

MRI データを利用した 3 次元鼻腔付き声道形状モデルの作成と有限要素法による音響解析*

松崎博季, 元木邦俊 (北海学園大・工)

1 はじめに

声道, 歯列および鼻腔形状を抽出するためにそれぞれ個別に撮像された MRI データを利用して, 歯列補填を施した 3 次元鼻腔付き声道形状モデルを作成する方法の一例を示す。作成した声道形状モデルの鼻腔部がある場合とない場合との音響解析を有限要素法 (FEM) で行い, 両者の音響特性を比較した結果を報告する。

2 MRI データ

母音発話時の声道形状データを得るために, ATR 脳活動イメージングセンタ (BAIC) にて MRI 撮像を行った。被験者は 30 代の成人男性一話者である。撮像シーケンスは Fast Spin Echo, TE=9ms, TR=2900ms, FA=90 度, 撮像領域は 256×256mm, 分解能は 512×512pixels である。撮像は矢状方向に, 2.5mm 間隔, 26 スライスで行われた。MRI では歯列が空気と同一化してしまうので, 歯列補填を行う必要がある。そこで, Takemoto ら [1] の方法で歯列形状を得るための MRI 撮像を上記撮像の直後に行った。歯列の撮像は矢状方向に, 1.5mm 間隔, 51 スライスで行われた。上記 MRI 撮像時は鼻腔形状を取得することを目的としていなかったため, 上記 MRI データには上顎洞の一部が含まれておらず, また画像の鼻腔部に不鮮明な部分が存在した。そこで, 鼻腔形状取得のための撮像を約 21ヶ月後に行った。撮像シーケンスは RF-FAST, TE=5ms, TR=12ms, FA=20 度, 撮像領域は 128×128mm, 分解能は 512×512pixels である。撮像は前額方向に, 2mm 間隔, 60 スライスで行われた。鼻腔の狭小化が鼻腔内の粘膜によって左右交代して生じる [2] ことが示されており, 口腔部撮像時とは厳密には鼻腔形状は異なっていると考えられる。しかしながら, 粘膜を除いた鼻腔の形状は上記の期間で大きく変化することなく保たれているものと思われるので, 両データを合成して口腔への鼻腔結合の音響特性に与える影響を調査することが可能であると考えられる。

3 声道形状モデルの作成

有限要素法による音響解析を目的とした鼻腔付き声道形状モデル作成は以下の手順で行った。

1. 各 MRI データから個別に形状抽出および 3 次元サーフェイス化
2. 個別に作成された 3 次元サーフェイスデータの一体化

3. 一体化された 3 次元サーフェイスデータの 3 角形 2 次要素による再分割
4. サーフェイスデータに囲まれた 3 次元空間の 4 面体 2 次要素による要素分割

手順 1 と 2 には, スライス画像 3 次元化ソフトウェアである Mimics (マテリアライズ ジャパン) を用いた。3 と 4 には, 有限要素解析プリポストシステムである Altair HyperMesh (アルテアエンジニアリング) を用いた。

