周波数選択性測定 of 臨床応用

岡本康秀¹⁾²⁾, 神崎 晶²⁾, 井上泰宏²⁾, 齊藤秀行²⁾, 貫野彩子¹⁾,
久保田江里¹⁾, 中市健志³⁾, 森本隆司³⁾, 原田耕太³⁾, 小川 郁²⁾

¹⁾稲城市立病院 耳鼻咽喉科

²⁾慶應義塾大学 医学部 耳鼻咽喉科

³⁾リオン株式会社

要旨：感音難聴における雑音下の音および言葉の聞き取りの悪化の原因として、周波数選択性の劣化が一つの要因となっている。周波数選択性は「周波数の違いを弁別する能力」で、生理的には内耳基底板振動や外有毛細胞の能動運動により行われることが分かっている。一方同様に内耳機能を他覚的に捉える検査として耳音響放射（OAE）があり、今回感音難聴者に対してそれぞれの検査を行い、相関を検討した。結果は周波数選択性とOAEに相関があり、内耳機能を反映する一つの指標になりうるということが分かった。また、周波数選択性の測定は、内耳機能を評価するためにOAEでは難しい低音域の内耳機能の評価や、中等度難聴域の評価など障害の定量的な測定が可能である利点がある一方、乳幼児、機能性難聴など自覚的検査が難しい症例では測定が難しいなどの欠点もある。両者の検査を組み合わせることにより、より詳細な聴覚障害の病態を想定できる可能性があると考えられる。

キーワード

周波数選択性, 聴覚フィルタ, ノッチノイズ法, 臨界帯域幅, 耳音響放射

はじめに

感音難聴における雑音下の音および言葉の聞き取りの悪化の原因として、周波数選択性の劣化が一つの要因となっている。周波数選択性とは、「周波数の違いを弁別する能力」であり、これまで周波数選択性は心理物理的同調曲線（PTC: Psychophysical tuning curve）による解析^{1,2)}や、ノッチノイズ法による臨界帯域幅（ERB: equivalent rectangular bandwidth）を測定することによる聴覚フィルタの形状の推定³⁾といった二つの評価法で測定されてきた。この聴覚フィルタは内耳の周波数分析機能を、パワースペクトラムモデルの仮定に基づいてフィルタバンクでモデル化したときのバンドパスフィルタと定

義されている。1940年に Fletcher⁴⁾ は帯域雑音をマスカーとして使用し、中心周波数に対してこの帯域雑音の帯域幅を増加させて一定となる閾値を臨界帯域幅とした。さらに、1976年に Patterson³⁾ はこれを単純化し近似すると仮定した矩形フィルタを、聴覚フィルタの等価矩形幅とし、ノッチノイズ法で簡単に周波数分解能力を分析することを可能とした。現在難聴者における聴覚フィルタの形状を推定することにより、周波数選択性の劣化の程度から内耳の聴覚特性の劣化の評価が可能である。

一方、耳音響放射（OAE: otoacoustic emissions）は1978年に Kemp⁵⁾ によって提唱され、現在では外有毛細胞を中心とした能動的な蝸牛微小機械系の振動が発生源と考えられており、内耳のアクティブメ

カニズムを他覚的に評価できる手法として一般的に広く臨床応用されている。

これらの聴覚心理的アプローチ^{1,3,4,6)}や、耳音響放射といったアプローチに加えて、電気生理学的アプローチ⁷⁾といった膨大な研究結果から現在の外有毛細胞機能つまり内耳伝音系である内耳基板振動や外有毛細胞の能動運動（アクティブメカニズム）が考えられてきた。

以上のことから内耳機能を評価する OAE と周波数選択性の結果は、それぞれに密接な関係があると考えられる。OAE は臨床応用されてきた一方、周波数選択性の測定は蝸牛シミュレーションから聴覚補償技術の進歩発展に寄与する研究が主であった。臨床応用されない一つの理由として、測定時間が非常に長いことがあげられる、したがって周波数選択性測定が臨床的に聴覚特性を表す一つの指標にはなっていない。

