HOKKAIDO UNIVERSITY

| | |
|---|---|
| Title | 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と温熱環境評価への応用に関する研究 |
| Author(s) | 角田, 直人 |
| Degree Grantor | 北海道大学 |
| Degree Name | 博士(工学) |
| Dissertation Number | 甲第4791号 |
| Issue Date | 1999-03-25 |
| DOI | https://doi.org/10.11501/3151472 |
| Doc URL | https://hdl.handle.net/2115/51600 |
| Type | doctoral thesis |
| File Information | 000000336663.pdf |

Hokkaido University Collection of Scholarly and Academic Papers

Hokkaido University Collection of Scholarly and Academic Papers : HUSCAP

# 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と温熱環境評価への応用に関する研究

角田　直人

博士論文

# 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と温熱環境評価への応用に関する研究

平成 10 年 12 月

北海道大学大学院工学研究科
衛生工学専攻

角田 直人

— 目 次 —


第1章　序論　1

第2章　従来の研究と本研究の目的　5

2.1 従来の研究 ..... 5

2.1.1 既往の人体熱移動モデル ..... 5

2.1.2 人体と環境との熱授受に関する研究 ..... 7

2.2 本研究の目的 ..... 9

参考文献 ..... 12

第3章　生体内熱移動方程式とその解法　14

3.1 はじめに ..... 14

3.2 生体内熱移動方程式 ..... 19

3.2.1 組織に関する熱収支式 ..... 19

3.2.2 血管系に関する熱収支式 ..... 19

3.2.3 人体と環境の熱授受量算出式 ..... 20

3.3 人体のモデル化 ..... 24

3.3.1 全身16分割モデルと円筒多層モデル ..... 24

3.3.2 血管系モデル ..... 24

3.4 生体物性値 ..... 30

3.4.1 熱物性値 ..... 30

3.4.2 血流量 ..... 30

3.4.3 産熱量 ..... 33

3.4.4 不感蒸泄量 ..... 33

3.5 変形Bessel関数を用いた生体内熱移動方程式の定常解法 ..... 38

3.5.1 生体内熱移動方程式の一般解の導出 ..... 38

3.5.2 部分領域分割法と皮膚表面における境界条件 ..... 40

3.5.3 血管プールの熱収支式との連立解法 ..... 42

3.5.4 定常状態を対象とした生体内熱移動解析プログラムの概要 ..... 46

3.6 差分法による生体内熱移動方程式の非定常解法 ..... 48

3.6.1 生体内熱移動方程式の離散定式化 ..... 48

3.6.2 境界条件の離散定式化 ..... 52

3.6.3 生体内熱移動解析プログラムの概要 ..... 54

3.7 まとめ ..... 56

参考文献 ..... 58

第4章　体温調節機構の数理モデル式の検討 61
4.1 はじめに ..... 61
4.2 体温調節機能概説 ..... 65
4.2.1 自律性体温調節 ..... 65
4.2.2 温度受容器 ..... 65
4.2.3 血流量調節 ..... 67
4.2.4 発汗量調節 ..... 67
4.2.5 産熱量調節 ..... 68
4.3 血流量調節の数理モデルの検討 ..... 71
4.3.1 血流量調節に関する既往の研究 ..... 71
4.3.2 部位別特性を考慮した数理モデル式の提案 ..... 73
4.3.3 皮膚血流量の最大値・最小値 ..... 74
4.4 発汗量調節の数理モデルの検討 ..... 76
4.4.1 発汗量の数理モデル式に関する既往の研究 ..... 76
4.4.2 数理モデル式の検討 ..... 76
4.5 産熱量調節の数理モデルの検討 ..... 82
4.6 生体内温度予測プログラムの概要 ..... 85
4.7 まとめ ..... 88
参考文献 ..... 89

第5章 生体内温度予測プログラムによるシミュレーション 91
5.1 はじめに ..... 91
5.2 定常状態における大腿部の熱移動シミュレーション ..... 93
5.2.1 計算条件 ..... 93
5.2.2 計算結果と考察 ..... 93
5.2.3 一般解のパラメータに関する考察 ..... 94
5.3 定常状態における全身の生体内熱移動シミュレーション ..... 98
5.3.1 計算条件 ..... 98
5.3.2 計算結果と考察 ..... 98
5.4 非定常シミュレーションによる血流量調節の効果の検討 ..... 109
5.4.1 計算条件 ..... 109
5.4.2 計算結果と考察 ..... 110
5.5 まとめ ..... 120
参考文献 ..... 121

第6章 生体内温度予測プログラムの検証のための被験者実験 123
6.1 はじめに ..... 123

6.2 実験方法 ……124
6.2.1 実験室と実験条件の概要 ……124
6.2.2 測定項目と測定装置 ……125
6.2.3 ヒューマンコンフォートメータの概要 ……127
6.3 実測結果と考察 ……134
6.3.1 温熱環境因子 ……134
6.3.2 被験者の代謝量 ……134
6.3.3 被験者の深部温・皮膚温 ……135
6.3.4 主観申告値 ……136
6.4 生体内温度予測プログラムによる計算結果との比較 ……147
6.4.1 生体内温度予測プログラムの計算条件 ……147
6.4.2 深部温・皮膚温の計算値と実測値の比較 ……147
6.4.3 深部温・皮膚温の経時変化 ……149
6.5 まとめ ……155
参考文献 ……156

第7章 人体周辺の気流性状の検討 157
7.1 はじめに ……157
7.2 基礎方程式とその解法 ……161
7.2.1 Navier-Stokes 方程式 ……161
7.2.2 輸送方程式の離散化 ……162
7.2.3 SIMPLE 法 ……165
7.2.4 乱流モデル ……166
7.2.5 境界条件 ……167
7.2.6 一般座標系による表現 ……168
7.3 CFSV モデルによる気流解析プログラムの開発 ……174
7.3.1 CFSV モデルの概要 ……174
7.3.2 シェルによる複雑な領域形状の結合データ生成法 ……178
7.3.3 CFSV モデルによる基礎方程式の表現 ……178
7.4 空気環境試験室の気流解析 ……181
7.4.1 計算空間と計算条件 ……181
7.4.2 吹出口流速の実測 ……181
7.4.3 計算結果 ……182
7.5 人体モデルによる気流解析 ……189
7.5.1 人体モデルの作成と格子生成 ……189
7.5.2 計算条件 ……190
7.5.3 計算結果 ……190

7.6 まとめ ……198
参考文献 ……199

第8章 放射熱伝達量の部位別特性に関する検討 201
8.1 はじめに ……201
8.2 数値積分法による形態係数の算定 ……204
8.2.1 放射伝熱に関する基礎法則 ……204
8.2.2 数値積分法による形態係数の計算法 ……205
8.2.3 計算結果の精度の基礎的検討 ……206
8.3 人体と周囲壁体との形態係数の算定 ……209
8.3.1 複雑形状の物体に対する形態係数の計算アルゴリズムの検討 ……209
8.3.2 人体面要素と壁面との形態係数の算定 ……211
8.3.3 人体モデルの部位と壁面との形態係数の算定 ……212
8.3.4 人体面要素間の形態係数の算定 ……213
8.4 放射熱伝達量の部位別特性の検討 ……220
8.4.1 計算条件 ……220
8.4.2 結果と考察 ……220
8.5 まとめ ……222
参考文献 ……223

第9章 総括 225

謝 辞 232

# 第1章 序論

今日までの科学技術の進歩によって，人間は様々な恩恵を享受してきた．建築環境においても，空気調和技術の発達は，人間の活動域を広げ，またライフスタイルの変化をもたらした．しかし，その一方で，化石燃料の大量消費による地球環境に関わる問題が深刻化してきた．すなわち，建築環境の設計，評価に関わる研究者にとって，省エネルギー性と人間の健康増進という相反した2つの命題を満足する許容解の同定が，現在強く要請される事項となっている．

特に，省エネルギー性を考慮した床暖房あるいはインテリジェントビルでのパーソナル空調，車室内空調など不均一な温熱環境に対する精度の高い評価法と制御法が求められている．本研究は，それらの要請に対応するため部位別特性を考慮した生体内温度予測プログラムを開発し，多様な温熱環境の評価を可能とする温熱環境評価シミュレータの確立に向けてなされたものである．従来の温熱環境評価で用いられてきた数理モデルは，人間を質点系とみなし集中定数化されたもので，不均一な温熱環境の評価には原理的に対応が不可能といえる．

本研究で開発した生体内温度予測プログラムの主な特徴は以下のとおりである．1)生体の解剖と機能の面から人体を 16 部位に分割し，さらに各部位を内部構造，機能，熱移動現象を考慮し円筒層モデルとした．2)環境との熱授受，生体内の熱移動，血液による熱輸送，産熱を忠実に再現する各組織および動脈系，静脈系についての生体内熱移動方程式の数値解法に基づいており，3)特に，定常状態の解法については極めて効率的なアルゴリズムとした．4)生理学的知見を基に，発汗，血流，ふるえ産熱の体温調節出力量を与えるプログラムを組込んだ．5)部位毎の温熱環境因子の入力のみで，皮膚層から内臓層までの温度と熱流束分布および詳細な各部位各層毎の動脈，静脈温度の予測値を得ることができる．

次に，生体内温度予測プログラムの精度向上のための基礎データの収集を目的として被験者実験を行った．実測結果と計算結果を比較検討し，本研究のプログラムの有効性を確認した．

最後に，温熱環境評価シミュレータとして活用する場合に必須な，環境との熱授受の対流熱伝達と放射熱伝達の計算について独自に開発したプログラムについて述べ，環境との熱授受の面から人体の部位別特性を考慮すべき具体例を

示した．

図1.1に本論文の章の構成を示す．本論文は9章より構成され，各章の概要は以下の通りである．

第1章は，序論であり，人間の温熱生理状態に基づく温熱環境評価のための生体内温度予測プログラムの開発の意義を述べた．

第2章では，人体の熱移動モデルおよび環境との熱授受の部位別特性に関する既往の研究を概説し，本研究の目的および位置づけを述べた．

第3章では，環境との熱授受，熱伝導，産熱，血流による熱輸送を記述する生体内熱移動方程式を提示し，その数値解法について検討した．また数値計算対象の生体について，本研究では生体機能の面から人体を大きく 16 分割したモデルを考え，各部位はその内部構造に着目し，円筒層モデルとした．さらに，この章では，数値計算に必要な生体物性値の検討結果をまとめた．定常状態の生体内熱移動方程式の解法として，効率的なアルゴリズムを提案した．すなわち産熱と血流を含む生体内熱移動方程式の一般解を，変形 Bessel 関数の線形結合によって表わせることを示し，その解と領域分割法の概念を基に，動脈血液，静脈血液の熱収支式との連立解法を示した．また，非定常状態の生体内熱移動方程式の解法のための離散定式化を説明し，組織，動脈血液，静脈血液の熱収支式の連立解法を示した．

第4章では，体温調節出力量の数理モデルについて述べた．体温調節機構の主要な調節様式としては血流量調節，発汗量調節，産熱量調節が発達しているが，生理学的知見に基づき，それぞれの調節様式についての数理モデル式を検討し，体温調節出力量の算出プログラムを開発した．

第5章では，生体内温度予測プログラムによるシミュレーション結果とその考察を述べた．まず，比較的実測値の揃っている大腿部の計算結果を中心に，生体内熱移動方程式の一般解の特性，方程式中の各項の寄与の割合について考察した．次に，中立領域と考えられる温熱環境条件下の全身のシミュレーションを行い，各部位の内部温度分布，血液温度，放熱量について検討した．計算結果はいずれも，過去に報告された断片的な深部温度の実測結果と適合し，その温度分布は部位別特性を反映しているものと考えられた．さらに，温熱環境変化に伴う非定常シミュレーションを行った．温熱環境条件がステップ変化した場合を想定し，体温調節系の血流量調節の効果の妥当性について検討した．環境が低温側に移行したときは，血流量調節により，深部温の低下が抑制されること，同時に誘発される皮膚温の低下が，放熱量を抑制するという過程を定量的に示した．

第６章では，生体内温度予測プログラムの精度を一層高めるための基礎データの収集を目的として行った被験者実験について述べた．実験は，温熱環境条件の制御可能な空気環境試験室内にて行った．主要な測定項目は鼓膜温，直腸温，全身皮膚温，代謝量で，温熱環境因子と共に連続測定した．設定条件は６種で，計 18 例の基礎データを得た．次に，実測結果と生体内温度予測プログラムによる計算結果を設定条件毎に比較検討した．計算結果は実測結果を概ね再現することが示された．皮膚温についてみると，部位別特性を反映した結果となり，下腿部，足部を除けば実数値と計算値はの差は 1.3℃以内の範囲となった．直腸温については気温 26℃～32℃の条件で，その差は 0.3℃以内となり，本研究のプログラムによる組織内部温度の予測精度は良好なものであることが示された．

第７章は，上記のプログラムを温熱環境評価シミュレータとして活用する場合に必須な,環境との熱授受の対流熱伝達計算モジュールについての章である．本研究では頭部・頸部に代表される複雑な曲面形状や体躯部と四肢との相対的位置関係の変化による多様な姿勢条件にも対応可能な気流解析プログラムを独自に開発した．そのため，形状適合のための BFC 法と計算効率向上のための CFSV 法の活用を考えた．開発プログラムの有用性を示すための例として，インテリジェントビル空調で採用されることが多い床吹出し気流を取り上げ，シミュレーションを行った．人体という制限物に対する床吹出し気流の全体特性と速度ベクトルの部位間による大きな変異，特に下腿部，大腿部の流速および乱れが大きいことを示した．

第８章では，温熱環境評価シミュレータへの展開のための人体と環境との放射熱伝達計算モジュールについて述べた．本研究では，放射熱伝達計算のための形態係数の算出法として数値積分法を採用した．具体的には微小面要素で構成される人体モデルを作成し，その面要素と壁面要素の形態係数を求めることが可能なプログラムとなっている．応用例として，小オフィススペースでの部位と壁面の形態係数，部位同士の形態係数の実数値を示し，人体の放射熱伝達の部位別特性を定量的に明らかにした．

第９章は総括であり，本研究で得られた成果をまとめ，今後の展望について述べた．

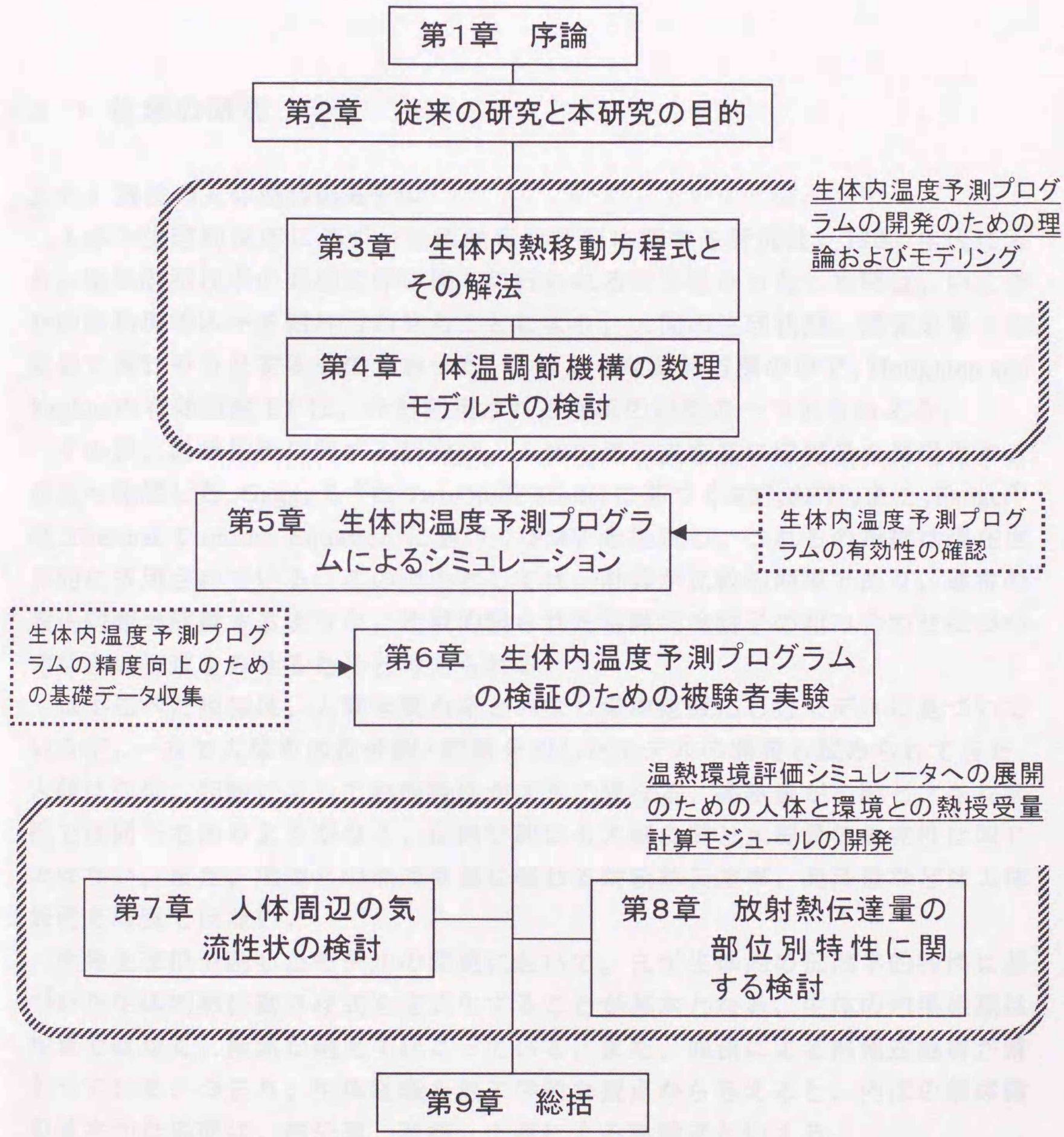



図 1.1 本論文の章の構成

# 第2章 従来の研究と本研究の目的

## 2.1 従来の研究

### 2.1.1 既往の人体熱移動モデル

人体の生理的反応に基づいた温熱環境評価に関する研究は，1900 年代に入り，空気調和技術の発展に伴い盛んに行われるようになった．当時は，いくつかの温熱環境因子を組み合わせることにより，人間の生理状態，感覚を単一の数値で表わそうとするものであった．このような温熱指標の中で，Houghten and Yaglou の有効温度 ET は，今日利用される指標の原型の一つともいえる．

その後，温熱指標に関する研究は，人体の熱収支を基に感覚量を具現化する研究へ発展した．Gagge ら[4]は Two-Node Model に基づく ET*，SET*，また，Fanger[5]は Thermal Comfort Equation に基づく PMV を提案し，これらの指標は現在世界的に多用されている．この理由としては，計算が比較的簡単であり，通常の室内空間で経験するような，比較的限られた温熱環境因子の組み合わせについてはよい一致をみせるためと考えられる．

以上述べた指標は，人間を質点系とみなし集中定数化したモデルに基づいているが，一方で人体を部位分割・組織分割したモデルの開発も試みられてきた．人体は部位，組織によって熱的特性が大きく異なる．産熱量が心臓とアキレス腱では同一でありようがなく，伝熱学的にも大脳皮質と大腿骨の熱物性は同じではない．また，環境との熱授受量に関わる対流熱伝達率，発汗量などは人体表面で均質ではない．

全身を部位分割したモデルの開発において，まず生体内の伝熱学的特性に基づいた生体内熱移動方程式を定式化することが基本となる．生体の内部組織は均質ではなく，産熱が絶えず起こっている．また，血流による熱輸送機構が備わっている．つまり，生体組織を熱工学的な観点から考えると，内部の熱移動の基本的な形態は，熱伝導，産熱，血液による熱輸送といえる．

Pennes[6]は血液による移流項，産熱項を考慮した生体内熱移動方程式を提案し，前腕部についてのシミュレーション結果を実測値と比較している．この後，生体内熱移動に関しては局所的な組織を対象に，高精度の温度予測モデルを構築することを目的とした研究がなされた．これらの研究は，主に温熱生理学，

医用工学といった分野で行われてきた．

温熱環境の評価を目的とした全身を部位分割した熱移動モデルの代表的なものを述べる．

Wissler[7),8)]は，円筒近似した各部位について組織，動脈血液，静脈血液に関する熱収支式をたて，その偏微分方程式の差分解法について論じている．特に，血管系の熱収支式と組織の熱収支式の連立解法については現在も参考にされることが多い．

Stolwijk and Hardy[9),10)]は，全身を6部位(頭部・躯幹部・腕部・手部・脚部・足部)に分割したモデルを考案した．各部位の内部構造は，皮膚・脂肪・筋肉・核心部(core)とし，それぞれは集中定数化し，熱収支式を導出している．血流は，深部血液(central blood)が各組織に流入するモデルとし，深部血液温度を仮定している．

Gordon et al.[11)]は，体温調節中枢が存在するとされている頭部を3分割したモデルを提案した．

Arkin et al.[12)]は，14個の円筒層部位で構成される人体モデルを採用し，熱移動方程式を2次元問題として扱うことで，Wisslerのモデルを改良した．

Smith[13)]のモデルは，血管系のモデルに特徴がある．円筒部位内の分割された各要素の境界線に血管を配置させ，血管網を構築した．しかし，皮膚血管網に関するモデル化は十分とはいえない．竹森ら[14)]は，動静脈吻合(AVA)をモデルに組込むことにより，Smithのモデルと比較検討している．

しかし，人体の形状のモデル化としては原理的に優れているはずの，これらの部位分割したモデルは，Two-Node Model，Thermal Comfort Equationと比較し，実際に応用される機会は少ないといえる．この理由の1つとして，計算結果が実際の温度分布から大きくはずれてしまうことがあげられる．実際の温度分布を再現することは，分割された部位に対して，体積，熱物性値，産熱量，血流量などの生体組織に関する諸量が適切に与えらていることではじめて可能となる．一方，Two-Node Model，Thermal Comfort Equationは，総産熱量と総放熱量の熱収支原理が活用できる．極端な変動幅をもたない温熱環境条件では比較的よい一致をみせるのはこのためである．

Stolwijkのモデルをはじめとする従来のモデルの中には，深部温もしくは深部血液温度を既知とすることによって，実際の温度分布に近い計算結果を示したものがみられる．人体の深部を恒温とみなすことは，対象とする問題によってはモデリングとして有効な場合もある．しかし，脳内温度，直腸温，心臓内温度などは，環境変化，生体の状態に対応し，常に変動していることが詳細

な内部温度実測により明らかになっている．また，深部には視床下部をはじめとする体温調節機構の温度受容器が複数存在することが知られている．温度受容器が検知した情報は，体温調節の出力量を決定するため，深部温およびその変化率は体温調節モデルを構築する上で必要不可欠な情報である．以上を考慮すると，生体内温度の予測モデルは，深部温を精度よく再現できるものが必要と考えられる．

体温調節機構に関していえば，自律性体温調節では，発汗量調節，血流量調節，産熱量調節の３様式が発達している．生体内温度の予測モデルを開発するためには，生体内熱移動方程式の解法と同時に，これらの調節機構の数理モデル化を行う必要がある．生体の体温調節機構については，温度受容器に関する研究を中心に先駆的研究が比較的多数あるが，調節部自体の定量的な研究は極めて少ないのが現状である．

人体の熱移動モデルの温熱環境評価への応用として，温熱環境要素の計測システムとリンクさせたリアルタイム評価の活用の場面が考えられる．すなわち生体内温度を精度よく求めると同時に，高速な出力が要求される．生体内熱移動方程式の効率的な解法として，横山[16]は境界要素法によるアルゴリズムを提案している．生体内熱移動方程式の基本解の導出，離散定式化のプロセス，生体の機能を考慮した部分領域解法を示している．さらに横山と著者[17]は部位を円筒層モデルとしたときの生体内熱移動方程式の解法として，変形 Bessel 関数で表わされる一般解を用いたアルゴリズムを開発している．

### 2.1.2 人体と環境との熱授受に関する研究

人体と環境との熱授受量の部位別特性を定量的に明らかにした研究はほとんどないのが現状である．人体皮膚からの環境への熱授受経路は，対流熱伝達，放射熱伝達，水分蒸発に伴う熱伝達，熱伝導がある．

対流熱伝達率は，部位毎の風速によって規定される．Clark[19]は，人体近傍の流れをシュリーレン法によって可視化した．また，姿勢によって対流熱伝達量が変化することを指摘している．その後，人体の姿勢の違いによる対流熱伝達量の違いについて研究されてきたが，全身を対象としたものが多く，部位間での違いにはほとんど言及していない．

近年，CFD は建築空間内の気流解析の強力なツールとなり，CFD を用いた温熱環境評価に関する研究が盛んに行われるようになってきた．しかし，人体を解析対象に組込み，人体周辺の気流特性を明らかにした研究は少ない．従来の研究においては，計算領域との整合が容易であることから，人体モデルは直

方体，またはそれらを複数組合わせたものが多かった．曽・村上[20]は数値サーマルマネキンと名づけた曲面で構成される人体モデルを作成し，対流熱伝達量は人体表面の場所で異なることを示している．しかし，人体モデルは，左右の脚部が結合し，上肢についても躯幹部と一体化した形状となっており，実際の人体とは大きく異なるものとなっている．また，人体内部の熱移動は考慮されていない．

人体と環境との放射熱伝達については，人体全体の投影面積を実験的に求めることにより，特定の方向の壁面に対する形態係数を求めた研究が多くみられるのに対し，部位別特性に関する研究は少ない．Fanger[5]は，魚眼レンズを用いて，立位．椅坐位の人体を撮影し，立体角を求めた．土川ら[21]は，人体と矩形面との形態係数を実測により求めている．宮崎ら[22]は，各部位を円筒モデルとした16分割人体モデルと壁面との形態係数を算出した．

放射伝熱解析では，形態係数を精度よく算定する必要があり，この形態係数の算定方法についてはいくつかの提案がなされている．大森ら[23]は，モンテカルロ法を用いて室内放射環境の解析法を提案している．児玉ら[24]は，放射熱線追跡法における射出方向の改良を行った．尾関ら[25]は数値積分法を用いて，複雑な形状の建築空間を対象とした放射伝熱解析を行っている．

## 2.2 本研究の目的

省エネルギー性を考慮した床暖房あるいはインテリジェントビルでのパーソナル空調，車室内空調など不均一な温熱環境に対する精度の高い評価法と制御法が求められている．本研究は，それらの要請に対応するため部位別特性を考慮した生体内温度予測プログラムを開発し，多様な温熱環境の評価を可能とする温熱環境評価シミュレータの確立を目的とした．

SET*，PMV に代表される従来の温熱環境評価で用いられてきた数理モデルは，人間を質点系とみなし集中定数化されたもので，不均一な温熱環境の評価には原理的に対応が不可能といえる．本研究で開発した生体内温度予測プログラムの特徴のひとつは，生体の解剖と機能の面から人体を 16 部位に分割し，さらに各部位を内部構造，機能，熱移動現象を考慮し円筒層モデルとしたことである．各部位各層に対して物性値，温熱環境条件を与え，生体内温度の部位別特性を考慮することにより，不均一な温熱環境に対する評価を目的とした．

生体の温度に関する情報は，人間の温熱生理状態を考える上で非常に重要である．生体の内部には，視床下部をはじめとし，体温調節機構の温度受容器が複数存在することが知られている．温度受容器は皮膚にも存在する．体温調節による調節出力量はこれら受容器の温度変化によって規定され，人間の温冷感についても内部温度，皮膚温の変化と相関があることがわかっている．

生体内温度を計算により忠実に再現することは，確かなモデリングが必要である．生体の内部組織は均質ではなく，産熱が絶えず起こっている．また，血流による熱輸送機構が備わっている．つまり，生体組織を熱工学的な観点から考えると，内部の熱移動の基本的な形態は，熱伝導，産熱，血液による熱輸送といえる．これらの熱移動形態を記述する方程式，すなわち生体内熱移動方程式を考えた．生体内熱移動方程式は，組織と血管系に関する熱収支式をそれぞれ区別し，組織に関する熱収支式は熱伝導項に加え，血液移流項，産熱項を考慮した形とした．血管系については動脈血管系，静脈血管系を区別したモデル化を行い，それぞれについて熱収支式を立てた．

生体内温度予測プログラムの応用として，温熱環境要素の計測システムとリンクさせたリアルタイム評価の活用の場面が考えられる．すなわち生体内温度を精度よく求めると同時に，高速な出力が要求される．本研究では，円筒層モデルにおける生体内熱移動方程式の効率的な計算アルゴリズムの開発を目指した．結果として，円筒層モデルにおける定常状態の生体内熱移動方程式の一般解を導出することにより，効率的なアルゴリズムを提案した．一般解は，変形

Bessel 関数の線形結合によって表わされる．本研究では，このアルゴリズムを基に，動脈血液，静脈血液の熱収支式との連立解法を示した．

さらに，非定常状態の生体内熱移動方程式の解法の１つとして，差分法を取り上げ，離散定式化を説明する．組織，動脈血液，静脈血液の熱収支式のそれぞれを差分化し，最終的には全部位の連立方程式を導出した．

体温調節機構を数理モデル化することは，体温調節モデルの構築にとって欠かせない．本研究では，血流量調節，発汗量調節，産熱量調節の数理モデル化を試みる．

開発した生体内温度予測プログラムは，温熱環境因子のみの入力変更で，多様な温熱環境条件下における定常状態の生体内温度分布，熱流束分布，血液温度の算定が可能である．本研究では，このプログラムによるシミュレーションを行い，計算値の妥当性を検討する．

近年，コンピュータの性能向上を背景に，建物内の空間分布を考慮した温熱環境解析に関する研究が進んでいる．建築空間内の CFD よる対流場の解析，さらに放射，熱伝導と連成させた解析はその例といえる．このような建物側の不均一な温熱環境を解析していく方法は，今後発展していくものと考えられ，人間の生体機能，生理反応により忠実な部位別特性を考慮した生体内温度予測プログラムの要請度は極めて高くなっている．本研究のプログラムは，温熱環境評価シミュレータを構成する１つのモジュールになると確信している．

本研究では，人体と環境との熱授受量の部位別特性の検討を行った．具体的には，人体モデルを用いた数値解析によって部位毎の対流熱伝達量と放射熱伝達量を計算し，部位別特性を定量的に明らかにした．部位毎の対流熱伝達量と放射熱伝達量は，生体内温度予測プログラムの入力因子，すなわち生体内熱移動方程式の解法のための境界条件となる．

生体内温度予測プログラムの活用において，部位毎の温熱環境因子の入力として実測などにより得られている既知のデータを用いる場合は，生体内温度予測プログラム単独での使用が可能である．しかし，一般に部位毎の温熱環境因子は未知である場合が多く，上で述べた人体と環境との熱授受量を算定する必要がある．そこで，温熱環境評価シミュレータへの展開のための，対流熱伝達量と放射熱伝達量の計算モジュールの開発を本研究の目的の１つとした．

対流熱伝達量の計算モジュールについては，頭部・頸部に代表される複雑な曲面形状や躯幹部と四肢との相対的位置関係の変化による多様な姿勢条件にも対応可能な気流解析プログラムを独自に開発した．そのため，形状適合のための BFC 法と計算効率向上のための CFSV 法の活用を考えた．開発プログラム

の有用性を示すための例として，インテリジェントビル空調で採用されることが多い床吹出し気流を取り上げ，人体という制限物に対する床吹出し気流の全体特性と速度ベクトルの部位間による変異について検討する．

放射熱伝達量の計算モジュールについては，形態係数の算出法として数値積分法を採用した．具体的には微小面要素で構成される人体モデルを作成し，その面要素と壁面要素の形態係数を求めることが可能なプログラムの開発に取り組んだ．応用例として，小オフィススペースでの部位と壁面の形態係数，部位同士の形態係数の実数値を示し，人体の放射熱伝達の部位別特性を定量的に明らかにした．

〈参考文献〉


1) 落藤澄 編著：現代の空気調整工学，朝倉書店，1996.
2) 佐藤方彦，勝浦哲夫：環境人間工学，朝倉書店，1993.
3) 横山真太郎，落藤澄，長野克則：生体内伝熱現象の基礎－部位別特性を考慮した体温調節モデルの開発をめぐって，伝熱研究，33(131)，pp.41-50，1994.
4) Gagge, A. P., J. A. J. Stolwijk and Y. Nishi : An Effective Temperature Scale Based on a Simple Model of Human Physiological Regulatory Response, ASHRAE Trans., 77, pp.247-262, 1971.
5) Fanger, P. O. : Thermal Comfort, Danish Technical Press, Copenhagen, 1970.
6) Pennes, H. H. : Analysis of Tissue and Arterial Blood Temperatures in the Resting Human Forearm, J. Applied Physiology, 1(2), pp.93-123，1948.
7) Wissler, E. H.: A mathematical model of the human thermal system, Bull. Math. Biophysics, 26, pp.147-166, 1964.
8) Wissler, E. H. : Comparison of computed results obtained from two mathematical models，A simple 14-nodes and a complex 250-node model，J. Physiology (Paris)，63，pp.455-458，1970.
9) Stolwijk, J. A. J. and J. D. Hardy: Temperature regulation in man－A theoretical study, Pflugers Archives ges. Physiology, 291, pp.129-162, 1966.
10)Stolwijk, J. A. J. and J. D. Hardy: Handbook of physiology -Section 9 -Chapter 4:Control of body temperature, American Physiology Society，pp.45-68，1977.
11)Gordon, R. G., R. B. Rober and S. M. Horvath : Mathematical model of human temperature regulatory system-transient cold exposure response, IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol.1. BEM-23, No.6, pp.434-444, 1976.
12)Arkin, H. and A. Shitzer : A model of thermoregulation in the human body，ASME paper，pp.84-WA/HT，1984.
13)Smith, C. E.: A transient, three-dimensional model of the human thermal system, KSU, Dissertation, 1993.
14)竹森利和，中島健，庄司祐子：人体熱モデルの開発，機会学会論文集(B 編)，61(584)，pp.297-304, 1995.
15)横山真太郎：生体内熱移動現象，北海道大学図書刊行会，1993.
16)横山真太郎，山本健，角田直人，落藤澄：生体内熱移動方程式のアルゴリズムの改良とその応用，空気調和・衛生工学会学術講演会講演論文集，pp.661-668, 1995.
17)横山真太郎，角田直人，落藤澄：生体内熱移動方程式のアルゴリズムの改良とシミュレーション．日本生気象学会誌，34(2)，pp.73-79, 1997.
18)Hensel, H.: Thermoreception and temperature regulation, Academic Press, 1981.
19)Clark, P. P. and R. N. Cox : An application of aeronautical techniques to

physiology - 1. The human microenvironment and convective heat transfer, Med. and Biolog. Eng., 12, pp.270-274, 1974.
20)曽潔，村上周三，加藤信介：数値サーマルマネキンに関する研究(その２)人体表面の対流熱伝達率に関する数値シミュレーション，空気調和・衛生工学会学術講演会講演論文集, pp.469-472, 1994.
21)土川忠浩ほか：実測による人体の有効放射面積および人体と矩形面との間の形態係数に関する研究－青年男子に対する裸体・着衣，立位．椅坐姿勢の場合，日本建築学会計画系論文集，388，pp.48-59，1988.
22)宮崎靖子，斎藤信，瀬下裕：人体モデルを用いた不均一環境の評価に関する研究 - その１ 放射解析人体モデルの作成と被験者実験，人間と生活環境，2(1)，pp.92-100，1995.
23)大森敏明，谷口博，工藤一彦：室内ふく射環境の解析法の開発と床暖房への適用，空気調和・衛生工学会論文集，42，pp.9-18，1990.
24)児玉久，服部宜弘，長光左千男：室内温熱環境評価のための放射伝熱計算法，空気調和・衛生工学会論文集，58，pp.133-144，1995.
25)尾関義一，斎藤恒洋，大柿聡：複雑な内部形状を有する大規模メッシュ対応型放射伝熱計算法に関する研究，空気調和・衛生工学会論文集，62，pp.101-110，1996.
26)Mizuta, Y.: Generated boundary conditions on the basis of a deformable-cell method, free surfaces, density interfaces and open boundaries, Computers & Fluids，19(3/4)，pp.377-385，1991.
27)水田洋：磁性流体自由表面波動の３次元解析，変形可能セル法と CFSV モデル，第８回計算力学講演会，1995.
28)堀田和之：工学のためのモデリングの数理，日刊工業新聞社，1982.

# 第3章 生体内熱移動方程式とその解法

## 3.1 はじめに

生体は絶えず環境との熱授受を行っている．この現象は生物の違いよらず，同じ物理法則に基づいている．産熱源である生体の内部についても温度差が生じている限りは，熱移動が起こっており，支配する物理法則は同じである．しかし，生体の内部組織は均質ではなく，エネルギー代謝，すなわち産熱が絶えず起こっている．また，複雑な血管網での血流による熱輸送機構が備わっている．つまり，生体組織を熱工学的な観点から考えると，内部の熱移動の基本的な形態は，熱伝導，産熱，血液による熱輸送といえる．

このような人体内部の伝熱学的特性を十分に再現できる人体モデルの構築は，人間の温熱生理状態に基づく温熱環境評価および制御への応用が期待できる．本章は，生体内の熱移動現象を記述する偏微分方程式，すなわち生体内熱移動方程式とその解法について述べる．

生体組織の構造は不均一，非等方性であり，特に血管の構造(サイズ，密度，幾何学的配置)は極めて複雑であり，その扱いには何らかのモデリングがなされた上で，方程式が提案されている．Pennes[2)]は血液による移流項，産熱項を考慮した生体内熱移動方程式 Bio-heat transfer equation を提案し，前腕部についてのシミュレーション結果を実測値と比較している．血管構造のモデリングについての問題点が指摘されているが，この研究は，以後の生体内熱移動解析に関する研究の先駆けといえる[3)]．

Chen and Holmes[4)]は，Pennes の提案した生体内熱移動方程式中の血流による熱移動項(perfusion term)について改良を加えた．つまり，流入血液温度と流出血液温度(組織温度と等しいとしている)の差と血流量の積で表わされる血液移流項に加え，血流速度に比例する熱伝達項，血流の存在による有効熱伝導への寄与を表わす項の２つの項を方程式中に付加した．

Chato[5)]は，1)単独で配置している直線状の血管，2)対向流となっている二本の血管，3)皮膚表面近傍の血管の３条件について，その伝熱特性をシミュレーションによって明らかにした．

Weinbaum et al.[6),7)]は,詳細な解剖学的調査を行い,組織を内部から Deep tissue

layer(深部層)，Intermediate layer(中間層)，Cutaneous layer(皮膚層)に分割した3層モデルとして解析を進めた．血管構造から，深部層では動静脈血管の対向流熱交換に着目し，円筒組織に動脈血管，静脈血管を平行して配置した解析領域を考えた．中間層は，動静脈間での血流が存在する2次元矩形領域，皮膚層は表層への1次元方向のみの解析領域としている.各領域に対して組織温度，動脈温度，静脈温度についての熱移動方程式を導き，境界値問題の解析解を求めて，温度分布について考察した．深部の動脈血液温度と皮膚温度に 5～10℃の差があるとき，対向する動静脈温度の差は 0.1～0.2℃程度の差であることをシミュレーションにより示した．その後，Weinbaum and Jiji[8]は，組織の平均温度に関する簡略化された生体内熱移動方程式を示している．

Baich et al.[9]は，近接した動脈血管と静脈血管の対向流熱交換について，その中間にある組織も考慮したモデルを提案した．すなわち，対向流熱交換を動脈血液温度と静脈血液温度の差に加え，中間組織の温度(動脈血液温度と静脈血液温度の単純平均としている)を用いて定式化した．

Whang et al.[11]は，皮膚組織の不活性ガスの透過性を解析する目的で，動静脈が網目状に交差する血管モデルを考案している．

Huang et al.[12]は，血管のモデルとして，コントロールボリューム内に7レベルの直線状の血管をネットーワーク網として配置した．つまりレベル1は最も内径の大きい主動脈とし，順次分岐させ，毛細血管を模擬した．動脈系と静脈系の熱収支式は区別されており，8.2cm×8.0cm×8.0cm の直方体のシミュレーションにより，組織の温度分布，各レベルの血管の熱的特性を示した．

以上は局所的な組織を対象に，高精度のモデルを構築することを目的としているが，一方で，主に熱的快適性の評価を目的とした全身の熱移動モデルの開発も行われてきた．

Wissler[13),14)]は，円筒近似した各部位について組織，動脈血液，静脈血液に関する熱収支式をたて，その偏微分方程式の差分解法について論じている．特に，血管系の熱収支式と組織の熱収支式の連立解法は今日でも参考にされることが多い．

Stolwijk and Hardy[15),16)]は，全身を6部位(頭部・躯幹部・腕部・手部・脚部・足部)に分割したモデルを考案した．各部位の内部構造は，皮膚・脂肪・筋肉・核心部(core)とし，それぞれは集中定数化し，熱収支式を導出している．また血流は，深部血液(central blood)が各組織に流入するモデルとし，深部血液温度を仮定している．

Gordon et al.[17]は，体温調節中枢が存在するとされている頭部を3分割し，

より実物に即した形状とした．しかし，Stolwijk and Hardy および Gordon の人体モデルは末梢の手部や足部の表面積を実物と同じようにするよう，その長さが異常に長いものとなっている．

Arkin et al.[18]は，14 個の円筒層部位で構成される人体モデルを採用し，熱移動方程式を 2 次元問題として扱うことで，Wissler のモデルを発展させた．

Smith[19]のモデルは，血管系のモデルに特徴がある．円筒部位内の分割された各要素の境界線に血管を配置させるモデルを提案した．しかし，皮膚血管網に関するモデル化は十分なものとはいえない．竹森ら[20),21)]は，動静脈吻合(AVA)をモデルに組込むことにより，Smith のモデルと比較検討している．

以上の過去の研究を踏まえ，本研究では，全身を 16 分割し，各部位を円筒層とした人体モデルを採用した．さらに，血管系について，動脈血管系と静脈血管系の特性を考慮し，それぞれモデル化した．

以下に本章の概要を示す．

節 3.2 では，生体内熱移動解析の基礎となる組織および血管系に対する熱収支式，すなわち生体内熱移動方程式を示す．生体内部の熱移動現象には，熱伝導に加え，血液の移流，産熱という生体特有の機構がある．生体内熱移動方程式は，既往の研究を参考に，この現象を方程式(偏微分方程式)として記述し，組織の熱収支式，動脈血管系，静脈血管系の熱収支式を示す．

節 3.3 では，人体モデルについて述べる．人体のモデリングは解析対象のスケールによって大きく変わる．本研究においては，人体熱移動モデルの応用として，部位別特性を考慮した温熱環境の評価を考えている．すなわち解析対象領域は全身であり，生体のマクロ構造に着目したモデル化をおこなった．具体的には，人体を 16 分割し，分割された各部位を円筒層としたモデルを考えた．

節 3.4 は，数値計算に必要な生体物性値についてまとめた節である．

節 3.5 では，円筒層モデルにおける生体内熱移動方程式の計算アルゴリズムを述べる．実際の温熱環境計測システムとリンクさせた評価を考えた場合，リアルタイムの生体情報が要求される．そのためには，効率的なアルゴリズムを開発する必要があり，横山ら[51)]は，境界要素法によるアルゴリズムを提案している．横山と著者[54)]は，円筒層モデルにおける定常状態の生体内熱移動方程式の一般解を導出し，さらに効率的なアルゴリズムを提案している．一般解は，変形 Bessel 関数の線形結合によって表わされる．本研究では，このアルゴリズムを基に，動脈血液，静脈血液の熱収支式との連立解法を示した．

節 3.6 では，非定常状態の生体内熱移動方程式の解法のひとつとして，差分法を取り上げ，離散定式化を説明する．組織，動脈血液，静脈血液の熱収支式

のそれぞれを差分化し，最終的には全部位の連立方程式を導出した．

節 3.7 では，本章で得られた成果をまとめる．

本章で用いる主な記号を以下に示す．ただし，必要に応じて本文中に記号の説明を適宜再掲することとする．

[ 記号表 ]

---

$t$ ：時間 [s]
$\boldsymbol{r}$ ：位置ベクトル
$T$ ：温度 [℃]
$q$ ：熱流束 [W/m$^2$]
$\rho$：密度 [kg/m$^3$]
$c$ ：比熱 [J/(kg･K)]
$\lambda$：熱伝導率 [W/(m･K)]
$f$ ：血流量 [kg/s]
$V$ ：体積 [m$^3$]
$M$ ：産熱量 [W/m$^3$]
$H$ ：熱伝達を表わす係数 [W/(m$^3$･K)]
$A$ ：面積[m$^2$]
$r$ ：円筒層部位の半径 [m]
$L$ ：円筒層部位の軸方向長さ [m]
$h_c$ ：対流熱伝達率 [W/(m$^2$･K)]
$h_r$ ：放射熱伝達率 [W/(m$^2$･K)]
$h_e$：物質熱伝達率 [W/(m$^2$･mmHg)]
$q_d$ ：熱伝導量 [W/m$^2$]
$q_c$ ：対流熱伝達量 [W/m$^2$]
$q_r$ ：放射熱伝達量 [W/m$^2$]
$q_{eva}$：水分蒸発による放熱量 [W/m$^2$]
$Q_{res}$：呼吸に伴う熱伝達量 [W]
$T_a$ ：部位周囲空気温度 [℃]
$T_{mrt}$ ：平均放射温度 [℃]
$\sigma$：Stefan-Boltzmann 定数 ($=5.67\times10^{-8}$) [W/(m$^2$･K$^4$)]
$\varepsilon$：放射率 [-]

$G$ ：射度 [W/m$^2$]

$F_{ij}$ ：面 $i$ から面 $j$ をみた形態係数 [-]

$P$ ：水蒸気分圧 [mmHg]

$P^*$ ：飽和水蒸気分圧 [mmHg]

$l$ ：層(layer)の番号

添字

$b$ ：血液(blood)

$ab$ ：動脈血管系(arterial blood)

$vb$ ：静脈血管系(venous blood)

$am$ ：上位組織における動脈血管系

$vn$ ：下位組織における静脈血管系

$B$ ：骨層(Bone layer)

$M$ ：筋肉層(Muscle layer)

$F$ ：脂肪層(Fat layer)

$S$ ：皮膚層(Skin layer)

$s$ ：皮膚表面(Skin surface)

$bl$ ：黒体(black body)

## 3. 2 生体内熱移動方程式

### 3. 2. 1 組織に関する熱収支式

生体内部の各組織における熱収支式を以下のように表わした．

$$\rho(\boldsymbol{r})c(\boldsymbol{r})\frac{\partial T(\boldsymbol{r},t)}{\partial t}=\nabla\cdot\lambda(\boldsymbol{r})\nabla T(\boldsymbol{r},t)$$
$$+\frac{f(\boldsymbol{r},t)c_b}{V}[T_{ab}(\boldsymbol{r},t)-T(\boldsymbol{r},t)]$$
$$+H_{ab}(\boldsymbol{r},t)[T_{ab}(\boldsymbol{r},t)-T(\boldsymbol{r},t)]$$
$$+H_{vb}(\boldsymbol{r},t)[T_{vb}(\boldsymbol{r},t)-T(\boldsymbol{r},t)]$$
$$+M(\boldsymbol{r},t) \qquad (3.1)$$

ここで，$\boldsymbol{r}$：生体内の位置ベクトル，$t$：時間[s]，$\rho$：密度[kg/m$^3$]，$c$：比熱[J/(kg･K)]，$T$：温度[℃]，$\lambda$：熱伝導率[W/(m･K)]，$f$：血流量[kg/s]，$V$：体積[m$^3$]，$M$：産熱量[W/m$^3$]，$H$：熱伝達を表わす係数[W/(m$^3$･K)]である．ここで，$H_{ab}=h_{ab}\times A_{ab}/V$，$H_{vb}=h_{vb}\times A_{vb}/V$，$h$：血管系の管壁を介した組織の熱伝達率[W/(m$^2$･K)]，$A$：血管系と組織の有効伝熱面積[m$^2$]である．先述したように添字は，$b$：血液，$ab$: 動脈系，$vb$：静脈系を表わす．

式(3.1)の左辺は，単位体積当たりの組織の蓄熱項である．右辺第１項は温度拡散項，第２項は組織に流入する動脈血液の保有する熱量がもたらす移流項，第３，４項はそれぞれ動脈系血管，静脈系血管と組織との熱伝達を表す項，第５項は産熱項である．

右辺第２項の血液移流項は，動脈血管から動脈系毛細血管網，静脈系毛細血管網に血液が流入するとき，血液と組織の温度が等しくなる，すなわち熱交換が完全に行われることを仮定している．これは，Krogh[25]が明らかにしているように，単位体積あたりの組織中に膨大な管表面積をもつ毛細血管が存在することと,酸素と二酸化炭素をはじめとする物質交換が成立していることによる．

### 3. 2. 2 血管系に関する熱収支式

生体内部の血液は流体であり，その熱移動を厳密に解析するためには，流体解析の理論を適用しなければならない．しかし，全身の組織全体に張り巡らされている血管の多様性，流速の空間的，時間的変化を考慮したとき，ミクロな解析を必要とする特殊な問題を除いては，そのような解析手法は実用的とはいえず，適切なモデリングを行うことが重要と考えられる．

本研究では，各組織に血管系を離散化する動脈血液プール，静脈血液プール

の存在を考えた．例えば動脈血液プールとは，小動脈－動脈系毛細血管などすべての動脈系血管を含む注目する組織内に存在する血管系に該当するものである．なお，血管系のモデルについては次節の 3.3 でさらに詳しく述べる．

生体内部の動脈系血液プール，静脈系血液プールにおける熱収支式は以下の式で表わされると考えた．

〈動脈系プール arterial pool〉

$$\rho_b c_b V_{ab}(\boldsymbol{r},t)\frac{\partial T_{ab}(\boldsymbol{r},t)}{\partial t} = f_{ab}(\boldsymbol{r},t)c_b\left[T_{am}(\boldsymbol{r},t)-T_{ab}(\boldsymbol{r},t)\right] + \iiint_V H_{ab}(\boldsymbol{r},t)\left[T(\boldsymbol{r},t)-T_{ab}(\boldsymbol{r},t)\right]dV + H_{av}(\boldsymbol{r},t)\left[T_{vb}(\boldsymbol{r},t)-T_{ab}(\boldsymbol{r},t)\right] \tag{3.2}$$

ここで，$H_{av}$：動脈系と静脈系の対向流熱交換に関する係数[W/K]を表わす．

式(3.2)の左辺はある組織の動脈系血液小プール全体の蓄熱項，右辺第１項は上位の組織の動脈系血液プールからの流入動脈血による移流項，第２項は動脈系毛細血管網での組織と動脈血液の間の対流熱伝達による項，第３項は動脈系と静脈系の対向流熱交換による項である．

〈静脈系プール venous pool〉

$$\rho_b c_b V_{vb}(\boldsymbol{r},t)\frac{\partial T_{vb}(\boldsymbol{r},t)}{\partial t} = f_{vb}(\boldsymbol{r},t)c_b\left[T_{vn}(\boldsymbol{r},t)-T_{vb}(\boldsymbol{r},t)\right] + \iiint_V\left[\frac{f(\boldsymbol{r},t)c_b}{V}+H_{vb}(\boldsymbol{r},t)\right]\left[T(\boldsymbol{r},t)-T_{vb}(\boldsymbol{r},t)\right]dV + H_{av}(\boldsymbol{r},t)\left[T_{ab}(\boldsymbol{r},t)-T_{vb}(\boldsymbol{r},t)\right] \tag{3.3}$$

式(3.3)の左辺はある組織の静脈系血液小プール全体の蓄熱項，右辺第１項は下位の組織の動脈系血液小プールからの流入静脈血による移流項，第２項は静脈系毛細血管網における動脈系毛細血管網からの流入血液による移流と，組織と静脈血液の間の対流熱伝達による項，第３項は静脈系と動脈系の対向流熱交換による項である．

組織に関する熱収支式と同様，右辺第２項の血液移流項は，動脈血管から動脈系毛細血管網，静脈系毛細血管網に血液が流入するとき，先述したように，血液と組織の温度が等しくなる，すなわち熱交換が完全に行われると考えた．

### 3.2.3 人体と環境の熱授受量算出式

人体と環境との熱授受の形態は，他の物体と同様，熱伝達の物理法則に従っている．すなわち，人体と環境との熱授受に関する主要な経路としては，熱伝導，対流熱伝達，放射熱伝達，蒸発に伴う熱伝達，呼吸に伴う熱伝達がある．

呼吸に伴う熱伝達を除いては，大部分の環境との熱授受は皮膚表面で行われている．つまり温度，水分蒸発量などの皮膚表面の状態が，環境との熱授受量を規定する．以下では，人体と環境との熱授受に関する主要な経路毎の算出式を述べる．

**(1) 熱伝導**

皮膚表面がある固体と接触している場合，皮膚表面と固体間の定常状態の熱伝導は以下の式で表される．

$$q_d = -\lambda_s \frac{dT_s}{dn} = -\lambda_f \frac{dT_f}{dn} \tag{3.4}$$

ここで，$q_d$：熱伝導量[W/m$^2$]，$\lambda_s$：皮膚の熱伝導率[W/(m･K)]，$T_s$：皮膚温[℃]，$\lambda_f$：接触固体の熱伝導率[W/(m･K)]，$T_f$：接触固体の温度[℃]である．

**(2) 対流熱伝達**

皮膚表面と周囲流体との対流熱伝達量は次式で表される．

$$q_c = h_c\left(T_s - T_a\right) \tag{3.5}$$

ここで，$q_c$：対流熱伝達量[W/m$^2$]，$h_c$：対流熱伝達率[W/(m$^2$･K)]，$T_s$：皮膚温[℃]，$T_a$：接触流体温度[℃]である．

対流熱伝達については自然対流(natural convection)，強制対流(forced convection)の領域があるとされ，風速の大きい場合は強制対流が卓越する．対流熱伝達率は流体の特性，具体的には Re 数などの範囲によって，適切な算出式を選択する必要がある．

**(3) 放射熱伝達**

皮膚から自己放射する単位面積当たりのエネルギーは，Stefan-Boltzmann の法則に従うと，以下の式で表わされる．

$$E_s = \varepsilon_s E_{bl} = \varepsilon_s \sigma\left(T_s + 273.15\right)^4 \tag{3.6}$$

ここで，$E_s$：皮膚の放射能[W/m$^2$]，$E_{bl}$：黒体の放射能[W/m$^2$]，$\varepsilon_s$：皮膚の放射率[-]，$\sigma$：Stefan-Boltzmann 定数(＝5.67×10$^{-8}$) [W/(m$^2$･K$^4$)]，$T_s$：皮膚温度[℃]であり，ここで皮膚表面は，単色放射率が波長によらない，すなわち灰色体と仮定した．

皮膚が環境のある面 $i$ から受ける単位面積当たりの放射エネルギーは，射度(radiosity)を用いると以下の式で表わされる．

$$E_{is} = G_i A_i F_{is} / A_s \tag{3.7}$$

ここで，$E_{is}$：皮膚面 $s$ が面 $i$ から受ける放射エネルギー[W/m$^2$]，$G_i$：射度[W/m$^2$]，$A_i$：面 $i$ の面積[m$^2$]，$A_s$：皮膚面 $s$ の面積[m$^2$]，$F_{is}$：面 $i$ から皮膚面 $s$ をみた形

態係数を表わす．射度は，単位時間・単位面積あたり表面から発する全放射エネルギーとして定義される．つまり，自己放射と反射成分の和である．いま，灰色体，完全拡散面の $n$ 面からなる任意の系を考えると，以下の関係がある．

$$G_i A_i = \varepsilon_i \sigma \left(T_i + 273.15\right)^4 A_i + \left(1-\varepsilon_i\right) \sum_{k=1}^{n} G_k A_k F_{ki} \tag{3.8}$$

$n$ 面からなる任意の系において，皮膚面に到達し，吸収する放射エネルギーは，以下の式で表わされる．

$$E_{es} = \varepsilon_s \sum_{k=1}^{n} G_k A_k F_{ks} / A_s \tag{3.9}$$

ここで，$E_{es}$：皮膚面 $s$ が環境から受ける放射エネルギー[W/m$^2$]とする．

以上の $E_s$ と $E_{es}$ の差が，皮膚から環境への正味の放射熱伝達量 $q_r$[W/m$^2$]となる．

$$q_r = E_s - E_{es} = \varepsilon_s \sigma \left(T_s + 273.15\right)^4 - \varepsilon_s \sum_{k=1}^{n} G_k A_k F_{ks} / A_s \tag{3.10}$$

また，平均放射温 $T_{mrt}$[℃]を定義すると，以下のように表わされることがある．

$$q_r = \varepsilon_s \sigma \left[ \left(T_s + 273.15\right)^4 - \left(T_{mrt} + 273.15\right)^4 \right] \tag{3.11}$$

$$T_{mrt} = \left( \frac{1}{\sigma A_s} \sum_{k=1}^{n} G_k A_k F_{ks} \right)^{\frac{1}{4}} - 273.15 = \left( \frac{1}{\sigma} \sum_{k=1}^{n} G_k F_{sk} \right)^{\frac{1}{4}} - 273.15 \tag{3.12}$$

式(3.12)の第２式への変形は，形態係数に関する相反定理 $A_k F_{ks} = A_s F_{sk}$ を用いた．

**(4) 水分蒸発に伴う熱伝達**

暑熱環境において，人間は発汗することにより，皮膚からの放熱量を大きくし，環境に対応しようとする．発汗などにより濡れている皮膚面からの蒸発に伴う熱伝達を表す式として以下の式が実用上広く用いられている．

$$\begin{aligned} q_{eva} &= h_e \left(P_s - P_a\right) \\ &\fallingdotseq 2.2 h_c \left(P_s - P_a\right) \\ &= 2.2 h_c \left(P_s^* - P_a\right) w \end{aligned} \tag{3.13}$$

ここで，$q_{eva}$：蒸発に伴う熱伝達量[W/m$^2$]，$h_e$：物質熱伝達率[W/(m$^2$･mmHg)]，$P_s$：皮膚の水蒸気分圧[mmHg]，$P_s^*$：皮膚温の飽和水蒸気分圧[mmHg]，$P_a$：周囲空気の水蒸気分圧[mmHg]，$w$：ぬれ面積率[-]である．なお，$h_e = 2.2 h_c$ は熱伝達と物質伝達の関係を近似した式であり，ルイスの関係 modified Lewis relation と呼ばれる．係数 2.2[℃/mmHg]は常温，大気圧のもとで成立する値で

あり，ルイスの関係は水蒸気の濃度が小さいときに成立し，層流よりも乱流の方がよく成立することが知られている．

皮膚は発汗のない状態でも水分蒸発による熱伝達が存在し，不感蒸泄と呼ばれている．

**(5) 呼吸に伴う熱伝達**

呼吸に伴う熱伝達量$Q_{res}$[W]は呼気，吸気それぞれのもつエネルギー差である．一般には次式で定義される．

$$Q_{res} = \dot{V}_e i_e - \dot{V}_a i_a \tag{3.14}$$

ここで，$\dot{V}_e$：呼気量[W(dry air)]，$\dot{V}_a$：吸気量[W(dry air)]，$i_e$：呼気のエンタルピー[J/kg(dry air)]，$i_a$：吸気のエンタルピー[J/kg(dry air)]である．

吸気，呼気のエンタルピーについては，以下の式で求めることができる．

$$i_a = 0.240T_a + X_a(597.3 + 0.441T_a) \tag{3.15}$$

$$i_e = (0.200F_{eO_2} + 0.204F_{eCO_2} + 0.249F_{eN_2})T_e + X_e(597.3 + 0.441T_e) \tag{3.16}$$

ここで，$T_a$：吸気温[℃]，$T_e$：呼気温[℃]，$X_a$：吸気絶対湿度[kg/kg(dry air)]，$X_e$：呼気絶対湿度[kg/kg(dry air)]，$F_{eO_2}$：呼気 $O_2$ 重量比[-]，$F_{eCO_2}$：呼気 $CO_2$ 重量比[-]，$F_{eN_2}$：呼気不活性ガス重量比[-]である．

吸気量$\dot{V}_a$は不活性ガスの不変性を用いて，以下のように算定できる．

$$\dot{V}_a F_{aN_2} = \dot{V}_e F_{eN_2} \tag{3.17}$$

$$\dot{V}_a = (F_{eN_2} / F_{aN_2})\dot{V}_e \tag{3.18}$$

ここで，$F_{aN_2}$：吸気不活性ガス重量比[-]である．

Fanger[51]は，呼気量$\dot{V}_e$は総代謝量 $M_{total}$[W]に比例するという次式を提案した．

$$\dot{V}_e = 0.0060M_{total} \tag{3.19}$$

しかし，横山・荻野[52]の実験によると，総代謝量による呼気量の回帰直線は式(3.19)とは異なる次式であった．

$$\dot{V}_e = 0.01020M_{total} - 0.15992 \tag{3.20}$$

以上より，総代謝量から式(3.14)を用いて呼吸に伴う熱伝達量を推定できる．

## 3. 3 人体のモデル化

### 3. 3. 1 全身 16 分割モデルと円筒多層モデル

人体の形状モデルは，過去の研究の中でいくつか提案されてきた．その中で，各部位の組織を円筒層近似する方法がしばしば採用されている．これは，例えば上腕部，前腕部，大腿部，下腿部といった四肢部の横断面図を観察すると，内部から順に，骨，筋肉，脂肪，皮膚の各組織が分布していることを根拠としている．また，偏微分方程式を数値的に解く場合，円筒座標系を適用できるという面も見逃せない．

Gordon et al.[17]のモデルは，各部位を円筒近似し，頭部については，より実物に近い形状で分割を試みている．Stolwijk and Hardy[16]は，人体を 6 分割し，かつ各部位を 4 層に分割した円筒層モデルを提案した．Wissler[13]は，やはり円筒層モデルを採用し，各部位での熱収支式の差分解法を試みている．

本研究では，人体の全体の形態モデルとして，人体解剖学と人体生理学の知見から全身を大きく 16 分割したものを考えた(図 3.1)．部位内の組織は，生理解剖の面と数値計算法の面から，円筒層近似を採用した．内部構造については，内臓層(Viscera layer)，骨層(Bone layer)，筋肉層(Muscle layer)，脂肪層(Fat layer)，皮膚層(Skin layer)の多層モデルを考えた．図 3.2 に四肢部を例にその概念図を示す．

各部位のサイズは，外界との熱授受量をモデルと実物で等しくする必要上，体表面積を極力一致させるようにした．また，各組織の体積，重量もモデルと実物で等しくなるようにした．これは，熱保有量，単位体積あたりの産熱量を同じ条件にするためである．以上のことを考慮して，過去の資料を基に，モデルと実物で伝熱学上の条件が一致するようモデル化を行なった．

具体的には，過去の資料(高崎ほか[33]，Brozek et al.[34]，菊池[35]，松島[36),37)]，山口[38]，児玉[39]，長[40]，高松[41]，Nagamine et al.[42]，奥平[43]，梶田[44]，林[45]，箕島[46])と測定を基にした値を用いて，16 部位について求めた．表 3.1 に各部位の数値を示す．

### 3. 3. 2 血管系モデル

四肢部における血管系のモデル概念を図 3.3 に示す．各部位には動脈血液大プールと静脈血液大プールを 1 つずつ，また層毎に動脈血液小プールと静脈血液小プールを設ける．動脈血液大プールは大動脈に，静脈血液大プールは大静脈に相当する．動脈血液小プールは小動脈－動脈系毛細血管に，静脈血液小プ

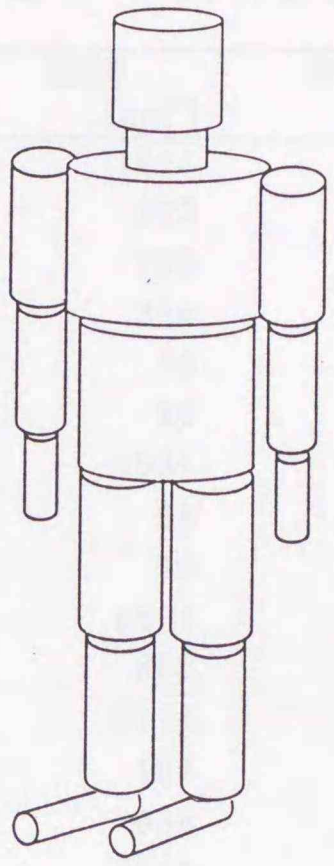
ールは静脈系毛細血管－小静脈に相当する．

図 3.4 は，上躯幹部における血管系のモデル概念である．上躯幹部の動脈血液大プール，静脈血液大プールは，主に心臓に相当するものである．

ここで，血管系の役割を把握するために，血液プールにおける血液の流れの概略を述べると以下のようになる．まず，当該部位に流入した動脈血は，すべて動脈血液大プールに流入する．大プール内での完全混合の後，一部は組織の動脈血液小プールに流入し，残りは次の部位の動脈血液大プールに流入する．最初の組織の動脈血液小プールでは，完全混合の後，一部が静脈血液小プールに流入し，残りは次の組織の動脈血液小プールに流入する．部位内の末端の組織では，動脈血液小プールに流入した動脈血は，全て静脈血液小プールに流入する．

組織と血液の間の熱交換は，動脈血液小プールから静脈血液小プールに移る過程でその大半が行われる．静脈血液小プールには，同一組織内の動脈血液小プールからの流入血液と,より末端の静脈血液小プールからの静脈血が流入し，完全混合の後，次の静脈血液小プールへと向かう．このようにして，還流してきた部位内静脈血は，より末梢の部位の静脈血液大プールからの還流血液とともに当該部位の静脈血液大プールに流入する．大プール内での完全混合の後，静脈血は，次の部位へ戻る，と本モデルでは考えた．

以上のように，動脈血液大プール，静脈血液大プールは部位同士で連結されている．その血液は，心臓の左心室に相当する上躯幹部の動脈血液大プールから拍出され，全身を還流した後，右心室に相当する静脈血液大プールに流入している．流入した静脈血は，肺を介し動脈血液大プールに戻る．



1　頭　部
2　頸　部
3　上躯幹部
4　下躯幹部
5　上腕部(右)
6　上腕部(左)
7　前腕部(右)
8　前腕部(左)
9　手　部(右)
10　手　部(左)
11　大腿部(右)
12　大腿部(左)
13　下腿部(右)
14　下腿部(左)
15　足　部(右)
16　足　部(左)

図 3.1 16 分割モデル概念図

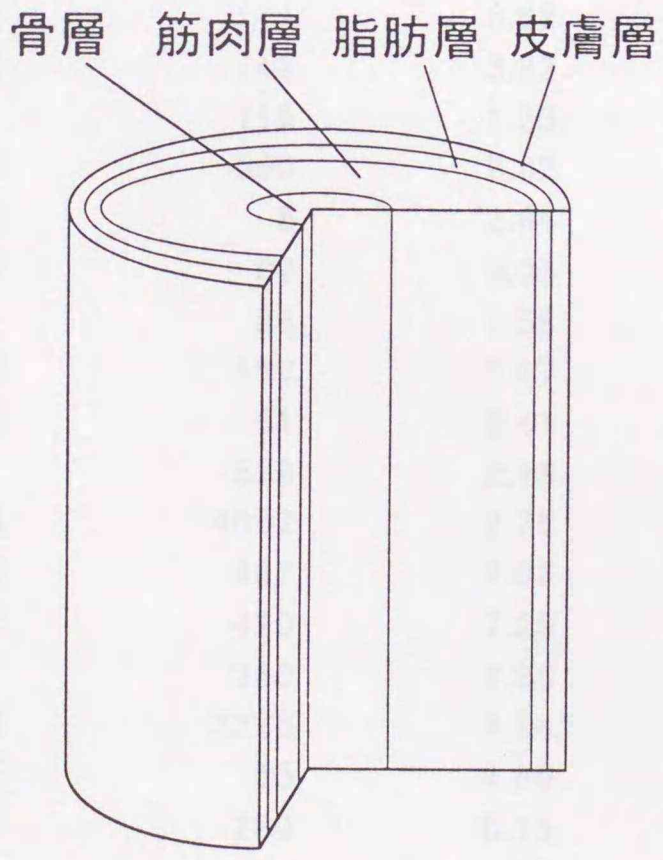



図 3.2 円筒層モデル(四肢部の例)

表 3.1　モデル部位のサイズ

| 部位 | 層 | 体積 [$cm^3$] | 半径 [cm] | 円筒長さ [cm] | 体表面積 [$cm^2$] |
|---|---|---|---|---|---|
| 頭部 | 内臓 | 1611 | 7.27 | 9.55 | 1146 |
| | 骨 | 923 | 8.46 | | |
| | 筋肉 | 768 | 9.24 | | |
| | 皮膚 | 344 | 9.55 | | |
| 頸部 | 内臓 | 39 | 1.03 | 11.70 | 445 |
| | 骨 | 96 | 1.91 | | |
| | 筋肉 | 1034 | 5.64 | | |
| | 脂肪 | 86 | 5.85 | | |
| | 皮膚 | 90 | 6.05 | | |
| 上躯幹部 | 内臓 | 8691 | 10.24 | 26.39 | 2736 |
| | 骨 | 856 | 10.73 | | |
| | 筋肉 | 6111 | 13.74 | | |
| | 脂肪 | 197 | 13.83 | | |
| | 皮膚 | 836 | 14.19 | | |
| 下躯幹部 | 内臓 | 7740 | 9.30 | 28.50 | 2575 |
| | 骨 | 745 | 9.74 | | |
| | 筋肉 | 5584 | 12.54 | | |
| | 脂肪 | 797 | 12.89 | | |
| | 皮膚 | 712 | 13.19 | | |
| 上腕部 | 骨 | 185 | 1.40 | 29.90 | 718 |
| | 筋肉 | 929 | 3.44 | | |
| | 脂肪 | 114 | 3.62 | | |
| | 皮膚 | 143 | 3.82 | | |
| 前腕部 | 骨 | 119 | 1.23 | 24.74 | 470 |
| | 筋肉 | 500 | 2.82 | | |
| | 脂肪 | 8 | 2.84 | | |
| | 皮膚 | 87 | 3.03 | | |
| 手部 | 骨 | 86 | 1.58 | 18.00 | 291 |
| | 筋肉 | 180 | 2.17 | | |
| | 皮膚 | 61 | 2.41 | | |
| 大腿部 | 骨 | 538 | 2.18 | 35.92 | 1645 |
| | 筋肉 | 4552 | 2.76 | | |
| | 脂肪 | 487 | 7.03 | | |
| | 皮膚 | 420 | 7.29 | | |
| 下腿部 | 骨 | 380 | 1.85 | 35.41 | 1146 |
| | 筋肉 | 2226 | 4.84 | | |
| | 脂肪 | 65 | 4.90 | | |
| | 皮膚 | 280 | 5.15 | | |
| 足部 | 骨 | 199 | 1.85 | 25.50 | 522 |
| | 筋肉 | 442 | 2.83 | | |
| | 皮膚 | 116 | 3.07 | | |
| 全身 | | 61494 | – | 163.16 | 16485 |

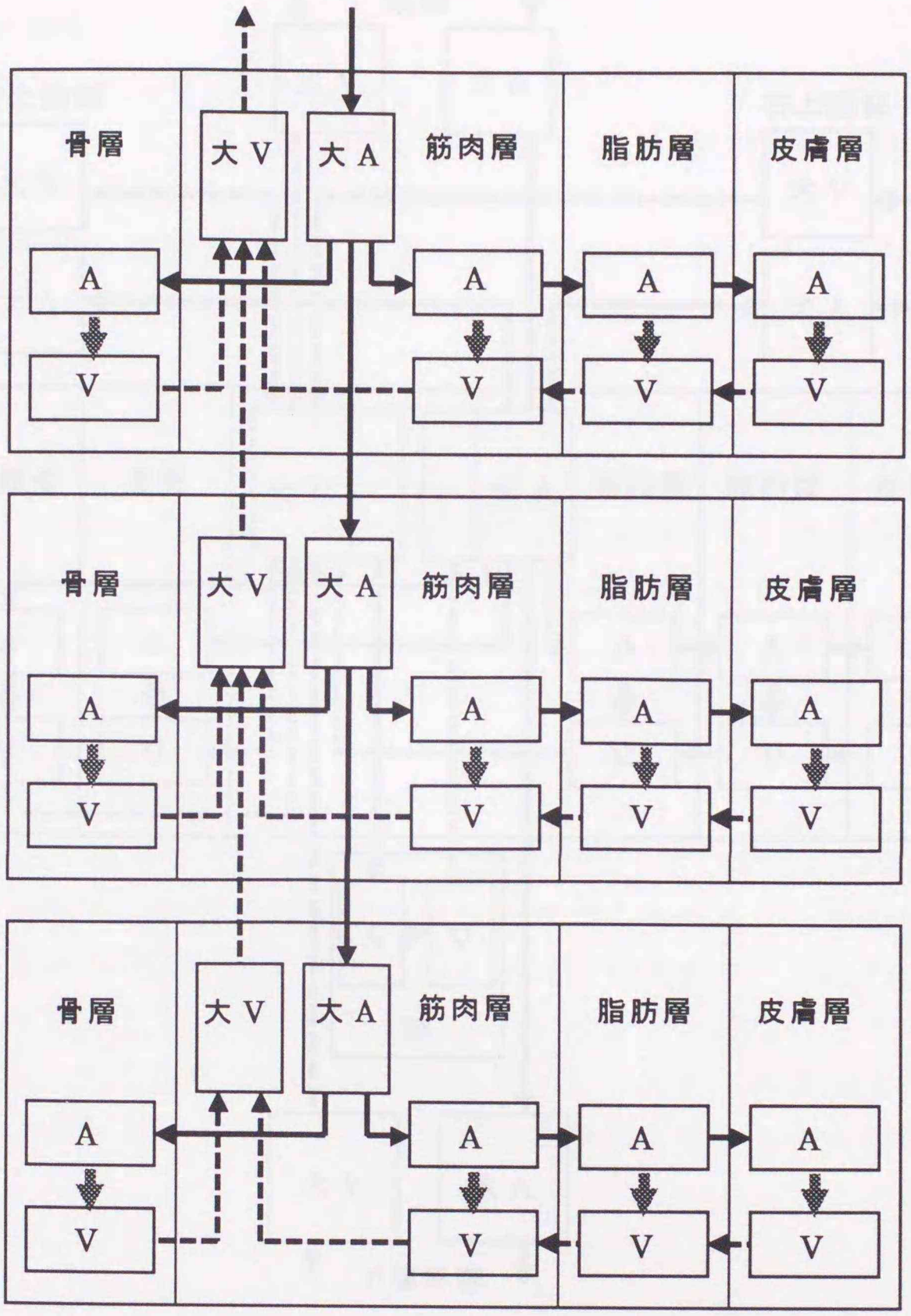



図 3.3 四肢部の血管系モデルの概念図.

A: 動脈血液プール, V: 静脈血液プール.

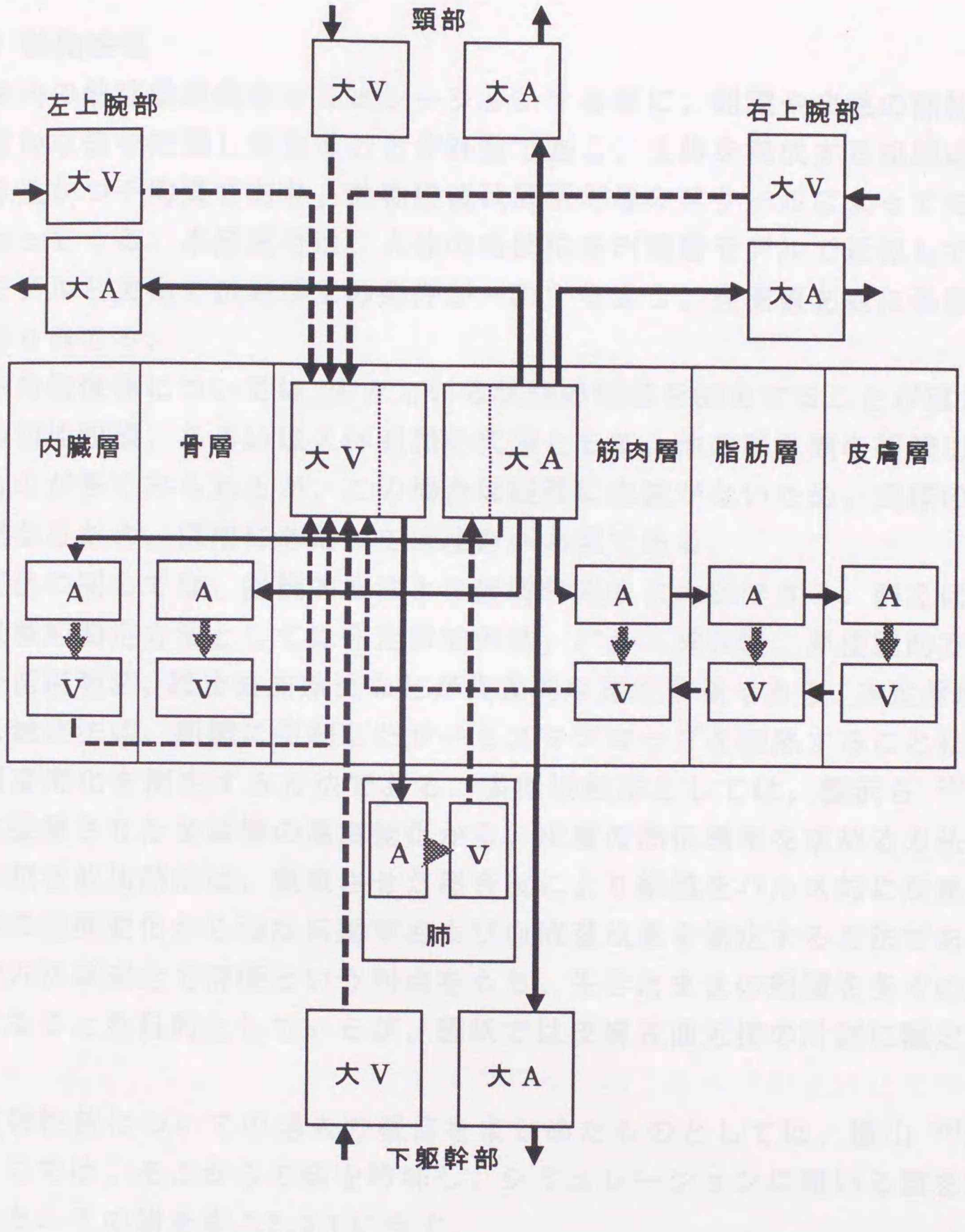



図 3.4 上躯幹部の血管系モデルの概念図.

A: 動脈血液プール, V: 静脈血液プール.

## 3. 4 生体物性値

### 3. 4. 1 熱物性値

生体内の熱移動現象をシミュレーションする際に，組織や血液の熱物性について確かな値を把握しておくことが肝要である．生体を構成する組織は，一般に異方性かつ不均質であり，熱物性値は解析対象のスケールによってその意味が変わってくる．本研究では，人体の各部位を円筒層モデルで近似しているため，モデルと実物で伝熱学上の条件が一致するよう，実測値を基に各層の物性値を割り当てる．

生体の物性値については,生きている状態の組織を測定することが望ましい．死体の切片組織，あるいは人体組織の代用として，他の哺乳類の組織切片を用いたものが多くみられるが，この場合は組織に血流がないため，実際の物性値とは異なるため，採用にあたっては注意が必要である．

測定法に関しては，侵襲的方法と非侵襲的方法に大別できる．例えば熱伝導率の侵襲的測定方法としては非定常加熱法，パルス減衰法，非侵襲的方法としては表面接触法，超音波加熱法などが代表的な測定手法である．非定常加熱法，パルス減衰法は，組織に穿刺したサーミスタプローブを加熱することにより，その温度変化を測定する方法である．表面接触法としては，棚沢ら [28]は皮膚表面に接触させた金属棒の温度変化から，皮膚の熱伝導率を求める方法を提案した．超音波加熱法は，集束させた超音波により組織をパルス的に加熱させ，その時の温度変化から温度伝播率および血液灌流量を測定する方法である．非侵襲的方法は安全で簡便という利点をもち，生きたままの組織を多くの条件で測定することを目的としているが，現状では皮膚表面近傍の計測に限定されている．

生体物性値についての過去の報告をまとめたものとしては，横山 [23]が詳しい．ここでは，そこからの値を吟味し，シミュレーションに用いる値を決定していった．その値を表 3.2,3.3 に示す．

### 3. 4. 2 血流量

血流は生体内熱移動において重要な役割を果たしており，その流量，容量の値がシミュレーション結果にも大きく影響すると考えられる．前節において，動脈系，静脈系血管を動脈系，静脈系プールと離散化し，これらプールをそれぞれの組織に設けるモデルを考えた．本節では，安静時において各プールに流入する血液量(流量)と，各プールの体積(容量)を，主に解剖学において得られ

ている知見を基に，決定する手法と，その値を示す．ただし，ここでの血流量は安静時のものである．

**(1) 血流量の割り当て**

安静時の血流量を組織毎に決定する．血流量は他の熱物性値のように死体組織から推定できない．現時点での代表的な測定法としては，局所的な組識を対象としたレーザー光，もしくは超音波を用いた流速計があげられる．これはドップラー効果を測定原理とした測定法で，非侵襲測定，実時間連続測定，低流速測定法が開発され，取り扱いが簡単という利点がある．組識血流量の他の測定法としては，$H_2$ クリアランス法，Xe ウォッシュアウト法，マイクロスフェアー法などがある．しかし，測定深度は皮膚組識の細動静脈床レベルであり，また広範囲の測定には適していないという欠点がある．

一方，上腕部，足部といった体の特定の部位に流入出する血流量の測定法としては，脈波(プレチスモグラフ)を測定するプレチスモグラフィが知られている．しかし，測定部位が限られるという欠点がある．

以上のように，現状での測定法では，生体のすべての組織の血流量を正確に測定するのは困難であるといえる．また血流量は，生体の条件，環境条件などで常に変化していることも考慮に入れる必要がある．よって，過去の解剖学，生理学での報告を基に，人体の組織，部位の特性に即した血流量を推定する必要がある．ここでは，横山[23]による推定値を採用し，その値を表 3.2 に示す．

**(2) 血液プール体積の割り当て**

全血液量とは，循環系と貯留系の血液量の和として考えることができる．Barcroft は，血液貯留所 blood reservior として肝臓・脾臓・皮膚血管叢が安定時にそれぞれ全血液量の 20，16，10%を貯留するとしている．

血流量と同様，横山[23]の推定法を踏襲する．以下に大腿部を例にとり，その推定手順を述べる．

血液大プールの容量の求め方としては，解剖図解より，大腿動脈・大腿静脈・大腿深動脈・大腿深静脈・大伏在静脈の内径を実測し，それらの血管内体積の概算を行った．次に，小プール体積の求め方を示す．

全身モデル(身長 171.0cm，体重 65.0kg，体表面積 1.710$m^2$ のヒト)の全血液量を，Gregersen and Nickerson[30]による 3,122ml/$m^2$ を用いて計算すれば，5,340ml となる．

全身モデルの全皮膚体積ならびに大腿部皮膚体積は，それぞれ 4,193.80$cm^3$，420.14$cm^3$ であるから，大腿部の皮膚層に貯留される血液量は，体積比を用いるとすれば，

$$5340 \times 0.10 \times (420.10/4193.80) = 53.497 \text{ ml}$$

次に，Burton[31]の体循環系における血液分配を，全血液量 5,340ml として計算すると次のようになる．

| 全身の体循環系血液量（ml） | | | |
|---|---|---|---|
| 大動脈 | 103 | | |
| 動　脈 | 462 | | |
| 毛細血管 | 308 | | |
| 細静脈 | 205 | 2,310 | |
| 静脈 | 2,105 | | |
| 計 | 3,183 | | |

ここで，全身の皮膚層に貯留されている血液量は，

$$5340 \times 0.10 = 534 \text{ml}$$

となり，この血液貯留は，主に細静脈，静脈レベルで行われているので，この 534ml の血液量を先程計算して得た細静脈と静脈の総血液量から差し引く．こうして得た値に，全身に占める大腿部の体積比

$$5997.09/61496.85 = 0.0975 \quad (1\text{側})$$

をかけて大腿部に対する体循環系の血液量を計算する．

| 大腿部体循環系血液量（ml）（1側） | | | |
|---|---|---|---|
| 大動脈 | 10.04 | | |
| 動脈 | 45.05 | 15.02 | 70.11 |
| 毛細血管 | 30.04 | | |
| 細静脈 | 173.90 | 15.02 | 188.21 |
| 静脈 | | | |
| 計 | 259.03 | | |

毛細血管の循環血液の半分をそれぞれ動脈系と静脈系の血液と考えると，上記結果より，大腿部の体循環系の血液量は，動脈系で 70.11ml，静脈系では 188.21ml と計算される．これらの値から，動脈系・静脈系それぞれについて血液大プールの値を差し引けば，血液小プールの動脈系・静脈系に対する体循環系の血液量(プール体積)が求まる．

| 大腿部血液小プール体積(体循環分)(ml) (1 側) | |
|---|---|
| 動脈系 | 70.11－20.47= 49.64 |
| 静脈系 | 188.21－40.11=148.10 |

このようにして求めた値に，各層の体積比をかけることにより各層の血液小プールの体積が求まる．ただし，皮膚層の静脈系血液小プールについては，さらに，先に求めた皮膚層の血液貯留分を加える．

| 大腿部血液小プール体積 (ml) | 骨 | 筋肉 | 脂肪 | 皮膚 |
|---|---|---|---|---|
| 動脈系 | 4.45 | 37.68 | 4.03 | 3.48 |
| 静脈系 | 13.27 | 112.39 | 12.03 | 10.38+53.5=63.88 |

同様に他の部位についても推定した．表 3.4 にその値を示す．

### 3.4.3 産熱量

生体内の熱移動現象における特徴的なものの一つとして，内部組織の産熱があげられる．人体の総エネルギー代謝量についての研究は多い．しかし，部位別特性を考慮した今回のモデルでは当然，部位毎の産熱量を個々に与える必要がある．横山 [32]は，総エネルギー代謝量と双極表面誘導筋電図から局所筋エネルギー代謝量を推定する方法を提案し，その方法に基づき，静的姿勢保持状態，巡回性動的筋収縮状態，また寒冷環境下での局所筋エネルギー代謝量を求めている．今回は，この局所筋エネルギー代謝量を部位の筋産熱量として用いる．

ただし，一つの部位内には複数の筋群が存在する．大腿部を例にとると，主要な筋群としては，前大腿筋群・後大腿筋群・大腿内転筋群があげられる．よってここでは，各局所筋代謝量をその体積比で重み付けし，各部位に割り当てる手法をとる．体積比は解剖学的な知見から算出する．皮膚，脂肪，骨の産熱量については部位によって変異が少ないと考え，それらを表 3.2 にまとめた．

### 3.4.4 不感蒸泄量

人体からは寒暑に関わらず絶えず水分蒸発が起こっており,特に暑熱環境下，運動時では発汗が生じ，皮膚からの水分蒸発量を増加させることにより，体温を維持しようとする．

本節では，発汗の生じない状態での水分蒸発量について検討し，過去の研究

を基に値を決定する．この水分蒸発は不感蒸泄と呼ばれる．不感蒸泄量は，本来，皮膚という湿分移動抵抗と，真皮層と環境の水蒸気分圧差によって決定されると考えられる．不感蒸泄量は室温 $T_a$＝20～31.5℃のいわゆる発汗閾値 sweating threshold 以下の通常の温熱環境の範囲内では，身体主要 10 部位のすべてでほぼ一定で推移するという報告がある(Hertzman et al.[47])．また，Benzinger の全身の発汗率の測定値でも鼓膜温 36.9℃以下の皮膚温 33℃未満でも，不感蒸泄量に対応する値はやはり一定の値をとっている．

それらの実験結果を背景に，Ohara and Ono[49]，Hertzman et al.[47]，Kuno[48]を基にした部位別不感蒸泄量を，資料数で重み付けした平均値をモデル値として表 3.5 にまとめた．

表 3.2 組織・血液の熱物性モデル値

| | 熱伝導率 [W/(m·K)] | 密度 [kg/m$^3$] | 比熱 [J/(kg·K)] | 産熱量 [W/m$^3$] | 血流量 [ml/(100ml·min)] |
|---|---|---|---|---|---|
| 骨 | 2.208 | 1418 | 2092 | 545 | 0.32 |
| 筋肉 | 0.465 | 1239 | 3724 | 629 | 0.12 |
| 脂肪 | 0.203 | 917 | 2510 | 449 | 0.45 |
| 皮膚 | 1.580 | 1200 | 3390 | 493 | 3.50 |
| 血液 | 0.518 | 1056 | 3850 | – | – |

表 3.3 内臓層の産熱量・血流量モデル値

| | 産熱量 [W] | 血流量 [m$^3$/s] |
|---|---|---|
| 頭　　部 | 13.59 | $8.67 \times 10^{-6}$ |
| 頸　　部 | 0.22 | $4.10 \times 10^{-6}$ |
| 上躯幹部 | 36.86 | $23.30 \times 10^{-6}$ |
| 下躯幹部 | 19.11 | $15.00 \times 10^{-6}$ |

表 3.4 血液プール体積モデル値

| 部　位 | | 大プール体積 [ml] | 小プール体積 [ml] | | | | |
|---|---|---|---|---|---|---|---|
| | | | 内臓 | 骨 | 筋肉 | 脂肪 | 皮膚 |
| 頭　部 | (A) | 12.46 | 58.76 | 7.58 | 6.31 | – | 2.82 |
| | (V) | 24.41 | 176.08 | 22.63 | 18.83 | – | 52.23 |
| 頸　部 | (A) | 4.59 | 0.83 | 0.80 | 8.63 | 0.72 | 0.75 |
| | (V) | 9.00 | 2.47 | 2.39 | 25.72 | 2.14 | 13.70 |
| 上躯幹部 | (A) | 506.97 | 132.49 | 7.07 | 50.48 | 1.63 | 6.91 |
| | (V) | 1211.64 | 396.31 | 21.10 | 150.62 | 4.86 | 127.06 |
| 下躯幹部 | (A) | 53.17 | 109.50 | 6.16 | 46.15 | 6.59 | 5.88 |
| | (V) | 104.19 | 327.42 | 18.37 | 137.68 | 19.65 | 108.22 |
| 上腕部（1側） | (A) | 4.68 | – | 1.53 | 7.69 | 0.94 | 1.18 |
| | (V) | 9.17 | – | 4.57 | 22.95 | 2.80 | 21.74 |
| 前腕部（1側） | (A) | 2.45 | – | 0.99 | 4.16 | 0.07 | 0.72 |
| | (V) | 4.80 | – | 2.95 | 12.41 | 0.20 | 13.24 |
| 手　部（1側） | (A) | 1.12 | – | 0.71 | 1.48 | – | 0.50 |
| | (V) | 2.19 | – | 2.11 | 4.43 | – | 9.27 |
| 大腿部（1側） | (A) | 20.47 | – | 4.45 | 37.68 | 4.03 | 3.48 |
| | (V) | 40.11 | – | 13.27 | 112.39 | 12.03 | 63.88 |
| 下腿部（1側） | (A) | 10.07 | – | 3.15 | 18.44 | 0.54 | 2.32 |
| | (V) | 19.74 | – | 9.39 | 54.99 | 1.61 | 42.57 |
| 足　部（1側） | (A) | 2.58 | – | 1.65 | 3.66 | – | 0.96 |
| | (V) | 5.06 | – | 4.91 | 10.91 | – | 17.63 |

表 3.5 不感蒸泄量モデル値

| 部位 | Ohara & Ono (1963) | Hertzman *et al.* (1952) (n=22) | Kuno (1956) (n=3) | モデル値（暫定値） |
|---|---|---|---|---|
| 頭部 | | | | 15.9 |
| 顔面部 | 36.8 ( n=6 ) | | | |
| 前額部 | | 12.1 | 19 | |
| 頬部 | | 13.0 | 15.9 | |
| 頸部 | 18.5 ( n=4 ) | | 11.9 | 14.1 |
| 上躯幹部 | | | | 6.0 |
| 肩部 | 8.0 ( n=4 ) | | | （前） 5.8 |
| 胸部 | 7.5 ( n=6 ) | 4.5 | 5.5 | |
| 上腹部 | 7.7 ( n=6 ) | | | |
| 腋下部 | | | 5.8 | （後） 6.3 |
| 背部 | 8.7 ( n=7 ) | | 4.7 | |
| 下躯幹部 | | | | 6.4 |
| 腹部 | 6.9 ( n=6 ) | 6.1 | 4.8 | （前） 5.9 |
| 腰部 | 8.0 ( n=5 ) | | 4.8 | （後） 7.4 |
| 臀部 | 10.9 ( n=5 ) | | | |
| 上腕部 | | | | 6.2 |
| 伸側 | 8.5 ( n=4 ) | | 4.8 | 6.0 |
| 屈側 | 7.5 ( n=4 ) | 6.5 | 4.6 (n=5) | 6.3 |
| 前腕部 | | | | 7.5 |
| 伸側 | 8.1 ( n=4 ) | | | 8.1 |
| 屈側 | 8.6 ( n=6 ) | 7.3 | 6.0 (n=5) | 7.4 |
| 手部 | | | | |
| 手甲部 | 11.4 ( n=2 ) | | | 11.4 |
| 手掌部 | 31.0 ( n=6 ) | 42.9 | 30 | 38.1 |
| 大腿部 | | | | 6.3 |
| 前大腿部 | 8.3 ( n=10) | 5.7 | 4.9 | （前） 6.2 |
| 内大腿部 | | | 6.0 (n=4) | |
| 後大腿部 | | | | （後） 7.0 |
| 下腿部 | 9.0 ( n=10) | 4.9 | 3.8 (n=5) | 5.9 |
| 足部 | | | | |
| 足側部 | 10.3 ( n=2 ) | | | 10.3 |
| 足底部 | 38.4 ( n=5 ) | 31.0 | 24.1 | 30.5 |

## 3.5 変形 Bessel 関数を用いた生体内熱移動方程式の定常解法

### 3.5.1 生体内熱移動方程式の一般解の導出

定常状態における生体内熱移動方程式の解法について述べる．円筒層モデルにおいては，各層内の産熱量，血流量，その他の熱物性値が均質であると仮定していた．さらに部位の周囲の温熱環境が円周方向および軸方向に均質とみなせる場合，生体内熱移動方程式(3.1)の式は以下の式となる．

$$\frac{d^2T(r)}{dr^2}+\frac{1}{r}\frac{dT(r)}{dr}-\omega^2T(r)+k=0 \tag{3.21}$$

$$\omega^2=\frac{1}{\lambda}\left(\frac{fc_b}{V}+H_{ab}+H_{vb}\right) \tag{3.22}$$

$$k=\frac{1}{\lambda}\left[\left(\frac{fc_b}{V}+H_{ab}\right)T_{ab}+H_{vb}T_{vb}+M\right] \tag{3.23}$$

同様に，血液プールの熱収支式(3.2),(3.3)についても，円筒層モデルに対応した次式が得られる．

$$f_{ab}c_b\left(T_{am}-T_{ab}\right)+2\pi L\int H_{ab}\left[T(r)-T_{ab}\right]rdr+H_{av}\left(T_{vb}-T_{ab}\right)=0 \tag{3.24}$$

$$f_{vb}c_b\left(T_{vn}-T_{vb}\right)+2\pi L\int\left(\frac{fc_b}{V}+H_{vb}\right)\left[T(r)-T_{vb}\right]rdr+H_{av}\left(T_{ab}-T_{vb}\right)=0 \tag{3.25}$$

ここで，$L$ は部位の円筒軸方向長さ[m]である．

式(3.21)において定数項 $k$ を含まない方程式は，0 次の変形 Bessel 方程式と呼ばれる．一般に，$\nu$ 次の変形 Bessel 方程式は，助変数 $\mu$ を含む以下の式で表わされる．

$$\frac{d^2y}{dx^2}+\frac{1}{x}\frac{dy}{dx}-\left(\mu^2+\frac{\nu^2}{x^2}\right)y=0 \tag{3.26}$$

$\nu$ 次の変形 Bessel 方程式の一般解は，$\nu$ 次の第 1 種変形 Bessel 関数 $I_\nu$ と $\nu$ 次の第 2 種変形 Bessel 関数 $K_\nu$ の線形結合で表される[55),56)]．

$$y=c_1I_\nu(\mu x)+c_2K_\nu(\mu x) \tag{3.27}$$

したがって，方程式(3.21)の一般解は，0 次の第 1 種変形 Bessel 関数 $I_0$ と 0 次の第 2 種変形 Bessel 関数 $K_0$ の線形結合にポテンシャル項 $k/\omega^2$ を付加した以下の式となる．

$$T(r)=c_1I_0(\omega r)+c_2K_0(\omega r)+\frac{k}{\omega^2} \tag{3.28}$$

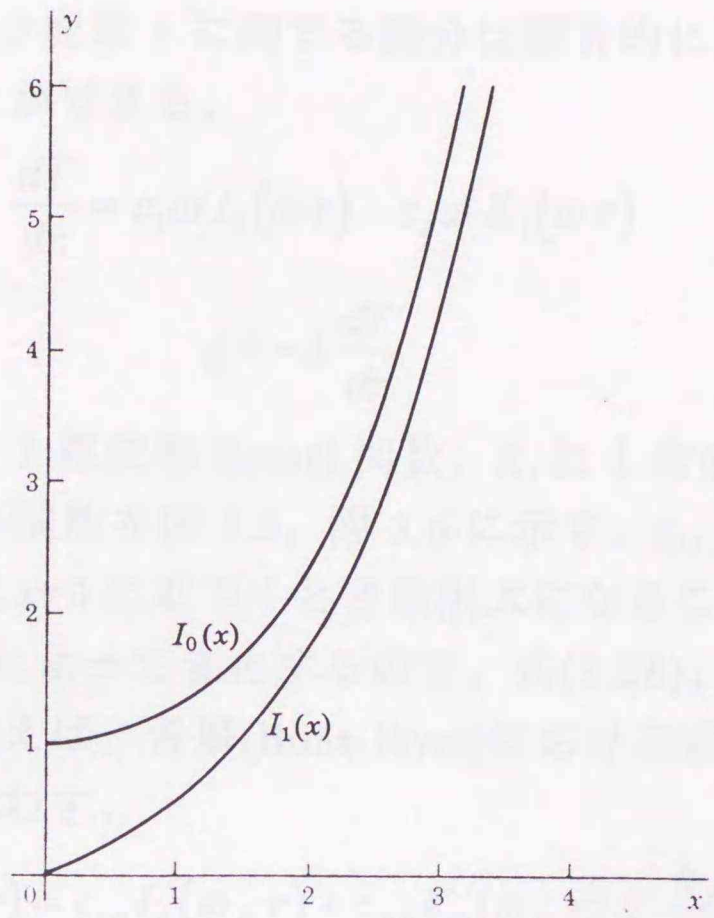



図 3.5 第1種の変形 Bessel 関数 $I_0$ と $I_1$

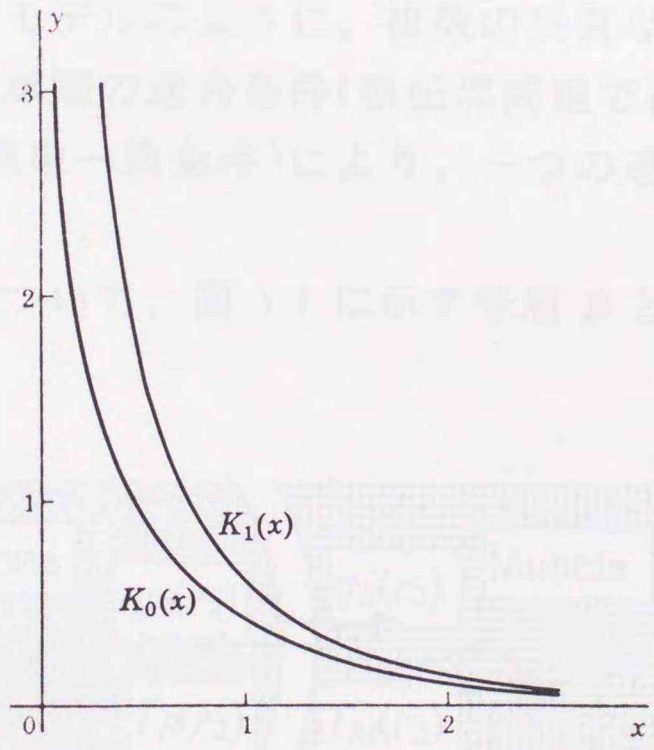



図 3.6 第 2 種の変形 Bessel 関数 $K_0$ と $K_1$

ここで，$c_1$，$c_2$は任意定数である．

また，式(3.28)の独立変数 $r$ に関する微分は解析的に得られ，熱流束 $q$ を以下の式から求めることができる．

$$\frac{dT}{dr} = c_1 \omega I_1(\omega r) - c_2 \omega K_1(\omega r) \tag{3.29}$$

$$q = -\lambda \frac{dT}{dr} \tag{3.30}$$

ここで，$I_1$は 1 次の第 1 種変形 Bessel 関数，$K_1$は 1 次の第 2 種変形 Bessel 関数である．変形 Bessel 関数を図 3.5，図 3.6 に示す．$I_0$，$I_1$は，$x$=0 において有界であるが，$K_0$，$K_1$は $x$=0 に近づくとき無限大になることを示している．

$\omega$と $k$の実数値は層によって変化するので，式(3.28)，(3.30)は層毎によって異ったものになる．例えば，骨層(Bone layer)における式(3.28)は，添字 $B$ を用いて，次式のように表わす．

$$T_B(r) = c_{1B} I_0(\omega_B r) + c_{2B} K_0(\omega_B r) + \frac{k_B}{\omega_B{}^2} \tag{3.31}$$

他の層は添字のみを変えたものとなる．各層毎の任意定数 $c_1$，$c_2$の同定の方法については，以下の節で詳しく述べる．

### 3.5.2 部分領域分割法と皮膚表面における境界条件

今対象としている多層モデルのように，複数の異質な部分領域が結合された領域に対しては，部分領域間の適合条件(熱伝導問題では温度一致条件)と平衡条件(熱伝導問題では熱流束一致条件)により，一つの連立方程式に帰着させることができる．

適合条件と平衡条件について，図 3.7 に示す骨層 $B$ と筋肉層 $M$ の境界(半径

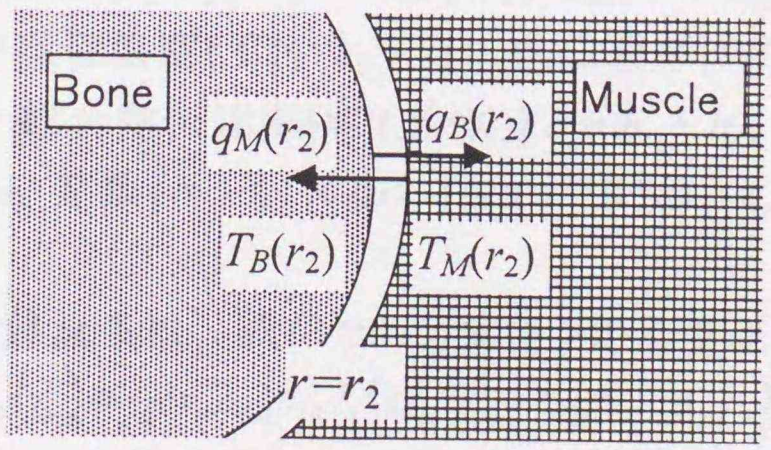



図 3.7 骨層と筋肉層の境界概念図

が $r=r_2$ の位置とする)を例に説明する.

