

人工内耳のための進行波型刺激装置の設計 (1)

川 嶋 稔 夫* ・ 今 田 孝 保**
小 原 和 昭*** ・ 伊 福 部 達****

A Design of Traveling-Wave-Type Stimulator for Cochlear Prosthesis (1)

Toshio KAWASHIMA and Takayasu IMADA,
Kazuaki OBARA and Tohru IFUKUBE

要 旨

多重型人工内耳の刺激方式として基底膜上の進行波を模擬する方式を提案している。
32 段×4 組の遅延素子をサンプリング周期を変えて用いることにより、時間および空間周波数の分解能を満足するものが得られた。

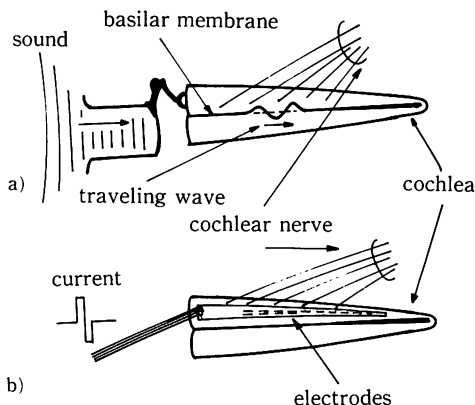
Synopsis

Using the traveling wave model on the basilar membrane, useful method for cochlear prosthesis has been developed. With 32-stages-4-sections delay line varying each frequency, traveling wave is generated in electrically.

1. は じ め に

感音性難聴者に対する感覚代行の一つの方式として人工内耳 (cochlear prosthesis) がある。これは聴神経に直接電流刺激を加えるもので近年の電子技術の進歩に伴い実用化への研究が進められている。¹⁾²⁾ 内耳に挿入される電極には簡易な1チャンネルのものと、IC 技術を応用した多チャンネルのもの³⁾があり、治療の目的では前者が多く用いられている。しかしながら1チャンネルの電極により伝えられる情報には限界があり、読唇の補助手段として利用されているに過ぎない。一方多チャンネルの場合、信号のスペクトラムパターンを電流の空間分布パターンに変換するだけでは単極と同程度の効果しかあげられないことが分かっている。

そこで本研究では多チャンネルの電極による人工内耳の問題点が刺激の時間パターンにあると仮定し、蝸牛基底膜の進行波パターンを模擬する電流分布を与える刺激装置の設計を行ない、時間的・空間的分解能を検討している。



第 1 図 生体における音響信号処理方式(a),
および人工内耳の伝達方式(b)

* 電気工学科 助手

** 電気工学科 助教授

, * 北大応電研

2. 進行波パターンに基づく刺激方式の設計

2-1 聴神経刺激パターン

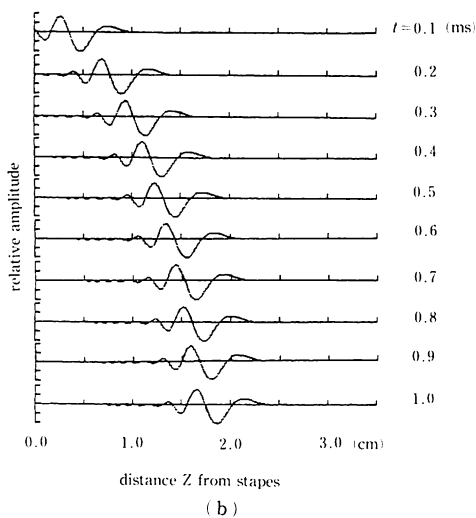
第1図に示すように外部から入った音響信号は中耳・鼓膜・耳小骨を経て基底膜上の進行波の形で聴神経を刺激し中枢へと伝達される。(図a)とここでこれまでの多くの多チャンネル型の人工内耳では音響信号のスペクトラムパターンを電流分布に変換し、ピッチに同期させて聴神経に与えていた。(図b)したがって生体では聴神経への刺激パターンが神経線維ごと位相差を持つのにに対し、人工内耳の場合は同相で刺激されることが分る。この差異は聴神経以降で側抑制が行なわれていること・位相差を持つパターンに生体が応答していることを合せ考えると、これまでの刺激方式の問題点を示していると考えられる。

