



— Masterarbeit in Medizinischer Physik —

**Farbkodierte Duplexsonographie zur Bestimmung von
Ausbreitungsgeschwindigkeiten der Schleimhautwellen und von Elastizitätsmodulen
menschlicher Stimmlippen bei unterschiedlichen Stimmgebungstechniken**

angefertigt von: **Maximilian Sauer**
Matrikelnummer: **2591562**

im

**Selbstständigen Funktionsbereich für Phoniatrie und
Pädaudiologie des Universitätsklinikums Düsseldorf**

bei

Univ.-Prof. Dr. med. Wolfgang Angerstein
Zweitprüfer: **Univ.-Prof. Dr. Thomas Heinzl**

vorgelegt der

**Mathematisch-Naturwissenschaftlichen Fakultät
der Heinrich Heine Universität Düsseldorf**

im November 2019

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
2	Grundlagen der Stimmerzeugung	3
2.1	Grundbegriffe der Akustik und Elastizitätstheorie	3
2.2	Prinzip der Stimmerzeugung	7
2.3	Anatomie des Kehlkopfes	10
2.4	Anatomie der Stimmlippen	13
2.5	Schwingungsverhalten der Stimmlippen	15
2.6	Physik der Stimmlippenschwingungen	19
2.7	Stimmgebungstechniken	24
2.8	Aufnahme und Analyse von Stimmsignalen	26
3	Farbduplexsonographie der Stimmlippen	35
3.1	Grundlagen der Farbduplexsonographie	35
3.2	Farbduplexsonographie der Stimmlippen	38
4	Materialien und Methoden	43
4.1	Verwendetes Ultraschallgerät und Software	43
4.2	Verwendetes Mikrofon	46
4.3	Untersuchungsaufbau und Durchführung	48
4.4	Bestimmung der Ausbreitungsgeschwindigkeit der Schleimhautwelle und des Elastizitätsmoduls	51
5	Ergebnisse	57
5.1	Ausbreitungsgeschwindigkeit der Schleimhautwelle	57
5.2	Elastizitätsmodul	71

6 Diskussion und Fazit	85
6.1 Analyse: Ausbreitungsgeschwindigkeit der Schleimhautwelle	87
6.2 Analyse: Elastizitätsmodul	90
6.3 Ausblick	95

KAPITEL 1

Einleitung

Eine wichtige Aufgabe der Phoniatrie ist die Untersuchung der Stimmlippen mit dem Ziel eines besseren Verständnisses der Physiologie der Stimmerzeugung sowie des Erkennens und Behandelns von Pathologien. Hierbei stellt die direkte und indirekte Laryngoskopie das Standardverfahren zur Betrachtung der Stimmlippen in der Klinik dar [1]. Die dazu verwendeten Geräte reichen von simplen Kehlkopfspiegeln, über starre Lupenendoskope, bis hin zu Laryngoskopen mit flexiblen Faseroptiken [2, 3]¹.

Da das Untersuchungsgerät transoral bzw. transnasal in den Körper eingeführt werden muss, setzt die Untersuchung eine gute Kooperation des Patienten voraus, welche vor allem bei Kindern nicht immer gegeben ist. Probleme können außerdem bei starkem Würgereiz auftreten. [4–7]

Eine zur Laryngoskopie alternative Diagnosetechnik, die durch Weiterentwicklung und Verbesserung von Auswertungs- und Gerätetechnologie aktuell in den Fokus der Aufmerksamkeit rückt, ist die Kehlkopfsonographie, also die Untersuchung des Larynx mit Hilfe von diagnostischem Ultraschall. Eine Untersuchung mit Ultraschall ist nicht invasiv, schmerzfrei, gut verträglich und einfach durchzuführen. [8, 9]

Die Ergebnisse können gespeichert und zum Vergleich mit späteren Untersuchungen herangezogen werden, um eventuelle Therapieerfolge zu beurteilen. Zusätzlich ist die benötigte Kooperationsbereitschaft des Patienten bei einer Ultraschalluntersuchung bedeutend gerin-

¹Anmerkung zu Literaturquellen: Befindet sich die Angabe der Quellen hinter einem Absatz beziehen sich diese auf den gesamten Absatz. Im Gegensatz dazu beziehen sich Quellen, die innerhalb eines Satzes angeordnet sind, auf den entsprechenden Satz.

ger als bei einer Laryngoskopie, wobei die Genauigkeit der Diagnose zumindest bei Kindern vergleichbar ist. [7, 10]

Mit Ultraschall ist es möglich, sowohl die Anatomie des Larynx als auch dynamische Prozesse wie die Bewegungen der Stimmlippen darzustellen [11, 12].

Ziel der vorliegenden Arbeit ist die Verwendung von diagnostischem Ultraschall als Methode zur Untersuchung der Stimmlippenschwingungen während der Phonation. Dabei wird die farbkodierte Duplexsonographie in Kombination mit der Aufnahme des Stimmsignals mittels eines Mikrofons genutzt, um die Ausbreitungsgeschwindigkeit der Schleimhautwellen und das Elastizitätsmodul der Stimmlippen der Probanden² in vivo zu bestimmen. Diese Analysen finden bei Phonation verschiedener Vokale und mit unterschiedlichen Stimmgebungstechniken statt.

²In der vorliegenden Arbeit wird aus Gründen der Übersichtlichkeit das generische Maskulinum verwendet. Nichtsdestotrotz umfassen entsprechende Bezeichnungen (z.B. Proband) in Fällen, in denen das Geschlecht nicht explizit angegeben ist, Mitglieder jeglichen Geschlechts gleichermaßen.

KAPITEL 2

Grundlagen der Stimmerzeugung

Im folgenden Kapitel werden die physikalischen und anatomischen sowie physiologischen Grundlagen der Stimmerzeugung beschrieben. Weiterhin werden die untersuchten Stimmgebungstechniken sowie die digitale Aufnahme und Analyse von Stimmsignalen erläutert.

2.1 Grundbegriffe der Akustik und Elastizitätstheorie

Die Akustik beschäftigt sich mit der Erzeugung, Ausbreitung und Vernichtung des Schalls, was insbesondere den von Menschen produzierbaren und wahrnehmbaren Schall beinhaltet. Unter Schall versteht man mechanische Schwingungen, die sich als Schallwellen in einem fluiden oder festen Medium ausbreiten. Betrachtet man die menschliche Sprache und das Hören, so findet die Schallausbreitung in Luft statt. Eine Luftschallwelle wird charakterisiert durch den Schalldruck p und die Schallschnelle v_s . Der Schalldruck beschreibt die räumlichen und zeitlichen Schwankungen des Luftdrucks, und die Schallschnelle ist die Wechselgeschwindigkeit, mit der die Luftteilchen um ihre Ruhelage schwingen. [13, 14]

Beschrieben wird das Verhalten einer Schallwelle durch eine Wellengleichung. Diese lautet für den Schalldruck

$$\Delta p - \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2 p}{\partial t^2} = 0 , \quad (2.1)$$

wobei c die Schallgeschwindigkeit und Δ den Laplace-Operator¹ bezeichnet. [13, 14]
Eine wichtige Lösung der Wellengleichung ist die harmonische Welle, welche einen reinen Ton beschreibt und sich als Sinus- oder Cosinusfunktion schreiben lässt

$$p(x, t) = \hat{p} \cdot \cos(2\pi f t - kx) , \quad (2.2)$$

mit der Frequenz f , der Wellenzahl $k = 2\pi/\lambda$ und der Wellenlänge $\lambda = c/f$. [13, 14]

In der Praxis ist der Schalldruck $p(t)$ keine geeignete Größe, um die gesamte Welle zu beschreiben, da dieser einen Momentanwert darstellt, der sich zu jedem Zeitpunkt ändert. Daher benutzt man stattdessen den Effektivwert des Schalldrucks p_{eff} , der folgendermaßen als quadratischer Mittelwert (root mean square, RMS) definiert ist

$$p_{\text{eff}} = \text{RMS} = \sqrt{\frac{1}{T} \int_0^T p^2(t) dt} . \quad (2.3)$$

Dies führt dazu, dass in der Regel unter dem Begriff Schalldruck der Effektivwert p_{eff} verstanden wird. [13, 15]

Das menschliche Hören arbeitet mit einem großen dynamischen Bereich wahrnehmbarer Frequenzen und Schalldrücke. Der Hörbereich eines jungen gesunden Menschen erstreckt sich ungefähr von 20 Hz bis 20000 Hz. [16]

Bei einer Frequenz von 1 kHz beträgt die Hörschwelle, also der kleinste wahrnehmbare Schalldruck, $p_0 = 2 \cdot 10^{-5}$ Pa. Die Schmerzschwelle, ab der ein Schallereignis unerträglich laut wird, liegt bei ca. 100 Pa. Aufgrund dieses großen dynamischen Bereichs wird der Wert für den Schalldruck auf einen Referenzwert bezogen und als Schalldruckpegel in einer logarithmischen Skala mit der Einheit Dezibel (dB) angegeben. Der Schalldruckpegel (sound pressure level, SPL) ist dabei wie folgt definiert

$$\text{SPL [dB]} = L_p = 10 \cdot \log_{10} \left(\frac{p_{\text{eff}}^2}{p_0^2} \right) = 20 \cdot \log_{10} \left(\frac{p_{\text{eff}}}{p_0} \right) . \quad (2.4)$$

¹Der Laplace Operator ist im dreidimensionalen Fall in kartesischen Koordinaten definiert als $\Delta := \frac{\partial^2}{\partial x^2} + \frac{\partial^2}{\partial y^2} + \frac{\partial^2}{\partial z^2}$.

Für Luftschall wird die bereits erwähnte Hörschwelle als Bezugsschalldruck p_0 verwendet. Da für die Schallintensität I gilt, dass $I \propto p_{\text{eff}}^2$ ist, kann die Schallintensität analog über den Schallintensitätspegel L_I

$$L_I = 10 \cdot \log_{10} \left(\frac{I}{I_0} \right) \quad (2.5)$$

dargestellt werden, wobei der Referenzwert der kleinsten wahrnehmbaren Schallintensität $I_0 = 10^{-12} \text{ W/m}^2$ entspricht. [13–15]

Der Schalldruckpegel ist ein Maß für die Lautstärke eines Schallereignisses, das allerdings nicht die genaue Hörempfindung wiedergibt, da das menschliche Ohr, bezüglich der Lautstärke, nicht im gesamten Frequenzbereich gleich empfindlich ist. Um als gleich laut empfunden zu werden, muss ein Ton an den Rändern des Hörbereiches einen höheren Schalldruckpegel aufweisen als ein Ton im empfindlichsten Bereich bei ca. 1 kHz bis 5 kHz. Bei der Messung eines Schalldruckpegels mit einem Schallpegelmessgerät (sound level meter, SLM) wird entsprechend der Frequenz- und Pegelabhängigkeit des menschlichen Gehörs das Schallsignal gewichtet. Die am häufigsten gebrauchten Bewertungen sind die A-Bewertung (A-weighting) und die C-Bewertung (C-weighting). [13–15, 17]

Die Bewertungskurven sind in Abbildung 2.1 dargestellt.

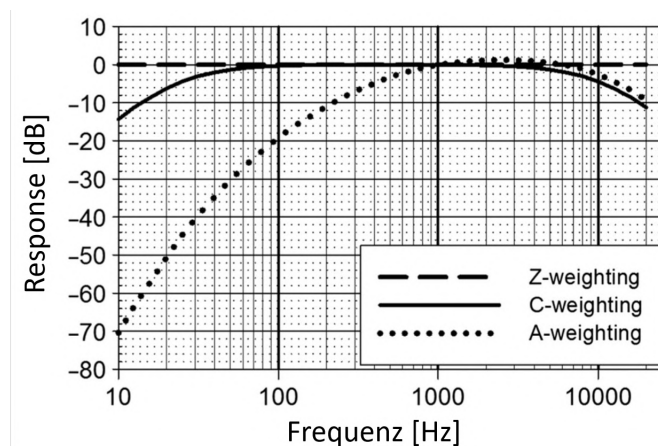


Abbildung 2.1: Darstellung verschiedener Bewertungskurven für Schallpegelmessungen. Die A-Bewertung wird bei leisem bis mittellautem Schall verwendet und schwächt das Schallsignal vor allem bei niedrigen Frequenzen ab. Die C-Bewertungskurve verläuft flacher, und die Z-Bewertung entspricht dem unveränderten Schallsignal. Abbildung adaptiert nach [17].

Die A-Bewertung bildet die Empfindlichkeit des Ohres für leisen bis mittellauten Schall ab. Hierbei werden Frequenzen im empfindlichsten Bereich bei 1 kHz bis 5 kHz am stärksten bewertet, während das Schallsignal zu niedrigen Frequenzen hin deutlich abgeschwächt wird. Die C-Bewertung entspricht der Empfindlichkeit des Gehörs bei lauten Schallsignalen und weist einen deutlich flacheren Verlauf auf. [17]

2.1.1 Grundbegriffe der Elastizitätstheorie

In der Elastizitätstheorie wird das Verhalten elastischer Körper mathematisch beschrieben. Elastizität ist die Eigenschaft eines Körpers, unter Einwirkung äußerer Kräfte seine Form zu verändern und bei Verschwinden der Krafteinwirkung in seine ursprüngliche Form zurückzukehren. Dabei werden die äußeren Kräfte auf Volumeneinheiten oder Flächeneinheiten bezogen und so in Volumenkräfte und Oberflächenkräfte unterteilt. [18]

Die in Unterabschnitt 2.1.1 folgende Beschreibung grundlegender Begriffe der Elastizitätstheorie ist, sofern nicht anders angegeben, adaptiert nach [18, 19].

Ein einfaches Beispiel für die Untersuchung der mechanischen und elastischen Eigenschaften eines Werkstoffes stellt der einaxiale Zugversuch dar. In diesem wird ein Körper, zum Beispiel ein Stab oder eine Saite, der Länge L an beiden Enden eingespannt und auseinander gezogen. Dabei verformt sich der Stab. Die Zugkraft bzw. Spannkraft T_s wirkt entlang der Stabrichtung bzw. senkrecht zu dessen momentaner Querschnittsfläche A . Es handelt sich daher um eine Normalkraft. Die mechanische Normalspannung σ ist definiert als die senkrecht auf ein Flächenelement ΔS wirkende Kraftkomponente ΔF_n einer äußeren Kraft

$$\sigma = \lim_{\Delta S \rightarrow 0} \frac{\Delta F_n}{\Delta S}. \quad (2.6)$$

Unter der Annahme, dass sich T_s gleichförmig über A verteilt, ist die mechanische Spannung im einaxigen Fall gegeben durch

$$\sigma = \frac{T_s}{A}. \quad (2.7)$$

Durch die Krafteinwirkung ändert sich die Länge des Stabes. Dies wird ausgedrückt durch die Dehnung ϵ . Die Dehnung ist definiert als die relative Längenänderung ΔL bezogen auf die Länge des unbelasteten Stabes L_0

$$\epsilon = \frac{\Delta L}{L_0} = \frac{L - L_0}{L_0} . \quad (2.8)$$

Für ein linear elastisches Material wird der Zusammenhang zwischen Spannung und Dehnung durch das HOOKE'sche Gesetz beschrieben

$$\sigma = E \cdot \epsilon . \quad (2.9)$$

Die Spannungs-Dehnungs-Kurve ($\sigma\epsilon$ -Diagramm) ist eine Gerade, und der Proportionalitätsfaktor E ist eine materialspezifische Konstante und wird als Elastizitätsmodul oder Young'scher Modul bezeichnet. Der Elastizitätsmodul beschreibt die Steifigkeit eines Materials. Anschaulich nimmt bei vorgegebener Spannung die Dehnung mit zunehmendem Elastizitätsmodul ab.

Der Elastizitätsmodul entspricht der Steigung der Spannungs-Dehnungs-Kurve. Für ein Material ohne ausgeprägten linearen Bereich kann dies durch

$$d\sigma = E d\epsilon \quad (2.10)$$

ausgedrückt werden. Für den Elastizitätsmodul gilt dementsprechend

$$E = \frac{d\sigma}{d\epsilon} . \quad (2.11)$$

2.2 Prinzip der Stimmerzeugung

Obwohl die menschliche Stimme allen Musikinstrumenten in vielerlei Hinsicht weit überlegen ist, wird das Prinzip der Stimmerzeugung (Phonation) häufig mit der Tonerzeugung in Blasinstrumenten verglichen.

Die in Abschnitt 2.2 folgende Beschreibung des Grundprinzips der Stimmerzeugung ist, sofern nicht anders angegeben, adaptiert nach [16, 20]

Ein solcher Vergleich der menschlichen Stimme mit einer Orgel ist schematisch zu sehen in Abbildung 2.2 links. Sowohl bei der Orgel als auch beim Menschen existieren drei Teilbereiche, die funktionell und anatomisch getrennt sind: Der Blasebalg bzw. Atemapparat sorgt für einen konstanten Nachschub an Luft, die im Zungenwerk bzw. Kehlkopf zu Schwingungen angeregt wird, welche anschließend in der Orgelpfeife bzw. dem Ansatzrohr verändert und frequenzverstärkt werden.

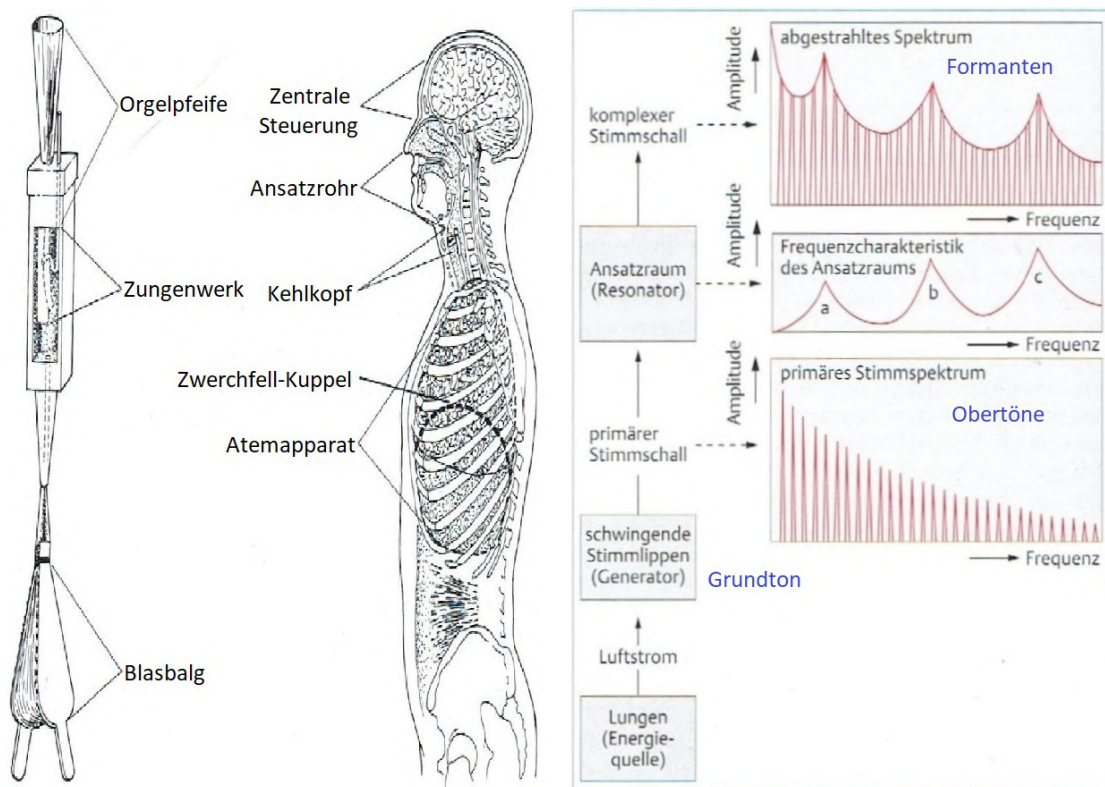


Abbildung 2.2: Darstellung der Analogie der menschlichen Stimmerzeugung im Vergleich zur Tonerzeugung einer Orgel (links). Abbildung entnommen aus [16]. Detailliertes Schema der Stimmerzeugung (rechts). Abbildung adaptiert aus [21].

Dieses Prinzip der Stimmerzeugung und Tonbildung ist in Abbildung 2.2 rechts in detaillierter Form dargestellt. Der Brustkorb dient als Luftreservoir und ist in der Lage, einen intrapulmonalen Überdruck zu erzeugen und diesen aufrecht zu erhalten. Er stellt damit die Energiequelle der Stimmerzeugung dar. Der Luftstrom wird beim Ausatmen durch die Lufttröhre weitergeleitet bis in den Kehlkopf, in dem sich zwei Stimmlippen befinden. Diese werden durch den

Ausatemstrom zu Schwingungen angeregt und erzeugen das primäre Stimmsignal, dessen Spektrum aus einer Grundfrequenz, welche die Tonhöhe bestimmt, und Vielfachen davon, den Obertönen, besteht. Die Amplituden der Obertöne nehmen gleichmäßig mit ihrer Frequenz ab.

Oberhalb des Kehlkopfes schließt sich der lufthaltige Vokaltrakt an, welcher sich zusammensetzt aus Rachenraum (Pharynx), Mundhöhle, Nasenhaupthöhlen und Nasennebenhöhlen. Der Vokaltrakt stellt den Ansatzraum dar, worin bestimmte Frequenzanteile des durch die Stimmlippen erzeugten Primärschalls resonanzverstärkt und andere gedämpft werden. Durch Überlagerung der Frequenzcharakteristik des Ansatzraumes mit dem primären Stimmsignal der Stimmlippen entsteht der komplexe Stimmschall mit entsprechenden Teiltonmaxima und Teiltonminima.

Akustisch betrachtet ist der Ansatzraum ein schwingungsfähiger Hohlkörper mit mehreren Eigenfrequenzen. Alle Frequenzen, die im Bereich um eine solche Eigenfrequenz liegen, werden resonanzverstärkt. Ein solcher verstärkter Frequenzbereich wird als Formant bezeichnet. Formanten werden mit steigender Frequenz nummeriert (F_1 , F_2 , F_3 usw.). Die Frequenzcharakteristik des Ansatzraumes und damit die spektrale Position der Formanten ist abhängig von dessen geometrischer Konfiguration. Diese kann durch Artikulationsbewegungen, wie Änderung der Zungen-, Lippen- und Kieferstellung, verändert werden, wodurch sich die Eigenfrequenzen und damit die Formanten verschieben.

Dabei ist die Lage des ersten und zweiten Formanten F_1 und F_2 charakteristisch für die verschiedenen Vokale. Der erste Formant wird bestimmt durch den Abstand von Kehlkopf zu Rachenenge (Isthmus faucicum) und der zweite Formant durch den Abstand von Rachenenge zu Mundöffnung. Je größer der entsprechende Abstand ist, umso tiefer ist die Formantfrequenz. Dieser Zusammenhang zwischen Zungenstellung und Frequenzen der Formanten ist in Abbildung 2.3 in Form des Vokalvierecks dargestellt. Man sieht die jeweilige Zungenstellung, welche die Längenverhältnisse für die ersten beiden Formanten F_1 und F_2 und damit den Vokal vorgibt, sowie die entsprechenden Frequenzen des ersten und zweiten Formanten.

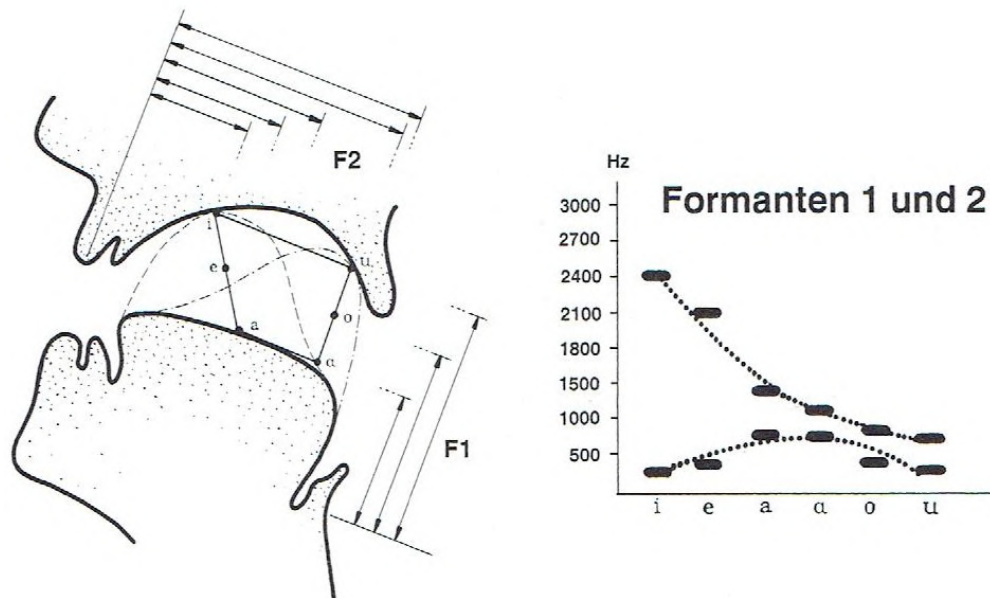


Abbildung 2.3: Darstellung des Vokalvierecks mit den Zungenpositionen für die einzelnen Vokale und daraus resultierenden Resonanzfrequenzen in Form des ersten und zweiten Formanten. Abbildung entnommen aus [16].

2.3 Anatomie des Kehlkopfes

Der Kehlkopf, **Larynx**, sitzt am Beginn der Luftröhre und hat die Aufgabe, mit Hilfe des Kehldeckels (Epiglottis) beim Schlucken von Nahrung die unteren Atemwege vor Fremdkörpern zu verschließen. Außerdem enthält er die Glottis, die das stimmbildende Organ darstellt. [16]

Das Kehlkopfskelett setzt sich aus insgesamt 11 Knorpeln zusammen. Für die Funktion der Stimmbildung sind davon hauptsächlich die folgenden Knorpel relevant:

Der **Schildknorpel**, Cartilago thyroidea, bildet zwei viereckige Platten, die vorne wie ein V zusammenlaufen. Unterhalb des Schildknorpels liegt der **Ringknorpel**, Cartilago cricoidea, dessen Form siegelringähnlich ist, wobei die Siegelplatte nach dorsal zeigt. Der Ringknorpel ist seitlich der Siegelplatte durch Gelenke mit dem Schildknorpel verbunden, über welche die beiden Knorpel gegeneinander verkippt werden können. [22]

Oberhalb der Siegelplatte des Ringknorpels befinden sich durch Gelenke verbunden die paarigen **Stellknorpel**, Cartilagine arytaenoideae. Diese werden häufig abgekürzt als **Ary-Knorpel** bezeichnet. Die Ary-Knorpel sind pyramidenförmig und haben jeweils einen Fortsatz nach vorne, lateral und nach oben. Der vordere Fortsatz ist der Stimmfortsatz, an dem jeweils

eines der Stimmbänder befestigt ist. Der laterale Fortsatz ist der Muskelfortsatz, an dem die Stellmuskeln ansetzen. [22]

Ein weiterer Knorpel ist die **Epiglottis**, die, wie bereits erwähnt, durch Umklappen den Kehlkopfeingang beim Schluckakt verschließt. Die beschriebenen Knorpel sind in Abbildung 2.4 zu sehen. Dargestellt ist der Kehlkopf in einer Ansicht von der Seite (links) und von hinten (rechts). [22]

Im Inneren des Kehlkopfes können räumlich drei Abschnitte unterschieden werden. Der Bereich der Stimmlippen wird als Glottis bezeichnet und enthält die Stimmritze². Die Glottis stellt den stimmbildenden Apparat dar. [16]

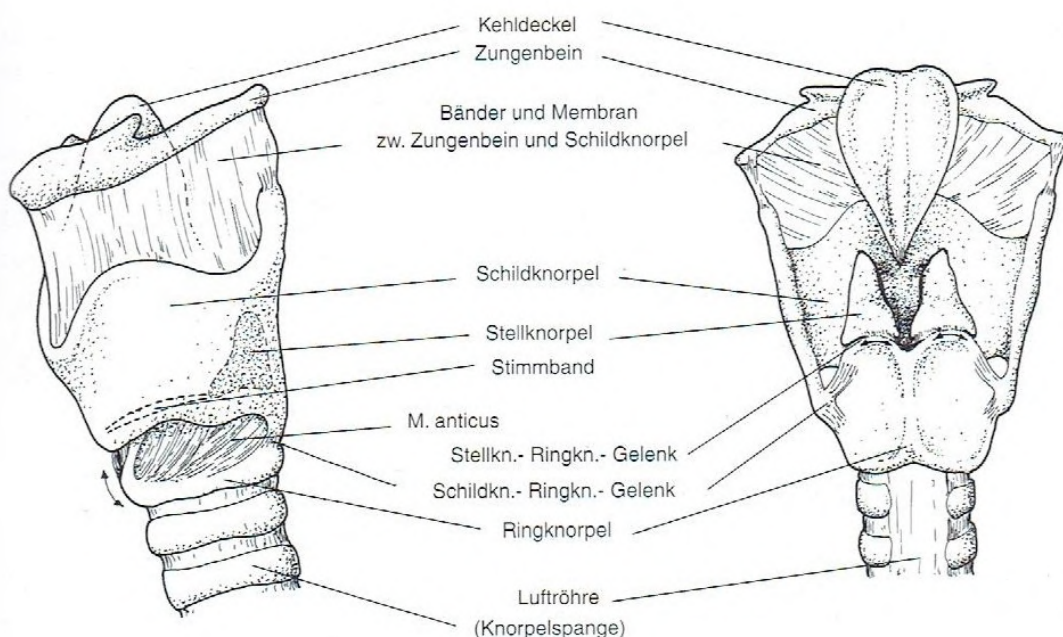


Abbildung 2.4: Darstellung des Kehlkopfskeletts mit Knorpeln, Bändern und Gelenken in der Ansicht von der Seite (links) und von hinten (rechts). Zu sehen sind der Schildknorpel, Ringknorpel, die Epiglottis, sowie die paarigen Stellknorpel. Abbildung entnommen aus [16].

Oberhalb der Glottis liegt die Supraglottis. In dieser befinden sich direkt oberhalb der Stimmlippen Kehlkopfventrikel (Ventriculus/Sacculus laryngis) in der Form von lufthaltigen seitlichen Ausbuchtungen. Darüber sind die **Taschenfalten** (Plicae vestibulares), die parallel zu den

²Anmerkung: Obwohl die anatomische Bezeichnung der Stimmritze Rima glottidis ist, wird diese häufig als Glottis bezeichnet. Um Verwechslungen vorzubeugen, ist in der vorliegenden Arbeit mit Glottis immer der gesamte stimmbildende Apparat gemeint.

Stimmklappen angeordnet sind. Auch die Stellknorpel liegen supraglottisch. Nach oben abgeschlossen wird die Supraglottis durch die Epiglottis. [16]

Der Bereich der Glottis und Supraglottis ist dargestellt in Abbildung 2.5. Diese zeigt einen Frontalschnitt, in dem die Stimmklappen, Kehlkopfventrikel und Taschenfalten gut zu erkennen sind. Der Raum unterhalb der Glottis bis zur Luftröhre wird als Subglottis bezeichnet. Sie enthält den Ringknorpel sowie den subglottischen Abhang der Stimmklappen, der als Conus elasticus bezeichnet wird. [16]

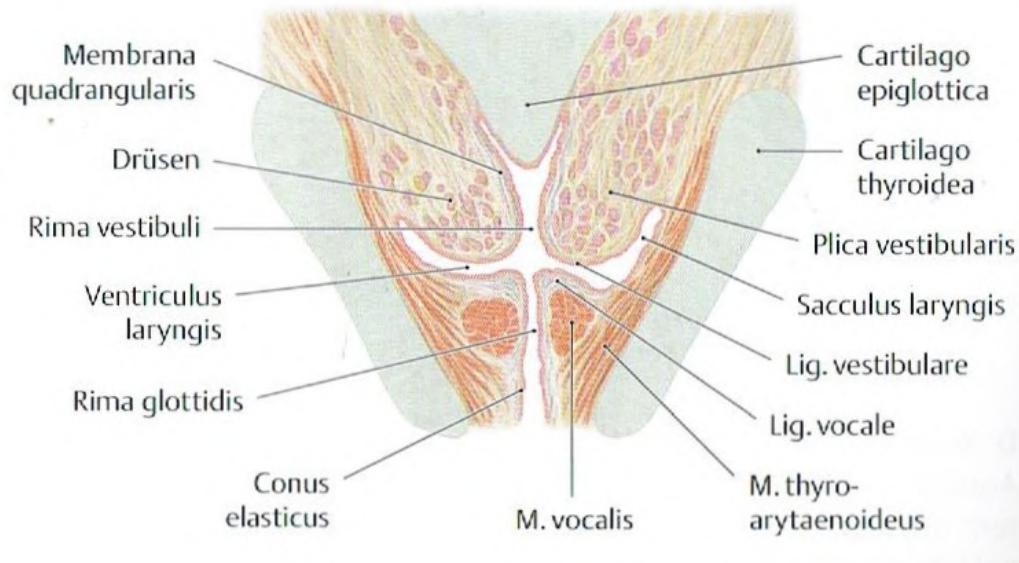


Abbildung 2.5: Frontalschnitt des Kehlkopfes mit Glottis- und Supraglottisbereich. Zu sehen sind die Stimmklappen mit der Stimmritze sowie die Taschenfalten. Abbildung entnommen aus [23].

Die Muskulatur des Kehlkopfes kann in eine äußere und innere Kehlkopfmuskulatur eingeteilt werden. Durch die äußere Kehlkopfmuskulatur kann der Kehlkopf angehoben, gesenkt und fixiert werden, was z. B. beim Schluckakt wichtig ist. [16]

Die innere Kehlkopfmuskulatur besteht aus einer Vielzahl von Muskeln, die bezüglich der Stimmklappen in Abduktoren, Adduktoren und Spanner eingeteilt werden können. Der einzige Abduktor ist der Musculus cricoarytaenoideus posterior, kurz Posticus, der durch Kontraktion die Stimmritze öffnet. Die Antagonisten des Posticus sind die Adduktoren, die die Stimmritze schließen. Dazu gehören der Musculus cricoarytaenoideus lateralis, der die vorderen Stimmritzenanteile zusammenführt, und der Musculus arytaenoideus transversus, der durch Annäherung der Ary-Knorpel den hinteren Anteil der Stimmritze verschließt. Die offene Stel-

lung der Stimmlippen bei der Einatmung stellt die Respiationsstellung und die geschlossene Stellung bei der Stimmgebung die Phonationsstellung dar. Diese sind in Abbildung 2.6 zu sehen. Es handelt sich um einen Transversalschnitt des Kehlkopfes, wie man ihn bei einer Laryngoskopie sieht. In der Respiationsstellung (links) ist die Stimmritze geöffnet. Sie hat eine rautenähnliche Form, da die Ary-Knorpel auseinander geschoben und ihre Stimmbandfortsätze nach außen gedreht sind. In der Phonationsstellung (rechts) ist die Stimmritze geschlossen und stellt einen Widerstand für die Atemluft dar. [16, 21, 22]

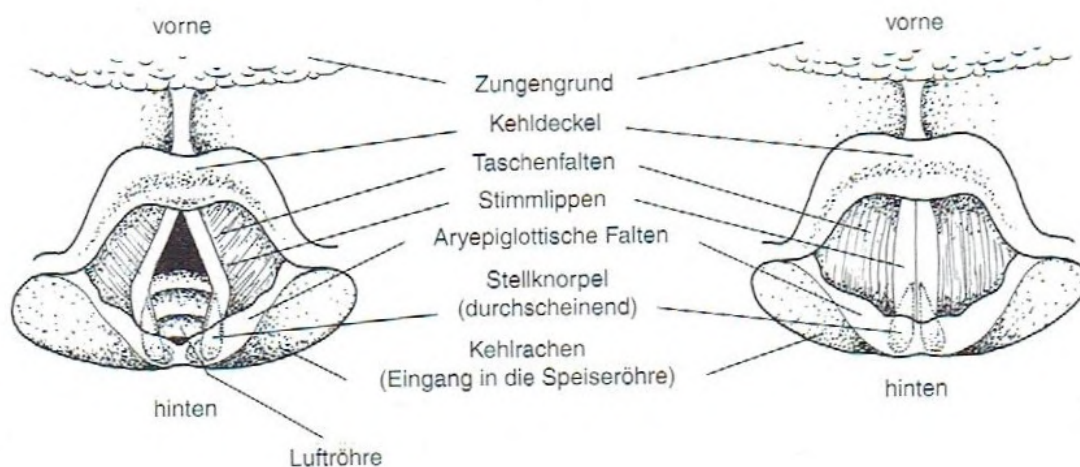


Abbildung 2.6: Aufsicht auf den Kehlkopf mit Stimmlippen in Respiationsstellung (links) und Phonationsstellung (rechts). Abbildung entnommen aus [16].

