

末梢部分の温度に及ぼす上肢血流循環の影響
——数値モデリングおよび実験による検証

Numerical and Experimental Study of the Effect of Blood Circulation
on Peripheral Temperature

賀纒¹ 劉浩² 姫野龍太郎¹ 白崎実¹

¹理化学研究所 情報環境室
埼玉県和光市 2-1

heyings@postman.riken.go.jp

himeno@postman.riken.go.jp

shirazak@postman.riken.go.jp

²千葉大学電子機械工学科

千葉市稲毛区弥生町 1-3-3

liu@meneth.tm.chiba-u.ac.jp

Abstract

Recently, computational simulation of thermal transport phenomena in human body is of great interest to researchers, because it can be applied in different areas, such as medicine, rehabilitation, space suit, and others. In this study, as the first part of computational simulation of thermal diffusion phenomena in man, we developed a one-dimensional thermo-fluid model for the circulation system of upper limb involving arteries, capillaries, and veins. The blood flow rate, cross-sectional area, pressure and temperature of each single vessel are computed by using this model. Secondly, this blood circulation model was coupled with the two-dimensional thermal of the finger [2] to compute the temperature distribution of the solid tissues. Meanwhile, the observation of the blood circulation variation was conducted through thermal images. The experimental results provide a favorable approval for the modeling work. Despite of the simplicity of the model, extensive considerations in hemodynamics as well as in thermal diffusion are included compared to the other models. It is expected this model can have more applications in hyperthermia, drug delivery, and other areas.

はじめに

近年、ヒト循環系統合シミュレーションの研究を注目されつつある。血液循環系は複雑な現象で、循環器病のみならず、糖尿病、がん治療などの疾病の発生や進行に深く関わりがある[1]。そのため、血液循環系と各臓器を連結し、血流および生体内熱と物質の輸送現象を統合的に考察する必要がある。従来、血流の体温への影響について、実験により多くの研究がなされてきた。例えば、喫煙と精神ストレスにより末梢血液流量が変化し、指の温度が低下する。血流調節の能力により男性と女性の体温調節能力も異なる。

そこで、我々はまず血流循環と末梢部分の温熱現象について数値計算を行った。具体的な例として、これまで指の温度に及ぼす寒冷刺激や局所の血流などの影響について考察を行った[2,3]。しかし、これらの研究は血流全体の影響（たとえば、心臓から

輸出した血流流量の変化、血管の変化など)はどのように温度に及ぼすかシミュレートできない。このため、生体全体の血流挙動を反映するモデルを構築し、組織モデルと連結するシミュレーションが必要である。

従来、一次元血流モデルはいくつあった。北脇ら[4]は一次元弾性モデルを用い、分岐管の角度と血管壁が血流に及ぼす影響について考察を行った。Olufsenら[5]は動脈システムモデルを提案し、大きい動脈の流れは弾性管における軸対称の N-S 方程式によってモデル化される。その他に、一次元弾性管モデルによって、動脈、毛細血管、静脈の血流を含むシステムモデルもあった[6,7,8]。

これらのモデルは血流の熱輸送に及ぼす影響を考えていないため、直接組織モデルと連結できない。そこで、我々は熱輸送を含む一次元熱流体モデルを構築した[9]。

具体的に、Olufsenらの力学モデルに基づき、血流と組織の熱輸送を考え、流量と血管の変化を含むエネルギー方程式を発展した。一つ動脈管に対して解析を行った。まず、二段階 Lax-Wendroff 法により血流流量と血管断面積を求め、次に、それらをエネルギー方程式に代入し、温度解析を行う。このモデルにより、流量と血圧による温度の変化は求められる。

本研究では、以上の一次元血流熱流体モデルに基づき、さらに、人体上肢における各動脈、毛細血管及び静脈のネットワークを構築し、血流量と血流温度の関係について考察を行った。次に、血流モデルと指の二次元熱モデル[2]を連結し、動脈、毛細血管と静脈の温度を含めた組織の温度分布について解析を行った。さらに、赤外線サーモグラフィにより、室内環境における上肢皮膚温度の時系列データを獲得し、FFTによりスペクトル解析を行い、血流変化を観察し、モデルとの比較を行った。

本研究は末梢循環システムにおける温度調節メカニズムの解明に役に立つだけでなく、血流状態の変化は定量的にシミュレートできると考えられる。

血流の形態モデル

図1に上肢における血管ネットワークを示す。上肢血流循環モデルは上行大動脈から始まる。血管の分岐は解剖学の構造に基づいてモデル化した。1から5までの血管は上行大動脈、腕頭動脈、鎖骨下動脈、尺骨動脈(総骨間動脈を分岐される前)、尺骨動脈である。手掌動脈の形成は多くの形がみられるが、ここには、尺骨動脈でのみ作られているとした(7~23)。

