



**Technische Universität München**

**Fakultät für Medizin**

**Vergleich der Präzision und Genauigkeit der dreidimensionalen Erfassung der Nase mit drei unterschiedlichen 3D-Photographiesystemen**

Carolina Anna Sophia Claßen

Vollständiger Abdruck der von der Fakultät für Medizin der Technischen Universität München zur Erlangung des akademischen Grades einer

**Doktorin der Zahnheilkunde**

genehmigten Dissertation.

Vorsitzender: Prof. Dr. Herbert Deppe

Prüfer der Dissertation:

1. Priv.-Doz. Dr. Dr. Lucas M. Ritschl
2. Priv.-Doz. Dr. Dennis M. Hedderich

Die Dissertation wurde am 21.03.2022 bei der Technischen Universität München eingereicht und durch die Fakultät für Medizin am 09.08.2022 angenommen.

**Meiner Familie**

# Inhaltsverzeichnis

<b>INHALTSVERZEICHNIS .....</b>	<b>3</b>
<b>ABKÜRZUNGEN .....</b>	<b>5</b>
<b>1. EINLEITUNG.....</b>	<b>7</b>
1.1. Entwicklung der Analyse der Gesichtsoberfläche .....	7
1.2. Technische Möglichkeiten zur Erfassung der Gesichtsoberfläche.....	8
1.2.1. Zweidimensionale Photographie .....	8
1.2.2. Gipsmodell .....	8
1.2.3. 3D-Photographiesysteme.....	9
1.2.4. Gängige Dateiformate von 3D-Photographien .....	11
1.3. Klinische Anwendung der 3D-Photographie .....	12
1.4. Genauigkeit, Richtigkeit und Präzision.....	15
1.4.1. Definition .....	15
1.4.2. Möglichkeiten der Analyse von Genauigkeit, Richtigkeit und Präzision .	16
1.4.3. Gängige Parameter zur Beurteilung der korrekten Erfassung dreidimensionaler Oberflächen und Geometrien .....	16
1.5. Zielsetzung.....	19
<b>2. MATERIAL UND METHODEN.....</b>	<b>20</b>
2.1. Ethikvotum und Interessenkonflikte .....	20
2.2. Probandenkollektiv .....	20
2.3. Workflow .....	20
2.4. Datenerfassung.....	21
2.4.1. Erstellung eines digitalen Referenzmodells der Nase.....	21
2.4.2. 3D-Photographie der Nase.....	22
2.4.3. Nachbearbeitung der 3D-Datensätze.....	27
2.5. Auswertung .....	28
2.5.1. Definition der zur Analyse genutzten Landmarken .....	28
2.5.2. Ausrichtung und oberflächenbasierter Vergleich .....	30
2.5.3. Inter- und Intraraterzuverlässigkeit.....	33
2.6. Statistische Methoden.....	33
<b>3. ERGEBNISSE .....</b>	<b>34</b>
3.1. Probandenkollektiv .....	34
3.2. Inter- und Intraraterzuverlässigkeit.....	35
3.3. Oberflächenbasierter Vergleich.....	37

3.4.	Lineare Regressionsanalyse auf Störfaktoren .....	42
3.5.	Farbige Oberflächenabstandskarte (surface distance map) .....	43
3.5.1.	Planmeca® ProFace .....	43
3.5.2.	Artec® Space Spider.....	43
3.5.3.	Bellus3D® Dental Pro .....	44
<b>4.</b>	<b>DISKUSSION .....</b>	<b>46</b>
4.1.	Diskussion der Methoden.....	46
4.2.	Diskussion der Ergebnisse.....	50
4.2.1.	Inter- und Intraraterzuverlässigkeit.....	50
4.2.2.	Lineare Regressionsanalyse auf Störfaktoren .....	50
4.2.3.	Diskussion der Oberflächenanalyse.....	51
4.3.	Ausblick.....	57
<b>5.</b>	<b>ZUSAMMENFASSUNG.....</b>	<b>58</b>
<b>6.</b>	<b>ABSTRACT .....</b>	<b>59</b>
<b>7.</b>	<b>ABBILDUNGSVERZEICHNIS .....</b>	<b>60</b>
<b>8.</b>	<b>TABELLENVERZEICHNIS.....</b>	<b>60</b>
<b>9.</b>	<b>PUBLIKATIONEN.....</b>	<b>61</b>
<b>10.</b>	<b>CURRICULUM VITAE .....</b>	<b>62</b>
<b>11.</b>	<b>DANKSAGUNGEN .....</b>	<b>63</b>
<b>12.</b>	<b>QUELENNACHWEISE .....</b>	<b>64</b>

## Abkürzungen

3D	dreidimensional
µm	Mikrometer
Abb.	Abbildung
bspw.	beispielsweise
bzw.	beziehungsweise
CAD	Computer Aided Design
CAM	Computer Aided Manufacturing
CT	Computertomographie
DIN	Deutsches Institut für Normierung
DVT	Digitale Volumen Tomographie
d.h.	das heißt
et al.	et alia
ggf.	gegebenenfalls
HD	Hausdorff Distance
ICC	Intraklassenkorrelationskoeffizient
ICP	Iterative closest point
inkl.	inklusive
i.S.	im Sinne
.jpeg	joint photographic experts group
KI	Konfidenzintervall
min	Minuten
ml	Milliliter
MSD	Mean Surface Distance
.obj	object file
P	probability
.ply	polygon file format
RSME	Root Mean Square Error
s.	siehe
s.o.	siehe oben
s.u.	siehe unten
sec	Sekunde(n)
sog.	sogenannte(n)
.stl	standard tessellation language
u.a.	unter anderem
v.a.	vor allem
vgl.	vergleiche
z.B.	zum Beispiel
z.T.	zum Teil

## **Anmerkung**

Aus Übersichtsgründen und zur besseren Lesbarkeit wird auf die Trennung zwischen weiblichem und männlichem Geschlecht im Fließtext verzichtet. Bei Verwendung der maskulinen Form eines Substantives welches Personen betrifft, ist ebenfalls die feminine Form adressiert.

# 1. Einleitung

## 1.1. Entwicklung der Analyse der Gesichtsoberfläche

Bereits die Griechen in der Antike strebten nach der Vermessung des menschlichen Gesichts. Im Vordergrund stand dabei die Beschreibung der Schönheit des Gesichts, die sich in Harmonie und Ausgewogenheit von Proportionen zeigte. So gilt der griechische Bildhauer Polykleitus im fünften Jahrhundert vor Christus als Autor der ersten theoretischen Schrift über solche Maßverhältnisse. Die Länge des Gesichts als ein Zehntel der gesamten Körperlänge wurde bei ihm als ideal beschrieben (Vegter et al. 2000).

Auch Leonardo Da Vinci beschäftigte im 15. Jahrhundert mit Proportionsstudien. Er führte als einer der ersten empirische Untersuchungen zur systematischen Vermessung der Anatomie junger Männer in den Jahren 1489/90 durch und gilt allgemein als Begründer der Anthropometrie, der Lehre der Ermittlung und Anwendung der Maße des menschlichen Körpers (Zöllner 1989).

Als Pionier der klinischen und wissenschaftlichen kraniofazialen Anthropometrie wird Leslie Gabriel Farkas (1915-2008) angesehen (Naini 2010). Durch seine Definitionen von reproduzierbaren Weichteillandmarken schaffte er es, eine standardisierte und international anerkannte Vermessung der Gesichtsoberfläche zu etablieren, die bis heute noch im klinischen Alltag Anwendung findet.

Sein Atlas enthält die Ergebnisse manueller Vermessungen und Protokollierungen einer Vielzahl von Probanden (Farkas 1981).

Mit fortschreitender, komplexerer dreidimensionaler Erfassung von knöchernen und weichgewebigen Strukturen im Gesichtsbereich bedurfte es jedoch einer Modifikation der von Farkas etablierten Definitionen. Als Standardwerk hierzu dient der Farbatlas der dreidimensionalen Kephalemetrie von Swennen (2005).

Die durch Swennen modifizierten Landmarken eignen sich in der vorliegenden Untersuchung für den Vergleich von unterschiedlichen 3D-Photographiesystemen.

## **1.2. Technische Möglichkeiten zur Erfassung der Gesichtsoberfläche**

### **1.2.1. Zweidimensionale Photographie**

Bis zum heutigen Tage werden im klinischen Alltag überwiegend zweidimensionale Photographien verwendet (Berlin et al. 2014). Die Darstellung dreidimensionaler Objekte, wie der Nase, in einem zweidimensionalen Bild ist jedoch problematisch. Um eine dreidimensionale Vorstellung zu erhalten, müssen Fotos aus verschiedenen Positionen angefertigt werden. Das bedeutet Positionswechsel der Kamera zum Probanden und kann zu Fehlern führen (Moyers et al. 1979, Tzou et al. 2014). Fehlen beispielsweise die Informationen über den Abstand der Kamera zum Objekt oder sind die Winkel der Kameraaufnahmen nicht genau angegeben, kann auch dies zu Fehlinterpretationen bzw. Fehldiagnosen führen (Tzou et al. 2014).

Für die Darstellung der Nase spielt bei zweidimensionalen Photographien auch die Lichtposition eine besondere Rolle. Durch falsche Beleuchtung und damit einhergehender Veränderung der projizierten Schatten kann es zur optischen Täuschung mit Anhebung der Nasenspitze, der sogenannten „photographic tip rhinoplasty“, kommen (Galdino et al. 2002).

### **1.2.2. Gipsmodell**

Eine kostengünstige und klinisch erprobte Erfassung der dreidimensionalen Gesichtsoberfläche ist die Abformung. Mit unterschiedlichen Abformmaterialien wie Alginat oder Silikon lässt sich aus der Abformung ein dreidimensionales Gipsmodell ausgießen (Ayoub et al. 2003). Gipsmodelle dienen einerseits zur Dokumentation der Ist-Situation von Weichgeweben und können im Verlauf auch zur Beurteilung des Behandlungserfolges herangezogen werden (Kuijpers et al. 2014). Je nach Region liegt die durchschnittliche Abweichung vom Gipsmodell zur Gesichtsoberfläche zwischen 0,95 und 3,55 mm (Holberg et al. 2006). Regionen mit knöchernem Untergrund können hierbei präziser abgeformt werden als Regionen mit knorpeligem Untergrund, wie beispielsweise die Nase (Holberg et al. 2006). Wichtig ist bei Erstellung der Gipsmodelle die Wahl des Abformmaterials. Ein wesentlicher Vorteil von Alginat ist, dass es kostengünstig ist. Nachteilig jedoch ist hierbei eine geringere Lagerungszeit, Dimensionstreue und Detailtreue im Vergleich zu Silikon (Sedda et al. 2008). Werden äußerst präzise Modelle benötigt, ermöglicht Silikon die Herstellung von exakteren Gipsmodellen (Loeffelbein et al. 2013). Diese Modelle lassen sich mit präzisen 3D-Scannern unkompliziert digitalisieren und können dann in digitaler Form

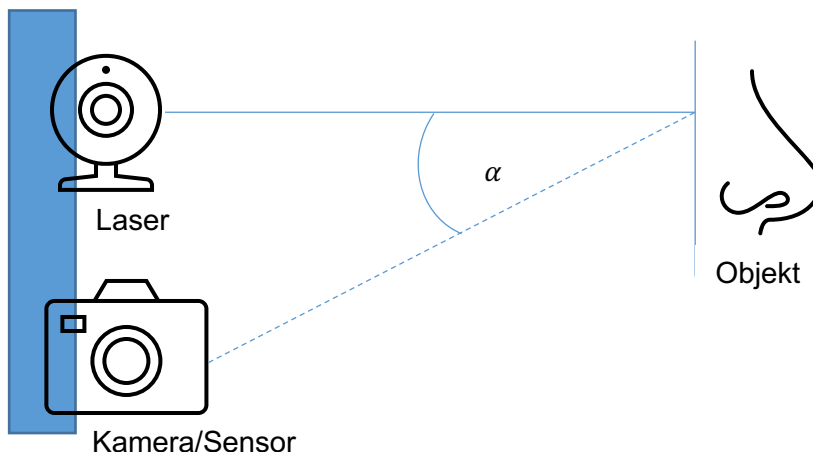


für die weitere Planung, als Referenzmodell oder zur Behandlungsdokumentation verwendet werden (Ritschl et al. 2018).

### 1.2.3. 3D-Photographiesysteme

#### 1.2.3.1. Laserscanner

Laserscanner nutzen optische Prinzipien und sind im Wesentlichen eine aktive stereoskopische Technik, bei der sich die Entfernung eines Objekts mit Hilfe einer gerichteten Lichtquelle und eines Detektors bestimmen lässt (Jafari Roodbandi et al. 2017). Bei der Projektion des Laserstrahls auf das physische Objekt wird der Strahl gestreut und von einem Detektor erfasst. Der Abstand zwischen Objekt, Detektor und Quelle kann nach geometrischen Prinzipien der Triangulation berechnet werden (Abbildung 1). Diese Daten werden zur Erstellung eines dreidimensionalen Bildes in einfache x-, y-, z-Koordinaten umgerechnet (Kau et al. 2007). Nachteil des Laserscanners ist eine lange Scandauer, sodass durch mimische Bewegungen deutliche Fehler auftreten können (Naudi et al. 2013) .

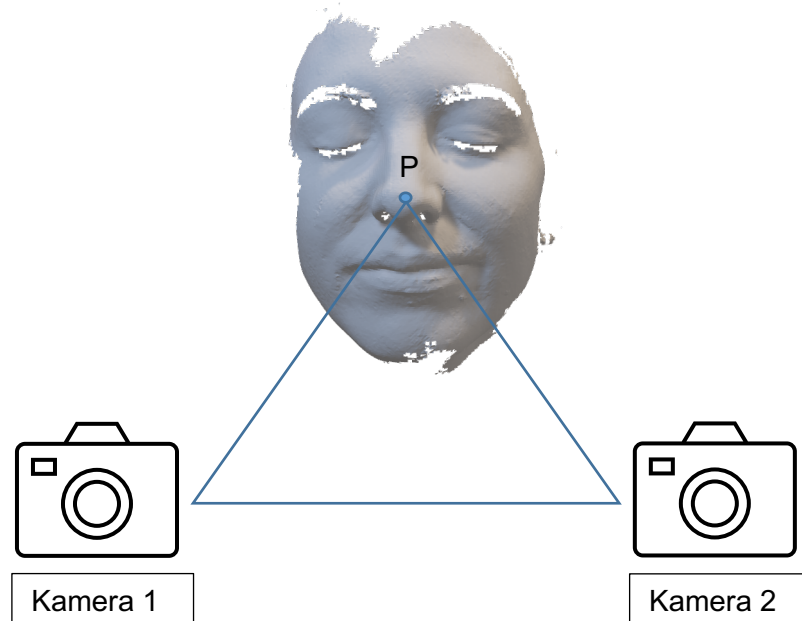


**Abbildung 1: Triangulationsprinzip des Laserscanners modifiziert nach Vorlage von Jafari Roodbandi et al. (2017).**

#### 1.2.3.2. Strukturlichtscanner

Der Strukturlichtscanner ist ein weiteres aktives System zur Erfassung von 3D-Oberflächen, das ebenfalls auf dem Prinzip der Triangulation beruht. Normalerweise strahlt ein Projektor ein Muster aus "strukturiertem" Licht auf die zu scannende Oberfläche. Dieses Strukturlicht kann beispielsweise aus elliptischen Mustern oder zufälligen Texturkarten bestehen. Wenn das Licht die Oberfläche beleuchtet, wird das Lichtmuster verzerrt und gekrümmt. Ein Kamerasystem in bekannter Entfernung erfasst das reflektierte und verzerrte Muster unter einem bestimmten Winkel und übersetzt die Informationen in 3D-Koordinaten, sodass ein dreidimensionales Bild

entsteht (Kau et al. 2007, Modabber et al. 2016). Abbildung 2 veranschaulicht den Aufbau eines solchen Systems. Beide Kameras nehmen ein Bild von Punkt P auf. Punkt P muss dann in beiden Bildern identifiziert werden. Um den Punkt P in beiden Bildern zu identifizieren, wird das Lichtmuster verwendet (Modabber et al. 2016). Zur Verbesserung der Tiefenauflösung kann die Distanz der Kameras zueinander vergrößert werden oder das Objekt näher zur Kamera angeordnet werden (Halazonetis 2001).



**Abbildung 2: Aufbau eines Strukturlichtscanners modifiziert nach Vorlage von Modabber et al. (2016).**

### 1.2.3.3. 3D-Stereophotogrammetrie

Stereophotogrammetrie ist definiert als Konfiguration von zwei oder mehreren Kameras als Stereopaar. Hierbei werden durch die Kombination von mehreren Fotos aus verschiedenen Perspektiven 3D-Bilder generiert (Burke et al. 1967, Kau et al. 2007). Die möglichst geringe Differenz der Aufnahmezeitpunkte verringert den Einfluss von Bewegungen (de Menezes et al. 2010). Im Gegensatz zum oben beschriebenen aktiven Laserscanner werden solche Systeme als passiv bezeichnet, da sie nur die Reflexion des Umgebungslichts einfangen und auswerten (Knoops et al. 2017). Die Wellenlänge dieser Methode liegt im sichtbaren Lichtwellenlängenbereich (Yamamoto et al. 2016).

Sowohl bei der Stereophotogrammetrie als auch beim Laserscanner werden zur Generierung des dreidimensionalen Bildes die Informationen mit Hilfe von Triangulation ermittelt (Honrado et al. 2004).

Durch Überlagerung multipler Bilder gewinnt die Stereophotogrammetrie an Dreidimensionalität. Triangulationsalgorithmen ermöglichen die dreidimensionale Rekonstruktion mit x-, y-, und z- Koordinaten (Lubbers et al. 2010). Für die Berechnung mittels Triangulation muss die Position der Kamerasensoren im Raum durch die Gerätekonfiguration bekannt sein.

### **1.2.4. Gängige Dateiformate von 3D-Photographien**

Die über die verschiedenen Methoden entstandenen dreidimensionalen Bilder können zudem nach der Rekonstruktion in unterschiedlichen Dateiformaten dargestellt und gespeichert werden. Eine Möglichkeit ist die Darstellung als „Mesh-Oberfläche“ im .stl-Format. Alternativ kann das .ply-Format oder .obj-Format zur Darstellung in Farbe verwendet werden.

Das .stl-Format steht für „Standard Tessellation Language“ und dient seit 1988 als Standardschnittstelle dreidimensionaler Datenmodelle für additive Fertigungsverfahren (3D-Druck) (Kai et al. 1997, Klahn et al. 2018). Die Oberfläche von 3D-Modellen wird im .stl-Format mittels Dreiecksfacetten dargestellt (Kai et al. 1997). Dateien im .stl-Format enthalten nur Informationen über die äußere Oberfläche und Gestalt des Objektes als sogenannte „Mesh-Oberfläche“ (Klahn et al. 2018) (Abbildung 3).

Das .ply-Format steht für „polygon file format“ und wurde zur Speicherung dreidimensionaler Daten, insbesondere von 3D-Scannern konzipiert (Zhivago et al. 2021). Die Daten werden hierbei als Liste von Polygonen beschrieben (Zhivago et al. 2021). Dateien im .ply-Format enthalten weitere Informationen wie Farbe, Textur oder Schatten (Abbildung 3).

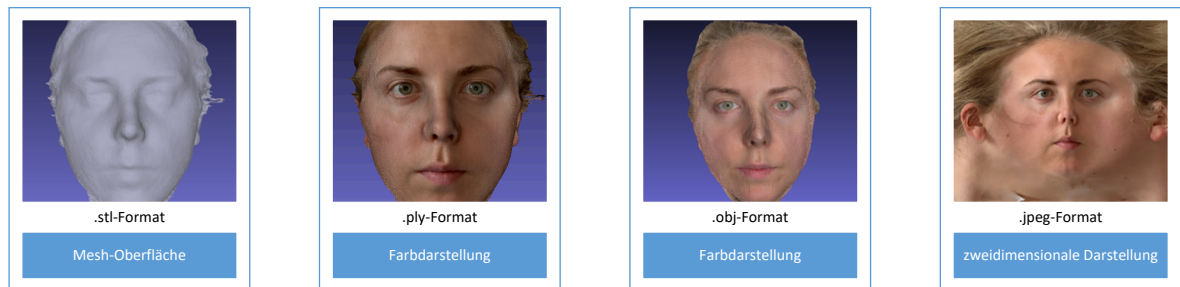
Das .obj-Format wurde von der Firma Wavefront Technologies 1989 zur Speicherung und Animation von dreidimensionalen geometrischen Formen entwickelt (Murray et al. 1996). Der Name .obj steht hierbei für object file. Der Schwerpunkt der Entwicklung dieses Dateiformats lag jedoch zunächst bei 3D-Grafikanwendungen bspw. für Computerspiele (McHenry et al. 2008). Die Speicherung im .obj-Format erfolgt in einer Reihe von Zeilen, die jeweils einen Schlüssel und verschiedene Werte des 3D-Modells beinhalten (McHenry et al. 2008).

Ebenfalls kann das dreidimensionale Bild auch im zweidimensionalen Format als Foto im .jpeg-Format dargestellt werden. Die Abkürzung .jpeg steht hierbei für joint photographic experts group und ist ein normiertes Graphikdateiformat für zweidimensionale Photographien (Miano 1999).

Die erwähnten Dateiformate sind neben einer Vielzahl von weiteren Dateiformaten die gängigsten und einfachsten in der Anwendung im medizinischen Kontext. Es

handelt sich bei allen genannten Dateiformaten um offene Dateiformate, was eine programm- und plattformübergreifende Weitergabe und Speicherung der 3D-Photographien ermöglicht (Murray et al. 1996, Chen 2003).

Die unterschiedlichen Darstellungsformen der Dateiformate werden in Abbildung 3 dargestellt.



**Abbildung 3: Darstellung der 3D-Photographien mit Hilfe von Bellus3D® Dental Pro in unterschiedlichen Dateiformaten.**

Die schriftliche Erlaubnis zum Abdruck der Abbildung liegt der Autorin vor.

### 1.3. Klinische Anwendung der 3D-Photographie

Die 3D-Photographie ist eine nicht invasive, objektive Methode um das gesamte Gesicht oder einzelne Regionen separat dreidimensional darzustellen. Die 3D-Photographie wird von verschiedenen medizinischen Fachrichtungen genutzt. Aufgrund unterschiedlicher Fragestellungen in den einzelnen Disziplinen variiert die Anforderung an Genauigkeit und Präzision.

