蝸牛の入力インピーダンスと偶奇モード解析による

進行波の音響的性質に関する検討

堀井 康史 † 北村 敏明 ‡

* 関西大学総合情報学部 〒569-1095 大阪府高槻市霊仙寺町 2-1-1 ま 関西大学システム理工学部 〒564-8680 大阪府吹田市山手町 3-3-35

E-mail: † horii@kansai-u.ac.jp, ‡ kita@kansai-u.ac.jp

あらまし 蝸牛は音聴取の重要な器官でありながら、その動作については未だ謎が多い。著者らは流体力学シミ ュレーションにより、蝸牛内の音響特性が偶奇モード音波の和として表現できることを見いだし、様々な聴覚生理、 聴覚疾患への蝸牛モデルの適用を行ってきた。本稿では、蝸牛の入力インピーダンスに焦点を当て、その計算方法 を紹介するとともに、蝸牛の増幅機構(Active Process)が機能していない受動的な動作環境でインピーダンスを評 価することの重要性を議論する。また、基底膜上に励起される進行波のエネルギーの多くが、基底膜に吸収されず に励振部を置いた卵円窓側に戻ることを偶奇モード解析により明らかにする。

キーワード 蝸牛,基底膜,進行波,入力インピーダンス,偶奇モード解析

Study on Cochlear Input Impedance and Acoustic Properties of Traveling Waves Based on Even/Odd-Mode Analysis

Yasushi HORII[†] and Toshiaki KITAMURA[‡]

[†] Faculty of Informatics, Kansai University 2-1-1 Ryozenji, Takatsuki, Osaka, 569-1095 Japan

[‡] Faculty of Engineering Science, Kansai University 3-3-35 Yamate, Suita, Osaka, 564-8680 Japan

E-mail: † horii@kansai-u.ac.jp, ‡ kita@kansai-u.ac.jp

Abstract While the cochlea is a crucial organ indispensable for sound perception, the mechanism behind its operation still remains largely mysterious. The authors have reported that the sound waves within the cochlea can be expressed as a sum of even and odd mode sound waves through fluid dynamics simulations. We have applied our cochlea model to various auditory physiology and disorders. This paper focuses on the input impedance of the cochlea, introducing its calculation method, and explaining the importance of evaluating the impedance when the cochlea is fresh, but its amplification mechanism (Active Process) is not functioning. Additionally, the analysis of even and odd mode sound waves reveals that the energy of the traveling waves excited on the basilar membrane is mostly reflected back to the input side without being absorbed by the basilar membrane.

Keywords Cochlea, Basilar membrane, Traveling wave, Input impedance, Even/odd-mode analysis

1. はじめに

ヒトの聴覚は、空気振動である音波を耳介で集め、 外耳道を介して鼓膜へと導く。鼓膜は空気振動を耳小 骨の固体振動に変換し、アブミ骨を通じて内耳の卵円 窓を揺らす。卵円窓はアブミ骨底板が靭帯で蝸牛に取 り付けられた構造をしており、アブミ骨底板が揺れる ことで、蝸牛内に音波が外リンパ液の液体振動として 伝えられる[1]。書者らは、前庭階、鼓室階が中央階を 挟んで対称な構造をもつ直線型蝸牛モデルにおいて、 外リンパ液の圧縮性と粘性を考慮して、流体力学方程 式を厳密に解き、蝸牛内に生じる音響現象が中央階を 挟んで偶対称な成分をもつ音波(偶モード音波)と奇 対称な成分をもつ音波(奇モード音波)の重ね合わせ で表現できることを見いだした。そして、偶モード音 波は頂部を固定端とする定在波を作り、進行波の励振 に寄与しないことを、また、奇モード音波は基底膜上 に進行波を作るとともに、その振幅が伝搬とともに減 衰し、消滅することを報告してきた[2,3]。

著者らが提唱した蝸牛の音響現象を偶奇モード音波 に展開する方法は、蝸牛の基本動作を知るうえで多く のことを教えてくれる。しかし、蝸牛の入力インピー ダンスに関しては十分な議論がないまま今日に至って いる。本稿では、蝸牛の入力インピーダンスをキーワ ードに、蝸牛の音響特性を詳しく検討する。

2. 入力インピーダンスの計算方法

質量密度ρ、体積弾性率κの媒質で満たされた円筒 管内を x 軸方向に音波が伝わるとする。このときの音 圧を P、粒子速度を u とすると「連続の式」は、

$$\frac{\partial u}{\partial x} = -\frac{1}{\kappa} \frac{\partial P}{\partial t} \tag{1}$$

