

Technische Universität München
Klinik und Poliklinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie
des Klinikums rechts der Isar
Direktor: Prof. Dr. Dr. Klaus-Dietrich Wolff

**Prospektive, dreidimensionale Wachstumsanalyse
der Nase von Säuglingen mittels 3D-Fotografie**

Fabienna Isabella Mittermeier

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

Doktors der Zahnheilkunde

genehmigten Dissertation.

Vorsitzender: Prof. Dr. Ernst J. Rummeny

Prüfer der Dissertation:

1. Priv.-Doz. Dr. Dr. Denys J. Loeffelbein
2. apl. Prof. Dr. Bettina Kuschel

Die Dissertation wurde am 29.08.2019 bei der Technischen Universität München
eingereicht und durch die Fakultät für Medizin am 11.02.2020 angenommen.

Meiner Familie

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung.....	1
1.1 Zielsetzung der Arbeit.....	2
1.2 Geschichte und Entwicklung der 3D-Fotografie.....	3
1.2.1 Möglichkeiten der Oberflächenerfassung und Erstellung von dreidimensionalen Geometrien des Gesichts.....	3
1.2.2 Allgemein technische Prinzipien.....	7
1.3 Integration der 3D-Fotografie in der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie.....	10
1.3.1 Beispiele einiger Einsatzmöglichkeiten.....	11
1.3.2 Einsatz dreidimensionaler Datensätze in der Therapie von Patienten mit Lippen-, Kiefer- und Gaumenspalte.....	13
1.3.3 Einsatz dreidimensionaler Datensätze unter Berücksichtigung der Ästhetik.....	15
1.4 Analyse des Gesichtswachstums bei Kindern unter Verwendung dreidimensionaler Oberflächenerfassungen.....	16
1.5 Kurzüberblick: Das Nasoalveoläre Molding.....	19
2. Material und Methodik.....	20
2.1 Ethik.....	20
2.2 Patientenkollektiv.....	21
2.3 Datenerfassung.....	22
2.3.1 3D-Fotografie.....	22
2.3.2 Nasenabformung.....	23
2.3.3 Studienablauf.....	24
2.4 Statistik.....	29
3. Ergebnisse.....	30
3.1 Studienkollektiv.....	30
3.2 Landmarkenbasierte Auswertung.....	30
3.3 Interobserver Reliability.....	39
3.4 Oberflächenbasierte Auswertung.....	39
4. Diskussion.....	42
4.1 Studienaufbau.....	42
4.1.1 Patientenkollektiv.....	42
4.1.2 Diskussion der ausgewählten Distanzen und Winkel.....	43
4.1.3 Präzision der einzelnen Landmarken.....	45

4.1.4	Messungen und Analysen.....	47
4.2	Diskussion der Ergebnisse.....	50
4.2.1	Diskussion der Ergebnisse im Vergleich zu anderen 3D-Systemen.....	50
4.2.2	Vergleich tragbarer und statischer Geräte.....	55
4.2.3	Diskussion der Wachstumswerte.....	56
4.2.3.1	Subalarbreite.....	57
4.2.3.2	Diverse Nasenparameter (Nasion, Pronasale, Subnasale, Nasenlochbegrenzungen).....	59
4.2.3.3	Columellalänge.....	60
4.2.3.4	Mundbreite.....	61
4.2.3.5	Oberlippenlänge.....	63
4.2.3.6	Verschiedene Augenparameter.....	64
4.2.3.7	Diskussion verschiedener Winkel.....	65
4.2.4	Oberflächenbasierter Vergleich und Diskussion des RMS-Fehlers.....	66
4.2.5	Diskussion: Nasenabformung und Gipsmodelle.....	70
4.3	Ausblick und Möglichkeiten der 3D-Fotografie im Rahmen der LKGS-Therapie und MKG allgemein.....	72
4.3.1	Anwendung bei Säuglingen.....	72
4.3.2	Möglichkeit für den klinischen Einsatz.....	73
4.3.3	Anwendbarkeit in der Therapie von Patienten mit Lippen-, Kiefer- und Gaumenspalte.....	75
4.3.4	Ausblick.....	78
5.	Zusammenfassung.....	80
6.	Literaturverzeichnis.....	82
7.	Anhang.....	101
7.1	Veröffentlichungen Teile der Doktorarbeit.....	101
7.2	Abbildungsverzeichnis.....	102
7.3	Tabellenverzeichnis.....	103
8.	Curriculum Vitae.....	104
9.	Danksagung.....	105

Abkürzungen

%	Prozent
°	Grad
\$	Dollar
€	Euro
>	größer als
<	kleiner als
±	plus/minus
≈	entspricht ungefähr
.PLY	Polygon File Format
.STL	Standard Tessellation Language
2D	zweidimensional
3D	dreidimensional
Abb.	Abbildung
al.	alii/aliae/alia
bzw.	beziehungsweise
ca.	circa
CAD	Computer Aided Design
CAM	Computer Aided Manufacturing
[cm]	Zentimeter
CT	Computertomographie
[d]	Tage
DVT	Digitale Volumentomographie
LKGS	Lippen-, Kiefer- und Gaumenspalte
MRT	Magnetresonanztomographie
[µm]	Mikrometer
[mm]	Millimeter
[ms]	Millisekunde
MKG	Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie
NAM	Nasoalveoläre Molding
RMS	Root Mean Squared
[s]	Sekunde

s.	siehe
sog.	sogenannt
u.a.	unter anderem
v.a.	vor allem
z.B.	zum Beispiel

1. Einleitung

Das Nasoalveoläre Molding (NAM), also die Ausformung von fehlgebildetem Gewebe der Nase und des Kiefers, wird als Konzept für die prächirurgische Behandlung von Patienten mit Lippen-, Kiefer- und Gaumenspalten verwendet. Sie vermag entscheidende Weichen für chirurgische, kieferorthopädische und zahnärztliche Behandlungen zu stellen und beeinflusst damit das spätere funktionelle und ästhetische Gesamtergebnis bei betroffenen Patienten. Insbesondere erhofft man sich langfristig unter anderem eine Verbesserung der spalttypisch deformierten Nase.

Die bereits länger bekannte NAM-Therapie wurde zuletzt in Richtung virtueller Planung und Herstellung im Sinne der CAD/CAM-Technologie weiter entwickelt (Bauer et al., 2017; Loeffelbein et al., 2015; Shen et al., 2015; Yu et al., 2011). CAD steht dabei für computer-aided design und CAM meint computer-aided manufacturing. Diese Prozesse umfassen folglich die computergestützte Konstruktion und Fertigung der NAM-Apparaturen.

Eine Besonderheit ist das automatisierte RapidNAM-Konzept, welches die virtuelle Modifikation und Herstellung verschiedener Platten bis zum Zeitpunkt der Operation ermöglicht (Bauer et al., 2017). Aufbauend auf die Analyse des dentoalveolären und palatinalen Wachstums in einer Studie von Bauer et al. (Bauer et al., 2017) wurde im Rahmen des RapidNAM-Konzepts am Klinikum rechts der Isar, Technische Universität München, die vorliegende Arbeit initiiert. Die CAD/CAM-Technologie war bislang nur für die Basisplatte möglich (Ritschl et al., 2016), weshalb die in der vorliegenden Arbeit ermittelten Werte des Mittelgesichts, insbesondere der perinasalen Region, vonnöten sind und unterstützend in den digitalen Workflow implementiert werden sollen. Durch diese Arbeit konnten mithilfe der 3D-Fotografie normative, dreidimensionale Wachstumswerte von gesunden Säuglingen für die ersten sechs Lebensmonate hervorgebracht werden, die zudem multidisziplinäre Anwendung finden können. Mit der Kenntnis des „normalen“ dreidimensionalen Wachstumsfaktors der Nase wäre es auch möglich, die Aufrichtung des Nasensteges der NAM-Apparatur für die jeweilige individuelle Spaltdeformität festzulegen und in das RapidNAM-Konzept einfließen zu lassen.

1.1 Zielsetzung der Arbeit

Ausgehend von digitalisierten Anfangsmodellen aus Gips ist aktuell eine teilautomatisierte virtuelle Planung und anschließende Herstellung der Basis-Molding-Apparatur mittels CAD/CAM-Technologie möglich. Teilautomatisiert meint in diesem Zusammenhang die noch fehlende virtuelle Integration des nasalen Steges in der NAM-Therapie. Zur weiteren Optimierung der Arbeitsabläufe bis hin zum kompletten virtuellen Workflow, der nachgewiesenermaßen den Zeitaufwand für die Patienten und Behandler reduzieren vermag, bedarf es noch Verbesserungen einzelner Teilschritte. Zudem gibt es bisher nur wenig wissenschaftliche Untersuchungen darüber, wie sich ein kindliches Gesicht in den ersten Lebensmonaten entwickelt.

Hauptziel der vorliegenden Arbeit war es, mithilfe der dreidimensionalen Fotografie das durchschnittliche Wachstum des Mittelgesichts, insbesondere der perinasalen Region, im Säuglingsalter von der Geburt bis zum sechsten Lebensmonat zu bestimmen. Die Ergebnisse sollen als Basis für das CAD/CAM-gestützte Verfahren einer NAM-Therapie dienen. Zudem sollen die Erkenntnisse die virtuelle Integration des nasalen Steges ermöglichen. Aus den 3D-Daten (.STL-Datensätze) soll ein Algorithmus gewonnen werden, um die virtuell geplanten NAM-Platten und den nasalen Steg in Relation miteinander zu verbinden. Sekundäres Ziel war zum einen die Genauigkeit einer günstigen, portablen dreidimensionalen Kamera beim Fotografieren von Probanden im Säuglingsalter durch den Vergleich mit konventionellen Abformungen zu validieren und zum anderen die Anwendbarkeit der dreidimensionalen Kamera bei Neugeborenen und somit eine mögliche Integration dieser Kamera in die NAM-Therapieschritte kritisch zu bewerten.

1.2 Geschichte und Entwicklung der 3D-Fotografie

1.2.1 Möglichkeiten der Oberflächenerfassung und Erstellung von dreidimensionalen Geometrien des Gesichts

Die Anthropometrie (griech. *anthropos* der Mensch, *metron* das Maß) ist definiert als eine Analyse der Gesichtsmorphologie und -metrik (Farkas, 1994; Nord et al., 2015). Die traditionelle Methode basiert dabei auf dem Einsatz von Messschiebern (Gibelli et al., 2018). Direkte Anthropometrie, zweidimensionale (2D-) Fotografien und Kephalometrie wurden bisher als anthropometrische Verfahren verwendet (Nord et al., 2015). Das Messen der Parameter direkt am Patienten (direkte Anthropometrie) ist äußerst zeitintensiv. Zudem variiert das Ergebnis stark durch unterschiedliche Untersucher. Der Einsatz dieser Methode ist insbesondere bei Säuglingen wegen ihrer geringen Toleranz limitiert (Li et al., 2013; Weinberg et al., 2016). Des Weiteren sind direkte Messungen für eine retrospektive Analyse aufgrund ungenügender Zuverlässigkeit nicht geeignet (Nord et al., 2015). Zu den konventionellen dreidimensionalen (3D-) Methoden zählen die Computertomographie (CT), die Magnetresonanztomographie (MRT), die digitale Volumentomographie (DVT) und die Herstellung von Gipsmodellen (Li et al., 2013).

Gipsmodelle dienen der Behandlungsbeurteilung und können Auskunft über Veränderung im Laufe der Zeit bzw. der Therapie geben (Kuijpers et al., 2014). Die durchschnittliche Abweichung zwischen Gipsmodell und Gesichtsoberfläche lag je nach Region zwischen 0,95 und 3,55 mm. Der resultierende Unterschied im Gipsmodell kann durch die Weichteilverformung aufgrund des Abformmaterials zustande kommen und limitiert die Verwendung für morphometrische Analysen (Holberg et al., 2006). Digitale Modelle, die aus dreidimensionalen Daten gewonnen werden, scheinen eine gültige Alternative zu sein (Kuijpers et al., 2014). Im Folgenden werden verschiedene dreidimensionale Oberflächenerfassungen in einzelne Kategorien aufgegliedert und thematisiert. Diese sind verschiedene bildgebende Verfahren wie CT, MRT und 3D-Kephalometrie, DVT, Stereolithographie, 3D-Scanner und Fotografien.

Bildgebende Verfahren (CT, MRT, 3D-Kephalometrie)

Die eingeschränkte Verfügbarkeit, hohe Kosten und ionisierende Strahlenbelastung (Lubbers et al., 2010; Weinberg et al., 2016), vor allem auch bei Neugeborenen, stellen negative Aspekte einer Computertomographie dar. Je nach Indikation der Oberflächenerfassung sollte auch die

ungenügende Möglichkeit zur Beurteilung von Weichgewebe berücksichtigt werden (Li et al., 2013; Modabber et al., 2016; Weinberg et al., 2016). Die Überlagerung einer CT-Aufnahme mit einem 3D-stereophotogrammetrischen Bild zeigte eine Genauigkeit zwischen 1,25-1,5 mm und einem minimalen Oberflächenfehler von 1,5 mm (Ayoub et al., 2007). Eine Magnetresonanztomographie weist aufgrund des Mechanismus über magnetische Felder keine Strahlenbelastung auf, erfordert jedoch eine lange Untersuchungszeit und eine Vollnarkose bei Säuglingen aufgrund der langen Scanzeit (Li et al., 2013; Weinberg et al., 2016).

Bei der Rekonstruktion aus CT- oder MRT-Daten wird aus 1-1,5 mm dicken 2D-Scheiben eine dreidimensionale Form berechnet (Knoops et al., 2017; Papadopoulos et al., 2002). Eine dreidimensionale CT-Darstellung ermöglicht ohne Interaktion mit metallischen Geräten eine detaillierte Visualisierung des Knochengewebes (Papadopoulos et al., 2002). Es besteht weiterhin die Möglichkeit, dreidimensionale Daten über die 3D-Kephalometrie zu generieren. Für Wachstumsanalysen wird häufig die dreidimensionale Kephalometrie verwendet, wobei hier besonders auch im Hinblick auf Säuglinge die Strahlenexposition als Nachteil erwähnt werden soll (Weinberg et al., 2016). Dreidimensionale Kephalometrie funktioniert digital über die Kombination und Integration einer posteroanterioren und lateralen Röntgenaufnahme, wodurch eine 3D-Projektion des Schädels entsteht. Jedoch ist die 3D-Kephalometrie per se zur genauen Analyse kraniofazialer Problematiken nicht geeignet (Papadopoulos et al., 2002). Abweichungen kleiner einem Millimeter wurden im Vergleich der dreidimensionalen Kephalometrie mit in-vitro Direktmessungen ermittelt. Schwachstellen waren unter anderem verschiedene Winkelmessungen (Smektala et al., 2014). Weiterhin beachtet die Radiographie die skelettale Komponente, wohingegen die ästhetischen Aspekte des Weichgewebes ignoriert werden (Lubbers et al., 2010).

Digitale Volumentomographie (DVT)

Die Stereophotogrammetrie und die digitale Volumentomographie zählen zu den neueren bildgebenden Verfahren der dreidimensionalen Visualisierung. Meistens werden die beiden Methoden miteinander verbunden, um die fehlenden Informationen zu kompensieren (Jayaratne et al., 2012). Die DVT wird seit 2005 zur Bildgebung der kraniofazialen Region aufgrund der geringeren Strahlenbelastung im Vergleich zur Computertomographie immer häufiger verwendet (Kuijpers et al., 2014). Sie wird zur Aufnahme von Hartgewebe (Knochen) des Gesichtes angewandt. Das dabei abgebildete Weichgewebe ist stets ohne natürliche bzw. originalgetreue Oberflächenbeschaffenheit. Naudi et al. beschreiben unter anderem

auch die mögliche Überlagerung der DVT-Daten mit 3D-Fotografien. Die größte Problematik liegt in der Ungenauigkeit, die entsteht, wenn die Bilder nicht gleichzeitig aufgenommen werden (Naudi et al., 2013). So ist ein wesentlicher Vorteil der Photogrammetrie das Erkennen der natürlichen Oberflächenfarbe und -struktur besonders unter Berücksichtigung der Ästhetik, wie beispielsweise bei Weichgewebsdefekten (Jayaratne et al., 2012). Die Überlagerung einer DVT mit einer 3D-Fotografie (3dMD®) zeigte Ergebnisse mit einer Abweichung kleiner 0,5 mm und kann somit in der 3D-Planung orthognather Chirurgien verwendet werden. Durch die Anwendung von dreidimensionalen Fotografien kann auch die Strahlenbelastung reduziert werden (Lin et al., 2015).

Stereolithographie

Weiterhin besteht die Möglichkeit einer Stereolithographie aus dem 3D-Datensatz z.B. einer Computertomographie und auch einer MRT zu konstruieren (Issa et al., 1998). Mit diesem 3D-Druck kann ein Schädelmodell für die Behandlungsplanung in der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie (Whitman et al., 1999) und für die anthropometrische Forschung produziert werden (Pessa, 2001), indem Aluminium- oder Kunststoffteilchen entsprechend den erfassten Daten geschnitten und modelliert werden (Papadopoulos et al., 2002). So kann aus der 3D-Virtualisierung an einem Computer auch eine reale Simulation konstruiert werden (Papadopoulos et al., 2002). Die dreidimensionalen CT-Daten werden zur Steuerung eines Lasers genutzt, sodass selektiv lichtempfindlicher Kunststoff zu dem gewünschten sog. Biomodell polymerisiert wird (D'Urso et al., 1998). Stereolithographische Modelle werden zur Beurteilung des Gesichtswachstums verwendet und bieten die Basis für prospektive und auch retrospektive Studien (Pessa, 2001). Die Genauigkeit dieser Rapid-Prototyping-Technik ergab eine mittlere Differenz von +0,47 mm und einen durchschnittlich absoluten Unterschied von +0,85 mm (Barker et al., 1994).

3D-Scanner

Bei den 3D-Scannern lassen sich stationäre und portable Scanner unterscheiden. Die meisten 3D-Scanner sind stationär konzipiert. Hier wird das Objekt zum Scanner bewegt. Zudem kann man die Scanner nach deren Erfassungsfeld, wie beispielsweise dem Gesicht, unterteilen (Modabber et al., 2016). Lichtscanner projizieren ein Muster aus sichtbarem oder infrarotem Licht auf eine Oberfläche, bemessen die Verzerrung und konstruieren somit das dreidimensionale Bild (Knoops et al., 2017). Die Erfassung einer 3D-Oberfläche mithilfe eines Lasers fordert Zeit, sodass sich Bewegungen deutlich auf die Fehler auswirken. Hierunter zählt

beispielsweise die Mimik (Ayoub et al., 2007; Naudi et al., 2013). Der Vergleich eines 3D-Scanners (Dental Wings series 3, Dental Wings Inc., Montreal, Canada) und eines dreidimensionalen stereophotogrammetrischen Systems (Vectra 3D, Canfield Scientific, Fairfield, NJ) ergab keine statistisch signifikanten Unterschiede bei der Messung von Nasengipsmodellen (Codari et al., 2015).

Fotografien

Bis dato wurden überwiegend zweidimensionale Analyseverfahren verwendet (Berlin et al., 2014). Zweidimensionale Fotografien sind von verschiedenen Faktoren beeinflussbar. Dazu zählen die fehlende Information über den Abstand Kamera – Objekt und der Winkel der Kameraaufnahme (Li et al., 2013; Tzou et al., 2014), sodass der Trend deutlich Richtung dreidimensionale Oberflächenerfassung geht. Konventionelle 2D-Fotografien sind für maßstabsgetreue Messungen schwierig zu kalibrieren. Zudem sind nur Abstände in der Bildebene messbar (Metzler et al., 2012). Die Problematiken dabei sind die Darstellung dreidimensionaler Objekte in zweidimensionalen Bildern, die fehlende Genauigkeit und Realität der Oberflächenstrukturen (Ayoub et al., 2007). Nach Naudi et al. ist eine zweidimensionale Bildgebung nur für die Planung der Profilverhersage von Nutzen (Naudi et al., 2013).

Zusammenfassung

Eine Vielzahl dreidimensionaler Technologien wurde entwickelt, um die Mängel herkömmlicher fotografischer und radiographischer Methoden zu minimieren (Honrado et al., 2004). Zusammenfassend lässt sich sagen, dass Gipsmodelle, CT, DVT, MRT, Laseroberflächenscanner und Stereophotogrammetrie die am häufigsten eingesetzten dreidimensionalen Methoden sind. Je nach Fragestellung werden die Techniken z.B. zur Beurteilung des Knochens sowie zur Analyse von Weichgewebe und Veränderungen des kraniofazialen Skeletts eingesetzt (Kuijpers et al., 2014). Es gibt zudem eine Reihe von Kombinationsmöglichkeiten wie z.B. Laserscanner und CT oder 3D-Kephalometrie (Papadopoulos et al., 2002), die jedoch im Rahmen dieser Arbeit nur marginal erwähnt werden können.

Allgemein wird ein Unterschied zwischen dem Messergebnis verschiedener Systeme von kleiner einem Millimeter als ein sehr gutes Ergebnis angesehen (Camison et al., 2018). Die meistverwendeten 3D-Oberflächensysteme basieren auf einer digitalen stereophotogrammetrischen Technologie (Heike et al., 2010). Die Stereophotogrammetrie hat

sich im Vergleich als zuverlässig und genau mit bis zu 0,5 mm erwiesen (Aynechi et al., 2011; Ayoub et al., 1998; Chou et al., 2017; Wong et al., 2008). Sie ist eine einfache, nicht invasive, präzise und sehr schnelle (1,5 ms) (Ayoub et al., 2007) Technik zur Gewinnung von dreidimensionalen Geometrien und Oberflächenstrukturen (Knoops et al., 2017; Naudi et al., 2013; Yamamoto et al., 2016). Die 3D-Bilder eignen sich für klinische Aufgabenstellungen und für Forschungszwecke (Papadopoulos et al., 2002). Abschließend sei erwähnt, dass die dreidimensionalen Technologien und insbesondere die 3D-Stereophotogrammetrie nicht als Optimum dargestellt werden sollen. Diese wird nur aufgrund der Fragestellung der Dissertation besonders hervorgehoben. Jede erwähnte Technik hat ihre Vorteile und auch ihre Nachteile (Ayoub et al., 2007).

1.2.2 Allgemein technische Prinzipien

Stereophotogrammetrie ist definiert als eine Konfiguration von zwei oder mehreren Kameras als Stereopaar. Durch die Kombination mehrerer Fotos aus unterschiedlichen Perspektiven können 3D-Morphologien generiert werden (Burke et al., 1983; Kau et al., 2007). Eine möglichst geringe Differenz der Aufnahmezeitpunkte verringert den Einfluss von Bewegungen (de Menezes et al., 2010). Diese Systeme werden auch als passiv bezeichnet, da die Reflexion des Umgebungslichtes durch den Scanner eingefangen und somit ausgewertet wird (Knoops et al., 2017). Die Erfassung von dreidimensionalen Daten mit einer entsprechenden Kamera oder einem Scanner ist nicht invasiv. Die Wellenlänge dieser Methode liegt im sichtbaren Lichtwellenlängenbereich (Yamamoto et al., 2016). Sowohl bei der Stereophotogrammetrie als auch beim Laserscanning wird das Prinzip der Triangulation verwendet (Honrado et al., 2004). Die dreidimensionale Stereophotogrammetrie funktioniert über multiple Bilder, die übereinander gelagert werden. Triangulationsalgorithmen ermöglichen die geometrische 3D-Rekonstruktion mit x-, y- und z-Koordinaten (Lubbers et al., 2010; Weinberg et al., 2016). Die Stereoanalyse funktioniert entsprechend dem binokularen Sehen. Das Phänomen der Parallaxe beschreibt die Änderung eines Objektes durch unterschiedliche Abstände zum Auge. Auf die Stereophotogrammetrie übertragen bedeutet dies, dass durch zwei Kameras mit einer gewissen Entfernung zueinander verschiedene Bilder aufgrund der Parallaxe entstehen. Durch die Abweichungen des gleichen Punktes und die bekannten Parameter – die Distanz der Kameras und deren Brennweite – wird der Abstand des Punktes und somit die Form konstruiert (Halazonetis, 2001; Honrado et al., 2004).

Mithilfe einer Lichttriangulation werden 3D-Daten von Objekten rekonstruiert, ohne diese zu berühren. Dafür werden vordefinierte Muster auf die Oberfläche projiziert und von einer anderen Kamera registriert. Unter Kenntnis der Position der verschiedenen Kameras zueinander wird jeder einzelne Punkt berechnet, sodass insgesamt ein dreidimensionales Konstrukt entsteht (Modabber et al., 2016).

Abbildung 1-1: Prinzip der Triangulation

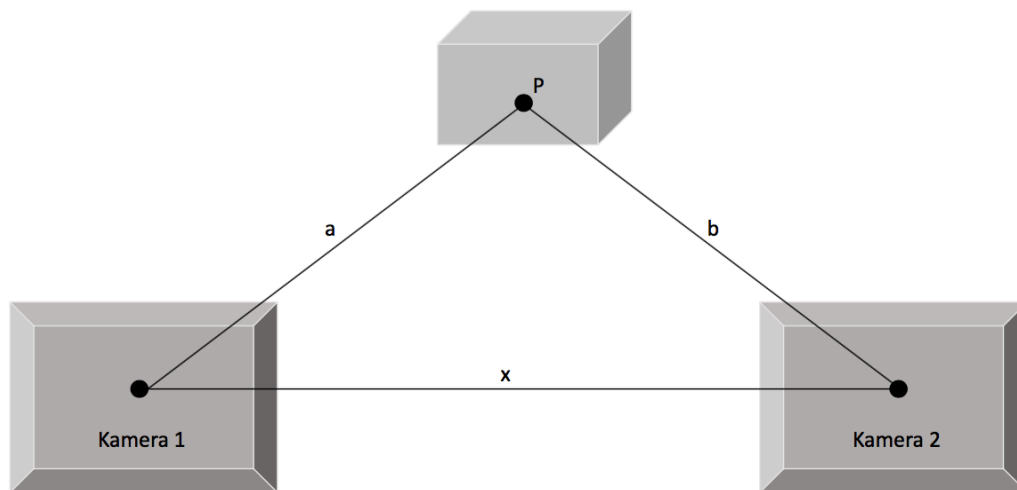


Abbildung 1-1 veranschaulicht vereinfacht das Prinzip der Triangulation zur dreidimensionalen Oberflächenerfassung. Über die bekannte Distanz (x) zwischen den beiden Kameras und den jeweilig errechneten Abstand (a und b) zum Punkt P lassen sich die Koordinaten des Punktes ermitteln. Dieses Prinzip wird auf alle Punkte einzeln angewandt, sodass schlussendlich eine dreidimensionale Form rekonstruiert werden kann.

Die Tiefenauflösung ist umso besser, je größer die Distanz zwischen den integrierten Kameras und je näher das Objekt an den Kameras ist (Halazonetis, 2001). Nach der Rekonstruktion besteht die Möglichkeit, das dreidimensionale Objekt entweder als sog. „Mesh-Oberfläche“ oder auch analog eines Fotos in Farbe darzustellen (Weinberg et al., 2016). Die Mesh-Größe bzw. Maschenweite ist ausschlaggebend für die Genauigkeit insbesondere in Regionen mit starker Krümmung wie zum Beispiel im Nasenbereich (Knoops et al., 2017). Der physikalische Abstand zwischen den integrierten Kameras bestimmt die mögliche Anzahl der Oberflächendaten. Mit einer frontalen 3D-Aufnahme des Gesichtes werden konstant zuverlässige Daten von circa 160 bis 180 Grad generiert (Heike et al., 2010; Plooij et al., 2009). Durch den Einsatz dreidimensionaler Daten gewinnen Parameter wie diverse Oberflächenberechnungen und Volumina an Bedeutung (Codari et al., 2015; Gibelli et al., 2018). Neben den technischen Aspekten wie beispielsweise der Aufnahmegeschwindigkeit gibt es einige Faktoren, die die Qualität und Genauigkeit der dreidimensionalen Fotografie beeinflussen. Die 3D-Aufnahme ist ein statisches Bild, das den Zustand in genau einem Moment festhält. Dies begründet den höheren Einfluss unterschiedlicher Gesichtsausdrücke während der Aufnahme und dadurch entstandene mögliche Fehler (Maal et al., 2010). Die Genauigkeit der dreidimensionalen Messungen sind für mehr Faktoren anfällig als die traditionelle Messung (Kouchi et al., 2012). Der Einfluss der technischen Prinzipien, wie z.B. der Hard- und Software, ist systemabhängig variabel. Aus diesem Grund ist es notwendig, diesen für jedes System einzeln zu ermitteln.

1.3 Integration der 3D-Fotografie in der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie

Anthropometrische Daten werden beispielsweise zur Beobachtung von Wachstumsveränderung (Kau et al., 2006) und zur Charakterisierung von Syndrome mithilfe von 3D-Oberflächenmodellen (Hammond et al., 2005) und deren Analyse verwendet (Nord et al., 2015). Für quantitative Analysen werden immer noch Gipsabformungen und radiologische Bilder trotz deren Limitationen verwendet (Friede et al., 1972). Auch zweidimensionale Fotografien entsprechen nach wie vor dem Goldstandard zur Beurteilung der klinischen Ergebnisse in der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie, obwohl damit eine Analyse der dreidimensionalen Tiefe und Form nicht möglich ist (Honrado et al., 2004; Knoops et al., 2017). Nach Naudi et al. ist eine zweidimensionale Bildgebung nur für die Planung der Profilverhersage von Nutzen (Naudi et al., 2013). Der Einsatz dreidimensionaler Daten in der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie gewinnt an Bedeutung (Gibelli et al., 2018; Heike et al., 2010). Für Hartgewebe bzw. knöcherne Strukturen hat sich die DVT mit relativ geringer Strahlendosis bewährt. Die dreidimensionale Fotografie ermöglicht die korrekte Abbildung inklusive Oberflächenbeschaffenheit und Farbe der Weichgewebe des Gesichtes (Maal et al., 2010). Durch den Einsatz von dreidimensionalen Datensätzen können im Gegensatz zur konventionellen 2D-Fotografie Volumina und Oberflächen bestimmt werden (Birgfeld et al., 2013; Codari et al., 2015; Gibelli et al., 2018; Sawyer et al., 2009; Wong et al., 2008).

Vergleiche von statischen und tragbaren Geräten zeigen eine hohe Genauigkeit und ähnliche Ergebnisse. Somit können die portablen Kameras durch die häufigeren Einsatzmöglichkeiten und höhere Anzahl an Anwendungen die Datenakquirierung und -bank bezüglich des Gesichtes erheblich verbessern (Gibelli et al., 2018). Die Geräte sind zunehmend kleiner, sodass sie universell für Studien der Gesichtsmorphologie eingesetzt werden können (Kau et al., 2004). Zur Analyse der volumetrischen Veränderung oder des Gesichtswachstums ist eine standardisierte Positionierung hilfreich, um eine objektive Beurteilung gewährleisten zu können. Jedoch existieren bei einer dreidimensionalen Weichgewebefotografie keine stabilen Strukturen als Referenz zur Überlagerung (Brons et al., 2013). Um die 3D-Stereophotogrammetrie im klinischen Prozess integrieren zu können, sollte eine Genauigkeit kleiner einem Millimeter gewährleistet werden (Maal et al., 2010). Diese geringe Differenz und hochpräzise Messungen sind notwendig, da jede Veränderung andernfalls

sowohl ein technischer Fehler als auch ein tatsächliches Wachstum, z.B. eines Tumors, sein könnte (Maal et al., 2010).

1.3.1 Beispiele einiger Einsatzmöglichkeiten

Zunehmend lässt sich der Einsatz von Technologien zur 3D-Oberflächenerfassung in kraniofazialen Zentren beobachten (Gibelli et al., 2018; Heike et al., 2010). Die neuere Entwicklung in Richtung 3D-Fotografie stellt eine wichtige Verbesserung in der anatomischen Forschung des Gesichts (Gibelli et al., 2018), für die Analyse von Deformitäten und in der chirurgischen Planung (Chou et al., 2017) dar. So werden 3D-Scanner unter anderem in der Planung von Rhinoplastiken (Lekakis et al., 2016) und orthognathen Eingriffen (Lin et al., 2015), zur Therapie von Lippen-, Kiefer- und Gaumenspalten (Schwenzer-Zimmerer et al., 2008) sowie zur Beurteilung der posttherapeutischen Ergebnisse eingesetzt (Knoops et al., 2017). Standardisierte Werte für anthropometrische Messungen werden zur Befundung von kraniofazialen Dymorphologien benutzt. Um die Problematik bzw. den Grad der Abweichung von der Normalität genauer bestimmen zu können, werden Statistiken und Wachstumskurven gesunder Individuen als Referenz verwendet (Weinberg et al., 2016). Detaillierte Informationen zur Diagnosestellung von kraniofazialen Deformitäten können aus 3D-Daten gewonnen werden, die eine effizientere Behandlungsplanung ermöglichen und somit 2D-Verfahren vorzuziehen sind (Papadopoulos et al., 2002). Postoperative Gesichtsschwellungen nach einer orthognathen Chirurgie wurden beispielsweise mithilfe einer 3D-Kamera kontrolliert (van der Vlis et al., 2014; Yamamoto et al., 2016). Die gewonnenen 3D-Daten wurden folglich in Kombination mit den präoperativen CT-Datensätzen für die Analyse und Überwachung der postoperativen Schwellung genutzt (Yamamoto et al., 2016). 3D-Stereophotogrammetrie wurde auch zur Analyse der Lippen von Erwachsenen und zur dreidimensionalen Beurteilung verschiedener Lippenvergrößerungstechniken verwendet (Sawyer et al., 2009).

Mittels einer 3D-Bilderfassung können zu unterschiedlichen Stadien einer Therapie die Resultate und Veränderungen objektiv dokumentiert werden. So werden routinemäßig sogenannte 3D-FollowUp in der plastischen Chirurgie integriert. Insbesondere die präoperative Visualisierung ist für den klinischen Alltag relevant (Spanholtz et al., 2012). Fotografien können zusätzlich als Planungsinstrument (Spanholtz et al., 2012) in der Chirurgie

dienen und auch zu Darstellungszwecken in Gesprächen mit Patienten bzw. deren Eltern angewandt werden. Sie werden auch den medizinisch-rechtlichen Dokumentationsanforderungen gerecht (Kuhnel et al., 2005). Der 3D-Datensatz steht somit für Vermessungen, Operationsplanungen oder auch zur Archivierung zu Verfügung. Dadurch wird die sogenannte „Offline“-Messung patientenabhängiger Daten ermöglicht (Spanholtz et al., 2012). Mit einer entsprechenden Software besteht auch die Möglichkeit einer virtuellen Operation und einer 3D-Weichteilprognose (Cousley et al., 2014; Lin et al., 2015). Die Kommunikation zwischen Patient und Behandler kann durch dreidimensionale Fotografien aufgrund einer verbesserten Visualisierung erleichtert werden (Papadopoulos et al., 2002). Zudem wird eine vereinfachte Durchführbarkeit multizentrischer Studien durch den Austausch digitaler Daten unter Wahrung des Datenschutzgesetzes suggeriert (Birgfeld et al., 2013; Lubbers et al., 2010).