#### **Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie**

Die Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie beschäftigt sich mit der Wiederherstellung des Gesichts. Nach Unfällen aber auch durch Tumore oder Fehlbildungen kann die Form und Funktion im Kopfbereich massiv gestört sein. Das Ziel einer jeden Operation ist sowohl die knöcherne Rekonstruktion als auch die Rekonstruktion der Weichgewebsstrukturen unter Erhalt der Funktion. Aufgrund der exponierten Lage des Gesichts wird dabei auf ästhetische Aspekte ein besonderer Wert gelegt. Die komplexe dreidimensionale Struktur des Gesichts kann dabei mit einfachen geometrischen Figuren bzw. flachen, zweidimensionalen Ebenen oft nicht hinreichend genau beschrieben werden (Metzler et al. 2012, Modabber et al. 2016). Durch 3D-Photographien lassen sich die komplexen Strukturen des Gesichts in der

Gesamtheit besser abbilden. Angewendet wird diese bereits zur Diagnostik, OP-Planung und Verlaufsdokumentation (Ritschl et al. 2019).

Die 3D-Photographie wird beispielsweise zur Diagnosestellung bei kraniofazialen Deformitäten eingesetzt, um Syndrome besser zu erkennen (de Jong et al. 2020). Für die Planung der Korrektur der Weichgewebe solcher Anomalien sind 3D-Photographien von Nutzen (Tenhagen et al. 2016). Weitere Einsatzmöglichkeiten sind die Planung von orthognathen Eingriffen, hier vor allem zur Vorhersagbarkeit der weichgewebigen Veränderungen (Lin et al. 2015), sowie von Rhinoplastiken (Lekakis et al. 2016) und von Lippen-, Kiefer- und Gaumenspalten (Schwenzer-Zimmerer et al. 2008). Mittels 3D-Photographie kann weiter die Dokumentation des operativen Eingriffs sowohl prä- als auch intra- und postoperativ erfolgen (Koban et al. 2020). Koban et al. beschreiben in ihrer Studie beispielsweise den Ablauf der vollständigen Dokumentation einer Septorhinoplastik prä-, intra- und postoperativ mit Hilfe von mobilen 3D-Photographiesystemen (Koban et al. 2020).

Zusammenfassend kann die 3D-Photographie in jedem Stadium des mund-, kiefer- und gesichtschirurgischen Behandlungsablaufs eingesetzt werden.

### **Plastische Chirurgie**

Die Anwendungsmöglichkeiten von 3D-Photographien in der plastischen Chirurgie sind vielfältig. Zum einen können Behandlungen objektiv dokumentiert werden und Messungen der Veränderungen von Form und Volumen erfolgen. Gleichzeitig können auch präoperativ beispielsweise Volumenveränderungen simuliert werden. Durch präoperative Visualisierung von operativen Ergebnissen kann die Kommunikation zwischen Patient und Operateur verbessert werden (Papadopoulos et al. 2002). Dies ist für Operateure von besonderer Bedeutung, da das Schönheitsideal gerade bei plastischen Operationen individuell sehr unterschiedlich sein kann. Wissenschaftliche Studien zur Beurteilung der Ästhetik und Attraktivität des Gesichts zeigen, dass Symmetrie und Durchschnittlichkeit hierbei wichtige Faktoren darstellen (Bashour 2006). Insbesondere die Symmetrie von Nase, Augen und Mund spielt eine wichtige Rolle (Berlin et al. 2014). Weiter peripher liegende Asymmetrien werden sogar als attraktiver empfunden (Springer et al. 2007). Berücksichtigt man diese Faktoren in der präoperativen Planung von ästhetischen, plastischen Eingriffen können mit Hilfe von 3D-Simulationen qualitativ bessere Ergebnisse erzielt werden (Bashour 2006). Eine weitere Anwendungsmöglichkeit ist die Simulation und Dokumentation von Filleraugmentationstherapien. Die Veränderungen durch Augmentationen können mit Hilfe von 3D-Photographien objektiv quantifiziert werden (Simunovic et al. 2017). Durch die quantitative 3D-Analyse kann die Dauer der Augmentationsergebnisse

ermittelt und daraus die optimale Injektionsmenge für den Patienten berechnet werden (Meier et al. 2011). Durch die Verwendung von Applikationen für iPhone® und iPad® können Patienten die Erfassung der 3D-Photographien sogar zu Hause durchführen und an den behandelnden Arzt zur Analyse übertragen (Chong et al. 2021).

### **Strahlentherapie**

Die Planung von örtlich begrenzten Bestrahlungen im Gesichtsbereich stellt für die Radioonkologen aufgrund der unregelmäßigen anatomischen Merkmale des Gesichts eine Herausforderung dar (LeCompte et al. 2019). Um im Gesichtsbereich die Dosis der externen Strahlungsquelle zu homogenisieren und modulieren, wird ein sogenannter Bolus verwendet (LeCompte et al. 2019). Ein solcher Bolus wird aus Vinylgel oder einem gewebeähnlichen Material direkt auf der Gesichtshaut platziert (Albantow et al. 2020). Der Bolus muss dabei der Haut direkt anliegen, um eine Ablenkung der Elektronen durch Lufteinschlüsse zu vermeiden. Problematisch ist hierbei im Gesichtsbereich besonders die Nase. Der Bolus wird herkömmlich direkt am Patienten auf die Haut aufgetragen und in Form und Dicke angepasst. Durch direkte Materialverformung des verwendeten Bolusmaterials kommt es an der Nase aufgrund von abrupten Änderungen der Anatomie zu unerwünschten Lufteinschlüssen und somit zu einer nicht korrekten Passform (LeCompte et al. 2019, Albantow et al. 2020). Auch andere Körperregionen wie beispielsweise das Brustgewebe nach einer Mastektomie und die Axillarregion sind von der Bildung solcher Luftspalten betroffen, hierbei spielt die Elastizität des Gewebes eine wesentliche Rolle (Wang et al. 2021).

Mit Hilfe der 3D-Photographie des Gesichts kann die Anfertigung passgenauer Boli ohne direkte Abformung in der Strahlentherapie realisiert werden. Anhand eines Negativbildes und mittels CAD/CAM-Technologie kann ein passender Bolus mittels 3D-Druck gefertigt werden (LeCompte et al. 2019).

## 1.4. Genauigkeit, Richtigkeit und Präzision

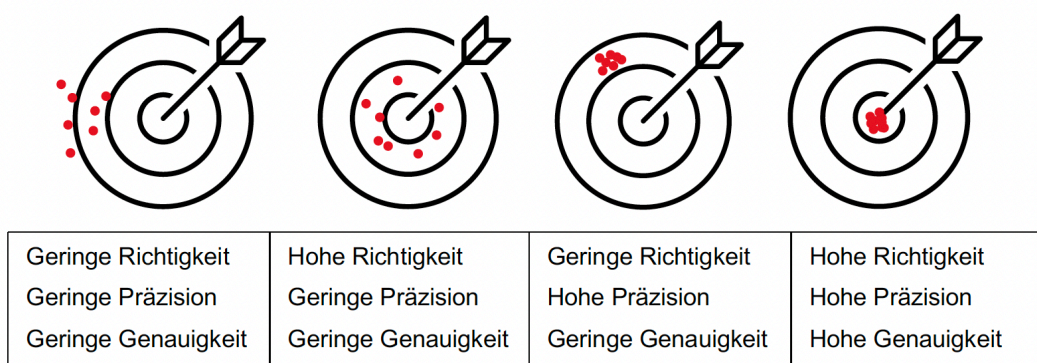
### 1.4.1. Definition

3D-Photographiesysteme werden hinsichtlich ihrer Eigenschaften auf Genauigkeit, Präzision und Richtigkeit verglichen.

Der Begriff *Präzision* beschreibt nach DIN 55350-13 das Ausmaß der gegenseitigen Annäherung voneinander unabhängiger Ermittlungsergebnisse, indem der Prüfer ein festgelegtes Ermittlungsverfahren mehrfach unter vorgegebenen Bedingungen anwendet (DIN 2016). Präzision ist somit ein Maß für die Übereinstimmung zwischen Messergebnissen. Liegen viele Messwerte dicht beieinander, so hat die Messmethode eine hohe Präzision (Abbildung 4).

*Richtigkeit* ist nach DIN 55350-13 die qualitative Bezeichnung für das Ausmaß der Annäherung des Erwartungswerts an den Bezugswert (DIN 2016). Das Maß der Richtigkeit ist die systematische Messabweichung zwischen Erwartungswert und Bezugswert.

*Genauigkeit* ist ein Maß für die Übereinstimmung zwischen dem einzelnen Messergebnis und der wahren Messgröße (DIN 2016). Eine hohe Genauigkeit kann man nur erreichen, wenn sowohl die Präzision als auch die Richtigkeit gut sind. Die Unterschiede zwischen Präzision und Genauigkeit entstehen meist durch systematische Fehler (DIN 2016, Hecht 2020).



**Abbildung 4: Richtigkeit, Präzision und Genauigkeit modifiziert nach Vorlage von Hecht (2020).**

### 1.4.2. Möglichkeiten der Analyse von Genauigkeit, Richtigkeit und Präzision

Die vom Deutschen Institut für Normierung vorgegebenen Definitionen für Qualitätsmanagement und Statistik sind allgemeingültig.

Es bestehen verschiedene Möglichkeiten zur Analyse von Genauigkeit, Richtigkeit und Präzision zwischen zwei unterschiedlichen 3D-Photographiesystemen. Eine Möglichkeit ist, konventionelle Abstandsmessungen von zwei vorher festgelegten Punkten auf dem Objekt zu vergleichen. Dies kann beispielsweise an einem Puppenkopf durchgeführt werden (Zogheib et al. 2018).

Alternativ werden die Datensätze der 3D-Photographien anhand von manuell gesetzten Landmarken mit Hilfe eines Softwarealgorithmus überlagert (Tzou et al. 2014, Modabber et al. 2016, Knoops et al. 2017, Ritschl et al. 2018). Die Abweichungen der dreidimensional ausgerichteten Oberflächennetze können dann mit Hilfe von mathematischen Fehlerberechnungen auf ihre Abweichungen verglichen werden (Koban et al. 2020). Zusätzlich kann bei dieser Methode eine bekannte Geometrie auf dem zu untersuchenden Objekt befestigt werden. Die markante geometrische Form des Testkörpers, wie beispielsweise ein Legostein, lässt sich gut für die Überlagerung der 3D-Photographien nutzen (Modabber et al. 2016).

### 1.4.3. Gängige Parameter zur Beurteilung der korrekten Erfassung dreidimensionaler Oberflächen und Geometrien

#### 1.4.3.1. Root Mean Square Error

Der Root Mean Square Error (RMSE) ist als Wurzel des quadratischen Mittelwerts definiert (Gibelli et al. 2018). Alle Werte werden addiert, quadriert, der Durchschnitt berechnet und die Quadratwurzel gezogen (Jayaratne et al. 2012). Besonders konstruktiv ist diese mathematische Berechnung bei Werten, die sowohl positiv als auch negativ sein können, da alle Werte quadriert werden. Der RMSE wird in mm angegeben.

Die mathematische Formel zur Berechnung des RMSE lautet (Yeghiazaryan et al. 2015) :

$$RMSE = \sqrt{\frac{1}{n_s + n_{s'}} \left( \sum_{p=1}^{n_s} d(p, S')^2 + \sum_{p'=1}^{n_{s'}} d(p', S)^2 \right)}$$



### 1.4.3.2. Mean Surface Distance

$$MSD = \frac{1}{n_s + n_{s'}} \left( \sum_{p=1}^{n_s} d(p, S') + \sum_{p'=1}^{n_{s'}} d(p', S) \right)$$

Die Mean Surface Distance (MSD) bezeichnet den mittleren Oberflächenabstand und wird definiert als Durchschnitt der Summe aller Abstände von zwei Oberflächen zueinander (Yeghiazaryan et al. 2015). Dieser Wert gibt an wie stark die Oberflächen im Durchschnitt voneinander entfernt sind. Die Abstandswerte können sowohl positive als auch negative Werte annehmen (Jablonski et al. 2018). Die MSD wird in mm angegeben.

### 1.4.3.3. Hausdorff Distance

Die Hausdorff Distance (HD) zwischen zwei Oberflächenmeshes beschreibt das Maximum der Abstände aller Punkte auf den beiden Meshes (Guthe et al. 2005). Die HD wird in voxel angegeben.

Zur mathematischen Beschreibung der HD wird zuerst der Abstand  $d(p, S')$  zwischen einem Punkt  $p$  auf einer Fläche  $S$  und einer anderen Fläche  $S'$  definiert als:

$$d(p, S') = \min_{p' \in S'} d(p, p')$$

wobei  $d(p, p')$  der euklidische Abstand zwischen zwei Punkten in  $E^3$  ist (Aspert et al. 2002, Guthe et al. 2005).

Der geometrische Abstand, auch genannt einseitige HD, zwischen zwei Oberflächen  $S$  und  $S'$  ist dann definiert als:

$$d(S, S') = \max_{p \in S} d(p, S')$$

Hierbei ist zu beachten, dass der Abstand nicht im Allgemeinen symmetrisch ist, was bedeutet, dass  $d(S, S') \neq d(S', S)$ .

Die symmetrische Hausdorff Distance ist definiert als:

$$d_s(S, S') = \max(d(S, S'), d(S', S))$$

#### 1.4.3.1. Dice- und Jaccard-Koeffizienten

Als weitere Parameter zur Beurteilung der korrekten Erfassung dreidimensionaler Oberflächen und Geometrien eignen sich die Dice- und Jaccard-Koeffizienten.

Beide Koeffizienten verwenden zur Beurteilung die Größe des Überlappungsbereichs  $|P \cap Q|$ , wobei P und Q die beiden betrachteten 3D-Modelle sind (Handels 2009).

Der Dice-Koeffizient wurde 1945 von dem Genetiker Lee Dice entwickelt und wird definiert als:

$$C_{Dice} = \frac{2|P \cap Q|}{|P| + |Q|}$$

Haben die betrachteten 3D-Modelle eine hohe Übereinstimmung kann dies an Werten nahe 1 erkannt werden (Dice 1945).

Der Jaccard-Koeffizient wurde 1902 von Paul Jaccard beschrieben (Jaccard 1902). Der wesentliche Unterschied zum Dice-Koeffizienten liegt in der Art der Normierung, die durchgeführt wird, um absolut vergleichbare Maßzahlen zu erreichen (Handels 2009).

Der Jaccard-Koeffizient wird definiert als:

$$C_{Jaccard} = \frac{|P \cap Q|}{|P \cup Q|}$$

Auch hier werden hohe Übereinstimmungen als Werte nahe 1 erkannt.

## 1.5. Zielsetzung

Die 3D-Photographie bietet heutzutage die Möglichkeit einer schnellen und einfachen Erfassung der Oberfläche einer dreidimensionalen Geometrie, bspw. dem Gesicht. Diese kann dann als Grundlage für die Planung und Visualisierung von mund-, kiefer- und gesichtschirurgischen Operationen dienen (Tenhagen et al. 2016). Mit Fortschreiten der 3D-Technik stehen verschiedene Methoden der oberflächlichen Erfassung der Gesichtsstruktur zur Verfügung. Diese unterscheiden sich unter anderem hinsichtlich der Mobilität (stationäre oder mobile Systeme), des Anschaffungspreises und der Art der Bilderfassung (Ritschl et al. 2018). Gerade die Verwendung von mobilen Geräten erweitert das Spektrum der Einsatzmöglichkeiten und die Verfügbarkeit (Modabber et al. 2016).

Für den klinischen Alltag ist die Genauigkeit und Präzision von entscheidender Bedeutung, da nur bei ausreichender Genauigkeit und Präzision mobile, kostengünstige Endgeräte wie iPhone<sup>®</sup> medizinisch aussagekräftig genutzt werden können (Koban et al. 2020). Zusätzlich soll die Dokumentation einfach und schnell durchführbar sein.

Ziel dieser Arbeit ist der Vergleich der Präzision und Genauigkeit der dreidimensionalen Erfassung der Nase, die eine hochkomplexe dreidimensionale Geometrie darstellt, mit drei unterschiedlichen dreidimensionalen Photographiesystemen.

Dieses Ziel sollte erreicht werden durch:

- Allgemeine Analyse der Präzision und Genauigkeit der einzelnen 3D-Photographiesysteme anhand der Parameter Root Mean Square Error, Mean Surface Distance und Hausdorff Distance
- Vergleich der Präzision und Genauigkeit der unterschiedlichen 3D-Photographiesysteme untereinander
- Inter- und Intraraterzuverlässigkeit der Analyse
- Untersuchung der Analyse auf mögliche Störfaktoren

## **2. Material und Methoden**

### **2.1. Ethikvotum und Interessenkonflikte**

Die Studie entspricht der aktuellen Deklaration von Helsinki und wurde von der Ethikkommission des Klinikums rechts der Isar der Technischen Universität München überprüft und genehmigt (Aktenzeichen 240/21 S-EB).

Bei der Durchführung der Nasenabformungen und der einzelnen dreidimensionalen Photographien entstand für die Studienteilnehmer kein Nachteil.

Alle Probanden wurden vor der Durchführung über das Prozedere der Untersuchung und die wissenschaftliche, anonymisierte Verwendung ihrer Daten aufgeklärt. Die Einverständniserklärung zur Studienteilnahme wurde schriftlich erhoben.

Die Autorin und alle Beteiligten der Studie kamen zu keinem finanziellen oder wirtschaftlichen Vorteil, ebenso besteht kein Interessenkonflikt.

### **2.2. Probandenkollektiv**

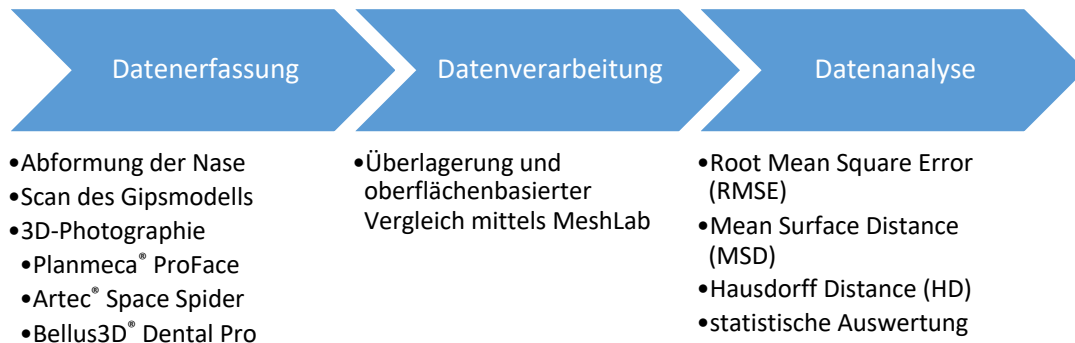
Einschlusskriterien für die Teilnahme waren die freiwillige Teilnahme, sowie die Volljährigkeit. Es wurden ausschließlich gesunde Probanden eingeschlossen.

Vor der Rekrutierung der Probanden erfolgte eine Fallzahlberechnung für die Durchführung der Studie mit Hilfe der Software G-Power Version 3.1 (Faul et al. 2007, Faul et al. 2009). Die geschätzte Effektsize betrug: 1.33,  $\alpha$  Error Probabilität: 0.05, Power: 0.95; Ergebnis der Mindestfallzahl: 8. Es wurde festgelegt, jedoch mindestens 10 Teilnehmer einzuschließen.

### **2.3. Workflow**

Im Zeitraum von Januar 2021 bis Mai 2021 wurden insgesamt 16 Probanden untersucht. Pro Proband wurden vier .stl-Datensätze erfasst. In einem ersten Schritt wurde ein Referenzmodell mit einer konventionellen Abformung der Nase und anschließender Digitalisierung erstellt (=Ground Truth Modell). Zum gleichen Untersuchungszeitpunkt erfolgte auch die Erfassung der Nase mit den drei unterschiedlichen 3D-Photographiesystemen. Die gesammelten .stl-Datensätze wurden dann mit dem Referenzmodell überlagert und die Diskrepanz der Oberflächenpunkte der dreidimensionalen Fotos mit dem gescannten Gipsmodell mit Hilfe der Software MeshLab (Version 2021.05d) ermittelt und RMSE (in mm), MSD (in mm) und HD (in voxel) kalkuliert und verglichen (Cignoni et al. 2008, Cignoni et al. 2011). Die softwaregestützte Auswertung wurde unabhängig von zwei unterschiedlichen Untersuchern zu zwei unterschiedlichen Zeitpunkten durchgeführt.

Die zweite Auswertung fand mindestens sieben bis maximal vierzehn Tage später statt. Abbildung 5 stellt den gesamten Workflow dar.

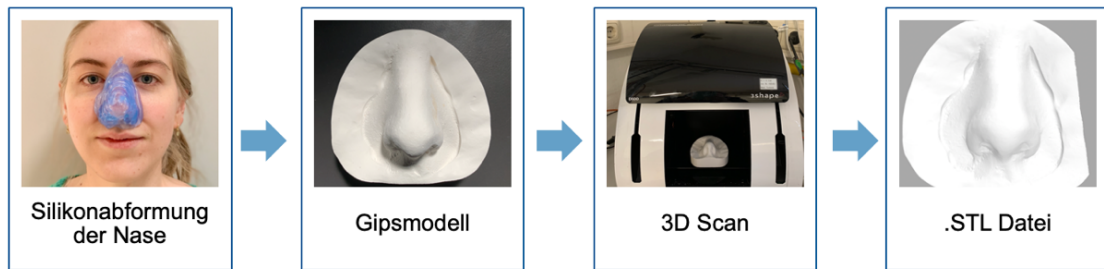


**Abbildung 5: Workflow Datenerfassung, Datenverarbeitung und Datenanalyse.**

## 2.4. Datenerfassung

### 2.4.1. Erstellung eines digitalen Referenzmodells der Nase

Zur Erstellung eines Referenzmodells erfolgte die konventionelle Abformung der Nase mit einem A-Silikon Memosil® 2 (Hereaeus Kulzer GmbH; Deutschland), um ein Kontrollmodell aus Gips herzustellen. Die Verarbeitungszeit des Silikons beträgt laut Herstellerangaben 45 Sekunden. Die Abbindezeit ist mit 200 Sekunden beschrieben. Durch die mittlere Viskosität wird ein exakter Abdruck ermöglicht, während die Transparenz des Materials eine optische Kontrolle gewährt (Loeffelbein et al. 2013). Basierend auf dem Silikonabdruck wurde ein Gipsmodell der Nase hergestellt. Dieses wurde mit einem dreidimensionalen Scanner (3Shape D500, 3Shape® A/S, Dänemark) in das .stl-Dateiformat digitalisiert. Laut Herstellerangaben ermöglicht dieser dentale Laserscanner mit zwei eingebauten 1,3 Megapixel Kameras und einem dreiachsigen Gelenkrotationssystem hochauflösende Scans mit einer Genauigkeit von 20 µm (Loeffelbein et al. 2013). Abbildung 6 veranschaulicht diesen Arbeitsvorgang.