「運動方程式」は、

 $\rho \, \frac{\partial u}{\partial t} = -\frac{\partial P}{\partial x} \tag{2}$

書ける。式(1)を t、式(2)を x で微分し、
$$c = \sqrt{\frac{\kappa}{\rho}}$$
(3)

を用いると、音圧に関する波動方程式を得る。

$$\frac{\partial^2 P}{\partial t^2} - c^2 \frac{\partial^2 P}{\partial x^2} = 0 \tag{4}$$

F

$$\frac{d}{dt} = j\omega \tag{5}$$

の関係を用いて式(4)を整理すると、

$$\frac{\partial^2 P}{\partial x^2} + \beta^2 P = 0 \tag{6}$$

となり、この解は次で与えられる。

$$P(x) = P_a e^{-j\beta x} + P_b e^{j\beta x}$$
(7)

但し、位相定数βは、

$$\beta = \frac{\omega}{c} \tag{8}$$

であり、式(7)の第1項は x 軸上を正方向に伝搬する音 波を、第2項は x 軸上を負方向に伝搬する音波を表し ている。

ここで、x=0において音波を励振し、位置 $x = x_1$ 、 $x = x_2$ において音圧 $P(x_1)$ 、 $P(x_2)$ を観測するとする。このとき、式(7)より観測波形は次のように書ける。

$$P(x_1) = P_a e^{-j\beta x_1} + P_b e^{j\beta x_1}$$
(9)

$$P(x_2) = P_a e^{-j\beta x_2} + P_b e^{j\beta x_2}$$
(10)

これらを連立させて Pa、Pbを求める。

$$P_{a} = \frac{1}{e^{-j\beta x_{1}}e^{j\beta x_{2}} - e^{j\beta x_{1}}\bar{e}^{-j\beta x_{2}}} \Big(P(x_{1})e^{j\beta x_{2}} - P(x_{2})e^{j\beta x_{1}} \Big)$$
(11)

$$P_{b} = \frac{1}{e^{-j\beta x_{1}}e^{j\beta x_{2}} - e^{j\beta x_{1}}e^{-j\beta x_{2}}} \left(P(x_{2})e^{-j\beta x_{1}} - P(x_{1})e^{-j\beta x_{2}}\right) \quad (12)$$

これより、例えば、x = x2における反射係数rは、入射 波と反射波の比から次式で求まる。

$$r_{x=x_2} = \frac{P_b e^{j\beta x_2}}{P_a e^{-j\beta x_2}}$$
(13)

これより、反射係数の大きさを dB で表現すると、 |S₁₁|=20log₁₀|r| (14) となる。さらに、入力インピーダンス Zin は、

$$Z_{in} = \frac{1+r}{1-r} Z_0$$
(15)

で求めらえる。なお、r、Z_{in}共に複素量であることに 注意したい。

3. 蝸牛の音響解析

3.1. 蝸牛モデルの設計

ヒトの蝸牛は,図1(a)のように前庭階(Scala vestibuli), 中央階(Scala media), 鼓室階(Scala tympani) と呼ばれる3本の管状構造が束になり、2回転半の螺 旋構造を作っている。蝸牛は基部から頂部に進むにつ れて徐々に細くなり,前庭階と鼓室階は頂部の蝸牛孔 (Helicotrema)で接続される。前庭階と中央階はライス ナー膜、鼓室階と中央階は基底膜でそれぞれ隔てられ る。蝸牛に到着した音刺激は、基底膜上に進行波を作 り、内・外有毛細胞、蓋膜を含むコルチ器を刺激する。 蝸牛には Active Process と呼ばれる増幅機構があり、 基底膜振動が外有毛細胞の聴毛先端にある MET channel の開閉を促し、内リンパ液から外有毛細胞内に カリウムイオンが取り込まれる。外有毛細胞膜の表面 には多数のタンパク質モーター Prestin が存在し、細胞 内外の電位差に応答して大きな細胞収縮運動を生み出 す[4]。これらはいずれも音の聴取に欠かせない重要な 構造であり機構であるが、微小な音刺激に対する蝸牛 の振る舞いを議論する際、ライスナー膜は十分に薄く、 コルチ器も十分に小さいことから、本稿ではこれらの 影響を無視できるものとし、中央階を基底膜のみで表 現する。また、解析モデルの単純化のため、螺旋構造 の蝸牛を直線状に伸ばし、図1(b)のような蝸牛モデル を設計する。





