. 5: Grafische Darstellung der theoretischen maximalen axialen Auflösung (AFWHM) konfokaler Mikroskopie in Abhängigkeit von der probenseitigen numerischen Apertur (NA), für unterschiedliche Abbildungsmaßstäbe, Blendengrößen und Remissionseigenschaften der Probe (Wellenlänge  $\lambda = 633 \text{ nm}$ ).**

Im Vergleich zur klassischen Lichtmikroskopie ergibt sich für die konfokale Mikroskopie bei reiner Betrachtung der angeführten analytischen Formeln zunächst keine Verbesserung der lateralen Auflösung. Nach Tolardo di Francia und Ingestam ist bei der konfokalen Mikroskopie jedoch eine Steigerung des lateralen Auflösung um den Faktor  $\sqrt{2}$  möglich, wenn der Blendendurchmesser kleiner  $1 \text{ AE}$  ist [50]. Bezüglich der axialen Auflösung bei der Vermessung von streuenden Proben zeigt die konfokale Mikroskopie bei geringer *NA* theoretisch sogar ein leicht schlechte-

res Auflösungsvermögen gegenüber der konventionellen Mikroskopie (vgl. Abb. 5; gestrichelte Linie vs. blaue und grüne Kurve). Bei einem Blendendurchmesser  $PH < 1 AE$  und spiegelnden Objekten ergibt sich nach Kino und Corle eine leichte Verbesserung der axialen Auflösung. Für einen fairen Vergleich muss allerdings berücksichtigt werden, dass die angegebene axiale Auflösung bei der konventionellen Mikroskopie nur erreicht werden kann, wenn die axiale Ausdehnung des Präparats nicht größer ist als die oben angegebene  $AFWHM$ . Hierzu müsste das Präparat in feinste histologische Schnitte zerlegt werden, was häufig nicht möglich ist. Ein wesentlicher Vorteil der konfokalen Mikroskopie liegt darin die oben angegebene axiale Auflösung auch ohne histologische Schnitte mithilfe optischer Schnitte zu erzielen. Die Darstellung der Ergebnisse aus Formel (6) zeigen die deutliche Verschlechterung der axialen Auflösung bei der Wahl größerer Blendendurchmesser und geringer Probenvergrößerung. In Anlehnung an Kino wurde die  $AFWHM$  auf spiegelnden Proben durch Division der Formel (6) mit dem Faktor 1,38 angegeben. Die hier gezeigte Bandbreite des axialen Auflösungsvermögens von lediglich  $690 \mu\text{m}$  ( $NA = 0,05$ ;  $D_{real} = 15 \mu\text{m}$ ,  $m = 2$ ) bis unter  $1 \mu\text{m}$  für  $NA = 0,975$  verdeutlicht die starke Abhängigkeit von der  $NA$  des verwendeten Objektivs. Im Einsatzgebiet der Mikroskopie eignet sich die konfokale Messtechnik besonders gut, da hier mit hoher Probenvergrößerung (entspricht starker Verkleinerung der Quelle zur Probe hin) und großer probenseitiger  $NA$  gearbeitet wird. Weiterhin zeigt die Abb. 5 deutlich, dass die  $AFWHM$  auch durch die Remissions-eigenschaften der Probe beeinflusst, bei geringer Probenvergrößerung aber schlussendlich vom Blendendurchmesser dominiert wird.

Topographische dreidimensionale Aufnahmen sind bei der konfokalen Mikroskopie durch Abrastern der Probe möglich, indem entweder der Beleuchtungsfleck (bzw. Messkopf) oder die Probe in verschiedenen Höhen und lateralen Positionen verschoben wird. Dies wird zum Beispiel durch den Einsatz einer Nipkowscheibe (Lateralscan) und piezogetriebene Stellmotoren (Höhenscan oder Lateralscan) realisiert. Ein axiales Intensitätsprofil (vgl. Abb. 3) lässt sich für eine spezifische Wellenlänge durch eine hochgenaue axiale Probenverschiebung und entsprechende sequentielle Intensitätsmessung aufnehmen. Bei genauer Kenntnis der

axialen Position während der Intensitätsmessungen lässt sich eine Abstandsbestimmung aus einer Aufnahmeserie vornehmen, die maßgeblich von der Positioniergenauigkeit der Verstellmotoren, der axialen Abtasthäufigkeit und dem Signal-Rausch-Verhältnis (SNR) abhängt. Durch eine feine Probenabrasterung lässt sich bei guter SNR eine wesentlich höhere axiale Auflösung erzielen als dies aufgrund der oben angegebenen Formel (6) zu erwarten wäre. Bei entsprechend geringem Signalrauschen ist nachvollziehbar, dass sich die Scheitelpunktlage der Intensitätsverteilung präziser bestimmen lässt, als nur in ganzen Vielfachen von *AFWHM*. Neben den bereits genannten Einflussfaktoren auf die axiale Messgenauigkeit haben also auch das Signal-Rausch-Verhältnis der Messung (Lichtquellen- und Detektorrauschen) und die Abtastrate des Signals einen entscheidenden Einfluss auf die maximal erzielbare axiale Messgenauigkeit. Der qualitative Einfluss der angeführten Parameter auf die maximale Auflösung der monochromatischen konfokalen Abstandsmessung lässt sich wie folgt tabellarisch zusammenfassen.

**Tabelle 10: Parameter bei der konfokalen Abstandsmessung und deren qualitativer Einfluss auf die axiale Auflösung. (SNR: Signal-Rausch-Verhältnis).**

Systemparameter	Parameteränderung	axiale Auflösung
Numerische Apertur	größer	steigt
Blendendurchmesser PH	größer	sinkt
Vergrößerungsmaßstab (Probenvergrößerung <sup>-1</sup> )	größer	sinkt
Auflösung des z-Scan	größer	steigt
SNR (Lichtquelle/Detektor)	größer	steigt

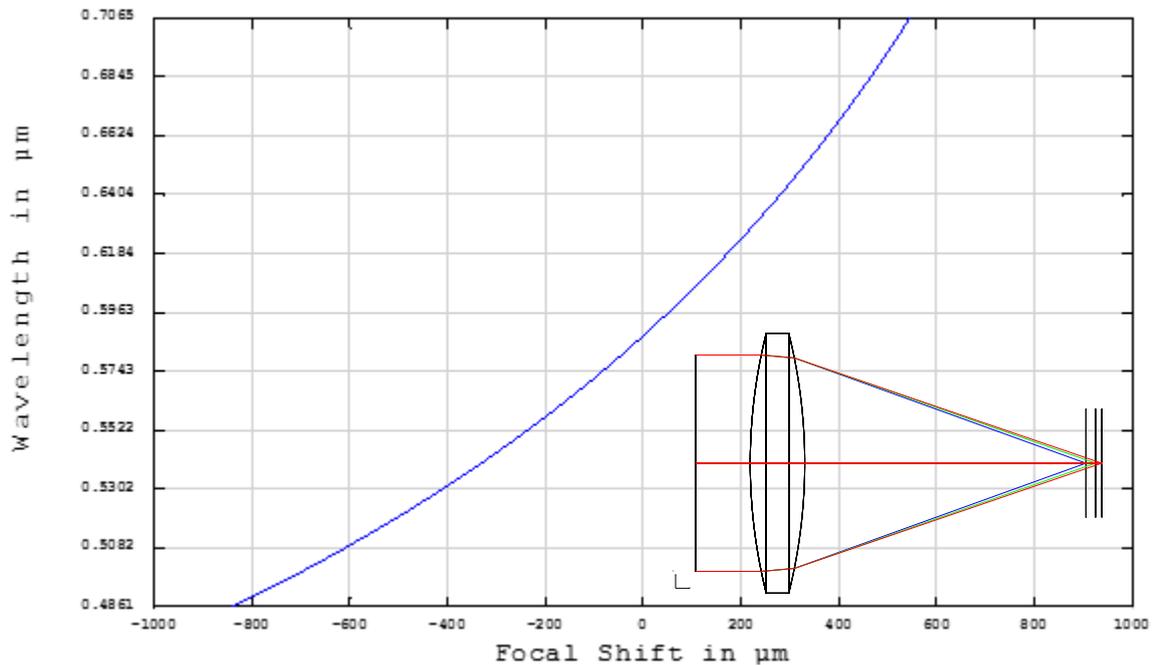
Konfokal-Mikroskope werden seit Jahrzehnten erfolgreich in der Medizin, Biologie und auch der technischen Mikroskopie eingesetzt. Modernen Laser-Scanning-Mikroskopen liegt das oben beschriebene konfokale Messprinzip ebenfalls zugrunde und diese stellen bezüglich des Auflösungsvermögens mit flexiblen Messbereichen von wenigen Mikrometern bis hin zu mehreren Millimetern einen Goldstandard für die optische 3D-Topographievermessung dar. Allerdings sind Konfokal-Mikroskope in der Regel Großgeräte, die zwar extrem hohe Auflösungen bis in den Sub-Mikrometer-Bereich liefern, aber durch die Einzelpunktabtastung

vergleichbar lange Messzeiten erfordern und sehr stabile Umgebungsbedingungen benötigen (z. B. aktiv gedämpfte Messtische, klimatisierte Räume). Um das Prinzip der konfokalen Abstandsmessung dem Einsatz in der intraoralen Vermessung von Zähnen zugänglich zu machen, lag das Ziel der Sensorentwicklung in der signifikanten Reduktion der Baugröße, der Messzeiten und der Anschaffungskosten. Weiterhin war es wünschenswert, auf bewegliche mechanische Teile (auch oszillierende optische Elemente) zu verzichten, da so die Langzeitstabilität des Messsystems erhöht und ein angenehmes Arbeiten durch Reduktion von Betriebsgeräuschen und Vibration ermöglicht werden kann. Aufgrund der für die Dentaltechnologie spezifischen Anforderungen ist klar, dass zur Realisierung eines IOS mit Konfokal-Technologie die Notwendigkeit einer Neuentwicklung besteht.

#### **1.4.2 Chromatisch konfokale Abstandsmessung**

Bereits in den achtziger Jahren wurden Variationen beziehungsweise Weiterentwicklungen der monochromatischen konfokalen Abstandsmessung durch Molesini et al. und Browne et al. beschrieben [41], [6], [42]. Die in diesen Arbeiten gezeigten Profilometer nutzen bereits das Prinzip der chromatisch konfokalen Abstandsmessung, mit der eine dreidimensionale Vermessung von Objekten ohne mechanische Höhenverstellung erfolgen konnte.

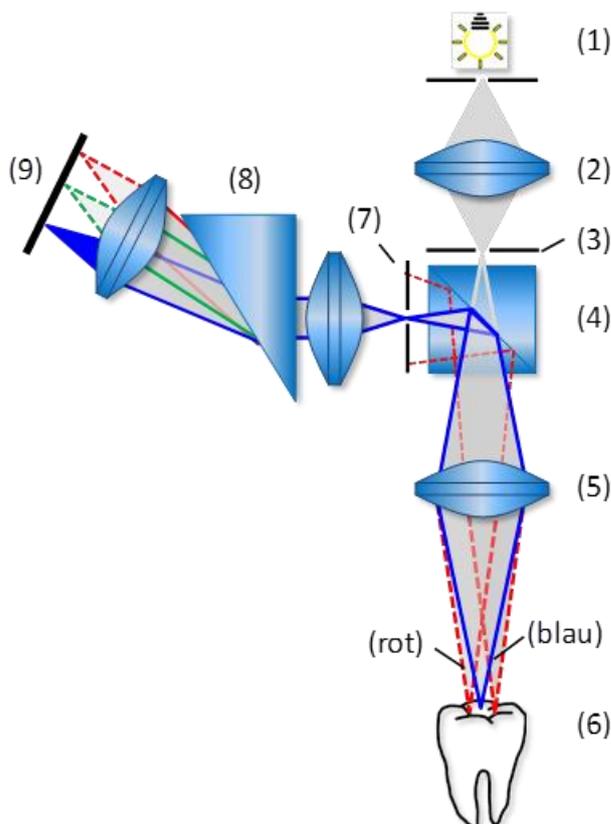
Während in klassischen optischen Abbildungssystemen in der Regel die Reduktion von Abbildungsfehlern angestrebt wird, wird bei der chromatisch konfokalen Abstandsmessung ein Abbildungsfehler, die chromatische Längsaberration, bewusst vergrößert und zur Messung ausgenutzt. Licht wird beim Durchgang durch eine Linse in Abhängigkeit von seiner Wellenlänge unterschiedlich stark gebrochen dadurch ist die Brennweite für kurzwelliges blaues Licht geringer ist als für langwelliges Licht (siehe Abb. 6). Dieser Effekt wird in der Optik als Farblängsfehler bzw. axialer chromatischer Fokusshift (CFS) bezeichnet. Da der Brechungsindex  $n(\lambda)$  optischer Medien von der Wellenlänge  $\lambda$  des Lichtes abhängt [10] und mit zunehmender Wellenlänge sinkt, reduziert sich die Brechkraft von klassischen Linsen ebenfalls mit zunehmender Wellenlänge.



**Abb. 6:** Verlauf der axialen chromatischen Fokusverschiebung in Abhängigkeit der Wellenlänge. Rechts unten: Beispielhafte Darstellung des axialen chromatischen Fokusshifts an einer Linse aus N-SF6 mit einer effektiven Brennweite von 31,75 mm (blau: 486,1 nm, grün: 587,6 nm, rot: 706,5 nm).

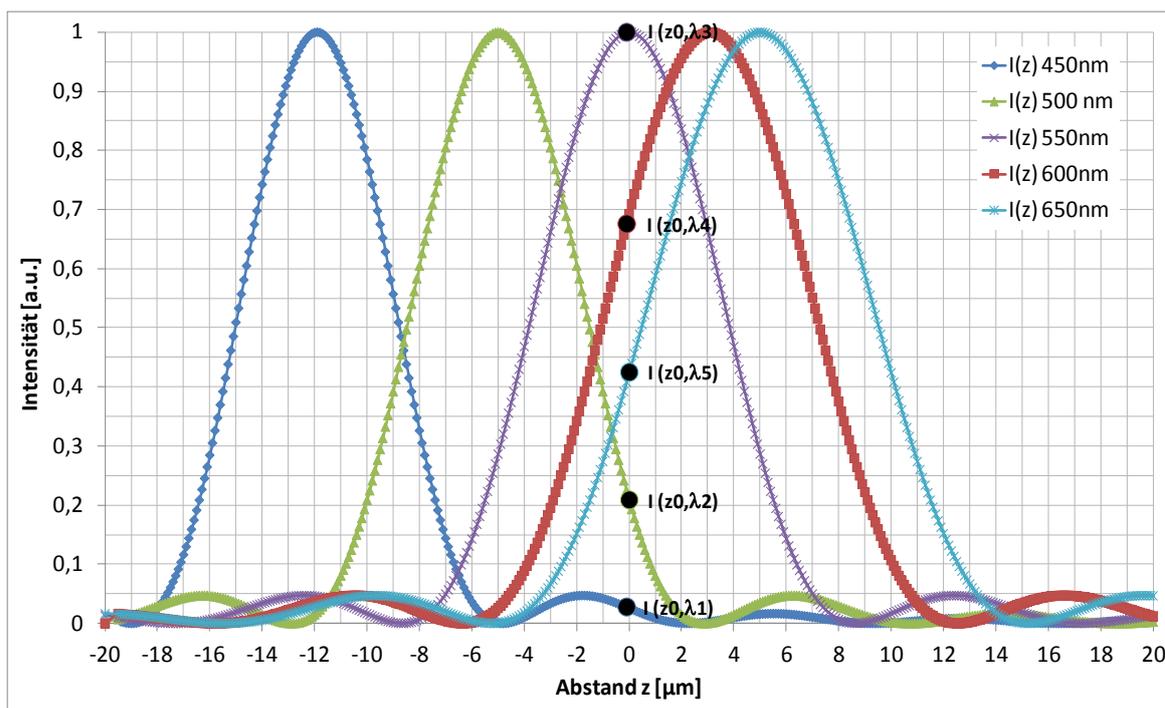
Der Aufbau der chromatisch konfokalen Abstandsmessung ist dem der klassischen konfokalen Abstandsmessung bis auf die polychromatische Lichtquelle und ein optisches System mit spezifischem *CFS*, im folgenden Hyperchromat genannt, zunächst sehr ähnlich. Das Licht einer polychromatischen Lichtquelle (1) wird zunächst mit einer Linse (2) auf eine erste Blende (3) abgebildet (siehe Abb. 7). Über einen Strahlteiler (4) bildet der Hyperchromat (5) diese Blende in den Messbereich ab. Aufgrund des axialen Farbfehlers des Hyperchromaten wird die erste Blende (3) für jede Wellenlänge  $\lambda$  in unterschiedlichen Abständen in den Messbereich scharf abgebildet. Wird ein Probenkörper (6) in einem beliebigen Abstand innerhalb des Messbereichs platziert, wird nur das an der Oberfläche remittierte Licht der Wellenlänge  $\lambda_{\text{konfokal}}$  scharf auf die Probe abgebildet (vgl. Abb. 7 blaues Lichtbündel). In der Detektion wird das von der Probe remittierte Licht des Hyperchromaten erfasst und rückwärtig auf eine zweite Blende (7) hinter dem Strahlteiler konfokal abgebildet, da diese exakt im optisch konjugierten Ort zur ersten Blende (3) bzw. zum Fokuspunkt auf der Probe (6) platziert ist. Der Anteil des Lichts, der

die zweite Blende passiert, wird im Anschluss von einem Farbmesssystem (8) erfasst und auf einem Detektor (9) (Zeilensensor oder einzelnen Photodioden) spektral ausgewertet. Da das Licht der Wellenlänge  $\lambda_{\text{konfokal}}$  die zweite Blende idealerweise ungehindert passiert, während alle anderen Wellenlängen (vgl. Abb. 7 rotes Lichtbündel) durch die unscharfe Abbildung fast vollständig abgeblendet werden, kommt es zu einer Signalüberhöhung für die Wellenlänge  $\lambda_{\text{konfokal}}$ , die somit den Probenabstand farblich kodiert. Durch Bestimmung des spektralen Maximums des Messsignals mittels eines Spektrometers [42] oder des Farbeindrucks auf Basis dreier Farbwerte mittels verschiedener Filter [58] kann letztendlich der Abstand der Probe ohne bewegliche Elemente am Sensor rekonstruiert werden. Voraussetzung dazu ist allerdings eine vorherige Kalibrierung, sodass der wellenlängenspezifische Bildabstand bekannt ist.



**Abb. 7: Schematische Darstellung der chromatisch konfokalen Abstandsmessung. Die konfokale Bedingung ist hier für kurzwelliges Licht (blau) erfüllt, wohingegen langwelliges Licht (rot) unterdrückt wird.**

Analog zur klassischen konfokalen Mikroskopie lässt sich der axiale Intensitätsverlauf der konfokalen Wellenlänge nach der Formel (2) berechnen. Während bei einem Objektiv ohne CFS die Maxima der axialen *PSF* für unterschiedliche Wellenlängen im identischen Fokusabstand  $z$  liegen, resultiert aus dem CFS eine axiale Verschiebung des Scheitelpunkts entlang der optischen Achse  $z$  [6], wie in Abb. 8 für ein beispielhaftes Objektiv mit erhöhtem CFS dargestellt.



**Abb. 8:** Theoretischer axialer Intensitätsverlauf für einen chromatisch konfokalen Abstandssensor bei kohärenter Beleuchtung und Blendendurchmesser  $< 1$  Airy Einheit. (Numerische Apertur (NA) = 0,25, Wellenlängen  $\lambda = 450\text{nm}$  bis  $\lambda = 650\text{nm}$ , Probe: Spiegel, vgl. [6]).

Auf Basis der Formel (2) kann die in der Blende detektierbare Intensität einer Wellenlänge  $\lambda_i$  in einem bestimmten Probenabstand folgendermaßen angegeben werden [19]:

$$I(z) = \left| \frac{\sin \left[ nk(z - z_{\lambda_i})(1 - \cos \theta) \right]}{nk(z - z_{\lambda_i})(1 - \cos \theta)} \right|^2. \quad (9)$$

Angenommen bei einem Probenanstand von  $z = z_0 = 0$  ist die konfokale Bedingung für die Wellenlänge  $\lambda_3$  erfüllt (vgl. Abb. 8), so ergibt sich die spektrale Intensi-

tät in der Blende aus der Summe der Intensitäten  $I(\lambda_i)$  aller Wellenlängen im Abstand  $z_0$  aus

$$I(\lambda) = \sum_{\lambda_i}^{\lambda_n} \left| \frac{\sin [nk(z_0 - z_{\lambda_i})(1 - \cos \theta)]}{nk(z_0 - z_{\lambda_i})(1 - \cos \theta)} \right|^2. \quad (10)$$

Bei der Berechnung der zu erwartenden Spektralverteilung ist zu berücksichtigen, dass die *PSF* nach der Formel (10) nur für Blendendurchmesser  $< 1 \text{ AE}$  Gültigkeit hat und die *PSF* analog zur monochromatischen konfokalen Abstandsmessung bei größeren Blendendurchmessern deutlich breiter wird. Daher bietet sich hier die Verwendung der mit dem Faktor  $1/1,38$  korrigierten Formel (6) zur Berechnung der *AFWHM* für die einzelnen Wellenlängen an. Für größere Blendendurchmesser und inkohärente Lichtquellen stellt die gaußförmige Intensitätsverteilung eine gute und vereinfachte Approximation der *PSF* dar [46]. In Anlehnung an die Formel (10) und unter Berücksichtigung eines spezifischen *CFS*  $z_0(\lambda)$  lässt sich dann die konfokale spektrale Signalantwort  $I(\lambda)$  für spezifische Abstände  $z_k$  näherungsweise mit

$$I(\lambda) = A \cdot e^{-\frac{(z_k - z_0(\lambda))^2}{2 \cdot \sigma^2}} \quad (11)$$

angeben, wobei die Signalbreite mit  $\sigma = \frac{1}{1,38} \cdot \frac{AFWHM}{2\sqrt{2\ln(2)}}$  mithilfe der Formel (6) zu berechnen ist. Der *CFS* des Hyperchromaten soll hier beispielhaft mit einer Funktion zweiten Grades näherungsweise mit  $z_0(\lambda) = h_1\lambda^2 + h_2\lambda + h_3$  angegeben werden. Wie der Formel (11) zu entnehmen ist, wird die Form des in der Blendenebene detektierbaren spektralen Signals durch den *CFS*, also die Übertragungsfunktion des Hyperchromaten  $z_0(\lambda)$ , beeinflusst. Mit dem Ergebnis der Formel (11) lässt sich die spektrale *FWHM* (*SFWHM*) durch Anpassung einer Gaußkurve berechnen.

Allein auf Basis der *SFWHM* kann die maximal erzielbare axiale Auflösung jedoch nicht abgelesen werden. Zur Berechnung der erzielbaren axialen Auflösung ist die *SFWHM* ein wichtiger Bestandteil, aber zusätzlich müssen die Eigenschaften des

spektralen Detektionssystem (z. B. Spektrometer) in Kombination mit den Eigenschaften des Hyperchromaten bekannt sein. Wird ein Spektrometer als Detektionseinheit genutzt, so hängt die axiale Auflösung des Gesamtsystems davon ab, in welchem minimalen axialen Probenabstand  $\Delta z$  zwei auf dem Detektor abgebildete Spektralsignale voneinander unterscheidbar sind. Analog zur bereits angesprochenen optischen lateralen Auflösung kann man davon ausgehen, dass zwei Lichtpunkte spätestens dann voneinander unterscheidbar sind, wenn sie um die LFWHM lateral zueinander versetzt sind (siehe Formel (3)). Ein erster Schritt zur Berechnung der axialen Auflösung liegt in der Definition beziehungsweise Messung der spektralen Übertragungsfunktion des Spektrometers. Eine solche Übertragungsfunktion gibt an, in welchen Ort  $p$  ein Lichtpunkt mit einer spezifischen Wellenlänge  $\lambda$  auf die Detektormatrix des Spektrometers auftrifft. Diese Übertragungsfunktion des Spektrometers  $p(\lambda)$  sollte entweder bekannt sein, oder als Designparameter vorgegeben werden. Eine solche Übertragungsfunktion soll hier exemplarisch mit folgender Formel gegeben sein:

$$p(\lambda) = s_1 \lambda^2 + s_2 \lambda + s_3. \quad (12)$$

Um die Übertragungsfunktion  $z(p)$  des optischen Gesamtsystems herzuleiten, benötigt man eine bekannte oder vorgegebene Funktion für den CFS des Hyperchromaten (vgl. Formel (11)). Wird nun die Formel (12) nach  $\lambda$  aufgelöst, so ergibt sich folgende Zwischenlösung

$$\lambda = \frac{-s_2 + \sqrt{s_2^2 - 4s_1(s_3 - p)}}{2s_1}. \quad (13)$$

Setzt man diese Lösung in  $z_0(\lambda)$  ein, so erhält man folgende Formel, mit der ein unbekannter Probenabstand (Fokusabstand)  $z$  aus einem gemessenen, beziehungsweise bekannten Auftreffort  $p$  der Blendenabbildung berechnet werden kann:

$$z_0(p) = h_1 \left( \frac{-s_2 + \sqrt{s_2^2 - 4s_1(s_3 - p)}}{2s_1} \right)^2 + h_2 \left( \frac{-s_2 + \sqrt{s_2^2 - 4s_1(s_3 - p)}}{2s_1} \right) + h_3 . \quad (14)$$

Wie in Kapitel 3.4.4 in Abb. 45 gezeigt wird, kann die Funktion (14) mit der linearen Funktion  $z_0(p) = a \cdot p + b$  approximiert werden.

Als weiterer Lösungsschritt muss der Durchmesser des Lichtflecks  $LF$  auf dem Detektor ermittelt werden. Als kleinste mögliche Ausdehnung des Lichtflecks kann der Durchmesser der konfokalen Blende angesehen werden, sofern dieser größer als  $1 AE$  ist. Zusätzlich wird die Punktabbildung jedoch durch die spektrale Aufspreizung des Spektrometers vergrößert. In guter Näherung kann die Berechnung der lateralen Ausdehnung des Lichtflecks mithilfe der aus Formel (11) zu ermittelnden  $SFHMW$  und der Formel (12) erfolgen:

$$LF = (s_1 \lambda_1^2 + s_2 \lambda_1 + s_3) - (s_1 \lambda_2^2 + s_2 \lambda_2 + s_3) + PH, \quad (15)$$

wobei  $PH$  den realen Durchmesser der konfokalen Blende darstellt und die Wellenlängen durch  $\lambda_1 = \lambda_{konfokal} + \frac{SFHMW}{2}$  und  $\lambda_2 = \lambda_{konfokal} - \frac{SFHMW}{2}$  beschrieben sind. Bei dieser Methode ist allerdings zu beachten, dass der Leuchtfleck auch hier nie kleiner als  $1 AE$  werden kann. Setzt man den Durchmesser des spektralen Lichtflecks  $LF$  für  $p$  in die lineare Form der Gleichung (14) ein, so erhält man den Abstand  $\Delta z$ , bei dem der Lichtfleck um seine eigene Halbwertsbreite auf dem Detektor gewandert ist. Dieses  $\Delta z$  stellt dann eine konservative Schätzung der erzielbaren axialen Auflösung dar.

Diese hier beschriebene Vorgehensweise zur Bestimmung der axialen Auflösung eines chromatisch konfokalen Systems (Formel (11) bis Formel (15)) wird in Kapitel 3.4.4 am Beispiel des entwickelten IOS durchgeführt und mit entsprechenden Grafen visualisiert.

Die Singalantwort auf dem Detektor und somit auch der Durchmesser des Leuchtflecks  $LF$  lässt sich auch mithilfe der optischen Simulation bestimmen (siehe auch Kapitel 2.1). Die Berechnung der axialen Auflösung ist bei der optischen Simulation genauer, erfordert aber die exakten Daten des Linsensystems und ist ungleich zeitaufwändiger und komplexer.

Im Vergleich zur monochromatischen konfokalen Abstandsmessung ergeben sich mit dem CFS des Hyperchromaten, der spektralen Aufspreizung des Spektrometers und der Blendengröße zusätzliche Parameter, die bei der Berechnung der axialen Auflösung für chromatisch konfokale Messsysteme berücksichtigt werden müssen. Anhand von zwei Beispielen lässt sich qualitativ zeigen, dass für einzelne Parameteränderungen keine pauschale Aussage zu einer positiven oder negativen Auswirkung auf die axiale Auflösung zu treffen ist. So führt eine Vergrößerung des CFS des Hyperchromaten zu einer Reduktion  $SFWHM$ , was allerdings nicht zu einer Steigerung der axialen Auflösung führt. Dies ist dadurch begründet, dass dann bei gleicher Wellenlängenänderung eine größere probenseitige axiale Verschiebung  $\Delta z$  der Fokusslage resultiert. Der spektrale Intensitätsabfall auf 50% erfolgt daher erst bei dieser größeren Probenverschiebung. Im zweiten Beispiel führt eine Vergrößerung der spektralen Spreizung zu größeren Abständen des Schwerpunkts der Blendenabbildung auf dem Detektor. Allerdings wird der Durchmesser der Blendenabbildung  $LF$  durch die größere Spektralaufspreizung verbreitert. Um eine örtliche Trennung der Blendenabbildung über die Probenverschiebung zu erzielen ist dann eine größere Distanz  $\Delta z$  als zuvor erforderlich. Da die Parameter über die Gerätefunktion des optischen Systems (Formel (14)) miteinander verknüpft sind, ist es empfehlenswert die axiale Auflösung für den konkreten Fall auszurechnen.

Mit der chromatisch konfokalen Abstandsmessung lassen sich wie mit der klassischen Konfokaltechnik sehr hohe Genauigkeiten bis in den Sub-Mikrometerbereich erzielen. Im Gegensatz zu triangulierenden Verfahren kann der optische Strahlengang bei der chromatisch konfokalen Abstandsmessung orthogonal zur Probenoberfläche erfolgen, sodass Abschattungen zu einem höheren Grad vermieden werden können und komplexere geometrische Strukturen messbar sind. Neben der in Kapitel 1.4.1 angeführten Streulichtreduktion stellt dies einen weiteren signifikanten Vorteil der chromatisch konfokalen Abstandsmessung bei der Erfassung der Oberflächenstruktur von Humanzähnen im menschlichen Kiefer dar. Bei geringerer Abschattung ergibt sich so zum Beispiel eine verbesserte Chance einer vollflächigen Aufnahme der interproximalen Zwischenräume, der Darstellung

von Kontaktpunkten und schwer zugänglichen Präparationsgrenzen oder Inlays. Auf Basis der chromatisch konfokalen Abstandsmessung werden bereits Einzelpunktsensoren und Liniensensoren für die industrielle Messtechnik kommerziell auf dem Markt von verschiedenen Firmen angeboten (z. B. Micro-Epsilon Messtechnik, Precitec Optronik GmbH, STIL). Bei der Separation des Anregungs- und Detektionsstrahlengangs wird in der Regel auf faseroptische Strahlteiler zurückgegriffen, deren Faserkern gleichzeitig die anregungs- und detektionsseitige konfokale Blende ersetzt. Die Einsatzgebiete dieser Sensoren mit unterschiedlichster Auflösung (Mikro- bis Nanometer) und verschiedenen Messbereichen (100  $\mu\text{m}$  bis 30 mm) umfassen Rauheitsmessungen, Schichtdickenbestimmung transparenter Materialien bis hin zur Topographiemessung von Oberflächen. Hierbei werden die Sensoren in der Regel zusammen mit Positioniersystemen (z. B. Koordinaten-Messmaschinen (CMMs)) betrieben, um eine flächige Erfassung in der gewünschten Auflösung zu erhalten. Die Einschränkung der verfügbaren Sensoren ist, dass es sich hierbei um eine Einzelpunkt- oder Linienmessung handelt und daher eine flächige Erfassung der Probenkörper nur mit bekannter Ausrichtung von Probe und Sensor erfolgen kann. Aufgrund der Formfaktoren (Geometrie), der limitierten Anzahl zeitgleich aufgenommener Messpunkte und der Notwendigkeit eines Positioniersystems (z. B. CMM) scheiden diese kommerziellen Sensoren zur intraoralen Vermessung von Humanzähnen gänzlich aus.

## **1.5 Zielsetzung der Arbeit**

Wie in der Einleitung dargestellt, kann man davon ausgehen, dass die Digitalisierung der Dentaltechnik stark zunehmen wird. Bei optischen Messverfahren zur intraoralen dentalen Abdrucknahme sind derzeit die Streifenprojektion (Sirona), die monochromatisch konfokale Abstandsmessung (Align Technology Inc, 3Shape) sowie das „adaptive wavefront sampling“ (3M) führend vertreten.

Das Ziel dieser Arbeit besteht in der Entwicklung eines neuartigen IOS-Prototyps, der eine 3D-Videoaufnahme ermöglicht und ohne Scanpuder arbeiten kann. Der Grund für diese Entscheidung liegt darin, dass durch diese Eigenschaften erhebliche Vorteile bezüglich der erzielbaren Messgenauigkeit und Arbeitseffizienz erwartet werden. Der Verzicht auf Scanpuder bietet den Vorteil, dass die Messunsi-

cherheit nicht zusätzlich durch eine unbekannte Auftragsdicke des Scanpuders erhöht wird. Da das typische Beobachtungsfeld eines optisch messenden IOS aufgrund der menschlichen Anatomie auf wenige Zähne beschränkt ist und Abschattungen auftreten, müssen mehrere 3D-Einzelaufnahmen zusammengeführt werden. Durch die Umsetzung einer videobasierten Aufnahmetechnik wird eine geringere Messzeit erwartet, da so die zielgerichtete Positionierung des IOS vereinfacht wird und Auslösezeiten entfallen. Ein weiterer Vorteil wird in der Möglichkeit zur kontinuierlichen Visualisierung der aufgenommenen Daten gesehen.

Die Entwicklung des IOS-Prototyps soll auf Basis eines für die Dentaltechnologie neuartigen Messverfahrens erfolgen. Um die Verwertbarkeit sicherzustellen darf dieses Messverfahren nicht durch bestehende Schutzrechte belegt sein und das Potential bieten, zumindest vergleichbare Eigenschaften zu kommerziell verfügbaren IOS zu erreichen. Im Hinblick auf die praktische Anwendbarkeit muss der IOS-Prototyp ein vergleichbares Handling und eine vergleichbar gute Messgenauigkeit zu bestehenden IOS erzielen. Zur Prüfung der Eigenschaften soll eine Untersuchung beziehungsweise Charakterisierung des entwickelten IOS-Prototypen erfolgen, um Rückschlüsse auf das Anwendungspotential in der zahnärztlichen Prothetik ziehen zu können. Die Charakterisierung des IOS soll sowohl anhand theoretischer Betrachtungen aus der optischen Simulation als auch durch Analyse von 3D-Aufnahmen an ebenen Flächen, ausgewählten Zahnmodellen und bekannten Referenzstrukturen vorgenommen werden. Die Ergebnisse sollen im Kontext empfohlener klinischer Anforderungen für Zahnersatz, aktueller Studien zur Genauigkeit existierender IOS und der konventionellen Abdrucknahme bewertet werden.

## 2 Material und Methoden

In diesem Kapitel werden die Materialien und Methoden zur Überprüfung beziehungsweise Charakterisierung des in dieser Arbeit entwickelten IOS aufgeführt. Dies umfasst zunächst die Vorgehensweise bei der theoretischen Analyse des optischen Systems mit einer optischen Designsoftware. Weiterhin werden die Hilfsmittel zur Messwertaufnahme und die Methoden zur Aufnahme möglichst aussagekräftiger, applikationsspezifischer Messwerte erläutert. Zum Abschluss wird die Vorgehensweise bei der Datenauswertung beschrieben.

### 2.1 Grundlagen zur Optiksimation und Analyse mit ZEMAX

Vor der Verfügbarkeit entsprechender Computerhardware und optischer Designsoftware war die Entwicklung und Analyse komplexer optischer Systeme nur einer sehr begrenzten Anzahl von Experten zugänglich. Da die Herstellung optischer Elemente mehrere Monate erfordert und sehr kostenintensiv ist, ist eine vorangehende möglichst exakte Berechnung der zu erwartenden optischen Abbildungseigenschaften von höchstem Interesse.

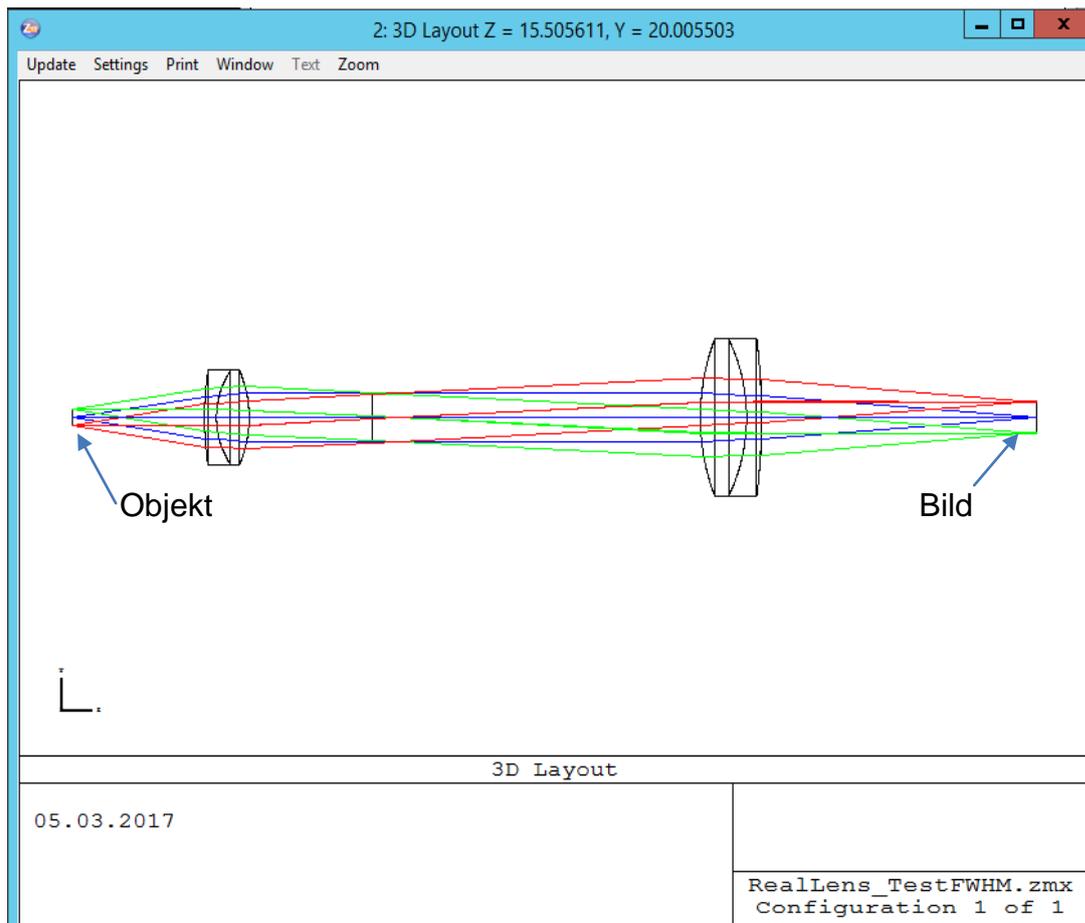
Zur Entwicklung optischer Systeme stehen heutzutage verschiedene Softwareprodukte zur Verfügung. Zur Entwicklung des IOS wurde die Software ZEMAX verwendet, die die Berechnung komplexer geometrisch-optischer Strahlwege durch frei definierbare, optische Elemente ermöglicht. Auf Basis der Strahlrechnung ist es mit der Software möglich, eine Vielzahl von optischen Kennwerten, wie zum Beispiel die Abbildungsqualität, zu analysieren und zu visualisieren. In einem weiteren Schritt kann das anfänglich definierte optische System auf Basis vorzugebender Zielwerte optimiert werden, indem die Software zuvor freigegebene Systemparameter wie Linsenradien, Linsendicken, Linsenmaterialien und Luftabstände automatisch variiert. Im Rahmen der Arbeit wurde die Optimierungsfunktion von ZEMAX, die *merit function*, genutzt und um anwendungsspezifische Optimierungsparameter erweitert (z.B. Vergrößerungsmaßstab, CFS, Hauptstrahlwinkel (Telezentrie), max. Baugröße). Obwohl mit dieser Funktion ein mächtiges und benutzerfreundliches Werkzeug zur Erstellung komplexer optischer Designs zur Verfügung steht, ersetzt dies nicht die kreative optische Designarbeit und Fachkenntnis bei der Definition des optischen Startsystems. Durch Festle-

gung des Startsystems werden die Anzahl und Reihenfolge der optischen Komponenten und somit die wesentlichen Abbildungseigenschaften festgelegt. Diese Vorgabe wird durch die Optimierungsfunktion nicht verändert. Durch die Vielzahl der Freiheitsgrade (Radien, Abstände, Materialien) ist es trotz der ausgefeilten Optimierungsalgorithmen schwer möglich ein gutes optisches Design aus einem schlechten Startsystem zu erzeugen.

Neben der Erstellung und Optimierung neuer optischer Designs bietet die Software umfangreiche Analysemöglichkeiten neu berechneter sowie bereits bestehender optischer Designs. Nach der Optimierung des optischen Designs können so zum Beispiel exakte Positionen und Winkel einzelner Lichtstrahlen oder Strahlbündel an jeder Stelle im Strahlengang berechnet werden. Das System lässt sich mit den Analysewerkzeugen *3D-Layout*, *Spot Diagramm*, *FFT MTF* und *Geometric Image Analysis* visuell evaluieren. Die numerische Berechnung des exakten Lichtwegs ermöglicht die Darstellung des zu erwartenden Kurvenverlaufs des CFS oder der Übertragungsfunktion eines Spektrometers. Als Probenobjekt stehen Oberflächen mit verschiedenen Remissionseigenschaften zur Verfügung, im Rahmen der Arbeit wurden allerdings ausschließlich ideal reflektierende Spiegel als Probenkörper eingesetzt.

### **2D/3D-Layout**

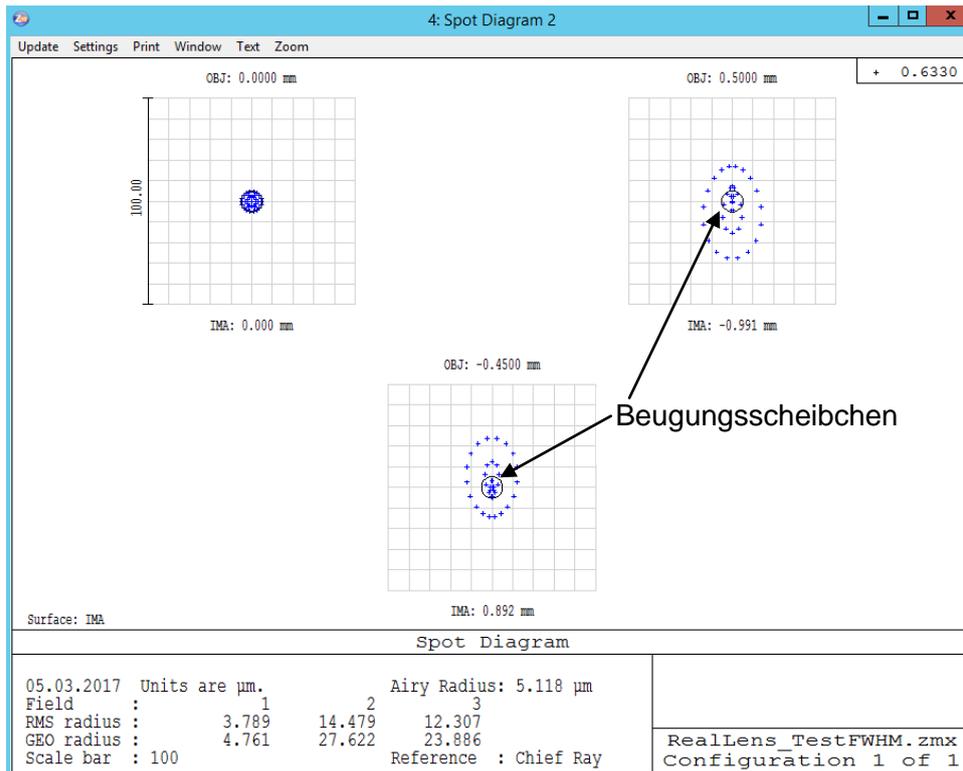
Das Layout zeigt wahlweise eine 2D- oder 3D-Zeichnung der optischen Elemente inklusive des Strahlengangs für ausgewählte Objektpunkte. Das Layout dient zur Orientierung und zur visuellen Kontrolle der Eingabeparameter für das Linsensystem. Es vermittelt einen schnellen Eindruck des Gesamtsystems und ermöglicht eine erste qualitative Bewertung der Abbildungsqualität anhand des Verlaufs der optischen Strahlen.



**Abb. 9: Exemplarische Darstellung eines optischen Linsendesigns mit zwei achromatischen Linsen in ZEMAX. Dargestellt ist der Strahlengang in einem optischen System (2D-Ansicht) für drei verschiedene Objektpunkte (rot, grün, blau).**

### Spot Diagramm

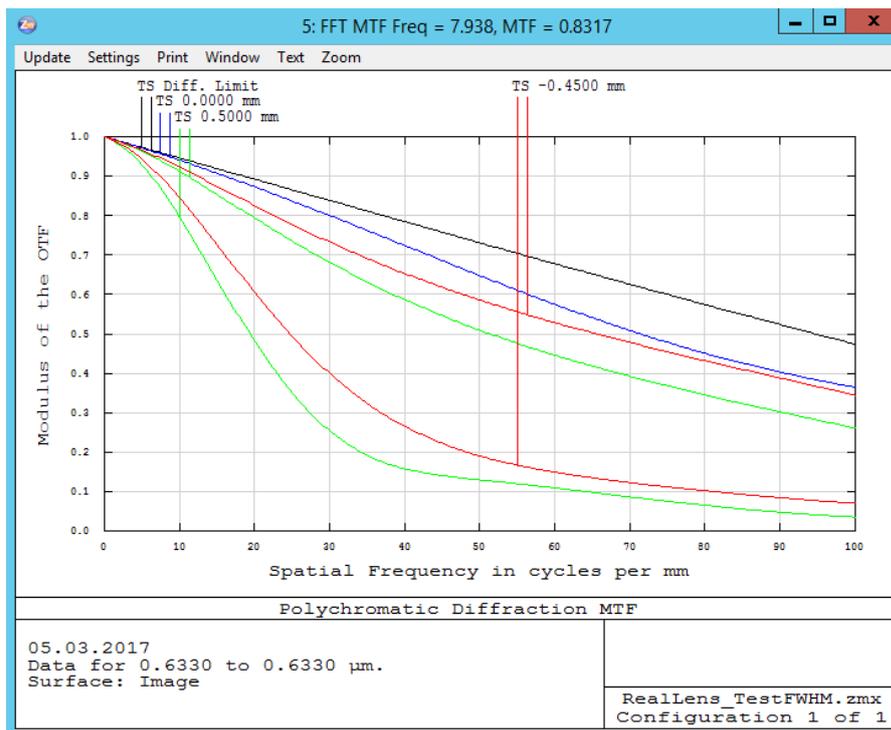
Ausgehend von Lichtstrahlen aus einem infinitesimal kleinen Objektpunkt, zeigt das Spotdiagramm die Auftrefforte der Lichtstrahlen in der Bildebene, nachdem sie das optische System durchlaufen haben, also ein Punktbild ohne Berücksichtigung optischer Beugungseffekte. Die Grafik zeigt für jeden der drei Bildpunkte separat die Auftrefforte der Lichtstrahlen in der Bildebene. Je besser das optische System ist, desto geringer ist die laterale Streuung der Auftrefforte (laterale Ausdehnung der Markierungspunkte). Zusätzlich zur Visualisierung werden im unteren Bereich numerische Werte für die Streuung (RMS radius) und die maximale Ausdehnung der Lichtstrahlen (GEO radius) angegeben.



**Abb. 10: Exemplarische Darstellung des Spot Diagramms eines optischen Linsendesigns mit zwei achromatischen Linsen in ZEMAX. Dargestellt ist die Abbildung eines infinitesimal kleinen Objektpunkts in der Bildebene für verschiedene Objektpunkte.**

Zu Berechnung der tatsächlichen Abbildungsgröße muss allerdings der Durchmesser des Objekts (z.B. Lichtquelle) durch Faltung berücksichtigt werden. Bei rein geometrisch-optischer Strahlrechnung ist es theoretisch möglich, dass alle von einem Punkt ausgesendeten Strahlen auch im Bild exakt auf die identische Position auftreffen. Da dies in der Realität nicht möglich ist, wird die reale laterale Auflösungsgrenze durch das Beugungsscheibchen (schwarzer Kreis) visualisiert und durch den Airy Radius numerisch angegeben (vgl. Formel (1)). In dem Fall, dass alle Lichtstrahlen deutlich innerhalb des Beugungsscheibchens liegen, ist die geometrisch-optische Berechnung nicht mehr exakt und es müssen wellenoptische Analysemethoden herangezogen werden.

## Diffraction MTF



**Abb. 11: Exemplarische Darstellung die Modulationstransferfunktion eines optischen Linsendesigns mit zwei achromatischen Linsen in ZEMAX. Dargestellt ist das Kontrastverhältnis für drei verschiedene Objektpunkte in jeweils tangentialer und lateraler Ausbreitung des Lichts.**

Bei der Diffraction MTF handelt es sich um ein Berechnungsverfahren, das Beugungseffekte bei der Abbildung berücksichtigt. ZEMAX berechnet mit diesem Analysewerkzeug die optische Modulationstransferfunktion für verschiedene Objektpunkte. Vereinfacht dargestellt gibt die optische Modulationstransferfunktion das Kontrastverhältnis eines durch die Optik abgebildeten sinusförmigen Intensitätsmusters im Bildraum an. Das Kontrastverhältnis wird in Abhängigkeit von der örtlichen Frequenz  $f$  (Linienpaare pro mm (lp/mm)) des Intensitätsmusters angegeben. Mit steigenden Abbildungsfehlern der Optik wird das ideale Kontrastverhältnis zunehmend verschlechtert. Je höher das Kontrastverhältnis bei hohen Ortsfrequenzen ist, desto besser ist die optische Abbildungsqualität eines Objektivs. Die schwarze Linie in der Grafik gibt das für das gewählte optische Design theoretisch bestmögliche Kontrastverhältnis wieder. Im oben gezeigten Fall ist zu sehen, dass für außeraxiale Objektpunkte aufgrund der dabei auftretenden Asymmetrie in tan-

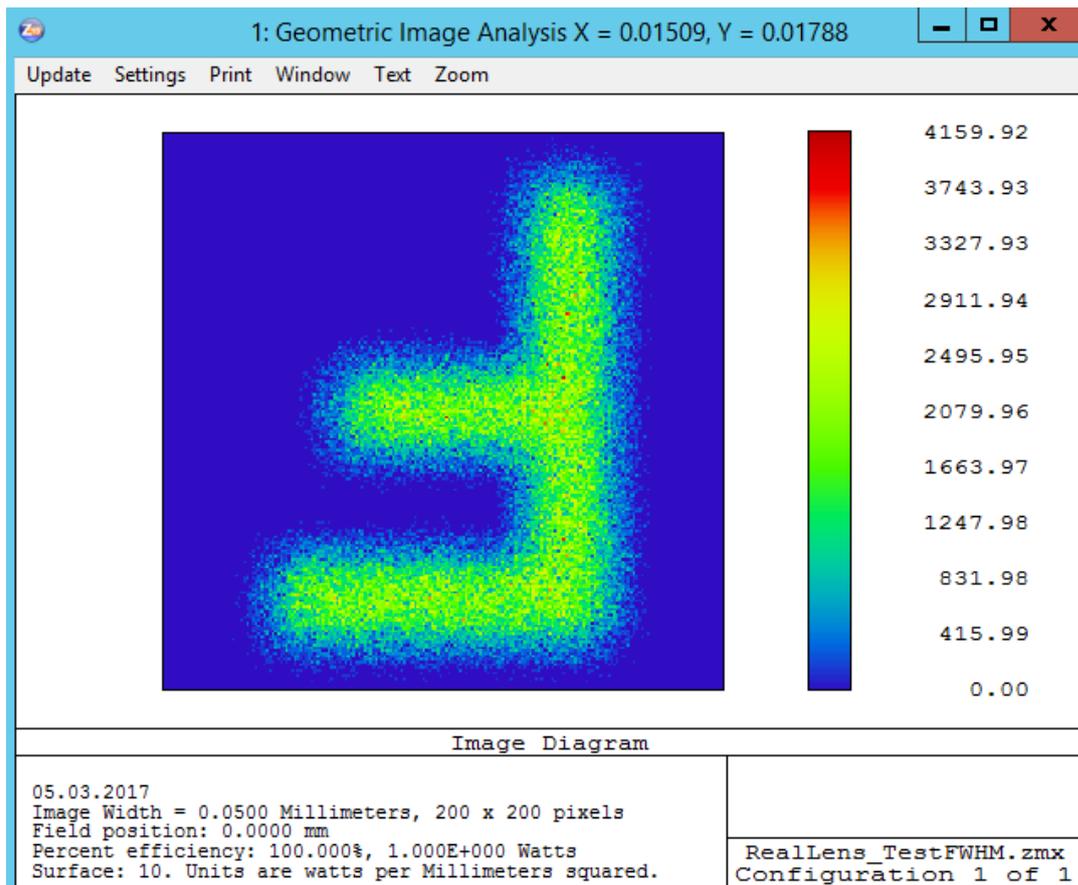
gentialer (T) und sagittaler (S) Ausbreitungsrichtung des Lichts unterschiedliche Abbildungsqualitäten erzielt werden. Das im Beispiel gezeigte Kontrastverhältnis von rund 0,5 bei 70 lp / mm für die blaue Kurve (Objektpunkt auf der optischen Achse) bedeutet konkret, dass zwei Lichtpunkte mit  $1 / 70 \text{ mm} \approx 14 \text{ }\mu\text{m}$  von der Optik mit dem Abbildungsmaßstab 1:1 im Bildraum aufgelöst werden können. Die MTF Angabe in ZEMAX bezieht sich auf den Bildraum und berücksichtigt nicht den Vergrößerungsmaßstab des optischen Systems. Bei Betrachtung der korrespondierenden Strukturgröße im Objektraum und einem von 1:1 abweichenden Abbildungsmaßstab muss die Ortsfrequenz  $f$  mit dem Vergrößerungsmaßstab multipliziert werden. Würde es sich in Abb. 11 um eine vergrößernde 2:1 Abbildung handeln, würden die im Objektraum befindlichen Strukturen um den Faktor 2 kleiner. Im obigen Beispiel könnten dann rund  $7 \text{ }\mu\text{m}$  große Strukturen abgebildet werden.