In der MKG-Chirurgie wird die Wiederherstellung möglichst vieler Gesichtsfunktionen und auch der Ästhetik angestrebt. Das Gesicht kann nicht mit einfachen geometrischen Figuren bzw. flachen Ebenen beschrieben werden (Modabber et al., 2016). Aufgrund der komplexen dreidimensionalen Struktur des Gesichtes sind Messungen von Distanzen und Winkel besonders anspruchsvoll und können mit einfachen Messungen nicht aussagekräftig beurteilt werden (Metzler et al., 2012). Die Zuverlässigkeit dreidimensionaler Aufnahmen hängt sowohl von der entspannten Körperhaltung als auch von der Genauigkeit und Geschwindigkeit des Gerätes ab (Kau et al., 2004). Für die klinische Anwendung spielen Faktoren wie eine schnelle Aufnahmezeit, die Einfachheit der Bedienung und Kosteneffizienz eine Rolle (Ayoub et al., 2003). Die Landmarken sollten im Gesicht innerhalb eines Bereiches von einem Millimeter identifiziert werden können (Ayoub et al., 2003). Manche anatomische Landmarken sind abhängig von der Farbe des Gesichtes bzw. deren Lage und können so bei einem fotorealistischen Bild besser beurteilt werden. Dieses originalähnliche Bild generieren stereophotogrammetrische Kameras (Ayoub et al., 2007). Die stereophotogrammetrische Technologie ermöglicht eine schnelle Aufnahme, sodass die Auswirkungen von unwillkürlichen Gesichtsbewegungen möglichst reduziert werden (Gibelli et al., 2018). Der Einsatz der Photogrammetrie wurde auch zur Analyse infantiler Hämangiome erläutert. Sie erwies sich als angemessene Methode zur Beurteilung und Vergleichen volumetrischer Veränderungen (Hermans et al., 2014). Die Erfassung dreidimensionaler Oberflächendaten bei Säuglingen und Kindern ist nicht einfach zu bewerkstelligen (Brons et al., 2013). Eine 3D-Fotografie ist im Vergleich zu anderen

Möglichkeiten der objektiven Messungen gerade durch die Aufnahmedauer von weniger als zwei Millisekunden für Säuglinge geeignet (Hermans et al., 2014).

1.3.2 Einsatz dreidimensionaler Datensätze in der Therapie von Patienten mit Lippen-, Kiefer- und Gaumenspalte

Ein 3D-Datensatz bietet die Möglichkeit, individuelle Ergebnisse einer Operationstechnik im Rahmen der LKGS-Chirurgie dreidimensional zu objektivieren. Die dafür verwendeten Parameter beziehen sich auf die präoperative 3D-Morphologie des Patienten. Im Anschluss folgte eine 3D-Kontrolle und Analyse der gewonnenen Daten (Schwenzer-Zimmerer et al., 2008). Diese Methode kann als sehr zuverlässig eingestuft werden und wies Abweichungen von kleiner zwei Millimeter auf. Eine Diskrepanz >2 mm gilt als ungenau (Aung et al., 1995; Knoops et al., 2017). Der Vorteil einer 3D-Aufnahme ist die Möglichkeit, Oberflächen zu messen, sodass die komplexe Anatomie eines Spaltes zusätzlich zur klinischen Untersuchung und auch in Abwesenheit des Säuglings ausgewertet werden kann (Schwenzer-Zimmerer et al., 2008).

Insgesamt existieren nur wenige dreidimensionale Daten über die Weichteilmorphologie von Lippen-, Kiefer- und Gaumenspalten (Li et al., 2013).

Mit der Stereophotogrammetrie wurden bereits das nasolabiale Wachstum bzw. verschiedene Gesichtasymmetrien prä- und postoperativ bei Säuglingen mit einseitiger LKGS analysiert (Alazzawi et al., 2017; Hood et al., 2004). Als interdisziplinäres Verfahren eignen sich 3D-Daten zur individuellen OP-Planung sowie als prä- und postoperativer Vergleich und für eine objektive Nachkontrolle bei LKGS-Patienten. Der Einsatz von 3D-Datensätzen ermöglicht auch die Individualisierung chirurgischer Verfahren, insbesondere auch bei komplexeren Morphologien (Schwenzer-Zimmerer et al., 2008). In den meisten Studien über die Weichteilmorphologie von LKGS-Kindern erforderte die eingesetzte 3D-Kamera eine Sedierung oder Vollnarkose (Li et al., 2013; White et al., 2004). Vonnöten war dies aufgrund der fehlenden Kooperation von Säuglingen (Li et al., 2013). Die Bewertung der Behandlungsergebnisse und der möglichen Gewebedefizite ist von großer Bedeutung in der Therapie von Lippen-, Kiefer- und Gaumenspalten. Aufgrund der Zusammenarbeit verschiedener Fachdisziplinen vom Säuglings- bis zum Erwachsenenalter stellen die Dokumentation und auch die Protokollierung wichtige Schlüsselemente dar (Kuijpers et al.,

2014; Shaw et al., 2001). Die genaue Beurteilung von komplexen, asymmetrischen Dysmorphien und Lippen-, Kiefer- und Gaumenspaltd deformitäten ist zur Gänze nur mit einer dreidimensionalen Erfassung möglich. Dabei ist das Zusammenführen der Datensätze der Weich- und Hartgewebe essentiell. Zur Beurteilung von Lippen-, Kiefer- und Gaumenspalten ist ein fotorealisiertes Bild wichtig (Ayoub et al., 2007). Columellaasymmetrien, flacher Nasenrücken und flache Nasenspitze sind typische Abweichungen bei Patienten mit LKGS. Die Analyse dieser Stigmata ist für die Korrektur der Weichteildysmorphien unerlässlich (Farkas et al., 1993; Freeman et al., 2013). Durch eine Folge von 3D-Datensätzen kann das Gesichtswachstum bei Patienten ohne und mit Lippen-, Kiefer- und Gaumenspalte beurteilt und gemessen werden. Dadurch lässt sich auch das Ausmaß der Deformität besser quantifizieren (Ayoub et al., 2003). Zudem können verschiedene Therapien, operative Techniken und Langzeitresultate verglichen werden. Möglich ist dies durch die Analyse der Auswirkungen verschiedener Schritte auf diverse Winkel, Volumina und Flächen (Honrado et al., 2004). Geeignete Grundlinien und Landmarken sind beim Vermessen essentiell, sodass Vergleiche sowohl im Wachstum zwischen Spalt- und Nichtspaltpatienten, als auch Ergebnisse unterschiedlicher Operationstechniken gezogen werden können (Hood et al., 2004). Van Loon et al. haben die prä- und postoperative Volumenveränderung nach sekundärer Rhinoplastik bei Patienten (mittleres Alter von 18 Jahren) mit Lippen- oder Lippen-, Kiefer- und Gaumenspalte mithilfe der Stereophotogrammetrie verglichen. Es gab signifikante Unterschiede bei den Veränderungen auf der Spaltseite und keine auf der Nicht-Spaltseite. Mit dieser dreidimensionalen Methode kann die volumetrische Veränderung beurteilt werden, sodass durch die 3D-Datensätze die Option bestünde, verschiedene Operationstechniken miteinander zu vergleichen (van Loon et al., 2010). In einer Studie zur Evaluierung einer Weichteilanalyse bei Patienten mit LKGS im Alter zwischen drei und 35 Jahren waren acht von 20 Scans nicht oder nur teilweise auswertbar. Diese Datensätze waren von Kindern unter drei Jahren (Schwenzer-Zimmerer et al., 2006), wodurch die Schwierigkeit dreidimensionaler Fotografien bei Säuglingen und Kleinkindern verdeutlicht wird. Der Vorteil dreidimensionaler Datensätze zur Evaluierung von Gesichtsveränderungen liegt in der Möglichkeit, zum einen des objektiven Messens und zum anderen auch zur subjektiven Bestimmung verschiedener Parameter (Hermans et al., 2014). Um sämtliche Veränderungen eruieren zu können, müssen normative Daten generiert werden, vor allem auch im Hinblick auf das Wachstum in den ersten sechs Lebensmonaten (Brons et al., 2013).

Das Ziel in der Therapie von Kindern mit LKGS ist eine Symmetrie des Gesichtes möglichst nahe an der von Kindern ohne LKGS zu erlangen (White et al., 2004).

1.3.3 Einsatz dreidimensionaler Datensätze unter Berücksichtigung der Ästhetik

Gesichtsästhetik, Proportionen, verschiedene Verhältnisse und Maße werden heute überwiegend über das Messen und Analysieren von Fotos determiniert (Honrado et al., 2004). Die Anthropometrie eignet sich zur Analyse der Ästhetik besser als die Kephalemetrie (Honn et al., 2007). Neuere Forschungen in der Anthropologie besagen, Symmetrie und Durchschnittlichkeit seien wichtige Komponenten zur Beurteilung der Ästhetik und Attraktivität des Gesichtes (Bashour, 2006; Berlin et al., 2014; David I. Perrett et al., 1999). Für die Symmetrie des Gesichtes sind besonders die Bereiche der Nase, Augen und des Mundes relevant (Berlin et al., 2014). Wenn Strukturen in der Nähe der Mittellinie des Gesichtes symmetrisch sind, wirkt das attraktiver. In der Peripherie bzw. lateral des Gesichtes werden sogar kleine Asymmetrien als ansprechender empfunden (Springer et al., 2007). In der Chirurgie wird ein besonderes Augenmerk auf die Symmetrie gelegt. Qualitativ bessere Ergebnisse können erzielt werden, wenn in der Operationsplanung und bei der Durchführung diese Faktoren berücksichtigt werden (Bashour, 2006). Zentrales Ziel bei der Therapie von Patienten mit LKGS ist es, eine normale Anatomie mit symmetrischen Verhältnissen zu schaffen (Schwenzer-Zimmerer et al., 2008). Die Behandlungsergebnisse können somit durch den Einsatz von 3D-Bilder prä- und postoperativ geplant und bewertet werden (Nord et al., 2015; Winder et al., 2008). Das ästhetische Ergebnis kann z.B. nach einem Trauma präoperativ mit dem dreidimensionalen Datensatz simuliert werden, um so dem Patienten einen Eindruck der potentiellen Rekonstruktion zu verschaffen (Hoevenaren et al., 2013).

1.4 Analyse des Gesichtswachstums bei Kindern unter Verwendung dreidimensionaler Oberflächenerfassungen

Wachstumsstudien über die Weichteilmorphologie des Gesichtes sind selten (Kau et al., 2005) und es existieren nur wenige normative Daten für Säuglinge bis 12 Monate (Brons et al., 2013). Die meisten Informationen darüber stammen aus kephalometrischen Messungen (Kau et al., 2005). Die Genauigkeit der anthropometrischen Messungen korreliert mit der Stereophotogrammetrie (Brons et al., 2012). In summa wurde oft eine Verschiebung anterior und kaudal des Gesichtskomplexes in Relation zur Schädelbasis beschrieben (Kau et al., 2005). Eine Rotation des Gesichtswachstums und kompensatorische Umbauprozesse stellen eine weitere Beobachtung dar (Bjork, 1991). Das Wachstum des Gesichtes kann durch die Überlagerung dreidimensionaler Fotografien von unterschiedlichen Zeitpunkten eruiert werden. Es werden dabei verschiedene Gesichtsvolumina und Veränderungen der Lage der anatomischen Landmarken gemessen (Brons et al., 2013). Das Gesichtswachstum im Alter von fünf bis zehn Jahren wurde z.B. mit einem 3D-Oberflächenscanner analysiert. Im Allgemeinen veränderten sich die Größenverhältnisse bei dem 3D-Scanner mehr als bei den kephalometrischen Messungen. Grund hierfür ist die Integration der Weichgewebe (Nute et al., 2000). In dieser Altersgruppe (von fünf bis zehn Jahren) wurde prinzipiell ein kleineres Wachstum des Mittelgesichtes beschrieben und ein größeres für das Untergesicht und insbesondere für die Mandibula. Der geschlechtsabhängige Unterschied war für das Mittelgesicht sehr gering. Die Nasenhöhe und Alarbreite wuchsen altersabhängig um durchschnittlich zwei mm pro Jahr. Auffällig dabei war, dass es quasi keinen Unterschied zwischen den Geschlechtern bei jüngeren Altersgruppen gab. Dahingegen waren die Werte der anderen Parameter bei den Jungen größer als bei den Mädchen (Nute et al., 2000). In einer Studie von White et al. über normative Werte von Säuglingen im Alter von 83 ± 7 Tage wurde kein Geschlechtsunterschied ermittelt (White et al., 2004).

Im Alter zwischen neun und 16 Jahren trat die größte Veränderung im Bereich der Nasenspitze ein. Die interkanthale Distanz veränderte sich sehr gering und der interkanthale Abstand korreliert mit dem Augenwachstum. In dieser Studie von Burke et al. wurde ebenso die Stereophotogrammetrie verwendet (Burke et al., 1989). Lasergescannte Daten haben sich sowohl bei Erwachsenen als auch bei Kindern als genau erwiesen. Die mittlere Differenz betrug $0,25 \pm 0,09$ mm für Erwachsene (mittleres Alter von 28,4 Jahre) und $0,30 \pm 0,09$ mm für die Kinderscans (mittleres Alter von 11,6 Jahren).

Insgesamt resultierten keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Gruppen, sodass sich die Technik zur Beschreibung des Gesichtswachstums eignet (Kau et al., 2004). Logischerweise ist die Toleranzgrenze bei Erwachsenen u.a. aufgrund der besseren Kontrolle der Gesichtsmuskulatur etwas einheitlicher als bei Kindern (Kau et al., 2004). Ein Vorteil der Anwendung der Stereophotogrammetrie bei Kindern ist die kontaktlose Aufnahme und die kurze Interaktion. Die Messungen an der 3D-Fotografie können unabhängig von der Anwesenheit der Kinder ausgeführt werden (de Menezes et al., 2010). Die Bestimmung einiger Landmarken ist nicht immer aus einer Perspektive möglich, sodass mehrere Ansichten nötig sind. Dies ist bei der Auswertung sehr zeitintensiv (Schwenzer-Zimmerer et al., 2006). Es existieren viele Studien über anthropometrische Messungen des Gesichtes. Nur wenige von diesen eignen sich zur Anwendung bei Säuglingen unter einem Jahr (Cho et al., 2006). Des Weiteren wird meistens die traditionelle Methode der Anthropometrie verwendet. Wichtig ist die Erhebung von 3D-Daten des Wachstums auch, um Vergleichsstudien an Kindern mit Anomalien und Deformitäten durchzuführen (Krimmel et al., 2015). Daten über das Gesichtswachstum im Säuglingsalter, besonders der nasolabialen Region, sind wichtig für die Therapie von Kindern mit LKGS, um den Zeitpunkt der bestmöglichen Intervention zu eruieren (Cho et al., 2006; Farkas et al., 1993). Unterschiede im Wachstum zwischen den Geschlechtern waren im Bereich der Nase, der Lippe und des Mundes nicht signifikant (Cho et al., 2006). Krimmel et al. veröffentlichten eine Studie, in der sie das Gesichtswachstum mit einer 3D-Kamera von Kindern ab dem Zeitpunkt nach der Geburt bis zum siebten Lebensjahr beschrieben (Krimmel et al., 2015). Ein kontrolliertes Intervall im Sinne einer Longitudinalstudie wie in der vorliegenden Arbeit wurde bei der Studie von Krimmel et al. nicht eingehalten. Das Gesichtswachstum war bis zum Alter von sieben Jahren unabhängig vom Geschlecht. Das Endokanthion hatte ein beschleunigtes Wachstum postnatal bis zum Zeitpunkt nach 18 Monaten, sodass 61,5 % des gesamten Wachstums bis zum achten Lebensjahr innerhalb des ersten Jahres stattgefunden hat. Nach zwölf Monaten postnatal verlief die Wachstumskurve annähernd linear. Das Nasion beschrieb ein sagittales Wachstum bis ein Jahr postpartum 4,7 mm und ab dem 24. Monat 0,9 mm pro Jahr, vertikal war die Wachstumskurve linear mit 0,4 mm/Jahr (Krimmel et al., 2015). Das Lippenwachstum wurde durch die anatomischen Punkte Labiale superius und Cheilion beschrieben. Labiale superius wuchs 0,3 mm pro Jahr. Cheilion zeichnete sich durch ein etwas größeres Wachstum in der Transversalen mit 0,9 mm/Jahr und in der sagittalen Ebene mit 0,5 mm pro Jahr aus (Krimmel et al., 2015). Mit der stereophotogrammetrischen Kamera C3D wurde das Gesicht von 83 gesunden Säuglingen im Alter von 84 ± 7 Tage charakterisiert (White et al., 2004). Leichte

Gesichtsasymmetrien wurden auch bei Kindern ohne LKGS eruiert (Stellwagen et al., 2008; White et al., 2004). Die statistisch signifikanten Unterschiede in der Gesichtshöhe und der Kinn-Ohr-Distanz von ein bis zwei Millimeter korrelierten mit der Körpergröße und dem -gewicht. Ein Geschlechtsunterschied wurde damit ausgeschlossen (White et al., 2004). Die Fortschritte der dreidimensionalen Analyse des Wachstums oder verschiedener Gesichtskarakteristika gesunder Kinder sind äußerst wertvoll zur Beurteilung von kraniofazialen Anomalien (White et al., 2004).

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass innerhalb der ersten zwei Lebensjahre die Steigung der Wachstumskurve größer ist (Krimmel et al., 2015). Stereophotogrammetrie scheint derzeit die optimale Wahl für Wachstumsstudien an Säuglingen und Kindern zu sein. Gründe hierfür sind die schnelle Bildaufnahme, die Archivierbarkeit, das Fehlen von Strahlenbelastung und das fotorealistische Aussehen. Die geringe Anzahl dreidimensionaler Wachstumsstudien ist durch das Fokussieren auf die Analyse der dreidimensionalen Technologie bzw. Kamera per se begründet. Es fehlt die Konzentration auf verschiedene Studiendesigns (Brons et al., 2012).

1.5 Kurzübersicht: Das Nasoalveoläre Molding

Das Nasoalveoläre Molding (NAM) wird für die präoperative Behandlung in der Therapie von Lippen-, Kiefer- und Gaumenspalten verwendet. Die Korrektur der Nasendeformität bei LKG-Spalten stellt sich als große Herausforderung dar (Spolyar et al., 2015). NAM basiert auf einem zweistufigen Behandlungskonzept. Im ersten Schritt wird die Positionierung der Alveolarsegmente korrigiert und die jeweiligen Spaltgrenzen werden einander angenähert. Der zweite Schritt dient der Verbesserung der Nasensymmetrie durch einen Nasensteg (Chou et al., 2017). Die präoperative Annäherung der Lippen- und Alveolarsegmente reduziert die Gewebespannung, sodass Wundheilungsstörungen und Narbenbildung minimiert werden. Dadurch soll das Ergebnis verbessert werden (Rau et al., 2015). Die NAM-Therapie erzielte in einer Studie von Chou et al. bei allen Patienten unabhängig vom Alter zu Beginn der Behandlung eine signifikante Verbesserung der Spaltbreite und Nasenform (Chou et al., 2017). Verglichen mit Patienten ohne NAM-Therapie wiesen Säuglinge mit zusätzlicher Nasenkorrektur einen nahezu idealen Columella-Symmetriewert auf. Der Columella-Winkel zeigte im Vergleich ebenso statistisch signifikante Unterschiede (Spolyar et al., 2015). Um auch eine Beurteilung der langfristigen Auswirkungen der NAM-Therapie zu erhalten, wurde die Nasensymmetrie von Patienten mit einseitiger Lippen-, Kiefer- und Gaumenspalte im Durchschnittsalter von neun Jahren analysiert. Patienten mit NAM-Therapie zeigten im Vergleich zu Patienten mit rein operativen Korrekturen eine größere nasale Symmetrie (Barillas et al., 2009).

Wichtig zur Konzeption des Nasenstegs sind traditionelle und dreidimensionale kraniofaziale Normen (Alazzawi et al., 2017; Weinberg et al., 2016). Es existieren bereits standardisierte Parameter von LKGS-Kindern, die anhand von Gipsmodellen über Standard Tessellation Language (.STL-) Datensätze digitalisiert wurden. Eine Alternative hierzu ist die Stereophotogrammetrie (Rau et al., 2015).

2. Material und Methodik

2.1 Ethik

Die Studie entsprach der aktuellen Deklaration von Helsinki und wurde von der Ethikkommission des Klinikums Rechts der Isar der Technischen Universität München überprüft und genehmigt (Aktenzeichen Nr. 13/16S).

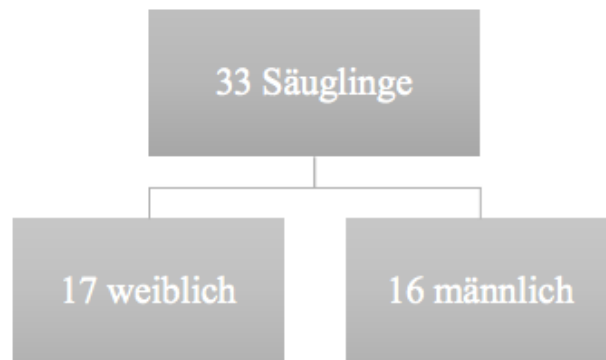
Bei der Durchführung der einzelnen Fotos und der Nasenabformungen entstand kein Nachteil für die Studienteilnehmer. Der zusätzliche Behandlungs- bzw. Zeitaufwand für die Patienten wurde auf ein Minimum reduziert. Durch die Heimbesuche beschränkte sich die Dauer für die Säuglinge und deren Eltern rein auf die Zeit des Fotos und somit weniger als eine Minute und einmalig auf die Abbindezeit des Silikons während der Abformung von zusätzlich circa zwei Minuten. Stellvertretend wurden alle Eltern der Studienteilnehmer im Vorhinein über das Procedere der Studie und die wissenschaftliche, anonymisierte Verwendung der Daten aufgeklärt. Nach der mündlichen und schriftlichen Aufklärung wurde von den Eltern eine entsprechende schriftliche Einwilligung eingeholt.

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

2.2 Patientenkollektiv

Dreiunddreißig gesunde Säuglinge wurden monatlich postnatal im Zeitraum der ersten sechs Monaten, somit 180 Tage, fotografiert. Nur Säuglinge mit unauffälliger U1 und U2 wurden in Zusammenarbeit mit der Frauenklinik, Klinikum rechts der Isar der Technischen Universität München, akquiriert. Insgesamt waren 17 Säuglinge weiblich und 16 männlich (s. **Abb. 2-1**).

Abbildung 2-1: Studienkollektiv



2.3 Datenerfassung

2.3.1 3D-Fotografie

Abbildung 2-2: Kamera FUEL3D® SCANIFY® mit einem handelsüblichen Tablett mit einer 32-Bit-Version von Microsoft® Windows® 8, rechts davon das Target.



Kamera Fuel3D® Scanify®

Zur Datenakquise wurde die portable Kamera FUEL3D® SCANIFY® verwendet (siehe **Abb. 2-2**). Diese war mit einem handelsüblichen Tablett mit einer 32-Bit-Version von Microsoft® Windows® 8 für die Daten- und Betriebsverarbeitung ausgestattet. Wie in der Herstelleranleitung beschrieben, bestand der Scanner aus zwei 3,5-Megapixel-Farbkameras mit vertikaler Ausrichtung, drei Xenonblitzen, drei LED-Lichtern und zwei Auslösetasten. Die Kamera funktionierte dabei über photogrammetrische Algorithmen, die innerhalb von 0,1 Sekunden eine Reihe von stereoskopischen 2D-Fotografien aus unterschiedlichen Richtungen erfassten. Der Fokus war vorkalibriert und erfasste 3D-Daten in einer Diagonale von ca. 40 cm mit einer Auflösung von bis zu 350 µm, was bis zu 375.000 Polygonen pro Scan entsprach (FUEL3D, 2018; Ritschl et al., 2018).

Das Foto wurde aus der Frontperspektive mit der Referenz für die Kamera auf der Stirn aufgenommen. Als Target für die Kamera wurde eine Plasticscheibe, dargestellt als weißer Kreis mit einem aufgedruckten schwarzen Rechteck und umlaufenden feinen Linien, benötigt (s. **Abb. 2-2**, rechts). Dadurch wurde automatisch der korrekte Abstand zwischen der Kamera und dem Objekt und somit die richtige Dimension gewährleistet. Im Anschluss wurde der

dreidimensionale Scan mit der korrespondierenden Software FUEL3D® Studio 2.2 Professional als Standard Tessellation Language- (.STL) und Polygon File Format (.PLY) -Datei reprozessiert.

Während der Aufnahme der 3D-Fotografie wurden die Säuglinge von ihren Eltern beruhigt und abgelenkt. Somit konnte ihre Aufmerksamkeit etwas gelenkt werden, wobei diese Ablenkung nicht zu stark die Mimik der Neugeborenen beeinflussen sollte (Heike et al., 2010). Die Datenerfassung wurde in natürlicher Kopfhaltung durchgeführt, da diese Position klinisch reproduzierbar ist (Chiu et al., 1991) und das Scannen von Weichgewebe in entspanntem Zustand ermöglicht wird (Kau et al., 2005).

Präliminäre Studie

Um die Genauigkeit der Kamera zu untersuchen, wurde eine präliminäre Studie veranlasst. Ziel dabei war, die Präzision der Kamera FUEL3D® SCANIFY® unter besonderer Berücksichtigung der grazen Nasenregion zu bewerten (Ritschl et al., 2018).

2.3.2 Nasenabformung

Zeitgleich mit dem dritten 3D-Foto ($t_4 = 90$ Tage) wurde ein konventioneller Nasenabdruck mit Silikon zur Erstellung eines Kontrollmodells aus Gips genommen und hergestellt. Dazu wurde das Silikon Memosil®2 (Heraeus Kulzer GmbH; Deutschland) als Abformmaterial verwendet. Es handelt sich hierbei um ein A-Silikon, das eine Verarbeitungszeit von circa 45 Sekunden und eine Abbindezeit von etwa 200 Sekunden hat. Die mittlere Viskosität ermöglicht einen exakten Abdruck und die Transparenz des Materials eine optische Kontrolle (Loeffelbein et al., 2013).

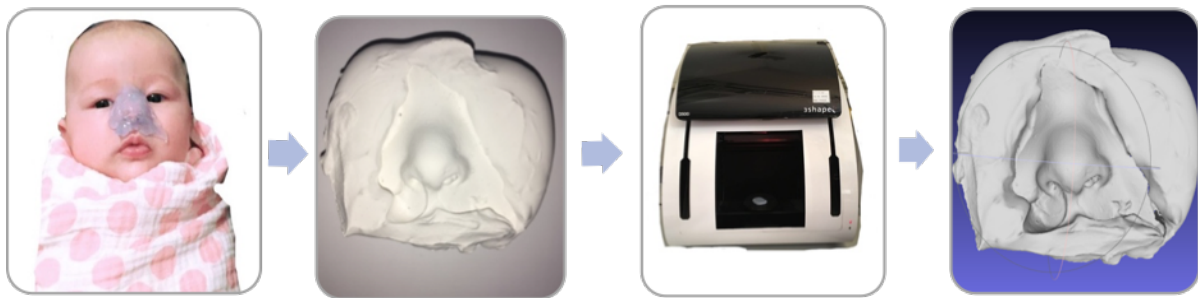
Nach der Herstellung der Gipsmodelle wurden diese mit einem dreidimensionalen Scanner (3Shape D700, 3Shape® A/S, Dänemark) in das Standard Tessellation Language (.STL)-Dateiformat digitalisiert. Der dentale Laser-Scanner arbeitet laut Herstellerangaben mit zwei eingebauten Kameras, deren Auflösung 1,3 Megapixel beträgt, und einem dreiachsigen Gelenkrotationssystem. Dies ermöglicht schnell hochauflösende Scans mit einer Genauigkeit von 20 μm (Loeffelbein et al., 2013).

Das eingescannte Gipsmodell diente auch als Kontrollmodell in einer oberflächenbasierten Analyse mit Geomagic®. Somit konnte die Genauigkeit der .STL-Dateien der

dreidimensionalen Fotos mit den .STL-Dateien der eingescannten Gipsmodelle verglichen werden.

In **Abbildung 2-3** wird der Prozess zusammenfassend veranschaulicht. Links sieht man einen Säugling während der Silikonabformung seiner Nase mit Silikon Memosil[®]2 (Heraeus Kulzer GmbH; Deutschland). Das Gipsmodell (zweites Bild von links) wurde anschließend mit dem Scanner (3Shape D700, 3Shape[®] A/S, Dänemark; zweites Bild von rechts) in das .STL-Dateiformat (rechtes Bild, Abb. 2-3) digitalisiert.

Abbildung 2-3: Ablauf zur Generierung der .STL-Daten der Gipsmodelle (Erläuterung im Text); schriftliche Genehmigung der Eltern zur Veröffentlichung des Fotos wurde eingeholt

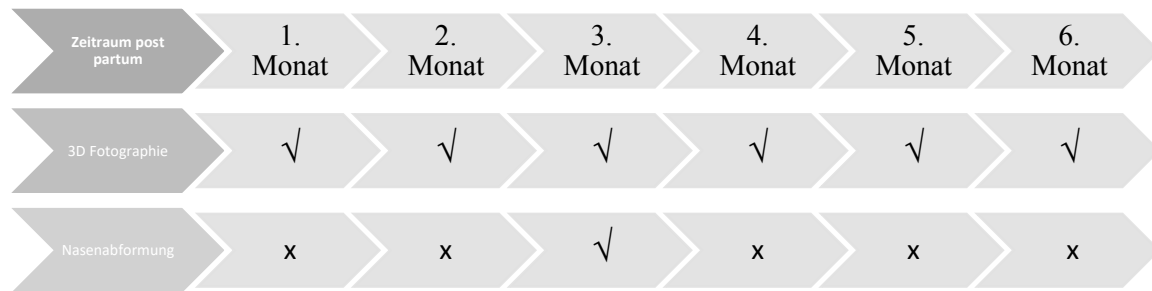


2.3.3 Studienablauf

Die Studie begann in den ersten Tagen post partum mit der ersten 3D-Fotografie und fortlaufend in einem Abstand von einem Monat bis zum sechsten Monat postnatal. Eine Abweichung von \pm fünf Tagen wurde akzeptiert. Anderenfalls wurde die 3D-Fotografie von der Analyse ausgeschlossen. Falls im Verlauf mehr als ein Foto eines Säuglings ausfiel, wurden die Daten für die weiteren Auswertungen nicht berücksichtigt. Daraus resultieren insgesamt sechs 3D-Fotos pro Studienteilnehmer, errechnet wurden sieben Messzeitpunkte. Die Datenakquirierung fand im Zeitraum von Mai 2016 bis März 2017 statt.

Um die dreidimensionalen Fotografien zu validieren, wurde eine perinasale Abformung pro Säugling zu einem gegebenen Fototermin genommen. Als Überblick zum Studienablauf dient **Abbildung 2-4**.

Abbildung 2-4: Studienverlauf



Messungen und Analysen

Mithilfe von 3dMDVultus (3dMDvultus™ Software 64-bit 2.4.1.4; 3dMD®; USA) – einer Software, die gute Übereinstimmung mit der manuellen Anthropometrie zeigt und sich somit für verschiedene Gesichtsmessungen eignet (Naini et al., 2017) – erhoben drei Untersucher (LMR, MR und FDG) unabhängig voneinander die Messung. Insgesamt wurden 22 Landmarken, 15 Strecken und sechs Winkel vermessen. Die dabei ausgewählten Orientierungspunkte, die 3D-Distanzen und die Winkel sind in **Tabelle 2-1 und 2-2** aufgeführt. Im Detail wurden folgende Landmarken gesetzt: Exokanthion, Nasion, Endokanthion, Pronasale, Subalare, Subnasale, der höchste Punkt der Columella, Labiale superius, Cheilion, die posteriore, anteriore, laterale und mediale Nasenlochbegrenzung. Schematisch dargestellt werden diese in **Abbildung 2-5** und veranschaulicht in **Abbildung 2-6**. Die Reproduzierbarkeit der ausgewählten Landmarken wurden in einer präliminären Studie überprüft (Ritschl et al., 2018).

Die optimale Anzahl von Referenzpunkten und deren gleichmäßige Verteilung im Gesicht ist hierbei essentiell (Berlin et al., 2014).

Zuerst wurde dabei ein Durchschnittswert für jeden Punkt und Datensatz berechnet. Nach der manuellen Festlegung der Punkte durch die Untersucher wurden die dreidimensionalen Distanzen und Winkel automatisch durch das Programm berechnet. Eine Wachstumsanalyse in Relation zum Alter der Säuglinge in Tagen [d] wurde erstellt und für jeden Studienteilnehmer separat in einem Graphen visualisiert. Dabei wurden die Absolutwerte des Wachstums in Millimeter [mm] oder Grad [°] angegeben. Die relative Veränderung bezieht sich auf die errechnete Differenz der Messungen zwischen dem Zeitpunkten $t_1= 1d$ und dem jeweiligen Zeitpunkt $t_x= x$. Die Relation wurde in Prozent [%] angegeben.