(b) 駒キモアル図1 蝸牛構造と蝸牛モデル

前庭階と鼓室階の間に中央階を設け、これに長さLm = 34 mmの基底膜(Basilar membrane)を埋め込む。基部 での基底膜幅を $W_{bm} = 100 \mu m$, 厚みを $H_{bm} = 30 \mu m$ と し, 頂部での幅を $W_{am} = 500 \mu m$, 厚みを $H_{am} = 10 \mu m$ とする。基部から 34.675 mm の位置に, 直径 $D_h = 0.65$ mm の蝸牛孔を設ける。前庭階、鼓室階、および蝸牛 孔は外リンパ液で満たされ、その物性値に真水のもの を与える。基底膜上に生じる進行波は、頂部に近づく につれて振幅が減少するが、その現象を表現するには 外リンパ液の粘性の影響を考慮する必要があること、 また卵円窓で励起された音波が進行波に変化する現象 を厳密に解析するには、外リンパ液を圧縮性の媒質と して取り扱う必要がある。さらに、弾性体である基底 膜は固体力学に基づく解析が必要であることから、こ うした要件を満たすシミュレーションソフトとして COMSOL 社が提供する Multiphysics Ver.6.1 に音響モジ ュールおよび固体力学モジュールを組み込み使用した。





3M Displac









3.2. 蝸牛モデルのシミュレーション結果

図1(b)に示す蝸牛モデルにおいて、卵円窓から1Pa の音圧を与えたときの蝸牛の音響特性を図2に示す。

図2(a)は1000 Hzから16000 Hzまでの周波数におい て進行波を計算し、そのエンベロープを描いたもので、 横軸は蝸牛内の位置を表し、0 mm が基部、34 mm が 頂部に対応する。グラフより高周波音が蝸牛の基部寄 りで、低周波音が頂部寄りで進行波が得られている。 また、低周波音になるほど振幅が大きくなることから、 一般的な物理法則にも合致する結果を得ている。

一例として、図2(b)は2000 Hz、1 Paの音波を与え たときの前庭階、鼓室階の音圧、側面から蝸牛を見た ときの音圧分布、および進行波とそのエンベロープを 描いたもので、前図と同様、横軸は蝸牛内の位置を表 している。本来、このグラフを動画で見るとわかり良 いが、基部において、前庭階の音圧は上下に激しく振 動するのに対して、鼓室階の音圧は 0 Paに固定されて いる。この事実は、図中央の音圧分布の変化からも確 認できる。また、前庭階、鼓室階の音圧は、基部近く では音圧差があるものの、頂部に向かうにつれて音圧 差は小さくなり、やがて無くなる。そして、音圧差が 無くなる位置と、進行波のエンベロープが最大値をと る位置がほぼ一致するところも興味深い。この点につ いては[2]に詳しく述べているので説明を省略するが、

①中央階を挟んで上下に対称な構造を持つ蝸牛では、 偶対称な分布をもつ音波(偶モード音波)と、奇 対称な分布をもつ音波(奇モード音波)の和とし て蝸牛内の音響現象が表現できる

②進行波は奇モード音波によってのみ励振される ③偶奇モード音波は、基部において同振幅をもつ の3点を特に指摘しておきたい。

次に、図2(c)は蝸牛の入力インピーダンス Zinの実 部と虚部を、卵円窓の位置において計算した結果をグ ラフ化したものである。計算点が少ないため正確とは いえないが、250 Hz~16000 Hz において Zinの実部は $1.0 \times 10^5 \sim 6 \times 10^5$ Pa s/m、 Z_{in} の虚部は- $3.0 \times 10^5 \sim 2$ ×10⁵ Pa s/m の範囲で変動していることが分かる。ま た、4000 Hz 以下で蝸牛のリアクタンスは誘導性、そ れ以上の周波数で容量性を示すことも確認できる。以 上の結果は、真水の特性インピーダンスが 1.5×10⁶ Pa s/m であることを考えると、これよりも1桁小さい入 カインピーダンスが得らたことになる。一方、文献調 査をすると、入力インピーダンスが水の特性インピー ダンスよりも1桁低いものから2桁高いものまで千差 万別である。本稿で得られた計算値は本当に正しいの か? これについては、5章の「まとめ」において議 論したい。

