



The Japanese Journal of Sauna



CONTENTS

学術大賞

『サウナ温冷交替入浴中の人体深部・皮膚温度が
予測可能な生体温熱モデルの開発』

西舘来夢 古川琢磨

奨励賞

『サウナによるコンディショニングは 短期的な疲労回復効果があるのか』

『サウナには心理的競技能力を向上させる 効果があるのか』

後藤和志 八幡大成

『サウナ施設における男女格差は存在するか』

岡田譲二

『サウナの入浴効果を最も高める泉質名の考察』

渋谷優



ORIGINAL ARTICLE

サウナ温冷交替入浴中の人体深部・皮膚温度が予測可能な 生体温熱モデルの開発

西舘来夢¹、古川琢磨*¹

¹ National Institute Technology Hachinohe College

*corresponding author

緒言

サウナは、リラックス効果やストレス解消、血行促進など様々な効果があることが知られ、近年関心を高めている。サウナの繰り返し入浴において「ととのう」という効果が注目されており[1]、本効果では、通常の日常生活では切り替わるべき交感神経と副交感神経が共存することで、一種のトランス状態のような感覚になることを指している。過去の研究によ100度近いサウナに入浴する時、人体温は38度近くまで上昇することが明らかとなっている。一般的に体温が1度上がると免疫力は5~6倍強化されると言われており免疫力が上がり、病気になりにくくなるというメリットもある[2]。

一般的なサウナ入浴方法として、「サウナ温冷交替入浴」があげられる。一般的な温冷交替入浴では、サウナ浴(10分前後)と水風呂(2~5分)を交互に行う「温冷交代浴」に休憩(5~10分)を取り入れたもので、通常サウナ浴から休憩までの流れを2~3回繰り返すのが一般的である。温冷交代浴により、高温のサウナで交感神経が刺激され、低温の水風呂により副交感神経を刺激されることで、自律神経が整う。これにより心身のバランスが取れている状態となるため心身がリラックスし、精神が安定する。しかし、上述したサウナ温冷交替浴では急激な温度差による「ヒートショック」の危険性が高まる可能性がある。温冷交替浴では、サウナ浴直後、水風呂に入ることで皮膚温度が急激に低下する。この時、体内温度と皮膚温度との間に大きな温度差が発生し、血圧が急上昇する可能性がある。そのため、サウナのような極限的な熱環境の人体熱反応を理解することは極めて重要である。しかしながら、これまでサウナのような極限的な熱環境での人体熱反応の計測例は少なく、温冷交替浴中の深部温度・皮膚温度の時間変化に関する知

The Japanese Journal of Sauna

For personal use only. No other uses without permission.

Japan association of sauna. All rights reserved.

見は少ない[3]. 従来, 熱中症等極限的な熱環境での危険指標値には作用温度[4]や標準新有効温度[5]を使用して熱的リスクの可視化を行っていた. これら作用温度や標準新有効温度等は人体内外で生じる伝熱現象を記述する生体温熱モデル[6]を使用して, 人体の大まかな皮膚・深部温度から計算されていた. これら生体温熱モデルをサウナ温冷交替入浴にも適応することができれば, 温冷交替浴中の熱的リスクを算出することが可能となると考えられる. 生体温熱モデルは様々な環境での人体熱反応の計測データを基にして血管拡張・収縮, 発汗, シバリングを示す記述式がモデリング化されている. そのため, サウナのような気温 50 度以上の熱環境での実地計測データが少ない熱環境では標準的な生体温熱モデルの使用可能性について疑問が残る.

そこで本研究では, サウナ温冷交替入浴中での人体熱反応を様々な被験者において計測し, 本熱反応が生体温熱モデルによって予測可能かどうかを検証することを目的とする. ウェアラブルデバイスおよび, 無線カプセル型温度計を使用してサウナ温冷交替入浴中の人体深部, 皮膚温度の時間変化を計測する. さらに計測した皮膚温度を使用して生体温熱モデルが示す, 血管拡張・収縮, 発汗を示すモデルパラメータのチューニングを行いチューニングによって深部温度が予測可能かどうかを検証する.

研究手法

本研究では, 初めにサウナ温冷交替入浴中の皮膚温度, 深部温度の時間変化を計測する. さらに実地調査では, 気温や湿度等の環境値を計測する. 実地試験で計測した, 環境値および皮膚温度の時系列変化を使用して, 生体温熱モデルによる人体熱反応の数値解析を行った. 本研究では Gagge らによって提案された 2 ノードモデル[5], 田辺らによって提案された 65 分割モデル[7], FIALA らによって提案されたマルチノードモデル[8]を使用してサウナ繰り返し入浴中の人体温度予測を行った. さらに, 環境温度の急峻な変化に適応するために, 生体の熱的非平衡状態を再現する「非フーリエ効果」を加味した生体温熱モデルの解析も実施する. 上記のモデルを用いてサウナ温冷交替入浴時の人体深部温度を予測し, その結果を実測データと比較した.