Tabelle 2-1: Definition der 21 analysierten Landmarken, modifiziert nach Farkas (Farkas, 1994)

Abkürzung	Definition
ex _{r/l}	Exokanthion _{rechts/links}
n	Nasion
en _{r/l}	Endokanthion _{rechts/links}
prn / nt	Pronasale / nasal tip
sbal _{r/l}	Subalare _{rechts/links}
sn	Subnasale
c'	Höchste Punkt der Columella
ls	Labiale superius
ch _{r/l}	Cheilion _{rechts/links}
nost_post _{r/l}	Posteriore Nasenlochbegrenzung _{rechts/links}
nost_ant _{r/l}	Anteriore Nasenlochbegrenzung _{rechts/links}
nost_lat _{r/l}	Laterale Nasenlochbegrenzung _{rechts/links}
nost_med _{r/l}	Mediale Nasenlochbegrenzung _{rechts/links}

Tabelle 2-2: Definition der 15 analysierten 3D-Distanzen und sechs Winkel

	Abkürzung	Definition
3D-Distanzen	$n - sn$	Nasenhöhe
	$en_r - en_l$	Interkanthale Distanz
	$(ex - en)_{r/l}$	Augenbreite _{rechts/links}
	$sbal_r - sbal_l$	Subalarbreite
	$sn - nt$	Nasentiefe
	$(en - sbal)_{r/l}$	Laterale Nasenhöhe _{rechts/links}
	$c' - sn$	Columellalänge
	$sn - ls$	Oberlippenlänge
	$ch_r - ch_l$	Mundbreite
	$(en - ch)_{r/l}$	Laterale Höhe des Mittelgesichts _{rechts/links}
	$(nost_post - nost_ant)_{r/l}$	Nasenlochlänge _{rechts/links}
	$(nost_lat - nost_med)_{r/l}$	Nasenlochbreite _{rechts/links}
Winkel	$n - nt - sn$	Nasenspitzenwinkel (nasal tip projection)
	$ls - sn - nt$	Subnasalwinkel
	$ls - sn - c'$	Angenäherter Nasolabialwinkel
	$sbal_r - nt - sbal_l$	Anteriorer Winkel der Nasenbasis, definiert durch die genannten Punkte
	$sbal_r - sn - sbal_l$	Anteriorer Winkel der Nasenbasis, definiert durch die genannten Punkte
	$en_r - n - en_l$	Anteriorer Winkel der Nasenwurzel, definiert durch die genannten Punkte

Abbildung 2-5: Schematische Darstellung der analysierten Landmarken (s. Tabelle 2-1)

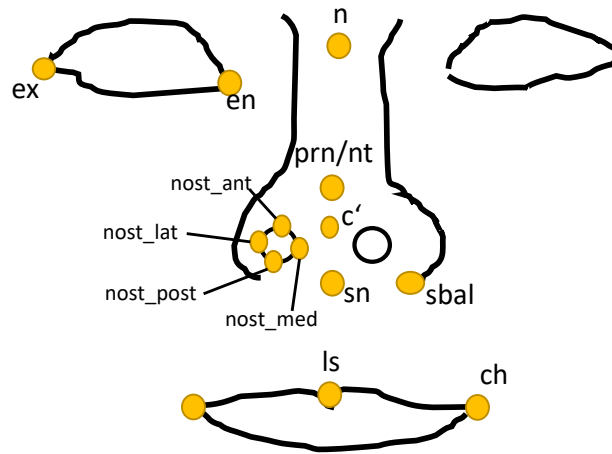
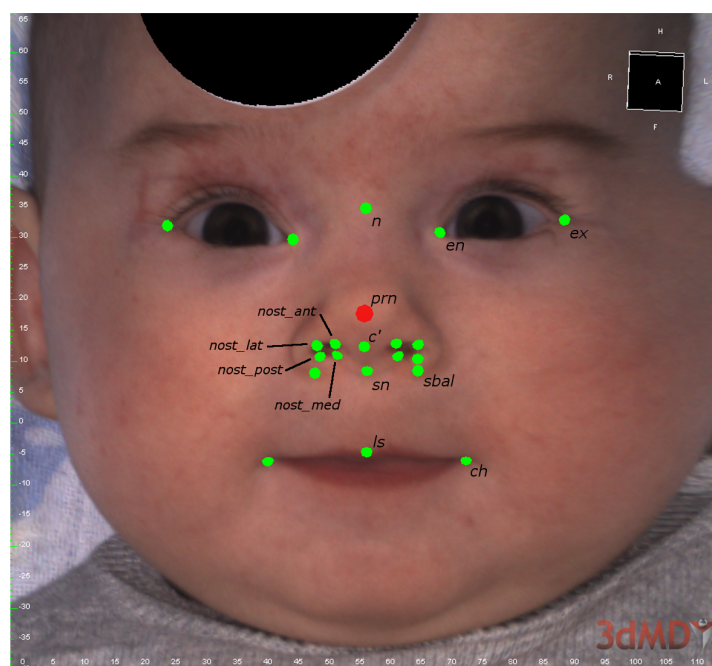


Abbildung 2-6: Veranschaulichung verschiedener Punkte (s. Tabelle 2-1 und 2-2) des Gesichtsscans des FUEL3D® SCANIFY® Systems in frontaler Perspektive mit 3dMDVultus Software (3dMDvultusTM Software 64-bit 2.4.1.4; 3dMD®; USA) aus Ritschl et al. (Ritschl et al., 2018); schriftliche Genehmigung der Eltern zur Veröffentlichung des Fotos wurde eingeholt



Überlagerung und oberflächenbasierter Vergleich

Um die Genauigkeit der 3D-Kamera zu evaluieren, wurde eine Oberflächenanalyse mit Geomagic® (Geomagic® Control, Version 2014, USA) angefertigt. Der integrierte best-fit Algorithmus überlagert semi-automatisch das Kontrollmodell, in dieser Studie entsprechend das Gipsmodell, mit dem Gesichtsscan. Die Diskrepanz der Oberflächenpunkte zwischen dem dreidimensionalen Foto und dem gescannten Gipsmodell wurden mithilfe der Software ermittelt. Infolgedessen wurde der sogenannte Root Mean Squared (RMS)-Fehler kalkuliert. Der RMS-Fehler wird als Wurzel des quadratischen Mittelwertes definiert (Gibelli et al., 2018). Dieser ist besonders bei Abstandsmessungen konstruktiv, die positiv und negativ sein können. So werden alle quadrierten Werte addiert, der Durchschnitt errechnet und die Quadratwurzel gezogen (Jayaratne et al., 2012). Mathematisch lässt sich die Berechnung des RMS-Fehlers mit folgender Formel beschreiben:

$$x_{RMS} = \sqrt{\frac{1}{n}(x_1^2 + \dots + x_n^2)}$$

Die daraus resultierenden Werte wurden für jeden Oberflächenvergleich in einer eigenen Tabelle aufgelistet.

2.4 Statistik

Um eine statistische Normalverteilung erreichen zu können, planten wir, mindestens 30 Patienten für unsere Studie zu gewinnen.

Die Daten wurden mit IBM® SPSS® 25.0 für Mac (IBM Corp, Armonk, NY, USA) analysiert. Die Zahlen wurden mit Excel® (Microsoft Excel® 15.39 für Mac, Microsoft Corp., Redmond, WA, USA) erstellt. Die angegebenen Werte wurden durch zweistufige Tests inklusive der Bonferroni-Korrektur für die Wachstumsanalyse berechnet. In allen statistischen Berechnungen wurde ein zweiseitiges Signifikanzniveau von $p = 0,05$ bestimmt. Dabei wurden alle p -Werte $>0,05$ als statistisch nicht signifikant und kleiner als dieser Wert als statistisch signifikant angesehen.

3. Ergebnisse

3.1 Studienkollektiv

Das Studienkollektiv bestand anfänglich aus 34 Neugeborenen. Die Eltern eines Kindes beendeten die Teilnahme aus Zeitmangel, nachdem bereits zwei Scans durchgeführt wurden. Die bis dato gemachten zwei 3D-Fotografien wurden gemäß der Ausschlusskriterien komplett aus der Studie aufgrund fehlender weiterer Daten ausgeschlossen. Das endgültige Patientenkollektiv setzte sich folglich aus 33 Säuglingen zusammen, die für sechs Monate begleitet und zur weiteren Analyse einbezogen wurden. Davon waren 17 weiblich und 16 männlich. Die Eltern eines Zwillings wollten keinen Nasenabdruck bei ihren zwei Säuglingen machen lassen. Daraus ergaben sich insgesamt 31 Gipsmodelle für die oberflächenbasierte Analyse und den Vergleich zwischen dem dreidimensionalen Foto und dem Gipsmodell.

3.2 Landmarkenbasierte Auswertung

Wachstumsanalyse

Die mittlere errechnete Veränderung der 3D-Distanzen in Absolut- [mm] und Relativwerte [%] 180 Tage postnatal sind jeweils in den einzelnen Tabellen aufgelistet. Im Weiteren soll noch kurz auf einige signifikante Unterschiede ($p < 0,05$) eingegangen werden. Die Graphen veranschaulichen das absolute Wachstum der einzelnen Parameter.

3D-Distanzen: Nase (Tabelle 3-1)

Eine signifikante Veränderung im Vergleich zu dem vorherigen Wert 30 Tage früher zeigt die Nasenhöhe bei allen bestimmten Zeitpunkten ($t_2 - t_7$). So wuchs die Nase nahezu linear in ihrer Längsachse ($n - sn$) mit einem statistischen Anstieg von ca. 6-7 % pro Monat während der ersten 90 Tage. Danach nahm die Wachstumsrate ab. Der anfängliche ($t_1 = 1d$) Wert der Nasenhöhe von $20,82 \pm 0,30$ mm nahm bis 180 Tage postnatal (t_7) um $5,95 \pm 0,83$ mm (28,6 %) zu. Dabei ist nach 180 Tagen der erhöhte Standardfehler von $\pm 0,83$ mm zu beachten. Die laterale Nasenhöhe ($en - sbal$) zeigte ähnliche Wachstumsraten mit etwas höheren Wachstumsraten während der ersten 60 Tage, circa 9 % pro Monat. Dies führte zu einem Gesamtwachstum von $6,26 \pm 0,27$ mm (34,2 %) auf der rechten bzw. $6,00 \pm 0,27$ mm (32,6 %) auf der linken Seite nach 150 Tagen. Die Messungen bei $t_7 = 180$ Tage postpartum zeigten

ebenfalls höhere Abweichungen, woraus sich keine signifikanten Veränderungen gegenüber den Messungen bei $t_6 = 150$ Tage postpartum ergaben.

Die interkanthale Distanz ($en_r - en_l$) gab zum Zeitpunkt $t_3 = 60$ Tage einen signifikanten Unterschied zum Zeitpunkt $t_1 = 1d$, bei $t_4 = 90 d$ zu t_1 und t_2 und von t_5 bis t_7 jeweils zu $t_1 - t_3$ an. Auch hier war die Standardabweichung bei 180 Tagen mit $\pm 0,87$ mm deutlich höher als zu den anderen Intervallen.

Die Subalarbreite ($sbal_r - sbal_l$) schien eher langsam zu steigen mit einem ersten statistisch signifikanten Wachstum nach 90 Tagen bei $1,74 \pm 0,36$ mm (10,8 %) im Vergleich zu t_1 . t_5 und t_6 zeigten nur statistisch signifikante Unterschiede zum ersten Tag nach der Geburt. In der sagittalen Dimension wuchs die Nasentiefe ($sn - nt$) in den ersten 60 Tagen (bis t_3) mit $1,39 \pm 0,21$ mm (14,9 %). Im weiteren Verlauf wurden signifikante Unterschiede bei den einzelnen Messungen nur in Bezug auf $t_1 = 1d$ festgestellt. Die Columella ($c' - sn$) wies ein ähnliches Wachstumsverhalten mit einer Länge von $0,63 \pm 0,17$ mm nach 150 Tagen auf. Eine erste signifikante Veränderung ergab sich zum Zeitpunkt t_3 (60 Tage postnatal). Die folgenden Intervalle zeigten keine weiteren statistisch signifikanten Unterschiede zwischen den Messungen.

Sowohl bei der Nasenlochlänge ($nost_post - nost_ant$)_{r/l} als auch bei der Nasenlochbreite ($nost_lat - nost_med$)_{r/l}, jeweils rechts und links, gab es signifikante Veränderungen in Bezug zu den Zeitpunkten nach einem Tag (t_1) und 30 Tagen (t_2) besonders im Zeitraum von 60 Tagen (t_3) bis 150 Tagen (t_6) postnatal (s. **Tabelle 3-1**).

Zur Veranschaulichung des absoluten Wachstums der oben beschriebenen Parameter dient **Abbildung 3-1**.

Abbildung 3-1: Errechnetes absolutes Nasenwachstum

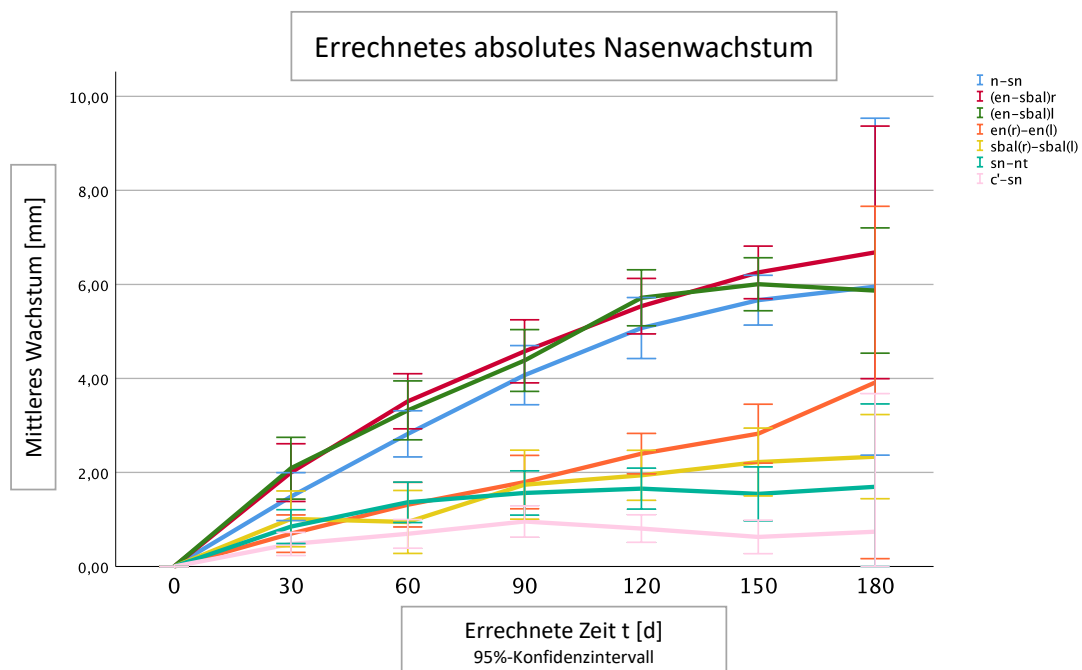


Tabelle 3-1: Mittlere errechnete Veränderungen der folgenden 3D-Distanzen 180 Tage postnatal (Nase)
Mittlere 3D-Distanzen

Distanzen	Zeit t [d]														
	t ₁ = 1 (a)		t ₂ = 30 (b)		t ₃ = 60 (c)		t ₄ = 90 (d)		t ₅ = 120 (e)		t ₆ = 150 (f)		t ₇ = 180 (g)		
	\bar{x} [mm]	SD [mm]	\bar{x} [mm]	SD [mm]	\bar{x} [mm]	SD [mm]	\bar{x} [mm]	SD [mm]	\bar{x} [mm]	SD [mm]	\bar{x} [mm]	SD [mm]	\bar{x} [mm]	SD [mm]	
n-sn	20,82	0,30	1,49 ^a	0,25	2,85 ^{ab}	0,24	4,07 ^{abc}	0,31	5,07 ^{abc}	0,32	5,67 ^{ab,cd}	0,26	5,95 ^{abc}	0,83	28,6
en_r-en_l	22,09	0,30	0,70	0,20	1,25 ^a	0,23	1,79 ^{ab}	0,28	2,40 ^{abc}	0,21	2,82 ^{abc}	0,30	3,91 ^{abc}	0,87	17,7
sbal_r - sbal_l	16,11	0,28	1,01	0,29	1,04	0,33	1,74 ^a	0,36	1,94 ^a	0,26	2,22 ^a	0,35	2,34	0,21	14,5
sn-nt	9,32	0,22	0,85 ^a	0,18	1,39 ^a	0,21	1,56 ^a	0,23	1,66 ^a	0,21	1,54 ^a	0,28	1,70	0,41	18,2
en-sbal_l	18,32	0,31	2,00 ^a	0,30	3,54 ^{ab}	0,28	4,58 ^{ab}	0,33	5,54 ^{abc}	0,29	6,26 ^{ab,cd}	0,27	6,68 ^{abc}	0,62	36,5
en-sbal_l	18,41	0,32	2,09 ^a	0,32	3,30 ^{ab}	0,30	4,38 ^{ab}	0,32	5,72 ^{ab,cd}	0,29	6,00 ^{ab,cd}	0,27	5,87 ^{ab}	0,31	31,9
c'-sn	4,14	0,12	0,48	0,12	0,69 ^a	0,15	0,96 ^a	0,16	0,81 ^a	0,14	0,63 ^a	0,17	0,74	0,68	17,9
nost_post - nost_ant_r	4,91	0,11	0,49	0,12	0,93 ^a	0,16	1,24 ^{ab}	0,14	1,08 ^{ab}	0,12	1,21 ^{ab}	0,18	1,53 ^a	0,17	31,1
nost_lat - nost_med_r	4,06	0,08	0,38	0,08	0,55 ^a	0,11	0,65 ^a	0,10	0,80 ^{ab}	0,11	0,61 ^a	0,12	0,51	0,29	12,5
nost_post - nost_ant_l	5,10	0,12	0,29	0,11	0,92 ^{ab}	0,18	1,08 ^{ab}	0,15	0,99 ^{ab}	0,14	0,97 ^{ab}	0,17	0,94	0,28	18,5
nost_lat - nost_med_l	3,66	0,08	0,42	0,10	0,55 ^a	0,11	0,70 ^a	0,11	0,82 ^a	0,13	0,93 ^{ab}	0,13	0,82	0,19	22,3

\bar{x} = Mittelwert

SD = Standardabweichung

l = links; r = rechts

Erklärung der einzelnen Distanzen siehe Tabelle 2-1 und 2-2

a/b/c/d = signifikante Veränderung zu den Spalten a / b / c / d mit p < 0,05; unidirektionale Beziehung nur zu den vorherigen Wert

3D-Distanzen: Mund- und Gesichtshöhe (Tabelle 3-2)

In **Tabelle 3-2** ist das Wachstum verschiedener Mund- und Gesichtsparemetrier ersichtlich. Die Oberlippenlänge ($sn - ls$) verlängerte sich insgesamt um circa 1,7 mm (18 %) mit einem signifikanten Wachstum von $1,11 \pm 0,25$ mm (12,1 %) in den ersten 30 Tagen nach der Geburt (t_2). Die darauf folgenden Intervalle ($t_3 - t_7$) zeigten keine weiteren statistisch signifikanten Unterschiede.

Die Mundbreite ($ch_r - ch_l$) ergab das erste signifikante Wachstum zum Zeitpunkt $t_4 = 90$ d mit $3,48 \pm 0,70$ mm (12,5 %). Sie erhöhte sich von den anfänglichen (t_1) $27,75 \pm 0,46$ mm um durchschnittlich $3,79 \pm 0,84$ mm (13,6 %) bis 150 Tage postnatal. Die Mundbreite zeigte bei $t_7 = 180$ Tage die höchste Streuung aller Werte mit einem Standardfehler von $\pm 1,50$ mm (Wachstum 8,60 mm).

Das Wachstum der lateralen Gesichtshöhe ($en - ch$) verhielt sich proportional zur Nasenhöhe mit einem steilen Anstieg von etwas mehr als zehn Prozent während der ersten 30 Tage, der langsam abflachte. Es wurden statistisch signifikante Unterschiede zu den einzelnen Intervallen festgestellt. Nach 150 Tagen lag das Wachstum bei circa neun mm (≈ 28 %). Auffällig war wiederum die höhere Varianz der lateralen Gesichtshöhe links von $\pm 1,49$ mm nach 180 Tagen (t_7).

In **Abbildung 3-2** ist das absolute Wachstum der beschriebenen Parameter dargestellt.

Abbildung 3-2: Errechnetes absolutes Wachstum der Mund- und Gesichtshöhe

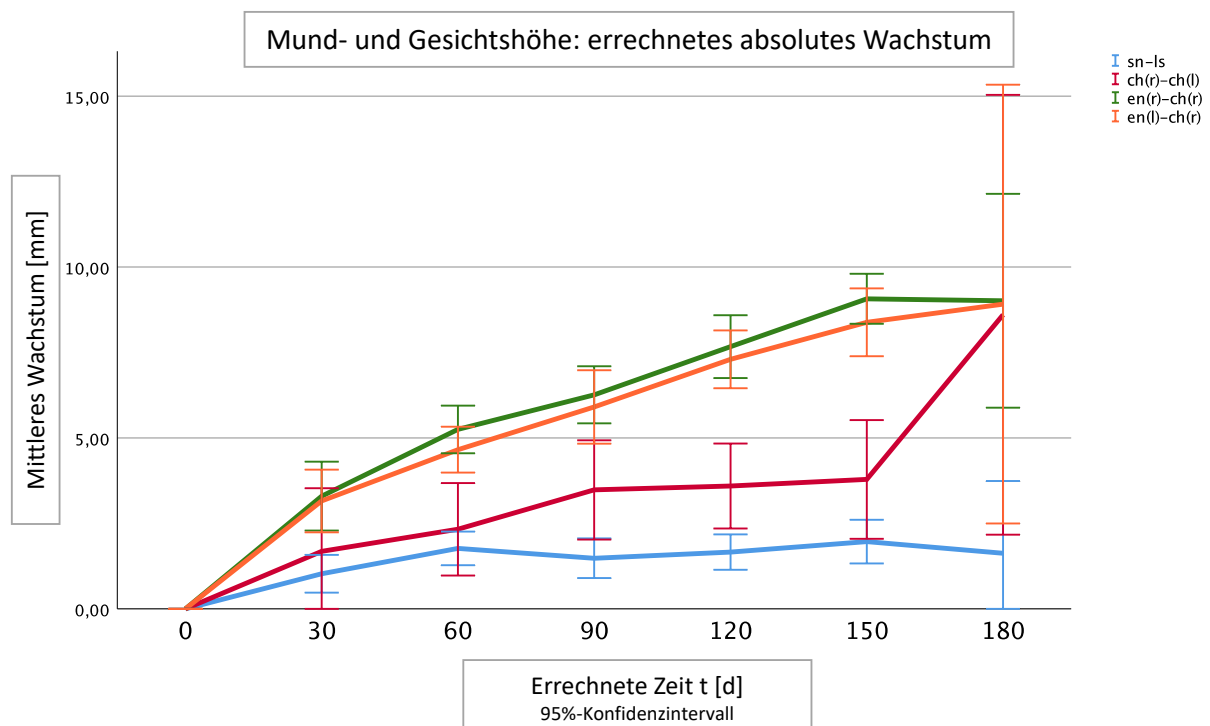


Tabelle 3-2: Mittlere errechnete Veränderungen der folgenden 3D-Distanzen 180 Tage postnatal (Mund- und Gesichtshöhe)

Distanzen		Mittlere 3D-Distanzen																	
		Zeit t [d]																	
		t ₁ = 1 (a)		t ₂ = 30 (b)		t ₃ = 60 (c)		t ₄ = 90 (d)		t ₅ = 120 (e)		t ₆ = 150 (f)		t ₇ = 180 (g)					
\bar{x} [mm]	SD [mm]	\bar{x} [mm]	SD [mm]	\bar{x} [mm]	SD [mm]	\bar{x} [mm]	SD [mm]	\bar{x} [mm]	SD [mm]	\bar{x} [mm]	SD [mm]	\bar{x} [mm]	SD [mm]	\bar{x} [mm]	SD [mm]	%			
sn - ls	9,17	0,30	1,11 ^a	0,25	1,73 ^a	0,23	18,9	1,51 ^a	0,26	16,4	1,69 ^a	0,24	18,4	1,97 ^a	0,30	21,5	1,62	0,49	17,7
ch_r - ch_l	27,75	0,46	1,68	0,90	2,33	0,66	8,4	3,48 ^a	0,70	12,5	3,59 ^a	0,61	13,0	3,79 ^a	0,84	13,6	8,60 ^{a,b}	1,50	31,0
en - ch_r	31,08	0,43	3,37 ^a	0,46	5,27 ^{ab}	0,33	17,0	6,27 ^{ab}	0,39	20,2	7,76 ^{a,b,c}	0,45	25,0	9,07 ^{ab,c,d}	0,35	29,2	9,01 ^{ab,c}	0,73	29,0
en - ch_l	31,32	0,41	3,16 ^a	0,44	4,66 ^a	0,33	14,9	5,91 ^{ab}	0,52	18,9	7,30 ^{a,b,c}	0,42	23,3	8,38 ^{ab,c,d}	0,48	26,8	8,92 ^{ab,c}	1,49	28,5

\bar{x} = Mittelwert
 SD= Standardabweichung
 l = links; r = rechts
 Erklärung der einzelnen Distanzen siehe Tabelle 2-1 und 2-2
 a/b/c/d signifikante Veränderung zu den Spalten a / b / c / d mit p < 0,05; unidirektionale Beziehung nur zu den vorherigen Werten

3D-Distanzen: Augen (Tabelle 3-3)

Die Augenbreite ($ex - en$) und die interkanthale Distanz ($en_r - en_l$) wuchsen nahezu linear (s. **Tabelle 3-3**). Nach 150 Tagen (t_6) betrug das Wachstum der interkanthalen Distanz $2,82 \pm 0,30$ mm (12,8 %) und der Augenbreite rechts $2,51 \pm 0,43$ mm (11,6 %), welches einen signifikanten Unterschied bedeutete. Für die Augenbreite links konnte trotz ähnlich gemessener Distanzen zu keinem Zeitpunkt eine statistisch signifikante Veränderung gemessen werden. Das absolute Wachstum der Augenparameter beschreibt **Abbildung 3-3**.

Abbildung 3-3: Errechnetes absolutes Wachstum verschiedener Augenparameter

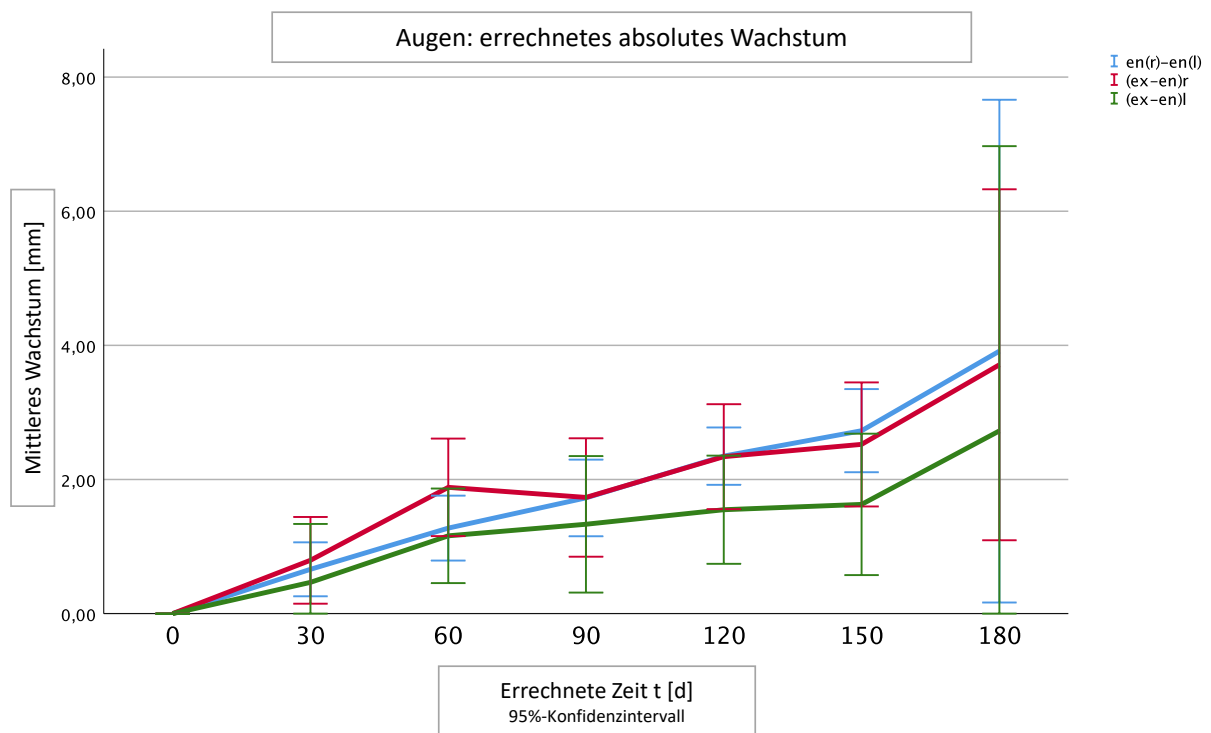


Tabelle 3-3: Mittlere errechnete Veränderungen der folgenden 3D-Distanzen 180 Tage postnatal (Augen)

Distanzen		Mittlere 3D-Distanzen																	
		Zeit t [d]																	
		t ₁ = 1 (a)		t ₂ = 30 (b)		t ₃ = 60 (c)		t ₄ = 90 (d)		t ₅ = 120 (e)		t ₆ = 150 (f)		t ₇ = 180 (g)					
\bar{x} [mm]	SD [mm]	\bar{x} [mm]	SD [mm]	\bar{x} [mm]	SD [mm]	\bar{x} [mm]	SD [mm]	\bar{x} [mm]	SD [mm]	\bar{x} [mm]	SD [mm]	\bar{x} [mm]	SD [mm]	\bar{x} [mm]	SD [mm]	%			
en_r – en_l		22,09	0,30	0,70	0,20	3,2	1,25 ^a	0,23	5,7	8,1	2,40 ^{a,b,c}	0,21	10,9	2,82 ^{a,b,c}	0,30	12,8	3,91 ^{a,b,c}	0,87	17,7
ex – en_r	r	21,58	0,36	0,81	0,31	3,8	1,82 ^a	0,35	8,4	7,7	2,36 ^{a,b}	0,38	10,9	2,51 ^{a,b}	0,43	11,6	3,71 ^a	0,61	17,2
ex – en_l	l	21,73	0,40	0,47	0,43	2,1	1,16	0,35	5,3	6,1	1,55	0,40	7,1	1,63	0,51	7,5	2,72	0,99	12,5

\bar{x} = Mittelwert
SD = Standardabweichung
_l = links; _r = rechts
Erklärung der einzelnen Distanzen siehe Tabelle 2-1 und 2-2
^{a/b/c/d} signifikante Veränderung zu den Spalten a / b / c / d mit p<0,05; unidirektionale Beziehung nur zu den vorherigen Werten

Winkel (Tabelle 3-4)

Tabelle 3-4 erfasst die einzelnen Winkel mit den mittleren errechneten Veränderungen zu den unterschiedlichen Zeitpunkten t_1 - t_7 . Der Winkel der Nasenspitze ($n - nt - sn$), der durch Nasion (n) und Subnasale (sn) genauer definiert wird, wies einen stetigen Zuwachs mit der maximalen mittleren Zunahme bei 150 Tagen (t_6) auf (6,6 %). Zum Zeitpunkt t_5 und t_6 zeigte sich eine signifikante Veränderung zu $t_1 = 1$ Tag. Nach 120 Tagen (t_5) konnte eine Zunahme von $5,92 \pm 1,02^\circ$ (5,1 %) festgestellt werden. Der Standardfehler lag bei Werten zwischen $1,02^\circ$ und $1,56^\circ$. Der Subnasalwinkel ($ls - sn - nt$) stieg bis $t_3 = 60$ Tage und nahm dann bis 180 Tage ab. Der angenäherte Nasolabialwinkel ($ls - sn - c'$) lag am Tag 1 bei $138,66^\circ$, verkleinerte sich zu den Zeitpunkten t_2 und t_4 - t_7 . Lediglich nach 60 Tagen (t_3) gab es eine kleine Vergrößerung von $0,35 \pm 2,09^\circ$. Der Standardfehler war bei dem Subnasalwinkel und dem angenäherten Nasolabialwinkel etwas höher als bei den anderen Winkeln. Der anteriore Winkel der Nasenbasis, definiert durch die Landmarken Subalare rechts und links und der Nasenspitze, und der anteriore Winkel der Nasenwurzel (Endokanthion rechts, links und Nasion) nahmen stetig ab (t_2 - t_7). Der Winkel, der durch Subalare rechts und links und Subnasale gebildet wird, stieg nach 30 Tagen (t_2), verkleinerte sich danach (t_3 - t_7) und wies zum Zeitpunkt $t_6 = 150$ Tage eine signifikante Veränderung gegenüber t_2 mit einem Wert von $-4,67^\circ$ auf. Veranschaulicht wurden die Veränderungen der Winkel in folgender Graphik (s. **Abb. 3-4**)

Abbildung 3-4: Errechnete mittlere Veränderung der Winkel

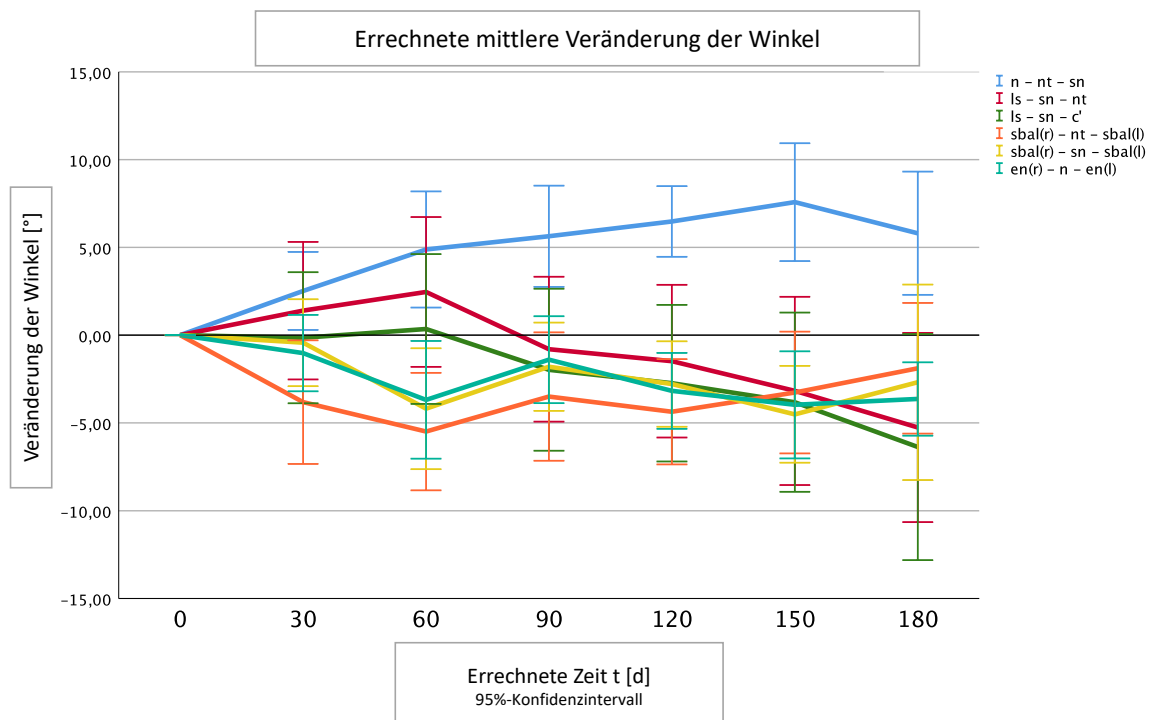


Tabelle 3-4: Mittlere errechnete Veränderungen der Winkel 180 Tage postnatal

Winkel		Mittlere Winkel																			
		Zeit t [d]																			
		t ₁ = 1			t ₂ = 30			t ₃ = 60			t ₄ = 90			t ₅ = 120			t ₆ = 150			t ₇ = 180	
\bar{x}	SD	%	\bar{x}	SD	%	\bar{x}	SD	%	\bar{x}	SD	%	\bar{x}	SD	%	\bar{x}	SD	%	\bar{x}	SD	%	
n - nt - sn	116,35	1,13		2,32	1,10	2,0	4,51	1,54	3,9	5,10	1,45	4,4	5,92 ^a	1,02	5,1	7,64 ^a	1,56	6,6	5,81	1,49	5,0
ls - sn - nt	154,42	1,64		1,40	1,90	0,9	2,46	2,09	1,6	-0,80	2,00	-0,5	-1,48	2,14	-1,0	-3,17	2,60	-2,1	-5,26	2,28	-3,4
ls - sn - c'	138,66	1,57		-0,15	1,81	-0,1	0,35	2,09	0,3	-1,97	2,24	-1,4	-2,73	2,19	-2,0	-3,82	2,47	-2,8	-6,37	2,72	-4,6
sbal_r - nt - sbal_l	73,48	1,61		-2,31	1,55	-3,1	-5,04	1,57	-6,9	-3,23	1,73	-4,4	-4,03	1,44	-5,5	-3,73	1,68	-5,1	-1,88	1,57	-2,6
sbal_r - sn - sbal_l	142,37	1,16		1,16	1,34	0,8	-3,67	1,62	-2,6	-1,52	1,21	-1,1	-2,04	1,35	-1,4	-4,67 ^b	1,29	-3,3	-2,68	2,35	-1,9
en_r - n - en_l	121,42	1,03		-0,96	1,00	-0,8	-3,74	1,54	-3,1	-1,54	1,17	-1,3	-3,11	1,05	-2,6	-4,08	1,42	-3,4	-3,64	0,88	-3,0

\bar{x} = Mittelwert
SD= Standardabweichung
_l = links, _r = rechts
Erklärung der einzelnen Winkel siehe Tabelle 2-1 und 2-2
^{a/b} signifikante Veränderung zu den Spalten a / b mit p < 0,05; unidirektionale Beziehung nur zu den vorherigen Werten

3.3 Interobserver Reliability

Im Rahmen einer präliminaren Studie erfolgte die Validierung der anatomischen Punkte im Sinne einer Interobserver Reliability Analyse. Hierbei zeigten die Ergebnisse eine gute Reproduzierbarkeit (Ritschl et al., 2018).

