

## 呼吸器系モデルを統合した数値人体モデルによる室内環境シミュレーション

劉, 城準

<https://doi.org/10.15017/1654935>

---

出版情報：九州大学, 2015, 博士（工学）, 課程博士  
バージョン：  
権利関係：全文ファイル公表済

博士学位論文

呼吸器系モデルを統合した数値人体モデルによる  
室内環境シミュレーション

2016年3月

九州大学大学院 総合理工学府

環境エネルギー工学専攻

Yoo Sung-Jun

## 目次

<b>第 1 章 序論</b>	
1.1 研究の背景と目的	1
1.2 既往研究	5
参考文献	6
<b>第 2 章 数値解析概要</b>	
2.1 序	9
2.2 流れ場, 温度場, 湿度場の数値解析	10
2.2.1 流体シミュレーションの基礎方程式	10
2.2.2 方程式系の無次元化	11
2.2.3 方程式系の平均化	12
2.2.4 アンサンブル平均による方程式系の平均化	13
2.3 乱流モデル	14
2.3.1 k- $\epsilon$ 型 2 方程式モデル	14
2.3.2 低 Reynolds 数型 k- $\epsilon$ 型モデル	19
2.3.3 Abe-Kondoh-Nagano モデル	20
2.4 Surface to Surface(S2S)放射モデル	21
2.5 Passive scalar 輸送方程式	24
参考文献	25
<b>第 3 章 人体熱モデルを統合した数値人体モデルの開発</b>	
3.1 序	27
3.2 数値人体モデルの概要	27
3.2.1 CFD 解析用数値人体モデルの開発動向	27
3.2.2 数値人体モデル(Virtual Manikin)の概要	27
3.3 人体熱モデル	32
3.3.1 人体熱モデルの概要	32
3.3.2 人体の熱バランス	33
3.3.3 人体の生理調節機能	35
3.3.4 ぬれ率の概念	37
3.4 数値人体モデルと人体熱モデルの統合プロセス	38
3.4.1 CFD を用いた人体熱モデルの計算プロセス	38

3.4.2 皮膚表面の潜熱損失の計算方法	40
3.5 数値解析概要	42
3.5.1 解析対象空間の概要	42
3.5.2 解析条件及び境界条件	42
3.6 数値解析結果と考察	44
3.6.1 立位状態を想定した数値解析結果	44
3.6.2 座位状態を想定した数値解析結果	46
3.6.3 考察	47
3.7 結語	48
参考文献	50

#### **第4章 数値人体モデルと数値気道モデルの連成解析による人体熱モデルの予測精度改善**

4.1 序	53
4.2 数値気道モデルの概要	54
4.2.1 CFD解析用数値気道モデルの開発動向	54
4.2.2 数値気道モデル(Virtual Airway)の概要	54
4.3 非定常呼吸サイクルモデル	56
4.4 簡易連成手法による人体熱モデルの予測精度改善	58
4.4.1 簡易連成手法(Quasi-coupling method)の概要	58
4.4.2 数値解析概要	58
4.4.3 簡易連成手法を適用した数値解析結果	61
4.5 完全統合型数値人体モデル(CSP)による人体熱モデルの予測精度改善	65
4.5.1 完全統合型数値人体モデル(Computer Simulated Person)の概要	65
4.5.2 数値解析概要	67
4.5.3 完全統合型数値人体モデルを使用した数値解析結果	69
4.6 考察	72
4.7 結語	74
参考文献	75

#### **第5章 完全統合型数値人体モデル(CSP)を使用した呼吸空気質及び経気道曝露濃度予測**

5.1 序	77
5.2 呼吸空気質及び経気道曝露濃度解析の概要	77
5.2.1 室内汚染物質挙動を想定した数値解析概要	77
5.2.2 解析条件及び境界条件	78

5.3	数値解析結果と考察	81
5.3.1	立位状態を想定した数値解析結果	81
5.3.2	座位状態を想定した数値解析結果	85
5.3.3	考察	89
5.4	結語	90
	参考文献	92
<b>第 6 章 PBPK-CFD モデルを導入した経気道曝露リスク評価手法の提案</b>		
6.1	序	93
6.2	PBPK-CFD モデルの概要	93
6.2.1	PBPK(生理的薬物動態解析)モデルの概要	93
6.2.2	PBPK-CFD モデルの研究動向	94
6.3	PBPK-CFD モデルの概要	95
6.3.1	気道内 CFD 解析による汚染物質濃度場解析	96
6.3.2	粘膜上皮 (Epithelium+Mucus)内での汚染物質輸送	96
6.3.3	上皮下組織 (Subepithelium)内での汚染物質輸送	97
6.4	PBPK-CFD モデルによる数値解析の概要	98
6.4.1	簡易モデルを使用した数値解析の概要	98
6.4.2	簡易モデルを使用した数値解析結果	101
6.4.3	簡易計算結果を採用した汚染物質解析の概要	102
6.4.4	簡易計算結果を採用した汚染物質解析結果	104
6.5	結語	105
	参考文献	106
<b>第 7 章 総括</b>		
7.1	本論文の総括	109
7.2	今後の課題	111
<b>附録 統合数値人体モデル(CSP)―CFD 連成解析用ソースコード一覧</b>		<b>113</b>
<b>謝辞</b>		<b>127</b>



## 第1章 序論

### 1.1 研究の背景と目的

室内空間にて90%以上の時間を過ごすと言われていた現代社会において、建築により形成される室内空間の良否がQOL(Quality of Life)に与える影響は甚大である。室内環境中の滞在が長くなることは、即ち人体が室内空気に長時間暴露されることを意味する。体内摂取物質質量比の観点では定常的な呼吸に伴う室内空気成分が支配要素であることを考えると、室内空気質 IAQ (Indoor Air Quality)が人体に与える影響を予測することは在室者の健康リスクを制御する上で非常に重要な課題である。また、日本では夏期の電力需要のピークカットや省エネルギーの追求に伴い室内環境中の空気温度が上昇する傾向にあり、熱中症等の発症が社会問題化している。室内の空気・熱環境形成と生体反応は密接な関係があり、健康・快適で且つプロダクティブな室内環境を創造するためには、室内環境要素と人体の相互関係を総合的に予測・評価することが必須である。室内環境設計と空気調和衛生工学の観点では、正確な室内環境予測と高精度の人体モデルを用いた生体影響予測技術の確立が急務である。

室内環境設計において、熱・空気環境に代表される室内環境の質と人体影響を高い精度で予測することは工学的に重要な課題であるが、特に設計段階において被験者を用いて実験を行うことは費用や時間の観点ではほぼ不可能であると云え、また倫理的な問題より一般環境条件を逸脱した環境下での実験は許されないことが多い。この点で、数値人体モデル開発に関する社会的需要が存在する。

室内に形成される空気環境、特に汚染物質濃度場と人体の健康影響予測に関しては、人体周辺に形成される不均一微気候を計算流体力学 CFD にて解析することが前提となり、複雑な人体形状を再現した数値人体モデルの開発が進められている。最近、計算機能力の飛躍的な向上に伴い、数値人体モデルの室内環境予測への適用事例が増加している。しかしながら、非定常かつ不均一な汚染物質濃度場と人体暴露濃度の高精度予測、特に呼吸空気質予測に関する研究は途上であり、経気道、経皮等の汚染物質暴露に伴う生体反応を含めた高精度の暴露リスク予測は大きな課題となっている。また、室内に形成される温熱環境と人体の生理量、それに準ずる温冷感覚予測に関しては、1960年代から数多くの体温調整モデルが報告されており、田辺らによる65MNモデル、JOSモデル、JOS-2モデルの他<sup>1-1)</sup>、StolwijkモデルやFialaモデル<sup>1-2)</sup>、UC Berkelyで開発されているCBEモデル<sup>1-3,1-4)</sup>等が提案されている。非定常・不均一な温熱環境変化に対する人体生理の非定常応答の予測を目指して活発な研究開発が行われているが、例えば、人体の呼吸に伴う顕熱・潜熱移動の厳密なモデル化とその統合までは至っておらず、まだ改善の余地がある。一方で、室内環境評価に適用するための人体モデルの開発は、実験用サーマルマネキンの開発からCFD解析用の数値人体モデルまで既に活発に研究が進められているが、汚染物質暴露に伴う健康影響までを総合的に予測評価することができる人体モデルはまだ存在しない。

このような背景のもと、本研究は室内の快適性予測から健康影響までを総合的かつ詳細に予測・評価可能で、設計段階での適用が可能な数値人体モデル Computer Simulated Personを開発すること

を目的とする。また本論文では、この CSP を用いた気道内の熱損失計算結果を反映することにより非定常人体モデルの予測精度を改良の上、熱環境に起因する人体生理と温冷感覚、空気環境・汚染物質濃度場に起因する経気道・経皮暴露と健康リスクを同時かつ高精度に予測することを目標とする。

本研究を含む一連の研究課題の流れ及び細分化された課題を整理して図-1.1 に示す。

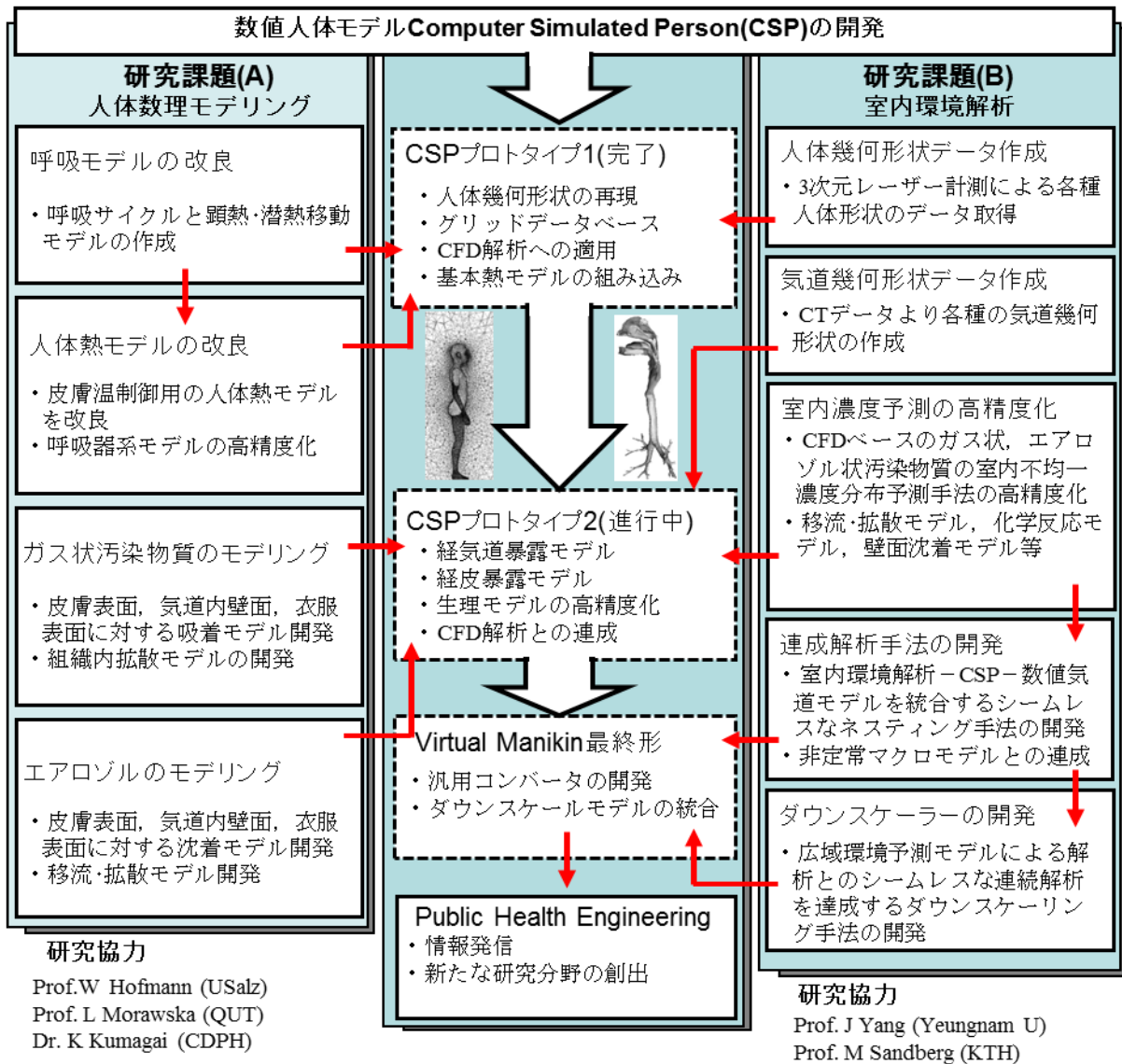


図-1.1 本研究課題の流れ及び課題の細分化



本研究では CFD(Computational Fluid Dynamics)を使用し、室内に形成される不均一な環境を評価するための汎用的な数値解析用モデルの開発を目指す。具体的には、①非定常人体熱モデル 2-Node モデルの組み込み、②人体熱モデルの予測精度改良のための数値人体モデル、数値気道モデルの連成解析手法開発、③完全統合型数値人体モデル(Computer Simulated Person)を用いた室内汚染物質発生による呼吸空気質及び経気道暴露濃度予測、④生理的薬物動態解析(Physiologically Based Pharmacokinetic, PBPK)モデルを導入した PBPK-CFD-CSP モデルによる経気道暴露リスク評価、の4つの個別課題に取り組むことで、総合的かつ汎用的な数値人体モデルの開発に貢献する。

本研究は、CFD 解析を基にして解析対象となる人体周辺、気道内領域の流れ場、温度場、湿度場及び汚染物質濃度場計算により各輸送現象を正確に予測することが最も重要な課題である。第2章では、本研究で実施する一連の数値解析で使用する流れ場基礎方程式、乱流モデル、伝熱・放射モデル、またスカラ輸送方程式などの支配方程式に関して解説する。

室内に形成される非定常かつ不均一な熱環境による人体への影響を評価するためには、非定常人体熱モデルによる熱収支計算及び人体皮膚温度の予測が必要とされる。従って、第3章では非定常人体熱モデルとして、最も基本的な Multi-node 型モデルの Gagge らの 2-Node モデルに着目し、数値人体モデルに導入する手法とその解析結果について述べる。

3章では、呼吸に伴う熱損失を計算するために、時間の変化に伴い呼吸流量が変化する呼吸サイクルを再現し、非定常での数値解析を可能とする非定常呼吸サイクルモデルを紹介すると共に、人体の代謝量と呼吸量の関係を定義し、既存のモデルに反映した修正モデルについて述べる。

既存の人体熱モデルは、呼吸に伴う熱・水分移動を予測するために工学分野で汎用的に使用している円筒を用いた実験結果としての物質移動を簡略に表現する対流熱伝達率・湿気伝達率を用い、気道内での均一性を仮定した上で熱移動量等が計算されることが一般的である。ゆえに、人体各部位での熱移動計算の精緻さに比べて、呼吸器系の取り扱いが相対的に簡略化されている。人体熱モデルの高精度化のためには各熱輸送要素のモデル精度を向上させると共にパラメータ同定精度も併せて向上させる必要がある。

このような背景から第4章では、気道内の熱・水分輸送現象を高精度に把握し、その結果を人体熱モデルに導入することで人体熱モデルの呼吸熱損失に関する予測精度を改良する手法に関して述べる。また、その手法として2つの連成解析手法を提案すると共に、各連成解析手法による予測精度改善効果を報告する。

本研究で使用した CSP は、室内空間から鼻腔、口腔を介して気道内まで連続した解析領域を再現しており、室内汚染物質発生を想定した室内汚染物質濃度分布及び呼吸により流入された気道内汚染物質濃度分布までの高精度予測が可能となる。第5章では、室内での汚染物質発生を仮定し、CSP を用いた呼吸空気質及び気道内汚染物質暴露濃度を予測した結果について報告する。

第6章では、第5章で紹介した経気道暴露濃度解析手法に基づき更に PBPK モデルとの連成解析により気道内の汚染物質の沈着現象から気道内粘膜上皮を介して体内に向かって拡散移動する汚染物質の動態を解析する PBPK-CFD-CSP モデルに関して説明する。本章では、ホルムアルデヒド(HCHO)を対象物質として設定し、室内で汚染物質が発生する場合の数値解析結果を一例として報告する。

第7章では、各章で得られた結果及び成果を整理して記述すると共に、今後予定としている本研究の課題を明らかにする。

## 1.2 既往研究

熱・空気環境に代表される室内環境の質と人体影響を高い精度で予測するために、CFD 解析を導入した室内環境手法に関して多くの研究成果が蓄積されているが、村上らは、室内環境の総合評価を可能とする数値人体モデルの開発を始め、数値人体モデルによる CFD 解析の世界初の研究成果を報告しており、CFD を使用した人体周辺の熱環境解析に加え、人体周辺及び呼吸域の汚染物質濃度場解析による呼吸空気質の評価を行った結果を発表している<sup>1-8~1-9)</sup>。また、数値人体モデルを使用した解析結果の妥当性検証に関して、多くの研究成果が報告されているが、人体モデル周辺流れ場解析における予測精度の検証のために、数値解析を実施した結果と共にサーマルマネキン実測データを基に熱環境解析の整合性を検討した結果に関して報告している<sup>1-10~1-14)</sup>。

非定常かつ不均一な室内熱環境が及ぼす人体への影響を高精度に把握するためには、多くに研究者より数値人体モデルに人体熱モデルを適用した数値解析結果を報告している。その体表例として村上らは、非定常人体熱モデルの基本的なモデルとして、Gaggeらにより提案された 2-Node モデルを数値人体モデルに採用し、対流、放射、温度、湿度の連成シミュレーションによる人体皮膚表面からの顕熱・潜熱損失量の予測結果を報告しているが<sup>1-15)</sup>、人体の呼吸に伴う顕熱・潜熱移動の厳密なモデル化には未だ至っていないため、呼吸作用による熱損失は人体熱収支において支配要素であることから呼吸熱損失予測の高精度化の必要性が存在すると言える。

室内空気質による健康リスクの評価に関しては、室内での汚染物質偏在を想定した経気道暴露の評価のため、数値解析を使用し経気道暴露濃度を評価した結果が報告されている。しかしながら、今まで報告された汚染物質の暴露予測に関する研究成果は、室内にて形成される汚染物質濃度分布を基に、単純化した暴露モデルにより経気道暴露濃度を予測する傾向がある<sup>1-16)</sup>。また、数値気道モデルを使用し、気道内の粒子拡散場の詳細な数値解析結果に関して報告しているが<sup>1-17~1-18)</sup>、室内環境との総合的かつ連続な評価手法の開発に関しては、まだ到達していない。室内環境中の汚染物質による潜在的なリスクを正しく評価するためには、室内空間、呼吸域及び気道内領域における汚染物質の輸送現象を高精度予測が必要となる。

このような背景の基、室内環境の総合的かつ高精度予測・評価が可能な数値人体モデル Computer Simulated Person の開発は独創的で、社会的需要があると言える。

## [参考文献]

- 1-1) Yutaka Kobayashi and Shin-ichi Tanabe, Development of JOS-2 human thermoregulation model with detailed vascular system, *Building and Environment*, Vol.66, pp.1-10, 2013.8
- 1-2) Dusan Fiala · Kevin J. Lomas · Martin Stohrer, Computer prediction of human thermoregulatory and temperature responses to a wide range of environmental conditions, *Int J Biometeorol*, 45, pp.143-159, 2001
- 1-3) J.A.J. Stolwijk : A mathematical model of physiological temperature regulation in man, NASA contractor report, 1971
- 1-4) Smith, C. E. (1991) A Transient, Three-Dimensional Model of the Human Thermal System. PhD Thesis, Kansas State University.
- 1-5) Gagge, A.P., Fobelets, A.P. and Berglund, L.G. A Standard Predictive Index of Human Response to the Thermal Environment, *ASHRAE Transactions* 92, pp.709-731, 1986
- 1-6) Gao NP, Niu JP and Zhang H. Coupling CFD and human body thermoregulation model for the assessment of personalized ventilation, *HVAC&R Research*, 12 (3), pp.497-518, 2006
- 1-7) Gao NP, Zhang H and Niu JL. Investigating indoor air quality and thermal comfort using a numerical thermal manikin, *Indoor and Built Environment*, Vol.16 (1), pp.7-17, 2007
- 1-8) Murakami S. et al, Flow and temperature fields around human body with various room air distributions : CFD study on computational thermal manikin-Part 1. *ASHRAE Transactions* 1997; 103, pp.3-15.
- 1-9) Murakami S. et al, Numerical simulation of contaminant distribution around a modeled human body : CFD study on computational thermal manikin-Part 2. *ASHRAE Transactions* 1998; 104, pp.226-233.
- 1-10) Topp C, Nielsen PV, Sørensen DN. (2002) Application of computer simulated persons in indoor environmental modeling, *ASHRAE Transactions* 108 (2) 1084-9
- 1-11) Sorensen, D.N. and Voigt, L.K. (2003) Modeling flow and heat transfer around a seated human body by Computational Fluid Dynamics, *Building and Environment*, 38 (6) 753-762
- 1-12) N. Martinho, A. Lopes, M. Gameiro da Silva, Evaluation of errors on the CFD computation of air flow and heat transfer around the human body, *Building and Environment*, Volume 58, December 2012, Pages 58-69
- 1-13) C.N. Sideroff et al, Validation of CFD for the flow around a computer simulated person in mixing ventilated room, *Indoor Air 2005*, Beijing, pp. 1234-1240
- 1-14) H. O. Nilsson et al, Comfort climate evaluation with thermal manikin methods and computer simulation models, *Indoor Air*. 2003 Mar;13(1):28-37
- 1-15) Murakami S. et al., Combined simulation of airflow, radiation and moisture transport for heat

release from human body, *Building and Environment*, Vol. 35(2000), No. 6, pp. 489-500.

- 1-16) Z. Ren et al, Prediction of personal exposure to contaminant sources in industrial buildings using a sub-zonal model, *Environmental Modelling & Software* 20, 2005, pp.623-638
- 1-17) Li, X, Inthavong, K and Tu, J 2012, 'Particle inhalation and deposition in a human nasal cavity from the external surrounding environment', *Building and Environment*, vol. 47, no. 1, pp. 32-39
- 1-18) Inthavong, K, Ge, Q, Li, X and Tu, J 2012, 'Detailed predictions of particle aspiration affected by respiratory inhalation and airflow', *Atmospheric Environment*, vol. 62, pp. 107-117.



## 第2章 数値解析概要

### 2.1 序

本研究の目的である室内環境評価を可能とする数値人体モデルの開発のためには、室内に形成される不均一な流れ場、温度場、湿度場及び汚染物質濃度場の予測により、人体への影響を高精度に把握することが最も重要な課題であり、CFD 解析をベースとした予測方法を用いる点では正しい計算モデルを用いた正確な数値解析が求められる。従って、本研究では商用 CFD 解析ソフトである ANSYS FLUENT を使用し、①室内気流の風速分布や対流による熱・物質輸送解析のための流れ場解析、②流れ場解析結果に基づいた温度場解析、即ち対流熱伝達解析による室内温度分布、皮膚温度分布解析、③S2S(Surface-to-Surface)放射モデルによる放射熱移動の連成解析、④Passive scalar 輸送方程式による湿気移動、汚染物質輸送の解析、の4つの数値解析を実施する。

本章では、本研究の数値解析対象モデル内の流れ場の計算に必要とされる流体基礎方程式及び熱エネルギーや湿気、汚染物質などのスカラ量の移動式に関して説明した上で、本研究で使用する乱流モデル及び放射熱輸送現象の連成解析を実施するための放射モデル、また湿気及び汚染物質を Passive scalar と仮定し予測するためのスカラ量輸送方程式に関して解説する。

## 2.2 流れ場の数値解析

### 2.2.1 流体シミュレーションの基礎方程式

流体の移動現象は、非圧縮性流体の場合(2-1)式の連続式と(2-2)式の Navier-Stokes 方程式により定義されている。

$$\frac{\partial U_i}{\partial x_i} = 0 \quad (2-1)$$

$$\frac{\partial U_i}{\partial t} + U_j \cdot \frac{\partial U_i}{\partial x_j} = -\frac{1}{\rho} \cdot \frac{\partial P}{\partial x_i} + \nu \frac{\partial}{\partial x_j} \left( \frac{\partial U_i}{\partial x_j} + \frac{\partial U_j}{\partial x_i} \right) - g_i \beta \theta \quad (2-2)$$

ここで、 $U_i$  は瞬時風速の各成分( $u, v, w$ )、 $\rho$  は流体の密度、 $P$  は圧力、 $\nu$  は動粘性係数、 $\theta$  は温度(もしくは絶対零度との温度差)、 $g_i$  は重力加速度ベクトルの各成分、 $\beta$  は膨張率を示す。(2-1)式の連続式は、非圧縮性流体の場合、密度が変化しない仮定の上、体積保存則(質量保存則)より導かれる。(2-2)式に示している Navier-Stokes 方程式は運動量保存則を表しているが、この式は Newton の第 2 法則により導出され、また浮力の効果を考慮している。

非等温状態の流れ場の場合、温度場に関して(2-3)式に表す熱エネルギー輸送方程式により表現することができる。

$$\frac{\partial \theta}{\partial t} + \frac{\partial U_j \theta}{\partial x_j} = \frac{\partial}{\partial x_j} \alpha \frac{\partial \theta}{\partial x_j} + S \quad (2-3)$$

ここで、 $\alpha$  は熱の拡散係数( $=\lambda/C_p \cdot \rho$ )、 $S$  は熱発生項(熱源)である。この熱エネルギーの輸送方程式はエネルギーの保存則を表し、Fourier の法則を基に導かれる。

また、(2-3)式の熱エネルギーの輸送方程式と同様に、湿気、汚染物質等のスカラ量に関しては(2-4)式のスカラ輸送方程式によりその移動現象を定義することができる。

$$\frac{\partial \phi}{\partial t} + \frac{\partial U_j \phi}{\partial x_j} = \frac{\partial}{\partial x_j} D \frac{\partial \phi}{\partial x_j} + S' \quad (2-4)$$

ここで、 $\phi$  は湿気、汚染物質等のスカラ量、 $D$  は対象物質の拡散係数である。(2-1)式から(2-4)式を連成解析することで、非圧縮性流体及び流体内のスカラ輸送現象を把握することができる。



## 2.2.2 方程式系の無次元化

(2-1)式から(2-4)式に表している一連の方程式に関して無次元化を行う。(2-2)式に示した Navier-Stokes 方程式を無次元化するには、対象空間の代表長さ  $L_0$ (流入境界面のサイズ等)、代表風速  $U_0$ (流入風速)を用いて無次元化を行い、(2-5)式のように表現することができる。

$$\frac{\partial U_i^*}{\partial t^*} + U_j^* \cdot \frac{\partial U_i^*}{\partial x_j^*} = -\frac{\partial P^*}{\partial x_i^*} + \frac{1}{\text{Re}} \cdot \frac{\partial}{\partial x_j^*} \left( \frac{\partial U_i^*}{\partial x_j^*} + \frac{\partial U_j^*}{\partial x_i^*} \right) - \text{Ar} \quad (2-5)$$

ここで、添字\*は無次元量であり、 $U_i^* = U_i/U_0$ ,  $x_i^* = x_i/L_0$ ,  $t^* = t/t_0 = t/(L_0/U_0)$ ,  $P^* = P/P_0 = P/U_0^2$ , を示している。また  $\text{Re}$  及び  $\text{Ar}$  に関しては(2-6), (2-7)式に示すように、流れ場及び温度場の相似性を支配するパラメータとして定義されている。

$$\text{Re} = \frac{U_0 L_0}{\nu} \quad (2-6)$$

$$\text{Ar} = \frac{g_i \cdot \beta \cdot \theta \cdot L_0}{U_0^2} \quad (2-7)$$

(2-6)式は Reynolds Number ( $\text{Re}$  数と略記), (2-7)式は Archimedes Number ( $\text{Ar}$  数と略記)と呼ばれる無次元のパラメータである。(2-5)式において  $\text{Re}$  数と  $\text{Ar}$  数との関係に関しては、 $\text{Re}$  数と  $\text{Ar}$  数が等しい場合、各流れ場において流れ性状が同一になることが予測できる。

(2-5)式より、 $\text{Re}$  数が増加すると拡散項が減少し、移流項が相対的に大きくなるため流れの不安定性が高まる。また  $\text{Re}$  数が十分に大きい場合、移流項に対して拡散項が相対的に無視できるほど減少するため、 $\text{Re}$  数に構わず流れ場を相似と見なすことが可能となり、この際の  $\text{Re}$  数を Critical Reynolds Number と称する。

(2-3)式に示した熱エネルギーの輸送方程式に関しても次の式のように無次元化することができる。

$$\frac{\partial \theta^*}{\partial t^*} + \frac{\partial U_j^* \theta^*}{\partial x_j^*} = \frac{\partial}{\partial x_j^*} \left( \frac{1}{\text{Re}} \cdot \frac{1}{\text{Pr}} \cdot \frac{\partial \theta^*}{\partial x_j^*} \right) + S^* \quad (2-8)$$

ここで、 $\theta^* = \theta/T_0$  であり、 $\text{Pr}$  は温度拡散係数  $\alpha (= \lambda/C_p \cdot \rho)$  と分子拡散係数  $\nu$  の比を表す無次元数で、Prandtl Number ( $\text{Pr}$  数と略記)と呼ぶ。

$$\text{Pr} = \frac{\nu}{\alpha} \quad (2-9)$$

同じ方法で(2-4)式に示されるスカラ量の輸送方程式の無次元化を行うと次の式となる。

$$\frac{\partial \phi^*}{\partial t^*} + \frac{\partial U_j^* \phi^*}{\partial x_j^*} = \frac{\partial}{\partial x_j^*} \left( \frac{1}{\text{Re}} \cdot \frac{1}{\text{Sc}} \cdot \frac{\partial \phi^*}{\partial x_j^*} \right) + S^* \quad (2-10)$$

ここで、 $\phi^* = \phi / \phi_0$  である。Sc は物質拡散係数  $D$  と分子拡散係数  $\nu$  の比を表す無次元数であり、Schmitt Number (Sc 数と略記)と呼ぶ。

$$\text{Sc} = \frac{\nu}{D} \quad (2-11)$$

(2-10)式より  $\text{Re} \times \text{Sc}$  の値が同一である場合、スカラ量の分布性状は相似となる。また、(2-5)式と同様に、Re 数が十分に大きい場合、拡散項の効果が移流項に対して相対的に小さくなるため、スカラ量の分布性状は相似となる。

### 2.2.3 方程式系の平均化

(2-1)式から(2-4)式までの一連の方程式系は、全て瞬時の物理量を対象としたものであり、このような瞬時の方程式系を直接解くことにより流体现象を完全に把握することができる。しかし、(2-2)式に表している Navier-Stokes 方程式は、非線形項(移流項など)を含んでおり、その複雑さのため直接計算のより解を求めることは不可能である。そのため、時間的、空間的に連続する物理量を有限量に離散化した上で、近似を行い解析解を導出する。連続量を離散化することは、差分間隔に対応して計算された cut off 周波数を与えたことと同様であり、差分間隔以下の物理量の変動を抑制することが不可能となる。例えば、乱流現象予測に着目した場合、Kolmogorov の micro-scale に相当する風速変動まで解析するためには対象空間の解析格子を  $10^{13}$  以上 ( $\text{Re} = 10^6$  の推定値)確保する必要があるが、このような多いメッシュ数の計算は、計算機性能の限界のため非常に困難である。このような理由で、現状では差分間隔以下で生じる物理現象を平均化した上で、近似解を求める方法を適用するのが妥当である。

各種の平均化操作の中で、本研究ではアンサンブル平均((2-12)式)を行った方程式を用いて流れ場解析を実施する。

$$\overline{f_k(x_i, t)}_E = \lim_{N \rightarrow \infty} \left( \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N f_i(x, t) \right) \quad (2-12)$$

$$\overline{f(x_i)}_F = \iint \int_{-\infty}^{\infty} \left( \prod_{i=1}^3 G(x_i - x'_i) \right) \cdot f(x'_i) dx'_i \quad (2-13)$$

ここで、添字 E はアンサンブル平均を、添字 F は空間平均(filtering)を表す。また、(2-13)式は、1次元フィルタ関数  $G(x_i)$  を 3次元の 3方向に課した式である。

#### 2.2.4 アンサンブル平均による方程式系の平均化

(2-1)式から(2-3)式に示した一連の方程式において、瞬時値を平均量と変動量に分離した上で、アンサンブル平均を行うと次の式が得られる。

$$\frac{\partial \bar{U}_i}{\partial x_i} = 0 \quad (2-14)$$

$$\frac{\partial \bar{U}_i}{\partial t} + \bar{U}_j \cdot \frac{\partial \bar{U}_i}{\partial x_j} = -\frac{1}{\rho} \cdot \frac{\partial \bar{P}}{\partial x_i} + \nu \frac{\partial}{\partial x_j} \left( \frac{\partial \bar{U}_i}{\partial x_j} + \frac{\partial \bar{U}_j}{\partial x_i} \right) - \frac{\partial}{\partial x_j} \overline{u_i u_j} - g_i \beta \bar{\theta} \quad (2-15)$$

$$\frac{\partial \bar{\theta}}{\partial t} + \bar{U}_j \frac{\partial \bar{\theta}}{\partial x_j} = \frac{\partial}{\partial x_j} \alpha \frac{\partial \bar{\theta}}{\partial x_j} + \frac{\partial}{\partial x_j} \overline{u_j \theta} \quad (2-16)$$

ここで、 $U_i, P, \theta$  は平均量、 $u_i, \theta'$  は変動量を示し、オーバーバーはアンサンブル平均を意味する。

(2-15)式は Reynolds 方程式と呼ばれている。また、(2-15)式の右辺の  $\overline{u_i u_j}$  は Reynolds 応力であり、(2-16)式右辺に現れた  $\overline{u_j \theta}$  は温度 flux を示す。本来 Reynolds 応力の定義は、密度  $\rho$  と  $\overline{u_i u_j}$  の積の概念であるが、ここでは  $\overline{u_i u_j}$  のみで簡略化して表現する。(2-14)式から(2-16)式は Reynolds 応力と温度 flux を除いて平均量のみで表現されているが、そのため、この 2つの変数を平均量でモデル化することにより方程式系を完成する必要がある。Reynolds 応力に対する勾配拡散近似、及び渦粘性モデルに関しては後述する。

### 2.3 乱流モデル

本節では, RANS(Reynolds Averaged Navier-Stokes)モデルのうち, 代表的な  $k$ - $\varepsilon$  型 2 方程式モデル, 低 Reynolds 数型  $k$ - $\varepsilon$  型 2 方程式モデルについて説明する.

#### 2.3.1 $k$ - $\varepsilon$ 型 2 方程式モデル

(2-15) 式で示された Reynolds 方程式において速度変動量の相関項である Reynolds Stress 項を平均量等の方法でモデル化することで, 方程式系を閉じる必要がある. そのため, ここでは Reynolds Stress が平均速度勾配に比例関係であると仮定する渦粘性モデル(Eddy Viscosity Model)を用いる.

$$-\overline{u'_i u'_j} = \nu_t \left( \frac{\partial \bar{U}_i}{\partial x_j} + \frac{\partial \bar{U}_j}{\partial x_i} \right) - \frac{2}{3} k \delta_{ij} \quad (2-17)$$

(2-17)式において, Reynolds Stress は渦動粘性係数  $\nu_t$  の算出により計算される.  $k$ - $\varepsilon$  型 2 方程式モデルは, 渦動粘性係数  $\nu_t$  を乱流エネルギー  $k$  と乱流エネルギーの散逸率  $\varepsilon$  を用いて定義するモデルであり, 両者の輸送方程式を解くことにより  $k$  及び  $\varepsilon$  を算出する.  $\nu_t$  を  $k$  と  $\varepsilon$  を用いて表現すると次の式となる.

$$\nu_t = C_\mu \frac{k^2}{\varepsilon} \quad (2-18)$$

ここで,  $C_\mu$  は Spalding と Launder らにより提案された  $C_\mu = 0.09$  の値を一般的に使用する.

(2-2)式の Navier-Stokes 方程式から(2-15) 式の Reynolds 方程式を引くことにより, 速度の変動量に関する運動方程式が導出される. 更にその方程式に変動成分  $u'_i$  をかけた上でアンサンブル平均を行い, 乱流エネルギー  $k$  の定義  $k = \overline{u'_i u'_i} / 2$  を用いて整理すると次式になる.

$$\begin{aligned} & \frac{\partial k}{\partial t} + \bar{U}_j \frac{\partial k}{\partial x_j} + \overline{u'_i u'_j} \frac{\partial \bar{U}_i}{\partial x_j} + \frac{\partial}{\partial x_j} \overline{u'_j k} \\ &= -\frac{1}{\rho} \cdot \frac{\partial}{\partial x_j} \cdot \overline{u'_j p} + \nu \frac{\partial}{\partial x_j} \cdot \overline{u'_i \left( \frac{\partial u'_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u'_j}{\partial x_i} \right)} - \nu \cdot \overline{\left( \frac{\partial u'_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u'_j}{\partial x_i} \right) \frac{\partial u'_i}{\partial x_j}} \end{aligned} \quad (2-19)$$

(2-19)式で示される方程式は厳密な乱流エネルギー  $k$  の輸送方程式である. この式を簡略化することにより, 次のようにモデル化した  $k$  の輸送方程式を導出する. まず, 右辺第 2 項(分子拡散による  $k$  の輸送)及び右辺第 3 項(乱流エネルギー  $k$  が分子粘性により熱エネルギーに変化する比率=粘性消散

率)を書き換えると次のようになる.

$$\begin{aligned}
 & \nu \frac{\partial}{\partial x_j} \cdot \overline{u_i' \left( \frac{\partial u_i'}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j'}{\partial x_i} \right)} - \overline{\nu \cdot \left( \frac{\partial u_i'}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j'}{\partial x_i} \right) \frac{\partial u_i'}{\partial x_j}} \\
 &= \nu \frac{\partial^2 k}{\partial x_j^2} + \nu \overline{\left( \frac{\partial u_i'}{\partial x_j} \cdot \frac{\partial u_j'}{\partial x_i} \right)} + \nu \overline{\left( u_i' \frac{\partial}{\partial x_j} \left( \frac{\partial u_j'}{\partial x_i} \right) \right)} - \nu \overline{\left( \frac{\partial u_i'}{\partial x_j} \cdot \frac{\partial u_i'}{\partial x_j} \right)} - \nu \overline{\left( \frac{\partial u_j'}{\partial x_i} \cdot \frac{\partial u_j'}{\partial x_i} \right)} \\
 &= \nu \frac{\partial^2 k}{\partial x_j^2} - \nu \cdot \overline{\frac{\partial u_i'}{\partial x_j} \cdot \frac{\partial u_i'}{\partial x_j}} \tag{2-20}
 \end{aligned}$$

(2-20)式の右辺第2項は乱流エネルギーの散逸率  $\varepsilon$  の定義式である. 乱流エネルギー散逸率は乱流速度  $U_i$  及び乱れの長さスケール  $l$  を用いて表現することが可能であり, 次の式に示す.

$$\varepsilon = C \cdot \frac{U_t^3}{l} = C_\mu \frac{k^{3/2}}{l} \tag{2-21}$$

ここで,  $C$  は比例定数である. また, 長さスケール  $l$  に関して, その空間分布を事前に決めることが可能であれば,  $\varepsilon$  の輸送方程式を解く必要がないと共に,  $\nu_t = k^{1/2} \cdot l$  で定義され方程式系は閉じることができる. このように  $k$  の輸送方程式のみを計算するモデルを1方程式モデルと呼ぶ.

