

Systematische Fehler bei akustischen Gehörgangsmessungen

Sebastian Schmidt und Herbert Hudde

Institut für Kommunikationsakustik, Forschungsgruppe Hörakustik

Ruhr-Universität Bochum, 44780 Bochum, +49 (0)234 32 26662, sebastian.schmidt@rub.de

Motivation

Die Form der Pinna und des Gehörgangs des Menschen unterliegt interindividuell großen Schwankungen und bewirkt ein von Fall zu Fall abweichendes Übertragungsverhalten zwischen dem äußeren Schallfeld und den Kräften und Schnellen am Trommelfell. Um audiometrische und psychoakustische Untersuchungen verallgemeinern zu können, ist es wünschenswert, die Übertragungsfunktionen des Pinna-Gehörgang-Systems von einer äußeren Luftschallquelle auf einen Trommelfeldruck definieren zu können. Der menschliche Gehörgang kann auf einfache Weise durch ein eindimensionales Modell, das dessen Länge und geometrische Struktur sowie die Abschlussimpedanzen enthält, in seinen wesentlichen Eigenschaften nachgebildet werden. Ein Vergleich zwischen Modell- und Messdaten offenbart jedoch oft Diskrepanzen. Die genaue Position eines Sondenmikrofons am Eingang des Gehörgangs beeinflusst beispielsweise das Messergebnis stark. Das eindimensionale Modell kann die durch die kompliziert strukturierte Ohrmuschel bewirkte Einkopplung einer Schallwelle in den Gehörgang oder kompliziertere Formen der Grundmode im Gehörgang nicht nachbilden. Daher wurde das BOchum Head and EAR Model (BOHEAR) [1], [2], [3] für die vorliegende Untersuchung um Außenohrkomponenten (Pinna und Gehörgang) ergänzt, um das eindimensionale akustische Modell des Außenohrs auf Realitätstreue zu prüfen.

Eindimensionales Modell

Abbildung 1 zeigt ein Ersatzschaltbild des Außenohrs nach der eindimensionalen Modellvorstellung. Die Druck-

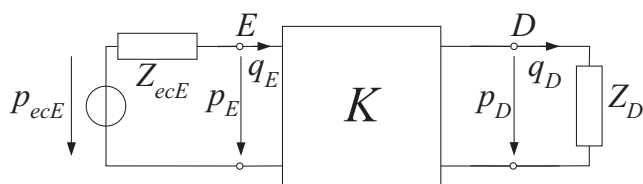


Abbildung 1: Eindimensionales Modell des Gehörgangs (Zweitordardarstellung zwischen Eingangsfäche E und Trommelfellfläche D).

quelle mit Innenimpedanz (p_{ecE} , Z_{ecE}) modelliert neben den Eigenschaften der eigentlichen Luftschallquelle das frequenzabhängige Einstrahlverhalten in den Gehörgang. Ab einer Eingangsfäche E hängt die Druckübertragung nur noch vom Gehörgang ab. Die Kettenmatrix K repräsentiert die Transformationseigenschaften des Gehörgangs. In der Trommelfellfläche D liegt dem Modell nach Fundamentalmodenausbreitung vor, so dass auch

der Einfluss von Mittel- und Innenohr am Trommelfell als eindimensionale Impedanz Z_D realisiert werden kann (die Transformation akustischer und mechanischer Größen wird über die wirksame Trommelfellfläche vorgenommen). Andere Quellenorte, Anregungsformen und Pinnastrukturen können also durch Variation von p_{ecE} und Z_{ecE} implementiert werden, ohne die Elemente K und Z_D zu ändern. Um die beschriebene Zweitordtheorie ohne große Fehler anwenden zu können, ist jedoch eine Reihe von Voraussetzungen zu erfüllen. Einerseits müsste für alle Frequenzen eine Fläche E existieren, auf der sich der Druck nicht ändert, andererseits soll in dieser Fläche die Teilchenschnelle nach Betrag und Richtung nahezu konstant sein. Im Gehörgang hinter der Eingangsfäche darf bis zum Trommelfell nur Grundmodenausbreitung herrschen, damit die Darstellung als Kettenmatrix und deren Abschluss mit der Impedanz Z_D gültig bleibt. Die Forderung nach der Ausbreitung ebener Wellen muss aufgrund der unregelmäßigen Gehörgangsform verworfen werden. Um für alle Frequenzen mit einer konstanten Kettenmatrix rechnen zu können, darf sich mit der Frequenz weder die Lage der Fläche E relativ zum Gehörgang noch deren Abstand zum Trommelfell ändern. Auch die Definition der Quellelemente p_{ecE} (Druck in der Fläche E bei schallhartem Verschluss) und Z_{ecE} (Abstrahlimpedanz der Pinna aus E) erfordert eine konstante Eingangsfäche. Meist wird bei akustischen Messungen die Existenz einer festen Fläche E vorausgesetzt. Wird ein akustischer Messkopf oder eine Otoplastik verwendet, prägt deren Grenzfläche dem Gehörgang sogar eine feste Ebene E während der Messung ein. Mit den im Rahmen dieser Untersuchung durchgeführten Finite-Elemente-Simulationen wurde überprüft, ob sich die Modellvorstellung für eine natürliche Pinna mit Gehörgang im Hörfrequenzbereich halten lässt, wenn hohe Anforderungen an die Messpräzision gestellt werden.