3.4 Oberflächenbasierte Auswertung

Mithilfe von Geomagic® wurden die gescannten Gipsabformungen mit den .STL-Daten der Fotos des gleichen Tages (t_4) überlagert. Vier .STL-Daten der Gipsabdrücke konnten aufgrund insuffizienter Qualität nicht verwendet werden. Exemplarisch zur Veranschaulichung der insuffizienten Qualität werden diese Gipsabformungen in **Abbildung 3-5** gezeigt. Insgesamt wurden 27 Gipsmodelle mit den korrespondierenden, zum entsprechenden Zeitpunkt entstandenen 3D-Fotos ausgewertet. Der mittlere RMS-Fehler lag bei $0,72 \pm 0,22\text{mm}$. Die mittlere obere Abweichung betrug $0,51 \pm 0,14\text{mm}$, die mittlere untere Abweichung $-0,58 \pm 0,22\text{mm}$. Daraus resultierend ergab sich eine mittlere Standardabweichung von $0,71 \pm 0,21\text{mm}$. **Tabelle 3-5** zeigt alle Werte der oberflächenbasierten Analyse.

Abbildung 3-5: Gescannte Gipsabformungen mit insuffizienter Qualität aus Ritschl et al. (Ritschl et al.,2018)

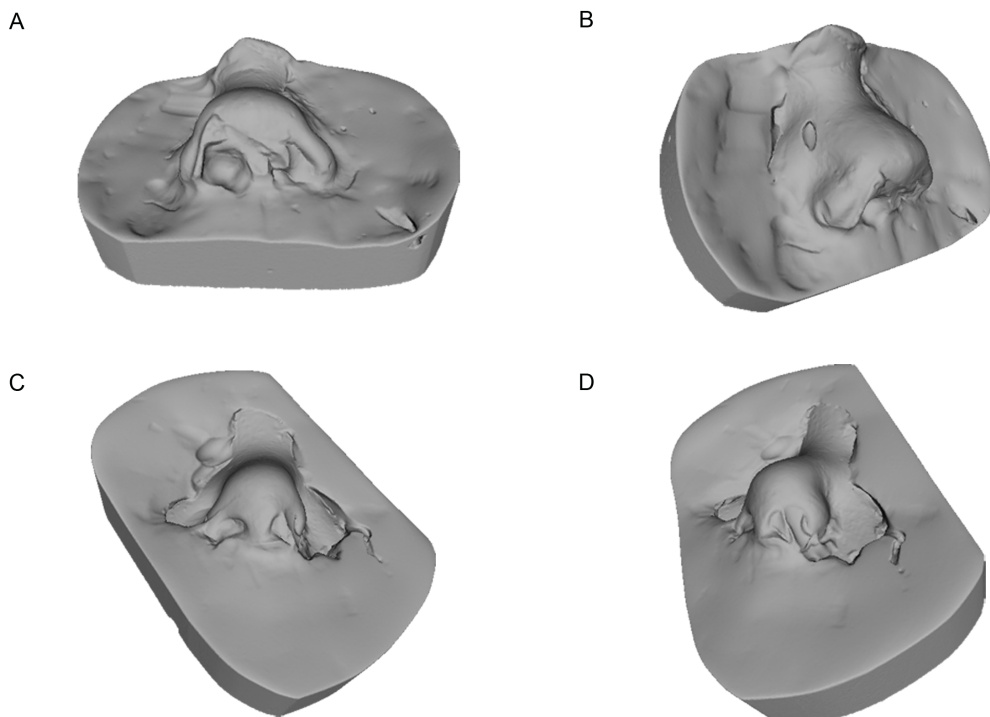
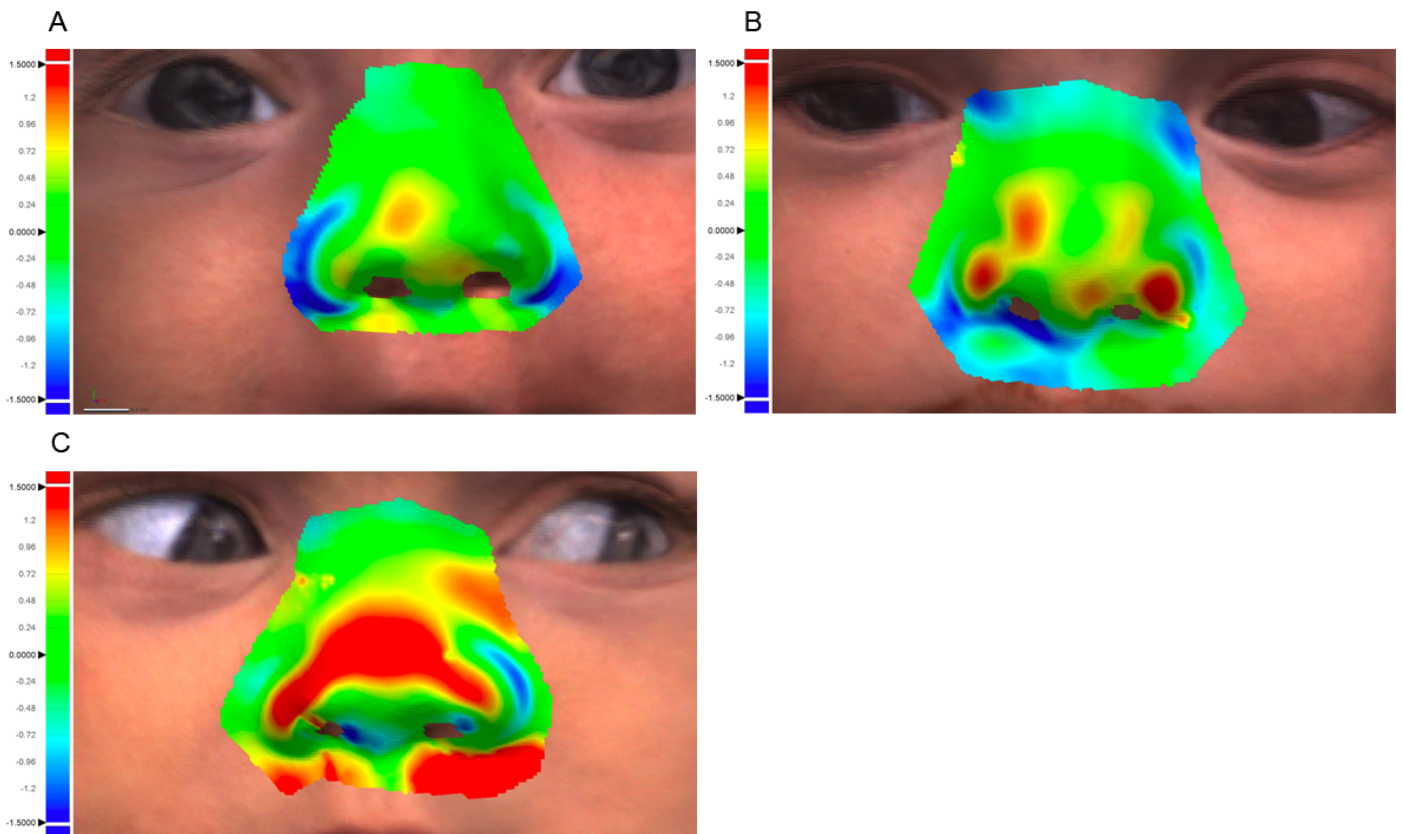


Tabelle 3-5: Oberflächenbasierte Genauigkeitsanalyse mithilfe von Geomagic®

#	RMS [mm]	$\pm \sigma$ [mm]	Mittlere obere Abweichung (+) [mm]	Mittlere untere Abweichung (-) [mm]
01	0,47	0,46	0,31	-0,34
02	Insuffiziente Qualität			
03	0,69	0,69	0,48	-0,62
04	0,94	0,94	0,58	-0,90
05	0,92	0,91	0,55	-0,83
06	0,75	0,65	0,50	-0,70
07	1,26	1,26	0,72	-1,05
08	0,50	0,50	0,34	-0,40
09	0,69	0,77	0,52	-0,46
10	0,74	0,74	0,53	-0,64
11	0,51	0,51	0,41	-0,39
12	0,72	0,72	0,57	-0,62
13	0,99	0,99	0,72	-0,85
14	0,68	0,68	0,48	-0,60
15	0,48	0,48	0,38	-0,33
16	Keine Abformung			
17	Keine Abformung			
18	0,64	0,64	0,53	-0,53
19	0,43	0,43	0,33	-0,32
20	0,98	0,75	0,91	-0,39
21	Insuffiziente Qualität			
22	Insuffiziente Qualität			
23	Insuffiziente Qualität			
24	0,47	0,47	0,36	-0,35
25	0,83	0,83	0,54	-0,63
26	0,57	0,57	0,38	-0,49
27	0,53	0,52	0,45	-0,39
28	0,74	0,74	0,45	-0,67
29	0,58	0,58	0,53	-0,41
30	1,09	1,07	0,36	-1,09
31	0,89	0,89	0,71	-0,73
32	0,65	0,65	0,55	-0,54
33	0,68	0,68	0,56	-0,52
Mittelwert	0,72	0,71	0,51	-0,58
σ	0,22	0,21	0,14	0,22
Abkürzungen: # = Studienteilnehmer RMS = Root Mean Squared-Fehler σ = Standardabweichung				

Anatomische Bereiche, die eine starke Krümmung oder überschneidende Oberflächen aufwiesen, zeigten eine relativ hohe Abweichung der überlagerten .STL-Daten. Hierzu zählen beispielsweise Abschnitte der Nasenlöcher, posterolaterale Alarseitenwände und auch die unteren Teile der Nasenspitze. Diese Bereiche sind exemplarisch in **Abbildung 3-6** dargestellt. Bild A zeigt eine Abweichung im Bereich der Alarseitenwände von -1,5 mm (blau markierte Bereiche), während in Bild C die rot markierten Areale, d.h. Abweichungen größer als 1,5 mm, verstärkt im Bereich der Nasenspitze zu sehen sind.

Abbildung 3-6: Überlagerte .STL-Daten der 3D-Fotografien mit denen der Gipsabformung mithilfe von Geomagic® aus Ritschl et al. (Ritschl et al., 2018); schriftliche Genehmigung der Eltern zur Veröffentlichung der Fotos wurde eingeholt



4. Diskussion

4.1 Studienaufbau

4.1.1 Patientenkollektiv

In dieser Studie wurden 33 gesunde Säuglinge eingeschlossen. Alle Säuglinge waren kaukasischer Abstammung. Siebzehn Säuglinge waren weiblich und sechzehn männlich. In der Analyse wurde nicht zwischen den Geschlechtern differenziert, da kein geschlechtsabhängiger Unterschied im Wachstum bis zum Alter von sieben Jahren festgestellt wurde (Krimmel et al., 2015). Im Kleinkindesalter scheint das Geschlecht keinen signifikanten Einfluss auf die oropharyngealen Dimensionen zu haben (Djupestrand et al., 1998; Rommel et al., 2003; Savara et al., 1968). Auch in den jüngeren Altersgruppen wurde quasi kein geschlechtsabhängiger Unterschied erforscht. Selbst im Alter von fünf bis 10 Jahren ergab das Mittelgesichtswachstum nur einen sehr geringen Unterschied zwischen den Geschlechtern (Nute et al., 2000). White et al. haben keinen Geschlechtsunterschied im Hinblick auf verschiedene Parameter des Mundes, der Nase und verschiedene Winkel im Alter von drei Monaten festgestellt (White et al., 2004). Die ermittelten Differenzen von ein bis zwei Millimeter beruhten auf den unterschiedlichen Körpermaßen bzw. auf starken Gewichtsunterschieden. Sie sind nur bei großen Distanzen wie z.B. dem Abstand der Ohren ersichtlich. Interessant ist zudem die vorhandene leichte Gesichtsymmetrie bei gesunden Kindern (White et al., 2004). Zukünftige Studien könnten die Relationssetzung der Körpergrößen und des Körpergewichtes der Säuglinge integrieren. Vergleiche zwischen Kindern mit Lippen-, Kiefer- und Gaumenspalten und Kontrollgruppen sollten laut White et al. die Größe und das Gewicht berücksichtigen (White et al., 2004).

Viele Studien, die die Stereophotogrammetrie bearbeiten, integrieren kollaborative Erwachsene (Gibelli et al., 2018). Dies schränkt einen direkten Vergleich mit der vorliegenden Studie ein. Allerdings kann allgemein die klinische Anwendbarkeit durch die Integration von Säuglingen besser beurteilt werden als rein mit erwachsenen Probanden.

Die vorliegenden Werte müssen sowohl im Hinblick auf die Anzahl als auch auf die Ethnie der Studienteilnehmer prüfend betrachtet werden.

Die ermittelten Werte unserer Studie repräsentieren aufgrund der oben genannten Beschreibung nur den kaukasischen Raum. Für allgemein anerkannte Normwerte sollten möglichst alle ethnischen Gruppen einbezogen werden. Hinzukommend sollten Normwerte nicht älter als 20

Jahre sein (Farkas, 1996; Honn et al., 2007). Die unterschiedliche ethnische Zugehörigkeit manifestiert sich sowohl in den verschiedenen Gesichtsformen als auch im Wachstum (Krimmel et al., 2015). Aber auch innerhalb einer ethnischen Gruppe unterscheiden sich das Wachstum bzw. die Normwerte. Als Beispiel für solche Unterschiede können die unterschiedlichen Nasenhöhen innerhalb der kaukasischen Gruppe gesehen werden (Farkas et al., 2005).

Die vorliegende Studie repräsentiert eine Altersgruppe von der Geburt bis zum sechsten Lebensmonat in einem Intervall von $30 \pm$ fünf Tagen. Dieses engmaschige Intervall findet man so in den später aufgeführten Vergleichsstudien nicht. Nach Krimmel et al. fehlen Wachstumswerte von der Geburt bis zum Erwachsenenalter (Krimmel et al., 2015). Weiterführende Studien könnten das Gesichtswachstum mit der Stereophotogrammetrie bis zum adulten Alter beschreiben, um Vergleichsdaten zu generieren und weitere Referenzdaten für die dreidimensionale Fotografie zu erhalten.

4.1.2 Diskussion der ausgewählten Distanzen und Winkel

Die in dieser Studie verwendeten Landmarken richten sich nach Farkas et al. (Farkas, 1994). Die analysierten dreidimensionalen Distanzen und Winkel wurden aufgrund ihrer Reproduzierbarkeit und Genauigkeit in einer präliminären Studie ausgewählt (Ritschl et al., 2018). Einundzwanzig Landmarken wurden festgelegt.

In den meisten Studien werden die Landmarken nach Farkas et al. (Farkas, 1994) genutzt (Gibelli et al., 2018; Metzger et al., 2013; Nord et al., 2015; Schwenzer-Zimmerer et al., 2008; Weinberg et al., 2006; White et al., 2004). Um einen möglichst vielseitigen Vergleich zu erzielen, wurden diese Landmarken daher auch in dieser Studie analysiert. Ein zu diskutierendes Problem stellt dabei das Verwenden zweidimensionaler Distanzen oder linearer Strecken zwischen den Landmarken in einem dreidimensionalen Konstrukt dar. Das Messen ist bei der traditionellen manuellen Anthropometrie und 2D-Fotografie nur in einem Maßstab möglich (Krimmel et al., 2015). Krimmel et al. haben sich daher entschlossen, die einzelnen Landmarken als x-, y- und z-Koordinaten anzugeben, sodass der Vorteil dreidimensionaler Daten ersichtlich wird (Krimmel et al., 2015). In der vorliegenden Studie wurden jeweils die Mittelwerte des Punktes verwendet und die Punkte nicht in die einzelnen Koordinaten unterteilt. Es sollten nämlich Werte im ähnlichen Stil der bereits ermittelten

anthropologischen Messungen generiert werden, um einen direkten und einfachen Vergleich zu ermöglichen.

Zum Vergleich verschiedener 3D-Fotografien gibt es bei der dreidimensionalen Vermessung noch keine allgemein gültigen Bezugsebenen oder Landmarken (Krimmel et al., 2015). Deshalb haben sich einige Gruppen (Ayoub et al., 2003; Duffy et al., 2000; Ferrario et al., 2000; White et al., 2004) – wie auch die Mitwirkenden bei dieser Arbeit – gegen die Koordinatenangabe entschieden. Bei Verwendung der Koordinaten ist es wichtig, einen Nullpunkt zu definieren. Dieser variiert in der Literatur (Bacher et al., 1998; Rabey, 1977), sodass ein Studienmodell mit Koordinatenangabe bei in der Literatur nicht einheitlich definiertem Nullpunkt weniger aussagekräftig ist. Generell sollte man beachten, dass ein Nullpunkt auch nur sinnvoll ist, wenn einzelne Koordinaten ermittelt werden sollen. Zukünftige Studien könnten den Unterschied bei der Definition eines Nullpunktes eruieren. Zudem könnte ein Vektormodell den Vorteil der Dreidimensionalität hervorheben (Krimmel et al., 2015).

Da nach Hutton et al. fünf oder weniger Landmarken zu einem fehlerhaften Resultat führen können (Hutton et al., 2003), sind die einundzwanzig von uns festgelegten Landmarken eine angemessene Zahl zur Bestimmung des Wachstums. Diskutiert werden kann auch die Festlegung der Landmarken im fotorealen Bild oder mit einer sog. „Mesh“-Oberfläche. Hutton et al. geben gute Ergebnisse für die Darstellung der Maschenweite an (Hutton et al., 2003). Andere geben eine bessere Bestimmbarkeit der Landmarken in einem fotorealen Bild an (Ayoub et al., 2007; Jayaratne et al., 2012). In der vorliegenden Arbeit fehlt der Vergleich der Messungen in verschiedenen Oberflächendarstellungen. Es sollte eruiert werden, welche Möglichkeit zu besseren Ergebnissen führt.

Im Vergleich zu anderen Studien wurden keine Parameter zur Wachstumsanalyse des Ohres integriert. Der Grund hierfür war zum einen die Fragestellung nach der Veränderung der Nase und zum anderen wurden in den meisten Studien diese Parameter wegen der fehlenden Erkennbarkeit ausgeschlossen. In der Studie über normative Daten bei Säuglingen von White et al. waren zum Beispiel die meisten fehlenden Landmarken im Bereich des Ohres. Diese liegen außerhalb des Erfassungsfeldes der stereophotogrammetrischen Kamera C3D (White et al., 2004).

4.1.3 Präzision der einzelnen Landmarken

In dieser Arbeit wurden drei Untersucher unabhängig voneinander zur Bestimmung der Landmarken festgelegt, um – analog zu Berlin et al. – Fehler zu erkennen und eine bessere Beurteilung der Genauigkeit zu erreichen (Berlin et al., 2014). Die größeren Abweichungen bei einzelnen Werten könnten durch die unterschiedliche Genauigkeit einzelner Landmarken definiert werden. Hierunter zählt z.B. die Standardabweichung der Nasenhöhe ($n - sn$) bei t_7 mit $\pm 0,83\text{mm}$ (s. **Tabelle 3-1**) oder auch der Mundbreite ($ch_r - ch_l$) ebenfalls bei t_7 mit $\pm 1,50\text{mm}$ (s. **Tabelle 3-2**).

Präzision meint die Streuung des Ergebnisses um eine Referenz und der Begriff der Genauigkeit beinhaltet, wie nahe das Ergebnis numerisch betrachtet an der Referenzmethode liegt (Eder et al., 2013). Nicht alle anthropometrischen Landmarken können in der Photogrammetrie und zudem im klinischen Alltag verwendet werden. Die Präzision der Bezugspunkte unterscheidet sich, weil sie unterschiedlich gut identifizierbar sind (Berlin et al., 2014). Die meisten Studien (Gibelli et al., 2018; Metzger et al., 2013; Nord et al., 2015; Schwenger-Zimmerer et al., 2008; Weinberg et al., 2006; White et al., 2004) beziehen sich auf die traditionellen Punkte nach Farkas (Farkas, 1994). Diese wurden modifiziert auch zur Analyse der vorliegenden Studie verwendet, weil so ein besserer Vergleich möglich ist und sie reproduzierbar und klinisch anwendbar sind. Die Landmarken sind unterschiedlich reproduzierbar und wirken sich somit auf den Messfehler aus (Yamamoto et al., 2016). Die landmarkenbasierte Analyse bei einer klinischen Studie von Fan et al. ergab einen mittleren Zielregistrierungsfehler von $2,5 \pm 0,31$ mm (Fan et al., 2017). Bei kleinere Distanzen und Strecken wurde eine geringere Reproduzierbarkeit festgestellt. Die Fehleranfälligkeit ist somit für kleinere Werte wie beispielsweise die Philtrumbreite größer und wirkt sich auf die Präzision aus. Die geringste Zuverlässigkeit wurde für die Philtrumbreite, Columellalänge und Nasenwurzelbreite ermittelt. Die Größe der Messung und die Gradangabe bei Winkeln sind folglich entscheidend für die Reliabilität. Zur Optimierung der Ergebnisse werden Wiederholungsmessungen vorgeschlagen (Jamison et al., 1993; Ward et al., 1991).

Nord et al. veröffentlichten eine Tabelle mit der Einstufung der Genauigkeit einzelner Landmarken in hoch, mittel und niedrig (s. **Abb. 4-1**) (Nord et al., 2015).

Abbildung 4-1: Einteilung der Landmarken nach ihrer Präzision in hoch, mittel und niedrig; aus „*The3dMD photogrammetric photo system in cranio-maxillofacial surgery: Validation of interexaminer variations and perceptions*“, (Nord et al., 2015).

High precision	Medium precision	Low precision
19 Stomion	3 Endocanthion left	10 Subnasale
16 Labiale superius	6 Exocanthion right	22 Soft gonion right
15 Labiale inferius	5 Exocanthion left	23 Soft gonion left
20 Cheilion left	24 Soft pogonion	
18 Christa philtri right	14 Alar curvature right	
9 Pronasale	13 Alar curvature left	
4 Endocanthion right	25 Soft gnathion	
21 Cheilion right	2 Soft nasion	
17 Christa philtri left	1 Glabella	
	12 Alare right	
	11 Alare left	
	7 Soft orbitale left	
	8 Soft orbitale right	
	26 Soft porion left	
	27 Soft porion right	

In der Studie von Nord et al. wurden *Cheilion* links und rechts als sehr präzise (Nord et al., 2015) bzw. allgemein auch als eindeutig identifizierbar (Berlin et al., 2014) eingestuft, während in anderen Studien die Mundregion aufgrund der Mimik als ungenau angesehen wird (Gibelli et al., 2018; Jayaratne et al., 2012; Maal et al., 2008; Maal et al., 2010; Schwenzer-Zimmerer et al., 2008). Der Punkt *Subnasale*, der in der vorliegenden Arbeit kleine Diskrepanzen aufweist, wird von Nord et al. mit einer niedrigen Präzision angegeben (Nord et al., 2015). Nach Nord et al. ist das *Subnasale* ein gut definierter anatomischer Orientierungspunkt, d.h. er ist nicht schwer zu lokalisieren. Er wird von den Untersuchern nur unterschiedlich ermittelt (Nord et al., 2015) und muss teilweise geschätzt werden (Berlin et al., 2014). Trotz der hohen Präzision kann *Labiale superius* bei hellen Lippen oder schlecht definierten Konturen nur schwer erkennbar sein (Nord et al., 2015). Einzelne Landmarken sind aufgrund der Auswirkung der Gesichtsbewegungen sehr variabel (de Menezes et al., 2009; Ferrario et al., 1998; Ferrario et al., 1997). Dies betrifft vor allem das untere Gesichtsdrittel (Maal et al., 2011). Die Analyse der Photogrammetrie zeigte die meisten zuverlässigen Messungen im Bereich der Lippen bzw. des Mundes (Farkas et al., 1980). Daher sollte jedes Messkonzept einer Studie in einer Vorstudie – wie auch die vorliegende in einer präliminären Studie von Ritschl et al. (Ritschl et al., 2018) – auf die Genauigkeit und Reproduzierbarkeit bewertet werden (Nord et al., 2015).

4.1.4 Messungen und Analysen

Mithilfe von 3dMDVultus (3dMDvultus™ Software 64-bit 2.4.1.4; 3dMD®; USA) wurden die Landmarken von drei Untersuchern unabhängig voneinander gesetzt. Diese Software zeigt eine gute Übereinstimmung mit der manuellen Anthropometrie und eignet sich somit für verschiedene Gesichtsmessungen (Naini et al., 2017). Die Distanzen und Winkel wurden dann automatisch durch das Programm berechnet.

Es entsteht eine gewisse Variabilität der Landmarken, wenn dieselben Personen die Landmarken nacheinander setzen (Modabber et al., 2016), was auch bei verschiedenen Personen zutrifft. Nach Modabber et al. sollte daher der Messprozess weitgehend automatisiert werden (Modabber et al., 2016), weshalb in der vorliegenden Arbeit alle Distanzen und Winkel anschließend an die persönliche Festlegung der Landmarken automatisch durch das Programm berechnet wurden. Als Referenzwert der durchschnittlichen Abweichungen der einzelnen Landmarken geben Ayoub et al. für drei Operatoren 0,79 mm an (Ayoub et al., 2003). Im Vergleich dazu liegen die Standardabweichungen in der vorliegenden Studie bis auf wenige Ausnahmen immer darunter.

Im Folgenden werden einige Argumente diskutiert, weshalb es zu Abweichungen bei den Messungen gekommen sein könnte. Vermutlich haben die Farbe bzw. verschiedene Graustufen eine Auswirkung auf die Ergebnisse. Ein hellerer Farbton zeigte eine bessere Reproduzierbarkeit bei linearen Distanzen und Winkeln (Gibelli et al., 2018). Die Position des Kopfes hat auch Auswirkung auf die Genauigkeit (Maal et al., 2010). Die Datenerfassung wurde in dieser Studie in natürlicher Kopfhaltung durchgeführt, da diese Position klinisch reproduzierbar ist (Chiu et al., 1991). Das Scannen von Weichgewebe war so in einem entspanntem Zustand möglich (Kau et al., 2005). Die Veränderung der Kopfposition der Säuglinge hätte sich dementsprechend negativ auf die Ergebnisse ausgewirkt, vor allem da eine nicht-liegende Position immer eine Manipulation der Kopfposition durch die Eltern mit sich zieht und somit nicht reproduzierbar ist. Die Unterkieferposition und Wangen werden allerdings in Rückenlage beeinflusst. Da die Säuglinge bei jeder 3D-Aufnahme in liegender Position fotografiert wurden, wirkt sich die Gravitationskraft auf das verformbare Weichgewebe des Gesichtes aus (Knoops et al., 2017; Wong et al., 2008). Dies könnte auch zu abweichenden Ergebnissen geführt haben. Einfluss auf die Qualität der Fotografien und folglich auch auf die Ergebnisse haben unter anderem die Beleuchtung, die Haare der Kinder, der Gesichtsausdruck und die Softwarereprozessierung (Heike et al., 2009; Knoops et al., 2017; Kovacs et al., 2006).

Drei Untersucher scheinen angemessen zu sein, um die Reproduzierbarkeit der Landmarken und die Ergebnisse kritisch beurteilen zu können. Die Größe der Messung und die Gradangabe bei Winkeln sind für die Reliabilität relevant. Zur Optimierung der Ergebnisse werden Wiederholungsmessungen vorgeschlagen (Jamison et al., 1993; Ward et al., 1991). Die Wiederholungsmessungen eines Untersuchers wurden bei den einzelnen 3D-Fotografien aufgrund der Durchführung einer präliminären Studie nicht angewendet. Eine derartige Methode mit einzelnen Wiederholungsmessungen wäre zukünftig auch für Studienmodelle mit Säuglingen denkbar.

Die traditionelle Methode weist einen ungefähren Fehler um einen Millimeter auf. Es gibt lokale Unterschiede bei der Genauigkeit der Scanner. Daher ist es auch wichtig, nicht nur den sogenannten *worst case* zu betrachten. Es sollten die Ergebnisse aller Regionen einzeln betrachtet, publiziert und auch diskutiert werden (Kouchi et al., 2012). Abweichungen können auch durch die Konvertierung in einen .STL-Datensatz entstehen. Die Algorithmen unterscheiden sich bei jeder Software (Lin et al., 2015). In der vorliegenden Arbeit wurden die 3D-Fotografien mit der korrespondierenden Software FUEL3D® Studio 2.2 Professional in .PLY- und .STL-Daten konvertiert. STL-Daten wurden von den Gipsmodellen beim Scannvorgang mit 3Shape D700 generiert, sodass es bei der Umwandlung dieser Datensätze möglicherweise zu Abweichungen gekommen ist. Die Umwandlung der Datensätze ist im Verhältnis zur Verformung bzw. Abweichung bei der Abformung und beim Aushärten allgemein weniger fehleranfällig (Holberg et al., 2006).

Eine gewisse Verschlechterung bei der Auswertung entsteht auch durch die Verwendung eines zweidimensionalen Bildschirms bei einer 3D-Analyse (Mori et al., 2005). Unter definierten Bedingungen könnte die Qualität und Präzision verbessert werden (Kovacs et al., 2006). In unserer Studie wurde auf einen minimalen Aufwand für die Studienteilnehmer und deren Eltern geachtet, sodass die Bedingungen aufgrund der Hausbesuche bei jedem Foto unterschiedlich waren. Manche Abweichungen könnten also nicht durch einen Messfehler, sondern durch die unterschiedlichen Gegebenheiten bei den Besuchen zustande gekommen sein. Ein nennenswerter Faktor wäre z.B. die Beleuchtung (Kovacs et al., 2006). Für Datenverluste und Artefakte sind besonders die submentale und subnasale Region anfällig (Heike et al., 2010). Zudem wurden im Bereich der Nasenspitze technische Fehler eruiert (Naudi et al., 2013). Die Aufnahmebedingungen könnten zukünftig standardisiert sein im Hinblick auf Umgebungslicht und Hintergrund. Die Problematik wäre dann aber die geringere Beurteilungsfähigkeit der klinischen und praktischen Anwendbarkeit. Zudem wäre es ein enormer Mehraufwand für die Studienteilnehmer und deren Eltern.

Automatische Landmarkenmarkierungen wären möglich, um den Zeitaufwand der Untersucher zu minimieren (Yamada et al., 2002).

4.2 Diskussion der Ergebnisse

4.2.1 Diskussion der Ergebnisse im Vergleich zu anderen 3D-Systemen

Bei den unterschiedlichen Distanzen des Nasenwachstums (**Tabelle 3-1**) lagen die Standardfehler in einem Bereich von $\pm 0,08$ bis $\pm 0,36$ mm im Zeitraum $t_1 - t_6$ (=150 Tagen). Auffällig war, dass zum Zeitpunkt nach 180 Tagen (t_7) eine erhöhte Standardabweichung z.B. der Nasenhöhe ($n - s_n$) mit $\pm 0,83$ mm und der interkanthalen Distanz ($en_r - en_l$) mit $\pm 0,87$ mm ermittelt wurde. Insgesamt gab es von allen Distanzen (**Tabelle 3-1, 3-2, 3-3**) einen im Vergleich zu den anderen Messungen in dieser Studie höheren Standardfehler von $\pm 1,50$ mm der Mundbreite ($ch_r - ch_l$) zum Zeitpunkt $t_7 = 180$ Tage und zum gleichen Zeitpunkt eine Abweichung von $\pm 1,49$ mm der lateralen Gesichtshöhe ($en - ch_l$) links. Alle anderen Abweichungen waren deutlich kleiner als ein Millimeter.

Im Allgemeinen werden Fehler bzw. Abweichungen kleiner als zwei Millimeter als klinisch akzeptabel angesehen (Gibelli et al., 2018; Jayaratne et al., 2012; Knoops et al., 2017; Weinberg et al., 2006; Weinberg et al., 2004; Wong et al., 2008). Lubbers et al. stellte einen Fehler der stereophotogrammetrischen Kamera 3dMD im Bereich von 0,1-0,5 mm für Kopfmessungen an Schaufensterpuppen fest. Diese Präzision ist höher als bei anderen Methoden wie z.B. bei der direkten Anthropometrie und der 2D-Fotografie (Lubbers et al., 2010). Hierbei sollte man beachten, dass eine Aufnahme und Messung an einer Puppe nicht direkt mit einer klinischen Situation an Säuglingen verglichen werden kann. Bei Studien mit Menschen wird eine gewisse Disparität der Messungen und somit auch der Ergebnisse aufgrund unwillkürlicher Bewegungen erwartet (Camison et al., 2018). Generell sollte noch erwähnt werden, dass viele der folgenden in der Literatur beschriebenen Studien einen Prüfkörper wie beispielsweise einen Legostein zur Genauigkeitsanalyse verwendeten. Dieser besitzt scharfe Kanten und klar definierte 90°-Winkel (Modabber et al., 2016). Die Betrachtung derer Ergebnisse und der Vergleich zu dieser Arbeit sollte daher differenziert sein. Die vergleichenden Studien müssen auch hinsichtlich ihrer Fragestellung kritisch betrachtet werden. Der Fokus vieler Studien liegt häufig lediglich auf den technischen Prinzipien. Die Genauigkeit der verschiedenen Systemen sollte jedoch nicht nur unter idealen Bedingungen, sondern auch unter klinischen Bedingungen betrachtet werden (Lubbers et al., 2010).

