

Anpassung und Erweiterung eines physiologischen Innenohrmodells zur Vorhersage von Lautheit

Iko Pieper¹, Manfred Mauermann², Birger Kollmeier³ und Stephan D. Ewert⁴

^{1,2,3,4}Medizinische Physik, Universität Oldenburg und Exzellenzcluster „Hearing4All“, 26129 Oldenburg, Deutschland

¹Email: iko.pieper@uni-oldenburg.de

Einleitung

Lautheit findet unter anderem in der Diagnostik von Hörschäden (z.B. Lautheitsskalierung), der Hörgeräteanpassung und bei der Bewertung von Lärm Anwendung. Als perzeptive Stärke eines Klangs, die von sehr leise (oder unhörbar) bis sehr laut reicht, lässt sie sich nicht mit nur einer physikalischen Größe, z.B. dem Schalldruck, vorhersagen [1]. Deshalb werden für Lautheitsvorhersagen Modelle verwendet, die die auditorische Schallverarbeitung berücksichtigen. Die Frequenz-Orts-Transformation des Innenohrs erfolgt dabei in der Regel mit einer auditorischen Filterbank, bei der Bandpassfilter parallel auf das zu verarbeitende Signal angewendet werden. Physiologisch motivierte Modelle der Innenohrmechanik legen aber eine serielle Verarbeitung nahe, wie sie im hier verwendeten Transmission-Line-Modell (TLM) realisiert ist. Die Konsequenz ist, dass neben den Vorgängen im Innenohr auch deren Einfluss auf den Druck im Gehörgang modelliert werden kann. So konnten u.a. DPOAE-Wachstumsfunktionen modelliert werden [2], die möglicherweise im Zusammenhang mit der wahrgenommenen Lautheit stehen [3].

Modellbeschreibung

Abbildung 1 skizziert den Aufbau des hier vorgeschlagenen Lautheitsmodells. Der Stimulus passiert zuerst ein Filter, das die Übertragungsfunktion von der Quelle zum

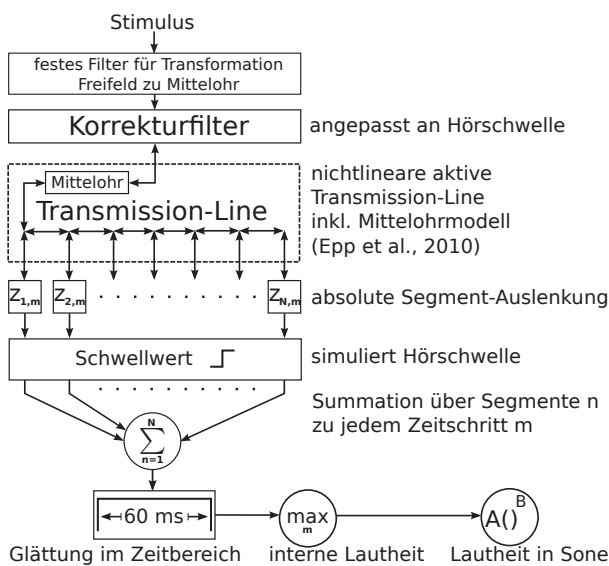


Abbildung 1: Schematischer Aufbau der Modellversion TLLM_A. Erklärungen zu den einzelnen Stufen des Modells im Text.

Trommelfell nachbilden soll. Bei der Berechnung der Iso-phonen und der Lautheit in Sone wird hier das Filter des ANSI S3.4-Standards von 2007 verwendet [4]. Das darauf folgende Korrekturfilter wird so gewählt, dass die jeweilige Modellversion die in der ISO 389-7-Norm beschriebene Hörschwelle korrekt vorhersagt [5]. Anschließend wird das Signal dem vorliegenden physiologischen Mittel- und Innenohrmodell übergeben [2]. Hier wurden zwei Parameterwerte im TLM so gewählt, dass sich bessere Übereinstimmungen mit physiologischen Daten für Chinchillas ergeben [6]. Das TLM simuliert die Bewegungen der Basilarmembran im Zeitbereich. Die Basilarmembran wird dafür auf eine Raumdimension reduziert und in gleichen Abständen entlang ihrer Länge in $N = 1000$ Segmente n unterteilt. Aus der Auslenkung z der Segmente die für jeden Zeitschritt m vorliegt, berechnet sich die Lautheit L in Sone:

$$L = \frac{A}{KN} \max_m \left(\sum_{k=1}^K \sum_{n=1}^N |z_{n,m-k+1}| \Theta(|z_{n,m-k+1}| - z_{\text{thr}}) \right)^B$$

