

Fluid-Struktur-Interaktion im Cortischen Organ

Johannes Baumgart¹, Mario Fleischer², Roger Grundmann¹

¹Institut für Luft- und Raumfahrttechnik, Technische Universität Dresden, 01062 Dresden, Deutschland,

Email: johannes.baumgart@tu-dresden.de

²Institut für Festkörpermechanik, Technische Universität Dresden, 01062 Dresden, Deutschland

Einleitung

Das in der Gehörschnecke (Cochlea) von Säugern sitzende Cortische Organ ist eine für den Hörprozess entscheidende Komponente. Hier werden die von außen ankommenden Schallwellen in ein elektrisches Signal umgesetzt. Mittels numerischer Simulation ist es möglich das Bewegungsverhalten im Cortischen Organ zu beschreiben.

Um das Problem auf das Wesentliche zu reduzieren, wird ein zweidimensionales Modell erstellt. Dabei werden Daten, die aus histologische Schnitten (radial) stammen, zugrunde gelegt. Die Struktur wird mit anisotropem, linear-elastischem Material beschrieben und mit Hilfe der finiten Elemente Methode diskretisiert. In dieser Arbeit wird der Bereich geringer Schalldruckpegel untersucht. Deshalb sind die Amplituden der Verformung gegenüber den geometrischen Abmessungen sehr gering. Somit ist es möglich zeit- und verformungsinvariante Netze zu nutzen und die Bewegung der Koppelränder über Randbedingungen zu formulieren.

Modell

Die Geometrie des Cortischen Organs ist aus der Literatur bekannt [4] und wurde hier für das Meerschweinchen für die 2. Windung ($c_f = 3$ kHz) abgeschätzt und als Basis für ein 2D-FEM-Modell verwendet (Abb. 1). Die Hauptabmessungen sind skaliert nach Fernandez [2].

Die äußeren Haarzellen werden hier als Erregungsmechanismus eingesetzt und physikalisch mit Hilfe von piezoelektrischem Material modelliert. Die Materialkennwerte hierzu stammen von Tolomeo und Steele [6]. Die Eigenschaften der anisotropen mechanischen Struktur sind von Andoh und Wada [1] übernommen.

Für die Struktur kommt ein lineares Materialgesetz zum Einsatz. Die Deformationen werden als klein betrachtet und auf verformungsinvarianten Netzen gerechnet. Das Fluid ist mit akustischen Fluidelementen diskretisiert. Die Formulierung des Randwertproblems erfolgt mithilfe der Finiten-Elemente-Methode und wird mit einem Softwarepaket gelöst [3].

Da das Hauptaugenmerk hier auf dem subtektorialen Spalt liegt, sind die Flüssigkeitsräume Scala tympani

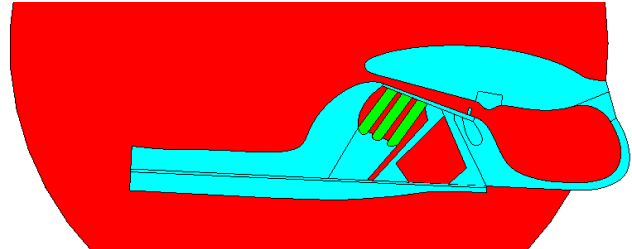


Abbildung 1: Modell des Cortischen Organs. Türkis: Struktur, Grün: Äußere Haarzellen (Piezomaterial), Rot: Fluid.. Es ist nicht das gesamte Gebiet dargestellt.

und Scala media nicht vollständig mit modelliert. Die Beschneidung dieser Gebiet erfolgt reflexionsfrei mit infiniten Elementen am kreisförmigen Aussenrand.

Moden

Für die soweit getroffenen Annahmen lässt sich das Problem folgendermassen formulieren

$$(\mathbf{K} - i\omega\mathbf{D} - \omega^2\mathbf{M})\mathbf{u} = \mathbf{f}, \quad (1)$$

worin \mathbf{K} , \mathbf{D} und \mathbf{M} die Steifigkeits-, Dämpfungs- und Massenmatrix bedeuten. Der Vektor \mathbf{u} fasst die Freiheitsgrade zusammen (Drücke, elektrisches Feld und Verschiebungen) und in \mathbf{f} stehen die äußeren Kräfte.

Die erste Mode zeigt die Grundschwingformen der Basilarmembran und liegt bei freibeweglicher Membran bei 0,4 kHz und bei festgehaltener bei 1,6 kHz. Die weiteren Moden liegen näher bei einander. Eine Schwingform bei beiden Rechnungen zeichnet sich durch die alleinige Bewegung der Tektorialmembran bei 1,7 kHz aus und ist in Abbildung 2 dargestellt.

Während mit zunehmender Frequenz die Bewegungen von Tektorial- und Basilarmembran sich mehr und mehr verkoppeln, bleibt der steife Teil der Pfeilerzellen nahezu unbeweglich.

