

厚生労働科学研究費補助金（化学物質リスク研究事業）
分担研究報告書

気道障害性を指標とする室内環境化学物質のリスク評価手法の開発に関する研究

分担課題名：気道内挙動の *in vitro/in silico* 予測

研究分担者 伊藤 一秀 九州大学総合理工学研究院 准教授

研究要旨

気道内での室内環境化学物質の挙動を数値的に予測するため、計算流体力学 CFD 解析用に数値気道モデルを作製した。特に日本人と欧州人のボランティアを対象とした上半身の CT データより、鼻腔・口腔から気道を経由して気管支第 4 分岐までの幾何形状を正確に再現したヒト数値人体モデルを 2 体作製した。経気道暴露評価にはヒトのサロゲートモデルとして実験動物が使用されるが、各種の動物の気道とヒトの気道の幾何形状の差違や室内環境化学物質の輸送現象の差違を定量的に把握することは重要な課題である。そのため、ヒトの他、ラット、イヌ、サル CT データを基に、上気道の幾何形状を再現したラット数値気道モデル、イヌ数値気道モデル、サル数値気道モデルを作製した。これらの数値気道モデルを用いて、定常呼吸を仮定した場合の気道内流れ場、温度場の詳細解析を実施した。環境汚染物質の粘膜上皮に対する輸送現象と粘膜上皮上での対流熱輸送にはアナロジーが存在するため、解析の第一段として、粘膜上皮上での対流熱伝達率分布ならびに呼吸量との関係を整理した。加えて、対象汚染物質としてエアロゾル粒子を想定し、粒径を $0.1\mu\text{m}$ から $10\mu\text{m}$ の範囲で段階的に変化させた場合の気道内沈着量分布の変化を系統的に解析した。

A. 研究目的

高い倫理的制約から、実人体(ヒト)を対象とした被験者実験の実施が非常に困難になっている。人体を用いた試験の代替法の一つとして動物実験があるが、こちらも動物愛護の点や倫理的側面で実験実施の制約が増す方向にある。実人体も用いず、サロゲートモデル(実験動物)も用いない代替法として、コンピュータ上に人

体や動物の生理を再現した数値モデル(*in silico model*)の利用があり、近年の画像処理技術と計算機能力の飛躍的向上からも期待が高まっている。

室内環境問題に着目した場合、1990 年代のシックハウス問題から、近年では PM2.5 や PM10 といった浮遊粒子状物質による空気質問題が顕在化し、深刻な健康影響が懸念されている。これらの室内

空気質問題は、汚染物質を含む室内空気を呼吸によって体内に輸送する、所謂、経気道暴露の問題である。この室内環境中での経気道暴露問題に取り組むためには、室内環境中での汚染物質輸送と呼吸に伴う気道内の汚染物質輸送を同時に評価することが重要となる。

このような背景のもと、本研究では呼吸器系を送達経路とする吸入毒性試験 (Inhalation Toxicology Study) を実施するための、特に上気道を対象とした数値気道モデル (in silico model) の開発を行う。人体を対象としたヒトのモデルの他、小形の実験動物の代替となるラット、イヌ、サルの上気道を対象とした数値気道モデル (in silico model) の開発も同時に行う。鼻孔から流入した汚染物質による経気道暴露の問題を人間と実験動物で定量比較するためには、両者の鼻腔内流れ場の相違と、微粒子輸送現象の差違、気道内沈着分布の差違を定量的に把握していることが本質的に重要な課題となる。特に、空気中から鼻腔内表面 (細胞組織表面) までの輸送現象把握は、流体工学分野の研究者の貢献が求められている重要かつ緊要の研究課題であり、この点で本研究の意義がある。

B. 数値気道モデルの作成

本研究ではラット、イヌ、サル、ヒト (2種類) の全 5 種類の上気道を対象とした数値気道モデルを作製する。各モデルの流体解析用のメッシュ分割、幾何形状の詳細を図 1 から図 4 に示す。また、ラット、イヌ、サル、ヒト (2種類) の各々の上気道モデルの幾何形状詳細情報を表 1 から表 4 に纏めて示す。数値気道モデルの基本的

な作成手順はラット、イヌ、サル、ヒトで同様であり、コンピュータ断層撮影法 (CT) による 3 次元画像データ (DICOM) を基に、医療用の汎用画像処理ソフトである Mimics (Materialise) にて CT 画像の 3 次元化と鼻孔から気管までの上気道を中心とした幾何形状を抽出し、STL フォーマットで出力した後、ANSYS/ICEM で表面形状のスミージング処理を行った上で、流体解析用のメッシュ生成を行っている。以下、各モデルの詳細を述べる。

2.1 ラット

今回用いたラットモデルは齧歯類の中でも遺伝子情報がほぼ完全に解読されており、各種のアレルゲンに対して気道反応性が高いとされる Brown Norway (BN) 系統のラットを対象としている。CT 撮影には体重 400 グラムのラットを用いた。

2.2 イヌ

生後 8 ヶ月で体重 11 キログラムのビーグル犬 (雄) を対象とし、麻酔処理後に気管挿入して気道確保した状態で CT 撮影を実施した。口呼吸を行わない (熱交換のみ) 特徴から鼻腔から咽頭下部の形状を再現した。ビーグル犬の鼻腔は非常に複雑であり、幾何形状のスミージングが困難であったため、CT の解像度に合わせた複雑な幾何形状を残している。イヌの鼻腔を対象とした流体解析用の気道モデル作成は前例が無く、世界初のモデルである。

2.3 サル

今回対象としたサルモデルは生後 6 ヶ月、体重 1.2 キログラムの雄であり、カニ

イクイサル(Macaca fascicularis)を用いた。薬剤試験後に安楽死処理された後、1時間以内に CT 撮影されたデータを使用している。

2.4 ヒト

今回対象としたヒトモデルはBMI約22程度の平均な体型とされる非喫煙者である男性であり、アジア人と西洋人の2名の被験者のCTデータを用いて作成した。

この一連のCT画像データ(DICOMデータ)より気道部分を抽出し、その後、Mimics 4.0 (Materialise)にてCT画像の3次元化、続いて3-matic (Materialise)にて3次元化したSTLのスムージングならびに流体ジオメトリの作成を行い、最終的にはICEM (ANSYS)にて読み込むことで、最終的な数値流体解析用メッシュデータを生成した。

ヒトモデルに関しては、上気道を対象としたモデルに加え、気管支第四分岐程度までの下気道も再現した詳細モデルを合わせて作成した。

本研究で作成した5種類の数値気道モデルは、全て低Re型k-εモデルによる流体解析を前提として、気道内粘膜上皮と気道内空気層の境界面に形成される境界層粘性底層(層流域)内の速度プロファイルを精密に解像するため、全ての解析ケースで壁面第一メッシュを壁座標 $y^+ < 1$ を満たすように設定した上で、メッシュ依存性の検討を慎重に行った上で、解析領域内の最終メッシュデザインを決定している。

C. 上気道を対象とした数値解析の概要

前述のとおり、気道内流れ場は気道内粘膜上皮表面に形成される境界層粘性底層までを解像するため、低Re型k-εモデル(Abe Kondoh Naganoモデル)による解析を実施する。計算アルゴリズムとしてSIMPLE法、移流項の差分スキームとして二次精度風上差分、その他は中心差分を用いる。本解析ではラット、イヌ、サル、ヒト(2種)の計5種類の数値気道モデルの全てに対し、鼻呼吸を想定して気道端部(鼻腔開口面とは逆側の開口面)に5段階の平均呼吸量(風量)を与えた解析を行う。本来は呼吸サイクルの再現を行うべきであるが、研究の第一段階のため、鼻呼吸を想定した定常解析(吸気時)を仮定した。計算・境界条件一覧を表5に整理して示す。