Im Fall der Abbildung eines Objekts auf eine Detektormatrix muss der Vergrößerungsmaßstab nicht berücksichtigt werden, da sich die Angabe bereits auf den Bildraum bezieht. Allerdings sollte eine weitere Betrachtung erfolgen, die sich auf die Wahl eines geeigneten Sensors bezieht. Bei der Abbildung einer Objektstruktur sollte die Abtastung mindestens doppelt so hoch sein wie die Ortsfrequenz  $f$  der Objektstruktur. Die zur optischen Abbildungsleistung passende Pixelgröße der Detektormatrix ist also durch den Kehrwert der doppelten Ortsfrequenz vorgegeben. Bei einer Ortsfrequenz von 70 lp / mm sollte die Pixelgröße also nicht größer als  $7 \text{ }\mu\text{m}$  sein.

### **Geometric Image Analysis**

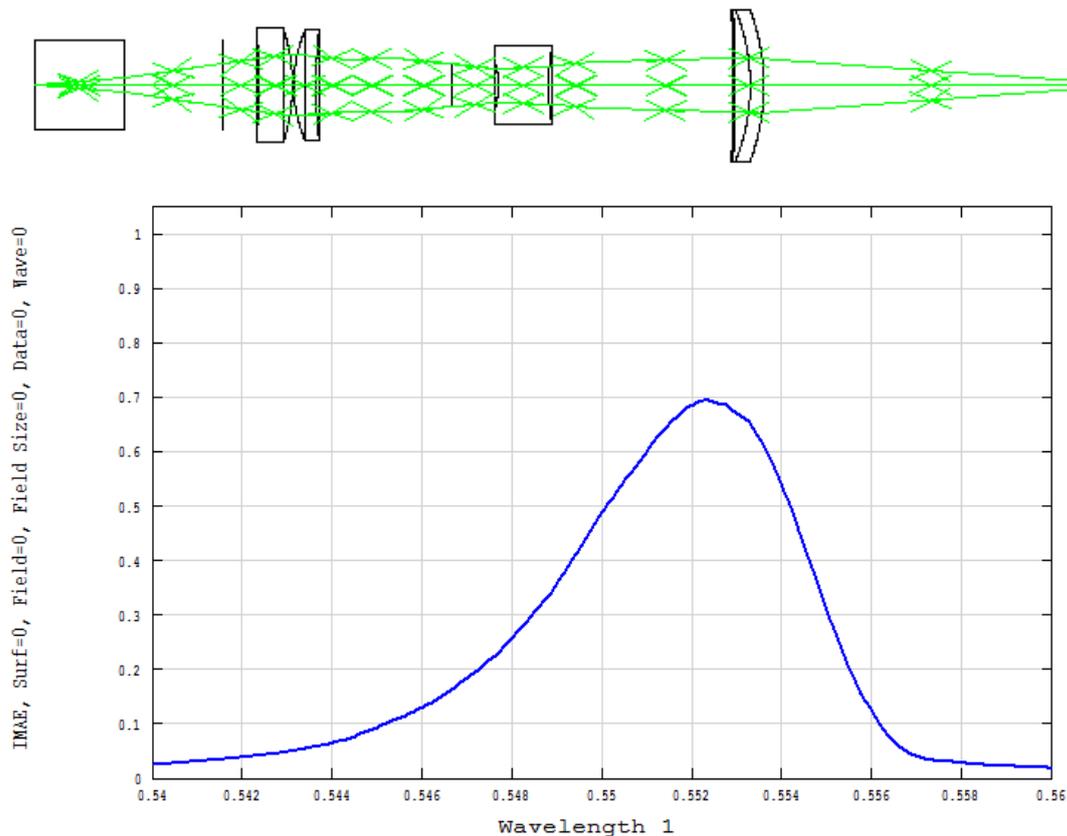
Wie in der Beschreibung zum Spot Diagramm erwähnt, muss das Punktbild zur Berechnung der tatsächlichen Abbildung mit der lateralen Ausdehnung der Lichtquelle (bzw. des Objektpunkts) gefaltet werden. Die *Geometric Image Analysis* berücksichtigt die Objektgröße, ignoriert aber optische Beugungseffekte und kann somit nicht zur Strukturbewertung in der Größenordnung  $< 1\text{AE}$  angewendet werden. Für die in dieser Arbeit betrachteten optischen Systeme ist sie aber anwendbar und korrekt. Bei dieser Berechnungsmethode wird eine räumlich ausgedehnte Leuchtfläche mit diskreter Kontur und Auflösung als Objekt vorgegeben. Die Licht-

strahlen des selbstleuchtenden Objekts werden durch das optische System propagiert und der jeweilige Auftreffort auf einem Detektor mit definierter Pixelauflösung angezeigt. Jeder berechnete Lichtstrahl trägt eine spezifische Energie, die auf der Detektorfläche in separaten Pixelelementen aufsummiert wird. Auf diese Weise entsteht ein visueller Eindruck der Abbildungsleistung des optischen Systems (Abb. 12).



**Abb. 12:** Exemplarische Darstellung einer in ZEMAX simulierten geometrisch-optischen Abbildung in der Bildebene eines optischen Linsendesigns. Dargestellt ist die Abbildung einer selbstleuchtenden Kontur in Form des Buchstabens „F“ mit einer Höhe von 20  $\mu\text{m}$  auf einen Detektor mit einer Kantenlänge von 50  $\mu\text{m}$ .

Eine weitere Analysemöglichkeit mit diesem Werkzeug besteht im Auslesen der auf den Detektor treffenden Energie. Da die Berechnungsmethode Strahlabschattungen berücksichtigt, kann die (spektral abhängige) Lichtleistung nach einer Blende in Abhängigkeit von variablen Systemeinstellungen (z.B. Bildabstand, Wellenlänge) wie im Folgenden beschrieben berechnet und analysiert werden.



**Abb. 13: Exemplarische Darstellung der Berechnung der chromatisch konfokalen Signalantwort mittels optischer Simulation in ZEMAX.**

Zur Berechnung der Signalantwort für konfokale Sensoren wurde der Strahlengang von der Lichtquelle zum Objekt (z.B. ebener Spiegel) und von dort wieder zurück auf einen Detektor gerechnet. Das Detektorelement wurde also erst nach zweimaligem Durchgang durch das optische System in der konfokalen Blendenebene platziert und durch eine davor zentral positionierte Blende mit dem gewählten Durchmesser abgeschattet. Mit dem Analysetool *Universal Plot* konnte dann die Lichtleistung nach der Blende in Abhängigkeit von der Wellenlänge oder der Probenverschiebung aufgezeichnet werden.

Zur Berechnung der örtlichen Intensitätsverteilung auf einem Bildsensor wurde der Detektor erst nach dem Spektrometer platziert (vgl. Abb. 7 (9)) und eine dem Bildsensor identische Pixelgröße eingestellt. Für spezifische Spiegelabstände wurde dann die Intensitätsverteilung in einem begrenzten Spektralband berechnet ( $\lambda_{\text{konfokal}} \pm \Delta\lambda$ ). Die pro Wellenlänge und Spiegelabstand separat berechneten Detektorbilder wurden später zu einem vollständigen Detektorbild aufaddiert. Diese

Aufnahmen lassen sich dann analog zu realen Aufnahmen mit einer Kamera weiterverarbeiten.

## 2.2 Software zur Aufnahme des digitalen 3D-Abdrucks

Der in dieser Arbeit vorgestellte IOS-Prototyp ermöglicht eine Aufnahme im Videomodus. Mit jeder einzelnen Aufnahme liefert der IOS-Prototyp eine Höhenmatrix mit vergleichsweise niedriger lateraler Auflösung aber voller Höhenauflösung. Zur vollflächigen und lückenlosen Aufnahme eines Kiefers, ist es erforderlich, Aufnahmen aus unterschiedlichen Blickwinkeln zu erstellen.

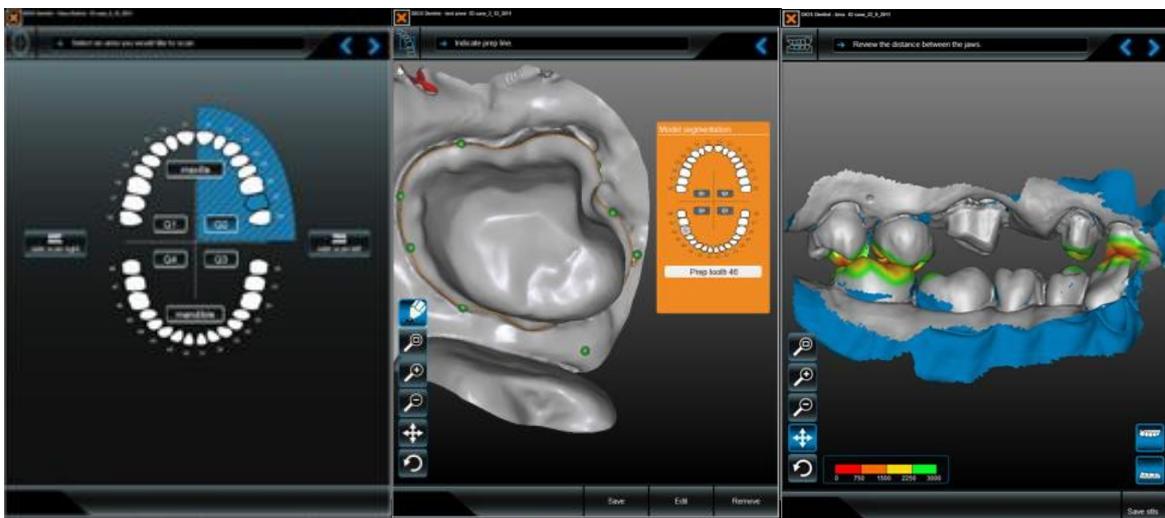


Abb. 14: Bildschirmkopien IOS-Prototyp Software zur Aufnahme des digitalen 3D-Abdrucks (links: Definition der „Behandlung“, Mitte: Detailanalyse einer Präparation, rechts: Übersichtsanalyse eines Scans).

Bei Bewegung des IOS-Prototypen relativ zum Kiefer werden diese Höhenwerte aus unterschiedlichen Blickrichtungen aufgenommen. Allerdings ist dabei weder die absolute Position des IOS-Prototypen noch die des Kiefers bekannt. Ein einfaches Zusammensetzen der 3D-Daten ist somit nicht möglich. Um die Einzeldatensätze ohne Kenntnis der relativen Position von Kiefer und IOS korrekt zusammensetzen, im Folgenden „Registrierung“ genannt, bedarf es einer speziellen Software. Diese Software, im Folgenden „DentistApp“ genannt, wurde von der Dentsply Inc. begleitend zu dieser Arbeit für den realisierten IOS entwickelt und zur Verfügung gestellt. Die Registrierung der 3D-Datensätze lässt sich vereinfacht

am Beispiel einer klassischen 2D-Panoramafotografie erklären. In der Panoramafotografie ist es möglich, Bilder aus verschiedenen Blickwinkeln allein anhand übereinstimmender Bildstrukturen (z.B. Kanten, Farben) zusammenzusetzen. Dazu ist es notwendig, dass sich die Bildbereiche der verschiedenen Aufnahmen überlappen, damit die identischen Strukturen in den verschiedenen Aufnahmen eindeutig identifiziert werden können. Die Panoramafotografie eines wolkenlosen (strukturlosen) blauen Himmels, ist mit dieser Methode allerdings nicht möglich.

Auch bei der 3D-Datenregistrierung müssen sich die Einzeldatensätze räumlich überlappen und in den Überlappungsbereichen eindeutige 3D-Strukturen zur Ausrichtung der Einzeldatensätze vorhanden sein. Bei dieser Methode ist zu berücksichtigen, dass sich kleine lokale Fehler in der Datenausrichtung über größere Messstrecken aufsummieren, wodurch globale Verzerrungen im digitalen 3D-Datensatz auftreten können.

Die in dieser Arbeit verwendete Software ist in der Lage, die Einzeldatensätze in einer Aufnahmegeschwindigkeit von mindestens 30Hz auszurichten und die aufgenommene 3D-Oberfläche in einem Video als optisches Feedback für den Zahnarzt bzw. Bediener zu visualisieren. Somit ist es während der Aufnahme möglich, eventuelle Lücken in der Oberflächenerfassung zu identifizieren und durch eine entsprechende Positionierung des IOS zu schließen. Sollte es zu der Situation kommen, dass aufeinanderfolgende Aufnahmen keine ausreichende Überlappung aufweisen oder geeignete 3D-Strukturen fehlen, so wird die Visualisierung angehalten, die Aufnahme von 3D-Daten aber fortgeführt. Wird der IOS wieder auf eine bereits bekannte Struktur gerichtet, wird die Registrierung und Visualisierung fortgeführt. Weiterhin ist es möglich, eine Aufnahme zu unterbrechen, die bereits aufgenommene Oberfläche zu inspizieren, gegebenenfalls unerwünschte Strukturen oder Artefakte zu löschen und später eventuelle Lücken in der Aufnahme zu schließen. Nach Abschluss der Aufnahme kann der 3D-Datensatz als STL gespeichert werden, sodass dieser in einer 3D-Software wie zum Beispiel Geomagic Control 2014 analysiert werden kann.

## 2.3 Aufnahme von 3D-Datensätzen an Referenzmodellen

Zur Evaluation und Charakterisierung des entwickelten IOS-Prototypen sollen möglichst realistische Testbedingungen hergestellt werden, um eine entsprechende Einschätzung der Leistungsfähigkeit im Anwendungsfall zu erhalten. Zum Vergleich verschiedener IOS-Prototypen wurde allerdings zusätzlich ein anwendungsferner Test auf einem ebenen Spiegel durchgeführt um den IOS- Prototypen technisch zu charakterisieren und mit anderen Systemen vergleichen zu können. Weitere 3D-Aufnahmen erfolgten auf einem Zahnmodell, das partiell mit echten Humanzähnen versehen ist, und einem volumenstreuenden künstlichen Zahnmodell mit einfachen geometrischen Referenzstrukturen. Mit der Aufnahme dieser 3D-Datensätze wurde das Ziel verfolgt, möglichst anwendungsnahe Messdaten unter wiederholbaren Laborbedingungen zu erzeugen.

### 2.3.1 Aufnahmen an einer ebenen Spiegelfläche



Abb. 15: Messplatz zur Kalibrierung des Intraoralscanners (Prototyp) und zur Evaluierung der Messgenauigkeit auf einer Spiegelprobe.

Zur Ermittlung der bestmöglichen axialen Messgenauigkeit und zum Vergleich von IOS-Prototypen untereinander wurden Untersuchungen an einem ebenen Spiegel durchgeführt. Hierbei wurde ein an einem hochpräzisen Piezomotor (SmarACT SLC-1740-S-HV) befestigter  $\lambda / 10$  - Planspiegel in 500  $\mu\text{m}$  Schritten axial durch den Messbereich bewegt. Um mögliche Stellfehler des Piezomotors auszuschließen und Umwelteinflüsse zu minimieren, erfolgte die Aufnahme von Kalibrierdaten und Messdaten für die jeweiligen Abstände ohne Verstellung des Piezomotors. In jeder Messposition (Höhe) wurden 100 Aufnahmen (Rohdatenbilder) gespeichert, wobei davon jeweils 10 Aufnahmen zur Höhenkalibrierung des IOS verwendet wurden. Für die verbleibenden 90 Aufnahmen wurden die Höhenwerte für jeden Messpunkt anhand der Kalibrierdaten aus den ersten 10 Aufnahmen berechnet. Für jeden Messabstand und jede Einzelaufnahme wurde der Mittelwert des gemessenen Abstands und dessen Abweichung zu dem in der Kalibrierung festgelegten Sollabstand berechnet. Als Maß für die absolute durchschnittliche Messgenauigkeit wurde der Mittelwert dieser Abweichungen berechnet. Dieser Wert wird im Folgenden als mittlere Abweichung (MA) bezeichnet. Zur Ermittlung der Reproduzierbarkeit der gemessenen Höhenwerte wurde die Standardabweichung für jeden einzelnen Messpunkt in allen Messabständen ermittelt. Als Maß für die Reproduzierbarkeit der Höhenmessung wurde der Mittelwert dieser Standardabweichungen (MRE) bestimmt.

### **2.3.2 Aufnahmen am Echtzahnmodell**

Die Charakterisierung der IOS-Prototypen sollte unter möglichst realistischen Bedingungen durchgeführt werden. Im realen Anwendungsfall muss berücksichtigt werden, dass aufgrund der volumenstreuenden Eigenschaften humaner Zähne ein schlechteres Signal-Rausch-Verhältnis als auf Proben aus rein oberflächenstreuenden Materialien (z.B. Gips) zu erwarten ist. Da im geplanten Anwendungsfall der Verzicht auf ein Scanspray eine strikte Designvorgabe ist, erfolgte die Charakterisierung der IOS-Prototypen direkt auf echten unbehandelten Zähnen. Zu diesem Zweck wurde das in Abb. 16 gezeigte Zahnmodell von der Firma Dentsply International angefertigt und als Referenzmodell zur Verfügung gestellt.



**Abb. 16: Echtzahnmodell: Gipsabdruck eines humanen Oberkiefers mit teilweiser Bestückung durch echte Zähne.**

Bei dem gezeigten Zahnmodell handelt es sich um die Gipsabformung eines humanen Oberkiefers bei dem an sechs Positionen reale Humanzähne einzementiert wurden (Molare: 17,18, 26, 27, 28, Prämolare: 24). Vier dieser Zähne wurden von einem Zahnarzt der Firma Dentsply in unterschiedlicher Form präpariert (einmal Inlay und dreimal Krone mit Hohlkehle und unterschiedlicher Flankensteilheit), die restlichen Zähne wurden in ihrer natürlichen Form belassen. Zur möglichst guten Aufrechterhaltung der optischen Eigenschaften der Humanzähne wurde das Modell stets in einer Flüssigkeit aus 70% Alkohol aufbewahrt, um ein Austrocknen und somit eine starke Verfälschung der Remissionseigenschaften der Zahnstrukturen zu verhindern. Das Modell wurde lediglich zur Durchführung der Messungen aus der Lösung entnommen und nach einer Zeit von höchstens fünf Minuten erneut befeuchtet oder eingelegt. Die so entstandenen 3D-Aufnahmen wurden zur Ermittlung der Reproduzierbarkeit und Messgenauigkeit des entwickelten IOS-Prototypen verwendet.

Das Echtzahnmodell wurde mit einem Computertomograph der Firma ZEISS Typ Metrotom 1500 von einem externen Messlabor digital aufgenommen. Die für den CT-Referenzdatensatz vom Hersteller angegebene Messunsicherheit beträgt  $9 \mu\text{m} + (L / 50) \mu\text{m}$ . Vom Messlabor wurde zudem eine auf die Zahnmessung übertragbare erweiterte Messunsicherheit von  $\pm 52 \mu\text{m}$  angegeben. Da zur Ve-

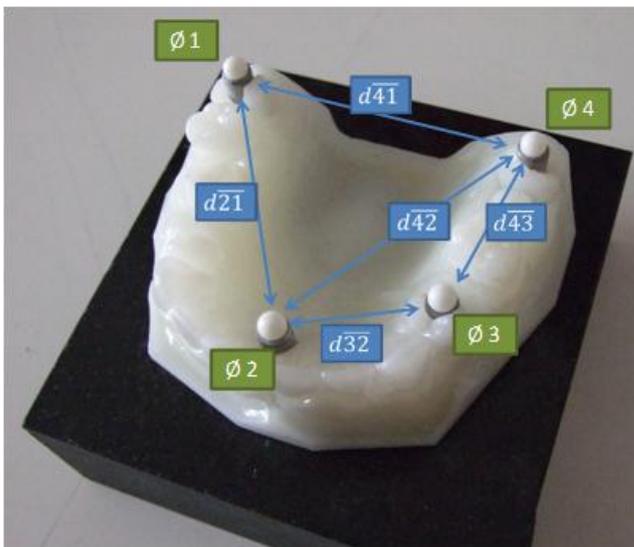
rmessung dieser biologischen Probe kein geeigneteres alternatives Verfahren verfügbar war, wurde der CT-Referenzdatensatz trotz dieser vergleichsweise hohen Messunsicherheit auch zur Ermittlung der absoluten Messgenauigkeit des IOS-Prototypen herangezogen. Bei der Bewertung der Messergebnisse auf Zahnreihen liefert der digitale CT-Referenzdatensatz sehr wertvolle Analysemöglichkeiten, da die globale Messgenauigkeit im CT-Referenzdatensatz wesentlich besser ist als die globale Messgenauigkeit des IOS-Prototypen (kumulativer Registrierfehler). Von dem Echtzahnmodell wurden überdies eine Silikonabformung und daraus ein Gipsmodell angefertigt, welches für stichpunktartige Vergleichstests verwendet wurde.

Die Messungen an dem Echtzahnmodell wurden nach einem feststehenden Protokoll durchgeführt. Da repräsentative Messungen einer gut durchfeuchteten Zahnoberfläche bedürfen, wurde das Modell für Einzelzahnmessungen maximal eine Minute der Alkohollösung entnommen und zwischen den Aufnahmen für mindestens 30 Sekunden eingelegt. Bei längeren Aufnahmen wurde eine Dauer von zwei Minuten nicht überschritten und das Modell zwischen den Messungen für mindestens eine Minute eingelegt. Die okklusalen Flächen des Zahnmodells wurden unmittelbar vor den Messungen mit einem Tuch grob abgetupft, um größere Ansammlungen der Alkohollösung zu entfernen. Bei der Durchführung der Aufnahmen wurde der IOS an einem Labortisch fixiert und das Zahnmodell in handgeführter Bewegung im Messfeld bewegt. Bei allen Aufnahmen wurden zunächst die okklusalen Flächen der Zähne und danach durch Drehung der Probe die labialen und palatinalen Zahnflächen durch näherungsweise lineare Bewegung der Probe erfasst. Dabei zeigte die Spitze des IOS stets in die distale Kiefferichtung, um eine dem Anwendungsfall möglichst identische Einschubrichtung des Scanners zu simulieren. Nach so erfolgter Aufnahme der Oberfläche wurden vereinzelte Lücken in den Messdaten durch freie Bewegung des Zahnmodells geschlossen. Hierbei wurde darauf geachtet, dass Aufnahmen nur aus Positionen durchgeführt wurden, die auch im Mund realisierbar sind. Die Aufnahmen wurden nach dieser Vorgehensweise fünfmal wiederholt und die Daten mithilfe der von Dentsply International zur Verfügung gestellten Benutzersoftware (DentistApp) in einen triangu-

lierten 3D-Oberflächendatensatz (STL) exportiert. Diese STLs wurden in die 3D-Analysesoftware Geomagic Control 2014 zur weiteren Analyse importiert.

### 2.3.3 Aufnahmen am Kugelmodell

Zwar bietet die Aufnahme echter Zähne sehr realistische Bedingungen, aber die optischen Eigenschaften der Zähne verändern sich durch Austrocknung bereits in einem Zeitfenster von unter einer Minute. Die Signalqualität wird durch Abnahme der Volumenstreuung mit steigender Austrocknung besser. Dieser Effekt beeinflusst die Messdaten bei Wiederholmessungen und Aufnahmen unterschiedlicher Zeitdauer und erschwert daher deren Vergleichbarkeit untereinander. Weiterhin ist die Referenzvermessung einer, mit echten Zähnen ausgestatteten Probe äußerst schwierig, da hochgenaue und zertifizierte Messverfahren fehlen (vgl. 52  $\mu\text{m}$  Messunsicherheit des CT-Referenzdatensatzes). Aus diesen Gründen wurde ein Zahnmodell aus einem wesentlich umweltstabileren Material (Epoxidharzmischung) angefertigt und mit einfach zu analysierenden Referenzstrukturen (Keramikugeln) bestückt (siehe Abb. 17).



**Abb. 17:** Abformung eines humanen Oberkiefers mit einem Epoxidharz-Gemisch auf einer Granitplatte mit ortsfest eingebrachten Referenzstrukturen (Keramikkugeln) [67].

Um eine realistische Einschätzung der Leistungsfähigkeit der zu untersuchenden IOS zu erhalten, wurde die Zusammensetzung des volumenstreuenden Materials so eingestellt, dass die Signalqualität des IOS in experimentellen Tests vergleichbar und nicht besser war als bei Messungen auf gut durchfeuchteten Zahn-

proben. Die beste Übereinstimmung bezüglich der Signalform, Signalhöhe, der durchschnittlichen Ausfallrate und Scangeschwindigkeit konnte bei einer Mischung des Epoxidharzes mit einer weißen Farbe (Larit Reinweiß RAL 9010) in einer Konzentration von 0,95% und einer dünnen Klarlackschicht zur Simulation von speichelinduzierten Direktreflexen erzielt werden. Nach Fertigung der anatomischen Grundform des Zahnmodells wurden auf einer Granitplatte vier Aluminiumpfosten einzementiert, und zwar an den Stellen der Zähne 17, 14 und 27 und zwischen den Zähnen 11 und 21. Auf den Endflächen der Aluminiumpfosten wurden hochpräzise Keramikkugeln ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ , Situs Technicals GmbH; Wuppertal A.F.B.M.A Grade 20 (Durchmesservariation und Sphärenabweichung  $< 0,5 \mu\text{m}$ ) als Referenzstrukturen aufgebracht. Die Kugelabstände und Kugeldurchmesser wurden von einem externen Messlabor mit einem zertifizierten taktilen Messgerät (Carl Zeiss Prismo Access) aufgenommen. Die Messunsicherheit des maximal zulässigen Längenfehlers ( $\text{MPE}_E$ ) wird für dieses Gerät mit  $1,7 \mu\text{m} + L / 300 \text{ mm}$  angegeben. Für den Referenzdatensatz wurde durch das Messlabor zudem eine erweiterte Messunsicherheit von  $13,64 \mu\text{m}$  ermittelt. Da Geräte dieser Bauart laut Hersteller in der Regel keinen geringeren  $\text{MPE}_E$  als  $0,5 \mu\text{m} + L / 500 \text{ mm}$  aufweisen, ermöglicht diese Methode die bestmögliche Vermessung des Kugelmodells bezogen auf den finanziellen und technischen Aufwand. Anschließend wurde das Epoxidharzmodell mit entsprechenden Bohrungen für die Aluminiumpfosten versehen und mit der Granitplatte verbunden. Dieses Modell und dessen digitaler Referenzdatensatz wurden zur Evaluation der absoluten Messgenauigkeit IOS-Prototypen bezüglich der Kugeldurchmesser, der 3D-Kugelgeometrieabweichungen und der Kugelabstände verwendet.

Die Aufnahmen des Epoxidharzmodells folgten einem ähnlichen Protokoll wie die Aufnahmen am Echtzahnmodell. Die Erfassung der Grundstruktur und das Auffüllen verbleibender Messlücken erfolgten in der identischen Reihenfolge. Allerdings wurde der IOS-Prototypen hier in der vorgesehenen Handhaltung zwischen Daumen und Zeigefinger und das Zahnmodell mit der zweiten Hand frei geführt. Auch hier wurde bei der Bewegung des IOS-Prototypen und des Zahnmodells die menschliche Anatomie berücksichtigt. Bei der Vermessung des Kugelmodells wurde besonderes Augenmerk auf die vollständige Erfassung der Kugeln gelegt,

da die Zahnstrukturen für die gewählte Auswertung keine Relevanz besitzen und nur als Hilfsstruktur zur Registrierung der Einzelmessungen dienen. Die Aufnahme am Kugelmodell wurde neunmal wiederholt. Die gemessenen Daten wurden mithilfe der DentistApp in das STL-Format exportiert und mit Geomagic Control 2014 analysiert.

## **2.4 Analyse der 3D-Datensätze**

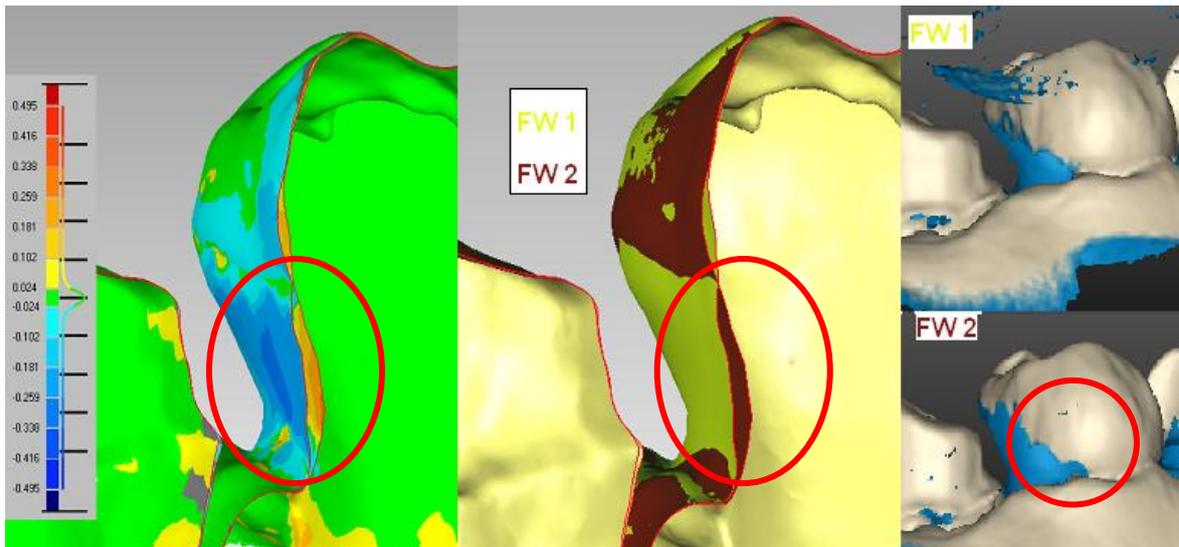
Mit den Ergebnissen der im Folgenden erläuterten Messdatenanalyse soll die Evaluation und Charakterisierung des entwickelten IOS-Prototypen bezüglich seines Anwendungspotentials in der zahnärztlichen Prothetik erfolgen und Vergleichswerte zu den in den Studien aufgeführten kommerziellen IOS erzeugt werden. Zur Herstellung von Zahnersatz sind mehrere Schritte erforderlich, die alle in die finale Passgenauigkeit des Zahnersatzes einfließen, sodass durch reine Analyse von 3D-Messabweichungen noch keine eindeutige Aussage über die Eignung eines IOS im Anwendungsfeld getroffen werden kann. Dennoch lässt sich aus den 3D-Abweichungsdaten eine erste Abschätzung des Anwendungspotentials ableiten. Durch den Vergleich mit den im klinischen Betrieb eingesetzten IOS lässt sich überdies eine erste Aussage zu dem erwartenden praktischen Nutzen treffen.

Die Auswertung der Messreihen erfolgte unter Verwendung des Programms Geomagic Control 2014. Diese Software ist kommerziell erhältlich. Sie wird zur Manipulation von Punktwolken und Oberflächendaten (auch STL) eingesetzt und bietet die Möglichkeit digitale 3D-Vergleiche zwischen Mess- und Referenzdaten durchzuführen. Hierbei kann die Position der gemessenen 3D-Daten im Raum automatisiert angepasst werden, sodass eine optimale Überdeckung mit den Referenzdaten herbeigeführt wird, ohne die Messdaten relativ zueinander zu verändern. Die Ausrichtung der Objekte wird individuell für jeden Datensatz eine Untergruppe von Punkten automatisch von der Software festgelegt. Anhand dieser Stützstellen werden die Objekte iterativ nach der Methode der kleinsten Fehlerquadrate angenähert. Für einen so positionierten Datensatz können dann die jeweils kleinsten Abstände entlang des Messrasters zur Referenzfläche ermittelt und statistisch ausgewertet werden. Für die Evaluation des IOS-Prototypen wurden ausschließlich postprozessierte Aufnahmen der IOS-DentistApp verwendet (STL-

Dateien), bei denen eventuell verbliebene Messlücken durch künstlich berechnete Strukturen geschlossen wurden. Dies ist im realen Anwendungsfall notwendig, da bei der Herstellung des Zahnersatzes mit Fräsmaschinen zwingend vollständig geschlossene 3D-Oberflächen erforderlich sind.

#### **2.4.1 Auswertungen der Messungen des Echtzahnmodells**

Da für die Bewertung der Leistungsfähigkeit des IOS am Echtzahnmodell maßgeblich die Zahnoberflächen heranzuziehen sind, wurden die Randbereiche der gemessenen Datensätze ohne klinisch relevante Strukturen vor der Ausrichtung und Auswertung so gut wie möglich entfernt. Zur Aufnahme der klinisch relevanten Kieferstrukturen ist es auch im Hinblick auf die Aufnahmezeit nicht erforderlich eine absolut lückenlose Aufnahme aller Zahnstrukturen anzustreben. In der Regel genügt die detaillierte Aufnahme der zu restaurierenden Situation inklusive der Kontaktpunkte der Nachbarzähne. Bereiche unterhalb der Kontaktpunkte werden zur Anfertigung einer passenden Restauration nicht benötigt. Bei weiter von der Restauration entfernten Zahnstrukturen liegt der Fokus der auf Erstellung einer Bissregistrierung von Ober- und Unterkiefer, wobei eine Erfassung der okklusalen Flächen und auch teilweise der labialen Zahnoberflächen von Interesse ist. Verbleiben aus diesen Gründen Fehlstellen in den Oberflächendaten so zeigt sich bei der automatischen Schließung dieser Lücken durch künstliche Strukturen aus Prinzip eine zur realen Oberfläche abweichende Ausprägung der Oberfläche (siehe Abb. 18). Dies würde bei einem direkten Vergleich zum Referenzdatensatz zu einer Fehlbewertung und unter Umständen zu einer künstlichen Vergrößerung der Messabweichungen führen.



**Abb. 18:** 3D-Datensätze mit jeweils unterschiedlicher nicht auf Messdaten beruhender Rekonstruktion im Bereich (unterhalb) des Kontaktpunkts.

Für die Ermittlung der Abweichungen wurde im Rahmen der Experimente darauf geachtet, dass möglichst alle klinisch relevanten Strukturen (z.B. Kontaktpunkte, Präparationsgrenzen) erfasst werden. Die durch die Software erstellten, deutlich fehlerhaften Areale wurden nicht in die Bewertung einbezogen, solange diese für die Herstellung der Restauration keine Relevanz haben. Die künstlich erzeugten Strukturen lassen sich nach visueller Beurteilung der 3D-Daten anhand der größeren Triangulation leicht identifizieren und entfernen. Anhand der Abb. 19 wird exemplarisch gezeigt, welche Bereiche eines 3D-Scans (rot dargestellt) für eine Auswertung in Betracht gezogen wurden.



**Abb. 19:** Verwendeter Bereich zur Auswertung der Messgenauigkeit bei einer Zahnreihe (rot markiert)

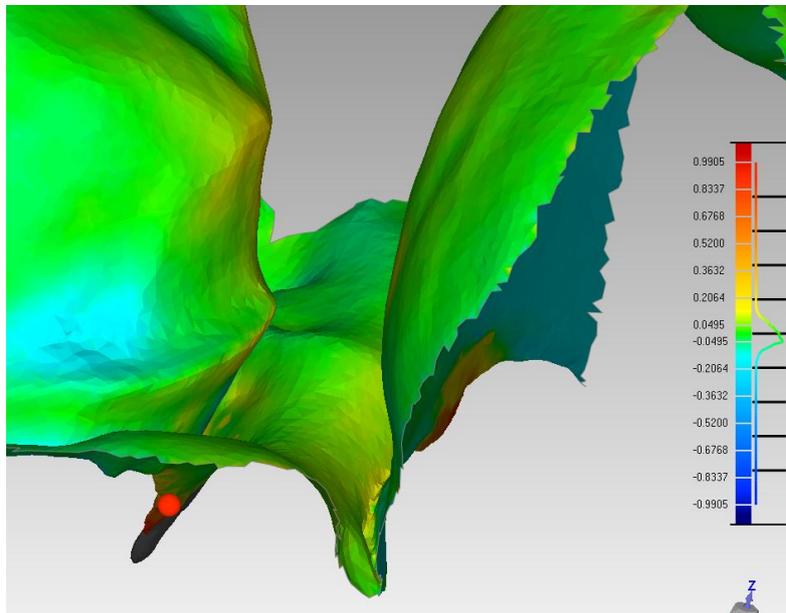
Zur Einordnung der so ermittelten Abweichungen wurde auch der Einflussparameter der zur Auswertung benutzten Software Geomagic Control 2014 untersucht. Da die Auswahl der Stützstellen zur Ausrichtung der 3D-Datensätze automatisiert erfolgt, ergeben sich selbst durch geringfügige Manipulation der Datensätze (Entfernung der Randbereiche und künstlichen Oberflächen) unterschiedliche Voraussetzungen zur Ausrichtung. Für einen 3D-Datensatz kann es somit durch unterschiedliche Beschneidung zu unterschiedlichen Ergebnissen bezüglich der 3D-Abweichungen kommen. Diese Abweichungen sind mit der gewählten Analysemethode nicht vermeidbar und nur eingeschränkt beeinflussbar, indem zum Beispiel der Größenzuschnitt des Mess- und Referenzdatensatzes simultan durchgeführt werden, um möglichst identische Größen der 3D-Datensätze zu erzeugen. Zur Einordnung dieses Effekts wurden empirische Untersuchungen für zwei identische Datensätze mit unterschiedlichem Zuschnitt durchgeführt. Die Abweichungen für die mittlere Geometrieabweichung lagen hier in der Größenordnung von 2  $\mu\text{m}$  bis 4  $\mu\text{m}$  (einzelner Zahn, dreigliedrige Zahnreihe) bis 10  $\mu\text{m}$  (Vollkiefer).

Zur Auswertung der Aufnahmen wurden alle gemessenen STL-Dateien zu dem CT-Referenzdatensatz mit der *Best Fit Alignment* Funktion von Geomagic Control 2014 ausgerichtet und nach den oben beschriebenen Regeln gleichzeitig beschnitten. Zur Analyse der Reproduzierbarkeit wurden die gemessenen STL-Dateien in einem weiteren Schritt mit der Funktion *Merge* verbunden und eine gemittelte Polygonoberfläche als Referenzdatensatz erzeugt. Vor der Berechnung der 3D-Abweichung eines Mess- vom Referenzdatensatz wurden beide Modelle individuell mit der *Best Fit Alignment* Funktion aufeinander ausgerichtet.

Zur Ermittlung der Reproduzierbarkeit wurden die Abweichungen der jeweiligen Einzelmessungen zu der gemittelten Polygonoberfläche und im Falle der Messgenauigkeit zu dem CT-Referenzdatensatz mit der Funktion *3D-Compare* berechnet. Für die maximale berücksichtigte Abweichung wurden die von Geomagic automatisiert voreingestellten Werte verwendet (Zahnreihen: max. Deviation = 1,6mm / critical angle=45°; Einzelzahn: max. Deviation = 0,46mm / critical angle=45°). Die jeweiligen 3D-Abweichungen wurden als CSV-Datei exportiert. Die 3D-Abweichungen (CSV-Dateien) einer Messreihe (z.B. Einzelzahn versus CT-

Referenzdatensatz oder Zahnreihe versus gemittelter gemessener Oberfläche) wurden in einer Datei zusammengefasst und mit der Software Matlab in einem Box-Whisker-Plot visualisiert (Funktion *bplot* (Jonathan C. Lansey)).

Bei dem 3D-Vergleich zweier Polygonoberflächen ergeben sich zwei Probleme, die bei der Auswertung der 3D-Abweichungen Beachtung finden sollten. Zum einen besitzen die einzelnen STL-Dateien (Referenz und Messung) eine jeweils unterschiedliche Maschenstruktur (Position, Ausrichtung, Anzahl und Größe der Oberflächendreiecke), sodass ein exakt identischer Zuschnitt auch bei simultaner Bearbeitung nicht möglich ist. Zum anderen existieren sowohl bei dem Datensatz der CT-Referenz als auch bei den IOS Daten schwer bzw. nur sehr aufwändig zu entfernende Strukturen, die nicht auf der Basis realer Messdaten beruhen und/oder keine klinische Relevanz besitzen (z. B. unterhalb der Präparationsgrenzen). Würden alle Oberflächendaten zur Berechnung der Abweichungen herangezogen, würden überdurchschnittlich hohe maximale Abweichungen ermittelt, die fast ausschließlich an den Rändern der Datensätze oder unterhalb der Präparationsgrenze lokalisiert sind (vgl. Abb. 20).



**Abb. 20:** Darstellung vereinzelt überdurchschnittlich hoher maximaler Abweichungen in irrelevanten Bereichen beim 3D-Vergleich von Oberflächendaten (CT-Referenz versus Aufnahme mit dem entwickelten Intraoralscanner). Die Abweichungen der Datensätze sind farblich codiert (blau: negativ, rot: positiv).

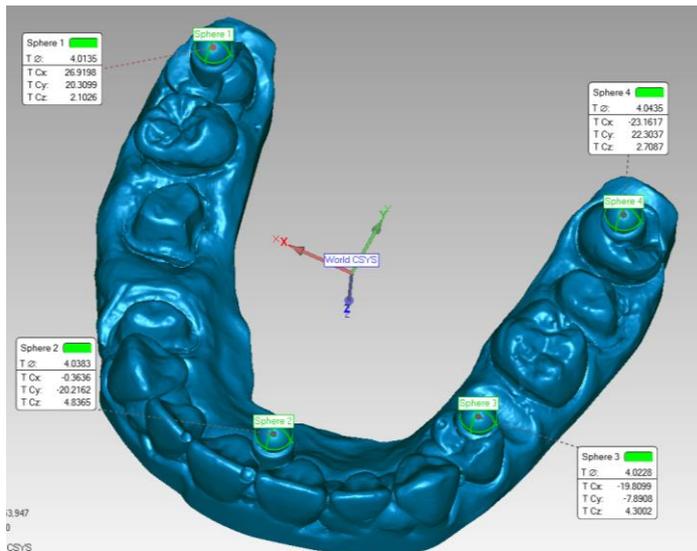
Aus diesem Grund wurden die Maximalabweichungen in den Box-Whisker-Plots auf das 99,5%- bis 0,5%-Perzentil eingestellt und somit die nach ihrer Abweichung betragsmäßig größten 1% der Werte ignoriert.

Um die Messdaten mit den in Kapitel 1.3 angeführten Studien vergleichen zu können wurden die 3D-Abweichungen (exportierte CSV-Dateien) unterschiedlich ausgewertet. Um eine Vergleichbarkeit zu Ender, Mehl und Bohner herzustellen, wurden aus den 3D-Abweichungen der einzelnen Messungen die jeweiligen Perzentile ermittelt (10% | 90%; 20% | 80%; 25% | 75%). Für jede einzelne Messung wurde dann der Mittelwert aus den Beträgen der beiden Perzentile berechnet. Zum Schluss wurde die Standardabweichung dieser Mittelwerte bestimmt. Nach Ender [14] bedeutet dies, dass z.B. 80% der Oberfläche eine geringere Abweichung zur Referenzoberfläche hat als der angegebene Mittelwert (z.B. (10%-90%)/2-Perzentil).

Zum Vergleich mit Luthardt und Nedelcu wurden Mittelwert, Standardabweichung und maximale Abweichung aus dem vollen Datensatz berechnet. Die Berechnung der absoluten mittleren Abweichung erfolgte aus der Mittelung der Beträge der mittleren positiven und mittleren negativen Abweichung und als maximale Abweichung wurde der betragsmäßig höchste Wert angegeben. In Analogie zu Rudolph et al. wurden die Mittelwerte der positiven und negativen 3D-Abweichungen mit deren Standardabweichung getrennt voreinander angegeben.

#### **2.4.2 Auswertungen der Messungen am Kugelmodell**

Die Auswertung der Aufnahmen vom Kugelmodell erfolgten nach Import der STL-Dateien in Geomagic Control 2014 durch Einbringen und Analyse von idealen Kugelelementen (siehe Abb. 21). Zum Einbringen der idealen Kugelelemente wurden Abschnitte der gemessenen Kugeln separat markiert und über die Funktion *Feature>Sphere>Best fit* an den entsprechenden Positionen ideale Kugeln erzeugt. Im folgenden Schritt wurden die Durchmesser der Kugeln und deren euklidische Abstände zueinander ermittelt. Die so ermittelten Durchmesser und Kugelabstände wurden ebenfalls mit der Funktion *bplot* in Matlab visualisiert, sowie Mittelwert und die Standardabweichung berechnet.



**Abb. 21:** In Geomagic Control 2014 importierte 3D-Aufnahme des Kugelmodells mit eingebrachten Kugel-Features an den entsprechenden Positionen der Keramik-Kugeln.

Zur Berechnung der 3D-Abweichungen der Kugelmessungen von einer idealen Kugel wurde in jede gemessene Kugel ein Polygonobjekt mit idealem Kugeldurchmesser über die Funktion *Best Fit Alignment* eingepasst. Über die Funktion *3D-Compare* wurden die 3D-Abweichungen zur idealen Kugel berechnet und als CSV-Datei zur weiteren Analyse exportiert. Auch hier wurde in den Box-Whisker-Plots das 99,5%- und 0,5%-Perzentil eingestellt und somit die nach ihrer Abweichung betragsmäßig größten 1% der Messwerte ignoriert. Die Berechnung des Mittelwerts und der Standardabweichung erfolgte aus dem vollständigen Datensatz. Die Berechnung der absoluten mittleren Abweichung erfolgte auch hier aus der Mittelung der Beträge der mittleren positiven und mittleren negativen Abweichung, und als maximale Abweichung wurde ebenfalls der betragsmäßig höchste Wert angegeben.

### 3 Ergebnisse

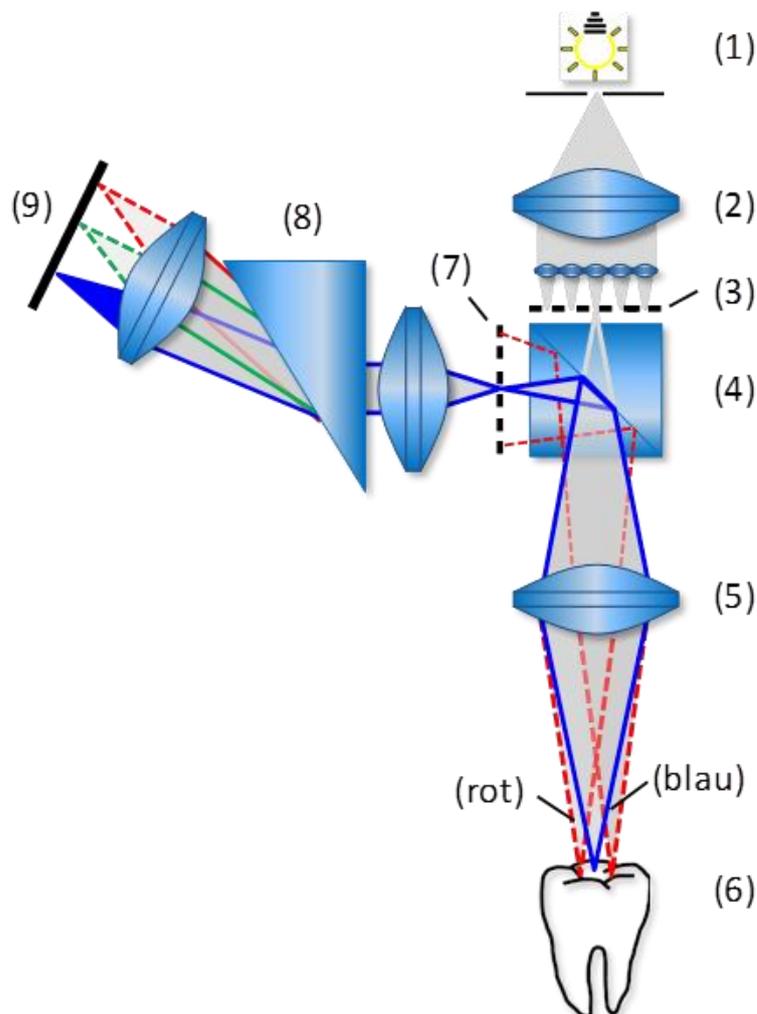
Im Rahmen der vorliegenden Arbeit wurde ein IOS auf Basis einer neuartigen Technologie von Grund auf entwickelt und realisiert. Die Charakterisierung der IOS-Prototypen erfolgte sowohl anhand optischer Simulationen als auch durch experimentelle Untersuchungen an verschiedenen Referenzkörpern. Als maßgeblich für die Beurteilung der Leistungsfähigkeit des Systems wurden die experimentellen Untersuchungen herangezogen.

#### 3.1 Messprinzip des chromatisch konfokalen Multispotsensors

Die in dieser Arbeit vorgestellte Entwicklung erweitert die chromatisch konfokale Abstandsmessung auf einen für die intraorale Zahnvermessung optimierten parallelisierten flächig messenden Ansatz (siehe Abb. 22). Dabei wurde das Grundprinzip der chromatisch konfokalen Abstandsmessung beibehalten, doch wurden die Einzelblenden durch die Blendenmatrizen (3) und (7) ersetzt. Das Besondere bei dieser Vorgehensweise ist, dass es hiermit erstmalig möglich ist einen räumlich dreidimensional ausgedehnten Datensatz des Messobjekts mit einer Aufnahme zu erhalten. Wie auch in Kapitel 2.2 beschrieben, können so verschiedene 3D-Datensätze aus unterschiedlichen Aufnahmepositionen zu einer vollständigen 3D-Oberfläche ohne Einsatz zusätzlicher Hilfsmittel, wie z.B. Positionssensoren für Kiefer und Sensor, zusammengesetzt werden.

In der realisierten Umsetzung wird eine polychromatische Lichtquelle (1) durch ein Abbildungssystem aus einer Linse und einer Mikrolinsenmatrix (2) abgebildet, sodass eine Punktmatrix aus „weiß“ leuchtenden Messpunkten in der Ebene der Blendenmatrix (3) entsteht. Für ein beispielhaftes Punktemuster mit 10  $\mu\text{m}$  Blendengröße und einem hexagonalen Gitterabstand von 100  $\mu\text{m}$  lässt sich durch Einsatz einer Matrix aus Mikrolinsen mit hexagonal dichter Packung die Transmissions-effizienz von 0,3% auf nahezu 91% (theoretischer Füllfaktor des Mikrolinsenarrays) steigern. Diese Punktmatrix wird analog zum monofokalen Ansatz über den Strahlteiler (4) mithilfe des Hyperchromaten (5) in den Messbereich je nach Wellenlänge in unterschiedlichen Abständen scharf abgebildet. Das aus dem Messbereich remittierte Licht wird durch den Hyperchromaten (5) zurück auf eine Blendenmatrix (7) hinter dem Strahlteiler konfokal abgebildet, sodass auch in

dieser neuartigen Anordnung eine Intensitätserhöhung bei der Wellenlänge  $\lambda_{\text{konfokal}}$  entsteht.



