

3 チャンネル可変フィルタバンクの最適設計とデジタル補聴器への応用

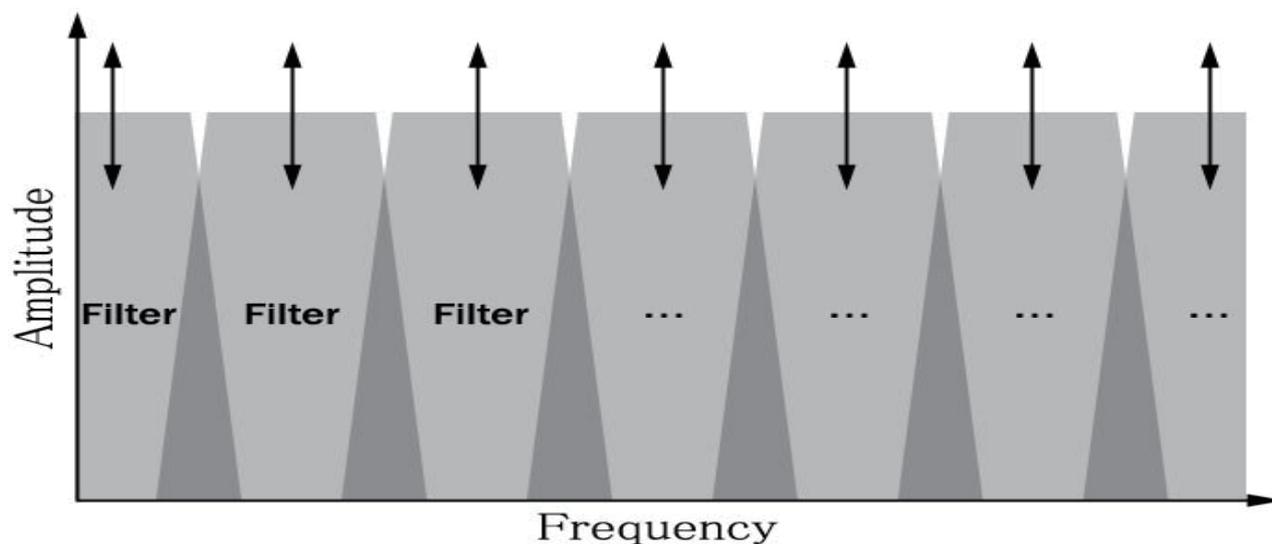
伊 藤 登 東邦大学理学部情報科学科教授

1 研究の目的

補聴器はアナログからデジタルへ主流になりつつある。デジタル補聴器は、アナログ素子のものとは比べると、入力されてきた音声信号に多様な処理を施すことが容易に実現できるため、「fitting」の際に要求される細かい調節が可能である。しかし、補聴器を必要とする難聴者の聴力特性は千差万別であり、おのおのの聴力に適した fitting が行える従来のデジタル補聴器は、計算量・電力消費が多くて、コストが高いなどの問題点が挙げられる。本研究では、低次数でも比較的特性の優れた3種類の変可 IIR デジタルフィルタ（可変低域通過デジタルフィルタ、可変帯域通過デジタル、可変高域通過デジタルフィルタで構成される3チャンネル可変デジタルフィルタバンク(variable filter-bank:VFB)を設計し、消費電力とコストパフォーマンスの悪さの要因になっている計算量を軽減し、かつ最適な fitting が可能なデジタル補聴器の設計法を開発する。

2 従来の固定幅フィルタバンクに基づく補聴器の問題点

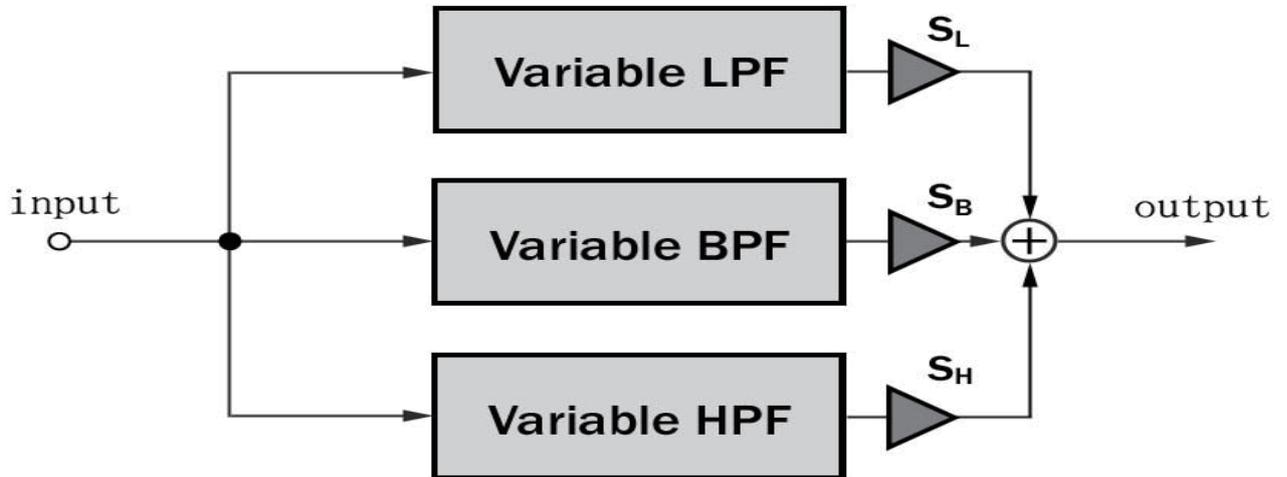
補聴器は聴き取りづらい音を増幅する仕様でなくてはならない。たとえば、人は年齢を重ねるにつれ、高い音域（高い周波数成分）が聴こえにくくなる傾向にあるため、高い周波数帯域に通過フィルタを設け、ゲインを増幅する必要がある。このように聴き取りにくい部分を聴き取りやすい音量に合わせることを「fitting」という。しかし、この「聴き取りづらい」というのは個人によって千差万別であり、たとえひとりの人の fitting ができたからといって、その fitting が他の人にとって聴き取りやすい音である保証はない。つまり補聴器の fitting というのは難聴者ひとりひとりに柔軟に調節できる仕様でなくてはならないのである。従来の補聴器は下図のように、様々な聴力に応じて、沢山のゲイン調節用の帯域フィルタを用いていた。



