デジタル遅延回路の応用による単チャンネル 人工内耳の言語聴取能の改善法

愛媛大学医学部耳鼻咽喉科学教室（主任：柳原尚明教授）

暁 清 文，竹 田 一 彦，佐 藤 英 光，柳 原 尚 明

MODIFICATION OF SPEECH ENCODING PROCESS OF SINGLE CHANNEL COCHLEAR IMPLANT UTILIZING DIGITAL DELAY CIRCUIT

KIYOFUMI GYO, M.D., KAZUHIKO TAKEDA, M.D., HIDEMITSU SATO, M.D.
and NAOAKI YANAGIHARA, M.D.

Department of Otolaryngology, School of Medicine Ehime University, Ehime

Speech perception by single channel cochlear implant can be improved to some extent by modifying the encoding process of the speech signals. The principle of our encoding strategy is to present speech signals with appropriate delay time for lower frequency components of the speech sound, while without delay for higher frequency components. This is based on a cochlear physiology that higher frequency sounds are perceived earlier than lower frequency sounds, since the former is perceived at the basal turn and the latter at the apical turn. The following tests were performed without the aid of lip reading in the two patients implanted with a single channel cochlear implant of 3M-House design. Lower frequency components of the speech signals were digitally delayed with a Sony SDP-777 ES surround processor. The results indicated that the optimal delay time for identification of /i/, /e/ and /u/ needed longer delay time, while that of /a/ and /o/ needed shorter delay time, corresponding to the difference between the first and second formant of each vowel. Comparison of vowel perception with and without delay coding showed that vowel identification with delay coding was superior to that without it; 30% vs. 16% in case 1, and 48% vs. 30% in case 2.

Key words: 遅延処理, 人工内耳, 母音のフォルマント, 言語聴取能

A 92—1253—23598

はじめに

人工内耳の発達によりこれまで医学的に治療のなかった聾や高度難聴患者の聴覚を取り戻すことが可能となり、最近では本邦でも臨床例の報告が散見されるようになってきた。人工内耳は刺激電極数より単チャンネル方式と多チャンネル方式とに分類されるが、一般に言語聴取能は後者の方が優れている。これは多チャンネル方式の方がより多くの情報を蝸牛神経に送ることができるからである。しかしながら単チャンネル方式でも信号処理法を工夫すれば、かなりの程度まで

言語聴取能を改善できる可能性がある。今回、デジタル遅延回路を応用して、従来のアナログ処理された信号に時系列の情報を加えることにより、どの程度まで単チャンネル人工内耳の言語聴取能が改善しうるかを検討した。本法の原理ならびに患者での試験成績について報告する。

II. 遅延回路による言語聴取能改善法の原理

内耳における音の伝搬様式については Bekesy により詳しく研究されている。それによると音は内耳では

基底膜進行波 (traveling wave) として伝達されるが、音のピッチを感知する部位はだいたい決まっており、高音は前庭窓に近いところで、低音は蝸牛頂に近いところで感知される (place pitch)。従って、進行波の伝達に要する時間を考慮すると、内耳での音の知覚は高音と低音とで若干の時間差があり、低音は高音よりも遅れて知覚される。進行波の速度は基底回転で 150m/sec 位、頂回転で 5—6m/sec と蝸牛内の場所により異なる¹⁾ので、計算によりこの時間差を求めるのは困難である。Bekesy は人側頭骨ならびに蝸牛模型を用いて実験を行い、蝸牛内の各部位への基底膜進行波の伝達時間を詳細に測定している²⁾。それによると、アブミ骨から 20mm の地点 (place pitch では 1.7kHz に相当) までの伝達時間は 0.3msec、25mm の地点 (500Hz に相当) で 1msec、30mm の地点 (100Hz に相当) で 2msec であるという。

従来の単チャンネル人工内耳では、すべての蝸牛神経を同時に刺激する方式を用いていたので、周波数に関する情報はあまり伝わらず言語聴取能は良くなかった。これに対して伊福部ら³⁾は人工内耳でも時間分解能は正常の聴覚の場合と変わらないことから、刺激の時系列を工夫することにより伝達情報量を増やす方式を提唱している。我々の方法も基本的には時系列による信号処理法の 1 種であるが、音声各成分の周波数に応じた進行波の伝達所要時間の差をデジタル遅延回路を用いて電氣的に模倣し、蝸牛神経の電気刺激を行おうとする点でこれまでの方法とは異なる。すなわち、音声の各成分の周波数に応じて delay をかけるが、高

音成分には短い delay をかけ、低音成分には長い delay をかけて電気刺激が行われるよう信号処理の工夫を行うわけである。このためには音声信号をフーリエ解析して周波数分析を行い、音声各成分の周波数に応じて遅延時間を変えるのが良いと思われるが、これは技術的に困難である。そこで、音声成分を周波数によって 2 群に分け、高音成分はそのままで、低音成分にのみデジタル遅延回路を用いて delay をかける方法を採用した。遅延処理は従来のアナログ方式では歪などの問題があったが、デジタル方式ではこれを防ぐことができる。