気道内の温度場解析においては、気道モデル内表面(粘膜上皮面)に通常代謝時の深部温度を一定として与え(ヒトの場合は36.8℃)、呼吸空気温度も一定値(20℃)を与えることで、気道内に形成される不均一温度分布を解析した。その際、道モデル内表面(粘膜上皮面)における各解析要素の対流熱伝達率 α_c [W/m²/K]は、粘性底層までを解析対象とする乱流モデルを用いた流体解析とエネルギーの連成解析より算出される対流熱伝達量 Q_c [W/m²]を、気道内表面温度36.8℃と代表温度である流入空気温度20.0℃の差で除することにより式(1)で算出する。

$$\alpha_c = \frac{Q_c}{(T_{sk} - T_{ref})} \quad (1)$$

以上、対流熱伝達率はCHTC (Convective Heat Transfer Coefficientの略)もしくは α_c と表記する。

また、呼気中に含まれる微粒子による経気道暴露問題への適用するため、様々な空気力学径を対象とした微粒子の気道内拡散場の解析を行う。本解析では、解析対象空間となる気道内に供給される粒子密度が連続相(空気相)と比較して十分に希薄であり、粒子間の相互作用と粒子の体積分率が空気相に及ぼす影響は無視可能であると仮定した上で、低 Re 型 k-ε モデルを用いた CFD 解析にて定常流れ場を求めた後、浮遊粒子の拡散過程を Lagrange 的に追跡する、1 Way- Coupling による解析を実施する。代表的な粒径(空気力学径)を 10μm と設定し、左右の鼻腔から 5000 個ずつ流入させ、合計 10000 個の粒子の飛跡計算を行う。粒子の支配方程式を式(2)に示す。

$$\frac{\partial u_p}{\partial t} = \frac{1}{\tau} (u + u' - u_p) + F_g \quad (2)$$

ここで、 u は流体相(空気相)速度、 u_p は対象とする粗大粒子の速度、 u' は風速の変動成分を示す。また、 τ は粒子の緩和時間 (relaxation time of particles)を示し、次式で定義される。

$$\frac{1}{\tau} = F_D = \frac{18\mu}{\rho_p d_p^2} \cdot \frac{C_D Re_p}{24} \quad (3)$$

ここで、 μ は流体の分子粘度、 ρ は流体密度、 ρ_p は粒子密度、 d_p は粒子直径、 C_D は抵抗係数(抗力係数)を示す。また Re_p は式(4)で示される相対 Reynolds 数である。

$$Re_p = \frac{\rho |u_p - u| d_p}{\mu} \quad (4)$$

抗力係数 C_D は式(5)に示す Morsi and Alexande の方法にて、球形・滑面を仮定した粒子を対象として算出する。

$$C_D = a_1 + \frac{a_2}{Re_p} + \frac{a_3}{Re_p^2} \quad (5)$$

また、式(2)右辺第 2 項 F_g は重力項であり、次式で与える。

$$F_g = \frac{(\rho_p - \rho)}{\rho_p} g \quad (6)$$

粗大粒子に作用する乱流分散は、確率論的変動であるランダムウォークモデル (DRWM)を適用し、式(7)~(9)で与える。変動速度成分は標準偏差 σ のガウス分布確率密度関数からランダムに割り当てている。

$$u = \bar{u} + u' \quad (7)$$

$$\sigma = \sqrt{\frac{2k}{3}} \quad (8)$$

$$G(u') = \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma} \exp\left(-\frac{u'^2}{2\sigma^2}\right) \quad (9)$$

気道内の粒子拡散場解析では、特にサブミクロン粒子を対象とした場合にランダムウォークモデルを適用することで壁面沈着量の過大評価の問題点が指摘されている。この問題に対応するため、本解析では、このランダムウォークモデルを、次式で示す Inertial Parameter [$\text{cm}^3 \mu\text{m}^2$]を用いてその適用を ON/OFF させるアルゴリズム

ムを組み込む, Hybrid Method を提案する.

$$I = Qd_p^2 \quad (10)$$

既往研究より $I > 10000$ の場合にランダムウォークモデルを適用(ON)し, $I < 10000$ の場合にはランダムウォークは組み込まない(OFF)スイッチングを行った.

また, 本解析では, 解析対象空間となる気道内に供給される粒子密度が連続相(空気相)と比較して十分に希薄であり, 粒子間の相互作用と粒子の体積分率が空気相に及ぼす影響は無視可能であると仮定した上で, 低 Re 型 k-ε モデルを用いた CFD 解析にて定常流れ場を求めた後, 浮遊粒子の拡散過程を Lagrange 的に追跡する, 1 Way- Coupling による解析を実施する.

D. 結果と考察

各モデルの代表断面と流れ場解析結果・温度場解析結果を纏めて図 5 に示す. 上段は流れ場解析結果(スカラ風速分布), 下段は温度場解析結果である(A~C は鼻腔部分, D~F は咽頭部分を対象に, それぞれ等間隔に表示断面を設定). 図 5 の結果は, 各モデルの安静時を仮定した呼吸量での結果を示している (ラット 0.275L/min, イヌ 3.5L/min, サル 2.0L/min, ヒト 7.5L/min). また, 各モデルの対流熱フラックス分布を図 6 から図 10 に示す(スケールは全て 0~1000 [W/m²]). 各モデルとも, 鼻腔内には明確な不均一性が確認できる. 特に粘膜上皮表面温度と空気温度の温度差が最大となり鼻孔近傍において対流熱伝達量が大きくなっており,

空気が鼻腔内を通過するに従い, 混合が促進され, 空気温度は深部温度と平衡し, 対応して粘膜上皮面からの対流熱伝達量も低下する.

図 11 に無次元風速(安静時呼吸量を基準風速 U_0 として無次元化)と対流熱伝達率(CHTC)の関係, ならびに Nu 数と($Re \cdot Pr$)数の関係を示す (本解析条件では $Re \cdot Pr$ の範囲は 0~2000 程度). Nu 数, Re 数, Pr 数は次式で与えられる.

$$Nu = \frac{h_c D_T}{\lambda} \quad (11)$$

$$Re = \frac{u D_T}{\nu} \quad (12)$$

$$Pr = \frac{\nu}{\alpha} \quad (13)$$

数値気道モデル内の呼吸量(即ち平均風速)と対流熱伝達率に着目すると, 本解析条件の範囲では, ほぼ線形の関係が確認された.

表 6 には Nu 数と Re 数・ Pr 数の相関関係と近似式を整理して示す. Power(累乗)型の関数で近似した結果, 累乗がほぼ 1 になり, 数値気道モデル内の呼吸量(即ち平均風速)と対流熱伝達率はほぼ線形関係で近似可能であることを再確認した.

E. ヒト詳細モデルを対象とした解析

ヒトモデルに関しては, 上気道に加えて気管支第四分岐まで幾何形状を再現した詳細モデルを 2 種類(Model (A)と Model (B))を作成しており, これらのモデルを対象として, 気道内流れ場, 温度場, 粒子拡散場の解析を実施する.

本来は呼吸サイクルの再現を行うべきであるが、研究の第一段階のため、鼻呼吸を想定した定常解析(吸気時)を仮定した。気道モデルには鼻腔開口面の2カ所に平均流入風速を与えた。本解析においては口呼吸における解析は行っておらず、唇が閉じた状態での鼻呼吸のみが存在する条件で解析している。

本ヒトモデルを対象とした流れ場と温度場解析による結果は、呼吸流量と対流熱伝達率の係数に整理することで、Nuckolsによる式(14)と気道を単純な円管に見立てた Nu と Re , Pr との関係式(15)による $CHTC$ の算出結果と比較検討を行う。式(14), (15)ともに代表長さを 0.018m としており、式(15)では $r=0.009\text{m}$, $l_p=0.09\text{m}$ を用いた。

$$Nu = 0.028(Re \cdot Pr)^{0.854} \quad (14)$$

$$Nu_{cp} = 3.66 + \frac{0.0668(Re \cdot Pr \frac{2r}{l_p})}{1 + 0.04(Re \cdot Pr \frac{2r}{l_p})^{\frac{2}{3}}} \quad (15)$$

気管支細分岐まで再現したヒト詳細モデルでの CFD 解析は、気管支分岐数が非常に多く、これらの面にデリクレ型で風量設定することは困難であるため、鼻孔面に一定の流入風量を与えて解析を実施した。その他、粘膜上皮面温度、流入空気温度、その他の境界条件は上気道モデルの解析を同一である。

