

課題名 (タイトル) :

ヒト上気道の気流計算

利用者氏名 : 世良俊博
 所属 : 和光研究所 基幹研究所 先端技術基盤部門
 生物情報基盤構築チーム

1. 本課題の研究の背景、目的、関係するプロジェクトとの関係

上気道は呼吸によるガス交換流路の一部を担っている部位で、上、中、下鼻道、およびそれらをつなぐ総鼻道（鼻腔）や声帯などから構成される複雑な 3 次元形状を特徴とする（図 1）。特に鼻腔

については、近年では CT や MRI などの医療画像から 3 次元実形状が再構築され、鼻腔の持つ嗅覚機能、温度や湿度の調節機能、異物除去フィルター機能などに関連して、鼻腔流れの気流シミュレーションが行われている。



図 1 鼻腔解剖図

従来の鼻腔の複雑形状を対象とした気流シミュレーションは、すべて非構造格子および境界適合格子で構成されたモデルを用いたものであり、その格子生成には高度なノウハウ、多大な労力や時間が必要であった。そのため、呼吸往復流を模擬した非定常流の計算は比較的困難となっているのが現状である。

本研究では、画像自体が持つボクセルを計算格子として、ヒト上気道の気流シミュレーションを行う。この方法では、特別な計算メッシュを作成する必要がなく、直接医療画像を扱うことができる。本研究は、次世代スーパーコンピュータ、臓器全身スケール研究開発チームの呼吸班の一部を担当したものであり、生体力学シミュレーション研究チームで取得した人体データを用いる。

2. 具体的な利用内容、計算方法

計算モデルには、生体力学シミュレーション研究チームで取得した CT 画像から、理研 VCAD チームで開発した V-CAT を用いてセグメンテーショ

ンを行った上気道のモデルを用いる。計算モデルは、頭部から鼻腔や咽頭などの空気が流れる部分を取り除いた部分である。鼻から流出入する気流も計算できるように頭部前方を含めた十分広い空間を設定し、VCAD チームで開発された V-xgen を用いてボクセルサイズを 0.5mm としてボクセルサイズを行った。(541 × 742 × 597 ボクセル) (図 2)。また、気流シミュレーションには、VCAD チームで開発している V-Sphere で動作するボクセル法を用いる。入り口条件として咽頭部位に呼吸を模擬した振動流（平均流量：230 ml/s、1 周期：4 秒）を与えた。また、計算領域の外部境界条件として、流速の符号に応じて流出境界と遠方境界と切り替えるように設定した。

また、鼻腔内の熱輸送の検討も行った。ここでは、

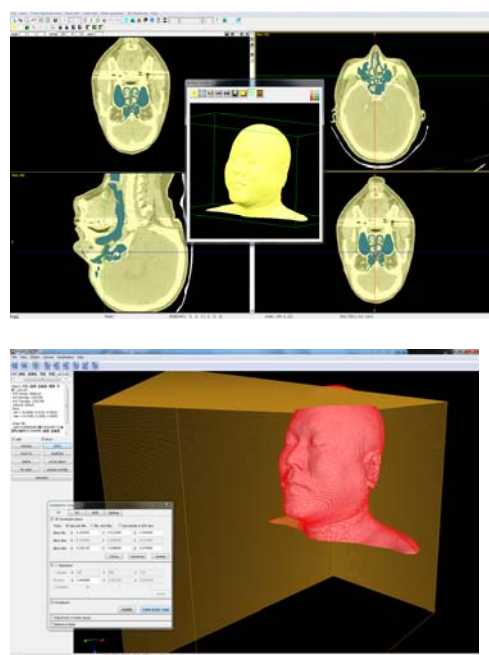


図 2 鼻腔内のセグメンテーション (V-cat) と計算領域の設定 (V-xgen)

吸気中に冷たい空気 (25℃) が温度一定の鼻腔壁 (34℃) によって温められることを想定して

定常流条件下で熱流体計算を行った。

最後に、用いたソルバーのスケラビリティチェックを行った。計算領域を 581 × 570 × 379 ボクセルとして 2 秒(呼吸 0.5 周期)分の気流計算を 1024、2048、4096、8192 並列で行った。

3. 結果

昨年度の計算は、外部境界条件としてトラクションフリーとして計算を行った。この場合、流体が外部計算領域と干渉しないことが望ましいが、予想以上に鼻息の影響が大きく、本計算領域では最大呼気終了後に計算が発散した。今年度は、新しい外部境界条件を設定した結果安定して計算でき複数周期の計算が可能となった(図3)。

熱計算結果を図4と5に示す。赤で示される流線から、鼻孔上部で流入した流れは鼻弁付近で螺旋状の流れになることが確認された。橙色の位置から流入する流れは鼻甲介部分で衝突

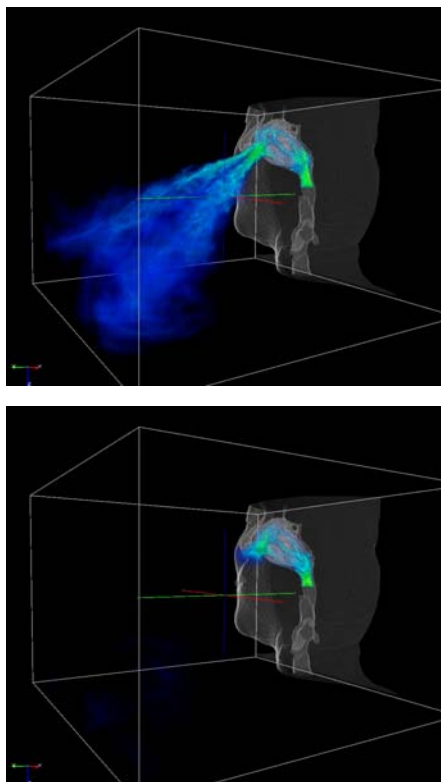


図3 上気道計算結果例

(上：最大呼気時、下：最大吸気時)