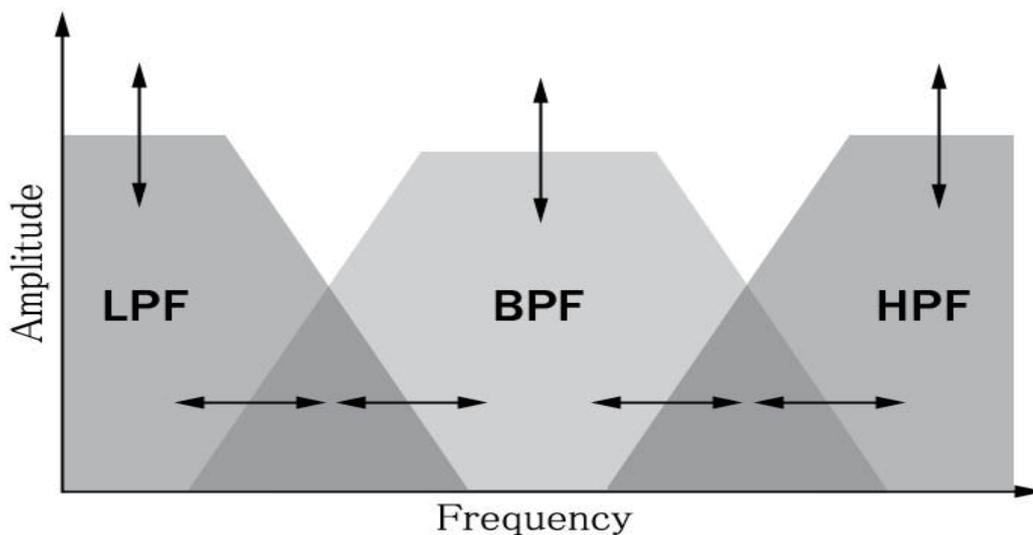
しかし、このようなフィルタバンクは計算量が多く、それに比例して消費電力も増してしまう。補聴器は携帯するものであり、こういったものがすぐ電池が切れてしまうようでは実用的とはいえないし、コストパフォーマンスも悪い。計算量を軽減するためには、ゲイン調節のフィルタ数を減らさなくてはならないが、フィルタの数を減らせば、細かい調節はできなくなり、fitting の際に最適な補聴が犠牲になってしまう。

3 新しい可変フィルタバンクに基づく補聴器

本研究では、デジタル補聴器の計算量を少なくし、かつ最適な fitting が可能な可変フィルタバンクを設計し、低消費電力型デジタル補聴器の fitting の実現を目指す。可変フィルタバンクは3種類の可変デジタルフィルタによって構成される。この三つのフィルタはゲイン特性だけでなく、帯域幅も自由に調整できるため、従来の固定幅のフィルタバンクと比べ、調整の自由度が増え、様々なオーディオグラムの fitting に適する。下図は本研究で提案した3チャンネル可変フィルタバンクの構成図である。



従来の補聴器が、帯域幅が固定（調整不可能）な多くのフィルタを使用していたが、本研究で提案した3チャンネルの可変フィルタバンク(variable filter-bank:VFB)は下図に示すように、各チャンネルの振幅（ゲイン）と帯域幅の両方が自由に調整でき、低消費電力・高精度な補聴が可能となる。