**Abbildung 6: Erstellung eines digitalen Referenzmodells der Nase.**

Die schriftliche Erlaubnis zum Abdruck der Abbildung liegt der Autorin vor.

### 2.4.2. 3D-Photographie der Nase

Zur Erfassung der dreidimensionalen Oberfläche der Nase wurden drei unterschiedliche 3D-Photographiesysteme untersucht. Diese unterscheiden sich sowohl in der Art der Bilderfassung, im Preis, in der Untersuchungsdauer als auch in der Anwendung. Abbildung 7 stellt eine Übersicht der verwendeten 3D-Photographiesysteme dar.

Planmecca® ProFace	Artec® Space Spider	iPhone® X mit Bellus3D® Dental Pro Application
		
<ul style="list-style-type: none"><li>• stationär</li><li>• Anschaffungskosten: 4 000 € zusätzlich zum DVT-Gerät</li><li>• Untersuchungsdauer: ca. 7 min</li><li>• benutzerunabhängig</li></ul>	<ul style="list-style-type: none"><li>• portabel</li><li>• Anschaffungskosten: 25 000 €</li><li>• zusätzlich 800 € / pro Jahr Softwaregebühr</li><li>• Untersuchungsdauer: ca. 10 min</li><li>• benutzerabhängig</li></ul>	<ul style="list-style-type: none"><li>• portabel</li><li>• Anschaffungskosten: 40 € / pro Monat</li><li>• Untersuchungsdauer: ca. 2 min</li><li>• benutzerunabhängig</li></ul>

**Abbildung 7: Vergleich der verwendeten 3D-Photographiesysteme.**

Die schriftliche Erlaubnis zum Abdruck der Abbildung liegt der Autorin vor.

#### 2.4.2.1. Planmeca® ProFace

Planmeca® ProFace ist ein im DVT Gerät Planmeca® VISIO G7 (Planmeca; Helsinki, Finnland) integriertes 3D-Photographiesystem. Es handelt sich hierbei um ein stationäres Gerät (Abbildung 8). Die Anschaffungskosten für das DVT Gerät belaufen sich nach Paketlistenpreis auf 174.299,00 €. Hinzu kommen zusätzlich 4.000 € Anschaffungskosten für die integrierte 3D-Funktion ProFace. Die Scandauer beträgt mit Positionierung des Patienten im Gerät durchschnittlich etwa sieben Minuten. Der Patient wird hierbei im Gerät positioniert und die integrierten Kameras scannen den Patienten automatisch. Diese Art der dreidimensionalen Gesichtserfassung wird als benutzerunabhängig bezeichnet. Der Aufnahmebereich ist begrenzt auf das Gesicht. Die generierten .stl-Daten können anschließend in der zugehörigen Software Planmeca® Romexis (Version 5.3.3.5, Planmeca; Helsinki, Finnland) abgerufen und in verschiedenen Dateiformaten zur Weiterverarbeitung exportiert werden. Laut Hersteller Planmeca® handelt es sich um ein passives Stereophotogrammetriesystem mit zwei integrierten Stereokameras. Die Kameras haben eine Auflösung von 1928x1088 Megapixel. Das 3D-Bild wird durch das Zusammenfügen von den unterschiedlichen Oberflächen erstellt, die aus den Stereobildern verschiedener Ansichten rekonstruiert wurden. Der Hersteller gibt auf Nachfrage an, keine offiziellen Genauigkeitsmessungen von ProFace durchgeführt zu haben.



**Abbildung 8: Planmeca® ProFace.**

Die schriftliche Erlaubnis zum Abdruck der Abbildung liegt der Autorin vor.

### **2.4.2.2. Artec® Space Spider**

Als weiteres 3D-Photographiesystem wurde der Artec® Space Spider 3D-Scanner (Artec® Space Spider; Artec® Group; Luxembourg) verwendet. Es handelt sich hierbei um ein portables Gerät, das an einen handelsüblichen Laptop angeschlossen wird. Auf dem Laptop ist die zugehörige Software Artec® Studio (Artec Studio 13 Professional × 64; Artec® Group; Luxembourg) installiert. Die Anschaffungskosten liegen bei diesem 3D-Photographiesystem bei 23.443 € und weiteren jährlich anfallenden Kosten von 800 € für die zugehörige Softwarelizenz. Technisch handelt es sich hierbei, wie durch den Gerätehersteller angegeben, um einen Strukturlicht-3D-Scanner mit einer blauen LED-Leuchtdiode. Der Hersteller gibt eine 3D-Auflösung von bis zu 0,1 mm und eine 3D-Punktgenauigkeit von bis zu 0,05 mm an. Die Datenerfassungsrate wird mit bis zu 1 Mio. Punkte/sec angegeben (Artec3D 2022). Für einen reibungslosen Scan benötigt man zusätzlich die 3D-Visualisierungssoftware Artec® Studio (Artec Studio 13 Professional × 64; Artec® Group; Luxembourg). In der klinischen Anwendung umfährt der Untersucher den Probanden mehrmals und erhält auf dem nahestehenden Laptopbildschirm als direkte Kontrolle den Scan. Die 3D-Oberflächenerfassung beruht hierbei auf dem Strukturlichtscanverfahren. Mittels der LED-Leuchtdiode wird ein Lichtgitter auf den zu erfassenden Teil des Menschen projiziert. Die Deformation dieses Musters durch die Körperoberfläche wird von der Kamera erfasst und als 3D-Oberflächenaufnahme rekonstruiert. Die Prozessierung und Rekonstruktion der Einzelaufnahmen erfolgt in der zugehörigen Software Artec® Studio (Artec Studio 13 Professional × 64; Artec® Group; Luxembourg). Diese Art des 3D-Scans ist untersucherabhängig und benötigt Erfahrung, um verwertbare Daten zu generieren. Der Aufnahmebereich dieser handgeführten Kamera ist uneingeschränkt. Dies ermöglicht nicht nur Untersuchungen des Gesichts im Stehen und Liegen, sondern auch Aufnahmen anderer Körperregionen. Die Anwendung dieses 3D-Photographiesystems beschränkt sich nicht nur auf den medizinischen und zahnmedizinischen Bereich, sondern wird auch in anderen Branchen, wie dem Reverse Engineering, der Automobilindustrie oder in der Raumfahrt, genutzt (Geng et al. 2017).

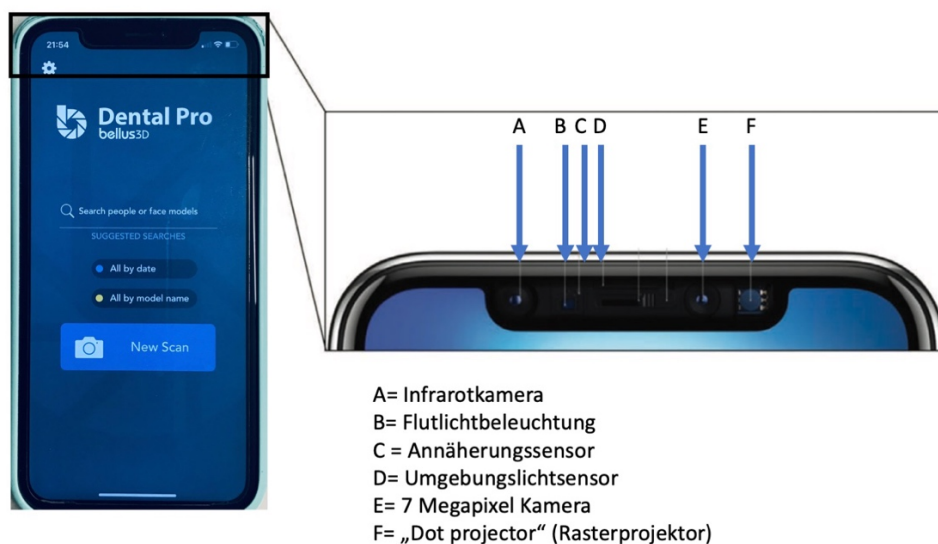
### **2.4.2.3. Bellus3D® Dental Pro Applikation**

Mit Hilfe eines iPhone® X (Apple, Inc.; Cupertino, California, USA) und der Applikation Bellus3D® Dental Pro erfolgte eine weitere dreidimensionale Erfassung der Gesichtsoberfläche. Hierbei handelt es sich um ein portables Endgerät. Die Kosten für die Applikation belaufen sich monatlich auf 39,99 €. Die Applikation nutzt nach Herstellerangaben die von Apple eingebaute TrueDepth Camera™, um aus sieben



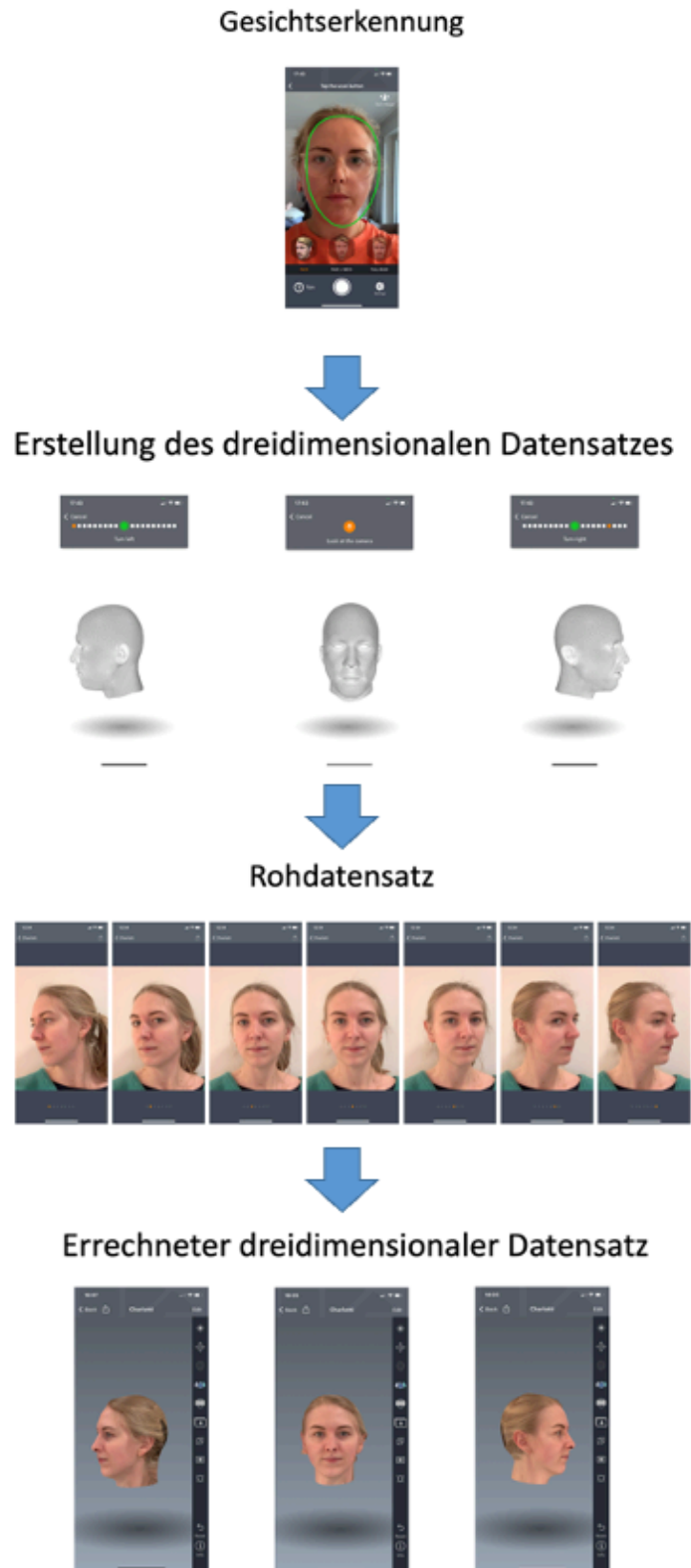
verschiedenen Einzelaufnahmen den 3D-.stl-Datensatz zu rekonstruieren. Die True Depth Camera™ des iPhone® X erfasst die Gesichtsoberfläche, indem 30.000 unsichtbare Punkte mittels „Dot projector“ auf das Gesicht projiziert und mit Hilfe der Infrarotkamera analysiert werden. Jedem Punkt wird durch die Integration der 7-Megapixel-Kamera Farbe überlagert (Rudy et al. 2020). Mit Hilfe der neuronalen Engine des A11-Bionic-Chips wandelt das Smartphone das Infrarotbild in eine mathematische Darstellung um. Diese kann dann beispielsweise im Rahmen der Face ID zum Vergleich mit den bereits registrierten Gesichtsdaten dienen.

Dieser in einem im Smartphone integrierte 3D-Scanner wurde ursprünglich als Sicherheitsmaßnahme entwickelt, um Passwörter für die Benutzerauthentifizierung und den Zugang zu Bank- und Finanzanwendungen zu ersetzen (Apple 2021). Abbildung 9 zeigt den schematischen Aufbau der im iPhone® X integrierten Kamerasysteme.



**Abbildung 9: Aufbau der im iPhone® X integrierten Kamerasysteme modifiziert nach Vorlage von Apple® (Apple 2021).**

Zur Nutzung der Applikation Bellus3D® Dental Pro hält der Proband das iPhone® X selbst in der Hand und wird von der Applikation angeleitet seinen Kopf in einer geführten Sequenz nach rechts, links, oben und unten zu bewegen. Die Applikation rekonstruiert hieraus dann das dreidimensionale Foto. Abbildung 10 veranschaulicht diesen Prozess. Der Aufnahmebereich ist hierbei auf das Gesicht und den Hals beschränkt. Der Anwender kann in der Applikation zu Beginn der Aufnahme zwischen „Face“, „Face + Neck“ oder „Full Head“ wählen. Die Daten werden abschließend von der Applikation Bellus3D® Dental Pro prozessiert und rekonstruiert. Der Export dieser Daten ist in verschiedenen Dateiformaten möglich.

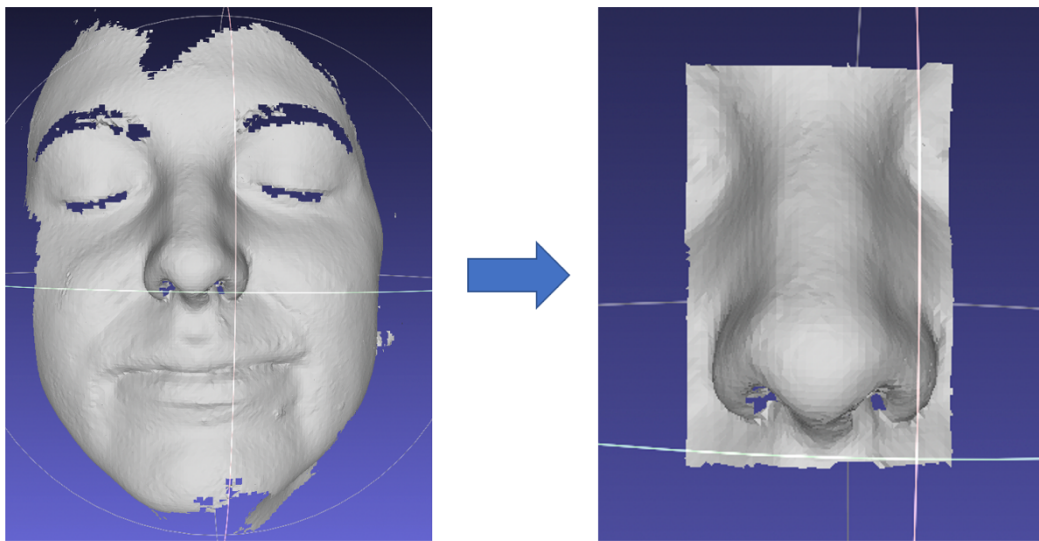


**Abbildung 10: 3D-Bilderfassung mittels iPhone® X und Bellus3D® Dental Pro Applikation.**

Die schriftliche Erlaubnis zum Abdruck der Abbildung liegt der Autorin vor.

### 2.4.3. Nachbearbeitung der 3D-Datensätze

Alle aus diese unterschiedlichen Verfahren erfassten Datensätze wurden im .stl-Datenformat exportiert und auf ein MacBookAir® (Apple, Inc.; Cupertino, California, USA) überspielt. Die Nachbearbeitung erfolgte mit Hilfe der Open Source Software Meshlab (Version 2021.05d) (Cignoni et al. 2008). Im Rahmen der Nachbearbeitung wurden die exportierten Datensätze formatiert und die Nasenregion ausgeschnitten („gecroppt“). Dieser Arbeitsvorgang wird in Abbildung 11 visualisiert.



**Abbildung 11: Nachbearbeitung der 3D-Datensätze mittels MeshLab.**  
Die schriftliche Erlaubnis zum Abdruck der Abbildung liegt der Autorin vor.

## 2.5. Auswertung

### 2.5.1. Definition der zur Analyse genutzten Landmarken

Zur semiautomatischen, manuellen Überlagerung wurden definierte Landmarken verwendet. Diese entstammen dem Farbatlas „Three- Dimensional Cephalometry“ von Swennen (2005). Tabelle 1 stellt die verwendeten Landmarken vor.

Abkürzung	Definition
<b>prn</b>	Pronasale
<b>sn</b>	Subnasale
<b>Al</b> <sub>r/l</sub>	Alare rechts/links
<b>Ac</b> <sub>r/l</sub>	Alare- Krümmungspunkt rechts/links
<b>Nt</b> <sub>r/l</sub>	Nostril top- oberer Nasenlochpunkt
<b>Nb</b> <sub>r/l</sub>	Nostril base point- unterer Nasenlochpunkt

**Tabelle 1: Definition der verwendeten Landmarken zum oberflächenbasierten Vergleich.**

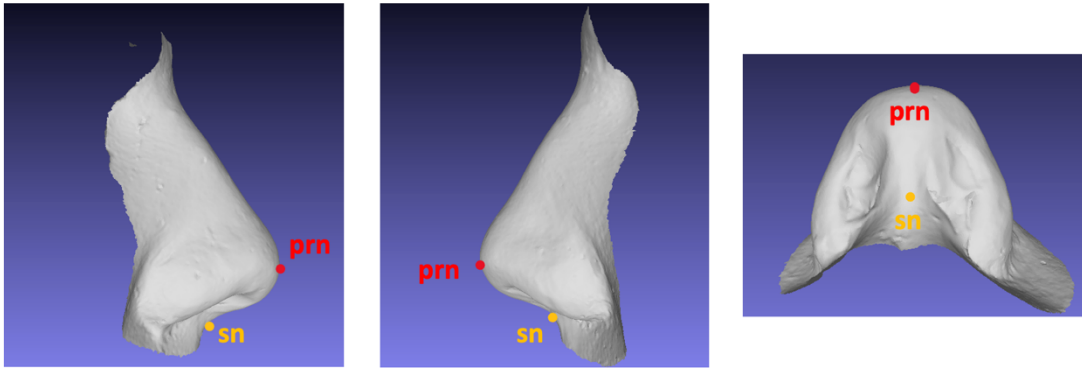
#### Pronasale

Der Punkt *Pronasale* (*prn*) ist der am weitesten anterior liegende Mittelpunkt der Nasenspitze. Wenn eine bifidale Nase vorhanden ist, wird die weiter vorstehende Spitze zur Bestimmung des Punkts *prn* gewählt.

Im dreidimensionalen Raum muss der Punkt *prn* aus der rechten und der linken Profilansicht sowie in der Basisansicht überprüft werden. Das Vorgehen wird in Abbildung 12 veranschaulicht.

#### Subnasale

*Subnasale* (*sn*) ist der mittlere Punkt der nasolabialen Weichteilkontur zwischen dem Columellakamm und der Oberlippe. Dieser wird analog zum Punkt *prn* aus drei Ansichtsebenen gesetzt.



**Abbildung 12: Bestimmung der Landmarken Pronasale (prn) und Subnasale (sn) aus der rechten und linken Profilansicht, sowie der Basisansicht der Nase.**

### Alare

Die Landmarke *Alare* ( $al_{r/l}$ ) ist der am weitesten seitlich gelegene Punkt der Alarkontur. Dieser Punkt wird aus der submentalen Ansicht definiert.

### Alare-Krümmungspunkt

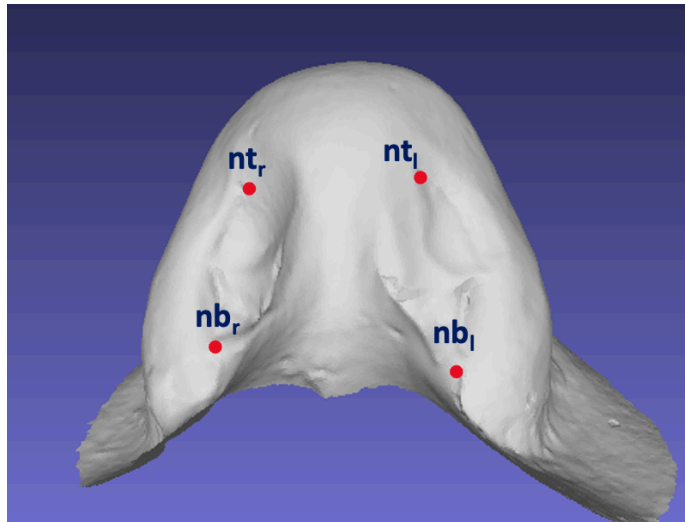
Der *Alare-Krümmungspunkt* ( $ac$ ) ist der Punkt, der sich an der facialen Ansatzstelle jeder Alarbasis befindet. Dieser Punkt wird aus der submentalen Ansicht definiert.

### Oberer Nasenlochpunkt-Nostril top

Der *obere Nasenlochpunkt* ( $nt_{r/l}$ ) ist der höchste Punkt jedes Nasenlochs oder der obere Endpunkt jeder Nasenlochachse. Dieser Punkt wird aus der submentalen Ansicht definiert (Abbildung 13).