そこで我々はこれらの点を解決するため基底膜上の進行波パターンと同様の刺激パターンを与えるような人工内耳の設計を行なった。

2-2 進行波パタンのモデル化

Békésyにより初めて観測された蝸牛内の進行波パターンは Flanagan より

$$F(s) = C \left(\frac{2000 \pi \beta_l}{\beta_l + 2000 \pi} \right) r \cdot \beta_l^4 \times \frac{s^2 + 2\alpha_l s + (\alpha_l^2 - \beta_l^2/3)}{[(s + \alpha_l)^2 + \beta_l^2]^3}$$



$$\times \exp\left(-\frac{3 \pi s}{4 \beta_l}\right) \dots\dots\dots(1)$$

$$f(t) = c\beta_l^{1+r} [\beta_l (t-T)]^2 \exp [-\beta_l (t-T)/1.7] \sin\beta_l (t-T) \quad (t \geq T) \\ = 0 \quad (t < T) \dots\dots\dots(2)$$

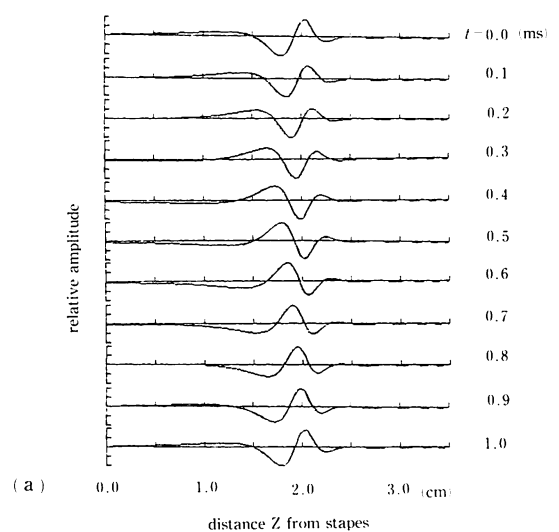
(ただし $T = 3 \pi / 4 \beta_l$)

と表わされている⁴⁾。ここで $F(s)$, $f(t)$ はそれぞれ共振角周波数 β_l の点における応答を表わす。(1), (2)式から基底膜のインパルス応答(第2図(a))および 1 kHz 正弦波に対する応答(第2図(b))を求めた。両式を基に分布定数型回路, 巡回型デジタルフィルタ等の基底膜モデルが提案されている。また人工内耳を目的としたものではマイクロプロセッサを利用したもの⁵⁾も提案されているが処理速度の点で限界がある。本研究では Flanagan の求めた(2)式をもとに, サンプリング周波数の異なる巡回型フィルタを構成し縦続する方法をとった。⁶⁾遅延素子の段数・サンプリング周波数については次のようにして決定している。

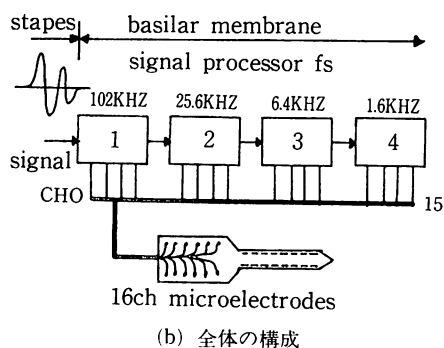
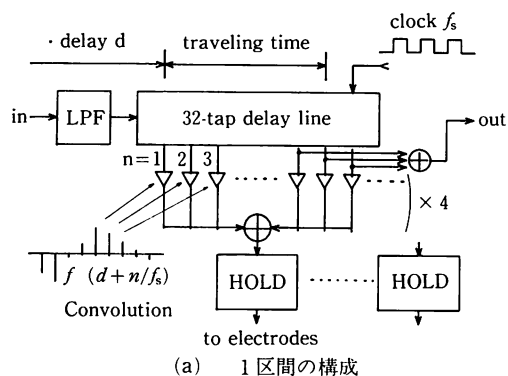
まず基底膜全長(3.5 cm)を 8 mm ずつの 4 区間に分ける。これらを区間 1, 2, 3, 4 と呼ぶ。次に各区間の最大共振周波数および最小共振周波数を次の式から求める。

$$f_0 = 25,000 \times 10^{-0.72 Z} \text{ (Hz)} \dots\dots\dots(3)$$

(ただし, Z はあぶみ骨からの距離(cm))