そこでわれわれは、外来診療において測定可能な簡易型周波数選択性測定装置の開発にともない、聴覚特性を表す指標として、感音難聴者に対して周波数選択性と OAE との相関を調べ、臨床応用が可能であるか検討することを目的とするとともに、ノッチノイズ法を用いた簡易型周波数選択性測定装置の概略につき紹介する。

対象と方法

慶應義塾大学病院及び稲城市立病院を難聴にて受診した81名85耳（年齢15歳から88歳、平均57歳）を対象とした。聴力は軽度および中等度の SISI 陽性の左右差のない感音難聴者（平均聴力（4分法）で5-62.5dB、全体平均31.4dB）とした。明らかな後迷路性難聴は除外した。検査として純音聴力検査、DP-OAE（Distortion product otoacoustic emissions）、周波数選択性の測定を行った。周波数選択性測定は、測定器 HD-AF（RION）を用いた。この測定器は、従来の Patterson³⁾ によるノッチノイズ法に基づいており、聴覚フィルタのダイナミックレンジを任意に設定可能なマスキングレベルの決定法と、一つのマスキング閾値に相当する測定点からの聴覚フィルタ形状の推定法から構成される。測定方法については後述の検査手順で述べる。この測定器において本研究では測定周波数を1kHz、2kHz、4

kHz の3周波数とし、閾値上10dBの聴覚フィルタ測定を行い等価矩形幅（ERB: Equivalent Rectangular Bandwidth）を算出し、患者 ERB 値／健聴者 ERB 値の比を Rb 値として表した。⁸⁾ DP-OAE は同条件（ $f_2/f_1 = 1.22$, $f_2 = 1000, 2000, 4000\text{Hz}$, $f_1 = 65\text{dB SPL}$, $f_2 = 55\text{dB SPL}$ ）のもと ILO292USB（RION）および DP-2000（モリタ）を用い、ノイズ上を有効 DP-OAE レベルとした。

DP-OAE と周波数選択性測定値（以下 Rb 値）との相関を見るために、検討する周波数を1kHz、2kHz、4kHz の3周波数とした。(I) Rb 値と DP-OAE レベルとの相関、(II) 純音聴力閾値（以下 HL）と Rb 値の相関、(III) HL と DP-OAE レベルについての相関をそれぞれの周波数で検討した。相関関係に用いた統計計算ソフトは Microsoft Excel 2010 を用いた。

この検査は、慶應義塾大学病院、稲城市立病院の倫理委員会の承認を得て、十分なインフォームド・コンセントを行い同意がとれたかたのみを対象に行った。

周波数選択性測定器（HD-AF）の検査手順^{8,9,10)}

測定周波数は、250Hz、500Hz、1kHz、2kHz、4kHz の5周波数が可能である。測定法は従来のノッチノイズ法³⁾に基づいているが、本検査では、簡易的に中心周波数に対するマスキングレベルの決定(a)を行い、続いてマスキングのバンド幅を決定(b)する事から聴覚フィルタを測定する。測定に際しての注意点として、マスキングによる音響外傷の予防としてマスキング音圧が過大とならないように配慮した。

a. マスキングレベルの決定

各測定周波数（中心周波数）において、最小可聴閾値上10ないし20dBの純音の断続音を呈示する。(図1 A) その音圧に対してマスキングできる最小のマスキングレベルを測定する。(図1 B) マスキングノイズはホワイトノイズ（ノッチのないマスキング）を用いる。

b. マスキングのノッチ幅の決定

次にマスキングレベルはそのままに呈示純音断続音を5dB下げて、マスキングノイズにて提示音をマスキングする。(図1 C) 提示音がマスキングのかかった状態から、提示音を中心として等幅にマスキ

図1 A-D HD-AFにおける周波数選択性の測定方法
 A：提示音（黒丸）を最小可聴域値（白丸）上10-20dBで決定する。
 B：提示音（黒丸）に対してホワイトノイズでマスクング（網掛け領域）し、マスクング閾値を決定する。
 C：マスクング閾値は変えずに、提示音（マスクキー）を5dB下げる。（白抜き黒丸）
 D：提示音を中心に等幅でノッチを広げてゆき（ノッチノイズ）、提示音（白抜き黒丸）が可聴となるノッチ幅を決定する。