左辺第3項(Reynolds Stress による  $k$  の生産)を(2-17)式の渦動粘性係数  $\nu_t$  を用いて表現すると次の式となる.

$$\begin{aligned}
 -\overline{u_i' u_j'} \frac{\partial \bar{U}_i}{\partial x_j} &= \nu_t \left( \frac{\partial \bar{U}_i}{\partial x_j} + \frac{\partial \bar{U}_j}{\partial x_i} \right) \frac{\partial \bar{U}_i}{\partial x_j} - \frac{2}{3} k \delta_{ij} \frac{\partial \bar{U}_i}{\partial x_j} \\
 &= \nu_t \left( \frac{\partial \bar{U}_i}{\partial x_j} + \frac{\partial \bar{U}_j}{\partial x_i} \right) \frac{\partial \bar{U}_i}{\partial x_j} \tag{2-22}
 \end{aligned}$$

左辺第4項( $k$  の乱流拡散による輸送)及び右辺第1項(圧力変動による  $k$  の方向成分間の再分配)に関しては, 両者を整理して勾配拡散の近似を行う.

$$\frac{\partial}{\partial x_j} \overline{u_j' k} + \frac{1}{\rho} \frac{\partial}{\partial x_j} \overline{u_j' p} = \frac{\partial}{\partial x_j} \left( -\frac{\nu_t}{\sigma_k} \cdot \frac{\partial k}{\partial x_j} \right) \tag{2-23}$$

ここで、 $\sigma_k$  に関しては Spalding と Launder らにより  $\sigma_k = 1.0$  が提案されている。

以上の式を整理することにより、モデル化された乱流エネルギー  $k$  の輸送方程式が導出される。

$$\frac{\partial k}{\partial t} + \bar{U}_j \frac{\partial k}{\partial x_j} = \frac{\partial}{\partial x_j} \left( \left( \nu + \frac{\nu_t}{\sigma_k} \right) \frac{\partial k}{\partial x_j} \right) + \nu_t \left( \frac{\partial \bar{U}_i}{\partial x_j} + \frac{\partial \bar{U}_j}{\partial x_i} \right) \frac{\partial \bar{U}_i}{\partial x_j} - \varepsilon \quad (2-24)$$

乱流エネルギー散逸率  $\varepsilon$  の輸送方程式を導出するために、(2-2)式の Navier-Stokes 方程式から (2-15)式の Reynolds 方程式を引くことにより、速度の変動量に関する運動方程式が得られる。またその方程式を  $x_k$  で微分した上で、両辺の各項に  $2\nu(\partial u_i / \partial x_k)$  をかけてアンサンブル平均を行うと次の式となる。

$$\begin{aligned} \frac{\partial \varepsilon}{\partial t} + \bar{U}_j \frac{\partial \varepsilon}{\partial x_j} = & \\ & -2\nu \frac{\partial^2 \bar{U}_i}{\partial x_k \partial x_j} \cdot \overline{u_j' \frac{\partial u_i'}{\partial x_k}} - 2\nu \frac{\partial \bar{U}_i}{\partial x_j} \left\{ \overline{\frac{\partial u_i'}{\partial x_k} \cdot \frac{\partial u_j'}{\partial x_k}} + \overline{\frac{\partial u_i'}{\partial x_i} \cdot \frac{\partial u_k'}{\partial x_j}} \right\} \\ & -2\nu \left( \overline{\frac{\partial u_i'}{\partial x_k} \cdot \frac{\partial u_j'}{\partial x_k} \cdot \frac{\partial u_i'}{\partial x_j}} \right) - \frac{\partial}{\partial x_j} \cdot \overline{u_j' \varepsilon} - \frac{2\nu}{\rho} \cdot \frac{\partial}{\partial x_i} \left( \overline{\frac{\partial u_i'}{\partial x_k} \cdot \frac{\partial p}{\partial x_k}} \right) + \nu \frac{\partial^2 \varepsilon}{\partial x_j^2} - 2\nu^2 \left( \overline{\frac{\partial u_i'}{\partial x_j \partial x_k}} \right)^2 \end{aligned}$$

ここで  $\varepsilon' = \nu \frac{\partial u_i'}{\partial x_j} \cdot \frac{\partial u_i'}{\partial x_j}$  (2-25)

このとき、(2-25)式の各項に近似を施してモデル化を行うが、乱れの拡散は大規模なエネルギーを含んだ速度変動から主に発生するため、 $k$  及び  $\varepsilon$  を使用して乱れの拡散スケールを計算することが妥当である。また、この方法が  $k$ - $\varepsilon$  型 2 方程式モデルの基本前提となっている。

乱れの長さスケールは  $\ell = k^{3/2} / \varepsilon$ 、乱れの時間スケールは  $t = k / \varepsilon$ 、乱れの速度スケールは  $u = k^{1/2}$  と表現されることにより、これらを用いて(2-25)式の右辺第 4 項(速度変動の寄与による  $\varepsilon$  の拡散項)及び右辺第 5 項(圧力変動の寄与による  $\varepsilon$  の拡散項)をモデル化すると次の式となる。

$$\begin{aligned} -\frac{\partial}{\partial x_j} \overline{u_j' \varepsilon} - \frac{2\nu}{\rho} \cdot \frac{\partial}{\partial x_i} \cdot \overline{\frac{\partial u_i'}{\partial x_k} \cdot \frac{\partial p}{\partial x_k}} &= \frac{\partial}{\partial x_i} \left\{ -\overline{u_j' \varepsilon} - \frac{2\nu}{\rho} \cdot \overline{\frac{\partial u_i'}{\partial x_k} \cdot \frac{\partial p}{\partial x_k}} \right\} \\ &= \frac{\partial}{\partial x_i} \left\{ C_\varepsilon \left( \frac{\ell^2}{t} \right) \frac{\partial \varepsilon}{\partial x_i} \right\} = \frac{\partial}{\partial x_i} \left\{ C_\varepsilon \frac{k^2}{\varepsilon} \cdot \frac{\partial \varepsilon}{\partial x_i} \right\} = \frac{\partial}{\partial x_i} \left\{ \frac{\nu_t}{\sigma_\varepsilon} \cdot \frac{\partial \varepsilon}{\partial x_i} \right\} \end{aligned} \quad (2-26)$$

(2-26)式中の  $C_\varepsilon \cdot k^2/\varepsilon$  は流れの方向に構わず等方性のスカラー量を意味し、このため等方性拡散モデルと呼ばれる。

(2-25)式において  $\varepsilon$  の生産項は右辺第1項と右辺第2項であるが、右辺第1項の生産項と右辺第3項の散逸項を比較すると、通常の場合、散逸項の方が十分に大きいと見なされる。また、右辺第2項の生産項に関しては  $i \neq j$  の場合、等方性散逸の過程より0となり、 $i = j$  の場合は、連続式(2-1)式より同様に0となる。従って、 $\varepsilon$  の生産項は、モデル化に伴って無視される。

更に  $\varepsilon$  の散逸を示す散逸項は右辺第3項と右辺第7項の2つの項であるが、これらの散逸項は、局所平衡の過程より  $k$  の輸送方程式における  $k$  の生産項( $P_k$ )と  $k$  の散逸項( $\varepsilon$ )がバランスする仮定の上、巨視的な観点より次式のようにモデル化される。

$$\begin{aligned} -2\nu \left( \overline{\frac{\partial u_i'}{\partial x_k} \cdot \frac{\partial u_j'}{\partial x_k} \cdot \frac{\partial u_i'}{\partial x_j}} \right) - 2\nu^2 \cdot \left( \overline{\frac{\partial^2 u_i'}{\partial x_j \partial x_k}} \right)^2 &= \frac{\varepsilon}{k} (C_{\varepsilon 1} \cdot P_k - C_{\varepsilon 2} \cdot \varepsilon) \\ &= C_{\varepsilon 1} \frac{\varepsilon}{k} \cdot \overline{u_i' u_k'} \cdot \frac{\partial \bar{U}_i}{\partial x_k} - C_{\varepsilon 2} \frac{\varepsilon^2}{k} \end{aligned} \quad (2-27)$$

以上を整理すると、モデル化された乱流エネルギー散逸率  $\varepsilon$  の輸送方程式は次の式となる。

$$\begin{aligned} \frac{\partial \varepsilon}{\partial t} + \bar{U}_j \frac{\partial \varepsilon}{\partial x_j} = \\ \frac{\partial}{\partial x_j} \left( \left( \nu + \frac{\nu_t}{\sigma_\varepsilon} \right) \frac{\partial \varepsilon}{\partial x_j} \right) + C_{\varepsilon 1} \frac{\varepsilon}{k} \left\{ \nu_t \left( \frac{\partial \bar{U}_i}{\partial x_j} + \frac{\partial \bar{U}_j}{\partial x_i} \right) \cdot \frac{\partial \bar{U}_i}{\partial x_j} \right\} - C_{\varepsilon 2} \frac{\varepsilon^2}{k} \end{aligned} \quad (2-28)$$

ここで、 $C_{\varepsilon 1}$ 、 $C_{\varepsilon 2}$ 、 $\sigma_\varepsilon$  は Spalding と Launder らにより  $C_{\varepsilon 1} = 1.44$ 、 $C_{\varepsilon 2} = 1.92$ 、 $\sigma_\varepsilon = 1.3$  が提案されている。

(2-22)式で示された乱流エネルギー  $k$  の輸送方程式及び(2-24)式で示された乱流エネルギー散逸率  $\varepsilon$  の輸送方程式を解くことで、(2-18)式より渦動粘性係数  $\nu_t$  が算出され、また(2-17)式より Reynolds Stress を算出する事が可能となる。これにより(2-15)式で示したアンサンブル平均された Navier-Stokes 方程式が完成される。標準型  $k$ - $\varepsilon$  モデルで使用する一連の方程式系を整理して表 2-1 に示す。

以上までに解説した標準型  $k$ - $\varepsilon$  モデルは、**Re** 数が十分に大きく、等方的な流れ場を対象としているため、壁面近傍の粘性底層内の領域や非等方性の強い流れ場等の **Re** 数が小さい場合には正しい結果を得ることは困難となる。また、標準型  $k$ - $\varepsilon$  モデルを用いた解析は粘性の影響が大きい壁面近傍の領域は解析対象としないことが一般的であり、壁面と第1セルの間の関係を示す壁法則を仮定して、

壁面境界条件を設定している。付着境界層を例えると、既存に提案されている log law や power law 等の壁関数を用い、十分な解析精度を確保するように示されているが、壁面近傍で発生する付着、衝突、再付着及び熱移動に伴う温度境界層が問題になるため、普遍関数を使用して解析を行うことには問題が存在する。このような標準型  $k$ - $\varepsilon$  モデルの弱点を改良するために開発されたものが低 Reynolds 数型  $k$ - $\varepsilon$  2 方程式モデルである。

表 2-1 標準型  $k$ - $\varepsilon$  モデルの基礎方程式 (流れ場のみ)

$$\frac{\partial \bar{U}_i}{\partial t} + \bar{U}_j \cdot \frac{\partial \bar{U}_i}{\partial x_j} = -\frac{1}{\rho} \cdot \frac{\partial \bar{P}}{\partial x_i} + \nu \frac{\partial}{\partial x_j} \left( \frac{\partial \bar{U}_i}{\partial x_j} + \frac{\partial \bar{U}_j}{\partial x_i} \right) - \frac{\partial}{\partial x_j} \overline{u_i u_j} \quad (2-29)$$

$$-\overline{u_i u_j} = \nu_t \left( \frac{\partial \bar{U}_i}{\partial x_j} + \frac{\partial \bar{U}_j}{\partial x_i} \right) - \frac{2}{3} k \delta_{ij} \quad (2-30)$$

$$\nu_t = C_\mu \frac{k^2}{\varepsilon} \quad (2-31)$$

$$\frac{\partial k}{\partial t} + \bar{U}_j \frac{\partial k}{\partial x_j} = D_k + P_k - \varepsilon \quad (2-32)$$

$$\frac{\partial \varepsilon}{\partial t} + \bar{U}_j \frac{\partial \varepsilon}{\partial x_j} = D_\varepsilon + \frac{\varepsilon}{k} \cdot (C_{\varepsilon 1} \cdot P_k - C_{\varepsilon 2} \cdot \varepsilon) \quad (2-33)$$

$$P_k = -\overline{u_i u_j} \cdot \frac{\partial \bar{U}_i}{\partial x_j} \quad (2-34)$$

$$D_k = \frac{\partial}{\partial x_j} \cdot \left( \left( \nu + \frac{\nu_t}{\sigma_k} \right) \frac{\partial k}{\partial x_j} \right) \quad (2-35)$$

$$D_\varepsilon = \frac{\partial}{\partial x_j} \cdot \left( \left( \nu + \frac{\nu_t}{\sigma_\varepsilon} \right) \frac{\partial \varepsilon}{\partial x_j} \right) \quad (2-36)$$

ここで、 $C_\mu = 0.09$ ,  $\sigma_k = 1.0$ ,  $C_{\varepsilon 1} = 1.44$ ,  $C_{\varepsilon 2} = 1.92$ ,  $\sigma_\varepsilon = 1.3$



### 2.3.2 低 Reynolds 数型 $k-\varepsilon$ 型モデル

標準型  $k-\varepsilon$  モデルは一般的に高  $Re$  数の流れ場を解析するための乱流モデルであるが、上記のような問題を改善するために低 Reynolds 数型  $k-\varepsilon$  モデルが開発されている。低  $Re$  型  $k-\varepsilon$  モデルは、渦動粘性係数  $\nu_t$  を求める際に壁座標  $y^+$ 、乱流 Reynolds 数  $R_t$  を考慮する減衰関数  $f_\mu$  を含んでいると共に、壁面近傍の領域ではメッシュを十分に細かく分割した上で、**non-slip** の壁面境界条件を適用している。また、乱流エネルギー散逸率  $\varepsilon$  の方程式に関しては、生産項及び消散項において  $f_1, f_2$  のモデル関数を導入しており、壁面近傍の乱流挙動、低 Reynolds 数の効果、乱れの減衰により疑似層流化する流れ場の再現性などの点で研究成果を上げている。

低  $Re$  型  $k-\varepsilon$  モデルの基礎方程式を表-2.2 に示す。 $f_\mu$  及び  $f_1, f_2$  はモデル関数を示しており、 $D$  及び  $E$  は  $\bar{\varepsilon}$  を用いる場合の付加項として導入されたものである。表-2.2 中の基礎方程式のうち、 $f_\mu = f_1 = f_2 = 0$  とし、更に  $D = E = 0$ 、 $\bar{\varepsilon} = \varepsilon$  と仮定すると表-2.1 に示したように通常の標準型  $k-\varepsilon$  モデルとなる。

表-2.2 低  $Re$  型  $k-\varepsilon$  モデルの基礎方程式 (流れ場のみ)

$$\frac{\partial \bar{U}_i}{\partial t} + \bar{U}_j \cdot \frac{\partial \bar{U}_i}{\partial x_j} = -\frac{1}{\rho} \cdot \frac{\partial \bar{P}}{\partial x_i} + \nu \frac{\partial}{\partial x_j} \left( \frac{\partial \bar{U}_i}{\partial x_j} + \frac{\partial \bar{U}_j}{\partial x_i} \right) - \frac{\partial}{\partial x_j} \overline{u_i u_j} \quad (2-37)$$

$$-\overline{u_i u_j} = \nu_t \left( \frac{\partial \bar{U}_i}{\partial x_j} + \frac{\partial \bar{U}_j}{\partial x_i} \right) - \frac{2}{3} k \delta_{ij} \quad (2-38)$$

$$\nu_t = C_\mu \cdot f_\mu \cdot \frac{k^2}{\varepsilon} \quad (2-39)$$

$$\frac{\partial k}{\partial t} + \bar{U}_j \frac{\partial k}{\partial x_j} = D_k + P_k - (\bar{\varepsilon} + D) \quad (2-40)$$

$$\frac{\partial \bar{\varepsilon}}{\partial t} + \bar{U}_j \frac{\partial \bar{\varepsilon}}{\partial x_j} = D_\varepsilon + \frac{\bar{\varepsilon}}{k} \cdot (C_{\varepsilon 1} \cdot f_1 \cdot P_k - C_{\varepsilon 2} \cdot f_2 \cdot \bar{\varepsilon}) + E \quad (2-41)$$

$$P_k = -\overline{u_i u_j} \cdot \frac{\partial \bar{U}_i}{\partial x_j} \quad (2-42)$$

$$D_k = \frac{\partial}{\partial x_j} \cdot \left( \left( \nu + \frac{\nu_t}{\sigma_k} \right) \frac{\partial k}{\partial x_j} \right) \quad (2-43)$$

$$D_\varepsilon = \frac{\partial}{\partial x_j} \cdot \left( \left( \nu + \frac{\nu_t}{\sigma_\varepsilon} \right) \frac{\partial \bar{\varepsilon}}{\partial x_j} \right) \quad (2-44)$$

$$\bar{\varepsilon} = \varepsilon - 2\nu \left( \frac{\partial \sqrt{k}}{\partial x_k} \right)^2 \quad (2-45)$$

### 2.3.3 Abe-Kondoh-Nagano モデル

低 Re 型  $k-\varepsilon$  モデルでは、一般的に壁座標  $y^+$  を用いて計算されるモデル関数(式(2-39))が適用されているが、 $y^+$  の場合、壁面摩擦速度  $u_\tau = 0$  となる領域において  $f_\mu = 0$  と決まるモデルが多く、この場合においては渦動粘性係数  $\nu_t = 0$  となり、これは物理的に不合理な現象である。そのため、Abe-Kondoh-Nagano モデルは速度スケールとして Kolmogorov の速度スケールを  $y^+$  の代わりに導入し、新たなパラメータ  $y^*$  を用いることで、再付着や剥離現象が発生する流れ場解析にも適用可能な低 Re 型  $k-\varepsilon$  モデルとなっている。実際に Abe-Kondoh-Nagano モデルは backstep 流れを高精度にて再現できることが確認されている。本研究では、粘性底層内の領域にて発生する熱・移動現象を最も高精度に把握することが重要な課題であり、そのために低 Re 型  $k-\varepsilon$  モデルの内、Abe-Kondoh-Nagano モデルを用いて数値解析を行う。

以下に Abe-Kondoh-Nagano モデルのモデル関数及び数値定数を整理して示す。

表-2.3 Abe-Kondoh-Nagano モデルの関数及び数値定数

$$f_\mu = \left\{ 1 - \exp\left(-\frac{y^*}{14}\right) \right\}^2 \left[ 1 + \frac{5}{R_t^{3/4}} \cdot \exp\left\{ \left( \frac{R_t}{200} \right)^2 \right\} \right] \quad (2-46)$$

$$f_1 = 1.0 \quad (2-47)$$

$$f_2 = \left\{ 1 - \exp\left(-\frac{y^*}{3.1}\right) \right\}^2 \left[ 1 - 0.3 \cdot \exp\left\{ -\left( \frac{R_t}{6.5} \right)^2 \right\} \right] \quad (2-48)$$

$$\bar{\varepsilon} = \varepsilon = 2\nu \left( \frac{\partial \sqrt{k}}{\partial y} \right)^2 \quad (2-49)$$

$$R_t = \frac{k^2}{\nu \varepsilon} \quad (2-50)$$

$$y^* = \frac{u_\varepsilon y}{\nu} = \frac{y}{\eta} \quad (2-51)$$

$$\eta = \frac{\nu^{3/4}}{\varepsilon^{1/4}} \quad (2-52)$$

$$u_\varepsilon = (\nu \varepsilon)^{1/4} \quad (2-53)$$

ここで、 $C_\mu = 0.09$ ,  $\sigma_k = 1.4$ ,  $C_{\varepsilon 1} = 1.5$ ,  $C_{\varepsilon 2} = 1.9$ ,  $\sigma_\varepsilon = 1.4$ ,  $D = E = 0$

ここで、(2-49)式は  $\varepsilon$  の壁面境界条件を表している。また(2-52)式で示される  $\eta$  は Kolmogorov の長さスケールを、(2-53)式で示される  $u_\varepsilon$  は kolmogorov の速度スケールを意味する。

## 2.4 S2S(Surface-to-Surface)放射モデル

S2S(Surface-to-Surface)放射モデルは、灰色拡散表面を持つ密閉室内での放射交換を明らかにする目的で、商業用 CFD コード ANSYS FLUENT において使用されている放射解析モデルである。ある 2 つの表面間における放射エネルギー交換は、表面の寸法と表面間の距離、面の方向などの情報に依存しており、これらのパラメータは表面間の幾何学上の配置情報を定義する形態係数 (view factor) により定義される。また S2S モデルでは、空間内での放射の吸収や反射、散乱による影響は考慮しないことを仮定している。従って、S2S 放射モデルを用いた解析では、表面間の放射による影響のみを考慮することになる。

S2S モデルは、表面が灰色と拡散の特性を有することを前提としており、灰色表面の放射率と吸収率は波長に対して独立しているモデルである。また、キルヒホッフの法則により、放射率と吸収率は相等であると考え ( $\epsilon = \alpha$ )。拡散表面における反射率に関しては、反射(または入射)方向に対して独立していると仮定する。

灰色拡散モデルは、ANSYS FLUENT において用いられるモデルであり、解析対象の表面間の放射エネルギー交換は実際表面を分離する媒体からの影響を受けない。従って、灰色体モデルでは、ある一定量の放射エネルギー ( $E$ ) が表面に入射する場合、ある割合 ( $\rho E$ ) は反射し、ある割合 ( $\alpha E$ ) は吸収され、さらにある割合 ( $\tau E$ ) は透過すると考える。解析対象とする表面は、ほとんどの場合において(赤外スペクトルの)熱放射に対して不透明性を持つため、表面は不透明であると仮定することができ、透過率は無視した上で計算することができる。更に、エネルギー保存則から、 $\alpha + \rho = 1$  であり、灰色性から  $\alpha = \epsilon$  (放射率) であるので、 $\rho = 1 - \epsilon$  となる。

ある与えられた表面から発生するエネルギー流束は、放射エネルギーと反射エネルギーで構成されているが、反射エネルギー流束は、周辺からの入射エネルギー流束に依存し、他の全表面から発生するエネルギー流束に依存して表現される。表面  $k$  から発生するエネルギー流束は、次の式により示される。

$$q_{out,k} = \epsilon_k \sigma T_k^4 + \rho_k q_{in,k} \quad (2-54)$$

ここで、 $q_{out,k}$  は表面から発生するエネルギー流束、 $\epsilon_k$  は放射率、 $\sigma$  はボルツマン定数、 $q_{in,k}$  は周辺から表面に入射するエネルギー流束である。

ある表面に対する他の表面からの入射エネルギーは、Surface-to-Surface モデルにおける形態係数  $F_{jk}$  に直接的に依存する。形態係数  $F_{jk}$  は、表面  $j$  から発生され、表面  $k$  に入射するエネルギーの割合である。入射エネルギー流束  $q_{in,k}$  は、全ての他の表面から発生するエネルギー流束により次の式のように表現される。

$$A_k q_{in,k} = \sum_{j=1}^N A_j q_{out,j} F_{jk} \quad (2-55)$$

ここで、 $A_k$  は表面  $k$  の面積、 $F_{jk}$  は表面  $j$  から表面  $k$  を見た時の形態係数である。N 個の表面において形態係数の相互関係を適用すると次の式になる。

$$A_j F_{jk} = A_k F_{kj} \quad (j = 1, 2, 3, \dots, N \text{ の場合}) \quad (2-56)$$

これにより、次の(2-57)、(2-58)が得られる。

$$q_{in,k} = \sum_{j=1}^N F_{jk} q_{out,j} \quad (2-57)$$

$$q_{out,k} = \varepsilon_k \sigma T_k^4 + \rho_k \sum_{j=1}^N F_{jk} q_{out,j} \quad (2-58)$$

(2-58)式は、また次式のように表現することができる。

$$J_k = E_k + \rho_k \sum_{j=1}^N F_{jk} J_j \quad (2-59)$$

ここで、 $J_k$  は表面  $k$  からの射度(radiosity)、 $E_k$  は表面  $k$  の放射強度を示している。また N 個の方程式を意味するものであり、次のように行列式として表現することができる。

$$KJ = E \quad (2-60)$$

ここで、 $K$  は  $N \times N$  行列、 $J$  は射度ベクトル、 $E$  は放射強度ベクトルである。

(2-60)は、射度行列方程式と呼ばれる。また、2つの有限な表面  $i$  から表面  $j$  を見る際の形態係数は次の式を用いて計算できる。

$$F_{ij} = \frac{1}{A_i} \int_{A_i} \int_{A_j} \frac{\cos \theta_i \cos \theta_j}{\pi r^2} \delta_{ij} dA_i dA_j \quad (2-61)$$

ここで、 $\delta_{ij}$  は  $dA_i$  の  $dA_j$  に対する可視化性により決定される。 $dA_i$  から  $dA_j$  を見る際、可視の場合は  $\delta_{ij} = 1$  となり、不可視の場合は  $\delta_{ij} = 0$  となる。

S2S 放射モデルは、多数の放射性の表面(face)を考慮する場合はその計算負荷が非常に増加する。従って、計算時間や必要となる計算機容量を低減するためにフェースを作成することにより放射計算対象表面の数を低減することが可能である。このクラスタは、ある 1 つのフェースから瞬時に隣接したフェースを指定した数までまとめたものであり、例えば、クラスタリング数を 20 にした場合は、20 個の隣接しているフェースをまとめて 1 つのクラスタとして作成することになる。

射度  $J$  はフェースクラスタにおいて計算され、その値はクラスタ内の全てのフェースに与えられ、最終的に壁面の温度が計算される。式(2-54)の放射源の項は温度の4乗に比例する非常に高次の非線形関係となり、そのためフェースクラスタの平均温度の計算及びクラスタを構成するフェースへの流束、またソース項の定義する際には十分注意する必要がある。

フェースクラスタの温度は、次の式のように面積平均した上で算出される。

$$T_{sc} = \left( \frac{\sum_f A_f T_f^4}{\sum A_f} \right)^{1/4} \quad (2-62)$$

ここで、 $T_{sc}$  はフェースクラスタの温度、 $A_f$  と  $T_f$  はフェース  $f$  の面積と温度を示す。この(2-62)式は、フェースクラスタの全フェースにおいて計算される。

S2S 放射モデルによる放射解析を行う際には、モデルの相互関係と保存性を保障するために形態係数行列においてスムージングを実行する。その相互関係は次の式により表現される。

$$A_i F_{ij} = A_j F_{ji} \quad (2-63)$$

ここで、 $A_i$  と  $A_j$  はフェース  $i$  と  $j$  の面積、 $F_{ij}$  はフェース  $i$  からフェース  $j$  を見る際の形態係数、 $F_{ji}$  はフェース  $j$  からフェース  $i$  を見る際の形態係数である。このような相互関係が成立した上で、ある表面から計算された全ての形態係数の合計は1となるので、更に保存性を満たすために次式のように最小二乗平滑化法<sup>(xx)</sup>を適用する。

$$\sum F_{ij} = 1.0 \quad (2-63)$$

## 2.5 Passive scalar 輸送方程式

人体の皮膚や気道表面からの水分移動現象を再現し、人体の潜熱損失を予測すると共に、室内にて発生する汚染物質を想定し、呼吸による暴露濃度を予測することは本研究において最も重要な課題の1つである。本研究では水分や汚染物質を Passive scalar として想定し、スカラ輸送方程式を計算することにより湿度場、汚染物質濃度場解析を行う。本節では、本研究で使用するユーザー定義スカラ輸送方程式に関して説明する。

数値解析を用いてあるスカラ量の輸送現象を把握する最も簡易的な方法は、対象とする物質を Passive scalar と仮定した上で、スカラ量の輸送方程式を計算することである。Passive scalar とは、対象とする物質は空気と全く同質(ガス状物質)のものであると仮定し、即ち Sc 数(Schmit Number ;  $Sc = \nu/D$  ;  $\nu$  は分子拡散係数、 $D$  は対象物質の空気中での拡散係数)が 1 である仮想の物質を意味する。例えば、アンサンブル平均されたスカラ量の輸送方程式において Prandtl 数  $\sigma = 1.0$  と仮定され、拡散項は乱流拡散を含んで空気の場合と同様に  $\nu + \nu_t$  を用いて解くことが可能であるため、室内の流れ場解析結果を既に確保していれば、その流れ場の情報を基に、濃度分布を解析することができる。(2-64)式に(2-4)式で示したスカラ量の輸送方程式に勾配拡散近似を行った方程式を示す。

$$\frac{\partial \bar{\phi}}{\partial t} + \frac{\partial \bar{U}_i \bar{\phi}}{\partial x_i} = \frac{\partial}{\partial x_i} \left\{ \left( D + \frac{\nu_t}{\sigma} \right) \frac{\partial \bar{\phi}}{\partial x_i} \right\} \quad (2-64)$$

本研究で行う湿度場及び汚染物質濃度場解析には、この Passive Scalar の仮定を前提している。また、湿度解析も上記の Passive Scalar の仮定を用いて解析するのが通常である。本研究では、ANSYS FLUENT を使用して数値解析を実施するが、ANSYS FLUENT は Passive Scalar を想定したユーザー定義スカラを 0 番から 49 番まで 50 種類まで同時に解析することが可能である。本研究では、スカラ 0 を湿度場解析に、スカラ 1 から 9 を汚染物質として想定し、流れ場解析と連成して解析を行う。

## [参考文献]

- 2-1) 荒川忠一:数値流体力学, 東京大学出版会, 1994
- 2-2) Boussinesq, J: *Theorie Analytique de la Chaleur*, 2:157-158, Gauthier-Villars, Paris., 1903
- 2-3) 近本智行, 村上周三, 加藤信介: 浮力ダンピング下の低Re数流れに対応可能な新しいk- $\epsilon$ モデル, 温度成層した室内気流の数値解析に関する研究(その2), 日本建築学会計画系論文集, 第481号, pp 67-74, 1995
- 2-4) E. R. van Driest: *On Turbulent Flow near a Wall*, *Journal of the Aeronautical Sciences*, Vol. 23, pp. 1007-1011, 1956
- 2-5) Germano, M., Piomelli, U., Moin, P. and Cabot, W. H.: *A dynamic subgrid-scale eddy viscosity model*, *Phys. Fluids*, A3, 1760., 1991
- 2-6) Ghosal, S., Lund, T. S. and Moin, P.: *A local dynamic model for large-eddy simulation*, *Center for Turbulence Research, Annual Research Briefs.*, 1992
- 2-7) 日野乾雄: *流体力学*, 朝倉書店, 1974
- 2-8) J. S. Smagorinsky: *General Circulation Experiments with the Primitive Equations*, Part I, *Basic Experiments*, *Monthly Weather Review*, Vol.91, pp99-164, 1963
- 2-9) K. Abe, T. Kondo, Y. Nagano: *A New Turbulent Model for Predicting Fluid Flow and Heat Transfer in Separating and Reattaching Flows- 1, Flow Fields Calculations*, *Int. J. Heat Mass Transfer*, Vol. 37. No. 1., pp139-151, 1994
- 2-10) K. Abe, T. Kondo, Y. Nagano: *A New Turbulent Model for Predicting Fluid Flow and Heat Transfer in Separating and Reattaching Flows - 1, Thermal Fields Calculations*, *Int. J. Heat Mass Transfer*, Vol. 38. No. 8., pp1467-1481, 1995
- 2-11) K. Akselvoll and P. Moin: *Engineering Applications of Large Eddy Simulation*, FED-Vol.1162, ASME, 1993
- 2-12) Launder, B. E., and Spalding, D. B.: *Mathematical Models of Turbulence*, Academic Press, 1972
- 2-13) Launder, B. E., and Spalding, D. B.: *The Numerical Computation of Turbulent Flows*, *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, 1974
- 2-14) L. C. Rotta: *乱流*, 岩波書店, 1975
- 2-15) Lilly, D. K.: *A proposed modification of the Germano subgrid-scale closure method*, *Phys. Fluids* A4, 633, 1992
- 2-16) Meneveau, C., Lund, T. S. and Cabot, W.: *Center for Turbulence Research, Summer Program*, 1994
- 2-17) 村上周三: *風工学のための乱流数値シミュレーション*, 第138回生研セミナーテキスト, 1988
- 2-18) 村上周三, 加藤信介, 近本智行: *低Re数領域にも適用可能な新しいk- $\epsilon$ モデル*, 温度成層し

た室内気流の数値解析に関する研究(その1), 日本建築学会計画系論文集, 第476号, pp9-17, 1995

- 2-19) Patankar, S., V.: コンピュータによる熱移動と流れの数値解析, 森北出版, 1985
- 2-20) 数値流体力学編集委員会編:3 乱流解析, 東京大学出版会, 1995
- 2-21) S. Murakami, S. Kato, T. Chikamoto, D. Laurence and D. Blay: New Low-Reynolds-Number  $k-\epsilon$  model including damping effect due to Buoyancy in a stratified Flow Field, Int. J. Heat Mass Transfer, Vol. 39, No. 16, pp 3483-3496, 1996
- 2-22) Tennekes, H., and Lumly, J. L.: A First Course in Turbulence, The MIT Press, 1972
- 2-23) W. Rodi: Turbulence Models for Environmental Problems, Prediction Methods of Turbulent Flows, A von Karman Institute Book, pp259~350, 1980
- 2-24) M. F. Modest. Radiative Heat transfer. Series in Mechanical Engineering. McGraw-Hill, 1993.
- 2-25) M. E. Larsen and J. R. Howell. Least Squares Smoothing of Direct Exchange Areas in Zonal Analysis. J. Heat Transfer, 108:239-242, 1986.
- 2-26) ANSYS/ Fluent ver. 14.0, User Manual, 2014



## 第3章 人体熱モデルを統合した数値人体モデルの開発

### 3.1 序

本研究では数値人体モデルと数値気道モデルを統合した完全統合型数値人体モデル Computer Simulated Person (CSP)の開発を目的とするが、気道モデルの精緻さを鑑みれば、Multi-node 型の人体熱モデルと組み合わせることで、特に気道を含む部位の熱・湿気移動の予測精度改善に取り組む人体熱モデル全体の予測精度向上を図る方針が妥当と考えられる。本研究では、Multi-node 型の人体熱モデルとの統合を目指す、本論文では研究の第一段階として、非定常熱モデルの基本モデルである Gagge らによる 2-Node モデル<sup>3-1)</sup>に着目し、複雑形状を再現した数値人体モデルへの組み込みと、CFD 解析をベースとした対流・放射連成解析、湿度解析との統合手法を検討する。

### 3.2 数値人体モデルの概要

#### 3.2.1 CFD 解析用数値人体モデルの開発動向

室内に形成される非定常かつ不均一な環境を評価するために、既に人体の形状を詳細に再現した多くの数値人体モデル(Numerical Thermal Manikin, Virtual Manikin, Computer Simulated Person などと呼ばれることが多い)が開発されている。例えば、加藤・村上らのモデル<sup>3-2,3-3)</sup>、Sorensen<sup>3-4)</sup>、Topp らのモデル<sup>3-5)</sup>、ならびに田辺・尾関らのモデル<sup>3-6)</sup>が既に室内環境予測のために開発されている。このようなCFD解析用数値人体モデルを使用し、室内環境評価を目的とした室内の流れ場、温度場ならびに汚染物質濃度場などの数値解析が活発に行われている。更に室内熱環境評価の高精度化のために、現在まで提案されている各種の人体熱モデルを数値人体モデルに統合することで、人体の室内環境との熱収支や皮膚表面の対流、放射、潜熱損失の予測手法とその結果が報告されている<sup>3-7, 3-8)</sup>。

#### 3.2.2 数値人体モデル(Virtual Manikin)の概要

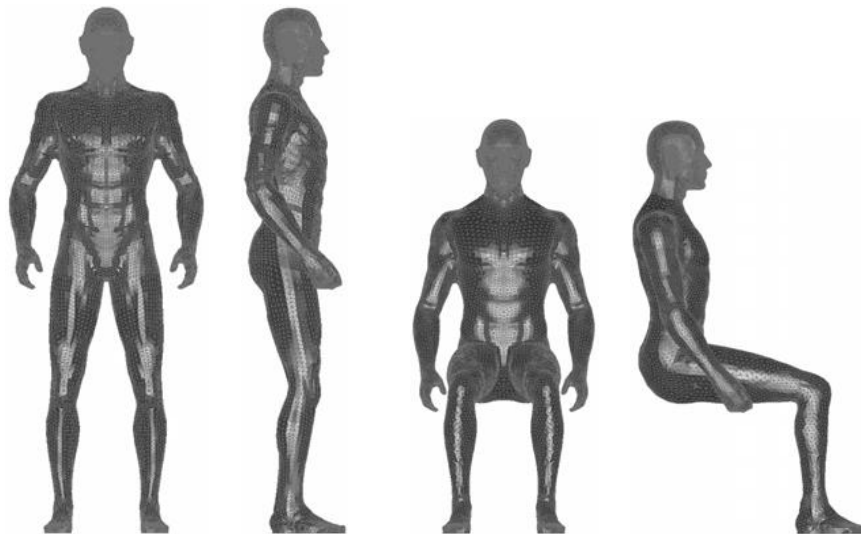
本研究では、室内に形成される不均一な熱・空気環境に対応した人体生理の非定常応答を高精度で予測するために汎用の流体解析コードにて簡易に適用可能なモデルである伊藤らの数値人体モデル Virtual Manikin<sup>3-9)</sup>を使用し、CFD 解析を行う。数値人体モデルは人体幾何形状を整備した上で、CFD 解析に適用するためにグリッドライブラリ化したものであり、一般的な成人男性、成人女性、7歳児程度の子供を対象として、また立位状態と座位状態の2種類の姿勢にて、全6種のモデルが作成されている。

人体の外部形状の基礎データは POSER 4.0J(Curious Labs Inc.)を用いて作成後、DXF形式にて出力し3次元CADソフト(Vector Works, A&A Co., Ltd.)を用いて全体形状データを簡略化している。その後、IGIS形式に変換されたデータファイルをメッシュ生成ソフト Gridgen V15 (VINAS)にてインポートし、人体形状を読み込んだ上で表面メッシュを作成している。その

際、脇、手足などの部分は CFD 解析の計算負荷を低減するために大幅な簡略化を行っている。図-3.1 は、全 6 種の Virtual Manikin の外観と表面メッシュの分割を表している。

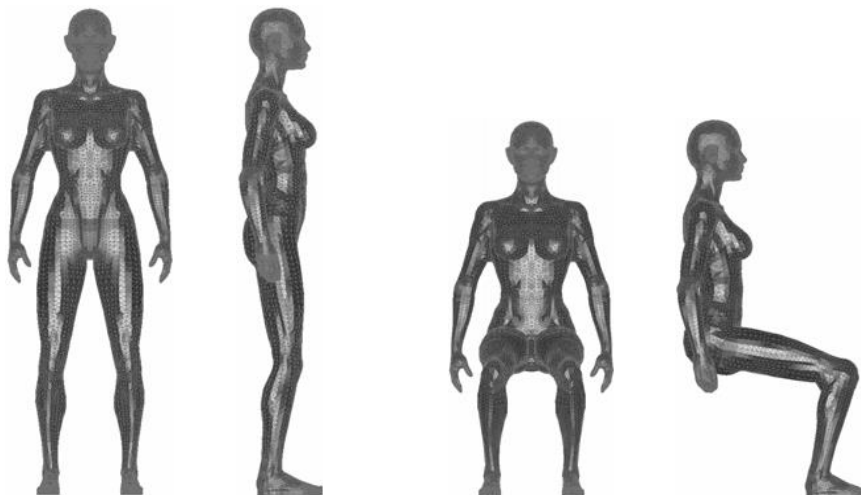
数値人体モデルは、開発段階で実験に用いられたサーマルマネキンの制御部位の数に合わせ、17 部位に分割している。また、数値解析により、各部位の結果を別々に算出することが可能である。図-3.2 に数値人体モデルの部位の分割を表す。

表-3.1 に本研究で採用する数値人体モデルの基本情報を示す。表面メッシュの場合、全モデルにおいて顔面のところを相対的に細かく分割し、テトラメッシュにて総計 20,000 メッシュ程度に分割している。



(1) 成人男性立位モデル

(2) 成人男性座位モデル



(3) 成人女性立位モデル

(4) 成人女性座位モデル



(5) 7 歳児立位モデル

(6) 7 歳児座位モデル

図-3.1 数値人体モデル Virtual Manikin の外観と表面メッシュの様子

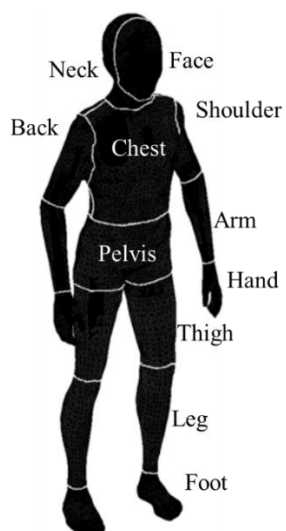








図-3.2 数値人体モデルの分割

表-3.1 数値人体モデルの基礎情報

Segment	Standing Model			Seated Model		
	 (1) Child	 (2) Male	 (3) Female	 (1) Child	 (2) Male	 (3) Female
Area of Whole Body [m <sup>2</sup> ]	0.847	1.745	1.317	0.848	1.681	1.308
Volume of Whole Body [m <sup>3</sup> ]	0.022	0.064	0.040	0.022	0.063	0.040
Height of Body [m]	1.289	1.736	1.584	1.048	1.351	1.236
Smallest Surface Mesh Size [mm <sup>2</sup> ]	0.490	0.469	0.652	0.490	0.562	0.746
Largest Surface Mesh Size [mm <sup>2</sup> ]	151.715	425.013	372.035	154.933	468.185	380.490
The Number of Surface Mesh	18,971	44,974	35,500	20,085	44,620	36,742
Area of Left and Right Foot [m <sup>2</sup> ]	0.023	0.048	0.035	0.023	0.048	0.035
Area of Left and Right Leg [m <sup>2</sup> ]	0.06	0.111	0.088	0.063	0.112	0.091
Area of Left and Right Thigh [m <sup>2</sup> ]	0.071	0.151	0.124	0.079	0.165	0.141
Area of Left and Right Hand [m <sup>2</sup> ]	0.019	0.038	0.024	0.019	0.036	0.024
Area of Left and Right Arm [m <sup>2</sup> ]	0.03	0.071	0.04	0.03	0.061	0.04
Area of Left and Right Shoulder [m <sup>2</sup> ]	0.037	0.074	0.058	0.035	0.071	0.058
Area of Pelvis [m <sup>2</sup> ]	0.123	0.265	0.212	0.102	0.187	0.162
Area of Chest [m <sup>2</sup> ]	0.079	0.19	0.139	0.079	0.186	0.139
Area of Back [m <sup>2</sup> ]	0.068	0.127	0.084	0.073	0.155	0.084
Area of Face [m <sup>2</sup> ]	0.036	0.062	0.046	0.036	0.061	0.046
Area of Neck [m <sup>2</sup> ]	0.059	0.086	0.076	0.059	0.077	0.076

本研究では、室内空間の中の人体を想定し、人体表面と人体周辺の領域を対象とした数値解析を行う。長さ  $3\text{m} \times 3\text{m} \times 3\text{m}$  の仮想空間を作成し、その中心に Virtual Manikin を配置する。本研究の一連の数値解析は低  $Re$  型  $k-\varepsilon$  モデル(Abe-Kondoh-Nagano モデル)による数値解析を前提として、粘性底層内の領域までを詳細に解析するため皮膚表面の近傍に厚さ  $0.2\text{mm}$  のプリズムメッシュを複数層作成し、壁面第1メッシュは壁座標  $y^+ < 1$  を満足するように設定した。その他の室内領域は全領域でテトラメッシュを使用し、全250万メッシュ程度で作成している。

解析対象となる Virtual Manikin 近傍及び仮想空間内3次元メッシュ分割の様子を図-3.3に示す。

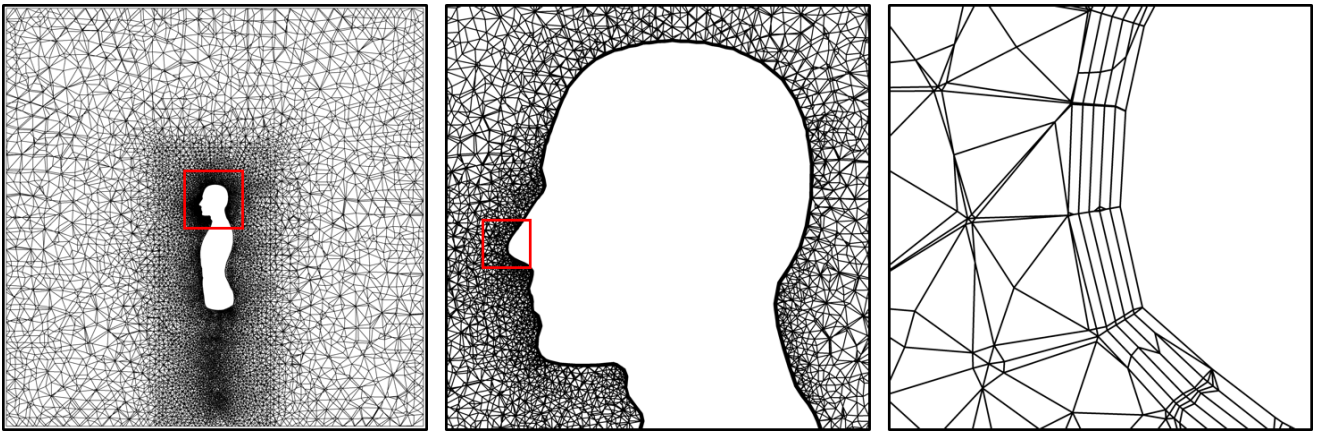


図-3.3 Virtual Manikin 近傍及び仮想空間内3次元メッシュ分割の様子

### 3.3 人体熱モデル

#### 3.3.1 人体熱モデルの概要

人体は皮膚表面温度を制御するために周辺環境との熱交換を常に行っている。この点で、室内温熱環境及び人体への影響を総合的に把握することは人体の温冷感や快適感を予測するために必須である。従って、非定常・不均一な温熱環境下において、高精度に人体皮膚表面温度分布の予測を可能とする人体熱モデルの開発は非常に重要な研究課題であり、今まで多数の研究者により各種のモデルが提案されている。

Stolwijkらは、人体を6部位×4層に分割し、更に中央血液溜りの全25部位でモデル化し、25Nodeモデルと呼ばれるStolwijkモデル<sup>3-10)</sup>を提案している。熱移動に関しては、隣接層間での熱伝導及び各層と血流層間の血流による熱交換で行われ、各部位の熱的中立時との温度差に基づいて比例制御を行うモデルである。その後、田辺らがこのStolwijkモデルを拡張し、実験用サーマルマネキンに準じた65MNモデル<sup>3-11)</sup>(16部位×4層+中央血液溜り)を提案している。この65MNモデルは、サーマルマネキンを用いた実験結果として人体各部位別着衣量、代謝量及び各部位別温熱環境4要素と、各環境条件下での暴露時間の入力により生理量の推定が可能となり、非定常かつ不均一環境への適用を可能としたモデルである。また、最終的に日射の影響まで考慮している拡張65MNモデル<sup>3-12)</sup>まで提案されている。

Smithらは、人体を15部位に分割した上、各々の部位を筋肉、骨、脂肪等の層状に分類したSmithモデル<sup>3-13)</sup>を提案している。Smithモデルは、血流が組織要素のほとんどの境界に沿って配置されているため、血流の作用により皮膚温度分布が詳細に計算できるモデルであり、コア温度(肺)と皮膚温度、また各部位の熱的中立時との温度差に基づいて比例制御を行う。Smithモデルを拡張したモデルとしては、動静脈吻合(AVA)血管による体温調節機構、広域循環と微小循環を考慮した2系統循環網を組み込んでいる竹森らのAVAモデル<sup>3-14)</sup>の他、体全体を環流する大循環と、肺のみを環流する小循環の2つの循環系を組み込んでいる佐古井らの3次元人体モデル<sup>3-15)</sup>が提案されている。

横山らは、全身を16部位に分割し、各部位を内臓層、骨層、筋肉層、脂肪層、皮膚層の5層に分割した生体内温度予測プログラム<sup>3-16)</sup>を提案している。この円筒層モデルは、血管系は各部位毎に動脈及び静脈血液の大プールを1つずつ、各層毎に動脈、静脈血液の小プールを組み込んでいる。各部位の大プールは隣接部位の大プールと繋がり、全身循環系を形成している。

田辺らは、非定常・不均一温熱環境の評価及び皮膚温分布の予測精度の向上、また標準的な人体以外への拡張可能性の確保を目的としたJOSモデル<sup>3-17)</sup>を提案している。JOSモデルは、人体を17部位、また各部位をコア層と皮膚層の2層に分割した上で、各部位のコアの中心にはそれぞれ大動脈・大静脈を想定した動・静脈プールと共に、Chest部位及びBack部位コア層には心臓流を想定した中央血液溜まりを設定している。また、各部位及び各層では、動・静脈血液プールと血流による熱交換を考慮し、部位間の熱移動は血液プール間の血液の移流によりモデル化されている。四肢部位では大静脈以外に皮膚表面静脈を考慮し、手掌部・足底部ではAVA血管反応を考慮している。また、

JOS モデルの改良モデルとして、頭部を4層に細分化することにより応答性を改善した JOS-2 モデル<sup>3-18)</sup>が開発されている。

Fialaらは、人体を15部位に分割し、7つの部位 (brain, lung, bone, muscle, viscera, fat, skin) に分類した MN モデル<sup>3-19)</sup>を提案している。体内の熱交換を制御する passive システムと共に血管収縮・拡張、発汗、ふるえのような active システムを組み込んでいる。この Fiala モデルの他、UC Berkely で開発されている CBE モデル<sup>3-20,3-21)</sup>が海外の研究グループらにより優秀なモデルとして挙げられている。

本研究では、人体の非定常かつ不均一な室内熱環境に起因する人体の熱収支を予測するために最も基礎的な非定常人体熱モデルである Gagge らの 2-Node モデル<sup>3-1)</sup>を数値人体モデルに導入し、CFD 解析を行う。本節では、Gagge らの 2-Node モデルの概要と重要なパラメータに関して解説する。

### 3.3.1 人体の熱バランス

Gaggeらによって提案された 2-Node モデルは、人体を体心部(Core)と皮膚層(Skin)の2つの部分、即ち Node に分割した上、それぞれを集中容量として考える非定常人体熱モデルである。2-Node モデルの基礎式を式(3-1)に示す。

$$\begin{aligned} M &= Q_{sk} + Q_{res} + S \\ &= (Q_{cv} + Q_r + E_{sk}) + (C_{res} + E_{res}) + S_{cr} + S_{sk} \end{aligned} \quad (3-1)$$

ここで、 $M$  は人体の代謝による熱量 [W/m<sup>2</sup>]、 $Q_{sk}$  は皮膚からの熱損失量[W/m<sup>2</sup>]、 $Q_{res}$  は呼吸による熱損失量[W/m<sup>2</sup>]、 $S$  は人体の蓄熱量[W/m<sup>2</sup>]、 $Q_{cv}$  は皮膚層からの対流熱伝達量(対流による顕熱損失量) [W/m<sup>2</sup>]、 $Q_r$  は皮膚層からの放射熱伝達量(放射による顕熱損失量) [W/m<sup>2</sup>]、 $E_{sk}$  は皮膚からの潜熱損失[W/m<sup>2</sup>]、 $C_{res}$  は呼吸による顕熱損失[W/m<sup>2</sup>]、 $E_{res}$  は呼吸による潜熱損失[W/m<sup>2</sup>]、 $S_{cr}$  は体心部の蓄熱量[W/m<sup>2</sup>]、 $S_{sk}$  は皮膚の蓄熱量[W/m<sup>2</sup>]を示す。この基礎式は、人体を中心とした熱バランス(熱平衡)を表しているが、人体の代謝による発熱量と人体の熱損失量及び蓄熱量とのバランス関係を表する式である。

体心部ならびに皮膚層の熱平衡式を(3-2)式ならびに(3-3)式に示す。

$$\begin{aligned} S_{cr} &= (M - C_{res} - E_{res}) - K(T_{cr} - T_{sk}) - c_{p,bl}m_{bl}(T_{cr} - T_{sk}) \\ &= M - C_{res} - E_{res} - (K + c_{p,bl}m_{bl})(T_{cr} - T_{sk}) \end{aligned} \quad (3-2)$$

$$\begin{aligned} S_{sk} &= K(T_{cr} - T_{sk}) + c_{p,bl}m_{bl}(T_{cr} - T_{sk}) - E_{sk} - (Q_{cv} - Q_r) \\ &= (K + c_{p,bl}m_{bl})(T_{cr} - T_{sk}) - E_{sk} - Q_{cv} - Q_r \end{aligned} \quad (3-3)$$

ここで、 $K$  は体心部と皮膚層の有効熱伝達率 [W/m<sup>2</sup> K]、 $T_{cr}$  は体心部温度[K]、 $T_{sk}$  は皮膚層温度

[K],  $c_{p,bl}$  は血液の比熱 [kJ/kg K],  $m_{bl}$  は血液の流量 [kg/m<sup>2</sup>s] を示す.

