

## 鼻副鼻腔の音響特性の計算と計測による検証の試み

福島 侑希<sup>† ‡</sup> 田島 基陽<sup>†</sup> 竹本 浩典<sup>† \*</sup>

<sup>†</sup> 千葉工業大学 〒275-0016 千葉県習志野市津田沼 2-17-1

E-mail: <sup>‡</sup> s19c3105gz@s.chibakoudai.jp, <sup>\*</sup> hironori.takemoto@p.chibakoudai.jp

**あらまし** CT データから抽出した鼻副鼻腔の幾何学的モデルの音響特性は、時間領域差分法により計算することができる。そしてその結果は、同じ CT データから造形した声道の実体モデルの音響特性を計測することで検証できる。ところがこの計測は成功していない。これは、狭い鼻孔から入力される測定用の音響信号が、声門では十分な信号対雑音比で観測されないためである。この問題を解決するために、本研究では振幅が大きい計測信号を出力可能なエクスポーネンシャルホーンと、壁振動を抑制するために壁を厚くした声道の実体モデルを導入した。その結果、伝達関数を計測することに成功し、計算した伝達関数を評価することができた。評価の結果、声道の実体モデルでは副鼻腔の微細な構造を十分な精度で再現できていないことが示唆された。

**キーワード** 鼻腔, 副鼻腔, 声道実体モデル, 音響計測, FDTD 法

## Simulations of acoustic properties for the nasal and paranasal cavities and attempts of validation by acoustic measurements

Yuki Fukushima<sup>† ‡</sup>, Motoharu Tajima<sup>†</sup>, and Hironori Takemoto<sup>† \*</sup>

<sup>†</sup> Chiba Institute of Technology 2-17-1 Tsudanuma, Narashino, Chiba, 275-0016 Japan

E-mail: <sup>‡</sup> s19c3105gz@s.chibakoudai.jp, <sup>\*</sup> hironori.takemoto@p.chibakoudai.jp

**Abstract** The finite-difference time-domain method can calculate acoustic properties of the geometrical model of the nasal and paranasal cavities extracted from CT data. The calculation results are validated by acoustic measurements of the physical model constructed from the same CT data. The measurements, however, have been unsuccessful. This is because measurement signals input through the nostrils are not observed at the glottis with a sufficient signal-to-noise ratio. To overcome this problem, an exponential horn which can supply measurement signals with high amplitude and a physical model with thick wall to depress the wall vibration were introduced in the present study. As a result, a transfer function was successfully measured, to evaluate the calculated one. The evaluation implied that fine structure of the paranasal cavities could not be reproduced with sufficient accuracy in the physical model.

**Keywords** Nasal cavities, paranasal cavities, vocal tract physical model, acoustic measurement, FDTD method

### 1. はじめに

鼻副鼻腔の形状は非常に複雑である。鼻腔は後鼻孔から外鼻孔に至る空間で、鼻中隔で左右に二分され、鼻甲介で緩やかに上下に三分されている。副鼻腔は鼻腔の周囲の硬組織の内部に存在する盲嚢で、前頭洞、上顎洞、篩骨洞、蝶形骨洞からなり、自然口と呼ばれる狭い孔で鼻腔と連絡する(図1)。

鼻副鼻腔の形状は個人差が大きく、音声の個人性の生成要因の一つである[1]。鼻副鼻腔の病変などによる手術で形状が変化すると、音声の個人性が変化することがある。そのため、東京慈恵会医科大学から鼻副鼻腔手術による音声の変化を術前に予測したいという要望が出された。そこでわれわれは、術後の音声を計算

機シミュレーションで予測する研究を行ってきた[2, 3]。その結果、術前の CT 画像から 3 次元再構築した鼻副鼻腔の形状データを計算機上で模擬手術し、その形状から音響特性を時間領域差分法 (FDTD 法: Finite-Difference Time-Domain method) で計算することで、術後の音声スペクトルと類似した伝達関数が得られることが明らかになった[4]。

