内耳を満たす特殊体液の電位環境の成立機序

日比野 浩

新潟大学 医学部第二生理学

The Mechanism Underlying the Electrical Property of Cochlear Endolymph in the Inner Ear

Hiroshi HIBINO

Department of Physiology II, Niigata University School of Medicine

要 旨

聴覚は動物に必須である. 音は,外・中耳を介して内耳蝸牛に到達し,基底膜の振動として受容される. この機械的な刺激は,聴覚の一次受容器である有毛細胞により電気信号に変換され, 脳へと伝達される. その際に,蝸牛は,内リンパ液と呼ばれる細胞外液の特殊な電位・イオン環境を用いて,効率的かつ感受性高く有毛細胞を興奮させる. 従って内リンパ液環境は,内耳機能に不可欠である. 本稿では,高度に分化した基底膜と有毛細胞の機能を概略した後,筆者の研究主題である内リンパ液環境の生理的役割と成立機構を紹介し,内耳聴覚研究の面白さを示す.

キーワード:聴覚 (hearing), 蝸牛 (cochlea), カリウム輸送 (K⁺ transport), 上皮 (epithelia)

はじめに

聴覚は動物に必須の感覚である.その末梢受容 器である内耳蝸牛は,音を鋭敏に受容するため, 極めてユニークに分化している.本稿では,最初 に,音シグナルが内耳蝸牛でどのように処理され るかを概説する.その後,蝸牛を満たす不思議な 液体「内リンパ液」についての筆者の主な研究成 果を紹介する.少々難解であるので,具体的な実 験結果を示しながら説明する.内耳に少しでも興 味を持って頂けたら幸いである.

> Reprint requests to: Hiroshi HIBINO Department of Physiology II Niigata University School of Medicine 1 - 757 Asahimachi - dori Chuo - ku, Niigata 951 - 8510 Japan

音シグナルの端緒 — 基底膜と有毛細胞

音が外耳・中耳を伝わり、内耳蝸牛に到達する と、まず、基底膜が振動し(図1A, 1B)、その上 にある有毛細胞が刺激される(図1A, 1C).基底 膜の長さは、ヒトでは33 mm である.特定の周波 数の音が蝸牛に入力された場合、基底膜は音に反 応して一様に全体が上下動するわけではない.実 際には、音は基底膜上を基底部(鼓膜側)から頂 上部へと伝わり、しかもある程度進んだ所で急に 振幅が大きくなり、そして直ぐに消失する(図 1B).この「進行波」は、海岸に白波を立てて打

別刷請求先:〒951-8510 新潟市中央区旭町通1-757 新潟大学 医学部 第二生理学 日比野 浩 ち寄せたあと,砂浜上では即座に消える海の波を イメージすると理解し易い.我々が聴く音は, 色々な周波数の音波が混じっている.基底膜は頂 上部へ行く程,軟らかく且つ幅広くなっており, より低周波,即ち低音の音を受容して振動するよ うになっている(図1B).従って,音は周波数別 に基底膜の特定の部位で分析され,その上に分布 する有毛細胞が刺激される.

蝸牛の有毛細胞は、音の一次受容器であり、頂 上膜に感覚毛を持つ(図1C).感覚毛は、内リン パ液という細胞外液に触れている(図1A, 1C). この液体は、150mMのカリウムイオン(K+)を 含み,血液や通常の細胞外液と同じイオン組成を もつ蝸牛の外リンパ液を基準とすると+80mVの 高電位を示す(図1C)¹⁾,基底膜運動により,有 毛細胞の感覚毛は屈曲する. その結果, 感覚毛の 頂部に局在する機械感受性チャネルが開口し,内 リンパ液の K⁺ が有毛細胞へ流入することで、細 胞は電気興奮する(図1C).これが音伝達の端緒 となり, 音は電気信号として幾つかの過程を経た 後,神経線維を脳へと伝わる.有毛細胞の細胞体 は、低 K+ 濃度の外リンパ液に浸されており、静 止時の電位は-60 mV である(図 1C). 有毛細胞 が微小の音, 即ち, 僅かな感覚毛の屈曲にも敏感 に反応するには、感覚毛のチャネルを介した K+ 流入の駆動力を増大し、それを加速させる必要が ある. この手段として, K+ 濃度は有毛細胞内 — 内リンパ液間でほぼ等しいため,K+濃度勾配を 用いることはできない. 代わりに, 内リンパ液の 高電位が有毛細胞との間に差し引き140 mV もの 大きな電位差を作り、いわば「生体電池」として K+ 流入を加速させ、音シグナルを増幅している (図1C). これは、動物が微小音を聞くことのでき る一つの理由である.