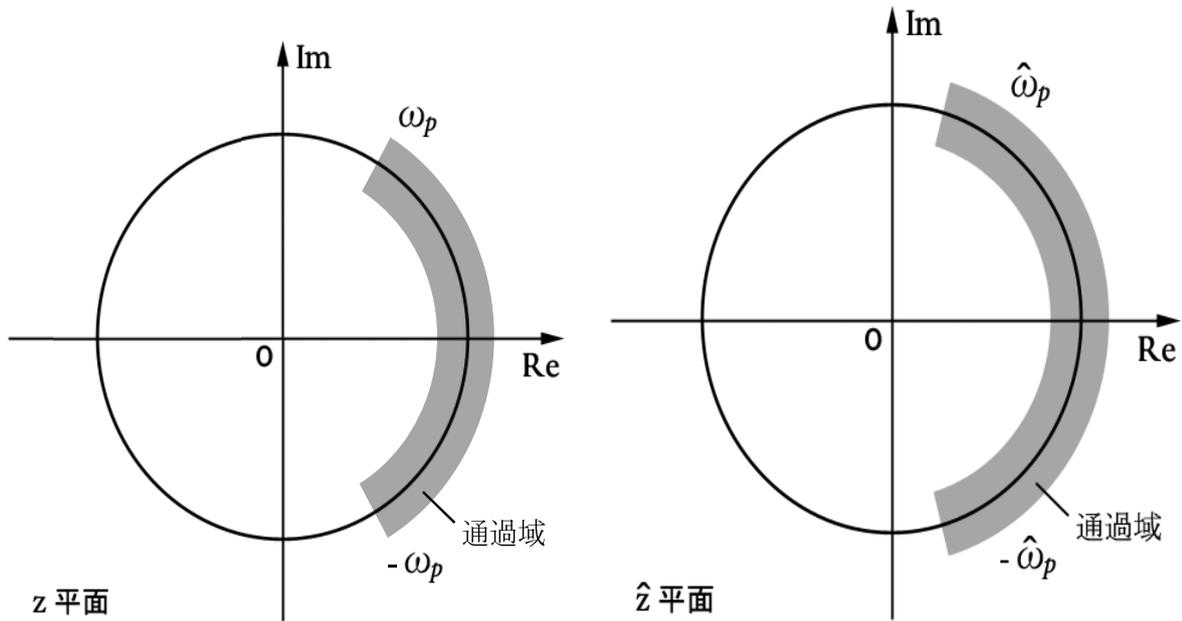


4 可変フィルタバンクの設計

3種類の可変フィルタの設計の基本的な考え方はデジタル周波数変換に基づき、プロトタイプ低域通過デジタルフィルタ(LPF)から通過域端周波数が異なる別の低域通過デジタルフィルタ、帯域通過デジタルフィルタ(BPF)、高域通過デジタルフィルタ(HPF)への変換を行うことである。現時点では、各フィルタの通過域端周波数が既知とする。