また, Core(体心部)と Skin(皮膚層)各々の比熱  $c_{cr}$  [kJ/kg K],  $c_{sk}$  [kJ/kg K], 皮膚層の体積比  $\alpha_{sk}$  [-], 体重  $m$  [kg], 体の表面積  $A_D$  [m<sup>2</sup>]等の情報が既知であれば, 各層の蓄熱量変化は, 体心部温度  $T_{cr}$  と皮膚層温度  $T_{sk}$  の時間変化を用いて(3-4)式ならびに(3-5)式で表現することができる. ここで  $t$  は時間[sec]を示す.

$$S_{cr} = \frac{(1-\alpha_{sk})m \cdot c_{cr}}{A_D} \times \frac{dT_{cr}}{dt} \quad (3-4)$$

$$S_{sk} = \frac{\alpha_{sk} \cdot m \cdot c_{sk}}{A_D} \times \frac{dT_{sk}}{dt} \quad (3-5)$$

(3-4)式ならびに(3-5)式に単純な前進差分を適用することで, 次ステップ( $t+dt$ )の体心部温度  $T_{cr}$  と皮膚層温度  $T_{sk}$  が(3-6)式及び(3-7)式のように算出される.

$$T_{cr}^{(\theta+\Delta\theta)} = T_{cr}^{(\theta)} + \frac{A_D \cdot S_{cr}}{(1-\alpha_{sk})m \cdot c_{cr}} \cdot \Delta\theta \quad (3-6)$$

$$T_{sk}^{(\theta+\Delta\theta)} = T_{sk}^{(\theta)} + \frac{A_D \cdot S_{sk}}{\alpha_{sk}m \cdot c_{sk}} \cdot \Delta\theta \quad (3-7)$$

この(3-6)ならびに(3-7)式に(3-2), (3-3)式を代入することにより, 陽的に次ステップでの体心部温度  $T_{cr}$  及び皮膚層温度  $T_{sk}$  を算出することができる.

$$T_{cr}^{(\theta+\Delta\theta)} = T_{cr}^{(\theta)} + \frac{A_D \{M - C_{res} - E_{res} - (K + c_{p,bl}m_{bl})(T_{cr}^{(\theta)} - T_{sk}^{(\theta)})\}}{(1-\alpha_{sk})m \cdot c_{cr}} \Delta\theta \quad (3-8)$$

$$T_{sk}^{(\theta+\Delta\theta)} = T_{sk}^{(\theta)} + \frac{A_D \{(K + c_{p,bl}m_{bl})(T_{cr}^{(\theta)} - T_{sk}^{(\theta)}) - E_{sk} - Q_{cv} - Q_r\}}{\alpha_{sk} \cdot m \cdot c_{sk}} \Delta\theta \quad (3-9)$$

呼吸に伴う放熱量は, 例えば Fanger らのモデル<sup>3-22)</sup>による制御に従うならば, 通常, (3-10)式のように簡略化して算出される.

$$\begin{aligned} Q_{res} &= C_{res} + E_{res} \\ &= 0.0014M(34 - T_a) + 0.0173M(5.87 - p_a) \end{aligned} \quad (3-10)$$



ここで、 $T_a$ は呼吸空気の温度[°C]、 $p_a$ は呼吸空気の水蒸気圧[kPa]である。

本研究では、数値気道モデルを用いた数値解析を行い、その結果を用いて人体熱モデルの呼吸熱損失箇所の予測精度を改善する。そのために数値気道モデル内の流れ場、温度場、湿度場を非定常解析することで(3-10)式中の呼吸による顕熱損失 $C_{res}$ [W/m<sup>2</sup>]ならびに呼吸による潜熱損失 $E_{res}$ [W/m<sup>2</sup>]を直接算出し、新たなパラメータとして適用することにより予測精度を改善する。更に、非定常呼吸サイクルモデルを数値気道モデルの鼻孔開口面に境界条件として与え、呼吸空気の温度 $T_a$ 、湿度（ここでは呼吸空気の水蒸気分圧 $p_a$ ）が変化する場合の $C_{res}$ ならびに $E_{res}$ の時間変化を非定常解析し、2-Nodeモデルにリアルタイムでフィードバックさせることで、 $C_{res}$ ならびに $E_{res}$ の予測精度を向上させる。

### 3.3.2 人体の生理調節機能

人体が熱的中立状態である時の体心部の温度は $T_{cr,n} = 36.8$  [°C]、皮膚表面温度は $T_{sk,n} = 33.7$  [°C]であるとされるが、周辺環境と皮膚表面温度、体心部温度の差に伴って血流量や皮膚表面発汗量が変化する。この周辺環境温度の差違に起因する人体側の生理調節機能の一覧を表-3.2に示す。

表-3.2 人体の生理調節機能の一覧

記号	定義	温熱感覚
$WSIG_{cr}$	$T_{cr} - T_{cr,n}$ ( $T_{cr} > T_{cr,n}$ ) 0 ( $T_{cr} \leq T_{cr,n}$ )	体心部からの温熱信号
$CSIG_{cr}$	$T_{cr,n} - T_{cr}$ ( $T_{cr} < T_{cr,n}$ ) 0 ( $T_{cr} \geq T_{cr,n}$ )	体心部からの冷信号
$WSIG_{sk}$	$T_{sk} - T_{sk,n}$ ( $T_{sk} > T_{sk,n}$ ) 0 ( $T_{sk} \leq T_{sk,n}$ )	皮膚からの温熱信号
$CSIG_{sk}$	$T_{sk,n} - T_{sk}$ ( $T_{sk} < T_{sk,n}$ ) 0 ( $T_{sk} \geq T_{sk,n}$ )	皮膚からの冷信号
$WSIG_b$	$T_b - T_{b,n}$ ( $T_b > T_{b,n}$ ) 0 ( $T_b \leq T_{b,n}$ )	人体からの温熱信号
$CSIG_b$	$T_{b,n} - T_b$ ( $T_b < T_{b,n}$ ) 0 ( $T_b \geq T_{b,n}$ )	人体からの冷信号

この人体温熱生理調節機能を定式化すると、次式のより血液の流量 $m_{bl}$ は算出可能とされる。

$$m_{bl} = \left( \frac{6.3 - 200WSIG_{cr}}{1 + 0.1CSIG_{sk}} \right) \div 3600 \quad (3-11)$$

人体の温熱生理調節機能により、血液流量  $m_{bl}$  は次の4つの場合に分けて考える。

1)  $t_{cr} \leq t_{cr,n}$  かつ  $t_{sk} \geq t_{sk,n}$  の時

$$m_{bl} = 0.00175 \quad (3-12)$$

2)  $t_{cr} > t_{cr,n}$  かつ  $t_{sk} \geq t_{sk,n}$  の時

$$m_{bl} = 0.00175 + 0.556(T_{cr} - T_{cr,n}) \quad (3-13)$$

3)  $t_{cr} \leq t_{cr,n}$  かつ  $t_{sk} < t_{sk,n}$  の時

$$m_{bl} = \frac{0.00175}{1 + 0.1(T_{sk,n} - T_{sk})} \quad (3-14)$$

4)  $t_{cr} > t_{cr,n}$  かつ  $t_{sk} < t_{sk,n}$  の時

$$m_{bl} = \frac{0.00175 + 0.556(T_{cr} - T_{cr,n})}{1 + 0.1(T_{sk,n} - T_{sk})} \quad (3-15)$$

以上のように血液の流量  $m_{bl}$  が求まると、皮膚層の体積比  $\alpha_{sk}$  は(3-16)式により求められる。この体積比は人体の全体と皮膚層の質量比であり、血流によって変化する。熱的中立状態の場合は  $\alpha_{sk}=0.1$  であるとされる。

$$\alpha_{sk} = 0.0418 + \frac{0.745}{(3600m_{bl} + 0.585)} \quad (3-16)$$

2-Node モデルは、人体が寒冷状態である場合、式(3-17)のようにシバリング(震え)による代謝量の増加を考慮しているが、本研究では、常温条件下での数値解析を前提としているため、シバリングによる代謝増加量  $M_{shiv}$  は無視する。

$$M_{shiv} = 19.4CSIG_{sk}CSIG_{cr} \quad (3-17)$$

### 3.3.3 ぬれ率の概念

ぬれ率は、人の皮膚表面を完全にぬれている部分と完全に乾燥している部分の2つの場合に想定し、全体の人体表面に対して完全にぬれている部分の比率として定義される。ぬれ率  $w$  は次の一連の式より定義される。

$$w = \frac{E_{sk}}{E_{\max}} \quad (3-18)$$

$$E_{sk} = E_{rsw} + E_{diff} \quad (3-19)$$

$$E_{\max} = \alpha_e (P_{sk,s} - P_a) \quad (3-20)$$

$$E_{rsw} = m_{rsw} h_{fg} \quad (3-21)$$

ここで  $E_{sk}$  は皮膚の潜熱損失 [ $W/m^2$ ],  $E_{\max}$  は皮膚の最大潜熱放散量 [ $W/m^2$ ],  $E_{rsw}$  は発汗による蒸発潜熱 [ $W/m^2$ ],  $\alpha_e$  は蒸発熱伝達率 [ $W/m^2 \text{ kPa}$ ],  $P_{sk,s}$  は皮膚表面の飽和水蒸気圧 [ $kPa$ ],  $P_a$  は周辺空気の水蒸気圧 [ $kPa$ ],  $m_{rsw}$  は発汗量 [ $kg/m^2s$ ],  $h_{fg}$  は水分の蒸発潜熱 [ $2430kJ/kg$ ]を示す。

$E_{diff}$  は不感蒸泄による潜熱蒸発量であり、生理調節機能による発汗がない場合は通常のぬれ率が 0.06 であるとされている。そのため、発汗がある場合は次の式により  $E_{diff}$  を計算する。

$$E_{diff} = 0.06(E_{\max} - E_{rsw}) = 0.06(E_{\max} - m_{rsw} h_{fg}) \quad (3-22)$$

$$E_{sk} = m_{rsw} h_{fg} + 0.06\{\alpha_e (P_{sk,s} - P_a) - m_{rsw} h_{fg}\} \quad (3-23)$$

$$w = \frac{m_{rsw} h_{fg} + 0.06\{\alpha_e (P_{sk,s} - P_a) - m_{rsw} h_{fg}\}}{\alpha_e (P_{sk,s} - P_a)} \quad (3-24)$$

発汗量  $m_{rsw}$  は人体の温熱生理調節信号によって変化し、次の式によって計算される。ここで  $WSIG_{sk,local}$  は局所の皮膚の温熱信号を表す。

$$m_{rsw} = 4.7 \times 10^{-5} WSIG_b \exp\left(\frac{WSIG_{sk,local}}{10.7}\right) \quad (3-25)$$

### 3.4 数値人体モデルと人体熱モデルの統合プロセス

本研究では人体モデルの皮膚表面が詳細にメッシュ分割されており、各々のメッシュにて 2-Node モデルを適用することで、人体皮膚表面温度分布等を算出する。

Gagge らの 2-Node モデルは、人体を球体と想定した上で定式化された基礎的な人体熱モデルであり、本質的には熱収支(受熱・放熱)の分布や人体の局所性の再現に関して議論を行うためのモデルでは無い。本研究では、人体熱モデルと数値気道モデル、CFD の統合連成解析の第一段階として、2-Node モデルを CFD 解析用の人体表面メッシュ各々に適用することで、人体表面での不均一分布を解析することを目指す。この手法は Murakami らの手法<sup>3-23)</sup>に準じたものであるが、予測精度に問題があることは承知しており、本研究の次の段階として Multi-node 型の高精度人体熱モデルへの修正を予定している。

#### 3.4.1 CFD を用いた人体熱モデルの計算プロセス

人体熱モデルの CFD への組み込みは、室内環境の評価のために本研究の最も重要な課題である。本研究では ANSYS FLUENT Ver.14.5 を使用し、前述のように各々のメッシュに Gagge らの 2-Node モデルを適用して数値計算を行う。そのためには人体表面において全ての解析格子の境界条件をカスタマイズし、流れ場、温度場、湿度場などの非定常計算と共に連成解析を行うことが必要となる。

本研究では、ユーザーによる境界条件、物性値などのカスタマイズを可能とするユーザー定義関数 (UDF, User Define Function) を使用し、2-Node モデルの導入に取り込む。図-3.4 は、UDF を使用した 2-Node モデルの適用及び計算プロセスを表している。

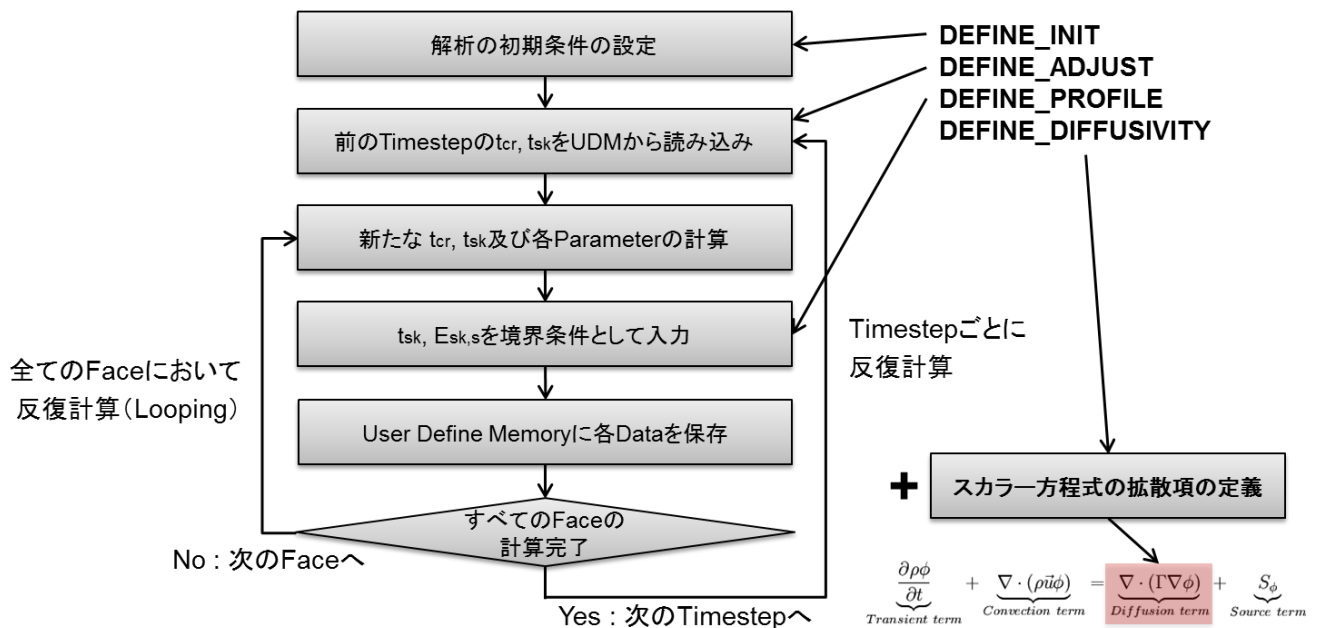


図-3.4 UDF を使用した 2-Node モデルの適用及び計算プロセス

2-Node モデルを導入するために用いられた UDF の各マクロに関して説明すると、DEFINE\_INIT マクロは解析の初期条件を定義するマクロであり、このマクロを用いて解析開始の際にデータが入っていない各セルに 2-Node モデルの計算に必要な初期パラメータを入力する。従って、この DEFINE\_INIT マクロは、最初 1 回のみ働くことになる。一方、DEFINE\_ADJUST マクロは、解析の Iteration 毎に反復して適用されるマクロであり、例えば、前ステップの体心部温度や皮膚表面温度の読み込み、完全連成手法を用いる際の気道モデルからのデータの読み込み等の作業のために使用する。

DEFINE\_PROFILE マクロは、解析の境界条件を定義するマクロであり、このマクロを用いて 2-Node モデルから計算された皮膚表面温度、湿度分布、また非定常呼吸サイクルを採用するための鼻腔面の風速条件などを設定することになる。

DEFINE\_DIFFUSIVITY マクロは、解析に用いられるユーザー定義スカラー輸送方程式の拡散項を定義するマクロである。本研究では、湿気を **Passive scalar** として想定し、(2-64)式に示したスカラー輸送方程式を用いて湿度場の解析を行う。その際、拡散項の中の拡散係数は式(3-26)の Gates らによる空気中の水蒸気の拡散係数算出式<sup>3-24)</sup>を使用し、各セルの温度を用いて水蒸気の拡散係数を算出する。

$$D_m = 2.12 \times 10^{-5} (1 + 0.0071 \times T_{air}) \quad (3-26)$$

ここで、 $T_{air}$  は各セルの温度[°C]を示す。

図-3.4 に示した一連の計算過程は、解析領域の中の全てのフェース(表面メッシュ)及びセル(空間メッシュ)において反復計算(Looping)するようになっている。さらに、全てのメッシュの反復計算が終了すると、次の Iteration に移動し、新たな計算を行う。また、本研究では非定常状態の数値解析を実施するが、CFL(Courant-Friedrichs-Lewy)条件を満足した上で収束解が得られるように時間ステップ(timestep size)及び反復計算回数(number of iterations)を決定しており、0.1 秒と設定した 1 タイムステップを反復計算回数 20 回に設定して計算を実施する。

最終的に計算された皮膚表面温度及び湿気流束を境界条件として与えると共に、(3-8)及び(3-9)式を図-3.5 に示す前進差分を用いた計算により、反復計算を行うことで体心部温度  $T_{cr}$  及び皮膚表面温度  $T_{sk}$  の定常解を求める。

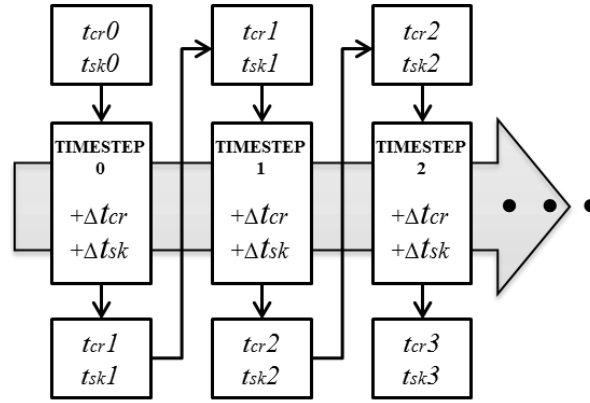


図-3.5 前進差分を使用した体心部温度  $T_{cr}$  及び皮膚表面温度  $T_{sk}$  の計算

### 3.4.2 皮膚表面の潜熱損失の計算方法

Gageらの2-Nodeモデルによる皮膚表面からの潜熱損失に関しては、式(3-23)を用いて計算することが可能であるが、式中の湿気伝達率  $\alpha_e$  は式(3-27)に示す Lewis の関係式を用いて定義される。

$$\alpha_e = \alpha_c \times L \quad (3-27)$$

ここで、 $L$  は Lewis 係数であり、通常  $16.5 \text{ K/kPa}$  の値を使用する。

しかしながら、Lewis 係数は粘性底層内のダンピング効果を考慮していないため、低  $Re$  型  $k-\epsilon$  モデルによる粘性底層内の詳細な解析を前提とした新たな湿気伝達率  $\alpha_e$  を次式のように定義する。

$$\alpha_e = \frac{D_m \times \rho_{air} \times c_{air} \times T_{sk}}{\Delta x_1} \quad (3-28)$$

新たな湿気伝達率  $\alpha_e [\text{W/m}^2 \cdot \text{kg/kg}_{(DA)}]$  は、水蒸気の拡散係数  $D_m [\text{m}^2/\text{s}]$ 、空気の密度  $[\text{kg/m}^3]$ 、空気の比熱  $[\text{J/kg} \cdot \text{K}]$ 、皮膚表面隣接セルの温度  $[\text{K}]$ 、皮膚表面と第1セルの定義点間の距離  $[\text{m}]$  のパラメータを用いて定義される。

最終的に境界条件として入力される皮膚表面からの水分流束  $E_{sk,input} [\text{kg/m}^2 \cdot \text{s}]$  は、 $w$  の計算結果に基づき(3-30)式のように式(3-29)に示した飽和状態の水分流束  $E_{sk,s} [\text{kg/m}^2 \cdot \text{s}]$  とぬれ率  $w$  の積の値になる。図-3.6 は、2-Nodeモデルによる人体の潜熱損失の計算プロセスを表す。

$$E_{sk,s} = \frac{D_m \times \rho_{air} + \mu_t}{\Delta x_1} (P_{sk,s} - P_a) \quad (3-29)$$

$$E_{sk,input} = w \times \left( \frac{D_m \times \rho_{air} + \mu_t}{\Delta x_1} \right) (P_{sk,s} - P_a) \quad (3-30)$$

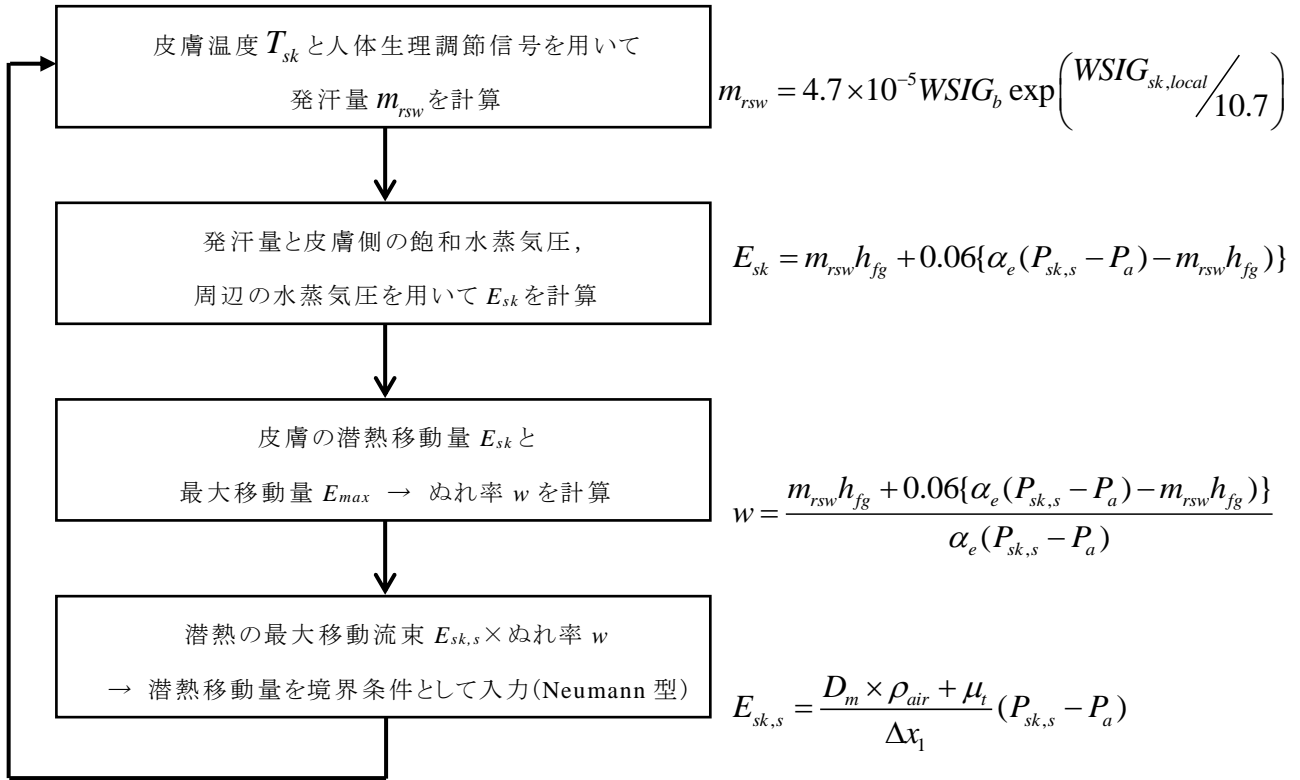


図-3.6 人体の皮膚表面から発生する潜熱損失の計算プロセス

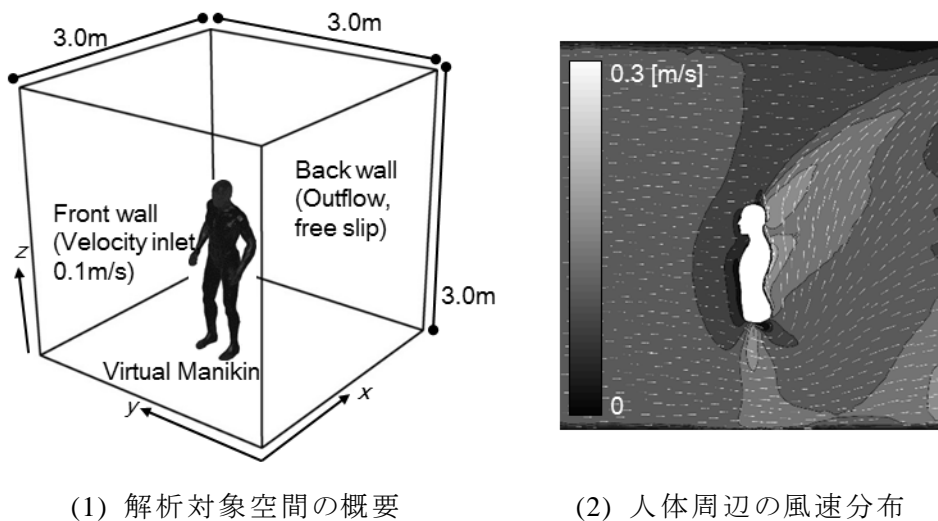
### 3.5 数値解析概要

#### 3.5.1 解析対象空間の概要

本研究では、室内空間の中の人体を想定し、人体表面と人体周辺の領域を対象とした数値解析を行う。長さ $3\text{m} \times 3\text{m} \times 3\text{m}$ の単純な室モデルを作成し、その中心に Virtual Manikin を配置する。図-3.7に解析対象空間の概要及び人体周辺の風速分布を示す。

人体の皮膚表面の近傍は厚さ $0.2\text{mm}$ のプリズムセルを5層作成して $y^+ < 1$ を十分に満足するように作成している。他の室内の領域はテトラメッシュを使用し、全200万メッシュ程度で分割している。数値解析条件としては、室の前面、即ち人体の正面から一様流の流入面、人体の後方面に自由流出面を設定し、室内全体において水平方向の一様流が形成されるように単純な流れ場を設定している。

また本解析では、在室者の体勢の変化に起因する人体周辺の環境場の性状変化や人体熱収支の変化等を把握するために、立位状態と座位状態を想定した2つの数値人体モデルを使用して数値解析を行う。



(1) 解析対象空間の概要

(2) 人体周辺の風速分布

図-3.7 解析対象空間の概要及び人体周辺の風速分布

#### 3.5.2 解析条件及び境界条件

流れ場は人体表面ならびに気道内表面に形成される粘性底層までを解像するため、低 $Re$ 型 $k-\epsilon$ 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Second order upwind, その他は中心差分を用いる。また、本解析では2.4節で示した非定常呼吸サイクルモデルを使用し、時間変化する流出入風速を鼻孔開口面に境界条件として与える。流入風速の乱れ強さ $TI$ は10%としている。

単純室モデルの流入面(人体モデルの前面側 $3 \times 3\text{m}$ の全面)には平均流入風速 $U_{in}=0.1\text{m/s}$ ,  $TI=10\%$ を与え、乱れの長さスケールは $0.3\text{m}$ と設定した。流出面(人体モデルの後面側 $3 \times 3\text{m}$ の全面)は自由流出条件(free slip)を与えた。



本解析では室内環境要素として温度ならびに湿度を連成して解析する。人体皮膚表面温度は人体熱モデルと室内環境との対流・放射連成解析の結果として算出される。単純室モデルの流入空気温湿度は  $T_{in}=25^{\circ}\text{C}$ ,  $\phi_{in}=50\%\text{RH}$  (絶対湿度で  $0.009925\text{ kg/kg}$ ) 一定を与え、流出面では各スカラ量に対して勾配ゼロ( $\text{flux}=0$ )条件とした。数値人体モデル皮膚表面と単純室モデルの周壁との長波長放射による熱交換は、ANSYS FLUENT の S2S 放射モデルを用いて連成解析を行う。また、皮膚温度及び熱損失量を算出するための解析時間は、実時間 300.0 秒(60,000Iteration, 3,000timestep,)の一定時間までの計算を進める。他の数値解析条件ならびに境界条件の一覧を表-3.3 に整理して示す。

表-3.3 数値解析条件及び境界条件

乱流モデル	Low Re Number Type $k-\varepsilon$ model (Abe- Kondoh- Nagano Model, 3D Cal.)
解析格子	Analytical domain around the CSP: 1.95 million prism&tetrahedral mesh (Unstructured)
アルゴリズム	SIMPLE (Unsteady)
差分スキーム	Convection Term: Second order upwind
流入条件 (鼻腔面)	$Q_{in}$ = see Figure 4.2 (unsteady) $k_{in}=3/2 (U_{in}\times 0.05)^2$ , $\varepsilon_{in}=C_{\mu}^{3/4}k_{in}^{3/2}l_{in}$ $T_{in,r}= 309.8\text{K}$ , $\phi_{in,r}= 99\%\text{RH}$
流入条件 (室モデル)	Velocity Inlet, $V_{in,r}= 0.1\text{m/s}$ $T_{in,r}= 298\text{K}$ , $\phi_{in,r}= 50\%\text{RH}$
流出条件 (室モデル)	$U_{out}=\text{Free slip}$ , $k_{out}=\text{Free slip}$ , $\varepsilon_{out}=\text{Free slip}$
壁面条件 (数値人体モデル)	Velocity: no slip Temperature and humidity : calculated by 2-node model
壁面条件 (室モデル)	Velocity: no slip Temperature and humidity: adiabatic
その他	Radiation model: S2S model, Ray tracing method Metabolic rate $M=75.5\text{W/m}^2$ Body weight $W=65\text{kg}$ Body surface area $BSA= 1.745\text{m}^2$

### 3.6 数値解析結果と考察

#### 3.6.1 立位状態を想定した数値解析結果

立位状態を想定した人体周辺の温度場及び湿度場の解析結果を図-3.6 に示す. また, 時間変化による呼吸域の風速分布解析結果を図-3.7 に示す.

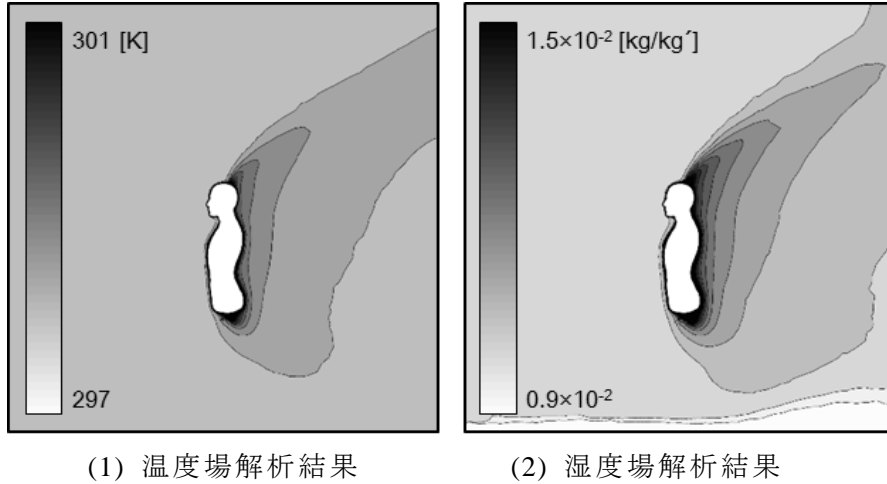


図-3.6 人体周辺の温度場, 湿度場解析結果(y=1.5m)

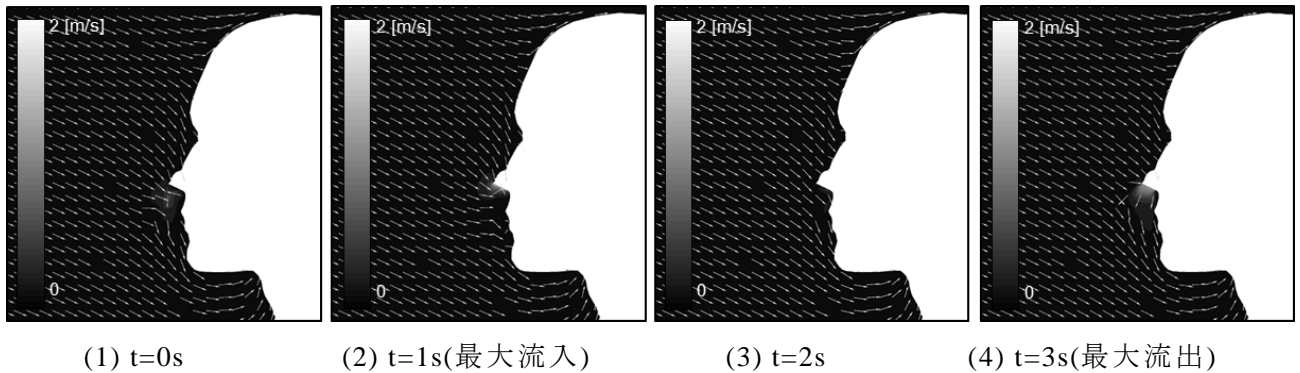


図-3.7 時間変化による呼吸域の風速分布解析結果(y=1.495m)

図-3.5 の(2)で示した人体周辺の流れ場解析結果から確認されるように, 人体の発熱による熱上昇流が発生する. また, 人体皮膚表面から発生した熱・水分は熱上昇流の影響により, 流れ場解析結果と同様の形として拡散する様子が確認できる.

本解析では, 非定常呼吸サイクルモデルを導入した上で, 時間変化による呼吸流量の変化を鼻腔面の風速境界条件として強制的に与えている. これにより, 呼吸域の風速分布, 特に鼻腔面近傍の風速分布が時間の変化に伴って変化することが確認できる.

図-3.8 には, 2-Node モデルを導入した立位モデルの数値解析結果を整理して示す.

