

Aus der
Universitätsklinik für Kinder- und Jugendmedizin Tübingen
Abteilung Kinderheilkunde IV
(Schwerpunkt: Neonatologie, neonatologische Intensivmedizin)

**Passgenauigkeit von Beatmungsmasken bei späten
Frühgeborenen und Reifgeborenen**

**Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizin**

**der Medizinischen Fakultät
der Eberhard Karls Universität
zu Tübingen**

**vorgelegt von
Badinska, Ana-Maria Nikolaeva**

2021

Dekan: Professor Dr. B. Pichler

1. Berichterstatter: Professor Dr. C. F. Poets

2. Berichterstatter: Privatdozentin Dr. Dr. S. Kluba

Tag der Disputation: 16.09.2020

Inhaltsverzeichnis	
Abbildungsverzeichnis	4
Tabellenverzeichnis	5
Abkürzungsverzeichnis	6
1 Einleitung	7
1.1 Hintergrund	7
1.2 Klinische Relevanz	11
1.3 Stand der Forschung	13
1.4 Ziel der Studie	14
2 Probanden und Methoden	14
2.1 Probanden	14
2.2 Studienaufbau	14
2.3 Technischer Hintergrund und Equipment	14
2.3.1 2D-Fotografie	15
2.3.2 3D-Fotografie	16
2.4 Messung/ Bildanalyse	19
2.4.1 2D-Foto-Analyse anhand ImageJ	20
2.4.2 3D-Foto-Analyse anhand Vultus	21
2.5 Referenzwerte Maskengrößen	22
2.6 Studienbedingte Datenerhebung	22
2.7 Statistische Auswertung	23
3 Ergebnisse	23
3.1. Demographische Daten	24
3.2. Messergebnisse	26
3.2.1 Passende Maskengröße	29
3.2.2 Vergleich zwischen der Mundbreite und dem Innendurchmesser der herkömmlichen Beatmungsmasken	33
3.2.3 Vergleich zwischen 2D- und 3D-Fotometrie	34
3.2.4 Korrelation zwischen Gestationsalter, Geburtsgewicht und Gestationsalter und den Abständen Nasion zu Pogonion und Nasion zu Gnathion	36

3.2.5	Einfluss von Geschlecht, Geburtsmodus und Mehrlingsschwangerschaft auf dem Abstand von Nasion zu Gnathion	37
4	Diskussion	38
5	Zusammenfassung	46
6	Literaturverzeichnis:	48
7	Erklärung zum Eigenanteil	53
8	Veröffentlichungen	54
9	Danksagung	55

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1 Richtige Kopfpositionierung der Probanden für die 2D-Aufnahmen	16
Abbildung 2 Das 3D-Scannersystem mit einer Puppe als Beispiel für die richtige Positionierung der Probanden während der Bildaufnahme	18
Abbildung 3 Gemessene Abstände auf den 2D-Bildern (A) und auf den 3D-Bildern (B)	19
Abbildung 4 In der Studie benutzte anatomische Landmarken von der Seite mit der Ausnahme von Chelion und Endocanthion, da sie von der Seite nicht sichtbar sind	20
Abbildung 5 Verteilung von Geburtsgewicht (A) und Kopfumfang (B) nach Schwangerschaftswochen.....	26
Abbildung 6 Gemessener Abstand von Nasion zu Pogonion und zu Gnathion auf den 3D-Bildern nach Schwangerschaftswochen.. ..	29
Abbildung 7 Passende Maskengröße ermittelt anhand des Abstands Nasion zum Gnathion bei Frühgeborenen aus der 34-36 SSW (A) und Reifgeborenen aus der 37-41 SSW (B)	30
Abbildung 8 Gemessener Abstand von Nasion zu Pogonion und zu Gnathion auf den 3D-Bildern nach Geburtsgewichtsgruppen.....	31
Abbildung 9 Passende Maskengröße nach dem Abstand von Nasion zu Gnathion für Neugeborene mit einem Geburtsgewicht kleiner als 3000g (A), größer oder gleich 3000g (B).....	32
Abbildung 10 Ausgemessener Abstand Nasion zu Gnathion auf den 2D- und 3D-Bildern.. ..	35
Abbildung 11 Das Bland-Altman-Diagramm zeigt die Differenzen des gemessenen Abstandes zwischen Nasion und Gnathion auf den 2D- und 3D-Bildern.	36

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1 In der Studie benutzte anatomische Landmarken für die 2D-Bilder und ihre Abkürzungen	21
Tabelle 2 In der Studie benutzte anatomische Landmarken für die 3D-Bilder und ihre Abkürzungen	22
Tabelle 3 Außen- und Innendurchmesser herkömmlicher runder Beatmungsmasken.....	22
Tabelle 4 Demographische Daten der untersuchten Patientengruppe	24
Tabelle 5 Verteilung von Probandenanzahl und 2D- und 3D-Bilderzahl nach Schwangerschaftswochen.....	25
Tabelle 6 Auswertung der Abstände auf den 2D- und 3D-Bildern	27
Tabelle 7 Abstände von Nasion zu Pogonion und zu Gnathion nach Schwangerschaftswochen.....	28
Tabelle 8 Abstand von Nasion zu Pogonion und zu Gnathion nach Geburtsgewicht	31
Tabelle 9 Korrelation zwischen dem Abstand Nasion zu Gnathion auf den 2D- und 3D-Bildern und Nasion zu Pogonion und verschiedenen Parametern.....	37

Abkürzungsverzeichnis

Abb.	Abbildung
CH	Chelion, der am weitesten lateral gelegene Punkt des Mundes
CHCH	Abstand zwischen dem linken und rechten Chelion (Mundbreite)
cm	Zentimeter
cm H ₂ O	Zentimeter Wassersäule
CPAP	Continuous Positive Airway Pressure
EN	Endocanthion, Innerer Augenwinkel
g	Gramm
GA	Gestationsalter
GN	Gnathion, der am meisten vorne-unten gelegene Punkt der Unterkiefersymphyse
IQR	Interquartilbereich
kg	Kilogramm
KI	Konfidenzintervall
mm	Milimeter
mmHg	Milimeter Quecksilbersäule
MRT	Magnetresonanztomographie
N	Nasion, Nasenwurzel
NGN	Nasion zum Gnathion
NGN _{2D}	Nasion zum Gnathion auf den 2D-Bildern
NGN _{3D}	Nasion zum Gnathion auf den 3D-Bildern
NPG/NPG _{3D}	Nasion zu Pogonion auf den 3D-Bildern
PEEP	Positive End Expiratory Pressure
PG	Pogonion, der prominenteste Punkt am Kinn
PIP	Positive Inspiratory Pressure
PRN	Pronasale, der prominenteste Punkt an der Nase
SA	Standardabweichung
SSW	Schwangerschaftswoche
z.B.	Zum Beispiel

1 Einleitung

1.1 Hintergrund

Der Übergang vom Leben im Uterus zum Leben außerhalb des Uterus stellt das Neugeborene vor große Herausforderungen. Die ersten und wichtigsten Aufgaben bestehen in den vielen physiologischen Anpassungen, die die Umstellung vom pränatalen zum postnatalen Kreislauf erfordert.

In der Pränatalzeit wird der Fetus diaplazentar durch die Mutter mit Sauerstoff versorgt. Die Lunge nimmt noch keinen Anteil am Gasaustausch. Sie ist flüssigkeitsgefüllt und noch nicht entfaltet. Außerdem besteht ein hoher Lungen(gefäß)widerstand, sodass nur ein marginaler Anteil des Herzzeitvolumens die Lunge perfundieren kann.

Der Fetus ist komplett auf den mütterlichen Organismus angewiesen. Postnatal muss die Lunge aber sehr schnell anfangen, ihre eigentliche Aufgabe zu erfüllen, d.h. einen Gasaustausch zu gewährleisten. Den ersten und wichtigsten Schritt dafür stellt die Entfaltung der Lunge dar.

Mit dem Beginn der Wehentätigkeit wird die Fruchtwasserproduktion durch die Lunge reduziert und ein Teil der Flüssigkeit wird im Interstitium resorbiert (Hillman et al., 2012). Postnatal - mit dem ersten kräftigen Schrei des Kindes - wird das Restfruchtwasser aus den Lungen herausgepresst, die Lunge füllt sich mit Luft und der Lungengefäßwiderstand sinkt. So kann das Blut problemlos durch die Lunge fließen (Finnemore and Groves, 2015). In derselben Zeit wird i.d.R. die Nabelschnur abgeklemmt, sodass der Blutfluss zum Plazentabett sistiert.

Auf diese Weise sorgt am Ende der postnatalen Adaptation nicht mehr die Plazenta, sondern lediglich die Lunge für die Oxygenierung des Blutes. Dieser Übergang von einer plazentaren „indirekten Atmung“ zu einer pulmonalen „Selbstatmung“ kann scheitern, wenn das Kind nicht in der Lage ist, aus

eigenen Kräften zu atmen und somit der wichtige Schritt der Lungenentfaltung ausbleibt.

Alle Früh- und Neugeborenen, die initial nicht atmen, brauchen direkt postpartum eine Atemunterstützung (Wyllie et al., 2015). Dies betrifft ungefähr 10 Prozent der Früh- und Neugeborenen (Sawyer et al., 2017). Laut der European Resuscitation Council Guidelines von 2015 soll der Atemantrieb zunächst durch das Abtrocknen und das damit verbundene Stimulieren des Neugeborenen gesteigert werden. Bei weiterhin fehlendem Einsetzen der Eigenatmung oder einer Herzfrequenz von unter 100 Schlägen pro Minute wird die Einleitung einer Maskenbeatmung empfohlen (Perlman et al., 2015).

Es gibt unterschiedliche Möglichkeiten, Früh- und Neugeborene zu beatmen. In den European Resuscitation Guidelines werden drei Methoden empfohlen. Zum einen steht der sich selbst aufblasende Beatmungsbeutel zur Verfügung, allerdings ohne eine definierte Druckkontrolle (Hawkes et al., 2012). Das ist in Stresssituationen potentiell problematisch, denn wenn der Beatmungsbeutel zu stark oder zu schnell gedrückt wird, wird der applizierte Beatmungsspitzenruck zu hoch und es können zu hohe Volumina appliziert werden. Die Maskenbeatmung mit zu großen Tidalvolumina kann zur Entstehung von Lungentraumata (Volutrauma, Barotrauma) führen (Schmolzer et al., 2008). Auf diese Weise können beatmungsassoziierte Lungenschädigungen entstehen (Dreyfuss and Saumon, 1998, Slutsky and Ranieri, 2013). Um dies zu verhindern, haben moderne Beatmungsbeutel ein sogenanntes Überdruckventil, das bei aufgebauten Drücken von über 40 mmHg die Luft nach außen entweichen lässt und somit die Lunge des Neugeborenen vor zu hohen Spitzendrücken schützt (Wood and Morley, 2013).

Die Maskenbeatmung mit zu niedrigem Tidalvolumen ist dagegen insofern ineffektiv, als atelektatische Anteile nicht am Gasaustausch teilnehmen können (Schmolzer et al., 2010). Das applizierte Tidalvolumen sollte zwischen 5 und 8 ml/kg liegen (Hillman et al., 2007, Keszler and Abubakar, 2004, Klingenberg et al., 2017). Aus diesem Grund benutzen viele Kliniken Beatmungsmaschinen für die Erstversorgung von Früh- und Neugeborenen. Bei der maschinellen

Maskenbeatmung können die Inspirationdrücke voreingestellt und somit besser kontrolliert werden (Roehr et al., 2010).

Bei der Maskenbeatmung wird empfohlen, einen PIP (Peak inspiratory pressure) von 20-30 cm H₂O und PEEP (Positive End Expiratory Pressure) von 5 cm H₂O einzustellen (Perlman et al., 2015). Bestenfalls sollte der PIP jedoch patientenbezogen gewählt werden, weil die Compliance und der Widerstand der Lunge sehr variabel sind (Lachmann et al., 1979). Dies ist aber nur möglich, wenn das entsprechende Tidalvolumen des Neugeborenen während der Maskenbeatmung im Kreissaal mit Hilfe eines Flowsensors ermittelt wird und zeitnah angepasst wird. Ob eine Maskenbeatmung mit individuell angepassten Tidalvolumina auch mit einem besseren Outcome assoziiert ist bleibt unklar. Studien, die diese Fragestellung beantworten sollen, sind derzeit in Arbeit.

Zusätzlich zum Beatmungsbeutel bzw. zur Beatmungsmaschine sind Beatmungsmasken notwendig. Derzeit werden hauptsächlich zwei Arten von Beatmungsmasken verwendet: runde und anatomisch geformte, die aus weichem Silikon sind oder einen luftgefüllten Rand haben, der die Abdichtung zum Gesicht des Kindes optimieren soll. Die Maskenbeatmung kann durch Leckagen erschwert sein, die häufig und mit variablem Ausmaß auftreten. Bei der Beatmung von Frühgeborenen (Gestationsalter \leq 34 Schwangerschaftswochen) mit Beatmungsmasken von 50mm Durchmesser wurden im Median Leckagen zwischen 24 und 59% beobachtet (Kaufman et al., 2013, Murthy et al., 2012). Bei der Beatmung von späten Frühgeborenen und Reifgeborenen (Gestationsalter \geq 34 Schwangerschaftswochen) mit Beatmungsmasken von 65mm Durchmesser lagen diese hingegen bei 31% (Lorenz et al., 2018).

Seit kurzem gibt es auf dem Markt auch eine sogenannte Saugmaske, die speziell dafür entwickelt wurde, dass möglichst wenig Maskenleck entsteht. Diese Maske verfügt über einen Hohlraum zwischen Innen- und Außenrand, der über einen Schlauch mit einer Absaugung verbunden ist. Durch das Erzeugen von negativem Druck zwischen Innenrand und Außenrand saugt sich die Maske an das Gesicht des Kindes und dichtet somit optimal ab, sodass Leck verhindert wird. Im Mannequinmodell führte diese zusätzliche Abdichtung zur

Verminderung der Luftleckagen: von 12% mit einer herkömmlichen Beatmungsmaske (Durchmesser 65 mm) auf 0,7% mit der Saugmaske (Durchmesser 60 mm) (Lorenz et al., 2016). In einer klinischen randomisierten Anwendungsstudie an 45 späten Früh- und Reifgeborenen konnte jedoch keine Leckreduktion durch die Saugmaske beobachtet werden. (Lorenz et al., 2018). Die Maskenbeatmung mit der Saugmaske verursachte im Vergleich zur herkömmlichen Beatmungsmaske in der Tendenz mehr Leck, allerdings ohne statistische Signifikanz (Leck mit Saugmaske 50%, Leck mit herkömmlicher Maske 31%, p-Wert 0,51). Es gab keinen Unterschied in der Dauer der Maskenbeatmung, der Intubationsrate oder der Aufnahme auf der Intensivstation. Es stellte sich jedoch heraus, dass es zu einer Verbindung zur Maskenkammer kommen konnte, wodurch die Absaugung zu einem unerwünscht niedrigen Tidalvolumen führen konnte. In solchen Fällen war die Saugmaske also kontraproduktiv. In einer Mannequinstudie konnte mithilfe eines Flowmessers gezeigt werden, dass bei großen Leckagen deutlich mehr Luftvolumen durch den Saugschlauch floß als bei kleinen, so dass die gewünschten Werte für PIP und PEEP nicht erreicht werden konnten. Diese Problematik kann zu Verzögerung bei der Belüftung der Lunge nach Geburt und zu Schäden an der Neugeborenenlunge führen, wie z.B. Atelektasen (Ruegger et al., 2019).