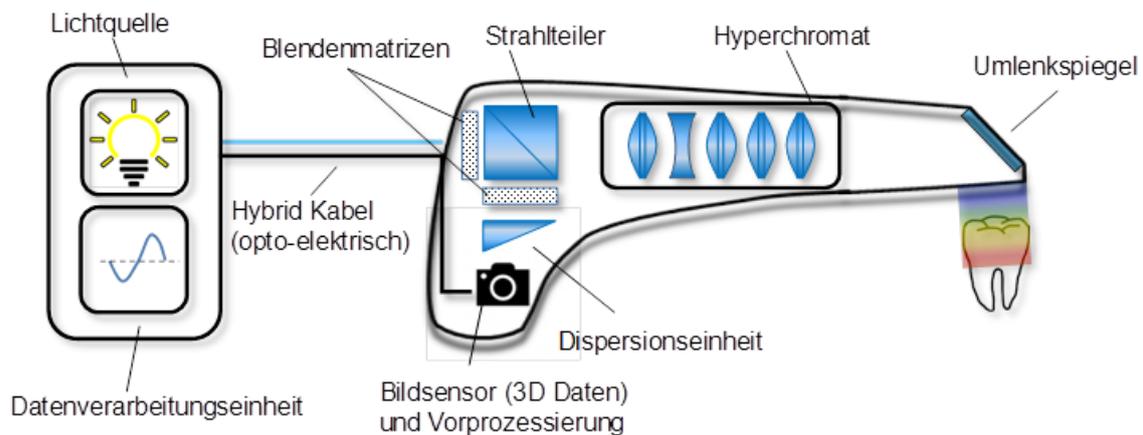
**Abb. 22: Schematische Darstellung der multifokalen, flächigen und chromatisch konfokalen Abstandsmessung. Für den zentralen Messpunkt ist die konfokale Bedingung für kurzwelliges Licht (blau) eines einzelnen Kanals und die effiziente Unterdrückung langwelliges Lichts (rot) dargestellt.**

Mithilfe eines speziellen multifokalen spektrometrischen Aufbaus (8) wird das Licht der konfokalen Blenden lateral aufgespreizt und auf eine Detektormatrix (9) abgebildet. Durch Auswertung des Spektralsignals kann nun der exakte Probenabstand für jeden Messpunkt in Relation zum Sensorkopf bestimmt werden. Hervorzuheben ist hierbei, dass die einzelnen Kanäle parallel einen ganzen Höhenbereich erfassen können und so bereits mit einer einzelnen Aufnahme ein flächig ausge-

dehntes Höhenprofil des Probenkörpers erzeugt werden kann. Bei einem Probenkörper mit komplexem Höhenprofil leuchten die einzelnen Blenden bei korrekter Implementierung nahezu unabhängig in verschiedenen Spektralfarben. Durch die Vielzahl an parallelen Messpunkten gibt es ein Übersprechen zwischen den einzelnen Kanälen, das sich negativ auf das Signal-Rausch-Verhältnis auswirkt. Hierbei gelangt Licht der jeweils nicht-konfokal abgebildeten Wellenlängen in die benachbarten Blenden. Mit steigender Packungsdichte der Messpunkte ist mit einer Erhöhung des seitlichen Übersprechens durch die nicht-konfokal auf die detektionsseitige Blendenmatrix abgebildeten Wellenlängen und daher mit einer schlechteren SNR und Verbreiterung der FWHM des Spektralsignals zu rechnen. Allerdings ergibt sich aus der Erhöhung der Packungsdichte der Messpunkte die Möglichkeit zu einer drastischen Reduktion der Anzahl der notwendigen Einzelaufnahmen und somit der Aufnahmezeit. Je höher die laterale Auflösung des flächig ausgedehnten Höhenprofils ist und je größer die Kantenlängen des Messfeldes sind, desto zuverlässiger lassen sich die überlappenden Aufnahmen aus verschiedenen Ansichten zusammensetzen. Für die Implementierung des IOS-Prototypen musste also ein Kompromiss zwischen einer möglichst hohen Packungsdichte bzw. Anzahl der Messpunkte pro Aufnahme und einem geringen Störlichtanteil gefunden werden.

### **3.2 Praktische Systemauslegung und Systemdesign des IOS**

Bei der Auslegung des in Kapitel 3.1 erläuterten Prinzips eines chromatisch konfokalen Multispotsensors (CKMS) ist zunächst die grundlegende Frage nach den für die Realisierung notwendigen Bauelementen zu beantworten. Aufgrund der Designparameter für das Handstück des IOS (z. B. Baugröße, Gewicht, etc.) wurden eine Marktanalyse bezüglich kommerziell verfügbarer Einzelkomponenten, experimentelle Laboruntersuchungen bezüglich der Lichtquelle und Bildsensoren, sowie optische Simulationen zur Sensoroptik durchgeführt. Auf Basis der finalen Ergebnisse wurden die wesentlichen Bauelemente und deren Anordnung für das grobe Systemdesign festgelegt (Abb. 23).



**Abb. 23: Darstellung des grundlegenden Systemdesigns eines intraoralen 3D-Scanners auf Basis multifokaler chromatisch konfokaler Abstandsmessung.**

Im Zug der Entwicklung hat sich gezeigt, dass eine sehr leuchtstarke Lichtquelle und eine leistungsstarke Datenverarbeitung benötigt wird, die einen erheblichen Bauraum erfordern. Um die Handstückgröße gering zu halten, wurden die Lichtquelle und die Einheit zur Verarbeitung der 3D-Rohdaten von Handstück separiert. Die Mittel zur axialen Farbaufspaltung (Hyperchromat), der Strahlteiler mit den Blendenmatrizen, die optischen Mittel zur Farbauswertung (Dispersionseinheit) und der Sensor zur Datenaufnahme wurden aus technischen Gründen im Handstück platziert. Die im Folgenden beschriebenen Systemkomponenten und Systemeigenschaften sind in wesentlichen Merkmalen stark voneinander abhängig, sodass immer ein Kompromiss aus Komponentenverfügbarkeit, Umsetzbarkeit und Leistungsfähigkeit gefunden werden musste. Aus diesem Grund erfolgte die Erarbeitung und Festlegung der Spezifikationen für die einzelnen Komponenten iterativ im Rahmen von theoretischen Berechnungen, wie z.B. Optiksimulation, und experimentellen Voruntersuchungen, wie z. B. Realisierung und Test von Subsystemen, die hier im Einzelnen nicht ausgeführt werden.

### **3.2.1 Grundlegende Systemanforderungen**

Als Vergleichsmaßstab für die Baugröße des Scanners wurden die zum Zeitpunkt des Entwicklungsstarts kommerziell verfügbaren IOS (iTero, Cerec BlueCam) herangezogen. Diese beiden Scanner weisen mit einem Gewicht von ca. 270 g (Cerec BlueCam) bis ca. 2 kg (iTero) und seitliche Profilabmessungen von rund

20 x 5,7 cm<sup>2</sup> (Cerec) bis 32 x 7cm<sup>2</sup> (iTero) höchst unterschiedliche Eigenschaften auf [59], [55]. Mit Ausnahme des 2015 vorgestellten kleinsten, aber zu diesem Zeitpunkt noch nicht kommerziell verfügbaren IOS (AADVA von GC, früher a.tron) besitzen auch aktuelle auf dem Markt befindliche Systeme wie zum Beispiel der TRIOS von 3Shape mit einer Länge von rund 28 cm und einem Gewicht von 650 g ähnliche Eckdaten wie der iTero. Es steht außer Frage, dass ein kleineres Handstück bessere ergonomische Eigenschaften hat, doch ist dabei zu berücksichtigen, dass hierbei gegebenenfalls Kompromisse eingegangen werden müssen. Technisch einfachere Verfahren, lassen sich vielleicht kompakter aufbauen, erfordern aber dann gegebenenfalls weitere Arbeitsschritte (z.B. Pudern der Zähne bei Cerec Bluecam) was sich negativ bezüglich der Behandlungszeit und der Genauigkeit (z.B. unbestimmte Schichtdicke) auswirken kann. Für die Entwicklung des IOS wurde es angestrebt, bezüglich der Abmessungen so nahe wie möglich an das Cerec System anzuknüpfen und unterhalb der Baugröße und des Gewichts des iTero IOS zu bleiben.

### **3.2.2 Festlegung des Messbereichs und räumlicher Auflösung**

Zur Auslegung des optischen Systems ist die Betrachtung der typischen menschlichen Mundraumgeometrie und des menschlichen Kiefers wichtig. Beim erwachsenen Menschen ist der Mittelwert der hinteren Zahnbogentiefe (gemessen von Frontzahn bis zur Mitte des ersten Molaren geringer als 30 mm [9] und der Mittelwert der mesio-distalen Länge des ersten Molaren beträgt rund 10 mm [12]. Unter der Annahme, dass der zweite und dritte Molar eine ähnliche Länge aufweisen, muss das aktive Messfenster des IOS rund 60 mm (30 mm + 3 \*10 mm) in den Patientenmund eingeführt werden, um alle Zähne erfassen zu können.

Weiterhin muss eine an die anatomischen Verhältnisse angepasste laterale und axiale Größe des Messbereichs sowie der maximale Durchmesser des Handstücks definiert werden.

In einer Arbeit von Magne et. al. werden die Richtwerte für die maximale inzisal-zervikale (Schneidkante-Zahnhals) bzw. okklusal-zervikale (Kaufläche-Zahnhals) Kronenlänge von Humanzähnen mit 11,69 mm für Schneidezähne, 10,83 mm für Eckzähne und 9,33 mm für Prämolare angegeben [36]. Eine dieses Längenmaß überschreitende axiale Ausdehnung des Messbereichs würde die Positionierungs-

toleranz des IOS Handstücks zur Zahnstruktur erhöhen und somit die 3D-Aufnahme für den Zahnarzt erleichtern. Im Gegensatz dazu würde eine zu große Ausdehnung aber auch die Wahrscheinlichkeit erhöhen, dass neben den Zielstrukturen auf der Zahnoberfläche und Gingiva auch unerwünschte Strukturen wie Zunge oder Wange aufgenommen werden. Zudem führt die Erhöhung des Messbereichs in axialer sowie lateraler Richtung bei identischer Handstückgröße zu einer Reduktion der erzielbaren axialen Messgenauigkeit, da beides zu einer Reduktion des von der Optik erfassbaren Öffnungswinkels führt (vgl. Reduktion der NA in Kapitel 1.4.2). Anhand der anatomischen Gegebenheiten und der Ergebnisse zu möglichen anwendungsspezifischen Optikdesigns wurde die axiale Messbereichsgröße mit 12 mm als Kompromiss aus Handstückgröße und axialer Auflösung gewählt. In Fällen vereinzelt höherer Strukturen, z.B. im Schneidezahnbereich oder bei Knochenabbau durch fehlende Zähne, kann eine vollständige 3D-Aufnahme durch Aneinanderreihung von Messungen aus unterschiedlicher Höhe und aus unterschiedlichen Ansichten auch an Strukturen mit größeren Höhenunterschieden erfolgen. Um ein einfaches Arbeiten mit dem IOS Handstück zu ermöglichen wurde festgelegt, dass der axiale Messbereich möglichst nahe am distalen Ende des IOS beginnt, da es Zahnärzte im Umgang mit ihren Instrumenten gewohnt sind, eher in Kontakt mit der Zahnoberfläche zu arbeiten und es so leichter fällt, die korrekte Handstückpositionierung visuell einzuschätzen.

Wie in Kapitel 3.1 bereits erwähnt, soll mit einer einzelnen Aufnahme ein flächig ausgedehntes Höhenprofil des Zahns aufgenommen werden. Je größer der Aufnahmebereich bei mindestens gleicher Punktedichte ist, desto schneller kann die Zahnoberfläche erfasst werden. Da sich die laterale Ausdehnung des Messfelds (FOV) direkt auf die Handstückgröße (Durchmesser des optischen Systems) auswirkt, sind mit einer durchschnittlichen maximalen Mundöffnung im Frontzahnbereich von rund 40 mm bis 68 mm [65] für den Durchmesser des Handstücks eindeutige Grenzen gesetzt. Bei der Wahl des FOV ist zu berücksichtigen, dass sich die Mundöffnung in distaler Richtung verjüngt und somit die zulässige Sensorhöhe weiter einschränkt. Allerdings wird ein zuverlässiges Zusammenführen von Einzelaufnahmen unterschiedlicher Ansichten mit steigendem FOV verbessert, was einen größeren Linsendurchmesser wünschenswert und somit einen größeren

Handstückdurchmesser erforderlich macht. Um diesen konträren Rahmenbedingungen gerecht zu werden, wurde als Designparameter ein maximaler Durchmesser des in den Patientenmund eingeführten Handstückabschnitts von rund 25 mm als vertretbar angesehen. Da die Sensorspitze durch die nach unten gerichtete Umlenkung spitz zuläuft, wird erwartet, dass sich auch die hinteren Molaren im durchschnittlich geformten Patientenmund erfassen lassen.

Bezüglich der lateralen Ausdehnung des Messfeldes erscheint es sinnvoll, zumindest die vollständige okklusale Fläche eines Einzelzahns mit einer Aufnahme erfassen zu können. Unter Berücksichtigung der in der Literatur angegebenen Ausdehnung der okklusalen Fläche eines menschlichen Molars (vgl. [12] [48]) erscheint eine Messfeldgröße von rund 11 mm x 11 mm sinnvoll.

Die in Kapitel 1.2 beschriebene geforderte klinische Genauigkeit an den Zahnersatz bietet eine Basis für die Abschätzung der erforderlichen lateralen und axialen Messgenauigkeit für den zu entwickelnden IOS. Die Messgenauigkeit des IOS sollte allerdings höher sein als die geforderte Genauigkeit für den finalen Zahnersatz, da bei der Fertigung der endgültigen Restauration im Fräsprozess Abweichungen zu erwarten sind. Eine Abschätzung zu erwartender Fertigungstoleranzen kann aus verschiedenen Untersuchungen zur Vermessung der Randspalte bei CAD/CAM gefertigten Restaurationen aus unterschiedlichen Materialien erfolgen. Für Titankronen werden hier Werte zwischen 32,9 µm bis 127,8 µm [64], [24] und für Keramikronen zwischen 36,6 µm bis 66,4 µm [2] angegeben. Da diese Untersuchungen immer ein Gipsmodell als Ausgangsbasis hatten, muss bei der Bewertung der Fertigungstoleranzen die Messgenauigkeit der Digitalisierung abgezogen werden. Für Desktopscanner wird eine mittlere Messgenauigkeit zwischen 10 µm (3Shape D250) [17] und 25 µm (3Shape D800) [57] angegeben, sodass die resultierenden Fertigungstoleranzen zwischen rund 8 µm (32,9 µm - 25 µm) bis rund 118 µm (127,8 µm - 10 µm) liegen können. Bei geringen Fertigungstoleranzen wäre somit großes Fehlerbudget für die Digitalisierung denkbar. Bei hohen Fertigungstoleranzen hingegen wäre nach dieser Betrachtung theoretisch kein Spielraum für zusätzliche Fehler bei der Digitalisierung gegeben. Wie auch im klinischen Alltag praktiziert bietet sich dem Zahnarzt in solchen Fällen allerdings die

Möglichkeit, die Restauration eigenhändig final anzupassen. Eine Untersuchung von Witkowski hat gezeigt, dass sich der Randspalt durch manuelle Nacharbeit signifikant von  $32,9\ \mu\text{m}$  bis  $127\ \mu\text{m}$  auf  $3,4\ \mu\text{m}$  bis  $58,4\ \mu\text{m}$  reduzieren lässt [64]. Idealerweise sollte eine Nachbearbeitung entfallen, aber im Bedarfsfall kann die Genauigkeitsanforderungen an die CAM-gefertigte Restauration mit dieser Maßnahme deutlich reduziert werden. Auf Basis dieser Betrachtung wurde für den IOS-Prototyp zunächst eine laterale und axiale mittlere Messgenauigkeit von  $25\ \mu\text{m}$  als wünschenswert betrachtet. Eine höhere Messgenauigkeit ist sicherlich erstrebenswert, aber in Anbetracht der Leistungsfähigkeit aktueller Systeme und der bis dato tolerierten teilweise höheren Ungenauigkeit der konventionellen Abformung ist eine Messgenauigkeit von  $25\ \mu\text{m}$  konkurrenzfähig.

### **3.2.3 Spektralbereich und Detektorauswahl**

Bei der Wahl des Wellenlängenbereichs (Spektralbereiches) für den IOS müssen verschiedene Parameter beachtet werden. Anders als bei monofokalen chromatisch konfokalen Sensoren oder Liniensensoren sollen die Spektralkanäle hier zweidimensional auf einer Detektormatrix verteilt werden. Dies hat zur Folge, dass zum Beispiel durch Kantenfilter an den Rändern des genutzten Spektralbereichs ein Übersprechen verhindert und eine klare Trennung der einzelnen Messkanäle erfolgen muss. Aus diesem Grund ist die Auswahl des Spektralbereichs auch durch die spektralen Bandbreiten verfügbarer Lichtquellen und entsprechender Spektralfilter eingeschränkt. Da die Komplexität des optischen Designs mit steigender Spektralbreite zunimmt, wurde der Spektralbereich im Hinblick auf das optische Design möglichst schmal gehalten.

Bei der Komponentenauswahl ist es sinnvoll, mit der Auswahl des Detektors zu beginnen, da dieser kaum wirtschaftlich nach individuellen Spezifikationen herstellbar ist. Genügen Photodioden oder Zeilenkameras für chromatisch konfokale Einzelpunktsensoren als Detektoren, so ist der Einsatz einer Detektormatrix für die in Abb. 22 gezeigte Vorgehensweise notwendig. Als Detektormatrix bieten sich hierbei flächige Kamerasensoren besonders an, da diese in einer großen Vielfalt mit unterschiedlichsten Auflösungen und aktiven Bildflächen kommerziell verfügbar sind. Bei der Auswahl eines geeigneten Bildsensors ist die Betrachtung der spektralen Empfindlichkeit (Quanteneffizienz) von Bedeutung. Die Mehrzahl der

Kamerasensoren werden auf Siliziumbasis hergestellt und besitzen eine ausreichende Photosensitivität im Spektralbereich von 400 nm bis 1000 nm. Obwohl auch Bildsensoren für den ultravioletten Bereich ( $< 300$  nm) und bis in den Infrarotbereich ( $0,1 \mu\text{m}$  bis  $14 \mu\text{m}$ ) verfügbar sind, finden diese Sensoren ihren Einsatz aufgrund der hohen Kosten bevorzugt im wissenschaftlichen Bereich oder in weniger kostensensitiven Anwendungen. Überdies besitzen Infrarotsensoren typischerweise eine weitaus geringere Anzahl von Pixelelementen, was eine deutliche Einschränkung der Messpunktanzahl pro Aufnahme zur Folge haben würde. Gute CCD Standardsensoren weisen im Spektralbereich von ca. 450 nm bis ca. 650 nm mit Werten größer 20% und Maxima von über 70% ihre beste Quanteneffizienz auf. Zum Zeitpunkt der Sensorentwicklung wurde der Kamerasensor FT50M von Dalsa im Rahmen einer Marktrecherche gemeinsam mit einem externen Kamerahersteller ausgewählt. Dieser Sensor liefert bezüglich der Quanteneffizienz zwar schlechtere Werte zwischen rund 10% (@ 750 nm) bis maximal 35% (@ 450 nm) (vgl. Abb. 24), wurde zu diesem Zeitpunkt aber aufgrund seines hohen Füllfaktors (88 %), seiner hohen Framerate (94 Hz), hohen Dynamik ( $> 64$  dB), des Sensorformats sowie der Pixelgröße und nicht zuletzt wegen der Langzeitverfügbarkeit als Optimum befunden. Der ausgewählte Sensor besitzt eine aktive Sensorfläche von  $5,7 \text{ mm} \times 5,7 \text{ mm}$  mit einer Auflösung von  $1024 \times 1024$  Pixeln (Pixelgröße  $5,6 \mu\text{m} \times 5,6 \mu\text{m}$ ).

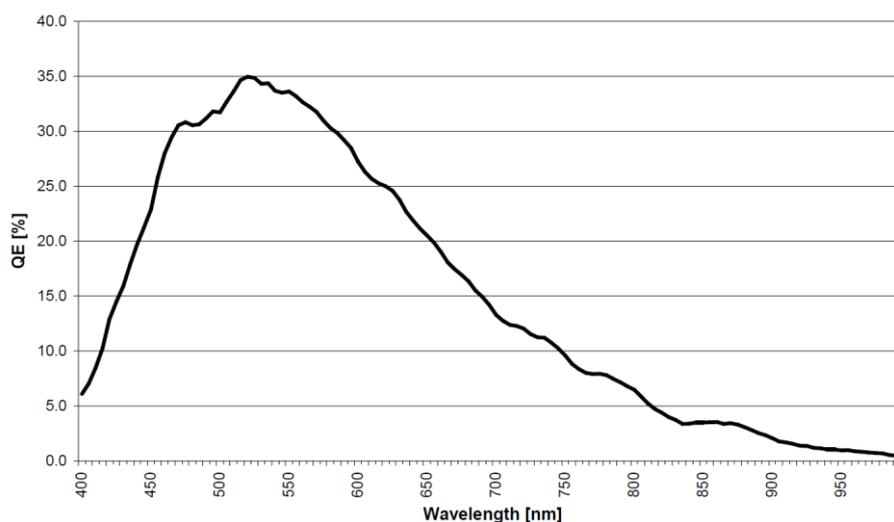


Abb. 24: Quanteneffizienz des verwendeten DALSA Detektors (CCD-Sensor) FT50M [8].

Die Untersuchung verfügbarer Lichtquellen und die theoretische und experimentelle Evaluation zur Messung der Spektrallage des konfokalen Messsignals haben ergeben, dass eine zu starke Reduktion des Spektralbereichs eine zu geringe Signalstärke und zu geringe axiale Auflösung zur Folge hat. Dies liegt an der limitierten spektralen Leistungsdichte verfügbarer Weißlichtquellen und der geringen spektralen Aufspreizung dispersiv arbeitender Spektrometer. Unter Berücksichtigung der Detektoreigenschaften, des optischen Designs und der erzielbaren Signalstärke wurde der Spektralbereich auf 450 nm bis 750 nm als Startwert für die Systemauslegung festgelegt.

#### **3.2.4 Spektrale Auflösung und Auslegung des Blendenmusters**

Wie in Kapitel 3.1 beschrieben, soll bei dem gewählten Messprinzip das durch die konfokale Blendenmatrix erfasste Licht spektral bzw. lateral aufgespreizt auf eine Detektormatrix abgebildet werden (vgl. auch [20], [32]). Bei der gewählten Abbildung entspricht die Anordnung des Blendenmusters der Anordnung der Punktmatrix des Anregungslichts und somit auch der XY-Verteilung der Messpunkte auf der Probe. Durch entsprechende Vergrößerung oder Verkleinerung kann das Punktelement auf der Probe isometrisch skaliert werden. Um dem Miniaturisierungsanspruch gerecht zu werden, ist es erforderlich eine möglichst hohe Packungsdichte der Spektren auf dem Detektorelement zu erzielen. Unter Berücksichtigung einer ausreichenden spektralen Auflösung zur Tiefenmessung ist davon auszugehen, dass der laterale Platzbedarf des Spektrums für einen Messkanal weitaus geringer ist als in spektraler Richtung. Bezüglich der notwendigen spektralen Auflösung und somit des Platzbedarfs in spektraler Richtung wurden im Rahmen einer begleitenden Arbeit am ILM unterschiedliche Ansätze zur Bestimmung der spektralen Peaklage, zum Beispiel durch eine Farbkamera, Monochromkamas mit verschiedenen Filtern und der Einsatz eines Prismenspektrometers theoretisch und praktisch evaluiert [21]. Diese Evaluation hat gezeigt, dass ein Prismenspektrometer nicht nur den für die Methode besten Designspielraum und höchste Lichteffizienz, sondern zudem die optimale Voraussetzung zur Einstellung der geforderten axialen Höhenauflösung liefert. Für Berechnung der notwendigen Spektralaufklärung des Prismenspektrometers wurde die theoretische spektrale Verteilung des Messsignals mithilfe optischer Simulationen für eine frühe Version

des Hyperchromaten ermittelt. Als Eingangsparameter diene ein gaußförmiges Signal mit einer *SFWHM* von rund 10 nm, welches künstlich mit einem möglichst realistischen Kamerarauschen beaufschlagt wurde. Als beste Methode zur Auswertung der spektralen Lage wurde dabei die spektrometrische Messung mit einem Prismenspektrometer identifiziert. Hierbei hat sich gezeigt, dass bereits eine Anzahl von 50 spektralen Detektionselementen ausreicht, um eine spektrale Auflösung von 0,4 nm zu erzielen.

Aus der geforderten axialen Messgenauigkeit von 25 µm und dem gewählten Spektralbereich lässt sich die notwendige spektrale Auflösung für den IOS bestimmen. Mit der spektralen Breite des Anregungslichts von rund 300 nm (450 nm bis 750 nm) und einem axialen Messbereich von 12 mm ist eine spektrale Auflösung von

$$SA = \frac{25\mu m}{12mm} 300nm \approx 0,625 nm \quad (16)$$

erforderlich. Nach den zuvor beschriebenen Ergebnissen kann diese spektrale Auflösung bereits mit dem Einsatz von 50 spektralen Detektionselementen erreicht werden beziehungsweise theoretisch sogar übertroffen werden.

Zur Berechnung der notwendigen spektralen Aufspreizung des Messsignals bzw. des benötigten Platzbedarfs pro Messpunkt auf dem Bildsensor muss die laterale Ausdehnung der Blendenöffnung und der Abbildungsmaßstab auf den Bildsensor berücksichtigt werden. Um die in Kapitel 3.2.2 festgelegte laterale Auflösung von 25 µm zu erreichen, wurde eine Messpunktgröße auf der Probe von 25 µm angestrebt. Wie im Kapitel 3.3.1 und Kapitel 3.3.3 erläutert, wurde dies durch die vergrößerte Abbildung eines Leuchtflecks mit 12,5 µm Durchmesser erzielt, was eine Blendenöffnung von ebenfalls 12,5 µm erforderlich macht. Dies hat zur Folge, dass unabhängig von der spektralen Bandbreite des konfokalen Signals bei einer 1:1 Abbildung immer mehr als zwei Pixel des gewählten Detektors beleuchtet werden. Um also mindestens 50 spektrale Detektionselemente vorzuhalten wurde auf dem Detektor eine Länge von rund 625 µm (12,5 µm\*50) reserviert, was rund 112 Pixeln also 56 spektralen Detektionselementen entspricht. Die minimale Spektrenbreite auf dem Detektor beträgt aufgrund der Blendengröße 12,5 µm,

also drei Pixel. Bei der Aufnahme der Zahnoberfläche unter realen Bedingungen ist mit externem Störlicht (z. B. Behandlungsleuchte) zu rechnen. Aus diesem Grund wurde der laterale Platz pro Messspektrum auf sechs Pixel erweitert, um simultan Referenzspektren (vgl. Abb. 26) zur Verrechnung mit dem konfokalen Messsignal aufnehmen zu können. Auf dem Detektor werden demnach  $6 \times 112$  Pixel des ausgewählten Kamerasensors bzw. rund  $34 \mu\text{m} \times 630 \mu\text{m}$  Platz pro Messpunkt benötigt. Zur einfachen und effizienten Auswertung der Spektren wurde zudem festgelegt, dass die Spektren entlang der Pixelzeilen des Kamerasensors verlaufen (siehe Abb. 25).

Nach Festlegung des Platzbedarfs pro Messpunkt auf dem Bildsensor muss eine sinnvolle Verteilung und Anordnung der Spektren auf dem Bildsensor erfolgen. Durch die klassische Abbildung ist die Anordnung (laterale Verteilung) der Spektren und der Messpunkte direkt gekoppelt. Bestimmt wird diese Anordnung durch die effiziente Ausnutzung des Anregungslichts. Auf der Anregungsseite (Lichtquelle) empfiehlt sich daher eine möglichst hohe Packungsdichte der Messpunkte in Form einer hexagonalen Anordnung. Um eine gute Lichteffizienz zu erzielen, wurde für die Erzeugung der Messpunktmatrix ein hexagonal gepacktes Mikrolinsenarray (MLA) vorgesehen. Zur Herstellung der konfokalen Bedingung ist es notwendig, dass die Fokuspunkte der Mikrolinsen (Messpunktmatrix) in der Projektion deckungsgleich zu den Blenden des Detektionsarrays sind. Allerdings müssen die Blenden in einer Dimension einen Mindestabstand von rund  $630 \mu\text{m}$  besitzen, um den Platzbedarf für die Spektralmessung vorzuhalten. Durch simultane Drehung des MLA und der Blendenmatrix in Bezug zur Detektormatrix und Variation der Linsendurchmesser des MLA bzw. der Blendenabstände lässt sich eine effiziente Ausnutzung des Kamerasensors erzielen und der oben festgelegte Platzbedarf näherungsweise einstellen.

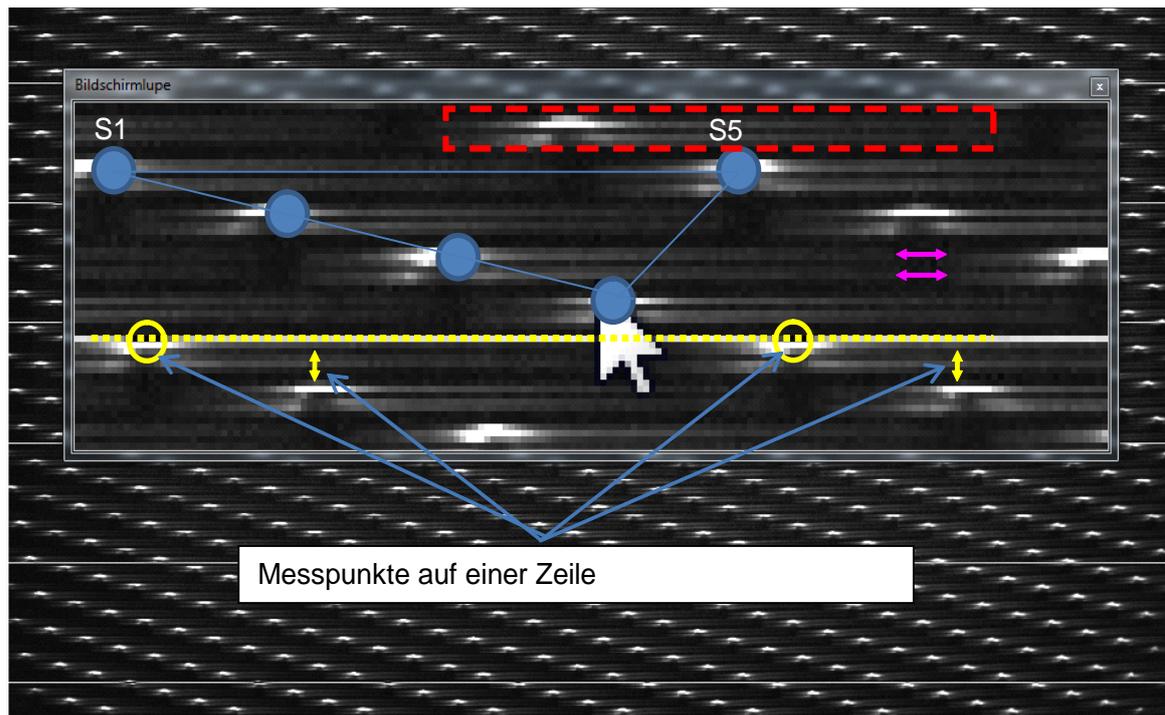


Abb. 25: Darstellung eines realen Messbilds auf der Detektormatrix nach Reflexion des Messlichts an einem Spiegel, der innerhalb des Messbereichs des Intraoralscanners platziert wurde. Gezeigt ist ein Bildausschnitt der Detektormatrix mit einer überlagerten Vergrößerung und nachträglich eingefügten Markierungen ausgewählter Signalmerkmale (blau: Scheitelpunkte, rot: Bereich (ROI) eines einzelnen Spektrums, gelb: Ausrichtung der Spektren zur Pixelzeile).

Die in Abb. 26 gezeigte Grafik veranschaulicht die gewählte Vorgehensweise zur Berechnung der optimalen Blendenmatrix in Abhängigkeit von dem Drehwinkel  $\varphi$  und dem Messpunkt Abstand  $2r$ . Hierbei ist die Überlagerung des MLA (blaue Kreise), der Blendenmatrix (schwarze Punkte) und der spektralen Aufspaltung auf dem Detektor (farbige Pfeile) abgebildet. Ebenfalls gezeigt ist die nicht-konfokale Anordnung der Referenzblenden (hellgraue Punkte) und exemplarisch der Verlauf eines Referenzspektrums (gestrichelter Pfeil). Bei Drehung des Punktemusters muss darauf geachtet werden, dass sich der laterale Abstand  $b$  zwischen den Spektren mit zunehmendem Winkel verringert und nicht unter die geforderte Breite von rund  $33,6 \mu\text{m}$  ( $6 \times 5,6 \mu\text{m}$ ) abfällt.

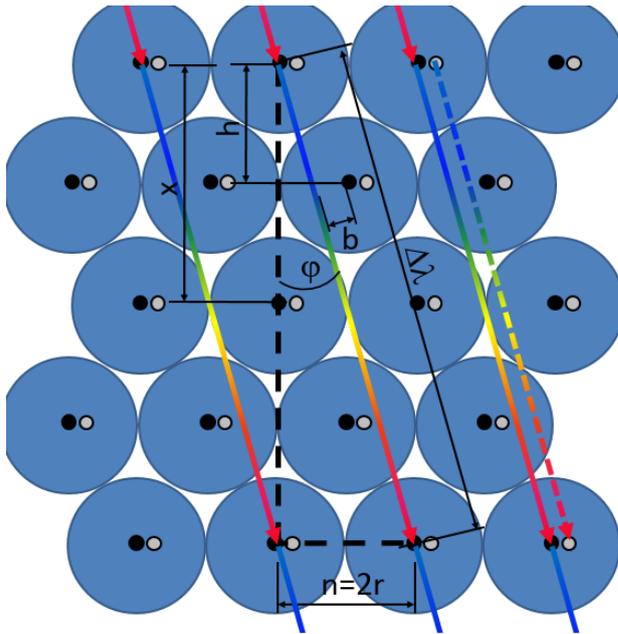


Abb. 26: Schema zur Ermittlung des optimalen Messmusters. Gezeigt ist die Überlagerung des Mikrolinsenarrays, der Blendenmatrix und der spektralen Aufspreizung auf der Detektorfläche.

Zur Erreichung möglichst großer Packungsdichte und überlappungsfreiem Übergang der Spektren sind nur solche Drehwinkel der Blendenmatrix sinnvoll, bei denen die Endpunkte der Spektren jeweils mit den Zentren der Blenden bzw. Fokuspunkten des MLA zusammenfallen. Um dies zu gewährleisten stehen zur Berechnung des Blendenmusters nur diskrete Konfigurationen mit ganzzahligen Vielfachen von  $x$  und  $n$  zur Verfügung. Die Berechnung verschiedener Kombinationen zeigt für  $x = 4$  und  $n = 2r$  die beste Übereinstimmung mit dem oben festgelegten Platzbedarf der Spektren. Für den in Abb. 26 gezeigten Fall lassen sich folgende Formeln zur Berechnung des optimalen Blendenmusters aufstellen.

$$\Delta\lambda = \sqrt{k^2 + 4r} , \quad (17)$$

$$\varphi = \arctan\left(\frac{2r}{k}\right) , \quad (18)$$

$$b = h \cdot \tan\varphi + \cos\varphi , \quad (19)$$

mit  $h = 2r \cdot \sin(60^\circ)$  ,

und  $k = x \cdot h$  ,

wobei  $\Delta\lambda$  den Platz für die spektrale Aufspreizung,  $\varphi$  den Drehwinkel zwischen Detektormatrix und Messmuster und  $b$  den lateralen Platz für die Spektren beschreibt. Für obige Konfiguration wird das optimale Blendenmuster bei einem Blendenabstand von rund 88  $\mu\text{m}$  und einer Drehung von rund  $16,1^\circ$  erreicht. Bei entsprechender Ausführung des MLA ergibt sich in spektraler Richtung ein Platzangebot von rund 630  $\mu\text{m}$  x 42  $\mu\text{m}$ , was den geforderten Platzbedarf pro Spektrum abdeckt. Der zusätzliche laterale Platz zwischen den Spektren sollte sich positiv auf die Vermeidung von eventuellem direktem Übersprechen der Kanäle auswirken. Für diese Konfiguration des Blendenmusters lässt sich direkt die maximale Anzahl von rund 1200 Messpunkten pro Aufnahme anhand der aktiven Detektorfläche und des Platzbedarfs pro Spektrum berechnen. Da Spektren in den Randbereichen teilweise nicht vollständig abgebildet werden können, liegt die tatsächlich erwartete Anzahl von Messpunkten pro Aufnahme aber etwas unterhalb der Anzahl.

### **3.3 Auslegung und Design der IOS Optik**

Für chromatisch konfokale Multispotsensoren sind keine Standardoptiken verfügbar. Die hier vorliegenden speziellen Anforderungen an die Abbildungsqualität und die Baugröße machen es unmöglich, die Optik des IOS aus Standardkomponenten aufzubauen. Zur Lösung dieser Aufgabe wurde daher ein eigenständiges optisches Konzept entwickelt, dazu ein optisches Design berechnet, analysiert und zur späteren Fertigung übergeben. Das optische Konzept besteht im Wesentlichen aus drei Komponenten, nachstehend bezeichnet als Hyperchromat (Kapitel 3.3.1), Prismenspektrometer (Kapitel 3.3.2) und der konfokalen Baugruppe mit Beleuchtungseinheit (Kapitel 3.3.3).

#### **3.3.1 Hyperchromatisches Messobjektiv**

Zur Erzeugung einer zufriedenstellenden Abbildungsqualität wird im Design optischer Systeme typischerweise angestrebt, möglichst alle klassischen Abbildungsfehler, wie sphärische Aberration, Koma, Astigmatismus, Bildfeldwölbung und Verzeichnung zu minimieren. Bei der Verwendung von polychromatischem Licht besteht zudem die Bestrebung den lateralen Farbfehler und Farblängsfehler (CFS) auszulöschen, um eine Abbildung ohne störenden Farbsaum zu erhalten. Anders

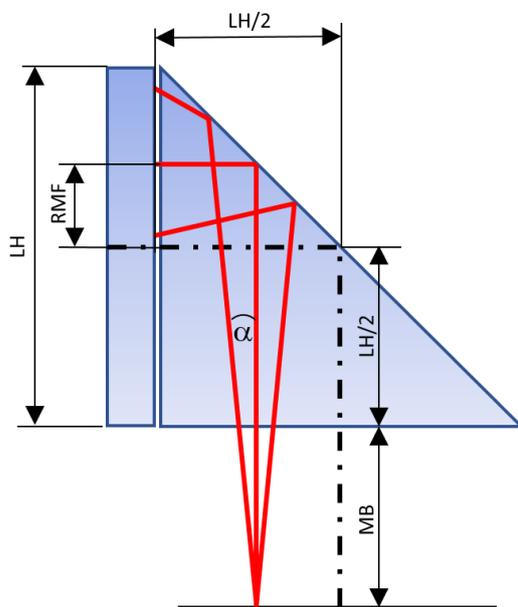
als bei dem klassischen Design besteht bei dem hier zu entwickelnden Hyperchromat die Aufgabe darin, den CFS auf die gewünschte Größe gezielt einzustellen (12 mm axialer Messbereich) und trotzdem die übrigen Abbildungsfehler bestmöglich zu korrigieren. Lässt sich ein CFS für Punktsensoren noch vergleichsweise einfach durch Anpassung der Formeln für Achromate direkt berechnen, so stellt die Berechnung eines Hyperchromaten zur Abbildung einer Punktmatrix eine wesentlich größere Herausforderung dar.

Zusätzlich zu dem vergleichsweise hohen CFS, der für alle Messpunkte möglichst identisch sein soll, ist eine weitere zentrale Überlegung bezüglich des Messstrahlengangs von Interesse. Mit dem IOS soll es möglich sein, an mehreren lateralen Positionen parallel unterschiedliche Abstandswerte aufzunehmen. Zur Erzeugung eines gleichbleibenden FOV in verschiedenen Abständen bietet sich daher ein telezentrisches Design des Hyperchromaten besonders an. Telezentrie bedeutet, dass die Hauptstrahlen der einzelnen lateral verteilten Messpunkte parallel zur Messachse verlaufen. Auf der einen Seite bedeutet die telezentrische Ausführung eine zusätzliche Einschränkung bei der Optimierung des Linsendesigns und erfordert größere Linsendurchmesser am distalen Ende des IOS Handstücks, bietet aber den Vorteil, dass die Messfeldgröße und die laterale Auflösung des IOS in verschiedenen Höhen identisch sind. Eine abstandsabhängige Veränderung des Messpunktemusters muss bei einem solchen Design daher nicht zwangsweise berücksichtigt werden, was eine einfachere Softwareimplementierung und Systemkalibrierung ermöglicht. Die telezentrische Ausführung des Hyperchromats auf der Seite der Blendenmatrix ist ebenfalls von Vorteil, da sich hierdurch die Baugröße der nachfolgenden Optik für das Prismenspektrometer kompakter aufbauen lässt. Weitere wesentliche Designparameter für den Hyperchromaten sind bereits zum Beispiel durch die Festlegungen des Spektralbereichs, des Kamerasensors, der Messfeldgröße, der Blendenmatrix und der angestrebten Messgenauigkeit vorgegeben.

Bei einer 1:1 Abbildung der Blendenmatrix auf den Detektor müssen die Abmessungen der Blendenmatrix mit der Größe des Messpunktemusters und des Kamerasensors identisch sein, also ca.  $5,7 \times 5,7 \text{ mm}^2$  betragen. Zur Erfassung der gesamten Okklusalfäche eines Molars ist aber eine größere laterale Ausdehnung

des Messfelds notwendig, was sich durch eine 2:1 Vergrößerung des Messpunktemusters durch den Hyperchromaten auf ein FOV von 11,4 x 11,4 mm<sup>2</sup> in geeigneter Weise einstellen lässt.

Die objektseitige *NA* des Hyperchromaten hat entscheidenden Einfluss auf die bestmöglich erzielbare axiale Messgenauigkeit. Wie auch bei Vergrößerung des Messfelds steigt auch bei Anhebung der *NA* der benötigte Linsendurchmesser und somit auch der Durchmesser der Optik an. Mit dem Ziel eine möglichst exakte Aufnahme der Zahnstrukturen zu ermöglichen, müsste die *NA* so hoch wie möglich gewählt werden, was aber in massiven Widerspruch zum Handstückdurchmesser steht.



**Abb. 27: Geometriedaten des Intraoralscanners zur Abschätzung der maximal möglichen objektseitigen  $NA = \sin(\alpha)$  des Hyperchromaten ( $LH$ : Linsenhöhe, max. 21 mm;  $MB$ : axialer Messbereich, mind. 12 mm;  $RMF$ : Radius des Messfelds, mind. 7,8 mm).**

Numerische Aperturen von rund 0,2 bis 0,7 wie sie bei kommerziell verfügbaren chromatisch konfokalen Sensoren eingesetzt werden, können bei einer Messfeldgröße von 11 x 11 mm<sup>2</sup>, einem Messbereich von 12 mm und einer maximalen Sensorhöhe von 25 mm nicht gewählt werden. Die intraorale Zugänglichkeit würde sonst massiv eingeschränkt bzw. nicht gewährleistet sein und der Nutzen des IOS gänzlich ausbleiben. Aus diesem Grund muss die Forderung an eine möglichst hohe *NA* und somit auch eine hohe Messgenauigkeit der Forderung zur maxi-

malen Sensorgeometrie zwingend untergeordnet werden. Da die Optik des Sensors in ein Gehäuse eingebaut werden muss, ist es erforderlich, eine ausreichende Dicke der Linsenfassung und des Gehäuses einzuplanen. Bei einer Wandstärke von 2mm für Linsenfassung und Gehäuse beträgt die verbleibende maximale Linsenhöhe lediglich 21mm. Zur Abschätzung der maximal möglichen numerischen Apertur lässt sich folgende Formel anhand der Skizze aus Abb. 27 ableiten:

$$NA = \sin \left[ \arctan \left( \frac{LH}{\frac{2}{MB + LH} - RMF} \right) \right] = \sin \left[ \arctan \left( \frac{10,5 - 7,8}{12 + 20} \right) \right] \approx 0,082, \quad (20)$$

wobei  $RMF$  den Radius des Messfelds,  $MB$  den axialen Messbereich und  $LH$  die Linsenhöhe der letzten Linse vor dem Objekt beschreibt. Bei gegebener Sensorgeometrie liefert Formel (20) eine maximale objektseitige  $NA$  von rund 0,082. Diese ist im Vergleich zu der  $NA$  herkömmlicher Sensoren extrem gering. Mit einem so aufgebauten Sensor ist daher nicht die sonst mit konfokalen Sensoren erzielbare Messgenauigkeit im Sub-Mikrometerbereich zu erwarten. Unter Berücksichtigung der für diese Konfiguration abzuschätzenden  $AFWHM$  der konfokalen Wellenlänge von rund  $245 \mu\text{m}$  wird bereits klar, dass hohe Ansprüche an das SNR, die Auswertalgorithmen und Datenverarbeitung gestellt werden müssen, um die geforderte axiale Messgenauigkeit von rund  $25 \mu\text{m}$  zu erzielen ( $AFWHM \cdot 1,38$  aus Formel (6) mit Durchmesser  $PH = 12,5 \mu\text{m}$ ;  $NA = 0,082$ , Vergrößerung  $m = 2$ ).

Die grundlegenden Zielwerte beziehungsweise Startwerte für das optische Design für den Hyperchromaten lassen sich wie folgt zusammenfassen:

Eigenschaft	Anforderung
Spektralbereich	$450 \text{ nm} \leq \lambda \leq 750 \text{ nm}$
Max. Linsenhöhe L	21 mm (+ 4 mm Gehäuse → 25 mm Sensorhöhe)
Gesamtlänge	150 mm (max. Gesamtlänge $\frac{1}{2} * 30 \text{ cm}$ )
NA objektseitig	$NA_{\text{max}} \approx 0,082$
Ausführung	beidseitig telezentrisch
Feldgröße	$> 5,7 \times 5,7 \text{ mm}^2$ (blendenseitig)
Vergrößerung	2:1
CFS	12 mm
Abbildungsqualität	Mind. 40 lp / mm (25 $\mu\text{m}$ Strukturen / $\varnothing$ Messpunkt)
Gegenstandsweite G	mind. 21-33 mm (einfache Umlenkung um $45^\circ$ bei maximaler Linsenhöhe von 21 mm)

Für das Design optischer Linsensysteme gibt es nur begrenzte Designprinzipien, die außerhalb der führenden Optikerhersteller kommuniziert werden. Diese beruhen auch auf der Ableitung des gewünschten optischen Systems aus bereits bestehenden zum Beispiel firmeninternen optischen Designs (Startsysteme). Wie eingangs beschrieben, ist die Berechnung eines Hyperchromaten mit großem Bildfeld und überdurchschnittlichem CFS eine sehr untypische Aufgabe, wodurch Startsysteme nicht existieren. Neben der Möglichkeit zum Beispiel Startsysteme aus Katalogen zu entnehmen, die zwar passende Abbildungseigenschaften besitzen und lediglich ein Fehlen des entsprechenden CFS aufweisen, ist es ratsam, einige Vorüberlegungen bezüglich des optischen Designs anzustellen und nicht allein auf die Optimierungsalgorithmen heutiger Simulationsprogramme zu vertrauen. So ist zum Beispiel die Betrachtung der Brennweite einer Linse in Abhängigkeit von dem Brechungsindex  $n(\lambda)$  durchaus interessant. Die Brennweitendifferenz  $\Delta f$  einer Linse aus unterschiedlichem Material lässt sich mit

$$\Delta f = f_{n1} - f_{n2} = \frac{1}{n_1 - \Phi_{n1}} - \frac{1}{n_2 - \Phi_{n2}} \quad (21)$$

und

$$\Phi_{ni} = \frac{1}{f_{ni}} = (n_i - 1) \left( \frac{1}{r_1} - \frac{1}{r_2} \right) \quad (22)$$

bestimmen, wobei  $r_1$ ,  $r_2$  die Radien der Linsenflächen und  $n$  den Brechungsindex des Linsenmaterials darstellen. Die daraus abzuleitende Variation der Brennweite liegt im Bereich von wenigen Prozent der Nominalbrennweite ( $\lambda_{nd} = 587,6 \text{ nm}$ ) (vgl. Abb. 28). Für typisch erhältliche und standardmäßig zu fertigende Brennweiten von 10 mm bis 200 mm wird zum Beispiel bei einer Variation der Wellenlänge von  $\lambda = 486 \text{ nm}$  bis  $\lambda = 706,5 \text{ nm}$  durchaus eine Größenordnung von wenigen Millimetern erreicht (z.B.  $f = 100 \text{ mm}$ , N-BK7  $\triangleq$  ca. 1,8 mm Brennweitenvariation). Während die Brennweite der Linse proportional in den CFS einfließt, lässt sich die Größe des CFS auch entscheidend durch die Wahl des optischen Materials beeinflussen. Zur Maximierung des axialen chromatischen Farbfehlers stellt die Größe der Materialdispersion, oft angegeben durch die Abbe-Zahl  $v$ , einen wichtigen Parameter für das optische Design dar:

$$v_e = \frac{n_e - 1}{n_{F'} - n_{C'}} \quad (23)$$

Optische Gläser besitzen mit geringer Abbe-Zahl per Definition eine höhere Materialdispersion und führen so bei gleichem Wellenlängenspektrum und Brennweite  $f$  zu einer größeren axialen Farbaufspaltung (siehe exemplarische Darstellung in Abb. 28).

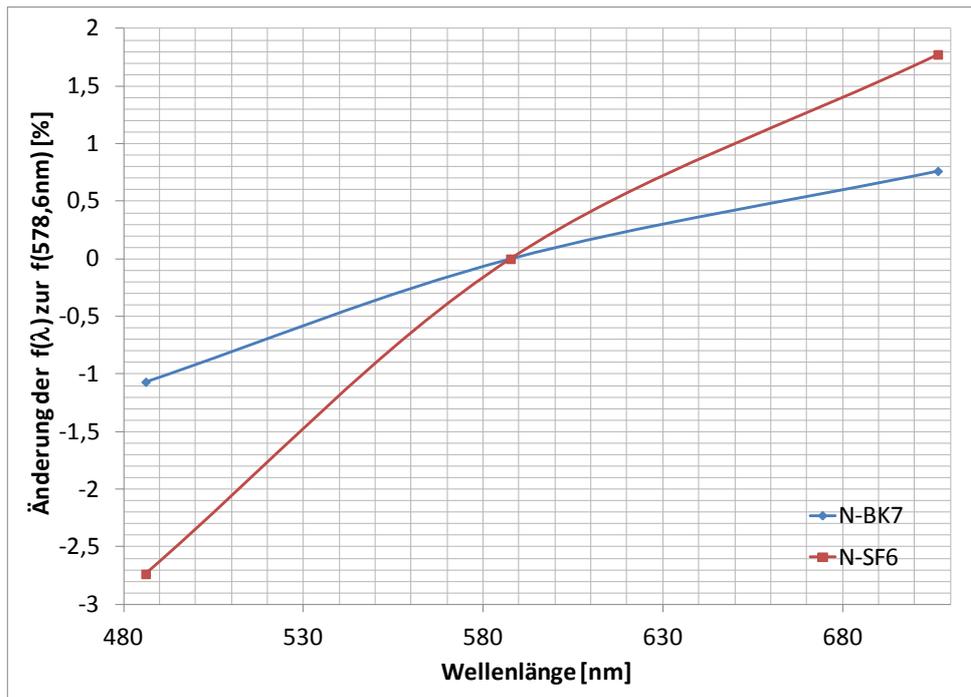


Abb. 28: Beispielhafte Darstellung der prozentualen Änderung der Brennweiten bezogen auf die Nominalbrennweite ( $\lambda = 578,6 \text{ nm}$ ) für die Materialien N-SF6 (Brechungsindex  $n_d = 1,80518$ , Abbe Zahl  $\nu_e = 25,16$ ) und N-BK7 ( $n_d = 1,5168$ ,  $\nu_e = 63,96$ )).