血管24~29は微小循環部分であり、末端動脈網、細動脈網、毛細血管網、細静脈網、末端皮静脈網、手掌皮静脈網を示す。この部分には、一つの血管は一つの血管

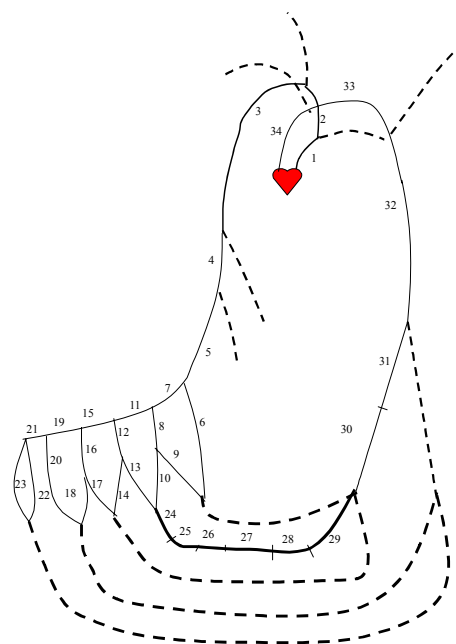


Fig. 1 Schematic diagram of the upper limb vasculature

グループを示す。グループの中には、直径と長さの同じの血管がいくつ含まれる。

30から34までは心臓に戻る静脈を表す。各血管は尺側皮静脈、腋窩静脈、鎖骨下静脈、腕頭静脈、上行大静脈である。

血管の直径と長さは過去の文献[5,6,7]と解剖学アトラス[10]より取った。動脈血管は血流方向にしたいにやや細くなる。動脈血管の半径は以下のように変化すると仮定される[5]

$$r_0(x) = r_i \exp\left(\log\left(\frac{r_b}{r_i}\right) \frac{x}{L}\right) \quad (1)$$

モデルに使用されたデータは Table 1 にリストされている。

血流循環の数学モデル

文献[8]と同じように、モデルは四つの方程式から成り立つ。まず、質量保存式、運動量保存式は次のように表す、

$$\frac{\partial A}{\partial t} + \frac{\partial q}{\partial x} = 0 \quad (2)$$

$$\frac{\partial q}{\partial t} + \frac{\partial}{\partial x} \left(\frac{q^2}{A} \right) + \frac{A}{\rho} \frac{\partial P}{\partial x} = - \frac{2\pi r q}{\delta A} \quad (3)$$

状態方程式は弾性力の保存を表し、動脈に対しては以下の式[5]より求める

$$P(x, t) - P_0 = \frac{4}{3} \frac{Eh}{r_0} \left(1 - \sqrt{\frac{A_0}{A}} \right) \quad (4)$$

ヤング率と血管半径と血管壁の関係は以下の経験式[5]から求める

$$\frac{Eh}{r_0} = k_1 \exp(k_2 r_0) + k_3 \quad (5)$$

ここで、

$$k_1 = 2.00 \times 10^7 \text{ g/(s}^2\text{cm)}, \quad k_2 = -22.53 \text{ cm}^{-1}, \quad k_3 = 8.65 \times 10^5 \text{ g/(s}^2\text{cm)}.$$

微小循環部分及び静脈の管法則は次のように表現できる[11]

$$p - p_0 = k_p \left[1 - \left(\frac{A}{A_0} \right)^{-3/2} \right] \quad (6)$$

ただし、 k_p は壁面の硬さと関連するパラメーターである。ここでは、 k_p は毛細血管と静脈の直径と壁面の厚さによって変化しないと仮定する。

Keller と Seiler の分析方法[11]に基づき、弾性管のエネルギー保存式を導いた。動脈における血流のエネルギー方程式は

$$\frac{\partial(\rho_b A c_b T_b)}{\partial t} = - \frac{\partial(\rho_b A u c_b T_b)}{\partial x} - \omega \rho_b c_b A T_b - h_{\text{ves}} A_s (T_b - T_i) \quad (7)$$

と表現できる。すなわち、単位時間のエネルギー変化は単位空間のエネルギー変化および動脈と毛細血管と周囲組織の熱交換と等しいである。ただし、 ω は単位組織当たりの血流流量、 h_{art} は血管と組織間の熱伝達率、 A_s は血管単位長さの表面面積を表す。注意すべきなのは、式(7)の血管の断面積Aと流量qは時間と空間により変化する。毛細血管と静脈における血流の温度を計算するとき、式(7)の右辺第一項はそれぞれ0、

$\omega\rho_b c_b A T_b$ になる。血流密度と比熱は一定と仮定し、流量は $q = Au$ と表されるため、方程式(7)は次式のように変形させる。

$$\frac{\partial T_b}{\partial t} + \frac{q}{A} \frac{\partial T_b}{\partial x} = -\omega T_b - \frac{h_{ves} A_s}{\rho_b c_b A} (T_b - T_i) \quad (8)$$

数値計算

数値計算するとき、式(4)と式(6)を式(3)に代入し、運動保存式を変形させる。すなわち、

$$\frac{\partial q}{\partial t} + \frac{\partial}{\partial x} \left(\frac{q^2}{A} + B \right) = -\frac{2\sqrt{\pi} \nu}{\delta} \frac{q}{\sqrt{A}} + C \quad (9)$$

となる。動脈においては、B と C は以下の式より求める。

$$B = \sqrt{\pi A} \frac{1}{\rho} \frac{4}{3} E h$$

$$C = \sqrt{\pi A} \frac{8}{3} \frac{1}{\rho} \frac{\partial}{\partial x} (E h) - \frac{4}{3} \frac{A}{\rho} \frac{\partial}{\partial x} \left(\frac{E h}{r_0} \right) \quad (10)$$