Die Stimmlippenspanner sind der *Musculus vocalis* und der *Musculus cricothyroideus*, der auch als *Anticus* bezeichnet wird. Der *Anticus* verkippt die Ringknorpel gegen den Schildknorpel und nähert die Ringknorpel an den Schildknorpel an (sog. crico-thyreoidale Approximation), wodurch eine grobe Vorspannung der Stimmlippen erreicht wird. Der *Musculus vocalis* ist ein Bestandteil der Stimmlippen selbst und kann durch feinstufige Kontraktion eine Feineinstellung der Stimmlippenspannung vornehmen. Durch den Grad der Anspannung der Stimmlippen werden deren Schwingungseigenschaften verändert und so eine modulationsfähige Stimmgebung ermöglicht. [16, 21]

2.4 Anatomie der Stimmlippen

Bei den Stimmlippen (*Plicae vocales*) handelt es sich um mit Schleimhaut bedeckte Gewebefalten, die horizontal innerhalb des Kehlkopfes verlaufen. Sie sind ungefähr in der Mitte des

Schildknorpels in der vorderen Kommissur (Commissura anterior laryngis) mit der Schildknorpelinnenfläche und miteinander verbunden. Von dort ziehen sie horizontal bis zum Stimmfortsatz des jeweiligen Stellknorpels (vgl. Abbildung 2.6). Zwischen den Stimmlippen liegt die Stimmritze (Rima glottidis). Da die Stellknorpel mit ihren Stimmfortsätzen an der Bildung der Stimmritze beteiligt sind, kann diese in einen membranösen und einen knorpeligen Bereich eingeteilt werden. Der membranöse Bereich entspricht dabei ungefähr den vorderen zwei Dritteln der Länge der Stimmritze. [16, 22]

Ein histologischer Frontalschnitt der linken Stimmlippe (Ansicht von dorsal) ist schematisch dargestellt in Abbildung 2.7. Man erkennt einen mehrschichtigen Aufbau. Die oberste Schicht, die **Mucosa** (Schleimhaut), besteht aus der Epithelschicht sowie der **Lamina propria**. Die Stimmlippe ist aufgrund ihrer starken mechanischen Belastung von mehrschichtigem unverhorntem Plattenepithel überzogen, welches im subglottischen Raum in respiratorisches Flimmerepithel übergeht. [23, 24]

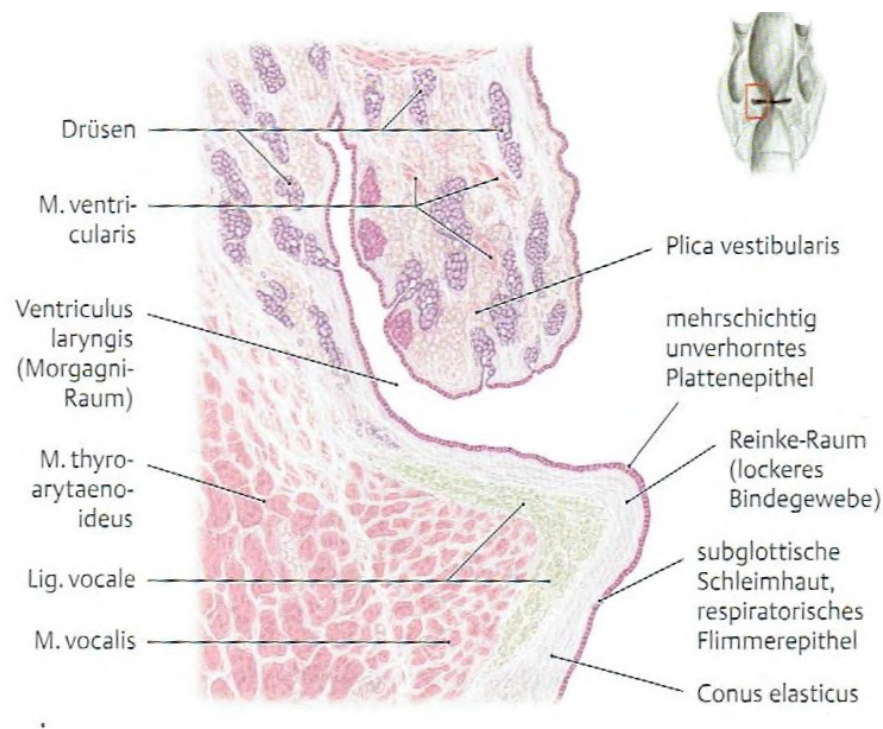


Abbildung 2.7: Schematische Darstellung eines histologischen Frontalschnittes der linken Stimmlippe mit Ansicht von dorsal. Man erkennt den mehrschichtigen Aufbau der Stimmlippe aus Musculus vocalis, Stimmband und Schleimhaut. Abbildung entnommen aus [23].

Die Lamina propria liegt unterhalb der Epithelschicht und enthält elastische Fasern sowie Kollagenfasern. Je nach Dichte der Fasern wird die Lamina propria in eine oberflächliche, mittlere und tiefe Schicht unterteilt. In der oberen Schicht sind die Faseranteile locker und schwammartig. Diese wird als **Reinke-Raum** bezeichnet. Die mittlere Schicht besteht hauptsächlich aus elastischen Fasern, die sich wie weiche Gummibänder verhalten. Die tiefe Schicht enthält hauptsächlich Kollagenfasern, deren Eigenschaften mit Baumwollfasern vergleichbar sind. Die mittlere und tiefe Schicht zusammengefasst bezeichnet man als **Stimmband** (Ligamentum vocale). Das Stimmband ist der verdickte Anteil des Conus elasticus, eines Faserbandes, das von den Stimmlippen bis zur Innenseite des Ringknorpels zieht und mit den Stimmlippen mitschwingt. [22, 24]

Das Stimmband liegt dem Musculus vocalis auf, der den größten Anteil der Stimmlippe ausmacht. Aus der unteren Schicht der Lamina propria ziehen an vielen Stellen Fasern in den Musculus vocalis hinein, wodurch diese eng mit dem Stimmlippenmuskel verbunden ist. Im Gegensatz dazu ist die Mucosa nur sehr locker mit dem Stimmband verbunden. Mechanisch betrachtet kann die Stimmlippe daher durch das **Body-Cover-Modell** [24, 25] beschrieben werden. In diesem werden die fünf Schichten (Mucosa, oberflächliche, mittlere und tiefe Schicht der Lamina propria und Musculus vocalis) in drei Bereiche eingeteilt, die unterschiedliche mechanische und elastische Eigenschaften haben. Der Musculus vocalis bildet den **Body**, und die Epithelschicht sowie die oberste Schicht der Lamina propria bilden das **Cover**. Zwischen Body und Cover liegt eine Übergangsschicht (**Transition**) bestehend aus der mittleren und tiefen Schicht der Lamina propria, also dem Stimmband. Die grundlegende Überlegung des Modells ist, dass Body und Cover in unterschiedlicher Weise schwingen können. Die Schwingungen der Stimmlippen werden dabei beschrieben durch die Kombination der jeweiligen elastischen Eigenschaften von Body und Cover, die durch entsprechende Kontraktion der Stimmlippenspanner-Muskeln eingestellt werden können. [24, 25]

2.5 Schwingungsverhalten der Stimmlippen

Die Schwingung der Stimmlippen stellt die Grundlage der Stimmerzeugung dar. Das Prinzip, wie diese Schwingungen entstehen, wird durch die myoelastisch-aerodynamische Theorie der Phonation [26, 27] beschrieben. Vor Beginn der Phonation werden die Stimmlippen durch Muskelkontraktion in Phonationsstellung gebracht und die Stimmritze verschlossen. Durch die Lunge wird bei Ausatmung (Expiration) ein subglottischer Druck aufgebaut. Ist dieser groß genug, werden die Stimmlippen gesprengt, und Luft strömt durch die Stimmritze. [16]

Aufgrund der geometrischen Dimensionen des Kehlkopfes, die klein sind verglichen mit den Wellenlängen, die bei physiologischer Phonation auftreten, kann der Luftfluss durch die Stimmritze als quasi-stationär angenommen werden. Zusätzlich wird in erster Näherung ein laminarer, verlustfreier Fluss angenommen. Unter diesen Annahmen kann der Zusammenhang zwischen statischem Druck P und dynamischem Druck $\rho v^2/2$ durch die Bernoulli-Gleichung

$$P + \frac{1}{2} \rho v^2 = \text{const} \quad (2.12)$$

beschrieben werden. Sie enthält die Geschwindigkeit v und die Dichte ρ der Luft. [28]

Die Bernoulli-Gleichung zeigt, dass durch die ansteigende Geschwindigkeit v der Luft in der Engstelle zwischen den Stimmlippen der Druck dort abnimmt. Das führt zu einer aerodynamischen Kraft, die rechtwinklig an der Wand der Engstelle ansetzt und die Stimmlippen zueinander zieht. Diese wirkt zusätzlich zu myoelastischen Rückstellkräften, die durch die elastischen Eigenschaften der Stimmlippen und die Kontraktion der Stimmlippenschließer bedingt sind. Die myoelastischen und aerodynamischen Kräfte wirken den öffnenden Kräften (d.h. dem subglottischen Druck) entgegen und verschließen die Stimmritze. Anschließend folgt beim Ausatmen ein erneuter Anstieg des subglottischen Drucks, und der Vorgang beginnt erneut. Dieses Öffnen und Schließen der Stimmritze führt zu periodischen Verdichtungen der durchströmenden Luft, was physikalisch einer Schallwelle entspricht. [16, 29]

Zusammengefasst lässt sich die Schwingung der Stimmlippen beschreiben als selbsterregter Austausch von potentieller und kinetischer Energie, der durch ein Gleichgewicht verschiedener Kräfte auf das Stimmlippengewebe hervorgerufen wird. Dabei stellt die Lunge während der Ausatmung durch den subglottischen Luftdruck die Energiequelle der Oszillation dar. Ohne diesen konstanten Ausatemstrom würden die Stimmlippen lediglich eine gedämpfte Schwingung ausführen. [21, 28]

Die oberhalb der Stimmlippen liegenden Taschenfalten tendieren bei einer Schwingung aufgrund ihrer höheren Masse dazu, mit der Eigenfrequenz der Stimmlippen f_0 eine harmonische Beziehung der Form einer ganzzahlig geteilten Frequenz f_0/n einzugehen. [30]

Die Stimmlippen selbst führen während der Phonation eine komplexe dreidimensionale Schwingung aus. In Abbildung 2.8 ist der Schwingungsablauf der Stimmlippen innerhalb eines Schwingungszyklus dargestellt. Man sieht die Schwingung als Frontalschnitt (links), Aufsicht (Mitte) und zeitlich skizziert innerhalb einer Periode (rechts). Der Stimmlippen-Body führt hauptsächlich eine Schwingung in der Horizontalebene aus, schwingt aber zu einem geringen Ausmaß auch vertikal. Unabhängig davon weist das Cover eine komplizierte Eigenschwin-

gung auf. Es rollt in Form einer Schleimhautwelle mit ellipsenförmiger Trajektorie über dem Body ab. Diese Eigenschwingung wird nach Schönhärl [31] am freien Stimmlippenrand als Randkantenverschiebung bezeichnet. [16, 29]

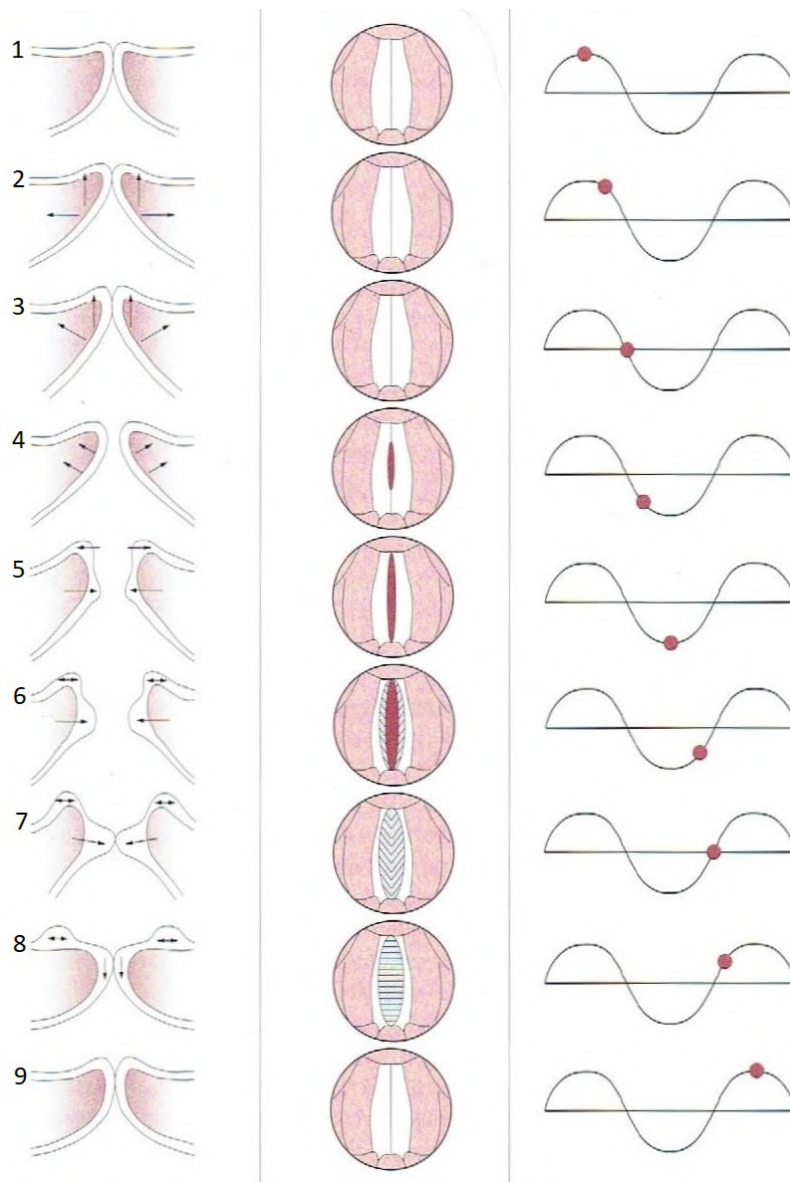


Abbildung 2.8: Darstellung des Schwingungsablaufes der Stimmlippen während der Phonation im Frontalschnitt (links) und in Aufsicht (Mitte). Der jeweilige Zeitpunkt innerhalb der Periode ist rechts skizziert. Abbildung entnommen aus [21].

Die Randkantenverschiebung (engl. mucosal wave, Schleimhautwelle) hat ihren Namen daher, dass bei Betrachtung der Stimmlippen von oben der Eindruck entsteht, dass deren Oberfläche wellenförmig von der Mitte der geschlossenen Stimmritze nach außen mitschwingt. Die Randkante der Stimmlippe scheint sich daher von der Mitte nach außen zu verschieben. Eine kurze und prägnante Erklärung der Randkantenverschiebung ist zu finden in [32].

Das Öffnen der Stimmritze beginnt am subglottischen Ende und setzt sich von dort vertikal nach oben fort (vgl. Abbildung 2.8). Man erkennt, dass die Schwingung des Covers vor allem gegen Ende des Zyklus auch gegenläufige Anteile aufweist. Während an der kranialen Kante die Schleimhautwelle noch horizontal nach lateral läuft, schließen sich die Stimmlippen am subglottischen Ende bereits wieder. Diese Phasenverschiebung zwischen oberer und unterer Kante der Stimmlippen ist alleine durch elastische Rückstellkräfte nicht erklärbar und zeigt die Bedeutung des Bernoulli-Effekts bei der Phonation. [16, 21, 29]

In Abbildung 2.9 sind die Schwingungsphasen der Stimmlippen dargestellt. Betrachtet man die Glottisweite über der Zeit, dann lässt sich ein Schwingungszyklus in eine Öffnungsphase (a), Schließungsphase (b) und Schlußphase (c) unterteilen. Dabei ergeben Öffnungsphase und Schließungsphase zusammen die sogenannte Offenphase, in der Luft durch die Stimmritze strömen kann. Offenphase und Schlußphase bilden in Summe genau eine Schwingungsperiode T . [33]

Die relative Dauer der einzelnen Phasen wird hauptsächlich von der Lautstärke der Phonation und somit vom subglottischen Anblasedruck beeinflusst. Bei leiser Phonation wechseln sich Öffnungs- und Schließungsphase ab, und es gibt praktisch keine Schlußphase (vgl. Abbildung 2.9 oben). Mit ansteigender Lautstärke schließen sich die Stimmlippen schneller und bleiben länger geschlossen. Dies äußert sich in einer verkürzten Schließungsphase und einer verlängerten Schlußphase. Die Öffnungsphase bleibt dabei nahezu unverändert (vgl. Abbildung 2.9). Dadurch ergibt sich ein verringerter Offenquotient, der die zeitliche Relation von geöffnetem zu geschlossenem Anteil eines Schwingungszyklus beschreibt. Diese relativen Änderungen der zeitlichen Dauer der einzelnen Phasen sind bedingt durch einen Anstieg der Geschwindigkeit der Lateralauslenkung und Amplitude der Stimmlippenschwingungen, welche ihrerseits abhängen vom Druck des anblasenden Luftstroms. [21]

Zu erkennen ist, dass die Variation von Tonhöhe und Lautstärke der menschlichen Stimme zurückzuführen ist auf entsprechende Änderungen im Schwingungsverhalten der Stimmlippen. Dabei bestimmt der Kontraktionsgrad der Kehlkopfmuskulatur die Spannung der Stimmlippen und damit die Tonhöhe. Je stärker die Stimmlippen gespannt sind, desto höher ist der produzierte Ton, wobei die Schwingungsamplituden und Randkantenverschiebungen vermindert sind. Die Lautstärke der Stimme ist gegeben durch den Druck des von der Lunge

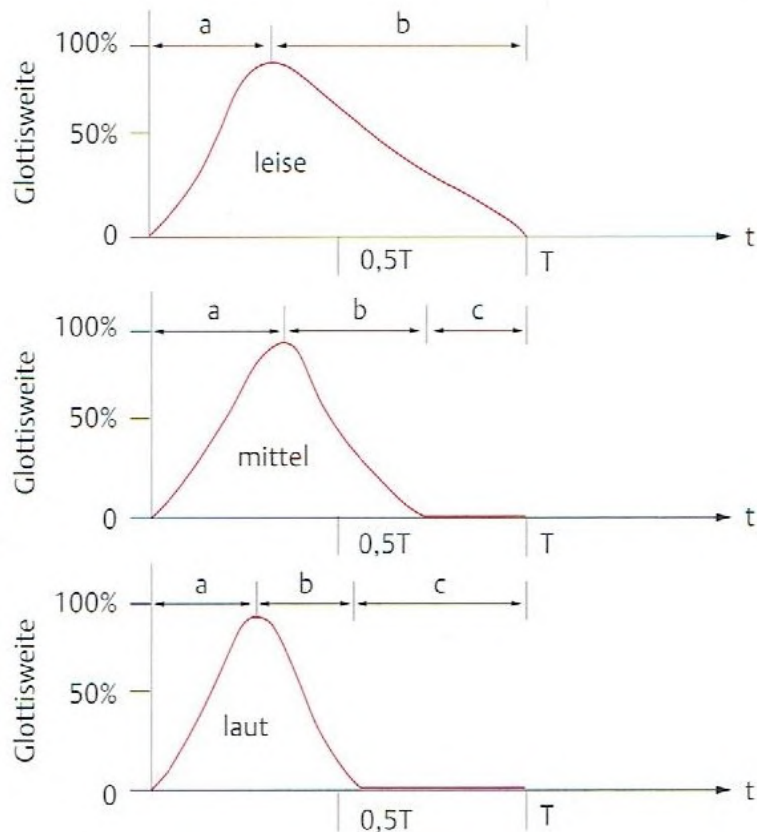


Abbildung 2.9: Schwingungsphasen der Stimmlippen mit Öffnungsphase (a), Schließungsphase (b) und Schlußphase (c). Aufgetragen ist die Glottisweite über der Zeit. Mit ansteigender Lautstärke nimmt die relative Dauer der Schlußphase zu, wobei sich die Schließungsphase verkürzt. Abbildung entnommen aus [21].

bei Ausatmung generierten Luftstroms, welcher die Schwingungsamplitude der Stimmlippen bestimmt. Bei lauter (leiser) Stimmerzeugung schwingen die Stimmlippen mit großer (kleiner) Amplitude, und die Randkantenverschiebung ist stark (gering) ausgeprägt. [16, 21, 25]

2.6 Physik der Stimmlippenschwingungen

In diesem Abschnitt geht es darum, das zuvor beschriebene visuell beobachtete Schwingungsverhalten der Stimmlippen aus physikalischer Sicht zu veranschaulichen und zu berechnen. Der grundlegende Mechanismus der Stimmerzeugung ist eine selbsterregte Oszillation der Stimmlippen. Notwendig für eine selbsterregte Oszillation ist eine kontinuierliche Energie-

quelle, mit der die Stimmlippen durch nichtlineare Wechselwirkung den Energieverlust pro Schwingungszyklus ausgleichen können. In diesem Fall stellt der konstante Ausatemstrom der Lungenluft die Energiequelle dar. [13, 34]

Im Falle der Stimmerzeugung geschieht dies durch eine ungleichförmige Schwingung des Stimmlippengewebes, welche als Phasendifferenz zwischen unterem und oberem Stimmlippenanteil sichtbar ist. Der untere Anteil läuft dem oberen Anteil voraus (vgl. Abbildung 2.8). Dadurch ändert sich die Form der Stimmritze kontinuierlich während eines Schwingungszyklus. Dies führt dazu, dass die durch den intraglottischen Druck erzeugte treibende Kraft eine Komponente hat, die in Phase mit der Schwingung des Gewebes ist und dadurch einen Energietransfer vom Luftstrom auf das Stimmlippengewebe ermöglicht. [34]

Zwei häufig verwendete Modelle, die diese Phasendifferenz und die selbsterregte Oszillation beschreiben, sind in Abbildung 2.10 dargestellt. Im Drei-Massen-Modell der Stimmlippen [30], in der Abbildung rechts zu sehen, wird die anisotrope Struktur des Stimmlippengewebes der rechten Stimmlippe vereinfacht durch ein System aus drei Massenelementen m_i dargestellt.

Dabei wird das Cover (Epithel, Rinne-Raum) durch die Massen $m_{1/2}$ beschrieben, die jeweils mit einer Feder $k_{1/2}$ und einem Dämpfungselement $r_{1/2}$ mit der größeren Masse m_3 , dem Body (Musculus vocalis), verbunden sind. Die Cover-Massen sind untereinander mit einer Feder gekoppelt, die Scherkräfte im Cover berücksichtigt. Die Body-Masse selbst ist über eine Feder k_3 und ein Dämpfungselement r_3 mit dem angrenzenden Schildknorpel verbunden. Hierbei beschreiben die Federn $k_{1/2}$ sowohl die Steifheit des Cover-Gewebes selbst als auch die effektive Steifheit der Kopplung von Body und Cover. Letztere wird hauptsächlich bestimmt durch den Kontraktionsgrad des Anticus. Die Feder k_3 repräsentiert die Steifheit des Bodys, welche durch Kontraktion des Musculus vocalis und Anticus gesteuert wird. [30, 36]

Die Beschreibung der linken Stimmlippe erfolgt aus Symmetriegründen analog. Diese Darstellung mit Massen und Federn führt zu einem System aus Differentialgleichungen, dessen Lösungen genutzt werden können, um die Positionen und Geschwindigkeiten der Stimmlippen während der Schwingungen zu simulieren und vorherzusagen. [30, 37, 38]

Eine dem Drei-Massen-Modell äquivalente Beschreibung ist ein Schleimhautwellen-Modell. Auch in diesem ist die selbsterregte Oszillation möglich. Um die vertikale Phasendifferenz bei der Stimmlippenschwingung zu beschreiben, wird eine einfache eindimensionale Oberflächenwelle angenommen. Diese propagiert in der Cover-Oberfläche als Schleimhautwelle in vertikaler Richtung von unten nach oben (vgl. Abbildung 2.10). Dies entspricht der Beschreibung im vorherigen Abschnitt 2.5 (vgl. Abbildung 2.8 links). [36, 39, 40]

Das Cover-Gewebe schwingt dabei in der Horizontalebene (y-Richtung), während die Welle sich in vertikaler Richtung (x-Richtung) mit der Geschwindigkeit der Schleimhautwelle c_{mrv}

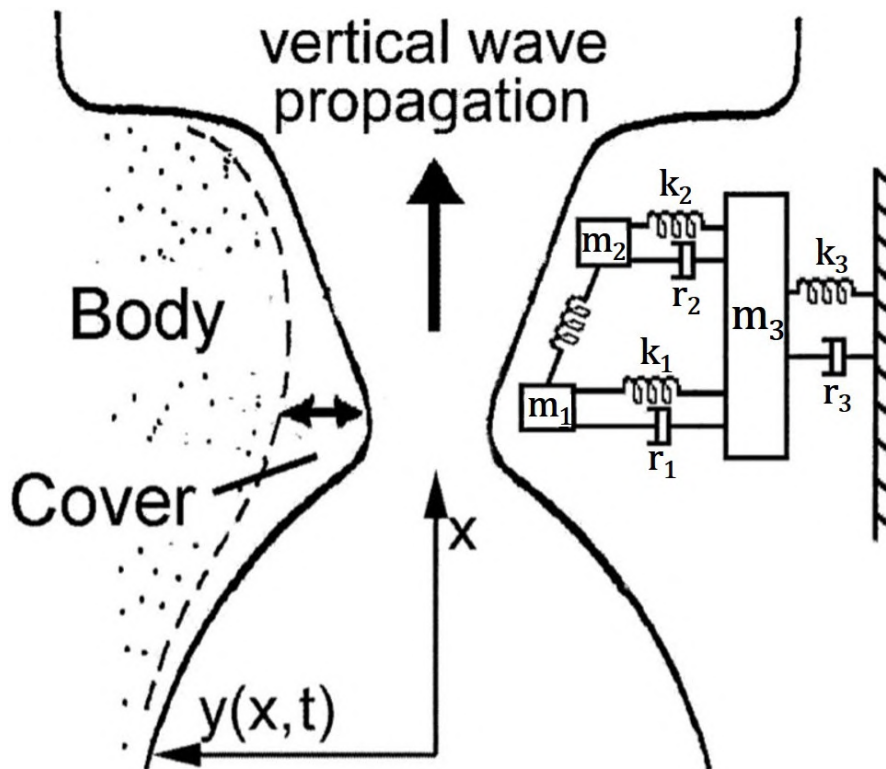


Abbildung 2.10: Gegenüberstellung des Drei-Massen-Modells der Stimmlippen (rechts) und des Schleimhautwellen-Modells (links). Die Stimmlippen mit Body und Cover werden vereinfacht durch ein System aus Massen m_i , Federn k_i und Dämpfungselementen r_i beschrieben. Die Schleimhautwelle $y(x, t)$ im Cover propagiert in vertikaler x -Richtung von unten nach oben. Abbildung adaptiert nach [35].

(mucosal wave velocity, MWV) ausbreitet. Es handelt sich daher um eine Transversalwelle. Dies ist dargestellt in Abbildung 2.10 links. Aufgrund der sinusförmigen Natur der Schleimhautwelle, kann die Auslenkung $y(x, t)$ folgendermaßen angenähert werden [35, 41]

$$y(x, t) = A_0 \cdot \cos \left[\frac{2\pi}{\lambda} (x - c_{mwv} t) \right]. \quad (2.13)$$

Dabei ist A_0 die Amplitude der horizontalen Auslenkung und λ die Wellenlänge. Daraus lässt sich die horizontale Geschwindigkeit des Gewebes c_{hdv} (horizontal displacement velocity, HDV) als zeitliche Änderung der Stimmrizengeometrie berechnen [35]

$$c_{\text{hdv}} = \frac{\partial y(x, t)}{\partial t} = A_0 \cdot \frac{2\pi}{\lambda} c_{\text{mwv}} \cdot \sin \left[\frac{2\pi}{\lambda} (x - c_{\text{mwv}} t) \right]. \quad (2.14)$$

Daraus wird deutlich, dass der Betrag von c_{hdv} proportional zu c_{mwv} ist.

In einem elastischen Medium ist die Ausbreitungsgeschwindigkeit einer Transversalwelle folgendermaßen abhängig von der intrinsischen Spannkraft T_s und der linearen Massendichte $\mu = m/L$

$$c = \sqrt{\frac{T_s}{\mu}}. \quad (2.15)$$

Hierbei bezeichnet m die Masse und L die Länge des Mediums. [13, 35, 42]

Bei gegebener Auslenkung des Gewebes ist die Spannung proportional zur Steifheit oder dem Elastizitätsmodul des Mediums. Dabei tragen sowohl die extrinsische longitudinale Spannung des Covers als auch die innere Versteifung des Body zu einer Änderung der gesamten Steifheit der Stimmlippen bei. [35]

Der Zusammenhang zwischen Ausbreitungsgeschwindigkeit und Frequenz ist über die Wellenlänge gegeben durch [35]

$$c = \lambda \cdot f. \quad (2.16)$$

Betrachtet man die Schleimhautwelle im Bild einer beidseitig fixierten schwingenden Saite, so erhält man die mittlere Wellenlänge aus der doppelten Länge L_v der schwingenden Stimmlippe [35]

$$\lambda_0 = 2 \cdot L_v. \quad (2.17)$$

Der Index v betont, dass es sich um die Länge der Stimmlippe in vertikaler Richtung (bzw. Dicke) handelt. Durch gleichzeitige Messung der Grundfrequenz f_0 und der Länge der schwingenden Stimmlippen L_v lässt sich nach Gleichung 2.16 und Gleichung 2.17 die mittlere Ausbreitungsgeschwindigkeit der Schleimhautwelle c_{mwv} folgendermaßen direkt berechnen [35]

$$c_{\text{mwv}} = 2 \cdot L_v \cdot f_0 . \quad (2.18)$$

In der bisherigen Beschreibung wurden die Stimmlippen und die Schleimhautwelle in einer vertikalen Ansicht betrachtet. Für die Analyse des Elastizitätsmoduls findet ein Wechsel in die Horizontalebene statt. In der horizontalen Ansicht (vgl. Abbildung 2.8 Mitte) entspricht die Struktur der Stimmlippen einer beidseitig fixierten schwingenden Saite. Der Grund dafür ist, dass der Großteil der elastischen Rückstellkräfte der Stimmlippen auf longitudinalen Fasern beruht. Im Cover befinden sich eine große Anzahl an Elastin- und Kollagenfasern, und der Body besteht aus Muskelfasern. [34, 43]

Für die Grundfrequenz einer schwingenden Saite gilt allgemein [13, 34]

$$f_0 = \frac{1}{2L} \sqrt{\frac{\sigma}{\rho}} . \quad (2.19)$$

Bezogen auf die Stimmlippen bezeichnet L_h die Länge der Saite bzw. der Stimmlippe in horizontaler Richtung, σ die longitudinale mechanische Spannung im Stimmlippengewebe und ρ die Dichte des Stimmlippengewebes. Darauf basierend wird die Grundfrequenz der Stimmlippenschwingung beeinflusst durch Stimmlippenlänge in horizontaler Richtung (L_h) und longitudinale mechanische Spannung des Stimmlippengewebes. Die Dichte des Gewebes ist unter physiologischen Bedingungen konstant und hat daher keinen Einfluss auf Änderungen der Grundfrequenz. [34]

Die longitudinale mechanische Spannung σ entspricht dabei der Spannkraft T_s geteilt durch die Querschnittsfläche des schwingenden Gewebes $A = m/\rho L_h$, welche über die Dichte ρ ausgedrückt werden kann [44]

$$\sigma = \frac{T_s}{A} = \frac{T_s \rho L_h}{m} . \quad (2.20)$$

Die Dehnung ϵ der Stimmlippen bei der Phonation erhält man durch Normierung der Längenänderung $\Delta L_h = L_h - L_0$ auf die Länge L_0 bei der niedrigsten Phonationsfrequenz [44]

$$\epsilon = \frac{\Delta L_h}{L_0} = \frac{L_h - L_0}{L_0} . \quad (2.21)$$

Der Elastizitätsmodul E ist dann definitionsgemäß gegeben

$$E = \frac{d\sigma}{d\epsilon} \quad (2.22)$$

durch den Zusammenhang zwischen mechanischer Spannung und Dehnung (vgl. Abschnitt 2.1).

Insgesamt wird der genaue Ablauf der Stimmlippenschwingung bestimmt von den mechanischen Eigenschaften der Stimmlippen, wie Form, Masse, Spannung und Elastizitätsmodul. Diese werden durch den Kontraktionszustand der Kehlkopfmuskeln festgelegt, welcher wesentlich durch Musculus vocalis und Anticus bestimmt wird (vgl. Abschnitt 2.3). Bei weicher Phonation in niedriger Tonhöhe ist sowohl der Musculus vocalis als auch der Anticus nur wenig kontrahiert. Durch die niedrige Spannung der Stimmlippen ist der Elastizitätsmodul von Body und Cover klein, und beide sind in gleichem Maße an der Schwingung beteiligt. [25] Steigt die Kontraktion des Musculus vocalis, so wird der Body steifer, wodurch sich dessen Elastizitätsmodul erhöht. Dies ist der Fall bei Phonation mit härterer lauter Stimme in mittlerer Tonhöhe. Die Verformung der Stimmlippen findet hauptsächlich im Cover statt, welches weiterhin flexibel ist und unabhängig vom Body eine wellenartige Schwingung ausführen kann. [25]

Bei sehr hoher Tonhöhe mit harter Stimme kontrahiert sich der Anticus stark, verkippt den Ringknorpel gegen den Schildknorpel, nähert den Ringknorpel dem Schildknorpel an (sog. Crico-thyreoidale Approximation) und spannt dadurch die gesamten Stimmlippen deutlich an. In diesem Zustand haben Body und Cover einen hohen Elastizitätsmodul, und ihre Schwingungen sind bezüglich Amplitude und Randkantenverschiebung erheblich eingeschränkt. Zusammenfassend lässt sich festhalten, dass durch Kontraktion der Kehlkopfmuskeln die elastischen Eigenschaften der Stimmlippen verändert werden, sodass bei steigender Tonhöhe die Amplituden und Randkantenverschiebungen der Stimmlippenschwingungen abnehmen. [21, 25]

2.7 Stimmgebungstechniken

In diesem Abschnitt werden die untersuchten Stimmgebungstechniken vorgestellt und erläutert, mit welchen Anweisungen an die Probanden sie verbunden sind.

In Unterabschnitt 2.7.1 wird erklärt, was in der vorliegenden Arbeit unter einem weichen Stimmeinsatz und dem Coup de glotte verstanden wird. Im darauf folgenden Unterabschnitt 2.7.2 werden das Taschenfaltendrücken und die Pianissimo-Stimmgebung beschrieben.

2.7.1 Weicher Stimmeinsatz und Coup de glotte

Im klinischen Alltag der Phoniatrie werden Stimmen auditiv untersucht. Dabei wird der Patient üblicherweise gebeten, einen Vokal spontan in einer für ihn komfortablen Lautstärke und Tonhöhe zu phonieren. [45]

Diese Anweisungen führen optimalerweise zu einer Phonation mit einem weichen Stimmeinsatz. Dieser stellt die natürliche, physiologische und effizienteste Form der Stimmerzeugung dar. Die Stimmlippen liegen während der Offenphase bis auf einen schmalen, elliptischen Spalt locker aneinander, und der Beginn der Schwingung ist frei von hörbaren Geräuschphänomenen. Die Ausatmung und der Glottisschluss finden exakt koordiniert statt. [16, 21]

Eine weitere Stimmgebungstechnik ist das Coup de glotte, auch bezeichnet als Glottisschlag oder „Attack on the Glottis“. Coup de glotte wurde zuerst beschrieben im 19ten Jahrhundert von dem Gesangslehrer Manuel Garcia [46]. Dabei wird zunächst langsam und tief eingeatmet und sodann mittels Luftanhalten die Glottis geschlossen. Durch die darunter angestaute Luft werden die Stimmlippen bei Phonation plötzlich und explosionsartig auseinander getrieben. Der so erzeugte Ton beginnt rein, präzise, hell und klar mit einem sogenannten Glottisschlag. Für ein besseres Verständnis dieser Technik bringt Garcia einen Vergleich mit dem Vorgang des leichten Hustens, wobei beim Coup de glotte jedoch nicht ein impulsartiger Luftstrom aus dem Brustkorb genutzt wird, sondern ausschließlich die plötzliche Sprengung der Stimmlippen. Die einzige Aufgabe des Brustkorbes ist es, für einen konstanten Nachschub an Luft zu sorgen. [46, 47]

Da in der vorliegenden Arbeit keine ausgebildeten Sänger untersucht werden, wird die Anweisung an die Probanden für das Coup de glotte folgendermaßen vereinfacht zusammengefasst: Zunächst soll tief eingeatmet und anschließend die Luft angehalten werden. Danach soll ein Vokal laut und klar hervorgebracht werden. Um dieses Vorgehen zu vereinfachen bzw. ein besseres Verständnis für diese Stimmtechnik zu entwickeln, kann zu Beginn der Vokal mit einem Konsonanten, der von Natur aus explosionsartig gebildet wird, kombiniert werden [46]. Ein Beispiel dafür wäre die Kombination /ka/.

2.7.2 Taschenfaltenpressen und Pianissimo

Die sich oberhalb der Stimmlippen befindenden Taschenfalten sind unter physiologischen Bedingungen nicht an der Stimmgebung beteiligt. Sie sind ein Teil des Verschlussmechanismus des Kehlkopfes. [16]

Durch gezielte Anspannung der Kehlkopfmuskulatur können die Taschenfalten in Kontakt

miteinander gebracht und im Ausatemungsluftstrom zu Schwingungen angeregt werden. Die dabei entstehende Taschenfaltenstimme bzw. das Taschenfaltenpressen (TF-Pressen) klingt, bedingt durch die höhere Masse der Taschenfalten, tief, rau, gepresst und knarrend. Das Taschenfaltenpressen ist kaum modulationsfähig. [16]

Taschenfaltenpressen ist eine pathologische, häufig unerwünschte und daher therapiebedürftige Form der Stimmerzeugung. Eine Ausnahme stellt die Situation dar, in der die Stimmlippen aufgrund einer Erkrankung oder Operation schwingungsunfähig sind oder sogar (partiell) entfernt werden mussten. In diesen Fällen kann das Taschenfaltenpressen als Ersatztongenerator genutzt werden, um Stimmgebung zu ermöglichen. [16]

Als Kontrast zum Taschenfaltenpressen wird die Pianissimo-Stimmerzeugung (im Folgenden als Pianissimo bezeichnet) untersucht. Pianissimo ist die Steigerung des italienischen „piano“ und bedeutet „sehr leise“ [20].

Mit Pianissimo ist daher eine sehr leise Stimmgebung gemeint. Diese ist bezogen auf die Lautstärke, angelehnt an das Flüstern. Dabei soll allerdings die für das Flüstern typische Aphonie, das Fehlen des Stimmklangs, vermieden werden. Die Pianissimo-Phonation ist somit eine sehr leise, aber stimmhafte Stimmgebungstechnik. [16]

Charakteristisch für eine sehr leise Stimmerzeugung ist, dass es während der Phonation keine Schlußphase der Glottis gibt. Vielmehr wechseln sich Öffnungs- und Schließungsphase kontinuierlich ab. [21]

2.8 Aufnahme und Analyse von Stimmsignalen

Ein Sprach- oder Stimmsignal ist eine Schallwelle, die vom stimmbildenden Apparat gebildet wird (vgl. Abschnitt 2.1) und sich durch die Luft ausbreitet, bis sie von einem Empfänger registriert wird. Bei einem Empfänger kann es sich zum Beispiel um ein Mikrofon oder das Ohr eines Menschen handeln. Zur Analyse von Stimmsignalen können viele verschiedene Größen und Parameter betrachtet werden. Die in der vorliegenden Arbeit ausgewerteten Größen sind die Frequenz und der Schalldruckpegel bzw. die Lautstärke. Bevor ein Stimmsignal analysiert werden kann, muss es zunächst aufgenommen, digitalisiert und gespeichert werden. Dies wird in Unterabschnitt 2.8.1 erläutert. Die Spektralanalyse des aufgenommenen Stimmsignals mit Hilfe der Fourier-Transformation ist Thema in Unterabschnitt 2.8.2.