Maskenlecks können u.a. dadurch verursacht werden, dass Beatmungsmasken zu groß für das Neugeborene sind. Daher soll in dieser Studie untersucht werden, welche Maskengröße die optimale für späte Früh- und Reifgeborene ist.

Unsere aktuelle Arbeit fokussiert sich auf runde Beatmungsmasken, da dies der am häufigsten verwendete Typ ist. Einer Umfrage zufolge benutzten 85% der untersuchten 40 Kliniken aus 19 Ländern runde Beatmungsmasken bei der Erstversorgung von Neugeborenen (O'Donnell et al., 2004). Zwar wiesen runde Masken und anatomische Masken mit gefülltem Luftkissen ähnliche Leckagen auf, allerdings wurde gezeigt, dass das unvollständige Füllen des Luftkissens der anatomisch geformten Beatmungsmasken zur Erhöhung des Lecks führt. Das Luftleck stieg dabei von 27% mit einem vollständig gefüllten Luftkissen auf

52% mit einem leeren Luftkissen (Deindl et al., 2014). Insgesamt erwies sich daher die Abdichtung bei runden Masken als besser gegenüber den anatomisch geformten Masken. Die runden Masken sind noch dazu leichter wiederaufzubereiten (Palme et al., 1985) und in Notfallsituationen leichter zu benutzen.

1.2 Klinische Relevanz

Die postpartale Maskenbeatmung ist eine recht häufig praktizierte medizinische Intervention im Bereich der neonatalen Erstversorgung. Ihre effektive Anwendung ist daher von zentraler Bedeutung (O'Donnell et al., 2004, Sawyer et al., 2017, Schmolzer et al., 2011). Wird ein Kind nicht effizient ventiliert, kann dies zu schweren Hirnschäden führen (Barton et al., 2015). Ohne eine adäquate Belüftung der Lungen bleibt das Kind hypoxisch, was dann zu erweiterten Reanimationsmaßnahmen wie der Herzdruckmassage führen kann (Perlman et al., 2015). Eine ineffektive Maskenbeatmung kann also zur Reanimationspflichtigkeit des Früh- und Neugeborenen führen (Kumar et al., 2017). Eine effektive Atemunterstützung mittels Maskenbeatmung kann dieses Risiko deutlich reduzieren. Regelmäßige Reanimationstrainings inklusive des Trainierens einer effektiven Maskenbeatmung kann die Mortalität aufgrund von während der Geburt entstandener Problemen um 30% (Metaanalyse von 3 Studien) und aufgrund von mit Frühgeburtlichkeit assoziierten Problemen um 10% (Delphi-Befragung von 18 Experten) verringern (Lee et al., 2011).

Deshalb ist eine effektive Ventilation von großer Bedeutung für die Neugeborenen. Die Maskenbeatmung ist heutzutage Mittel der Wahl für die Erstversorgung von nicht atmenden Früh- und Neugeborenen (O'Donnell et al., 2004). Durch die Maskenbeatmung können trotz der Erzeugung von ähnlichem Beatmungsdrücken sehr unterschiedliche Tidalvolumina generiert werden. Mithilfe eines Flowmessers, der zwischen der Beatmungsmaske und dem benutzten Beatmungsgerät (entweder Beatmungsmaschine oder Beatmungsbeutel) angebracht wurde, konnten die applizierten Luftvolumina in der In- und Expiration gemessen werden. Trotz ähnlichem Inspirationsdruck (zwischen 20 und 30 cm H₂O) lagen die gelieferten Tidalvolumina zwischen 0

und 17 ml. Das Erreichen des gewünschten Inspirationsdrucks zeigt daher nachweislich nicht das Erreichen des gewünschten Tidalvolumens und dadurch keine effektive Ventilation an (O'Donnell et al., 2005a). Das liegt einerseits an der Compliance der Lunge sowie an möglichen Atemwegsobstruktionen, andererseits aber auch an der Luft, die zwischen Maske und Gesicht des Kindes entweicht (Leckagen) und somit die Maskenbeatmung negativ beeinflusst.

Teilweise können Leckagen von mehr als 50% auftreten, die das applizierte Volumen deutlich reduzieren (O'Donnell et al., 2005b). Die Hauptgründe dafür sind eine schlechte Technik bei der Maskenbeatmung oder schlecht passende Beatmungsmasken (Wood et al., 2008). Unabhängig davon, wie erfahren der behandelnde Arzt ist, können die Leckagen weder verhindert noch richtig eingeschätzt werden, da z.B. Flowmessgeräte, die das Maskenleck berechnen können, in der aktuellen Versorgung und Maskenbeatmung von Neugeborenen bislang nicht routinemäßig eingesetzt werden. Mit einem Flowmessgerät konnte in einer Mannequinstudie das Leck von im Median 35% auf 23% reduziert werden (O'Curraín et al., 2019b). Entgegen früheren Annahmen erlauben weder ein Anstieg der Herzfrequenz noch der Nachweis von Thoraxexkursionen eine Aussage über die Effektivität einer Maskenbeatmung (Schmolzer et al., 2010).

Für eine optimale Maskenbeatmung und zur Reduktion von Leckagen wird empfohlen, die Beatmungsmaske nicht direkt auf das Gesicht, sondern zunächst auf das Kinn aufzusetzen und sie dann aufwärts abzurollen. Dabei muss auf die richtige Positionierung der Maske geachtet werden. Der Anwender sollte mit Daumen und Zeigefinger den Buchstaben „C“ über der oberen Fläche der Beatmungsmaske formen und diese so mit leichtem, gleichmäßig verteiltem Druck auf dem Gesicht des Neugeborenen halten. Zeitgleich sollen die anderen 3 Finger am Unterkiefer positioniert werden und diesen anheben, sodass sich der Kopf des Neugeborenen in der Schnüffelstellung befindet (Wood et al., 2008). Laut den European Resuscitation Guidelines ist die Schnüffelstellung die optimale Haltung des Kopfes bei der Maskenbeatmung des Neugeborenen nach der Geburt (Perlman et al., 2015). In einer MRT-Studie an insgesamt 53 z.T. sedierten, aber spontan atmenden Neugeborenen konnte gezeigt werden,

dass eine leichte rostrale Überstreckung des Kopfes (= sog. Schnüffelstellung) dazu führt, dass die oberen Atemwege optimal geöffnet sind (Bhalala et al., 2016). In dieser Schnüffelstellung werden die Atemwege „anatomisch offen“ gehalten und gleichzeitig sollte die Beatmungsmaske dicht am Gesicht des Kindes angedrückt werden (Wood and Morley, 2013, Wood et al., 2008).

Ein weiterer entscheidender Punkt, dessen Bedeutung erst in jüngerer Zeit wissenschaftlich nachgewiesen wurde, ist die Passgenauigkeit der Beatmungsmasken. Hat die Maske nicht die richtige Größe, kann es trotz korrekter Technik herausfordernd sein, eine Maskenbeatmung effektiv durchzuführen und das gewünschte Tidalvolumen zu applizieren (O'Shea et al., 2016). Eine passende Beatmungsmaske sollte lediglich Mund und Nase bedecken, Augen und Kinn sollten freibleiben (Australian Resuscitation and New Zealand Resuscitation, 2011). Wenn die Maske zu groß ist, versuchen die Anwender mit Druck von oben eine Leckage zu verhindern. Ein zu starkes Festhalten der Maske mit der falschen Technik und falscher Positionierung des Kopfes kann wiederum eine mechanische Obstruktion der Atemwege verursachen (Finer et al., 2009, Wood and Morley, 2013, Schilleman et al., 2010). Zudem führte bei der Maskenbeatmung von Neugeborenen das Benutzen eines vertikalen Beatmungsbeutel, der die Applikation von mehr Druck auf die Maske unterstützt, zu keiner signifikanten Reduktion des Lecks. Im Median wurde bei Benutzung eines vertikalen Beatmungsbeutel ein Leck von 38%, bei einem Standardbeatmungsbeutel von 36% und bei einer Beatmungsmaschine von 40% festgestellt (Rafferty et al., 2018).

1.3 Stand der Forschung

Seit langem ist bekannt, dass die Maskenbeatmung optimiert werden kann (O'Donnell et al., 2004). Es gibt bis zu 50 % Leckagen, sowohl bei anatomisch geformten als auch bei runden Beatmungsmasken (O'Donnell et al., 2005a). Eine Studie aus dem Royal Women's Hospital (Melbourne, Australien) zeigte an 107 Frühgeborenen, dass selbst die kleinsten Gesichtsmasken vieler Hersteller für viele Frühgeborene zu groß sind (O'Shea et al., 2016). Die Messungen wurden an konventionellen 2D-Bildern durchgeführt, die weder eine

topografische Bewertung noch ein genaues Erkennen bestimmter anatomischer Landmarken möglich machen.

Es gibt bislang noch keine Leitlinien, die bestimmte Maskengrößen in Abhängigkeit von Gewicht oder Alter empfehlen.

1.4 Ziel der Studie

Primäres Ziel dieser Arbeit war es, Referenzwerte für Gesichtsmaße von späten Früh- und Reifgeborenen zu ermitteln. Anhand dieser Referenzwerte soll überprüft werden, ob herkömmliche, handelsübliche Beatmungsmasken passend für diese Population sind. Zudem wollten wir 2D- und 3D-Aufnahmen in ihrer Aussagekraft direkt vergleichen.

2 Probanden und Methoden

2.1 Probanden

Wir untersuchten späte Frühgeborene und Reifgeborene, jeweils 10 bis 15 Kinder aus jeder Schwangerschaftswoche von 34 bis 41 Wochen einschließlich. Einziges Einschlusskriterium war ein Gestationsalter von mehr als 34 Schwangerschaftswochen und ein Alter von weniger als drei Tagen. Ausschlusskriterien waren Gesichtsfehlbildungen, Atemhilfen, die wesentliche Teile des Gesichts zum Zeitpunkt des Fotos bedeckten, ein postnatales Alter von mehr als 72 Stunden und fehlendes Einverständnis der Eltern.

2.2 Studienaufbau

Bei dieser Studie handelte es sich um eine prospektive, monozentrische Beobachtungsstudie, die in der Frauenklinik des Universitätsklinikums Tübingen durchgeführt wurde (Aktenzeichen des Ethikvotums: 704/2017B01).

2.3 Technischer Hintergrund und Equipment

Es gibt verschiedene Möglichkeiten, anthropometrische Daten zu erheben. Zum einen können direkte Messungen am Körper vorgenommen werden. Lineare Abstände in einer Ebene können auf dem Gesicht des Neugeborenen allerdings nicht direkt gemessen werden. Um den Durchmesser herkömmlicher Masken mit den notwendigen Abständen im Gesicht der Neugeborenen zu vergleichen,

müssten bei dieser Methode mehrere Abstände auf derselben Ebene gemessen und danach addiert werden. Diese Methode ist nicht präzise genug (Farkas, 1996) und zudem sehr zeitaufwendig, die Qualität der Ergebnisse stark vom Untersucher abhängig und die Daten können anschließend nicht überprüft werden. Angesichts dieser Nachteile hat sich daher die Messung anhand von Fotos etabliert. Die Aufnahmen erfolgen schnell, die Ergebnisse können jederzeit re-evaluiert und die Bilder für weitere Analysen benutzt werden.

Daher entschieden wir uns auch in dieser Studie für die Aufnahme von Bildern.

Wie in der Studie von O'Shea et al. (2016) wurde von jedem der späten Früh- und Reifgeborenen ein Foto in Rückenlage und Kopfmittelstellung angefertigt. Die Bilder wurden dann mittels der ImageJ-Software (National Institute of Health, Bethesda, USA) analysiert.

Anders als in der vorgenannten Studie wurden zusätzlich 3D-Bilder angefertigt. Dafür wurde das 3dMDface-Scannersystem (3dMD LLC, Atlanta, Georgia, USA) benutzt. Für die Analyse der 3D-Bilder wurde die Software Vultus (Software advice, INC, Austin Texas, USA) eingesetzt.

2.3.1 2D-Fotografie

Unser Ziel war es, von jedem Teilnehmer ein 2D-Foto in Rückenlage und Kopfmittelstellung anzufertigen (Abb. 1). Das ist die Kopfstellung, die das Neugeborene reflektorisch in Rückenlage einnimmt, um die Atemwege offenzuhalten. Die Aufnahmen der Neugeborenen wurden nach Möglichkeit kurz nach dem Stillen gemacht, damit diese ruhig, mit geschlossenem Mund und ohne angespannte Gesichtsmimik liegen blieben. Ein Plastiklineal wurde als Vergleichsmaßstab auf die Stirn des Neugeborenen gelegt, um die anschließende Abstandsmessung/Größenreferenz für die spätere Auswertung zu ermöglichen. Ein solcher Vergleichsmaßstab wurde gebraucht, weil der Abstand zwischen Kamera und Gesicht des Neugeborenen von Aufnahme zu Aufnahme leicht variierte. Sogar wenn die Variationen in einem kleinen Bereich lagen, konnte auf diese Weise ihr Einfluss auf die Ergebnisse verhindert werden.



Abbildung 1 Richtige Kopfpositionierung der Probanden für die 2D-Aufnahmen, das Plastiklineal auf dem Stirn dient als Vergleichsmaßstab

Für das Anfertigen der 2D-Fotos wurde die Kamera Nikon D7100 (Nikon, Chiyoda, Tokio, Japan) benutzt. Die Aufnahmen erfolgten ohne Blitz. Die Kamera wurde möglichst parallel zum Gesicht des Kindes positioniert.

Messungen anhand von 2D-Fotos können fehlerhaft sein. Die Reliabilität eines 2D-Bildes hängt von der richtigen Positionierung des Kopfes ab; fehlerhafte Messungen resultieren, wenn Landmarken nicht direkt am Gesicht markiert, sondern erst auf den 2D-Bildern bestimmt werden (Farkas et al., 1980).

Zur Fixierung des Kopfes in Kopfmittelstellung wurde keine Vorrichtung verwendet, stattdessen halfen die Eltern bei den Aufnahmen, Lineal und Kopf in der richtigen Position zu halten.

2.3.2 3D-Fotografie

Aufgrund der Unzuverlässigkeit der 2D-Fotografie entschieden wir uns, in unserer Studie zusätzlich jeweils ein 3D-Bild vom Gesicht des Kindes zu erstellen. Das 3dMDface-Scannersystem wurde in der Vergangenheit schon für das Anfertigen von dreidimensionalen Gesichtsaufnahmen von Kindern verwendet, jedoch vor allem im Zusammenhang mit kongenitalen Gesichtsdysmorphien (Krimmel et al., 2009). Die Besonderheit des 3dMDface-

Scannersystems besteht in der zeitgleichen Aufnahme mit sechs Kameras (Abb. 2). Diese sechs 3D-Bildern fusioniert das System dann zu einem 3D-Bild (Nord et al., 2015). Die Aufnahmen erfolgen schnell; die Qualität der Aufnahmen ist dabei unabhängig von der Erfahrung des Untersuchers und der Bewegung des Probanden (Nord et al., 2015).

