

M-13

DSP 実装のための基底膜モデルの多チャンネル化に対する基礎的検討  
 Fundamental Study on Mounting the Basilar Membrane Model of Multi-Channel in DSP

○磯谷康敬<sup>1</sup>, 関根好文<sup>2</sup>

\*Yasunori Isoya<sup>1</sup>, Yoshifumi Sekine<sup>2</sup>

Abstract: Hearing information is important in a voice dialogue. A person with auditory difficulties restricted information from hearing. There is a hearing-aid for that assistance. However, the present condition of the hearing-aid for a person with auditory is not good. There is Basilar Membrane Model (BMM) with the Simulink for improving it. The method of applying to hearing-aid is reported by deploying Basilar Membrane Model to DSP. However, if there is many calculative complexity for mounted DSP number of channels will be restricted. In this time, We show clearly that it can carry out simple basement membrane model as fundamental study on mounting the Basilar Membrane Model of a multi-channel in DSP.

1. まえがき

聴覚情報は音声対話において重要である。しかし聴覚障害を持つ人は、聴覚から得られる情報が大きく制限されてしまう。その補助のために補聴器があるが、現状は良好とは言えない<sup>[1]</sup>。そこで補聴器の問題点を解決するために、聴覚基底膜の非線形で能動的な振幅特性を表現可能である、聴覚基底膜モデルが The MathWorks 社の MATLAB/Simulink(以下 Simulink)<sup>[2]</sup>で作成でき、聴覚基底膜モデルを DSP に実装し、補聴システムに応用する方法が報告されている<sup>[3]</sup>。

しかし聴覚基底膜モデルの多チャンネル化に伴う計算量の増加により、DSP へ実装が出来るチャンネル数が制限されるという問題がある。そこで今回私は基底膜モデルの多チャンネル化を目的に計算量を減らすため、聴覚基底膜モデルのブロック数の削減を行った。

2. 本論

図 1 に Simulink による基底膜モデルのブロック図を示す。また、図 2 に今回使用した Q 制御を含まない基底膜モデルの 1 ch 入力のブロック図を示す。

この時の低域通過型フィルタ(LPF), 帯域通過型フィルタ(BPF), 帯域除去フィルタ(BEF)にはそれぞれ式(1)~(3)のように、2次伝達関数を用いた。この式は Bekesy による基底膜振動の実験データから導出された Flanagan の伝達特性を基に、Johnstone らの実験データ<sup>[4]</sup>に見られる、入力音圧の違いによる Q と利得の変化と高域での急峻な遮断特性を表現可能な伝達関数である。

$$H_L(S) = \frac{C \omega_0^2}{S^2 + \frac{\omega_0}{Q_L} S + \omega_0^2} \quad (1)$$

$$H_B(S) = \frac{C \frac{\omega_0}{Q_B} S}{S^2 + \frac{\omega_0}{Q_B} S + \omega_0^2} \quad (2)$$

$$H_N(S) = \frac{S^2 + \omega_0^2}{S^2 + \frac{\omega_0}{Q_N} S + \omega_0^2} \quad (3)$$

ここで  $\omega_0$  は LPF, BPF の共振周波数,  $Q_L$  は LPF の Q 値,  $Q_B$  は BPF の Q 値, そして,  $\omega_0, Q_N$  はそれぞれ BEF の共振周波数及び Q 値を示す。また, C は定数である。今回, Johnstone らの実験データから,  $Q_L$  を入力レベルが 20[dB]の時 36.3 とし, BPF, LPF の共振周波数を 18[kHz], BEF の共振周波数を 20.6[kHz]とした。また, LPF の C を 110, BPF の C を 1.0,  $Q_B$  及び  $Q_N$  をそれぞれ 3.6, 0.9, また, 双一次変換の計算時のゲイン K は 44100 とした。

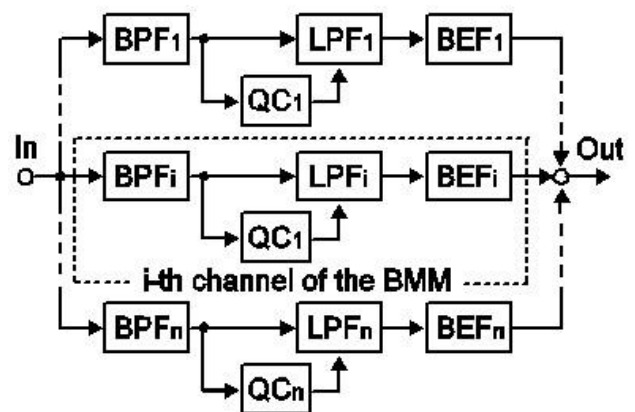


Figure 1. Block diagram using BMM.

