

Sprechgesteuertes elektronisches Hörgeräte-Venting

Voice controlled hearing aid venting

Lehnertz Heinz Gorch-Fock-Weg 34 30938 Burgwedel
<http://www.lehnertz.de> EMail: info@lehnertz.de

Status quo

Derzeit werden fast alle Hörgeräteotoplastiken mit einer Druckausgleichbohrung versehen, dem **Venting**. Der fast vollkommene Verschluss des äußeren Gehörgangs durch die Otoplastik führt zu einem unangenehmen Druckgefühl, dem Verschluss effekt (Occlusion), besonders bei Sprechern mit tiefer Stimme. Eine bis 2,4mm große Bohrung in der Otoplastik reduziert dieses Druckgefühl beim Sprechen und regelt zudem das Feuchte- und Mikroklima im äußeren Gehörgang. Der akustische Verschluss effekt findet unter 800 Hz statt und steigt im Pegel je nach Restvolumen im Gehörgang bei 100Hz um bis 30 db. Im verschlossenen Ohrkanal können so über 100 dB Schalldruck durch die eigene Stimme, vorzugsweise über Knochenleitung entstehen. Ein Venting kann diesen Effekt, gleichzeitig aber auch die Tieftonwiedergabe (150 bis 300 Hz) des Hörgerätes um über 20 dB abschwächen. Durch den Tiefpasscharakter einer bis 20mm langen dünnen Röhre kommt es erst bei größeren Durchmessern (höhere Grenzfrequenz) zu Rückkoppelungsneigungen im Nutzbereich. Dieser kritische Punkt stellt dann aber die Verstärkungsobergrenze auch bei hohen Hörverlusten dar. Venting in der Hörgeräte-Anpassung ist also oft ein Kompromiß zwischen Occlusion, Rückkoppelungssicherheit und Frequenzgang im tiefen Frequenzbereich.

Durch ein „Minimal-Venting“ wird die eigenen Stimme unnötig verfremdet, die Eigenkontrolle erschwert. Unangenehm. Besonders bei Einsteigern, oder dem ersten Kontakt mit Hörgeräten.

Otoplastik hört mit

Beschrieben wird nachfolgend der Einsatz eines elektro-mechanischen "SprachVentils" um im Hintergrund automatisch die für den Klangeindruck beste VentingEinstellung herzustellen. Es verbindet die Vorteile von offen und geschlossen. 2 Mikrofone (1 MST-Doppelmikrofon oder das Hörgeräte-Hauptmikrofon und 1 Messmikrofon) vergleichen und bewerten den Schalldruck im Ohrkanal mit dem externen außerhalb der Otoplastik und leiten davon die Entscheidung „eigene Stimme“ oder „externes Signal“ und in der Folge die Mikroaktor-Ventilbewegung ab:

Durch Sprechen, Schlucken oder Räuspern öffnet sich das Ventil innerhalb von 50msec für 0,5 bis 2sec, gleichzeitig wird (wahlweise) die HG Verstärkung um 10-20 dB abgesenkt. Das kann auch durch das Ventil in der (HDO) Otoplastik geschehen. Damit wird die Rückkopplungsgefahr gebannt, eine Occlusion vermieden und gleichzeitig eine Übersteuerung durch die eigene Stimme verhindert:

VENTING AUF

Beim Zuhören dagegen braucht der Hörgeräteträger volle Verstärkung und volle Rückkoppelungssicherheit:

VENTING ZU

Beim Einsetzen und Herausnehmen der Otoplastik entsteht unangenehmer Über/Unterdruck:

Gerät aus:

VENTING AUF

- 1a.Grundaufbau als HDO-Otoplastik mit Batteriefach und großem Ventingkanal bis zum Ventil
- 1b.Frühzeitige Integration bei IDO-Design um den erhöhten Platzbedarf unterzubringen. Mikrofon, EIN/AUS und Batterie können mitgenutzt werden.
2. Ventildurchlass möglichst groß dh. Minimierung von Occlusion und möglichst effektive Belüftung des Gehörgangs. Ventil sollte aus Resonanzgründen tief im im Gehörgang, aus Platzgründen aber möglichst dicht an der Faceplate positioniert werden.
3. Dual-Vorverstärker mit RC-Filtern zur „Bewertung“ der beiden Mikrofonsignale,
4. 1 Ohrkanal-Messmikrofon (bei IDO) oder Doppelmikrofon kleinster Bauart bei HDO. Eigenrauschen unkritisch Hochpegel wichtiger, Silizium-Doppelmikrofon denkbar/sinnvoll, Tiefpass-Schlauchankopplung zum Handling der max SSPL Pegel >120dB im Gehörgang.
5. Komparator mit Sprechschwelle und Schalthysterese
6. Sprechzeit / Monoflop Rückfallzeitkonstante, ist an der AGC release time zu orientieren damit es kein Feedback bei zu schnellem „Aufregel“ gibt.
7. Aktor-abhängiger Schaltausgang.

Grundsätzlich lassen sich alle benötigten Funktionen durch Standard-IC's der Hörgerätetechnik realisieren, ab 5000er Stückzahlen aber wäre es kostengünstiger, platzsparender und funktioneller diese Einzelchip-

Funktionen zu einem neuen „Venting Steuer-Chip“ in 1.5V Technik zu integrieren.

Die Auswerte-Mikrofone können kleinster Bauart sein: (Ø2.5mm) und ev. über Schläuche mit Tiefpassverhalten direkt auf die Elektronik EMV-und Handysicher montiert werden. Aufgrund der nicht notwendigen Körperschallkopplung, der geringen Bandbreitenanforderung und des hohen erlaubten Grundgeräuschpegels wäre ein direkte Integration eines Doppelmikrofons auf Silizium Basis sicherlich die wirtschaftlichste Lösung. Es kann zudem ungelagert an der Trennwand innen / aussen montiert werden. Das höhere Restrauschen [Lit 5,6] integrierter Mikrofone ist hier kein Hindernis, es müssen nur schmalbandig Pegel von 50 - 120 dB ausgewertet werden.

Für alle Hörgeräte tauglich?

Nach momentanem Kenntnisstand ist es schwer bei Geräten mit hoher Tieftonverstärkung das eigene Sprechen fehlerfrei zu detektieren, diese Zielgruppe mit höheren Hörverlusten auch im Tieftonbereich „leidet“ aber auch deutlich weniger unter Occlusion.

Ganz anders etwa bei Hochtongeräten, AGC oder K-Amp Versorgungen mit geringer (Tiefton)Verstärkung. Hier läßt sich die Sprecherkennung gut detektieren. (sinnvoll ab 50 dB SPL-Eingangslautstärke). Ein „akustisches Durchschalten“ bei hohen Pegeln (sowieso geringer Verstärkung) ist denkbar und mit einem deutlichen Qualitätsgewinn verbunden, besonders im Musik- und Tieftonbereich. Zudem könnten Übersteuerungen und Intermodulation vollkommen vermieden werden. OFFEN IST DIE BESTE VERSORGUNG

Das eigentliche Ventil:

Piezo-Biegespinne als Kreisbogen Biegefeder 350 Grad bis 150V! Spannungsbedarf (DC-Wandler, 20mm² zusätzlicher Platzbedarf). Gute Energiebilanz, da statisch ansteuerbar. Trotz bimorphem Biege-Aufbau muß zusätzlich mechanisch übersetzt/ kaskadiert werden, daher aufwendiges großes Bauvolumen. Auch die kaskadierte Stellzeit bleibt unter 100msec. Bruchgefahr bei Fall.

