

Title	医療用画像をもとにした鼻腔内流れの解析に関する研究
Author(s)	中山, 敏男
Citation	
Issue Date	2003-03
Type	Thesis or Dissertation
Text version	author
URL	http://hdl.handle.net/10119/1704
Rights	
Description	Supervisor:松澤 照男, 情報科学研究科, 修士

修 士 論 文

医療用画像をもとにした鼻腔内流れの
解析に関する研究

北陸先端科学技術大学院大学
情報科学研究科情報システム学専攻

中山 敏男

2003年3月

修 士 論 文

医療用画像をもとにした鼻腔内流れの
解析に関する研究

指導教官 松澤照男 教授

審査委員主査 松澤照男 教授
審査委員 敷田幹文 助教授
審査委員 堀口進 教授

北陸先端科学技術大学院大学
情報科学研究科情報システム学専攻

110095 中山 敏男

提出年月: 2003 年 2 月

概要

近年、医療用画像装置やコンピュータ性能が各段に向上した。これに従って、医療用画像装置から出力される画像に画像処理を加えることで、臓器の形状に近い3次元形状モデル生成が可能になり、そのモデルを使った生体内流れに関する研究が行われるようになった。

本稿では、研究対象として人間の鼻腔に着目した。鼻腔内流れを明確にすることで、呼吸時における鼻腔の果たす役割を解明することが可能になった。また医療の現場から、手術前と手術後の形状によるフローパターンをあらかじめシミュレーションで情報を得たいという要望もある。このように流れに関する情報を医療の現場に提供することにより呼吸器に関する疾病治療にも有用である。

本研究では両鼻腔を対象として3次元鼻腔モデルの作成を行う。3次元鼻腔モデルに関しては、1方向から連続的に撮影した医療用画像を積み重ね、マーチングキューブ法で面を生成を行い、3次元の鼻腔の形状を構築する方法が一般的である。この方法では、断面画面に対して奥行き方向の情報が乏しくなる。そのために、1方向からの生成したモデルでは奥行き方向の形状の再現が難しい。

そこで、本研究ではこの点を改善する方法を提案する。まず2方向から鼻腔を撮影を行い、各々方向で断面画像を積み重ねて2組の3次元鼻腔モデルを作成する。この2組のモデルを組み合わせることで1つの鼻腔モデルを作成する。2組の鼻腔モデルを組み合わせることで、1方向からでは撮影されず撮影間隔の間に入ってしまうため断面画像を積み重ねて作成した3次元モデルに含まれなかった部分を含めたモデルを作成する。組み合わせ方法としては、ボリュームデータ同士での足し合わせにより行った。2組のボリュームデータボクセルの大きさは異なっているため、数値の小さい方のボクセルでボリュームデータを生成し、ここに2組の3次元鼻腔モデルのボリュームデータの入力を行った。

本研究における流れの計算は、まず1方向からのモデルを生成し、このモデルを使って鼻腔内の流れ計算を行った。

目次

第1章	はじめに	1
1.1	研究の背景と目的	1
1.2	本論文の構成	1
第2章	画像データ	3
第3章	医療画像からの鼻腔領域の抽出と3次元形状の構築	7
3.1	はじめに	7
3.2	2次元抽出法による鼻腔領域の抽出	7
3.2.1	各断面における階調値の分布	7
3.2.2	鼻腔領域の抽出	14
3.2.3	低信号での鼻腔抽出	14
3.3	3次元モデルの生成	15
3.3.1	3次元モデルの構築手法	16
第4章	2つの形状の組み合わせ	18
4.1	位置合わせ及びスケールの調整	18
4.2	組み合わせ方法	21
4.2.1	CADを使った組み合わせ	21
4.2.2	ボリュームデータでの組み合わせ	22
4.2.3	組合せ	23
第5章	数値計算	28
5.1	はじめに	28
5.2	基礎方程式	28
5.3	計算モデル	28
5.4	数値計算	29
5.5	数値計算の結果	30
第6章	まとめ	39
6.1	鼻腔形状の構築	39
6.2	鼻腔内流れの計算	39

6.3 今後の課題	39
---------------------	----

目 次

2.1	CT からの画像（冠状断面画像）	4
2.2	CT からの画像（軸位断面画像）	5
3.1	階調値分布と断面 1	8
3.2	階調値分布と断面 2	8
3.3	階調値分布と断面 3	9
3.4	階調値分布と断面 4	9
3.5	階調値分布と断面 4	11
3.6	階調値分布と断面 5	11
3.7	ヒストグラム	12
3.8	アーチファクトによる階調値分布の影響と断面 1	13
3.9	アーチファクトによる階調値分布の影響と断面 2	13
3.10	アーチファクトのある画像と無い画像におけるヒストグラム	14
3.11	低信号における鼻腔抽出	15
3.12	マーチングキューブ法	16
4.1	鼻腔形状 1	18
4.2	方向性の検討 1	19
4.3	重ね合わせ 1	19
4.4	冠状形状と軸位形状の奥行き の検討	20
4.5	冠状形状の奥行き の検討 1	20
4.6	冠状形状の奥行き の検討 2	21
4.7	CAD による組み合わせ	22
4.8	組合せ形状 1	24
4.9	組合せ形状 2	25
4.10	組合せ形状の冠状断面図	26
4.11	組合せ形状の軸位断面	27
4.12	組合せ形状の矢状断面図	27
5.1	表面メッシュ	29
5.2	吸気時における速度コンター図と切断平面	30
5.3	呼気時における速度コンター図と切断平面	31

5.4	吸気ベクトル図 (断面 3)	32
5.5	呼気ベクトル図 (断面 3)	33
5.6	吸気ベクトル図 (断面 5)	34
5.7	呼気ベクトル図 (断面 5)	35
5.8	吸気時の流線	36
5.9	呼気時の流線	37

表 目 次

2.1 CT から出力される画像	3
----------------------------	---

第1章 はじめに

1.1 研究の背景と目的

人間の体内の三次元的な構造は、X線撮影、CT(Computed Tomography)、MRI(Magnetic Resonance imaging)を用いることで調べることが可能である。X線撮影では人体の透視図を得るだけであったが、CTやMRIの登場によって人体を輪切りにした画像が得られるようになり、人体の内部構造が得ることが可能になった。

近年、CTやMRIの医療用画像装置の発展はめざましいものがあり、またコンピュータ性能の向上に伴い、医療用画像からの3次元で対象臓器の抽出が可能になった。またこの3次元モデルを用いることによって、対象臓器の近似モデルを使った実験とは違った、現実に近い3次元生体内流れに関する研究が可能になった。この医療用画像をものにした3次元生体内流れに関する研究は、動脈弓や脳内の血管流れ [1][2][3] を対象として活発に行われている。

本研究では、研究対象部位として人間の鼻腔に着目した。鼻腔内の空気の流れを解析することは、呼吸時における鼻腔の果たす役割を解明することである。このことにより呼吸器に関する疾病治療にも有用であると考えられる。そこで、鼻腔の計算モデルの作成および鼻腔内における空気の流れを計算することを行う。計算モデルの作成にあたっては、CTによって撮影された複数枚の鼻腔画像に対して画像1枚毎に目的のとする鼻腔の領域を抽出する2次元抽出法を用いる。そして、各断面毎に抽出した鼻腔領域を積み重ねることで3次元の鼻腔の形状を構築する。また鼻腔内流れを取り扱った研究は、Keyhaniら [4][5] によって行われている。しかし、彼らを取り扱ったのは、片鼻腔における空気の流れの数値計算である。この片鼻腔の数値計算の結果だけでは、鼻腔空間内の流れの解析としては不十分である。本研究では流れ計算の対象を両鼻腔へ拡大した。また、呼吸には呼気と吸気がある。そこで、呼気時、吸気時における鼻腔内部での空気の流れに関して数値計算を行い、検討を行った。

1.2 本論文の構成

本論文は、以下の6章から構成されている。

第1章では、研究の背景及び目的について述べる。

第2章では、鼻腔の3次元モデルを作成するにあたって用いたCT画像について、撮影条件を示し、2方向から撮影を行ったCTの画像を使って鼻腔空間を示す。

第3章では、CT画像からの鼻腔領域の抽出法及び3次元モデルの構築手法について述べる。最初にいくつかの断面において鼻腔領域近くの階調値分布について述べることで、2次元抽出法で用いる階調値を決める。2次元の断面画像から3次元モデルの作成方法を述べる。第4章では、第3章で作成した2つのモデルを組合せたモデルの作成法について述べる。2つのボリュームデータを組合せるにあたっては、2つのボリュームデータ上に写し出されている鼻腔領域の位置合わせとスケールの調整を行う。スケールの調整は、断面を基本としてそれに対応する積重画像を比較を行った。組合せに方法に関しては、ボリュームデータを足し合わせる方法と3次元モデルを生成したのちにCADを使った組合せ方法の検討を行った。

第5章では、組合せモデルを生成するために、1方向からのモデルを先に生成する。この1方向モデルに対して鼻腔内流れの計算を行った結果を示す。

第6章では、本研究のまとめとして結論および問題点・今後の課題について述べる。

第2章 画像データ

鼻腔内流れを調べるために、鼻腔の3次元モデルの作成を行う。本研究において、鼻腔内の空気の流れは数値計算によって行うものであり、実際に鼻腔形状を作成し実験を行うわけではない。近年における生体内流れに関する研究では、CTやMRIといった医療診断用の装置で人体を撮影し、その画像データから3次元の臓器モデルを作成する方法が使われている。

本研究においては、人物の頭部をCTによって撮影を行い、この断面画像データから3次元モデルを作成する。また、同一人物の頭部を2方向から撮影を行った。鼻腔の3次元モデルは、このCTから出力された2組のスライス画像から作成を行う。この2方向の撮影の向きは、

- (1) 頭部の複数の点で冠状断面で撮影（頭部を正面から鉛直断面で撮影）を行った、
- (2) 軸位断面で撮影（頭部を水平断面で撮影を行ったもの）を行ったものである。

この撮影における撮影姿勢は(1)の場合うつ伏せで90度顔を上げた姿勢で、(2)の場合は仰向きに寝た姿勢で撮影を行った。

CTから出力される画像データはDICOM(Digital Imageing and COmmunications in Medicine)フォーマットである。このDICOMフォーマットファイルには、撮影に関する情報を持っている。撮影に関する情報を表2.1に示した。

表 2.1: CT から出力される画像

	冠状断面	軸位断面
出力フォーマット	DICOM	DICOM
ピクセル数	512 × 512	512 × 512
ピクセル間距離 [mm/pixel]	0.186 × 0.186	0.186 × 0.186
撮影枚数	172	146
撮影間隔 [mm]	1.000	1.000



(a) 冠状断面画像 1

(b) 冠状断面画像 2

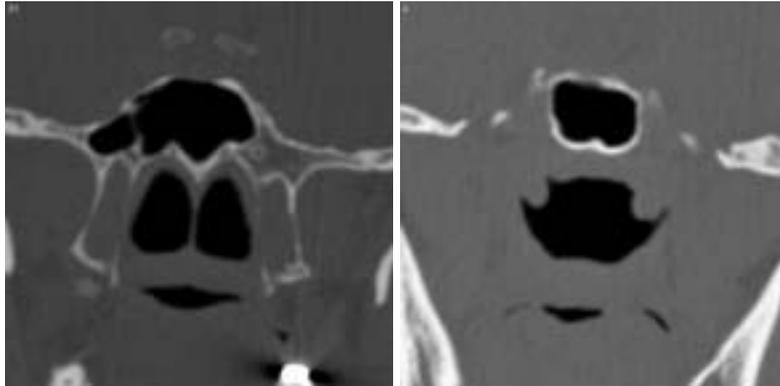
(c) 冠状断面画像 3



(d) 冠状断面画像 4

(e) 冠状断面画像 5

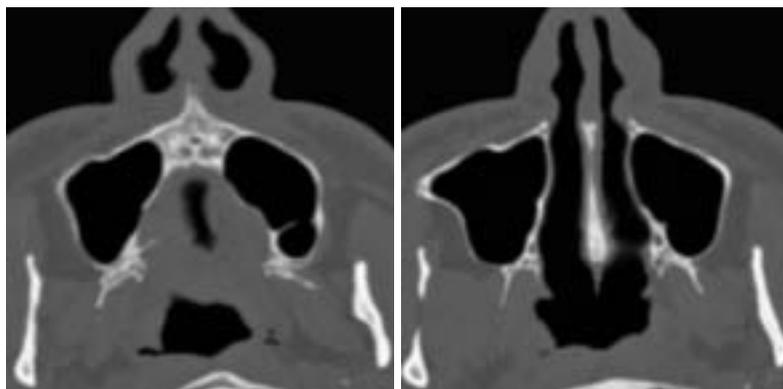
(f) 冠状断面画像 6



(g) 冠状断面画像 7

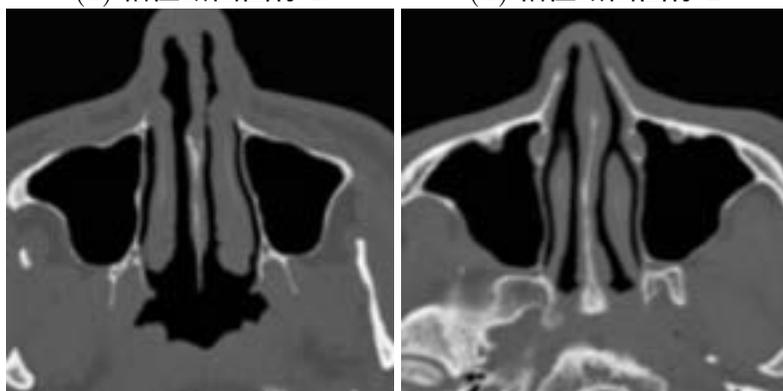
(h) 冠状断面画像 8

図 2.1: CT からの画像 (冠状断面画像)



