Stimm-Messungen mit einem Beschleunigungssensor am Kehlkopf

Wolfgang Wokurek

Inst. f. Maschinelle Sprachverarbeitung, Uni-Stuttgart
wokurek@ims.uni-stuttgart.de

Kurzfassung: Ein Beschleunigungssensor aus mikroelektromechanischen Sensoren (MEMS) für nichtinvasive Stimm-Messungen am Kehlkopf wird vorgestellt. Ziel der Entwicklung ist die indirekte Messung des subglottalen Schalldrucks sowie die indirekte Beobachtung der Stimmlippenbewegung. Bereits untersucht wurden der Einfluss der Vokalqualität auf die ersten beiden subglottalen Resonanzen, die individuelle Lage der subglottalen Resonanzen im Vokalsystem des Sprechers, der Einfluss der Vokaldauer auf die subglottalen Resonanzen und der Einfluss von Stimmbandlähmungen auf die Symmetrie der Sensorbewegung.

1 Einleitung

Die Resonanzen des Hohlraums unterhalb des Kehlkopfs sind Gegenstand aktueller phonetischer Untersuchungen. Dabei geht es um die Wechselwirkung von Formantbewegungen bei Diphthongen mit den subglottalen Resonanzen während der kurzen Zeitspanne der beinahe gleichen Resonanzfrequenz. Die Wechselwirkung der während der Offenphase der Stimmlippen gekoppelten Hohlräume kann zu Amplitudenschwankungen im Sprachsignal während weniger Sprachgrundperioden führen. Die Frage nach der Hörbarkeit dieser Schwankungen wurde untersucht und für manche Fälle positiv beantwortet [2], [1]. Eine Dialektstudie untersuchte die Hypothese, dass die zweite subglottale Resonanz des Sprechers die beiden [aɪ] Varianten des Schwäbischen (z.B. Laib/Leib) dadurch trennt, dass die Aufwärtsbewegung des zweiten Formanten darunter oder darüber beginnt [3]. Für einige Sprecher war dies tatsächlich der Fall. Schließlich gibt es die Spekulation, dass sich möglicherweise das Vokalsystem jedes Sprechers so anordnet, dass die subglottalen Resonanzen vermieden werden [4].

Messtechnisch wurden einachsige Beschleunigungssensoren und piezoelektrische Wandler (Gitarren-Pick-Up) für einige dieser Arbeiten verwendet. Hier wird stattdessen ein Sensoraufbau mit mehrachsigen Beschleunigungssensoren vorgestellt, und einige damit durchgeführte Studien zusammengefasst. Der mehrachsige Sensor hat gegenüber skalaren oder einachsigen das Potential, räumliche Aspekte der komplexen Stimmlippenbewegung (indirekt) zu erfassen. Insbesondere der Gegensatz zwischen Normalstimme und Stimmbandlähmung steht hier im Mittelpunkt.

2 Sensor

Die ersten Versuche des Autors, mikroelektromechanische Beschleunigungssensoren zur indirekten Beobachtung des subglottalen Schalldrucks durch leichtes Andrücken an den Kehlkopf zu verwenden, erfolgten mit dem dreiachsigen Sensor ADXL330. An den Sensor wurden Kupfer-Lackdrähte gelötet und mit Klebstoff vergossen. Die Befestigung am Hals erfolgte

zunächst mit Klebeband. Die Resultate waren sehr vom Sprecher abhängig und das Klebeband löste sich leicht. Dann wurde versucht, den Sensor mit dem Finger an den Hals zu drücken, was wieder sehr variable und sprecherabhängige Signale lieferte. Versuche, den Sensor unter dem Halsband des Elektroglottographen einzuklemmen, verhinderten meist die Sensorbewegung und wurden wieder aufgegeben. Die erste zufriedenstellende Methode war, den Sensor an einen auf ca. 10 cm aufgeblasenen Luftballon zu kleben und den Luftballon mit der Hand zu positionieren. Der Sensor konnte so den Kehlkopfbewegungen folgen und auch die unwillkürlichen Verschiebungen der Hand störten die Sensorpositionierung wenig. Die Bewegung des Sensors war wenig eingeschränkt oder gedämpft, aber die vielen Resonanzmöglichkeiten des Luftballons verringerten das Vertrauen in die aufgenommenen Signale.