I) 適合条件

$$T_B(r_2)=T_M(r_2) \tag{3.32}$$

式(3.31)より,

$$c_{1B}I_0(\omega_B r_2)+c_{2B}K_0(\omega_B r_2)+\frac{k_B}{\omega_B^2}=c_{1M}I_0(\omega_M r_2)+c_{2M}K_0(\omega_M r_2)+\frac{k_M}{\omega_M^2} \tag{3.33}$$

II) 平衡条件

$$q_B(r_2)=q_M(r_2) \tag{3.34}$$

式(3.29)と式(3.30)より,

$$\omega_B\lambda_B\left[c_{1B}I_1(\omega_B r_2)-c_{2B}K_1(\omega_B r_2)\right]=\omega_M\lambda_M\left[c_{1M}I_1(\omega_M r_2)-c_{2M}K_1(\omega_M r_2)\right] \tag{3.35}$$

式(3.33), (3.35)は, 内臓層と骨層の境界($r=r_1$), 筋肉層と脂肪層の境界($r=r_3$), 脂肪層と皮膚層Sの境界($r=r_4$)にも, 添字を変更するだけで, それぞれ成り立つ.

皮膚表面($r=r_5$)の熱流束は生体と環境間の熱授受量に相当する. いま主要な熱授受経路として, 対流熱伝達, 放射熱伝達, 水分蒸発に伴う熱伝達の3経路を考えた.

$$q_S(r_5)=q_c+q_r+q_{eva} \tag{3.36}$$

節 3.2.3 を参考にすると, 各項は以下のように表わされる.

$$q_S(r_5)=h_c(T_S-T_a)+\varepsilon_S\sigma\left[(T_S+273.15)^4-(T_{mrt}+273.15)^4\right]+q_{eva} \tag{3.37}$$

また, 放射熱伝達率を導入することによって, 次式で表わすこともできる.

$$q_S(r_5)=h_c(T_S-T_a)+h_r(T_S-T_{mrt})+q_{eva} \tag{3.38}$$

$$=h(T_s-T_e)+q_{eva} \tag{3.39}$$

$$h_r=\varepsilon_S\sigma\left[(T_s+273.15)^2+(T_{mrt}+273.15)^2\right]\left[(T_s+273.15)+(T_{mrt}+273.15)\right] \tag{3.40}$$

ここで, $T_S$: 皮膚表面温度[℃], $T_a$: 気温[℃], $T_{mrt}$: 平均放射温度[℃], $T_e$(=($h_c T_a+h_r T_{mrt}$)/ $h$): 有効環境温度[℃], $h_c$: 対流熱伝達率[W/(㎡・K)], $h_r$: 放射熱伝達率[W/(㎡・K)], $h$: 総合熱伝達率[W/(㎡・K)] $h=h_c+h_r$, $\varepsilon_S$: 皮膚の放射率[-], $\sigma$: Stefan-Boltzmann 定数(=$5.67\times10^{-8}$ [W/(m²・K⁴)]), $q_{eva}$: 水分蒸発による放熱量[W/m²]である.

一方, 皮膚表面の熱流束は, 式(3.29)と式(3.30)より以下のようにも表せる.

$$q_S(r_5)=-\omega_S\lambda_S\left[c_{1S}I_1(\omega_S r_5)-c_{2S}K_1(\omega_S r_5)\right] \tag{3.41}$$

式(3.39)と式(3.41)より皮膚表面における境界条件が得られた.

次に, 部位の中心部, すなわち $r$=0 における境界条件を考える. $r\to0$ のと

き $K_1(r)\to+\infty$であるから，解の有限性より，最内層の内臓層または骨層の $K_1$ にかかる係数 $c_{2B}$ は 0 でなければならない．このときの $I_1$ は 0 であるから温度勾配は 0 となる．

以上の条件式を四肢部を例にとって考えると，まず各層の境界は 3 個(骨層－筋肉層，筋肉層－脂肪層，脂肪層－皮膚層の境界)であり，それぞれの境界において適合条件，平衡条件が成り立つので，6 個の条件式が得られる．さらに皮膚表面の境界条件，円筒部位の中心の境界条件の 2 個を加え，8 個の条件式が得られたことになる．いま，求めるべき未知数は係数 $c_1$，$c_2$ であり，これらは各層で固有の値をとるので，8 個存在する．よって，$c_1$，$c_2$ を未知数とした連立方程式を解いた後，式(3.28)から内部温度分布を決定することができる．ただし，これは組織に関する熱収支式に基づく連立方程式であり，実際は血液温度 $T_{ab}$，$T_{vb}$，$T_{am}$，$T_{vn}$ も未知数として，血管系の熱収支式と連立して解く必要がある．この解法については次節で述べる．

ここで示した変形 Bessel 関数を用いたアルゴリズムは，現在知られている数学的理論解析の長所を最大限に生かし，少数の未知係数を同定することによって任意点の温度と熱流束の特性を損なわずに求めようとする解法といえる．従って，差分法や有限要素法などの領域型の数値計算法との比較はもとより，境界要素法などの境界型の数値計算法などと比較しても，原理的に計算ステップが大幅に低減化されているため，本法は計算時間の短縮化という大きな特長を有している．

### 3.5.3 血液プールの熱収支式との連立解法

前節では，組織温度が変形 Bessel 関数を用いた一般解で表わされることを示した．組織内の血液温度は，組識温度，流入する血液との熱的バランスによって決定されるため，一般解の係数 $c_1$，$c_2$ と同様，求めるべき未知数として扱う必要がある．まず，式(3.28)中の定数項 $k$ には血液温度 $T_{ab}$，$T_{vb}$ が含まれているため，式(3.28)は以下のように書き直す必要がある．

$$T(r)=c_1I_0(\omega r)+c_2K_0(\omega r)+\frac{f c_b/V+H_{ab}}{\omega^2\lambda}T_{ab}+\frac{H_{vb}}{\omega^2\lambda}T_{vb}+\frac{M}{\omega^2\lambda} \qquad (3.42)$$

次に，層番号 $l$ ($l$=1：内臓層，$l$=2：骨層，$l$=3：筋肉層，$l$=4：脂肪層，$l$=5：皮膚層)を用いて，適合条件と平衡条件を一般的な形で書き表してみる．層 $l$ と層 $l$+1 の境界($r=r_l$)において，以下の式が得られる．

$$\text{適合条件：}\quad T_l(r_l)=T_{l+1}(r_l) \qquad (3.43)$$

平衡条件： $q_l(r_l)=q_{l+1}(r_l)$ (3.44)

式(3.43)は式(3.42)を用いて，次式のように係数 $c_1$，$c_2$ と動脈血液プール温度 $T_{ab}$，静脈血液プール温度 $T_{vb}$ について整理することができる

$$\begin{aligned} &a_{T1,l}c_{1,l}+a_{T2,l}c_{2,l}+a_{T3,l}T_{ab,l}+a_{T4,l}T_{vb,l} \\ &+a_{T5,l}c_{1,l+1}+a_{T6,l}c_{2,l+1}+a_{T7,l}T_{ab,l+1}+a_{T8,l}T_{vb,l+1}=b_{T,l} \end{aligned} \quad (3.45)$$

$$a_{T1,l}=I_0(\omega_l r_l),\quad a_{T2,l}=K_0(\omega_l r_l),$$

$$a_{T3,l}=\frac{1}{\omega^2{}_l\lambda_l}\left(\frac{f_l c_b}{V_l}+H_{ab,l}\right),\quad a_{T4,l}=\frac{H_{vb,l}}{\omega^2{}_l\lambda_l},$$

$$a_{T5,l}=-I_0(\omega_{l+1}r_l),\quad a_{T6,l}=-K_0(\omega_{l+1}r_l) \quad (3.46)$$

$$a_{T7,l}=-\frac{1}{\omega^2{}_{l+1}\lambda_{l+1}}\left(\frac{f_{l+1}c_b}{V_{l+1}}+H_{ab,l+1}\right),\quad a_{T8,l}=-\frac{H_{vb,l+1}}{\omega^2{}_{l+1}\lambda_{l+1}},$$

$$b_{T,l}=\frac{M_{l+1}}{\omega^2{}_{l+1}\lambda_{l+1}}-\frac{M_l}{\omega^2{}_l\lambda_l}$$

同様に，式(3.44)は式(3.29),(3.30)を用いて，次式で表わすことができる．

$$a_{Q1,l}c_{1,l}+a_{Q2,l}c_{2,l}+a_{Q3,l}c_{1,l+1}+a_{Q4,l}c_{2,l+1}=0 \quad (3.47)$$

$$a_{Q1,l}=\omega_l\lambda_l I_1(\omega_l r_l),\quad a_{Q2,l}=-\omega_l\lambda_l K_1(\omega_l r_l),$$

$$a_{Q3,l}=-\omega_{l+1}\lambda_{l+1}I_1(\omega_{l+1}r_l),\quad a_{Q4,l}=\omega_{l+1}\lambda_{l+1}K_1(\omega_{l+1}r_l) \quad (3.48)$$

次に血液小プールの熱収支式を離散化する．血液プールの熱収支式(3.24),(3.25)の中には組織温度 $T$ で表わされる項が存在するので，式(3.42)を代入する．つまり，式(3.24)の左辺第2項は，層 $l(r=r_{l-1}\sim r_l$ の領域)において，以下のように整理できる．

$$\begin{aligned} &2\pi L\int_{r_{l-1}}^{r_l}H_{ab,l}[c_{1,l}I_0(\omega_l r)+c_{2,l}K_0(\omega_l r) \\ &\quad+\frac{f_l c_b/V_l+H_{ab,l}}{\omega^2{}_l\lambda_l}T_{ab,l}+\frac{H_{vb,l}}{\omega^2{}_l\lambda_l}T_{vb,l}+\frac{M_l}{\omega^2{}_l\lambda_l}-T_{ab,l}]rdr \end{aligned}$$

$$= 2\pi LH_{ab}\{c_1\int I_0(\omega r)rdr + c_2\int K_0(\omega r)rdr$$

$$+\left[\left(\frac{fc_b/V + H_{ab}}{\omega^2\lambda} - 1\right)T_{ab} + \frac{H_{vb}}{\omega^2\lambda}T_{vb} + \frac{M}{\omega^2\lambda}\right]\int rdr\} \tag{3.49}$$

ただし，第２式では添字 $l$ を省略した．

以上より，動脈血液小プールの熱収支式は以下の式で表わされる．

$$a_{A1,l}c_{1,l} + a_{A2,l}c_{2,l} + a_{A3,l}T_{ab,l} + a_{A4,l}T_{vb} + a_{A5,l}T_{am,l} = b_{A,l} \tag{3.50}$$

$$a_{A1,l} = \frac{2\pi LH_{ab,l}}{\omega_l}\left[r_l I_1(\omega_l r_l) - r_{l-1}I_1(\omega_l r_{l-1})\right],$$

$$a_{A2,l} = -\frac{2\pi LH_{ab,l}}{\omega_l}\left[r_l K_1(\omega_l r_l) - r_{l-1}K_1(\omega_l r_{l-1})\right],$$

$$a_{A3,l} = \pi LH_{ab,l}\left(r_l^2 - r_{l-1}^2\right)\left[\frac{f_l c_b/V_l + H_{ab,l}}{\omega_l^2\lambda_l} - 1\right] - f_{ab,l}c_b - H_{av,l}, \tag{3.51}$$

$$a_{A4,l} = \frac{\pi LH_{ab,l}H_{vb,l}}{\omega_l^2\lambda_l}\left(r_l^2 - r_{l-1}^2\right) + H_{av,l},$$

$$a_{A5,l} = f_{ab,l}c_b, \quad b_{A,l} = -\frac{\pi LH_{ab,l}M_l}{\omega_l^2\lambda_l}\left(r_l^2 - r_{l-1}^2\right)$$

同様に，静脈血液小プールの熱収支式は以下の式で表わされる．

$$a_{V1,l}c_{1,l} + a_{V2,l}c_{2,l} + a_{V3,l}T_{ab,l} + a_{V4,l}T_{vb} + a_{V5,l}T_{vn,l} = b_{V,l} \tag{3.52}$$

$$a_{V1,l} = \frac{2\pi L\left(f_l c_b/V_l + H_{vb,l}\right)}{\omega_l}\left[r_l I_1(\omega_l r_l) - r_{l-1}I_1(\omega_l r_{l-1})\right],$$

$$a_{V2,l} = -\frac{2\pi L\left(f_l c_b/V_l + H_{vb,l}\right)}{\omega_l}\left[r_l K_1(\omega_l r_l) - r_{l-1}K_1(\omega_l r_{l-1})\right],$$

$$a_{V3,l} = \frac{\pi L}{\omega_l^2\lambda_l}\left(\frac{f_l c_b}{V_l} + H_{ab,l}\right)\left(\frac{f_l c_b}{V_l} + H_{vb,l}\right)\left(r_l^2 - r_{l-1}^2\right) + H_{av,l}, \tag{3.53}$$

$$a_{V4,l} = \pi L\left(\frac{f_l c_b}{V_l} + H_{vb,l}\right)\left(\frac{H_{vb,l}}{\omega_l^2\lambda_l} - 1\right)\left(r_l^2 - r_{l-1}^2\right) - f_{vb,l}c_b - H_{av,l},$$

$$a_{V5,l} = f_{vb,l} c_b \,, \quad b_{V,l} = -\frac{\pi L M_l}{\omega_l^2 \lambda_l} \left( \frac{f_l c_b}{V_l} + H_{vb,l} \right) \left( r_l^2 - r_{l-1}^2 \right)$$

次に，動脈血液大プールの熱収支式を考える．大動脈血管での組織と動脈血液の間の対流熱伝達は無視できるとすると，式(3.24)の左辺第2項は0となり，動脈血液大プールの熱収支式は次式で表わされる．

$$f_{AB} c_b \left( T_{AM} - T_{AB} \right) + H_{AV} \left( T_{VB} - T_{AB} \right) = 0 \tag{3.54}$$

大文字の添字 $AB, VB$ は大プールを意味する．静脈系大プールも同様に，

$$f_{VB} c_b \left( T_{VN} - T_{VB} \right) + H_{AV} \left( T_{AB} - T_{VB} \right) = 0 \tag{3.55}$$

以上で血液プールの熱収支式の離散式が得られた．ここで注意すべき点は，静脈血液大プールへ流入する他の静脈系プールは一つでないことである．例えば，上躯幹部の静脈系大プールへ流入する静脈系プールとしては，下躯幹部の静脈血液大プール，頸部の静脈血液大プール，左右の上腕部の静脈血液大プール，上躯幹部の内臓層静脈血液小プール，骨層静脈血液小プール，筋肉層静脈血液小プールがあげられる．従って，式(3.55)は次式のような形となる．

$$\sum f_{VB} c_b \left( T_{VN} - T_{VB} \right) + H_{AV} \left( T_{AB} - T_{VB} \right) = 0 \tag{3.56}$$

皮膚表面の境界条件についての離散定式化を行う．式(3.39)，(3.41)より，皮膚表面($r = r_5$)では以下の式が成り立つ．

$$h\left( T_S - T_e \right) + q_{eva} = -\omega_S \lambda_S \left[ c_{1S} I_1 \left( \omega_S r_5 \right) - c_{2S} K_1 \left( \omega_S r_5 \right) \right] \tag{3.57}$$

温度 $T_S$ については，式(3.42)より，$c_{1S}$，$c_{2S}$，$T_{ab,S}$，$T_{vb,S}$ を用いて表わすことができるから，上式を整理すると，次式となる．

$$a_{Q1,S} c_{1,S} + a_{Q2,S} c_{2,S} + a_{Q3,S} T_{ab,S} + a_{Q4,S} T_{vb,S} = b_{Q,S} \tag{3.58}$$

$$\begin{aligned}
a_{Q1,S} &= -\omega_S \lambda_S I_1 \left( \omega_S r_S \right) - h I_0 \left( \omega_S r_S \right), \\
a_{Q2,S} &= \omega_S \lambda_S K_1 \left( \omega_S r_S \right) - h K_0 \left( \omega_S r_S \right), \\
a_{Q3,S} &= -\frac{h\left( f_S c_b / V_S + H_{ab,S} \right)}{\omega_S^2 \lambda_S}, \\
a_{Q4,S} &= -\frac{h H_{vb,S}}{\omega_S^2 \lambda_S}, \\
b_{Q,S} &= \frac{h M_S}{\omega_S^2 \lambda_S} - h T_e + q_{eva}
\end{aligned} \tag{3.59}$$

部位 $i$ (層 $l$=1～5)における未知数をベクトルとして定義する．

$$\boldsymbol{x}_i = \left[c_{1,1} \quad T_{ab,1} \quad T_{vb,1} \cdots c_{1,l} \quad c_{2,l} \quad T_{ab,l} \quad T_{vb,l} \cdots c_{1,5} \quad c_{2,5} \quad T_{ab,5} \quad T_{vb,5} \; T_{AB} \quad T_{VB}\right]^T \tag{3.60}$$

要素数は 4×5-1+2=21 である．ただし四肢部は4層であるから要素数は 17 となる．各層で成り立つ式(3.45)，(3.47)，(3.50)，(3.52)，(3.54)，(3.56)，(3.58)より，部位 $i$ での連立一次方程式が形成される．

$$\boldsymbol{A}_i \boldsymbol{x}_i = \boldsymbol{b}_i \tag{3.61}$$

二つ以上の部位について連立して解く場合は,まず上式をそれぞれ構成する．次に，血液大プールが連結している，つまり式(3.54)，(3.56)より大プールの熱収支式は，隣接する部位の温度も変数としていることに注意し，係数マトリクスの要素を割り当てる．以上の手順で全身 16 部位のすべての変形 Bessel 関数の係数 $c_1$，$c_2$，動脈血液プール温度，静脈血液プール温度を未知数とした連立方程式を構成した．

### 3.5.4 定常状態を対象とした生体内熱移動解析プログラムの概要

以上の理論をもとに，定常状態での生体内温度，熱流束，血液温度を求めるプログラムを開発した．計算の流れを図 3.8 に示す．使用手順の概要としては，最初，部位毎のサイズおよび物性値のデータを入力する．実際は，生体のサイズおよび物性値はデータセットとしてファイルにまとめられ，そこから必要に応じてデータを読み込む．次に温熱環境条件の設定で，気温，放射温度，湿度，風速の入力を行う．温熱環境条件については，16 分割された部位毎の入力である．

これらの入力データから，連立一次方程式の係数マトリクスおよび定数ベクトルの各要素を計算し，連立方程式を解くことによって，0 次の第 1 種変形 Bessel 関数 $I_0$，0 次の第 2 種の変形 Bessel 関数 $K_0$ にそれぞれかかる係数 $c_1$，$c_2$，動脈系，静脈系血液温度 $T_{ab}$，$T_{vb}$ が求まる．この結果から，任意の内部点の温度，熱流束を算定することができる．つまり，このプログラムは，温熱環境因子のみの入力変更で，多様な条件下の生体内温度分布，熱流束分布，血液温度の算定が可能である．また，本プログラムの活用として，与えられた温熱環境条件もしくは体温調節出力量が既知の場合，定常状態が成立するか否かの予測などが考えられる．

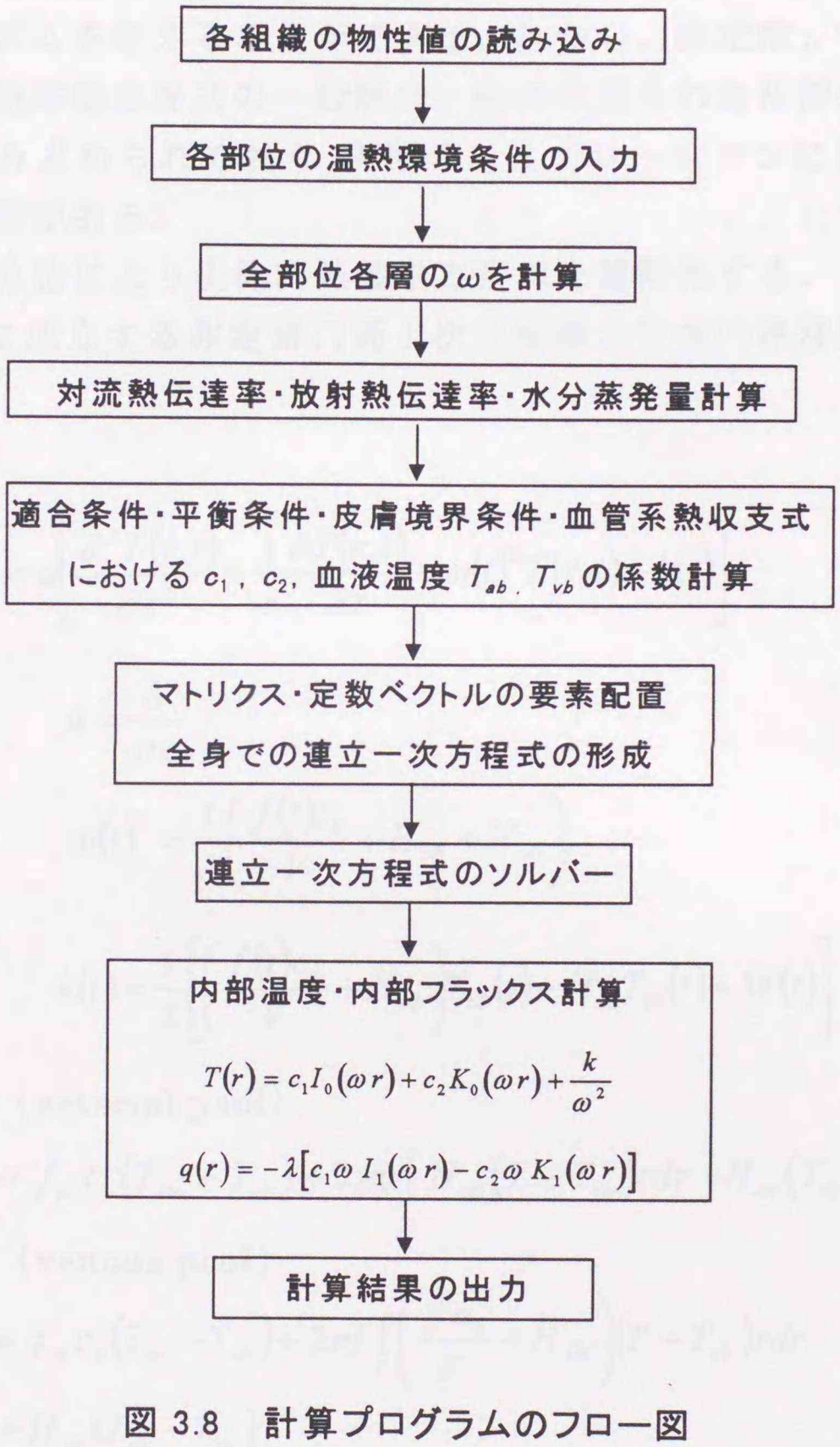



図 3.8　計算プログラムのフロー図

## 3. 6 差分法による生体内熱移動方程式の非定常解法

### 3. 6. 1 生体内熱移動方程式の離散定式化

円筒層モデルにおける生体内熱移動方程式は,定常状態について,変形 Bessel 関数の線形結合で表わされる一般解を求めることができ，この解を基にした効率的なアルゴリズムを考えることができた．しかし，非定常，つまり時間微分項を含む生体内熱移動方程式の一般解は，極めて限られた初期値問題，境界値問題においてのみ求められており,実際のシミュレーションには何らかの数値解法を用いる必要がある．

本節では，差分法により生体内熱移動方程式を離散化する．

円筒層モデルで成立する非定常円筒１次元座標の生体内熱移動方程式を以下に示す．

・組織（tissue）

$$\frac{\partial T(r,t)}{\partial t} = a\left[\frac{\partial^2 T(r,t)}{\partial r^2} + \frac{1}{r}\frac{\partial T(r,t)}{\partial r} - \omega(t)^2 T(r,t) + k(t)\right] \tag{3.62}$$

$$a = \frac{\lambda}{\rho c} \tag{3.63}$$

$$\omega(t)^2 = \frac{1}{\lambda}\left(\frac{f(t)c_b}{V} + H_{ab} + H_{vb}\right) \tag{3.64}$$

$$k(t) = \frac{1}{\lambda}\left[\left(\frac{f(t)c_b}{V} + H_{ab}\right)T_{ab}(t) + H_{vb}T_{vb}(t) + M(t)\right] \tag{3.65}$$

・動脈系プール（arterial pool）

$$\rho_b c_b V_{ab}\frac{\partial T_{ab}}{\partial t} = f_{ab}c_b\left(T_{am} - T_{ab}\right) + 2\pi L\int H_{ab}\left(T - T_{ab}\right)rdr + H_{av}\left(T_{vb} - T_{ab}\right) \tag{3.66}$$

・静脈系プール（venous pool）

$$\rho_b c_b V_{vb}\frac{\partial T_{vb}}{\partial t} = f_{vb}c_b\left(T_{vn} - T_{vb}\right) + 2\pi L\int\left(\frac{fc_b}{V} + H_{vb}\right)\left(T - T_{vb}\right)rdr + H_{av}\left(T_{ab} - T_{vb}\right) \tag{3.67}$$

血液プールの熱収支式については，各変数に対する独立変数 $t$, $r$ の表示を省略した．

いま，時間微分に関しては Crank-Nicholson 法，空間微分に関しては２次精度の中心差分で離散化すると，式(3.62)の差分式は以下となる．

$$\frac{1}{a_i}\frac{T_i^n - T_i^{n-1}}{\Delta t^n} = \alpha\left[\frac{T_{i+1}^n - 2T_i^n + T_{i-1}^n}{\Delta r_i^{\,2}} + \frac{1}{r_i}\frac{T_{i+1}^n - T_{i-1}^n}{2\Delta r_i} - \left(\omega_i^n\right)^2 T_i^n + k_i^n\right]$$
$$+(1-\alpha)\left[\frac{T_{i+1}^{n-1} - 2T_i^{n-1} + T_{i-1}^{n-1}}{\Delta r_i^{\,2}} + \frac{1}{r_i}\frac{T_{i+1}^{n-1} - T_{i-1}^{n-1}}{2\Delta r_i} - \left(\omega_i^{n-1}\right)^2 T_i^{n-1} + k_i^{n-1}\right] \tag{3.68}$$

要素 $i$ は，区間 $r_i - \Delta r_i/2 \sim r_i + \Delta r_i/2$ の領域である．$\alpha$ は $0 \le \alpha \le 1$ の係数で，$\alpha = 1/2$ のとき Clank-Nicholson 法，$\alpha = 0$ のとき単純陽解法，$\alpha = 1$ のとき完全陰解法となる．

上式を未知数で整理する．なお，現在の時間ステップを表わす右肩の添字 $n$ は以後省略する．

$$C_{-1,i}T_{i-1} + C_i T_i + C_{+1,i}T_{i+1} + C_{ab,i}T_{ab,i} + C_{vb,i}T_{vb,i} = S_i \tag{3.69}$$

$$C_{-1,i} = \alpha\left[\frac{1}{\Delta r_i^{\,2}} - \frac{1}{r_i}\frac{1}{2\Delta r_i}\right],$$

$$C_i = \alpha\left[-\frac{2}{\Delta r_i^{\,2}} - \omega_i^2\right] - \frac{1}{a_i \Delta t},$$

$$C_{+1,i} = \alpha\left[\frac{1}{\Delta r_i^{\,2}} + \frac{1}{r_i}\frac{1}{2\Delta r_i}\right],$$

$$C_{ab,i} = \alpha\left[\frac{1}{\lambda_i}\left(\frac{f_i\, c_b}{V_i} + H_{ab,i}\right)\right], \tag{3.70}$$

$$C_{vb,i} = \alpha\left[\frac{H_{vb,i}}{\lambda_i}\right],$$

$$S_i = \alpha\left[-\frac{M_i}{\lambda_i}\right] - \frac{1}{a_i \Delta t}T_i^{n-1}$$
$$-(1-\alpha)\left[\frac{T_{i+1} - 2T_i + T_{i-1}}{\Delta r_i^{\,2}} + \frac{1}{r_i}\frac{T_{i+1} - T_{i-1}}{2\Delta r_i} - \omega_i^2 T_i + k_i\right]^{n-1}$$

同様に，動脈系，静脈系の熱収支式についても，以下の離散式が得られる．

・動脈系プール（arterial pool）

$$A_i T_i + A_{ab,i} T_{ab,i} + A_{vb,i} T_{vb,i} + A_{am,i} T_{am,i} = S_{ab,i} \tag{3.71}$$

$$A_i = \alpha_{ab} \left| 2\pi L r_i \Delta r_i H_{ab,i} \right|,$$

$$A_{ab,i} = \alpha_{ab} \left[ - f_{ab,i} c_b - 2\pi L r_i \Delta r_i H_{ab,i} - H_{av,i} \right] - \frac{\rho_b c_b V_{ab,i}}{\Delta t},$$

$$A_{vb,i} = \alpha_{ab} H_{av,i}, \tag{3.72}$$

$$A_{am,i} = \alpha_{ab} f_{ab,i} c_b,$$

$$S_{ab,i} = -\frac{\rho_b c_b V_{ab,i}}{\Delta t} T_{ab,i}^{n-1} - (1-\alpha_{ab}) [ f_{ab} c_b (T_{am,i} - T_{ab,i}) + 2\pi L r_i \Delta r_i H_{ab,i} (T_i - T_{ab,i}) + H_{av,i} (T_{vb,i} - T_{ab,i}) ]^{n-1}$$

・静脈系プール（venous pool）

$$B_i T_i + B_{ab,i} T_{ab,i} + B_{vb,i} T_{vb,i} + B_{vn,i} T_{vn,i} = S_{vb,i} \tag{3.73}$$

$$B_i = \alpha_{vb} \left[ 2\pi L r_i \Delta r_i \left( \frac{f_i c_b}{V_i} + H_{vb,i} \right) \right],$$

$$B_{ab,i} = \alpha_{vb} H_{av,i},$$

$$B_{vb,i} = \alpha_{vb} \left[ - f_{vb,i} c_b - 2\pi L r_i \Delta r_i \left( \frac{f_i c_b}{V_i} + H_{vb,i} \right) - H_{av,i} \right] - \frac{\rho_b c_b V_{vb,i}}{\Delta t},$$

$$B_{vn,i} = \alpha_{vb} f_{vb,i} c_b, \tag{3.74}$$

$$S_{vb,i} = -\frac{\rho_b c_b V_{vb,i}}{\Delta t} T_{vb,i}^{n-1} - (1-\alpha_{vb}) [ f_{vb} c_b (T_{vn,i} - T_{vb,i}) + 2\pi L r_i \Delta r_i \left( \frac{f_i c_b}{V_i} + H_{vb,i} \right) (T_i - T_{vb,i}) + H_{av,i} (T_{ab,i} - T_{vb,i}) ]^{n-1}$$

式(3.69)，(3.71)，(3.73)を連立させると，次式が得られる．

$$\begin{bmatrix} C_{-1,i} & C_i & C_{ab,i} & C_{vb,i} & C_{+1,i} \\ 0 & A_i & A_{ab,i} & A_{vb,i} & 0 \\ 0 & B_i & B_{ab,i} & B_{vb,i} & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} T_{i-1} \\ T_i \\ T_{ab,i} \\ T_{vb,i} \\ T_{i+1} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 & 0 \\ A_{am,i} & 0 \\ 0 & B_{vn,i} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} T_{am,i} \\ T_{vn,i} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} S_i \\ S_{ab,i} \\ S_{vb,i} \end{bmatrix} \tag{3.75}$$

上式の $T_{am,i}$，$T_{vn,i}$ は上位の組織 $i$+1，下位の組織 $i$-1 の動脈および静脈血液温

度となるが，本研究では，血管系のモデルとして，層毎に血液プールを設けており，層内で動脈温度，静脈温度は均一という仮定をするならば．熱収支式(3.71)，(3.73)は層毎に記述できる．差分近似する際は，層内で異なる値をとるもの(添字 $i$ で区別されるもの)は和の形式で表わす．例えば，動脈血液プールは，以下の式で表わされる．

$$\rho_b c_b V_{ab,l} \frac{T_{ab,l}^{n} - T_{ab,l}^{n-1}}{\Delta t} = \sum_i f_{ab,i} c_b \left(T_{am,l} - T_{ab,l}\right) + 2\pi L \sum_i H_{ab,l} \left(T_i - T_{ab,l}\right) r_i \Delta r_i + H_{av,l} \left(T_{vb,l} - T_{ab,l}\right) \tag{3.76}$$

ここで，添字 $l$ は注目している層(layer)の番号である．

上述した組織に関する差分式をさらに分割要素番号を表わす添字 $i$ と層番号を表わす添字 $l$ に注目して整理すると，

$$C_{-1,i} T_{i-1} + C_i T_i + C_{+1,i} T_{i+1} + C_{ab,i} T_{ab,l} + C_{vb,i} T_{vb,l} = S_i \tag{3.77}$$

$$C_{-1,i} = \alpha \left[ \frac{1}{\Delta r_i^2} - \frac{1}{r_i} \frac{1}{2\Delta r_i} \right],$$

$$C_i = \alpha \left[ -\frac{2}{\Delta r_i^2} - \omega_i^2 \right] - \frac{1}{a_i \Delta t},$$

$$C_{+1,i} = \alpha \left[ \frac{1}{\Delta r_i^2} + \frac{1}{r_i} \frac{1}{2\Delta r_i} \right], \tag{3.78}$$

$$C_{ab,i} = \alpha \left[ \frac{1}{\lambda_i} \left( \frac{f_i c_b}{V_i} + H_{ab,l} \right) \right],$$

$$C_{vb,i} = \alpha \left[ \frac{H_{vb,l}}{\lambda_i} \right],$$

$$S_i = \alpha \left[ -\frac{M_i}{\lambda_i} \right] - \frac{1}{a_i \Delta t} T_i^{n-1} - (1-\alpha) \left[ \frac{T_{i+1} - 2T_i + T_{i-1}}{\Delta r_i^2} + \frac{1}{r_i} \frac{T_{i+1} - T_{i-1}}{2\Delta r_i} - \omega_i^2 T_i + k_i \right]^{n-1}$$

よって，層 $l$ を対象にした連立方程式は，以下となる．

$$\begin{bmatrix} C_1 & & & & & 0 & C_{ab,1} & C_{vb,1} \\ C_{-1,2} & C_2 & C_{+1,2} & & & & C_{ab,2} & C_{vb,2} \\ & & \ddots & & & & \vdots & \vdots \\ & & C_{-1,i} & C_i & C_{+1,i} & & C_{ab,i} & C_{vb,i} \\ & & & & \ddots & & \vdots & \vdots \\ 0 & & & & & C_k & C_{ab,k} & C_{vb,k} \\ A_1 & A_2 & \cdots & A_i & \cdots & A_k & A_{ab,l} & A_{vb,l} \\ B_1 & B_2 & \cdots & B_i & \cdots & B_k & B_{ab,l} & B_{vb,l} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} T_1 \\ T_2 \\ \vdots \\ T_i \\ \vdots \\ T_k \\ T_{ab,l} \\ T_{vb,l} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 & 0 \\ & \\ \vdots & \vdots \\ & \\ 0 & 0 \\ A_{am,l} & 0 \\ 0 & B_{vn,l} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} T_{am,l} \\ T_{vn,l} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} S_1 \\ S_2 \\ \vdots \\ S_i \\ \vdots \\ S_k \\ S_{ab,l} \\ S_{vb,l} \end{bmatrix} \tag{3.79}$$

$T_{am,l}$，$T_{vn,l}$ は上位の層，下位の層もしくは大プールの動脈および静脈血液温度となる．各層で成立する式(3.79)を $T_{am,l}$，$T_{vn,l}$ に注目しながら，複数の層で合成していき，対象とする部位もしくは全身の連立方程式を形成した．

### 3.6.2 境界条件の離散定式化

ここでは，境界条件を離散定式化し，式(3.79)と境界条件から得られる条件式を連立させる．

#### (1) 円筒中心部

円筒中心では，熱流束は0である．よって，最内組織($i$=1 とする)での熱収支式は以下となる．

$$\frac{\partial T}{\partial t} = a\left[-\omega^2 T + k\right] \tag{3.80}$$

離散化すると，

$$C_1 T_1 + C_{ab,1} T_{ab,1} + C_{vb,1} T_{vb,1} = S_1 \tag{3.81}$$

$$C_1 = \alpha\left[-\omega_1^2\right] - \frac{1}{a_1 \Delta t},$$

$$C_{ab,1} = \alpha\left[\frac{1}{\lambda_1}\left(\frac{f_1 c_b}{V_1} + H_{ab,1}\right)\right], \tag{3.82}$$

$$C_{vb,1} = \alpha\left[\frac{H_{vb,1}}{\lambda_1}\right],$$

$$S_1 = \alpha\left[-\frac{M_1}{\lambda_1}\right] - \frac{1}{a_1 \Delta t} T_1^{n-1} - (1-\alpha)\left[-\omega_1^2 T_1 + k_1\right]^{n-1}$$

(2) 皮膚表面

皮膚表面の熱流束は生体と環境間の熱授受量に相当する．いま，皮膚からの放熱については，対流，放射，水分蒸発の３経路を考慮する．皮膚からの環境への放熱量 $q_s$[W/m$^2$]を以下の式で表わす．放射熱伝達については，節 3.2.3 より，平均放射温を用いて定式化した．

$$q_s = h_c(T_s - T_a) + h_r(T_s - T_{mrt}) + q_{eva} \tag{3.83}$$

$$= h_e(T_s - T_e) + q_{eva} \tag{3.84}$$

上式より，以下の関係式が得られる．

$$\frac{dT_S}{dr} = -\frac{1}{\lambda}\left[h_e(T_S - T_e) + q_{eva}\right] \tag{3.85}$$

$$\frac{d^2T_S}{dr^2} = \frac{1}{\lambda^2} h_e\left[h_e(T_S - T_e) + q_{eva}\right] \tag{3.86}$$

これらの式を皮膚表面における組織の熱収支式に代入し，以下の式を得る．

$$C_S T_S + C_{ab,S} T_{ab,S} + C_{vb,S} T_{vb,S} = S_S \tag{3.87}$$

$$C_S = \alpha\left[\frac{h_e^2}{\lambda_S^2} - \frac{1}{r_S}\frac{h_e}{\lambda_S} - \omega_S^2\right] - \frac{1}{a_S \Delta t},$$

$$C_{ab,S} = \alpha\left[\frac{1}{\lambda_S}\left(\frac{f_S c_b}{V_S} + H_{ab,S}\right)\right],$$

$$C_{vb,S} = \alpha\left[\frac{H_{vb,S}}{\lambda_S}\right], \tag{3.88}$$

$$S_S = \alpha\left[\frac{1}{\lambda_S}\left(\frac{h_e}{\lambda_S} - \frac{1}{r_S}\right)(h_e T_e - q_{eva}) - \frac{M_S}{\lambda_S}\right] - \frac{1}{a_S \Delta t} T_S^{n-1}$$

$$-(1-\alpha)\left[\frac{1}{\lambda_S}\left(\frac{h_e}{\lambda_S} - \frac{1}{r_S}\right)\left[h_e(T_S - T_e) + q_{eva}\right] - \omega_S^2 T_S + k_S\right]^{n-1}$$

以上で条件式がすべて揃い，全身の分割要素の組織温度，各層の動脈血液プール温度，静脈血液プール温度を未知数とした連立方程式を解くことが可能に

なった.

### 3.6.3 生体内熱移動解析プログラムの概要

非定常状態の生体内温度，熱流束，血液温度を求めるプログラムを開発した．計算の流れを図 3.9 に示す．上述した組織温度を求める差分解法自体は通常のものであるが，ここで扱ったアルゴリズムを基に作成したプログラムの重要な点は，動脈血液プール温度群と静脈血液プール温度群を一括して求めることにある．

従来，血液温度は仮定されるケースが多かった．特に，深部血液温度を体深部温として仮定することにより，シミュレーション結果の精度を意図的に向上させるケースがみられた．また，未知数として解く場合も，収束計算を実行させているため，多大な計算時間を要した．実際の温熱環境計測システムとリンクさせた評価を考えたとき，リアルタイムの生体情報が要求される．この目的からも，このプログラムの利点は大きいと考える．

使用手順の概要としては，最初，部位毎のサイズ，組織の分割要素数および物性値のデータの読み込み，生体の組織温度，血液温度の初期値の設定を行う．計算パラメータとして，時間ステップ，最大計算時間等を入力する．生体の組織温度，血液温度の初期値の設定は，予め計算して格納されたデータを読み込む方法と，前節の定常計算用のプログラムを実行させる方法を選択することができる．

次に，温熱環境条件の設定で，気温，放射温度，湿度，風速の入力を行う．温熱環境条件については，16 分割された部位毎の入力である．1 ステップの計算終了後,次の時刻の温熱環境条件および生体側の物性値の変更を読み込み，計算を実行する．

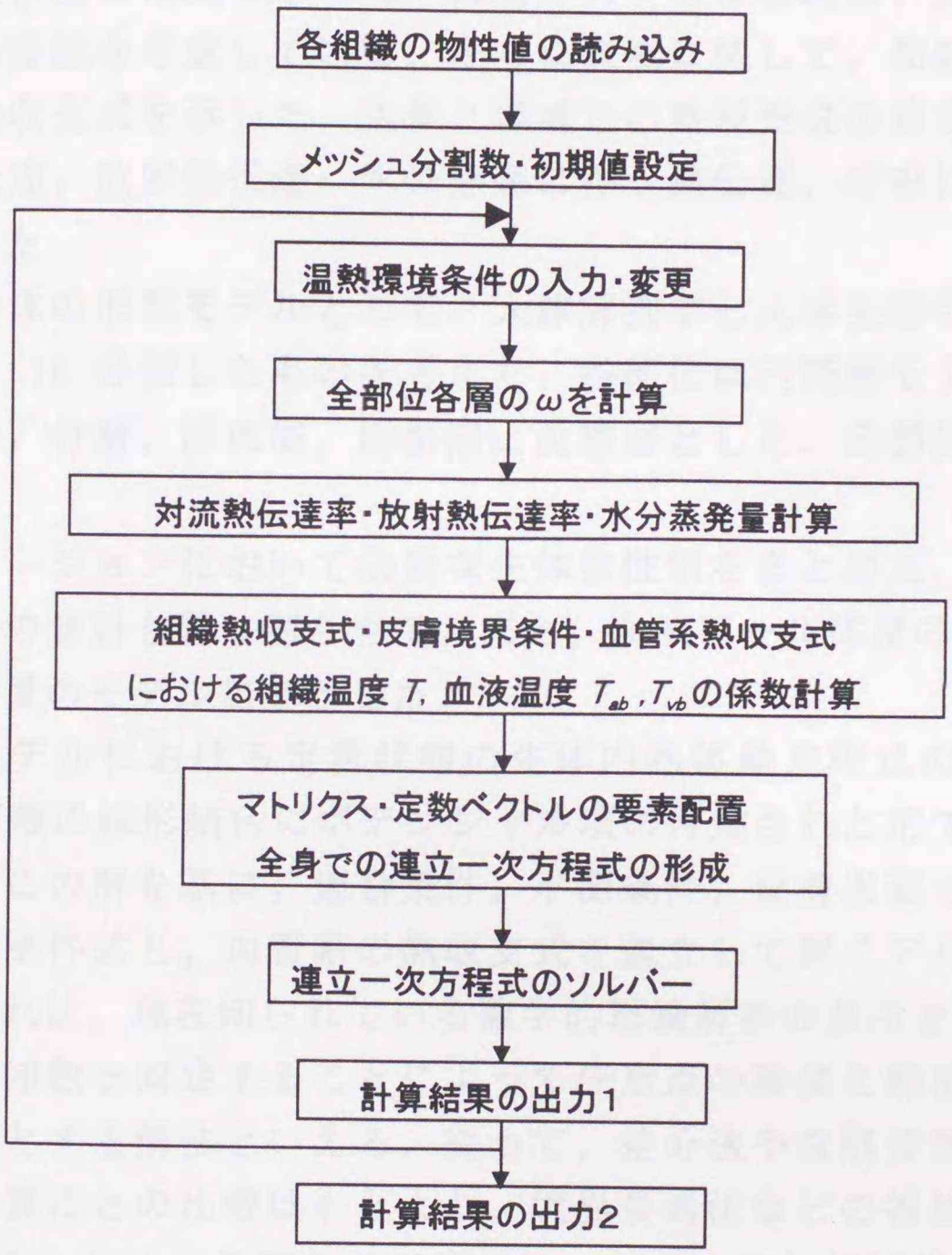



図 3.9　計算プログラムのフロー図

## 3.7 まとめ

本章では，生体内熱移動現象のシミュレーションを実行する上で必要となる生体内熱移動方程式，生体と環境との熱授受量の算定式，人体のモデル化，生体物性値，生体内熱移動方程式の定常および非定常解法について主に述べた．以下に本章で得られた成果をまとめる．

(1)生体内熱移動方程式を示した．組織に関する方程式は，熱伝導に加え，産熱，血液移流を考慮している．さらに血液に関して，動脈系，静脈系それぞれの熱収支式を示した．生体と環境との熱授受量の算定式を，熱伝導，対流熱伝達，放射熱伝達，水分蒸発に伴う熱伝達，呼吸に伴う熱伝達について示した．

(2)人体の全体の形態モデルとして，人体解剖学と人体生理学の知見から全身を大きく 16 分割したものを考えた．各部位は円筒層モデルとし，内部から内臓層，骨層，筋肉層，脂肪層，皮膚層とした．各部位のサイズをまとめた．

(3)シミュレーションにおいて必要な生体物性値をまとめた．血流量，産熱量は，過去の資料を基に割り当て，また，血液プール体積の推定法を述べた．不感蒸泄量のモデル値を示した．

(4)円筒層モデルにおける定常状態の生体内熱移動方程式の一般解は，変形 Bessel 関数の線形結合にポテンシャル項の付加された形で表わせることを示した．この解を基に，適合条件，平衡条件，皮膚表面での境界条件から導かれる条件式と，血管系の熱収支式を連立して解くアルゴリズムを説明した．これは，現在知られている数学的理論解析の長所を最大限に生かし，少数の未知数を同定することによって任意点の温度と熱流束を損なわずに求めようとする解法といえる．従って，差分法や有限要素法などの領域型の数値計算法との比較はもとより，境界要素法などの領域型の数値計算法などと比較しても，原理的に計算ステップが大幅に低減化されているため，計算時間が非常に短縮され，定常問題に対しては有効なアルゴリズムであることを示した．今後の活用例として，与えられた温熱環境条件もしくは体温調節出力量が既知の場合，定常状態が成立するか否かの予測などが考えられる．

(5) 生体内熱移動方程式の非定常解法として，差分法を適用し，その離散定式化について述べた．円筒層モデルで成り立つ組織に関する熱収支式と動脈・静脈血液プールに関する熱収支式の差分式を示し，それらの連立解法

について説明した．血液大プールが部位同士で結合しているため，最終的に全身における連立方程式が形成されることを示した．組織温度を求める差分法自体は通常のものであるが，ここで扱ったアルゴリズムを基に作成したプログラムは，組織温度と共に動脈血液プール温度群と静脈血液プール温度群を一括して求めることに特徴がある．

〈参考文献〉


1) 横山真太郎，落藤澄，長野克則：生体内伝熱現象の基礎ー部位別特性を考慮した体温調節モデルの開発をめぐって，伝熱研究，33(131)，pp.41-50，1994.

2) Pennes, H. H. : Analysis of Tissue and Arterial Blood Temperatures in the Resting Human Forearm, J. Applied Physiology, 1(2), pp.93-123，1948.

3) Wissler, E. H.: Pennes' 1948 paper revisited, J. Applied Physiology, 85(1), pp.35-41，1998.

4) Chen, M. M. and K. R. Holmes : Microvascular contributions in tissue heat transfer，Annals New York Academy Sciences，335，pp.137-150，1980.

5) Chato, J. C. : Heat transfer to blood vessels，J. Biomech. Eng.，102，pp.110-118，1980.

6) Weinbaum, S., L. M. Jiji and D. E. Lemons : Theory and experiment for the effect of vascular microstructure on surface tissue heat transfer, Part I : Anatomical foundation and model conceptualization, J. Biomech. Eng., 106, pp.321-330, 1984.

7) Jiji, L. M., S. Weinbaum and D. E. Lemons : Theory and experiment for the effect of vascular microstructure on surface tissue heat transfer, Part II : Model formulation and solution, J. Biomech. Eng., 106, pp.331-341, 1984.

8) Weinbaum, S. and L. M. Jiji : A new simplified bioheat equation for the effect of blood flow on local, J. Biomech. Eng., 107, pp.131-139, 1985.

9) Baish, J. W., P. S. Ayyaswamy and K. R. Foster : Heat transport mechanisms in vascular tissues, A model comparison, J. Biomech. Eng., 108, pp.324-331, 1986.

10)Baish, J. W., K. R. Foster and P. S. Ayyaswamy: Perfused phantom models of microwave irradiated tissue, J. Biomech. Eng., 108, pp.239-245, 1986.

11)Whang, J. M., J. A. Quinn, D. J. Graves and G. R. Neufeld : Permeation of inert gases through human skin, modeling the effect of skin blood flow, J. Applied Physiology，57(4)，pp.1670-1686，1989.

12)Huang, H. W., Z. P. Chen and R. B. Roemer : A counter current vascular network model of heat transfer in tissues，J. Biomech. Eng.，118，pp.120-129，1996.

13)Wissler, E. H.: A mathematical model of the human thermal system, Bull. Math. Biophysics, 26, pp.147-166, 1964.

14)Wissler, E. H. : Comparison of computed results obtained from two mathematical models，A simple 14-nodes and a complex 250-node model，J. Physiology (Paris)，63，pp.455-458，1970.

15)Stolwijk, J. A. J. and J. D. Hardy: Temperature regulation in man－A theoretical study, Pflugers Archives ges. Physiology, 291, pp.129-162, 1966.

16)Stolwijk, J. A. J. and J. D. Hardy: Handbook of physiology -Section 9 -Chapter

4:Control of body temperature, American Physiology Society, pp.45-68, 1977.
17)Gordon, R. G., R. B. Rober and S. M. Horvath : Mathematical model of human temperature regulatory system-transient cold exposure response, IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol.1. BEM-23, No.6, pp.434-444, 1976.
18)Arkin, H. and A. Shitzer : A model of thermoregulation in the human body, ASME paper, pp.84-WA/HT, 1984.
19)Smith, C. E.: A transient, three-dimensional model of the human thermal system, KSU, Dissertation, 1993.
20)竹森利和，庄司祐子，平田耕造，中島健：動静脈吻合血管反応を考慮した人体熱モデルによる皮膚温予測結果，人間と生活環境，1(1)，pp.58-63，1994.
21)竹森利和，中島健，庄司祐子：人体熱モデルの開発，機会学会論文集(B 編)，61(584), pp.297-304, 1995.
22)Arkin, H., L. X. Xu and K. R. Holmes : Recent developments in modeling heat transfer in blood perfused tissues, IEEE Trans. Biomech. Eng., 41(2), pp.97-107, 1994.
23)横山真太郎：生体内熱移動現象，北海道大学図書刊行会，1993.
24)Yokoyama, S. and H. Ogino: Developing computer model for analysis of human cold tolerance, Annals of Physiological Anthropology, 4, pp.183-187, 1985.
25)Krogh, A. : Anatomy and physiology of capillaries 毛細血管の解剖と生理，地人書館, 1978.
26)Mack, G. W. : Assessment of cutaneous blood flow by using topographical perfusion, J. Applied Physiology, 85(1), pp.353-359, 1998.
27)佐藤方彦 監修：人間工学基準数値便覧，技報堂，1992.
28)棚沢一郎，勝田直：生体における熱定数の計測，バイオメカニズム 2，東京大学出版会，pp.17-23，1973.
29)Peterson, R. R.: A cross-sectional approach to anatomy, Year Book Medical Publishers, London, 1980.
30)Gregersen, M. I. and J. L. Nickerson: Relation of blood volume and cardiac output to body type, J. Applied Physiology, pp.329-341, 1950.
31)Burton, A. C.: Physiology and biophysics of the circulation, Year Book Med. Pur., Chicago, 1968.
32)横山真太郎：局所筋代謝量の推定方法，人類誌，88, pp.97-108, 1980.
33) 高崎裕治・鎌滝昭男・山崎昌広：日本人青年男子の体密度推定式．人類学雑誌，87, pp.439-444, 1979.
34) Brozek, J., F. Grande, J. T. Anderson and A. Keys: Densitometric analysis of body composition: revision of some quantitative assumptions. Ann. N. Y. Acad. Sci., 110, pp.113-140, 1963.

35) 菊池志げ子：人骨各部重量比に関する研究，人類体質論集，34, pp.1-105, 1959.
36) 松島伯一：日本人に於ける各骨格筋の重量に就いて，医学研究，1, pp.43-48, 1927.
37) 松島伯一：男性日本人の骨格重量について，医学研究，2, pp.421-423, 1928.
38) 山口鷹次郎：人の皮膚の強度に関する研究，京都府大誌，67, p.347, 1960.
39) 児玉昌彦：人の皮膚の年齢的変化の組織計測的研究，京都府医大誌，71, pp.135-184, 1962.
40) 長正雄：日本青年男子の皮下脂肪厚，鹿児島医大雑誌，24, pp.25-27, 1951.
41) 高松功：青森県人生体における皮下脂肪厚径の測定的研究，弘前医学，6, pp.277-316, 1955.
42) Nagamine, S. and S. Suzuki：Anthropometry and body composition of young men and women, Human Bio.，36, pp.8-15, 1964.
43) 奥平雅彦：臓器重量，総合臨床，17, pp.2352-2358, 1968.
44) 梶田昭：成人臓器重量の変動について，成長，6, pp.34-37, 1967.
45) 林香苗：日本人並びに日本産医大実験動物解剖学及び生理学係数，文教書院，1956.
46) 箕島高：日本人人体正常数値表，技報堂，1974.
47)Hertzman, A. B., W.C. Randall, C. N. Peiss and R. Seckendorf : Regional rates of evaporation from the skin at various environmental temperature, J. Applied Physiology, 5, pp.153-161, 1952.
48)Kuno, Y.: Human perspiration. Charles C. Thomas, Springfield, 1956.
49)Ohara, K. and T. Ono : Regional relationship of water vapor pressure of human body surface, J. Applied Physiology, 18, pp.1019-1022, 1963.
50)日本熱物性学会編：熱物性ハンドブック，養賢堂，1990.
51)Fanger, P. O.: Thermal Comfort, Danish Technical Press, Copenhagen, 1970.
52)横山真太郎，荻野弘之：ヒトにおける不可避的非ふるえ熱産生，体温調節性非ふるえ熱産生，ふるえ熱産生の推定，生理人類誌，2，pp.55-64，1983.
53)横山真太郎，坂本成次，落藤澄：部位別特性を考慮した体温調節モデルのプログラミングに関する検討，空気調和・衛生工学会学術講演会講演論文集,pp.549-552, 1992.
54)横山真太郎，山本健，角田直人，落藤澄：生体内熱移動方程式のアルゴリズムの改良とその応用，空気調和・衛生工学会学術講演会講演論文集,pp.661-668，1995.
55)Wylie, C. R.: 工業数学(上・下)，ブレイン図書，1962.
56)寺沢寛一：自然科学者のための数学概論，岩波書店，1954.
57)横山真太郎，角田直人，落藤澄：生体内熱移動方程式のアルゴリズムの改良とシミュレーション．日本生気象学会誌，34(2)，pp.73-79, 1997.
58)Yokoyama, S., N. Kakuta and K. Ochifuji: Development of a new algorithm for heat transfer equation in the human body and its applications, Applied Human Science, 16(4), pp.153-159, 1997.

# 第4章 体温調節機構の数理モデル式の検討

## 4.1 はじめに

人間は，一定の体温を維持しようとする調節機構を有する恒温動物 homoiothermic animal である．化学平衡反応は温度によって影響され，酵素は狭い温度範囲でしか作用しない．体温調節は，自律性体温調節と行動性体温調節の二つに大別される．自律性体温調節ついては，温度受容器に関する研究を中心に先駆的研究が比較的多数ある．また，自動制御理論を温熱生理学に適用し，工学的なモデルを構築しようとする考えが，Thauer[2]以来提案されてきた．

Hensel[3]は，それまで調節機構について得られた知見を基に，フィードバック制御系をもつ体温調節機構のモデルを示している．すなわち，中枢神経温，中枢神経外の深部温，皮膚温を制御対象とし，その情報をフィードバックさせ中枢で制御量を決定するモデルである．制御作用は，血流量調節，産熱，発汗である．この理論は，現在用いられるモデルの基本となっている．

Stolwijk and Hardy[4),5)]は，生体全身の体温調節モデルとして，全身を6個の部位に分割し，各部位間は血流による熱輸送が行われるとした．Wissler[6)]は，頭部，躯幹，四肢の6部位に分割したモデルをつくり，内部の温度分布を計算した．部位分割数が少なく，調節系のパラメータ値の算定もあいまいな点が多いが，この2つのモデルは，それ以後の全身の体温調節モデルの参考とされるところが多い．

Werner[7)]は，6個の円筒により人体モデルを構成し，各部位は Core と Shell の2層構造とした．効果器側は血流量調節，産熱，発汗の調節を行い，求心性信号として各部位・各層の温度の加算モデルとした．式中の重み係数と閾値を推定している．

Smith[10)]のモデルは，血管系のモデルに特徴がある．円筒部位内の分割された各要素の境界線に血管を配置させるモデルを提案した．Smith のモデルを基に，竹森ら[11)]は，動静脈吻合(AVA)をモデル化することにより，末梢部の皮膚温をシミュレーションした．

しかし，過去の研究において，制御系の数理モデルにおけるパラメータなどの具体的な数値の算定方法についての詳細な記述はみられない．つまり，体温

調節について，調節部自体に関する定量的な研究は進展しておらず，憶測の域を出ないのが実状である．これは，生体全体の調節システムが非常に複雑なためである．実際，測定結果より，相互作用として機能している体温調節機構の1つの要素について抽出し，そこから有意な結論を導くには，測定上の設定条件の制約を必要とする．また多元解析を行うには変数が多く，測定点数も膨大なものになってしまう．

このように，体温調節機構を数理モデルとして表現するためには，多くの課題を残しているが，本章では，現段階で得られている生理学の報告を基に，実体を極力損なわず,本研究の人体モデルに適合するようなモデリングを試みた．

前章では，生体内温度予測プログラムの開発の基礎となる生体内熱移動方程式とその解法について述べた．その中で，全身を 16 分割し，各部位を円筒層とした人体モデルを提案し，物性値についてまとめた．物性値については一定値として議論を進めたが，本来，血流量，産熱量は，体温調節機構の制御対象として，外界条件，生体側の状態で変化する．

本章ではまず，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のための，体温調節出力量の数理モデル式の検討を行った．さらに，ここで提案した数理モデル式を基本とし，体温調節出力量の算出ルーチンを開発した．前章で述べた生体内熱移動解析プログラムに，体温調節出力量の算出ルーチンを組込むことにより，生体内温度予測プログラムを構築した．

以下に本章の概要を示す．

節 4.2 では，生体内温度予測プログラムによるシミュレーションを実行することを念頭に，体温調節機構について簡潔にまとめた．体温調節の数理モデルは自律性体温調節を対象とし，温度受容器，統合系，出力器に関する知見は数理モデル構築の上で特に重要と考えた．自律性体温調節機構の調節様式としては，血流量調節，水分蒸発量調節，産熱量調節の３様式が発達している．それぞれの調節機構について得られている生理学的知見を簡潔にまとめた．

節 4.3 では，調節様式の１つである血流量調節について，数理モデル式を提案した．部位単位での血流量を詳細に測定した報告は限られているが，その中で前腕部に関する報告をまとめた．皮膚血流量のモデル式は，温度受容器が存在する深部温，皮膚温を入力変数とする形式となった．血流量変化の部位別特性を表わす血流変化量相対比を組込んだ．

節 4.4 では，過去の発汗量調節に関する研究を参考に，部位別の発汗量調節を表わす数理モデル式を示した．発汗量は，深部温，皮膚温の閾値との差が入力変数となった．さらに，皮膚温の変化率を入力変数とし，変化率が負になっ

たとき発汗抑止効果をもつとした．また，発汗量の部位別特性を表わす相対的発汗係数を生理学的データから推定した．

節 4.5 では，産熱量調節の数理モデル式を示した．ふるえ熱産生について，過去の報告をまとめた．ふるえによる産熱量は深部温，皮膚温を入力変数とする式となった．式中のふるえ産熱量相対比を推定し，部位別の産熱量を算定できるモデル式となった．

節 4.6 では，体温調節系の数理モデルを基に調節出力量算出ルーチンを作成し，それを内蔵した生体内温度予測プログラムの概要を説明する．生体内温度予測プログラムは，部位毎の温熱環境因子の入力のみで，全身各部位の皮膚層から内臓層までの温度分布と熱流束分布および詳細な各層毎の動脈，静脈温度の予測値を得ることができる．

節 4.7 では，本章で得られた成果をまとめた．

本章で用いる主な記号を以下に示す．ただし，必要に応じて本文中に記号の説明を適宜再掲することとする．

[ 記号表 ]

---

$t$ ：時間 [s]

$T$ ：温度 [℃]

$T_{si}$ ：部位 $i$ の皮膚温[℃]

$T_{sm}$ ：平均皮膚温 [℃]

$T_{hy}$ ：視床下部温 [℃]

$T_{ty}$ ：鼓膜温 [℃]

$T_{es}$ ：食道温 [℃]

$FBF$ ：前腕部血流量 [(ml/min)/(100ml of tissue)]

$HBF$ ：手部血流量 [(ml/min)/(100ml of tissue)]

$SBF$ ：皮膚血流量 [(ml/min)/(100ml of tissue)]

$\zeta_i$ ：血流変化量相対比 [-]

$E$ ：水分蒸発による放熱量 [W/m$^2$]

$\alpha$ ：中枢部発汗比例制御定数 [W/m$^2$℃]

$\beta$ ：末梢部発汗比例制御定数 [W/m$^2$℃]

$\varepsilon_i$ ：相対的発汗係数 [-]

$\gamma$ ， $r$ ：発汗抑止係数 [(W/m$^2$)/(℃/min)]

$M$ ：産熱量　[W/m$^3$]

$\delta_i$：ふるえ産熱量相対比 [-]

添字

$i$ ：部位番号

---

## 4.2 体温調節機能概説

### 4.2.1 自律性体温調節

体温調節は，自律性体温調節と行動性体温調節の二つに大別される．自律性体温調節では，冷および温刺激に対し自律性(不随意性)の体温調節反応が引き起こされ，熱放散量と熱産生量が調節される．

行動性体温調節では，温熱環境を選ぶ，あるいは温度環境を調節するという行動によって，調節が行われている．このときの行動は体温調節行動と呼ばれている．さらに，Hensel[3]は冷暖房と他の技術を利用し外部の障害に対し自分を保護する技術的体温調節を加えた3つよりなるモデルを示した．

体温調節行動を定量的に解析することは極めて難しく，行動性体温調節に関しては，確立した研究方法がないといえる．そのため，自律性体温調節に関する研究報告と比較し，行動性体温調節に関するものは少ない．その中で，自律性体温調節と行動性体温調節に影響を与える温度入力の相違に関する報告がある．自律性体温調節には核心部(中枢神経内および中枢神経外体深部)での温度受容の影響が，外殻部(皮膚など)での温度受容の影響より大きい．一方，行動性体温調節と温度快適では,逆に外殻部の温度受容が核心部のそれより大きい．自律性体温調節と行動性体温調節の機序は必ずしもまったく同一ではない可能性が強いといえる．

本研究で考える体温調節系とは自律性体温調節を指す．

体温調節は血流量調節，産熱量調節，発汗量調節の3様式が発達している．寒冷条件では代謝量増加や筋のふるえによる産熱量調節，暑熱条件では発汗による水分蒸発量調節が大きく作用する．血流量調節は体温調節として活動温度範囲が広く，日常生活ではこの血流量調節によるところが大きい．しかし，これらの作用はそれぞれ独立したものでなく，総合されてこそ精緻な体温調節が可能になる．

### 4.2.2 温度受容器

自律神経の中枢は，視床下部，中脳，橋，延髄，脊髄の各レベルにある．脊髄レベルの自律神経反射としては，①交感神経：血管運動中枢，呼吸運動中枢，心臓促進中枢，発汗中枢，立毛中枢など，②副交感神経：膀胱中枢，肛門中枢，勃起中枢などがある．延髄，橋，中脳レベルの自律神経反射としては，心臓中枢，血管運動中枢，呼吸中枢，発汗中枢などがある．

視床下部は自律神経の最高中枢であり，延髄や脊髄などの下位の中枢を制御

し，自律機能の全身的調節を行っている．また，視床下部にはさまざまな行動(摂食，飲水，体温，睡眠，性行動など)の中枢がある．熱放散中枢と熱産生中枢があり，設定値との温度差を感知し，体温調節反応を起こすと考えられている．体温設定値が下げられると熱放散中枢が働き，皮膚血管は拡張し発汗が起こる．逆に体温設定値が上昇すると熱産生中枢が働き，立毛，ふるえ，皮膚血管の収縮が起こるとされる．

つまり，自動制御理論に従えば，統合された温度信号と未知の内的基準との間に従って，中枢からの指令が送られる．この指令に従って効果器の応答が起こる．すなわちふるえ熱産生や非ふるえ熱産生あるいは皮膚血流，発汗の変化による熱放散が差を小さくするようにそれぞれ変化するといえる．

以上のように,視床下部は最も重要な温度受容器であることが知られている．また，それ以外の温度受容器の存在も知られている．以下に，現在知られている温度受容器とその特性を簡単にまとめる．

**(1) 視床下部**

視床下部は間脳の底部を形成する領域である．視床下部のなかでも視束前野・前視床下部 preoptic area and anterior hypothalamus: PO/AH に温度受容組織が存在している．この部位の温度上昇に反応する温受容細胞と，温度低下に反応する冷受容細胞があり，その比率は温受容細胞４に対して冷受容細胞１程度とされる．皮膚の温度受容器の温・冷受容器の比率とは対照的である．

視床下部は温度受容するだけでなく，体温調節中枢としての役割を担っている．視床下部は身体各部の温度受容器からの情報を受け取り，前視床下部は発汗，皮膚血管拡張などの放熱反応を司り，後視床下部はふるえなどの産熱反応を司っている．

**(2) 中枢神経内温度受容器**

脊髄，延髄，中脳網様体の温度受容器が知られている．脊髄は，PO/AH に次いで強力な温度受容器とされている．ある種の動物では PO/AH よりも優位な温度受容機能をもつとされている他，PO/AH とは独立した統合機能をもつことも考えられている．

**(3) 中枢神経外体深部温度受容器**

腹腔，深部の筋組織内部の存在が知られている．

**(4) 皮膚**

皮膚の温度受容器は，電気生理学的および心理物理学的手法によって，冷受容器と温受容器に区別される.冷受容器としてかつてはそれぞれルフィニ小体，クラウゼ小体が考えられていたが，冷覚については自由神経終末が受容してい

ることが明らかにされた．温覚についてはその受容器は確認されていない．温受容器は熱の流入，すなわち温度上昇に最も敏感に反応し，冷受容器は熱の流出，すなわち温度低下に最も敏感に反応する．それぞれの受容器は求心性のインパルスを発生し，温覚あるいは冷覚が起こる．それぞれの受容器の分布密度には部位差が存在し，顔面，特に口唇，眼瞼で密となっている．

以上の現在知られている温度受容器をもとに，体温調節機構を図 4.1 に模式的に示す．

### 4.2.3 血流量調節

皮膚血流量を変化させることによって，人間は環境との熱授受量を調節することができる．寒冷条件下においては，環境の温度と皮膚温の温度差が大きくなり，熱放散が増大する．深部温を一定にする目的から，この温度差を減少させるように血流量調節系が働く．それは皮膚血管が収縮することによる血流量の減少である．この血管収縮は末梢の手部や足部ほど発達している．更に，表層部を流れてきた静脈血を深部静脈に集中させ，深部静脈と近接して走行している深部動脈との対向流熱交換を促進させる．つまり，温度が高い体内部から表層部へ向かう動脈血から，体内へ向かう静脈血への熱移動が活発になり，熱放散を防ぐことになる．

このとき，皮膚血流量は減少するが，骨格筋，内臓，特に腎臓，肝臓などは血流分配量が増えるという報告がある．これらは，ふるえ熱産生の発生部位であり，ふるえ以外に非ふるえ熱産生に関与する臓器へも血液が多く送られる．

逆に暑熱環境では，皮膚血管が拡張し，皮膚細動脈と動静脈吻合(AVA)の開口により著しく血流量が増加し，その結果，皮膚温が上昇し熱放散が促進される．AVA は皮膚の中でも四肢の末端，特に手掌・足蹠に多い．AVA は血管径が大きく，大量の血液を流すことができるので，皮膚血流による熱放散量の調節において極めて重要である．

しかし,極度な暑熱環境においては水分蒸発量調節系が大きな役割を果たす．そのとき，血液は深部からより多くの熱を表層部に移動させると同時に，発汗に必要な水分を供給する働きも兼ね，水分蒸発量調節系と血流量調節系とが同時に作動される．逆に，腹部内臓の動脈では血管の収縮が起こり，血流量が減少し，さらに筋血流もごくわずかながら低下する．

### 4.2.4 発汗量調節

皮膚からの水分蒸発は，暑熱負荷に対する最も効率のよい熱放散である．汗

腺は一般的にエクリン腺と，アポクリン腺とに分類されている．汗腺のうち汗の分泌機能を有しないものを不能動汗腺といい，分泌機能を持つものを能動汗腺という．能動汗腺の分布密度は手掌，足底に最も多く，次いで顔面，頸部といった順になるが，躯幹部や四肢部は比較的少ない．

発汗量は人により異なるが，季節差があり，夏よりもむしろ春や秋の方が大きくなる傾向がある．また，一般に男性より女性の方が少なく，発汗が発現する気温も女性の方がやや高いといわれる．また，出生から2歳半程度までの育った環境で能動汗腺数の違いが現われることが知られている．

皮膚表面からは，発汗の有無に関わらず，常に水分蒸発による熱放散が起こっている．これを不感蒸泄といい，皮膚という湿分移動抵抗と，真皮層と環境の水蒸気分圧差によって決定されると考えられる．

他に，発汗量に及ぼす要因として圧ー発汗反射が知られている．それは，(1)身体の一部が圧迫されると同側半身の発汗の抑止および対側半身の増進がもたらされる左右反射，(2)足底に圧力が加わるような立位で上半身の発汗が増し，下半身では減退する例に象徴される上下反射に大別される．

### 4.2.5 産熱量調節

熱産生はふるえ熱産生 shivering thermogenesis と非ふるえ熱産生 nonshivering thermogenesis(NST)に分けられる．更に，非ふるえ熱産生は，基礎代謝量に相当する不可逆的非ふるえ熱産生と,体温調節性非ふるえ熱産生とに区別できる．

熱産生は安静時には主に肝臓，腎臓，消化器で行われている．運動時やふるえ(shivering)の際には筋による熱産生が大きくなる．ふるえは等尺性収縮のため外部への仕事がなされないので，筋収縮によるエネルギーは熱に効率よく変換される．

基礎代謝量は必要最小限の基礎エネルギーである．これは，早朝空腹時，安静横臥で酸素消費量などから間接的ではあるが測定可能である．その値は年齢差や個人差，性差により異なる．基礎代謝量は，2〜3 歳で最高に達し，それ以降低下し，成人期に比較的一定値を保ち，老年期に入ると再び低下する．成人期の基礎代謝量はおよそ $43W/m^2$ である．男性と女性とでは，代謝活性が低い脂肪組織が存在するため女性の方が一般に低い．

体温調節性非ふるえ熱産生は，環境温度の変化により，血流量調節のみで体温を一定に維持できない温度より低くなると発生する．この温度を下臨界温度という．非ふるえ熱産生の主要発生部は，骨格筋，内臓器官，褐色脂肪組織である．このうち骨格筋はふるえ熱産生の発生部位でもある．また，褐色脂肪組

織は熱産生を主要な働きとする特異な組織であり，神経系が未発達で，ふるえが充分起こらないヒトの新生期にその分布が多く，その時期の熱産生において重要な位置を占めている．しかし，年齢が大きくなるにつれて減少する．

非ふるえ熱産生による産熱量でも不足となると，ふるえ熱産生が生じる．ふるえ熱産生は，骨格筋の収縮エネルギーが熱になる現象であり，不随意筋収縮の一種である．主な発生部位は顎，躯幹部，四肢部である．ふるえの発生により物質代謝が活発になるため，ふるえが増大するほど代謝量が多くなる．このことを利用して，酸素消費量より総代謝増加量を測定することによりふるえを評価する方法がある．また，発生部位の骨格筋の収縮を利用したものが筋電図による測定である．

実際には，非ふるえ熱産生の限界とふるえ熱産生開始との移行は明確には別れておらず，非ふるえ熱産生の能力が全部使われないうちにふるえが始まる．また，ふるえ発生部位と非ふるえ発生部位が共通していることも，それぞれの熱産生発生時期，絶対量の決定を困難にしている．

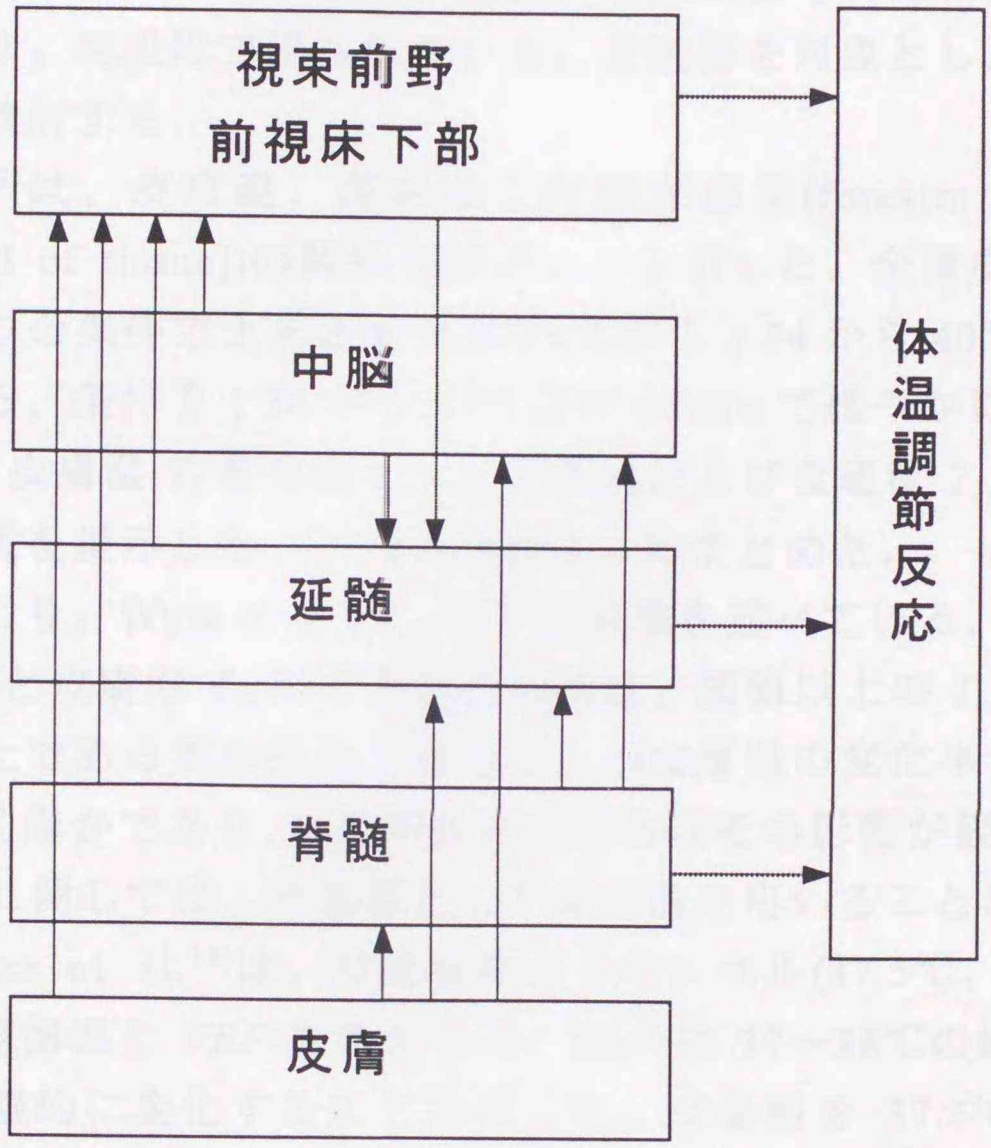



図 4. 1 体温調節機構の模式図

## 4.3 血流量調節の数理モデルの検討

### 4.3.1 血流量調節に関する既往の研究

自律性体温調節機能の１つである血流量調節の数理モデルについて検討する．血流量調節出力量を測定した研究は大変少なく，著者の知る限りでは，測定対象の組織，部位は極めて限定され，全身の調節量まで言及した報告はみあたらない．ここでは，現段階で得られている，前腕部を対象とした血流量の測定結果と実験式を検討する．

Wyss et al.[18]は，皮膚温，深部温と前腕血流量(forearm blood flow；*FBF* [(ml/min)/100ml of tissue])の関係を実測により示した．全身皮膚温を 34～40℃の範囲で２通りの条件で上昇させた結果(条件１；34 から 40℃まで 15min で急激に上昇させる，条件２；34 から 40℃まで 45min で緩やかに上昇させる)，右心房温度 $T_{ra}$ と皮膚温 $T_s$ を変数とした回帰式および食道温 $T_{es}$ と皮膚温 $T_s$ を変数とした回帰式を提示した．回帰式は表 4.1 にまとめた．

一連の実測より，Wyss et al.は，以下の結論を述べている．1) *FBF* を表わす右心房温度 $T_{ra}$ と皮膚温 $T_{ra}$ の線形結合の式は，閾値以上の $T_{ra}$ の影響が $T_s$ の影響の 20 倍以上である重み係数となった．2)皮膚温の変化率が負の場合，*FBF* への影響はごく僅かであり,変化率が正の場合はその影響が観察できなかった．3) *FBF* の制御に関しては，深部温として食道温を用いることは不適切である．

さらに，Wyss et al.[19]は，皮膚温を二つのレベル(37.5℃，40℃)で一定に制御した下で，深部温と *FBF* を測定した．*FBF* は 37～38℃の範囲をとる深部温 $T_c$ に関して直線的に変化することを示した．皮膚温を 37.5℃に上昇させ，約 40min 保持した状態で，回帰式を求めた．

Wenger et al.[20]は，前腕血流量 *FBF* が，深部温(食道温)と平均皮膚温に規定されるとした次の実験式を提出した．

$$FBF = 8.01 \times T_{es} + 0.85 \times T_{sm} - 321.3 \qquad (4.1)$$

実験条件は，エルゴメータ運動時で，外気温を３条件設定し，*FBF* は運動負荷によらず線形モデルとして表わせることを示している．この結果は，Wyss の結果と同様，深部温の変化が皮膚温の変化よりも血流量に大きく寄与することを示している．

Savage et al.[22]は，全身の皮膚温を 33～35℃の間で制御することにより，*FBF* の変化を観察し，深部温と皮膚温を変数とした線形回帰式で近似できることを示した．それまで報告されてきた深部温と皮膚温の重み係数に比べ，皮膚温の係数が大きい値となっている．

表 4.1　前腕部血流量の実験式

| 前腕部血流量 $FBF$ [(ml/min)/100ml of tissue]の回帰式 | 深部温 | 回帰式を求めた実験条件等 | 出　典 |
|---|---|---|---|
| $FBF = 9.87(T_{ra} - 36.8) + 0.45(T_s - 33.0) + 1.12\,dT_s/dt + 2.94$<br>$FBF = 9.48(T_{es} - 36.6) + 1.21(T_s - 33.0) + 1.17\,dT_s/dt + 0.32$ | 右心房温度 $T_{ra}$<br>食道温 $T_{es}$ | 全身皮膚温を 34℃から 40℃まで 15min で急激に上昇させる. 被験者 3 名. | Wyss et al. (1974) |
| $FBF = 9.34(T_{ra} - 36.8) + 0.72(T_s - 33.0) + 1.46\,dT_s/dt + 3.56$<br>$FBF = 9.88(T_{es} - 36.5) + 1.62(T_s - 33.0) + 1.80\,dT_s/dt + 0.31$ | 右心房温度 $T_{ra}$<br>食道温 $T_{es}$ | 全身皮膚温を 34℃から 40℃まで 45min で緩やかに上昇させる. 被験者 3 名. | |
| $FBF = 10.62(T_{ra} - 36.5) + 0.55(T_s - 33.0) + 0.59\,dT_s/dt - 0.11$ $dT_s/dt \geq 0$<br>$FBF = 10.62(T_{ra} - 36.5) + 0.55(T_s - 33.0) + 2.40\,dT_s/dt - 0.11$ $dT_s/dt < 0$ | 右心房温度 $T_{ra}$ | 全身皮膚温を 37.5℃に制御し, 発汗量が定常になった時点(約 20-30min 後)より, 急速に加熱し, 40℃まで上昇させる. その後, 右心房温度が 38℃になった時点(約 5-8min 後)で加熱を終了. 被験者 5 名. | Wyss et al. (1975) |
| $FBF = 9.81(T_{es} - 36.5) + 1.05(T_s - 33.0) + 0.47\,dT_s/dt - 3.26$ $dT_s/dt \geq 0$<br>$FBF = 9.81(T_{es} - 36.5) + 1.05(T_s - 33.0) + 1.67\,dT_s/dt - 3.26$ $dT_s/dt < 0$ | 食道温 $T_{es}$ | | |
| $FBF = 8.01 \times T_{es} + 0.85 \times T_{sm} - 321.3$ | 食道温 $T_{es}$ | 3レベルの負荷のエルゴメーター運動. 外気は 15, 25, 35℃の3条件. 血流量は運動負荷によらず, 線形モデルとなった. 被験者 3 名. | Wenger et al. (1975) |
| $FBF = -1.20 \times T_{es} + 0.48 \times T_s + K$<br>$FBF = 0.53 \times T_s + K$ | 食道温 $T_{es}$ | 全身皮膚温を 33, 35℃に 15min 間隔でステップ変化させる. 被験者 8 名. | Savage et al. (1996) |
| $FBF = 0.13 \times T_{es} + 0.38 \times T_s + K$<br>$FBF = 0.37 \times T_s + K$ | 食道温 $T_{es}$ | 全身皮膚温を 33℃に 1h 保持させる. 被験者 7 名. | |
| $FBF = 0.09 \times T_s + K$ | | 前腕部皮膚温のみを 33, 35℃に 15min 間隔でステップ変化させる. 被験者 7 名. | |

以上の前腕部血流量に関する実験式を表 4.1 にまとめた．

### 4.3.2 部位別特性を考慮した数理モデル式の提案

前節の実験式を基に，本研究の人体モデルに適合するような血流量調節の数理モデル式の導出を試みる．Wenger et al.[20]の実験式にセットポイント（いき値温度）の考えを組み込むため，視床下部温と平均皮膚温のいき値を $T_{hy0}$ 及び $T_{sm0}$ とし，次式に変形する．

$$FBF = 8.01\times\left(T_{hy}-T_{hy0}\right)+0.85\times\left(T_{sm}-T_{sm0}\right)+1.72 \tag{4.2}$$

上式を前腕総体積値(1 側)713.37cm$^3$ と前腕皮膚体積値 87.00cm$^3$ を用いて皮膚血流量 skin blood flow; $SBF$[g/cm$^3$min]を推定した．

$$SBF = 0.694\times\left(T_{hy}-T_{hy0}\right)+0.074\times\left(T_{sm}-T_{sm0}\right)+C \tag{4.3}$$

ここで $C$ は安静時基準皮膚血流量と定義する．すなわち，式の定義から $T_{hy}=T_{hy0}$，$T_{sm}=T_{sm0}$ のときの皮膚血流量である．

しかし，上式は厳密にいえば前腕部のみにあてはまるものである．横山[17]は，他の部位に適用するために，モデルの前腕部体積と前腕皮膚体積から皮膚血流量を推定し，さらにこれらの値を基にして，他の部位での皮膚血管拡張反応と皮膚血管収縮反応部位別特性を考慮した係数を乗じることことを提案している．以下にその方法を述べる．

深部温と平均皮膚温の加算モデルとする次式で，各部位の皮膚血流量 $(SBF)_i$ [g/cm$^3$min]を表わす．

$$(SBF)_i = \zeta_i\times\left\{0.694\times\left(T_{hy}-T_{hy0}\right)+0.074\times\left(T_{sm}-T_{sm0}\right)\right\}+C_i \tag{4.4}$$

ここで，$\zeta_i$ は血流量調節の部位別特性を表す血流変化量相対比[-]であり，前腕部を 1.0 とし，他の部位についての値を推定する．

手部については，以下の信頼に足る実験がある．Wenger et al.[21]は，手(指)部血流量 hand blood flow ; $HBF$[(ml/min)/100ml of tissue]に対して，前腕部と同様な実験を行った．結果を前腕部のそれと同様な手順でまとめると，以下のようになる．

$$HBF = 34.8\times\left(T_{es}-T_{es0}\right)+0.074\times\left(T_{sm}-T_{sm0}\right)+C_H \tag{4.5}$$

これは，前腕部の式の係数とは大きく異なる．ここで，前腕部の面積と体積のの関係から両者の血流量の違いを検討してみる．手部，前腕部の面積比はそれぞれ 5.3，5.5%，モデルの体積比は 1.06，2.32%である．中枢性比例制御定数