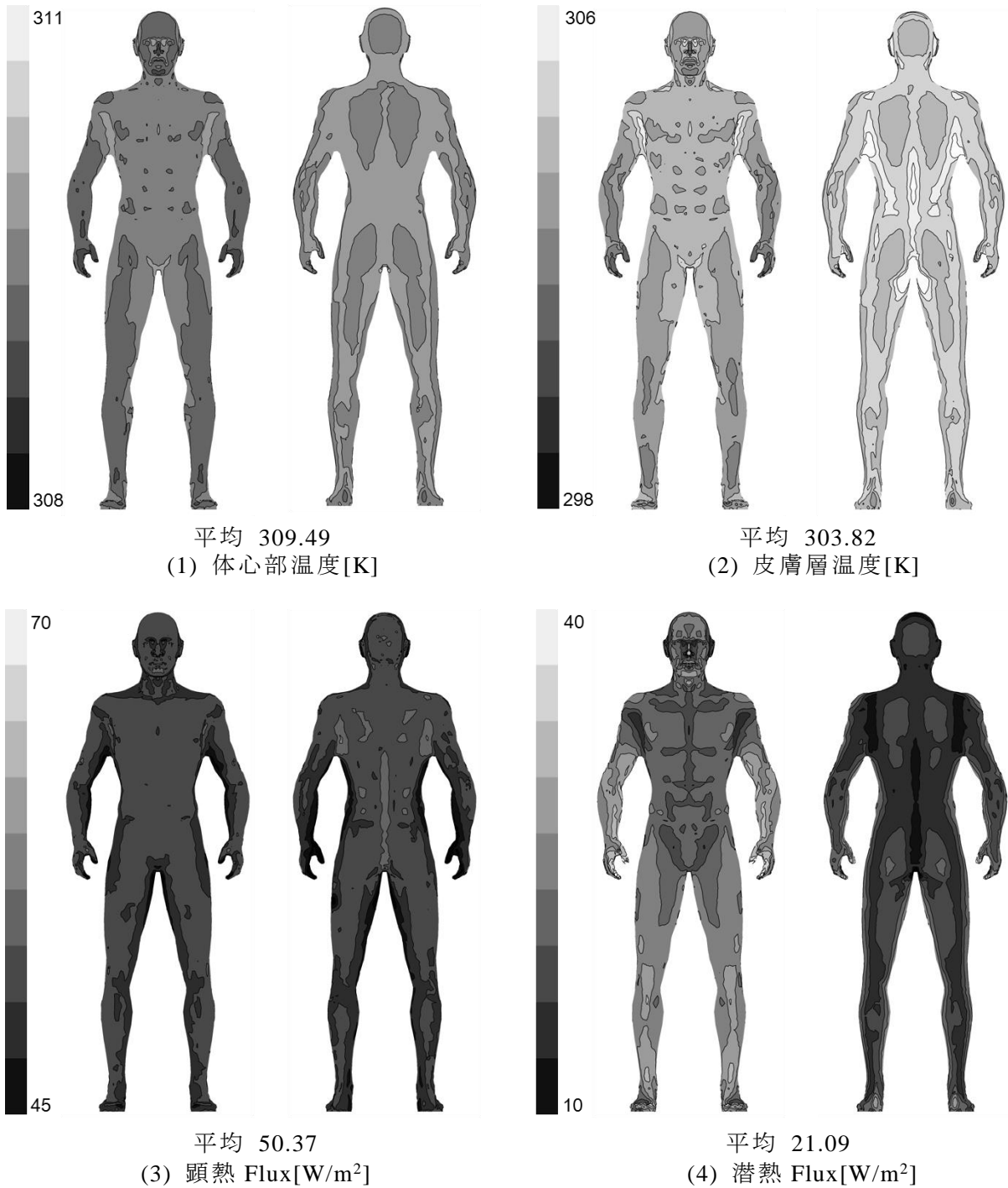


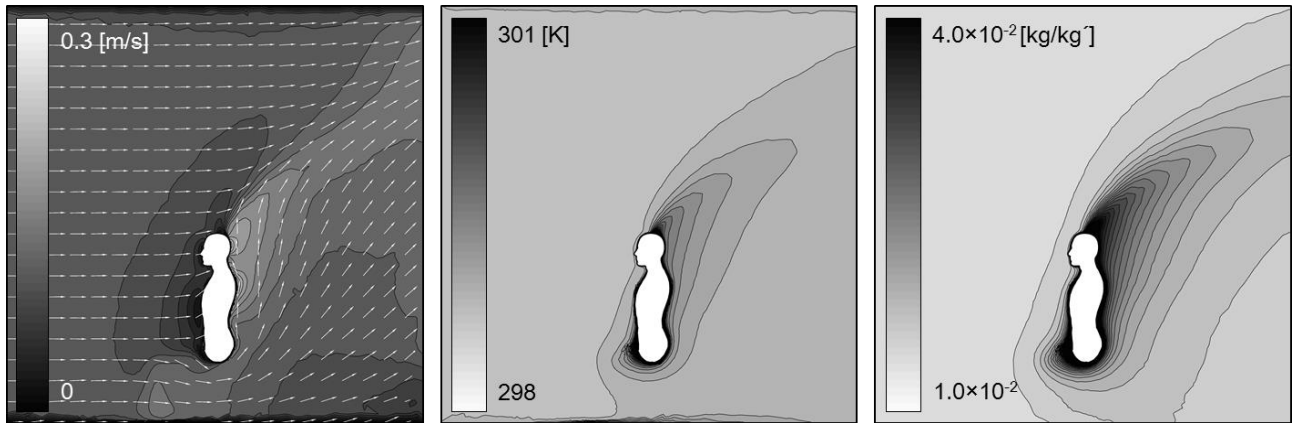
図-3.8 2-Node モデルを導入した立位モデルの解析結果

本解析では、2-Node モデルによる人体の熱収支計算を数値人体モデルの全てのメッシュにて行う。このような解析手法により、体心部と皮膚温度、頭熱・潜熱 Flux の分布が明確に確認されると共に、前方からの気流が人体の前面に直接到達することで人体前面の対流熱及び潜熱損失量が増加し、皮膚温度が背面より減少していることが分かる。また、鼻の周辺の場合、呼吸サイクルモデルの再現により頭熱・潜熱損失の不均一分布が認められる。

### 3.6.2 座位状態を想定した数値解析結果

座位状態を想定した人体周辺の温度場及び湿度場の解析結果を図-3.9に示す。図-3.9の(1)で示した人体周辺の流れ場解析結果から確認されるように、座位モデルの複雑な人体形状に起因し、立位状態を想定した解析結果より複雑な人体周辺流れ場の性状が確認できる。また、人体皮膚表面から発生した熱・水分の移動には、人体の発熱による熱上昇流が影響している様子が確認される。

図-3.10には、2-Nodeモデルを導入した座位モデルの数値解析結果を整理して示す。

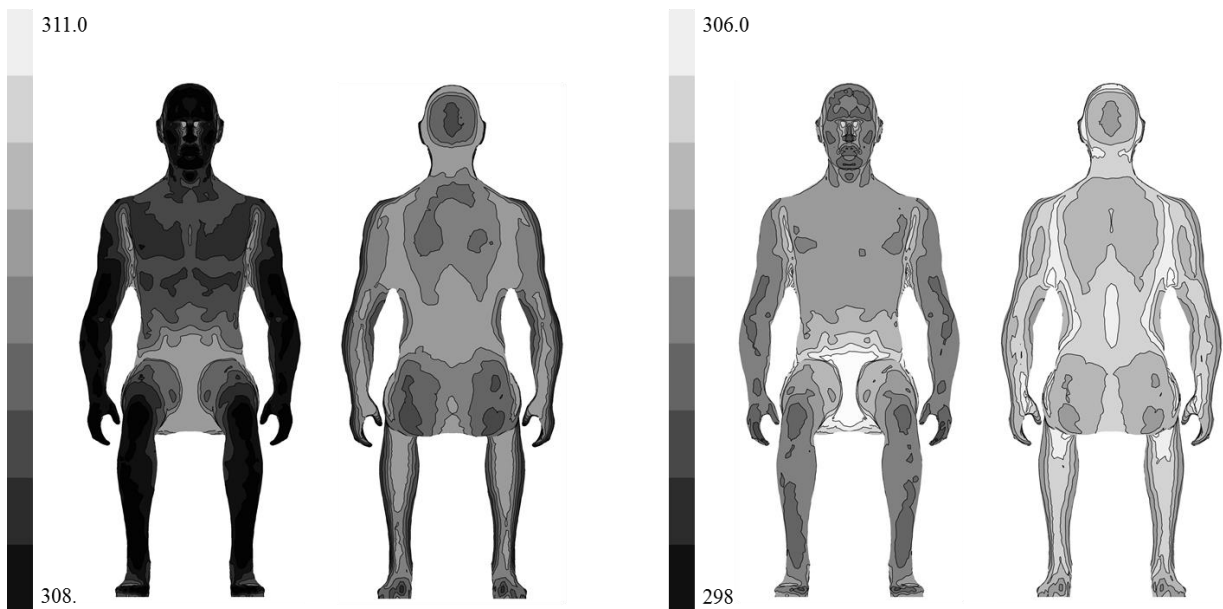


(1) 流れ場解析結果

(2) 温度場解析結果

(3) 湿度場解析結果

図-3.9 人体周辺の流れ場，温度場，湿度場解析結果(y=1.5m)



平均 309.02  
(1) 体心部温度[K]

平均 303.46  
(2) 皮膚層温度[K]



平均 45.49  
(3) 顕熱 Flux[W/m<sup>2</sup>]

平均 23.67  
(4) 潜熱 Flux[W/m<sup>2</sup>]

図-3.8 2-Node モデルを導入した数値人体モデルの解析結果

座位モデルの場合、体勢の変化に伴う人体周辺の流れ場性状が立位モデルより複雑であり、より激しく乱れていることが対流による熱損失分に一定の影響を与えていると判断される。

### 3.6.3 考察

本解析では、非定常人体熱モデルである Gagge らの 2-Node モデルを使用し、単純な室モデルの中心に位置する在室者を想定した上で、室内熱環境に起因する人体熱収支の予測のために非定常数値解析を行った。この解析では 2-Node モデルの中の各パラメータを計算することにより、最終的に皮膚表面温度を予測するが、呼吸に伴う熱損失に関するパラメータの計算には、Fanger らにより簡略化して定義された式(3-17)を用いて数値解析を行った。しかしながら、Fanger らの式は、呼吸時に排出される空気温度 34℃、水蒸気圧 5867Pa を基準として、実際の温度・湿度の解析条件との差異により呼吸熱損失が計算される。そのため、室内の非定常・不均一な熱環境に対応した呼吸熱損失量の予測及びその予測精度に関しては、まだ改善の余地があると判断される。

本研究では、このような問題を改善するために数値気道モデルを用いた CFD 解析を行い、その結果を基に式(3-17)の  $C_{res}$  及び  $E_{res}$  を修正した新たな呼吸熱損失計算方法を紹介する。

### 3.7 結語

本章では、数値人体モデルと人体熱モデルを統合した CFD シミュレーションによる室内熱環境の評価が可能な解析手法について解説した。本研究では、非定常人体熱モデルとして、最も基礎的なモデルである Gagge らの 2-Node モデルに着目し、数値人体モデルの表面メッシュ毎に適用した。その方法として、数値解析上にユーザー定義関数を使用し、2-Node モデルの皮膚温度算出に関する一連の式を数値人体モデルの皮膚表面メッシュにて適用した。また、最終的に計算された皮膚表面温度及び湿気流束を境界条件として与えると共に反復計算による前進差分を行い、体心部温度及び皮膚表面温度解析の定常解を得た。

本解析では、粘性底層内の領域で発生する熱移動現象を詳細に把握するために低 Re 型  $k-\epsilon$  モデルの使用を前提として壁面第 1 メッシュを  $y^+ < 1$  を満たすように作成した。放射熱移動の解析のためには S2S 放射モデルを使用し、湿度場の解析のために Passive scalar 輸送方程式による数値解析を行った。

この方法より人体熱モデルを導入した数値人体モデルと CFD を連成解析することで人体の熱収支計算結果を明確な分布と共に確認した。

次章では、呼吸器系を詳細に再現した数値気道モデルを用いて数値解析を行い、対流熱伝達率、顕熱損失量、及び潜熱損失量解析結果を 2-Node モデルにフィードバックする。これにより呼吸熱損失に関する予測精度を改善すると共に人体熱モデルの改良を図った上で、数値気道モデルの連成のための各統合手法に関して述べる。

## 記号一覧

- $M$  : 代謝量 [ $W/m^2$ ]
- $Q_{sk}$  : 皮膚からの熱損失量 [ $W/m^2$ ]
- $Q_{res}$  : 呼吸による熱損失量 [ $W/m^2$ ]
- $Q_{cv} + Q_r$  : 皮膚からの顕熱損失量 [ $W/m^2$ ]
- $E_{sk}$  : 皮膚からの潜熱損失量 [ $W/m^2$ ]
- $C_{res}$  : 呼吸による顕熱損失量 [ $W/m^2$ ]
- $E_{res}$  : 呼吸による潜熱損失量 [ $W/m^2$ ]
- $S_{cr}$  : 体心部の蓄熱量 [ $W/m^2$ ]
- $S_{sk}$  : 皮膚の蓄熱量 [ $W/m^2$ ]
- $T_a$  : 周辺温度 [K]
- $p_a$  : 周辺空気の水蒸気圧 [pa]
- $h_{c,res}$  : 呼吸器系の対流熱伝達率 [ $W/m^2 \cdot K$ ]
- $A_{res}$  : 呼吸器系の表面積 [ $J/kg \cdot K$ ]
- $A_D$  : 人体の表面積 [ $kg/m^2 \cdot s$ ]
- $K$  : 体心部と皮膚層の有効熱伝達率 [ $W/m^2 \cdot K$ ]
- $T_{cr}$  : 体心部温度 [K]
- $T_{sk}$  : 皮膚温度 [K]
- $c_{p,bl}$  : 血液の比熱 [ $J/kg \cdot K$ ]
- $m_{bl}$  : 血液流量 [ $kg/m^2 \cdot s$ ]
- $w$  : ぬれ率 [-]
- $E_{max}$  : 皮膚の最大潜熱放散量 [ $W/m^2$ ]
- $E_{rsw}$  : 発汗による蒸発潜熱 [ $W/m^2$ ]
- $E_{diff}$  : 不感蒸泄による潜熱蒸発量 [ $W/m^2$ ]
- $\alpha_e$  : 蒸発熱伝達率 [ $W/m^2 \text{ kPa}$ ]
- $P_{sk,s}$  : 皮膚表面の飽和水蒸気圧 [kPa]
- $P_a$  : 周辺空気の水蒸気圧 [kPa]
- $m_{rsw}$  : 発汗量 [ $kg/m^2s$ ]
- $h_{fg}$  : 水分の蒸発潜熱 [2430kJ/kg]

**[参考文献]**

- 3-1) Gagge, A.P., Fobelets, A.P. and Berglund, L.G. A Standard Predictive Index of Human Response to the Thermal Environment, ASHRAE Transactions 92, pp.709-731, 1986
- 3-2) Murakami S. et al, Flow and temperature fields around human body with various room air distributions, CFD study on computational thermal manikin-Part 1. AHSRAE Transactions 1997; 103, pp.3-15.
- 3-3) Murakami S. et al, Numerical simulation of contaminant distribution around a modeled human body, CFD study on computational thermal manikin-Part 2. AHSRAE Transactions 1998; 104, pp.226-233.
- 3-4) Sorensen, D.N. and Voigt, L.K. (2003) Modeling flow and heat transfer around a seated human body by Computational Fluid Dynamics, Building and Environment, 38 (6) 753-762
- 3-5) Topp C, Nielsen PV, Sørensen DN. (2002) Application of computer simulated persons in indoor environmental modeling, ASHRAE Transactions 108 (2) 1084-9
- 3-6) 尾関義一, 平松徹也, 小西正哲, 中野淳太, 田辺新一(2002), 日射環境下におけるサーマルマネキン周りの対流熱伝達率の評価、日本建築学会計画系論文集、No.555、pp.29-36
- 3-7) 白石靖幸, 藤永隆史, 田辺新一, 木村建一(2006) 65MNモデルとCFD の連成解析に関する研究 (その1) 連成解析手法の概要:日本建築学会九州支部研究発表会
- 3-8) 朱晟偉, 加藤信介他 (2005) 非定常・不均一温熱環境場における人体熱モデルに関する研究(第8報)対流・放射・SMITH モデルの連成解析による 不均一放射場における人体の表面皮膚温の予測:空気調和・衛生工学会学術講演会講演論文集、pp.193-196
- 3-9) 伊藤一秀, 堀田太郎:数値解析用Virtual Manikinの開発とグリッドライブラリ作成:空気調和・衛生工学会論文集, No. 113, 2006.8, pp 27-34
- 3-10) J.A.J. Stolwijk : A mathematical model of physiological temperature regulation in man, NASA contractor report, 1971
- 3-11) 田辺 新一, 中野 淳太, 小林 弘造:温熱環境評価のための65分割体温調節モデルに関する研究, 日本建築学会計画系論文集 (541), 9-16, 2001
- 3-12) 尾関 義一, 平松 徹也, 田辺 新一:日射環境下における体温調節65MNモデルの皮膚温予測値と被験者実験結果との比較, 日本建築学会環境系論文集 (581), 29-36, 2004
- 3-13) Smith, C. E. (1991) A Transient, Three-Dimensional Model of the Human Thermal System. PhD Thesis, Kansas State University.
- 3-14) 竹森 利和, 中島 健, 庄司 祐子: 人体熱モデルの開発 : 熱的快適性評価のための基本モデル開発, 日本機械学会論文集. B編 61(584), 1513-1520, 1995
- 3-15) 佐古井 智紀, 都築 和代, 加藤 信介, 大岡 龍三, 宋 斗三, 朱 晟偉:不均一熱環境評価のための3次元人体モデルの開発, 日本建築学会学術講演梗概集(近畿)2005, 491-492,



2005

- 3-16) 横山 真太郎, 角田 直人, 富樫 貴子, 中村 光良, 正木 辰明, 濱田 靖弘, 中村 真人, 落藤 澄: 部位別特性を考慮した生体内温度予測プログラムの開発 : 第3報-被験者実験の深部温, 皮膚温の測定値と計算値の比較, 空気調和・衛生工学会論文集(84), 43-52, 2002
- 3-17) 田辺 新一, 富樫 英介 : 温熱環境評価のための体温調節数値モデルJOSの開発, 空気調和・衛生工学 84(2), 131-137, 2010.2.5
- 3-18) Yutaka Kobayashi and Shin-ichi Tanabe, Development of JOS-2 human thermoregulation model with detailed vascular system, Building and Environment, Vol.66, pp.1-10, 2013.8
- 3-19) Dusan Fiala · Kevin J. Lomas · Martin Stohrer, Computer prediction of human thermoregulatory and temperature responses to a wide range of environmental conditions, Int J Biometeorol, 45, pp.143-159, 2001
- 3-20) Gao NP, Niu JP and Zhang H. Coupling CFD and human body thermoregulation model for the assessment of personalized ventilation, HVAC&R Research, 12 (3), pp.497-518, 2006
- 3-21) Gao NP, Zhang H and Niu JL. Investigating indoor air quality and thermal comfort using a numerical thermal manikin, Indoor and Built Environment, Vol.16 (1), pp.7-17, 2007
- 3-22) Fanger, P.O. Thermal Comfort, McGraw-Hill Inc., US, 1973
- 3-23) Murakami, S., Kato, S. and Zeng, J. Combined Simulation of Airflow, Radiation and Moisture Transport for Heat Release from Human Body, Building and Environment, Vol.35, pp.489-500, 2000
- 3-24) David. M. Gates : Biophysical ecology, Springer Verlag, New York, pp.611

**[本章に関連した既発表文献]**

- (1) Sung-Jun Yoo, Toshiyuki Matsuo, Nguyen Lu Phuong and Kazuhide Ito : Development of Computer Simulated Person with Thermo-Regulation and Numerical Airway Model, YSRIM 2014, February 16-18, Busan, Korea, pp68-78



## 第4章 数値人体モデルと数値気道モデルの連成解析による人体熱モデルの予測精度改善

### 4.1 序

本研究では、室内に形成される非定常・不均一な熱環境に起因する人体の影響を評価するために非定常人体熱モデルの中で最も基本的なモデルである Gagge らの 2-Node モデルを使用し数値解析を行う。しかしながら、2-Node モデルの呼吸熱損失に関する部分は Fanger らにより簡略化された式を導入しているため、室内の非定常・不均一な熱環境に対応した呼吸熱損失の予測及びその予測精度に関しては、まだ改善の余地がある。

2-Node モデルの呼吸熱損失の予測精度を改善するために、本研究では数値気道モデルを用いた数値解析結果を 2-Node モデルにフィードバックし、(3-17)式の顕熱損失  $C_{res}$  及び潜熱損失  $E_{res}$  の予測精度を改善する。

2-Node モデルを組み込んだ数値人体モデルと数値気道モデルを統合して連成解析を行うためには各種の連成手法が考えられるが、本研究では次のような 2 つの手法を考える。

1) 簡易連成手法：数値気道モデルを用いた流れ場、温度場解析を独立で実施し、解析結果としての気道内対流熱伝達率  $h_{c,res}$  を顕熱損失  $C_{res}$  算出式に採用することで、式(4-1)に示すように  $C_{res}$  の算出式を改良する。

$$C_{res} = h_{c,res} \cdot \left( \frac{A_{res}}{A_D} \right) (T_{sk,res} - T_a) \quad (4-1)$$

ここで、 $h_{c,res}$  は気道内対流熱伝達率 [ $W/m^2 \cdot K$ ]、 $A_{res}$  は気道内面積 [ $m^2$ ]、 $A_D$  は人体の表面積 [ $m^2$ ]、 $T_{sk,res}$  は気道内壁面温度 [ $K$ ]、 $T_a$  は呼吸空気温度 [ $K$ ]を示す。

2) 完全統合型数値人体モデル：数値気道モデルが物理的に完全統合されている数値人体モデル(完全統合型数値人体モデル, Computer Simulated Person)を使用し、室内空間から鼻腔・口腔を介して気道内部空間まで一連の解析空間として扱った上で数値解析を行う。呼吸熱損失  $C_{res}$  ならびに  $E_{res}$  は気道内の解析結果より算出され、2-Node モデル側にリアルタイムでフィードバックされる。

本章では、以上の各連成手法が持つ特徴を説明し、数値解析による人体熱モデルの予測精度を改善した結果を報告する。

## 4.2 数値気道モデルの概要

### 4.2.1 CFD 解析用数値気道モデルの研究動向

CFD 解析用数値気道モデルを使用した呼吸空気室の予測及び評価に関する研究成果が活発に報告されている。Ren らは、室内に偏在する様々な汚染物質による人体の経気道暴露現象を詳細な暴露モデルを使用し解析した結果を報告している<sup>4-1)</sup>。林らは、汚染物質を含む室内空気の換気特性を明確にするため、汚染物質の換気効率の概念を導入した新たな指標(IECV)に着目し CFD 解析による評価を行った成果を報告している<sup>4-2)</sup>。

しかしながら、室内に偏在する汚染物質及び粒子相物質による人体健康リスクの高精度予測という観点では、呼吸器系の幾何形状を詳細に再現したモデルによる解析手法の開発が必要とされる。Inthavong らは、CFD 解析用数値気道モデルを使用し、室内領域の流れ場、粒子拡散場解析結果より鼻孔面の流入条件を設定した鼻腔内の流れ場解析及び粒子拡散場の数値解析結果を報告している<sup>4-3,4-4)</sup>。

人体の温熱感覚の評価という観点では、人体の熱収支を高精度に把握することが必要となり、そのうち呼吸に伴う気道内の熱移動現象、即ち顕熱損失及び潜熱損失を高い精度で予測することが人体の温熱感覚評価を高精度化するための重要な課題である。また、人体の健康影響評価のための、呼吸域を中心とした呼吸空気質の評価に関しては、呼吸に伴う経気道暴露濃度までを予測する段階に到達しているとされているが、実際の鼻腔・口腔から呼吸器系の中まで輸送され、気道内に沈着する汚染物質の量を予測する段階までは到達していない。

従って、本研究では、呼吸に伴う顕熱、潜熱損失の高精度予測と共に、汚染物質の輸送現象を高精度に把握することを目的として人体呼吸器系を詳細に再現している数値気道モデル(Virtual Airway)<sup>4-5,4-6)</sup>を使用して数値解析を行う。

### 4.2.2 数値気道モデル(Virtual Airway)の概要

数値気道モデルは、鼻腔・口腔から気管支第4分岐までの幾何形状を再現したモデルで、身長170cm程度、体重70kg程度、年齢40歳程度の健康な成人男性の上半身を対象としたモデルで、対象のCTデータを元に一連の画像データ(DICOMデータ)を作成した後、DICOMデータの読み込みが可能な医療用画像処理ソフト Mimics 4.0(Materialise)にてCT値を150に設定して対象領域を抽出した<sup>注1)</sup>。また、このCT画像を3次元化して出力したSTLファイルを生体工学用ソフト 3-matic(Materialise)にて気道の表面幾何形状のスモーthing処理、気道内壁面のジオメトリ作成を行った<sup>注2)</sup>。最終的に数値流体解析用の格子生成ソフト Gridgen (VINAS)にて読み込み、気道内全面にかけてテトラメッシュにて表面メッシュを作成した。

本研究で使用する数値気道モデル(Virtual Airway)のジオメトリ及びメッシュ分割の様子を図-4.1に示す。

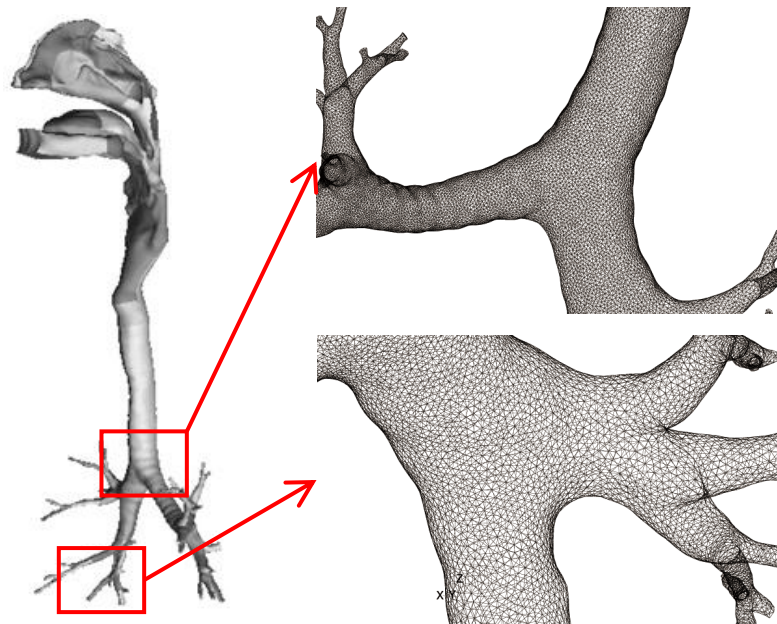


図-4.1(a) 数値気道モデル Virtual Airway のジオメトリ及び表面メッシュの様子



図-4.1(b) 数値気道モデル内の3次元メッシュ分割の様子

数値気道モデルの数値解析は低  $Re$  型  $k-\epsilon$  モデル(Abe-Kondoh-Nagano モデル)による解析を前提として、粘性底層内の領域までを詳細に解析するために気道内の全領域にテトラメッシュにて全 750 万メッシュ程度で分割し、壁面第 1 メッシュは壁座標  $y^+ < 1$  を満足するように設定した。テトラメッシュの最大要素長は 1mm 以下である。気道モデル内流れ場を対象としたメッシュ依存性や、流れ場予測精度は既往研究<sup>4-5,4-6)</sup>により検討されている。

### 4.3 非定常呼吸サイクルモデル

本研究では、人体の呼吸作用を再現した上で、非定常数値解析を実施するために Gupta と Chen による詳細な実験データを基に開発した呼吸モデル<sup>4-7, 4-8)</sup>に着目し、人体の代謝による呼吸量の変化まで考慮した呼吸サイクルモデル<sup>4-9)</sup>を使用する。この呼吸モデルは単位時間当たりの呼吸量  $MV$ (Minute Volume, [L/min]), 呼吸回数  $RF$ (Respiratory Frequency, [times/min]), 1 回当たりの呼吸量  $TV$ (Tidal Volume, [L/1 回])を身長  $H$ [m], 体重  $W$ [kg], 体表面積  $BSA$ (Body Surface Area, [m<sup>2</sup>]) の3種のパラメータを使用して次のように定義している。

$$MV = 5.225 \times BSA \quad (4-2)$$

$$TV = \frac{MV(RF_{in} + RF_{out})}{2RF_{in}RF_{out}} \quad (4-3)$$

$$RF_{in} = 55.55 - 32.86H + 0.2602W \quad (4-4)$$

$$RF_{out} = 77.03 - 45.42H + 0.2373W \quad (4-5)$$

$MV$ と $BSA$ は既往の実験結果より線形関係が仮定される。また呼吸回数 $RF$ と身長 $H$ の関係に関しては、身長が高いほど肺容量が大きくなるため、同一な呼吸量であっても呼吸回数は少なくなるようにモデル化されている。特に男性は体重 $W$ に対する依存性が存在し、体重が重いほど呼吸回数が多くなると共に呼吸時間が短くなる傾向がある。また呼吸流量は $a \sin(\beta t)$ で表現され、変数 $a$ ならびに $\beta$ はそれぞれ次の式となる。

$$a_x = \frac{\beta_x TV}{2} \quad (4-6)$$

$$\beta_x = \frac{\pi RF_x}{30} \quad (4-7)$$

ここで $a$ は最大呼吸流量[L/min],  $\beta$ は呼吸速度[times/min]であり、添字 $x$ は吸気(in), 呼気(out)を示している。

本研究ではこの呼吸モデルを基に解析対象として成人男性を仮定した呼吸サイクルを決定し数値解析に適用した。数値気道モデルに流入境界条件として与える呼吸サイクルを図-4.2に示す。本研究では呼吸器官として鼻による呼吸を想定し、鼻呼吸状態のみを仮定した上で、非定常数値解析を行うために鼻腔開口面(鼻腔開口面積:左側:0.0001288 m<sup>2</sup>, 右側:0.0001329 m<sup>2</sup>)に時間変化する風速を境界条件として与えた。口腔面の場合、勾配ゼロの流入, 流出が発生しない壁条件として設定している。呼吸1サイクルは約4.0秒となり、吸気時間は約1.9秒, 呼気時間は約2.1秒に決定されてい

る. 吸気時間は呼気時間より短くなるが, 最大呼気流量は 0.3 L/s, 最大吸気流量は 0.27 L/s になり, 呼気風速よりも吸気風速が大きくなることから分かる.

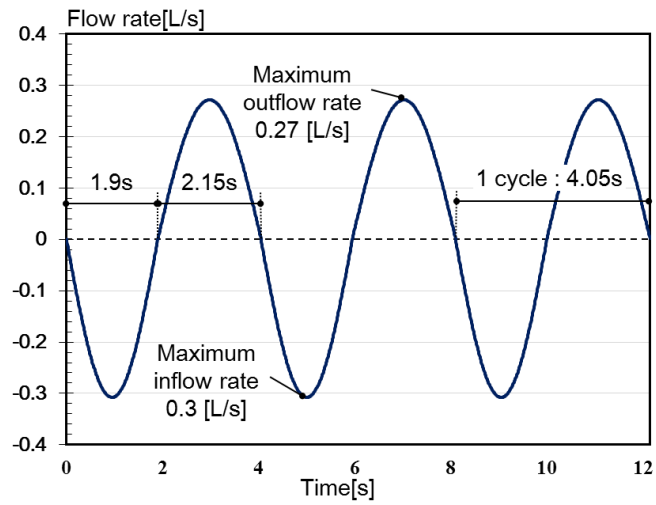


図-4.2 非定常呼吸サイクルモデル(呼吸量 7.5L/min)

本研究では非定常状態の数値解析により非定常呼吸サイクルを境界条件として適用した解析を実施するが, CFL(Courant-Friedrichs-Lewy)条件を満足するように時間ステップ(timestep size)及び反復計算回数(number of iterations)を決定した.

#### 4.4 簡易連成手法による人体熱モデルの予測精度改善

##### 4.4.1 簡易連成手法(Quasi-coupling method)の概要

簡易連成手法は、数値気道モデルの CFD 解析により算出された対流熱伝達率を用いて呼吸による顕熱損失量を修正する手法である。2-Node モデルの場合、Fanger らにより提案されている(4-17)式の概算式を用いて呼吸に伴う顕熱・潜熱損失量を算出するが、この式は気道を単純な円筒に仮定しているため、その予測精度にはまだ改良の余地がある。

従って本章では、第一段階として数値気道モデルの詳細解析より計算された気道内対流熱伝達率  $h_{c,res}$  を顕熱損失  $C_{res}$  算出式に採用する修正方法を使用する。式(4-17)に改良した  $C_{res}$  算出式を適用することで呼吸による熱損失  $Q_{res}$  は式(4-8)のように計算される。

$$Q_{res} = h_{c,res} (34 - T_a) + 0.173M (5.87 - p_a) \quad (4-8)$$

数値気道モデル内の CFD による流れ場解析の予測精度に関しては、既往研究<sup>4-1,4-2)</sup>から PIV 実験による実験データにて検証済であり、必要となる精度が十分確保されているという前提のもとで、気道内の詳細な CFD 解析により算出した対流熱伝達率の導入により既存の概算式を改良することは特段の問題は無く、実現可能であると考えられる。

##### 4.4.2 数値解析概要

本章の数値解析は、前章(第3章)と同一である  $3\text{m} \times 3\text{m} \times 3\text{m}$  の単純な立方体空間を対象とし、その中心に数値人体モデルを配置した条件で流れ場、温度場、湿度場の連成解析を行う。流れ場の解析には、人体の皮膚表面及び気道内の壁面の粘性底層を詳細に解析するために低  $Re$  型  $k-\varepsilon$  モデル(Abe-Kondoh-Nagano モデル)を使用して数値解析を行う。計算アルゴリズムは SIMPLE 法、移流項の差分スキームは QUICK、その他の差分スキームは中心差分(First Order Upwind)を使用する。基本的な流れ場解析条件は前章と同一であり、流入条件は平均流入風速  $U_{in}=0.1$  m/s、TI (Turbulent Intensity)は 10%と設定し、流出面は自由流出条件(Free slip)を与える。

人体の呼吸作用を再現するために、第3章にて用いた非定常呼吸サイクルにより計算された風速の瞬時変化を鼻腔面(人体周辺と気道内の境界面)に境界条件として与える。数値気道モデルの流出境界面である気管支第4分岐の末端には圧力境界条件(Gauge pressure=0)を与える。図4-3に解析対象空間の概要及び人体周辺の流れ場解析結果を示す。



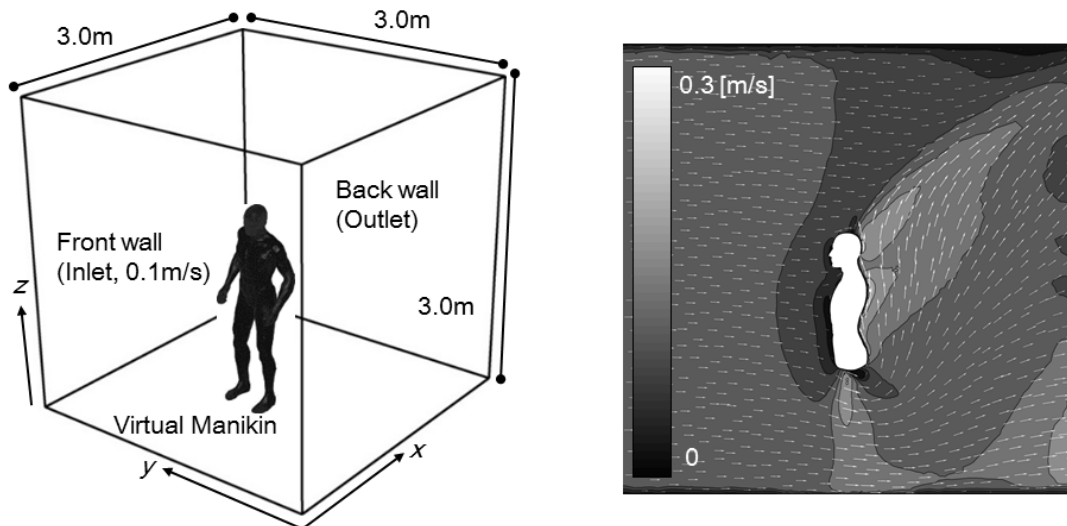


図 4-3 解析対象空間の概要及び人体周辺の流れ場解析結果

また、数値気道モデル内の対流熱伝達率の予測のため、呼吸量として一定量の風速を鼻腔面に境界条件として与えた上で、定常状態にて数値解析を行う。呼吸量は 7.5, 15, 20, 30, 40, 60L/min の 6 つの条件下で各対流熱伝達率を計算する。数値気道モデルの解析格子は全領域でテトラメッシュを使用し、750 万メッシュ程度で分割しているが、解析結果のメッシュ依存性や流れ場解析結果の検証に関しては既往研究より検討されている<sup>5-1,5-2)</sup>。表-4.1 に数値解析条件及び境界条件を整理して示す。

室内環境の評価要素としては流れ場と共に温度場、湿度場の連成解析を行う。人体の皮膚表面温度は室内環境の対流・放射解析と人体熱モデルの連成解析により計算される。室モデルの流入温度は  $T_{in}=25^{\circ}\text{C}$ 、湿度は  $\phi_{in}=50\%RH$  (絶対湿度で  $0.009925 \text{ kg/kg}'$ ) を与え、流出面の温度及び湿度条件は勾配 0 として設定した。数値気道モデルの壁面境界条件は 2-Node モデルからリアルタイムで計算されたコア温度  $T_{cr}$  を気道内壁面温度として入力し、ぬれ率  $w=0.99$  の状態を湿度条件として与えるが、本研究では気道内壁面における温度及び湿度の分布は考慮せず一様として設定する。また、非定常呼吸サイクルによる吸気と呼気を再現するために、気管支末端の開口面を呼気・吸気時に合わせて流入及び流出境界とされるように圧力境界条件を設定するが、呼気モードの場合、温度及び湿度に関して何らかの境界条件を与える必要があるため、コア温度  $T_{cr}$  を気管支各細分岐開口面の流入温度として与える ( $T_{in(airway)}=T_{cr}$ )。湿度の場合は、肺胞の中ではほぼ飽和状態であると想定して、 $\phi_{in(airway)}=99\%RH$  を与える。

表 4-1 に本解析の解析条件及び境界条件の一覧を整理して表す。

表-4.1 数値解析条件及び境界条件一覧

乱流モデル	Low Re Number Type $k-\varepsilon$ model (Abe- Kondoh- Nagano Model, 3D Cal.)
解析格子	Numerical Respiratory Tract Model: 7.5 million tetrahedral mesh (Unstructured) Analytical domain around the CSP: 1.95 million prism&tetrahedral mesh (Unstructured)
アルゴリズム	SIMPLE (Unsteady)
差分スキーム	Convection Term: QUICK
流入条件 (数値気道モデル)	$Q_{in} = 5, 7.5, 15, 30, 60$ L/min (steady) $k_{in}=3/2 (U_{in} \times 0.05)^2$ , $\varepsilon_{in}=C_{\mu}^{3/4} k_{in}^{3/2} l_{in}$ $T_{air} : 293K$
流入条件 (単純室モデル)	Velocity Inlet, $V_{in,r} = 0.1m/s$ $T_{in,r} = 298K$ , $\varphi_{in,r} = 50\%RH$
流出条件 (数値気道モデル)	Boundary type : Free slip
流出条件 (単純室モデル)	$U_{out}$ =Free slip, $k_{out}$ =Free slip, $\varepsilon_{out}$ =Free slip
壁面条件 (数値気道モデル)	Velocity: no slip Temperature ; $T_{wall\ surface} : 309.8K$
壁面条件 (数値人体モデル)	Velocity: no slip Temperature and humidity : calculated by 2-node model( $T_{sk}$ )
壁面条件 (単純室モデル)	Velocity: no slip Temperature and humidity: adiabatic
その他	Radiation model: S2S model, Ray tracing method Metabolic rate $M=75.5W/m^2$ Body weight $W=65kg$ Body surface area $BSA= 1.745m^2$

## 4.4.3 簡易連成手法を適用した数値解析結果

図-4.4 は数値気道モデル内の流れ場解析結果を示している。呼吸量 5, 7.5, 15, 30, 60L/min の条件で鼻腔面からの流入風速を算出し、固定した流入風速にて定常解析を実施した。呼吸量の増加に伴い気道内風速分布の変化が明確に確認できる。図-4.5 は数値気道モデル内の温度場解析結果を示す。気道内に形成される不均一な流れ場に伴う不均一な温度場の様相が確認される。図-4.6 は図-4.5 の結果より算出した呼吸量 7.5L/min の場合の数値気道モデル内対流熱フラックス解析結果を表している。

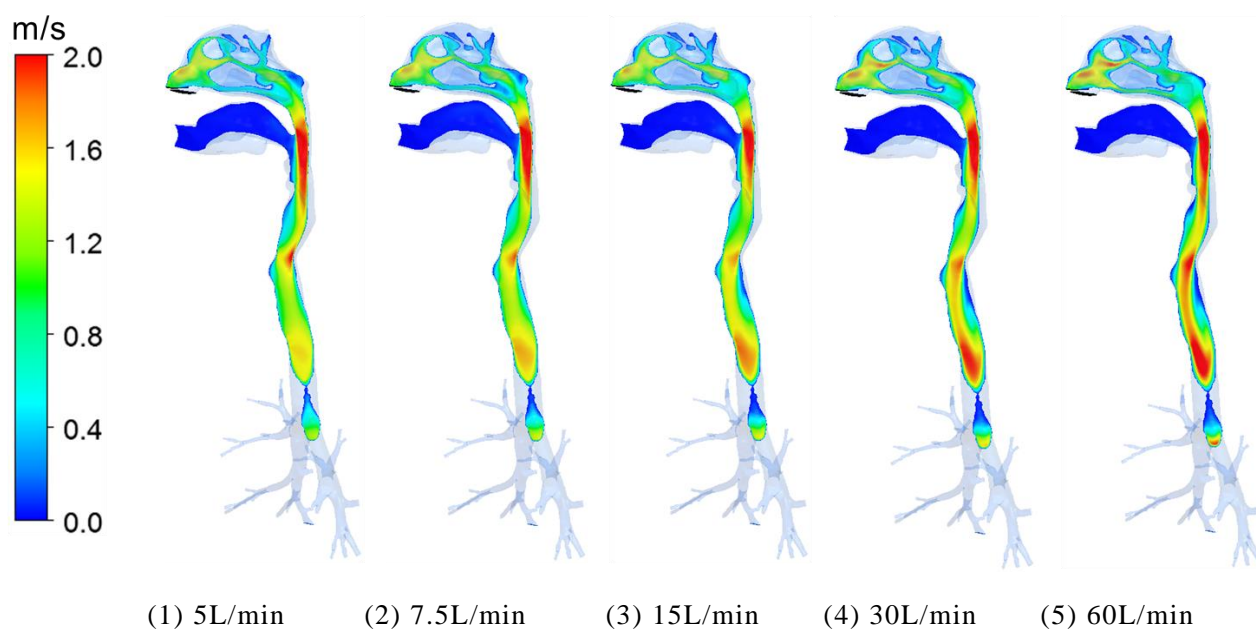


図-4.4 数値気道モデル内の流れ場解析結果

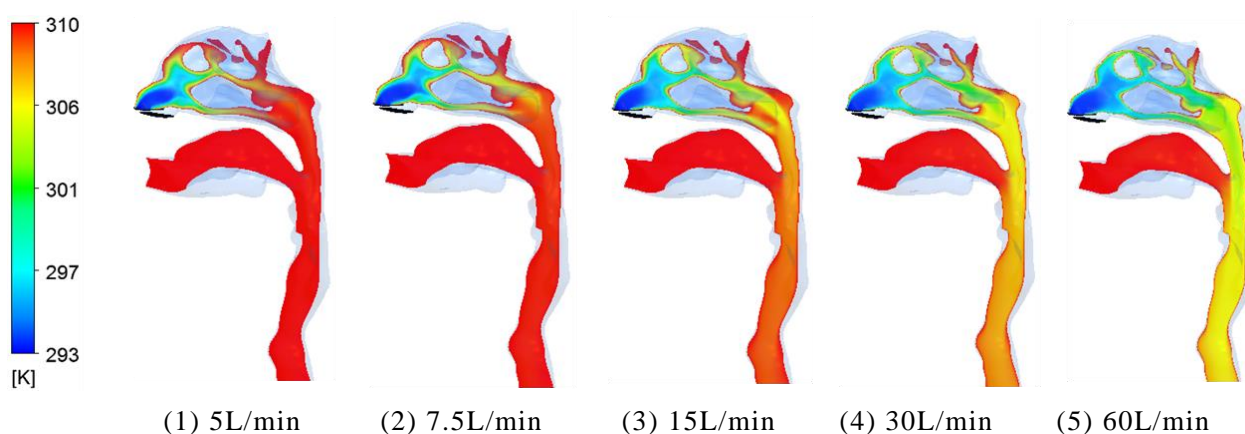


図-4.5 数値気道モデル内の温度場解析結果

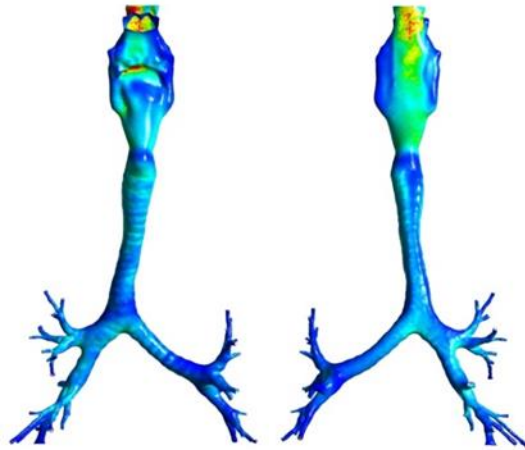


図-4.6 数値気道モデルの対流熱伝達率解析結果(7.5L/min)

図-4.7 は呼吸量の変化による気道内対流熱伝達率解析結果を示している．気道内対流熱伝達率は次の式を用いて算出する．

$$h_{c,res} = \frac{C_{res}}{(T_{sk,res} - T_a)} \quad (4-9)$$

ここで， $T_{sk, re}$  は気道内壁面温度(309.8K)， $T_a$  は呼吸空気温度(293K)を示す．

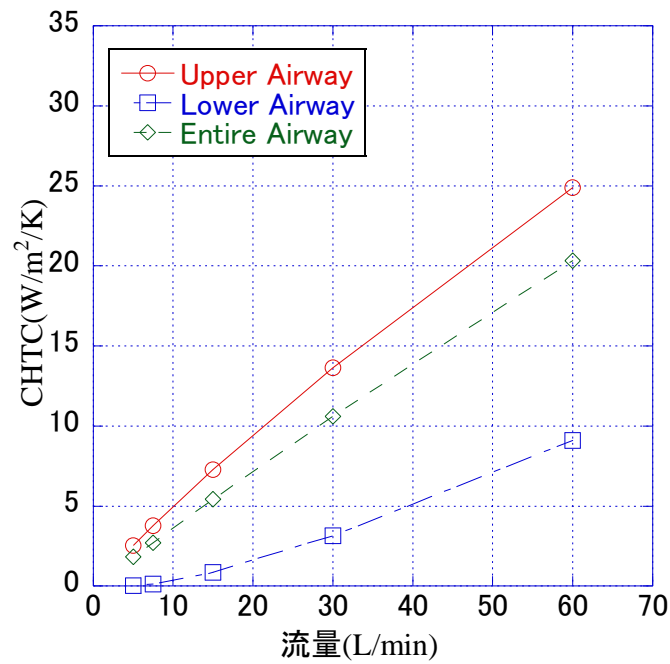


図-4.7 呼吸量の変化による気道内対流熱伝達率解析結果

本解析では、呼吸量 7.5L/min の定常呼吸状態を想定しており、その場合の対流熱伝達率解析結果は  $2.49\text{W}/\text{m}^2\cdot\text{K}$  と算出された。この結果を 2-Node モデルの呼吸による顕熱損失計算式にフィードバックする。

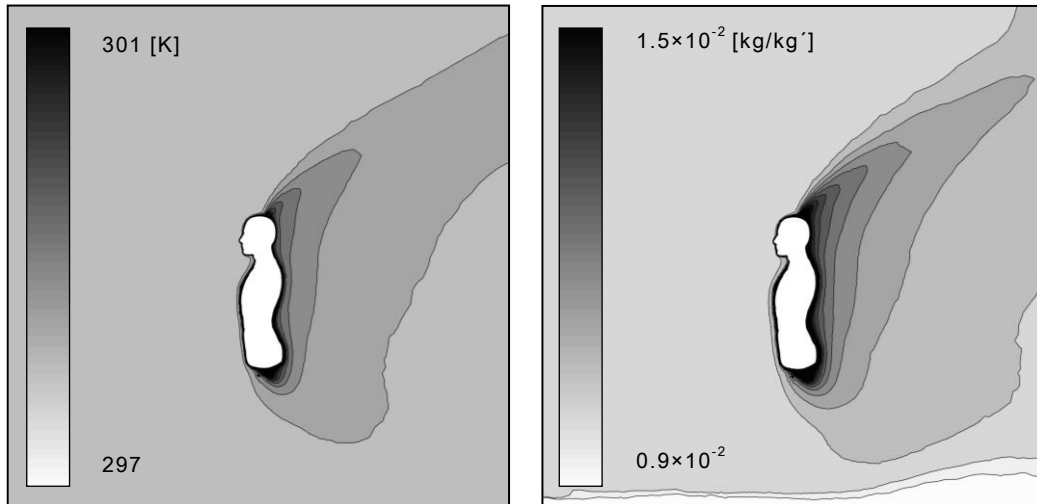


図-4.8 人体周辺の温度分布及び湿度分布解析結果

人体モデルを含む単純室モデルの中央断面における温度場、湿度場解析結果を図-4.8 に示す。人体の前方からの流入空気により、人体皮膚表面から発生する熱と水分が人体後方に移動すると共に人体の発熱により形成される上昇気流の影響で流出面の上部に向かって移動している様子が確認できる。

図-4.9 は気道内対流熱伝達率解析結果を導入した人体熱モデルの改善結果を示す。人体の複雑な幾何形状を再現した数値人体モデルの特徴として、人体表面の顕熱・潜熱フラックスの不均一な分布が確認される。また、非定常呼吸サイクルを再現した影響で、顔の部分、特に鼻の周辺で顕熱・潜熱フラックスの不均一な分布が認められる。