(a) 軸位断面画像 1

(b) 軸位断面画像 2



(c) 軸位断面画像 3

(d) 軸位断面画像 4

図 2.2: CT からの画像 (軸位断面画像)

CT から得られた人間の頭部の断面画像を図 2.1 及び図 2.2 に示した。図 2.1 が冠状断面画像であり頭部の前部から後部にかけての断面画像である、図 2.2 が軸位断面画像であり頭部を下部から上部に向かっての断面画像である。CT 画像で各ピクセル得られるものが CT 値である。この CT 値 (Hounsfield unit) は物質の X 線吸収係数から求められる。ある対象物質における CT 値 μ_{CT} は次式によって定義されている [6]。

$$\mu_{CT} = \frac{\mu_t - \mu_w}{\mu_w} \times 1000 \quad (2.1)$$

ここで、 μ_t はある対象物質の X 線吸収係数、 μ_w は水の吸収係数である。この CT 値において、空気の CT 値は-1000HU である。これは空気の X 線吸収係数がほとんど 0 であるからである。

この画像において、低信号 (黒色) で表されている部分が空気、中信号 (灰色) で表されている部分が皮膚、高信号 (白色) の部分が骨を示している。この図中の空気を表している黒色の部分の中央付近が鼻腔であり、鼻腔周りの黒い部分が副鼻腔である。

第3章 医療画像からの鼻腔領域の抽出と 3次元形状の構築

3.1 はじめに

第2章で述べたCTのスライス画像から鼻腔の3次元形状の構築を行う。3次元形状はCTのスライス画像を積み重ねることで奥行きを持つ3次元形状の構築を行う。CTからの出力画像を積み重ねたところでは、頭部の3次元形状しか出来ない。そこでCTスライス画像の各断面ごとに鼻腔の領域を抽出し、そして抽出した鼻腔領域のみ画像を積み重ねることで鼻腔の3次元形状を構築する。

複数枚のスライス画像から3次元形状を構築する研究は現在までに多く行われている。3次元形状の構成を行うソフトウェアも存在する。これらの技術は医療の現場において、疾病検査の為に開発されてきた。また、これらの技術を使い生体内流れに関する報告も行われている [?][2]。

本章において、CTのスライス画像からの鼻腔領域の抽出方法と3次元形状の構築方法について述べる。

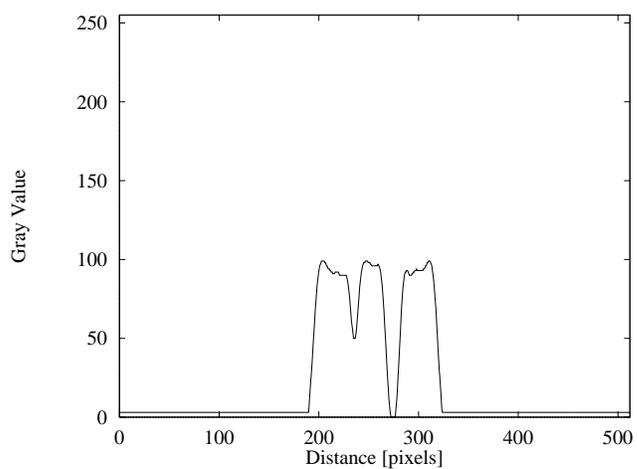
3.2 2次元抽出法による鼻腔領域の抽出

鼻腔領域の抽出作業に関しては、CTから出力されたDICOMフォーマットのファイルを直接 KGT社製 INTAGE 3.1 (“INTAGE”) に入力し鼻腔領域の抽出は可能である。また当初は、DICOMフォーマットファイルから抽出を行っていた。

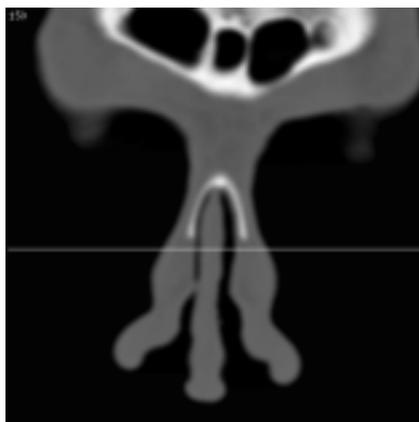
今回はDICOMフォーマットのファイルを “OSIRIS[8]” に入力して 4096 階調を 256 階調の tiff フォーマットに変換し、これを “INTAGE” に入力し鼻腔の抽出を行った。

3.2.1 各断面における階調値の分布

各断面画像から鼻腔領域を抽出するにあたり、いくつかの断面画像内における階調値の分布を調べた。各断面画像の白線上の階調値分布をつぎの図に示した。これらの図において、鼻腔領域には空気があり、CT画像上では空気の領域は低信号で表されている。また、鼻腔内表面には粘膜層があり、これを含めた形での鼻腔領域の抽出を行う。そのためには、低信号部分の少し外側の領域で抽出を行うことになる。

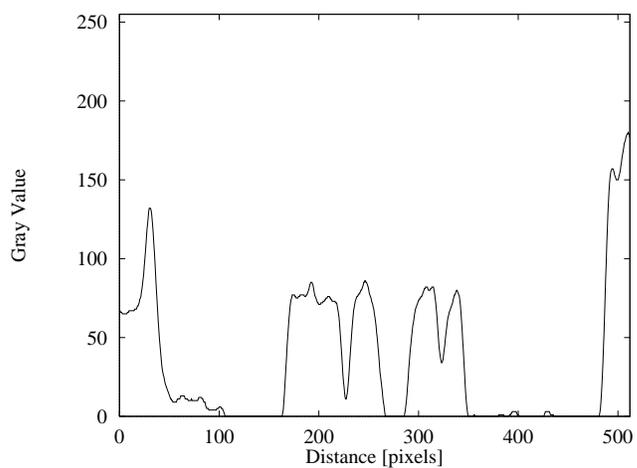


(a) 階調値分布



(b)CT 画像

図 3.1: 階調値分布と断面 1

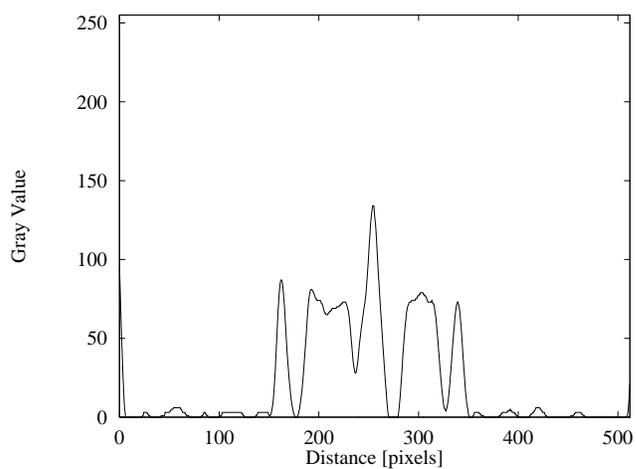


(a) 階調値分布



(b)CT 画像

図 3.2: 階調値分布と断面 2

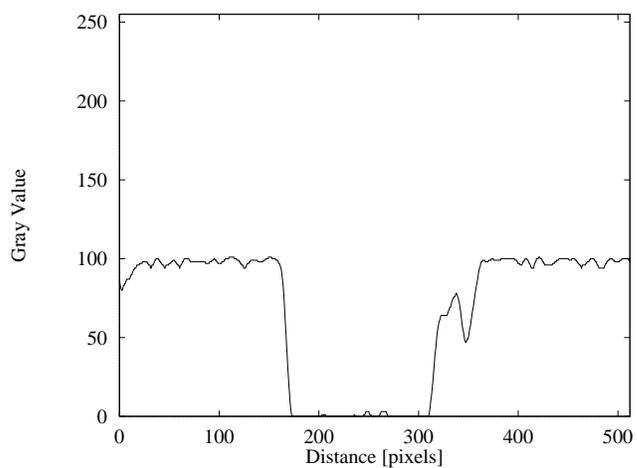


(a) 階調値分布

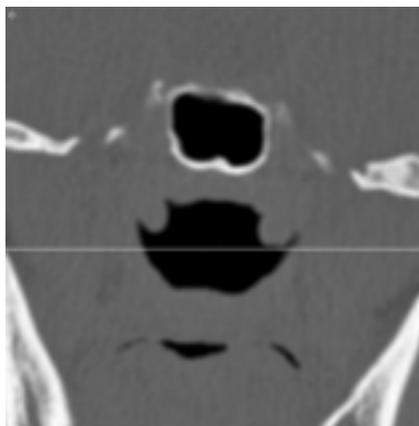


(b) CT 画像

図 3.3: 階調値分布と断面 3



(a) 階調値分布



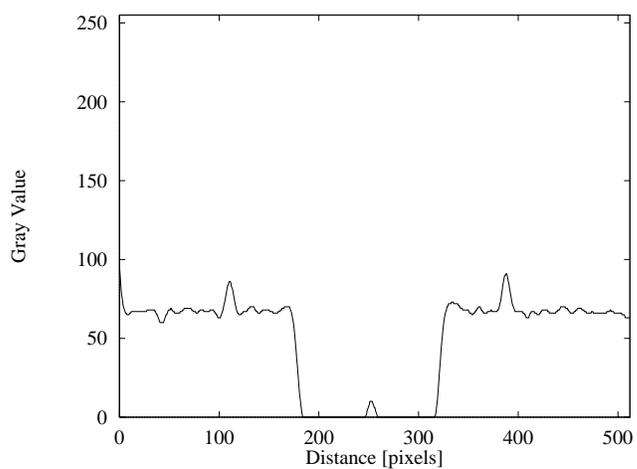
(b) CT 画像

図 3.4: 階調値分布と断面 4

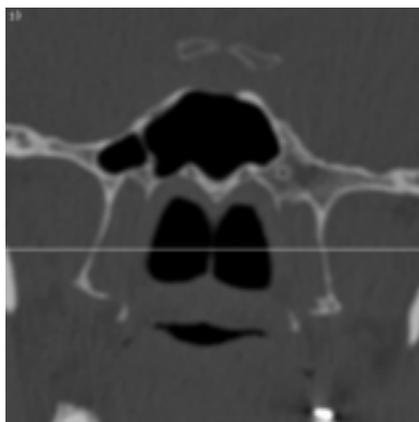
図 3.1 から図 3.4 の階調値分布を調べると、CT の画像上では鼻腔領域であるにも関わらず、階調値が 0 に近い値にならない部分が多々存在することが分かる。図 3.1(b) では左側の鼻腔領域の階調値が 50 を越えている。図 3.2(b) では右の下鼻道の階調値が 30 であり、これ以外の鼻腔領域の階調値は 10 以下の値になっている。図 3.3(b) では左側の総鼻道の階調値が 30 ではあるが、これ以外の鼻腔領域は階調値が 10 以下になっている。図 3.4 では耳管付近の階調値が 50 を越えているが、他の鼻腔領域では 0 となっていた。

