

# 補聴器群遅延による音響歪みの定量化

FRANCIS KUK, PH.D., CHRISTOPHER SLUGOCKI, PH.D. ORCA-USA, WS AUDIOLOGY

## 前書き

デジタル補聴器では、入力音はさまざまな周波数チャンネルで処理され、各チャンネルはさまざまなアルゴリズム（圧縮、指向性マイク、ノイズリダクション、フィードバックキャンセル、周波数低下など）によって操作されます。次に、各チャンネルからの処理済み信号が加算されて、補聴器からの最終出力が形成されます。この処理は瞬時ではありませんが、補聴器のグループまたは処理遅延によって説明されるように、時間がかかります。通常、遅延は 10 ミリ秒未満（Stone and Moore, 1999, 2002）で、補聴器が完全閉塞モードで装着されている場合は問題になりません。このモードでは、意図的な（通気口からの）漏れや意図しない漏れは発生しません。一方、補聴器が非閉塞モード（オープンフィットまたは任意のタイプのインスタントフィットイヤチップの使用など）で装着されている場合、処理遅延の量は重要です。増幅されていない音が直接通気口を通り、外耳道で増幅された音と混合します。遅延している増幅された音と増幅されていない音の間のこの相互作用は、結合された信号に歪みをもたらします。

これらの歪みは知覚的な結果をもたらします。たとえば、Bramslow（2010）は、10 ミリ秒の遅延が、金属的または中空の音声を特徴とする音質の低下につながることを報告しました。ストーン他（2008）は、オープンフィッティングで許容できる性能のために 5-6ms の遅延の上限を報告しました。ただし、許容可能なパフォーマンスは、最適なパフォーマンスを意味するものではありません。Balling 他（2020）は、0.5 ミリ秒の遅延を持つ WidexPureSound™ プログラムが、2.5 ミリ秒の遅延を持つ既定の万能プログラムよりも、通常の聴覚および聴覚障害のあるリスナーによって圧倒的に好まれたことを示しました（> 85%）。Schepker 他（2019, p.9）は、「コームフィルタ効果を引き起こす 6.5ms の処理遅延」を「音質の主な制限要因」と定義しました。明らかに、両方の遅延が「許容可能」である場合でも、長い遅延よりも短い遅延の方が望ましいです。今日調整されている補聴器の 82% 以上がインスタントフィットイヤチップを使用しており（Strom 2019）、これらのインスタントフィットイヤチップのほとんどすべてが非閉塞性であることを考慮すると（Balling 他、2019）、処理遅延は補聴器の満足と受容を促進するために重要な要素です。

補聴器の医療専門家は、補聴器の装着者が特定の種類の処理を使用することで得られる行動上の利点に関心を持っています。ただし、その処理の物理的/音響的影響と、それが行動的（そしておそらく神経学的）な利点をどのように説明するかを理解することも同様に重要です。補聴器の音響出力の違いが必ずしも神経学的または行動的結果をもたらすとは限りませんが、音響的違いがないため、神経学的または行動的違いが観察される可能性さえあることを示唆することは困難です。したがって、処理遅延の音響効果を測定することは、その潜在的な神経学的および行動的結果を理解する上での最初のタスクでなければなりません。そのために、この論文では、群遅延の行動/神経への影響を推定するのに意味のある音響測定について説明します。例として、WIDEXMOMENT™補聴器の PureSound™ プログラムと、以前の研究（Kuk 他、2020; Slugocki 他、2020）と比較した他の 2 つの補聴器メーカーのプレミアム補聴器を使用します。このデモンストレーションでは、競合他社の補聴器が最近発売されたモデルにアップグレードされたことは注目に値します。

## 補聴器

MOMENT™補聴器の PureSound™ プログラムと、最近導入されたメーカー #1 およびメーカー #2 のプレミアム補聴器が使用されました。すべての補聴器は、それぞれのフィッティングソフトウェアの NAL-NL2 フィッティング理論に従って、N2（最大 40 dB）難聴プロファイル（Bisgaard 他、2010）用にプログラムされました。フィードバックテストは各補聴器で実行されました。機能セットはメーカーのデフォルトに従ってプログラムされ、すべての適応機能は「オン」または「オフ」のいずれかで、処理遅延に対するこれらの機能の影響を測定します。適応機能「オン」で測定された結果は機能「オフ」で測定された結果と同じであったため、機能「オン」の結果のみを報告します。脳波（EEG）に直接影響するため、/ da /音節の測定です。