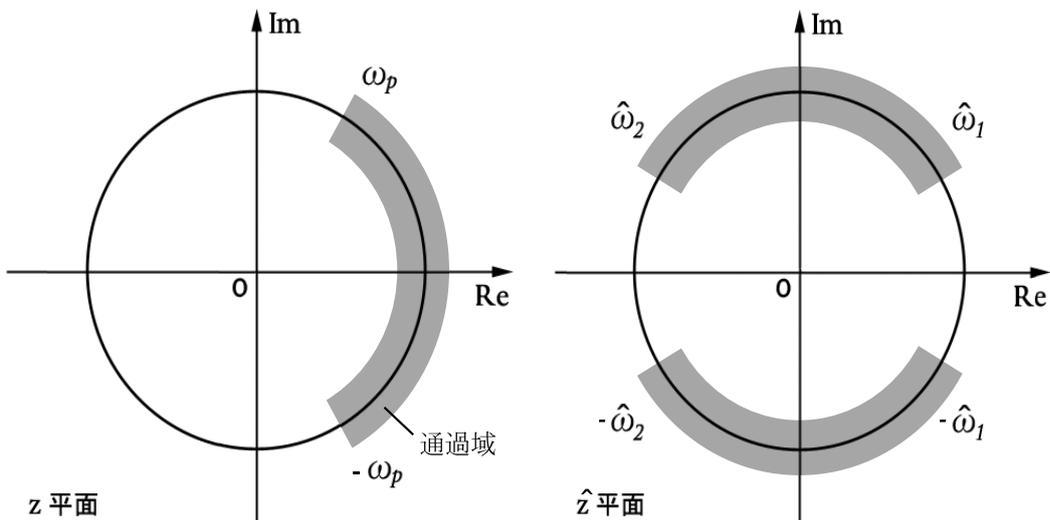
4-1 プロトタイプ LPF から別の LPF への変換

下図はプロトタイプの LPF から別の LPF へ変換する周波数の対応関係を表す。



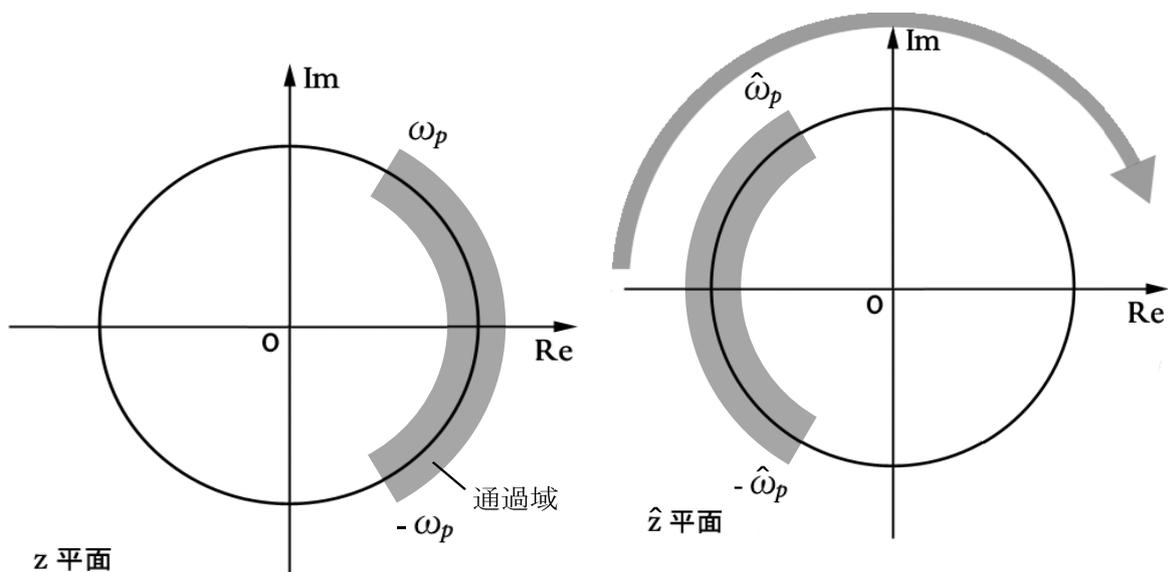
4-2 プロトタイプ LPF から BPF への変換

下図はプロトタイプの LPF から BPF へ変換する周波数の対応関係を表す。



4-3 プロトタイプ LPF から HPF への変換

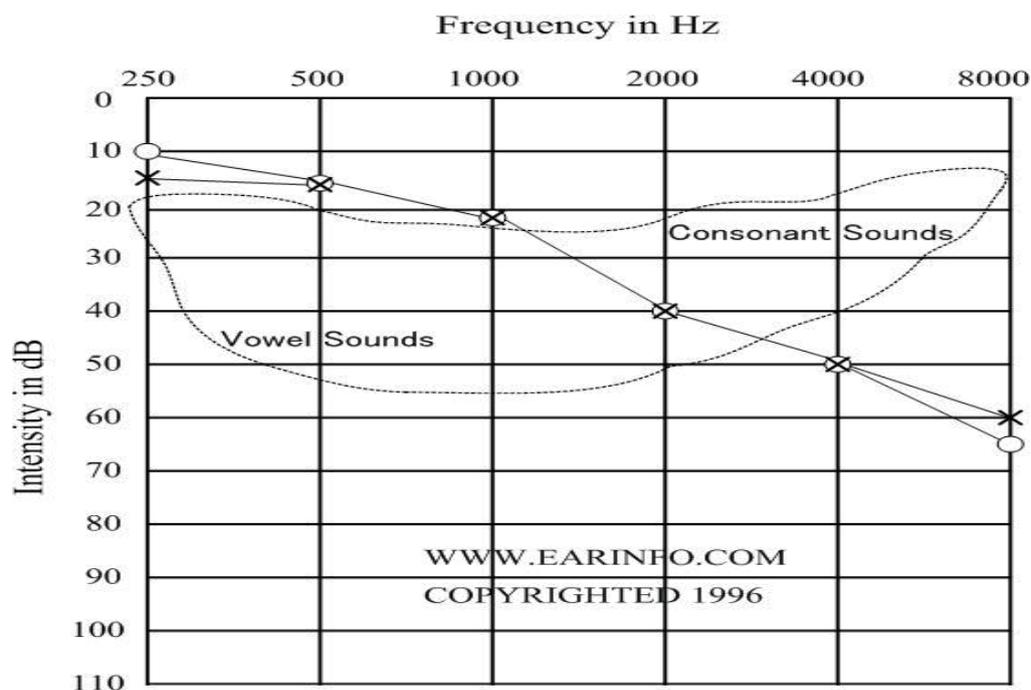
下図はプロトタイプの LPF から HPF へ変換する周波数の対応関係を表す。



5 最適化と fitting

5-1 オーディオグラム

以上のように、可変フィルタの通過域端周波数が分かれば、デジタル周波数変換に基づき、通過域が可変なデジタルフィルタを設計できる。難聴パターンが様々であるため、それぞれの難聴パターンに応じて最適な通過域端周波数を求める必要がある。これは後で詳しく述べるが、通過域端周波数に基づき、可変 LPF、HPF、BPF を設計できれば、3チャンネルの可変フィルタバンク (VFB) を構成でき、それを用いてオーディオグラムの fitting が行える。ここでオーディオグラムについて簡単に説明する。下図は難聴者の聴力図である「オーディオグラム」の一例である。横軸は入力される音声信号の周波数で、サンプリング周波数は 16kHz、縦軸は可聴な音圧のレベルであり単位は dB 表示である。図の曲線で囲まれている部分は「スピーチ・バナナ」と呼ばれているもので、人間が会話する音声の周波数帯域と音圧レベルはおおよそこの曲線に収まる。「スピーチ・バナナ」内にある Vowel Sounds は母音にあたる発音、Constant Sounds は子音の発音がこの周波数と音圧レベルに分布していることを示している。



このオーディオグラムから分かるように、250Hz から 2000Hz までの間はさほど問題なく音を聴き取ることができる。しかし、2000Hz 以降の高い音が聴こえにくくなっていることが分かる。人間は加齢するにつれて、高い周波数成分が聴こえにくくなる傾向がある。このオーディオグラムは高齢者の典型的なものと考えられる。