連続で撮影を行っているが図 3.5 と図 3.6 では、連続した冠状断面画像であるにも関わらず、CT 画像の明るさが異なってくる。

これらのことから一つの階調値指定による自動抽出が困難であることが判明した。半自動で抽出でも指定する階調値選択が慎重に行う必要がある。

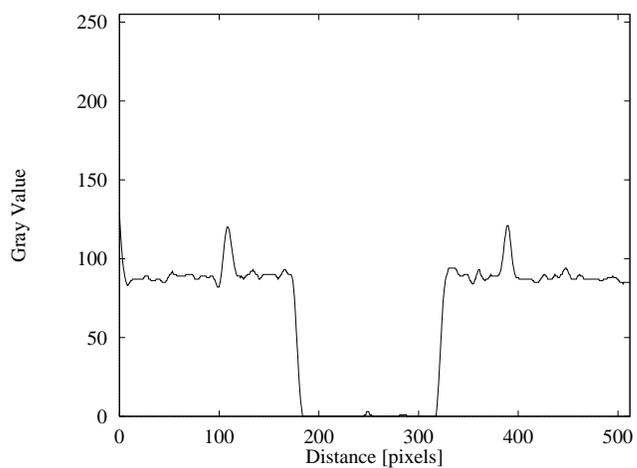


(a) 階調値分布

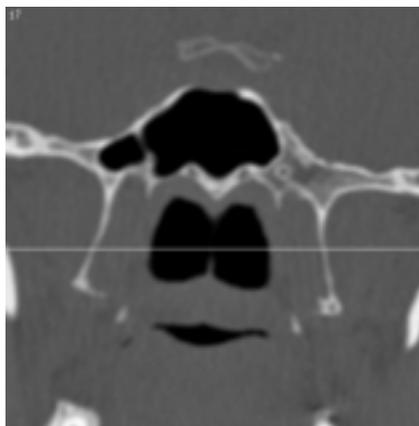


(b) CT 画像

図 3.5: 階調値分布と断面 4

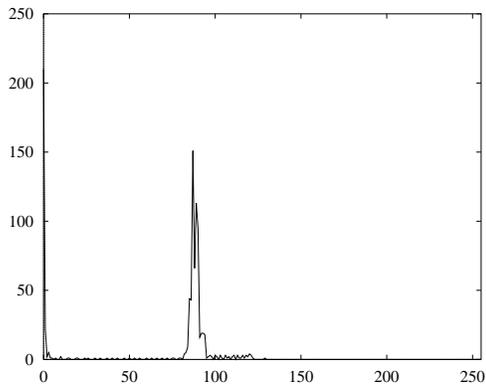


(a) 階調値分布

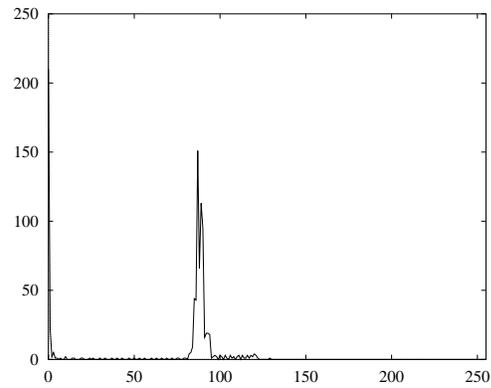


(b) CT 画像

図 3.6: 階調値分布と断面 5



(a) ヒストグラム (断面 18)



(b) ヒストグラム (断面 17)

図 3.7: ヒストグラム

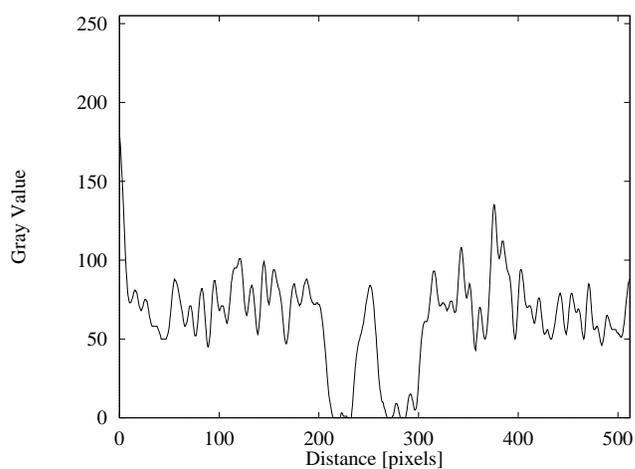
図 3.7 で断面 17 と断面 18 におけるヒストグラムを出してみたが、ヒストグラム上では大きな違いが見られなかった。

また、図 3.8 および図 3.9 にはアーチファクト [9] の影響が出ている。アーチファクトとは、“画像に現れる人体情報以外の二次元的障害陰影、被写体の動き、装置のガタによって発生する疑似画像” [9] となっている。図 3.8 と図 3.8 で写っているアーチファクトは、金属等の高吸収物質が存在した場合に発生した“メタルアーチファクト”である。この冠状断面図では、アーチファクトの影響を受けている画像が 40 枚ある。

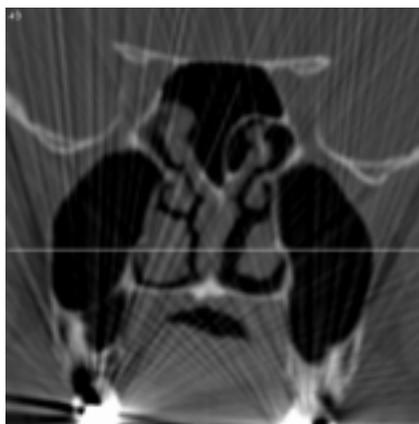
アーチファクトの影響を受けた図では、半自動抽出を行っても画面上に放射状のノイズが残ってしまうので、鼻腔壁のみの抽出を行いにくい。この場合は、手動による抽出が必要となる。

また、アーチファクトの影響を受けている画像における鼻腔壁の階調値を指定して自動抽出を行うと、アーチファクトの影響のない画像では抽出が行えなかった。アーチファクトの影響で、断面階調値全体が高くなっていると考えられる。

断面が異なるが、アーチファクトのある断面とない断面でヒストグラムを調べた。アーチファクトの影響でない断面に比べて多くの信号が含まれていることが分かった。

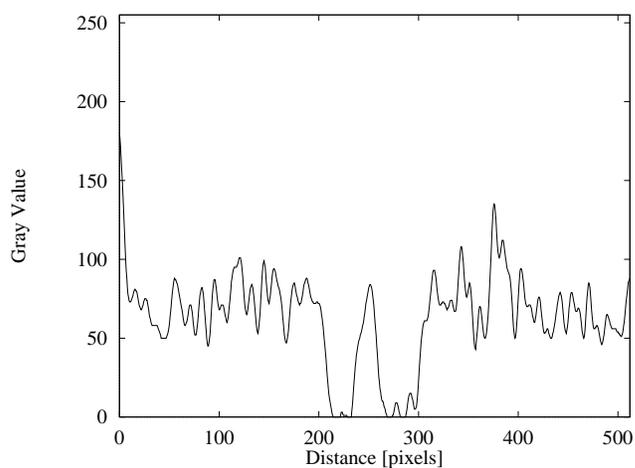


(a) 階調値分布

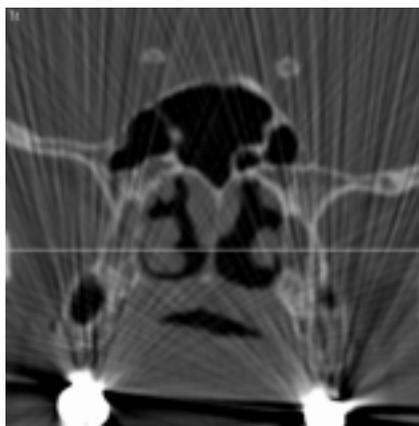


(b)CT 画像

図 3.8: アーチファクトによる階調値分布の影響と断面 1



(a) 階調値分布



(b)CT 画像

図 3.9: アーチファクトによる階調値分布の影響と断面 2

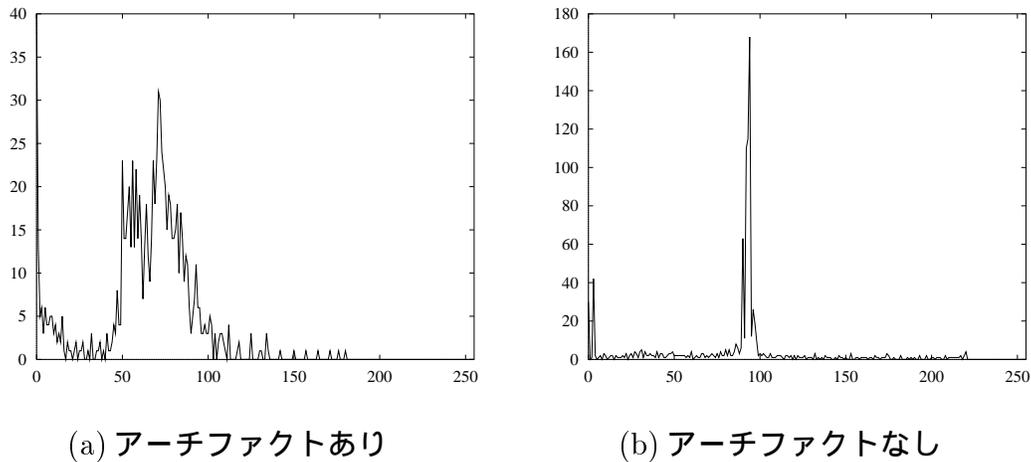


図 3.10: アーチファクトのある画像と無い画像におけるヒストグラム

3.2.2 鼻腔領域の抽出

いくつかの断面の階調値分布を調べた後、またメタルアーチファクトの影響が出ている画像を考慮し、今回は階調値 65 で抽出することにした。この階調値で抽出を行った場合でも、アーチファクトが出ている断面では、アーチファクトの影響が出てしまい粘膜層の判断が難しい。

3.2.3 低信号での鼻腔抽出

DICOM フォーマットを tiff フォーマットに変換した後の連続画像を “INTAGE” に入力し、ボリュームデータを生成する。この 3D モデルを図 3.11 に示した。このボリュームデータ生成するにあたり、階調値を、空気の階調値 0 付近で指定を行う。

図 3.11 より、鼻腔内部の空気の領域と副鼻腔の空気溜まりのの形状が現れる。また、外部との境界すなわち顔の表面が現れる。この方法では、鼻腔形状のみを抽出することが出来なかった。鼻腔領域を抽出する場合、不必要な領域を高信号で塗る必要がある。本研究において、当初は DICOM フォーマットから直接鼻腔形状の構築を考えていた。高信号に置き換えるためには、“INTAGE” から、断面画像として出力することが必要になる。しかし、“INTAGE” から断面画像として出力を行い、画像処理を加えて、再び “INTAGE” に戻して 3 次元形状を再構築した場合、画面階調値が 256 階調になってしまう。DICOM からの 3 次元形状なら 4096 階調であった。画面の階調値が下がることに問題があると考えた。また、前節で取り上げたアーチファクトの影響により鼻腔内部にノイズが残る。このために、鼻腔の切れた状態になる。結果的には、この方法を使う事は、現段階では採用しなかった。

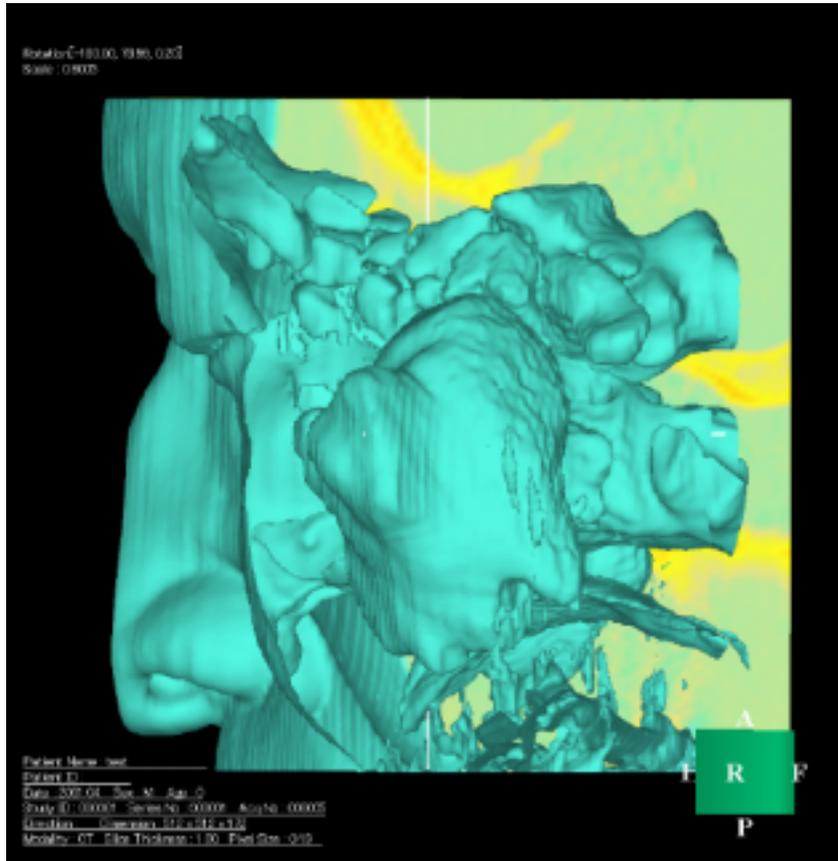


図 3.11: 低信号における鼻腔抽出

3.3 3次元モデルの生成

2次元断面画像から3次元形状を生成するにあたり、3次元のCGをボクセルで表現を行っている。この場合におけるボクセルの表現では、3次元空間を x, y, z 方向の小さな単位格子に分割し、CTから得られた各断面のデータから対象物体が存在する部分と存在しない部分に分け、存在する部分のみを小さな単位格子の集合で表す。そのため、滑らかな形状を得るためには、単位格子を小さくしなければならない。このため、データの量およびレンダリングの計算量は大きくなる。そこで、本研究ではマーチングキューブ法[14]をもちいてボクセルデータから表面メッシュを生成する。マーチングキューブ法とは、近隣の単位格子8個の有無を調べて、そのパターンの対称性により図3.12に示す15種類のポリゴンパターンに変換して、全体をポリゴンで表示するアルゴリズムである。本研究ではこのアルゴリズムを用いて3次元モデルを生成する