内リンパ液の高電位

上記から明らかなように,内リンパ液の高電位 は聴覚に必須であり,この破綻で難聴が惹起され る.筆者は,この成立機構の解明を目的に,現在 まで研究を行ってきた.以前より,内リンパ液高 電位の成立は、蝸牛側壁の組織である「血管条」 が駆動する外リンパ液 — 内リンパ液間の K* 循 環に立脚すると考えられてきた(図1A).血管条 は、内・外2層の上皮層と、その間を走る多数の 血管から構成される(図1D).組織学的検討や、 阻害薬の内耳投与下での電気生理実験から、各層 の基底側には、Na*,K* - ATPase・Na*,K*,2Cl⁻共輸 送体の K* 取込み体が、頂上側には K* チャネル (外層: Kir4.1,内層:I_{KS})が分布していること が明らかになり(図1D)²⁾⁻⁴⁾、内リンパ液環境 の維持に不可欠であると考えられるようになっ た.しかし、そのメカニズムの詳細は、長年、謎で あった。

血管条の特徴と内リンパ液高電位の 成立機構の仮説

血管条の解剖学的特徴として、①内層・外層・ 血管内皮細胞はタイトジャンクションという防御 バリアで繋がれ、これが血管条内部を内・外リン パ液と血液から物理的に隔離している, ②内層の 基底膜と外層の頂上膜はひだ状で互いに絡み合 い。それらに挟まれた血管条細胞外空間(IS: Intrastrial Space)の間隔は 15 nm と狭い、という 点が挙げられる(図1D)⁴⁾. IS を満たす溶液は, 通常の細胞外液と同じく5mM 程度の低 K+ 濃度 を有するが,内リンパ液の電位と同程度の高電位 を示す(図 1D)⁵⁾⁶⁾. この電位は Intrastrial Potential: IS 電位と呼ばれ、内リンパ液高電位の維持におけ る重要性が考えられていた⁵⁾. また, K⁺ チャネル 阻害薬を蝸牛の血管に投与すると、 内リンパ液の 高電位が大きく低下するため, IS 電位及び内リン パ液高電位の維持には、血管条の血管に面してい る K⁺ チャネル Kir4.1 が深く関わると示唆されて きた (図1D). しかしこれらの仮説は、狭い IS に 電極を留置する実験が困難なため,実証されてこ なかった.

K+ 拡散電位とは

ここで内リンパ液高電位の成立過程を理解する





- A, 内耳蝸牛の構造 蝸牛を縦切り(右上図)にした断面図を示す.
- B, 基底膜の運動 音が蝸牛に入ると, 基底膜は下段のように全体が一様に振動するのではなく, 上段のように頂上部は低音(低周波)に, 基底部は高音(高周波)に反応する.
- C, 有毛細胞 感覚毛を有する項上膜は内リンパ液に, 細胞体は外リンパ液に接する. 感覚毛 が音刺激により屈曲すると, 細胞へ K* が流入する.
- D, 血管条の構造 K*循環・内リンパ液高電位の維持に関わる血管条の輸送分子も示す.
 NKCC: Na⁺,K⁺,2Cl⁻共輸送体, TJ: タイトジャンクション
- A,Dは文献(13)から改変