Die 3D-Fotografie stellt einen großen Fortschritt für das Erfassen der Gesichtsmorphologie dar. Durch diese nicht invasive Methode können deutlich mehr Information über Gesichtsformen gesammelt werden (Krimmel et al., 2009). Die damit generierten Daten sind den konventionellen, zweidimensionalen Fotografien deutlich überlegen, da mittels 2D-Aufnahmen lediglich lineare Abstände, allerdings keine Winkel zur dritten Dimension gemessen werden können (Farkas, 1994). Insgesamt befindet sich die 3D-Diagnostik zwar noch in den Anfängen (Farkas, 1996), gewinnt aber zunehmend an klinischer Bedeutung (Oranges et al., 2019).

Das 3dMDface-Scannersystem war leicht anzuwenden. Am zeitaufwendigsten war das Kalibrieren. Mit wachsender Erfahrung minimierte sich jedoch der Zeitaufwand auf etwa fünf Minuten pro Kind. Zudem musste der Kalibrierungsvorgang nur einmal am Tag vor der ersten Aufnahme durchgeführt werden. Danach konnte das 3D-Scannersystem ohne Qualitätsverlust für weitere Aufnahmen benutzt werden. Das 3D-Scannersystem macht dynamische Aufnahmen über 30 Sekunden. Deshalb ist es vergleichsweise unproblematisch, wenn das interessierende Objekt (der Kopf) nicht die ganze Zeit in der richtigen Position liegt.

Das Anfertigen der 3D-Aufnahmen war weniger zeitaufwendig als das der 2D-Fotos. Um das ganze Gesicht auf den 3D-Bildern abzubilden war es wichtig, die Position der Unterlage (Wärmebett) so auszuloten, dass die Kameras das Gesicht des Objekts (Probanden) gut von allen Seiten erfassen konnten. Die Software für die Messung von Abständen des 3D-Scannersystems benötigt kein Referenzmaß. Es ist es ausreichend das Objekt des Interesses für eine Sekunde in die „richtige“ Position zu bringen.

Insgesamt erschienen daher 3D-Bilder gegenüber 2D-Bildern zuverlässiger. Deshalb legten wir bei der Bewertung des optimalsten Maskendurchmessers die Messergebnisse der 3D-Bilder zugrunde.

Für die Aufnahmen mit einer 3D-Kamera ist normalerweise eine Sitzposition erforderlich. Die 3D-Kamera wurde speziell für diese Fragestellung so umgebaut, dass die Kinder im Liegen fotografiert wurden. Deshalb konnten auch für die 3D-Bilder die Probanden in Rückenlage in Kopfmittelstellung positioniert werden. Dadurch waren die 2D- und 3D-Bilder besser vergleichbar. Aufnahmen im Liegen schienen zudem für Neugeborene angenehmer, da für diese eine sitzende Position unnatürlich gewesen wäre. Wenn das Kind nicht von allein die erforderliche Position einnahm, wurden die Eltern gebeten, den Kopf leicht zu drehen und dann zu halten.



Abbildung 2 Das 3D-Scannersystem mit einer Puppe als Beispiel für die richtige Positionierung der Probanden während der Bildaufnahme

Damit eine Aufnahme für diese Studie verwendet werden konnte, genügte es, wenn sich der Kopf des Kindes für mindestens eine Sekunde in der richtigen Position befand.

2.4 Messung/ Bildanalyse

Um die herkömmlichen Beatmungsmasken mit den Gesichtsmaßen der Neugeborenen vergleichen zu können, wurden die folgenden Abstände auf den Fotos gemessen (Abb. 3):

- zwischen Nasion (Nasenwurzel) und Gnathion (Kinnende)
- zwischen Nasion (Nasenwurzel) und Pogonion (dem prominentesten Punkt am Kinn)
- Zwischen dem linken und rechten Cheilion (Mundwinkel)

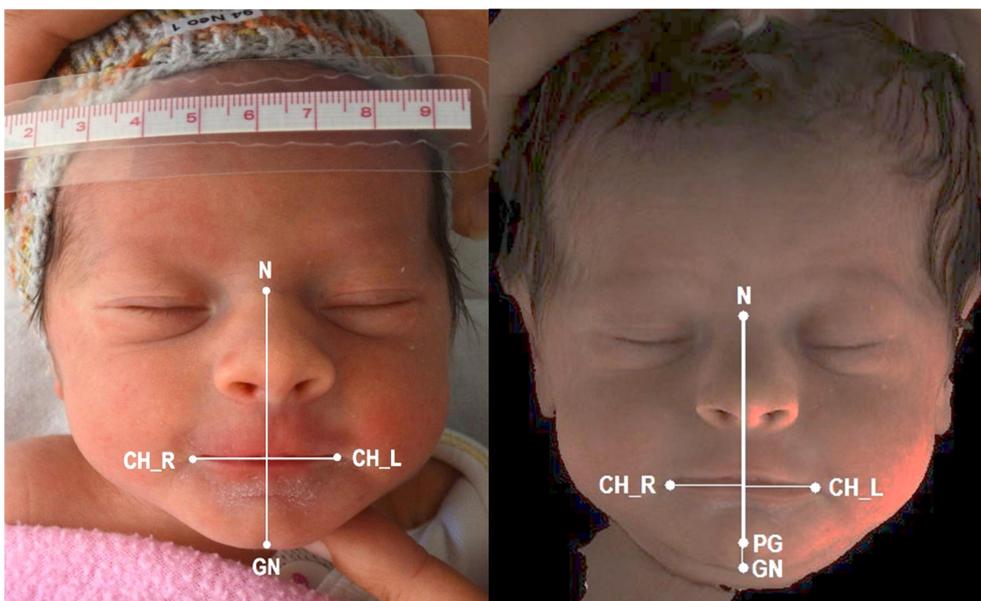


Abbildung 3 Gemessene Abstände auf den 2D-Bildern (A) und auf den 3D-Bildern (B); Nasion (N), linker und rechter Cheilion (CH_L, CH_R), Pogonion (PG), Gnathion (GN) (Haase et al., 2019).

Diese Abstände wurden sowohl auf den 2D-, als auch auf den 3D-Fotos gemessen. Der einzige Abstand, der nur auf den 3D-Bildern sicher gemessen werden konnte, war der zwischen Nasion (Nasenwurzel) und Pogonion (prominentester Punkt am Kinn). Der Grund dafür war, dass die 2D-Fotos keine Einsicht in die Topografie des Gesichtes lieferten, da in der rein frontalen Ansicht auf das Gesicht der Pogonion nicht eindeutig bestimmbar war. Auf der Abbildung 4 ist erkennbar, dass der Punkt Pogonion nur von der Seite klar bestimmbar ist.



Abbildung 4 In der Studie benutzte anatomische Landmarken von der Seite mit der Ausnahme von Chelion und Endocanthion, da sie von der Seite nicht sichtbar sind. Nasion (N), Pogonion (PG), Gnathion (GN).

Der Abstand zwischen Nasion (Nasenwurzel) und Gnathion (Kinnende) erschien als der entscheidende Parameter, weil dieser Abstand den maximalen Durchmesser einer Maske markiert, bei dem größere Leckagen noch vermieden werden können.

Der Abstand zwischen dem linken und rechten Cheilion (Mundwinkel) gibt hauptsächlich Auskunft darüber, wie breit die Maske mindestens sein muss, um die Lippen in toto zu bedecken. Dabei muss der Innendurchmesser der passgenauen Maske breiter sein als die Mundbreite des Probanden.

2.4.1 2D-Foto-Analyse anhand ImageJ

Wie bei der Arbeitsgruppe aus Melbourne, die die Vergleichsstudie bei Frühgeborenen mit einem Gestationsalter unter 33 Schwangerschaftswochen durchführte (O'Shea et al., 2016), wurde zum Evaluieren der 2D-Fotos die ImageJ-Software benutzt. Diese Software wurde in den letzten Jahren primär zur Analyse von medizinischen Bildern benutzt wie z.B. dem Ausmessen von Wunden oder Berechnen des Volumens von Meningeomen (Schneider et al., 2012, Chang et al., 2011, Oya et al., 2011).

Die von uns benötigten Punkte (Tab. 1) konnten mit Ausnahme des Nasion eindeutig bestimmt werden. Bei manchen Kindern war die Sutura nasofrontalis nicht sehr ausgeprägt und die koronare Aufnahme des Neugeborenenengesichts war für das eindeutige Bestimmen dieses Punktes nicht ausreichend. Bei diesen Aufnahmen wurde dann auf den Punkt zurückgegriffen, der in der Mitte der Geraden zwischen den beiden Endocanthions (Augeninnenwinkeln) steht.

Tabelle 1 In der Studie benutzte anatomische Landmarken für die 2D-Bilder und ihre Abkürzungen

Label	Anatomische Landmarke (Latein)	Anatomische Landmarke (Deutsch)
N	Nasion	Nasenwurzel
En	Endocanthion	Innerer Augenwinkel
Ch	Chelion	Der am weitesten lateral gelegene Punkt des Mundes
Gn	Gnathion	Der am meisten vorne-unten gelegene Punkt der Unterkiefersymphyse

2.4.2 3D-Foto-Analyse anhand Vultus

Für die Analyse der 3D-Bilder wurde die Vultus-Software benutzt.

Wir haben die folgenden Punkte als Landmarken benutzt (Katina et al., 2016) (Tab. 2):

Tabelle 2 In der Studie benutzte anatomische Landmarken für die 3D-Bilder und ihre Abkürzungen

Label	Anatomische Landmarke (Latein)	Anatomische Landmarke (Deutsch)
N	Nasion	Nasenzwurzel
En	Endocanthion	Innerer Augenwinkel
Ch	Chelion	Der am weitesten lateral gelegene Punkt des Mundes
Pg	Pogonion	Der prominenteste Punkt am Kinn
Gn	Gnathion	Der am meisten vorne-unten gelegene Punkt der Unterkiefersymphyse

Die verschiedenen Punkte können mit unterschiedlicher Präzision bestimmt werden (Nord et al., 2015).

2.5 Referenzwerte Maskengrößen

Die meisten Hersteller bieten zwei Maskengrößen für Neugeborene an. Deshalb verglichen wir die Ergebnisse der Gesichtsmessungen mit dem Außen- und Innendurchmesser folgender runder Beatmungsmasken (Tab. 3):

Tabelle 3 Außen- und Innendurchmesser herkömmlicher runder Beatmungsmasken

Hersteller	Außendurchmesser	Innendurchmesser
VBM	70mm/50mm	40mm/30mm
Laerdal	60mm/50mm	38mm/30mm
Fischer&Paykel	60mm/50mm/42mm/35mm	38mm/30mm/24mm/20mm
Dräger	65mm/50mm	38mm/25mm

VBM, Sulz am Neckar, Deutschland; Laerdal, Stavanger, Norwegen; Fischer&Paykel, East Tamaki, Neuseeland und Drägerwerk AG, Lübeck, Deutschland

2.6 Studienbedingte Datenerhebung

Folgende demographische Daten wurden als zusätzliche Parameter erhoben, wobei sämtliche Patientendaten pseudonymisiert wurden: Gestationsalter bei

Geburt in Schwangerschaftswochen (SSW), Geburtsgewicht in Gramm (g), Kopfumfang in Zentimeter (cm), Geburtsmodus (Kaiserschnitt, Spontanpartus m/o Vakuumentextraktion), Mehrlingsschwangerschaft und postnatales Alter zum Zeitpunkt der Aufnahme.

2.7 Statistische Auswertung

Die Daten wurden mithilfe der Software SPSS (IBM, Chicago, Ill, Version 25) ausgewertet. Für die Überprüfung auf Normalverteilung wurde der Kolmogorov-Smirnov-Test angewendet. Für stetige normalverteilte Variablen wurde der Mittelwert und die Standardabweichung (SA) angegeben. Für stetige nicht-normalverteilte Variablen wurde der Median und der Interquartilbereich (IQR) zur Veranschaulichung genutzt. Die kategorialen Variablen wurden in Anzahl und Prozent angegeben. Für die Korrelation der normalverteilten Daten wurde der Pearson-Koeffizient verwendet, für die der nicht-normalverteilten der Spearman-Koeffizient. Für den Vergleich zwischen der 2D- und der 3D-Methode wurden Blant-Altman-Plots benutzt. Die obere und untere Grenze des Bereichs, in dem 95% der Differenzen liegen, wurden nach der üblichen Formel (Mittlere Differenz + 1,96 Standardabweichung der Differenz) berechnet. Differenzen kleiner als 3mm wurden als klinisch irrelevant bewertet.

Für den Vergleich der Mittelwerte der gemessenen normalverteilten Abstände zweier Gruppen wandten wir den T-Test für unabhängige Stichproben an. Wir legten das Signifikanzniveau für die statistischen Tests auf 5% fest. War der p-Wert kleiner als 0,05, war das Ergebnis signifikant und die Alternativhypothese wurde angenommen.

3 Ergebnisse

In die Studie wurden im Zeitraum April 2018 bis Januar 2019 102 Neugeborene eingeschlossen, die alle in der Frauenklinik der Universitätsklinik Tübingen geboren wurden.

Im Rahmen der Studie waren die Eltern von insgesamt 165 Neugeborenen aufgeklärt worden. Die Eltern von 63 Neugeborenen lehnten eine Teilnahme an der Studie ab.

3.1. Demographische Daten

Die Tabelle 4 veranschaulicht die demographischen Daten der von uns untersuchten Probanden. Hiervon waren 47 (46%) weiblich und 55 (54%) männlich. Es nahmen keine Small for Gestational Age (Geburtsgewicht < 10. Perzentile) oder Large for Gestational Age (Geburtsgewicht > 90. Perzentile) Neugeborene teil. Weitere demographische Daten sind der Tabelle 4 zu entnehmen, unterteilt in Frühgeborene und Reifgeborene.

Tabelle 4 Demographische Daten der untersuchten Patientengruppe

Parameter	Alle (n=102)	Frühgeborene (n=38)	Reifgeborene (n=64)
Geburtsgewicht (g)	3025 (581)	2465 (413)	3358 (373)
Gestationsalter (Wochen)	37,9 (2,3)	35,5 (0,9)	39,4 (1,4)
Kopfumfang (cm)	34 (33-35)	32 (31-34)	35 (34-36)
Postnatales Alter bei der Fotoaufnahme (Stunden)	46 (13)	33 (11)	43 (14)
Männliches Geschlecht (%)	55 (54%)	24 (63%)	31 (48%)
Zwillinge (%)	14 (14%)	14 (37%)	0
Kaiserschnitt (%)	46 (45%)	23 (61%)	23 (36%)
Kaukasier (%)	93 (91%)	32 (84%)	61 (95%)

Die Daten sind dargestellt als Mittelwert (Standardabweichung), Median (Interquartilsabstand) oder Zahlen (Prozent) (Haase et al., 2019).

In unserem Patientenkollektiv konnten aus jeder Schwangerschaftswoche zwischen 34 und 41 incl. (Mittelwert 37,9 (SD 2,3) Wochen) (Tab.4) mindestens jeweils 11 Probanden rekrutiert werden (Tab. 5). Von jedem Probanden konnte ein 2D-Bild angefertigt werden. Von zwei der teilgenommenen Neugeborenen wurde kein 3D-Bild erstellt. Der Grund hierfür war das fehlende Einverständnis der Eltern für das zusätzliche Anfertigen eines 3D Bildes.

