

生体軟組織を伝搬する声道共鳴音の数値シミュレーション*

○足立 整治, 本多 清志, 中島 淑貴, 平原 達也 (ATR 人間情報科学研究所)

1 はじめに

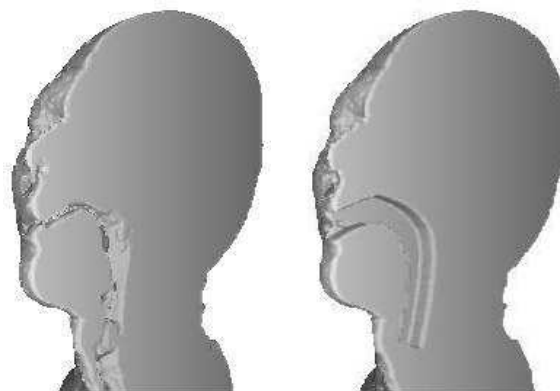
微弱な声道共鳴音 (NAM) を音声コミュニケーションに応用する研究が行われている。NAMを検出するためには、樹脂に包埋したマイクロホンを話者の耳介後下部の軟組織上に接着して使用する [1]。検出された音声は高周波成分に乏しく明瞭度が十分とはいえないため、マイクロホンの最適設計、最適接着位置および周波数特性の補償法などの改善が必要と考えられる。これらの点については、まず NAM が検出される基本的な原理を明らかにする必要があり、本研究ではその第一歩として生体軟組織を伝搬する声道共鳴音の数値シミュレーションを行った。

2 生体を伝わる波動

生体を伝わる波動は線形粘弾性波でモデル化できる [2]。異方性がない場合、生体組織を特徴づけるパラメータは、密度 ρ 、複素ラメ定数 $\mu = \mu_1 + i\omega\mu_2$ 、 $\lambda = \lambda_1 + i\omega\lambda_2$ である。 μ_1 、 λ_1 はそれぞれ剪断率、体積圧縮率、 μ_2 、 λ_2 はそれぞれ剪断粘性率、体積粘性率と呼ばれる。ここで ω は注目している波動の角周波数である。また、空気中の音波は μ_1 がゼロの場合の線形粘弾性波にほかならない。

3 頭部形状モデル

磁気共鳴映像 (MRI) 装置を用いて、母音 /e/ のささやき声を発声中の頭部の 3 次元形状を計測した。計測に際しては、呼吸等に伴う動きの影響を最小限にとどめるために発声同期撮像法 [3] を用いた。本稿では、簡単のため、生体組織は均質と仮定し、MR 画像から Fig. 1(a) に示す頭部形状モデルを作成した。しかし、後述の数値シミュレーションではこのモデルをそのまま使用することが出来ず、およそ 30×40 mm の矩形断面をもつチューブを擬似声道として付け加えたモデル [Fig. 1(b)] を使用した。その理由は、本来の声道形状にはかなり細い部分があり、それよりも十分小さな格子間隔で計算しようとするれば現状の計算機能力の限界を越えてしまうためである。



(a) オリジナル (b) 擬似声道付き

Fig. 1 頭部形状モデル (右半分のみ示す.)

4 数値シミュレーション

形状モデルの正中矢状断面のみを用いた 2 次元シミュレーションとモデル全体を用いた 3 次元シミュレーションの両方を行った。有限差分法による計算には CyberLogic 社 [4] の Wave2000 Pro および Wave3000 Pro を用いた。頭部を含む奥行き、高さ、幅、それぞれ $414 \times 292 \times 202$ mm の領域に、格子間隔 2 mm のメッシュを生成し、シミュレーションを行った。

生体の物理パラメータは、文献 [2] を参考に $\rho = 1100$ kg/m³、 $\lambda_1 = 2600$ MPa、 $\lambda_2 = 100$ Pa·s、 $\mu_1 = 0.0025$ MPa、 $\mu_2 = 1500$ Pa·s とした。ただし、数値発散を防ぐため、 μ_2 は文献 [2] で示された値より 100 倍大きくする必要があった。また、 λ_2 の値は知られていないため、適当な値を用いた。一方、空気のパラメータは、 $\rho = 1.24$ kg/m³、 $\lambda_1 = 0.147$ MPa、 $\lambda_2 = 0.13$ Pa·s、 $\mu_1 = \mu_2 = 0$ とした。

シミュレーションでは、口唇前方に置かれた振動板をパルス駆動させ、発生した音圧を、声道出口、入口およびマイクロフォン取付位置 (2 次元シミュレーションの場合は後頭部) の 3 ヶ所で記録した。以下では、それぞれの音圧を p_{out} 、 p_{in} 、 p_{nam} と記す。

5 結果

はじめに 2 次元シミュレーションの結果を Fig. 2 に示す。上図には 3 ヶ所で記録された音

*Numerical simulation of sound in soft tissue originated from the vocal tract. by ADACHI Seiji, HONDA Kiyoshi, NAKAJIMA Yoshitaka and HIRAHARA Tatsuya (ATR Human Information Science Labs.)