## 群遅延の音響測定

**1.遅延時間** 群遅延測定は、B&K 音響テストチャンバー（タイプ 4222）で、テスト補聴器を 711 密閉カプラーに接続して実施しました。ホワイトノイズは 65dB SPL で発生しました。出力はリファレンスマイクとカプラーマイクに記録され、伝達関数が計算されて群遅延が導き出されました。遅延時間は 500 Hz～8000Hz の 1/3 オクターブバンドで計算されました。

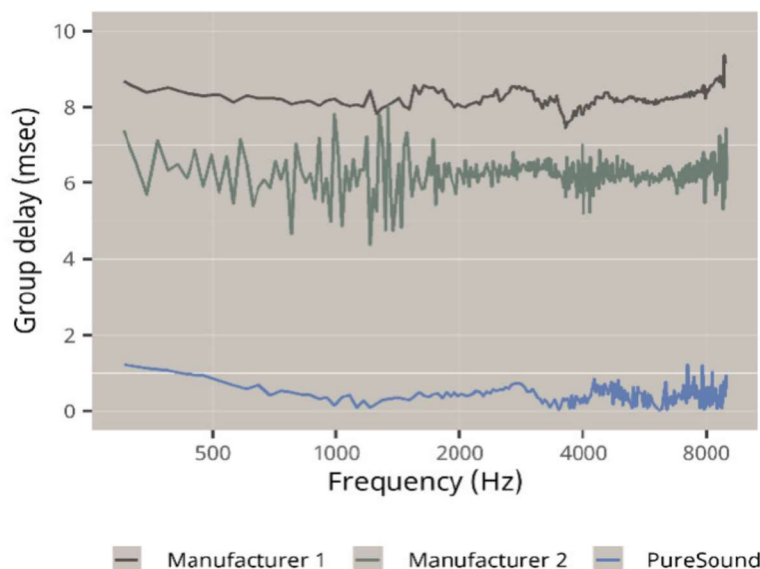


図 1 は、PureSound™（青色）で測定された群遅延が周波数全体で約 0.5 ミリ秒であったのに対し、メーカー #1（濃い灰色）と #2（緑色）の遅延はそれぞれ 8 ミリ秒と 6 ミリ秒であったことを示しています。PureSound™とメーカー #1 の補聴器は、周波数全体で比較的安定した遅延を示しました。メーカー #2 が周波数間で遅延の変動が大きい理由は不明です。このような変動は、不自然さの認識の増加につながる可能性があります。

図 1 : PureSound™とメーカー #1 および #2 の間の群遅延の比較。

**2.スペクトル歪み** 処理遅延に関連するスペクトル歪みは、櫛の歯に似た特徴的な形状のため、一般にコームフィルタ効果として知られています。このコームフィルタは、補聴器の増幅音と直接音の周波数ゲイン応答への複合効果を含めるために、オープン 711 カプラーに接続されたテスト補聴器を使用して B&K 音響テストチャンバー（タイプ 4222）で測定されました。広帯域ホワイトノイズが入力刺激として使用されました。ゲイン関数は、カプラーと基準マイクロフォンでの 2 つのパワースペクトル密度推定値の差から導き出されました。