### Unterer Nasenlochpunkt-Nostril base point

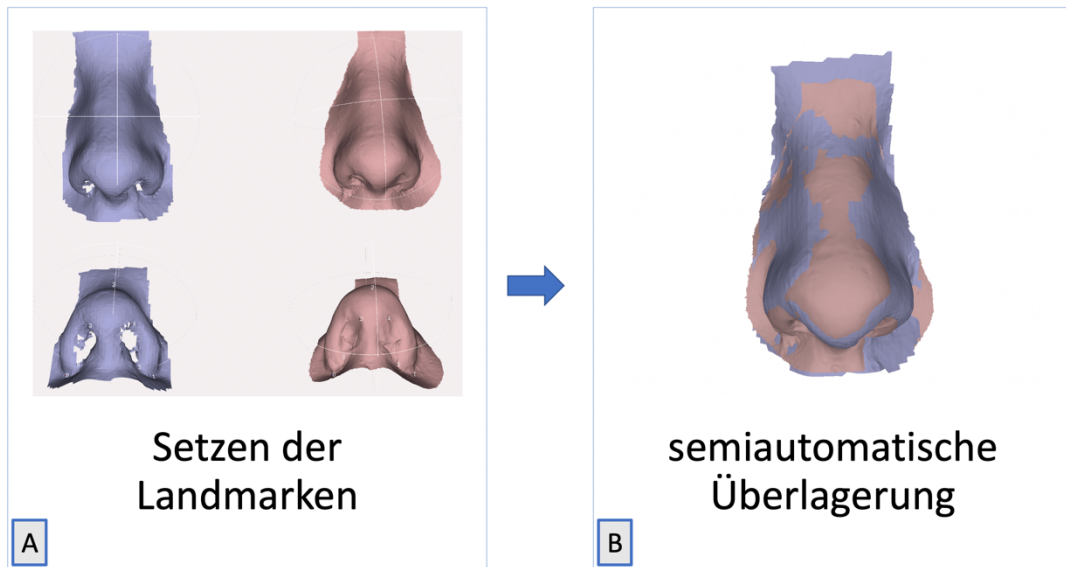
Der *untere Nasenlochpunkt* ( $nb_{r/l}$ ) ist der tiefste Punkt jedes Nasenlochs und der unterste Endpunkt jeder Nasenlochachse. Dieser Punkt wird aus der submentalen Ansicht definiert (Abbildung 13).



**Abbildung 13: Bestimmung der Landmarken oberer Nasenlochpunkt (nt) und unterer Nasenlochpunkt (nb) aus der submental-Ansicht.**

### **2.5.2. Ausrichtung und oberflächenbasierter Vergleich**

Zum oberflächenbasierten Vergleich der 3D-Photographiesysteme wurde die Software MeshLab (Version 2021.05d) verwendet (Cignoni et al. 2008). Die erstellten .stl-Datensätze der 3D-Photographiesysteme wurden jeweils mit dem digitalisierten Referenzmodell (Gipsmodell) überlagert. Dies geschieht semi-automatisch. Der Untersucher selektiert dabei die oben in Tabelle 1 definierten Landmarken, sowohl am digitalisierten Gipsmodell als auch bei dem auszuwertenden Datensatz des 3D-Photographiesystems. Anschließend werden automatisch die Oberflächenmeshes der .stl-Daten anhand dieser Punkte mit Hilfe eines Iterative Closest Point-Algorithmus (ICP) übereinandergelegt. Dieser Ablauf ist in Abbildung 14 dargestellt. Das linke Bild A zeigt in beige das Referenzmodell und in lila den zu überlagernden .stl-Datensatz (Abbildung 14). Bild B zeigt die beiden Modelle nach semiautomatischer Überlagerung bzw. „Matching“. Die Software berechnet nun anhand dieser Überlagerung den Root Mean Square Error (RMSE in mm), die Mean Surface Distance (MSD in mm) und die Hausdorff Distance (HD in voxel).



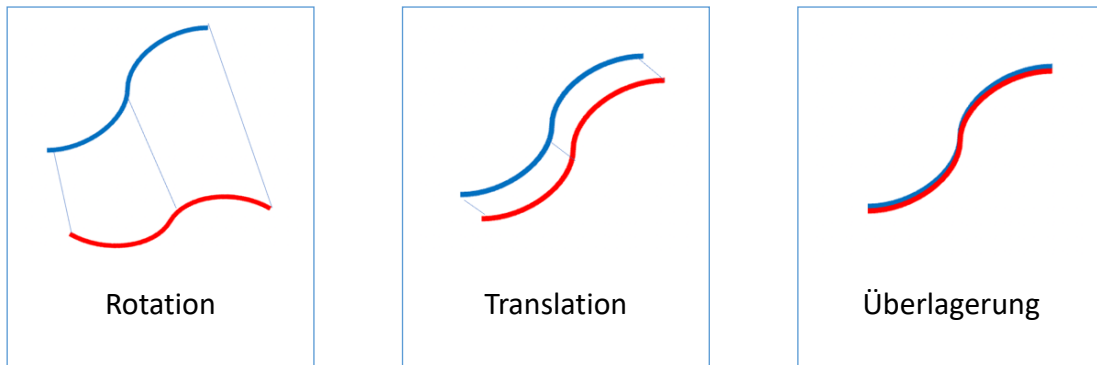
**Abbildung 14: Ausrichtung und Überlagerung des Gipsmodells zur mit Artec® Space Spider erfassten Nase in MeshLab mit Hilfe des ICP-Algorithmus.**

- A) Lila: .stl-Datensatz der zu überlagernden Nase; Beige: Referenzmodell
- B) Beide Modelle nach semiautomatischer Überlagerung

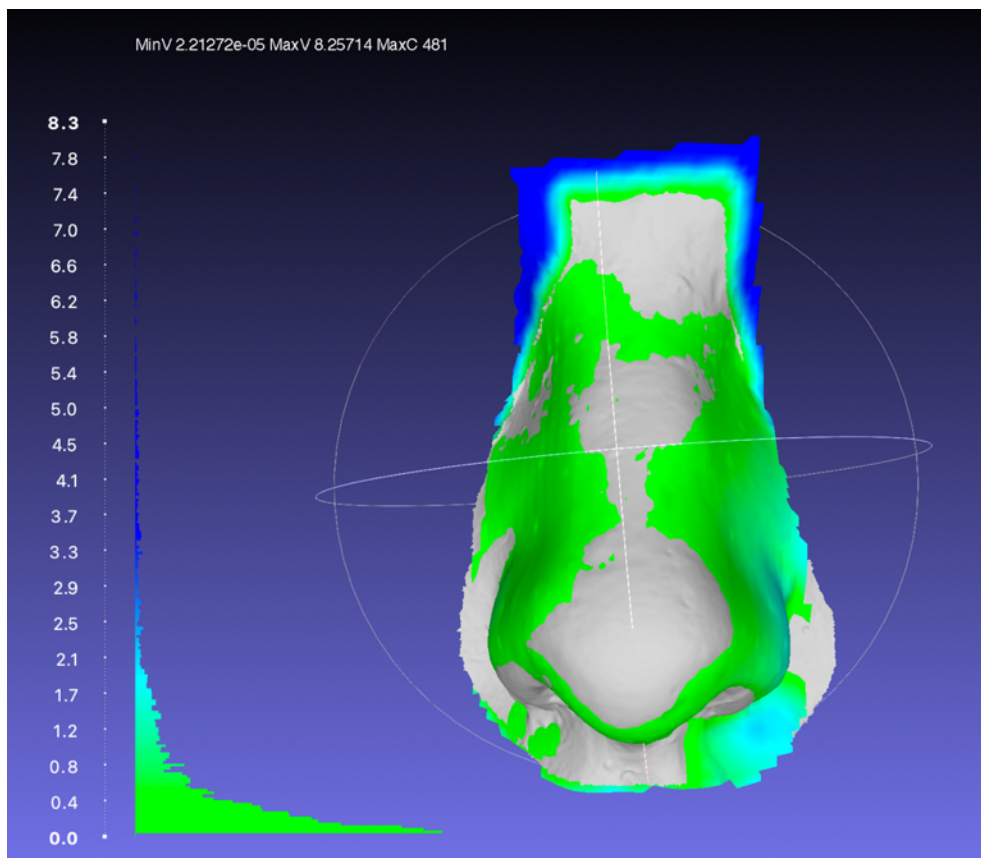
Iterative Closest Point Algorithmus und farbige Oberflächenabstandskarte

MeshLab nutzt zur semiautomatischen Überlagerung der Oberflächen den Iterative Closest Point Algorithmus (ICP) (Cignoni et al. 2008, Cignoni et al. 2011). Der mathematische Algorithmus basiert darauf zwei Punktwolken möglichst in Deckung zu bringen (Besl et al. 1992). Der Algorithmus wird bei MeshLab durch die vom Benutzer gesetzten Landmarken gestartet (Cignoni et al. 2008). Dadurch kann bereits eine grobe Ausrichtung der Punktwolken erfolgen. Im Folgenden werden dann durch eine hohe Anzahl von Wiederholungen Rotationen und Translationen der Punktwolken durchgeführt, um die höchstmögliche Übereinstimmung zu erzielen. Der Ablauf dieses Algorithmus wird in Abbildung 15 anhand einer zweidimensionalen Linie vereinfacht veranschaulicht. Gegeben sind im rechten Bild zwei ähnliche zu überlagernde Linien, blau und rot. In einem ersten Schritt versucht der ICP-Algorithmus passende Punktepaare zu finden, um dann in einem zweiten Schritt den Rotationsfehler der roten Linie zu minimieren. Das mittlere Bild zeigt wie in einem weiteren Schritt dann versucht wird, den Translationsfehler zu minimieren, um schlussendlich durch multiple Wiederholung dieser Vorgänge die größte Annäherung bzw. Überlagerung der Linien zu erhalten. Anhand dieser gewonnenen Überlagerung können nun die Parameter RMSE, MSD und HD berechnet werden. Gleichzeitig wird eine farbige Oberflächenabstandskarte generiert, wobei die gemessenen Abstände zum Referenzmodell farblich kenntlich gemacht werden. Grün stellt eine gute

Übereinstimmung dar, wohingegen blau Regionen mit hohen Abweichungen kennzeichnet. Dies ermöglicht eine visuelle, intuitive Zuordnung der Übereinstimmungen und Abweichungen zum Referenzmodell. Insbesondere einzelne Regionen mit hoher oder geringer Übereinstimmung lassen sich somit einfach abgrenzen. Abbildung 16 zeigt eine solche farbige Oberflächenabstandskarte.



**Abbildung 15: ICP-Algorithmus modifiziert nach Besl (1992).**  
Blau: Referenzlinie; Rot: zu überlagernde Linie



**Abbildung 16: Farbige Oberflächenabstandskarte.**  
Blau: Areale mit hohem Abstand zum Referenzmodell  
Grün: Areale mit geringem Abstand zum Referenzmodell



### **2.5.3. Inter- und Intraraterzuverlässigkeit**

Alle Überlagerungen der 3D-Datensätze mit dem digitalisierten Referenzmodell wurden unabhängig voneinander von zwei unterschiedlichen Untersuchern (PK und CC) zu zwei unterschiedlichen Zeitpunkten durchgeführt, um die Inter- und Intraraterzuverlässigkeit der Methode zu bestimmen. Der Zeitpunkt der zweiten Untersuchung fand mindestens sieben bis maximal vierzehn Tage nach der Erstuntersuchung statt, um eine gewohnheitsmäßige Landmarkensetzung zu minimieren (Wolff et al. 2020).

## **2.6. Statistische Methoden**

Die errechneten Abweichungen bei der Überlagerung zum Referenzmodell (RMSE, MSD und HD) wurden in eine Microsoft Excel®-Tabelle (Microsoft Excel® für Mac Version 16.51, Microsoft Corp.; Redmond, WA, USA) übertragen. Die Analyse der Daten erfolgte mit IBM SPSS Version 25.0 für Mac (IBM Corp.; Armonk, NY, USA). Die Werte wurden mit Hilfe der Varianzanalyse (ANOVA) inklusive post hoc Tests mit Bonferroni- Korrektur ausgewertet und auf Signifikanz untersucht. Zusätzlich wurde eine lineare Regressionsanalyse durchgeführt, um mögliche Störfaktoren zu identifizieren.

Inter- und Intraraterzuverlässigkeit wurden mit Hilfe des Intraklassenkorrelationskoeffizienten (ICC) berechnet. Der ICC dient zur Quantifizierung der Übereinstimmung einerseits zwischen (inter) unterschiedlichen Ratern (Interraterzuverlässigkeit) und andererseits bei mehreren Beobachtungszeitpunkten innerhalb (intra) eines Raters (Intraraterzuverlässigkeit) (Shrout et al. 1979). Hierbei wurde ein zweifach gemischtes Model verwendet, das auf absolute Übereinstimmung untersucht wurde, um einen möglichen systematischen Fehler identifizieren zu können. Die Beurteilung des ICC erfolgte nach Koo et al. (2016). Hierbei gelten Werte <0,5 als schlecht, 0,5-0,75 als durchschnittlich, 0,75-0,9 als gut und >0,9 als sehr gut.

Als Grundlage der statistischen Berechnungen dient der  $p$ -Wert  $p < 0,05$  als Signifikanzniveau. Dementsprechend wurden  $p$ -Werte größer 0,05 als statistisch nicht signifikant,  $p$ -Werte unter 0,05 hingegen als signifikant angesehen. Das Konfidenzintervall wurde mit 95% festgelegt.

### 3. Ergebnisse

#### 3.1. Probandenkollektiv

Das Probandenkollektiv setzte sich insgesamt aus 16 Teilnehmern zusammen.

Von den Probanden waren neun männlich und sieben weiblich. Der Altersdurchschnitt lag zum Zeitpunkt der Untersuchung bei 29,8 Jahren, die Spannweite umfasste 20–36 Jahre.

Bei allen Probanden konnten alle drei 3D-Photographien sowie das digitalisierte Gipsmodell ausgewertet werden, sodass wir insgesamt 64 auszuwertende 3D-Datensätze im .stl-Format analysieren konnten.

<b>Übersicht der eingeschlossenen Probanden hinsichtlich der registrierten Parameter: Geschlecht, Alter, ethnische Herkunft, Anzahl der 3D-.stl-Datensätze</b>		
<b>Parameter</b>	<b>n (%)</b>	
<b>Geschlecht weiblich/männlich</b>	7/9	
<b>Altersdurchschnitt (Spannweite)</b>	29,8 (20–36)	
<b>Ethnische Herkunft</b>	kauasisch	15 (93,75%)
	asiatisch	1 (6,25%)
<b>Anzahl der erfassten 3D-.stl-Datensätze</b>	Gipsmodelle 16 (100%)	
	Planmeca® ProFace 16 (100%)	
	Artec® Space Spider 16 100%)	
	Bellus3D® Dental Pro 16 (100%)	
	Insgesamt 64 3D-.stl-Datensätze	

**Tabelle 2: Probandenkollektiv.**

### 3.2. Inter- und Intraraterzuverlässigkeit

Zur Analyse der Interraterzuverlässigkeit der beiden unabhängigen Untersucher (CC und PK) wurde der Intraklassen-Korrelationskoeffizient (ICC) anhand der durchgeführten Messung unter Anwendung eines gemischten Zwei-Wege-Modells berechnet (Tabelle 3). Zur Berechnung wurden die absoluten Werte der Einzelmessungen verwendet. Gleichzeitig dient diese Analyse auch zur Beurteilung der Präzision als Maß für die Übereinstimmung unabhängig voneinander ermittelter Messwerte. Die Messungen zeigten, dass für alle drei Parameter und für alle drei 3D-Photographiesysteme eine sehr gute ( $ICC > 0,9$ ) Interraterzuverlässigkeit besteht.

<i>Parameter</i>	<i>ICC</i>	<i>95% KI</i>
RMSE Planmeca® ProFace	0,999	0,997–0,999
RMSE Artec® Space Spider	0,994	0,987–0,997
RMSE Bellus3D® Dental Pro	0,996	0,991–0,998
MSD Planmeca® ProFace	0,923	0,841–0,962
MSD Artec® Space Spider	0,914	0,824–0,958
MSD Bellus3D® Dental Pro	0,911	0,819–0,957
HD Planmeca® ProFace	0,999	0,997–0,999
HD Artec® Space Spider	0,984	0,967–0,992
HD Bellus3D® Dental Pro	0,989	0,973–0,995
Abkürzungen: RMSE = Root Mean Square Error; MSD = Mean Surface Distance; HD = Hausdorff Distance		

**Tabelle 3: Interraterzuverlässigkeit.**

Die Analyse der Intraraterzuverlässigkeit erfolgte gleichermaßen mit dem Intraklassen-Korrelationskoeffizienten (ICC). Die Messungen zeigten für Untersucher 1 und 2 durchweg ebenfalls eine gute (ICC=0,81-0,9) bis sehr gute Intraraterzuverlässigkeit (ICC>0,9) (Tabelle 4).

<b>Parameter</b>	<b>Untersucher 1 CC</b>	<b>Untersucher 2 PK</b>
	<i>ICC (95%KI)</i>	<i>ICC (95% KI)</i>
RMSE Planmeca® ProFace	0,999 (0,998–1,000)	0,999 (0,997–1,000)
RMSE Artec® Space Spider	0,999 (0,997–1,000)	0,987 (0,963–0,995)
RMSE Bellus3D® Dental Pro	0,999 (0,996–1,000)	0,993 (0,981–0,998)
MSD Planmeca® ProFace	0,968 (0,908–0,989)	0,900 (0,716–0,965)
MSD Artec® Space Spider	0,995 (0,986–0,998)	0,808 (0,443–0,933)
MSD Bellus3D® Dental Pro	0,941 (0,829–0,979)	0,859 (0,591–0,951)
HD Planmeca® ProFace	0,998 (0,995–0,999)	0,999 (0,998–1,000)
HD Artec® Space Spider	0,999 (0,997–1,000)	0,969 (0,914–0,989)
HD Bellus3D® Dental Pro	0,999 (0,996–1,000)	0,983 (0,952–0,994)

**Tabelle 4: Intraraterzuverlässigkeit.**

### 3.3. Oberflächenbasierter Vergleich

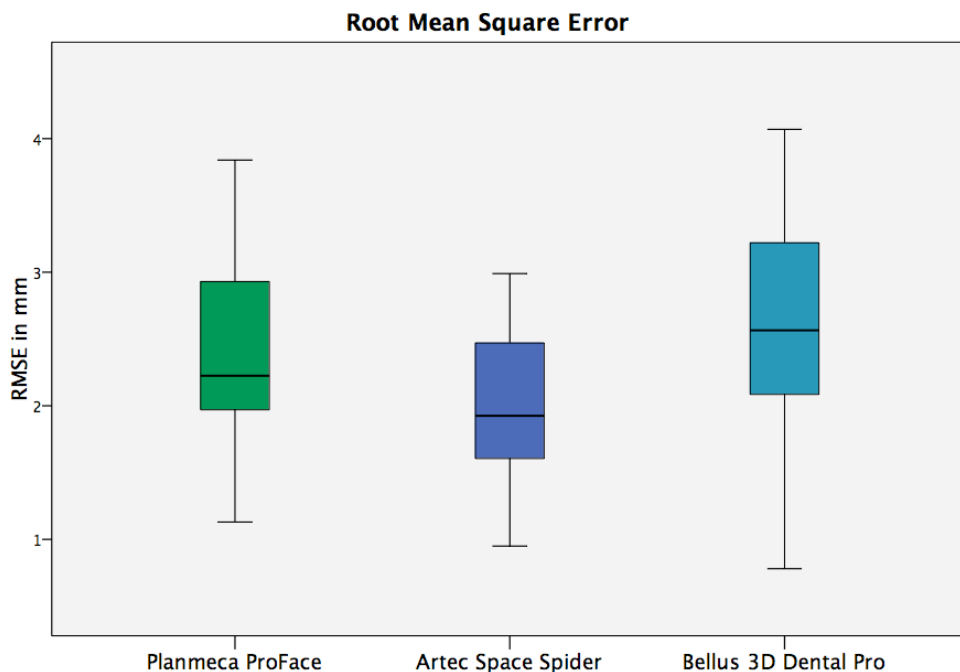
Mit Hilfe der Software Meshlab wurden die erstellten .stl-Dateien der unterschiedlichen 3D-Photographiesysteme mit dem digitalen Referenzmodell überlagert und hinsichtlich der Parameter RMSE, MSD und HD verglichen. Gleichzeitig kann mit diesen Parametern eine Beurteilung der Richtigkeit in Form der mathematischen Abweichung vom Referenzmodell erfolgen.

#### Root Mean Square Error

Der RMSE wurde mit Hilfe der Software Meshlab ermittelt und daraus der Median für die einzelnen 3D-Photographiesysteme berechnet (Tabelle 5). Das Artec® Space Spider Photographiesystem zeigte hierbei den geringsten RMSE (Median 1,93 mm) (Abbildung 17).

	RMSE Planmeca® ProFace	RMSE Artec® Space Spider	RMSE Bellus3D® Dental Pro
<b>Median</b>	2,23	1,93	2,57
<b>Minimum</b>	1,13	0,95	0,78
<b>Maximum</b>	3,84	2,99	4,07

Tabelle 5: RMSE Median der unterschiedlichen 3D-Photographiesysteme.



**Abbildung 17: Boxplot: Vergleich des RMSE.**

Grün: Planmeca® Pro Face (Median 2,23mm); Blau: Artec® Space Spider (Median 1,93mm);

Türkis: Bellus3D® Dental Pro (Median 2,57mm)

Das Artec® Space Spider 3D-Photographiesystem zeigte in der ANOVA im Vergleich zu den anderen beiden Systemen einen signifikant geringen RMSE ( $p < 0,001$ ).

Die einfaktorielle Varianzanalyse ANOVA zeigte, dass die Auswahl des 3D-Photographiesystems einen signifikanten Einfluss auf den RMSE hatte ( $F=15,136$ ,  $p < 0,001$ ,  $\eta_p^2 = 0,138$ ,  $n = 16$ ). Die Effektstärke lag bei  $f=0,41$  und entsprach somit einem starken Effekt nach Cohen (Cohen 2013). Post hoc Tests mit Bonferroni-Korrektur zeigten, dass sich nicht alle 3D-Photographiesysteme signifikant unterschieden ( $p=0,621$ ). Das Artec® Space Spider 3D-Photographiesystem jedoch unterscheidet sich signifikant hinsichtlich des RMSE von den beiden anderen Systemen ( $p < 0,001$ ).

