

Modellierung und Visualisierung der dynamischen Eigenschaften des Tongenerators bei der Ersatzstimmgebung

Jörg Lohscheller, Michael Döllinger, Maria Schuster,
Ulrich Eysholdt und Ulrich Hoppe

Abteilung für Phoniatrie und Pädaudiologie, Universität Erlangen-Nürnberg,
Bohlenplatz 21, 91054 Erlangen
Email: joerg.lohscheller@phoni.imed.uni-erlangen.de

Zusammenfassung. Im Rahmen einer Tumorbehandlung am Kehlkopf kann es zu einer vollständigen Entfernung des Kehlkopfes kommen. Als Folge der Operation geht die Funktion des Kehlkopfes als Tongenerator verloren. Die Rehabilitation der Stimme wird ermöglicht, indem die Luftröhre durch ein Silikonventil mit der Speiseröhre verbunden wird. Beim Ausatmen können so Schleimhäute der Speiseröhre („pharyngeal-esophageal segment“, PE-Segment) in Schwingungen versetzt und als Ersatztongenerator genutzt werden. Zur Untersuchung der Ersatzstimme werden die Bewegungen des PE-Segmentes mit einer Hochgeschwindigkeitskamera aufgenommen. Diese Bewegungsmuster werden mit einem Bildverarbeitungsalgorithmus ausgewertet und visualisiert. Zudem wurde ein biomechanisches Modell entwickelt, mit dem das Schwingungsmuster des PE-Segmentes simuliert wird.

1 Einleitung

Akustische Kommunikation basiert auf der Erzeugung und Wahrnehmung von Sprache. Die Sprachinformation wird im Vokaltrakt durch Modulation (Artikulation) des primären Stimmsignals erzeugt. Bei normaler Stimmgebung dienen zwei parallel angeordnete Stimmlippen im Kehlkopf als tonerzeugendes Element, die durch einen Luftstrom in Schwingungen versetzt werden. Ein vollständiger Verlust der Stimmgebung tritt auf, wenn bei einer Tumorbehandlung am Kehlkopf der gesamte Kehlkopf entfernt werden muss (Laryngectomie). Bei diesem chirurgischen Eingriff werden der Luft- und Speiseweg voneinander getrennt. Um den Verlust der Stimme zu kompensieren wird die Speiseröhre durch ein Silikonventil erneut mit der Luftröhre verbunden. Während des Ausatmens kann so die Luft aus der Lunge durch das Ventil in die Speiseröhre geleitet werden. Der Luftstrom regt in der Speiseröhre Schleimhautgewebe zu Schwingungen an. Das PE-Segment kann so als ersatzstimmgebendes Element genutzt werden.

Untersuchungen der Ersatzstimmgebung haben gezeigt, dass die Qualität der Ersatzstimme im Wesentlichen von dem Schwingungsmuster des PE-Segmentes abhängig ist. Üblicherweise hat die Ersatzstimme einen raueren Stimmklang als

die Normalstimme. Der rauhe Stimmklang wird durch unregelmäßige Schwingungen des PE-Segmentes hervorgerufen. Diese Irregularitäten können sowohl durch morphologische als auch durch physiologische Asymmetrien des PE-Segmentes hervorgerufen werden. Ein Großteil dieser morphologischen Asymmetrien kann mittels Lupenendoskopie beobachtet werden. Der Einfluss von Muskelspannungen und Gewebesteifigkeiten auf die Qualität der Ersatzstimme kann jedoch ausschließlich während des Schwingungsvorganges des PE-Segmentes (Phonation) untersucht werden. Die Bewegungen des PE-Segmentes lassen sich mit einer endoskopischen Hochgeschwindigkeitskamera aufzeichnen (3704 Hz , 128×64 Bildpunkte, 256 Grauwertstufen). In den Hochgeschwindigkeitsaufnahmen (HG-Aufnahmen) lässt sich der Schwingungsvorgang der Schleimhäute durch die zeitabhängige Öffnungsfläche identifizieren [2].

