

**UNIVERSITÄTSKLINIKUM HAMBURG-EPPENDORF**

Klinik und Poliklinik für Hör-, Stimm-, und Sprachheilkunde

Direktor: Prof. Dr. Markus Hess

**Experimentelle prospektive Analyse  
subglottischer Konfigurationen bei  
Thyreoplastik Typ 1 mit  
Medialisierungsimplantaten**

**Dissertation**

Zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnmedizin  
an der medizinischen Fakultät der Universität Hamburg.

vorgelegt von:  
Matthias Jens Faber  
aus Hamburg

Hamburg 2012

**Angenommen vom Fachbereich Medizin  
der Universität Hamburg: 14.12.2012**

**Veröffentlicht mit Genehmigung des Fachbereichs  
Medizin der Universität Hamburg.**

**Prüfungsausschuss, der/die 1. Vorsitzende: Prof. Dr. M. Hess**

**Prüfungsausschuss, der/die 2. Gutachter: Prof. Dr. Dr. M. Heiland**

**~~Prüfungsausschuss, der/die 3. Gutachter:~~**

**Diese Arbeit ist meiner Frau**

***Ann-Katrin Faber***

**gewidmet.**

# Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung .....	6
1.1 Probleme und Fragestellung.....	6
1.2 Fragestellung .....	6
1.3 Anatomie des Kehlkopfes .....	6
1.4 Die Stimmlippen.....	7
1.5 Bedeutung der Stimme .....	8
1.6 Ablauf der Phonation .....	9
2. Krankheitsbilder .....	10
2.1 Ätiologie der Glottisinsuffizienz.....	10
2.1.1 Uni- und bilaterale Lähmung des N. laryngeus inferior (reccurens).....	11
2.1.2 Traumata.....	11
2.1.3 Bakteriell und virale Infektionen.....	12
2.1.4 Tumoren.....	12
2.1.5 Strumaresektionen .....	13
2.2 Diagnose und Differentialdiagnose.....	13
2.3 Therapie und Methoden.....	15
2.3.1 Injektionslaryngoplastik.....	15
2.3.2 Thyreoplastik.....	15
2.4 Erfolgsraten .....	17
3. Methodik .....	19
3.1 Ausgangslage und Fragestellung zur Methodik.....	19
3.2 Versuchsaufbau.....	19
3.3 Thyreoplastik Typ 1 .....	30
3.4 glottischer Widerstand .....	30
3.5 subglottischer Druck und Veränderung der Lautstärke .....	31

4. Ergebnisse.....	32
4.1 einzelne Kehlköpfe .....	32
4.2 glottischer Widerstand .....	41
4.3 subglottischer Druck und Veränderung der Lautstärke .....	42
4.4 Druck-Fluss Beziehung.....	44
5. Diskussion .....	46
5.1 Diskussion der Methodik.....	46
5.2 Diskussion der Ergebnisse .....	50
6. Zusammenfassung .....	53
7. Literaturverzeichnis .....	55
8. Tabellenverzeichnis.....	59
9. Abbildungsverzeichnis.....	60
10. Abkürzungen .....	62
11. Danksagung .....	63
12. Erklärung .....	64

# 1. Einleitung

## 1.1 Probleme und Fragestellung

Bei der ein- oder beidseitigen Fehlstellung und Beweglichkeitseinschränkung der Stimmlippen durch eine Nervenlähmung oder eine isolierte Schädigung der Kehlkopfmuskulatur, nach einer Schilddrüsenoperation durch Verletzung des *N. recurrens*, bakterielle oder virale Entzündungen, Traumata oder Tumoren kommt es zu einem ungenügenden Stimmlippenschluss. Dieser zeigt sich bei der Spiegeluntersuchung im Offenbleiben eines ovalären Spaltes zwischen den Stimmlippen bei der Phonation. Es kommt zu Heiserkeit. Die Mittenverlagerung der Stimmlippe durch eine Operation am Hals von außen oder eine Unterfütterung der Stimmlippe in örtlicher Betäubung, sind etablierte Therapieverfahren.

## 1.2 Fragestellung

Ziel dieser Untersuchung ist es zu zeigen, in welcher Konfiguration der medialisierten Stimmlippe durch ligamentspezifische Medialisierungsthyreoplastik bei gradueller Erhöhung des subglottischen Drucks diese eher zu schwingen beginnen. Das wäre ein Hinweis für das leichtere Ansprechen der Stimmgebung nach einer Operation und würde die Auswahl des OP-Verfahrens bei Patienten mit ähnlichen Problemen erleichtern.

## 1.3 Anatomie des Kehlkopfes

Für das Verständnis der Phonation ist die Kenntnis der Anatomie und Physiologie des Stimmapparates von entscheidender Bedeutung. Aus diesem Grund wird sie hier kurz beschrieben. *Schumacher* und *Sobotta* haben es folgendermaßen beschrieben<sup>1-3</sup>:

Der Kehlkopf befindet sich in Höhe des 3. und 5. Halswirbel und besteht aus den 2

großen Knorpeln, dem Schildknorpel (*Cartilago thyroidea*) und dem Ringknorpel (*Cartilago cricoidea*) sowie aus den beiden kleineren Stellknorpeln (*Cartilago arytenoidea*). Dazugehörig ist auch der Kehildeckel (*Epiglottis*). Ein kleiner ovalärer, paarig angelegter Knorpel (*Cartilago triticea*), etwa weizengroß, zählt auch zu den Kehlkopfknorpeln und liegt am posterioren Rand des *Ligamentum thyrohyoideum laterale*. Er besteht aus elastischem Knorpel<sup>4</sup>.

Das Innere des Kehlkopfes ist in drei Etagen unterteilt. Die oberste Etage (*Vestibulum laryngis*), der supraglottische Raum, beginnt am Kehlkopfeingang (*Aditus laryngis*) und verjüngt sich nach unten trichterförmig bis zur Taschenfalte (*Plica vestibularis*). Unterhalb schließt sich die zweite Etage an (*Ventriculus laryngis*). Diese beidseitige Ausbuchtung zwischen den beiden Taschenfalten und den beiden Stimmfalten wird auch als „Morgagni-Ventrikel“ bezeichnet. Die dritte Etage beginnt unterhalb der Stimmfalten und ist der subglottische Raum, das Anschlussstück des Kehlkopfes zur Luftröhre<sup>1</sup>.

## 1.4 Die Stimmlippen

Die Anatomie der Stimmlippen kann grundsätzlich unterteilt werden in einen mukösen Teil und den *M. vocalis*<sup>5,6</sup>. Dieser Stimmbandmuskel verläuft von der Innenfläche des Schildknorpels neben der Mittellinie und zieht in der Stimmfalte zum *Proc. vocalis* des Stellknorpels. Der Stimmbandmuskel bewirkt die Feineinstellung der Stimmfaltenspannung. Dies erfolgt durch isometrische Kontraktion des *M. vocalis* und wird als der Teil mit der geringsten Bewegung im gesamten Phonationssystem angesehen.

Die Oberfläche der Stimmlippen ist von Schleimhaut aus mehrschichtigem, unverhorntem Plattenepithel bedeckt. Dies wird als oberste Schicht der *Lamina Propria* der Mukosa bezeichnet. Nach *Hirano* ist die *Lamina propria* in drei Schichten aufgeteilt<sup>6</sup>:

- *obere Schicht*: loses, Gefäß- und Nervreiches Gewebe
- *mittlere Schicht*: elastisches Material
- *tiefe Schicht*: überwiegend kollagene Fibrillen, aber auch elastische Fasern

Daraus ergibt sich ein funktionell wirksamer, zweischichtiger Aufbau der Stimmlippe. Die verschiedenen Schichten beteiligen sich abhängig vom Spannungszustand der Stimmlippe unterschiedlich am Schwingungsablauf. Die Mukosa besteht aus Epithel und subglottischem Gewebe, folglich ist es eine leicht bewegliche und flexible Schicht. Mit dem *Ligamentum vocale* und dem *M. vocalis* dagegen existiert ein relativ starres System. Im Allgemeinen spricht man in diesem Zusammenhang von einem „*body-cover-model*“.

In der anatomischen Literatur wird der stimmbildende Teil des Kehlkopfes als Glottis bezeichnet. Diese wird eingeteilt in anteriore Glottis und posteriore Glottis. Beide Anteile werden getrennt durch die Spitze des *Processus vocalis* des Stellknorpels. *Hirano et al.* definierten die Abschnitte der Glottis im Detail<sup>7</sup>. Nach dieser Definition unterteilt sich die Glottis in einen anterioren membranösen Anteil (aG) und einen posterioren interkatilaginären Anteil (pG). Die Stimmlippe besteht somit aus einem membranösen Teil (mSL), welcher die Distanz zwischen der vorderen Kommissur bis zur Spitze des *Processus vocalis* des Stellknorpels umfasst. Der *Processus vocalis* bildet die Grundlage des kartilaginären Anteil (kSL). Da die Stimmlippen in der Interarytenoidregion niemals im Sinne einer Kommissur zusammenkommen, kann von einer „hinteren Kommissur“ nicht gesprochen werden. *Hirano et al.* definierten an der posterioren Glottis eine laterale Wand (IW)<sup>6</sup>.

## 1.5 Bedeutung der Stimme

Die menschliche Stimme ist eines der wichtigsten Güter des Menschen überhaupt. Menschen mit eingeschränkter Stimmfunktion sind im Alltag nachweislich benachteiligt. Die Lebensqualität kann extrem vermindert sein, sollte ein Defekt der Stimme vorliegen. Untersuchungen von *Ruben* ergaben, dass in den Vereinigten

Staaten jährlich ein volkswirtschaftlicher Verlust von 145\$ – 186\$ Milliarden nur durch beeinträchtigte Kommunikationsfähigkeit entsteht<sup>8</sup>. Dies entspricht 2,5 % - 3 % des Bruttosozialprodukts der USA. Besonders Menschen mit stimmlichen Einschränkungen sind schwer in eine Arbeitsstelle zu vermitteln.

Die menschliche Stimme ist ein individuelles Ausdrucksmittel. Die Fähigkeit sich verbal mitzuteilen ist zentraler Gegenstand der zwischenmenschlichen Kommunikation. Wegen der basalen Bedeutung von Sprache zieht eine Störung immer eine Beeinträchtigung in der Kommunikation nach sich.

## **1.6 Ablauf der Phonation**

Eine gesunde Stimmfunktion erfordert das optimale Zusammenspiel aller beteiligten Organsysteme. Im Prinzip handelt es sich dabei um eine Muskelfunktion, welche ein hohes Maß an Koordination und Feinabstimmung der Muskulatur von Atemapparat, Kehlkopf und Ansatzrohr verlangt<sup>3</sup>.

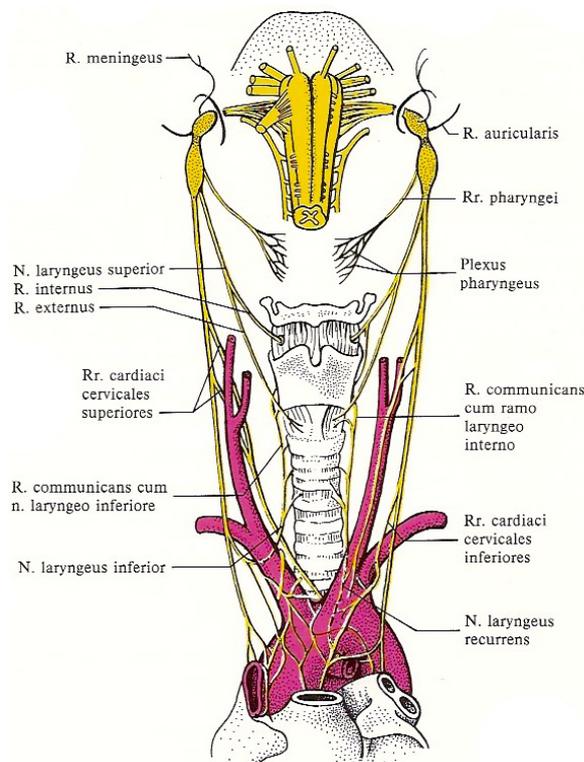
Die Phonation entsteht durch Anblasen der Stimmfalten. Vor der eigentlichen Phonation ist die Stimmritze noch geschlossen, die darauf eingeleitete Expiration verursacht einen höheren subglottischen Druck und die Stimmfalten werden auseinandergedrückt. Der erzeugte Luftstrom setzt die Stimmfalten in hörbare Schwingungen. Die Tonhöhe wird von der Frequenz der Schwingungen bestimmt und hängt ab von Länge, Dicke und Spannung der Stimmfalten. Die Lautstärke des entstandenen Tons ist abhängig von der Geschwindigkeit des Luftstroms<sup>9</sup>. Diesen Ablauf bezeichnen wir als primären Stimmklang. Der sekundären Stimmklang (Klangfarbe) wird von der schwingenden Luftsäule im Raumsystem oberhalb der Stimmfalten (Resonanzraum) bestimmt.

## 2. Krankheitsbilder

### 2.1 Ätiologie der Glottisinsuffizienz

Die Möglichkeiten einer Glottisinsuffizienz sind vielfältig<sup>10-14</sup>. Durch die anatomische Beschaffenheit der Innervierung des Kehlkopfes kommt es oft zur Nervschädigung. Ausgangspunkt ist ein Ast des *N. vagus*. Der *N. laryngeus recurrens* biegt links um den Aortenbogen und rechts um die *A. subclavia* und steigt rechts dann rückläufig zwischen Ösophagus und Trachea zum Kehlkopf auf. Mit den *Rr. tracheales* innerviert er den Halsteil der Luftröhre und mit den *Rr. oesophagei* den der Speiseröhre.

Sein Endast ist der *N. laryngeus inferior*. Dieser tritt durch den unteren Schilddrüsenknäuel und versorgt alle inneren Kehlkopfmuskeln sowie die Kehlkopfschleimhaut unterhalb der Stimmritze. Durch ein *R. communicans* steht der *N. laryngeus inferior* mit dem *R. internus* des *N. laryngeus superior* in Verbindung.



**Abb. 1:** anatomische Darstellung der nervlichen Versorgung des Kehlkopfes<sup>1</sup>

Diese anatomischen Verhältnisse haben zur Folge, dass iatrogene Nervschädigungen durch Operationen oder Traumata im Hals und Brustbereich eine uni- oder bilaterale Recurrensparese verursachen können. Insbesondere Operationen an der Schilddrüse und Lunge sind nach *Vinson et al.* und *Laccourreye et al.* häufige Gründe dafür<sup>14,15</sup>. *Laccourreye et al.* beziffern den Anteil an unilateralen, iatrogen verursachten Recurrensparesen auf 78%. Sowohl *Vinson et al.* als auch *Laccourreye et al.* beschreiben eine eindeutig linksseitige Prävalenz mit 76%. *Böhme* konstatiert das Bronchialkarzinom als häufigste Ursache einer Stimmlippenlähmung, gefolgt von der Strumektomie<sup>11</sup>. Auch idiopatische Lähmungen kommen immer wieder vor. In jedem Fall muss die Ätiologie gründlich geklärt werden.

### **2.1.1 Uni- und bilaterale Lähmung des N. laryngeus inferior (reccurens)**

Die unilaterale Lähmung des *N. laryngeus inferior* führt zu einem unvollständigen Glottisschluss und damit zu einer beträchtlichen Stimmbeeinträchtigung. Die bilaterale Lähmung dagegen führt zu einer Glottisstenose, welche sich durch einen inspiratorischen Stridor auszeichnet<sup>10</sup>. Die vollständige Ausheilung ist schwer prognostizierbar. Der Therapieansatz bei der unilateralen Parese ist primär überwiegend konservativ logopädisch. Oft persistiert ein glottischer Restspalt, dann ist eine Medialisierung der gelähmten Stimmlippe nötig. Bei bilateralen, dauerhaften Lähmungen ist fast immer eine operative Glottiserweiterung notwendig.

### **2.1.2 Traumata**

Jede Art von Traumatisierung kann auch den Kehlkopf betreffen<sup>12,14</sup>. Sowohl mechanische Gewalteinwirkung als auch chemische Noxen bei Inhalationsschädigungen sind möglich. Die Stimmlippenkontusion, beispielsweise hervorgerufen durch einen Sport- oder Verkehrsunfall, kann bei frontaler Krafteinwirkung auftreten. Als Folge können Läsionen des *M. vocalis* funktionelle Störungen hervorrufen. Nach Intubation- oder Endoskopietrauma kommt es gelegentlich zu einer Luxation der Stellknorpel. Meist ist die Luxation einseitig und

von einem Ödem und einer Entzündung begleitet. Eine Reponierung ist in einzelnen Fällen gelungen. Auch hier kann unter Umständen ein operativer Eingriff im Sinne einer Medialisierungsthyreoplastik notwendig werden.

Brüche des Kehlkopfskeletts treten bevorzugt am Schildknorpel auf, jedoch kann auch der Ringknorpel betroffen sein. Solche Frakturen stellen eine besondere Herausforderung dar, denn es muss sowohl die Atemfunktion als auch die Stimmfunktion wieder in gleichem Maße hergestellt werden. Neben Stimmübungen nach der operativen Versorgung sind gelegentlich Nachfolgeoperationen nötig, um die optimale Stimmfunktion wieder herzustellen.

### **2.1.3 Bakteriell und virale Infektionen**

Bei Grippeepidemien können Vagus-Rekurrens-Lähmungen als Neuritiden auftreten. Der Verlauf ist langwierig, manchmal tritt erst nach 2 - 3 Monaten eine Besserung ein. Erst wenn sich die Lähmung zurückgebildet hat spricht man von einer „idiopathischen Rekurrensparese“.