一方、微小循環と静脈においては、B と C は次のようになる

$$B = -\frac{3}{\rho} k_p \sqrt{\frac{A_0^3}{A}}$$

$$C = 0 \quad (11)$$

微小循環部分には、N 個血管を結合させ、一つ等価血管として計算するとき、式(3)の摩擦項は次のように表す

$$F = \frac{2\sqrt{\pi} \gamma}{\delta} \frac{q}{\sqrt{A/N}} \quad (12)$$

血流循環の流量、圧力と温度を計算するには、流入と流出条件、内部境界条件が必要とされる。上行大動脈に流入する流量は生理拍動流の形を取った。すなわち[6,7]

$$q_{in} = q_{max} (0.251 + 0.290(\cos \Phi + 0.97 \cos 2\Phi) + 0.47 \cos 3\Phi + 0.14 \cos 4\Phi) \quad (13)$$

$$\Phi = \psi \pi t - \sqrt{\psi}$$

上行大静脈から流出する血流の圧力は 5mmHgと設定する。上行大動脈に流入する血流温度は 37°Cと仮定する。

分岐血管に漏れはないと仮定する。親血管から流出流量は子供血管に流入する流量と均衡する。したがって、内部分岐点では以下の境界条件になる

$$q_p = q_{d1} + q_{d2}, \quad p_p = p_{d1} = p_{d2}, \quad T_p = T_{d1} = T_{d2} \quad (14)$$

等価血管をつなぐ時、境界条件は次のようになる

$$q_w = q_e, \quad p_w = p_e, \quad T = T_e \quad (15)$$

二段階 Lax-Wendroff 法を用い、式(2)と(9)を離散化する。内部要素の圧力と流量はこれらの式より計算する。分岐部要素の圧力と流量を求めるため、次の方法を用いる。まず、親血管の $m-1/2$ ポイントと子供血管の $1/2$ ポイントにおける連続方程式を離散化する。すなわち、

$$\frac{\frac{A_{m-1}^{n+1} + A_m^{n+1}}{2} - \frac{A_{m-1}^n + A_m^n}{2}}{\Delta t} + \frac{q_m^{n+1} - q_{m-1}^{n+1}}{\Delta x} = 0 \quad (16)$$

$$\frac{A_0^{n+1} + A_i^{n+1} - A_0^n - A_i^n}{2 \Delta t} + \frac{q_0^{n+1} - q_i^{n+1}}{\Delta x} = 0 \quad (17)$$

次に、式(16)と(17)および圧力(断面積)の境界条件を流量の内部境界条件(14)に代入し、非線形方程式を得られる。ニュートン法によってこの非線形方程式を解くことができる。

また、一次上流差分によりエネルギー方程式(12)の対流項を離散化する。式(8)は次のように離散化される

$$T_{bi}^{n+1} = T_{bi}^n - \frac{\Delta t}{\Delta x} \frac{q_i^n}{A_i^n} (T_{bk}^n - T_{bk-1}^n) - \Delta t \omega T_{bi}^n - \frac{\Delta t}{\rho_b c_b} \frac{h_{ves} A_{si}^n}{A_i^n} (T_{bi}^n - T_i)$$

$$(18) \text{ここで } k = \begin{cases} i & \text{if } q/A > 0 \\ i+1 & \text{if } q/A < 0 \end{cases} \quad (19)$$

もし、逆流れが表す時、ゴーストポイント $m+1$ の温度はポイント m の温度と等しいと仮定する。数値計算のステップとしては、まず、新しい時間ステップにおける各動脈の内部要素の流量と面積を求め、次に、微小循環と静脈内部要素の流量と面積を計算する。その後、各血管における境界要素と内部境界要素の流量と面積を求める。最後に、各要素の面積と流量より圧力と温度を計算する。計算の安定性を保つため、空間ステップと時間ステップはそれぞれ $\geq 10^{-3}m$ と $\leq 10^{-5}s$ として計算する。計算の流れを図2に示す。

指の熱モデルとの連結

指の断面温度を計算するには、文献[2]と同じように Pennes 方程式を用いる。すなわち

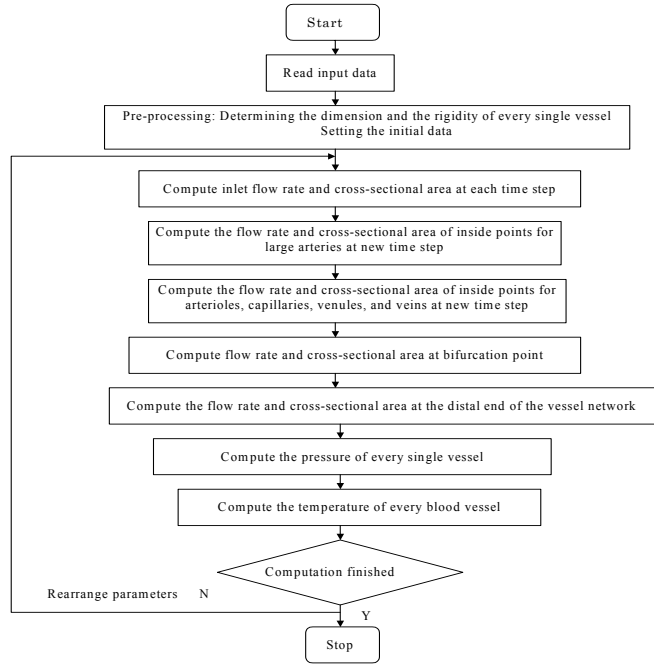
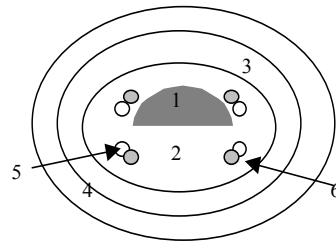


