

鼻腔・副鼻腔模型の音響計測の試み*

○北村達也 (甲南大) 竹本浩典 (千葉工大) 蒔苗久則 (科警研)

△山口徹太郎 △槇宏太郎 (昭和大)

1 はじめに

鼻腔の形状は左右非対称かつ複雑で、個人間の差異が大きい。MRI を用いて 4 名の鼻腔形状を計測した Dang *et al.* [1] は、その長さを約 11 cm であると報告している。鼻腔には上顎洞、前頭洞、蝶形骨洞、篩骨洞という副鼻腔が接続されており、鼻腔と相互に影響して複雑な音響特性を生み出している。鼻腔や副鼻腔の形状やサイズは個人差が大きく、かつ発話中に変形しないことから、音声の個人差を生み出す一要因と考えられる。実際、その音響的影響は個人性知覚において重要であることが確認されている [2]。

しかし、Dang *et al.* [1] 以来、鼻腔・副鼻腔の音響特性の生成原理に関する研究は少ない。そこで、我々は MRI よりも 1 桁高い空間分解能が得られるコーンビーム X 線 CT のデータを用いて検討を行っている。本研究では、3D プリンタにより 3 次元鼻腔・副鼻腔形状の実体模型を製作し、その音響特性を計測した。

2 方法

2.1 3 次元 X 線 CT データ

本研究では、18 歳女性 1 名の頭頸部の 3 次元 X 線 CT データを用いた。このデータは、昭和大大学歯科病院が所有する歯顎顔面用コーンビーム X 線 CT 装置 (日立メディコ, CB MercuRay) により撮像されたものであり、竹本ら [3] にて用いられたものと同一である。撮像条件は、管電圧 100 kVp, ピクセルサイズ 0.377 mm×0.377 mm, スライス厚 0.377 mm, 画像サイズ 512×512, スライス枚数 512 である。撮像は安静呼吸時に行われた。なお、このデータの利用にあたっては昭和大大学歯科病院臨床試験審査委員会の承認を受けている。

2.2 鼻腔・副鼻腔領域の抽出

上記の CT データの中央部には同心円状のノイズが含まれる。そこで、画像中央部 200×200

ピクセルの領域に対して、画像の中心から放射状に 1 次元のメディアンフィルタ (次数 5) を施した。

この CT データには輝度値のムラがあり、上記の処理を施しても単純な閾値処理では鼻腔・副鼻腔領域を正確に抽出できなかった。これを目視でトレースしようとする膨大な時間を要する上、作業の再現性も低下する。そこで、本研究では、画像処理ツール Fiji の Trainable Weka Segmentation プラグインを利用して空気の領域を抽出した。これは教師有り学習により画像の分割を行うプラグインであり、いくつかの領域を空気もしくは身体の組織であると教示することによって、全ての画像を自動的に分割することができる。

本研究では、横断面上および冠状面上において空気の領域を抽出し、それらの論理和を求めることによって鼻腔・副鼻腔領域を得た。これは、単一方向の断面のみから空気の領域を抽出すると、その連結関係を正確に判定できないことがあったためである。

2.3 模型の造形

抽出した鼻腔・副鼻腔領域のデータから、その 3 次元データを作成し、スムージングを施した。この 3 次元データには顔面の形状も含まれる。得られた 3 次元データに対して、空気の領域を内包するように厚さ 2 mm の壁を生成した。ただし、造形後に模型を吹鳴できるように、声門下面の壁は取り除いている。得られた 3 次元データを STL 形式にて出力した。以上の処理には、Materialise 社の Mimics および 3-matic を用いた。

得られた STL データを 3D プリンタ (Stratasys, uPrint SE) を用いて熱可塑性プラスチックにより造形した。造形時間の短縮のため、STL データを横断面方向に複数に分割して造形し、その後で貼り合わせた。この 3D プリンタはの積層ピッチは 0.254 mm である。製作した鼻腔・副鼻腔模型を図 1 に示す。

* A study of acoustic measurement of a nasal and paranasal solid model. by KITAMURA, Tatsuya (Konan Univ.), TAKEMOTO, Hironori (Chiba Inst. Technol.), MAKINAE, Hironori (NRIPS), YAMAGUCHI, Tetsutaro, MAKI, Kotaro (Showa Univ.)