### **2.1.4 Tumoren**

Verschiedene maligne und benigne Tumoren können zu einer Stimmlippenlähmung führen. Bronchialkarzinome treten mit am häufigsten auf. Hierbei gilt die Rekurrensparese in vielen Fällen als Spätsymptom und deutet auf Inoperabilität hin<sup>11</sup>. Auch hier tritt die Lähmung in den meisten Fällen linksseitig auf, was mit der Positionierung des Tumors in engem Zusammenhang zu stehen scheint. In einigen Fällen des Ösophaguskarzinoms berichten Patienten über eine präoperative Dysphonie. Postoperativ besteht bei fast allen Patienten eine ein- oder beidseitige Rekurrensparese, manchmal einhergehend mit einer Dysphagie.

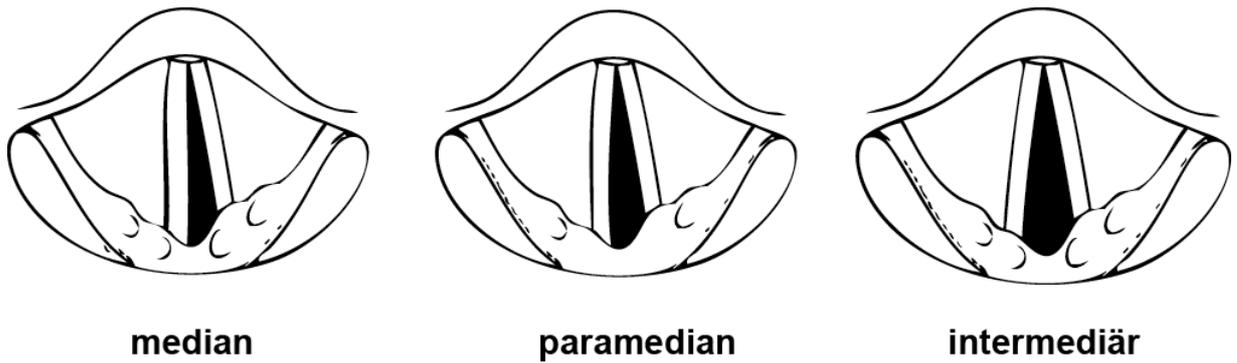
### **2.1.5 Strumaresektionen**

Strumaresektionen gehören ebenfalls mit zu den häufigsten Faktoren einer Stimmlippenlähmung<sup>13</sup>. Durch den anatomischen Verlauf des *N. laryngeus inferior* ist dieser bei einer Schilddrüsenentfernung oder Teilentfernung besonders gefährdet. Durch die Darstellung des Nerven während der Operation kann das Lähmungsrisiko stark vermindert werden. Trotzdem sind Schädigungen durch Zug- oder Druckeinwirkung leicht möglich.

## **2.2 Diagnose und Differentialdiagnose**

Bei einer Lähmung ist klinisch entscheidend, ob die Lähmung nur auf einer Seite oder auf beiden Seiten besteht. Bei der einseitigen Lähmung steht als Leitsymptom die Heiserkeit im Vordergrund, bei der doppelseitigen Lähmung die Atemnot<sup>10</sup>. Je näher die Stimmlippen zur Medianlinie stehen, desto höher ist die Atemnot. Je weiter offen die Glottis bei maximaler Adduktion verbleibt, desto ausgeprägter ist die Heiserkeit.

Generell betreffen Lähmungen im Kehlkopfbereich die respiratorische Beweglichkeit unter Umständen auch die Spannung der Stimmlippen. Mittels einer einfachen Laryngoskopie lässt sich feststellen, ob die Stimmlippen von der Mittellinie nur wenig oder gar nicht abduziert werden können. Durch den partiellen oder kompletten Ausfall bestimmter Muskeln kommt es zu einer Stellung in Median-, Paramedian-, oder Intermediärposition<sup>10</sup>:



**Abb. 2:** schematische Darstellung, möglicher Stimmlippenpositionen während einer Spiegeluntersuchung bei einseitiger Lähmung

Der Verlust der Stimmlippenspannung ist nur stroboskopisch zu diagnostizieren. Es sind teilweise irreguläre Schwingungen zu beobachten. Diese kommen durch die veränderte Elastizität zustande. Der *M. cricothyroideus* als externer Stimmlippenspanner und der *M. vocalis* als interner Stimmlippenspanner, steuern im physiologisch gesunden System die Spannung der Stimmlippen. Bei einer Fehlfunktion resultiert ein Spannungsverlust.

## 2.3 Therapie und Methoden

### 2.3.1 Injektionslaryngoplastik

Bei einem insuffizienten Stimmlippenschluss unterschiedlicher Genese lässt sich durch injizieren eines bioverträglichen Materials der ungenügende Schluss kompensieren. Die Volumenvermehrung in der Stimmlippe bewirkt eine Verringerung des glottischen Restspalts<sup>13,15</sup>. Dieses Verfahren birgt allerdings mehrere Unsicherheiten, sodass die Ergebnisse nicht immer zufriedenstellend sind<sup>16</sup>. Voraussetzung ist die Verträglichkeit des Materials am jeweiligen Patienten. Diese setzt gegebenenfalls einen Test voraus. Die exakte Positionierung des Materials erweist sich oftmals als schwierig, auch kann das platzierte Material seine Position verändern. Die Resorption des Augmentats stellt ein zusätzliches Problem dar<sup>17</sup>.

### 2.3.2 Thyreoplastik

Die Thyreoplastik ist ein bewährtes Verfahren. Sie wurde schon 1915 durch *Payr* beschrieben, allerdings sollte sie erst in den 1970er Jahren an Popularität erlangen. *Isshiki* modifizierte die Technik und entwickelte sie bis zur heutigen Klinikreifen weiter<sup>18</sup>. Auch in der aktuellen Literatur findet man immer wieder Modifikationen<sup>4,15,19-23</sup>. Hier soll nur die Medialisierungsthyroplastik (Thyreoplastik Typ 1) betrachtet werden. Durch ein angelegtes Fenster im Schildknorpel (*Cartilago Thyroidea*) wird ein Implantat in den paraglottischen Raum eingebracht, welches eine Medialisierung der gelähmten, sich nicht in Funktion befindlichen Stimmlippe bewirkt.

Gegenüber der Augmentationsmethode hat die Medialisierungsthyroplastik drei wesentliche Vorteile:

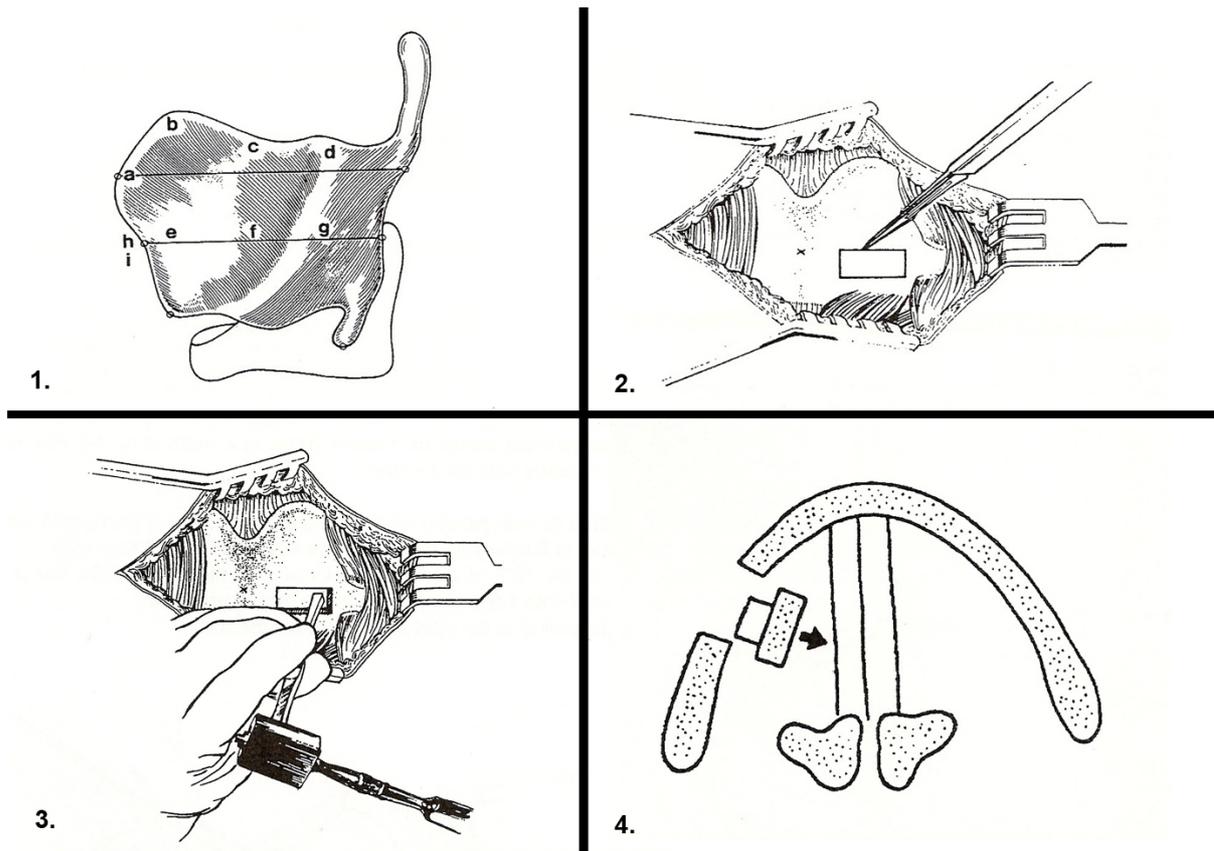
1. Dieses Vorgehen wird von den meisten Patienten besser toleriert, da eine Vollnarkose hier nicht indiziert ist<sup>19</sup>.

2. Die Behandlungsweise kann sowohl bei Patienten mit atrophierten wie gewöhnlichen mobilen Stimmlippen angewandt werden<sup>19</sup>.
3. Während dem Eingriff kann der Operateur den Grad der Medialisierung, bei ständiger Kontrolle der Phonation, festlegen<sup>19</sup>.

Der Erfolg liegt im Fensterdesign, in der Schnittführung, dem Anpassen und anschließenden Fixierung<sup>18</sup>. Die Übersicht auf den Schildknorpel (*Cartilago Thyroidea*) muss gewährleistet sein. Nun können die Orientierungspunkte bestimmt werden, anhand deren die Größe und Position des Fensters festgelegt wird. Das Fenster muss ausreichend dimensioniert sein. Der Knorpel wird maschinell oder im Falle von extrem weichem Knorpels mit Handinstrumenten entfernt. Das Fenster darf nicht zu weit cranial angelegt werden, weil sonst die Gefahr einer Medialisierung der Taschenfalten besteht. Um dies zu vermeiden, sollte das Fenster möglichst weit kaudal positioniert werden, wobei am unteren Schildknorpelrand ein ausreichend stabiler Knorpelstreifen verbleiben sollte, um eine Fraktur des Knorpels zu verhindern.

Nach Entfernen des Knorpeldeckels wird das darunterliegenden Gewebe mobilisiert. Das Perichondrium sollte erhalten werden, um die Gefahr einer Infektion und/oder Dislokation zu vermindern. Die schwingungsmechanischen Eigenschaften der Stimmlippen bleiben so erhalten. Der vollständige Erhalt des Perichondriums kann jedoch die Medialisation behindern, weshalb es nötig sein kann dieses zu inzidieren.

Anschließend erfolgt das Einbringen des Implantat und dessen Fixation. Je nach verwendetem Implantatmaterial kann die Fixation über Schrauben, Nähte oder Platten erfolgen. In der hier beschriebenen Versuchsreihe erfolgte keine Fixierung.



**Abb. 3:** Thyreoplastik Typ 1 nach Isshiki<sup>18</sup>. **(1)** Vermessung des Kehlkopfes und setzen der Orientierungspunkte, **(2)** Entfernung des Knorpels und Präparation des Fensters, **(3)** Mobilisierung des inneren Gewebes, **(4)** Einsetzen des Implantates

## 2.4 Erfolgsraten

In den letzten Jahren hat sich die operative Medialisierung der Stimmlippe immer mehr zu einer zuverlässigen und standartisierten Therapiemethode entwickelt. In der Literatur ist man sich weitgehend über die guten Erfolgsaussichten einig<sup>20,21,24</sup>. *Vinson et al.* bezeichnen es sogar als Goldstandard<sup>13</sup>. In einer Studie aus dem Jahr 2010 von *Young et al.*, wurden über einen Zeitraum von 10 Jahren 25104 Patienten ausgewertet, an denen eine Medialisierungslaryngoplastik (ML) durchgeführt wurde<sup>20</sup>. Zusätzlich noch 1824 Patienten an denen eine Stellknorpeladduktion (AA) in Kombination mit einer Medialisierungslaryngoplastik (ML) durchgeführt wurde und 2820 Patienten bei denen eine isolierte Stellknorpeladduktionen durchgeführt wurde. Nach dieser Analyse ergab sich eine Komplikationsrate von 15%. Dies waren hauptsächlich

Atemwegsbeschwerden, Implantatintrusion und suboptimale Stimmbildung.  
*Wendler* gibt an, die Ergebnisse seien bei 80% gut (verbleibende geringfügige Heiserkeit) bis sehr gut (keiner Heiserkeit).

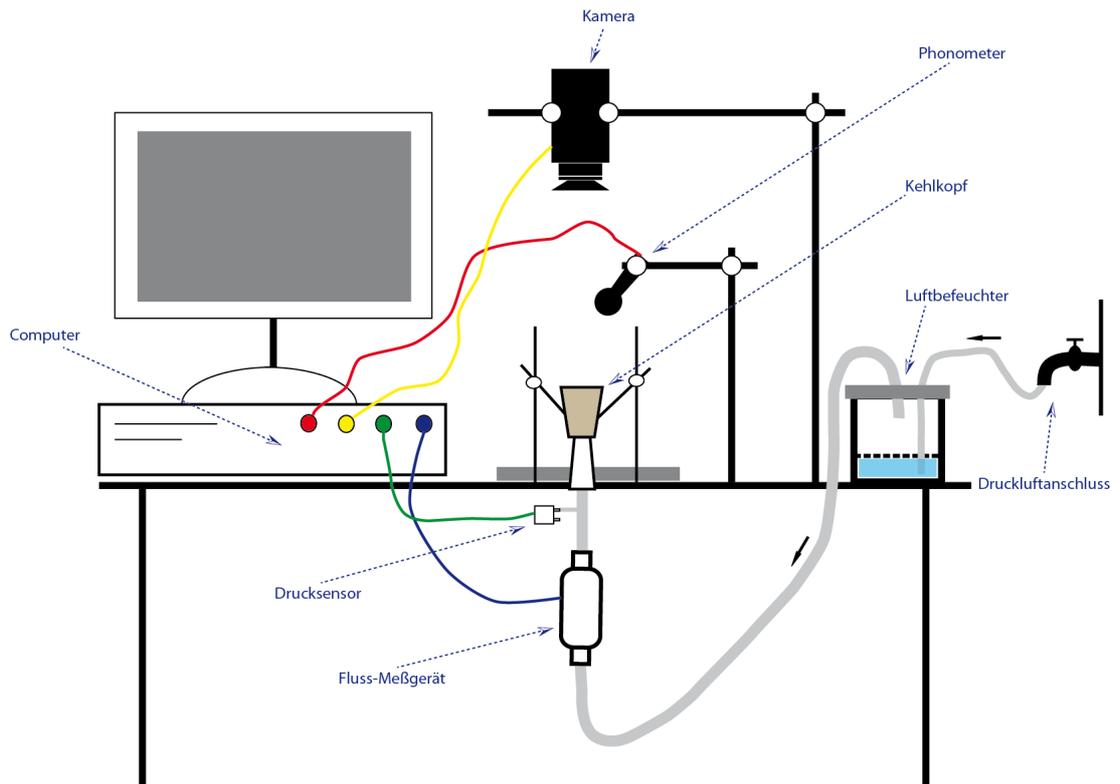
## **3. Methodik**

### **3.1 Ausgangslage und Fragestellung zur Methodik**

Um eine Phonation zu beginnen ist die Form der Stimmlippen wichtig. Die Form der Stimmlippen hat einen starken Einfluss auf ihre Schwingung und auf den minimal erforderlichen subglottischen Druck. Während einer Thyreoplastik Typ 1 Operation nach *Isshiki*, beeinflusst der Chirurg Lage und Form der Stimmlippe durch die Wahl eines ordnungsgemäß gebildet Silikon-Blocks für die Implantation in den Kehlkopf. Das Ziel dieser Studie war es, unterschiedlich geformte Silikon-Blöcke und ihre resultierenden Druckwerte zu vergleichen. Die Ergebnisse basieren auf der Hypothese, dass subglottische Konvexität oder Konkavität hilft. Sinn und Zweck dieser Studie war zu untersuchen, welche Konfiguration einer medialisierten Stimmlippen am besten ist, um die Phonation bei möglichst geringem subglottischem Druck zu beginnen. Also eine konvex ausgeformte oder eine konkav ausgeformte Stimmlippe. Dies würde ein Hinweis sein wie eine Phonation nach der Operation am besten erreicht werden kann. Dadurch würde die Auswahl des chirurgischen Verfahrens bei Patienten mit ähnlichen Problemen erleichtert werden.

### **3.2 Versuchsaufbau**

Um die optimale Konfiguration einer operierten Stimmlippe zu eruieren wurde ein Versuchsaufbau realisiert, der humane exzidierte Kehlköpfe mit angefeuchteter Luft durchströmt. Dazu wurde zuerst ein exzidiertes Kehlkopf so präpariert, dass die Stimmlippen und deren Bewegung von oben gut einsehbar sind. Zungenbein, Epiglottis und überschüssiges Gewebe wurden entfernt. Die Kehlköpfe wurden im Institut der Rechtsmedizin sofort nach Entnahme bei  $-20^{\circ}\text{C}$  tiefgefroren und anschließend im Labor der Abteilung für Hör- Stimm- und Sprachheilkunde bei  $-84^{\circ}\text{C}$  konserviert. Der Auftauprozess erfolgte langsam über mehrere Stunden. Diese Vorgehensweise sichert die viskoelastischen Eigenschaften des Gewebes<sup>25</sup>.