日本語の理解のためには言語構造的にも母音の弁別が極めて重要なので、今回は母音の聴取能について検

図 1 日本語母音の第一および第二ホルムント (鳥井⁴⁾による)

図 2 信号処理方法の概要

入力された音声信号は 2 つのチャンネルに分け、イコライザーを用いて、1 つは high pass filter を通して 1kHz 以上の高音成分を取り出し、もう 1 つは low pass filter を通して 1kHz 以下の低音成分を取り出した。さらにサラウンドプロセッサに導き、デジタル遅延回路を用いて低音成分にのみ図中の t に相当する delay をかけた。今回の実験ではこれらの信号は合成してスピーカに入力し、この音声を従来の単チャンネル人工内耳を用いて聞かせた。

討した。一般に母音の理解には第一および第二ホルマントの情報が重要とされている。図1に日本語の5つの母音の第一および第二ホルマントの位置を示す⁴⁾が、/i/, /e/, /u/では第一ホルマントと第二ホルマントの間隔が比較的長く、/a/, /o/では比較的短いことが分かる。従って、上述の方法による母音の理解能の向上のためには、前者は長い遅延時間を要し、後者は短い遅延時間を要することが推定される。このように各母音にそれぞれに応じた遅延処理を行うことにより、単に遅延の効果だけでなく、遅延時間の違いから母音をパターンとして弁別しうることが期待される。

III. 実験方法

今回の実験では前述のごとく、音声信号を周波数により2群に分け、高音成分はそのまま、低音成分にのみデジタル遅延回路を用いてdelayをかけ、母音聴取能が向上するかどうかを検討した。

実験にあたっては、まず音声信号を2つのチャンネルに分け、イコライザー (Technics SH-8075) を用いて一つはhigh pass filterを通して1kHz以上の成分を取り出し、もう一つはlow pass filterを通して1kHz以下の音を取り出した。これらの信号はデジタルサラウンドプロセッサ (Sony SDP-777 ES) に導き、デジタル遅延回路を通して低音成分のみにdelayをかけた。さらに、これらの信号は合成スピーカ (ヘッドホン Pioneer SE-305 を利用) に出力した。これはスリーエム社製人工内耳のスピーチプロセッサにはauxillary入力端子がないからで、一旦、音として出力し、これを人工内耳の付属のマイクロホンでピックアップさせた。従って、人工内耳の装置の改造は行わず、そのままの状態で使用した。信号処理方法の概要を図2に示す。

実験の対象は当科でスリーエム社製単チャンネル人工内耳の植え込み手術を行った3症例のうちの2例である。これら患者の年齢、性別、発症原因、難聴になってから手術までの期間、難聴の発症様式、残存聴力を表1にまとめた。症例の詳細についてはすでに報告した⁵⁾のでここでは省略する。

実験は聴力検査室内で行った。検者は被検者と約3m離れた所に対面して座らせ、まず読話ができる状態で10分間程度の訓練を行った。実験中は読話ができないよう両者の間は厚手のカーテンで仕切りをした。検者はマイクロホンに向かって発声しリアルタイムで音を聞かせたが、人工内耳のマイクロホンをヘッドホ

表1 単チャンネル人工内耳植え込み患者の概要

	症例1	症例2
年 齢	59歳	35歳
性 別	男 性	男 性
原因疾患	突発難聴	髄膜炎後
罹病期間	6 カ 月	15 カ 月
難聴の進行	突 発 性	突 発 性
残存聴力	110 dB	118 dB

表2 母音の識別に適した遅延時間

「ア」～「オ」を男性ないし女性の声で聞かせ、最もその音らしく聞こえる遅延時間を0.1, 0.5, 1, 2 msecの中から選択させた。

	症例1		症例2	
	男声	女声	男声	女声
イ	0.5(msec)	1.0(msec)	0.5(msec)	1.0(msec)
エ	0.5	0.5	0.5	0.5
ア	0.1	0.1	0.1	0.5
オ	0.1	0.1	0.1	0.1
ウ	0.1	0.5	1.0	1.0

ンの直前に設置し、これをシールドすることにより、直接の音声ではなく上述の装置を介した音声聞こえるようにした。音声の大きさはスピーチプロセッサを調節して、最も聞き取り易い音量を選択させた。上述の検査に必要な遅延時間はあらかじめサラウンドプロセッサに登録しておき、検者がリモコンでそれぞれの検査音に応じた遅延時間を選択した。なお、読話と人工内耳の併用状態では言語聴取能は良好⁵⁾なので、ここでは読話なしで人工内耳のみの条件で実験を行った。