面積加重平均により算出した平均皮膚温度の場合、人体熱モデル修正前の結果より  $0.22\text{K}$  上昇していることから、流入空気温度とのポテンシャル差の増加により人体皮膚表面の顕熱フラックスが約  $4.3\%$  増加していることが分かる。皮膚からの潜熱フラックスの場合、人体生理反応の観点から皮膚表面温度の上昇に伴い潜熱損失分が増加することが期待されていたが、修正前の結果より  $3.02\text{W}/\text{m}^2$  減少している。これは、皮膚表面温度の上昇量が比較的微小であることと共に、人体周辺に形成された流れ場性状の変化が及ぼす影響が支配的であるということが原因として推定される。

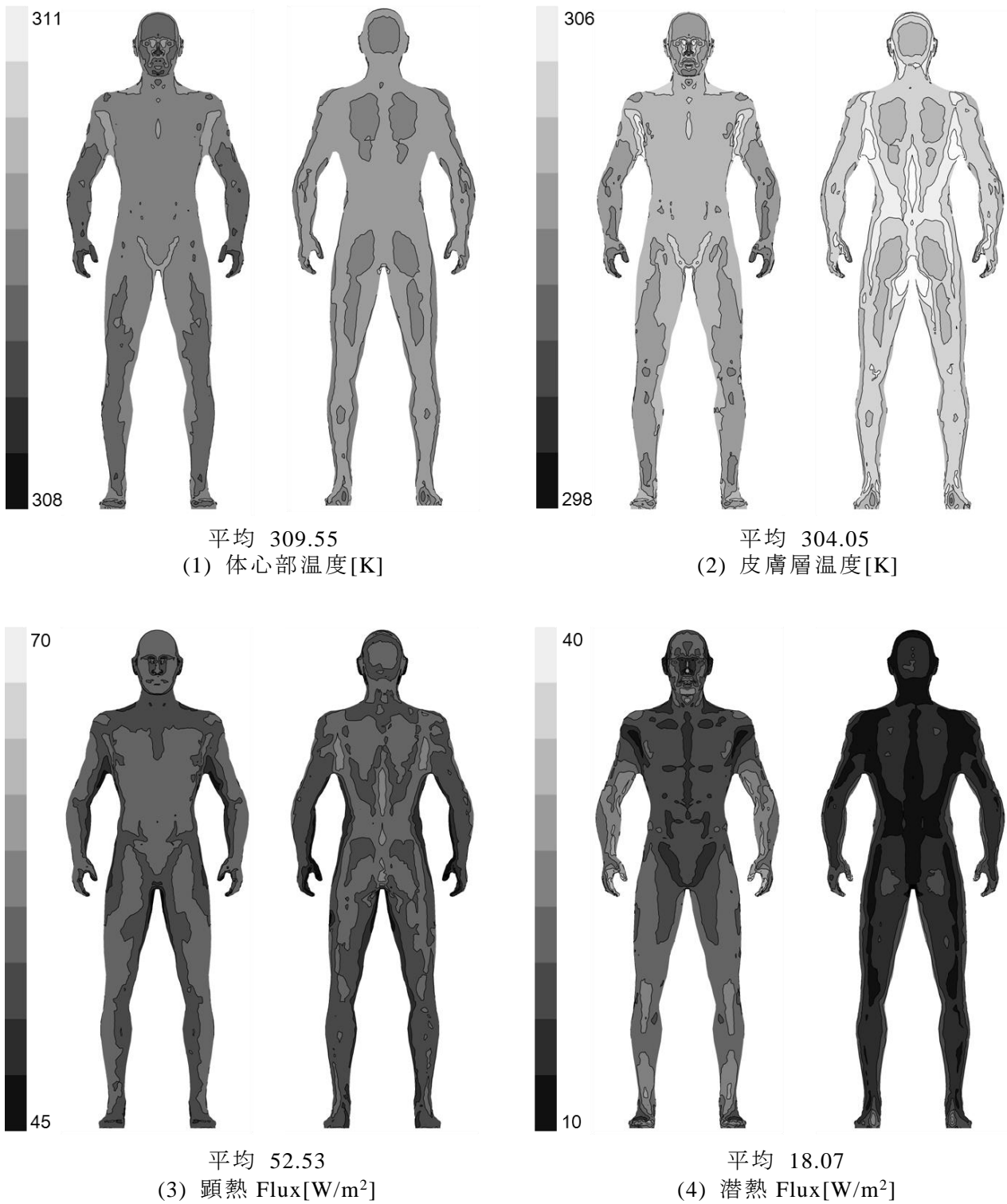


図-4.9 気道内対流熱伝達率解析結果を導入した人体熱モデルの改善結果

## 4.5 完全統合型数値人体モデル(CSP)による人体熱モデルの予測精度改善

### 4.5.1 完全統合型数値人体モデル(Computer Simulated Person)の概要

本章では、人体熱モデルの呼吸に伴う熱損失の予測精度を改善するために数値気道モデルの数値解析による対流熱伝達率を人体熱モデルに導入する簡易的連成手法に加えて、数値気道モデルが完全に統合されている完全統合型数値人体モデル(Computer Simulated Person)を使用し、解析結果をリアルタイムで共有する完全連成解析手法の、二つの連成手法を考える。ここでは、完全統合型数値人体モデルの概要と人体熱モデルとの連成解析手法に関して報告する。

完全統合型数値人体モデルは、連続したメッシュにて数値人体モデルと数値気道モデルを鼻腔面及び口腔面を基準として完全に一体化し、CFD 解析を実施する際には人体周辺の室内空間から鼻腔・口腔を介して気道内部空間までを一連の解析空間として扱う数値解析用モデルである。このようなCSP を使用し、室内空間から気道内の領域までスムーズに連続した環境場解析を行うと同時に数値気道モデル内の CFD 解析結果と人体熱モデルとのリアルタイム連成解析に関しては、解像すべき対象空間が室スケールから気管支内の mm (ミリメートル)以下スケールまで広範となり、メッシュデザインに配慮が必要となることを除けば、特殊な数値解析上の技術は要求されず、十分な計算機能力さえあれば実行可能なモデルと云える。

この完全統合型数値人体モデルの表面メッシュ及び鼻孔近傍のメッシュ分割の様子を図-4.10 に示す。本研究では立位ならびに座位の 2 種類の条件で完全統合型数値人体モデルを作成したが、本章では立位条件のモデルを使用し数値解析を行う。

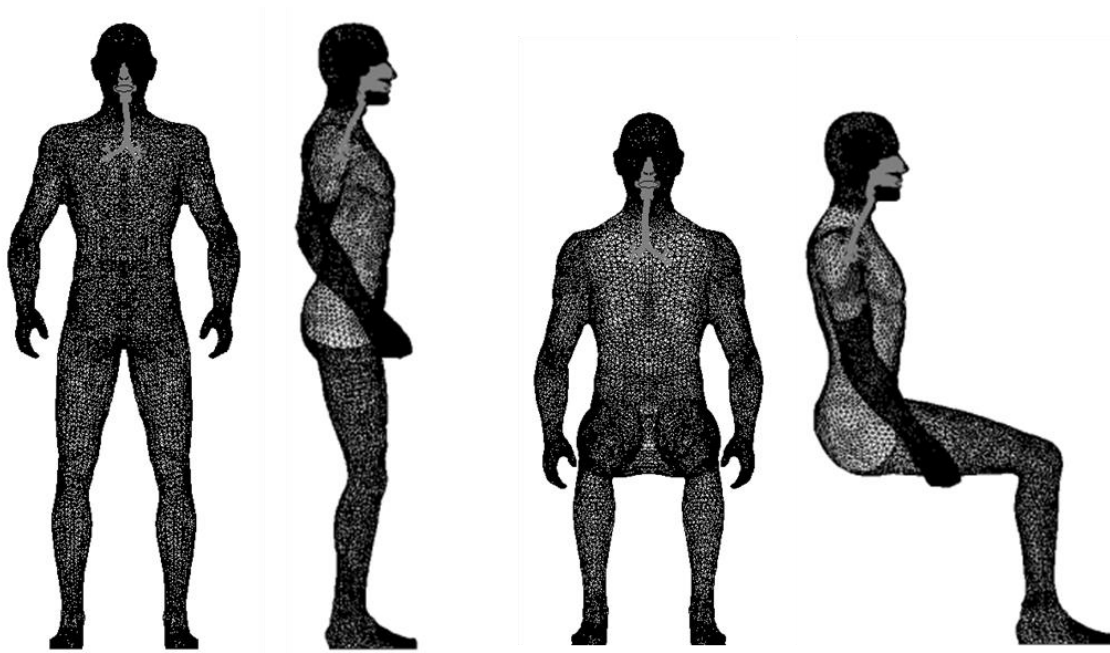


図-4.10(a) 完全統合型数値人体モデル(CSP)の表面メッシュ分割の様子

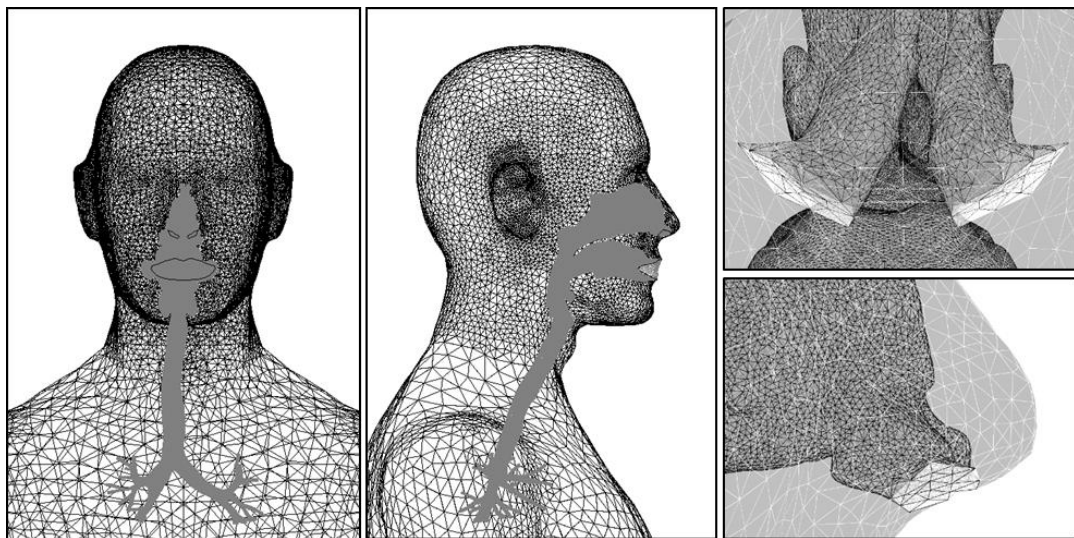


図-4.10(b) 鼻孔近傍のメッシュ分割の様子



#### 4.5.2 数値解析概要

本章の数値解析は、前章(第3章)と同一である  $3\text{m} \times 3\text{m} \times 3\text{m}$  の単純な立方体空間を対象とし、その中心に CSP を配置した条件で流れ場、温度場、湿度場、汚染物質濃度場の連成解析を行う。流れ場の解析には、人体の皮膚表面及び気道内の壁面の粘性底層を詳細に解析するために低  $Re$  型  $k-\epsilon$  モデル(Abe-Kondoh-Nagano モデル)を使用して数値解析を行う。計算アルゴリズムは SIMPLE 法、移流項の差分スキームは QUICK, その他の差分スキームは中心差分(First Order Upwind)を使用する。基本的な流れ場解析条件は前章と同一であり、流入条件は平均流入風速  $U_{in}=0.1\text{ m/s}$ , TI (Turbulent Intensity)は 10%と設定し、流出面は自由流出条件(Free slip)を与える。

人体の呼吸作用を再現するために、第3章にて用いた非定常呼吸サイクルにより計算された風速の瞬時変化を鼻腔面(人体周辺と気道内の境界面)に境界条件として与える。数値気道モデルの流出境界面である気管支第4分岐の末端には圧力境界条件(Gauge pressure=0)を与える。図4-11に解析対象空間の概要及び人体周辺の流れ場解析結果を示す。

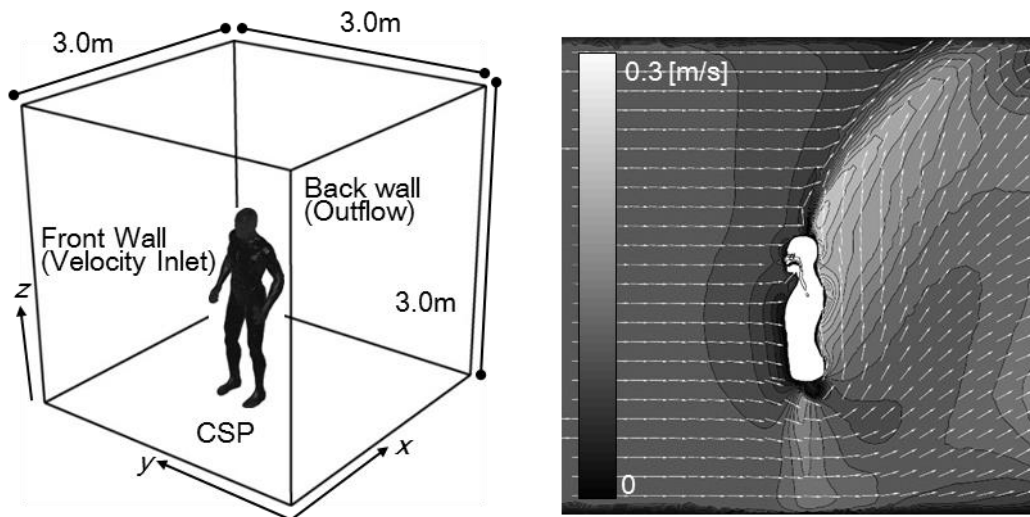


図-4.11 解析対象空間の概要及び人体周辺の流れ場解析結果

室内環境の評価要素として流れ場と共に温度場、湿度場の連成解析を行う。人体の皮膚表面温度は室内環境の対流・放射解析と人体熱モデルの連成解析により計算される。室モデルの流入温度は  $T_{in}=25^{\circ}\text{C}$ , 湿度は  $\phi_{in}=50\%RH$  (絶対湿度で  $0.009925\text{ kg/kg}'$ )を与え、流出面の温度及び湿度条件は勾配 0 として設定した。数値気道モデルの壁面境界条件は 2-Node モデルからリアルタイムで計算されたコア温度  $T_{cr}$ を気道内壁面温度として入力し、ぬれ率  $w=0.99$ の状態を湿度条件として与えるが、本研究では気道内壁面における温度及び湿度の分布は考慮せず一様として設定する。また、非定常呼吸サイクルによる吸気と呼気を再現するために、気管支末端の開口面を呼気・吸気時に合わせて流入及び流出境界とされるように圧力境界条件を設定するが、呼気モードの場合、温度及び湿度に関して何らかの境界条件を与える必要があるため、コア温度  $T_{cr}$ を気管支各細分岐開口面の流

入温度として与える( $T_{in(airway)}=T_{cr}$ ). 湿度の場合は, 肺胞の中ではほぼ飽和状態であると想定して,  $\phi_{in(airway)}=99\%RH$  を与える.

表 4-2 に本解析の解析条件及び境界条件の一覧を整理して表す.

表-4.2 数値解析条件及び境界条件一覧

乱流モデル	Low Re Number Type $k-\epsilon$ model (Abe- Kondoh- Nagano Model, 3D Cal.)
解析格子	Numerical Respiratory Tract Model: 7.6 million tetrahedral mesh (Unstructured) Analytical domain around the CSP: 2.4 million prism&tetrahedral mesh (Unstructured)
アルゴリズム	SIMPLE (Unsteady)
差分スキーム	Convection Term: QUICK
流入条件 (数値気道モデル)	$Q_{in}$ = see Figure 4-2 (unsteady) $k_{in}=3/2 (U_{in} \times 0.05)^2$ , $\epsilon_{in}=C_{\mu}^{3/4} k_{in}^{3/2} l_{in}$ $T_{air}$ , $\phi_{in}$ : feedback from CSP simulation
流入条件 (単純室モデル)	Velocity Inlet, $V_{in,r} = 0.1m/s$ $T_{in,r} = 298K$ , $\phi_{in,r} = 50\%RH$
流出条件 (数値気道モデル)	Boundary type : Pressure boundary Backflow condition : 309.8K, 99%RH
流出条件 (単純室モデル)	$U_{out}$ =Free slip, $k_{out}$ =Free slip, $\epsilon_{out}$ =Free slip
壁面条件 (数値気道モデル)	Velocity: no slip Temperature ; $T_{wall\ surface}$ : calculated by 2-node model( $T_{cr}$ ) Humidity ; Skin wettedness $w = 0.99$
壁面条件 (数値人体モデル)	Velocity: no slip Temperature and humidity : calculated by 2-node model( $T_{sk}$ )
壁面条件 (単純室モデル)	Velocity: no slip Temperature and humidity: adiabatic
その他	Radiation model: S2S model, Ray tracing method Metabolic rate $M=75.5W/m^2$ Body weight $W=65kg$ Body surface area $BSA= 1.745m^2$

### 4.5.3 完全統合型数値人体モデルを使用した数値解析結果

人体モデルを含む単純室モデルの中央断面における温度場、湿度場解析結果を図-4.12に示す。本解析はCSPを使用し、人体周辺から気道内の領域まで連続した数値解析を実施していることにより、人体周辺領域と気道内の領域まで統合されている様子が確認できる。また、人体の前方からの流入空気により、人体皮膚表面から発生する熱と水分が人体後方に移動すると共に人体の発熱により形成される上昇気流の影響で流出面の上部に向かって移動している様子が確認できる。

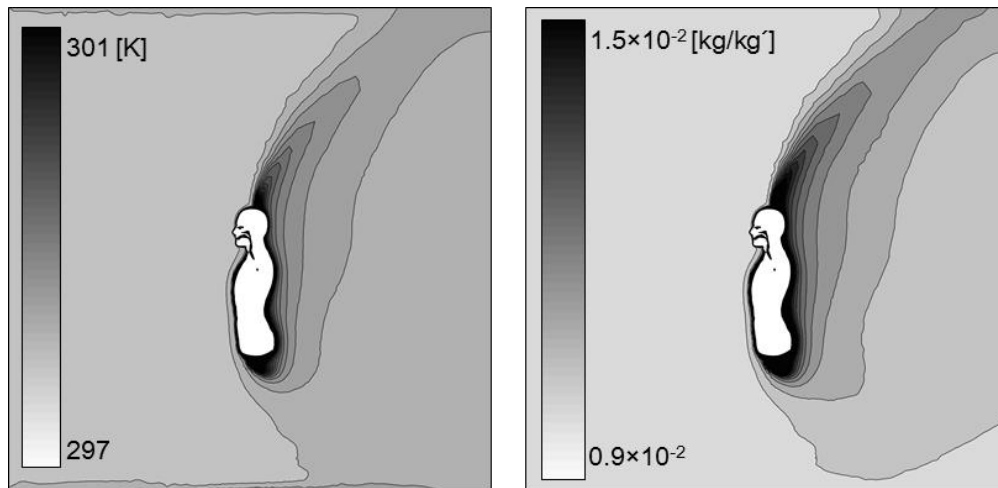
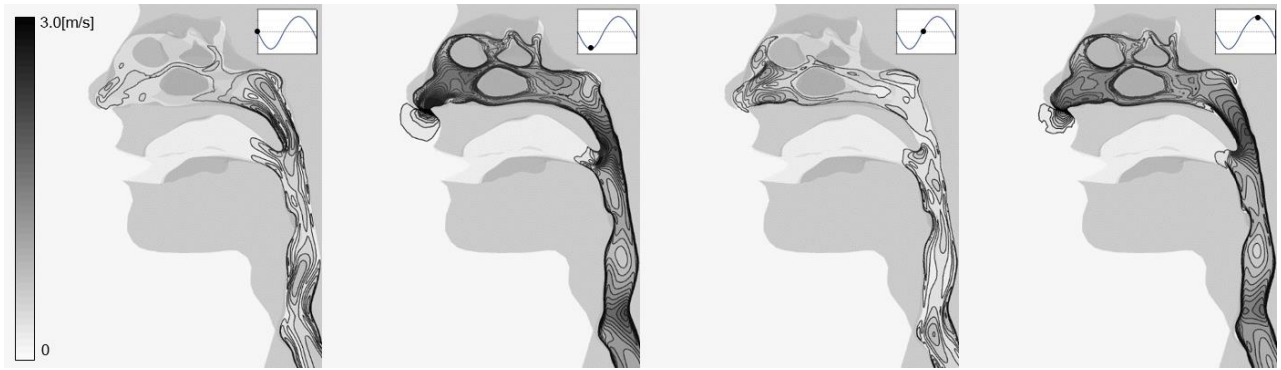


図-4.12 人体周辺の温度分布及び湿度分布解析結果

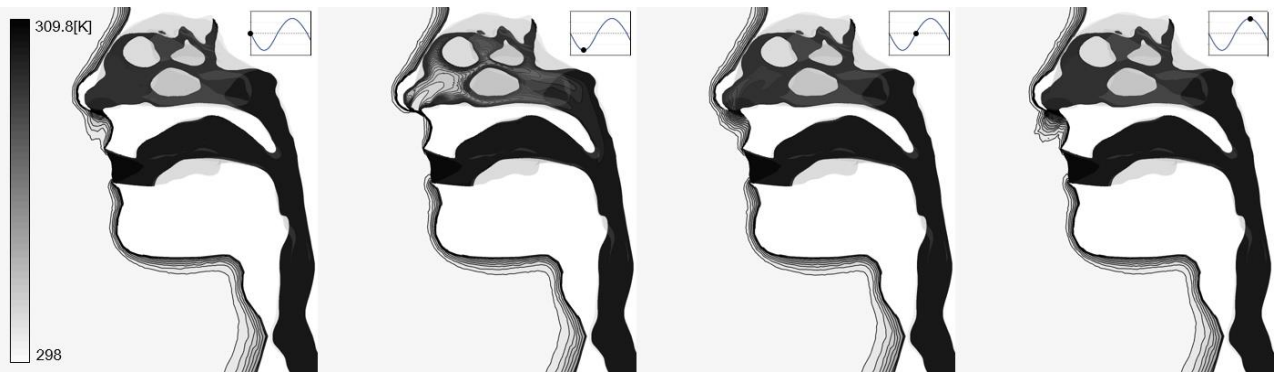
図-4.13は、時間変化に伴う呼吸域及び気道内の風速、温度、湿度分布の解析結果を示しているが、呼吸サイクルに合わせて時間変化する流れ場、温度場、湿度場の様子が認められる。気道内での熱・水分交換に関しては、気道内に流入された室内空気が咽頭や喉頭に到達する前に殆どの熱・水分交換が鼻腔内の壁面から行われ、気管及び気管支での熱・水分交換量はほぼないということが確認される。

また、本解析では、口呼吸条件は考慮していないため、口腔内にて気流が滞留し、それにより高温、高湿の状態になっている様子が確認される。



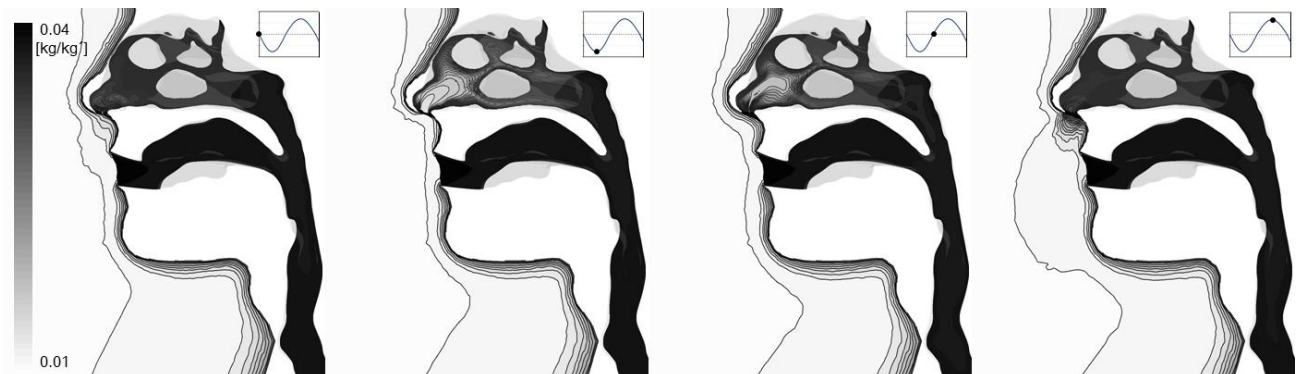
(1)  $t = 0s$       (2)  $t = 1s$ (最大流入風速)      (3)  $t = 2s$       (4)  $t = 3s$ (最大流出風速)

(a) 流れ場解析結果



(1)  $t = 0s$       (2)  $t = 1s$ (最大流入風速)      (3)  $t = 2s$       (4)  $t = 3s$ (最大流出風速)

(b) 温度場解析結果



(1)  $t = 0s$       (2)  $t = 1s$ (最大流入風速)      (3)  $t = 2s$       (4)  $t = 3s$ (最大流出風速)

(c) 湿度場解析結果

図-4.13 時間変化に伴う呼吸域及び気道内の風速, 温度, 湿度分布解析結果

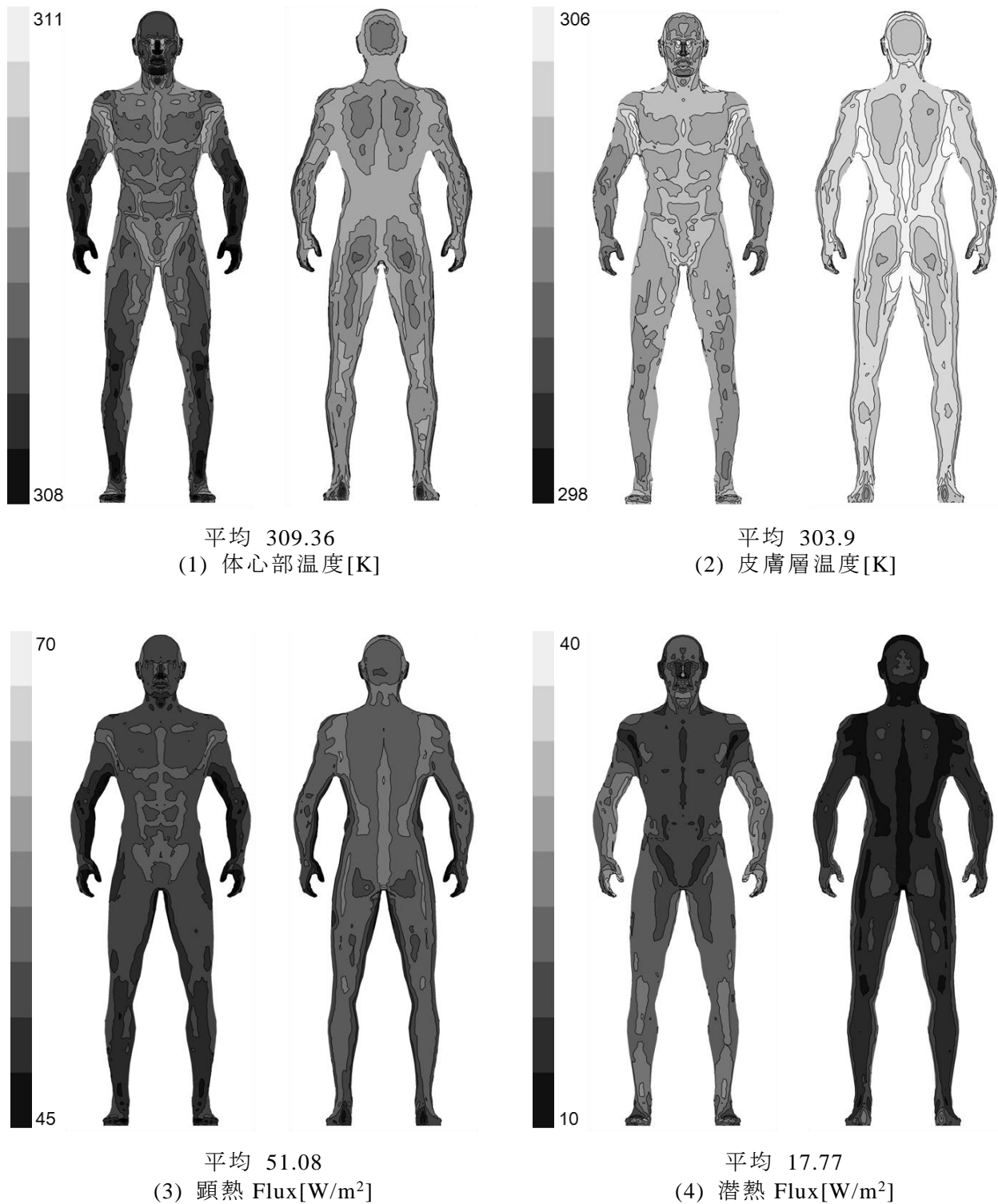


図-4.14 CSPを使用した人体熱モデルの改善結果

図-4.14 は CSP を使用した数値気道モデルとの連成による人体熱モデルの改善結果を示す。前解析と同様に、人体の複雑な幾何形状を再現した数値人体モデルの特徴として、人体表面の顕熱・潜熱フラックスの不均一な分布が確認される。

面積加重平均により算出した平均皮膚温度の場合、人体熱モデル修正前の結果より0.59K上昇していることから、流入空気温度とのポテンシャル差の増加により人体皮膚表面の顕熱フラックスが約

21.9%増加していることが分かる。皮膚からの潜熱フラックスの場合、皮膚温度の上昇に伴い不感蒸泄による潜熱損失量が増加し、修正前の結果より20.3%増加していることが確認される。

#### 4.6 考察

表-4.3 に各連成手法による呼吸熱損失予測精度の改良結果を整理して示す。数値気道モデルのCFD解析により算出された対流熱伝達率を用いて呼吸による顕熱損失量を修正した結果、 $0.75\text{W/m}^2$ となり、(3-17)式による概算値( $C_{res}=0.95\text{W/m}^2$ )より約80%程度の値となるが、潜熱損失量の修正は実施しないため、総量としての呼吸熱損失分 $Q_{res}=6.67\text{W/m}^2$ となり、既存の概算値( $6.87\text{W/m}^2$ )より3%減少していることを確認した。また、CSPを用いた気道内CFD解析の場合、非定常呼吸サイクルを組み込んだ非定常解析を実施しているため、気道内壁面からの顕熱・潜熱フラックスが時間変化するが、時間平均値としては顕熱の場合 $0.64\text{W/m}^2$ 、潜熱の場合 $7.09\text{W/m}^2$ となり、(3-17)式による概算値( $C_{res}=0.95\text{W/m}^2$ ,  $E_{res}=5.92\text{W/m}^2$ )と比較すると顕熱の場合は約60%、潜熱の場合は約120%程度の値となっている。このような2つの修正方法により予測精度を改良した人体側のコア温度、皮膚温度、顕熱・潜熱フラックスを表-4.4に整理して示す。

表-4.3 各連成手法による呼吸熱損失予測精度の改良結果

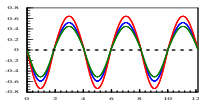
Case	呼吸条件	顕熱損失( $C_{res}$ )		潜熱損失( $E_{res}$ )		合計 [ $\text{W/m}^2$ ]
		算出方法	結果 [ $\text{W/m}^2$ ]	算出方法	結果 [ $\text{W/m}^2$ ]	
2-node model 基本式	-	$0.0014M(34 - t_a)$ (Constant)	0.95	$0.00017M(5867 - p_a)$ (Constant)	5.92	6.87
対流熱伝達率の 修正	呼吸流量 7.5L/min (定常状態)	$h_{c,res} \cdot \left( \frac{A_{res}}{A_D} \right) (34 - t_a)$	0.75	$0.00017M(5867 - p_a)$ (Constant)	5.92	6.67
CSPを用いた 連成解析	 非定常呼吸サイクル	気道内壁面の 対流, 放射熱損失量を リアルタイム解析	0.64 (平均)	気道内壁面の 水分移動量を リアルタイム解析	7.09 (平均)	7.73 (平均)

表-4.4 人体熱モデルの修正による人体熱収支の変化

	修正前	対流熱伝達率の 修正	CSP を用いた 連成解析
呼吸熱損失 [ $\text{W/m}^2$ ]	6.87	6.67	7.73
コア温度 [K]	309.49	309.55	309.36
皮膚温度 [K]	303.82	304.05	303.9
顕熱 Flux [ $\text{W/m}^2$ ]	50.37	55.53	51.08
潜熱 Flux [ $\text{W/m}^2$ ]	21.09	18.07	17.77

本研究では、人体熱モデルを導入した数値人体モデルの解析、また人体熱モデルを改善した2種類の解析を実施したが、全ての解析において実時間(300.0 秒)までを解析目標時間として設定している。そこで表-4.4の結果は2-Nodeモデルによる皮膚表面温度及び熱収支予測結果として完全に定常状態まで解析を行ったものではなく、非定常状態の途中段階の結果を示している。このような理由で人体熱モデルの修正方法による改善効果の相互比較は今後の予定とするが、本解析結果からは呼吸による熱損失の変化が人体熱モデルの方にフィードバックされ、一定量の影響を与えていることが確認できる。

数値気道モデル内のCFDによる流れ場解析の予測精度はPIV実験による実験データにて検証済みであり、必要十分な予測精度であると判断できる<sup>4-5,4-6)</sup>が、対流熱伝達量解析の際の気道内壁面条件、呼気(吐出)条件における気管支細分岐開口面からの流入境界条件の設定方法や設定値が解析結果に及ぼす影響に関しては、現時点では適切な精度検証用実験データ(in vivo ならびに in vitro を含む)が蓄積されていない。人体モデルに数値気道モデル内の詳細なCFD解析を統合させることが、人体熱モデルの本質的な予測精度向上に寄与しているか否かは今後の検証用データの蓄積に伴い検討する必要があるが、数値気道モデル内の詳細CFD解析結果を導入した2-Nodeモデルの修正が皮膚表面温度分布に有意な影響を及ぼす程、支配的とはならないことは確認されたと云えよう。前述のとおり、本章で用いた詳細な気道モデルによる熱・水分移動解析は、相対的に単純な人体熱モデルである2-Nodeモデルの予測精度と比較して、精緻さがバランスしていないと判断される。この問題は、高次のMulti-node型の人体熱モデルを採用することで改善されると思われ、その結果は今後の課題として報告する予定である。

#### 4.7 結語

本章では、2-Node モデルの呼吸熱損失の予測精度を改善するために、数値気道モデルを用いた数値解析結果を2-Node モデルにフィードバックし、顕熱損失  $C_{res}$  及び潜熱損失  $E_{res}$  の予測精度を改善する2つの手法に関して報告した。始めに、数値気道モデルを用いた流れ場、温度場解析を独立して実施し、解析結果としての気道内対流熱伝達率を人体熱モデル側に適用し、呼吸による顕熱損失分の予測精度を改良する簡易連成手法を、続いて気道モデルが完全統合された CSP を使用し、呼吸サイクルを組み込んだ数値気道モデルの非定常解析による呼吸熱損失量を人体熱モデルにリアルタイムフィードバックを行う手法の、二つの改善手法の妥当性や人体皮膚温度制御に及ぼす影響を定量的に確認した。

本章で得られた成果を整理して以下に示す。

1)数値気道モデル内の CFD 解析により計算された対流熱伝達率を2-Node モデルに導入し、呼吸による顕熱損失分の予測精度を改善した結果、呼吸熱損失  $Q_{res}=6.67\text{W/m}^2$  となり、既存の概算値 ( $6.87\text{W/m}^2$ )より3%減少することに伴い、皮膚表面温度は  $0.23\text{K}$ 、顕熱フラックスは  $5.16\text{W/m}^2$  増加した。

2)完全統合型数値人体モデル(CSP)を使用し、非定常連成解析による呼吸熱損失の改善結果、呼吸熱損失  $Q_{res}=1.32\text{W/m}^2$  となり、既存の概算値 ( $6.87\text{W/m}^2$ )より81%減少することに伴い、皮膚表面温度は  $0.59\text{K}$ 、顕熱フラックスは  $11.03\text{W/m}^2$  増加した。

3) 数値気道モデル内の詳細な CFD 解析結果を導入した2-Node モデルの修正が皮膚表面温度分布に有意な影響を及ぼす程の支配的とはならないことを確認した。

数値気道モデルを統合した包括的な数値人体モデルは、人体周辺の熱環境評価に加え、空気質評価、特に経気道暴露濃度の高精度予測に伴う健康影響予測に貢献できる可能性を秘めている。次章では、室内空気質の良否が与える人体への影響予測の第一段階として CSP を用いた経気道暴露濃度解析を行った事例を紹介し、その予測結果から検討した汎用的使用の可能性について報告する。

注1) CT 値とは CT 画像の濃度値を示す数値で、一般には水を CT 値=0、空気を CT 値=1000 としてグレースケールで表現したものである。本研究で使用した CT 画像では CT 値=150 の3次元濃度コンタが気道幾何形状に一致した。



注 2) 本研究で使用した CT の画像解像度は最小値が 40 $\mu\text{m}$  であり, この精度は CFD による流れ場解像スケールよりも 1 オーダ小さいため, CFD 用のメッシュを生成する際に表面の平滑化(スムージング)処理を行った. 平滑化はソフトウェアに実装されている多項式適合法をベースとしたアルゴリズムを用いている.

#### [参考文献]

- 4-1) Z. Ren et al, Prediction of personal exposure to contaminant sources in industrial buildings using a sub-zonal model, *Environmental Modelling & Software* 20, 2005, pp.623-638
- 4-2) Tatsuya Hayashi, Yoshiaki Ishizu, Shinsuke Kato, Shuzo Murakami, CFD analysis on characteristics of contaminated indoor air ventilation and its application in the evaluation of the effects of contaminant inhalation by a human occupant, *Building and Environment*, Vol. 37 (2002), pp.219-230
- 4-3) Li, X, Inthavong, K and Tu, J 2012, 'Particle inhalation and deposition in a human nasal cavity from the external surrounding environment', *Building and Environment*, vol. 47, no. 1, pp. 32-39
- 4-4) Inthavong, K, Ge, Q, Li, X and Tu, J 2012, 'Detailed predictions of particle aspiration affected by respiratory inhalation and airflow', *Atmospheric Environment*, vol. 62, pp. 107-117.
- 4-5) Nguyen Lu Phuong, 伊藤一秀:数値気道モデルの開発と気道内対流熱伝達・粒子拡散予測:空気調和衛生工学会論文集, No.190, pp.31-39, 2013.01
- 4-6) Nguyen Lu Phuong, 平瀬公太, 荒巻森一朗, 伊藤一秀:アクリル製詳細モデルを用いた気道内流れ場のPIV計測とCFD解析結果の精度検証:空気調和衛生工学会論文集, No.207, pp.1-7, 2014.06
- 4-7) Gupta, J.K., Lin, C.-H., and Chen, Q. Flow dynamics and characterization of a cough: *Indoor Air* 2009; 19: pp.517-525, 2009
- 4-8) Gupta, J.K., Lin, C.-H., and Chen, Q. Characterizing exhaled airflow from breathing and talking: *Indoor Air* 2009; 20: pp31-39, 2009
- 4-9) Yosuke Kadota, Toshiki Matsuo, Sung-Jun Yoo, Nguyen Lu Phuong, Kazuhide Ito : Development of Computer Simulated Person with Numerical Airway model, Part 3 Breathing Air Quality Prediction by Improved Unsteady Breathing Flow Model: *Indoor Air* 2014, Paper ID: HP0732, 2014
- 4-10) Kazuhide Ito: Integrated Numerical Approach of CFD and Epidemiological Model for Multi-scale Transmission Analysis in Indoor Spaces : *Indoor and Built Environment*; 23 (7), pp.1029-1049, 2014

- 4-11) 伊藤一秀:経気道暴露を前提としたPBPK-CFD手法による健康リスク予測に関する現状と展望:日本建築学会九州支部研究発表会・研究報告, pp225-228, 2015.3
- 4-12) Gagge, A.P., Fobelets, A.P. and Berglund, L.G. A Standard Predictive Index of Human Response to the Thermal Environment, ASHRAE Transactions 92, pp709-731, 1986
- 4-13) Abe, K., Kondoh, T., A new turbulence model for prediction fluid flow and heat transfer in separating and reattaching flows-I. Flow field calculations, Journal of Heat and Mass Transfer 37: pp.139-151, 1994
- 4-14) ANSYS/ Fluent ver 14.5, User Manual, 2014

**[本章に関連した既発表文献]**

- (1) Sung-Jun Yoo, 伊藤一秀:数値気道モデル内の対流熱伝達解析による人体熱モデルの改良気道モデルを統合した数値人体モデルの開発 第1報, 日本建築学会環境系論文集 第80巻 第709号, pp.229-238, 2015.3
- (2) Sung-Jun Yoo, Toshiki Matsuo, Nguyen Lu Phuong, Kazuhide Ito : Development of Computer Simulated Person with Numerical Airway model, Part 2 Improved Thermo-Regulation Model with Heat and Moisture Transfer Detail Analysis in Respiratory Tract : Proceedings of Indoor Air 2014, Paper ID: HP0541
- (3) Sung-Jun Yoo, Toshiyuki Matsuo, Nguyen Lu Phuong and Kazuhide Ito : Development of Computer Simulated Person with Thermo-Regulation and Numerical Airway Model: Proceedings of YSRIM 2014, pp68-78

## 第5章 完全統合型数値人体モデル(CSP)を使用した呼吸空気質及び経気道暴露濃度予測

### 5.1 序

一日の過半の時間を室内にて過ごす現代社会において、室内での滞在時間が増加することは室内空気質の良否が人体に与える影響が甚大であることを意味する。このような背景の基に本研究は、健康・快適な室内環境を創造するために室内熱環境及び室内空気環境の総合評価が可能である完全統合型数値人体モデル(Computer Simulated Person, CSP)を開発することを目的としている。第3章及び第4章では、室内熱環境の高精度予測が可能な評価手法を確立するために、非定常人体熱モデルを統合の上、数値気道モデルが物理的に統合された完全統合型数値人体モデル(Computer Simulated Person, CSP)を使用し、気道内の熱・水分移動量解析結果を人体熱モデルにフィードバックさせることで人体における室内熱環境の影響を評価すると共にその予測精度を改良した結果を報告した。

このような室内熱環境の評価に加えて、本章では室内滞在中の人を想定し人体における室内空気質の影響を高精度に把握するために、室内空間から鼻腔面を介して気道内の領域まで連続した領域の高精度解析が可能である CSP のメリットに着目し、室内の汚染物質挙動を想定した経気道暴露濃度を予測した結果を報告する。

### 5.2 呼吸空気質及び経気道暴露濃度解析の概要

#### 5.2.1 室内汚染物質挙動を想定した数値解析概要

本章では、室内の汚染物質挙動を想定した数値解析を行うために、室内環境中に CSP を設置し、室内スケールの濃度分布から人体周辺・呼吸域に形成される不均一な濃度分布、また更に気道内の濃度分布までを連続して解析する。経気道暴露濃度の予測のために、前章での数値解析と同様に、非定常人体熱モデルの 2-Node モデルを組み込んだ上で、流れ場、温度場、湿度場及び汚染物質濃度場の解析を行い、経気道暴露濃度を予測する。室内での汚染物質挙動の変化による経気道暴露リスクを評価するために、人体の前方に等間隔で 9ヶ所の基準面を想定し、Passive Contaminant と見なした室内汚染物質が各基準面を通過する場合の経気道暴露濃度の変化を定量的に把握する。また本章では、在室者の体勢の変化に伴う人体周辺の微気候の変化に加え、汚染物質の経気道暴露濃度の変動を定量的に評価するために、立位と座位の二種類体勢を想定した CSP を仮想空間内に配置し、数値解析を行う。

### 5.2.2 解析条件及び境界条件

本章の数値解析は、前章と同一である  $3\text{m} \times 3\text{m} \times 3\text{m}$  の単純な立方体空間を対象とし、その中心に CSP を位置した条件で流れ場、温度場、湿度場、汚染物質濃度場の連成解析を行う。流れ場の解析には、人体の皮膚表面及び気道内の壁面の粘性底層を詳細に解析するために低  $Re$  型  $k-\varepsilon$  モデル (Abe-Kondoh-Nagano モデル) を使用して数値解析を行う。計算アルゴリズムは SIMPLE 法、移流項の差分スキームは QUICK, その他の差分スキームは中心差分 (First Order Upwind) を使用する。基本的な流れ場解析条件は前章 (第3章, 第4章) と同一であり, 流入条件は平均流入風速  $U_{in}=0.1\text{ m/s}$ , TI (Turbulent Intensity) は 10% と設定し, 流出面は自由流出条件 (Free slip) を与える。

人体の呼吸作用を再現するために、第3章にて用いた非定常呼吸サイクルにより計算された風速の瞬時変化を鼻腔面 (人体周辺と気道内の境界面) に境界条件として与える。数値気道モデルの流出境界面である気管支第4分岐の末端には圧力境界条件 (Gauge pressure=0) を与える。図-5.1 に立位モデルを使用する場合の解析対象空間の概要及び人体周辺の流れ場解析結果を一例として示す。

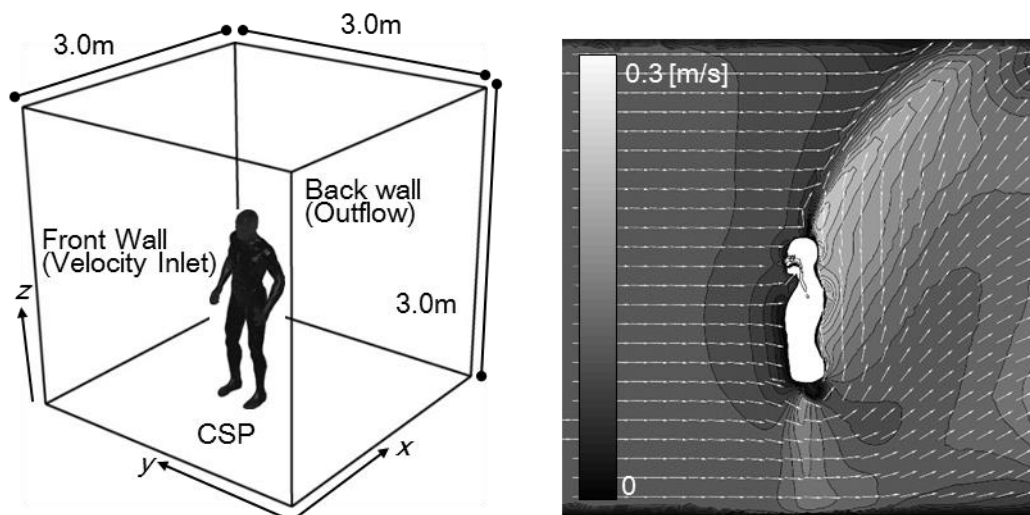


図-5.1 解析対象空間の概要及び人体周辺の流れ場解析結果

室内環境の評価要素としては流れ場と共に温度場、湿度場の連成解析を行う。人体の皮膚表面温度は室内環境の対流・放射解析と人体熱モデルの連成解析により計算される。室モデルの流入温度は  $T_{in}=25^{\circ}\text{C}$ , 湿度は  $\phi_{in}=50\% \text{RH}$  (絶対湿度で  $0.009925\text{ kg/kg}'$ ) を与え, 流出面の温度及び湿度条件は勾配 0 として設定した。数値気道モデルの壁面境界条件は 2-Node モデルからリアルタイムで計算されたコア温度  $T_{cr}$  を気道内壁面温度として入力し, ぬれ率  $w=0.99$  の状態を湿度条件として与えるが, 本研究では気道内壁面における温度及び湿度の分布は考慮せず一様として設定する。また, 非定常呼吸サイクルによる吸気と呼気を再現するために, 気管支末端の開口面を呼気・吸気時に合わせて流入及び流出境界とされるように圧力境界条件を設定する。ただし, 呼気モードの場合, 温度

及び湿度に関して何らかの境界条件を与える必要があるため、コア温度  $T_{cr}$  を気管支各細分岐開口面の流入温度として与える( $T_{in(airway)}=T_{cr}$ ). 湿度の場合は、肺胞の中ではほぼ飽和状態であると想定して、 $\phi_{in(airway)}=99\%RH$  を与える.