Tabelle 5 Verteilung von Probandenanzahl und 2D- und 3D-Bilderzahl nach Schwangerschaftswochen

Schwangerschaftswoche	Probandenanzahl	2D Foto	3D Foto
34	11	11	9
35	15	15	15
36	12	12	12
37	12	12	12
38	13	13	13
39	13	13	13
40	13	13	13
41	13	13	13

Geburtsgewicht (Abb. 5A) und Kopfumfang (Abb. 5B) wurden nach Schwangerschaftswochen folgendermaßen verteilt:

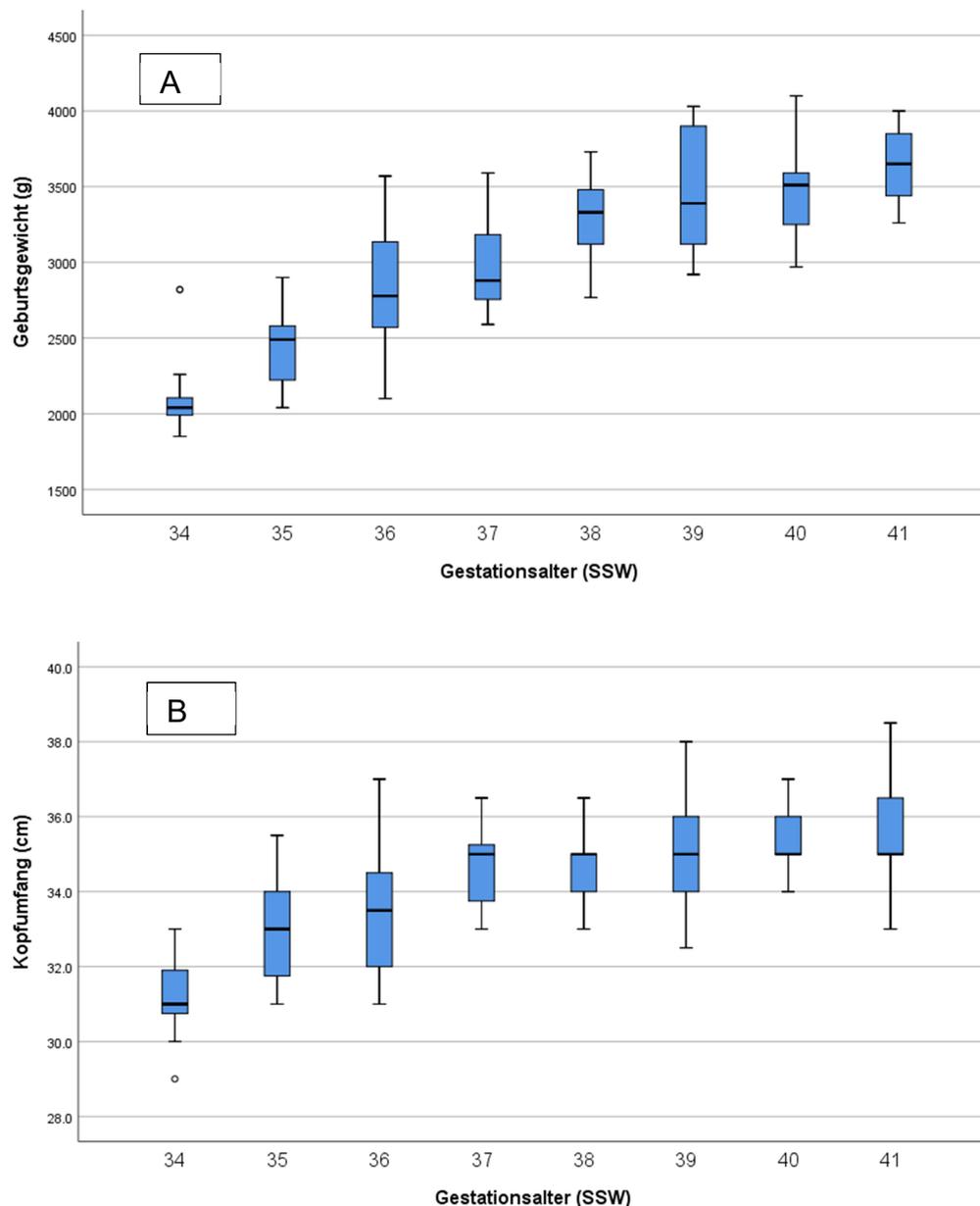


Abbildung 5 Verteilung von Geburtsgewicht (A) und Kopfumfang (B) nach Schwangerschaftswochen. Boxplots zeigen den Median (horizontale Linie in den Kästen), den Interquartilabstand (Ober- und Unterrand der Kästen) und die Spannweite der Daten.

3.2. Messergebnisse

Im Rahmen der Studie wurden 102 2D-Bilder und 100 3D-Bilder analysiert.

Die Aufnahmen erfolgten innerhalb von 72 Stunden nach der Geburt. Die 2D-Aufnahmen erfolgten im Mittel 45,6 Stunden (SA 13,3) nach Geburt, die 3D-Aufnahmen 46,0 Stunden (SA 13,7) nach Geburt. Bei den meisten Kindern erfolgten die Aufnahmen direkt nacheinander. Nur vereinzelt war es nötig, dass

die Aufnahmen im Abstand von einigen Stunden erfolgten, weil die Kinder zu unruhig und die Bilder dadurch nicht verwertbar waren. Die Meßergebnisse werden in den folgenden Tabellen veranschaulicht (Tab. 6).

Tabelle 6 Auswertung der Abstände auf den 2D- und 3D-Bildern

Abstand	2D (n=102)	3D (n=100)
Nasion zu Gnathion	46,9 (5,1)	49,9 (4,1)
Nasion zu Pogonion	-	44,9 (3,6)
Linker zum rechten Chelion (Mundbreite)	26,6 (2,8)	27,4 (2,4)

Die Daten sind angegeben als Mittelwert und (Standardabweichung).

Wie oben beschrieben verglichen wir zum Ermitteln der optimalen Maskengröße den Abstand zwischen Nasion und Gnathion mit dem Durchmesser der Beatmungsmasken. Der Außendurchmesser einer Beatmungsmaske sollte nicht größer sein als der Abstand zwischen Nasion und Gnathion, damit sie nicht über das Kinn hinausragt und nicht die Augen bedeckt. Somit sollte theoretisch keine Luft bei der Maskenbeatmung entweichen können. Wie oben bereits beschrieben gingen wir davon aus, dass der Abstand zwischen Nasion und Pogonion besser geeignet und für die Ermittlung der perfekten Maskengröße ausschlaggebend ist, da genau an diesen beiden Punkten eine Maske während suffizienter Maskenbeatmung anliegen sollte. Da aber Vorstudien den Abstand Nasion zu Gnathion genommen hatten, entschieden wir uns zur besseren Vergleichbarkeit auch diesen Abstand zu bestimmen. Die Tabelle 7 veranschaulicht den Mittelwert der Abstände zwischen Nasion und Gnathion und denjenigen zwischen Nasion und Pogonion bei den Probanden aus den verschiedenen Schwangerschaftswochen.

Tabelle 7 Abstände von Nasion zu Pogonion und zu Gnathion nach Schwangerschaftswochen

SSW	Mittelwert von NGN _{2D} (mm)	Mittelwert von NGN _{3D} (mm)	Mittelwert von NPG (mm)
34 (n=9)	44,0 (4,3)	46,8 (4,0)	42,6 (2,8)
35 (n=15)	42,5 (4,2)	46,6 (2,9)	42,3 (2,7)
36 (n=12)	46,9 (4,3)	48,1 (3,1)	43,3 (2,3)
37 (n=12)	46,2 (4,9)	48,5 (2,5)	43,8 (2,3)
38 (n=13)	49,6 (3,7)	51,3 (3,0)	46,5 (2,5)
39 (n=13)	46,4 (4,1)	50,2 (3,7)	44,8 (3,6)
40 (n=13)	50,7 (5,0)	53,0 (2,4)	47,8 (3,6)
41 (n=13)	48,8 (5,4)	53,7 (4,3)	47,8 (3,8)

Die Daten sind gezeigt als Mittelwerte (Standardabweichung), NPG steht für den Abstand von Nasion zu Pogonion, NGN_{3D} für den Abstand von Nasion zu Gnathion auf den 3D-Bildern, NGN_{2D} – Nasion zu Gnathion auf den 2D-Bildern

In Abbildung 6 ist mittels Boxplots der Vergleich zwischen den Abständen zwischen Nasion und Gnathion sowie Nasion und Pogonion nach SSW veranschaulicht. Um beide Abstände vergleichen zu können, verwendeten wir die Messergebnisse der 3D-Bilder, da der Punkt Pogonion nur auf diesen bestimmbar war.

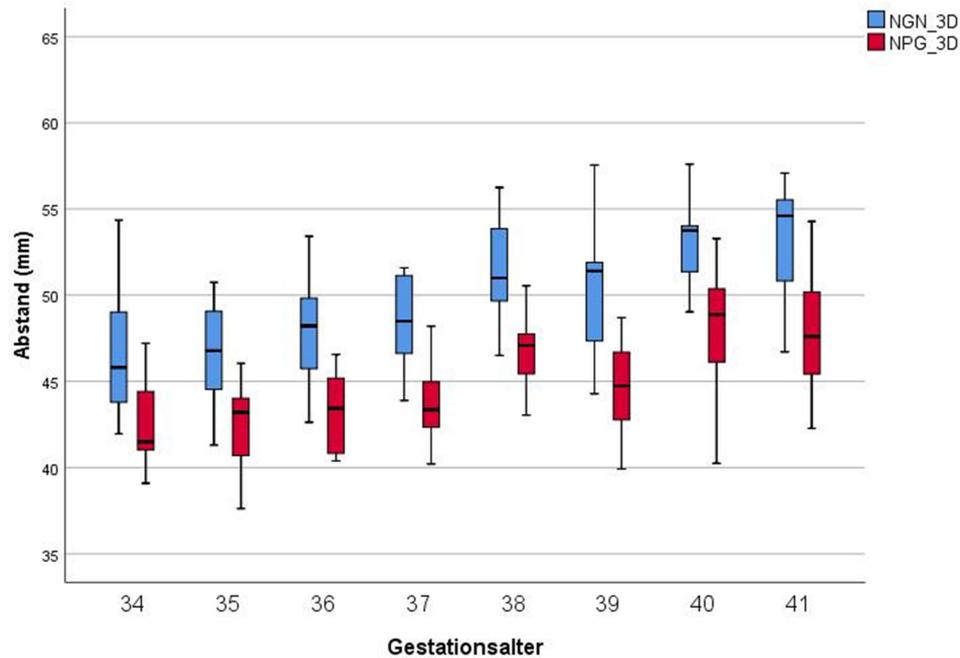


Abbildung 6 Gemessener Abstand von Nasion zu Pogonion und zu Gnathion auf den 3D-Bildern nach Schwangerschaftswochen. Boxplots zeigen den Median (horizontale Linie in den Kästen), den Interquartilabstand (Ober- und Unterrand der Kästen) und die Spannweite der Daten (Haase et al., 2019).

3.2.1 Passende Maskengröße

Um eine Aussage darüber treffen zu können, welche Beatmungsmaske für Frühgeborene und welche für Reifgeborene am geeignetsten ist, verglichen wir den Außendurchmesser herkömmlicher Beatmungsmasken mit dem auf den 3D-Bildern gemessenen Abstand zwischen Nasion und Gnathion. Wir teilten die Probanden in zwei Gruppen auf: Frühgeborene (34-36 SSW) und Reifgeborene (37-41 SSW).

Für alle Frühgeborenen aus den Schwangerschaftswochen 34 bis 36 wäre eine Maske mit dem Durchmesser von 60 mm zu groß gewesen. Für 19% dieser Frühgeborenen hätte eine Maske mit dem Durchmesser von 50 mm optimal gepasst. Die meisten dieser Frühgeborenen (72%) hätten von einer deutlich kleineren Maske mit einem Durchmesser von 42 mm profitiert. Acht Prozent hätten eine noch kleinere Maske gebraucht, z.B. eine 35 mm Maske (Abb. 7A) (Haase et al., 2019).

Bei Reifgeborenen (37-41 SSW) hingegen hätte eine Maske mit dem Durchmesser von 60 mm nur bei einem Kind optimal gepasst, 61% der

Reifgeborenen aus dieser Probandengruppe hätten eine Beatmungsmaske mit dem Durchmesser von 50 mm gebraucht, 38% hätten von einer kleineren Maske mit einem Durchmesser von 42 mm profitiert (Abb. 7B) (Haase et al., 2019).

Die beiden Kuchendiagramme zeigen die Verteilung der benötigten Maskengrößen für Früh- (Abb 7A) und Reifgeborene (Abb 7B).

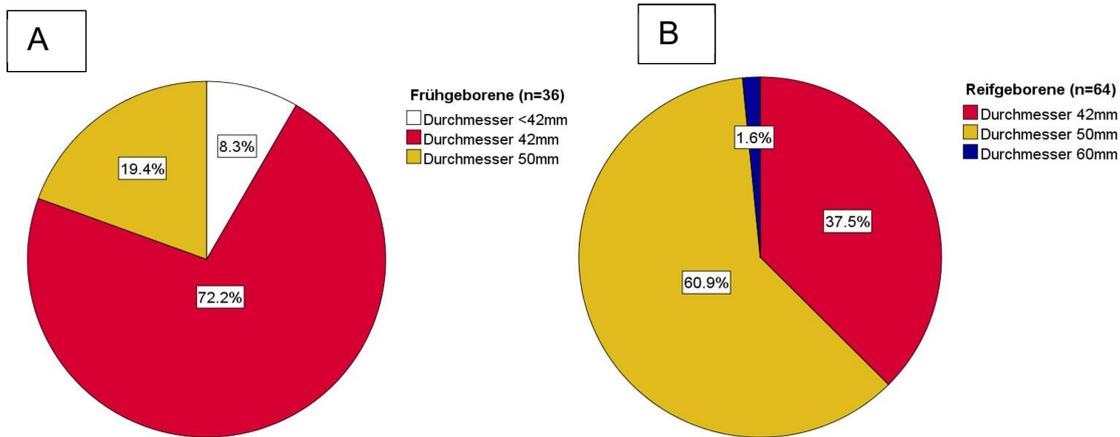


Abbildung 7 Passende Maskengröße, ermittelt anhand des Abstands Nasion zum Gnathion bei Frühgeborenen aus 34-36 SSW (A) und Reifgeborenen aus 37-41 SSW (B) (Haase et al., 2019).

Wir untersuchten außerdem, ob eine Abhängigkeit der passenden Maskengröße vom Geburtsgewicht besteht. Hierzu kohortierten wir nach Geburtsgewicht und bildeten fünf Geburtsgewichtgruppen in jeweils 500 g Schritten von 2000g bis 4000g. In der folgenden Tabelle wurden diese in Relation zum Mittelwert der Abstände zwischen Nasion und Pogonion respektive Nasion und Gnathion gesetzt (Tab. 8).