Ziel dieser Arbeit ist die Analyse und Simulation der Bewegungsmuster des PE-Segmentes. Dazu wurde ein pixel-basierter Bildverarbeitungsalgorithmus entwickelt, der die Dynamik des PE-Segmentes visualisiert. Um Aussagen über physiologische Parameter des PE-Segmentes zu machen, wurde ein bio-mechanisches Modell der Ersatzstimmgebung entwickelt. Durch Änderung der Modellparameter kann so der Einfluss von Gewebesteifigkeiten, Muskelspannung und Luftdruck auf das Schwingungsmuster des PE-Segmentes untersucht werden.

2 Methoden

2.1 Visualisierung der Dynamik

Zur Darstellung der Bewegungen des PE-Segmentes innerhalb einer Hochgeschwindigkeitsaufnahme ist es erforderlich die in einer Sequenz enthaltenen Zeitinformationen der Bewegung des PE-Segmentes zu analysieren [1]. Zur Visualisierung der Dynamik des PE-Segmentes werden dazu innerhalb der Videosequenzen die Phasenverschiebungen der Grauwertverläufe an jeder Pixelposition (i, j) einer Bilderfolge $g(i, j, t)$ ausgewertet. Dazu werden die Maxima der Kreuzkorrelationen $\varphi_{max}(g_z, g_r)$ zwischen dem Grauwertverlauf im Zentrum der Pseudoglottis $g_z := g(i_z, j_z, t)$ mit den Grauwertverläufen im restlichen Bild $g_r := g(i, j, t)$ berechnet. Zur Darstellung der Dynamik des PE-Segmentes werden die Zeitverschiebungen Δt der jeweiligen Maxima zum Kreuzkorrelationskoeffizienten bestimmt und in einer Matrix M gespeichert:

$$M(i, j) := \Delta t_{\varphi_{max}}(i, j) \quad \forall(i, j). \quad (1)$$

2.2 Modellierung des PE-Segmentes

Das PE-Segment wird als elastischer Schlauch modelliert, der von einer Luftströmung zu Schwingungen angeregt wird. Der ösophageale Luftstrom und die damit wechselwirkende visko-elastische Rohrwandung im PE-Segment bilden das Modellsystem. Erreicht der Luftstrom aus der Lunge einen Schwellwert, wird auf der Schleimhaut eine Oberflächenwelle angeregt. Aufgrund des ähnlichen mechanischen Aufbaus und des vergleichbaren Antriebsmechanismus von PE-Segment

und Stimmlippen beruht das Modell des PE-Segementes auf dem biomechanischen Zwei-Massen-Modell (2MM) von Ishizaka & und Flanagan [3], das von Steinecke und Herzel vereinfacht wurde [4]. Durch Erweiterung des 2MM wird der Morphologie des PE-Segementes Rechnung getragen. Dazu werden mehrere Zwei-Massen-Modelle kreisförmig angeordnet und horizontal miteinander gekoppelt. In Abbildung 1 ist schematisch die Aufsicht sowie ein Querschnitt des Modells des PE-Segementes (PE-Modell) gezeigt. In dem Modell repräsentieren die