Zwei Achsen des ADXL330 haben 1600 Hz Bandbreite und eine nur 550 Hz. Zur Erfassung der beiden ersten subglottalen Resonanzen sind 550 Hz zu wenig. Deshalb wurden zwei zweiachsige Sensoren ADXL322 kombiniert und so die Hauptschwingungsrichtung orthogonal zur Haut doppelt erfasst, um den Störabstand zu verringern.

Anstelle des Luftballons wurden Membranen mit ca. 7 und 5 cm versucht, wodurch die Aufhängung weicher und die Resonanz des Sensoraufbaus kleiner gemacht werden konnte. Schließlich war klar, dass die Membran und die umgebende Luft unnötig bewegt wurden und das führte zu den Spiralfedern des aktuellen Aufbaus.

2.1 Aufbau

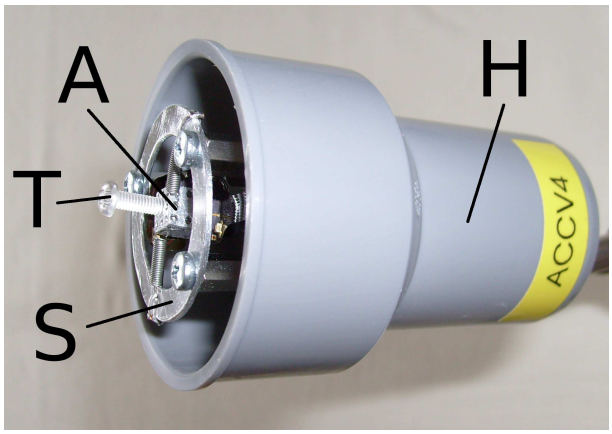

Abbildung 1 - Beschleunigungssensor

Abbildung 1 zeigt den Aufbau des Beschleunigungssensors. Die Spitze T ist am beweglichen Teil des Sensoraufbaus befestigt. Dieser ist durch Spiralfedern im Haltering S aufgehängt. Der Haltering ist im Griff H gemeinsam mit elektrischen Anschlusskontakten festgeklebt. Durch die Anschlusskontakte werden die Beschleunigungssignale in ein Kabel zu den Vorverstärkern geleitet.

Der Sensoraufbau A besteht aus drei zweiachsigen Beschleunigungssensoren ADXL202E, die auf drei verschiedene Flächen eines Aluminiumwürfels geklebt sind. Die Sensorspitze T ist eine Polystyrolschraube, die mit einer Gegenmutter am Würfel fixiert ist. Die mikroelektromechanischen Beschleunigungssensoren sind auf eine flexible Leiterplatte gelötet, die eine weitere elastische Aufhängung im Griff darstellt. Die mechanische Resonanzfrequenz dieses Systems (ohne die Spiralfedern) hat die Größenordnung von 10 Hz. Diese Aufhängung alleine wäre aber zu schwach, um den Sensor gegen den Hals zu pressen. Deshalb verstärken die Spiralfedern die Aufhängung. Zwar wird dadurch die Resonanzfrequenz in den 100 Hz Bereich verschoben, aber

die Anpresskraft ist etwa 0,2 N, was sich als stark genug herausstellte, um den Kontakt zum Hals nicht zu verlieren. Andererseits wird diese Andruckkraft kaum vom Sprecher bemerkt. Die Resonanz des Sensoraufbaus scheint ausreichend klein zu sein, um die erste subglottale Resonanz im Bereich von 600 Hz nicht zu stören. Durch weichere Federn könnte diese Resonanzfrequenz verkleinert werden, um für spätere Untersuchungen den Bereich der Sprachgrundfrequenz nicht zu stören. Die Arbeit mit dem Sensor legt aber die Vermutung nahe, dass das elastische Band im Kehlkopf mit oder ohne angepresstem Sensor bereits eine Resonanz im 200 Hz Bereich hat und so selbst die Messungen schon beeinflusst. Durch einen leichteren Sensoraufbau kann diese Geweberesonanz also gar nicht nach unten aus dem für Sprachgrundfrequenzmessungen gewünschten Frequenzbereich gedrängt werden.