Die Heaviside-Funktion Θ stellt sicher, dass nur die Absolutwerte von z berücksichtigt werden, die oberhalb eines konstanten Schwellwerts z_{thr} liegen. Dieser ist so gewählt, dass sich für einen 1 kHz-Sinus mit Pegeln unterhalb der ISO 389-7-Hörschwelle keine Lautheit L ergibt. Werte, die über dem Schwellwert liegen, werden zu jedem Zeitschritt m entlang der Basilarmembran integriert. Die anschließende Summation über k entspricht einer Glättung im Zeitbereich mit einem Rechteckfenster. Die Potenzierung mit B und Skalierung mit A dient der Transformation der modellinternen Lautheit auf die Sone-Skala. Diese Modellversion wird hier als TLLM_A bezeichnet (TLLM: Transmission-Line Lautheitsmodell). Für die Modellversion TLLM_S setzt man anstelle von z die Schnelle \dot{z} . Für das TLLM_C setzt man hingegen die Stereozilienauslenkung z^{zil} ein, die aus \dot{z} berechnet wird [7].

Evaluation

Isophonen: Isophonen sind Kurven gleicher Lautheit als Funktion der Frequenz für unterschiedliche Schalldruckpegel. D.h. es werden die Pegel ermittelt, die nötig sind, um die gleiche Lautheit zu erhalten, die durch einen Referenzstimulus hervorgerufen wird. Als empirische Daten werden hier die Isophonen des ISO 226-Standards von 2003 herangezogen (Abb. 2, gestrichelte Linien) [8]. Die modellierten Daten sind die des TLLM_S (durchgezogene Linien). In obiger Gleichung wurde $B = 3/4$ gewählt. Im gezeigten Frequenzbereich beträgt die Referenzfrequenz in beiden Fällen 1 kHz. Die unterste Kurve bildet jeweils

die Hörschwelle und die darüber liegenden Kurven die Isophonen für Referenzpegel in 10 dB-Schritten von 10 bis 90 dB SPL.

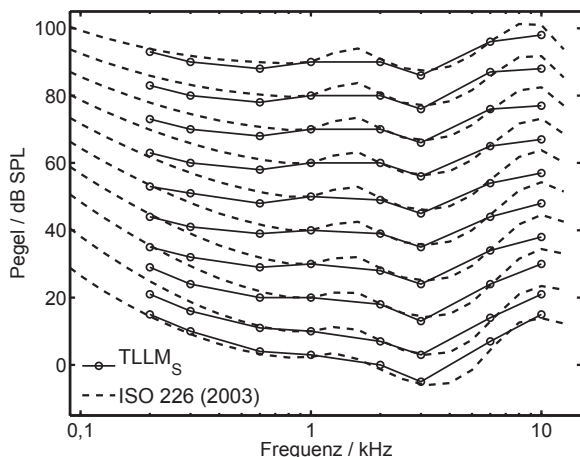


Abbildung 2: Kreise: Isophonen berechnet mit dem $TLLM_S$ von 10 Phon bis 90 Phon in 10-Phon-Schritten. Die unterste Linie ist die geschätzte Hörschwelle (3-Phon-Kurve). Gestrichelte Linien: Hörschwelle (unterste Linie) und Isophonen von 10 bis 90 Phon in 10-Phon-Schritten nach ISO 226 (2003).

Im Frequenzbereich von 0,6 bis 6 kHz betragen die RMS-Abweichungen von den empirischen Daten für die Modellversionen $TLLM_A$, $TLLM_S$ und $TLLM_C$ weniger als 2 dB. Die für das $TLLM_S$ und $TLLM_C$ verwendeten Korrekturfiter kompensieren im wesentlichen fehlende Details der Übertragungsfunktion des im TLM integrierten Mittelohrmodells.