Fig. 1 Nasal and paranasal solid model.

2.4 模型の音響特性の計測

模型の声門部よりホワイトノイズを入力し、鼻孔部からの出力を計測した。計測は気温 20 °C の防音室にて行った。

ドライバユニット (UNI-PEX, P-300) の結合部 (音が出力される部分) に直径 1.2 mm の穴を開けた厚さ 10 mm の治具を取り付け、さらに吸音パネルで作成したバッフル板 (30 cm×30 cm) を取り付けた。治具に開けた穴の直径 (1.2 mm) は, Honda *et al.* [4] を参考にして決定した。

このドライバユニットにアンプ (Rasteme Systems, RSDA302U) を接続した状態で音響特性を計測し、出力の音響特性が平坦になるよう入力信号を調整した。マイクロフォンは B&K 2669, アンプは B&K 2690 を用いた。アンプの出力を USB オーディオ (Roland, UA-5) により A/D 変換し、標本化周波数 20 kHz, 量子化 16 ビットにて PC に保存した。なお、アンプにてカットオフ周波数 20 Hz のハイパスフィルタをかけた。

上記の作業の後、ドライバユニットの治具における穴の上に模型の声門部を固定し、音響特性を平坦化したホワイトノイズを声門部に入力した。そして、鼻孔部から 20 mm の位置 (図 1 参照) で音圧を 5 s 間計測した。

3 結果と考察

計測された音響信号の対数スペクトルと竹本ら [3] の時間領域差分法によるシミュレーションにより得られた音響特性を図 2 に示す。前者は、窓長 2048 点の Hanning 窓を用いてフレームごとの対数スペクトルを求め、フレーム間で平均して得たものである。これらの結果は同一の STL データに基づいて得られたものである。

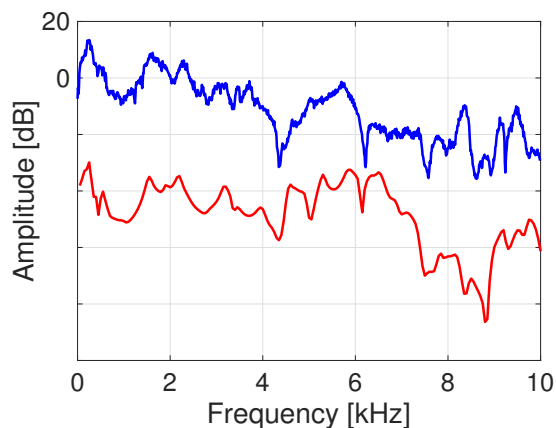


Fig. 2 Acoustic property of the nasal and paranasal solid model (blue) and acoustic property obtained by an FDTD simulation (red).

図 2 から音響計測とシミュレーションの結果において、ピークやディップの位置がおおむね一致していることがわかる。従って、模型の造形や音響計測、およびシミュレーションが信頼に足る精度を持っていると考えられる。

4 おわりに

本研究では、X 線 CT データから抽出した鼻腔・副鼻腔の形状を 3D プリンタにより造形し、その音響特性を計測した。その結果、時間領域差分法によるシミュレーション結果 [3] とおおむね対応する音響特性が得られた。今後は鼻腔・副鼻腔の形状および音響特性の個人差について検討する。

謝辞 本研究の一部は平成 28 年度科研費 (15K00263, 25280026, 25280066) の支援により行われた。3D プリンタの利用に関してご助力いただいた甲南大学知能情報学部 山中仁寛先生に感謝します。

参考文献

- [1] Dang *et al.*, *J. Acoust. Soc. Am.*, 96(4), 2088–2100 (1994).
- [2] Amino *et al.*, *Proc. Interspeech2014*, 1688–1692 (2014).
- [3] 竹本ら, 信学技報, SP2015-93, 45–50 (2016).
- [4] Honda *et al.*, *Comp. Meth. Biomech. Biomed. Eng.*, 13(4), 443–453 (2010).