Die in Unterabschnitt 2.8.1 und Unterabschnitt 2.8.2 folgende Beschreibung der Grundlagen zur Aufnahme und Analyse von Stimmsignalen ist, sofern nicht explizit anders angegeben, adaptiert nach [48, 49].

2.8.1 Digitalisierung von Stimmsignalen

Der erste Schritt bei der Analyse von Stimmsignalen besteht darin, das Signal zu messen und aufzuzeichnen. Ein Stimmsignal entspricht dabei einer sich kontinuierlich verändernden akustischen Druckwelle. Ein solches akustisches Signal kann zum Beispiel mit einem Mikrofon in ein elektrisches Signal umgewandelt, verstärkt und auf einem Oszilloskop als kontinuierliches Zeitsignal $x_a(t)$ betrachtet werden. Dies ist schematisch dargestellt in Abbildung 2.11(a). Solche Signale werden auch als analoge Wellenform bezeichnet.

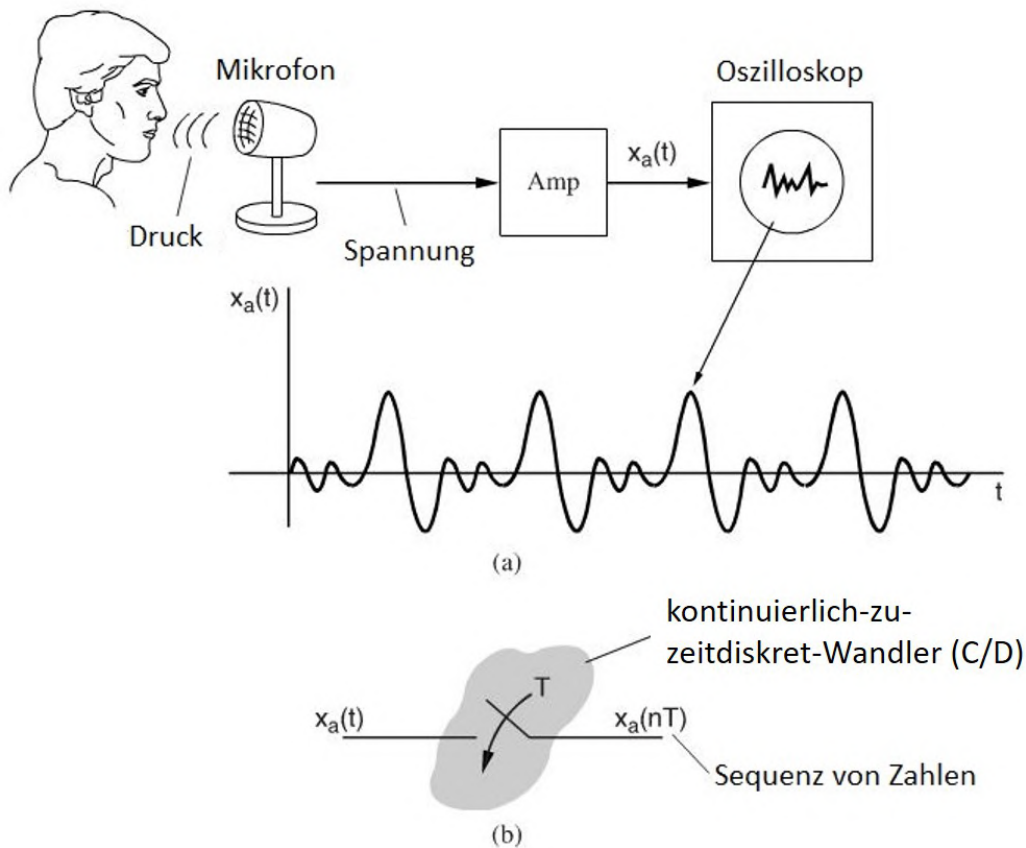


Abbildung 2.11: Schematische Darstellung (a) der Messung eines Stimmsignals als analoges, kontinuierliches Zeitsignal $x_a(t)$. Das Signal kann durch einen kontinuierlich-zu-zeitdiskret-Wandler in ein zeitdiskretes Signal überführt werden (b). Abbildung adaptiert nach [48].

Für die Verarbeitung eines Stimmsignals mit einem digitalen System, wie einem Computer, muss das Stimmsignal digitalisiert werden. Dazu muss das analoge Signal zunächst in ein

zeitdiskretes Signal umgewandelt werden. Das geschieht durch Abtasten des Signals in gleichmäßigen Zeitintervallen, dargestellt in Abbildung 2.11(b). Aus dem kontinuierlichen Signal $x_a(t)$ entsteht eine Sequenz von Nummern

$$x[n] = x_a(nT), \quad (2.23)$$

wobei T das Abtastintervall bezeichnet. Die dabei durchgeführte Operation ist die kontinuierlich-zu-diskret (C/D) Umwandlung, und das sich ergebende Signal wird als zeitdiskretes oder abgetastetes Signal bezeichnet. Ein abgetastetes Signal ist diskret in der Zeit und kontinuierlich in den Amplitudenwerten.

Um ein Stimmsignal hinsichtlich seines Frequenzspektrums zu untersuchen, muss es vom Zeitbereich in den Frequenzbereich überführt werden. Diese Transformation wird mathematisch beschrieben durch die Fourier-Transformation. Für ein abgetastetes Signal ist die Fourier-Transformation (discrete-time Fourier transform, DTFT) wie folgt definiert:

$$X(\Omega) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} x[n] \cdot e^{-in\Omega}, \quad \text{mit } \Omega = \omega T = 2\pi f T. \quad (2.24)$$

Dabei beschreibt die komplexwertige Funktion $X(\Omega)$ das kontinuierliche Spektrum des abgetasteten Signals $x[n]$. Die entsprechende Rücktransformation wird durch die inverse Fourier-Transformation für Abtastsignale beschrieben:

$$x[n] = \frac{T}{2\pi} \int_{-\pi/T}^{\pi/T} X(\Omega) \cdot e^{in\Omega} d\omega \quad (2.25)$$

Man kann zeigen, dass beim Abtasten eines Signals dessen Spektrum periodisch mit der Abtastrate $f_s = 1/T$ fortgesetzt wird, wobei die Amplitude des Spektrums mit dem Abtastintervall T gewichtet wird. Als Beispiel ist in Abbildung 2.12(a)³ ein Spektrum eines analogen Signals mit der Bandbreite B zu sehen. Wird dieses abgetastet, ergibt sich eine periodische Fortsetzung des Spektrums, wobei die Periode abhängig ist von der Abtastrate. Je höher die Abtastrate ist, desto weiter sind die Teilspektren voneinander entfernt [vgl. Abbildung 2.12(b)].

³Anmerkung zu Abbildung 2.12: In Fachbüchern zum Thema Signalverarbeitung und Elektrotechnik wird die imaginäre Einheit i üblicherweise nach DIN 1302 mit dem Symbol j ausgedrückt, um eine Verwechslung mit der Stromstärke $i(t)$ auszuschließen [50].

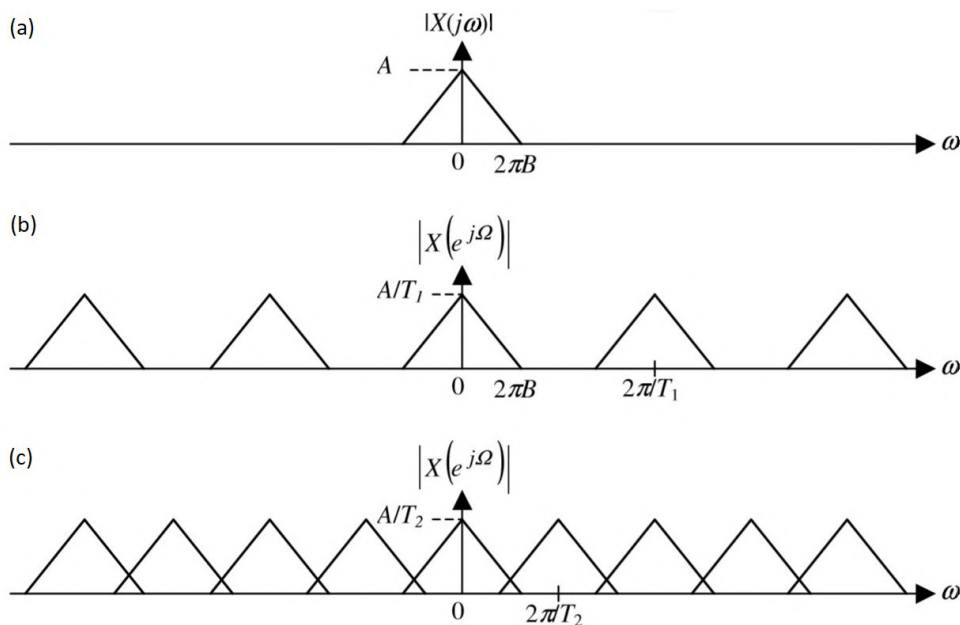


Abbildung 2.12: Beispielspektrum eines analogen Signals mit Bandbreite B (a). Wird das Signal mit $f_s = 1/T$ abgetastet, setzt sich das Spektrum periodisch mit f_s fort. Dabei ergeben sich abhängig von der Abtastrate getrennte Teilspektren, wenn wie in (b) $f_s > 2B$ gilt und überlappende Teilspektren, wenn $f_s < 2B$ gilt (c). Abbildung adaptiert nach [49].

Ist die Abtastrate wie in Abbildung 2.12(c) zu klein, überlappen die Spektren, was als Aliasing bezeichnet wird. Dabei kommt es zu einem Verlust an Informationen bei den Frequenzen am Rand des Spektrums, was dazu führt, dass das analoge Signal nicht mehr eindeutig aus seiner abgetasteten Version rekonstruiert werden kann.

Beim Abtasten von Signalen ist es daher wichtig, dass die Abtastrate f_s hoch genug ist, um Aliasing-Effekte zu vermeiden. Damit das analoge Signal aus dem abgetasteten Signal rekonstruiert werden kann, muss das Nyquist-Shannon-Abtasttheorem [51] erfüllt sein. Dieses besagt, dass ein analoges Signal mit Bandbreite B nur dann aus seiner abgetasteten Version eindeutig rekonstruiert werden kann, wenn die Abtastfrequenz f_s größer als die doppelte Bandbreite ist, also $f_s > 2B$ gilt.

Die in dieser Arbeit gewählte Abtastrate f_s beträgt 44.1 kHz, wie es zum Beispiel für Musikdateien auf Compact-Discs üblich ist. Da der für Stimmsignale relevante Frequenzbereich dem Hörbereich eines gesunden Menschen entspricht und dieser ungefähr zwischen 20 Hz und 20000 Hz liegt, ist f_s hoch genug, um das Abtasttheorem zu erfüllen. [16, 21]

Ein durch eine C/D-Umwandlung erzeugtes Abtastsignal liegt, wie bisher beschrieben, zu diskreten Zeitpunkten vor, weist aber trotzdem einen kontinuierlichen Wertebereich auf. Diese unbegrenzte Präzision ist mit den realen physikalischen Bauteilen eines Computers nicht umsetzbar. Daher werden bei der Speicherung auf einem Computer die kontinuierlichen Amplitudenwerte des Signals gerundet und durch einen endlichen Satz an Werten dargestellt, die den jeweiligen Amplitudenwerten am nächsten liegen. Diesen Prozess bezeichnet man als quantisieren. Als Ergebnis erhält man ein digitales Signal. Die Umwandlung eines analogen Stimmsignals in ein digitales Signal wird als analog-digital Wandlung (A/D) bezeichnet und besteht aus einer Kombination von Abtasten und Quantisieren. Ein digitales Signal ist diskret in der Zeit und den Amplitudenwerten.

2.8.2 Diskrete Fourier-Transformation und Spektrogramm

Die Transformation eines Signals in sein Spektrum geschieht mit Hilfe der DTFT. Dabei muss nach Gleichung 2.24 über unendlich viele Abtastwerte summiert werden und man erhält ein Spektrum, das kontinuierlich in der Frequenz ist. Die DTFT ist daher für Anwendungen mit digitalen Computern nicht geeignet. Wählt man bei der Auswertung N Abtastwerte aus, entspricht dies der Betrachtung eines bestimmten Zeitfensters (window) mit einer Länge von NT Sekunden. Setzt man dies in Gleichung 2.24 ein und summiert nur noch über die N Abtastwerte, dann erhält man

$$X(2\pi f) = \sum_{n=0}^{N-1} x[n] \cdot e^{-2\pi i n f T} . \quad (2.26)$$

Durch die Beschränkung auf N Abtastwerte können maximal N Spektralwerte berechnet werden, was dazu führt, dass die Frequenzachse diskret wird. Da das Spektrum eines abgetasteten Signals periodisch ist mit Periodendauer f_s auf der Frequenzachse, können die möglichen Frequenzen auf das Intervall $[0, f_s]$ verteilt werden. Benachbarte Frequenzen haben dabei auf der Frequenzachse einen Abstand von $f_s/N = 1/NT$, wodurch sich die Frequenzvariable folgendermaßen diskret schreiben lässt

$$f = \frac{m}{NT} , \quad \text{mit } m = 0, 1, 2, \dots, N-1 . \quad (2.27)$$

Die einzelnen Frequenzen sind damit durch ihre Ordnungszahl m gegeben. Wertet man

Gleichung 2.26 für diese Frequenzen aus, dann erhält man die Diskrete Fourier Transformation (DFT):

$$X[m] = \sum_{n=0}^{N-1} x[n] e^{-i \frac{2\pi n}{N} m} . \quad (2.28)$$

Dabei ist n die Nummer der Abtastwerte, und die Sequenz $X[m]$ bezeichnet das aus der Sequenz der Abtastwerte $x[n]$ berechnete Linienspektrum. Dabei ist zu beachten, dass bei der DFT ein periodisches Zeitsignal impliziert wird. Die DFT berechnet das Spektrum der periodischen Fortsetzung der Signalsequenz des betrachteten Zeitfensters.

Ein Stimmsignal besteht aus Sequenzen von Ereignissen, die sich mit der Zeit ändern. Dadurch ändern sich auch dessen spektrale Eigenschaften mit der Zeit. Eine einzelne DFT des gesamten Signals durchzuführen, kann diese Dynamik nicht erfassen. Daher wird das Signal durch Multiplikation mit einer Fensterfunktion $w[n, \tau]$ in kurze Zeitsegmente zerlegt. Dabei bezeichnet τ die Position des Zentrums des Fensters. Die Fensterfunktion wird so gewählt, dass bei der periodischen Fortsetzung jedes Zeitsegments Sprungstellen an den Rändern vermieden werden, die zu Frequenzen im DFT-Spektrum führen, die im Originalsignal nicht vorhanden sind. Dies wird dadurch erreicht, dass die Fensterfunktion zu den Rändern hin abflacht und damit die Abtastwerte gewichtet werden. Das in der Stimmanalyse häufig verwendete Hamming Fenster mit Länge N_w ist definiert durch

$$w[n, \tau] = 0.54 - 0.4 \cdot \cos\left(\frac{2\pi(n - \tau)}{N_w - 1}\right) \quad \text{für } 0 \leq n \leq N_w - 1 \quad (2.29)$$

und Null außerhalb der Fensterlänge.

Um die Genauigkeit an den Rändern der Zeitsegmente zu erhöhen, werden in der Praxis die Fenster nicht kontinuierlich aneinander gesetzt, sondern so verschoben, dass sich die Zeitsegmente typischerweise zu 50 % bis 75 % überlappen. Von jedem durch die Fensterung entstandenen Segment wird separat eine DFT berechnet. Dies entspricht der (diskreten) Kurzzeit-Fourier-Transformation (short-time Fourier transform, STFT)

$$X[m, \tau] = \sum_{n=0}^{N-1} w[n, \tau] x[n] e^{-i \frac{2\pi n}{N} m} , \quad (2.30)$$

wobei die Frequenz f nach Gleichung 2.27 über m ausgedrückt werden kann. Die so berechneten Leistungsspektren

$$S(f, \tau) = |X(f, \tau)|^2 \quad (2.31)$$

werden als Teilspektren vertikal nebeneinander in ein Diagramm eingetragen. Dabei befindet sich auf der x-Achse die Zeit und auf der y-Achse die Frequenz. Die Intensität der Frequenzen wird als Farbton oder entlang der z-Achse in einem dreidimensionalen Gitter dargestellt. Diese Darstellungsform wird als Spektrogramm oder Periodogramm bezeichnet.

In Abbildung 2.13 ist als Beispiel das Spektrogramm eines Stimmsignals abgebildet. Dieses besteht aus drei Bereichen, in denen der Vokal /a/ von einem männlichen Probanden mit weichem Stimmeinsatz und unterschiedlicher Grundfrequenz phoniert wird. Zwischen den Abschnitten befinden sich kurze Pausen. Abbildung 2.13(a) zeigt das Spektrogramm in farbkodierter Darstellung, und in Abbildung 2.13(b) ist das gleiche Spektrogramm in dreidimensionaler Ansicht dargestellt.

Das Spektrogramm ist berechnet mit einem Hamming-Fenster, das eine Länge von 8192 Abtastwerten und eine Überlappung von 75 % aufweist. Dadurch ergibt sich nach Gleichung 2.27 eine Frequenzauflösung von $\Delta f = f_s / N = 44.1 \text{ kHz} / 8192 \approx 5.4 \text{ Hz}$. Der zeitliche und spektrale Verlauf mit variierender Grundfrequenz und den jeweiligen Formanten ist deutlich zu erkennen (vgl. Abbildung 2.2).

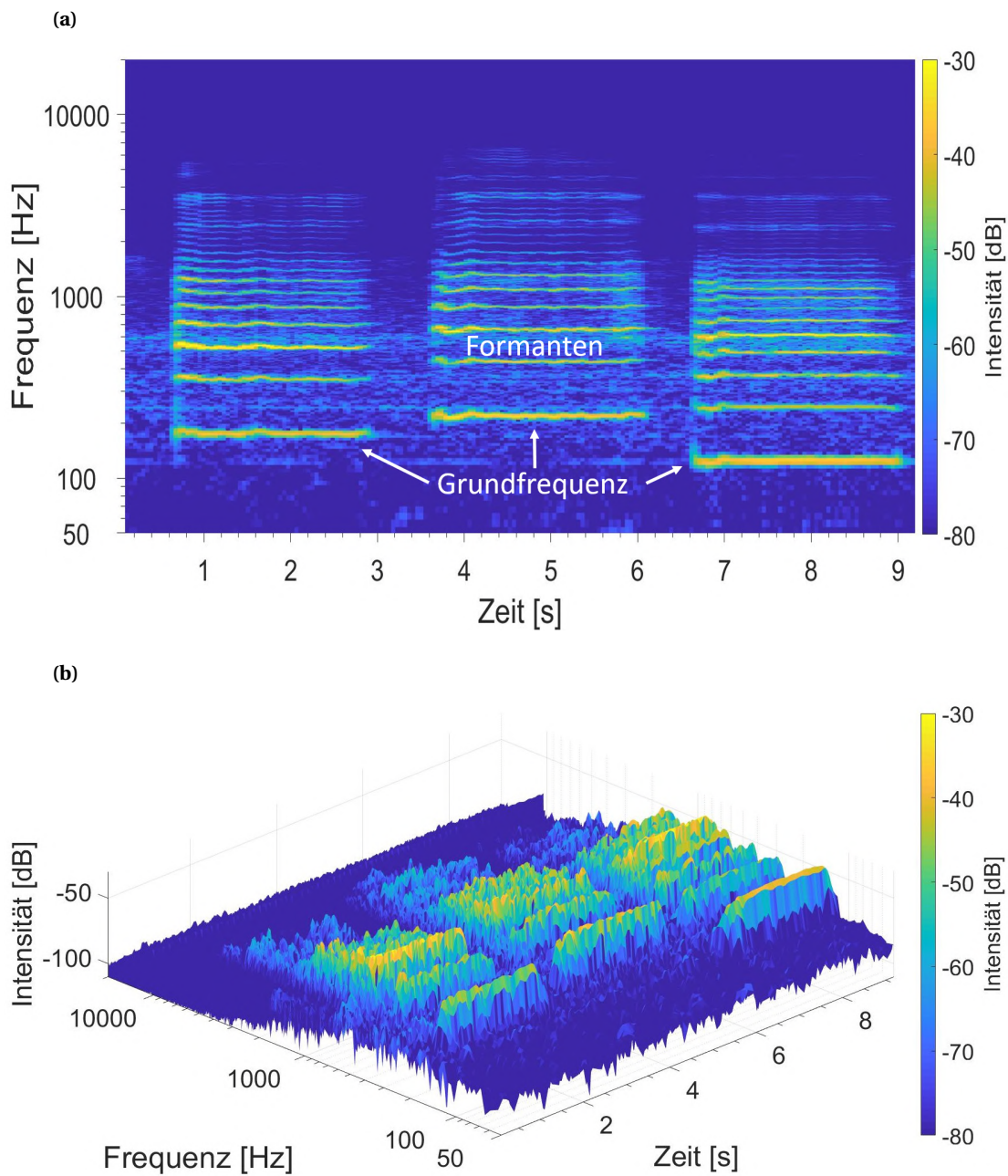


Abbildung 2.13: Beispielspektrogramm eines mit unterschiedlicher Grundfrequenz phonierten Vokals /a/ eines männlichen Probanden. Das Spektrogramm ist dargestellt als Falschfarbendarstellung (a) und in dreidimensionaler Ansicht (b). Die Variation in der Grundfrequenz sowie die Formanten sind deutlich zu erkennen.

KAPITEL 3

Farbduplexsonographie der Stimmlippen

Unter Farbduplexsonographie (farbkodierte Duplexsonographie, engl. color Doppler imaging, CDI) versteht man die Kombination eines zweidimensionalen B-Bild-Sonogramms mit einem pulsed-wave-Doppler (PW-Doppler). In diesem Kapitel wird das grundlegende Funktionsprinzip der Farbduplexsonographie und deren Anwendung an den Stimmlippen erklärt.

Untersucht man die Stimmlippen während der Phonation mit der Farbduplexsonographie, so ist auf den Bildern ein charakteristisches Farbmuster zu sehen. Der Ursprung und Nutzen dieses Musters wird erläutert in Abschnitt 3.2.

3.1 Grundlagen der Farbduplexsonographie

In diesem Abschnitt werden die Grundlagen der Farbduplexsonographie erläutert. Die in Abschnitt 3.1 folgende theoretische Beschreibung ist, sofern nicht anders angegeben, adaptiert nach [52, 53].

Unter Ultraschall versteht man Schallwellen, deren Frequenz oberhalb des menschlichen Hörbereichs liegt. In der Ultraschalldiagnostik (Sonographie) verwendet man für die Bildgebung je nach Anwendung Frequenzen von 1 MHz bis zu 40 MHz.

Eine wichtige Größe zum Verständnis der Sonographie ist die Schallimpedanz Z_0 . Diese ist definiert als

$$Z_0 = c \cdot \rho , \quad (3.1)$$

mit der Schallgeschwindigkeit c und der Dichte des Mediums ρ . Verschiedene Gewebearten unterscheiden sich in ihrer Dichte und Schallgeschwindigkeit und damit auch in der Impedanz. Trifft eine Ultraschallwelle auf eine Grenzfläche zwischen zwei Gebieten mit unterschiedlicher Impedanz, zum Beispiel beim Übergang zwischen verschiedenen Gewebearten, dann wird ein Teil der Schallintensität reflektiert und ein Teil transmittiert. Der reflektierte Anteil, das Echo, ist dabei umso größer, je stärker der Impedanzunterschied ist.

Das Grundprinzip der PW-Doppler-Sonographie ist in Abbildung 3.1 dargestellt. Aus einem Hochfrequenz-Generator wird durch ein Gate ein Wellenpaket ausgewählt und auf den Ultraschallwandler gegeben. Der Wandler besteht aus piezoelektrischem Material, das über den piezoelektrischen Effekt sowohl Ultraschallpulse aussenden, als auch empfangen und nachweisen kann. Der Ultraschallpuls durchläuft das Gewebe und wird an Impedanzänderungen reflektiert. Die Echos werden von der Ultraschallsonde empfangen und deren Intensität zeitabhängig verstärkt auf einem Bildschirm in Graustufen (**brightness**) dargestellt. Daher stammt der Name B-Mode. Über die Schallgeschwindigkeit kann die Tiefe ermittelt werden, aus der das Echo stammt. Bewegt man die Ultraschallsonde entweder elektronisch oder mechanisch über die Körperoberfläche, dann erhält man ein zweidimensionales Ultraschallbild.

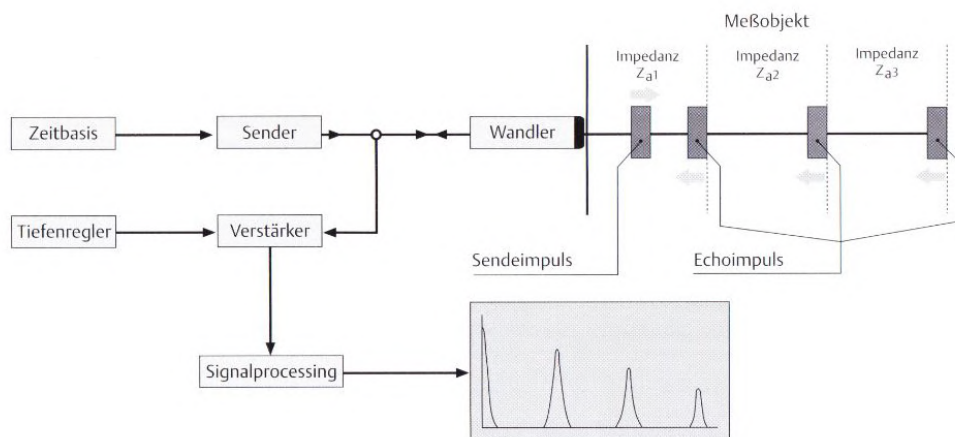


Abbildung 3.1: Schematische Darstellung des Grundprinzips eines pulsed-wave Ultraschallsystems. Abbildung entnommen aus [53].

Dabei beschreibt die axiale Auflösung den kleinstmöglichen Abstand, bei dem zwei hintereinander liegende Strukturen noch voneinander unterschieden werden können. Dieser wird

bestimmt durch Frequenz und Bandbreite des Schallstrahls. Die Auflösung wird dabei mit steigender Frequenz besser. Allerdings nimmt mit steigender Frequenz auch die Dämpfung im Gewebe zu, sodass die Eindringtiefe abnimmt. In der Anwendung muss die Ultraschallfrequenz daher so gewählt werden, dass ein Kompromiss zwischen benötigter Eindringtiefe und Auflösung entsteht.

Die laterale Auflösung bei der Sonographie ist abhängig vom Durchmesser des Schallstrahls und damit von der Größe des Ultraschallwandlers. Bei einer Sendefrequenz von 5 MHz erreicht man typischerweise eine axiale Auflösung von 0.4 mm und eine laterale Auflösung von 1.2 mm bei einer Eindringtiefe von 5 cm.

Die Dopplersonographie beruht auf dem namensgebenden Dopplereffekt. Dieser besagt, dass, wenn Schallsender und Schallreflektor sich relativ zueinander bewegen, die Ultraschallsonde reflektierte Schallwellen mit verschobener Frequenz registriert. Diese Frequenzverschiebung Δf ist proportional zur relativen Geschwindigkeit v von Sender und Empfänger, der Schallgeschwindigkeit c , dem Einstrahlwinkel Θ und der Ultraschallsendefrequenz f

$$\Delta f = \frac{2 \cdot f}{c} \cdot v \cdot \cos(\Theta) . \quad (3.2)$$

Die Frequenzverschiebung Δf wird als Dopplerfrequenz bezeichnet. Durch das Messen der Dopplerfrequenz kann die Bewegungsgeschwindigkeit von Geweben, zum Beispiel Blutflussgeschwindigkeiten oder Bewegung der Stimmlippen, bestimmt werden.

Bei der Farbduplexsonographie (Farbdopplersonographie, englisch color Doppler imaging CDI) wird ein B-Bild-Sonogramm mit einem pulsed-wave Doppler (pw-Doppler) kombiniert. Dabei wird für einen ausgewählten Bildausschnitt die mittlere Dopplerfrequenz bzw. Geschwindigkeit bestimmt und als Falschfarben dem B-Bild überlagert. Bewegungen auf den Schallkopf zu werden rot und Bewegungen vom Schallkopf weg werden blau dargestellt. Ein hellerer Rot- bzw. Blauton entspricht einer höheren Geschwindigkeit.

Um die mittlere Geschwindigkeit zu ermitteln, wird jedoch nicht sukzessive mit dem pw-Doppler-Verfahren an jeder einzelnen Stelle im Bild das gesamte Dopplerfrequenzspektrum bestimmt, da dies zu lange dauern würde. Sendet man zwei Ultraschallpulse mit identischer Gate-Einstellung in das Gewebe, kann die Autokorrelationsfunktion¹ der Echos genutzt werden, um direkt die mittlere Dopplerfrequenz zu bestimmen. Zur Erhöhung der Genauigkeit der Messung wird typischerweise über mehrere aufeinanderfolgende Wellenpakete gemittelt.

¹Für eine detailliertere Beschreibung der theoretischen Grundlagen der Autokorrelationsfunktion und ihrer Anwendung in der Sonographie und anderen bildgebenden Verfahren sei an dieser Stelle auf das Buch von Dössel verwiesen [52].

3.2 Farbduplexsonographie der Stimmlippen

Bei der Untersuchung des Kehlkopfes, inklusive Glottis und Stimmlippen, mit Ultraschall werden in der Literatur die Zugangswege in transversale und vertikale Schnittebenen eingeteilt [33, 54]. Eine Schwierigkeit bei der Darstellung der Stimmlippen besteht darin, dass diese hinter dem Schildknorpel liegen. Der Schildknorpel ossifiziert mit dem Alter und wirkt je nach Ossifikationsgrad als Reflektor für den Ultraschall, sodass dahinterliegende Strukturen schlechter darstellbar sind [55, 56].

Daher werden in der Literatur bezüglich der transversalen Beurteilung der Glottis zwei Zugangswege empfohlen. Um den Einfluss der Schildknorpelverknöcherung zu verringern, kann der Ultraschallkopf unterhalb des Schildknorpels im Bereich des Ligamentum conicum angesetzt werden. Eine weitere Möglichkeit besteht in der Positionierung des Schallkopfes am oberen Rand des Schildknorpels mit einer geringfügigen Verkippung desselben nach kaudal, sodass die Stimmlippenenebene von oben betrachtet wird. [33, 54, 55]

Für die vertikale Beurteilung der Glottis wird der Ultraschallkopf seitlich in Höhe der Lamina des Schildknorpels positioniert und ermöglicht so eine koronare Ansicht der Stimmlippen und Taschenfalten. Durch den seitlichen Ansatzpunkt ist nur eine einseitige Ultraschalldarstellung der Stimmlippen möglich. [54]

Eine optimale Position für den Schallkopf ist seitlich im vorderen Viertel der Lamina des Schildknorpels, da dies dem mittleren Bereich der anteroposterioren Ausdehnung der Stimmlippen entspricht [35, 57]. In diesem Bereich schwingen die Stimmlippen mit der größten Auslenkung [29].

Untersucht man die Glottis in der transversalen Ansicht, dann erhält man im B-Mode ein Bild entsprechend der in Abschnitt 2.3 beschriebenen Anatomie. Als Beispiel ist eine transversale B-Mode-Ansicht dargestellt in Abbildung 3.2 (a, oben) und mit entsprechender Beschriftung in Abbildung 3.2 (a, Mitte). Der V-förmige Querschnitt des Schildknorpels (SK) ist scharf begrenzt und je nach Ossifikationsgrad mit mittlerer bis hoher Echogenität sichtbar [55]. Direkt dorsal des Schildknorpels ist die vordere Kommissur (VK) zu erkennen. Die paarigen Stimmlippen (SL) sind als echoarme Strukturen dorsal des Schildknorpels zu sehen. Im Gegensatz dazu stellen sich die Taschenfalten (TF) im Ultraschallbild echoreich dar. Da diese direkt oberhalb der Stimmlippen liegen, sind sie nach Böhme [54, 58] schwierig von den Stimmlippen zu differenzieren und daher im B-Mode als Stimmlippen-Taschenfalten-Komplex (SL-TF) zu sehen. Bei guten Bedingungen für die Darstellung sind auch die Ary-Knorpel (AK) als runde, echogene Struktur am hinteren Ende der Stimmlippen sichtbar. Der dunkle Bereich zwischen den Stimmlippen ist die luftgefüllte Stimmritze (SR).

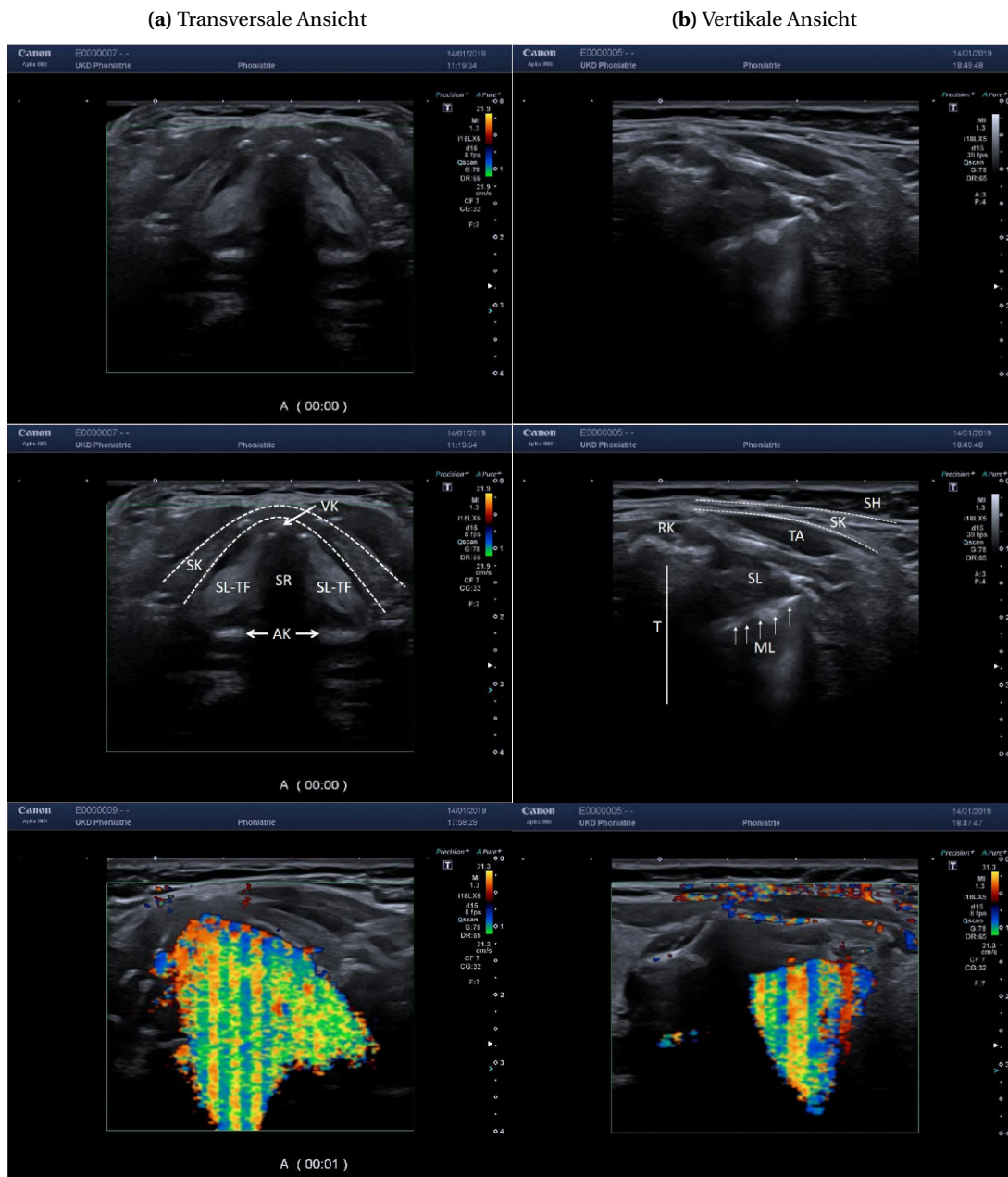


Abbildung 3.2: Typische Ultraschallbilder bei der Untersuchung der Stimmlippen in transversaler (a) und koronarer (b) Ansicht. Die B-Mode Bilder (oben) zeigen die darstellbaren intralaryngealen Strukturen. Diese sind folgendermaßen beschriftet (Mitte): Stimmlippen-Taschenfalten-Komplex SL-TF, Stimmritze SR, Schildknorpel SK, vordere Kommissur VK, Ary-Knorpel AK, Ringknorpel RK, Trachea T, Mucosa-Luft Übergang ML, Musculus sternohyoideus SH und Musculus thyroarytaenoideus pars externa TA. Unten sind Beispiele der charakteristischen Farbduplex-Muster bei Phonation dargestellt. Der Abstand zweier Punkte der horizontalen Skala entspricht 1 cm.