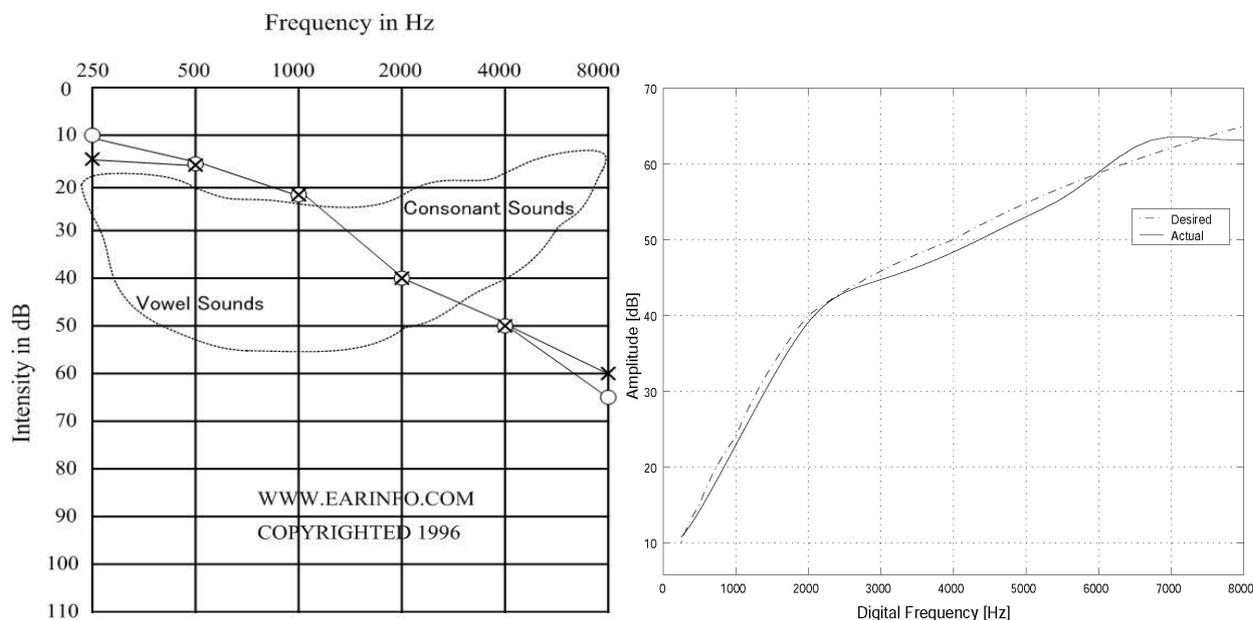
5-2 VFB の最適化

難聴の原因が様々でオーディオグラムのパターンも様々である。与えられたオーディオグラムに対して、最適な fitting を得るためには、3 種類の可変フィルタの通過域端周波数とゲインを求める必要がある。これらのパラメータが決まれば、3 種類の可変フィルタを設計でき、3 チャンネル VFB を構成できる。この 3 チャンネル VFB を用いてこの難聴者の補聴を行うことができる。VFB の振幅特性と与えられたオーディオグラムの理想特性との最大絶対値誤差を最小化することによって、最適なパラメータを求める。これは非線形最適化問題で Nelder-Mead シンプレックス法のアルゴリズムを用いて求めることができる。

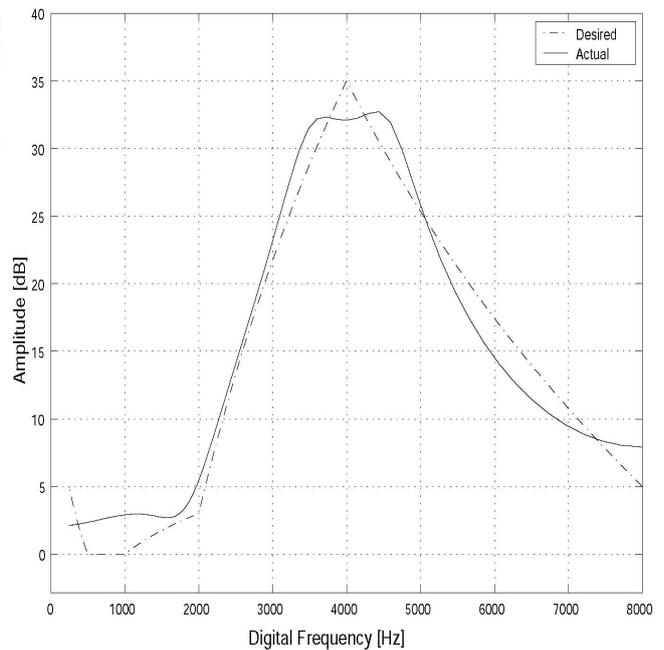
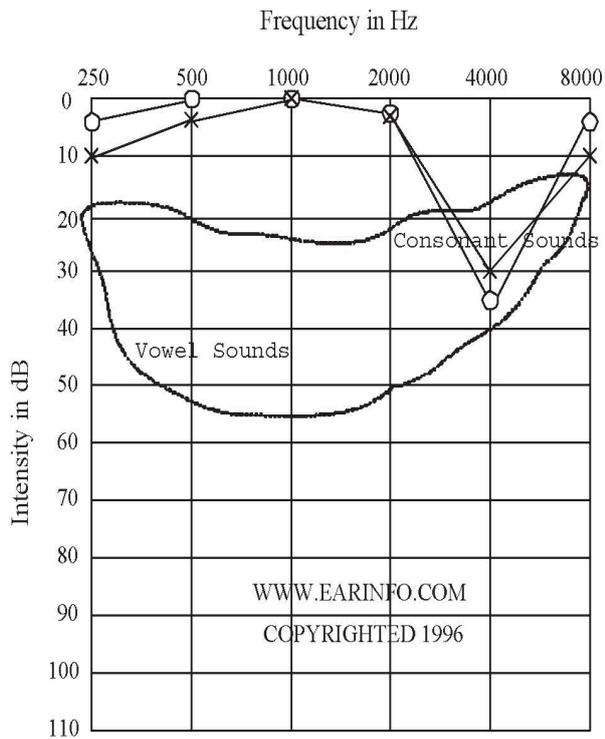
6 補聴例

以下では、様々なオーディオグラムを用いて提案した 3 チャンネル VFB による補聴効果を実証する。2 次のチェビシェフ I 型フィルタをプロトタイプフィルタとして、2 次の可変低域通過フィルタ、4 次の可変帯域通過フィルタ、2 次の可変高域通過フィルタを設計し、3 チャンネル VFB を構成して、与えられたオーディオグラムの fitting を行う。