**Abb. 4:** schematischer Versuchsaufbau

In eine Plexiglasscheibe wurden 3 Bohrungen a 0,4 mm angelegt. In diese wurden Aluminiumstäbe platziert, an denen der Kehlkopf später befestigt wurde. Des Weiteren wurde mittig der drei Bohrungen ein kreisrunder Ausschnitt a 2,5" angelegt, durch den mittels eines Schlauches der jeweilige Kehlkopf mit angefeuchteter Luft durchströmt werden konnte. Unmittelbar vor Durchtritt der Zuleitung durch die Plexiglasscheibe wurde jeweils ein Sensor für den Druck und den Fluss angebracht. Während der Versuchsphase wurden Druck (mmH<sub>2</sub>O), Fluss (l/s) und Schalldruck (dB) aufgezeichnet. Außerdem wurden alle Messungen mittels Videokamera und Fotografien dokumentiert.

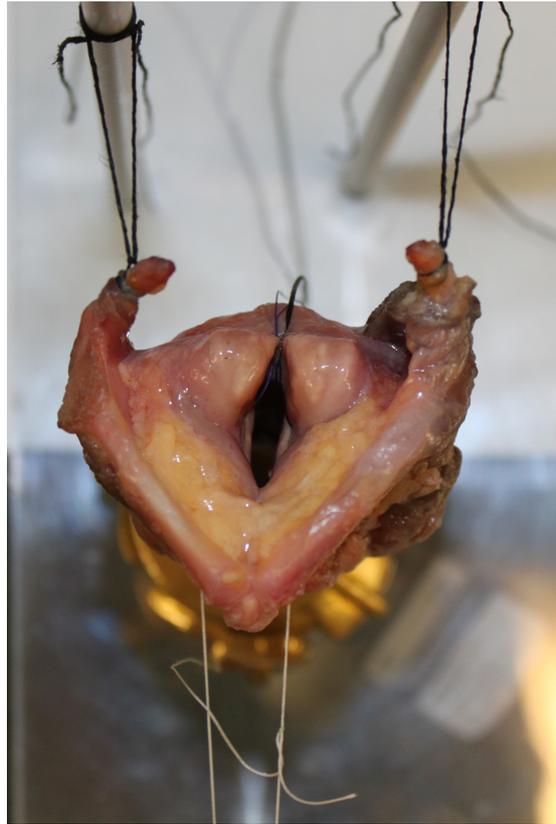
Um zu gewährleisten, dass die Bedingungen im Versuch denen im menschlichen Körper entsprechen, wurde die Druckluft mittels einem selbstkonstruiertem und gebauten Luftbefeuchter angefeuchtet.



**Abb. 5:** konischer Adapter, auf dem die Kehlköpfe platziert wurden

Die Kehlköpfe wurden auf einem konischen Kunststoffadapter platziert und ggf. mit einer Naht fixiert, um ein dichten Abschluss zu gewährleisten. Zur Stabilisierung wurden die präparierten Kehlköpfe an den drei Aluminiumstäben mit Nähten fixiert. Dafür wurde eine Naht durch den Schildknorpel, oberhalb der *Inzisura thyroidea superior*, geschlungen und mit dem anderen Ende um den vorderen Aluminiumstab verknotet. Zwei weitere Nähte wurden jeweils am *Cornu superius* verknotet und an den jeweiligen Aluminiumstäben dahinter verknotet.

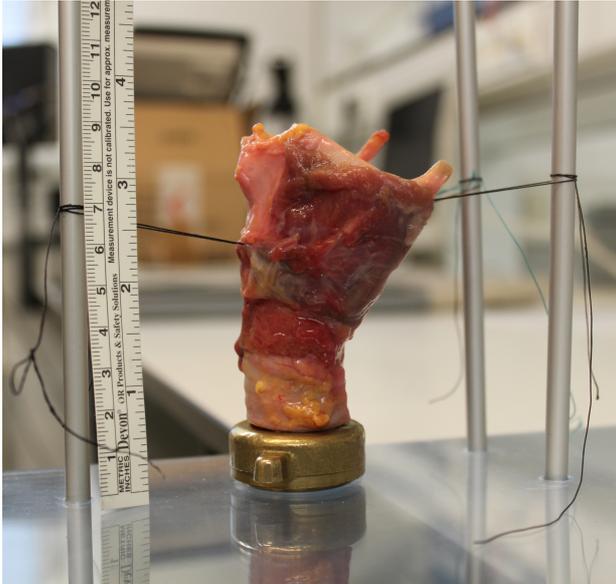
Die Standardmethode zur Medialisierung der Stimmlippen wurde angewandt. Dicht vor dem jeweiligen *Proc. vocalis* wurde eine Naht (Prolene®) um die Stimmlippen geschwungen. Damit konnte die Spannung der Stimmlippen präzise reguliert werden. Dies erfolgte manuell durch Zug, Spannung und Positionsveränderung der jeweiligen Stimmlippe.



**Abb. 6:** Ansicht eines durch Fäden fixierten Kehlkopfes, Ansicht von oben

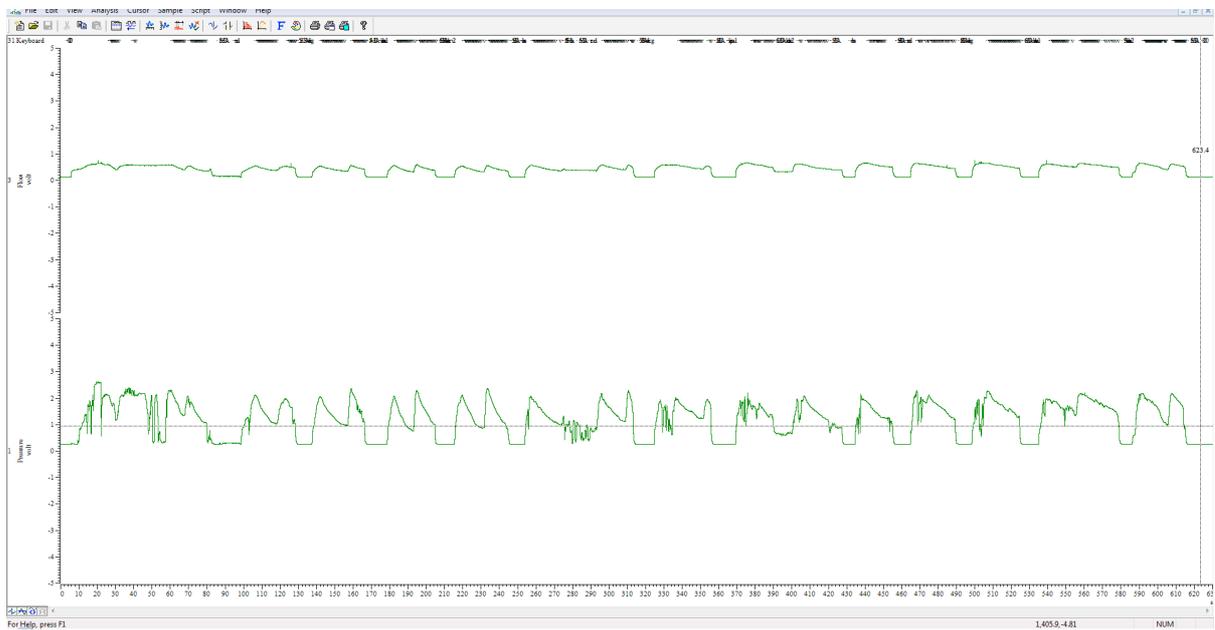
Die Daten von Druck und Fluss wurden mittels Sensiron SDP 2000-L und TSI 40211 aufgezeichnet und in der Software Spike2 gesammelt. Der Schalldruck wurde mit einem Phonometer in 30 cm Abstand der Stimmlippen abgelesen und ebenfalls in Spike2 aufgezeichnet. Um den optimalen Messbereich auszunutzen, wurde für Druck und Fluss eine Verstärkung durch CyberAmp von 1 eingestellt. Die Aufzeichnung erfolgte in der Einheit Volt (V), welche mit folgender Formel umgerechnet wurde:

$$\text{Messwert} = [\text{Messwert (V)} - \text{Nullpunktkorrektur}] \times \frac{[\text{Umrechnungsfaktor}]}{[\text{Verstärkungsfaktor}]}$$

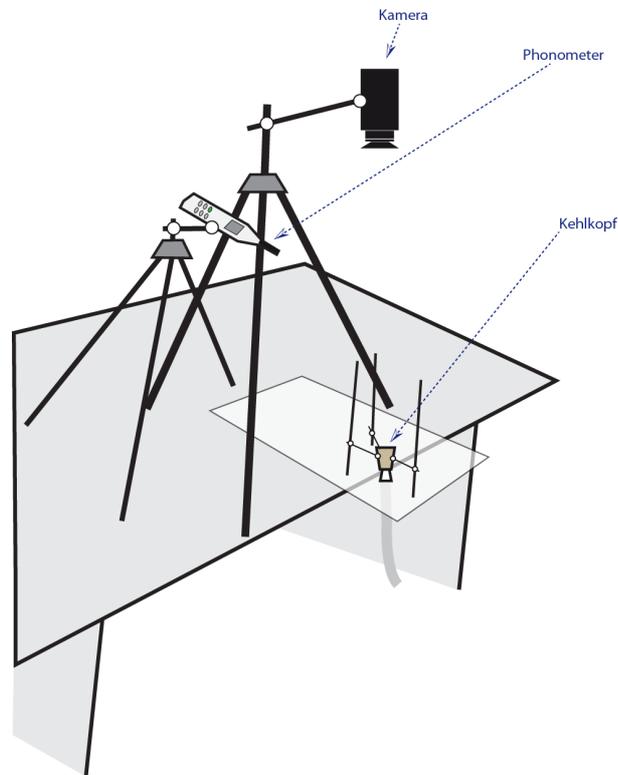


**Abb. 7:** Kehlkopf durch Fäden fixiert, Ansicht von rechts **Abb. 8:** selbstkonstruierter Luftbefeuchter

Alle gesammelten Daten wurden in Tabellen eingegeben und ausgewertet.



**Abb. 9:** Die aufgezeichnete Kurve zeigt den subglottischen Druck (P) und glottischen Fluss (F) eines vermessenen Kehlkopfes. Durch manuell hinzugefügte Markierungen lässt sich ablesen, wann eine Phonation erreicht wurde.

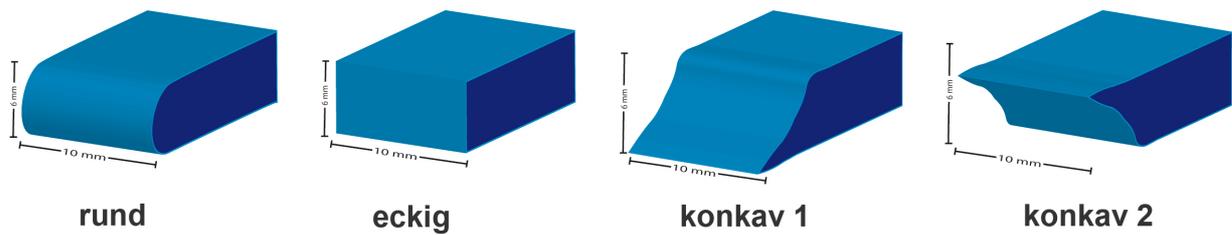


**Abb. 10:** skizzierter Versuchsaufbau

Für die Implantation in den menschlichen Kehlkopf stehen zahlreiche Produkte zur Verfügung. Um die stillstehende Stimmlippe in eine medianere Position zu bringen wurde ein eigenes System von Silikonimplantaten angefertigt. Aus zahnärztlichem A-Silikon (Additionvernetztes Vinylpolysiloxan) wurden die Implantate geformt und in den Formen

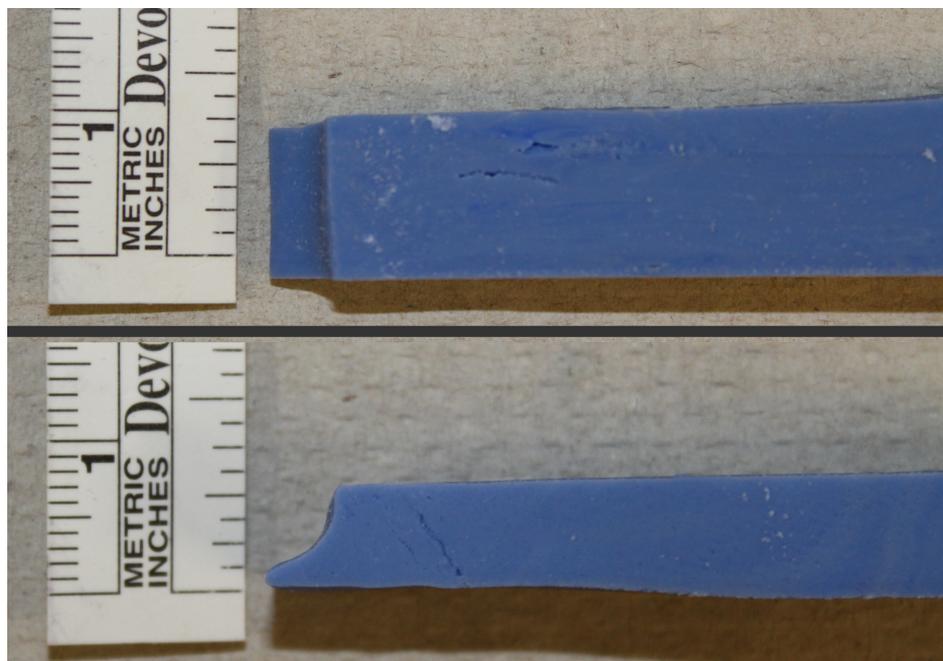
- rund
- eckig
- konkav 1
- konkav 2

hergestellt.



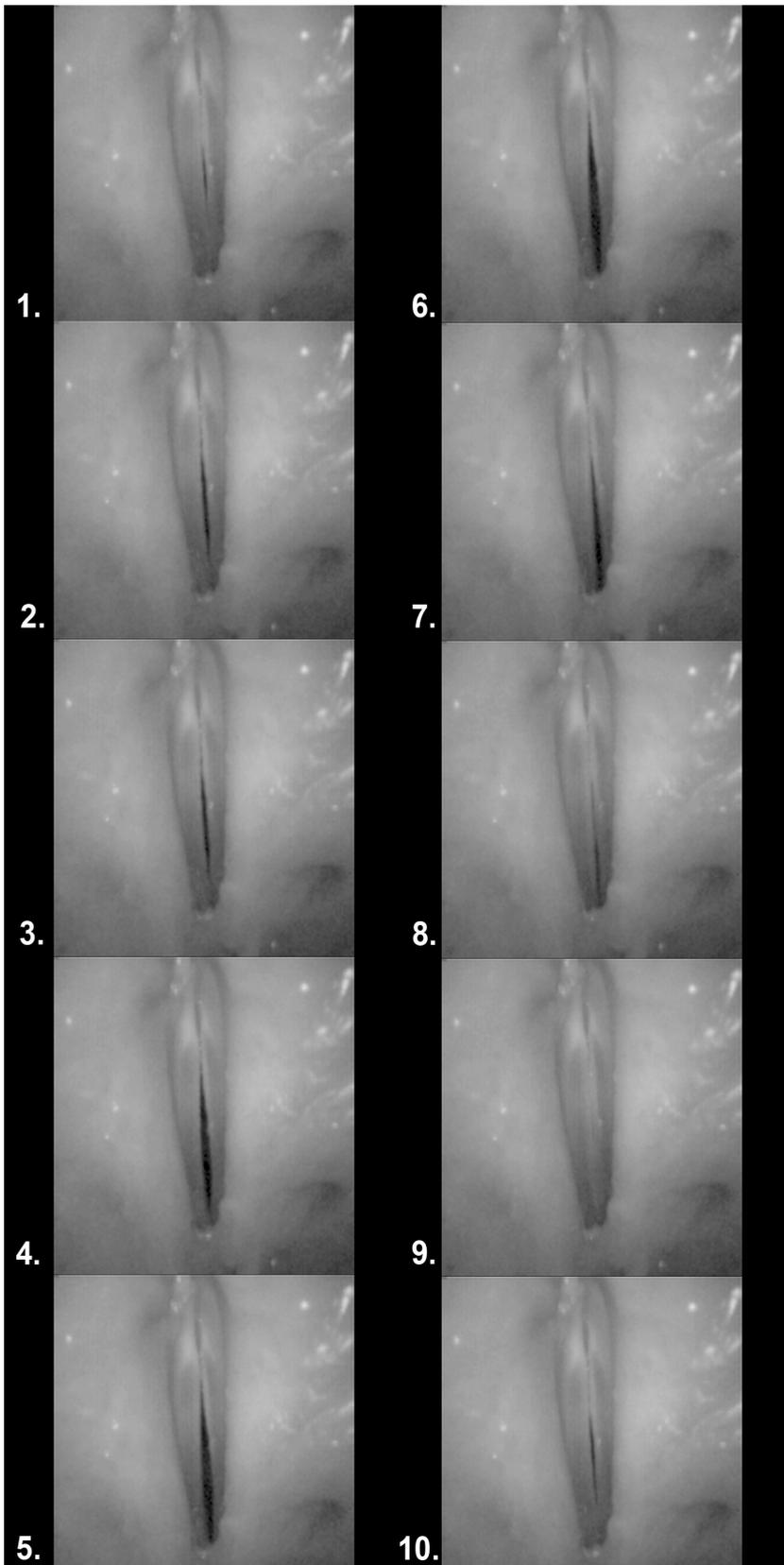
**Abb. 11:** virtuelle Darstellung der einzelnen Implantatformen und Dimensionen

Alle vier Implantatformen hatten eine Länge von 10 mm und eine Höhe von 6 mm. Diese speziellen Formen wurden gewählt, um möglichst viele gegensätzliche Stimmlippenkonfigurationen im subglottischen Raum zu erzeugen. Basierend auf den Erfahrungen des Phono chirurgen Prof. Hess erschienen die in Abbildung 11 dargestellten Formen am sinnvollsten.