Die Anordnung der drei ADXL202E Bausteine misst jede der drei Raumrichtungen an zwei verschiedenen Punkten des Wüfels. Das sollte ausreichen, um daraus kinematisch die räumliche Bewegung des Aufsetzpunktes am Hals zu berechnen. In den hier vorgestellten Messungen werden stattdessen vereinfachte Auswertungen wie Addition der zwei orthogonal zum Hals liegenden Sensorrichtungen (Abschnitte 4.2, 4.3 und 4.4) und im Abschnitt 4.5 die Hauptkomponentenanalyse aller sechs Richtungen gemacht.

Die im Datenblatt des ADXL202E empfohlenen 5 kHz RC-Tiefpassfilter 1. Ordnung und Vorverstärker sind als analoge gleichspannungsgekoppelte elektronische Schaltung realisiert. An dieser Stelle ist der Gravitationsvektor noch messbar. Der hier verwendete Analog-Digital-Wandler enthält aber ein nicht überbrückbares Hochpassfilter im Wandlerbaustein, weshalb die Lage des Sensors im Schwerefeld in den digitalisierten Messreihen nicht mehr ablesbar ist.

2.2 Aufsetzpunkt

Als Aufsetzpunkt hat sich die Haut am Hals über dem Band Ligamentum Cricothyroideum zwischen Schildknorpel und Ringknorpel bewährt.

Die Stimmbänder befinden sich im Kehlkopf und trennen den Hohlraum des darüberliegenden Vokaltrakts vom darunterliegenden subglottalen Hohlraum. Die Stimmbänder liegen hinter dem Schildknorpel. Das Ligamentum Cricothyroideum (wird auch als Ligamentum Conicum bezeichnet) ist ein Band und verbindet den unteren Rand des Schildknorpels mit dem oberen Rand des Ringknorpels. Dieses Gewebe wird sowohl vom skalaren subglottalen Schalldruck als auch (indirekt) von den Stimmlippen bewegt. Die Stimmlippenbewegung wird zum Band durch den Schildknorpel, den Stellknorpel und durch den Ringknorpel weitergeleitet.

Andere Aufsetzpunkte am Schildknorpel wurden versucht. Die Signale wurden angehört, ob die Vokalqualität identifizierbar war. Einige Punkte führen zu sehr kleinen Beschleunigungsamplituden, da sie vermutlich über Schwingungsknoten liegen. Mehrere Punkte mit größeren Beschleunigungsamplituden schwingen mit den Vokalformanten und werden deshalb hier nicht weiter verwendet. Die Haut über dem Ligamentum Cricothyroideum liefert große Amplituden und es ist auch keine Vokalqualität hörbar. Die nach oben durch den Schildknorpel und nach unten vom Ringknorpel begrenzte Vertiefung hilft auch, die Sensorspitze bei Kehlkopfbewegungen in Position zu halten.

Das Ligamentum Cricothyroideum kann mit dem Finger als weicher Bereich im sonst harten Kehlkopf unterhalb des Adamsapfels ertastet werden. Die Sensorspitze T wird an dieser Stelle rechtwinkelig aufgesetzt und leicht zum Hals gedrückt, bis der Haltering S die Haut berührt, wie Abbildung 2 zeigt. Wird nun der Sprecher gebeten zu sprechen, kann sofort die richtige Platzierung an der Amplitudenanzeige der sechs Kanäle des Beschleunigungssensors überprüft werden. Bei richtiger Platzierung haben zwei Kanäle eine hohe Signalamplitude, nämlich die in Richtung der Sensorspitze rechtwinkelig zum Hals orientierten. Die vier anderen Kanäle

Abbildung 2 - Beschleunigungssensor am Hals

sind (bei Normalstimmen) etwa gleich stark und deutlich schwächer als die beiden starken. In günstigen Fällen bleibt diese Amplitudensituation während der Aufnahmesitzung für viele Minuten aufrecht. Wenn die rechtwinkelige Position der Sensorspitze verloren geht, ragen nicht mehr die zwei großen Amplituden heraus, sondern verteilen sich auf mehrere oder alle Kanäle. Dann sollte die Aufnahme unterbrochen und der Sensor neu aufgesetzt werden. Es hat sich bewährt, den Sensor nicht vom Sprecher, sondern von einem Assistenten aufsetzen und halten zu lassen.