Fig. 2 Flow Chart of the Computed Method for the Blood Circulation



1. Bone 2. Tendon 3. Dermis 4. Epidermis 5. Artery 6.Vein

Fig. 3. The schematic of the modeled finger

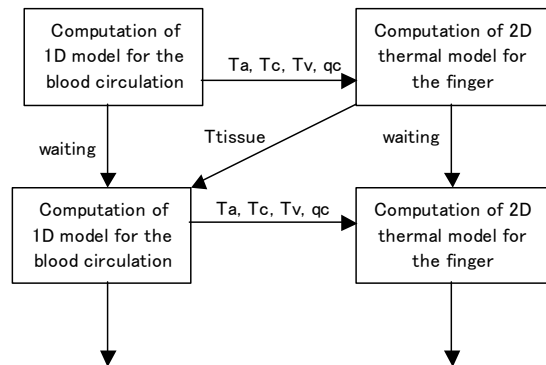


Fig. 4 The Coupling Method for the Blood Circulation Model and the Thermal Model

$$\rho_t c_t \frac{\partial T_t}{\partial t} = \frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial r} \left(r \lambda_r \frac{\partial T_t}{\partial r} \right) + \frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial \theta} \left(\lambda_\theta \frac{\partial T_t}{\partial \theta} \right) + q_{met} + \omega \rho_b c_b (T_a - T_t) \quad (20)$$

指のモデルを図 3 に示す。式 20 だけによって動脈温度、静脈温度と灌流流量 ω を決定するのは困難であるため、文献[2]には次のような仮定を考慮した：

1. 大きい動脈内の血流温度および組織に流れ込んだ血流の温度は一定であり、37°C とする。
2. 大きい静脈内の血流温度は組織の温度と等しい。
3. 実験値より ω が得られる。

本研究では、血流モデルと組織熱モデルの連結により、以上の問題は次のように解決できる：

1. 大きい動脈と静脈内の温度は一次元モデルにより得られる。
2. 組織に流れ込んだ血流の温度は毛細血管内の血流温度として血流モデルにより得られる。
3. 血流モデルから毛細血管内の瞬間流量が得られ、組織体積により ω を決める。すなわち

$$\omega_t = \frac{q_c}{V_{tissue}} \quad (21)$$

そこで、Pennes 方程式 20 は次のように書く：

$$\rho_t c_t \frac{\partial T_t}{\partial t} = \frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial r} \left(r \lambda_r \frac{\partial T_t}{\partial r} \right) + \frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial \theta} \left(\lambda_\theta \frac{\partial T_t}{\partial \theta} \right) + q_{met} + \omega_t \rho_b c_b (T_c - T_t) \quad (22)$$

図 4 には 1 次元血流モデルと熱モデルの連結方法を示す。はじめに、一次元血流モデルによる計算し、指部分における動脈と静脈と毛細血管の時系列温度および毛細血管の血流流量を 2 次元熱モデルに渡す。熱モデルの計算を行う間、血流モデルの計算は一時停止する。熱モデルの計算により組織の平均温度を血流モデルに渡し、血流モデルの計算を再開する。血流温度と組織の温度は定常になるまで以上のステップを繰り返す。

実験方法

実験の目的としては、自律神経による血管の収縮、拡張機能の考察である。また、実験の結果とシミュレーションの結果を比較し、モデリングの妥当性も検討したいと考える。

被験者は 30 代の女性を一人対象として、運動による血流の変化について実験を行う。実験の前後で前腕、手掌と手背の熱画像を撮影し、同時に生理量の測定を行った。

熱画像の撮影には、日本アビオニクス社の赤外線カメラ TVS-600 を用いた。被験者と赤外線カメラの距離は 1.0m とし、右腕を撮影する。運動前後に各点の温度変化を比較するため、指から前腕まで小さいアルミホイルを貼る。アルミの放射率は少ないため、アルミホイルの貼ってある場所の赤外線は少なくなり、温度は近傍の皮膚温度より低い。そこで、アルミホイル近傍の温度変化について検討する。

実験システムについては図 5 に示す。TVS-600 で撮った熱画像を IEEE-1394 バスに

よって PC へリアルタイム転送する。熱画像解析ソフトウェア (PE Professional) によって記録した画像から各点の温度時系列データを抽出する。

また、最高血圧、最低血圧、脈拍数も測定する。測定には家庭用上腕式の HEM-770A ファイジィ (オムロン製) を用いた。撮影するの環境温度は 22°C と設定する。室内に入ってから 20 分程度の馴化時間を置き、安静状態になるまで休ませる。

まず、血管を圧迫しないため、左腕に腕帯を巻き、安静状態の血圧と脈拍数を測定する。同時に、1/30 秒の転送速度を設定し、46 秒間の熱画像を撮る。次に、同じ環境で、20 分ジョギングする。その後、安静状態と同様に、血圧を測り、一定時間内の熱画像を撮る。

解析ソフトにより運動前後の同じ場所の温度を抽出し、FFT をかけ、血流の変化を分析する。注意すべきことは、今の段階で、腕を固定する装置を使用していないため、時間が経つにつれ、腕の微小動きにより抽出した温度の精度が落ちる可能性がある。

計算結果と測定結果

図 6 には各血管内に血流の圧力と流量を示す。血圧は毛細血管の前で一番減少している。毛細血管より各静脈まで血圧の減少は少ない。末梢動脈における流量はおよそ $0.2\text{cm}^3/\text{s}$ 。毛細血管には、面積がかなり増加し、血圧の変動も小さくなる。このときの血流はかなり少なくなり、およそ $0.1\text{cm}/\text{s}$ である。実際の毛細血管の血流速度は大体 $0.1\text{cm}/\text{s}$ 以下であり[14]、計算は実際とよく一致している。