実験方法

盛岡市にある銭湯業者にて 4 名の被験者 A, B, C, D に協力していただき, サウナ繰り返し入浴中の皮膚温度, 体内深部温度を測定した. 人体深部温度の測定には無線カプセル温度計(BODYCAP, e-celsius)を使用した. また 皮膚温度測定には, ウェアラブルデバイス(Biodata Bank, CNRIA)を使用した. サウナ室及び休憩時の浴室の気温は水銀気温計, デジタル温湿度計(Rotronic, HP32)を使用して測定した. 気温系はふく射の影響を防止するために気温計の先端をアルミホイルで覆う構造とした. また, ふく射温度と水風呂中温度はデータロガー(HIOKI, LR5021)に専用のプローブ(testo, ふく射熱プローブ), (MK Scientific, HP-602A-M18)を装着して測定した. Table1 にはそれぞれの被験者の年齢, 身長を記載する. サウナ浴(8 分), 水風呂(2 分), 外気浴(5 分)の流れを 1 セットとし, これを 3 セット行うものとした. A, B の被験者は無線カプセル温度計を実験開始の 30 分前に飲用し, C, D の被験者は実験開始 8 時間

前に飲用した。

Table 1 Information of objectives

	A	B	C	D
Age	38	31	34	39
Height cm	175	171	168	168
Weight kg	84	68	63	68

サウナ温冷交替入浴の人体熱反応測定実験

実地調査による人体温度変化を図 1 に、各熱的条件の温度、湿度、ふく射平衡温度を表 2 に示す。

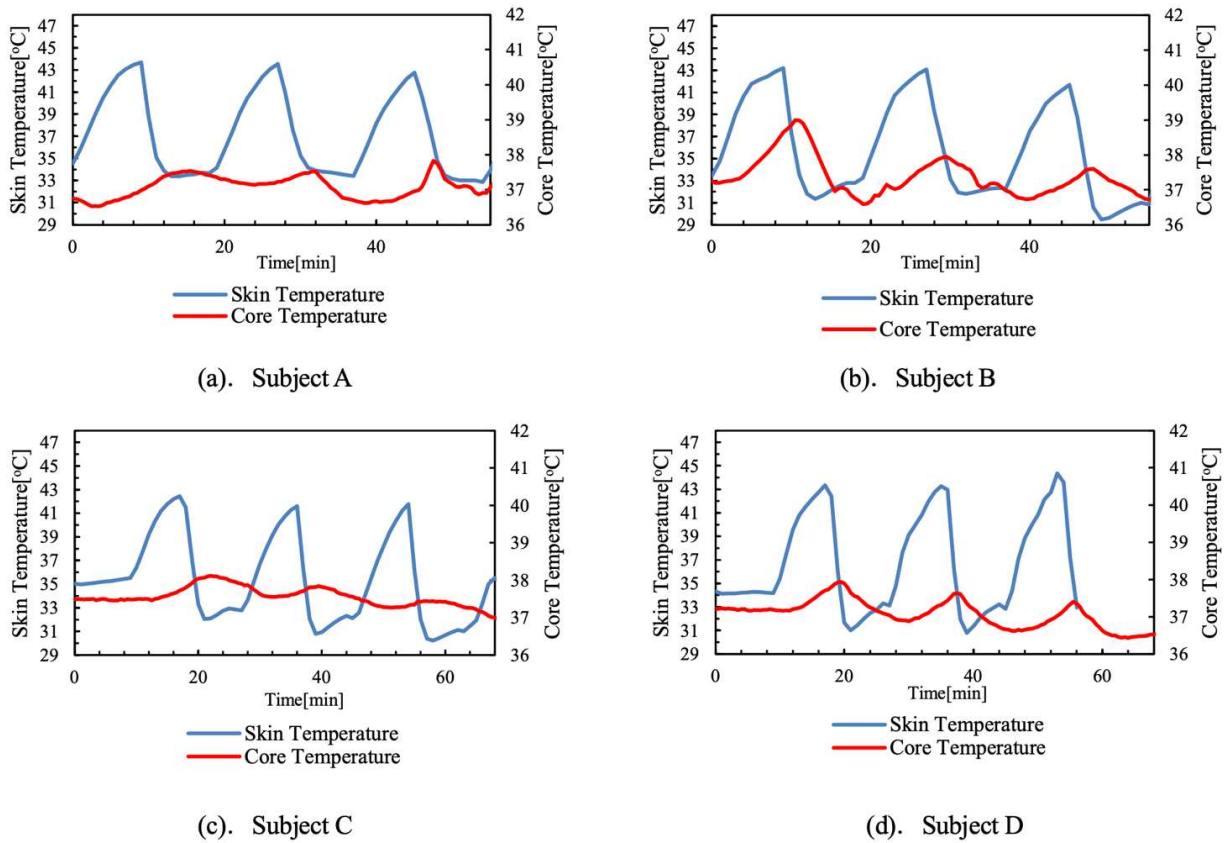


Figure 1 Skin and core temperature of subject

Table 2 Environmental conditions

	Temperature[°C]	Radiative Temperature[°C]	Relative Humidity[%]
Sauna	79.0	76.0	30.0
Water bath	18.3	—	50.0
Rest	30.7	29.8	50.0

図 1 に示されるように、全ての被験者で周期的な皮膚温度・深部温度変化が見られた。皮膚温度はサウナ浴時に 42 °C 付近に達し、水風呂時に 34~36°C 付近まで下降する。皮膚温度が最も上昇した被験者は被験者 D で 3 セット目に 44 °C に達している。深部温度の最高温度は被験者 B の 39°C であった。被験者 A の深部体温では 2セット目と 3セット目において急峻な温度変化が見られる。同様に被験者 B の深部体温の変化が他の被験者と比較して大きいことが分かる。原因として無線カプセル温度計の体内位置が被験者 C・D と異なっていたことが考えられる。また、被験者 A・B 共に深部温度が皮膚温度よりも遅れて変化していることから、皮膚温度と深部温度の最高温度時間に位相差が発生していることが確認できた。被験者 C も同様に水風呂時に皮膚温度が減少し、休憩に入るタイミングで深部温度の上昇が確認できる。しかし、被験者 D では皮膚温度と深部温度の時間変化に大きな位相差は発生していない。カプセル温度計の体内位置の違いによる影響も考えられるが、個人差である年齢、体格の違い等も位相差が発生しない要因の一つになると考える。