Bei einer endlich konjugierten Abbildung fließt die Brennweite  $f$  der Linse allerdings nicht unverändert in die Gegenstandsweite  $s_\lambda'$  ein, sondern hängt zusätzlich von dem gewählten Vergrößerungsmaßstab des optischen Systems ab. Der CFS berechnet sich folglich aus der Differenz der Gegenstandsweiten für die am weitest auseinanderliegenden Wellenlängen. Am einfachen Beispiel einer Einzellinse kann die Abhängigkeit des CFS vom lateralen Vergrößerungsmaßstab verdeutlicht werden.

Gibt man beispielsweise eine equi-konvexe Einzellinse aus N-BK7 mit Radius 100 mm und einen Wellenlängenbereich von  $\lambda_f = 486,1 \text{ nm}$  bis  $\lambda_r = 706,5 \text{ nm}$  mit der Primärwellenlänge  $\lambda_d = 578,6 \text{ nm}$  vor, so lässt sich der CFS mit

$$CFS = s_r - s_f \quad (24)$$

aus der Differenz der Objektweiten berechnen. Nach algebraischer Umstellung lässt sich unter Zuhilfenahme der Formel (22) und

$$s_{\lambda_i} = \frac{(1-m) \cdot f_{\lambda_i}}{m}, \quad (25)$$

$$s'_{\lambda_i} = \frac{s_{\lambda_i} \cdot f_{\lambda_i}}{f_{\lambda_i} \cdot s_d}, \quad (26)$$

für den CFS die Formel (27) angeben.

$$CFS(m) = \frac{(1-m) \cdot f_d \cdot f_r}{m \cdot \left( f_r - f_d + \frac{f_d}{m} \right)} - \frac{(1-m) \cdot f_d \cdot f_f}{m \cdot \left( f_f - f_d + \frac{f_d}{m} \right)} \quad (27)$$

In Abb. 29 ist der Einfluss der lateralen Vergrößerung auf den CFS für das obige Beispiel gezeigt. Hierbei ist zu erkennen, dass ein quadratischer funktioneller Zusammenhang zwischen dem lateralen Vergrößerungsmaßstab und der Veränderung des CFS besteht, der zwar eine geringe Materialabhängigkeit ( $n(\lambda)$ ) besitzt, aber gänzlich unabhängig von der Brennweite des Systems ist (siehe Abb. 29).

Eine weitere, hier nicht näher betrachtete, Möglichkeit zur Steigerung des CFS würde in einer zweistufigen Abbildung aus einem Objektiv mit einem deutlichen CFS und einem achromatischen Objektiv bestehen. Bei dieser Zusammenstellung wirkt sich auch die axiale Vergrößerung  $a$  in Abhängigkeit von der lateralen Vergrößerung  $m$  auf die Steigerung des CFS mit

$$CFS(m) = m^2 \cdot CFS(m=1) \quad (28)$$

aus und ist unabhängig von der Brennweite des optisches Systems und des verwendeten optischen Materials.

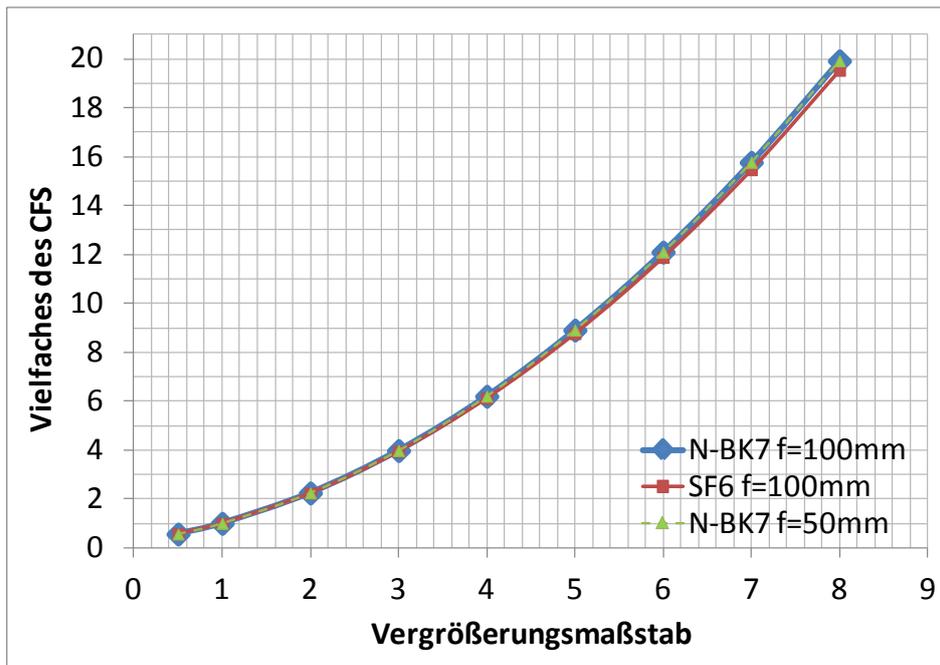


Abb. 29: Vielfaches des axialen chromatischen Fokusshifts (CFS) in Abhängigkeit des eingestellten Vergrößerungsmaßstabs bei einer Einzellinse (Material N-BK7, Wellenlänge  $468,1 \text{ nm} < \lambda < 706,5 \text{ nm}$ ), bezogen auf den axialen chromatischen Fokusshifts (CFS) bei einer 1:1 Abbildung.

Zusammenfassend für die hier aufgeführten Einflussparameter lässt sich feststellen, dass sich die Verwendung von optischen Materialien mit niedriger Abbe-Zahl und die Einstellung eines Vergrößerungsfaktors  $m > 1$  für den Hyperchromaten positiv auf die Erzeugung eines großen CFS auswirkt. Allerdings darf nicht außer Acht gelassen werden, dass auch die Kombinationen verschiedener Glasarten (z. B. Flint- und Krongläser) weitere Optionen zum Design des CFS und positiven Einfluss auf die Abbildungsleistung bereitstellen können.

### 3.3.2 Prismenspektrometer als Detektionseinheit

Das Prismenspektrometer ist ein optisches Messinstrument, das es ermöglicht, die spektral aufgelöste Intensität eines von einem Objekt remittierten Lichtspektrums zu erfassen. Im Unterschied zum Gitterspektrometer wird zur Erzeugung der Farbaufspaltung ein Prisma verwendet. In der typischen Ausgestaltung ist es mit einem Prismenspektrometer möglich, je nach Form des Eintrittsspalts einen einzelnen Objektpunkt oder eine Linie auf einem Objekt zu analysieren. Die Stärke der Farbaufspaltung und somit auch die typischerweise erzielbare spektrale Auflö-

sung ist dabei wesentlich geringer als bei Gitterspektrometern, doch bieten Prismenspektrometer eine deutlich höhere Lichteffizienz, da Gitter selten ein Effizienzmaximum von mehr als 80 % aufweisen und dies nur für einen sehr begrenzten Wellenlängenbereich. Bei der Verwendung eines Gitterspektrometers wird zur hochaufgelösten spektralen Analyse häufig eine vollständige Sensordimension für die Farbauswertung verwendet (z. B. Pixelspalte). Die zweite Dimension des Detektors kann zur Ortsauflösung verwendet werden, sodass dann nur die spektrale Vermessung entlang einer Linie möglich ist. Bei der Verwendung von optischen Gittern entstehen höhere Beugungsordnungen, die bei der Spektralanalyse z.B. einer 2D-Blendenmatrix unweigerlich zu einer örtlichen Überlagerung der Spektralkanäle und zu einer deutlichen Verschlechterung des SNR führen würden.

Da nach den Ergebnissen aus Kapitel 3.2.4 für den IOS keine hohe spektrale Auflösung erforderlich ist (nur 50 Detektionskanäle) und die Überlagerung der Spektralkanäle idealerweise vermieden werden sollte, bietet sich ein Prismenspektrometer ideal für die Farbauswertung der Blendenmatrix im IOS Handstück an. Die spezielle Herausforderung bei dem Design eines Prismenspektrometers für den IOS ist eine über das FOV möglichst konstante spektrale Aufspreizung für alle 1200 Messpunkte bei gleichzeitig hoher  $NA$ , guter Abbildungsqualität und möglichst geringem Bauraum. Während Gitterspektrometer aufgrund der guten spektralen Auflösung die typische Bauart kommerzieller Spektrometer darstellen, werden Prismenspektrometer zumeist nur im akademischen Umfeld zu Ausbildungszwecken benutzt. Da sich überdies der typische Aufbau von Prismenspektrometern ebenfalls auf die Auswertung von Punkten oder Linien beschränkt, existieren auch hier keine geeigneten optischen Referenz- bzw. Startsysteme. Die bis zum Bildrandbereich überlappungsfreie Abbildung der Spektren kann durch einen streng symmetrischen Aufbau mit mittiger Blendenlage (folglich 1:1 Abbildung) begünstigt werden, da bei solchen Aufbauten die optischen Bildfehler wie Verzeichnung und Koma drastisch reduziert werden können. Bezüglich der Größenverhältnisse der Blendenmatrix, des Kamerasensors und des Messfeldes ergibt sich bei einer 1:1 Abbildung eine stimmige Systemauslegung. Zur Reduktion des Bauraums und effizienter Lichtausnutzung ist es zudem erforderlich, dass das Prismenspektrometer blendenseitig telezentrisch aufgebaut wird und somit aus

Symmetriegründen auch kameraseitig telezentrisch sein muss. Als wesentliche Zielwerte für das Spektrometer lassen sich folgende Angaben formulieren:

Eigenschaft	Anforderung
Spektralbereich	$450 \text{ nm} \leq \lambda \leq 750 \text{ nm}$ (achromatisch)
Spektrale Aufspreizung	625 $\mu\text{m}$
Max. Linsenhöhe	21 mm (24 mm abzüglich Fassung und Gehäuse)
Gesamtlänge	150 mm (max. Gesamtlänge $\frac{1}{2} * 30 \text{ cm}$ )
NA	Identisch mit objektseitiger NA des Hyperchromaten $NA_{\text{max}} \approx 0,164$
Ausführung	symmetrischer Aufbau beidseitig telezentrisch
FOV	$> 6 \times 6 \text{ mm}^2$
Vergrößerung	1:1
Abbildungsqualität	beugungsbegrenzt bis 40 lp / mm ( $1 / (2 * 12,5 \mu\text{m})$ )
Gegenstandsweite	$> 8 \text{ mm}$ (Mindestabstand zur aktiven Sensorfläche, Höhe der Elektronikbausteine in unmittelbarer Sensornähe)

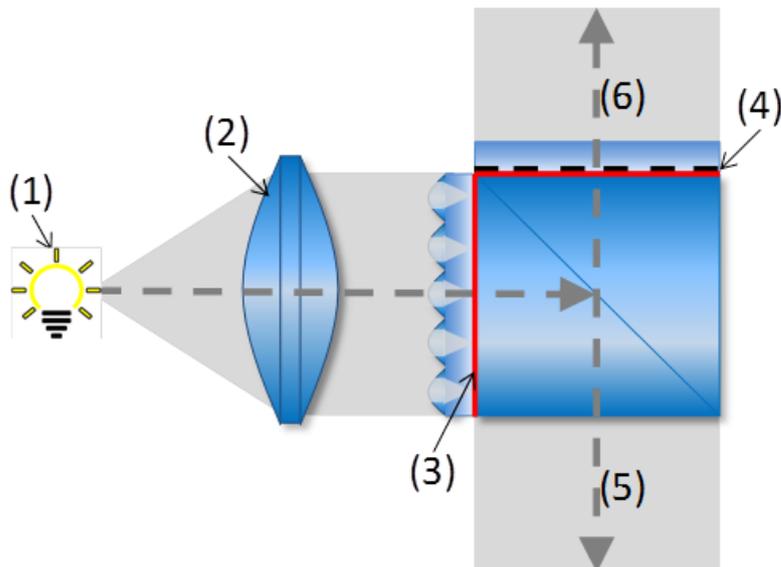
### 3.3.3 Konfokale Baugruppe mit Beleuchtungseinheit

Als dritte Komponente des IOS stellt die konfokale Baugruppe mit Beleuchtungseinheit ein zentrales Element des IOS Handstücks dar.

#### Konfokale Baugruppe

Die stabile Aufrechterhaltung der konfokalen Bedingung für ca. 1200 Messpunkte unter realen Anwendungsbedingungen in der Zahnarztpraxis und eine einfache und wirtschaftliche Fertigung zählen beim Design der konfokalen Baugruppe zu den wichtigen Parametern. Da weder geeignete Einzelkomponenten noch komplette Systemkomponenten mit vergleichbaren Eigenschaften kommerziell erhältlich sind, ist auch hier ein proprietäres Design notwendig. Wie in der Patentanmeldung EP2087312B1 beschrieben und in Abb. 30 gezeigt, wurde das Konzept verfolgt, dass die Strahlteilung, die Blendenmatrix und das MLA monolithisch aufgebaut werden. Bezüglich des Abstands und der Kippung der beiden Elemente

lässt sich aufgrund der hohen Fertigungsgenauigkeit von optischen Prismen durch Verklebung mit dem Strahlteiler eine dauerhaft und verhältnismäßig einfache Ausrichtung der Blendenmatrix und des MLA in allen Raumrichtungen erzielen. Die konfokale Bedingung lässt sich so einfacher einstellen, da im Wesentlichen nur noch ein Freiheitsgrad, nämlich die Drehung der Blendenmatrix zum MLA, übrig bleibt. Vor der Verklebung lassen sich so die Blenden mit den Fokuspunkten des MLA exakt aufeinander ausrichten.



**Abb. 30: Abbildung des Konzepts für die konfokale Baugruppe mit Beleuchtungseinheit des Intraoralscanners. Schematisch dargestellt sind: (1) Lichtquelle, (2) Kollimationslinse, (3) Fokusebene des Mikrolinsenarrays, (4) Ebene der Blendenmatrix, (5) Strahlrichtung zum Hyperchromat und Prüfobjekt, (6) Strahlrichtung zum Spektrometer (Detektion).**

Die Ausrichtung der konfokalen Baugruppe im IOS wurde so gewählt, dass sich aus Hyperchromat und Prismenspektrometer eine gestreckte Anordnung ergibt. Da die Lichteinkopplung einen vergleichsweise geringen Bauraum erfordert, kann das IOS-Handstück bezüglich der Einschubachse in den Patientenmund näherungsweise rotationssymmetrisch ausgeführt werden kann. Sowohl die Vermessung des Ober- als auch Unterkiefers ist so gleichermaßen einfach zu bewerkstelligen. Die Herstellung der Blendenmatrix und des Mikrolinsenarrays erfolgte anwendungsspezifisch nach den Vorgaben aus Kapitel 3.2.4. Bezüglich des optischen Designs wurde die NA des Mikrolinsenarrays auf die restlichen System-

komponenten angepasst und der erzeugte Durchmesser der einzelnen Messpunkte in Verbindung mit der Kollimationslinse (2) auf 12,5  $\mu\text{m}$  eingestellt.

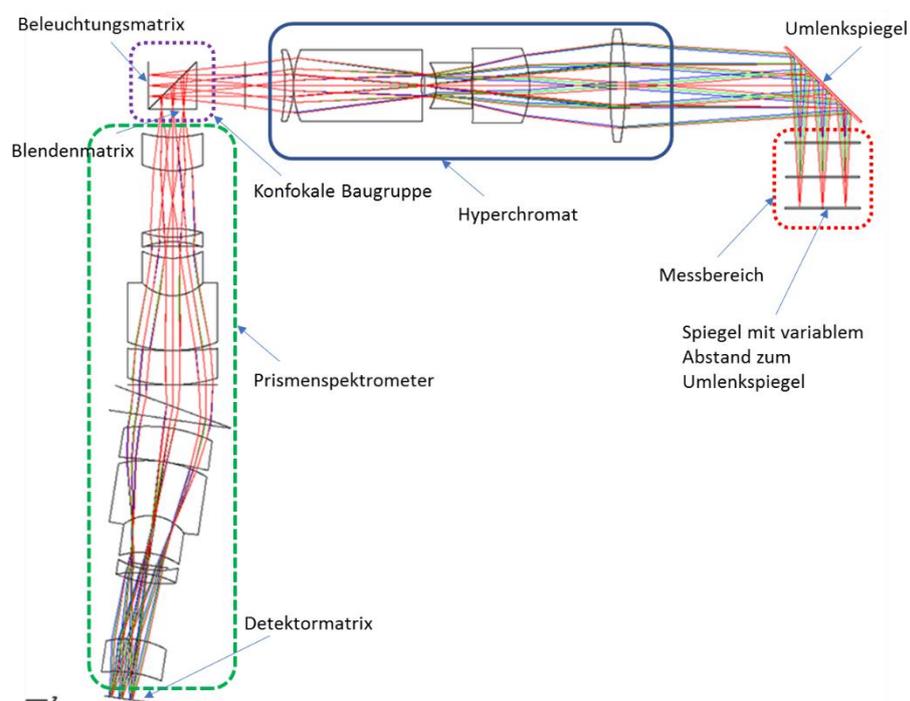
### **Beleuchtungseinheit**

Die Auswahl der optimalen Lichtquelle (1) für dieses Systemkonzept stellt ebenfalls eine erhebliche Herausforderung dar. Zur lückenlosen Abtastung des Messbereichs muss die Lichtquelle im Spektralbereich von 450 nm bis 750 nm eine möglichst gleichbleibende Lichtleistung zur Verfügung stellen. Der multifokale und telezentrische optische Aufbau von Hyperchromat und Prismenspektrometer in Verbindung mit dem sehr eingeschränkten Bauraum lässt nur die Nutzung einer vergleichsweise geringen Apertur der Lichtquellen zu. Dies bedingt den Einsatz einer Leuchtquelle mit extrem hoher Leuchtdichte. Nach experimentellen Untersuchungen unterschiedlicher Leuchtquellen (z.B. LED, Halogen) wurde eine, bereits im medizinischen Einsatz etablierte, Xe-Kurzbogenlampe (Excelitas CERMAX ME300) als passende Lichtquelle identifiziert. Für den Anwendungsfall auf humanen Zähnen lassen sich aufgrund der extrem hohen Leuchtdichte und der weitgehend konstant verlaufenden spektralen Intensität mit diesem Leuchtmittel die besten Ergebnisse bezüglich der Signalstärke erzeugen. Aufgrund der Baugröße der XE-Quelle, der Hitzeentwicklung und der hohen Zünd- und Betriebsspannung, muss die Lichtquelle außerhalb des Handstücks platziert und das Licht über einen Lichtleiter zugeführt werden. Zur homogenen Ausleuchtung des Messfelds und korrekten Einstellung der Messpunktgröße wurden der Durchmesser des Faserkerns und die NA der Faser auf die anderen optischen Systemkomponenten optimal abgestimmt.

### **3.3.4 Zusammenfassung Systemauslegung**

Die oben aufgeführte Auslegung und das Startdesign zeigen die Komplexität und Neuartigkeit des gesamten optischen Systems. Gerade für das optische Design des Prismenspektrometers und des Hyperchromaten ergeben sich große Hürden bezüglich der Baugröße, des Gesamtgewichts und der Herstellungskosten für eine aus Anwendersicht optimale Lösung. Neben der Einstellung des gewünschten CFS für den Hyperchromaten und der spektralen Aufspaltung des Prismenspektrometers nehmen die Zielwerte bezüglich der Abbildungsgüte und Baugröße

einen ebenso hohen Stellenwert ein und bedingen den Aufbau eines mehrlinsigen, komplexen optischen Systems. Für optische Systeme dieser Art ist die Berechnung bzw. Optimierung der Linseneigenschaften (Materialien, Radien, Abstände) und auch des CFS wesentlich komplexer als die in Kapitel 3.3.1 vorgestellte Beispielrechnung. Unter Einbeziehung der Vorüberlegung und der Zielwerte empfehlen sich für die Lösung eines solchen mehrdimensionalen Optimierungsproblems der Einsatz eines optischen Simulationsprogramms (z.B. Zemax) und die Konzentration auf die stabile und optimale Definition der darin verfügbaren Optimierungsfunktion.



**Abb. 31: Optisches Gesamtsystem des Intraoralscanners nach ersten Optimierungsschritten. Dargestellt ist der optische Strahlengang für drei Messpunkte und drei verschiedene Wellenlängen (blau:450nm, grün:550nm, rot: 750nm). Die einzelnen optischen Unterbaugruppen sind durch die Rechtecke farblich gekennzeichnet.**

Die drei optischen Subsysteme, Hyperchromat, Prismenspektrometer und konfokale Baugruppe wurden entsprechend den vorher definierten Anforderungen zunächst separat in der optischen Simulationssoftware aufgebaut und getrennt voneinander optimiert. Das Gesamtsystem zu verschiedenen Zeitpunkten der Optimierung manuell zusammengeführt (siehe Abb. 31) und theoretisch analysiert.

Das in dieser Abbildung gezeigte optische System aus der frühen Optimierungsphase erfüllt zwar schon einige Anforderungen, zeigt aber bezüglich der Abbildungsqualität und Herstellbarkeit noch deutliche Defizite. In dieser Abbildung ist der exemplarische Strahlengang für drei Messpunkte mit jeweils drei Wellenlängen (blau: 450 nm, grün: 550 nm, rot: 720 nm) gezeigt. Es ist zu erkennen, dass im Messbereich bereits ein deutlicher CFS erreicht wurde, aber die Linsen zum einen äußerst dick und zum anderen extrem dünn ausfallen, was zu hohen Kosten und einem hohen Gewicht führt oder die Linsenfertigung deutlich erschwert. In Bezug auf das Prismenspektrometer ist zu bemerken, dass eine verhältnismäßig hohe Linsenanzahl mit sehr hohen Mittendicken verbaut ist, was ebenfalls zu nicht tolerierbarem Gewicht und Kosten führt. Zwar liefert das gezeigte Prismenspektrometer bereits die Möglichkeit zur Spektralanalyse einer Blendenmatrix, doch ist der geknickte Strahlengang sehr ungünstig in Bezug auf die Baugröße und Fertigungstoleranzen.

Durch wiederholte manuelle Eingriffe in das optische System, wie z.B. der Wegnahme von Linsen, Anpassung von Luftabständen, Begrenzungen von Linsenradien sowie Materialänderungen, Anpassung der Zielwerte in der *merit function* und automatisierter Optimierung durch den Optimierungsalgorithmus wurde das optische System schrittweise verfeinert. Eine zufriedenstellende Version des so erstellten optischen Systems enthält die komplette Bauanleitung des Objektivs und wurde an einen Optikfertiger übergeben. Durch die finale Überarbeitung des optischen Designs durch den Optikfertiger wurden eine gesteigerte optische Abbildungsqualität und eine noch bessere Herstellbarkeit erzielt.

### 3.4 Theoretische Charakterisierung des entwickelten IOS

Ausgehend von den in Kapiteln 3.2 und 3.3 formulierten technischen und medizinischen Anforderungen wurde das anwendungsspezifische Optiksyst $\ddot{u}$ m konstruiert und berechnet. Das in dieser Arbeit mit ZEMAX erstellte und von einem Optiker final  $\ddot{u}$ berarbeitete optische Designkonzept wurde vor der Fertigung theoretisch analysiert. Da sich mit dieser Analyse das zu erwartende Verhalten der optischen Systeme voraussagen l $\ddot{a}$ sst, sind die im Anschluss gezeigten Ergebnisse eine wesentliche Voraussetzung f $\ddot{u}$ r die kosten- und zeiteffiziente Herstellung der Optiken eines realen IOS Handst $\ddot{u}$ cks. Zudem stellen die Ergebnisse dieser theoretischen Analyse den ersten Schritt zum Nachweis der Machbarkeit f $\ddot{u}$ r einen chromatisch konfokalen Multispot IOS dar.

#### 3.4.1 Leistungsdaten des optischen Systems

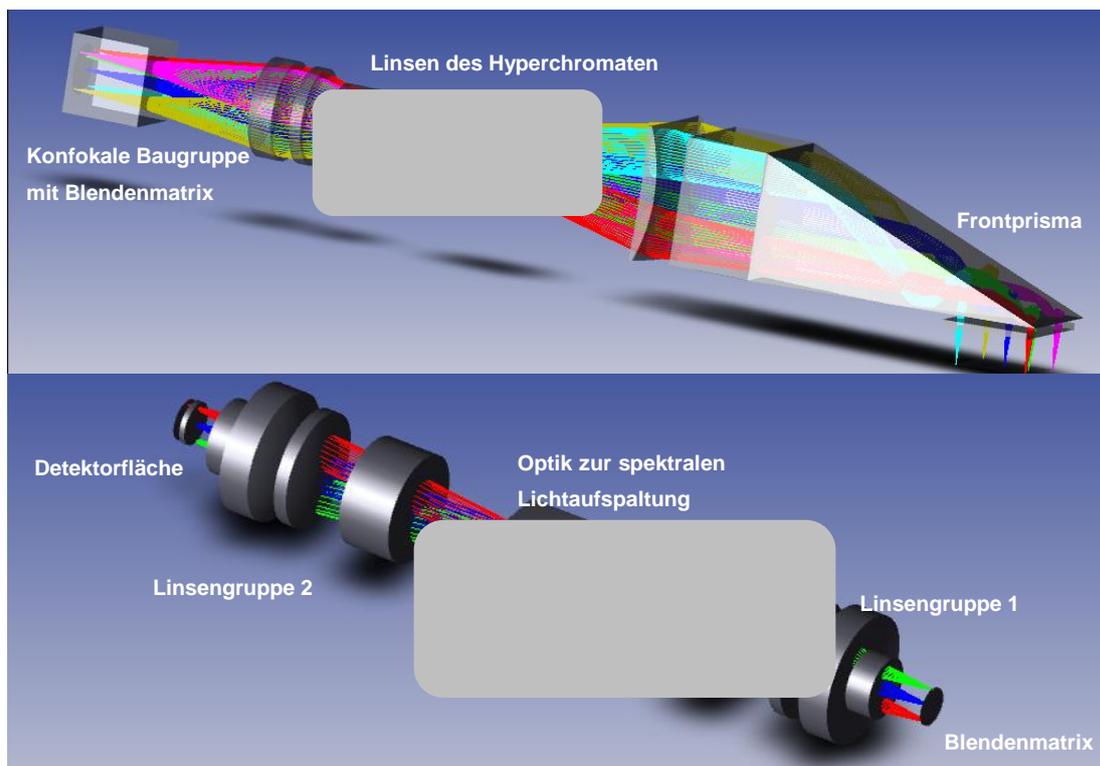
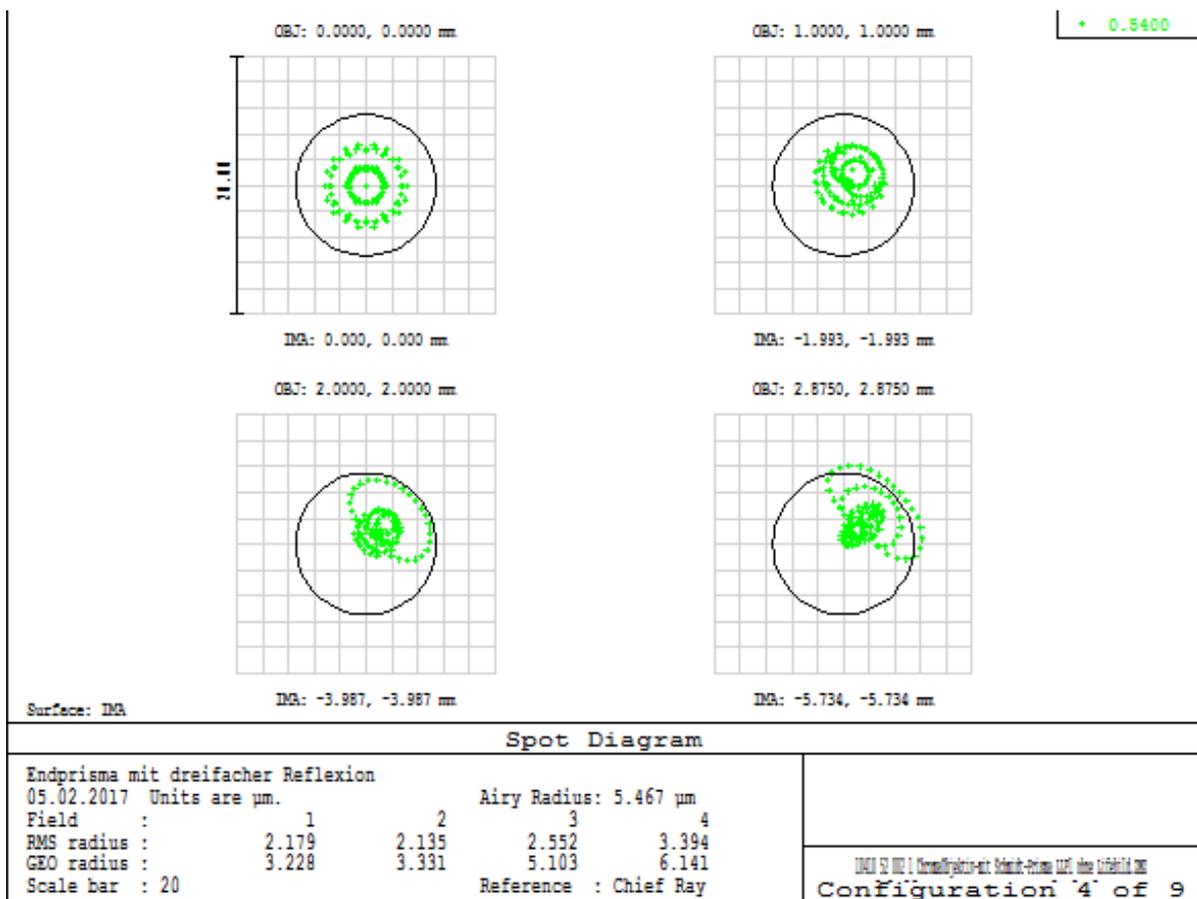


Abb. 32: Oben: 3D-Darstellung des Hyperchromaten und der konfokalen Baugruppe. Gezeigt ist die Linsengruppe (semitransparent) und der Strahlengang in der Optik f $\ddot{u}$ r sechs verschiedene Bildpunkte (Feldh $\ddot{o}$ hen, farblich codiert) und eine Wellenl $\ddot{a}$ nge (ein einziger Messabstand). Unten: 3D-Darstellung der Linsengruppe und des Strahlengangs im Detektionssystem (Prismenspektrometer) f $\ddot{u}$ r drei verschiedene Bildpunkte (farblich codiert) und eine Wellenl $\ddot{a}$ nge. Aus patentrechtlichen Gr $\ddot{u}$ nden sind Teile geschw $\ddot{a}$ rzt.

Sowohl für den Hyperchromaten, als auch für das Prismenspektrometer war es notwendig, ein komplexes optisches Design aus mehreren Linsen zu wählen, um die optische Abbildungsqualität und die weiteren Spezifikationen (z.B. spektrale Aufspaltung, Bildgröße, CFS) erfüllen zu können (siehe Abb. 32). Unter Einhaltung der maximalen Linsendurchmesser, des Arbeitsabstands am Hyperchromaten von rund 45 mm (ohne Umlenkung durch das Prisma) und der durchgehenden Telezentrie wurde eine beleuchtungs- und detektionsseitige  $NA$  von rund  $NA \approx 0,15$  erreicht. Unter Berücksichtigung der Systemanforderungen (z.B. CFS, Abbildungsqualität, spektrale Auflösung) wurde nach Optimierung der optischen Systeme eine Baulänge von rund 160 mm für den Hyperchromaten inklusive der konfokalen Baugruppe und rund 120 mm für das Prismenspektrometer realisiert. Die Gesamtlänge des optischen Systems liegt somit bei rund 280 mm. Die Höhe bzw. Durchmesser aller Linsen des optischen Systems konnten auf kleiner als 20 mm festgelegt werden. Für den Hyperchromaten wurde gemäß der Anforderungen ein Vergrößerungsmaßstab von 2:1 eingehalten, was eine Messfeldgröße von rund  $11 \times 11 \text{ mm}^2$  erlaubt. Für das Prismenspektrometer wurde ein an den Detektor angepasster Vergrößerungsmaßstab von 1:1 realisiert. Zur Reduktion der Objektivhöhe bzw. -breite wurde die letzte Linse des Hyperchromaten rechteckig auf ihr Mindestmaß reduziert ohne eine Abschattung (Vignettierung) von Lichtstrahlen zu erzeugen. Um eine einfachere Zugänglichkeit an engeren Stellen im Mundraum zu erhalten, wurde zudem das Umlenkprisma flacher als ein Standard  $45^\circ$ -Prisma ausgeführt. Die notwendige Strahlumlenkung ist hierbei durch eine zweifache Reflexion der Lichtstrahlen im Prisma, jeweils durch Totalreflexion an den Grenzflächen möglich. Wie in Abb. 32 zu sehen, ist das Prisma hierdurch etwas länger, weist im Applikationsbereich (Sensorspitze) aber eine wesentlich geringere Höhe auf.

Die Berechnung des Spotdiagramms (Punktbilds) zeigt eine sehr gute Abbildungsqualität für den Hyperchromaten, was exemplarisch für die Wellenlänge 540 nm in Abb. 33 dargestellt ist. Das Punktbild des Hyperchromaten liegt für alle Feldhöhen (bzw. Objekthöhen) und alle Wellenlängen zu fast 100% innerhalb der Beugungsbegrenzung.

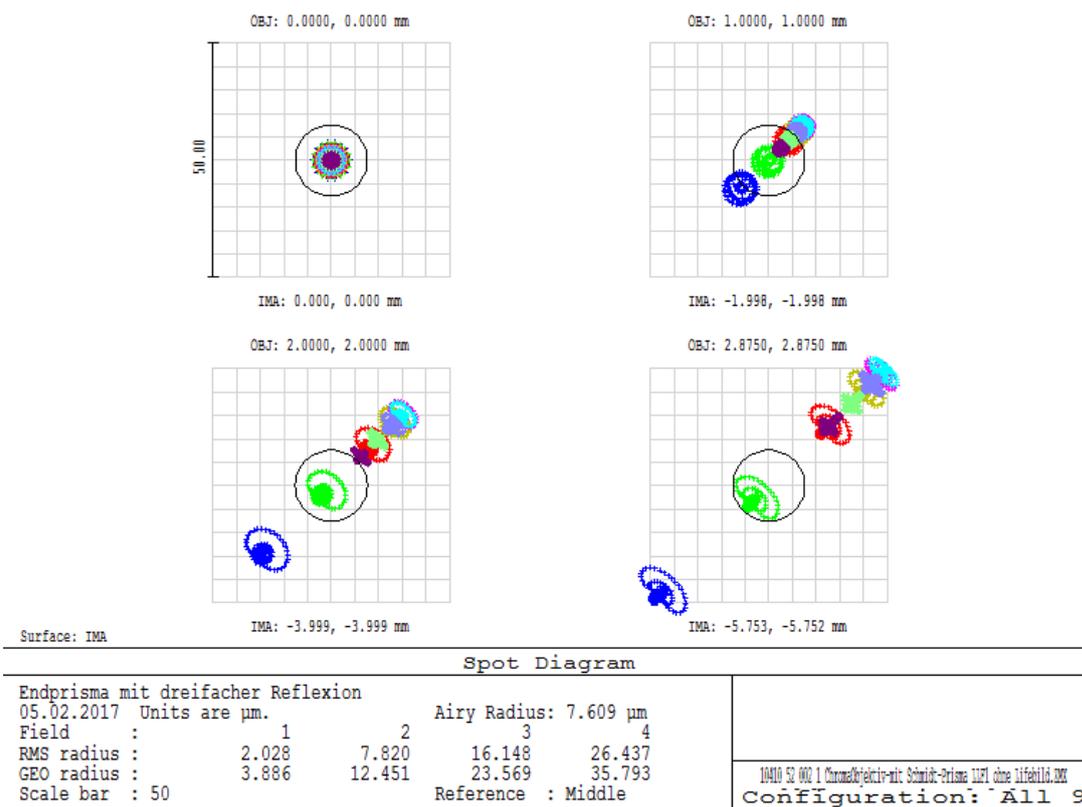
### 3.4.2 Hyperchromat



**Abb. 33:** Darstellung der Abbildungsqualität anhand des Spotdiagramms in einem Bildabstand (Wellenlänge  $\lambda=540\text{nm}$ ) für vier verschiedene Bildhöhen (Feldpunkte). Gezeigt ist die schematische Abbildung eines infinitesimal kleinen Lichtpunkts auf die Bildebene sowie der entsprechende Durchmesser des Beugungsscheibchens (schwarze Kreise, kleinstmögliche Abbildungsgröße). Die Bezeichnung „OBJ“ und „IMA“ geben jeweils die Position des Hauptstrahls in Bezug zur optischen Achse an.

Ein interessantes Ergebnis zum Verhalten des Punktbilds bei verschiedenen Fokusabständen (Wellenlängen) ist in Abb. 34 zu sehen. Aus der hier gezeigten Grafik lässt sich erkennen, dass die Messpunktgröße zwar weitgehend unabhängig vom Messabstand ist, aber die Schwerpunkte der außersaxialen Lichtstrahlen für verschiedene axiale Fokusabstände (bzw. Wellenlängen) nicht wie gewünscht exakt den identischen Ort entlang der z-Achse treffen. Das System weicht also von der idealen Telezentrie ab, und das Messfeld besitzt in unterschiedlichen Abständen nicht die exakt gleiche Größe. Dies hat zur Folge, dass das abgebildete Messpunktemuster variable Punktabstände in Abhängigkeit vom Fokusabstand

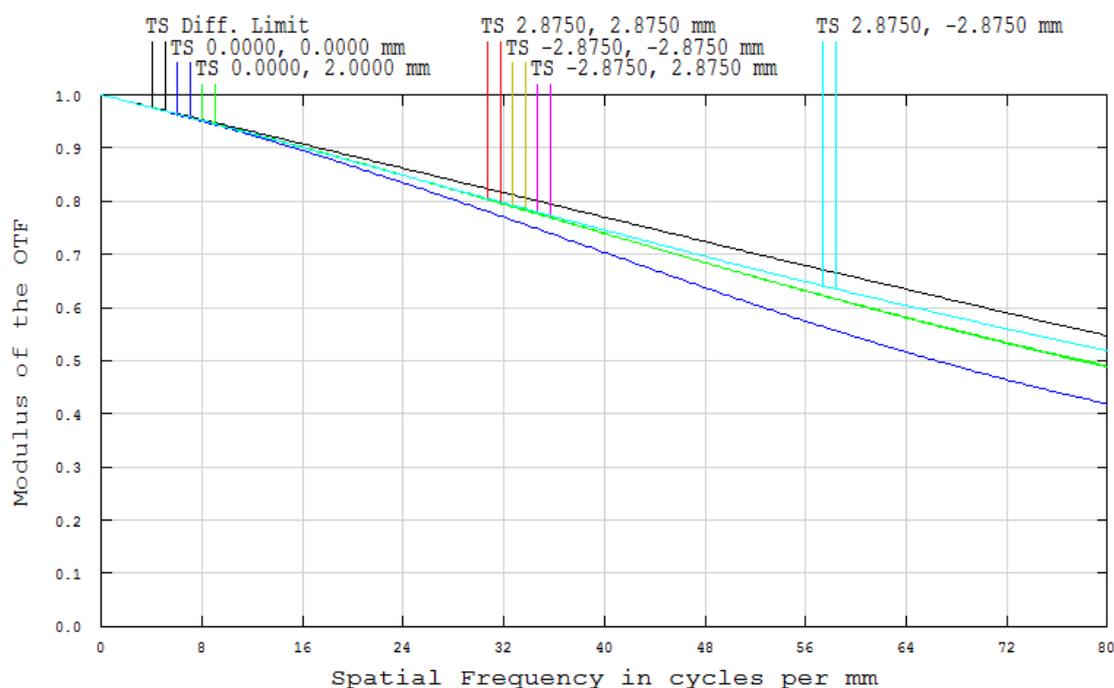
besitzt. Es ist zu erkennen, dass die laterale Messpunktlage am äußersten Rand des Messfelds um rund  $\pm 35 \mu\text{m}$  (GEO radius) vom idealen Ort abweicht. Im Rahmen einer Weiterentwicklung würde es sich anbieten, eine höhenabhängige laterale Messfeldkalibrierung vorzunehmen, um die XY-Verzerrung des Messmusters zu kompensieren und so die Messgenauigkeit zu verbessern.



**Abb. 34:** Darstellung der Abbildungsqualität anhand des Spotdiagramms in unterschiedlichen Bildabständen (Wellenlänge  $\lambda = 485\text{nm} - 750\text{nm}$ ) für vier verschiedene Bildhöhen. Gezeigt sind die Abbildung eines infinitesimal kleinen Lichtpunkts beim Auftreffen auf die Bildebene, sowie der entsprechende Durchmesser des Beugungsscheibchens (schwarze Kreise, kleinstmögliche Ausdehnung). Die Bezeichnung „OBJ“ und „IMA“ geben jeweils die Position des Schwerpunkts aller Strahlen in Bezug zur optischen Achse an.

Analog zur sonst guten Abbildungsqualität im Spotdiagramm zeigt die optische Transferfunktion (MTF) des Hyperchromaten mit fast beugungsbegrenztem Kontrastverhältnis ebenfalls gute Werte bis über  $60 \text{ lp/mm}$  (Abb. 35). Durch die zweifache Vergrößerung kann also die doppelte Frequenz übertragen werden. Für das berechnete Objektiv liegt die Abbildungsleistung für alle Bildhöhen sehr nahe an

der beugungsbegrenzten Abbildung, sodass Strukturen von  $1 / 120 \approx 8\mu\text{m}$  mit einem Kontrastverhältnis von über 50% übertragen werden können. Es ist somit davon auszugehen, dass das Messpunktemuster mit  $12,5\mu\text{m}$  großen Leuchtpunkten deutlich auf die zu vermessenden Zahnstrukturen abgebildet wird. Da der optische Weg umkehrbar ist, lässt sich ableiten, dass die auf der Probenoberfläche dann rund  $25\mu\text{m}$  großen Messpunkte mit ausreichender Bildschärfe wieder in die konfokale Blendenebene zurück abgebildet werden können. Es ist zu erkennen, dass die Optimierung des optischen Systems zu einem leicht schlechteren Kontrastverhältnis der achsnahen Bildpunkte (blaue Kurve) zugunsten der außeraxialen Bildpunkte geführt hat.



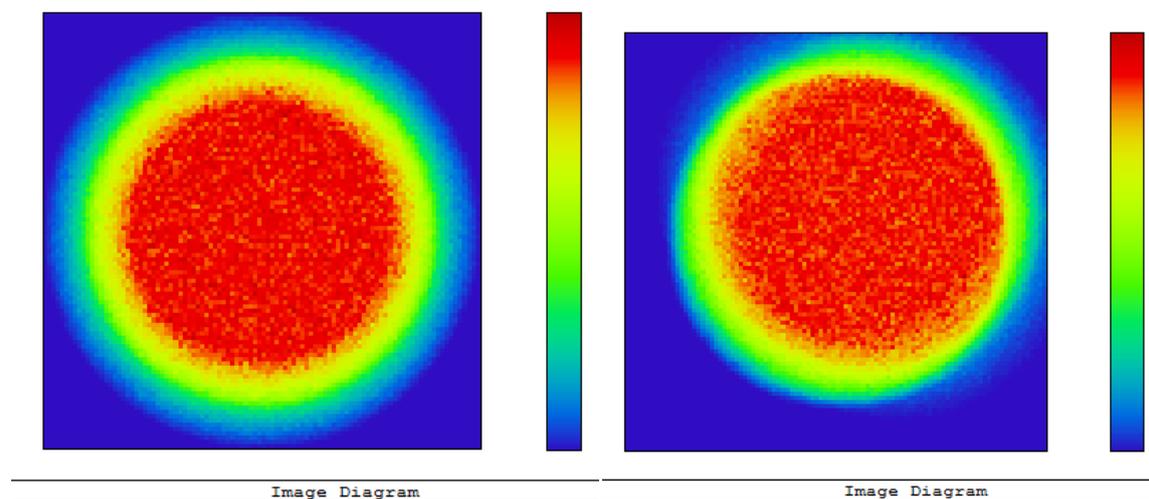
#### Polychromatic Diffraction MTF

Endprisma mit dreifacher Reflexion  
18.03.2017  
Data for 0.5400 to 0.5400  $\mu\text{m}$ .  
Surface: Image

19410 S2 40x 1 Chromobjektiv-mit Schmitt-Prisma MTF ohne Tiefenbild.DWG  
Configuration 4 of 9

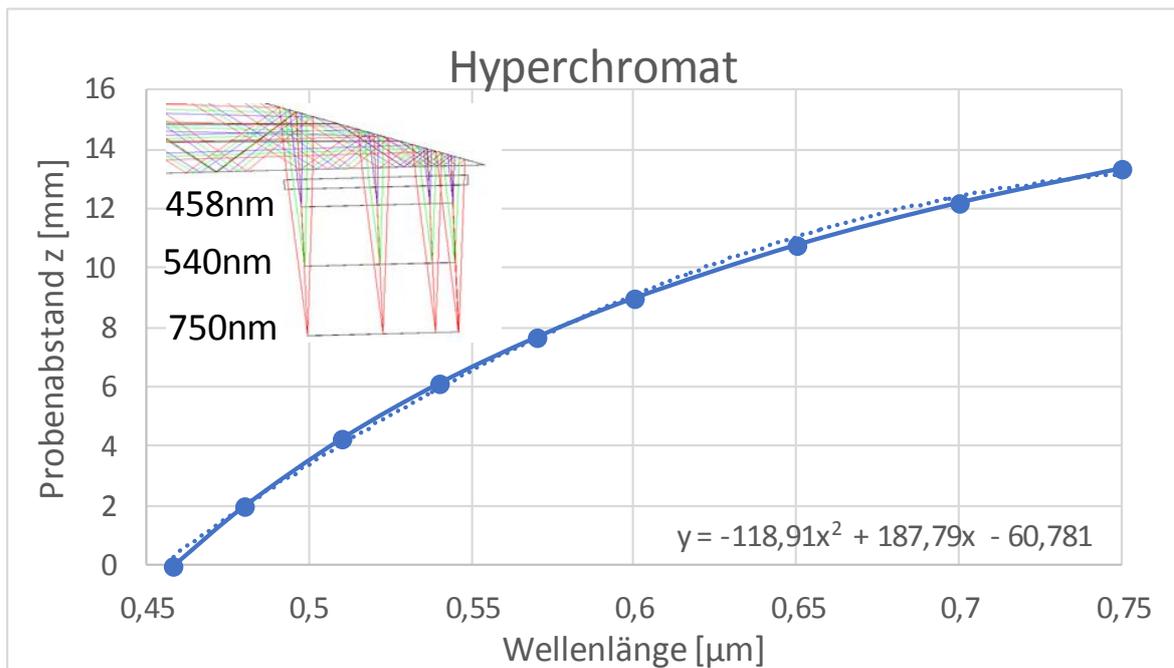
**Abb. 35: Optische Transferfunktion (OTF) des Hyperchromaten für die Wellenlänge  $\lambda=540\text{nm}$  in unterschiedlichen Bildhöhen (Feldpunkte, farbcodiert) und der theoretisch besten Transferfunktion (schwarze Linie).**

Zur anschaulichen Bewertung der Abbildungsqualität des Hyperchromaten wurde die geometrisch-optische Abbildungsleistung für eine ausgedehnte Lichtquelle mit einem Durchmesser von  $12,5\ \mu\text{m}$  gerechnet. Wie in Kapitel 3.3.3 ausgeführt soll im realen System ein Punktemuster bestehend aus 1000 Leuchtpunkten mit je rund  $12,5\ \mu\text{m}$  Durchmesser auf den Probenkörper abgebildet werden. Im Rahmen der Simulation wurden exemplarisch zwei Messpunkte (auf der optische Achse und am äußersten Messbereichsrand) betrachtet. Bei einer quellseitigen Ausdehnung des Lichtpunkts von  $12,5\ \mu\text{m}$  ist ein Durchmesser des Messpunkts von rund  $31\ \mu\text{m}$  in der Probenebene sowohl auf der Achse (links) als auch am Messbereichsrand (rechts) zu erwarten (siehe Abb. 36).



**Abb. 36: Simulierte geometrisch-optische Abbildung eines vom Hyperchromaten abgebildeten Leuchtflecks mit  $12,5\ \mu\text{m}$  Durchmesser auf einen Detektor mit  $31\ \mu\text{m}$  Kantenlänge (Wellenlänge  $\lambda = 540\text{nm}$ , links: Leuchtfleck bzw. Strahlprofil auf der optischen Achse; rechts: Leuchtfleck bzw. Strahlprofil am äußersten Messbereichsrand).**

Im Vergleich zur initialen Designvorgabe von  $25\ \mu\text{m}$  ist der Messpunkt etwas größer. Die theoretisch bestmögliche laterale Auflösung ergibt sich somit zu  $31\ \mu\text{m} / 2 = 15\ \mu\text{m}$ , da nach der Formel (3) davon ausgegangen werden kann, dass zwei Messpunkte in diesem Abstand eindeutig voneinander zu unterscheiden sind. Weiterhin ist zu sehen, dass die Abbildungsleistung zum Rand hin analog zur Grafik in Abb. 35 leicht besser wird, aber auch eine leichte Asymmetrie aufweist.



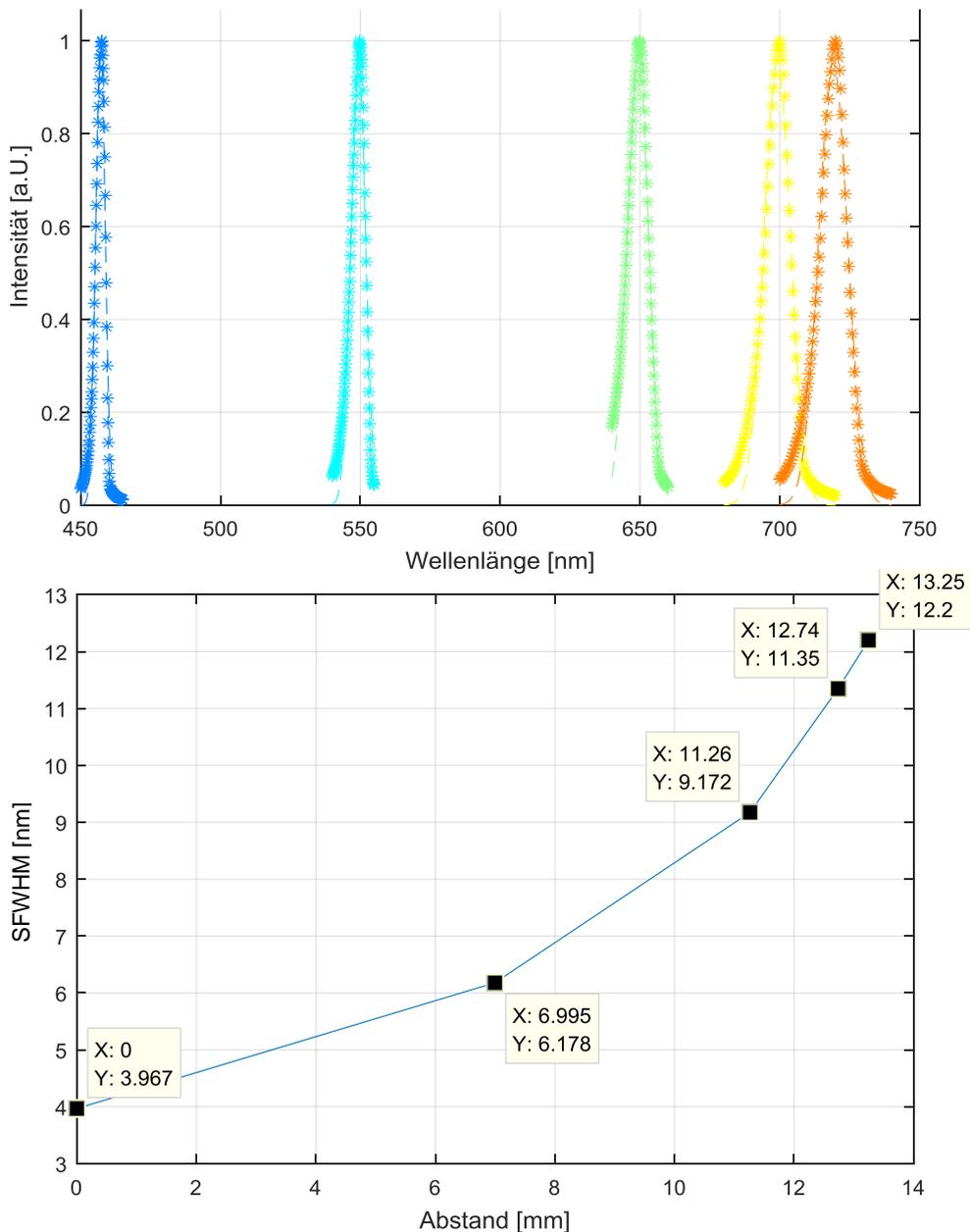
**Abb. 37:** Darstellung des axialen chromatischen Fokusshifts (CFS) des berechneten Hyperchromaten (Simulationsergebnis). Links oben: Schnittansicht der Sensorspitze und optischer Strahlengang für drei verschiedene Wellenlängen bzw. Fokusabstände.