F. ヒト詳細モデルの解析結果

代表的な解析ケースである呼吸量 $30\text{L}/\text{min}$ における対流熱フラックスの分布の解析結果を図 12 に示す。上気道にお

ける対流熱フラックス分布を見ると、流入空気温度と鼻腔内表面温度の温度差が大きく、この部分で対流熱フラックスが大きく評価された。この傾向は前節で報告した上気道のみを再現したヒト気道モデルの解析結果と同様である。下気道に着目すると、左右の鼻腔を通過した空気が混合し、咽頭部で壁面衝突するため、この領域で相対的に高い対流熱フラックス域が確認出来る。2種類の Airway Model(A)ならびに Model(B)の $CHTC$ 分布を図 13 に示す。呼吸量増加に伴い $CHTC$ の値も大きくなる線形関係の傾向が見られる。また、Airway Model (A)に比べて Model(B)が $CHTC$ の約 25%大きくなった。

Nuckols らの既往研究による *in vivo* 試験の結果((14)式)ならびに単純円筒モデルの結果((15)式)と比較したものを図 14 に示す。*in vivo* 試験の結果((14)式)から算出した $CHTC$ の値は本報で実施した CFD 解析の結果よりも大きい値となった。一方、単純円筒モデル(式(15))から算出した $CHTC$ は、高流量で $CHTC$ が頭打ちとなる傾向がみられた。*in vivo* 試験の結果と本研究での CFD 解析との差違は、ほぼ個体差によるものと推察される。概算では、熱・物質輸送効率に 20%程度の個体差が存在すると考えられる。

Lagrange モデルにより解析した呼吸量 $30\text{L}/\text{min}$ の条件での気道内における粒子沈着量分布解析結果を図 15 に示す。この解析も定常呼吸量 $30\text{L}/\text{min}$ の条件で実施したものである。対象粒径が $0.1\mu\text{m}$ から $10\mu\text{m}$ まで段階的に変化させて Lagrange 解析を行った結果、気道内の粒子沈着分布ならびに肺への通過率には明

確な粒径依存性が確認できる。特に、粒径 $D_p=10\mu\text{m}$ の場合には、鼻孔から気道流入した粒子の過半は鼻腔内に沈着し、肺への輸送量はほぼゼロとなるが、 $D_p=2.5\mu\text{m}$ 以下の粒子の場合には、気道内沈着は少なく、肺への輸送確率が非常に高いことが明らかとなった。

図 16 には *Inertial Parameter* と気道内沈着確率の関係を整理して示す。*Inertial Parameter* は呼吸量ならびに粒径 D_p の自乗に比例する。本解析は呼吸量一定ため、図 16 の *Inertial Parameter* の変化は粒径変化に一致する。本解析条件 ($0.1\mu\text{m}$ から $10\mu\text{m}$) では、粒径が $10\mu\text{m}$ 付近で気道内沈着量が急激に増加し、それ以下の粒径では沈着量が小さくなる、特徴的な分布が確認できる。また、表 7 には気道内の部位別沈着量の割合を整理して示す。

結果の図は割愛するが、Model(A)と Model(B)では沈着量の分布に明確な差異が見られ、Model(A)ではほとんどの粒子が気管支に到達する前に沈着しているが、Model(B)では、気管支における沈着も確認することができる。Model(B)の咽頭部に見られる特徴的な形状から咽頭部の沈着量が多くなるといった傾向も見られた。この差違も個体差に起因するものと考えられる。汎用的か否か普遍的な結果を導くための解析を行うためには、実人体から抽出した数値気道モデルの他、平均的な幾何形状を再現したモデルの作成が重要である。複数幾何形状の平均化操作を行うなどして、平均幾何形状モデルの作成が重要な課題である。

G. 結語

本年度(H27 年度)は研究初年度として、ラット、イヌ、サル、ヒトを対象とした数値気道モデルの作成に取り組み、汎用の熱流体ソフトに読み込み可能な書式でモデル整備を行った。特にヒトモデルに関しては、上気道モデルの他、気管支第四分岐までの幾何形状を詳細に再現した気道モデルも作成した。

また、これらの数値気道モデルを用いて、気道内の流れ場、温度場、粒子拡散場の詳細な解析を行うことで、気道を介した熱・物質輸送メカニズムを流体力学的視点から整理した。

H. 研究発表

1. 論文発表

Nguyen Lu Phuong and Kazuhide Ito :
Investigation of Flow Pattern in a Realistic Replica Model of Human Respiratory Tract using PIV : *Building and Environment*, 94, 2015, pp504-515

Nguyen Lu Phuong, Masato Yamashita, Sung-Jun Yoo, Kazuhide Ito, Prediction of convective heat transfer coefficient of human upper and lower airway surfaces in steady and unsteady breathing conditions, *Building and Environment*, 100, 2016, pp172-185

2. 学会発表

光宗航基, 伊藤一秀: 齧歯類を対象とした数値気道モデル開発と鼻腔内流れ場・温度場の数値解析: 日本建築学会大会学術講演梗概集, 2015.9, D-2,

pp763-764

山下真登, Sung-Jun Yoo, 伊藤一秀：ヒト
数値気道モデルを対象とした熱・エ
アロゾル粒子輸送解析：日本建築学
会九州支部研究発表会・研究報告,
2016.3, pp249-252
光宗航基, 久我一喜, 山下真登, Sung-Jun

Yoo, 伊藤一秀：ラット・イヌ・サル・
ヒトを対象とした上気道内対流熱伝
達率解析：日本建築学会九州支部研
究発表会・研究報告, 2016.3, pp257-
260

表1 ラットモデルの幾何形状情報

Total inner surface area	$3.62 \times 10^{-6} \text{ [m}^2\text{]}$
Total length	55.10 [mm]
Maximum height	18.30 [mm]
Maximum width	16.00 [mm]
Area of naris (right)/ Equivalent diameter	$3.72 \times 10^{-7} \text{ [m}^2\text{]} / 6.89 \times 10^{-4} \text{ [m]}$
Area of naris (left)/ Equivalent diameter	$3.08 \times 10^{-7} \text{ [m}^2\text{]} / 6.27 \times 10^{-4} \text{ [m]}$
Total meshes	5.34 million (unstructured)

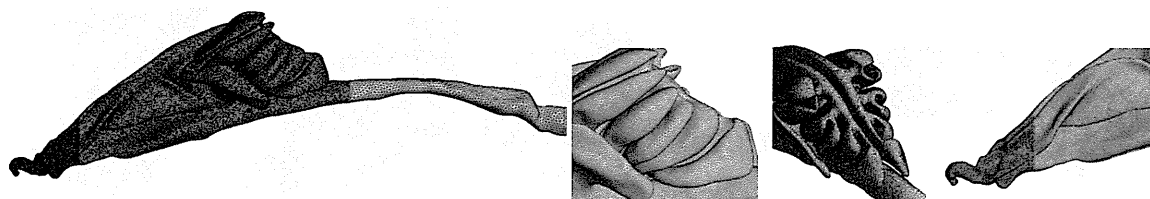


図1 ラットモデルの幾何形状，表面メッシュ分割

図2 イヌモデルの幾何形状情報

Total inner surface area	$1.29 \times 10^{-4} \text{ [m}^2\text{]}$
Total length	$1.45 \times 10^{-1} \text{ [m]}$
Maximum height	$7.16 \times 10^{-2} \text{ [m]}$
Maximum width	$4.97 \times 10^{-2} \text{ [m]}$
Area of naris (right)/ Equivalent diameter	$6.00 \times 10^{-5} \text{ [m}^2\text{]} / 8.74 \times 10^{-3} \text{ [m]}$
Area of naris (left)/ Equivalent diameter	$5.28 \times 10^{-5} \text{ [m}^2\text{]} / 8.20 \times 10^{-3} \text{ [m]}$
Total meshes	6.49 million (unstructured)