最後に、図2(d)は蝸牛入力端における反射係数|S11|

を dB 値で表したもので、蝸牛を励振する際の音エネ ルギーを基準に考えると、 $|S_{11}|=0$ dB では音エネルギー がまったく蝸牛内に入らずに 100 % 反射すること、ま た-10 dB では 10 %、-20 dB では 1 %の音エネルギーが 反射することを意味している。これは逆の見方をする と、 $|S_{11}|\neq 0$ dB のとき、蝸牛内に入った音エネルギー は内部の粘性抵抗等によって吸収されることになる。 このような観点でグラフを眺めると、3000 Hz 以下で は反射が多く、音エネルギーが蝸牛内に入り難い傾向 を示すが、周波数の上昇とともに入りやすくなること がわかる。

このような反射特性|S11|を示すのには、励振部の内 部インピーダンスの設定にも理由がある。すなわち、 励振部は卵円窓を介して前庭階の外リンパ液が広がる 領域に音波を作るため、励振部の内部インピーダンス を外リンパ液の特性インピーダンス 1.5×10⁶ Pa s/m に 合わせて設定するのが自然である。しかし、図 2 (c)に 表すように、蝸牛の入力インピーダンスが外リンパ液 のそれよりも 1 桁低い値をもつのであれば、これに合 わせて励振部の内部インピーダンスも定義し直す必要 がある。

さらに、中耳のインピーダンス整合特性にも注意を 払う必要がある。中耳は、外耳で受けた音波の空気振 動(特性インピーダンス 410 Pa s/m)を内耳の入力イ ンピーダンスに整合させる働きを持つが、鼓膜の位置 で気体のインピーダンス 410 Pa s/m を持っていた音波 が、耳小骨連鎖を介し、卵円窓の位置で図 2 (c)の蝸牛 の入力インピーダンスにどの程度近づくのかを知る必 要がある。中耳と内耳のインピーダンス整合が理想的 な状態に近づけば、より多くの音エネルギーが蝸牛内 に届き、図 2 (b)の音圧分布や進行波の振幅がより大き な値をもつことになるであろう。

4. 偶奇モード解析

偶奇モデルを図3に示す。基本構造は、図1(b)の蝸 牛モデルと同じであり、各部の構造パラメータおよび 物性値も同様である。変更点は、卵円窓(Oval window) と正円窓(Round window)のそれぞれに1Paの音波の 励振面を置き、偶モードモデルでは同振幅・同位相の 励振を、奇モードモデルでは同振幅・逆位相の励振を 行う点である。このときの各モードにおける進行波の エンベロープ、2000Hzにおける前庭階、鼓室階の音圧 と進行波の様子、反射特性を図4,図5に示す。

進行波のエンベロープについては、蝸牛モデル(図2(a))と奇モードモデル(図4(a))のエンベロープが 一致するのに対して、偶モードモデル(図5(a))では エンベロープがまったく見られない。

この状況をさらに確認するため、2000 Hz における



前庭階と鼓室階内の音圧、および進行波の様子を計算 する。グラフの横軸は蝸牛内の位置を表しており、奇 モードモデル(図4(b))では、基部で両階に音圧差が みられたものが、頂部に近づくにつれて音圧差が小さ くなり、ゼロに収束する。また、これに呼応して、進 行波が励起され、エンベロープが最大になるときに、 音圧差が消失する。また、両階の音圧グラフの波長に 注意を払うと、頂部に近づくにつれて波長が徐々に短 くなることが確認できる。これは、基部で音波が励振 されながらも、そのエネルギーが基底膜上を伝わる進 行波に急速に変換されていくことがわかる。一方、偶 モードモデル(図5(b))では、進行波は観察されず、