手順 1 の形状抽出において, 鼻腔 MRI データの特に後方部の画像には不鮮明な部分が多く, それらの画像から鼻腔のみを抽出するのは非常に困難であったので, 蝶形骨洞は抽出されていない。また, 篩骨蜂巣や前頭洞は骨との境界が不明瞭な部分が多く, 視察によりおおよその輪郭を抽出した。手順 1 終了後, 歯列および鼻腔データの 3 次元サーフェイスを STL (Standard Triangulation Language) 形式で出力し, これらを声道データにインポートした。この際, 各データ間でスライス数, 撮像領域が異なるので, 不整合が起きないように領域変更, リスライスを各データに対して行った。手順 2 を行う際には, 各データの位置合わせを行う必要がある。MRI 撮像時に位置合せのための印付けを行っていないので, 各データ間で一致する形状部分を利用して, 位置合せを行うようにした。そのため, 手順 1 の形状抽出では, 各データ間で一致する形状部位を含めるようにした。各部の 3 次元サーフェイスを Fig. 1 に示す。声道形状は日本語母音/a/発話時のものである。声道の 3 次元サーフェイスには, 位置合せのための鼻腔, 下顎と上顎の一部が, また, 放射空間作成のための空間が含まれている。歯列の 3 次元サーフェイスにも, 位置合せのための下顎と上顎の一部が含まれている。声道データに歯列と鼻腔データをインポートし, 位置合せを行った 3 次元サーフェイスと, 不要部や重複部を取り去り完成した 3 次元サーフェイスを Fig. 2 に示す。完成した声道形状の 3 次元サーフェイスを節点間隔がほぼ 1 mm となるように STL 形式で出力した。この出力ファイルを HyperMesh に読み込ませ, 手順 3 を行った。この際, 3 次元の放射を模擬するための球状の放射空間を鼻孔と口唇部を覆うように設けたり, 計算機的能力を考慮して節点間隔をおおよそ 2 mm になるようにして節点数および要素数を少なくする処理を施している。手順 4 は完全な自動要素分割処理で行われる。完成した母音/a/発話時の鼻腔付き声道モデルの有限要素メッシュを Fig. 3 に示す。上面図のみ放射空間の球面を表示してある。

* Construction of vocal-tract geometrical model with nasal cavity using MRI data and its acoustic analysis. by MATSUZAKI, Hiroki and MOTOKI, Kunitoshi (Hokkai-Gakuen University)

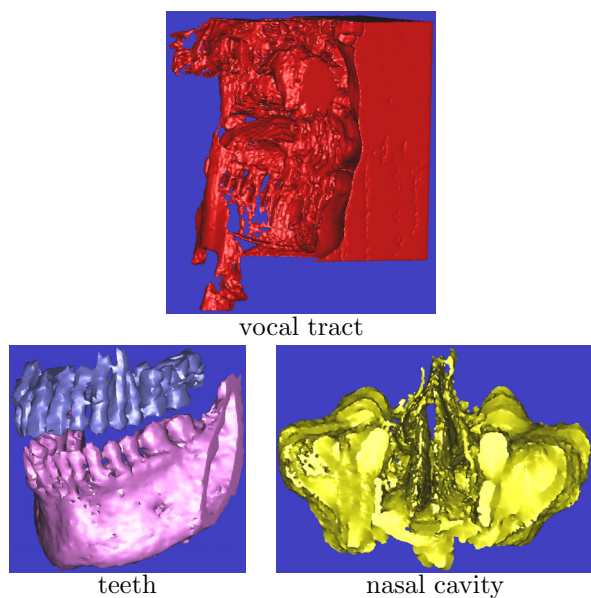


Fig. 1 3-D surfaces.

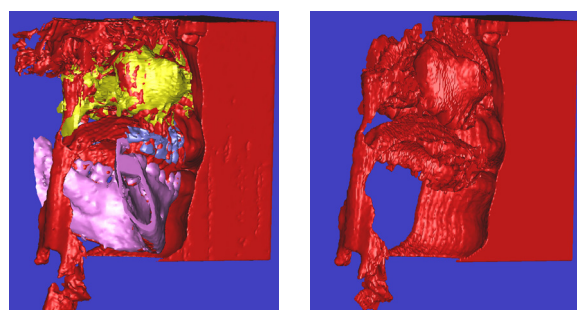


Fig. 2 3-D surface of vocal tract with imported data of teeth and nasal cavity (left), and extracted vocal tract shape (right).