生体温熱モデル

Gagge 2 node model

Gagge らが提案した 2 ノードモデルでは人体を皮膚層と深部層の 2 層からなる球体とみなし、外部環境との熱の授受を行う。図 2 に本モデルの概念図とモデルのフローチャートを示す。

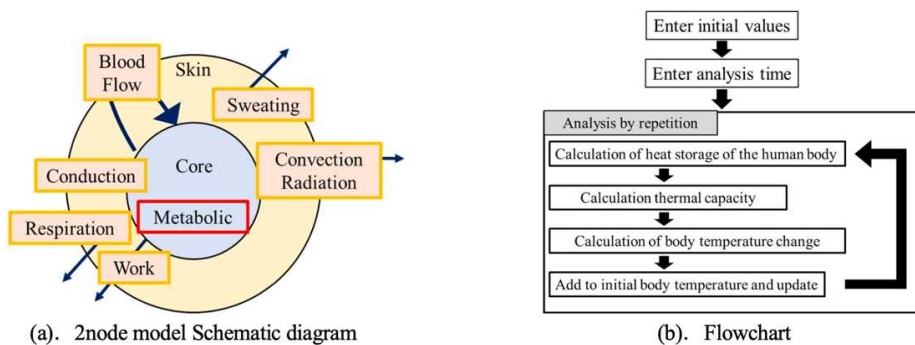


Figure 2 2 node model

以下に 2 ノードモデルで使用した式を以下に示す.

$$S_{sk} = K_{min}(T_{cr} - T_{sk}) + c_{bl} \cdot V_{bl}(T_{cr} - T_{sk}) - E_{sk} - (R + C) \quad (1)$$

$$S_{cr} = (M - E_{res} - W) - K_{min}(T_{cr} - T_{sk}) - c_{bl} \cdot V_{bl}(T_{cr} - T_{sk}) \quad (2)$$

$$T_{csk} = 0.97 \cdot M_{sk} \quad (3)$$

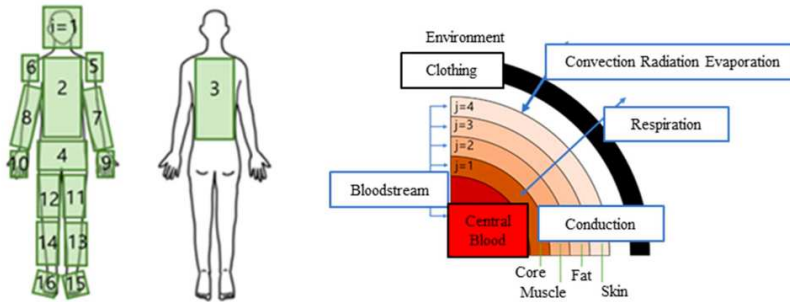
$$T_{ccr} = 0.97 \cdot M_{cr} \quad (4)$$

$$dT_{sk} = (S_{sk} \cdot H_{maa}) / T_{csk} \quad (5)$$

$$dT_{cr} = (S_{cr} \cdot H_{maa}) / T_{ccr} \quad (6)$$

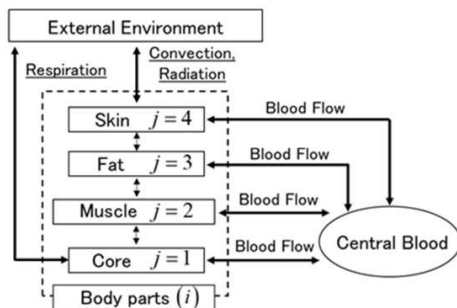
ここで Ssk:皮膚層の放熱量[W/m²], Kmin:皮膚組織の熱伝導率[W/(m² °C)], Esk:皮膚からの蒸発量[W/m²], cbl:血液の比熱[(W h)/(kg °C)], Vbl:皮膚層の血流による熱流量[1/(h m²)], Tcr:深部体温[°C], Tsk:皮膚体温[°C], Scr:深部層の放熱量[W/m²], M:代謝による熱産生[W/m²], Eres:呼吸蒸気の損失[W/m²], W:外的仕事[W/m²], R:放射による熱放出[W/m²], C:対流による熱放出[W/m²], Tcsk:皮膚層の熱容量(J/K), Tccr:深部層の熱容量(J/K), msk:皮膚層の重量(kg), mcr: 深部層の重量(kg)である.0.97 は人体の比熱の値[W/kg°C]である.式(5)(6)では各層の体温変化を算出する.計算には式(1)(2)で算出した各層の放熱量と式(3)(4)で算出した各層の熱容量を用いる.ここで dTsk:皮膚層の体温変化 [°C], dTcr:深部層の体温変化[°C], Hmaa:人体表面積(m²)である.

65 Multi node model



(a). 65 multi node model schematic diagram

続いて田辺らによる 65 分割モデルでは人体を 16 部位に分割し、深部層、筋肉層、脂肪層、皮膚層の 4 層からなる計 64 ノードと中央血液溜まりを加味したモデルとなっている.図 3 にこのモデルの概略図とモデルのフローチャートを示す.



(b). Flowchart

Figure 3 65 Multi node model

以下に 65 分割モデルで使用した式を示す.