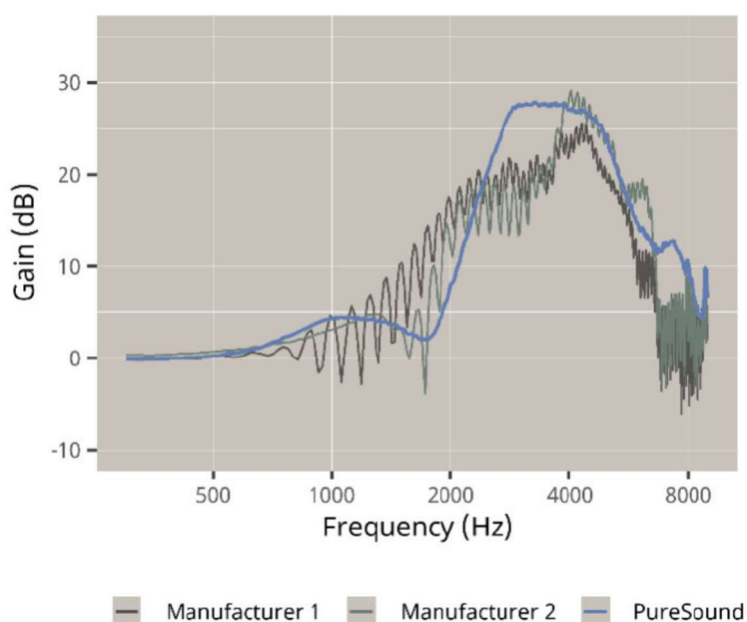


図 2 : PureSound™、メーカー #1 およびメーカー #2 の異なる群遅延に起因するスペクトル歪み（またはコームフィルタ効果）。

図 2 は、3 つの補聴器の周波数ゲイン曲線を比較しています。理想的には、カーブは滑らかで、外耳道で直接音がそれ自体の遅延増幅バージョンと混合したときに生じるピークとディップ（共鳴/キャンセル）がない必要があります。共鳴とは、増幅された音と増幅されていない音が同相で加算されることを意味し、キャンセルとは、2 つの音が減算される（または位相がずれて加算される）ことを意味します。PureSound™補聴器で得られたゲインカーブの滑らかさに注意してください。一方、メーカー #1 とメーカー #2 のゲイン曲線は、明らかにピークとディップを示しました。

知覚的には、増幅された信号だけの場合よりも、ピーク時の音は大きく聞こえ、ディップからの音は小さく聞こえます。これは、着用者がしばしば「中空」、「エコー」、または「メタリック」品質として報告する不自然さの知覚を与える可能性があります。

**3. / da / の基本周波数 (F0) の歪み**—話者の基本周波数 (F0) は、聴覚情景分析に役立つ重要な音声キューです (Bregman, 1990)。さらに、このキューの適切な神経エンコーディングは、聴者のスピーチノイズ能力と相関することが実証されています (Skoe and Kraus, 2010)。おそらく、増幅されていない音と遅延された増幅された音の混合は、時間包絡線を歪め、F0 の神経エンコーディングを弱める可能性があります。群遅延が F0 に影響を与えることを確認するために、KEMAR (マネキン人形) に対して 70 dB SPL で提示された合成 / da / 音節 (持続時間= 50 ms; fs = 20 kHz) を使用し、無響室に補聴器なし、補聴器あり (PureSound™、メーカー #1 および #2、オープンイヤチップ使用) の状態で測定されました。前に示したように、メーカー #1 と #2 の補聴器は、適応機能の「オン」モードと「オフ」モードの両方でテストされました。最後の / da / プレゼンテーションは、各補聴器の安定した処理状態を最もよく表すものとして選択されました。次に、この最後の / da / 音節の包絡線は、ヒルベルト変換を使用して記録信号から導出されました。包絡線は、さまざまな補聴条件間で比較されました。