Da die Mucosa im Ultraschallbild nicht sichtbar ist, ist am Übergang von Stimmlippen zu Stimmritze das Stimmband, als freier Rand der Stimmlippen, in Form eines echogenen Bandes, das schräg von anterior nach posterior verläuft, zu erkennen. Im Ultraschallbild unterhalb der Ary-Knorpel befinden sich häufig Reverberationsartefakte (Wiederholungsartefakte). [11, 59]

Bei der vertikalen Untersuchung der Glottis erhält man im B-Mode ein Bild wie in Abbildung 3.2 (b, oben) dargestellt. Die intralaryngealen Strukturen sind entsprechend beschriftet in Abbildung 3.2 (b, Mitte). Der Schildknorpel ist im Längsschnitt zu sehen als zentral echoarme Struktur mit echoreichen Rändern [57, 60]. Außerdem gut zu erkennen sind der Musculus sternohyoideus (SH) und der Musculus thyroarytaenoideus pars externa (TA) als ihrem Verlauf entsprechende echoarme Bereiche. Ebenfalls darstellbar sind die Trachea (T) und der Ringknorpel (RK). [60]

In in-vitro Untersuchungen kann der mehrschichtige Aufbau der Stimmlippen dargestellt werden. Am Übergang von Mucosa zu Luft wird der Ultraschall stark reflektiert, sodass dieser Bereich als dicke weiße Linie imponiert. [61]

Meist dient zur Bestimmung der Position der Stimmlippe diese weiße Linie des Mucosa-Luft-Übergangs (ML). Die weiße Linie ist vor allem während der Phonation gut zu sehen, da sie sich dann stroboskopartig wellenförmig bewegt. [58, 61]

Untersucht man den Larynx, inklusive Stimmlippen, mit der Farbduplexsonographie, dann erhält man bei eingeschaltetem Farbmodus während unauffälliger Phonation stimmgesunder Probanden, sowohl in der transversalen, als auch in der koronaren Ansicht ein charakteristisches Farbmuster. Ein entsprechendes Beispiel ist dargestellt in Abbildung 3.2 (a, unten) für die transversale Ansicht und in Abbildung 3.2 (b, unten) für die koronare Ansicht. Das Farbmuster hat typischerweise eine dreieckige „Afrika“-Form und besteht aus roten und blauen Streifen, die stroboskopartig von einer Seite des Musters zur anderen laufen. Bei höheren gemessenen Geschwindigkeiten geht die rote Farbe in ein Gelb bzw. die blaue Farbe in ein Hellblau bis Grün über. Wird die Phonation gestoppt, dann verschwindet sofort auch das Farbmuster. [54, 62]

Abweichungen von dieser charakteristischen Form können genutzt werden, um Pathologien der Stimmlippenschwingungen zu erkennen. Außerdem ist das Muster auch dann darstellbar, wenn die entsprechenden Stimmlippen-Taschenfalten-Strukturen selbst im B-Bild nicht sichtbar sind. Dadurch kann es als Anhaltspunkt für die Positionierung der Ultraschallsonde dienen. Diese wird verschoben, bis das Muster erscheint, was ein sicheres Anzeichen dafür ist, dass sich das Messvolumen in der Stimmlippen-Taschenfalten-Ebene befindet. Das entstehende Streifenmuster eignet sich somit zur Untersuchung der Stimmlippenfunktion bei physiologischer und pathologischer Phonation. [33, 63–66]

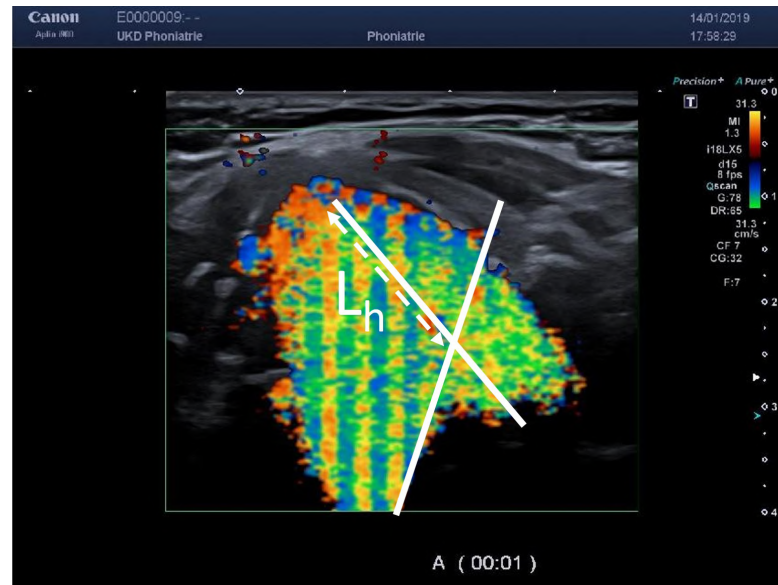
Hsiao et al. [35, 44] haben anhand eines Gummiband-Modells sowohl in der vertikalen als auch in der horizontalen Ebene gezeigt, dass das Farbmuster als stroboskopartiges Artefakt durch die Vibration des Mucosa-Luft Übergangs entsteht. Die Stimmlippen schwingen typischerweise mit einer Grundfrequenz f_0 von einigen hundert Hertz. Die Bildrate f_s eines Farbdopplerultraschallsystems liegt hingegen meist im einstelligen Hertzbereich. Der Farbdoppler ist somit viel zu langsam, um die Schwingung der Stimmlippen in Echtzeit darstellen zu können. [62]

Die Grundannahme ist eine stehende Welle auf dem schwingenden Gummiband. Dieses wird im Betrachtungsfenster Linie für Linie vom Ultraschallsystem mit f_s abgetastet, während es mit einer deutlich höheren Frequenz f_0 schwingt. Dabei sieht die Ultraschallsonde beim Abtasten Bereiche der Stimmlippen, die sich momentan auf die Sonde zu bzw. von ihr weg bewegen. Diese Bereiche stellen sich als rote bzw. blaue Streifen dar, die von einer Seite des Musters zur anderen wandern. Die Wellenlänge des Farbmusters, also der Abstand der Mitte eines Streifens zu seinem Nachbarn mit gleicher Farbe, korreliert mit dem Verhältnis von Frequenz der Schwingung zu Bildrate des Farbdoppler-Systems (f_0/f_s). [35, 44, 54, 62]

Die sonographischen Untersuchungen des Gummiband-Modells zeigen außerdem, dass die Farbmuster Aufschluss geben über die effektive Länge der schwingenden Stimmlippen [44]. In der transversalen Ansicht kann im Ultraschallbild eine Linie von der vorderen Kommissur entlang des Randes der betrachteten Stimmlippe gezogen werden. Eine weitere Linie wird an den entsprechenden Rand des Farbmusters gelegt. Die horizontale effektive Länge der schwingenden Stimmlippe L_h ergibt sich dann aus der Strecke von der vorderen Kommissur bis zum Schnittpunkt der beiden Linien, welcher das posteriore Ende der Stimmlippe beschreibt. Dies ist dargestellt in Abbildung 3.3(a). [44]

Die vertikale Länge der schwingenden Stimmlippe L_v entspricht der Breite des Farbmusters in der koronaren Ansicht. Dies ist dargestellt in Abbildung 3.3(b). [35]

(a) Horizontale bzw. transversale Ansicht



(b) Vertikale bzw. koronare Ansicht

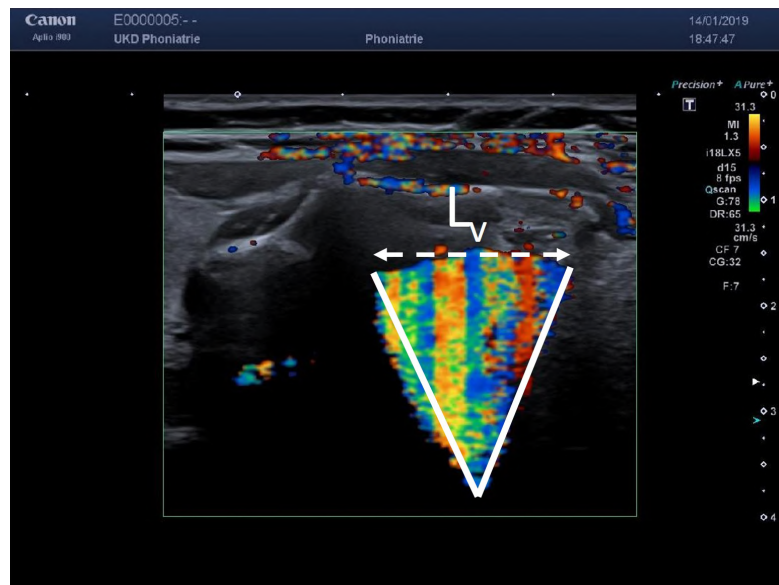


Abbildung 3.3: Schematische Darstellung der Messung der Länge der schwingenden Stimmlippe in einem Transversalschnitt (a) und in einem Koronarschnitt (b). Die horizontale Länge L_h entspricht der Strecke von der vorderen Kommissur bis zum posterioren Ende der Stimmlippe am Schnittpunkt der beiden Linien. Die vertikale Länge L_v ist durch die Breite des Farbmusters gegeben.

KAPITEL 4

Materialien und Methoden

In diesem Kapitel werden der Versuchsaufbau und die Durchführung, sowie verwendete Geräte und Software beschrieben.

4.1 Verwendetes Ultraschallgerät und Software

Für die Aufnahme der Ultraschallbilder stand das Ultraschall-Diagnostik-System Aplio i900 der Firma Canon Medical Systems zur Verfügung. Dieses ist in Abbildung 4.1(a) zu sehen. Man erkennt das Hauptbedienfeld (1) inklusive Touch Panel (2), die Sondenanschlüsse (3) und die Sondenhalterungen (4). Die Ultraschallbilder werden auf einem LCD-Monitor (5) dargestellt. Die verwendete Ultraschallsonde ist in Abbildung 4.1(b) gezeigt. Es handelt sich um eine Linearsonde PLI-1205BX. Ihre entsprechende Bezeichnung i18LX5 wird in den Ultraschallbildern dargestellt und dient zur eindeutigen Identifizierung der Sonde. Es handelt sich um eine Sonde der Aplio-i Serie (i) vom Scantyp Linear Matrix (LX), die in einem Frequenzbereich zwischen 5 MHz und 18 MHz arbeitet. Das Field of View hat eine Breite von ca. 46 mm und eine Tiefe von ca. 40 mm. Die Sonde eignet sich sowohl für hochauflösenden B-Mode Ultraschall als auch für den Color-Mode-Betrieb. [67]

Im Color-Mode arbeitet das Ultraschallgerät mit einer Pulsrepetitionsfrequenz von 10.5 kHz. Die Ultraschallfrequenz, mit der die Sonde aktuell schallt, wird oben rechts im Bild unter der Sondenbezeichnung eingeblendet (d...). Das davor befindliche d zeigt an, dass das Ultraschall-System mit der Differential Tissue Harmonic Imaging (DTHI) Technik arbeitet. Das Grundprin-

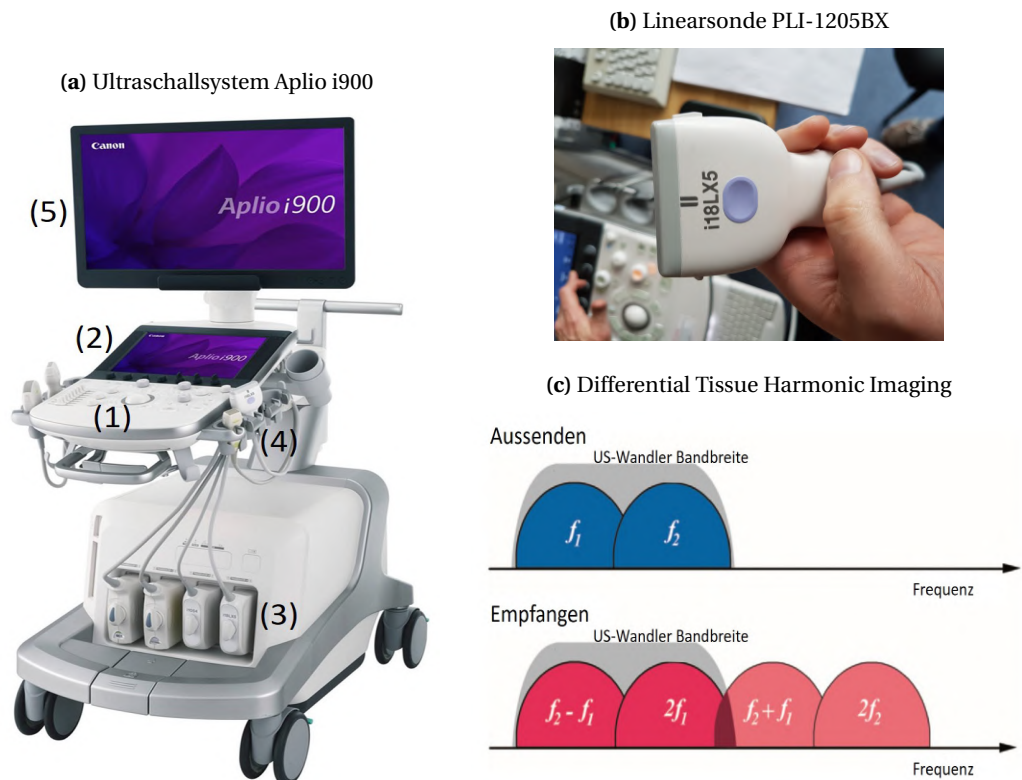


Abbildung 4.1: Verwendetes Ultraschallsystem Aplio i900 (a) mit Hauptbedienfeld (1) inklusive Touch Panel (2), Sondenanschlüssen (3), Sondenhalterungen (4) und LCD-Monitor (5). In (b) ist die Ultraschall-Linearsonde PLI-1205BX mit der Bezeichnung i18LX5 zu sehen. Die Sende- und Empfangsfrequenzen beim Differential Tissue Harmonic Imaging sind dargestellt in (c). Die Ultraschallsonde sendet mit zwei Frequenzen, und im Echo werden die erste harmonische der niedrigeren Frequenz und die Differenzfrequenz zum Bildaufbau genutzt. Darstellung in (c) adaptiert nach [68].

zip des DTHI ist dargestellt in Abbildung 4.1(c). Dabei werden simultan zwei Ultraschallpulse mit den Frequenzen f_1 und f_2 in das Gewebe eingebracht. Im Gewebe kommt es durch nichtlineare Wechselwirkungen dazu, dass in dem Signal zusätzlich zu den harmonischen Frequenzen $2f_1$ und $2f_2$ auch Komponenten mit der Summenfrequenz $f_1 + f_2$ und der Differenzfrequenz $f_2 - f_1$ erzeugt werden. Wird das Echo in der Ultraschallsonde empfangen, kann die erste harmonische der niedrigeren Frequenz $2f_1$ und die Differenzfrequenz $f_2 - f_1$ zur Bildrekonstruktion genutzt werden. Dadurch erhöht sich die effektive Bandbreite des

genutzten Signals auf den Bereich zwischen $f_2 - f_1$ und $2f_1$. Die Grundfrequenzen f_1 und f_2 werden durch Pulssubtraktion aus dem Signal entfernt. Die anderen genannten Frequenzkomponenten ($f_1 + f_2$ und $2f_2$) fallen nicht in die Bandbreite der Ultraschallsonde. Vorteile des Differential Tissue Harmonic Imaging sind eine sehr gute räumliche Auflösung, eine bessere Eindringtiefe und eine starke Reduzierung von Artefakten im Bild. [68, 69]

Die aufgenommenen Ultraschallbilddatensätze wurden im DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) Dateiformat abgespeichert. Dieses Format ist ein internationaler offener Standard für die Speicherung und den Informationsaustausch von medizinischen Bilddaten. Es wird neben der Sonographie bei fast allen bildgebenden Verfahren in der Medizin, wie zum Beispiel der Magnetresonanztomographie und der Computertomographie, eingesetzt. Dadurch wird die Interoperabilität medizinischer Bildinformationen ermöglicht, vor allem bei Verwendung von Geräten unterschiedlicher Hersteller. Eine DICOM-Datei enthält neben den Bildern selbst auch Metadaten wie Informationen zu Patienten (z. B. Name und Geburtsdatum), Bildinformationen (z. B. Auflösung und physikalische Größe der Pixel) und eingestellte Aufnahmeparameter. [70]

4.1.1 Software

Für die Aufnahme des Stimmsignals wurde der Overtone Analyzer von Sygyt Software [71] genutzt. Mit dieser Software kann das Spektrum des Stimmsignals in Echtzeit visualisiert und das Audiosignal im WAVE-Dateiformat abgespeichert werden. Dabei beträgt die Abtastrate 44.1 kHz und die Samplingtiefe 16 Bit.

Als Auswertesoftware wurde MathWorks Matlab R2018b [72] genutzt. Bei Matlab handelt es sich um eine Matrix-basierte Software für mathematische Berechnungen, Modellierungen, Simulationen, Datenanalysen und Datenverarbeitung sowie für Visualisierung und graphische Darstellung der Ergebnisse. Zusätzlich zum Standardprogramm kann das Anwendungsgebiet von Matlab mit Toolboxen auf spezifische Problemstellungen erweitert werden. Dazu zählen, neben vielen weiteren, Toolboxen zur (Audio-) Signalverarbeitung, Funktionsanpassung und Bildverarbeitung. Damit können sowohl die Audiodateien im WAVE-Format als auch die DICOM-Dateien in Matlab eingelesen und analysiert werden. Die Auswertung der Stimmsignale und Ultraschallbilder kann somit in derselben Software erfolgen. In Matlab geschieht dies durch das Erstellen von Programmen in Form von Skripten, Funktionen und Klassen in einer Matlab-internen Programmiersprache. [73]

4.2 Verwendetes Mikrofon

Für die Aufnahme des Stimmsignals wurde ein Luftschallmikrofon der Firma Logitech [74] (Logitech® USB Desktop Microphone, Logitech Europe S.A., Lausanne, Schweiz) verwendet. Das Mikrofon wurde nach einer Empfehlung der Union of European Phoniaticians (UEP) [75] in einem Abstand von 30 cm vor dem Mund des Probanden positioniert. In diesem Abstand können auch Stimmsignale mit niedriger Intensität mit einem Mikrofon aufgenommen und deren Schalldruckpegel unter Vernachlässigung unvermeidbar vorliegender Hintergrundgeräusche bestimmt werden. Für die Genauigkeit der Messung von Stimmsignalen ist es wichtig, dass der leiseste Anteil des zu messenden Signals mindestens 10 dB über dem Hintergrundrauschen liegt. [17, 75]

Bei einem Mikrofonabstand von 30 cm sind kleine Variationen des Mund-Mikrofon Abstandes, die durch Bewegung des Probanden entstehen können, bei Messungen in Räumen mit „normaler Raumakustik“ tolerierbar [75].

4.2.1 Kalibrierung des Mikrofonsignals

Ein Aufnahmesystem für Audiosignale, wie zum Beispiel ein Computer mit Soundkarte oder ein Mikrofon mit Vorverstärker, ist typischerweise nicht direkt darauf ausgelegt, den korrekten SPL zu messen, den ein entsprechendes Sound Level Meter anzeigen würde. Dies liegt unter anderem daran, dass je nach Anwendung die Gain-Einstellung verändert werden kann. Um den korrekten SPL aus den Audioaufnahmen zu berechnen, ist eine Kalibrierung notwendig. Diese wurde entsprechend einer Anleitung und Empfehlung der American Speech-Language-Hearing Association [17] durchgeführt.

Eine schematische Darstellung der Kalibrierung ist in Abbildung 4.2 zu sehen. Das Mikrofon und ein eichfähiges TECPEL 331 Sound Level Meter werden direkt nebeneinander in 30 cm Entfernung zu einem Lautsprecher platziert. Über den Lautsprecher wird ein Kalibrierungssignal in Form von weißem Rauschen abgespielt. Dieses wird über das Mikrofon aufgezeichnet. Zeitgleich wird der SPL in dB(A) vom Display des SLM abgelesen. Sobald sich dieser stabilisiert hat, wird der Wert und der entsprechende Zeitbereich des stabilen SPL Signals notiert.

Das Mikrofonsignal wird in Matlab eingelesen, A-gewichtet und der zuvor notierte Bereich mit stabilem SPL ausgewählt. Für diesen Abschnitt wird der entsprechende SPL_{mic} in Form des RMS (vgl. Gleichung 2.3) berechnet. Dieser weicht typischerweise vom korrekten SPL_{SLM}

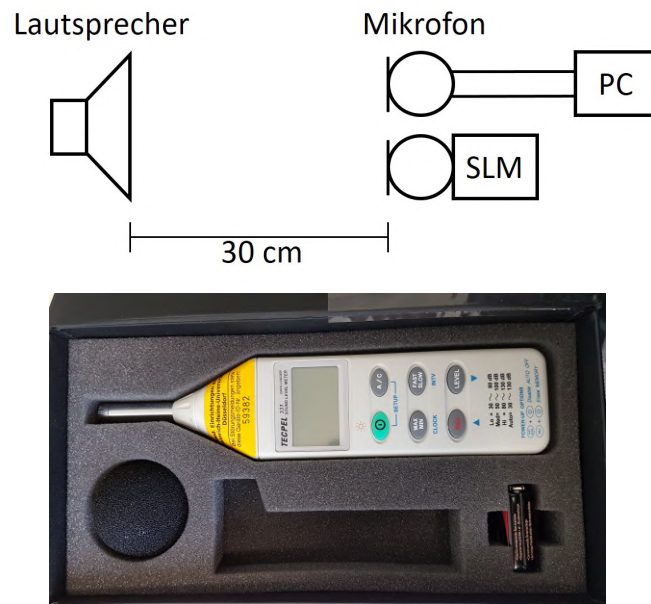


Abbildung 4.2: Schematische Darstellung des Aufbaus zur Kalibrierung des Mikrofonsignals (oben) und verwendetes TECPEL 331 Sound Level Meter (unten). Mikrofon und Sound Level Meter befinden sich in gleichem Abstand zu einem Lautsprecher, über den ein Kalibrierungssignal abgespielt wird. Dieses wird aufgezeichnet und der Sound Pressure Level in dB(A) notiert.

ab. Für die Abweichung ΔL gilt

$$\Delta L = \text{SPL}_{\text{mic}} - \text{SPL}_{\text{SLM}} = 20 \log_{10} \left(\frac{p}{\text{SPL}_{\text{mic}}} \right). \quad (4.1)$$

Dabei ist p der Effektivwert des Schalldrucks in Pascal. Es folgt

$$p = \text{SPL}_{\text{mic}} \cdot 10^{(\Delta L/20)}. \quad (4.2)$$

Das bedeutet, dass mit dem Mikrofon aufgenommene digitale Signale mathematisch verstärkt werden müssen, damit deren Werte mit den korrekten Schalldruckwerten in Pascal übereinstimmen. Dies geschieht durch Multiplikation des Signals mit dem Faktor $10^{(\Delta L/20)}$. Anschließend ist das Mikrofonsignal kalibriert, und in aufgenommenen Stimmsignalen können die korrekten SPL berechnet werden, da die Werte der Wellenform des Stimmsignals den Schalldruckwerten entsprechen.

4.3 Untersuchungsaufbau und Durchführung

Die Aufnahme der Ultraschallbilder und der Stimmsignale fand in einem der Untersuchungsräume der Phoniatrie und Pädaudiologie statt. Der dabei verwendete Untersuchungsaufbau ist in Abbildung 4.3 skizziert. Der Proband sitzt aufrecht, der Untersucher befindet sich für die Untersuchung der rechten Stimmlippe rechts hinter dem Probanden und positioniert die Ultraschallsonde an dessen Kehlkopf. Die Ultraschallsonde ist mit dem Ultraschallgerät verbunden, auf dessen Monitor das Ultraschallbild zu sehen ist.

Ein Luftschallmikrofon wird in einem Abstand von 30 cm vor dem Mund des Probanden positioniert. Das Mikrofon ist mit einem Computer verbunden, auf dem sich die Overtone Analyzer Software zur Aufnahme und Speicherung des Stimmsignals befindet.

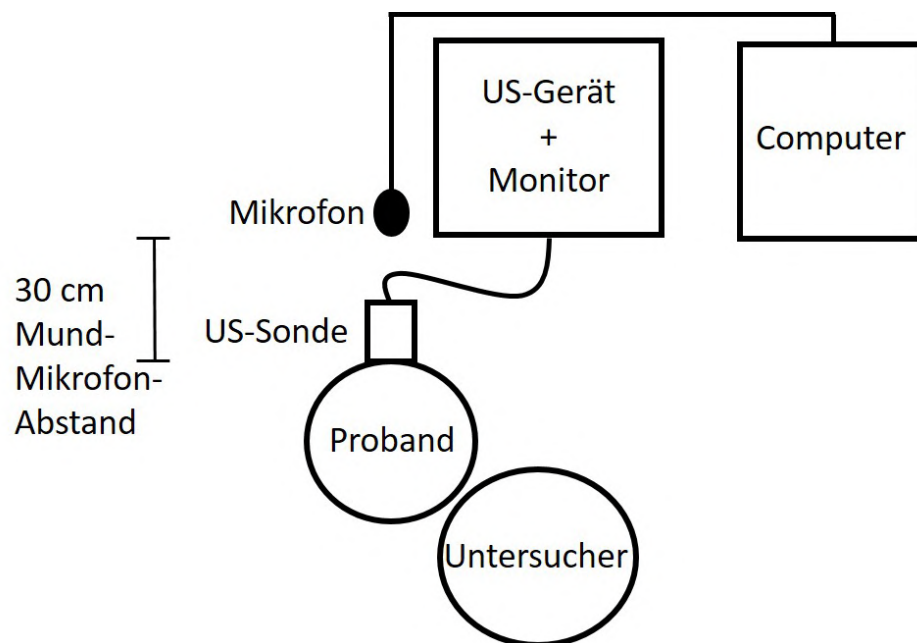


Abbildung 4.3: Skizze des Untersuchungsaufbaus. Der Untersucher befindet sich rechts hinter dem sitzenden Probanden und positioniert die Ultraschallsonde an dessen Kehlkopf. 30 cm vor dem Mund des Probanden wird ein Luftschallmikrofon positioniert, welches an einen Computer mit Aufnahmesoftware angeschlossen ist.

Vor Beginn der Untersuchung wurde jeder Proband über die Untersuchungsmethode und den Ablauf aufgeklärt und bekam eine entsprechende Probandeninformation und Einverständniserklärung zur Unterschrift vorgelegt. Anschließend wurden die einzelnen Stimmge-

bungstechniken jeweils mit unterschiedlichen Vokalen erläutert, vorgeführt und konnten vom Probanden kurz geübt werden. Im Rahmen der vorliegenden Arbeit wurden 9 stimmgesunde Erwachsene im Alter von 21-60 Jahren untersucht (6 Frauen und 3 Männer).

Die Aufnahme der Ultraschallbilder beginnt in der transversalen Schnittebene. Dazu wird der Schallkopf horizontal in einem Winkel von ca. 45° in Höhe des Ligamentum conicum bzw. Ligamentum cricothyroideum angesetzt. Dies ist dargestellt in Abbildung 4.4(a). Der Untersucher kann dabei den Nacken des Probanden bei abduziertem Daumen der linken Hand vorsichtig fixieren. Gleichzeitig kann er sich mit der rechten Hand leicht auf dem Brustbein des Probanden abstützen. Das wirkt der Ermüdung des rechten Armes des Untersuchers entgegen und hilft den Schallkopf stabiler in Position zu halten.

Die Ausrichtung des Schallkopfes wird nun leicht kranial und kaudal verschoben, um die Stimmlippen-Taschenfalten-Ebene zu treffen und im Ultraschallbild darzustellen. Dabei kann der Proband mit weichem Einsatz phonieren und das Farbmuster als Orientierungshilfe genutzt werden, falls der Stimmlippen-Taschenfalten-Komplex im B-Mode schlecht/nicht darstellbar ist. Wenn das Farbmuster sichtbar ist, befindet sich das Messvolumen an der richtigen Stelle, und die Untersuchung kann durchgeführt werden.

(a) Transversale Ansicht

(b) Koronare Ansicht



Abbildung 4.4: Beispielhafte Darstellung der Positionierung des Schallkopfes für die transversale (a) und die koronare Ansicht (b) des Kehlkopfes.

Gleichzeitig wurde am Computer die Aufzeichnung des Mikrofonsignals und am Ultraschallgerät die Aufnahme der Ultraschallbilder gestartet. Das Ultraschall-System bietet die Möglichkeit, in den Ultraschallbildern einen Zeitstempel mitlaufen zu lassen, sodass die Abschnitte in der Audiodatei der entsprechenden Ultraschall-Bildsequenz leichter zugeordnet werden können. Nach dem Starten der Messung phonierte der Proband mit weichem Stimmeinsatz den middle-

ren Vokal /a/. Dieser soll für drei Sekunden gehalten und nach kurzer Pause mit einer anderen Grundfrequenz erneut phoniert werden. Dabei sollen 5 bis 8 verschiedene Frequenzen erreicht werden, um genug Datenpunkte für die Bestimmung des Elastizitätsmoduls aus einer Spannungs-Dehnungs-Kurve zu haben.

Während der Untersuchung konnte es passieren, dass die Stimmlippen-Taschenfalten-Ebene durch Verrutschen des Schallkopfes oder durch Bewegung des Probanden (bei zum Beispiel Phonation mit Frequenzwechsel) den Fokusbereich verließ. In diesem Fall musste der Untersucher den Schallkopf wieder in die korrekte Position bringen, um den Stimmlippen-Taschenfalten-Komplex darzustellen. Der Overtone Analyzer stellte während der Aufnahme das Spektrogramm des Stimmsignals in Echtzeit dar, sodass die Frequenzvariation und deren Anzahl direkt kontrolliert werden konnte. Anschließend wurde die Aufnahme gestoppt und abgespeichert. Die beschriebene Vorgehensweise wurde für den vorderen Vokal /i/ und den hinteren Vokal /u/ wiederholt, sodass alle drei Vokale (/a/, /i/, /u/) mit weichem Stimmeinsatz und unterschiedlicher Grundfrequenz phoniert wurden.

Die gesamte beschriebene Untersuchung wurde anschließend für die drei oben genannten Vokale mit der Pianissimo-Stimmgebung und danach mit dem Coup de glotte durchgeführt. Das Taschenfaltenpressen wurde in der transversalen Ansicht nicht untersucht, da es nicht modulationsfähig und eine Frequenzvariation ohne ausgiebiges Training nicht möglich ist. Daher konnte beim Taschenfaltenpressen keine Bestimmung des Elastizitätsmoduls erfolgen.

Für die Untersuchung in der vertikalen Schnittebene wird der Schallkopf mit der rechten Hand des Untersuchers seitlich rechts im vorderen Viertel der Lamina des Schildknorpels aufgesetzt. Dies ist dargestellt in Abbildung 4.4(b). Dadurch erhält man eine koronare Ansicht der rechten Stimmlippe des Probanden. Dabei kann der Untersucher seine linke Hand leicht an dessen Nacken abstützen. Der Proband kann bei der Positionierung des Schallkopfes wiederum mit weicher Stimme phonieren und das Farbmuster zur Orientierung genutzt werden.

Wenn während der Phonation das Farbmuster zu sehen und damit das Messvolumen an der richtigen Stelle war, wurde die Aufnahme des Mikrofonsignals und der Ultraschallbilder gestartet. Der Proband phonierte mit weichem Stimmeinsatz zunächst den Vokal /a/, nach einer kurzen Pause den Vokal /i/ und zuletzt den Vokal /u/. Jeder Vokal sollte mindestens drei Sekunden lang phoniert werden. Anschließend wurde die Aufnahme gestoppt, gespeichert und falls notwendig die Positionierung des Schallkopfes korrigiert. Die beschriebene Vorgehensweise wurde dann für die Stimmgebungstechniken Pianissimo, Coup de glotte und das Taschenfaltenpressen wiederholt, sodass jeder der drei oben genannten Vokale einmal mit jeder Stimmgebungstechnik phoniert wurde.

Die Aufnahme der Ultraschallbilder dauerte für alle oben genannten Stimmgebungstech-

niken und Vokale pro Proband zwischen 20 und 50 Minuten. Die Untersuchungsdauer ist stark abhängig von der Fähigkeit des Probanden die verschiedenen Stimmgebungstechniken zu verstehen und auszuführen. Die Untersuchungsdauer ist weiterhin abhängig von den anatomischen Bedingungen zur Darstellbarkeit der Stimmlippen und Farbmuster im Ultraschallbild. Zu diesen Bedingungen zählen unter anderem der Grad der Kalzifizierung des Schildknorpels und der Schlankheitsgrad des Halses. Für jeden Probanden sollten für die Untersuchung mit vorbereitendem Gespräch inklusive Erläuterung der Untersuchungsmethode, des Ablaufs und der Stimmgebungstechniken insgesamt 60 bis 90 Minuten eingeplant werden. Zusätzlich wichtig sind kleine Pausen zwischendurch mit der Möglichkeit zu trinken, da Stimmgebungstechniken wie das Coup de glotte und das Taschenfaltenpressen für die Stimme sehr anstrengend sein und diese ermüden können.

Bei der Untersuchung eines Probanden fallen ca. 3-6 GB Rohdaten in Form der DICOM- und WAVE-Dateien an.

4.4 Bestimmung der Ausbreitungsgeschwindigkeit der Schleimhautwelle und des Elastizitätsmoduls

Für die Bestimmung der Ausbreitungsgeschwindigkeit der Schleimhautwelle werden koronare Ultraschallschnittbilder der Stimmlippen genutzt. Wie zuvor beschrieben, besteht dabei ein DICOM-Datensatz und die zugehörige Audiodatei aus der Aufnahme aller drei Vokale /a/, /i/ und /u/ phoniert von einem Probanden in den Stimmgebungstechniken weich, Pianissimo, Coup de glotte und Taschenfaltenpressen. Jeder DICOM-Datensatz mit den Ultraschallbildern sowie das entsprechende Stimmsignal wurden einzeln in Matlab eingelesen. Die Wellenform des Stimmsignals wurde entsprechend Unterabschnitt 4.2.1 durch Multiplikation mit dem Kalibrierungsfaktor kalibriert und anschließend das Spektrogramm berechnet und dargestellt (vgl. Unterabschnitt 2.8.2). Durch Anhören der Audiodatei und Vergleich mit den Ultraschallbildern inklusive Zeitstempel wurden die Abschnitte der Vokale /a/, /i/ und /u/ den entsprechenden Farbmustern in den Bildern zugeordnet.

Für jeden Abschnitt wird die mittlere Grundfrequenz f_0 der Phonation bestimmt. Diese entspricht der niedrigsten im berechneten Spektrogramm sichtbaren Frequenz, deren Vielfache als Obertöne vorkommen. Jedes Spektrogramm wird mit einem Hamming Fenster mit einer Länge von 16384 Abtastwerten und einer Überlappung von 75 % berechnet. Dadurch erhält man alle 4096 Abtastwerte (entsprechen ca. 93 ms) ein Kurzzeitspektrum mit einer Frequenz-

auflösung von $\Delta f \approx 2.7$ Hz. Bei einer Phonationsdauer von 3 s ergeben sich damit ungefähr 30 Kurzzeitspektren, aus welchen die momentane Grundfrequenz bestimmt werden kann. Um einen Wert für die Grundfrequenz der Phonation f_0 zu erhalten, wird über die Ergebnisse der Kurzzeitspektren gemittelt und deren Variation bzw. Messunsicherheit in Form der Standardabweichung σ_{f_0} abgeschätzt.

Zusätzlich wird der SPL der Phonation für jede Audiosequenz der einzelnen Probanden, Vokale und Stimmgebungstechniken über den RMS berechnet (vgl. Gleichung 2.3).

Die vertikale Länge L_v der schwingenden Stimmlippe ergibt sich aus der Breite des Farbmusters (vgl. Abbildung 3.3). Dazu werden für das Farbmuster jedes Vokals bis zu 20 aufeinanderfolgende Ultraschallbilder in Matlab dargestellt und die seitlich am weitesten außen liegenden Pixel markiert. Durch deren Abstand und die physikalische Größe eines Pixels, die aus den DICOM Metadaten ausgelesen werden kann, wird die Breite des Farbmusters und damit die effektive Länge der schwingenden Stimmlippe bestimmt. Die Ergebnisse werden gemittelt, sodass für jeden Vokal ein Wert für L_v bestimmt wird und die Messunsicherheit σ_{L_v} über die Standardabweichung abgeschätzt werden kann.

Aus der Länge L_v und der Grundfrequenz f_0 wird die mittlere Ausbreitungsgeschwindigkeit der Schleimhautwelle c_{mwv} berechnet nach Gleichung 2.18

$$c_{mwv} = 2 \cdot L_v \cdot f_0 . \quad (4.3)$$

Die Messunsicherheit σ_c wird durch Fehlerfortpflanzung abgeschätzt

$$\sigma_c = \sqrt{(2 f_0 \sigma_{L_v})^2 + (2 L_v \sigma_{f_0})^2} . \quad (4.4)$$

In der Literatur wird ein linearer Zusammenhang zwischen Ausbreitungsgeschwindigkeit c_{mwv} und Frequenz f_0 beschrieben [35]. Daher wird c_{mwv} über f_0 aufgetragen und eine lineare Funktion der Form $y(x) = ax + b$ mit der Weighted-Least-Squares Methode (gewichtete Methode der kleinsten Quadrate) an die Daten angepasst [76]. Dabei ergeben sich die Gewichtungsfaktoren w_i aus den Messunsicherheiten der einzelnen Datenpunkte

$$w_i = \frac{1}{\sigma_{c,i}^2} , \quad (4.5)$$

wobei der Index i die Nummer des Datenpunktes bezeichnet.

4.4.1 Elastizitätsmodul

Für die Bestimmung des Elastizitätsmoduls der Stimmlippen werden die transversalen Ultraschallbilder der Stimmlippen ausgewertet. Aus diesen kann die effektive horizontale Länge L_h der schwingenden Stimmlippen extrahiert werden. Bei allen Probanden wird dabei die rechte Stimmlippe untersucht.

Die Vorgehensweise lässt sich grob in vier Schritte einteilen. Diese sind dargestellt in Abbildung 4.5. Zunächst wird ein DICOM-Datensatz in Matlab eingelesen und im B-Bild in den Frames direkt vor oder direkt hinter jedem Farbmuster die vordere Kommissur (VK) sowie die Ausrichtung der Stimmlippe in Form des Mucosa-Luft Übergangs (ML) identifiziert (vgl. Abbildung 4.5(a)). Als Orientierungshilfe können dabei, falls sichtbar, die Ary-Knorpel dienen.

Von der vorderen Kommissur wird entlang dieser Ausrichtung eine Linie in das Bild gelegt (vgl. Abbildung 4.5(b)).

Diese Linie wird in bis zu 20 aufeinanderfolgenden Bildern an der gleichen Position in das Farbmuster eingezeichnet. Zusätzlich wird eine zweite Linie an den rechten Rand des Farbmusters gelegt (vgl. Abbildung 4.5(c)). Die Länge der schwingenden Stimmlippe L_h entspricht der Strecke von der vorderen Kommissur bis zum Schnittpunkt der beiden Linien (vgl. Abbildung 4.5(d)). Diese wird aus der Position der vorderen Kommissur und des Schnittpunktes sowie der physikalischen Ausdehnung eines Pixels berechnet. Die Ergebnisse aller Bilder eines Farbmusters werden gemittelt und die Messunsicherheit σ_{L_h} über die Standardabweichung abgeschätzt.

Jeder Farbmustersequenz wird wiederum der entsprechende Bereich aus der Audiodatei des Stimmsignals zugeordnet und ein Spektrogramm berechnet. Aus diesem wird analog zur Beschreibung im vorherigen Abschnitt die Grundfrequenz f_0 und der SPL bestimmt.

Durch Umformen von Gleichung 2.19 ergibt sich für die mechanische Spannung

$$\sigma = \rho \cdot (2 \cdot L_h \cdot f_0)^2 . \quad (4.6)$$

Aus den gemessenen Werten für die Grundfrequenz und die Länge der schwingenden Stimmlippe wird mit dieser Gleichung die mechanische Spannung berechnet. Die mittlere Dichte ρ des Gewebes ist unter den untersuchten Bedingungen konstant und beträgt 1.02 g/cm^3 [44, 77].