し、中鼻道と総鼻道に流れが分岐する。黄色の位置から流入する流れは鼻前庭を通り上鼻道

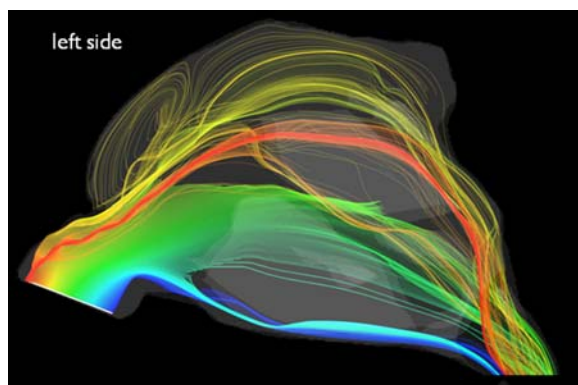


図4 吸気時(定常流)の流線

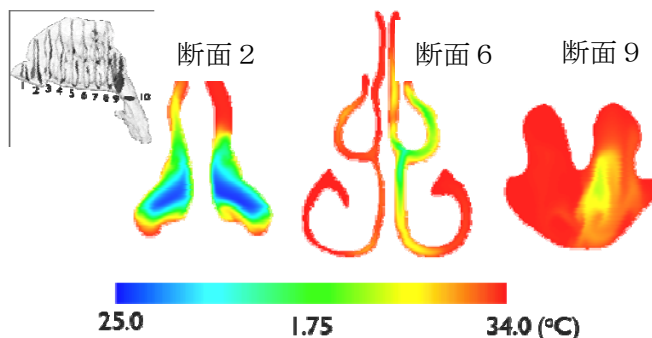


図5 吸気時(定常流)の熱伝達の様子(図中の断面は、左上の断面番号を示す)

方向へ向かい、一部は鼻前庭で循環流れを形成した。緑色で示される鼻孔中部から流入する流れは総鼻道をまっすぐに通り抜けていった。水色から青色で示される鼻孔下部から流入する流れは鼻弁を抜けた後、急激に下流へ方向を変え、下鼻道を通った。いずれの流れも合流部から咽頭鼻部にかけて掻き混ぜる様な流れとなった。鼻腔内の流れはこのような特徴を有し、特に鼻孔上部では流入位置によって通過位置が大きく変化する特徴がある。また、断面7以降の温度分布は一様になり、左右の鼻腔が合流する以降では、ほぼ体温付近まで一様に加温されることが確認できた。

スケラビリティチェックでは、1024、2048 並列での計算時間はそれぞれ 19002 秒、11572 秒であり、並列効率は十分であった。しかし、4096、8196 並列での計算は実行不可能であり、その原因は現在調査中である。

4. まとめ

複雑な形状である鼻腔内の気流計算をボクセル法を用いてシミュレーションを行った。特に外部境界条件を流速の符号によって流出・遠方境界と切り替えることによって、呼吸周期を複数回計算することができた。また、鼻腔内の熱流体シミュレーションも行った。

5. 今後の計画・展望

コードの開発では、今年度 4096 並列以上の並列計算ができなかったため、来年度コードの確認を行い大規模計算を行う予定である。また、計算モデルをヒトの生理状態に近づける予定である。具体的には、例えば熱伝達計算の場合、気化熱の影響が非常に大きいという報告がある。そのため、相変化を取り入れたモデルも検討している。将来的には、上気道、中枢気道、末梢気道を統合した全肺モデルの構築することを目指している。

6. RICC の継続利用を希望の場合は、これまで利用した状況（どの程度研究が進んだか、研究においてどこまで計算出来て、何が出来ていないか）や、継続して利用する際に行う具体的な内容

上記のように上気道に関しては、ある程度計算できるめどが立った。今後は、全肺統合モデル構築を行い、そのうえで物質輸送計算を行いたい。

7. 一般利用で演算時間を使い切れなかった理由

鼻腔内の振動流での気流計算、吸気時の熱流体計算など当初の目標は達成できた。演算時間を使い切れなかった理由としては、境界条件を工夫した結果計算領域を小さくすることができ、その結果演算時間が短くなったことが大きい。昨年度外部境界付近で計算が不安定になり発散するので、当初計算領域を大きくすることを検討していた。しかし、新しい境界条件を設定することによって計算領域を小さいまま発散を防ぐことができた。また、8192 並列など大規模なスケーラビリティチェックができなかったのも 1 つの要因である。

8. 利用研究成果が無かった場合の理由

平成 22 年度 RICC 利用研究成果リスト

【国際会議、学会などでの口頭発表】

Toshihiro SERA, Gaku Tanaka, Nobunori Kakusho, Hideo Yokota, Kenji Ono, Shu Takagi , Airflow Simulation in the Realistic Human Upper Respiratory Tract by Voxel Mesh Method,6th World congress of biomechanics, 2010/08, Singapore.