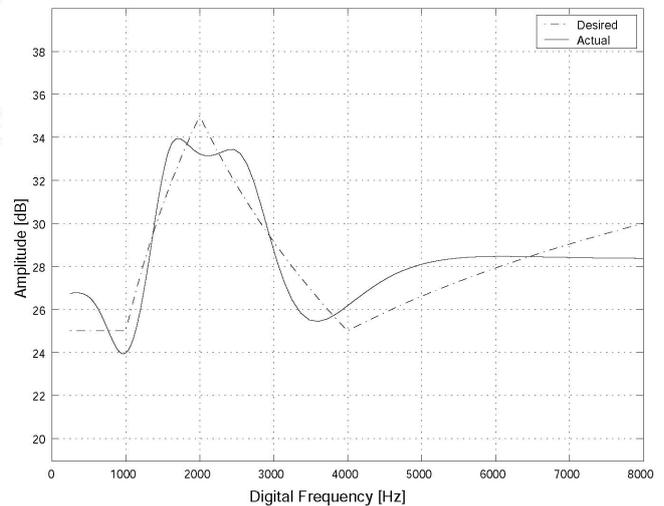
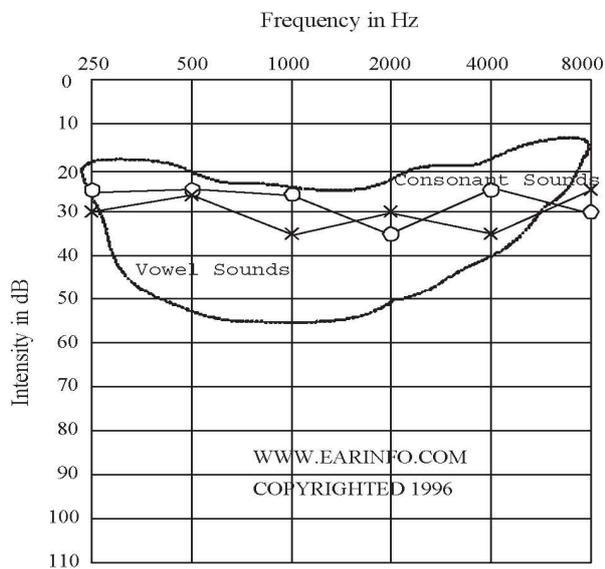
[Audiogram 1]: 下図の左は典型的なオーディオグラムで、加齢するにつれて高い周波数の音が聴き取りづらくなっている。fitting は右耳にあたる○で結んだ線で行い、非線形最適化の初期設定として LPF の通過域端周波数を 375Hz、BPF の通過域端周波数をそれぞれ 750Hz、3000Hz、HPF の通過域端周波数を 4000Hz とした（以降全て右耳の○で行い、BPF の初期設定は 750Hz、3000Hz に統一）。下図の右は実際と理想の VFB の振幅特性を表す。二つの曲線はほぼ重なっていることが分かる。このオーディオグラムの最大 fitting 誤差は 1.88dB となる。表 1 に最大誤差と各可変フィルタの係数を示す。



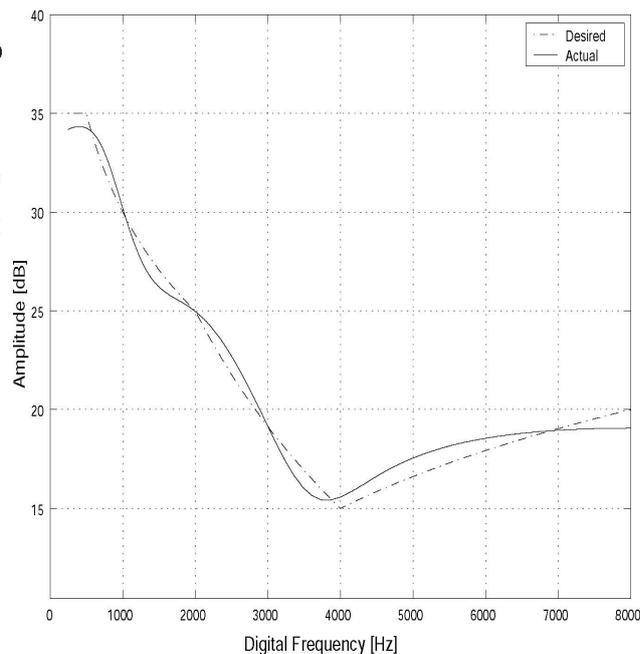
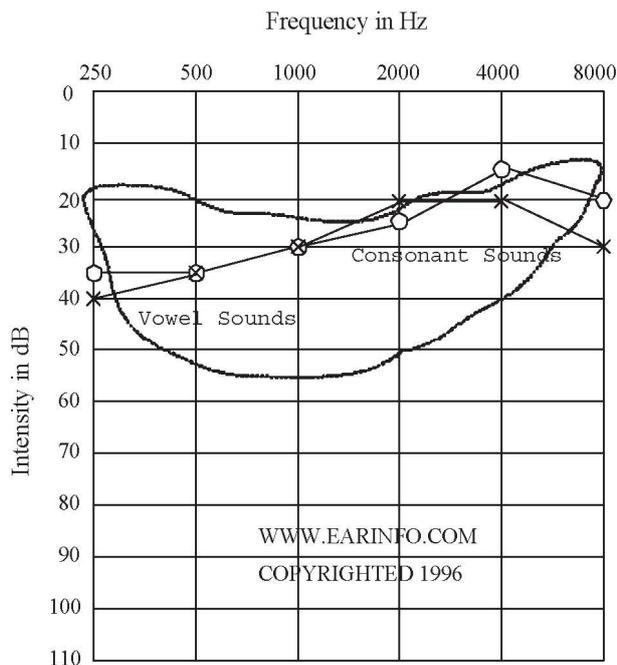
[Audiogram 2]: オーディオグラムと fitting の結果を下図に示す。このオーディオグラムは長い間、騒音の多い環境下で生活してきた難聴者に多く見られるパターンである。通過域端周波数の初期設定は LPF が 500Hz、HPF は 7800Hz とした。このオーディオグラムの最大 fitting 誤差は 2.92dB となり、各可変フィルタの係数は表 1 に示されている。