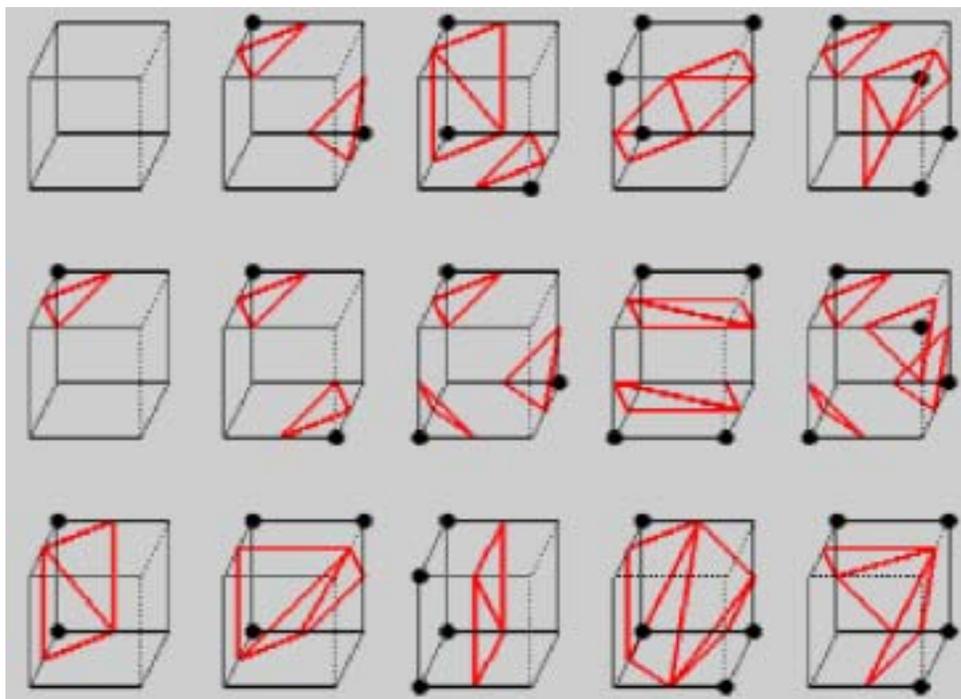


図 3.12: マーチングキューブ法

3.3.1 3次元モデルの構築手法

CT から出力された断面画像から鼻腔の抽出、3次元モデルの作成するにあたり、下記において CT 画像からの鼻腔抽出行程も含めて手順を示した。

- (1) 断面画像に対して 1 ピクセルあたりの距離、CT によるスライス間隔を与えることで、ボリュームデータを生成する。
- (2) 複数の断面画像から、鼻腔を表していると考えられる階調値を選び出す。
- (3) (2) で選んだ階調値より少し大きい階調値を上限として定め、フィルタリングを行う。
- (4) 各断面画像上において、鼻腔以外の領域を手動により削除する。
- (5) 3次元モデルを作成する。画面上に残っているノイズを手動で削除する。
- (6) ボリュームレンダリング表示を行う。鼻腔周辺の階調値をスムージングする。
- (7) マーチングキューブズ法により、面データの生成を行う。
- (8) STL Format で表面形状データの出力を行った。

今回は3次元モデルの作成にあたり、ソフトウェアを使用した。使用したソフトウェアはKGT社製INTAGEである。

INTAGEは、CTから出力されたDICOMフォーマットのファイルを扱うことが出来る。またDICOMフォーマットのファイルは、撮影に関する情報(1ピクセルあたり距離、CTのスライス間隔の値)を持っているので3次元モデルの構築時に1ピクセルあたりの距離やスライス間隔の値を入力する必要がない。今回は、最初にDICOMフォーマットファイルをTiffフォーマットファイルに変換しているためこれらの情報が失われている。そこで、ピクセルあたりの距離とスライス間隔の情報を与えることでボリュームデータを生成する。CTから得られた画像には、皮膚や骨といった不要な部分まで撮影されている。3次元モデルを構築するためには、皮膚や骨を削除し鼻腔空間のみを抽出しなければならない。そこで、複数の断面において鼻腔壁の階調値を調べた。鼻腔の階調値は65であり、この値を上限を定めてフィルタリングを行った。CTで人体の撮影を行うと、撮影される断面の位置、同一断面内でも位置によってその階調値は異なる。3次元モデルを構築後、前後の断面画像の段差を低減し滑らかな局面を作るためにスムージングを行う。このスムージングの手法は、こちらが与えたパラメータ分だけ鼻腔壁を外側に膨らませるものである。スムージングを行うことでモデル形状は滑らかになるが、あまりスムージングを行えば本래の形状とは異なったものになるので注意が必要であった。そして、マーチングキューブ法によって鼻腔壁面の生成を行った。その形状データをSTL formatで出力を行った。

第4章 2つの形状の組合わせ

本章では、冠状断面画像から構築した3次元形状と軸位断面画像から構築した3次元形状の組合せについて述べる。今後本章において、冠状断面画像から構築した3次元形状を冠状形状、軸位断面画像から構築した3次元形状を軸位形状と呼ぶことにする。

4.1 位置合わせ及びスケールの調整

鼻腔には“nasal cycle”[10]が機能が存在する。“このnasal cycle”とは、鼻腔粘膜が一定周期で腫脹と収縮を反復していることである。これは自律神経の作用によって左右交互に行われて、鼻腔の通気度の和をほぼ一定に保つ機能である。

本研究では、冠状形状と軸形状を構築するため、鼻腔を2方向撮影を行わなければならない。撮影間隔と撮影枚数にもよる一度の撮影で20分程度の時間を要する。しかし、CTでは同時に2方向からの撮影を行うことが出来ない。この撮影の時間の差によって左右の鼻腔の形状の変化が考えられる。そこで、CT画像に映し出されている部位で時間によって形状が変化しない部位を基準にして位置とスケールの調整を行うことにした。今回は、時間的に変動しない部位として骨、上顎洞、口蓋を基準とする。位置合わせスケール調整

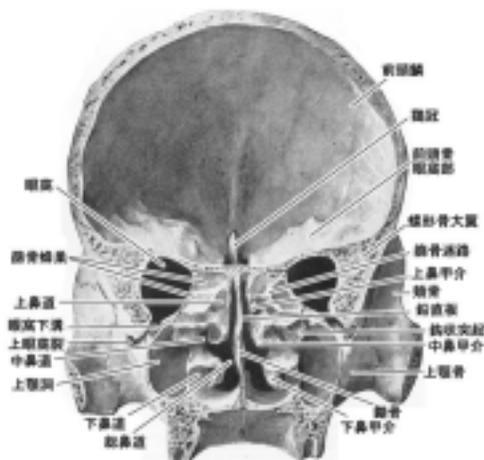


図 4.1: 鼻腔形状 1

では、時間的に変動しない部位を基準にするため、CTからの出力されたDICOMフォー

マットファイルを鼻腔領域の切り出し作業を行わず直接“INTAGE”に入力して冠状形状と軸位形状を構築する。

次に、構築した冠状形状と軸位形状を、“INTAGE”の“FUSION”機能を使って各断面における重なり方を調べた。この“FUSION”機能を使って方向、位置、スケールの調整を行う。今回は、冠状形状を基本にして軸位形状を回転、移動、スケールの調整を行った。この機能上では一方の断面画像に対してその面に対応した横断面の集まりとして表すことが可能である。位置合わせに関しては、中心スライスでのみ移動になる。

今回のCT撮影では、撮影姿勢を変えることで、人体頭部の冠状断面画像と軸位断面画像の撮影を行っている。冠状形状と軸位形状に対して“FUSION”の機能を使うと図4.2となる。

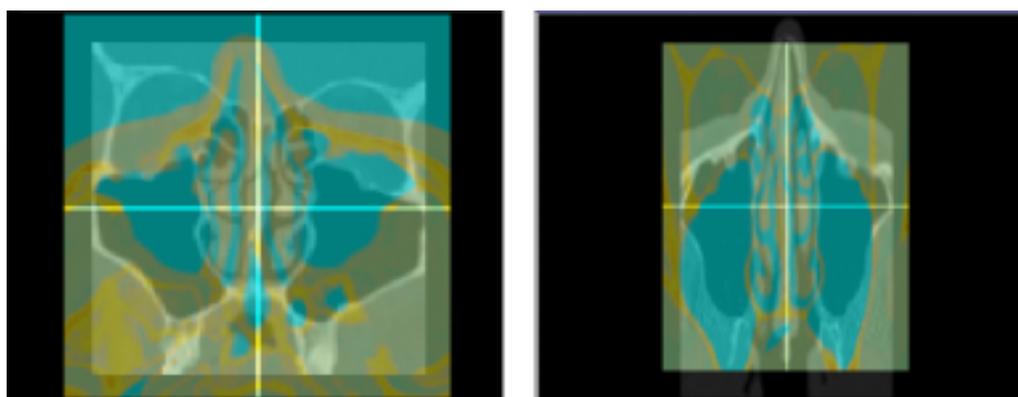


図 4.2: 方向性の検討 1

図4.2において、冠状形状は白黒画像として軸位形状は青黄画像として表されている。軸位形状を上下方向に90°、左右方向に180°回転させることで、冠状形状と軸位形状の方向は一致した。方向性が一致した図を以下に示す。図4.3より、方向性の一致は確認でき

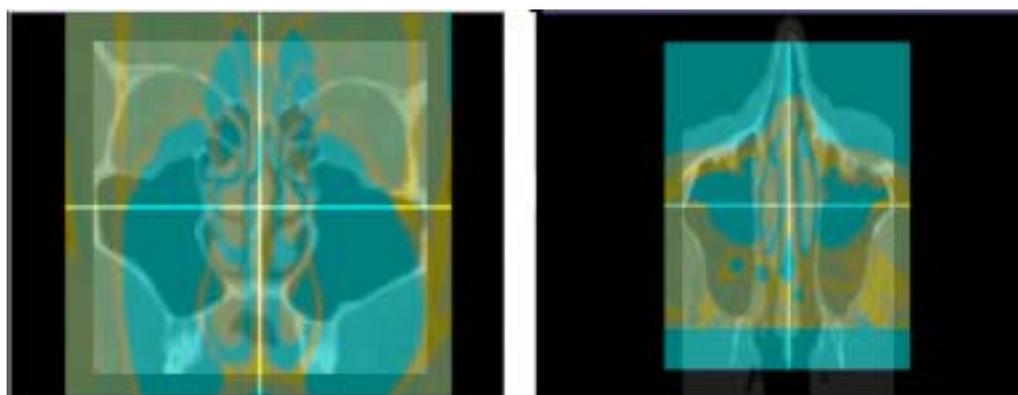


図 4.3: 重ね合わせ 1

たが、スケールに違いが生じていることが分かる。3次元形状作成時には、CT撮影時の撮影条件を入力しているにもかかわらず、違いが生じた。“INTAGE”には距離を計測する機能を持っているが、この距離は撮影条件をもとにしているために使えない。そこで、図4.2において冠状形状の冠状断面画像と軸位形状の冠状断面画像において上顎洞の横幅はほぼ同じである。このことより、冠状形状の冠状断面画像および軸位形状の軸位断面画像の撮影条件は真であると考えた。それぞれの形状における奥行きに関する情報のみに誤りがあると考えた。

まず冠状形状の奥行きと軸位形状の奥行きの調整を行う。冠状形状の冠状断面をもとに軸位形状の奥行きを調整し、軸位形状の軸位断面画像をもとに冠状形状の奥行きの調整を行った。双方とも奥行きを0.500mmにした。