Die erhöhten Abweichungen der Mundbreite werden ähnlich zu dieser Arbeit häufiger beobachtet. Es lässt sich sagen, dass Differenzen kleiner zwei Millimeter vernachlässigbar sind.

Für klinische Untersuchungen sind diese Abweichungen nicht wahrnehmbar (Gibelli et al., 2018). Die größten Unterschiede weist der periorale Bereich auf, da die Position des Mundwinkels oft stark variiert. Gerade in dreidimensionalen Bildern ist dieser oft nicht eindeutig als Punkt (Schwenzer-Zimmerer et al., 2008) – wie in der Arbeit *Cheilion_{rechts/links}* – identifizierbar. Der Mundbereich hat auch in der Studie von Schwenzer-Zimmerer et al. die höchste Fehleranfälligkeit (Schwenzer-Zimmerer et al., 2008). Maal et al. verglichen die Auswirkungen unterschiedlicher Gesichtsausdrücke bei dreidimensionalen Fotografien und stellten insbesondere auch im Mundbereich einen erhöhten Registrierungsfehler fest (Maal et al., 2010). Die Fusion einer Computertomographie mit dreidimensionalen Fotografien ergab als Fehlerstellen die Lippen- und Augenregion (Jayaratne et al., 2012). Einige Landmarken wie beispielsweise *Stomion*, *Cheilion* oder auch *Crista philtri superior* verändern sich stärker während Gesichtsbewegungen. Die Messungen der 3D-Stereophotogrammetrie wird immer an einem bestimmten Gesichtsausdruck während der Aufnahme durchgeführt, während man bei der realen Messung die Mimik besser einschätzen kann (Wong et al., 2008). Der Unterschied zwischen den variablen Gesichtsausdrücken in Ruhe wurde mit einer mittleren Abweichung von $0,25 \pm 0,157$ mm eruiert (Maal et al., 2011). Die im Abstand von sechs Wochen aufgenommenen Fotografien zeigten wenig Unterschiede, weshalb der zeitliche Faktor keinen großen Einfluss nimmt. Die größten Variationen wurden auch bei Maal et al. wieder im Bereich der Augen und des Mundes eruiert, der Unterschied in der Nasen- und Stirnregion war sehr gering (Maal et al., 2011). Die meisten Fehler basieren auf Weichteilveränderungen und Abweichungen in der Mimik. Sie liegen innerhalb von 1,5 mm (Ayoub et al., 2007; Naudi et al., 2013). Der Einfluss der unwillkürlichen Gesichtsbewegungen ergab einen mittleren Fehler von 0,41 mm. Unter Berücksichtigung des technischen, systemabhängigen Fehlers von 0,09 mm wurde der Wert 0,32 mm berechnet (Lubbers et al., 2012). Daraus wird die Dringlichkeit der Ermittlung und der Integration des technischen Fehlers ersichtlich. Der technische Fehler wurde von der Kamera FUEL3D® SCANIFY® in einer präliminären Studie ermittelt. Jedoch wurde dieser nicht von den eruierten Wachstumswerten abgezogen.

Gibelli et al. haben in ihrer Studie eine Abweichung von 1,1 mm in der Mundweite bei der tragbaren Kamera VECTRA H1 eruiert. In dieser Studie waren allerdings nur Personen über 19 Jahre involviert (Gibelli et al., 2018). Das VECTRA H1-System wurde bis jetzt nur an erwachsenen Personen getestet, sodass adäquate Aussagen über dessen Verwendung bei Säuglingen, Kindern oder Patienten mit Behinderungen nicht getroffen werden können (Camison et al., 2018). Die 3D-Aufnahme ist ein statisches Bild, das den Zustand in genau einem Moment fest hält. Dies begründet den höheren Einfluss der unterschiedlichen

Gesichtsausdrücke auf die Vitii (Maal et al., 2010). Metzger et al. analysierten statistisch signifikante Unterschiede im Vergleich zwischen der stereophotogrammetrischen Kamera 3dMD, DVT und manuellen Messungen. Diese bezogen sich ebenso auf die Mundbreite, die gesamte Gesichtsbreite, Mund- und Augensymmetrie (Metzger et al., 2013). Aus dem im Vergleich zu t_1 bis t_6 erhöhte Standardabweichung der Nasenhöhe ($n - sn$) mit $\pm 0,83$ mm, der interkanthalen Distanz ($en_r - en_l$) mit $\pm 0,87$ mm, der lateralen Nasenhöhe rechts ($en - sbal_r$) mit $\pm 0,62$ mm und der Columellalänge ($c' - sn$) mit $\pm 0,68$ mm resultiert für diese im Vergleich zu den anderen Werten in der vorliegenden Arbeit ein etwas erhöhter Standardfehler. Ein Grund hierfür liegt in den bereits genannten Argumenten des Einflusses der Mimik. Die gleichen Untersucher hatten zu einem anderen Zeitpunkt ein unterschiedliches Ergebnis. Im Vergleich zu Maal et al. mit einer Intraobserver-Variabilität von 1,0 mm liegen die oben genannten Werte darunter (Maal et al., 2010). Der Standardfehler der Mundbreite ($ch_r - ch_l$) mit $\pm 1,50$ mm zum Zeitpunkt $t_7 = 180$ Tage und zum gleichen Zeitpunkt die laterale Gesichtshöhe links ($en - ch_l$) mit $\pm 1,49$ mm lagen darüber. Häufiger wurde festgestellt, dass die Varianz der Beobachter (Interobserver-Reliability), die in der Vorstudie ermittelt wurde, kleiner ist als die Varianz der Messungen (Intraobserver-Reliability) (Schaaf et al., 2010).

Ein Prüfkörper auf der Stirn ergab einen Fehler von 0,605 mm und 0,722 mm an der Wange für den Scanner Artec EVA[®]. Die ermittelten Werte für den FaceScan3D[®] waren mit 0,551 mm für den Stirnprüfkörper und 0,517 mm für den Wangenprüfkörper etwas niedriger. Der mittlere Fehler insgesamt wurde auf 0,966 mm für das FaceScan3D[®]-System, während der Fehler bei dem Artec EVA[®]-System mit 2,997 mm deutlich höher lag (Modabber et al., 2016). Ayoub et al. gaben für das C3D-System einen mittleren Fehler von 0,83 mm an (Ayoub et al., 2003). Für den Oberflächenscanner Polhemus FastSCAN[™] wurde ein Fehler von 0,97 mm eruiert (Eder et al., 2013). Die dreidimensionale Stereophotogrammetrie Genex FaceCam 250 (Kensington, MD) hatte einen technischen Messfehler zwischen 0,14 und 0,23 mm abhängig von der analysierten Distanz (Weinberg et al., 2006).

Die 3dMD-Kamera ist die derzeit am häufigsten verwendete Stereophotogrammetrie-Kamera (Camison et al., 2018). Das 3dMDface System wird in der Literatur als Goldstandard in der Stereophotogrammetrie gesehen (Jayaratne et al., 2012; Knoops et al., 2017; Wong et al., 2008). Das 3dMDface ist ein dreidimensionales, statisches System aus sechs Kameras. Zeitgleich werden dort innerhalb von 1,5 ms die Fotografien aufgenommen (Camison et al., 2018). Die Genauigkeit der Kamera liegt unter einem Millimeter. Auch hier gab es lokale Unterschiede der Reliabilität und der Genauigkeit. Der Abstand zwischen Exokanthion rechts und links wies eine mittlere absolute Distanz von 0,5 mm und einen relativen Fehler von 0,5 % auf.

Dahingegen war der mittlere Abstand der Cristae philtri superiores absolut bei 1,2 mm und die relative Fehlergröße betrug 11 % (Wong et al., 2008). Das unterschiedliche Ergebnis weist auf die Unmöglichkeit einer einheitlichen Identifikation dieser Landmarke hin und möglicherweise auch auf die schwer zu erkennbare eindeutige Lage in der 3D-Fotografie. Möglicherweise schwächt auch der Kamerablitz den eindeutigen Orientierungspunkt ab. Insgesamt betrug der mittlere absolute Fehler der 3dMDface 0,8 mm (Wong et al., 2008). Die mittlere Abweichung einer 3dMD-Fotografie und einer CBCT wurde zwischen 0,0 mm bei der Distanz Unterlippe – E-Linie und 3,2 mm für die Strecke Exokanthion rechts zur Axialebene festgelegt (Metzger et al., 2013). Weinberg et al. gaben einen technischen Messfehler von 0,19 bis 0,59 mm je nach ermittelter Strecke für die 3dMD-Fotografie (3dMD MU-4; Atlanta, GA) an (Weinberg et al., 2006). Für die stereophotogrammetrische Kamera 3dMD DSP 400® wurde ein mittlerer Präzisionsfehler von 0,57 mm ermittelt (Eder et al., 2013).

Maal et al. haben in ihrer Studie dreidimensionale Fotos von 15 Freiwilligen u.a. auch auf den Einfluss der Mimik untersucht, wobei ein mittlerer Fehler von 1,5 mm festgestellt wurde (Maal et al., 2010). Interessant an der Studie von Maal et al. ist auch, dass der Unterschied zwischen der ersten 3D-Aufnahme (T_0) und einer Minute nach der ersten 3D-Aufnahme (T_1) bei 0,39 mm lag. Die Differenz zwischen T_1 und T_2 (drei Wochen nach der ersten dreidimensionalen Fotografie) ergab 0,52 mm (Maal et al., 2010). Der zeitliche Abstand zwischen den Fotografien wirkt sich somit auf die Ergebnisse aus. In der vorliegenden Arbeit lag der Abstand der Fotoaufnahmen bei $30 \pm$ fünf Tagen. Jedoch war dieser auch bewusst so gewählt, um das Wachstum der Säuglinge beschreiben zu können. Als problematisch ist hier die Tatsache zu sehen, dass eine erhöhte zeitliche Differenz auch mit einem erhöhten Fehler einhergeht. Dieser mittlere Fehler des zeitlichen Unterschiedes wurde für die Kamera FUEL3D® SCANIFY® bzw. auf die Untersucher nicht eruiert. Man könnte diesen folglich noch ermitteln und dann auf die Wachstumswerte übertragen, um noch präzisere Angaben zu erhalten. Die zeitlichen Unterschiede sind allerdings sehr gering (Maal et al., 2010; Maal et al., 2011) und klinisch nicht relevant. Die Fotografien können ergo bei Anwendung von nur einem Untersucher auch bei der Aufnahme zu unterschiedlichen Zeitpunkten mit einer hohen Genauigkeit reproduziert werden (Maal et al., 2010). Daher erfolgte die Aufnahme der dreidimensionalen Fotos der Säuglinge im Verlauf von sechs Monaten bei unserer Studie immer durch den gleichen Untersucher.

Der mittlere technische Fehler der tragbaren VECTRA H1-Kamera lag bei 0,84 mm im Vergleich zur 3dMD-Kamera (Camison et al., 2018). Die Genauigkeit des Minolta Vivid700 3D-Oberflächenscanners (Minolta USA, Ramsey, NJ) wurde für das Gesichtsmodell mit $1,9 \pm 0,8$ mm (Kusnoto et al., 2002) und in einer anderen Studie von Patienten mit Tumoren,

Knochenmissbildungen und Fremdkörper mit $1,1 \pm 0,3$ mm angegeben (Marmulla et al., 2003). Dieser Scanner hat sich auch bei Kindern als genau erwiesen (Kau et al., 2004). Der Standardfehler des Minolta Vivid 900[®] wurde von Eder et al. mit 0,33 mm ermittelt (Eder et al., 2013). Schlussfolgernd zeigt der Vergleich der Abweichungen mit dreidimensionalen Scannersystemen bessere Werte für die analysierte stereophotogrammetrische Kamera FUEL3D[®] SCANIFY[®].

Für manche klinische Verwendungszwecke sind akkurate, präzise Werte und eine geringe Differenz kleiner als ein Millimeter notwendig (Metzger et al., 2007). Jede Veränderung könnte nämlich sowohl ein technischer Fehler als auch ein tatsächliches Wachstum z.B. eines Tumors sein (Maal et al., 2010). Ein System sollte sowohl eine hohe Präzision als auch eine hohe Genauigkeit aufweisen (Eder et al., 2013).

Der günstige Preis der verwendeten 3D-Kamera FUEL3D[®] SCANIFY[®] (unter 1500 Euro) sollte berücksichtigt werden. Ein anderer kostengünstige 400\$ 3D-Scanner wies einen durchschnittlichen, mittleren Fehler von $2,5 \pm 0,31$ mm auf (Fan et al., 2017). Die von Fan et al. ermittelten Resultate sind deutlich schlechter als die von uns mit der 3D-Kamera FUEL3D[®] SCANIFY[®] analysierten Abweichungen. Unsere Abweichungen sind vergleichbar mit beispielsweise dem 3dMD-System (Camison et al., 2018; Eder et al., 2013; Jayaratne et al., 2012; Knoops et al., 2017; Wong et al., 2008), was als gut zu werten ist. Das 3dMD-System kostet jedoch deutlich mehr. Aufgrund des niedrigen Preises können auch Praxen und Kliniken von der portablen Kamera profitieren.

So kann zusammenfassend das FUEL3D[®] SCANIFY[®]-System als ausreichend präzise und genau im Vergleich zu anderen Methoden, wie dem dreidimensionalen Scanner und der direkten Anthropometrie, angesehen werden. Gegenüber anderen stereophotogrammetrischen Kameras sind die Werte als gut einzustufen, insbesondere auch im Vergleich zum Goldstandard der 3dMD-Kamera. Unterschiedliche Gesichtsausdrücke und unwillkürliche Gesichtsbewegungen während der Bildaufnahme führen zu einer größeren Abweichung und somit zu einem erhöhten Fehler (Lin et al., 2015). Zukünftige Studien könnten die Variabilität der Gesichtsbewegungen integrieren. Es könnten die Auswirkungen verschiedener Gesichtsbewegungen mit der FUEL3D[®] SCANIFY[®] analog zu der Studie von Maal et al. (Maal et al., 2010) eruiert werden. Weitere Forschung in Richtung vierdimensionaler Technologie und die möglicherweise geringeren Auswirkungen der Mimik durch die genauere Analyse sind wünschenswert, sodass die Standardfehler minimiert werden können.

4.2.2 Vergleich tragbarer und statischer Geräte

Die in dieser Studie verwendete Kamera FUEL3D® SCANIFY® ist eine tragbare Kamera. Vergleiche von statischen und tragbaren Systemen erzielten ähnliche Ergebnisse. Die Präzision und Genauigkeit war bei beiden Systemarten ausreichend hoch (Gibelli et al., 2018). Camison et al. erwähnt die Notwendigkeit bei tragbaren Kameras, mehrere Bilder aus unterschiedlichen Winkeln aufzunehmen (Camison et al., 2018). Bei dem in seiner Studie verwendeten VECTRA 1-System wurden drei Fotografien für die vollständige Oberflächendaten des Gesichts benötigt. Durch die sequentielle Aufnahme wird der Einfluss unwillkürlicher Gesichtsbewegungen bei der Rekonstruktion erhöht (Camison et al., 2018). Eine Sequenz von Fotografien verursacht einen Verlust der Genauigkeit bei der Prozessierung des dreidimensionalen Konstruktes (Modabber et al., 2016). In der Studie von Gibelli et al. wurde die statische Kamera VECTRA M3 mit der portablen Kamera VECTRA H1 verglichen. Empfindlicher auf den Einfluss von unwillkürlichen Gesichtsbewegungen ist eine portable Kamera. Dies hat folglich auch Auswirkungen auf die Ergebnisse (Gibelli et al., 2018). Die Aufnahme einer stationären Kamera dauerte in einer Studie von Modabber et al. etwa 20 Sekunden (Modabber et al., 2016). Um ein qualitativ hochwertiges Ergebnis zu erzielen und die Genauigkeit des 3D-Bildes nicht zu reduzieren, müssen die Patienten ohne Bewegung während der Aufnahme sitzen. Offensichtlich ist daher die Anwendung statischer Kameras bei Patienten mit Demenz oder einer Behinderung und auch bei Kindern und Säuglingen stark limitiert (Modabber et al., 2016). Das 3dMDface ist ein dreidimensionales, statisches System mit sechs integrierten Kameras. Zeitgleich werden dort innerhalb von 1,5 ms die Fotografien aufgenommen (Camison et al., 2018). Die Genauigkeit liegt unterhalb einem Millimeter (Wong et al., 2008). Insgesamt wird der tragbaren Kamera aufgrund häufigeren Einsatzmöglichkeiten und daraus folgend dem Generieren von mehr dreidimensionalen Daten (Gibelli et al., 2018) der Vorzug beispielsweise bei umfangreichen Wachstumsstudien gegeben.

Statische Geräte bestehen aus mehreren Kameras und sollten daher nicht transportiert werden (Gibelli et al., 2018). Diese sind auch mit höheren Kosten und mehr Aufwand wegen der häufigeren Kalibrierung verbunden (Gibelli et al., 2018; Tzou et al., 2014). Diese Limitation erschwert die Anwendung zur Aufnahme von Gesichtsfotografien bei Patienten mit schweren Pathologien oder Syndromen. Ein frequentierter Besuch ist mit einem erheblichen Aufwand verbunden. Zusätzlich zum Platzbedarf der statischen Geräte betragen die Kosten bei tragbaren Kameras nur etwa die Hälfte (Gibelli et al., 2018). Es existieren allgemein sehr wenige Studien über Vergleiche von portablen und statischen stereophotogrammetrischen Kameras (Gibelli et

al., 2018).

Zusammenfassend zeigen Vergleiche von statischen und tragbaren Geräten eine hohe Genauigkeit und ähnlich gute Ergebnisse. Der Datensatz bezüglich des Gesichtswachstums kann durch die häufigeren Einsatzmöglichkeiten und die höhere Anzahl an Anwendungen mit einer tragbaren 3D-Kamera erheblich verbessert werden (Gibelli et al., 2018). Die Geräte sind auch zunehmend kleiner, sodass sie universell für Studien der Gesichtsmorphologie eingesetzt werden können (Kau et al., 2004). Daraus resultierend war für das vorliegende Studiendesign der Einsatz der portablen Kamera FUEL3D® SCANIFY® angemessen. Ein Vergleich dieser tragbaren Kamera mit einer statischen Kamera wäre denkbar.

4.2.3 Diskussion der Wachstumswerte

Es ist notwendig, normative Daten für das Gesichtswachstum in den ersten Lebensjahren zu gewinnen. Für Kinder unter einem Jahr gibt es nur wenige Referenzwerte und Daten (Brons et al., 2013). Der folgende Vergleich der ermittelten Wachstumswerte dieser Studie ist daher nur mit wenigen Quellen möglich.

Das mittlere Wachstum des Gesichtes innerhalb des ersten Lebensjahres ist je nach Region unterschiedlich (Brons et al., 2013). Anthropologische Studien ermittelten z.B. ein mittleres Wachstum der exokanthalen Breite um 1,2 mm im ersten Lebensjahr. Die Breite des Mundes nahm deutlich mehr zu (mehr als 3,8 mm) (Farkas, 1994; Krimmel et al., 2015). Daher wurden in dieser Arbeit verschiedene Gesichtsregionen analysiert. Dreidimensionale Werte zum Vergleich mit der vorliegenden Studie sind kaum vorhanden. Allerdings korreliert die Genauigkeit der direkten Anthropometrie mit der digitalen Stereophotogrammetrie um den Mittelwert 0,88 (Brons et al., 2012), sodass auch diese zum Vergleich verwendet werden können. Viele Studien ermitteln normative Werte nur zu einem Zeitpunkt innerhalb des ersten Lebensjahres der Säuglinge und beleuchten nicht die Wachstumsveränderung in diesem Zeitraum (White et al., 2004; Yamada et al., 2002) bzw. verwenden ein anderes Intervall (Cho et al., 2006). Die Problematik von zu großen zeitlichen Abständen ist die enorme Wachstumsrate des Schädels im ersten Lebensjahr. Diese korreliert mit dem starken Wachstum des Neurokraniums. Daher zeigen Orientierungspunkte in der Nähe der Schädelbasis, wie z.B. Endokanthion, eine größere Zunahme (Krimmel et al., 2015). Nach dem ersten Lebensjahr folgt ein lineares Wachstum (Hutton et al., 2003; Krimmel et al., 2015). Des

Weiteren repräsentieren einige Analysen eine andere ethnische Gruppe (Cho et al., 2006; Yamada et al., 2002) bzw. unterschiedliche Altersgruppen der Kindheit (Ferrario et al., 1999; Ferrario et al., 2000; Mori et al., 2005). Diese Aspekte werden im Folgenden bei den einzelnen Vergleichen genauer diskutiert.

4.2.3.1 Subalarbreite

Die Subalarbreite ($sbal_r - sbal_l$) in der vorliegenden Studie betrug zum Zeitpunkt t_1 $16,11 \pm 0,28$ mm. Nach 60 Tagen (t_3) nahm die Subalarbreite um $1,04 \pm 0,33$ mm (circa 6,4 %) zu. Im Alter von neunzig Tagen postnatal lag sie bei etwa 17,85 mm. Im vierten Monat postpartum betrug die Zunahme $1,94 \pm 0,26$ mm (12 %) und im sechsten Monat $2,34 \pm 0,21$ mm, was einem relativen Wert von 14,5 % entspricht.

Die Distanz der Punkte Subalare rechts und links wurde mit der stereophotogrammetrischen Kamera C3D im Alter von 84 ± 7 Tage ermittelt (White et al., 2004). Der Mittelwert war mit $11,0 \pm 1,3$ deutlich kleiner als in unserer Studie. Einen möglicher Grund stellt die Markierung der Landmarken dar. In der Abbildung in der veröffentlichten Arbeit von White et al. liegt der Punkt Subnasale etwas medialer als in der vorliegenden Arbeit definiert und zeigt sich als laterale Begrenzung des Nasenlochs (White et al., 2004). Cho et al. haben eine Studie über das Wachstum der Nase und Oberlippe von gesunden Neugeborenen bis zum sechsten Lebensmonat veröffentlicht. Dabei wurden altersabhängig vier Gruppen eingeteilt. Die Messungen fanden manuell bei schlafenden Säuglingen statt (Cho et al., 2006). Cho et al. gaben eine Distanz der medialen Alarbasen bei Neugeborenen von $13,7 \pm 1,6$ mm an. Nach zwei Monaten lag der Wert bei $14,4 \pm 2,6$ mm und nach vier Monaten bei $17,4 \pm 2,4$ mm. Nach 180 ± 7 Tagen war der Wert nur unwesentlich größer mit $17,6 \pm 2,1$ mm (Cho et al., 2006). Die Werte von Cho et al. korrelieren mit den von uns ermittelten Werten. Auffällig dabei ist das leichte Wachstum der Alarbasendistanz in den ersten Monaten und ein höheres im Zeitraum des vierten Monats postnatal, während die Wachstumskurve bis zum sechsten Monat wieder etwas flacher verläuft. Der Standardfehler bei der manuellen Messung lag zwischen $\pm 1,6$ und $\pm 2,6$ mm (Cho et al., 2006), während er sich bei unseren stereophotogrammetrischen Messungen zwischen $\pm 0,21$ und $\pm 0,39$ mm befand. In der Studie von Cho et al. wurden pro Gruppe 40 Säuglinge integriert (Cho et al., 2006). Diese Anzahl erscheint angemessen. Aus dem veröffentlichten Manuskript wird nicht ersichtlich, ob es sich um eine prospektive Studie handelte oder die Säuglinge in den einzelnen Gruppen variierten. Dies könnte bedeuten, dass zu den

unterschiedlichen Zeitpunkten ein verschiedener Querschnitt des Patientenkollektivs genommen wurde. Die ethnische Herkunft der Neugeborenen hätte dann verstärkt Einfluss auf die Resultate. Zudem wäre die Veränderung zwischen den einzelnen Monaten innerhalb eines Kollektivs nicht ersichtlich. Die Daten von Cho et al. wurden an Säuglinge aus Korea ermittelt. Weitere Unterschiede bestehen im Intervall der Messungen, in der manuellen Messung und im Auswerten durch nur einen Untersucher (Cho et al., 2006). Wie bereits erwähnt, kann das Messen in zu großen Intervallen der enormen Wachstumsrate des Schädels im ersten Lebensjahr keine Rechnung tragen. Diese korreliert mit dem starken Wachstum des Neurokraniums (Krimmel et al., 2015). Mit zu groß gewählten Zeitabständen kann dieses nicht aussagekräftig genug ermittelt werden.

Nach 150 Tagen (t_6) war in dieser Arbeit die Zunahme der Subalarbreite mit $2,22 \pm 0,35$ mm (13,8 %) zum vierten Monat (t_5) größer als das weitere Wachstum bis zum sechsten Monat. Genau diese verstärkte Veränderung zum fünften Monat ist bei Cho et al. nicht ersichtlich, da er ein Intervall von zwei Monaten verwendete. Insbesondere im Hinblick auf normative Werte des Wachstums in der NAM-Therapie von Kindern mit einer Lippen-, Kiefer- und Gaumenspalte sind die präzisen Angaben in den ersten sechs Lebensmonaten wichtig. Die primäre chirurgische Therapie der LKGS findet meistens im Zeitraum des dritten bis sechsten Monats statt (Cho et al., 2006). Daher wird die Notwendigkeit der anthropometrischen Daten genau in diesem Zeitraum ersichtlich. Die genannten Aspekte könnten etwaige Unterschiede zwischen der vorliegenden Arbeit und der Studie von Cho et al. (Cho et al., 2006) erklären. Zusammenfassend lassen sich die Werte der manuellen Messung nach Cho et al. mit denen aus der vorliegenden Arbeit einer 3D-Stereophotogrammetrie vergleichen, sodass die Kamera als geeignet eingestuft werden kann.

In der Studie von Krimmel et al. beschrieb der Orientierungspunkt *Subalare* eine Zunahme von 0,25 mm pro Jahr. Krimmel et al. verwendeten das dreidimensionale 3dMD-System, um das Gesichtswachstum bis zum Alter von sieben Jahren zu analysieren (Krimmel et al., 2015). Sie gaben keine genauere Differenzierung der einzelnen Zeitintervalle an und bei *Subalare* auch keine Distanz (Krimmel et al., 2015), weshalb der Wert nur sehr eingeschränkt mit unseren Werten verglichen werden kann. Des Weiteren wird bei Krimmel et al. das Wachstum in den einzelnen Koordinaten in x-, y- und z-Richtung getrennt betrachtet (Krimmel et al., 2015), während in der vorliegenden Arbeit ein Mittelwert analysiert wurde. Nute et al. analysierten das Gesichtswachstum im Alter von fünf bis zehn Jahren mit einem dreidimensionalen Oberflächenscanner. Die Größenverhältnisse veränderten sich hierbei mehr als bei kephalometrischen Messungen aufgrund der Integration der Weichgewebe. Die Nasenhöhe und

Alarbreite wuchsen abhängig vom Alter um durchschnittlich zwei Millimeter pro Jahr (Nute et al., 2000). Zudem kann der Ausschluss der Alarwände rechts und links, d.h. die Alarbreite, in der vorliegenden Arbeit diskutiert werden. Dieser erfolgte aufgrund des statistisch signifikanten Unterschiedes zwischen der dreidimensionalen Fotografie und des Gipsmodelles. Es wurden erhöhte Abweichungen in der präliminären Studie festgestellt (Ritschl et al., 2018). Krimmel et al. ermittelten eine Zunahme von 0,3mm/Jahr (Krimmel et al., 2015). Eine mögliche Auskunft in der vorliegenden Arbeit fehlt, ob die Werte analog zu unserer Vorstudie aufgrund der größeren Abweichungen auch bei Säuglingen nicht aussagekräftig wären. Jedoch können bzw. sollten Landmarken mit geringer Reproduzierbarkeit ausgeschlossen werden (Berlin et al., 2014).

4.2.3.2 *Diverse Nasenparameter (Nasion, Pronasale, Subnasale, Nasenlochbegrenzungen)*

Die Nasenhöhe wurde als Distanz Nasion – Subnasale definiert. Hierbei zeigte sich eine kontinuierliche Zunahme des Anfangswertes $20,82 \pm 0,30$ mm um $5,67 \pm 0,26$ mm (27,2 %) zum Zeitpunkt t_6 . Die Distanz Nasion – Subnasale betrug 90 Tage postnatal $24,89 \pm 0,31$ mm in der vorliegenden Arbeit. Die Nasenlochlänge ($\text{nost_post-nost_ant}$)_{r/l} und Nasenlochbreite (nost_lat-nost_med)_{r/l}, jeweils rechts und links, wiesen signifikante Unterschiede in Bezug zu den Zeitpunkten nach einem Tag (t_1) und 30 Tagen (t_2) besonders im Zeitraum von 60 Tagen (t_3) bis 150 Tagen (t_6) postnatal (s. **Tabelle 3-1**).

Ähnliche Werte ermittelten Krimmel et al. (Krimmel et al., 2015). Die Autoren betrachteten jedoch nur die Veränderung einzelner Landmarken und keiner Strecken. Das Nasion hatte bei Krimmel et al. in den ersten zwölf Monaten postnatal ein Wachstum von durchschnittlich 4,7 mm/Jahr. Kinder bis zum Alter von sieben Jahren haben bereits in ihrem ersten Lebensjahr 38% des sagittalen Wachstums und 12% des vertikalen Wachstums. Ähnlich verhielt sich das Pronasale mit einer Zunahme von 4,3 mm im ersten Lebensjahr. Das Subnasale wuchs um 0,25 mm pro Jahr (Krimmel et al., 2015).

Im Vergleich zum oben genannten Wert war die Strecke Nasion – Subnasale bei Säuglingen im Alter von 84 ± 7 Tage $25,5 \pm 1,6$ mm lang. Diese Studie wurde mit der Stereophotogrammetriekamera C3D durchgeführt (White et al., 2004) und ergab ein äquivalentes Ergebnis.

Des Öfteren wird die Analyse der Landmarken der Nasenlöcher als ungenau betrachtet. Das

Nasenloch rechts erwies sich zum Beispiel bei Ayoub et al. als schwierig zu digitalisieren. Als möglicher Grund wird die unzureichende Beleuchtung genannt (Ayoub et al., 2003). In der vorliegenden Studie zeigten die ermittelten Veränderungen der Distanzen zur Definition der Nasenlochbegrenzungen ($\text{nost_post} - \text{nost_ant}_{r/l}$ und $\text{nost_lat} - \text{nost_med}_{r/l}$) keine auffälligen Abweichungen. Der Standardfehler zwischen $\pm 0,08$ mm und $\pm 0,29$ mm kann als sehr gering eingestuft werden. Der Grund für die geringe Abweichung könnte an der Wahl der Landmarken gelegen haben. Die Begrenzungen der Nasenlöcher (posterior, anterior, lateral und medial) konnten aufgrund des Kontrastes gut bestimmt werden. Folglich erwies sich die Region der Nasenlöcher in dieser Studie nicht als problematisch. Größere Abweichungen der Werte zur Bestimmung der Nasenlöcher wurden in der Studie von Yamada et al. analysiert (Yamada et al., 2002). Man hätte zudem die Nasenlöcher in ihre unterschiedliche Klassifikationen unterteilen und abhängig davon das Wachstum bestimmen können (Farkas et al., 1983; Farkas et al., 1971; Mori et al., 2005).

Kritisch betrachtet werden kann die Bestimmung der Nasenlochparameter im Allgemeinen. Die Nasenlöcher entsprechen weniger dem somatischen Wachstumsmuster als die Nase. Die Veränderung ist möglicherweise mehr von der vererbten Form und Größe abhängig, sodass eine normative Bestimmung der Werte nur eingeschränkt sinnvoll ist (White et al., 2004).

4.2.3.3 *Columellalänge*

Die Wachstumskurve der Columella ($c' - sn$) in dieser Studie stieg von anfänglich (t_1) mit $4,14 \pm 0,12$ mm bis zum Maximum nach 90 Tagen um $0,96 \pm 0,16$ (23,1%) an. Zum Zeitpunkt t_5 und t_6 ging das Wachstum zurück auf $0,63 \pm 0,17$ mm (15,2%) bei t_6 . Es stieg dann aber wieder nach sechs Monaten (t_7) auf $0,74 \pm 0,68$ mm (17,9%) an.

Im Vergleich dazu stieg die Columellahöhe bei Cho et al. von deren Wert $4,7 \pm 0,9$ mm zum Zeitpunkt bis zu zwei Wochen nach der Geburt stetig bis auf $5,3 \pm 1,0$ mm nach sechs Monaten (Cho et al., 2006). Auffallend war der Unterschied bei der Wachstumskurve. Während Cho et al. ein kontinuierliches Wachstum der Columellahöhe angeben (Cho et al., 2006), kann man dies auf die Werte der vorliegenden Arbeit nicht übertragen. Gründe hierfür könnten Messungenauigkeiten oder Abweichungen beim Bestimmen der Landmarken aufgrund des manchmal schwierig zu definierenden höchsten Punkt der Columella (c') sein. Der Standardfehler war im Zeitraum von t_1 bis t_6 zwischen $\pm 0,12$ und $\pm 0,17$ mm relativ gering. Dies schwächt das Argument der möglicherweise uneinigen Definition der Orientierungspunkte ab.

Nach 180 Tagen (t_7) betrug er mit $\pm 0,68$ mm etwas mehr. Cho et al. ermittelten größere Abweichungen mit $\pm 0,8$ bis $\pm 1,3$ mm (Cho et al., 2006), sodass auch möglicherweise durch die verschiedenen Standardfehler und der dadurch größeren Streuung unterschiedliche Werte entstanden. Des Weiteren führte die manuelle Messung bei Cho et al. nur ein Untersucher durch (Cho et al., 2006). Daher ist trotz der Angabe der Messpräzision von 0,1 mm (Cho et al., 2006) diese Studie sehr untersucherabhängig. Falls nur die Werte für die zwei-monatigen Intervalle wie bei Cho et al. (Cho et al., 2006) beachtet werden, korreliert das Wachstum (ausgenommen das im sechsten Monat) zwischen der vorliegenden Arbeit und der von Cho et al. (Cho et al., 2006). Die Beleuchtung als Faktor zur Beeinflussung der Aufnahmequalität und der Messgenauigkeit sollte hier beachtet werden (Kovacs et al., 2006). Aufgrund einer unzureichenden Beleuchtung können manche Regionen wie beispielsweise die Nasenlöcher nur schwierig dreidimensional erfasst werden (Ayoub et al., 2003), sodass die Beurteilung der Regionen fehleranfällig ist. Das Kameralicht lässt durch eine mögliche Überbelichtung diesen Bereich schwächer darstellen (Wong et al., 2008).