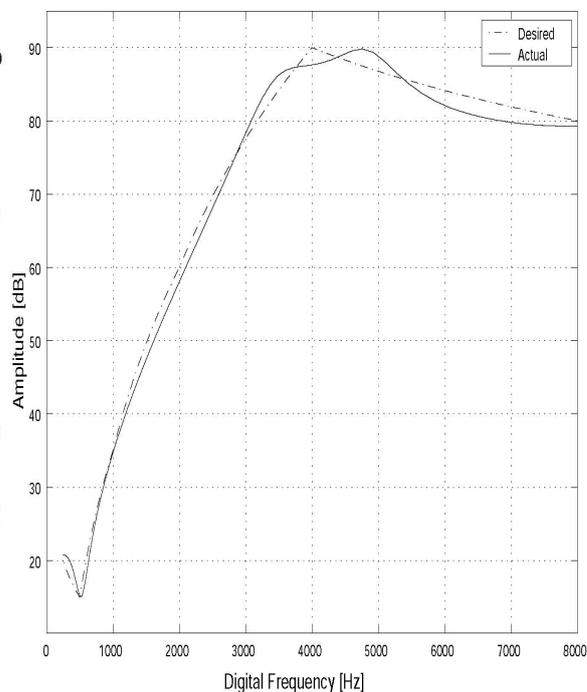
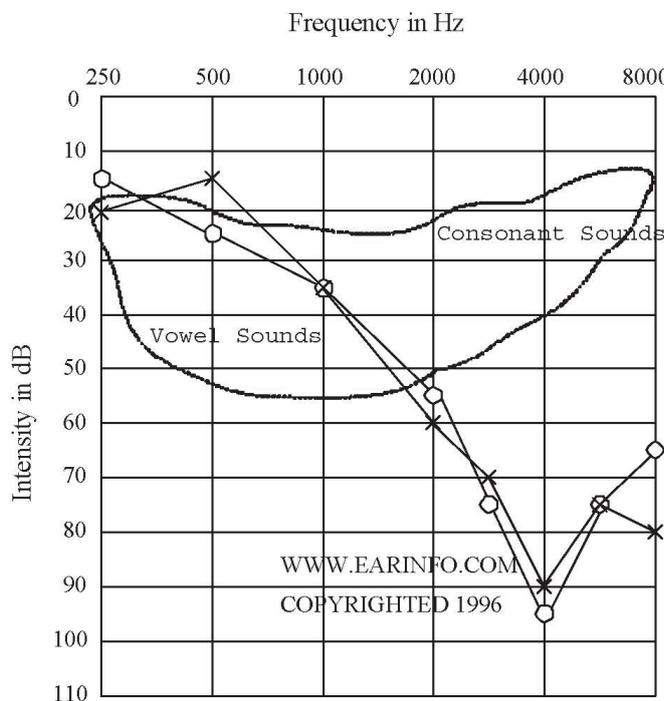
[Audiogram 3]: 下図の左は軽度の難聴を示したオーディオグラムである。通過域端周波数の初期設定はLPFが375Hz、HPFは4000Hz、これでfittingを行った。このオーディオグラムの最大fitting誤差は1.77dBとなり、各可変フィルタの係数は表1に示されている。



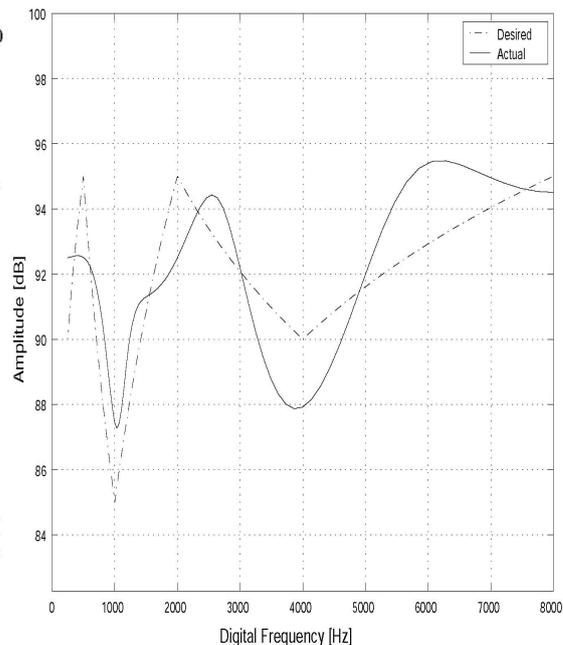
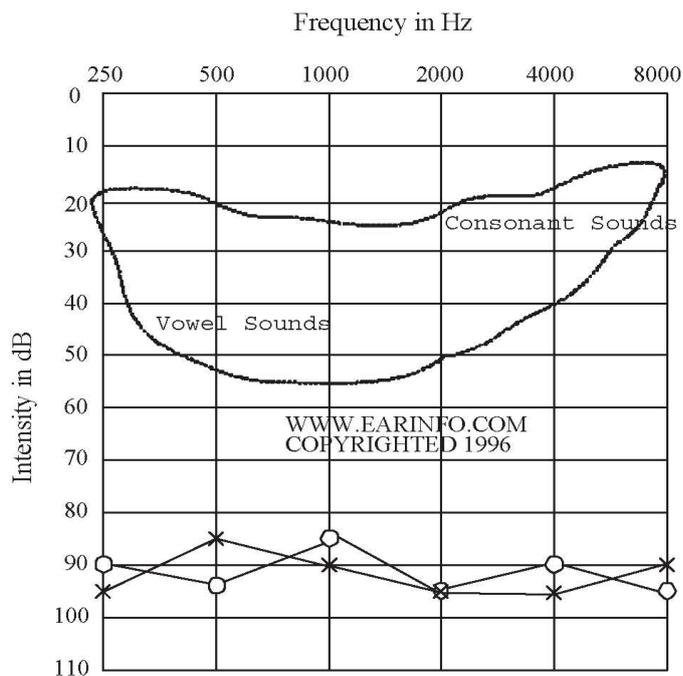
[Audiogram 4]: 下図の左は同じく軽度の難聴を示したオーディオグラムであるが、Audiogram 3よりも低い周波数が聴こえづらい特徴にあり、ある程度離れた所では母音を含む笑い声などが聴こえてこなくなってくる。ここでのfittingでは通過域端周波数の初期設定、LPFを500Hz、HPFを4000Hzとした。このオーディオグラムの最大fitting誤差は0.94dBとなり、各可変フィルタの係数は表1に示されている。