ために、「K+ 拡散電位」という概念が必要とな る. 今, 図 2A に示す如く, 空間 A には高濃度の K⁺ が、空間 B には低濃度の K⁺ が入っていると仮 定する.AとBが何の変哲もない膜で仕切られて いるときは、何も起こらない(図2A上段).しか し、膜が K⁺を選択的に透過させる孔を有する場 合は (図 2A 下段), K⁺ は A から B へと濃度勾配 に従って移動する.陽電荷が移るので、Aの膜直 下が相対的に負電荷を帯び、膜を介した電位差が 生ずる.濃度勾配に依存して K+ は引き続き移動 しようとするが、同時に、膜を介して相対的にA 側が負電位となっているため、これが陽電荷であ る K⁺の移動を妨げようとする. K⁺ 濃度勾配によ る移動力と、この電位差による反発力が釣り合っ たとき、K+は移動しなくなる、この時の膜の電 位,若しくは電位差を,「K+平衡電位」または 「K+ 拡散電位」と称し、その大きさは、AとBの K+濃度差に依存する、以下、「K+拡散電位」と 呼ぶ. この電位 E_K は, 次の式で表される.

$$E_{K} = \frac{RT}{F} \ln \left(\frac{|K^{+}|_{A}}{|K^{+}|_{B}} \right) - - - -(a)$$

Fはファラデー定数, Rはガス定数, Tは温度, [K⁺]_Aと [K⁺]_Bは空間AとBのK⁺ 濃度である. 膜のK⁺ 選択的な孔が, 生体細胞においては, K⁺ チャネル, つまりK⁺を選択的に通す蛋白質に相 当し,実験系ではK⁺のみを透過させる油成分を 先端に有したK⁺ 選択的イオン電極となる.また, この概念は,全てのイオンに当てはまる.臨床で 日常茶飯事に見る血中の電解質データも,溶液の pHも,この拡散電位を測定することにより,逆算 して求められる.

K⁺ 取込み輸送体阻害下における IS と 内リンパ液の環境変化

筆者らは、内リンパ液高電位の成立機構を理解 するため、K* 選択的イオン電極(K*電極)をモ ルモット血管条の細胞内外の各微小区域に挿入し て、その環境を検討した.この電極は、二連管と なっており、K* 濃度・電位が一本で測定可能で ある.同時に通常の一連管電極で内リンパ液の電 位変化も観察した 7).

図 2Ba 上段は、K* 電極を外リンパ液から血管 条・内リンパ液(図1D)へと進めた際の,電位 (黒) と K⁺ 濃度(灰色)の変化を示し、下段は、 別の電極で内リンパ液の電位を経時的に観察した ものである、濃度は、活量という単位で表してい るため、一般的な濃度より低く示される.また、 血管条に薬剤を投与するため、血管条毛細血管の 源流である椎骨動脈にカテーテルを留置した.外 リンパ液(0 mV · 低 K⁺)より K⁺ 電極を進める と、最初に K⁺ 濃度が 65 ~ 85 mM と高く、電位 が+2~3mVと軽度正の値を示す地点(黒矢印) を見出した(図 2Ba 上段). 解剖学的に、これは 外層の内部を観察していると考えられた (図 1D). 更に電極を進めると, 電位が +70 mVと高 く, K⁺ 濃度が 4 mM と低い IS を認めた(白矢 印). 電極を留置して, 無酸素負荷により血管条内 層の Na⁺,K⁺ - ATPase を阻害したところ, IS 電位 は +70 mV から +22 mV へと下降して 3 mV だけ 上昇し, K+ 濃度は4 mM から28 mM へと上昇し て2mMのみ下降する,二層性変化を認めた(図 2Ba 上段の点線四角と図 2Bb). 同時に内リンパ 液電位は-14 mVの負値まで下降し(図 2Ba下 段), 正の値で留まった IS 電位との差が認められ た(白矢頭). 無酸素を解除すると, ISの電位と K*濃度, 内リンパ液電位の値は, 全て元に戻った. また, 外層の電位と K+ 濃度は, 無酸素負荷によって 殆ど影響されないことを見出した (データ示さず).