経気道暴露濃度の解析のために、人体の前面に9ヶ所の基準面を設定した上、基準面を通過する気流は代表濃度(汚染物質発生量と解析領域に流入する空気量より計算される完全混合濃度)が1になるように  $C_{\#1-\#9}=1.0$  の固定濃度を与える. 図5-2に汚染物質が通過する9ヶ所の基準面の位置とCSPの相対位置関係を示す. 位置設定に関しては、鼻腔面の真正面位置を基準として9ヶ所の面を配置するが、立位と座位状態の鼻腔面位置が異なるため、鼻腔面位置の鉛直変化に合わせて基準面を配置している.

各基準面は人体より上流側に設定されているため、室内に存在する汚染物質が各基準面を通過し、Passive Contaminantと想定した汚染物質の濃度が代表濃度1.0とされると共に流入空気に輸送されて人体呼吸域まで到達するように想定している. この基準面は、特定の室内空気汚染状況を想定したものではなく、経気道暴露濃度予測シミュレーションの適用可能性を議論するための仮想的に構成した設定条件である.

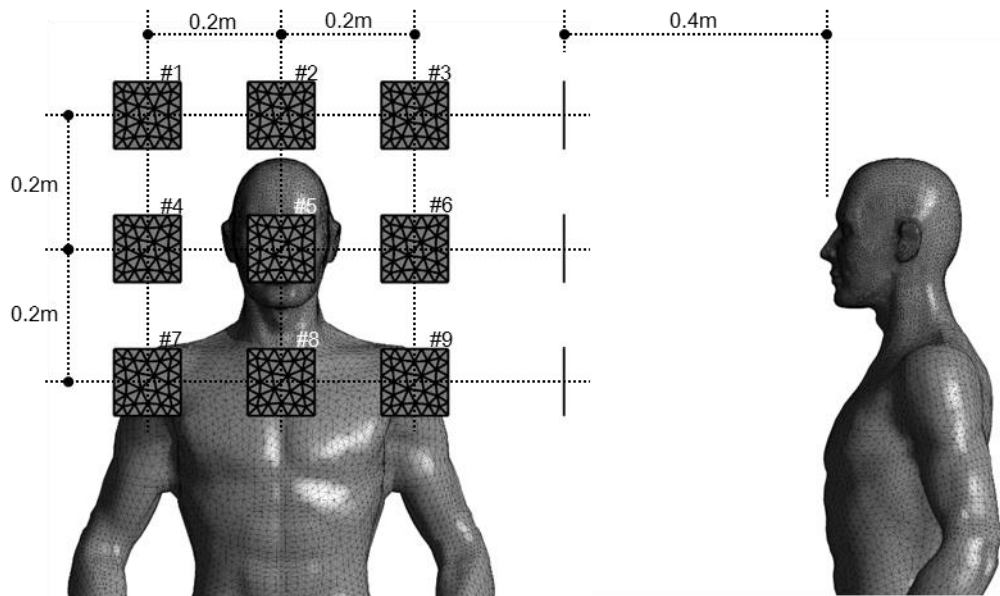


図5-2 汚染物質が通過する9ヶ所の基準面の位置

本章の解析は、呼吸に伴う気道内の汚染物質輸送現象を明確に把握するために、吸気モードの場合は鼻孔より気道内に流入した汚染物質がそのまま壁面吸着せず気道内深部へ輸送されるように条件を設定すると共に、呼気モードの場合は気管支第四分岐端部から濃度ゼロの空気が流入するように設定し、この空気により気道内濃度が希釈されて濃度低減することが確認できる条件で解析を行う. そのため、数値気道モデル内の壁面条件として、汚染物質の濃度勾配ゼロを与え、気道内壁面での

吸着を無視した条件としている。

表-5.1 に立位及び座位モデルを使用した数値解析の解析条件及び境界条件の一覧を整理して表す。

表-5.1 立位モデルを使用した数値解析の解析条件及び境界条件一覧

乱流モデル	Low Re Number Type $k-\varepsilon$ model (Abe- Kondoh- Nagano Model, 3D Cal.)
メッシュ数	Virtual Airway (inside respiratory tract): 7.6 million tetrahedral mesh (Unstructured) Analytical domain around the CSP: 2.4 million prism&tetrahedral mesh (Unstructured)
アルゴリズム	SIMPLE (Unsteady)
差分スキーム	Convection Term: QUICK
流入条件 (数値気道モデル)	$Q_{in}$ = see Figure 4-2 (unsteady) $k_{in}=3/2 (U_{in}\times 0.05)^2$ , $\varepsilon_{in}=C_{\mu}^{3/4}k_{in}^{3/2}I_{in}$ $T_{air}$ , $\varphi_{in}$ : feedback from CSP simulation
流入条件 (単純室モデル)	Velocity Inlet, $V_{in,r} = 0.1\text{m/s}$ $T_{in,r} = 298\text{K}$ , $\varphi_{in,r} = 50\%\text{RH}$
流出条件 (数値気道モデル)	Boundary type : Pressure boundary Backflow condition : 309.8K, 99%RH Backflow contaminant concentration : 0
流出条件 (単純室モデル)	$U_{out}$ =Free slip, $k_{out}$ =Free slip, $\varepsilon_{out}$ =Free slip
壁面条件 (数値気道モデル)	Velocity: no slip Temperature ; $T_{wall\ surface}$ : calculated by 2-node model( $T_{cr}$ ) Humidity ; Skin wettedness $w = 0.99$ Contaminant: gradient zero
壁面条件 (数値人体モデル)	Velocity: no slip Temperature and humidity: calculated by 2-node model( $T_{sk}$ ) Contaminant: Gradient zero
壁面条件 (単純室モデル)	Velocity: no slip Temperature, humidity and contaminant: Gradient zero (adiabatic)
汚染物質条件	基準面の濃度: 1.0(Passive Scalar)
その他	Radiation model: S2S model, Ray tracing method Metabolic rate $M=75.5\text{W/m}^2$ Body weight $W=65\text{kg}$ Body surface area $BSA= 1.745\text{m}^2$

### 5.3 数値解析結果と考察

#### 5.3.1 立位状態を想定した数値解析結果

図-5.3 に立位状態の人体周辺の温度分布及び湿度分布解析結果を示す。前章の解析結果と同様であるが、人体の前方から流入された気流により、人体皮膚表面から発生する熱と水分が人体後方に移動すると共に人体の発熱により形成される上昇気流の影響で流出面の上部に向かって移動している様子が確認される。

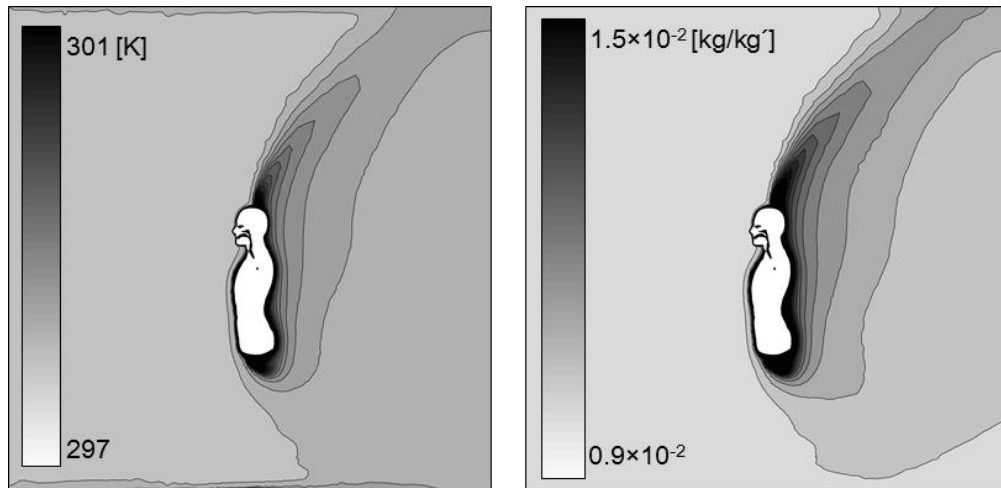
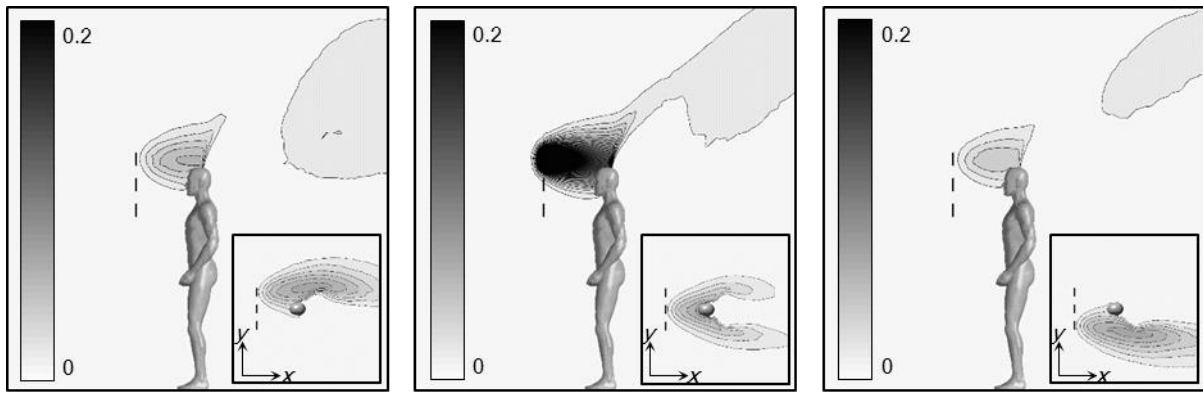


図-5.3 人体周辺の温度分布及び湿度分布解析結果

図-5.4 に室内で仮想的な汚染物質が各基準面を通過する場合の人体周辺の汚染物質濃度分布解析結果を示す。当然の結果ではあるが、汚染物質が各基準面を通過し、呼吸域までの輸送経路が異なっていることから汚染物質が人体後方の流出面に到達するまでの挙動や室内濃度分布が相違であることが確認出来る。

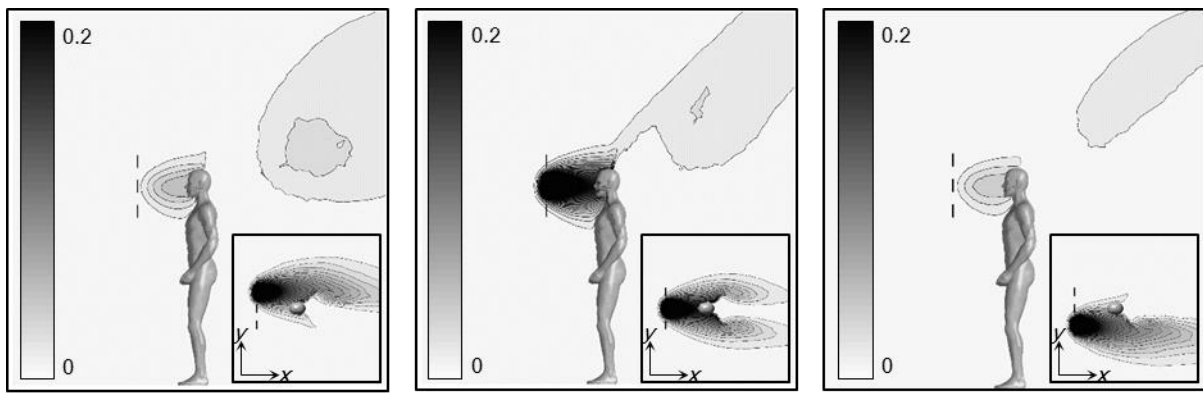
図-5.5 には鼻孔開口面における汚染物質の面積加重平均濃度の時間変化を示す。本解析では、気道内領域に汚染物質輸送現象をダイナミックに確認するために、気道モデル内壁面条件を濃度勾配ゼロに設定し、汚染物質沈着は無視すると共に気管支第四分岐の末端部からは(即ち肺方向からは)汚染物質濃度ゼロの空気が気道内に供給される条件を与えているため、鼻腔面の汚染物質濃度が呼吸サイクルの時間変化に少し遅れて変動する様子が確認される。また、汚染物質が下段の基準面(#7~#9)を通過して呼吸域まで到達する場合、人体皮膚表面の発熱により形成される上昇気流の影響を受け、上段の基準面(#1~#3)の方より呼吸域に到達する濃度が増加していることが確認できる。



(1) 基準面 #1

(2) 基準面 #2

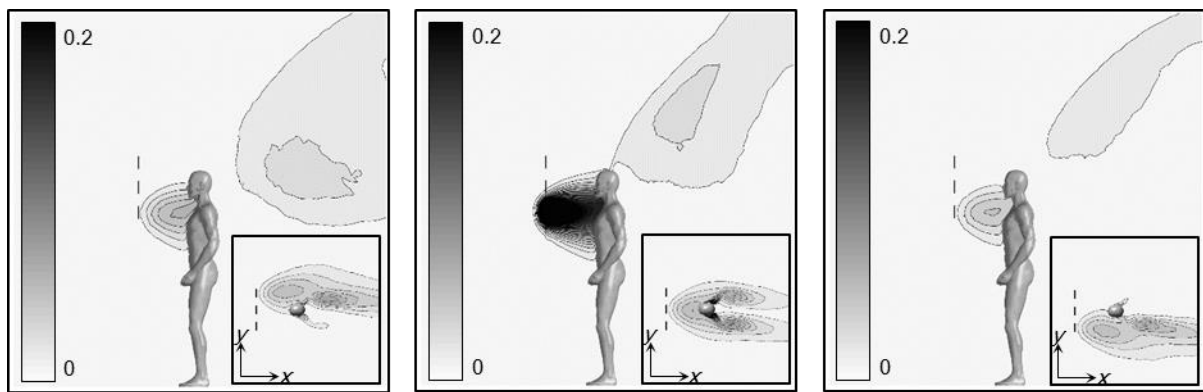
(3) 基準面 #3



(4) 基準面 #4

(5) 基準面 #5

(6) 基準面 #6



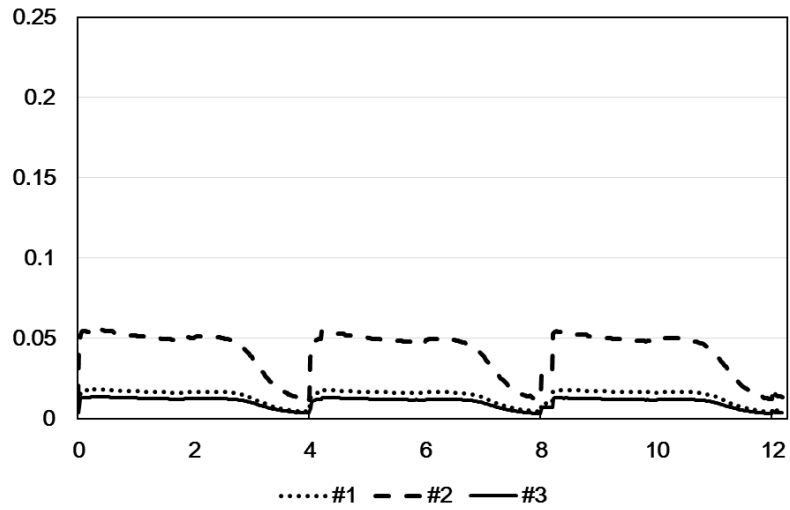
(7) 基準面 #7

(8) 基準面 #8

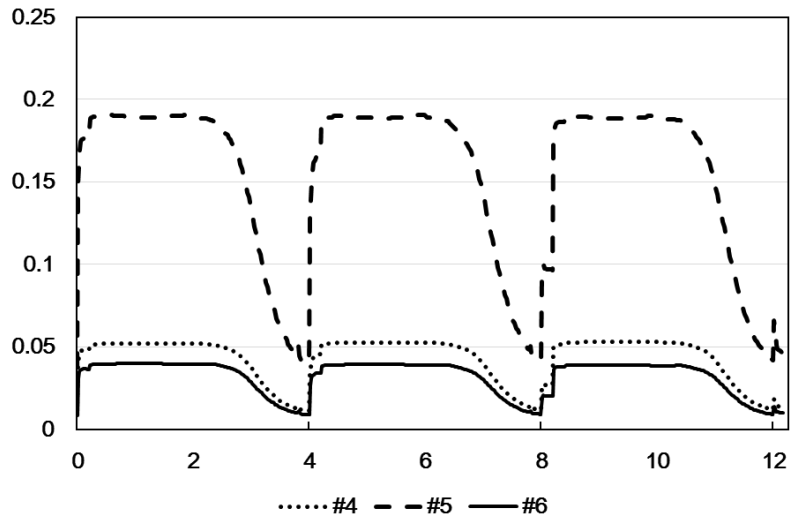
(9) 基準面 #9

図-5.4 立位モデルを用いた人体周辺の汚染物質濃度分布解析結果( $y=1.5\text{m}$ , 基準面濃度=1.0)

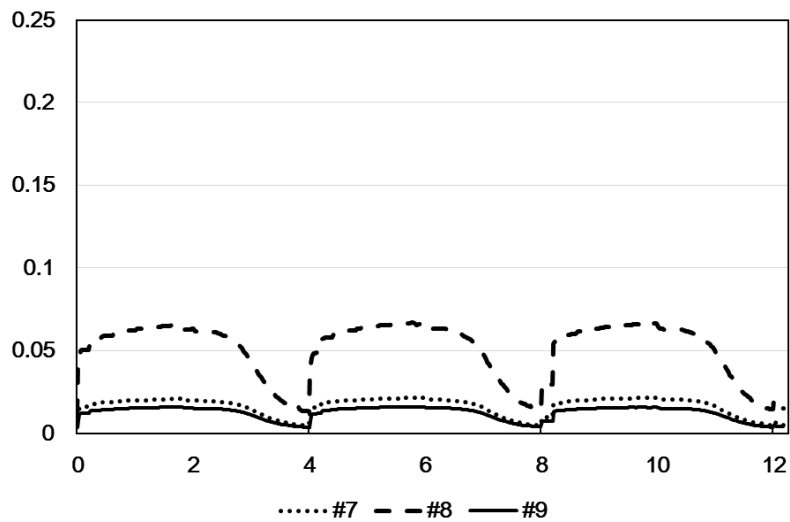




(1) 基準面#1, #2, #3 を通過した汚染物質の濃度変化



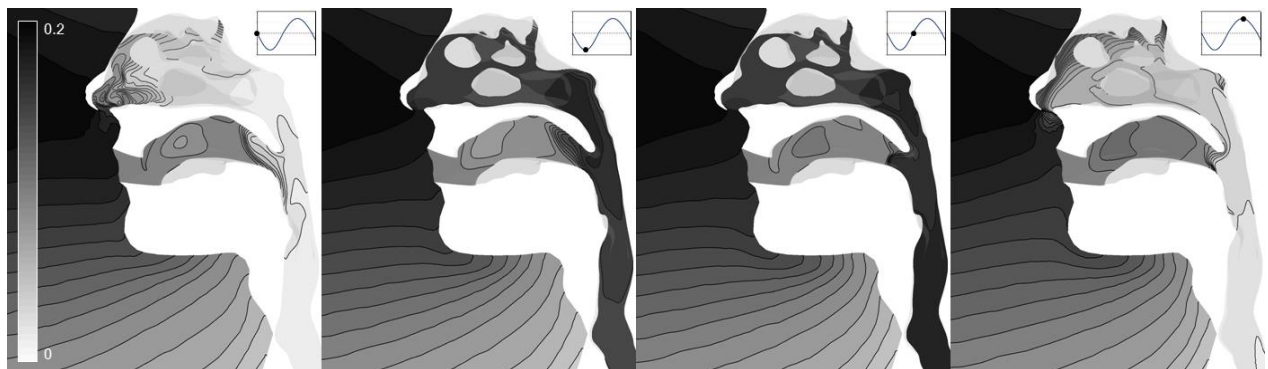
(2) 基準面#4, #5, #6 を通過した汚染物質の濃度変化



(3) 基準面#7, #8, #9 を通過した汚染物質の濃度変化

図-5.5 鼻腔開口面における汚染物質の面積加重平均濃度の時間変化(基準面濃度=1.0)

図-5.6には呼吸サイクルに合わせて時間変化する数値気道モデル内の汚染物質濃度分布の解析結果を様相が分かるように示している。ここでは、特に9箇所想定した基準面の中で、最も高濃度の汚染物質が鼻腔面に到達する場合として人体鼻頭と同一高で真正面に設定した基準面#5から呼吸域に到達した場合の気道内濃度変化を示している。本解析では、非定常呼吸サイクルによる呼吸流量の変化を鼻孔開口面に非定常風速として強制的に与える鼻呼吸条件を想定しており、口呼吸条件は考慮していないため、咽頭部より口腔内に逆流した汚染物質が口腔内に滞留し、相対的に高濃度の領域となっている様子が確認できる。

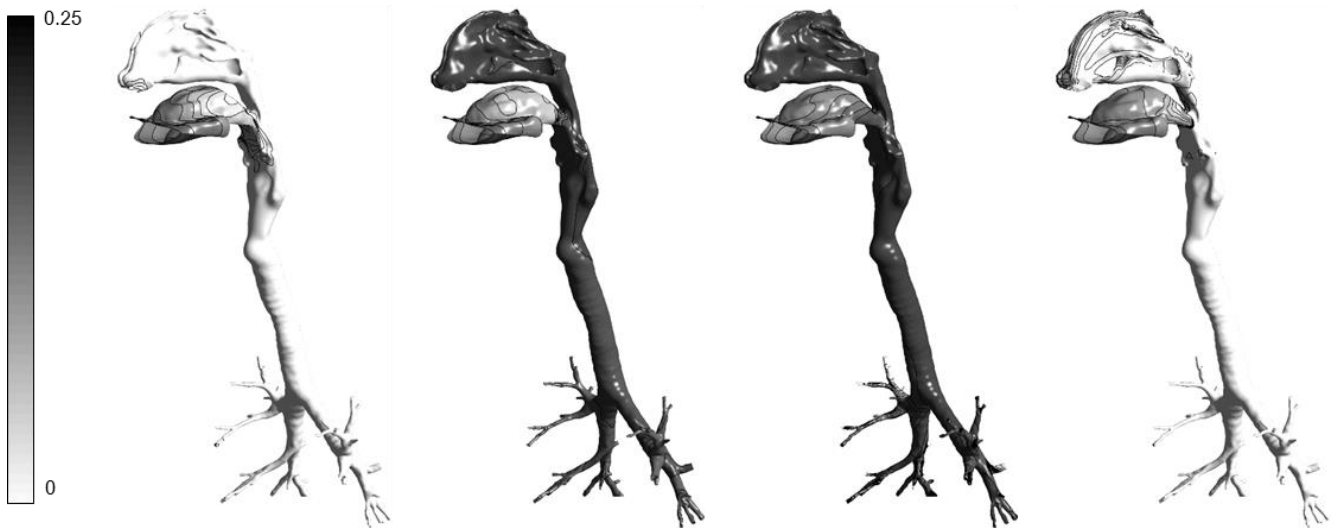


(1)  $t = 0s$       (2)  $t = 1s$ (最大流入風速)      (3)  $t = 2s$       (4)  $t = 3s$ (最大流出風速)

図-5.6 時間変化に伴う呼吸域及び気道内の汚染物質濃度分布解析結果

(1 サイクル, 基準面濃度=1.0, 基準面#5 の場合)

図-5.7は呼吸サイクルの時間変化による経気道内表面の汚染物質暴露濃度分布を示している。前述の結果と同様に、呼吸サイクルの時間変化に伴い気道内壁面の汚染物質濃度分布が変化しているが、吸気モードである  $t=1\sim 2$  の間に呼吸域に到達した汚染物質が気道内に進入し、気道内表面の汚染物質濃度が上昇する様子が確認できる。また、呼気モードである  $t=2\sim 3$  の結果では、肺から気道の方に供給される濃度ゼロの空気により気道内に滞留していた汚染物質が希釈されると共に鼻腔を通過して排出される様子も確認できる。



(1)  $t = 0s$       (2)  $t = 1s$ (最大流入風速)      (3)  $t = 2s$       (4)  $t = 3s$ (最大流出風速)

図-5.7 時間変化に伴う気道内壁面の汚染物質濃度分布解析結果

(1 サイクル, 基準面濃度=1.0, 基準面#5 の場合)

### 5.3.2 座位状態を想定した数値解析結果

図 5-8 に座位状態の人体周辺の流れ場, 温度場, 湿度場解析結果を示す. 本解析では, 座位の状態のモデルを用いたため, 人体モデルのジオメトリの変化に合わせて流れ場, 温度場, 湿度場の様子が変化していることが確認できる. また, 立位モデルを使用した解析結果と相似であるが, 人体の前方から流入された気流により, 人体皮膚表面から発生する熱と水分が人体後方に移動すると共に人体の発熱により形成される上昇気流の影響で流出面の上部に向かって移動している様子が確認される.

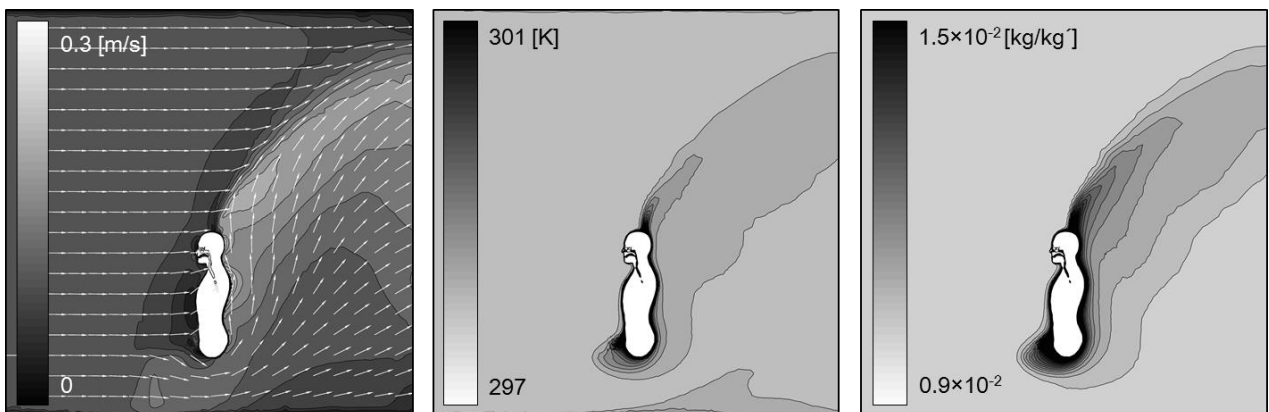


図-5.8 人体周辺の流れ場, 温度場, 湿度場解析結果

図 5-9 に座位モデルを使用した場合の人体周辺の濃度分布解析結果を示す。当然の結果ではあるが、汚染物質が各基準面を通過し、呼吸域までの輸送経路が異なっていることから汚染物質が人体後方の流出面に到達するまでの挙動や室内濃度分布が相違であることが確認出来る。

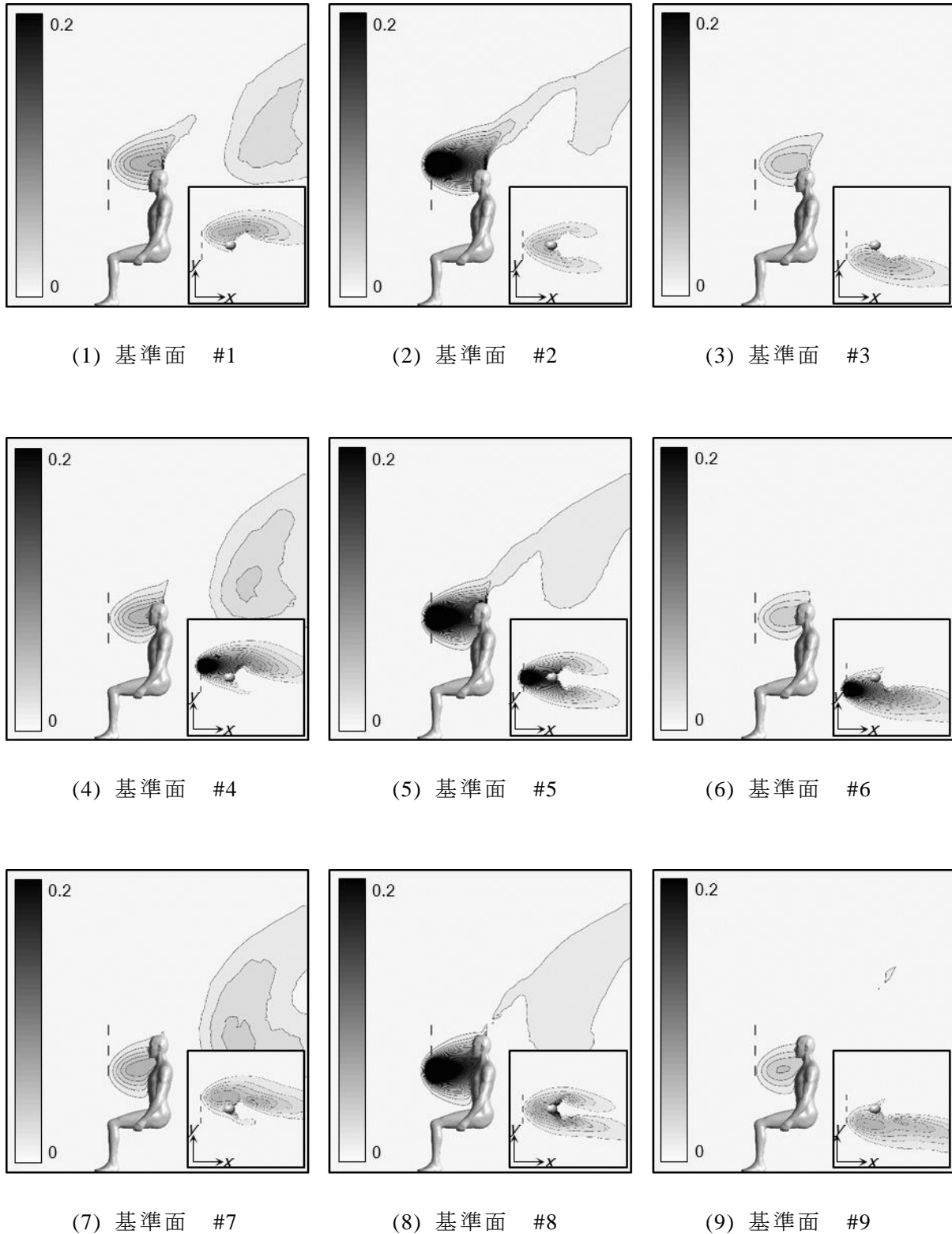
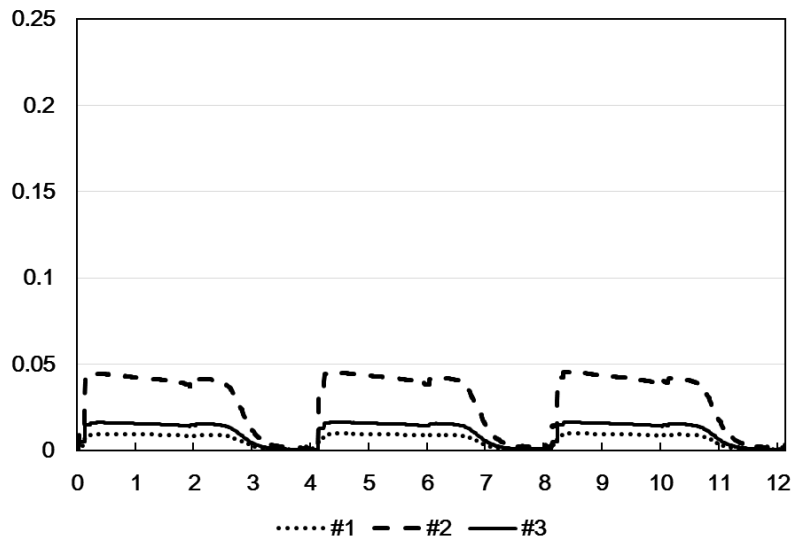
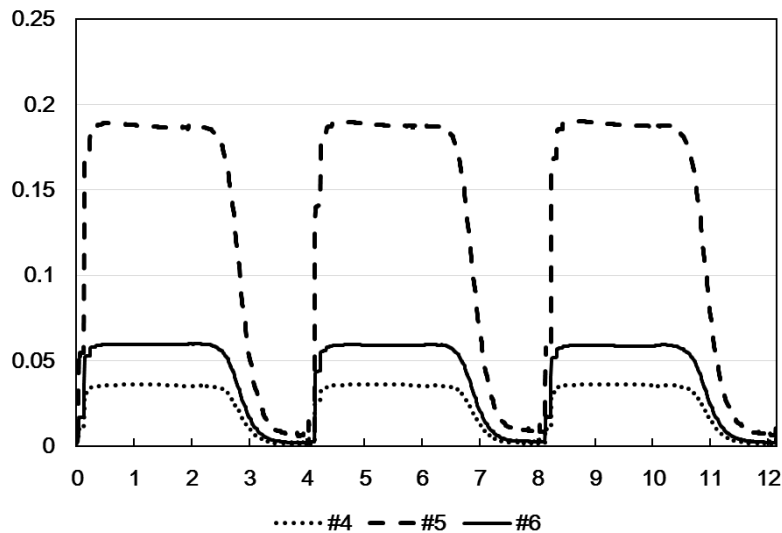


図-5.9 座位モデルを用いた人体周辺の汚染物質濃度分布解析結果( $y=1.5\text{m}$ , 基準面濃度=1.0)

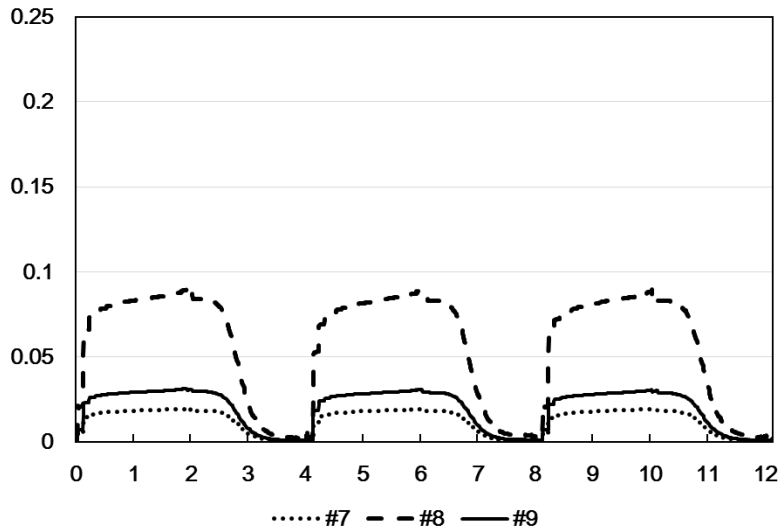
図 5-10 には立位モデルを使用した鼻孔開口面における汚染物質の面積加重平均濃度の時間変化を示す。立位モデルを用いた解析と同様に、気道モデル内壁面条件を濃度勾配ゼロに設定し、汚染物質沈着は無視すると共に気管支第四分岐の末端部からは(即ち肺方向からは)汚染物質濃度ゼロの空気が気道内に供給される条件を与えているため、鼻腔面の汚染物質濃度が呼吸サイクルの時間変化に少し遅れて変動する様子が確認される。また、汚染物質が下段の基準面(#7~#9)を通過して呼吸域まで到達する場合、人体皮膚表面の発熱により形成される上昇気流の影響を受け、上段の基準面(#1~#3)の方より呼吸域に到達する濃度が増加していることが確認できる。加えて、体勢が変化することから呼吸域前方にてより活発に形成された上昇気流の影響で立位状態を想定した解析結果より鼻腔面の汚染物質吸引濃度が増加していることが認められる。



(1) 基準面#1, #2, #3 を通過した汚染物質の濃度変化



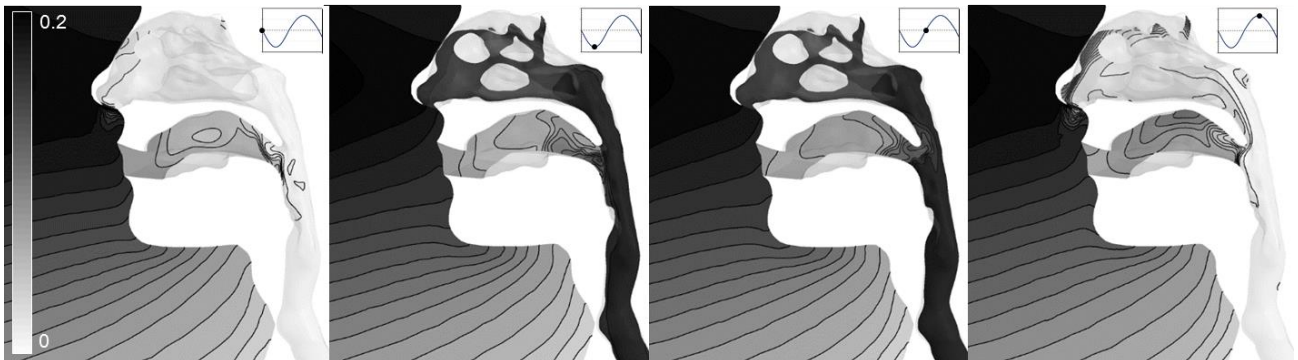
(2) 基準面#4, #5, #6 を通過した汚染物質の濃度変化



(3) 基準面#7, #8, #9 を通過した汚染物質の濃度変化

図-5.10 鼻腔開口面における汚染物質の面積加重平均濃度の時間変化(基準面濃度=1.0)

図-5.11 には呼吸サイクルに合わせて時間変化する数値気道モデル内の汚染物質濃度分布の解析結果を様相が分かるように示している。立位状態を想定した解析と同様に、9 箇所想定した基準面の中で人体鼻頭と同一高で真正面に設定した基準面#5 から呼吸域に到達した場合の気道内濃度変化を表している。また、本解析においても口呼吸条件は考慮していないため、咽頭部より口腔内に逆流した汚染物質が口腔内に滞留し、相対的に高濃度の領域となっている様子が確認される。



(1)  $t = 0s$       (2)  $t = 1s$ (最大流入風速)      (3)  $t = 2s$       (4)  $t = 3s$ (最大流出風速)

図-5.11 時間変化に伴う呼吸域及び気道内の汚染物質濃度分布解析結果

(1 サイクル, 基準面濃度=1.0, 基準面#5 の場合)

図-5.12 は呼吸サイクルの時間変化による経気道内表面の汚染物質暴露濃度分布を示している。前述の結果と同様に、呼吸サイクルの時間変化に伴い気道内壁面の汚染物質濃度分布が変化していることが確認されるが、吸気モードである  $t=1\sim 2$  の間に呼吸域に到達した汚染物質が気道内に入し、気道内表面の汚染物質濃度が上昇している。また、呼気モードである  $t=2\sim 3$  の結果では、肺か

ら気道の方に供給される濃度ゼロの空気により気道内に滞留していた汚染物質が希釈されると共に鼻腔を通過して排出される様子が確認される。立位状態を想定した解析結果との比較では、人体周辺流れ場の変化が気道内壁面濃度分布の形成に影響していることが確認できる。

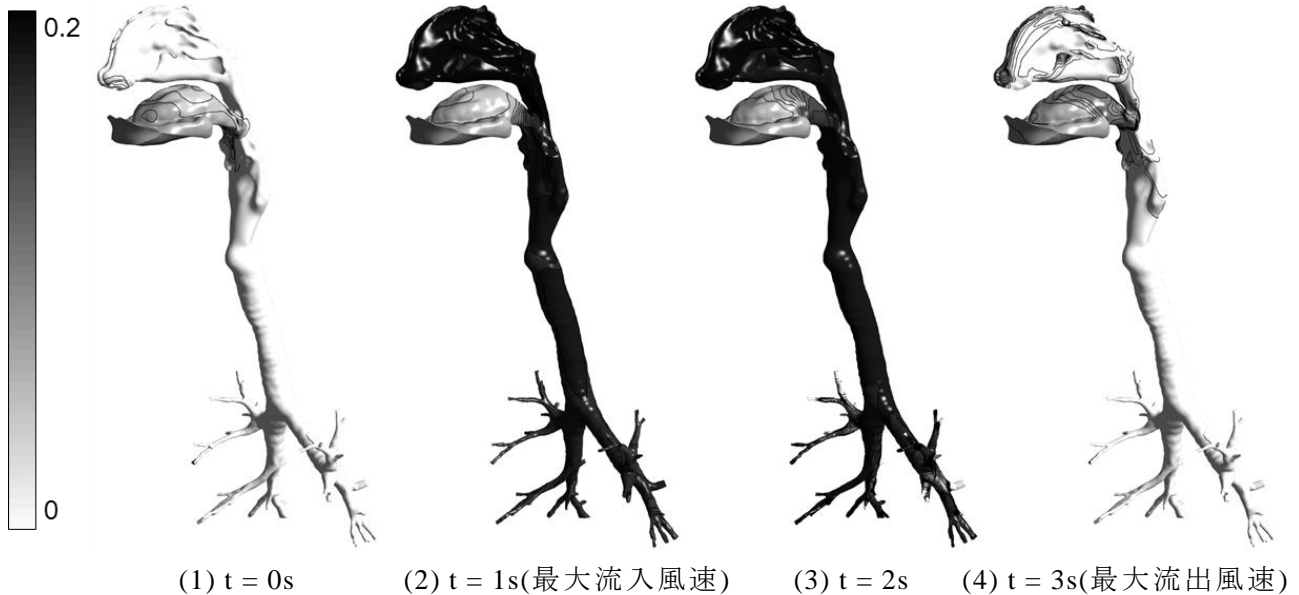


図-5.12 時間変化に伴う気道内壁面の汚染物質濃度分布解析結果

(1 サイクル, 基準面濃度=1.0, 基準面#5 の場合)