3 Akustik und Aufnahme

Die Aufnahmen wurden in einem schallisolierten Akustiklabor gemacht, welches oberhalb von 200 Hz eine Nachhallzeit von etwa 27 ms hat. Neben den Signalen des Beschleunigungssensors wird auch der orale und nasale Schalldruck getrennt mit Mikrofonen in einer Rothenbergmaske erfasst. Der untere Rand der Rothenbergmaske bedeckt das Kinn der Sprecherin in Abbildung 2.

Acht Kanäle wurden simultan mit einer Abtastrate von 48 kHz und einer Auflösung von 16 bit digitalisiert. Das sind die sechs Beschleunigungskanäle und der orale und nasale Schalldruck mit einer Rothenbergmaske.

4 Auswertungen

In den Abschnitten 4.2, 4.3 und 4.4 sind die Untersuchungen [5], [6] und [7] jeweils kurz zusammengefasst. Dort war das hauptsächliche Ziel die indirekte Erfassung des subglottalen Schalldrucks. Der räumliche Aspekt steht dagegen im Mittelpunkt von Abschnitt 4.5, mit den Berechnungen und Resultaten von [8].

4.1 Subglottale Resonanzen

Untersucht werden die Signale der beiden orthogonal zur Haut orientierten Sensorachsen. Für spätere Untersuchungen ist die kinematische Auswertung aller Beschleunigungskanäle mit dem Ziel, die räumliche Bewegung der Sensorspitze zu erhalten.

Diese Signale wurden (versuchsweise) dem subglottalen Schalldruck zugeordnet. Die beiden Signale wurden addiert, um das starke Sensorrauschen etwas zu unterdrücken. Da die Signale

von verschiedenen Punkten des Sensoraufbaus stammen, sind sie auch nicht deckungsgleich. Ob die kinematische Auswertung dieses Problem lösen wird, bleibt offen. Der grundsätzlich wünschenswerte direkte Vergleich mit dem subglottalen Schalldruck liegt derzeit aber außerhalb unserer experimentellen Möglichkeiten.

Mit linearer Prädiktion werden die Resonanzfrequenzen des subglottalen Hohlraums berechnet. Der erwartete Frequenzbereich für die erste Resonanz ist [500 Hz-700 Hz] und [1300 Hz-1500 Hz] für die zweite [2]. Um das Sensorrauschen weiter einzuschränken, wird das Signal tiefpassgefiltert und die Abtastrate auf 10 kHz reduziert. Es erfolgt eine Höhenanhebung mit einer Nullstelle bei $z = 1$. Die Ordnung des linearen Prädiktors ist 10. Es wird ein 20 ms Hamming-Fenster verwendet. Die Schrittweite wird auf 1 ms reduziert, um ausreichend große Stichproben auch bei kurzen Realisierungen der Kurzvokale zu erhalten.

4.2 Vokalqualität

Untersucht wurden gehaltene [aː], [iː] und [uː] Laute mit normaler Sprachgrundfrequenz mit normaler Stimme (modale Phonation) von je 9 Frauen und 10 Männern [5]. Hier und in der folgenden Studie kam noch der Aufbau aus zwei zweiachsigen ADXL320 Sensoren mit dem Luftballon als Halterung zum Einsatz. Die Abtastrate wurde vor der linearen Prädiktion noch nicht reduziert. Nach Versuchen mit Prädiktionen der Ordnungen 48 und 90, wurde die Ordnung 70 verwendet. Das Sensorrauschen wurde von analogen Tiefpässen 4. Ordnung mit einer Grenzfrequenz von 3,5 kHz begrenzt.

Bei allen 19 Sprechern war ein statistisch signifikanter Einfluss der Vokalhöhe auf die zweite subglottale Resonanz vorhanden (der Einfluss auf die erste subglottale Resonanz wurde nicht untersucht). Die Mittelwerte von [iː] und [uː] sind um etwa 4 Hz höher als jene von [aː].

Gefunden wurde auch ein regelmäßiges, vermutlich pitchsynchrones Schwanken beider ersten subglottalen Resonanzen. Möglicherweise wird es verursacht durch die zeitlich veränderliche Randbedingung der sich öffnenden und schließenden Stimmritze.