の手部と前腕部の比は 2.51 となり，手(指)部において大きいことがわかる．以上より手部の $\zeta_i$ は 2.4 程度と推定した．

一方，Blair et al.[23]は前腕部(n=1)，上腕部(n=4)，下腿部(n=2)，大腿部(n=2)のプレチスモグラフィによる血流変化を報告している．至適時の通常血流量と冷却時，加熱時の血流量の値に対して，各々の部位の体積とモデル皮膚体積を用いて前腕部を 1.00 とする体温調節性血流変化量相対比 $\zeta_i$ を推定した．

プレチスモグラフィが応用できない四肢以外の部位の定量は困難であるが，光電脈波計等を用いた実験によると，頬，額，顎，頸，胸，躯幹部等の皮膚は前腕部の場合と同様であり，唇，鼻，耳翼は手足に類似しているといわれている．以上を勘案し，精度は悪化するが上記以外の部位の血流変化量相対比 $\zeta_i$ をまとめ，図 4.2 に示す．なお，足部についてはプレチスモグラフィが適用可能なので，より詳細な資料が存在するものと考えられる．今後の課題としたい．

### 4.3.3 皮膚血流量の最大値･最小値

前節の皮膚血流量の数理モデル式は，限られた深部温，皮膚温の範囲のみ有効である．関数の形から明らかなように，実際のシミュレーションでは上限値，下限値が必要になる．上限値は，皮膚血管拡張反応が起こっている状態での皮膚血流量の最大値に相当する．同様に，下限値は，皮膚血管収縮反応が起こっている状態での皮膚血流量の最小値に相当する．

最大値を $SBF_{max}$，最小値を $SBF_{min}$ とし，この範囲においてモデル式が成立するとする．

$$(SBF)_i = \zeta_i \times \{0.694 \times (T_{hy} - T_{hy0}) + 0.074 \times (T_{sm} - T_{sm0})\} + C_i \tag{4.6}$$

$$(SBF_{min})_i \leqq (SBF)_i \leqq (SBF_{max})_i \tag{4.7}$$

具体的には，皮膚血流量の最大値は，Savage et al.[22]の実測値を参考に，4.0[(ml/min)/100ml of tissue]を採用することが考えられる．また，最小値は微小循環系の収縮性を考慮し，0 とモデル化することが考えられる．

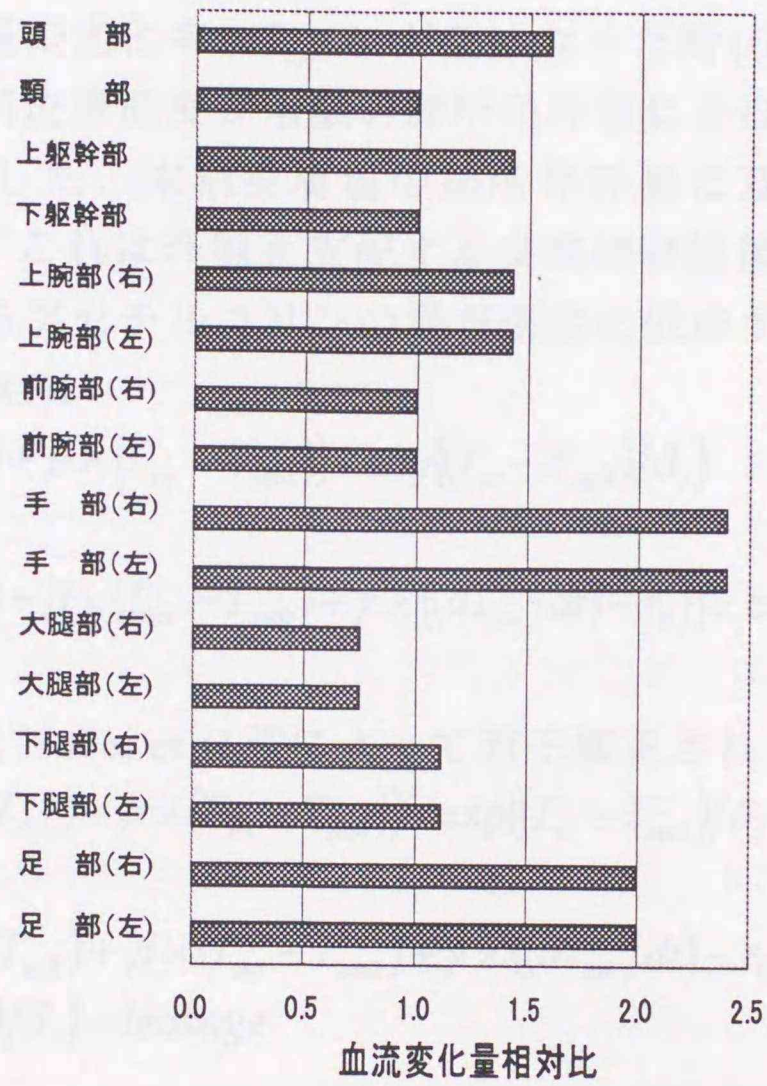



図 4.2　血流変化量相対比 $\zeta_i$[−]の推定例

## 4.4 発汗量調節の数理モデルの検討

### 4.4.1 発汗量の数理モデル式に関する既往の研究

ある部位$i$の局所発汗量 local sweating rate；$E_i$[W/m$^2$]として，Nadel *et al.*[25]は(ⅰ)深部温度(この場合鼓膜温度) $T_{ty}$<37.5℃の条件，(ⅱ)the priming phenomena すなわち汗腺および表皮層の液体枯渇解消(発汗が一旦発現した後の)条件下で，局所発汗量が，①深部温度(食道温)$T_{es}$と平均皮膚温 $T_{sm}$ の入力の相乗モデル multiplicative model でなく加算モデル summation model；additive model を基本とし，②平均皮膚温の変化率 $dT_{sm}/dt$ が負になった時$\{(dT_{sm}/dt)-r_0<0\}$発汗抑止効果をもち，③末梢皮膚温度が当該の局所発汗量に及ぼす効果を考え，以下のような数式を提出した．末梢皮膚温の局所発汗量に及ぼす効果は $\exp\{(T_{si}-T_{sm0})/\delta_i\}$であるが，これは汗腺を支配する交感神経節後線維末端から放出される伝達物質すなわちアセチルコリンの量が温度に依存するためであると考えられている(中山，1981)．

$$E_i=\{\alpha\times(T_{es}-T_{es0})+\beta\times(T_{sm}-T_{sm0})\}\times\exp\{(T_{si}-T_{sm0})/\delta_i\}$$
$$(dT_{sm}/dt)-r_0\geqq 0 \quad (4.8)$$

$$E_i=[\alpha\times(T_{es}-T_{es0})+\beta\times(T_{sm}-T_{sm0})+\gamma\times\{(dT_{sm}/dt)-r_0\}]\times\exp\{(T_{si}-T_{sm0})/\delta_i\}$$
$$(dT_{sm}/dt)-r_0<0 \quad (4.9)$$

引き続き，上式は Nadel et al.[26]によって若干修正された．

$$E_i=\varepsilon_i\times\{\alpha\times(T_{es}-T_{es0})+\beta\times(T_{sm}-T_{sm0})\}\times\exp\{(T_{si}-T_{sm0})/\delta_i\}-leakage$$
$$(dT_{sm}/dt)-r_0\geqq 0 \quad (4.10)$$

$$E_i=\varepsilon_i\times[\alpha\times(T_{es}-T_{es0})+\beta\times(T_{sm}-T_{sm0})+\gamma\times\{(dT_{sm}/dt)-r_0\}]$$
$$\times\exp\{(T_{si}-T_{sm0})/\delta_i\}-leakage$$
$$(dT_{sm}/dt)-r_0<0 \quad (4.11)$$

ここで$\varepsilon_i$は各部位の特性を表わす係数である．

### 4.4.2 数理モデル式の検討

前節の Nadel et al.の報告の後に続く実験(Nadel et al., 1971b；Saltin et al., 1972；Stolwijk and Nadel, 1973)を統合すると，局所発汗量$E_i$[W/m$^2$]は厳密にいえば，以下のような形式とならざるをえないと考えた．

$$E_i=\{\alpha_i\times(T_{es}-T_{es0})+\beta_i\times(T_{sm}-T_{sm0})\}\times\exp\{(T_{si}-T_{sm0})/\delta_i\}-leakage$$
$$(dT_{sm}/dt)-r_{0i}\geqq 0 \quad (4.12)$$

$$E_i = [\alpha_i \times (T_{es} - T_{es0}) + \beta_i \times (T_{sm} - T_{sm0}) + \gamma_i \times \{(dT_{sm}/dt) - r_{0i}\}]$$
$$\times \exp\{(T_{si} - T_{sm0})/\delta_i\} - leakage$$

$$(dT_{sm}/dt) - r_{0i} < 0 \quad (4.13)$$

$E_i$を求めるために，過去の報告から式中にあてはまる数値を探し，得られた結果を表 4.2 にまとめた．

表 4.2 に収集された例数が，本研究の制御対象系のモデル分割数 16（正確にいえば異なる性質をもつ分割数は 10）に対し，不十分であることがわかる．しかし，表 4.2 によれば，$T_{sm0i}$の変異が少なくほぼ 34.0℃とみなしてよいこと，$\alpha_i$と$\beta_i$の比が大部分で 10：1 となっていることが読みとれる．

負の平均皮膚温の変化率 $dT_{sm}/dt$ の発汗抑止効果に関する数値は大腿部についての以下のものだけを知り得た．

$\gamma_i = -120.2 \pm 60.7$　(n=6)　$(W/m^2)/(℃/min)$

(Nadel *et al.*, 1971)　(4.14)

$r_{0i} = -0.19 \pm 0.09$　(n=6)　℃/min

(Nadel *et al.*, 1971)　(4.15)

leakage は Nadel *et a*l.(1971b)のものだけが 81 で他は 0 であった．

発汗量に及ぼす末梢皮膚温度効果を表わす$\delta_i$の部位別特性に関する資料は，表 4.3 に示したものが得られている．大腿部の資料は$\delta_i$の変異を示す傾向にあるが，胸部，腕部，全身の値はほぼ 10.0 である．この 10.0 という値は大腿部の資料の変異の中に入っており，他の部位の報告がないこともあり，部位に関係なく$\delta_i$ =10.0 を発汗量に及ぼす末梢皮膚温度効果を表わす項として採用することとした．

一般に発汗比例制御定数$\alpha_i$，$\beta_i$と関連する発汗率の部位別強度について，久野(1959)は 105 名の成人男子の調査結果から，全身型 16%，上肢希汗型 30%，下肢希汗型 16%，四肢希汗型 38%に大別した．すなわち，四肢が躯幹に比し少ない傾向にある．さらに詳細にみれば，前額部，頸部，躯幹前後面，前腕部，手背部に多く，各関節部では屈曲側に少なく伸展側に多いとしている．

また，末梢皮膚温や正確な深部温測定の欠如から今回のモデルに直接活用できないものの，発汗率の部位別強度について以下の報告がある．

Hertzman et al.(1952)によれば，前額部≧下腿部＞腹部≧大腿部＞頬部≧胸部＞前腕部＞上腕部の順である．Fortney et al.(1981)による自転車エルゴメータ作業で，被験者 5 名を用いた実験によると，胸部＞腕部(非活動部位)＞下腿部(活動部位)の順であった．また，Drinkwatar et al.(1982)によれば，腹部≧胸部≧背部＞大腿部≧腕部の順であった．この場合，被験者は青年女性群(n=10)で，

実験条件は半仰臥位姿勢であった．被験者が老年女性群(n=10)になると若干変わり，腹部≧胸部≧背部＞腕部≧大腿部と報告されている．ただし，実験条件は同じ半仰臥位姿勢であった．

閾値 threshold 温度$T_{es0i}$と$T_{sm0i}$に関連する発汗潜時の部位別順序については以下の報告があった．

Nadel *et al.*(1971b)によれば，背部≧腹部≧胸部＞大腿部＞前腕部であった．Saltin *et al.*(1972)は腹部≧胸部≧背部＞前腕部≧大腿部＞上腕部と報告している．

しかし，先述したように$T_{sm0i}$については，小川ら(1979)によれば姿勢の影響が大きく，立位，椅座位姿勢では部位別差異がみられないという．そこで，古くから知られている久野(1959)のいう“発汗の普現性”を認め，$T_{es0i}$に部位別変異をつけないこととした．

また，発汗比例制御定数$\alpha_i$，$\beta_i$の部位別強度推定のために，表 4.2 とは異なり部位別資料数の整っている Kuno(1956)を検討してみることとした．これは測定年度が 1927 年と古いが，被験者 8 名について単位面積当りの能動汗腺数を，全身最大発汗時の単一汗腺当りの相対的発汗能の双方が揃っている資料である．これらとモデルの体表面積比を用いて，各部位の単位面積当りの相対的発汗量を示す係数を算出した．図 4.3 に部位別特性を示す相対的発汗係数を掲げた．

相対的発汗係数と前述の部位別不感蒸泄量のうち，精神的発汗の影響をうけない部位での数値に整合性が認められる必要がある．また，Hertzman *et al.*(1952), Fortney *et al.*(1981), Dinkwater *et al.*(1982)の報告との異同の検討とその要因を今後検討する必要がある．

これまでの検討により，局所発汗量$E_i$[W/m$^2$]は，現段階の知見を総合すれば，次式の形とならざるをえない．

$$E_i=\{\alpha_i\times(T_{es}-T_{es0})+\beta_i\times(T_{sm}-T_{sm0})\}\times\exp\{(T_{si}-T_{sm0})/\delta\}$$
$$(dT_{sm}/dt)-r_0\geqq 0 \qquad (4.16)$$

$$E_i=[\alpha_i\times(T_{es}-T_{es0})+\beta_i\times(T_{sm}-T_{sm0})+\gamma_i\times\{(dT_{sm}/dt)-r_0\}]\times\exp\{(T_{si}-T_{sm0})/\delta\}$$
$$(dT_{sm}/dt)-r_0<0 \qquad (4.17)$$

図 4.3 は最大発汗時についての部位別効果を示す相対的発汗量の係数であるから，それを用いることを考えるならば，次式の形をとる必要がある．

$$E_i=\varepsilon_i\times\{\alpha\times(T_{es}-T_{es0})+\beta\times(T_{sm}-T_{sm0})\}\times\exp\{(T_{si}-T_{sm0})/\delta\}$$
$$(dT_{sm}/dt)-r_0\geqq 0 \qquad (4.18)$$

$$E_i = \varepsilon_i \times [\alpha \times (T_{es} - T_{es0}) + \beta \times (T_{sm} - T_{sm0}) + \gamma \times \{(dT_{sm}/dt) - r_0\}] \times \exp\{(T_{si} - T_{sm0})/\delta\}$$

$$(dT_{sm}/dt) - r_0 < 0 \quad (4.19)$$

ただし，$\alpha$：中枢部発汗比例制御定数[W/m²℃]，$\beta$：末梢部発汗比例制御定数[W/m²℃]，$\varepsilon_i$：相対的発汗係数[-]，$\gamma$，$r$：発汗抑止係数[(W/m²)/(℃/min)]，$\delta$：末梢皮膚温発汗効果定数[-]，$T_{es}$：食道温[℃]，$T_{sm}$：平均皮膚温[℃]，$T_{si}$：部位$i$の皮膚温[℃]である．

ここで，$\{\alpha \times (T_{es} - T_{es0}) + \beta \times (T_{sm} - T_{sm0})\}$については John B. Pierce 研究所の実験結果を集大成した全身平均の$\alpha$=197，$T_{es0}$=36.7，$\beta$=23，$T_{sm0}$=34.0(Nadel *et al.*[25])を用いることとすると，結局，次のようになる．

$$E_i = \varepsilon_i \times \{197 \times (T_{es} - 36.7) + 23 \times (T_{sm} - 34.0)\} \times \exp\{(T_{si} - 34.0)/10.0\}$$

$$(dT_{sm}/dt) - r_0 \geqq 0 \quad (4.20)$$

$$E_i = \varepsilon_i \times [197 \times (T_{es} - 36.7) + 23 \times (T_{sm} - 34.0) + \gamma \times \{(dT_{sm}/dt) - r_0\}] \times \exp\{(T_{si} - 34.0)/10.0\}$$

$$(dT_{sm}/dt) - r_0 < 0 \quad (4.21)$$

ただし，$\gamma$=－120.2(W/m²)/(℃/min)，$r_0$=－0.19℃/min，$\varepsilon_i$については図 4.3 にその値を示している．

表 4.2　中枢性発汗比例制御定数 $\alpha_i$, いき値温度 $T_{es0i}$ と末梢性発汗比例制御定数 $\beta_i$, いき値温度 $T_{es0i}$ の部位別特性

| 部　位 | $\alpha_i$ | $T_{es0i}$ | $\beta_I$ | $T_{sm0i}$ | 出　典 |
|---|---|---|---|---|---|
| 胸　部 | 506 | 36.6 | 49 | 34.0 | Nadel et al. (1971b) |
| | | 37.70±0.18 | | | Fortney et al. (1981) |
| 腕　部 | 591 | 36.95 | 57 | 34.0 | Stolwijk and Nadel (1973) |
| | | 36.93±0.19 | | | Fortney et al. (1981) |
| 大腿部 | 142 | 37.0 | 69 | 34.4±0.6 | Nadel et al. (1971a) |
| 下腿部 | | 36.64±0.13 | | | Fortney et al. (1981) |
| 全　身 | 197 | 36.7 | 23 | 34.0 | Nadel et al. (1971a) |
| | 110.2 | 36.4 | 6.9 | 34.0 | Saltin et al. (1972) |

Nadel et al.(1971b), Stolwijk and Nadel(1973)の $\alpha$, $\beta$ は原データが分泌量[mg/cm²min℃]なので, 蒸発の潜熱 L=2424kJ/kg を用いて換算した.

表 4.3　発汗量に及ぼす末梢皮膚温度効果を示す $\delta_i$ の部位別特性

| 部　位 | Q10 | $\delta_i$ | | 出　典 |
|---|---|---|---|---|
| 胸　部 | | 10.7 | | Nadel et al. (1971b) |
| 腕　部 | | 10.0 | | Stolwijk and Nadel (1973) |
| 大腿部 | 3.0(2.6～3.5) | 9.1(8.0～10.2) | | Nadel et al. (1971a) |
| | 2.5(2.0～3.0) | 10.9(9.1～14.4) | $T_s$＜33℃ | Bullard et al. (1968) |
| | 4.5(4.0～5.0) | 6.6(6.2～ 7.2) | $T_s$＞33℃ | Bullard et al. (1970) |
| 全　身 | 2.7 | 10.0 | | Nadel et al. (1971a) |
| | | | | Wyndham and Atkins (1968) |

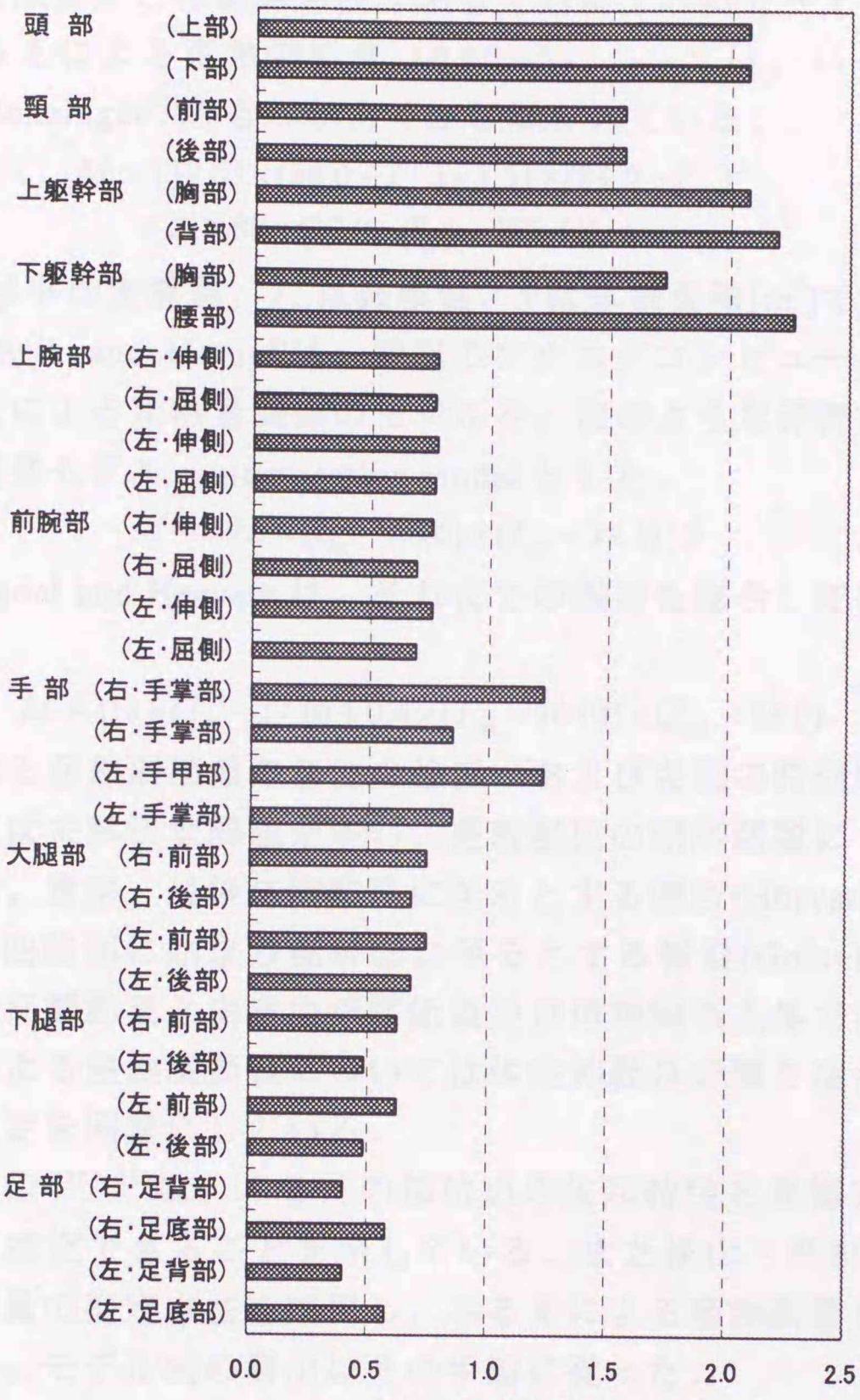



図 4.3 発汗量の部位別特性を表わす相対的発汗係数 $\varepsilon_i$ [−] の推定例

## 4.5 産熱量調節の数理モデルの検討

産熱はふるえ熱産生と，非ふるえ熱産生に大別される．調節される産熱量は，全身のふるえ熱産生と体温調節性非ふるえ熱産生の和で与えられる．

全身のふるえによる産熱調節量 $M$[W/m$^2$]については，いくつかの報告があり，以下の Benzinger[31]のものが古くから知られている．

$$M = \{39.63 \times (34.0 - T_{sm}) - 1.51 \times (34.0 - T_{sm})^2 + 218.88 \times (37.0 - T_{ty}) - 260.41\} / S \quad (4.22)$$

ただし，$T_{sm}$は平均皮膚温，$T_{ty}$は鼓膜温，$S$は体表面積[m$^2$]である．

また，Stolwijk and Hardy[4]は，初期のアナログコンピュータシミュレーションでのふるえによる産熱量調節のモデルを，次のような深部温と平均皮膚温を入力とする相乗モデル multiplicative model とした．

$$M = 69.8 \times (T_{hc} - 36.6) \times (T_{sm} - 34.1) / S \quad (4.23)$$

その後，Nadel and Horvath は，それまでの報告を総合して以下の式を提出した．

$$M = \{13 \times (T_{in} - 37.0) + 0.4 \times (T_{sm} - 34.0)\} \times (T_{sm} - 34.0) \quad (4.24)$$

ふるえによる産熱調節量の部位の強度，および発現の時間的順序につての定量化に関しては未解決な問題が多い，発現部位の順序問題については，ふるえが頸部，胸部，腹部，最後に四肢部に至るとする報告(Horvath et al.,1955; Spurr et al.,1957)と四肢部に始まり躯幹部に至るとする報告(Golenhofen,1958)が併存している．発汗調節量と皮膚血流調節量が自律神経系主体で決定されるのに対し．ふるえによる産熱調節量については体性神経外の関与度合いの大きいことが一義的な決定を困難にしている．

しかし，横山[32),34)]は，ふるえの部位別の生起特性を双極表面誘導筋電図の導出によって推定できることを示している．また横山・荻野[34)]は，局所筋エネルギー代謝量の推定方法を採用し，ふるえによる産熱調節量の部位別の推定の試みている．モデル式の導出はその手順に従った．

ふるえ産熱調節量の部位別特性を表わすふるえ産熱量相対比$\delta i$[-]の推定例を図 4.4 に示す．ふるえ産熱量相対比$\delta i$[-]を用いて，ふるえによる部位別産熱調節量の式は以下のようにした．

$$M_i = \delta_i \times \{13 \times (T_{hy} - T_{hy0}) + 0.4 \times (T_{sm} - T_{sm0})\} \times (T_{sm} - T_{sm0}) \quad (4.25)$$

すなわち，平均皮膚温と脳内深部温，それぞれのセットポイントとの差が入力量となる．部位特性を考慮するパラメータとしては，部位による熱産生調節量

相対比を乗じる．ここで，$\delta_i$：ふるえ熱産生調節量相対比[-]，$T_{hy}$：視床下部温[℃]である．

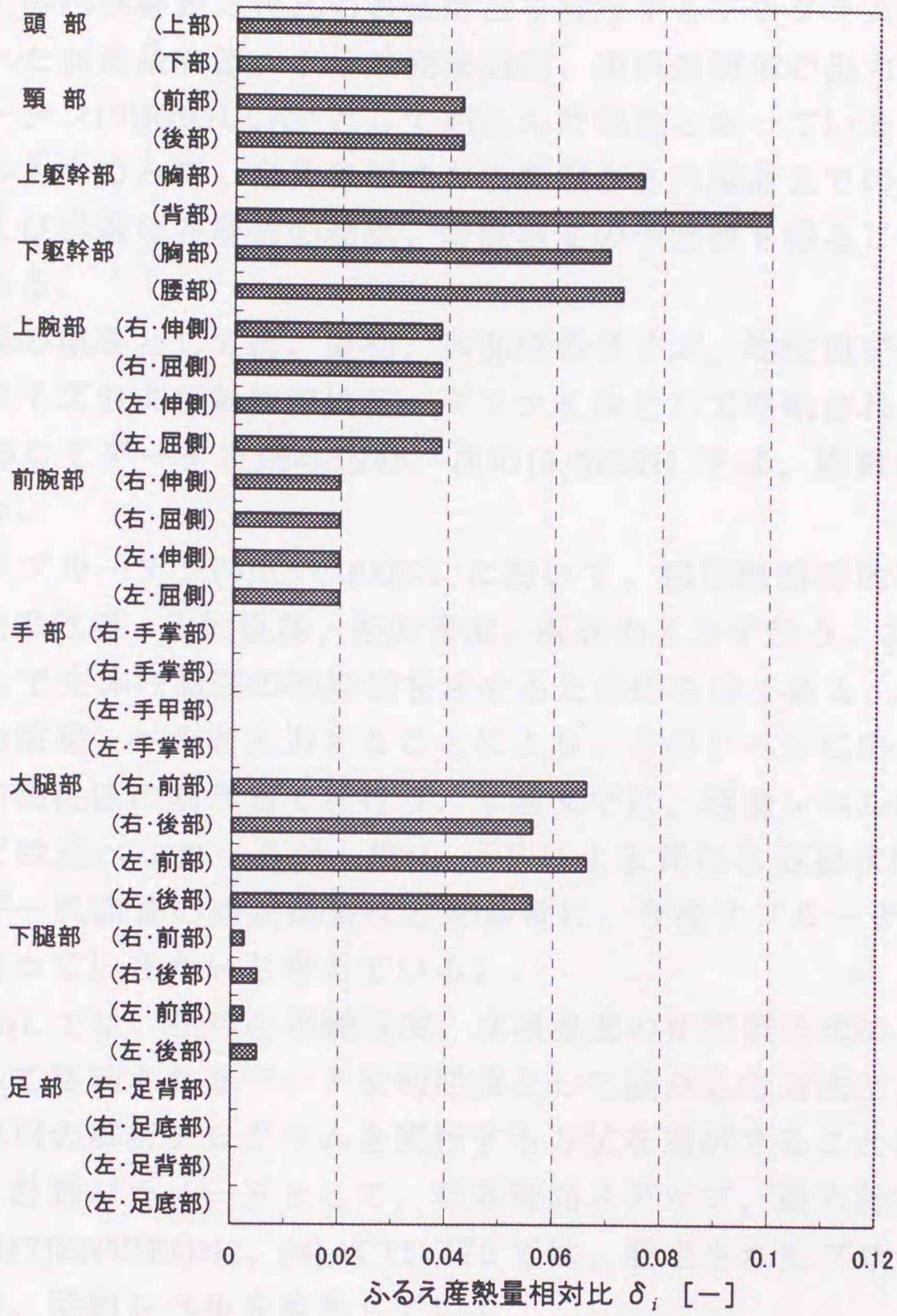



図 4. 4 ふるえ産熱調節量の部位別特性を表わす
ふるえ産熱量相対比 $\delta_i$ [−]の推定例

## 4.6 生体内温度予測プログラムの概要

本研究で開発した生体内温度予測プログラムの計算フロー図を図4.5に示す．第3章の生体内熱移動方程式の数値解法を実行するプログラムが基本となり，本章で述べた血流量調節，水分蒸発量調節，産熱量調節の出力量の数理モデルをサブルーチン(9)REGULAT として組込んだ構造となっている．部位毎の温熱環境因子の入力のみで，全身各部位の皮膚層から内臓層までの温度分布と熱流束分布および詳細な各層毎の動脈，静脈温度の予測値を得ることができるプログラムである．

使用手順の概要としては，最初，各部位のサイズ，物性値データの読み込みを行う．サイズおよび物性値はデータファイルとして格納されており，そこから必要に応じてデータを読み込む．次の(3)MESH では，組織の分割要素数の設定を行う．

次に，サブルーチン(4)ENVIRON1 において，初期温熱環境条件の設定として，各部位の気温，放射温度，相対湿度，風速の入力を行う．この設定条件は，(6)INITIAL で生体内温度の初期値を求めるためのものである．(5)ACTIVIT1 では，生体の活動レベルを入力することにより，そのレベルに応じた各部位の産熱量などの物性値の割り当てを行う．本論文では，活動レベル毎の具体的な数値に関しては述べなかったが，横山 [17),33)]による異なる活動状態に対する局所筋エネルギー代謝量の同定結果などを参考に，今後サブルーチン(5)ACTIVIT1 の構築を行っていきたいと考えている．

(6)INITIAL では，生体の組織温度，血液温度の初期値を求める．ここでは，予め計算して格納されたデータを初期値として読み込む方法と，節 3.5 で述べた定常計算用の解析プログラムを実行する方法を選択することができる．同時にここで，計算パラメータとして，計算時間ステップ，最大計算時間等を入力する．次の(7)ENVIRON2，(8)ACTIVIT2 では，設定されたプロセスに従い，温熱環境条件，活動レベルを変更していく．

(9)REGULAT は，体温調節系の調節出力量算出ルーチンであり，本章で提示した血流量調節，水分蒸発量調節，産熱量調節の出力量を表わす数理モデル式に基づいたプログラムである．数理モデル式中の各入力因子は，この段階において得られている生体内温度を用いることができる．

この後，(10)HEATLOSS で各部位と環境との熱授受経路毎の熱伝達率を算出し，(11)CALTEMP，(12)CALFLUX へ移行する．(11)CALTEMP では，節 3.6 で

述べた非定常計算用のプログラムを用いて，全身各部位の皮膚層から内臓層までの温度分布および詳細な各層毎の動脈，静脈温度を算出する．このプログラムの特徴は，組織温度と動脈血液プール温度群と静脈血液プール温度群を一括して求めることにある．すなわち，深部温，深部の血液温度などの仮定が必要なく，収束計算も必要としない．計算された温度分布より，全身各部位の内部から皮膚表面までの熱流束分布を，(12)CALFLUX で算出する．

以上の１ステップの計算終了後，(7)ENVIRON2，(8)ACTIVIT2 に戻り，次の時刻の温熱環境条件および生体側の物性値の変更を読み込み，計算を繰り返していく．計算終了時刻に達したら，計算結果を出力し，終了する．

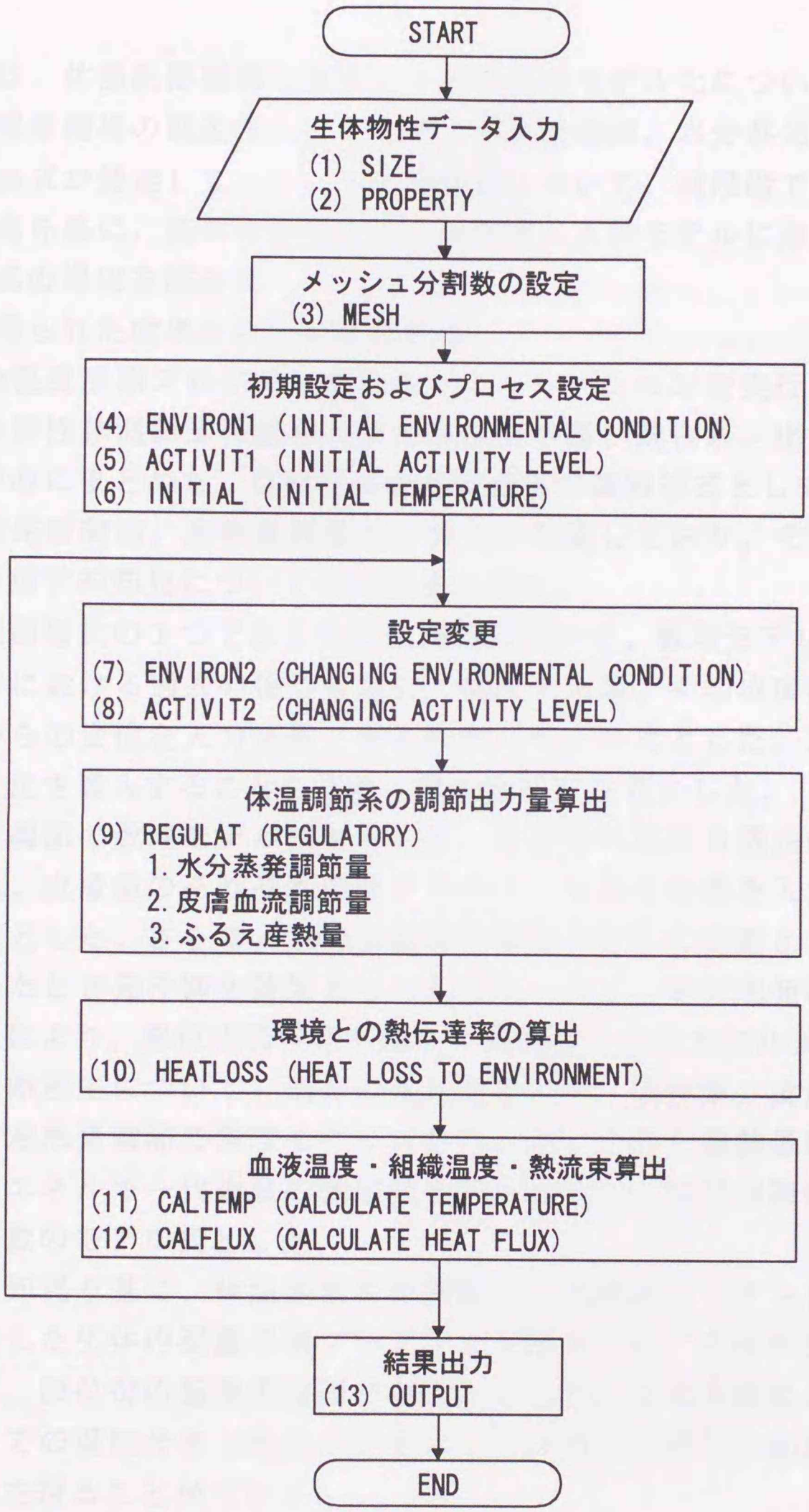



図 4.5 生体内温度予測プログラムのフロー図

## 4.7 まとめ

本章では，体温調節機構を概説し，その数理モデル化について検討した．自律性体温調節機構の調節様式としては，血流量調節，水分蒸発量調節，産熱量調節の３様式が発達している．その３様式について，現段階で得られている生理学の報告を基に，実体を損なわず，本研究の人体モデルに適合するような数理モデル式の導出を試みた．

本章で得られた成果を以下にまとめる．

(1)生体内温度予測プログラムによるシミュレーションを実行することを念頭に，自律性体温調節機構における温度受容器，統合系，出力器に関する知見を中心にまとめた．自律性体温調節機構の調節様式として，血流量調節，水分蒸発量調節，産熱量調節の３様式が発達しており，それぞれの調節機構の生理学的知見について簡潔にまとめた．

(2)体温調節様式の１つである血流量調節について，数理モデル式を提案した．生理学における過去の報告を基に，視床下部温，平均皮膚温のセットポイントからの変位を入力変数とする線形のモデル式とした．式中に血流変化量相対比を導入することにより，部位別特性を表わした．

(3)発汗量調節の数理モデル式を示した．生理学における過去の報告を基に，深部温，皮膚温のそれぞれのセットポイントからの差を入力変数とするモデル式とした．さらに，平均皮膚温の変化率を入力変数とし，変化率が負になったとき発汗抑止効果をもつとした．また，相対的発汗係数を導入することにより，部位別特性を考慮した調節出力量のモデル式とした．

(4)ふるえ熱産生について，過去の報告をまとめ，深部温，皮膚温を入力変数とする産熱量調節の数理モデル式を示した．ふるえ産熱量調節量相対比を局所筋エネルギー代謝量の測定値を基に推定し，部位別特性を考慮した調節出力量のモデル式とした．

(5)以上の知見を基に，体温調節系の調節出力量算出ルーチンを作成し，それを内蔵した生体内温度予測プログラムを開発した．生体内温度予測プログラムは，部位毎の温熱環境因子の入力のみで，全身各部位の皮膚層から内臓層までの温度分布と熱流束分布および詳細な各層毎の動脈，静脈温度の予測値を得ることができる．

〈参考文献〉


1) 中山昭雄：体温とその調節，中外医学社，1970.
2) Thauer, R.: Probleme der thermoregulation, Klinische Wochenschrift, 36, pp. 989-998, 1958.
3) Hensel, H.: Thermoreception and temperature regulation, Academic Press, 1981.
4) Stolwijk, J. A. J. and J. D. Hardy: Temperature regulation in man－A theoretical study, Pflugers Archives ges. Physiology, 291, pp.129-162, 1966.
5) Stolwijk, J. A. J. and J. D. Hardy: Handbook of physiology -Section 9 -Chapter 4:Control of body temperature, American Physiology Society，pp.45-68，1977.
6) Wissler, E. H. : A mathematical model of the human thermal system, Bull. Math. Biophysics, 26, pp.147-166, 1964.
7) Werner, J.: Control aspects of human temperature regulation，Automatica, 17(2), pp.351-362, 1981.
8) Werner, J. and P. Webb : A six-cylinder model of human thermoregulation for general use on personal computers，Ann. Physiol. Anthrop.，12(3)，pp.123-134，1993
9) Werner, J. : Computer modeling of physiological responses trends for the future，Environmental Ergomomics /Freund Publishing，pp.178-185，1996.
10)Smith, C. E.: A transient, three-dimensional model of the human thermal system, KSU, Dissertation, 1993.
11)竹森利和，庄司祐子，平田耕造，中島健：動静脈吻合血管反応を考慮した人体熱モデルによる皮膚温予測結果，人間と生活環境，1(1)，pp.58-63，1994.
12)平山博史ほか：ヒト体温調節に関するシステム工学的解析，信学技報，MBE97-101，pp.59-66, 1997.
13)入來正躬 編集：体温調節のしくみ，文光堂，1995.
14)佐藤方彦，勝浦哲夫：環境人間工学，朝倉書店，1993.
15)横山真太郎，角田直人，富樫貴子，落藤澄：温熱環境評価のための体温調節系の数理モデルの検討，空気調和・衛生工学会学術講演会講演論文集，pp.993-996，1998.
16)Bazett, C.: Blood temperature and its control, Amer. J. Medical Science, 218, pp.483-492, 1949.
17)横山真太郎：生体内熱移動現象，北海道大学図書刊行会，1993.
18)Wyss, C. R., G. L. Brengelmann, J. M. Johnson, L. B. Rowell and M. Niederberger: Control of skin blood flow, sweating, and heart rate: role of skin vs. core temperature，J. Applied Physiology，36(6)，pp.726-733，1974.
19)Wyss, C. R., G. L. Brengelmann, J. M. Johnson, L. B. Rowell and M.

Niederberger : Altered control of skin blood flow at high skin and core temperature, J. Applied Physiology, 38(5), pp.839-845, 1975.
20)Wenger, C. B., M. F. Roberts, J. A. J. Stolwijk and E. R. Nadel : Forearm blood flow during body temperature transients produced by leg exercise, J. Applied Physiology, 38(1), pp.58-63, 1975.
21)Wenger, C. B., M. F. Roberts, E. R. Nadel and J. A. J. Stolwijk: Thermoregulatory control of finger blood flow, J. Applied Physiology, 38(6), pp.1078-1082, 1975.
22)Savage, M. V. and G. L. Brengelmann : Control of skin blood flow in the neutral zone of human body, J. Applied Physiology, 80(4), pp.1249-1257, 1996.
23)Blair, D. A., W. E. Glover and I. C. Roddie: Vasomotor fibers to skin in the upper arm, calf and thigh, J. Physiology, London, 153, pp.232-238, 1960.
24)小野功一，魚住超：心臓と血管の調節，学術図書出版社，1993.
25)Nadel, E. R., R. W. Bullard and J. A. J. Stolwijk: Importance of skin temperature in the regulation of sweating, J. Applied Physiology, 31(1), pp.80-87, 1971.
26)Nadel, E. R., J. W. Mitchell, B. Saltin and J. A. J. Stolwijk: Peripheral modifications to the central drive for sweating, J. Applied Physiology, 31(6), pp.828-833, 1971.
27)中山昭雄 編：温熱生理学，理工学社，東京，1981.
28)鄭明姫，田村照子：ヒトの蒸散量の部位差及びその姿勢による修飾，人間と生活環境，5(2)，pp.123-131，1998.
29)Park, S. J. and T. Tamura : Distribution of evaporation rate on human body surface, Ann. Physiol. Anthrop., 11(6), pp.593-609, 1992.
30)Brengelmann, G. L., M. V. Savage and D. H. Avery: Reproducibility of core temperature threshold for sweating onset in humans, J. Applied Physiology, 77(4), pp.1671-1677, 1994.
31)Benzinger, T. H.: Heat regulation; Homeostasis of central temperature in man, Physiological Reviews, 49(4), pp.671-759, 1969.
32)横山真太郎：寒冷適応に関する研究(1) 心拍数変化および局所筋産熱の観点から，人類誌，86，pp.347-355，1978.
33)横山真太郎：局所筋代謝量の推定方法，人類誌，88, pp.97-108, 1980.
34)横山真太郎，荻野弘之：ヒトにおける不可避的非ふるえ熱産生，体温調節性非ふるえ熱産生，ふるえ熱産生の推定，生理人類誌，2，pp.55-64，1983.
35)Tikuisis, P., D. G. Bell and I. Jacobs: Shivering onset, metabolic response, and convective heat transfer during cold air exposure, J. Applied Physiology, 70(5), pp.1996-2002, 1991.

# 第5章 生体内温度予測プログラムによるシミュレーション

## 5.1 はじめに

人体内部の温度分布を考えるとき，一般に皮膚温は深部温より低く，特に寒冷環境に暴露した場合は，末梢部ほど温度低下が認められ，生体内の温度勾配が大きくなることが，Ashoff[1)]以来報告されている．このような生体内温度の変化特性に基づき，体深部に恒温領域が存在するとしたCore-Shell概念に基づく人体モデルが提案されている．

しかし，Benzinger[16)]をはじめとする深部温の直接的な測定から認められるように，深部温は環境条件，生体の生理的状態に従って，皮膚温と比較し小さいものの，常に変化している．体深部には視床下部をはじめとする体温調節機構の温度受容器が複数存在し，体温調節による調節出力量はこれらの受容器の温度変化によって規定されることは，既に第4章で述べた．また，人間の温冷感は深部温の変化と相関があることがわかっている．このことから，深部温を予測することは，人間の温熱生理状態を評価する上で意義が大きい．

皮膚温は環境との熱授受量を規定するため，その推定は温熱環境評価において，深部温と同様，大きな意味をもつ．また，皮膚には温受容器，冷受容器が存在し，皮膚温およびその変位は体温調節機構の入力因子となる．

このような生体内部の温度を，シミュレーションにより忠実に再現することは，確かなモデリングが要求される．第3章において，生体内熱移動方程式とその数値解法について述べた．生体内熱移動方程式は，組織の熱伝導，産熱，血流による熱輸送を記述していた．人体部位を円筒層モデルとしたときの定常および非定常の生体内熱移動方程式の計算アルゴリズムを示し，生体内熱移動解析プログラムを開発した．さらに第4章において，体温調節機構をまとめ，血流量調節，発汗量調節，産熱量調節の出力量に関する数理モデル式を示した．生体内熱移動解析プログラムに体温調節出力量算出ルーチンを組込むことにより，生体内温度予測プログラムを構築した．

生体内温度予測プログラムは，部位毎の温熱環境因子の入力のみで，すなわち深部温などの仮定をすることなく，各部位の内部温度分布，熱流束分布，血液温度を算出することが可能である．本章では，生体内温度予測プログラムに

よるシミュレーションを行い，結果とその考察を述べる．

以下に本章の概要を示す．

節 5.2 では，大腿部を対象とした定常状態の計算結果を示す．特定の部位を対象とした研究は過去にもいくつかみられる．Pennes[3]は前腕部のシミュレーションを行い，実測結果と比較検討している．Yokoyama and Ogino[4]は，冷水浸漬時の指部のシミュレーションを行い，血流の効果によるハンティング現象を再現している．Shitzer et al.[6]も指部についての同様なシミュレーションを行っている．また，Tikuisi et al.[7]は，脚部の寒冷暴露時のシミュレーション結果を示した．

対象部位として大腿部を取り上げた理由としては，(1)円筒層モデルが極めて適合していること，(2)本研究室において内部温度の実測が行われていること，(3)大腿部内部の血液温度および大動脈に流入する血液温度についての報告があること，(4)単一部位としては全身の平均皮膚温と相関が高いこと，等を考えた．シミュレーション結果を基に，生体内熱移動方程式の数値解法の有効性および生体物性値の妥当性について検討した．生体内熱移動方程式の一般解の特性，方程式における各項の寄与の度合についての考察を加えた．

節 5.3 では，全身の定常状態のシミュレーション結果を示した．中立領域と考えられる温熱環境条件を設定し，各部位の内部温度分布，血液温度，放熱量の計算結果を示し，考察した．全身モデルは，血液循環により部位同士の熱輸送が行われる．そのため，部位独自の特性と，循環系の特性が，相互に計算結果に反映する．本節では，全身での熱輸送を定量的に明らかにした．

節 5.4 では，非定常の温熱環境条件における生体内熱移動解析を行った．ここでは，体温調節系の血流量調節の効果について検討した．気温，平均放射温度をステップ変化させた条件を設定し，内部温度分布，血液温度，放熱量の計算結果を示し，考察した．

節 5.5 では，本章で得られた成果をまとめた．

## 5.2 定常状態における大腿部の熱移動シミュレーション

### 5.2.1 計算条件

生体内熱移動解析プログラムによる大腿部の熱移動シミュレーションを行った．計算結果から，生体内熱移動方程式およびその解法についての基礎的な検討を行う．生体側の条件としては，安静裸体の定常時を想定した．各物性値は，第3章で検討した値を用いる．温熱環境条件としては，気温 29.0℃，平均放射温度 29.0℃，相対湿度 50%，風速 0.1m/s を設定した．

以上の温熱環境条件での生体内温度分布の計算結果を図 5.1 に示す．また同時に計算された血液温度の計算結果を図 5.2 に模式的に示す．尚，今回の計算は以下の前提条件の下で行った結果である．

(1)Eichna[20]の報告を参考に，流入する動脈血液温度(＝下躯幹部動脈血液大プールの温度)は 37.0℃，流入する静脈血液温度(＝下腿部静脈血液大プールの温度)は 36.0℃とした．ただし，全身モデルにおいては，循環系に関して閉じているので，流入血液温度の仮定の必要はなくなることを付記しておく．(2)組織に流入する動脈血液による移流項が血管壁を介しての熱伝達項に比べ，卓越していることから，$H_{ab}$，$H_{vb}$，$H_{av}$ の項を無視した．(3)対流熱伝達率は，強制対流と自然対流の双方の影響を考慮し，Oosthuizen et al.[8),9)]の無次元式から求めた．(4)皮膚からの水分蒸発は，不感蒸泄のみを考えた．

Oosthuizen et al.の無次元式は，円筒における強制対流と自然対流を考慮した実験式である．

$$\frac{Nu}{Nu_f}=1+0.18\left(\frac{Gr}{Re^2}\right)-0.011\left(\frac{Gr}{Re^2}\right)^2 \tag{5.1}$$

$$Nu=\frac{h_c l}{\lambda} \tag{5.2}$$

ここで，$Nu$：強制および自然対流の混合 Nusselt 数[-]，$Nu_f$：強制対流のみの Nusselt 数[-]，$Re$：Reynolds 数[-]，$Gr$：Grashof 数[-]，$l$：代表長さ[m]，$h_c$：対流熱伝達率[W/(m²·K)]，λ：流体の熱伝導率[W/(m·K)]である．$Nu_f$ に関する無次元式は，以下の Douglas and Churchill の実験式を用いた．

$$Nu_f=0.464Re^{0.5}+0.0004Re \tag{5.3}$$

### 5.2.2 計算結果と考察

内部温度は，部位の中心部ほど高く，中心部が 37.2℃，皮膚表面が 34.8℃となっている．各層の物性の違いにより，温度を示す曲線の方程式は層毎に異なる．すなわち，生体内熱移動方程式の一般解の 0 次の第 1 種変形 Bessel 関数 $I_0$ の係数 $c_1$，0 次の第 2 種の変形 Bessel 関数 $K_0$ の係数 $c_2$ および $\omega$，$k$ の値が層毎に異なるためである．それらの値については次節で検討する．

円筒中心部の境界条件より，温度勾配は骨層の中心で 0 となり，さらに骨層の熱伝導率は 2.208[W/(m･K)]と相対的に大きいため，骨層全体で温度勾配の絶対値は小さい．一方，皮膚に近くなるほど温度勾配の絶対値は大きくなり(急になり)，熱伝導率が小さい脂肪層の領域(半径 6.76cm～7.03cm)で最も大きくなっている．これは従来から指摘されているように，脂肪層が断熱材の役割を果たしていることを意味する．

大腿部については，横山 [5]による安静立位条件下での極細針型熱電対による内部温度実測結果があり，その結果と類似の温度分布となっている．

血液温度は，すべての層での動脈血液は 37.0℃となり，静脈血液は組織温度と同様,外側の層ほど低い結果となった.皮膚層の静脈血液プール温度が 35.0℃となり，一方，骨層静脈温度は，流入動脈温度 37.0℃よりも僅かではあるが高い値となった．

皮膚からの環境への放熱量は，対流熱伝達量が 21.0[W/m$^2$]，放射熱伝達量が 30.9[W/m$^2$]，不感蒸泄が 6.3[W/m$^2$]となった．風速の設定条件が 0.1m/s と比較的小さい値であるため，対流熱伝達量よりも放射熱伝達量が大きくなる結果となったと解釈される．

### 5.2.3 一般解のパラメータに関する考察

シミュレーションの過程において算定された各層の係数 $c_1$，$c_2$ および $\omega$，$k$ の値について検討する．表 5.1 に計算された $c_1$，$c_2$ の値を示す．また併せて，各層の $\omega$ および $k$ の値を載せる．計算プログラムは，生体内熱移動方程式の一般解を 0 次の第 1 種変形 Bessel 関数 $I_0$ と 0 次の第 2 種の変形 Bessel 関数 $K_0$ の一般解の線形結合で表し，部位毎に各層の変形 Bessel 関数の任意係数 $c_1$，$c_2$ を未知ベクトルとする連立方程式を解くアルゴルズムに基づいていた．温度分布を表わす一般解から明らかなように，各層の係数 $c_1$，$c_2$ および $\omega$，$k$ の値が温度分布を決定するパラメータとなっている．

各パラメータを比較すると，主に血液移流および産熱に関わる項 $k/\omega^2$ が温度レベルに大きく関与していることがわかる．$I_0$ の項は，固体円柱の熱伝導問題と同様，主に熱伝導による温度勾配を表現している．$c_1$ はすべての層で負で

あり，$I_0$ は増加関数であるから，温度勾配が負になるように寄与する．実際，筋肉層内の半径 3.0cm の位置に注目すると，$c_1 I_0(\omega r)$の値は－0.159，$c_2 K_0(\omega r)$は 0.024 となっており，半径 7.2cm の皮膚層の位置では，それぞれ－2.147，－0.115 となっている．$c_2$ は層によっては大きな値をとるが，$c_1 I_0(\omega r)$に比べ，$c_2 K_0(\omega r)$の絶対値は小さい．

次に，以下の組織の熱収支式における各項の積分値を計算し，その寄与を層毎に評価してみた．表 5.2 にその値を示した．また，積分値を層の体積で除した空間平均値についても併せて示した．

$$\underbrace{\nabla\cdot\lambda(\boldsymbol{r})\nabla T(\boldsymbol{r},t)}_{①}+\underbrace{\frac{f(\boldsymbol{r},t)c_b}{V}[T_{ab}(\boldsymbol{r},t)-T(\boldsymbol{r},t)]}_{②}+\underbrace{M(\boldsymbol{r},t)}_{③}$$
$$+\underbrace{H_{ab}(\boldsymbol{r},t)[T_{ab}(\boldsymbol{r},t)-T(\boldsymbol{r},t)]}_{④}+\underbrace{H_{vb}(\boldsymbol{r},t)[T_{vb}(\boldsymbol{r},t)-T(\boldsymbol{r},t)]}_{⑤}=0 \tag{5.4}$$

ただし，④，⑤項は無視して解析を進めたので，①～③について評価している．正の値は熱の流入もしくは発生であり，負は流出を表わす．

①の熱伝導項はすべての層で負の値となり，層単位では熱伝導による熱の流出があることを示している．さらに，外側の層ほど，表 5.2 に示す熱伝導項①の下段の空間平均値の絶対値が大きくなった．すなわち，皮膚層ほど熱流束の勾配の絶対値が大きいことを示している．血液移流項②の正負は，流入動脈血液温度と組織温度の差の積分値で決まるため，筋肉層，脂肪層，皮膚層では正，骨層では負の値となった．骨層で負の値をとるのは，図 5.1，図 5.2 が示すように，流入動脈血液温度が組織温度よりも低くなっているためである．また，流入動脈血液温度と組織温度の差が大きい外側の層ほど，表 5.2 に示す血液移流項②の下段の空間平均値が大きく，血液移流項の寄与の割合が大きいことがわかる．

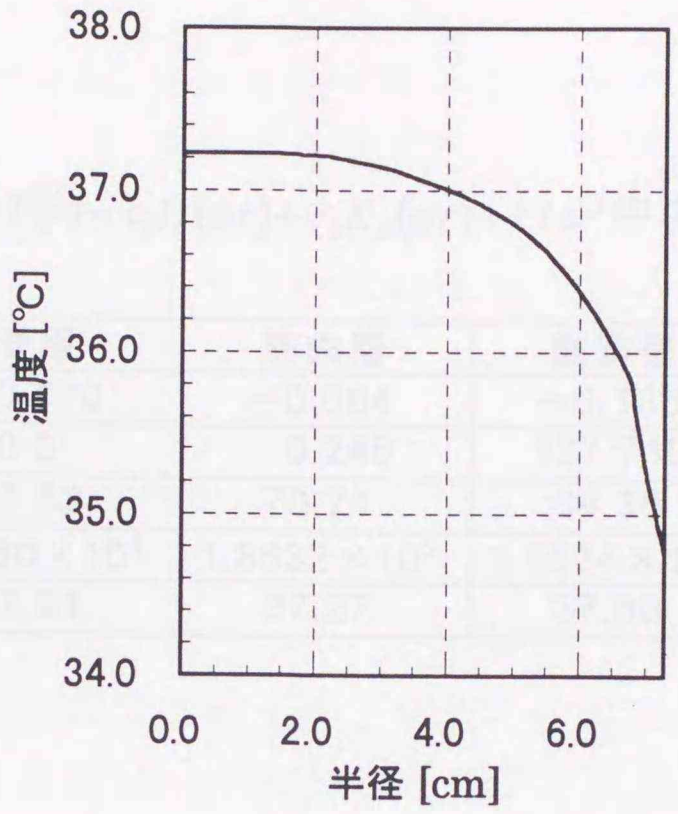



図 5.1 大腿部内部温度分布

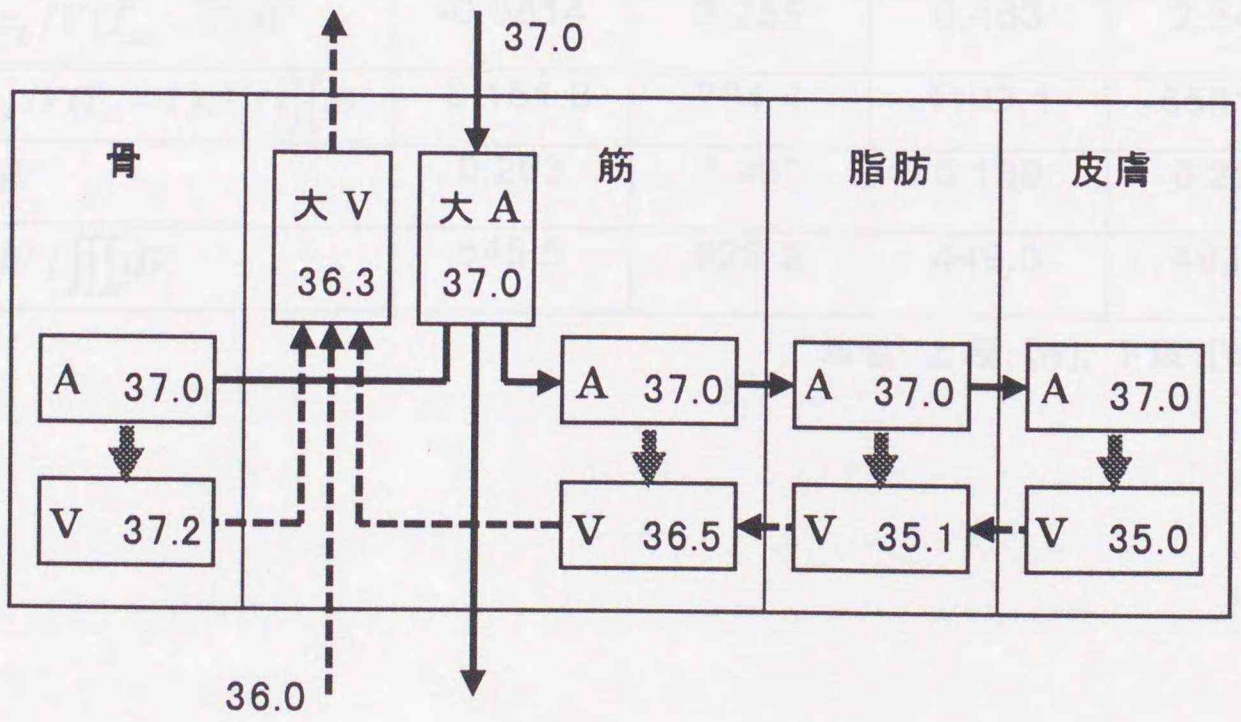



図 5.2 大腿部血液プール温度

A: 動脈血液プール, V: 静脈血液プール

表 5.1 一般解 $T(r)=c_1 I_0(\omega r)+c_2 K_0(\omega r)+k/\omega^2$ 中の係数の計算値

| | 骨層 | 筋肉層 | 脂肪層 | 皮膚層 |
|---|---|---|---|---|
| $c_1$ | −0.570 | −0.064 | −0.183 | −0.013 |
| $c_2$ | 0.0 | 0.246 | 137.710 | −268.360 |
| $\omega$ [1/m] | 17.52 | 70.71 | 64.36 | 97.15 |
| $k$ [℃/m²] | $0.1160\times10^5$ | $1.8632\times10^5$ | $1.5574\times10^5$ | $3.5087\times10^5$ |
| $k/\omega^2$ [℃] | 37.81 | 37.27 | 37.60 | 37.18 |

表 5.2 組織の熱収支式の各項の空間積分値

| | | 骨層 | 筋肉層 | 脂肪層 | 皮膚層 |
|---|---|---|---|---|---|
| ① | $\iiint_V \nabla\lambda\nabla T\,dV$ | -0.211 | -6.162 | -0.652 | -2.553 |
| | $\iiint_V \nabla\lambda\nabla T\,dV / \iiint_V dV$ | -393.7 | -1333.6 | -1551.1 | -6075.2 |
| ② | $\iiint_V f c_b / V(T_{ab}-T)dV$ | -0.0814 | 3.255 | 0.463 | 2.345 |
| | $\iiint_V f c_b / V(T_{ab}-T)dV / \iiint_V dV$ | -0.151.8 | 704.4 | 1102.1 | 5581.7 |
| ③ | $\iiint_V M dV$ | 0.293 | 2.907 | 0.189 | 0.207 |
| | $\iiint_V M dV / \iiint_V dV$ | 545.5 | 629.2 | 449.0 | 493.5 |

単位 上段:[W], 下段:[W/m³]

## 5.3 定常状態における全身の生体内熱移動シミュレーション

### 5.3.1 計算条件

定常状態での全身の熱移動シミュレーションを行う．定常状態においては，プログラムは変形Bessel関数を用いた効率的なアルゴリズムに基づいている．温熱環境条件として，全部位に対して，気温 30.0℃，放射温度 30.0℃，相対湿度 50%，風速 0.1m/s を設定した．生体側の条件としては，安静裸体の定常時を想定した．各物性値は，第３章で示した値を用いる．このとき総代謝量に相当する各組織の産熱量の合計は，84.2[W]，単位面積当たり 53.3[W/m$^2$]である．

尚，今回の計算は以下の前提条件の下で行った．

(1)組織に流入する動脈血液による移流項が血管壁を介しての熱伝達項に比べ，卓越していることから，$H_{ab}$，$H_{vb}$，$H_{av}$ の項を無視した．(2)対流熱伝達率は，強制対流と自然対流の双方の影響を考慮し，Oosthuizen et al.[8),9)]の無次元式から求めた．(3)水分蒸発は，不感蒸泄のみを考えた．

以上の計算条件における生体内温度分布の計算結果を図 5.3～図 5.9 および表5.3 に示す．

### 5.3.2 計算結果と考察

#### (1) 皮膚温度と内部温度

図 5.3 は，計算結果のうち全身の各部位の皮膚表面温度と中心温度を示している．末梢部へいくほど，すなわち足部，手部ほど温度が低い結果となった．皮膚温は，上躯幹部が最も高く 35.2℃となり，四肢部に対し躯幹部，頭部は高い値となっている．手部は 33.5℃と最も低い．深部温の代表の１つである直腸温に相当する下躯幹部中心温度は 37.0℃，視床下部温にほぼ該当する頭部中心温度は 37.2℃となっている．また，モデルの面積加重による平均皮膚温度は 34.8℃となった．

図 5.4 に各部位の内部温度分布を示す．すべての部位を通じて，皮膚表面ほど温度が低くなる結果となった．四肢部と比較し，内臓層が存在する頭部，上躯幹部，下躯幹部は，内臓層の領域全体でおよそ 37.2℃に保たれている．これは，内臓層の産熱量が大きいため，温度勾配が生じにくいためである．特に，躯幹部は体積が大きいため，内部ほど環境の変化を受け難い．このことは実際の深部温の変動が小さいことの１つの要因と考えられる．

皮膚温度に関してはサーモグラフィー等により，その分布が明らかになっているが，内部温度の測定に関する報告は限られているのが現状である．Webb[15)]

による皮膚表面温度および内部温度の実測は，比較的詳細なデータを提供している．温熱環境条件が快適域にあるとき，被験者6名の皮下組織温度の平均値として，前腕部 34.6℃，胸部 35.3℃，背部 34.6℃を報告している．また，2cm 深さの背筋内部温度が 35.0℃，4cm 深さで 36.4℃，2cm 深さの大腿部内部温度が 34.1℃，4cm 深さで 34.5℃という結果を示している．

Benzinger[16]は加温，冷却時の深部温度の直接的な測定を行った．また，Stone et al.[17]は 39 名の被験者の大脳温度を深さ 1cm,2cm,3cm について測定し，2cm より深部ではほぼ一定温度であるが 1cm では温度勾配が生じていると報告している．

過去の実測結果との比較検討より，計算された部位別の皮膚温，内部温度分布は，概ね実体を反映しているといえる．

**(2) 血液温度**

図 5.5 は，各部位の大動脈，大静脈に相当する大プールの温度を模式的に示したものである．小プールも併せた血液温度の例として，大腿部，下腿部，足部の計算結果を図 5.6 に示す．内部の組織温度と同様に，末梢部にいくほど静脈温度は低く，更に皮膚層で最も低い．

図 5.7 は上躯幹部の血液温度である．内部の組織温度と同様に，末梢部にいくほど静脈温度は低く，皮膚層で最も低い．今回は，Rubenstein et al.[19]の報告を基に，肺における熱交換による肺動脈，肺静脈の温度変化はないとしているため，肺動脈・肺静脈血液プールおよび心臓に相当する大プール内の温度は一定となっている．他の血液プール温度については，表 5.3 にまとめた．

Eichna et al.[20]は血液温度の詳細な実測を行い，深部の血液温度は，血管によって統計的に有意差があり，例えば，直腸温(37.3～37.6℃)は心臓内および肺動脈温度よりも，わずかではあるが高く(+0.25℃)，また肝臓と脳から戻る静脈の温度は動脈よりも高く，直腸温に等しいと報告している．

本モデルの計算結果では，直腸温に相当する下躯幹部中心温度，頭部中心温度が 37.5℃であるのに対し，心臓温は 37.2℃となり，頸部から戻る静脈温度が 37.3℃，上躯幹部内臓層からの静脈温度が 37.5℃となっている．Eichna et al.の結果と，計算された血液温度分布は極めて類似していることが示された．

**(3) 皮膚からの環境への放熱量**

全身の皮膚表面から外界への放熱量は，産熱量の合計と等しく，84.2[W]，単位面積当たり 53.3[W/m$^2$]である．各部位の放熱量を図 5.8，図 5.9 に示す．図 5.8 をみると，上躯幹部，下躯幹部の放熱量が大きく，表面積の大きさに規定されていることがわかる．手部と足部は不感蒸泄量が大きいため，図 5.9 の

単位面積当たりの放熱量は大きくなっている．

各部位の放熱量と産熱量は一致していない．例えば，大腿部では図 5.8 に示すとおり放熱量が 8.15[W]であるのに対し，産熱量(全層の産熱量の合計)は 3.60[W]であり，4.55[W]の差が存在する．他の四肢部についても同様に，放熱量が産熱量より大きい結果となった．一方，上躯幹部は放熱量が 12.05[W]，産熱量が 35.41[W]という結果が得られた．下躯幹部についても同様に，産熱量が放熱量より大きい結果となった．このような放熱量と産熱量の差は，血流による熱輸送によるものである．つまり，産熱量の大きい躯幹部から血流により四肢部へ熱が輸送され，放熱するためである．さらに，四肢部は体積に比して表面積が大きいため放熱効率がよい．このように，血流による熱輸送の役割を定量的に示すことができた．

**(4) 体温調節系の調節出力量**

今回の設定条件はおよそ至適域(中性温域)の範囲内に入っており，体温調節出力量ルーチンにおいて，皮膚血流量は安静時基準皮膚血流量とほぼ等しくなり，ふるえ産熱も起こらなかった．すなわち，体温調節の出力量を決定するパラメータである視床下部温，平均皮膚温が設定したセットポイント値とほぼ等しかった．

著者はここで例示したシミュレーションにおけるすべての数値の妥当性を主張するものではないが，今回の設定条件および計算結果は，生体内温度予測プログラムによる計算結果を検討する上で，１つの基準値として有用である．まず，ある設定条件下で計算された各温度受容器の入力値とセットポイント値との変位から体温調節出力量が決まり，さらに，そのときの生体内温度と今回計算された基準となる生体内温度を比較検討できる．その意味においても，今回の計算結果の意義は大きいと考える．

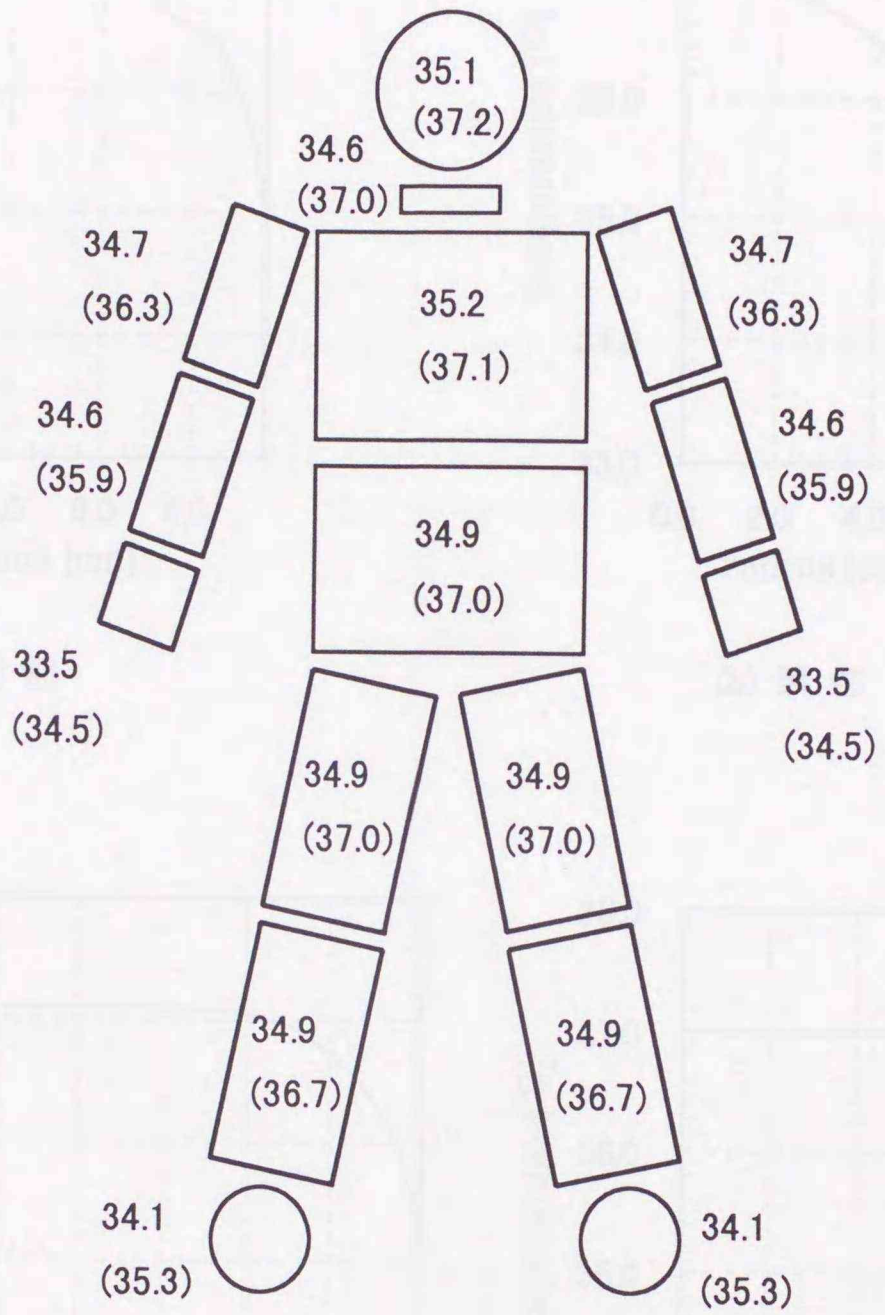
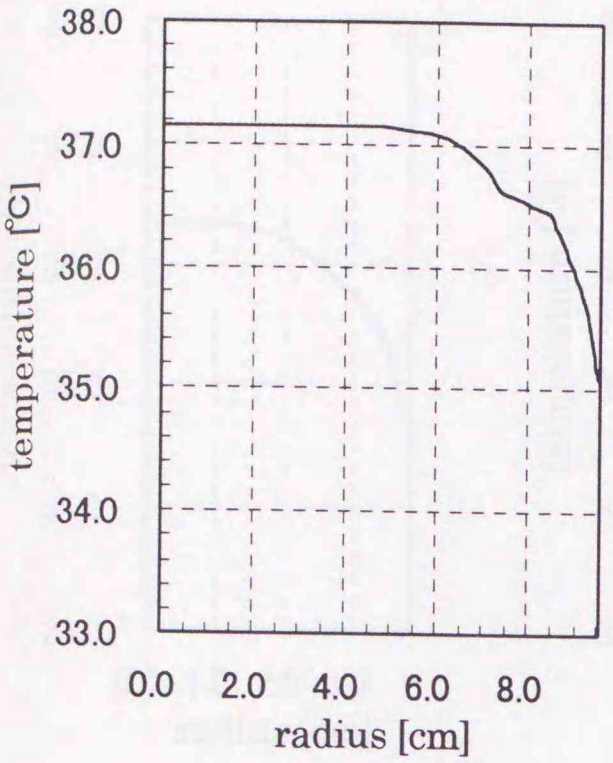
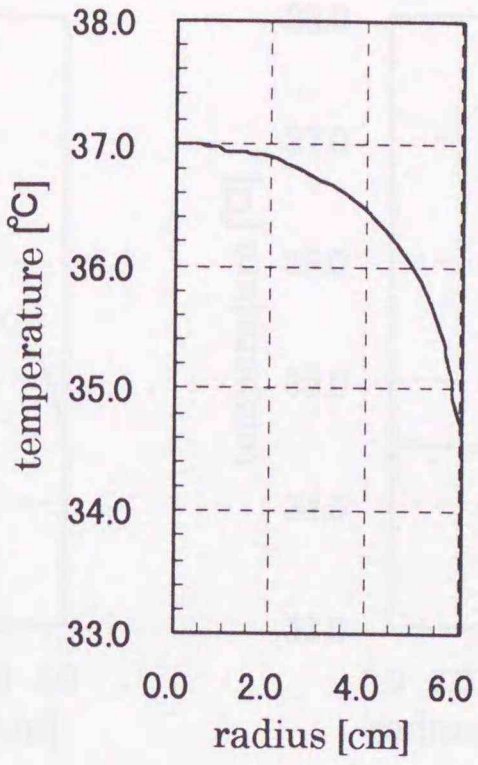


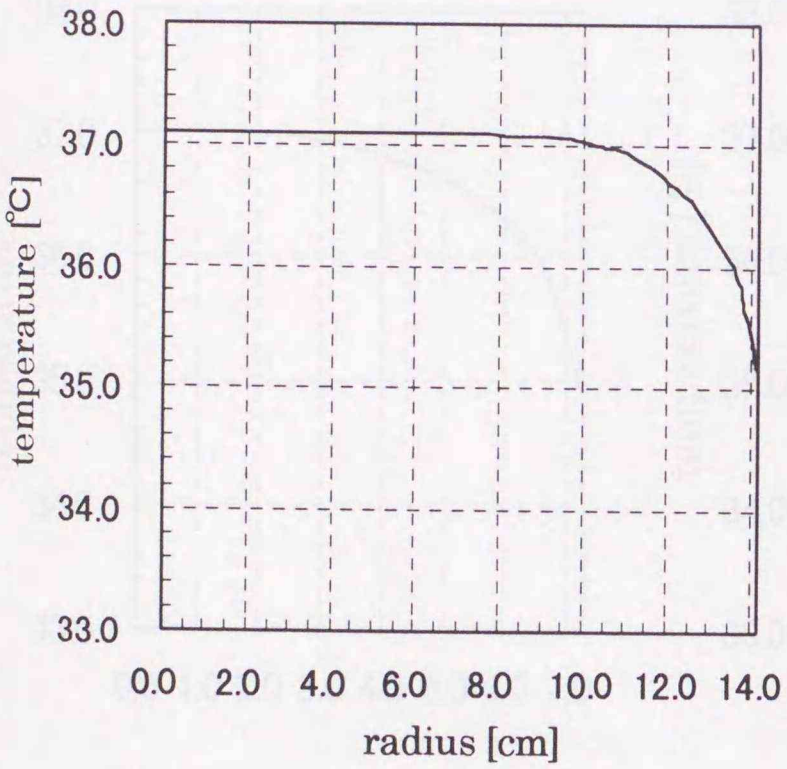

図 5.3　各部位の皮膚表面温度[℃]と中心温度[℃]. ( )内が中心温度.



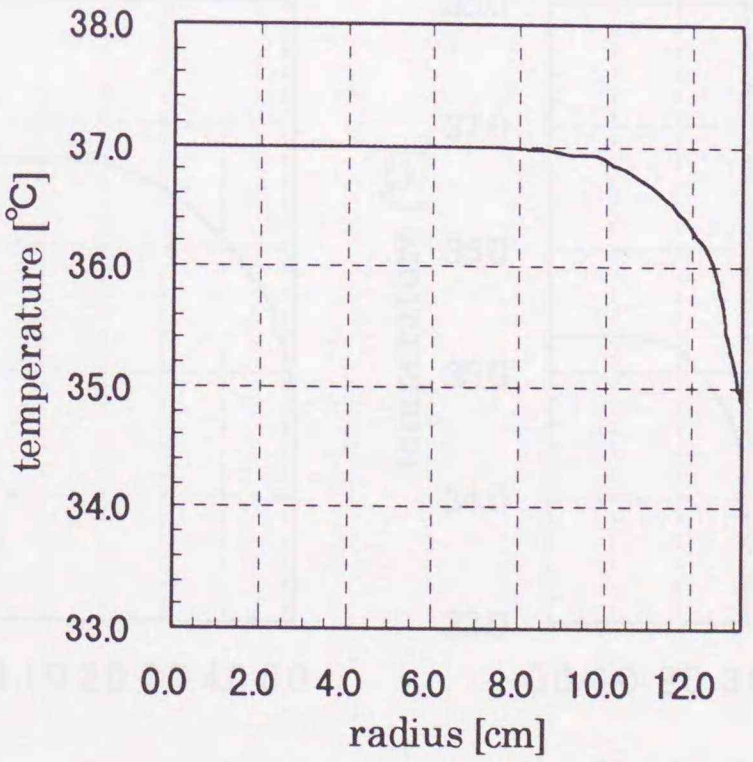

(a) 頭 部




(b) 頸 部

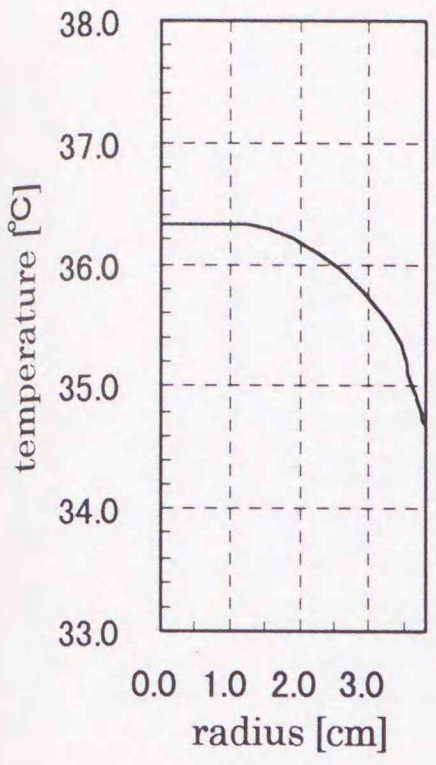



(c) 上躯幹部

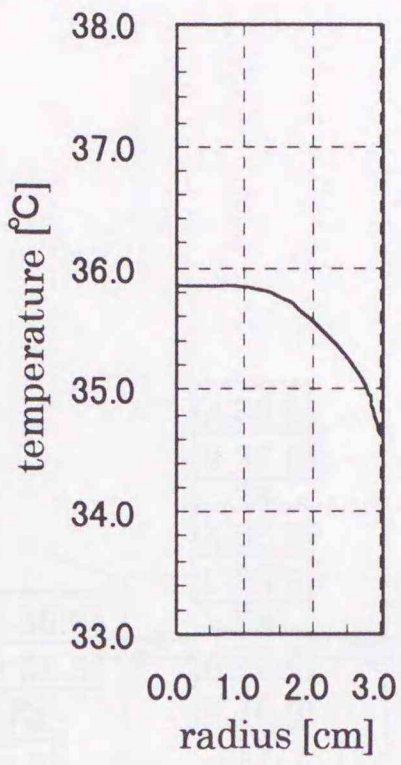



(d) 下躯幹部

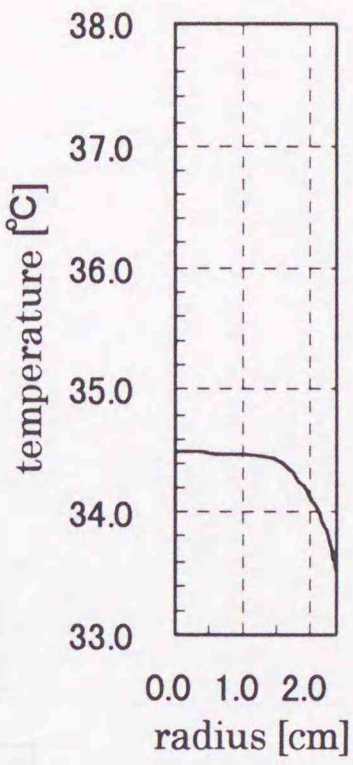
図 5.4　内部温度分布



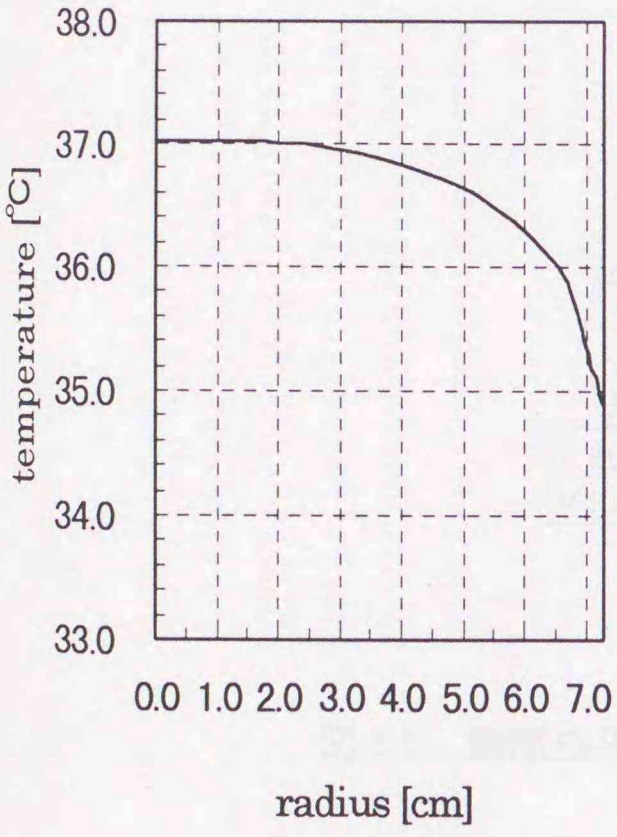

(e) 上腕部



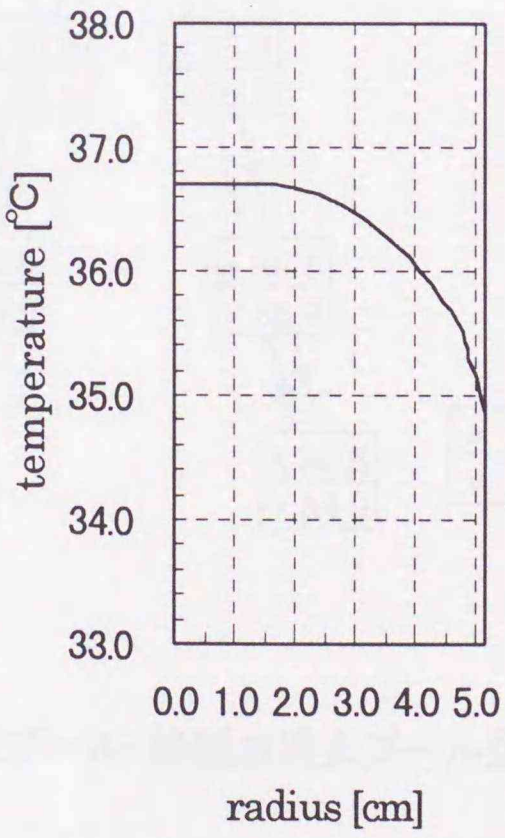

(f) 前腕部



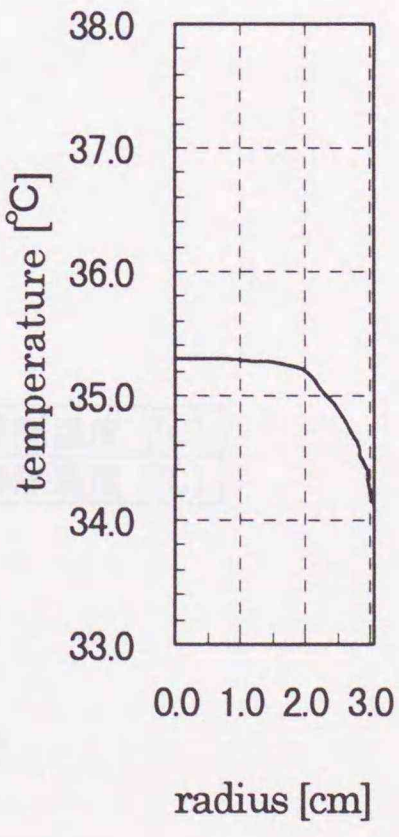

(g) 手部




(h) 大腿部




(i) 下腿部




(j) 足部

図 5.4　内部温度分布

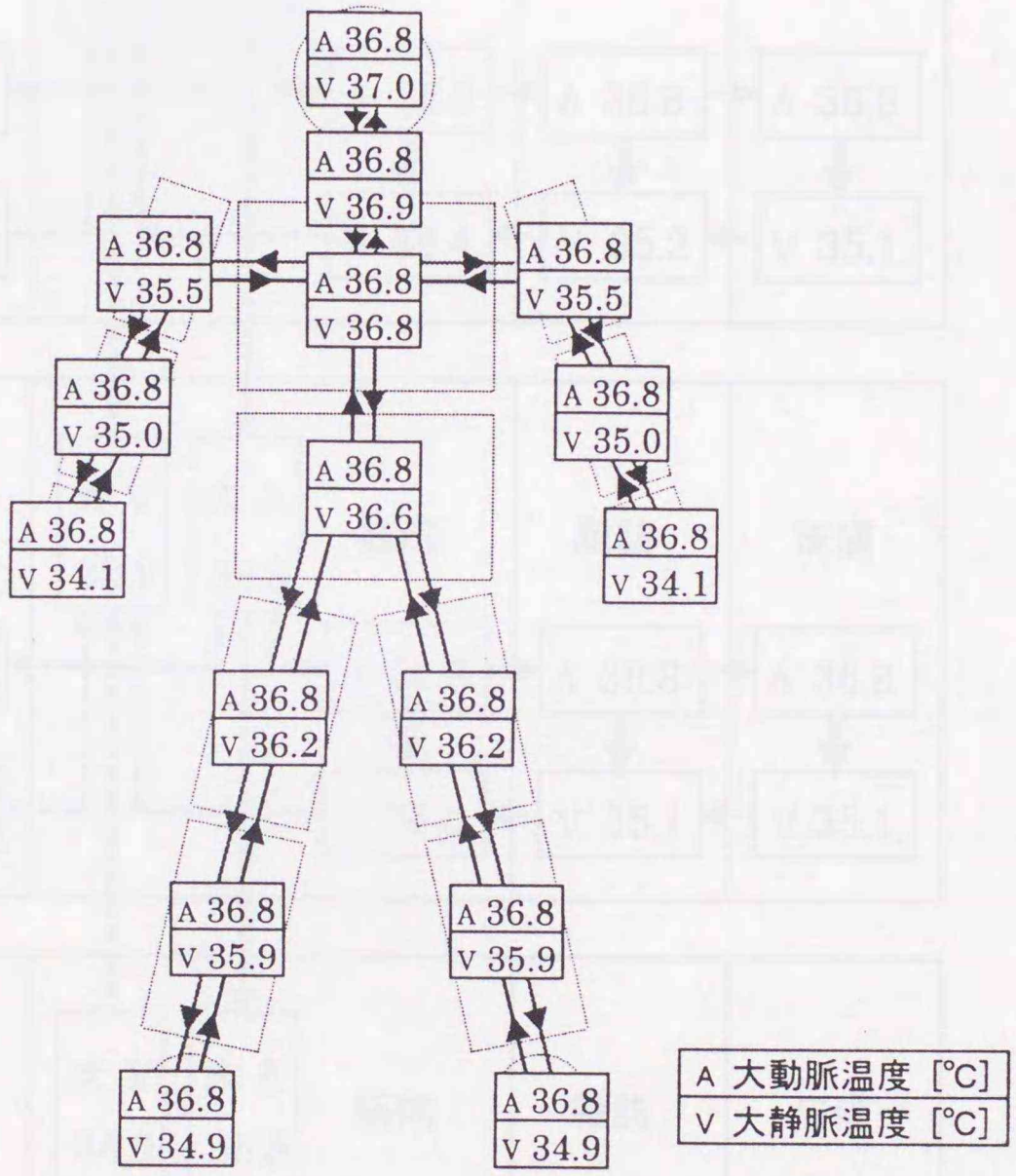



図 5.5　動脈血液大プール・静脈血液大プール温度

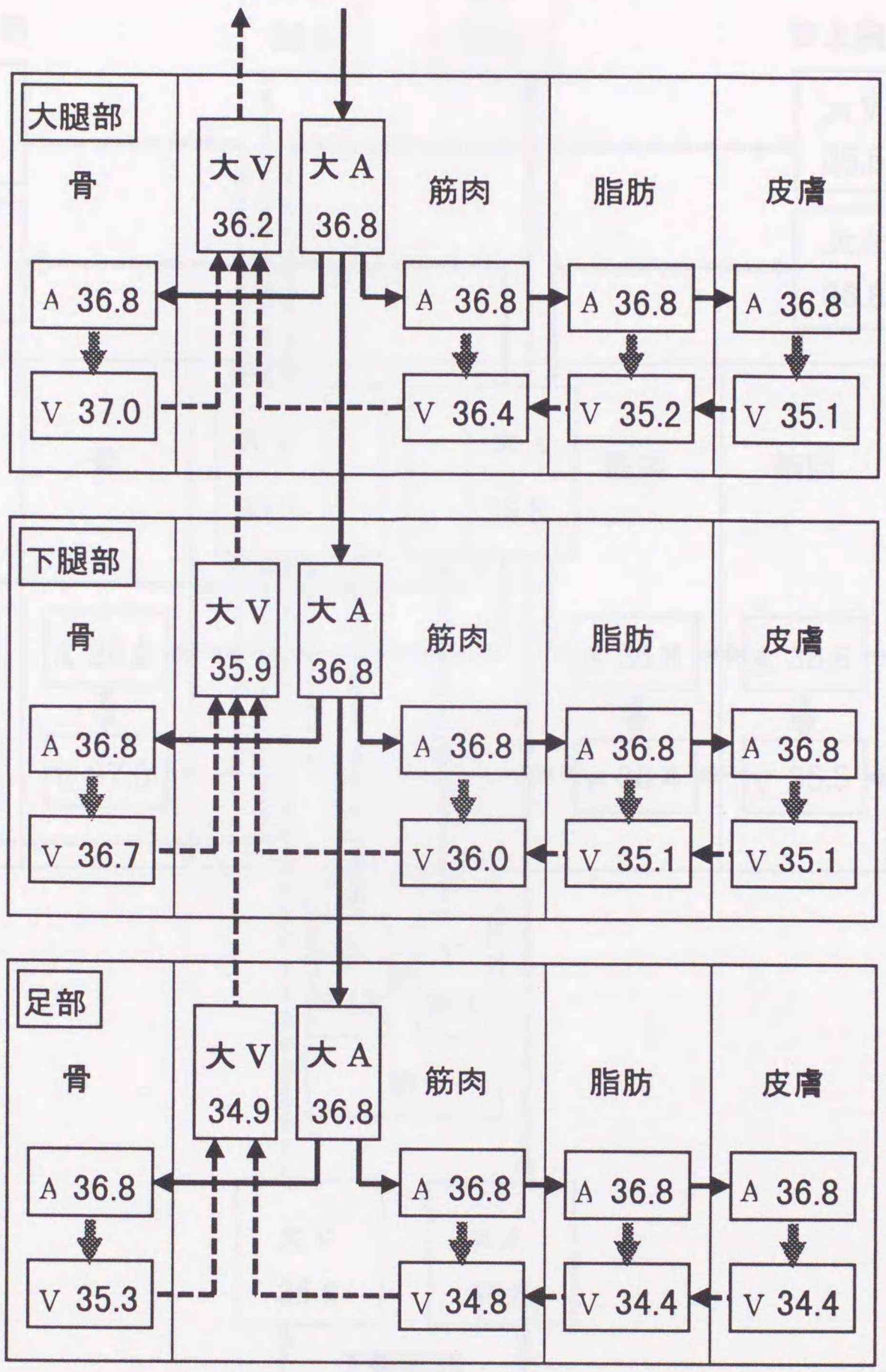



図 5.6　大腿部・下腿部・足部血液温度計算結果

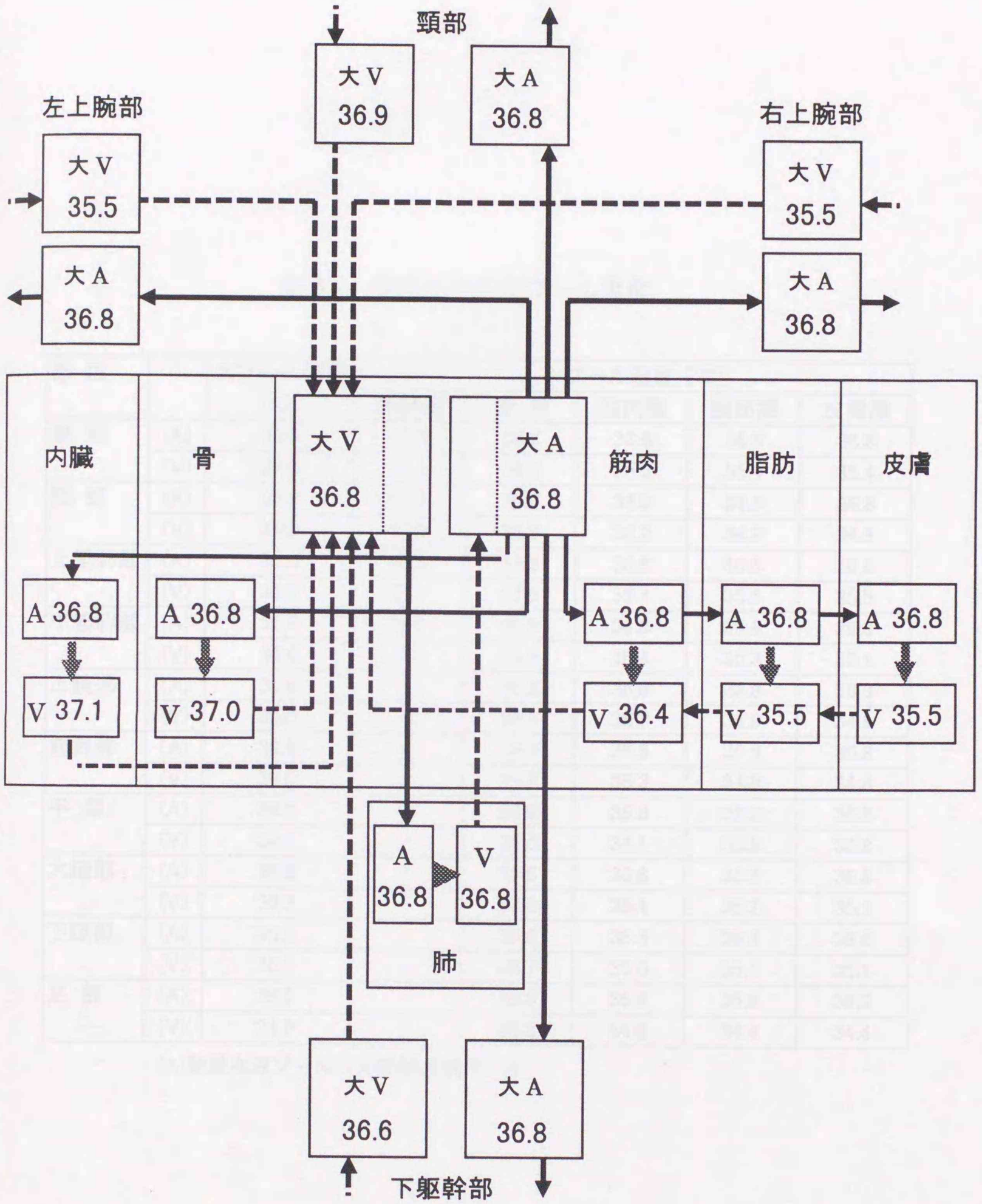



図 5.7　上躯幹部血液温度計算結果

表 5.3　各部位の血液プール温度

| 部 位 | | 大プール温度 [℃] | 小プール温度 [℃] | | | | |
|---|---|---|---|---|---|---|---|
| | | | 内臓層 | 骨 層 | 筋肉層 | 脂肪層 | 皮膚層 |
| 頭 部 | (A) | 36.8 | 36.8 | 36.8 | 36.8 | 36.8 | 36.8 |
| | (V) | 37.0 | 37.1 | 36.6 | 35.9 | 35.4 | 35.4 |
| 頸 部 | (A) | 36.8 | 36.8 | 36.8 | 36.8 | 36.8 | 36.8 |
| | (V) | 36.9 | 37.0 | 36.9 | 36.2 | 34.9 | 34.8 |
| 上躯幹部 | (A) | 36.8 | 36.8 | 36.8 | 36.8 | 36.8 | 36.8 |
| | (V) | 36.8 | 37.1 | 37.0 | 36.4 | 35.5 | 35.5 |
| 下躯幹部 | (A) | 36.8 | 36.8 | 36.8 | 36.8 | 36.8 | 36.8 |
| | (V) | 36.6 | 37.0 | 36.9 | 36.4 | 35.3 | 35.1 |
| 上腕部 | (A) | 36.8 | – | 36.8 | 36.8 | 36.8 | 36.8 |
| | (V) | 35.5 | – | 36.3 | 35.7 | 34.9 | 34.9 |
| 前腕部 | (A) | 36.8 | – | 36.8 | 36.8 | 36.8 | 36.8 |
| | (V) | 35.0 | – | 35.8 | 35.3 | 34.8 | 34.8 |
| 手 部 | (A) | 36.8 | – | 36.8 | 36.8 | 36.8 | 36.8 |
| | (V) | 34.1 | – | 34.5 | 34.1 | 33.8 | 33.8 |
| 大腿部 | (A) | 36.8 | – | 36.8 | 36.8 | 36.8 | 36.8 |
| | (V) | 36.2 | – | 37.0 | 36.4 | 35.2 | 35.1 |
| 下腿部 | (A) | 36.8 | – | 36.8 | 36.8 | 36.8 | 36.8 |
| | (V) | 35.9 | – | 36.7 | 36.0 | 35.1 | 35.1 |
| 足 部 | (A) | 36.8 | – | 36.8 | 36.8 | 36.8 | 36.8 |
| | (V) | 34.9 | – | 35.3 | 34.8 | 34.4 | 34.4 |