### 5.3.3 考察

本章では、汚染物質の挙動や性状が不均一な室内環境の中で在室者の経気道暴露リスクの評価のために9ヶ所の汚染物質接近経路を想定した上で、仮想空間に立位と座位状態を想定したCSPを設置し室内空間から鼻腔面を介して気道内まで連続した領域において汚染物質濃度場解析を行った。前述した解析結果より、室内環境の評価において室内熱環境に加えて室内空気環境までの総合的評価が可能であることが確認され、本章で紹介したCSPによる経気道暴露濃度予測手法は建築環境設計及び室内環境評価に適用可能であると考えられる。

また、気道内壁面における汚染物質吸着条件や、呼気時の肺側から流入される汚染物質濃度設定に関しては、解析の一例として極端な境界条件を用いた結果を報告しているが、今後の課題として、生理的薬物動態解析モデル(PBPKモデル)とCFDの連成シミュレーションにより、気道内壁面での気相濃度と沈着相濃度の関係を表すPartition Coefficientを確立することで、気道内壁面での吸着現象を正確に再現すると共に、医学・生理学分野での知見整備に合わせ、肺内でのガス状物質の交換効率を採用することで、より高精度の経気道暴露濃度予測解析が可能となると考えられる。

## 5.4 結語

本研究では、鼻腔・口腔から気管支第4分岐程度までの呼吸器系(気道)の幾何形状を詳細に再現した数値気道モデル (Virtual Airway)と実人体形状を詳細に再現したCFD解析用の数値人体モデル(Virtual Manikin)を統合したComputer Simulated Person (CSP)の開発を目指している。本章では、数値気道モデルと数値人体モデルをメッシュレベルで結合させた完全統合型の数値人体モデルを使用し、Passive Scalarを用いた詳細な気道内汚染物質濃度場解析により経気道暴露リスクの予測手法に関して報告した。

本章での解析より、経気道暴露濃度の予測において室内に形成される不均一濃度場の性状や、非定常呼吸サイクルの再現、在室者の体勢変化が経気道暴露リスクの予測結果に一定の影響を与えることを定量的に確認した。非構造系メッシュの使用が可能な汎用CFDコードの使用を前提としており、計算負荷が増大する点を除けば、研究開発分野で完全統合型の数値人体モデルを使用することに特段の問題は無く、室内空気質問題に起因する経気道暴露濃度予測や健康リスクの評価が要求される場合の環境評価ツールとして利用することが可能であると期待される。特に、環境設計の高度化により、その制御対象が室全体から居住域等の局所領域にシフトしており、さらには個人をターゲットにしたパーソナル空間の個別制御の重要性も指摘されている。このような個人空間を対象とした究極の個別制御を導入する場合の環境設計段階で、本研究結果が利用できる可能性があると判断される。

本章で得られた知見を整理すると以下となる。

1) Passive Scalarをガス状汚染物質として模擬した濃度場解析を実施した結果、室内及び呼吸域周辺の不均一な汚染物質濃度分布に加え、気道モデル内の不均一濃度分布ならびに経気道暴露濃度レベル・クリティカルな暴露部位に関する詳細情報を得ることが出来た。

2) 在室者の体勢変化(立位及び座位状態)が経気道暴露リスクとの関係に関して検討を行った結果、在室者の体勢の変化により人体周辺流れ場の性状や経気道暴露濃度に一定の影響を与えることを確認した。

3) この解析手法は、対象とする汚染物質を特定することで、経気道暴露濃度解析としての実質的な意味が向上する。本解析の予測精度改善のために、今後の課題として気道モデル内表面での汚染物質沈着モデルの高精度化と具体的な暴露条件の想定が必要であると考えられる。

注1) 本章では、経気道暴露濃度予測の数値解析を実施するため、ガス状の汚染物質を仮定した上で、空気と物性が同一であると仮定するPassive Scalarを想定してスカラ量の輸送方程式を計算した。



非定常呼吸を再現した気道内流れ場の Reynolds 数が  $Re=2000$  を超えることから、気道内拡散場は乱流拡散が卓越することが確認でき、Passive Scalar を想定した解析結果は、室内に存在する各種のガス状汚染物質を対象とした濃度分布解析結果の良い代表例となっていると考えられる。

注 2) 気道モデル内壁面に対する汚染物質の吸着・沈着性状を正確に再現する数値モデルは、現時点では存在しないため、本研究では 2 つの極端な壁面境界条件を考える。その一つは、本解析で使用した勾配ゼロに設定する方法であり、もう一つの境界条件として、壁面濃度をゼロにする方法があるが、後者の場合は気道モデル内壁面を完全吸着面(Perfect sink)と見なすもので、気道内表面が湿潤である場合には、第一次近似として良い仮定とも推察される。本研究での解析は気道モデル全体における汚染物質輸送現象をダイナミックに観察するために、即ち肺側から気道内に移流して来た濃度ゼロの空気による気道内のパージ効果を確認することを目的とし、壁面に勾配ゼロ型境界条件を採用している。気道内壁面での気相濃度と沈着相濃度の関係のモデル化に関しては、次章で紹介する PBPK モデルの開発に関連する分野で研究が進められており、この分野での成果を待って CFD 解析への統合を進める必要がある。

注 3) 肺胞での汚染物質沈着量を正確に予測する数値モデルは現時点では存在しない。経気道暴露リスクを最大の安全側で評価するためには、肺内に到達した汚染物質が肺胞に完全吸収され、呼気モードでは、肺胞からは汚染物質濃度ゼロの空気が気道内に戻される、との想定を採用することになる。これが本章で呼気モードにおいて気管支第四分岐位置での濃度ゼロの流入条件を想定した理由である。この点では、本章での解析例は極端に単純化した境界条件の下で実施した経気道暴露濃度予測シミュレーションのデモンストレーションのレベルに留まっているが、今後の課題として医学・生理学分野での知見整備に合わせ、数値解析の境界条件の高精度化が必要であると考えられる。

**[参考文献]**

- 5-1) Sung-Jun Yoo, 伊藤一秀:数値気道モデル内の対流熱伝達解析による人体熱モデルの改良  
気道モデルを統合した数値人体モデルの開発 第1報, 日本建築学会環境系論文集 第80  
巻 第709号, pp.229-238, 2015.3
- 5-2) Kazuhide Ito: Integrated Numerical Approach of CFD and Epidemiological Model for  
Multi-scale Transmission Analysis in Indoor Spaces : Indoor and Built Environment; 23 (7),  
pp.1029-1049, 2014
- 5-3) 伊藤一秀:経気道暴露を前提としたPBPK-CFD手法による健康リスク予測に関する現状と展  
望: 日本建築学会九州支部研究発表会・研究報告, pp225-228, 2015.3
- 5-4) Gagge, A.P., Fobelets, A.P. and Berglund, L.G. A Standard Predictive Index of Human  
Response to the Thermal Environment, ASHRAE Transactions 92, pp709-731, 1986
- 5-5) Abe, K., Kondoh, T., A new turbulence model for prediction fluid flow and heat transfer in  
separating and reattaching flows-I. Flow field calculations, Journal of Heat and Mass  
Transfer 37: pp.139-151, 1994
- 5-6) Gupta, J.K., Lin, C.-H., and Chen, Q. Flow dynamics and characterization of a cough: Indoor  
Air 2009; 19: pp.517-525, 2009
- 5-7) Gupta, J.K., Lin, C.-H., and Chen, Q. Characterizing exhaled airflow from breathing and  
talking: Indoor Air 2009; 20: pp31-39, 2009
- 5-8) Yosuke Kadota, Toshiki Matsuo, Sung-Jun Yoo, Nguyen Lu Phuong, Kazuhide Ito :  
Development of Computer Simulated Person with Numerical Airway model, Part 3 Breathing  
Air Quality Prediction by Improved Unsteady Breathing Flow Model: Indoor Air 2014, Paper  
ID: HP0732, 2014
- 5-9) ANSYS/ Fluent ver 14.5, User Manual, 2014

**[本章に関連した既発表文献]**

- (1) Sung-Jun Yoo, 伊藤一秀:完全統合型数値人体モデルの概要と経気道暴露濃度解析 気道モデ  
ルを統合した数値人体モデルの開発 第2報, 日本建築学会環境系論文集, Vol.80, No. 716,  
2015.10, pp935-943

## 第6章 PBPK-CFD モデルを導入した経気道暴露リスク評価手法の提案

### 6.1 序

本研究は、室内環境の総合的評価を可能とする新たな数値人体モデル Computer Simulated Person (CSP)の開発を目的としている<sup>6-1,2)</sup>。特に、鼻腔・口腔から気管支第4分岐程度までの呼吸器系の幾何形状を詳細に再現した数値気道モデル (Virtual Airway)と実人体形状を詳細に再現したCFD解析用の数値人体モデル(Virtual Manikin)を統合し、気道内の熱・物質輸送の詳細解析を基にした人体熱モデルの改良と、呼吸器内の汚染物質拡散場解析に伴う呼吸空気質・経気道暴露濃度の予測精度改善を目的としてCSPの開発に取り組んでいる。

本研究を含む研究グループは、WRF(Weather Research and Forecasting)モデルによるメソスケールの気象解析から都市・建築スケールを介して人体内部までを連続して流体解析することで、環境汚染物質の個人暴露濃度を高精度に予測する解析手法の開発に取り組んでおり、本研究で開発するCSPは個人暴露濃度評価のための中核課題である。

そこで本章では、最初に生理的薬物動態解析(Physiologically Based Pharmacokinetic, PBPK)モデルの概要及びモデルパラメータに関して説明し、個人暴露濃度評価のためのモデル開発の第一段階として局所領域での物質沈着現象を想定した模擬解析を実施する。また、PBPK-CFDモデルとCSPの統合プロセスに関して解説し、解析の一例として組織内の汚染物質濃度と気相濃度の関係を表すPartition Coefficient[-] (厳密には $[m^3_{(air)}/m^3_{(tissue)}]$ )の概念を導入した上で、組織内のPBPK連成解析により気道内の気相側表面に沈着した汚染物質の気相濃度を算出し、無次元の新たなPartition Coefficientの算出に関して報告する。最終的には、完全統合型数値人体モデルCSPの気道モデル部分に経気道暴露を前提とし、PBPKモデルを組み込むことで気道内での汚染物質沈着から気道内粘膜上皮を介して体内へ向かう汚染物質動態を解析する一連の解析モデルに関して紹介する。

### 6.2 PBPK-CFDモデルの概要

#### 6.2.1 PBPK(生理的薬物動態解析)モデルの概要

生理的薬物動態解析モデルの開発には既に長い歴史があり、非常に豊富な研究蓄積がある。そこで本章では、特に経気道暴露に伴う体内(気道壁面組織内)での薬物動態に関してモデル化の概要を整理する。

経気道暴露リスクを定量的に評価するためには、気道幾何形状を形成する粘膜上皮表面と気相側汚染物質の相互作用、即ち沈着(吸着)現象の詳細把握が本質的に重要な課題である。その後、粘膜上皮に沈着した汚染物質の体内への動態をモデル化することが次の手順となる。一般に気道内粘膜上皮はWettedness(ぬれ率)が変化し、特に鼻孔周囲では比較的乾燥しているものの、体内側へ向かうにつれほぼ湿潤状態になると仮定できる。また、ガス相汚染物質を対象とする場合は、気道内粘膜上皮とガス相汚染物質の相互作用として吸着現象が発生するが、粘膜上皮のぬれ率がほぼ飽和

状態であれば、液相への収着(吸収)現象が支配的となる。この場合、気道内粘膜上皮がほぼ無限の吸着用量を有する **Perfect Sink** と見なすことは可能である(暴露リスク評価上、安全側となる)。

経気道暴露に関する一連の数値解析モデルを構築するためには、気道内の汚染物質輸送を把握した上で、空気中汚染物質の気道内粘膜上皮への収着・沈着量を予測し、気道内粘膜上皮から体内に向かう汚染物質の動態を解析する必要がある。このモデル化の程度には各種あり、最も単純なモデルとしては CFD 解析上の壁面境界条件(汚染物質と気道内壁の界面)を粘膜上皮(nasal lining)として設定した上で壁面側は1層1次元の粘膜層(mucosa)のみを仮定し、血流(blood)やその他の細胞組織は考慮せず解析する手法が提案されている。この簡易モデルは、特に暴露線量評価に主眼がある場合に、気道内の気相汚染物質濃度に加えて、粘膜上皮への沈着・収着量や沈着・収着相濃度の予測評価を実施する際に適用可能である。

### 6.2.2 PBPK-CFD モデルの研究動向

Keyhani et al<sup>6-1)</sup>は、鼻腔内での臭気物質輸送モデルを構築するため、粘膜層(Mucosa)と細胞組織層(Tissue)の2層モデルを提案しており、粘膜層表面に収着し、溶解した臭気物質が粘膜層内で1次元拡散するとの仮定を導入している。気道内壁面と空気層との境界面での臭気物質移動に関しては Flux 保存が成立すると仮定されているため、粘膜層内の拡散係数が十分に小さい場合には、粘膜層内の拡散支配となる。

Tian and Longest<sup>6-2)</sup>は Keyhani らの研究を発展させ、上気道の詳細形状を再現した人体気道モデル内の CFD 解析と、粘膜層(Mucosa)、細胞組織層(Tissue)、血流(Blood)から形成された気道内壁面モデルの連成解析手法を提案している。気道内壁面モデル内は非定常の一次元拡散方程式を使用した解析となる。このモデルは AMTB モデルとも呼ばれる。

これらモデル化の発展系として生理的薬物動態解析モデル(Physiologically based Pharmacokinetic:PBPK)がある。PBPKモデルは、人体の化学物質暴露に対する化学的、解剖学的、生理学的反応の総合的な関係記述を試みるもので、一般的には人体を部位(compartment)分割することで、各部位を一様な器官/組織としてモデル化し、部位間は空気流動/血流で接続するモデルである。人体を複数部位に分割した Multi-node 型人体熱モデルと同様のコンセプトである。PBPKモデルとは、部位別の AMTB モデルを統合したものと定義することが可能であり、PBPKモデルの中で最も単純な一部位モデルとしたものが AMTB モデルとなる。

Andersen et al<sup>6-3,6-4)</sup>は、PBPKモデルとCFDとの連成解析事例を報告している。気道モデル内部は詳細な CFD 解析により汚染物質濃度分布を解析し、気道内壁面に対する沈着・収着フラックスもしくは沈着・収着層濃度を予測する。この沈着・収着フラックスもしくは沈着・収着層濃度が PBPK モデルの壁面境界条件(初期条件)となり、壁面組織内において汚染物質の動態解析が行われる。PBPK の各部位内は一般的に一次元の拡散方程式にてモデル化されている。

AMTBモデルやPBPKモデルを用いて吸入毒性(Inhalation Toxicity)の評価を行う目的は、一つに、

環境調整のための閾値や基準値を正しく確立するための基本情報を得ることにある。即ち、経気道暴露の参照濃度(Reference Concentration: RfC)の整備であるが、これら数理モデルの精度は各組織内での拡散係数や Partition Coefficient の精度に対して依存性が高い。これらの係数も現時点では単純な水中の値を適用する等、実人体の細胞組織の正確なモデル化と実細胞を用いた計測データによる境界条件設定までは到達していない。それゆえ予測精度向上のためには、多くの課題が残されている。

### 6.3 PBPK-CFD モデルの概要

本研究では、RA Corley ら<sup>6-5)</sup>の煙草煙中に含まれているアルデヒド系化学物質を対象とした経気道暴露の PBPK-CFD モデルを参考に、気道内、(Airway)、粘膜上皮 (Epithelium+Mucus)、上皮組織 (Subepithelium)の 3 層(正確には CFD 解析の 1 層, PBPK モデルの 2 層)からなる PBPK-CFD モデルを数値気道モデル及び CSP に統合する。本研究で適用するホルムアルデヒドを対象物質とした PBPK-CFD モデルの概要を図-6.1 に示す。以下、PBPK-CFD モデルの支配方程式について解説する。

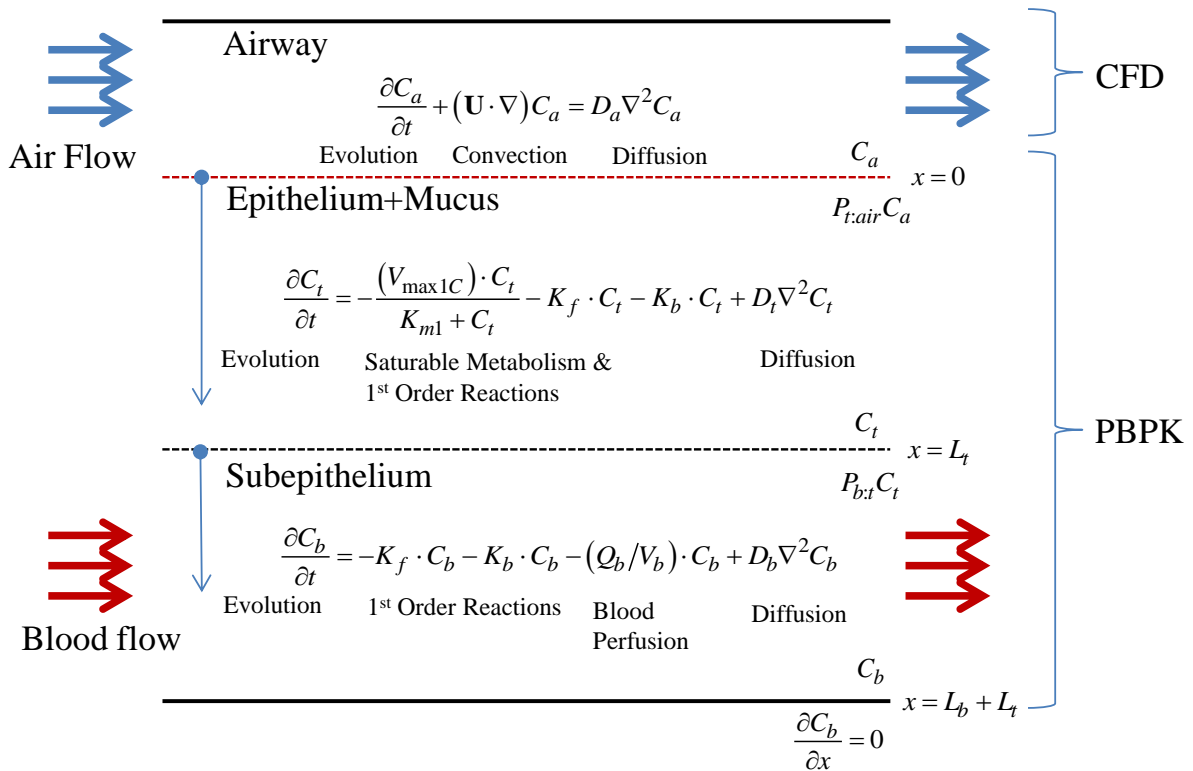


図-6.1 ホルムアルデヒドを対象とした PBPK-CFD モデルの概要

### 6.3.1 気道内 CFD 解析による汚染物質濃度場解析

本章で実施する CFD 解析では、特に数値気道モデル内は、低  $Re$  型  $k-\varepsilon$  モデルを用いて粘性底層内まで解像した解析を行う。流れ場解析と連成して(6-1)式の汚染物質の輸送方程式を計算する。

$$\frac{\partial C_a}{\partial t} + (\mathbf{U} \cdot \nabla) C_a = D_a \nabla^2 C_a \quad (6-1)$$

ここで、 $C_a$  は気相の汚染物質濃度 [ $\mu\text{g}/\text{m}^3$ ] (→ここで  $\text{m}^3$  は単位空気体積)、 $D_a$  は汚染物質の分子拡散係数 [ $\text{m}^2/\text{s}$ ]を示すが、本章では代表的な室内空気汚染物質としてホルムアルデヒドを対象とする。気道内の空気-壁面(ここでは粘膜上皮)境界面では(6-2)式(フラックス保存式)を用いて壁面濃度条件を決定する。

$$D_a \frac{\partial C_a}{\partial n} = D_t \frac{\partial C_t}{\partial n} \quad (6-2)$$

ここで、 $n$  は境界面での法線方向座標を示す。また粘膜上皮内での汚染物質濃度は気相濃度を用いて次式で与える。

$$C_t = P_{t:air} C_a \quad (6-3)$$

ここで、 $P_{t:air}$  は Partition Coefficient[-] (厳密には $[\text{m}^3(\text{air})/\text{m}^3(\text{tissue})]$ )と呼ばれ、吸着等温式と見なせば線型モデル(Henry モデル)に相当する。 $C_t$  は粘膜上皮内での汚染物質(ホルムアルデヒド)濃度 [ $\mu\text{g}/\text{m}^3$ ] (→ここで  $\text{m}^3$  は単位粘膜組織)を示す。

### 6.3.2 粘膜上皮 (Epithelium+Mucus)内での汚染物質輸送

気道内の気相から粘膜上皮表面(気相との界面)に沈着した汚染物質(本章ではホルムアルデヒド)は、粘膜上皮内で脱水素酵素による代謝クリアランス (Saturable metabolic clearance by aldehyde dehydrogenase enzymes)、組織内高分子との非特異的反応(First-order non-specific reactions with Tissue macromolecules)ならびに非特異的結合(Non-specific binding)によるクリアランス等の濃度低減に加え、粘膜上皮内を拡散移動する。

$$\frac{\partial C_t}{\partial t} = -\frac{(V_{\max 1C}) \cdot C_t}{K_{m1} + C_t} - K_f \cdot C_t - K_b \cdot C_t + D_t \nabla^2 C_t \quad (6-4)$$

ここで、 $V_{max1C}$  [ $\mu\text{g}/\text{m}^3/\text{s}$ ]ならびに  $K_{m1}$  [ $\mu\text{g}/\text{m}^3$ ]は脱水素酵素による代謝クリアランスのモデルパラメータを表す。 $K_f$  ならびに  $K_b$  は一次反応速度定数 [ $\text{s}^{-1}$ ]、 $D_t$  は粘膜上皮内でのホルムアルデヒドの分子拡散係数 [ $\text{m}^2/\text{s}$ ]を示す。(6-4)式はいわゆる反応-拡散系と呼ばれる数理構造を示しており、右辺第一項は Michaelis-Menten 式として良く知られている。

粘膜上皮-上皮組織の界面では次式で濃度変換する。

$$C_b = P_{b,t} C_t \quad (6-5)$$

ここで、 $P_{b,t}$  は粘膜上皮-上皮組織の界面での Partition Coefficient [-]を示す。 $C_b$  は上皮組織内での汚染物質(ホルムアルデヒド)濃度 [ $\mu\text{g}/\text{m}^3$ ]を表す。

### 6.3.3 上皮組織 (Subepithelium)内での汚染物質輸送

粘膜上皮内を拡散移動した汚染物質(ホルムアルデヒド)は、下層組織である上皮組織との界面に到達し、フラックス保存の境界条件下で上皮組織内に輸送される。上皮組織内の輸送モデルは、組織内高分子との非特異的反応ならびに非特異的結合によるクリアランスの他、血流による上皮組織外への輸送、組織内での拡散、より構成される(上皮組織内でのホルムアルデヒドの代謝クリアランスは極小であるため一般に無視される)。

$$\frac{\partial C_b}{\partial t} = -K_f \cdot C_b - K_b \cdot C_b - (Q_b/V_b) \cdot C_b + D_b \nabla^2 C_b \quad (6-6)$$

ここで、 $Q_b$  は上皮組織における血流量 [ $\text{m}^3/\text{s}$ ]、 $V_b$  は上皮組織の体積 [ $\text{m}^3$ ]を示す。 $D_b$  は上皮組織内でのホルムアルデヒドの分子拡散係数 [ $\text{m}^2/\text{s}$ ]を示す。

上皮組織の下端には、次式のように勾配ゼロの境界条件を与える。

$$\frac{\partial C_b}{\partial x} = 0 \quad (6-7)$$

## 6.4 PBPK-CFD モデルによる数値解析の概要

本章では、室内に設置された建材から放散されるホルムアルデヒドを想定し、CSP を使用した経気道暴露リスクの評価のための数値解析を行うが、その第一段階として気道内壁面の局所部位を想定した簡易モデルを使用し、組織内のPBPK 連成解析より気道内の気相側表面濃度と、隣接した気相側の濃度との関係を表す無次元の新たな Partition Coefficient を求める。これにより、気相側における汚染物質の吸着・沈着量を気相側の領域(気道内)のみの CFD 解析で直接算出することが可能となり、気道内に沈着した汚染物質の気相濃度の予測を目的とする場合は、PBPK モデルによる組織内の濃度場解析を行う必要は無いため、解析が簡略化される。解析結果としての経気道暴露濃度は PBPK モデル側の初期境界条件として用いられ、体内に向かって移動する組織内での物質反応量や拡散移動量に加え、汚染物質濃度分布などの経気道暴露リスクの定量的評価が可能となる。

また、本解析の最終的な目的としては、単純室モデルでのホルムアルデヒドの濃度分布解析と CSP を用いた経気道暴露濃度予測に加え、PBPK モデルによる体内での汚染物質挙動までをリアルタイムで連成解析(PBPK-CFD-CSP モデルと称する)を行う予定である。

以下に本章で行う PBPK-CFD モデルを採用した数値解析の概要について述べる。

### 6.4.1 簡易モデルを使用した数値解析の概要

本解析では、PBPK-CFD モデルによる数値解析の第一段階として気道内壁面の局所部位を再現した簡易モデルを使用し、気相側からの汚染物質沈着から PBPK モデルによる体内への輸送現象を詳細に解析する。まず、気道内に沈着した汚染物質の気相濃度を粘膜上皮濃度に変換し、組織側の初期境界面濃度として与えることから始まる。その際、気相ならびに粘膜上皮の境界濃度は気相濃度  $C_{a,0}$  と粘膜上皮濃度  $C_{t,0}$  の2種類で表現されるが、気道内の壁面表面濃度(気相濃度)を算出するため、本解析では  $C_{a,0}^{n+1} + C_{t,0}^{n+1} \approx C_{a,0}^n + C_{t,0}^n$  ( $n$  は反復計算のステップ)を仮定し、(6-3)式を用いて設定した次式を使用する。

$$C_{a,0}^{n+1} = \frac{1}{1 + P_{t:air}} (C_{a,0}^n + C_{t,0}^n) \quad (6-8)$$

$$C_{t,0}^{n+1} = \frac{P_{t:air}}{1 + P_{t:air}} (C_{a,0}^n + C_{t,0}^n) \quad (6-9)$$

気相と組織の界面では(6-2)式のフラックス保存が成立するため、気相側で算出された沈着フラックスを粘膜上皮側に入力すると同時に、(6-8)式により気相側の新たな壁面濃度を算出し、次の時間ステップに壁面境界条件として入力する。粘膜上皮と上皮下組織の界面においても同様な処理を行う。また本解析では、対象物質としてホルムアルデヒドを想定しているが、粘膜上皮及び上皮下組織内で



の濃度低減現象は、スカラ輸送方程式のソース項を定義することで再現される。

気相側及び粘膜上皮側の壁面濃度関係を示している(6-8)及び(6-9)式は、各壁面間の物質伝達現象を表現しており、非定常解析の時間ステップが非常に小さい( $t \leq 10^{-5}$ [s])場合に成立するため本解析の反復計算ステップ  $n$  のサイズは  $10^{-5}$ [s]と設定するが、数百回以上の反復計算から解析時間が蓄積されることで、気相と組織内領域の濃度変化が再現される<sup>6-16)</sup>。このような手法の基、最終的に算出される新たな無次元の Partition Coefficient が定常解に到達するまで反復計算を行う。図-6.2 は界面濃度決定のための反復計算手順を示している。

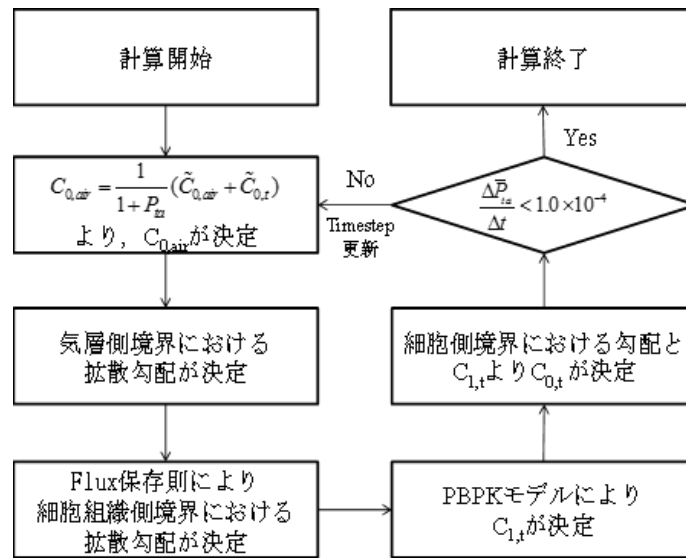


図-6.2 界面濃度決定のための反復計算手順

CSPを使用したPBPK-CFDモデルのリアルタイム連成解析は、室内及び気道内の環境場解析までPBPKモデル側に合わせた $10^{-5}$ [s]の時間ステップで解析を実施すると共に、解析格子数が膨大であるため、計算負荷の増加により非常に長い解析時間が所要されるが、簡易解析の結果としての無次元 Partition Coefficient を使用することで気相側と組織内領域の分離の上で気道内壁面の汚染物質濃度を境界条件として共有する連成解析(Quasi-coupling)により解析所要時間の短縮が可能となる。

簡易モデルを使用する数値解析の条件及び各モデルパラメータの一覧を表-6.1に整理して示す。本解析を含む一連の解析は、低 Re 型  $k-\epsilon$  モデルによる粘性底層内の領域の詳細解析を前提としており、移流による効果は考慮せず、拡散現象のみによる汚染物質の輸送方程式を解く。汚染物質の到達条件に関しては、気道内壁面から法線方向で  $0.0005$ [m]離れた仮想面に  $1.0[\mu\text{g}/\text{m}^3]$ の固定濃度を与える。計算アルゴリズムは SIMPLE 法、スカラ輸送方程式の差分スキームは Second Order Upwind を使用する。

表 6-1 簡易モデルを使用した数値解析条件及び各モデルパラメータの一覧

メッシュ (3D Cal.)	Prism layers for Epithelium( $L_r=0.0000131$ [m]×5 layers) Prism layers for Subepithelium( $L_r=0.000003$ [m]×5 layers) Prism layers for Air zone( $L_t=0.0001$ [m]×5 layers)
汚染物質到達条件	$1.0\mu\text{g}/\text{m}^3$ (Fixed)
Timestep size	$1.0\times 10^{-5}$ [s]
アルゴリズム	SIMPLE(Unsteady)
スキーム	Scalar Transport Term : Second order upwind
壁面条件	Sub-epithelial surface : Gradient zero Side wall of the air, epithelium and subepithelium : symmetry
対象物質	Formaldehyde (HCHO)
物質拡散係数	$D_a=0.15\times 10^{-4}$ [ $\text{m}^2/\text{s}$ ] (Formaldehyde in Air) $D_t=8.08\times 10^{-10}$ [ $\text{m}^2/\text{s}$ ] (Tissue) $D_b=1.62\times 10^{-9}$ [ $\text{m}^2/\text{s}$ ] (Blood)
Partition Coefficient	$P_{t,air}=101.5$ [-] (Tissue: air) $P_{b,t}=1.0$ [-] (Tissue: blood)
Metabolism	$K_{mt}=201.0\times 10^3$ [ $\mu\text{g}/\text{m}^3$ ] $V_{max/C}=0.196$ [ $\mu\text{g}/\text{m}^3/\text{s}$ ] $K_f=1.8\times 10^{-2}$ [ $\text{s}^{-1}$ ]
Non-specific binding	$K_b=1.07\times 10^{-7}$ [ $\text{s}^{-1}$ ]
Blood flow	$Q_b=98.68$ [ $\text{m}^3/\text{s}$ ] (=5920.6 [mL/min])
Compartment 1 (Mucus+Epithelium)	$V_b=3.4479\times 10^{-3}$ [ $\text{m}^3$ ], $L_r=0.0000655$ [m]
Compartment 2 (Subepithelium)	$V_b=0.7896\times 10^{-3}$ [ $\text{m}^3$ ], $L_b=0.000015$ [m]

6.4.2 簡易モデルを使用した数値解析結果

図-6.3 に簡易モデルを使用した PBPK 解析による組織内の汚染物質濃度分布解析結果を示す。気相側から形成された汚染物質の濃度勾配が気相と組織の界面におけるフラックス保存則により組織側に伝達され、代謝クリアランス、組織内高分子との非特異的反応ならびに非特異的結合反応、血流による輸送から濃度が低減され、組織内の全領域において濃度勾配が形成されている様子が確認される。

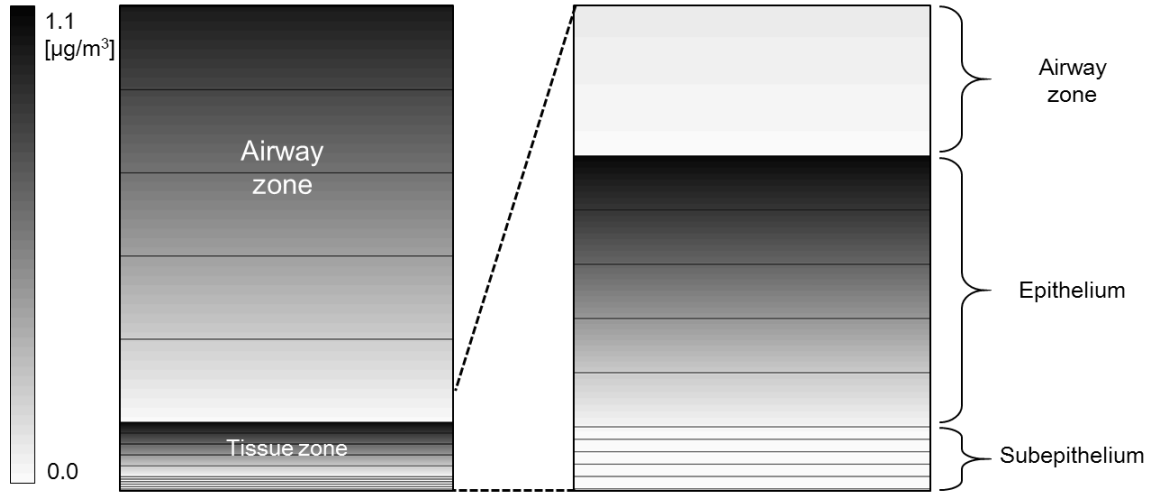


図-6.3 簡易モデルを使用した組織内汚染物質濃度分布解析結果

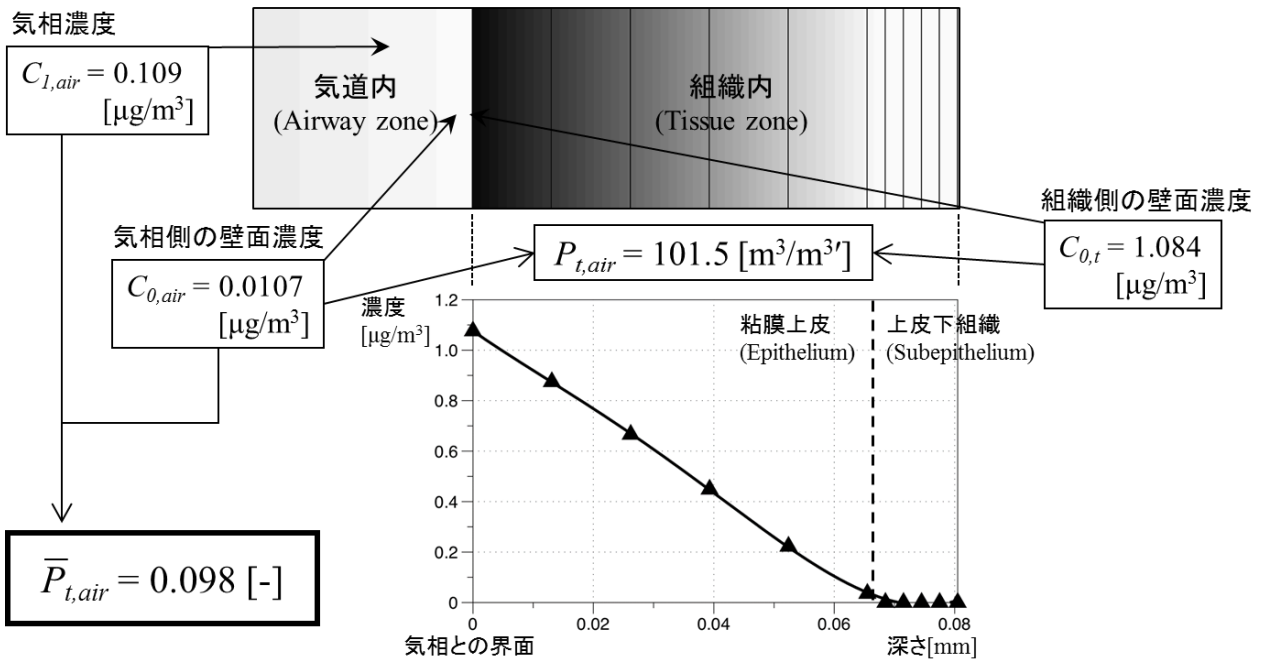


図-6.4 組織内深さの変化による組織内の濃度変化解析結果

図-6.4は、組織内深さの変化による組織内の濃度変化解析結果を表している。到達濃度が $1.0\mu\text{g}/\text{m}^3$ である場合は、粘膜上皮内でほとんどの濃度が低減され、極少量の汚染物質が上皮組織まで到達している様子が確認できる。

また、(6-8)及び(6-9)式、また Partition Coefficient  $P_{t,air}=101.5$  の採用により決定された気相側と組織側の界面での気相濃度と組織内濃度はそれぞれ 0.0107, 1.0878 となり、気道内の気相側表面濃度と隣接した気相側の濃度から新たに算出した無次元の Partition Coefficient は 0.098 であることが確認された。この結果を CSP による室内空間での経気道暴露濃度解析に採用し、気道内壁面に沈着した汚染物質の気相濃度を予測し、今後実施予定の数値気道モデルにおける PBPK 解析の最初濃度として導入する。

#### 6.4.3 簡易計算結果を採用した汚染物質解析の概要

本解析では、前述のように汚染物質の気相濃度と気相側壁面濃度との関係を表す新たな無次元の Partition Coefficient を使用し、CSP を使用した汚染物質の経気道暴露濃度、及び気道内壁面沈着量を予測する。図-6.5のように単純室モデルに CSP を位置し、床面から対象物質であるホルムアルデヒドが発生することを想定している。また、室内の前方下段から流入、後方上部から流出の条件とし、床面から発生した汚染物質が人体の呼吸域まで到達するように設定している。表-6.2に本解析の条件及び境界条件の一覧を整理して示す。

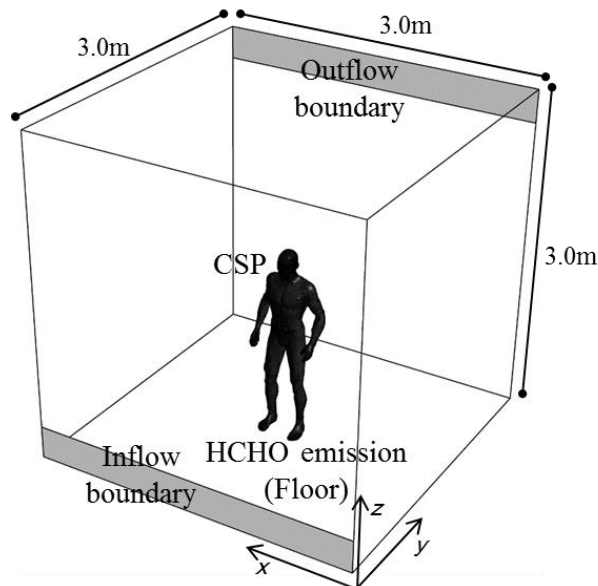


図-6.5 解析対象空間の概要

表-6.2 数値解析の解析条件及び境界条件一覧

乱流モデル	Low Re Number Type $k-\varepsilon$ model (Abe- Kondoh- Nagano Model, 3D Cal.)
解析格子	Virtual Airway (inside respiratory tract):7.6 million tetrahedral mesh (Unstructured) Analytical domain around the CSP:2.4 million prism&tetrahedral mesh(Unstructured)
アルゴリズム	SIMPLE (Unsteady)
差分スキーム	Convection Term: QUICK
流入条件 (数値気道モデル)	$Q_{in}$ = see Figure 4-2 (unsteady) $k_{in}=3/2 (U_{in} \times 0.05)^2$ , $\varepsilon_{in}=C_{\mu}^{3/4} k_{in}^{3/2} l_{in}$ $T_{air}$ , $\varphi_{in}$ : feedback from CSP simulation
流入条件 (単純室モデル)	Velocity Inlet, $V_{in,r}=0.1\text{m/s}$ $T_{in,r}=298\text{K}$ , $\varphi_{in,r}=50\%\text{RH}$
流出条件 (数値気道モデル)	Boundary type : Pressure boundary Backflow condition : 309.8K, 99%RH Backflow contaminant concentration : 0
流出条件 (単純室モデル)	$U_{out}$ =Free slip, $k_{out}$ =Free slip, $\varepsilon_{out}$ =Free slip
壁面条件 (数値気道モデル)	Velocity: no slip Temperature ; $T_{wall\ surface}$ : calculated by 2-node model( $T_{cr}$ ) Humidity ; Skin wettedness $w = 0.99$ Contaminant: gradient zero
壁面条件 (数値人体モデル)	Velocity: no slip Temperature and humidity: calculated by 2-node model( $T_{sk}$ ) Contaminant: $P_{t,air} = 101.5[-]$
壁面条件 (単純室モデル)	Velocity: no slip Temperature, humidity and contaminant: Gradient zero (adiabatic)
汚染物質 発生条件	Formaldehyde emission from floor surface : Fixed concentration
その他	Radiation model: S2S model, Ray tracing method Metabolic rate $M=75.5\text{W/m}^2$ Body weight $W=65\text{kg}$ Body surface area $BSA= 1.745\text{m}^2$

#### 6.4.4 簡易計算結果を採用した汚染物質解析結果

図-6.6 は人体周辺の流れ場、温度場、湿度場解析結果を示している。本解析は、前章で紹介した非定常人体熱モデル(2-Node モデル)との連成解析を基にしており、人体の発熱による熱上昇流に起因し温度場、湿度場が形成されていることが確認される。また、前面から流入の条件とした解析より人体周辺の流れ場が安定し、熱上昇流が垂直方向にて発達している様子が確認できる。