**Abb. 12:** als Beispiel ist hier das Implantat mit der Form „konkav 1“ dargestellt

Die Kehlköpfe wurden so ausgewählt, dass die anatomische Intaktheit gewährleistet werden konnte. Traumata oder Gewaltopfer, sowie Intoxikationen wurden ausgeschlossen. Es wurden insgesamt 13 Kehlköpfe aus dem Rechtsmedizinischen Institut zur Verfügung gestellt, 8 männliche und 4 weibliche. 2 Kehlköpfe wurden dazu verwendet, anatomische Studien durchzuführen, um die richtige OP-Technik auszuwählen. Mit 1 Kehlkopf wurden Hochgeschwindigkeitsaufnahmen gemacht, um die Stimmlippenschwingung bei Phonation zu dokumentieren. Außerdem wurde damit der Versuchsaufbau getestet und modifiziert. Diese Kehlköpfe flossen nicht in die statistische Auswertung mit ein. Bei 4 Kehlköpfen war aus unklaren Motiven keine Phonation zu erzeugen. Bei 6 Kehlköpfen konnte mit dem beschriebenen Versuchsaufbau eine Phonation erzeugt werden.



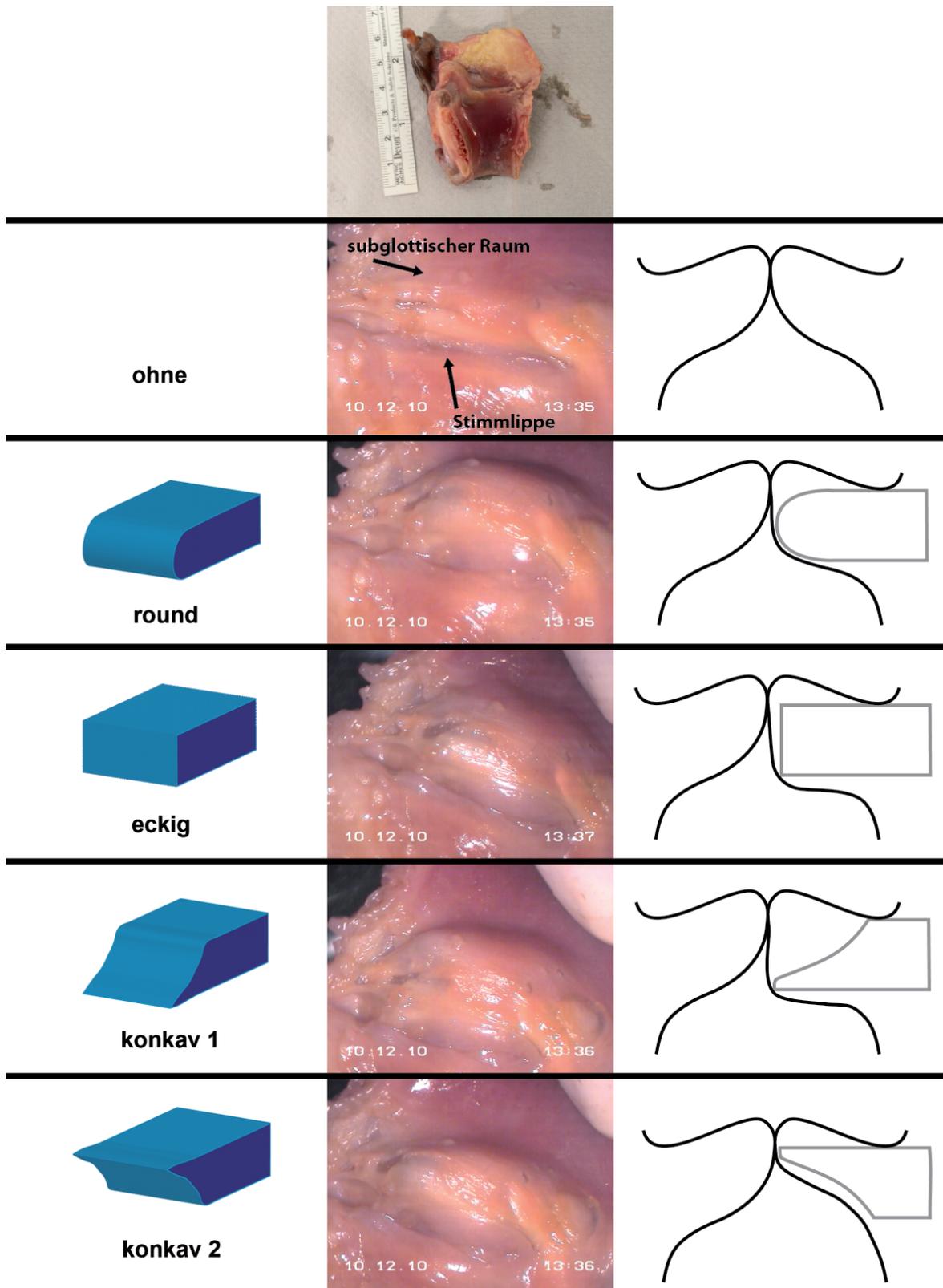
**Abb. 13:** eine Bildsequenz von Hochgeschwindigkeitsaufnahmen zeigt das Öffnen und Schließen der Stimmlippen in Einzelbildern

Die Abbildung 13 zeigt eine Abfolge von Bildern, die mit einer Hochgeschwindigkeitskamera aufgezeichnet wurden. Die Bilder 1 bis 10 zeigen den Öffnungs- und Schließmechanismus einer menschlichen Stimmlippe während der Phonation. Verwendet wurde der Versuchsaufbau wie oben beschrieben. Man kann deutlich sehen, wie die Stimmlippen in Schwingungen geraten. So konnte sichergestellt werden, dass der Versuchsaufbau wie geplant bei den einzelnen Kehlköpfen eine Phonation erzeugt.

Die Abbildung 14 zeigt eine Fotoserie eines Kehlkopfes, der in der Mitte halbiert wurde. Die Fotos wurden mit einer endoskopischen Kamera (90°) aufgenommen. Hier soll gezeigt werden, dass im subglottischen Raum verschiedene Stimmlippenkonfigurationen entstehen, wenn die verschiedenen Implantatformen eingesetzt werden.

Das erste Foto der Serie zeigt die Stimmlippe im entspannten Zustand ohne Medialisierungsimplantat. Die Stimmlippe ist nicht medialisiert. Das gezeichnete Schema auf der rechten Seite zeigt ein geschlossenes Stimmlippenpaar in normalem, physiologisch gesundem Zustand.

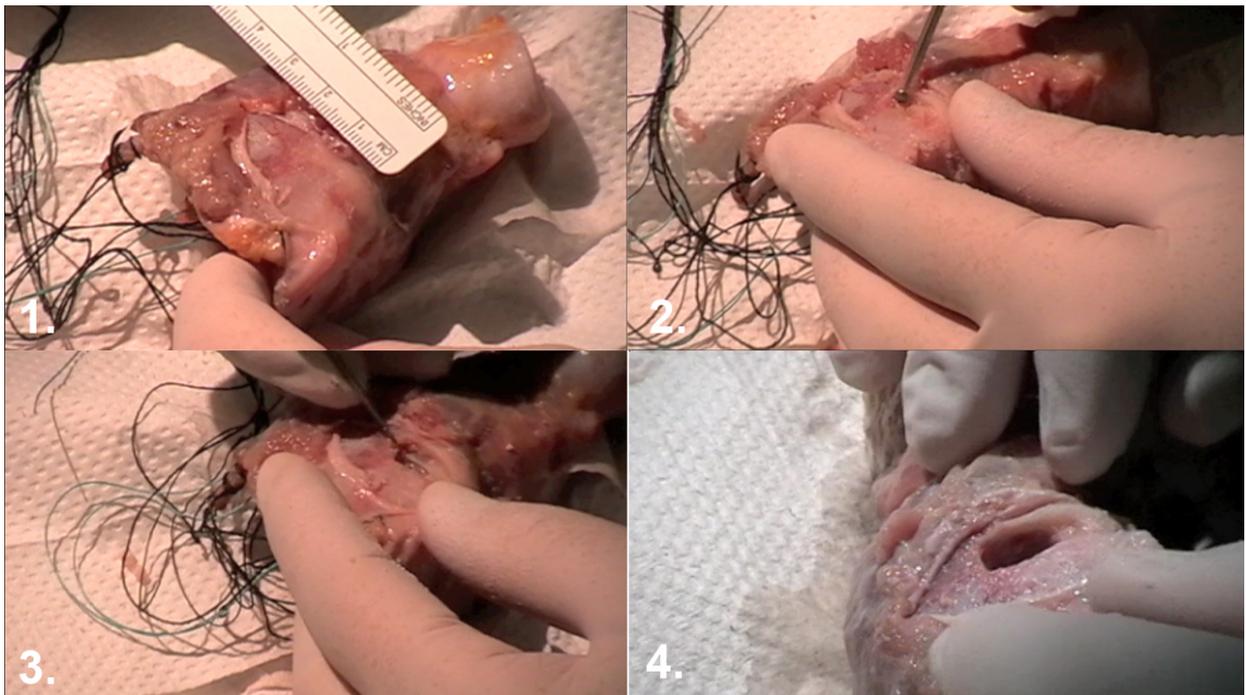
Die anderen Fotos in der Serie zeigen die entstehenden Stimmlippenkonfigurationen im subglottischen Raum, während die verschiedenen Medialisierungsimplantate eingesetzt wurden. Dazugehörig ist in der rechten Spalte im Querschnitt schematisch die jeweils theoretisch zu erwartete Konfiguration dargestellt. Die Bildsequenz zeigt ganz deutlich auf, dass es verschiedene Möglichkeiten gibt, durch Einbringen verschiedener Medialisierungsimplantate eine subglottische Konvexität unterschiedlicher Ausprägung hervorzurufen.



**Abb. 14:** Eine Sequenz von endoskopischen Aufnahmen zeigt die unterschiedlichen Stimmlippenkonfigurationen im subglottischen Raum, die sich ergeben, wenn die verschiedenen Implantate eingesetzt werden. In der rechten Spalte sind im Querschnitt die zu erwartenden Konfigurationen dargestellt.

### 3.3 Thyreoplastik Typ 1

An allen Kehlköpfen wurde eine Thyreoplastik Typ 1 durchgeführt. Diese chirurgische Technik erwies sich als die Vielversprechenste, um die gewünschten Ergebnisse zu erzielen. Die Fotos in Abbildung 15 zeigen das Vorgehen. Das Fenster wurde groß genug gestaltet, um die Medialisierungsimplantate einzubringen.



**Abb. 15:** Fotoserie des operativen Vorgehens bei einer Thyreoplastik Typ1: **(1)** Vermessung des Kehlkopfes und Setzen der Orientierungspunkte, **(2)** Entfernung des Knorpels und Präparation des Fenster, **(3)** Mobilisierung des inneren Gewebes, **(4)** fertiges Fenster vor Einsetzen des Implantates

### 3.4 glottischer Widerstand

Der glottische Widerstand ist ein wichtiger Parameter und darf nicht außer Acht gelassen werden. Der glottische Widerstand wird definiert als das Verhältnis zwischen subglottischem Druck und transglottischem Luftstrom<sup>10,26-29</sup>. Nach *Sundberg* kann er erheblich variieren<sup>9</sup>. Wenn ein insuffizienter Glottisschluss vorliegt, strömt permanent Luft durch die Glottis, auch während der eigentlichen Schlussphase. Eine solche Phonation wird als „behaucht“ bezeichnet. Dies ist ein Beispiel für einen geringen glottischen Widerstand. Der glottische Widerstand kann

sehr hoch sein, etwa beim Tragen von großen Lasten oder anderen körperlichen Anstrengungen. Unter Umständen kann selbst bei extrem hohem subglottischem Druck der transglottische Luftstrom auf Null vermindert werden. Der glottische Widerstand ist dabei offensichtlich sehr hoch. Es ist nachgewiesen, dass der glottische Widerstand bezüglich der Parameter Alter, Geschlecht und Entwicklung und Intensität der Stimmproduktion abweicht.

Der einfache glottische Flusswiderstand lässt sich aus den Werten des subglottischen Drucks und transglottischem Luftstrom ermitteln:

$$\text{einfacher Flusswiderstand} = \frac{\text{subglottischer Druck}}{\text{transglottischer Luftstrom}}$$

In abgekürzter Form:

$$R = \frac{P}{F}$$

### 3.5 subglottischer Druck und Veränderung der Lautstärke

Zwischen subglottischem Druck und Phonationslautstärke besteht ein leicht begreiflicher Zusammenhang. Es muss allerdings unterschieden werden zwischen subjektiver und physikalischer Lautstärke. Die subjektive Lautstärkewahrnehmung muss nicht zwangsläufig dem in Dezibel (dB) gemessenen physikalischen Schallpegel entsprechen. Die wahrgenommene Lautstärke eines Tones kann bei Veränderung der Tonhöhe gleichbleiben, der physikalische Pegel kann sich aber um einige Dezibel ändern.

Um die Lautstärke zu ändern, muss sich auch der subglottische Druck ändern. *Rubin et al.* publizierten, dass der transglottische Luftstrom zwar ein Faktor bei der Lautstärkenerhöhung ist, der glottische Widerstand ist diesbezüglich aber wesentlich höher zu bewerten<sup>30</sup>.

## 4. Ergebnisse

### 4.1 einzelne Kehlköpfe

Die große Streuung der Ergebnisse und die unterschiedliche Aussagekraft der einzelnen Ergebnisse machen eine vergleichende Analyse schwer. Es zeigte sich, dass die Minimalwerte von Druck und Fluss, die nötig waren um eine Stimmlippenschwingung, und eine Phonation zu erreichen, denen im menschlichen, physiologisch gesunden Körper entsprechen. Die Minimalwerte lagen alle zwischen 5,2 cm H<sub>2</sub>O und 39,9 cm H<sub>2</sub>O. Beim normalen Sprechen mit normaler Phonationslautstärke bewegt sich der subglottische Druck im Allgemeinen um 6 cm H<sub>2</sub>O. Bei lautem Singen sind Drücke von 20 – 30 cm H<sub>2</sub>O nicht selten. In Tabelle 1 sind die Minimalwerte der 6 vermessenen Kehlköpfe dargestellt.

Kehlkopf	Fluss F (l/s)	Druck P (cmH <sub>2</sub> O)	Schallpegel in dB (A)	Widerstand R (cmH <sub>2</sub> O/l/s)	Entfernung zum Phonometer (cm)
TS2LA1	0.09	5.2	62	59.3	30
TS1LA1	2.22	39.9	72	18.0	30
TS1LA2	3.68	39.9	75	10.9	30
TS1LA3	3.20	28.9	71	9.0	30
TS2LA2	0.23	10.5	55	45.3	30
TS2LA3	0.32	8.0	58	24.9	30

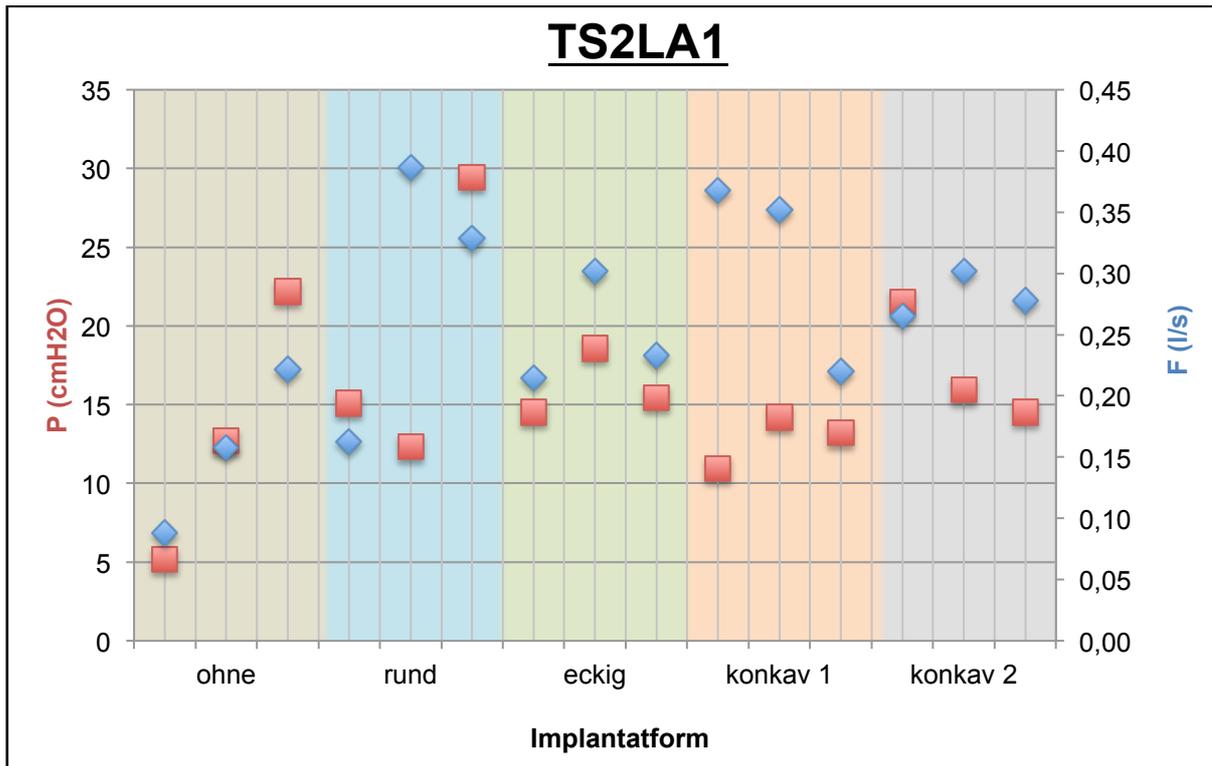
**Tab. 1:** Minimalwerte der 6 Kehlköpfe, diese Werte wurden benötigt um eine Phonation zu erzeugen

Im ersten Versuchsansatz wurden anhand der einzelnen Kehlköpfe die Minimalwerte je Kategorie aufgezeichnet. Tabelle 2 zeigt die Messungen am Kehlkopf *TS2LA1*. Es wurden 3 Durchgänge durchgeführt. Dargestellt wurde der erforderliche Druck, der benötigt wird, um die Stimmlippen in Schwingungen zu versetzen und eine Phonation zu erzeugen. Der Luftdurchfluss ist ebenfalls ein wichtiger Parameter, dieser steigt und fällt mit dem Druck. Aufeinanderfolgend wurden dann die verschiedenen Implantate eingesetzt und die Messungen erneut durchgeführt. Die Reihenfolge wurde vorher festgelegt und identisch wiederholt. Dies lässt sich anhand der aufgezeichneten Zeit nachvollziehen. Die einzelnen Messdurchgänge wurden in

Kategorien zusammengefasst angeordnet. Im dazugehörigen Diagramm in Abbildung 16 wurden die Messergebnisse für diesen Kehlkopf graphisch dargestellt.