(A)動脈血液プール, (V)静脈血液プール

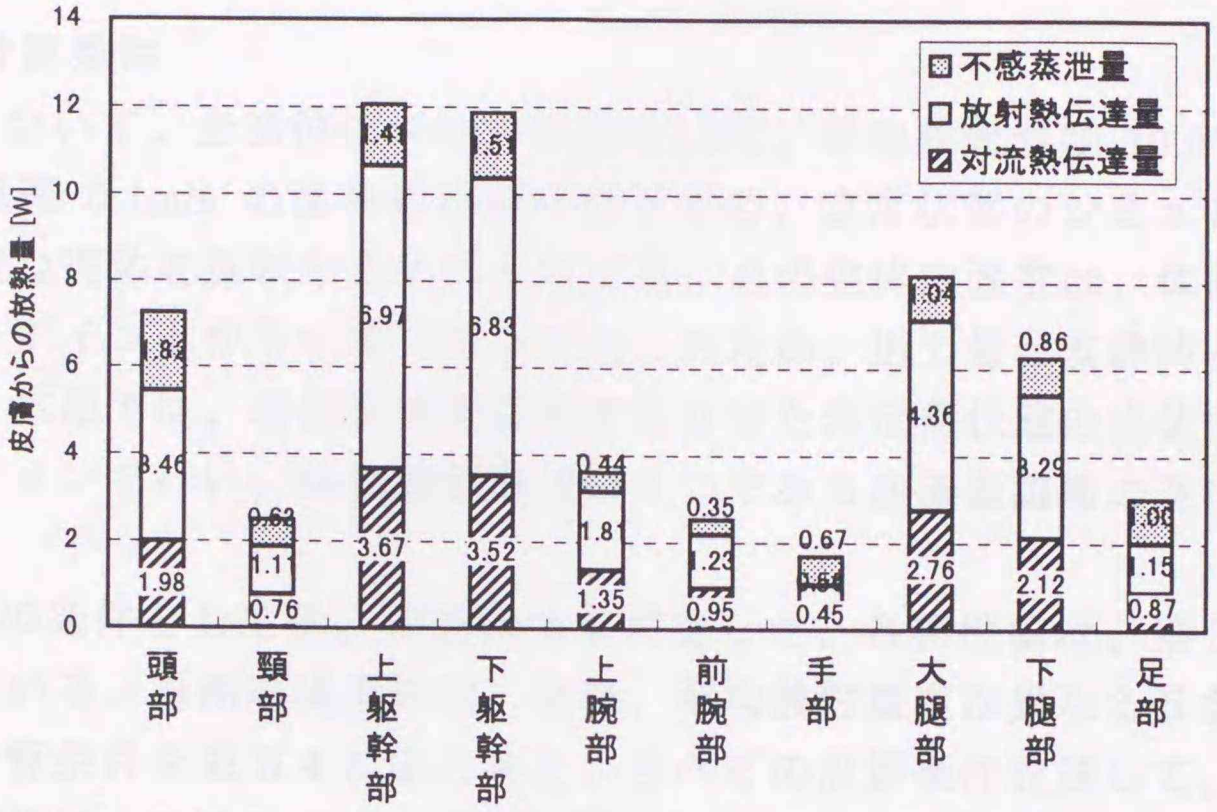



図 5.8 各部位の皮膚から環境への経路別放熱量

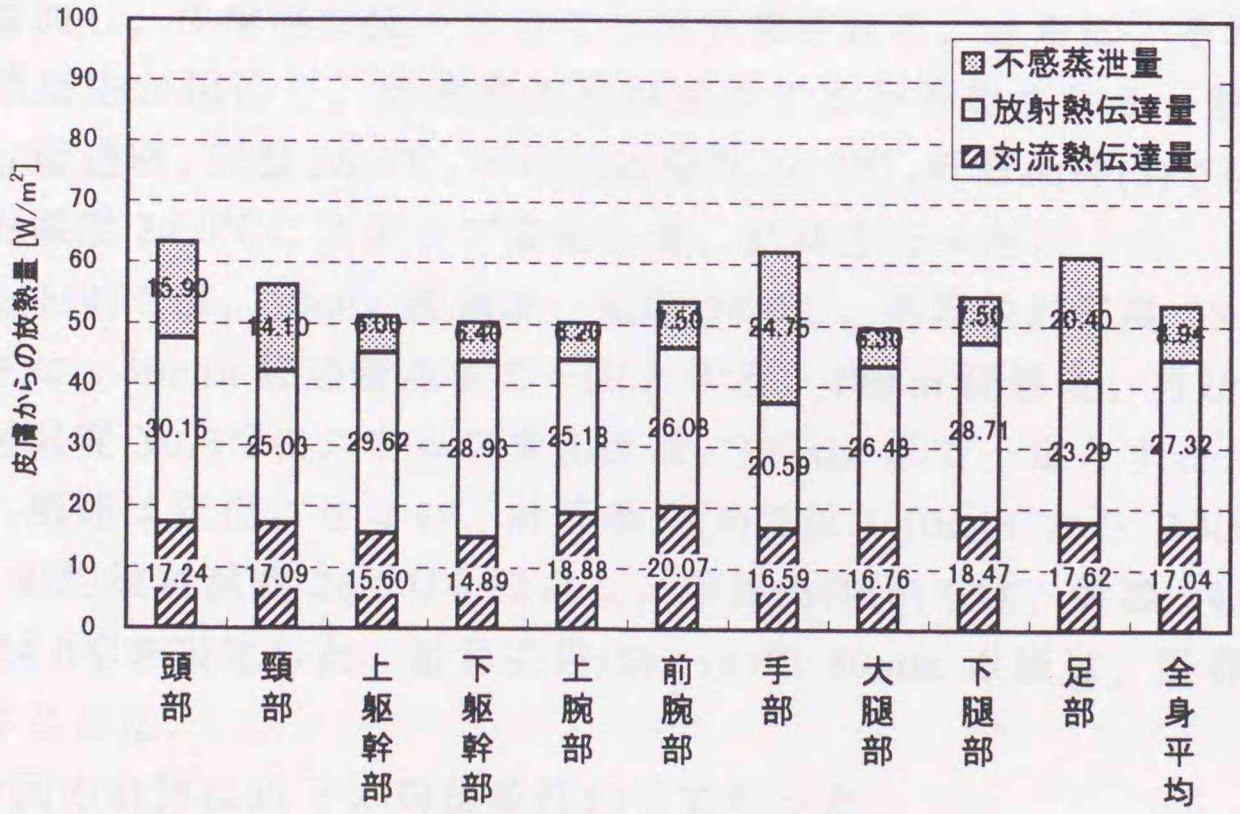



図 5.9 各部位の皮膚から環境への単位面積当たりの経路別放熱量

## 5.4 非定常シミュレーションによる血流量調節の効果の検討

### 5.4.1 計算条件

前節において，全部位について気温 30.0℃，平均放射温度 30.0℃，相対湿度 50%，風速 0.1m/s の温熱環境条件の下での，定常状態のシミュレーション結果は，概ね実体を反映したものとなった．その生体内温度は，体温調節系出力のセットポイントからの変位が小さかったため，出力量は安静時基準のものとなった．本節では，温熱環境条件を変化させた非定常状態の生体内熱移動シミュレーションを行い，体温調節様式の１つである血流量調節の及ぼす効果を検討する．

生体側の条件としては，安静裸体を想定した．各物性値は，第３章で検討した値を用いる．温熱環境条件は，気温，平均放射温度が異なる６条件を設定した．各計算条件を表 5.4 にまとめた．すべての計算条件を通して，温熱環境条件の初期値は，気温 30.0℃，平均放射温度 30.0℃，絶対湿度 0.0134kg/kg(DA)，風速 0.1m/s を全部位に対して設定した．

次に，計算条件(1)では 10min 経過後，気温 28.0℃，平均放射温度 28.0℃にステップ変化させ，60min 経過時点までその条件を保持する．この間，絶対湿度，風速は変化させない．このとき，気温，平均放射温の低下により人体からの放熱量が増加し，皮膚温が低下することが予想される．さらに，それに伴い皮膚血管収縮反応が起こり，皮膚血流量が減少すると予想される．計算条件(2)では 10min 経過後，気温 26.0℃，平均放射温度 26.0℃，計算条件(3)では気温 24.0℃，平均放射温度 24.0℃にステップ変化させ，計算を行った．

計算条件(4)では，10min 経過後，気温 28.0℃，平均放射温度 28.0℃にステップ変化させ，40min 経過時点まで一定とする．40min 経過後，再び気温 30.0℃，平均放射温度 30.0℃にステップ変化させ，90min まで一定とする．この間，絶対湿度，風速は変化させない．計算条件(5)では，10min から 40min まで気温 26.0℃，平均放射温度 26.0℃を設定し，計算条件(6)では，気温 24.0℃，平均放射温度 24.0℃を設定した．計算条件(5)，(6)の 40min 以後は，計算条件(4)と同様の条件とした．

尚，今回の計算は以下の前提条件の下で行った．

(1)組織に流入する動脈血液による移流項が血管壁を介しての熱伝達項に比べ，卓越していることから，$H_{ab}$，$H_{vb}$，$H_{av}$ の項を無視した．(2)対流熱伝達率は，強制対流と自然対流の双方の影響を考慮し，Oosthuizen ら [8),9)]の無次元式から求めた．(3)皮膚からの水分蒸発は，不感蒸泄のみを考えた．(4)産熱量は

表 5.4 計算条件

| 経過時間 | 0min | 10 | 40 | 60 | 90 |
|---|---|---|---|---|---|
| 計算条件(1) | 30.0 | 28.0 | | | |
| 計算条件(2) | 30.0 | 26.0 | | | |
| 計算条件(3) | 30.0 | 24.0 | | | |
| 計算条件(4) | 30.0 | 28.0 | 30.0 | | |
| 計算条件(5) | 30.0 | 26.0 | 30.0 | | |
| 計算条件(6) | 30.0 | 24.0 | 30.0 | | |

(表中の値は気温・平均放射温度[℃])

安静時基準産熱量とした.

### 5.4.2 計算結果と考察

#### (1) 計算条件(1)

計算結果のうち，計算条件(1)の視床下部温にほぼ該当する頭部中心温度と平均皮膚温の経時変化を図 5.10 に示す．平均皮膚温は，モデルの各部位の面積加重平均により求めた．図 5.10 では，生体内温度予測プログラムにおいて，体温調節系の血流調節出力量の算出ルーチンを有効にした場合(以下 R-BLD と略記)と，皮膚血流量を安静時基準血流量に保持した場合(以下 R-OFF と略記)を示した．

平均皮膚温は，気温，平均放射温がステップ変化した直後から低下していく．R-OFF と比較し，R-BLD ではその低下が大きく，その差は 60min 経過時点で約 0.4℃となった．これは，血流量調節により皮膚血流量が減少し，皮膚層への体深部からの熱の流入が減少するためである．

視床下部温は，R-OFF では 10min 時点から低下が始まり，60min には 36.7℃となった．一方，R-BLD では 10min 時点からの低下が起こらず，むしろ僅かながら上昇している．このような深部温の上昇は，初発上昇として知られている．Savage et al.[24]は，皮膚温を低下させ，前腕部の血流量が減少すると，深部温(食道温)が上昇することを実測により明らかにしている．最終的に 60min 時点では，R-BLD と R-OFF との差が約 0.3℃となり，血流量調節の効果が確認できた．

図 5.11 に，R-BLD における代表的な部位(上躯幹部，上腕部，手部，大腿部，足部)の皮膚温の経時変化を示す．末梢部ほど温度の低下が大きくなり，例えば，上躯幹部と手部は，10min 経過前では 1.7℃の温度差であったが，60min 経過時点ではその差は 2.3℃となっている．

図 5.12 は，R-BLD と R-OFF における代表部位の皮膚温の経時変化を比較したものである．平均皮膚温と同様，部位についても R-BLD の温度が低くなった．

図 5.13 に R-BLD における各部位の内部温度の経時変化を示す．20min 経過時点，すなわち気温，平均放射温を 28℃に変化させてから 10min 経過時点では，皮膚表面付近の内部温度の低下が大きく，40min，60min と経過するにつれ，温度低下が部位の中心部に及ぶのがわかる．前腕部は半径が小さく，躯幹部のように産熱量の大きな内臓層が存在しないため，中心部の温度が 60min 時点で 0.8℃下がる結果となった．

**(2) 計算条件(2)と計算条件(3)**

図 5.14 は，計算条件(2)の視床下部温，平均皮膚温の経時変化である．計算条件(1)と比較し，温度低下が大きく，60min 経過時点において，初期温度から視床下部温が R-BLD で 0.15℃，R-OFF で 0.4℃，平均皮膚温が R-BLD で 1.6℃，R-OFF で 1.3℃低下する結果となった．

図 5.15 は，計算条件(3)の視床下部温，平均皮膚温の経時変化である．計算条件(2)よりも温度低下が大きく，R-BLD と R-OFF の差も大きくなっている．R-BLD の視床下部温も明らかな低下をみせている．このとき 60min 経過時点の皮膚血流量は，すべての部位で下限値をとっている．

図 5.16 に，計算条件(3)の代表的な部位の内部温度分布の経時変化を示す．20min 経過時点，すなわち気温，平均放射温を 24℃に変化させてから 10min 経過時点では，皮膚表面付近の内部温度の低下が大きく，40min，60min と経過するにつれ，温度低下が部位の中心部に及ぶのがわかる．頭部，上躯幹部は，中心部の温度が 60min 時点で 0.3℃低下している．

**(3) 計算条件(4)～(6)**

計算条件(4)～(6)は，初期温度よりも低温の環境に曝露した後，再び初期状態へ回復する過程に相当する．図 5.17 は，計算条件(4)における視床下部温と平均皮膚温の経時変化である．40min 時点から，平均皮膚温は上昇を始めるが，視床下部温は依然として僅かながら低下し，環境条件の変化に対する応答が相対的に遅いことがわかる．R-BLD の視床下部温は，R-OFF と比較し，低下が小さく，90min 時点で約 0.2℃の差が生じている．図 5.18 に，計算条件(4)における代表的な部位の経時変化を示した．

図 5.19，図 5.20 はそれぞれ計算条件(5)と(6)の視床下部温と平均皮膚温の経時変化である．計算条件(4)と比較し，設定された気温，平均放射温が低いため，視床下部温と平均皮膚温の変動幅が大きい．平均皮膚温は，計算条件(4)

と同様，R-OFF に比べ R-BLD の方が 40min までの温度低下が大きく，回復時の温度上昇の変化率は若干大きい．これは，回復時の皮膚温の上昇に伴い皮膚血流量が徐々に増加し，皮膚層に流入する熱量が増加しているためである．計算条件(4)の R-BLD では，90min 時点の平均皮膚温は初期平均皮膚温よりも約 0.2℃低かったのに対し，計算条件(5)では 0.4℃，計算条件(6)では 0.6℃低くなる結果となり，低温環境の曝露による回復時の皮膚温への影響を定量的に示しているといえる．また，視床下部温は，40min 経過後も依然として僅かながら低下を続け，その後の温度上昇も非常に緩やかであることが，計算条件(4)〜(6)を通して示された．

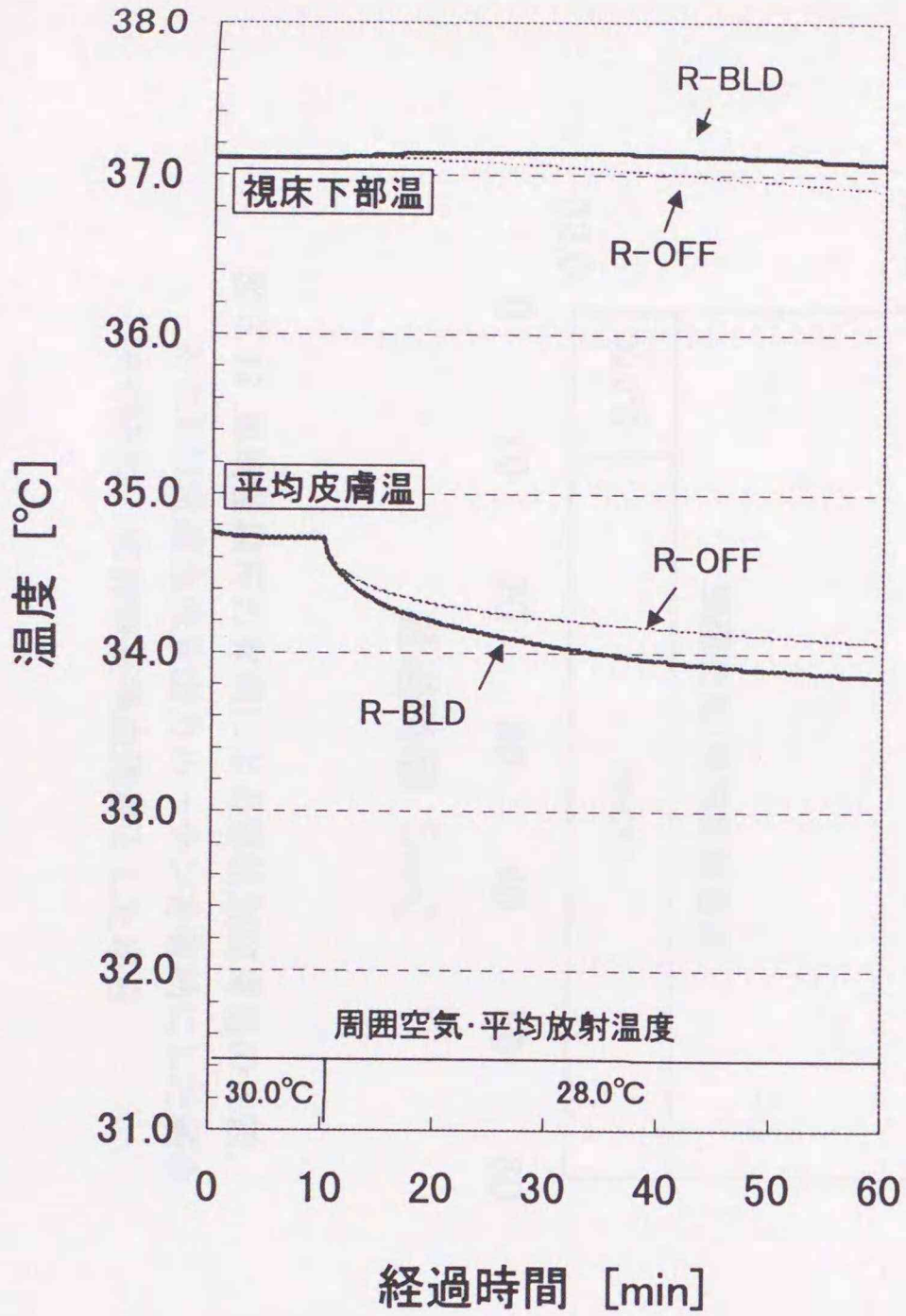



図 5.10　血流量調節の有無による視床下部温・皮膚温の比較. R-BLD は皮膚血流量出力ルーチンを有効にした場合. R-OFF は, 安静時基準血流量とした場合.

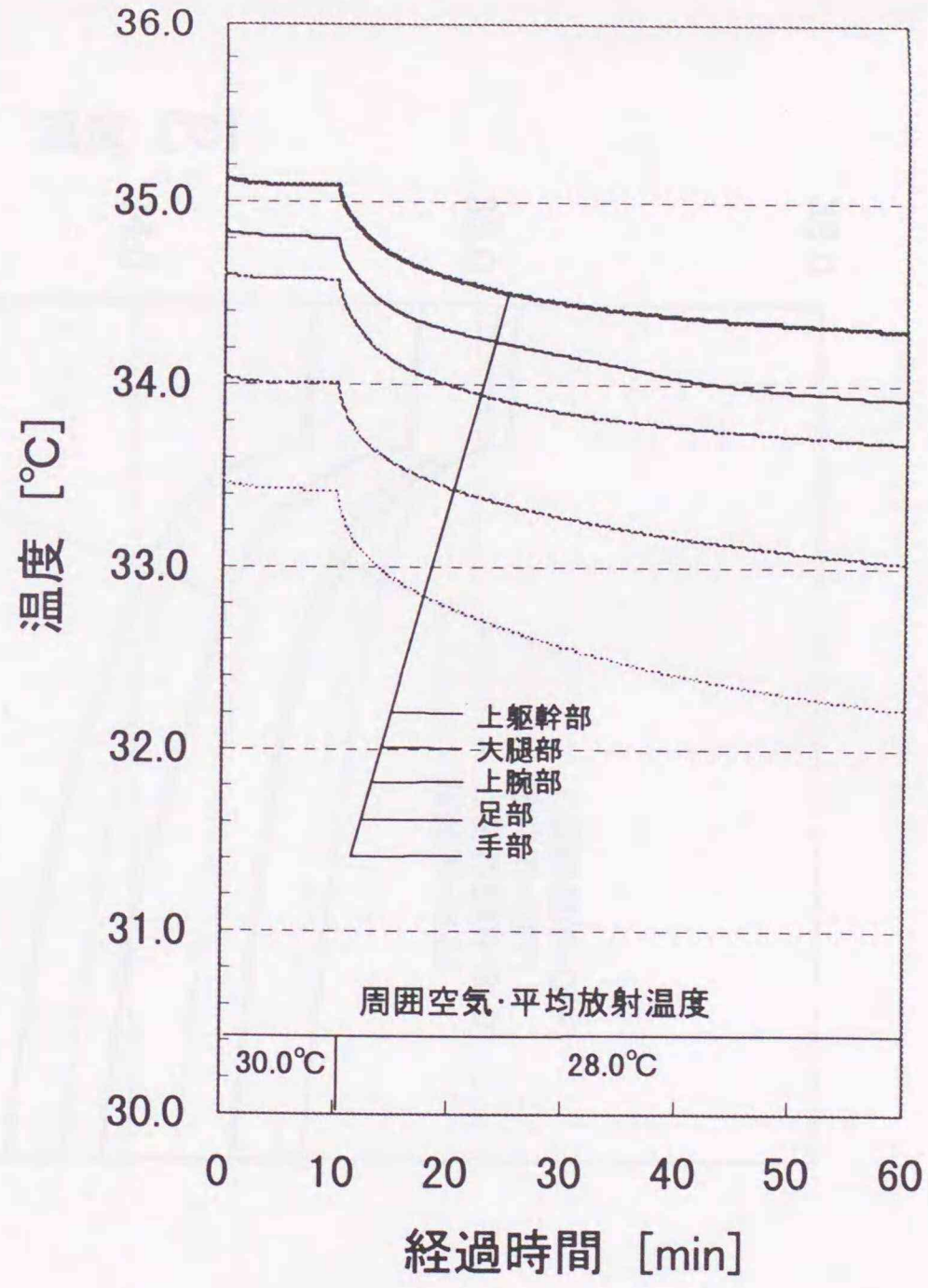



図 5.11　皮膚血流量出力ルーチンを有効(R-BLD)にした場合の代表的な部位の皮膚温の変化.

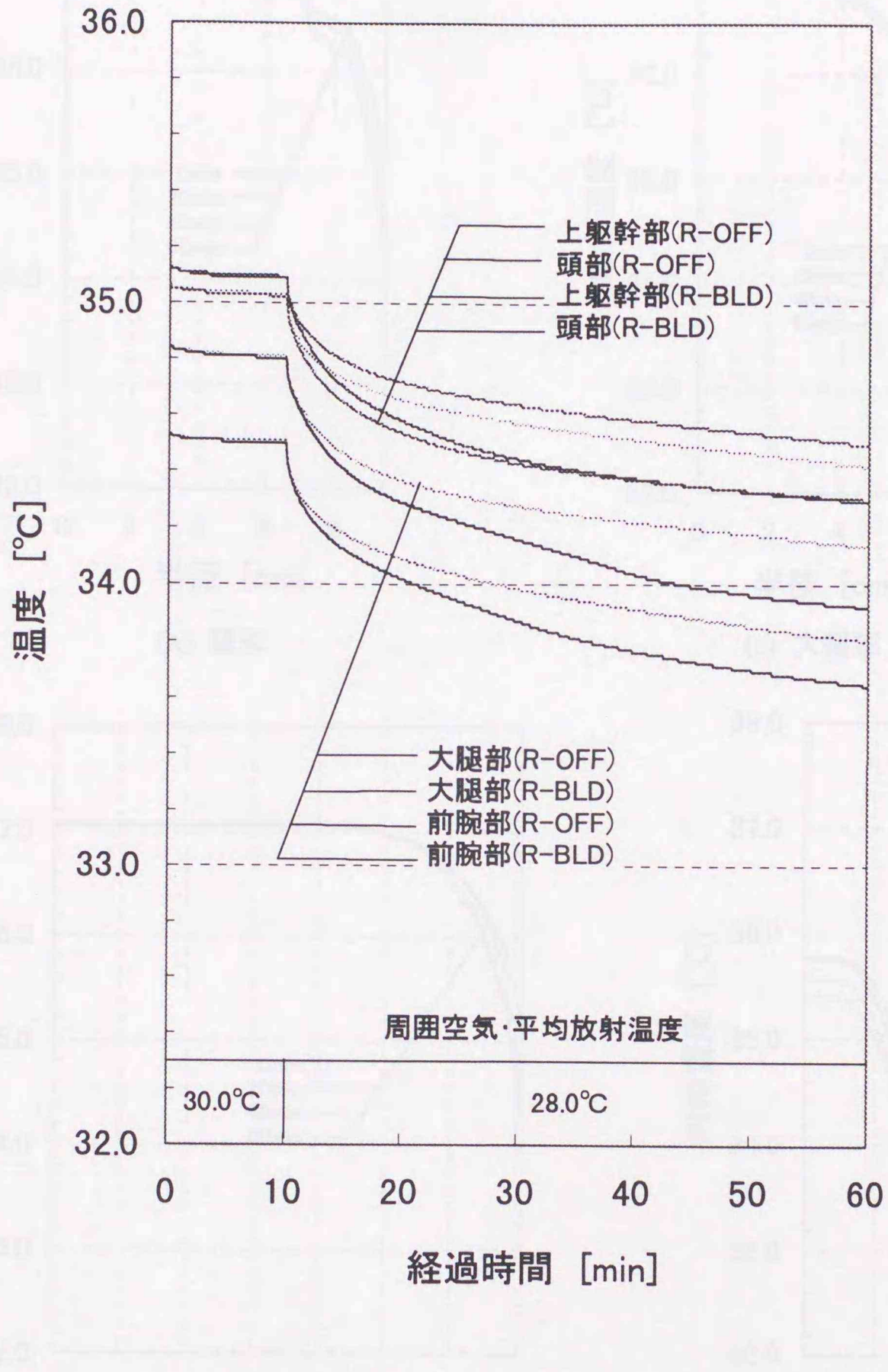
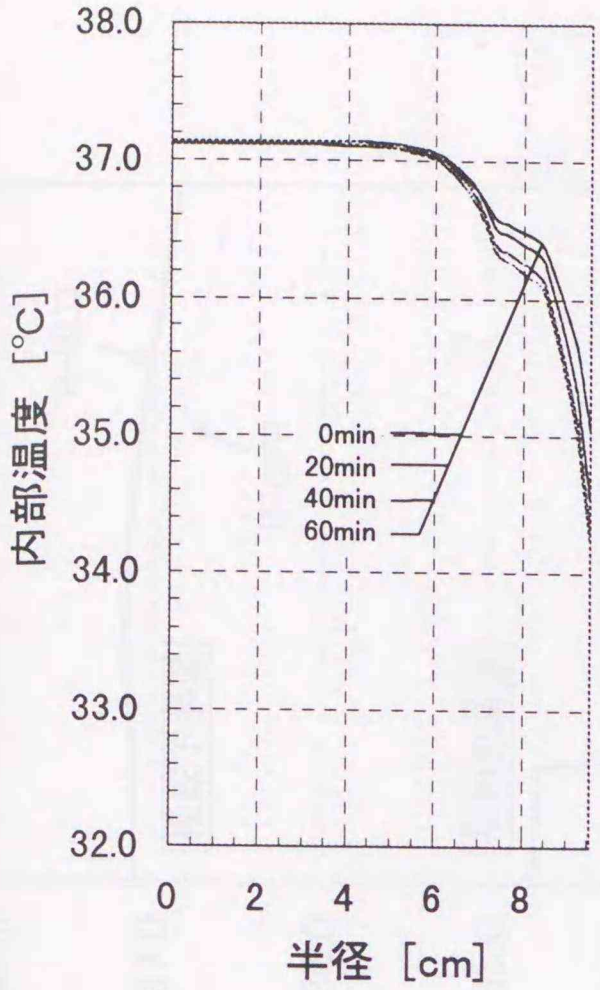
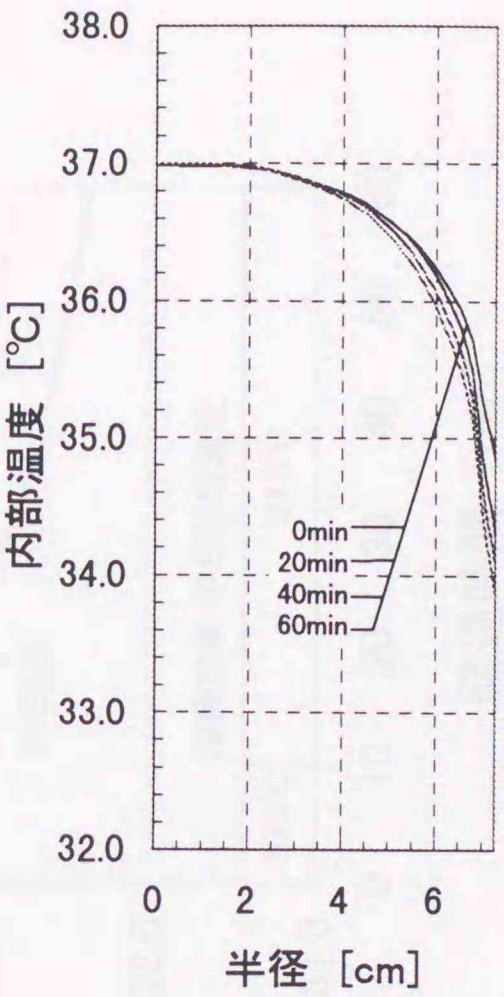


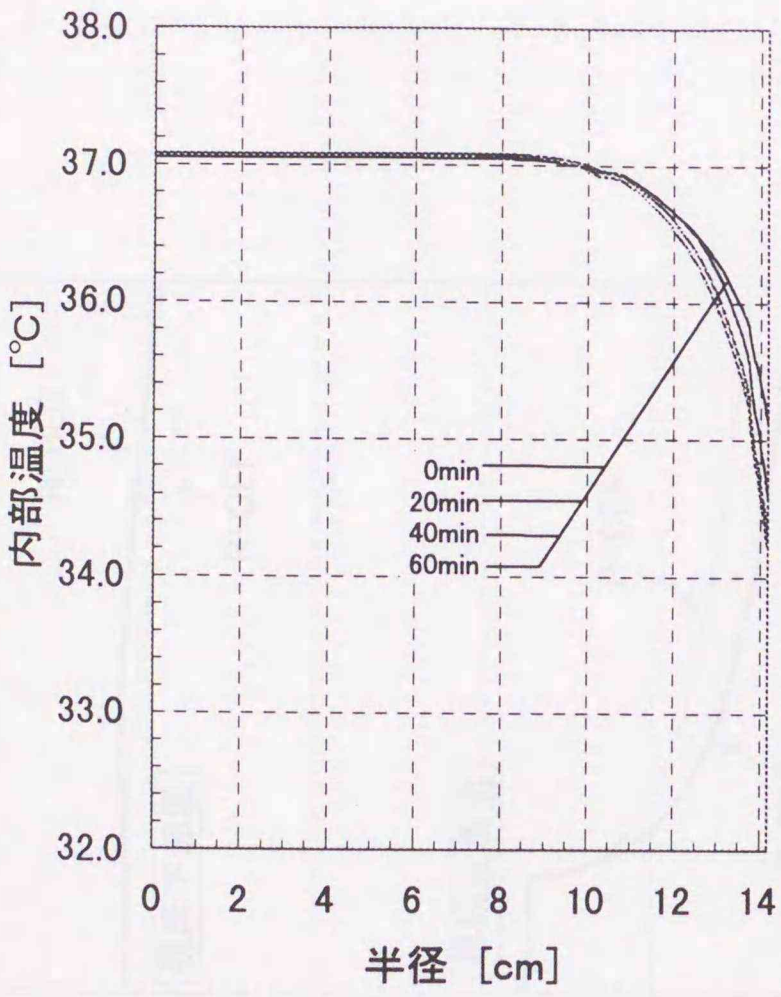

図 5.12 血流量調節の有無による部位別皮膚温の比較.
R-BLD は皮膚血流量出力ルーチンを有効にした場合.
R-OFF は，安静時基準血流量とした場合.



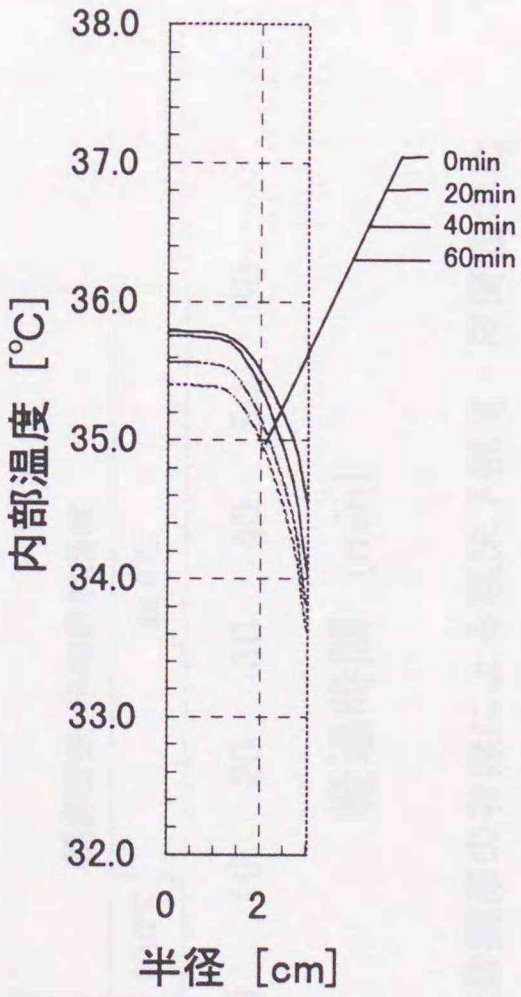

(a) 頭部




(c) 大腿部




(b) 上躯幹部




(d) 前腕部

図 5.13　各部位の内部温度分布(R-BLD)．計算条件(1)
(気温・平均放射温 30.0→28.0℃)．

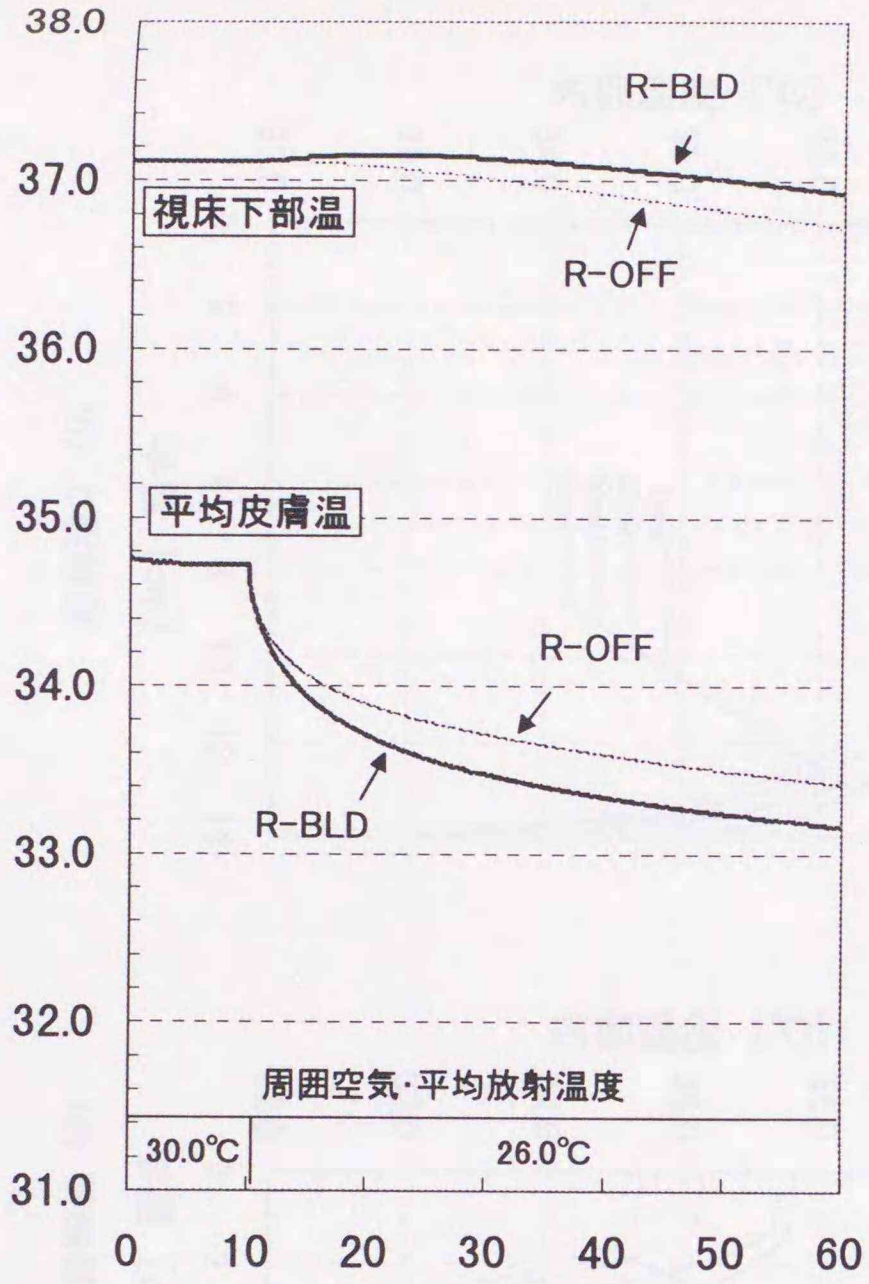



図 5.14　血流量調節の有無による視床下部温・皮膚温の比較．R-BLD は皮膚血流量出力ルーチンを有効にした場合．R-OFF は，安静時基準血流量とした場合．

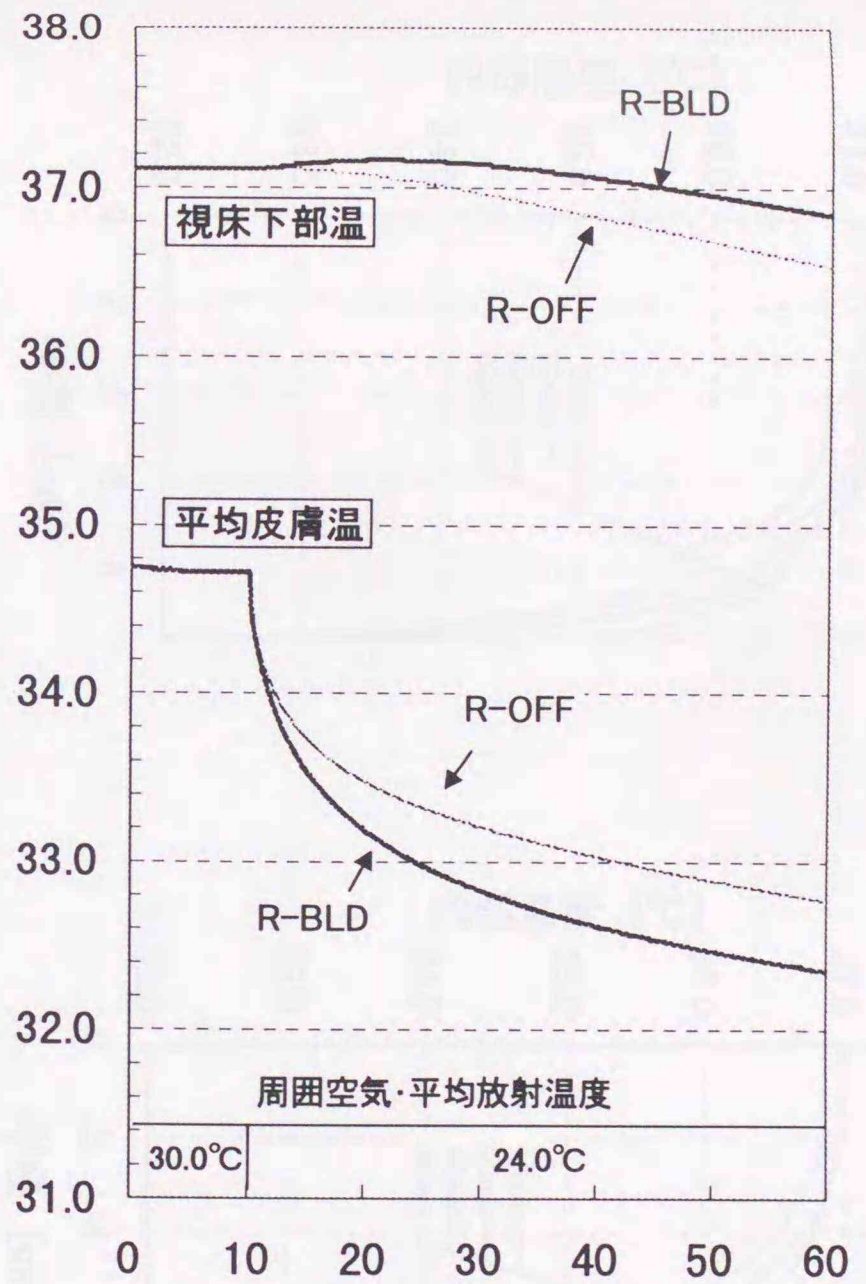
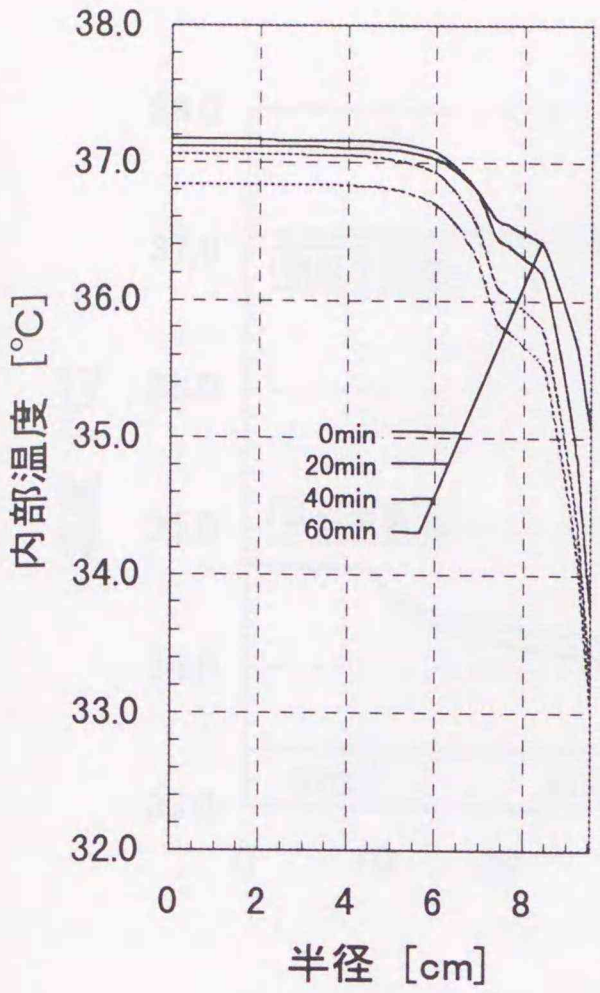
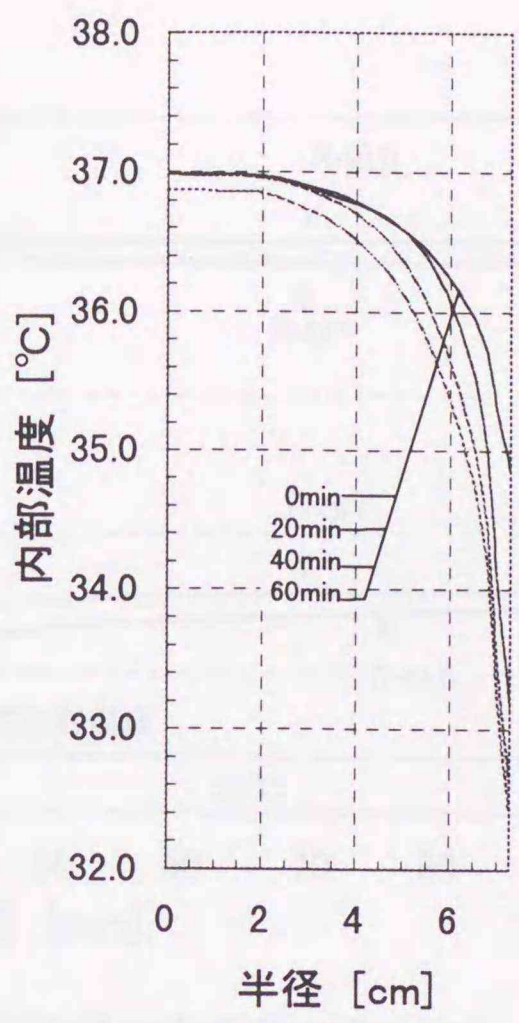


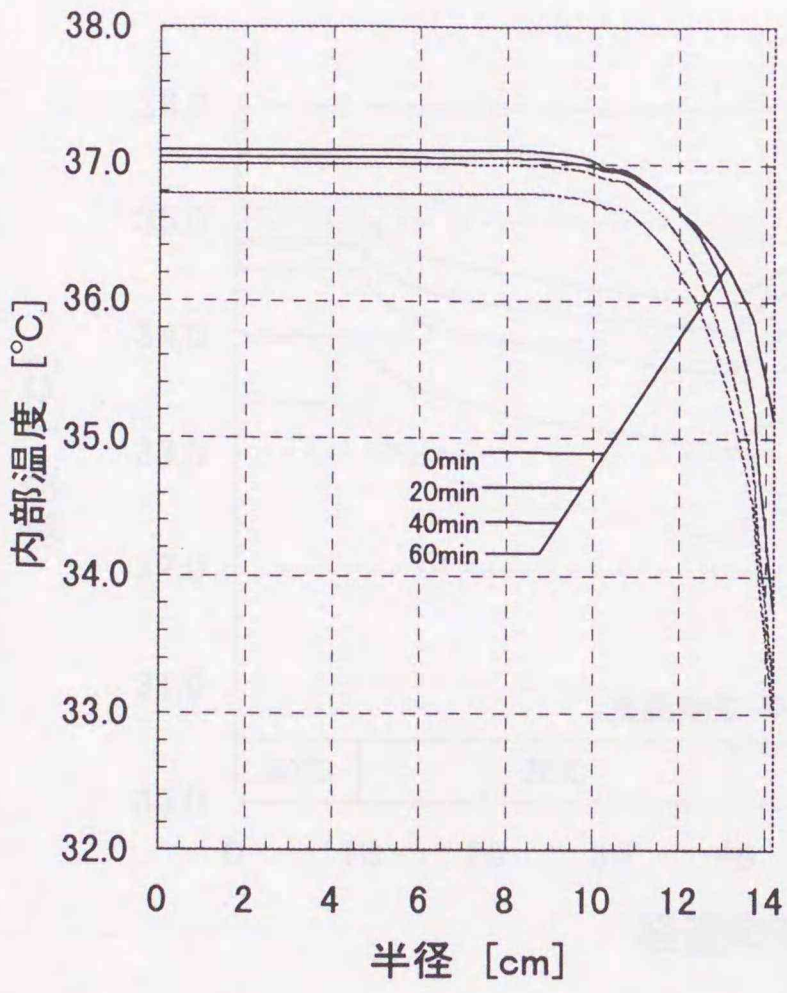

図 5.15　血流量調節の有無による視床下部温・皮膚温の比較．R-BLD は皮膚血流量出力ルーチンを有効にした場合．R-OFF は，安静時基準血流量とした場合．



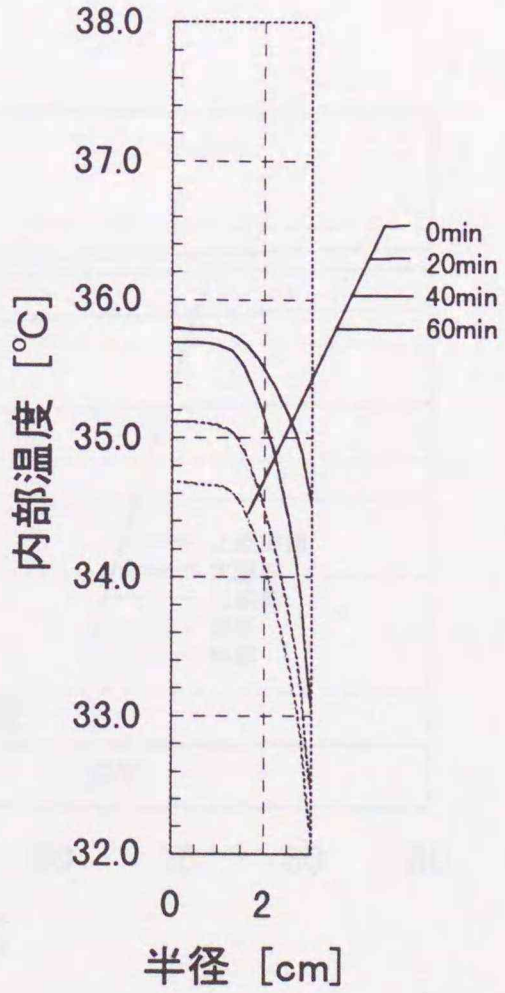

(a) 頭部




(c) 大腿部




(b) 上躯幹部




(d) 前腕部

図 5.16　各部位の内部温度分布 (R-BLD)．設定条件 (3)
(気温・平均放射温 30.0→24.0℃)．

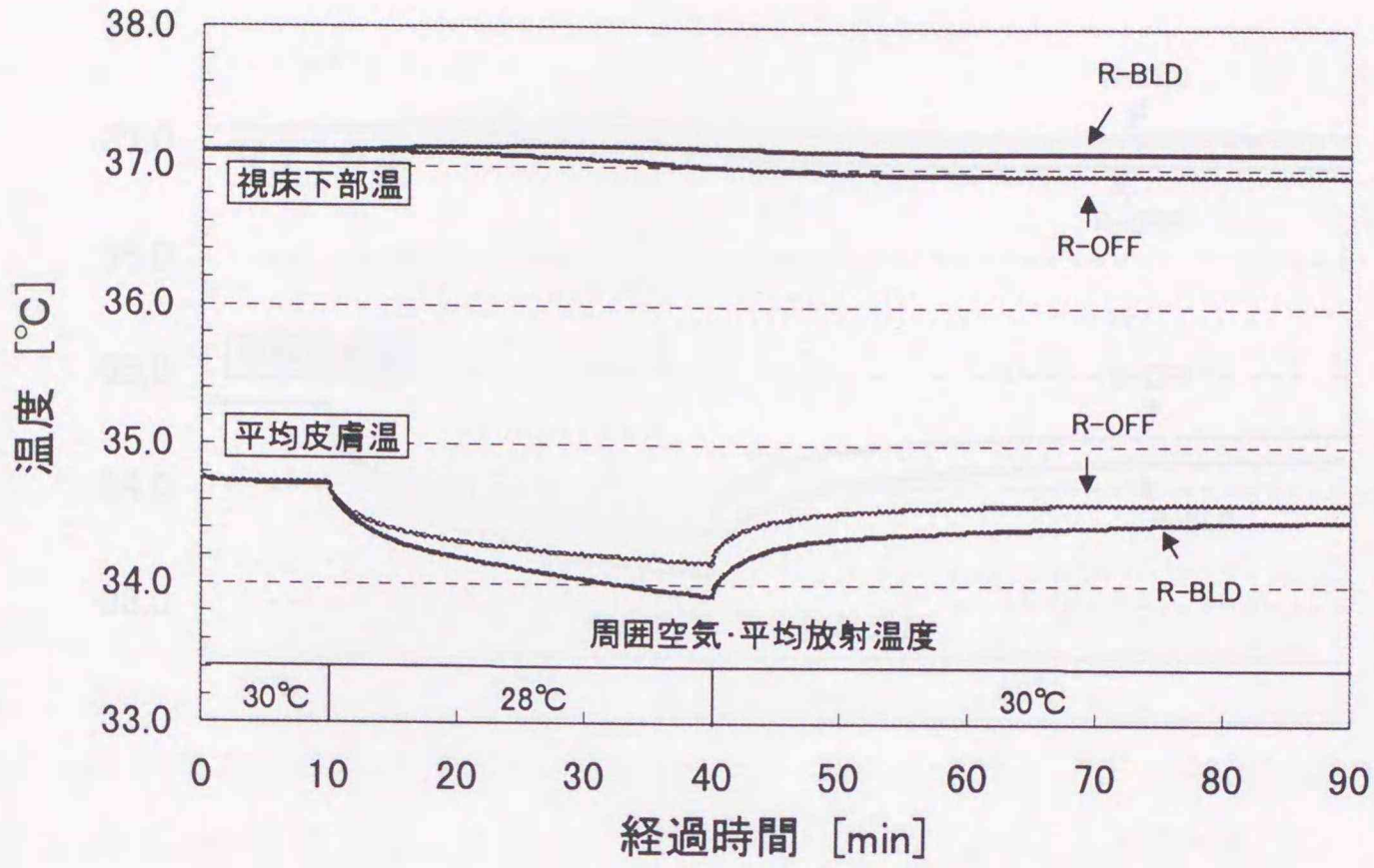



図 5.17 計算条件(4)の視床下部温と平均皮膚温の経時変化

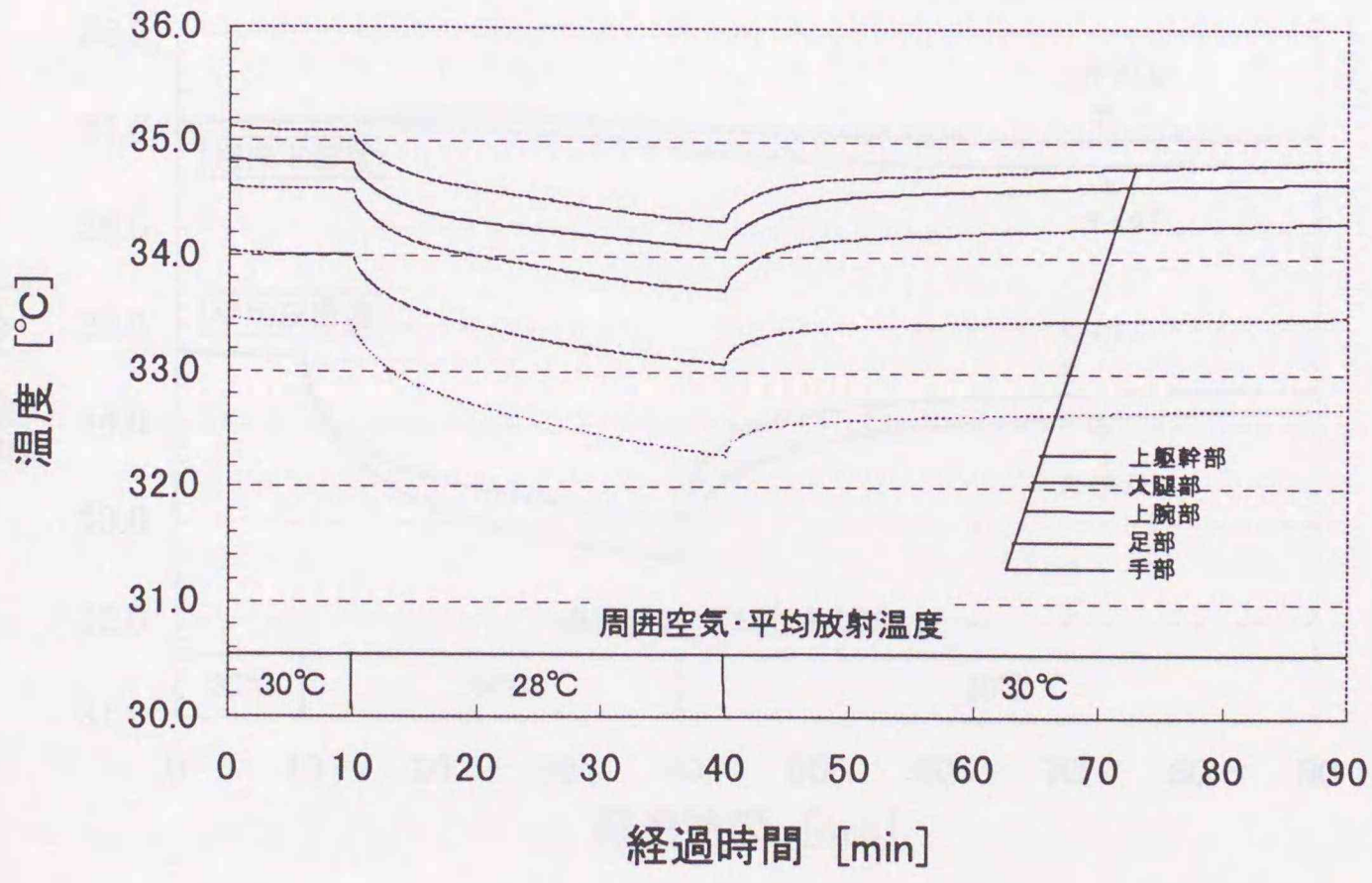



図 5.18 計算条件(4)の部位別皮膚温の経時変化

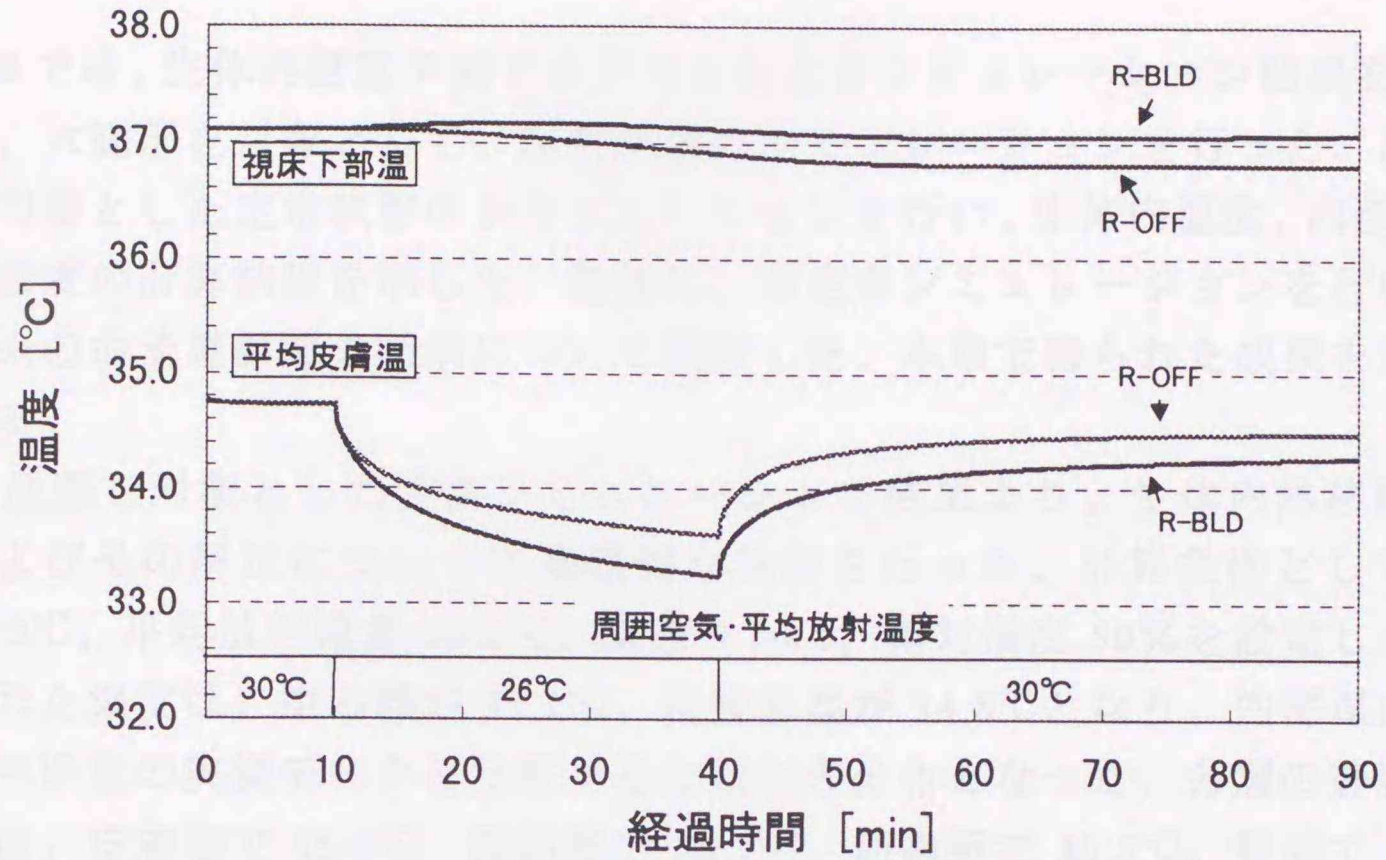



図 5. 19 計算条件(5)の視床下部温と平均皮膚温の経時変化

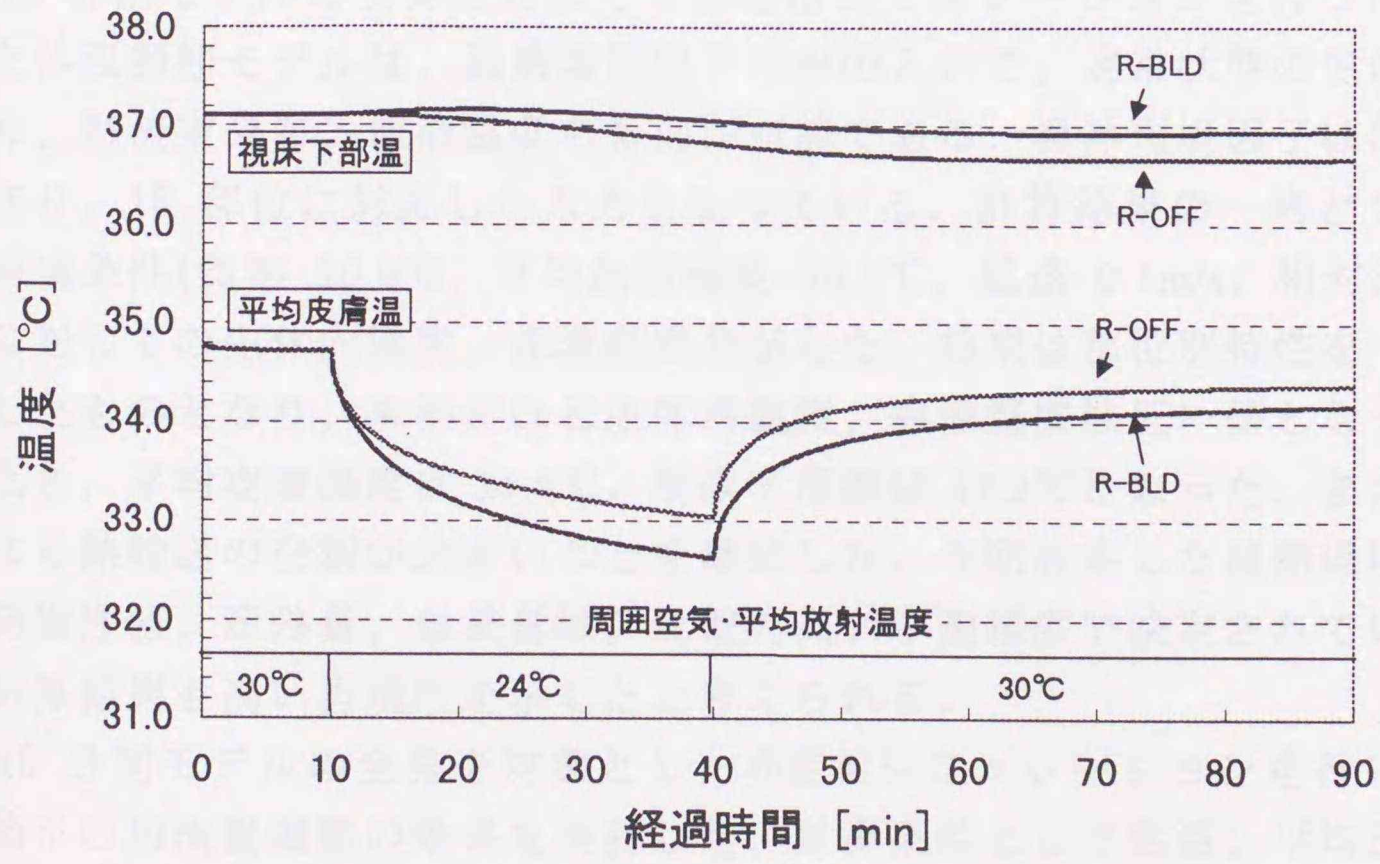



図 5. 20 計算条件(6)の視床下部温と平均皮膚温の経時変化

## 5. 5 まとめ

本章では，生体内温度予測プログラムによるシミュレーション結果を示した．まず，大腿部を対象として，定常状態のシミュレーションを行った．次に，全身を対象とした定常状態のシミュレーションを行い，生体内温度，内部熱流束，血液温度の計算結果を示した．最後に，非定常シミュレーションを行い，体温調節系の血流量調節の効果について検討した．本章で得られた成果を以下にまとめる．

(1)大腿部を対象とした定常シミュレーション結果より，生体内熱移動方程式およびその解法についての基礎的な検討を行った．計算条件として，気温 29.0℃，平均放射温度 29.0℃，風速 0.1m/s，相対湿度 50％を設定した．計算された温度は，中心部が 37.2℃，皮膚表面が 34.8℃となり，内部温度についても既往の実測データと比較すると類似の分布となった．各層の静脈血液温度は，皮膚層で 35.0℃，脂肪層で 35.1℃，筋肉層で 36.5℃，骨層で 37.2℃となった．また，円筒層モデルにおける生体内熱移動方程式の一般解中の各係数について検討した．層毎に第 1 種変形 Bessel 関数と第 2 種変形 Bessel 関数の係数が大きく異なることを示した．

(2)16 分割モデルの全身を対象とした定常シミュレーションを行った．開発した体温調節モデルは，温熱環境因子のみの入力で，定常状態の生体内温度分布，熱流束分布，血液温度の算出が可能である．温熱環境因子は部位毎，つまり，16 部位に対応した入力となっている．計算結果の一例として，温熱環境条件(気温 30.0℃，平均放射温度 30.0℃，風速 0.1m/s，相対湿度 50％)に対しての生体内温度，血液温度を示した．結果は部位別特性を十分に反映したものとなり，末梢部ほど生体内温度，血液温度は低い値となった．このとき，平均皮膚温度は 34.8℃，視床下部温は 37.2℃となった．また，血流による熱輸送の役割が大きいことを確認した．今回設定した温熱環境条件での熱物性値，産熱量，血流量は，比較的高い予測精度で決定されているため，計算結果も高い再現性を示したと考えられる．

(3)16 分割モデルの全身を対象とした非定常シミュレーションを行い，体温調節系の血流量調節の効果を検討した．計算条件として気温，平均放射温度をステップ的に低下させた場合の生体内温度，血液温度を示した．血流量調節を考慮をした場合は，考慮しない場合と比較し，視床下部温は低下が抑制されること，同時に誘発される皮膚温の低下が，環境への熱放散を抑制するという過程を定量的に示した．

〈参考文献〉


1) Ashoff, J.: Wechselwirkungen zwischen kern und schale im warmehaushalt, Arch. Physik. Ther., 8 pp.113-133, 1956.

2) 無敵剛介ほか：体温・深部体温，総合臨床 増刊号，27，pp.2023-2030，1978.

3) Pennes, H. H. : Analysis of Tissue and Arterial Blood Temperatures in the Resting Human Forearm, J. Applied Physiology, 1(2), pp.93-123，1948.

4) Yokoyama, S. and H. Ogino: Developing computer model for analysis of human cold tolerance, Annals of Physiological Anthropology, 4, pp.183-187, 1985.

5) 横山真太郎：生体内熱移動現象，北海道大学図書刊行会，1993.

6) Shitzer, A., L. A. Stroscein, R. R. Gonzalez and K. B. Pandolf : Lumped-parameter tissue temperature-blood perfusion model of a cold-stressed fingertip，J. Applied Physiology，80(5)，pp.1829-1834，1996.

7) Tikuisis, P., R. R. Gonzalez and K. B. Pandolf: Thermoregulatory model for immersion of humans in cold water，J. Applied Physiology，64(2)，pp.719-727，1988.

8) Oosthuizen, P. H. and S. Madan: Combined Convective Heat Transfer From Horizontal Cylinders in Air, Trans. of the ASME, J. Heat Transfer, C, 91, pp.194-196, 1970.

9) Oosthuizen, P. H. and S. Madan: The Effective of Flow Direction on Combined Convective Heat Transfer From Cylinders to Air, Trans. of the ASME, J. Heat Transfer, C, 93, pp.240-242, 1971.

10)横山真太郎，角田直人，落藤澄：生体内熱移動方程式のアルゴリズムの改良とシミュレーション．日本生気象学会誌，34(2)，pp.73-79, 1997.

11)田村俊世：体肢組織内温度の血流依存性，Ⅰ部位による差異に関する理論的および実験的解析，脈管学，19(5)，pp.343-348，1979.

12)田村俊世：体肢組織内温度の血流依存性，Ⅱ深部体温計による上肢組織内温度変化記録の解析，脈管学，19(7)，pp.783-788，1979.

13)横山真太郎，角田直人，落藤澄：生体内熱移動プログラムの開発とその応用－第1報 四肢の熱移動解析を中心として，第20回人間－生活環境系シンポジウム，1996.

14)Yokoyama, S., N. Kakuta and K. Ochifuji: Development of a new algorithm for heat transfer equation in the human body and its applications, Applied Human Science, 16(4), pp.153-159, 1997.

15)Webb, P.: Temperatures of Skin, Subcutaneous Tissue, Muscle and Core in Resting Men in Cold, Comfortable and Hot Conditions, Euro. J. Applied Physiology, 64, pp.471-476, 1992.

16)Benzinger, T. H. : The sensory receptor organ and quantitative mechanism of human, Fed. Proc., 19(5), pp.32-41, 1960.
17)Stone, J. G. et al.: Direct intraoperative measurement of human brain temperature, Neurosurgery, 41(1), pp.20-24, 1997.
18)Cranston, W. I., J. Gerbrandy and E. S. Snell : Oral, rectal and esophageal temperatures and some factors affecting them in man, J. Physiology, 126, pp.347-358, 1954.
19)Rubenstein, E., R. C. Pardee and F. Eldridge: Alveolar-Capillary Temperature, J. Applied Physiology, 15(1), pp.10-12, 1960.
20)Eichna, L. W., A. R. Berger, B. Rader and W. H. Becker: Comparison of Intracardiac and Intravascular Temperatures with Rectal Temperatures in Man, J. Clin. Invest., 30, pp.353-359, 1951.
21)Bazett, H. C., L. Love, M. Newton, L. Eisenberg, R. Day and R. Forster : Temperature changes in blood flowing in arteries and veins in man, J. Applied Physiology, 1, pp.3-19, 1948.
22)Carlsten, A. and G. Grimby : Rapid changes in human right heart blood temperature at variations in venous return, Scand. J. Clin. & Lab. Invest., 10, pp.397-401, 1958.
23)横山真太郎，角田直人，富樫貴子，落藤澄：生体内熱移動プログラムの開発とその応用－第２報 全身の定常熱移動解析を中心として，第 21 回人間－生活環境系シンポジウム, pp.95-98, 1997.
24)Savage, M. V. and G. L. Brengelmann : Control of skin blood flow in the neutral zone of human body, J. Applied Physiology, 80(4), pp.1249-1257, 1996.
25)持田徹，竹原浩一：人体の等価径と平均対流熱伝達率，空気調和・衛生工学会学術講演会講演論文集，pp.521-524，1984.
26)横山真太郎，角田直人，富樫貴子，落藤澄：温熱環境評価のための体温調節系の数理モデルの検討，空気調和・衛生工学会学術講演会講演論文集，pp.993-996，1998.

# 第6章 生体内温度予測プログラムの検証のための被験者実験

## 6.1 はじめに

本章では，生体内温度予測プログラムの検証および改良のための基礎的データの収集を目的としておこなった被験者実験について述べる．実験では，被験者を温熱環境が制御された空気環境試験室内に滞在させ，生理的状態および温熱環境因子を連続測定した．

本研究で開発した生体内温度予測プログラムは，部位毎の温熱環境因子の入力のみで，生体内の温度を算出することができる．前章では生体内温度予測プログラムによる計算結果を示し，その結果が従来報告されている生体の温度分布をよく再現していることを示した．しかし，従来の実測データの測定項目，温度の測定箇所は断片的であり，すべての部位の皮膚温の詳細なデータとしてまとまったものは比較的少ない．また，生体内熱移動という観点からいえば，少なくとも内部温度(深部温)と皮膚温さらに代謝量は同時に測定すべきである．部位別特性を考慮した生体内温度予測プログラムの検証および改良には，そのようなデータが不可欠であると考え，本実験を行った．

以下に本章の概要を示す．

節 6.2 では，実験の概要を説明する．被験者については，皮膚表面温度をサーミスタおよびサーモグラフィーで連続測定した．深部温は，直腸温，鼓膜温をそれぞれ専用のサーミスタで測定した．代謝量は，呼吸代謝量測定装置を用いて breath by breath 法により測定した．また，温熱環境因子の測定法についてもこの節で述べる．

節 6.3 では，温熱環境因子の実測結果および被験者の深部温，皮膚温，代謝量の実測結果，主観申告値を示し，考察した．

節 6.4 では，実測結果と生体内温度予測プログラムによる計算結果を比較検討した．各部位の皮膚温，深部温を設定条件毎に検討し，生体内温度予測プログラムによる計算結果の妥当性を示した．

節 6.5 では，本章で得られた成果をまとめた．

## 6.2 実験方法

### 6.2.1 実験室と実験条件の概要

1998年7月下旬の6日間，空気環境試験室において，被験者実験を行った．室内温熱環境が制御されたもとで被験者を滞在させ，生理的状態および温熱環境因子を連続測定した．以下に実験室と実験条件の概要を述べる．

**(1)実験室の概要**

本実験は北海道大学人間環境計画学講座が所有する空気環境試験室を使用した．外観を図6.1[1)]に示す．試験室自体の外径寸法はW2700×H2400×D4500であり，ダクト系を含めた容積は30.9[$m^3$]となっている．風量については，試験室内循環空気量 0～3000[$m^3/h$]，外気導入量 0～720[$m^3/h$]の可変方式である．また，試験室内の空気循環系は，空気浄化装置経由とバイパス経由の二経路からなる．前面床吹出し，天井排気方式を採用している．空気浄化装置は先述の室内循環系と外気導入系のそれぞれに配置してある．更に，PID制御による気温15.0～35.0℃，湿度40～80%を制御幅とする温湿度調整を備え，通常の使用状態では設定温度±0.1℃，設定湿度±5%の精度で運転可能である．

試験室内の被験者の配置は図6.2に示すとおりであり，被験者とヒューマンコンフォートメータを対称に配置させた．

**(2)被験者**

被験者は，健康な青年男子3名(被験者 M，N，S)であり，人体モデルのサイズを決定する際，最低限必要と考えられる身体寸法の測定を行った．各被験者の身体測定値を表6.1に示す．皮下脂肪圧の測定には国内外で多用されている栄研式キャリパーを用いて計測した．ここでの皮下脂肪厚とは皮膚と皮下脂肪組織の厚さの和のことである．さらに，人体と環境との熱授受および生体内の熱移動に大きく関わるパラメータとなる体表面積，体脂肪率を算出した．体表面積は，以下の高比良の提案式を用いた．

$$S = 0.007246 \cdot W^{0.425} \cdot H^{0.725} \tag{6.1}$$

ここで，$S$：体表面積[$m^2$]，$W$：体重[kg]，$H$：身長[cm]である．

体脂肪率については，Brozek et al.の体密度による体脂肪率の算出式を使用した．

$$\%Fat = \left(\frac{4.570}{D} - 4.142\right) \times 100 \tag{6.2}$$

ここで，$\%Fat$：体脂肪率[%]，$D$：体密度である．体密度は長嶺が報告した以下の年齢別体密度推定式を使用した．

$$D = 1.0913 - 0.00116X \quad \text{(青年男子の場合)} \qquad (6.3)$$

ここで，$X$：皮下脂肪厚(上腕背部＋肩甲骨下部，mm)である．算出した値を表6.1に併せて掲げた．

また実験に先立ち，被験者に実験概要を説明し，同意(informed consent)を得た．被験者には，実験前日の過度な運動，飲食を控えてもらった．

**(3)実験条件**

試験室内の設定条件は表6.2に示すとおり，気温の設定を変えた6条件とし，一人の被験者に対して，2日間にわたり6条件の設定条件で測定した．被験者にはまず，試験室外において安静状態で待機後，入室し，短パンのみで安静椅坐位を保持してもらった．測定時間は，入室後 90min と設定した．しかし，気温 22.0，24.0℃の設定条件において，被験者によっては許容できない不快さを訴えたため，およそ 60min の測定時間となるケースもあった．湿度に関しては，絶対湿度が 0.012[kg/kg(DA)]で一定となるよう相対湿度を気温に対応させ設定した．他の温熱因子はすべての条件に対して，変化させないよう配慮した．気温の設定条件は 22.0～32.0℃であり，およそ裸体で至適域とされている範囲から低温側を対象とした．

被験者には，入室直後とそれ以後 10min 経過毎に主観申告をしてもらった．

### 6.2.2 測定項目と測定装置

**(1)皮膚温**

測定項目および測定機器を表6.3に掲げる．皮膚温に関しては，生体内温度予測プログラムとの整合性を考慮し，各部位の代表的な 16 点をサーミスタにより連続測定した．測定箇所は，額，頸部，背部，胸部，腹部，臀部，上腕部(内・外)，前腕部(内・外)，手部(甲)，大腿部(内・外)，下腿部(内・外)，足部(甲)である．同時に，サーモカメラにより全身の皮膚温度分布を撮影した．

サーミスタは，そのセンサー部を通気性のあるテープで直接皮膚に貼り付けた．センサー素子は，直径 2.3mm 以下のガラスコーティングされたもので，極めて応答性が高いものを使用した．

サーモグラフィー装置の利点は，非接触型で連続的に測定できること，リアルタイムで視覚的に温度分布を把握できることが挙げられる．

**(2)深部温**

深部温は直腸温，鼓膜温をそれぞれ専用のサーミスタで連続測定した．直腸温は，容易かつ安全に測定でき，また直腸部は大きな腰部組織に囲まれているため，非常に安定した温度を保つ．センサー部は，約 8cm 挿入してもらい，

各実験前に，被験者側の生理状態に大きな変化がなく，適切な値を示していることを確認した．

近年，鼓膜温の安全な測定装置として放射温度計が開発されているが，外耳道の形状には個人差があり，測定値がばらつくこと，連続測定が難しいことから，今回はサーミスタが適当な測定装置と考えた．使用した鼓膜温用サーミスタはスプリング型鼓膜温度測定装置であり，使用手順としては，まずセンサー部を外耳道に挿入し，鼓膜に接触させた後，リード線およびセンサー固定ワイヤをテープで固定する．

Benzinger et al.[3]は，鼓膜温は脳内温度(視床下部温)を反映すると報告しているが，鼓膜温については，Sato et al.[4]も指摘しているように，センサー部を鼓膜にしっかりと接触させることが肝要であり，この操作に熟知している運動生理学者の立ち会いのもと，慎重に操作を行った．

**(3)代謝量**

総代謝量の測定には，呼吸代謝測定装置(Sensor Medics，VMAX29c)を用いた．原理は，breath-by-breath(呼吸毎)によるガス交換測定法に基づいている．この方法は，呼気量と呼気ガス($O_2$，$CO_2$)濃度を測定するもので，過渡状態の代謝量の測定に対応できる．VMAX29c は，呼気量算定のための呼気流速は熱線式風速計を採用している．$O_2$ 濃度測定装置はパラマグネティック式，$CO_2$ 濃度測定装置は非分散赤外線吸収式を採用している．これらの $O_2$ 濃度，$CO_2$ 濃度測定用のガスアナライザは小型化されているため，従来のものと比較し，非常にコンパクトであり，リアルタイムの計測が可能である．

具体的な手順としては，被験者に呼気流速測定センサ，呼気サンプルチューブのついたマスクをしてもらう．流量計，ガスアナライザの較正については，測定前に毎回行った．

**(4)主観申告用紙**

申告用紙を図 6.3 に示す．温冷感，快適感を評価スケールを用いて主観評価させる手法は，Houghten and Yaglou に始まり，現在までに人間の感覚に基づく温熱環境評価法として定着している．Gagge, Stolwijk and Hardy[5]は，実験により，快適感(comfort sensation)と温冷感(temperature sensation)が申告値として異なることを指摘し，両者を区別した評価スケールを提案した．現在，ASHREA のスケールにおいてもそれらは区別され，国際的に広く用いられている．国内では，空気調和・衛生工学会がまとめた評価スケールが多く用いられている．

以上の評価尺度を参考に，主観申告用紙を作成した．評価スケールは，快適感，温冷感を区別し，両者とも 7 段階とした．空気調和・衛生工学会の尺度と

同様，放射感，風量感，乾湿感の項目を載せた．部分的な温冷感を評価するため，特定の部位に対する申告を行えるようにした．最後に，認容性の項目を加えた．

**(5)温熱環境因子**

人体とヒューマンコンフォートメータの中間部の気温を床から 10cm，55cm，105cm の３点測定した．側壁面，天井，床面表面温度および吹出口，吸込口の温度は，熱電対により測定した．測定位置は，図 6.2 に示している．またサーモグラフィーにより，人体に近接する壁面を中心に温度分布を測定した．試験室の外壁の表面温度についても同様に測定した．

### 6.2.3 ヒューマンコンフォートメータの概要

今回の実験では，ヒューマンコンフォートメータを試験室内に被験者と対称に配置した．ヒューマンコンフォートメータとは，(株)小松製作所中央研究所が開発した人体形状ボディーと計測・制御ソフトウェアから構成される温熱快適性評価システムであり，図 6.4 にその構成の概略を示す．

標準的な体型の人間とほぼ同等の形状のプラスチック製ボディーの各部位の表面に温熱感覚エレメントが埋め込まれている．温熱感覚エレメントは，熱電素子を利用し，部位毎に異なる深部から皮膚表面への放熱を，統合系から得られた情報を基に再現する．現在，本研究の生体内温度予測プログラムを応用した統合系の制御プログラムの共同開発が進行中であることを付記しておく．

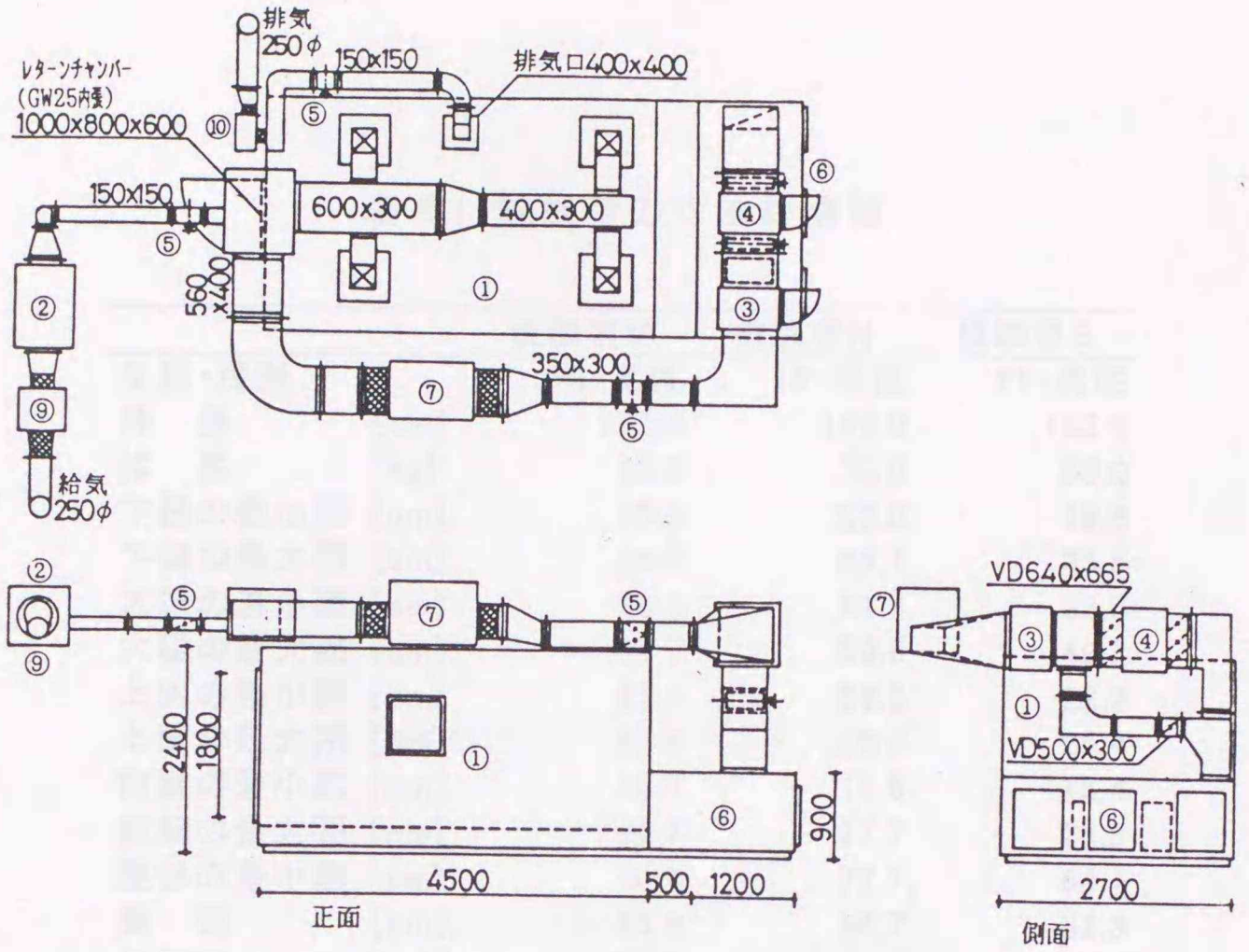



図 6.1 空気環境試験室概観

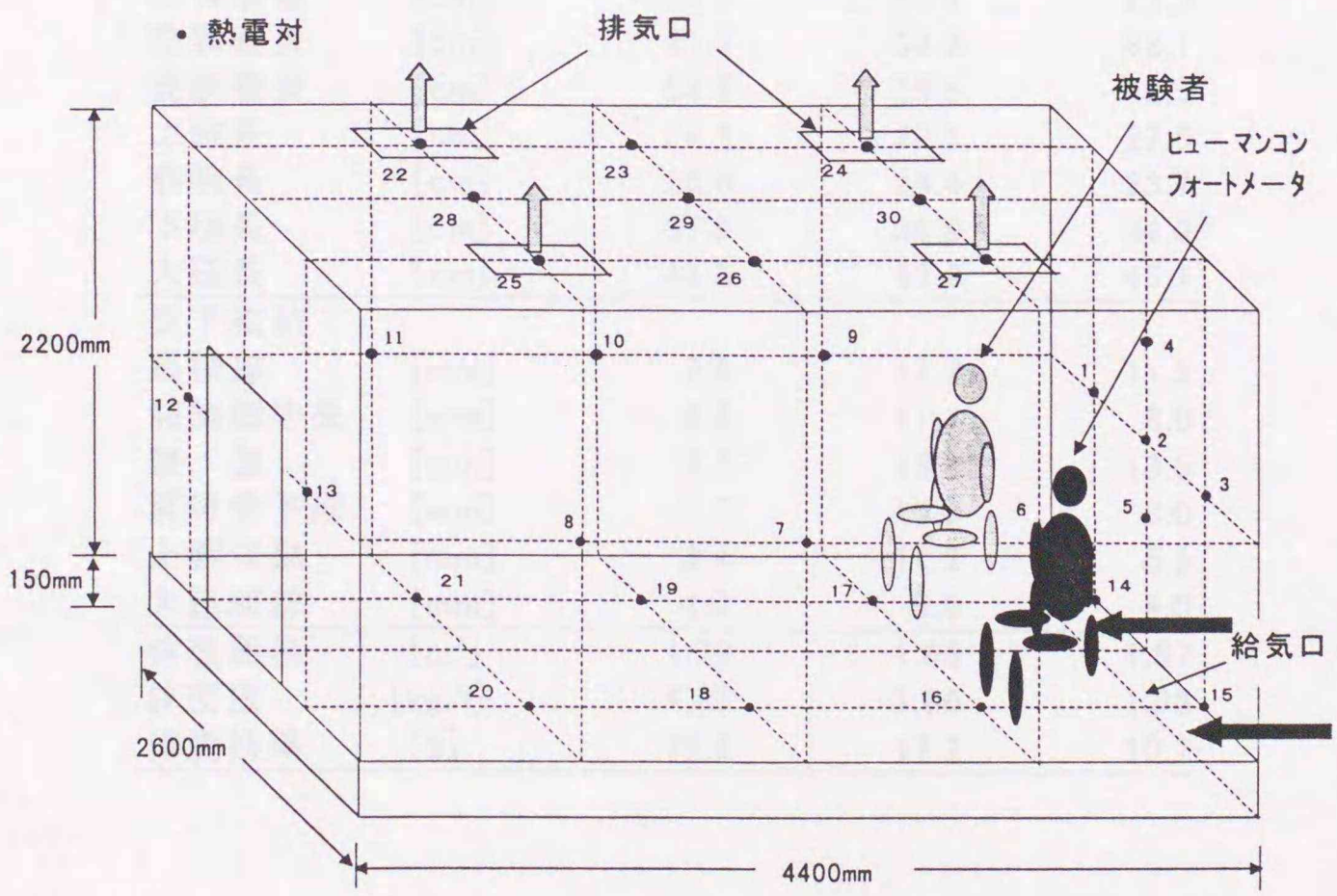



図 6.2 空気環境試験室内部の概要

表 6.1 被験者の寸法計測値

| | | 被験者M | 被験者N | 被験者S |
|---|---|---|---|---|
| 年齢・性別 | | 23・男性 | 19・男性 | 21・男性 |
| 身　長 | [cm] | 173.0 | 169.0 | 163.0 |
| 体　重 | [kg] | 63.5 | 73.0 | 53.0 |
| 下腿の最小囲 | [cm] | 20.9 | 23.0 | 19.6 |
| 下腿の最大囲 | [cm] | 34.0 | 39.1 | 33.5 |
| 大腿の最小囲 | [cm] | 36.3 | 41.7 | 33.5 |
| 大腿の最大囲 | [cm] | 53.7 | 59.6 | 49.2 |
| 上腕の最小囲 | [cm] | 22.4 | 26.2 | 22.2 |
| 上腕の最大囲 | [cm] | 25.9 | 29.2 | 25.4 |
| 前腕の最小囲 | [cm] | 15.7 | 16.6 | 15.4 |
| 前腕の最大囲 | [cm] | 25.7 | 27.7 | 23.5 |
| 腹部の最小囲 | [cm] | 70.1 | 77.1 | 64.1 |
| 胸　囲 | [cm] | 85.9 | 94.7 | 82.3 |
| 骨盤囲 | [cm] | 89.6 | 91.8 | 85.2 |
| 頸　囲 | [cm] | 33.3 | 37.3 | 33.0 |
| 頭　囲 | [cm] | 55.7 | 58.5 | 56.8 |
| 臀部厚径 | [cm] | 21.2 | 22.4 | 20.5 |
| 腸骨稜幅 | [cm] | 24.2 | 27.1 | 23.3 |
| 前胴壁長 | [cm] | 31.2 | 33.3 | 32.1 |
| 後胴壁長 | [cm] | 53.8 | 55.8 | 42.5 |
| 上腕長 | [cm] | 34.4 | 29.1 | 27.6 |
| 前腕長 | [cm] | 25.6 | 24.4 | 23.7 |
| 下腿長 | [cm] | 37.8 | 36.9 | 34.9 |
| 大腿長 | [cm] | 46.3 | 43.6 | 45.1 |
| 皮下脂肪 | | | | |
| 腸稜部 | [mm] | 3.8 | 11.2 | 11.5 |
| 側胸部中央 | [mm] | 6.6 | 11.1 | 8.0 |
| 腹　部 | [mm] | 9.2 | 15.0 | 13.5 |
| 肩甲骨下部 | [mm] | 9.7 | 16.3 | 8.0 |
| 上腕背部 | [mm] | 8.4 | 11.2 | 5.5 |
| 大腿前部 | [mm] | 6.0 | 0.0 | 8.0 |
| 体表面積 | [$m^2$] | 1.77 | 1.85 | 1.57 |
| 体密度 | [kg/l] | 1.07 | 1.06 | 1.08 |
| 体脂肪率 | [%] | 12.8 | 17.2 | 10.7 |