Tabelle 8 Abstand von Nasion zu Pogonion und zu Gnathion nach Geburtsgewicht

Geburtsgewicht s-gruppe	Geburtsgewicht (g)	NGN _{2D} (mm)	NGN _{3D} (mm)	NPG(mm)
2000 (n=13)	1750 bis 2250	43,0 (4,0)	44,9 (2,6)	41,0 (2,3)
2500 (n=15)	2250 bis 2750	44,5 (5,4)	47,4 (2,6)	43,1 (2,4)
3000 (n=31)	2750 bis 3250	46,8 (3,7)	49,7 (3,1)	44,7 (2,7)
3500 (n=31)	3250 bis 3750	49,4 (5,4)	52,4 (3,5)	47,1 (3,4)
4000 (n=10)	3750 bis 4250	48,3 (4,4)	52,7 (3,6)	46,7 (3,9)

Ergebnisse sind gezeigt als Mittelwerte (SA). NPG steht für den Abstand von Nasion zu Pogonion, NGN_{3D} für den Abstand von Nasion zu Gnathion auf den 3D-Bildern, NGN_{2D} – Nasion zu Gnathion auf den 2D-Bildern

Die Boxplots in der Abbildung 8 veranschaulichen die Mittelwerte der Abstände von Nasion zu Pogonion und zu Gnathion nach den in der Tabelle 8 beschriebenen Geburtsgewichtgruppen.

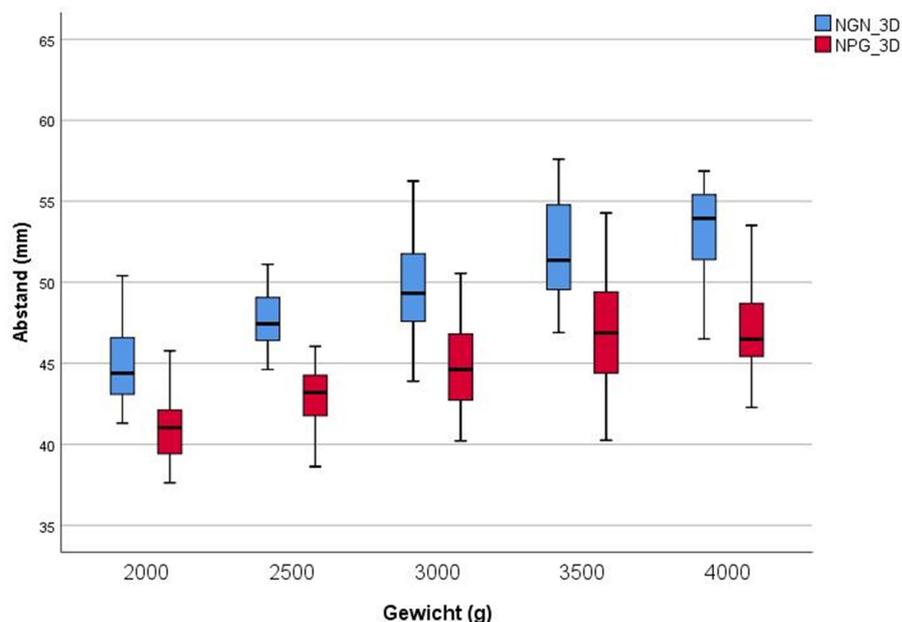


Abbildung 8 Gemessener Abstand von Nasion zu Pogonion und zu Gnathion auf den 3D-Bildern nach Geburtsgewichtgruppen. Boxplots zeigen den Median (horizontale Linie in den Kästen), den Interquartilabstand (Ober- und Unterrand der Kästen) und die Spannweite der Daten.

Der Mittelwert des Geburtsgewichts der untersuchten Probanden war 3025 g (Tab. 4). Wir teilten daher die Probanden in zwei Gruppen auf: Neugeborene mit einem Geburtsgewicht kleiner als 3000 g und solche mit einem Geburtsgewicht größer oder gleich 3000 g.

Für alle Neugeborenen mit einem Geburtsgewicht kleiner als 3000 g wäre eine Maske mit dem Durchmesser von 60 mm zu groß gewesen. Für 28% dieser Neugeborenen wäre eine Maske mit dem Durchmesser von 50 mm optimal gewesen. Die meisten Kinder (65%) innerhalb dieser Patientengruppe hätten von Masken mit einem Durchmesser von 42 mm profitiert. 6 % hätten kleinere Masken gebraucht (Abb. 9A).

Von der Probandengruppe der Neugeborenen mit einem Geburtsgewicht größer als oder gleich 3000 g wäre lediglich für ein Kind eine Maske mit dem Durchmesser von 60 mm optimal gewesen. 61% der Neugeborenen aus dieser Probandengruppe hätten eine Beatmungsmaske mit dem Durchmesser von 50mm gebraucht. 37% hätten von einer Beatmungsmaske mit dem Durchmesser von 42 mm profitiert (Abb. 9B).

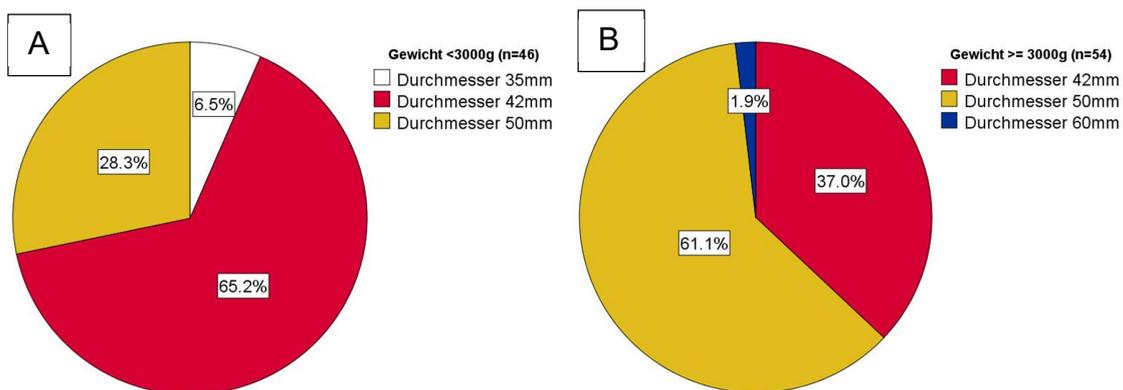


Abbildung 9 Passende Maskengröße nach dem Abstand von Nasion zu Gnathion für Neugeborene mit einem Geburtsgewicht kleiner als 3000g (A), größer oder gleich 3000g (B)

Zudem untersuchten wir, ob die passende Maskengröße nach der Größe des Kopfumfangs hätte bestimmt werden können. Der Mittelwert des Kopfumfangs der untersuchten Probanden war 34 cm (Tab. 4). Deshalb teilten wir die Probanden in zwei Gruppen auf: Neugeborene mit einem Kopfumfang kleiner als oder gleich 34 cm und solche mit einem Kopfumfang größer als 34 cm.

Nach dem Abstand von Nasion zu Gnathion wäre für alle Neugeborenen mit einem Kopfumfang kleiner als oder gleich 34 cm eine Beatmungsmaske mit dem Durchmesser von 60 mm zu groß gewesen. Für 30% dieser Neugeborenen wäre eine Beatmungsmaske mit dem Durchmesser von 50 mm

optimal gewesen. Die meisten (64%) in dieser Patientengruppe hätten von Beatmungsmasken mit einem Durchmesser von 42 mm profitiert. 6% hingegen hätten kleinere Beatmungsmasken gebraucht.

Von den Probanden mit einem Kopfumfang größer als 34 cm wäre nur für ein Kind eine Beatmungsmaske mit dem Durchmesser von 60 mm optimal gewesen. 62% der Neugeborenen aus dieser Probandengruppe hätten hingegen eine Beatmungsmaske mit dem Durchmesser von 50 mm gebraucht. 36% hätten von einer Beatmungsmaske mit dem Durchmesser von 42 mm profitiert.

3.2.2 Vergleich zwischen der Mundbreite und dem Innendurchmesser der herkömmlichen Beatmungsmasken

Die Mundbreite (der Abstand zwischen dem linken und rechten Chelion) ist wichtig für die Einschätzung, ob eine Beatmungsmaske zu klein für das Neugeborene ist. Wichtig ist, dass dieser Abstand geringer ist als der Außendurchmesser der Beatmungsmaske, damit die Mundwinkel nicht über die Außenkante der Beatmungsmaske hinausragen und so Luft entweichen kann. Optimalerweise ist dieser Abstand auch geringer als der Innendurchmesser der Maske, damit sich der Mund vollständig innerhalb der Beatmungsmaske befindet. Der Mittelwert (SA) der Mundbreite bei allen Neugeborenen betrug 27,4 mm (2,4), bei Reifgeborenen betrug er 28,2 mm (2,3) bei Frühgeborenen 26,2 mm (2,0) (Haase et al., 2019).

Der kleinste Außendurchmesser bei den herkömmlichen Beatmungsmasken ist 35 mm. Bei allen Neugeborenen war der Abstand zwischen dem linken und rechten Chelion kleiner als 35 mm. Somit hätten die Mundwinkel selbst bei Verwendung der kleinsten Beatmungsmaske bei keinem Probanden über den Außenrand hinausgeragt.

Die Beatmungsmasken mit dem Außendurchmesser von 60 mm haben einen Innendurchmesser von 38 mm. Bei allen Probanden war der Abstand zwischen dem linken und rechten Chelion kleiner als 38 mm, sodass sich bei der größten Beatmungsmaske für Neugeborene der Mund aller Probanden komplett innerhalb der Beatmungsmaske befunden hätte.

Die Beatmungsmasken mit dem Außendurchmesser von 50 mm der Firmen VBM, Laerdal und Fischer&Paykel haben einen Innendurchmesser von 30 mm. Bei allen Frühgeborenen und bei 81,3% der Reifgeborenen war der Abstand zwischen dem linken und rechten Chelion kleiner als 30 mm. Die Beatmungsmaske mit dem Außendurchmesser von 50 mm der Firma Dräger hat einen Innendurchmesser von 25 mm. Bei 27,8% der Frühgeborenen und bei 9,4 % der Reifgeborenen war der gemessene Abstand kleiner als 25 mm.

Die Beatmungsmasken mit dem Außendurchmesser von 42 mm haben einen Innendurchmesser von 24 mm. Bei 13,9 % der Frühgeborenen war der Abstand zwischen dem linken und rechten Chelion kleiner als 24 mm. Nur bei einem Reifgeborenen war der Abstand kleiner als 24 mm.

3.2.3 Vergleich zwischen 2D- und 3D-Fotometrie

Auf dem 2D-Bild jedes Kindes wurden anhand der ImageJ Software zwei Abstände gemessen (von Nasion zu Gnathion und zwischen dem linken und rechten Chelion). Auf dem 3D-Bild jedes Kindes wurden anhand der 3dMDVultus Software drei Abstände gemessen (zusätzlich zu den oben genannten auch der Abstand zwischen Nasion und Pogonion) (Tab. 6).

Jeder einzelne Abstand wurde analysiert, um mögliche Unterschiede zwischen 2D- und 3D-Fotometrie festzustellen.

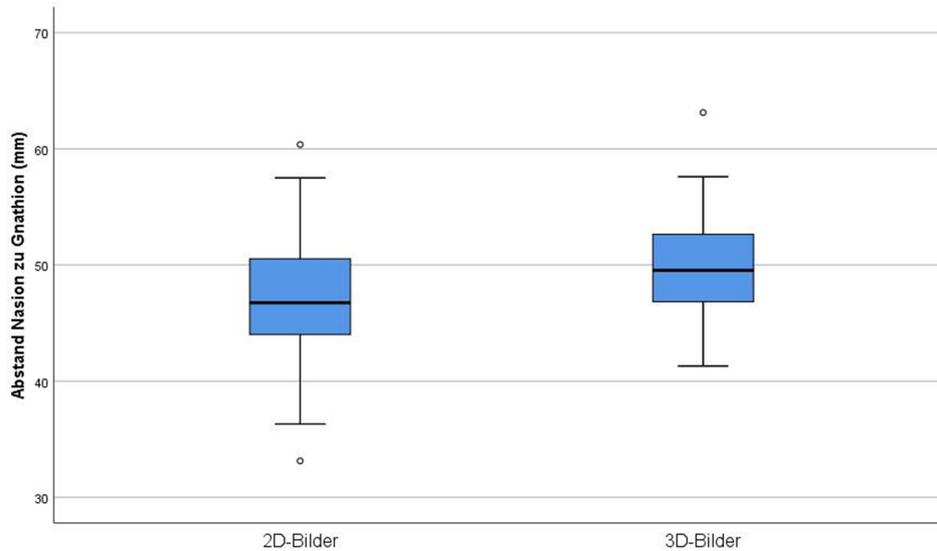


Abbildung 10 Ausgemessener Abstand Nasion zu Gnathion auf den 2D- und 3D-Bildern. Boxplots zeigen den Median (horizontale Linie in den Kästen), den Interquartilabstand (Ober- und Unterrand der Kästen) und die Spannweite der Daten.

Die Differenz zwischen dem auf den 2D-Bildern gemessenen Abstand Nasion - Gnathion und dem entsprechenden Abstand auf den 3D-Bildern betrug im Mittel 2,8 mm (SA 4,5) (Abb. 10). 95% der berechneten Differenzen zwischen dem gemessenen Abstand von Nasion zum Gnathion (NGN) auf den 2D- und 3D-Bildern lagen in einem Bereich zwischen 6,2 mm und -11,8 mm (Haase et al., 2019). Dies ist in dem folgenden Blant-Altman Diagramm dargestellt (Abb. 11).

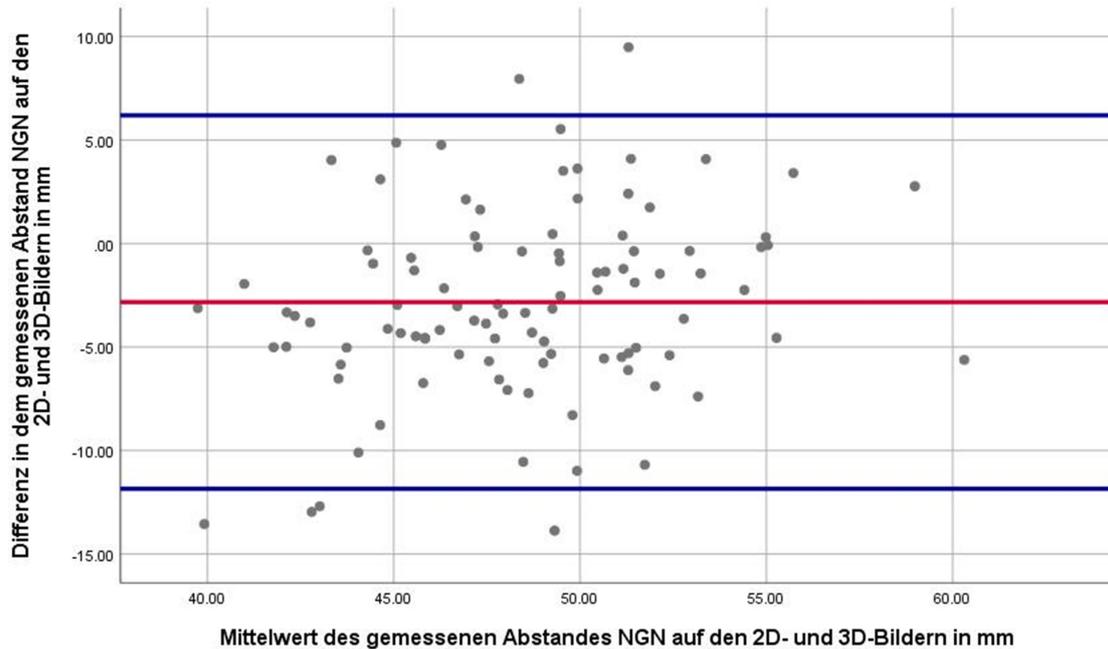


Abbildung 11 Das Bland-Altman-Diagramm zeigt die Differenzen des gemessenen Abstandes zwischen Nasion und Gnathion auf den 2D- und 3D-Bildern. Der rote Strich zeigt den Mittelwert der Differenz, die blauen Striche die Limits of Agreement an. NGN steht für Abstand von Nasion zu Gnathion (Haase et al., 2019).