しかし、根本的な問題として、CT 画像から 3 次元再構築した鼻副鼻腔の形状データから FDTD 法で計算した音響特性がどの程度の精度を持つのか明らかになっていない。一般に、声道形状から計算した音響特性は、同じ声道形状を光造形などで実体化した声道モデルの音響特性を計測することで検証できる[5]。母音などの声

声道模型の音響特性は、口唇側に設置したホーンドライバなどから入力した計測信号を声門に設置したマイクロホンで計測することによって得られる[6]。しかし、同様の方法で鼻副鼻腔の声道模型の音響特性の計測は成功しなかった。これは、外鼻孔や鼻腔が狭いためか、声門に設置したマイクロホンで十分な信号対雑音比が得られないためであった。なお、計測信号の音量を大きくすると、声道模型の壁が振動し、かえって信号対雑音比が悪化した。

そこで本研究では、狭い孔から十分な音量の信号を出力できるエクスポーネンシャルホーンと、壁振動を抑制できる厚い壁を持つ声道模型を導入することで、鼻副鼻腔の声道模型の音響特性の計測を試みた。そして、声道模型と同じ鼻副鼻腔の形状データから計算した音響特性と比較検討したので報告する。

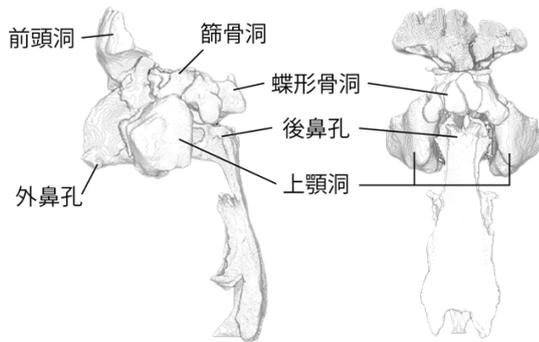


図1 鼻副鼻腔の形状

## 2. 材料・方法

### 2.1. 被験者とCTデータ

被験者は両側 ESS III 型鼻中隔湾曲矯正術（前頭洞・前篩骨洞・上顎洞の開放，病的粘膜の処置，鼻中隔湾曲の矯正）を受けた成人男性1名である。鼻音/m/発声時の声道形状を CT（SIEMENS SOMATOM Definition Flash）を用いて、空間解像度  $0.507 \times 0.507 \times 0.5 \text{ mm}$  で撮像した。また、CT 撮像に先立って、別室で仰臥位における/m/の発声を外鼻孔から 2 cm の位置で録音した。なお、本研究は東京慈恵会医科大学附属病院の倫理委員会の承認を受けた（受付番号：30-471（9492））。

### 2.2. 声道模型の作成

CT 画像を閾値により二値化して体組織と空気を分離し、領域拡大法を用いて声門から外鼻孔に至る鼻副鼻腔を含む声道形状を抽出した。この抽出した声道形状の周囲に壁を付与することで声道模型データを作成した。先行研究では壁の厚さを 3 mm としていたが、本研究では壁振動を抑制するために 5 mm とした。この声道模型データは三角形ポリゴンでデータ形状を表す型式（STL）である。これをナイロン 12 粉末で積層造形して声道模型を作成した。

### 2.3. 計測方法

図2は声道模型の音響特性の計測系の概略を示す。まず、PCで作成したホワイトノイズをスピーカアンプ（BOSE TA-55）で増幅し、エクスポーネンシャルホーン（図3）[7]で出力する。このエクスポーネンシャルホーンは、全長 114.6 cm で、上端の直径 7 mm の孔からホワイトノイズが出力される。これにより、狭い開口部から高い音圧レベルのホワイトノイズを放射できる。これをマイクロホン（ECM WM-61A 相当品）とポータブル録音機（SONY リニア PCM レコーダーPCM-D10）でサンプリング周波数 48 kHz、量子化ビット数 24 bit、時間長 10 s で録音した（図2左）。