表 6.2 温熱環境因子の設定条件

| 実験 No. | 気温 [℃] | 湿度 相対湿度 [%] | 湿度 絶対湿度 [kg/kg(DA)] | 気流速 [m/s] |
|---|---|---|---|---|
| 実験 (1) | 32.0 | 40.0 | 0.012 | ～0.2 |
| 実験 (2) | 30.0 | 45.0 | 0.012 | |
| 実験 (3) | 28.0 | 51.0 | 0.012 | |
| 実験 (4) | 26.0 | 57.0 | 0.012 | |
| 実験 (5) | 24.0 | 64.0 | 0.012 | |
| 実験 (6) | 22.0 | 73.0 | 0.012 | |

表 6.3 被験者と温熱環境因子の測定機器

| 対　象 | 測定項目 | 使用機器 | 備　考 |
|---|---|---|---|
| 被験者 | 皮膚表面温度(16部位) | ①サーモグラフィー(NEC 三栄, TH3102MR)<br>②サーミスタ(TAKARA, THR シリーズ), 温度データ収録装置(ﾃｸﾉ･ｾﾌﾞﾝ, K721) | |
| | 鼓膜温度 | 鼓膜温用サーミスタ | |
| | 直腸温 | 直腸温用サーミスタ(芝浦電子, MGA Ⅲ形温度計) | |
| | 総代謝量 | 呼吸代謝測定装置(Sensor Medics, VMAX29c) | |
| | 感覚量主観申告値 | 主観申告用紙 | |
| | 生体計測 | ① マルチン式生体計測器<br>② 栄研式皮下脂肪計 | 実験後に計測 |
| 空気環境試験室 | 気温 | ① 熱電対(C-C 熱電対),<br>多チャンネル記録装置(ESD, Green Kid 88),<br>制御用コンピュータ(NEC, PC9801NS/E, EPSON,PC286LF)<br>② アスマン通風乾湿度計 | 人体とヒューマンコンフォートメータの中間部の床から 10, 55, 105cm の3点 |
| | 放射温度<br>・壁体温度<br>・人体部位平均放射温 | ① サーモグラフィー(富士通, ｲﾝﾌﾗｱｲ 5000), 熱画像記録装置(ADS, ｲﾝﾌﾗｱｲﾋﾟｸﾁｬｰﾚｺｰﾀﾞ)<br>② 熱電対(C-C 熱電対), 多チャンネル記録装置(ESD, Green Kid 88),<br>制御用コンピュータ(NEC, PC9801NS/E, EPSON,PC286LF) | |
| | 風速<br>・空間分布<br>・人体部位近傍 | ①熱線式風速計<br>②3次元超音波風速計(KAIJO, ﾏｲｸﾛｿﾆｯｸ WA-590) | |
| | 湿度 | ① 湿度センサー(SHINEI, RHD-SD シリーズ)<br>② アスマン通風乾湿度計 | |

感覚量申告用紙　　氏名　　年　月　日　時　分

① 熱的快適感

−3 非常に不快　−2 不快　−1 やや不快　0 どちらとも言えない　+1 やや快適　+2 快適　+3 非常に快適

② 温冷感

−3 寒い　−2 涼しい　−1 やや涼しい　0 どちらとも言えない　+1 やや暖かい　+2 暖かい　+3 暑い

③ 放射感(輻射感)

−3 非常に感じる　−2 感じる　−1 やや感じる　0 全く感じない　+1 やや感じる　+2 感じる　+3 非常に感じる

冷輻射　温輻射

④ 風量感

0 (全然)ない　+1 ややある　+2 ある　+3 非常にある

⑤ 乾湿感

−3 非常に湿っている　−2 湿っている　−1 やや湿っている　0 どちらとも言えない　+1 やや乾いている　+2 乾いている　+3 非常に乾いている

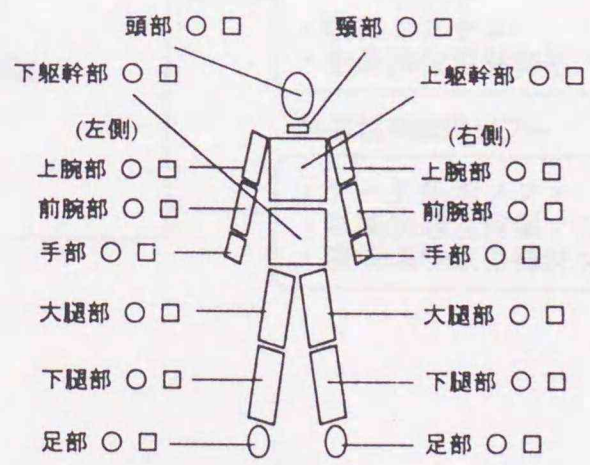
⑥ 疲労度

0 感じない　+1 やや感じる　+2 感じる　+3 非常に感じる

⑦ 体の部分的な寒さを感じるか

0 感じない　+1 やや感じる　+2 感じる　+3 非常に感じる

⑧ それはどの部位か(右図の○印をチェックする)




⑨ 体の部分的な暑さを感じるか

0 感じない　+1 やや感じる　+2 感じる　+3 非常に感じる

⑩ それはどの部位か(右図の□印をチェックする)

⑪ この室内温熱環境を受け入れられるか

−1 明らかに受け入れられない　0 どちらとも言えない　+1 明らかに受け入れられる

図 6.3 主観申告用紙

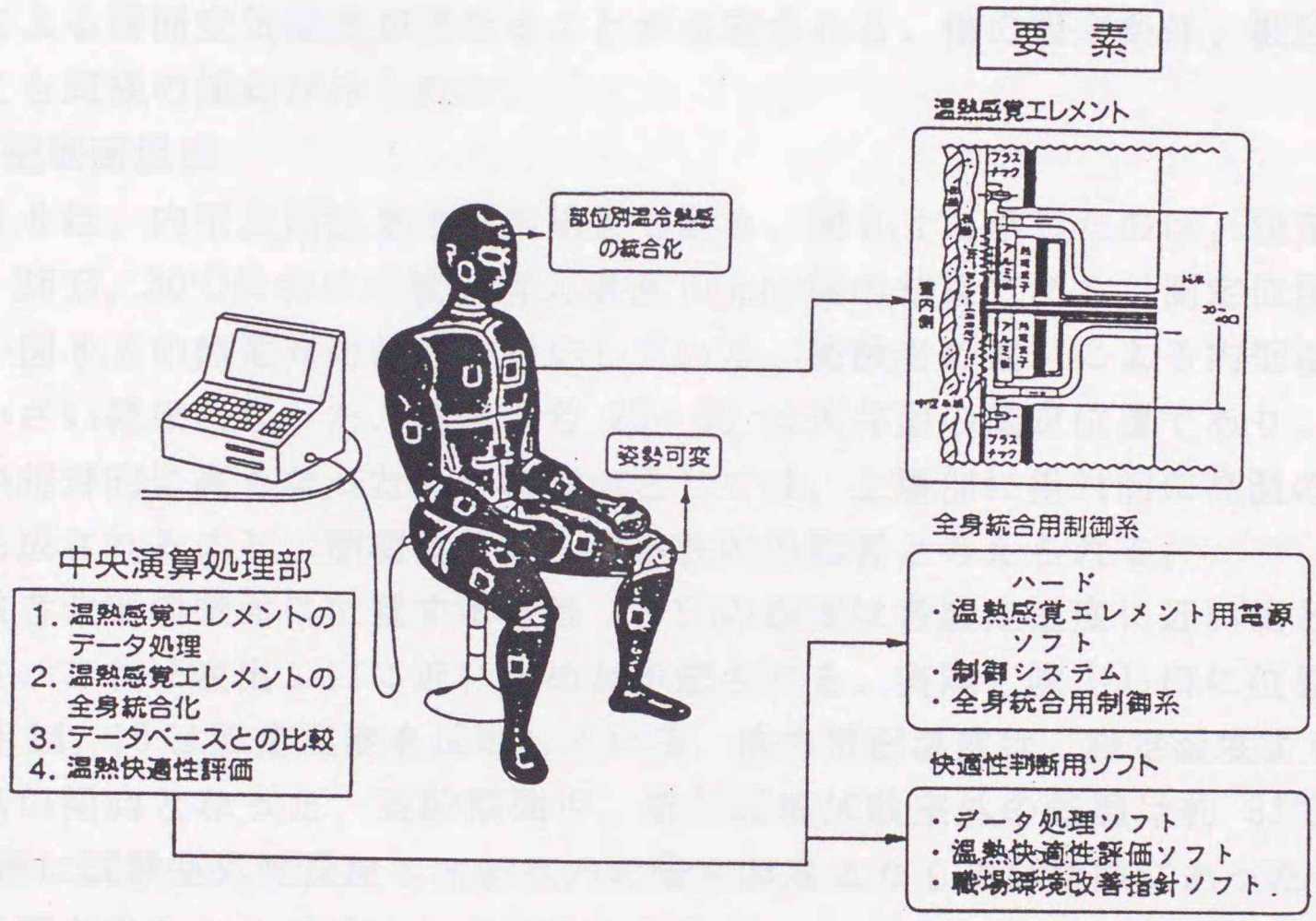



図 6.4 ヒューマンコンフォートメータの構成

## 6.3 実測結果と考察

### 6.3.1 温熱環境因子

#### (1) 気温

気温の測定結果の一例として,被験者Mの3条件(設定気温22℃,26℃,30℃)についての経時変化を図6.5に示す．気温の測定位置は，被験者の50cm左側の床から10cm，55cm，105cm高さである．全体的に大きな変動はなく，大きな外乱を受けてはいないといえる．しかし，高さによって温度が異なり，床上105cmが若干高く，床上55cmが若干低くなった．床上10cmは吹出し口に近いため，設定温度に最も近い値を示していると考えられる．このことより，人体部位による周囲空気温度が異なることが示唆される．他の設定条件，被験者についても同様の傾向がみられた．

#### (2) 内壁表面温度

図6.6は，内壁表面温度の測定結果である．図6.6で示したのは，設定気温22℃，26℃，30℃における被験者入室後60min後の結果である．測定位置の番号は，図6.2の熱電対の位置に対応している．被験者の違いによる内壁温度の差は小さい結果となった．測定番号22～30は天井面の測定位置であり，その温度が相対的に高くなった．この理由としては，上層部に相対的に高温の空気層が形成されること，照明器具からの熱放射の影響と考えられる．

被験者背部の壁面に位置する番号1～5の温度は各設定温度に近い値となっている．これは吹出し口に近いためと予想される．実際，吹出し口に位置させた番号14，15は設定温度を反映している．他の壁面温度は，設定温度より1℃程度高い傾向となった．実験期間中，空気環境試験室外の気温は約31℃であり,同様に試験室外壁温度も試験室内の設定温度よりも高い状態にあったため，その影響を少なからず受けたと考えられる．

また，サーモグラフィーによる測定結果も同様の傾向を示し，さらに同一壁面内では大きな温度差が生じていないことを確認した．

### 6.3.2 被験者の代謝量

図6.7に被験者Sの代謝量測定結果を示す．1つのプロットは，breath by breath法によって得られた結果の1分間平均値である．図6.7によると測定値の変動がみられるものの，経過時間に伴って有意に増加あるいは減少するというトレンドは見られなかった．設定気温が低いほど，僅かであるが標準偏差が大きくなり，呼吸の乱れが影響している可能性があるといえる．他の被験者に

ついても同様の傾向であった．

図6.8に，3名の被験者の設定温度と代謝量の関係を示す．代謝量は入室中の平均値とした．個人差はあるものの，設定温度が低くなると，代謝量が高くなる傾向となった．被験者 S についてみると，設定温度 22℃における代謝量は 90[W/m$^2$]と最も高く，設定温度 32℃では 57[W/m$^2$]と最も低くなっている．これらの値に表6.1に示した被験者Sの体表面積 1.57[m$^2$]を乗ずることにより，設定温度 22℃，32℃における代謝量はそれぞれ 141.3[W]，89.5[W]と計算できる．設定温度 32℃における代謝量 89.5[W]は，高比良[11]が報告した日本人青年男子の基礎代謝基準値，また佐々木[12]の実測値とほぼ一致している．

また図 6.8 より，設定温度 28～32℃の範囲で，被験者全員の代謝量が安定した値をとっていることがわかる．以上のことから，28～32℃の範囲に代謝量が最小になる生理的最適温度が存在することが示唆される．最小代謝量の統計的な信頼上限値に対応する低温側の温度は下臨界温度，高温側の温度は上臨界温度と呼ばれ，上下の臨界温度の間は代謝がほぼ一定となることが報告されている．今回の実測結果の限りでは，上臨界温度は推定することはできないが，下臨界温度は 28℃付近に存在することが示唆される．

### 6.3.3 被験者の深部温・皮膚温

図 6.9 に被験者 S の直腸温，平均皮膚温，代表的な部位の皮膚温の経時変化を示す．皮膚温の全体的な傾向として，設定温度 28℃以下では，入室後すべての部位で温度低下がみられ，その勾配は時間とともに緩やかになっている．設定温度 30℃では若干の温度上昇がみられ，32℃ではより顕著に温度上昇がみられる．

部位毎の皮膚温は，全条件を通して額部が最も高く，末梢部である足部が最も低い結果となった．設定温度が低くなるほど足部の皮膚温の低下は大きく，特に設定温度 22℃では，皮膚温は設定温度と同じまで低下している．ここでは示さなかったが，次いで下腿部の皮膚温が低い結果となっている．足部皮膚温がこのように低くなるのは，足部の部位特性に加え，床面への熱伝導による放熱，さらに床面吹出しの気流により対流熱伝達率が相対的に大きくなっているためと考えられる．

また，設定温度が低いほど，部位間の温度差が大きくなった．例えば，設定温度 32℃では足部と額部の温度差が 2.0℃程度であるのに対し，設定温度 24℃では 9.0℃，設定温度 22℃では 11.0℃の差となっている．

図 6.10 に深部温の測定結果の例として，設定条件 22℃と 32℃における被験

者 S の直腸温，鼓膜温の経時変化を示した．直腸温は鼓膜温に対して設定温度 22℃で約 0.7℃，設定温度 32℃で約 0.4℃高くなっている．直腸温は，皮膚温と比較し温度変化は小さいものの，22℃においては若干の低下，32℃においては若干の上昇が確認できる．例えば，22℃の 60min 時点では，直腸温は 0.3℃低下している．鼓膜温も同様な変動を示している．

他の２名の被験者についても同様の経時変化を示した．

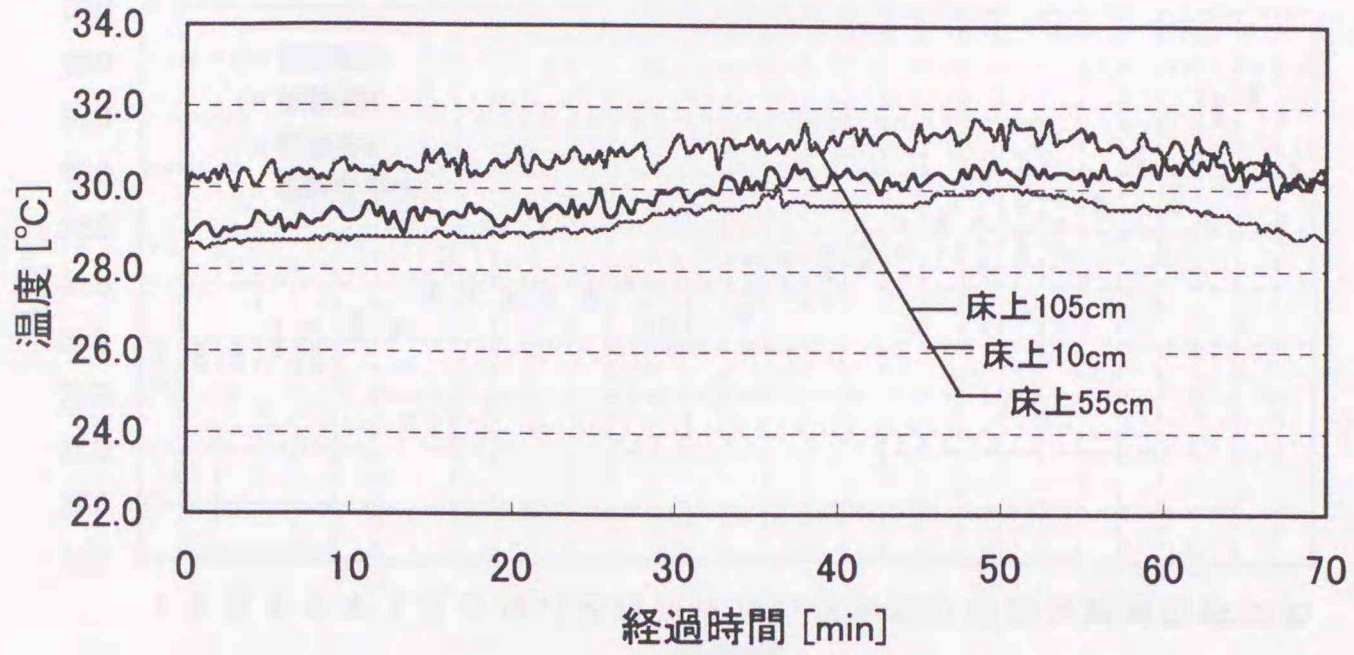
図 6.10 に被験者 S の皮膚温のサーモグラフィーによる測定結果を示す．入室 60min 経過時点に撮影したものである．気温変化に対応して全体的に皮膚温が低下している．また，人体表面には温度分布が生じており，末梢部では皮膚温が低くなっていることが視覚的に把握できる．設定温度 32℃では，皮膚温の部位間での差が比較的小さいのに対し，設定温度 22℃では，足部と躯幹部の皮膚温の差が大きくなっており，先述したサーミスタによる皮膚温の測定結果とも一致している．

### 6.3.4 主観申告値

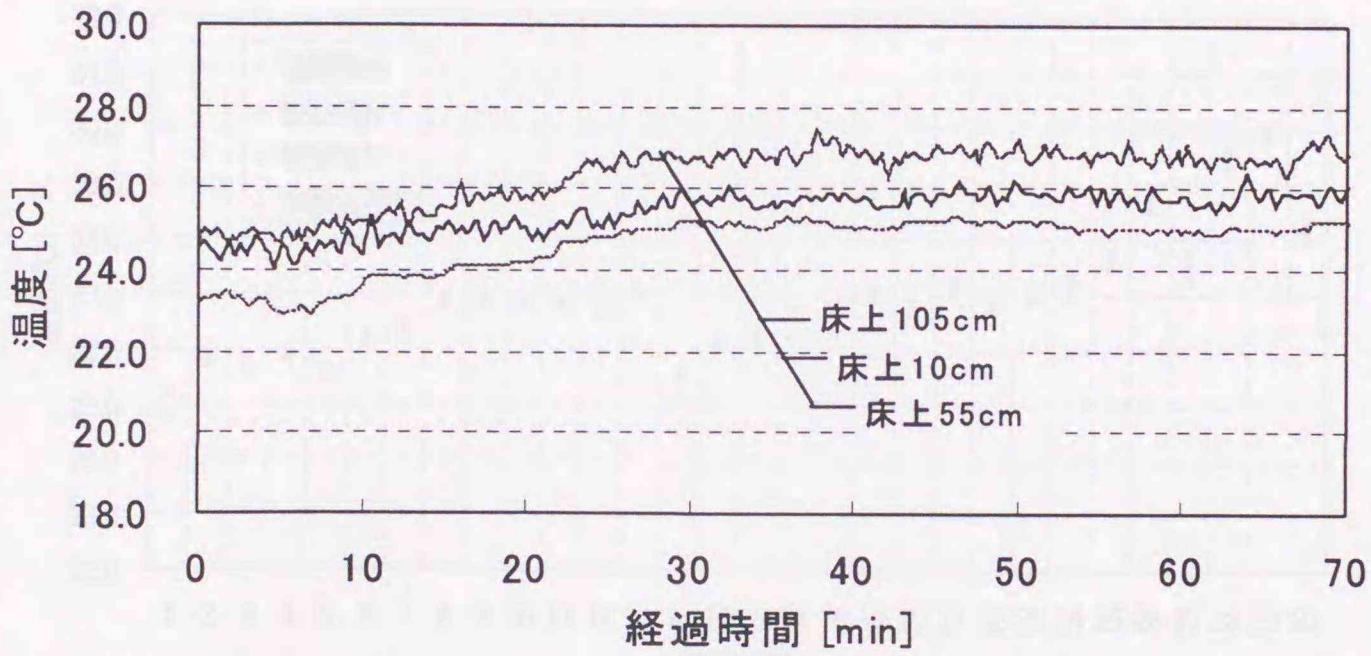
主観申告値の中から温冷感申告値を図 6.12 に示す．設定温度が 24℃以下ですべての被験者が寒さを感じている．30℃，32℃は申告値が 0 を上回り，至適域と推察され，過去の温熱環境の主観申告に関する研究と合致している．熱的快適感については，温冷感との明白な違いがなかった．また，放射感，乾湿感については評価スケール 0 の申告が多く，設定条件との有意な相関が得られなかった．

風量感はすべての被験者が「ある」と報告している．実際，気流測定において試験室内の風速は日常の室内環境での風速のレベルを超えていた．このため対流熱伝達率が大きくなっていると考えられる．特に，下方からの吹出し気流が存在するため，足部，下腿部，上腕部伸展側に大きい風速があり，温度低下を助長したと推察できる．

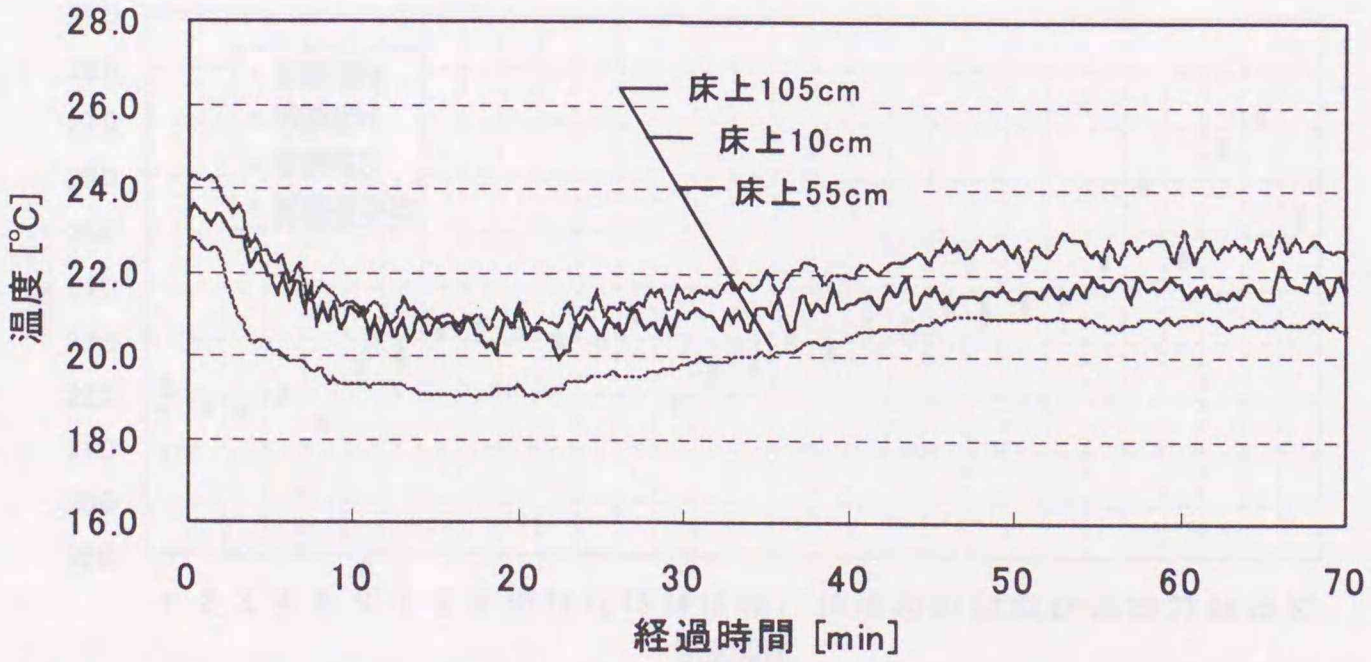
部分的な温冷感を問う項目では，すべての被験者が 26℃以下の設定条件において，足部，下腿部の「冷感」を申告した．このことも風量感と同様，下方での風速の大きさに関係している．部分的な温冷感は，全身の温冷感と密接に関わっていることが指摘されている．各部位の温熱環境因子を考慮したモデルによる評価の重要性を再確認した．




(a) 実験2 (設定気温 30℃)

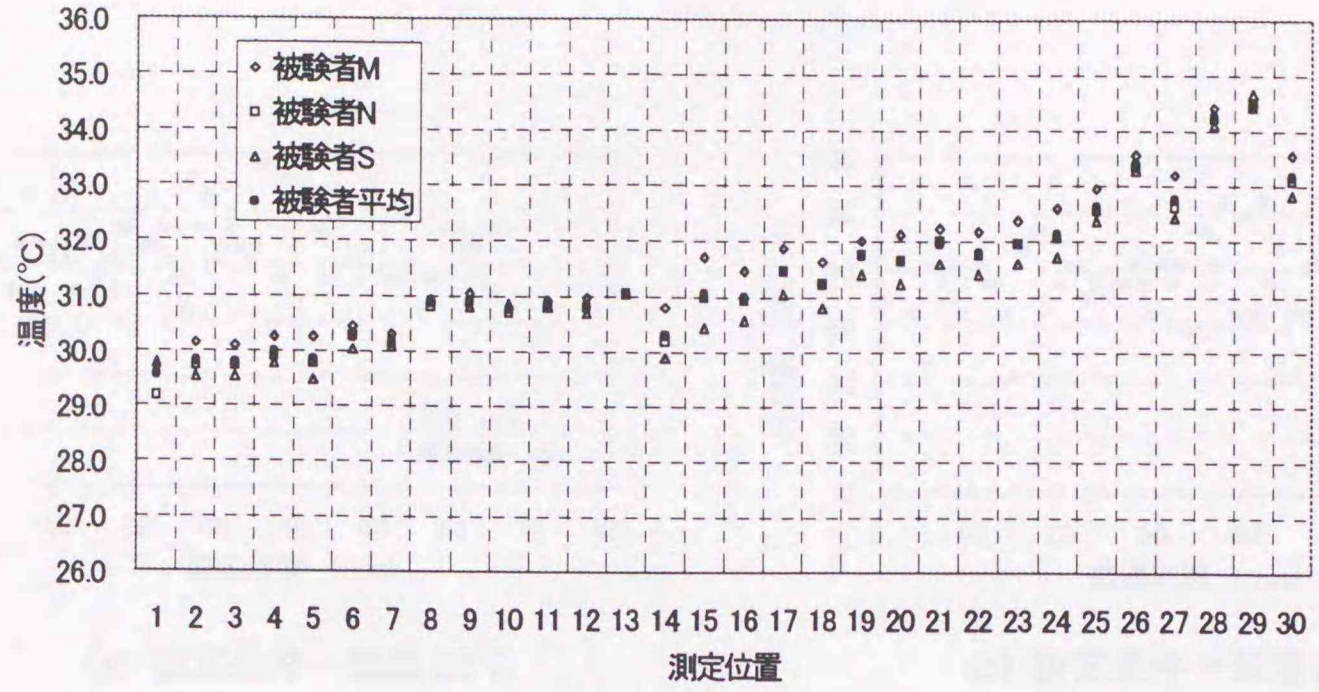



(b) 実験4 (設定気温 26℃)

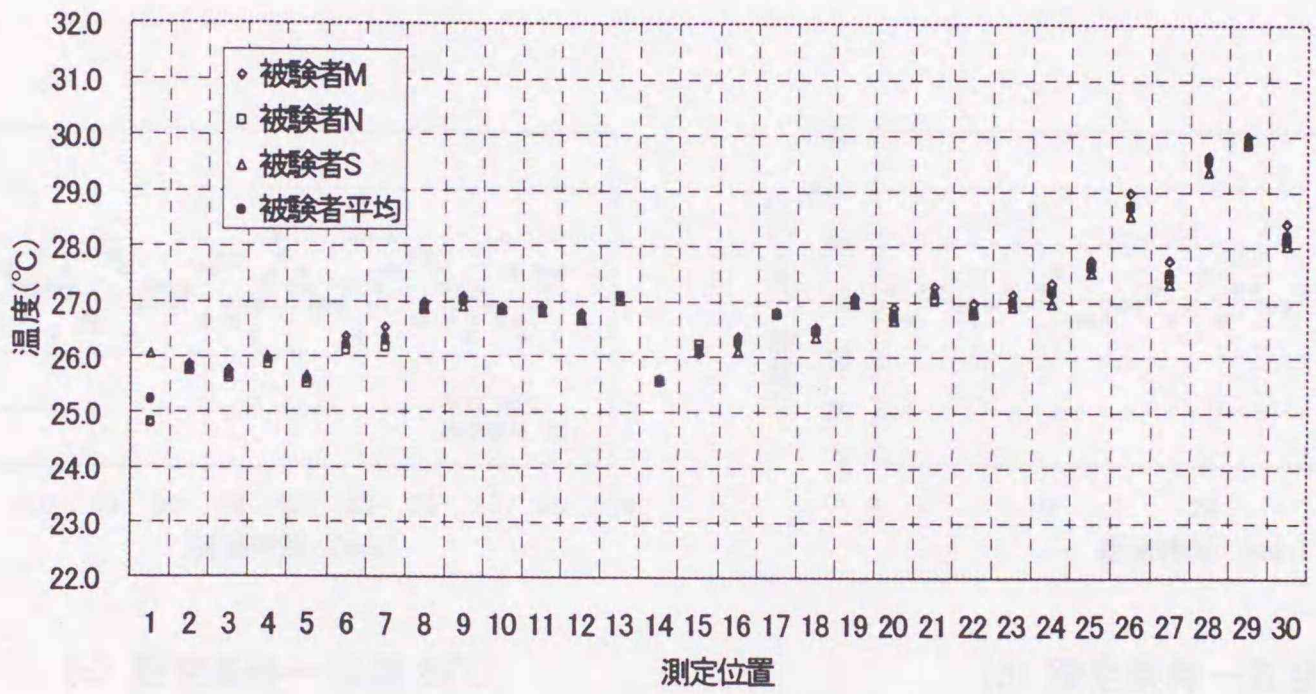



(c) 実験6 (設定気温 22℃)

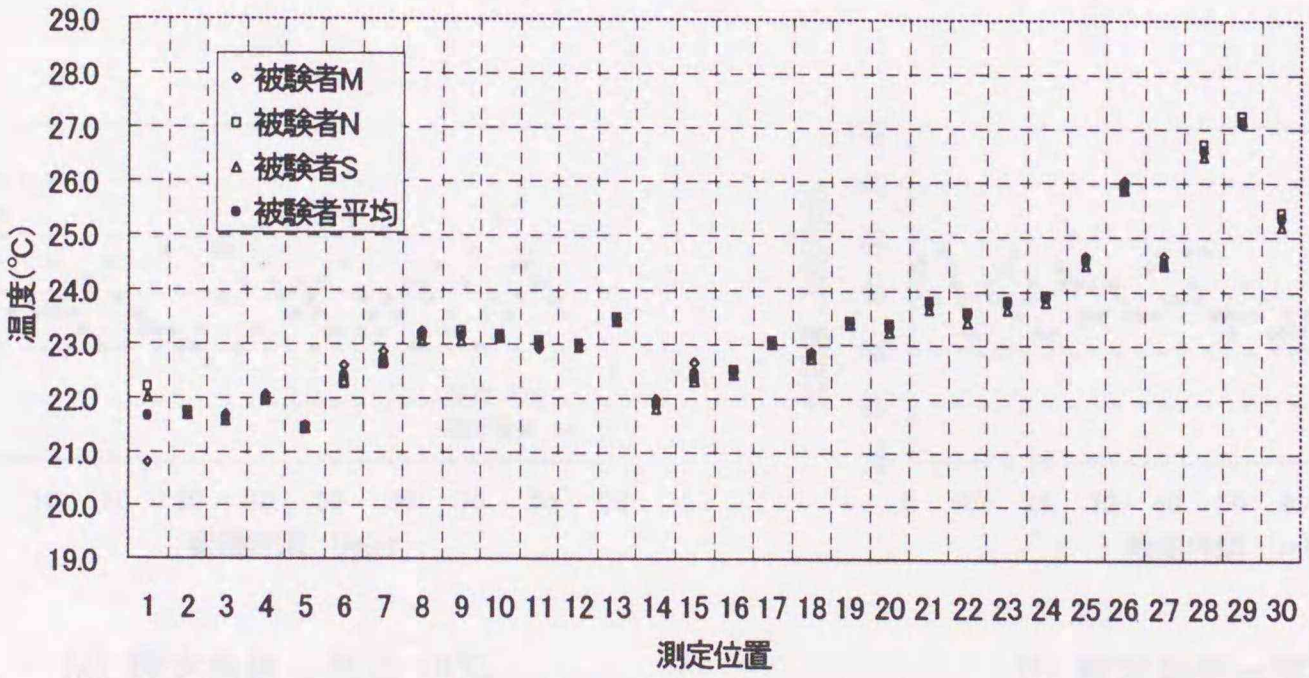
図 6.5　人体近傍の気温の経時変化(被験者 M)




(a) 実験2（設定気温 30℃）

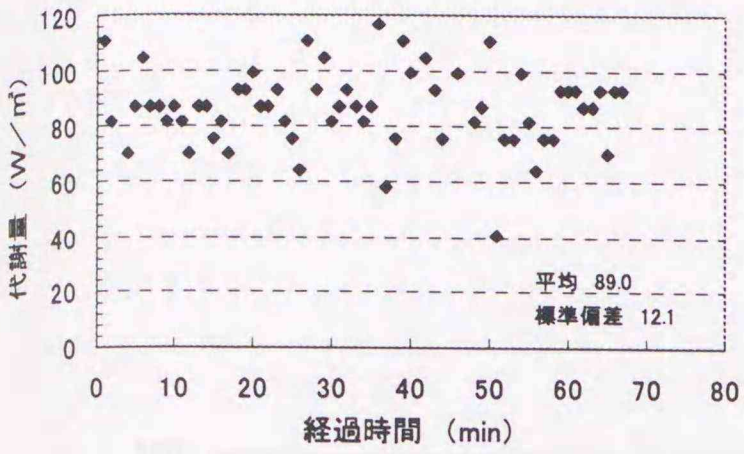



(b) 実験 4 (設定気温 26℃)

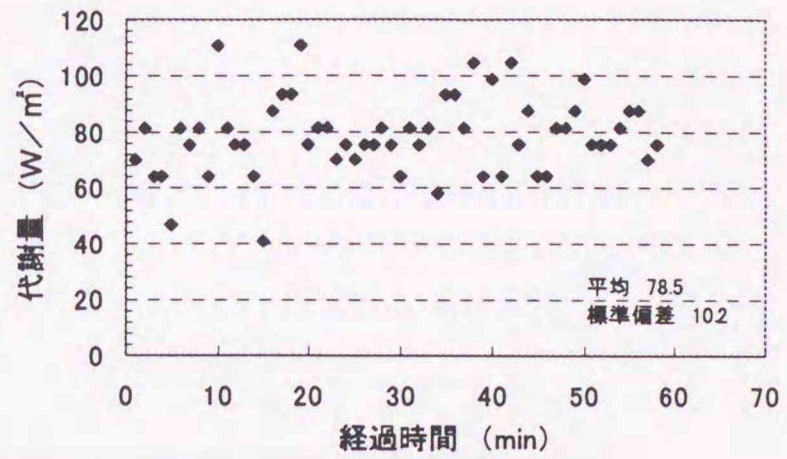



(c) 実験 6 (設定気温 22℃)

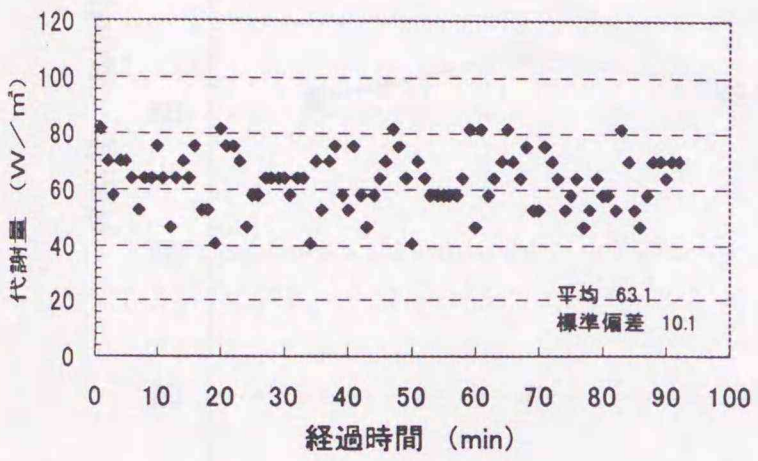
図 6.6 内壁温度分布(入室 60min 経過時点)



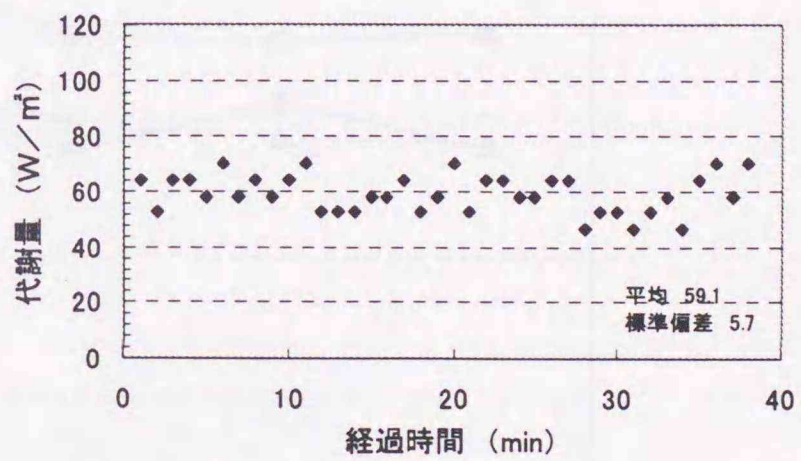

(a) 設定条件－気温 22℃



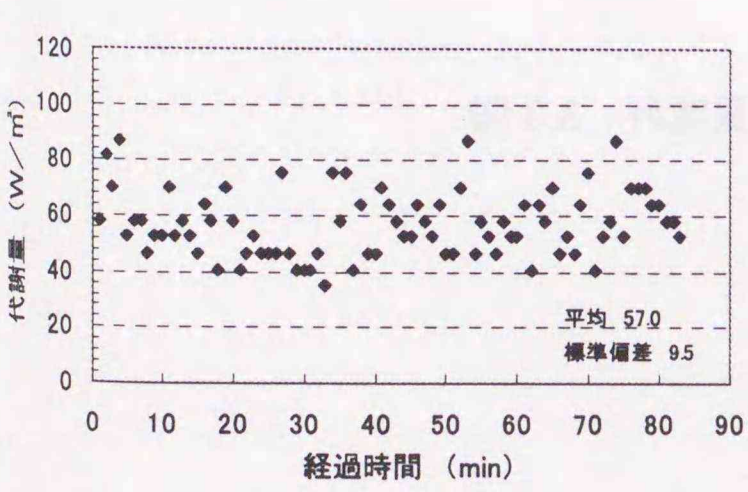

(b) 設定条件－気温 24℃



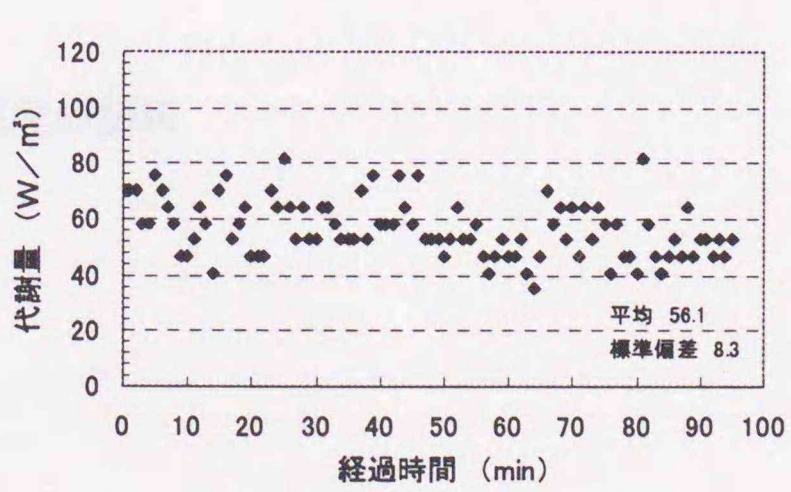

(c) 設定条件－気温 26℃




(d) 設定条件－気温 28℃




(e) 設定条件－気温 30℃




(f) 設定条件－気温 32℃

図 6.7 代謝量の経時変化(被験者 S)

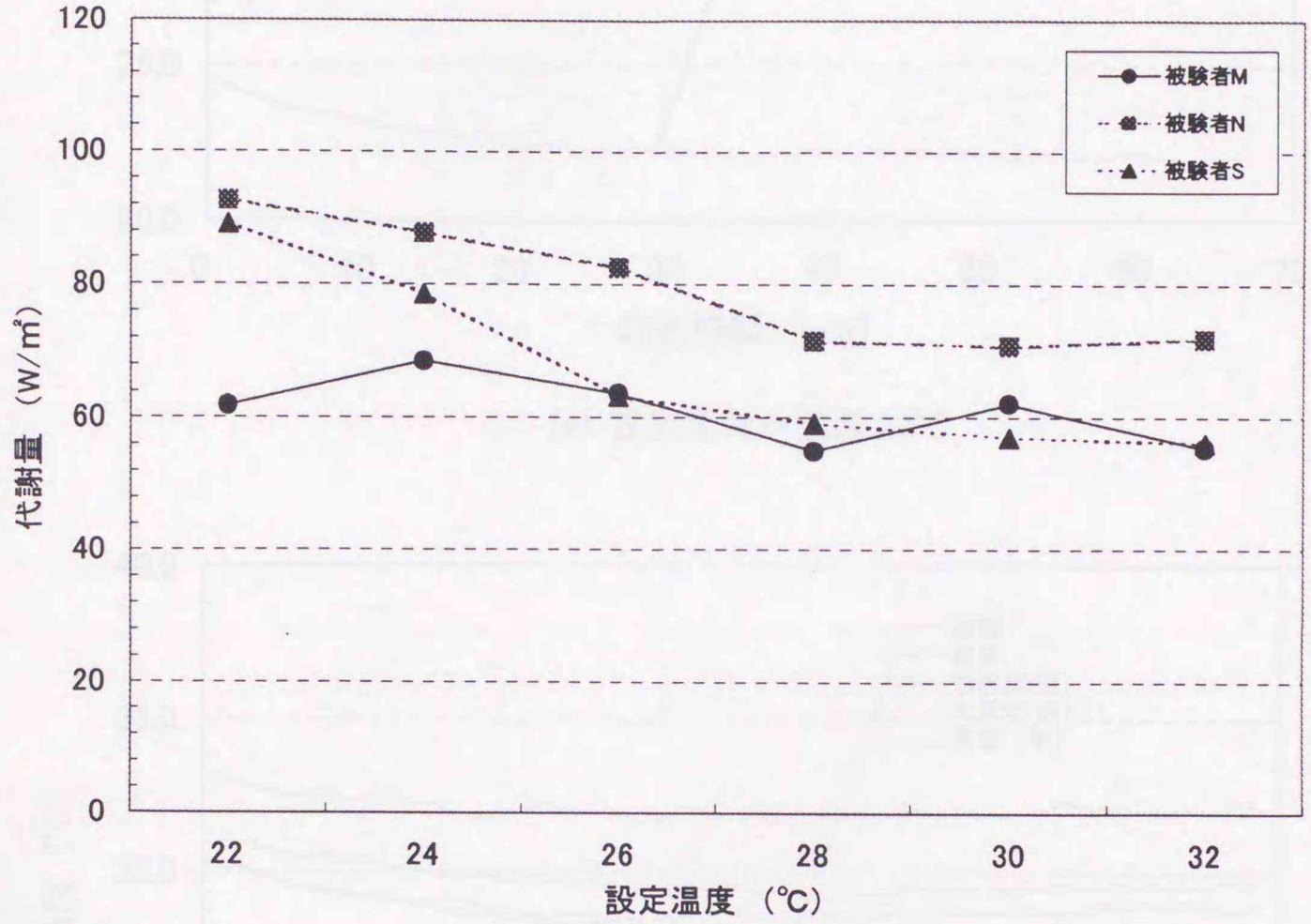
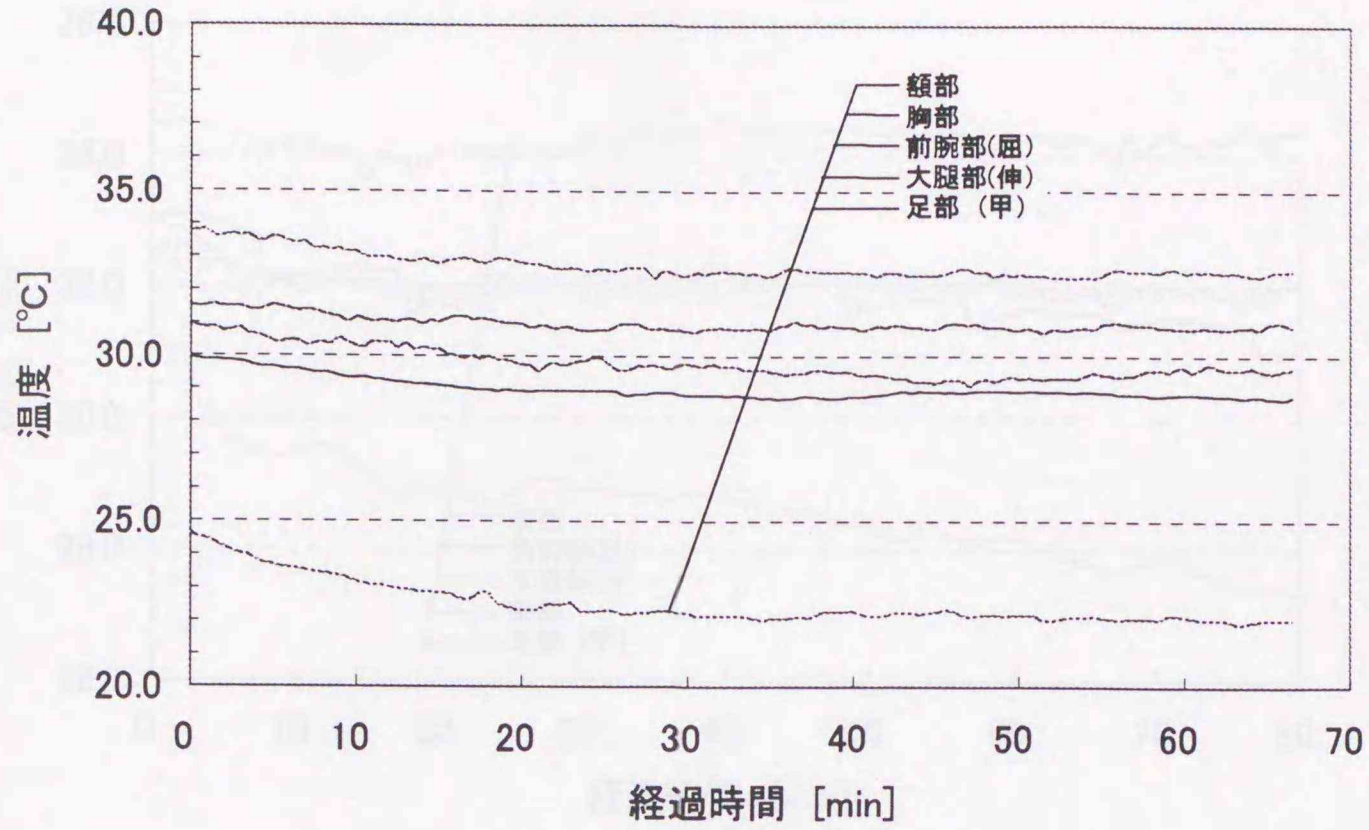
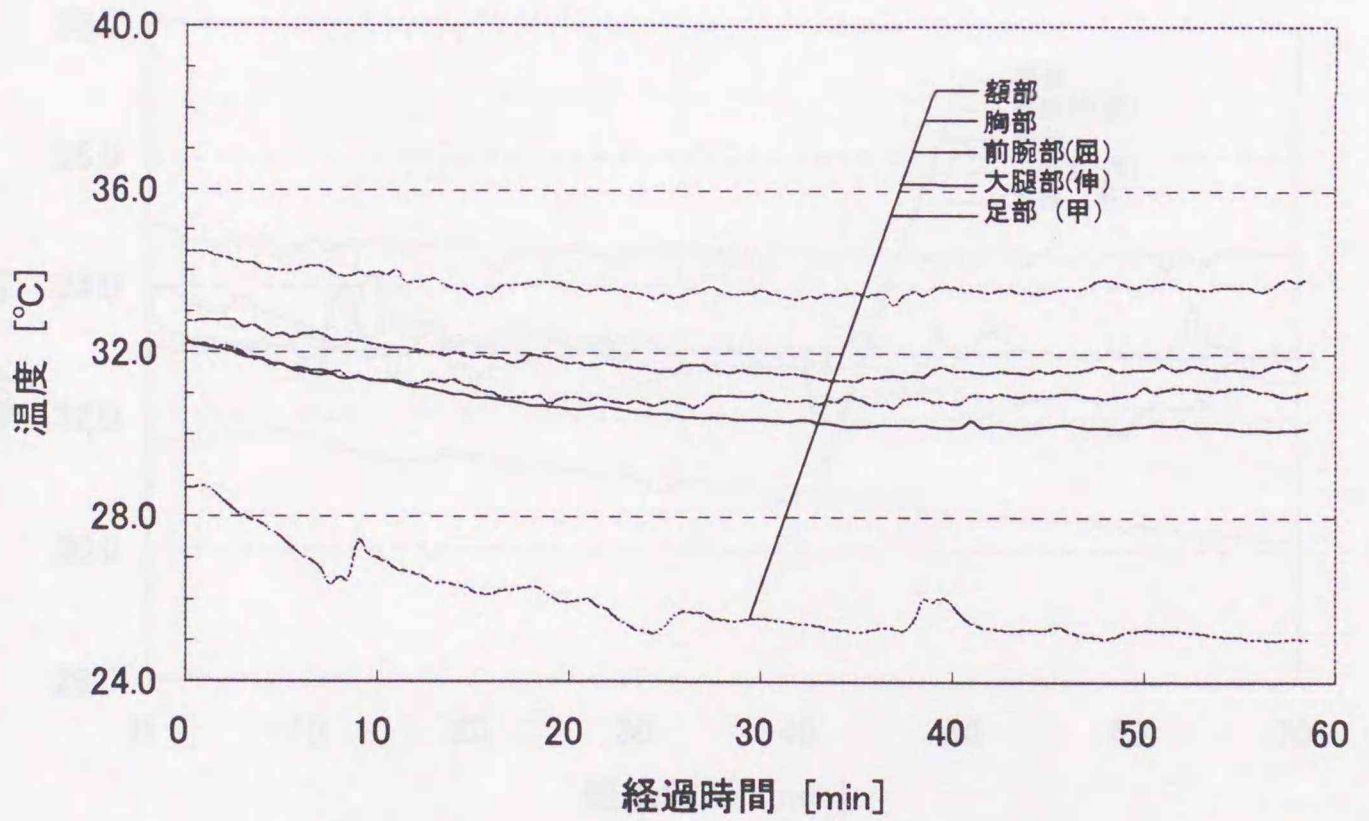



図 6.8　代謝量と設定温度の関係

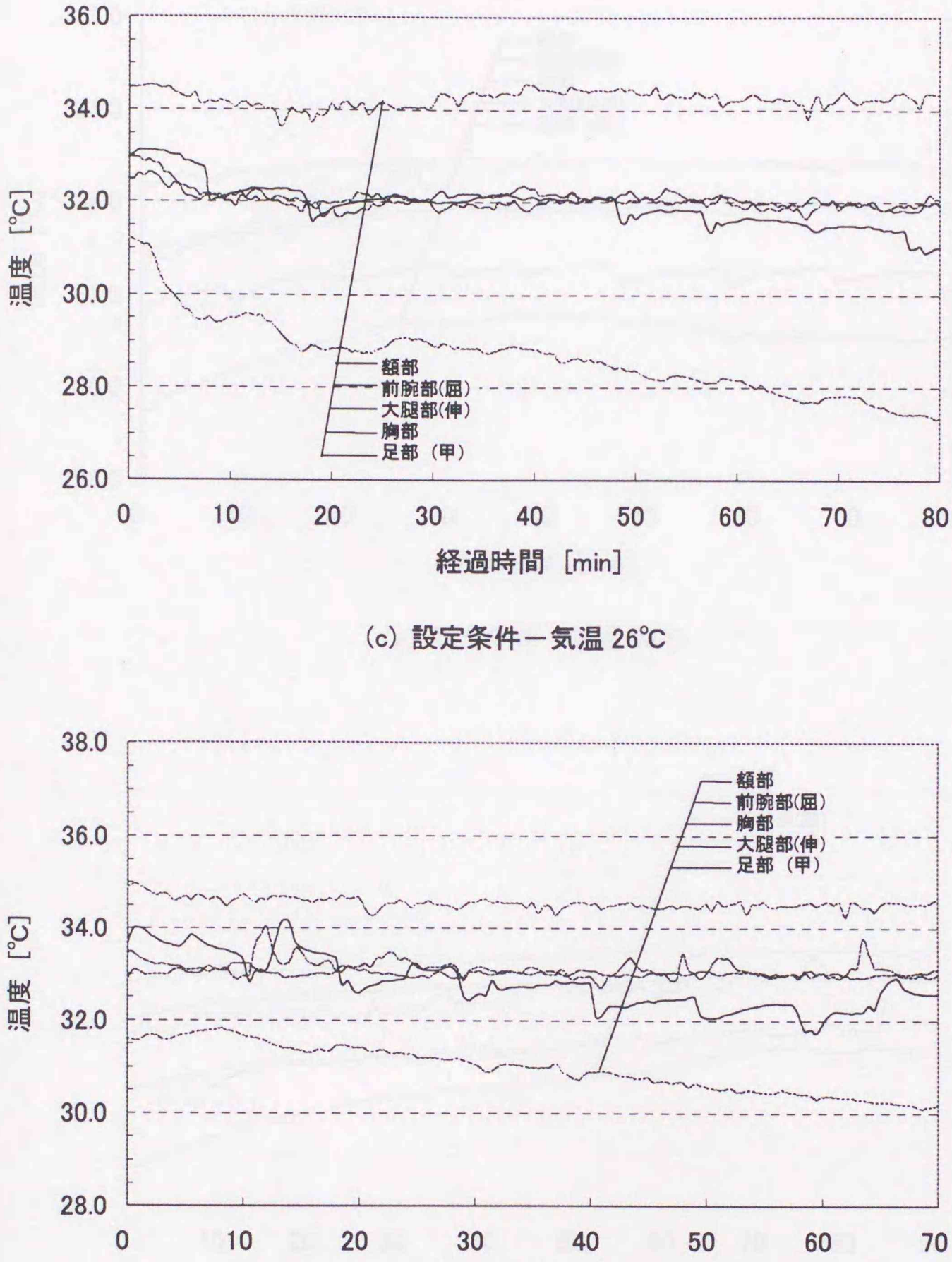



(a) 設定条件ー気温 22°C




(b) 設定条件ー気温 24°C

図 6.9 部位別皮膚温の経時変化(被験者 S)

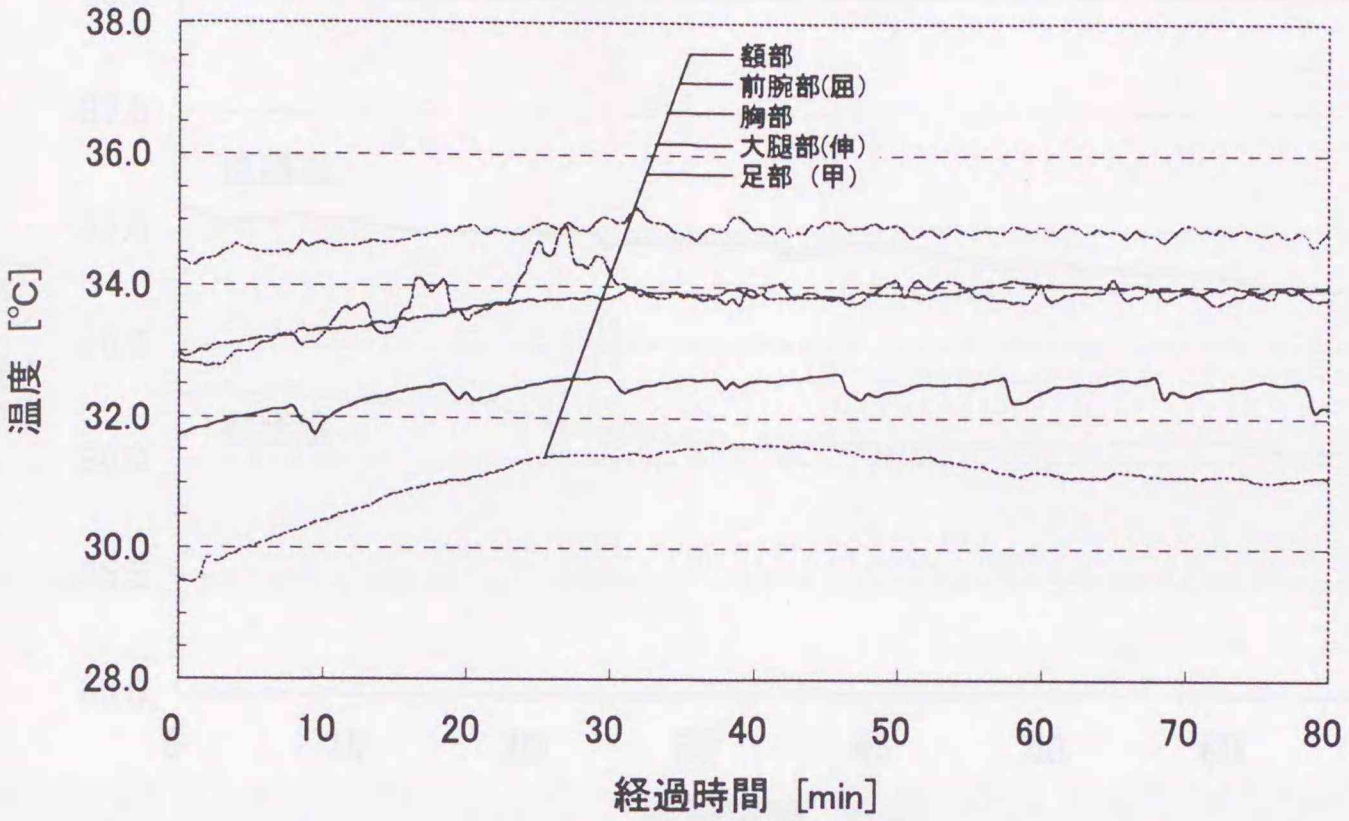



(c) 設定条件ー気温 26℃

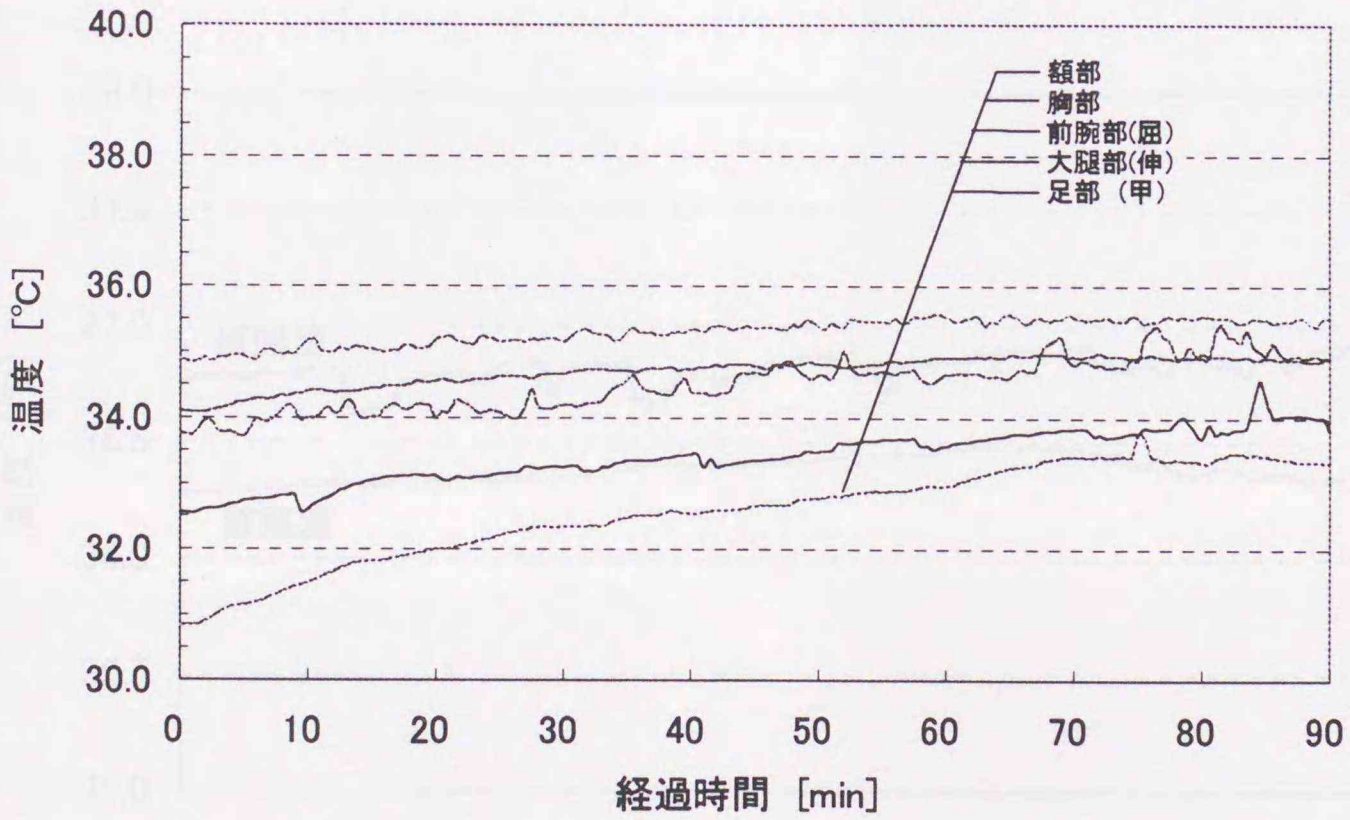



(d) 設定条件ー気温 28℃

図 6.9 部位別皮膚温の経時変化(被験者 S)

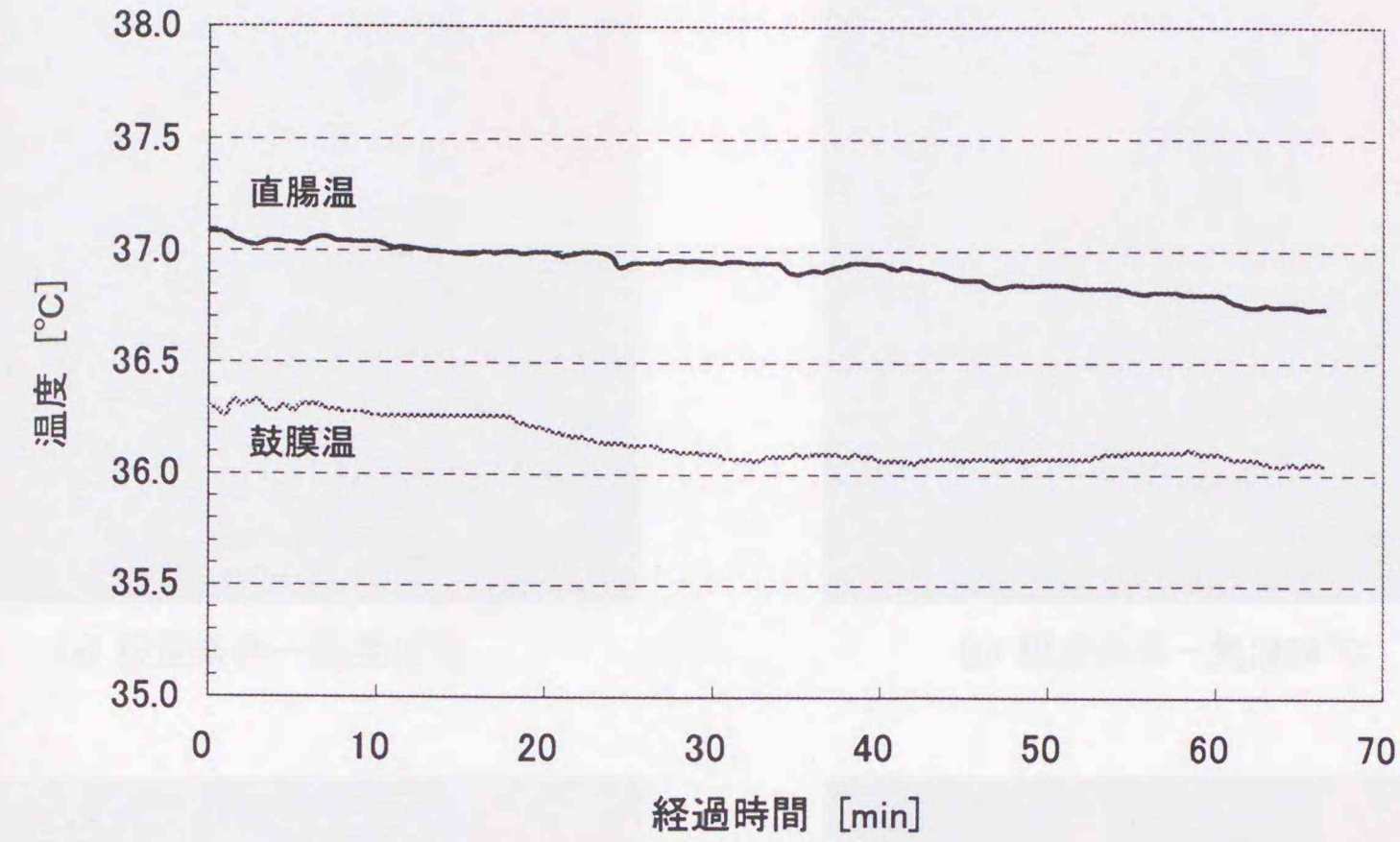



(e) 設定条件ー気温 30℃

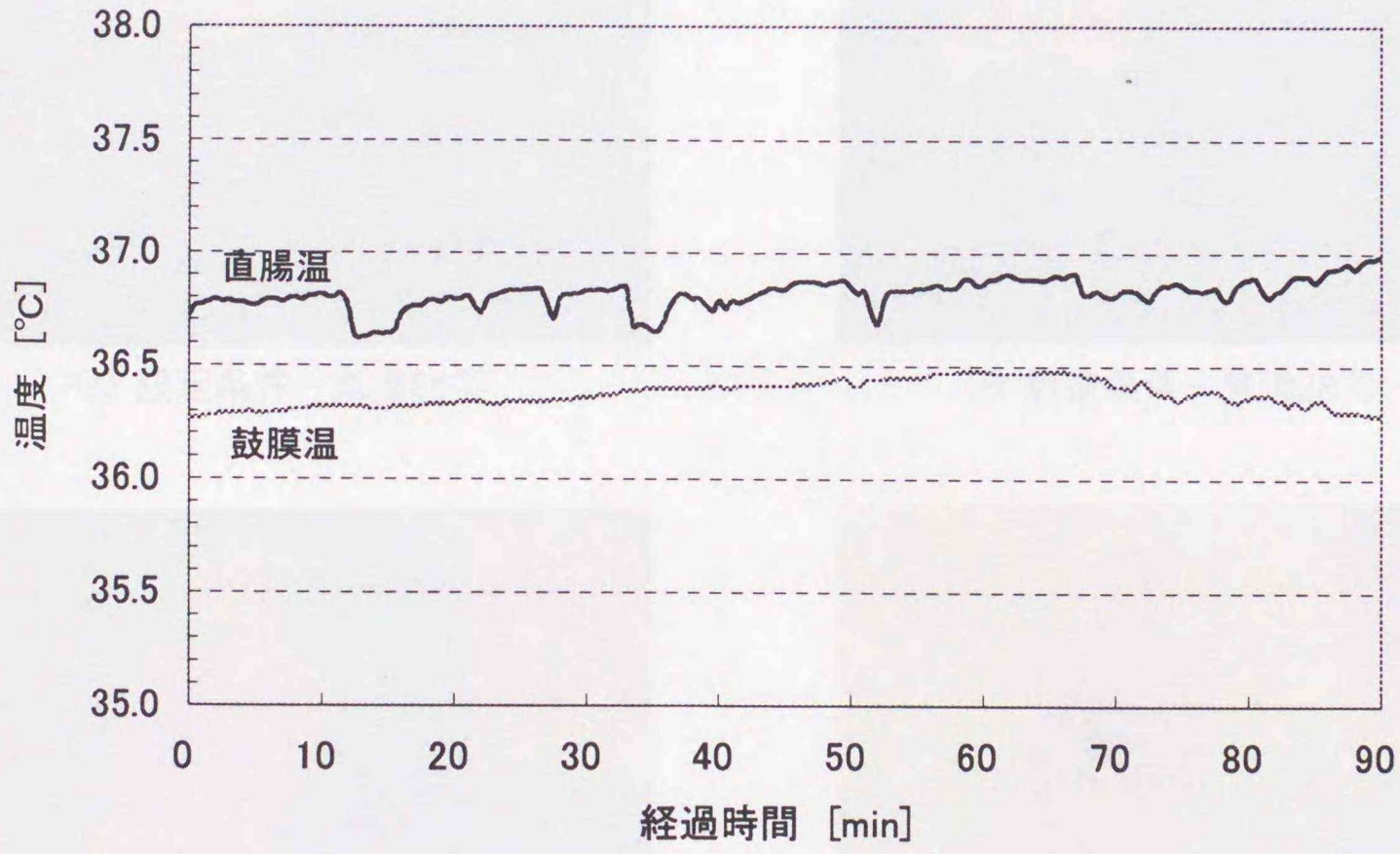



(f) 設定条件ー気温 32℃

図 6.9 部位別皮膚温の経時変化(被験者 S)

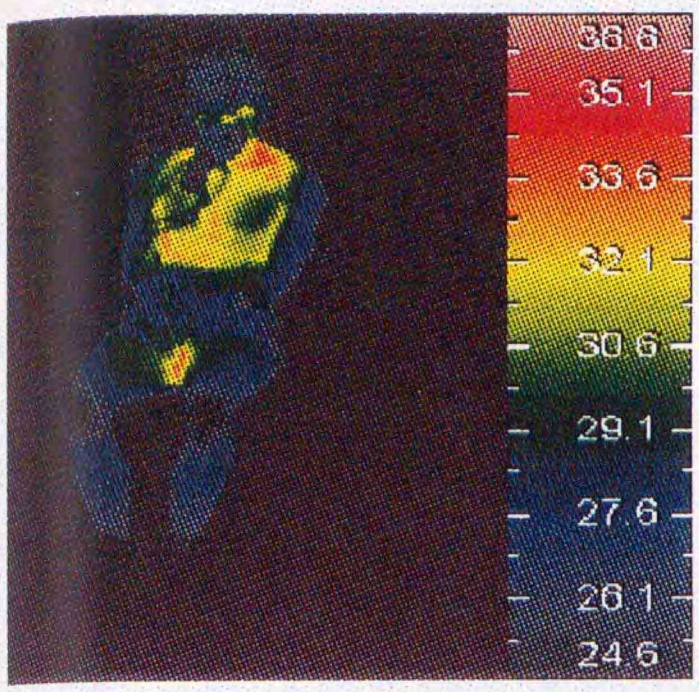



(a) 設定条件ー気温 22°C

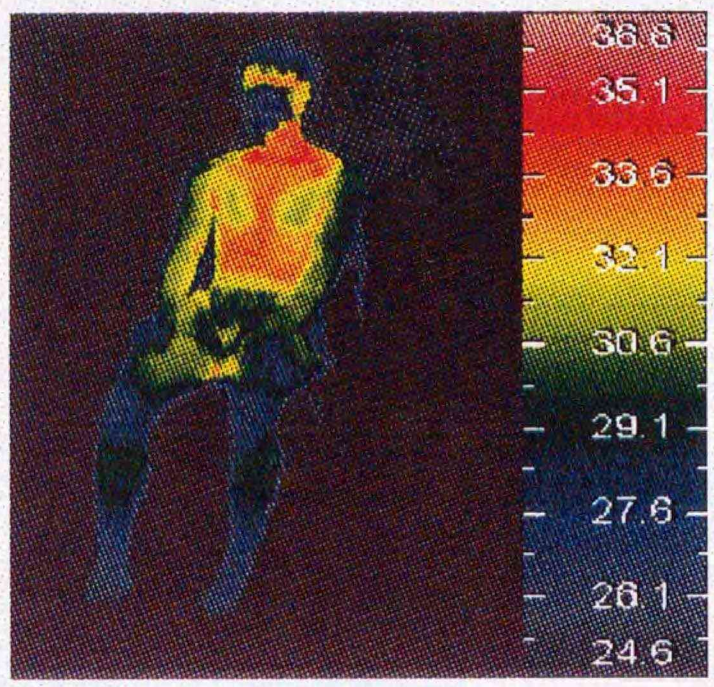



(b) 設定条件ー気温 32°C

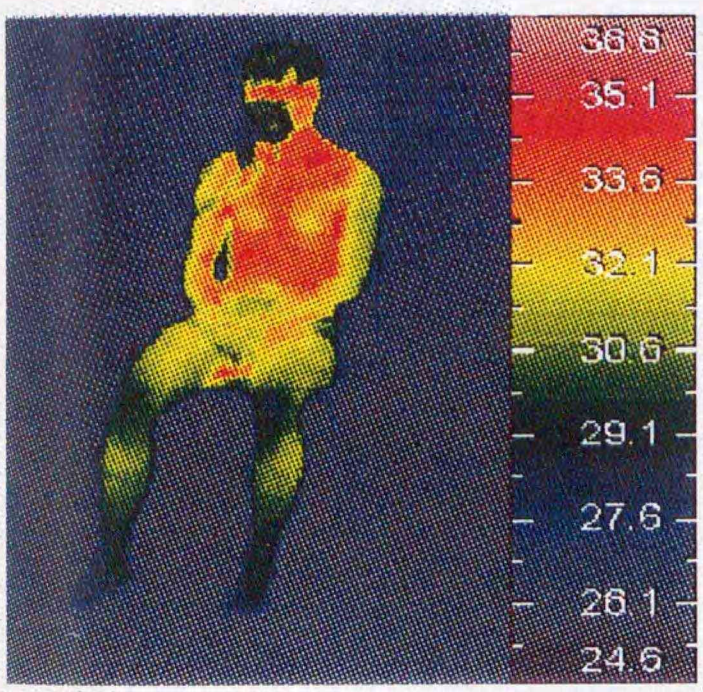
図 6.10 直腸温と鼓膜温の経時変化(被験者 S)



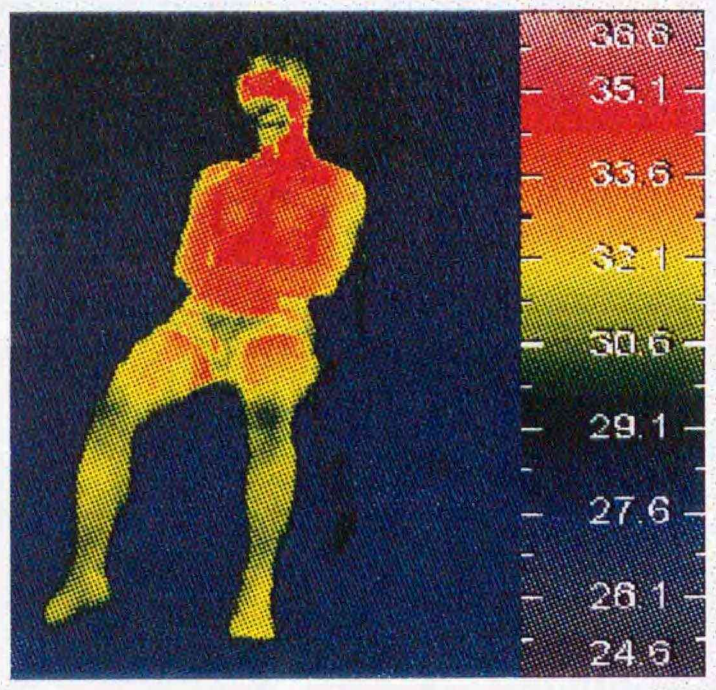

(a) 設定条件－気温22℃



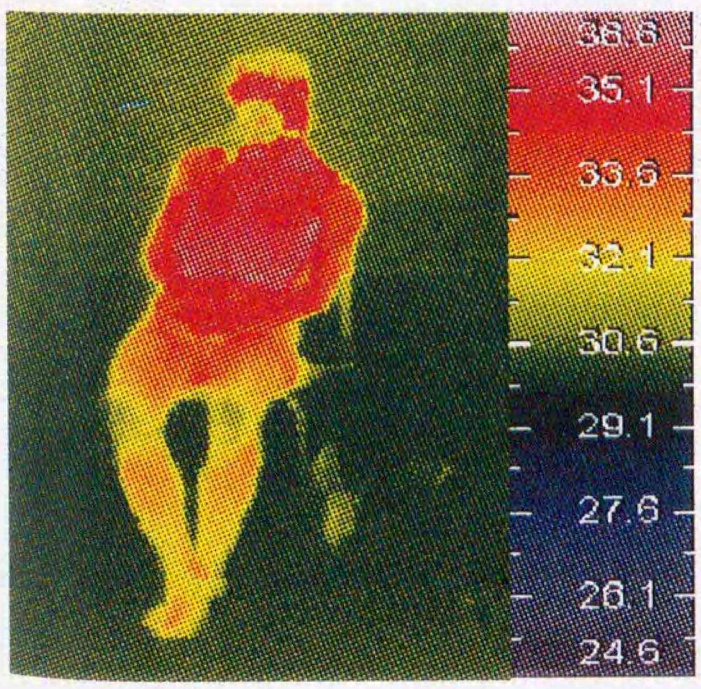

(b) 設定条件－気温24℃



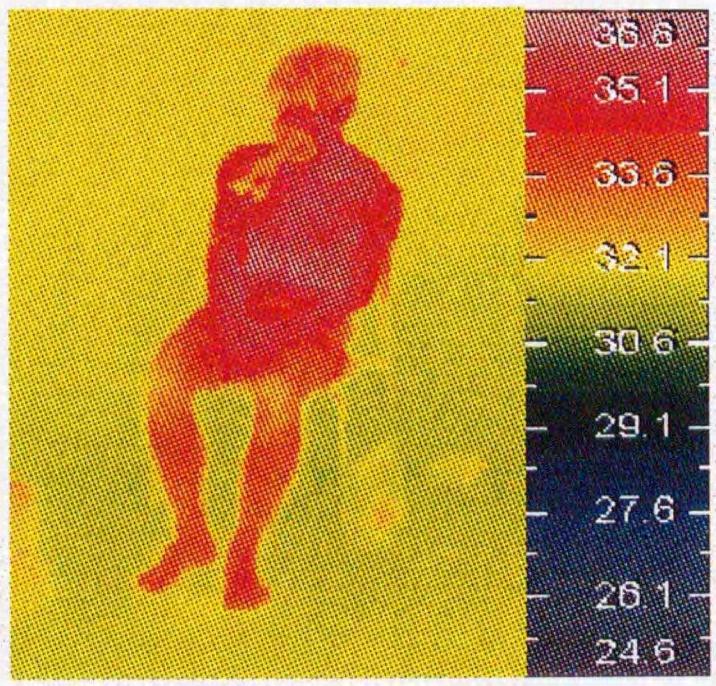

(c) 設定条件－気温26℃




(d) 設定条件－気温28℃




(e) 設定条件－気温30℃




(f) 設定条件－気温32℃

図6.11 サーモグラフィーによる皮膚温度分布表示(被験者S)

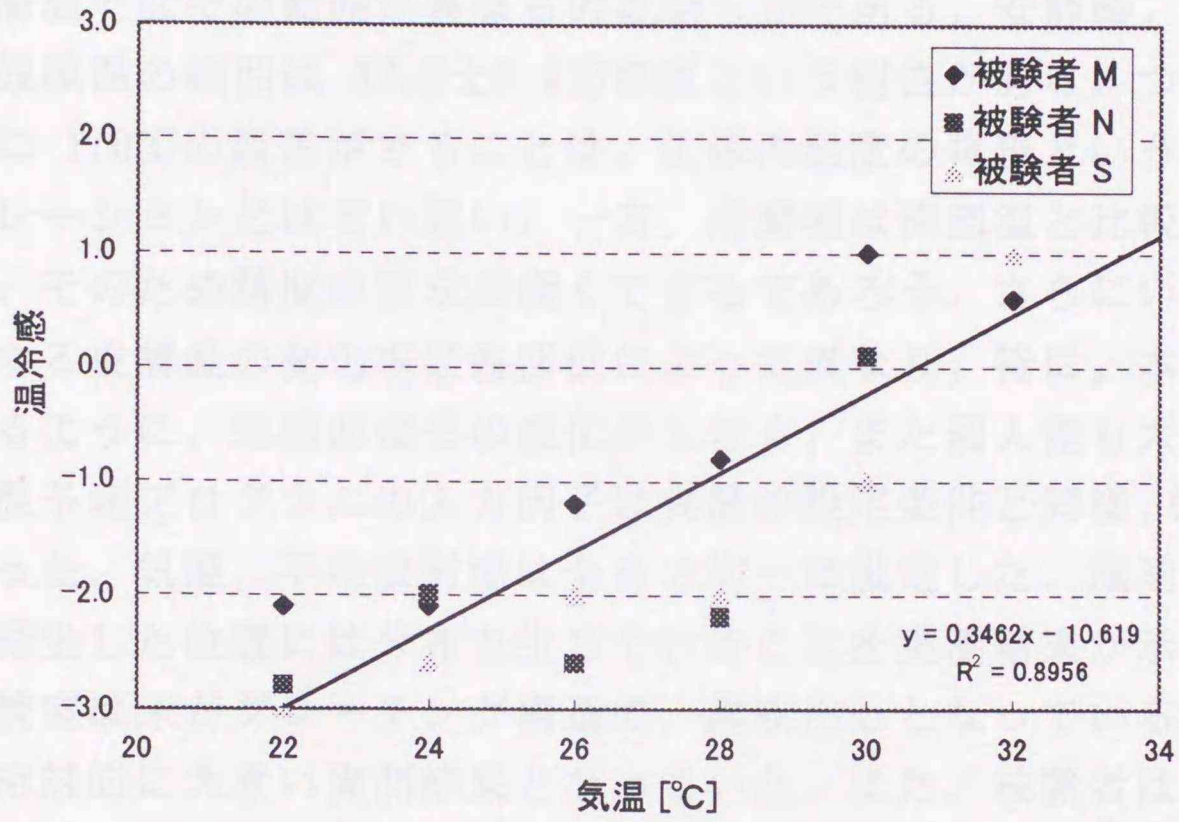



図 6.12 温冷感申告値. (−3:寒い, −2:涼しい, −1:やや涼しい, 0:中立, +1:やや暖かい, +2:暖かい, +3:暑い)

## 6.4 生体内温度予測プログラムによる計算結果との比較

### 6.4.1 生体内温度予測プログラムの計算条件

本研究で開発した生体内温予測プログラムは，部位毎の周囲空気温度，平均放射温，相対湿度，風速を入力することにより，全身の内部温度分布，熱流束，血液温度を算出することができる．ここでは，生体内温予測プログラムによる計算結果と実測値を比較検討する．

比較にあたり，計算値と実測値の誤差の許容範囲を考察する必要がある．深部温と皮膚温ではその範囲が異なるのは明らかである．安静時，中性温域での直腸温，鼓膜温の範囲は 37.2±0.4℃程度という報告がある．つまり，深部温の計算値に 1.0℃の誤差がでることは，生体内温度の再現という意味で，妥当なシミュレーションとは言い難い．一方，皮膚温は深部温と比較し，その変動が大きい．そのため精度の要求は緩くできるであろう．さらにいえば，環境の変化に対する皮膚温の変化率は各部位によって異なり，特に，本章の実測からも示されるように，末梢部はその変化が大きく，また個人差も大きい．

生体内温予測プログラムの入力因子は実験の設定条件と同様，6 条件設定し，計算を行った．気温，平均放射温は全身で均一に設定した．風速については，被験者の椅坐した位置には分布を生じていることを実測結果が示している．空気環境試験室は床がグレーチング構造で，床吹出しとなっているため，床付近の速度が相対的に大きい実測結果となっていた．また，被験者は風量感を感じると主観申告していた．ここでは実測結果を参考に，下腿部，足部を 0.8m/s とした．他の部位は 0.3m/s とした．

シミュレーションにおける生体側の条件としては，裸体の安静時を想定し，第 3 章で示した物性値を用いた．各部位の産熱量の合計，すなわち代謝量に相当する全身産熱量は 84.2[W]となっている．サイズも同様に，第 3 章で示した青年男子の生体計測値に基づくサイズとした．

生体内温度の初期値は，入室前の状態を想定し，気温 30.0℃，平均放射温 30.0℃，相対湿度 50%，風速 0.1m/s とした定常計算により得られた温度とした．そこから入室後の生体内温度のシミュレーションを実行した．

### 6.4.2 深部温・皮膚温の計算値と実測値の比較

生体内温予測プログラムによる計算結果の中から，深部温と各部位の皮膚温を実測値と併せて図 6.13 に示す．図で示したのは，60min 経過時点の結果であり，実測値は 3 人の被験者の平均値とした．平均皮膚温は，Hardy and DuBois

の12点法により求めた．

まず，鼓膜温，直腸温について考察する．深部温は，体温調節系の出力量を大きく規定するという意味からも，シミュレーション結果は高い再現性が要求される．設定温度 22℃では，鼓膜温の実測値は 36.3℃であり，計算値は極めて良く一致した．直腸温の実測値は 36.6℃，計算値は 35.9℃となり，若干計算値が低くなった．設定温度 26℃～32℃では，直腸温の計算値と実測値は極めて良く一致し，その差は大きいところで 0.2℃程度である．

平均皮膚温の計算値と実測値は，設定温度が高くなれば，それに対応し高くなる結果となっている．計算値と実測値の差は大きいところで，設定温度 30℃の 0.6℃程度である．深部温とともに人体全体の熱的性状を表わす平均皮膚温を，0.6℃以内の範囲でシミュレーションできたことは，本プログラムの有効性を示しているといえる．

次に，各部位の皮膚温の計算値と実測値を比較検討してみる．すべての設定温度を通して，頭部，躯幹部の皮膚温は比較的高い精度で予測されている．一方，末梢部である手部，下腿部，足部はその差が大きい．特に下腿部はすべての条件で最も誤差の大きい部位である．このような実測値との差が生じる要因を考察してみる．前節で述べたように，温熱環境因子の部位による違いが考えられる．周囲空気温度については，限られた１点であるが，高さによって異なるという実測結果が得られていた．簡易的な方法として，部位の高さに対応する値を入力因子とすることが考えられる．さらに，入力因子として十分な数の温度を得るためには，CFD によるシミュレーションがひとつの有効な方法である．

しかし，下腿部の実測値に最も影響を与えているのは風速と推察できる．これは前節で述べたように，被験者の位置は吹出し口に近く，下からの吹出し気流を四肢部に受けているからである．申告値においても，下腿部，足部の局所的な冷感，風量感が指摘されている．

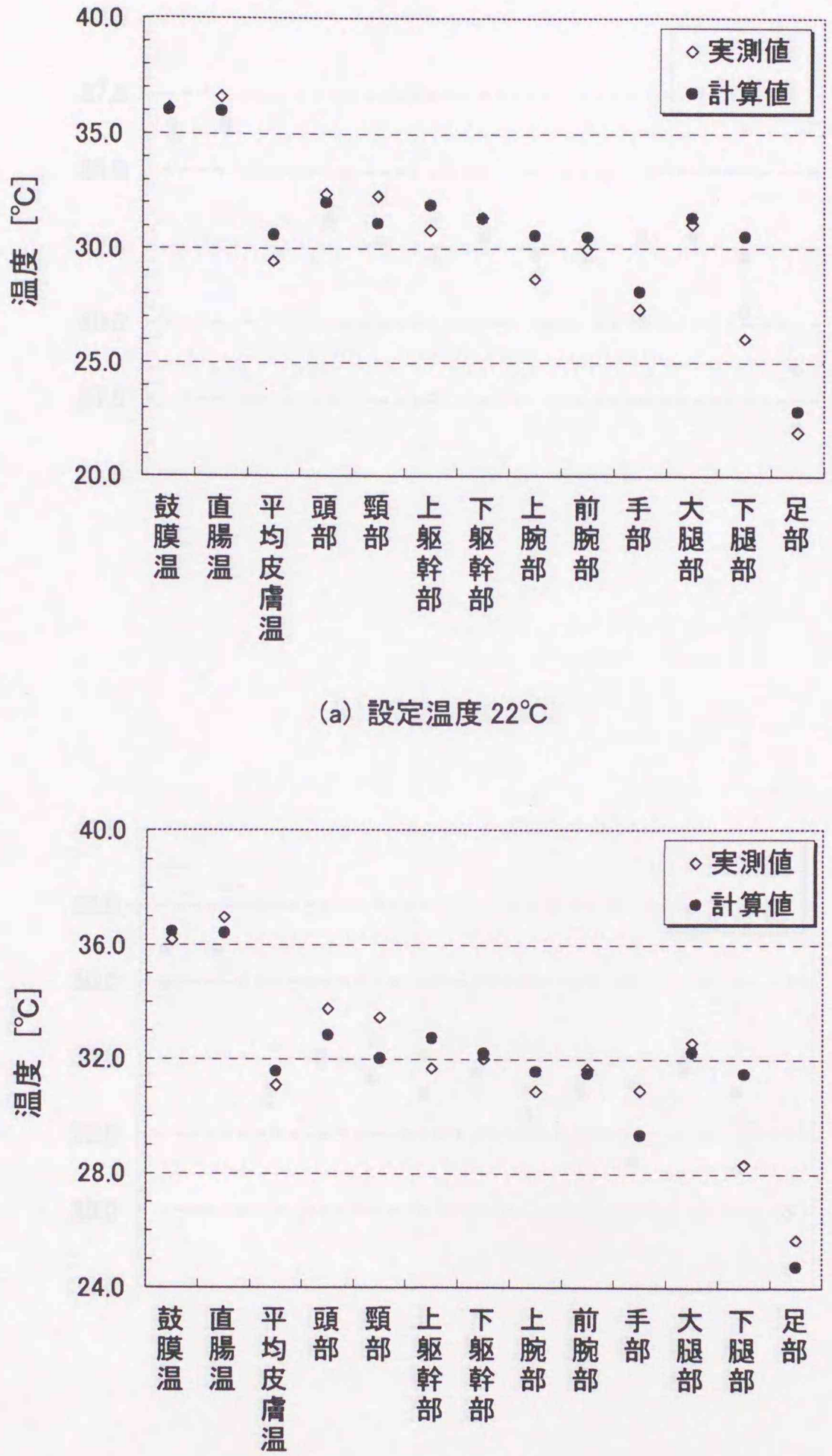
図 6.14 は，計算値と実測値の差を設定温度毎にまとめたものであり，直腸温，平均皮膚温に加え，代表的な４部位(頭部，上躯幹部，前腕部，大腿部)の皮膚温について示している．直腸温は，設定温度 26℃から 32℃の範囲で 0.3℃以内となっており，内部温度の予測精度は良好なものといえる．一方，設定温度 24，22℃では-0.6℃の差があり，今後，温熱環境の入力因子などの検討を行い，予測精度の向上を図っていく必要がある．