Zu vergleichende Photographiesysteme		Signifikanzniveau $p$ (95% KI)
Planmeca® ProFace	Artec® Space Spider	<0,001 (0,1951–0,8389)
	Bellus3D® Dental Pro	0,621 (-0,4907–0,1532)
Artec® Space Spider	Planmeca® ProFace	<0,001 (-0,8389–(-0,1951))
	Bellus3D® Dental Pro	<0,001 (-1,0077–(-0,3639))
Bellus3D® Dental Pro	Planmeca® ProFace	0,621 (-0,1532–0,4907)
	Artec® Space Spider	<0,001 (0,3639–1,0077)

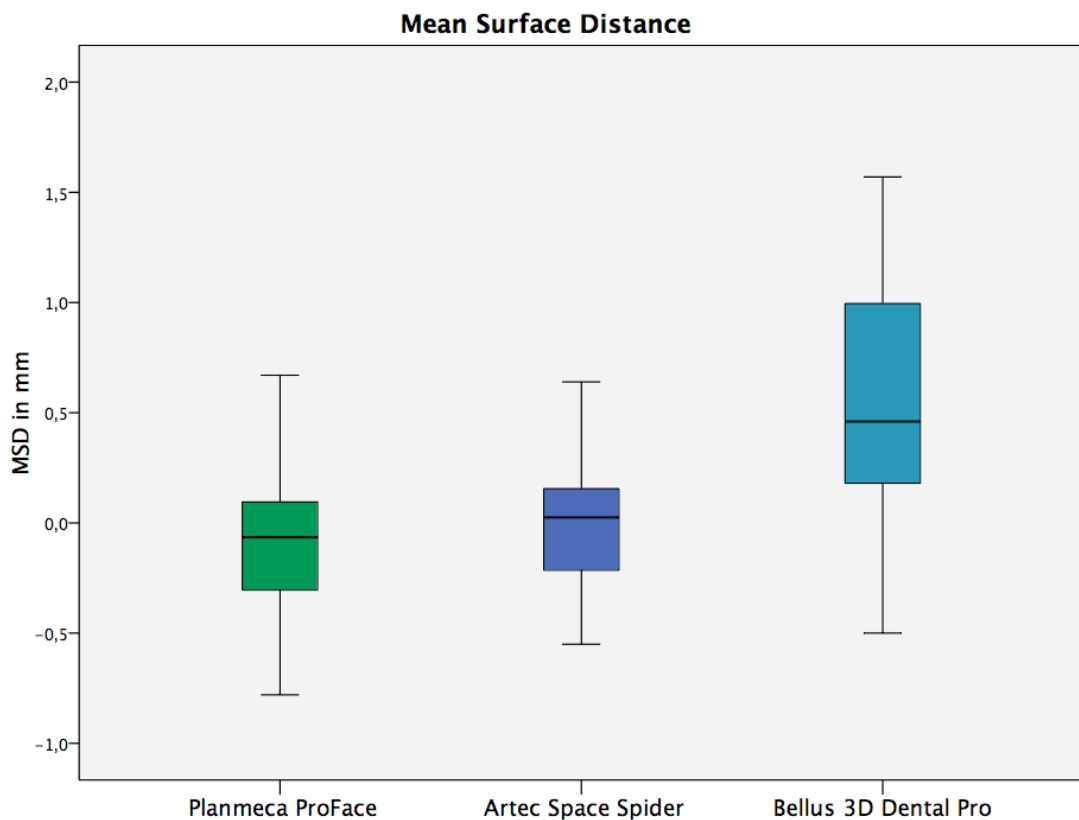
**Tabelle 6: ANOVA des RMSE Post hoc Tests mit Bonferroni Korrektur.**

Mean Surface Distance

Die Mean Surface Distance der zu vergleichenden Daten wurde ebenso mit Hilfe von Meshlab ermittelt und der Median berechnet (Tabelle 7). Die MSD der Bellus3D® Dental Pro Applikation hatte hierbei die höchste Abweichung vom Referenzmodell mit einem Median von 0,46 mm (Abbildung 18).

	<b>MSD Planmeca® ProFace</b>	<b>MSD Artec® Space Spider</b>	<b>MSD Bellus3D® Dental Pro</b>
<b>Median</b>	-0,07	0,03	0,46
<b>Minimum</b>	-0,78	-0,55	-1,23
<b>Maximum</b>	0,67	0,86	1,57

**Tabelle 7: MSD Median der unterschiedlichen 3D-Photographiesysteme.**



**Abbildung 18: Boxplot: Vergleich der MSD.**

Grün: Planmeca® Pro Face (Median -0,07mm); Blau: Artec® Space Spider (Median 0,03mm);  
Türkis: Bellus3D® Dental Pro (Median 0,46mm)

Die Bellus3D® Dental Pro Applikation zeigte in der ANOVA im Vergleich zu den beiden anderen Systemen eine signifikant höhere MSD ( $p < 0,001$ ).

Die einfaktorielle Varianzanalyse ANOVA zeigte, dass die Auswahl des 3D-Photographiesystems einen signifikanten Einfluss auf die MSD hatte ( $F=15,770$ ,  $p < 0,001$ ,  $\eta_p^2=0,143$ ,  $n=16$ ). Die Effektstärke lag bei  $f=0,38$  und entsprach einem mittleren Effekt nach Cohen (Cohen 2013). Post hoc Tests mit Bonferroni-Korrektur zeigten, dass sich die Bellus3D® Dental Pro Applikation signifikant ( $p < 0,001$ ) von den anderen beiden Systemen unterschied. Zwischen Planmeca® ProFace und Artec® Space Spider ergab sich kein statistisch signifikanter Unterschied hinsichtlich der Analyse der MSD ( $p=0,766$ ).

Zu vergleichende Photographiesysteme		Signifikanzniveau $p$ (95% KI)
Planmeca® ProFace	Artec® Space Spider	0,766 (-0,2489–0,0892)
	Bellus3D® Dental Pro	<0,001 (-0,7755–(-0,4373))
Artec® Space Spider	Planmeca® ProFace	0,766 (-0,892–0,2489)
	Bellus3D® Dental Pro	<0,001 (-0,6956–(-0,3575))
Bellus3D® Dental Pro	Planmeca® ProFace	<0,001 (0,4373–0,7755)
	Artec® Space Spider	<0,001 (0,3575–0,6956)

**Tabelle 8: ANOVA der MSD Post hoc Tests mit Bonferroni Korrektur.**

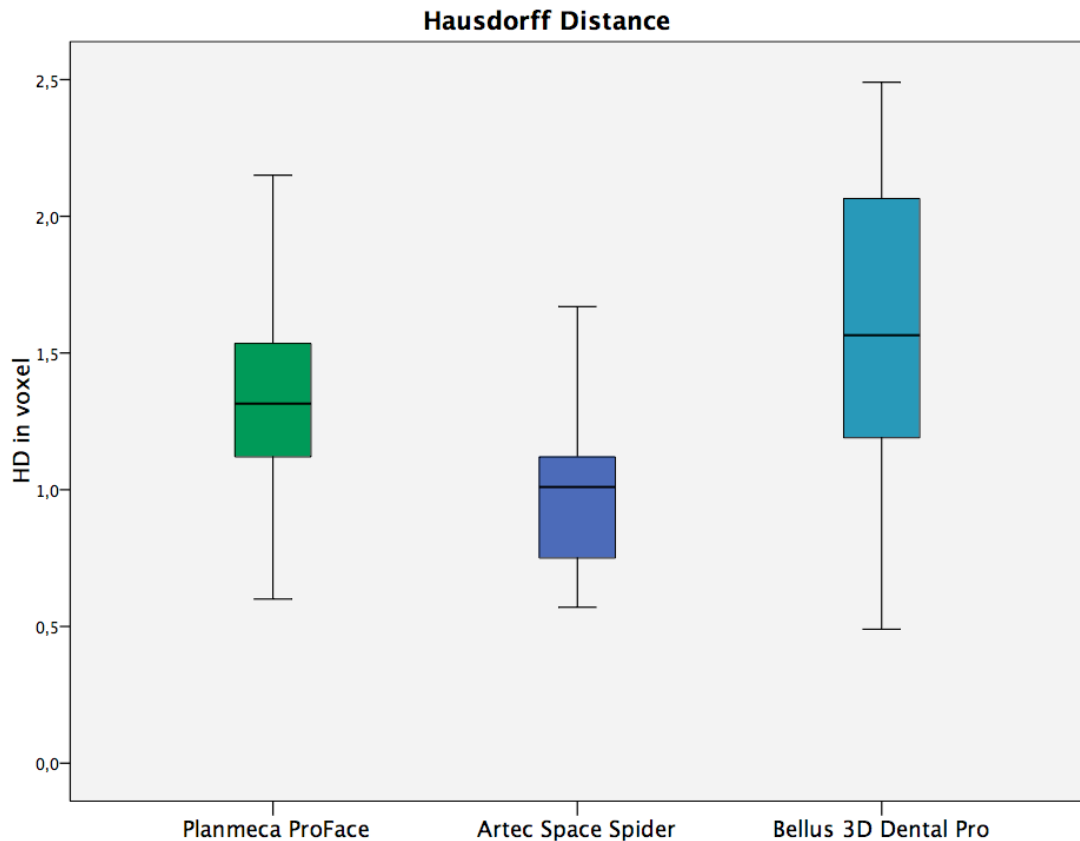
#### Hausdorff Distance

Nach Ermittlung der HD mit Hilfe von MeshLab wurden analog zum RMSE und der MSD der Median für die unterschiedlichen 3D-Photographiesysteme berechnet (Tabelle 9). Die Ergebnisse der HD zeigten den geringsten Median für die Artec® Space Spider (Median 1,01) (Abbildung 19).

	HD Planmeca® ProFace	HD Artec® Space Spider	HD Bellus3D® Dental Pro
<b>Median</b>	1,33	1,01	1,57
<b>Minimum</b>	0,60	0,57	0,49
<b>Maximum</b>	2,40	1,67	2,49

**Tabelle 9: HD Median der unterschiedlichen 3D-Photographiesysteme.**





**Abbildung 19: Boxplot: Vergleich der HD.**

Grün: Planmeca® Pro Face (Median 1,33 voxel); Blau: Artec® Space Spider (Median 1,01 voxel);

Türkis: Bellus3D® Dental Pro (Median 1,57mm)

Das Artec® Space Spider 3D-Photographiesystem zeigte in der ANOVA im Vergleich zu den beiden anderen Systemen eine signifikant geringe HD ( $p < 0,001$ ).

Die einfaktorielle Varianzanalyse ANOVA zeigte, dass die Auswahl des 3D-Photographiesystems einen signifikanten Einfluss auf die HD hatte ( $F=27,416$ ,  $p < 0,001$ ,  $\eta_p^2 = 0,225$ ,  $n = 16$ ). Die Effektstärke lag bei  $f=0,54$  und entsprach einem starken Effekt nach Cohen (Cohen 2013). Post hoc Tests mit Bonferroni-Korrektur zeigten, dass sich hinsichtlich der HD, analog zum RMSE, das Artec® Space Spider 3D-Photographiesystem signifikant zu den anderen beiden 3D-Photographiesystemen unterschied ( $p < 0,001$ ) (Tabelle 10). Zwischen den 3D-Photographiesystemen Planmeca® ProFace und der Applikation Bellus3D® Dental Pro konnte hinsichtlich der HD kein signifikanter Unterschied festgestellt werden ( $p=0,076$ ).

Zu vergleichende Photographiesysteme		Signifikanzniveau $p$ (95% KI)
Planmeca® ProFace	Artec® Space Spider	<0,001 (0,2027–0,5911)
	Bellus3D® Dental Pro	0,076 (-0,3755–0,0130)
Artec® Space Spider	Planmeca® ProFace	<0,001 (-0,5911–(-0,2027))
	Bellus3D® Dental Pro	<0,001 (-0,7723– (-0,3839))
Bellus3D® Dental Pro	Planmeca® ProFace	0,076 (-0,0130–0,3755)
	Artec® Space Spider	<0,001 (0,3839–0,7723)

Tabelle 10: ANOVA der HD Post hoc Tests mit Bonferroni Korrektur.

### 3.4. Lineare Regressionsanalyse auf Störfaktoren

Es wurde eine univariante lineare Regressionsanalyse durchgeführt, um mögliche Störfaktoren auf RMSE, MSD und HD zu analysieren. Weder das Geschlecht noch das Alter hatten einen statistisch signifikanten Einfluss auf RMSE, MSD oder HD ( $p > 0,05$ ) (Tabelle 11).

Univariante lineare Regressionsanalyse						
Parameter	Root Mean Square Error		Mean Surface Distance		Hausdorff Distance	
	$p$ -Wert	95% KI	$p$ -Wert	95% KI	$p$ -Wert	95% KI
<b>Geschlecht</b>	0,132	-0,407– 0,054	0,058	-0,268– 0,004	0,146	-0,256– 0,038
<b>Alter</b>	0,569	-0,032– 0,017	0,537	-0,019– 0,010	0,981	-0,016– 0,016

Tabelle 11: Univariante lineare Regressionsanalyse von möglichen Störfaktoren auf RMSE, MSD und HD.

### 3.5. Farbige Oberflächenabstandskarte (surface distance map)

#### 3.5.1. Planmeca® ProFace

Die farbigen Oberflächenabstandskarten für die 3D-Photographien der Nase mittels dem Planmeca® ProFace zeigten insgesamt eine hohe Übereinstimmung mit dem digitalisierten Gipsmodell (hellgrüne Areale). Dies wird exemplarisch für Proband 7 in Abbildung 20 dargestellt. Visuell fielen jedoch die dunkelblau gefärbten Areale mit dem höchsten Abstand in den oberen Randbereichen auf. Auch die Nasenlöcher wiesen einen hohen Abstand auf. Der linke Nasenabhang zeigte eine geringere Übereinstimmung mit dem Gipsmodell als der rechte.

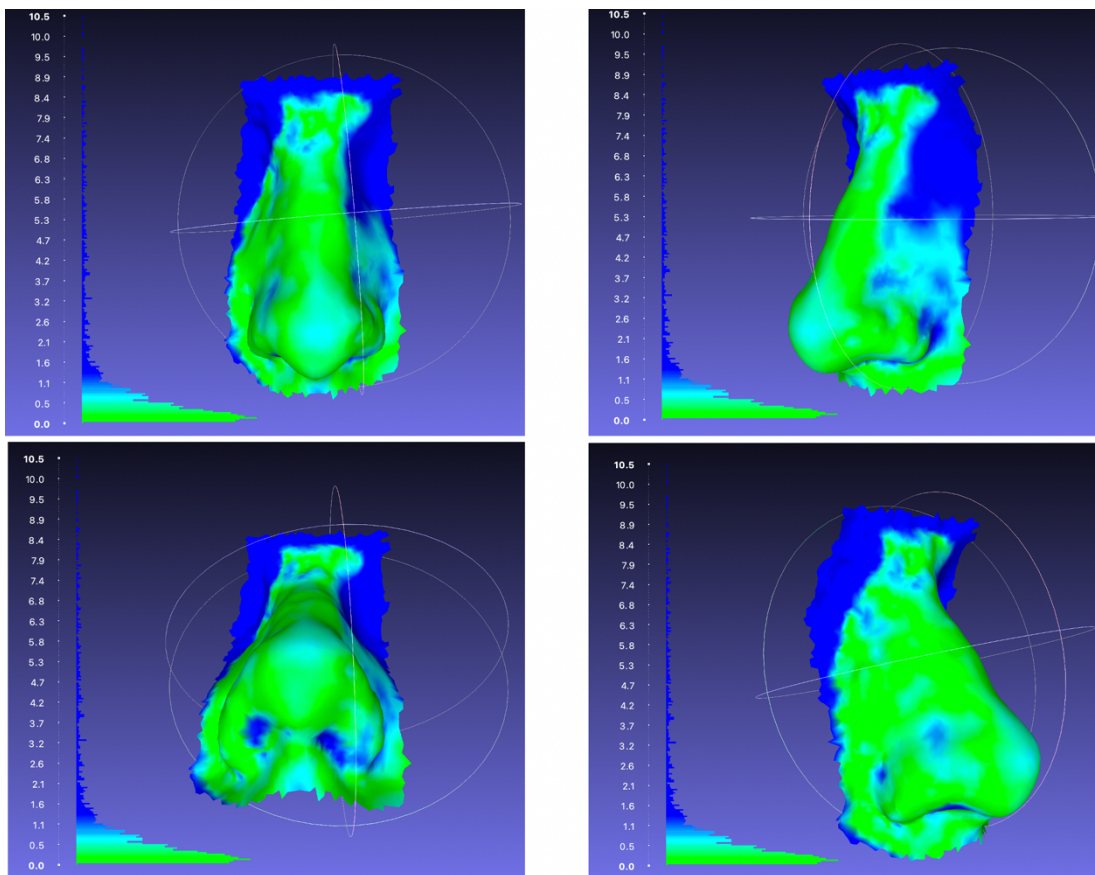
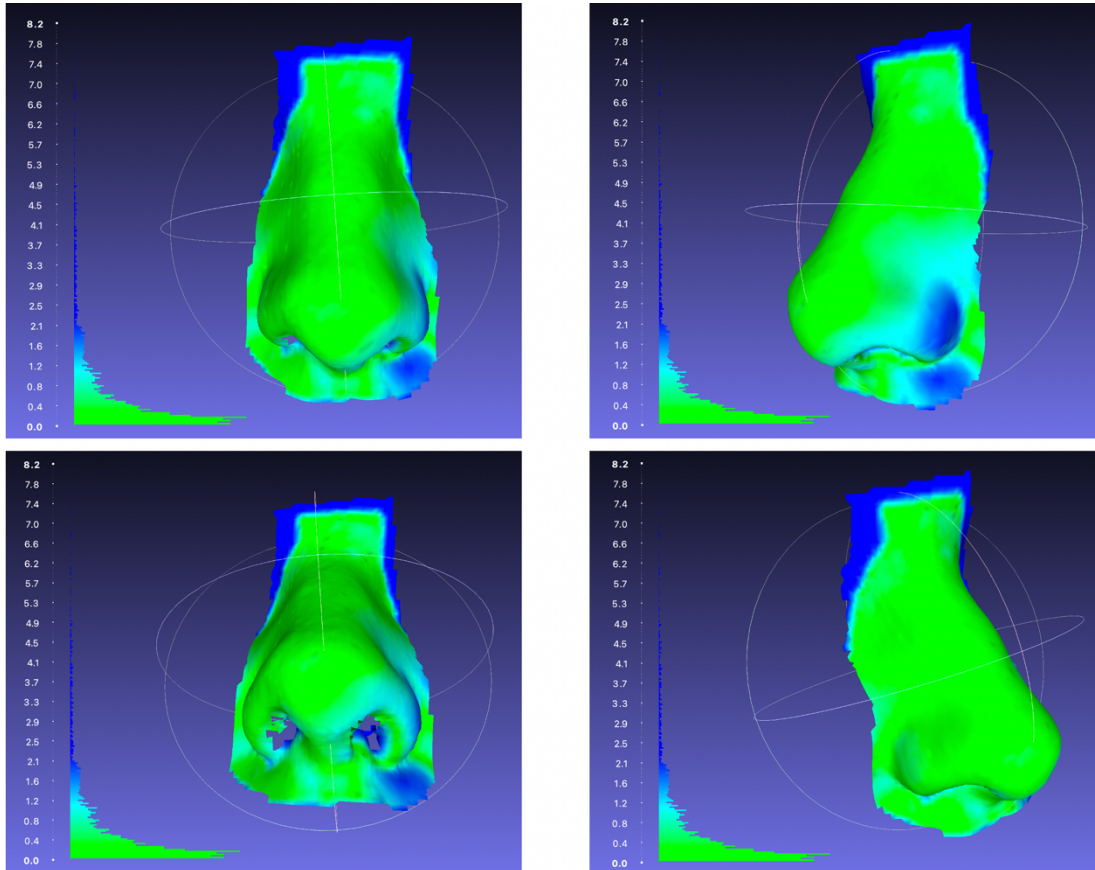


Abbildung 20: Surface distance map des Planmeca® ProFace 3D-Photographiesystems von Proband 7.

#### 3.5.2. Artec® Space Spider

Auch die Oberflächenabstandskarte für das Artec® Space Spider 3D-Photographiesystem zeigte insgesamt eine sehr gute Übereinstimmung (Abbildung 21). Ähnlich wie Planmeca® ProFace wiesen die oberen Randbereiche im Bereich der Nasenwurzel den höchsten Abstand auf. Ebenso zeigte sich im Seitenvergleich, dass der linken Nasenflügel eine geringere Übereinstimmung aufwies als der rechte.



**Abbildung 21: Surface distance map des Artec® Space Spider 3D-Photographiesystems von Proband 7.**

### 3.5.3. Bellus3D® Dental Pro

Die visuelle Analyse der Oberflächenabstandskarte der Bellus3D® Dental Pro Applikation zeigte, dass die grobe Form der Nase gut erfasst werden konnte (Abbildung 22). Größere Abstände fanden sich analog zu den anderen beiden 3D-Photographiesystemen im Bereich der oberen Ränder sowie der Nasenlöcher. Zusätzlich zeigte sich bei diesem 3D-Photographiesystem eine größere Abweichung zum Referenzmodell im Bereich des Nasenrückens, der Nasenspitze und im Übergangsbereich der Nasenflügel zur Nasolabialfalte beidseits. Ein Seitenunterschied wie bei den beiden zuvor analysierten Oberflächenabstandskarten lag nicht vor.