Harmonische Analyse

Nach einer genaueren Analyse des Problems, zeigt sich eine ungünstige Konditionierung des gesamten Gleichungssystems (1). So sind hier für das mit akustischen Elementen beschriebene Fluid die Einträge in der Steifigkeitsmatrix deutlich größer als der in der Massen-

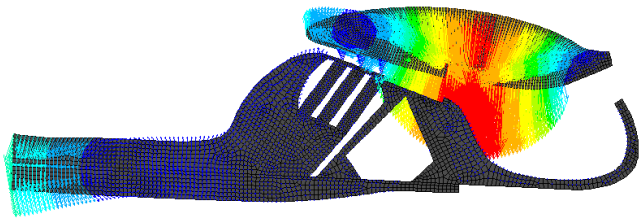


Abbildung 2: Schwingform des Cortischen Organs bei 1,7 kHz

matrix, da die geometrischen Abmessungen der Elemente etwa $1 \mu\text{m}$ sind und die Schallgeschwindigkeit $1,5 \text{ km/s}$ beträgt. Eine Verringerung der Schallgeschwindigkeit führt auf ein besser konditioniertes System ohne Beeinflussung des dynamischen Verhaltens im hier interessierenden Frequenzbereich unter 70 kHz . Die Viskosität des Fluides ist soweit nicht berücksichtigt, was aus strömungsmechanischer Sicht bei Abmessungen unter 1 mm , einer kinematischen Viskosität von $1 \cdot 10^{-6} \text{ m}^2/\text{s}$ und bei Frequenzen von ca. 1 kHz nicht mehr ohne weiteres gerechtfertigt ist, da die instationäre Reynoldszahl kleiner 1 ist. Um trotzdem näherungsweise diesen Effekt mitzunehmen, wird das gesamte System mit einer Rayleigh Dämpfung so eingestellt, dass experimentelle Daten von Nowotny und Gummer [5] nachgebildet werden können. Es ergeben sich hier geeignete Verhältnisse für die Dämpfungsmatrix mit

$$\mathbf{D} = \alpha \mathbf{M} + \beta \mathbf{K} \quad \text{mit} \quad \alpha = 0,05 \quad \text{und} \quad \beta = 0,12 \quad (2)$$

Mit dem nun gedämpften System zeigen sich keine scharfen Resonanzen mehr.

Die Wandnormalengeschwindigkeit ist im Subtektorialen Spalt über Frequenzen von 500 Hz bis 70 kHz berechnet und in Abbildung 3 dargestellt. Bei der Retikularlamina zeigt sich eine hohe Amplitude im Bereich der Erregung, den Äußeren Haarzellen und ein schnelles abklingen zum inneren Sulcus hin. Die Tektorialmembran zeigt zwar auch bei niedrigen Frequenzen kleine Amplituden im Bereich der Inneren Haarzellen, bei höheren Frequenzen ändert sich dies aber deutlich.

Literatur

[1] Masayoshi Andoh and Hiroshi Wada. Prediction of the characteristics of two types of pressure waves in the cochlea: Theoretical considerations. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 116(1):417–425, 2004.

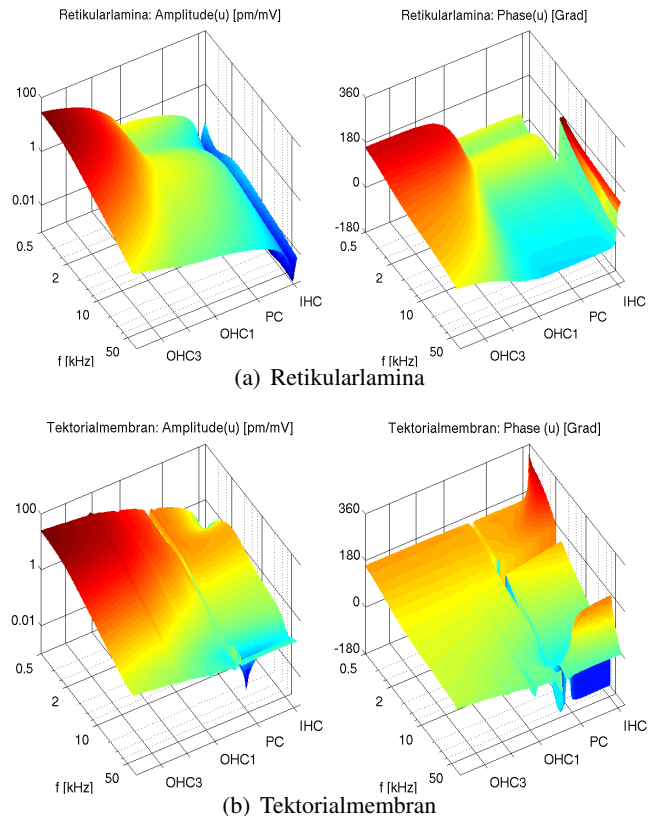


Abbildung 3: Verschiebungsamplituden und -phasen für die Komponente in Wandnormalenrichtung. OHC: Äußere Haarzelle, PC: Pfeilerzelle, IHC: Innere Haarzelle

- [2] Cesar Fernandez. Dimensions of the cochlea (guinea pig). *The Journal of the Acoustical Society of America*, 24(5):519–523, 1952.
- [3] Ansys Inc. *Ansys ver.11*. www.ansys.com, 2007.
- [4] David J. Lim. Cochlear anatomy related to cochlear micromechanics. a review. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 67(5):1686–1695, 1980.
- [5] M. Nowotny and A.W. Gummer. Nanomechanics of the subtektorial space caused by electromechanics of cochlear outer hair cells. *Proc. Natl. Acad. Sci. U.S.A.*, 103:2120–2125, 2006.
- [6] J. A. Tolomeo and C. R. Steele. Orthotropic piezoelectric properties of the cochlear outer hair cell wall. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 97(5):3006–3011, 1995.