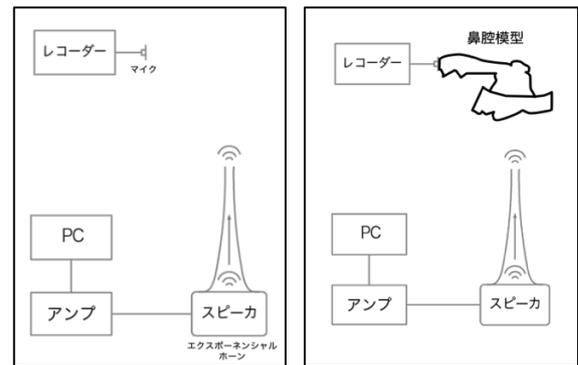


図2 計測系. 左：模型なし， 右：模型あり

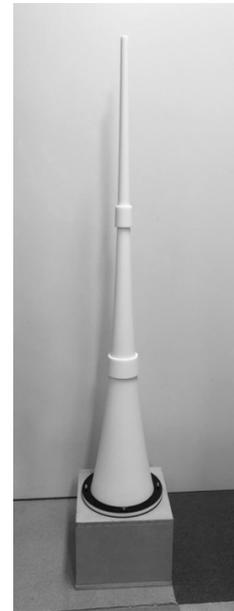


図3 エクスポーネンシャルホーン

次に、得られた信号から計測系の周波数応答を平坦化するための逆フィルタを作成してホワイトノイズに畳み込んだ。図4は、補正前後のホワイトノイズのスペクトルである。補正前は 30 dB 程度あったレベル差が補正後は 3 dB 程度に減少し、ほぼフラットな特性となった。

この補正後の音声を入力信号とし、マイクロホンに声道模型を装着して計測することで、音響の相反定理により声門から外鼻孔までの伝達関数（計測した伝達関数）を得ることができる（図2右）。

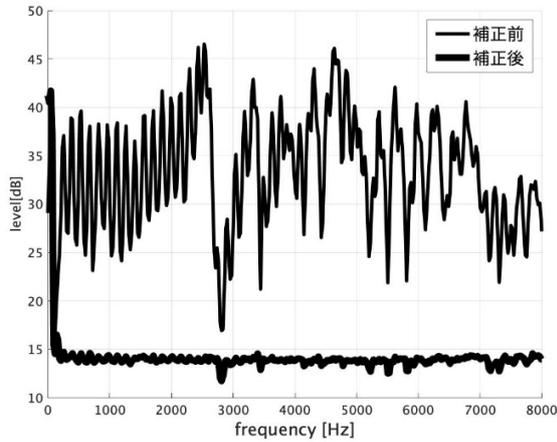


図4 録音したホワイトノイズ（補正前後）

#### 2.4. 音響シミュレーションによる計算

STL形式の声道模型データを空間解像度 0.5 mm で離散化し、等方向ボクセルデータに変換して先行研究[4]に従って声門から外鼻孔までの伝達関数（計算した伝達関数）を得た。閉鎖した声門直上に置いた音源点から外鼻孔より下前方 2 cm に置いた観測点における 20 ms のガウシアンパルス応答を FDTD 法で計算した。なお、シミュレーションの周波数は 20 MHz とした。

#### 3. 結果と考察

図5は、計算した伝達関数、計測した伝達関数、被験者の音声スペクトルを示す。計測した伝達関数には、全ての帯域にわたって微細な凹凸がみられたが、声道の共鳴や反共鳴に由来すると思われるピークやディップが存在することから、伝達関数の計測に成功したといえる。なお、この微細な凹凸は、2.3節で示したホワイトノイズの補正で補正しきれなかった成分であると考えられる。