深部層における熱平衡式

$$C(i,1)\frac{dT(i,1)}{dt} = Q(i,1) - B(i,1) - D(i,1) - RES(i,1) \quad (7)$$

筋肉・脂肪層(j=2,3)における熱平衡式

$$C(i,j)\frac{dT(i,j)}{dt} = Q(i,j) - B(i,j) + D(i,j-1) - D(i,j) \quad (8)$$

皮膚層における熱平衡式

$$C(i,4)\frac{dT(i,4)}{dt} = Q(i,4) - B(i,4) + D(i,3) - Q_t(i,4) - E(i,4) \quad (9)$$

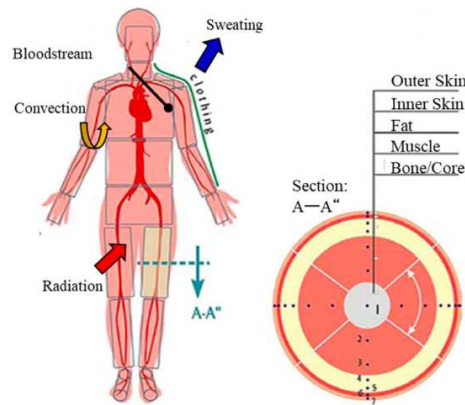
中央血液溜まりにおける熱平衡式

$$C(65)\frac{dT(65)}{dt} = \sum_{i=1}^{16} \sum_{j=1}^4 B(i,j) \quad (10)$$

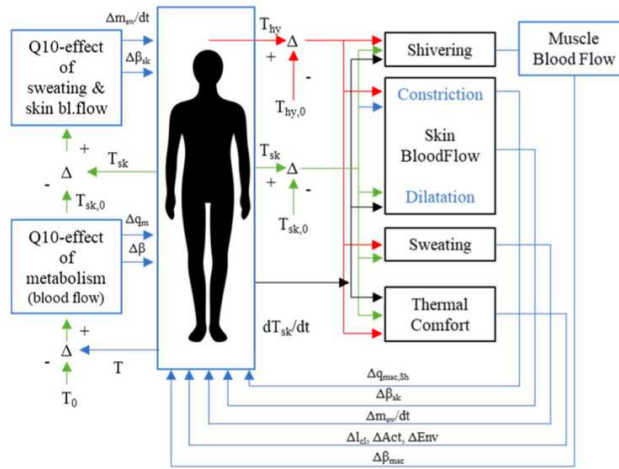
ここで C:各ノードの熱容量[Wh/°C], T:温度[°C], t :時間[h], Q:産熱量[W], B:中央血液溜まりと各ノードとの熱交換[W], D:隣接する層との伝導による熱交換[W], RES:呼吸による熱損失[W], Q_t:皮膚表面と環境との熱交換, E:蒸発熱損失量[W]である. i:分割部位(1~16), j:層方向の分割(1~4)を示している.

FIALA model

FIALA モデルは人体を 12 部位に分割し, 骨, 筋肉, 脂肪, 皮膚で構成されている. また, 部位ごとに角度による分割も追加されている. 田辺らによる 65 マルチノードモデルでは全身の血流による熱交換量から血液温度を算出していたが, FIALA のマルチノードモデルでは動脈・静脈を考慮し, 各部位からの静脈血が混合することを想定して血液温度を決定している. 図 4 に本モデルの概念図を示す. FIALA モデルでは図 4(a)のように, 人体を分割し, 図 4(b)のような血管拡張・収縮, 発汗, シバリングは皮膚温度, 視床下部温度によって計算されると仮定している.



(a). FIALA model schematic diagram



(b). Flowchart

Figure 4 FIALA model

FIALA model の熱伝導方程式を式(11)に示す.

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} = k \nabla^2 T + \rho_{bl} w_{bl} c_{bl} (T_{bla} - T) + q_m \tag{11}$$

ここで ρ :密度[kg/m³], c :比熱[J/(kg K)], T :人体温度[°C], t :時間[s], k :熱伝導率[W/(m K)], bl :血液, T_{bla} :動脈温度[°C], w :灌流速度[m³/(m³ s)], q_m :代謝による発熱[W/m³]である.

非フーリエ効果を加味した改良型 FIALA モデル

前述した FIALA モデルは、生体組織が連続媒体と仮定した生体熱モデルである. しかしながら、実際の生体組織は血液が流れる多孔質媒体であり、多孔質の伝熱現象を記述した生体熱伝導方程式による使用が必要である. 過去の研究によって多孔質起因による伝熱の遅れが示唆されており[9], サウナ温冷交替入浴のような環境温度変化が急峻な熱的環境にはこの多孔質媒体による伝熱現象の時間遅れが顕著になると考えられる. そこで本研究では過去の研究にならい、多孔質による伝熱の時間遅れを考慮し

た独自の生体温熱モデルを開発した. 本研究では FIALA モデルに対して, 多孔質媒体の熱的時間遅れ (非フーリエ効果) を考慮した生体熱伝導方程式を使用した. 以下に使用した非フーリエ効果型生体熱伝導方程式を示す.

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} = k \nabla^2 T + \rho_{bl} w_{bl} c_{bl} (T_{bla} - T) + q_m + k \tau_T \frac{\partial (\nabla^2 T)}{\partial t} - \tau_q \rho c \frac{\partial^2 T}{\partial t^2} + \tau_q \frac{\partial (\rho_{bl} w_{bl} c_{bl} (T_{bla} - T))}{\partial t} + \tau_q \frac{\partial q_m}{\partial t} \quad (12)$$

ここで τ_q : 熱流束緩和時間, τ_T : 温度勾配緩和時間である. 右辺の第 1 から第 3 項までは通常の FIALA モデルの熱伝導方程式であり, 第 4 項から第 7 項が非フーリエ効果を加味した項である.