Die Messunsicherheit der mechanischen Spannung wird durch Fehlerfortpflanzung abgeschätzt

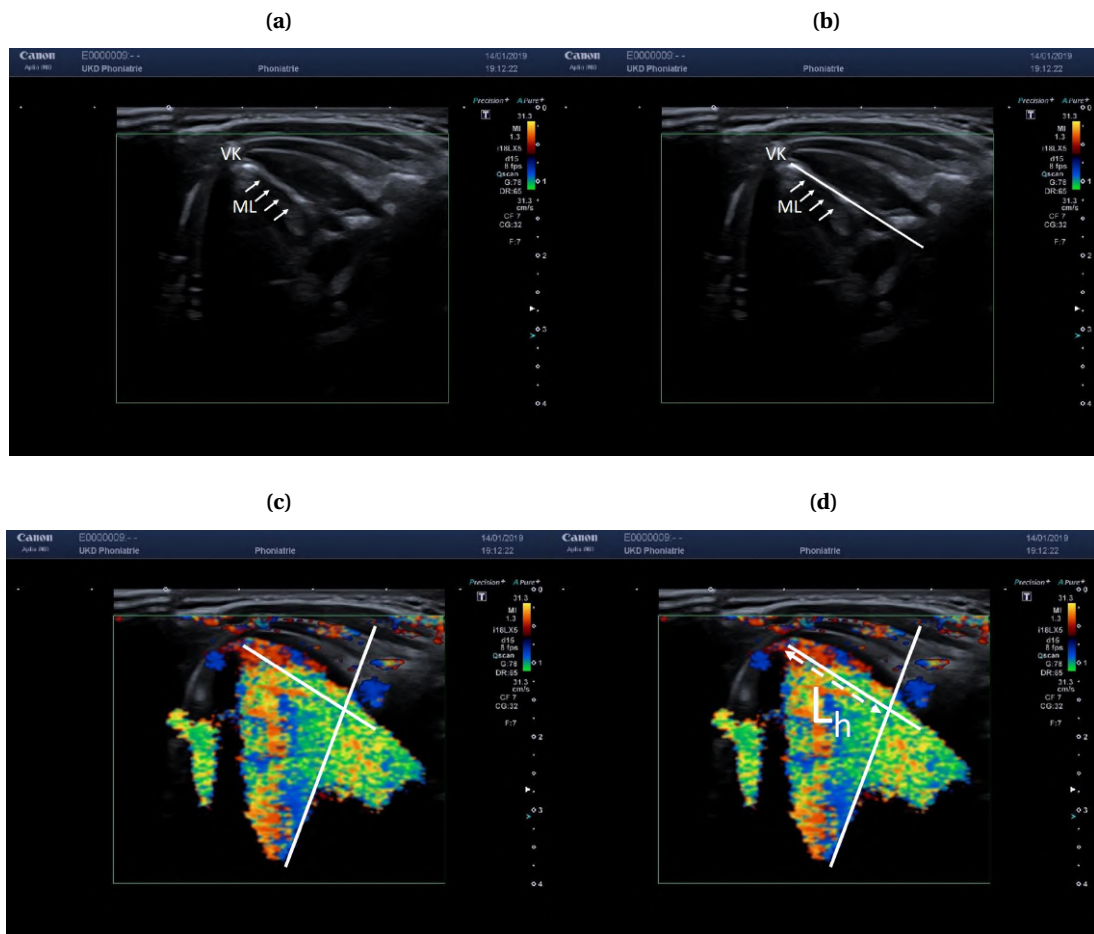


Abbildung 4.5: Vorgehensweise zur Bestimmung der horizontalen Länge L_h der schwingenden Stimmlippe. Im B-Bild wird die vordere Kommissur (VK) sowie die Ausrichtung der Stimmlippe am Mucosa-Luft Übergang (ML) identifiziert (a) und entlang dessen eine Linie eingezeichnet (b). Im Farbmuster (c) wird an der gleichen Position und zusätzlich am rechten Rand des Musters eine Linie gezogen. Die effektive Länge der schwingenden Stimmlippe entspricht der Strecke von der VK bis zum Schnittpunkt der beiden Linien (d).

$$\sigma_\sigma = 8 \cdot f_0^2 \cdot \rho \cdot L_h \cdot \sigma_{L_h} . \quad (4.7)$$

Hierbei ist die Messunsicherheit der Grundfrequenz klein im Vergleich zu L_h und kann daher vernachlässigt werden. Die Gründe hierfür werden explizit erläutert in Unterabschnitt 5.2.2.

Die Dehnung ϵ wird nach Gleichung 2.21 berechnet. Als Referenzlänge L_0 wird, angelehnt an die Vorgehensweise von [35], die Länge der schwingenden Stimmlippe bei der niedrigsten Phonationsfrequenz verwendet.

Die berechneten Werte für Spannung und Dehnung werden für jeden Probanden, jede Stimmgebungstechnik und jeden Vokal in ein Spannungs-Dehnungs-Diagramm eingetragen. Dabei wird σ über ϵ aufgetragen. Der Kurvenverlauf lässt sich durch eine Exponentialfunktion beschreiben [44, 78]. Daher wird an die Daten eine Exponentialfunktion der Form $\sigma = a \cdot \exp(b \cdot \epsilon)$ mit der Weighted-Least-Squares Methode angepasst. Die Gewichtungsfaktoren werden wiederum aus der Messunsicherheit der Datenpunkte berechnet ($w = 1/\sigma_\sigma^2$). Nach Gleichung 2.22 können die Parameter a und b genutzt werden, um eine Funktion für den Elastizitätsmodul in Abhängigkeit der Dehnung aufzustellen

$$E(\epsilon) = a \cdot b \cdot \exp(b \cdot \epsilon) . \quad (4.8)$$

Für kleine Dehnungswerte ($\epsilon < 15\%$) ist der Kurvenverlauf annähernd linear und es kann dem HOOK'schen Gesetz entsprechend ein einzelner Wert für den Elastizitätsmodul angegeben werden [44, 79]. Die Exponentialfunktion kann für kleine Argumente durch den linearen Term der Exponentialreihe [80]

$$\exp(x) = \sum_{n=0}^{\infty} \frac{x^n}{n!} = 1 + x + \mathcal{O}(x^2) \quad (4.9)$$

approximiert werden. Daraus wird der Elastizitätsmodul für kleine Dehnungen E_s berechnet

$$\sigma \approx a \cdot (1 + b \cdot \epsilon) \Rightarrow E_s = a \cdot b , \quad (4.10)$$

wobei der Index s vom englischen Wort *small* abgeleitet ist. Die Unsicherheiten auf die Fitparameter a und b werden in der vorliegenden Arbeit aus dem 1σ -Konfidenzintervall abgeschätzt.

Anhand der beschriebenen Vorgehensweise wird deutlich, dass zur Bestimmung des Elastizitätsmoduls folgende Bedingungen erfüllt sein müssen:

1. Die vordere Kommissur muss im B-Bild sichtbar sein.

2. Die Strukturen zur Identifikation der Ausrichtung der Stimmlippe wie Mucosa-Luft Übergang und Ary-Knorpel müssen im B-Bild sichtbar sein.
3. Das Farbmuster muss die charakteristische Form und damit einen wohldefinierten rechten Rand haben.
4. Das Ultraschallbild darf sich während der Phonation nicht verschieben, z.B. durch Verutschen des Schallkopfes oder durch laryngeale Bewegungen des Probanden, da sonst die Position der ersten Linie im Farbmuster nicht mehr dem Mucosa-Luft Übergang der Stimmlippen entspricht.
5. Jeder Vokal muss in jeder Stimmgebungstechnik mit ausreichend (5-8) verschiedenen Grundfrequenzen phoniert worden sein, damit genug Datenpunkte für eine Spannungs-Dehnungs-Kurve vorliegen.

Ist eine dieser Bedingungen nicht erfüllt, so kann der entsprechende Ultraschallbilddatensatz hinsichtlich des Elastizitätsmoduls nicht ausgewertet und kein Wert für E bestimmt werden.

KAPITEL 5

Ergebnisse

In diesem Kapitel werden die Ergebnisse der Messungen und die Auswertung der Messdaten vorgestellt. Zuerst wird die Ausbreitungsgeschwindigkeit der Schleimhautwelle erfasst in Abschnitt 5.1 und anschließend die Ergebnisse der Bestimmung des Elastizitätsmoduls vorgestellt in Abschnitt 5.2. Dabei werden jeweils die unterschiedlichen Vokale /a/, /i/ und /u/ sowie die unterschiedlichen Stimmgebungstechniken verglichen und anschließend der Schalldruckpegel und die Messgenauigkeit betrachtet.

5.1 Ausbreitungsgeschwindigkeit der Schleimhautwelle

Bei der Bestimmung der Ausbreitungsgeschwindigkeit der Schleimhautwelle c_{mwv} wird zunächst der weiche Stimmeinsatz betrachtet, da er der physiologischen Art der Stimmerzeugung entspricht. Diese Stimmerzeugungstechnik zeichnet sich dadurch aus, dass der Proband in einer für ihn angenehmen Lautstärke und Tonhöhe phoniert und ansonsten für die Grundfrequenz f_0 der Phonation keine weiteren Vorgaben gemacht werden. Dies führte dazu, dass die männlichen Probanden mit einer Grundfrequenz zwischen 78 Hz und 156 Hz phonieren. Bei den Frauen lag die Grundfrequenz im Bereich zwischen 173 Hz und 464 Hz.

Aus der Grundfrequenz und der vertikalen effektiven Länge der schwingenden Stimmlippe L_v , welche aus den Farbmustern der Ultraschallbilder bestimmt wird, kann die mittlere Ausbreitungsgeschwindigkeit der Schleimhautwelle berechnet werden. Die dabei gemessenen

Stimm lippenlängen lagen sowohl bei den männlichen als auch bei den weiblichen Probanden mit der Frequenz ansteigend im Bereich von 1.5 cm bis 2.3 cm.

Die vertikale Länge der schwingenden Stimmlippe L_V wird aus den Farbdopplerultraschallbildern bestimmt. Daher werden zunächst die bei der Phonation entstehenden Farbmuster betrachtet. Diese sind dargestellt in Abbildung 5.1 für Phonation einer 35 Jahre alten Probandin mit weichem Stimmeinsatz (a), Pianissimo (b), Coup de glotte (c) und Taschenfaltenpressen (d). In allen vier Fällen ist die Grundfrequenz f_0 annähernd gleich und liegt bei 233 ± 5 Hz.

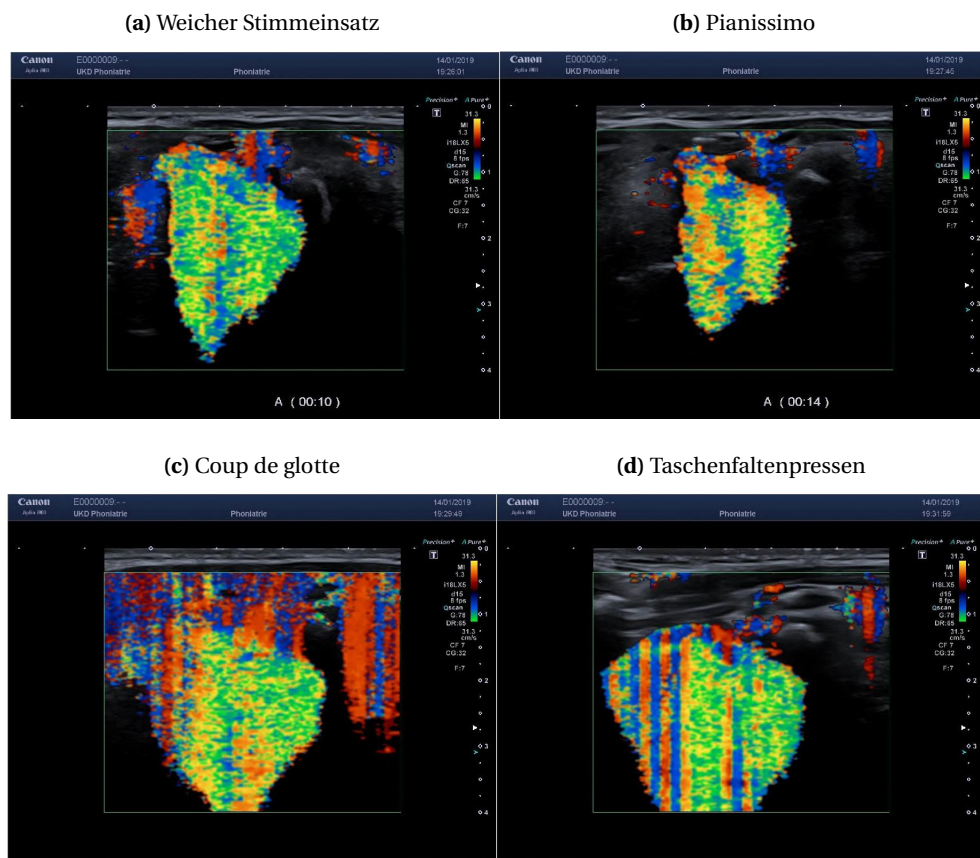


Abbildung 5.1: Farbmuster einer 35 Jahre alten Probandin bei Phonation mit ungefähr identischer Grundfrequenz (± 5 Hz). Sowohl die Eindringtiefe als auch die Breite des Farbmusters und damit die Länge der schwingenden Stimmlippe nehmen in folgender Reihenfolge mit der Stimmgebungstechnik zu: Pianissimo (b), weicher Stimmeinsatz (a), Coup de glotte (c) und Taschenfaltenpressen (d). Beim Coup de glotte sind außerdem zusätzliche Signale im gesamten Messbereich zu sehen.

Die Farbmuster weisen eine typische Dreiecksform auf, unterscheiden sich dabei beim Wechsel zwischen den Stimmgebungstechniken allerdings sowohl in der Breite als auch in der Eindringtiefe. Die Breite, die der effektiven vertikalen Länge der schwingenden Stimmlippe L_v entspricht, und die Eindringtiefe nehmen in folgender Reihenfolge mit der Stimmgebungstechnik zu: Pianissimo, weicher Stimmeinsatz, Coup de glotte, Taschenfaltenpressen. In Abbildung 5.1 sind beim Coup de glotte außerdem im gesamten Messbereich zusätzliche Farbsignale sichtbar. Diese zusätzlichen Signale sind bei allen Probanden und Stimmgebungstechniken zu sehen. Beim Coup de glotte und Taschenfaltenpressen treten die zusätzlichen Farbsignale in höherer Anzahl auf und überdecken eine größere Fläche, bis hin zum gesamten Messbereich.

Während der Phonation können sich Schwingungen der Stimmlippen auf das umliegende Gewebe übertragen, dessen Bewegungen dann von der Ultraschallsonde registriert werden und ihrerseits ein Farbmuster erzeugen. Dieser Effekt ist durch die starke Anspannung der Kehlkopfmuskulatur beim Coup de glotte und Taschenfaltenpressen besonders ausgeprägt.

Die zur Berechnung der Ausbreitungsgeschwindigkeit der Schleimhautwelle notwendige Grundfrequenz f_0 der Schwingung wird aus den Spektrogrammen der per Mikrofon aufgezeichneten Stimmsignale bestimmt. Das Spektrogramm des Vokals /a/, phoniert von einer 31 Jahre alten Probandin, ist dargestellt in Abbildung 5.2. Dabei sind die Stimmgebungstechniken weicher Stimmeinsatz, Pianissimo, Coup de glotte und Taschenfaltenpressen in einer Sequenz aneinander gereiht. Das Spektrogramm ist berechnet mit einem Hamming-Fenster mit einer Länge von 16384 Abtastwerten und einer Überlappung von 75 %.

Beim weichen Stimmeinsatz sind die Grundfrequenz und die für den Vokal /a/ typischen Formanten deutlich zu erkennen. Verglichen mit dem weichen Stimmeinsatz stellen sich beim Pianissimo vor allem die Formanten schwächer dar. Beim Coup de glotte haben alle Frequenzkomponenten eine höhere Intensität, wodurch sich auch die hochfrequenten Anteile deutlich hervorheben. Bei allen drei genannten Stimmgebungstechniken sind sowohl die Grundfrequenz als auch die Formanten über den Bereich der Phonation annähernd konstant. Beim Taschenfaltenpressen sind in allen Frequenzkomponenten Variationen sichtbar, sodass die einzelnen Formanten nicht so deutlich voneinander getrennt sind wie bei den anderen Stimmgebungstechniken. Außerdem ist die Grundfrequenz schwieriger zu erkennen und verändert sich in dem betrachteten Zeitraum stärker. Dabei kann bei der Bestimmung von f_0 helfen, dass dennoch Komponenten mit Vielfachen der Grundfrequenz im Signal vorkommen. Dieses zuvor beschriebene Verhalten der Stimmgebungstechniken in den Spektrogrammen ist bei allen Probanden und Vokalen zu beobachten.

Beim Pianissimo phonierten die Männer im Frequenzbereich von 76 Hz bis 157 Hz und die

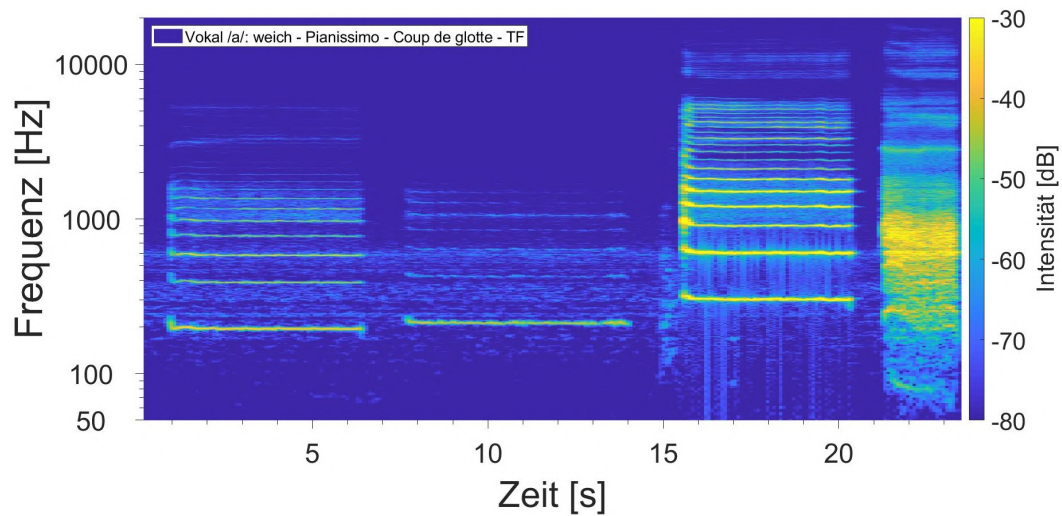


Abbildung 5.2: Spektrogramm des Vokals /a/ phoniert von einer 31 Jahre alten Probandin mit weichem Stimmeinsatz, Pianissimo, Coup de glotte und Taschenfaltenpressen (TF). Bei den ersten drei Stimmgebungstechniken sind die Grundfrequenz und die für den Vokal /a/ typischen Formanten deutlich zu erkennen sowie über den Bereich der Phonation annähernd konstant. Im Spektrum des Taschenfaltenpressens sind Variationen sichtbar, die eine Bestimmung der Grundfrequenz erschweren.

Frauen im Frequenzbereich von 180 Hz bis 245 Hz. Dabei wurden entsprechende Längen L_V für Männer von 1.5 cm bis 1.8 cm und für Frauen von 1.4 cm bis 2.4 cm gemessen.

Beim Coup de glotte der Männer lagen die entsprechenden Werte für die Phonationsfrequenz f_0 und L_V in den Bereichen zwischen 127 Hz bis 231 Hz bzw. 1.6 cm bis 2.5 cm und bei Frauen zwischen 218 Hz bis 462 Hz und 1.4 cm bis 2.8 cm.

Für das Taschenfaltenpressen ergaben sich bei den Männern Werte von 80 Hz bis 205 Hz und 1.9 cm bis 2.7 cm und bei den Frauen von 80 Hz bis 273 Hz und 1.3 cm bis 3.3 cm.

5.1.1 Vergleich der Vokale

Für den Vergleich des mittleren Vokals /a/, des vorderen Vokals /i/ und des hinteren Vokals /u/ werden die berechneten Werte von c_{mwv} über der Phonationsfrequenz aufgetragen. Dies ist für den weichen Stimmeinsatz als Beispiel abgebildet in Abbildung 5.3(a) für die männlichen und in (b) für die weiblichen Probanden. Die Ausbreitungsgeschwindigkeit der Schleimhautwelle beträgt bei den männlichen Probanden im Bereich der phonierten Frequenzen 241 cm/s bis 661 cm/s. Bei den weiblichen Probanden liegt der Wert mit 558 cm/s bis 1501 cm/s höher als

bei den Männern. Die Messunsicherheiten sind in Form von Fehlerbalken an den einzelnen Datenpunkten dargestellt.

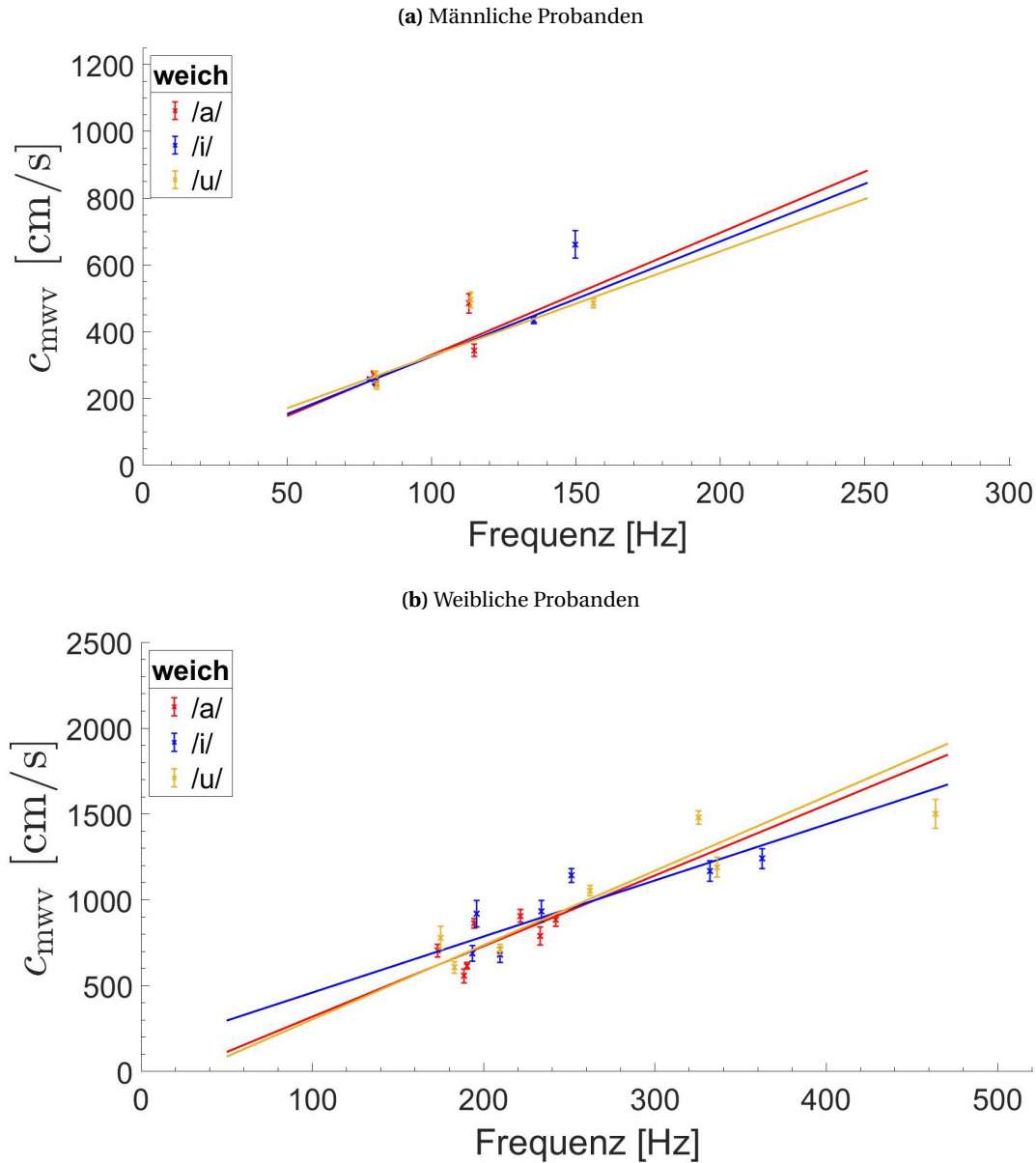


Abbildung 5.3: Ausbreitungsgeschwindigkeit der Schleimhautwelle c_{mwv} aufgetragen über der Phonationsfrequenz bei weichem Stimmeinsatz für die männlichen (a) und weiblichen (b) Probanden. Zusätzlich ist für jeden Vokal das Ergebnis der Anpassung einer linearen Funktion (Regressionsgerade) an die Messdaten dargestellt.

Bei jeder Stimmgebungstechnik (mit Ausnahme des Taschenfaltenpressens der Vokale /i/ und /u/) nimmt der Wert von c_{mwv} mit steigender Frequenz zu. Dieses Verhalten wird beschrieben durch eine lineare Funktion der Form $y(x) = a \cdot x + b$, welche an die Messdaten angepasst wird. Das Ergebnis der Funktionsanpassung beim weichen Stimmeinsatz ist als Gerade in der dem Vokal entsprechenden Farbe in Abbildung 5.3 dargestellt. Die entsprechenden Ergebnisse bei allen Stimmgebungstechniken für die Parameter a und b sind in Tabelle 5.1 zusammengefasst. Man erkennt, dass die Parameter jeweils beim weichen Stimmeinsatz, Pianissimo, Coup de glotte und Taschenfaltenpressen für alle Vokale innerhalb ihrer Unsicherheiten übereinstimmen und damit kein eindeutiger Unterschied der Parameter a und b zwischen den Vokalen besteht. Aufgrund dessen werden im Folgenden die zu einer Stimmgebungstechnik gehörenden Vokale zusammengefasst betrachtet.

Für den Parameter b ergeben sich aus den Funktionsanpassungen große Unsicherheiten. Dadurch treten auch negative Werte für b auf.

Tabelle 5.1: Ergebnisse der Anpassung einer linearen Funktion $y(x) = a \cdot x + b$ an die Daten der Ausbreitungsgeschwindigkeit der Schleimhautwelle zum Vergleich der drei untersuchten Vokale bei weichem Stimmeinsatz, Pianissimo, Coup de glotte und Taschenfaltenpressen (TF).

Geschlecht	Technik	Vokal	a [cm]	b [cm/s]	R^2
m	weich	/a/	3.66 ± 2.23	-34.7 ± 194.0	0.70
		/i/	3.44 ± 0.81	-18.0 ± 72.7	0.94
		/u/	3.13 ± 1.13	14.8 ± 118.0	0.87
w	weich	/a/	4.11 ± 2.40	-91.9 ± 482.1	0.42
		/i/	3.27 ± 1.07	133.4 ± 273.0	0.69
		/u/	4.33 ± 0.91	-129.3 ± 235.7	0.85
m	Pianissimo	/a/	2.95 ± 1.76	23.7 ± 180.3	0.90
		/i/	2.79 ± 1.92	58.1 ± 230.7	0.87
		/u/	2.69 ± 0.16	50.7 ± 23.7	0.99
w	Pianissimo	/a/	2.49 ± 4.11	142.5 ± 854.2	0.11
		/i/	8.78 ± 2.75	-1175.5 ± 588.7	0.77
		/u/	3.98 ± 1.15	-132.3 ± 251.8	0.79
m	Coup de glotte	/a/	6.56 ± 5.59	-430.7 ± 816.5	0.82
		/i/	5.40 ± 11.84	-235.1 ± 1854.5	0.41
		/u/	6.84 ± 2.20	-520.2 ± 376.0	0.97
w	Coup de glotte	/a/	6.98 ± 5.41	-614.8 ± 1281.9	0.35
		/i/	4.80 ± 2.63	-228.8 ± 709.9	0.52
		/u/	4.35 ± 1.23	-105.9 ± 363.4	0.80
m	TF	/a/	3.19 ± 0.72	124.1 ± 66.2	0.94
		/i/	4.43 ± 0.86	38.8 ± 82.3	0.96
		/u/	3.93 ± 1.42	101.6 ± 144.4	0.87
w	TF	/a/	2.97 ± 1.66	352.9 ± 294.3	0.60
		/i/	-1.99 ± 3.38	1408.6 ± 747.8	0.14
		/u/	-0.94 ± 4.74	1096.2 ± 1052.9	0.03

5.1.2 Vergleich der Stimmgebungstechniken

Aus L_v und dem dazugehörigen f_0 wird die Ausbreitungsgeschwindigkeit der Schleimhautwelle c_{mwv} berechnet. Diese ist dargestellt in Abbildung 5.4 in Abhängigkeit von der Phonationsfrequenz für die betrachteten Stimmgebungstechniken weicher Stimmeinsatz, Pianissimo, Coup de glotte und Taschenfaltenpressen (TF).

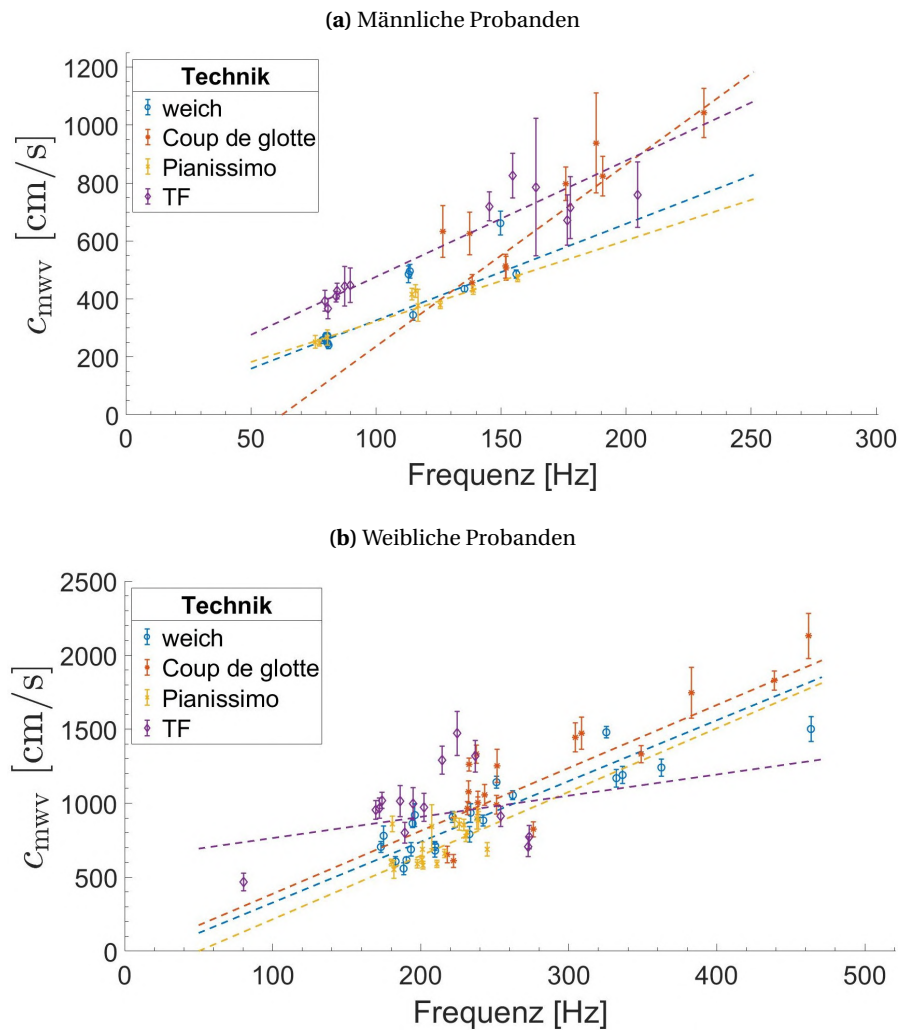


Abbildung 5.4: Ausbreitungsgeschwindigkeit der Schleimhautwelle c_{mwv} aufgetragen über der Phonationsfrequenz bei den vier untersuchten Stimmgebungstechniken für die männlichen (a) und weiblichen (b) Probanden. Zusätzlich ist für jede Technik das Ergebnis der Anpassung einer linearen Funktion (Regressionsgerade) an die Messdaten dargestellt.

Die Ergebnisse der männlichen Probanden sind zu sehen in (a) und die der weiblichen Probanden in (b). Für jede Stimmgebungstechnik sind alle Vokale zusammengefasst. Obwohl es bei der kleinen Probandenanzahl von neun Probanden einen Überlappungsbereich der Werte von c_{mwv} gibt, scheinen diese bei der gleichen Phonationsfrequenz für die verschiedenen Stimmgebungstechniken unterschiedlich hoch zu sein. Dies gilt sowohl für die männlichen als auch für die weiblichen Probanden. Dabei ergibt sich die folgende, aufsteigend angeordnete Reihenfolge: Pianissimo, weicher Stimmeinsatz, Coup de glotte, Taschenfaltenpressen.

Zusätzlich ist zu jeder Stimmgebungstechnik in gleicher Farbe der Verlauf einer an die Messdaten angepassten linearen Funktion $y(x) = a \cdot x + b$ eingezeichnet. Diese Regressionsgeraden bestätigen die vorherige Beobachtung.

Zunächst werden nur der weiche Stimmeinsatz, das Pianissimo und das Coup de glotte betrachtet. Bei den weiblichen Probanden verlaufen die Geraden für Pianissimo, weichen Stimmeinsatz und Coup de glotte annähernd parallel, sind aber in dieser Reihenfolge in der Höhe versetzt. Bei den männlichen Probanden weisen die entsprechenden Geraden eine unterschiedliche Steigung auf, wobei das Coup de glotte als Ausreißer auffällt. Dadurch tritt die vorherig beschriebene Anordnung erst ab ca. 140 Hz ein. Die Werte für die Parameter a und b sind zusammengefasst in Tabelle 5.2.

Die Steigung a ist bei den weiblichen Probanden fast identisch, und b steigt von Pianissimo über weichen Stimmeinsatz bis zum Coup de glotte an. Bei den männlichen Probanden ist keine eindeutige Beziehung zwischen den Parametern erkennbar.

Tabelle 5.2: Ergebnisse der Anpassung einer linearen Funktion $y(x) = a \cdot x + b$ an die Daten der Ausbreitungsgeschwindigkeit der Schleimhautwelle zum Vergleich der vier untersuchten Stimmgebungstechniken.

Geschlecht	Technik	a [cm]	b [cm/s]	R^2
m	weich	3.33 ± 0.39	-7.4 ± 36.3	0.89
	Coup de glotte	6.28 ± 1.28	-391.4 ± 198.3	0.80
	Pianissimo	2.80 ± 0.29	42.5 ± 34.9	0.94
	TF	4.01 ± 0.45	75.7 ± 43.4	0.90
w	weich	4.11 ± 0.51	-82.3 ± 116.5	0.78
	Coup de glotte	4.25 ± 0.94	-37.4 ± 251.2	0.57
	Pianissimo	4.30 ± 1.03	-214.7 ± 220.0	0.54
	TF	1.43 ± 1.13	621.4 ± 228.8	0.13

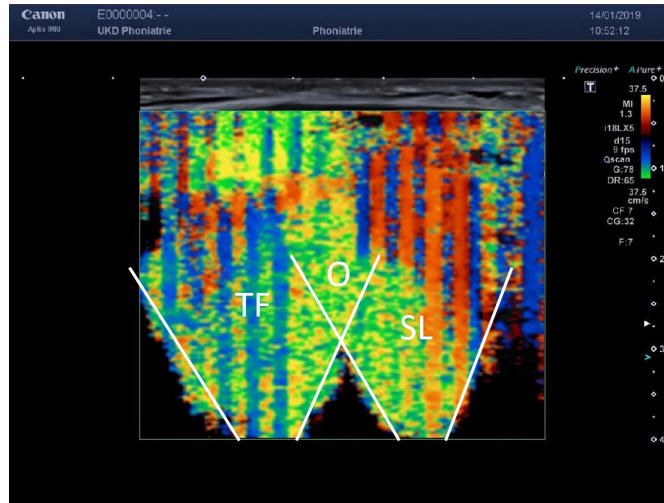
Das Bestimmtheitsmaß R^2 der Anpassung liegt insgesamt zwischen 54 % und 94 % und zeigt, dass eine lineare Funktion generell geeignet ist, um den Verlauf der Daten zu beschreiben.

Das Taschenfaltenpressen hat bei den weiblichen Probanden nicht das gleiche Verhalten wie die anderen Stimmgebungstechniken. Die Steigung a ist erheblich niedriger und der Parameter b deutlich größer. Außerdem zeigt der Wert von R^2 von 13 %, dass sich die Daten nicht gut durch eine lineare Funktion beschreiben lassen. Bei den männlichen Probanden ist beim Taschenfaltenpressen die Steigung a etwas größer und die Gerade liegt höher als beim Pianissimo und weichen Stimmeinsatz.

Beim Taschenfaltenpressen tritt bei einem 58 Jahre alten männlichen Probanden ein anderes Farbmuster in den Farbdopplerultraschallbildern auf als bei den anderen Stimmgebungstechniken. Das Farbmuster, das während der Phonation mit Taschenfaltenpressen entsteht, teilt sich in zwei Muster auf. Dies ist dargestellt in Abbildung 5.5(a). Beim Taschenfaltenpressen schwingen nicht nur die Stimmlippen, sondern auch die anatomisch darüber liegenden Taschenfalten. Daher kann eines der Farbmuster den Taschenfalten (TF) und das andere den Stimmlippen (SL) zugeordnet werden. Zwischen den beiden Mustern gibt es einen Bereich (O, overlap), in dem sich die Farbmuster überlagern. Die Zuordnung geschieht auf Basis der vertikalen B-Mode Bilder (vgl. Abbildung 3.2), wobei vor allem der Musculus sternohyoideus und der Schildknorpel zur Orientierung genutzt werden können.