ングのノッチ幅を広げ、提示音が可聴となった最小のノッチ幅を測定する。（図1 D）この測定されたノッチ幅より、聴覚フィルタのバンド幅をERB値として算出する。算出する計算式の詳細は文献7による。

1周波数につき約4-5分程度で測定が可能であるので、全5周波数測定で約20分程度にて完了する。

結 果

DP-OAEの測定が可能な1-4kHzの3周波数において、周波数選択性（Rb値）と純音聴力（HL）、DP-OAEのそれぞれの相関を表1および図2 A-Lに示す。

(I) Rb値とDP-OAEレベルの相関（図2 A, D, G, J）

1, 2, 4kHzそれぞれにおいて有意な相関（1kHz： $r=0.41$, $P<0.01$, 2kHz： $r=0.36$, $P<0.01$ ）、4kHzにおいて弱い相関（ $r=0.26$, $P<0.05$ ）を認めた。1-4kHzの合計において有意な相関（ $r=0.37$, $P<0.01$ ）を認めた。

(II) 純音聴力閾値（HL）とRb値の相関（図2 B, E, H, K）

1, 2, 4kHzそれぞれにおいて強い相関（1kHz： $r=0.45$, $P<0.01$, 2kHz： $r=0.58$, $P<0.01$, 4kHz： $r=0.53$, $P<0.01$ ）を認めた。1-4kHzの合計においても強い相関（ $r=0.52$, $P<0.01$ ）を認めた。

(III) HLとDP-OAEレベルの相関（図2 C, F, I, L）

1, 2, 4kHzそれぞれにおいて強い相関（1kHz： $r=0.58$, $P<0.01$, 2kHz： $r=0.65$, $P<0.01$, 4kHz： $r=0.73$, $P<0.01$ ）を認めた。1-4kHzの合計においても強い相関（ $r=0.66$, $P<0.01$ ）を認めた。

考 察

現在まで周波数選択性測定が長く臨床応用されてこなかった理由として、従来のノッチノイズ法は測定時間がかかりすぎる点が挙げられる。難聴者のダイナミックレンジの狭小に伴うマスクレベルの決定やマスクのバンド幅の決定に対して測定が複雑化するため、測定点が多く必要となり1周波数に30分程度時間を要する。つまり5周波数（250, 500,

表1 Rb 値と DPOAE, Rb 値と純音聴力閾値, 純音聴力閾値と DPOAE の 1kHz, 2kHz, 4kHz, 1-4kHz における相関
各周波数とそれぞれの関係において相関を認めた。
(* $P < 0.05$, ** $P < 0.01$)

	1kHz	2kHz	4kHz	1-4kHz
(I) Rb 値と DPOAE レベル	0.41**	0.36**	0.26*	0.33**
(II) HL と Rb 値	0.45**	0.58**	0.53**	0.52**
(III) DPOAE レベルと HL	0.58**	0.65**	0.73**	0.66**

* $P < 0.05$, ** $P < 0.01$

図2 (A-L) Rb 値, DP-OAE レベル, 聴力レベルの相関関係

1kHz を○, 2kHz を△, 4kHz を□で表記した。

左縦列 (A, D, G, J): Rb 値と DPOAE との相関, 横軸に DP レベル, 縦軸に Rb 値とした。

中縦列 (B, E, H, K): Rb 値と純音聴力閾値との相関, 横軸に聴力レベル (HL), 縦軸に Rb 値とした。

右縦列 (C, F, I, L): 純音聴力閾値と DPOAE との相関, 横軸に聴力レベル (HL), 縦軸に DP レベルとした。

1k, 2k, 4kHz) とすると150分程度の時間がかかってしまうことになる。本簡易測定器 (HD-AF) は、マスキングレベルの決定に対してダイナミックレンジを任意に可変出来るようにし、またマスキングのバンド幅の決定を聴覚フィルタ形状から推定する方法を用いる事で大幅に測定時間の短縮がはかられている。結果として各周波数5分程度で測定が可能で、5周波数を25分程度で終了する。この程度であれば十分に臨床応用出来ると考えられる。また、この簡易検査の精度は Patterson, Moore らの従来法^{3,6)} と比較してほぼ同等の精度であることが報告されている。¹⁰⁾