図2 イヌモデルの幾何形状，表面メッシュ分割

図3 サルモデルの幾何形状情報

Total inner surface area	$2.81 \times 10^{-5} \text{ [m}^2\text{]}$
Total length	$1.05 \times 10^{-1} \text{ [m]}$
Maximum height	$4.32 \times 10^{-2} \text{ [m]}$
Maximum width	$2.81 \times 10^{-2} \text{ [m]}$
Area of naris (right)/ Equivalent diameter	$5.48 \times 10^{-6} \text{ [m}^2\text{]} / 2.64 \times 10^{-3} \text{ [m]}$
Area of naris (left)/ Equivalent diameter	$5.46 \times 10^{-6} \text{ [m}^2\text{]} / 2.64 \times 10^{-3} \text{ [m]}$
Total meshes	7.03 million (unstructured)



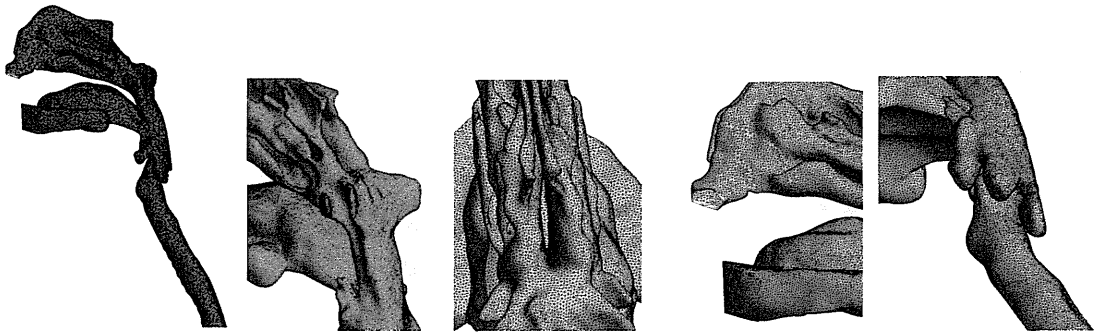
図3 サルモデルの幾何形状，表面メッシュ分割

図4 ヒトモデルの幾何形状情報

Total inner surface area	$2.19 \times 10^{-4} \text{ [m}^2\text{]}$ for Model A, $2.14 \times 10^{-4} \text{ [m}^2\text{]}$ for Model B
Total length	$2.39 \times 10^{-1} \text{ [m]}$ for Model A, $1.95 \times 10^{-1} \text{ [m}^2\text{]}$ for Model B
Maximum height	$1.46 \times 10^{-1} \text{ [m]}$ for Model A, $1.34 \times 10^{-1} \text{ [m]}$ for Model B
Maximum width	$6.21 \times 10^{-2} \text{ [m]}$ for Model A, $6.21 \times 10^{-2} \text{ [m]}$ for Model B
Area of naris (right)/ Equivalent diameter	$8.00 \times 10^{-5} \text{ [m}^2\text{]} / 1.00 \times 10^{-2} \text{ [m]}$ for Model A $8.00 \times 10^{-5} \text{ [m}^2\text{]} / 1.00 \times 10^{-2} \text{ [m]}$ for Model B
Area of naris (left)/ Equivalent diameter	$8.00 \times 10^{-5} \text{ [m}^2\text{]} / 1.00 \times 10^{-2} \text{ [m]}$ for Model A $8.00 \times 10^{-5} \text{ [m}^2\text{]} / 1.00 \times 10^{-2} \text{ [m]}$ for Model B
Total meshes	7.25 million (unstructured) for Model A 3.82 million (unstructured) for Model B



(1) Model A – Asian male

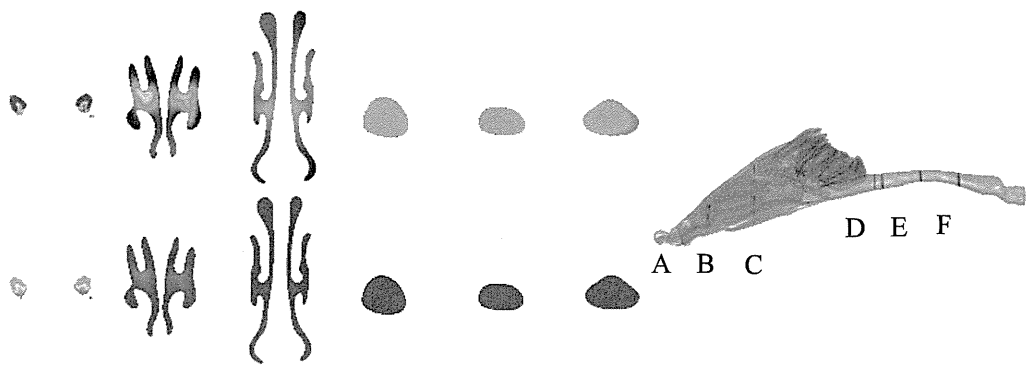


(2) Model B – European male

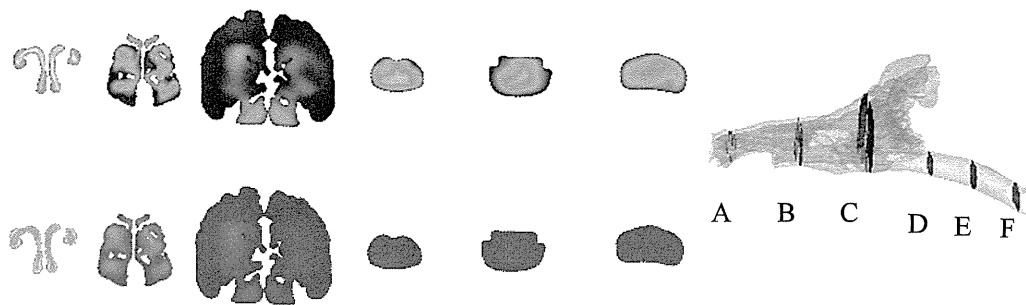
図4 ヒトモデルの幾何形状，表面メッシュ分割

図5 数値解析条件と境界条件

	Rat	Dog	Monkey	Human A	Human B
Turbulence Model	Low Reynolds Number Type k-ε model(Abe- Kondoh- Nagano Model, 3D Cal.)				
Mesh	5.34M mesh (Unstructured, Tetra)	6.49M mesh (Unstructured, Tetra)	7.03M mesh (Unstructured, Tetra)	7.25M mesh (Unstructured, Tetra)	3.81M mesh (Unstructured, Tetra)
Outflow boundary (Trachea opening)	Case 1: Q= 0.11L/min Case 2: Q= 0.275 L/min Case 3: Q= 0.55 L/min Case 4: Q= 1.1 L/min TI=10 % $k_{out}=3/2 (U_{in} \times 0.1)^2$ $\epsilon_{out}=C_{\mu}^{3/4} k_{out}^{3/2} l_{out}$	Case 1: Q= 1.75L/min Case 2: Q= 3.5 L/min Case 3: Q= 7.0 L/min Case 4: Q= 10.5 L/min TI=10 % $k_{out}=3/2 (U_{in} \times 0.1)^2$ $\epsilon_{out}=C_{\mu}^{3/4} k_{out}^{3/2} l_{out}$	Case 1: Q= 1.0 L/min Case 2: Q= 2.0 L/min Case 3: Q= 4.0 L/min Case 4: Q= 6.0 L/min TI=10 % $k_{out}=3/2 (U_{in} \times 0.1)^2$ $\epsilon_{out}=C_{\mu}^{3/4} k_{out}^{3/2} l_{out}$	Case 1: Q= 3.75 L/min Case 2: Q= 7.5 L/min Case 3: Q= 15 L/min Case 4: Q= 30 L/min TI=10 % $k_{out}=3/2 (U_{in} \times 0.1)^2$ $\epsilon_{out}=C_{\mu}^{3/4} k_{out}^{3/2} l_{out}$	Case 1: Q= 3.75 L/min Case 2: Q= 7.5 L/min Case 3: Q= 15 L/min Case 4: Q= 30L/min TI=10 % $k_{out}=3/2 (U_{in} \times 0.1)^2$ $\epsilon_{out}=C_{\mu}^{3/4} k_{out}^{3/2} l_{out}$
Inflow boundary	Nasal opening ; U_{in} =Free slip, k_{in} =Free slip, ϵ_{in} =Free slip, Inflow temperature:293 K				
Wall treatment	Temperature : 311 K Velocity: no slip	Temperature : 311 K Velocity: no slip	Temperature : 310.8 K Velocity: no slip	Temperature : 309.8 K Velocity: no slip	Temperature : 309.8 K Velocity: no slip