計算した伝達関数と計測した伝達関数は 8 kHz までの概形が一致した。4 kHz までの 8 つのピーク（P1～P8）のうち、P3、P4を除く 6 つのピークは、6%以内の誤差で一致した（表1）。しかし、計算した伝達関数の 2 つのディップ（D1、D2）と、その極零対と考えられる 2 つのピーク（P3、P4）は計測した伝達関数より低域に大きくシフトしていた。

その原因を追究するために、D1、D2の周波数で声道を励振した際の瞬時音圧分布を計算した。図6はD1周波数における瞬時音圧の分布で、黒いほど音圧の絶

対値が大きいことを示す。このディップは、咽頭腔と左前頭洞・右蝶形骨洞が逆相になって振動することによって生成されていた。これは、外鼻孔から放射される音響エネルギーが左前頭洞と右蝶形骨洞で消費されることを示す。すなわち、このディップは左前頭洞と右蝶形骨洞に由来する。図7はD2周波数における瞬時音圧の分布である。図6ほど明確ではないが、この周波数では咽頭腔と左上顎洞・右前頭洞が逆相となっていた。すなわち、このディップは左上顎洞と右前頭洞に由来する。

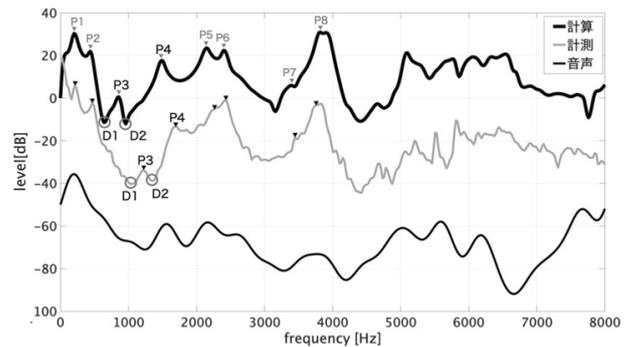


図5 計算・計測した伝達関数と音声スペクトル

表1 ピークとディップの周波数の比較

	計算 (Hz)	計測 (Hz)	誤差 (%)
P1	200	210	4.76
P2	440	468	5.98
<b>P3</b>	<b>860</b>	<b>1218</b>	<b>29.39</b>
<b>P4</b>	<b>1480</b>	<b>1687</b>	<b>12.27</b>
P5	2140	2250	4.89
P6	2400	2437	1.52
P7	3448	3440	0.23
P8	3750	3800	1.32
<b>D1</b>	<b>640</b>	<b>1054</b>	<b>39.28</b>
<b>D2</b>	<b>960</b>	<b>1359</b>	<b>29.36</b>

上記の分析から、D1、D2は副鼻腔に由来するので、副鼻腔の形状によって周波数が変動すると予測される。そこで、声道模型データの体組織と空気を分離する閾値を変化させて伝達関数を計算したところ、D1、D2が他のピークやディップに比べて周波数やレベルが大きく変化した。これは、閾値操作によって声道全体の形状は変化するが、副鼻腔はヘルムホルツ共鳴器に類似した形状であるため、頸部に相当する鼻腔と連絡する狭い孔はわずかな閾値の変化で相対的に大きな音響変化をもたらすためと考えられる。

これらは、副鼻腔の微細で複雑な形状が精密に造形されていない可能性があることを示唆する。粉末積層

造形は光硬化性樹脂による造形より精度が劣る。また、表面に微細な凹凸が生じやすく、凹部に粉末が残留する可能性がある。すなわち、造形におけるこれらの問題が副鼻腔に由来するディップに特に大きな影響を与えていると考えられる。

なお、音声スペクトルは、計算した伝達関数とも計測した伝達関数とも概形があまり一致しなかった。これは、鼻周期や姿勢の変化で短時間の間にスペクトルが変化するにもかかわらず[8]、音声の録音と CT 撮像を同時に実施できなかったためと思われる。