4.3 Vokalraum

Für 12 Sprecherinnen und Sprecher wurden die beiden ersten subglottalen Resonanzen auf den individuellen Vokalraum [aː, iː, uː] bezogen [6]. Dabei trennt die erste subglottale Resonanz die ersten Vokalformanten der hohen und tiefen Vokale und die zweite subglottale Resonanz die zweiten Vokalformanten der vorderen und hinteren Vokale. Fast alle [aː] Realisierungen hatten einen ersten Vokalformanten über der ersten subglottalen Resonanz und einen zweiten Vokalformanten unter der zweiten subglottalen Resonanz.

4.4 Vokaldauer

Es wurden die folgenden kurzen und langen Vokale [ɪ, a, ɔ, ʊ, iː, aː, oː, uː] von 7 Frauen und 9 Männern ausgewertet [7]. Der erste und dritte Pol außerhalb der reellen Achse liegt mit 586 ± 69 Hz bzw. 1325 ± 122 Hz im erwarteten Bereich der beiden ersten subglottalen Resonanzen. Der zweite Pol liegt bei 929 ± 103 Hz. Ein Frequenzbereich, der bei vor dem Brustkorb befestigten Mikrofonen als Bruskorbresonanz unterdrückt wird.

Die beiden ersten subglottalen Resonanzen der Mehrzahl (um 2/3) der Sprecher unterschieden sich signifikant zwischen Kurz- und Langvokalen. Die Sprecher ohne signifikantem Einfluss der Vokaldauer hatten Mittelwertsunterschiede von ca. 4 Hz, jene mit signifikantem Einfluss

von 14 Hz bei der ersten subglottalen Resonanz. Obwohl die Frequenz der zweiten subglottalen Resonanz etwa doppelt so hoch ist, sind die Mittelwertsunterschiede nur geringfügig höher.

4.5 Stimmpathologien

Um das Potential der Auswertung der räumlichen Beschleunigungsdaten zu erkunden, wurden auch Sprecherinnen und Sprecher mit Stimmpathologien untersucht [8]. Im Gegensatz zu den vorigen Studien wurden die Aufnahmen in einem Behandlungszimmer ohne besondere Schalldämpfung gemacht. Aufgenommen wurden die für wenige Sekunden gehaltenen Vokale [iː], [aː] und [uː] in der normalen Stimmhöhe jedes Sprechers.

Ein stationäres, eine Sekunde dauerndes Segment im [aː] wurde manuell ausgewählt und räumlich analysiert. Die Zeitpunkte des ausgewählten Segments sind $n = 1, \ldots, N$. Um die Vibrationsmoden des Sensoraufbaus zu berechnen, werden die Abtastwerte $a_i(n)$ jedes der sechs Sensorkanäle als Spaltenvektoren angeordnet

$$\mathbf{a}_i = (a_i(1), \ldots, a_i(N))^*, \quad i = 1, \ldots, 6 \quad , \tag{1}$$

wobei * die Transposition bezeichnet. Die Spaltenvektoren werden zur $N \times 6$ Matrix der Beschleunigungsdaten zusammengefügt

$$\mathbf{A} = (\mathbf{a}_1, \ldots, \mathbf{a}_6) \quad . \tag{2}$$

Jede Zeile von $\mathbf{A}$ kann als Abtastwert eines sechsdimensionalen vektorwertigen Beschleunigungssigals interpretiert werden.

Obwohl die Achsen des Beschleunigungssensors nicht genau parallel bzw. rechtwinkelig zueinander orientiert sind, wurden diese Abweichungen bisher nicht gemessen und können daher auch nicht korrigiert werden. Das Datenblatt des Beschleunigungssensors ADXL202E gibt das Übersprechen der Sensorachsen mit $\pm 2\%$ oder -34dB an. Es wird dort Fehlern der Achsorientierung und inherenten Fehlern des Sensors zugeschrieben. Ein zusätzlicher Fehler in der Achsorientierung des Sensoraufbaus würde ein zusäztliches Übersprechen von etwa -39dB ergeben. In dieser Größenordnung liegt auch das Rauschsignal jedes Sensorkanals.