図 7 は一次元モデルと熱モデルの連成解析による結果を示す。図 7a は指部の動脈血、静脈血、毛細血管血の温度を示す。動脈血の温度は拍動が一番大きく、毛細血管と静脈に血流の温度は小さい変動が見られる。また、末梢側の動脈と毛細血管と静脈の平均血流温度変化は生理学のデータとよく一致している。図 7b は指部各組織の温度を示す。温度分布は文献[2]の分布と相似するが、静脈血の温度が考えられたため、動、静脈血の熱交換が見られる。また、血流モデルにより各血流の温度が得られるため、より実際の熱移動現象が反映できたと思われる。

図 8 と図 9 は赤外線カメラによる熱画像の一部および温度のスペクトル解析結果を示す。熱画像に示したようにアルミホイルの貼ってある場所の温度は明らかに低いと分かった。これらの点の近傍における皮膚温度を観察する。図 8(b) は手背のポイント A (皮下静脈近傍) の温度スペクトル解析結果である。運動後、周波数 1.2Hz と 1.5Hz のところに振幅大きいと分かった。また、図 9(b) には手掌のポイント A, B, C の温度スペクトル解析結果を示す。ポイント A と C には、運動後、0-1.5Hz の間に、振幅の変

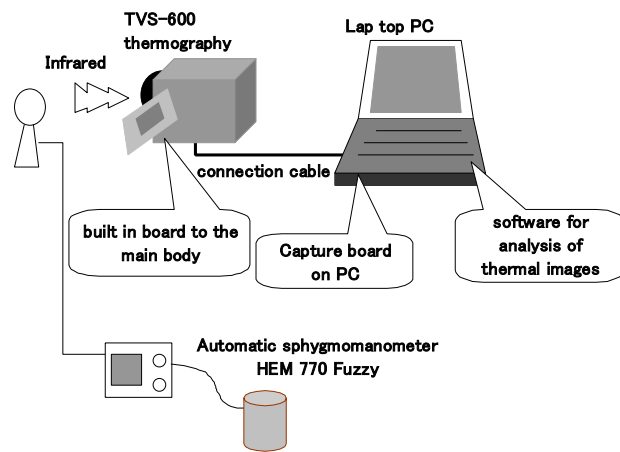


Fig. 5 Experimental System

化がよく見られ、ポイント B には振幅の変化はよく見られていない。これらの結果により、運動後温度変化の周期性を表したことが分かった。特に、血流の近傍に周期変化が強い。一方、安静状態のとき、温度変化の周期性はそれほど強く現れていない。温度変化の周期性は血流による影響と考えられる。シミュレーションによる結果はまだ少ないため、実験と定量的に比べられないが、これらの観察結果はシミュレーションに好ましい結果を提供した。

結言

一次元弾性管の流体モデルに基づき、人体上肢の血流循環に対して一次元熱流体モデルを開発した。各血管内の血流圧力、流量と温度を求められた。また、従来のデータとの比較を行い、良好な一致を得た。さらに、血流モデルと 2 次元指の熱モデルを連結し、組織の温度分布と各血流温度の計算を行った。従来の血流と熱移動現象についてのモデルと比べ、本研究は次の特徴がある：

1. 内部血流の力学の変化による末梢温度の変化はシミュレートできる。血流の力学変化とは、圧力、流量、血管壁、粘性などである。これらのパラメータは人体の様々な生理現象とつながるため、もし、末梢温度の測定により人体の生理変化が予測できたら、大きな意味があると思われる。
2. 血流モデルから血液温度が得られるだけでなく、毛細血管を含む各血流量も得られるため、Pennes 方程式の灌流流量 ω は求めやすくなる。具体的に、各組織の体積と血管密度さえ分かれば、 ω のリアルタイムの変化が求められる。従来、レーザードップラーの測定により灌流流量が得られるのは多いが、実験により各状態における ω の変化を求めるのは困難であるため、シミュレーションにより求めるのは今後の研究に非常に有益である。
3. 計算時間が短く、今後の応用に好ましい計算と思われる。現段階の連結解析について、Pentium 4 の 2GHz の PC で計算するのは、相手モデルの計算を待つ時間を含め、計算時間は約 1 時間かかる。

実験については、サーモグラフィにより、運動後、一部の皮膚温度の周期的変化を観察できた。これは内部血流の変化は末梢皮膚温度に表すと思われる。また観察結果はモデリングによい情報を提供した。

今後、本研究に基づき、人体の各部位ごとに熱物質輸送モデルを作り、異なる性能のモジュールとして、人体熱物質輸送モデルを作ると考える。同時に、実験により、人体のさまざまな状態の温度変化を考察すると考える。

Nomenclature

A	cross-sectional area of blood vessel, m^2
A_s	surface area of blood vessel per unit, m
c	specific heat, J/kgK
E	Young's modulus, kg/s^2m
h	wall thickness of blood vessel, m
h_{ves}	heat transfer coefficient, W/m^2K
k_p	proportional factor in Equation 5
k_1, k_2, k_3	proportional parameters in Equation 6

L	length of blood vessel, m
N	total number included in the equivalent blood vessel
p	pressure, Pa
q	flow rate, m ³ /s
r	radius of blood vessel, m
	radial coordinate, m
S	total cross-sectional area of the equivalent blood vessel, m ²
T	temperature, K
t	time, s
u	velocity in x-direction, m/s
x	axial length coordinate, m
δ	thickness of the boundary layer, m
ν	kinematic viscosity, m ² /s
θ	angular coordinate, rad
ρ	density, kg/m ³
ω	blood perfusion rate, m ³ blood/s/m ³ tissue
ψ	radial frequency, rad/s
Δt	time increment, s
Δx	spatial increment, m

Subscript

0	initial state
b	blood
bot	bottom
$d1, d2$	daughter vessels
e	west
in	parameter at inlet
i	spatial indice
p	parent vessel
t	top
tm	mean tissue temperature at position x
w	west

Superscript

$n, n+1$	time step
----------	-----------

参考文献

1. 谷下一夫、高度治療を目指すヒト循環系統合シミュレーション、2003、第2回メディカルインフォマテクスシンポジウム、31-33.
2. 賀纒、河村哲也、姫野龍太郎、寒冷反応に関する人体指の二次元熱モデル、2001、第38回日本伝熱シンポジウム、209-210.
3. Y. He, M. Shirazaki, and R. Himeno, A finite element model for determining the effects of blood flow on the finger temperature distribution. The 6th ASME-JSME Thermal Engineering Joint Conference, March 16-20, 2003, TED-AJ03-166.