Die Differenz zwischen dem auf den 2D- und 3D-Bildern gemessenen Abstand zwischen dem linken und rechten Chelion (CHCH) betrug im Mittel 0,83 mm (SA 2,68). 95% dieser Werte lagen in einem Bereich zwischen 4,53 mm und -6,19 mm. Der Abstand zwischen dem linken und rechten Chelion war bei allen Probanden kleiner als 35 mm.

3.2.4 Korrelation zwischen Gestationsalter, Geburtsgewicht und Gestationsalter und den Abständen Nasion zu Pogonion und Nasion zu Gnathion

Es gibt einige Parameter bei den Neugeborenen, die meist bereits vor Geburt bekannt sind, wie z. B. das Gestationsalter und das Schätzwert. Für die Praxis wäre es daher optimal, wenn anhand dieser Parameter bereits pränatal die richtige Maskengröße zur Erstversorgung gewählt werden könnte. Nach unseren Ergebnissen gab es eine positive Korrelation der Abstände von Nasion zu Gnathion und zu Pogonion sowohl mit dem Gestationsalter als auch dem Geburtsgewicht (Tab. 9) (Haase et al., 2019).

Tabelle 9 Korrelation zwischen dem Abstand Nasion zu Gnathion auf den 2D- und 3D-Bildern und Nasion zu Pogonion und verschiedenen Parametern

Parameter	NGN _{2D}	NGN _{3D}	NPG _{3D}
Gestationsalter	r=0,41 (p<0,01)	r=0,6 (p<0,01)	r=0,54 (p<0,01)
Geburtsgewicht	r=0,44 (p<0,01)	r=0,62 (p<0,01)	r=0,55 (p<0,01)

NGN_{2D} steht für Abstand von Nasion zu Gnathion auf den 2D-Bildern; NGN_{3D} – Abstand von Nasion zu Gnathion auf den 3D-Bildern; NPG – Abstand von Nasion zu Pogonion; r steht für das Pearson-Korrelationskoeffizient

3.2.5 Einfluss von Geschlecht, Geburtsmodus und Mehrlingsschwangerschaft auf dem Abstand von Nasion zu Gnathion

Wir wollten zudem untersuchen, ob es in Abhängigkeit von demographischen Daten wie Geschlecht, Geburtsmodus und Mehrlingsschwangerschaften Unterschiede in dem gemessenen Abstand von Nasion zu Gnathion gab.

Hinsichtlich der Mehrlingsschwangerschaften war der Mittelwert des Abstandes Nasion-Gnathion auf den 2D-Bildern bei Einlingen 47,7 mm (SA 4,8) und bei Zwillingen 42 mm (SA 4). Auf den 3D-Bildern betrug der Mittelwert für Einlinge 50,4 mm (SA 4) und bei Zwillingen 46,2 mm (SA 2,6). Die Differenz war im Mittelwert folglich 5,7 mm auf den 2D-Bildern und 4,2 mm auf den 3D-Bildern. Nach dem T-Test für unabhängige Stichproben unterschieden sich die gemessenen Werte des Abstandes von Nasion zu Gnathion zwischen Einlingen und den Zwillingen sowohl auf den 2D-Bildern als auch auf den 3D-Bildern signifikant ($p_{2D} < 0,005$ und $p_{3D} < 0,01$).

Bezüglich des Geschlechts ergab sich für diesen Abstand auf den 2D-Bildern für männliche Probanden ein Mittelwert von 46,4 mm (SA 5,4) und für weibliche Probanden von 47,4 mm (SA 4,8). Bei den 3D-Bildern war der Mittelwert bei den männlichen Probanden 50,5 mm (SA 4,2) und bei den weiblichen 49,1 mm (SA 3,8). Die Differenz der Mittelwerte zwischen den Geschlechtern war auf den 2D-Bildern somit 1,0 mm und auf den 3D-Bildern 1,4 mm. Nach dem T-Test für unabhängige Stichproben unterschieden sich die gemessenen Werte des Abstandes von Nasion zu Gnathion bei den Probanden beider Geschlechter

sowohl auf den 2D-Bildern als auch auf den 3D-Bildern nicht signifikant ($p_{2D} = 0,31$ und $p_{3D} = 0,09$).

Unter Berücksichtigung des Geburtsmodus ergab sich für diesen Abstand auf den 2D-Bildern bei spontan geborenen Probanden ein Mittelwert von 48,2 mm (SA 5,1) und bei den durch Kaiserschnitt geborenen Probanden von 45,4 mm (SA 4,5). Bei den 3D-Bildern betrug der Mittelwert bei spontan geborenen Probanden 50,4 mm (SA 4,2) und bei durch Kaiserschnitt geborenen Probanden 49,2 mm (SA 3,9). Die Differenz der Mittelwerte war daher 2,8 mm auf den 2D-Bildern und 1,2 mm auf den 3D-Bildern. Nach dem T-Test für unabhängige Stichproben unterschieden sich die gemessenen Werte des Abstandes von Nasion zu Gnathion bei den Probanden beider Geburtsarten auf den 3D-Bildern nicht signifikant ($p_{3D} = 0,13$), auf den 2D-Bildern war der Unterschied dagegen signifikant ($p_{2D} < 0,005$).

4 Diskussion

Unsere Studie ist unseres Wissens die erste, die Gesichtsmaße von späten Frühgeborenen und Reifgeborenen mit der Maskengröße herkömmlicher Beatmungsmasken vergleicht. Eine Studie aus Australien untersuchte die Gesichtsmaßen von Frühgeborenen in Bezug auf die Größe von Beatmungsmasken. In dieser Vergleichsstudie wurden Messungen anhand von 2D-Bildern an unreiferen Frühgeborenen (<34 Schwangerschaftswochen) durchgeführt (O'Shea et al., 2016). Die Ergebnisse aus jener Studie zeigten, dass die herkömmlichen runden Beatmungsmasken (Außendurchmesser 50 mm) zu groß für die von ihnen untersuchte Probandengruppe waren.

Aus diesem Grund wollten wir überprüfen, ob die herkömmlichen runden Beatmungsmasken (Außendurchmesser 60 mm und 50 mm) auch zu groß für eine andere Probandengruppe sind, nämlich für die späten Früh- und Reifgeborene. Die Passgenauigkeit wurde überprüft, indem wir den Abstand zwischen Nasion (Nasenwurzel) und Gnathion (Kinnende), den wir auf 2D- und 3D-Bildern ermittelten, mit dem Außendurchmesser der aktuellen Beatmungsmasken verglichen. Eine Beatmungsmaske wurde als zu groß

betrachtet, wenn der Außendurchmesser größer als der Abstand von der Nasion zu Gnathion war.

Laut unserer Ergebnisse wären Beatmungsmasken mit einem Durchmesser von 42 mm passend für 72% der untersuchten Frühgeborenen gewesen. Diese kleine Maskengröße wird derzeit lediglich für Extremfrühgeborene und nur von wenigen Herstellern angeboten. Für 61% der Reifgeborenen wären Beatmungsmasken mit dem Durchmesser von 50 mm optimal gewesen. Das ist die kleinste Maskengröße, die von den meisten Firmen angeboten daher eher für Frühgeborene benutzt wird. Die bislang üblichen Beatmungsmasken für Reifgeborene mit 60 mm Durchmesser wären zu groß für alle bis auf eines der untersuchten Neugeborenen gewesen (Haase et al., 2019).

Zurzeit werden von den meisten Hersteller zwei verschiedene Beatmungsmaskengrößen für Neugeborene produziert: kleinere mit einem Außendurchmesser von 50 mm und größere mit dem Außendurchmesser in einem Bereich zwischen 60 und 70 mm. Beatmungsmasken mit kleinerem Durchmesser wie z.B. 35 und 42 mm werden nur von wenigen Firmen hergestellt .

Zusätzlich verglichen wir den Innendurchmesser mit der Mundbreite (dem Abstand zwischen dem linken und rechten Chelion), um zu überprüfen, ob die Beatmungsmasken den Mund zur Gänze bedeckt hätten und nicht zu klein gewesen wären. Wenn die Beatmungsmasken sowohl den Mund bedecken als auch nicht über das Kinn hinausragen, sollten Luftleckagen optimal vermieden werden. Nach unseren Ergebnissen hätten bei allen Probanden die Beatmungsmasken mit dem Außendurchmesser von 60 mm den Mund in toto bedeckt und wären daher passend gewesen. Bei 81% der Reifgeborenen hätten Beatmungsmasken mit einem Außendurchmesser von 50 mm den ganzen Mund bedeckt und wären damit optimal gewesen. Nur bei 1/7 der Frühgeborenen hätte eine Beatmungsmaske mit dem Außendurchmesser von 42 mm die beiden Mundwinkel mit eingeschlossen, aber bei allen hätten die Mundwinkel den Außendurchmesser nicht überragt. Zwar hätten die nächstgrößeren Beatmungsmasken mit einem Außendurchmesser von 50 mm

den ganzen Mund komplett mitgeeinschlossen, allerdings hätten diese dann nach unseren Ergebnissen bei 72% der Frühgeborenen über das Kinn hinausgeragt und es hätte somit zu Leckagen kommen können. Die untersuchten Beatmungsmasken hatten alle einen weichen Silikonrand. Bei Beatmungsmasken mit einem im Verhältnis zur Mundbreite zu kleinen Innendurchmesser, wird der Mundwinkel durch diesen Silikonrand bedeckt. Daher empfehlen wir für Reifgeborene anhand der von uns erhobenen Datenlage eine Beatmungsmaske mit einem Durchmesser von 50 mm und für Frühgeborene mit einem Durchmesser von 42 mm.

Nicht nur die Maskengröße, sondern auch die richtige Kopf- und Maskenpositionierung spielen eine wichtige Rolle (Finer et al., 2009). Durch Änderung der Masken- und Kopfposition kann die Maskenbeatmung verbessert werden. Das Aufrollen der Beatmungsmaske vom Kinn aufwärts auf das Gesicht, der C-Griff und die Schnüffelstellung führen zur Minimierung des Luftlecks (Wood et al., 2008). Vielen Ärzten im Erstversorgungsraum ist der Ausmaß des Luftlecks jedoch nicht bewusst (Schmolzer et al., 2010) und die Insuffizienz wird nicht erkannt. Das gelieferte Tidalvolumen bei den Teilnehmern an der o.g. Studie schwankte zwischen 0 und 31 ml/kg und das Luftleck zwischen 0 und 100%. Weder das applizierte Tidalvolumen noch das Luftleck konnten von den Teilnehmern richtig eingeschätzt werden (Schmolzer et al., 2010). Bei der Maskenbeatmung von Reifgeborenen mit Masken des Durchmessers 60 mm wurden große Luftleckagen (im Median 30,5%) festgestellt (Lorenz et al., 2018). Das Luftleck bei der Maskenbeatmung von Frühgeborenen mit Masken mit einem Durchmesser von 50 mm betrug im Median zwischen 29% und 59% (Schilleman et al., 2013, Schmolzer et al., 2010, Kaufman et al., 2013). Unabhängig vom Hersteller gibt es keinen Unterschied in dem Ausmaß des Luftlecks bei Beatmungsmasken mit demselben Außendurchmesser (Cheung et al., 2015). Daher stellt sich die Frage, ob das Design der runden Beatmungsmasken wirklich ausschlaggebend für die Leckagen war oder ob einfach diese zu groß für die untersuchten Probanden waren.

Es konnte kein Unterschied im Ausmaß des Luftlecks während der

Maskenbeatmung mit kleineren und passenderen Beatmungsmasken (Außendurchmesser 50 mm für die Kontrollgruppe, Außendurchmesser 42 mm/35 mm für die Interventionsgruppe) beobachtet werden (O'Curraín et al., 2019a). Die Beatmungsmasken, die dort Anwendung fanden, hatten nach der Ergebnisse der Vorstudie jedoch auch einen zu großen Durchmesser für die meisten Probanden aus der untersuchten Altersgruppe (O'Shea et al., 2016). Dies ist der Tatsache geschuldet, dass es keine kleineren Beatmungsmasken als 35 mm Durchmesser gibt. Doch nicht nur die Maskengröße, sondern auch das Patientenkollektiv (Frühgeborene \leq 32 SSW) und damit verbunden die Lungencompliance und Resistance könnten Einfluss auf das Luftleck gehabt haben. Das Luftleck kann auf andere Gründe wie z.B. eine innere Atemwegsobstruktion (Crawshaw et al., 2018), eine einliegende Magensonde, die das Abdichten verhindert, eine Lungengrundproblematik oder falsche Kopfpositionierung (Finer et al., 2009) zurückzuführen sein. Bei 95% der mit kleineren Beatmungsmasken beatmeten Probanden erfolgte die Maskenbeatmung auf Station im Rahmen einer Intubation und nur bei 5% im Kreißsaal. Dieses Setting ist demnach nicht unmittelbar übertragbar auf späte Frühgeborene und Reifgeborene im Rahmen der Erstversorgung im Kreißsaal.

Die Gesichtsmaße für die Bestimmung der passenden Maskengröße wurden bis dato nur anhand von 2D-Bildern beurteilt. Da wir unsere Daten mit anderen Studien an Frühgeborenen vergleichen wollten, benutzten wir die gleiche Software zur Bildanalyse und maßen die gleichen anatomischen Landmarken.

Zusätzlich nahmen wir auch 3D-Bilder auf, die unseres Erachtens noch mehr Informationen liefern und genauer sind als 2D-Bilder. Wir konnten zeigen, dass 3D-Aufnahmen eine bessere Einsicht in die Topographie des Gesichtes liefern. Mit ihrer Hilfe werden anatomische Strukturen sichtbar, die auf den 2D-Bildern schwer zu bestimmen sind. Ein Beispiel dafür ist der Punkt Pogonion – der prominenteste Punkt am Kinn. Bei einer optimalen Lage der Beatmungsmaske sollte dieser genau an Nasion und Pogonion liegen. Zukünftige Studien sollten somit in Erwägung ziehen, den Abstand zwischen Nasion und Pogonion zur Ermittlung der optimalen Maskengröße zu verwenden. Dann sollten die Beatmungsmasken noch kleiner sein als unsere dargelegten Empfehlungen.

Nach der klinischen Auswertung der Bland-Altman-Diagramme kamen wir zum Ergebnis, dass sich die gemessenen Abstände auf den 2D- und 3D-Bildern klinisch nicht signifikant unterschieden. Obwohl der Unterschied im Mittelwert nicht sehr groß war (Mittlere Differenz zwischen Nasion und Gnathion: 2,8 mm), war die Streuung der Werte eher ausgeprägt (zwischen 6,2 mm und -11,8 mm) (Haase et al., 2019).

An unserer Studie lässt sich zunächst kritisieren, dass sich die 2D-Kamera aus verschiedenen Gründen nicht immer parallel zum Gesicht der Neugeborenen positionieren ließ: Zum einen musste die Kamera manuell ausgerichtet werden, was angesichts der komplexen Gesichtstopographie Fehlerpotential beinhaltet. Zum anderen waren die Neugeborenen manchmal unruhig. Dies erhöhte dann ihren Muskeltonus und konnte so die Qualität der Bilder verschlechtern. Inwiefern die Unschärfe oder das nicht parallel zur Kamera liegende Gesicht die Messungen auf den Fotos mittels ImageJ beeinflussten, lässt sich nicht genau feststellen. Das ist unter anderem ein Grund dafür, dass die 3D-Technik der 2D-Technik bei Untersuchungen an Probanden mit schlechter Compliance überlegen ist. Bei den 3D-Aufnahmen können qualitativ hochwertige Bilder von dynamischen Objekten angefertigt werden.