これらの結果,特に無酸素負荷時の IS の電位 と K⁺ 濃度の鏡像反応は,外層頂上膜の K⁺ チャネ ル Kir4.1 を介して発生する K⁺ 拡散電位が IS 電 位の主要素であることを示唆する.よって, IS 電 位は以下の式で求められると予想できる.

$$ISP = V_{Outer} + \frac{RT}{F} \ln\left(\frac{aK^+_{i(Ouer)}}{aK^+_{IS}}\right) - - -(b)$$

ISPはIS電位, V_{Outer} は外層の電位, aK⁺_i (Outer</sub> と aK⁺_{IS} は外層内と IS の K⁺ 濃度(活量)である. V_{Outer} と aK⁺_i (Outer</sub>) は常に一定であるので, **図** 2Ba 上段の実測値(黒矢印)を代入した.更に (b)の式へ, 無酸素時における IS の K⁺ 濃度変化 の実測値(**図** 2Ba 上段点線四角と**図** 2Bb 下段)



図2 内リンパ液高電位の成立機構

- A, K* 拡散電位の発生 空間 A には高濃度の K* が,空間 B には低濃度の K* が入っていると仮定する(上段). 両空間を仕切っている膜が K* を選択的に透過させる場合(下段),陽電荷である K* は A から B へと濃度 勾配に従って移動する.すると,膜を介して A の方が B より低電位となる.この電位差,つまり K* の移動 を妨げる反発力が,濃度勾配に依存した K* の移動力と釣り合ったとき,K* は移動しなくなる.この時の膜 の電位,もしくは膜を介した電位差を,「K* 拡散電位」と称し,その大きさは,AとBの K* 濃度差に依存 する.
- B, Na⁺,K⁺ ATPase 阻害の効果
 - (a) 黒線は電位を, 灰色線は K+ 濃度(活量)の変化を示す. 無酸素負荷及びウアバインの還流で内層の Na*,K* - ATPase を阻害した. 上段: K+ 電極による血管条の各区分の K+ 濃度と電位の測定. 下段:別 電極による内リンパ液電位の経時変化.
 - (b) 無酸素下での IS の K* 濃度の変化(下段; a の点線四角内のデータ)から IS 電位の予想値を求め, その実測値(下段; a 点線四角内の黒線と同じ)と比較した. EL; 内リンパ液
- C, 内層の解析
 - (a) 上段: K* 電極による測定,外層(黒矢印), IS(黒矢頭)を通過後,高電位・高K*を示す内層内部 (白矢印)に到達,無酸素負荷の後,内リンパ液へ挿入した,下段:内リンパ液電位の変化,
 - (b) 無酸素による内層 K* 濃度の実測値(下段; a の点線四角内の灰色線と同じ)と内リンパ液 K* 濃度の 実測値(a の上段白矢頭;一定値)から内層頂上膜の K* 拡散電位を求め,内層の電位の実測値との和 を内リンパ液電位の予想値(上段黒線)として示した.更に内リンパ液電位の変化の実測値(上段灰 色線; a 下段点線四角内の内リンパ液電位の変化値と同じ)を重ねた. EL; 内リンパ液
- B, C は文献(7)から改変

を代入して, IS 電位の変化の予想値を求め, IS 電 位の実測値と比較した(図 2Bb 上段). 両者はよ く一致した. よって, IS 電位は主に外層の Kir4.1 を 介した K* 拡散電位により成立することが示された. Na⁺,K⁺,2Cl⁻共輸送体の阻害薬であるブメタニドも, 無酸素負荷と同じ効果を呈した(データ示さず).

EP 成立における辺縁細胞の役割

図 2Ba の無酸素負荷時に認められた IS 電位と 内リンパ液電位との差(白矢頭)から,内リンパ 液電位の成立には IS 電位以外の要素が必要であ ると予想された.無酸素解除後,引き続き K+電 極を IS に留め, Na⁺,K⁺ - ATPase 阻害薬のウアバ インを血管灌流した(図 2Ba 上段).無酸素時と 同様に, IS 電位の低下と軽度回復, IS の K⁺ 濃度 の上昇と軽度回復という二層性変化を認めた.ま た, IS 電位が負値を示さなかったのに対し,内リ ンパ液電位は約-20 mV まで降下した.更に K⁺電 極を IS から内リンパ液へ進めると,K⁺ 濃度は 100 mM 以上に上昇すると共に,電位は大きく降 下し,別電極で測定されている内リンパ液電位の 値とほぼ同じとなった.故に,IS 電位と内リンパ 液電位の差は,内層で生じていることが判明した.