Bei den anderen Probanden liegen die beiden Muster so nah zusammen, dass sie zu einem einzelnen Muster verschmelzen. Als Beispiel ist das Farbmuster einer 35 Jahre alten Probandin bei Phonation mit Taschenfaltenpressen zu sehen in Abbildung 5.5(b). Die jeweiligen Muster von Taschenfalten und Stimmlippen sind nicht zu differenzieren. Durch das Verschmelzen der beiden Muster zu einem einzelnen Muster wird entsprechend der verwendeten Methodik die gesamte Breite zur Auswertung verwendet. Bei der Überlappung der Farbmuster muss die Breite des Musters der Stimmlippen in dem Überschneidungsbereich abgeschätzt werden. Dies führt zu einer Messunsicherheit, da das Farbmuster der Taschenfalten die Bestimmung der Breite des Farbmusters der Stimmlippen beeinflusst. Die Breite des gesamten Farbmusters wird in diesem Fall für die Berechnung der Ausbreitungsgeschwindigkeit der Schleimhautwelle auf den Stimmlippen genutzt.

(a) Taschenfaltenpressen: Aufteilung



(b) Taschenfaltenpressen: keine Aufteilung

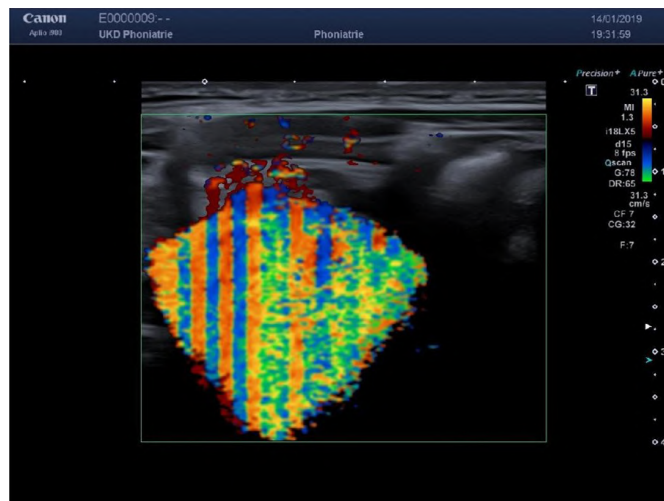


Abbildung 5.5: Bei einem 58 Jahre alten Probanden teilt sich beim Taschenfaltenpressen das Farbmuster in zwei Muster auf (a). Eines der Muster kann den Taschenfalten (TF) und das andere den Stimmlippen (SL) zugeordnet werden. Dazwischen gibt es einen Bereich (O, overlap), in dem sich die Farbmuster überlagern. Bei den anderen Probanden ist diese Aufteilung nicht zu sehen, sondern das Muster hat die typische Dreiecksform (b).

5.1.3 SPL und Messgenauigkeit: Ausbreitungsgeschwindigkeit

Aus den Stimmsignalen von jedem Vokal und jeder Stimmgebungstechnik wird der Schalldruckpegel (SPL) in dB(A) berechnet. Dieser ist dargestellt in Form von Boxplots in Abbildung 5.6 für die männlichen (a) und weiblichen (b) Probanden. Zusätzlich zum Median (rote Linie) ist der Mittelwert der Verteilungen (grün) abgebildet. Alle Datenpunkte, die außerhalb des doppelten Interquartilsabstands liegen, werden als Ausreißer betrachtet und in rot dargestellt. Insgesamt bewegt sich die Spannweite des gemessenen SPL bei den Männern zwischen 42 dB(A) und 86 dB(A) und bei den Frauen zwischen 46 dB(A) und 93 dB(A). Man sieht, dass der mittlere SPL und damit die Lautstärke bei Phonation im Pianissimo am niedrigsten ist und über die weiche Stimmgebung bis zum Coup de glotte und Taschenfaltenpressen ansteigt. Bei den lautesten Stimmgebungstechniken Coup de glotte und Taschenfaltenpressen erhält man sehr ähnliche Werte für den SPL bei den Männern und bei den Frauen. Dabei phonieren die Frauen bei jeder Stimmgebungstechnik im Mittel etwa 3 dB(A) lauter als die Männer. Weiterhin sieht man, dass der weiche Stimmeinsatz, das Coup de glotte und das Taschenfaltenpressen eine große Spannweite der SPL Werte aufweisen. Beim weichen Stimmeinsatz variieren die männlichen Probanden den SPL über einen Bereich von 20 dB(A) und die weiblichen Probanden über 24 dB(A). Beim Coup de glotte liegt die Spannweite sowohl bei den Männern als auch den Frauen bei 20 dB(A). Beim Taschenfaltenpressen ist die Variation größer und erstreckt sich über 23 dB(A) bei den Männern und 31 dB(A) bei den Frauen.

Um einen Eindruck von der Messgenauigkeit der untersuchten Methode zu gewinnen, wird die relative Messunsicherheit $\sigma_{\text{mwv,rel}} = \sigma_{\text{mwv}}/c_{\text{mwv}}$ auf die Ausbreitungsgeschwindigkeit der Schleimhautwelle betrachtet. Diese wird beeinflusst durch die Genauigkeit, mit der die mittlere Länge der Stimmlippe L_v und die Grundfrequenz f_0 bestimmt werden können (vgl. Gleichung 4.4). Beim weichen Stimmeinsatz, Pianissimo und Coup de glotte ist die Grundfrequenz während der Phonationsdauer annähernd konstant und kann mit einer Unsicherheit bestimmt werden, die im Bereich um 1 % liegt (vgl. Abbildung 5.2). Damit ist die Messunsicherheit der Grundfrequenz σ_{f_0} klein, verglichen mit der Messunsicherheit bezogen auf die Länge der Stimmlippe σ_{L_v} und kann vernachlässigt werden. Die Messunsicherheit σ_{mwv} wird dann bestimmt durch σ_{L_v} (vgl. Gleichung 4.4).

Beim Taschenfaltenpressen treten Schwankungen und Unsicherheiten in der Bestimmung der Grundfrequenz bis über 10 % auf, welche daher nicht mehr vernachlässigt werden können (vgl. Abbildung 5.2). Dementsprechend wird beim Taschenfaltenpressen die Messunsicherheit σ_{mwv} bestimmt durch die Genauigkeit sowohl der Längen- als auch der Frequenzmessung (vgl. Gleichung 4.4).

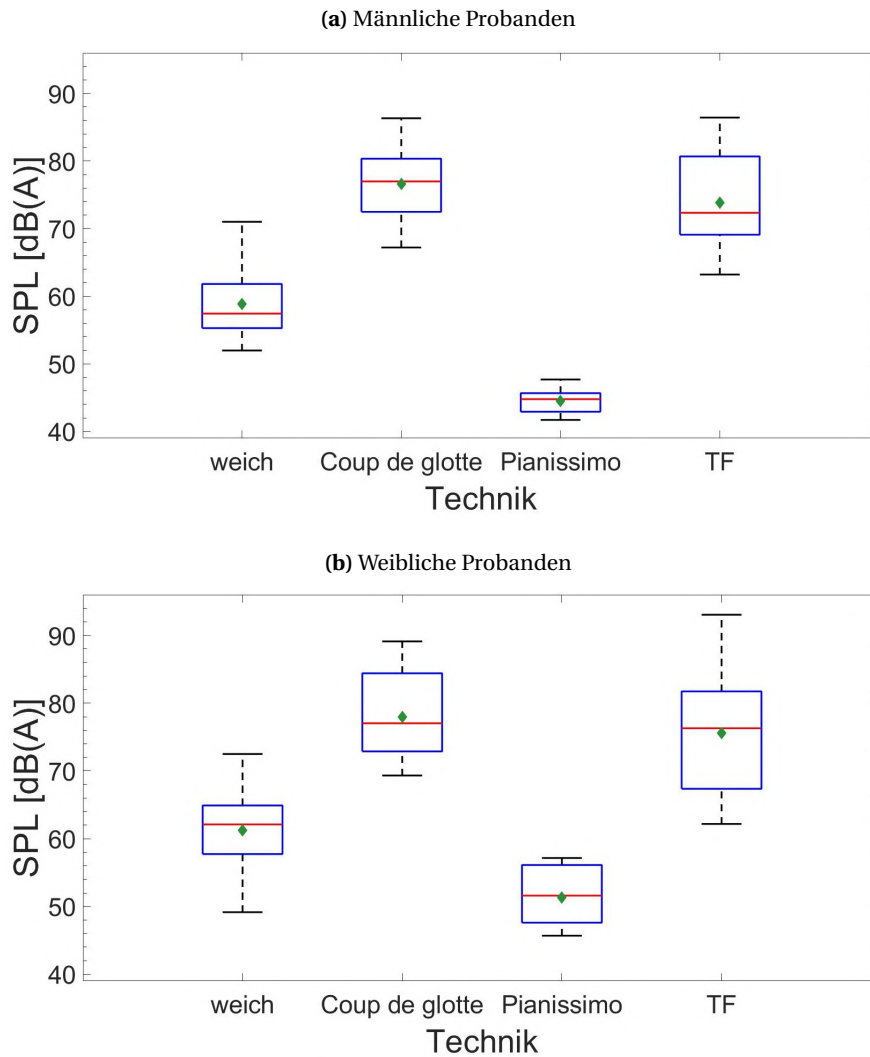


Abbildung 5.6: Verteilung des Sound Pressure Levels in Form von Boxplots bei den verschiedenen Stimmgebungstechniken für die männlichen (a) und die weiblichen (b) Probanden. Der SPL ist aus den Stimmsignalen berechnet, die zur Ermittlung der Ausbreitungsgeschwindigkeit der Schleimhautwelle verwendet werden. Zusätzlich zum Median (rote Linie) ist der Mittelwert (grün) dargestellt.

In Abbildung 5.7 ist die relative Messunsicherheit $\sigma_{\text{mwv,rel}}$ für alle Stimmgebungstechniken als Boxplot dargestellt. Die Werte der männlichen Probanden befinden sich in Teil (a) der Abbildung und die der weiblichen Probanden in Teil (b). Zusätzlich zum Median (rote Linie) ist der Mittelwert der Verteilungen (grün) abgebildet. Alle Datenpunkte, die außerhalb des doppelten Interquartilsabstands liegen, werden als Ausreißer betrachtet und in rot dargestellt.

Sowohl bei den Männern als auch bei den Frauen sieht man, dass die Verteilung der relativen Messunsicherheit beim weichen Stimmeinsatz im einstelligen Prozentbereich liegt und ihren Mittelwert bei ungefähr 5 % hat.

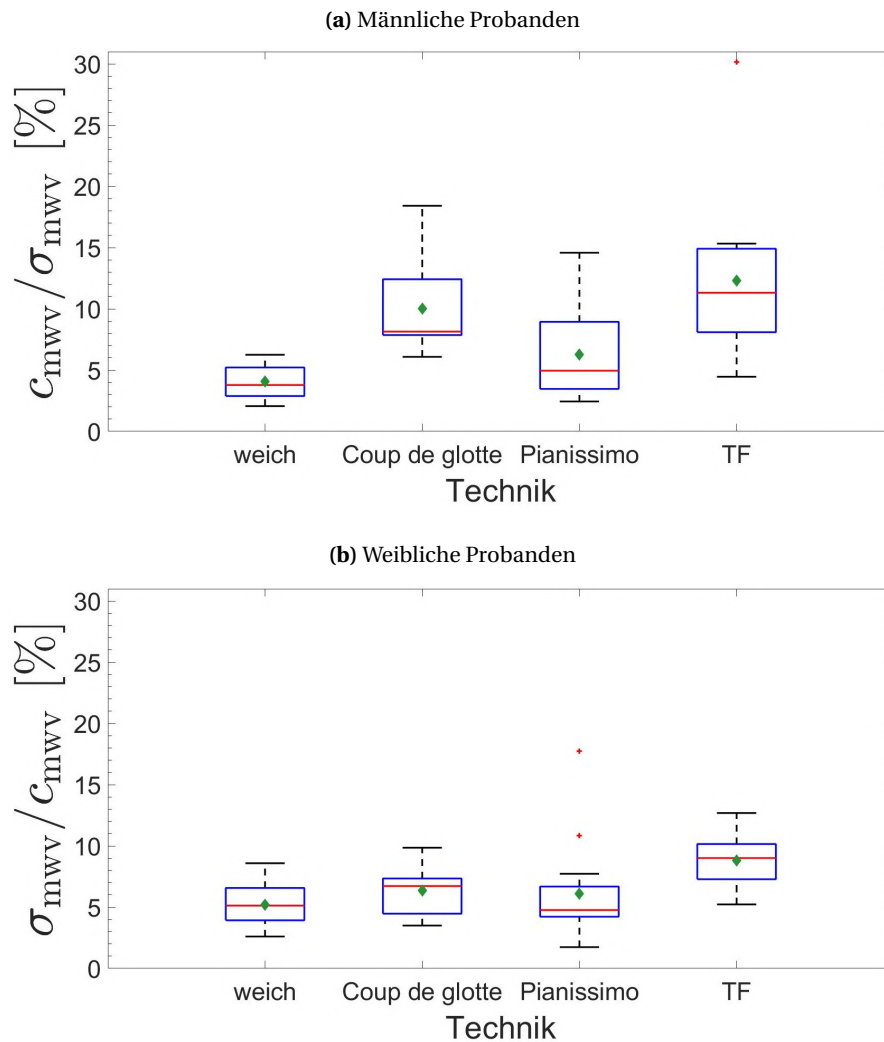


Abbildung 5.7: Verteilung der relativen Messunsicherheit bezogen auf die Ausbreitungsgeschwindigkeit der Schleimhautwelle in Form von Boxplots bei den verschiedenen Stimmgebungstechniken. Diese ist für die männlichen Probanden zu sehen in (a) und für die weiblichen Probanden in (b). Zusätzlich zum Median (rote Linie) ist der Mittelwert (grün) dargestellt.

Auch die Messunsicherheiten beim Pianissimo befinden sich hauptsächlich im einstelligen Prozentbereich. Bei den Männern ist die Verteilung rechtsschief und zeigt daher eine Tendenz

zu Werten knapp unter 10 %. Bei den Frauen liegt sie komplett im einstelligen Prozentbereich. Dabei streuen die Werte unabhängig vom Geschlecht allerdings breiter als beim weichen Stimmeinsatz. Die Verteilung weist bei den männlichen Probanden Werte bis hin zu 15 % relativer Messunsicherheit und bei den weiblichen Probanden Ausreißer bis zu 20 % auf.

Beim Coup de glotte sind die relativen Messunsicherheiten größer als bei den anderen beiden Stimmgebungstechniken. Die Verteilung ist nach oben verschoben. Bei den Männern liegt der Median bei ungefähr 8 % und die Verteilung ist rechtsschief. Ein Anteil von ca. 75 % der Werte liegt unter 12 %. Allerdings treten durch die Spannweite von 12 % auch relative Unsicherheiten bis zu 18 % auf. Der Median und Mittelwert liegen bei den Frauen bei ungefähr 7 % und die relativen Messunsicherheiten sind insgesamt niedriger als bei den Männern.

Das Taschenfaltenpressen zeigt die größten relativen Messunsicherheiten bezogen auf die Bestimmung der Ausbreitungsgeschwindigkeit der Schleimhautwelle. Im Mittel liegt die Messunsicherheit bei ungefähr 12 % für die männlichen und bei 9 % für die weiblichen Probanden. Bei den Männern befindet sich der Großteil der Werte für die relativen Messunsicherheiten im Bereich zwischen 10 % und 15 %. Außerdem ist die Verteilung unter Einbezug eines Ausreißers bei 30 % deutlich breiter als bei den anderen Stimmgebungstechniken.

5.2 Elastizitätsmodul

Für die Bestimmung des Elastizitätsmoduls müssen die in Unterabschnitt 4.4.1 genannten Bedingungen erfüllt sein. Ist mindestens eine der Bedingungen verletzt, so ist der entsprechende Datensatz bezüglich des Elastizitätsmoduls nicht auswertbar. Ein solches Beispiel ist zu sehen in Abbildung 5.8(a). Dargestellt ist das transversale B-Mode Bild des Kehlkopfes eines 58 Jahre alten männlichen Probanden. Der Schildknorpel ist stark kalzifiziert und als helle echoreiche Struktur zu sehen. Aufgrund der ausgeprägten Reflexion des Ultraschalls am kalzifizierten Gewebe wird der gesamte Bereich hinter dem Schildknorpel im Bild schwarz dargestellt. Die dort liegenden Stimmlippen-Taschenfalten-Strukturen (insbesondere die vordere Kommissur und der Mucosa-Luft Übergang) sind somit nicht sichtbar. Da diese für die Längenbestimmung von grundlegender Bedeutung sind, ist in einem solchen Fall die Auswertung nicht möglich. Die Problematik der Kalzifizierung des Schildknorpels tritt bei männlichen Probanden und mit steigendem Alter verstärkt auf.

Ein weiteres Beispiel für ein nicht auswertbares Ultraschallbild ist in Abbildung 5.8(b) zu sehen. Dargestellt ist die Farbdoppler-Aufnahme einer 53 Jahre alten Probandin. Das Farbmuster weist in diesem Fall nicht die charakteristische „Afrika“-Form auf. Dabei fehlt unter anderem die Spitze des Musters, sodass die Linie entlang des Farbmusterrandes nicht eindeutig defi-

nirt werden kann. Das führt dazu, dass die Länge der schwingenden Stimmlippe und damit der Elastizitätsmodul nicht bestimmt werden kann.

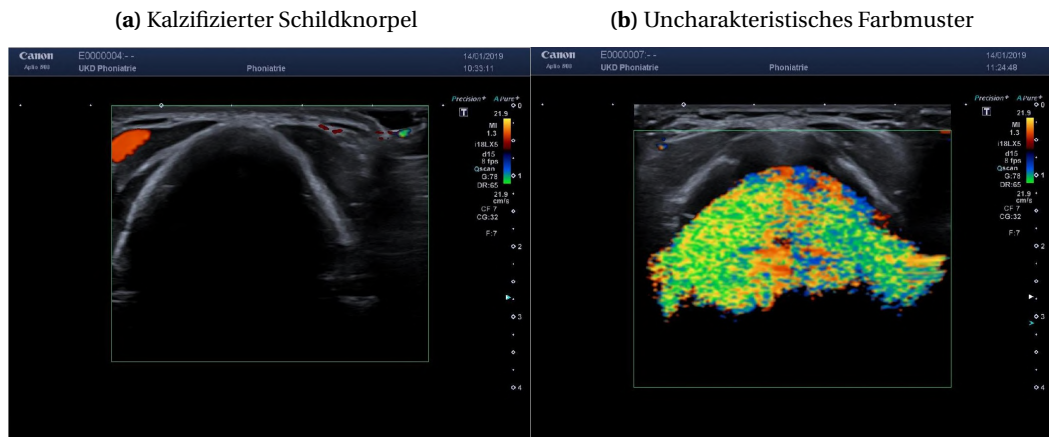


Abbildung 5.8: Ultraschallbild (a) mit starker Kalzifizierung des Schildknorpels, wodurch die Stimmlippen-Taschenfalten Strukturen nicht zu sehen sind. In (b) ist ein Farbmuster gezeigt, das nicht die charakteristische Form aufweist, wodurch sein Rand nicht eindeutig festgelegt werden kann. In beiden Fällen ist eine Bestimmung des Elastizitätsmoduls nicht möglich.

Alle Kombinationen aus neun Probanden, drei Vokalen und drei Stimmgebungstechniken zusammen genommen ergeben insgesamt 81 Datensätze aus Ultraschallbildsequenzen und Stimmsignalen. Von diesen sind bei 23 die vordere Kommissur, der Luft-Mucosa Übergang und das charakteristische Farbmuster gut zu sehen, und es liegen ausreichend verschiedene Phonationsfrequenzen vor, sodass alle Bedingungen für die Auswertung erfüllt sind. Dies entspricht einem Anteil an auswertbaren Datensätzen von ca. 28 %.

5.2.1 Vergleich der Vokale und Stimmgebungstechniken

Aus den auswertbaren Datensätzen wurden die effektive Länge der rechten schwingenden Stimmlippe L_h und die Grundfrequenz der Phonation f_0 bestimmt. Bei den männlichen Probanden lag die Variation der Phonationsfrequenz im Bereich von 70 Hz bis 365 Hz. Im unteren Frequenzbereich betrug die gemessene Länge der schwingenden Stimmlippe 1.3 cm bis 1.4 cm, welche zu den höheren Frequenzen hin auf 2.0 cm bis 2.2 cm ansteigt.

Die weiblichen Probanden variierten die Grundfrequenz im Bereich von 160 Hz bis 450 Hz. Bei den niedrigen Frequenzen lagen die gemessenen Stimmlippenlängen zwischen 1.2 cm

und 1.4 cm. Die gemessene effektive Länge der Stimmlippe steigt, wie bei den männlichen Probanden, für hohe Frequenzen auf 2.0 cm bis 2.1 cm an.

Aus der Stimmlippenlänge und der Grundfrequenz wurden Werte für die mechanische Spannung und die Dehnung der Stimmlippen berechnet. Diese Werte sind in den Spannungs-Dehnungs-Diagrammen in der Abbildung 5.9 für den weichen Stimmeinsatz (oben), das Pianissimo (Mitte) und das Coup de glotte (unten) dargestellt. Die Messunsicherheit σ_σ ist in Form von Fehlerbalken an den einzelnen Messpunkten aufgetragen. Zur besseren Unterscheidbarkeit sind die unterschiedlichen Vokale mit verschiedenen Symbolen markiert. In der Legende sind die Stimmgebungstechnik, die Probanden-ID, das Geschlecht und der Vokal angegeben.

Als Referenzlänge L_0 zur Berechnung der Dehnung wird für jeden Probanden die Länge der schwingenden Stimmlippe bei der niedrigsten Phonationsfrequenz der entsprechenden Stimmgebungstechnik verwendet. Bezogen auf diese Länge ergeben sich beim weichen Stimmeinsatz und beim Pianissimo im hohen Frequenzbereich Dehnungswerte von bis zu ca. 70 %. Beim Coup de glotte werden Dehnungswerte bis zu ca. 50 % erreicht.

Die für alle Probanden, Vokale und Stimmgebungstechniken berechneten Spannungswerte liegen im Bereich zwischen 3 kN/m^2 und 340 kN/m^2 .

Zusätzlich in Abbildung 5.9 dargestellt sind die an die Messdaten angepassten Spannungs-Dehnungs-Kurven der Form $\sigma(\epsilon) = a \cdot \exp(b \cdot \epsilon)$. Kurven mit durchgezogener Linie entsprechen dem weichen Stimmeinsatz, gestrichelte dem Pianissimo und gepunktete dem Coup de glotte. Das Bestimmtheitsmaß R^2 der Funktionsanpassungen liegt im Bereich von 0.73 bis 0.99, wobei es in 80 % der Fälle über 0.9 beträgt. Alle Ergebnisse der Funktionsanpassung sind in Tabelle 5.3 zusammengefasst.

Betrachtet man den weichen Stimmeinsatz, welcher der physiologischen Stimmgebung entspricht, sind bei drei Probanden jeweils alle drei Vokale auswertbar. Bei dem männlichen Probanden (E03) ergeben sich Werte für den Parameter a von $8.58 \pm 2.51 \text{ kN/m}^2$ (/a/), $14.14 \pm 2.63 \text{ kN/m}^2$ (/i/) und $14.61 \pm 2.86 \text{ kN/m}^2$ (/u/). Bei den zwei weiblichen Probanden (E06 und E09) erhält man entsprechend $20.01 \pm 5.02 \text{ kN/m}^2$ und $18.06 \pm 1.01 \text{ kN/m}^2$, $27.31 \pm 22.20 \text{ kN/m}^2$ und $27.43 \pm 6.33 \text{ kN/m}^2$ sowie $21.95 \pm 7.09 \text{ kN/m}^2$ und $40.26 \pm 24.43 \text{ kN/m}^2$. Der Wert für den Parameter a scheint beim Wechsel des Vokals von /a/ über /i/ zu /u/ anzusteigen. Unter Berücksichtigung der Messunsicherheit ist jedoch kein eindeutiger Unterschied zu erkennen. Bei allen drei Probanden intraindividuell betrachtet stimmt auch der Parameter b in der Exponentialfunktion, bis auf einen Ausreißer, innerhalb der Messunsicherheit für alle Vokale überein.

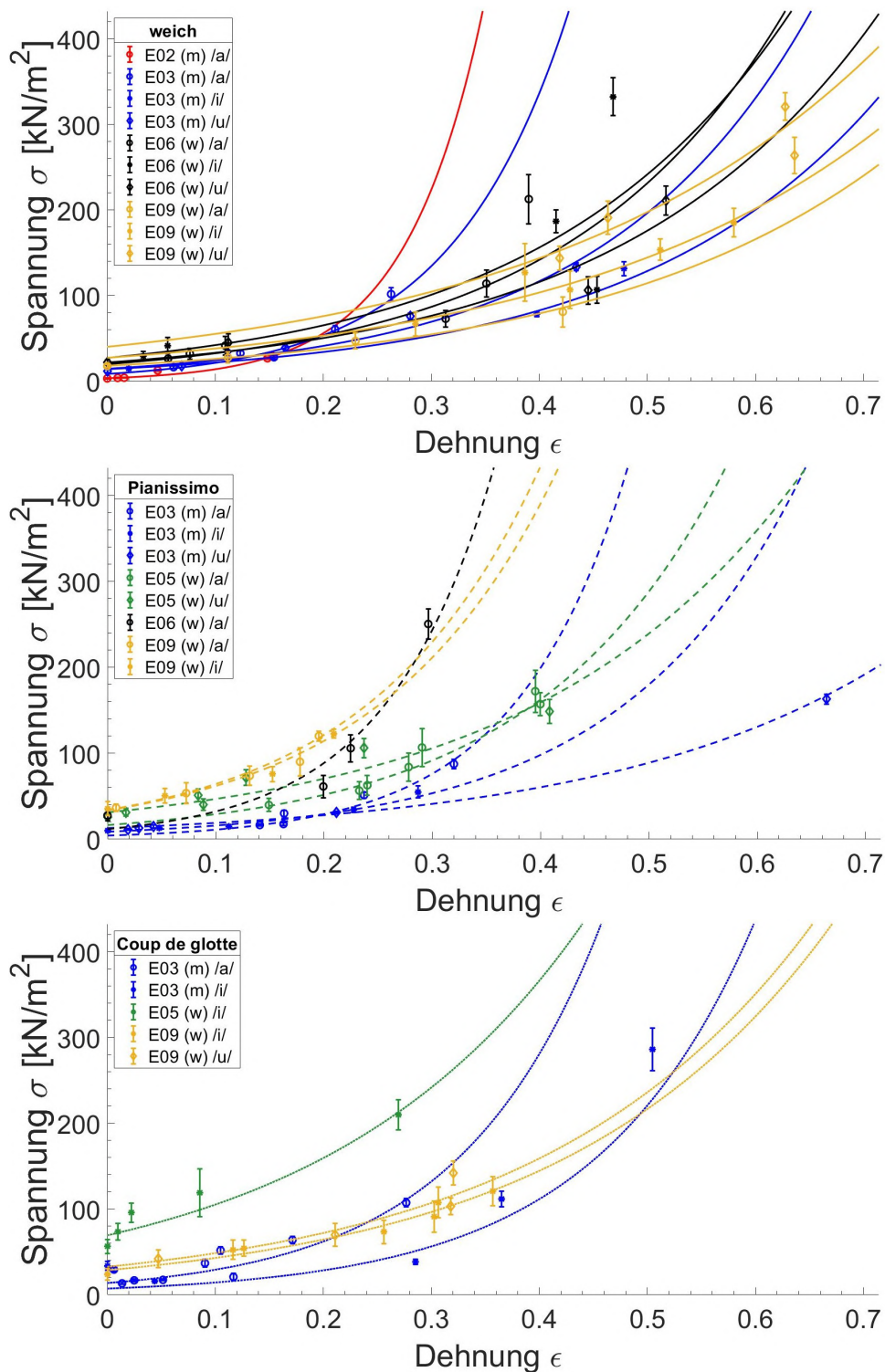


Abbildung 5.9: Spannungs-Dehnungs-Kurve bei weichem Stimmeinsatz (oben), Pianissimo (Mitte) und Coup de glotte (unten). Die Kurvenverläufe entsprechen einer an die Daten angepassten Exponentialfunktion der Form $\sigma(\epsilon) = a \cdot \exp(b \cdot \epsilon)$. Die Legende beinhaltet Probanden-ID, Geschlecht und Vokal.

Tabelle 5.3: Ergebnisse der Funktionsanpassung $\sigma(\epsilon) = a \cdot \exp(b \cdot \epsilon)$ an die gemessenen Spannungs-Dehnungs-Werte. Zusätzlich ist das Bestimmtheitsmaß R^2 und der Elastizitätsmodul E_s für kleine Dehnungen angegeben.

ID	Technik	Vokal	a [kN/m ²]	b	R^2	E_s [kN/m ²]
E02(m)	weich	/a/	3.52 ± 0.56	13.85 ± 1.37	0.94	48.7 ± 9.1
E03(m)	weich	/a/	8.58 ± 2.51	9.17 ± 1.54	0.93	78.8 ± 26.6
E06(w)	weich	/a/	20.01 ± 5.02	4.90 ± 0.93	0.86	98.0 ± 30.8
E09(w)	weich	/a/	18.06 ± 1.01	3.70 ± 0.29	0.98	66.7 ± 6.4
E03(m)	weich	/i/	14.14 ± 2.63	4.42 ± 0.54	0.98	62.5 ± 13.8
E06(w)	weich	/i/	27.31 ± 22.20	4.36 ± 1.96	0.77	119.1 ± 110.6
E09(w)	weich	/i/	27.43 ± 6.33	3.33 ± 0.45	0.97	91.2 ± 24.4
E03(m)	weich	/u/	14.61 ± 2.86	5.20 ± 0.55	0.97	76.0 ± 16.9
E06(w)	weich	/u/	21.95 ± 7.09	4.16 ± 0.75	0.95	91.4 ± 33.8
E09(w)	weich	/u/	40.26 ± 24.43	3.18 ± 1.04	0.91	128.2 ± 88.3
E03(m)	Pianissimo	/a/	4.25 ± 1.28	9.63 ± 1.31	0.92	40.9 ± 13.5
E05(w)	Pianissimo	/a/	16.45 ± 2.31	5.73 ± 0.41	0.97	94.2 ± 14.9
E06(w)	Pianissimo	/a/	11.78 ± 12.08	10.10 ± 3.83	0.91	119.0 ± 130.1
E09(w)	Pianissimo	/a/	34.00 ± 3.04	6.37 ± 0.51	0.99	216.6 ± 26.1
E03(m)	Pianissimo	/i/	8.69 ± 1.24	6.06 ± 0.81	0.95	52.7 ± 10.3
E09(w)	Pianissimo	/i/	33.55 ± 6.31	6.14 ± 0.96	0.99	205.5 ± 50.4
E03(m)	Pianissimo	/u/	12.95 ± 1.23	3.86 ± 0.22	0.98	49.9 ± 5.5
E05(w)	Pianissimo	/u/	31.21 ± 4.29	4.08 ± 0.55	0.89	127.2 ± 24.4
E03(m)	Coup de glotte	/a/	13.78 ± 2.30	7.54 ± 0.97	0.81	103.9 ± 21.9
E03(m)	Coup de glotte	/i/	7.29 ± 5.74	6.82 ± 2.32	0.73	49.8 ± 42.7
E05(w)	Coup de glotte	/i/	69.46 ± 9.15	4.16 ± 0.74	0.91	288.8 ± 63.7
E09(w)	Coup de glotte	/i/	28.76 ± 3.34	4.04 ± 0.43	0.96	116.2 ± 18.3
E09(w)	Coup de glotte	/u/	32.73 ± 18.36	3.95 ± 1.88	0.87	129.4 ± 95.2

Aus Tabelle 5.3 kann außerdem der Wert für den Elastizitätsmodul E_s bei kleinen Dehnungen ($\epsilon < \sim 15\%$) abgelesen werden. In diesem Dehnungsbereich ist der Verlauf der Spannungs-Dehnungs-Kurven annähernd linear, somit kann ein konstanter Elastizitätsmodul angegeben werden. Dieser liegt beim weichen Stimmeinsatz für den männlichen Probanden (E03) im Bereich von 62.5 kN/m² bis 78.8 kN/m² und für die weiblichen Probanden (E06 und E09) zwischen 66.7 kN/m² und 128.2 kN/m². Die Werte stimmen jeweils intraindividuell für die drei betrachteten Probanden und Vokale innerhalb der Messunsicherheiten überein.

Insgesamt ist daher für den weichen Stimmeinsatz kein Unterschied der Elastizitätsmodule bei verschiedenen Vokalen erkennbar.

Für Pianissimo und Coup de glotte ist ein Vergleich der Vokale nicht möglich, da bei keinem Probanden intraindividuell auswertbare Datensätze (vgl. Bedingungen in Unterabschnitt 4.4.1) zu allen Vokalen vorliegen. Angesichts aller bisherigen Ergebnisse und Argumentation in der vorliegenden Arbeit werden im Folgenden dennoch alle Vokale als gleichwertig betrachtet.

Die Werte für den Elastizitätsmodul bei kleinen Dehnungen liegen beim Pianissimo im Bereich zwischen 40.9 kN/m^2 und 52.7 kN/m^2 bei den Männern sowie zwischen 94.2 kN/m^2 und 216.6 kN/m^2 bei den Frauen. Für die männlichen Probanden ist der Wert von E_s niedriger als beim weichen Stimmeinsatz. Bei den weiblichen Probanden ist bis auf zwei Ausreißer, die bei höheren Werten liegen, kein Unterschied zwischen Pianissimo und weichem Stimmeinsatz zu beobachten (vgl. Tabelle 5.3).

Betrachtet man das Coup de glotte, so liegen die entsprechenden Werte bei dem männlichen Probanden (E03) zwischen 49.8 kN/m^2 und 103.9 kN/m^2 . Der erste Wert liegt niedriger als beim weichen Stimmeinsatz und der zweite deutlich höher. Aufgrund der geringen Anzahl an Datenpunkten ist hier keine eindeutige Tendenz erkennbar.

Der Wert für E_s beim Coup de glotte der weiblichen Probanden liegt zwischen 116.2 kN/m^2 und 288.8 kN/m^2 und erreicht damit noch höhere Werte als beim Pianissimo. Zusammenfassend ist damit bei den weiblichen Probanden für den Elastizitätsmodul bei kleinen Dehnungen folgende Einteilung möglich:

$$E_{s,\text{weich}} \leq E_{s,\text{pianissimo}} \leq E_{s,\text{coup}} . \quad (5.1)$$

Im Vergleich zwischen männlichen und weiblichen Probanden liegt der Wert für E_s bei den Männern in jeder Stimmgebungstechnik niedriger als der Wert bei den Frauen.

In Abbildung 5.10 ist der Verlauf der Elastizitätsmodule als Funktion der Dehnung $E(\epsilon)$ dargestellt. Dabei handelt es sich nach Gleichung 2.22 um die Ableitungen der Kurven aus Abbildung 5.9, wobei der funktionelle Zusammenhang Gleichung 4.8 entspricht. Dementsprechend ist der weiche Stimmeinsatz in Abbildung 5.10 oben, das Pianissimo in der Mitte und das Coup de glotte unten dargestellt. Die dortigen Kurven haben zur besseren Vergleichbarkeit die gleichen Farben wie die Spannungs-Dehnungs-Kurven (vgl. Abbildung 5.9). Allerdings entspricht zur besseren Unterscheidbarkeit diesmal eine durchgezogene Linie dem Vokal /a/, eine gestrichelte Linie dem Vokal /i/ und eine gepunktete Linie dem Vokal /u/.

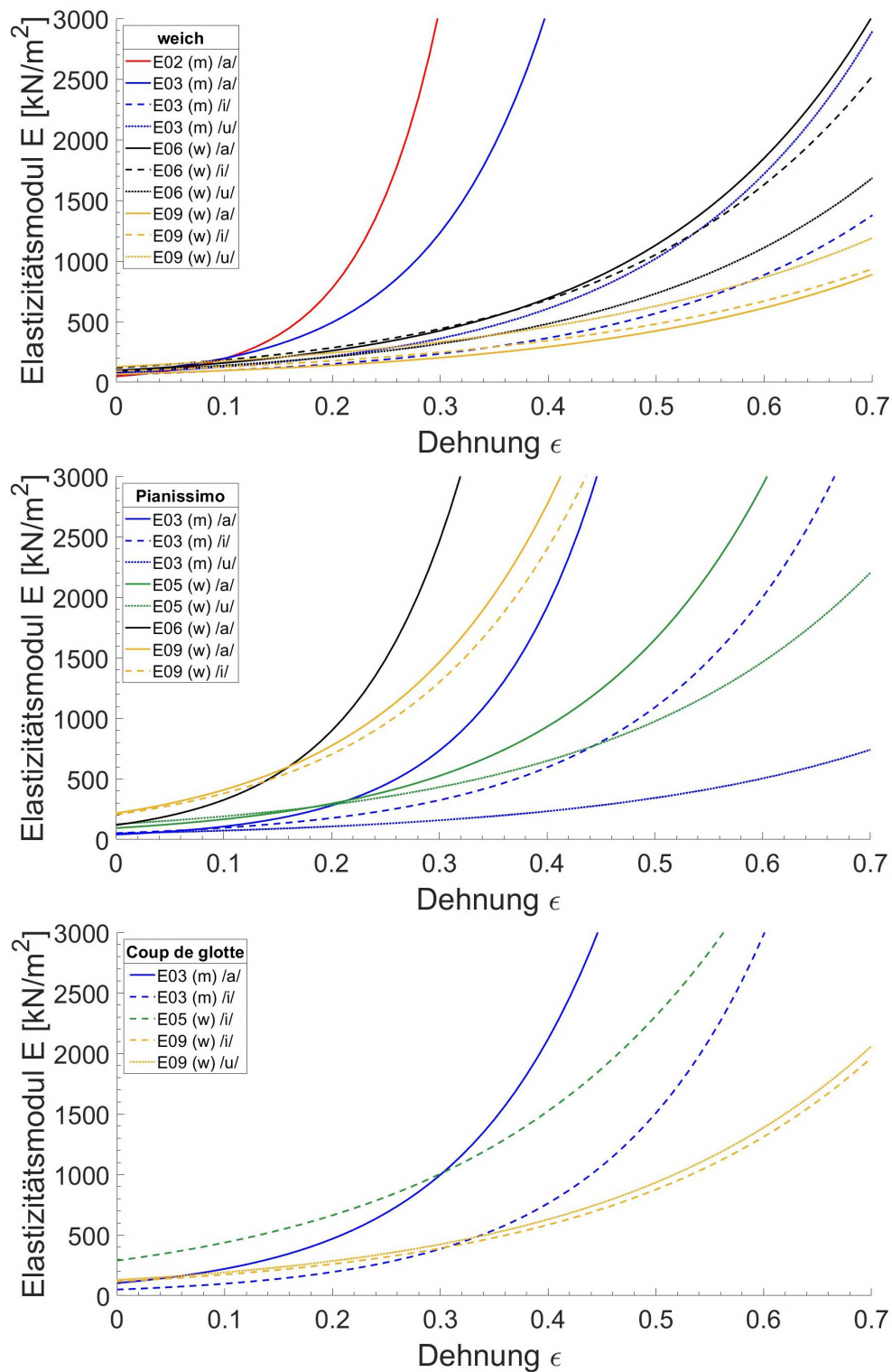


Abbildung 5.10: Elastizitätsmodul in Abhängigkeit von der Dehnung bei weichem Stimmeinsatz (oben), Pianissimo (Mitte) und Coup de glotte (unten). Die Legende beinhaltet Probanden-ID, Geschlecht und Vokal.