Aus diesen Gründen kamen wir zu dem Schluß, dass die Messergebnisse von 3D-Bildern zuverlässiger sind als die von den 2D-Bildern. Wir benutzten daher für die Bestimmung des optimalsten Maskendurchmessers die Messergebnisse der 3D-Bilder.

Zwar waren sowohl der Prozess als auch das Zeitfenster der Aufnahme standardisiert, allerdings erfolgten die Messungen selbst an den Bildern und nicht direkt am Gesicht der Kinder. Einerseits sind die direkten Messungen schwer zu reproduzieren, andererseits sind sie wegen der Topographie sehr schwierig am Gesicht umzusetzen (Samad et al., 2002). Die Landmarken waren auch nicht direkt auf dem Gesicht des Neugeborenen markiert, sondern wurden erst auf den 2D-Bildern bestimmt, was zu fehlerhaften Messergebnissen führen kann (Farkas et al., 1980). Die verschiedenen Punkte können mit unterschiedlicher Präzision bestimmt werden (Nord et al., 2015). Auch wir

hatten zum Teil Schwierigkeiten bei der Bestimmung mancher Punkte. Der Punkt Gnathion war unterschiedlich schwierig zu bestimmen, da viele Neugeborene über vergleichsweise viel Fettgewebe unter ihrem Kinn verfügten, was die Abgrenzung zwischen Unterkiefer und Hals in manchen Fällen schwierig machte.

Eine weitere Limitation unserer Studie stellt die fehlende Machbarkeitsprüfung dar. Wir untersuchten bislang nur eine theoretische Passgenauigkeit, probierten die Beatmungsmasken jedoch nicht direkt auf dem Gesicht aus. Zukünftige Studien sollten der Frage nachgehen, inwiefern klinisch die Anwendung von kleineren im Vergleich zu größeren Beatmungsmasken einen Einfluss auf die Effektivität der Maskenbeatmung von späten Frühgeborenen und Reifgeborenen hat. Ein möglicher Endpunkt könnten Maskenlecks während der Maskenbeatmung darstellen.

Bei der Anwendung unserer Maskenempfehlungen ist wichtig zu wissen, dass wir keine unter- oder übergewichtigen Neugeborenen in die Studie einschlossen. Kliniker, die unsere Empfehlungen anwenden, sollten dies bedenken. Für Reifgeborene zum Beispiel, die zu groß für ihr Gestationsalter sind, könnten unter Umständen Masken mit einem Durchmesser von 60 mm passend sein.

Unsere Studie zeigt auch einige Stärken. Die Teilnehmer unserer Studie waren innerhalb der einzelnen Schwangerschaftswochen gleichmäßig verteilt. Eine große Probandenzahl später Frühgeborener und Reifgeborener aus den Schwangerschaftswochen 34 bis 41 wurde anhand von 2D- und 3D-Bildern analysiert. An unserer Studie nahmen mehr Reifgeborene (60%) als späte Frühgeborene (40%) teil. Mit 46% weiblichen und 54% männlichen Probanden waren die Teilnehmer bezüglich ihres Geschlechts gleichmäßig verteilt.

Ein unerwartetes Ergebnis war, dass ein signifikanter Unterschied in den Ergebnissen zwischen Einlingen und Zwillingen bestand. Möglicherweise ist dies dadurch erklärbar, dass die Zwillinge in unserer Probandengruppe unreifer waren und Zwillinge tendenziell ein niedrigeres Geburtsgewicht als Einlinge

haben. Bei kleinerem Gestationsalter war auch der Abstand von Nasion zu Gnathion kleiner.

Bis dato gibt es keine einheitlichen Leitlinien bezüglich einer optimalen Maskengröße im Verhältnis zu Gestationsalter oder geschätztem Geburtsgewicht. Die einzige mit unserer Studie vergleichbare Untersuchung aus Australien untersuchte die Korrelation zwischen Geburtsgewicht beziehungsweise Gestationsalter und Maskendurchmesser, allerdings nur bei Frühgeborenen (O'Shea et al., 2016). Die Abbildungen 6 und 8 können eine Hilfestellung bei der Auswahl der optimalen Maskengröße bei späten Frühgeborenen und Reifgeborenen darstellen. Unsere Daten sollen dem Kliniker ermöglichen, die passende Maskengröße zu wählen. Die Anwendung von Beatmungsmasken mit deutlich besserer Passgenauigkeit soll das Luftleck während der Maskenbeatmung minimieren.

Die 3D-Fotometrie hat viele Vorteile. Zum einen erfolgen die Aufnahmen an sich viel leichter als mit der konventionellen 2D-Kamera. Die Qualität der Aufnahmen ist unabhängiger von der Erfahrung des Untersuchers und der Bewegung des Probanden (Nord et al., 2015). Zum anderen sind die Messungen viel genauer. Es gibt kaum einen Unterschied zwischen dem indirekt gemessenen Abstand auf 3D-Bildern und dem tatsächlichen Abstand am Gesicht (Weinberg et al., 2006). Sie sind auch genauer und zuverlässiger als bei der 2D-Fotometrie (Dindaroglu et al., 2016). Das konnten wir auch anhand unserer Messungen feststellen: Die Standardabweichung war bei den Abstandsmessungen der 3D-Bilder 1 mm kleiner als die bei den 2D-Bildern. Mit der Software konnten sowohl die topographischen als auch die linearen Abstände gemessen werden. Da der Durchmesser der Beatmungsmasken ein linearer Abstand ist, hatten für unsere Fragestellung lineare Abstände die größere Bedeutung. Sollte aber in Zukunft eine Tiefenbestimmung der Beatmungsmasken erforscht werden, würden auch topografische Abstände eine große Rolle spielen. Zudem konnten wir bei dem Vergleich zwischen 2D- und 3D-Bildern feststellen, dass das Kinnende, das wir auf den 2D-Bildern sahen, nicht immer das tatsächliche Kinnende war. Das Kinnende, das wir auf dem 2D-Foto sahen, lag bei manchen Probanden deutlich tiefer als der

Endpunkt, auf den die Beatmungsmaske hätte aufgesetzt werden müssen, damit keine Luft entweicht. Eine mögliche Erklärung hierfür kann sein, dass die Neugeborenen über Fett unterhalb des Kinns verfügen, welches auf 2D-Bildern das Kinn optisch verlängert. Falls dieser Punkt für die Messungen benutzt wird, wird der Durchmesser der Beatmungsmaske zu groß eingeschätzt und sie würde weit über das Kinn herausragen. Dank der 3D-Fotos konnte auch der Punkt des Kinnendes viel genauer bestimmt werden. Wenn 3D-Scannersysteme leichter verfügbar werden, sollte daher diese Methode bei Untersuchungen der Gesichtstopographie bevorzugt werden.

Die Ergebnisse unserer Studie zeigen, dass kleinere Beatmungsmasken nicht nur von späten Frühgeborenen benötigt werden, sondern auch von Reifgeborenen (Haase et al., 2019). Bis dato wurden die Luftleckagen während der Maskenbeatmung bei späten Früh- und Reifgeborenen nicht mit kleineren Beatmungsmasken untersucht. Die Daten unserer Studie können benutzt werden, um zu überprüfen, ob Beatmungsmasken mit kleinerem Durchmesser zu weniger Luftleckagen bei der Maskenbeatmung von Neugeborenen führen. Des Weiteren sollten zukünftige Studien sich mit der Frage beschäftigen, ob das Pogonion für die Beurteilung der passenden Maskengröße besser geeignet ist als das Gnathion.

5 Zusammenfassung

Ungefähr 10 Prozent der Reif- und Frühgeborenen brauchen direkt nach der Geburt im Kreißsaal eine Unterstützung ihrer Atmung (Sawyer et al., 2017, Singhal et al., 2001). Laut der European Resuscitation Guidelines von 2015 soll der Atemantrieb zunächst durch das Abtrocknen der Neugeborenen und die damit verbundene Stimulation initiiert werden. Bei nicht einsetzender Eigenatmung oder Persistenz der Herzfrequenz unter 100/Minute wird eine Atemunterstützung empfohlen (Sawyer et al., 2017). Am weitesten verbreitet sind hierfür runde Beatmungsmasken (Goel et al., 2015).

Die Maskenbeatmung ist z.T. ineffektiv und es können Leckagen bis 50 % auftreten (Schmolzer et al., 2010, Cheung et al., 2015), was möglicherweise auf die fehlende Passgenauigkeit der Beatmungsmasken zurückzuführen ist. Die kleinste Beatnungsmaske vieler Marken ist für viele Frühgeborene zu groß (O'Shea et al., 2016).

Die Anwendung der 3D-Technik bringt einen großen Fortschritt für die millimetergenaue Darstellung der Gesichtsmorphologie, denn durch diese nicht-invasive Methode können genaueste Informationen über die Gesichtsformen erfasst werden (Weinberg et al., 2006, Nord et al., 2015).

Unser Ziel war das Etablieren von Referenzwerten von Gesichtsmaßen und die Untersuchung der Passgenauigkeit herkömmlicher Beatmungsmasken (Durchmesser 50/60 mm) für späte Früh- und Reifgeborene. Zusätzlich wollten wir untersuchen, ob die 3D-Fotometrie der 2D-Fotometrie überlegen ist.

Dafür fertigten wir bei 102 Früh- und Reifgeborenen mit Geburt nach im Mittel 38 Schwangerschaftswochen (Standardabweichung (SA) 2,3) 2D- und 3D-Aufnahmen des Gesichts an.

Der zur Beurteilung der Passgenauigkeit von Beatmungsmasken relevante Abstand ist der zwischen der Nasenwurzel (Nasion) und Kinnende (Gnathion) und stellt den Durchmesser dar, den Beatmungsmasken maximal haben dürfen, um nicht über das Kinn hinaus zu ragen und Luft entweichen zu lassen. Der Abstand, der uns zusätzlich interessierte, war der zwischen Nasion und

Pogonion (dem prominentesten Punkt am Kinn). Damit eine suffiziente Maskenbeatmung erfolgt, sollte der Beatmungsmaskenrand genau auf diesen Punkten aufliegen. Er liess sich jedoch nur auf 3D-Bildern bestimmen. Der Grund dafür war, dass die 2D-Fotos keine Darstellung der Topografie ermöglichen. 3D-Bilder erschienen somit präziser und für die Beurteilung der Passgenauigkeit besser geeignet als 2D-Bilder.

Der für die Wahl der passenden Maskengröße relevante Abstand zwischen Nasion und Gnathion betrug in unserer Probandengruppe auf den 3D-Bildern im Mittel 49,9 mm (SA 4,1) und stieg dabei von 46,8 mm (SA 4) mit 34 SSW auf 53,7 mm (SA 4,3) mit 41 SSW an. Zudem zeigte sich eine positive Korrelation zwischen dem Gestationsalter und diesem Abstand ($r=0,6$, $p<0,01$). Für 72% der Frühgeborene mit 34 - 36 SSW wären Beatmungsmasken mit 42 mm, für 61% der Reifgeborene (37 - 41 SSW) Beatmungsmasken mit 50 mm passgenau gewesen. Daher würden wir weiterführende Untersuchungen zum Einfluß verschiedener Maskengrößen auf das Auftreten von Leckagen empfehlen. Bei späten Frühgeborenen würde dies Beatmungsmasken mit 42 mm, bei Reifgeborenen mit 50 mm Außendurchmesser betreffen. Die bislang benutzten und üblichen Beatmungsmasken mit 60 mm Durchmesser wären nach unseren Messwerten zu groß für die meisten der untersuchten normalgewichtigen Neugeborenen gewesen. Sie hätten somit ein erhöhtes Leck aufweisen sollen und sollten daher bzgl. ihrer Anwendbarkeit neu überdacht werden.

6 Literaturverzeichnis:

- AUSTRALIAN RESUSCITATION, C. & NEW ZEALAND RESUSCITATION, C. 2011. Airway management and mask ventilation of the newborn infant. ARC and NZRC Guideline 2010. *Emerg Med Australas*, 23, 428-35.
- BARTON, S. K., TOLCOS, M., MILLER, S. L., ROEHR, C. C., SCHMOLZER, G. M., DAVIS, P. G., MOSS, T. J., LAROSA, D. A., HOOPER, S. B. & POLGLASE, G. R. 2015. Unraveling the Links Between the Initiation of Ventilation and Brain Injury in Preterm Infants. *Front Pediatr*, 3, 97.
- BHALALA, U. S., HEMANI, M., SHAH, M., KIM, B., GU, B., CRUZ, A., ARUNACHALAM, P., TIAN, E., YU, C., PUNNOOSE, J., CHEN, S., PETRILLO, C., BROWN, A., MUNOZ, K., KITCHEN, G., LAM, T., BOSEMANI, T., HUISMAN, T. A., ALLEN, R. H. & ACHARYA, S. 2016. Defining Optimal Head-Tilt Position of Resuscitation in Neonates and Young Infants Using Magnetic Resonance Imaging Data. *PLoS One*, 11, e0151789.
- CHANG, A. C., DEARMAN, B. & GREENWOOD, J. E. 2011. A comparison of wound area measurement techniques: visitrak versus photography. *Eplasty*, 11, e18.
- CHEUNG, D., MIAN, Q., CHEUNG, P. Y., O'REILLY, M., AZIZ, K., VAN OS, S., PICHLER, G. & SCHMOLZER, G. M. 2015. Mask ventilation with two different face masks in the delivery room for preterm infants: a randomized controlled trial. *J Perinatol*, 35, 464-8.
- CRAWSHAW, J. R., KITCHEN, M. J., BINDER-HESCHL, C., THIO, M., WALLACE, M. J., KERR, L. T., ROEHR, C. C., LEE, K. L., BUCKLEY, G. A., DAVIS, P. G., FLEMMER, A., TE PAS, A. B. & HOOPER, S. B. 2018. Laryngeal closure impedes non-invasive ventilation at birth. *Arch Dis Child Fetal Neonatal Ed*, 103, F112-F119.
- DEINDL, P., O'REILLY, M., ZOLLER, K., BERGER, A., POLLAK, A., SCHWINDT, J. & SCHMOLZER, G. M. 2014. Influence of mask type and mask position on the effectiveness of bag-mask ventilation in a neonatal manikin. *Eur J Pediatr*, 173, 75-9.
- DINDAROGLU, F., KUTLU, P., DURAN, G. S., GORGULU, S. & ASLAN, E. 2016. Accuracy and reliability of 3D stereophotogrammetry: A comparison to direct anthropometry and 2D photogrammetry. *Angle Orthod*, 86, 487-94.
- DREYFUSS, D. & SAUMON, G. 1998. Ventilator-induced lung injury: lessons from experimental studies. *Am J Respir Crit Care Med*, 157, 294-323.
- FARKAS, L. G. 1994. [Centenary of Ambrus Abraham]. *Orv Hetil*, 135, 1429.
- FARKAS, L. G. 1996. Accuracy of anthropometric measurements: past, present, and future. *Cleft Palate Craniofac J*, 33, 10-8; discussion 19-22.
- FARKAS, L. G., BRYSON, W. & KLOTZ, J. 1980. Is photogrammetry of the face reliable? *Plast Reconstr Surg*, 66, 346-55.
- FINER, N. N., RICH, W., WANG, C. & LEONE, T. 2009. Airway obstruction during mask ventilation of very low birth weight infants during neonatal resuscitation. *Pediatrics*, 123, 865-9.
- FINNEMORE, A. & GROVES, A. 2015. Physiology of the fetal and transitional circulation. *Semin Fetal Neonatal Med*, 20, 210-6.