モデルチューニング方法

生体温熱モデルは血管拡張・収縮, 発汗量が個々人によって変動する. そこで本研究では実験結果で予測した 皮膚温度とモデル算出値が合致するように, 前述したそれぞれの生体温熱モデルに現れる皮膚血管流量, 発汗量 を示す式のパラメータを調整した. 具体的には以下の示す, 式(13) (14)は 2 ノードモデルの血流量, 発汗量算出式, 式(15) (16)は 65 分割モデルの血流量, 発汗による蒸発熱損失を算出する式に相当する. 式(17) (18)は FIALA モデル・非フーリエ効果型 FIALA モデルの血液灌流率, 発汗量を決定する算出式である. 目的関数を式(19)にて算出し, 本値が最小となるように, 式(13)から式(18)内の Pr1, Pr2, Pr3 を調整することで生体温熱モデルのモデルパラメータのチューニングを行った. なお, 実験時に被験者にシバリングが発生しなかったというフィードバックをもとに本解析ではシバリングによる熱発生量のチューニングは行わず, シバリングによる熱発生量は無視した.

$$V_{bl} = \frac{k_{basal} + k_{dil} \times Pr_1 \times (T_{cr} - T_{cr,set})}{1 + k_{con} \times Pr_2 \times (T_{sk,set} - T_{sk})} \times \frac{1}{3600} \quad (13)$$

$$m_{sw} = k_{sw} \times Pr_3 \times (T_{cr} - T_{cr,set}) \times (T_{sk} - T_{sk,set}) \times \frac{1}{3600} \times \frac{1}{1000} \quad (14)$$

ここで V_{bl} : 血流量 [l/m²h], k_{basal} : 基礎血流砲 [L/ m²h], k_{dil} : 血管拡張係数 [L/ m²hK], k_{con} : 血管収縮係 [1/K], $T_{cr, set}$: 深部セットポイント温度 [°C], $T_{sk, set}$: 皮膚セットポイント温度 [°C], m_{sw} : 汗分泌量 [g/m²h], k_{sw} : 発汗係数 [g/m²hK²], Pr: 調整係数である.

$$BF(i, 4) = \frac{BFB(i, 4) + (SKINV(i) \times Pr_1 \times DL)}{1 + (SKINC(i) \times Pr_2 \times ST)} \times km(i, 4) \quad (15)$$

$$E_{sw}(i, 4) = \{C_{sw} Err(1, 1) + S_{sw} (Wrms - Clds) + P_{sw} Wrm(1, 1) Wrms\} SKINS(i) km(i, 4) \times Pr_3 \quad (16)$$

ここで BF(i, 4): 皮膚層の血流による熱流量 [L/h], BFB(i, 4): 基礎血流量 [L/h], DL: 血管拡張シグナル [L/h], ST: 血管収縮シグナル, C_{sw} : 発汗制御係数 [W/°C], $Clds$: 重み付け出力 [°C], E_{sw} : 発汗による蒸発熱損失 [W], Err: エラーシグナル [°C] $km(i, 4)$: イフェクター動作量, SKINC(i): 収縮分布係数, SKINS(i): 発汗分布係数, SKINV(i): 拡張分布係数, S_{sw} : 発汗制御係数 [W/oC], Wrm : シグナル [°C], $Wrms$: 重み付け出力 [°C] である.

$$\beta_i = \frac{\beta_{0,i} + a_{dl,i} DL \cdot Pr_1}{1 + a_{cs,i} CS \cdot Pr_2} \cdot e^{-DL/80} \times 2^{\frac{T_{sk,i} - T_{sk,i,0}}{10}} \quad (17)$$

$$\frac{dm_{sw,i}}{dt} = a_{sw,i} SW \cdot Pr_3 \times 2^{\frac{T_{sk,i} - T_{sk,i,0}}{10}} \quad (18)$$

acs, i : 血管収縮による重み付け係数, adl. i: 血管拡張による重み付け係数 , asw. i : i 番目の体部位の発汗による重み付け係数, β_i : i 番目における皮膚の血液かん流率 [W/K], $\beta_{0,I}$: 中立状態の i 番目における皮膚の血液かん流率 [W/K], CS : 血管拡張による生体反応, DL: 血管拡張による生体反応, dmsw, i: 生体反応による単位分あたりの発汗量[g/min], SW: 生体反応による単位分あたりの発汗量[g/min], Tsk, i: i 番目の体部位の皮膚平均温度 [°C], Tsk, i, 0: i 番目の体部位の中立皮膚平均温度[°C]である.

$$J = \int_{Time_{min}}^{Time_{max}} (T_{sim} - T_{sk,exp,t})^2 dt \cdot \frac{1}{Time_{max}} \quad (19)$$

後述するが, 本研究では 4.4 の非フーリエ効果を考慮した FIALA モデルの予測性能が高いことが明らかとなっており, 本モデルを使用してさらに深部温度との実験結果も使用したモデルチューニングも行った. 以下にチューニングで使用した目的関数を示す.

$$J = \frac{1}{Time_{max}} \cdot \int_{Time_{min}}^{Time_{max}} \{m_{sk} (T_{sk,sim} - T_{sk,exp,t})^2 + m_{cr} (T_{cr,sim} - T_{cr,exp,t})^2\} dt \quad (20)$$

ここで msk:人体における皮膚層の割合, mcr:人体における深部層の割合である.msk の値は 0.0416, mcr は 0.9583 とした. この値は先行研究[5]にて皮膚層の重量, 深部層の重量を算出する際に使用する比率である. この比率を 各層の体温に乗じて, 深部体温とのフィッティングに重きを置いた目的関数となっている.