[Audiogram 5]: このオーディオグラムは Audiogram 1 より更にひどくなったものである。すでに 2000Hz 以上の音は「スピーチ・バナナ」から外れており、補聴器がなければ会話も厳しい状況と言える。fitting の際、初期設定は LPF の通過域端周波数が 375Hz、HPF が 4000Hz として行った。このオーディオグラムの最大 fitting 誤差は 2.35dB となり、各可変フィルタの係数は表 1 に示されている。



[Audiogram 6]: このオーディオグラムはこれまでのオーディオグラムより更に難聴が進んだもので、会話の範囲における周波数全域でほとんどが聴き取れない状況であることが分かる。fitting の際、初期設定は LPF の通過域端周波数を 375Hz とし、HPF は 4000Hz で実行した。



このオーディオグラムの最大 fitting 誤差は 2.49dB となり、各可変フィルタの係数は表 1 に示されている。

7 まとめ

本研究では、デジタル周波数変換を用いた可変低域通過デジタルフィルタ、可変帯域通過デジタルフィルタ、可変高域通過デジタルフィルタの設計法を提案し、この 3 種類の可変フィルタによって構成された 3 チャンネル可変フィルタバンク (VFB) に基づく低消費電力・高精度デジタル補聴器の新しい fitting 法を提案した。VFB の次数が非常に低いため、全体の計算量が従来の固定幅のフィルタバンクより遥かに少ない。一つの出力信号サンプルを得るため、11 回の乗算と 14 回の加算だけで済む。また、様々なオーディオグラム (難聴パターン) を用いて提案した 3 チャンネル VFB の有効性を実証した。

【参考文献】

[1] S.-J. Lee, S. Kim, and H.-J. Yoo, "A low power digital signal processor with adaptive band activation for digital hearing aid chip," Proc. IEEE ISCAS'07, pp. 2730-2733, New Orleans, USA, May 2007.

[2] E. I. Jury and O. W. C. Chan, "Combinatorial rules for some useful transformations," IEEE Trans. Circuit Theory, vol. 20, no.~5, pp. 476-480, Sept. 1973.

[3] V. Biolkova and D. Biolek, "Generalized Pascal matrix of first order s-z transforms," Proc. IEEE ICECS'99, pp. 929-931, Pafos, Cyprus, 1999.

[4] T.-B. Deng, S. Chivapreecha, and K. Dejhan, "Generalized Pascal matrices, inverses, computations and properties using one-to-one rational polynomial s-z transformations," IEEE Trans. Circuits Syst. I: Regular Papers, vol. 55, no. 11, Nov. 2008.

表 1 : 最大 fitting 誤差と可変フィルタの係数

	最大誤差	ϵ	スケール	分子係数 b	分母係数 a	
1	1.88[dB]	0.95	LPF	3100	0.4865	1.0477 0.6648 0.3361
			BPF	1214	0.2103	0.9438 -0.3024 0.3488 -0.1157 0.2620
			HPF	1507.0	0.0602	0.9218 1.1230 0.4549
2	2.92[dB]	0.96	LPF	1.3178	0.0768	0.8842 -0.9438 0.3798
			BPF	-43.6286	0.0399	0.8811 0.0313 1.2036 0.0230 0.4885
			HPF	2.5929	0.5100	1.0566 -0.7275 0.3408
3	1.77[dB]	0.95	LPF	22.6752	0.0179	0.9369 -1.5150 0.6534
			BPF	55.0651	0.0396	0.9258 -2.1644 2.5919 -1.6177 0.5293
			HPF	27.6195	0.2870	0.9681 0.0121 0.2524
4	0.94[dB]	0.94	LPF	38.4994	0.0216	0.9766 -1.5506 0.6658
			BPF	18.0778	0.1095	0.9478 -2.6908 2.9338 -1.5605 0.3706
			HPF	9.5499	0.3726	1.0052 -0.2956 0.2846
5	2.35[dB]	0.95	LPF	10	0.0058	0.9518 -1.7086 0.7814
			BPF	-25410	0.0646	0.9213 0.1508 1.0981 0.1015 0.4422
			HPF	9647	0.2909	0.9695 -0.0027 0.2528
6	2.49[dB]	0.88	LPF	47376	0.0262	1.1359 -1.8112 0.7942
			BPF	56602	0.0733	1.0650 -2.5930 2.9667 -1.8276 0.5599
			HPF	60331	0.1429	1.0201 0.7775 0.4070

〈 発 表 資 料 〉

題 名	掲載誌・学会名等	発表年月
Three-channel variable filter-bank for digital hearing aids	IEICE, Technical Report, CAS2008-53	2008 年 11 月
Generalized Pascal matrices, inverses, computations and properties using one-to-one rational polynomial s - z transformations	IEEE Trans. Circuits Syst. I: Regular Papers	2008 年 10 月