Frequency(Hz) (c) 反射特性の絶対値 |r| 図 5 偶モードモデルの特性

両階の音圧は一致しながら約-2 Pa~2 Paの間を振動する。このことは蝸牛頂部で音波が全反射し、励振側に 戻されることで定在波が作られることを意味している。

次に、励振面での前進波と後進波の音圧の比から求 めた入力端における反射係数rについて考える。rは 複素数で与えられるため、絶対値をとってグラフ化し ている。一般に、|r|=1 ではモデル内ではいっさいのエ ネルギー損失がなく、すべての音波が反射して入力側 に戻るのに対して、|r|≠1ではモデル内で何らかのエ ネルギーの消費があることを意味している。この観点 で計算結果を見ると、奇モードモデル(図4(c))では |r|≠1であり、モデルに放射構造を与えていないこと から、粘性抵抗と進行波の伝搬損失が影響していると 考えられる。図4(b)の進行波の形状から判断すると、 進行波は伝搬とともに徐々に振幅が小さくなり、やが てゼロに収束することから、一見、進行波のエネルギ ーはこれらの抵抗成分で消費され、完全に失われるよ うに見える。しかし、|r|=0とならないことから、粘性 抵抗と進行波の伝搬による損失は大きくはなく、進行 波は伝搬とともに膜形状の変化に対してインピーダン ス不整合を起こし、基部側に戻る波を作ると考えられ る。事実、進行波のエンベロープを注意深く観察する と完全に滑らかにはなっておらず、基底膜上に進行波 とこれによる定在波が存在することが分かる。こうし て作られた基底膜上の反射成分は、前庭階、鼓室階を 伝搬する音波へと戻り、励振部へと向かうことが容易 に想像できる。一方、偶モードモデル(図5(c))につ いては、|r|=1 であり、すべての音波が損失なく入力端 に戻ることが分かる。すなわち、偶モードは進行波を 作らず、蝸牛内で粘性の影響をほとんど受けず、音波 として蝸牛の頂部で反射するだけの振る舞いしかない。 しかし、ここで忘れてはならないのは、「蝸牛に生じ る音響現象は、偶奇モード音波の和として表現される」 ため、両モードが独立して存在しえないことである。 そのため、偶モードにおいても、蝸牛内を伝搬する音 波として、その位相変化に注意を払った厳密な取り扱 いが求められる。

5. まとめ(蝸牛入力インピーダンスの実測)

蝸牛の入力インピーダンスに関して、ピクルス著『聴 覚生理学』(P.19)[1]に次のように記されている。

「蝸牛の入力インピーダンスは理論的に(Zwislocki、 1965 参照)または実験的に(Lynch ら、1982 参照) 決定された。Lynch らのネコにおける直接測定は蝸 牛のインピーダンスが1kHz において 1.5×10^5 Ns/m³であることを示唆しており、Weverと Lawrence の近似から予想されるよりもかなり低かった。」 その後、多くの研究者が蝸牛の入力インピーダンス の測定に挑み、真水の特性インピーダンス 1.5×10⁶ Ns/m³を超えるインピーダンス値を報告している[5]。 その一方で、真水の特性インピーダンスより1桁小さ い値も報告されているが、どちらが正しいのか?

先に説明したように、蝸牛には Active Process と呼 ばれる増幅機構が備わっており、小さな音刺激も知覚 できるレベルにまで増幅される。ヒトの聴覚は、1000 Hz 以下の音に対してはフェーズロック、それ以上の周 波数ではエンベロープで音を知覚するといわれている が、このとき蝸牛内に副次的に生じた増幅信号は耳音 響放射として耳介から体外に放出されることになる。 但し、Active Process が機能するのは本人が生きている ときのみで、死後 Active Process は消滅する。

さて、Active Process が機能しているとき、耳介で観 測される反射波には、①基底膜に進行波を作り出す初 期プロセスで生じる反射波に加えて、②Active Process が副次的に生み出した増幅成分が含まれることになる。 蝸牛の入力インピーダンスは、式(15)に基づいて入射 波と反射波の比rから求められるが、Active Process が 機能していると、アブミ骨底板の動きから実測した結 果には、Active Process による副次的な音波成分が加算 されるため、反射波が不必要に大きくなり、入力イン ピーダンスが誤って過大評価されてしまう可能性があ る。正しく入力インピーダンスを実測するには、Active Process が失われた直後の蝸牛が新鮮な状態にある期 間に、蝸牛に一切の損傷を与えないようにして測定す るのが正しいと考えるが、いかがであろうか。

謝 辞

本研究は,2020 年度関西大学教育研究高度化促進費 「聴覚メカニズムの工学的解明と臨床医療への革新的 展開」を受けて実施したものである。

文 献

- [1] J. O. Pickes, 「ピクルス聴覚生理学」、二瓶社.
- [2] 堀井,洪,北村,「圧縮性外リンパ液を想定した 直線状蝸牛モデルにおける音波(速波)からの基 底膜進行波の励振」,日本音響学会,聴覚研究会 資料,p.41-46, vol.51, no.2, May 2021,
- [3] W. Hong, Y. Horii, "Contribution of Even/Odd Sound Wave Modes in Human Cochlear Model on Excitation of Traveling Waves and Determination of Cochlear Input Impedance," Acoustics, pp.168-182, vol.4, no.1, Feb. 2022,
- [4] 和田,「内・外有毛細胞のメカニクス」, Audiology Japan vol.59, pp.161~169, 2016.
- [5] O. L. Rochefoucauld, W. F. Decraemer, S. M. Khanna, E. S. Olson, "Simultaneous measurements of ossicular velocity and intracochlear pressure leading to the cochlear input impedance in gerbil," JARO, pp.161-177, vol.9 no.2, 2008.