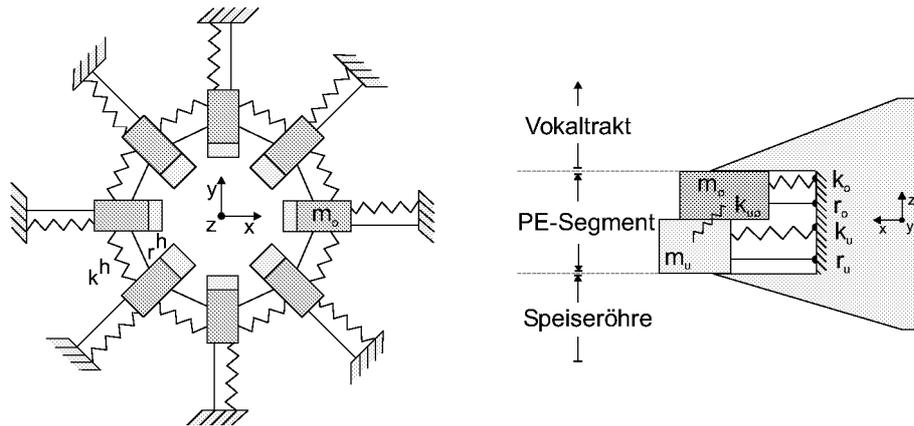


Abb. 1. Mehr-Massen-Modell des PE-Segementes: Aufsicht (links), Querschnitt (rechts).

Masse-, Feder- und Dämpfungselemente die visko-elastischen Eigenschaften des PE-Segementes. Der antreibende Volumenstrom wird mit der Bernoulli-Gleichung als laminare Strömung beschrieben. Ein aus N Zwei-Massen-Modellen bestehendes PE-Modell lässt sich durch ein System von $8 \cdot N$ Differentialgleichungen beschreiben:

$$x' = A \cdot x + b(x). \quad (2)$$

Die Matrix A sowie der nichtlineare Anteil $b(x)$ enthalten Informationen über die Feder- und Dämpfungselemente, den Einfluss der laminaren Strömung, sowie Auswirkungen von Kollisionen des Gewebes während der Schwingung.

3 Ergebnis

3.1 Visualisierung der Dynamik

Abbildung 2 zeigt das Ergebnis der Visualisierung von Hochgeschwindigkeitsaufnahmen zweier laryngektomierter Patienten. In beiden Ergebnissen lässt sich

ausgehend von den Mittelpunkten der PE-Segmente (schwarzes Kreuz) ein quasi kontinuierlicher Anstieg der Zeitverschiebung erkennen. Die Hauptausbreitungsrichtungen der PE-Segmente, die mit Pfeilen markiert sind, als auch die maximale Zeitverschiebung weichen aufgrund der individuellen Morphologie hingegen voneinander ab. Die maximal berechneten Zeitverschiebungen sind 8.1 ms bzw. 3.3 ms .

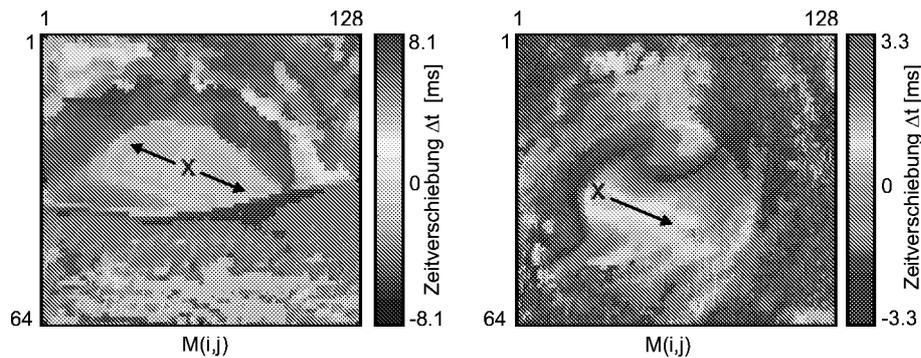


Abb. 2. Visualisierung der Dynamik zweier PE-Segmente.

3.2 Modellierung

Zur Demonstration des Verhaltens des PE-Modells wurde initial für alle 2MM der Standardparametersatz von Ishizaka & Flanagan verwendet [3]. Die Ergebnisse der Modellsimulationen sind in Abbildung 3 dargestellt. Das linke Diagramm zeigt das Verhalten der Grundfrequenz bei Änderung der Federkonstanten k_u , siehe Abbildung 1. Die Federkonstanten der oberen Massen sind dabei definiert als $k_o = \frac{k_u}{10}$. Es zeigt sich ein linearer Zusammenhang zwischen Zunahme der Federkonstanten und Grundfrequenz. Das rechte Diagramm zeigt das Verhalten der Grundfrequenz bei Variation des Luftdrucks p_L . In Übereinstimmung mit [5] zeigt sich, dass die Änderung des Luftdrucks nur einen geringen Einfluss auf die Grundfrequenz besitzt.