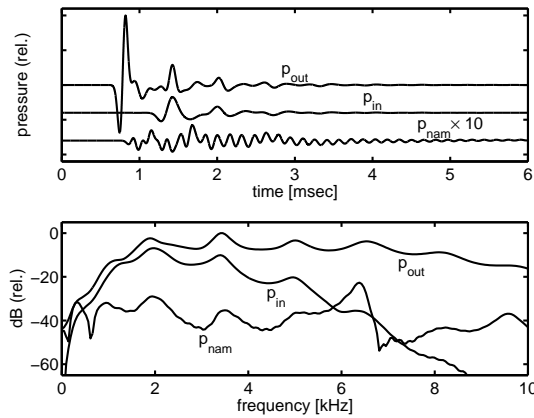


Fig. 2 声道出口, 入口, マイクロフォン取付位置での音圧時間波形 (上図) とスペクトル (下図).

圧の時間波形がプロットされている。時刻約 9 msec に、声道出口で微分音圧パルスが観測される。その約 5 msec 後、声道入口にパルスが到達している。両音圧とも、パルス到達後、声道の共鳴による振動が見られる。一方、マイクロフォン取付位置では、声道出口にパルスが到達した直後から振動が観測されている。

Fig. 2 下図に、音圧スペクトルをデシベルスケールで示す。微分音圧パルスは低周波数成分が少ないことを反映して、 p_{out} , p_{in} にも 2 kHz 以下の低周波数成分が少ない。にもかかわらず、 p_{nam} には低周波数成分が中高周波数成分と同程度含まれていることが特徴的である。 p_{in} に比べて p_{out} に高周波数成分が多いのは口唇からの音響放射特性の影響である。また、スペクトルはいくつかのピークを持つ。これらのほとんどは声道共鳴が原因である。ただし、6.3, 9.7 kHz 付近にある p_{nam} のピークは声道共鳴によるものではなく、頭部の固有モードによるものと考えられる [5]。

声道と生体の伝達特性をより詳しく調べるため、Fig. 3 に p_{in}/p_{out} と p_{nam}/p_{out} をデシベルスケールでプロットする。前者は 0.5, 1.4, 2.1 3.0 kHz 付近でピークを持ち、これらは声道のフォルマントに相当すると考えられる。後者は、音響放射音が平坦な周波数特性を持つ場合の NAM マイクロフォンで検出される音のスペクトルを意味する。このスペクトルは 0 から 3 kHz までに 40 dB 近くの急激なローパス特性を有していること、高周波数領域に頭部固有モードが原因とみられるピークを持つことなどの特徴を持つ。

3次元シミュレーションで得られた声道および生体の伝達関数を Fig. 4 に示す。声道伝達関数に現れるべきフォルマントが不明瞭である点が2次元シミュレーション結果と異なる。しかし、

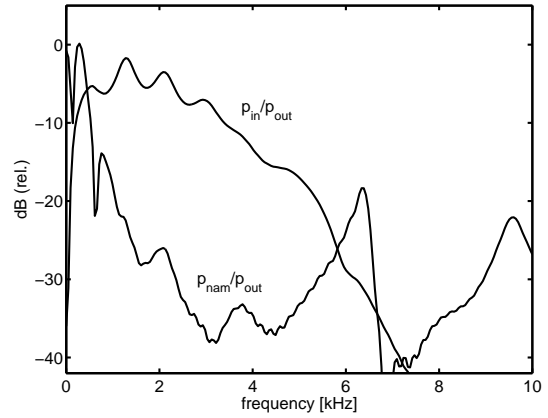


Fig. 3 声道伝達関数 p_{in}/p_{out} および生体伝達関数 p_{nam}/p_{out} .

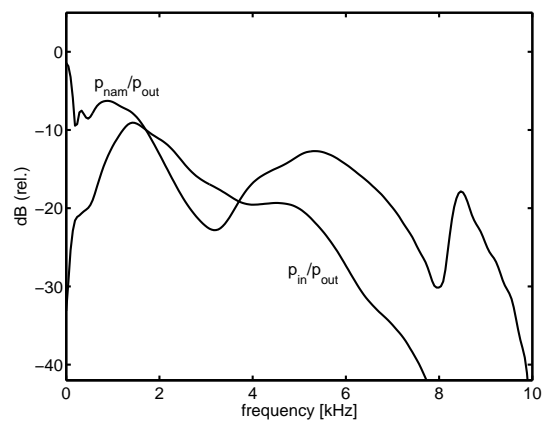


Fig. 4 3次元シミュレーションで得られた声道および生体伝達関数。

生体伝達関数は、2次元シミュレーション結果と同様に、低周波数領域におけるローパス特性と高周波数領域におけるピークを有する。

6 おわりに

声道共鳴音が生体軟組織を伝搬し、体表に到達する過程の数値シミュレーションを行った。生体伝導音は、音響放射音に比べ、低周波成分を多く含むことが分った。

謝辞 本研究は平成 17 年度総務省 SCOPE-S により実施した。

参考文献

- [1] 中島, 他, 音講論 (秋), 433-434, 2005.
- [2] H.L. Oestreicher, J. Acoust. Soc. Am., **23**(6), 707-714, 1951.
- [3] 高野・本多, 音声言語医学, **46**(3), 174-178, 2005.
- [4] <http://www.cyberlogic.org/>
- [5] 藤坂, 他, 信学技報, **103**(608), 13-17, 2004.