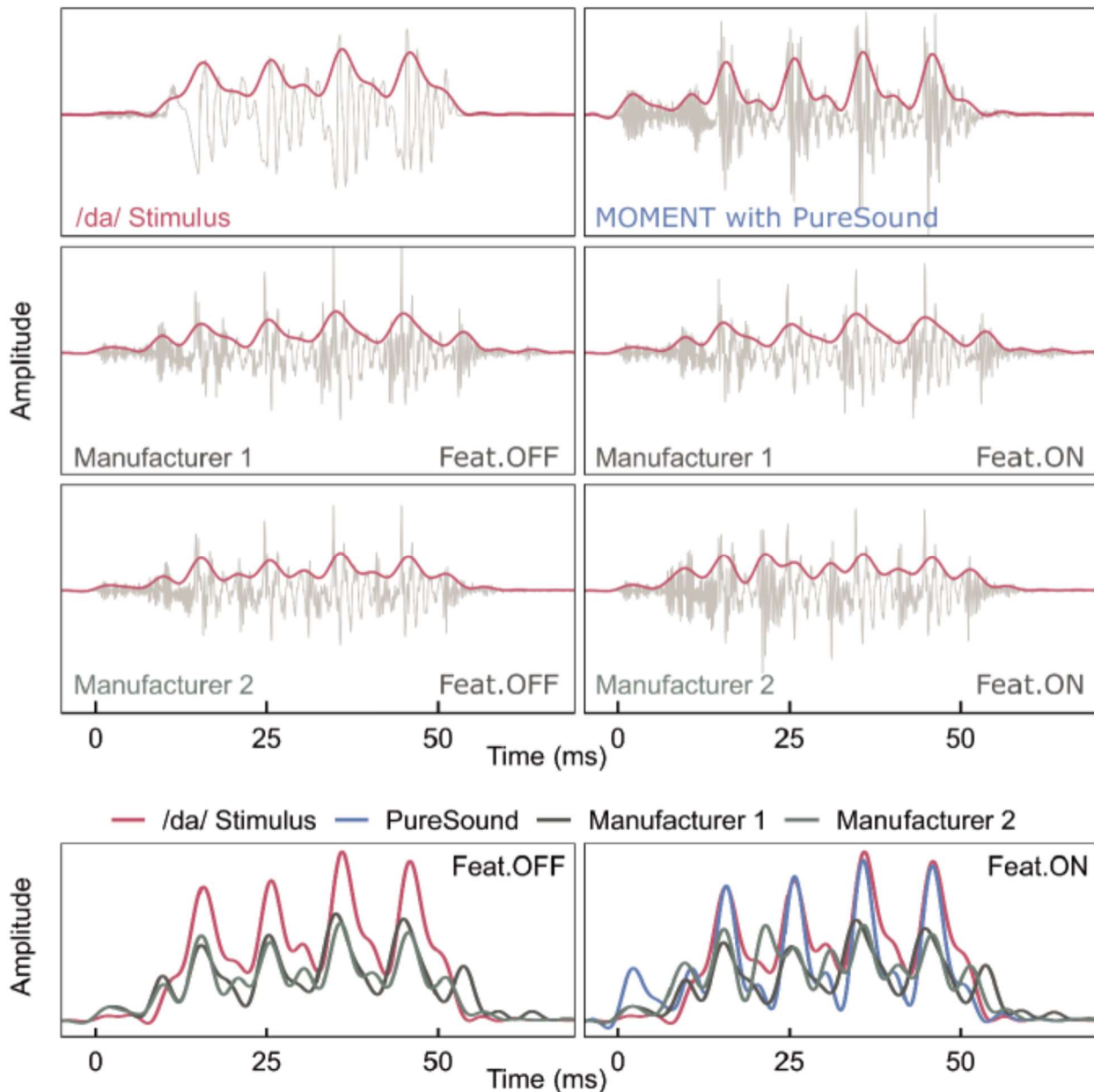


図 3A は、機能「オン」モードと「オフ」モードの両方で、補聴器なしの状態と 3 つの異なる補聴器状態の間の KEMAR 記録応答から導出された時間包絡線を示しています。基本周波数を表す包絡線はピンク色で表示され、実際の波形は灰色で表示されます。この図は、PureSound™プログラムの包絡線が元の / da / 音とうまく整合しているのに対し、メーカー #1 と #2 の包絡線は振幅が小さく、元の音と包絡線のピークとの整合性が低いことを示しています。図 3B は、機能の「オン」モードと「オフ」モードの両方で、4 つの包絡線すべてを 1 つの図に重ね合わせることで比較を容易にします。機能「オン」(右) と「オフ」(左) の包絡線に実質的な違いはありません。

## 討論

これらの音響測定により、MOMENT™補聴器の PureSound™プログラムとメーカー #1 および #2 の既定のプログラムとの間の群遅延の違いが確認されます。遅延の範囲は、PureSound™プログラムの 0.5 ミリ秒から、メーカー #1 のプレミアム補聴器の 8 ミリ秒です。この遅延の違いは、音のスペクトルに測定可能な音響の違いをもたらします（図 2）。さらに、/ da / 音節の包絡線に影響を与え、聴覚情景分析中の重要なキューである基本周波数キュー（F0）の表現が不十分になります（図 3）。群遅延によるスペクトル歪み（自然音の周波数の共鳴とキャンセル）は、中空、エコー、メタリック、不自然などの形容詞によって表される音質の低下につながる可能性があります。