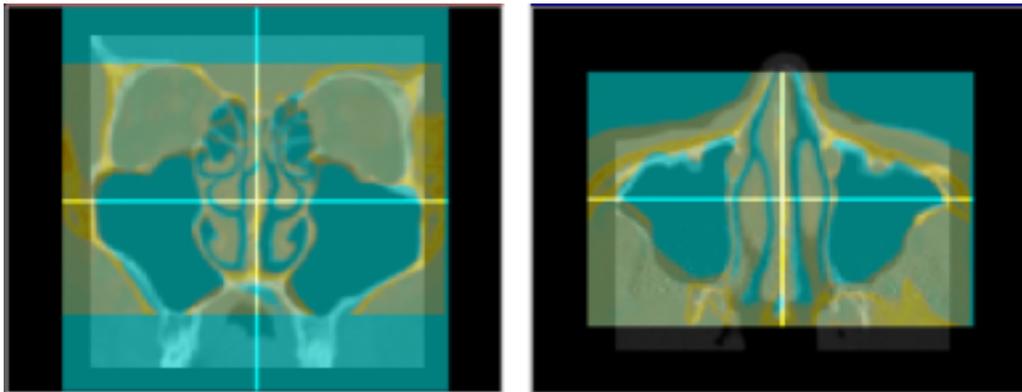


図 4.4: 冠状形状と軸位形状の奥行きの検討

冠状形状の奥行きの調整を更に行った。先ほどと同様に、軸位形状の軸位断面画像をもとに冠状形状の奥行きの調整を行う。今回は、冠状形状の奥行き0.520mm、0.550mmと変化させた。まずは奥行きが0.520mmの場合、

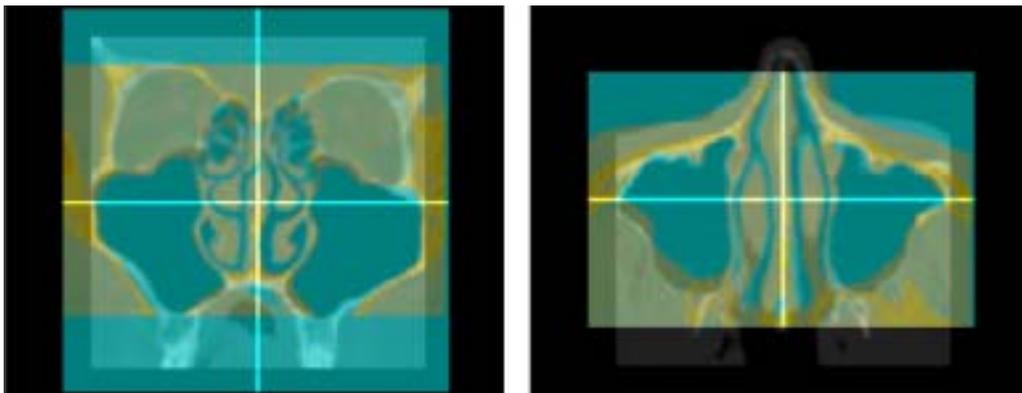


図 4.5: 冠状形状の奥行きの検討 1

次に奥行きが 0.550mm の場合、

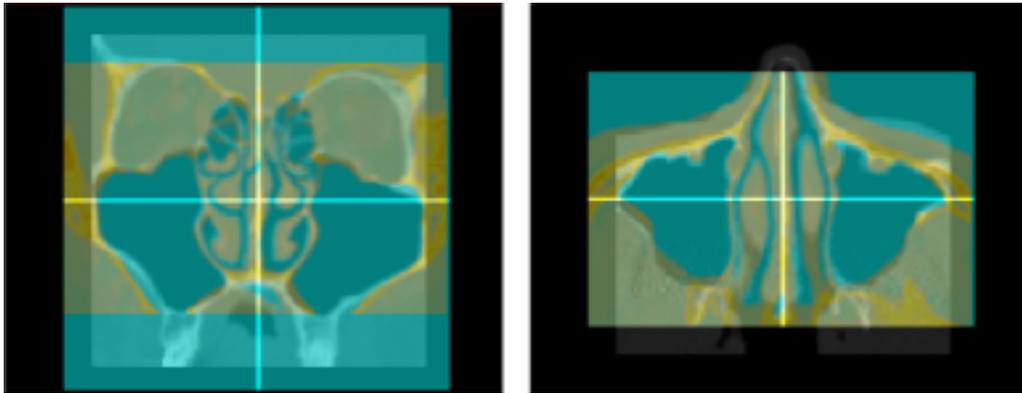


図 4.6: 冠状形状の奥行きを検討 2

よって図 4.4、図 4.5、図 4.6 より、冠状形状では奥行き (撮影間隔) を 0.520mm、軸位形状では奥行き (撮影間隔) を 0.500mm とする。

4.2 組み合わせ方法

4.2.1 CAD を使った組み合わせ

医療用画像から 3 次元形状を構築するとき、ボリューム形状からサーフェイス形状を構築する。このサーフェイス形状は STL フォーマットにしている。今回は、冠状形状形状は後鼻孔までしかデータが存在しない、そこで後鼻孔より後部は軸位形状を組み合わせることで一つの鼻腔形状構築する。冠状形状と軸位形状を “preflow” 上で 2 組の鼻腔を重ねあわせた。この方法では 2 つ形状を見ながら位置調整作業が行える。結果を次の図にて示す。

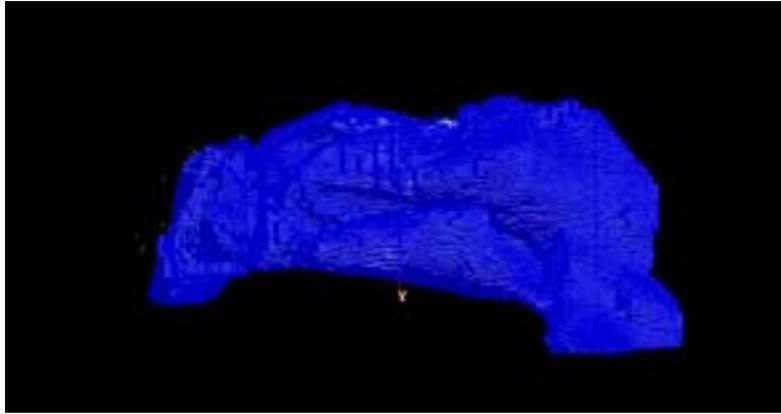


図 4.7: CAD による組み合わせ

鼻腔後部で鼻腔形状に相違が現れた。これは冠状形状が軸位形状の鼻腔後方壁を突き抜けてしまった。これはCTで冠状断面及び軸位断面の撮影を行うときの撮影姿勢の違いから生じたものと考えられる。preflowには形状を訂正する機能が存在しない。突き抜けた部分を訂正するために、株式会社アプシクラフト製 RHINOCEROS(“Rhinoceros”)とオートデスク株式会社製 AUTOCAD(“AutoCAD”)を使って訂正を試みたが思うように訂正が出来なかった。

4.2.2 ボリュームデータでの組み合わせ

ボリュームデータでの組み合わせでは、組み合わせ前でも組み合わせ後でも形状の修正が可能であるという利点がある。位置合わせに関してはボクセルの

“INTAGE”から出力されるデータは、AVS/EXPRESSのデータフォーマット形式 [13] である。“INTAGE”の出力ファイルにおいて数値データは格子状にデータが存在しているだけで座標に関する情報は含まれていない。3次元形状では、規則性に従ってボクセルの数値が並んでいる。このファイルは、バイナリデータである。

CTから出力されたDICOMフォーマットのデータは、1ピクセルあたり12ビットの階調値をもっている。これを“INTAGE”に入力したときソフトウェア上では12ビット階調である。しかし出力データは1ボクセルあたり16ビットの数値になっていた。“INTAGE”上では、-1000~3096の階調値を持つが、出力ファイル内では-1000~3096の値ではなかった。この関係の追求を試みたが、今のところ不明のままである。

次にDICOM形式のファイルをOSIRISに入力し8ビット階調のtiff形式変換し、これを“INTAGE”に入力し3次元形状を作成した。“INTAGE”上における階調値は0~255となった。出力されたファイルにおいても、1ボクセルあたり8ビットの数値データが与えられていた。今回のボクセルデータでの組合せには、こちらで作った3次元形状を使用した。

4.2.3 組合せ

これまで作成してきた3次元形状のボクセル数は以下の通りである。

- (1) 冠状形状では、 $512 \times 512 \times 146$ である。
- (2) 軸位形状では、 $512 \times 512 \times 172$ である。

(1) 及び (2) の3次元形状を示した fld file 内におけるデータの並びは異なっている。また、各ボクセルの大きさも異なっているために、単純に2組のデータを加算することは出来ない。冠状形状と軸位形状のポリウムデータを統一することが必要になってくる。

今回用いた形状において、冠状形状はデータが後鼻孔までしかない。そこで後鼻孔より後部は軸位形状を組み合わせる。組み合わせるにあたって、冠状形状と軸位形状とではボクセル数やボクセルの各辺のサイズが異なる。

冠状形状と軸位形状のデータの並びを統一する上の条件は下記のようになる。

- 冠状形状を基準にとり2つの3次元形状の方向性を統一した場合でのボクセルの並びは、冠状形状 $512 \times 512 \times 146$ であり、軸位形状では $512 \times 172 \times 512$ である。
- 冠状形状と軸位形状において各々の形状では表せない形状を2つのデータ使うことで表すことである。

上記の条件を考慮したボクセル数は $512 \times 512 \times 512$ とする。またボクセル間隔に関しては、一辺に対して2組のボクセル間隔が存在するが、ボクセル間隔の数値の小さい方の間隔を採用する。これはボクセル間隔の数値が大きい方を採用すると形状が再現されない場合があるため、これを避ける為に小さい方のボクセル間隔を採用する。

新しく構築した $512 \times 512 \times 512$ の空間への CT 値の代入方法

- 冠状形状と軸位形状の各ボクセルの CT 値と、各々のボクセルの中心の座標値を位置の代表座標値とする。この代表座標値でもって新しく構築した $512 \times 512 \times 512$ のボクセルに CT 値を代入する。
- 上記の方法だけでは、本来なんらかの CT 値を持っているべきボクセルに 0 の CT 値が代入されている場合がある。このことが原因となって生じる問題点としては、マーチンキューブズ法を用いて面を構築する際に、0 の値が入っているボクセルでは面が構築されない。すなわち鼻腔表面に多くの孔があいた鼻腔形状が構築される。これらの孔は ESI 社製 PREFLOW(“PRELOW”) 上で埋めることは可能であるが、数が多く手動で行うには問題があった。
- 上記の問題点の解決法として、CT 値に対して線形内挿行うことで値を持つことになる。これによりマーチンキューブズ法を使って面を構築しても孔が開くことは無くなる。

後鼻孔付近で2つの鼻腔洞が重なりある部分が存在する。重なる位置調整はトライアンドエラーにより重なりあう部分の調整を行った。重なる部分は、お互いのCT値を0.5倍した後に加算を行った。

特に重ね合わさった部分での鼻腔形状に相違が現れた。鉛直断面からの形状が水平断面からの形状の鼻腔後方壁を突き抜けてしまった(図4.8)。この状態はCADを使った組み合わせのところでも記述しましたが、冠状断面及び軸位断面の撮影を行うときの姿勢の違いから(鼻腔のCTを撮る場合には軸位断面画像は仰向きに寝た姿勢、冠状断面画像はうつ伏せで顔を上げた姿勢で撮影を行っている)が原因だと考える。冠状断面での撮影時にはうつ伏せにて顔を90°あげた姿勢での撮影であるから、鼻腔自体も後方へ引っ張られた状態になっていると考えられる。この突き抜けた部分では、軸位形状の方が自然な姿勢をとっていると考えたので、本研究では軸位形状の形状を優先した。この形状修正に関しては、“INTAGE”によって修正を行った(図4.9)。