4. T. Kitawaki, and R. Himeno, 1D numerical analysis for blood flow in multi branched arteries, Computational Biomechanics, RIKEN Symposium (2000) 26-33.
5. M.S. Olufsen, C.S. Peskin, W.Y. Kim, E. R. Pedersen, A. Nadim, and J. Larsen, Numerical simulation and experimental validation of blood flow in arteries with structured-tree outflow conditions. Annals of Biomedical Engineering 28 (2000), 1281-1299.
6. M. Zagzoule, J. Marc-Vergnes, A global mathematical model of the cerebral circulation in man. J. Biomechanics, Vol. 19 (1986), No. 12, 1015-1022.
7. C. W. Li and H. D. Cheng, A nonlinear fluid model for pulmonary blood circulation, J. Biomechanics, Vol. 26 (1993), No.6, 653-664.
8. C. Sheng, S.N. Sarwal, K.C. Watts, A.E. Marble, Computational simulation of blood flow in human systemic circulation incorporating an external force field, Medical & Biological Engineering & Computing, Vol. 33 (1995) 8-17.
9. Y. He, H. Liu, R. Himeno, A study of the relationship between flow rate and temperature in peripheral arteries by a one-dimensional elastic tube model, 2003, The 6th ASME-JSME Thermal Engineering Joint Conference, TED-AJ03-647.
10. W. Kahle, H. Leonhardt, and W. Platzer, Taschenatlas der Anatomie (in Japanese, translated by J. Ochi), 2000 (Chapter 3)
11. A.H. Shapiro, Steady flow in collapsible tubes, Trans. ASME, J. Biomech. Eng. 99 (1977) 126-147.
12. K. H. Keller, L. Seiler, An analysis of peripheral heat transfer in man. Journal of Applied Physiology 30 (1971) 779-786.
13. C. K. Charny, Mathematical models of bioheat transfer. In Bioengineering Heat Transfer; Advances in Heat Transfer, edited by Y. I. Cho 22 (1992) 19-152.
14. S.A. Berger, W. Goldsmith, and E.R. Lewis, Introduction to bioengineering, Oxford University Press, 2000 (Chapter 3).
15. H. Liu, and T. Yamaguchi, Waveform dependence of pulsatile flow in a stenosed channel, Trans. ASME J. of Biomech. Eng. 123 (2001) 88-96.
16. D.A. McDonald, Blood flow in arteries, 2nd Ed., Arnold, London, 1974.
17. I. Fujimasa (Editor), Physiological function imaging thermography (in Japanese), Shujunsha, 1988 (Chapter 1).
18. 坂下晶子、顔と掌の温度分布変化による生活行動理解、2002、東京大学機械工学科修士論文。
19. 松田甚一、石原康利、城野典隆、三宅仁、1987、医用サーモグラフィによる生体周期現象の解析、映像情報 (M)、Vol. 19, No. 24, 1274-1280.
20. <http://www.avio.co.jp/products/tvs/tvslink.html>
21. H. Liu, Multi-scale Computation in Hemodynamic, 2002, Computational Biomechanics, RIKEN Symposium, 147-154.

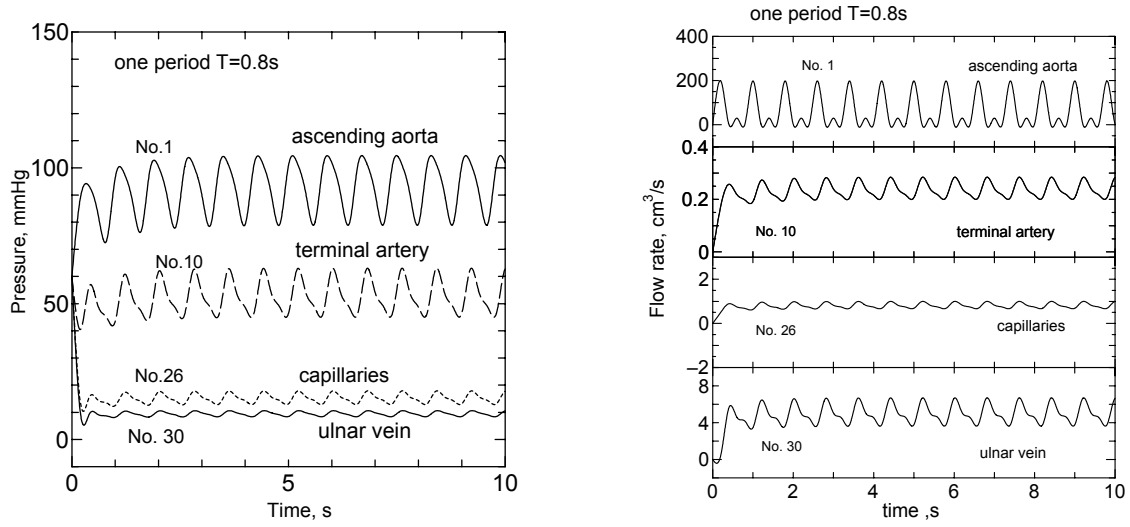


Fig. 6 The computed pressure and flow rate signals at different locations of the upper limb vasculature. The numbers refer to the vessels in Fig. 1