- GOEL, S., MONDKAR, J., PANCHAL, H., HEGDE, D., UTTURE, A. & MANERKAR, S. 2015. Nasal Mask Versus Nasal Prongs for Delivering Nasal Continuous Positive Airway Pressure in Preterm Infants with Respiratory Distress: A Randomized Controlled Trial. *Indian Pediatr*, 52, 1035-40.
- HAASE, B., BADINSKA, A. M., KOOS, B., POETS, C. F. & LORENZ, L. 2019. Do commonly available round facemasks fit near-term and term infants? *Arch Dis Child Fetal Neonatal Ed*.
- HAWKES, C. P., RYAN, C. A. & DEMPSEY, E. M. 2012. Comparison of the T-piece resuscitator with other neonatal manual ventilation devices: a qualitative review. *Resuscitation*, 83, 797-802.
- HILLMAN, N. H., KALLAPUR, S. G. & JOBE, A. H. 2012. Physiology of transition from intrauterine to extrauterine life. *Clin Perinatol*, 39, 769-83.
- HILLMAN, N. H., MOSS, T. J., KALLAPUR, S. G., BACHURSKI, C., PILLOW, J. J., POLGLASE, G. R., NITSOS, I., KRAMER, B. W. & JOBE, A. H. 2007. Brief, large tidal volume ventilation initiates lung injury and a systemic response in fetal sheep. *Am J Respir Crit Care Med*, 176, 575-81.
- KATINA, S., MCNEIL, K., AYOUB, A., GUILFOYLE, B., KHAMBAY, B., SIEBERT, P., SUKNO, F., ROJAS, M., VITTERT, L., WADDINGTON, J., WHELAN, P. F. & BOWMAN, A. W. 2016. The definitions of three-dimensional landmarks on the human face: an interdisciplinary view. *J Anat*, 228, 355-65.
- KAUFMAN, J., SCHMOLZER, G. M., KAMLIN, C. O. & DAVIS, P. G. 2013. Mask ventilation of preterm infants in the delivery room. *Arch Dis Child Fetal Neonatal Ed*, 98, F405-10.
- KESZLER, M. & ABUBAKAR, K. 2004. Volume guarantee: stability of tidal volume and incidence of hypocarbia. *Pediatr Pulmonol*, 38, 240-5.
- KLINGENBERG, C., WHEELER, K. I., MCCALLION, N., MORLEY, C. J. & DAVIS, P. G. 2017. Volume-targeted versus pressure-limited ventilation in neonates. *Cochrane Database Syst Rev*, 10, CD003666.
- KRIMMEL, M., KLUBA, S., BREIDT, M., BACHER, M., DIETZ, K., BUELTHOFF, H. & REINERT, S. 2009. Three-dimensional assessment of facial development in children with Pierre Robin sequence. *J Craniofac Surg*, 20, 2055-60.
- KUMAR, V. H., SKROBACZ, A. & MA, C. 2017. Impact of bradycardia or asystole on neonatal cardiopulmonary resuscitation at birth. *Pediatr Int*, 59, 891-897.
- LACHMANN, B., GROSSMANN, G., NILSSON, R. & ROBERTSON, B. 1979. Lung mechanics during spontaneous ventilation in premature and fullterm rabbit neonates. *Respir Physiol*, 38, 283-302.
- LEE, A. C., COUSENS, S., WALL, S. N., NIERMEYER, S., DARMSTADT, G. L., CARLO, W. A., KEENAN, W. J., BHUTTA, Z. A., GILL, C. & LAWN, J. E. 2011. Neonatal resuscitation and immediate newborn assessment and stimulation for the prevention of neonatal deaths: a systematic review, meta-analysis and Delphi estimation of mortality effect. *BMC Public Health*, 11 Suppl 3, S12.
- LORENZ, L., MAXFIELD, D. A., DAWSON, J. A., KAMLIN, C. O., MCGRORY, L., THIO, M., DONATH, S. M. & DAVIS, P. G. 2016. A new suction mask

- to reduce leak during neonatal resuscitation: a manikin study. *Arch Dis Child Fetal Neonatal Ed*, 101, F464-7.
- LORENZ, L., RUEGGER, C. M., O'CURRAIN, E., DAWSON, J. A., THIO, M., OWEN, L. S., DONATH, S. M., DAVIS, P. G. & KAMLIN, C. O. F. 2018. Suction Mask vs Conventional Mask Ventilation in Term and Near-Term Infants in the Delivery Room: A Randomized Controlled Trial. *J Pediatr*, 198, 181-186 e2.
- MURTHY, V., DATTANI, N., PEACOCK, J. L., FOX, G. F., CAMPBELL, M. E., MILNER, A. D. & GREENOUGH, A. 2012. The first five inflations during resuscitation of prematurely born infants. *Arch Dis Child Fetal Neonatal Ed*, 97, F249-53.
- 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, 1798-803.
- O'CURRAIN, E., O'SHEA, J. E., MCGRORY, L., OWEN, L. S., KAMLIN, O., DAWSON, J. A., DAVIS, P. G. & THIO, M. 2019a. Smaller facemasks for positive pressure ventilation in preterm infants: A randomised trial. *Resuscitation*, 134, 91-98.
- O'CURRAIN, E., THIO, M., DAWSON, J. A., DONATH, S. M. & DAVIS, P. G. 2019b. Respiratory monitors to teach newborn facemask ventilation: a randomised trial. *Arch Dis Child Fetal Neonatal Ed*, 104, F582-F586.
- O'DONNELL, C. P., DAVIS, P. G., LAU, R., DARGAVILLE, P. A., DOYLE, L. W. & MORLEY, C. J. 2005a. Neonatal resuscitation 2: an evaluation of manual ventilation devices and face masks. *Arch Dis Child Fetal Neonatal Ed*, 90, F392-6.
- O'DONNELL, C. P., DAVIS, P. G. & MORLEY, C. J. 2004. Positive pressure ventilation at neonatal resuscitation: review of equipment and international survey of practice. *Acta Paediatr*, 93, 583-8.
- O'DONNELL, C. P., KAMLIN, C. O., DAVIS, P. G. & MORLEY, C. J. 2005b. Neonatal resuscitation 1: a model to measure inspired and expired tidal volumes and assess leakage at the face mask. *Arch Dis Child Fetal Neonatal Ed*, 90, F388-91.
- O'SHEA, J. E., THIO, M., OWEN, L. S., WONG, C., DAWSON, J. A. & DAVIS, P. G. 2016. Measurements from preterm infants to guide face mask size. *Arch Dis Child Fetal Neonatal Ed*, 101, F294-8.
- ORANGES, C. M., MADDURI, S., BRANTNER, P., MSALLEM, B., GIORDANO, S., BENITEZ, B., KALBERMATTEN, D. F., SCHAEFER, D. J. & THIERINGER, F. M. 2019. Three-dimensional Assessment of the Breast: Validation of a Novel, Simple and Inexpensive Scanning Process. *In Vivo*, 33, 839-842.
- OYA, S., KIM, S. H., SADE, B. & LEE, J. H. 2011. The natural history of intracranial meningiomas. *J Neurosurg*, 114, 1250-6.
- PALME, C., NYSTROM, B. & TUNELL, R. 1985. An evaluation of the efficiency of face masks in the resuscitation of newborn infants. *Lancet*, 1, 207-10.
- PERLMAN, J. M., WYLLIE, J., KATTWINKEL, J., WYCKOFF, M. H., AZIZ, K., GUINSBURG, R., KIM, H. S., LILEY, H. G., MILDENHALL, L., SIMON,

- W. M., SZYLD, E., TAMURA, M., VELAPHI, S. & NEONATAL RESUSCITATION CHAPTER, C. 2015. Part 7: Neonatal Resuscitation: 2015 International Consensus on Cardiopulmonary Resuscitation and Emergency Cardiovascular Care Science With Treatment Recommendations (Reprint). *Pediatrics*, 136 Suppl 2, S120-66.
- RAFFERTY, A. R., JOHNSON, L., DAVIS, P. G., DAWSON, J. A., THIO, M. & OWEN, L. S. 2018. Neonatal mannequin comparison of the Upright self-inflating bag and snap-fit mask versus standard resuscitators and masks: leak, applied load and tidal volumes. *Arch Dis Child Fetal Neonatal Ed*, 103, F562-F566.
- ROEHR, C. C., KELM, M., FISCHER, H. S., BUHRER, C., SCHMALISCH, G. & PROQUITTE, H. 2010. Manual ventilation devices in neonatal resuscitation: tidal volume and positive pressure-provision. *Resuscitation*, 81, 202-5.
- RUEGGER, C. M., O'CURRAIN, E., DAWSON, J. A., DAVIS, P. G., KAMLIN, C. O. F. & LORENZ, L. 2019. Compromised pressure and flow during suction mask ventilation. *Arch Dis Child Fetal Neonatal Ed*, 104, F662-F663.
- SAMAD, A., HAYES, S., FRENCH, L. & DODDS, S. 2002. Digital imaging versus conventional contact tracing for the objective measurement of venous leg ulcers. *J Wound Care*, 11, 137-40.
- SAWYER, T., UMOREN, R. A. & GRAY, M. M. 2017. Neonatal resuscitation: advances in training and practice. *Adv Med Educ Pract*, 8, 11-19.
- SCHILLEMANN, K., VAN DER POT, C. J., HOOPER, S. B., LOPRIORE, E., WALTHER, F. J. & TE PAS, A. B. 2013. Evaluating manual inflations and breathing during mask ventilation in preterm infants at birth. *J Pediatr*, 162, 457-63.
- SCHILLEMANN, K., WITLOX, R. S., LOPRIORE, E., MORLEY, C. J., WALTHER, F. J. & TE PAS, A. B. 2010. Leak and obstruction with mask ventilation during simulated neonatal resuscitation. *Arch Dis Child Fetal Neonatal Ed*, 95, F398-402.
- SCHMOLZER, G. M., DAWSON, J. A., KAMLIN, C. O., O'DONNELL, C. P., MORLEY, C. J. & DAVIS, P. G. 2011. Airway obstruction and gas leak during mask ventilation of preterm infants in the delivery room. *Arch Dis Child Fetal Neonatal Ed*, 96, F254-7.
- SCHMOLZER, G. M., KAMLIN, C. O., O'DONNELL, C. P., DAWSON, J. A., MORLEY, C. J. & DAVIS, P. G. 2010. Assessment of tidal volume and gas leak during mask ventilation of preterm infants in the delivery room. *Arch Dis Child Fetal Neonatal Ed*, 95, F393-7.
- SCHMOLZER, G. M., TE PAS, A. B., DAVIS, P. G. & MORLEY, C. J. 2008. Reducing lung injury during neonatal resuscitation of preterm infants. *J Pediatr*, 153, 741-5.
- SCHNEIDER, C. A., RASBAND, W. S. & ELICEIRI, K. W. 2012. NIH Image to ImageJ: 25 years of image analysis. *Nat Methods*, 9, 671-5.
- SINGHAL, N., MCMILLAN, D. D., YEE, W. H., AKIERMAN, A. R. & YEE, Y. J. 2001. Evaluation of the effectiveness of the standardized neonatal resuscitation program. *J Perinatol*, 21, 388-92.

- SLUTSKY, A. S. & RANIERI, V. M. 2013. Ventilator-induced lung injury. *N Engl J Med*, 369, 2126-36.
- 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, 477-83.
- WOOD, F. E. & MORLEY, C. J. 2013. Face mask ventilation--the dos and don'ts. *Semin Fetal Neonatal Med*, 18, 344-51.
- WOOD, F. E., MORLEY, C. J., DAWSON, J. A., KAMLIN, C. O., OWEN, L. S., DONATH, S. & DAVIS, P. G. 2008. Improved techniques reduce face mask leak during simulated neonatal resuscitation: study 2. *Arch Dis Child Fetal Neonatal Ed*, 93, F230-4.
- WYLLIE, J., BRUINENBERG, J., ROEHR, C. C., RUDIGER, M., TREVISANUTO, D. & URLESBERGER, B. 2015. European Resuscitation Council Guidelines for Resuscitation 2015: Section 7. Resuscitation and support of transition of babies at birth. *Resuscitation*, 95, 249-63.

7 Erklärung zum Eigenanteil

Die Arbeit wurde in der Frauenklinik des Universitätsklinikums Tübingen unter Betreuung von Dr. Bianca Haase, PD Dr. Laila Lorenz und Prof. Christian Poets durchgeführt.

Die Konzeption der Studie erfolgte in Zusammenarbeit mit Prof. Bernd Koos, ärztlicher Direktor der Abteilung Kieferorthopädie des Universitätsklinikum Tübingen.

Die Versuche wurden (nach Einarbeitung durch Matthew Smith, European customer care manager, 3dMD) von mir eigenständig und bei manchen Frühgeborenen mit Unterstützung von Dr. Bianca Haase und PD Dr. Laila Lorenz durchgeführt.

Die statistische Auswertung erfolgte nach Beratung mit Frau Dr. Corinna Engel, Dr. Bianca Haase und PD Dr. Laila Lorenz durch mich.

Ich versichere, das Manuskript selbständig nach Anleitung durch Dr. Bianca Haase, PD Dr. Laila Lorenz und Prof. Christian Poets verfasst zu haben und keine weiteren als die von mir angegebenen Quellen verwendet zu haben.

Tübingen, den

8 Veröffentlichungen

Im Rahmen meiner Tätigkeit als Doktorandin in der Abteilung Neonatologie an der Frauenklinik des Universitätsklinikums Tübingen ist unter meiner Mitwirkung folgende Publikation entstanden:

Haase, B., Badinska, AM., Koos, B., Poets, C.F., Lorenz, L. (2019)

Do commonly available round facemasks fit near-term and term infants?

Arch Dis Child Fetal Neonatal Ed

9 Danksagung

Die vorliegende Studie wurde zwischen April 2018 und Januar 2019 in der Abteilung Neonatologie des Universitätsklinikums Tübingen durchgeführt. Ich will mich bei allen Mitarbeitern der Abteilung bedanken für die nette Aufnahme und die Hilfsbereitschaft, die ich dort erfahren habe. Besonders danken möchte ich meinem Doktorvater, Herrn Prof. Dr. Poets, für seine Unterstützung und hilfreiche Kritik sowie Dr. Bianca Haase und Dr. Laila Lorenz für die hervorragende und zuverlässige Betreuung während der gesamten Studie und bei der Erarbeitung meiner Dissertation. Mein Dank gilt auch dem IZKF-Promotionskolleg für die finanzielle und ideelle Unterstützung.

Ein spezieller Dank gilt meinen Eltern Tsvetanka Badinska und Nikolay Badinski sowie meinem Bruder Ivan Badinski, die mich wie immer auf dem ganzen Weg begleitet haben. Ganz herzlich möchte ich zuletzt Nicolà Sommer für seine Unterstützung und Geduld danken.