<b>TS2LA1</b>					
<b>Zeit (s)</b>	<b>Implantat</b>	<b>Fluss F (l/s)</b>	<b>Druck P (cmH<sub>2</sub>O)</b>	<b>Schallpegel in dB (A)</b>	<b>glottischer Widerstand R (cmH<sub>2</sub>O/l/s)</b>
208,5	ohne	0,09	5,21	62	59,25
470,0		0,16	12,69	63	80,40
722,1		0,22	22,20	63	100,20
275,9	rund	0,16	15,07	64	92,70
495,6		0,39	12,33	66	31,88
744,9		0,33	29,46	66	89,72
325,1	eckig	0,21	14,51	68	67,50
572,5		0,30	18,59	63	61,62
817,6		0,23	15,45	63	66,24
361,2	konkav 1	0,37	10,95	66	29,76
623,0		0,35	14,21	66	40,37
859,7		0,22	13,24	71	60,24
401,5	konkav 2	0,27	21,50	61	80,99
660,6		0,30	15,93	59	52,79
878,3		0,28	14,52	66	52,27

**Tab. 2:** Messergebnisse für den Kehlkopf TS2LA1.



**Abb. 16:** Minimaldruckwerte (P) und die resultierenden Flusswerte (F) während die verschiedenen Implantatformen eingesetzt wurden für der Kehlkopf TSALA1.

Im Diagramm in Abbildung 16 sind Druck und Luftdurchfluss für die jeweiligen Implantatformen aufgetragen. Die einzelnen Markierungspunkte zeigen den Wert, bei dem eine Phonation erzeugt werden konnte. Die jeweiligen Minimalwerte des jeweiligen Durchganges wurden in Tabelle 2 eingetragen und sind im Diagramm in Abbildung 16 dargestellt. Die Werte von Druck, dargestellt als ■, und den dazugehörigen Wert des Luftdurchflusses, dargestellt als ◆, liegen auf derselben Zeitachse, da sie zusammen aufgezeichnet worden sind. Die X-Achse stellt die einzelnen Kategorien der Implantatformen dar. In der Tabelle 2 kann die Zeit der aufgezeichneten Messwerte abgelesen werden. In der Diagrammdarstellung befinden sich die Werte auf der X-Achse innerhalb der Kategorien in chronologischer Reihenfolge. Die jeweils ersten Werte einer Kategorie zeigen die Messpunkte des ersten Durchganges, die zweiten Werte einer Kategorie zeigen die Messpunkte des zweiten Durchganges, die dritten Werte einer Kategorie zeigen die Messpunkte des dritten Durchganges. Die Y-Achse zeigt jeweils die Werte für den subglottischen

Druck (P) (rot) in der Einheit  $cm H_2O$  und den transglottalen Luftstrom (F) (blau) in der Einheit  $l/s$ .

Für alle vermessenen Kehlköpfe wurde diese Darstellung gewählt und in den folgenden Diagrammen und Tabellen so dargestellt.

<b>TS1LA1</b>					
Zeit (s)	Implantat	Fluß F (l/s)	Druck P (cmH <sub>2</sub> O)	Schallpegel in dB (A)	glottischer Widerstand R (cmH <sub>2</sub> O/l/s)
192.8	ohne	2,22	39.9	72	17.98
323.0	rund	3,09	16.9	70	5.46
631.8		2,98	39.9	70	13.36
372.1	eckig	2,43	32.2	66	13.24
730.8		2,53	32.2	74	12.70
412.5	konkav 1	2,27	25.1	65	11.08
428.9		2,34	32.9	69	14.04

Tab. 3: Messergebnisse für den Kehlkopf TS1LA1

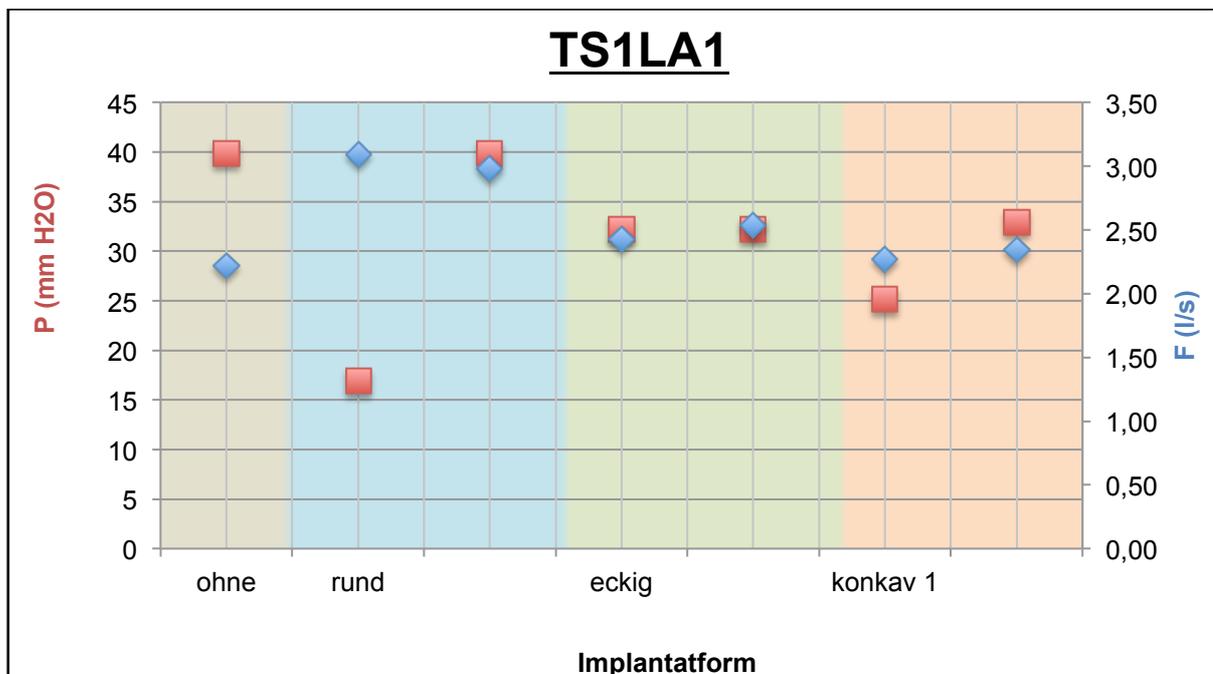


Abb. 17: grafische Darstellung der Messwerte für den Kehlkopf TS1LA1

TS1LA2					
Zeit (s)	Implantat	Fluss F (l/s)	Druck P (cmH <sub>2</sub> O)	Schallpegel in dB (A)	glottischer Widerstand R (cmH <sub>2</sub> O/l/s)
118.1	ohne	3.68	39.9	75	10.85
539.5	rund	1.39	32.8	73	23.62
1658.8		2.22	39.9	70	17.98
1085.9	eckig	3.20	37.3	76	11.68
1128.4	konkav 1	2.50	39.9	72	15.96
1216.7	konkav 2	2.78	38.9	72	14.02

Tab. 4: Messergebnisse für den Kehlkopf TS1LA2

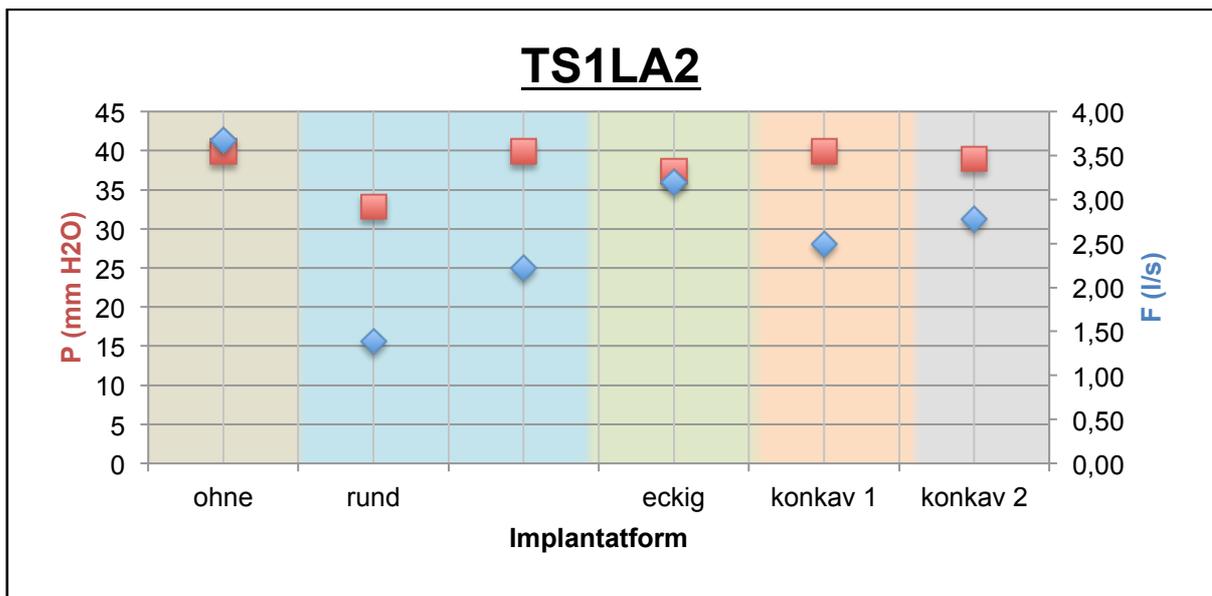
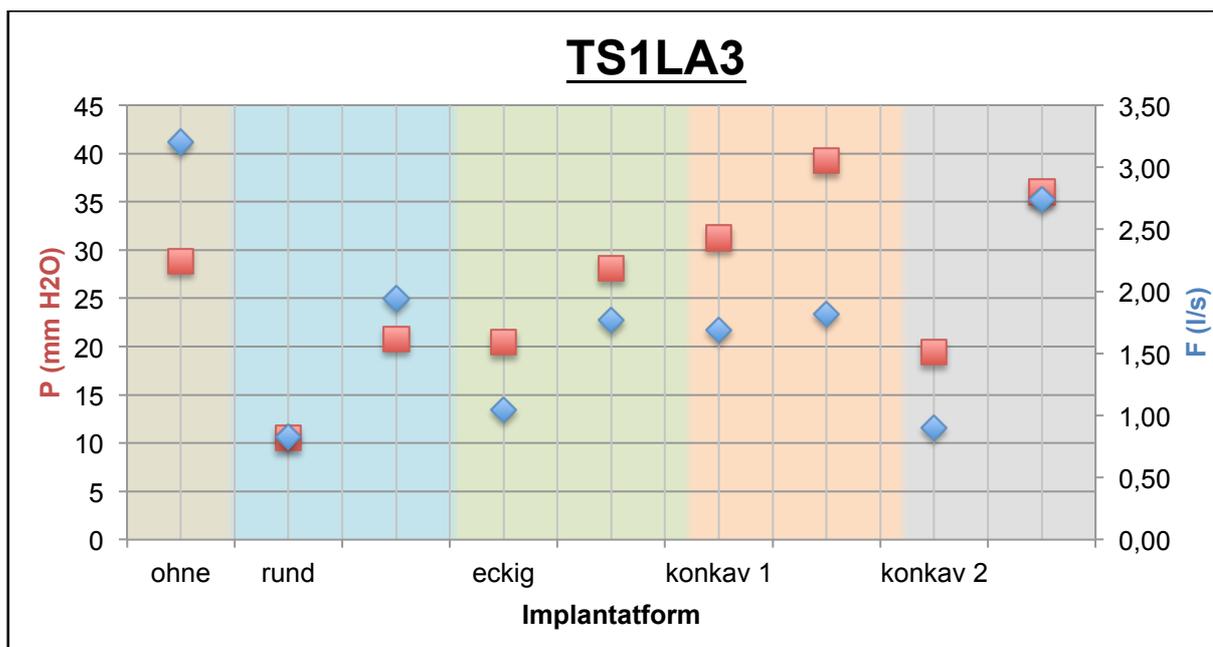


Abb. 18: grafische Darstellung der Messwerte für den Kehlkopf TS1LA2

<b>TS1LA3</b>					
<b>Zeit (s)</b>	<b>Implantat</b>	<b>Fluss F (l/s)</b>	<b>Druck P (cmH<sub>2</sub>O)</b>	<b>Schallpegel in dB (A)</b>	<b>glottischer Widerstand R (cmH<sub>2</sub>O/l/s)</b>
55.4	ohne	3.20	28.9	71	9.01
521.8	rund	0.83	10.5	60	12.70
860.4		1.94	20.8	68	10.72
571.7	eckig	1.04	20.5	57	19.62
891.0		1.77	28.1	70	15.91
631.4	konkav 1	1.69	31.2	66	18.48
947.6		1.82	39.3	69	21.62
674.6	konkav 2	0.90	19.4	67	21.44
974.8		2.74	36.0	73	13.15

**Tab. 5:** Messergebnisse für den Kehlkopf TS1LA3



**Abb. 19:** grafische Darstellung der Messwerte für den Kehlkopf TS1LA3

TS2LA2					
Zeit (s)	Implantat	Fluss F (l/s)	Druck P (cmH <sub>2</sub> O)	Schallpegel in dB (A)	glottischer Widerstand R (cmH <sub>2</sub> O/l/s)
43.7	ohne	0.23	10.5	55	45.28
315.2		0.24	11.4	61	48.22
544.2		0.40	14.9	64	37.14
98.6	rund	0.22	10.1	58	45.60
356.5		0.32	10.5	59	32.66
586.1		0.32	12.4	61	38.80
154.0	eckig	0.20	11.8	57	59.12
435.5		0.44	10.4	61	23.46
638.9		0.48	11.7	61	24.17
197.0	konkav 1	0.24	14.5	61	59.52
483.1		0.33	10.2	62	31.28
673.1		0.39	13.6	63	35.35
243.3	konkav 2	0.28	12.5	62	44.90
504.4		0.41	10.0	63	24.36
725.0		0.31	9.2	63	29.66

Tab. 6: Messergebnisse für den Kehlkopf TS2LA2

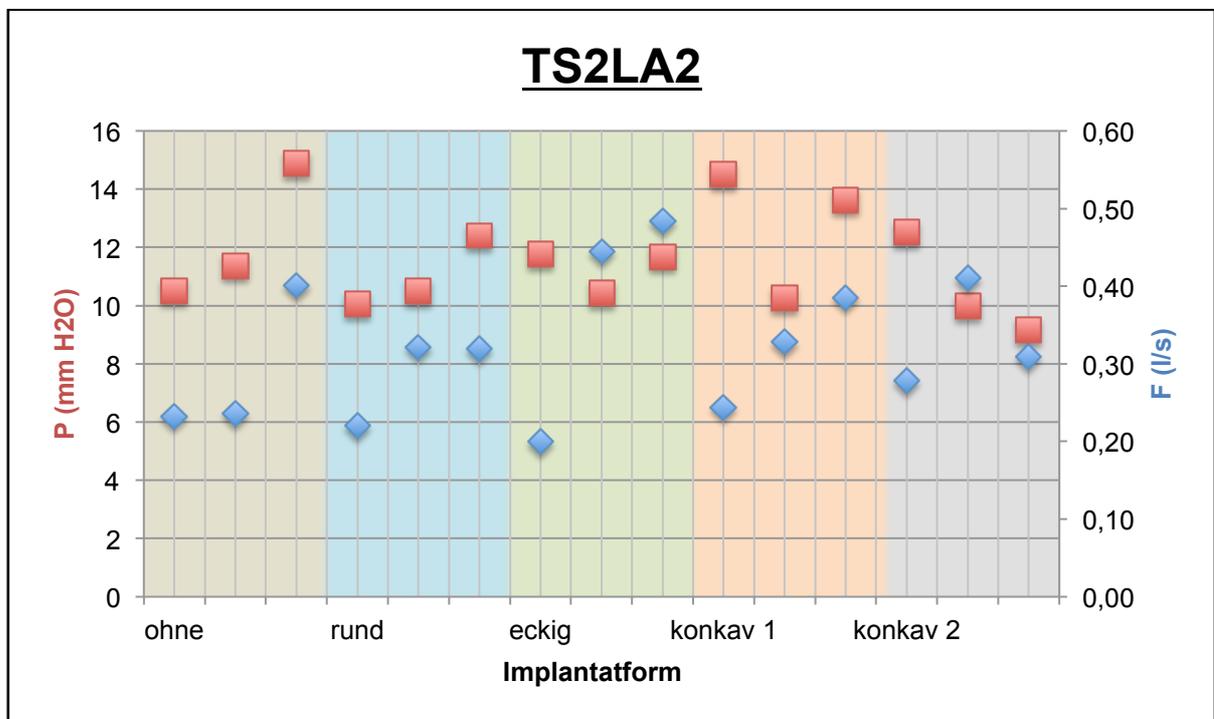


Abb. 20: grafische Darstellung für den Kehlkopf TS2LA2

TS2LA3					
Zeit (s)	Implantat	Fluss F (l/s)	Druck P (cmH <sub>2</sub> O)	Schallpegel in dB (A)	glottischer Widerstand R (cmH <sub>2</sub> O/l/s)
77.9	ohne	0.32	8.0	58	24.95
271.4		0.33	7.6	56	23.20
449.0		0.53	9.6	59	17.99
116.4	rund	0.34	7.7	55	22.91
307.8		0.39	8.2	57	20.91
487.3		0.42	9.5	58	22.63
153.4	eckig	0.32	7.3	54	22.52
349.1		0.41	9.2	58	22.48
523.1		0.44	9.7	60	22.14
192.1	konkav 1	0.27	4.9	56	18.14
387.2		0.49	9.8	60	20.06
549.1		0.54	10.5	59	19.58
229.8	konkav 2	0.29	5.9	55	20.54
417.5		0.41	9.4	57	22.97
602.9		0.40	8.3	58	20.48