Neben der Abbildungsqualität liegt eine entscheidende Eigenschaft des Hyperchromaten in der spektralen Aufspreizung des Messlichts entlang der optischen Achse bei gleichzeitiger Beibehaltung einer ausreichenden Abbildungsqualität in jeder Fokusslage bzw. für jede Wellenlänge. Eine besondere Herausforderung dabei ist, dass der spektrale Fokusshift und die Abbildungsqualität bei einer Bildgröße von rund 11 x 11 mm<sup>2</sup> erzeugt werden kann. Durch die Optimierung des Linsensystems und Auswahl geeigneter Glasmaterialien wurde ein optisches Design erstellt, mit dem eine ausreichende Abbildungsqualität und ein hoher CFS von rund 13,5 mm im Spektralbereich von 458 nm bis 750 nm erreicht werden kann (siehe Abb. 37).

Wie bereits erläutert, beeinflusst die *NA* des Hyperchromaten die maximal erzielbare axiale Auflösung. Mit den gegebenen Restriktionen bezüglich der Sensorgröße, des Messbereichs, des notwendigen Arbeitsabstands zur Strahlumlenkung und der Abbildungsqualität wurde eine objektseitige *NA* von 0,075 erreicht, was leicht unterhalb der geforderten *NA* bei limitiertem Handstückdurchmesser liegt.

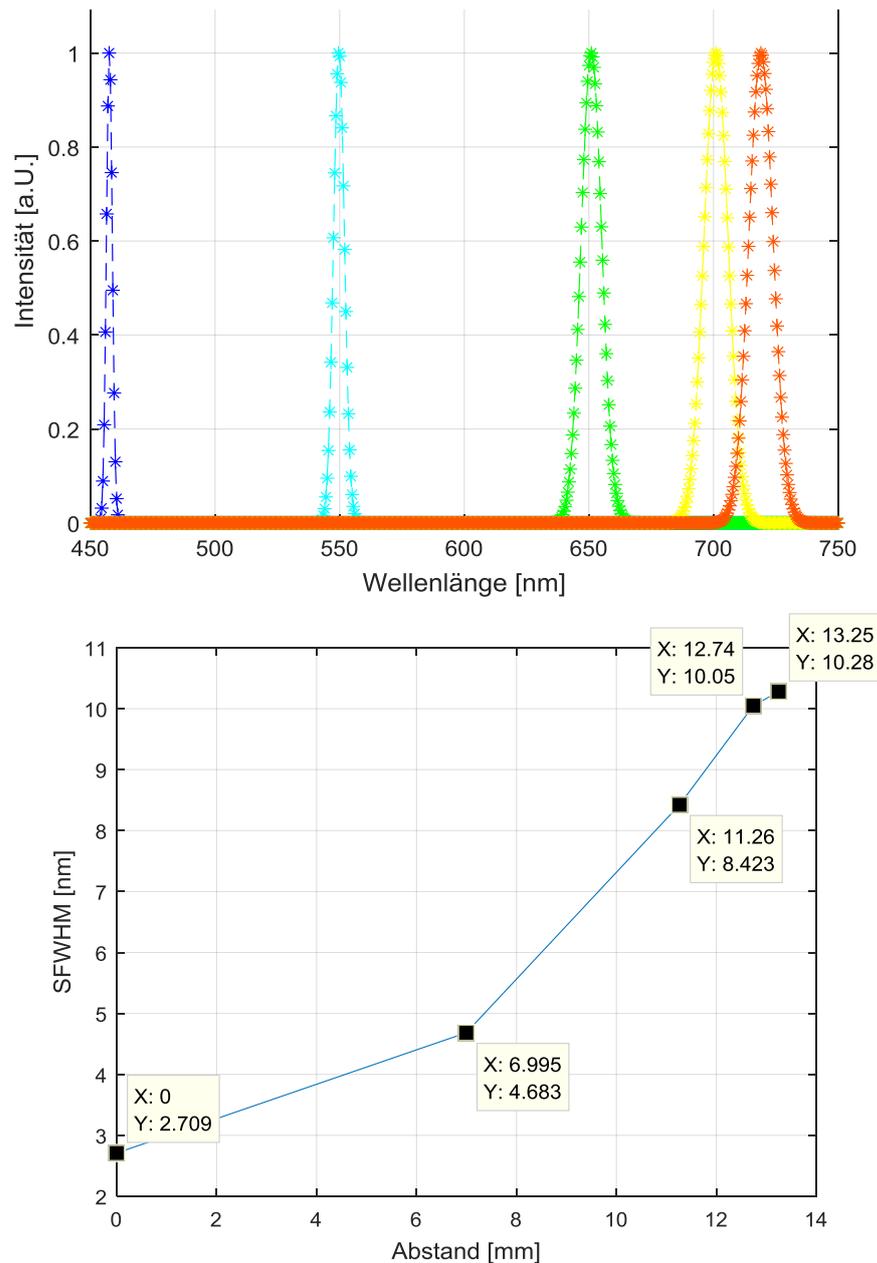
---

Zur Auslegung der erforderlichen Spektralaufösung wurde die spektrale Signalantwort des Hyperchromaten simuliert. Hierbei wurde das ZEMAX-Simulationsmodell für den Messpunkt auf der optischen Achse um den Lichtweg von der Probe zurück auf die Blendenmatrix erweitert (vgl. Kapitel 2.1). Die Lichtstrahlen des Messpunkts werden von einer Punktlichtquelle mit 12,5  $\mu\text{m}$  Durchmesser erzeugt und von dem Hyperchromaten vorwärts auf einen Spiegel in einem spezifischen Abstand abgebildet. Das von dem Spiegel reflektierte Licht wurde rückwärtig wiederum mit dem Hyperchromat auf eine einzelne konfokale Blende mit einem Durchmesser von 12,5  $\mu\text{m}$  abgebildet. Die Energie der durch die Blende treffenden Lichtstrahlen wurde auf einer Detektorfläche in Abhängigkeit vom Messabstand für die jeweilige konfokale Wellenlänge und die jeweils benachbarten Wellenlängen ( $\pm 10$  nm) berechnet. Erwartungsgemäß ergibt sich für jeden Probenabstand eine gaußähnliche Form der Spektralkurve (Abb. 38). Die *SFWHM* für jeden Probenabstand wurde durch Anpassen einer Gaußkurve bestimmt. Es ist zu erkennen, dass die spektrale Breite des Signals mit steigender Wellenlänge zunimmt und im Bereich von rund 4 nm bis 12 nm liegt.



**Abb. 38:** Oben: Darstellung des durch optische Simulation in ZEMAX berechneten spektralen Intensitätsverlaufs nach der konfokalen Blende und der daraus bestimmten Peakbreite des Konfokalsignals (SFWHM) für spezifische Probenabstände. (Blendengröße PH = 12,5  $\mu\text{m}$ , Wellenlänge  $\lambda$  = [458 nm, 550 nm, 650 nm, 700 nm, 720 nm], NA = 0,075, Probe: Spiegel). Unten: spektrale Halbwertsbreite (SFWHM) des Spektralsignals.

Im Vergleich zur numerischen Lösung liegt die analytische Bestimmung der SFWHM nach der Formel (11) etwas niedriger, zeigt aber prinzipiell ein sehr ähnliches Bild (siehe Abb. 39).



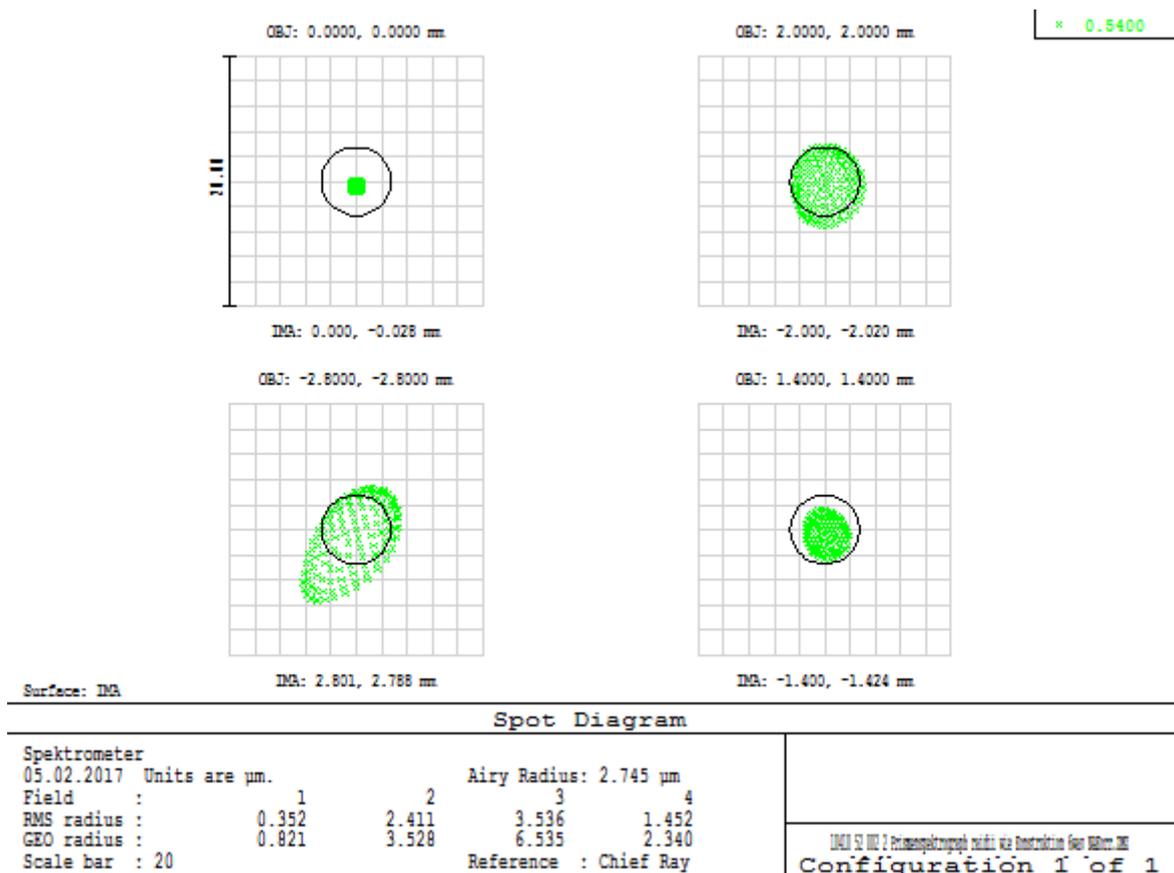
**Abb. 39:** Oben: Darstellung des analytisch berechneten spektralen Intensitätsverlaufs nach der konfokalen Blende und die daraus bestimmte Peakbreite des Konfokalsignals (SFWHM) für spezifische Probenabstände. (Blendengröße  $PH = 12,5 \mu\text{m}$ , Wellenlänge  $\lambda = [458 \text{ nm}, 550 \text{ nm}, 650 \text{ nm}, 700 \text{ nm}, 720 \text{ nm}]$ , numerische Apertur  $NA = 0,075$ , Probe: Spiegel). Unten: spektrale Halbwertsbreite (SFWHM) des Spektralsignals.

Die Unterschiede lassen sich durch die vereinfachenden Annahmen der analytischen Lösung (z.B. pauschale Division der AFWHM mit 1,38, Vernachlässigung der Abbildungsfehler) erklären. Ohnehin ist davon auszugehen, dass die PSF des Beleuchtungsflecks an der Blende durch die Abbildungsfehler des realen opti-

schen Systems verwaschen und somit auch defokussierte Spektralanteile durch die Blende transmittiert werden, was zu einer zusätzlichen Verbreiterung der SFWHM führt. Weiterhin wird die SFWHM durch die eng neben der konfokalen Blende platzierten Referenzblende vergrößert, was in der unter Kapitel 3.4.4 gezeigten optischen Simulation berücksichtigt wird. Da der Mittelwert der SFWHM des finalen Hyperchromaten theoretisch bei rund 7,2 nm (analytisch) bis 8,5 nm (optische Simulation) liegt, wäre es retrospektiv empfehlenswert, eine höhere spektrale Auflösung am Prismenspektrometer zu wählen, um eine bessere Abtastung des Spektralsignals zu gewährleisten (vgl. Designparameter SFWHM = 10 nm in Kapitel 3.2.4).

### **3.4.3 Prismenspektrometer**

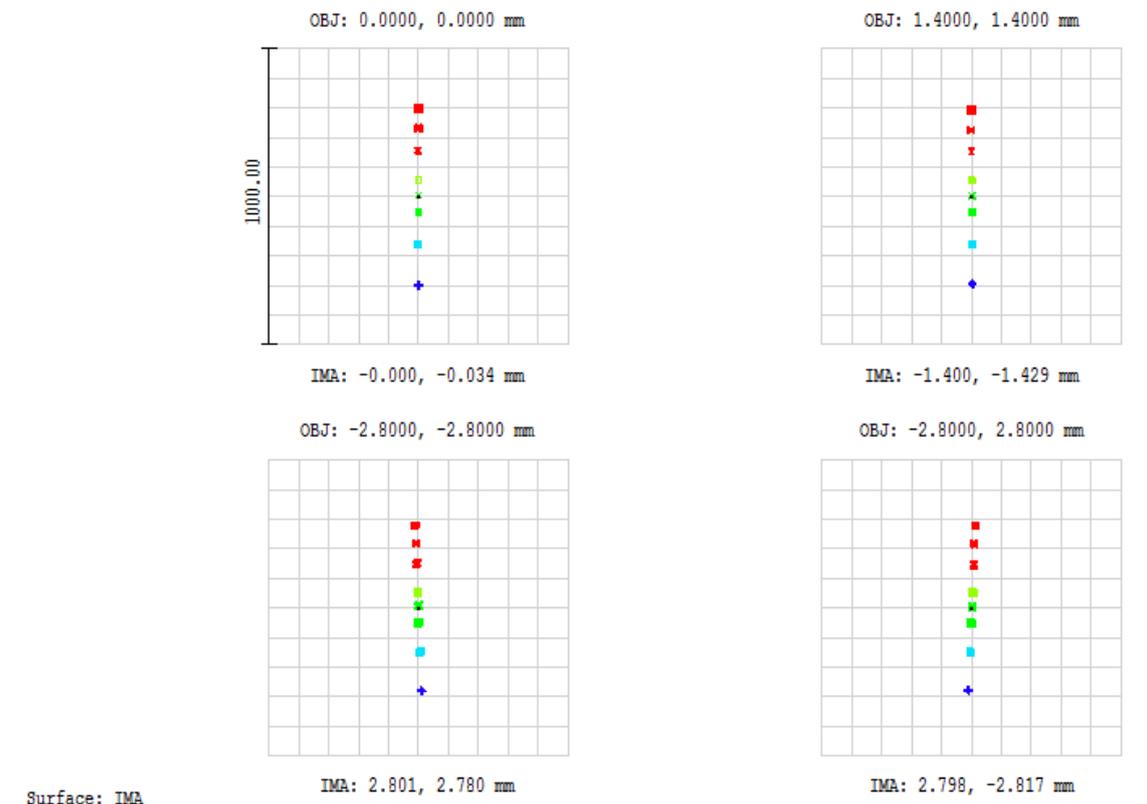
Für das Design des Prismenspektrometers konnten die Anforderungen bezüglich des Abbildungsmaßstabs (1:1) und der numerischen Apertur ( $NA = 0,15$ ) eingehalten werden. Zur weiteren Bewertung des Prismenspektrometers wurden in der optischen Simulation zwei wesentliche Merkmale untersucht. Zum einen muss das Prismenspektrometer eine ausreichend gute Abbildungsqualität besitzen, um ein Übersprechen der einzelnen Kanäle bei der Abbildung der Blendenmatrix auf den Detektor zu vermeiden. Zum anderen ist entlang der Dispersion eine ausreichende spektrale Spreizung notwendig, die in erster Näherung für jeden Messpunkt identisch sein sollte. Wie in Abb. 40 exemplarisch für die Wellenlänge 540nm anhand des Spotdiagramms gezeigt, wurde eine gute Abbildungsqualität über die gesamte Bildfläche erzielt. Die laterale Streuung der Lichtstrahlen in der Bildebene liegt für außeraxiale Objektpunkte nur geringfügig oberhalb und für Objektpunkte auf der optischen Achse weit unterhalb der Beugungsbegrenzung (schwarzer Kreis).



**Abb. 40:** Darstellung der Abbildungsqualität anhand des Spotdiagramms bei der Wellenlänge  $\lambda=540\text{nm}$  in vier verschiedenen Bildhöhen (Feldpunkte). Gezeigt ist die schematische Abbildung eines infinitesimal kleinen Lichtpunkts auf die Bildebene sowie der entsprechende Durchmesser des Beugungsscheibchens (schwarze Kreise, kleinstmögliche Abbildungsgröße). Die Bezeichnungen „OBJ“ und „IMA“ geben jeweils die Position des Hauptstrahls in Bezug zur optischen Achse an.

Berechnet man das Spotdiagramm simultan für unterschiedliche Wellenlängen, so ergibt sich die Darstellung in Abb. 41. In Abhängigkeit von der Objekthöhe ist hier die spektrale Aufspaltung im Wellenlängenbereich von rund 460 nm bis 720 nm gezeigt. Die im Diagramm aufgeführten Werte für den *GEO radius* geben den Radius der maximalen lateralen Ausdehnung der in der Bildebene auftreffenden Lichtstrahlen und somit in diesem Fall das Ausmaß der spektralen Aufspaltung wieder. Je nach lateraler Lage des Messpunkts im Messfeld wird das Licht also zwischen rund 560  $\mu\text{m}$  (2 x 280,6  $\mu\text{m}$ , Feldpunkt vier) und 607  $\mu\text{m}$  (2 x 303,7  $\mu\text{m}$ , Feldpunkt eins) aufgespreizt. Im Randbereich des Messfelds ist mit einer geringeren Aufspaltung und somit einer niedrigeren spektralen Auflösung zu

rechnen. Die Reduktion der Aufspreizung zum Bildrand hin lässt sich auf die tonnenförmige Verzeichnung der optischen Abbildung des Prismenspektrometers zurückführen. Dieser Effekt wird auch sichtbar anhand der leichten Schräglage der beiden unteren Spektren, die Messpunkte an den Detektorecken repräsentieren.



Surface: IMA

Spot Diagram				
Spektrometer				
05.02.2017	Units are $\mu\text{m}$ .		Airy Radius: 2.847 $\mu\text{m}$	
Field :	1	2	3	4
RMS radius :	188.476	185.612	177.852	175.909
GEO radius :	303.686	297.723	282.464	280.599

TANIS S2 600 2 Prismenspektrometerei

**Abb. 41:** Darstellung der Abbildungsqualität anhand des Spotdiagramms in einem Bildabstand (Wellenlänge  $\lambda = 540 \text{ nm}$ ) für vier verschiedene Bildhöhen (Feldpunkte). Gezeigt ist die schematische Abbildung eines infinitesimal kleinen Lichtpunkts auf die Bildebene sowie der entsprechende Durchmesser des Beugungsscheibchens (schwarze Kreise, kleinstmögliche Abbildungsgröße). Die Bezeichnungen „OBJ“ und „IMA“ geben jeweils die Position des Hauptstrahls in Bezug zur optischen Achse an.

Mit minimal 560  $\mu\text{m}$  liegt die spektrale Aufspreizung leicht unterhalb des geplanten Werts. Da die minimale Abbildungsgröße des Lichtflecks durch die Durchmesser der konfokalen Blenden auf 12,5  $\mu\text{m}$  fixiert ist, werden pro Wellenlänge

mindestens zwei Pixel angesprochen, wodurch auch bei der geringeren Aufsprei-  
zung weiterhin die geplanten 50 spektralen Detektionselemente verbleiben und die  
gewünschte Spektralauflösung theoretisch erzielt werden kann.

Eine exaktere Beschreibung des Spektralverlaufs lässt sich durch eine weitere  
Analyse des optischen Designs erhalten. Die durch Dispersion hervorgerufene  
Verschiebung der Blendenabbildung auf dem Detektor lässt sich durch eine quad-  
ratische Funktion ausreichend genau beschreiben (Abb. 42).

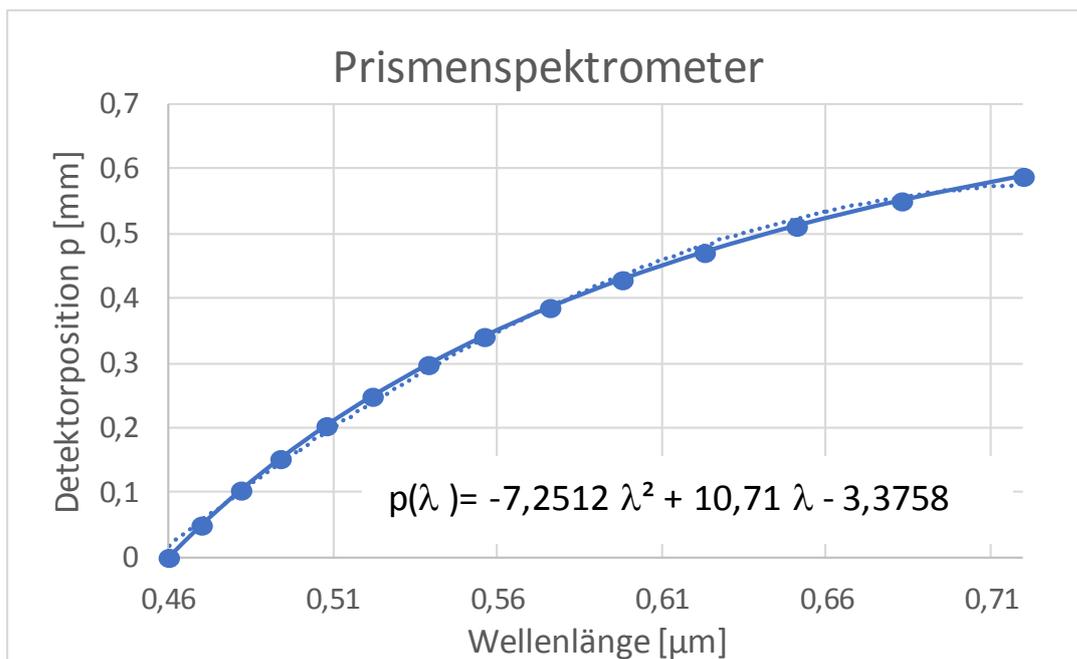
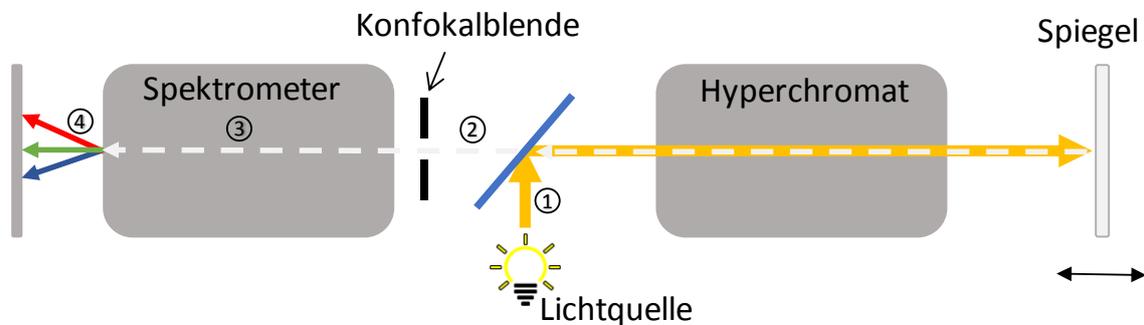


Abb. 42: Die mittels optischer Simulation bestimmte Übertragungsfunktion des Prismenspektrometers. Diese Funktion zeigt an welchem Ort eine spezifische Wellenlänge auf dem Detektor auftrifft.

#### 3.4.4 Spektrale Signalantwort und theoretische axiale Auflösung

Zur Einschätzung der von dem entwickelten IOS-Prototyp zu erwartenden Auflösung wurde im Kapitel 1.4.2 ein analytischer Lösungsansatz erläutert. Parallel zu dieser Analyse wurde der Weg über die optische Simulation gewählt, um eine noch genauere Einschätzung zur axialen Auflösung zu erhalten. Nach der getrennten theoretischen optischen Analyse des Hyperchromaten und des Prismenspektrometers wurden daher beide Optiken zu einer optischen Simulation zusammengefügt (vgl. Skizze in Abb. 43). Dies ermöglicht die Berechnung der zu erwartende Signalantwort auf dem Detektor und liefert ein theoretisches Ergebnis

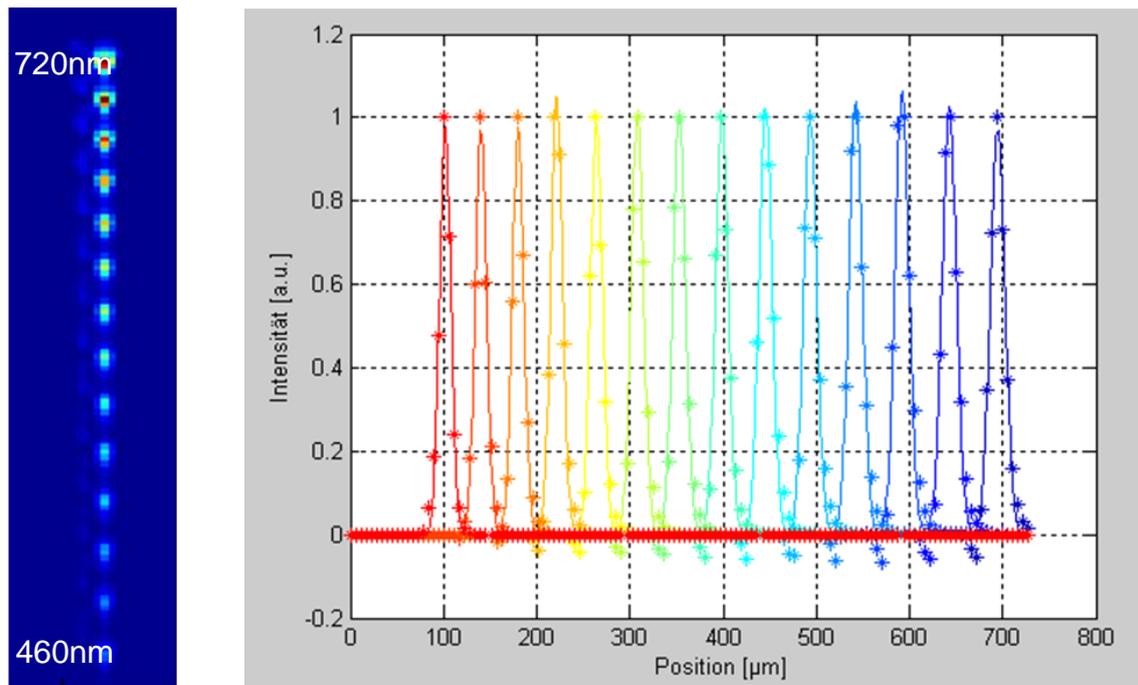
zur erzielbaren Höhenauflösung. Im ersten Schritt wurden der Lichtfleckdurchmesser  $LF$  und die Lage  $p$  der Blendenabbildung auf dem Detektor in Abhängigkeit vom Messabstand simuliert.



**Abb. 43: Schematische Darstellung der optischen Simulation zu Bestimmung der spektralen Signalantwort für das optische System des Intraoral-scanners.**

Hierzu wurde die Blendenabbildung auf dem Detektor für eine einzelne, im Zentrum des Messfelds lokalisierte, Blende simuliert. Für diese Simulation wurden Lichtstrahlen eines Messpunkts mit  $12,5\ \mu\text{m}$  Durchmesser erzeugt und durch den Hyperchromaten auf eine ebene Spiegelfläche abgebildet (Strahl 1). Das vom Spiegel reflektierte Licht wurde rückwärts erneut durch den Hyperchromaten, diesmal aber auf eine konfokale Blende mit Durchmesser  $12,5\ \mu\text{m}$  abgebildet (Strahl 2). Nach der Blende wurde das Prismenspektrometer und als letztes eine Detektormatrix (Pixelgröße  $5,6\ \mu\text{m}$  analog zum real gewählten Sensor) platziert. Für verschiedene Abstände des Spiegels zum Hyperchromaten wurde der Strahlengang durch das Prismenspektrometer für alle Wellenlängen (Strahl 3 und 4) berechnet. Aus dieser Strahlrechnung ergibt sich die Abbildung der konfokalen Blende im vollen Wellenlängenspektrum auf dem Detektor. Nach der so durchgeführten Simulation wurde die konfokale Blende lateral verschoben und so die Signalantwort der Referenzblende für jede Konfiguration berechnet.

Links in Abb. 44 ist das Simulationsergebnis für einen Ausschnitt der Detektormatrix und einen Messpunkt in 14 verschiedenen Spiegelabständen gezeigt. Hierbei wurden die nacheinander durchgeführten Simulationen der verschiedenen Spiegelabstände nachträglich zu einem Bild zusammengefügt.



**Abb. 44: Simulierte Signalantwort für die berechnete Optik (Hyperchromat, Prismenspektrometer) auf einem Spiegel, der in 14 verschiedenen Abständen zum optischen System platziert wurde. Links: Aufsummierte Intensitätsverteilung auf einer Detektormatrix mit 5,6 µm Pixelgröße für 14 verschiedene Spiegelabstände. Rechts: Intensitätsverteilung auf der Detektormatrix entlang der vertikalen Achse berechnet aus der Mittelung und Normierung der Intensitätswerte entlang der Pixelzeilen.**

Es ist zu sehen, dass sich bei jedem Spiegelabstand ein eindeutiger Lichtpunkt auf dem Detektor ausprägt, der mit steigendem Spiegelabstand bzw. steigender Wellenlänge auf dem Detektor von unten nach oben wandert. Weiterhin ist zu sehen, dass die Lichtpunkte sowohl in horizontaler als auch vertikaler Ausrichtung wie geplant rund drei Pixel (16,8 µm) beleuchten. Neben den Abbildungen der konfokalen Blende ist auch das Abbild der Referenzblende zu sehen. Da auch die Abbildung der Referenzblende durch das Prismenspektrometer in Spektralrichtung aufgespreizt wird, ist zu erkennen, dass die jeweils konfokale Wellenlänge nicht durch die Referenzblende trifft, sondern lediglich die benachbarten Wellenlängen. Es ist deutlich zu sehen, dass die Abbildung der Referenzblende daher aus jeweils zwei Punkten besteht. Nach Mittelung und Normierung der Intensitäten entlang der Pixelzeilen und Abzug der Referenzsignale erhält man die auf der rechten Seite in Abb. 44 dargestellte Intensitätsverteilung entlang der vertikalen Achse des Detektors. Für jede der so berechneten Kurven wurde eine Gaußfunktion ange-

passt und die FWHM der optischen Blendenabbildung in spektraler Richtung rechnerisch bestimmt. Wie in Tabelle 11 aufgeführt wurde für das optische System eine theoretische mittlere FWHM von 16  $\mu\text{m}$  berechnet. Um noch realistischere Daten zu erhalten, wurden in das optische System in weiteren Schritten unterschiedliche Störungen eingebracht und die Simulation erneut durchgeführt (z. B. Defokussierung, Fertigungstoleranzen).

Bei einer leichten Defokussierung des Detektors um lediglich 100  $\mu\text{m}$  zeigt sich eine deutlich höhere FWHM von rund 26  $\mu\text{m}$ . Da das reale optische System fertigungsbedingte Toleranzen z.B. bei Linsenradien, den Linsenpositionen (z.B. Kippung, Dezentrierung) und den Linsenmaterialien aufweist, wurde in ZEMAX ein typisches System mit zu erwartenden Standardtoleranzen aufgebaut, um die hier von ausgehenden Auswirkungen auf die Signalantwort zu studieren. Dieses optische System zeigt ebenfalls eine erhöhte mittlere FWHM der Signalantwort von 23  $\mu\text{m}$ .

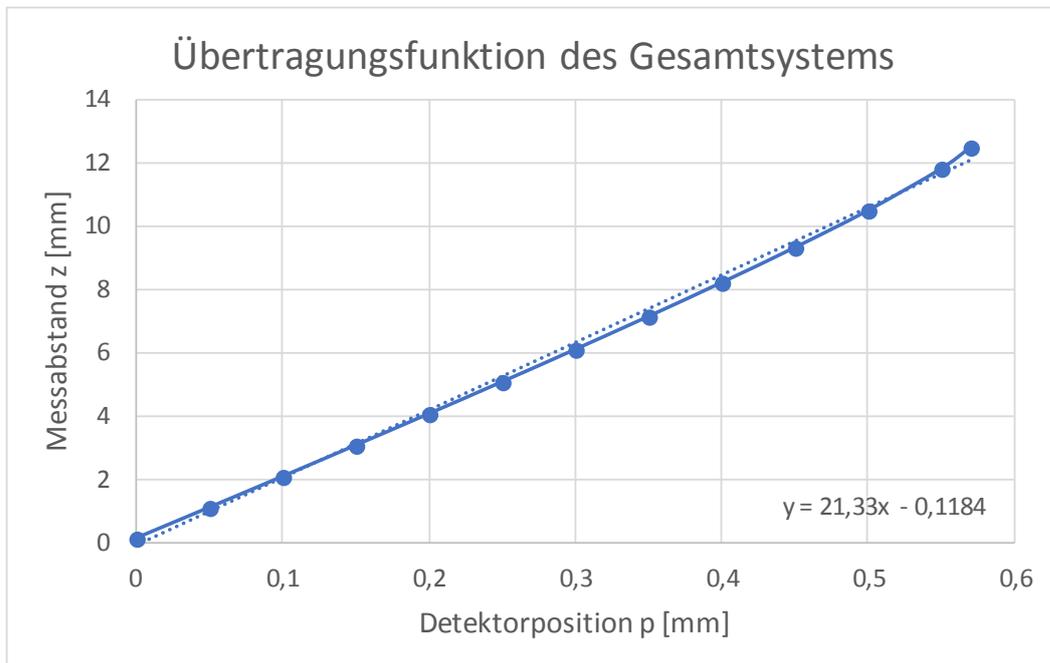
**Tabelle 11: Aus Simulationsergebnissen bestimmte Halbwertsbreite (FWHM bzw. LF) der Signalantwort auf der Detektormatrix in Richtung der spektralen Aufspaltung.**

Simulationsmodell	LF, mittlere FWHM [ $\mu\text{m}$ ]	STD [ $\mu\text{m}$ ]
Ideales System	16	1,4
Ideales System Detektor 100 $\mu\text{m}$ defokussiert	26,3	4,3
System mit optischen Standardtoleranzen	23,3	1,19

Alternativ lässt sich der Lichtfleckdurchmesser der Blendenabbildung  $LF$  mit der Formel (15) berechnen, sofern die Übertragungsfunktion des Spektrometers bekannt ist und zuvor die  $SFWHM$  mithilfe der Formel (11) berechnet wurde. Hierbei wurde ein Mittelwert für  $LF$  von  $23,4 \mu\text{m} \pm 2,7 \mu\text{m}$  bestimmt (Minimum: 16,56  $\mu\text{m}$ , Maximum: 25,81  $\mu\text{m}$ ), was trotz der Vereinfachungen in der analytischen Betrachtung eine sehr gute Übereinstimmung mit der optischen Simulation zeigt.

In einem weiteren Schritt wurde die Übertragungsfunktion des Gesamtsystems nach der Formel (14) berechnet. Hierzu wurden die in Abb. 37 und Abb. 42 durch optische Simulation ermittelten Übertragungsfunktionen des Hyperchromaten  $z(\lambda)$  und des Prismenspektrometers  $p(\lambda)$  verwendet. Der Zusammenhang zwischen

Probenabstand und Detektorposition des Leuchtflecks ist in Abb. 45 grafisch dargestellt.



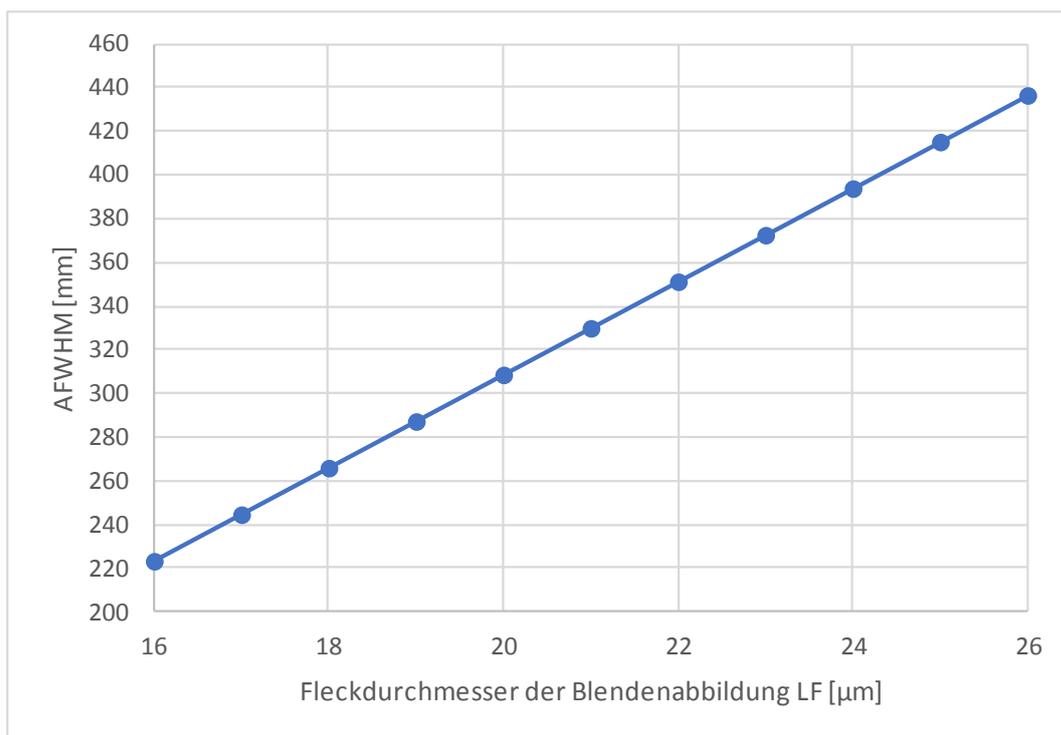
**Abb. 45: Mittels optischer Simulation berechnete Übertragungsfunktion des gesamten Linsensystems. Gezeigt ist der Verlauf des Probenabstands bei einer spezifischen Detektorposition der Blendenabbildung im Spektrometer (gepunktete Kurve stellt die lineare Interpolation des Kurvenverlaufs dar).**

Diese Funktion stellt die Kalibrierfunktion für einen einzelnen Messpunkt dar, mithilfe derer ein unbekannter Probenabstand für eine gemessene Detektorposition der Blendenabbildung ermittelt werden kann. Es ist zu erkennen, dass in erster Näherung ein linearer Zusammenhang zwischen der Änderung des Messabstands und der Verschiebung der Blendenabbildung besteht. Aus der durch lineare Regression ermittelten Formel (29) lässt sich die Position der Blendenabbildung in Abhängigkeit von dem Probenabstand mit

$$z(p) = 21,33 p - 0,1184 \quad (29).$$

berechnen. Setzt man in die Formel (29) den zuvor bestimmten Durchmesser der Blendenabbildung  $LF$  ein, so erhält man eine Aussage, bei welcher Änderung des

Messabstands  $\Delta z$  das Antwortsignal um seine eigene Halbwertsbreite auf dem Detektor gewandert ist. Dieses  $\Delta z$  stellt das minimal zu erwartende Auflösungsvermögen in axialer Richtung dar. Spätestens nach dieser Abstandsänderung  $\Delta z$  sollten zwei Leuchtflecken eindeutig voneinander unterscheidbar sein, was eine sehr konservative Abschätzung für die erzielbare axiale Auflösung darstellt. In der Abb. 46 ist die theoretisch zu erwartende axiale Auflösung des berechneten Optiksysteams in Abhängigkeit von verschiedenen Fleckdurchmessern der Blendenabbildung gezeigt.



**Abb. 46:** Mittels optischer Simulation berechnete Übertragungsfunktion des optischen Linsensystems zur Berechnung der axialen Auflösung (AFWHM) des IOS-Prototypen in Abhängigkeit vom Durchmesser der Blendenabbildung auf dem Detektor.

Es ist zu sehen, dass bei einer optimalen Abbildung ( $LF = 16 \mu\text{m}$ ) eine axiale Auflösung von mindestens  $220 \mu\text{m}$  zu erwarten ist, und dass die axiale Auflösung mit steigendem Fleckdurchmesser der Blendenabbildung rasant schlechter wird. Für die simulierte FWHM von  $26 \mu\text{m}$  lässt sich bereits nur noch eine axiale Auflösung von rund  $440 \mu\text{m}$  ablesen. Es ist allerdings realistisch, dass bei dem gewählten Detektor und der gewählten sehr leuchtstarken Xe-Lichtquelle ein gutes Signal-

Rausch-Verhältnis vorliegt und somit wesentlich näher aneinander liegende Blendenabbilder unterschieden werden können. Weiterhin kann man davon ausgehen, dass die axiale Auflösung zum Beispiel durch eine intelligente Nachbearbeitung der 3D-Daten und Wiederholmessungen deutlich verbessert wird. Die hier konservativ abgeschätzte maximal erzielbare axiale Auflösung von rund 220  $\mu\text{m}$  bis 440  $\mu\text{m}$  in Kombination mit den Möglichkeiten zur intelligenten Datenbearbeitung rechtfertigen die Realisierung und experimentelle Untersuchung des IOS-Prototypen. Die Grenze der tatsächlich erzielbaren axialen Auflösung lässt sich schlussendlich am genauesten durch eine experimentelle Untersuchung bestimmen, da das komplexe Zusammenspiel aus real gefertigten Systemkomponenten (z.B. Optik, Lichtquelle, Kamerasystem) und den Zahnstrukturen (Remissions-eigenschaften, Geometrie) in vollem Umfang nur sehr schwer und komplex theoretisch zu modellieren ist.

### **3.5 Experimentelle Charakterisierung der IOS-Prototypen**

Im Rahmen dieser Arbeit wurden fünf gleichartige IOS-Prototypen hergestellt und bezüglich ihrer Messgenauigkeit auf ebenen Spiegeln am ILM untersucht. Ein Exemplar wurde bezüglich der Signalantwort (Rohdaten) sowie der erzielbaren Reproduzierbarkeit und Messgenauigkeit anhand der in Kapitel 2 beschriebenen Methoden näher untersucht.

#### **3.5.1 *Der realisierte IOS-Prototyp***

Anhand der zuvor erarbeiteten und oben aufgeführten Spezifikationen wurden die Einzelkomponenten des IOS von externen Zulieferern angefertigt und von der Firma Dentsply Inc. zur Verfügung gestellt. Die Einzelkomponenten des IOS, wie das anwendungsspezifische Kameramodul, das optische System, die Lichtquelle und die Steuerungselektronik wurden zu einem Gesamtsystem zusammengebaut und in Betrieb genommen (Abb. 47).

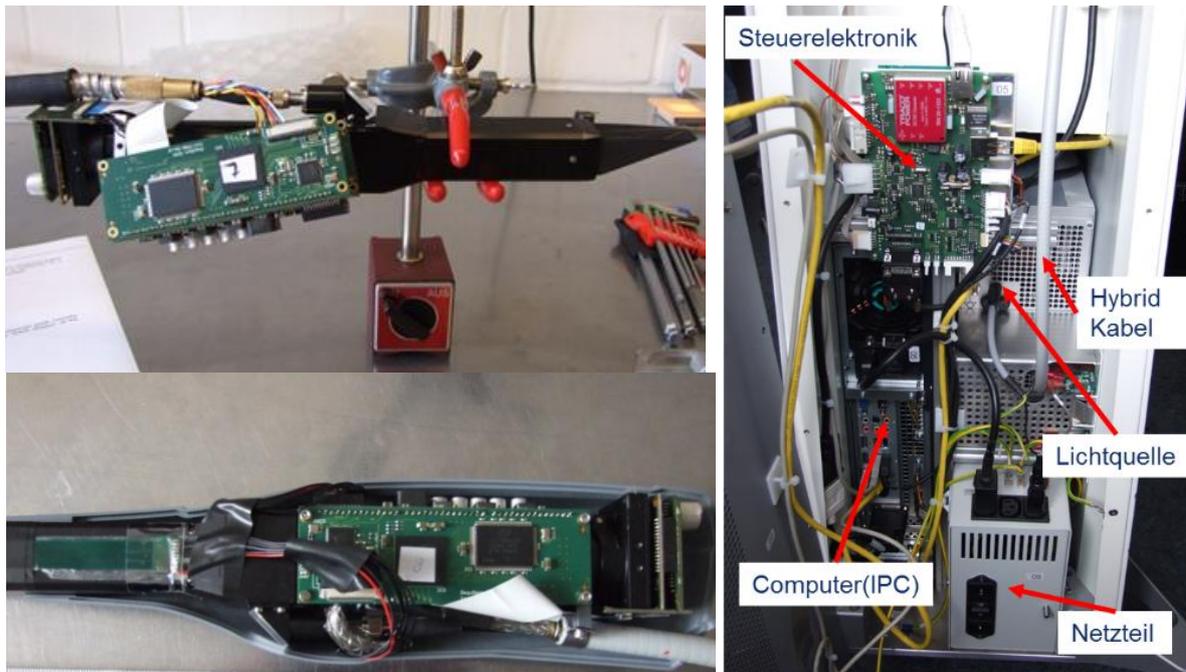


Abb. 47: Fotos während des Aufbaus und der Inbetriebnahme des Intraoralscanner-Prototypen. Links: Aufbau des Handstücks aus optischem System, Gehäuse und Kabelverbindung (Licht, Daten, Strom). Rechts: Basisstation mit Lichtquelle, Computer, Steuerungselektronik.

Zum Abschluss der Inbetriebnahme wurde die Höhenkalibrierung des Handstücks durchgeführt (siehe Abb. 48). Hierbei wird ein ebenes Reflexionstarget in verschiedenen Abständen zum Handstück innerhalb des Messbereichs platziert, wobei der relative Wegunterschied zwischen diesen Abständen vom Piezoantrieb mit einer Unsicherheit von kleiner  $\pm 5 \mu\text{m}$  ausgegeben wird. Mithilfe einer Kippbühne wird zuvor die optimale orthogonale Ausrichtung des Reflexionstargets zum Strahlengang des IOS-Handstücks sichergestellt. In jedem Abstand erfolgt die Aufnahme eines Bildes mit der eingebauten Kamera des IOS. Nach Abschluss dieser Prozedur werden die Aufnahmen mit den jeweilig bekannten Abständen korreliert und so die Kalibrierwerte berechnet, die spezifisch für jedes Handstück auf dem Computer der Basisstation hinterlegt werden. Mithilfe dieser Kalibrierwerte ist es möglich aus einem Detektorbild in beliebigem Abstand eindeutige Höhenwerte individuell für jeden Messpunkt zu berechnen.

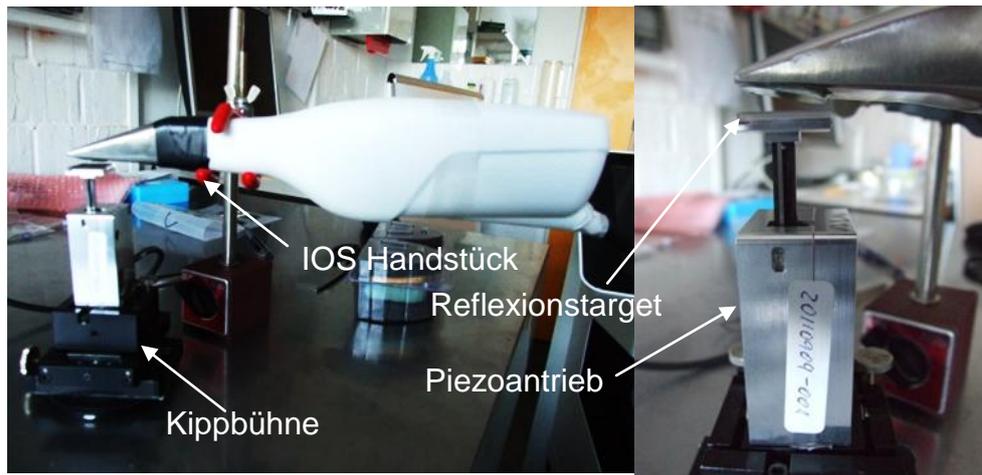


Abb. 48: Foto während der Höhenkalibrierung des Intraoralscanner-Handstücks.

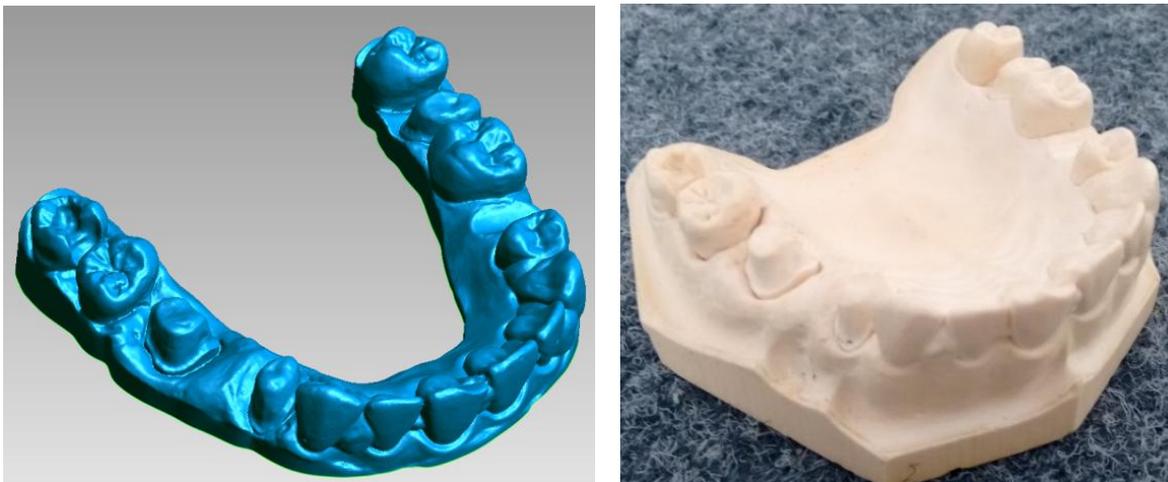
Der fertige IOS-Prototyp ist über die bereits beschriebene DentistApp vollständig mit einem Touch-Bildschirm und einem Fußpedal zu bedienen. Der IOS ist mit der Basisstation portabel und benötigt lediglich einen 220 V Stromanschluss (siehe Abb. 49).



Abb. 49: Abbildung eines fertig in Betrieb genommen Intraoralscanners (IOS-Prototyp) im Anwendungsumfeld.

In einem eingebauten Halter für das Handstück ist jederzeit eine Aktualisierung der Höhenkalibrierung möglich, sodass eventuelle Umwelteinflüsse, wie z.B. Temperaturunterschiede oder Lichtquellenalterung, das Messergebnis nur in geringem Maße beeinflussen können.