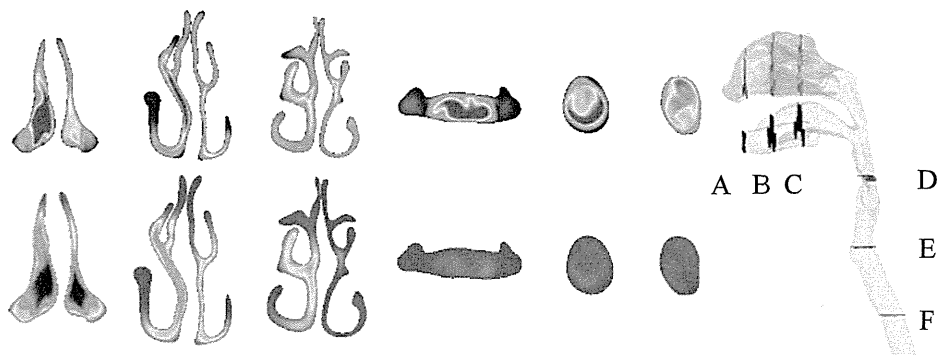
(1) Rat



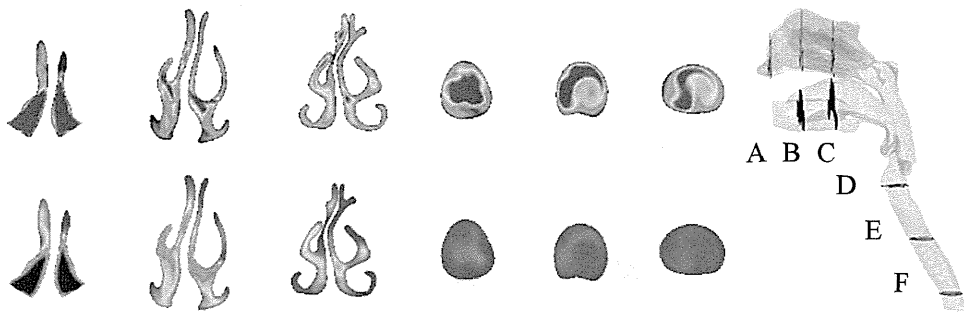
(2) Dog



(3) Monkey

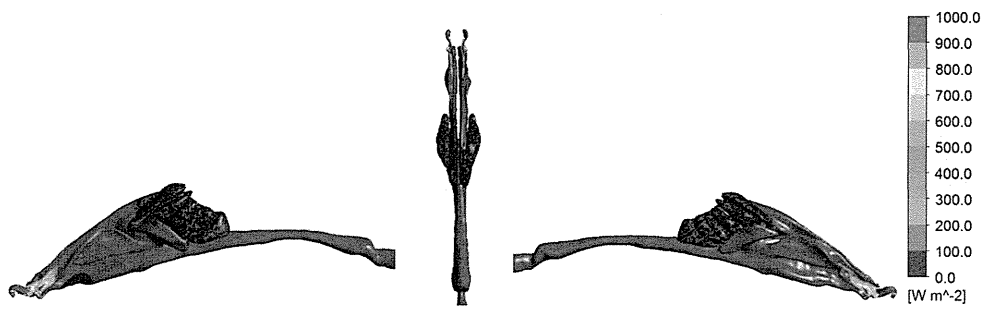


(4) Human-Model A, Asian Male

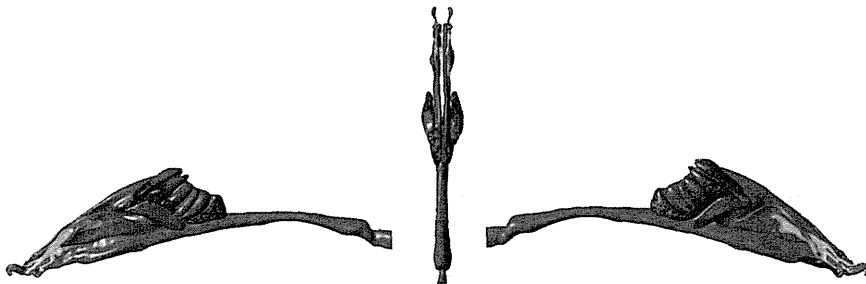


(5) Human-Model B, European Male

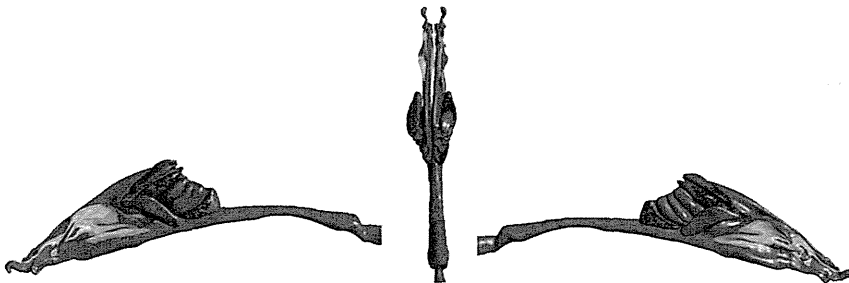
図5 上気道内のスカラ風速分布解析結果 (呼吸量は Case2 の条件)



(1) Rat model – convective heat flux contour for $Q_{in}=0.275$ L/min

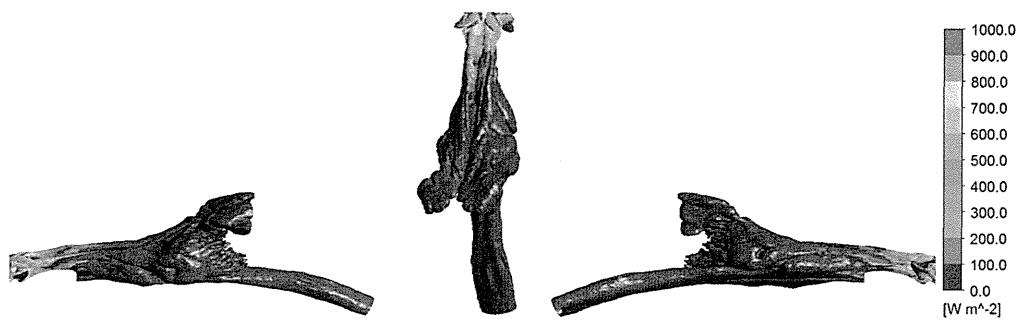


(2) Rat model – convective heat flux contour for $Q_{in}=0.55$ L/min

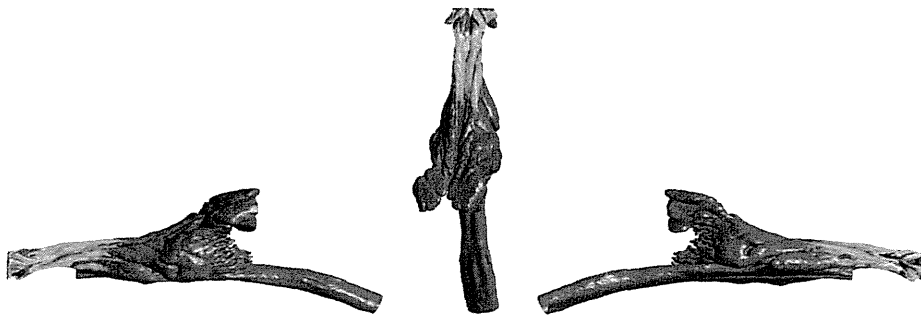


(3) Rat model – convective heat flux contour for $Q_{in}=1.1$ L/min

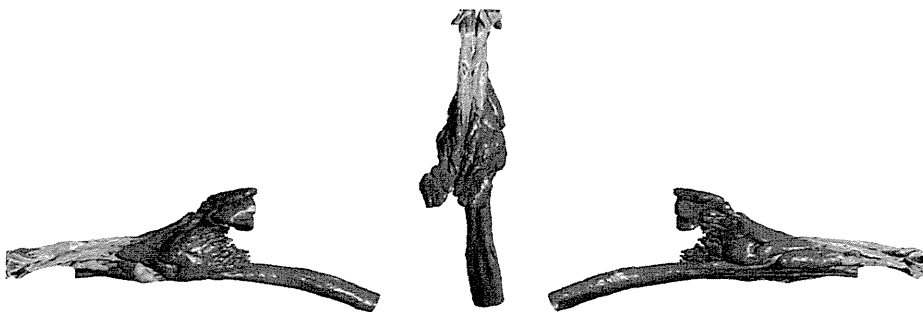
図6 ラットモデルを対象とした気道内対流熱伝達量分布 [W/m^2]