図 6 声道内の瞬時音圧分布の背面観 D1



図 7 声道内の瞬時音圧分布の背面観 D2

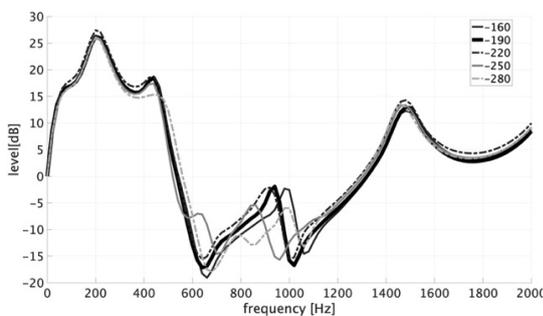


図 8 閾値によるディップの変動

#### 4. 終わりに

本研究では、エクスポネンシャルホーンを用いて

高い音圧レベルの信号を入力し、声道模型の壁を厚くして壁振動を抑制することにより、鼻副鼻腔を含む声道模型の音響特性の計測に成功した。そして、声道模型の形状データから計算した音響特性と比較検討することが可能となった。

比較の結果、計算した伝達関数と計測した伝達関数は 8 kHz までの概形が一致した。また、4 kHz 以下の 8 つのピークのうち 6 つが 6% 以内の誤差で一致した。しかし、計算した伝達関数の 2 つの大きなディップと対となるピークは計測した伝達関数の対応するものより周波数が 10% 以上低くなった。瞬時音圧分布の分析から、これら 2 つの大きなディップは副鼻腔に由来すること、声道模型データの体組織と空気を分離する閾値を変化させて伝達関数を計算した結果から、副鼻腔の微細構造が正確に造形されていない可能性があることが明らかになった。これを改善するためには、造形法を変更するか、造形する粉末を樹脂に変更するなどを検討する必要がある。

#### 謝 辞

本研究は JSPS 科研費 19K12031 の支援を受けた。

#### 文 献

- [1] J. Dang, K. Honda, and H. Suzuki “Morphological and acoustical analysis of the nasal and the paranasal cavities,” *J. Acoust. Soc. Am.*, vol.96, no.4, pp.2088-2100, Oct.1994.
- [2] 杉浦唯, 竹本浩典, 北村達也, 内尾紀彦, 鴻信義, “鼻音生成時の声道形状の抽出と音響特性の解析,” *日本音響学会講演論文集 2020 年 3 月*, pp.767-768, Mar.2020.
- [3] 杉浦唯, 竹本浩典, 北村達也, 鴻信義, “内視鏡下鼻副鼻腔手術による術前・術後の形状と音響特性の変化の検討,” *日本音響学会講演論文集 2021 年 9 月*, pp.743-744, Mar.2021.
- [4] 杉浦唯, 竹本浩典, 北村達也, 内尾紀彦, 鴻信義, “鼻副鼻腔の模擬手術が伝達関数に及ぼす影響,” *日本音響学会講演論文集 2021 年 9 月*, pp.799-800, Sep.2021.
- [5] T. Kitamura, H. Takemoto, S. Adachi, and K. Honda, “Transfer functions of solid vocal-tract models constructed from ATR MRI database of Japanese vowel production,” *Acoust. Sci. & Tech.*, vol.30, no.4, pp.288-296, 2009.
- [6] H. Takemoto, P. Mokhtari, and T. Kitamura, “Acoustic analysis of the vocal tract during vowel production by finite-difference time-domain method,” *J. Acoust. Soc. Am.*, vol.128, no.6, pp.3724-3738, Dec.2010.
- [7] J. Epps, J. R. Smith, and J. Wolfe, “A novel instrument to measure acoustic resonances of the vocal tract during phonation,” *Meas. Sci. Technol.*, vol.8, pp.1112-1121, Oct.1997.
- [8] 伯田亜海, 加地優太, 竹本浩典, “鼻周期や首の角度が鼻音の音響特性に与える影響,” *日本音響学会講演論文集 2021 年 9 月*, pp.795-796, Sep.2021.