皮膚温の計算値と実測値の差は，図 6.14 に示した部位については 1.2℃以内の範囲となった．特に，設定温度 26℃から 32℃の範囲では，上躯幹部を除き，

およそ 0.5℃以内の範囲になり，極めて再現性の高い計算結果となったといえる．

### 6.4.3 深部温・皮膚温の経時変化

深部温と皮膚温の計算値と実測値の経時変化の一例を図 6.15 に示した．ここでは設定した気温 24℃，26℃，28℃における被験者 M の直腸温と平均皮膚温の実測値と比較した．気温 26℃のとき，直腸温，平均皮膚温ともに計算値と実測値は極めて良い一致を示した．24℃，28℃では，平均皮膚温は計算値が高い値を示しているが，時間経過に伴う温度低下の勾配はほぼ一致してるといってよい．直腸温は 24℃のとき，実測値は低下せず，むしろ上昇したため 60min 時点で 0.4℃計算値よりも高くなった．他の設定条件および被験者についても温度の時間的変化は一致した傾向となった．

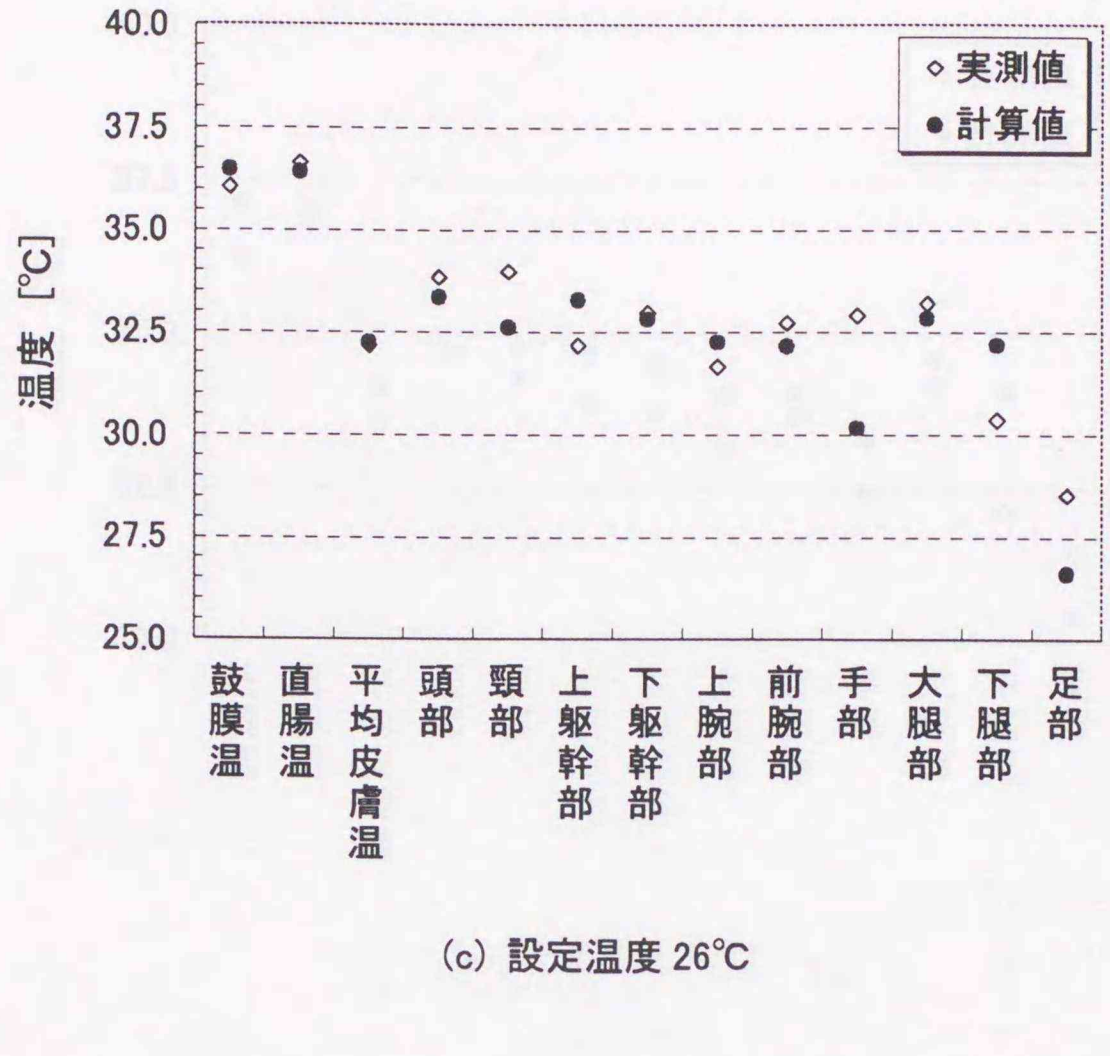



(a) 設定温度 22℃

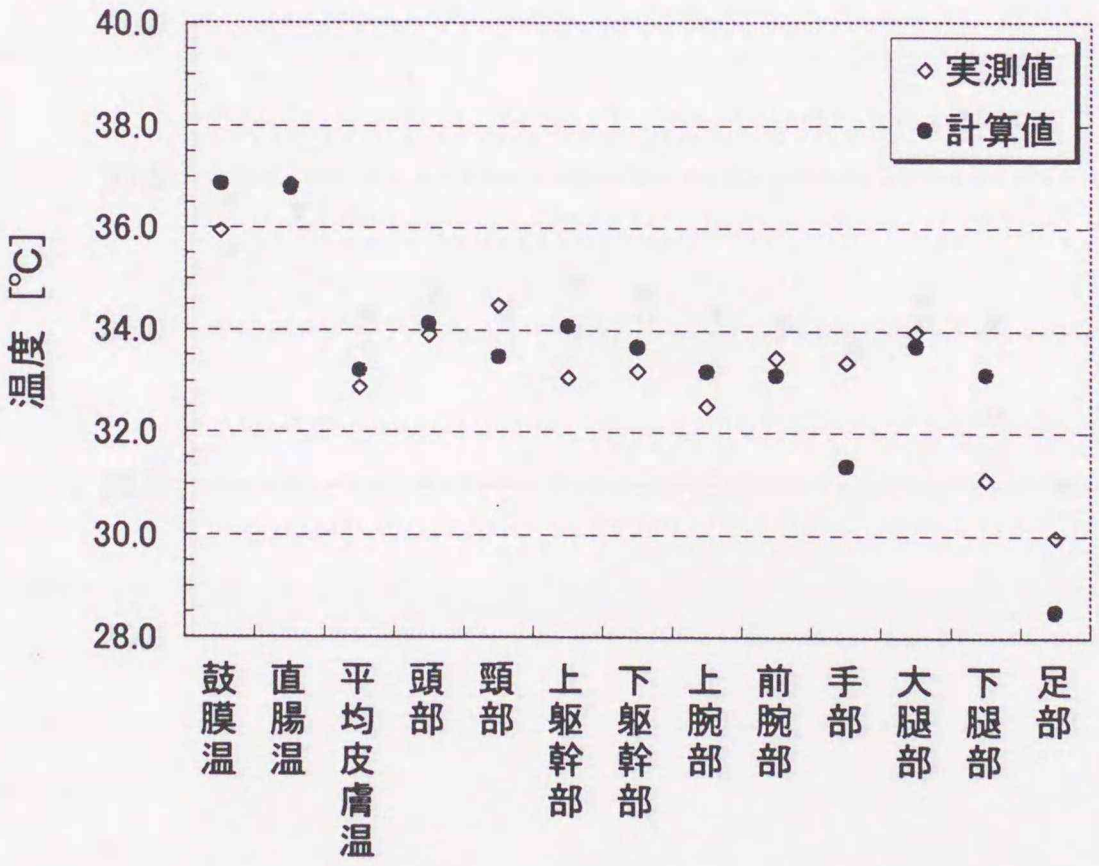



(b) 設定温度 24℃

図 6.13 深部温・皮膚温に関する計算値と実測値(被験者平均)の比較

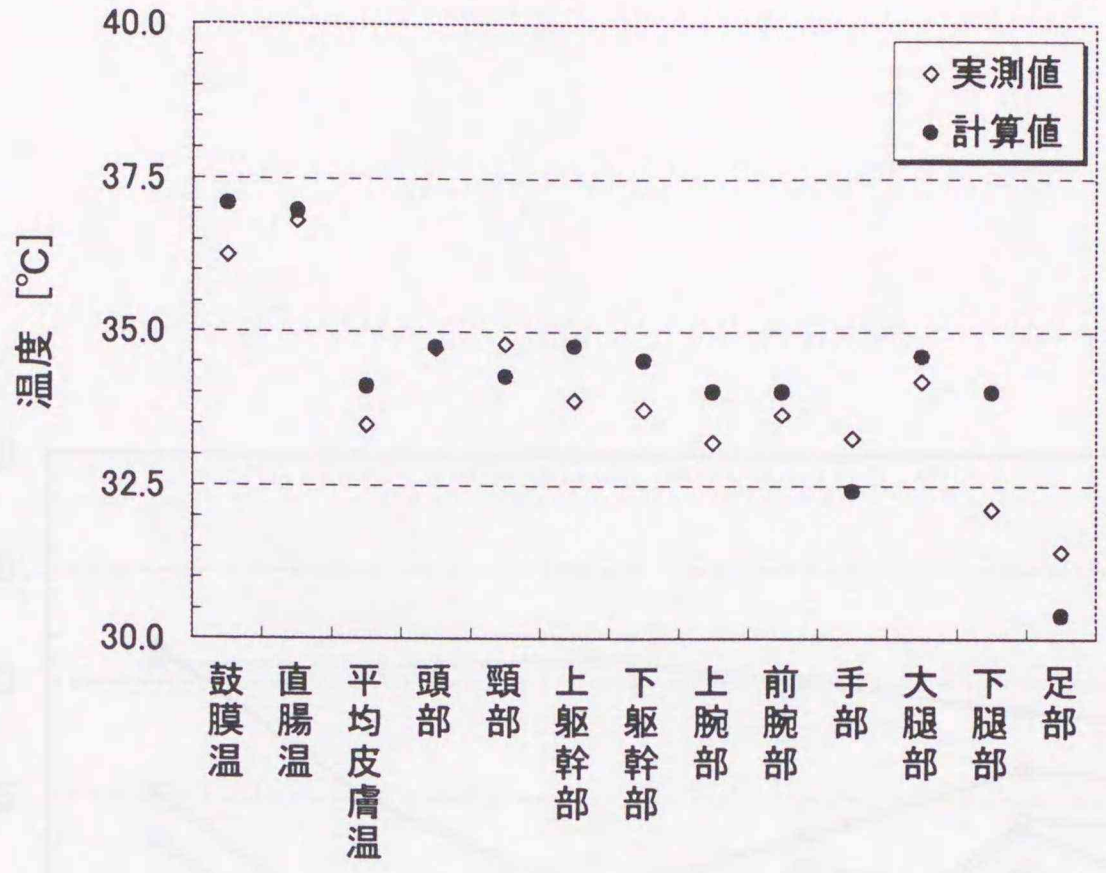



(c) 設定温度 26℃

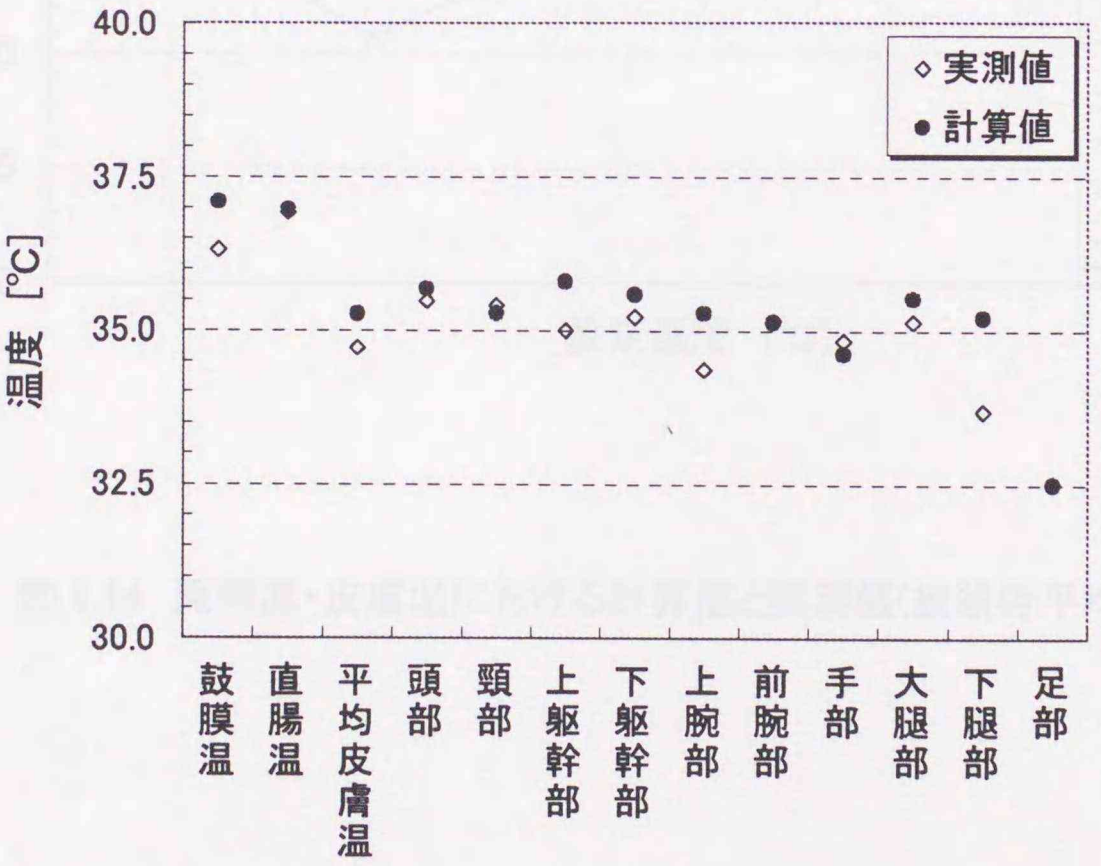



(d) 設定温度 28℃

図 6.13 深部温・皮膚温に関する計算値と実測値(被験者平均)の比較




(e) 設定温度 30℃




(f) 設定温度 32℃

図 6.13 深部温・皮膚温に関する計算値と実測値(被験者平均)の比較

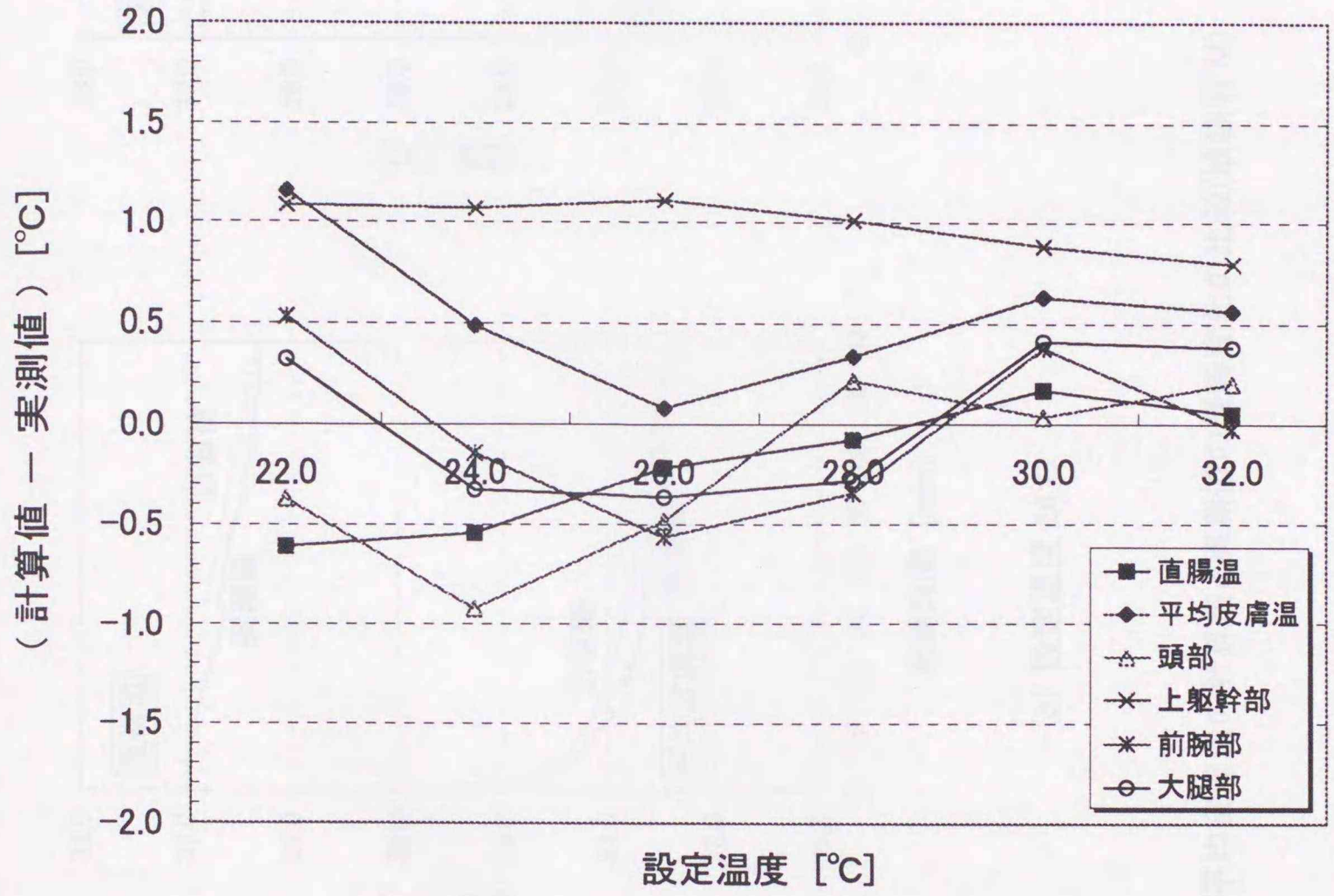
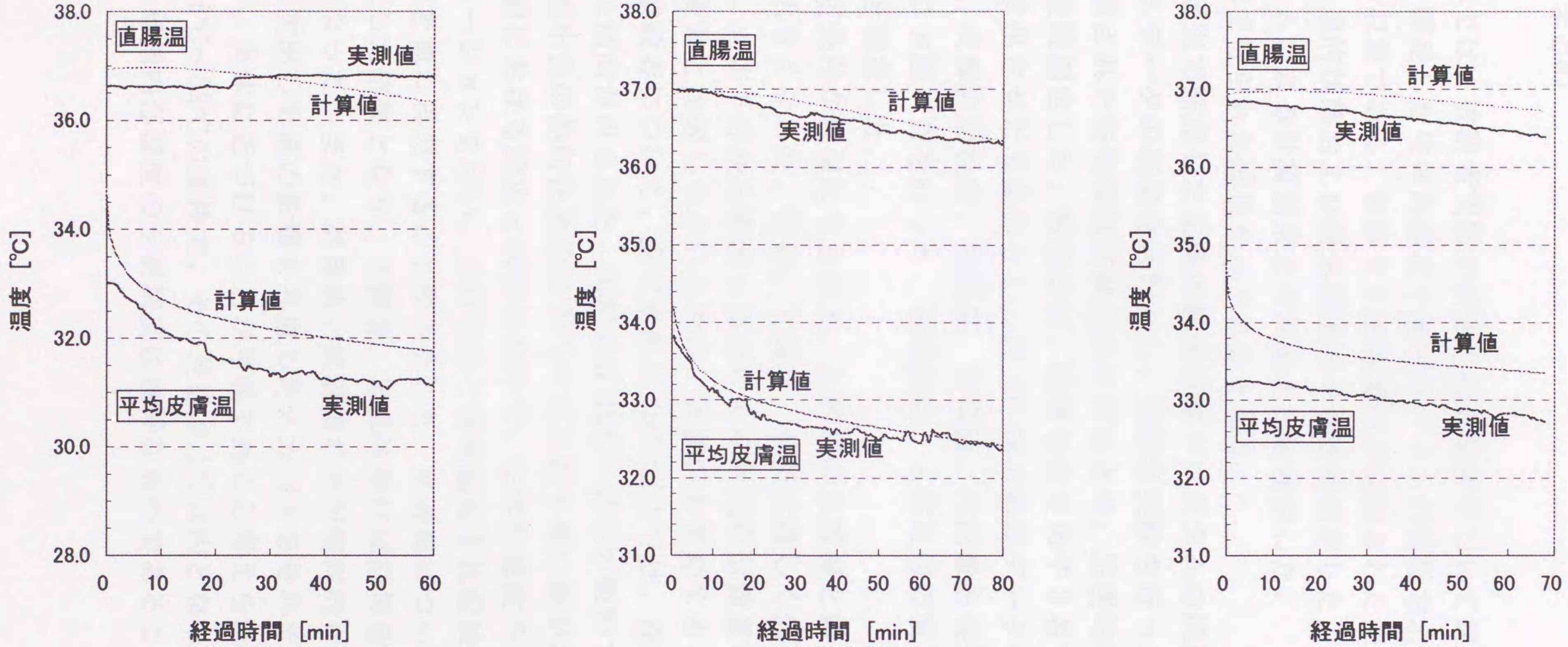



図 6.14　深部温・皮膚温における計算値と実測値(被験者平均)との差




(a) 設定温度 24℃　　(b) 設定温度 26℃　　(c) 設定温度 28℃

図 6.15 直腸温・平均皮膚温の計算値と実測値の経時変化の比較(被験者 M)

## 6.5 まとめ

本章では，被験者実験の概要と測定結果について述べた．実験の目的は，本研究で開発した生体内温度予測プログラムの検証および改良のための基礎的データの収集である．被験者を温熱環境が制御された空気環境試験室内に滞在させ，生理的状態および温熱環境因子を連続測定した．また，生体内温度予測プログラムによる計算結果と実測値を比較検討した．

本章で得られた成果を以下にまとめる．

(1)本研究で開発した生体内温度予測プログラムの検証および改良のための基礎的データの収集を目的とし，被験者実験を行った．被験者を温熱環境が制御された空気環境試験室内に滞在させ，生理的状態および温熱環境因子を連続測定した．被験者は，健康な青年男子３名であり，設定条件は気温を変化させた６条件とし，計 16 例の基礎データを得た．被験者については，皮膚表面温度，直腸温，鼓膜温，代謝量を連続測定した．また 10 分毎に主観申告を行った．環境側は，人体近傍の気温，壁面温度，湿度，風速を測定した．

(2)設定条件が低温になるほど，末梢部の皮膚温と頭部，躯幹部の皮膚温の差が大きくなった．特に，下腿部，足部は著しく低下した．この理由の一つは，人体下方から吹出し気流による対流熱伝達量の増加と考えた．皮膚温の変動と比較し小さいものの，深部温も変動することを確認した．すべての被験者について，設定温度が 30℃以上では，皮膚温，深部温は上昇していく傾向がみられた．代謝量は 28℃～32℃の範囲で大きな差がなく，また，主観申告の熱的快適感は 30℃付近に最も高い値があった．

(3)実験における設定と同様の条件で，生体内温度予測プログラムによるシミュレーションを行い，計算結果と実測結果を比較検討した．計算結果は実測結果を概ね再現することが示された．皮膚温についてみると，部位別特性を反映した結果となり，下腿部，足部を除けば計算値と実測値の差は 1.3℃以内となった．また，計算値と実測値の差が相対的に大きかった下腿部，足部でも吹出し気流の影響を考慮した入力因子をそれぞれの部位に与えることにより，実体に近づけることが可能であると考えられた．直腸温については気温 26℃～32℃の条件で，その差は 0.3℃以内となり，本研究のプログラムによる組織内部温度の予測精度は良好なものであることが示された．

〈参考文献〉


1) 横山真太郎，落藤澄，中村真人，依岡聰，近藤肇：空気環境試験室の試作と臭気指標に関する基礎実験，空気調和・衛生工学会学術講演会講演論文集，pp.797-800, 1989.
2) 小川徳雄ほか：鼓膜温の左右差の意義について，日本生気象学会誌，26(3)，pp.161-167, 1989.
3) Benzinger, T. H. : The sensory receptor organ and quantitative mechanism of human, Fed. Proc., 19(5), pp.32-41, 1960.
4) Sato, K. T., N. L. Kane, G. Soos, C. V. Gisolfi, N. Kondo and K. Sato: Reexamination of tympanic membrane temperature as a core temperature, J. Applied Physiology, 80(4), pp.1233-1239, 1996.
5) Gagge, A. P., J. A. J. Stolwijk and J. D. Hardy: Environments research, 1, 1967.
6) 空気調和・衛生工学会温熱小委員会報告：空気調和・衛生工学，53, p.777, 1979.
7) 空気調和設備委員会：快適性評価・基準小委員会報告書，1995.
8) 高橋潤，倉渕隆，飯野由香利，井上健太郎：超音波風速計および熱式風速計における出力特性に関する実験的検討，日本建築学会大会学術講演梗概集，D-2, pp.625-626, 1998.
9) 日本生理人類学会計測研究部会：人間科学計測ハンドブック，技報堂，東京，1996.
10) 中山昭雄 編：温熱生理学，理工学社，東京，1981.
11) 佐藤方彦 監修：人間工学基準数値便覧，技報堂，1992.
12) 佐々木隆：代謝と栄養，新生理学(下巻)，医学書院，1982.

# 第7章 人体周辺の気流性状の検討

## 7.1 はじめに

近年，建築空間内の温熱環境，空気環境の評価および制御のための強力なツールとしてCFD(Computational Fluid Dynamics)が応用される機会が多くなっている．本章は，CFDを用いた人体周辺の気流解析の方法を述べ，温熱環境評価シミュレータの確立に向けて開発した人体の対流熱伝達計算モジュールについて説明する．

人体と環境との対流熱伝達による熱授受量は人体表面近傍の風速に規定される．対流熱伝達率の算出式は，人体をモデル化して理論的に導いた式，被験者を用いた生理実験からの実験式が種々提案されているが，これらは全身についての値であり，入力変数の風速も人体周囲の平均的な風速のみである．

Clark[19),20)]は，シュリーレン法により人体近傍の気流分布を可視化した．環境が低風速のとき，人体表面近傍の相対的に高温となった空気による自然対流を確認している．またClarkは，姿勢によって対流熱伝達量が異なることを報告している．他にも姿勢による全身の対流熱伝達量の違いに関する研究がある．尾添ら[18)]は，実測により人体表面の熱流束分布を示し，さらにその分布は表面温度分布と必ずしも一致しないことを示した．

CFDを室内環境評価に応用した研究はかなり多く存在するのに対して，人体周辺の気流特性を研究したものは少ない．人体周辺の気流シミュレーションを行うためには，解析対象領域に人体モデルを組込む必要がある．従来の研究では，計算空間の格子分割との整合が容易であることから，直方体，またはそれらを複数組合わせたものが多かった．一方，曽・村上[20)]は数値サーマルマネキンと名付けた曲面で構成される人体モデルを作成し，対流熱伝達量は人体表面の部位で異なることを示している．しかし，人体モデルは，左右の脚部が結合し，上肢についても躯幹部と一体化した形状となっており，実際の人体とは大きく異なるものとなっている．また，人体内部の熱移動は考慮されていない．

現在，市販の流体解析プログラムも多くみられるが，本研究で扱う人体のような複雑な形状を対象とした解析，また生体内温度予測プログラムとリンクさ

せた解析といった問題に対する汎用性があるとはいえない．しかし，３次元の流体解析シミュレータを独自で開発するのは，多大な労力を要する．本研究では，気流解析プログラムを開発するにあたり，水田[3),4)]が開発したCFSVモデルに基づく３次元連続体汎用解析システムを活用した．このシステムは格子構造やスキームを制限することなく，プログラムの開発，改良，管理を効率的に行うことを目的として開発されたものである．このシステムの概要については節7.3で紹介する．

本章では，人体周辺の気流解析を行うための人体モデルを作成し，さらにその周囲を格子分割した計算領域を作成した．人体モデルは，生体計測値を基に，実際の人体に即した形状とした．このモデルを用いることにより，人体周囲の気流特性を定量的に明らかにできると考えた．

以下に本章の概要を示す．

節7.2では，気流解析のための基礎方程式とその解法を述べる．人体のような曲面で構成される物体に対し，ここではBFC(境界適合座標)法による解析を行うことにし，その座標変換について説明した．最終的に，一般座標系で記述された標準$k$-$\varepsilon$モデルを示した．

節7.3では，気流解析プログラムの開発にあたり使用した，CFSVモデルに基づく３次元連続体汎用解析システムを説明する．このシステムは，格子構造やスキームを制限することなく，プログラムの効率的な開発，改良，管理を支援することを目的に開発されたものである．大きな特徴として，1)計算対象領域の格子生成の手続きにおいて，セル(Cell)・面(Face)・辺(Side)・格子点(Vertex)の大域的番号(通し番号)，要素同士の結合関係，領域識別子(境界上，領域内部などの位置を識別できる)，座標値，境界条件などの属性が自動的にデータとして生成される．2)格子構造やスキームを制限することなく，数値計算のための定式化や実行を行うことができる．3)プログラムはモジュール化され，各モジュールの組み合わせが自由であり，さらに必要なモジュールの開発が容易である．4)実行用モジュールを効率的に作成するため，ループ処理が共有化されている．などが挙げられる．

節7.4では，開発した気流解析プログラムの応用として，空気環境試験室の解析結果を示した.空気環境試験室は第６章の被験者実験において使用したが，その際，被験者が部位による気流感を申告していた．試験室は下部に吹出口があり，天井部に吸込口をもつ構造となっており，空間的な分布が生じていることが予想される．ここでは，シミュレーションによりその気流特性を明らかにした．

節 7.5 では，人体周辺の気流解析のために作成した人体モデルについて説明する．従来の人体モデルは，数値解析の便宜上，直方体，もしくはそれを組み合わせたものが多かった．また，曲面で構成されるモデルも，実際の人体とは形状が大きく異なっていた．本研究では，生体計測値を基に，人体に即した形状の人体モデルを作成した．さらに，人体モデルを囲む空間領域の格子生成を行った．汎用性を考慮し，この空間領域を１つのユニットとし，対象とする解析領域に組込むことが可能なものとした．計算例として，インテリジェントビル空調で採用されることが多い床吹出し気流を取り上げ，シミュレーション結果から人体周辺の気流性状を考察した．

節 7.6 では，本章で得られた成果をまとめる．

本章で用いる主な記号を以下に示す．ただし，必要に応じて本文中に記号の説明を適宜再掲することとする．

［ 記号表 ］

---

$t$ ：時間 [s]

$(x, y, z)$ ：デカルト座標系

$(\xi, \eta, \zeta)$ ：一般座標系

$J$ ：Jacobian

$\rho$ ：密度 [kg/m$^3$]

$c_p$ ：定圧比熱 [J/(kg･K)]

$\lambda$ ：熱伝導率 [W/(m･K)]

$\mu$ ：粘性係数 [Pa･s]

$\mu_t$ ：渦粘性係数 [Pa･s]

$\mu_{eff}$ ：実効粘性係数 [Pa･s] $(= \mu + \mu_{eff})$

$\nu$ ：動粘性係数 [m$^2$/s]

$\nu_t$ ：渦動粘性係数 [m$^2$/s]

$(u, v, w)$ ：$(x, y, z)$方向の速度 [m/s]

$p$ ：圧力 [Pa]

$T$ ：温度 [K]

$h$ ：エンタルピー [J/kg]

$k$ ：乱流エネルギー [m$^2$/s$^2$]

$\varepsilon$ ：乱流エネルギー散逸率 [m$^2$/s$^3$]

$l$ ：乱れの長さスケール [m]

$(b_x, b_y, b_z)$ ：$(x, y, z)$方向の外力加速度 [m/s$^2$]

$g$ ：重力加速度 [m/s$^2$]

$Q$ ：発熱量 [W/m$^3$]

$\tau$ ：せん断応力 [N/m$^2$]

$u_\tau$ ：摩擦速度 [m/s]

$\kappa$ ：Karman 定数 [-]

$P_{rt}$ ：乱流 Prandtl 数 [-]

$\delta_{ij}$ ：クロネッカーのデルタ [-]

## 7. 2 基礎方程式とその解法

### 7. 2. 1 Navier-Stokes 方程式

通常の人体周辺，室内空間などの気流(速度は音速に比べ非常に小さい)は非圧縮性流体として取り扱うことができる．

3次元のデカルト座標で表わされた保存形式の Navier-Stokes 方程式(以下 NS 方程式と呼ぶ)は，

$$\frac{\partial}{\partial t}(\rho u)+\frac{\partial}{\partial x}(\rho uu)+\frac{\partial}{\partial y}(\rho uv)+\frac{\partial}{\partial z}(\rho uw)$$
$$=\frac{\partial}{\partial x}\left(\mu\frac{\partial u}{\partial x}\right)+\frac{\partial}{\partial y}\left(\mu\frac{\partial u}{\partial y}\right)+\frac{\partial}{\partial z}\left(\mu\frac{\partial u}{\partial z}\right)-\frac{\partial p}{\partial x} \tag{7.1}$$

$$\frac{\partial}{\partial t}(\rho v)+\frac{\partial}{\partial x}(\rho uv)+\frac{\partial}{\partial y}(\rho vv)+\frac{\partial}{\partial z}(\rho vw)$$
$$=\frac{\partial}{\partial x}\left(\mu\frac{\partial v}{\partial x}\right)+\frac{\partial}{\partial y}\left(\mu\frac{\partial v}{\partial y}\right)+\frac{\partial}{\partial z}\left(\mu\frac{\partial v}{\partial z}\right)-\frac{\partial p}{\partial y} \tag{7.2}$$

$$\frac{\partial}{\partial t}(\rho w)+\frac{\partial}{\partial x}(\rho uw)+\frac{\partial}{\partial y}(\rho vw)+\frac{\partial}{\partial z}(\rho ww)$$
$$=\frac{\partial}{\partial x}\left(\mu\frac{\partial w}{\partial x}\right)+\frac{\partial}{\partial y}\left(\mu\frac{\partial w}{\partial y}\right)+\frac{\partial}{\partial z}\left(\mu\frac{\partial w}{\partial z}\right)-\frac{\partial p}{\partial z} \tag{7.3}$$

で表わされ，流体の質量保存を表わす連続の式は以下である．

$$\frac{\partial}{\partial t}(\rho)+\frac{\partial}{\partial x}(\rho u)+\frac{\partial}{\partial y}(\rho v)+\frac{\partial}{\partial z}(\rho w)=0 \tag{7.4}$$

一般的な物理量 $\phi$ の輸送方程式は，

$$\frac{\partial \phi}{\partial t}+\frac{\partial}{\partial x}(u\phi)+\frac{\partial}{\partial y}(v\phi)+\frac{\partial}{\partial z}(w\phi)$$
$$=\frac{\partial}{\partial x}\left(\Gamma\frac{\partial \phi}{\partial x}\right)+\frac{\partial}{\partial y}\left(\Gamma\frac{\partial \phi}{\partial y}\right)+\frac{\partial}{\partial z}\left(\Gamma\frac{\partial \phi}{\partial z}\right)+S \tag{7.5}$$

であり，左辺は非定常項と$(x, y, z)$方向の対流流束$(u\phi, v\phi, w\phi)$の発散で表わされる対流項，右辺は各方向の $\phi$ の勾配による拡散流束$(-\Gamma\partial\phi/\partial x, -\Gamma\partial\phi/\partial y, -\Gamma\partial\phi/\partial z)$の発散で表わされる拡散項，そして圧力勾配などを意味する生成項 $S$ で構成されている．

$x$ 方向の運動方程式は，$\phi$ として運動量 $\rho u$ を代入することにより与えられる．このときの拡散係数 $\Gamma$は動粘性係数 $\nu$ である．また $y$ 方向の運動方程式は運動量 $\rho v$ を，$z$ 方向の運動方程式は運動量 $\rho w$ を $\phi$ とすることによって得ら

れる．連続の式は，$\phi=\rho$ とすることにより，自動的に与えられる．

一般化された輸送方程式は，テンソル表記で以下の式で表わされることもある．

$$\frac{D\phi}{Dt}=\frac{\partial}{\partial x_j}\left(\Gamma\frac{\partial\phi}{\partial x_j}\right)+S \tag{7.6}$$

上式の添字 $j$(=1,2,3)は$(x, y, z)$座標に対応し，$(x_1, x_2, x_3)$は$(x, y, z)$を表わす．また，$D/Dt$ は実質微分の演算子であり，上式の左辺は $D\phi/Dt=\partial\phi/\partial t+U_j\cdot\partial\phi/\partial x_j$ である．ただし，$(U_1, U_2, U_3)$は速度成分$(u, v, w)$を表わす．

### 7.2.2 輸送方程式の離散化

輸送方程式の数値計算手法として，有限差分法(FDM)，有限体積法(FVM)，有限要素法(FEM)，境界要素法(BEM)があげられる．それぞれの手法について，長所と短所が指摘されている．本研究では，有限体積法を採用した．ここでは，有限体積法について説明を加える．

差分法は与えられた微分方程式に対して，それを数値的にいかに精度よく，効率よく解くかという点に主眼をおいて発展してきた方法である．ところで，流体の微分方程式など多くの微分方程式は，保存則から導かれるものであり，またその保存則は積分形で書かれている場合が多い．そこで，積分形に基づいた近似が考えられ，有限体積法はその 1 つである．長所としては，(1)保存則が満たされていること，および非直交格子が自然に扱えるため，(2)複雑な領域が比較的簡単に取り扱えること，などがあげられる．また SIMPLE 解法の導入も容易である．

有限体積法では，方程式が積分形で与えられた場合，それをそのまま近似することになるが，微分形で与えられた場合には，いったん積分形に書き直す必要がある．具体的には，考えている格子点を中心とした微小領域内で方程式を積分し，その境界の値を近隣の格子点の値を用いて近似的に与えて，積分式を離散化するものである．

輸送方程式を有限体積法により離散化する．ここでは集中格子を採用し，輸送量 $\phi$ はセルの中心 $P$ で定義することとする．まず，対流項の第 1 項を以下のように離散化する．図 7.1 に記号の定義を示す．

$$\iiint\frac{\partial}{\partial x}(u\cdot\phi)dxdydz$$

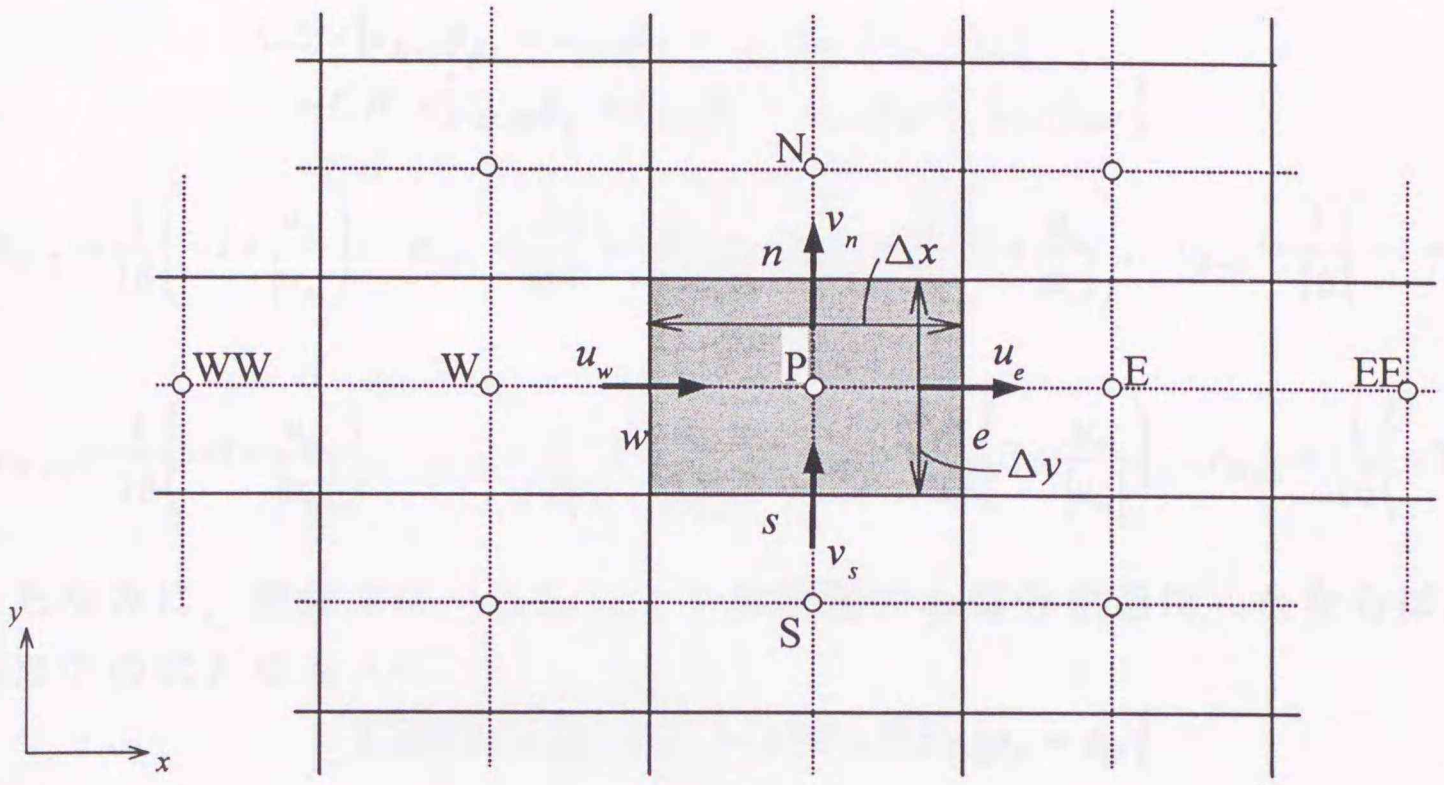



図 7.1 離散化の説明図

$$= \Delta y \Delta z \int \frac{\partial}{\partial x}(u \cdot \phi)\, dx \tag{7.7}$$

$$= \Delta y \Delta z \left[ u_e \cdot \phi_e - u_w \cdot \phi_w \right] \tag{7.8}$$

$$= CE \times \phi_e - CW \times \phi_w \tag{7.9}$$

小文字の添字はセルとセルとの境界面を表わす.一般的に対流項については，安定性を考慮し，高次の風上差分スキームが適用される．ここでは，QUICK スキームによって離散化を進める．他の差分スキームについては後述することとする．QUICK スキームを用いると，境界の値は以下の式で近似される.

$$\phi_e = \frac{3\phi_E + 6\phi_P - \phi_W}{8} \qquad (u_e \geq 0) \tag{7.10}$$

$$\phi_e = \frac{-\phi_{EE} + 6\phi_E + 3\phi_P}{8} \qquad (u_e < 0) \tag{7.11}$$

すなわち，少し風上側にずれた 3 点の値からラグランジュ補間法によって決定される．絶対値記号を用いてまとめると次式となる.

$$\phi_e = \frac{1}{16}\left(-\phi_{EE} + 9\phi_E + 9\phi_P - \phi_W\right) + \frac{u_e}{16|u_e|}\left(\phi_{EE} - 3\phi_E + 3\phi_P - \phi_W\right) \tag{7.12}$$

同様に $\phi_w$ についても次式で表わされる.

$$\phi_w = \frac{1}{16}\left(-\phi_E + 9\phi_P + 9\phi_W - \phi_{WW}\right) + \frac{u_w}{16|u_w|}\left(\phi_E - 3\phi_P + 3\phi_W - \phi_{WW}\right) \tag{7.13}$$

以上の式より，式(7.9)は次式となる.

$$CE\times\left[c_{E+2}\phi_{EE}+c_{E+1}\phi_E+c_{E-1}\phi_P+c_{E-2}\phi_W\right]$$
$$-CW\times\left[c_{W+2}\phi_E+c_{W+1}\phi_P+c_{W-1}\phi_W+c_{W-2}\phi_{WW}\right] \tag{7.14}$$

$$c_{E+2}=\frac{1}{16}\left(-1+\frac{u_e}{|u_e|}\right),\quad c_{E+1}=\frac{3}{16}\left(3-\frac{u_e}{|u_e|}\right),\quad c_{E-1}=\frac{3}{16}\left(3+\frac{u_e}{|u_e|}\right),\quad c_{E-2}=\frac{1}{16}\left(-1-\frac{u_e}{|u_e|}\right),$$

$$c_{W+2}=\frac{1}{16}\left(-1+\frac{u_w}{|u_w|}\right),\quad c_{W+1}=\frac{3}{16}\left(3-\frac{u_w}{|u_w|}\right),\quad c_{W-1}=\frac{3}{16}\left(3+\frac{u_w}{|u_w|}\right),\quad c_{W-2}=\frac{1}{16}\left(-1-\frac{u_w}{|u_w|}\right)$$

ちなみに，差分スキームとして２次精度中心差分を適用したならば，式(7.9)は以下の式となる．

$$CE\times 0.5\times\left[\phi_E+\phi_P\right]-CW\times 0.5\times\left[\phi_P+\phi_W\right] \tag{7.15}$$

つまり，式(7.14)において

$$c_{E+2}=0,\ c_{E+1}=1/2,\ c_{E-1}=1/2,\ c_{E-2}=0,$$
$$c_{W+2}=0,\ c_{W+1}=1/2,\ c_{W-1}=1/2,\ c_{W-2}=0$$

としたときに等しい．また，１次精度風上差分は，以下の式を用いればよい．

$$c_{E+2}=0,\quad c_{E+1}=\frac{1}{2}\left(1-\frac{u_e}{|u_e|}\right),\quad c_{E-1}=\frac{1}{2}\left(1+\frac{u_e}{|u_e|}\right),\quad c_{E-2}=0,$$

$$c_{W+2}=0,\quad c_{W+1}=\frac{1}{2}\left(1-\frac{u_w}{|u_w|}\right),\quad c_{W-1}=\frac{1}{2}\left(1+\frac{u_w}{|u_w|}\right),\quad c_{W-2}=0$$

対流項の第２，３項についても同様に離散化する．

拡散項の離散化については，収束計算を安定化させる方向に寄与するため，スキームについてはそれほど問題にはならないとされる．

対流項の差分スキームに関して，QUICK スキーム，２次精度中心差分，１次精度風上差分による定式化を具体的に上で述べた．ここでは，それぞれのスキームの特徴を簡単にまとめる．

1) １次精度風上差分

安定した解法であるが，数値粘性と呼ばれる打ち切り誤差を含んでおり．高レイノルズ数流れの計算には適していない．

2) ２次精度中心差分

セル・ペクレ数がおよそ１以下の場合に使用できる．偶数次の精度の差分式は，離散化の際の打ち切り誤差が奇数次となり，数値粘性として働かないので，高精度の結果が得られる．しかし，セル・ペクレ数が大きい場合，計算の不安

定化をもたらす欠点がある.

3)ハイブリッド法

１次精度風上差分と２次精度中心差分との組み合わせたものであり，セル・ペクレ数が小さいとき中心差分で離散化し,大きいときは風上差分を選択する.

4)QUICK スキーム

セルの界面に従属変数を内挿する際，上流側の２点と下流側の１点を使った２次曲線で内挿する方法で，３次精度を有し，計算も比較的安定である．ただし，物理量が急激に変化する所で，オーバーシュートやアンダーシュートを起こしやすい．このため，QUICK 法を改良した QUICK-FRAM 法なども提案されている．QUICK-FRAM 法は数値振動が発生した場合に QUICK 法の精度を１次精度に落とし，数値振動を抑える方法である.

他にも数値的安定性や計算結果の精度向上を目的として，多くのスキームが提案されてきた．本研究で開発したプログラムでは，以上の４種類のスキームを選択的に使用できるようにした.

### 7. 2. 3 SIMPLE 法

非圧縮性ＮＳ方程式では，連続の式を満足するように圧力を決定する必要がある．本研究で開発したプログラムでは，SIMPLE 法を採用した．SIMPLE 法の特長は，定常解を求めるときに，他の方法に比べ最小の計算時間で済むことである．また，通常この方法において離散化は有限体積法で行われるため，物理量の保存則を満たしていることも特長の一つである.

しかし，定常問題を考えるとき，定常状態を記述する方程式を解けばよいわけであるが，実際にはこの定常状態の式を用いるより，過渡状態の式を適切な境界条件の下に，適当な初期条件に対し時間進行法により定常解を求めるのが普通である．その理由は，定常にしろ非定常にしろ非線形の偏微分方程式を解くわけであるが，定常状態の式を解く場合，繰り返し計算時の初期値依存性が強く，初期値として真の値に近い値を用いなければなかなか収束しないと考えられるのに対し，時間進行法は定常解の初期値依存性が少ないためである.

SIMPLE 法は，速度補正量を用いて表わされた速度成分を，連続の式に代入することにより圧力補正式を導くことが基本になっており，アルゴリズムを簡単に述べると，初期条件あるいは前の時間ステップでの計算より速度，圧力がわかっているとき,

①各方向の離散化された運動方程式から速度 $u, v, w$ を求める

↓

②圧力補正式から圧力補正量 $p'$ を計算する

↓

③$p'$ をもとに新しい圧力，速度を計算する

### 7.2.4 乱流モデル

乱流モデルについては多数の提案がなされ，現在も活発に研究されている．$k-\varepsilon$ 方程式モデルに代表される渦粘性モデルと応力方程式モデルは現在最も使用されているモデルであるといえる．また，レイノルズ方程式に基づかない計算方法として Large Eddy Simulation(LES)の研究も盛んである．本研究においては，$k-\varepsilon$ モデルによる解析を進めた．

高レイノルズ数流れに対する標準 $k-\varepsilon$ モデルが Launder and Spalding によって与えられ，同モデルは，現在もなお広く利用されている．分子粘性効果が直接現れない高レイノルズ数領域で，レイノルズ応力を平均速度の歪量に比例すると仮定するモデルであり，渦粘性係数 $\nu_t$ は乱流エネルギー $k$ と散逸率 $\varepsilon$ を用いて表わす．標準 $k-\varepsilon$ モデルの基礎方程式をテンソル表記で以下に示す．導出方法の詳細についてはここでは省略する．

$$\frac{\partial \overline{U}_i}{\partial x_i} = 0 \tag{7.16}$$

$$\frac{\partial \overline{U}_i}{\partial t} + \frac{\partial \overline{U}_i \overline{U}_j}{\partial x_j} = -\frac{1}{\rho}\frac{\partial \overline{P}}{\partial x_i} + \frac{\partial}{\partial x_j}\left(\nu \frac{\partial \overline{U}_i}{\partial x_j} - \overline{u_i u_j}\right) \tag{7.17}$$

$$\overline{u_i u_j} = \frac{2}{3}k\delta_{ij} - \nu_t\left(\frac{\partial \overline{U}_i}{\partial x_j} + \frac{\partial \overline{U}_j}{\partial x_i}\right) \tag{7.18}$$

$$\nu_t = \frac{C_\mu k^2}{\varepsilon} \tag{7.19}$$

$$\frac{\partial k}{\partial t} + \frac{\partial \overline{U}_j k}{\partial x_j} = P_k - \varepsilon + D_k \tag{7.20}$$

$$\frac{\partial \varepsilon}{\partial t} + \frac{\partial \overline{U}_j \varepsilon}{\partial x_j} = \frac{\varepsilon}{k}\left(C_{\varepsilon 1} P_k - C_{\varepsilon 2}\varepsilon\right) + D_\varepsilon \tag{7.21}$$

$$P_k = -\overline{u_i u_j}\frac{\partial \overline{U}_i}{\partial x_i} = \frac{1}{2}\nu_t\left(\frac{\partial \overline{U}_i}{\partial x_j} + \frac{\partial \overline{U}_j}{\partial x_i}\right)^2 \tag{7.22}$$

$$D_k = \frac{\partial}{\partial x_j}\left(\frac{\nu_t}{\sigma_k}\frac{\partial k}{\partial x_j}\right) \tag{7.23}$$

$$D_\varepsilon = \frac{\partial}{\partial x_j}\left(\frac{\nu_t}{\sigma_\varepsilon}\frac{\partial \varepsilon}{\partial x_j}\right) \tag{7.24}$$

ここで，$\overline{U_i}$：時間平均した速度ベクトルの各成分[m/s]，$u_i$：速度ベクトルの変動部分の各成分[m/s]である．各モデル定数は，以下の値が提案されている．

$$C_\mu=0.9, \quad \sigma_k=1.0, \quad \sigma_\varepsilon=1.3, \quad C_{\varepsilon 1}=1.44, \quad C_{\varepsilon 2}=1.92 \tag{7.25}$$

### 7.2.5 境界条件

室内気流数値シミュレーションでは,他の流体数値シミュレーションと同様,固体壁面の境界条件の取り扱いの適否が流れ場に大きな影響を及ぼす．壁面境界の取り扱いには，大きく分けて２種類ある．１つは壁関数を用いる方法であり，もう１つは，低レイノルズ乱流に対応する方法である．

固体壁面に沿った流れは多くの高レイノルズ数流れで，乱流境界層(turbulent boundary layer)を発達させる．乱流境界層の大きな特徴はその内部の多層構造にある．この多層構造は粘性流体の高レイノルズ数流れの本質的なもので，部屋の中の流れや剥離した流れで境界層的ではないといわれる流れでも，壁付近では壁での滑りなし条件のため，必ず多層構造が発生する．

壁のごく近傍には，乱流の混合作用が及ばない粘性底層と呼ばれる非常に薄い層があり，一般に，高レイノルズ数の十分に発達した壁面乱流では，その上部で(粘性の効果が無視でき)乱流混合が支配的となるため，壁法則，すなわち対数速度分布また対数温度分布が成立する．この対数領域では，乱れによるエネルギーの生成と散逸がつりあい，対流，拡散などの他の項はそれらに比べて無視できる領域である．高レイノルズ数モデルにおいては，壁法則が成立するこの領域に壁から最も近い格子点を配置する．そして，この格子点と壁との間を壁法則を用いて，乱流が支配的な上部の領域のみを解く．つまり，その内側の計算を不要とする．

対数領域では，以下の対数速度分布が成立する．

$$\frac{u}{u_\tau}=\frac{1}{\kappa}\ln\left(y^+E\right) \tag{7.26}$$

$$y^+=\frac{yu_\tau}{\nu},\quad u_\tau=\sqrt{\frac{\tau_w}{\rho}},\quad \kappa=0.42,\quad E=9.7 \tag{7.27}$$

ここで，$u_\tau$：摩擦速度，$\tau_w$：壁面せん断応力，$\kappa$：カルマン定数である．

乱流エネルギーと散逸率も摩擦速度を用いて以下のように求めることができる．

$$k=\frac{u_\tau^2}{\sqrt{C_\mu}} \tag{7.28}$$

$$\varepsilon=\frac{u_\tau^3}{\kappa y} \tag{7.29}$$

上式を式(7.26)に代入して整理すると次式が得られる．

$$\frac{u}{u_\tau^2}C_\mu{}^{\frac{1}{4}}k_P{}^{\frac{1}{2}}=\frac{1}{\kappa}\ln\left[Ey_P\frac{C_\mu{}^{\frac{1}{4}}k_P{}^{\frac{1}{2}}}{\nu}\right] \tag{7.30}$$

添字 $P$ のついた値は，壁面からの第１格子点の値を意味する．

第１格子点は粘性底層より上方の乱流領域に位置させなくてはならないから，通常 $uy/\nu$=50～500 程度となるように格子点を設定しておく．ただし，剥離を伴うような複雑な流れにおいては逆流速度のレベルが小さすぎるために，上の手続きより算出される壁応力が層流のそれを下回る領域がどうしてもでてきてしまう．このような事態に対処する簡便な処置として，無次元速度 $y^+$があるレベル以下のところでは，局所的に層流計算に切り替える方法がある．

他によく用いられる速度の境界条件としては，1)slip 条件，2)no-slip 条件，3)べき乗則がある．流入・流出がある場合は，各変数もしくはそのフラックスを境界条件として与える．また，計算空間の定義の仕方によっては周期境界条件が必要になる場合もある．

### 7.2.6 一般座標系による表現

人体のような曲面で形成される物体などが存在する場合は，境界適合座標(Boundary Fitted Coordinate; BFC)を用いて解析するのが有効である．まず，デカルト座標系で記述された前節までの基礎方程式を一般座標系で表わされる方程式に変換する必要がある．メトリックの関係式を用いると，以下の偏微分の

関係が与えられる．

$$\begin{bmatrix} \dfrac{\partial}{\partial x} \\ \dfrac{\partial}{\partial y} \\ \dfrac{\partial}{\partial z} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \xi_x & \eta_x & \zeta_x \\ \xi_y & \eta_y & \zeta_y \\ \xi_z & \eta_z & \zeta_z \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dfrac{\partial}{\partial \xi} \\ \dfrac{\partial}{\partial \eta} \\ \dfrac{\partial}{\partial \zeta} \end{bmatrix} \tag{7.31}$$

したがって，変数 $f$ の偏微分は，以下の式で表わされる．ここで，$\xi_x$ は $\partial \xi / \partial x$ を表わす．

$$\begin{bmatrix} f_x \\ f_y \\ f_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \xi_x & \eta_x & \zeta_x \\ \xi_y & \eta_y & \zeta_y \\ \xi_z & \eta_z & \zeta_z \end{bmatrix} \begin{bmatrix} f_\xi \\ f_\eta \\ f_\zeta \end{bmatrix} \tag{7.32}$$

反変速度成分 $U$，$V$，$W$ を次のように定義する．

$$U = \left(\xi_x u + \xi_y v + \xi_z w\right) \cdot J \tag{7.33}$$

$$V = \left(\eta_x u + \eta_y v + \eta_z w\right) \cdot J \tag{7.34}$$

$$W = \left(\zeta_x u + \zeta_y v + \zeta_z w\right) \cdot J \tag{7.35}$$

ただし，$J$ は Jacobian であり，以下の行列式で定義される．

$$J = \begin{vmatrix} x_\xi & x_\eta & x_\zeta \\ y_\xi & y_\eta & y_\zeta \\ z_\xi & z_\eta & z_\zeta \end{vmatrix} \tag{7.36}$$

一方，変数 $f$ の偏微分は保存形で記述すると以下となる．

$$\frac{\partial f}{\partial x} = \frac{1}{J}\left(\frac{\partial J \xi_x f}{\partial \xi} + \frac{\partial J \eta_x f}{\partial \eta} + \frac{\partial J \zeta_x f}{\partial \zeta}\right) \tag{7.37}$$

$y$，$z$ についての偏微分も同様に表わすことができる．以下，保存形で考えることとする．

以上の式を用いると連続の式は次式となる．

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \frac{1}{J}\frac{\partial \rho U}{\partial \xi} + \frac{1}{J}\frac{\partial \rho V}{\partial \eta} + \frac{1}{J}\frac{\partial \rho W}{\partial \zeta} = 0 \tag{7.38}$$

変数 $\phi$ の一般座標系における輸送方程式は次の式で示される．

$$\frac{\partial\phi}{\partial t}+\frac{1}{J}\left[\frac{\partial}{\partial\xi}(U\phi)+\frac{\partial}{\partial\eta}(V\phi)+\frac{\partial}{\partial\zeta}(W\phi)\right]=\frac{1}{J}[\frac{\partial}{\partial\xi}\left\{\Gamma J\left(q_{11}\phi_\xi+q_{12}\phi_\eta+q_{13}\phi_\zeta\right)\right\}$$
$$+\frac{\partial}{\partial\eta}\left\{\Gamma J\left(q_{21}\phi_\xi+q_{22}\phi_\eta+q_{23}\phi_\zeta\right)\right\}+\frac{\partial}{\partial\zeta}\left\{\Gamma J\left(q_{31}\phi_\xi+q_{32}\phi_\eta+q_{33}\phi_\zeta\right)\right\}]+S(\xi,\eta,\zeta) \tag{7.39}$$

$$q_{11}=\xi_x{}^2+\xi_y{}^2+\xi_z{}^2,\quad q_{12}=\xi_x\eta_x+\xi_y\eta_y+\xi_z\eta_z,\quad q_{13}=\xi_x\zeta_x+\xi_y\zeta_y+\xi_z\zeta_z,$$

$$q_{21}=q_{12},\qquad q_{22}=\eta_x{}^2+\eta_y{}^2+\eta_z{}^2,\qquad q_{23}=\eta_x\zeta_x+\eta_y\zeta_y+\eta_z\zeta_z \tag{7.40}$$

$$q_{31}=q_{13},\qquad q_{32}=q_{23},\qquad q_{33}=\zeta_x{}^2+\zeta_y{}^2+\zeta_z{}^2$$

具体的には，計算空間上の標準 $k-\varepsilon$ モデルは次式となる．

[$x$ 方向の Navier-Stokes 方程式]

$$\frac{\partial}{\partial t}(\rho u)+\frac{1}{J}\left[\frac{\partial}{\partial\xi}(U\rho u)+\frac{\partial}{\partial\eta}(V\rho u)+\frac{\partial}{\partial\zeta}(W\rho u)\right]$$
$$=\frac{1}{J}[\frac{\partial}{\partial\xi}\left\{\mu_{\text{eff}}J\left(q_{11}u_\xi+q_{12}u_\eta+q_{13}u_\zeta\right)\right\}+\frac{\partial}{\partial\eta}\left\{\mu_{\text{eff}}J\left(q_{21}u_\xi+q_{22}u_\eta+q_{23}u_\zeta\right)\right\}$$
$$+\frac{\partial}{\partial\zeta}\left\{\mu_{\text{eff}}J\left(q_{31}u_\xi+q_{32}u_\eta+q_{33}u_\zeta\right)\right\}]-\frac{2}{3}\left(\xi_x\frac{\partial\rho k}{\partial\xi}+\eta_x\frac{\partial\rho k}{\partial\eta}+\zeta_x\frac{\partial\rho k}{\partial\zeta}\right) \tag{7.41}$$
$$+\frac{1}{J}[\frac{\partial}{\partial\xi}\left\{\mu_tJ\left(\xi_xr_{xx}+\xi_yr_{xy}+\xi_zr_{xz}\right)\right\}+\frac{\partial}{\partial\eta}\left\{\mu_tJ\left(\eta_xr_{xx}+\eta_yr_{xy}+\eta_zr_{xz}\right)\right\}$$
$$+\frac{\partial}{\partial\zeta}\left\{\mu_tJ\left(\zeta_xr_{xx}+\zeta_yr_{xy}+\zeta_zr_{xz}\right)\right\}]-\left(\xi_x\frac{\partial p}{\partial\xi}+\eta_x\frac{\partial p}{\partial\eta}+\zeta_x\frac{\partial p}{\partial\zeta}\right)+\rho b_x$$

[$y$ 方向の Navier-Stokes 方程式]

$$\frac{\partial}{\partial t}(\rho v)+\frac{1}{J}\left[\frac{\partial}{\partial\xi}(U\rho v)+\frac{\partial}{\partial\eta}(V\rho v)+\frac{\partial}{\partial\zeta}(W\rho v)\right]$$
$$=\frac{1}{J}[\frac{\partial}{\partial\xi}\left\{\mu_{\text{eff}}J\left(q_{11}v_\xi+q_{12}v_\eta+q_{13}v_\zeta\right)\right\}+\frac{\partial}{\partial\eta}\left\{\mu_{\text{eff}}J\left(q_{21}v_\xi+q_{22}v_\eta+q_{23}v_\zeta\right)\right\}$$
$$+\frac{\partial}{\partial\zeta}\left\{\mu_{\text{eff}}J\left(q_{31}v_\xi+q_{32}v_\eta+q_{33}v_\zeta\right)\right\}]-\frac{2}{3}\left(\xi_y\frac{\partial\rho k}{\partial\xi}+\eta_y\frac{\partial\rho k}{\partial\eta}+\zeta_y\frac{\partial\rho k}{\partial\zeta}\right) \tag{7.42}$$
$$+\frac{1}{J}[\frac{\partial}{\partial\xi}\left\{\mu_tJ\left(\xi_xr_{yx}+\xi_yr_{yy}+\xi_zr_{yz}\right)\right\}+\frac{\partial}{\partial\eta}\left\{\mu_tJ\left(\eta_xr_{yx}+\eta_yr_{yy}+\eta_zr_{yz}\right)\right\}$$
$$+\frac{\partial}{\partial\zeta}\left\{\mu_tJ\left(\zeta_xr_{yx}+\zeta_yr_{yy}+\zeta_zr_{yz}\right)\right\}]-\left(\xi_y\frac{\partial p}{\partial\xi}+\eta_y\frac{\partial p}{\partial\eta}+\zeta_y\frac{\partial p}{\partial\zeta}\right)+\rho b_y$$

[$z$ 方向の Navier-Stokes 方程式]

$$\frac{\partial}{\partial t}(\rho w)+\frac{1}{J}\left[\frac{\partial}{\partial \xi}(U\rho w)+\frac{\partial}{\partial \eta}(V\rho w)+\frac{\partial}{\partial \zeta}(W\rho w)\right]$$

$$=\frac{1}{J}[\frac{\partial}{\partial \xi}\left\{\mu_{\text{eff}}J\left(q_{11}w_{\xi}+q_{12}w_{\eta}+q_{13}w_{\zeta}\right)\right\}+\frac{\partial}{\partial \eta}\left\{\mu_{\text{eff}}J\left(q_{21}w_{\xi}+q_{22}w_{\eta}+q_{23}w_{\zeta}\right)\right\}$$

$$+\frac{\partial}{\partial \zeta}\left\{\mu_{\text{eff}}J\left(q_{31}w_{\xi}+q_{32}w_{\eta}+q_{33}w_{\zeta}\right)\right\}]-\frac{2}{3}\left(\xi_z\frac{\partial \rho k}{\partial \xi}+\eta_z\frac{\partial \rho k}{\partial \eta}+\zeta_z\frac{\partial \rho k}{\partial \zeta}\right) \qquad (7.43)$$

$$+\frac{1}{J}[\frac{\partial}{\partial \xi}\left\{\mu_t J\left(\xi_x r_{zx}+\xi_y r_{zy}+\xi_z r_{zz}\right)\right\}+\frac{\partial}{\partial \eta}\left\{\mu_t J\left(\eta_x r_{zx}+\eta_y r_{zy}+\eta_z r_{zz}\right)\right\}$$

$$+\frac{\partial}{\partial \zeta}\left\{\mu_t J\left(\zeta_x r_{zx}+\zeta_y r_{zy}+\zeta_z r_{zz}\right)\right\}]-\left(\xi_z\frac{\partial p}{\partial \xi}+\eta_z\frac{\partial p}{\partial \eta}+\zeta_z\frac{\partial p}{\partial \zeta}\right)+\rho b_z$$

［エネルギー方程式］

$$\frac{\partial}{\partial t}(\rho h)+\frac{1}{J}\left[\frac{\partial}{\partial \xi}(U\rho h)+\frac{\partial}{\partial \eta}(V\rho h)+\frac{\partial}{\partial \zeta}(W\rho h)\right]$$

$$=\frac{1}{J}[\frac{\partial}{\partial \xi}\left\{\left(\lambda+c_p\frac{\mu_t}{P_{rt}}\right)J\left(q_{11}T_{\xi}+q_{12}T_{\eta}+q_{13}T_{\zeta}\right)\right\}$$

$$+\frac{\partial}{\partial \eta}\left\{\left(\lambda+c_p\frac{\mu_t}{P_{rt}}\right)J\left(q_{21}T_{\xi}+q_{22}T_{\eta}+q_{23}T_{\zeta}\right)\right\} \qquad (7.44)$$

$$+\frac{\partial}{\partial \zeta}\left\{\left(\lambda+c_p\frac{\mu_t}{P_{rt}}\right)J\left(q_{31}T_{\xi}+q_{32}T_{\eta}+q_{33}T_{\zeta}\right)\right\}]+Q$$

［乱流エネルギー $k$ の輸送方程式］

$$\frac{\partial}{\partial t}(\rho k)+\frac{1}{J}\left[\frac{\partial}{\partial \xi}(U\rho k)+\frac{\partial}{\partial \eta}(V\rho k)+\frac{\partial}{\partial \zeta}(W\rho k)\right]$$

$$=\frac{1}{J}[\frac{\partial}{\partial \xi}\left\{\left(\mu+\frac{\mu_t}{\sigma_k}\right)J\left(q_{11}k_{\xi}+q_{12}k_{\eta}+q_{13}k_{\zeta}\right)\right\}$$

$$+\frac{\partial}{\partial \eta}\left\{\left(\mu+\frac{\mu_t}{\sigma_k}\right)J\left(q_{21}k_{\xi}+q_{22}k_{\eta}+q_{23}k_{\zeta}\right)\right\} \qquad (7.45)$$

$$+\frac{\partial}{\partial \zeta}\left\{\left(\mu+\frac{\mu_t}{\sigma_k}\right)J\left(q_{31}k_{\xi}+q_{32}k_{\eta}+q_{33}k_{\zeta}\right)\right\}]$$

$$+P_k-\rho\varepsilon$$

［乱流エネルギー散逸率 $\varepsilon$ の輸送方程式］

$$\frac{\partial}{\partial t}(\rho\varepsilon)+\frac{1}{J}\left[\frac{\partial}{\partial\xi}(U\rho\varepsilon)+\frac{\partial}{\partial\eta}(V\rho\varepsilon)+\frac{\partial}{\partial\zeta}(W\rho\varepsilon)\right]$$
$$=\frac{1}{J}[\frac{\partial}{\partial\xi}\left\{\left(\mu+\frac{\mu_t}{\sigma_\varepsilon}\right)J\left(q_{11}\varepsilon_\xi+q_{12}\varepsilon_\eta+q_{13}\varepsilon_\zeta\right)\right\}$$
$$+\frac{\partial}{\partial\eta}\left\{\left(\mu+\frac{\mu_t}{\sigma_\varepsilon}\right)J\left(q_{21}\varepsilon_\xi+q_{22}\varepsilon_\eta+q_{23}\varepsilon_\zeta\right)\right\} \qquad (7.46)$$
$$+\frac{\partial}{\partial\zeta}\left\{\left(\mu+\frac{\mu_t}{\sigma_\varepsilon}\right)J\left(q_{31}\varepsilon_\xi+q_{32}\varepsilon_\eta+q_{33}\varepsilon_\zeta\right)\right\}]$$
$$+\frac{\varepsilon}{k}\left(C_{\varepsilon1}P_k-C_{\varepsilon2}\varepsilon\right)$$

ここで，

$$r_{xx}=\xi_x u_\xi+\eta_x u_\eta+\zeta_x u_\zeta,\quad r_{xy}=\xi_x v_\xi+\eta_x v_\eta+\zeta_x v_\zeta,\quad r_{xz}=\xi_x w_\xi+\eta_x w_\eta+\zeta_x w_\zeta,$$
$$r_{yx}=\xi_y u_\xi+\eta_y u_\eta+\zeta_y u_\zeta,\quad r_{yy}=\xi_y v_\xi+\eta_y v_\eta+\zeta_y v_\zeta,\quad r_{yz}=\xi_y w_\xi+\eta_y w_\eta+\zeta_y w_\zeta, \qquad (7.47)$$
$$r_{zx}=\xi_z u_\xi+\eta_z u_\eta+\zeta_z u_\zeta,\quad r_{zy}=\xi_z v_\xi+\eta_z v_\eta+\zeta_z v_\zeta,\quad r_{zz}=\xi_z w_\xi+\eta_z w_\eta+\zeta_z w_\zeta$$

$$P_k=\mu_t\left|2\left(r_{xx}^2+r_{yy}^2+r_{zz}^2\right)+\left(r_{xy}+r_{yx}\right)^2+\left(r_{yz}+r_{zy}\right)^2+\left(r_{zx}+r_{xz}\right)^2\right| \qquad (7.48)$$

境界条件について考える．Dirichlet 条件では，境界の値が規定されるので，計算空間でも物理空間と取り扱いは同じである．一方，計算空間での Neumann 条件の取り扱いは必ずしも簡単ではない．

ここでは，壁面の境界条件としてしばしば用いられる対数則を，一般座標系に適用する場合の近似解法について述べる．一般化対数則は以下の式で表わされた．

$$\frac{u}{u_\tau^2}C_\mu{}^{\frac{1}{4}}k_P{}^{\frac{1}{2}}=\frac{1}{\kappa}\ln\left[Ey_P\frac{C_\mu{}^{\frac{1}{4}}k_P{}^{\frac{1}{2}}}{\nu}\right] \qquad (7.49)$$

$u$ は壁面から $y_P$ の位置における接線方向の速度である．境界面はデカルト座標系に必ずしも一致しないから，速度 $u$ は境界面に平行な速度成分で表わす必要がある．

$$\frac{\|\boldsymbol{u}_t\|}{u_\tau^2}C_\mu{}^{\frac{1}{4}}k_P{}^{\frac{1}{2}}=\frac{1}{\kappa}\ln\left[Ey_P\frac{C_\mu{}^{\frac{1}{4}}k_P{}^{\frac{1}{2}}}{\nu}\right] \qquad (7.50)$$

ここで，添字 $t$ は，接線方向(tangent direction)を表わす．

いま，$\xi$＝一定の面を境界とした場合を考える．速度 $\boldsymbol{u}$ は境界に平行な成分

と，境界に垂直な成分に分けることができる．

$$\boldsymbol{u} = \boldsymbol{u}_t + \boldsymbol{u}_n \tag{7.51}$$

ここで，添字 $n$ は，法線方向(normal direction)を表わす．

境界の単位法線ベクトルは，

$$\boldsymbol{n} = \frac{\nabla\xi}{\|\nabla\xi\|} \tag{7.52}$$

であるから，$\boldsymbol{u}_n$ は

$$\boldsymbol{u}_n = \|\boldsymbol{u}_n\| \frac{\nabla\xi}{\|\nabla\xi\|} = \frac{\boldsymbol{u}\cdot\nabla\xi}{\|\nabla\xi\|^2}\nabla\xi \tag{7.53}$$

と表わされ，$\boldsymbol{u}_t$ は次式となる．

$$\boldsymbol{u}_t = \boldsymbol{u} - \frac{\boldsymbol{u}\cdot\nabla\xi}{\|\nabla\xi\|^2}\nabla\xi \tag{7.54}$$

ただし，$\nabla = (\partial/\partial x, \partial/\partial y, \partial/\partial z)$ である．

また，$y_P$ は $\xi$ ＝一定の面を境界とした場合，壁上の流速定義点から点 P へのベクトル $1/2(x_\xi, y_\xi, z_\xi)$ の壁の法線方向への射影であるから，次式となる．

$$y_P = \frac{1}{2}(x_\xi, y_\xi, z_\xi)\cdot\boldsymbol{n} = \frac{1}{2}(x_\xi, y_\xi, z_\xi)\frac{\nabla\xi}{\|\nabla\xi\|} = \frac{1}{2}\frac{1}{\|\nabla\xi\|} \tag{7.55}$$

せん断応力は以下の手順で求める．

(1) 現時点で得られている速度 $\boldsymbol{u}$ から，接線方向速度 $\boldsymbol{u}_t$ を式(7.54)から求める．

(2) 現時点で得られている $k$ を用いて，摩擦速度 $u_\tau$ を式(7.50)から求める．

(3) せん断応力 $\tau$ を $\tau = \rho u_\tau^2$ で計算する．

実際に必要となるのは，せん断応力の各成分である．$x$ 方向の成分は

$$\tau_x = \tau\frac{\boldsymbol{u}_t\cdot\boldsymbol{e}_x}{\|\boldsymbol{u}_t\|} = \rho u_\tau^2\frac{\boldsymbol{u}_t\cdot\boldsymbol{e}_x}{\|\boldsymbol{u}_t\|} \tag{7.51}$$

で表わされる．$\boldsymbol{e}_x$ は $x$ 方向の単位ベクトルである．結局，式(7.50)より，次式で表わされる．

$$\tau_x = \rho\boldsymbol{u}_t\cdot\boldsymbol{e}_x C_\mu^{\frac{1}{4}} k_P^{\frac{1}{2}} \Big/ \left\{\frac{1}{\kappa}\ln\left[Ey_P\frac{C_\mu^{\frac{1}{4}}k_P^{\frac{1}{2}}}{\nu}\right]\right\} \tag{7.52}$$

$y$，$z$ 方向についても同様である．

## 7. 3 CFSV モデルによる気流解析プログラムの開発

### 7. 3. 1 CFSV モデルの概要

前節の理論を基に気流解析プログラムを開発するにあたり，水田が開発した CFSV モデルによる３次元連続体汎用解析システムを活用した．このシステムは格子構造やスキームを制限することなく，プログラムの開発，改良，管理を効率的に行うことを目的として開発されたものである．このシステムの概要を以下に述べる．

形状の複雑な領域における流体の数値解析では，いくつかの副領域それぞれを構造格子で分割する場合と，有限要素法のように最初から非構造格子で分割する場合とがある．数値解析式は多くの場合，前者では一般座標系に変換した流体力学方程式を差分化し，後者では重みつき残差法で定式化したものを用いることになるが，流体を格子で分割したものを多くのセル(Cell)・面(Face)・辺(Side)・格子点(Vertex)の集まりと考えれば，構造格子，非構造格子いずれを用いる場合でも，数値解析式はこれらの要素(Element)の間の関係を記述したものにほかならない．

水田 [3),4)]はこれを CFSV モデルと名づけ，このモデルに基づいた流体解析システムを開発した．主な特徴として，以下のことが挙げられる．

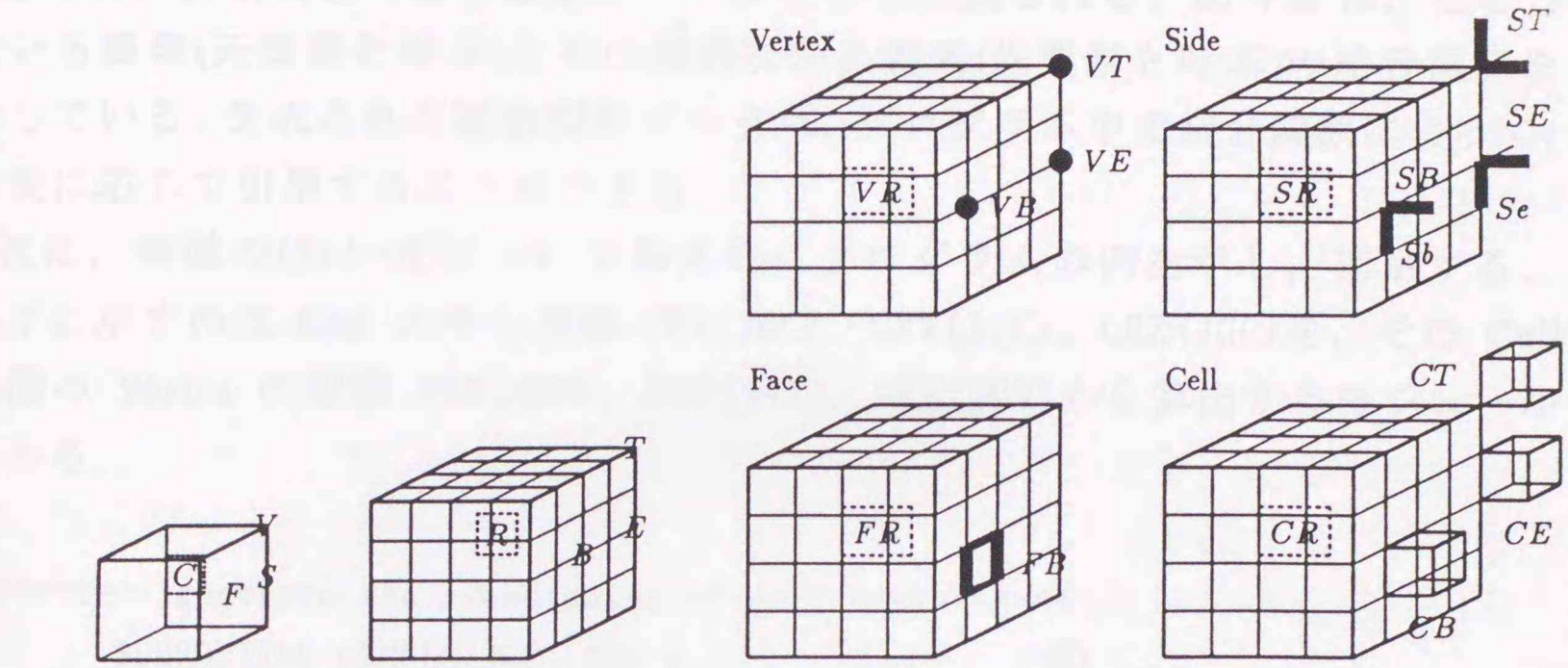
⑴すべての要素とそれら各々の周囲にある要素は，結合関係データから読み込み，種別と解析領域内相対位置に分類した上で，通し番号をつけて管理する．これにより要素と数値解析式は，境界，稜，隅に至るまで，曖昧さなく扱えるようになる．

⑵格子構造やスキームを制限することなく，数値計算のための定式化や実行を行うことができる．

⑶プログラムはモジュール化され，各モジュールの組み合わせが自由であり，さらに必要なモジュールの開発が容易である．

⑷実行用モジュールの効率的な作成のため，ループ処理が共有化されている．

(1)について補足する．このシステムでは，計算対象領域の格子生成の手続き(Procedure)において，要素(セル(Cell)・面(Face)・辺(Side)・格子点(Vertex))の区別を行い，大域的番号(種類・領域内相対位置を問わず，すべての要素につけた通し番号)を割り当てている．各要素の定義を図 7.2(a)に示す．同時に，各要素の位置に対して識別子をつける．すなわち，図 7.2(b)に示すように，要素を内部(Region)・境界(Boundary)・稜(Edge)・隅(Top)に区別し，図 7.2(c)のように分類されている．例えば VB は，境界上に定義される Vertex として識別さ




(a) 要素(Element)　(b) 領域(Range)　(c) 類(Category)

図 7.2 CFSV モデルの要素・領域・類

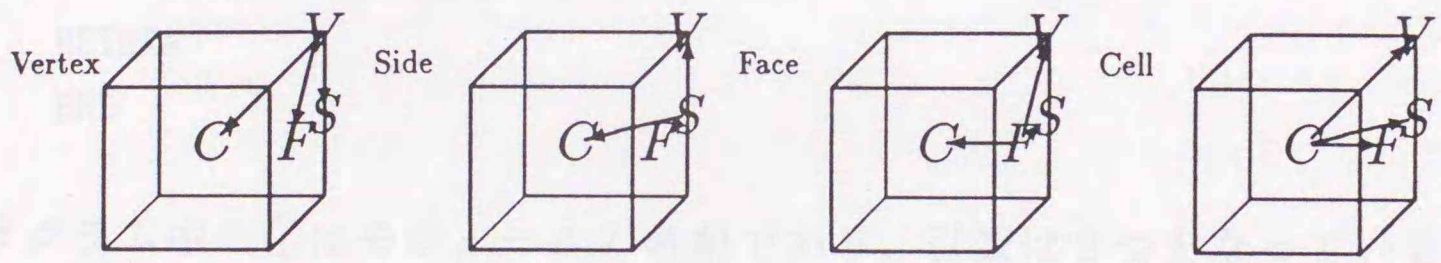



図 7.3 要素同士の結合関係

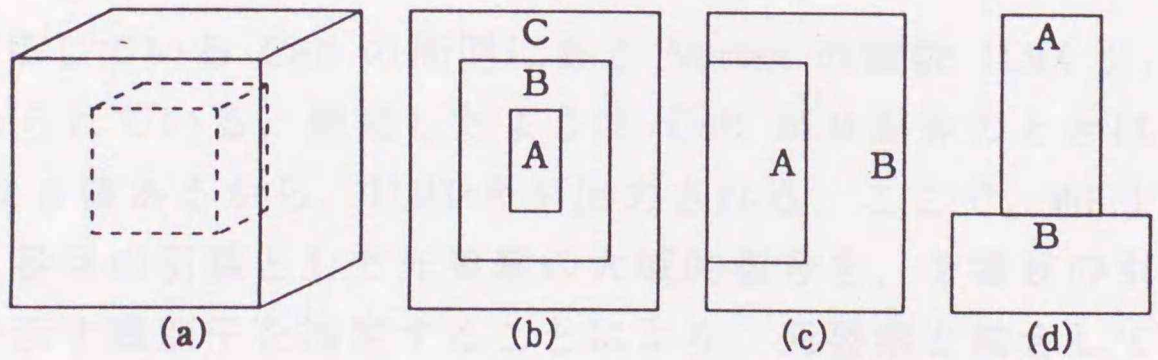



図 7.4 (a)シェルの内側境界と外側境界の概念，(b)多数のシェルの入れ子構造，(c)シェル同士の内部接触，(d)シェル同士の外部接触

れ，CR は解析領域の内部に定義される Cell を表わす．

さらに，要素同士の結合関係がデータとして生成される．図 7.3 は，注目している要素(元要素と呼ぶ)とその周囲にある要素(先要素と呼ぶ)の結合関係を示している．生成された結合関係データは，プログラム中で結合関数によって，必要に応じて引用することができる．

次に，特徴の(3)と(4)について具体的にプログラムの例を示し，補足する．以下に示すのは Cell の中心座標 CRX(JGC)，CRY(JGC)，CRZ(JGC)を，その Cell 周囲の Vertex の座標 VRX(JGV)，VRY(JGV)，VRZ(JGV)から算出するモジュールである．

```
*======= generate the coordinates of cell ==========*
      SUBROUTINE CRRGEN(JGC ,ILV )                    …①
      INCLUDE 'comary'                                …②
          ILMX=MGLO(JGC ,MKV )                        …③
          JGV =MGL1(JGC ,MKV ,ILV )                   …④
          CRX(JGC)=CRX(JGC)+VRX(JGV)/ILMX             …⑤
          CRY(JGC)=CRY(JGC)+VRY(JGV)/ILMX             …⑥
          CRZ(JGC)=CRZ(JGC)+VRZ(JGV)/ILMX             …⑦
      RETURN
      END
```

プログラム中の①はモジュールの名前であり，引数は２つとなっている．JGC は Cell の大域的番号，ILV は Cell からみた Vertex の局所的番号を表わす．局所的番号とは，元要素内で閉じた先要素の順序番号のことであり，例えば Cell が６面体のときは，結合している Vertex は 8 個あるから，ILV=1～8 の値をとることになる．②では，配列などの宣言文を記述したファイル'comary'を INCLUDE している．

③では，注目している Cell の周囲にある Vertex の個数 ILMX が，関数 MGLO を用いて求められている．前述したように Cell が６面体のときは，結合している Vertex は 8 個あるから，ILMX=8 が出力される．ここで，MGLO は結合関数と呼ばれ，１番目の引数として元要素の大域的番号を，２番目の引数として先要素の種類を示す識別子を指定することにより，元要素と結合している先要素の個数を求めることができる．いま考えている元要素は Cell，先要素は Vertex であるから，１番目の引数は Cell の大域的番号 JGC，２番目の引数は Vertex を示す識別子 MKV を指定している．先要素に Cell，Face，Side を指定したいと

きは，識別子をそれぞれ MKC，MKF，MKS とすればよい．

④では，大域的番号が JGC の Cell の周囲にある Vertex の大域的番号 JGV を関数 MGL1 を用いることによって求めている．MGL1 は結合関数の１つであり，ここでは元要素の大域的番号 JGC，先要素の種類 MKV，局所的番号 ILV を引数とし，JGV を求めている．ここで使用したもの以外にも，用途に応じた引数の形式の異なる結合関数が用意されている．

⑤は Cell 中心の座標 CRX(JGC) を VRX(JGV) の平均により求める実行文である．同様に⑥，⑦は $y$ 座標，$z$ 座標に対する実行文である．⑤によって CRX(JGC) を求めるためには，局所的番号 ILV に対する VRX(JGV) の加算，すなわち繰り返し処理を行う必要がある．本システムにおいて，このような繰り返し処理は，上で示したモジュールを以下の共用ループ LPSVEC，LPDBLE の中で呼び出すことによって行うことができる．

```
CALL LPSVEC(SVECCL,'C*RT    ',LFALL,CRX ,CRY, CRZ )      …⑧
CALL LPDBLE(CRRGEN,'C*RTV*RT',LFALL)                     …⑨
```

⑧は⑤～⑦の繰り返し処理を実行するにあたり必要となる CRX(JGC)，CRY(JGC)，CRZ(JGC) の初期値を設定するものである．⑨ではモジュール CRRGEN の繰り返し処理を実行する．共用ループ LPDBLE の１番目の引数は，呼び出すモジュールの名前である．２番目の引数では繰り返し処理を実行する元要素と先要素の範囲を指定している．'C*RT' が元要素の範囲であり，C は元要素の種類(この場合は Cell なので C)，RT は元要素の領域(R, B, E, T に並べたときの最初と最後)を示している．続く 'V*RT' が先要素の範囲であり，元要素と同様に，V は先要素の種類(この場合は Vertex なので V)，RT は先要素の領域を示している．３番目の引数の LFALL はフィルター関数であり，'C*RTV*RT' の範囲からさらに繰り返し処理を実行する範囲を限定したいときに，独自に論理関数を定義し，その関数名を LFALL に書き込むことができる．

⑧は，さらに配列名 CRX，CRY，CRZ を引数に入力し，その配列に対しモジュール SVECCL の操作を行う共用ループである．ちなみに SVECCL は指定された配列に 0 の値を与え，初期化するモジュールである．

以上のように，大域的番号を引数とするモジュールを作成し，類の範囲を指定して共用ループから呼び出せば，対象範囲の物理量に対して繰り返し処理が行われる．すなわち，流体解析における離散式に基づいたモジュール群を用意し，これらのモジュールを呼び出す共用ループを積み重ねていくことにより，

プログラムを効率的に開発することができる.

### 7.3.2 シェルによる複雑な領域形状の結合データ生成法

領域形状が入り組んでいたり，内部に非流体領域などが存在する解析領域の格子生成は，取り扱い難い問題とされてきた．通常「格子生成」には，格子構造と格子点の配置という両方の意味が込められている．構造格子は自動生成が容易であるが，領域形状の大変形を余儀なくされる場合は，分布に極端な粗密を生じないよう格子点を配置する技法が必要になる．例えば，O 型格子，C 型格子のような内部物体を取り囲む格子生成は，形状によっては大きな歪みを生ずる．一方，非構造格子には，格子点の配置の自由度が高い分，格子点座標や格子構造の決め方の自動化に課題を残している.

ここで述べる「格子生成」は，結合関係データの生成を指す.

例えば，解析領域内にいくつかのブロックを合成してできる物体があり，その周囲の流れを解析するための格子を生成するとき，物体に合わせて周囲の解析領域も構造格子のブロックに分割する方法が，おそらく最も準備や手間を要しない．このために，CFSV モデルでは格子生成の単位として「シェル(Shell)」を考えている.

シェルは，領域形状が入り組んでいれば領域をいくつかのブロックに分け，それぞれの内部を構造格子で覆ったものである．シェルには，6 面体の外部境界と内部境界があり(図 7.4(a))，中間部が解析領域となっていれば，小さな 6 面体のセルに規則分割する．シェルは，内部境界が別のシェルの外部境界となるような多層の入れ子構造を取ることができる(図 7.4(b))．また，このようなシェル同士が内部接触したり(図 7.4(c))，別なシェルと外部接触してもよい(図 7.4(d)).

本研究で扱う人体が存在する領域の解析には，シェルによる格子データの生成が非常に効率的であると考える．実際，人体は四肢部など非常に入り組んだ構造をしているが，順次ブロック化していき，多数のシェルを用いることにより，対応が可能である.

### 7.3.3 CFSV モデルによる基礎方程式の表現

基礎方程式を CFSV モデルに対応させた形式で表現する.