Um die Vibrationsmoden des Sensoraufbaus zu erlangen, wird die 6×6 Korrelationsmatrix $\mathbf{R_A}$ der Beschleunigungsdaten $\mathbf{A}$ berechnet

$$\mathbf{R_A} = \mathbf{A}^*\mathbf{A} \quad . \tag{3}$$

Die Eigenwertzerlegung der Korrelationsmatrix

$$\mathbf{R_A} = \mathbf{V}\mathbf{\Lambda}\mathbf{V}^* \tag{4}$$

besteht aus der Diagonalmatrix

$$\mathbf{\Lambda} = \mathbf{Diag}(\lambda_1, \lambda_2, \ldots, \lambda_6) \quad , \tag{5}$$

der nicht negativen Eigenwerte

$$\lambda_1 >= \lambda_2 >= \ldots >= \lambda_6 >= 0 \tag{6}$$

und der Orthogonalmatrix

$$\mathbf{V} = (\mathbf{v}_1, \mathbf{v}_2, \ldots, \mathbf{v}_6) \quad , \tag{7}$$

welche die Eigenvektoren $\mathbf{v}_i$ als Spalten enthält.

Die Eigenwerte sind beginnend mit dem größten Eigenwert λ_1 der Größe nach absteigend geordnet. Der Eigenwert λ_1 gibt die Energie des stärksten Schwingungsmodus an und der Eigenvektor $\mathbf{v}_1$ dessen Schwingungsrichtung. Entsprechend sind λ_2 und $\mathbf{v}_2$ Energie und Richtung des zweitstärksten Schwingungsmodus. Da die Korrelationsmatrix $\mathbf{R_A}$ symmetrisch ist, sind die zu verschiedenen Eigenwerten gehörenden Eigenvektoren zueinander immer orthogonal. Der mathematische Sonderfall gleicher bzw. mehrfacher Eigenwerte und deren Unterräume wird hier nicht weiter betrachtet, da er durch das starke Rauschen in den Sensordaten sehr unwahrscheinlich ist und auch in den Messungen dieser Untersuchung nie vorkam.

Der größte Schwingungsmodus ist im wesentlichen rechtwinkelig zur Haut am Hals in ventraler (nach vorne) und dorsaler (zum Rücken hin) Richtung orientiert. Der zweitgrößte Modus schwingt im wesentlichen in cranialer (zum Kopf hin) und caudaler (nach unten) Richtung. Diese Interpretation stammt aus der Suche der größten Vektorelemente in $\mathbf{v}_1$ und $\mathbf{v}_2$ und der bekannten Lage jedes Signals am beweglichen Teil des Sensoraufbaus.

Vor der Messung war die Erwartung, dass der zweitgrößte Schwingungsmodus in links-rechts Richtung – also in Richung der (stark vereinfachten) Stimmlippenbewegung – liegen würde. Die beobachtete Lage bedeutet, dass Stellknorpel und Ringknorpel des Kehlkopfs die Stimmlippenbewegung in eine Auf-Ab- und/oder in eine Dehnungs-Streckungs-Bewegung des Bandes zwischen Schildknorpel und Ringknorpel führt.

Als Maß für die Symmetrie der Sensorbewegung wird nun das Verhältnis der Energie des größten zur Energie des zweitgrößte Schwingungsmodus herangezogen

$$\sigma = \frac{\lambda_1}{\lambda_2} \quad . \tag{8}$$

Ein großes σ entspricht einem dominanten größten und einem schwachen zweitgrößte Schwingungsmodus. Die Hauptbewegungsrichtung ist in ventraler und dorsaler Richtung, die vermutlich vom subglottalen Schalldruck und vom symmetrischen Anteil der Stimmlippenbewegung stammt. Die Querbewegungen (hoch-tief, links-rechts) haben dann den Bruchteil σ dieser Energie. Je kleiner σ ist, umso stärker sind die als unsymmetrisch bezeichneten Querbewegungen.

Das Energieverhältnis σ wird wegen des übersichtlicheren Wertebereichs in den logarithmischen Dezibel-Maßstab

$$\sigma_{dB} = 10 \log \sigma \tag{9}$$

umgerechnet.