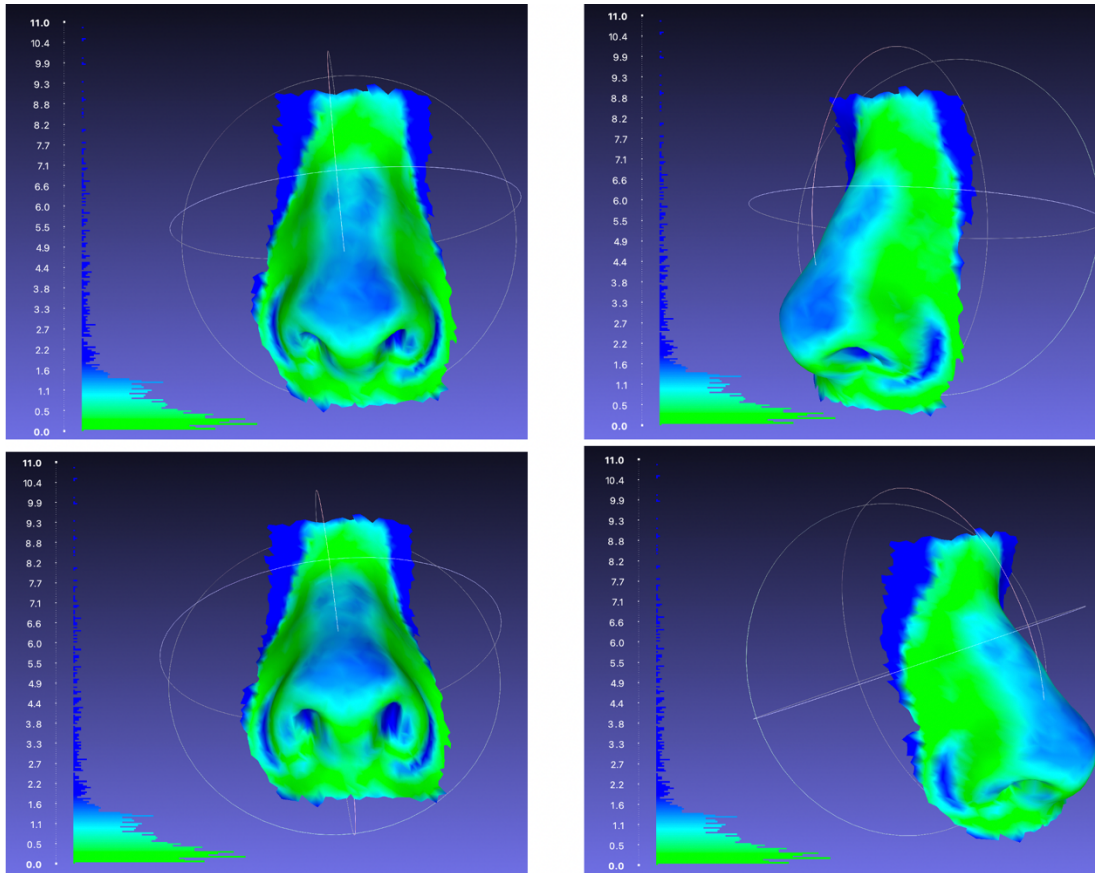


Abbildung 22: Surface distance map des Bellus3D® Dental Pro 3D-Photographiesystems von Proband 7.

## 4. Diskussion

### 4.1. Diskussion der Methoden

In der vorliegenden Arbeit erfolgte ein Vergleich von drei unterschiedlichen 3D-Photographiesystemen mit einem digitalisierten Referenzmodell der Nase. Die Studie war prospektiv angelegt. Basierend auf der Fallzahlberechnung mit G-Power für prospektive Studien wurden acht Probanden als ausreichende Fallzahl berechnet, um signifikante Ergebnisse zu erzielen (Faul et al. 2009). Insgesamt wurden 16 Probanden im Alter von 20–36 Jahren in die Studie eingeschlossen.

Das Probandenkollektiv repräsentiert somit nur eine Altersgruppe, die der jungen Erwachsenen, bei denen die Pubertät und das Wachstum beendet sind (Modabber et al. 2020). Bezüglich des Geschlechts war die Gruppe mit neun männlichen und sieben weiblichen Probanden ausgeglichen, bis auf eine Ausnahme waren alle Teilnehmer europäischer Herkunft. Eine Probandin war asiatischer Herkunft. Hinsichtlich der Größe und Form der Nase gibt es geschlechtsspezifische (Springer et al. 2007, Sforza et al. 2011, Ferrario et al. 2003), altersspezifische (Modabber et al. 2020) und ethnische Unterschiede (Farkas et al. 2005). Da bei dieser Studie die einzelnen 3D-Oberflächen intraindividuell verglichen wurden, konnten diese epidemiologischen Unterschiede nur mit Hilfe der linearen Regressionsanalyse untersucht werden.

Das prospektive Studiendesign hat den Vorteil, dass eine Analyse an einer geringen Fallzahl durchgeführt werden kann. Die Datenerhebung und Analyse erfolgt im Gegensatz zu retrospektiven Studien zielgerichtet, da gleiche Untersuchungsbedingungen sehr homogen eingehalten werden können und nicht wie bei retrospektiven Studien auf einen bereits vorhandenen, oft heterogenen Datensatz zurückgegriffen werden muss.

Alle drei verschiedenen 3D-Photographien, sowie die Abformung der Nase eines Probanden erfolgten an einem Tag und stets durch den gleichen Untersucher. Aufgrund der Erfahrung des Untersuchers mit der Methode ist nicht von einem Lerneffekt innerhalb der Studie auszugehen, ein möglicher systematischer Fehler würde somit alle Untersuchungen gleichermaßen betreffen. Durch die Erhebung aller Datensätze eines Probanden an einem Tag konnte auch eine Beeinflussung seitens des Probanden wie beispielsweise durch Gewichtszunahme oder -abnahme, hormonelle oder tageszeitliche Einflüsse ausgeschlossen werden.

Die Beeinflussung seitens des Probanden durch minimale mimische Bewegungen und der Atmung wurden jedoch in die Untersuchung mit einbezogen. Hierbei entspricht im Vergleich zu statischen Untersuchungen wie beispielsweise an einem

Puppenkopf (Tzou et al. 2014, Revilla-Leon et al. 2021) diese Art der Datenerfassung den klinischen Untersuchungsbedingungen.

Um die Datensätze miteinander vergleichen zu können, wurden alle Dateien verlustfrei im gleichen .stl-Dateiformat exportiert und gespeichert. Das .stl-Dateiformat war innerhalb der Betriebssoftware aller drei 3D-Photographiesysteme als Exportformat vorgesehen. Eine Nachbearbeitung innerhalb des jeweiligen Softwaresystems oder eine spätere Konvertierung durch ein externes Softwareprogramm erfolgte nicht. Hierdurch konnten vergleichbare .stl-Datensätze erstellt werden und unvorhergesehen Datenverluste und -veränderungen verhindert werden. Der Export im .stl-Dateiformat bietet für die weitere Untersuchung kein Farbbild an. In anderen Studien zum Vergleich von 3D-Photographiesystemen wurde alternativ das .ply-Format verwendet, um farbliche Unterschiede in der Auswertung zu berücksichtigen (Ritschl et al. 2018, Zogheib et al. 2018, Koban et al. 2020). Dies bietet unserer Erfahrung nach den Vorteil, Landmarken einfacher zuzuordnen zu können. Durch die Verwendung eines digitalisierten Gipsmodells der Nase als Referenzmodell, das keine Farbcodierung aufweist, war die Anwendung dieses .ply-Formats in dieser Studie nicht sinnvoll.

Bei der Untersuchung wurde bei allen drei 3D-Photographiesystemen das gesamte Gesicht erfasst. Die Abformung des Referenzmodells erfolgte lediglich im Nasenbereich mit nur wenigen angrenzenden, nicht genau definierten Gesichtsteilen. Daher wurde der Datensatz der 3D-Photographien vor der Überlagerung manuell auf den Nasenbereich jedes Probanden individuell zugeschnitten. Eine Überlagerung des Referenzmodells mit dem vollständigen Datensatz der 3D-Photographie ist aufgrund des Softwarealgorithmus nicht realisierbar, da sonst zu viele Punkte bzw. Oberflächendreiecke keine Zuordnung finden. Nachteilig ist hierbei, dass die Nachbearbeitung manuell erfolgte. Dies zeigte sich vor allem in den farbigen Oberflächenabstandskarten, wo es insbesondere im Randbereich durch die unterschiedlichen Zuschnittsgrößen zu großen Abweichungen zum Referenzmodell gekommen ist.

Verglichen wurde das erstellte Oberflächenmesh des 3D-Photographiesystems jeweils mit dem digitalisierten Referenzmodell der Nase durch Überlagerung. Hierzu wurden insgesamt zehn standardisierte Landmarken zur semiautomatischen Überlagerung verwendet (Swennen et al. 2005). In anderen Studienvorhaben wurden die verwendeten Landmarken bereits erfolgreich eingesetzt (Modabber et al. 2020). Bisherige „konventionelle“ Untersuchungen nutzen zum Vergleich von 3D-Photographiesystemen Abstandsmessungen und Winkelunterschiede von definierten anthropometrischen Landmarken nach Farkas (Ye et al. 2016, Ritschl et al. 2018).

Nord et al. konnten in einer Studie zeigen, dass beim wiederholten Setzen von anthropometrischen Landmarken durch zwei unabhängige Untersucher die vorgegebenen Punkte mit unterschiedlicher Genauigkeit bestimmt wurden (2015). Die Punkte, die in ihrer Studie der Nase zugeordnet wurden, entsprechen Punkten hoher, mittlerer und niedriger Präzision. In unserer Studie erfolgte die Auswahl der Landmarken nach den von Swennen et al. beschriebenen Weichteillandmarken zur Analyse von 3D-Photographien, da diese im Gegensatz zu Farkas im dreidimensionalen Raum aus verschiedenen Perspektiven genauer definiert sind (2005). Die von uns gesetzten Landmarken dienten dabei auch nicht zum direkten Vergleich von einzelnen Punkten, bzw. zur direkten Messung von Abständen und Winkeln, sondern ermöglichten eine möglichst gute Annäherung und Überlagerung der beiden zu vergleichenden Oberflächenmeshes. Durch die globale Berechnung der Parameter RMSE, MSD und HD werden bei dieser Methode deutlich mehr Punkte zur Bewertung der Übereinstimmung herangezogen. Diese Methode der Überlagerung wurde bspw. zur Untersuchung von prä- und postoperativen Ergebnisse nach Unterkieferrekonstruktion mit einem freien Fibulatransplantat erfolgreich eingesetzt und etabliert (Dell'Aversana Orabona et al. 2018, Moe et al. 2021, Ritschl et al. 2021). Nach Ausrichtung der Oberflächenmeshes erfolgte die weitere Überlagerung bzw. das Alignment durch den in der verwendeten Software MeshLab integrierten ICP-Algorithmus. Auch die Berechnung der danach ermittelten dreidimensionalen Parameter RMSE, MSD und HD zum Vergleich erfolgte automatisch mit Hilfe dieser Software. Zudem lieferte die Software eine farbige Oberflächenabstandskarte, mit der die Ergebnisse visuell zugeordnet werden können. Da für die gesamte Studie die gleichen Algorithmen benutzt wurden und diese nicht vom Untersucher verändert wurden, scheint eine Vergleichbarkeit der Analysen zueinander möglich. Eine Studie von Jablonski et al. zeigte für diese Art der Überlagerung mit der gleichen Software einen geringen Fehler von 0,22 mm und ein hohes Maß an Wiederholbarkeit (2018). Da bei der Überlagerung der Algorithmus versucht den möglichst geringsten Abstand der Oberflächenmeshes zueinander zu erreichen, ist es möglich, dass anatomische Fehlzuordnungen stattfinden. Diese Fehlerquelle kann mit Hilfe der globalen Parameter RMSE, MSD und HD nicht erkannt und nicht mathematisch dargestellt werden. Diese Problematik bei der Verwendung des ICP-Algorithmus zeigte auch die Studie von Marliere et al. (2019). Lediglich die farbodierte Oberflächenabstandskarte lieferte visuelle Informationen über die anatomische Zuordnung und erlaubte eine zusätzliche Überprüfung der anatomischen Korrektheit der Überlagerung. Die Methode eignet sich somit für den Vergleich von 3D-Photographiesystemen, muss jedoch beim Vergleich von prä- und



postoperativen Aufnahmen mit anatomischen Konfirmationsprozessen vorher unterstützt werden, da sonst Fehlerquellen hinsichtlich der anatomischen Zuordnung nicht erkannt werden. Überlegungen, die Überlagerung zu verbessern und -einfachen, nutzen einen Prüfkörper bzw. eine bekannte Geometrie, beispielsweise einen Legostein, der im Untersuchungsgebiet aufgebracht wurde (Modabber et al. 2016). Da die Anbringung von festen Gegenständen auf anatomisch komplexen Arealen wie der Nase nur schwer oder nicht durchführbar ist, nutzten wir diese Möglichkeit nicht in unserer Studie.

Der Vorgang der Überlagerung ist komplex, daher wurde dieser von zwei unterschiedlichen Untersuchern durchgeführt. In einer Studie von Wolff et al. konnte gezeigt werden, dass unterschiedliche Untersucher die Landmarken nicht jedes Mal auf dieselbe Weise setzen. Der mittlere Fehler hierbei ist jedoch tolerabel und liegt in seiner Studie zwischen 0,06 und 0,07 mm (Wolff et al. 2020). Um einen zusätzlichen Memory-Effekt zu minimieren, wurde von jedem Untersucher auch eine zweite Auswertung, zeitlich versetzt, durchgeführt. Danach zeigte sich, wie von Jablonski et al. beschrieben eine durchweg hohe Intraraterzuverlässigkeit (2019).

## **4.2. Diskussion der Ergebnisse**

### **4.2.1. Inter- und Intraraterzuverlässigkeit**

Die Interraterzuverlässigkeit dieser Studie zeigte nach der Klassifikation von Koo et al. mit Werten  $>0,9$  einen sehr guten Intraklassenkorrelationskoeffizienten (Koo et al. 2016). Auch die Intraraterzuverlässigkeit ergab gute ( $ICC=0,75-0,9$ ) bis sehr gute ( $ICC>0,9$ ) Werte. Daraus resultiert, dass die gewählte Methode der Überlagerung und Analyse zu reproduzierbaren Ergebnissen unabhängig von Untersucher und Untersuchungszeitpunkt geführt hat. Gleichzeitig beschreiben diese Ergebnisse auch die hohe Präzision dieser Methode, als Maß der Übereinstimmung (Reproduzierbarkeit) bei unabhängig voneinander ermittelten Messwerten (Messwiederholungen). Ritschl et al. nutzten in ihrer Studie zur Analyse der dreidimensional geplanten Fibularekonstruktionen die gleiche Software, den gleichen Alignmentalgorithmus und die gleichen Parameter. Der Studienaufbau mit zwei Untersuchern zu zwei zeitlich versetzten Zeitpunkten ist analog zu der vorliegenden Studie. Auch Ritschl et al. konnten somit für diese Art und Methode der Auswertung von 3D-Datensätzen eine sehr gute ( $ICC>0,9$ ) Intrarater- und Interraterzuverlässigkeit belegen (Ritschl et al. 2021).

### **4.2.2. Lineare Regressionsanalyse auf Störfaktoren**

Mit Hilfe der linearen Regressionsanalyse konnte gezeigt werden, dass sowohl das Alter, das Geschlecht als auch die ethnische Herkunft in der vorliegenden Studie keinen signifikanten Einfluss auf die ermittelten Parameter RMSE, MSD und HD hatten. Im Vergleich zu anderen Studien (Sforza et al. 2011) gibt es sowohl geschlechts-, alters- und herkunftsspezifische Veränderungen der Nasenregion, jedoch scheinen diese Faktoren zum Vergleich von 3D-Photographiesystemen nicht als Störfaktoren zu fungieren. Ähnliche Studien zum Vergleich von 3D-Photographiesystemen gehen nicht auf die Parameter Alter, Geschlecht oder ethnische Herkunft ein (Tzou et al. 2014, Ritschl et al. 2018, Zogheib et al. 2018, Piedra-Cascon et al. 2020, Revilla-Leon et al. 2021). Die Ergebnisse der Studie um Ritschl et al. zeigten, dass das Artec<sup>®</sup> Space Spider 3D-Photographiesystem runde Geometrien einfacher und sicherer erfasst (2019). Eine Übertragbarkeit dieser Ergebnisse auf die anderen 3D-Photographiesysteme bedarf weiterer Untersuchungen. Trotzdem liegt es nahe, dass beispielsweise die Erfassung von Nasen asiatischer Herkunft, die deutlich rundlicher sind, mit dem Artec<sup>®</sup> Space Spider 3D-Photographiesystem einfacher ist als bei anderen ethnischen Herkünften. Da in

unserem Probandenkollektiv lediglich eine Nase asiatischer Herkunft untersucht wurde, konnte hier kein signifikanter Unterschied festgestellt werden.

#### **4.2.3. Diskussion der Oberflächenanalyse**

Die Genauigkeit, Richtigkeit und Präzision wurden in dieser Studie anhand der globalen Parameter RMSE, MSD und HD und den jeweiligen farbigen Oberflächenabstandskarten analysiert. Die Ergebnisse der globalen Parameter zeigten durchweg für alle 3D-Photographiesysteme eine hohe Genauigkeit, Richtigkeit und Präzision. Die hohe Präzision, als Maß der Übereinstimmung zwischen Messergebnissen bei Messwiederholungen wurde zusätzlich mit Hilfe des ICC beurteilt. Bei direktem Vergleich der 3D-Photographiesysteme untereinander zeigte sich jedoch, dass das Artec<sup>®</sup> Space Spider 3D-Photographiesystem signifikant ( $p < 0,001$ ) besser abschnitt. Der Unterschied hinsichtlich des RMSE zu dem Planmeca<sup>®</sup> ProFace 3D-Photographiesystem betrug 0,3 mm und zu der Bellus3D<sup>®</sup> Dental Pro Applikation 0,64 mm. Die MSD war mit 0,025 mm deutlich geringer als die des Planmeca<sup>®</sup> ProFace 3D-Photographiesystems mit einer MSD 0,065 mm. Die Bellus3D<sup>®</sup> Dental Pro Applikation hatte die höchste MSD mit 0,46 mm. Die HD beschreibt für das Artec<sup>®</sup> Space Spider 3D-Photographiesystem den geringsten maximalen Abstand mit 1,01 Voxel.

Klinische Studien bezeichnen eine Diskrepanz der MSD bei der 3D-Gesichtsphotographie von bis zu 2 mm als klinisch akzeptabel (Ritschl et al. 2018, Chong et al. 2021, Revilla-Leon et al. 2021).

Bei jedem der untersuchten 3D-Photographiesysteme lag der MSD deutlich unter 2 mm mit maximal 0,46 mm bei der Bellus3D<sup>®</sup> Dental Pro Applikation. Eine Bewertung der Parameter RMSE und HD bezüglich der klinischen Akzeptanz für die Anwendung von 3D-Photographiesystemen im Gesichtsbereich liegen nicht vor.

Im Falle der vorliegenden Studie ist die klinisch akzeptable Diskrepanz von 2 mm im speziellen im Nasenbereich jedoch in Frage zu stellen. Bei Korrekturen eines Nasenhöckers beispielsweise spielt jeder Millimeter ästhetisch eine Rolle (Theissing et al. 2006). Koban et al. beschreiben in ihrer Studie bei der 3D-Photographie von Rhinoplastiken eine Diskrepanz in dieser ästhetischen Region von 1 mm als klinisch akzeptabel und 0,5 mm als empfehlenswert (Koban et al. 2020). Mit einem Maximum von 0,46 mm liegen die Werte unserer Studie auch nach diesen Schwellenwerten im klinisch empfehlenswerten Bereich.

Bei den globalen Parametern zeigte die Bellus3D<sup>®</sup> Dental Pro Applikation in unserer Studie die größte Diskrepanz zum Referenzmodell. Andere Autoren, die die Präzision und Genauigkeit des Bellus3D<sup>®</sup> Dental Pro Systems untersuchten, erreichten in ihrer

Untersuchung einen mittleren Genauigkeitswert von 0,91 mm und einen mittleren Präzisionswert von 0,32 mm und konstatierten somit, dass dieses Kamerasystem zur virtuellen Behandlungsplanung klinisch anwendbar ist (Piedra-Cascon et al. 2020). Piedra-Cascon et al. verglichen in ihrer Studie manuell gemessene Strecken zwischen Landmarken mittels Schieblehre und die digitale Vermessung der gleichen Strecke mit der Software MeshLab (2020). Ein direkter Vergleich dieser Messwerte mit unserer Studie ist aufgrund der unterschiedlichen mathematischen Berechnungen nicht möglich. Beide Studien zeigten mit ihren qualitativ gleichen Ergebnissen jedoch, dass eine klinische Anwendbarkeit der Bellus3D<sup>®</sup> Dental Pro Applikation akzeptabel erscheint. Gerade für die Bellus3D<sup>®</sup> Applikation hat sich gezeigt, dass die Datenerhebung benutzerunabhängig und sogar von dem Probanden zu Hause mit ihrem eigenen iPhone<sup>®</sup> reproduzierbar und valide durchgeführt werden kann (Alisha et al. 2021). Dies gilt allerdings nur für einfache Aufnahmesituationen. In einer Studie von Alisha et al. wird beispielsweise die Anwendbarkeit des Bellus3D<sup>®</sup> Dental Pro Systems bei Säuglingen mit kraniofazialen Anomalien untersucht (2021). Aufgrund der mangelnden Compliance von Säuglingen, die für die Erstellung der 3D-Photographie notwendigen Kopfbewegungen durchzuführen, musste eine spezielle Halterung zum Umfahren des Säuglingskopfs installiert werden. Gleichartige Anwendungsprobleme finden sich bei bewusstseinsingeschränkten Patienten bzw. bei der intraoperativen Anwendung. Diese Beispiele belegen, dass die erfassten Parameter verschiedener 3D-Photographiesysteme nicht nur unter idealen Bedingungen, sondern auch unter klinisch schwierigeren Bedingungen betrachtet werden müssen (Lubbers et al. 2010).

Das stationäre 3D-Photographiesystem Planmeca<sup>®</sup> ProFace lieferte gute Ergebnisse für mobile Patienten. Die Anwendung bei Säuglingen oder intubierten Patienten ist mit diesem System nicht möglich. Ein Vorteil dieses 3D-Photographiesystems ist jedoch die Kopplung, an die im gleichen Gerät installierte Digitale Volumen Tomographie (DVT). In einer Sitzung können mit diesem Gerät und der dazugehörigen Software zur gleichen Zeit knöcherne und weichgewebige Strukturen erfasst werden.

Das dritte 3D-Photographiesystem mit den in unserer Studie signifikant besten Ergebnissen ist portabel und benutzerabhängig. Eine intraoperative Anwendung ist somit möglich, jedoch können valide 3D-Photographien nur von einem erfahrenen Untersucher gewonnen werden (Modabber et al. 2016, Koban et al. 2020).

Vergleicht man nun die insgesamt analysierten Ergebnisse aller drei 3D-Photographiesysteme für den RMSE mit einer von Koban et al. durchgeführten Studie fällt auf, dass die absoluten Werte für den RMSE in unserer Studie mit Werten

zwischen 1,93 mm und 2,57 mm deutlich höher liegen. Der RMSE lag in der Studie von Koban et al. zwischen 0,131 mm für das Artec<sup>®</sup> Eva System, was ein Vorgängermodell der Artec<sup>®</sup> Space Spider darstellt, und 0,341 mm für das mobile 3D-Photographiesystem Sense (Koban et al. 2020).