4 FEMによるシミュレーション

完成した有限要素メッシュの音響解析を FEM で行った。速度ポテンシャルの定常状態における波動方程式を FEM に適用して使用した。声門部を駆動面として正弦波で駆動した。声道壁および顔面は剛壁とした。放射空間の球面には呼吸球の放射インピーダンスを与えた [3]。シミュレーションは、駆動周波数 100 Hz から 8 kHz まで 10 Hz おきに、さらに伝達関数のピークと谷の近傍では 1 Hz おきに行なった。シミュレーションによって得られた速度ポテンシャルから音圧と粒子速度を求め、声道伝達特性を計算した。

Fig. 3 に示す鼻腔付きモデル、およびこのモデルから鼻腔を取り去った鼻腔無しモデルの声道伝達特性を Fig. 4 に示す。実線は鼻腔付きモデル、点線は鼻腔無しモデルの伝達特性である。

鼻腔付きモデルの伝達特性にのみに見られる極や零を除けば、両モデルの伝達特性はほぼ一致している。これは、筆者らが文献 [4] で示した副鼻腔に手術歴がある話者の声道形状モデルの声道伝達特性と同様の傾向である。鼻腔無しモデルの伝達特性を基準とした場合の鼻腔付きモデルの F1 から F3 周波数の変化率はそれぞれ、2.16, 0.85, 0.00 % である。F4 以下の周波数領域において、F1 よりも低域の 332 Hz と

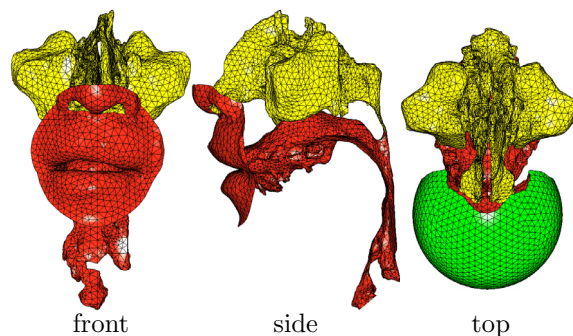


Fig. 3 Finite element mesh of vocal tract model with nasal cavity.

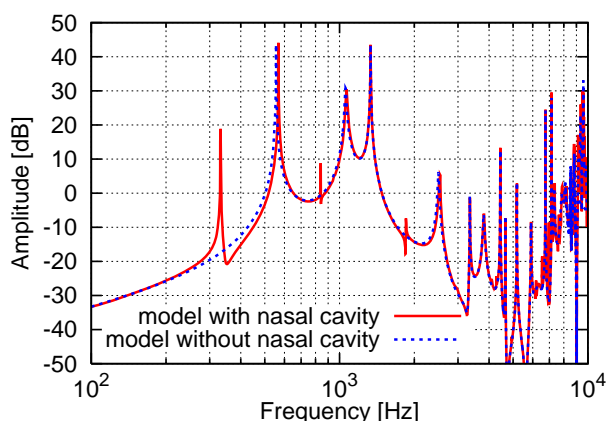


Fig. 4 Vocal tract transfer functions of the models with (solid lines) and without (dotted lines) the nasal cavity.

352 Hz, F1 と F2 の間の 840 Hz と 342 Hz, F3 と F4 の間の 1851 Hz と 1843 Hz に極零対が存在する。文献 [4] の声道伝達特性よりも低域に極零対が出現しているが、これは文献 [4] のモデルの結合部の断面積が約 0.56 cm^2 なのに対して、本モデルの結合部の断面積が約 0.08 cm^2 と小さい事に起因していると思われる。

5 まとめ

今後は本稿で示した鼻腔部有限要素メッシュを他の母音へ適用して同様の実験を行う予定である。

謝辞

本研究の一部は北海学園大学ハイテク・リサーチ・センター・プロジェクト “視覚・画像・音声・言語情報処理の高度化と知的計測制御技術への応用” の支援により行われたものである。

参考文献

- [1] H. Takemoto *et al.*, Acoust. Sci. & Tech. 25, 6, 468–474, 2004.
- [2] 党他, 信学技報, SP92-137, 1–8, 2005.
- [3] Matsuzaki *et al.*, J. Acoust. Soc. Jpn. (E), 17(3), 163–166, 1996.
- [4] 松崎他, 信学技報, SP2005-47, 7–12, 2005.