Zwei Sprecher ohne bekannte Stimm- oder Hörprobleme repräsentieren die Bezugsgruppe der Normalstimmen. Drei Patienten mit verschiedenen Arten krankhafter Stimmband-Adduktion werden analysiert, um zu überprüfen, ob und wie das Symmetriemaß σ Abweichungen anzeigt. Tabelle 1) zeigt, dass σ_{dB} der beiden Normalstimmen im mittleren Bereich liegen. Das kleinste

Tabelle 1 - Symmetriemaß σ für normale und mangelnde Stimmband-Adduktion.

	normale Stimmen		unilateral unkompensiert	unilateral kompensiert	bilateral kompensiert
σ	15	23	4.7	12	133
σ_{dB}	12dB	14dB	7dB	11dB	21dB

Maß für Symmetrie tritt bei der Stimme mit einseitig gelähmtem Stimmband ohne Kompensation auf. Bei einem anderen Patienten mit Kompensation ist das Symmetriemaß nahe am mittleren Bereich der Normalstimmen. Bei einem Patienten mit beidseitig gelähmten Stimmbändern und Kompensation wird das größte Maß für Symmetrie dieser kleinen Studie gemessen.

5 Zusammenfassung

Der vorgestellte mehrachsige Beschleunigungssensor scheint für die angestrebten Ziele (i) Messung subglottaler Resonanzen und (ii) Unterscheidung verschiedener Symmetriegrade der Bewegung der Stimmlippen geeignet zu sein.

Die erste Untersuchung mit dem Beschleunigungssensor galt der Frage, ob und wie stark sich die Vokalqualität auf die zweite subglottale Resonanz auswirkt. Es zeigte sich ein statistisch signifikanter, aber im Bereich von nur ca. 4 Hz liegender Einfluß. Vermutlich wird der Kehlkopf durch Zunge und Zungenbein gehoben oder abgesenkt und so die Länge des subglottalen Hohlraums verändert. Ein ähnlicher Einfluss zeigte sich beim Vergleich der subglottalen Resonanzen bei kurzen und langen Vokalen. Bei Kurzvokalen wird die Zunge nämlich nicht bis in die Randbereiche des Vokalraums bewegt.

Die Einordnung der beiden ersten subglottalen Resonanzen eines Sprechers in seinen Vokalraum zeigt, dass die zweite subglottale Resonanz für die meisten Sprecher zwischen dem zweiten Vokalformanten der vorderen und der mittleren Vokale liegt. Die erste subglottale Resonanz liegt zwischen dem ersten Vokalformanten der hohen und tiefen Vokale.

Die Auswertung der räumlichen Beschleunigungsdaten zeigt an einer kleinen Fallstudie zweier Normalstimmen und dreier pathologischer Stimmen, dass sich das Energieverhältnis der beiden stärksten Schwingungsmoden als Maß für die Symmetrie der Sensorbewegung eignet. Das Symmetriemaß ordnet die Sprecher in der selben Rangfolge, wie sie hinsichtlich Symmetrie der Stimmbandbewegung aufgrund der pathologischen Situation erwartet werden kann. Es zeigt auch, dass die Normalstimmen in einem breiten Bereich mittlerer Symmetrie eingeordnet werden.

Literatur

[1] CHI, X. und M. SONDEREGGER: *Subglottal coupling and its influence on vowel formants*. The Journal of the Acoustical Society of America, 122(3):1735–1745, 2007.

[2] LULICH, S. M.: *The Role of Lower Airway Resonances in Defining Vowel Feature Contrasts*. Doktorarbeit, MIT, 2006.

[3] MADSACK, A., S. LULICH, W. WOKUREK und G. DOGIL: *Subglottal Resonances and Vowel Formant Variability: A Case Study of High German Monophthongs and Swabian Diphthongs*. LabPhon11, Wellington, Juli 2008.

[4] STEVENS, K. N.: *Acoustic Phonetics*. MIT Press, Cambridge, MA, 1998.

[5] WOKUREK, W. und A. MADSACK: *Messungen subglottaler Resonanzen mit Beschleunigungssensoren*. In: *34. Jahrestagung für Akustik*. DAGA, März 2008.

[6] WOKUREK, W. und A. MADSACK: *Comparison of Manual and Automated Estimates of Subglottal Resonances*. In: *Interspeech*, Brighton, U.K., 2009.

[7] WOKUREK, W. und A. MADSACK: *Acceleration Sensor Based Estimates of Subglottal Resonances: Short vs. Long Vowels*. In: *Interspeech*, Florence, Italy, 2011.

[8] WOKUREK, W. und M. PÜTZER: *Acceleration Sensor Measurements of Vibrations of the Larynx in Patients with Vocal Fold Adduction Deficiencies*. In: *MAVEBA11*, Florence, August 2011.