Memory-Metall - Drehventil, kleine Bauform, für 1.5V „Direktantrieb“ geeignet (ab 10er Batterie, Puls-last!) Ausführung bistabil oder mit einer (doppelten) Gegentaktanordnung, sonst zu lange Zeitkonstanten und wesentlich zu hoher statischer Energieverbrauch. Bistabile Endlagen sinnvoll. Kleine Bauform. Wärme. Robust aufbaubar.

Kapazitiv angetriebene Membranen, vernünftig nur mit MST Ansätzen zu lösen, da eine kleine Spaltöffnung nur

durch ein Parallel-Array mit hoher Anzahl von Öffnungen „transparent“ genug ist oder sich abrollt .

Zudem sind alle Spannungen über 1.5V im Ohr unerwünscht, 1KV! wird aber hier gebraucht.

Feuchtigkeit könnte auch ein Problem werden. Aufgrund der geringen Stellkräfte braucht man empfindliche dünne Membranen.

elektromagnetische Aktoren, mit ferromagnetischem Nadel-Anker oder magnetischer Membrandirektantrieb, großes Bauvolumen, 1.5V geeignet, Wirkungsgrad gut, statischer bistabiler Betrieb mittels Dauermagnetanteil.

Elektrodynamische tauchspulenähnliche Systeme, große Bauform, keinerlei Bistabilität dh. Endlagen getrennt realisiert werden. 1.5V geeignet, guter Wirkungsgrad, Tauchspalt kritisch (Sturz, Verschmutzung)

Der Markt

40-60% aller Neuversorgungen (Einsteiger, leicht bis mittelgradig oder Personen die möglichst unverschlossenen Gehörgang brauchen (Indikation).

Es gilt einen neuen Ansatz auf Marktchancen und Kundenakzeptanz zu prüfen und zu diskutieren. Das aktive Ventil läßt sich bei IDO-Neukonstruktionen vorteilhaft integrieren. Hier können mehrere Ressourcen des HG mitgenutzt und Kosten gespart werden, allerdings ist der Platz auch knapp. HDO-Geräte erfordern eine eigenständige Lösung, die Otolastik wird ähnlich aufwendig wie ein IDO. Damit wird die HDO-Otoplastik zu einem zweiten (aktiven) Gerät. Eine große Verbreitung wird nur über ein kostengünstiges (auch herstellerübergreifend nachrüstbares) Modul, das Ventil, MST-Mikrofon und Ansteuerung beinhaltet, zu erreichen sein. Dabei wäre es gerade bei Erstversorgung oder kleinen bis mittleren Hörverlusten, bei Personen die für Occlusion anfällig und vom Übersteuerungsverhalten herkömmlicher Hörgeräte enttäuscht sind, geeignet. Alle vorgestellten Merkmale sind in einer Patentanmeldung eingereicht worden. Ein ähnliches System habe ich als sprachgesteuerte intelligente Lärmschutz-otoplastik angemeldet. Weitere Informationen über dieses Projekt und andere lizenzierebare Entwicklungen können Sie demnächst auf ihrem Monitor sehen unter <http://www.lehnertz.de>

Literatur: (Nachweise auch auf meiner Homepage)

1. **Kießling**, Versorgung.....mit Hörgeräten, Thieme 1997
2. **Voogdt Ulrich**, Otoplastik, Median Vlg, 1998
3. **Valente Michael**, hearing aids, Thieme Vlg. 1996
4. **Sandlin**, Hearing aid amplification vol.1 Singular Publishing1995
5. **Schellin**, Integrierte ...Ein-Chip-Silizium-Mikrofone, Shaker 1998
6. **Thielemann**, Kapazitive Silizium Mikrofone, Shaker Vlg 1999
7. **Heuberger**, Mikromechanik Springer 1991
8. **Jendritza**, Techn Einsatz Neue Aktoren Expert Vlg 1998
9. **Ruschmeyer**, Piezokeramik, Expert Vlg. 1995
10. **FSRM Neuchâtel**, Kursunterlagen Mikroaktorik 1999