IV. 結 果

まず、「ア」、「イ」、「ウ」、「エ」、「オ」のそれぞれの音について、最もその音らしく聞こえる遅延時間を求めた。実際には遅延時間の弁別能力に限界があるので、ここでは0.1, 0.5, 1, 2msecと4つの遅延時間を設定し、このうちの2つずつを比べるという方法で最適値を求めた。その結果、個人差はあるものの、「イ」、「エ」、「ウ」では0.5msec～1msecと比較的長い遅延時間が選択され、「ア」、「オ」では0.1msecと短い遅延時間が選択された(表2)。

ついで遅延処理を行った場合と行わない場合の母音聴取能を比較した。検査は「ア」から「オ」の5つの

症 例 1

		受 聴 音				
		イ	エ	ア	オ	ウ
検 査 音	イ	5	2	6	3	4
	エ	2	3	5	4	6
	ア	3	5	3	4	5
	オ	4	4	2	3	7
	ウ	3	6	4	5	2

遅延処理なし

		受 聴 音				
		イ	エ	ア	オ	ウ
検 査 音	イ	7	4	1	3	5
	エ	4	5	1	5	5
	ア	3	2	7	3	5
	オ	3	3	5	6	3
	ウ	5	5	4	1	5

遅延処理あり

症 例 2

		受 聴 音				
		イ	エ	ア	オ	ウ
検 査 音	イ	8	5			7
	エ	3	3		4	10
	ア	7	5	3	3	2
	オ	1	4	6	6	3
	ウ	3	3	2	2	10

遅延処理なし

		受 聴 音				
		イ	エ	ア	オ	ウ
検 査 音	イ	15	2			3
	エ	1	4	4	2	9
	ア		1	10	8	1
	オ	2	2	6	7	3
	ウ	6	1		1	12

遅延処理あり

図 3 遅延処理の有無と母音の異聴表

「ア」～「オ」を無作為に100語選んで聞かせ、その異聴傾向を示した。検査者は男性。症例1の母音弁別能は遅延処理なしで16%，ありで30%，症例2は遅延処理なしで30%，ありで48%であった。遅延時間は表2で選択された値を用いたので、症例1，2で異なる。右列図中の点線内は遅延時間が同じ母音を一群として扱った場合の範囲である。遅延時間が同じ群内にあれば正答として受聴正答率（点線で囲まれた部分の割合）をみると、症例1では遅延処理なしで47%，ありで59%であった。症例2では遅延処理なしで47%，ありで65%であった。これよりある程度は遅延時間の違いから母音をパターンとして弁別しているものと推定される。

語から無作為に100語選んで聞かせ、どのように聞こえるかを応答させた。この検査は検査者が男性の場合についてのみ行った。各検査音の遅延時間は表2で選択された値を用いたので、遅延時間は症例1，2で異なる。図3にその結果を示すが、症例1の母音弁別能は遅延処理を行わなかった場合は16%，行った場合は30%であり、症例2では前者が30%，後者が48%であった。このように、いずれの症例においても delay をかけな

い場合と比べ、delay をかけた場合は母音聴取能は良好であった。この方法による母音の聴取には遅延時間の違いから母音をパターンとして弁別していると考えられる。そこで遅延時間が同じ母音は同一群とみなし、その群間の受聴正答率（点線で囲まれた部分の割合）をみると、症例1では遅延処理を行わなかった場合は47%，行った場合は59%であり、症例2では前者が47%，後者が65%であった。

V. 考 案

人工内耳による言語聴取能は原理的にも多チャンネル方式の方が単チャンネル方式よりも優位にある。Gantz ら⁶⁾は5種類の人工内耳の比較テストを行い、多チャンネル方式の方が、特に読話なしの条件では良好な成績が得られたとしている。しかしながら単チャンネル方式にも、構造が単純で故障にくい、比較的安価である、蝸牛外刺激方式も容易、といった利点の他に、鼓室階に電極を挿入する場合も、内耳への電極挿入が易しい、電極挿入操作による内耳損傷の可能性が少ないといった長所がある。小児などで、将来、取り替えの必要が生ずると考えられる症例では可及的に内耳の損傷を避ける必要があるが、この場合は単チャンネル方式による蝸牛外刺激法が適していると思われる。