例として，デカルト座標系で記述された時間微分項を含まない輸送方程式の離散式を取り上げる．離散式は次式のように，求める輸送量 $\phi$ に関して陽的に書き直した.

$$a_P\phi = \sum_{nb} a_{nb}\phi_{nb} + b \tag{7.53}$$

いま輸送量 $\phi$ がセル(Cell)で定義されているとする．ここで $nb$ は隣接(neighborhood)するセルを表わし，右辺の輸送量は $+x$, $-x$, $+y$, $-y$, $+z$, $-z$ 方向の隣り合う 6 個のセルの値である．図 7.1 を参照すると，$nb$ は E，W，N，S，さらに $+z$, $-z$ 方向の T(Top)，B(Bottom)に対応する．係数 $a$ は，対流項と拡散項の離散化から生成され，界面上の速度，拡散係数，面積などから構成されるため，面(Face)で定義するのが自然である．右辺第 2 項の非斉次項は，例えば運動方程式の場合は圧力勾配項などの外力項であり，注目しているセルで定義される．つまり上式は，セルを中心にその周りの要素との間の関係を記述したものに他ならない．

CFSV モデルに従い，式(7.53)を以下の式のように記述する．

$$a_C \phi_C = \sum a_{Cf} \phi_{Cc} + b_C \tag{7.54}$$

ここで，添字 $C$，$F$ はセル，面の量を示している．図 7.5 は 2 次元表示による各項の説明図である．$C$，$F$ は大域的番号(大文字で示す)であるが，$Cc$，$Cf$ はセルからみたセル，面(小文字は局所的番号を示す)を意味する．すなわち，$a_C$ は注目するセルの大域的番号で一義的に決まる量であるのに対し，$a_{Cf}$ は注目するセルの大域的番号とそのセルからみた面の局所的番号の両者によって定義されるため，このような表記法とした．

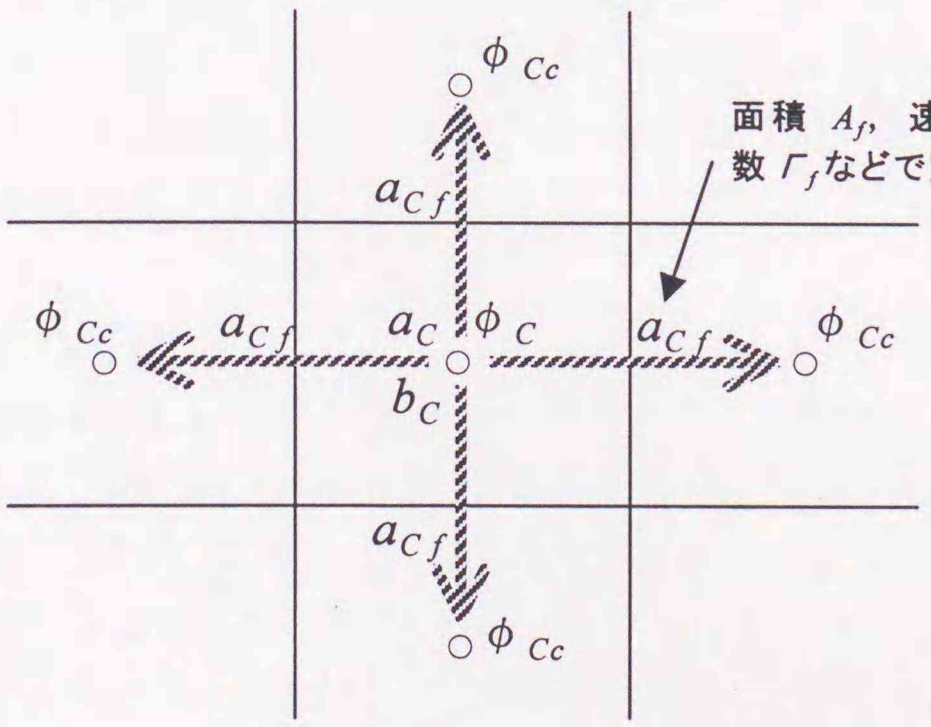



図 7.5 CFSV モデルによる離散式の各項の説明図

前述したように，セルと面の位置関係，番号付けなどの要素間の結合関係は，予めファイルから読み込んで解析し，メモリ上に蓄積してある．上式などの数値解析式を記述したプログラムにおいては，その結合データを引用するだけで，斉次係数，非斉次項などを簡潔に書き下すことができる．結果として，開発したプログラム中の係数などの計算モジュールの大半は，各輸送方程式を通して共通して使用できるものとなった．

## 7. 4 空気環境試験室の気流解析

### 7. 4. 1 計算空間と計算条件

本節では，空気環境試験室の気流解析について述べる．計算対象とした空気環境試験室は前章の図 6.1 にその外観を示した．内部は在室者なしの状態とした．試験室自体の内径寸法は W2600×H2350×D4400 となっている．壁面はすべて同じ材質である．風量については，試験室内循環空気量 0～3000[$m^3$/h]，外気導入量 0～720[$m^3$/h]の可変方式である．空気環境試験室は床面から高さ 0.15m がグレーチング構造となっており，今回のシミュレーションおよび実測では取り外した状態を対象とした．

計算領域のサイズと格子分割を図 7.6 に示す．格子分割数は 24(x)×37(y)×19(z)とした．x, y, z 方向の壁面側の 4 個のセルについては，その間隔を公比 1.15 の等比級数で変化させ，壁側ほど間隔を小さくした．それ以外のセルについては等間隔とした．試験室は前面下部に吹出口，天井に 4 個所の吸込口があり，吹出口のサイズは 2100(x)×160(z)であり，20(x)×3(z)のメッシュ数に対応している．吸込口の 1 つのサイズは 540(x)×540(y)であり，4(x)×4(y) のメッシュ数に対応している．

基礎方程式を表 7.1，計算条件を表 7.2 に示す．乱流モデルは標準 $k-\varepsilon$ モデルを用いた．壁面に対する境界条件は一般化対数則とし，吹出口の境界条件はすべての変数に対し Dirichlet 条件とした．吹出口の乱流エネルギーは，主流の運動エネルギーの 3%として与え，散逸率は乱れの長さスケールを吹出口幅 0.15m の 1%とすることによって与えた．吹出口の速度は実測値を基に与えた．その詳細については次節で述べる．また，第 6 章の実測結果より空気環境試験室内の温度差は無視できるとした．

### 7. 4. 2 吹出口流速の実測

空気環境試験室の吹出口断面の風速分布について実測を行った．実測には，3 次元超音波風速計(KAIJO,ﾏｲｸﾛｿﾆｯｸ WA-590)を用いた．図 7.7 にその実測結果を示した．測定箇所は，2100(x)×160(z)の吹出口の x 方向に 100mm 間隔で 17 点，z 方向は高さ 100mm に 1 点とした．

実測結果より，吹出口の流速は，主流方向の y 方向の速度成分が大きいが，x 方向，z 方向成分についても比較的大きい結果が得られた．x 方向成分は正の値となっている．つまり，吹出口から室内へ右向きに吹出す特性があることがわかる．その大きさは，およそ x=0.5m の位置で最大になっている．y 方向

成分は x 座標が小さい位置ほど大きくなり，約 4.0m/s の流速の最大値が得られている．z 方向成分はすべて負の値となり，すなわち下向きの特性があることが明らかになった．これは，レタン空気が吹出口後部のエアハンドリングユニット内で空間的に大きな乱れを生じ，ダクトを通らないでそのまま吹出口に供給されるため，一様な流れが吹出口に形成されないことに基因すると考えられる．

### 7.4.3 計算結果

計算結果の中から図 7.8 に，速度ベクトルと乱流エネルギーの z=0.22m の水平断面分布を示す．この断面は吹出口に近いため吹出し方向(y)の成分が大きい結果となっている．x=0.2m の位置の吹出口流速は最も大きく，これに対応して乱流エネルギーも大きい結果となった．吹出口流速の x 方向成分の影響はこの断面については，大きく現われなかった．吹出口付近の速度は，境界条件に対応し，3.5m/s のオーダーとなっている．

図 7.9 は垂直断面の流速ベクトルを表示したものである．吹出口からの大きな流れに対して，上部では循環流が形成されているが，相対的に速度は小さくなった．吹出口からの主流は，正面の壁面に衝突し，その後上昇している．

図 7.10 は，高さ 2.05m の水平断面の流速分布である．４つの吸込口付近ではｚ方向の速度成分が大きくなっており，試験室の吸込み特性が表れている．速度分布を全体的に眺めると，吹出口のある壁面の方への流れ，すなわち-y 方向への流れが形成されている．これは吹出し流が壁面に衝突後，上昇し，天井面で再び衝突するため，このような循環流となると考えられる．

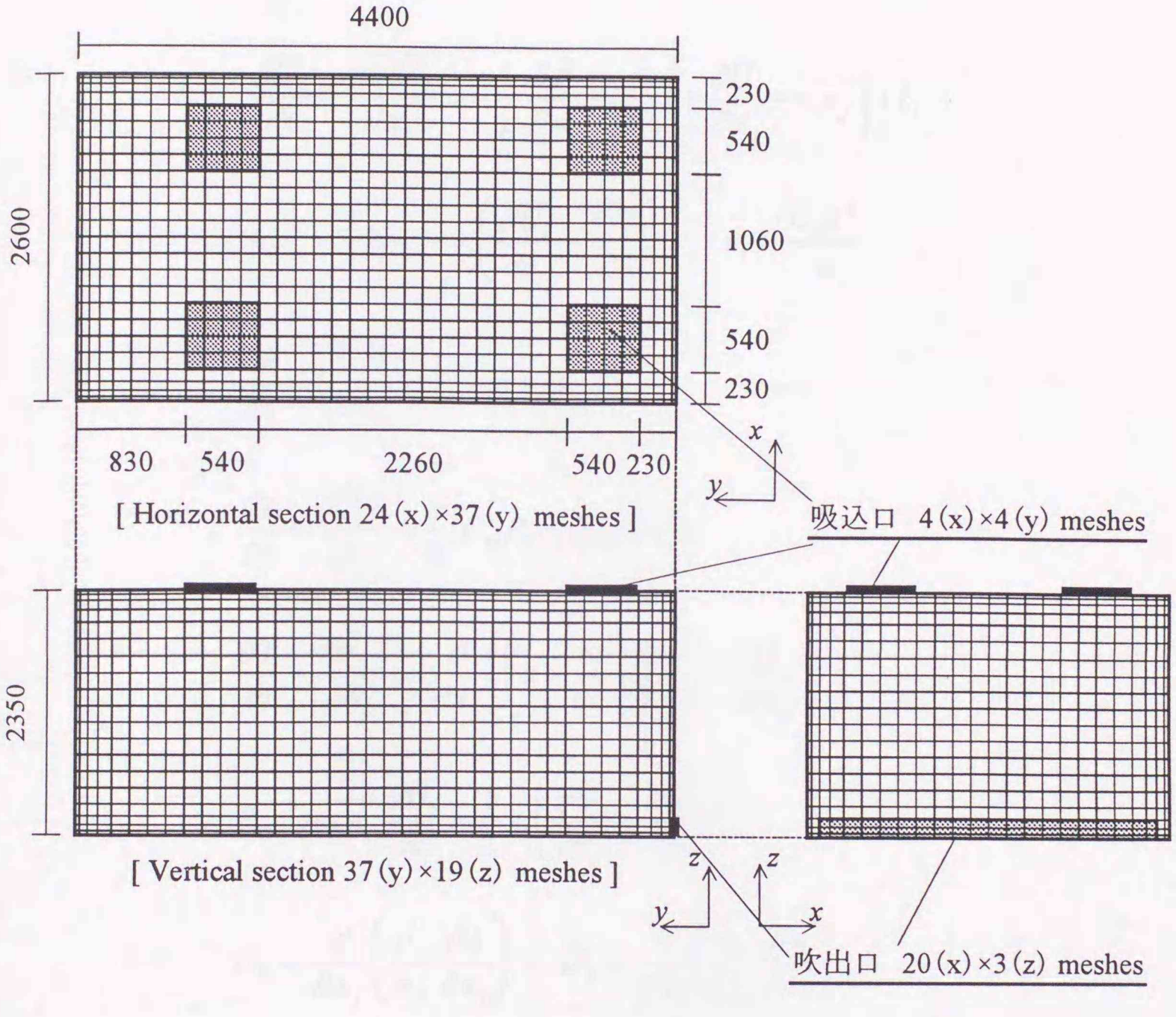



図 7.6 解析対象空間分割図

表 7.1　基礎方程式（標準 k-ε モデル）

$$\frac{\partial \overline{U}_i}{\partial x_i} = 0$$

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

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

$$\frac{\partial k}{\partial t} + \frac{\partial \overline{U}_j k}{\partial x_j} = P_k - \varepsilon + D_k$$

$$\frac{\partial \varepsilon}{\partial t} + \frac{\partial \overline{U}_j \varepsilon}{\partial x_j} = \frac{\varepsilon}{k}\left(C_{\varepsilon 1} P_k - C_{\varepsilon 2}\varepsilon\right) + D_\varepsilon$$

$$\frac{\partial T}{\partial t} + \frac{\partial \overline{U}_j T}{\partial x_j} = \frac{\partial}{\partial x_j}\left(\left(a + \frac{\nu_t}{\sigma_T}\right)\frac{\partial T}{\partial x_j}\right) + \frac{Q}{\rho c_p}$$

$$P_k = = \overline{u_i u_j}\frac{\partial \overline{U}_i}{\partial x_i} = \frac{1}{2}\nu_t\left(\frac{\partial \overline{U}_i}{\partial x_j} + \frac{\partial \overline{U}_j}{\partial x_i}\right)^2$$

$$D_k = \frac{\partial}{\partial x_j}\left(\frac{\nu_t}{\sigma_k}\frac{\partial k}{\partial x_j}\right) \quad , \quad D_\varepsilon = \frac{\partial}{\partial x_j}\left(\frac{\nu_t}{\sigma_\varepsilon}\frac{\partial \varepsilon}{\partial x_j}\right)$$

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

$t$：時間 [s]，$(x, y, z)$：デカルト座標系，$U_i$：速度 [m/s]，$p$：圧力 [Pa]，$\rho$：密度 [kg/m$^3$]，$\nu$：動粘性係数 [m$^2$/s]，$\nu_t$：渦動粘性係数 [m$^2$/s]，$T$：温度 [K]，$b_i$：外力加速度 [m/s$^2$]，$a$：温度伝播率 [m$^2$/s]，$Q$：発熱量 [W/m$^3$]，$c_p$：定圧比熱 [J/(kg·K)]，$k$：乱流エネルギー [m$^2$/s$^2$]，$\varepsilon$：乱流エネルギー散逸率 [m$^2$/s$^3$]，$\delta_{ij}$：クロネッカーのデルタ．

表 7.2 計算条件

| | |
|---|---|
| 計算空間 | 2.60m×4.40m×2.35m |
| セル分割数 | 24×37×19 |
| 離散化 | 有限体積法 |
| 格子 | 集中格子 |
| アルゴリズム | SIMPLE 法 |
| 空間差分スキーム | 移流項については QUICK.<br>ただし，境界第1近傍点は1次精度風上.<br>拡散項については2次精度中心差分 |
| 時間差分スキーム | Crank-Nicholson 法 |
| 連立方程式の解法 | 線順法 |
| 乱流モデル | 標準 k-ε モデル |

境界条件

①壁面（一般化対数則）

$$u_n=0,\quad \frac{u_t}{u_\tau^2}C_\mu^{\frac{1}{4}}k_P^{\frac{1}{2}}=\frac{1}{\kappa}\ln\left[Ey_P\frac{C_\mu^{\frac{1}{4}}k_P^{\frac{1}{2}}}{\nu}\right],\quad k=\frac{u_\tau^2}{\sqrt{C_\mu}},$$

$$\varepsilon=\frac{u_\tau^3}{\kappa y},\quad T=T^w$$

②吹出口

$$\boldsymbol{u}=\boldsymbol{u}^{in},\quad T=T^{in},\quad k=k^{in},\quad l=l^{in},\quad \varepsilon=\varepsilon^{in}=C_\mu\frac{\left(k^{in}\right)^{3/2}}{l^{in}}$$

③吸込口

$$\partial\boldsymbol{u}/\partial n=0,\quad \partial T/\partial n=0,\quad \partial k/\partial n=0,\quad \partial\varepsilon/\partial n=0$$

$C_\mu$=0.09，$\kappa=0.42$，$E=9.7$

$\boldsymbol{u}$，$u$：速度 [m/s]，$p$：圧力 [Pa]，$\rho$：密度 [kg/m$^3$]，$\nu$：動粘性係数 [m$^2$/s]，$\nu_t$：渦動粘性係数 [m$^2$/s]，$T$：温度 [K]，$k$:乱流エネルギー [m$^2$/s$^2$]，$\varepsilon$：乱流エネルギー散逸率 [m$^2$/s$^3$]，$l$:乱れの長さスケール[m]，$y_P$：壁面から第1セル定義点までの距離 [m]，$u_\tau$：摩擦速度 [m/s]，$\tau_w$：壁面せん断応力 [N/m$^2$]，$\kappa$：Karman 定数．添字は，$n$：法線方向(normal)，$t$：接線方向(tangent)，$in$：吹出し口．

| 位置(m) | | | 1分間の平均風速(m/s) | | | |
|---|---|---|---|---|---|---|
| X | Y | Z | Vx | Vy | Vz | Vv |
| 0.35 | 0.00 | 0.01 | 0.79 | 3.99 | −1.73 | 4.54 |
| 0.50 | 0.00 | 0.01 | 1.92 | 3.65 | −0.82 | 4.26 |
| 0.60 | 0.00 | 0.01 | 2.27 | 3.51 | −0.76 | 4.29 |
| 0.70 | 0.00 | 0.01 | 2.24 | 3.13 | −0.67 | 3.95 |
| 0.80 | 0.00 | 0.01 | 2.24 | 2.94 | −0.80 | 3.86 |
| 1.00 | 0.00 | 0.01 | 1.40 | 2.46 | −0.22 | 3.04 |
| 1.10 | 0.00 | 0.01 | 1.07 | 2.43 | −0.32 | 2.93 |
| 1.20 | 0.00 | 0.01 | 1.35 | 2.35 | −0.16 | 2.90 |
| 1.30 | 0.00 | 0.01 | 0.88 | 2.37 | −0.40 | 2.76 |
| 1.40 | 0.00 | 0.01 | 0.28 | 2.52 | −0.44 | 2.72 |
| 1.50 | 0.00 | 0.01 | 0.20 | 2.59 | −0.60 | 2.83 |
| 1.60 | 0.00 | 0.01 | 0.09 | 2.61 | −0.69 | 2.86 |
| 1.70 | 0.00 | 0.01 | 1.01 | 2.71 | −0.77 | 3.13 |
| 1.90 | 0.00 | 0.01 | 0.70 | 2.81 | −0.85 | 3.15 |
| 2.00 | 0.00 | 0.01 | 0.72 | 2.82 | −0.89 | 3.15 |
| 2.10 | 0.00 | 0.01 | 0.95 | 2.84 | −0.84 | 3.22 |
| 2.15 | 0.00 | 0.01 | 0.69 | 2.77 | −0.68 | 3.11 |

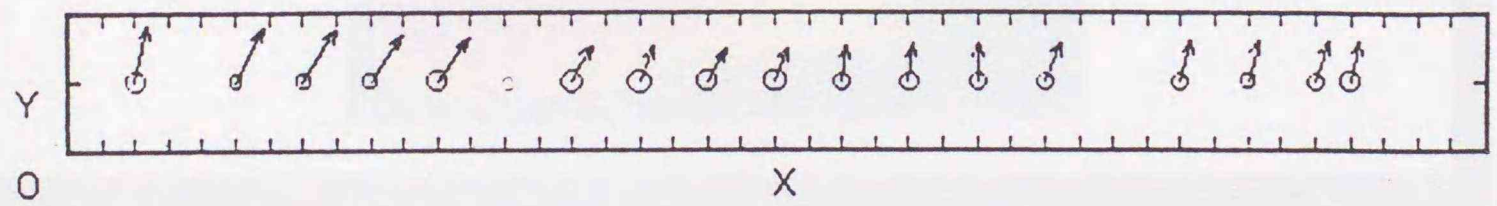



図7.7 吹出口の風速の実測結果

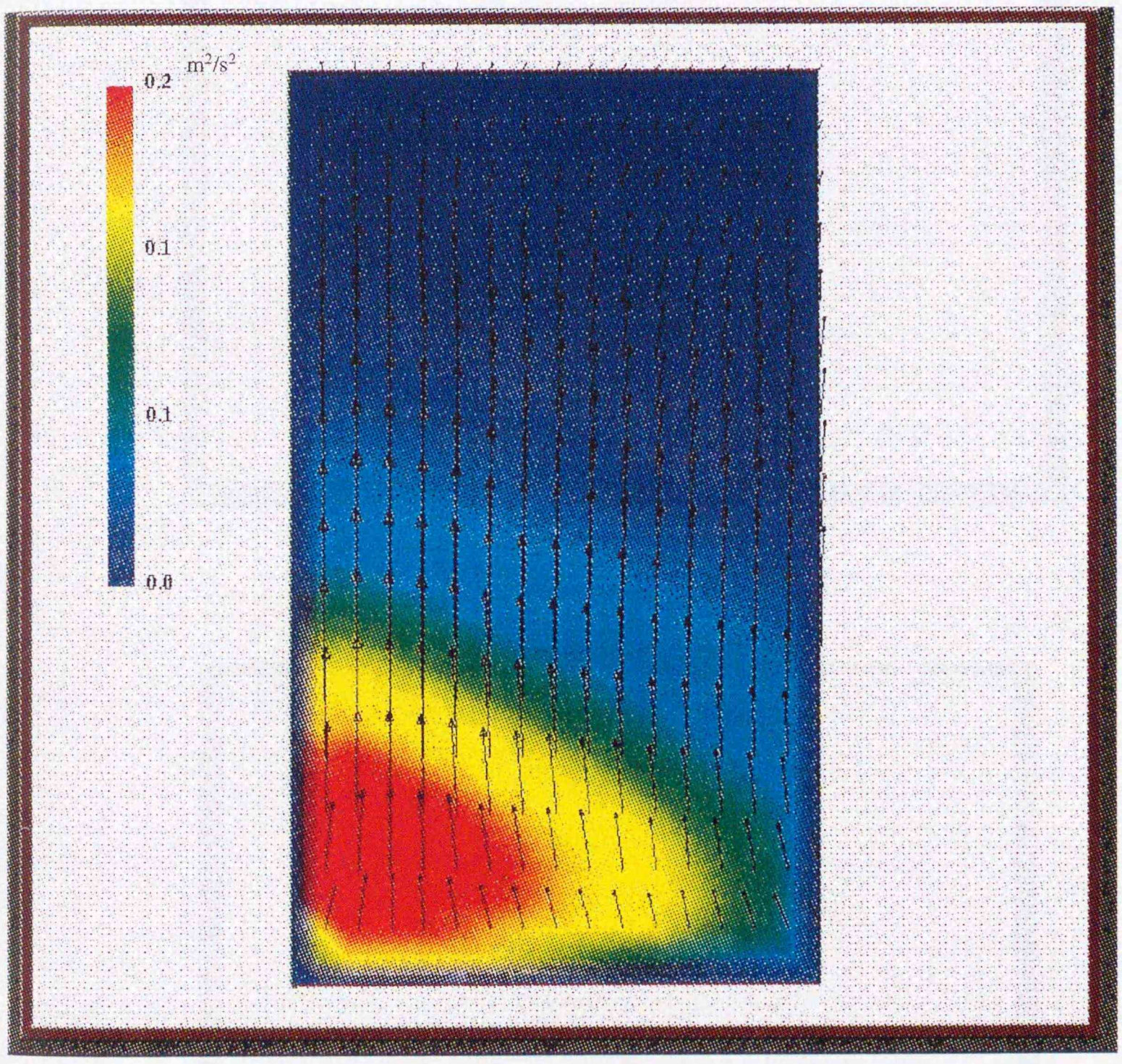



図7.8 速度ベクトルと乱流エネルギーの計算結果
(空気環境試験室 z=0.22m)

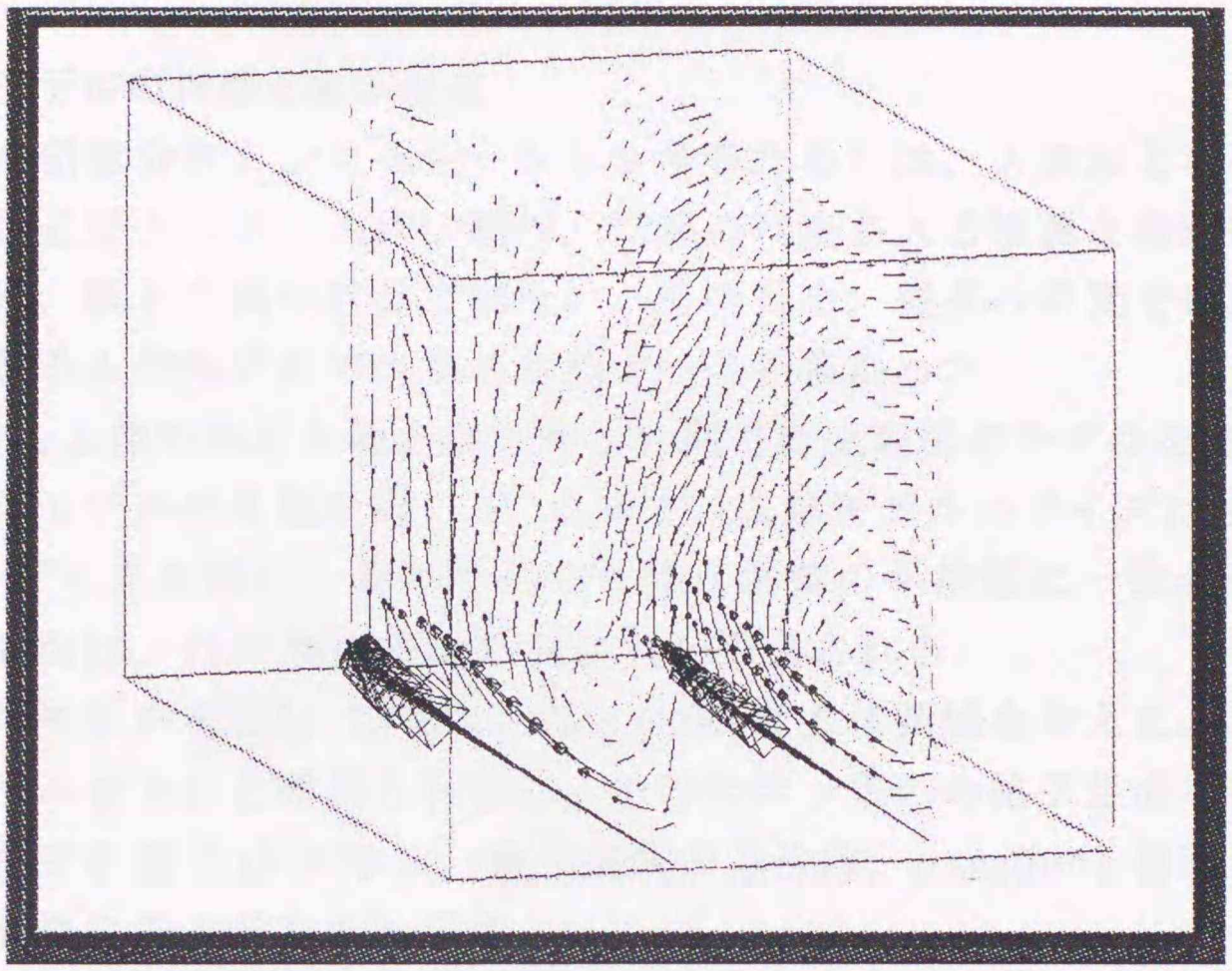


図7.9 垂直断面流速ベクトル

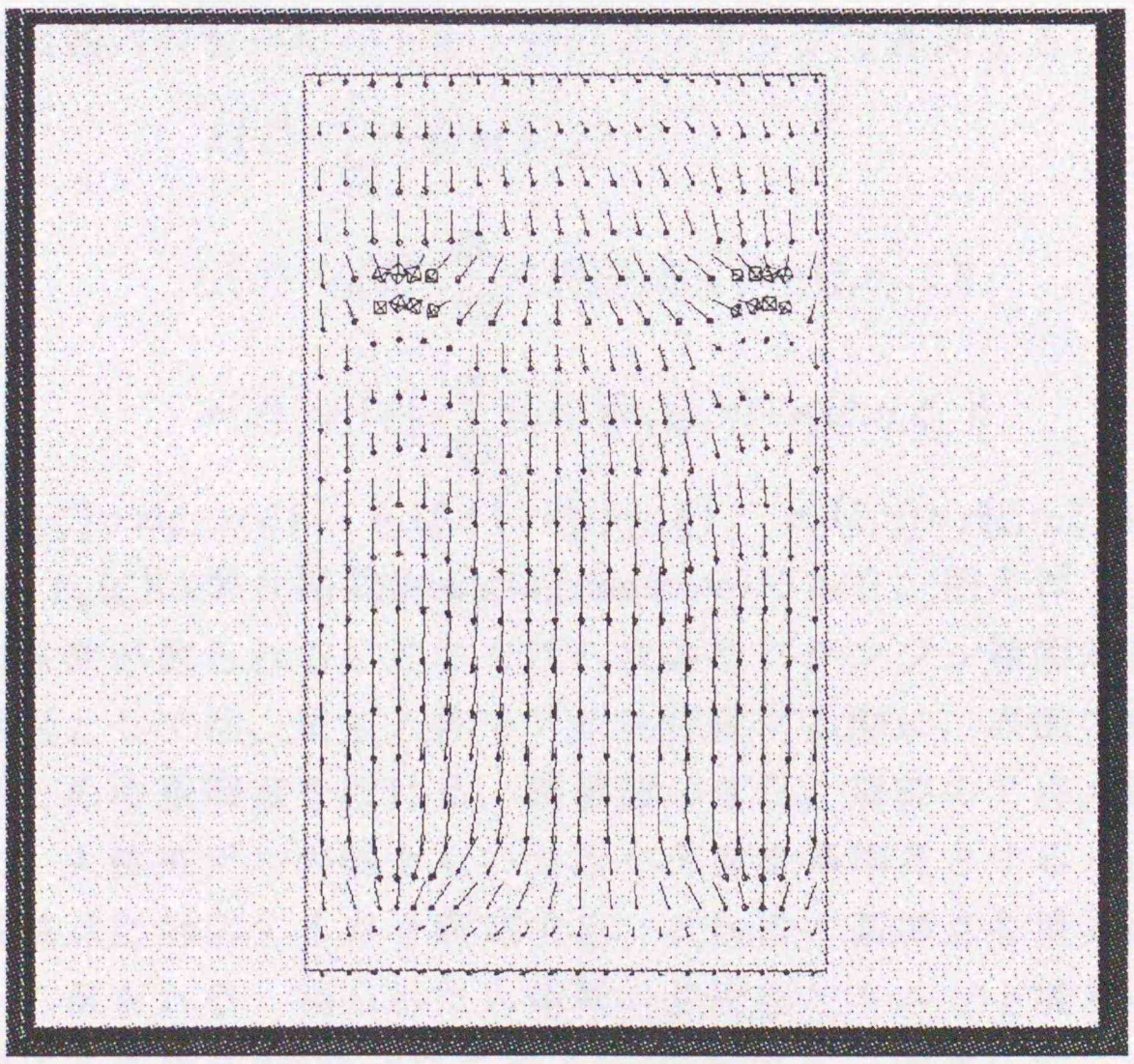


図7.10 水平断面流速ベクトル

(空気環境試験室 z=2.05m)

## 7.5 人体モデルによる気流解析

### 7.5.1 人体モデルの作成と格子生成

人体周辺の気流分布をシミュレーションするためには，人体およびその周囲の格子生成が必要となる．人体は頭部，頸部に代表される複雑な曲面形状を有しているため，格子生成は容易ではない．そのため，従来の研究では直方体などで構成される人体モデルで代用されるケースが多かった．

本研究では,人体の形状を極力損なわない形で椅坐姿勢のモデルを作成した．作成した人体モデルの外観を図 7.11 に示す．人体モデルのサイズは佐藤[21]，Peterson[22]のデータを基に，青年男子の生体計測値の平均値に一致させた．人体モデルの表面は，1140 個の四辺形要素から構成される．

次に，人体モデルを囲む 1.4m×1.4m×1.6m 直方体領域を考えた．本研究ではこれを「ユニット」と呼ぶこととし，このユニット内の格子生成を行った．生成された格子を図 7.12 に示す．格子生成の方法は，transfinite 補間法を用いた．以下に簡単にその求め方を示す．

物理空間の格子点座標ベクトル $\boldsymbol{r}(\xi)=(x(\xi),y(\xi),z(\xi))$ を考える．ただし，ベクトル $\xi$ は写像された計算空間の座標を表わし，$\xi=(\xi,\eta,\zeta)$ である．いま，$\xi$ 空間内の格子点のうち $L\times M\times N$ 個の点の $\boldsymbol{r}$ の値が与えられているとし，これらの値を基に領域内のすべての $\boldsymbol{r}$ を，次の３ステップで補間する．

$$\boldsymbol{r}_1(\xi)=\sum_{I=1}^{L}\alpha_I(\xi)\boldsymbol{a}_I(\eta,\zeta)$$

$$\boldsymbol{r}_2(\xi)=\boldsymbol{r}_1(\xi)+\sum_{J=1}^{M}\beta_J(\eta)\{\boldsymbol{b}_J(\xi,\zeta)-\boldsymbol{r}_1(\xi,\eta_J,\zeta)\} \tag{7.55}$$

$$\boldsymbol{r}(\xi)=\boldsymbol{r}_2(\xi)+\sum_{K=1}^{N}\gamma_K(\zeta)\{\boldsymbol{c}_K(\xi,\eta)-\boldsymbol{r}_2(\xi,\eta,\zeta_K)\}$$

ここで，$\boldsymbol{a}_I(\eta,\zeta)=\boldsymbol{r}(\xi_I,\eta,\zeta)$，$\boldsymbol{b}_J(\xi,\zeta)=\boldsymbol{r}(\xi,\eta_J,\zeta)$，$\boldsymbol{c}_K(\xi,\eta)=\boldsymbol{r}(\xi,\eta,\zeta_K)$，また，$\alpha_I(\xi)$，$\beta_J(\eta)$，$\gamma_K(\zeta)$は混合関数(blending function)であり，例えばラグランジュ補間多項式の係数が取られる．ここでは一次のラグランジュ補間式を用いた．

具体的な手順としては，まず人体モデルを作成する際に，表面の格子に空間の格子生成のための基準点を設ける．頭頂部の４点，肩部の２点，膝の２点といったように，人体モデルの隅ともいえるべき点を基準点とする．次にユニットの境界に基準点に対応する点を設定する．これは，基準点を境界面に射影することによって得られる．得られた人体側の基準点とユニット境界の基準点よりユニット内に６面体領域(サブユニット)を生成する．最後にサブユニット内

を transfinite 補間法で格子生成した.

ここで示したのは格子数 28×28×31 であるが，この分割数は自由に変更が可能である．また，ユニット境界の基準点は自由に設定できるため，このユニットを既存の解析領域に組込んだり，外接させたりすることが可能である.

### 7.5.2 計算条件

上述したユニット(28×28×31 分割)の上部に，1.4m×1.4m×0.6m(28×28×8 分割)の空間を外接させ，全体で 1.4m×1.4m×2.2m(28×28×39 分割)の空間を解析領域とし，人体周りの気流分布を計算した．高さ 2.2m は，空気環境試験室の高さに相当する．座標系は，曲面形状に適合させるために，BFC(境界適合座標)を用いた．すなわち，基礎方程式は BFC に変換されたものとなり，それらの式は 7.2.6 で示したとおりである．乱流モデルは標準 $k$-$\varepsilon$ モデルを採用した．計算条件を表 7.3 にまとめた.

境界条件は空気環境試験室に人体を配置させた場合に対応させたものとした．人体モデルからみて背部の境界面，右側境界面は壁面とし，天井面に吸込口を設定した．壁面の境界条件は一般化対数則を採用した．吸込口は自由出口とし，吹出し流量とその保存則に従い，決定される．左側境界面は対象境界とし，前面は圧力境界条件とした.

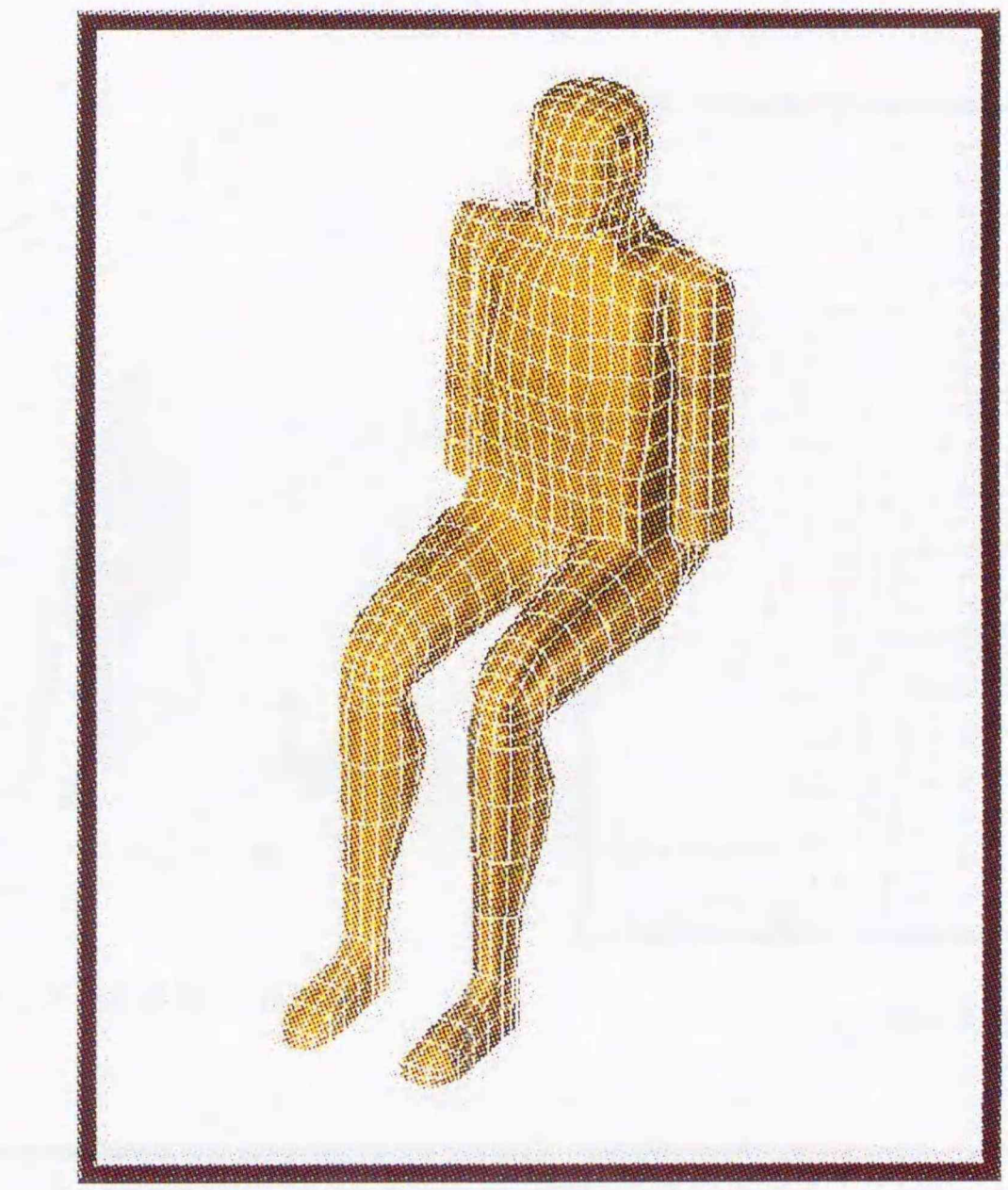
床面は，空気環境試験室のグレーチングを想定し，前面吹出しの速度境界条件とした．速度は，空気環境試験室の実測を参考に，その分布を図 7.13 に示す式で近似し，境界条件とした．吹出口の乱流エネルギーは，主流の運動エネルギーの 3%として与え，散逸率は乱れの長さスケールをセル 1 辺の平均サイズ 0.05m の 1%とすることによって与えた．また，温度差は無視できる範囲内とし，エネルギー方程式の解法は実行しなかった.

### 7.5.3 計算結果

計算結果のうち，図 7.15 に代表的な 10 個の水平・垂直断面の流速ベクトルを示した．図 7.14 にその断面位置を示す．まず断面①，②のベクトル分布図より,床面から上方の吸込口に至る大きな流れが形成されていることがわかる．それを遮る形で人体が存在するため，局所的に大きな流速が現われている．断面①をみると，吹出し気流は左右の下腿部，足部の間を抜けていくが，臀部では遮られ，躯幹部に沿って上昇している．腹部，胸部付近の流速は小さくなる結果となった．断面②は，大腿部，下腿部，足部に流れが衝突する状況を表わしており，下肢付近の分布が断面①と異なることがわかる.

図 7.15(e)の断面⑤は，大腿部周りの流れを示す１つの図といえる．断面全体の流速ベクトルをみると，$z$ 方向(垂直方向)の成分が卓越しているが，吹出し気流の大腿部による遮りにより，大腿部外側の流速ベクトルについては，$x$ 成分が相対的に大きくなっている．(d)断面④は，大腿部上方で中心部へ巻き込むような流れが形成されていることを示している．(f)断面⑥は，下腿部，足部という制限物に対する気流分布を示しているといえる．

計算結果より，人体モデルおよび空間ユニットを用いた計算手法の有効性が示されたといえる．今後，人体周辺の流速の実数値より，部位毎の対流熱伝達率を算定することが可能であると考える．



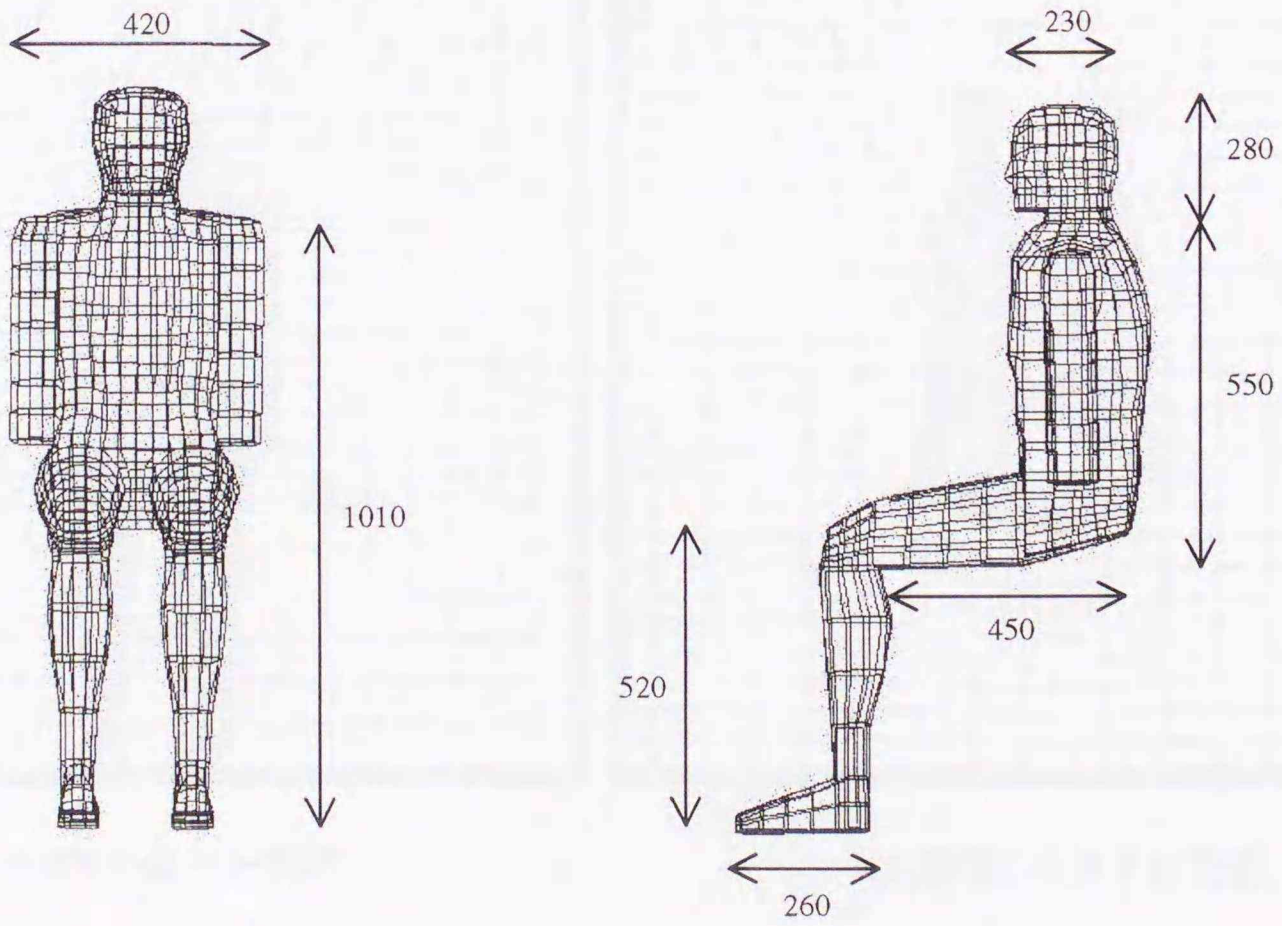
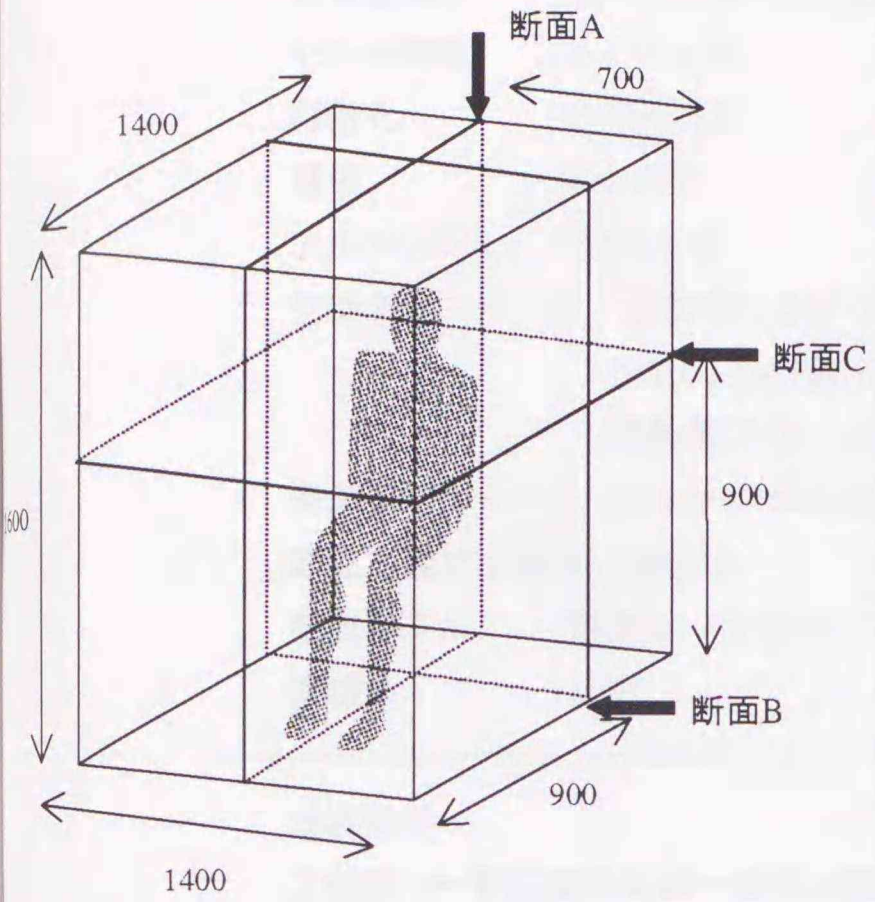
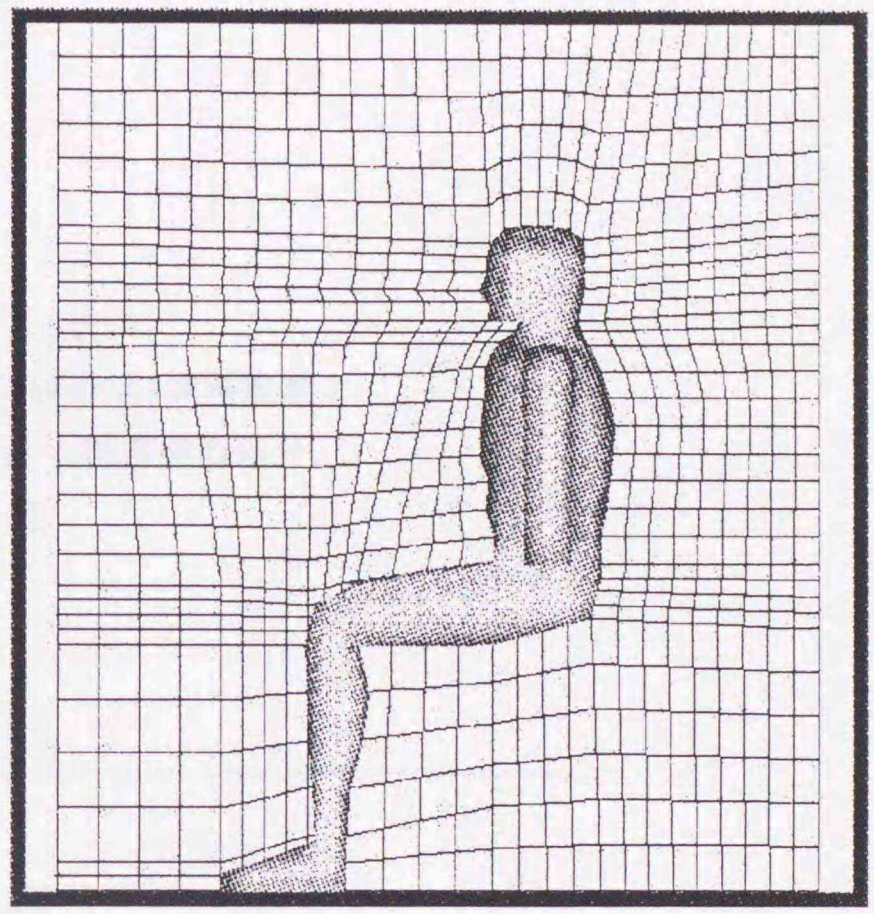


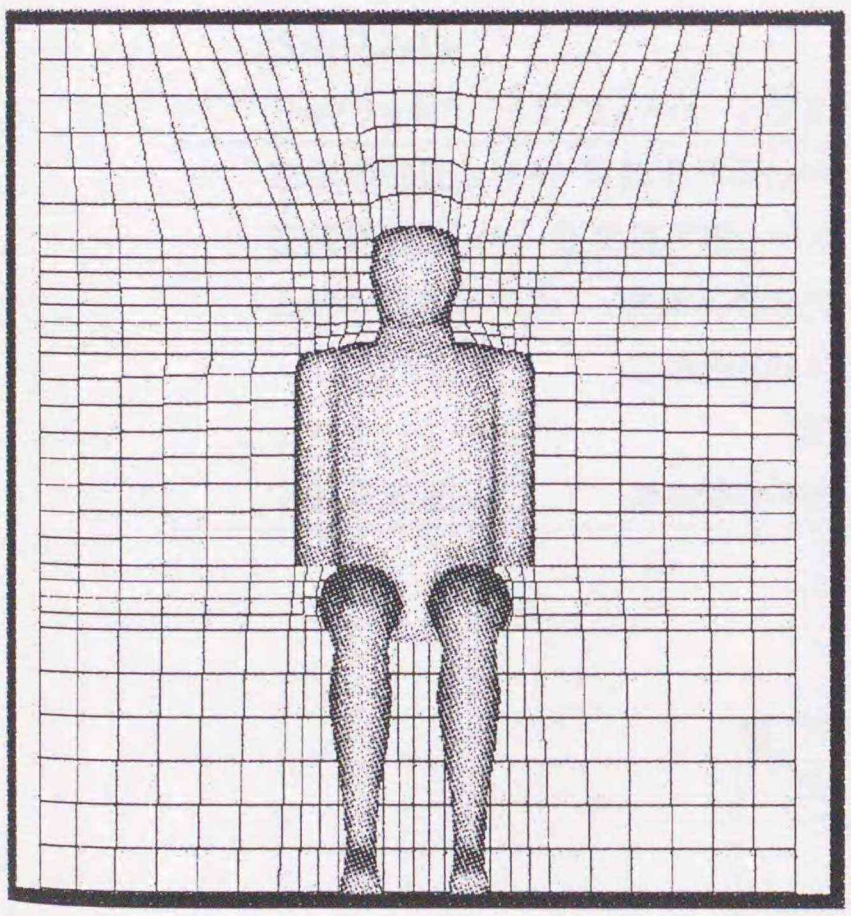

図7.11人体モデルの概要



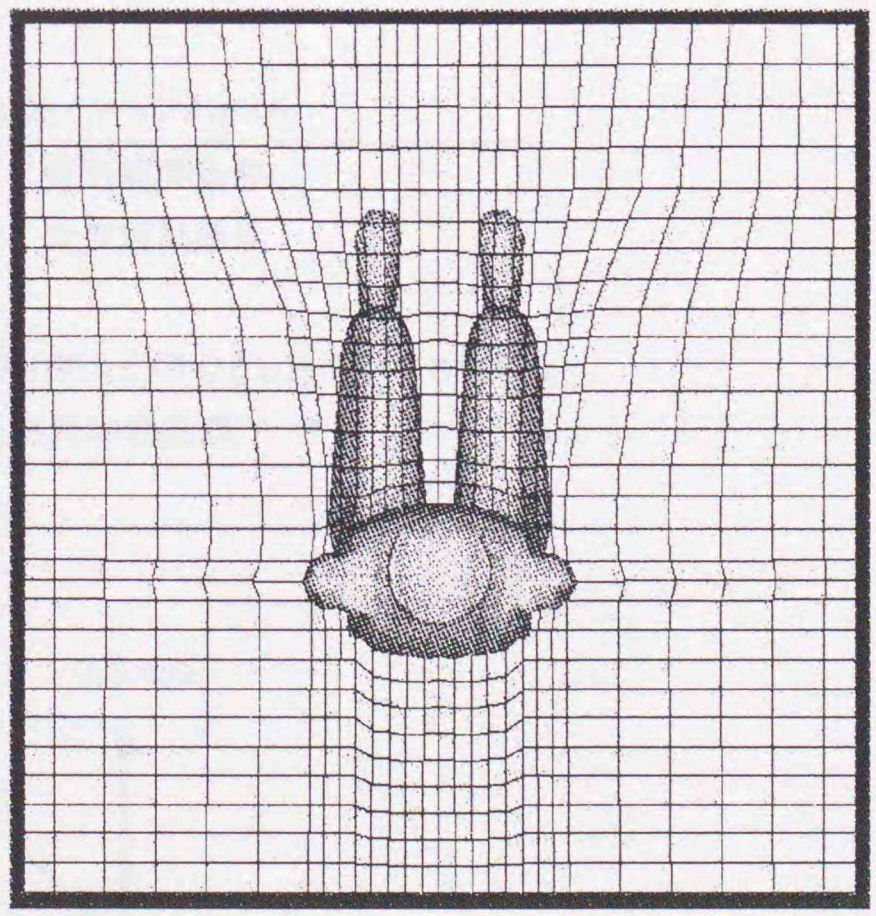

ユニットサイズと表示断面の位置



(a) 断面Aの格子分割図



(b) 断面Bの格子分割図



(c) 断面Cの格子分割図

図7.12 人体モデル周囲の格子分割図

表 7.3 計算条件

| | |
|---|---|
| 計算空間 | 1.40m×1.40m×2.20m |
| セル分割数 | 28×28×39 |
| 離散化 | 有限体積法 |
| 格子 | 集中格子 |
| アルゴリズム | SIMPLE 法 |
| 空間差分スキーム | 移流項については QUICK.<br>ただし，境界第1近傍点は1次精度風上.<br>拡散項については2次精度中心差分 |
| 時間差分スキーム | Crank-Nicholson 法 |
| 連立方程式の解法 | 線順法 |
| 乱流モデル | 標準 k-ε モデル |
| 座標系 | BFC |

境界条件

①壁面（一般座標系型の一般化対数則）

②吹出し口

$$u=u^{in},\ T=T^{in},\ k=k^{in},\ l=l^{in},\ \varepsilon=\varepsilon^{in}=C_{\mu}\frac{\left(k^{in}\right)^{3/2}}{l^{in}}$$

③吸込み口

$$\partial u/\partial n=0,\ \partial T/\partial n=0,\ \partial k/\partial n=0,\ \partial \varepsilon/\partial n=0$$

| | |
|---|---|
| 左側境界面(x=1.4)・背部境界面(y=0) | 壁面境界条件 |
| 左側境界面(x=0)・正面境界面(y=1.4) | 対象境界条件 |
| 上部境界面(z=2.2) | 壁面境界条件<br>自由流出(x=0.9, y=0.5 を中心とした 0.54m×0.54m の正方形の吸込口) |
| 下部境界面(z=0) | 速度境界条件 |

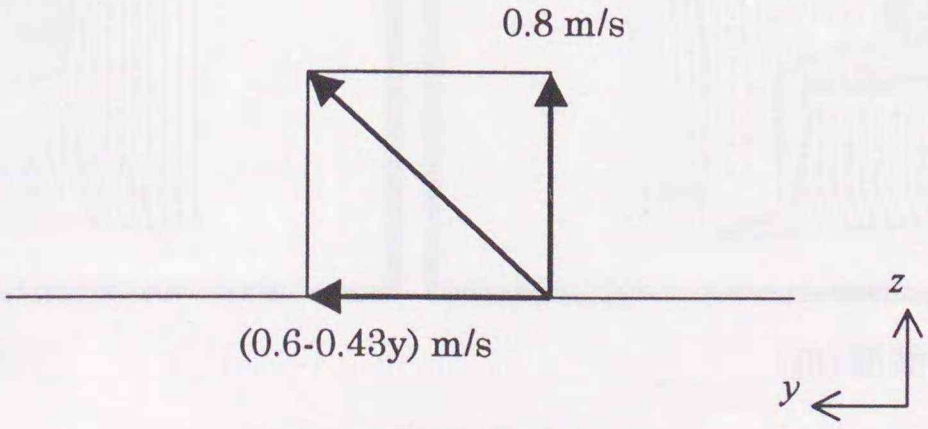



図 7.13 速度境界条件

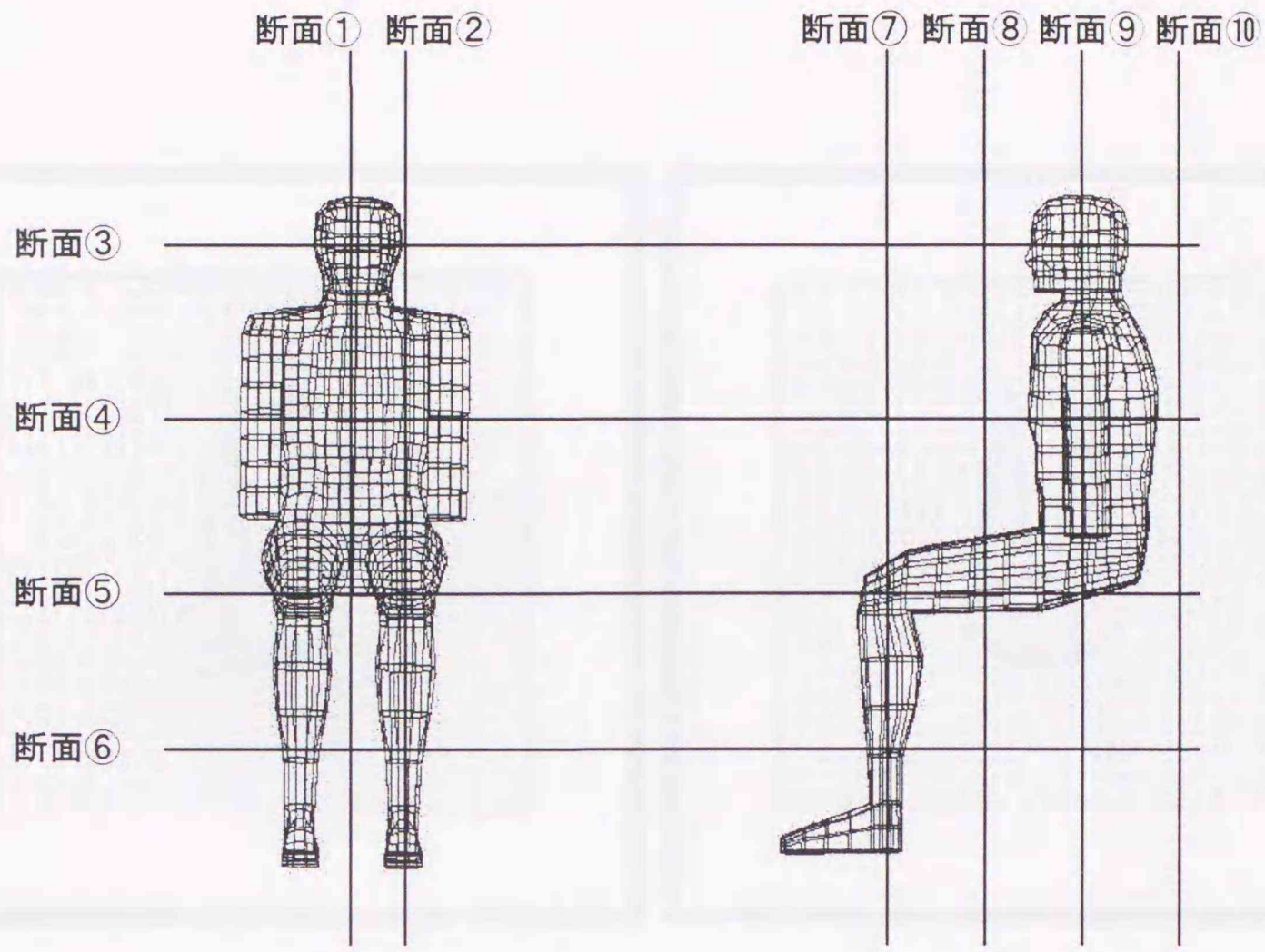
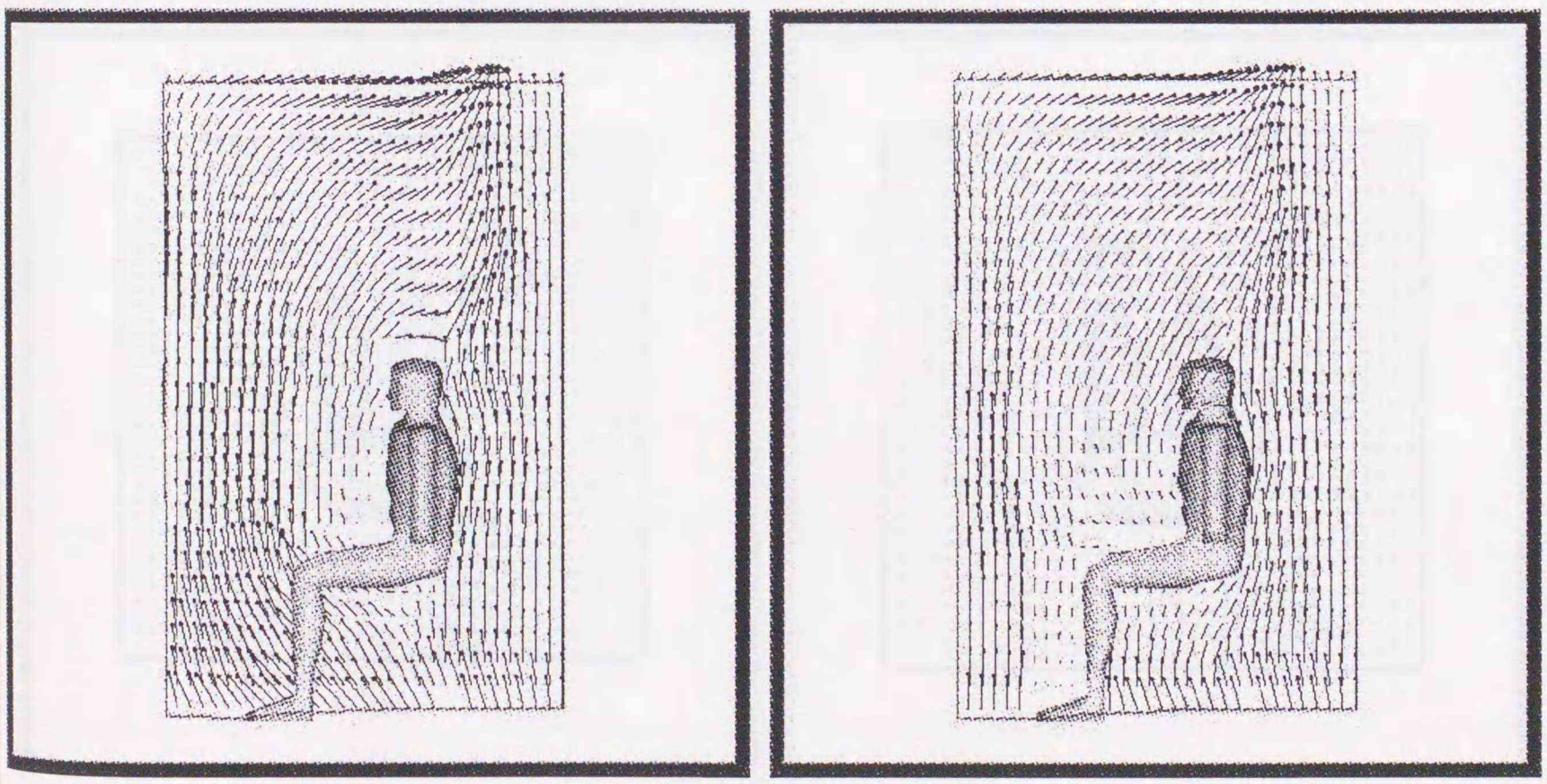
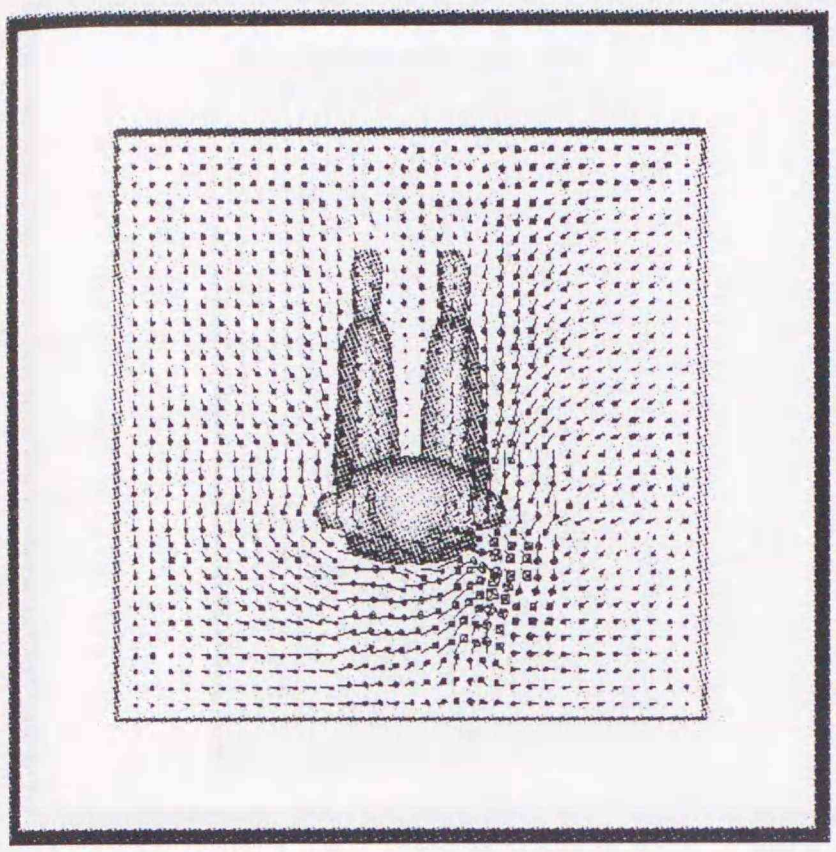



図 7.14 流速ベクトルの表示断面の位置

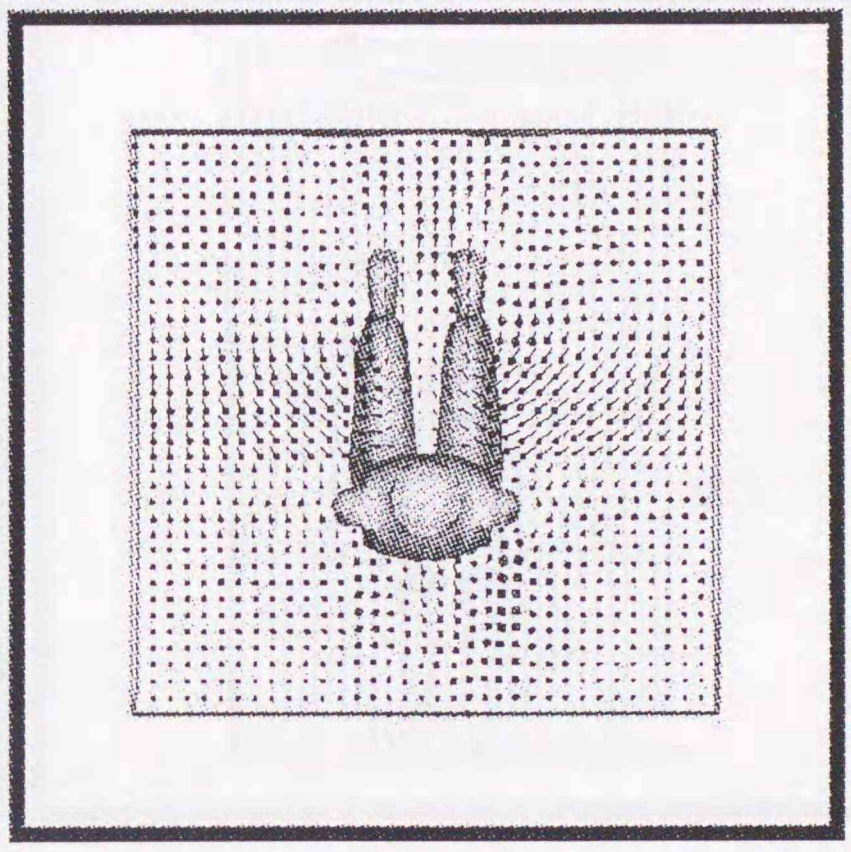


(a) 断面①　　(b) 断面②

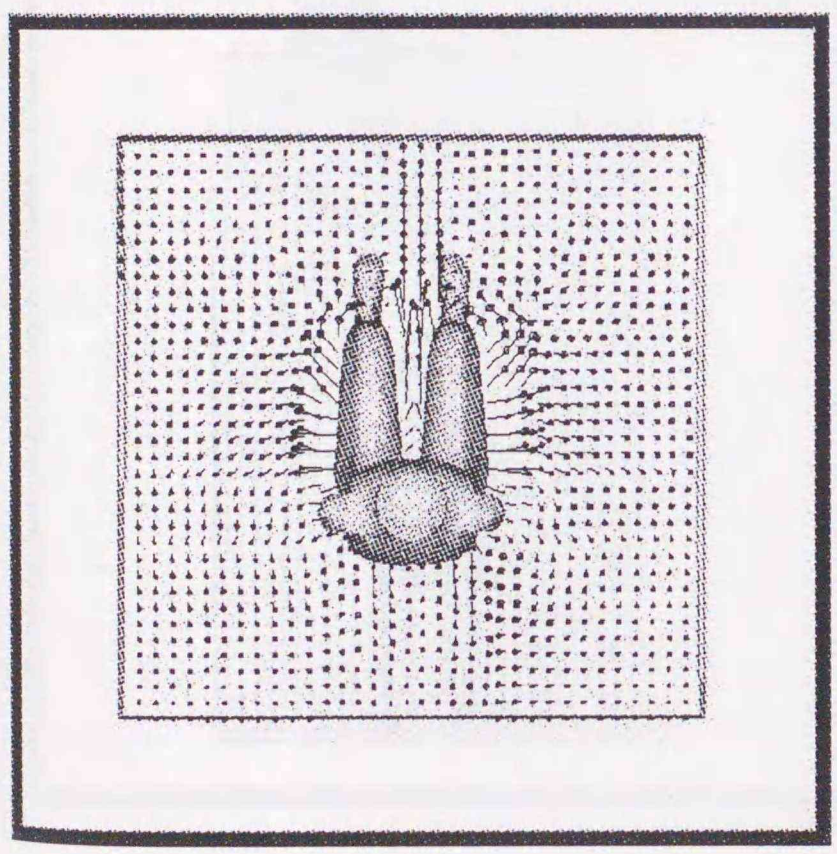
図7.15 流速ベクトル



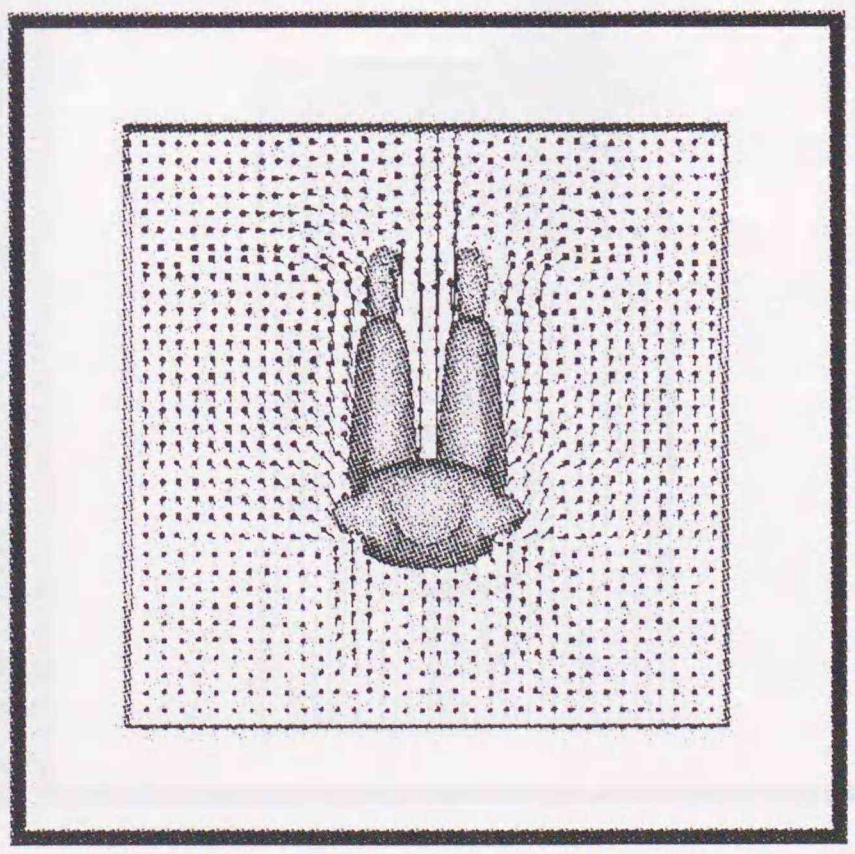
(c) 断面③



(d) 断面④

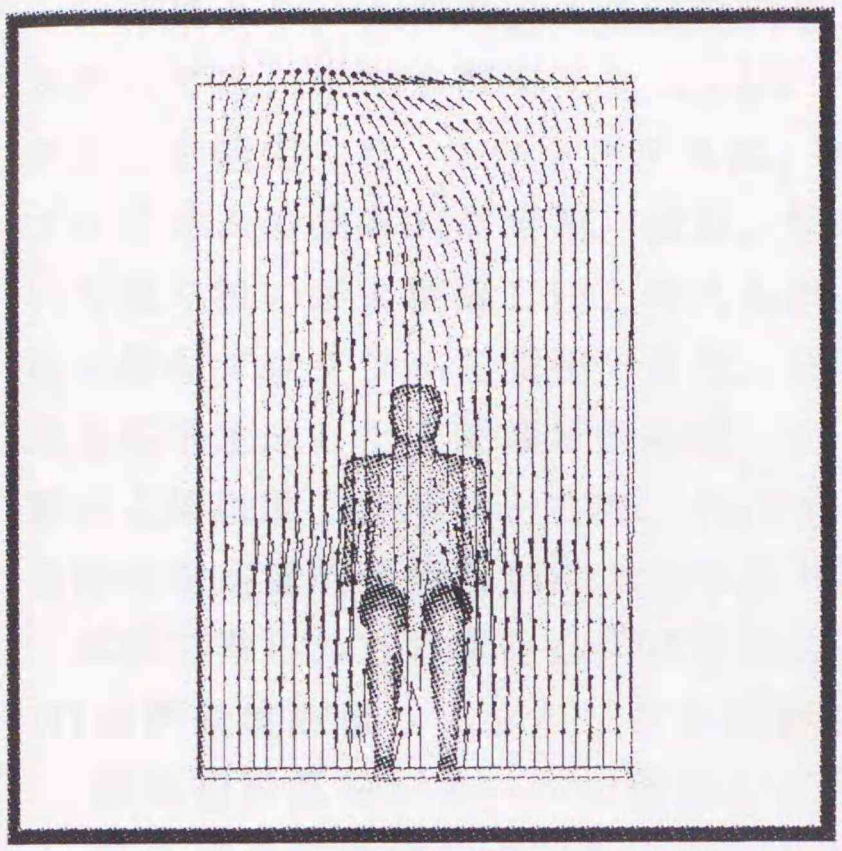


(e) 断面⑤

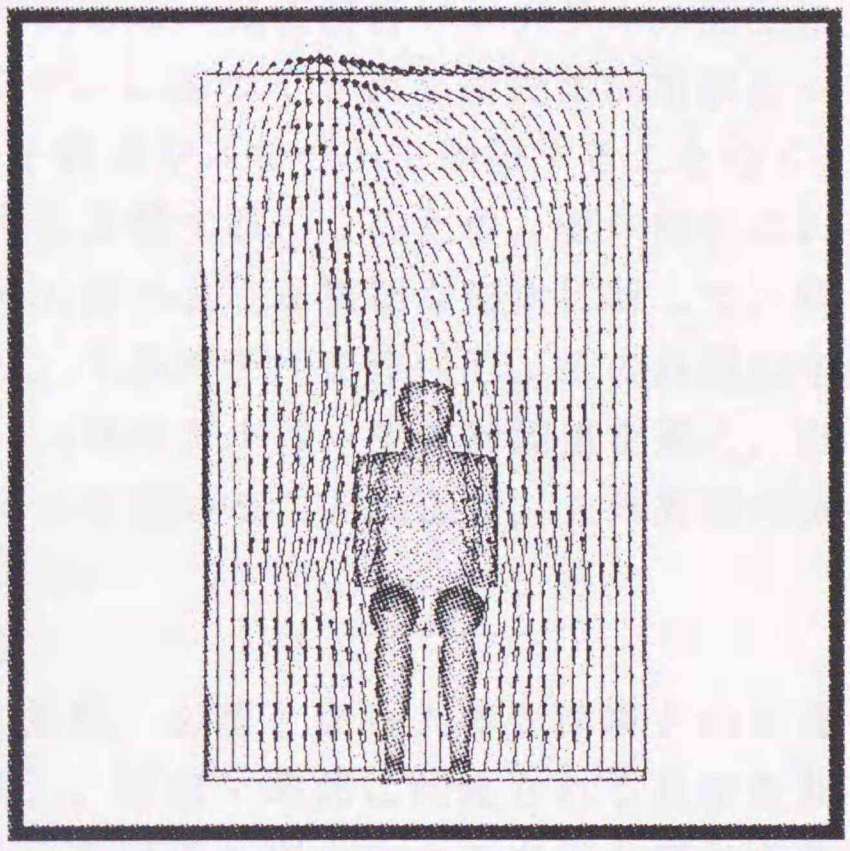


(f) 断面⑥

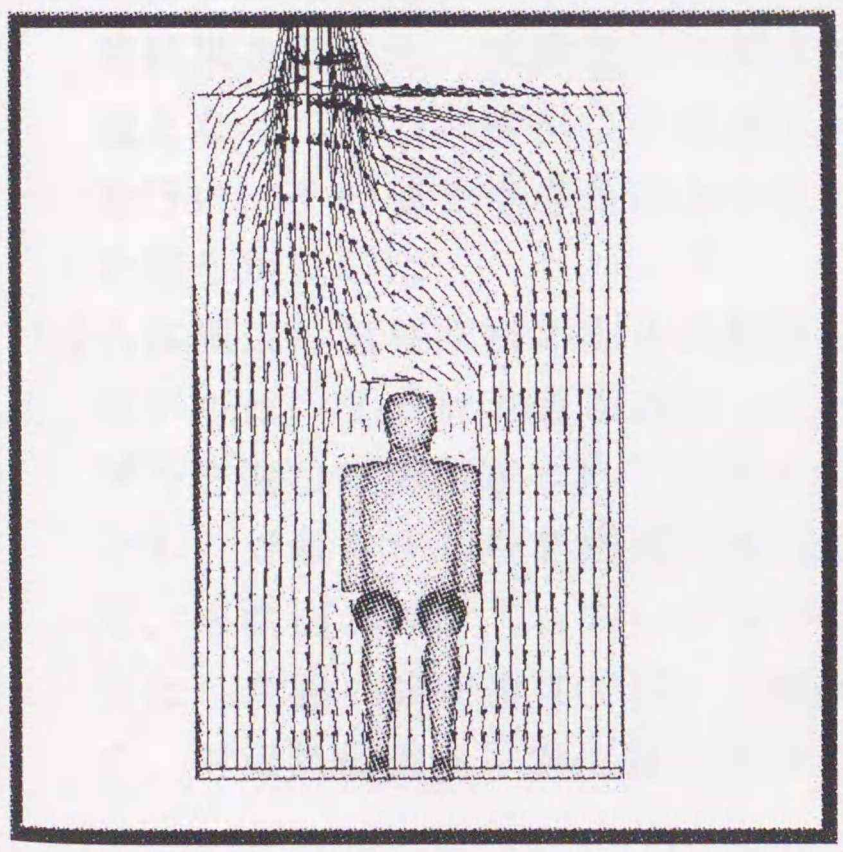
図7.15 流速ベクトル



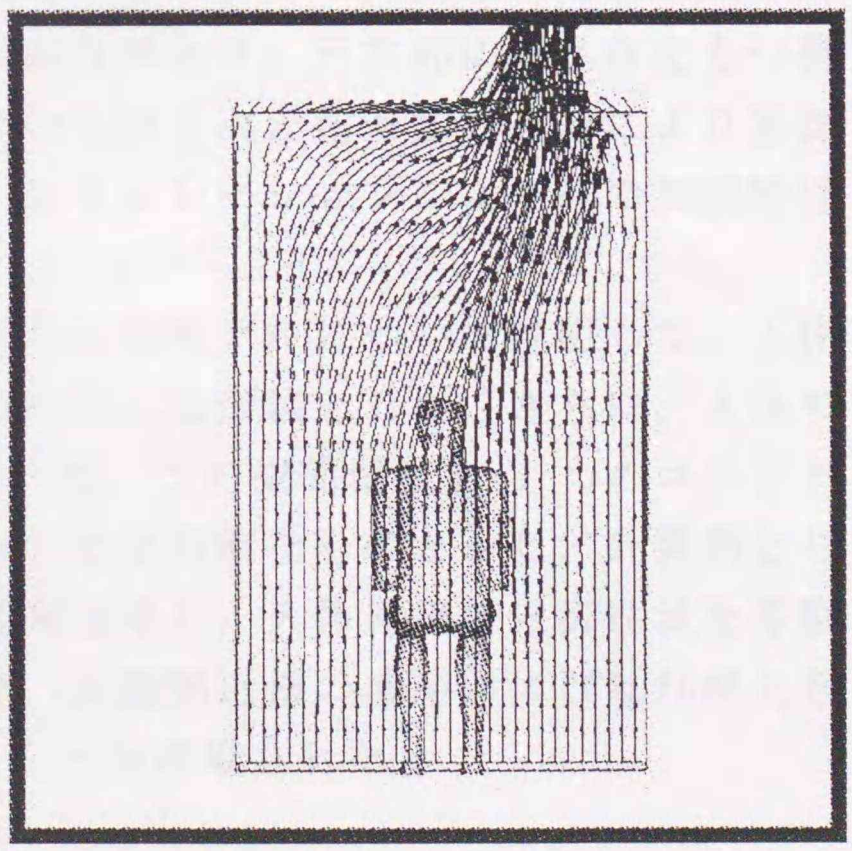
(g) 断面⑦



(h) 断面⑧



(i) 断面⑨



(j) 断面⑩

図7.15 流速ベクトル

## 7．6 まとめ

本章では，CFD を用いた人体周辺の気流解析の方法を述べ，シミュレーション結果より，人体周辺の気流特性を考察した．気流解析プログラムの開発にあたっては，水田が開発した CFSV モデルに基づく３次元連続体汎用解析システムを活用した．このシステムは，格子構造やスキームを制限することなく，プログラムの効率的な開発，改良，管理を支援する．このため，流体解析において取り扱いが大変難しいと考えられる人体のような複雑な形状に対して，解析可能なプログラムを開発できた．まず，人体モデルを作成し，その周囲の空間を格子生成した空間領域を形成した．人体モデルは，生体計測値を基に，実際の人体に即した形状とした．このモデルを用いることにより，人体周囲の気流特性を定量的に明らかにできると考えた．

本章で得られた成果を以下にまとめる．

(1) 温熱環境評価シミュレータを構築する際，必須となる人体と環境との対流熱伝達計算モジュールの開発を目指し，頭部・頸部に代表される複雑な曲面形状や躯幹部と四肢部との相対的位置関係の変化による多様な姿勢条件にも対応可能な気流解析プログラムを独自に開発した．そのため，形状適合のための BFC 法と計算効率向上のための CFSV 法の活用を考えた．

(2) 開発した気流解析プログラムのひとつの応用として，空気環境試験室の計算結果を示した．試験室は下部に吹出口があり，天井部に吸込口をもつ構造となっている．吹出口の流速については３次元超音波風速計により実測を行い，その値を境界条件とした．シミュレーションによりその気流特性を明らかにした．

(3) 人体周辺の気流解析のために開発した人体モデルについて説明した．人体モデルは，生体計測値を基に，人体に即した形状とした．さらに，人体モデルを囲む空間領域の格子生成を行った．この空間領域を１つのユニットとし，対象とする解析領域に組込むことを可能なものとした．計算例として，床吹出しのシミュレーション結果を示し，人体周辺の気流性状を考察した．今回の設定条件では，下腿部，大腿部近傍の流速および乱れが大きく，対流熱伝達量が部位毎に異なることが示唆された．

〈参考文献〉


1) 数値流体力学編集委員会編：非圧縮性流体解析，東京大学出版会，1995.
2) 荒川忠一：数値流体工学，東京大学出版会，1994.
3) Mizuta, Y.: Generated boundary conditions on the basis of a deformable-cell method, free surfaces, density interfaces and open boundaries, Computers & Fluids, 19(3/4), pp.377-385, 1991.
4) 水田洋：磁性流体自由表面波動の３次元解析，変形可能セル法と CFSV モデル，第８回計算力学講演会，1995.
5) 水田洋：磁性流体自由表面波動の３次元解析におけるシェルとモード，第 11 回数値流体力学シンポジウム，1997.
6) 梶島岳夫，太田貴士，岡崎和彦，三宅裕：コロケート格子による非圧縮性流れの高次差分解析，日本機会学会論文集(B 編)，63(614)，pp.3247-3254，1997.
7) 梶島岳夫：対流項の差分形式とその保存性，日本機会学会論文集(B 編)，60(574)，pp.2058-2063，1994.
8) 西田秀利：非スタガード差分法による非圧縮性ナビェ・ストークス方程式の数値解，日本機会学会論文集(B 編)，62(599)，pp.106-111，1996.
9) 森西洋平：非圧縮性流体解析における差分スキームの保存特性，第 2 報 スタガードおよびコロケート格子系の差分スキーム，日本機会学会論文集(B 編)，62(604)，pp.84-91，1996.
10)森西洋平：非圧縮性流体解析における差分スキームの保存特性，第３報 数値計算による議論の検証，日本機会学会論文集(B 編)，62(604)，pp.92-98，1996.
11)Doormaal, J. P. V. and G. D. Raithby : Enhancements of the SIMPLE method for predicting incompressible fluid, Numerical Heat Transfer, 7, pp.147-163, 1984.
12)村上周三，加藤信介，石田義洋：一般曲線座標系による室内気流数値シミュレーション，その４ 速度・圧力の緩和法並びに３次元室内気流への適用と検証，日本建築学会計画系論文集，408，pp.1-11，1990.
13)中橋和博：計算流体力学における格子生成，情報処理，30(7)，pp.767-774，1989.
14)数値流体力学編集委員会編：乱流解析，東京大学出版会，1995.
15)桑原邦郎：一般座標系での差分法による流れのシミュレーション，情報処理，30,V，pp.775-781，1989.
16)三木一克：Boundary-Fit 曲線座標変換法による流体・電磁解析，情報処理，30(7)，pp.782-788，1989.
17)美濃導彦：３次元人体形状モデルの作成，計測と制御，36(2)，pp.105-109，1997.
18)尾添紘之，池永恵一，中田均：静止状態における人体および人体モデル表面からの対流熱流束測定，日本機会学会論文集(B 編)，53(494)，pp.3065-3069，1987.
19)Clark, P. P. and R. N. Cox : An application of aeronautical techniques to

physiology - 1. The human microenvironment and convective heat transfer, Med. and Biolog. Eng., 12, pp.270-274, 1974.
20)Clark, P. P. and R. N. Cox : An application of aeronautical techniques to physiology -2. Particle transport within the human microenvironment, Med. and Biolog. Eng., 12, pp.275-279, 1974.
21)佐藤方彦 監修：人間工学基準数値便覧，技報堂，1992.
22)Peterson, R. R.: A cross-sectional approach to anatomy, Year Book Medical Publishers, London, 1980.
23)黒川隆夫：人体形状の計測・記述とその応用，計測と制御，36(2), pp.77-83, 1997.
24)Thompson, J. F., Z. U. A. Warsi and C. W. Mastin : Numerical grid generation, North-Holland, 1985.
25)曽潔，村上周三，加藤信介：数値サーマルマネキンに関する研究(その２)人体表面の対流熱伝達率に関する数値シミュレーション，空気調和・衛生工学会学術講演会講演論文集, pp.469-472, 1994.