Über das Softwareinterface ist es möglich, die erzeugten 3D-Datensätze in ein STL umzuwandeln und über eine USB Schnittstelle oder eine Netzwerkverbindung an einen beliebigen Computer zur weiteren Analyse zu übertragen. Der für diese Arbeit realisierte IOS-Prototyp besitzt eine Messfeldgröße von rund  $11 \times 11 \times 11 \text{ mm}^3$ . Es können 3D-Aufnahmen von realen Zahnstrukturen ohne Nutzung von Puder mit einer Bildwiederholrate von rund 30 Hz erfolgen. Pro Aufnahme werden rund 1200 Höhenwerte erzeugt, sodass mit dieser Bildrate 36.000 Messpunkte in der Sekunde erzeugt werden können.



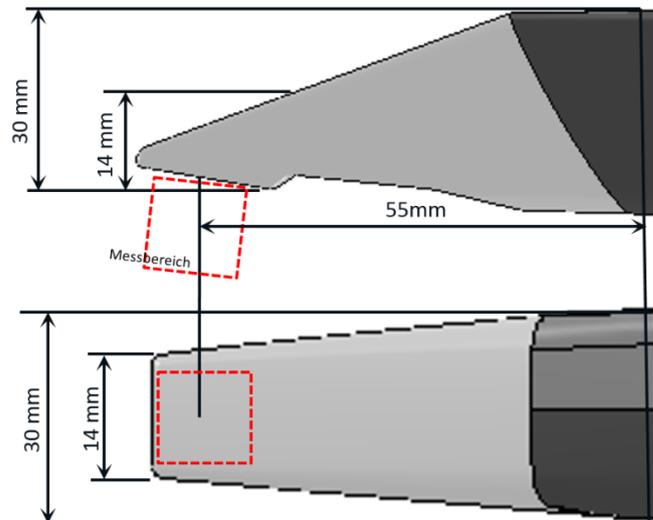
**Abb. 50:** 3D-Aufnahmen mit einem Intraoralscanner (IOS-Prototyp), der auf Basis multifokaler chromatisch konfokaler Abstandmessung arbeitet. Links: Aufgenommener 3D-Datensatz des Gipsmodells mit einer Aufnahmezeit von 55 s. Rechts: Foto des vermessenen Gipsmodells.

In einer Pilotstudie zur Scangeschwindigkeit wurde die Messzeit für die vollständige Vermessung der Frontzähne inklusive der ersten Prämolaren auf dem Epoxidharz Kugelmodell bei drei erfahrenen und zwei unerfahrenen Testpersonen gemessen. Die Vermessung des Modells erfolgte nach einem festgelegten Scanprotokoll mit drei linearen Bewegungen des IOS Handstücks, erstens über die okklusalen Flächen, zweitens über die palatinalen Flächen und drittens über die

labialen Flächen. Zwischen den drei Linearbewegungen erfolgten jeweils eine Rotation des IOS Handstücks und eine Umkehr der Scanrichtung. Die Messung wurde von jeder Testperson sechsmal wiederholt. Die Untersuchung ergab, dass die mittlere Aufnahmezeit der erfahrenen Bediener für die sechs Zähne bei rund  $38,6 \text{ s} \pm 10,4 \text{ s}$  liegt, was eine durchschnittliche Aufnahmezeit von rund  $6,5 \text{ s}$  pro Zahn bzw.  $104 \text{ s}$  für einen Vollkiefer mit 32 Zähnen bedeuten würde. Bei den ungeübten Testpersonen lag die mittlere Aufnahmezeit bei  $87,4 \text{ s} \pm 68,2 \text{ s}$ .

Zudem wurde in einzelnen Testmessungen gezeigt, dass eine lückenlose Vermessung eines Gipszahnmodells in  $55 \text{ s}$  durchgeführt werden kann (siehe Abb. 50).

Die Ergebnisse bezüglich der Scangeschwindigkeit zeigen, dass mit dem entwickelten IOS eine zügige und flüssige 3D-Aufnahme möglich ist. Die längere Messzeit und höhere Standardabweichung bei ungeübten Testpersonen weist auf einen deutlichen Lernprozess hin. Auf Basis der Messzeit am Gipsmodell ist davon auszugehen, dass eine vollständige Erfassung eines Kiefers schwerlich unter  $55 \text{ s}$  zu bewerkstelligen ist. Im realen Anwendungsfall ist davon auszugehen, dass längere Messzeiten beansprucht werden, da die Zugänglichkeit im Mundraum eingeschränkter ist und Patientenbewegungen die ideale Bahnführung des IOS Handstücks erschweren. Um eine genaue Aussage über die erzielbare Messgeschwindigkeit im realen Anwendungsfall zu treffen, wäre eine in vivo Studie an Patienten notwendig, was aber aufgrund rechtlicher Gründe noch nicht möglich ist.



**Abb. 51:** Oben: Seitenansicht der Spitze des Intraoralscanner-Handstücks, unten: Draufsicht. An signifikanten Stellen befinden sich Höhenangaben. Die grobe Position des Messbereichs ist visualisiert.

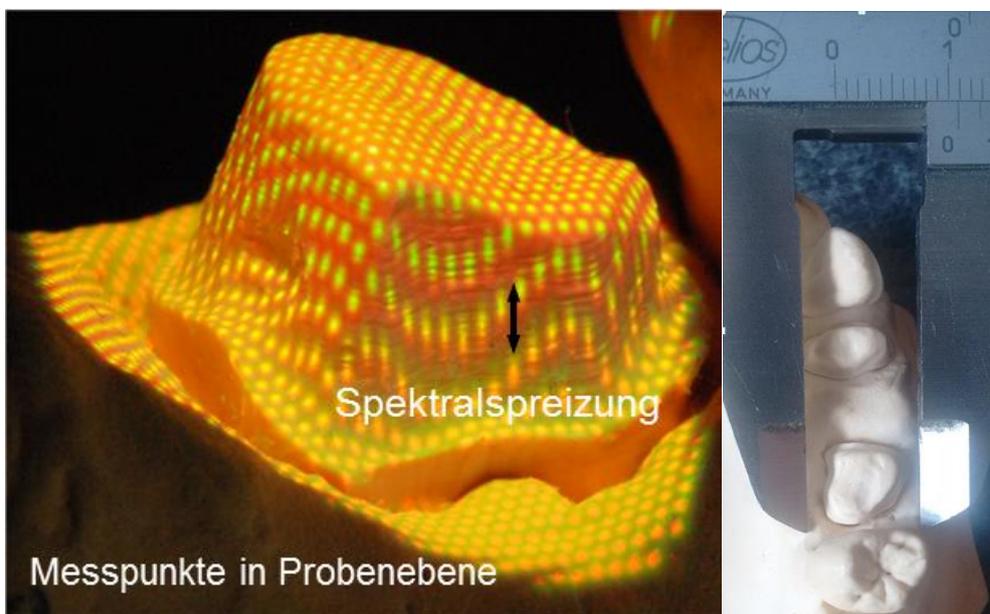
Das maximal erfassbare Scanvolumen des IOS ist softwaretechnisch auf rund  $80 \times 80 \times 80 \text{ mm}^3$  begrenzt, was sich im Anwendungsfall als ausreichend groß darstellt, um beliebige humane Kiefer zu digitalisieren. Mit einem Handstückgewicht von 550 g wurden die Designvorgaben bezüglich des Gewichts grob erfüllt. Die Handstückgröße liegt mit  $32 \times 5,5 \times 7 \text{ cm}^3$  (L x B x H) in einem ähnlichen Bereich wie das iTero Handstück. Aufgrund des geringeren Gewichts des IOS-Prototypen ist jedoch davon auszugehen, dass ein einfacheres Handling grundsätzlich möglich ist.



**Abb. 52:** Test intraoraler Zugänglichkeit mit einem Gehäusemodell des Intraoralscanners (IOS-Prototyp) an einem *frasaco* Phantomkopf. Die maximale Distanz der Schneidezähne wurde auf 40mm eingestellt. Links: Zugang zur bukkalen Oberfläche am dritten Molaren. Rechts: Zugang zur okklusalen Oberfläche am dritten Molaren.

Die Höhe der Scanspitze in der Nähe des Messbereichs beträgt real rund 14 mm. Die höchste und breiteste Stelle die in den Mundraum eingeführt werden muss, beträgt je 30 mm (siehe Abb. 51). Trotz der Überschreitung der geplanten maximalen Höhe kann gezeigt werden, dass selbst die Vermessung distaler Zahnstrukturen auch aus bukkaler Richtung möglich ist (vgl. Abb. 52). Die sich verjüngende IOS Spitze wirkt sich zudem positiv auf das Handling des Handstücks aus und ermöglicht so, wenn nötig, auch eine bessere direkte Sicht auf die zu scannende Zahnoberfläche.

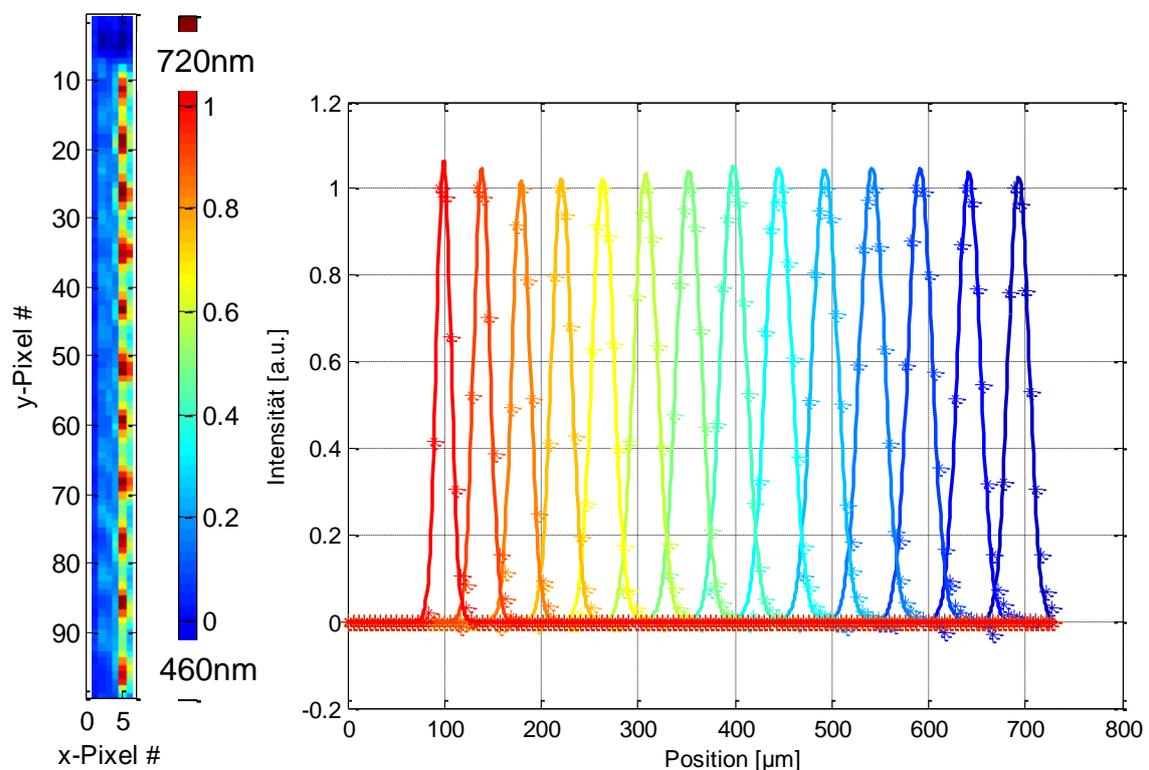
### 3.5.2 Messung der spektralen Signalantwort



**Abb. 53:** links: Fotografie des durch den entwickelten Intraoralscanner auf einen Gipszahn projizierten Messmusters; rechts: Illustration der bukkal-oralen 11 mm großen Ausdehnung des Messfelds des Intraoralscanners (IOS-Prototyp).

Die Fotografie eines Modellzahns während der 3D Aufnahme zeigt, dass das Messpunktemuster deutlich in die Probenebene abgebildet wird (siehe links Abb. 53). An den steilen Präparationsflanken ist zudem die zu erwartende spektrale Aufspreizung des Messlichts in axialer Richtung qualitativ zu sehen. Weiterhin ist gezeigt, dass das Messfeld eine Größe von rund 11 x 11 mm<sup>2</sup> besitzt und sowohl die bukkal-orale als auch die mesial-distale Ausdehnung des präparierten Einzelzahns überdeckt.

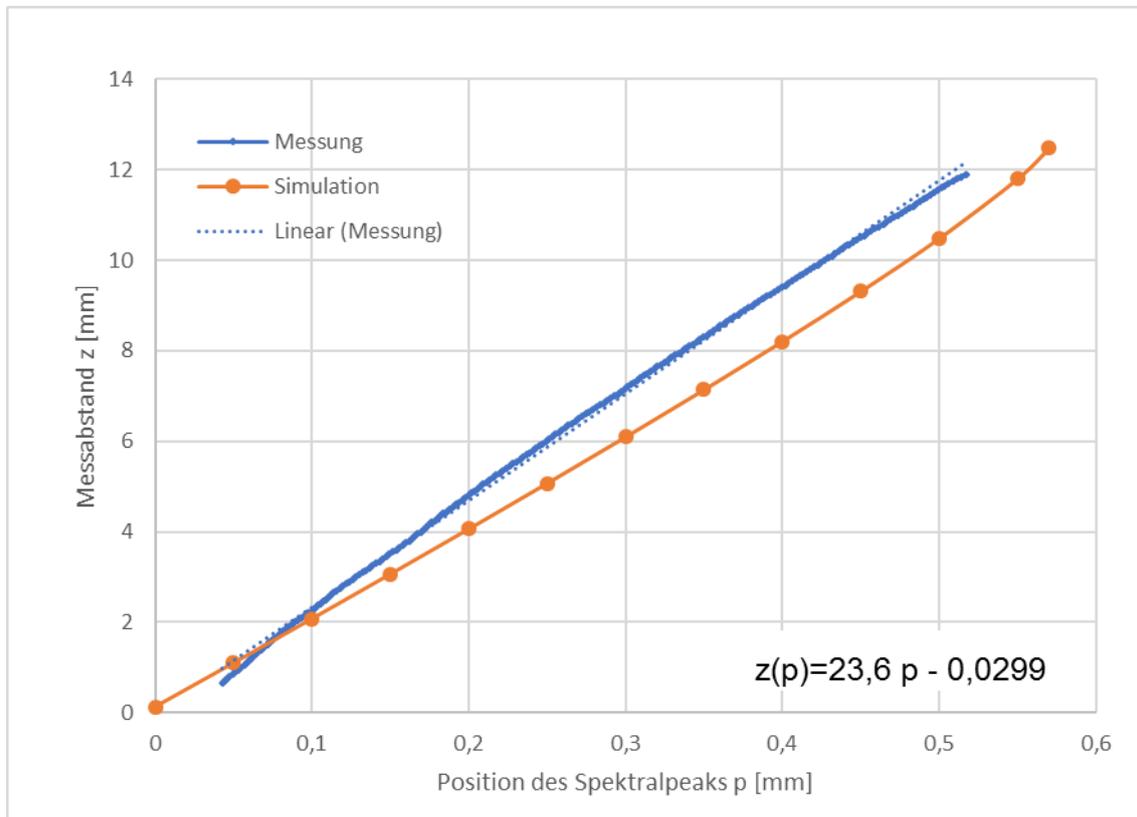
Analog zur theoretischen Untersuchung der spektralen Signalantwort (siehe Abb. 38) wurden die Rohdaten eines IOS-Prototypen bezüglich der Signale auf dem Detektor näher untersucht. Bei realen 3D-Aufnahmen ergibt sich eine sehr ähnliche Abbildung der konfokalen Blenden wie in der Simulation vorausberechnet (vgl. Abb. 44 und Abb. 54), jedoch ist eine etwas größere Ausdehnung der Blendenabbildung entlang der vertikalen Spektralachse bereits im Intensitätsbild sichtbar. Bei zur Simulation identischer Auswertung der Detektorbilder können die Signalkurven auch für die reale Messung für verschiedene Messabstände berechnet und die jeweiligen Halbwertsbreiten bestimmt werden (rechts Abb. 54).



**Abb. 54: Gemessene Signalantwort für den realisierten Intraoralscanner (IOS-Prototyp) auf einem Spiegel, der in 14 verschiedenen Abständen zum optischen System platziert wurde. Links: Aufsummierte Intensitätsverteilung auf einer Detektormatrix mit  $5,6 \mu\text{m}$  Pixelgröße für 14 verschiedene Spiegelabstände. Rechts: Intensitätsverteilung auf der Detektormatrix entlang der vertikalen Achse berechnet aus der Mittelung und Normierung der Intensitätswerte entlang der Pixelzeilen.**

Die mittlere gemessene FWHM der Blendenabbildung beträgt rund  $26,5 \mu\text{m}$  mit einer Standardabweichung von  $1,73 \mu\text{m}$ . Mit diesem Ergebnis ist gezeigt, dass mit

dem realisierten IOS-Prototyp bezüglich der Blendenabbildung eine gute Übereinstimmung mit den Simulationsergebnissen für ein System mit realistischen Fertigungstoleranzen erzielt wurde (vgl. Tabelle 11).

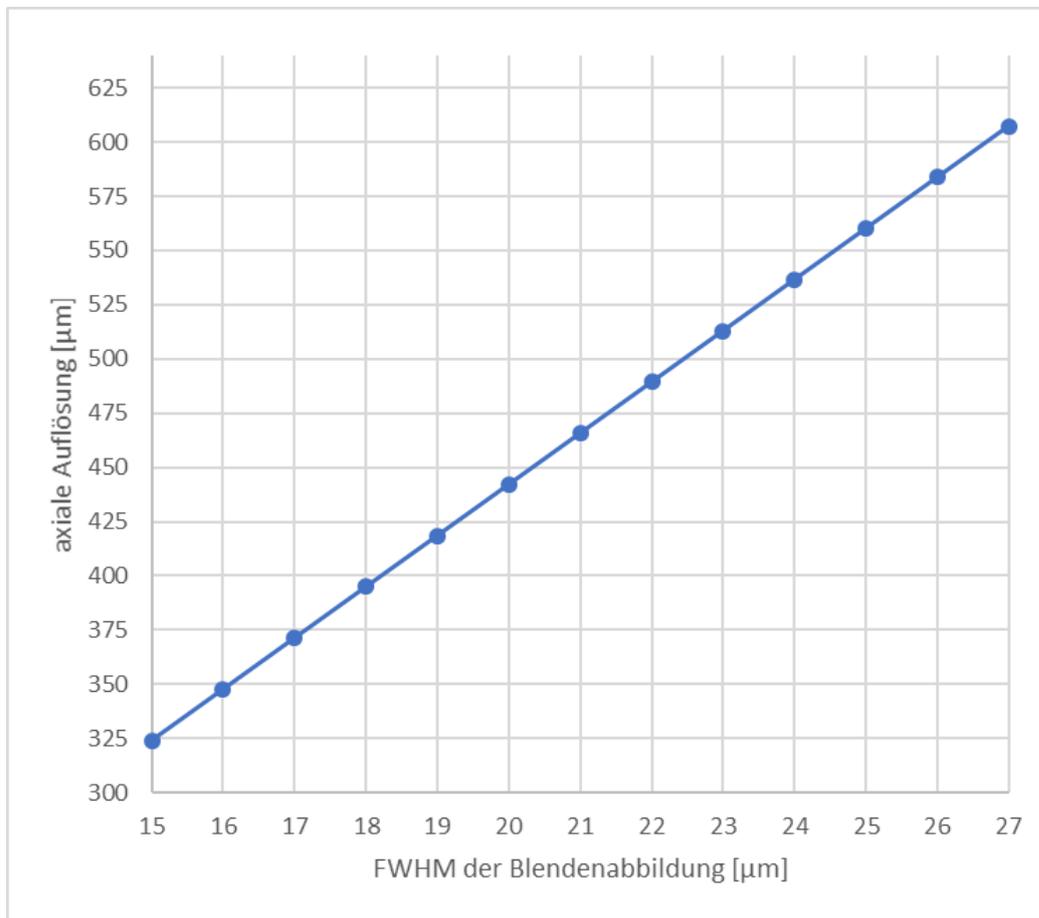


**Abb. 55:** Aus realer Messung mit einem Intraoralscanner (IOS-Prototyp) extrahierte Hauptstrahlverschiebung der Blendenabbildung (Antwortsignals) auf der Detektormatrix in Abhängigkeit von dem Messabstand  $z$ . Als Probe diente ein Planspiegel, der in  $50\ \mu\text{m}$  Schritten von einem Piezoantrieb durch den Messbereich bewegt wurde.

Analog zur theoretischen Betrachtung lässt sich auch der Formelbezug zwischen der Änderung des Messabstands und der Bewegung Schwerpunktlage des Blendenabblids unter Berücksichtigung der realen Übertragungsfunktionen des Hyperchromaten und des Prismenspektrometers ermitteln. Für die Messung ergibt sich eine steilere Übertragungsfunktion als in der Simulation, was eine geringere Verschiebung des Spektralpeaks pro Abstandsänderung zu Folge hat (siehe Abb. 55). Die tatsächliche Beziehung zwischen der Position der Blendenabbildung  $p$  und dem Probenabstand  $z$  lässt sich mathematisch mit der Formel

$$z = 23,6p - 0,0299 \quad (30)$$

beschreiben und wie in Abb. 55 grafisch darstellen.



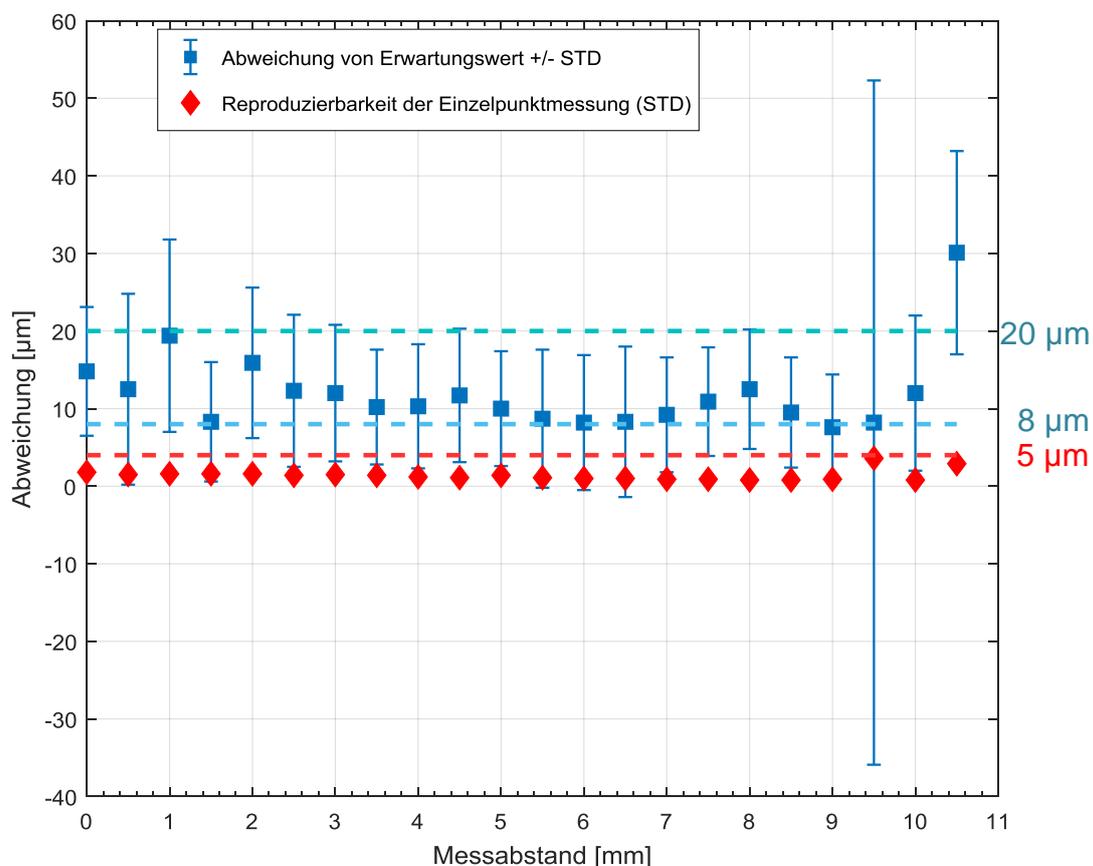
**Abb. 56:** Auf der Basis realer Messung auf einem ebenen Spiegel ermittelte axiale Auflösung des Intraoralscanners (IOS-Prototyp) in Abhängigkeit von der Halbwertsbreite (FWHM) der Abbildung der konfokalen Blende.

Im Vergleich der Simulation ist zu erkennen, dass sich bei der Messung eine Peakverschiebung von  $26,5 \mu\text{m}$  erst nach einer Abstandsänderung von rund  $600 \mu\text{m}$  einstellt und der Spektralpeak erst dann um eine FWHM auf dem Detektor verschoben ist (siehe Abb. 56). Im Vergleich zum theoretischen Systemdesign ist also von einer geringeren axialen Auflösung auszugehen, was durch die etwas steilere Übertragungsfunktion des optischen Systems (Formel (30)) und den größeren Durchmesser der Blendenabbildung  $LF$  bedingt ist. Diese Abweichungen

würden sich durch engere Toleranzen des optischen und mechanischen Systems reduzieren lassen, führen aber zu erheblich höheren Produktionskosten.

### 3.5.3 Messergebnisse auf ebenem Spiegel

Nach der in Kapitel 2.3.1 beschriebenen Vorgehensweise wurden fünf IOS-Prototypen bezüglich der tatsächlich erzielbaren axialen Messgenauigkeit untersucht. Hierzu wurden die mittleren Abweichungen zu jeweils bekannten Messabständen und das Rauschen der Abstandswerte selbst evaluiert.



**Abb. 57: Diagramm des statischen Tests auf einer ebenen Spiegelfläche für ein Exemplar des IOS-Prototypen. Blau: Mittlere Abweichung zum Sollabstand  $MA \pm STD$  [µm]. Rot: Mittlere Reproduzierbarkeit der Einzelmessung MRE (Standardabweichung der gemessenen Höhenwerte).**

Das Ergebnis dieser Untersuchung ist in Abb. 57 für einen untersuchten IOS-Prototypen exemplarisch gezeigt. Auf der x-Achse sind die axialen Messabstände der Spiegelprobe zum Sensor aufgetragen. Auf der Y-Achse sind die absolute

Höhenabweichung (Quadrat/blau) und die Reproduzierbarkeit (Dreieck/Rot) für die verschiedenen Messhöhen aufgezeichnet. Aus der Grafik ist zu erkennen, dass sich die mittlere Abweichung von Sollabstand (MA) vornehmlich im Bereich zwischen rund 8  $\mu\text{m}$  bis 20  $\mu\text{m}$  bewegt. Bei dem größten Abstand sinkt die Messgenauigkeit auf rund 30  $\mu\text{m}$  ab. Die Standardabweichung der MA ist bis auf eine Ausnahme bei der Position 9,5 mm wenig auffällig. Die Ursache für die erhöhte Standardabweichung bei dieser Position konnte in fehlerhaft übertragenen Rohdatenbildern gefunden werden. Im späteren Verlauf der Rohdatenanalyse wurden diese Übertragungsfehler durch eine Überarbeitung der Kamerasoftware vermieden. Bei der Vermessung von Zähnen im Videomodus sind diese vergleichsweise hohen Abweichungen allerdings von geringer Bedeutung. Diese treten statistisch und nur sporadisch auf und können sehr gut mit Rauschfiltern detektiert und entfernt werden.

Weiterhin ist zu erkennen, dass die Reproduzierbarkeit im gesamten axialen Messbereich mit unter 5  $\mu\text{m}$  erwartungsgemäß deutlich besser ist als die absolute mittlere Messgenauigkeit. Die Messergebnisse für verschiedene IOS-Prototypen ist in Tabelle 12 aufgeführt. Diese Ergebnisse zeigen, dass die Messgenauigkeit für verschiedene Systeme auch unter dem Einfluss von realen Fertigungstoleranzen weitgehend ähnlich ist.

**Tabelle 12: Analyse von fünf Intraoralscannern (IOS-Prototypen) bezüglich der Reproduzierbarkeit und Messgenauigkeit auf einem ebenen Spiegel.**

	Mittlere Abweichung MA $\pm$ STD [ $\mu\text{m}$ ]	Mittlere Reproduzierbarkeit der Einzelmessung MRE [ $\mu\text{m}$ ]
IOS 1	15,8 $\pm$ 7,2	9,1
IOS 2	15,7 $\pm$ 8,4	1,3
IOS 3	23,2 $\pm$ 12,7	6,1
IOS 4	14,6 $\pm$ 7,4	1,4
IOS 5	14,8 $\pm$ 8,7	1,6

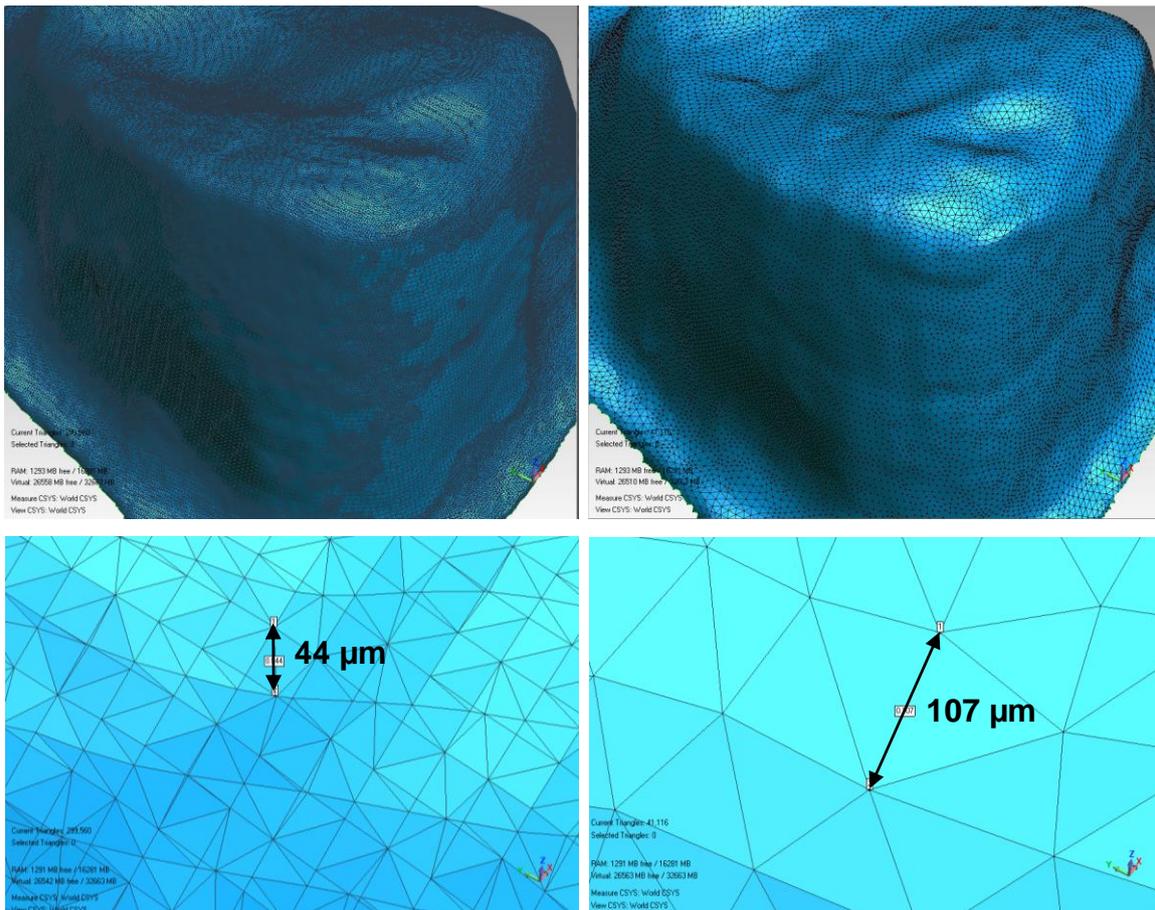
Aufgrund der in Tabelle 12 gezeigten Ergebnisse ist die Analyse der Messunsicherheit auf Zahnmodellen für des IOS-Prototypen sinnvoll. Mit einer mittleren Abweichung vom Sollwert von geringer als 23,2  $\mu\text{m} \pm 12,7 \mu\text{m}$  und einer mittleren Reproduzierbarkeit der Einzelmessung von 9  $\mu\text{m}$  oder besser zeigen alle IOS-

Prototypen vergleichbar gute Ergebnisse. Wie erwartet wird hier eine deutlich höhere axiale Messgenauigkeit gezeigt als die sehr konservative Abschätzung zur axialen Auflösung in den Kapiteln 3.4.4 und 3.5.2. Es muss jedoch davon ausgegangen werden, dass die hier gezeigte Messgenauigkeit aufgrund des extrem guten Signal-Rausch-Verhältnisses und des sehr geringen Probeneinflusses (keine Probenkipfung, vernachlässigbare Oberflächenrauheit) das Optimum für eine Einzelmessung darstellt. Trotz der guten Messgenauigkeit muss in der realen Anwendung aufgrund der zusätzlichen äußeren Faktoren ein schlechteres Ergebnis erwartet werden. So spielen zum Beispiel die Remissionseigenschaften der Probe, die Oberflächenneigung sowie Oberflächenstruktur und Bewegungsartefakte während der Messung eine entscheidende Rolle für die Messgenauigkeit. Neben den verschlechternden Faktoren (z.B. Oberflächenneigung, Volumen- und Oberflächenstreuung) können aber andere Maßnahmen, wie Wiederholmessungen aus unterschiedlichen Ansichten und eine intelligente Oberflächenrückführung auf Basis statistischer Plausibilitätsprüfung, zu einer Erhöhung der Messgenauigkeit führen.

#### **3.5.4 Messergebnisse auf dem Echtzahnmodell**

In dieser Arbeit nicht aufgeführten Voruntersuchungen hat sich gezeigt, dass die Vermessung realer und gut durchfeuchteter Zähne erheblich schwieriger ist als die Vermessung von Proben mit stärkerer Oberflächenstreuung und geringerem Glanz (z.B. mattes Metall, Gips). Aufgrund der vielversprechenden Ergebnisse bezüglich zur Messgenauigkeit auf ebenen Spiegelflächen wurden daher nach der in Kapitel 2.3.2 beschriebenen Vorgehensweise verschiedene Messreihen auf dem Echtzahnmodell aufgenommen.

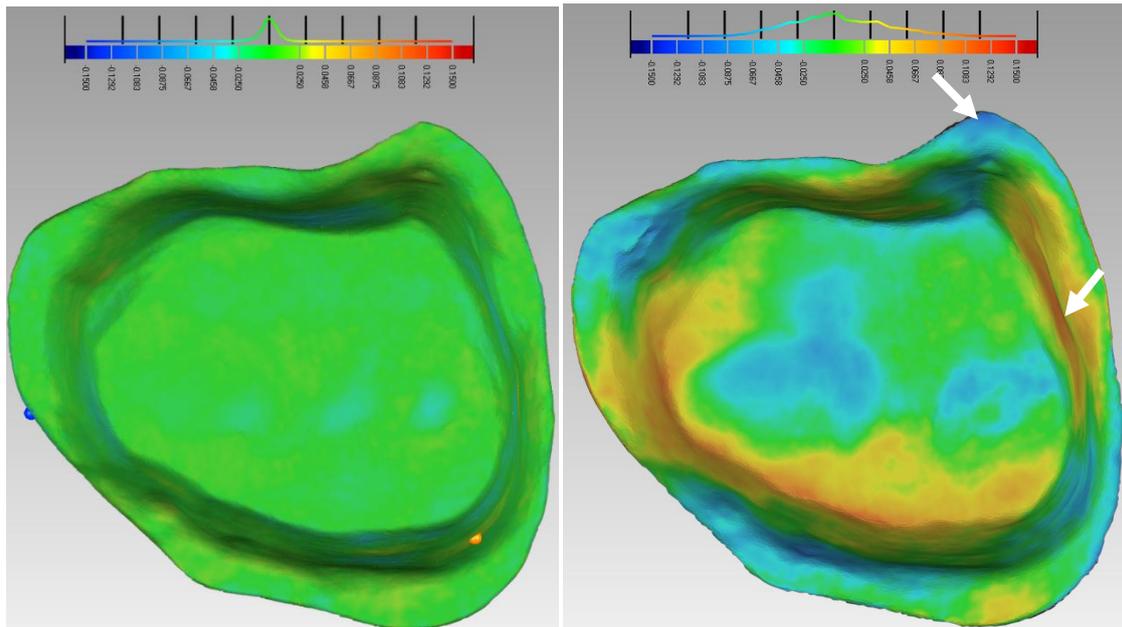
Anhand eines qualitativen Vergleichs der 3D-Daten der CT-Referenz und vom IOS-Prototypen fällt zunächst die wesentlich gröbere Rasterung der 3D-Daten im CT-Referenzdatensatz auf (vgl. Abb. 58: Kantenlänge einzelner Dreiecke von mehr als 100  $\mu\text{m}$  zu rund 44  $\mu\text{m}$ ). Man könnte erwarten, dass durch eine geringere Kantenlänge der Dreiecke im Messdatensatz eine höhere Detailtreue erzielt werden kann. Allerdings wurde bereits in einer Arbeit von Nedelcu [47] gezeigt, dass eine höhere Dreiecksdichte nicht zwangsläufig zu einer höheren durchschnittlichen Messgenauigkeit führt.



**Abb. 58:** Links: mit einem Intraoralscanner (IOS-Prototyp) aufgenommenener 3D-Datensatz eines humanen Molaren bestehend aus rund 300.000 Dreiecken. Rechts: mit einem Mikro-CT (Computertomograph) aufgenommenener Referenzdatensatz des identischen humanen Molars bestehend aus 41.000 Dreiecken.

Zunächst wurde der erste Molar 26 fünfmal vermessen und die Reproduzierbarkeit ermittelt. Der Vergleich zur gemittelten Oberfläche zeigt eine weitgehend homogene Abweichung (links Abb. 59 links). Die Abweichungen in diesen Darstellungen sind farblich codiert, wobei grüne Areale eine Abweichung von kleiner  $\pm 25,0 \mu\text{m}$  aufweisen, negative Abweichungen in Blautönen ( $-150,0 \mu\text{m}$ ) und positive Abweichungen in Gelb-, Orange- und Rottönen ( $+150,0 \mu\text{m}$ ) dargestellt sind (vgl. Histogramm). Die Messung zeigt an den steilen Präparationskanten und an Senken der okklusal ausgerichteten Flächen die maximalen Abweichungen. Die im Histogramm dargestellte Fehlerverteilung ist in erster Näherung symmetrisch. Es ist zu erkennen, dass im Bereich der Präparationsgrenze fast ausschließlich sehr gute Reproduzierbarkeitswerte mit  $\pm 25,0 \mu\text{m}$  (grün) gemessen wurden. An einzelnen

Stellen sind sowohl positive Abweichung mit rund  $+40,0\ \mu\text{m}$  (orange Kugel) als auch die maximale negative Abweichung mit bis zu  $-50,0\ \mu\text{m}$  (blaue Kugel links an der Präparationskante) sichtbar. Mit einer durchschnittlichen Abweichung von unter  $5,6\ \mu\text{m} \pm 7,1\ \mu\text{m}$  und einer maximalen absoluten Abweichung von kleiner  $50,0\ \mu\text{m}$  wurde im hier gezeigten Fall eine gute Reproduzierbarkeit der mit dem IOS-Prototypen aufgenommenen Messwerte erzielt.

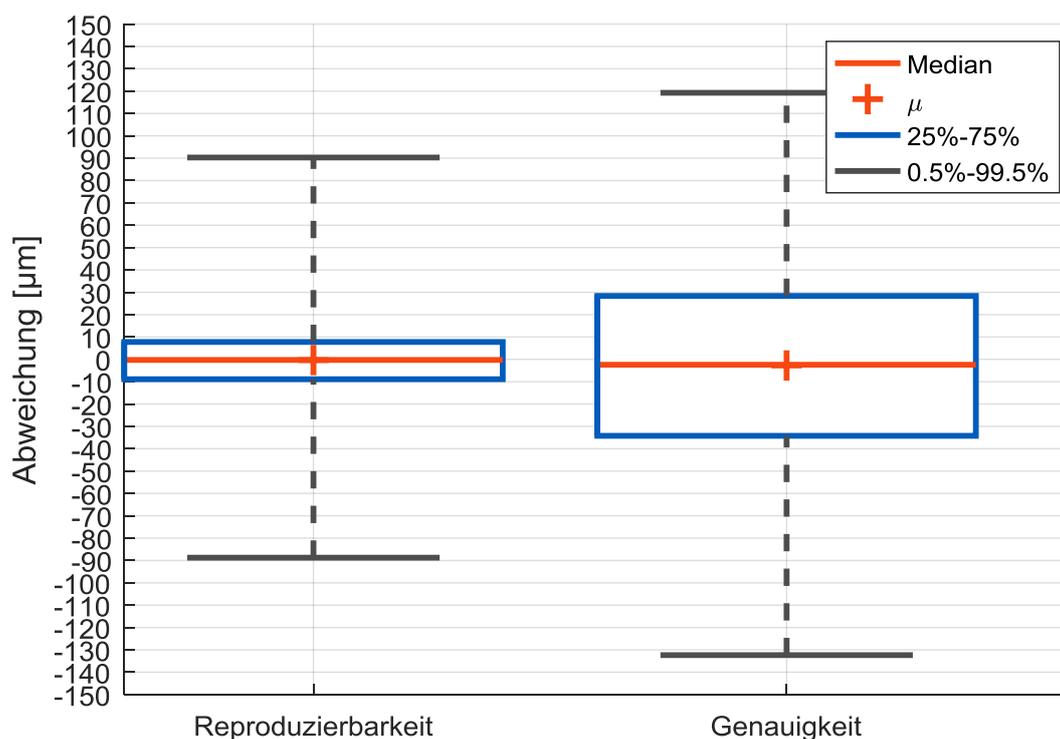


**Abb. 59:** Darstellung der mit einem Intraoralscanner (IOS-Prototyp) auf einem Echtzahn (26) aufgenommenen Oberflächen. Gezeigt sind die farblich codierten 3D-Abweichungen der Oberflächendaten einer ausgewählten Aufnahme in Bezug zu einem Referenzdatensatz. Links: Abweichungen von einer aus fünf Messungen gemittelten Messung (Reproduzierbarkeit). Rechts: Abweichung zu einem CT-Referenzdatensatz.

Die rechts in Abb. 59 exemplarisch Abbildung einer 3D-Messungen zeigt die örtliche Fehlerverteilung einer Einzelmessung zum CT-Referenzdatensatz. Die größte Abweichung ist erneut an den steilen approximalen Präparationsflächen auszumachen. Abweichungen treten sowohl an stark gekrümmten und steilen Abschnitten als auch an flachen Passagen der Oberfläche auf. Aus dieser Betrachtung heraus ist eine reine geometrieabhängige Fehlerentstehung nicht abzuleiten. Vielmehr müssen hier weitere Einflussfaktoren wie Aufnahme­richtung, Reflexionsgrad der Oberfläche und Abstand des IOS während der Aufnahme in Betracht gezogen werden. Die durchschnittliche positive und negative Abweichung zum CT-

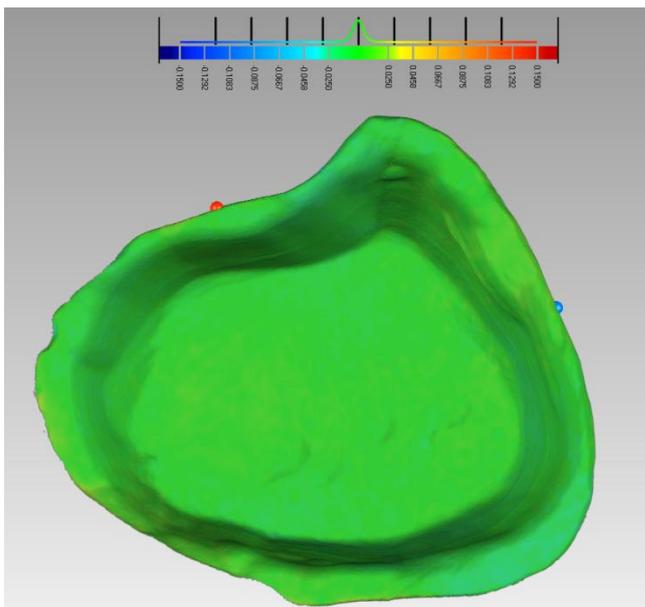
Referenzdatensatz liegt im gezeigten Fall bei + 33,1  $\mu\text{m}$  und - 27,4  $\mu\text{m}$  und die Standardabweichung beträgt 37,8  $\mu\text{m}$ . Die maximale positive und negative Abweichung mit + 171,0  $\mu\text{m}$  bzw. - 218,0  $\mu\text{m}$  ist an der mesialen Präparationsflanke und der palatinalen Präparationskante auszumachen.

Aus den 3D-Vergleichen aller fünf Messungen zum CT-Referenzdatensatz wurde für den Molar 26 eine Abweichung bzw. Messgenauigkeit von - 2,8  $\mu\text{m} \pm 48,3 \mu\text{m}$  ermittelt. Die beobachtete maximale Abweichung bei diesen Datensätzen betrug + 282,4  $\mu\text{m}$ . Die mittlere absolute Abweichung zur CT-Referenz liegt bei rund 38,0  $\mu\text{m}$ . Die Auswertung der Datensätze nach dem (25%- 75 %) / 2 Perzentil (siehe Kapitel 2.3.2) ergeben für diese Messreihe eine mittlere absolute Abweichung von der CT-Referenz von 31,8  $\mu\text{m} \pm 3,6 \mu\text{m}$  (Genauigkeit). Die Reproduzierbarkeit, gekennzeichnet durch die Abweichung aller Messwerte zur gemittelten Referenzoberfläche, liegt für den Molar 26 bei - 0,3  $\mu\text{m} \pm 23,0 \mu\text{m}$ .



**Abb. 60:** Box-Whisker-Plot der 3D-Abweichungen bei der Vermessung des humanen Molars 26. Links: Abweichung der Einzelmessungen von der gemittelten Messung. Rechts: Abweichungen der Einzelmessungen vom CT-Referenzdatensatz (CT: Computertomograph).

In Abb. 60 ist der Box-Whisker-Plot aller Abweichungen der gemessenen 3D-Datensätze des Molaren 26 zur CT-Referenz und zur gemittelten Referenzfläche in den Grenzen des 99,5%- und 0,05%-Perzentils dargestellt. Beide Verteilungen liegen näherungsweise symmetrisch um den Mittelwert und Median. Die größten Abweichungen vom gemittelten 3D-Datensatz liegen bei rund  $\pm 90,0 \mu\text{m}$ , jedoch 50% der Werte zeigen eine geringere Abweichung als  $\pm 10,0 \mu\text{m}$ . Die maximalen Abweichungen vom CT-Referenzdatensatz sind geringer als  $\pm 130,0 \mu\text{m}$  ( $+ 120,0 \mu\text{m} / - 130,0 \mu\text{m}$ ) und 50% der gemessenen Werte zeigen eine Abweichung geringer als  $\pm 35,0 \mu\text{m}$  ( $+ 35,0 \mu\text{m} / - 35,0 \mu\text{m}$ ). Die geringe durchschnittliche Verschiebung der Mittelwerte deutet auf einen leichten systematischen Messfehler hin, der durch die hohe Messunsicherheit im Referenzdatensatz ( $50\mu\text{m}$ ) aber auch systematische Messfehler des IOS-Prototypen erklärt werden kann.

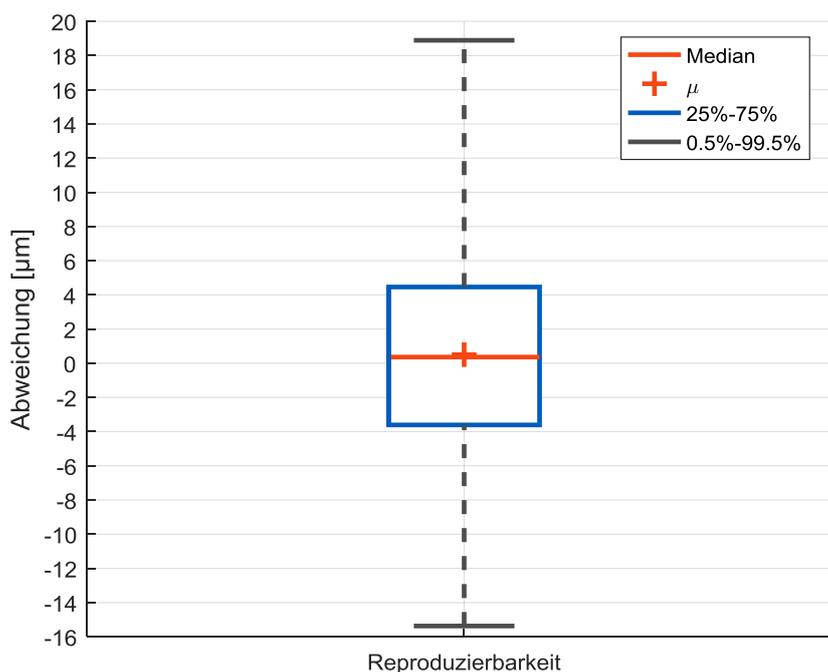


**Abb. 61:** Reproduzierbarkeit der mit einem Intraoralscanner (IOS-Prototyp) auf einem Gipszahn (26) aufgenommenen Oberflächendaten. Gezeigt sind die farblich codierten 3D-Abweichungen der Oberflächendaten einer Aufnahme relativ zu dem aus fünf Aufnahmen gemittelten Oberflächendatensatz (durchschn. Abweichung =  $+ 3,4 \mu\text{m} / - 3,6 \mu\text{m}$ , Standardabweichung =  $4,7 \mu\text{m}$ , maximale absolute Abweichung =  $+ 46,4 \mu\text{m} / - 36,0 \mu\text{m}$ ).

Um eine Abschätzung über den Materialeinfluss zu erlangen und somit eine erste Vergleichbarkeit zu Studienergebnissen bezüglich der Reproduzierbarkeit von

Messungen an Gipsmodellen zu erhalten, wurden fünf Wiederholmessungen an einem Gipsmodell (Molar 26) durchgeführt. In Abb. 61 sind die farblich kodierten 3D-Abweichungen zum mittleren gemessenen 3D-Datensatz für einen Messdatensatz exemplarisch gezeigt. Die dort dargestellten mittleren Abweichungen betragen durchschnittlich  $+3,4 \mu\text{m}$  und  $-3,6 \mu\text{m}$  und besitzen eine Standardabweichung von  $4,7 \mu\text{m}$  auf. Die maximalen positiven und negativen Abweichungen betragen  $+46,4 \mu\text{m}$  bzw.  $-36,0 \mu\text{m}$ .

Die für alle Messungen ermittelte Reproduzierbarkeit, gekennzeichnet durch die mittlere Abweichung aller Messwerte zur gemittelten Oberfläche, ist mit  $0,5 \mu\text{m} \pm 6,2 \mu\text{m}$  ähnlich zu den Messungen auf dem Echtzahnmodell. Es fällt allerdings auf, dass die Standardabweichung um rund den Faktor 3,7 besser ist. Die beobachtete maximale Abweichung bei diesen Datensätzen betrug  $328,5 \mu\text{m}$ . In Abb. 60 ist der Box-Whisker-Plot aus allen gemessenen 3D-Datensätzen des Molaren 26 gezeigt, mit dem 99,5%- und dem 0,05%- Perzentil als Grenzen.