Lautheit in Sone: Für die Transformation der modellinternen Lautheit auf die Sone-Skala wird der Vorfaktor A in obiger Gleichung so gewählt, dass man für einen reinen Ton der Frequenz 1 kHz und mit dem Pegel 40 dB SPL unter Freifeldbedingungen mit frontalem Einfall eine Lautheit von 1 Sone erhält. Abbildung 3 zeigt die von $TLLM_A$, $TLLM_S$ und $TLLM_C$ vorhergesagte Lautheit für weitere Pegel, wenn der Exponent B in selbiger Gleichung mit $B = 1$ (graue Linie) oder $B = 3/4$ (schwarze Linie) gewählt wird. Es zeigt sich eine gute Übereinstimmung mit den Vorhersagen des Referenzmodells von Glasberg und Moore (gestrichelte Linie), die gut mit empirischen Daten übereinstimmen [9].

Fazit

Die Vorhersagen der Lautheit in Sone reiner Töne mit der Frequenz 1 kHz zeigen zusammen mit den Isophonen, dass mit dem $TLLM_A$, dem $TLLM_S$ und dem $TLLM_C$ eine realistische Modellierung der Lautheit für reine Töne mit Frequenzen von 0,6 bis 6 kHz gelingt. Zusammen mit hier nicht gezeigten Ergebnissen zur spektralen Lautheitssummutation und zur zeitabhängigen Lautheit kann das TLM als für Lautheitsvorhersagen geeignet bezeichnet werden.

[Diese Arbeit wurde durch DFG FOR 1732 (TP E) gefördert.]

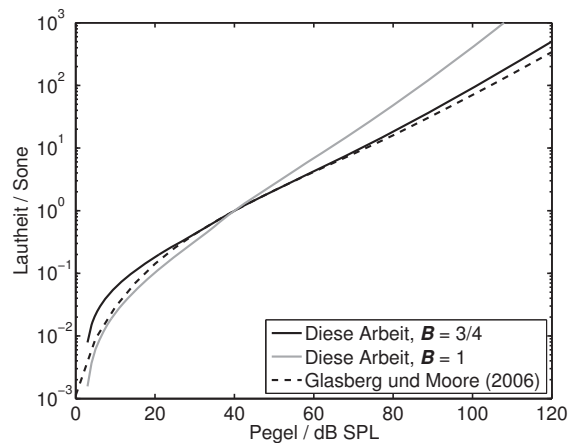


Abbildung 3: Die durchgezogenen Linien zeigen die vorhergesagte Lautheit in Sone des $TLLM_A$, $TLLM_S$ und $TLLM_C$ in Abhängigkeit vom Pegel eines 1 kHz-Sinus präsentiert im Freifeld mit frontalem Einfall. Grau: Exponent $B = 1$, schwarz: $B = 3/4$. Die gestrichelte Linie zeigt die Vorhersagen des Modells von Glasberg und Moore (2006).

Literatur

- [1] Florentine, M., Popper, A. N. and Fay, R. R.: Springer Handbook of Auditory Research: Loudness. Springer, New York Dordrecht Heidelberg London, 2011
- [2] Epp, B., Verhey, J. L. and Mauermann, M.: Modeling cochlear dynamics: Interrelation between cochlea mechanics and psychoacoustics. J. Acous. Soc. Am. 128 (2010), 1870-1883
- [3] Thorson, M. J., Kopun, J. G., Neely, S. T., Tan, H. and Gorga, M. P.: Reliability of distortion-product otoacoustic emissions and their relation to loudness. J. Acous. Soc. Am. 131 (2012), 1282-1295
- [4] ANSI S3.4: Procedure for the Computation of Loudness of Steady Sounds. American National Standard, Acoustical Society of America, New York, 2007
- [5] ISO 389-7: Acoustics-Reference Zero for the Calibration of Audiometric Equipment. Part 7: Reference Threshold of Hearing under Free-Field and Diffuse-Field Listening Conditions. International Organization for Standardization, Geneva, Switzerland, 2005
- [6] Robles, L. and Ruggero, M. A.: Mechanics of the mammalian cochlea. Physiological reviews 81 (2001), 1305-1352
- [7] Shamma, S. A., Chadwick, R. S., Wilbur, W. J., Morrish, K. A. and Rinzel, J.: A biophysical model of cochlear processing: intensity dependence of pure tone responses. J. Acous. Soc. Am. 80 (1986), 133-154
- [8] ISO 226: Acoustics-Normal equal-loudness contours. International Organization for Standardization, Geneva, Switzerland, 2003
- [9] Glasberg, B. R. and Moore, B. C. J.: Prediction of absolute thresholds and equal-loudness contours using a modified loudness model. J. Acous. Soc. Am. 120 (2006), 585-588