BOHEAR-Außenohrmodell

Bei der untersuchten Pinna handelt es sich um die Ohrmuschel des in der Forschungsgruppe erstellten BOHEAR-Modells, die durch MRT, Konturextraktion und CAD-Erfassung einer natürlichen Pinna entstand. Die Simulation wurde mittels des aus den gegebenen Daten gewonnenen Finite-Elemente-Modells vorgenommen. Abbildung 2 zeigt dessen Schnittbild. Das Trommelfell wurde mit zwei verschiedenen Materialien (Pars flaccida, Pars tensa) nachgebildet und durch ein Impedanzelement realistisch belastet. Die Anregung des Modells wird durch eine lateral liegende Punktschallquelle im Hörfrequenzbereich (160 Hz bis 16 kHz in 100 Schritten) realisiert.

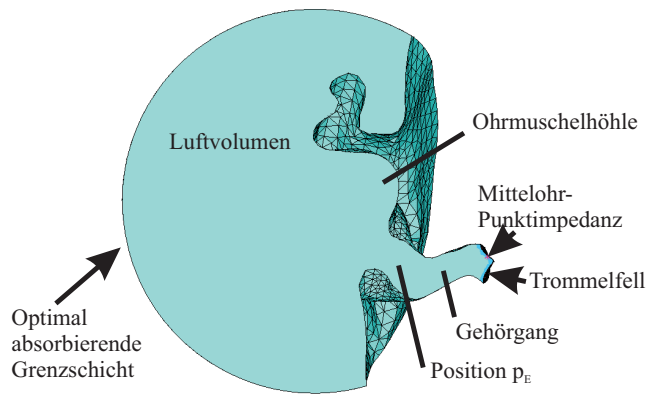


Abbildung 2: Schnitt durch das FE-Modell des Außenohrs mit Bezeichnung der Aufbauelemente. Die Schallquelle ist nicht sichtbar.

Simulation und Auswertung

Pro Frequenzschritt wird zur Analyse der Druck p_E an einem stets festbleibenden Punkt im ersten Gehörgangsdrittel ausgelesen (siehe Abbildung 2), wo nach der Modellvorstellung die Eingangsfläche vermutet wird. Diese muss der Definition nach in einem Gebiet liegen, in dem die Grundmodentheorie gilt. Von besonderem Interesse ist daher die Form der Flächen gleichen Drucks. Zur Visualisierung werden fünf solcher Flächen dargestellt, der dreidimensionale Druckverlauf im Gehörgangseingang wird also auf eine Flächendarstellung („Wellenfronten“) reduziert. Diese liegen -bezogen auf p_E - bei 97% (grün), 99% (gelb), 100% (blau), 101% (orange) und 103% (rot). Durch die geringen Abstufungen bleiben einerseits Druckgradienten sichtbar, andererseits wird der gezeigte Bereich auf die unmittelbare Nachbarschaft des ausgewählten Punktes konzentriert. In Abbildung 3 ist für die dort genannten Frequenzen jeweils der Gehörgang zwischen Pinna und Trommelfell gezeigt, wobei die Pinna zwar nicht vollständig dargestellt, jedoch in der Simulation voll berücksichtigt wurde. Bei niedrigen Frequenzen (800 Hz) sind die Flächen gleichen Schalldrucks deutlich voneinander entfernt. Die Druckänderung im Gehörgang überschreitet $\pm 3\%$ nicht. Mit steigender Frequenz (4000 Hz) nähern sich die Flächen einander an und ändern ihren Winkel zum Gehörgang. Zwischen 8 und 10 kHz (8320 Hz) prägen sich Schwingungen quer zur Gehörgangswand aus. Es bildet sich eine sattelförmige Ansammlung der Flächen gleichen Drucks im Knick des Gehörgangs. Erreicht man charakteristische Frequenzen wie beispielsweise die gezeigte $3\lambda/4$ -Resonanz bei 10,4 kHz, breiten sich die Strukturen bis in die (nicht gezeigte) Pinna aus. Bei noch höheren Frequenzen (10,7 kHz und 13,1 kHz) wird die bereits beobachtete Winkeländerung der Flächen immer deutlicher. Global erkennt man die Frequenzvariabilität der Flächen gleichen Drucks, den stark von der Ebenenform abweichenden Verlauf bei Resonanz und die komplizierte Modenform am Gehörgangsknick.