Tab. 7: Messergebnisse für den Kehlkopf TS2LA3

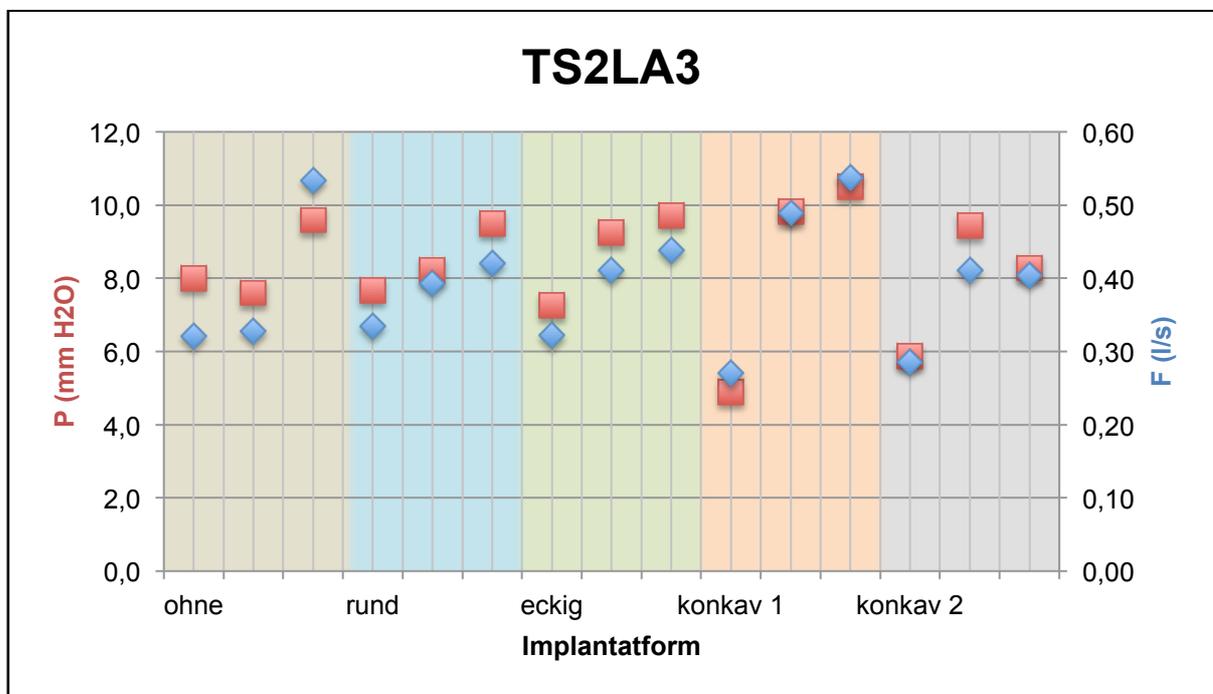
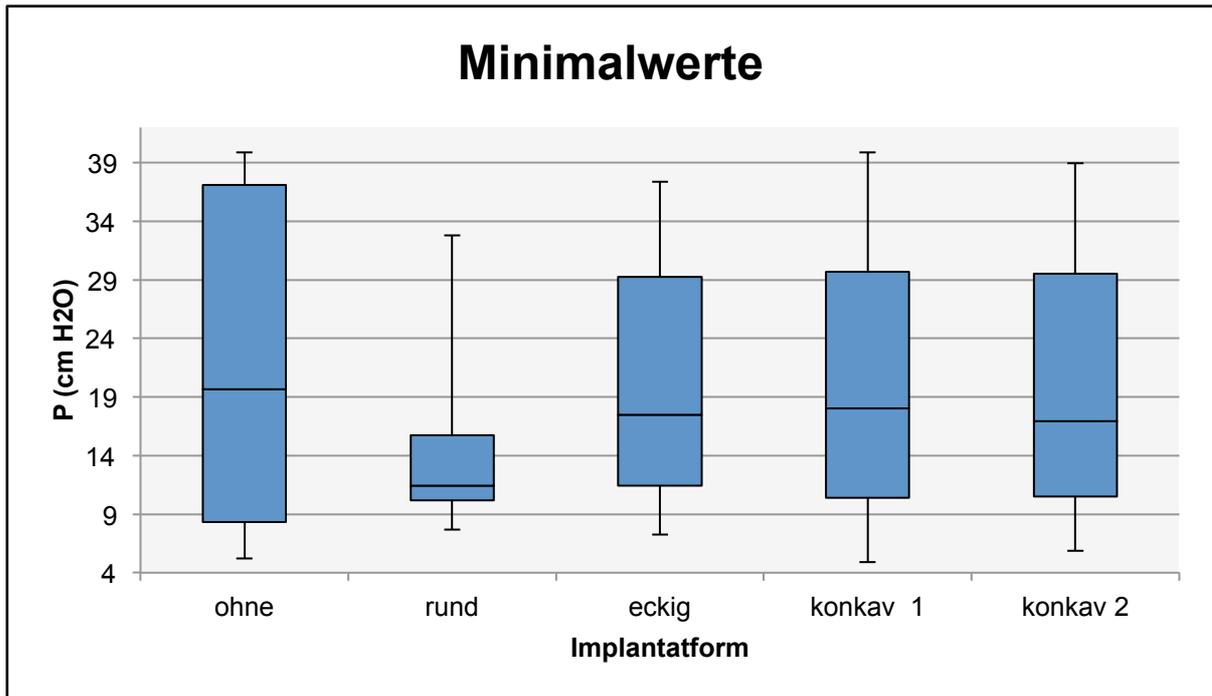


Abb. 21: grafische Darstellung der Messwerte für den Kehlkopf TS2LA3

Der Vergleich der einzelnen Kehlköpfe miteinander ist im Folgenden dargestellt. Es wurden alle Minimalwerte der Kehlköpfe in Tabelle 8 eingetragen. Pro Kehlkopf ging die gleiche Anzahl an Messpunkten ein.

<b>Druck P (cmH<sub>2</sub>O)</b>				
<b>ohne</b>	<b>rund</b>	<b>eckig</b>	<b>konkav 1</b>	<b>konkav 2</b>
<b>5.2</b>	15.1	14.5	11.0	21.5
<b>12.7</b>	12.3	18.6	14.2	15.9
<b>22.2</b>	29.5	15.4	13.2	14.5
<b>39.9</b>	16.9	32.2	25.1	32.9
<b>39.9</b>	32.8	37.3	39.9	38.9
<b>28.9</b>	10.5	20.5	31.2	19.4
<b>10.5</b>	10.1	11.8	14.5	12.5
<b>11.4</b>	10.5	10.4	10.2	10.0
<b>14.9</b>	12.4	11.7	13.6	9.2
<b>8.0</b>	7.7	7.3	4.9	5.9
<b>7.6</b>	8.2	9.2	9.8	9.4
<b>9.6</b>	9.5	9.7	10.5	8.3

**Tab. 8:** Vergleich der Minimalwerte der 6 vermessenen Kehlköpfe

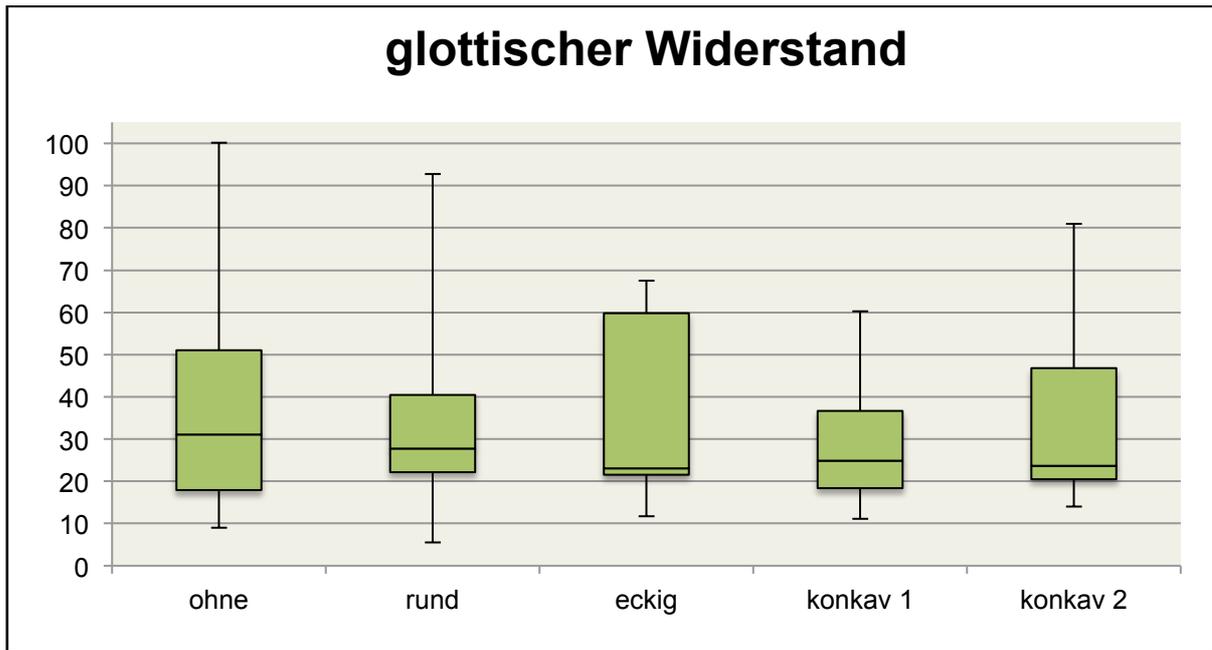


**Abb. 22:** vergleichende grafische Darstellung der Minimalwerte aller vermessenen Kehlköpfe

Der im Durchschnitt geringste Wert konnte mit der Implantatform „rund“ erzielt werden. Er lag bei 11,4 cm H<sub>2</sub>O. 75% aller Werte lagen unter 15,5 cm H<sub>2</sub>O. Die Streuung der Messwerte war bei dieser Implantatform am geringsten.

## 4.2 glottischer Widerstand

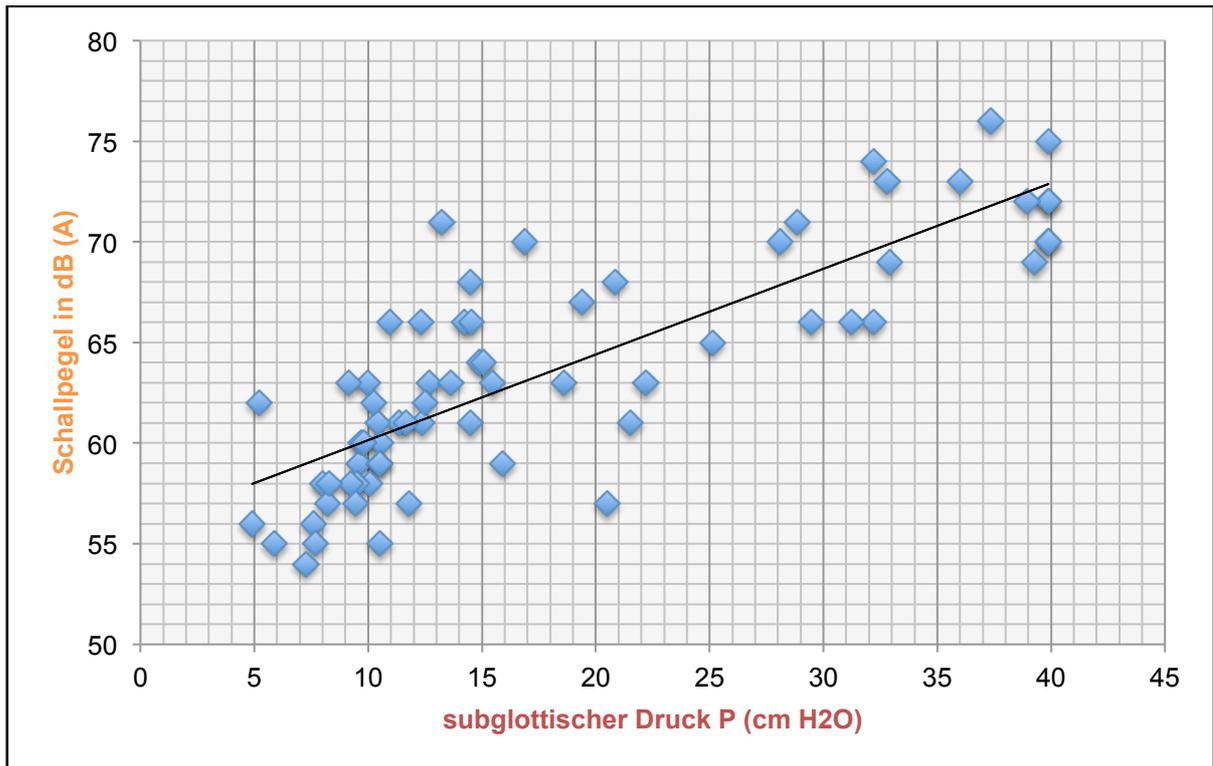
Im Abbildung 23 sind die Widerstandswerte der einzelnen Kehlköpfe aufgezeichnet. Aufgeteilt in die verschiedenen Implantatkategorien. Es zeigt sich, dass die Widerstandswerte bei der Implantatform „konkav 1“ am geringsten waren. Hier konnte mit einem glottischen Widerstand zwischen 11,1 cm H<sub>2</sub>O und 60,2 cm H<sub>2</sub>O eine Phonation erreicht werden. Dabei lagen 50% aller Messwerte im Bereich von 18,4 cm H<sub>2</sub>O und 36,6 cm H<sub>2</sub>O.



**Abb. 23:** grafische Auswertung des glottischen Widerstands aller 6 vermessenen Kehlköpfe

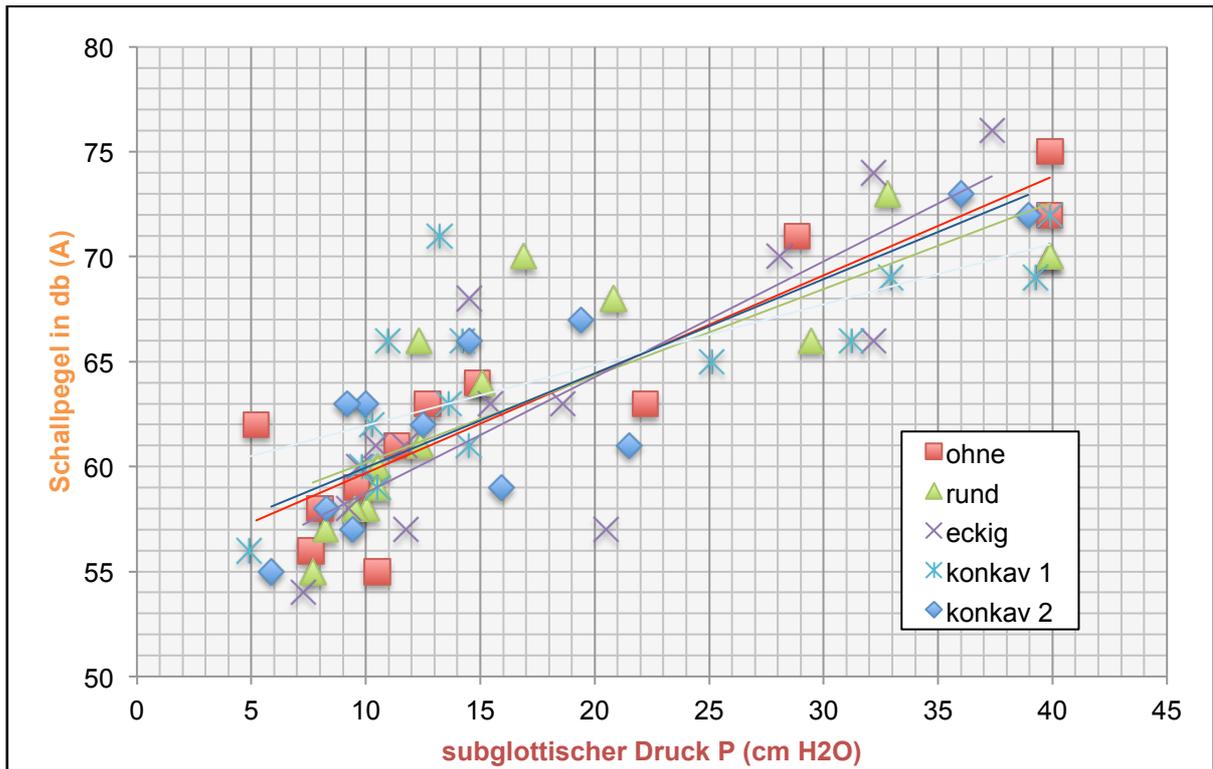
### 4.3 subglottischer Druck und Veränderung der Lautstärke

In Abbildung 24 sieht man, dass mit dem Schallpegel auch der Druck steigt. Allerdings zeigt diese Grafik auch, dass die von 6 Kehlköpfen stammenden Messwerte eine erhebliche Streuung haben.