Eine mögliche Erklärung der Abweichung unserer Daten im Vergleich zu anderen Studien ist ein Fehler, der beim Überlagerungsprozess auftreten kann. Da eine Vielzahl von Algorithmen zur Überlagerung von 3D-Datensätzen existiert, mit denen man zwei dreidimensionale Netze zueinander registrieren und vergleichen kann, ist ein direkter Vergleich ohne genaue Kenntnis des verwendeten Algorithmus schwierig (Rusinkiewicz et al. 2001). Um eine Vergleichbarkeit der Parameter zu erzielen, sind weitere Studien, die die Alignmentprozesse und die daraus berechneten globalen Parameter RMSE, MSD und HD untersuchen, notwendig. Eine Auswertung der Daten unserer Studie über die im Artec<sup>®</sup> Space Spider System enthaltene Software Artec<sup>®</sup> Studio ergab für die gleichen Datensätze andere Absolutwerte bezüglich des RMSE und der MSD. Die HD kann mit Hilfe dieser Software nicht bestimmt werden. Dadurch, dass die globalen Parameter mathematisch genau definiert sind, sind die Abweichungen auf unterschiedliche Überlagerungsalgorithmen zurückzuführen. Im Unterschied zu der von uns in dieser Studie verwendeten Software MeshLab (ICP-Algorithmus) ist der Algorithmus der käuflich erworbenen Software Artec<sup>®</sup> Studio dem Nutzer nicht zugänglich.

Eine weitere mögliche Fehlerquelle für die hohen absoluten RMSE-Werte im Vergleich zu anderen Studien liegt in der Nachbearbeitung der 3D-Datensätze bei der die Nasenregion manuell ausgeschnitten wurde. Hierbei zeigen die visuellen Oberflächenabstandskarten aller drei 3D-Photographiesysteme deutlich höhere Abstände in den Randbereichen. Da die Nasenregion manuell zugeschnitten wurde, existieren für jeden Datensatz unterschiedlich große und sich in den Randbereichen unterscheidende Oberflächenmeshes. Diese führen bei der Berechnung aller sich überlagernder Punkte zu einem deutlich höheren Fehler im Randbereich. Da sich der Randbereich in der Software MeshLab jedoch mathematisch nicht aus der Berechnung der globalen Parameter RMSE, MSD und HD ausgliedern lässt, kann es hierbei zu falsch hohen Werten gekommen sein. Für zukünftige Studien dieser Art sollte somit bei der Bearbeitung auf einen einheitlichen Zuschnitt der Datensätze geachtet werden.

Alternativ kann bei der Berechnung der Parameter ein Schwellenwert definiert werden, der bei der Berechnung Werte mit Abständen über der akzeptablen Grenze von 1 mm im Nasenbereich vernachlässigt (Koban et al. 2020). Hierbei kann jedoch keine Rücksicht auf die genaue Lokalisation der grenzüberschreitenden Regionen

genommen werden und möglicherweise klinisch relevante Areale mit Werten  $>1\text{mm}$  würden auch aus der Berechnung ausgeschlossen werden. In unserer Studie zeigte die Bellus3D<sup>®</sup> Dental Pro Applikation Werte  $>1\text{mm}$  im Bereich des Nasenabhangs. Bei der Definition eines Schwellenwertes von  $1\text{mm}$  wäre beispielsweise diese Region bei der Berechnung der Parameter vernachlässigt worden. Eine mögliche Erklärung für die höhere Abweichung im Bereich des Nasenabhangs bei der Bellus3D<sup>®</sup> Dental Pro Applikation ist die Art der Bilderfassung. Durch die selbständige Kopfbewegung des Patienten und der sich daraus berechneten 3D-Photographie kann es im Bereich des Nasenrückens zu Ungenauigkeiten gekommen sein. Möglicherweise ist gerade die Überlagerung im Bereich des Nasenrückens, wo es keine definierten Landmarken gibt, schwieriger als im Bereich des Naseneingangs oder der Kontur der Nasenflügel. Beim Vergleich des Parameters der MSD fällt auf, dass dieser in ähnlichen Studien beim Vergleich von 3D-Photographiesystemen weniger Beachtung findet als der RMSE und die HD. Eine mögliche Ursache liegt darin, dass es sich bei der MSD um einen Wert handelt, der sowohl positive als auch negative Abstandswerte einnehmen kann. Durch die Vorzeichen kann es bei diesem Wert dazu kommen, dass sich Abstandswerte gegenseitig aufheben und somit die Größe der Differenz unterschätzt wird (Jablonski et al. 2018). Aus diesem Grund sollte die MSD nicht als alleiniger Vergleichsparameter zum Vergleich herangezogen werden. In der vorliegenden Studie ergeben sich für die 3D-Photographiesysteme Planmeca<sup>®</sup> ProFace und Artec<sup>®</sup> Space Spider hinsichtlich des MSD keine signifikanten Unterschiede. Im Vergleich konnte beim vorzeichenlosen RMSE und der HD zwischen diesen beiden Systemen ein signifikanter Unterschied festgestellt werden. Es ist somit davon auszugehen, dass der MSD die Differenz der Abstände der Oberflächen in unserer Studie unterschätzt hat und falsch gute Ergebnisse liefert.

Auch hinsichtlich der Vergleichbarkeit der absoluten Werte für die HD lassen sich in der aktuellen Literatur nur wenige Studien zum Vergleich der HD beim Vergleich von 3D-Photographiesystemen finden. Die Ursache liegt möglicherweise darin begründet, dass nicht jede 3D-Software diesen Wert nach der Überlagerung automatisch berechnen kann. Gerade im medizinischen Bereich sollte jedoch die maximale Abweichung stets betrachtet werden. Ein Modell mit einer guten mittleren Abweichung, das nur an einer Stelle stark abweicht, kann für den Patienten weitreichende Auswirkungen haben, egal wie gut das gemittelte Modell ist.

Für die Beurteilung der korrekten Erfassung dreidimensionaler Oberflächen und Geometrien werden in der Literatur noch weitere Parameter beschrieben. Hierbei sind insbesondere der von Wallner et al. verwendete Dice-Koeffizient und der Jaccard-Koeffizient zu nennen (Wallner et al. 2019). Im Vergleich zu den von uns verwendeten

Parametern beurteilen diese Koeffizienten Schnittmengen bzw. Vereinigungsmengen (Handels 2009). Je näher der Koeffizient an dem Wert 1 liegt, desto höher ist die Übereinstimmung der beiden 3D-Datensätze A und B. Wallner et al. verwenden den Dice-Koeffizienten in ihrer Publikation zur Beurteilung der Präzision und Genauigkeit von semiautomatischen Segmentierungsprozessen von dreidimensionalen CT-Datensätzen (Wallner et al. 2019). Die Berechnung des Dice-Koeffizienten und somit eine Aussage zu den Schnittmengen der 3D-Photographien war mit der von uns verwendeten Software MeshLab technisch nicht möglich.

Die Visualisierung mit Hilfe der farbigen Oberflächenabstandskarte liefert im Gegensatz zu mathematischen Parametern eine regionale Zuordnung der berechneten Abstände.

Die Betrachtung der Ergebnisse der Oberflächenabstandskarte zeigte, dass die Bellus3D® Dental Pro Applikation im Bereich der Nasenspitze und des Nasenrückens stärker als in anderen Bereichen vom Gipsmodell abweicht. Eine Korrektur der Nasenspitzenregion, welche eine komplexe Geometrie in sich darstellt, könnte somit möglicherweise von diesem 3D-Photographiesystem nur unzureichend erfasst werden.

Zusammenfassend lässt sich feststellen, dass die Analyse der Präzision und Genauigkeit der einzelnen 3D-Photographiesysteme anhand der Parameter RMSE, MSD und HD für jedes Softwaresystem und jeden Softwarealgorithmus einzeln verglichen werden sollte (Ter Haar et al. 2005). Ein Vergleich der absolut berechneten Werte beinhaltet potenzielle Fehlerquellen, wie die unterschiedliche Nachbearbeitung der Datensätze und unterschiedliche, meist nicht bekannte, Alignmentalgorithmen (Rusinkiewicz et al. 2001, Cheng et al. 2017). Weiterhin sollte zur Analyse auch stets die Oberflächenabstandskarte betrachtet und ausgewertet werden, um Regionen mit großen Abweichungen visuell erfassen und in Kontext setzen zu können (Camison et al. 2018).

Der in dieser Studie durchgeführte Vergleich der Präzision und Genauigkeit der unterschiedlichen 3D-Photographiesysteme untereinander zeigt für alle untersuchten 3D-Photographiesysteme eine gute globale dreidimensionale Erfassung der Nase. Das Artec® Space Spider 3D System erzielte mit Hilfe der berechneten Parameter RMSE, MSD und HD als abstrakte Indikatoren für die Oberflächenkongruenz signifikant die besten Ergebnisse. Auch die Oberflächenabstandskarte ergab eine exzellente Übereinstimmung zum Gipsmodell. Schwierigkeiten bereiteten bei allen drei Systemen die Randbereiche. Das Planmeca® ProFace und die Bellus3D® Dental Pro Applikation zeigen hinsichtlich der berechneten Parameter RMSE und HD keinen signifikanten Unterschied zueinander. Die Visualisierung mit Hilfe der

Oberflächenabstandskarte lieferte jedoch für die Bellus3D® Dental Pro Applikation eine höhere Ungenauigkeit im Bereich der Region der Nasenspitze und des Nasenrückens, welche bei der klinischen Anwendung beachtet werden sollte.



### 4.3. Ausblick

Die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit zeigen, dass mit unterschiedlichen 3D-Photographiesystemen die Nase sehr präzise dargestellt werden kann.

Die Ergebnisse belegen auch, dass mit Hilfe eines kostengünstigen, im Mobiltelefon integrierten 3D-Photographiesystem klinisch ausreichend gute Ergebnisse erzielt werden können. Derzeit werden 3D-Photographiesysteme noch nicht routinemäßig im klinischen Alltag eingesetzt, jedoch steigen die Anforderungen an Ärzte klinische Weichteilveränderungen adäquat zu dokumentieren. Die Schwierigkeit besteht darin, sowohl Weichteilveränderungen als auch deren anatomische korrekte Zuordnungen sprachlich korrekt und reproduzierbar zu dokumentieren. Die Dokumentation von Wunden, die beispielsweise aus forensischen Gründen dokumentiert werden müssen, werden in der Regel mit hoher sprachlicher Variabilität beschrieben (Massini et al. 2021). Sprache reicht in der Regel nicht aus, um einen oberflächlichen, pathologischen Befund adäquat in Größe, Form und Volumen zu beschreiben und der komplexen Gesichtsanatomie zuzuordnen. Neben der Forensik gilt dies auch bei der prä- und postoperativen Verlaufsdokumentation, gerade bei plastisch chirurgischen Eingriffen im Gesichtsbereich. Mit Hilfe der Ergebnisse dieser Studie könnte der Einsatz kostengünstiger, kompakter 3D-Photographiesysteme eine breite Anwendung im klinischen Alltag finden, welche dem Anwender die Möglichkeit einer einfachen, objektiven und reproduzierbaren Evaluation von Weichteilveränderungen hinsichtlich Form, Volumen und Symmetrie bieten. Fortführende Studien können die Ergebnisse dieser Studie zur Anwendung des verwendeten 3D-Photographiesystems in der individuellen Planung und Dokumentation von Septorhinoplastiken, Unterkieferrekonstruktionen, orthognathen Umstellungsosteotomien und als Verlaufsdokumentation bei Patienten mit Lippen-Kiefer-Gaumenspalten nutzen. Abzuwarten bleibt, ob es in Zukunft auch möglich sein wird, diese Art der dreidimensionalen Bilderfassung des iPhones® und einer dazugehörigen Applikation auf andere Körperregionen anzuwenden. Des Weiteren wird hierfür eine offizielle Zulassung nötig sein, um auch juristisch als Anwender abgesichert zu sein.

## 5. Zusammenfassung

Mit fortschreitenden neuen 3D-Technologien und zunehmenden Anforderungen bezüglich der Dokumentation für oberflächliche Veränderungen des Weichgewebes, insbesondere bei plastischen und rekonstruktiven chirurgischen Eingriffen, bedarf es Untersuchungen zur Vergleichbarkeit und Festlegung der Anwendbarkeit im klinischen Alltag.

Die vorliegende Studie hatte daher das Ziel, die Präzision und Genauigkeit drei verschiedener 3D-Photographiesysteme zu vergleichen. Insgesamt wurden in die prospektive Studie 16 gesunde, im Gesicht nicht voroperierte Nasen eingeschlossen. Als Referenzmodell wurde ein Gipsmodell der Nase abgeformt und digitalisiert. Diese .stl-Datei wurde nun mit der Software MeshLab ausgerichtet, überlagert und der mittlere quadratische Fehler (RSME), der mittlere Oberflächenabstand (MSD) und die Hausdorff Distance (HD) berechnet. Zusätzlich wurde eine farbige Oberflächenabstandskarte zur Visualisierung erstellt.

Die analysierten Parameter wurden mit Hilfe der einfaktoriellen Varianzanalyse (ANOVA) auf Signifikanz untersucht. Hierbei zeigte das Artec® Space Spider Photographie System signifikant bessere Ergebnisse. Zwischen den anderen beiden 3D-Photographiesystemen, dem Planmeca® ProFace und der Bellus3D® Dental Pro Applikation zeigte sich kein signifikanter Unterschied. Insgesamt zeigten jedoch alle drei 3D-Photographiesysteme eine klinisch akzeptable Abweichung.

Die Anwendung zur Erfassung der Nasenregion im klinischen Alltag ist somit für alle 3D-Photographiesysteme theoretisch möglich. Für den klinischen Alltag scheint die mobile, benutzerunabhängige und kostengünstige auf dem mobilen Endgerät verfügbare Bellus3D® Dental Pro Applikation am praktikabelsten. Bei der Anwendung muss jedoch die individuelle Fragestellung berücksichtigt werden.

## 6. Abstract

With advancing new 3D technologies and increasing requirements regarding documentation for superficial soft tissue changes, especially in plastic and reconstructive surgical procedures, there is a need for studies to compare and determine applicability and feasibility in clinical practice.

Therefore, the present study aimed to compare the precision and accuracy of three different 3D-photography systems. A total of 16 healthy, facially non-preoperated noses were included in this prospective study. A plaster model of each nose was produced and then the cast was digitized and converted to a reference .stl model. These .stl-files were now aligned to another using MeshLab software, superimposed and the Root Mean Square Error (RSME), Mean Surface Distance (MSD) and Hausdorff Distance (HD) were calculated.

The analyzed parameters were tested for statistical significance using one-factor analysis of variance (ANOVA). Here, the Artec<sup>®</sup> Space Spider photography system showed significantly better results compared to both systems. There was no significant difference between the other two 3D photography systems, the Planmeca<sup>®</sup> ProFace and the Bellus3D<sup>®</sup> Dental Pro App. Overall, however, all three camera systems showed a clinically acceptable deviation to the reference model.

Thus, the application in clinical routine is theoretically possible for all 3D photography systems. For everyday clinical use, the Bellus3D<sup>®</sup> Dental Pro system, which is mobile, user-independent, and inexpensive on the mobile device, appears to be the most feasible. However, the application must take into account the individual problem.

## 7. Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Triangulationsprinzip des Laserscanners modifiziert nach Vorlage von Jafari Roodbandi et al. (2017).	9
Abbildung 2: Aufbau eines Strukturlichtscanners modifiziert nach Vorlage von Modabber et al. (2016).	10
Abbildung 3: Darstellung der 3D-Photographien mit Hilfe von Bellus3D® Dental Pro in unterschiedlichen Dateiformaten.	12
Abbildung 4: Richtigkeit, Präzision und Genauigkeit modifiziert nach Vorlage von Hecht (2020).	15
Abbildung 5: Workflow Datenerfassung, Datenverarbeitung und Datenanalyse.	21
Abbildung 6: Erstellung eines digitalen Referenzmodells der Nase.	22
Abbildung 7: Vergleich der verwendeten 3D-Photographiesysteme.	22
Abbildung 8: Planmeca® ProFace.	23
Abbildung 9: Aufbau der im iPhone® X integrierten Kamerasysteme modifiziert nach Vorlage von Apple® (Apple 2021).	25
Abbildung 10: 3D-Bilderfassung mittels iPhone® X und Bellus3D® Dental Pro Applikation.	26
Abbildung 11: Nachbearbeitung der 3D-Datensätze mittels MeshLab.	27
Abbildung 12: Bestimmung der Landmarken Pronasale (prn) und Subnasale (sn) aus der rechten und linken Profilansicht, sowie der Basisansicht der Nase.	29
Abbildung 13: Bestimmung der Landmarken oberer Nasenlochpunkt (nt) und unterer Nasenlochpunkt (nb) aus der submentalen Ansicht.	30
Abbildung 14: Ausrichtung und Überlagerung des Gipsmodells zur mit Artec® Space Spider erfassten Nase in MeshLab mit Hilfe des ICP-Algorithmus.	31
Abbildung 15: ICP-Algorithmus modifiziert nach Besl (1992).	32
Abbildung 16: Farbige Oberflächenabstandskarte.	32
Abbildung 17: Boxplot: Vergleich des RMSE.	37
Abbildung 18: Boxplot: Vergleich der MSD.	39
Abbildung 19: Boxplot: Vergleich der HD.	41
Abbildung 20: Surface distance map des Planmeca® ProFace 3D-Photographiesystems von Proband 7.	43
Abbildung 21: Surface distance map des Artec® Space Spider 3D-Photographiesystems von Proband 7.	44
Abbildung 22: Surface distance map des Bellus3D® Dental Pro 3D-Photographiesystems von Proband 7.	45

## 8. Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Definition der verwendeten Landmarken zum oberflächenbasierten Vergleich.	28
Tabelle 2: Probandenkollektiv.	34
Tabelle 3: Interraterzuverlässigkeit.	35
Tabelle 4: Intraraterzuverlässigkeit.	36
Tabelle 5: RMSE Median der unterschiedlichen 3D-Photographiesysteme.	37
Tabelle 6: ANOVA des RMSE Post hoc Tests mit Bonferroni Korrektur.	38
Tabelle 7: MSD Median der unterschiedlichen 3D-Photographiesysteme.	39
Tabelle 8: ANOVA der MSD Post hoc Tests mit Bonferroni Korrektur.	40
Tabelle 9: HD Median der unterschiedlichen 3D-Photographiesysteme.	40
Tabelle 10: ANOVA der HD Post hoc Tests mit Bonferroni Korrektur.	42
Tabelle 11: Univariate lineare Regressionsanalyse von möglichen Störfaktoren auf RMSE, MSD und HD.	42

## 9. Publikationen

- 25. EACMFS-Kongress in Paris (07/2021) Vortrag mit dem Titel  
„Comparison of the precision and accuracy of 3D recording of the nose by  
three different 3D photography systems“  
**C.Claßen**, P.Kilbertus, A.Fichter, K.-D. Wolff, L.Ritschl, F.Grill
- Deutscher HNO-Kongress in Hannover (05/2022) Vortrag mit dem Titel  
„Vergleich der Präzision und Genauigkeit der dreidimensionalen Erfassung  
der Nasenoberfläche mittels drei verschiedenen 3D-Photographiesystemen“  
K.Storck, S.Kotz, F.Grill, L.Ritschl, **C.Claßen**
- 70. Kongress der DGMKG in Dresden (06/2022) Vortrag mit dem Titel  
„Vergleich der Präzision und Genauigkeit der dreidimensionalen Erfassung  
der Nase mittels drei unterschiedlichen 3D-Photographiesystemen“  
**C.Claßen**, P.Kilbertus, A.Fichter, L.Ritschl, F.Grill

## **10. Curriculum Vitae**

## 11. Danksagungen

Besonderer Dank gilt allen Beteiligten der Studie, die mir „ihre Nase“ zur Verfügung gestellt haben und ohne die eine solche Datenakquise nicht möglich gewesen wäre. Meiner Schwester Charlotte danke ich für die Erlaubnis, ihre Nase in dieser Promotion abbilden zu dürfen.

Besonderer Dank gilt meinem Doktorvater PD Dr. Dr. Lucas Ritschl und meinem Betreuer Dr. Dr. Florian Grill für die Vergabe des Dissertationsthemas und die großartige Unterstützung bei der Fertigstellung der Dissertation.

Herzlicher Dank gilt meinem Chef und Lehrer Prof. Dr. Dr. Wolff für die Möglichkeit diese Studie und auch meine Assistenzarztzeit in seiner Klinik absolvieren zu dürfen.

Je voudrais aussi remercier de tout cœur Prof. Dr. Chloé Bertolus, sans qui je n'aurai peut-être jamais choisi la chirurgie maxillo-faciale. Vos conseils professionnels et personnels pendant l'externat ont eu une influence extraordinaire sur mon avenir chirurgical.

Auch möchte ich von ganzem Herzen meiner Familie, meinen Freunden und meinem Freund Philipp für die Unterstützung danken.

Ein weiterer besonderer Dank gilt meinem Großvater Prof. Dr. Hans-Georg Claßen ohne dessen unermüdliche Nachfragen die Fertigstellung dieses Opus sicher noch etwas länger gedauert hätte. Umso mehr freut es mich nun, Dir lieber Opa, als ältestes von siebzehn Enkelkindern und einem Urenkel von Herzen für Deine Unterstützung sowohl wissenschaftlich als auch menschlich Danke zu sagen.

## 12. Quellennachweise

Albantow, C., C. Hargrave, A. Brown, C. Halsall (2020). "Comparison of 3D printed nose bolus to traditional wax bolus for cost-effectiveness, volumetric accuracy and dosimetric effect." J Med Radiat Sci **67**(1): 54-63.

Alisha, K. H., P. Batra, S. Raghavan, K. Sharma, A. Talwar (2021). "A New Frame for Orienting Infants With Cleft Lip and Palate During 3-Dimensional Facial Scanning." Cleft Palate Craniofac J: 10556656211028512.

Apple, I. (2021). "Informationen zur fortschrittlichen Technologie von Face ID." Retrieved 22.08.2021, from <https://support.apple.com/de-de/HT208108>.