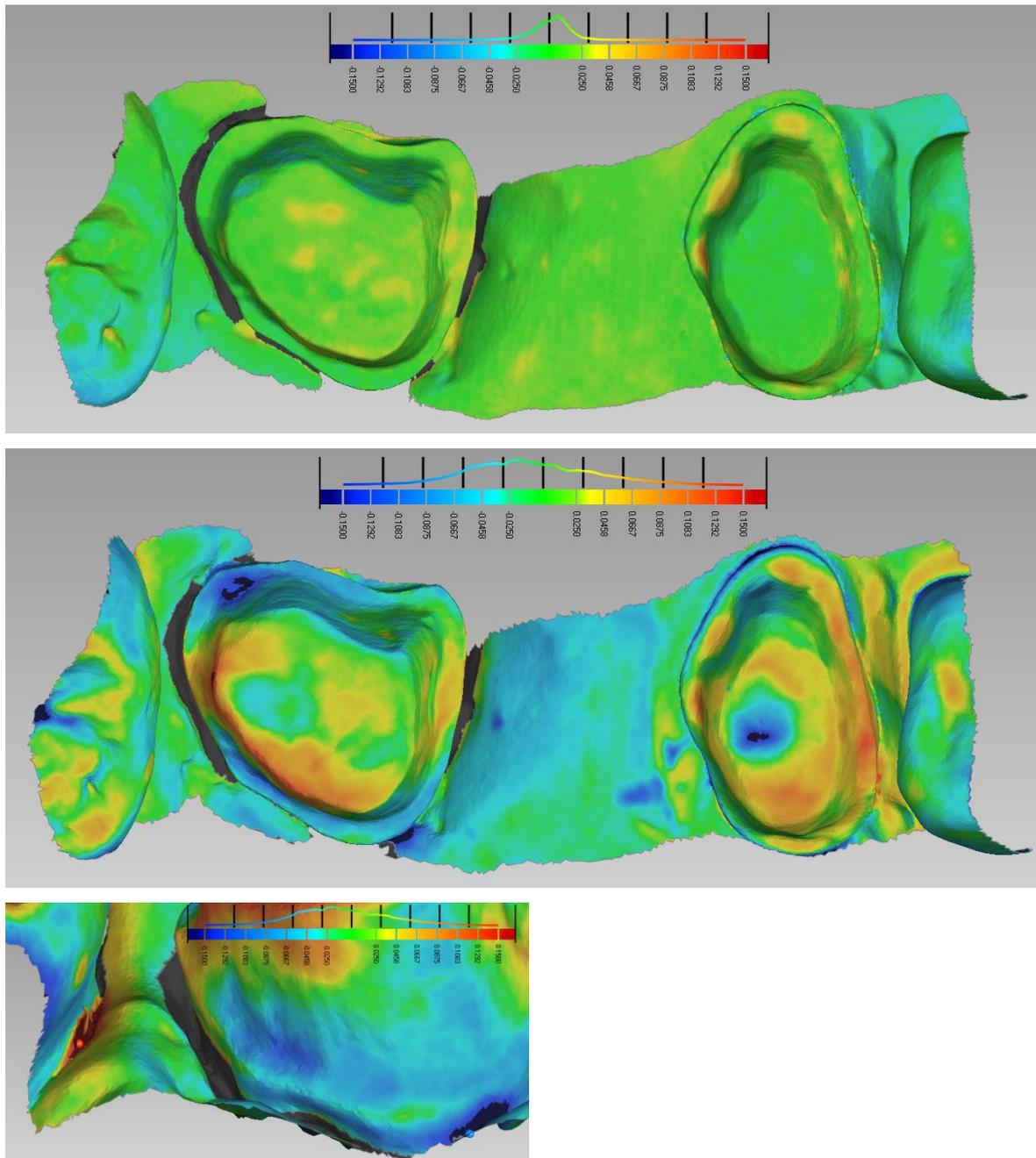
**Abb. 62: Box-Whisker-Plot der 3D-Abweichungen bei der Vermessung des Molaren 26 in einem Gipsmodell. Abweichung der Einzelmessungen von der gemittelten Messung.**

Die Verteilung ist auch hier näherungsweise symmetrisch um den Mittelwert und Median der Abweichungen. Die Abweichungen bei der Reproduzierbarkeit von

unter  $\pm 19,0 \mu\text{m}$  bzw. unter  $\pm 4,5 \mu\text{m}$  (50%- Perzentil) sind weniger als halb so groß wie bei den Messungen auf dem Echtzahnmodell. Die auf dem Gipsmodell aufgenommenen Daten wurden nicht mit dem CT-Referenzdatensatz verglichen, da die Fehlergröße der klassischen Abformung unbekannt und die Fehlergröße der digitalen Aufnahme mit dem IOS-Prototypen daher nicht getrennt betrachtet werden kann.

Im nächsten Schritt wurde der Scanbereich der Messung erweitert. Es wurden Messungen an eine Zahnreihe des Echtzahnmodells durchgeführt, die sich vom Prämolaren 24 bis zum Molaren 26 mit nahezu hälftiger Abdeckung der jeweilig benachbarten Zähne 23 und 27 erstreckten. Die vermessene Zahnreihe weist eine Lücke beim Zahn 25 auf, was erhöhte, aber reale Ansprüche an die Zusammenführung der Einzeldatensätze während der Messung stellt. Zusätzlich wird die Datenzusammenführung durch die für eine Brückenkonstruktion präparierten Zähne (24,26) und geringeren charakteristischen Strukturen (z.B. fehlen von Fissuren) erschwert. Der 3D-Vergleich zum gemittelten Datensatz ist in Abb. 63 oben gezeigt. Zum gemittelten 3D-Datensatz beträgt die mittlere positive und negative Abweichung  $+ 11,0 \mu\text{m}$  bzw.  $- 11,4 \mu\text{m}$ . Die Standardabweichung beträgt  $15,1 \mu\text{m}$ . Die maximale positive und negative Abweichung beträgt  $+ 203,0 \mu\text{m}$  bzw.  $- 181,3 \mu\text{m}$ . Für die örtliche Verteilung der Fehler ist hier ebenfalls keine eindeutige strukturabhängige Aussage möglich. Allerdings ist auch hier eine Anhäufung höherer Abweichungen an Flächen mit hoher Steilheit und hoher Krümmung zu vermerken. An der Präparationsgrenze des Molaren 26 betragen die Abweichungen häufig rund  $\pm 25,0 \mu\text{m}$  und sind damit etwas höher als bei der Einzelzahnvermessung. Am Prämolare 24 sind drei Bereiche mit erhöhter Abweichung von rund  $+ 55,0 \mu\text{m}$  bis  $+100,0 \mu\text{m}$  auszumachen.

Die Abweichung einer Einzelmessung zum CT-Referenzdatensatz ist in der Mitte von Abb. 63 gezeigt. Zunächst ist es positiv zu bewerten, dass bei der Erweiterung des Scanbereichs von einem Einzelzahn auf eine Länge von rund vier Zähnen trotz strukturarmer Geometrie keine eindeutig sichtbare globale Abweichung (Verzerrung) der Messdaten im Vergleich zur CT-Referenz auftritt.



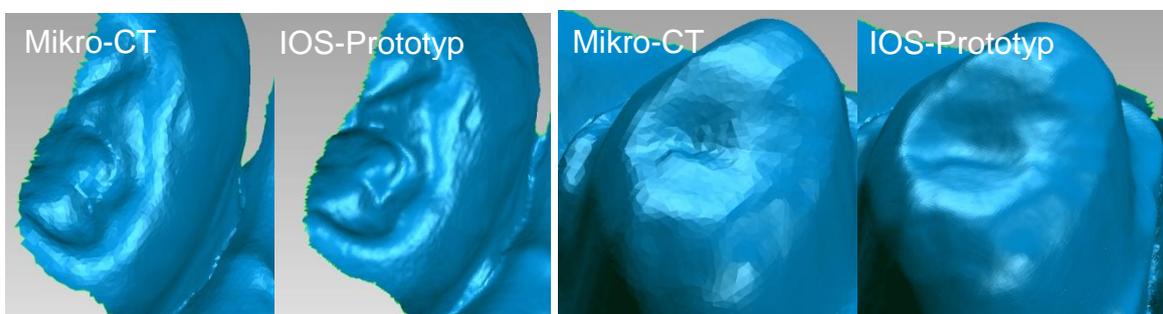
**Abb. 63:** Darstellung der mit einem Intraoralscanner (IOS-Prototyp) auf einer Echtzahnreihe (24-26) aufgenommenen Oberflächen. Gezeigt sind die farblich codierten 3D-Abweichungen der Oberflächendaten einer ausgewählten Aufnahme in Bezug zu einem Referenzdatensatz. Oben: Abweichungen von einer aus fünf Messungen gemittelten Messung (Reproduzierbarkeit). Mitte: Abweichung zu einem CT-Referenzdatensatz. Unten. Detailaufnahme der Abweichungen zu einem CT-Referenzdatensatz. (CT: Computertomograph)

In den Fissuren des Molaren 27 und auf der okklusalen Fläche des Prämolaren 24 sind relativ hohe negative Abweichungen zu erkennen. Bei detaillierter, einzelner

Betrachtung der 3D-Datensätze fällt auf, dass der Detailgrad der Messung vom IOS-Prototypen höher ist als der vom CT-Referenzdatensatz. Es erscheint sehr unwahrscheinlich, dass die im IOS Scan gezeigten tieferen Strukturen zufällig entstanden sind. Man kann also davon ausgehen, dass der Detaillierungsgrad des CT-Referenzmodells nicht ausreicht, um die tatsächlich vorhandenen Strukturen wahrheitsgetreu abzubilden (siehe Abb. 64) und sich dadurch artifizielle Abweichungen zwischen dem Mess- und dem Referenzdatensatz ergeben.

In dem gezeigten Fall liegen die mittleren Abweichungen zur CT-Referenz bei  $+ 37,0 \mu\text{m}$  und  $- 41,2 \mu\text{m}$  und haben eine Standardabweichung von  $50,1 \mu\text{m}$ . Die maximale positive und negative Abweichung beträgt  $+ 676,7 \mu\text{m}$  und  $- 430,8 \mu\text{m}$ , die wie in der Detailaufnahme gezeigt allerdings in klinisch nicht relevanten Abschnitten der 3D-Oberfläche liegen (blaue und rote Kugel). Auffällig ist die leicht asymmetrische Schwerpunktlage des Histogramms, was auf eine erhöhte systematische Abweichung schließen lässt. Als Ursache sind hier der schon beschriebene limitierte Detailgrad der CT-Referenz aber auch Fehler (Registrierfehler) in der Zuordnung der Einzelscans und systematische Messfehler des IOS wahrscheinlich.

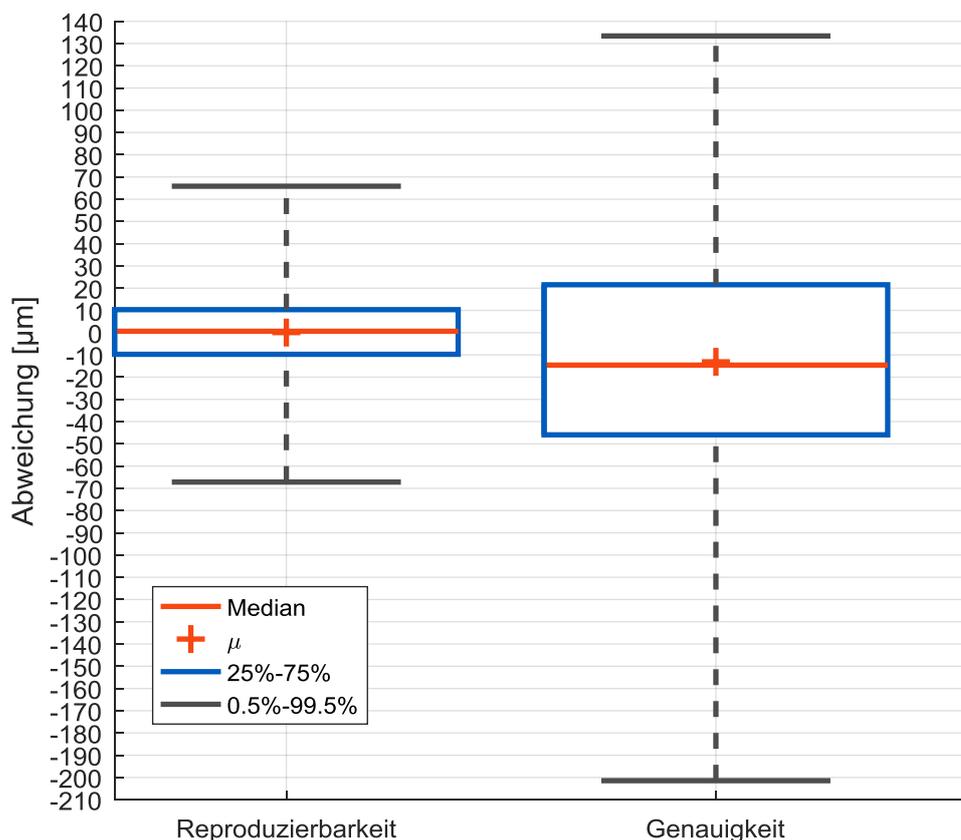
Die Genauigkeit des IOS-Prototypen, gekennzeichnet durch die mittlere Abweichung aller Messwerte zum CT-Referenzdatensatz, liegt auf der Zahnreihe 24 - 26 bei  $- 13,1 \mu\text{m} \pm 57,6 \mu\text{m}$ . Die Reproduzierbarkeit, gekennzeichnet durch die mittlere Abweichung aller Messwerte zur gemittelten Oberfläche, liegt bei  $- 0,04 \mu\text{m} \pm 20,7 \mu\text{m}$ . Die maximale absolute Abweichung bei diesen Datensätzen beträgt  $996,6 \mu\text{m}$ .



**Abb. 64:** Visueller Vergleich des Detaillierungsgrades bei 3D-Aufnahmen des Echtzahnmodells mit einem Mikro-CT (Computertomograph) und mit einem Intraoralscanner (IOS-Prototyp).

Die Auswertung der Datensätze nach dem (10% - 90%)/2-Perzentil (siehe Kapitel 2.3.2) ergeben für diese Messreihe eine mittlere absolute Abweichung von der CT-Referenz von  $66,0 \mu\text{m} \pm 7,6 \mu\text{m}$  (Genauigkeit), sowie eine mittlere absolute Abweichung von gemittelten Datensatz in Höhe von  $22,9 \mu\text{m} \pm 7,4 \mu\text{m}$  (Reproduzierbarkeit). Die Berechnung nach dem (20% - 80%)/2-Perzentil ergibt für den identischen Datensatz mittlere absolute Abweichung von der CT-Referenz von  $43,3 \mu\text{m} \pm 6,8 \mu\text{m}$  (Genauigkeit), sowie eine mittlere absolute Abweichung vom gemittelten Datensatz in Höhe von  $14,0 \mu\text{m} \pm 4,8 \mu\text{m}$  (Reproduzierbarkeit).

In Abb. 65 ist der Box-Whisker-Plot aus allen gemessenen 3D-Datensätzen der Zahnreihe 24 bis 26 gezeigt, mit dem 99,5 %- und dem 0,05 %- Perzentil als Grenzen.



**Abb. 65: Box-Whisker-Plot der 3D-Abweichungen bei der Vermessung des Zahnreihe 24 bis 26 des Echtzahnmodells. Links: Abweichung der Einzelmessungen von der gemittelten Messung. Rechts: Abweichungen der Einzelmessungen vom CT-Referenzdatensatz. (CT: Computertomograph)**

Beide Verteilungen sind näherungsweise symmetrisch um den Mittelwert und Median. Die größten Abweichungen vom gemittelten 3D-Datensatz liegen bei rund  $\pm 68,0 \mu\text{m}$  und 50% der Werte zeigen geringere Abweichung als  $\pm 10,0 \mu\text{m}$ . Die maximalen Abweichungen vom CT-Referenzdatensatz sind geringer als  $\pm 200,0 \mu\text{m}$  ( $+ 134,0 \mu\text{m} / - 20,0 \mu\text{m}$ ) aber 50% der gemessenen Werte zeigen eine Abweichung geringer als  $\pm 45,0 \mu\text{m}$  ( $+ 20,0 \mu\text{m} / - 45,0 \mu\text{m}$ ). Die Werte in den Grenzen des 99,5%-0,05%-Perzentils zeigen einen Genauigkeitsverlust gegenüber der Einzelzahnmessung, wobei innerhalb des 25%-75%-Perzentils kein bzw. nur ein deutlich schwächerer Anstieg zu vermerken ist. Auch hier ist die Verschiebung des Mittelwerts und Median wie auch zuvor durch den limitierten Detailgrad der CT-Referenz und systematische Registrierfehler die wahrscheinliche Ursache.

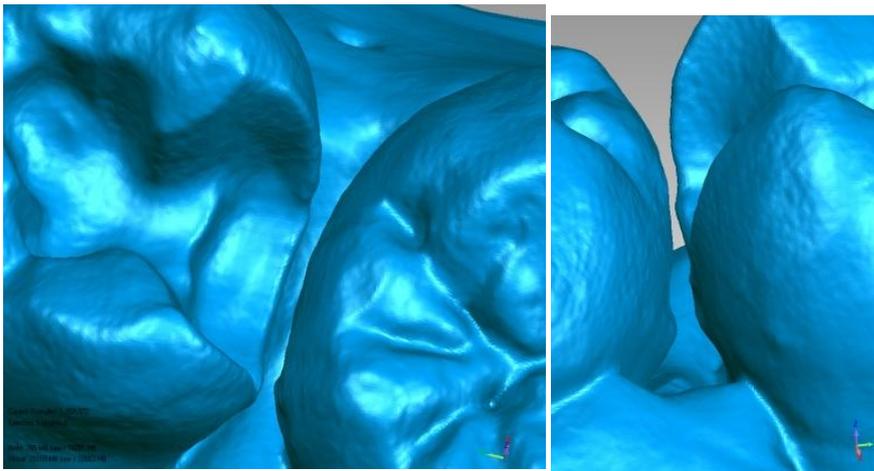


**Abb. 66: Mit einer Cercon Brain Fräsmaschine gefertigtes Brückengerüst aus Zirkonoxid (3D-Datensatz des Intraoralscanners (IOS-Prototyp)).**

Als Pilottest wurden aus einem beliebigen Datensatz der Zahnreihe 24 - 26 drei Brückengerüste aus Zirkonoxid mit einer Cercon Brain Fräseinheit von der Firma Degudent erstellt (siehe Abb. 66). Hierbei wurde an den Datensätzen keinerlei Fehlerkorrektur vorgenommen. Diese Gerüste wurden auf das Echtzahnmodell aufgesetzt, zwei Zahnärzten vorgeführt und von diesen als klinisch verwertbar eingestuft.

Im weiteren Verlauf wurden die drei Molaren des Echtzahnmodells 26 - 28 vermessen. Die Herausforderung bei der Vermessung dieser Zahnreihe liegt zum

einen in den steilen Präparationsflanken der Inlay-Präparation des Zahns 28 und dem sehr geringen Abstand der approximalen Präparationsgrenze zum Molar 27 sowie dem damit verbundenen Unterschnitt an der mesialen Präparationskante der Inlay-Präparation. Mit dem IOS-Prototypen ist möglich auch in dem teilweise weniger als 500 µm breiten Spalt, selbst im Bereich des Unterschnitts Daten aufzunehmen und eine weitgehend lückenlose Vermessung zu erhalten (siehe Abb. 67).



**Abb. 67:** Abbildung eines mit dem Intraoralscannern (IOS-Prototyp) aufgenommenen 3D-Datensatzes an einer Inlay-Präparation eines Echtzahnmodells.

Die vollständige Vermessung der nahezu senkrecht verlaufenden Präparationskanten der Inlay-Präparation ist lückenlos möglich (siehe Abb. 68). Größere Abweichungen zum gemittelten 3D-Datensatz sind auch hier an steilen Flanken (palatinale Präparationsfläche des Molars 26) und Flächen mit starker Krümmung (z.B. palatinal-distale Ecke der Inlay-Präparation, Fissuren an Molar 27) auszumachen.

Der Vergleich der Messdaten zu dem gemittelten Messdatensatz zeigt im beispielhaft dargestellten Fall eine mittlere positive und negative Abweichung von + 7,4 µm und - 8,8 µm sowie eine Standardabweichung von 10,6 µm (oben Abb. 68). Die maximal positive und negative Abweichung beträgt hier + 88,0 µm und - 87,8 µm. In diesem Fall wurde festgestellt, dass die Maximalabweichungen in klinisch irrelevanten Bereichen lokalisiert sind. Die hohen Abweichungen sind dadurch zu erklären, dass die Datensätze aufgrund der unterschiedlichen Triangulie-

rung an den Rändern nicht auf die exakt gleiche Größe zugeschnitten werden können. In diesem Fall kommt es häufig vor, dass die Abweichung zum dann „nächstmöglichen“ Oberflächenpunkt berechnet wird, der allerdings keine tatsächliche örtliche Korrelation zu dem Testpunkt aufweist.

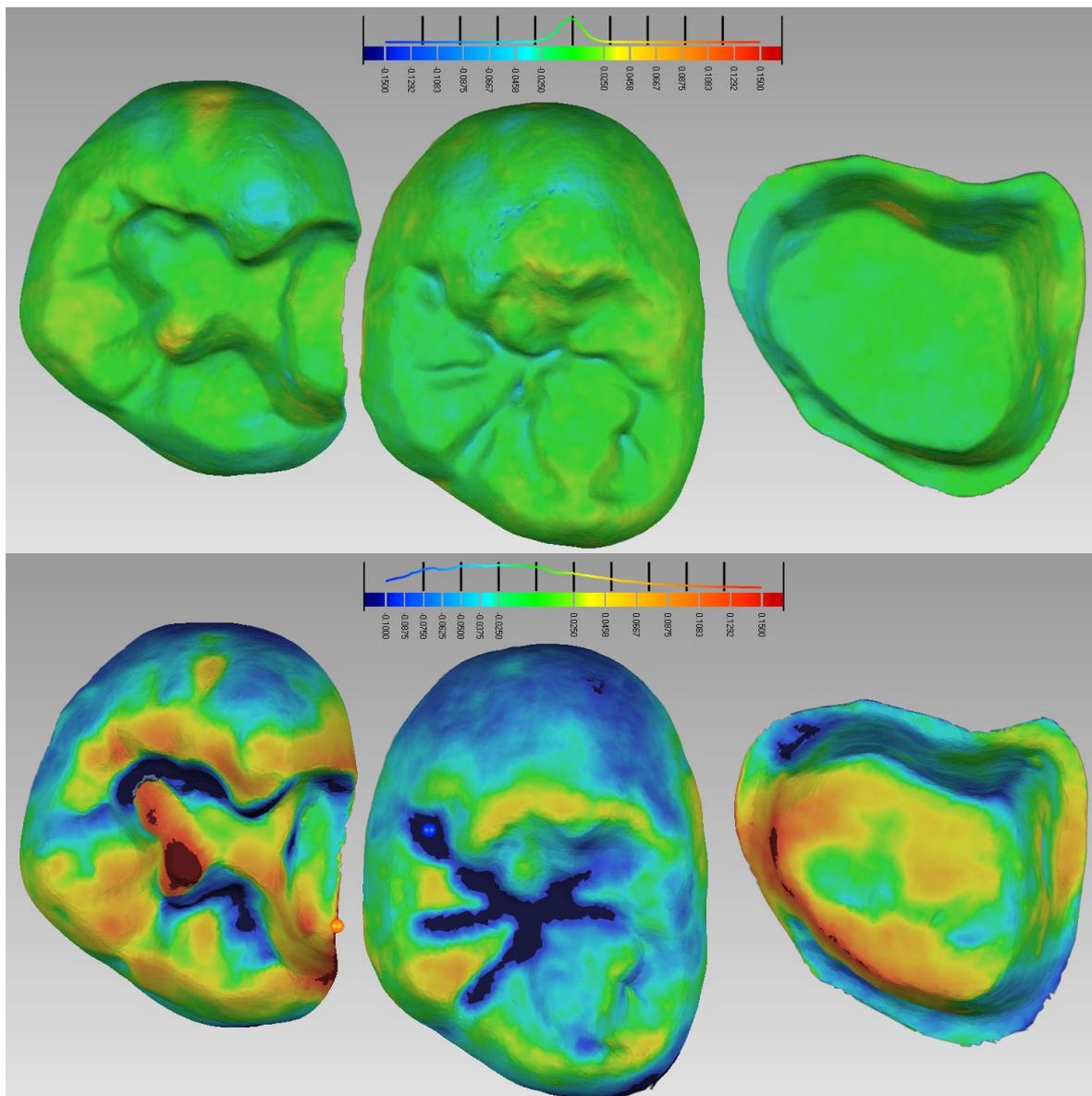
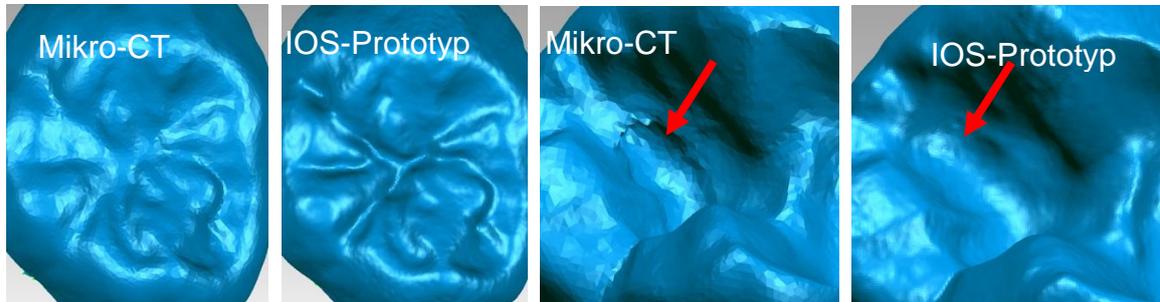


Abb. 68: Darstellung der mit einem Intraoralscanner (IOS-Prototyp) auf einer Echtzahnreihe (26-28) aufgenommenen Oberflächen. Gezeigt sind die farblich codierten 3D-Abweichungen der Oberflächendaten einer ausgewählten Aufnahme in Bezug zu einem Referenzdatensatz. Oben: Abweichungen von einer aus fünf Messungen gemittelten Messung (Reproduzierbarkeit). Unten: Abweichung zu einem CT-Referenzdatensatz. (CT: Computertomograph)

In Abb. 68 (unten) sind die Abweichungen der Messwerte zum CT-Referenzdatensatz für eine Einzelmessung gezeigt. Es ist deutlich zu sehen, dass die größeren Abweichungen mit über  $\pm 100,0 \mu\text{m}$  an den Flanken der Inlaypräparation, den Fissuren am Molar 27 und an der distalen Präparationsflanke der Molars 26 anzutreffen sind. In dem gezeigten Fall liegen die mittleren Abweichungen zur CT-Referenz bei  $+ 44,6 \mu\text{m}$  und  $- 57,0 \mu\text{m}$ . Die Messdaten haben eine Standardabweichung von  $66,9 \mu\text{m}$  zu CT-Referenz. Die maximale positive und negative Abweichung lag hier bei  $+ 380,0 \mu\text{m}$  und  $- 569,7 \mu\text{m}$ . In dem gezeigten Fall sind diese in klinisch relevanten Regionen, der approximalen Präparationskante des Zahns 28 und in der Fissur des Molaren 27 lokalisiert.

Die hohen Abweichungen an den Fissuren lassen sich eindeutig durch den geringeren Detaillierungsgrad der Referenzmessung erklären (siehe Abb. 69). Zwar liegt nahe, dass diese Abweichungen mit hoher Wahrscheinlichkeit schlechter darstellt werden als sie wirklich sind, jedoch kann dies nicht mit Bestimmtheit nachgewiesen werden.



**Abb. 69: Visueller Vergleich des Detaillierungsgrades bei 3D-Aufnahmen des Echtzahnmodells mit einem Mikro-CT (Computertomograph) und mit einem Intraoralscanner (IOS-Prototyp).**

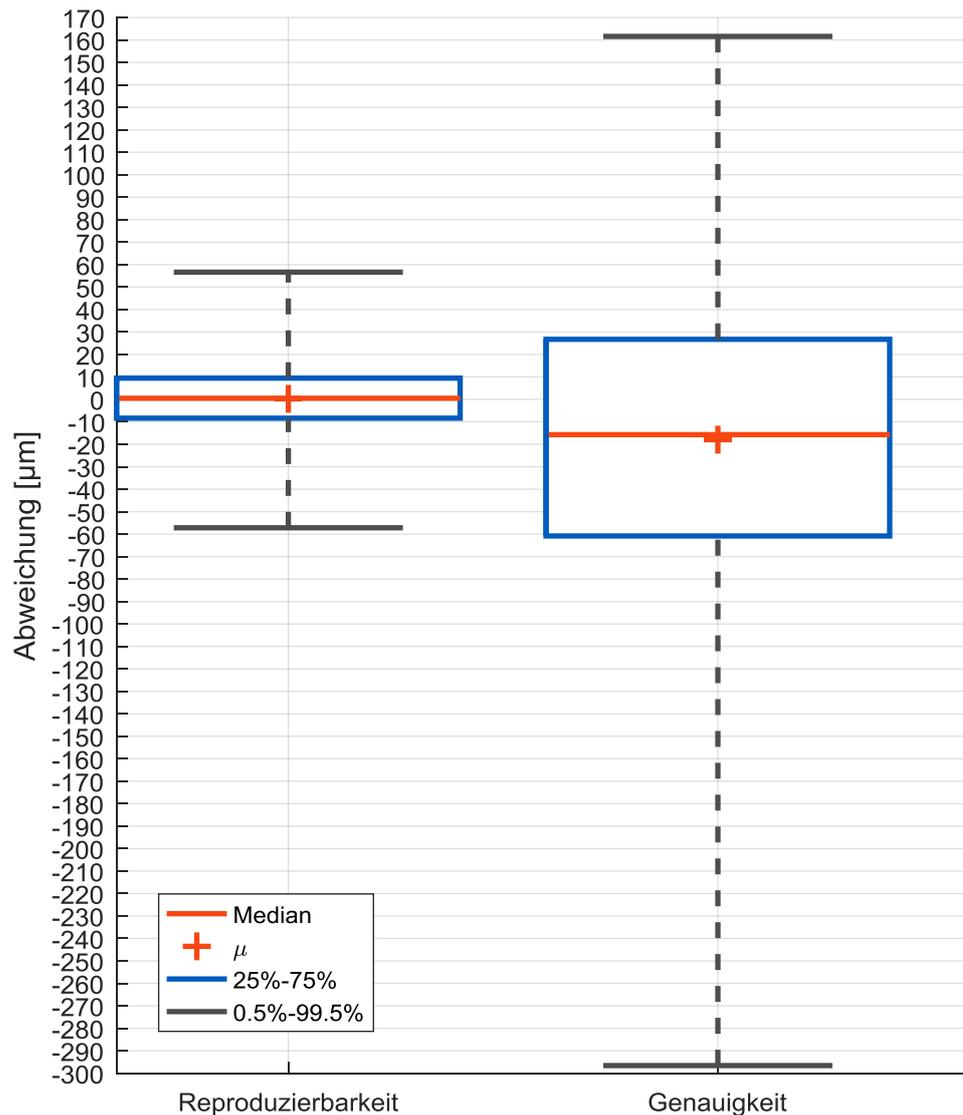
Etwas anders stellt sich die Situation bei der Abweichung an der Inlay-Präparation dar. Im CT-Referenzdatensatz ist hier deutlich eine Mulde zu erkennen, die sogar einen starken Unterschnitt beinhaltet (zweites Bild von rechts in Abb. 69, roter Pfeil). Da die Präparation eines solchen Unterschnitts unmöglich ist, muss von einem Artefakt im CT-Datensatz ausgegangen werden. An dieser Stelle führt dies zu einer Fehlbewertung des maximalen Messfehlers des IOS-Prototypen. Die

Ausdehnung der IOS-Aufnahme des Molaren 26 ist in mesial-distaler Richtung verlängert, was an der verhältnismäßig geringen Abweichung an der mesialen und größeren Abweichung an der distalen Präparationskante zu sehen ist. Diese Abweichung lässt sich am wahrscheinlichsten durch Fehler bei der Zusammensetzung der Einzeldatensätze erklären.

Die Genauigkeit des IOS-Protoptypen, gekennzeichnet durch die mittlere Abweichung aller Messwerte zum CT-Referenzdatensatz, lag auf der Zahnreihe 26 - 28 bei  $-17,9 \mu\text{m} \pm 73,1 \mu\text{m}$ . Die Reproduzierbarkeit, gekennzeichnet durch die mittlere Abweichung aller Messwerte zur gemittelten Oberfläche, lag bei  $0,2 \mu\text{m} \pm 17,6 \mu\text{m}$ . Die beobachtete maximale absolute Abweichung bei diesen Datensätzen betrug 1,3 mm.

Die Auswertung der Datensätze nach dem (10% - 90%)/2-Perzentil (siehe Kapitel 2.3.2) ergeben für diese Messreihe eine mittlere absolute Abweichung von der CT-Referenz von  $84,6 \mu\text{m} \pm 7,9 \mu\text{m}$  (Genauigkeit), sowie eine mittlere absolute Abweichung vom gemittelten Datensatz in Höhe von  $19,1 \mu\text{m} \pm 6,6 \mu\text{m}$  (Reproduzierbarkeit). Die Berechnung nach dem (20% - 80%)/2-Perzentil ergibt für den identischen Datensatz mittlere absolute Abweichung von der CT-Referenz von  $55,5 \mu\text{m} \pm 4,3 \mu\text{m}$  (Genauigkeit), sowie eine mittlere absolute Abweichung vom gemittelten Datensatz in Höhe von  $11,9 \mu\text{m} \pm 4,3 \mu\text{m}$  (Reproduzierbarkeit).

Die Abb. 70 zeigt den Box-Whisker-Plot aus allen Abweichungen des gemessenen 3D-Datensätze der Zahnreihe 26 bis 28, mit dem 99,5 %- und dem 0,05 %- Perzentil als Grenzen. Die Verteilungen zur Genauigkeit und Reproduzierbarkeit sind näherungsweise symmetrisch um den Mittelwert und Median. Die größten Abweichungen vom gemittelten 3D-Datensatz liegen bei rund  $\pm 57,0 \mu\text{m}$  und 50% der Werte zeigen geringere Abweichung als  $\pm 10,0 \mu\text{m}$ . Die maximalen Abweichungen vom CT-Referenzdatensatz sind geringer als  $\pm 296,0 \mu\text{m}$  ( $+161,6 \mu\text{m} / -296,6 \mu\text{m}$ ) und 50% der gemessenen Werte zeigen eine Abweichung geringer als  $\pm 61,0 \mu\text{m}$  ( $+26,7 \mu\text{m} / -60,8 \mu\text{m}$ ).



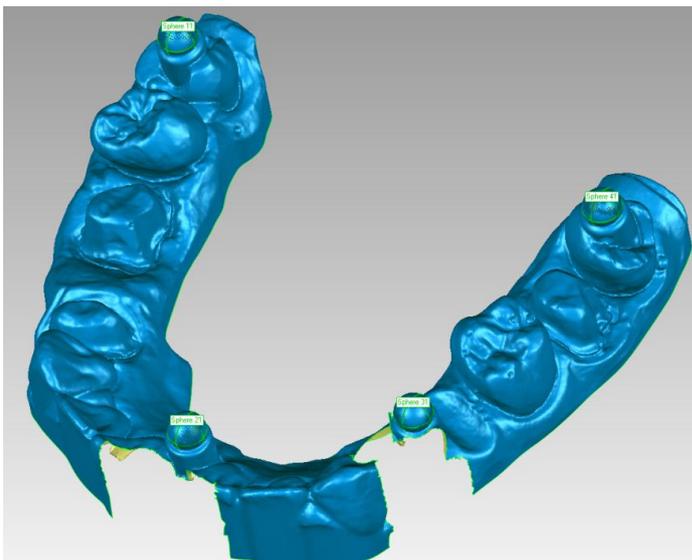
**Abb. 70: Box-Whisker-Plot der 3D-Abweichungen bei der Vermessung des Zahnreihe 26 bis 28 des Echtzahnmodells. Links: Abweichung der Einzelmessungen von der gemittelten Messung. Rechts: Abweichungen der Einzelmessungen vom CT-Referenzdatensatz. (CT: Computertomograph)**

Im Vergleich zur Messung der ersten Zahnreihe sind die Abweichungen bezüglich der Reproduzierbarkeit nahezu identisch. Für die Genauigkeit ergeben sich hier schlechtere Ergebnisse, die jedoch durch die bereits angeführten Ausführungen zu erklären sind. Für die Abweichungen zur CT-Referenz zeigt sich im Vergleich zur ersten Zahnreihe eine höhere systematische Messabweichung in der Verschiebung des Mittelwerts auf knapp - 18,0 µm.

### 3.5.5 Messergebnisse auf einem Kugelmodell

Aufgrund der bereits unter 2.3.2 erwähnten und unter 3.5.4 gezeigten vergleichsweise hohen lokalen Messunsicherheit im digitalen CT-Referenzmodell, wurden Messungen an einem Zahnmodell mit in Ort und Geometrie präzise vermessenen volumenstreuenden Referenzstrukturen (Keramikkugeln) durchgeführt.

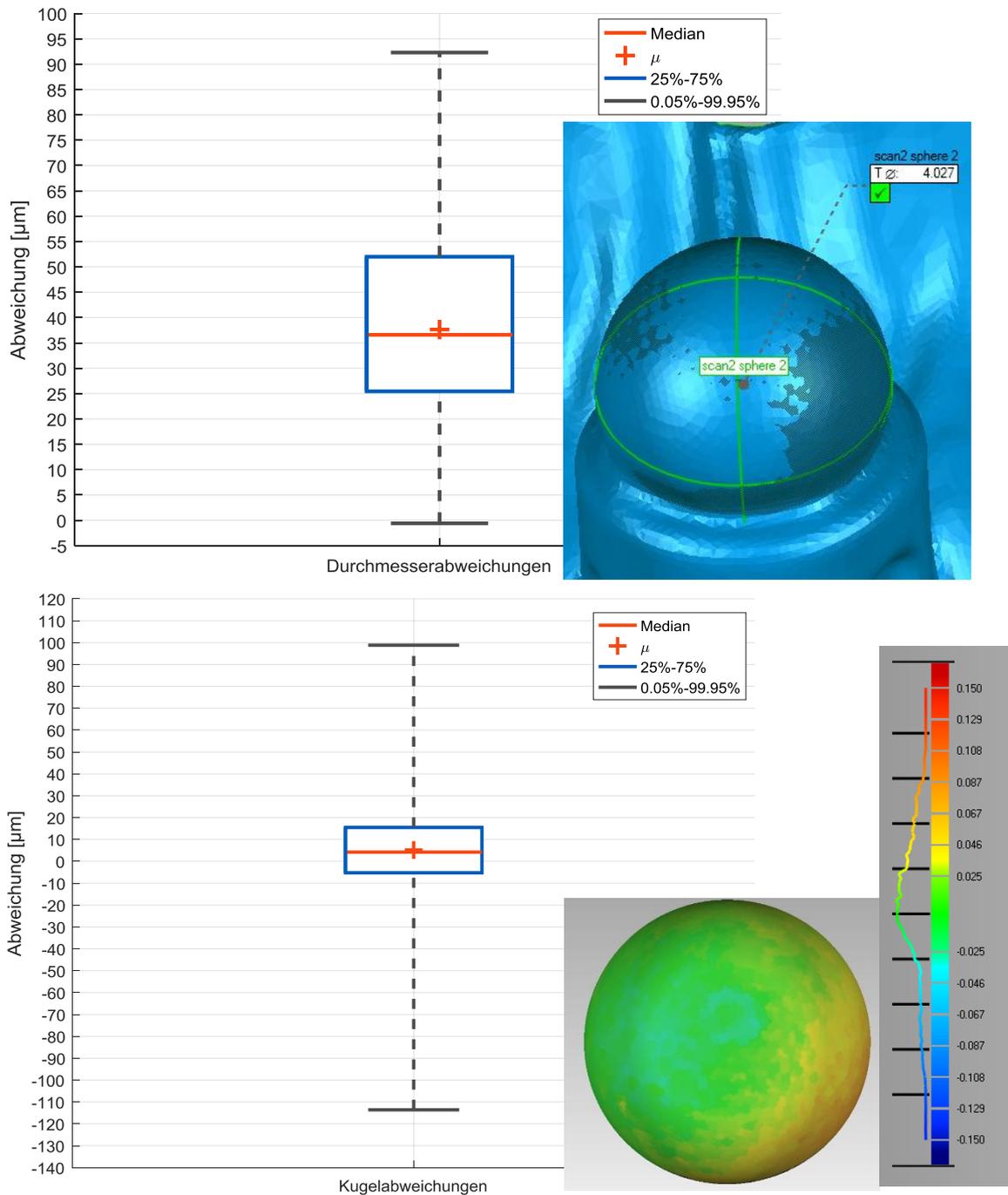
Das Zahnmodell selbst wurde aus einem volumenstreuenden Material gefertigt und mit Klarlack lackiert, sodass eine ähnliche Qualität der Rohdaten und 3D-Daten (z.B. Messunsicherheit, Ausfallrate von Messpunkten, Dynamik der Signalhöhe) im Vergleich zu Messungen auf echtem feuchten Zahnproben vorlag. Das Modell wurde an drei unterschiedlichen Tagen jeweils dreimal vermessen ( $n = 9$ ). Da die Kugeln alle nahezu den identischen Durchmesser (Durchmesservariation und Sphärenabweichung  $< 0,5 \mu\text{m}$ ) aufweisen, ergibt sich bei der Erhebung der Kugelabweichung und Kugeldurchmesser eine Wiederholung der Messung von  $n = 39$ .



**Abb. 71:** Beispielhafte Darstellung einer 3D-Aufnahme des Kugelmodells aus Epoxidharz mit Keramikkugeln. An die Kugeloberflächen sind bereits ideale Kugelmodelle angepasst, mit denen der Kugeldurchmesser und die Kugelabstände ermittelt werden können.

Wie in Kapitel 2.3.3 erklärt, wurden die Durchmesser der vier Kugeln einzeln aus den Messdatensätzen ermittelt und die Abweichungen in einem Box-Whisker-Plot aufgetragen (siehe Abb. 71 und oben in Abb. 72). Es ist zu erkennen, dass die

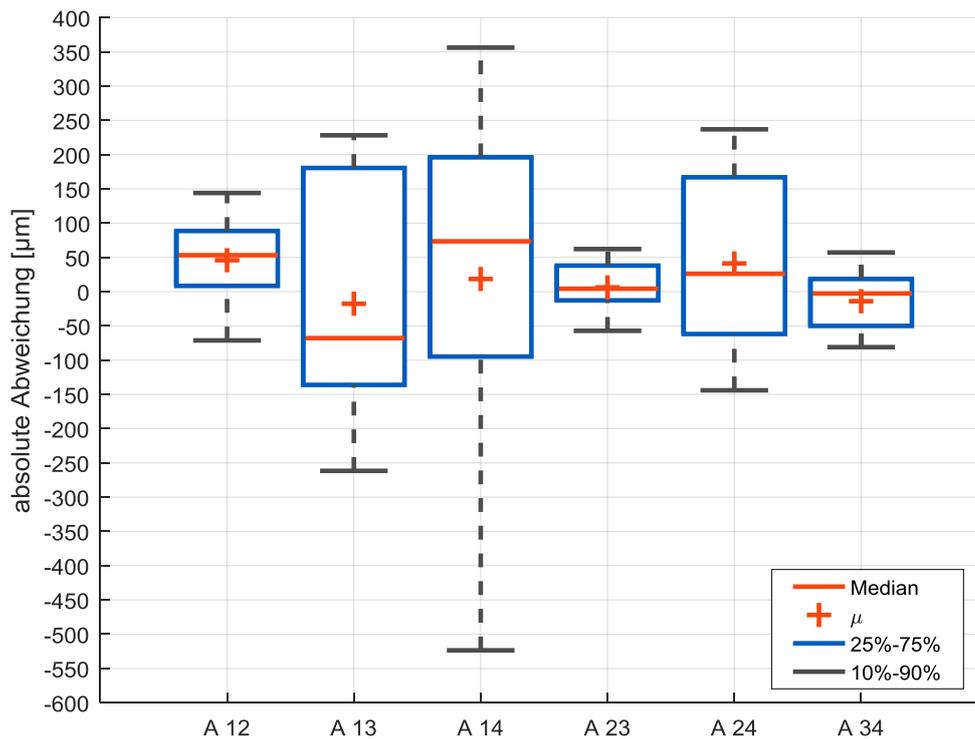
Kugeldurchmesser im Mittel um rund  $36,6 \mu\text{m} \pm 22,3 \mu\text{m}$  zu groß gemessen wurden. Die maximale und minimale Abweichung vom Nominaldurchmesser liegt zwischen rund bzw.  $-0,6 \mu\text{m}$  (0,05 %-Perzentil) und  $92,3 \mu\text{m}$  (99,95%-Perzentil).



**Abb. 72:** Oben: Abweichung der mit dem Intraoralscanner (IOS-Prototyp) gemessenen Kugeldurchmesser von den taktil gemessenen Durchmessern auf dem Kugelmodell ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ -Kugeln mit 4 mm Durchmesser). Unten: 3D-Abweichungen der mit dem IOS-Prototypen gemessenen Kugeln zu einer idealen Kugel mit exaktem Durchmesser.

Die 3D-Messungen der Kugeln wurden neben dem Merkmal des Kugeldurchmessers auch auf die 3D-Abweichungen zu einer idealen Kugel untersucht. Hierzu wurden eine Kugel mit dem idealen Durchmesser von 4 mm in jede einzelne gemessene Kugel mit der Methode der geringsten Fehlerquadrate eingepasst und die jeweiligen Abstände der gemessenen Kugeln zur Idealkugel berechnet. Die mittlere positive und negative Abweichung betrug hierbei + 17,2  $\mu\text{m}$  und - 14,6  $\mu\text{m}$ , die mittlere absolute Abweichung demnach 15,9  $\mu\text{m}$ . Die mittlere Abweichung aller Messungen lag bei 5,9  $\mu\text{m} \pm 23,3 \mu\text{m}$  und die maximal positive sowie negative Abweichung betrug rund + 100  $\mu\text{m}$  (99,95%-Perzentil) bzw. rund - 112  $\mu\text{m}$  (0,05%-Perzentil) (siehe unten in Abb. 72 ).

Im weiteren Verlauf wurden die gemessenen Kugelabstände mit den Referenzwerten aus einer taktilen Vermessung verglichen und ebenfalls in einem Box-Whisker-Plot aufgezeichnet (siehe Abb. 73). Die Kugelabstände sollen unterschiedliche Spannweiten für z.B. Brückenkonstruktionen simulieren, wobei die Messstrecken entlang des Zahnbogens länger sind als die hier evaluierten Direktabstände. So repräsentiert der Abstand 12 und der Abstand 24 mit einem Nennmaß von 48,8787 mm bzw. 48,0856 mm die erwartete Längenabweichung bei der Vermessung eines Quadranten mit 8 Zähnen. Der Abstand 23 erstreckt sich über vier Zähne, besitzt ein Nennmaß von 23,0306 mm und wurde als Messstrecke gewählt, da davon ausgegangen wurde, dass es beim Übergang vom Scheidezahn zu den Prämolaren eine erhöhte Wahrscheinlichkeit von Registrierfehlern durch den Richtungswechsel und die geringere laterale Ausdehnung des Scheide- und Eckzahns kommen kann. Als Messgröße für die Längenabweichung einer fünfgliedrigen Brücke wurde der Abstand 34 mit einem Nennmaß von 30,411 mm gewählt. Die Abstände 13 und 14 mit den Nennmaßen 54,0546 mm und 50,0546 mm wurden ausgewählt, um größer Spannweiten wie einen  $\frac{3}{4}$  Kiefer und einen Vollkiefer zu evaluieren.



**Abb. 73: Absolute Abweichungen gemessener Kugelabstände der IOS-Aufnahmen zu einer taktilen Referenzaufnahme. Die Nennabstände betragen: Abst. 12 = 48,88 mm; Abst. 13 = 54,81mm; Abst. 14 = 50,06 mm; Abst. 23 = 23,03 mm; Abst. 24= 48,09 mm; Abst. 34 = 30,41 mm. (IOS: Intraoralscanner)**

Im Box-Whisker-Plot ist zu erkennen, dass die Abweichungen mit steigender Entfernung entlang der Krümmung des Zahnbogens deutlich ansteigen. Die mittlere Abweichung für alle Abstände liegt zwischen rund  $-17,6 \mu\text{m}$  und  $45,9 \mu\text{m}$ . Bei Abständen mit weniger als fünf Zähnen (A23 und A34) liegen die Abweichungen für 80% der Messwerte im Intervall zwischen  $-57 \mu\text{m}$  bis  $+62 \mu\text{m}$  bzw.  $-81 \mu\text{m}$  bis  $57 \mu\text{m}$ . 50% der Messwerte liegen bei diesen Abständen zwischen  $-12,7 \mu\text{m}$  bis  $38 \mu\text{m}$  sowie  $-50 \mu\text{m}$  bis  $18,5 \mu\text{m}$ . Für Entfernungen von acht Zähnen zeigen sich höhere maximale Abweichungen mit  $-71,2 \mu\text{m}$  bis  $144 \mu\text{m}$  und  $-144 \mu\text{m}$  bis  $237 \mu\text{m}$ .

Für die mittleren Abweichungen der gemessenen Abstände von den Referenzwerten wurde das Konfidenzintervall berechnet (siehe Tabelle 13). Hierbei zeigt

sich, dass die mittlere Längenabweichung für Zahnreihen mit weniger als fünf Zähnen mit  $-51,29 \mu\text{m}$  und  $+37,16 \mu\text{m}$  aus klinischer Sicht akzeptabel ist.

**Tabelle 13 Vorzeichenbehaftete Abweichung der mit einem IOS-Prototypen gemessenen Kugelabstände im Vergleich zu einer Referenzmessung mittels einer Koordinaten-Messmaschine. (IOS: Intraoralscanner, STD: Standardabweichung)**

	A12	A13	A14	A23	A24	A34
Nennabstand [mm]	48,88	54,81	50,05	<b>23,03</b>	48,086	<b>30,41</b>
Anzahl Zähne	8	12	16	<b>4</b>	8	<b>5</b>
Mittlere Abweichung [ $\mu\text{m}$ ]	45,91	-17,64	18,53	<b>6,18</b>	41,17	<b>-13,97</b>
STD [ $\mu\text{m}$ ]	72,49	178,93	320,23	<b>37,16</b>	146,87	<b>23,35</b>
CI (95%) [ $\mu\text{m}$ ] ( $t=0,95;n=9; k=2,306$ )	[-9,81; 101,63]	[-155,21; 119,93]	[-227,62; 264,68]	<b>[-24,80; 37,16]</b>	[-64,53; 146,87]	<b>[-51,29; 23,35]</b>

Zum Vergleich mit den in Kapitel 1.3 angeführten Studienergebnissen wurde der absolute Mittelwert und die Standardabweichung, sowie das Konfidenzintervall (CI 95%) aus den Beträgen der Abstandsabweichungen berechnet und in Tabelle 14 aufgelistet.

**Tabelle 14: Absolute Abweichung der mit einem IOS-Prototypen gemessenen Kugelabstände im Vergleich zu einer Referenzmessung mittels einer Koordinaten-Messmaschine. (IOS: Intraoralscanner, STD: Standardabweichung)**

Abstand	A12	A13	A14	A23	A24	A34
Nennabstand [mm]	48,88	54,81	50,05	23,03	48,086	30,41
Anzahl Zähne	8	12	16	4	8	5
Mittlere abs. Abwei- chung [ $\mu\text{m}$ ]	74,76	155,68	240,56	31,22	119,57	40,85
STD [ $\mu\text{m}$ ]	42,10	90,03	212,18	26,22	79,43	29,72
CI (95%) [ $\mu\text{m}$ ] ( $t=0,95;n=9; k=2,306$ )	[42,4; 107,12]	[86,47; 224,88]	[403,65; 77,46]	<b>[11,06, 51,38]</b>	[58,51; 180,62]	<b>[18,0; 63,69]</b>

## 4 Diskussion

Anhand der theoretischen und experimentellen Charakterisierung des IOS-Prototypen wurde nach aktuellem Kenntnisstand mit dieser Arbeit erstmalig nachgewiesen, dass die Realisierung eines IOS auf der Basis chromatisch konfokaler Abstandsmessung möglich ist.

### 4.1 Systemauslegung und Systemeigenschaften

Die chromatisch konfokale Multispotmessung ermöglicht eine videobasierte, puderfreie Aufnahme und bietet den Vorteil, dass der IOS im Gegensatz zu bestehenden konfokal messenden IOS ohne bewegliche mechanische Bauelemente aufgebaut werden kann. Dies bietet Vorteile bezüglich der Langzeitstabilität des IOS und verhindert die Vibration des IOS-Handstücks.

Es wurde gezeigt, dass die im Systemdesign festgelegten und in der optischen Simulation vorausgerechneten Sensoreigenschaften (z.B. Messbereich, Abbildungsqualität, Übertragungsfunktion) mit fertigungsbedingten Abweichungen erzielt werden. Mit der hier etablierten Methodik ist es nun möglich, chromatisch konfokale Multispot 3D-Sensoren mit hoher Sicherheit bezüglich ihrer Eigenschaften (z. B. Baugröße, Messgenauigkeit) kosten- und zeiteffizient auszulegen.