もう一つの重要な現在の研究からの観察は、補聴器で採用されている適応機能のアクティブ化に関係なく、メーカー #1 と #2 から測定されたスペクトルと時間の歪みの量は同じままであるということです（図 3B）。

これは、補聴器の状態に関係なく、群遅延の影響が同じであることを示唆しています。さらに、（比較した 2 つのメーカーでは）群遅延が適応処理の影響を受けない補聴器の固有の特性であることを示しています。言い換えれば、メーカー #1 または #2 の補聴器には、着用者が異なる遅延を経験することを可能にするメカニズムまたは設定/状態はありません。

以前、いくつかのプレミアム補聴器で群遅延の音響効果を測定しました。これらの補聴器は最近アップグレードされ、メーカーはよりインテリジェントで洗練された処理を主張しています。このような処理の改善により、群遅延が短縮され、以前のモデルと比較してより「自然な」サウンドが得られるかどうかを尋ねるのが妥当です。図 1 と図 2 を Balling 他（2020）によって報告されたものと比較すると、遅延とスペクトル歪みについては、本質的に同じ結果が得られます。

図 4 は、補聴器なしの / da / 刺激の時間包絡線を、PureSound™プログラム（上部パネル）およびメーカー #1（中央パネル）と #2（下部パネル）から測定されたものと比較しています。どちらも以前のバージョン（点線）および最近導入されたプレミアム製品（実線）です。マイナーな例外を除いて、以前のプレミアム製品で測定された / da / 音節の音響包絡線は、メーカー #1 および #2 の現在のアップグレードされた製品と同じです。これは、新しい処理が群遅延や自然信号の保存状態を変更しないことを示しています。

Slugocki 他（2020）は、包絡線追従応答（EFR）を使用して、PureSound™プログラムを装着したときの聴者の / da / 音節の神経コーディングを、メーカー #1 および #2 の最新世代のプレミアム補聴器を装着したときと比較しました。彼らのデータは、PureSound™プログラムでより強い EFR を示し、メーカー #1 と #2 がそれに続きました。これらの結果は、他の 2 つの補聴器と比較して、PureSound™プログラムの音声包絡線に対する神経応答の「位相ロック」が強いことを示唆しています。結果はまた、F0 キューのより良い神経表現と、PureSound™プログラムを身に着けている聴者の潜在的により良いスピーチインノイズ能力をサポートします。EFR は、誘発するオーディオ信号の周期性を追跡するために十分に文書化されているため（レビューについては、Skoe & Kraus、2010 を参照）、PureSound™プログラムとこのレポートで測定されたメーカー #1 および #2 から最近導入されたプレミアム製品の EFR を比較すると、同様の結果が得られると予想されます。言い換えると、新しいデバイスでの処理では、入力信号の自然さは保持されません。