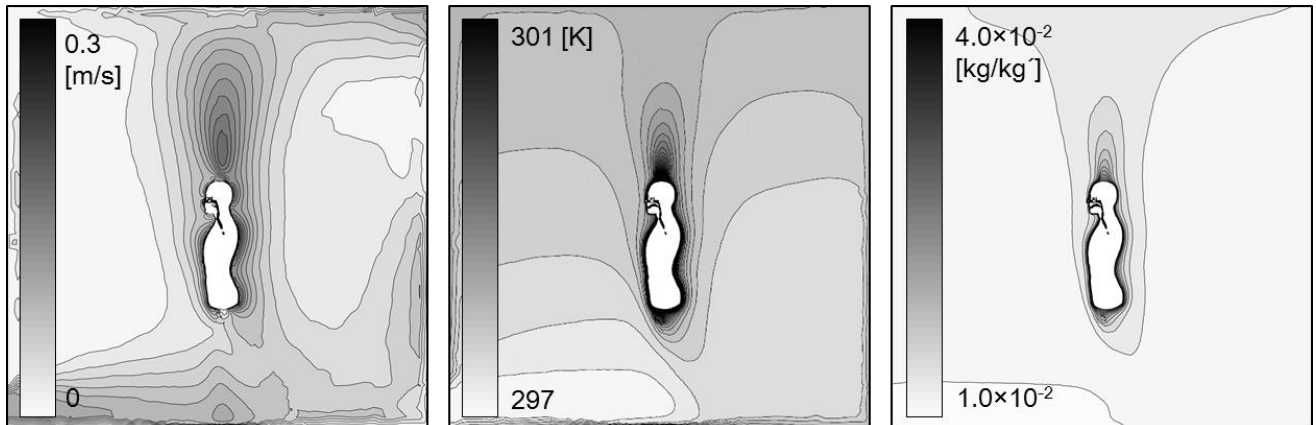
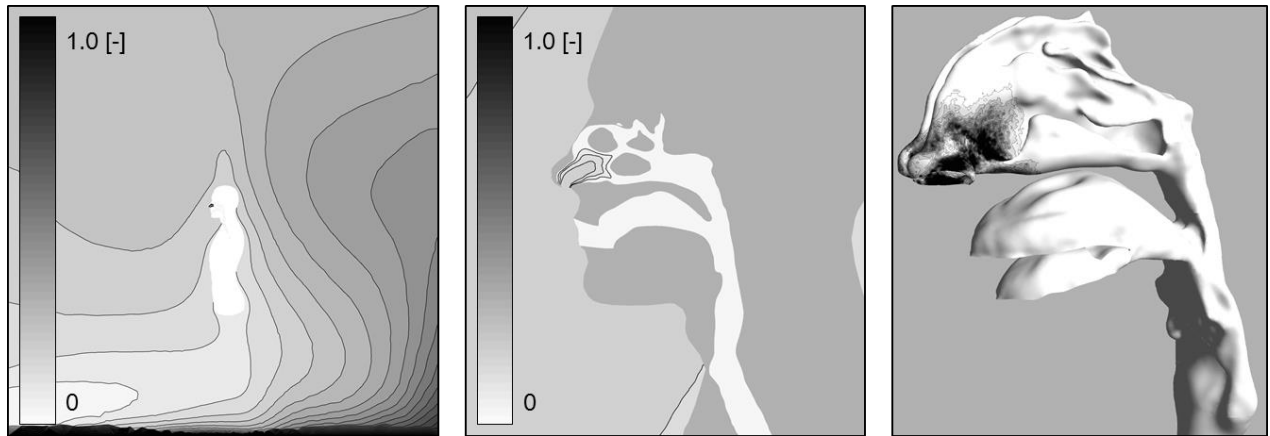


図-6.6 人体周辺の流れ場、温度場、湿度場解析結果

図-6.7 は、簡易計算より得られた無次元の Partition coefficient を導入した汚染物質の濃度場、吸着フラックスの分布解析結果を示している。床面から汚染物質が発生し、室内全領域において移流・拡散されると共に、呼吸域に到達した汚染物質が気道内に流入され、壁面吸着の影響で濃度が低減されている様子が確認できる。

本解析は、汚染物質を無次元濃度として設定して解析を行っているが、例えば、室内の完全混合濃度をホルムアルデヒドの室内環境基準である  $100.0 \mu\text{g}/\text{m}^3$  として考えると、鼻孔面から流入される濃度は  $60.5 \mu\text{g}/\text{m}^3$  となる。また、気管支第4分岐を通過し肺内まで到達する濃度は  $0.0001 \mu\text{g}/\text{m}^3$  程度の非常に小さい濃度になるが、人体の定常的かつ非常に長時間の呼吸作用を考えると肺内に到達する汚染物質の量は長時間にかけて蓄積されることになるため、このような結果より安全であるとは判断できないと考えられる。



(1) 人体周辺

(2)呼吸域及び気道内

(3) 気道内壁面沈着フラックス

図-6.7 Partition Coefficient を導入した汚染物質解析結果

## 6.5 結語

第6章では、生理的薬物動態解析(Physiologically Based Pharmacokinetic, PBPK)モデルを使用した個人暴露濃度評価モデル開発の第一段階として局所領域での物質沈着現象を想定した模擬解析を実施した。また、PBPK-CFD モデルと CSP の統合プロセスに関して解説し、解析の一例として組織内での汚染物質濃度と気相濃度の関係を表す Partition Coefficient[-] (厳密には $[m^3_{(air)}/m^3_{(tissue)}]$ )の概念を導入した上で、組織内の PBPK 連成解析により気道内の気相側表面に沈着した汚染物質の気相濃度を算出し、無次元の新たな Partition Coefficient の算出に関して報告した。

PBPK-CFD モデルによる数値解析の第一段階として気道内壁面の局所部位を再現した簡易モデルを使用し、気相側からの汚染物質沈着から PBPK モデルによる体内への輸送現象を詳細に解析した結果、組織内の全領域において形成された濃度勾配の確認と共に気道内の気相側表面濃度と隣接した気相側の濃度から新たに算出した無次元の Partition Coefficient が0.098であることを確認した。今後、この結果を CSP による室内空間での経気道暴露濃度解析に採用し、気道内壁面に沈着した汚染物質の気相濃度を予測することで気相側と組織内領域の PBPK-CFD 解析を Quasi-coupling により実施予定である。

PBPK-CFD 解析による経気道暴露リスクの評価においては、非定常呼吸を再現した上、呼吸に伴い時間変化する経気道暴露濃度や沈着様相の評価が求められるが、本章では、その第一段階として定常呼吸を仮定し、人体モデルの鼻孔面に一定流入(7.5 L/min)を強制対流として与えて数値解析を行った。今後の課題として、呼吸サイクルを再現した非定常解析による PBPK-CFD モデルのリアルタイム連成解析を CSP に組み込むことで、呼吸作用が経気道暴露リスクに及ぼす影響を詳細に把握すると共に、それにとともなる人体影響までを定量的に評価することを今後の課題として考える。

**【参考文献】**

- 6-1) KEYVAN KEYHANI, PETER W. SCHERER, AND MAXWELL M.MOZELL, A Numerical Model of Nasal Odorant Transport for the Analysis of Human Olfaction, *J. theor. Biol.* 1997, 186, 279-301
- 6-2) Geng Tian, P. Worth Longest. Development of a CFD Boundary Condition to Model Transient Vapor Absorption in the Respiratory Airways, *Journal of Biomechanical Engineering*, MAY 2010, Vol. 132 / 051003-1
- 6-3) Melvin Andersen, Ramesh Sarangapani, Robinan Gentry, Harvey Clewell, Tammie Covington and Clay B. Frederick. Application of a hybrid CFD-PBPK Nasal Dosimetry Model in an Inhalation Risk Assessment: An Example with Acrylic Acid, *Toxicological Sciences* 57, 312-325, 2000
- 6-4) Melvin E. Andersen, Trevor Green, Clay B. Frederick, and Matthew S. Bogdanffy. Physiologically Based Pharmacokinetic (PBPK) Models for Nasal Tissue Dosimetry of Organic Esters: Assessing the State-of-Knowledge and Risk Assessment Applications with Methyl Methacrylate and Vinyl Acetate, *Regulatory Toxicology and Pharmacology* 36, 234-245 (2002)
- 6-5) Richard A. Corley, Senthil Kabilan, Andrew P. Kuprat, James P. Carson, Richard E. Jacob, Kevin R. Minard, Justin G. Teeguarden, Charles Timchalk, Sudhakar Pipavath, Robb Glenny, and Daniel R. Einstein: Comparative Risks of Aldehyde Constituents in Cigarette Smoke Using Transient Computational Fluid Dynamics/Physiologically Based Pharmacokinetic Models of the Rat and Human Respiratory Tracts, *TOXICOLOGICAL SCIENCES*, 2015, 1-24
- 6-6) Clay B. Frederick, Michele L. Bush, Larry G. Lomax, Kurt A. Black, Lavorgie Finch, Julia S. Kimbell, Kevin T. Morgan, Ravi P. Subramaniam, John B. Morris, and James S. Ultman. Application of a Hybrid Computational Fluid Dynamics and Physiologically Based Inhalation Model for Interspecies Dosimetry, Extrapolation of Acidic Vapors in the Upper Airways, *TOXICOLOGY AND APPLIED PHARMACOLOGY* 152, 211-231 (1998)
- 6-7) Frederic Y. Boisa, Masoud Jameic, Harvey J. Clewell. PBPK modelling of inter-individual variability in the pharmacokinetics of environmental chemicals, *Toxicology* 278 (2010) 256-267
- 6-8) Richard H. Luecke, Bruce A. Pearce, Walter D. Wosilait, Daniel R. Doerge, William Slikker Jr., John F. Young. Windows\_ based general PBPK/PD modeling software, *Computers in Biology and Medicine* 38 (2008) 962-978
- 6-9) Masoud JAMEI, Gemma L DICKINSON and Amin ROSTAMI-HODJEGAN. A Framework



for Assessing Inter-individual Variability in Pharmacokinetics Using Virtual Human Populations and Integrating General Knowledge of Physical Chemistry, Biology, Anatomy, Physiology and Genetics: A Tale of 'Bottom-Up' vs 'Top-Down' Recognition of Covariates, Drug Metab. Pharmacokinet. 24 (1): 53-75 (2009).

- 6-10) Brian J. Lipworth. Pharmacokinetics of inhaled drugs, Br J Clin Pharmacol, 1996; 42: 697-705
- 6-11) Sung-Jun Yoo, 伊藤一秀:数値気道モデル内の対流熱伝達解析による人体熱モデルの改良気道モデルを統合した数値人体モデルの開発 第1報, 日本建築学会環境系論文集 第80巻 第709号, pp.229-238, 2015.3
- 6-12) Sung-Jun Yoo, 伊藤一秀:完全統合型数値人体モデルの概要と経気道暴露濃度解析 気道モデルを統合した数値人体モデルの開発 第2報, 日本建築学会環境系論文集, Vol.80, No. 716, 2015.10, pp935-943
- 6-13) Kazuhide Ito: Integrated Numerical Approach of CFD and Epidemiological Model for Multi-scale Transmission Analysis in Indoor Spaces : Indoor and Built Environment; 23 (7), pp.1029-1049, 2014
- 6-14) Alicia Murga, Sung-Jun Yoo and Kazuhide Ito : A Multi-scale Exposure Concentration Analysis in A Large Factory Space Using A Computational Fluid Dynamics Technique: Healthy Buildings America 2015, pp543-546
- 6-15) 伊藤一秀:経気道暴露を前提としたPBPK-CFD手法による健康リスク予測に関する現状と展望: 日本建築学会九州支部研究発表会・研究報告, pp225-228, 2015.3
- 6-16) ANSYS/ Fluent ver 14.5, User Manual, 2014



## 第7章 総括

### 7.1 本論文の総括

本論文では、室内の快適性予測から健康影響までを総合的かつ詳細に予測・評価可能で、設計段階での適用が可能な数値人体モデル **Computer Simulated Person** を開発することを目的とし、**CSP** を用いた気道内の熱損失計算結果を反映することにより非定常人体モデルの予測精度を改良の上、熱環境に起因する人体生理と温冷感覚、空気環境・汚染物質濃度場に起因する経気道・経皮暴露と健康リスクを同時かつ高精度に予測した結果に関して報告した。

#### 第1章 序論

研究の背景と目的を明らかにし、既往研究と本研究の位置付けを明確にした。

#### 第2章 数値解析概要

本研究の数値解析対象モデル内の流れ場の計算に必要とされる流体基礎方程式及び熱エネルギーや湿気、汚染物質などのスカラ量の移動式に関して説明した上で、本研究で使用する乱流モデル及び放射熱輸送現象の連成解析を実施するための放射モデル、また湿気及び汚染物質を **Passive scalar** と仮定し解析するためのスカラ量輸送方程式に関して解説した。これらの支配方程式を使用し、室内に形成される不均一な流れ場、温度場、湿度場及び汚染物質濃度場に関する数値解析を実施することで人体への影響を高精度に把握した。

#### 第3章 人体熱モデルを統合した数値人体モデルの開発

非定常人体熱モデルとして、最も基本的な **Multi-node** 型モデルの **Gagge** らの **2-Node** モデルに着目し、数値人体モデルに導入する手法とその解析結果について報告した。仮想空間内に位置する人体を想定し、室内の流れ場、温度場、湿度場解析を **2-Node** モデルと連成解析することで人体の皮膚温度分布や皮膚からの熱移動量を定量的に評価した。また、立位と座位状態の在室者を想定し熱環境解析を実施することで在室者の体勢による熱収支解析結果の比較を行い、熱損失量の変化に起因する皮膚温度の差異を定量的に確認した。

#### 第4章 数値人体モデルと数値気道モデルの連成解析による人体熱モデルの予測精度改善

既往の人体熱モデルは、呼吸熱損失予測に関して気道の形状を単純な円筒と仮定し提案された簡易式を使用するが、その予測精度に関しては、改善の余地がある。そこで本章では、気道内の熱・物質輸送現象を高精度に把握し、その結果を人体熱モデルに導入することで人体熱モデルの呼吸熱損失に関する予測精度を改良する手法に関して提示した。その連成解析手法としては、①数値気道モデルの詳細な数値解析による対流熱伝達率予測結果を人体熱モデルに採用する手法 (**Quasi-Coupling**)、②数値気道モデルが完全統合された **CSP** を使用し、呼吸サイクルを再現した非定

常解析による呼吸熱損失解析結果を人体熱モデル側にフィードバックするリアルタイム連成解析,との二つの手法を提案し,予測精度改善効果に関して報告した.各連成解析手法により呼吸熱損失の修正量の差異が人体皮膚温度制御に一定の影響を与えると共にCSPを使用した室内環境-呼吸器系の連成解析は室内熱環境が及ぼす人体への影響に関して包括的な予測を可能とし,健康リスクの総合評価ツールとしての適用可能性を確認した.

### 第5章 完全統合型数値人体モデル(CSP)を使用した呼吸空気質及び経気道曝露濃度予測

第5章では室内での汚染物質発生を仮定し,CSPを用いた呼吸空気質及び気道内汚染物質曝露濃度を予測した結果について報告した.CSPは,室内空間から鼻腔,口腔を介して気道内まで連続した解析領域を再現していることから本章では,室内汚染物質発生を想定した室内汚染物質濃度分布及び呼吸により流入された気道内汚染物質濃度分布までの高精度予測を実施した.Passive Scalarをガス状汚染物質として模擬した濃度場解析を実施した結果,室内及び呼吸域周辺の不均一な汚染物質濃度分布に加え,気道モデル内の不均一濃度分布ならびに経気道曝露濃度レベル・クリティカルな暴露部位に関する詳細情報を得ることが出来た.また,在室者の体勢変化(立位及び座位状態)が経気道曝露リスクとの関係に関して検討を行った結果,在室者の体勢の変化により人体周辺流れ場の性状や経気道曝露濃度に一定の影響を与えることを確認した.

本章では,9ヶ所の汚染物質接近経路を想定した上で,室内空間から鼻腔面を介して気道内まで連続した領域において汚染物質濃度場解析を実施したが,室内環境の評価において室内熱環境に加え,室内空気環境までの総合的評価が可能であることが確認され,本章で紹介したCSPによる経気道曝露濃度予測手法は建築環境設計及び室内環境評価に適用可能であると判断される.

### 第6章 PBPK-CFDモデルを導入した経気道曝露リスク評価手法の提案

第6章では,最初に生理的薬物動態解析(Physiologically Based Pharmacokinetic, PBPK)モデルの概要及びモデルパラメータに関して説明し,個人曝露濃度評価のためのモデル開発の第一段階として局所領域での物質沈着現象を想定した模擬解析を実施した.また,PBPK-CFDモデルとCSPの統合プロセスに関して解説し,解析の一例として組織内での汚染物質濃度と気相濃度の関係を表すPartition Coefficient[-] (厳密には $[m^3_{(air)}/m^3_{(tissue)}]$ )の概念を導入した上で,組織内のPBPK連成解析により気道内の気相側表面に沈着した汚染物質の気相濃度を算出し,無次元の新たなPartition Coefficientの算出に関して報告した.

今後の課題であるが,CSPの気道モデル部分に経気道曝露を前提とし,PBPKモデルを組み込むことで気道内での汚染物質沈着から気道内粘膜上皮を介して体内へ向かう汚染物質動態を解析する一連の解析モデルに関して紹介した.

PBPK-CFDモデルによる数値解析の第一段階として気道内壁面の局所部位を再現した簡易モデ

ルを使用し、気相側からの汚染物質沈着から PBPK モデルによる体内への輸送現象を詳細に解析した結果、組織内の全領域において形成された濃度勾配の確認と共に気道内の気相側表面濃度と隣接した気相側の濃度から新たに算出した無次元の Partition Coefficient が 0.098 であることを確認した。この結果を CSP による室内空間での経気道暴露濃度解析に採用し、気道内の汚染物質沈着量及び沈着濃度を算出する。これを初期条件とした PBPK 解析は今後実施する予定である。

また、本解析手法により、室内にて発生した汚染物質の挙動や、気道内への流入濃度、主な沈着部位、また肺内までの到達濃度などの結果を基に、室内の汚染物質発生による人体の健康リスクを定量的に評価することが可能であると考えられる。

## 7.2 今後の課題

第3章では、本章では人体熱モデルを導入した数値人体モデルの開発を目的として、その第一段階として非定常人体熱モデルの中で最も基礎モデルである Gagge らの 2-Node モデルを室内熱環境の総合評価のために採用したが、呼吸熱損失の予測精度改善が 2-Node モデル皮膚温度制御機能に与える影響は相対的に少ないということが結果として得られた。今後の課題として人体を更に多数の部位に分割した高次の Multi-node 型人体熱モデル(例えば、Stolwijk らによる 25-Node モデル、Fiala らによる 3-Node モデルなど)を数値人体モデルに導入し、室内熱環境に起因する人体健康影響の予測精度の改良と共に、呼吸器系を統合した解析より各人体熱モデルにおける呼吸熱損失分の修正、またその改善効果を比較する計画である。

第4章では、数値気道モデル内の詳細 CFD 解析結果を導入した 2-Node モデルの修正が及ぼす皮膚表面温度分布への影響を定量的に評価したが、有意な影響を及ぼす程、支配的とはならないことは確認された。本章での詳細な気道モデルによる熱・水分移動解析は、相対的に単純な人体熱モデルである 2-Node model の予測精度と比較して、精緻さがバランスしていないと判断される。この問題は、前述した高次の Multi-node 型の人体熱モデルを採用することで改善されると思われ、その結果は今後の課題として報告する予定である。

第5章で紹介した解析手法は、対象とする汚染物質を特定することで、経気道暴露濃度解析としての実質的な意味が存在するが、気道モデル内壁面に対する汚染物質の吸着・沈着性状や肺胞での汚染物質沈着量を正確に再現する数理モデルは現時点では存在しない。気道内壁面における汚染物質吸着条件や、呼気時の肺側から流入される汚染物質濃度設定に関しては、解析の一例として極端な境界条件を用いた結果を報告しているが、生理的薬物動態解析モデル(PBPK モデル)と CFD の連成シミュレーションにより、気道内壁面での気相濃度と沈着相濃度の関係を表す Partition Coefficient を確立することで、気道内壁面での吸着現象を正確に再現すると共に、医学・生理学分野での知見整備に合わせ、肺内でのガス状物質の交換効率を採用することで、より高精度の経気道

暴露濃度予測解析が可能となると考えられる。

第6章で紹介したPBPK-CFD解析による経気道暴露リスクの評価においては、非定常呼吸を再現した上、呼吸に伴い時間変化する経気道暴露濃度や沈着様相の評価が求められるが、本章では、その第一段階として定常呼吸を仮定し、人体モデルの鼻孔面に一定流入(7.5 L/min)を強制対流として与えて数値解析を行った。今後の課題として、呼吸サイクルを再現した非定常解析によるPBPK-CFDモデルのリアルタイム連成解析をCSPに組み込むことで、呼吸作用が経気道暴露リスクに及ぼす影響を詳細に把握すると共に、それにもなる人体影響までを定量的に評価することを今後の課題として考える。

附録 統合数値人体モデル(CSP)—CFD 連成解析用ソースコード一覧

(For User Define Function, ANSYS Fluent)

```
#include "udf.h"          /***   UDF Header File   ***/
#include "mem.h"          /***   UDM Header File   ***/
#include "stdio.h"       /***   TXT ファイルの入出力命令用 Header File   ***/
#include "stdlib.h"
#include "unsteady.h" /***   非定常計算の TIMESTEP に関する情報を取得するための Header File
***/

#define ad 1.7168          /***   対表面積   ***/
#define ar 0.0575446      /***   気道の表面積   ***/
#define mass 65.0         /***   体重   ***/
#define m 75.5            /***   代謝量   ***/
#define hfg 2430000.0     /***   水分の蒸発潜熱   ***/
#define cv 1000.0        /***   水蒸気の比熱   ***/
#define cpbl 4187.0       /***   血液の比熱   ***/
#define cpb 3490.0        /***   人体の比熱   ***/
#define tcrn 309.8        /***   熱中立状態の体心部温度   ***/
#define tskn 303.8        /***   熱中立状態の皮膚温度   ***/
#define k 5.28            /***   体心部と皮膚層の有効熱伝達率   ***/

/*** 呼吸量に関するパラメータ ***/

#define ain 1.946587
#define aout 1.718967
#define bin 1.649996
#define bout 1.457057

#define xleft 0.5213946
#define yleft -0.7939075
#define zleft 0.3128235
#define xright -0.521196
#define yright -0.7939933
#define zright 0.3129366

float cres, eres, ntc, temp_nose, blank;

DEFINE_INIT(init, domain) /*** 初期条件として熱中立温度を入力 ***/
{
    cell_t c;
    Thread *t, *t0, *t1;
    face_t f;

    t0=Lookup_Thread(domain,620);
```

```

t1=Lookup_Thread(domain,626);

thread_loop_c(t, domain)
{
begin_c_loop(c, t)
{
    C_UDMI(c, t, 0)=tcrn, C_UDMI(c, t, 1)=tskn;
    C_UDMI(c, t, 2)=tcrn, C_UDMI(c, t, 3)=tskn;
}
end_c_loop(c, t)

begin_c_loop(c, t0)
{
    C_T(c, t0)=309.5;
    C_UDSI(c, t0, 0)=0.04;
}
end_c_loop(c, t0)

begin_c_loop(c, t1)
{
    C_T(c, t1)=302.5;
    C_UDSI(c, t1, 0)=0.015;
}
end_c_loop(c, t1)
}

DEFINE_ADJUST(adjust, domain)  /*** 新たな Tcr, Tsk を毎ステップ読み込む ***/
{

    face_t f;
    cell_t c, c0;
    Thread *t, *t0;
    real temp, tempc, s, ps, psm;

/***** 数値気道モデル, 数値人体モデルから計算されたデータの読み込み *****/

    FILE *fp1, *fp2, *fp3, *fp4, *fp5;

/*** 計算結果が保存された TXT ファイルを指定 ***/

    fp1 = fopen("C:\¥¥Comprehensive_Human_Model¥¥cres.txt", "r");
    fseek(fp1, -30, 2);
    fscanf(fp1, "%e %e %e", &blank, &blank, &cres);
    fclose(fp1);

```



```

fp2 = fopen("C:¥¥Comprehensive_Human_Model¥¥eres.txt","r");
fseek(fp2,-30,2);
fscanf(fp2, "%e %e %e", &blank, &blank, &eres);
fclose(fp2);

fp3 = fopen("C:¥¥Comprehensive_Human_Model¥¥ntcr.txt","r");
fseek(fp3,-30,2);
fscanf(fp3, "%e %e %e", &blank, &blank, &ntcr);
fclose(fp3);

fp4 = fopen("C:¥¥Comprehensive_Human_Model¥¥temp_nose.txt","r");
fseek(fp4,-30,2);
fscanf(fp4, "%e %e %e", &blank, &blank, &temp_nose);
fclose(fp4);

if(cres>1000||cres<-20){cres=10;}
if(eres>5000||eres<-20){eres=10;}
if(ntcr>320||ntcr<290){ntcr=309.8;}
if(temp_nose>320||temp_nose<290){temp_nose=304;}

Message("cres %e eres %e ntcr %e ¥n", cres, eres, ntcr);

t0=Lookup_Thread(domain,620);

thread_loop_c(t, domain)
{
begin_c_loop(c,t)
{
C_UDMI(c,t,0)=C_UDMI(c,t,2);
C_UDMI(c,t,1)=C_UDMI(c,t,3);
}
end_c_loop(c,t)

begin_c_loop(c,t0)
{
temp=C_T(c,t0);
tempc=temp-273;
s=(7.5*tempc)/(237.7+tempc);
ps=611*pow(10,s);
psm=(0.622*ps)/(101325-ps);

if(C_UDSI(c,t0,0)>psm){
C_UDSI(c,t0,0)=psm;}
}
end_c_loop(c,t0)
}
}

```

```

/*****
/*          人体の熱収支計算(Gagge's 2-node model)          */
/*****

DEFINE_PROFILE(Tb,t,i)
{
  real tcr, tsk, ntsk, tb, tbn, ta, tac, tskc, mbl, ask, wsignsk, wsignb;
  real qcv, qr, esk, mrsw, ae, psks, pam, pas, pass, passm, psk, psksm, npsk;
  real dm, rhoa, dt, s, w, tsize, heatflux_bw, heatflux_b, svtr, dist, pskp, pamp;
  real x[ND_ND];

  real area=0.;
  real NV_VEC(farea);  /*** ある FACE の面積を定義 (顕熱 FLUX の計算に使用) ***/

  Thread *t0;
  cell_t c, c0;
  face_t f;

  begin_f_loop(f,t)      /*** 全ての Face にかけて Loop(反復計算)  ***/
  {
    c0 = F_C0(f,t);
    t0 = THREAD_T0(t);
    ta=C_T(c0,t0);      /*** 第1セルの温度  ***/

    /** 現ステップの皮膚, 体心部温度 **/
    tsk=C_UDMI(c0,t0,1), tcr=C_UDMI(c0,t0,0);

    tac=ta-273;        /*** K → °C  ***/
    tskc=tsk-273.0;   /*** K → °C  ***/
    psk=F_UDSI(f,t,0);  /*** 皮膚表面の湿度 (Mass Fraction) ***/
    pam=C_UDSI(c0,t0,0); /** 皮膚表面第1セルの湿度 (Mass Fraction) **/
    pskp=101325*psk/(0.622+psk);
    pamp=101325*pam/(0.622+pam);

    dm=2.12e-05*(1+0.0071*tskc);  /*** 水蒸気の拡散係数 (by Gates, 1980) ***/

    heatflux_bw=BOUNDARY_HEAT_FLUX(f,t);  /*** 現在の FACE の顕熱伝達量 ***/
    F_AREA(farea,f,t);
    area = NV_MAG(farea);  /*** 現在の Face の面積 ***/
    heatflux_b=heatflux_bw/area;  /*** 顕熱 FLUX(W/m2) ***/
    tsize=CURRENT_TIMESTEP;  /*** tsize = Timestep Size ***/
    dist=C_WALL_DIST(c0,t0);  /*** 第1セルまでの距離 ***/

  }

  /*******          血流量の計算(mbl)          *****/

```

```

if(tcr<=tcrn && tsk>=tskn){
    mbl=0.00175;}
else if(tcr>tcrn && tsk>=tskn){
    mbl=0.00175+0.556*(tcr-tcrn);}
else if(tcr<=tcrn && tsk<tskn){
    mbl=0.00175/(1+0.1*(tskn-tsk));}
else{
    mbl=(0.00175+0.556*(tcr-tcrn))/(1+0.1*(tskn-tsk));}

/***** 発汗量の計算(mbl) *****/

ask=0.0418+0.745/(3600*mbl+0.585);
tb=ask*tsk+(1-ask)*tcr;
tbn=0.1*tsk+0.9*tcr;

if(tsk>tskn && tb>tbn)
{wsigsk=tsk-tskn, wsigb=tb-tbn, mrsw=0.000047*wsigb*exp(wsigsk/10.7);}
else
{mrsw=0.;}

/***** 皮膚からの潜熱損失 *****/

s=(7.5*tskc)/(237.7+tskc);
psks=611*pow(10,s);      /*** 皮膚表面の飽和水蒸気圧 psks(Pa) ***/

/*psks を Mass Fraction に変換(kg(v) / kg(DA))*/
psksm=(0.622*psks)/(101325-psks);

rhoa=C_R(c0,t0);      /*** 空気の密度を取得(pa) ***/

/*湿気伝達率(Evaporative Heat Transfer Coefficient)*/
ae=(dm*rhoa*cv*tsk)/dist;

esk=mrsw*hfg+0.06*(ae*(psksm-pam)-mrsw*hfg); /*** 湿気 Flux の計算 ***/

/** 皮膚が完全にぬれている状態の湿気 Flux(Saturated Vapor Transfer Rate) **/
svtr=((dm*rhoa)+C_MU_T(c0,t0))*(psksm-pam)/dist;

w=esk/(ae*(psksm-pam));      /*** ぬれ率の計算 ***/
npsk=svtr*w; /*** 皮膚からの Scalar Flux = 最大 Scalar Flux * ぬれ率 ***/

/*** 新たな皮膚温度 ***/
ntsk=tsk+((ad*((k+cpbl*mbl)*(tcr-tsk)-esk-heatflux_b))/(ask*mass*cpb))*tsize;

/*** 新たな体心部温度 ***/
ntcr=tcr+((ad*(m-((ar/ad)*(cres+eres))-((k+cpbl*mbl)*(tcr-tsk)))/((1-ask)*mass*cpb))*tsize

```

e;

```

F_CENTROID(x,f,t);
F_PROFILE(f,t,i)=ntsk;          /*** 皮膚の温度境界条件として Hook   ***/

C_UDMI(c0,t0,0) = tcr;
C_UDMI(c0,t0,1) = tsk;
C_UDMI(c0,t0,2) = ntsk;
C_UDMI(c0,t0,3) = ntsk;
C_UDMI(c0,t0,4) = npsk; /* Scalar 境界条件に Hook されたマクロを通して入力 */
C_UDMI(c0,t0,5) = heatflux_b; /*** 顕熱 Flux(対流+放射)   ***/
C_UDMI(c0,t0,6) = esk;      /*** 潜熱 Flux           ***/
C_UDMI(c0,t0,7) = w;       /*** ぬれ率             ***/

```

```

}
end_f_loop(f,t)
}

```

/\*\*\*\*\*\* 皮膚表面からの Scalar Flux を入力 \*\*\*\*\*\*/

```

DEFINE_PROFILE(Esk,t,i)
{
  real x[ND_ND];
  Thread *t0;
  cell_t c, c0;
  face_t f;

  begin_f_loop(f,t)
  {
    c0 = F_C0(f,t);
    t0 = THREAD_T0(t);
    F_CENTROID(x,f,t);
    F_PROFILE(f,t,i)=C_UDMI(c0,t0,4);
  }
  end_f_loop(f,t)
}

```

/\*\*\*\*\*\*  
/\* 呼吸器系の熱収支計算 \*/  
/\*\*\*\*\*\*

```

DEFINE_PROFILE(Tres,t,i)
{
  real tcr, tsk, ntsk, tb, tbn, ta, tac, tskc, mbl, ask, wsigsk;
  real wsigb, qcv, qr, esk, mrswh, ae, psks, pam, pas, pass, passm, psk, psksm, npsk;
  real dm, rhoa, dt, s, w, tsize, heatflux_bw, heatflux_b, svtr, dist, scalar_nose_pa,

```

```

psk_pa;
  real x[ND_ND];

  real area=0.;
  real NV_VEC(farea);

  Thread *t0;
  cell_t c, c0;
  face_t f;

  begin_f_loop(f,t)
  {

    F_CENTROID(x,f,t);
    F_PROFILE(f,t,i)=ntcr;

    c0 = F_C0(f,t);
    t0 = THREAD_T0(t);
    ta=C_T(c0,t0);
    tsk=F_T(f,t);          /*** 気道表面の温度    ***/
    tac=ta-273;
    tskc=tsk-273.0;
    psk=F_UDSI(f,t,0);
    pam=C_UDSI(c0,t0,0);

    dm=2.12e-05*(1+0.0071*tskc);

    heatflux_bw=BOUNDARY_HEAT_FLUX(f,t);
    F_AREA(farea,f,t);
    area = NV_MAG(farea);
    heatflux_b=heatflux_bw/area;

    dist=C_WALL_DIST(c0,t0);

/***** 気道表面からの潜熱損失 *****/

    s=(7.5*tskc)/(237.7+tskc);
    psks=611*pow(10,s);
    psksm=(0.622*psks)/(101325-psks);

    psk_pa=(101325*psk)/(0.622+psk);

    rhoa=C_R(c0,t0);
    ae=(dm*rhoa*cv*tsk)/dist;

    if(pam>=passm||psksm==pam)
    {

```

```

        esk=0, npsk=0;
    }

    else
    {

        svtr=((dm*rhoa)+C_MU_EFF(c0,t0))*(psksm-pam)/dist;

/* 気道内の潜熱損失 = 水分 Flux * 蒸発潜熱 + enthalpy */
        esk=svtr*hfg+(svtr*cv*(F_T(f,t)-273));

        w=0.99;
        npsk=svtr*w;}

        C_UDMI(c0,t0,4) = npsk;
        C_UDMI(c0,t0,5) = heatflux_b;
        C_UDMI(c0,t0,6) = esk;
        C_UDMI(c0,t0,7) = heatflux_b/(tsk-temp_nose);    /* CHTC */

        if(F_UDSI(f,t,0)>psksm)
        {
            F_UDSI(f,t,0)=psksm;
        }

        if(F_UDSI(f,t,0)<0)
        {
            F_UDSI(f,t,0)=0;
        }
    }
end_f_loop(f,t)
}

/*****      気道内の壁面の水分 flux を入力      *****/

DEFINE_PROFILE(Eres,t,i)
{
    real x[ND_ND];
    cell_t c, c0;
    face_t f;
    Thread *t0;

    begin_f_loop(f,t)
    {
        c0 = F_C0(f,t);
        t0 = THREAD_T0(t);
        F_CENTROID(x,f,t);

```

```

        F_PROFILE(f,t,i)=C_UDMI(c0,t0,4);
    }
end_f_loop(f,t)
}

/*****
/*      非定常呼吸サイクルの導入(改良した Q,Chen モデル)      */
/*****

DEFINE_PROFILE(Nose_left_X,thread,i)
{
    cell_t c;
    real invel;
    int ct = CURRENT_TIME*100;
    real tt = ct%405;
    real t = tt/100;

    begin_c_loop(c,thread)
    {
        if(t<1.9){
            invel = -ain*sin(bin *t);}
        else if(t<4.05){
            invel = aout*sin(bout*(t-1.9));}

        C_PROFILE(c,thread,i)=invel*xleft;
    }
end_c_loop(c,thread)
}

DEFINE_PROFILE(Nose_left_Y,thread,i)
{
    cell_t c;
    real invel;
    int ct = CURRENT_TIME*100;
    real tt = ct%405;
    real t = tt/100;

    begin_c_loop(c,thread)
    {
        if(t<1.9){
            invel = -ain*sin(bin *t);}
        else if(t<4.05){
            invel = aout*sin(bout*(t-1.9));}

        C_PROFILE(c,thread,i)=invel*yleft;
    }
}

```

```

end_c_loop(c,thread)
}

DEFINE_PROFILE(Nose_left_Z,thread,i)
{
cell_t c;
real invel;
int ct = CURRENT_TIME*100;
real tt = ct%405;
real t = tt/100;

begin_c_loop(c,thread)
{
if(t<1.9){
invel = -ain*sin(bin *t);}
else if(t<4.05){
invel = aout*sin(bout*(t-1.9));}

C_PROFILE(c,thread,i)=invel*zleft;
}
end_c_loop(c,thread)
}

DEFINE_PROFILE(Nose_right_X,thread,i)
{
cell_t c;
real invel;
int ct = CURRENT_TIME*100;
real tt = ct%405;
real t = tt/100;

begin_c_loop(c,thread)
{
if(t<1.9){
invel = -ain*sin(bin *t);}
else if(t<4.05){
invel = aout*sin(bout*(t-1.9));}

C_PROFILE(c,thread,i)=invel*xright;
}
end_c_loop(c,thread)
}

DEFINE_PROFILE(Nose_right_Y,thread,i)
{
cell_t c;
real invel;

```



```

int ct = CURRENT_TIME*100;
real tt = ct%405;
real t = tt/100;

begin_c_loop(c,thread)
{
  if(t<1.9){
    invel = -ain*sin(bin *t);}
  else if(t<4.05){
    invel = aout*sin(bout*(t-1.9));}

  C_PROFILE(c,thread,i)=invel*yright;
}
end_c_loop(c,thread)
}

DEFINE_PROFILE(Nose_right_Z,thread,i)
{
  cell_t c;
  real invel;
  int ct = CURRENT_TIME*100;
  real tt = ct%405;
  real t = tt/100;

  begin_c_loop(c,thread)
  {
    if(t<1.9){
      invel = -ain*sin(bin *t);}
    else if(t<4.05){
      invel = aout*sin(bout*(t-1.9));}

    C_PROFILE(c,thread,i)=invel*zright;
  }
  end_c_loop(c,thread)
}

/*****
/*          Clipping_UDS_Series          */
*****/

DEFINE_PROFILE(scalar_fix_UDS_0,t,i)
{
  real x[ND_ND];
  cell_t c, c0;
  face_t f;
  Thread *t0;

```

```

begin_f_loop(f,t)
  {
    c0 = F_C0(f,t);
    t0 = THREAD_T0(t);

    if(C_UDSI(c0,t0,0)>1){
      C_UDSI(c0,t0,0)=1;}

    if(C_UDSI(c0,t0,0)<0){
      C_UDSI(c0,t0,0)=0;}

    F_CENTROID(x,f,t);
    F_PROFILE(f,t,i)=C_UDSI(c0,t0,0);
  }
end_f_loop(f,t)
}

```

```

/*****
/*          PBPK-CFD Coupled Simulation          */
/*****

```

```

DEFINE_PROFILE(interface_tissue_side_,t,i)  /*** Flux type boundary condition  ***/
{

```

```

  real x[ND_ND];
  real a_air, a_t;

  cell_t c, cs0, c0;
  face_t f, fs;
  Thread *ts, *t0, *ts0;

```

```

  begin_f_loop(f,t)
  {

```

```

    fs=F_SHADOW(f,t);
    ts=THREAD_SHADOW(t);
    cs0=F_C0(fs,ts);  /*** 空気側の第1セル  ***/
    ts0=THREAD_T0(ts); /*** 空気側の第1セル  ***/
    c0=F_C0(f,t);
    t0=THREAD_T0(t);

```

```

    F_CENTROID(x,f,t);

```

```

F_PROFILE(f,t,i)=1.62e-9*C_R(c0,t0)/C_WALL_DIST(c0,t0)*(C_UDSI(cs0,ts0,0)-F_UDSI(fs,ts,0));

```

```

        if(F_UDSI(f,t,0)<0){
            F_UDSI(f,t,0)=0;}

        }
    end_f_loop(f,t)

}

DEFINE_PROFILE(interface_air_side,t,i) /** value type boundary condition **/
{
    real x[ND_ND];
    real nc_t1t2_t1, uds_sum;

    cell_t c, c0, cs0;
    face_t f, fs;
    Thread *t0, *ts, *ts0;

    begin_f_loop(f,t)
    {

        fs=F_SHADOW(f,t);
        ts=THREAD_SHADOW(t);
        cs0=F_C0(fs,ts); /** Tissue 側の第 1 セル **/
        ts0=THREAD_T0(ts); /** Tissue 側の第 1 スレッド **/
        c0=F_C0(f,t);
        t0=THREAD_T0(t);

        nc_t1t2_t1=(F_UDSI(f,t,0)+F_UDSI(fs,ts,0))/(1+101.5);

        C_UDMI(c0,t0,0)=F_UDSI(f,t,0)/C_UDSI(c0,t0,0);

        F_CENTROID(x,f,t);
        F_PROFILE(f,t,i)=nc_t1t2_t1;

    }
    end_f_loop(f,t)

}

DEFINE_SOURCE(scalar_reaction_1st,c,t,ds,eqn)
{

    real vmax1c, km1, ct, kf, kb, source;
    ct=C_UDSI(c,t,0);
    vmax1c=1.96e-4*1000; /** ug/L s -> ug/m3 s */
    km1=201.0*1000; /** ug/L -> ug/m3 */
    kf=1.8e-2; /** [1/s] */

```

```

kb=1.07e-7;                /* [1/s] */

source = -(((vmax1c*ct)/(km1+ct))+(kf*ct)+(kb*ct));

return source;            /*ug/L/s -> ug/m3/s */
ds[eqn]=0;
}

DEFINE_SOURCE(scalar_reaction_2nd,c,t,ds,eqn)
{

real cb, kf, kb, qb, vb, source;
cb=C_UDSI(c,t,0);
kf=1.8e-2;                /* [1/s] */
kb=1.07e-7;              /* [1/s] */
qb=98676.66*0.001;      /* blood flow, [L/s] -> m3/s */
vb=8.2309e-4*0.001;    /* L -> m3 */

source = -((kf*cb)+(kb*cb)+((qb/vb)*cb));
return source;          /*ug/L/s -> ug/m3/s */
ds[eqn]=0;

}

/***** スカラ輸送方程式の拡散項の定義 *****/

DEFINE_DIFFUSIVITY(diff_water_vapor,c,t,i)
{
real pa, rhov, dm, tempc;
tempc=C_T(c,t)-273.0;
dm=2.12e-05*(1+0.0071*tempc);

return C_R(c,t) * dm + C_MU_EFF(c,t);
}

DEFINE_DIFFUSIVITY(diff_HCHO,c,t,i)
{

return C_R(c,t) * 0.000015 + C_MU_EFF(c,t);
}

```

---

## 謝辞

本論文は、筆者が九州大学大学院総合理工学府環境エネルギー工学専攻に在籍し、博士後期課程として3年間の研究活動による成果を纏めたものです。

九州大学大学院総合理工学府環境エネルギー工学専攻の伊藤一秀准教授には、心より感謝を申し上げます。この3年間、研究を進めることにおいて自分の力を十分に発揮できる様に懇切なご指導を下さいました。自分が留学を準備する段階から現在に至るまで様々なご配慮を頂き、深く感謝いたします。先生として、また人生の先輩として尊敬しています。これからも宜しくお願い申し上げます。

北九州市立大学国際環境工学部建築デザイン学科の白石靖幸教授には、ご多忙の中、本論文の審査を頂くと共に、いつも貴重なご助言とご応援を頂きました。厚く感謝を申し上げます。

九州大学大学院総合理工学府環境エネルギー工学専攻萩島理准教授には、貴重な時間を頂いて論文の審査を賜り、研究全般にわたって貴重なご助言を頂きました。記して感謝申し上げます。

九州大学大学院総合理工学府物質理工学専攻永長久寛准教授には、貴重な時間を頂いて論文の審査を賜り、今後の研究方向の観点から貴重なご助言を頂きました。記して感謝申し上げます。

韓国嶺南大学建築学部建築工学専攻梁禎訓副教授に心より感謝を申し上げます。修士課程からの懇切な指導と共に日本での留学の道を導いて下さいました。また、留学生活における様々なアドバイスを頂き、とても感謝しております。

東洋大学理工学部建築学科 Lim Eunsu 准教授には、留学準備段階から研究の全般にわたって様々なお助けとご助言を頂きました。厚く感謝を申し上げます。

環境エネルギー工学専攻伊藤研究室に配属され、Nguyen Lu Phuong 氏、Fan Yunqing 氏、Li Cong 氏に数値解析全般に関する様々なご助言とご協力を頂きました。この場をもって深く感謝を申し上げます。また Kim Jiwoong 氏、Alicia Murga 氏ならびに研究室の皆様に、研究活動及び論文作成における様々なサポートを頂きました。心より感謝を申し上げます。

博士課程を始めてから今までいつも力になってくれた同専攻の親友、Chung Juyeon 氏に感謝の言葉を伝えます。そして最後に、今まで限りない支援と応援で留学生活を支えて下さった父、母、妹にこの場をもって深く感謝を申し上げます。

2016年 2月  
YOO Sung-Jun