今日まで最も多く使用されてきたスリーエム社製単チャンネル人工内耳は、アナログ信号を帯域フィルタを通し、16kHzの搬送波にのせてそのまま内耳に送り込む方式である⁷⁾。これに対して Hochmyer ら⁸⁾は音声信号の圧縮と周波数応答の均一化を行う方式を採用した。すなわち、電気刺激による聴覚のダイナミックレンジは音の場合と比べて極端に悪いことから、これを補正するために電子回路により音声振幅を圧縮処理するとともに、さらに、音声の周波数ごとの聴覚域値が電気刺激の場合は音の場合と異なるので、イコライザーを用いてこれが一致するように信号処理を行った。彼らはこの装置により単チャンネル人工内耳でも優れた言語聴取能が得られたと報告している。実際、Tyler⁹⁾は自ら Hochmyer らの患者を訪問して検査を行い、単チャンネル方式でも良好な成績が得られることを確認している。一方、伊福部ら³⁾は単チャンネル方式においても音声のピッチと第2ホルマンの情報を時系列に変換して伝達できるとし、音声信号内に母音情報を挿入する方法を発表している。すなわち、一定周期のピッチパルス間に、ある遅延時間において第2のパルスを挿入し、遅延時間を音声の第2ホルマン周波数の逆数に比例させることにより、第2ホルマンの情報を伝達しようとする方法である。予備的実験の結果から、彼らはこの方法でも良好な母音聴取能が得られる可能性があるとしている。

我々の方法も基本的には時系列による信号処理法ではあるが、母音情報の処理法で伊福部らの方法とは異なる。今回の実験結果から、信号処理法の工夫により単チャンネル方式でも、かなりの程度まで母音聴取能

が改善しうることが示された。こうした新しいシステムの評価にはある程度の使い込みが必要で、多チャンネル方式の場合でも初回の検査時には母音識別能は40～60%位とされている¹⁰⁾¹¹⁾。それを考慮に入れば今回の成績は決して悪いものではないと考える。日本語は子音と5つの母音の組み合わせからなっている。従って、少なくとも母音が理解できればかなりの言語聴取能が得られると期待される。現在のところは予備的実験の段階であるが、今後はこの方式がリアルタイムで作動するようにし、さらにポータブルにする必要がある。この方式でどこまで言語聴取能が改善されるかは十分な使い込みをした段階で評価されることになる。

VI. ま と め

単チャンネル人工内耳の手術を受けた患者に、従来の方式による音声とデジタル遅延処理を行った音声聞かせ、母音聴取能を比較した。遅延処理の場合は、音声成分を2群に分け、高音域はそのまま、低音域にのみ各母音のフォルマントに応じて遅延時間を決め、それらを合成して音声聞かせた。その結果、遅延処理を行った音声の方が従来方式よりも優れた母音聴取能を示した。

参 考 文 献

- 1) 中村文雄：内耳の音受容機構、勝木保次編：生理学大系IV 感覚の生理学、医学書院、東京、1974、733-739頁。
- 2) von Békésy G: Travel time for pulses along the cochlear partition, in Wever EG (ed): Experiments in hearing. Krieger Publishing Company, New York, 1980, pp 456-458.
- 3) 伊福部 達, 平田恵啓, 松島純一: 蝸牛外電気刺激法による人工内耳の基礎実験、日本音響学会、電子情報通信学会技術研究報告、SP87-71, 1-8, 1987.
- 4) 烏井規子: 電気通信研究所経過資料第579号, 1957.
- 5) 暁 清文, 佐藤英光, 竹田一彦, 柳原尚明: シングルチャンネル人工内耳: 3症例の経験とその臨床成績。日耳鼻, 投稿中。
- 6) Gantz BJ, Tyler RS, Knutson JF et al: Evaluation of five different cochlear implant designs: audiological assessment and predictors of performance. Laryngoscope 98: 1100-1106, 1988.
- 7) Fretz RJ, Fravel RP: Design and function: A physical and electrical description of the 3M House

- cochlear implant system. *Ear and Hearing* 6 (Supple 3) : 14S-19S, 1985.
- 8) Hochmair ES, Hochmair-Desoyer IJ: Percepts elicited by different speech-coding strategies. *Ann NY Acad Sci* 405 : 268-279, 1983.
- 9) Tyler RS: Open-set word recognition with the 3M/Vienna single-channel cochlear implant. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg* 114 : 1123-1126, 1988.
- 10) 船坂宗太郎, 高橋 整, 湯山久美子, 城間将江, 熊川孝三: 22 Channel Cochlear Implant 患者の語音聴取能とその生理学的考察. *耳喉頭頸* 60 : 283-289, 1988.
- 11) 伊藤寿一, 土師知行, 川野通夫, 竹内真理子, 本庄 巖: 人工内耳手術とリハビリテーション. *耳鼻臨床* 81 : 1563-1568, 1988.
-
- 本論文の要旨は人工内耳 (cochlear implant) 症例検討会 (東京) ならびに第16回日本臨床耳科学会総会 (京都) にて口演した。
-
- (原稿受付 1989年2月25日)
- 別刷請求先 〒791-02 愛媛県温泉郡重信町大字志津川
愛媛大学医学部耳鼻咽喉科学教室 曉 清文