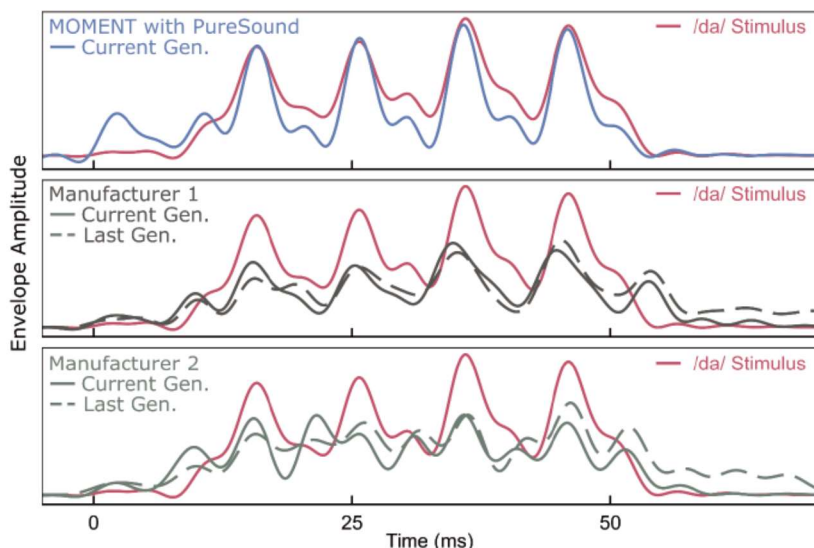


図 4：さまざまな補聴器条件下で KEMAR から測定された合成 / da / 音節の包絡線。ピンクの線は補聴器なしの応答であり、異なる色は異なるテスト補聴器を表しています。点線は、Slugocki 他（2020）で報告された #1 および #2 の以前のバージョンの音響測定値です。実線は現在の測定値です。

## 結論

これらの測定値は、群遅延が装用者の外耳道のオープンフィッティングで増幅された音（音声を含む）のスペクトル時間的側面を大幅に変化させ、脳が処理するための自然な入力が少なくなることを示しています。その結果、音質や音声の理解が損なわれる可能性があります。測定結果はさらに、メーカー #1 および #2 の新しいバージョンの補聴器が、以前のモデルと同じ処理遅延時間を保持し、同じ音響結果をもたらすことを示しています。これらの音響測定は、以前のモデルで行われた測定と類似しているため、MOMENT™補聴器に関する以前の研究で報告された行動および神経の違いが予想され（Balling 他、2020; Kuk 他、2020; Slugocki 他、2020）、これらの新しいモデルにも残ります。

## REFERENCES

- Balling L.W., Jensen N., Caporali S., Cubick J., & Switalski W. (2019). Challenges of instant-fit ear tips: What happens at the eardrum? *Hearing Review*, 26(12), 12–15.
- Balling L.W., Townend O., Stiefenhofer G., & Switalski W. (2020). Reducing hearing aid delay for optimal sound quality: a new paradigm in processing. *Hearing Review*, 27(4), 20–26.
- Bisgaard N., Vlaming M., & Dahlquist M. (2010). Standard audiograms for the IEC 60118-15 measurement procedure. *Trends in Amplification*, 14(2), 113–120.
- Bregman A.S. (1990). *Auditory Scene Analysis: The Perceptual Organization of Sound*. Cambridge, Mass.: Bradford Books, MIT Press.
- Kuk F., Ruperto N., Slugocki C., & Korhonen P. (2020). Efficacy of Directional Microphones in Open Fittings Under Realistic Signal-to-Noise Ratios Using Widex MOMENT™ Hearing Aids. *Hearing Review*, 27(6), 20–23.
- Schepker H., Denk F., Kollmeier B., & Doclo S. (2019). Subjective Sound Quality Evaluation of an Acoustically Transparent Hearing Device. *Proceedings of the AES International Conference 2019*.
- Skoe E., & Kraus N. (2010). Auditory brainstem response to complex sounds: a tutorial. *Ear and Hearing*, 31(3), 302–324.
- Slugocki C., Kuk F., Korhonen P., & Ruperto, N. (2020). Neural encoding of the stimulus envelope facilitated by Widex ZeroDelay™ technology. *Hearing Review*, 27(8), 28–31.
- Souza P., Wright R., Blackburn M., Tatman R., & Gallun F. (2015). Individual sensitivity to spectral and temporal cues in listeners with hearing impairment. *Journal of Speech, Language, and Hearing Research*, 58(2), 520–534.
- Stone M., & Moore B. (1999). Tolerable hearing aid delays. I. Estimation of limits imposed by the auditory path alone using simulated hearing losses. *Ear and Hearing*, 20(3), 182–192.
- Stone M., & Moore B. (2002). Tolerable hearing aid delays. II. Estimation of limits imposed during speech production. *Ear and Hearing*, 23(4), 325–338.
- Stone M., Moore B., Meisenbacher K., & Derleth R. (2008). Tolerable hearing aid delays. V. Estimation of limits for open canal fittings. *Ear and Hearing*, 29(4), 601–617.
- Strom K. (2019). Hearing aid sales increase by 3.8% in first half of 2019. *Hearing Review*, 26(8), 6.