# 第8章 放射熱伝達量の部位別特性に関する検討

## 8．1 はじめに

室内空間を構成する壁体，ガラス面などの表面温度は一般に不均一であるため，そこに滞在する人体が環境から受ける放射熱伝達量は，体表面で均一ではない．床暖房時の室内において，床面から受ける放射熱伝達量は，頭部と下腿部では異なるであろうし，また車室内において，ガラス面を透過した直達日射による受熱量は前腕部と足部では異なる．

しかし，人体表面は曲面であり，また姿勢の変化により部位同士の相互位置関係が変化する．そのため，放射熱伝達量の部位別特性を定量的に示すためには，精緻な実測または数値解析の手法が必要であり，このような研究はほとんどみられない．一方，人体全体の放射熱伝達量を算出する目的で，全身の投影面積を実験的に求めることにより，特定の方向の面に対する形態係数を求める研究が，現在までに比較的多くなされてきた．

Underwood[1]は，立位人体の投影面積をカメラと人体との角度を変えて測定した．さらに，角度毎の投影面積の実験式を示している．Fanger[2]は，魚眼レンズを用いて，人体中心から 7m 離れた位置から角度を変え，立位．椅坐位の人体を撮影し，立体角を求めた．土川ら[4]は，人体と矩形面との形態係数を実測により求めている．宮崎ら[5]は，各部位を円筒モデルとした 16 分割人体モデルと壁面との形態係数を算出した．さらに，不均一放射環境における被験者の申告値と PMV 値との相違は，部位別の放射伝熱量の違いによると指摘している．

放射伝熱解析では，形態係数を精度よく算定する必要があり，この形態係数の算定方法については様々な提案がなされている．単純な形状，位置関係にある面要素間の形態係数は，解析解が求められている[9]．しかし，それ以外の形状および位置関係にある面要素間の形態係数を算出するためには，数値的な近似解法が必要となる．

形態係数の数値計算法の基本的な考え方は，解析的方法と確率的方法に二分されるといえる．解析的方法は形態係数の定義式に則り，数値積分するものである．確率的方法の代表的なものは，モンテカルロ法があげられる．それぞれ

長所と短所があり，数値積分法は，モンテカルロ法と比較し，大規模なメッシュの計算において，同程度の精度を得るための計算時間は短くて済む．また，選択された２面同士の形態係数を算出する場合において，モンテカルロ法は全方向に熱線を射出するため効率的とはいえない．しかし，モンテカルロ法はエネルギー粒子をそれぞれ独立に追跡できるため，複雑な形状の多重放射解析に有効な方法であり，非灰色系，非等方性散乱，充填層，繊維層等複雑な系の解析が試みられている．

大森ら[10]は，モンテカルロ法を用いて室内放射環境の解析法を提案した．児玉ら[11]は，放射熱線追跡法における射出方向の改良を行った．尾関ら[12),13)]は数値積分法を用いて，複雑な形状の建築空間を対象とした放射伝熱解析を行っている．その中で，分割された面要素数が大規模なときは，膨大な計算時間を要するため，計算法の工夫が必要であることを指摘している．

本研究では，数値積分法による形態係数の算出を行った．その理由としては，面要素数が多くなるほど，確率的方法であるモンテカルロ法，熱線追跡法などは，一定の精度を確保するためには膨大な計算時間を要する．一方，数値積分法の精度は，離散化による微小線(面)要素の相対数にのみ依存し，精度を上げることが比較的容易である．

以下に本章の概要を示す．

節 8.2 では，数値積分法による形態係数の算定法について述べた．まず，固体面間の放射伝熱に関する基礎法則を簡潔にまとめた．２重面積分で表わされる形態係数の定義式を Stokes の定理を用いて線積分に変換した定義式を示し，離散化した．面積分法と比較し，線積分法は，離散化による微小要素が同数のとき，計算精度がよいことが知られている．正方形要素同士の形態係数を算出し，解析解と比較することにより，計算精度について基礎的な検討を行った．

節 8.3 では，人体の各部位と壁面の形態係数の計算結果についてまとめた．まず，放射伝熱解析のための微小面要素で構成される人体モデルを作成した．本モデルは実際の生体計測値，解剖学データを基に，人体に即した形状とした．この人体モデルを対象空間の任意の位置に配置させることにより，その面要素と壁面要素の形態係数を求めることができる．計算された面要素間の形態係数を基に，部位単位での形態係数の算定法を示し，部位と壁面の形態係数を示した．また，部位同士の形態係数を求めた．

節 8.4 では，節 8.3 で求められた形態係数を基に，人体の放射熱伝達の部位別特性を定量的に明らかにした．実測で得られている温熱環境条件下での，各部位と特定の壁面との放射熱伝達量を求めた．

節 8.5 では，本章で得られた成果をまとめる．

本章で用いる主な記号を以下に示す．ただし，必要に応じて本文中に記号の説明を適宜再掲することとする．

［記号表］

---

$T$ ：温度 [K]
$T_{mrt}$ ：平均放射温度 [℃]
$E_b$：黒体の全放射能 [W/m$^2$]
$\lambda$ ：波長 [m]
$G$：射度 [W/m$^2$]
$\sigma$ ：Stefan-Boltzmann 定数 ($=5.67\times10^{-8}$) [W/(m$^2$·K$^4$)]
$\varepsilon$ ：放射率 [-]
$F_{ij}$：面 $i$ からみた面 $j$ の形態係数 [-]
$A$：面積 [m$^2$]
$r$：距離
添字
$i$, $j$：面要素番号
$I$, $J$：面番号

---

## 8. 2 数値積分法による形態係数の算定

### 8. 2. 1 放射伝熱に関する基礎法則

絶対零度以上の温度を持ったすべての物体は，電磁波の形でエネルギーを放出している．このエネルギー束の一部は，他の物体に衝突すると吸収される．結果として，正味のエネルギーの流れは，より高温の物体からより低温の物体へと起こる．熱放射の領域はおよそ 0.1～100[$\mu$m]とされる．

黒体とは,表面に到達する熱放射線を全波長域に対してすべて完全に吸収し，同時に最大の射出能力をもつ物体をいう．黒体表面から単位面積，単位時間あたり放射されるエネルギーは，Stefan-Boltzmann の法則に従うとされる．

$$E_b = \int_0^\infty E_{b\lambda} d\lambda = \sigma T^4 \tag{8.1}$$

ここで，$E_b$ は黒体の放射能[W/m$^2$]，$E_{b\lambda}$ は黒体の波長 $\lambda$ における単色放射能[W/m$^2$]，比例定数 $\sigma$ は，Stefan-Boltzmann の定数と呼ばれ，$\sigma$=5.67×10$^{-8}$ [W/(m$^2$･K$^4$)]である．すなわち黒体の全放射能 $E_b$ は絶対温度の 4 乗に比例して変化する．

一般の物体の熱放射は，波長によるエネルギーの分布も大きさも黒体放射とは異なる．実際は，単色放射率が波長によらない，すなわち灰色体と仮定し，全放射能を放射率 $\varepsilon$ を用いて以下の式で表わす．

$$E = \varepsilon E_b = \varepsilon \sigma T^4 \tag{8.2}$$

皮膚の放射率は 0.95～0.98 と報告されている．しかし，皮膚の反射率，透過率は波長により大きく異なることが，Toison[14]以来報告されている．例えば皮膚の反射率は，近赤外領域(0.78～1.40 $\mu$m)で比較的高く，中・遠赤外領域(1.40～3.0 $\mu$m ; 3.0～1000 $\mu$m)では低いことが知られている．

日射は，波長約 0.5 $\mu$m のところに放射強度の最大値があり，一方，温度を有する物体からの熱放射は約 11 $\mu$m に最大値があり，長波長放射と短波長放射において同一の放射率を用いる問題点も指摘されている．

実際の固体面では，放射エネルギーの一部は反射されて，他の伝熱面に到達し，さらに反射を繰り返す．射度(radiosity)は，単位時間・単位面積あたり表面から発する全放射エネルギーとして定義される．つまり，自己放射と反射成分の和である．いま，灰色体，完全拡散面の $n$ 面からなる任意の系における面 $i$ を考えると，以下の関係がある．

$$G_i A_i = \varepsilon_i \sigma T_i^4 A_i + (1-\varepsilon_i) \sum_{k=1}^{n} G_k A_k F_{ki} \tag{8.3}$$

ここで，$G_i$ は射度[W/m$^2$]，$A_i$ : 面 $i$ の面積[m$^2$]，$F_{ki}$ は面 $k$ から面 $i$ をみた形態

係数である．形態係数は余弦則に基づき，以下で定義される．

$$F_{ij}=\frac{1}{A_i}\int_{A_i}\int_{A_j}\frac{\cos\theta_i\cos\theta_j}{\pi r^2}dA_j dA_i \tag{8.4}$$

### 8.2.2 数値積分法による形態係数の計算法

固体面間の放射伝熱解析では，形態係数を精度よく算定する必要があり，この形態係数の算定方法については様々な提案がなされている．平行な位置関係にある二つの円，垂直な位置関係にある二つの長方形といった，比較的単純な形状・位置関係の面要素間の形態係数は，解析的に求めることができる[9]．しかし，実際に存在する複雑な幾何学的形状をもった面要素間の形態係数を算出するためには，数値的な近似解法が必要となる．

数値計算法の基本的な考え方は，解析的方法と確率的方法に二分されるといえる．解析的方法は形態係数の定義式に則り，数値積分するものである．確率的方法の代表的なものは，モンテカルロ法である．モンテカルロ法は，数値積分法と比較し，大規模なメッシュの計算において，同程度の精度を得るためには，膨大な計算時間を要する．また，数値積分法は特定の面同士の形態係数を選択的に求めることができる利点もある．しかし，モンテカルロ法はエネルギー粒子をそれぞれ独立に追跡できるため，複雑な形状の多重放射解析に有効な方法とされる．非灰色系，非等方性散乱，充填層，繊維層等複雑な系の解析が試みられている．

本研究では，数値積分法による形態係数の算出を行う．式(8.4)の面積分を直接離散化して求める方法もあるが，ここでは，線積分による解法を採用する．式(8.4)の面積分は，Stokes の定理により，面要素 $i$, $j$ の輪郭線 $C_i$, $C_j$ での線積分に変換できる[15]．

$$F_{ij}=\frac{1}{2\pi A_i}\oint_{C_i}\oint_{C_j}\left(\ln r dx_i dx_j+\ln r dy_i dy_j+\ln r dz_i dz_j\right) \tag{8.5}$$

２つの面要素の輪郭線 $C_i$, $C_j$ が，$n$, $m$ 個の微小線分 $g_k$ ($k$=1,2,$\cdots$,$n$)，$g_l$ ($l$=1,2,$\cdots$,$m$)によって分割されるなら，式(8.5)は次式のように離散化された式で表わされる．

$$F_{ij}=\frac{1}{2\pi A_i}\sum_{k=1}^{n}\sum_{l=1}^{m}\ln r_{k,l}\boldsymbol{g}_k\cdot\boldsymbol{g}_l \tag{8.6}$$

ここで，$r_{kl}$ は微小線分間の距離，$\boldsymbol{g}_k$, $\boldsymbol{g}_l$ は $g_k$, $g_l$ のベクトル表示である．ただし，接する面要素間では，$r$=0 となる微小線分が存在し，特異となるため，注

意を要する．Shapiro[16]は，計算速度と計算精度の両面において，線積分法は面積分法よりも優れていると報告している．

以上の線積分に基づく形態係数の計算アルゴリズムは以下となる．

①各面要素の中心座標，隅点座標を読み込む．

②面要素の各辺を指定の分割数に微小線分分割し，微小線分の(中心)座標およびベクトル $\boldsymbol{g}$ の成分を計算する．

③計算対象となっている２つの面要素の各微小線分の距離 $r_{kl}$ を計算する．

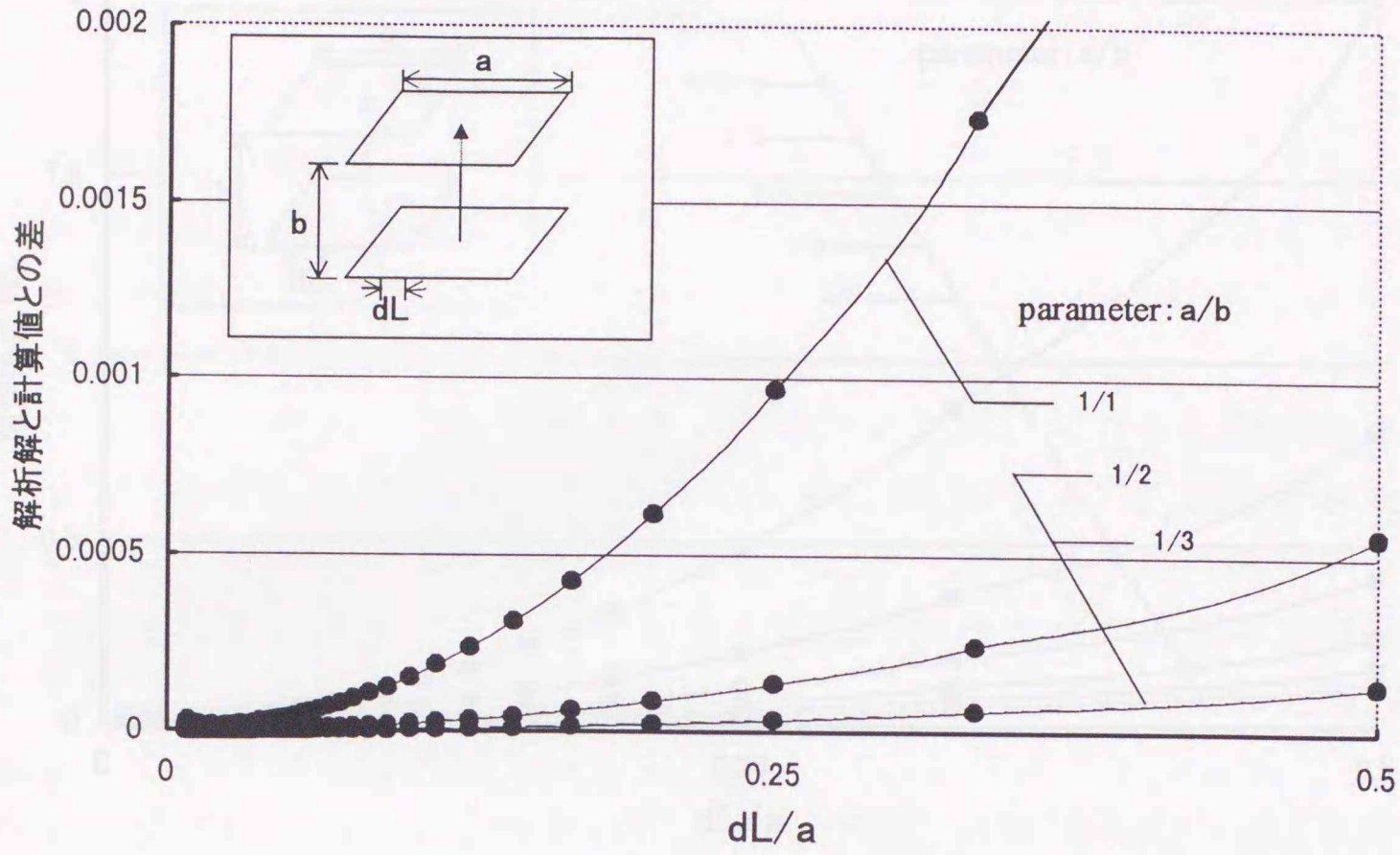
④各計算値を式(8.6)に代入する操作を対象面要素のすべての微小線分について行い，積算していく．すべての微小線分についての計算ループが終了したら，形態係数が算出される．

### 8.2.3 計算結果の精度の基礎的検討

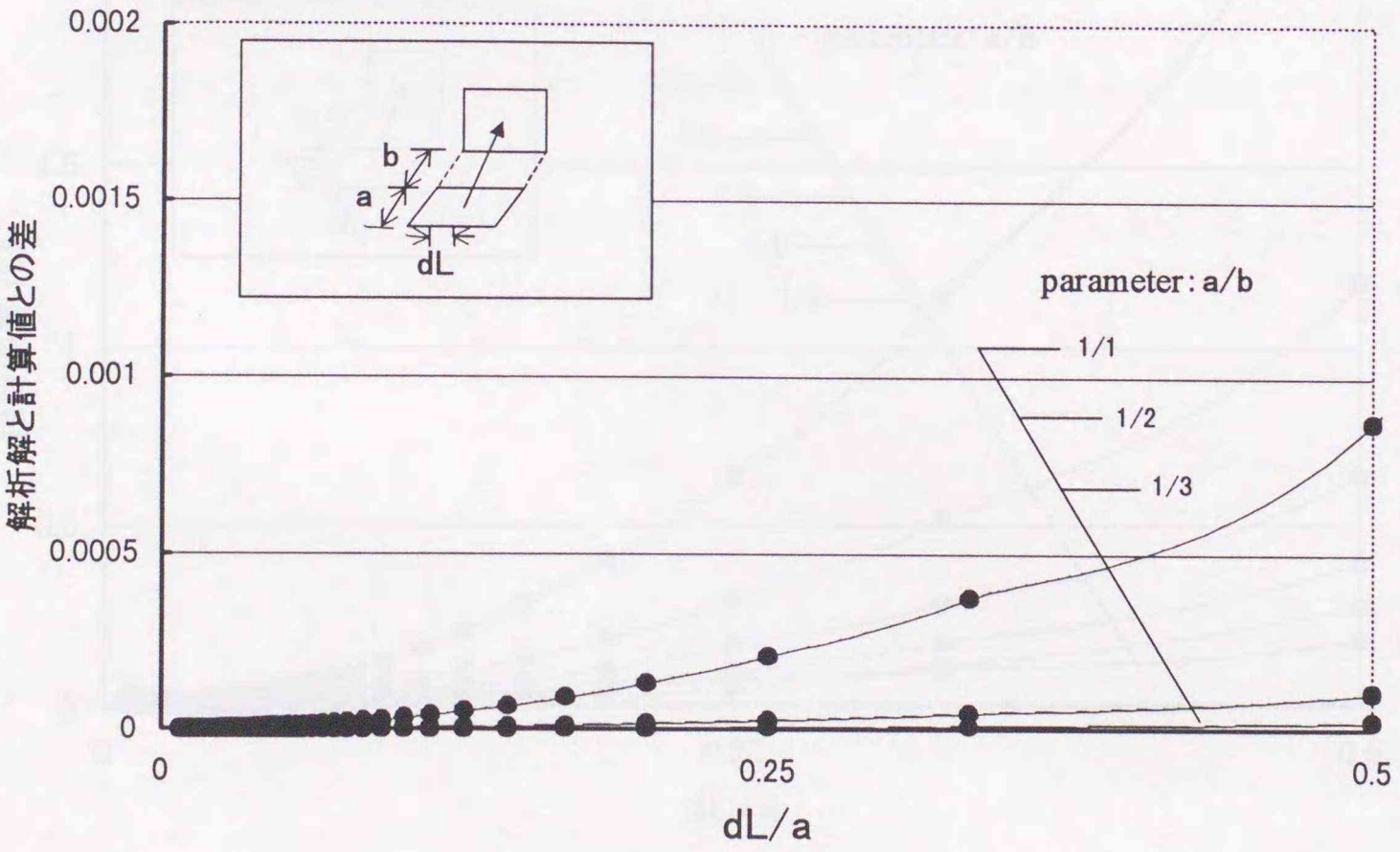
実際の応用に先立ち，計算した形態係数の精度について基礎的な検討を行った．等面積の２つの正方形面要素を用いて，平行面要素間と垂直面要素間との場合について形態係数を算出し，解析解との差を比較した．図 8.1，8.2 にその結果を示す．図 8.2 の相対誤差は，｜計算値－解析解｜÷解析解として定義した．横軸は，面要素の輪郭線の線積分を離散化するときに現われる微小線分の長さと，面要素の一辺の長さとの比である．また，２つの面要素間の距離と一辺の長さとの比をパラメータとした．

図 8.1 より，平行面要素間，垂直面要素間ともに，輪郭線の分割数の逆数に対応する dL/a が，およそ 0.1 以下で解析解と計算値との差は $1.0\times10^{-4}$ 以内となる．図 8.2 においても同様に，dL/a がおよそ 0.1 以下で相対誤差は 0.1%以内となり，実用上十分な精度が確保できる．

また，正方形面要素間の距離が大きくなる，すなわちパラメータ a/b が小さくなるほど，誤差は小さくなる．この理由としては面要素間の距離が大きくなるほど相対的に微小線分の長さが小さくなり，離散化がより細かく行われているためと考えられる．

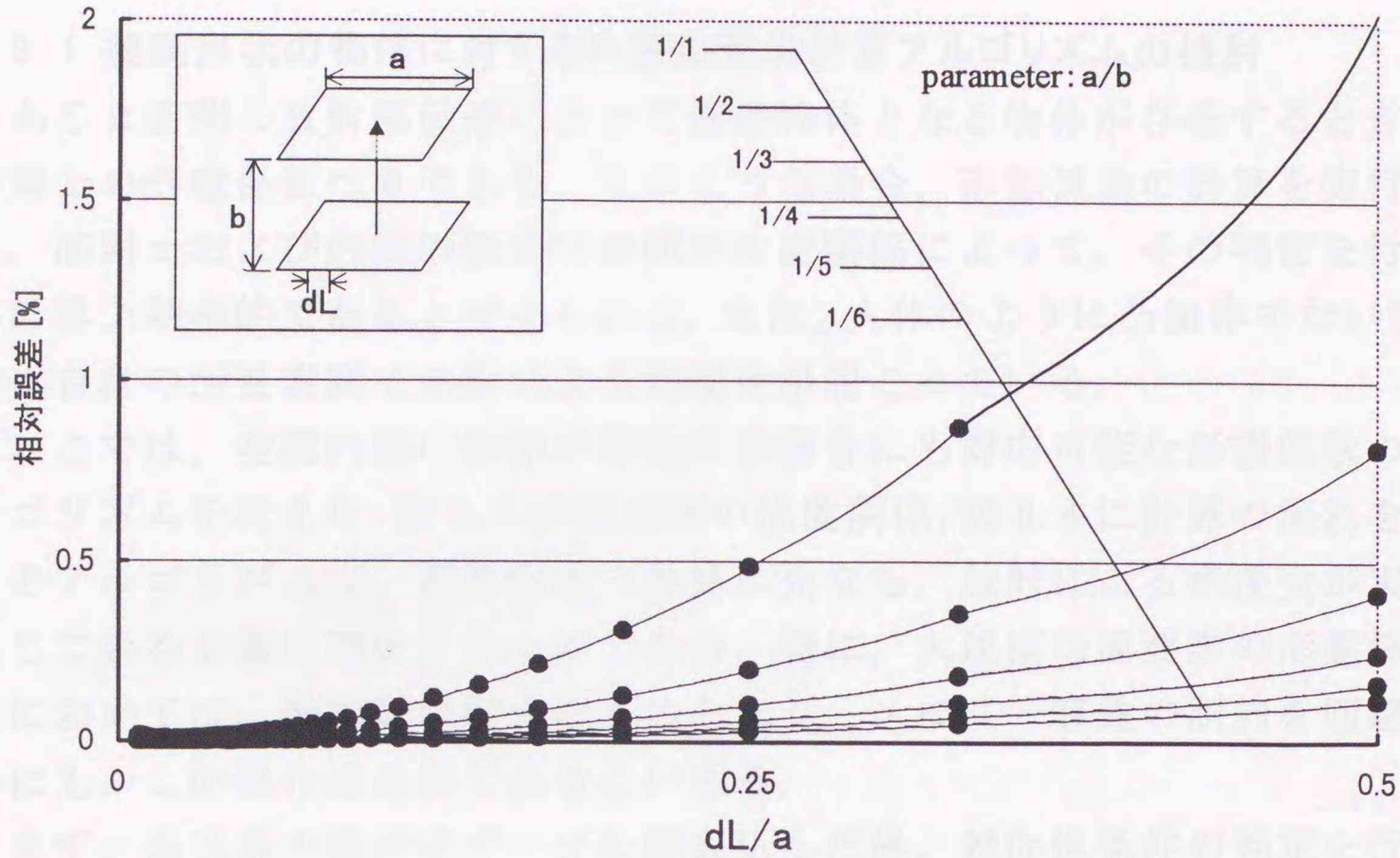



(a) 平行面要素間の比較

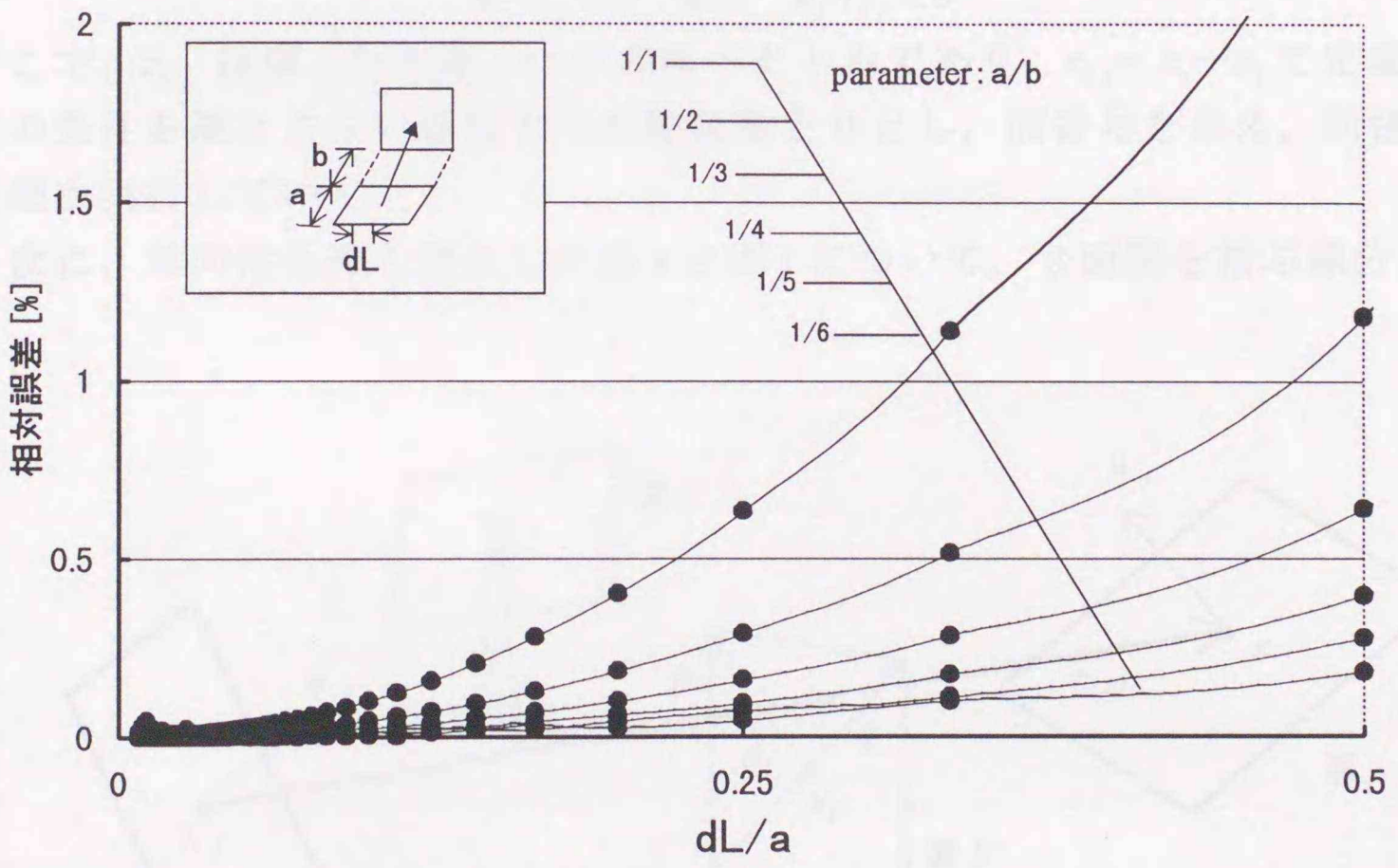



(b) 垂直面要素間の比較

図 8.1 正方形面要素間同士の形態係数の解析解と計算値の差




(a) 平行面要素間の比較




(b) 垂直面要素間の比較

図 8.2 正方形面要素間同士の形態係数の解析解と計算値の相対誤差

## 8.3 人体と周囲壁体との形態係数の算定

### 8.3.1 複雑形状の物体に対する形態係数の計算アルゴリズムの検討

ある２面間の放射熱伝達にとって遮蔽物体となる物体が存在するとき，その面同士の形態係数は０である．このような場合，形態係数の計算を実行する前に，面同士および内部の物体の空間的位置関係によって，その判定を行うことが計算上効率的であると考えられる．また，人体のように凸面体でない物体は，物体自身の面要素間で放射による熱授受が起こっている．

ここでは，空間内部に物体が存在する場合にも対応可能な形態係数の計算アルゴリズムを考えた．図 8.3 に面要素の位置関係，図 8.4 に計算の流れを示す．このアルゴリズムは，形態係数の計算に先立ち，放射による熱授受が実質的に生じている２面を選択するものである．特に，大規模な面要素の形態係数の計算においては，配列数が膨大なものとなり，メモリー容量の制約を回避するためにも，この操作は必要であるといえる．

まず，面要素の幾何学データを読み込んだ後，対向性条件の判定を行う．対向性とは，計算対象の２つの面要素の法線ベクトルが以下の関係を満たす場合である．

$$\boldsymbol{n}_i \cdot \boldsymbol{r}_{ij} > 0 \quad \text{and} \quad \boldsymbol{n}_j \cdot \boldsymbol{r}_{ij} < 0 \tag{8.7}$$

ここで，$\boldsymbol{r}_{ij}$ は面 $i$ から面 $j$ への方向ベクトルであり，$\boldsymbol{r}_{ij} = \boldsymbol{x}_j - \boldsymbol{x}_i$ で定義する．この条件を満たさない面同士は形態係数を０とし，面番号を変え，同様の判定を順次実行していく．

次に，対向性条件を満たした面 $i$ と面 $j$ について，２面間を結ぶ線分と交差

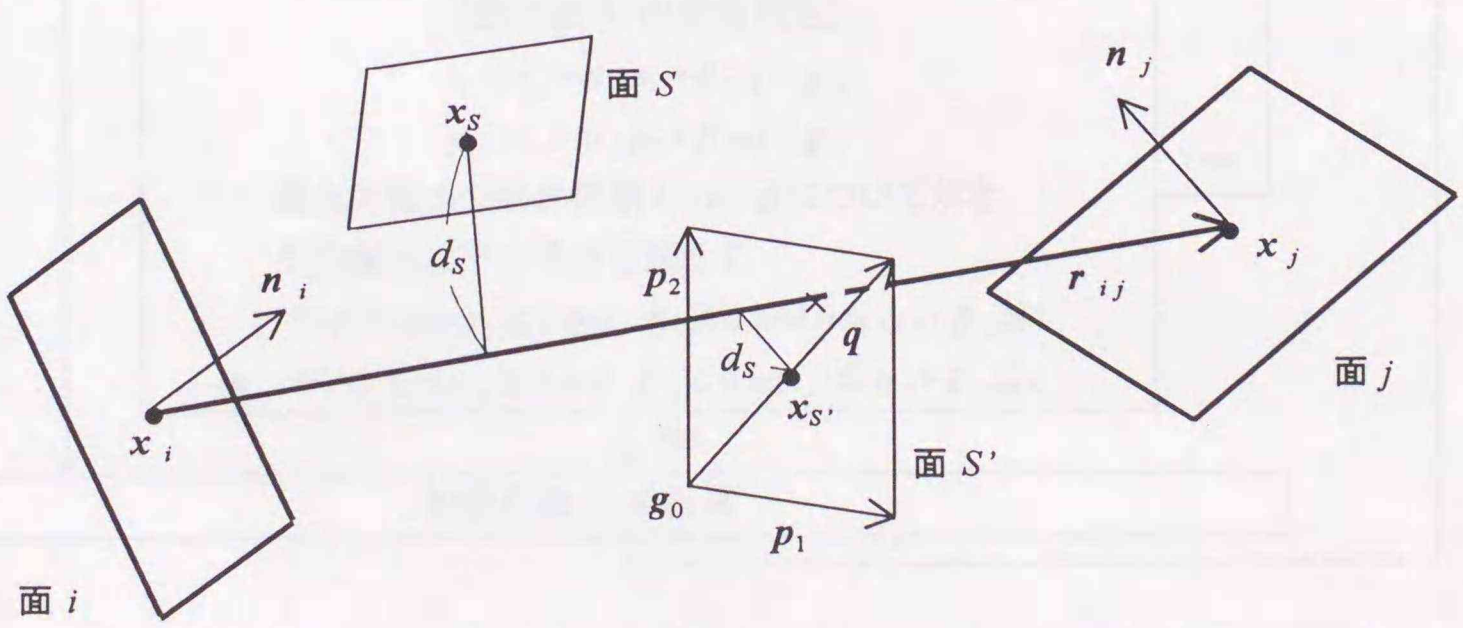



図 8.3 面要素の位置関係の模式図

面 $i$, $j$ についての計算ループ

[幾何データの読み込み]

面 $i$, 面 $j$ の中心座標 $x_i=(x_i, y_i, z_i)^T$, $x_j=(x_j, y_j, z_j)^T$,

法線ベクトル $n_i$, $n_j$ を読み込む

$F_{ij}=0$

[対向性条件の判定]

$n_i \cdot r_{ij} > 0$ and $n_j \cdot r_{ij} < 0$

ここで, $r_{ij}=x_j-x_i$

No

Yes

[交差判定面の絞り込み①]

中心座標 $x_S=(x_S, y_S, z_S)^T$ が以下の範囲に入っている固体面 S が存在する.

$$|x_i-x_j| \leqq |x_S-x_i| + |x_S-x_j| \leqq |x_i-x_j| + \varepsilon$$

and $$|y_i-y_j| \leqq |y_S-y_i| + |y_S-y_j| \leqq |y_i-y_j| + \varepsilon$$

and $$|z_i-z_j| \leqq |z_S-z_i| + |z_S-z_j| \leqq |z_i-z_j| + \varepsilon$$

$\varepsilon$ は面のサイズによって適当に設定する.

No

Yes

[交差判定面の絞り込み②]

①で選択した中心座標 $x_S$, 法線ベクトル $n_S$ の固体面 S と $r_{ij}$ で表わされる面 $i$, 面 $j$ とを結ぶ線分が

$$d_S < \delta \quad \text{and} \quad r_{ij} \cdot n_S \neq 0$$

を満たす固体面 S ’が存在する. ここで, $d_S$ は $x_S$ と線分の距離であり,

$$d_S = |(r_{ij} \cdot (x_S-x_i)/|r_{ij}|^2)\, r_{ij} - x_S + x_i|$$

$\delta$ は面のサイズによって適当に設定する.

No

Yes

[固体面 S ’の交差判定]

$$x_i + t\, r_{ij} = \alpha_1 p_1 + \beta_1 q + g_0$$

$$x_i + t\, r_{ij} = \alpha_2 p_2 + \beta_2 q + g_0$$

連立方程式を媒介変数 $t$, $\alpha$, $\beta$ について解き,

その解が以下の条件を満たす.

$0<t<1$ and $\alpha_1 \geqq 0$ and $\beta_1 \geqq 0$ and $0 \leqq \alpha_1+\beta_1 \leqq 1$

or $0<t<1$ and $\alpha_2 \geqq 0$ and $\beta_2 \geqq 0$ and $0 \leqq \alpha_2+\beta_2 \leqq 1$

Yes

No

形態係数 $F_{ij}$ の計算

図 8.4　形態係数を計算する面を選択するアルゴリズム

する固体面が存在するか否かを判定する．その際，空間内部に存在するすべての固体面要素を判定することは，膨大な計算時間を要し，効率的ではない．そこで本研究では，交差判定を実行する固体面を予め絞り込むアルゴリズムを考えた．

図 8.4 の絞り込み①は，面 $i$ と面 $j$ を対角隅点とした直方体領域中の固体面 $S$ の存在を判定する．ここで $\varepsilon$ を設定したのは，固体面の中心が直方体領域外にある場合においても，固体面のサイズによっては，面 $i$ と面 $j$ を結ぶ線分と交差する可能性があるためである．すなわち，$\varepsilon$ を固体面の一辺の長さの最大値などに設定しておくことにより，交差する可能性のある固体面を除外してしまうことはない．

絞り込み②では，①で選択された固体面 $S$ の中心が，面 $i$ と面 $j$ を結ぶ線分と $\delta$ 以内の距離に位置しているかどうかを判定する．絞り込み②の操作は固体面 $S$ の中心と線分との距離を求めるため，空間内すべての固体面についてその計算を実行させるのは効率的でないが，事前に絞り込み①でその範囲を限定しているため，計算時間の短縮がなされている．

以上の判定を満足した固体面 $S$ に対して，面 $i$ と面 $j$ とを結ぶ直線の方程式と固体面 $S$ の方程式を連立させることにより，交差の判定を行う．ここで，交差していなければ，はじめて形態係数の計算ルーチンに移行する．

以上のアルゴリズムに従い，放射伝熱解析のための形態係数算出プログラムを開発した．開発にあたっては，水田の CFSV モデルによる 3 次元連続体汎用解析システムを使用した．

### 8.3.2 人体面要素と壁面との形態係数の算定

人体と周囲壁体との放射伝熱量を算定することを目的とし，椅坐姿勢の人体モデルを作成した．外観を図 8.5 に示す．人体モデルは裸体の青年男子を想定したものであり，寸法は佐藤 [20]，Peterson[21]のデータを参考に，青年男子の生体計測値に一致させた．人体モデルの表面は，1140 個の微小四角形要素から構成される．

室内空間と人体の配置を図 8.6 に示す．室内空間は，第 6 章で述べた空気環境試験室としており，内部寸法は W2600×H2200×D4400 である．そのときの被験者実験と同じ位置に人体モデルを配置した．壁体表面の要素分割は，図 8.7 で示すように 12×20×10 とし，人体表面要素からみた壁体要素の形態係数を求めた．

形態係数の計算結果を代表的な人体面要素について表 8.1 に示す．人体の代

表面要素は図 8.5 に，壁体の代表面要素は図 8.6，8.7 に示している．人体面要素①は額部，②は胸部，③は腹部，④は上腕部，⑤は大腿部，⑥は下腿部に位置する要素である．人体表面要素と壁面要素の面積が相対的に小さいため，形態係数はすべて小さい値となっているものの，２面の位置関係および面積を反映した値となっている．対向性の位置にない場合，例えば上腕部の面要素④と壁面要素 C では，形態係数は０となった．対向性の位置関係でも中間に遮蔽するものがある場合，例えば下腿部の面要素⑥と壁面要素 F は，左大腿部，左下腿部に遮蔽され，同様に０となった．

表 8.2 は，人体の代表面要素と６壁面の形態係数の計算結果である．面要素②，③は背面にある壁面に対する形態係数は 0 であり，今回の人体と空間の位置関係の限りにおいては，直達放射による熱授受が起こっていない．また，ひとつの面要素の形態係数の６壁面の合計は１より小さくなる．これは人体表面間の形態係数が値をもっているためである．

### 8.3.3 人体モデルの部位と壁面との形態係数の算定

人体モデルの面要素と周囲の壁面との形態係数をもとに，人体モデルの部位表面と壁面との形態係数を算定してみる．この目的のひとつは，本研究で開発した生体内温度予測プログラムの部位分割に対応させるためである．ここでは，該当する部位を構成する複数の面要素をまとめ，ひとつの面として取り扱う方法として，以下のような形態係数の定義を行う．

面要素 $i$=1～$n$ で構成される面 $I$ から，面要素 $j$ への自己放射による放射伝熱量 $Q_{Ij}$[W]は以下の式で表わされる．ただし，面要素 $i$ の放射率 $\varepsilon_i$，温度 $T_i$ は $i$=1～$n$ において等しいと仮定し，$\varepsilon_I$，$T_I$ とする．

$$Q_{Ij} = \sum_{i=1}^{n} \varepsilon_i \sigma T_i^4 A_i F_{ij}$$

$$= \varepsilon_I \sigma T_I^4 \sum_{i=1}^{n} A_i F_{ij} \tag{8.8}$$

$$= \varepsilon_I \sigma T_I^4 A_I F_{Ij}$$

ここで，面 $I$ の面要素 $j$ に対する形態係数 $F_{Ij}$ を以下のように定義した．

$$F_{Ij} = \frac{\sum_{i=1}^{n} A_i F_{ij}}{A_I} \tag{8.9}$$

厳密には，曲面を微小平面要素で近似しているための誤差を含んでいるが，人体と壁体間の形態係数として十分な精度をもつと考えた．

各部位からみた壁面要素の形態係数の計算結果を表 8.3 に示す．壁面の代表要素 A～F は図 8.6，図 8.7 に示している．計算結果は相互の位置関係を反映したものとなり，例えば，下腿部，足部の面要素 E の形態係数は他の部位に比べ大きい値となった．また四肢部では左右の違いによる差が表れている．実際の室内では，壁面要素は，放射冷暖房機器の発熱面，冷却面，またガラス面等の場合が考えられ，部位毎の放射熱伝達量を算出することができることを示している．

各部位から壁面への形態係数を表 8.4 に示す．上と同様に，部位の違いによって，各壁面に対する形態係数が異なる結果となった．例えば，右上腕部は右側壁面に近接するため，その値が大きく，足部，下腿部は床面の値が大きい．今回の計算条件では，人体モデルの躯幹中心部が背面側の壁体から 0.5m，右側壁面から 0.7m の位置に配置しているため，これらの面に対する形態係数が大きい値となった．

### 8.3.4 人体面要素間の形態係数の算定

人体の形状を考えたとき，人体の面要素間同士で放射による熱授受が起こっている．ここでは，人体モデルの部位間の形態係数をまとめる．固定化された人体モデルに関する値であるが，部位別の放射熱伝達量を算定する際には有用な値と考えた．

まず，図 8.5 で示した代表的な面要素の形態係数を考察する．面①から面⑤が 0.0002，面②から面⑤が 0.0008，面③から面⑤が 0.0028 となった．この逆の方向の値も存在する．他の面に関する形態係数は０となった．このように面要素単位では非常に小さい値となり，また，対向性条件を満たしていないため，０となるケースが多い．

各部位間の形態係数を表 8.5 に示す．部位によっては比較的大きい値が得られた．頭部は，大きい値でも頸部の 0.0378 であり，放射熱伝達のうち環境との放射熱伝達が大部分を占めることがわかる．一方，上腕部は上躯幹部，下躯幹部に対する形態係数が大きく，0.178，0.1171 となっている．つまり，上腕部から放射されるエネルギーのうち約 18%は上躯幹部に到達していることになる．大腿部，下腿部は左右同士の値が比較的大きい結果となった．

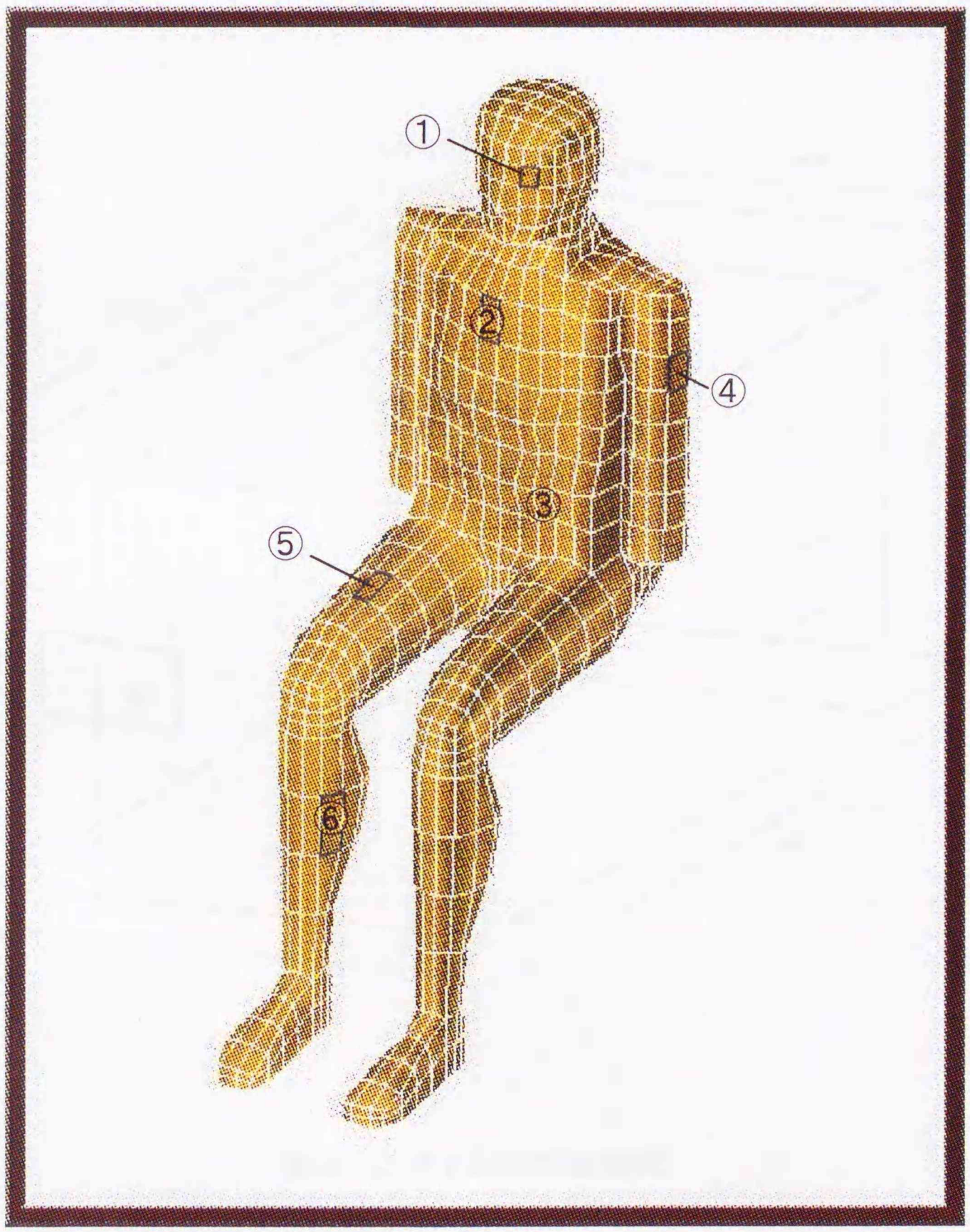



図8.5 人体モデルの表面要素番号

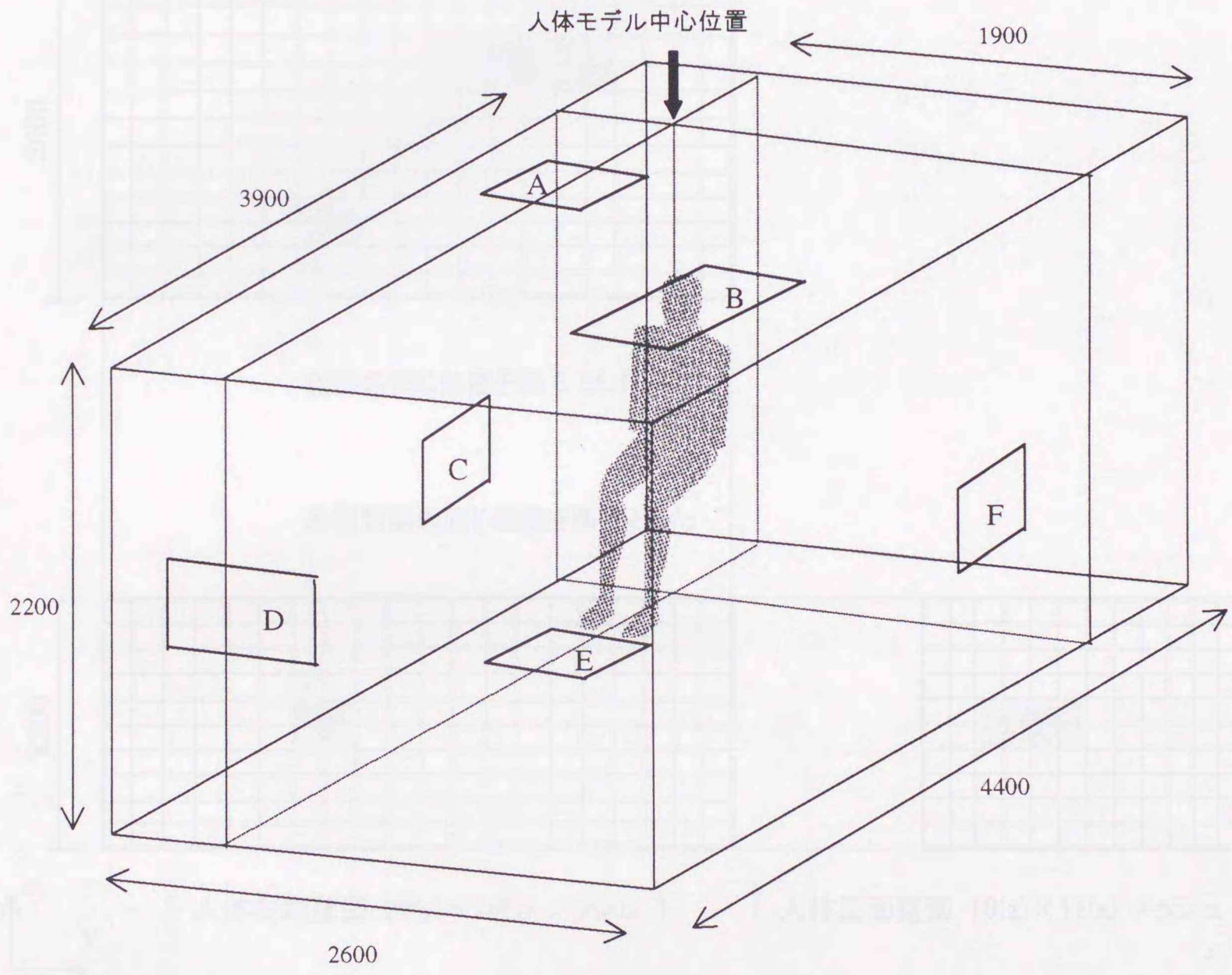



図8.6 人体モデルの空間配置図

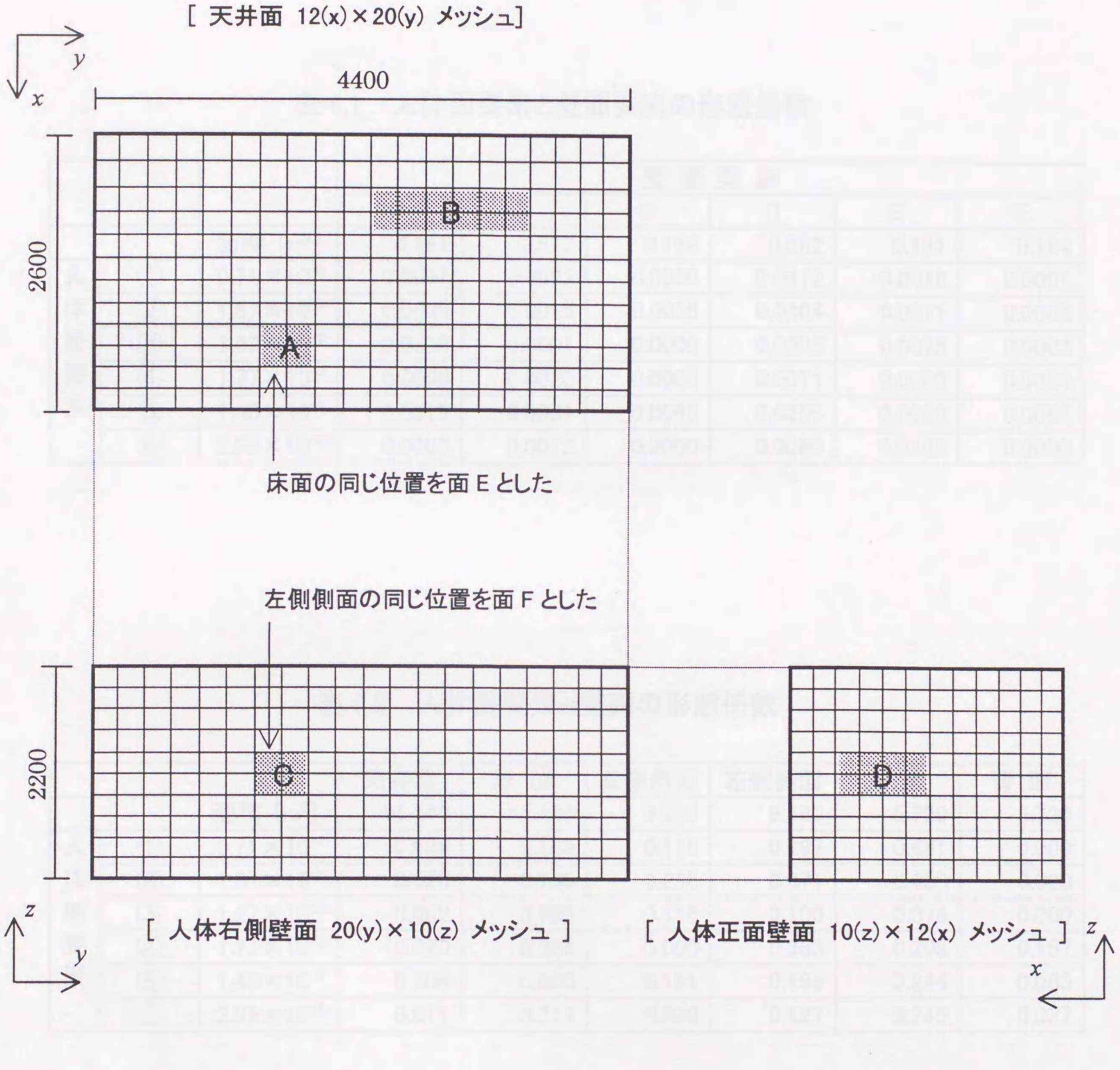



図 8.7　壁体表面メッシュ分割図

表 8.1　人体面要素と壁面要素の形態係数

| | | | 壁面要素 | | | | | |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| | | | A | B | C | D | E | F |
| | | 面積 [$m^2$] | 0.191 | 0.573 | 0.194 | 0.382 | 0.191 | 0.194 |
| 人体面要素 | ① | $0.71 \times 10^{-3}$ | 0.0001 | 0.0022 | 0.0000 | 0.0472 | 0.0018 | 0.0051 |
| | ② | $1.87 \times 10^{-3}$ | 0.0003 | 0.0015 | 0.0035 | 0.0404 | 0.0011 | 0.0005 |
| | ③ | $1.27 \times 10^{-3}$ | 0.0000 | 0.0001 | 0.0000 | 0.0205 | 0.0075 | 0.0003 |
| | ④ | $1.77 \times 10^{-3}$ | 0.0000 | 0.0020 | 0.0000 | 0.0071 | 0.0000 | 0.0089 |
| | ⑤ | $1.48 \times 10^{-3}$ | 0.0019 | 0.0051 | 0.0065 | 0.0296 | 0.0000 | 0.0066 |
| | ⑥ | $2.99 \times 10^{-3}$ | 0.0000 | 0.0012 | 0.0000 | 0.0080 | 0.0109 | 0.0000 |

表 8.2　人体面要素と壁面の形態係数

| | | | 天井面 | 床 面 | 右側側面 | 左側側面 | 正 面 | 背 面 |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| | | 面積 [$m^2$] | 11.440 | 11.440 | 9.680 | 9.680 | 5.720 | 5.720 |
| 人体面要素 | ① | $0.71 \times 10^{-3}$ | 0.026 | 0.159 | 0.116 | 0.197 | 0.481 | 0.000 |
| | ② | $1.87 \times 10^{-3}$ | 0.023 | 0.130 | 0.296 | 0.071 | 0.453 | 0.000 |
| | ③ | $1.27 \times 10^{-3}$ | 0.002 | 0.156 | 0.116 | 0.100 | 0.378 | 0.000 |
| | ④ | $1.77 \times 10^{-3}$ | 0.020 | 0.208 | 0.000 | 0.383 | 0.209 | 0.157 |
| | ⑤ | $1.48 \times 10^{-3}$ | 0.104 | 0.000 | 0.181 | 0.198 | 0.244 | 0.083 |
| | ⑥ | $2.99 \times 10^{-3}$ | 0.011 | 0.317 | 0.000 | 0.127 | 0.245 | 0.027 |

表 8.3　人体モデルの各部位と壁面要素の形態係数

| | | 壁面要素 | | | | | |
|---|---|---|---|---|---|---|---|
| | | A | B | C | D | E | F |
| 部　位 | 面積 [$m^2$] | 0.191 | 0.573 | 0.194 | 0.382 | 0.191 | 0.194 |
| 頭　部 | 0.110 | 0.0006 | 0.0016 | 0.0069 | 0.0146 | 0.0010 | 0.0034 |
| 頸　部 | 0.023 | 0.0003 | 0.0011 | 0.0045 | 0.0138 | 0.0000 | 0.0035 |
| 上躯幹部 | 0.241 | 0.0003 | 0.0009 | 0.0022 | 0.0151 | 0.0008 | 0.0019 |
| 下躯幹部 | 0.218 | 0.0000 | 0.0003 | 0.0004 | 0.0047 | 0.0167 | 0.0010 |
| 右上腕部 | 0.090 | 0.0002 | 0.0002 | 0.0029 | 0.0099 | 0.0034 | 0.0000 |
| 左上腕部 | 0.090 | 0.0002 | 0.0012 | 0.0000 | 0.0114 | 0.0014 | 0.0038 |
| 右大腿部 | 0.139 | 0.0005 | 0.0015 | 0.0023 | 0.0097 | 0.0246 | 0.0023 |
| 左大腿部 | 0.139 | 0.0005 | 0.0015 | 0.0028 | 0.0097 | 0.0223 | 0.0027 |
| 右下腿部 | 0.107 | 0.0000 | 0.0004 | 0.0004 | 0.0041 | 0.0394 | 0.0002 |
| 左下腿部 | 0.107 | 0.0000 | 0.0003 | 0.0004 | 0.0040 | 0.0322 | 0.0013 |
| 右 足 部 | 0.058 | 0.0002 | 0.0010 | 0.0009 | 0.0044 | 0.0492 | 0.0010 |
| 左 足 部 | 0.058 | 0.0003 | 0.0010 | 0.0006 | 0.0044 | 0.0390 | 0.0015 |

表 8.4 人体モデルの各部位と壁面の形態係数

| | | 天井面 | 床 面 | 右側側面 | 左側側面 | 正 面 | 背 面 |
|---|---|---|---|---|---|---|---|
| 部　位 | 面積 [$m^2$] | 11.440 | 11.440 | 9.680 | 9.680 | 5.720 | 5.720 |
| 頭　部 | 0.110 | 0.187 | 0.089 | 0.240 | 0.101 | 0.025 | 0.281 |
| 頸　部 | 0.023 | 0.152 | 0.029 | 0.217 | 0.098 | 0.028 | 0.300 |
| 上躯幹部 | 0.241 | 0.120 | 0.093 | 0.190 | 0.080 | 0.036 | 0.315 |
| 下躯幹部 | 0.218 | 0.042 | 0.266 | 0.157 | 0.063 | 0.017 | 0.309 |
| 右上腕部 | 0.090 | 0.061 | 0.086 | 0.343 | 0.015 | 0.024 | 0.213 |
| 左上腕部 | 0.090 | 0.106 | 0.146 | 0.037 | 0.141 | 0.031 | 0.278 |
| 右大腿部 | 0.139 | 0.133 | 0.226 | 0.291 | 0.065 | 0.021 | 0.046 |
| 左大腿部 | 0.139 | 0.140 | 0.260 | 0.153 | 0.127 | 0.022 | 0.076 |
| 右下腿部 | 0.107 | 0.048 | 0.321 | 0.250 | 0.067 | 0.033 | 0.118 |
| 左下腿部 | 0.107 | 0.058 | 0.343 | 0.154 | 0.115 | 0.033 | 0.139 |
| 右 足 部 | 0.058 | 0.080 | 0.415 | 0.192 | 0.076 | 0.019 | 0.072 |
| 左 足 部 | 0.058 | 0.088 | 0.463 | 0.142 | 0.102 | 0.020 | 0.084 |

表 8.5 人体モデルの部位同士の形態係数

| 部　位 | 面積 [$m^2$] | 頭部 *2 | 頸　部 | 上躯幹 | 下躯幹 | 右上腕 | 左上腕 | 右大腿 | 左大腿 | 右下腿 | 左下腿 | 右足部 | 左足部 |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| 頭　部 *1 | 0.110 | – | 0.038 | 0.026 | 0.000 | 0.003 | 0.003 | 0.003 | 0.003 | 0.000 | 0.000 | 0.000 | 0.000 |
| 頸　部 | 0.023 | 0.181 | – | 0.087 | 0.000 | 0.001 | 0.001 | 0.000 | 0.000 | 0.000 | 0.000 | 0.000 | 0.000 |
| 上躯幹部 | 0.241 | 0.011 | 0.008 | – | 0.004 | 0.071 | 0.071 | 0.007 | 0.007 | 0.001 | 0.001 | 0.000 | 0.000 |
| 下躯幹部 | 0.218 | 0.000 | 0.000 | 0.005 | – | 0.050 | 0.050 | 0.027 | 0.027 | 0.005 | 0.005 | 0.001 | 0.001 |
| 右上腕部 | 0.090 | 0.004 | 0.000 | 0.178 | 0.117 | – | 0.001 | 0.010 | 0.003 | 0.001 | 0.000 | 0.000 | 0.000 |
| 左上腕部 | 0.090 | 0.004 | 0.000 | 0.178 | 0.117 | 0.001 | – | 0.003 | 0.010 | 0.000 | 0.001 | 0.000 | 0.000 |
| 右大腿部 | 0.139 | 0.002 | 0.000 | 0.013 | 0.043 | 0.006 | 0.001 | – | 0.091 | 0.024 | 0.022 | 0.001 | 0.002 |
| 左大腿部 | 0.139 | 0.002 | 0.000 | 0.013 | 0.043 | 0.001 | 0.006 | 0.091 | – | 0.022 | 0.024 | 0.002 | 0.001 |
| 右下腿部 | 0.107 | 0.000 | 0.000 | 0.001 | 0.008 | 0.000 | 0.000 | 0.031 | 0.027 | – | 0.054 | 0.010 | 0.011 |
| 左下腿部 | 0.107 | 0.000 | 0.000 | 0.001 | 0.008 | 0.000 | 0.000 | 0.027 | 0.031 | 0.054 | – | 0.011 | 0.010 |
| 右 足 部 | 0.058 | 0.000 | 0.000 | 0.001 | 0.004 | 0.000 | 0.000 | 0.002 | 0.006 | 0.019 | 0.020 | – | 0.033 |
| 左 足 部 | 0.058 | 0.000 | 0.000 | 0.001 | 0.004 | 0.000 | 0.000 | 0.006 | 0.002 | 0.020 | 0.019 | 0.033 | – |

*1→*2 の方向にみた形態係数

## 8. 4 放射熱伝達量の部位別特性の検討

### 8. 4. 1 計算条件

人体モデルの各部位の放射伝熱量を算定する．人体モデル，計算空間は，前節と同様，図 8.5，図 8.6 に示すとおりである．ここでは，温度条件を与えることにより，放射伝達量の部位別特性を検討する．

温度条件として，天井面全体を 28.5℃，他の壁面を 26.0℃と設定する．これは，第 6 章の被験者実験の気温 26.0℃の設定条件において得られた内壁温度を，壁面毎に平均した値である．実際，冷暖房用の放射パネルなどが存在しない室内では，天井面は相対的に高温となる．この理由としては，上層部に相対的に高温の空気層ができること，照明器具からの放射を受けるためである．

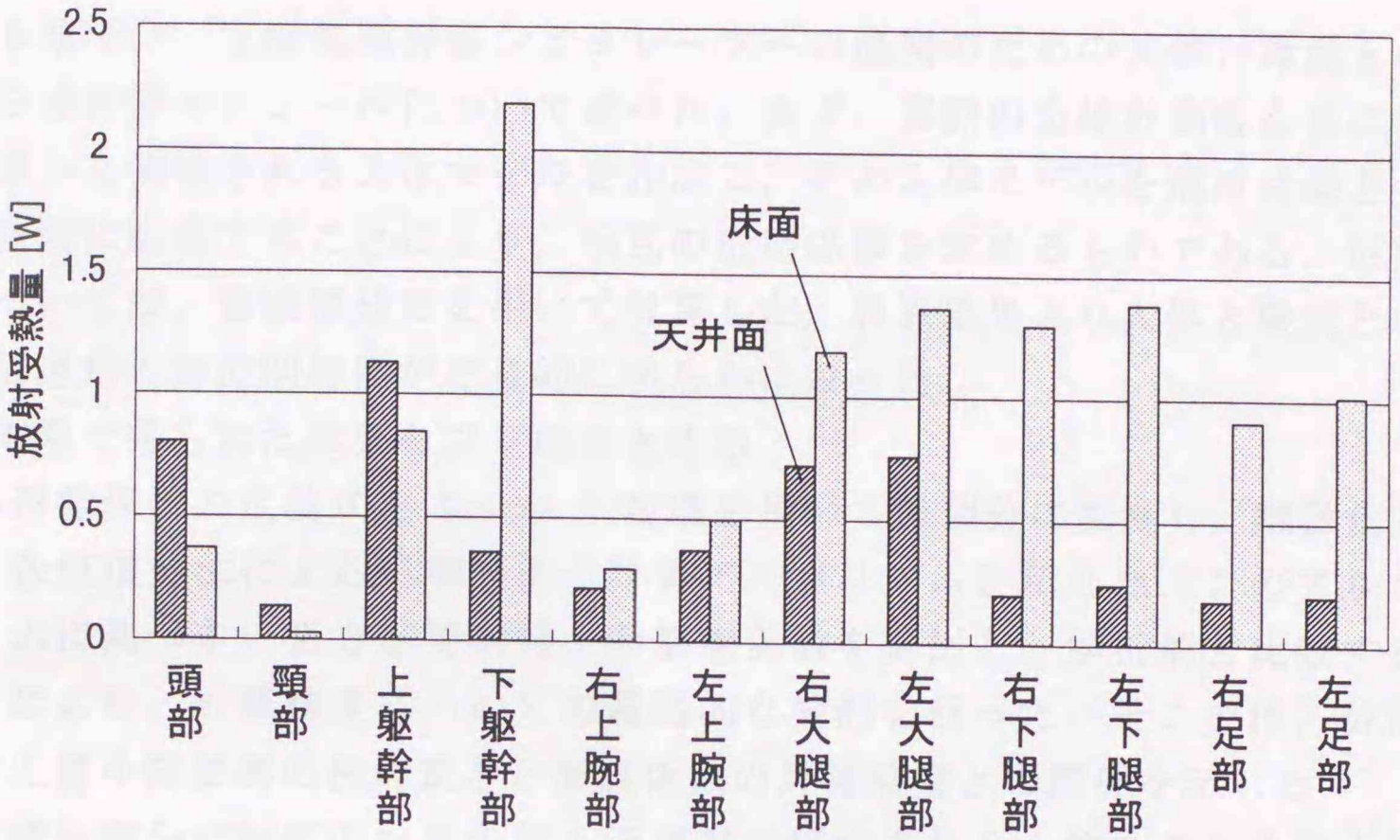
人体の放射率は 0.98，壁面の放射率はすべて 0.95 とした．また，多重反射を考えず，放射熱伝達は自己放射によるものとした．

### 8. 4. 2 結果と考察

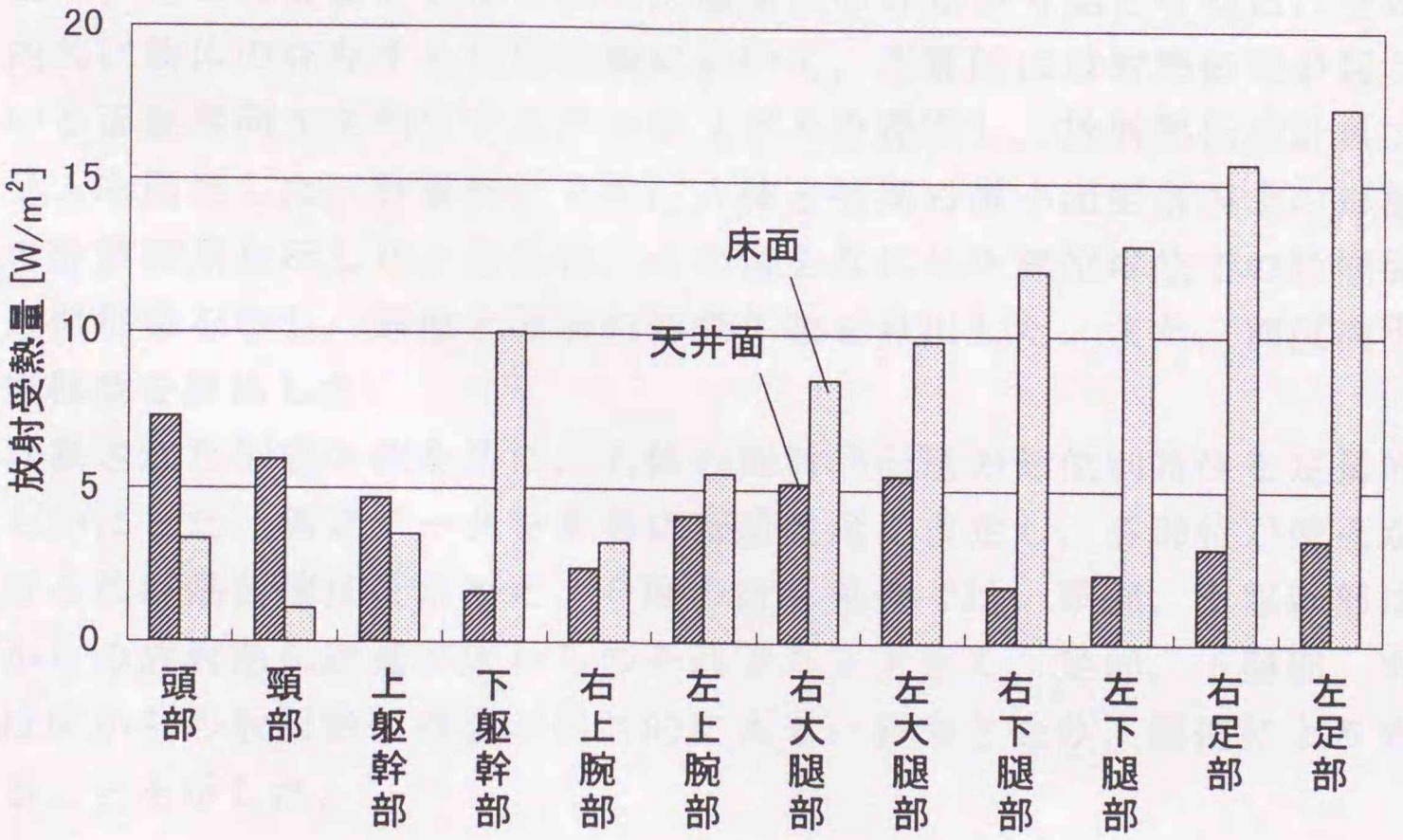
図 8.8 は各部位の天井および床面から受ける放射熱伝達量である．すなわち，天井面から自己放射するエネルギーのうち各部位に到達する量である．頭部は天井との形態係数が大きいため，天井からの放射熱伝達量が床面よりも大きい．頸部，上躯幹部も同様に天井が大きくなっている．

大腿部，下腿部，足部は床面からの放射熱伝達量が大きい．これらの部位は床面に近いため，その形態係数が相対的に大きいためである．つまり，下肢の放射熱伝達量は床面の温度状態に大きく影響を受ける．尚，人体モデルは椅坐姿勢であるが，椅子などをモデル化していないため，下躯幹部，大腿部は実際には椅子などにより遮蔽される部分が存在する．

今回は天井面と床面 2.5℃の差を設定したが，さらに温度差があるとき，部位間の違いがより一層顕著になると考えられる．今回のモデルは，壁面の任意の温度分布について計算が可能であり，活用の場面は広いと考える．




(a) 全受熱量 [W]




(b) 単位面積当たりの受熱量 [W/m²]

図 8.8 人体各部位の受ける天井および床面からの放射受熱量

## 8. 5 まとめ

本章では，温熱環境評価シミュレータへの展開のための人体と環境との放射熱伝達計算モジュールについて述べた．まず，実際の生体計測値を基に微小面要素から構成される人体モデルを作成し，その人体モデルを解析対象とする室内空間に配置することにより，相互の形態係数を求めるものである．形態係数については，数値積分法を用いて計算した．計算結果より人体と環境との放射熱伝達量の部位別特性が定量的に明らかになった．

本章で得られた成果を以下にまとめる．

(1)形態係数の定義式を Stokes の定理を用いて線積分に変換し，離散化した．

数値積分法による形態係数の計算アルゴリズムを示した．このアルゴリズムに基づき，正方形要素同士の形態係数を算出し，解析解と比較することにより，計算精度についての基礎的な検討を行った．そこでは，分割された微小線要素の相対長さと形態係数の計算精度との関係を示した．

(2)放射熱伝達解析のための微小面要素で構成される人体モデルを作成した．

人体モデルは実際の生体計測値，解剖学データを基に，人体に即した形状とした．この人体モデルを解析対象空間の任意の位置に配置させることにより，その面要素と壁面要素の形態係数の計算が可能となった．その際，内部に物体の存在する空間領域において，実質的に放射熱伝達が起こっている面要素同士を判定するアルゴリズムを提案し，放射熱伝達計算プログラムを開発した．計算例として，人体と壁面の微小面要素同士の形態係数の計算結果を示した．さらに，その値を基にした部位単位での形態係数の近似解法を示し，部位と壁面の形態係数を算出した．また，部位同士の形態係数を算出した．

(3)計算された形態係数を基に，人体の放射熱伝達の部位別特性を定量的に明らかにした．測定データを参考に壁面温度を仮定し，各部位が壁面から受ける放射熱伝達量を求めた．今回の計算条件では，頭部，上躯幹部は天井からの放射熱伝達量が床からのそれよりも大きく，足部，下腿部，大腿部は床からの放射熱伝達量が相対的に大きい結果となり，部位により差があることを示した．

〈参考文献〉


1) Underwood, C. R. and E. J. Ward: The solar radiation area of man, Ergonomics, 9(2), pp155-168, 1966.
2) Fanger, P. O. : Thermal Comfort, Danish Technical Press, Copenhagen, 1970.
3) Fanger, P. O., O. Angelius and P. K. Jensen: Radiation data for the human body, ASHRAE trans., 76-Ⅱ, pp.338-373, 1970.
4) 土川忠浩ほか：実測による人体の有効放射面積および人体と矩形面との間の形態係数に関する研究－青年男子に対する裸体・着衣，立位．椅坐姿勢の場合，日本建築学会計画系論文集，388，pp.48-59，1988.
5) 宮崎靖子，斎藤信，瀬下裕：人体モデルを用いた不均一環境の評価に関する研究 - その１ 放射解析人体モデルの作成と被験者実験，人間と生活環境，2(1)，pp.92-100，1995.
6) 宮本征一，谷口芳樹，崔秀植，土川忠浩，堀越哲美：床座位の人体有効放射面積と形態係数に関する研究，日本建築学会計画系論文集，479，pp.27-33，1996.
7) 宮本征一，堀越哲美，土川忠浩：相互反射及び人体による遮蔽の影響を考慮した平均放射温度に関する研究，日本建築学会計画系論文集，498，pp.45-49，1997.
8) 宮本征一，堀越哲美，広川美子：各種着衣条件下における立位姿勢の人体の投影面積率に及ぼす影響に関する研究，日本建築学会計画系論文集，513，pp.47-52，1998.
9) Siegel, R. and J. R. Howell: Thermal radiation heat transfer, McGraw-Hill Kogakusya, 1972.
10)大森敏明，谷口博，工藤一彦：室内ふく射環境の解析法の開発と床暖房への適用，空気調和・衛生工学会論文集，42，pp.9-18，1990.
11)児玉久，服部宜弘，長光左千男：室内温熱環境評価のための放射伝熱計算法，空気調和・衛生工学会論文集，58，pp.133-144，1995.
12)尾関義一，斎藤恒洋，大柿聡：複雑な内部形状を有する大規模メッシュ対応型放射伝熱計算法に関する研究，空気調和・衛生工学会論文集，62，pp.101-110，1996.
13)尾関義一ほか：放射・対流連成解析のための複雑な内部形状，大規模メッシュに対応する日射取得計算手法に関する研究，空気調和・衛生工学会論文集，66，pp.1-11，1997.
14)Toison, M. L.: Infrared and its thermal applications, Philips Tech. Lib., 1964.
15)Sparrow, E. M. : A new and simpler formulation for radiative angle factors, J. Heat Transfer, Trans. ASME, pp.81-88, 1963.
16)Shapiro, A. B. : Computer Implementation, Accuracy, and Timing of Radiation View Factor, Trans. ASME, 107, pp.730-732, 1985.
17)Cohen, M. F. and D. P. Greenberg : The Hemi-Cube a radiosity solution for complex environments, ACM Computer Graphics (Proceedings 1985), 19(3),

pp.31-40, 1985.
18)Gebhart, B. and N. Y. Ithaca : A new method for calculating radiant exchanges, ASHRAE Trans., 65, pp.321-332, 1959.
19)持田徹，射場本勘市朗：熱ふく射効果の評価法に関する研究 -Absorption Factor 加重の平均ふく射温，空気調和・衛生工学会論文集，2，pp.47-54，1976.
20)佐藤方彦 監修：人間工学基準数値便覧，技報堂，1992.
21)Peterson, R. R.: A cross-sectional approach to anatomy, Year Book Medical Publishers, London, 1980.
22)関信弘 編：伝熱工学，森北出版，東京，1988.

# 第9章 総括

以上述べてきたように，本論文では，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と温熱環境評価への応用に関する研究をまとめた．生体内温度予測プログラム開発のための生体内熱移動方程式とその解法，体温調節機構の数理モデル化を説明し，計算結果を示した．計算結果については，被験者実験で得られた実測値と比較検討した．また，本プログラムを温熱環境評価シミュレータとして活用する場合に必須となる，部位毎の対流熱伝達量，放射熱伝達量の算出法を示した．それらの計算モジュールと生体内温度予測プログラムを組み合わせることにより構築される温熱環境評価シミュレータは，不均一な温熱環境に対する精度の高い評価ツールとなると考えた．これらの研究において得られた結果を要約すると，以下の通りである．

第１章は，序論であり，人間の温熱生理状態に基づく温熱環境評価のための生体内温度予測プログラムの開発の意義を述べた．

第２章では，人体の熱移動モデルおよび環境との熱授受の部位別特性に関する既往の研究を概説し，本研究の目的および位置づけを述べた．

第３章では，環境との熱授受，熱伝導，産熱，血流による熱輸送を記述する生体内熱移動方程式を提示し，その数値解法について検討した．また数値計算対象の生体について，本研究では生体機能の面から人体を大きく 16 分割したモデルを考え，各部位はその内部構造に着目し，円筒層モデルとした．定常状態の生体内熱移動方程式の解法として，効率的なアルゴリズムを提案した．すなわち産熱と血流を含む生体内熱移動方程式の一般解を，変形 Bessel 関数の線形結合によって表わせることを示し，その解と領域分割法概念を基に，動脈血液，静脈血液の熱収支式との連立解法を示した．また，非定常状態の生体内熱移動方程式の解法のための離散定式化を説明し，組織，動脈血液，静脈血液の熱収支式の連立解法を示した．

以下に，本章で得られた成果をまとめる．

(1) 生体内熱移動方程式を示した．組織に関する方程式は，熱伝導に加え，産

熱，血液移流を考慮している．さらに血液に関して，動脈系，静脈系それぞれの熱収支式を示した．生体と環境との熱授受量の算定式を，熱伝導，対流熱伝達，放射熱伝達，水分蒸発に伴う熱伝達，呼吸に伴う熱伝達について示した．

(2) 人体の全体の形態モデルとして，人体解剖学と人体生理学の知見から全身を大きく 16 分割したものを考えた．各部位は円筒層モデルとし，内部から内臓層，骨層，筋肉層，脂肪層，皮膚層とした．各部位のサイズをまとめた．

(3) シミュレーションにおいて必要な生体物性値をまとめた．血流量，産熱量は，過去の資料を基に割り当て，また，血液プール体積の推定法を述べた．不感蒸泄量のモデル値を示した．

(4) 円筒層モデルにおける定常状態の生体内熱移動方程式の一般解は，変形 Bessel 関数の線形結合にポテンシャル項の付加された形で表わせることを示した．この解を基に，適合条件，平衡条件，皮膚表面での境界条件から導かれる条件式と，血管系の熱収支式を連立して解くアルゴリズムを説明した．これは，現在知られている数学的理論解析の長所を最大限に生かし，少数の未知数を同定することによって任意点の温度と熱流束を損なわずに求めようとする解法といえる．従って，差分法や有限要素法などの領域型の数値計算法との比較はもとより，境界要素法などの領域型の数値計算法などと比較しても，原理的に計算ステップが大幅に低減化されているため，計算時間が非常に短縮され，定常問題に対しては有効なアルゴリズムであることを示した．今後の活用例として，与えられた温熱環境条件もしくは体温調節出力量が既知の場合，定常状態が成立するか否かの予測などが考えられる．

(5) 生体内熱移動方程式の非定常解法として，差分法を適用し，その離散定式化について述べた．円筒層モデルで成り立つ組織に関する熱収支式と動脈・静脈血液プールに関する熱収支式の差分式を示し，それらの連立解法について説明した．血液大プールが部位同士で結合しているため，最終的に全身における連立方程式が形成されることを示した．組織温度を求める差分法自体は通常のものであるが，ここで扱ったアルゴリズムを基に作成したプログラムは，組織温度と共に動脈血液プール温度群と静脈血液プール温度群を一括して求めることに特徴がある．

第４章では，体温調節出力量の数理モデルについて述べた．体温調節機構の

調節様式としては血流量調節，発汗量調節，産熱量調節が発達しているが，生理学的知見に基づき，それぞれの調節様式についての数理モデル式を検討し，体温調節出力量の算出プログラムを開発した．

以下に，本章で得られた成果をまとめる．

(1) 生体内温度予測プログラムによるシミュレーションを実行することを念頭に，自律性体温調節機構における温度受容器，統合系，出力器に関する知見を中心にまとめた．自律性体温調節機構の調節様式として，血流量調節，水分蒸発量調節，産熱量調節の３様式が発達しており，それぞれの調節機構について生理学的知見について簡潔にまとめた．

(2) 体温調節様式の１つである血流量調節について，数理モデル式を提案した．生理学における過去の報告を基に，視床下部温，平均皮膚温のセットポイントからの変位を入力変数とする線形のモデル式とした．式中に血流変化量相対比を導入することにより，部位別特性を表わした．

(3) 発汗量調節の数理モデル式を示した．生理学における過去の報告を基に，深部温，皮膚温のそれぞれのセットポイントからの差を入力変数とするモデル式とした．さらに，平均皮膚温の変化率を入力変数とし，変化率が負になったとき発汗抑止効果をもつとした．また，相対的発汗係数を導入することにより，部位別特性を考慮した調節出力量のモデル式とした．

(4) ふるえ熱産生について，過去の報告をまとめ，深部温，皮膚温を入力変数とする産熱量調節の数理モデル式を示した．ふるえ産熱量調節量相対比を，局所筋エネルギー代謝量の測定値を基に推定し，部位別特性を考慮した調節出力量のモデル式とした．

(5) 以上の知見を基に，体温調節系の調節出力量算出ルーチンを作成し，それを内蔵した生体内温度予測プログラムを開発した．生体内温度予測プログラムは，部位毎の温熱環境因子の入力のみで，全身各部位の皮膚層から内臓層までの温度分布と熱流束分布および詳細な各層毎の動脈，静脈温度の予測値を得ることができる．

第５章では，生体内温度予測プログラムによるシミュレーション結果とその考察を述べた．まず，比較的実測値の揃っている大腿部の計算結果を中心に，生体内熱移動方程式の一般解の特性，各項の寄与の割合について考察した．次に，中立領域と考えられる温熱環境条件下の全身のシミュレーションを行い，各部位の内部温度，血液温度，放熱量について検討した．さらに，温熱環境変

化に伴う非定常シミュレーションを行った．温熱環境条件がステップ変化した場合を想定し，体温調節系の血流量調節の効果の妥当性について検討した．

以下に，本章で得られた成果をまとめる．

(1)大腿部を対象とした定常シミュレーション結果より，生体内熱移動方程式およびその解法についての基礎的な検討を行った．計算条件として，気温 29.0℃，平均放射温度 29.0℃，風速 0.1m/s，相対湿度 50%を設定した．計算された温度は，中心部が 37.2℃，皮膚表面が 34.8℃となり，内部温度についても既往の実測データと比較すると類似の分布となった．各層の静脈血液温度は，皮膚層で 35.0℃，脂肪層で 35.1℃，筋肉層で 36.5℃，骨層で 37.2℃となった．また，円筒層モデルにおける生体内熱移動方程式の一般解中の各係数について検討した．層毎に第 1 種変形 Bessel 関数と第 2 種変形 Bessel 関数の係数が大きく異なることを示した．

(2)16 分割モデルの全身を対象とした定常シミュレーションを行った．開発した体温調節モデルは，温熱環境因子のみの入力で，定常状態の生体内温度分布，熱流束分布，血液温度の算出が可能である．温熱環境因子は部位毎，つまり，16 部位に対応した入力となっている．計算結果の一例として，温熱環境条件(気温 30.0℃，平均放射温度 30.0℃，風速 0.1m/s，相対湿度 50%)に対しての生体内温度，血液温度を示した．結果は部位別特性を十分に反映したものとなり，末梢部ほど生体内温度，血液温度は低い値となった．このとき，平均皮膚温度は 34.8℃，視床下部温は 37.2℃となった．また，血流による熱輸送の役割が大きいことを確認した．今回設定した温熱環境条件での熱物性値，産熱量，血流量は，比較的高い予測精度で決定されているため，計算結果も高い再現性を示したと考えられる．

(3)16 分割モデルの全身を対象とした非定常シミュレーションを行い，体温調節系の血流量調節の効果を検討した．計算条件として気温，平均放射温度をステップ的に低下させた場合の生体内温度，血液温度を示した．血流量調節を考慮をした場合は，考慮しない場合と比較し，視床下部温は低下が抑制されること，同時に誘発される皮膚温の低下が，環境への熱放散を抑制するという過程を定量的に示した．

第６章では，生体内温度予測プログラムの精度を一層高めるための基礎データの収集を目的として行った被験者実験について述べた．実験は，温熱環境条件の制御可能な空気環境試験室内にて行った．主要な測定項目は鼓膜温，直腸

温，全身皮膚温，代謝量で，温熱環境因子と共に連続測定した．設定条件は6種で，計 18 例の基礎データを得た．得られた実測結果と生体内温度予測プログラムによる計算結果を設定条件毎に比較検討した．

以下に，本章で得られた成果をまとめる．

(1) 本研究で開発した生体内温度予測プログラムの検証および改良のための基礎的データの収集を目的とし，被験者実験を行った．被験者を温熱環境が制御された空気環境試験室内に滞在させ，生理的状態および温熱環境因子を連続測定した．被験者は，健康な青年男子3名であり，設定条件は気温を変化させた6条件とし，計 16 例の基礎データを得た．被験者については，皮膚表面温度，直腸温，鼓膜温，代謝量を連続測定した．また 10 分毎に主観申告を行った．環境側は，人体近傍の気温，壁面温度，湿度，風速を測定した．

(2) 設定条件が低温になるほど，末梢部の皮膚温と頭部，躯幹部の皮膚温の差が大きくなった．特に，下腿部，足部は著しく低下した．この理由の一つは，人体下方から吹出し気流による対流熱伝達量の増加と考えた．皮膚温の変動と比較し小さいものの，深部温も変動することを確認した．すべての被験者について，設定温度が 30℃以上では，皮膚温，深部温は上昇していく傾向がみられた．代謝量は 28℃～32℃の範囲で大きな差がなく，また，主観申告の熱的快適感は 30℃付近に最も高い値があった．

(3) 実験における設定と同様の条件で，生体内温度予測プログラムによるシミュレーションを行い，計算結果と実測結果を比較検討した．計算結果は実測結果を概ね再現することが示された．皮膚温についてみると，部位別特性を反映した結果となり，下腿部，足部を除けば計算値と実測値の差は 1.3℃以内となった．また，計算値と実測値の差が相対的に大きかった下腿部，足部でも吹出し気流の影響を考慮した入力因子をそれぞれの部位に与えることにより，実体に近づけることが可能であると考えられた．直腸温については気温 26℃～32℃の条件で，その差は 0.3℃以内となり，本研究のプログラムによる組織内部温度の予測精度は良好なものであることが示された．

第7章は，上記のプログラムを温熱環境評価シミュレータとして活用する場合に必須な，環境との熱授受の対流熱伝達計算モジュールについての章である．本研究では頭部・頸部に代表される複雑な曲面形状や体躯部と四肢との相対的位置関係の変化による多様な姿勢条件にも対応可能な気流解析プログラムを独

自に開発した．そのため，形状適合のための BFC 法と計算効率向上のための CFSV 法の活用を考えた．開発プログラムの有用性を示すための例として，インテリジェントビル空調で採用されることが多い床吹出し気流を取り上げ，シミュレーションを行った．

以下に，本章で得られた成果をまとめる．

(1) 温熱環境評価シミュレータを構築する際，必須となる人体と環境との対流熱伝達計算モジュールの開発を目指し，頭部・頸部に代表される複雑な曲面形状や躯幹部と四肢部との相対的位置関係の変化による多様な姿勢条件にも対応可能な気流解析プログラムを独自に開発した．そのため，形状適合のための BFC 法と計算効率向上のための CFSV 法の活用を考えた．

(2) 開発した気流解析プログラムのひとつの応用として，空気環境試験室の計算結果を示した．試験室は下部に吹出口があり，天井部に吸込口をもつ構造となっている．吹出口の流速については 3 次元超音波風速計により実測を行い，その値を境界条件とした．シミュレーションによりその気流特性を明らかにした．

(3) 人体周辺の気流解析のために開発した人体モデルについて説明した．人体モデルは，生体計測値を基に，人体に即した形状とした．さらに，人体モデルを囲む空間領域の格子生成を行った．この空間領域を 1 つのユニットとし，対象とする解析領域に組込むことを可能なものとした．計算例として，床吹出しのシミュレーション結果を示し，人体周辺の気流性状を考察した．今回の設定条件では，下腿部，大腿部近傍の流速および乱れが大きく，対流熱伝達量が部位毎に異なることが示唆された．

第 8 章では，温熱環境評価シミュレータへの展開のための人体と環境との放射熱伝達計算モジュールについて述べた．本研究では，放射熱伝達計算のための形態係数の算出法として数値積分法を採用とした．具体的には微小面要素で構成される人体モデルを作成し，その面要素と壁面要素の形態係数を求めることが可能なプログラムとした．応用例として，小オフィススペースでの部位と壁面の形態係数，部位同士の形態係数の実数値を示し，人体の放射熱伝達の部位別特性を定量的に明らかにした．

以下に，本章で得られた成果をまとめる．

(1) 形態係数の定義式を Stokes の定理を用いて線積分に変換し，離散化した．

数値積分法による形態係数の計算アルゴリズムを示した．このアルゴリズムに基づき，正方形要素同士の形態係数を算出し，解析解と比較することにより，計算精度についての基礎的な検討を行った．そこでは，分割された微小線要素の相対長さと形態係数の計算精度との関係を示した．

(2) 放射熱伝達解析のための微小面要素で構成される人体モデルを作成した．人体モデルは実際の生体計測値，解剖学データを基に，人体に即した形状とした．この人体モデルを解析対象空間の任意の位置に配置させることにより，その面要素と壁面要素の形態係数の計算が可能となった．その際，内部に物体の存在する空間領域において，実質的に放射熱伝達が起こっている面要素同士を判定するアルゴリズムを提案し，放射熱伝達計算プログラムを開発した．計算例として，人体と壁面の微小面要素同士の形態係数の計算結果を示した．さらに，その値を基にした部位単位での形態係数の近似解法を示し，部位と壁面の形態係数を算出した．また，部位同士の形態係数を算出した．

(3) 計算された形態係数を基に，人体の放射熱伝達の部位別特性を定量的に明らかにした．測定データを参考に壁面温度を仮定し，各部位が壁面から受ける放射熱伝達量を求めた．今回の計算条件では，頭部，上躯幹部は天井からの放射熱伝達量が床からのそれよりも大きく，足部，下腿部，大腿部は床からの放射熱伝達量が相対的に大きい結果となり，部位により差があることを示した．

以上，本論文は，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と温熱環境評価への応用に関する研究をまとめたものである．

# 謝辞

本論文は，著者が北海道大学大学院工学研究科衛生工学専攻環境システム工学分野の博士課程の在学期間中に行った研究をまとめたものです．稿を終えるにあたり，これまでご指導，ご鞭撻を頂いた多くの方々に感謝の意を表したいと思います．

本研究を遂行するにあたり，北海道大学落藤澄教授のご指導，ご尽力を賜りました．落藤教授の日頃のご指導により，地球環境問題，エネルギー問題に対する強い意識と，その問題解決のために必要な工学的手法を少なからずも身につけることができたと考えております．心より感謝の意を表します．

北海道大学横山真太郎助教授には,研究の計画から本論文の作成に至るまで,終始ご指導，ご教示を賜りました．生体内熱移動現象に関する独自の着想に基づく先生のご研究は，環境システム工学分野に在籍当初の著者に大きなインパクトを与え，また，実験およびシミュレーションを駆使し，現象を解明しようとする先生の情熱に圧倒されたことを記憶しております．著者がこのテーマについて取り組み，曲がりなりにも本論文をまとめることができたのは，先生のこれまでの親身なご指導のお陰であり，ここに深甚なる感謝の意を捧げます．

北海道大学環境システム工学分野のスタッフの皆様にはご協力，励ましを頂きました．濱田靖弘助手には，多大なご協力，ご助言を頂きました．折りしも濱田助手とは博士論文の提出時期が重なり,濱田助手の日々切磋琢磨する姿に,大いに刺激を受け，励まされました．中村真人技官には，研究をする上での環境づくりに常にご配慮，ご尽力を頂き，研究に専念することができました．また，この研究を続けることができたのは，科学技術振興事業団の永坂茂之博士の日頃の温かい励ましのお陰であります．皆様に厚く御礼申し上げます．

著者と同じく環境システム工学分野の博士課程に在籍していた融雪研究所の岩本欣也氏と北海道立地下資源調査所の丸谷薫氏には多大なご助言を頂きました．岩本氏には，本研究に対する率直なご意見を頂き，また，明るい研究室になるよう努めて頂きました．丸谷氏には，数値解析手法に関するご助言を頂きました．特に，横山助教授と共に継続的に行った数理計画法のゼミナールは，非線形計画法，その中でも特に双対性，制約想定，探索法について深く議論する場となり，大変貴重なものとなりました．ここに厚く御礼申し上げます．

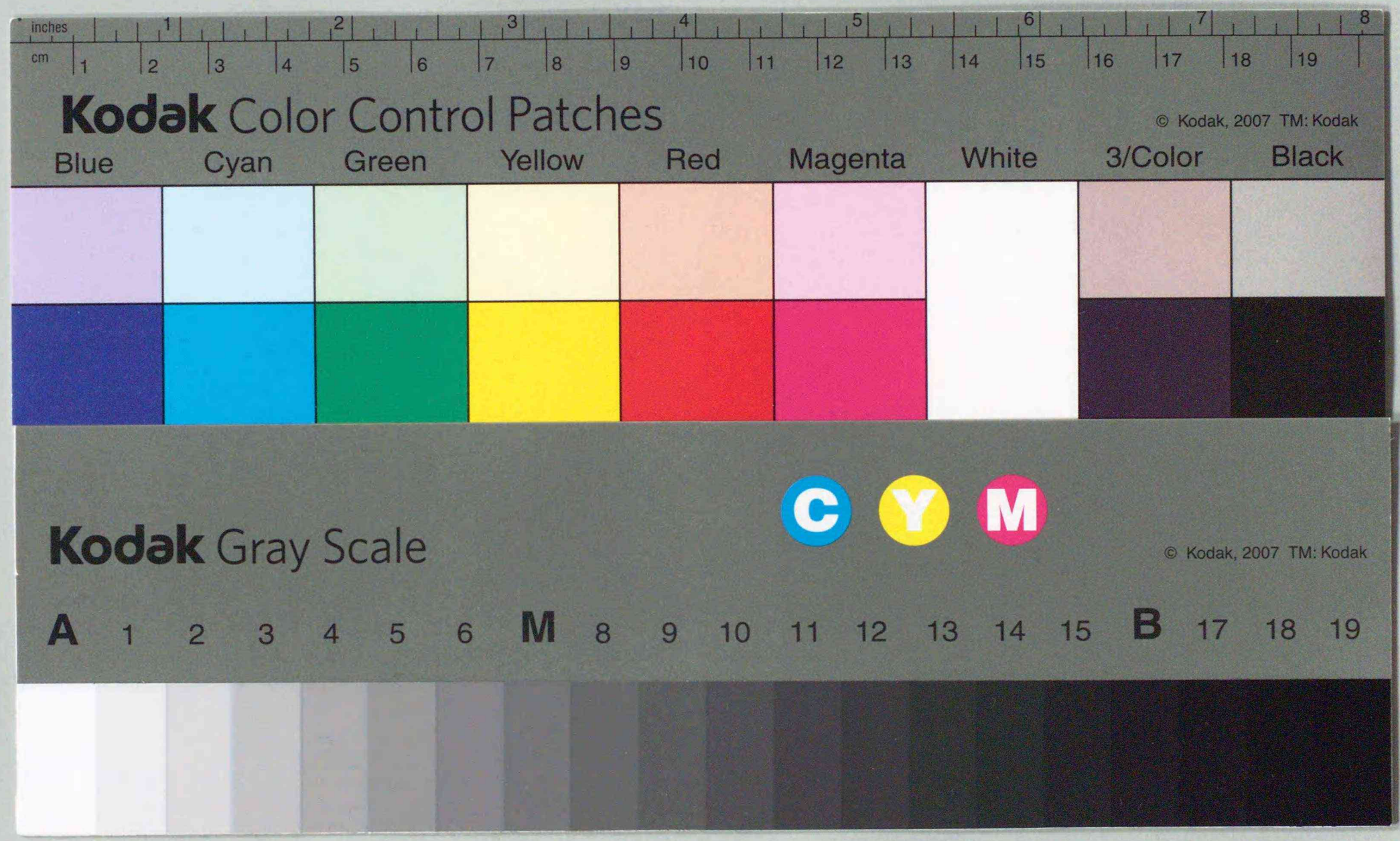
さらに，北海道大学衛生工学科の教官・職員の多くの皆様からご助言，ご支援を賜りました．特に，持田徹教授，長野克則助教授には，日頃より貴重なご助言，激励のお言葉を賜り，心より感謝しております．

北海道大学量子物理工学専攻の水田洋博士には，本論文の数値流体力学に関するご指導を賜りました．この分野に関する知識が乏しかった私に，その物理的な意味から高度なプログラミング技法までご指導して頂きました．その際，先生の開発した解析システムを活用させて頂き，効率的にプログラムの作成，管理を行うことができました．ここに深く感謝致します．

環境システム工学分野の学生の皆さんには，多大なご協力を頂きました．特に，修士課程２年の富樫貴子さんには実験データと計算結果の整理および解析についてご協力を頂きました．修士課程１年の中村光良君には，放射伝熱の数値計算に関するご助言を頂きました．また，４年生の下川兼司君，正木辰明君には実験の際にご協力を頂きました．ここに感謝の意を表すとともに，皆様の今後一層のご活躍を期待しております．

最後に，本論文の完成まで暖かく支援してくれた両親に心より感謝致します．

1998 年 12 月　　角田 直人


inches
cm
Kodak Color Control Patches
© Kodak, 2007 TM: Kodak
Blue
Cyan
Green
Yellow
Red
Magenta
White
3/Color
Black
Kodak Gray Scale
C
Y
M
© Kodak, 2007 TM: Kodak
A 1 2 3 4 5 6 M 8 9 10 11 12 13 14 15 B 17 18 19