Einen statistisch signifikanten Unterschied fanden Cho et al. zwischen der Neugeborenen-Gruppe (bis zu zwei Wochen postnatal) und nach sechs Monaten (Cho et al., 2006). Ähnlich verhielt sich auch das von uns ermittelte Wachstum mit einem statistisch signifikanten Unterschied nach 150 Tagen (t_6) mit einem Wachstum von $0,63 \pm 0,17$ mm im Vergleich zum anfänglichen Wert von $4,14 \pm 0,12$ mm. Krimmel et al. gaben ein durchschnittliches Wachstum der Columella von 0,15 mm pro Jahr in der transversalen Richtung an. In dieser Studie wurden jedoch die Veränderung der Landmarken einzeln betrachtet und nicht die Distanzen (Krimmel et al., 2015). Somit lässt sich der geringere Wert bei Krimmel et al. im Vergleich zur vorliegenden Studie erklären. Weitere Studien könnten die Auswirkung verschiedener Beleuchtungen auf die Genauigkeit der Landmarkenbestimmung evaluieren.

4.2.3.4 *Mundbreite*

Die Mundbreite ($ch_r - ch_l$) beschrieb ein kontinuierliches Wachstum von den anfänglichen $27,75 \pm 0,46$ mm in den ersten Monaten postpartum. Der Verlauf flachte dann im Zeitraum von 90 Tagen (t_4) mit 12,5% bis 150 Tagen (t_6) mit 13,6% etwas ab. Nach sechs Monaten nahm das Wachstum um $8,60 \pm 1,50$ mm und somit um 31% zu.

Bei Cho et al. wurde die Mundbreite als interkommissurale Distanz bezeichnet. Auffallend bei dieser manuellen Messung war analog zur 3D-Fotografie der vergrößerte Standardfehler im

Mundbereich. Dieser lag bei Cho et al. bei $\pm 2,9$ bis $\pm 3,5$ mm. Das größte Wachstum fand zwischen der Gruppe der Neugeborenen mit $26,8 \pm 3,2$ mm und nach zwei Monaten mit $30,3 \pm 3,1$ mm statt. Es verlangsamte sich zum vierten ($30,8 \pm 2,9$ mm) und sechsten Monat ($32,5 \pm 3,5$ mm) (Cho et al., 2006).

Die Breite des Mundes wuchs bei Farkas im ersten Lebensjahr ungefähr um 3,8 mm (Farkas, 1994; Krimmel et al., 2015). Die in der Studie analysierte Wachstumszunahme um $3,79 \pm 0,84$ mm nach 150 Tagen korreliert mit Farkas Angaben. Hieraus ergibt sich, dass verschiedene Methoden wie die direkte Anthropometrie bei Farkas (Farkas, 1994) und die dreidimensionale Stereophotogrammetrie mit der Kamera FUEL3D® SCANIFY® ähnliche Ergebnisse aufweisen. Die ermittelten Werte können so als realitätsnah eingestuft werden. Eine andere Studie der Stereophotogrammetrie mit der Kamera C3D ermittelte ein ähnliches Ergebnis der Mundbreite mit $29,1 \pm 2,7$ mm im Alter der Säuglinge von 84 ± 7 Tage (White et al., 2004). Yamada et al. analysierten im mittleren Alter von 4,3 Monaten die Distanz Cheilion – Cheilion mit $27,91 \pm 2,78$ mm (Yamada et al., 2002). Die Ergebnisse anderer dreidimensionaler Stereophotogrammetrien sind äquivalent zu der vorliegenden Studie. Der ermittelte Wachstumssprung zwischen dem Zeitpunkt t_6 (150 Tage) und t_7 (180 Tage) mit etwa fünf Millimetern ist allerdings auffällig. Ein möglicher Grund könnte ein Messfehler aufgrund der sehr variablen Mundregion sein. Diese Argumente wurden bereits früher im Text in Kapitel 4.2.1 erläutert. Unterschiedliche Gesichtsausdrücke und unwillkürliche Gesichtsbewegungen während der Bildaufnahme führen zu einer größeren Abweichung und somit zu einem erhöhten Fehler (Lin et al., 2015). Krimmel et al. betrachteten nicht die Distanz von Cheilion rechts und links, sondern die Veränderung der Landmarke Cheilion in x-, y- und z-Richtung (Krimmel et al., 2015). Sie gaben ein Wachstum von 0,9 mm pro Jahr in transversaler Richtung und 0,5 mm pro Jahr in sagittaler Richtung an (Krimmel et al., 2015). Für einen direkten Vergleich wären genauere Angaben der Skalierung der Koordinaten nötig. Allerdings scheint durch die einzelne Landmarkenveränderung von Krimmel et al. das in der vorliegenden Arbeit ermittelte Wachstum der Mundbreite realistisch. Unter Verwendung der 3D-Stereophotogrammetrie Vectra (Canfield Scientific, Fairfield, NJ) wurde die dreidimensionale Gesichtsmarkierung als wiederholbare Methode mit einem Fehler kleiner als einem Millimeter eingestuft (de Menezes et al., 2010). Die Distanz von Cheilion zu Cheilion zeigte auch in der Studie von de Menezes et al. größere Abweichungen und lag über dem genannten Wert von einem Millimeter, obwohl nur Erwachsene integriert wurden (de Menezes et al., 2010).

Die Bereiche um die Lippen waren bei Kindern fehleranfällig auf kleine Muskelreaktionen. Sie

lagen jedoch nicht über 1,2 mm (Kau et al., 2004).

Ein geschlossener und geöffneter Mund ergaben bei einer 3D-Stereophotogrammetrie-Analyse unterschiedliche Werte. Konstante und reproduzierbare Ergebnisse wurden nur bei geschlossenen Lippen erzielt (Sawyer et al., 2009). Bei den Säuglingen dieser Studie konnten geschlossene Lippen nicht immer gewährleistet werden bzw. haben einzelne Kinder ihre Lippen aufeinander gepresst, sodass hier möglicherweise die größeren Abweichungen begründet sind.

4.2.3.5 Oberlippenlänge

Die Oberlippenlänge ($sn - ls$) verlängerte sich in der vorliegenden Arbeit insgesamt um circa 1,7 mm (18%) mit einem signifikanten Wachstum von $1,11 \pm 0,25$ mm in den ersten Tagen nach der Geburt (t_2).

Der anfängliche Wert von $9,17 \pm 0,30$ mm ist ähnlich zu dem von Cho et al. ermittelten Wert von $8,3 \pm 1,1$ mm (Cho et al., 2006). Die Strecke, die in der Studie von Cho et al. durch den zentralen Punkt der Columellabasis bis zu dem mittleren Punkt des Amorbogens bestimmt wird (Cho et al., 2006), ist vergleichbar mit der in dieser Studie bestimmten Oberlippenlänge. Nach zwei Monaten war die Wachstumszunahme bei Cho et al. auf $9,5 \pm 1,2$ mm am größten. Zwischen dem vierten und sechsten Monat gab es kaum Unterschiede mit $9,8$ bzw. $9,9 \pm 1,7$ mm (Cho et al., 2006). Auch in der vorliegenden Arbeit ist der Unterschied zwischen dem Wert bei $t_5 = 120$ Tage mit $1,69 \pm 0,24$ mm und dem sechsten Monat mit $1,62 \pm 0,49$ mm gering. Der Unterschied bei $t_6 = 150$ Tage mit $1,97 \pm 0,30$ mm (21,5%) zeigt eine leichte Zunahme. Diese Abweichungen sind analog zu den Werten bei der Columellalänge ($c' - sn$). Man kann daraus schließen, dass zu diesen Zeitpunkten der Punkt Subnasale möglicherweise kleine Diskrepanzen aufweist. Zum Zeitpunkt $t_6 = 150$ Tage nimmt die Oberlippenlänge ($sn - ls$) im Vergleich zu den Werten davor stärker zu, während der Zuwachs der Columellalänge ($c' - sn$) von 19,5% auf 15,2% sinkt. So könnte die Landmarke Subnasale etwas kranialer als bei den anderen Messungen gesetzt worden sein.

Das Wachstum des Labialis superii entsprach bei Krimmel et al. 0,3 mm pro Jahr. Die Landmarke Subnasale wuchs um 0,25 mm pro Jahr in der Transversalen (Krimmel et al., 2015). Die Veränderungen lassen sich jedoch nicht einfach addieren, um sie mit der vorliegenden Arbeit zu vergleichen.

4.2.3.6 *Verschiedene Augenparameter*

Die interkanthale Distanz ($en_r - en_l$) wies in unserer Studie eine kontinuierliche Zunahme mit signifikanten Unterschieden im Zeitraum von 60 bis 180 Tage ($t_3 - t_7$) auf. Nach 180 Tagen gab es insgesamt ein Wachstum von $3,91 \pm 0,87$ mm (17,7%) von dem anfänglichen Wert $22,09 \pm 0,30$ mm. Die Standardabweichungen der interkanthalen Distanz und der Augenbreite rechts und links lagen in einem Bereich zwischen $\pm 0,20$ und $\pm 0,99$ mm.

In der Literatur werden bisweilen erhöhte Fehler in der Augen- und Mundregion angegeben (Ayoub et al., 2007; Lin et al., 2015; Maal et al., 2008). In der Mundregion waren die Standardabweichungen höher als in anderen Bereichen (s. oben). Für die Augenparameter kann dies nicht übernommen werden, da die ermittelten Abweichungen mit kleiner als einem Millimeter als genau angesehen werden können (Camison et al., 2018). Eine Genauigkeitsanalyse der Gesichtsdrittel bestätigte einen Fehler $>0,5$ mm für das obere Gesichtsdrittel (Lin et al., 2015). Wachstumswerte zum Vergleich der interkanthalen Distanz sind kaum gegeben. Farkas ermittelte ein mittleres Wachstum der exokanthalen Breite um 1,2 mm im ersten Lebensjahr (Farkas, 1994; Krimmel et al., 2015).

Das Augenwachstum wurde von Krimmel et al. ebenso durch die Landmarken Endo- und Exokanthion mithilfe des 3dMD-Systems beschrieben (Krimmel et al., 2015). Analog zu den von uns ermittelten Werten gab er ein stetiges Wachstum an. In sagittaler Richtung lag das Wachstum des Endokanthions in der Studie von Krimmel et al. bei 3,5 mm im ersten Lebensjahr, was vergleichbar mit der in unserer Studie ermittelten Veränderung ist (Krimmel et al., 2015). Krimmel et al. unterscheiden jedoch nicht innerhalb der einzelnen Monate im ersten Lebensjahr, weshalb ein Intervall von zwölf Monaten gerade in der Säuglingsphase sehr groß gewählt ist. In der Veröffentlichung wird auch erwähnt, dass das hauptsächlichste Wachstum der Augenparameter in vertikaler und sagittaler Richtung bis zum Alter von acht Jahren im ersten Lebensjahr entsteht. In vertikaler Dimension liegt es nämlich bei 61,5% und in sagittaler bei 56,3% (Krimmel et al., 2015). Die genauere Differenzierung in kleinere Intervalle ist von entscheidender Bedeutung (Weinberg et al., 2016). Daher kann der Vergleich zu unserer Studie auch nur sehr grob bzw. oberflächlich stattfinden. Die Distanz $Endokanthion_{rechts} - Endokanthion_{links}$ gibt Krimmel et al. mit 26,9 mm im ersten Lebensjahr an und Farkas bei 27,1 mm (Krimmel et al., 2015). Yamada et al. ermittelten im Alter von 4,3 Monaten eine interkanthale Distanz von $26,34 \pm 2,14$ mm (Yamada et al., 2002). Diese Werte entsprechen den unsrigen mit etwa 26 mm nach 180 Tagen.

White et al. ermittelten mit der stereophotogrammetrischen Kamera C3D eine interkanthale

Distanz ($\text{Endokanthion}_{\text{rechts}} - \text{Endokanthion}_{\text{links}}$) einen Mittelwert von $26,6 \text{ mm} \pm 1,9 \text{ mm}$. Die 83 Säuglinge hatten ein Durchschnittsalter von 84 ± 7 Tage (White et al., 2004). Ein ähnliches Ergebnis mit $23,88 \pm 0,28 \text{ mm}$ wurde in der vorliegenden Arbeit 90 Tage postnatal (t_4) eruiert. White et al. gaben einen signifikanten Unterschied zwischen den 41 männlichen und 42 weiblichen Säuglingen an. Die Werte der Jungs waren ein bis zwei Millimeter größer (White et al., 2004). Andere Autoren stellten keinen signifikanten Wachstumsunterschied zwischen den Geschlechtern fest (Djupesland et al., 1998; Rommel et al., 2003; Savara et al., 1968). Daher wurde in unserer Studie nicht zwischen den Geschlechtern differenziert. Die Distanz $\text{Exokanthion}_{\text{rechts}} - \text{Exokanthion}_{\text{links}}$ wurde bei Krimmel et al. mit $72,2 \text{ mm}$ und bei Farkas mit $75,7 \text{ mm}$ angegeben (Farkas, 1994; Krimmel et al., 2015). Diese Strecke war bei White et al. im Mittel $66,1 \pm 2,7 \text{ mm}$ lang bei Säuglingen im Alter von $84 \pm$ sieben Tage (White et al., 2004). Diese Distanz wurde bei uns detaillierter aufgegliedert. Durch die Addition der interkanthalen Distanz ($e_n - e_l$) und der Augenbreite rechts und links ($e_x - e_n$)_{r/l} kann dieser Wert jedoch errechnet werden. In summa ergaben die addierten Mittelwerte im sechsten Monat ohne Beachtung der Standardfehler $75,74 \text{ mm}$, was ein sehr gutes, quasi gleiches Ergebnis im Vergleich zu einem anderen dreidimensionalen System wie bei Krimmel et al. (Krimmel et al., 2015) und zur direkten Anthropometrie bei Farkas (Farkas, 1994) liefert. Die rechte ($e_x - e_n$)_r und linke ($e_x - e_n$)_l Augenbreite betragen zum Zeitpunkt $t_4 = 90$ Tage etwa 23 mm . Dazu stimmt der Wert von White et al. mit circa 21 mm im Alter von $84 \pm$ sieben Tage annähernd überein (White et al., 2004). Zukünftige Forschungen könnten eventuelle geschlechtsabhängige Unterschiede im Wachstum bei Säuglingen dreidimensional eruieren oder widerlegen.

4.2.3.7 *Diskussion verschiedener Winkel*

Der Nasenspitzenwinkel ($n - n_t - s_n$) lag in der vorliegenden Arbeit bei $121,45 \pm 1,45^\circ$ nach 90 Tagen postnatal. Der Winkel Labiale superius – Subnasale – Pronasale verkleinerte sich im Laufe der Messungen. Er entsprach $153,62 \pm 2,00^\circ$ zum Zeitpunkt $t_4 = 90$ Tage. Ähnlich verhielt sich der Winkel, der durch Labiale superius, Subnasale und den höchsten Punkt der Columella definiert ist. Der errechnete Wert einen Tag postpartum ergab $138,66 \pm 1,57^\circ$.

White et al. stellten keinen geschlechtsabhängigen Unterschied bei allen gemessenen Winkeln der Säuglinge fest (White et al., 2004). Im Alter ab sechs Jahren wurde auch keine Differenz zwischen Mädchen und Jungen in den Winkelmessungen im Vergleich zu linearen Messungen

festgestellt (Ferrario et al., 1999). Im Unterschied dazu wiesen verschiedene Distanzen statistisch signifikante Unterschiede im Hinblick auf das Geschlecht auf. Der Winkel Nasion – Pronasale – Subnasale betrug 111 ± 5 Grad und der Winkel Pronasale – Subnasale – Labiale superius $138,3 \pm 7,3$ ° im Alter von 84 ± 7 Tage (White et al., 2004). Yamada et al. analysierten einen ähnlichen Winkel wie der oben genannte ls – sn – c' im Alter von etwa vier Monaten mit $127,62 \pm 10,23$ ° (Yamada et al., 2002). Folglich korrelieren die ermittelten Werte einer dreidimensionalen Oberflächenerfassung mit LCRF® (OGIS Range Finder RFX-IV, Ogis Research Inc., Osaka, Japan) (Yamada et al., 2002) und der hier verwendeten portablen Kamera FUEL3D® SCANIFY®. Verschiedene Technologien führen somit zu ähnlichen Ergebnissen.

Um die dreidimensionalen Winkel bestimmen zu können, ist die Betrachtung aus unterschiedlichen Perspektiven notwendig. Zuerst werden die Landmarken in der Frontalebene bestimmt. Danach ist die Beurteilung aus der lateralen Sichtweise vonnöten. Das 3D-Bild muss in dem Programm gedreht werden, was auch einen größeren Zeitaufwand mit sich zieht. Je nachdem, aus welchem seitlichen Blickwinkel der Winkel bestimmt wird, entstehen Variationen. Dies könnte möglicherweise den Unterschied der Werte zwischen der vorliegenden Arbeit und White et al. (White et al., 2004) erklären. White et al. verwendeten das Stereophotogrammetriesystem C3D (White et al., 2004). Einen anderen Grund stellen möglicherweise die unterschiedlichen Algorithmen der verwendeten Softwares und somit die unterschiedliche 3D-Rekonstruktion in der Tiefe dar (Lin et al., 2015).

4.2.4 Oberflächenbasierter Vergleich und Diskussion des RMS-Fehlers

In der vorliegenden Studie wurden die .STL-Daten der 27 Gipsabformungen der Nase mit den korrespondierenden, zu diesem Zeitpunkt entstandenen dreidimensionalen Fotos mithilfe von Geomagic® überlagert und ausgewertet. Der mittlere RMS-Fehler lag in unserer Studie bei $0,72 \pm 0,22$ mm mit einer mittleren Standardabweichung von $0,71 \pm 0,21$ mm. Der Vorteil von Geomagic® ist das Automatisieren des Messprozesses, sodass der potentiell von Menschen verursachte Fehler minimiert wird (Modabber et al., 2016). Der Bereich der Nase scheint für die Überlagerung geeignet zu sein. Für die Überlagerung von unterschiedlichen Bildern oder Daten sollten nämlich weniger mobile Bereiche wie beispielsweise die Nasenwurzel oder die Stirn ausgewählt werden (Jayaratne et al., 2012).

Geomagic[®] ermöglicht zudem die Berechnung einiger Maße. Hierunter zählen Winkel, Flächen und Volumina (Li et al., 2013).

Die Geometrie beider Oberflächen wird bei einer oberflächenbasierten Überlagerung durch den Algorithmus des jeweiligen Systems verwendet. Das Ziel dabei ist die Erlangung einer genaueren Ausrichtung (Naudi et al., 2013). Für die Überlagerung zweier 3D-Oberflächen berechnet ein Algorithmus die Ausrichtung der Oberfläche des ersten 3D-Datensatzes auf die nächstgelegenen Punkte des anderen. Durch diese Methode wird die Abhängigkeit von Landmarken und somit deren Fehleranfälligkeit minimiert (Ayoub et al., 2007). Oberflächenbasierte Überlagerungen lieferten genauere Resultate als referenzbasierte (Maal et al., 2008; Metzger et al., 2013). Bei der Analyse von kleineren Teilobjekten war die referenzbasierte Methode genauer (Maal et al., 2010; Metzger et al., 2013). In der vorliegenden Studie wurde der Ausschnitt der Nase für die oberflächenbasierte Auswertung gewählt. Ein Vergleich zwischen der referenzbasierten und oberflächenbasierten Überlagerung wäre in der vorliegenden Studie vielversprechend, um die Annahme zur Genauigkeit von Maal et al. (Maal et al., 2010) und Metzger et al. (Metzger et al., 2013) zu vergleichen.

In einer Studie von Camison et al. wurde ein oberflächenbasierter Vergleich zwischen der VECTRA H1-Kamera und der 3dMD-Kamera von 26 Fotografien durchgeführt. Der RMS-Fehler lag hier bei 0,43 mm (Camison et al., 2018). Hier lagen die größten Abweichungen im Bereich um den Mund und die Augen. Aus der Überlagerung der Fotografien von Modellköpfen resultierte ein RMS-Fehler von 0,14 mm. Der Unterschied soll wiederum durch die Mimik begründet sein (Camison et al., 2018). Ähnliche Ergebnisse erlangten auch Gibelli et al. bei dem Vergleich der tragbaren VECTRA H1- und der statischen VECTRA M3-Kamera (Gibelli et al., 2018).

Allgemein wird ein Unterschied zwischen verschiedenen Systemen kleiner als ein Millimeter als sehr gutes Ergebnis angesehen (Camison et al., 2018). Laut Softwareentwickler wird sogar ein Limit bis zwei Millimeter akzeptiert (Jayaratne et al., 2012). Mit einem RMS-Fehler können positive und negative Werte berücksichtigt werden (Jayaratne et al., 2012).

In unserer Studie wurde eine .STL-Datei eines Gipsmodells als Vergleichsmodell ausgewählt. Das Studienmodell sollte nicht mit einer Röntgenaufnahme aufgrund der ionisierenden Strahlung, insbesondere auch im Hinblick auf die Gesundheit bzw. den Schutz der Säuglinge, verglichen werden. Computertomographien oder andere radiologische Bildgebung eignen sich aufgrund der Strahlenexposition nicht für Wachstumsstudien (Krimmel et al., 2015).

Die oberflächenbasierte Registrierungsmethode bei Fan et al. wies für den kostengünstigen (400\$) 3D-Sense-Scanner einen Fehler von $1,61 \pm 0,09$ mm auf. Diese Werte entsprechen einer

Studie am Phantommodell. Für die klinische Studie wurde nur eine landmarkenbasierte Analyse durchgeführt mit einem Fehler von $2,5 \pm 0,31$ mm (Fan et al., 2017). Der in unserer Studie eruierte RMS-Fehler von $0,72 \pm 0,22$ mm liegt deutlich unter dem von Fan et al., insbesondere auch da dieser Wert von Fan et al. unter idealen Bedingungen am Phantomkopf ermittelt wurde.

Maal et al. haben für den oberflächenbasierten Vergleich der dreidimensionalen Fotografien von Erwachsenen zu unterschiedlichen Zeitpunkten einen geringeren Fehler als für die landmarkenbasierten Vergleiche festgestellt. Im Vergleich zwischen dem Zeitpunkt der ersten 3D-Aufnahme und drei Wochen nach der ersten Aufnahme lag der Wert bei $0,52$ mm für die referenzbasierte Auswertung und bei $0,42$ mm für die oberflächenbasierte Auswertung (Maal et al., 2010). Der mittlere RMS-Fehler lag in der vorliegenden Arbeit bei $0,72 \pm 0,22$ mm. Zum Zeitpunkt $t_4 = 90$ Tage wurden die Gipsabformungen mit den dreidimensionalen Fotografien verglichen. Hierbei haben wir nur eine oberflächenbasierte Überlagerung mit Geomagic® durchgeführt. Es wurden keine Landmarken von den Untersuchern auf dem Gipsmodell bestimmt, sodass der Vergleich zwischen oberflächenbasierter und landmarkenbasierter Auswertung von Gipsmodellen und 3D-Fotografie nicht möglich ist. Allerdings wurde die oberflächenbasierte Methode als akkurat eingestuft und der Vergleich zwischen beiden Methoden ergab ein genaueres Ergebnis für die oberflächenbasierte Auswertung (Maal et al., 2010), sodass der Vergleich mit Geomagic® aussagekräftig genug scheint.

Weitere stereoskopische Überlagerungen zeigten eine Abweichung zwischen $0,27$ mm bis über $1,5$ mm (Lin et al., 2015; Naudi et al., 2013; Xin et al., 2013).

Der mediane RMS-Fehler für die Überlagerung der DVT und der Stereophotographie-Kamera 3dMD ergab $0,739$ mm. Der mittlere RMS-Fehler für die Registrierung lag bei $0,441 \pm 0,131$ mm. Interessant war auch, dass die Überlagerung mit einer Farbskala einen höheren RMS-Fehler ausmachte (Jayaratne et al., 2012). Der Unterschied zwischen der Überlagerung in Farbe und ohne fehlt in der vorliegenden Arbeit. Die Überlagerung einer DVT mit einer 3D-Stereophotographie (3dMD Stereophotography system, Atlanta, USA) von 29 erwachsenen Patienten im Rahmen einer Dysgnathieoperation ergab einen mittleren RMS-Fehler von $0,739 \pm 0,239$ mm (Jayaratne et al., 2012). Lin et al. haben bei der Überlagerung einer DVT mit der 3dMD-Fotografie einen größeren Fehler mit $1,8 \pm 0,4$ mm ermittelt (Lin et al., 2015). Ayoub et al. gaben einen Registrierungsfehler innerhalb $\pm 1,5$ mm an, der relativ groß im Bereich der Augenbrauen, Augenlider und Wangen war. Dies wurde durch die unterschiedliche Mimik und einen Wechsel der Körperposition im Sitzen und Liegen begründet (Ayoub et al., 2007).

Ein weiterer Diskussionspunkt ist die Überlagerungsmöglichkeit nicht geradliniger Objekte. Nach der Fotoaufnahme entsteht ein dreidimensionales Konstrukt. Gut definierte Linien und Winkel lassen sich sehr gut überlagern. Das Problem stellen glatte, geschwungene Oberflächen und überlappende Überhänge dar (Halazonetis, 2001). So lässt sich diskutieren, wie genau sich eine nicht glatte, nicht glatte und gewölbte Oberfläche wie die Nase überhaupt überlagern lässt bzw. wie stark der Vergleich zweier unterschiedlicher Methoden gewichtet werden kann. Überlappende Überhänge der Nase, die sowohl in der 3D-Fotografie als auch im korrespondierenden Gipsmodell undeutlich zu erkennen sind, weisen größere Abweichungen auf (s. Kapitel 3.4 oberflächenbasierte Auswertung). Bei der durchgeführten Studie wurden die Lokalisationen nicht einzeln betrachtet, sondern nur die Gesamtabweichung. Trotz zufriedenstellendem Gesamtfehler des RMS können lokale Genauigkeiten mangelhaft sein. Der Einsatz für bestimmte Indikationen kann somit eingeschränkt sein (Knoops et al., 2017; Kouchi et al., 2012). Nach der Meinung der Autorin würde sich zur Bestimmung der Genauigkeit einer stereophotogrammetrischen Kamera auch ein Vergleich eines bereits bewährten Stereophotogrammetriesystems wie das 3dMDface-System eignen. Weiterhin kann eine Verbesserung der Genauigkeit durch den Ausschluss der fehlerhaften Regionen aufgrund von Artefakten vor dem Matchingprozess erreicht werden (Naudi et al., 2013). Der Vergleich eines 3D-Scanners mit der direkten anthropometrischen Messung ergab die genaueste bzw. zuverlässigste Messung im perioralen Bereich und der Nasenregion (Aung et al., 1995). Das gute Resultat des oberflächenbasierten Vergleichs in der vorliegenden Arbeit scheint daher auch realistisch für diese Region. Zukünftige Studien könnten sich auch auf Kurvenanalysen der verschiedenen Oberflächen z.B. im Sinne eines Gitternetzes beziehen (White et al., 2004). Des Weiteren könnte die Genauigkeit einer Überlagerung der FUEL3D® SCANIFY®-Fotografie mit Computertomographie oder DVT analysiert werden.

4.2.5 Diskussion: Nasenabformung und Gipsmodelle

In der vorliegenden Arbeit mussten vier Modelle aufgrund insuffizienter Qualität ausgeschlossen werden. Die Eltern eines Zwillings verneinten die Nasenabformungen bei Ihren Kindern.

Der Vergleich der .STL-Daten der Gipsmodelle und der der 3D-Fotos kann somit kritisiert werden. Grund für die mangelnde Qualität war meistens der Wunsch der Eltern trotz Aufklärung, die Silikonabformung frühzeitig aufgrund der Unruhe der Säuglinge abzunehmen. Die Aussagekraft der Überlagerung ist wegen der Anzahl der .STL-Daten der Gipsmodelle auch limitiert. Es wurde nur einmalig zu einem Zeitpunkt der 3D-Fotografie eine Abformung genommen. Eine Abformung zu jedem Zeitpunkt der Fotografie wurde von der Ethikkommission des Klinikums rechts der Isar nicht genehmigt. Die primäre Fragestellung dieser vorliegenden Studie war allerdings auch nicht, die Genauigkeit zwischen der Gipsabformung und der 3D-Kamera zu ermitteln, denn dazu diente eine präliminäre Studie. Für eine 3D-Gesichtsfotografie erwiesen sich die Messungen von vier verschiedenen Untersuchern weniger zuverlässig als bei den gescannten Gipsnasen (Ritschl et al., 2018).

Während der Silikonabformung verformt sich das Weichgewebe abhängig von der Lokalisation in unterschiedlichem Ausmaß. Gravierende Unterschiede wurden im gesamten unteren Gesichtsbereich festgestellt. Besonders betroffen waren das Nasendach, die Lippen und Wangen. Die durchschnittlichen Abweichungen zwischen Gipsmodell und Gesichtsoberfläche lagen zwischen 0,95 und 3,55 mm. Diese Ungenauigkeiten untersagen die Anwendung der Silikonabformungen und resultierenden Gipsmodelle für morphometrische Analysen (Holberg et al., 2006). Daher sollte man auch den Vergleich zwischen der Nasenabformung und 3D-Fotografie kritisch sehen und das Gipsmodell nicht als Goldstandard betrachten. Ein weiterer Ansatzpunkt zur Diskussion beim oberflächenbasierten Vergleich ist die Software per se. Der Vergleich der Software Maxilim v.2.2.1 (Medicim NV, Mechelen, Belgien) und der Software 3dMD Patient v3.0 (3dMDpatient Software Platform; 3dMD LLC, Atlanta, USA) zeigte einen ähnlichen Registrierungsfehler und keine signifikanten Unterschiede (1-way ANOVA Test). Beide Softwares werden für oberflächenbasierte Auswertungen verwendet (Maal et al., 2010).

Das Studienmodell könnte auch in Richtung reiner oberflächenbasierter Vergleich diskutiert werden, um den Messprozess weitestgehend zu automatisieren. Bei lokalen Regionen, insbesondere auch mit einer stärkeren Wölbung wie die Alarflügel der Nasen, sind Vergleiche mit einem einzigen Maß wie dem RMS-Fehler kritisch zu betrachten. Trotz

zufriedenstellendem Gesamtfehler des RMS können lokale Genauigkeiten mangelhaft sein, sodass der Einsatz für bestimmte Indikationen eingeschränkt ist (Knoops et al., 2017; Kouchi et al., 2012). Durch den oberflächenbasierten Vergleich bekommt man jedoch zusätzliche Informationen wie die exakte Lokalisation ungenauer Regionen und die unterschiedlichen Volumina (Gibelli et al., 2018). Gipsmodelle eignen sich nicht für Gesichtsmessungen bei Kindern, sodass ein rein oberflächenbasierter Vergleich mit diesen Modellen nicht erstrebenswert ist. Zum einen umfassen sie nur eine lokale Region, zum anderen ist die klinische Anwendbarkeit sehr schwierig (Mori et al., 2005).

Eine Idee für eine weitere Studie wäre, dreidimensionale Fotos mit der direkten Anthropometrie zu vergleichen. Die Studienzahl im Hinblick auf normative Wachstumswerte der Säuglinge ist ohnehin sehr rar (Krimmel et al., 2015).

4.3. Ausblick und Möglichkeiten der 3D-Fotografie im Rahmen der LKGS-Therapie und MKG allgemein

4.3.1. Anwendung bei Säuglingen

Die Datenerhebung von Fotografien kann v.a. bei der Behandlung von Säuglingen nützlich sein (Schaaf et al., 2010). Bei vielen Studien, wie z.B. von Schwenzer-Zimmerer et al. unter Verwendung des 3D Laser Scanners VI 910, war die 3D-Aufnahme nur unter Sedierung möglich (Schenker-Zimmerer et al., 2008). Die 3D-Scanner und Stereophotogrammetrie sind viel teurer und komplexer als die traditionelle Methode des Messens. Sie werden aber auch als viel genauer und präziser als das manuelle Messen gesehen (Kouchi et al.). Wong et al. verglichen die direkte mit der digitalen Anthropometrie. 3dMDface System wurde als stereophotogrammetrisches Gerät zum Vergleich verwendet. 17 von 18 Messungen korrelierten stark mit der manuellen Messung. Die Genauigkeit der digitalen Messungen lag bei unter einem Millimeter und zudem war die Zuverlässigkeit mit 0,91 hoch (Wong et al., 2008). Der Vorteil der Fotografien liegt im Ausmessen der Werte in Abwesenheit der Kinder und Eltern, sodass der zeitliche Aufwand minimiert wird (Schaaf et al., 2010). In der vorliegenden Studie bestand kein Aufwand in der Vorbereitung auf die 3D-Fotografie wie beispielsweise das Aufsetzen einer Kappe, um die Haare zurückzuhalten (Krimmel et al., 2015). Der Zeitfaktor der Aufnahme sollte auch betrachtet werden, da durch eine längere Aufnahmezeit Gesichtsbewegungen auch mehr Einfluss haben (Ayoub et al., 2007; Naudi et al., 2013). Die Aufnahmezeit in dieser Studie betrug 0,1 Sekunden. Bei Kau et al. dauerte jeder Scan für ein Kind durchschnittlich 2,5 Sekunden und daher deutlich länger. Die Technik von Kau et al. schien auch klinisch reproduzierbar und kann für Wachstumsveränderungen eingesetzt werden (Kau et al., 2004). Des Weiteren war keine präzise Positionierung des Kindes notwendig (White et al., 2004).

Insbesondere bei Kindern schienen die Lid- und Lippenbereiche anfällig auf Muskelreaktionen. Interessanterweise hängt die Reproduzierbarkeit und Genauigkeit einer Fotoaufnahme auch von der entspannten Körperhaltung der Studienteilnehmer ab und nicht nur von der Genauigkeit und Geschwindigkeit des verwendeten 3D-Systems (Kau et al., 2004). Die Auswirkung der Gesichtsbewegungen umfasste einen mittleren Fehler von 0,32 mm mit einem bereits abgezogenem mittleren technischen Fehler von 0,09 mm (Lubbers et al., 2012). Eine 3D-Fotografie ist somit im Vergleich zu anderen Möglichkeiten der objektiven Messung gerade durch die geringe Aufnahmedauer für Säuglinge geeignet (Hermans et al., 2014).