周波数選択性は理論的に、基底板や外有毛細胞のアクティブメカニズムを主とした蝸牛の聴覚特性の指標となり得ると考えられるが、他覚的検査である OAE との相関がどの程度あるのかが重要な点であり、周波数選択性測定における臨床応用の可能性について検討する必要がある。今回感音難聴者に対する周波数選択性、DP-OAE、純音聴力閾値とのそれぞれの測定結果から、それぞれの相関関係を検証した。

(I) 周波数選択性と DP-OAE の関係について

他覚的検査である DP-OAE では、主に蝸牛における外有毛細胞を中心とする伸縮運動を音響反応として捕らえることで、内耳アクティブメカニズムの機能評価を可能とする。一方自覚的検査である周波数選択性測定では、聴覚心理的にマスキングを用いて内耳能動運動機能の評価が可能である。今回の感音難聴症例の 1kHz, 2kHz, 4kHz の3周波数を対象にした検討で、DP-OAE と周波数選択性に有意な相関が見られたことから、周波数選択性は DP-OAE と同様に外有毛細胞の機能障害を評価できていると言える。しかし、完全に相関しないケースもある。この理由として周波数選択性測定における特徴周波数は純音であるのに対して、DP-OAE の結合音やその音響反応の周波数が純音の周波数と必ずしも一致していないことがあげられる。また、自覚的検査である周波数選択性の測定結果は、末梢から中枢まで含めて評価される。特に周波数選択性の先鋭化は内耳以降のより中枢側で先鋭化処理が行われ、選択性の強調がされている可能性が動物実験で指摘されている。¹¹⁾ 今回の対象は内耳性難聴が中心

であるが、聴覚障害の部位には中枢を含めてバリエーションがあるため、内耳性を評価する OAE に対して後迷路の影響が周波数選択性の劣化に及ぼしている可能性が少なからずあることも理由としてあげられる。しかし後迷路の周波数選択性に対する結果への影響の詳細はいまだ未解決であり、末梢における周波数選択性と後迷路における周波数選択性のそれぞれをとらえることが出来るか今後他の聴覚心理検査等を含め様々なアプローチからさらに解明していくことが必要と考えている。

(II) 周波数選択性と純音聴力閾値の関係について

Zwicker や Glasberg ら^{12,13)} は、難聴者のうち老人性難聴などの進行する難聴や、騒音性難聴、メニエール病では、必然的に周波数選択性が損なわれることを指摘し、特に老人性難聴の周波数選択性の結果において個人差はある¹⁴⁾ ものの聴覚域値上昇にともなって周波数選択性の劣化することを報告した。今回の症例群は難聴の疾患を特定していないものの感音難聴群で各周波数において明らかな相関が認められ、聴覚域値上昇にともなって周波数選択性の劣化の傾向を示しこれまでの報告を支持する。また、図 2 K で聴力閾値が 60dB 以上になると Rb 値が非常にばらついてくることが分かる。外有毛細胞のアクティブメカニズムの機能は 60dB 程度まで働くことが指摘されており、周波数選択性の本測定結果は内耳における能動運動をよく反映していると考えられる。逆に 70dB 以上の感音難聴において周波数選択性の測定結果は、内耳機能以外の因子を含み反映している可能性があるが、現在の所詳細は不明であり 70dB 以上の測定値は信頼性が低いと考えられる。

(III) DP-OAE と純音聴力閾値の関係

DP-OAE と純音閾値とに相関がある報告が多く¹⁵⁾、特に高音域において相関が強い。今回の感音難聴症例においてもこれまでの報告と同様に DP-OAE と純音閾値に明らかな相関があり、今回対象とした症例群は SISI 陽性の感音難聴であり、OAE と周波数選択性を比較するのに妥当な症例群であると考えられた。