次に、この電位差が内層のどの部分で起こるか を検討した. 電極を外リンパ液から進めていくと (図 2Ca 上段),僅かに正電位かつ高 K⁺ 濃度を示 す外層(黒矢印), 高電位かつ低 K+ 濃度を示す IS (黒矢頭)を認めた.更に K+ 電極を進めると,高 電位のままで K+ 濃度が急に約 80 mM と高くな る点を見出した(白矢印). 内リンパ液の K+ 濃度 は 100 mM 以上であるため(図 2Ba 上段). この 場所は内層の内部であると考えられた(図1D). 電極を留置し、無酸素を負荷したところ、電位は +74 mVから+27 mVへ大きく下降した後,+52 mVへ回復したが、K+濃度はS字状に低下した (図 2Ca 上段の点線四角内). この内層の電位変化 は、無酸素時・ウアバイン投与時の IS 電位の二 層性変化に類似している(図 2Ba).一方,内リ ンパ液の電位は低下し続け.-40 mV を示した (図 2Ca 下段の点線四角内). 更に K⁺ 電極を内層 内から内リンパ液へと進めると, K⁺ 濃度は約 100 mM へ上昇し, 電位は大きく下降して内リンパ液 電位とほぼ同じ負値を示した(図 2Ca 上段の白 矢頭). 従って, 図 2Ba で観察された IS 電位と内 リンパ液電位の差は, 内層の頂上膜で生じていた ことになる.

内層の基底側には K⁺ チャネルが実験的に認め られないことが報告されているが⁸⁾, 頃上膜には K⁺ チャネル I_{KS} が分布する (図 1D). 故に, 内リ ンパ液の K⁺ 濃度は変わらないので⁹⁾, 図 2Ca 上 段の如く内層内部の K⁺ 濃度が低下すると, 膜を 介した濃度勾配が大きくなる. その結果, 内層項 上膜における K⁺ 拡散電位が増大し, 内リンパ液 電位と内層との電位差が拡大する. 従って, 内リ ンパ液の電位は内層の電位と頂上膜の K⁺ 拡散電 位の和として以下のように計算できる.

$$EP = V_{Inner} + \frac{RT}{F} \ln \left(\frac{aK^{*}_{i(Inner)}}{aK^{*}_{EL}} \right) - - - -(C)$$

EP は内リンパ液の電位, V_{Inner} ・ $aK_{i}^{*}(Inner)$ は それぞれ内層の電位・ K^{*} 濃度である.内リンパ 液の K^{*} 濃度(aK_{EI}^{*})は無酸素負荷により変化し ないため⁹⁾,一定であり,**図** 2Ca 上段の実験の場 合には白矢頭の値となる.(C)式へ,無酸素時の 内層の電位・ K^{*} 濃度変化の実測値(**図** 2Ca 上段 の点線四角内)を代入し,内リンパ液電位の予想 値を求めた(**図** 2Cb 上段).これは,内リンパ液 電位の変化の実測値(**図** 2Ca 下段の点線四角内 と**図** 2Cb 上段の灰色線)とよく合致した.従っ て,無酸素負荷時に拡大する内層頂上膜を介した 電位差は,主に I_{KS} チャネルが発生する K^{*} 拡散電 位によることが明らかとなった.

総 括

以上より,内リンパ液高電位の主な起源が IS 電位であること,またこの電位は,K⁺ チャネル Kir4.1 が発生する K⁺ 拡散電位であることを示し (図 2B),従来の仮説⁵⁾をはじめて実証した.こ の拡散電位を生む IS の低い K⁺ 濃度は,内層の K⁺ 取込み輸送体を介した K⁺ の一方向性輸送(IS か ら内層・内リンパ液方向へ)により維持されるこ とも強く示唆される(図 1D, 2B). また,高い IS 電位は、タイトジャンクションによって IS が隣接 する細胞外液から電気的にバリアされていること により保たれると考えられる(図 1D).