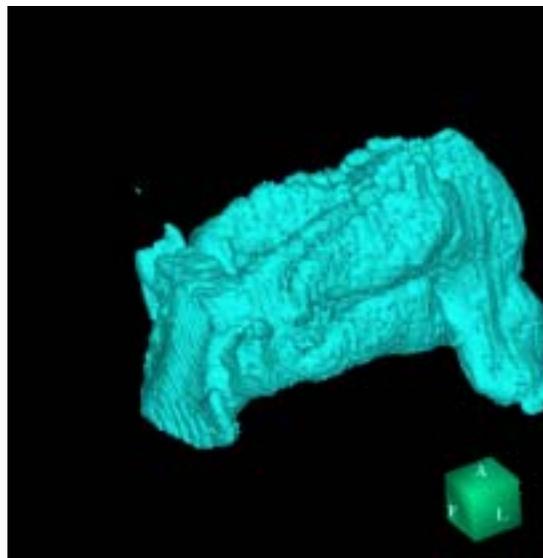


図 4.8: 組合せ形状 1

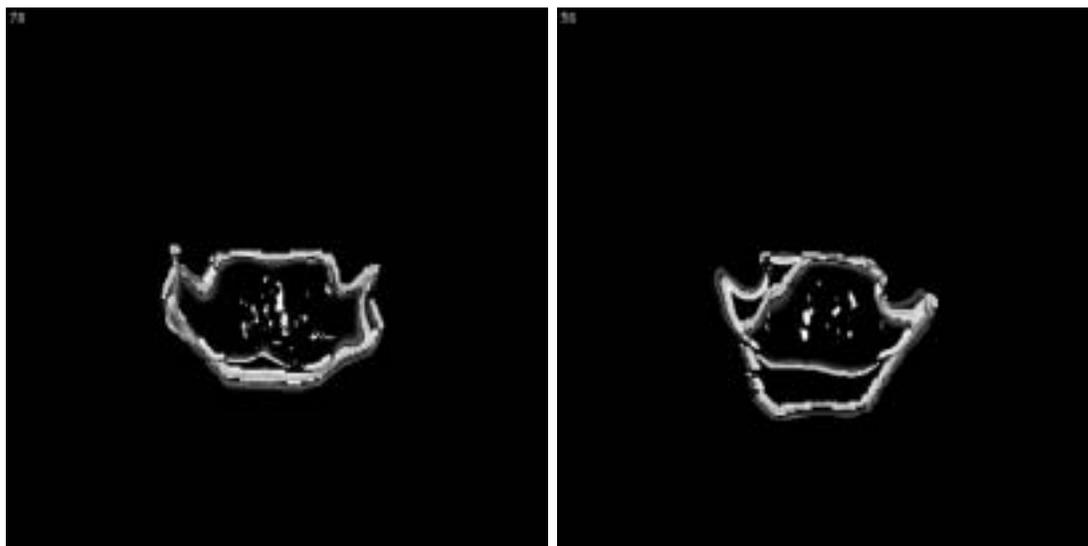


(a) 組合せ形状後方

(b) 組合せ形状側面

図 4.9: 組合せ形状 2

つぎに、この組合わせ形状に関して、冠状断面画像、軸位断面画像、矢状断面画像について示す。

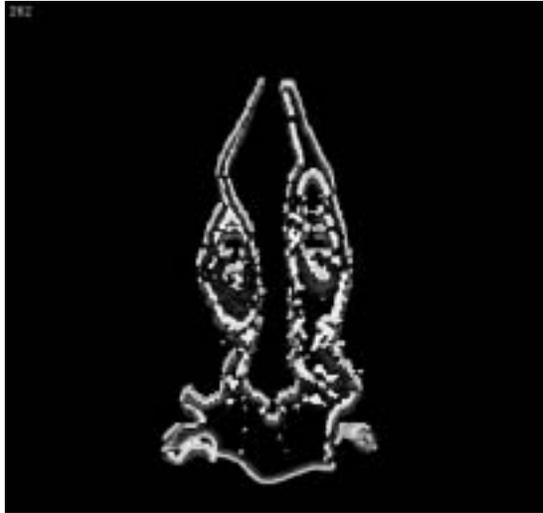


(a) 組合せ形状の冠状断面図 1

(b) 組合せ形状の冠状断面図 2

図 4.10: 組合せ形状の冠状断面図

これらの図より鼻腔の奥で組合せを行ったがどの断面においてもほぼうまく重なっている。鼻腔奥の壁は軸位形状の境界を採用する。冠状形状では、撮影間隔が大きいので形状がはっきりと現れない為である。



(a) 組合せ形状の軸位断面図 1



(b) 組合せ形状の軸位断面図 2

図 4.11: 組合せ形状の軸位断面



(a) 組合せ形状の矢状断面図 1



(b) 組合せ形状の矢状断面図 2

図 4.12: 組合せ形状の矢状断面図

第5章 数値計算

5.1 はじめに

鼻腔内流れの数値計算は、初期的検討として1方向からのCT画像をもとに作成した形状を使って行った。形状作成に使用した画像は、冠状断面画像であり、256階調のTiffフォーマットで512×512の画素数を持ち、撮影間隔が1.00mm、枚数は106であるものを用いた。

5.2 基礎方程式

吸気時における鼻腔の入口付近でのレイノルズ数は600程度の層流域であると記述されている[?]。本研究に際してレイノルズ数に関しては計算を行った。外鼻孔の最も大きい部分を代表長さとし、安静時における吸気の平均時間と肺活量を元に算出した吸気量から代表速度を算出することでレイノルズ数を算出した。

また呼気時においても、気管付近の形状を楕円とし代表長さを短軸の長さとした。このときも代表速度は吸気の平均時間と肺活量を元に算出した吸気量から代表速度を算出することでレイノルズ数を算出した。

鼻腔の出入口付近は層流域である。シミュレーションでは、非定常・粘性流体を仮定する。よって基礎方程式は、下記に示す連続の式とナビエ・ストークス方程式を用いた。

$$\frac{\partial u_i}{\partial x_i} = 0 \quad (5.1)$$

$$\frac{\partial u_i}{\partial t} + u_j \frac{\partial u_i}{\partial x_j} = -\frac{\partial P}{\partial x_i} + \mu \frac{\partial}{\partial x_j} \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right) \quad (5.2)$$

ここで、 u_i ：速度、 x_i ：座標、 P ：圧力、 μ ：動粘係数である。添え字は座標軸を表す。

5.3 計算モデル

マーチングキューブ法を用いて壁面を再構成された3次元形状は鼻腔の壁面だけが記述されたものである。この壁面はすべて三角形を組み合わせで記述されている。鼻腔内における空気の流れを計算するためには、第3章の方法で鼻腔形状を構築し、その鼻腔形状の

壁面の内側に計算メッシュを生成しなければならない。本研究では、アドバンスングフロント法を用いてメッシュを生成し3次元計算形状を構築する。鼻腔の壁面はすべて三角形で記述されている、この三角形を表面メッシュとして使用する。そのため、計算メッシュの細かさは表面メッシュの細かさと関係がある。細かく表面メッシュを生成すれば、計算メッシュも細くなる。今回メッシュ生成には、メッシュジェネレータとしてESI社製のPAMGEN3D[15]を使用した。形状変化が大きいところではメッシュジェネレータによるメッシュだけでは不足するので、部分的に増強する必要がある。ここで注意しなければならないのは、使用する計算機のメモリ量を越えないことである。計算領域全体のメッシュ数は1,593,470となった。

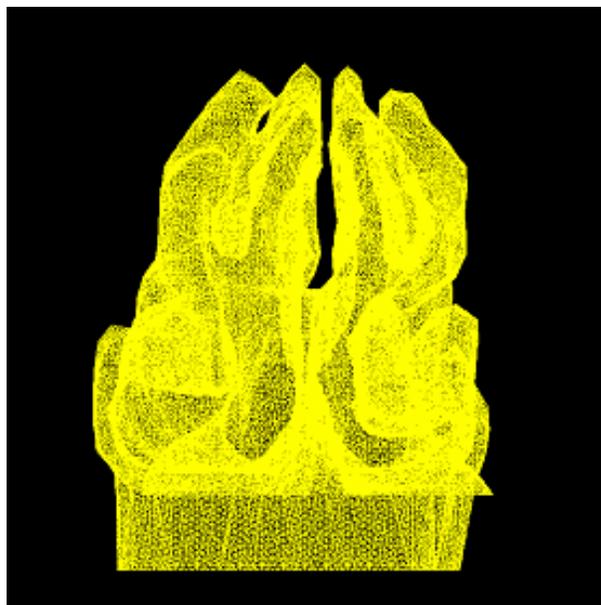


図 5.1: 表面メッシュ

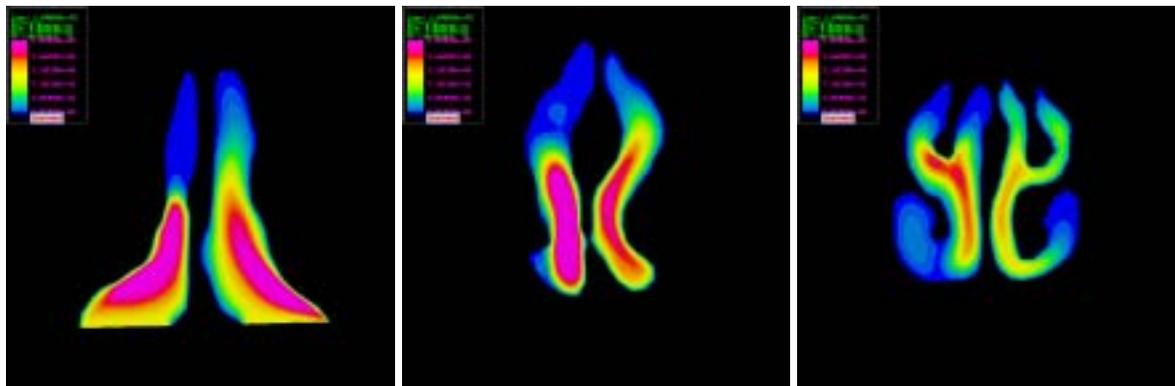
5.4 数値計算

鼻腔内の空気の流れを計算するあたり商用ソルバを利用した。使用したソルバは、ESI社製PAM-FLOW[15]であり、これは有限要素法数値解析ソルバである。数値計算を行う上での条件は下記のように設定した。

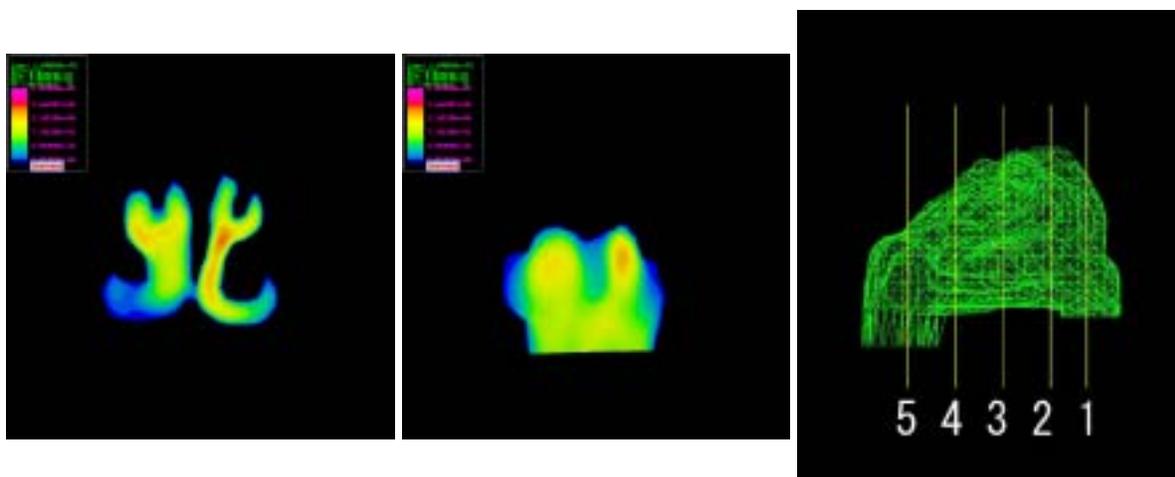
- (1) 吸気時の境界条件は、壁面を no-slip とし、入口で一様流、出口表面での圧力を0と想定した。また、レイノルズ数は、鼻の入口にて600とした。
- (2) 呼気時の境界条件は、壁面を no-slip とし、入口で一様流、出口表面での圧力を0と想定した。この場合もレイノルズ数は600とした。今回使用した計算機について、吸気時の計算はFujitsu製VPP5000、呼気時の計算はIBM製SPで行った。

5.5 数値計算の結果

今回行った鼻腔内流れの数値計算の結果を以下に示す。また、鼻腔の数値計算の結果として、吸気時における速度コンター図を示す。正面から人間の頭部を鉛直断面で撮影を行ったときの鼻腔の形状と空気の流速を示す。



(a) 速度コンター図 (断面 1) (b) 速度コンター図 (断面 2) (c) 速度コンター図 (断面 3)



(d) 速度コンター図 (断面 4) (e) 速度コンター図 (断面 5)