第2図 Flanagan の基底膜モデルのインパルス応答(a)および 1 kHz 正弦波に対する応答(b)



第3図 信号処理回路の構成

これより各区間でのサンプリング周波数の下限は最大共振周波数によって決定される。一方、第2図(a)の応答波形からZにかかわらず進行波が2周期で減衰することが分る。したがって、遅延素子の段数は最小共振周波数に対し少なくとも 4π の位相を与えるものでなければならない。

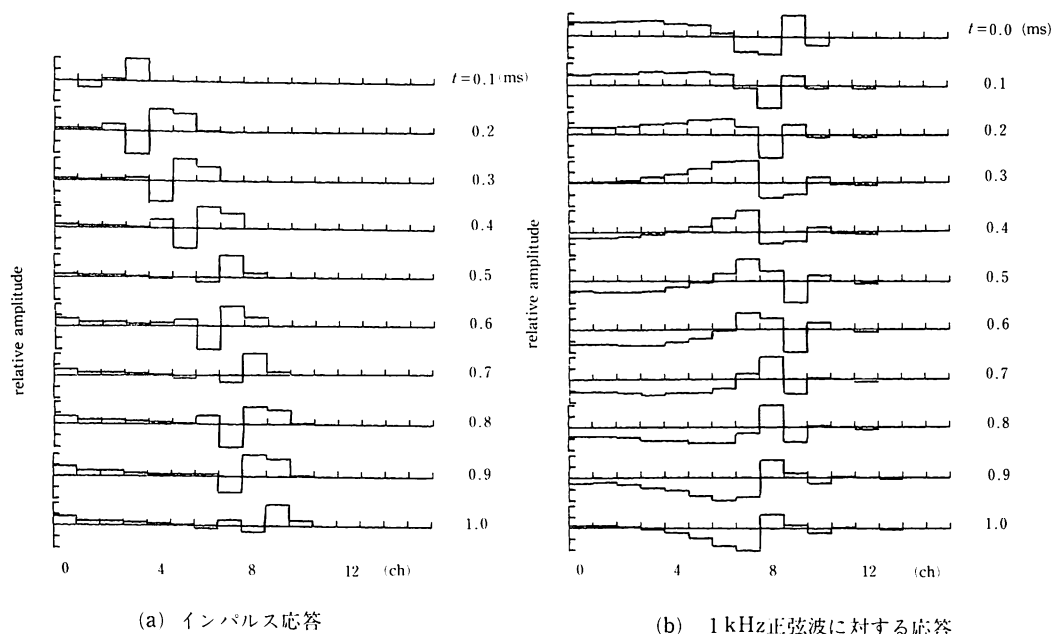
これらの条件から今回は各区間の遅延段数を32としサンプリング周波数はそれぞれ102 kHz, 25.6 kHz, 6.4 kHz, 1.6 kHzと定め、各区間の中間タップ出力を次区間の入力とすることにより進行波の伝搬時間を満足させた。回路の構成を第3図に示す。(a)は1区間あたりの構成である。入力信号はLPFを経て高域をカットされる。遅延素子はサンプリング周波数 f_s で動作し、その出力は重み係数を乗算された後、加算される。タップ n に対する重み係数 $W(n)$ は(2)式の $f(t)$ を用いて