また、内層の頂上膜を介した K+ 拡散も内リン パ液の電位に深く関わることを見出した(図 2C).内層の Na⁺,K⁺ - ATPase を阻害した際に, IS 電位と内リンパ液の電位の間に差が見られた(図 2Ba).これは、内層内の K⁺ 濃度の低下によって 拡大する内層頂上膜の K⁺ 撒散電位により説明で きた(図 2C).また内層の基底側には K⁺ チャネ ルが殆どないため(図 1D)⁸⁾,内層の電位は IS の K⁺ 濃度変化の影響を受けず、ほぼ IS 電位と同値 と考えられる.事実、無酸素負荷時の内層の二層 性電位変化パターンは、IS のそれに類似している (図 2B, 2C).よって、内リンパ液電位(EP)は、 (b)と(c)より以下の式で求められる。

$$EP = V_{Outer} + \frac{RT}{F} \ln\left(\frac{aK^{*}_{i(Outer)}}{aK^{*}_{IS}}\right) + \frac{RT}{F} \ln\left(\frac{aK^{*}_{i(Inner)}}{aK^{*}_{EL}}\right) - - - -(d)$$

即ち,内リンパ液高電位は,血管条の2つの K* チャネルが発生する拡散電位により成立する.

今後の抱負

内リンパ液高電位の最初の測定から¹⁾ 半世紀 以上が経過するが,本研究により,その成立機構 は定性的にほぼ理解できたと考えられる.しかし K*循環と高電位の協関は,十分に解明されてい ない.高電位の種々の条件下での制御には,更に 未知の分子も関わる可能性もある.また,内リン パ液の高電位やイオン環境のみならず,未だ生理 的意義が明らかでない高粘性や,同定されていな い含有成分の解析を進め,それらの恒常性の破綻 に立脚する疾患を探索し,難聴に対する新しい治 療法の開発などにも挑戦していきたい.

謝辞

本研究にあたり,直接ご指導頂きました大阪大学大学 院医学系研究科分子細胞薬理学の倉智嘉久教授に,厚く 御礼申し上げます.また,多大なご協力を頂いた,京都 府立医科大学耳鼻科の任書晃先生・鈴木敏弘先生・久 育男教授,近畿大学医学部耳鼻科の土井勝美先生に感謝 いたします.最後に,本稿を作成する機会を与えてくだ さった,新潟大学医学部の味岡洋一教授,河内裕教授, 編集部の先生方に深謝申し上げます.

文 献

- von Békésy G: DC resting potentials inside the cochlear partition. J Acoust Soc Am 24: 72 - 76, 1952.
- 2) Marcus DC, Rokugo M and Thalmann R: Effects of barium and ion substitutions in artificial blood on endocochlear potential. Hear Res 17: 79 - 86, 1985.
- 3) Kusakari J, Ise I, Comegys TH, Thalmann I and Thalmann R: Effect of ethacrynic acid, furosemide, and ouabain upon the endolymphatic potential and upon high energy phosphates of the stria vascularis. Laryngoscope 88: 12 – 37, 1978.
- 4) Hibino H and Kurachi Y: Molecular and physio logical bases of the K⁺ circulation in the mam – malian inner ear. Physiology (Bethesda) 21: 336 – 345, 2006.
- 5) Salt AN, Melichar I and Thalmann R: Mechanisms of endocochlear potential generation by stria vascularis. Laryngoscope 97: 984 - 991, 1987.
- 6) Ikeda K and Morizono T: Electrochemical profiles for monovalent ions in the stria vascularis: cellular model of ion transport mechanisms. Hear Res 39: 279 - 286, 1989.
- 7) Nin F, Hibino H, Doi K, Suzuki T, Hisa Y and Kurachi Y: The endocochlear potential depends on two K⁺ diffusion potentials and an electrical barrier in the stria vascularis of the inner ear. Proc Natl Acad Sci USA 105: 1751 - 1756, 2008.
- 8) Takeuchi S, Ando M, Kozakura K, Saito H and Irimajiri A: Ion channels in basolateral membrane of marginal cells dissociated from gerbil stria vascularis. Hear Res 83: 89 - 100, 1995.
- 9) Melichar I and Syka J: Time course of anoxia induced K⁺ concentration changes in the cochlea measured with K⁺ specific microelectrodes. Pflugers Arch 372: 207 - 213, 1977.