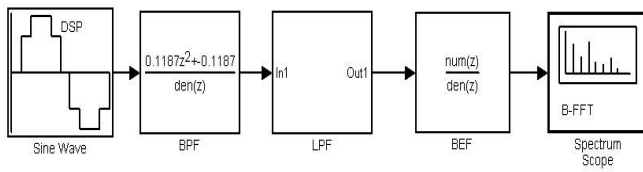


Figure 2. One-channel input BMM (Using Subsystem).

図 2 の LPF 部は Subsystem を使用しており、その内部には図 3 に示すようなブロック図が含まれている。

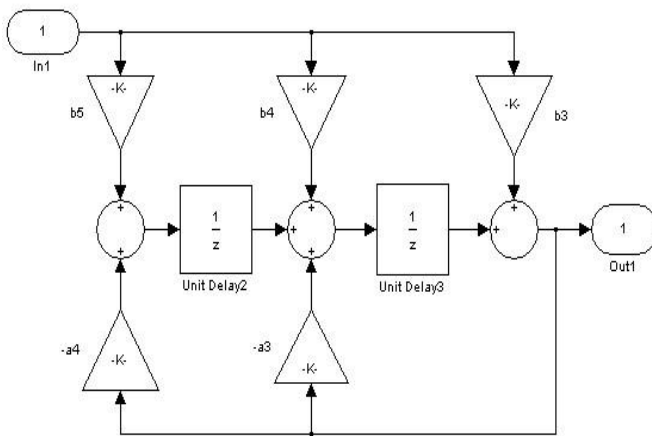


Figure 3. The inside of LPF.

図 3 に示す通り、従来の基底膜モデルは、LPF 部に多くのブロック図を使用している。しかし、LPF 部は、一つのブロック図で示す事が出来る。今回はその LPF 部を Discrete Transfer Fcn で表す事により、使用するブロック図の削減、つまり計算処理の軽減を検討した。

図 4 に今回作成したブロック図、図 5 に作成したブロック図による周波数帯利得と、Subsystem を使用した場合の周波数帯利得との比較を示す。

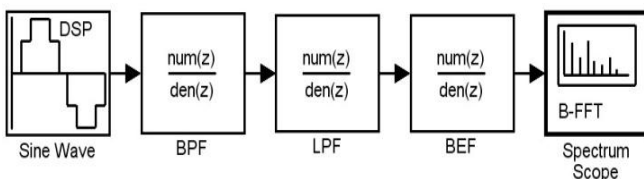


Figure 4. One-channel input BMM (Using Discrete Transfer Fcn).

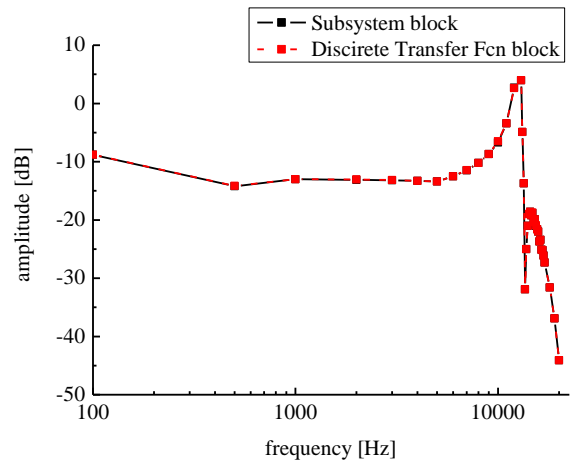


Figure 5. Frequency response characteristics of Subsystem block and Discrete Transfer Fcn block.

図 5 に示す通り、周波数帯利得グラフはほぼ同じものが得られた。よってブロック図削減によって、聴覚基底膜の非線形で能動的な振幅特性を表現したまま、計算量の軽減が可能であることを示した。

### 3. まとめ

今回、従来の基底膜モデルの LPF 部における Subsystem 内のブロック図を、Discrete Transfer Fcn を用いて一つにまとめることにより、計算量の軽減について検討した。その結果、Subsystem 使用時と Discrete Transfer Fcn 使用時の周波数帯利得の差異は少ないため、従来のモデルと比べ改善が行える事を示した。

### 4. 今後

今回の基底膜モデルは 1ch 入力だったので、ch 数を増やした場合の計算量の軽減についても検討を行い、また実際に DSP への実装を行う予定である。

### 5. 参考文献

- [1] 山田義則：“聴覚障害者のための補助機器の開発と将来展望”，信学技報，SP93-48，pp.31-38 1993.
- [2] The MathWorks, Inc., MATLAB, Simulink, <http://www.mathworks.com>
- [3] 高瀬陽子，林佑吾，関根好文：“聴覚基底膜モデルを用いた補聴システムの DSP への実装”，電気回路研究会，ECT-07-14，pp.33-38，2007.
- [4] M.B.Johnstone, R.Patuzzi and G.K.Yates：“Basilar membrane measurements and the traveling wave”，Hearing Research, vol.22, pp.147-153 1986.