Betrachtet man den Verlauf des Elastizitätsmoduls, so fällt auf, dass bei den weiblichen Probanden (insbesondere E09) die Kurven beim Pianissimo höher liegen und steiler sind als beim Coup de glotte. Beim weichen Stimmeinsatz liegen die Kurven am niedrigsten und verlaufen flacher. Für große Dehnungen, die mit einer höheren Phonationsfrequenz verbunden sind, ist damit bei den weiblichen Probanden die folgende Ordnung der Elastizitätsmodule gegeben:

$$E_{\text{weich}} < E_{\text{coup}} < E_{\text{pianissimo}} \quad (5.2)$$

Bei männlichen Probanden ist diesbezüglich kein eindeutiges Verhalten erkennbar. Außerdem ist beim gesamten Verlauf des Elastizitätsmoduls kein eindeutiger Unterschied zwischen den männlichen und weiblichen Probanden feststellbar.

5.2.2 SPL und Messgenauigkeit: Elastizitätsmodul

Aus den Stimmsignalen, die zu den horizontalen Ultraschallaufnahmen für die Bestimmung des Elastizitätsmoduls gehören, wurde für jeden Probanden, jeden Vokal, jede Stimmgebungstechnik und jede Phonationsfrequenz der Schalldruckpegel in dB(A) berechnet. Die Ergebnisse sind dargestellt als Boxplots in Abbildung 5.11 für die männlichen (a) und für die weiblichen (b) Probanden. Zusätzlich zum Median (rote Linie) ist der Mittelwert der Verteilungen (grün) abgebildet. Alle Datenpunkte, die außerhalb des doppelten Interquartilsabstands liegen, werden als Ausreißer betrachtet und in rot dargestellt.

Die Männer phonieren beim Pianissimo im Mittel mit einer Lautstärke von 51 ± 6 dB(A), beim weichen Stimmeinsatz mit 57 ± 7 dB(A) und beim Coup de glotte mit 74 ± 7 dB(A). Bei den Frauen sind die entsprechenden Werte 53 ± 5 dB(A), 65 ± 6 dB(A) und 75 ± 5 dB(A). Beim Pianissimo ist damit die Lautstärke am niedrigsten, der weiche Stimmeinsatz liegt in der Mitte und das Coup de glotte hat die höchste Lautstärke. Die weiblichen Probanden phonieren dabei je nach Stimmgebungstechnik im Mittel zwischen 1 dB(A) und 8 dB(A) lauter als die männlichen Probanden.

Die Spannweite der SPL-Werte bei den Männern beträgt für Pianissimo 19 dB(A) und für weichen Stimmeinsatz und Coup de glotte jeweils 22 dB(A). Außerdem sieht man, dass die Verteilungen beim Pianissimo und Coup de glotte rechtsschief bzw. linksschief sind. Beim Pianissimo kommen Lautstärken unter 50 dB(A) und beim Coup de glotte Lautstärken bei ca. 75-80 dB(A) vermehrt vor. Die Spannweiten des SPL der Frauen liegen für die Stimmgebungstechniken Pianissimo, weicher Stimmeinsatz und Coup de glotte bei jeweils 20 dB(A), 28 dB(A) und 21 dB(A).

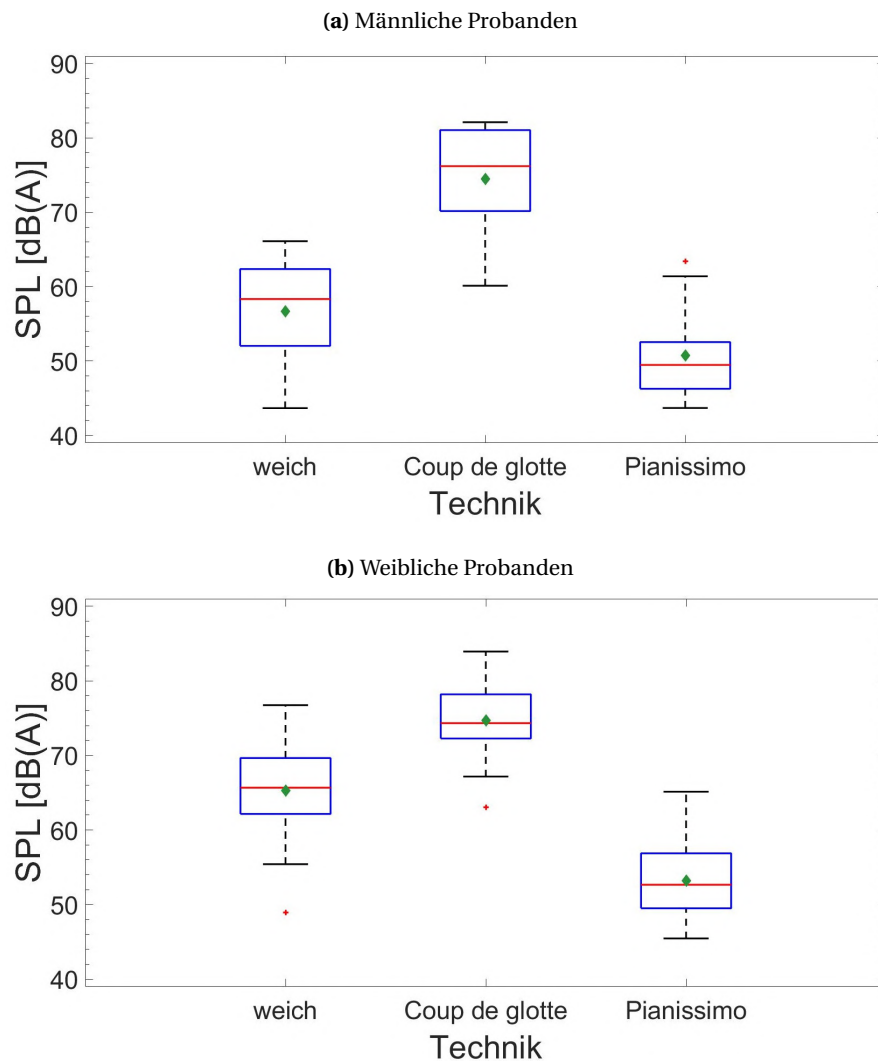


Abbildung 5.11: Verteilung des Sound Pressure Levels in Form von Boxplots bei den verschiedenen Stimmgebungstechniken für die männlichen (a) und für die weiblichen (b) Probanden. Der SPL ist aus den Stimmsignalen berechnet, die zur Auswertung des Elastizitätsmoduls der Stimmlippen verwendet werden. Zusätzlich zum Median (rote Linie) ist der Mittelwert (grün) dargestellt.

Der Elastizitätsmodul der Stimmlippen wird bestimmt aus einer Spannungs-Dehnungs-Kurve. Die Spannungswerte werden aus der effektiven Länge der schwingenden Stimmlippe L_h und der Grundfrequenz f_0 während der Phonation berechnet. Zur Bestimmung der Elastizitätsmodule werden die Stimmgebungstechniken weicher Stimmeinsatz, Pianissimo und Coup de glotte betrachtet. Bei diesen Stimmgebungstechniken ist, wie bei den Ergebnissen zur Ausbrei-

tungsgeschwindigkeit der Schleimhautwelle beschrieben, die Messunsicherheit σ_{f_0} für die Bestimmung der Grundfrequenz klein im Vergleich zur Messunsicherheit der Länge σ_{L_h} (vgl. Unterabschnitt 5.1.3). Dadurch kann σ_{f_0} vernachlässigt werden, und die Messunsicherheit der mechanischen Spannung σ_σ wird durch σ_{L_h} bestimmt (vgl. Gleichung 4.7).

Bezüglich der Messung von L_h gibt es hauptsächlich zwei Effekte, die einen Einfluss auf die Messgenauigkeit haben. Für die Längenmessung muss die Position der vorderen Kommissur bestimmt werden. Diese ist in den Ultraschallbildern nicht immer eindeutig erkennbar und daher mit einer gewissen Ungenauigkeit verbunden. Ein entsprechendes Beispiel ist dargestellt in Abbildung 5.12(a). Gezeigt ist das horizontale B-Mode Schnittbild einer 35 Jahre alten Probandin. Darin ist der Bereich markiert, in dem sich die Position der vorderen Kommissur (VK) befindet. Dieser hat einen Durchmesser von ca. 3 mm.

Ein weiterer Einfluss auf die Genauigkeit der Längenmessung ist durch den Rand des Farbmusters gegeben. Dies ist dargestellt in Abbildung 5.12(b). Bei den Farbmustern kann es vorkommen, dass einige keinen glatten, eindeutigen Rand aufweisen, sodass es bei der Festlegung der gestrichelten Linie eine gewisse Unsicherheit gibt. In der Abbildung sind beispielhaft zwei gestrichelte Linien eingezeichnet, die beide zum Rand des Farbmusters gehören können. Durch den Winkel zwischen den beiden Linien verschiebt sich der Schnittpunkt mit der durchgezogenen Linie und damit der für L_h ermittelte Wert.

Die Genauigkeit, mit der die Position der vorderen Kommissur und der Rand des Farbmusters festgelegt werden können, beeinflusst die Messunsicherheit der Länge L_h und damit der mechanischen Spannung. Beide Effekte können zu relativen Unsicherheiten bis zu 30 % führen. Sie müssen für jedes Ultraschallbild individuell beachtet und abgeschätzt werden. In den Fällen, in denen die genannten Effekte auftreten, wird die mittlere Länge L_h durch Bildung des gewichteten Mittelwerts berechnet und die Messunsicherheit σ_{L_h} über die Gewichtungsfaktoren der Messung in den einzelnen Ultraschallbildern abgeschätzt.

Um einen Eindruck von der Messgenauigkeit zu bekommen, ist in Abbildung 5.13 die relative Messunsicherheit $\sigma_{\sigma,rel} = \sigma_\sigma / \sigma$ der mechanischen Spannung in % dargestellt. Die Abbildung ist aufgeteilt in männliche (a) und weibliche (b) Probanden. Die Daten sind dargestellt in Form von Boxplots. Zusätzlich zum Median (rote Linie) ist der Mittelwert der Verteilungen (grün) abgebildet. Alle Datenpunkte, die außerhalb des doppelten Interquartilsabstands liegen, werden als Ausreißer betrachtet und in rot dargestellt.

(a) Vordere Kommissur



(b) Rand des Farbmusters

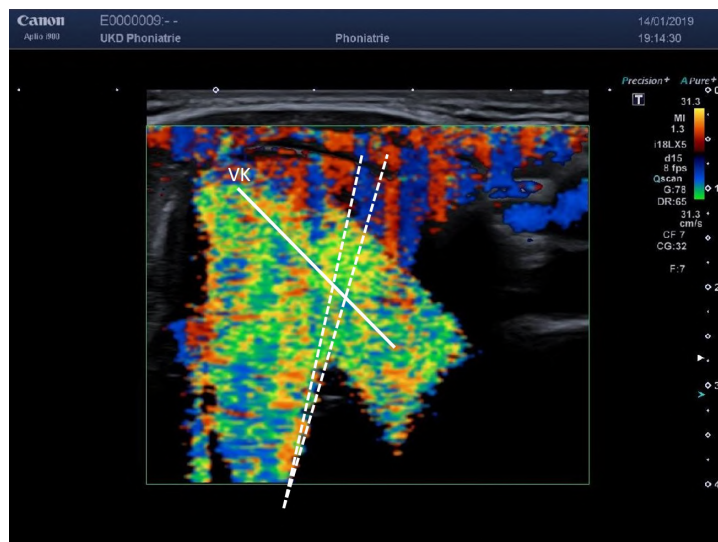


Abbildung 5.12: Einfluss der Genauigkeit, mit der die Position der vorderen Kommissur (VK) und der Rand des Farbmusters festgelegt werden können. In (a) liegt die Position der VK in dem markierten Bereich mit einem Durchmesser von ca. 3 mm. In (b) verschiebt sich der Schnittpunkt der durchgezogenen mit der gestrichelten Linie, je nachdem wo genau letztere am Rand des Farbmusters festgelegt wird. Beides wirkt sich auf die Genauigkeit der Messung der Länge der schwingenden Stimmlippe aus.

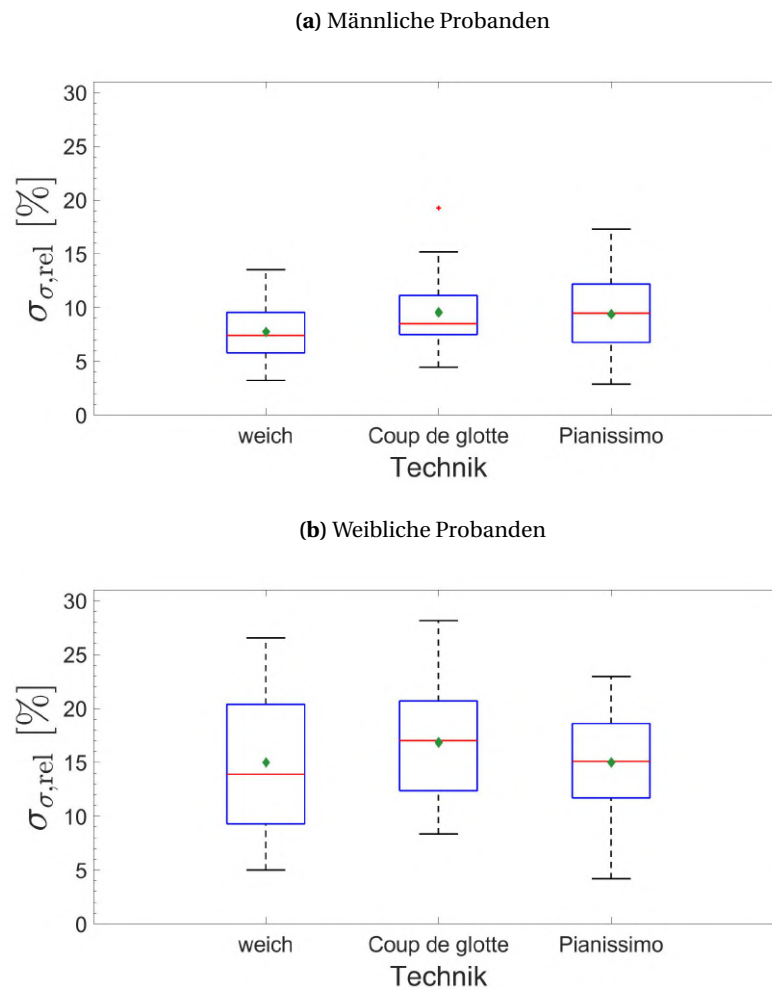


Abbildung 5.13: Verteilung der relativen Messunsicherheit bezogen auf die mechanische Spannung der rechten Stimmlippe in Form von Boxplots bei den verschiedenen Stimmgebungstechniken. Diese Verteilungen sind für die männlichen Probanden zu sehen in (a) und für die weiblichen Probanden in (b). Zusätzlich zum Median (rote Linie) ist der Mittelwert (grün) dargestellt.

Bei den männlichen Probanden liegt die relative Unsicherheit der mechanischen Spannung im Mittel für weichen Stimmeinsatz bei $8 \pm 3\%$, für Coup de glotte bei $10 \pm 4\%$ und für Pianissimo bei $9 \pm 4\%$. Die entsprechenden Spannweiten der Verteilungen betragen 12% , 14% und 14% . Der Interquartilbereich liegt zwischen 5% und 10% . Aufgrund der großen Spannweite reichen die Verteilungen bis zu Werten von 19% . Zwischen den Stimmgebungstechniken ist bezüglich der Verteilungen kein eindeutiger Unterschied feststellbar.

Die relative Unsicherheit der mechanischen Spannung bei den weiblichen Probanden beträgt $15 \pm 6\%$ beim weichen Stimmeinsatz, $17 \pm 6\%$ beim Coup de glotte und $15 \pm 5\%$ beim Pianissimo. Die entsprechenden Spannweiten der Verteilungen liegen bei 22 %, 20 % und 19 %. Bei den Frauen befindet sich der Interquartilbereich der relativen Unsicherheiten zwischen 10 % und 20 %, wobei die Werteverteilungen aufgrund der großen Spannweiten bis zu 28 % reichen. Man sieht, dass die relativen Messunsicherheiten der mechanischen Spannung bei weiblichen Probanden höher liegen sowie größere Spannweiten haben als bei den männlichen Probanden. Die Verteilungen legen nahe, dass auch bei den Frauen kein Unterschied zwischen den einzelnen Stimmgebungstechniken vorliegt.

Die Messunsicherheiten der mechanischen Spannung wirken sich auf die Werte und Unsicherheiten der Parameter a und b bei der Funktionsanpassung einer Exponentialfunktion an die Messdaten aus. Die Messunsicherheiten bestimmen den Verlauf der Elastizitätsmodul-Kurve und damit auch den Wert von E_s bei kleinen Dehnungen. Die Unsicherheiten bezogen auf a , b und E_s sind bereits in Tabelle 5.3 dargestellt.

Diskussion und Fazit

In der vorliegenden Arbeit wurde die farbkodierte Duplexsonographie als Methode zur in-vivo-Untersuchung menschlicher Stimmlippen während der Phonation betrachtet. Zu diesem Zweck wurden Farbdoppler-Ultraschallaufnahmen der Stimmlippen sowohl in horizontaler als auch in vertikaler Ansicht von drei Männern und sechs Frauen bei der Phonation mit den Stimmgebungstechniken weicher Stimmeinsatz, Pianissimo, Coup de glotte und Taschenfaltentpressen durchgeführt. Bei jeder Stimmgebungstechnik wurden drei Vokale /a/, /i/ und /u/ phoniert und untersucht. In Kombination mit der Aufnahme des Stimmsignals über ein Mikrofon konnten physikalische Eigenschaften der Stimmlippen in Form der mittleren Ausbreitungsgeschwindigkeit der Schleimhautwelle und des Elastizitätsmoduls in vivo bestimmt werden.

Aus den Farbduplex-Ultraschallbildsequenzen der vertikalen Ansicht des Larynx konnte die mittlere Ausbreitungsgeschwindigkeit der Schleimhautwelle bestimmt werden. Im B-Mode wurde zunächst ein großer Teil der charakteristischen anatomischen Strukturen identifiziert und benannt (vgl. Abbildung 3.2). Dabei diente auch das charakteristische Farbmuster als Orientierungshilfe. Dieses entstand im Farbmodus, wie in der Literatur beschrieben [35], durch die Vibration des Luft-Mucosa Übergangs, sogar wenn dieser selbst gar nicht im Bild sichtbar war. Die Breite der Farbmuster entspricht der effektiven vertikalen Länge der schwingenden Stimmlippe und diente in Kombination mit der Grundfrequenz der Phonation zur Berechnung der mittleren Ausbreitungsgeschwindigkeit der Schleimhautwelle.

Diesbezüglich wurde zunächst der weiche Stimmeinsatz betrachtet. Bei dieser Stimmgebungstechnik liegt die Grundfrequenz der Phonation bei Männern zwischen 78 Hz und 156 Hz und bei Frauen zwischen 173 Hz und 464 Hz. Die höhere Grundfrequenz bei den Frauen, aufgrund der kürzeren anatomischen Länge der Stimmlippen, ist in der Literatur [81, 82] bereits ausführlich beschrieben und wird hier noch einmal bestätigt.

Sowohl bei Männern als auch bei Frauen ergibt die Bestimmung des Sound Pressure Levels beim weichen Stimmeinsatz eine große Spannweite von ungefähr 20 dBA bzw. 24 dBA der Werteverteilung (vgl. Abbildung 5.6). Der weiche Stimmeinsatz ist definiert über die Anweisungen an die Probanden, in einer komfortablen Lautstärke und Tonhöhe zu phonieren. Die Variation in der gemessenen Lautstärke und Tonhöhe zeigt, dass unter diesen Anweisungen starke interindividuelle Unterschiede bezüglich des Verständnisses von komfortabler und damit weicher Stimmgebung vorliegen.

Beim weichen Stimmeinsatz der Männer befindet sich für alle Vokale der gemessene Wert für die mittlere Ausbreitungsgeschwindigkeit der Schleimhautwelle im betrachteten Frequenzbereich zwischen 2.4 m/s und 6.6 m/s (vgl. Abbildung 5.3(a)). Die Frauen phonieren nicht nur mit einer höheren Frequenz, sondern hatten dementsprechend auch eine höhere Ausbreitungsgeschwindigkeit der Schleimhautwelle im Bereich von 5.6 m/s bis 15.0 m/s (vgl. Abbildung 5.3(b)). Diese Ergebnisse zeigen eine gute Übereinstimmung mit den Werten aus der Literatur [35, 83, 84]. Außerdem konnte der in [35] beschriebene Einfluss des Geschlechts auf die Ausbreitungsgeschwindigkeit der Schleimhautwelle, in Form eines höheren Wertes bei den Frauen, bestätigt werden.

Die Ausbreitungsgeschwindigkeit der Schleimhautwelle nimmt linear mit der Frequenz zu. Dementsprechend wurde an die Messwerte zu jedem Vokal eine Gerade angepasst und deren Steigung a und Achsenabschnitt b bestimmt. In der Literatur zur Bestimmung der Ausbreitungsgeschwindigkeit der Schleimhautwelle wird entweder nur ein Vokal untersucht oder keine Angabe zum verwendeten Vokal gemacht. Es wird lediglich die Frequenz und eventuell der Schalldruckpegel bei Phonation beschrieben. In der vorliegenden Arbeit wurden Messungen bei Phonation des vorderen Vokals /i/, des mittleren Vokals /a/ und des hinteren Vokals /u/ durchgeführt. Beim Vergleich der Vokale wurde für alle untersuchten Stimmgebungstechniken festgestellt, dass die Parameter a und b der Anpassung einer linearen Funktion an die Messdaten innerhalb der Messunsicherheiten übereinstimmen. Es konnte daher weder bei den Männern noch bei den Frauen ein Unterschied bezüglich a und b zwischen den Vokalen festgestellt werden.

Dieses Verhalten entspricht den Erwartungen, da mit der Methode des Farbdoppler-Ultraschalls die Stimmlippen bzw. die Glottis untersucht werden. An diesem Ort entsteht das primäre

Stimmsignal. Die Vokale werden erst später durch Resonanzen im Ansatzraum gebildet. In der vorliegenden Arbeit wurden aus diesem Grund bei der Auswertung und dem Vergleich aller Stimmgebungstechniken die Vokale als gleichwertig betrachtet und in einem Datensatz zusammengefasst, auch um die entsprechende Anzahl an Messpunkten zu vergrößern und damit die Güte der Anpassungen zu verbessern.

Zusätzlich zur Variation der Vokale wurden die Stimmlippen bei den unterschiedlichen Stimmgebungstechniken weicher Stimmeinsatz, Pianissimo, Coup de glotte und Taschenfaltenpressen untersucht. Dem Autor der vorliegenden Arbeit ist zum jetzigen Zeitpunkt keine Literatur bekannt, in der die Ausbreitungsgeschwindigkeit der Schleimhautwelle in vivo bei einer anderen Technik als dem weichen Stimmeinsatz bestimmt wurde.

Die betrachteten Stimmgebungstechniken Pianissimo, weicher Stimmeinsatz, Coup de glotte und Taschenfaltenpressen unterscheiden sich definitionsgemäß in ihrer Lautstärke. Dabei nimmt der Sound Pressure Level in der genannten Reihenfolge beim Wechsel der Stimmgebungstechnik zu. Dieses erwartete Verhalten kann durch die Berechnung des SPL aus den Stimmsignalen bestätigt werden (vgl. Abbildung 5.6).

6.1 Analyse: Ausbreitungsgeschwindigkeit der Schleimhautwelle

Die Betrachtung der Farbmuster ergibt, dass bei den unterschiedlichen Stimmgebungstechniken die Breite und Eindringtiefe des Farbmusters verändert ist (vgl. Abbildung 5.1). Die dabei entstehende aufsteigende Reihenfolge ist identisch mit der für die Lautstärke.

Die Breite des Farbmusters entspricht der Länge der schwingenden Stimmlippe, woraus sich die mittlere Ausbreitungsgeschwindigkeit der Schleimhautwelle ergibt. Bei Frauen liegen die Datenpunkte beim Pianissimo größtenteils niedriger und beim Coup de glotte größtenteils höher als beim weichen Stimmeinsatz (vgl. Abbildung 5.4). Diese Beobachtung erstreckte sich über den gesamten Frequenzbereich und wurde durch die Betrachtung bei mehreren Frequenzen bestätigt. Die Ergebnisse der Anpassungen linearer Funktionen zeigen die gleiche Anordnung (vgl. Abbildung 5.4). Die Geraden verlaufen aufgrund der Steigungen a annähernd parallel, woraus sich schließen lässt, dass die Änderung der mittleren Ausbreitungsgeschwindigkeit der Schleimhautwelle mit der Frequenz beim weichen Stimmeinsatz, Pianissimo und Coup de glotte jeweils gleich ist. Dabei waren die Geraden entsprechend der Lautstärke der Stimmgebungstechnik aufsteigend angeordnet. Beim Verfassen der vorliegenden Arbeit war dem Autor keine Literatur bekannt, in der Werte für den Parameter b angegeben wurden. Dadurch war kein entsprechender Vergleich der Werte möglich. Aus diesem Grund und den

großen Unsicherheiten auf den Parameter b wurde dieser nicht näher analysiert, aber dennoch der Vollständigkeit halber und als Vergleichsmöglichkeit für eventuelle später durchgeführte Studien aufgeführt.

Die Lautstärke bei der Phonation ist gegeben durch den Druck des anblasenden Luftstroms. Mit steigender Lautstärke schwingen die Stimmlippen mit größerer Amplitude, und die Randkantenverschiebungen sowie Schleimhautwellen sind stärker ausgeprägt. Daher entspricht das bei Frauen beobachtete ansteigende Verhalten der mittleren Ausbreitungsgeschwindigkeit der Schleimhautwelle beim Wechsel von Pianissimo über weichen Stimmeinsatz zum Coup de glotte den Erwartungen.

Bei Männern war das beschriebene Verhalten der Datenpunkte und Funktionsanpassungen erst ab ca. 140 Hz zu beobachten (vgl. Abbildung 5.4). Besonders die Gerade für das Coup de glotte verläuft zunächst unterhalb der anderen Geraden, bis sie diese aufgrund der höheren Steigung a kreuzte. Ein Grund dafür könnte die insgesamt niedrigere Anzahl männlicher Probanden sein. Dadurch gibt es vor allem beim Coup de glotte im unteren Frequenzbereich weniger Datenpunkte, weil bei einer Phonation mit größerer Lautstärke nachweislich dazu tendiert wird, die Grundfrequenz der Phonation zu erhöhen [85, 86].

Die Untersuchung des Taschenfaltenpressens offenbarte in den Farbmustern, Spektrogrammen und im Verhalten der Ausbreitungsgeschwindigkeit der Schleimhautwelle deutliche Unterschiede zu den anderen Stimmgebungstechniken. Beim Taschenfaltenpressen liegen die Breite der Farbmuster und die daraus bestimmte Ausbreitungsgeschwindigkeit sowohl für Frauen als auch für Männer größtenteils über allen Werten für die anderen Stimmgebungstechniken.

Bei genauer Betrachtung der Farbdoppler-Ultraschall Bildsequenzen stellte sich heraus, dass die Breite der Farbmuster nicht nur durch die erhöhte Lautstärke erklärbar war. Hauptsächlich bei den männlichen Probanden war eine Aufteilung in zwei charakteristische Dreiecksmuster während der gesamten Phonationsdauer zu sehen. Beim Taschenfaltenpressen schwingen nicht nur die Stimmlippen, sondern insbesondere die anatomisch direkt darüber liegenden Taschenfalten. Daher konnte eines der Farbmuster den Stimmlippen und das andere den Taschenfalten zugeordnet werden (vgl. Abbildung 5.5). Bei der Zuordnung wurden die vertikalen B-Mode Bilder genutzt, in denen die sichtbaren anatomischen Strukturen (z.B. Schildknorpel) als Orientierungshilfe dienen konnten (vgl. Abbildung 3.2(b)).

Dies führt zu folgenden Schlussfolgerungen. Beim Taschenfaltenpressen schwingen nicht nur die Taschenfalten, sondern auch die Stimmlippen, wobei die Vibration des Übergangs zwischen Luft und Taschenfalten ein charakteristisches Farbmuster erzeugt. Je nachdem wie

groß der anatomische Abstand der Taschenfalten zu den Stimmlippen ist, überlagern sich die Farbmuster teilweise bis komplett. In letzterem Fall verschmelzen die zwei Farbmuster zu einem einzelnen Muster. Dies führte im Rahmen der verwendeten Methode dazu, dass die Breite des gesamten Musters als Länge der schwingenden Stimmlippe fehlinterpretiert wurde. In einem solchen Fall wurde die Länge bezogen auf die Stimmlippe entsprechend überschätzt, was zu den höheren Werten für die Ausbreitungsgeschwindigkeit der Schleimhautwelle führte. Bei nur teilweiser Überlagerung der Farbmuster lag der Rand des Musters der Stimmlippen im Überlappungsbereich. Die Breite des Farbmusters musste daher aus diesem Übergangsbereich abgeschätzt werden, was zu einer großen relativen Messunsicherheit (im Extremfall bis zu 30 % bezogen auf die Ausbreitungsgeschwindigkeit der Schleimhautwelle) führte (vgl. Abbildung 5.7). Aus den genannten Gründen eignet sich die untersuchte Methode der Farbduplex-Sonographie beim Taschenfaltenpressen nur bedingt zur Bestimmung der mittleren Ausbreitungsgeschwindigkeit der Schleimhautwelle. Nichtsdestotrotz kann der Farbmodus zum Beispiel genutzt werden, um die Position der Taschenfalten im B-Bild zu finden/bestätigen bzw. um zu untersuchen, wie sich die Taschenfalten bei anderen Stimmgebungstechniken (zum Beispiel beim Singen, Schreien, Growlen) verhalten.

Die relative Messunsicherheit bezogen auf die mittlere Ausbreitungsgeschwindigkeit der Schleimhautwelle lag beim weichen Stimmeinsatz und Pianissimo für Frauen und Männer im Mittel bei ungefähr 5 % (vgl. Abbildung 5.7). Dies deckt sich mit der Literatur [35], in der eine Messunsicherheit von typischerweise unter 5 % beschrieben wird. Beim Coup de glotte war die mittlere relative Messunsicherheit etwas größer (6-10 %). Dieses Verhalten entspricht den Erwartungen, da (wie in der Literatur [35] beschrieben) bei hoher Lautstärke die Farbmuster irregulärer werden, was sich auf die Genauigkeit der Breitenbestimmung auswirken kann. Beim Taschenfaltenpressen wurde die relative Messunsicherheit zusätzlich zu der soeben beschriebenen Überlappung der Farbmuster auch durch die Genauigkeit, mit der die Grundfrequenz aus dem Stimmsignal bestimmt werden kann, beeinflusst. Die Messgenauigkeit ist deutlich niedriger als bei den anderen Stimmgebungstechniken, da sich die Spektrogramme beim Taschenfaltenpressen durch stärkere Variationen in der Grundfrequenz und den Formanten auszeichnen (vgl. Abbildung 5.2). Dadurch ist die Messgenauigkeit beim Taschenfaltenpressen am niedrigsten.

Insgesamt stellte sich die Farbduplex-Sonographie der Glottis als Methode heraus, mit der die mittlere Ausbreitungsgeschwindigkeit der Schleimhautwelle menschlicher Stimmlippen in vivo schnell und einfach bestimmt werden kann. Dies funktionierte mit hoher Genauigkeit für alle untersuchten Vokale und Stimmgebungstechniken mit Ausnahme des Taschenfaltenpressens, welches eine pathologische Form der Stimmerzeugung darstellt. Dennoch konnte

die Methode auch beim Taschenfaltenpressen eingesetzt werden und lieferte interessante Ergebnisse bezüglich der Erzeugung des Farbmusters.

Die Farbduplex-Sonographie der Glottis konnte nach kurzer Anweisung bei Probanden verschiedenen Alters und Geschlechts erfolgreich angewendet werden. Bei ausreichender Erfahrung des Untersuchers beläuft sich die Dauer der Messung einer Stimmgebungstechnik mit drei verschiedenen Vokalen auf ca. 10-20 min. Dabei fallen entsprechend pro Stimmgebungstechnik ungefähr 1.0-1.5 GB Rohdaten an. Auf dieser Basis ist die Farbduplex-Untersuchung der Stimmlippen mit Bestimmung der Ausbreitungsgeschwindigkeit der Schleimhautwelle für den Klinikalltag geeignet.

6.2 Analyse: Elastizitätsmodul

Bei der Auswertung bezüglich des Elastizitätsmoduls der Stimmlippen fiel zuerst auf, dass bei der verwendeten Methode der Farbduplex-Sonographie eine Vielzahl von Bedingungen an die Ultraschallbilddatensätze gestellt werden musste. Im B-Bild mussten die vordere Kommissur und der Mucosa-Luft-Übergang sichtbar sein, was zum Beispiel durch den Kalzifikationsgrad des Schildknorpels beeinflusst wird. Das Farbmuster musste die charakteristische Form aufweisen, einen eindeutig erkennbaren Rand haben und durfte sich während der Phonation nicht verschieben. Außerdem wurden mindestens fünf verschiedene Phonationsfrequenzen benötigt, was für Probanden und zukünftig untersuchte Patienten mit untrainierter Stimme oder Pathologien erschwert bis unmöglich sein kann. Da alle diese Bedingungen gleichzeitig erfüllt sein mussten, liegt in der vorliegenden Arbeit die Erfolgsquote für die Auswertbarkeit bei ungefähr 28 % (vgl. Abschnitt 5.2).

Um diesen Wert zu beurteilen, ist zu beachten, dass selbst bei erfahrenen und für Ultraschall im Halsbereich zertifizierten Chirurgen die Visualisierungsquote der Stimmlippen für männliche Patienten nur ca. 12 % bis 50 % beträgt. Für weibliche Patienten ist diese deutlich höher und liegt bei ungefähr 45 % bis 97 %. Die Erfolgsquote ist umso niedriger, je mehr Patienten mit kalzifiziertem Schildknorpel untersucht werden. [87, 88]

In der vorliegenden Arbeit stellte die Visualisierbarkeit der Stimmlippen nur eine der Bedingungen dar. Unter diesem Gesichtspunkt ist die erreichte Erfolgsquote für die Bestimmbarkeit des Elastizitätsmoduls der Stimmlippen (ca. 28 %) als gutes Ergebnis zu bewerten.

Zusätzlich zur Auswertbarkeit ganzer Datensätze wurde auf die Messgenauigkeit eingegangen, mit der die effektive horizontale Länge der schwingenden Stimmlippe aus den Farbmustern bestimmt werden konnte. Dabei fiel auf, dass die Identifizierung der genauen Position der vorderen Kommissur sowie die Festlegung des Randes des Farbmusters nicht immer eindeutig

war und dadurch zu Unsicherheiten führen konnte (vgl. Abbildung 5.12). Dies musste für jeden Ultraschall-Frame einzeln beurteilt werden, was die Zeit erhöhte, die für die Auswertung eines Datensatzes benötigt wurde. Unter Berücksichtigung dieser Effekte, die eingehen in die Messunsicherheit der Länge und damit auch der mechanischen Spannung, ergaben sich relative Messunsicherheiten von 3 % bis 28 % (vgl. Abbildung 5.13). Dabei waren die Messunsicherheiten bei Frauen höher als bei Männern, wobei insgesamt nur ein männlicher Proband auswertbar war, bei dem die Effekte klein waren. Dies lässt keine Aussage über einen Unterschied zwischen den Geschlechtern zu. Zwischen den verschiedenen Stimmgebungstechniken (weicher Stimmeinsatz, Pianissimo und Coup de glotte) war kein eindeutiger Unterschied in der Messgenauigkeit feststellbar. Dies lässt insgesamt darauf schließen, dass die Messunsicherheiten stark von der Messmethodik selbst, der Qualität der Ultraschallbilder, den individuellen anatomischen Voraussetzungen des Probanden und der Erfahrung des Untersuchers beeinflusst werden. Nichtsdestotrotz konnten, wie im Folgenden erläutert, bei der Bestimmung des Elastizitätsmoduls mittels Farbduplexsonographie gute und interessante Ergebnisse erzielt werden.

In den zur Bestimmung des Elastizitätsmoduls geeigneten horizontalen B-Mode Ultraschallbildern des Kehlkopfes konnten die charakteristischen anatomischen Strukturen identifiziert und benannt werden (vgl. Abbildung 3.2(a)). Die aus den Farbmustern bestimmte effektive Länge der schwingenden Stimmlippe lag bei Männern je nach Phonationsfrequenz zwischen 1.3 cm und 2.2 cm und bei Frauen zwischen 1.2 cm und 2.1 cm (vgl. Unterabschnitt 5.2.1). Diese Werte stellen ein realistisches Ergebnis dar, was in der Literatur bestätigt wird, und zwar sowohl durch andere Ultraschallstudien [44, 57, 89] als auch durch Laryngoskopie [90] sowie Untersuchungen an Kehlköpfen Verstorbener [81, 91].

Da die Probanden angewiesen wurden, in möglichst vielen unterschiedlichen Frequenzen zu phonieren, variierten die Männer die Grundfrequenz von 70 Hz bis 365 Hz und die Frauen von 160 Hz bis 450 Hz. Bezüglich des Sound Pressure Levels war das gleiche Verhalten wie bei der Messung der Ausbreitungsgeschwindigkeit zu beobachten: Das Pianissimo wies, wie erwartet, im Mittel die niedrigste Lautstärke auf. Darauf folgte der weiche Stimmeinsatz und das Coup de glotte zeigte die größte Lautstärke (vgl. Abbildung 5.11).