生体温熱モデルによる皮膚・深部温度予測結果

皮膚温度を使用した生体温熱モデルのチューニング

前節で説明した Gagge 2 ノードモデル, 65 分割モデル, FIALA モデル, 改良型 FIALA モデルを用いてサウナ温 冷交代浴中の人体温度の予測結果を以下に示す. また, 今回の解析では先行研究をもとに血液貫流率, 発汗量を調整している. 解析による皮膚温度変化と実測データの皮膚温度変化を比較して, その差が最小となるように調整を施している.

Gagge 2 ノードモデルによる体温予測結果を図 5 に示した. 全被験者において皮膚温度の上昇傾向が実測データと比べて急な変化となっており, 早い段階で最高温度をとっている. そのため, 実測データではサウナ浴と水風呂の切り替えのタイミングでピークを迎えているが, 解析ではサウナ浴後にピーク

が現れている。深部温度は実測データと1セット目まで同等であるが、時間が経つにつれ、誤差が大きくなっていることが確認できる。また、皮膚温度変化と深部温度変化の位相差が反映されておらず、深部温度変化がピークを迎えるタイミングは水風呂浴直前であることが分かる。2ノードモデルは皮膚層と深部層の2層のみのモデルであり、急峻な温度変化のある環境の場合、外部環境からの熱伝搬が早くなってしまふ。そのため、位相差が反映されないと考えられる。また、実測データの皮膚温度は左腕の測定値であるが、解析の皮膚温度は体全体の皮膚温度である。2ノードモデルは人体を球状に仮定しているため、左腕の皮膚温度を抽出することが不可能である。このことから皮膚温度の誤差が発生したと考えられる。

65分割モデルによる体温予測結果を図6に示す。皮膚温度の上昇傾向は2ノードモデルと同様に急峻な変化となっている。実測データの皮膚温度変化はサウナ浴と水風呂の切り替えのタイミングで最高温度となっているが、解析ではサウナ浴後すぐに体温が上昇し、上昇を終えると水風呂を迎えるまで平衡状態を保っていることがわかる。また、全被験者、水風呂浴直後に皮膚温度が20°C付近まで減少し、実測値との誤差が大きくなっている。この要因として65分割モデルでは動脈静脈の熱交換が考慮されていないため、過剰に水風呂時に皮膚温度が低下してしまつたと考えられる。深部温度変化は2ノードモデルと比較して時間変化によって誤差の増加も見られず、実測値と同等であることが分かる。65分割モデルでは人体形状のまま計算しており、皮膚・深部層の他に中間層である筋肉・脂肪を取り入れている。したがって、外部環境からの熱伝搬が中間層によって緩和され、深部温度予測精度が向上したと考えられる。

図7にFIALAモデルによる体温予測結果を示す。皮膚温度の上昇傾向は実測データと同等な変化をしている。解析による皮膚温度変化も実測データと同様にサウナ浴、水風呂の切り替え時にピークが現れ、FIALAモデルの皮膚温度予測精度が2ノードモデルおよび、65分割モデルと比較して向上していることが分かる。水風呂時の皮膚温度も実測値と近い値となっており、皮膚が空気のみではなく、水に接している場合でも良好な結果が得られることが確認できた。しかし、深部温度は実測データよりも大きい値となり、誤差が見られる。また被験者B、Cで見られたような長期的な周期的深部温度の低下は補足することができなかつた。FIALAモデルはフーリエ則に基づいているため、生体の多孔質性による熱伝導の時間的遅れを考慮する必要があると考えられる。

非フーリエ効果を適用したFIALAモデルの体温予測結果を図8に示す。皮膚温度変化は実測データと同等で最高温度をとるタイミングもよく一致している。深部温度変化も通常のFIALAモデルよりも実測データに近くなつた。被験者B・Cで見られる長周期的な深部温度の低下を捉えられている。非フーリエ効果による熱緩和項が深部温度の上昇を抑え、このような結果が得られたと考えられる。

各モデルの皮膚温度・深部温度を比較するために以下の式を用いて二乗平均平方根誤差(RMSE)を算出した。

ここで算出された値が小さいほど、精度が良いと判断する。表3に各モデルの皮膚温度・深部温度の二乗平均平方根誤差と合計の誤差を示す。使用した二乗平均誤差は以下の式によって示される。

$$RMSE = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=0}^{n-1} (T_{sim} - T_{exp,i})^2} \quad (21)$$

ここで、n:データ数、Tsim:解析による体温の算出値[°C]、Texp,i:体温の実測値[°C]である。表3に示

されるように、全被験者において合計誤差が最小となったモデルは非フーリエ効果を加味した FIALA モデルであった。また、皮膚温度誤差も最小となっており、皮膚温度予測精度も担保することができた。