OAE 検査と、周波数選択性測定の特徴をまとめると表 2 のようになる。OAE 検査の利点として、測定時間が短く、また他覚的検査であるため新生児から幼児難聴症例や機能性難聴、Auditory

表2 DPOAE と周波数選択性の特徴の比較

DPOAE 測定, 周波数選択性測定の利点・欠点を示す。網掛けは利点と考えられる点, 白抜きは欠点と考えられる点を示す。

DP-OAE	周波数選択性
他覚的検査である	自覚的検査である
測定時間が短い	測定時間が約20分程度 (/5 週波数)
DP レベルにばらつきがある	内耳障害の程度を定量化できる
外耳・中耳の伝音系の影響を受けやすい	伝音系の影響を受けにくい
40-50dBHL で検出率が低下	60dB 程度まで測定が可能
低音域の検出が難しい	250-4kHz の5 周波数の測定が可能
補聴器への応用は難しい	補聴器に応用が可能

Neuropathy などの診断に有効である。OAE 検査の欠点として, 外耳道狭窄や中耳炎がある場合は測定が難しいことや, 個人差がかなり大きく結果の定量化が難しいこと, 低音域の評価がノイズによって出来ないこと, 聴覚域値が 40dB 以上になると検出率が20%程度に下がってしまい,¹⁶⁾ 中等度難聴以上では測定が難しくなることなどがあげられる。

周波数選択性の測定の欠点として, 測定時間が1 周波数約 4-5 分程度かかることや, 自覚的検査であるため応答の可能な年齢までは測定が難しいこと, 機能性難聴では報告が無く臨床結果が解明されていないことなどがあげられる。周波数選択性の測定の利点として, 周波数選択性の劣化程度を定量化することが可能で, この結果により周波数ごとの外有毛細胞の劣化の程度を定量的に評価することが出来るため, 聴覚補償の各周波数に対する具体的な技術に応用できる可能性がある。OAE に比較して外耳・中耳の影響をほとんど受けずに安定して 60dB まで評価することが可能である。さらに 250Hz, 500 Hz といった低周波域の測定が可能で, 例えば低音障害型感音難聴などの外有毛細胞の機能評価が可能となることなどがあげられる。

以上から他覚的検査である DP-OAE と自覚的検査である周波数選択性の両者の利点を組み合わせ, お互いの欠点を補うことにより, より難聴の把握から病態に迫ることが出来る一つのデバイスが得られたと考える。

ま と め

感音難聴者の聴覚特性や病態を検討するために簡

易周波数選択性測定装置を用いた。DP-OAE と周波数選択性の結果に相関が認められ, 他覚的検査と自覚的検査の両面から内耳機能障害の評価が可能であった。理論的には OAE と周波数選択性は同じ病態を見ていると検討できたが, 一方 OAE の結果が自覚的検査である周波数選択性との結果に乖離が出る症例もあることがわかった。この理由として, 感音難聴の病態が, 外有毛細胞障害のみを主とした病態ではなく, 個々の症例で外有毛細胞機能の障害の程度や内有毛細胞, 後迷路の障害の程度が異なることによると推測される。他覚的検査と自覚的検査の両者の利点を上手に組み合わせることにより, OAE で測定の難しい低周波数や中等度難聴などの内耳障害の程度を周波数選択性測定により定量的に判断し, より詳細な聴覚障害の病態を想定できる可能性がある。

(第56回日本聴覚医学会総会・学術講演会で口演を行った。H21, 23年度 JST (科学技術振興機構) の補助金を受けた。また, 本研究では「利益相反に該当する事項」はない。)

Clinical application of frequency selectivity measurements

Yasuhide Okamoto¹⁾, Sho Kanzaki²⁾, Yasuhiro Inoue²⁾, Hideyuki Saito²⁾, Ayako Kanno¹⁾, Eri Kubota¹⁾, Takeshi Nakaichi³⁾, Kouta Harada³⁾, Takashi Morimoto³⁾, Kaoru Ogawa²⁾

¹⁾Department of Otorhinolaryngology, Inagi Mu-

municipal Hospital

²⁾ Department of Otorhinolaryngology, School of Medicine, Keio University

³⁾ Department of Audiological Engineering, RION Co., Ltd.