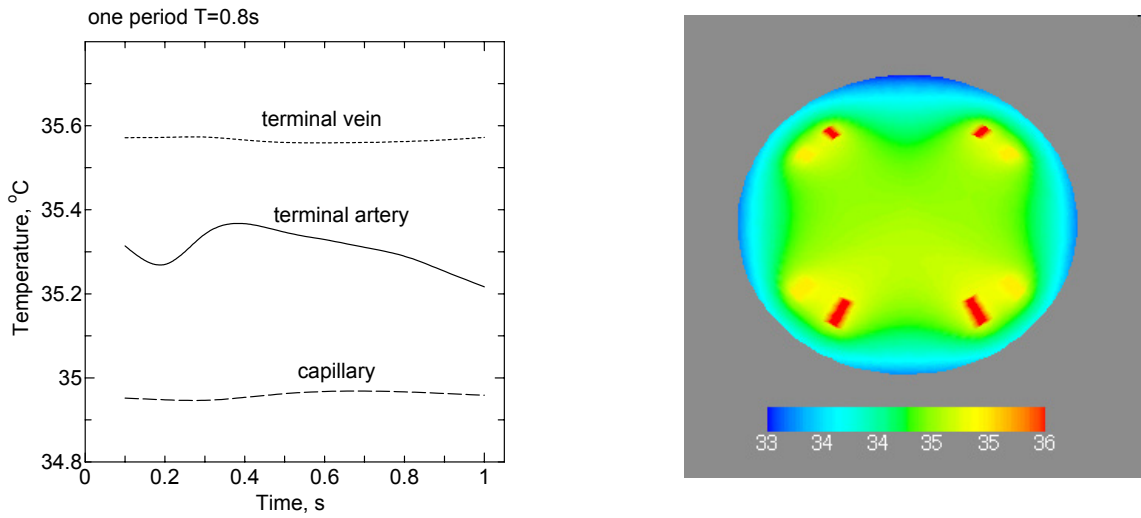


Fig. 7 (a) Blood Temperatures in Artery, Vein, Capillary
 (b) Blood Temperature in Solid Tissues of Modeled Finger

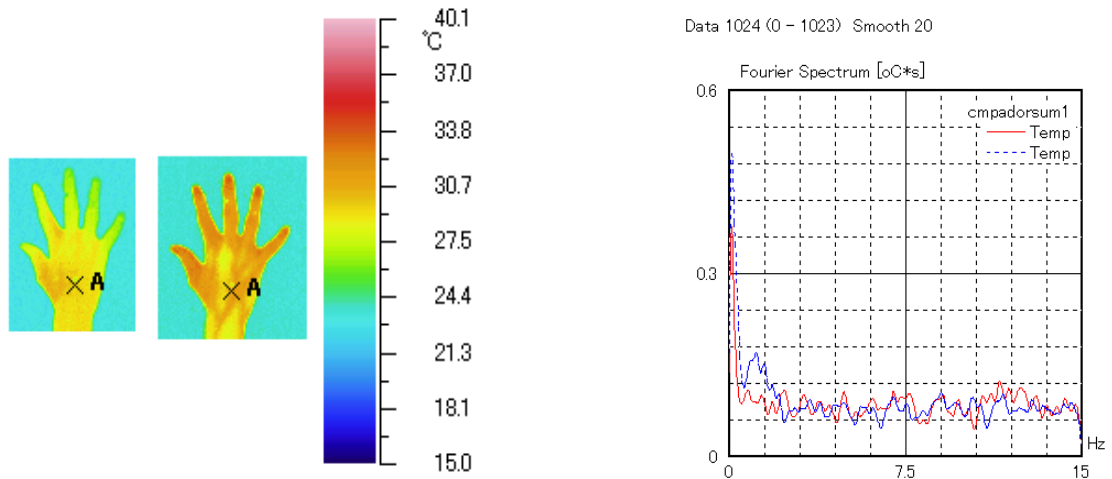


Fig. 8 (a) Thermal Images of the Dorsum (b) Spectrum Analysis of the Temperature in the Dorsum before and after Exercising