**Abb. 24:** Beziehung zwischen subglottischem Druck und physikalischem Schallpegel bei der Phonation

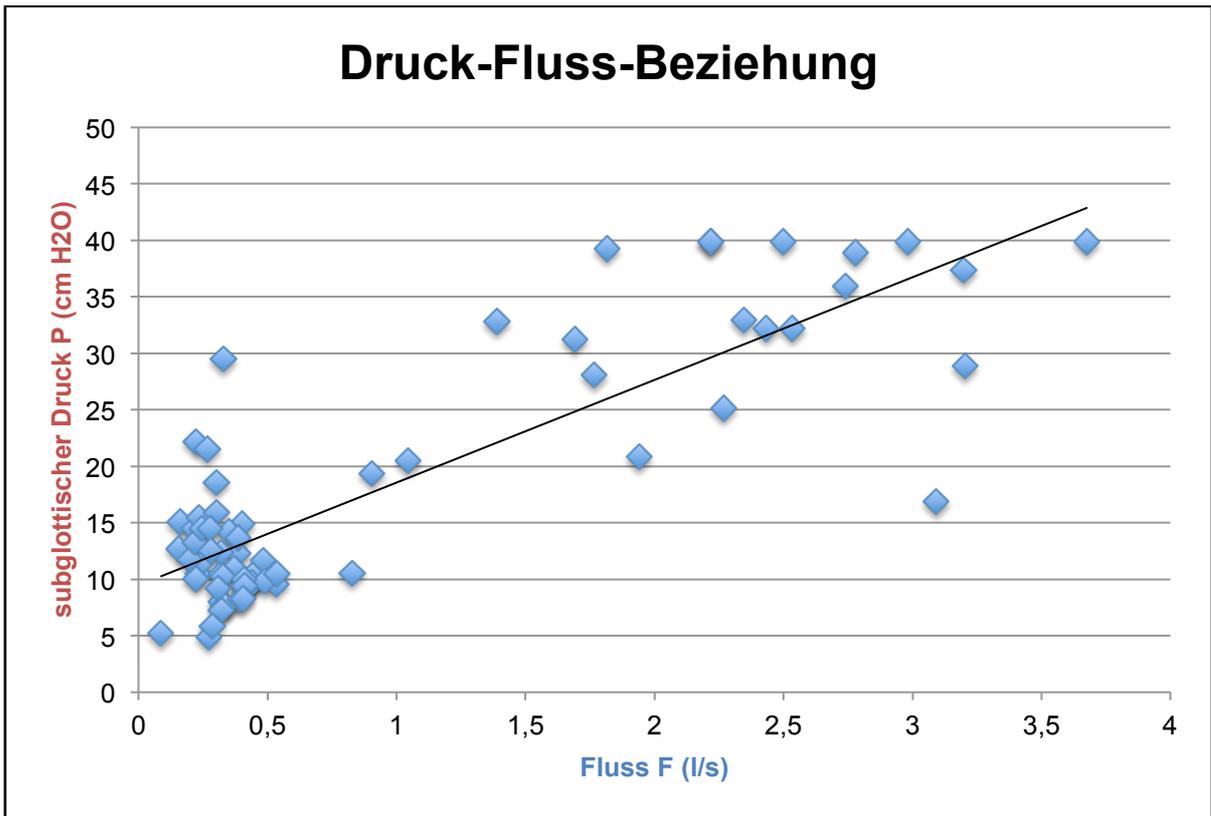
Auch innerhalb der einzelnen Kategorien lässt sich gut feststellen, dass eine Steigerung des subglottischen Druckes, eine Steigerung des Schallpegels nach sich zieht. Unabhängig davon, welches Implantat eingesetzt wird.



**Abb. 25:** Beziehung zwischen subglottischem Druck und physikalischem Schallpegel, dargestellt für die einzelnen Implantatformen

#### 4.4 Druck-Fluss Beziehung

Luftdruck und Luftstrom sind von großer Bedeutung für die Phonation. Der Druck wird mittels des Atemapparates kontrolliert, er ist aber auch vom glottischen Widerstand abhängig. Der Luftstrom wird vom Druck und vom glottischen Widerstand bestimmt. Letzterer wiederum wird hauptsächlich von der Adduktionsmuskulatur des Larynx kontrolliert.



**Abb. 26:** Druck-Fluss-Beziehung für alle 6 vermessenen Kehlköpfe

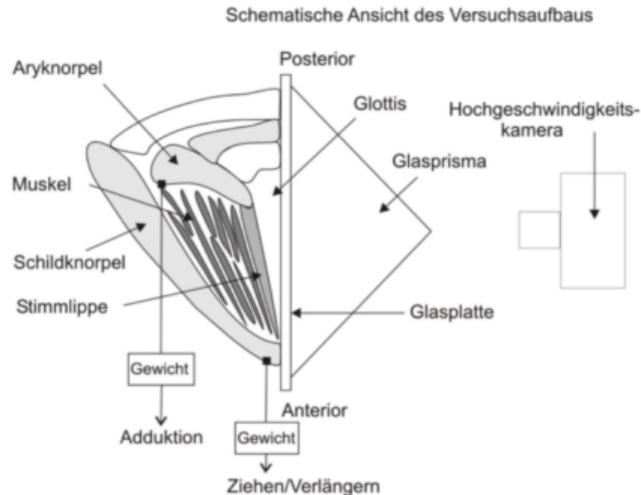
Das Diagramm in Abbildung 26 zeigt deutlich den Zusammenhang zwischen subglottischem Druck (P) und transglottischem Fluss (F) für alle 6 vermessenen Kehlköpfe. Ein höherer Druck in diesem Experiment zog auch einen erhöhten Fluss nach sich.

## 5. Diskussion

### 5.1 Diskussion der Methodik

Um Operationsverfahren für den praktischen Einsatz zu testen, sollten so viele Übereinstimmungen wie möglich zwischen Versuchsaufbau und menschlichem Körper vorhanden sind. Dann können die Ergebnisse am zuverlässigsten übertragen werden. Aus diesem Grund wurden für den hier dargestellten Versuchsaufbau humane Kehlköpfe verwendet.

Grundsätzlich lassen sich zwei Larynxmodelle unterscheiden. Einige Autoren bevorzugen einen halbierten Kehlkopf, während andere ein intaktes Modell präferieren. Basierend auf Messungen von *Jiang et al.*, ist der Hemilarynx gut zu vergleichen mit einem vollständigen Kehlkopf<sup>31</sup>. Für den halbierten Kehlkopf spricht sicherlich die bessere Übersicht. Ein solcher Hemilarynx ermöglicht Analysen in allen Raumebenen. *Döllinger et al.* haben dies wie folgt beschrieben<sup>32</sup>:



**Abb. 27:** experimenteller Aufbau eines Hemilarynx von Döllinger et al.<sup>32</sup>

Der Kehlkopf wird präpariert und in sagittaler Richtung halbiert. Die eine Stimmlippe wird entfernt und durch eine Glasplatte ersetzt. Durch ein Glasrohr, welches in die

Trachea eingeführt wird, kann der Kehlkopf mit Luft insuffliert werden. Dadurch kann die Stimmlippe zum Schwingen angeregt werden. Dieses Modell wurde mehrfach von verschiedenen Autoren modifiziert.

Trotz der oben beschriebenen Vorteile bietet der intakte, komplette Kehlkopf den Vorteil der anatomischen Unversehrtheit. Es liegt nahe, dass hier die Funktion des Kehlkopfes am besten und am exaktesten dokumentierbar ist. Die Kehlköpfe wurden so präpariert, dass eine optimale Aufsicht auf die Stimmlippen gewährleistet werden konnte. Alles überschüssige Gewebe und die Epiglottis wurden entfernt. Die Belüftung erfolgte mit angefeuchteter Luft.

Nach zahlreichen Vorversuchen stellte sich heraus, dass eine stabile Positionierung des Kehlkopfes unerlässlich ist. Ebenso ist ein luftdichtes System vom Ursprung der Luftzufuhr bis zur Glottis notwendig.

*Chan et al.* vertreten die Meinung, dass es für eine ideale Phonation elementar ist, die Kehlköpfe schnell einzufrieren und langsam wieder aufzutauen<sup>25</sup>. Die viskoelastischen Eigenschaften des Gewebes werden so erhalten. Der Wassergehalt bleibt beinahe konstant. *Jiang et al.* hält dies essentiell für die Festigkeit, Viskosität und Masse des Gewebes<sup>27</sup>.

Im Verlauf einer solchen Studie darf man das Problem der Hydration nicht außer Acht lassen. Obwohl angefeuchtete Luft verwendet wurde, musste das Gewebe immer wieder zusätzlich mit Wasserspray angefeuchtet werden. *Jiang et al.* berichtet dass der Feuchtigkeitsgehalt des Stimmlippengewebes die Gewebeviskosität beeinflusst<sup>27</sup>. Diese ist wiederum proportional zu dem minimalen Druck, der die Stimmlippenschwingung initiiert. Je niedriger die Viskosität, umso weniger Druck wird zur Phonation benötigt. Dieser Eindruck konnte bei nahezu allen verwendeten Kehlköpfen bestätigt werden.

Den suffizienten Schluss der Stimmlippen zu erreichen erweist sich als die größte Herausforderung. Die Muskulatur im menschlichen Kehlkopf in einem Modell nachzubilden ist extrem komplex. *Döllinger et al.* löst das Problem mit Gewichten, die am Stellknorpel fixiert werden<sup>26</sup>. Dadurch wird der Adduktionsprozess simuliert.

In dem Versuchsaufbau dieser Studie konnte ein Faden, der am vorderen Ende des Schildknorpels befestigt war, die Stimmlippenspannung verändern. Die manuelle Steuerung, die in diesem Modell angewandt wurde, ermöglichte eine extrem dynamische Regulation. Jeweils ein Faden am hinteren Ende der Stimmlippe kurz vor dem *Processus vocalis* des Stellknorpels ermöglichte die Steuerung in allen Raumebenen. Sowohl in longitudinaler, als auch in transversaler Ebene konnten so die kleinsten Modifikationen realisiert werden.

Zur Messung des subglottischen Drucks (P) wurde die direkte Methode angewandt. Ein Sensor wurde unmittelbar im subglottischen Raum positioniert. Auch am Menschen wird dieses Verfahren angewandt und gilt als gängigste Methode, den subglottalen Druck zu messen. Die Vorteile liegen auf der Hand. Alle körperlichen Faktoren (Atmung, Lungenkapazität, anatomische Gegebenheiten) bleiben gleich, es ist nur eine Kalibrierung des Drucksensors nötig. Die Messwerte, die so erhalten werden, sind adäquat. Ein Nachteil ist sicherlich der kleine operative Eingriff für den Patienten. Obwohl das Verfahren nicht besonders schmerzhaft ist, kann es bei Patienten erhebliche Angstgefühle provozieren. In dieser Studie war die direkte Methode die beste, um exakte Messwerte zu erhalten.

Die biologische Kompatibilität von Silikon im auspolymerisiertem Zustand haben dieses Material zum gängigen Standard gemacht<sup>20,21,33</sup>. Die niedrigen Kosten und die hervorragende Individualisierbarkeit sind weitere unerreichte Vorteile. Die aufwendige Modifikation am Operationstisch hat allerdings zur Folge, dass mehrere vorgeformte Implantatsysteme entwickelt wurden<sup>33-38</sup>.

#### VoCom®-System:

- Material: gut biokompatibles Hydroxylapatit
- 5 Implantatgrößen, die auf 4 unterschiedlich große Gegenstücke aufgesetzt werden
- hohe Anzahl an Kombinationen
- 5 Probeimplantate zur Bestimmung der Größe
- osteogenetische Integration, daher Explantation nur schwer möglich

#### Montgomery®-System:

- Material: Silikon
- 5 verschiedene Größen für Männer und Frauen
- für die individuelle Anpassung ist Spezialwerkzeug nötig
- kostenintensiv

#### Titanium Vocal Fold Medialisation (TVFMI™):

- Material: Titan
- mit Standardinstrumenten einsetzbar
- 3 Grundgrößen, unterscheiden sich nur in der Länge
- Eindringtiefe wird unter Phonationskontrolle während der Operation bestimmt
- Einfache Fixation
- kostengünstig

Für eine objektive Darstellung der Medialisierungsthyreoplastik (ML) ist das hier verwendete Modell angemessen. Durch die anatomische Übereinstimmung und die Verwendung humaner Gewebe ist der direkte Vergleich zulässig. Sowohl der Versuchsaufbau als auch das hergestellte Implantatsystem brachten reproduzierbare Ergebnisse.

## 5.2 Diskussion der Ergebnisse

Ziel der Arbeit war es, die verschiedenen Implantatformen und die resultierenden Druckwerte zu vergleichen. Basierend auf der Hypothese, dass subglottische Konvexität oder Konkavität hilft, war es die Absicht dieser Arbeit zu untersuchen, bei welcher Konfiguration einer auf diese Art und Weise medialisierten Stimmlippe bei geringstmöglichem subglottischen Druck am ehesten eine Phonation zu erzeugen ist.

Die bisherigen beschriebenen Ergebnisse zeigen keine klare Tendenz auf. Zusammenfassend lassen sich die Ergebnisse wie folgt interpretieren:

Die verschiedenen Implantatformen weisen keine signifikanten Unterschiede auf. Der Bereich, in dem die Stimmlippen zu schwingen beginnen, liegt im Median zwischen 11,4 cm H<sub>2</sub>O und 13,5 cm H<sub>2</sub>O. Die entstehende Differenz von 2,1 cm H<sub>2</sub>O kann durch die entsprechend eingesetzten Implantate erklärt werden. Im Wesentlichen entsprechen diese Werte also der menschlichen Stimme in normaler, als allgemein angenehm empfundener Lautstärke.

Die Vermutung, dass subglottische Konvexität oder Konkavität hilft, eine Phonation zu erzeugen, konnte klar bestätigt werden. Es gibt mehrere Publikationen über die Anwendung von verschiedensten Implantaten zur Stimmlippenmedialisierung. Die Erfahrungen sind unzweifelhaft positiv. Über das Implantatdesign, die damit zusammenhängende Ausformung des subglottischen Raumes und welche funktionellen Folgen das Design hervorruft, herrscht weitgehend Unkenntnis. Es lässt sich momentan keine definitive Aussage treffen, welche Konfiguration einer operativ medialisierten Stimmlippe die Optimale ist.

Die Injektion eines biokompatiblen Materials kompensiert einen inadäquaten Stimmlippenschluss. Je mehr Material augmentiert wird, desto geringer wird der glottische Spalt. Die exakte Positionierung des Augmentats erweist sich oftmals als schwierig. Auch kann das Augmentat durchaus seine Position zu einem späteren Zeitpunkt ändern. Durch solch eine Augmentation entsteht immer eine konvexe Stimmlippenkonfiguration im subglottischen Raum. Die genaue Form, die während des Injizierens entsteht, lässt sich nicht kontrollieren. Mit einer

Medialisierungsthyreoplastik dagegen kann Konkavität im subglottischen Raum erreicht werden, indem das entsprechende Implantatdesign gewählt wird.

Die große Streuung der Ergebnisse und die unterschiedliche Aussagekraft der Messungen begründet sich durch verschiedene Faktoren. Die Parameter wurden bewusst manuell kontrolliert, um zu gewährleisten, dass der Grenzbereich voll ausgenutzt werden konnten.

Der experimentelle Aufbau erlaubte es, die Spannung der Stimmlippen sehr fein zu regulieren. Dies wurde manuell durch Zug, Spannung und Veränderungen in der Position der einzelnen Stimmlippen erreicht. Auch die verschiedenen Implantatformen brachten unterschiedliche Ergebnisse. Darüber hinaus unterschieden sich die Kehlköpfe in Größe und Form. Des Weiteren änderte sich der Zustand der Kehlköpfe, je länger sie verwendet wurden.

Es ist nachgewiesen und leicht nachvollziehbar, dass eine Medialisierung einer gelähmten Stimmlippe das Ansprechen der Stimmgebung erleichtert. Dies ist seit vielen Jahrzehnten ein bewährtes Therapiekonzept. Zusammen mit logopädischen Übungen und in enger interdisziplinären Kooperation können gute Ergebnisse erzielt werden<sup>21</sup>.

Ganz bewusst wurden in dieser Studie verschiedene Implantatformen angewandt. Auch der Anpressdruck, mit dem die Implantate eingebracht wurden, wurde ganz bewusst nicht gemessen. Ebenso wurde die Spannung der Stimmlippen nicht bestimmt. Durch die manuelle und sehr leicht mögliche Steuerung des Glottisschlusses und den einfach zu modifizierenden Anpressdruck konnten fast ideale Bedingungen hergestellt werden. Sobald ein Parameter abwich, konnte dieser leicht und präzise korrigiert werden.

Generell lässt sich der subglottische Druck am Menschen während einer Phonation nur schwer direkt messen. Trotzdem ist der subglottische Druck ein wichtiges Indiz für das Ansprechen der Stimmgebung. Der subglottische Druck verkörpert die

Energie, die direkt zur Verfügung steht, um akustische Stimmsignale zu erzeugen. Damit hat die Messung des subglottischen Druck eine wichtige Stellung in der Diagnose und Therapie von stimmlichen Funktionsstörungen.

Trotz sorgfältigster Vorgehensweise sind auch in dieser Studie höhere Druckmesswerte zu beobachten, je länger ein Kehlkopf verwendet wurde. Dies ist auf die Dehydratation des Gewebes zurückzuführen. Trotz schonender Behandlung und wiederholter Befeuchtung mussten die Spannung der Stimmlippen und der Anpressdruck des Implantates ggf. erhöht werden, um eine Phonation zu erzeugen.

## 6. Zusammenfassung

In Bezug auf die Lebensqualität und der gesellschaftlichen Bedeutung der zwischenmenschlichen Kommunikation ist eine Wiederherstellung einer möglicherweise nicht ausreichenden Stimmfunktion absolut zu empfehlen. Auch eine operative Maßnahme ist zu vertreten. Die Vorgehensweise mittels einer Thyreoplastik Typ 1, und das Einsetzen eines Implantates ist eine bewährte Methode.