$$W(n) = f(d + n/f_s) \dots\dots\dots (4)$$

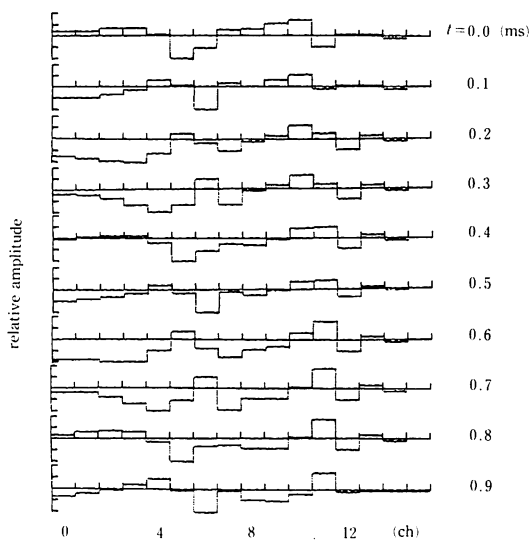
と表わされる。ここで d はこの区間までの伝搬時間を表わしている。

このようにして各区間ごと、基底膜上0.2 cm 間隔に対応して4種のZに対するたたみ込みを行ない全体として16チャンネルの出力を得ている。

(第3図(b)) これらは $Z=0.2\sim 3.2$ cm までの基底膜の振幅に対応している。



第4図 非巡回型フィルタによる基底膜モデルの応答



第5図 2.5kHzおよび400Hz正弦波の合成波に対する応答

3. 結果および考察

設計したモデルにしたがってマイクロコンピュータによりシミュレーションを行なった。第4図(a)はインパルス応答を、(b)は1 kHzの正弦波入力に対する応答を求めたものである。これらはそれぞれ第2図の(a)(b)に対応している。両者を比較して明らかに、進行波による振幅の移動、および周波数共振特性が本モデルにおいて再現されている。また連続した膜の振幅分布を16chの離散的分布に置き換えたことで注意せねばならない空間的折り返し現象は起っていない。この他2.5 kHz, 400 Hzについてもシミュレーションを行なっているが同様の結果が得られている。

さらに複合音を想定して2.5 kHzと400 Hzの正弦波を加算した入力に対する応答を求めた。

(第5図) この場合第6chに2.5 kHzに対する応答が、第11chに400 Hzに対する応答が得られ、この回路が周波数弁別を行なっていることが認められた。

従来の刺激パターンと基底膜パターンを比較した場合、とくにインパルス入力に対する刺激の差は大きく、従来法はすべての電極に同時にインパルスが加えられるのに対し、基底膜モデルでは時系列パターンとして0chから15chへと刺激が移動している。この点で本方式は音響信号の伝達能力の向上が期待される。

しかし、いくつかの問題も残されている。

1) 高い共振周波数のチャンネルではフィルタ係数の有限打ち切りによる誤差が大きい。

2) 重み係数が多い。(512個必要)

これらについては係数を決定する上で最適化を行なうことにより解決されるであろう。

4. ま と め

サンプリング周波数の異なる非巡回型フィルタを組合せて基底膜の振動パターンを模擬する回路を作成することが分った。この回路はBBD素子を利用して実現される予定となっており電流刺激用変換回路を介して、すでに我々が開発している16chの微小電極アレイ⁷⁾と接続される。本方式ではLSI技術により全体をワンチップ化することも可能で植込型人工内耳に適している。一方、本報告で述べた他にも電流分布の拡がり、電極の過渡特性等解決せねばならぬ問題がある。

現在、基底膜モデル回路のハードウェア化を行なっている。

参 考 文 献

- 1) R. L. White, "Review of current status of cochlear prostheses", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, BME-29 (4) p. 233 (1982).
- 2) 小寺, 比企, "聴神経の電気刺激による音響情報伝達", 音響学会誌, 38 p. 113 (1982)
- 3) 小原, 川嶋他, "人工内耳用微小電極アレイの試作", 第7回感覚代行シンポジウム予稿集, p. 30 (1981)
- 4) J. L. Flanagan, "Models for Approximating Basilar Membrane Displacement", Bell Syst. tech. J., 39, p. 1163 (1960)
- 5) 小原, 川嶋他, "人工内耳のための時系列刺激パターン", 第8回感覚代行シンポジウム予稿集, (1982)
- 6) 川嶋, 小原他, "基底膜の進行波パターンに基づく人工内耳刺激装置の開発", 57年度電気四学会道支部連合大会予稿集, p. 104 (1982)
- 7) 小原, 川嶋他, "薄膜型微小電極アレイの試作—人工内耳への応用—", 第21回日本ME学会大会予稿集, (1982)

(昭和57年11月30日受理)