

Die Modellierung der RECD bei Hörgeräten

Alfred Stirnemann

Phonak AG, 8712 Stäfa, Schweiz, Email: alfred.stirnemann@phonak.ch

Einleitung

Bei der Anpassung von Hörgeräten spielt die akustische Ankopplung des Hörgeräts am Ohr eine wichtige Rolle. Es geht dabei um die Übertragung des elektrischen Signals vom DA-Wandler über den Receiver und ein mehr oder weniger langes Tubing in den Ohrkanal und weiter zum Trommelfell. In der Praxis wird der Übertragungspfad nicht direkt spezifiziert, sondern zusammengesetzt aus der Referenzmessung am 2cc Kuppler und der Differenz vom Kuppler zum Ohr (RECD = real ear to coupler difference). Im Prinzip ist die RECD eine reine elektro-akustische Übertragungsgröße, welche aber aufgrund der individuellen Impedanzverhältnisse im Ohr stark variieren kann. Ziel der Studie war die Verifizierung der RECD-Theorie in Kombination mit akustischen Impedanzmessungen und Ohrkanalmodellierung. Die theoretischen Ergebnisse werden mit Messungen von Kevin Munro und seinem Team verglichen und die Resultate diskutiert.

Die Modellierung der RECD

Die gesamte Modellierung der RECD erfolgt mittels Zweitortheorie und Impedanzen, ausgehend von einem allgemeinen Ansatz.

Die Grundkonfiguration

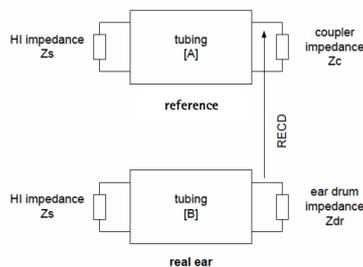


Abbildung 1: Grundkonfiguration zur Definition der RECD, bestehend aus Messung am 2cc Kuppler und Messung am Trommelfell

Das Hörgerät wird durch seine Ausgangsimpedanz Z_s im Sinne einer Thévenin Ersatzschaltung charakterisiert. Die Messung am 2cc Kuppler dient als Referenz. Dabei ist das Hörgerät über ein erstes Tubing, dargestellt durch ein Zweitor mit der Übertragungsmatrix A mit der Kupplerimpedanz Z_c verbunden. Bei der Übertragung des Hörgerätes am Ohr ist normalerweise ein anderes Tubing B vorhanden, den entsprechenden Abschluss bildet dabei die Trommelfellimpedanz Z_{dr} . Aus den beiden Übertragungsfunktionen lässt sich der allgemeine Ausdruck für die RECD herleiten, welcher wie folgt lautet:

$$\text{recd} = \frac{Z_{dr}}{Z_c} \cdot \frac{Z_s(a_{21}Z_c + a_{22}) + (a_{11}Z_c + a_{12})}{Z_s(b_{21}Z_{dr} + b_{22}) + (b_{11}Z_{dr} + b_{12})} \quad (1)$$

Bei Gleichung (1) handelt es sich um die komplexe Übertragungsfunktion, für die übliche Darstellung in dB muss der Betrag von (1) logarithmiert und mit dem Faktor 20 multipliziert werden.

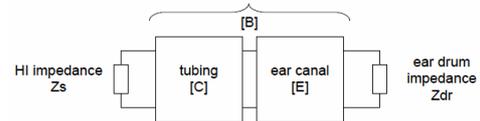


Abbildung 2: Verallgemeinertes Tubing, beinhaltend den restlichen Gehörgang

Das bei der Schalleitung zum Trommelfell massgebende Zweitor, welches zusammenfassend als Tubing B bezeichnet ist, beinhaltet die Kettenschaltung des eigentlichen Tubings (der Schalleitungsschläuche) mit dem restlichen Ohrkanal, welcher in erster Näherung ebenfalls als kurze akustische Leitung approximiert werden darf. Bei Bedarf lässt sich auch problemlos ein Vent mit dessen Kurzschlussimpedanz als Parallelimpedanz eines Zweitores zwischen Tubing C und Ohrkanal E einfügen.

Messtechnische Identifikation der Teilsysteme

Die verschiedenen Teilsysteme weisen unterschiedliche Komplexität auf. Für einfaches Tubing und das Vent stehen genügend genaue einschlägige Modelle zur Verfügung. Gehörgang und Trommelfellimpedanz können für Standardohren durch ein Ear-Simulator-Modell nachgebildet werden, für den individuellen Fall müssen die Modelle jedoch aus Impedanzmessungen erstellt resp. geschätzt werden. Auch die Ausgangsimpedanz eines bestimmten Hörgerätes ist am genauesten bestimmbar durch eine entsprechende Impedanzmessung.

Ausgangsimpedanz Hörgerät

Die akustische Ausgangsimpedanz verschiedener Hörgeräte wurde nach dem in [2] beschriebenen Prinzip gemessen. Es ist dabei wichtig, dass der elektrische Teil, d.h. der Eingang des Receivers kurzgeschlossen ist. Dies entspricht bei einem realen Hörgerät dem eingeschalteten Zustand. Wie aus Abbildung 3 ersichtlich ist, kann die Impedanz vor allem bei hohen Frequenzen eine beträchtliche Streuung aufweisen, hauptsächlich abhängig von der Dämpfung des Hooks.

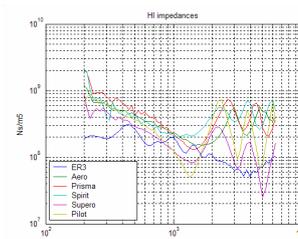


Abbildung 3: Beispiele gemessener Ausgangsimpedanzen von verschiedenen Hörgeräten.