Aus der horizontalen Länge der schwingenden Stimmlippe und der Phonationsfrequenz konnte die mechanische Spannung und die entsprechende Dehnung berechnet werden. Bezogen auf die Länge bei der niedrigsten Phonationsfrequenz der jeweiligen Stimmgebungstechnik, wurden Dehnungswerte von bis zu ca. 70 % erreicht (vgl. Abbildung 5.9). Die Spannungswerte lagen im Bereich zwischen 3 kN/m^2 und 340 kN/m^2 und hatten damit die gleiche Größenordnung wie in der Literatur [44, 79, 92].

Die Spannungs-Dehnungs-Kurven zeigten für alle untersuchten Vokale und Stimmgebungstechniken den in der Literatur [44, 79, 92, 93] beschriebenen und daher erwarteten Verlauf, der sich durch eine Exponentialfunktion $\sigma = a \cdot \exp(b \cdot \epsilon)$ beschreiben lässt (vgl. Abbildung 5.9). Außerdem zeigten die Kurven in Abbildung 5.9 bei kleinen Dehnungen ($\epsilon < 15\%$) erwartungsgemäß einen annähernd linearen Anteil, so dass dort dem Hook'schen Gesetz entsprechend ein Wert für den Elastizitätsmodul E_s bestimmt werden konnte. Das Bestimmtheitsmaß der entsprechenden Funktionsanpassungen lag für alle Kurven über 73 % mit starker Tendenz zum Bereich über 90 % (vgl. Tabelle 5.3), was dafür spricht und bestätigt, dass sich die Kurven gut durch eine solche Exponentialfunktion beschreiben lassen.

Beim weichen Stimmeinsatz lagen zu jedem der Vokale /a/, /i/ und /u/ Ergebnisse vor, welche miteinander verglichen werden konnten. Dabei fiel auf, dass die Spannungs-Dehnungs-Kurven bei Männern und Frauen nahe beieinander liegen (vgl. Abbildung 5.10). Außerdem stimmten die Anpassungsparameter a und b für die unterschiedlichen Vokale innerhalb ihrer Messunsicherheiten überein (vgl. Tabelle 5.3). Das lässt, wie schon bei der Ausbreitungsgeschwindigkeit der Schleimhautwelle, darauf schließen, dass für verschiedene Vokale bezüglich der durch die Kehlkopfmuskeln eingestellten Spannung und bezüglich des Elastizitätsmoduls kein Unterschied besteht, da die Bildung der Vokale über die Einstellung des Ansatzrohres gesteuert wird. Das wurde ebenso beim Elastizitätsmodul für den linearen Bereich bei kleinen Dehnungen beobachtet. Die Werte für E_s stimmten beim weichen Stimmeinsatz innerhalb ihrer Messunsicherheiten jeweils für Männer und Frauen bei allen Vokalen überein, wodurch die Erwartung bestätigt wird, dass es auf Glottisebene keinen Unterschied in der Erzeugung der Vokale gibt. Denn die für die einzelnen Vokale typischen Formanten werden supraglottisch durch verschiedene Einstellungen des Ansatzrohres erzeugt [16].

Die Werte für den Anpassungsparameter a lagen bei Männern zwischen 8.6 kN/m^2 und 14.6 kN/m^2 und bei Frauen zwischen 18.1 kN/m^2 und 40.3 kN/m^2 (vgl. Tabelle 5.3). In der Literatur [44], in der die verwendete Methode beschrieben wird, wurden vergleichbare Werte von ungefähr 5 kN/m^2 bei Männern und 21 kN/m^2 bei Frauen gemessen. Bezüglich des Parameters b in der Exponentialfunktion ergaben die Funktionsanpassungen Werte bei Männern zwischen 4.4 und 13.9 und bei Frauen zwischen 3.2 und 5.2. Auch dieses Ergebnis stimmt gut mit den Messwerten der entsprechenden Farbduplex-Sonographie-Arbeit [44] überein, wo Werte von 5.5 bis 9.5 für Männer und von 5.6 bis 6.8 für Frauen beschrieben wurden. In einer weiteren Arbeit, die ein Exponentialmodell für das Spannungs-Dehnungs-Verhalten verwendete, wurde ein Exponent $b = 9.6 \pm 1.2$ für das menschliche Stimmband [79] bestimmt. Für das Stimmlippen-Cover bei Hunden, welche häufig als Ersatzmodell für Menschen genutzt werden, wurde entsprechend $b = 4.2 \pm 0.73$ und für den Body $b = 9.0 \pm 3.2$ beschrieben [92]. Obwohl

die Werte in den letzteren Arbeiten *in vitro* gemessen wurden, sind die in der vorliegenden Arbeit erzielten Ergebnisse gut mit den entsprechenden Literaturwerten vergleichbar.

Der Elastizitätsmodul für kleine Dehnungen E_s lag bei Männern zwischen 62.5 kN/m^2 und 78.8 kN/m^2 , und bei Frauen zwischen 66.7 kN/m^2 und 128.2 kN/m^2 . In der entsprechenden Literatur lag das Ergebnis für Männer im Bereich von 30 kN/m^2 bis 120 kN/m^2 und für Frauen bei 120 kN/m^2 bis 300 kN/m^2 [44]. Dies stimmt für die Männer gut überein, während bei den Frauen etwas niedrigere Werte gemessen wurden. In einer anderen Arbeit zur Elastizität der Stimmlippen wurde das Elastizitätsmodul bei kleinen Dehnungen des Stimmbandes *in vitro* bestimmt zu $33.1 \pm 10.4 \text{ kN/m}^2$ [79]. Untersuchungen an Hunden ergaben für das E_s des Stimmlippen-Covers $41.9 \pm 7.1 \text{ kN/m}^2$ und für das E_s des Body $20.7 \pm 2.4 \text{ kN/m}^2$ [92]. In einer neueren Arbeit wurde *in vitro* entsprechend ein Wert für das gesamte Stimmlippengewebe zu $30.0 \pm 13.4 \text{ kN/m}^2$ ermittelt [93]. Es zeigt sich, dass die Werte deutlich niedriger liegen als diejenigen, welche an Menschen *in vivo* während der Phonation mittels Farbduplex-Sonographie bestimmt wurden. Dabei ist zu beachten, dass in den zuletzt erwähnten Arbeiten die Untersuchungen an während Operationen oder nach dem Tod entnommenen bzw. von Hunden stammenden Kehlköpfen durchgeführt wurden. Abhängig von der Zeit zwischen Entnahme und Messung oder durch eventuelle Einfrier-/Auftauprozesse wird die Elastizität des Gewebes *in vitro* beeinflusst, was nachweislich zu solchen Unterschieden führen kann [94].

In den bisher beschriebenen Arbeiten, inklusive der vorliegenden, wurde der Elastizitätsmodul in longitudinaler Ausrichtung (anterior-posterior) bestimmt, da in dieser Richtung das Gewebe die höchste Isotropie aufweist. In anderen Studien [84, 95, 96], die sich mit dem Elastizitätsmodul der Stimmlippen beschäftigten und diesen *in vivo* intraoperativ bestimmten, konnte nach Meinung der Autoren nur die transversale Ausrichtung untersucht werden (bedingt durch Anatomie und Aufhängung der Stimmlippen). Außerdem muss das Messgerät mechanisch in Kontakt mit den Stimmlippen gebracht werden, was deren Schwingungsverhalten während der Phonation beeinflusst. Diese Nachteile können durch die Untersuchung mittels farbkodierter Duplexsonographie umgangen werden.

Im Pianissimo lag der Elastizitätsmodul für kleine Dehnungen E_s bei den männlichen Probanden zwischen 41 kN/m^2 und 53 kN/m^2 (vgl. Tabelle 5.3), somit etwas niedriger als beim weichen Stimmeinsatz. Für Frauen fielen die entsprechenden Werte in den Bereich zwischen 94 kN/m^2 und 127 kN/m^2 , bis auf zwei Ausreißer bei $217 \pm 26 \text{ kN/m}^2$ und $206 \pm 50 \text{ kN/m}^2$ (vgl. Tabelle 5.3). Damit lagen die Werte im gleichen Bereich wie beim weichen Stimmeinsatz bzw. etwas höher. Dies lässt den Schluss zu, dass bei sehr leiser Phonation und niedrigen Frequenzen von den Kehlkopfmuskeln etwa der gleiche Elastizitätszustand der Stimmlippen eingestellt wird wie beim weichen Stimmeinsatz, wobei die Stimmlippen beim Pianissimo

etwas stärker angespannt werden.

Betrachtet man den gesamten Verlauf der Kurve des Elastizitätsmoduls in Abhängigkeit von der Dehnung, dann fällt auf, dass der Elastizitätsmodul für höhere Dehnungen beim Pianissimo größer ist als beim weichen Stimmeinsatz (vgl. Abbildung 5.10 z. B. E09). Größere Dehnungswerte entsprechen höheren Phonationsfrequenzen. Bei steigender Tonhöhe sind die Stimmlippen durch Kontraktion des Anticus immer stärker angespannt, und sowohl Body als auch Cover haben einen hohen Elastizitätsmodul. Aus den beobachteten Ergebnissen lässt sich schließen, dass dieser Effekt größer ist bei sehr leiser Phonation und hierbei die Stimmlippen stärker angespannt werden als bei Phonation mit weichem Stimmeinsatz in der gleichen Frequenz.

Für E_s konnten beim Coup de glotte der männlichen Probanden lediglich zwei Datenpunkte ausgewertet werden. Einer lag mit $50 \pm 43 \text{ kN/m}^2$ niedriger und der andere mit $104 \pm 22 \text{ kN/m}^2$ höher als beim weichen Stimmeinsatz. Daher ist bei Männern keine eindeutige Aussage bezüglich E_s möglich.

Bei Frauen lagen die Werte für E_s während des Coup de glotte tendenziell etwas höher als beim weichen Stimmeinsatz. Dieses Verhalten zeigte sich nicht nur bei kleinen Dehnungen. Vielmehr verlief im gesamten untersuchten Bereich die Elastizitätsmodulkurve während des Coup de glotte stets oberhalb der Elastizitätsmodulkurve für weiche Stimmeinsätze (vgl. Abbildung 5.10). Dies entspricht den Erwartungen, da sich bei Phonation mit lauter harter Stimme der Musculus Vocalis kontrahiert und sich damit die Spannung vor allem im Stimmlippen-Body erhöht. Im Gegensatz zum weichen Stimmeinsatz, bei dem der Musculus Vocalis nur wenig kontrahiert ist, führt dies zu einer Versteifung des Body und damit insgesamt zu einer Steigerung des Elastizitätsmoduls (vgl. Abschnitt 2.6 oder [25]).

Interessant ist, dass bei Frauen der Elastizitätsmodul der Stimmlippen mit weichem Stimmeinsatz tendenziell niedriger ist als im Pianissimo und während des Coup de glotts (vgl. Abbildung 5.10). Dieser höhere Elastizitätsmodul im Pianissimo und während des Coup de glotts kommt durch Kontraktion der Kehlkopfmuskeln und daraus resultierender Anspannung der Stimmlippen zustande. Dies ist zwangsläufig mit Anstrengung und Belastung der Stimmlippen verbunden, was die Probanden bestätigt haben und auch leicht in einem Selbstversuch feststellbar ist. Dadurch wird im Umkehrschluss jedoch betont, dass beim weichen Stimmeinsatz, welcher die physiologische und am häufigsten gebrauchte Stimmerzeugungstechnik ist, der Energieverbrauch und die mechanische Belastung der Stimmlippen am niedrigsten sind. Für Männer war keine entsprechende Aussage möglich, da nur die Datensätze eines Probanden auswertbar waren und damit weniger Datenpunkte vorlagen als bei den Frauen. Außerdem zeigten die Elastizitätsmodulkurven des Probanden (E03) beim Vergleich der

Stimmgebungstechniken kein eindeutiges Verhalten (vgl. Abbildung 5.10).

Insgesamt stellt die Kehlkopfsonographie, insbesondere die farbkodierte Duplexsonographie in Kombination mit der Spektralanalyse des Stimmsignals, ein vielversprechendes Werkzeug zur Untersuchung der Stimmlippen und der Stimmerzeugung dar. In der vorliegenden Arbeit konnte die Methode genutzt werden, um die Ausbreitungsgeschwindigkeit der Schleimhautwellen auf den Stimmlippen in vivo mit hoher Messgenauigkeit sowohl bei Frauen als auch bei Männern zu bestimmen und zwar sowohl für verschiedene Vokale als auch für unterschiedliche Stimmgebungstechniken. Dabei lieferte die Farbduplexsonographie den Erwartungen entsprechende und mit der Literatur vergleichbare Ergebnisse.

Auch die Untersuchung in der horizontalen Ansicht des Kehlkopfes war während der Phonation verschiedener Vokale und bei unterschiedlichen Stimmgebungstechniken möglich. Mit der farbkodierten Duplexsonographie konnte der Elastizitätsmodul in Abhängigkeit von der Dehnung und damit der Phonationsfrequenz bestimmt werden. Hier war jedoch eine niedrigere Erfolgsquote und Messgenauigkeit zu beobachten, die sich mit steigender Erfahrung des Untersuchers verbessern lässt. Immerhin konnten interessante und mit der Literatur vergleichbare Ergebnisse erzielt werden.

6.3 Ausblick

Für ein besseres Verständnis der Vorgänge bei der menschlichen Stimmerzeugung ist eine nicht-invasive Methode ohne Strahlenbelastung notwendig, mit der in vivo der Kehlkopf und die Eigenschaften der schwingenden Stimmlippen untersucht werden können. Dabei dürfen die Stimmlippen durch das Verfahren selbst nicht in ihrem Schwingungsverhalten beeinflusst werden. Mit der vorliegenden Arbeit ließ sich zeigen, dass die farbkodierte Duplexsonographie diesen Zweck gut erfüllt. Sie ist einsetzbar bei Probanden/Patienten jeglichen Alters und Geschlechts und zwar bei unterschiedlichen Vokalen und Stimmgebungstechniken.

In der vorliegenden Arbeit wurden die Untersuchungen mit farbkodierter Duplexsonographie bei allen Probanden an der rechten Stimmlippe durchgeführt. In nachfolgenden Studien ließe sich die Untersuchung auf die linke Stimmlippe ausweiten. Zusätzlich könnte überprüft werden, ob es möglich ist, beide Stimmlippen und Farbmuster in einem Ultraschallbild darzustellen und zu analysieren.

Die Methode ließe sich problemlos auch bei Sängern verschiedener Ausbildungsstufen (z. B. Laien, Studenten, Profis) anwenden, um bestimmte Gesangstechniken und -stile (z. B. Growling, Belting) näher zu charakterisieren. Auch die Analyse anderer Stimmgebungstechniken (z.

B. Rufen, Ructusstimme) wäre mit farbkodierter Duplexsonographie denkbar.

Eine weitere Einsatzmöglichkeit der Kehlkopfsonographie ist die Diagnose von Stimmstörungen. Diesbezüglich könnten gezielt Patienten mit bekannten Pathologien ausgewählt werden, um zu untersuchen, wie sich diese Erkrankungen auf Ausbreitungsgeschwindigkeit der Schleimhautwelle und Elastizität der Stimmlippen auswirken. Bei Behandlung der Pathologien ließe sich außerdem der Therapieerfolg dokumentieren.

Abbildungsverzeichnis

2.1	Darstellung der A- und C-Bewertungskurven.	5
2.2	Vergleich zwischen Tonerzeugung einer Orgel und der menschlichen Stimme sowie Schema der Stimmerzeugung.	8
2.3	Vokalviereck mit erstem und zweitem Formanten.	10
2.4	Darstellung des Kehlkopfskeletts.	11
2.5	Frontalschnitt des Kehlkopfes.	12
2.6	Aufsicht auf den Kehlkopf.	13
2.7	Frontalschnitt der Stimmlippe.	14
2.8	Schwingungszyklus der Stimmlippe.	17
2.9	Schwingungsphasen der Stimmlippen.	19
2.10	Gegenüberstellung Drei-Massen-Modell der Stimmlippen und Schleimhautwellenmodell.	21
2.11	Schematische Darstellung der Aufnahme eines kontinuierlichen Stimmsignals und Umwandlung in ein zeitdiskretes Signal.	27
2.12	Periodische Fortsetzung der Spektren abgetasteter Signale.	29
2.13	Beispielspektrogramm als Falschfarbenansicht und in dreidimensionaler Darstellung.	33
3.1	Schematische Darstellung des Grundprinzips der Sonographie.	36
3.2	Typische Ultraschallbilder bei der Kehlkopfsonographie.	39
3.3	Längenmessung der Stimmlippen aus Farbmustern.	42
4.1	Verwendetes Ultraschallsystem, Ultraschallsonde und DTHI.	44
4.2	Kalibrierung und Sound Level Meter.	47
4.3	Skizze des Untersuchungsaufbaus.	48
4.4	Positionierung des Schallkopfes.	49

4.5	Bestimmung der horizontalen Länge.	54
5.1	Gegenüberstellung der Farbmuster bei den verschiedenen Stimmgebungstechniken.	58
5.2	Spektrogramm des Vokals /a/ bei allen Stimmgebungstechniken.	60
5.3	Ausbreitungsgeschwindigkeit der Schleimhautwelle aufgetragen über der Frequenz für den weichen Stimmeinsatz.	61
5.4	Ausbreitungsgeschwindigkeit der Schleimhautwelle aufgetragen über der Frequenz für alle Stimmgebungstechniken.	64
5.5	Aufteilung des Farbmusters beim Taschenfaltenpressen.	67
5.6	Sound Pressure Level der Stimmgebungstechniken bei vertikalen Aufnahmen.	69
5.7	Relative Messunsicherheit der Geschwindigkeit der Schleimhautwelle.	70
5.8	Starke Kalzifizierung und ungeeignetes Farbmuster.	72
5.9	Spannungs-Dehnungs-Kurven verschiedener Vokale.	74
5.10	Elastizitätsmodul in Abhängigkeit der Dehnung.	77
5.11	Sound Pressure Level der Stimmgebungstechniken bei horizontalen Aufnahmen.	79
5.12	Einfluss der Positionierung der Vorderen Kommissur und des Farbmusterrandes auf die Genauigkeit der horizontalen Längenmessung der Stimmlippe.	81
5.13	Relative Messunsicherheit der mechanischen Spannung der Stimmlippen.	82

Tabellenverzeichnis

5.1	Ergebnisse der linearen Anpassung der Ausbreitungsgeschwindigkeit der Schleimhautwelle zum Vergleich der Vokale.	63
5.2	Ergebnisse der linearen Anpassung der Ausbreitungsgeschwindigkeit der Schleimhautwelle für die untersuchten Stimmgebungstechniken.	65
5.3	Ergebnisse der Funktionsanpassung der Spannungs-Dehnungs-Kurven.	75

Literaturverzeichnis

- [1] S. Parangi. Editorial: Translaryngeal vocal cord ultrasound: Ready for prime time. *Surgery*, 159(2016):67–69.
- [2] S. S. Chandrasekhar, G. W. Randolph, M. D. Seidman, R. M. Rosenfeld, P. Angelos, J. Barkmeier-Kraemer, M. S. Benninger, J. H. Blumin, G. Dennis, J. Hanks, M. R. Haymart, R. T. Kloos, B. Seals, J. M. Schreiberstein, M. A. Thomas, C. Waddington, B. Warren, P. J. Robertson. Clinical practice guideline: improving voice outcomes after thyroid surgery. *Otolaryngology-Head and Neck Surgery*, 148(2013):S1–S37.
- [3] L. M. Pott, W. B. Murray. Review of video laryngoscopy and rigid fiberoptic laryngoscopy. *Current Opinion in Anesthesiology*, 21(2008):750–758.
- [4] H. A. A. Shalaby, M. A. Maaly, T. F. Abdella. Ultrasonography diagnostic validity in structural and functional laryngeal disorders. *Menoufia Medical Journal*, 26(2013):170–176.
- [5] R. F. Yellon, L. M. Borland, D. J. Kay. Flexible fiberoptic laryngoscopy in children: Effect of sitting versus supine position. *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology*, 71(2007):1293–1297.
- [6] M. Wolf, A. Primov-Fever, O. Amir, D. Jedwab. The feasibility of rigid stroboscopy in children. *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology*, 69(2005):1077–1079.
- [7] E. M. Friedman. Role of ultrasound in the assessment of vocal cord function in infants and children. *Annals of Otolaryngology, Rhinology & Laryngology*, 106(1997):199–209.
- [8] H.-D. Rott. Zur Frage der Schädigungsmöglichkeit durch diagnostischen Ultraschall. *Ultraschall in der Medizin*, 2(1981):56–64.

- [9] S. Sidhu, R. Stanton, S. Shahidi, J. Chu, S. Chew, P. Campbell. Initial experience of vocal cord evaluation using grey-scale, real-time, B-mode ultrasound. *ANZ Journal of Survery*, 71(2001):737–739.
- [10] A. Vats, G. A. Worley, R. de Bruyn, H. Porter, D. M. Albert, C. Bailey. Laryngeal ultrasound to assess vocal fold paralysis in children. *The Journal of Laryngology & Otology*, 118(2004):429–431.
- [11] B. N. Raghavendra, S. C. Horii, D. L. Reede, W. M. Rumancik, M. Persky, T. Bergeron. Sonographic anatomy of the larynx, with particular reference to the vocal cords. *Journal of ultrasound in medicine*, 6(1987):225–230.
- [12] K. A. Miles. Ultrasound demonstration of vocal cord movements. *The British journal of radiology*, 62(1989):871–872.
- [13] D. Guicking. *Schwingungen: Theorie und Anwendungen in Mechanik, Akustik, Elektrik und Optik*. Springer Vieweg, Wiesbaden 2016.
- [14] K. Lüders, G. von Oppen. *Lehrbuch der Experimentalphysik Band 1: Mechanik, Akustik, Wärme*. 12. Auflage. Walter de Gruyter, Berlin, 2008.
- [15] S. A. Gelfand. *Essentials of Audiology*. 3. Auflage. Thieme Medical Publishers, Inc., New York, 2009.
- [16] G. Friedrich, W. Bigenzahn, P. Zorowka. *Phoniatrie und Pädaudiologie - Einführung in die medizinischen, psychologischen und linguistischen Grundlagen von Stimme, Sprache und Gehör*. 4. korrigierte Auflage. Verlag Hans Huber, Hogrefe Ag, Bern 2008.
- [17] J. G. Švec, S. Granqvist. Tutorial and guidelines on measurement of sound pressure level in voice and speech. *Journal of Speech, Language, and Hearing Research*, 61(2018):441–461.
- [18] H. A. Mang, G. Hofstetter. *Festigkeitslehre*. 4. Auflage. Springer-Verlag, Berlin Heidelberg 2013.
- [19] H. Altenbach. *Kontinuumsmechanik. Einführung in die maerialunabhängigen und materialabhängigen Gleichungen*. 4. Auflage. Springer-Verlag, Berlin Heidelberg 2018.
- [20] D. E. Hall. *Musikalische Akustik - Ein Handbuch*. Schott Music GmbH & Co. KG, Mainz 2008.
- [21] J. Wendler, W. Seidner, U. Eysholdt. *Lehrbuch der Phoniatrie und Pädaudiologie*. 4. Auflage. Georg Thieme Verlag KG, Stuttgart 2005.

- [22] P. M. Deckert. *Anatomie der Sprache, Stimme und Atmung*. 4. Auflage. Lehmanns Media, 2007.
- [23] M. Schünke, E. Schulte, U. Schumacher. *Prometheus Lernatlas der Anatomie: Kopf, Hals und Neuroanatomie*. 3. Auflage. Georg Thieme Verlag, Stuttgart 2012.
- [24] M. Hirano, Y. Kakita, K. Ohmaru, S. Kurita. Structure and mechanical properties of the vocal fold. *Speech and Language*, 7(1982):271–297.
- [25] M. Hirano. Morphological structure of the vocal cord as a vibrator and its variations. *Folia Phoniatica et Logopaedica*, 26(1974):89–94.
- [26] J. van den Berg. Myoelastic-aerodynamic theory of voice production. *Journal of Speech, Language, and Hearing Research*, 1(1958):227–244.
- [27] I. R. Titze. Tutorial: Comments on the myoelastic-aerodynamic theory of phonation. *Journal of Speech, Language, and Hearing Research*, 23(1980):495–510.
- [28] M. Kob. *Physical modeling of the singing voice*. Dissertation, Rheinisch-Westfälische Technische Hochschule Aachen, 2002.
- [29] N. Isshiki. *Phonosurgery: theory and practice*. Springer-Verlag Tokyo, 1989.
- [30] L. Fuks, B. Hammarberg, J. Sundberg. A self-sustained vocal-ventricular phonation mode: acoustical, aerodynamic and glottographic evidences. *KTH TMH-QPSR*, 39(1998):49–59.
- [31] E. Schönhärl. *Die Stroboskopie in der praktischen Laryngologie*. Georg Thieme Verlag, Stuttgart 1960.
- [32] M. Echternach, B. Richter. Was versteht man unter Randkantenverschiebung? *Sprache Stimme Gehör*, 32(2008):141.
- [33] G. Böhme, M. Gross. *Stroboskopie und andere Verfahren zur Analyse von Stimmlippenschwingungen*. Median-Verlag von Killisch-Horn GmbH, Heidelberg 2001.
- [34] I. R. Titze. *Principles of Voice Production*. Prentice Hall, Englewood Cliffs, New Jersey, 1994.
- [35] Y. W. Shau, C. L. Wang, F. J. Hsieh, T. Y. Hsiao. Noninvasive assessment of vocal fold mucosal wave velocity using color Doppler imaging. *Ultrasound in Medicine and Biology*, 27(2001):1451–1460.

- [36] B. H. Story, I. R. Titze. Voice simulation with a body-cover model of the vocal folds. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 97(1995):1249–1260.
- [37] K. Ishizaka, J. L. Flanagan. Synthesis of voiced sounds from a two-mass model of the vocal cords. *Bell System Technical Journal*, 51(1972):1233–1268.
- [38] I. Steinecke, H. Herzel. Bifurcations in an asymmetrical vocal-fold model. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 97(1995):1874–1884.
- [39] I. R. Titze. The physics of small-amplitude oscillation of the vocal folds. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 83(1988):1536–1552.
- [40] R. McGowan. Phonation from a continuum mechanics point of view. In: J. Gauffin & B. Hammarberg (Eds.), *Vocal fold physiology: Acoustic, perceptual, and physiological aspects of voice mechanisms*, Singular Publishing Group Inc., San Diego 1991.
- [41] S. Nasri, J. A. Sercarz, G. S. Berke. Noninvasive measurement of traveling wave velocity in the canine larynx. *Annals of Otolaryngology, Rhinology & Laryngology*, 103(1994):758–766.
- [42] J. D. Achenbach. *Wave propagation in elastic solids*. North-Holland publishing Company, Amsterdam/London 1973.
- [43] I. R. Titze. On the relation between subglottal pressure and fundamental frequency in phonation. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 85(1989):901–906.
- [44] T. Y. Hsiao, C. L. Wang, C. N. Chen, F. J. Hsieh, Y. W. Shau. Elasticity of human vocal folds measured in vivo using color Doppler imaging. *Ultrasound in Medicine and Biology*, 28(2002):1145–1152.
- [45] P. H. Dejonckere, P. Bradley, P. Clemente, G. Cornut, L. Crevier-Buchman, G. Friedrich, P. Van De Heyning, M. Remacle, V. Woisard. A basic protocol for functional assessment of voice pathology, especially for investigating the efficacy of (phonosurgical) treatments and evaluating new assessment techniques. Guideline elaborated by the Committee on Phoniatics of the European Laryngological Society (ELS). *European Archives of Oto-Rhino-Laryngology*, 258(2001):77–82.
- [46] M. Garcia. Garcia's new treatise on the art of singing. A compendious method of instruction, with examples and exercises for the cultivation of the voice. Revised edition published by Oliver Ditson Company, Boston, o. J.
- [47] M. Garcia. Hints on singing. Published by Joseph Patelson Music House Ltd., New York 1982, originally published 1894.

- [48] T. F. Quatieri. *Discrete-time speech signal processing: Principles and practice*. Prentice Hall PTR, 2002.
- [49] M. Meyer. *Signalverarbeitung. Analoge und digitale Signale, Systeme und Filter*. 7. Auflage. Springer Vieweg, Wiesbaden, 2014.
- [50] L. Stiny. *Grundwissen Elektrotechnik und Elektronik: Eine leicht verständliche Einführung*. 7. Auflage. Springer Vieweg, Wiesbaden, 2018.
- [51] C. E. Shannon. Communication in the presence of noise. *Proceedings of the IRE*, 37(1949):10-21. Nachdruck in *Proceedings of the IEEE*, 86(1998):447-457.
- [52] O. Dössel. *Bildgebende Verfahren in der Medizin: Von der Technik zur medizinischen Anwendung*. 2. Auflage. Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2016.
- [53] W. Mann, H.-J. Welkoborsky, J. Maurer. *Kompendium Ultraschall im Kopf-Hals-Bereich*. Georg Thieme Verlag, Stuttgart, 1997.
- [54] G. Böhme. Sonographie des Larynx und klinische Anwendungen (unter Ausschluß onkologischer Erkrankungen). In: R. Sader, B. Norer, H.-H. Horch (Hrsg.). *Lehrbuch der Ultraschalldiagnostik im Kopf-Hals-Bereich*. Einhorn-Press Verlag, Reinbek 2001.
- [55] H. Iro, V. Uttenweiler, J. Zenk. *Kopf-Hals-Sonographie: eine Anleitung zur praxisbezogenen Ultraschalluntersuchung*. Springer Verlag, Berlin-Heidelberg-New York 2000.
- [56] A. Bozzato, J. Zenk, F. Gottwald, M. Koch, H. Iro. Der Einfluss der Schildknorpelossifikation bei der Larynxsonographie. *Laryngo-Rhino-Otologie*, 86(2007):276–281.
- [57] Q. Hu, S.-Y. Zhu, F. Luo, Y. Gao, X.-Y. Yang. High-frequency sonographic measurements of true and false vocal cords. *Journal of Ultrasound in Medicine*, 29(2010):1023–1030.
- [58] G. Böhme. Echolaryngographie: Ein Beitrag zur Methode der Ultraschalldiagnostik des Kehlkopfes. *Laryngo-Rhino-Otologie*, 67(1988):551–558.
- [59] L. L. P. J. Ooi. B-mode real-time ultrasound assessment of vocal cord function in recurrent laryngeal nerve palsy. *Annals of the Academy of Medicine Singapore*, 21(1992):214–216.
- [60] H. G. Seo, H. J. Jang, B.-M. Oh, W. Kim, T. R. Han. Use of ultrasonography to locate laryngeal structures for laryngeal electromyography. *Journal of the American Academy of Physical Medicine and Rehabilitation*, 6(2014):522–527.

- [61] C. G. Tsai, J. H. Chen, Y. W. Shau, T. Y. Hsiao. Dynamic B-mode ultrasound imaging of vocal fold vibration during phonation. *Ultrasound in Medicine and Biology*, 35(2009):1812–1818.
- [62] T. Y. Hsiao, C. L. Wang, C. N. Chen, F. J. Hsieh, Y. W. Shau. Noninvasive assessment of laryngeal phonation function using color Doppler ultrasound imaging. *Ultrasound in Medicine and Biology*, 27(2001):1035–1040.
- [63] G. Böhme. Duplexsonographie des Kehlkopfes: 1. Bewegungsanalyse intralaryngealer Strukturen. *Oto-Rhino-Laryngologia Nova*, 1(1991):338–442.
- [64] G. Böhme. Duplexsonographie des Kehlkopfes: 2. Farbkodierte Bewegungsanalyse intralaryngealer Strukturen. *Oto-Rhino-Laryngologia Nova*, 2(1992):43–45.
- [65] L. L. P. J. Ooi, H. S. Chan, K. C. Soo. Color Doppler imaging for vocal cord palsy. *Head & Neck*, 17(1995):20–23.
- [66] G. Böhme. *Sprach-, Sprech-, Stimm- und Schluckstörungen: Band 1: Klinik*. 4. Auflage. Urban & Fischer Verlag, München 2003.
- [67] Canon Medical Systems Corporation. Handbuch für das Ultraschall-Diagnostik-System Aplio i900 / Aplio i800 / Aplio i700 Typen TUS-AI900 / TUS-AI800 / TUS-AI700 [Grundlagen]. Ausgabe: 2018-10, Nr. 2B771-141DE*U.
- [68] A. Anvari, F. Forsberg, A. E. Samir. A primer on the physical principles of tissue harmonic imaging. *RadioGraphics*, 35(2015):1955–1964.
- [69] S.-Y. Chiou, F. Forsberg, T. B. Fox, L. Needleman. Comparing differential tissue harmonic imaging with tissue harmonic and fundamental gray scale imaging of the liver. *Journal of Ultrasound in Medicine*, 26(2007):1557–1563.
- [70] O. S. Pianykh. *Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM)*. Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2008.
- [71] B. Maass: Sygyt-Software. <https://www.sygyt.com/en/>. [Online; zuletzt besucht am 21.11.2019].
- [72] The MathWorks, Inc. <https://de.mathworks.com/products/matlab.html>. [Online; zuletzt besucht am 21.11.2019].
- [73] A. Gilat. *MATLAB: An introduction with applications*. 5. Auflage. John Wiley & Sons, 2014.

- [74] Logitech. https://support.logitech.com/de_de/product/usb-desktop-microphone. [Online; zuletzt besucht am 21.11.2019].
- [75] H. K. Schutte, W. Seidner. Recommendation by the Union of European Phoniatrians (UEP): Standardizing voice area measurement/phonetography. *Folia Phoniatica*, 35(1983):286–288.
- [76] The MathWorks, Inc. <https://de.mathworks.com/help/curvefit/least-squares-fitting.html>. [Online; zuletzt besucht am 21.11.2019].
- [77] A. L. Perlman, P. L. Durham. In vitro studies of vocal fold mucosa during isometric condition. In: T. Baer, C. Sasaki, K. Harris (Hrsg.). *Laryngeal function in phonation and respiration*. Boston, MA: College-Hill, (1987):291–303.
- [78] I. R. Titze, E. S. Luschei, M. Hirano. Role of the thyroarytenoid muscle in regulation of fundamental frequency. *Journal of Voice*, 3(1989):213–224.
- [79] Y. Min, I. Titze, F. Alipour. Stress-strain response of human vocal ligament. *NCVS Status and Progress Report*, 7(1994):131–137.
- [80] M. Hieber. *Analysis I*. Springer Spektrum, Springer-Verlag GmbH Deutschland, 2018.
- [81] I. R. Titze. Physiologic and acoustic differences between male and female voices. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 85(1989):1699–1707.
- [82] A. P. Simpson. Phonetic differences between male and female speech. *Language and Linguistics Compass*, 3(2009):621–640.
- [83] D. G. Hanson, M. M. D’Agostino, J. Jiang, G. Herzon. Clinical measurement of mucosal wave velocity using simultaneous photoglottography and laryngostroboscopy. *Annals of Otolaryngology, Rhinology & Laryngology*, 104(1995):340–349.
- [84] Q. T. Tran, B. R. Gerratt, G. S. Berke, J. Kreiman. Measurement of Young’s modulus in the in vivo human vocal folds. *Annals of Otolaryngology, Rhinology & Laryngology*, 102(1993):584–591.
- [85] P. Gramming, J. Sundberg, S. Ternström, R. Leanderson, W. H. Perkins. Relationship between changes in voice pitch and loudness. *Journal of Voice*, 2(1988):118–126.
- [86] P. Gramming. Vocal loudness and frequency capabilities of the voice. *Journal of Voice*, 5(1991):144–157.

- [87] D. Carneiro-Pla, B. S. Miller, S. M. Wilhelm, M. Milas, P. G. Gauger, M. S. Cohen, D. T. Hughes, C. C. Solorzano. Feasibility of surgeon-performed transcutaneous vocal cord ultrasonography in identifying vocal cord mobility: A multi-institutional experience. *Surgery*, 156(2014):1597–1604.
- [88] D. Carneiro-Pla, C. C. Solorzano, S. M. Wilhelm. Impact of vocal cord ultrasonography on endocrine surgery practices. *Surgery*, 159(2016):58–64.
- [89] W. Cho, J. Hong, H. Park. Real-time ultrasonographic assessment of true vocal fold length in professional singers. *Journal of Voice*, 26(2012):819.e1–819.e6.
- [90] M.-C. Su, T.-H. Yeh, C.-T. Tan, C.-D. Lin, O.-C. Linne, S.-Y. Lee. Measurement of adult vocal fold length. *The Journal of Laryngology & Otology*, 116(2002):447–449.
- [91] J. A. X. Filho, E. C. M. de Melo, C. de Giacomo Carneiro, D. H. Tsuji, L. U. Sennes. Length of the human vocal folds: Proposal of mathematical equations as a function of gender and body height. *Annals of Otology, Rhinology & Laryngology*, 114(2005):390–392.
- [92] F. Alipour-Haghighi, I. R. Titze. Elastic models of vocal fold tissues. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 90(1991):1326–1331.
- [93] F. Alipour, S. Vigmostad. Measurement of vocal folds elastic properties for continuum modeling. *Journal of Voice*, 26(2012):816.e21–816.e29.
- [94] A. L. Perlman, I. R. Titze, D. S. Cooper. Elasticity of canine vocal fold tissue. *Journal of Speech and Hearing Research*, 27(1984):212–219.
- [95] G. S. Berke. Intraoperative measurement of the elastic modulus of the vocal fold. Part 1. device development. *Laryngoscope*, 102(1992):760–769.
- [96] G. S. Berke. Intraoperative measurement of the elastic modulus of the vocal fold. Part 2. preliminary results. *Laryngoscope*, 102(1992):770–778.

Danksagung

Herzlich bedanken möchte ich mich bei Prof. Wolfgang Angerstein für die Betreuung meiner Masterarbeit und der Möglichkeit diese im selbständigen Funktionsbereich für Phoniatrie und Pädaudiologie zu einem äußerst spannenden Thema anfertigen zu können. Des Weiteren möchte ich mich bedanken bei Prof. Thomas Heinzl für die Übernahme des Zweitgutachtens meiner Masterarbeit.

Weiterhin gilt mein besonderer Dank Dipl.-Ing. Ursula Willems für den Kontakt zu Canon Medical Systems GmbH und ihrer außerordentlichen Hilfe bei der Organisation und Einweisung bezüglich des zur Verfügung gestellten Ultraschallsystems. Bedanken möchte ich mich bei Dipl.-Ing. Thomas Massing für die Hilfe mit allen technischen Fragestellungen. Mein herzlichster Dank gilt außerdem Nadine Sutor und Hannah Seuken für die tatkräftige Unterstützung bei der Literaturrecherche und der schönen Arbeitsatmosphäre.

Schlußendlich bedanken möchte ich mich auch bei den Probanden und allen weiteren Personen, die mir bei der Anfertigung der vorliegenden Arbeit zur Seite standen.