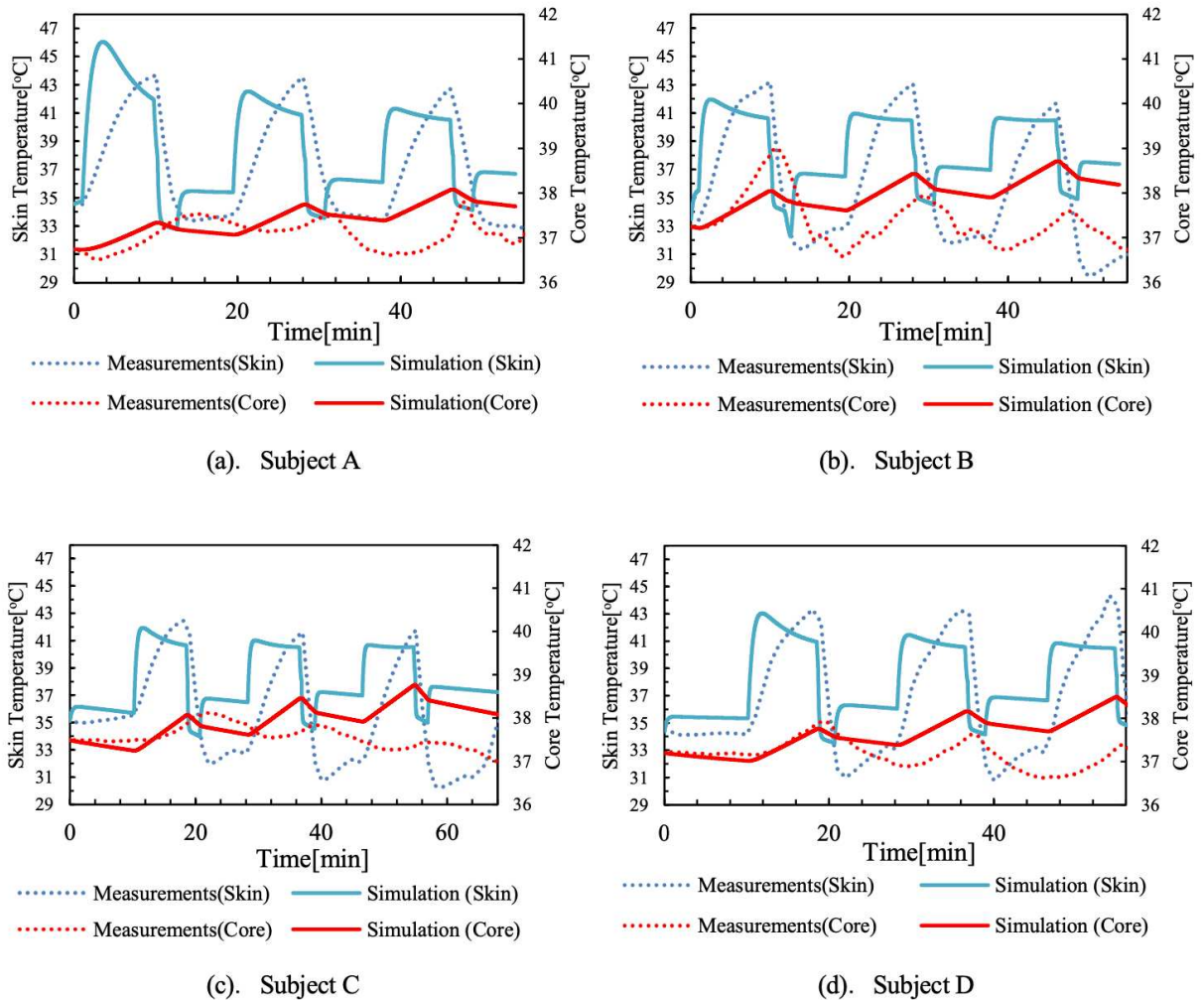


Figure 5 Gage 2 node model analysis result

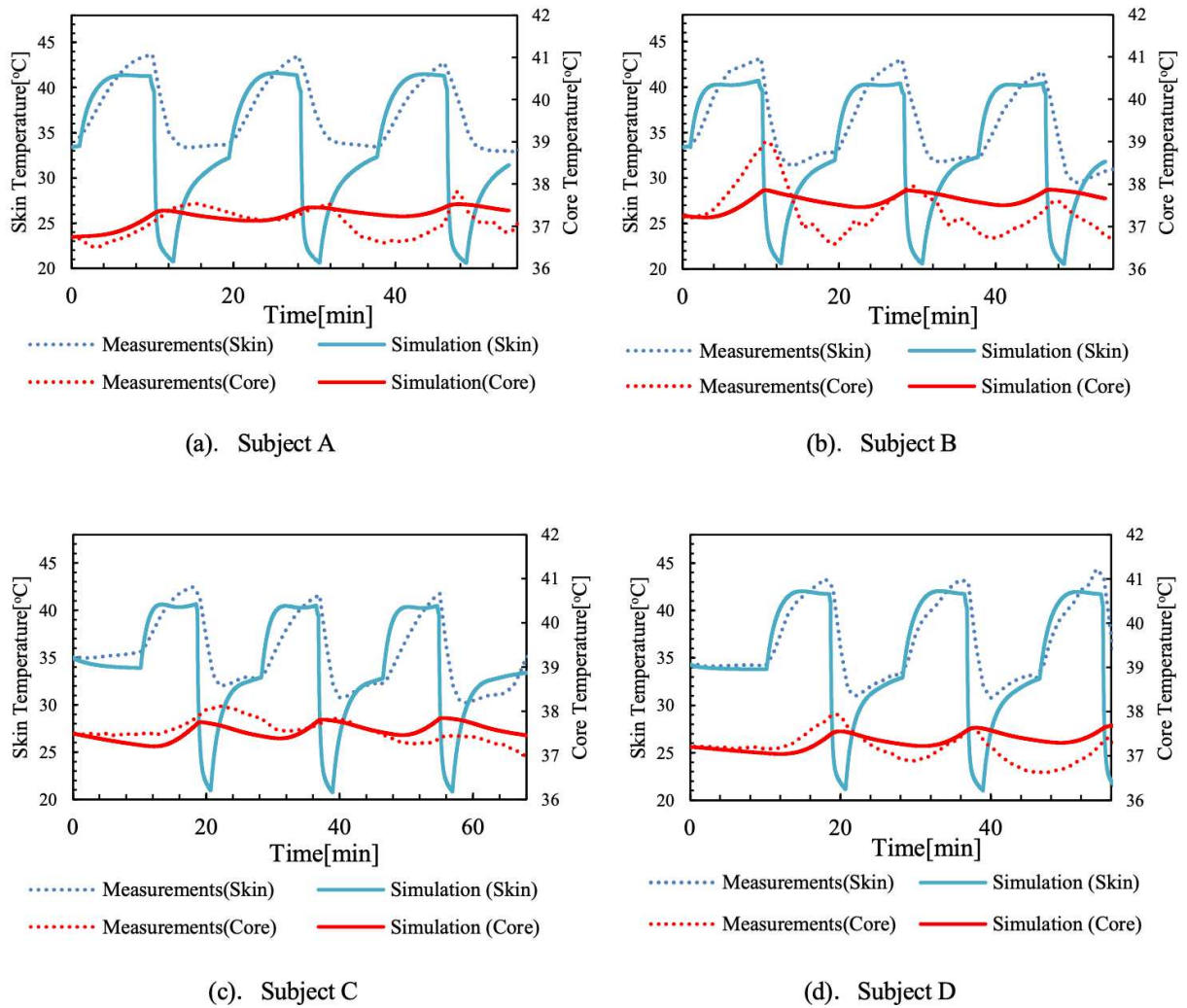