Ohrimpedanz

Die Ohrimpedanz wurde nach demselben Verfahren am Ausgang der Hörgerätemulde gemessen. Abbildung 4: bei tiefen Frequenzen kommen die Streuungen vor allem durch unterschiedlich dichte Otoplastiken zustande, während bei höheren Frequenzen die Streuungen auf individuelle Unterschiede der eigentlichen Trommelfellimpedanz zurückzuführen sind.

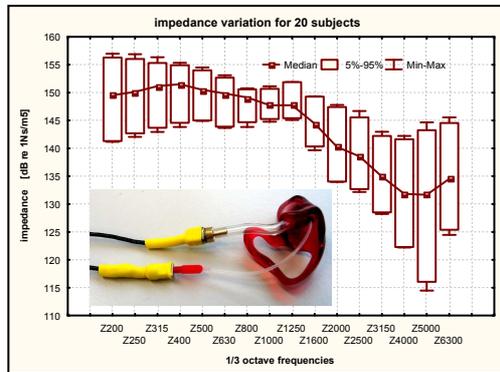


Abbildung 4: Mittelwerte und Streuungen der gemessenen Ohrimpedanzen von 20 Personen.

Vergleich Theorie und Experiment

Theorie und Experiment wurden anhand von Messungen am Earsimulator IEC711 sowie an Versuchspersonen verglichen. Während sowohl Messungen wie auch Modellierung am Earsimulator aufgrund der einfachen geometrischen Verhältnisse mehr oder weniger problemlos sind, sind die für den Vergleich notwendigen Modellierungen und Schätzungen am Ohr bedeutend komplexer.

RECD gemessen und simuliert

Der Vergleich erfolgt zwischen gemessenen Übertragungsfunktionen und den entsprechenden modellierten Funktionen, welche aus einer Kombination von gemessenen und theoretischen Impedanzen und Tubingmodellen resultieren. Aus den gemessenen individuellen Impedanzen Z_{ear} wurden mittels Fitting eines Earsimulatormodells entsprechende Ohrkanaltubings und Trommelfellimpedanzen gewonnen [3], welche dann in Gleichung (1) eingesetzt werden können.

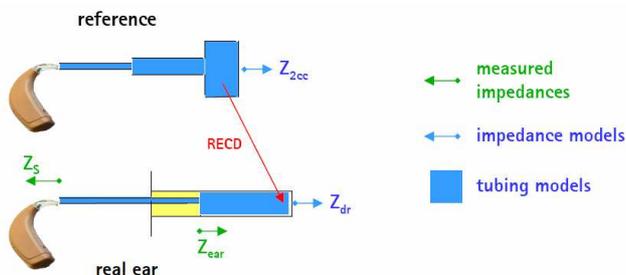


Abbildung 5: Verwendete Kombinationen von Tubing-Modellen, modellierten und gemessenen Impedanzen zur Nachbildung der RECD.

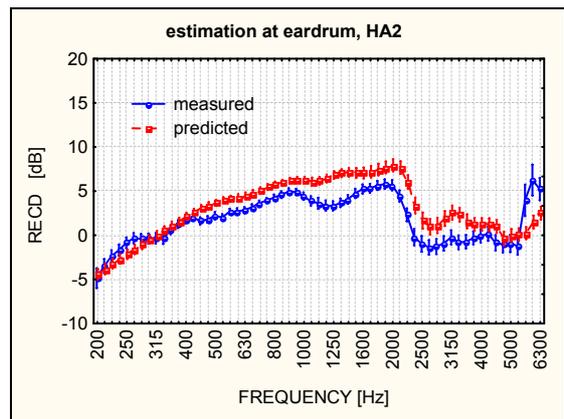


Abbildung 6: Vergleich der gemessenen RECD mit der aus Teilsystemen simulierten RECD (predicted), N=20.

Abbildung 6 zeigt den Vergleich der so ermittelten RECD mit den gemessenen Werten in Form der Mittelwerte (20 Personen, je 1 Ohr, je 6 verschiedene Hörgeräte).

Zusammenfassung und Schlussfolgerungen

Das Ziel der Studie war eine Verifizierung der RECD Theorie in Kombination mit akustischen Impedanzmessungen und Ohrkanalmodellierung und ein Vergleich mit Messungen an individuellen Ohren.

Vergleich Messung/Simulation: 1 dB mittlere Abweichung am Earsimulator, 3-5 dB mittlere Abweichung an realen Ohren

RECD für das mittlere Ohr: Streuung durch verschiedene Receiver: typisch ± 3 dB bei 1kHz, bei anderen Frequenzen geringer. Ähnlich für verschiedene Hookdämpfung. Tubing Effekt typisch 5dB für Frequenzen > 2kHz.

RECD individuelles Ohr: Typische Streuung ± 5 dB von 2-4 kHz. Stark korreliert zur akustischen Impedanz.

Der Aufwand, die RECD aus Impedanzmessungen und Modellierung zu bestimmen ist sehr hoch. Um eine korrekte individuelle RECD zuverlässig erfassen und kompensieren zu können gibt es daher praktisch nur die individuelle Messung mittels Mikrofonsonde, bei der auch gleich das entsprechende Hörgerät als Schallquelle verwendet wird.

Literatur

- [1] Munro KJ, Salisbury V. Is the real-ear to coupler difference independent of the measurement earphone? Int J Audiol 2002; 7: 408-13.
- [2] Stirnemann, A. et al: Akustische Impedanzmessungen in der Hörgerätetechnik. DAGA03_1425.
- [3] M. Leuthold: "Ear Canal Transfer Function Estimation", Diplomarbeit ETH Zürich, 24.9.2004