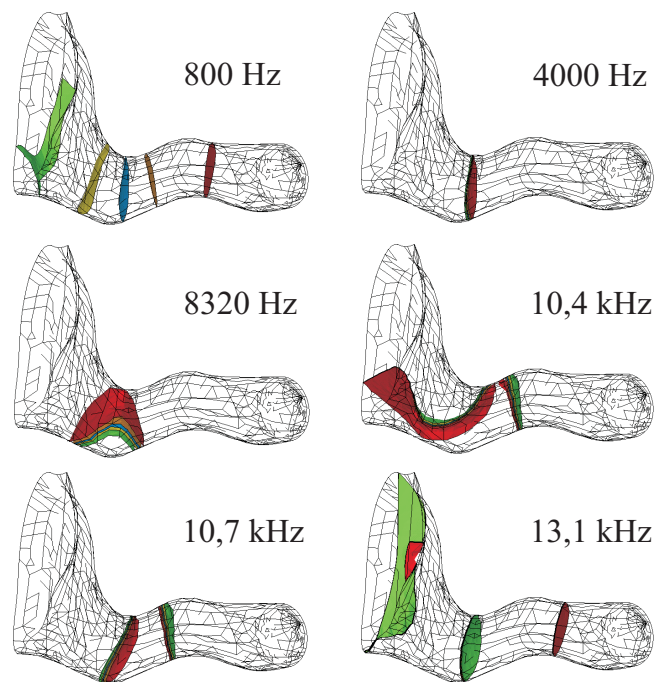


Abbildung 3: Flächen gleichen Drucks im Gehörgang. Diese liegen -bezogen auf den Druck am Fixpunkt- bei 97% (grün), 99% (gelb), 100% (blau), 101% (orange) und 103% (rot).

Fazit und Ausblick

Lage und Form einer Wellenfront am Eingang des Gehörgangs variieren mit der Frequenz. Bei Resonanz lösen sich die Wellenfronten teilweise vom Gehörgang und breiten sich bis in die Umgebung der Pinna aus. Die Vorstellung einer Ausbreitung ebener Wellen kann insbesondere am Gehörgangsknick nicht aufrecht erhalten werden. Die Ergebnisse bestätigen, dass Messungen mit Sondenmikrofonen im Eingangsbereich des Gehörgangs stark von der exakten Position der Sonde abhängen und somit extrem störanfällig sind.

Im folgenden wird zu untersuchen sein, inwieweit die Störung des Schallfelds durch Sondenmikrofone und akustische Messköpfe sich auf die Messgenauigkeit auswirkt. Gerade hierbei ist (z.B. in Hinblick auf eine Transformation des Gehörgangsschalldrucks zum Trommelfell im Rahmen einer gezielten Einstellung des Trommelfellschalldrucks, zu der die exakte Lage der Pole und Nullstellen der Impedanz benötigt wird) eine hohe Präzision erforderlich.

Literatur

- [1] H. Hudde, H. Taschke (2005): „BOHEAR - Bochum Head and Ear Model“, 8. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Audiologie, Göttingen
- [2] Y. Curdes, H. Taschke, H. Hudde (2005): „BOHEAR - Mittel- und Innenohrmodell“, 8. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Audiologie, Göttingen
- [3] S. Schmidt, H. Hudde (2005): „BOHEAR - Außenohrmodell“, 8. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Audiologie, Göttingen