Eine gute Opportunität bietet die 3D-Fotografie in der einfachen Lokalisierung der Landmarken. Dies ist in einem statischen Bild ohne Bewegung der Säuglinge leichter möglich als bei der direkten Vermessung. Die Messungen sind unbegrenzt in Abwesenheit der Kinder wiederholbar und von mehreren Untersuchern durchführbar. Die Fotografie kann von jeder beliebigen Person erstellt werden und ist nicht auf die Anwesenheit eines Arztes angewiesen (Schaaf et al., 2010). Daher kann die Aufnahme auch zuhause bei den Eltern stattfinden. Der Mehraufwand verringert sich enorm, weshalb sich auch mehr Studienteilnehmer akquirieren lassen.

Weitere Studien könnten den Einfluss der Mimik auf die Ergebnisse aufgrund der oben genannten Anfälligkeit der Augen- und Lippenbereiche bei Kindern auf Muskelreaktionen eruieren (Lubbers et al., 2010).

Die Kamera FUEL3D® SCANIFY® bewährte sich für den Einsatz bei Säuglingen. Dies wird durch die technische Genauigkeit und die Gültigkeit für den angestrebten Zweck begründet (Lubbers et al., 2012).

4.3.2 Möglichkeit für den klinischen Einsatz

Folgende Faktoren sollten ebenfalls kritisch beleuchtet werden: Der Zeitaufwand der Aufnahme, die Durchführbarkeit der Messungen und die einfache Handhabung. Der Zeitfaktor spielt eine erhebliche Rolle für die klinische Anwendbarkeit (Smektala et al., 2014). Die Kamera FUEL3D® SCANIFY® generiert innerhalb weniger Sekunden das dreidimensionale Foto. Anfällig war die Kamera nur bei einem beschädigten Target, sodass dann die Aufnahme öfter wiederholt werden musste. Nach dem Speichern der Bilder auf einem Computer wurden die Bilder nochmals mit einem Algorithmus reprozessiert. Die Messungen an sich wurden in der Software 3dMDVultus (3dMDvultus™ Software 64-bit 2.4.1.4; 3dMD®; USA) vorgenommen, sodass die Untersucher nur die Landmarken setzen mussten. Insgesamt war der Zeitaufwand im Vergleich zur direkten Anthropometrie geringer bzw. auch unabhängig von der Anwesenheit der Säuglinge und Eltern, sodass nach Erachten der Autorin die Kamera zur klinischen Anwendung verwendet werden kann. Ein weiterer Vorteil ist auch, dass die Fotografien und Daten durch jeden beliebigen Untersucher erhoben werden können. Die Auswertungen und Interpretationen können dann ohne die Anwesenheit der Kinder von einem Arzt zu einem späteren Zeitpunkt durchgeführt werden (Schaaf et al., 2010). Wong et al.

verglichen die direkte Anthropometrie mit der Messung von 3dMD-Kamera-Aufnahme und stellten dabei keinen zeitlichen Unterschied fest. Der Zeitaufwand betrug durchschnittlich jeweils 30 Minuten pro Person (Wong et al., 2008). Vergleiche zwischen der vorliegenden Auswertung der FUEL3D® SCANIFY®-Fotografien und der direkten Anthropometrie fehlen. Die Kriterien Smektalas et al. zur Verbesserung der Reproduzierbarkeit der 3D-Kephalometrie können analog auch auf die dreidimensionale Stereophotogrammetrie übertragen werden (Smektala et al., 2014). Ein standardisiertes Protokoll soll den Fehler auf ein Minimum reduzieren und es wird dadurch eine multizentrische Forschung suggeriert (Birgfeld et al., 2013; Lubbers et al., 2010). Weitere Punkte waren die Verwendung bestimmter, gleicher Landmarken und eine Vereinheitlichung der Bildverarbeitungsverfahren (Smektala et al., 2014).

Ayoub et al. nannten acht Kriterien für die klinischen Anforderungen (Ayoub et al., 2003), die ähnlich auch in anderen Studien erwähnt werden (Papadopoulos et al., 2002). Prinzipiell wird ein Gleichgewicht zwischen den Kosten, dem technischen Aufwand und der klinischen Anwendbarkeit angestrebt. Zu den Kriterien zählen die Identifizierung der Landmarken kleiner einem Millimeter, die Gewinnung der dreidimensionalen Daten innerhalb weniger Minuten, Kosteneffizienz und eine schnelle Aufnahmezeit. Wichtig sei auch, dass der Patient keiner Strahlenexposition ausgesetzt ist und die Datenspeicherung und -archivierung zuverlässig ist. Abschließend werden noch die Einfachheit der Bedienung und eine leichte Integration in die bestehende Klinik- oder Praxisroutine genannt (Ayoub et al., 2003).

Diese acht Kriterien können für die Kamera FUEL3D® SCANIFY® bejaht werden. Die verwendete Kamera eignet sich somit für die klinische Anwendung. Die ausgewählte Region sollte jedoch kritisch betrachtet werden, da die FUEL3D® SCANIFY®-Kamera lediglich Schlussfolgerungen bezüglich der Anwendbarkeit im Bereich des Mittelgesichtes und der Nase der Säuglinge zulässt. Es fehlen Vergleiche zu anderen Lokalisationen und deren Anwendbarkeit. Zudem fehlt auch der direkte Vergleich zu anderen stereophotogrammetrischen Kameras oder 3D-Oberflächenscannern. Das FUEL3D® SCANIFY®-System hat sich für die Wachstumsanalyse bei Säuglingen in den ersten Lebensmonaten als ausreichend gut herauskristallisiert. Ob ein anderes System jedoch für diese Fragestellung besser geeignet wäre, ist zu ermitteln. Dieser Punkt wurde auch von Eder et al. bei dem Vergleich verschiedener Systeme in anderen Studien kritisiert (Eder et al., 2013).

4.3.3 Anwendbarkeit in der Therapie von Patienten mit Lippen-, Kiefer- und Gaumenspalte

Die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit sollen als Basis für das CAD/CAM-gestützte Verfahren einer NAM-Therapie dienen. Aus den gewonnenen .STL-Daten der dreidimensionalen Fotografien der FUEL3D® SCANIFY®-Kamera soll die virtuelle Integration des nasalen Stents ermöglicht werden. Absolute Werte sind dabei universell anwendbar (Berlin et al., 2014).

Für die Therapie der Lippen-, Kiefer- und Gaumenspalte sind Daten von gesunden Kindern unerlässlich (Yamada et al., 2002), jedoch ist ein Mangel an traditionellen (direkte Anthropometrie) und dreidimensionalen Daten für sehr junge Kinder und Säuglinge festzustellen (Alazzawi et al., 2017; Li et al., 2013; Weinberg et al., 2016). Diese Daten könnten jedoch zur Planung konservativer und chirurgischer Therapieschritte und möglicher Interventionen genutzt werden. Das Ziel ist dabei, die nasolabiale Region dieser Kinder an die Form bei gesunden Kindern anzugleichen (Yamada et al., 2002). Eine optimale Funktion des oronasalen Komplexes und eine akzeptable Ästhetik wird dabei angestrebt (Asher-McDade et al., 1992; Hallac et al., 2017; Mani et al., 2013). Gesichtssymmetrie wurde als ästhetischer Goldstandard festgelegt (Bashour, 2006; Berlin et al., 2014; David I. Perrett et al., 1999).

Als Referenz zur Operation dient bei einseitigen Spalten die Nicht-Spaltseite (Yamada et al., 2002). Diese weist jedoch häufig auch Unterschiede zu gesunden Kindern auf und stellt somit nicht die Normalität dar (Mishima et al., 1996). Die Breitenverhältnisse sind allgemein größer als die Höhen- bzw. Tiefenverhältnisse (Yamada et al., 2002). Die verbesserte Quantifizierung der Weichteilmorphologien ist besonders wertvoll in der Therapie von Kindern mit einer LKGS. Normative Werte bilden die Grundlage zur Analyse und zum Vergleich des Gesichtswachstums (White et al., 2004). Die gewonnenen Ergebnisse sind somit trotz kleiner Unterschiede zu betroffenen Kindern hilfreich. Differenzen kleiner 0,6 mm oder allgemein kleiner als ein Millimeter sind klinisch nicht signifikant, auch wenn sie in einer Studie eine statistische Signifikanz aufweisen (White et al., 2004). Insbesondere wurde in der vorliegenden Arbeit das Gesamtergebnis berechnet, sodass der Systemfehler bzw. technische Fehler inkludiert ist (White et al., 2004).

Die verwendeten Landmarken und Distanzen scheinen für die Analyse der Therapie relevant. Landmarken nur im Bereich des nasolabialen Komplexes wären zu wenig aussagekräftig. Es gibt beispielsweise einen nachweisbaren Zusammenhang zwischen der interkanthalen Distanz, der Nasenbreite und der Mundbreite (Yamada et al., 2002). Wichtige Nasenparameter für die NAM-Therapie berücksichtigen den Bereich des Nasenseptums, die Columella, die Alarbreite

und die Nasenhöhe (Spolyar et al., 2015). Patienten mit LKGS weisen typischerweise eine Asymmetrie der Nasenbreite, der Columella und einen flachen Nasenrücken auf (Farkas et al., 1993; Freeman et al., 2013). Die in der vorliegenden Studie verwendeten Distanzen und Winkel involvieren die genannten relevanten Bereiche. Die Lippen- und Nasenformen sind sehr bedeutend in der Therapie von Kindern mit LKGS (Mori et al., 2005). Diese Werte könnten zur Bewertung der prä- und postoperativen Ergebnisse herangezogen werden (Mori et al., 2005). Die postoperativen Resultate können durch Vergleiche mit statistischen Daten objektiv bewertet werden (Cussons et al., 1993; Laitung et al., 1993; Yamada et al., 2002).

Unser ausgewählter Zeitraum von einem Tag bis sechs Monate postnatal und das Intervall von $30 \pm$ fünf Tage sind angemessen. Insbesondere im Hinblick auf normative Werte des Wachstums in der Therapie der Kinder mit Lippen-, Kiefer- und Gaumenspalte sind präzise Angaben in den ersten sechs Lebensmonaten wichtig. Die primäre chirurgische Therapie der LKGS findet meistens im Zeitraum des dritten bis sechsten Monats statt (Cho et al., 2006). Die Altersintervalle sind oft zu groß gewählt. Das schnelle kraniofaziale Wachstum kann dann nicht ausreichend erfasst werden (Weinberg et al., 2016). Die ermittelten Angaben und Werte sind für diesen Zeitraum limitiert. Weitere dreidimensionale Datensätze wären als Wachstumswerte für die Kindheit wünschenswert.

Die funktionellen Ergebnisse in der Therapie von LKGS sind bereits sehr zufriedenstellend. Es bedarf noch eine Verbesserung der morphologischen Langzeitresultate (Yamada et al., 2002). Die Korrektur der Nasendeformität stellt sich dabei meistens als Herausforderung dar (Spolyar et al., 2015). Die spalttypischen Deformitäten werden trotz rekonstruktiver Methoden immer wieder erkennbar (Cohen et al., 2003; Spolyar et al., 2015; Wu et al., 2013). In einer anderen Studie waren die Punkte *Pronasale* und *Subnasale* asymmetrisch. Die Landmarken *Endokanthion*, *Cheilion* und *Gonion* waren bei allen Studienteilnehmern symmetrisch (Ferrario et al., 2003). Die präoperative Annäherung der Lippen- und Alveolaresegmente verbessert das Operationsergebnis (Rau et al., 2015). Die Nasensymmetrie war mit einer NAM-Therapie signifikant besser (Barillas et al., 2009; Chou et al., 2017; Spolyar et al., 2015). Die Resultate der NAM-Therapie sind von einigen Autoren als langfristig stabil beschrieben worden (Barillas et al., 2009; Lee et al., 2008; Maull et al., 1999).

Es existieren bereits .STL-Daten des Nasoalveolären Moldings, die über die Digitalisierung von Gipsmodellen generiert wurden (Rau et al., 2015). Das automatisierte RapidNAM-Konzept ermöglicht die virtuelle Modifikation und Herstellung verschiedener Platten bis zum Zeitpunkt der Operation (Bauer et al., 2017). Der virtuelle Workflow reduziert den Zeitaufwand für die Patienten und Behandler (Swennen et al., 2009). Die mittels 3D-Stereophotogrammetrie

ermittelten Werte stellen eine Alternative zu den gescannten Gipsmodellen dar (Rau et al., 2015). Dessen Mehrwert sollte jedoch noch eruiert werden. Manuell angemischte Abformmaterialien sind durch verschiedene Faktoren, wie z.B. das Mischverhältnis und die zeitliche Komponente, fehleranfällig (Loeffelbein et al., 2013). Argumente für die dreidimensionale Fotografie sind u.a. die Non-Invasität, kurze Aufnahmezeit, Anwendungsmöglichkeit bei Säuglingen und die Präzision (Ayoub et al., 2007; Knoops et al., 2017; Naudi et al., 2013; Rau et al., 2015; Yamamoto et al., 2016). Zudem eignet sich die Integration dreidimensionaler Fotografien, um die Anzahl an Silikonabformungen und Gipsmodellen zu reduzieren (Chou et al., 2017; Ritschl et al., 2018). Die dreidimensionale Analyse hilft für das Verständnis der Spaltmorphologie. Sie kann in Abwesenheit der Säuglinge auch für Lehrzwecke eingesetzt werden und ist für Nachkontrollen nützlich (Kobayashi et al., 2006; Schendel et al., 2005; Schwenger-Zimmerer et al., 2008). Das Nasoalveoläre Molding wurde in Richtung virtuelle Planung und Herstellung im Sinne der CAD/CAM-Technologie weiter entwickelt (Bauer et al., 2017; Loeffelbein et al., 2015; Shen et al., 2015; Yu et al., 2011). CAD steht für computer-aided design und CAM meint computer-aided manufacturing. Diese Prozesse umfassen folglich die computergestützte Konstruktion und Fertigung. Es gab keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen der konventionellen NAM-Technik und der CAD/CAM gestützten NAM-Technik (Ritschl et al., 2016; Shen et al., 2015). Jedoch ist die CAD/CAM-Technologie bislang nur für die Basisplatte möglich (Ritschl et al., 2016), weshalb die in der vorliegenden Arbeit ermittelten Werte des Mittelgesichts, insbesondere der perinasalen Region, vonnöten sind und unterstützend in den digitalen Workflow implementiert werden können. Mit einem dreidimensionalen Wachstumsfaktor der Nase ist es möglich, deren Aufrichtung mithilfe des Steges für eine individuelle Spaltdeformität festzulegen und in das RapidNAM-Konzept einfließen zu lassen.

Gerade der Wechsel von prominenten zu nicht-prominenten Strukturen, wie er beispielsweise bei den Rändern einer noch nicht behandelten Spalte zum Vorschein kommt, lässt sich nur schwer dreidimensional darstellen (Lubbers et al., 2010). Kinder mit einer Lippen-, Kiefer- und Gaumenspalte können sich aufgrund der häufigen Arztkontakte möglicherweise als weniger compliant manifestieren (Brons et al., 2013).

Weitere Forschung soll die Anwendbarkeit der FUEL3D® SCANIFY®-Kamera bei Säuglingen mit Lippen-, Kiefer- und Gaumenspalte evaluieren.

4.3.4 Ausblick

Verschiedene Studienmodelle wären mit der Technologie der dreidimensionalen Fotografie denkbar. Da sich die verwendete Kamera FUEL3D® SCANIFY® für die Anwendung bei Säuglingen geeignet hat, könnten andere Forschungsschwerpunkte zur Evaluierung gesetzt werden. Hierunter zählt unter anderem die 3D-Datengewinnung von Kindern mit Lippen-, Kiefer- und Gaumenspalten. Das Wachstum dieser Kinder könnte dreidimensional analysiert werden, die Therapie in den ersten Lebensmonaten könnte evaluiert werden und die prä- und postoperativen Ergebnisse könnten miteinander verglichen werden (Mori et al., 2005). Die einzelnen Therapieschritte sollten auch mit der Kamera FUEL3D® SCANIFY® validiert werden. Die ermittelten und integrierten .STL-Werte für den Nasensteg sollten dreidimensional eruiert werden. In der dreidimensionalen Fotografie der FUEL3D® SCANIFY®-Kamera könnte eine verstärkte Unschärfe im Bereich der Lippen-, Kiefer- und Gaumenspalte auftreten, da sich die Ränder einer noch nicht operierten Spalte schwierig dreidimensional darstellen lassen (Lubbers et al., 2010). Möglicherweise sind die Landmarken dort weniger gut zu bestimmen. Ein Lösungsvorschlag wäre hier das Markieren der spaltnahen Orientierungspunkte im Gesicht bereits vor der Aufnahme.

Da laut Herstellerangaben der Verkauf der FUEL3D® SCANIFY®-Kamera eingestellt wurde (FUEL3D, 2018), können weitere Studien mit Nachfolgermodellen oder anderen, vergleichbaren Produkten durchgeführt werden.

Der Fokus auf das Vermessen von Kopfdeformitäten wäre auch denkbar. Zukünftige 3D-Studien könnten analog zur Studie von Schaaf et al. die nicht-synostotischen Kopfdeformitäten der Säuglinge analysieren (Schaaf et al., 2010). Die operativen Ergebnisse der Patienten mit Lippen-, Kiefer- und Gaumenspalte könnten auch im Erwachsenenalter mithilfe der Kamera FUEL3D® SCANIFY® analog der Studien von Ferrario et al. eruiert werden (Ferrario et al., 2003a; Ferrario et al., 2003b; Ferrario et al., 2003c; Ferrario et al., 2003d). Im Bereich der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie wurden erhebliche Vorteile in der Planung orthognather Chirurgien mit dreidimensionalen Technologien festgestellt. Die virtuelle Planung einer bignathen Umstellungsosteotomie war mit $149,6 \pm 15,3$ Minuten deutlich schneller möglich als bei der konventionellen Planung mit durchschnittlich $224,1 \pm 11,2$ Minuten (Steinhuber et al., 2018). Mithilfe der 3D-Technologie werden eine Verbesserung der Versorgungsqualität, eine Senkung der Kosten sowie eine höhere Effizienz des Arbeitsprozesses erreicht (Swennen et al., 2009).

Neuere Forschungen visieren eine Vierdimensionalität an. In dieser Video-Stereophotogrammetrie können Gesichtsasymmetrien und Auswirkungen von Gesichtsbewegungen leichter analysiert werden. Asymmetrien in Bewegung bzw. während der Mimik im Allgemeinen sind relevanter als eine statische Ruheasymmetrie (Hallac et al., 2017).

5. Zusammenfassung

Ziel der vorliegenden Arbeit war es, mithilfe der dreidimensionalen Fotografie das durchschnittliche Wachstum des Mittelgesichts, insbesondere der perinasalen Region von gesunden Säuglingen, zu bestimmen. Weiterhin wurde ein 3D-Datensatz für die ersten 180 Tage postnatal erstellt und die Genauigkeit der Kamera FUEL3D® SCANIFY® im Säuglingsalter durch den Vergleich mit konventionellen Abformungen validiert.

33 gesunde Säuglinge wurden monatlich in einem Zeitraum der ersten sechs Monate fotografiert. Eine Abweichung von \pm fünf Tagen wurde akzeptiert. Nur Säuglinge mit unauffälliger U1 und U2 wurden in Zusammenarbeit mit der Frauenklinik des Klinikums rechts der Isar, Technischen Universität München, akquiriert. Im dritten Monat wurde eine konventionelle Nasenabformung mit Silikon zur Erstellung eines Kontrollmodells aus Gips genommen. Die Gipsmodelle wurden mit einem 3D-Scanner (3Shape D700, 3Shape® A/S, Dänemark) in das Standard Tessellation Language (.STL)-Dateiformat digitalisiert. Drei Untersucher legten unabhängig voneinander 21 definierte Landmarken mithilfe der Software 3dMDVultus (3dMDvultus™ Software 64-bit 2.4.1.4; 3dMD®; USA) fest. Zusätzlich wurden fünfzehn 3D-Distanzen und sechs Winkel automatisch durch das Programm berechnet. Die teilautomatisierte Best-fit-Analyse der 3D-Fotografie und des Gipsmodells wurde mit Geomagic® (Geomagic® Control, Version 2014, USA) durchgeführt und der Root Mean Squared (RMS)-Fehler berechnet.

Statistisch signifikante Veränderungen der Mittelgesichtsdistanzen und -winkel mit Fokus auf das Nasenwachstum konnten in den ersten 180 Tagen postpartum in absoluten und relativen Werten erfasst werden. Die Nase wuchs nahezu linear in ihrer Längsachse (Nasenhöhe) um circa sechs Millimeter (28,6%) bis 180 Tage postnatal. In der sagittalen Dimension erhöhte sich die Nasentiefe um 18,2%. Die Subalarbreite vergrößerte sich um 14,5%. Die Oberlippenlänge verlängerte sich insgesamt um circa 1,7 mm (18%), während sich der Mund um circa 8,60 mm (31%) verbreiterte. Die laterale Gesichtshöhe verhielt sich äquivalent zur Nasenhöhe mit einem Wachstum von circa 29,0%. Die Augenbreite und interkanthale Distanz wuchsen ebenso annähernd linear um circa 17%.

Die Best-fit-Analyse ergab einen mittleren RMS-Fehler von $0,72 \pm 0,22$ mm bei einer mittleren Standardabweichung von $0,71 \pm 0,21$ mm.

Die portable und kostengünstige 3D-Kamera eignet sich zur Anwendung bei Neugeborenen mit guter Genauigkeit. Die Ergebnisse dienen als Basis für das CAD/CAM-gestützte Verfahren einer NAM-Therapie. Aus den gewonnenen .STL-Daten der dreidimensionalen Fotografien der FUEL3D® SCANIFY®-Kamera soll die virtuelle Integration des nasalen Steges ermöglicht werden.

Zusätzlich konnten durch diese Arbeit normative, dreidimensionale Wachstumsdaten der Säuglinge für die ersten sechs Lebensmonate hervorgebracht werden, die multidisziplinäre Anwendung finden können.

Die Integration der 3D-Kamera in der Therapie von Patienten mit Lippen-, Kiefer- und Gaumenspalte könnte den Bedarf an Abformungen reduzieren und die Kommunikation interdisziplinär und mit den Eltern erleichtern.

6. Literaturverzeichnis

- Alazzawi, O., Morioka, D., Miyabe, M., Tosa, Y., Ohkubo, F., & Yoshimoto, S. (2017). Nasolabial Growth in Individuals With Unilateral Cleft Lip and Palate: A Preliminary Study of Longitudinal Observation Using Three-Dimensional Stereophotogrammetry. *J Craniofac Surg*, 28(5), e449-e451. doi:10.1097/SCS.00000000000003651
- Asher-McDade, C., Brattstrom, V., Dahl, E., McWilliam, J., Molsted, K., Plint, D. A., Prah Andersen, B., Semb, G., Shaw, W. C., & The, R. P. (1992). A six-center international study of treatment outcome in patients with clefts of the lip and palate: Part 4. Assessment of nasolabial appearance. *Cleft Palate Craniofac J*, 29(5), 409-412. doi:10.1597/1545-1569_1992_029_0409_asciso_2.3.co_2
- Aung, S. C., Ngim, R. C., & Lee, S. T. (1995). Evaluation of the laser scanner as a surface measuring tool and its accuracy compared with direct facial anthropometric measurements. *Br J Plast Surg*, 48(8), 551-558.
- Aynechi, N., Larson, B. E., Leon-Salazar, V., & Beiraghi, S. (2011). Accuracy and precision of a 3D anthropometric facial analysis with and without landmark labeling before image acquisition. *Angle Orthod*, 81(2), 245-252. doi:10.2319/041810-210.1
- Ayoub, A., Garrahy, A., Hood, C., White, J., Bock, M., Siebert, J. P., Spencer, R., & Ray, A. (2003). Validation of a vision-based, three-dimensional facial imaging system. *Cleft Palate Craniofac J*, 40(5), 523-529. doi:10.1597/02-067
- Ayoub, A. F., Siebert, P., Moos, K. F., Wray, D., Urquhart, C., & Niblett, T. B. (1998). A vision-based three-dimensional capture system for maxillofacial assessment and surgical planning. *Br J Oral Maxillofac Surg*, 36(5), 353-357.
- Ayoub, A. F., Xiao, Y., Khambay, B., Siebert, J. P., & Hadley, D. (2007). Towards building a photo-realistic virtual human face for craniomaxillofacial diagnosis and treatment planning. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 36(5), 423-428. doi:10.1016/j.ijom.2007.02.003

- Bacher, M., Goz, G., Pham, T., Bacher, U., Werner, O., Buchner, P., & Bacher, A. (1998). Three-dimensional analysis of cleft palate topology in newborn infants with reference to the cranial skeleton. *Cleft Palate Craniofac J*, 35(5), 379-395. doi:10.1597/1545-1569_1998_035_0379_tdaocp_2.3.co_2
- Barillas, I., Dec, W., Warren, S. M., Cutting, C. B., & Grayson, B. H. (2009). Nasoalveolar molding improves long-term nasal symmetry in complete unilateral cleft lip-cleft palate patients. *Plast Reconstr Surg*, 123(3), 1002-1006. doi:10.1097/PRS.0b013e318199f46e
- Barker, T. M., Earwaker, W. J., & Lisle, D. A. (1994). Accuracy of stereolithographic models of human anatomy. *Australas Radiol*, 38(2), 106-111.
- Bashour, M. (2006). History and current concepts in the analysis of facial attractiveness. *Plast Reconstr Surg*, 118(3), 741-756. doi:10.1097/01.prs.0000233051.61512.65
- Bauer, F. X., Gull, F. D., Roth, M., Ritschl, L. M., Rau, A., Gau, D., Gruber, M., Eblenkamp, M., Hilmer, B., Wolff, K. D., & Loeffelbein, D. J. (2017). A prospective longitudinal study of postnatal dentoalveolar and palatal growth: The anatomical basis for CAD/CAM-assisted production of cleft-lip-palate feeding plates. *Clin Anat*, 30(7), 846-854. doi:10.1002/ca.22892
- Bauer, F. X., Schonberger, M., Gattinger, J., Eblenkamp, M., Wintermantel, E., Rau, A., Gull, F. D., Wolff, K. D., & Loeffelbein, D. J. (2017). RapidNAM: generative manufacturing approach of nasoalveolar molding devices for presurgical cleft lip and palate treatment. *Biomed Tech (Berl)*, 62(4), 407-414. doi:10.1515/bmt-2016-0035
- Berlin, N. F., Berssenbrugge, P., Runte, C., Wermker, K., Jung, S., Kleinheinz, J., & Dirksen, D. (2014). Quantification of facial asymmetry by 2D analysis - A comparison of recent approaches. *J Craniomaxillofac Surg*, 42(3), 265-271. doi:10.1016/j.jcms.2013.07.033
- Birgfeld, C. B., Saltzman, B. S., Luquetti, D. V., Latham, K., Starr, J. R., & Heike, C. L. (2013). Comparison of two-dimensional and three-dimensional images for phenotypic assessment of craniofacial microsomia. *Cleft Palate Craniofac J*, 50(3), 305-314. doi:10.1597/11-173

Bjork, A. (1991). Facial growth rotation--reflections on definition and cause. *Proc Finn Dent Soc*, 87(1), 51-58.

Brons, S., van Beusichem, M. E., Bronkhorst, E. M., Draaisma, J., Berge, S. J., Maal, T. J., & Kuijpers-Jagtman, A. M. (2012). Methods to quantify soft-tissue based facial growth and treatment outcomes in children: a systematic review. *PLoS One*, 7(8), e41898.
doi:10.1371/journal.pone.0041898

Brons, S., van Beusichem, M. E., Maal, T. J., Plooi, J. M., Bronkhorst, E. M., Berge, S. J., & Kuijpers-Jagtman, A. M. (2013). Development and reproducibility of a 3D stereophotogrammetric reference frame for facial soft tissue growth of babies and young children with and without orofacial clefts. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 42(1), 2-8.
doi:10.1016/j.ijom.2012.07.006

Burke, P. H., Banks, P., Beard, L. F., Tee, J. E., & Hughes, C. (1983). Stereophotographic measurement of change in facial soft tissue morphology following surgery. *Br J Oral Surg*, 21(4), 237-245.

Burke, P. H., & Hughes-Lawson, C. A. (1989). Stereophotogrammetric study of growth and development of the nose. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 96(2), 144-151.

Camison, L., Bykowski, M., Lee, W. W., Carlson, J. C., Roosenboom, J., Goldstein, J. A., Losee, J. E., & Weinberg, S. M. (2018). Validation of the Vectra H1 portable three-dimensional photogrammetry system for facial imaging. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 47(3), 403-410. doi:10.1016/j.ijom.2017.08.008

Chiu, C. S., & Clark, R. K. (1991). Reproducibility of natural head position. *J Dent*, 19(2), 130-131.

Cho, B. C., Kim, J. Y., Yang, J. D., Chung, H. Y., Park, J. W., & Hwang, J. H. (2006). Anthropometric study of the upper lip and the nose of infants less than a year of age. *J Craniofac Surg*, 17(1), 57-61. doi:10.1097/01.scs.0000188348.06365.44

Chou, P. Y., Hallac, R. R., Ajiwe, T., Xie, X. J., Liao, Y. F., Kane, A. A., & Park, Y. J. (2017). The role of Nasoalveolar molding: A 3D Prospective analysis. *Sci Rep*, 7(1), 9901. doi:10.1038/s41598-017-10435-6

Codari, M., Pucciarelli, V., Pisoni, L., & Sforza, C. (2015). Laser scanner compared with stereophotogrammetry for measurements of area on nasal plaster casts. *Br J Oral Maxillofac Surg*, 53(8), 769-770. doi:10.1016/j.bjoms.2015.05.007

Cohen, M., Smith, B. E., & Daw, J. L. (2003). Secondary unilateral cleft lip nasal deformity: functional and esthetic reconstruction. *J Craniofac Surg*, 14(4), 584-593.

Cousley, R. R., & Turner, M. J. (2014). Digital model planning and computerized fabrication of orthognathic surgery wafers. *J Orthod*, 41(1), 38-45. doi:10.1179/1465313313Y.0000000075

Cussons, P. D., Murison, M. S., Fernandez, A. E., & Pigott, R. W. (1993). A panel based assessment of early versus no nasal correction of the cleft lip nose. *Br J Plast Surg*, 46(1), 7-12.

D'Urso, P. S., Atkinson, R. L., Lanigan, M. W., Earwaker, W. J., Bruce, I. J., Holmes, A., Barker, T. M., Effeney, D. J., & Thompson, R. G. (1998). Stereolithographic (SL) biomodelling in craniofacial surgery. *Br J Plast Surg*, 51(7), 522-530.

David I. Perrett, D. M. B., Ian S. Penton-Voak,, & Kieran J. Lee, D. A. R., Rachel Edwards. (1999). Symmetry and Human Facial Attractiveness. *Evolution and Human Behavior*, 20(5), 295-307.

de Menezes, M., Rosati, R., Allievi, C., & Sforza, C. (2009). A photographic system for the three-dimensional study of facial morphology. *Angle Orthod*, 79(6), 1070-1077. doi:10.2319/111008-570

de Menezes, M., Rosati, R., Ferrario, V. F., & Sforza, C. (2010). Accuracy and reproducibility of a 3-dimensional stereophotogrammetric imaging system. *J Oral Maxillofac Surg*, 68(9), 2129-2135. doi:10.1016/j.joms.2009.09.036

Djupesland, P. G., & Lyholm, B. (1998). Changes in nasal airway dimensions in infancy. *Acta Otolaryngol*, 118(6), 852-858.

Duffy, S., Noar, J. H., Evans, R. D., & Sanders, R. (2000). Three-dimensional analysis of the child cleft face. *Cleft Palate Craniofac J*, 37(2), 137-144. doi:10.1597/1545-1569_2000_037_0137_tdaotc_2.3.co_2

Eder, M., Brockmann, G., Zimmermann, A., Papadopoulos, M. A., Schwenzer-Zimmerer, K., Zeilhofer, H. F., Sader, R., Papadopoulos, N. A., & Kovacs, L. (2013). Evaluation of precision and accuracy assessment of different 3-D surface imaging systems for biomedical purposes. *J Digit Imaging*, 26(2), 163-172. doi:10.1007/s10278-012-9487-1

Fan, Y., Xu, X., & Wang, M. (2017). A Surface-Based Spatial Registration Method Based on Sense Three-Dimensional Scanner. *J Craniofac Surg*, 28(1), 157-160. doi:10.1097/SCS.0000000000003283

Farkas, L. G. (1994). Anthropometry of the head and face: raven press.

Farkas, L. G. (1996). Accuracy of anthropometric measurements: past, present, and future. *Cleft Palate Craniofac J*, 33(1), 10-18; discussion 19-22. doi:10.1597/1545-1569_1996_033_0010_aoampp_2.3.co_2

Farkas, L. G., Bryson, W., & Klotz, J. (1980). Is photogrammetry of the face reliable? *Plast Reconstr Surg*, 66(3), 346-355.

Farkas, L. G., Hajnis, K., & Posnick, J. C. (1993). Anthropometric and anthroposcopic findings of the nasal and facial region in cleft patients before and after primary lip and palate repair. *Cleft Palate Craniofac J*, 30(1), 1-12. doi:10.1597/1545-1569_1993_030_0001_aaafot_2.3.co_2

Farkas, L. G., Hreczko, T. A., & Deutsch, C. K. (1983). Objective assessment of standard nostril types--a morphometric study. *Ann Plast Surg*, 11(5), 381-389.

Farkas, L. G., Katic, M. J., Forrest, C. R., Alt, K. W., Bagic, I., Baltadjiev, G., Cunha, E., Cvicelova, M., Davies, S., Erasmus, I., Gillett-Netting, R., Hajnis, K., Kemkes-Grottenthaler, A., Khomyakova, I., Kumi, A., Kgamphe, J. S., Kayo-daigo, N., Le, T., Malinowski, A., Negasheva, M., Manolis, S., Ogeturk, M., Parvizrad, R., Rosing, F., Sahu, P., Sforza, C., Sivkov, S., Sultanova, N., Tomazo-Ravnik, T., Toth, G., Uzun, A., & Yahia, E. (2005). International anthropometric study of facial morphology in various ethnic groups/races. *J Craniofac Surg*, *16*(4), 615-646.

Farkas, L. G., & Lindsay, W. K. (1971). Morphology of the adult face following repair of bilateral cleft lip and palate in childhood. *Plast Reconstr Surg*, *47*(1), 25-32.

Ferrario, V. F., Sforza, C., Dellavia, C., Tartaglia, G. M., Colombo, A., & Caru, A. (2003). A quantitative three-dimensional assessment of soft tissue facial asymmetry of cleft lip and palate adult patients. *J Craniofac Surg*, *14*(5), 739-746.