Seit *Payr* im Jahr 1915 zum ersten Mal die Operationsmethode der Thyreoplastik überschrieb und seit *Isshiki* in den 1970er Jahren diese Technik wieder aufleben ließ und erste Modifikationen entwickelte, wurde diese OP-Technik deutlich verbessert. Durch verschiedene Modifikationen und bessere Materialien wurde diese OP-Methode vermehrt individualisiert. Inzwischen hat sich die Medialisierungsthyreoplastik zu einer zuverlässigen und nachhaltigen Methode entwickelt. Mit dem heutigen Standard und den geeigneten Materialien ist es möglich, vielen Patienten mit ähnlicher Symptomatik zu einer neuen Lebensqualität zu verhelfen.

Durch den Vergleich der Daten mit den Ergebnissen andere Studien und Erfahrungen in der Literatur lässt sich anführen, dass eine Medialisierungsthyreoplastik in den meisten Fällen zu einer Verbesserung der gestörten Stimmfunktion führt. Es gibt jedoch Unterschiede in den verwendeten Materialien und Formen von Implantaten.

Das Ziel dieser Studie war es, festzustellen, welche Konfiguration einer medialisierten Stimmlippen am besten ist, um die Phonation mit möglichst geringem subglottischen Druck zu erzeugen. Dies würde ein Hinweis auf die einfachere Reaktion auf die Phonation nach der Operation sein und würde die Auswahl des chirurgischen Verfahrens bei Patienten mit ähnlichen Problemen erleichtern. Die Ergebnisse wurden basierend auf den Parametern subglottischer Druck, glottaler Luftstrom und Schallpegel verglichen. Die optimale Konfiguration einer operierten Stimmlippe konnte nicht allgemein bestimmt werden. Basierend auf dieser Studie lässt sich keine klare Aussage machen, welche Konfiguration am besten ist.

Dennoch können die Ergebnisse der Studie als sehr nützlich für eine weitere Forschung angesehen werden.

Der verwendete, selbstentworfene *ex vivo* Versuchsaufbau erwies sich als sehr nützlich. Es konnten die *in vivo* Bedingungen so gut wie möglich repräsentiert werden. Der Versuchsaufbau kann auch für weitere Studien mit ähnlicher oder anderer Fragestellung weiterentwickelt und genutzt werden. Der Anpressdruck, mit dem die Implantate die Stimmlippe medialisieren, ebenso wie die Spannung der Stimmlippen, die nötig ist, um eine Phonation zu erzeugen könnte gemessen werden.

Die klinische Reproduzierbarkeit kann als gut betrachtet werden. Um die optimale Position der zu medialisierenden Stimmlippe zu finden, wird während der Operation ein ähnliches Verfahren wie in dieser Studie angewandt. Der Operateur versucht am wachen Patienten durch Mittenverlagerung der Stimmlippe eine Phonation zu erzeugen und so die optimale Position der Stimmlippe zu bestimmen. Der Effekt der Medialisierung einer Stimmlippe ist hier eindeutig nachgewiesen.

Die Vermutung, dass eine Implantatform besonders hervorstechen würde, hat sich nicht bestätigt. Festzuhalten gilt, dass es durchaus Unterschiede zwischen den einzelnen Implantatformen gibt. Ohne das Einsetzen eines Implantates war das Erzeugen einer Phonation immer am schwierigsten. Hier zeigten sich höhere Druckwerte. Die Ergebnisse der Studie zeigen die enge Abhängigkeit von subglottischen Druck, transglottischem Luftstrom, glottischem Widerstand und Schallpegel. Keiner dieser Parameter sollte ohne Einbeziehung der anderen drei Größen beurteilt werden. Aufgrund der Anzahl der Kehlköpfe, die in dieser Arbeit untersucht wurden, sind die Ergebnisse als rein deskriptiv zu bewerten. Basierend auf den hier dargestellten Ergebnissen kann eine grundsätzliche Tauglichkeit der Medialisierungsthyreoplastik festgestellt werden.

## 7. Literaturverzeichnis

1. Schumacher G-H. *Anatomie für Zahnmediziner*. Heidelberg: Hüthig GmbH; 1997.
2. Sobotta J. *Atlas der Anatomie für Zahnmediziner, d Bde., Bd. 1, Kopf, Hals, obere Extremität*. Vol 21. neu bearbeitete Auflage: Urban & Fischer Verlag; 2005.
3. Hammer S. Stimmtherapie mit Erwachsenen. *Grundlagen der Stimmfunktion*: Springer Berlin Heidelberg; 2005:1-38.
4. Friedrich G, Lichtenegger R. Surgical anatomy of the larynx. *Journal of voice : official journal of the Voice Foundation*. Sep 1997;11(3):345-355.
5. Hirano M. Morphological structure of the vocal cord as a vibrator and its variations. *Folia Phoniatr (Basel)*. 1974;26(2):89-94.
6. Hirano M, Kurita S, Kiyokawa K, Sato K. Posterior glottis. Morphological study in excised human larynges. *Ann Otol Rhinol Laryngol*. Nov-Dec 1986;95(6 Pt 1):576-581.
7. Friedrich G, Kainz J, Freidl W. [Functional structure of the human vocal cord]. *Laryngorhinootologie*. May 1993;72(5):215-224.
8. Ruben RJ. Redefining the survival of the fittest: communication disorders in the 21st century. *Laryngoscope*. Feb 2000;110(2 Pt 1):241-245.
9. Sundberg J. *Die Wissenschaft der Singstimme*. Bonn: Opheus-Verlag; 1997.
10. Sittel C, Wassermann K, Mathen F, Eckel HE. [Unilateral and bilateral recurrence of inferior laryngeal nerve paralysis]. *Pneumologie*. Dec 2001;55(12):568-578.
11. Böhme G. *Sprach-, Sprech-, Stimm- und Schluckstörungen*.: Urban & Fischer; 2008.
12. Wendler J, Vollprecht I, Notzel M, Klein C, Fuchs R. [Vocal cord paralysis in phoniatic practice]. *Folia Phoniatr (Basel)*. 1984;36(2):74-83.
13. Vinson KN, Zraick RI, Ragland FJ. Injection versus medialization laryngoplasty for the treatment of unilateral vocal fold paralysis: follow-up at six months. *Laryngoscope*. Sep 2010;120(9):1802-1807.

14. Laccourreya O, El Sharkawy L, Holsinger FC, Hans S, Menard M, Brasnu D. Thyroplasty type I with Montgomery implant among native French language speakers with unilateral laryngeal nerve paralysis. *Laryngoscope*. Aug 2005;115(8):1411-1417.
15. Hoffman MR, Witt RE, Chapin WJ, McCulloch TM, Jiang JJ. Multiparameter comparison of injection laryngoplasty, medialization laryngoplasty, and arytenoid adduction in an excised larynx model. *Laryngoscope*. Apr 2010;120(4):769-776.
16. Kimura M, Mau T, Chan RW. Viscoelastic properties of phonosurgical biomaterials at phonatory frequencies. *Laryngoscope*. Apr 2010;120(4):764-768.
17. Hartl DM, Hans S, Crevier-Buchman L, Vaissiere J, Brasnu DF. Long-term acoustic comparison of thyroplasty versus autologous fat injection. *The Annals of otology, rhinology, and laryngology*. Dec 2009;118(12):827-832.
18. Isshiki N, Mahieu, H. Laryngeal framework surgery course. *2nd ANNUAL LARYNGEAL FRAMEWORK SURGERY COURSE*. Amsterdam, The Netherlands 1997.
19. Koufman JA. Laryngoplasty for vocal cord medialization: an alternative to Teflon. *Laryngoscope*. Jul 1986;96(7):726-731.
20. Young VN, Zullo TG, Rosen CA. Analysis of laryngeal framework surgery: 10-year follow-up to a national survey. *Laryngoscope*. Aug 2010;120(8):1602-1608.
21. Friedrich G. [External vocal cord medialization: functional outcome]. *Laryngorhinootologie*. Jan 1998;77(1):18-26.
22. Friedrich G. [External vocal fold medialization: surgical experiences and modifications]. *Laryngorhinootologie*. Jan 1998;77(1):7-17.
23. Chrobok V, Pellant A, Sram F, et al. Medialization thyroplasty with a customized silicone implant: clinical experience. *Folia Phoniatr Logop*. 2008;60(2):91-96.
24. Ezzat WF, Shehata M, Kamal I, Riad MA. Adjustable laterofixation of the vocal fold in bilateral vocal fold paralysis. *Laryngoscope*. Apr 2010;120(4):731-733.

25. Chan RW, Titze IR. Effect of postmortem changes and freezing on the viscoelastic properties of vocal fold tissues. *Ann Biomed Eng.* Apr 2003;31(4):482-491.
26. Doellinger M, Berry DA. Visualization and quantification of the medial surface dynamics of an excised human vocal fold during phonation. *J Voice.* Sep 2006;20(3):401-413.
27. Jiang J, Ng J, Hanson D. The effects of rehydration on phonation in excised canine larynges. *J Voice.* Mar 1999;13(1):51-59.
28. Alipour F, Jaiswal S. Glottal airflow resistance in excised pig, sheep, and cow larynges. *J Voice.* Jan 2009;23(1):40-50.
29. Alipour F, Scherer RC, Finnegan E. Pressure-flow relationships during phonation as a function of adduction. *Journal of voice : official journal of the Voice Foundation.* Jun 1997;11(2):187-194.
30. Rubin HJ, LeCover M, Vennard W. Vocal intensity, subglottic pressure and air flow relationships in singers. *Folia Phoniatr (Basel).* 1967;19(6):393-413.
31. Jiang JJ, Titze IR. A methodological study of hemilaryngeal phonation. *Laryngoscope.* Aug 1993;103(8):872-882.
32. Doellinger M, Berry DA, Berke GS. A quantitative study of the medial surface dynamics of an in vivo canine vocal fold during phonation. *Laryngoscope.* Sep 2005;115(9):1646-1654.
33. Nouwen J, Hans S, De Mones E, Brasnu D, Crevier-Buchman L, Laccourreye O. Thyroplasty type I without arytenoid adduction in patients with unilateral laryngeal nerve paralysis: the montgomery implant versus the Gore-Tex implant. *Acta Otolaryngol.* Aug 2004;124(6):732-738.
34. Bonatti J, Ladurner R, Antretter H, et al. Single coronary artery bypass grafting--a comparison between minimally invasive 'off pump' techniques and conventional procedures. *Eur J Cardiothorac Surg.* Oct 1998;14 Suppl 1:S7-12.
35. Montgomery WW, Montgomery SK. Montgomery thyroplasty implant system. *The Annals of otology, rhinology & laryngology. Supplement.* Sep 1997;170:1-16.

36. Sittel C. [Larynx: implants and stents]. *Laryngorhinootologie*. May 2009;88 Suppl 1:S119-124.
37. McCulloch TM, Hoffman HT, Andrews BT, Karnell MP. Arytenoid adduction combined with Gore-Tex medialization thyroplasty. *Laryngoscope*. Aug 2000;110(8):1306-1311.
38. McLean-Muse A, Montgomery WW, Hillman RE, et al. Montgomery Thyroplasty Implant for vocal fold immobility: phonatory outcomes. *The Annals of otology, rhinology, and laryngology*. Apr 2000;109(4):393-400.

## 8. Tabellenverzeichnis

Tab. 1: Minimalwerte der 6 Kehlköpfe, diese Werte wurden benötigt um eine Phonation zu erzeugen.....	32
Tab. 2: Messergebnisse für den Kehlkopf TS2LA1.....	33
Tab. 3: Messergebnisse für den Kehlkopf TS1LA1.....	35
Tab. 4: Messergebnisse für den Kehlkopf TS1LA2.....	36
Tab. 5: Messergebnisse für den Kehlkopf TS1LA3.....	37
Tab. 6: Messergebnisse für den Kehlkopf TS2LA2.....	38
Tab. 7: Messergebnisse für den Kehlkopf TS2LA3.....	39
Tab. 8: Vergleich der Minimalwerte der 6 vermessenen Kehlköpfe.....	40

## 9. Abbildungsverzeichnis

Abb. 1: anatomische Darstellung der nervlichen .....	10
Abb. 2: schematische Darstellung, möglicher Stimmlippenpositionen während einer Spiegeluntersuchung bei einseitiger Lähmung .....	14
Abb. 3: Thyreoplastik Typ 1 nach Isshiki: (1) Vermessung des Kehlkopfes und setzen der Orientierungspunkte, (2) Entfernung des Knorpels und Präparation des Fenster, (3) Mobilisierung des inneren Gewebes, (4) Einsetzen des Implantates .....	17
Abb. 4: schematischer Versuchsaufbau .....	20
Abb. 5: konischer Adapter, auf dem die Kehlköpfe platziert wurden .....	21
Abb. 6: Ansicht eines durch Fäden fixierten .....	22
Abb. 7: Kehlkopf durch Fäden fixiert, Ansicht von rechts .....	23
Abb. 8: selbstkonstruierter Luftbefeuchter .....	23
Abb. 9: Die aufgezeichnete Kurve zeigt den subglottischen Druck (P) und glottischen Fluss (F) eines vermessenen Kehlkopfes. Durch manuell hinzugefügte Markierungen lässt sich ablesen, wann eine Phonation erreicht wurde. ....	23
Abb. 10: skizzierter Versuchsaufbau .....	24
Abb. 11: virtuelle Darstellung der einzelnen Implantatformen und Dimensionen .....	25
Abb. 12: als Beispiel ist hier das Implantat mit der Form „konkav 1“ dargestellt .....	25
Abb. 13: eine Bildsequenz von Hochgeschwindigkeitsaufnahmen zeigt das Öffnen und Schließen der Stimmlippen in Einzelbildern .....	27
Abb. 14: Eine Sequenz von endoskopischen Aufnahmen zeigt die unterschiedlichen Stimmlippenkonfigurationen im subglottischen Raum, die sich ergeben, wenn die verschiedenen Implantate eingesetzt werden. In der rechten Spalte sind im Querschnitt die zu erwartenden Konfigurationen dargestellt. ....	29
Abb. 15: Fotoserie des operativen Vorgehens bei einer Thyreoplastik Typ1: (1) Vermessung des Kehlkopfes und Setzen der Orientierungspunkte, (2) Entfernung des Knorpels und Präparation des Fenster, (3) Mobilisierung des inneren Gewebes, (4) fertiges Fenster vor Einsetzen des Implantates	30

Abb. 16: Minimaldruckwerte (P) und die resultierenden Flusswerte (F) während die verschiedenen Implantatformen eingesetzt wurden für der Kehlkopf TSALA1. ....	34
Abb. 17: grafische Darstellung der Messwerte für den Kehlkopf TS1LA1.....	35
Abb. 18: grafische Darstellung der Messwerte für den Kehlkopf TS1LA2.....	36
Abb. 19: grafische Darstellung der Messwerte für den Kehlkopf TS1LA3.....	37
Abb. 20: grafische Darstellung für den Kehlkopf TS2LA2 .....	38
Abb. 21: grafische Darstellung der Messwerte für den Kehlkopf TS2LA3.....	39
Abb. 22: vergleichende grafische Darstellung der Minimalwerte aller vermessenen Kehlköpfe.....	41
Abb. 23: grafische Auswertung des glottischen Widerstands aller 6 vermessenen Kehlköpfe.....	42
Abb. 24: Beziehung zwischen subglottischem Druck und physikalischem Schallpegel bei der Phonation.....	43
Abb. 25: Beziehung zwischen subglottischem Druck und physikalischem Schallpegel, dargestellt für die einzelnen Implantatformen.....	44
Abb. 26: Druck-Fluss-Beziehung für alle 6 vermessenen Kehlköpfe .....	45
Abb. 27: experimenteller Aufbau eines Hemilarynx von.....	46

## 10. Abkürzungen

P	=	subglottischer Druck		
F	=	transglottischer Luftstrom (Fluss)		
R	=	glottischer Widerstand		
cmH <sub>2</sub> O	=	Zentimeter auf der Wassersäule		
mmH <sub>2</sub> O	=	Millimeter auf der Wassersäule		
dB	=	Dezibel		
V	=	Volt		
mm	=	Millimeter		
ULNP	=	unilateral nerve paralysis	=	einseitige Nervlähmung
ML	=	Medialization Thyroplasty	=	Medialisierungsthyreoplastik
AA	=	Arytenoid Adduction	=	Stellknorpeladduktion
SPL	=	Sound pressure level	=	Schallpegel
AMP	=	anterior membranous portion	=	vorderer membranöser Anteil
PP	=	posterior portion intercartilagnous	=	hinterer knorpeliger Anteil
MP	=	membranous portion	=	membranöser Anteil
CP	=	cartilaginous portion	=	knorpeliger Anteil
LW	=	lateral wall	=	seitliche Wand

## **11. Danksagung**

Ich bedanke mich vor allem bei meinem Doktorvater Prof. Dr. med. Hess für die Überlassung dieses Themas und die Betreuung als Doktorand.

Ich bedanke mich bei Herrn Frank Müller für seine Unterstützung bei den Experimenten und Auswertungen.

Darüber hinaus danke ich Prof. Dr. med. Püschel für die Bereitstellung der Kehlköpfe.

Ich danke meinen Eltern für ihre kontinuierliche Unterstützung.

Ganz besonders möchte ich meiner Frau Ann-Katrin Faber für ihre Unterstützung und Geduld danken, vor allem während des Schreibens dieser Arbeit.

## 12. Erklärung

Ich versichere ausdrücklich, dass ich die Arbeit selbstständig und ohne fremde Hilfe verfasst, andere als die von mir angegebenen Quellen und Hilfsmittel nicht benutzt und die aus den benutzten Werken wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen einzeln nach Ausgabe, band und Seite des benutzten Werkes kenntlich gemacht habe.

Ferner versichere ich, dass ich die Dissertation bisher nicht einem Fachvertreter einer anderen Universität zur Überprüfung vorgelegt oder mich anderweitig um die Zulassung zur Promotion beworben habe.

.....  
Matthias Faber