Artec3D. (2022). "Artec Space Spider Industrieller 3D-Scanner mit metrologischer Präzision." Retrieved 03.01.2022, from [https://www.artec3d.com/de/portable-3d-scanners/artec-spider?utm\\_source=google&utm\\_medium=cpc&utm\\_campaign=2031490283&utm\\_term=%2Bartec%20%2Bspace%20%2Bspider%7C%7Caud-305121967658:kwd-333630833019&utm\\_content=75788545430%7C%7C&keyword=%2Bartec%20%2Bspace%20%2Bspider&gclid=CjwKCAiA78aNBhAIEiwA7B76pxfFrKYIfN93sPly91o6q9LRhTMiTioM95z1bcPkxmrElfnFfY8mjxoCwJMQAvD\\_BwE](https://www.artec3d.com/de/portable-3d-scanners/artec-spider?utm_source=google&utm_medium=cpc&utm_campaign=2031490283&utm_term=%2Bartec%20%2Bspace%20%2Bspider%7C%7Caud-305121967658:kwd-333630833019&utm_content=75788545430%7C%7C&keyword=%2Bartec%20%2Bspace%20%2Bspider&gclid=CjwKCAiA78aNBhAIEiwA7B76pxfFrKYIfN93sPly91o6q9LRhTMiTioM95z1bcPkxmrElfnFfY8mjxoCwJMQAvD_BwE).

Aspert, N., D. Santa-Cruz, T. Ebrahimi (2002). Mesh: Measuring errors between surfaces using the hausdorff distance. Proceedings. IEEE international conference on multimedia and expo, IEEE.

Ayoub, A., A. Garrahy, C. Hood, J. White, M. Bock, J. P. Siebert, R. Spencer, A. Ray (2003). "Validation of a vision-based, three-dimensional facial imaging system." Cleft Palate Craniofac J **40**(5): 523-529.

Bashour, M. (2006). "History and current concepts in the analysis of facial attractiveness." Plast Reconstr Surg **118**(3): 741-756.

Berlin, N. F., P. Berssenbrugge, C. Runte, K. Wermker, S. Jung, J. Kleinheinz, D. Dirksen (2014). "Quantification of facial asymmetry by 2D analysis - A comparison of recent approaches." J Craniomaxillofac Surg **42**(3): 265-271.

Besl, P. J., N. D. McKay (1992). Method for registration of 3-D shapes. Sensor fusion IV: control paradigms and data structures, International Society for Optics and Photonics.

Burke, P. H., L. F. Beard (1967). "Stereo-photogrammetry of the face." Rep Congr Eur Orthod Soc: 279-293.

Camison, L., M. Bykowski, W. W. Lee, J. C. Carlson, J. Roosenboom, J. A. Goldstein, J. E. Losee, S. M. Weinberg (2018). "Validation of the Vectra H1 portable three-dimensional photogrammetry system for facial imaging." Int J Oral Maxillofac Surg **47**(3): 403-410.

Chen, J. X. (2003). 3D file formats, Springer.



Cheng, S., I. Marras, S. Zafeiriou, M. Pantic (2017). "Statistical non-rigid ICP algorithm and its application to 3D face alignment." Image and Vision Computing **58**: 3-12.

Chong, Y., X. Liu, M. Shi, J. Huang, N. Yu, X. Long (2021). "Three-dimensional facial scanner in the hands of patients: validation of a novel application on iPad/iPhone for three-dimensional imaging." Ann Transl Med **9**(14): 1115.

Cignoni, P., M. Callieri, M. Corsini, M. Dellepiane, F. Ganovelli, G. Ranzuglia (2008). Meshlab: an open-source mesh processing tool. Eurographics Italian chapter conference, Salerno, Italy.

Cignoni, P., G. Ranzuglia, M. Callieri, M. Corsini, F. Ganovelli, N. Pietroni, M. Tarini (2011). "MeshLab."

Cohen, J. (2013). Statistical power analysis for the behavioral sciences, Academic press.

de Jong, G., E. Bijlsma, J. Meulstee, M. Wennen, E. van Lindert, T. Maal, R. Aquarius, H. Delye (2020). "Combining deep learning with 3D stereophotogrammetry for craniosynostosis diagnosis." Sci Rep **10**(1): 15346.

de Menezes, M., R. Rosati, V. F. Ferrario, C. Sforza (2010). "Accuracy and reproducibility of a 3-dimensional stereophotogrammetric imaging system." J Oral Maxillofac Surg **68**(9): 2129-2135.

Dell'Aversana Orabona, G., V. Abbate, F. Maglito, P. Bonavolonta, G. Salzano, A. Romano, A. Reccia, U. Committeri, G. Iaconetta, L. Califano (2018). "Low-cost, self-made CAD/CAM-guiding system for mandibular reconstruction." Surg Oncol **27**(2): 200-207.

Dice, L. R. (1945). "Measures of the amount of ecologic association between species." Ecology **26**(3): 297-302.

DIN (2016). Qualitätsmanagement und Statistik: Begriffe, Beuth Verlag GmbH.

Farkas, L. G. (1981). Anthropometry of the head and face in medicine. New York, Elsevier.

Faul, F., E. Erdfelder, A. Buchner, A. G. Lang (2009). "Statistical power analyses using G\*Power 3.1: tests for correlation and regression analyses." Behav Res Methods **41**(4): 1149-1160.

Faul, F., E. Erdfelder, A. G. Lang, A. Buchner (2007). "G\*Power 3: a flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences." Behav Res Methods **39**(2): 175-191.

Galdino, G. M., DaSilva, J. P. Gunter (2002). "Digital photography for rhinoplasty." Plast Reconstr Surg **109**(4): 1421-1434.

Geng, Z., B. Bidanda (2017). "Review of reverse engineering systems—current state of the art." Virtual and Physical Prototyping **12**(2): 161-172.

Gibelli, D., V. Pucciarelli, A. Cappella, C. Dolci, C. Sforza (2018). "Are Portable Stereophotogrammetric Devices Reliable in Facial Imaging? A Validation Study of VECTRA H1 Device." J Oral Maxillofac Surg **76**(8): 1772-1784.

Guthe, M., P. Borodin, R. Klein (2005). "Fast and Accurate Hausdorff Distance Calculation between Meshes." J. WSCG **13**: 41-48.

Halazonetis, D. J. (2001). "Acquisition of 3-dimensional shapes from images." Am J Orthod Dentofacial Orthop **119**(5): 556-560.

Handels, H. (2009). Medizinische Bildverarbeitung: Bildanalyse, Mustererkennung und Visualisierung für die computergestützte ärztliche Diagnostik und Therapie, Springer-Verlag.

Hecht, T. (2020). Elementare statistische Bewertung von Messdaten der analytischen Chemie mit Excel.

Holberg, C., K. Schwenzer, L. Mahaini, I. Rudzki-Janson (2006). "Accuracy of facial plaster casts." Angle Orthod **76**(4): 605-611.

Honrado, C. P., W. F. Larrabee, Jr. (2004). "Update in three-dimensional imaging in facial plastic surgery." Curr Opin Otolaryngol Head Neck Surg **12**(4): 327-331.

Jablonski, R. Y., C. A. Osnes, B. S. Khambay, B. R. Nattress, A. J. Keeling (2018). "An in-vitro study to assess the feasibility, validity and precision of capturing oncology facial defects with multimodal image fusion." Surgeon **16**(5): 265-270.

Jaccard, P. (1902). "Lois de distribution florale dans la zone alpine." Bull Soc Vaudoise Sci Nat **38**: 69-130.

Jafari Roodbandi, A. S., H. Naderi, N. Hashenmi-Nejad, A. Choobineh, M. R. Baneshi, V. Feyzi (2017). "Technical Report on the Modification of 3-Dimensional Non-contact Human Body Laser Scanner for the Measurement of Anthropometric Dimensions: Verification of its Accuracy and Precision." J Lasers Med Sci **8**(1): 22-28.

Jayarathne, Y. S., C. P. McGrath, R. A. Zwahlen (2012). "How accurate are the fusion of cone-beam CT and 3-D stereophotographic images?" PLoS One **7**(11): e49585.

Kai, C. C., G. G. K. Jacob, T. Mei (1997). "Interface between CAD and Rapid Prototyping systems. Part 2: LMI An improved interface." The International Journal of Advanced Manufacturing Technology **13**: 571-576.

Kau, C. H., S. Richmond, A. Incrapera, J. English, J. J. Xia (2007). "Three-dimensional surface acquisition systems for the study of facial morphology and their application to maxillofacial surgery." Int J Med Robot **3**(2): 97-110.

Klahn, C., M. Meboldt, F. Fontana, B. Leutenecker-Twelsiek, J. Jansen (2018). "Entwicklung und Konstruktion für die additive Fertigung." Vogel Business Media, Würzburg.

Knoops, P. G., C. A. Beaumont, A. Borghi, N. Rodriguez-Florez, R. W. Breakey, W. Rodgers, F. Angullia, N. U. Jeelani, S. Schievano, D. J. Dunaway (2017). "Comparison of three-dimensional scanner systems for craniomaxillofacial imaging." J Plast Reconstr Aesthet Surg **70**(4): 441-449.

Koban, K. C., P. Perko, L. Etzel, Z. Li, T. L. Schenck, R. E. Giunta (2020). "Validation of two handheld devices against a non-portable three-dimensional surface scanner and assessment of potential use for intraoperative facial imaging." J Plast Reconstr Aesthet Surg **73**(1): 141-148.

Koo, T. K., M. Y. Li (2016). "A Guideline of Selecting and Reporting Intraclass Correlation Coefficients for Reliability Research." J Chiropr Med **15**(2): 155-163.

Kuijpers, M. A., Y. T. Chiu, R. M. Nada, C. E. Carels, P. S. Fudalej (2014). "Three-dimensional imaging methods for quantitative analysis of facial soft tissues and skeletal morphology in patients with orofacial clefts: a systematic review." PLoS One **9**(4): e93442.

LeCompte, M. C., S. A. Chung, M. M. McKee, T. G. Marshall, B. Frizzell, M. Parker, A. W. Blackstock, M. K. Farris (2019). "Simple and Rapid Creation of Customized 3-dimensional Printed Bolus Using iPhone X True Depth Camera." Pract Radiat Oncol **9**(4): e417-e421.

Lekakis, G., P. Claes, G. S. Hamilton, 3rd, P. W. Hellings (2016). "Three-Dimensional Surface Imaging and the Continuous Evolution of Preoperative and Postoperative Assessment in Rhinoplasty." Facial Plast Surg **32**(1): 88-94.

Lin, C. Y., T. C. Hsung, B. Khambay (2015). "Reducing cone beam CT scan height as a method of radiation reduction for photorealistic three-dimensional orthognathic planning." J Craniomaxillofac Surg **43**(6): 907-912.

Loeffelbein, D. J., A. Rau, K. D. Wolff (2013). "Impression technique for monitoring and virtual treatment planning in nasoalveolar moulding." Br J Oral Maxillofac Surg **51**(8): 898-901.

Lubbers, H. T., L. Medinger, A. Kruse, K. W. Gratz, F. Matthews (2010). "Precision and accuracy of the 3dMD photogrammetric system in craniomaxillofacial application." J Craniofac Surg **21**(3): 763-767.

Marliere, D. A. A., M. S. Demetrio, F. S. Verner, L. Asprino, H. D. M. Chaves Netto (2019). "Feasibility of iterative closest point algorithm for accuracy between virtual surgical planning and orthognathic surgery outcomes." J Craniomaxillofac Surg **47**(7): 1031-1040.

Massini, F., L. Ebert, G. Ampanozi, S. Franckenberg, L. Benz, T. Sieberth (2021). "Comparison of superficial wound documentation using 2D forensic photography, 3D photogrammetry, Botscan(c) and VR with real-life examination." Forensic Sci Med Pathol **17**(3): 422-430.

McHenry, K. ,P. Bajcsy (2008). "An overview of 3d data content, file formats and viewers." National Center for Supercomputing Applications **1205**: 22.

Meier, J. D., R. A. Glasgold ,M. J. Glasgold (2011). "3D photography in the objective analysis of volume augmentation including fat augmentation and dermal fillers." Facial Plast Surg Clin North Am **19**(4): 725-735, ix.

Metzler, P., L. S. Bruegger, A. L. Kruse Gujer, F. Matthews, W. Zemann, K. W. Graetz ,H. T. Luebbers (2012). "Craniofacial landmarks in young children: how reliable are measurements based on 3-dimensional imaging?" J Craniofac Surg **23**(6): 1790-1795.

Miano, J. (1999). Compressed image file formats - JPEG, PNG, GIF, XBM, BMP.

Modabber, A., F. Peters, A. Brokmeier, E. Goloborodko, A. Ghassemi, B. Lethaus, F. Holzle ,S. C. Mohlhenrich (2016). "Influence of Connecting Two Standalone Mobile Three-Dimensional Scanners on Accuracy Comparing with a Standard Device in Facial Scanning." J Oral Maxillofac Res **7**(4): e4.

Modabber, A., F. Peters, H. Galster, S. C. Mohlhenrich, A. Bock, M. Heitzer, F. Holzle ,K. Kniha (2020). "Three-dimensional evaluation of important surgical landmarks of the face during aging." Ann Anat **228**: 151435.

Modabber, A., F. Peters, K. Kniha, E. Goloborodko, A. Ghassemi, B. Lethaus, F. Holzle ,S. C. Mohlhenrich (2016). "Evaluation of the accuracy of a mobile and a stationary system for three-dimensional facial scanning." J Craniomaxillofac Surg **44**(10): 1719-1724.

Moe, J., J. Foss, R. Herster, C. Powell, J. Helman, B. B. Ward ,K. VanKoeving (2021). "An In-House Computer-Aided Design and Computer-Aided Manufacturing Workflow for Maxillofacial Free Flap Reconstruction is Associated With a Low Cost and High Accuracy." J Oral Maxillofac Surg **79**(1): 227-236.

Moyers, R. E. ,F. L. Bookstein (1979). "The inappropriateness of conventional cephalometrics." Am J Orthod **75**(6): 599-617.

Murray, J. D. ,W. VanRyper (1996). "Encyclopedia of graphics file formats." Sebastopol: O'Reilly.

Naini, F. B. (2010). "Leslie G. Farkas: pioneer of modern craniofacial anthropometry." Arch Facial Plast Surg **12**(3): 141-142.

Naudi, K. B., R. Benramadan, L. Brocklebank, X. Ju, B. Khambay ,A. Ayoub (2013). "The virtual human face: superimposing the simultaneously captured 3D photorealistic skin surface of the face on the untextured skin image of the CBCT scan." Int J Oral Maxillofac Surg **42**(3): 393-400.

Nord, F., R. Ferjencik, B. Seifert, M. Lanzer, T. Gander, F. Matthews, M. Rucker ,H. T. Lubbers (2015). "The 3dMD photogrammetric photo system in cranio-maxillofacial surgery: Validation of interexaminer variations and perceptions." J Craniomaxillofac Surg **43**(9): 1798-1803.

Papadopoulos, M. A., P. K. Christou, P. K. Christou, A. E. Athanasiou, P. Boettcher, H. F. Zeilhofer, R. Sader ,N. A. Papadopoulos (2002). "Three-dimensional craniofacial reconstruction imaging." Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod **93**(4): 382-393.

Piedra-Cascon, W., M. J. Meyer, M. M. Methani ,M. Revilla-Leon (2020). "Accuracy (trueness and precision) of a dual-structured light facial scanner and interexaminer reliability." J Prosthet Dent **124**(5): 567-574.

Revilla-Leon, M., J. A. Perez-Barquero, B. A. Barmak, R. Agustin-Panadero, L. Fernandez-Estevan ,W. Att (2021). "Facial scanning accuracy depending on the alignment algorithm and digitized surface area location: An in vitro study." J Dent **110**: 103680.

Ritschl, L. M., F. D. Grill, F. Mittermeier, D. Lonic, K. D. Wolff, M. Roth ,D. J. Loeffelbein (2018). "Evaluation of a portable low-budget three-dimensional stereophotogrammetry system for nasal analysis." J Craniomaxillofac Surg **46**(12): 2008-2016.

Ritschl, L. M., P. Kilbertus, F. D. Grill, M. Schwarz, J. Weitz, M. Nieberler, K. D. Wolff ,A. M. Fichter (2021). "In-House, Open-Source 3D-Software-Based, CAD/CAM-Planned Mandibular Reconstructions in 20 Consecutive Free Fibula Flap Cases: An Explorative Cross-Sectional Study With Three-Dimensional Performance Analysis." Front Oncol **11**: 731336.

Ritschl, L. M., M. Roth, A. M. Fichter, F. Mittermeier, B. Kuschel, K. D. Wolff, F. D. Grill ,D. J. Loeffelbein (2018). "The possibilities of a portable low-budget three-dimensional stereophotogrammetry system in neonates: a prospective growth analysis and analysis of accuracy." Head Face Med **14**(1): 11.

Ritschl, L. M., K. D. Wolff, P. Erben ,F. D. Grill (2019). "Simultaneous, radiation-free registration of the dentoalveolar position and the face by combining 3D photography with a portable scanner and impression-taking." Head Face Med **15**(1): 28.

Rudy, H. L., N. Wake, J. Yee, E. S. Garfein ,O. M. Tepper (2020). "Three-Dimensional Facial Scanning at the Fingertips of Patients and Surgeons: Accuracy and Precision Testing of iPhone X Three-Dimensional Scanner." Plast Reconstr Surg **146**(6): 1407-1417.

Rusinkiewicz, S. ,M. Levoy (2001). Efficient variants of the ICP algorithm. Proceedings third international conference on 3-D digital imaging and modeling, IEEE.

Schwenzer-Zimmerer, K., D. Chaitidis, I. Berg-Boerner, Z. Krol, L. Kovacs, N. F. Schwenzer, S. Zimmerer, C. Holberg ,H. F. Zeilhofer (2008). "Quantitative 3D soft tissue analysis of symmetry prior to and after unilateral cleft lip repair compared with non-cleft persons (performed in Cambodia)." J Craniomaxillofac Surg **36**(8): 431-438.

Sedda, M., A. Casarotto, A. Raustia, A. Borracchini (2008). "Effect of storage time on the accuracy of casts made from different irreversible hydrocolloids." J Contemp Dent Pract **9**(4): 59-66.

Sforza, C., G. Grandi, M. De Menezes, G. M. Tartaglia, V. F. Ferrario (2011). "Age- and sex-related changes in the normal human external nose." Forensic Sci Int **204**(1-3): 205 e201-209.

Shrout, P. E., J. L. Fleiss (1979). "Intraclass correlations: uses in assessing rater reliability." Psychological bulletin **86**(2): 420.

Simunovic, F., S. Schlager, M. Montanari, N. Iblher (2017). "Prospective 3D analysis of facial soft tissue augmentation with calcium hydroxylapatite." J Cosmet Laser Ther **19**(5): 283-289.

Springer, I. N., B. Wannicke, P. H. Warnke, O. Zernial, J. Wiltfang, P. A. Russo, H. Terheyden, A. Reinhardt, S. Wolfart (2007). "Facial attractiveness: visual impact of symmetry increases significantly towards the midline." Ann Plast Surg **59**(2): 156-162.

Swennen, G. R. J., F. Schutyser, J.-E. Hausamen (2005). Three-dimensional cephalometry : a color atlas and manual. New York, NY, Springer.

Tenhagen, M., J. L. Bruse, N. Rodriguez-Florez, F. Angullia, A. Borghi, M. J. Koudstaal, S. Schievano, O. Jeelani, D. Dunaway (2016). "Three-Dimensional Handheld Scanning to Quantify Head-Shape Changes in Spring-Assisted Surgery for Sagittal Craniosynostosis." J Craniofac Surg **27**(8): 2117-2123.

Ter Haar, F., P. Cignoni, P. Min, R. Veltkamp (2005). "A comparison of systems and tools for 3D scanning." 3D Digital Imaging and Modeling: Applications of Heritage, Industry, Medicine and Land.

Theissing, J., G. Rettinger, J. A. Werner (2006). HNO-Operationslehre: Mit allen wichtigen Eingriffen, Georg Thieme Verlag.

Tzou, C. H., N. M. Artner, I. Pona, A. Hold, E. Placheta, W. G. Kropatsch, M. Frey (2014). "Comparison of three-dimensional surface-imaging systems." J Plast Reconstr Aesthet Surg **67**(4): 489-497.

Vegter, F., J. J. Hage (2000). "Clinical anthropometry and canons of the face in historical perspective." Plast Reconstr Surg **106**(5): 1090-1096.

Wallner, J., M. Schwaiger, K. Hohegger, C. Gsaxner, W. Zemmann, J. Egger (2019). "A review on multiplatform evaluations of semi-automatic open-source based image segmentation for cranio-maxillofacial surgery." Comput Methods Programs Biomed **182**: 105102.

Wang, X., X. Wang, Z. Xiang, Y. Zeng, F. Liu, B. Shao, T. He, J. Ma, S. Yu, L. Liu (2021). "The Clinical Application of 3D-Printed Boluses in Superficial Tumor Radiotherapy." Front Oncol **11**: 698773.

---

Wolff, K. D., F. D. Grill ,L. M. Ritschl (2020). "Comparative Photographic, Retrospective Analysis of Nonsyndromic Cleft Noses Treated with or without NAM." Plast Reconstr Surg Glob Open **8**(9): e3045.

Yamamoto, S., H. Miyachi, H. Fujii, S. Ochiai, S. Watanabe ,K. Shimosato (2016). "Intuitive Facial Imaging Method for Evaluation of Postoperative Swelling: A Combination of 3-Dimensional Computed Tomography and Laser Surface Scanning in Orthognathic Surgery." J Oral Maxillofac Surg **74**(12): 2506 e2501-2506 e2510.

Ye, H., L. Lv, Y. Liu, Y. Liu ,Y. Zhou (2016). "Evaluation of the Accuracy, Reliability, and Reproducibility of Two Different 3D Face-Scanning Systems." Int J Prosthodont **29**(3): 213-218.

Yeghiazaryan, V. ,I. Voiculescu (2015). Department of Computer Science An Overview of Current Evaluation Methods Used in Medical Image Segmentation.

Zhivago, P. ,I. Turkyilmaz (2021). "A comprehensive digital approach to enhance smiles using an intraoral optical scanner and advanced 3-D sculpting software." Journal of Dental Sciences **16**: 784 - 785.

Zogheib, T., R. Jacobs, M. M. Bornstein, J. O. Agbaje, D. Anumendem, Y. Klazen ,C. Politis (2018). "Comparison of 3D Scanning Versus 2D Photography for the Identification of Facial Soft-Tissue Landmarks." Open Dent J **12**: 61-71.

Zöllner, F. (1989). "Die Bedeutung von Codex Huygens und Codex Urbinas für die Proportions-und Bewegungsstudien Leonardos da Vinci." Zeitschrift für Kunstgeschichte **52**: 334-352.