Ferrario, V. F., Sforza, C., Dellavia, C., Tartaglia, G. M., Sozzi, D., & Caru, A. (2003). A quantitative three-dimensional assessment of abnormal variations in facial soft tissues of adult patients with cleft lip and palate. *Cleft Palate Craniofac J*, *40*(5), 544-549. doi:10.1597/1545-1569_2003_040_0544_aqtaoa_2.0.co_2

Ferrario, V. F., Sforza, C., Dellavia, C., Vizzotto, L., & Caru, A. (2003). Three-dimensional nasal morphology in cleft lip and palate operated adult patients. *Ann Plast Surg*, *51*(4), 390-397. doi:10.1097/01.SAP.0000067966.98832.96

Ferrario, V. F., Sforza, C., Poggio, C. E., Cova, M., & Tartaglia, G. (1998). Preliminary evaluation of an electromagnetic three-dimensional digitizer in facial anthropometry. *Cleft Palate Craniofac J*, *35*(1), 9-15. doi:10.1597/1545-1569_1998_035_0009_peoact_2.3.co_2

Ferrario, V. F., Sforza, C., Poggio, C. E., & Schmitz, J. H. (1999). Soft-tissue facial morphometry from 6 years to adulthood: a three-dimensional growth study using a new modeling. *Plast Reconstr Surg*, *103*(3), 768-778.

Ferrario, V. F., Sforza, C., Poggio, C. E., Schmitz, J. H., & Colombo, A. (1997). Soft tissue facial morphology related to headform: a three-dimensional quantitative analysis in childhood. *J Craniofac Genet Dev Biol*, *17*(2), 86-95.

Ferrario, V. F., Sforza, C., Schmitz, J. H., Ciusa, V., & Colombo, A. (2000). Normal growth and development of the lips: a 3-dimensional study from 6 years to adulthood using a geometric model. *J Anat*, *196* (Pt 3), 415-423.

Ferrario, V. F., Sforza, C., Tartaglia, G. M., Sozzi, D., & Caru, A. (2003). Three-dimensional lip morphometry in adults operated on for cleft lip and palate. *Plast Reconstr Surg*, *111*(7), 2149-2156. doi:10.1097/01.PRS.0000060107.43208.21

Freeman, A. K., Mercer, N. S., & Roberts, L. M. (2013). Nasal asymmetry in unilateral cleft lip and palate. *J Plast Reconstr Aesthet Surg*, *66*(4), 506-512. doi:10.1016/j.bjps.2012.12.001

Friede, H., & Pruzansky, S. (1972). Longitudinal study of growth in bilateral cleft lip and palate, from infancy to adolescence. *Plast Reconstr Surg*, *49*(4), 392-403.

FUEL3D. (2018). About FUEL3D. Retrieved from <https://www.fuel-3d.com/about-fuel3d/>

Gibelli, D., Pucciarelli, V., Cappella, A., Dolci, C., & Sforza, C. (2018). Are Portable Stereophotogrammetric Devices Reliable in Facial Imaging? A Validation Study of VECTRA H1 Device. *J Oral Maxillofac Surg*, *76*(8), 1772-1784. doi:10.1016/j.joms.2018.01.021

Halazonetis, D. J. (2001). Acquisition of 3-dimensional shapes from images. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, *119*(5), 556-560. doi:10.1067/mod.2001.115459

Hallac, R. R., Feng, J., Kane, A. A., & Seaward, J. R. (2017). Dynamic facial asymmetry in patients with repaired cleft lip using 4D imaging (video stereophotogrammetry). *J Craniomaxillofac Surg*, *45*(1), 8-12. doi:10.1016/j.jcms.2016.11.005

Hammond, P., Hutton, T. J., Allanson, J. E., Buxton, B., Campbell, L. E., Clayton-Smith, J., Donnai, D., Karmiloff-Smith, A., Metcalfe, K., Murphy, K. C., Patton, M., Pober, B., Prescott, K., Scambler, P., Shaw, A., Smith, A. C., Stevens, A. F., Temple, I. K., Hennekam,

- R., & Tassabehji, M. (2005). Discriminating power of localized three-dimensional facial morphology. *Am J Hum Genet*, 77(6), 999-1010. doi:10.1086/498396
- Heike, C. L., Cunningham, M. L., Hing, A. V., Stuhaug, E., & Starr, J. R. (2009). Picture perfect? Reliability of craniofacial anthropometry using three-dimensional digital stereophotogrammetry. *Plast Reconstr Surg*, 124(4), 1261-1272. doi:10.1097/PRS.0b013e3181b454bd
- Heike, C. L., Upson, K., Stuhaug, E., & Weinberg, S. M. (2010). 3D digital stereophotogrammetry: a practical guide to facial image acquisition. *Head Face Med*, 6, 18. doi:10.1186/1746-160X-6-18
- Hermans, D. J., Maal, T. J., Berge, S. J., & van der Vleuten, C. J. (2014). Three-dimensional stereophotogrammetry: a novel method in volumetric measurement of infantile hemangioma. *Pediatr Dermatol*, 31(1), 118-122. doi:10.1111/pde.12224
- Hoevenaren, I. A., Maal, T. J., Berge, S. J., Kroese-Deutman, H. C., & Ulrich, D. J. (2013). Reconstruction of a traumatic frontoparietal defect using three-dimensional imaging and lipofilling. *J Plast Reconstr Aesthet Surg*, 66(9), 1295-1297. doi:10.1016/j.bjps.2013.03.037
- Holberg, C., Schwenzer, K., Mahaini, L., & Rudzki-Janson, I. (2006). Accuracy of facial plaster casts. *Angle Orthod*, 76(4), 605-611. doi:10.1043/0003-3219(2006)076[0605:AOFPC]2.0.CO;2
- Honn, M., & Goz, G. (2007). The ideal of facial beauty: a review. *J Orofac Orthop*, 68(1), 6-16. doi:10.1007/s00056-007-0604-6
- Honrado, C. P., & Larrabee, W. F., Jr. (2004). Update in three-dimensional imaging in facial plastic surgery. *Curr Opin Otolaryngol Head Neck Surg*, 12(4), 327-331.
- Hood, C. A., Hosey, M. T., Bock, M., White, J., Ray, A., & Ayoub, A. F. (2004). Facial characterization of infants with cleft lip and palate using a three-dimensional capture technique. *Cleft Palate Craniofac J*, 41(1), 27-35. doi:10.1597/02-143

Hutton, T. J., Buxton, B. F., Hammond, P., & Potts, H. W. (2003). Estimating average growth trajectories in shape-space using kernel smoothing. *IEEE Trans Med Imaging*, 22(6), 747-753. doi:10.1109/TMI.2003.814784

Issa, B., Gibbs, P., Hodgkinson, R., Langton, C. M., & Turnbull, L. W. (1998). Assessment of the pore geometry of stereolithographic models by high resolution MRI. *Magn Reson Imaging*, 16(5-6), 651-653.

Jamison, P. L., & Ward, R. E. (1993). Brief communication: measurement size, precision, and reliability in craniofacial anthropometry: bigger is better. *Am J Phys Anthropol*, 90(4), 495-500. doi:10.1002/ajpa.1330900409

Jayarathne, Y. S., McGrath, C. P., & Zwahlen, R. A. (2012). How accurate are the fusion of cone-beam CT and 3-D stereophotographic images? *PLoS One*, 7(11), e49585. doi:10.1371/journal.pone.0049585

Kau, C. H., Richmond, S., Incrapera, A., English, J., & Xia, J. J. (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. doi:10.1002/rcs.141

Kau, C. H., Richmond, S., Savio, C., & Mallorie, C. (2006). Measuring adult facial morphology in three dimensions. *Angle Orthod*, 76(5), 773-778. doi:10.1043/0003-3219(2006)076[0773:MAFMIT]2.0.CO;2

Kau, C. H., Zhurov, A., Bibb, R., Hunter, L., & Richmond, S. (2005). The investigation of the changing facial appearance of identical twins employing a three-dimensional laser imaging system. *Orthod Craniofac Res*, 8(2), 85-90. doi:10.1111/j.1601-6343.2005.00320.x

Kau, C. H., Zhurov, A., Scheer, R., Bouwman, S., & Richmond, S. (2004). The feasibility of measuring three-dimensional facial morphology in children. *Orthod Craniofac Res*, 7(4), 198-204.

Knoops, P. G., Beaumont, C. A., Borghi, A., Rodriguez-Florez, N., Breakey, R. W., Rodgers, W., Angullia, F., Jeelani, N. U., Schievano, S., & Dunaway, D. J. (2017). Comparison of

three-dimensional scanner systems for craniomaxillofacial imaging. *J Plast Reconstr Aesthet Surg*, 70(4), 441-449. doi:10.1016/j.bjps.2016.12.015

Kobayashi, M., Nakajima, T., Mori, A., Tanaka, D., Fujino, T., & Chiyokura, H. (2006). Three-dimensional computer graphics for surgical procedure learning: Web three-dimensional application for cleft lip repair. *Cleft Palate Craniofac J*, 43(3), 266-271. doi:10.1597/04-009.1

Kouchi, M., Mochimaru, M., Bradtmiller, B., Daanen, H., Li, P., Nacher, B., & Nam, Y. (2012). A protocol for evaluating the accuracy of 3D body scanners. *Work*, 41 Suppl 1, 4010-4017. doi:10.3233/WOR-2012-0064-4010

Kovacs, L., Zimmermann, A., Brockmann, G., Baurecht, H., Schwenger-Zimmerer, K., Papadopulos, N. A., Papadopoulos, M. A., Sader, R., Biemer, E., & Zeilhofer, H. F. (2006). Accuracy and precision of the three-dimensional assessment of the facial surface using a 3-D laser scanner. *IEEE Trans Med Imaging*, 25(6), 742-754.

Krimmel, M., Breidt, M., Bacher, M., Muller-Hagedorn, S., Dietz, K., Bulthoff, H., Reinert, S., & Kluba, S. (2015). Three-Dimensional Normal Facial Growth from Birth to the Age of 7 Years. *Plast Reconstr Surg*, 136(4), 490e-501e. doi:10.1097/PRS.0000000000001612

Kuhnel, T., & Wolf, S. (2005). Mirror system for photodocumentation in plastic and aesthetic surgery. *Br J Plast Surg*, 58(6), 830-832. doi:10.1016/j.bjps.2005.02.013

Kuijpers, M. A., Chiu, Y. T., Nada, R. M., Carels, C. E., & Fudalej, P. S. (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. doi:10.1371/journal.pone.0093442

Kusnoto, B., & Evans, C. A. (2002). Reliability of a 3D surface laser scanner for orthodontic applications. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 122(4), 342-348.

Laitung, J. K., Coghlan, B. A., & Pigott, R. W. (1993). A comparison of computer versus panel assessment of two groups of patients with cleft lip and palate. *Br J Plast Surg*, 46(1), 18-21.

Lee, C. T., Garfinkle, J. S., Warren, S. M., Brecht, L. E., Cutting, C. B., & Grayson, B. H. (2008). Nasoalveolar molding improves appearance of children with bilateral cleft lip-cleft palate. *Plast Reconstr Surg*, *122*(4), 1131-1137. doi:10.1097/PRS.0b013e318184590c

Lekakis, G., Claes, P., Hamilton, G. S., 3rd, & Hellings, P. W. (2016). Three-Dimensional Surface Imaging and the Continuous Evolution of Preoperative and Postoperative Assessment in Rhinoplasty. *Facial Plast Surg*, *32*(1), 88-94. doi:10.1055/s-0035-1570122

Li, G., Wei, J., Wang, X., Wu, G., Ma, D., Wang, B., Liu, Y., & Feng, X. (2013). Three-dimensional facial anthropometry of unilateral cleft lip infants with a structured light scanning system. *J Plast Reconstr Aesthet Surg*, *66*(8), 1109-1116. doi:10.1016/j.bjps.2013.04.007

Lin, C. Y., Hsung, T. C., & Khambay, B. (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. doi:10.1016/j.jcms.2015.04.002

Loeffelbein, D. J., Rau, A., & Wolff, K. D. (2013). Impression technique for monitoring and virtual treatment planning in nasoalveolar moulding. *Br J Oral Maxillofac Surg*, *51*(8), 898-901. doi:10.1016/j.bjoms.2013.01.012

Loeffelbein, D. J., Ritschl, L. M., Rau, A., Wolff, K. D., Barbarino, M., Pfeifer, S., Schonberger, M., & Wintermantel, E. (2015). Analysis of computer-aided techniques for virtual planning in nasoalveolar moulding. *Br J Oral Maxillofac Surg*, *53*(5), 455-460. doi:10.1016/j.bjoms.2015.03.002

Lubbers, H. T., Medinger, L., Kruse, A., Gratz, K. W., & Matthews, F. (2010). Precision and accuracy of the 3dMD photogrammetric system in craniomaxillofacial application. *J Craniofac Surg*, *21*(3), 763-767. doi:10.1097/SCS.0b013e3181d841f7

Lubbers, H. T., Medinger, L., Kruse, A. L., Gratz, K. W., Obwegeser, J. A., & Matthews, F. (2012). The influence of involuntary facial movements on craniofacial anthropometry: a survey using a three-dimensional photographic system. *Br J Oral Maxillofac Surg*, *50*(2), 171-175. doi:10.1016/j.bjoms.2010.12.002

Maal, T. J., Plooij, J. M., Rangel, F. A., Mollemans, W., Schutyser, F. A., & Berge, S. J. (2008). The accuracy of matching three-dimensional photographs with skin surfaces derived from cone-beam computed tomography. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 37(7), 641-646. doi:10.1016/j.ijom.2008.04.012

Maal, T. J., van Loon, B., Plooij, J. M., Rangel, F., Ettema, A. M., Borstlap, W. A., & Berge, S. J. (2010). Registration of 3-dimensional facial photographs for clinical use. *J Oral Maxillofac Surg*, 68(10), 2391-2401. doi:10.1016/j.joms.2009.10.017

Maal, T. J., Verhamme, L. M., van Loon, B., Plooij, J. M., Rangel, F. A., Kho, A., Bronkhorst, E. M., & Berge, S. J. (2011). Variation of the face in rest using 3D stereophotogrammetry. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 40(11), 1252-1257. doi:10.1016/j.ijom.2011.02.033

Mani, M., Reiser, E., Andlin-Sobocki, A., Skoog, V., & Holmstrom, M. (2013). Factors related to quality of life and satisfaction with nasal appearance in patients treated for unilateral cleft lip and palate. *Cleft Palate Craniofac J*, 50(4), 432-439. doi:10.1597/11-035

Marmulla, R., Hassfeld, S., Luth, T., & Muhling, J. (2003). Laser-scan-based navigation in cranio-maxillofacial surgery. *J Craniomaxillofac Surg*, 31(5), 267-277.

Mauil, D. J., Grayson, B. H., Cutting, C. B., Brecht, L. L., Bookstein, F. L., Khorrambadi, D., Webb, J. A., & Hurwitz, D. J. (1999). Long-term effects of nasoalveolar molding on three-dimensional nasal shape in unilateral clefts. *Cleft Palate Craniofac J*, 36(5), 391-397. doi:10.1597/1545-1569_1999_036_0391_lteonm_2.3.co_2

Metzger, M. C., Hohlweg-Majert, B., Schon, R., Teschner, M., Gellrich, N. C., Schmelzeisen, R., & Gutwald, R. (2007). Verification of clinical precision after computer-aided reconstruction in craniomaxillofacial surgery. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 104(4), e1-10. doi:10.1016/j.tripleo.2007.04.015

Metzger, T. E., Kula, K. S., Eckert, G. J., & Ghoneima, A. A. (2013). Orthodontic soft-tissue parameters: a comparison of cone-beam computed tomography and the 3dMD imaging system. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 144(5), 672-681. doi:10.1016/j.ajodo.2013.07.007

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

doi:10.1097/SCS.0b013e318270fa8f

Mishima, K., Sugahara, T., Mori, Y., & Sakuda, M. (1996). Application of a new method for anthropometric analysis of the nose. *Plast Reconstr Surg*, 98(4), 637-644.

Modabber, A., Peters, F., Brokmeier, A., Goloborodko, E., Ghassemi, A., Lethaus, B., Holzle, F., & Mohlhenrich, S. C. (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. doi:10.5037/jomr.2016.7404

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

doi:10.1016/j.jcms.2016.08.008

Mori, A., Nakajima, T., Kaneko, T., Sakuma, H., & Aoki, Y. (2005). Analysis of 109 Japanese children's lip and nose shapes using 3-dimensional digitizer. *Br J Plast Surg*, 58(3), 318-329. doi:10.1016/j.bjps.2004.11.019

Naini, F. B., Akram, S., Kepinska, J., Garagiola, U., McDonald, F., & Wertheim, D. (2017). Validation of a new three-dimensional imaging system using comparative craniofacial anthropometry. *Maxillofac Plast Reconstr Surg*, 39(1), 23. doi:10.1186/s40902-017-0123-3

Naudi, K. B., Benramadan, R., Brocklebank, L., Ju, X., Khambay, B., & Ayoub, A. (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. doi:10.1016/j.ijom.2012.10.032

Nord, F., Ferjencik, R., Seifert, B., Lanzer, M., Gander, T., Matthews, F., Rucker, M., & Lubbers, H. T. (2015). The 3dMD photogrammetric photo system in cranio-maxillofacial

surgery: Validation of interexaminer variations and perceptions. *J Craniomaxillofac Surg*, 43(9), 1798-1803. doi:10.1016/j.jcms.2015.08.017

Nute, S. J., & Moss, J. P. (2000). Three-dimensional facial growth studied by optical surface scanning. *J Orthod*, 27(1), 31-38. doi:10.1093/ortho/27.1.31

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

Pessa, J. E. (2001). The potential role of stereolithography in the study of facial aging. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 119(2), 117-120. doi:10.1067/mod.2001.110984

Plooi, J. M., Swennen, G. R., Rangel, F. A., Maal, T. J., Schutyser, F. A., Bronkhorst, E. M., Kuijpers-Jagtman, A. M., & Berge, S. J. (2009). Evaluation of reproducibility and reliability of 3D soft tissue analysis using 3D stereophotogrammetry. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 38(3), 267-273. doi:10.1016/j.ijom.2008.12.009

Rabey, G. P. (1977). Current principles of morphanalysis and their implications in oral surgical practice. *Br J Oral Surg*, 15(2), 97-109.

Rau, A., Ritschl, L. M., Mucke, T., Wolff, K. D., & Loeffelbein, D. J. (2015). Nasoalveolar molding in cleft care--experience in 40 patients from a single centre in Germany. *PLoS One*, 10(3), e0118103. doi:10.1371/journal.pone.0118103

Ritschl, L. M., Grill, F. D., Mittermeier, F., Lonic, D., Wolff, K. D., Roth, M., & Loeffelbein, D. J. (2018). Evaluation of a portable low-budget three-dimensional stereophotogrammetry system for nasal analysis. *J Craniomaxillofac Surg*, 46(12), 2008-2016. doi:10.1016/j.jcms.2018.04.025

Ritschl, L. M., Rau, A., Gull, F. D., diBora, B., Wolff, K. D., Schonberger, M., Bauer, F. X., Wintermantel, E., & Loeffelbein, D. J. (2016). Pitfalls and solutions in virtual design of nasoalveolar molding plates by using CAD/CAM technology--A preliminary clinical study. *J Craniomaxillofac Surg*, 44(4), 453-459. doi:10.1016/j.jcms.2016.01.008

Ritschl, L. M., Roth, M., Fichter, A. M., Mittermeier, F., Kuschel, B., Wolff, K. D., Grill, F. D., & Loeffelbein, D. J. (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. doi:10.1186/s13005-018-0168-2

Rommel, N., Bellon, E., Hermans, R., Smet, M., De Meyer, A. M., Feenstra, L., Dejaeger, E., & Veereman-Wauters, G. (2003). Development of the orohypopharyngeal cavity in normal infants and young children. *Cleft Palate Craniofac J*, *40*(6), 606-611. doi:10.1597/1545-1569_2003_040_0606_dotoci_2.0.co_2

Savara, B. S., & Singh, I. J. (1968). Norms of size and annual increments of seven anatomical measures of maxillae in boys from three to sixteen years of age. *Angle Orthod*, *38*(2), 104-120. doi:10.1043/0003-3219(1968)038<0104:NOSAAI>2.0.CO;2

Sawyer, A. R., See, M., & Nduka, C. (2009). 3D stereophotogrammetry quantitative lip analysis. *Aesthetic Plast Surg*, *33*(4), 497-504. doi:10.1007/s00266-008-9191-1

Schaaf, H., Pons-Kuehnemann, J., Malik, C. Y., Streckbein, P., Preuss, M., Howaldt, H. P., & Wilbrand, J. F. (2010). Accuracy of three-dimensional photogrammetric images in non-synostotic cranial deformities. *Neuropediatrics*, *41*(1), 24-29. doi:10.1055/s-0030-1255060

Schendel, S., Montgomery, K., Sorokin, A., & Lionetti, G. (2005). A surgical simulator for planning and performing repair of cleft lips. *J Craniomaxillofac Surg*, *33*(4), 223-228. doi:10.1016/j.jcms.2005.05.002

Schwenzer-Zimmerer, K., Chaitidis, D., Berg-Boerner, I., Krol, Z., Kovacs, L., Schwenzer, N. F., Zimmerer, S., Holberg, C., & Zeilhofer, H. F. (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. doi:10.1016/j.jcms.2008.05.003

Schwenzer-Zimmerer, K., Chaitidis, D., Borner, B. I., Kovacs, L., Sader, R., Zeilhofer, H. F., & Holberg, C. (2006). Lip, jaw, and palate clefts. Analysis of unilateral cleft lip using 3-D laser topometry. *Mund Kiefer Gesichtschir*, *10*(6), 377-384. doi:10.1007/s10006-006-0031-7

Shaw, W. C., Semb, G., Nelson, P., Brattstrom, V., Molsted, K., Prah-Andersen, B., & Gundlach, K. K. (2001). The Eurocleft project 1996-2000: overview. *J Craniomaxillofac Surg*, 29(3), 131-140; discussion 141-132. doi:10.1054/jcms.2001.0217

Shen, C., Yao, C. A., Magee, W., 3rd, Chai, G., & Zhang, Y. (2015). Presurgical nasoalveolar molding for cleft lip and palate: the application of digitally designed molds. *Plast Reconstr Surg*, 135(6), 1007e-1015e. doi:10.1097/PRS.0000000000001286

Smektala, T., Jedrzejewski, M., Szyndel, J., Sporniak-Tutak, K., & Olszewski, R. (2014). Experimental and clinical assessment of three-dimensional cephalometry: a systematic review. *J Craniomaxillofac Surg*, 42(8), 1795-1801. doi:10.1016/j.jcms.2014.06.017

Spanholtz, T. A., Leitsch, S., Holzbach, T., Volkmer, E., Engelhardt, T., & Giunta, R. E. (2012). 3-dimensional imaging systems: first experience in planning and documentation of plastic surgery procedures. *Handchir Mikrochir Plast Chir*, 44(4), 234-239. doi:10.1055/s-0032-1316379

Spolyar, J. L., & Roldan, J. C. (2015). Changes in nose symmetry in unilateral cleft lip and palate treated by differing pre-surgical assistance: An objective assessment of primary repair. *J Craniomaxillofac Surg*, 43(6), 779-789. doi:10.1016/j.jcms.2015.03.019

Springer, I. N., Wannicke, B., Warnke, P. H., Zernial, O., Wiltfang, J., Russo, P. A., Terheyden, H., Reinhardt, A., & Wolfart, S. (2007). Facial attractiveness: visual impact of symmetry increases significantly towards the midline. *Ann Plast Surg*, 59(2), 156-162. doi:10.1097/01.sap.0000252041.66540.ec

Steinhuber, T., Brunold, S., Gartner, C., Offermanns, V., Ulmer, H., & Ploder, O. (2018). Is Virtual Surgical Planning in Orthognathic Surgery Faster Than Conventional Planning? A Time and Workflow Analysis of an Office-Based Workflow for Single- and Double-Jaw Surgery. *J Oral Maxillofac Surg*, 76(2), 397-407. doi:10.1016/j.joms.2017.07.162

Stellwagen, L., Hubbard, E., Chambers, C., & Jones, K. L. (2008). Torticollis, facial asymmetry and plagiocephaly in normal newborns. *Arch Dis Child*, 93(10), 827-831. doi:10.1136/adc.2007.124123

Swennen, G. R., Mollemans, W., & Schutyser, F. (2009). Three-dimensional treatment planning of orthognathic surgery in the era of virtual imaging. *J Oral Maxillofac Surg*, 67(10), 2080-2092. doi:10.1016/j.joms.2009.06.007

Tzou, C. H., Artner, N. M., Pona, I., Hold, A., Placheta, E., Kropatsch, W. G., & Frey, M. (2014). Comparison of three-dimensional surface-imaging systems. *J Plast Reconstr Aesthet Surg*, 67(4), 489-497. doi:10.1016/j.bjps.2014.01.003

van der Vlis, M., Dentino, K. M., Vervloet, B., & Padwa, B. L. (2014). Postoperative swelling after orthognathic surgery: a prospective volumetric analysis. *J Oral Maxillofac Surg*, 72(11), 2241-2247. doi:10.1016/j.joms.2014.04.026

van Loon, B., Maal, T. J., Plooij, J. M., Ingels, K. J., Borstlap, W. A., Kuijpers-Jagtman, A. M., Spauwen, P. H., & Berge, S. J. (2010). 3D Stereophotogrammetric assessment of pre- and postoperative volumetric changes in the cleft lip and palate nose. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 39(6), 534-540. doi:10.1016/j.ijom.2010.03.022

Ward, R. E., & Jamison, P. L. (1991). Measurement precision and reliability in craniofacial anthropometry: implications and suggestions for clinical applications. *J Craniofac Genet Dev Biol*, 11(3), 156-164.

Weinberg, S. M., Naidoo, S., Govier, D. P., Martin, R. A., Kane, A. A., & Marazita, M. L. (2006). Anthropometric precision and accuracy of digital three-dimensional photogrammetry: comparing the Genex and 3dMD imaging systems with one another and with direct anthropometry. *J Craniofac Surg*, 17(3), 477-483.

Weinberg, S. M., Raffensperger, Z. D., Kesterke, M. J., Heike, C. L., Cunningham, M. L., Hecht, J. T., Kau, C. H., Murray, J. C., Wehby, G. L., Moreno, L. M., & Marazita, M. L. (2016). The 3D Facial Norms Database: Part 1. A Web-Based Craniofacial Anthropometric and Image Repository for the Clinical and Research Community. *Cleft Palate Craniofac J*, 53(6), e185-e197. doi:10.1597/15-199

Weinberg, S. M., Scott, N. M., Neiswanger, K., Brandon, C. A., & Marazita, M. L. (2004). Digital three-dimensional photogrammetry: evaluation of anthropometric precision and

accuracy using a Genex 3D camera system. *Cleft Palate Craniofac J*, 41(5), 507-518.
doi:10.1597/03-066.1

White, J. E., Ayoub, A. F., Hosey, M. T., Bock, M., Bowman, A., Bowman, J., Siebert, J. P., & Ray, A. (2004). Three-dimensional facial characteristics of Caucasian infants without cleft and correlation with body measurements. *Cleft Palate Craniofac J*, 41(6), 593-602.
doi:10.1597/03-069.1

Whitman, D. H., & Connaughton, B. (1999). Model surgery prediction for mandibular midline distraction osteogenesis. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 28(6), 421-423.

Winder, R. J., Darvann, T. A., McKnight, W., Magee, J. D., & Ramsay-Baggs, P. (2008). Technical validation of the Di3D stereophotogrammetry surface imaging system. *Br J Oral Maxillofac Surg*, 46(1), 33-37. doi:10.1016/j.bjoms.2007.09.005

Wong, J. Y., Oh, A. K., Ohta, E., Hunt, A. T., Rogers, G. F., Mulliken, J. B., & Deutsch, C. K. (2008). Validity and reliability of craniofacial anthropometric measurement of 3D digital photogrammetric images. *Cleft Palate Craniofac J*, 45(3), 232-239. doi:10.1597/06-175

Wu, Y., Yang, Y., Chen, Y., Zhang, Y., & Wang, G. (2013). Measurement and evaluation of the alar base in unilateral secondary lip nasal deformities by three-dimensional computed tomography. *Cleft Palate Craniofac J*, 50(6), 696-703. doi:10.1597/11-144.1

Xin, P., Yu, H., Cheng, H., Shen, S., & Shen, S. G. (2013). Image fusion in craniofacial virtual reality modeling based on CT and 3dMD photogrammetry. *J Craniofac Surg*, 24(5), 1573-1576. doi:10.1097/SCS.0b013e3182688ed7

Yamada, T., Mori, Y., Minami, K., Mishima, K., & Tsukamoto, Y. (2002). Three-dimensional analysis of facial morphology in normal Japanese children as control data for cleft surgery. *Cleft Palate Craniofac J*, 39(5), 517-526. doi:10.1597/1545-1569_2002_039_0517_tdaofm_2.0.co_2

Yamamoto, S., Miyachi, H., Fujii, H., Ochiai, S., Watanabe, S., & Shimozato, K. (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. doi:10.1016/j.joms.2016.08.039

Yu, Q., Gong, X., Wang, G. M., Yu, Z. Y., Qian, Y. F., & Shen, G. (2011). A novel technique for presurgical nasoalveolar molding using computer-aided reverse engineering and rapid prototyping. *J Craniofac Surg*, 22(1), 142-146. doi:10.1097/SCS.0b013e3181f6f9ae

7. Anhang

7.1 Veröffentlichung Teile der Doktorarbeit

1. The possibilities of a portable low-budget three-dimensional stereophotogrammetry system in neonates: a prospective growth analysis and analysis of accuracy

Ritschl, L. M., Roth, M., Fichter, A. M., Mittermeier, F., Kuschel, B., Wolff, K. D., Grill, F. D., & Loeffelbein, D. J. (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. doi:10.1186/s13005-018-0168-2

7.2 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1-1:	Prinzip der Triangulation.....	8
Abbildung 2-1:	Studienkollektiv.....	21
Abbildung 2-2:	Kamera FUEL3D® SCANIFY® mit einem handelsüblichen Tablett mit einer 32-Bit-Version von Microsoft® Windows® 8, rechts davon das Target.....	22
Abbildung 2-3:	Ablauf zur Generierung der .STL-Daten der Gipsmodelle (Erläuterung im Text); schriftliche Genehmigung der Eltern zur Veröffentlichung des Fotos wurde eingeholt	24
Abbildung 2-4:	Studienverlauf.....	25
Abbildung 2-5:	Schematische Darstellung der analysierten Landmarken (s. Tabelle 2-1).....	28
Abbildung 2-6:	Veranschaulichung verschiedener Punkte (s. Tabelle 2-1 und 2-2) des Gesichtsscans des FUEL3D® SCANIFY® Systems in frontaler Perspektive mit 3dMDVultus Software (3dMDvultusTM Software 64-bit 2.4.1.4; 3dMD®; USA) aus Ritschl et al. (Ritschl et al., 2018); schriftliche Genehmigung der Eltern zur Veröffentlichung des Fotos wurde eingeholt.....	28
Abbildung 3-1:	Errechnetes absolutes Nasenwachstum.....	31
Abbildung 3-2:	Errechnetes absolutes Wachstum der Mund- und Gesichtshöhe.....	33
Abbildung 3-3:	Errechnetes absolutes Wachstum verschiedener Augenparameter.....	35
Abbildung 3-4:	Errechnete mittlere Veränderung der Winkel.....	37
Abbildung 3-5:	Gescannte Gipsabformungen mit insuffizienter Qualität aus Ritschl et al. (Ritschl et al., 2018)	39
Abbildung 3-6:	Überlagerte .STL-Daten der 3D-Fotografien mit denen der Gipsabformung mithilfe von Geomagic® aus Ritschl et al. (Ritschl et al., 2018); schriftliche Genehmigung der Eltern zur Veröffentlichung der Fotos wurde eingeholt.....	41
Abbildung 4-1:	Einteilung der Landmarken nach ihrer Präzision in hoch, mittel und niedrig; aus „ <i>The3dMD photogrammetric photo system in cranio-maxillofacial surgery: Validation of interexaminer variations and perceptions</i> “, (Nord et al., 2015).....	46

7.3 Tabellenverzeichnis

Tabelle 2-1:	Definition der 21 analysierten Landmarken, modifiziert nach Farkas (Farkas, 1994).....	26
Tabelle 2-2:	Definition der 15 analysierten 3D-Distanzen und sechs Winkel.....	27
Tabelle 3-1:	Mittlere errechnete Veränderung der folgenden 3D-Distanzen 180 Tage postnatal (Nase).....	32
Tabelle 3-2:	Mittlere errechnete Veränderung der folgenden 3D-Distanzen 180 Tage postnatal (Mund- und Gesichtshöhe).....	34
Tabelle 3-3:	Mittlere errechnete Veränderung der folgenden 3D-Distanzen 180 Tage postnatal (Augen)	36
Tabelle 3-4:	Mittlere errechnete Veränderung der Winkel 180 Tage postnatal.....	38
Tabelle 3-5:	Oberflächenbasierte Genauigkeitsanalyse mithilfe von Geomagic®	40

8. Curriculum Vitae

9. Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich noch ganz herzlich bei einigen wichtigen Personen bedanken. Ein besonderer Dank gebührt meinem Doktorvater PD Dr. Dr. Denys Loeffelbein und meinem Betreuer PD Dr. Dr. Lucas Ritschl. Vielen Dank für die unermüdliche, fürsorgliche Unterstützung und Betreuung, die dabei half, diese Arbeit zu ermöglichen. Ich hätte mir keine bessere Betreuung und kein schöneres Thema wünschen können. Herrn Prof. Dr. Dr. Klaus-Dietrich Wolff danke ich für die Möglichkeit zur Durchführung dieser Arbeit in seiner Abteilung und für die Bereitstellung sämtlicher Apparaturen.

Der Frauenklinik des Klinikums rechts der Isar danke ich für die freundliche Aufnahme und Unterstützung. Ohne Ihre Unterstützung wäre es nicht möglich gewesen, so viele Eltern und deren Säuglinge in diesem kurzen Zeitraum zu akquirieren.

Ein großer Dank gebührt allen Studienteilnehmern und deren Eltern. Gerade in der aufregenden, neuen Phase nach der Geburt weiß ich es sehr zu schätzen, wie freundlich Sie mich bei sich zuhause aufgenommen haben und wie selbstverständlich ich Sie in den ersten sechs Monaten begleiten durfte. Es freut mich sehr, dass Sie mich immer noch an der Entwicklung Ihrer Kinder teilnehmen lassen.

Zu guter Letzt möchte ich mich auch noch bei meinen Eltern und Geschwistern für die Hilfestellung jedweder Art, die stetige Motivation und die guten Ratschläge bedanken. Für ihre Unterstützung, ihr entgegengebrachtes Interesse und ihre Geduld bin ich unendlich dankbar.