(1) Dog model – convective heat flux contour for $Q_{in}=3.5$ L/min

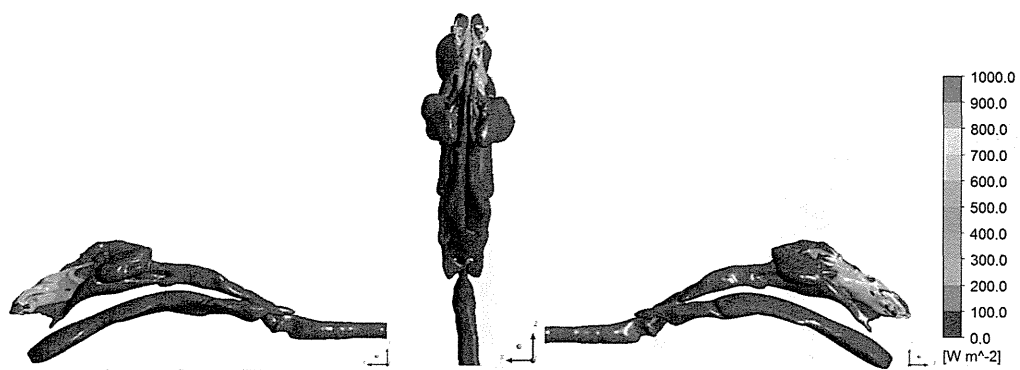


(2) Dog model – convective heat flux contour for $Q_{in}=7.0$ L/min

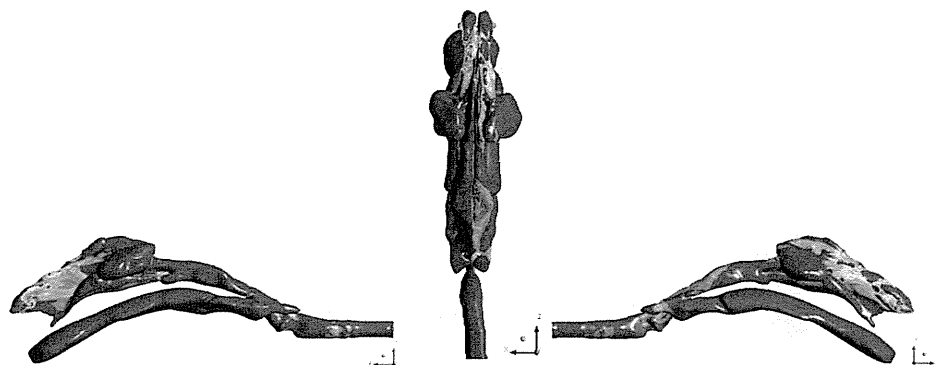


(3) Dog model – convective heat flux contour for $Q_{in}=10.5$ L/min

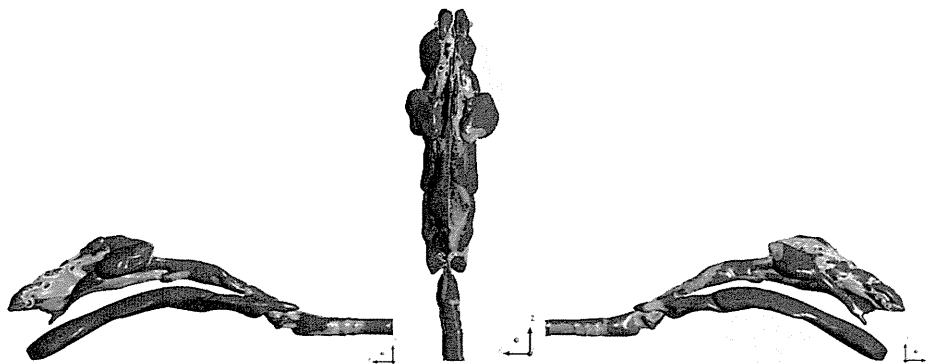
図7 イヌモデルを対象とした気道内対流熱伝達量分布 [W/m²]



(1) Monkey model – convective heat flux contour for $Q_{in}=2.0$ L/min

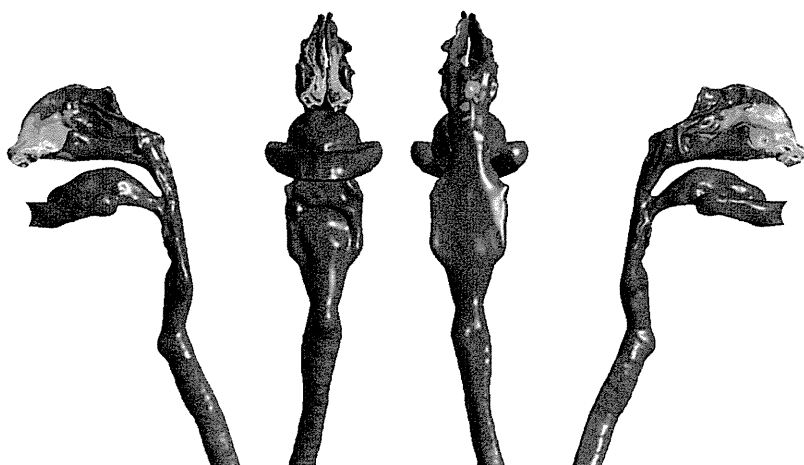


(2) Monkey model – convective heat flux contour for $Q_{in}=4.0$ L/min

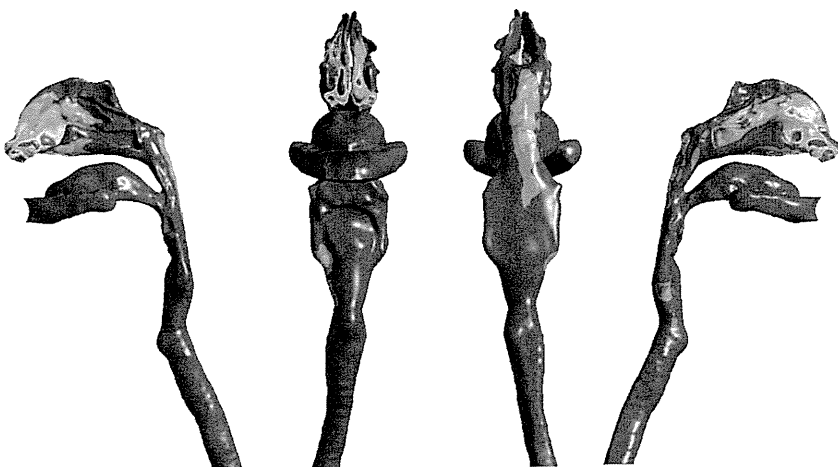


(3) Monkey model – convective heat flux contour for $Q_{in}=6.0$ L/min

図 8 サルモデルを対象とした気道内対流熱伝達量分布 [W/m²]