3.3 Diskussion

Die Darstellung der Zeitabhängigkeit der Maximalwerte der Kreuzkorrelationsfunktionen erlaubt eine Visualisierung der dynamischen Eigenschaften des PE-Segments. Eine Auswertung der Zeitverschiebungen in Abhängigkeit des Abstandes zum Mittelpunkt des PE-Segments erlaubt zudem Abschätzungen über die Geschwindigkeit der Bewegung des PE-Segments in die verschiedenen Ausbreitungsrichtungen. Mit diesem Verfahren lassen sich jedoch keine Bewegungskurven aus den HG-Aufnahmen extrahieren.

Es wurde ein biomechanisches Modell vorgestellt, mit dem die dynamischen Eigenschaften des PE-Segmentes simuliert werden können. Das Modell erlaubt die Untersuchung des Einflusses von Parameteränderungen auf das Schwingungsverhalten des PE-Segmentes. In Zukunft soll das Modell automatisch an die Bewegungen des PE-Segmentes in den HG-Aufnahmen angepasst werden, um physiologisch relevante Parameter zu bestimmen [5].

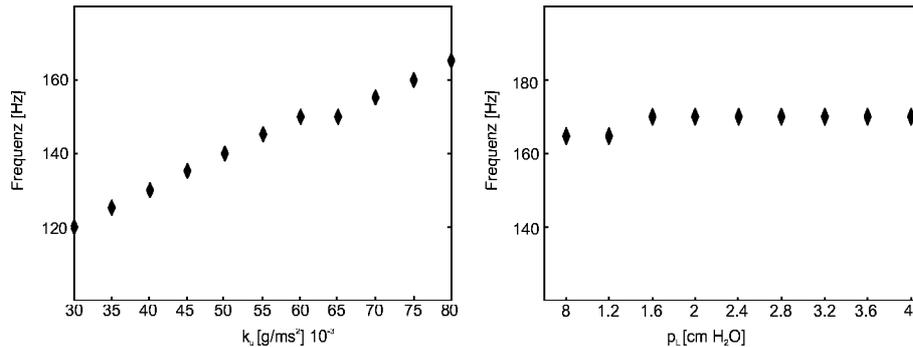


Abb. 3. Zusammenhang zwischen Grundfrequenz-Federkonstanten und Grundfrequenz-Luftdruck im PE-Modell.

Literaturverzeichnis

1. J. Lohscheller, M. Schuster, M. Döllinger, U. Hoppe, U. Eysholdt, "Analyse von digitalen Hochgeschwindigkeitsvideos der Ersatzstimmgebung," *Springer Verlag, Informatik aktuell, Bildverarbeitung für die Medizin*, pp. 43–46, 2002.
2. U. Eysholdt, M. Tigges, T. Wittenberg, and U. Pröschel, "Direct Evaluation of High-Speed Recordings of Vocal Fold Vibrations," *Folia Phoniatica et Logopaedica*, vol. 48, pp. 163–170, 1996.
3. K. Ishizaka and J. L. Flanagan, "Synthesis of voiced sounds from a two-mass model of the vocal cords," *Bell Syst. Techn. J.*, vol. 51, pp. 1233–1268, 1972.
4. I. Steinecke, "Untersuchungen an einem vereinfachten Stimmlippenmodell," Diplomarbeit, Institut für Theoretische Physik, Humboldt-Universität Berlin, 1994.
5. M. Döllinger, U. Hoppe, F. Hettlich, J. Lohscheller, S. Schuberth, U. Eysholdt, "Vibration Parameter Extraction from Endoscopic Image Series of the Vocal Folds," *IEEE, T Bio-Med Eng*, vol. 49(8), pp. 773–781, 2002.