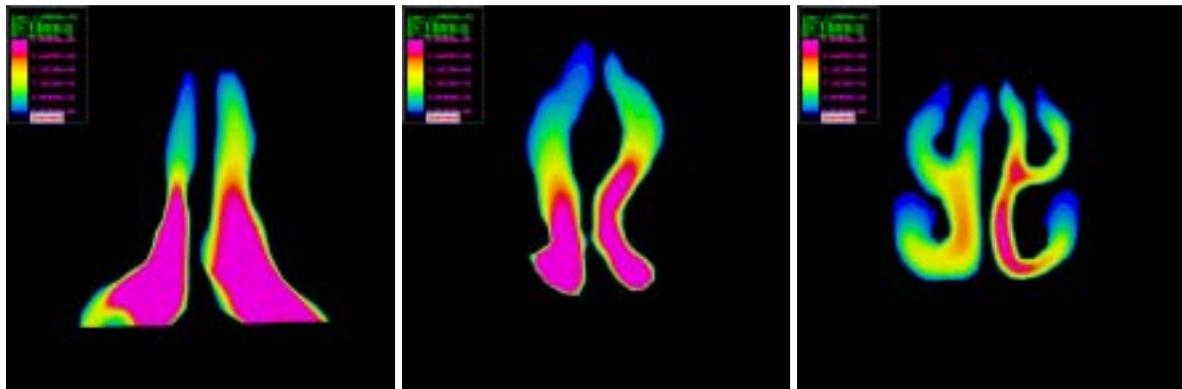
(f) 切断平面

図 5.2: 吸気時における速度コンター図と切断平面

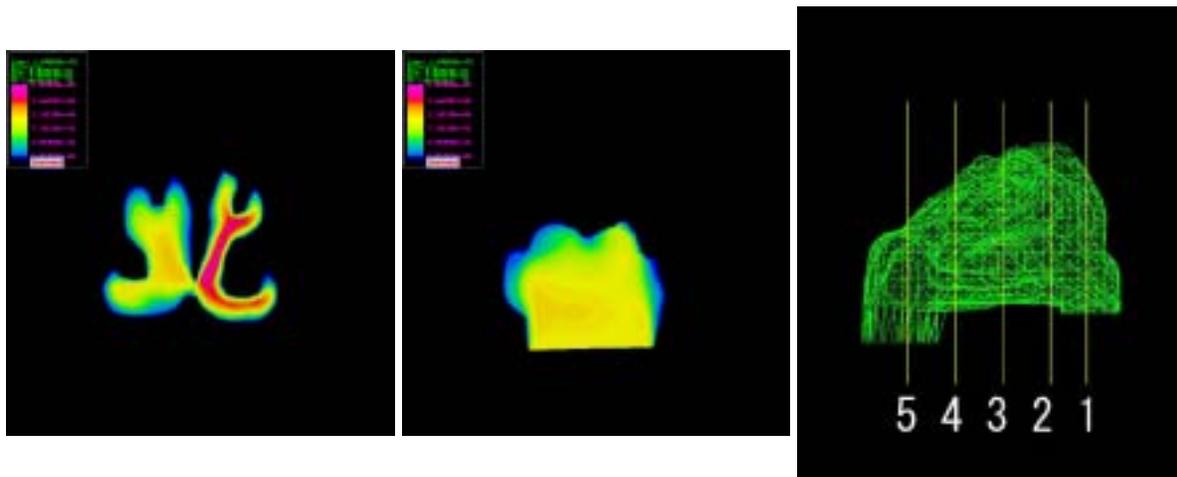
鼻腔の前方から後方にかけて、断面 1、断面 2、断面 3、断面 4、断面 5 の順で並べた。このときの横断面この場合、外鼻孔から入った空気は断面 1 から断面 2、断面 3、断面 4、断面 5 の順に流れる。

図 5.2 より外鼻孔から入った空気は総道でもっとも速い速度でながれていることがわかる。また、上鼻道、中鼻道、下鼻道では中心付近の中鼻道の空気の流れが速いことが分かった。つぎに呼気時の速度コンター図を示す。

図 5.3、後鼻孔から入った空気は断面 5 から断面 4、断面 3、断面 2、断面 1 の順に流れる。呼気時においても流速は総道でもっとも速い。吸気時に比べて下鼻道での流速が速くなっている。



(a) 速度コンター図 (断面 1) (b) 速度コンター図 (断面 2) (c) 速度コンター図 (断面 3)



(d) 速度コンター図 (断面 4) (e) 速度コンター図 (断面 5)

(f) 切断平面

図 5.3: 呼気時における速度コンター図と切断平面

図 5.2 と図 5.3 をくらべるとこの形状では鼻腔の前部では向かって右側の鼻腔が広く、鼻腔後部では左側の鼻腔が広い。この影響で、呼吸において呼気と吸気では左右鼻腔内の空気の流れが異なっている。

次に断面 3 におけるベクトルの長さが固定された吸気時及び呼気時のベクトル図をした。吸気時と呼気時における流れの方向性を検討する。この図におけるベクトルの方向は 3 次元である。

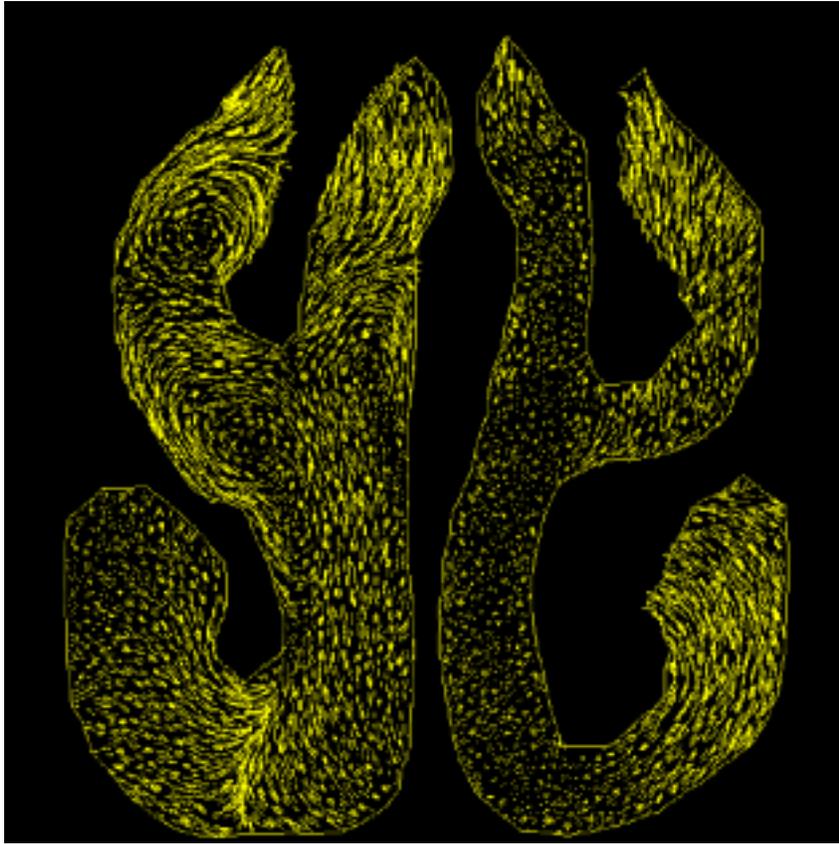


図 5.4: 吸気ベクトル図 (断面 3)

図 5.4 は吸気時、図 5.5 は呼気時におけるベクトル図である。吸気時において中鼻道付近では渦が生じているが、呼気時においては渦が生じていない。

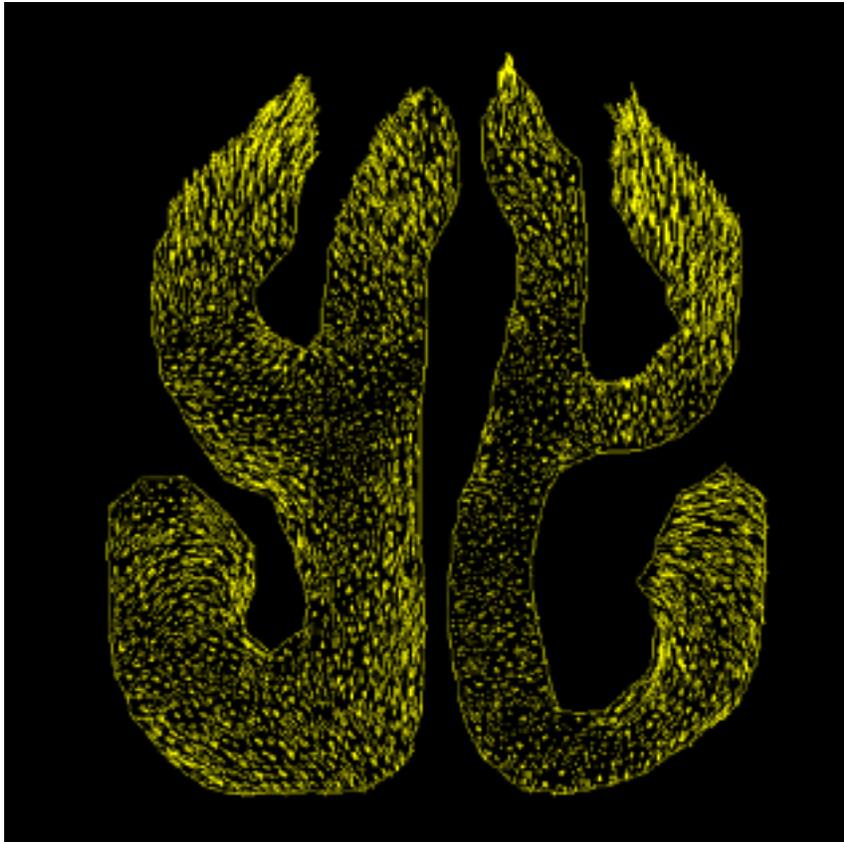


図 5.5: 呼気ベクトル図 (断面 3)

次に断面 5 におけるベクトルの長さが固定された吸気時及び呼気時のベクトル図をした。吸気時と呼気時における流れの方向性を検討する。この図におけるベクトルの方向は 3 次元である。

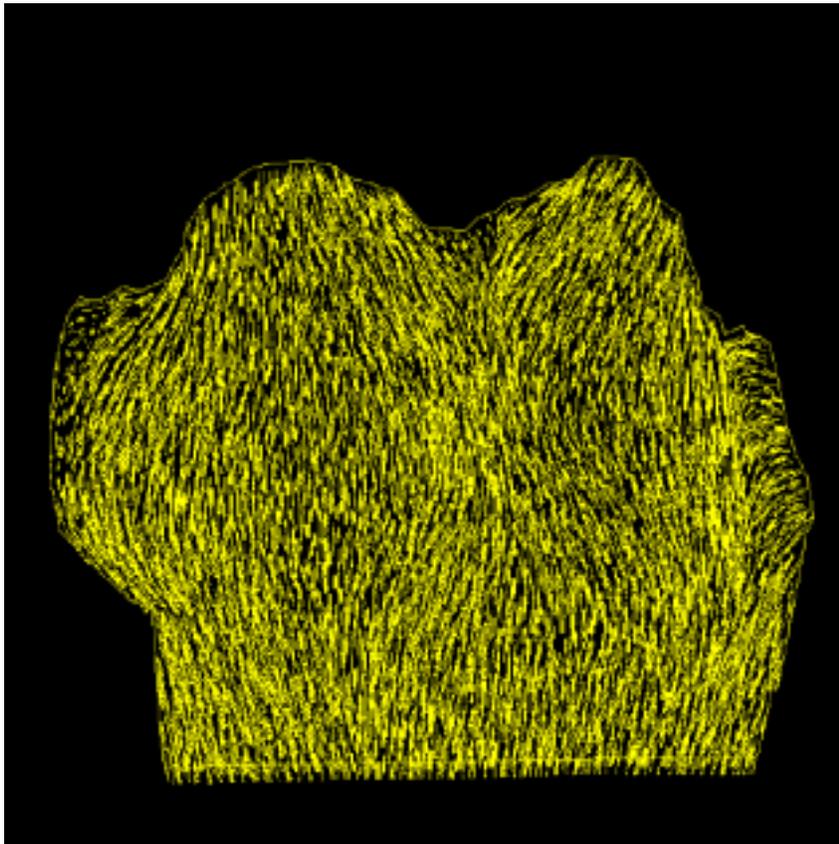


図 5.6: 吸気ベクトル図 (断面 5)

図 5.6 は吸気時、図??は呼気時におけるベクトル図である。呼気時において鼻腔の両側で渦が生じているが、中央付近におけるベクトルはきれいに上方向を向いている。呼気時においては渦が生じてがいないが複雑なベクトルの向きを示している。

次に吸気時および呼気時における鼻腔内の流線を出力した。図 5.8 は吸気時における流線を示したものであり、図 5.8 は呼気時における流線を示したものである。この流線の図は可視化ソフトウェアの AVS Express を使って出力したものである。色は速度を示している。