(1) Human model A – convective heat flux contour for $Q_{in}=7.5$ L/min

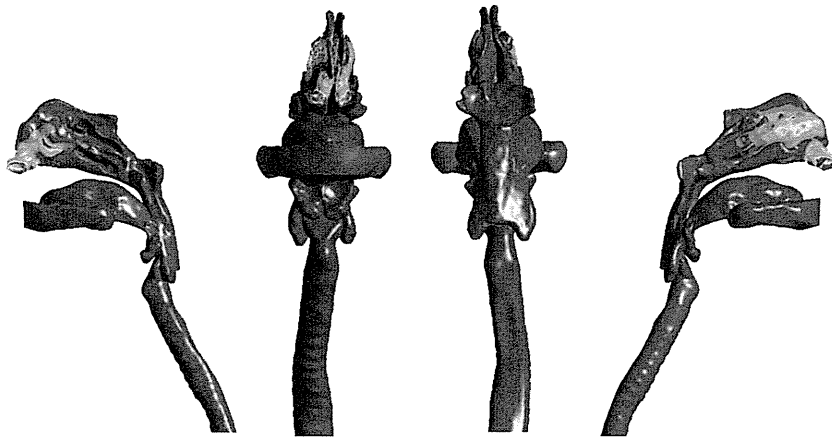


(2) Human model A – convective heat flux contour for $Q_{in}=15$ L/min

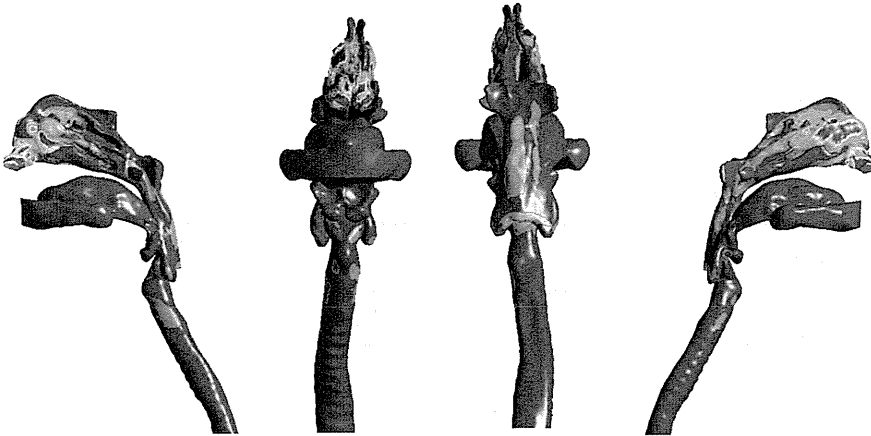


(3) Human model A – convective heat flux contour for $Q_{in}=30$ L/min

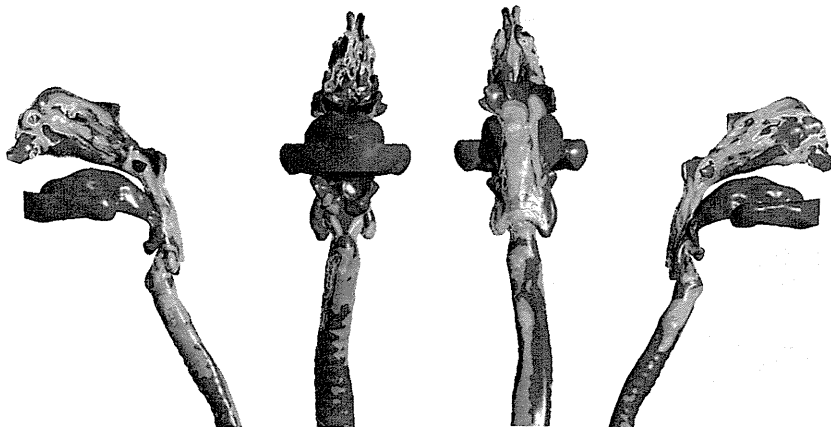
図9 ヒトモデル(Model A)を対象とした気道内対流熱伝達量分布 [W/m²]



(1) Human model B – convective heat flux contour for $Q_{in}=7.5$ L/min

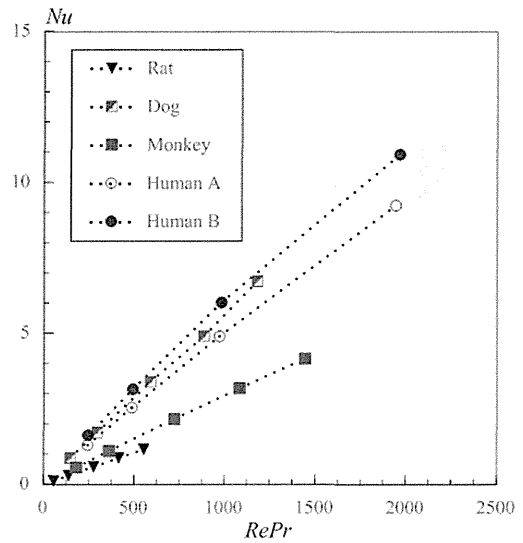
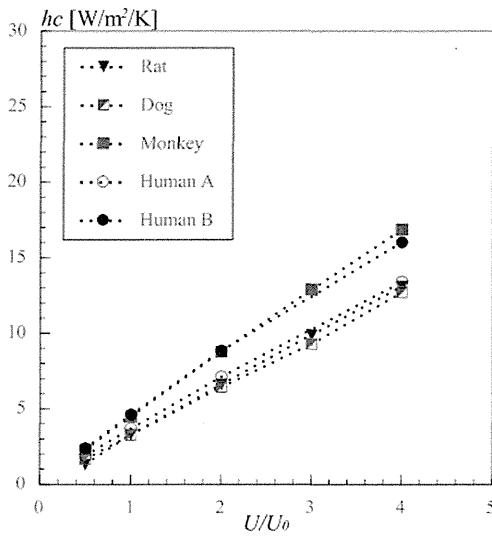


(2) Human model B – convective heat flux contour for $Q_{in}=15$ L/min



(3) Human model B – convective heat flux contour for $Q_{in}=30$ L/min

図 10 ヒトモデル(Model B)を対象とした気道内対流熱伝達量分布 [W/m²]



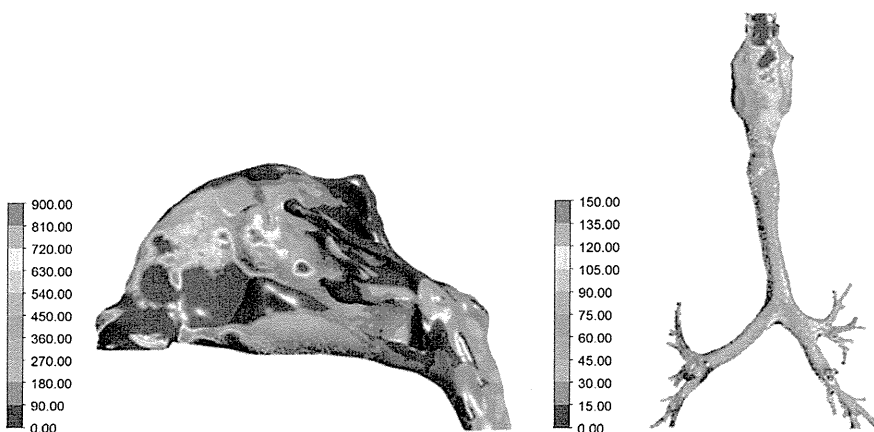
(1) CHTC (h_c) と無次元風速の関係

(2) Nu 数と Re 数・ Pr 数の関係

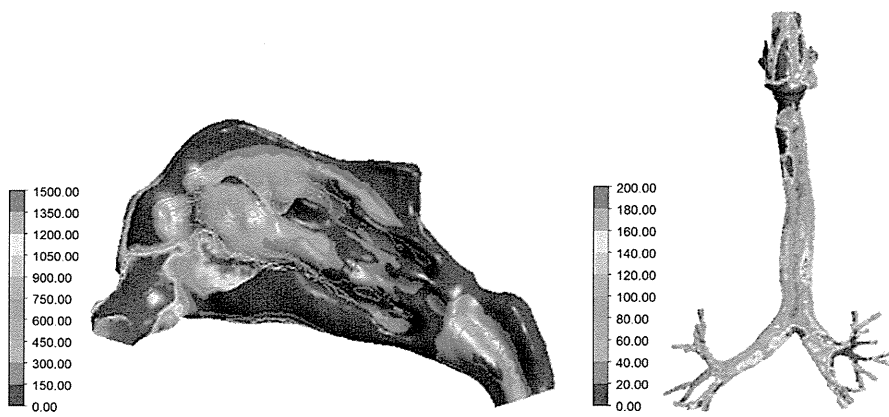
図 11 数値気道モデル内の呼吸量と対流熱伝達率の関係

表 6 Nu 数と Re 数・ Pr 数の相関関係と近似式

Target model	airway	Correlation function	Range of Re	Correlation coefficient
Rat		$Nu = 0.0021(Re \cdot Pr)^{0.9973}$	$75 < Re < 750$	$r^2 = 1$
Dog		$Nu = 0.0069(Re \cdot Pr)^{0.9707}$	$200 < Re < 1600$	$r^2 = 0.9997$
Monkey		$Nu = 0.0039(Re \cdot Pr)^{0.9612}$	$250 < Re < 2000$	$r^2 = 0.9999$
Human model A		$Nu = 0.0075(Re \cdot Pr)^{0.9414}$	$330 < Re < 2600$	$r^2 = 0.9999$
Human model B		$Nu = 0.0107(Re \cdot Pr)^{0.9965}$	$330 < Re < 2600$	$r^2 = 0.9994$