Die Anforderungen an den IOS bezüglich der Sensorgeometrie, des Sensorgewichts und der Aufnahmegeschwindigkeit wurden erfüllt (32 x 5,5 x 5,7 mm<sup>3</sup>, 550 g, 30 Hz). Mit Blick auf den rasanten Fortschritt der Sensorminiaturisierung anderer Hersteller und bereits auf dem Markt befindlicher IOS wären ein deutlich geringeres Sensorgewicht und ein kleineres Handstück für die Vermarktung allerdings von Vorteil. Hinsichtlich der Handstückgröße bietet sich der Vergleich mit dem Trios von 3Shape und dem iTero von Align Technology der ersten Generation an. Da diese Systeme ähnlich groß und aktuell im klinischen Alltag eingesetzt werden, kann man davon ausgehen, dass bei der Verwendung des IOS-Prototypen im geplanten Anwendungsumfeld keine Einschränkungen bestehen. In Anbetracht der teilweise ohnehin geringen Platzverhältnisse eines Behandlungsraums würde ein System mit deutlich kleinerem Rollwagen (Basisstation)

sicherlich eine größere Akzeptanz finden, sofern die sonstige Funktionalität des IOS dadurch nicht beeinträchtigt wird. Die Basisstation ist im Vergleich zu den aktuellen Systemen, wie iTero Element, Cerec OmniCam und 3Shape Trios konkurrenzfähig, wobei auch bei diesen Herstellern die Entwicklung zu sehr kleinen Basisstationen schnell voranschreitet.

Da mit aktuellen Systemen in vivo Behandlungszeiten zwischen 11 min und 18 min (Oberkiefer) [7] bzw. 20 min (Ober-, Unterkiefer und Bissregistrierung) [23] erzielt werden, ist die mit dem entwickelten IOS-Prototypen benötigte reine Aufnahmezeit von rund 39 Sekunden für sechs Zähne (Epoxidharzmodell) und 55 Sekunden für einen Vollkiefer (Gipsmodell) sehr kurz. Zwar muss die benötigte Aufnahmezeit in einer umfassenderen in vivo Studie weiter untersucht werden, doch erscheint sie im Vergleich zu anderen IOS konkurrenzfähig oder überlegen (Aufnahmezeit an einem dentalen Studienmodell: einzelnes Abutment: < 6 min, Prothesenpräparation kurze Spannweite: < 7 min, Vollkiefer: < 21 min, [49]; Oberkiefer Gipsmodell: Aufnahmezeit: 8 bis 12 min [5]).

## **4.2 Messgenauigkeit und Reproduzierbarkeit des IOS-Prototypen**

Es wurde gezeigt, dass unter idealen Laborbedingungen eine mittlere Messgenauigkeit auf ebenen spiegelnden Flächen von  $23,2 \mu\text{m} \pm 12,7 \mu\text{m}$  erzielt werden kann. Diese Messgenauigkeit konnte bei echten Zähnen allerdings nicht realisiert werden, da Probeneigenschaften (z. B. Geometrie, Material) realer Zahnoberflächen und Messartefakte durch die Sensor- und Probenbewegung einen deutlichen Einfluss auf die Qualität und Korrektheit der Messsignale haben.

Die experimentell mit dem IOS-Prototypen erstellten 3D-Aufnahmen auf echten Zähnen zeigen ein qualitativ gutes Ergebnis und mehr Geometriedetails als die CT-Referenzdaten, sodass die Voraussetzung für eine puderfreie Aufnahme auf echten Zahnstrukturen gegeben ist. Die visuelle Begutachtung der 3D-Aufnahmen zeigt im Vergleich zum CT-Referenzdatensatz bei Spannweiten von bis zu vier Zähnen keine auffallenden Verzerrungen.

Berücksichtigt man zusätzlich die mit dem IOS-Prototypen gemessenen Abstandsabweichung von Referenzstrukturen im Vergleich zu Studienergebnissen mit aktuellen IOS, lässt sich eine gute Prognose zur Einsetzbarkeit des IOS-Prototypen zumindest für Einzelpräparationen und Zahnreihen mit weniger als fünf Zähnen ableiten (siehe Tabelle 15, [38]). Mit Ausnahme des Lava COS sind die Ergebnisse des IOS-Prototypen für Spannweiten mit weniger als fünf Zähnen besser als die Ergebnisse mit dem CEREC und iTero für Spannweiten von sechs Zähnen. Die besseren Ergebnisse des IOS-Prototypen könnten in diesem Fall durch den etwas geringeren Scanbereich verursacht sein. Ein abschließender Qualitätsvergleich kann auf dieser Basis allerdings nicht vorgenommen werden, da die Aufnahmen zusätzlich auf unterschiedlichen Materialien und unterschiedlicher Zahngeometrie erfolgt sind.

**Tabelle 15: Vergleich der mit verschiedenen IOS gemessenen Abstände von Referenzstrukturen im Vergleich zu einer taktilen Referenzmessung (Abstände vier bis acht Zähne) (vgl. [38]). (IOS: Intraoralscanner, STD: Standardabweichung, CI: Konfidenzintervall).**

IOS, Autor Merkmal	Mittlere absolute Abweichung [ $\mu\text{m}$ ]	STD [ $\mu\text{m}$ ]	CI (95%) [ $\mu\text{m}$ ]
IOS-Prototyp, Zint Abstand 4 Zähne (Keramikkugeln)	31,22	26,22	11,06 - 51,38
IOS-Prototyp, Zint Abstand 5 Zähne (Keramikkugeln)	40,85	29,72	18,0 - 63,69
IOS-Prototyp, Zint Abstand 8 Zähne (Keramikkugeln)	74,76	42,10	42,4 - 107,12
	119,57	79,43	58,51 - 180,62
CEREC, van de Meer Abstand 6 Zähne (Peek-Zylinder)	79,6	77,1	31,8 - 127,4
iTero, van de Meer Abstand 6 Zähne (Peek-Zylinder)	70,5	56,3	35,5 - 105,4
LAVA COS, van de Meer Abstand 6 Zähne (Peek-Zylinder)	14,6	12,7	6,7 - 22,4

Der Vergleich zu den Ergebnissen von Fukazawa et al. bestätigt die gute Messgenauigkeit des IOS-Prototypen (siehe Tabelle 16, [18]). Mit dem IOS-Prototypen wurden selbst bei einem rund 5 mm größeren Nennabstand der Referenzstrukturen mit Ausnahme zum TRIOS bessere Ergebnisse erzielt (siehe Tabelle 16).

Auch hier ist der Qualitätsvergleich nicht abschließend durchzuführen, da das Modell aus einem anderen Material besteht und eine andere Geometrie aufweist. So könnten die schlechteren Ergebnisse in der Studie von Fukazawa dadurch begründet sein, dass dort zwischen den Referenzstrukturen keine Zahnstruktur vorhanden war und so die korrekte Registrierung erschwert war. Da beim gesunden Menschen von einer Zahnmobilität zwischen 40 µm - 80 µm bei Molaren und 100 µm - 120 µm bei Schneidezähnen ausgegangen werden kann [44], bietet die mittlere absolute Abstands- bzw. Längenabweichung von unter 50 µm eine gute Grundlage für die Passgenauigkeit für den aus den IOS-Daten gefertigten Zahnersatz.

**Tabelle 16: Vergleich der mit verschiedenen IOS gemessenen Abstände von Referenzstrukturen im Vergleich zu einer taktilen Referenzmessung (vgl. [18]). (IOS: Intraoralscanner, CI: Konfidenzintervall).**

IOS, Autor Merkmal	Nennabstand [mm]	Mittlere absolute Ab- weichung [µm]	CI (95%) [µm]
IOS-Prototyp, Zint 4 Zähne (Keramikkugeln)	23,03	31,22	11,06 - 51,38
LAVA COS, Fukazawa (Titankugeln)	9,5	26,75	15,4 - 38,1
	18,4	81	58,5 - 103,5
TrueDef II, Fukazawa (Titankugeln)	9,5	17,25	7,2 - 27,3
	18,4	71,3	56,7 - 85,9
TrueDef III, Fukazawa (Titankugeln)	9,5	17,75	14,2 - 21,3
	18,4	57,85	46,5 - 69,2
Trios, Fukazawa (Titankugeln)	9,5	4,55	1 - 8,1
	18,4	19,5	5,5 - 33,5

Bei der Betrachtung größerer Scanbereiche fällt auf, dass die Ergebnisse mit dem IOS-Prototypen schlechter sind als die Ergebnisse von kommerziellen IOS und somit eine Digitalisierung in ausreichender Genauigkeit bei Restaurationen von mehr als fünf Zähnen derzeit noch nicht gewährleistet ist (vgl. Tabelle 15 und Tabelle 17).

**Tabelle 17: Vergleich der mit verschiedenen IOS gemessenen Abstände von Referenzstrukturen im Vergleich zu einer taktilen Referenzmessung (Abstände 12 Zähne) (vgl. [38]). (STD: Standardabweichung, CI: Konfidenzintervall, IOS: Intraoralscanner).**

IOS, Autor Merkmal	Mittlere absolute Abweichung [ $\mu\text{m}$ ]	STD [ $\mu\text{m}$ ]	CI (95%) [ $\mu\text{m}$ ]
IOS-Prototyp, Zint Abstand 12 Zähne (Keramikkugeln)	155,68	90,03	86,47 - 224,88
CEREC, van de Meer Abstand 6 Zähne (Peek-Zylinder)	81,6	52,5	49,1 - 114,2
iTero, van de Meer Abstand 6 Zähne (Peek-Zylinder)	61,1	53,9	27,7 - 94,5
LAVA COS, van de Meer Abstand 6 Zähne (Peek-Zylinder)	23,5	14,2	14,7 - 32,3

Im Folgenden wird die Messgenauigkeit des IOS-Prototypen auf Zahnstrukturen mit denen der bereits in Kapitel 1.3 angeführten kommerziell verfügbaren IOS verglichen. Wie auch bei den Ergebnissen zu den Messungen der Kugelabstände muss berücksichtigt werden, dass der Qualitätsvergleich zu den kommerziellen IOS aufgrund der unterschiedlichen Bedingungen (z.B. Probenmaterial, Probengeometrie) nicht abschließend möglich ist. Bei der Bewertung der Ergebnisse müssen die teilweise ungünstigeren Bedingungen für den IOS-Prototypen (z.B. Messung auf Echtzahn, ungenauer CT-Referenzdatensatz) Berücksichtigung finden. Trotz dieser Limitationen wurden die Messdaten jeweils entsprechend zur Vergleichsstudie angepasst, die Messungen in die Gruppen Einzelzahnmessung (Tabelle 18 bis Tabelle 20) und Zahnreihen (Tabelle 21 und Tabelle 22) eingeteilt und so eine möglichst hohe Vergleichbarkeit hergestellt. Aus der Tabelle 18 geht hervor, dass die gemessene mittlere absolute Abweichung des IOS-Prototypen mit rund  $38 \mu\text{m}$  bei Einzelzähnen um rund  $2,5 \mu\text{m}$  bis maximal  $31 \mu\text{m}$  schlechter ist als die Vergleichsergebnisse und somit in einer ähnlichen Größenordnung liegt wie bei den IOS der Firmen 3M (LAVA), Sirona (Cerec), E4D Technologies (E4D) und Cadent (iTero) (vgl. [35], [47]). Vergleicht man die Messabweichungen der Datensätze für Durchmesser an Keramikkugeln, so ergibt sich ein fast gleichwertiges Ergebnis. Hierbei ist zu berücksichtigen, dass Abweichungen von Kugeldurchmessern ein verhältnismäßig strenges Bewertungskriterium darstellen, da bereits

geringere Abweichungen aus dem 3D-Vergleich zu einer idealen Kugel zu einer großen Durchmesserabweichungen führen können. Die Ergebnisse aus dem 3D-Vergleich der Messdaten zu einer idealen Kugel zeigen, dass zumindest für kleine Scanbereiche mit 15,9 µm sogar geringere mittlere Abweichungen als mit einigen kommerziellen IOS erzielbar sind.

**Tabelle 18: Vergleich der 3D-Abweichungen von Aufnahmen mit verschiedenen IOS an Einzelzähnen und Referenzstrukturen aus unterschiedlichen Materialien (vgl. [35], [47]; (b): bestes Ergebnis, (s): schlechtestes Ergebnis). (STD: Standardabweichung, IOS: Intraoralscanner).**

IOS (bzw. Methode), Autor Merkmal	mittlere absolute Abweichung [µm]	STD [µm]	Erläuterungen
IOS-Prototyp, Zint (Echtzahn)	37,97	48,34	Einzelzahn Molar
IOS-Prototyp, Zint (Durchmesser Keramikkugel)	37,64	22,26	Keramikkugeln mit 4mm Durchmesser
IOS-Prototyp, Zint (Keramikkugel 3D-Kugelabw.)	15,9	23,33	Keramikkugeln mit 4mm Durchmesser
CEREC, Luthardt (Gipsmodell)	17 (b) 35 (s)	27,9	Einzelzahn drei verschiedene Zahnformen
konv. Abformung, Luthardt (Gipsmodell)	9 (b) 19 (s)	18,8	Einzelzahn drei verschiedene Zahnformen
Versch. IOS, Nedelcu Zahnmodell (künstl. Material)	7 (b) 35,5 (s)	10 (b) 46 (s)	Einzelzahn, vier IOS (LAVA, CEREC, E4D, iTero) drei künstl. Materialien

**Tabelle 19 Vergleich der 3D-Abweichungen von Aufnahmen mit verschiedenen IOS an Einzelzähnen aus unterschiedlichen Materialien (vgl. [4], [39]; (b): bestes Ergebnis, (s): schlechtestes Ergebnis). (STD: Standardabweichung, IOS: Intraoralscanner).**

Autor Merkmal	mittlere absolute Abweichung, (Q75-Q25)/2 - Perzentil [µm]	STD [µm]	mittlere absolute Abweichung, (Q80-Q20)/2 - Perzentil [µm]	STD [µm]	Erläuterungen
Zint (Echtzahn)	31,77	3,62	40,31	4,81	IOS: IOS-Prototyp, Einzelzahn (Molar)
Bohner (künstl. Material)	14,4 (b) 65 (s)	5,3 (b) 10,9 (s)			IOS: CEREC, Trios, Einzelzähne
Mehl (Gips)			19,2 (b) 31,1 (s)	5,9 (b) 6,2 (s)	IOS: (CEREC, CEREC Bluecam) Einzelzahn

**Tabelle 20 Vergleich der 3D-Abweichungen von Aufnahmen mit verschiedenen IOS an Einzelzähnen aus unterschiedlichen Materialien (vgl. [54]; (b): bestes Ergebnis (s): schlechtestes Ergebnis). (STD: Standardabweichung, IOS: Intraoralscanner).**

Autor Merkmal	mittlere positive Abweichung [ $\mu\text{m}$ ]	STD [ $\mu\text{m}$ ]	mittlere negative Abweichung [ $\mu\text{m}$ ]	STD [ $\mu\text{m}$ ]	Erläuterungen
Zint (Echtzahn)	47,36	6,15	-36,84	2,93	IOS: IOS-Prototyp, Einzelzahn (Molar)
Zint (Keramikkugel, 3D- Kugelabw.)	17,20	16,90	-14,61	18,47	IOS: IOS-Prototyp, Keramikkugeln mit 4mm Durchmesser
Rudolph (Keramikzahn)	6,7 (b) 14,5 (s)	0,8 (b) 2,9 (s)	-7,7 (b) -14,5 (s)	1,3 (b) 2,9 (s)	IOS: CARA Trios, CEREC; LAVA COS, iTero, Einzelzahn (Molar und Schneidezahn)

Die Mittelwerte des 25%- und 75%-Perzentils sowie des 20%- und 80%-Perzentils der Abweichungen des IOS-Prototypen liegen im Einzelzahnbereich mit bestenfalls rund 33,3  $\mu\text{m}$  niedrigeren und maximal rund 21,11  $\mu\text{m}$  höheren Werten gut im Mittelfeld der Vergleichssysteme von Sirona (Cerec) und 3Shape (Trios) (Tabelle 19, vgl. [4], [39]). Im Vergleich zu den Ergebnissen von Rudolph et al., bei dem alle Messdaten getrennt nach positiven und negativen Abweichungen berücksichtigt werden, ist die Messgenauigkeit des IOS-Prototyps allerdings etwas schlechter als bei konkurrierenden IOS (Tabelle 20, [54]). Auch hier ist zu sehen, dass die 3D-Kugelabweichungen deutlich geringer sind als die 3D-Abweichungen zur CT-Referenz des Echtzahnmodells und somit näher an die von Rudolph et al. gezeigte Messgenauigkeit anderer IOS heranreichen.

Vergleicht man größere Scanbereiche des IOS mit den in Studien gezeigten Ergebnissen kommerzieller IOS, so zeigt sich ein Anstieg der mittleren absoluten Abweichung des IOS-Prototypen (vgl. Tabelle 21, [13], [39]). Mit einer mittleren absoluten Abweichung von rund 66,0  $\mu\text{m}$  bis 84,6  $\mu\text{m}$  bzw. 43,3  $\mu\text{m}$  bis 55,5  $\mu\text{m}$  wurde die ursprünglich angestrebte Messgenauigkeit von 25  $\mu\text{m}$  nicht erreicht. Allerdings zeigt sich, dass diese Genauigkeit auch mit kommerziell verfügbaren IOS und konventioneller Abformung nicht ausnahmslos erzielt werden kann. Die mit dem IOS-Prototypen gemessenen 3D-Abweichungen an Zahnreihen mit bis zu

vier Zähnen zeigen um rund 9  $\mu\text{m}$  (43,29  $\mu\text{m}$  - 34,4  $\mu\text{m}$ ) bis 44,3  $\mu\text{m}$  (84,6  $\mu\text{m}$  - 40,3  $\mu\text{m}$ ) höhere Abweichungen gegenüber den kommerziellen IOS 3M Lava und Sirona Cerec. Die geringere Standardabweichung gegenüber den Ergebnissen von Ender et al. ist positiv zu bewerten.

**Tabelle 21: Vergleich der 3D-Abweichungen von 3D-Aufnahmen mit verschiedenen IOS an Zahnreihen aus unterschiedlichen Materialien zu Referenzdatensätzen (Bestimmung der Genauigkeit). (vgl. [13], [39]; (b): bestes Ergebnis, (s): schlechtestes Ergebnis). (STD: Standardabweichung, IOS: Intraoralscanner).**

Autor Merkmal	mittlere absolute Abweichung (Q90-Q10)/2 - Perzentil [ $\mu\text{m}$ ]	STD [ $\mu\text{m}$ ]	mittlere absolute Abweichung (Q80-Q20)/2 - Perzentil [ $\mu\text{m}$ ]	STD [ $\mu\text{m}$ ]	Erläuterungen
Zint (3-4 Echtzähne)	66,03 (b) 84,6 (s)	7,60 (b) 7,89 (s)	43,29 (b) 55,52 (s)	6,76 (b) 4,30 (s)	IOS: IOS-Prototyp, zwei verschiedene Abschnitte eines Zahnmodells
Ender (Vollkiefer Metall)	40,3 (b) 49 (s)	14,1 (b) 14,2 (s)			IOS: LAVA, CEREC
Ender (Vollkiefer Metall)	55	21,8			konventionelle Abformung
Mehl (6 Zähne aus Gips)			34,4	$\approx 7$	IOS: Cerec

Legt man geringe, aber noch realistische Fertigungstoleranzen von 10  $\mu\text{m}$  bis 20  $\mu\text{m}$  zugrunde (vgl. Kapitel 3.2.2), sollte die Messgenauigkeit des IOS-Prototypen im Einzelzahnbereich bis hin zu dreigliedrigen Brücken ausreichend sein, um eine Restauration zu realisieren, die den klinischen Anforderungen mit Abweichungen von unter 100  $\mu\text{m}$  gerecht wird (vgl. [29], [60], [27], [28], [3], [25], Kapitel 1.2). Zur Bestätigung dieser Prognose können die im Rahmen der Pilotstudie gefertigten Brückengerüste aus Zirkonoxid angeführt werden, die von Zahnärzten als klinisch eindeutig verwertbar eingestuft wurden (siehe Abb. 66). Zur Bestätigung dieser Prognose und abschließenden Bewertung der klinischen Einsetzbarkeit des IOS-Prototypen sind allerdings weitere Studien erforderlich.

Die mit einigen Ausnahmen niedrigere Messgenauigkeit des IOS-Prototypen im Vergleich zu den kommerziellen IOS könnte in Teilen an der hohen Messunsicherheit des verwendeten CT-Referenzdatensatzes (52  $\mu\text{m}$ ), aber auch an den erschwerten Aufnahmebedingungen am Echtzahn liegen. Obwohl der Zahn leicht mit einem Tuch getrocknet wurde, konnte nicht ausgeschlossen werden, dass auf dem Zahnmodell ein leichter Flüssigkeitsfilm zurückbleibt (z. B. in Fissuren). Dies wurde bewusst in Kauf genommen, da ein Speichelfilm auch unter realen Bedingungen nicht immer vermeidbar ist. Aus Untersuchungen mit der Sirona Omnicam ist bekannt, dass ein Wasserfilm zu fehlerhaften Messungen führen kann (vgl. [33]: Abweichungen von 300  $\mu\text{m}$  bis 1600  $\mu\text{m}$ ). Aufgrund der leichten Trocknung ist im Falle der Messungen mit dem IOS-Prototypen allerdings davon auszugehen, dass zwar ein Messfehler aufgrund des Wasserfilms vorhanden, aber von deutlich geringerer Ausprägung ist. Da dieser Effekt in den betrachteten Studien zur Messgenauigkeit nicht vorlag, könnte die höheren Abweichungen des IOS-Prototypen zumindest in Teilen auf diesen Effekt zurückzuführen sein. Allerdings ist darin nicht die alleinige Ursache zu suchen, da auf der trockenen Keramikugel nach wie vor höhere 3D-Abweichung im Vergleich zu den Untersuchungen von Rudolph et al. auftreten [54]. Das Keramikmodell wurde in dieser Studie mit einer 50  $\mu\text{m}$  Körnung sandgestrahlt und so eine für optische 3D-Sensoren in der Regel leichtere Messbarkeit hergestellt. Im Gegensatz dazu stellen die in dieser Arbeit verwendeten glatten und somit teilweise spiegelnden Oberflächen (polierte Keramikugeln, mit Flüssigkeit benetzten Zahnoberflächen) im Allgemeinen erschwerte Bedingungen für optische messende Systeme dar. Durch direkte Oberflächenreflexe kann Überstrahlung der Detektoren auftreten (limitierte Sensordynamik) und bei geneigten und spiegelnden Oberflächen kann es dazu kommen, dass das größere Teile des Messlichts nicht in den Sensor zurückreflektiert werden, was zu einer höheren Ausfallrate an validen Messwerten und einem kleineren effektiven Messfeld führt.

Eine weitere Ursache für die größeren Abweichungen des IOS-Prototypen kann der in Kapitel 3.2.4 beschriebenen, nicht kompensierten XY-Verzerrung des Messmusters gesucht werden, die sich negativ auf die lokale und globale Messgenauigkeit auswirkt. Zudem führt das relativ kleine Messfeld und die geringere

Anzahl von Messpunkten zu einem größeren globalen Registrierfehler, da so weniger detaillierte 3D-Merkmale in der Einzelaufnahme enthalten sind als bei konkurrierenden Verfahren.

Wie bereits erwähnt wird die Vergleichbarkeit der hier gezeigten Ergebnisse zu den Studienergebnissen aber auch der Studienergebnisse untereinander dadurch erschwert, dass deutlich unterschiedliche Prüfbedingungen vorlagen. Ein Grund dafür ist sicherlich, dass noch kein einheitlicher Standard zur Überprüfung der Genauigkeit und Reproduzierbarkeit von handgehaltenen IOS existiert. Zur Herstellung einer besseren Vergleichbarkeit des IOS-Prototypen zu kommerziellen IOS sollten Messungen nach einem zukünftigen Standardprozedere (vgl. [26]), zumindest aber mit identischen Probenkörpern durchgeführt werden. Würden damit die hier vorgelegten Ergebnisse bestätigt, sollten Maßnahmen zur Optimierung des IOS-Prototypen (z. B. Messfeldvergrößerung, Kalibrierung XY-Messfelds) umgesetzt und genauer untersucht werden.

Bezüglich der Reproduzierbarkeit ist zu sehen, dass die mittlere absolute Abweichung des IOS-Prototypen niedriger liegt als bei den von Enders et al. untersuchten IOS (siehe Tabelle 22, [13], [14]). Im Vergleich zur konventionellen Abformung wurden fast identische bis erheblich bessere Werte erzielt. Bei der Bewertung der Ergebnisse ist allerdings zu berücksichtigen, dass die in den Studien ermittelte Reproduzierbarkeit für größere Scanbereiche ermittelt wurde. Es ist zu erwarten, dass die Reproduzierbarkeit des IOS-Prototypen bei größeren Scanbereichen aufgrund des globalen Registrierfehlers schlechter wird (Kumulation der lokalen Messfehler). Die im Vergleich zur Genauigkeit erheblich bessere Reproduzierbarkeit der Messergebnisse zeigt das Potential zur Steigerung der Messgenauigkeit auf, deutet aber auch auf potentielle systematische Messfehler des IOS-Prototypen hin und macht somit die Notwendigkeit eines genaueren Referenzdatensatzes deutlich.

**Tabelle 22: Vergleich der 3D-Abweichungen von 3D-Aufnahmen mit verschiedenen IOS an Zahnreihen aus unterschiedlichen Materialien zu gemittelten Datensätzen (Bestimmung der Reproduzierbarkeit) (vgl. [13], [14]; (b): bestes Ergebnis, (s): schlechtestes Ergebnis). (STD: Standardabweichung, IOS: Intraoralscanner).**

Autor Merkmal	mittlere Absolute Abweichung (Q90-Q10)/2 - Perzentil [ $\mu\text{m}$ ]	STD [ $\mu\text{m}$ ]	Erläuterungen
Zint (3-4 Echtzähne)	19,07 (b) 22,91 (s)	6,63 (b) 7,36 (s)	IOS: IOS-Prototyp, zwei verschiedene Abschnitte eines Zahnmodells
Ender (5 Echtzähne in vivo)	21,8 (b) 47,7 (s)	7,4 (b) 16,1 (s)	verschiedene IOS (TrueDef, Lava, iTero, Trios, Cerec, Omnicam)
Ender (5 Echtzähne in vivo)	18,8 (b) 58,5 (s)	7,7 (b) 22,8 (s)	konv. Abformung: zwei verschiedene Methoden
Ender (Vollkiefer Metall)	30,9 (b) 60,1 (s)	7,1 (b) 31,3 (s)	zwei verschiedene IOS (LAVA, CEREC)
Ender (Vollkiefer Metall)	61,3	17,9	konventionelle Abformung

### 4.3 Schlussfolgerung

Das Ziel dieser Arbeit, die Entwicklung eines neuartigen IOS-Prototyps, wurde in vollem Umfang erreicht. Im Rahmen der Arbeit wurden mehrere IOS-Prototypen auf Basis der chromatisch konfokalen Abstandmessung realisiert und charakterisiert.

Es wurde gezeigt, dass der IOS-Prototyp mit seiner Baugröße und seinem Gewicht ein vergleichbares Handling zu bestehenden Systemen aufweist und durch seine flache Sensorspitze eine gute Zugänglichkeit im Mund ermöglicht. Die video-basierte Aufnahmetechnik des IOS-Prototypen erlaubt eine mindestens konkurrenzfähige Scangeschwindigkeit. Der Vergleich zu kommerziellen IOS zeigt, dass der IOS-Prototyp in seinem aktuellen Zustand bezüglich der Abstandsabweichung von Referenzstrukturen auf Zahnreihen mit weniger als fünf Zähnen eine ähnlich gute Messgenauigkeit besitzt wie kommerzielle IOS. Da die aufgeführten kommerziellen IOS im klinischen Alltag erfolgreich eingesetzt werden, ist zu erwarten, dass Passgenauigkeit, z. B. bezüglich einer Brückenlänge, auch bei dem IOS-

Prototypen gegeben ist. Bezüglich seiner 3D-Messgenauigkeit auf Kiefer- und Zahnmodellen lässt sich der IOS-Prototyp im Einzelzahnbereich qualitativ im Mittelfeld aktueller IOS einordnen. Die guten Ergebnisse des IOS-Prototypen zur Reproduzierbarkeit deuten auf ein hohes Potential zur Steigerung der Messgenauigkeit hin. Zur präzisieren Einordnung des IOS-Prototypen sind weitere Untersuchungen notwendig. Diese Untersuchungen sollten zusammen mit kommerziell verfügbaren IOS unter standardisierten Bedingungen und Verwendung eines Referenzdatensatzes mit geringerer Messunsicherheit durchgeführt werden. Die gezeigten Ergebnisse zur Messgenauigkeit legen nahe, dass mit dem IOS-Prototypen eine Digitalisierungsqualität von Einzelzähnen und dreigliedrigen Brücken erzielt werden kann, die die klinischen Anforderungen erfüllt. In der zusammenfassenden Betrachtung der Ergebnisse zeigt sich eine Tendenz zu einer geringeren Messgenauigkeit des IOS-Prototypen im Vergleich zu kommerziell verfügbaren IOS. Besonders die Abweichungen zum Kugelmodell mit sehr exakten Referenzdaten legen nahe, dass eine Weiterentwicklung und Optimierung des IOS-Prototypen sinnvoll ist. Es ist davon auszugehen, dass Verbesserungen durch eine Überarbeitung des optischen Designs (Maximierung der objektseitigen  $NA$ , Reduktion der Baugröße) und eine Erhöhung der Detektorauflösung erreicht werden können. In der Folge eines überarbeiteten optischen Designs kann der mechanische Aufbau bezüglich des Gewichts und der Baugröße angepasst werden. Weiteres Potential zur Verbesserung des IOS-Prototypen besteht in dem Austausch der Xe-Lichtquelle durch aktuell verfügbare High-Power LEDs. Durch diese Maßnahme wäre es möglich den IOS-Prototypen ohne Basisstation aufzubauen und nur mit einem tragbaren Computer (Laptop) zu betreiben. Hierzu muss die gesamte Datenverarbeitung auf den Computer verlagert werden, was eine Neuentwicklung der Softwaremodule erforderlich macht.

Die bereits erreichten Systemeigenschaften und das Optimierungspotential sprechen dafür, dass der auf der Basis der chromatisch konfokalen Abstandmessung neu entwickelte IOS erfolgreich in der restaurativen Zahnheilkunde eingesetzt werden kann.

## 5 Zusammenfassung

Im Rahmen dieser Arbeit wird die Entwicklung und Charakterisierung eines neuartigen Intraoralscanners (IOS) vorgestellt, der eine puderfreie direkte Vermessung von Zähnen ohne bewegliche Teile im IOS ermöglicht. Soweit bekannt existiert in der Dentaltechnik bislang kein kommerziell verfügbares Gerät das mit dem hier beschriebenen optischen Messprinzip arbeitet. Nach aktuellem Kenntnisstand wird mit dieser Arbeit erstmalig nachgewiesen, dass die Realisierung eines praxistauglichen und konkurrenzfähigen IOS auf der Basis chromatisch konfokaler Abstandsmessung möglich ist.

In dieser Arbeit werden die grundlegende Funktionsweise der chromatisch konfokalen Abstandsmessung sowie die Einflussfaktoren auf die erzielbare Messgenauigkeit erläutert und die Methodik zur Auslegung für chromatisch konfokale Multispotsensoren entwickelt. Auf Basis dieser Methodik werden wesentliche Entwicklungsschritte des IOS und die Möglichkeiten sowie Limitationen anhand theoretischer Beispiele, numerischer Simulationen und experimenteller Ergebnisse aufgezeigt.

In einem weiteren Schritt wird die Messgenauigkeit und Reproduzierbarkeit des IOS-Prototypen anhand von 3D-Daten eines Kiefermodells aus Gips mit eingebetteten Humanzähnen und eines Kiefermodells aus Epoxidharz mit keramischen Referenzstrukturen festgestellt. Die Evaluation der Messgenauigkeit erfolgt durch den 3D-Geometrievergleich der aufgenommenen 3D-Daten zu einem CT-Referenzdatensatz (Gips / Humanzahn) und zu dem Referenzdatensatz einer Koordinaten-Messmaschine (Epoxidharz / Keramikkugeln).

Die mittlere Messgenauigkeit des IOS-Prototypen auf dem Kiefermodell mit Humanzähnen liegt bei  $-2,8 \mu\text{m} \pm 48,3 \mu\text{m}$  für den Einzelzahnbereich und zwischen  $-13,1 \mu\text{m} \pm 57,6 \mu\text{m}$  bis  $-17,9 \pm 73,1 \mu\text{m}$  für dreigliedrige Brücken. Die Reproduzierbarkeit der Daten des IOS-Prototypen ist mit  $-0,3 \mu\text{m} \pm 23,1 \mu\text{m}$  (Einzelzahn) und mit  $0,04 \mu\text{m} \pm 20,6 \mu\text{m}$  beziehungsweise  $0,2 \mu\text{m} \pm 17,6 \mu\text{m}$  (dreigliedrige Brücken) deutlich besser und liegt in ähnlicher Größenordnung wie bei kommerziellen IOS und konventioneller Abformung (TrueDef, LAVA, iTero, Trios, Cerec, Omnicam). Die mittlere Messgenauigkeit auf Keramikkugeln mit 4 mm Durchmesser liegt bei  $36,6 \mu\text{m} \pm 22,3 \mu\text{m}$  für das Merkmal des Kugel-

durchmessers und bei  $+5,9 \mu\text{m} \pm 23,3 \mu\text{m}$  für die 3D-Abweichungen zur idealen Kugel. Der Vergleich dieser Ergebnisse mit den Studienergebnissen zu aktuellen IOS (LAVA, CEREC, E4D, iTero, Trios) und konventioneller Abformung zeigt, dass der IOS-Prototyp bei der Einzelzahnmessungen in Bezug auf die 3D-Messgenauigkeit im Mittelfeld anzusiedeln ist. Bei Zahnreihen mit bis zu vier Zähnen (z. B. Brücken) wurden mit dem IOS-Prototypen im Vergleich zu kommerziellen IOS (LAVA, CEREC) und konventioneller Abformung eine geringere, für die Fertigung von Zahnersatz voraussichtlich aber ausreichende Messgenauigkeit ermittelt.

Die gemessenen Abstandsabweichungen der Referenzstrukturen auf dem Epoxidharzmodell sind mit  $31,22 \mu\text{m} \pm 26,22 \mu\text{m}$  (vier Zähne) und  $40,85 \mu\text{m} \pm 29,72 \mu\text{m}$  (fünf Zähne) geringer als die Messabweichungen in Studien zu den Systemen CEREC, iTero, TrueDef II und TrueDef III. Bei Spannweiten über mehr als fünf Zähne sind die Messabweichungen der Abstände allerdings größer als bei den kommerziellen IOS (3M Lava, iTero, Cerec).

Auf der vorhandenen Datenbasis lässt sich noch keine abschließende Bewertung der klinischen Einsetzbarkeit treffen, da hierzu weitere Studien durchgeführt werden müssen. Allerdings lässt die mit den IOS-Prototypen gezeigte 3D-Messgenauigkeit und die ermittelten Abstandsabweichungen den Schluss zu, dass eine Digitalisierungsqualität von Einzelzähnen und dreigliedrigen Brücken erzielt werden kann, die die klinischen Anforderungen erfüllt. Mit dieser Arbeit wird gezeigt, dass es möglich ist, einen konkurrenzfähigen IOS auf der Basis des chromatisch konfokalen Messprinzips zu realisieren. Bezüglich des Handstückgewichts, der Handstückgröße sowie der Messgenauigkeit ergibt sich ein Anlass zur Weiterentwicklung und Optimierung des erfolgversprechenden Konzepts.

Aufgrund der Leistungsfähigkeit, die mit der ersten Implementierung des IOS-Prototypen erzielt wird, und der zahlreichen Möglichkeiten zur Systemoptimierung, sollte dem chromatisch konfokalen Multispotsensor ein sehr gutes Potential für die Anwendung in der restaurativen Zahnheilkunde eingeräumt werden.

## 6 Literaturverzeichnis

- [1] Alghazzawi, T. F., "Advancements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation," *Journal of Prosthodontic Research*, vol. 60, no. 2, 2016.
- [2] Baig, M. R., Tan, K. B. C., and Nicholls, J. I., "Evaluation of the marginal fit of a zirconia ceramic computer-aided machined (CAM) crown system," *J. Prosthet. Dent.*, vol. 104, no. 4, pp. 216–227, 2010.
- [3] Boening, K. W., Wolf, B. H., Schmidt, A. E., Kästner, K., and Walter, M. H., "Clinical fit of procera AllCeram crowns," *J. Prosthet. Dent.*, vol. 84, no. 4, pp. 419–424, 2000.
- [4] Bohner, L. O. L., De Luca Canto, G., Marció, B. S., Laganá, D. C., Sesma, N., and Tortamano Neto, P., "Computer-aided analysis of digital dental impressions obtained from intraoral and extraoral scanners," *J. Prosthet. Dent.*, pp. 1–7, 2017.
- [5] Bosio, J. A., Rozhitsky, F., Jiang, S. S., Conte, M., Mukherjee, P., and Cangialosi, T. J., "Journal of the World Federation of Orthodontists Comparison of scanning times for different dental cast materials using an intraoral scanner," *J. World Fed. Orthod.*, vol. 6, no. 1, pp. 11–14, 2017.
- [6] Browne, M. A., Akinyemi, O., and Boyde, A., "Confocal surface profiling utilizing chromatic aberration," *Scanning*, vol. 14, pp. 145–153, 1992.
- [7] Burhardt, L., Livas, C., Kerdiijk, W., van der Meer, W. J., and Ren, Y., "Treatment comfort, time perception, and preference for conventional and digital impression techniques: A comparative study in young patients," *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, vol. 150, no. 2, pp. 261–267, 2016.
- [8] DALSA Professional Imaging, "Data sheet," 2008.
- [9] DeKock, W. H., "Dental arch depth and width studied longitudinally from 12 years of age to adulthood.," *Am. J. Orthod.*, vol. 62, pp. 56–66, 1972.
- [10] Demtröder, W., *Experimentalphysik 2*. Heidelberg: Springer-Verlag, 2013.

- 
- [11] Duret, F. and Tremoz, C., "Method of and apparatus for making a prosthesis, especially a dental prosthesis," US4663720, 1987.
- [12] Eboh, D. E. O., "A dimorphic study of maxillary first molar crown dimensions of Urhobos in Abraka, South-Southern Nigeria," *J. Morphol. Sci.*, vol. 29, no. 2, pp. 96–100, 2012.
- [13] Ender, A. and Mehl, A., "Full arch scans: conventional versus digital impressions--an in-vitro study.," *Int. J. Comput. Dent.*, vol. 14, no. 1, pp. 11–21, Jan. 2011.
- [14] Ender, A., Zimmermann, M., Attin, T., and Mehl, A., "In vivo precision of conventional and digital methods for obtaining quadrant dental impressions," *Clin. Oral Investig.*, 2015.
- [15] Ender, A. and Mehl, A., "Accuracy of complete-Arch dental impressions: A new method of measuring trueness and precision," *J. Prosthet. Dent.*, vol. 109, no. 2, pp. 121–128, 2013.
- [16] Ertl, T., Zint, M., Konz, A., Brauer, E., Hörhold, H., and Hibst, R., "Chromatic dispersive confocal technology for intra-oral scanning: first in-vitro results," in *SPIE BIOS*, 2015.
- [17] Flügge, T. V., Schlager, S., Nelson, K., Nahles, S., and Metzger, M. C., "Precision of intraoral digital dental impressions with iTero and extraoral digitization with the iTero and a model scanner," *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, vol. 144, no. 3, pp. 471–478, 2013.
- [18] Fukazawa, S., Odaira, C., and Kondo, H., "Investigation of accuracy and reproducibility of abutment position by intraoral scanners," *J. Prosthodont. Res.*, pp. 1–10, 2017.
- [19] Garzón, J., Meneses, J., Tribillon, G., Gharbi, T., and Plata, A., "Chromatic confocal microscopy by means of continuum light generated through a standard single-mode fibre," *J. Opt. A Pure Appl. Opt.*, vol. 6, no. 6, pp. 544–548, 2004.

- [20] Graser, R., Hibst, R., Müller, M., and Stock, K., "Messanordnung sowie Verfahren zum dreidimensionalen Messen eines Objekts," EP2087312B1, 2008.
- [21] Graser, R., "Simulationen zur spektralen Auflösung im Rahmen der chromatisch codierten Abstandsmessung," Fachhochschule Coburg Fachbereich, 2006.
- [22] Gross, H., *Handbook of optical systems*. Weinheim: Wiley-VCH, 2005.
- [23] Grünheid, T., McCarthy, S. D., and Larson, B. E., "Clinical use of a direct chairside oral scanner: An assessment of accuracy, time, and patient acceptance," *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, vol. 146, no. 5, pp. 673–682, 2014.
- [24] Han, H. S., Yang, H. S., Lim, H. P., and Park, Y. J., "Marginal accuracy and internal fit of machine-milled and cast titanium crowns," *J. Prosthet. Dent.*, vol. 106, no. 3, pp. 191–197, 2011.
- [25] Hembree, J. H., George, T. a, and Hembree, M. E., "Film thickness of cements beneath complete crowns.," *J. Prosthet. Dent.*, vol. 39, no. 5, pp. 533–535, 1978.
- [26] Keller, H.-P., "Zahnheilkunde - Genauigkeit von handgehaltenen Scanner für CAD/CAM-Systeme am Behandlungsstuhl." [Online]. Available: <http://www.din.de/de/mitwirken/normenausschuesse/nadent/projekte/wdc-proj:din21:254980706>. [Accessed: 17-Jul-2017].
- [27] Kerschbaum, T., "Normierter Kronenrand? - Eine Analyse aus klinischer Sicht," *Walther W, Heners M, Hrsg. Qual. der Zahnheilkunde.*, pp. 19–45, 1995.
- [28] Kerschbaum, T. and Porschen, C., "Kronenrandschluss und Konturqualität in fünf Dentallaboratorien," *Dtsch Zahnärztl Z*, vol. 53, pp. 620–631, 1998.
- [29] Kerschbaum, T. and Faber, F., "Randschluss von Kronen aus dem Ausland," no. 19, pp. 2224–2226, 2001.

- 
- [30] Kienle, A., Lilge, L., Patterson, M. S., Hibst, R., Steiner, R., and Wilson, B. C., "Spatially resolved absolute diffuse reflectance measurements for noninvasive determination of the optical scattering and absorption coefficients of biological tissue.," *Appl. Opt.*, vol. 35, pp. 2304–2314, 1996.
- [31] Kino, G. S. and Corle, T. R., *Confocal Scanning Optical Microscopy and Related Imaging Systems*. London: Academic Press, 1996.
- [32] Körner, K., Kohler, C., and Papastathopoulos, E., "Verfahren und Anordnung zur schnellen, orts aufgelösten, flächigen, spektroskopischen Analyse, bzw. zum Spectral Imaging oder zur 3D- Erfassung mittels Spektroskopie," 2006.
- [33] Kurz, M., Attin, T., and Mehl, A., "Influence of material surface on the scanning error of a powder-free 3D measuring system," *Clin. Oral Investig.*, vol. 19, no. 8, pp. 2035–2043, 2015.
- [34] Luthardt, R., "Die Genauigkeit zahnärztlicher Abformungen für festsitzenden Zahnersatz," *Dtsch Zahnärztl Z*, vol. 59, pp. 372–380, 2004.
- [35] Luthardt, R. G., Loos, R., and Quaas, S., "Genauigkeit intraoraler Datenerfassung im Vergleich zur konventionellen Abformung," *Int. J. Comput. Dent.*, vol. 8, pp. 283–294, 2005.
- [36] Magne, P., Gallucci, G. O., and Belser, U. C., "Anatomic crown width/length ratios of unworn and worn maxillary teeth in white subjects.," *J. Prosthet. Dent.*, vol. 89, no. 5, pp. 453–61, May 2003.
- [37] Marxkors, R., *Lehrbuch der zahnärztlichen Prothetik*. Deutscher Ärzteverlag, 2007.
- [38] van der Meer, W. J., Andriessen, F. S., Wismeijer, D., and Ren, Y., "Application of intra-oral dental scanners in the digital workflow of implantology," *PLoS One*, vol. 7, no. 8, p. e43312, Jan. 2012.
- [39] Mehl, a, Ender, a, Mörmann, W., and Attin, T., "Accuracy testing of a new intraoral 3D camera.," *Int. J. Comput. Dent.*, vol. 12, no. 1, pp. 11–28, 2009.
- [40] Minsky, M., "Microscopy Apparatus," US3013467, 1961.
- [41] Molesini, G., "Profile measuring instrument," GB2144537A, 1983.

- 
- [42] Molesini, G., Pedrini, G., Poggi, P., and Quercioli, F., "Focus-wavelength encoded optical profilometer," *Opt. Commun.*, vol. 49, no. 4, pp. 229–233, Mar. 1984.
- [43] Mörmann, W. and Brandestini, M., "Method and apparatus for the fabrication of custom-shaped implants," US4575805, 1986.
- [44] Mühlemann, H. R., Measurements, T., and Mühlemann, H. R., "10 Years of Tooth-Mobility Measurements," *J. Periodontol.*, vol. 31, no. 2, pp. 110–122, Apr. 1960.
- [45] Müller, B., "Zähne: Ein Inlay, eine Krone in nur zehn Minuten - WELT." [Online]. Available: <https://www.welt.de/gesundheit/article5776551/Ein-Inlay-eine-Krone-in-nur-zehn-Minuten.html>. [Accessed: 03-Jan-2017].
- [46] Naredi-Rainer, N., Prescher, J., Hartschuh, A., and Lamb, D. C., "Confocal Microscopy," in *Fluorescence Microscopy*, Weinheim: Wiley-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA, 2013, pp. 175–213.
- [47] Nedelcu, R. G. and Persson, A. S. K., "Scanning accuracy and precision in 4 intraoral scanners: An in vitro comparison based on 3-dimensional analysis," *J. Prosthet. Dent.*, vol. 112, no. 6, pp. 1461–1471, 2014.
- [48] Nötzel, F. and Schultz, C., *Leitfaden der kieferorthopädischen Diagnostik: Analysen und Tabellen für die Praxis*. Deutscher Ärzteverlag, 2009.
- [49] Patzelt, S. B. M., Lamprinos, C., Stampf, S., and Att, W., "The time efficiency of intraoral scanners: An in vitro comparative study," *J. Am. Dent. Assoc.*, vol. 145, no. 6, pp. 542–51, 2014.
- [50] Pawley, J. B., *Handbook of Biological Confocal Microscopy*. Boston, MA: Springer US, 2010.
- [51] Rehberg, H., "Der Kronenrand: Exakter Randschluß-was ist das," *Dtsch Zahnärztl*, pp. 696–699, 1971.

- [52] Rudolph, H., Salmen, H., Moldan, M., Kuhn, K., Sichwardt, V., Wöstmann, B., and Luthardt, R. G., "Accuracy of intraoral and extraoral digital data acquisition for dental restorations," *J. Appl. Oral Sci.*, vol. 24, no. 1, pp. 85–94, 2016.
- [53] Sackewitz, M., *Leitfaden zur optischen 3D-Messtechnik*. Stuttgart: Fraunhofer, 2014.
- [54] Seelbach, P., Brueckel, C., and Wöstmann, B., "Accuracy of digital and conventional impression techniques and workflow.," *Clin. Oral Investig.*, vol. 17, no. 7, pp. 1759–64, Sep. 2013.
- [55] Sirona, "Cerec Omnicam and Cerec Bluecam. The first choice in every case.," 2012. [Online].  
Available:  
[http://www.sirona.com/ecomaXL/files/A91100-M43-B610\\_7600.pdf](http://www.sirona.com/ecomaXL/files/A91100-M43-B610_7600.pdf).  
[Accessed: 18-Mar-2017].
- [56] Strub, J. R., *Curriculum Prothetik*. Berlin: Quintessenz, 1994.
- [57] Su, T. shu and Sun, J., "Comparison of repeatability between intraoral digital scanner and extraoral digital scanner: An in-vitro study," *J. Prosthodont. Res.*, vol. 59, no. 4, pp. 236–242, 2015.
- [58] Tiziani, H. J. and Uhde, H. M., "Three-dimensional image sensing by chromatic confocal microscopy.," *Appl. Opt.*, vol. 33, pp. 1838–1843, 1994.
- [59] Ulmer, N., "infiniDent - iTero\_vs\_CEREC\_AC\_Connect\_11\_22\_11.pdf," 2012. [Online].  
Available:  
[https://d39pscuc60gk9c.cloudfront.net/uploads/forum/attachments/72828/iTero\\_vs\\_CEREC\\_AC\\_Connect\\_11\\_22\\_11.pdf](https://d39pscuc60gk9c.cloudfront.net/uploads/forum/attachments/72828/iTero_vs_CEREC_AC_Connect_11_22_11.pdf). [Accessed: 24-Aug-2015].
- [60] Wagner, C. (AGZ-R., "Arbeitsgemeinschaft Zahngesundheit." [Online].  
Available:  
[http://www.agz-rnk.de/agz/content/3/3\\_4/3\\_4\\_5/3\\_4\\_5\\_2/3\\_4\\_5\\_2\\_1/index.php?dsprm=b](http://www.agz-rnk.de/agz/content/3/3_4/3_4_5/3_4_5_2/3_4_5_2_1/index.php?dsprm=b).  
[Accessed: 26-Aug-2015].

- [61] Weikart, P., "Grenzen und Prüfung der Gußgenauigkeit," *Dtsch Zahnärztl*, pp. 897–904, 1957.
- [62] Wilhelm, S., Gröbler, B., Gluch, M., and Heinz, H., "Grundlagen. Die konfokale Laser Scanning Mikroskopie," 2003.
- [63] Wilson, T., "Resolution and optical sectioning in the confocal microscope," *J. Microsc.*, vol. 244, no. 2, pp. 113–121, 2011.
- [64] Witkowski, S., Komine, F., and Gerds, T., "Marginal accuracy of titanium copings fabricated by casting and CAD/CAM techniques," *J. Prosthet. Dent.*, vol. 96, no. 1, pp. 47–52, 2006.
- [65] Zawawi, K. H., Al-Badawi, E. a., Lobo, S. L., Melis, M., and Mehta, N. R., "An index for the measurement of normal maximum mouth opening.," *J. Can. Dent. Assoc. (Tor)*, vol. 69, no. 11, pp. 737–741, 2003.
- [66] Zimmermann, M., Mehl, A., and Reich, S., "Intraoral scanning systems – a current overview Intraoralscanner : eine aktuelle Übersicht," vol. 18, no. 2, pp. 101–129, 2015.
- [67] Zint, M., Stock, K., Graser, R., Ertl, T., Brauer, E., Heyninck, J., Vanbiervliet, J., Dhondt, S., De Ceuninck, P., and Hibst, R., "Development and verification of a novel device for dental intra-oral 3D scanning using chromatic confocal technology," in *SPIE BiOS*, 2015, p. 93130U.

## Danksagung

Mein Dank gilt meinem Doktorvater Herrn Prof. Dr. R. Hibst für das in mich gesetzte Vertrauen, die langjährige fachliche Unterstützung und die Betreuung dieser Promotion.

Herrn Prof. Dr. Luthardt, Herrn Prof. Dr. Bolenz und Herrn Prof. Dr. Walther danke ich herzlich für die Übernahme der Gutachter- und Prüfertätigkeit.

Besonders möchte ich mich bei Herrn Dr. K. Stock für fachliche Unterstützung, Ideen und nicht zuletzt für die Freiheit zur Durchführung der Arbeit bedanken.

Dem gesamten ILM-Projektteam bestehend aus Rainer, René, Edgar und Anne danke ich für die langjährige Treue und viele hochwertige Beiträge.

Für die Finanzierung der Entwicklung des IOS-Prototypen möchte ich mich bei der Firma Dentsply International bedanken. Auch danke ich herzlich für die fachliche Unterstützung durch Dr. T. Ertl, A. Wlodarski, C. Koch, M. Harrieder, L. Kulzer, J. Heyninck, S. Dhoont, J. Vanbiervliet. I would also like to thank Dr. A. Lichkus for the trust he has put into my work.

Caroline möchte ich herzlich danken für die Unterstützung und den Freiraum die zur Anfertigung dieser Arbeit notwendig war.

Allen Mitarbeitern des ILM danke ich für die kollegiale Zusammenarbeit und das stets angenehme Arbeitsklima.