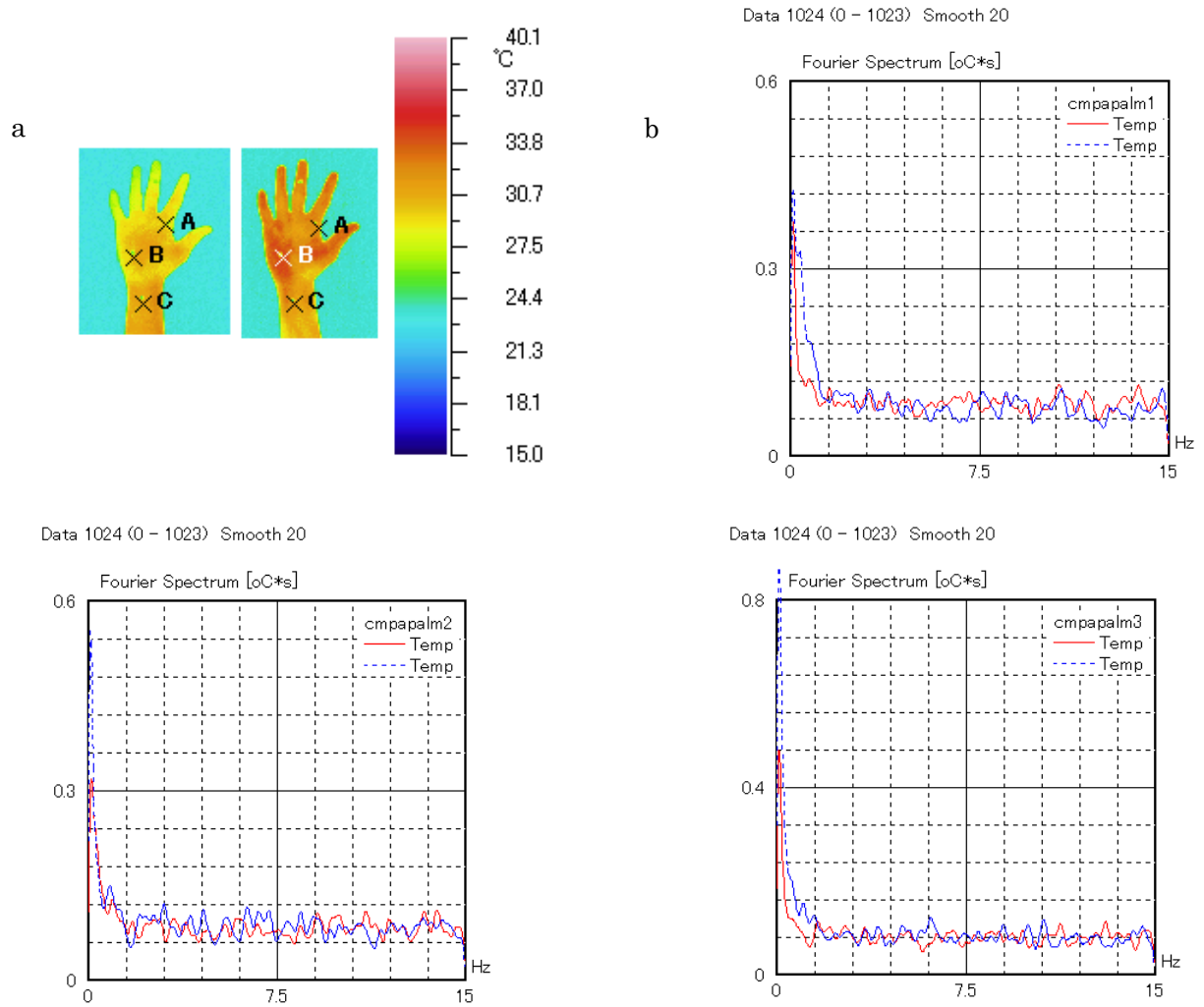


Fig. 9 (a) Thermal Images of the Palm (b) Spectrum Analyses of the Temperature in the Palm before and after Exercising

Table1. Physiological data for the thermo-fluid model

Segment number	Vessels	Length (m)	Proximal radius (m)	Distal radius (m)	Number of vessels
1	ascending aorta	0.07	1.25e-2	1.14e-2	1
2	anonyma artery	0.035	0.7e-2	0.7e-2	1
3	subcalvian artery	0.43	0.44e-2	0.28e-2	1
4	ulnar artery	0.067	0.215e-2	0.215e-2	1
5	ulnar artery	0.171	0.203e-2	0.184e-2	1
6	Proper palmar digital artery	0.14	0.055e-2	0.045e-2	1
7	Superficial palmar arch	0.01	0.18e-2	0.18e-2	1
8	Common palmar digital artery	0.08	0.68e-2	0.68e-2	1
9	Proper palmar digital artery	0.08	0.05e-2	0.05e-2	1
10	Proper palmar digital artery	0.08	0.05e-2	0.05e-2	1
11	Superficial palmar arch	0.006	0.16e-2	0.16e-2	1
12	Common palmar digital artery	0.08	0.068e-2	0.068e-2	
13	Proper palmar digital artery	0.08	0.05e-2	0.05e-2	1
14	Proper palmar digital artery	0.08	0.05e-2	0.05e-2	1
15	Superficial palmar arch	0.006	0.144e-2	0.144e-2	1
16	Common palmar digital artery	0.08	0.068e-2	0.068e-2	
17	Proper palmar digital artery	0.08	0.05e-2	0.05e-2	1
18	Proper palmar digital artery	0.08	0.05e-2	0.05e-2	1
19	Common palmar digital artery	0.006	0.13e-2	0.13e-2	1
20	Proper palmar digital artery	0.15	0.06e-2	0.05e-2	1
21	Principal artery of thumb	0.02	0.1e-2	0.1e-2	1
22	Proper palmar digital artery	0.06	0.066e-2	0.066e-2	1
23	Proper palmar digital artery	0.06	0.066e-2	0.066e-2	1
Segment number	Vessels	Length (m)	Area (m ²)	Number of vessels	
24	Terminal arteries	0.08	0.063e-4	32	
25	Aterioles	0.018	0.75e-4	2.4e+5	
26	Capillaries	0.002	7.5e-4	1.0e+6	
27	venules	0.02	2.55e-4	0.36e+6	
28	terminal veins	0.08	0.42e-4	36	
29	dorsal venous network of hand	0.08	0.43e-4	2	
30	ulnar veins	0.3	1e-4	2	
31	brachial veins	0.15	0.85e-4	1	
32	subclavian vein	0.2	0.9e-4	1	
33	Anonyma vein	0.065	2.5e-4	1	
34	Superior vena cava	0.045	4.5e-4	1	