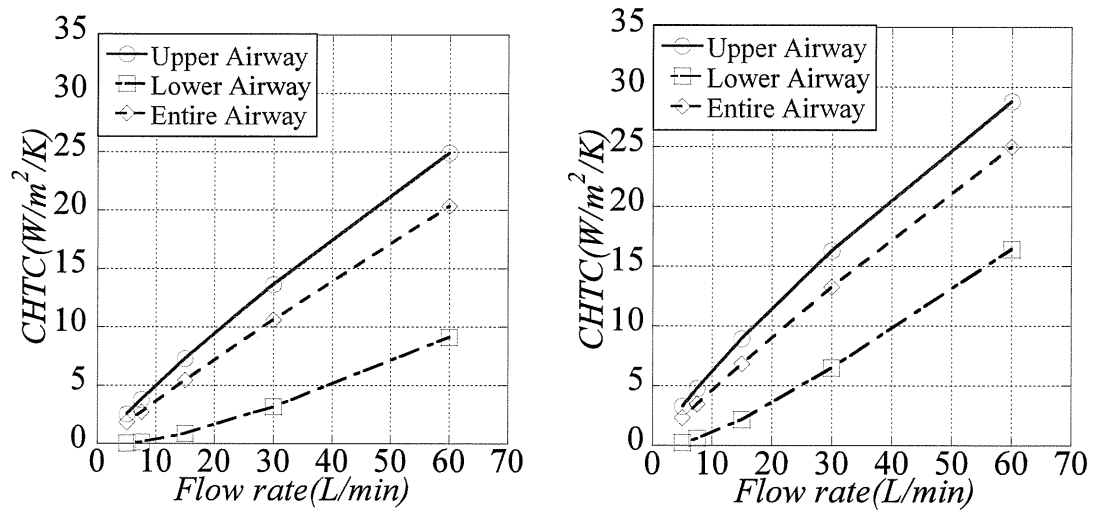


(1) Model A



(2) Model B

図 12 対流熱フラックス分布図 [W/m^2] (30L/min)



(1) Model (A)

(2) Model (B)

図 13 気道内 CHTC 分布解析結果

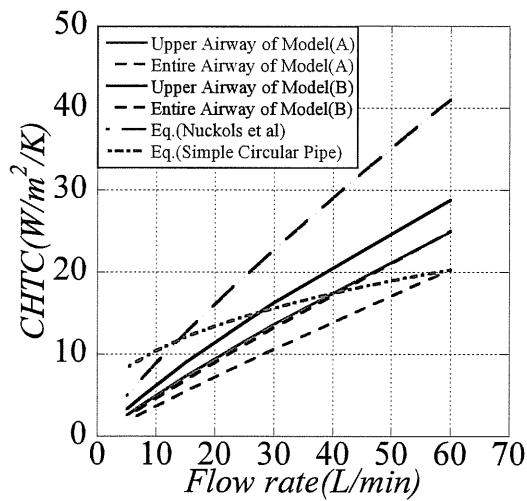
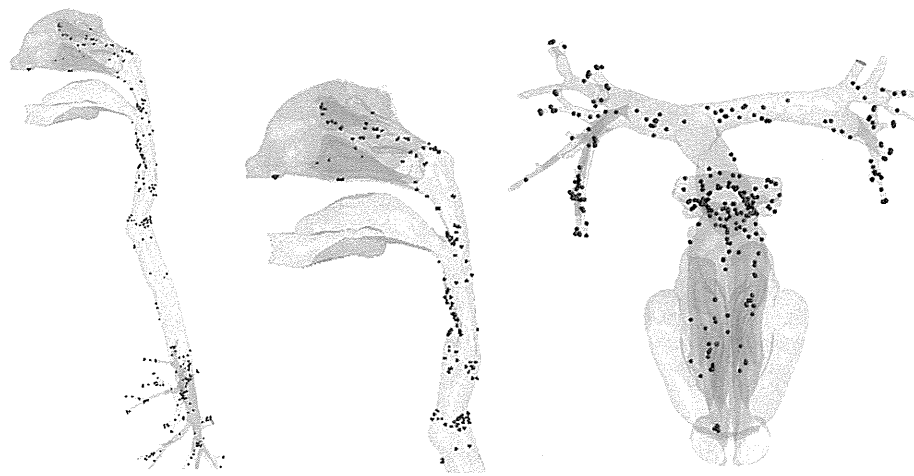
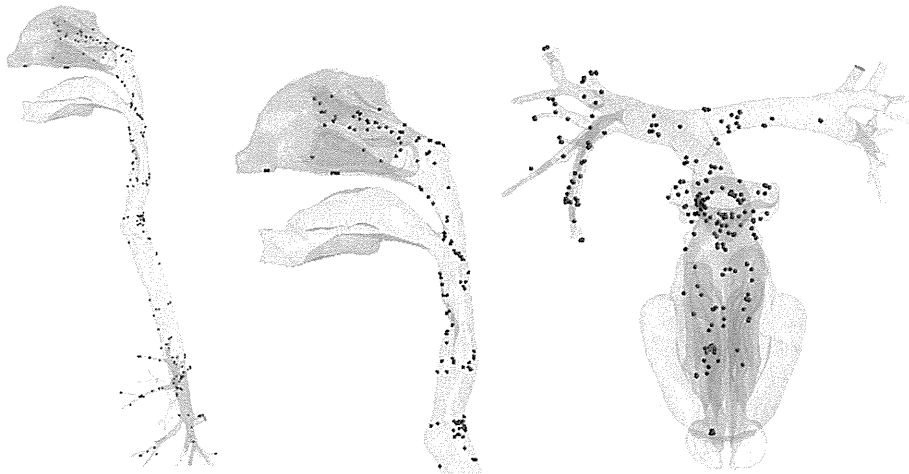


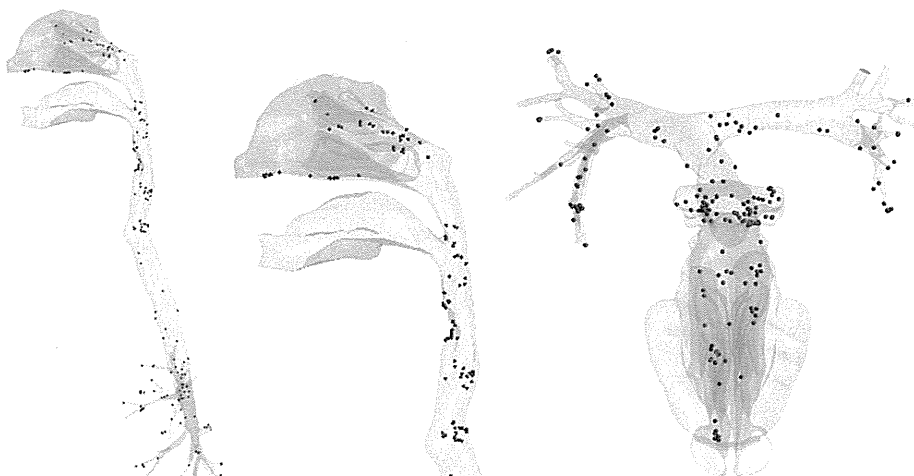
図 14 気道内 CHTC の比較



(1) $0.1\ \mu\text{m}$



(2) $1\ \mu\text{m}$



(3) $2.5\ \mu\text{m}$