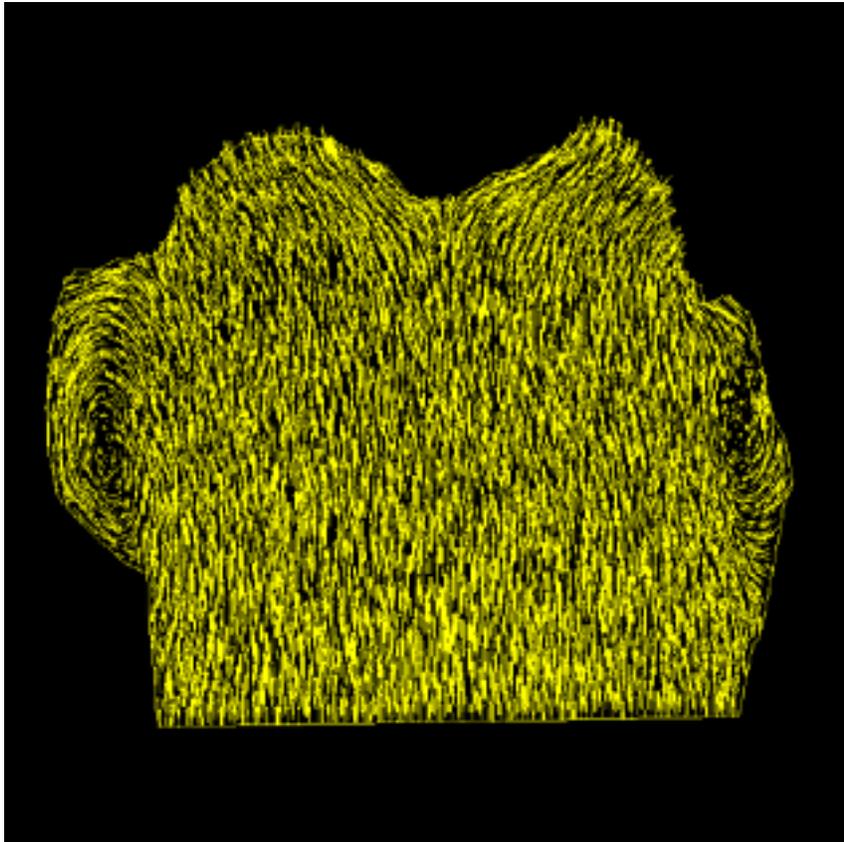


図 5.7: 呼気ベクトル図 (断面 5)

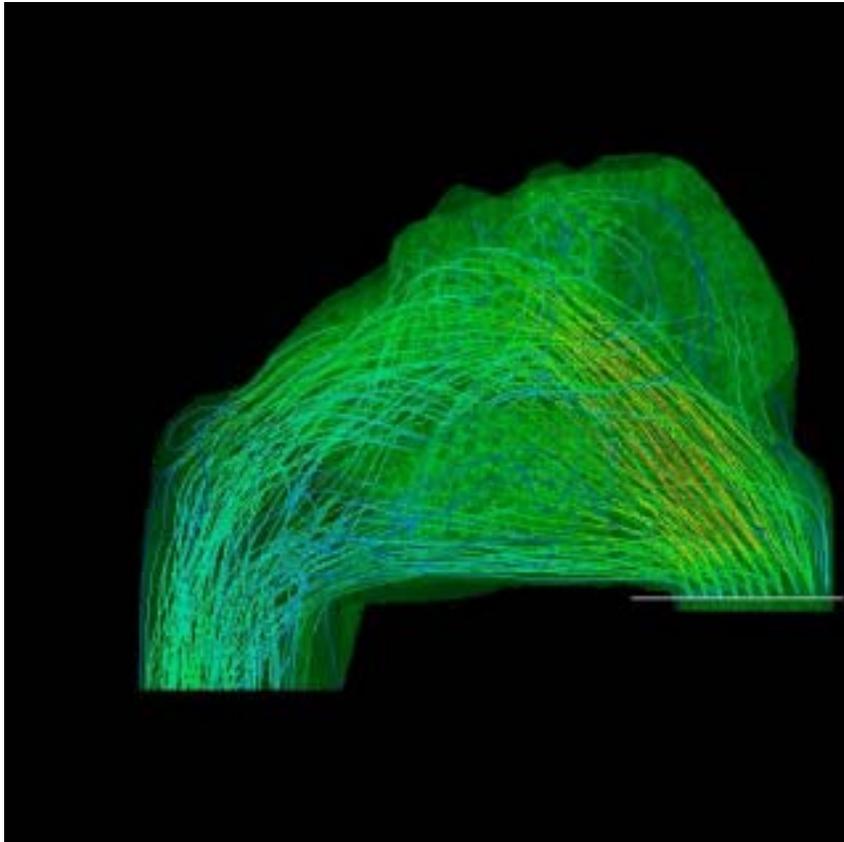


図 5.8: 吸気時の流線

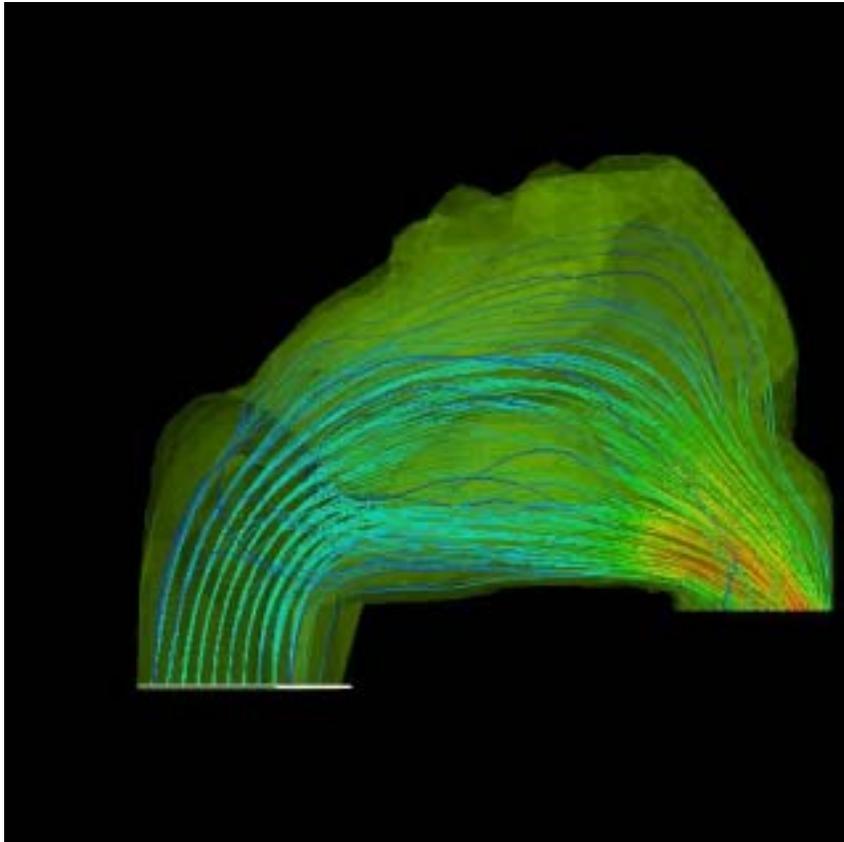


図 5.9: 呼気時の流線

また下鼻道付近を流れる空気が多いことがわかる。図 5.8 と図 5.9 より、吸気時に前鼻孔から入った空気は鼻腔の上部に向かって進み、上部付近で複雑な動きをしていることが確認できる。これは、鼻腔上部に人間がニオイを感じる部分嗅部が存在している。空気が鼻腔上部で複雑に動きをするのはニオイを強く感じさせるためだと考えられる。その部分で空気の流れが淀んでしまっただけでいつまでもニオイを感じるようになるので、吸気時に空気の流れを複雑にすることでニオイを感じさせていると考えた。また、吸気時に複雑な流れが存在する要因として鼻腔内において外から進入してくるウイルスやゴミを複雑な流れにより除去を行う目的もあると考える。一方で、呼気時における流線は吸気時に比べて複雑な流線が少ない。喉を超えてあがってきた空気は下鼻道を多く流れいる。人間は呼気時にはニオイをほとんど感じていない。この結果より呼気時に嗅部に流れる空気が少ないためだと感じられる。上部に対して全く空気が流れないわけではない。呼気時においてもいくらか空気が鼻腔上部に流れている。これらの空気は流線を見る限りでは複雑な動きは見られない。これは、吸気時に嗅部に残された空気を外に出すための効果を果たしていると考えられる。

第6章 まとめ

6.1 鼻腔形状の構築

今まで医療の現場で一般的に行われている臓器の可視化は、人体をある一方向から撮影を行い、その複数枚の画像を積み上げることによって臓器の3次元形状を構築していた。しかし、この手法において、撮影間隔中に存在した形状は3次元形状を構築したときに反映されない。この問題を解決するために、2つの臓器形状を足しあわせることで、この問題の解決法を提案した。

まず本研究では、対象臓器として人間の鼻腔を取り扱った。まず鼻腔を2方向から撮影を行う。今回は、冠状断面と軸位断面で撮影を行った。これらの画像データから、画像を積み重ねることで3次元形状を構築した。構築された鼻腔形状はボクセルデータで保存する。2つのボクセルデータのフォーマットを統一する。2つのボクセルデータを足しあわせた。

しかし、単純に足しあわせただけでは、鼻腔表面に孔があいてしまった、これはボクセルの大きさが変わってしまった為に、本来あるべき値が消えたものである。孔が空いたボクセルデータをもとに鼻腔形状を構築しても数値計算を行えないので、孔を塞ぐ方法として予め線形内挿を加えたモデル同士を足しあわせる。

これにより、表面に孔があいていない鼻腔形状を得ることが出来た。

6.2 鼻腔内流れの計算

本研究では、鼻腔形状を構築するのと同時に鼻腔内流れの計算を行った。鼻腔形状の構築行程において一方向から鼻腔画像を基に鼻腔形状が構築される。この一方向の画像から構築した鼻腔形状を使って鼻腔内流れの数値計算を行った。

吸気の流れと呼気の流れについて数値計算を行った。今回の数値計算では、入力が一様流にしたケースしか行えなかった。

6.3 今後の課題

- 二方向の画像データを基にして構築した鼻腔形状で流れの数値計算を行う。
- 呼気の流れでは、肺から空気が鼻腔に流入する。この場合、一様流でないことが考

えられるので、このことに対する検討を行う。

- 人間の呼吸に近づけるため周期性のある流入条件について検討を行う。
- 鼻腔内部において、鼻毛や粘膜層が存在する。これらを境界条件として問い扱いについて検討を行う。
- 鼻腔には、肺や下気道を傷害機能がある。加温、加湿の条件を考慮した流れ計算を行う必要がある。

以上の検討課題が存在し、今後検討を行う。

参考文献

- [1] 渡邊正宏, 松澤照男, 郭智宏, 平山俊雄, 華原革夫, MRI 画像処理からの得られた血管内流れについて, 第 15 回数値流体シンポジウム E05-2, 2001.
- [2] 大島まり, 脳血管障害における医用画像に基づく血液シミュレーション, ながれ, Vol.21, pp122-128, 2002.
- [3] 松永奈美, 劉浩, 姫野隆太郎, ボクセル情報を用いた直交座標系における 2 次元血管内の流れの数値シミュレーション, 第 15 回数値流体シンポジウム E05-3, 2001.
- [4] K. Keyhani, P. W. Schere and M. M. Mozell, Numerical Simulation of Airflow in the Human Nasal Cavity, Journal of Biomechanical Engineering, Vol.117, pp429-441, 1995.
- [5] K. Keyhani, P. W. Schere and M.M. Mozell, A Numerical Model of Nasal Odorant Transport for the Analysis of Human Olfaction, J.theor. Biol., Vol.186, pp279-301, pp355-359, 1997.
- [6] 辻岡勝美, X 線 CT 装置の機器工学 (2) -画像再構成と画像表示-, 日本放射線技術学会雑誌, pp355-359, 2002.
- [7] INTAGE manual.
- [8] OSIRIS User Manual.
- [9] 辻岡勝美, X 線 CT 装置の機器工学 (5) -アーチファクト-, 日本放射線技術学会雑誌, pp733-739, 2002.
- [10] 森満保, イラスト耳鼻咽喉科, 文光堂, 1987.
- [11] <http://web.sc.itc.keio.ac.jp/anatomy/osteologia/A02100086-097.html>.
- [12] <http://akimichi.homeunix.net/emile/aki/medical/otolaryngology/node24.html>
- [13] AVS/EXPRESS Vit ハンドブック Vol.1.1, 株式会社 ケイ・ジー・ティー, 1997.

- [14] M. W. vanner, H. Cline, A High resolution on 3D Surface Construction Algorithm, Compt. Graph., Col.21, No.4, pp163-169, 1987.
- [15] PAM-FLOW REFERENCE MANUAL PAM SYSTEM INTERNATIONAL, 2002.

謝辞

本研究を行うにあたり，多数の有益な指導・御助言を賜りました情報科学センター 松澤照男 教授に厚く御礼申し上げます。

また，松澤研究室の博士課程後期 渡邊正宏氏には研究を行う上で様々な御助言を頂きました。ここに深く感謝致します。博士課程後期 市川成義氏にはソルバの使い方の御指導をいただき，またワークステーションも自由に使用させて頂きました。心より感謝致します。

X線 CT 画像による頭部の撮影および画像データを提供していただいた，金沢市立病院耳鼻咽喉科 石川滋先生に心より感謝致します。

また，お世話になった松澤研究室の皆様，研究活動を円滑に行えるように配慮していただいた向千昌秘書に感謝致します。