Frequency selectivity and otoacoustic emission (OAE) testing are commonly used for the assessment of basilar membrane vibration and integrity of the outer hair cells in the inner ear. In this study, we investigated the relationship between the frequency selectivity profiles (psychophysical properties) and OAEs (objective parameters) in patients with sensorineural hearing loss. We found a positive correlation between these measures, which suggested that they could be used for non-invasive determinations of the inner ear function. Our research showed that frequency selectivity testing was useful for quantitative assessment of the auditory responses in the low frequency range, as well as the audiological characteristics of individuals with moderate to severe hearing impairment, in whom OAE testing is not appropriate. However, frequency selectivity testing is not suitable for infants, patients with functional hearing disabilities, and subjects in whom subjective audiometry cannot be satisfactorily performed.

参考文献

- 1) Zwicker E, On a psychoacoustical equivalent of tuning curves. Facts and Models in hearing. Springer 119-127, 1974
- 2) Leshowitz B, Lindstrom R and Zurek P: Psychophysical tuning curves in normal and impaired ear. J Acoust Soc Am **58**: s71, 1975
- 3) Patterson RD: Auditory filter shapes derived with noise stimuli. J. Acoust. Soc. Am. **59**: 640-654, 1976
- 4) Kemp DT: Stimulated acoustic emissions from within the human auditory system. J. Acoust. Soc. Am. **64**: 1386-1391, 1978
- 5) Moore BCJ: Parallels between frequency selectivity measured psychophysically and in cochlear mechanics. Scand. Audiol. Suppl. 25, 139-152, 1986
- 6) Brownell WE, Bader CR, Bertrand D: Evoked mechanical responses of isolated cochlear outer hair cells. Science **227**: 194-196, 1985
- 7) 中市健志, 綿貫敬介, 坂本真一: 難聴者の聴覚特性評価のための聴覚フィルタ測定システムの開発。日本音響学会論文誌 **62**: 214-223, 2006
- 8) Nakaichi T, Watanuki K, Sakamoto S: A simplified measurement method of auditory filters for hearing-impaired listeners. Acoust Sci & Tech **24**: 365-375, 2003
- 9) 中市健志, 綿貫敬介, 坂本真一: 簡易測定法の聴覚フィルタ推定精度。日本音響学会聴覚研究会資料32, (1): 2002
- 10) Fletcher H: Auditory patterns. Rev. Mod. Phys. **12**: 47-65, 1940
- 11) Keidel WD, Neff D: Handbook of Sensory Physiology. Vol5. Auditory System, Springer, Berlin, 1975
- 12) Zwicker E, Schorn K: Psychoacoustical tuning curve in audiology. Audiology **17**: 120-140, 1978
- 13) Glasberg BR, Moore BCJ: Auditory filter shapes in subjects with unilateral and bilateral cochlear impairments. J Acoust Soc Am **79**: 1020-1033, 1986
- 14) Moore BCJ. Auditory filter shapes measured with notched noise. In Cochlear Hearing Loss, Whurr Publishers London: 81-84, 2000
- 15) Kim DO, Paparello J, Jung MD, et al: Distortion product otoacoustic emission test of sensorineural hearing loss: performance regarding sensitivity, specificity and receiver operating characteristics. Acta Otolaryngol **105**, 445-449, 1996
- 16) 小川郁: 耳鼻咽喉科・頭頸部外科の機能検査—何がどこまでわかるか—I聴覚検査, 8耳音響放射。耳鼻頭頸 **75**: 63-70, 2003

(2012年3月7日受稿 2012年7月11日受理)

別冊請求先：〒206-0801

東京都稲城市大丸1171

稲城市立病院 耳鼻咽喉科

岡本康秀

Yasuhide Okamoto

Department of Otorhinolaryngology,

Inagi Municipal Hospital

1171 Omaru, Inagi-shi, Tokyo, 206-

0801, Japan