Figure 6 65 Multi node model analysis result

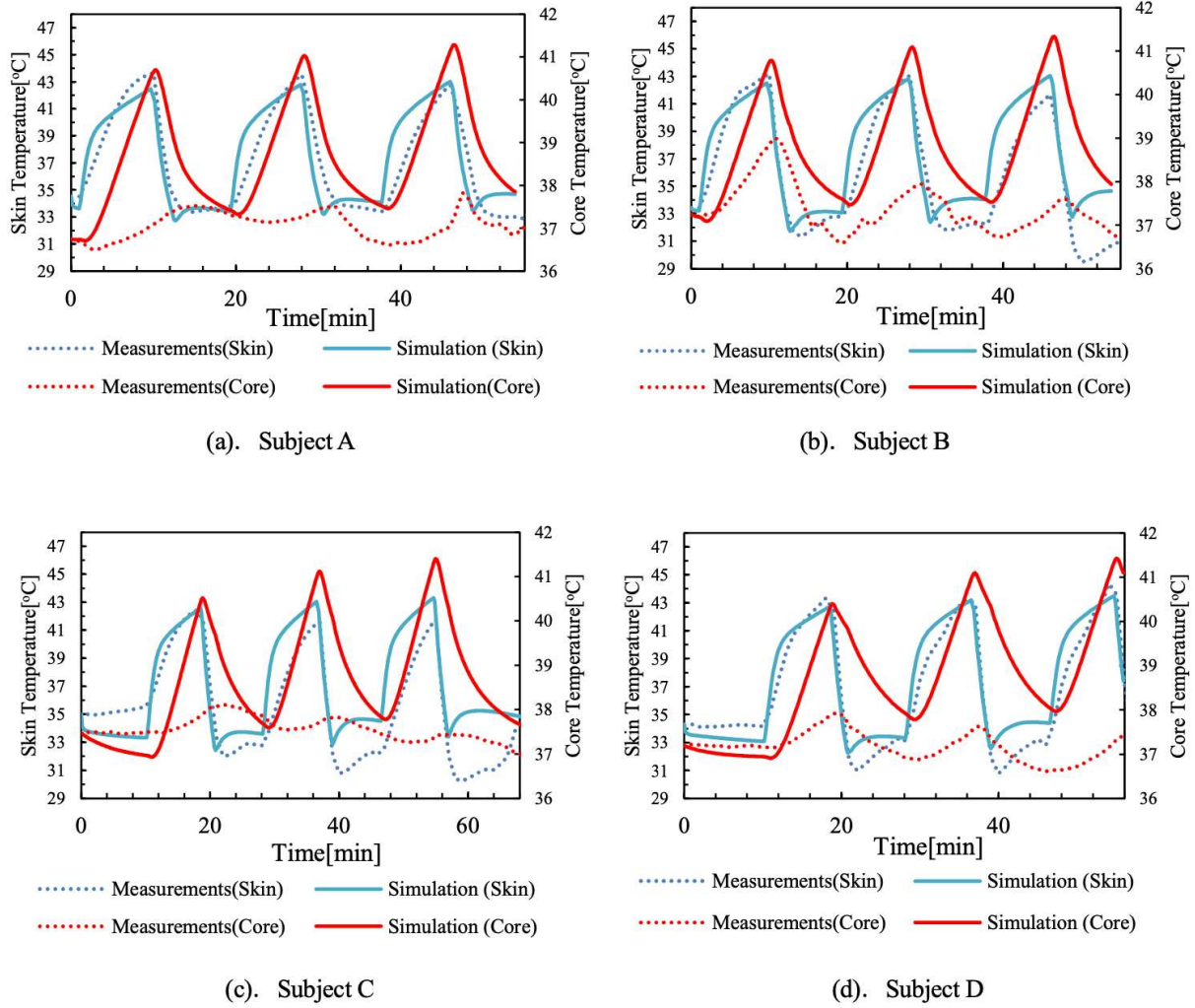


Figure 7 FIALA model analysis result

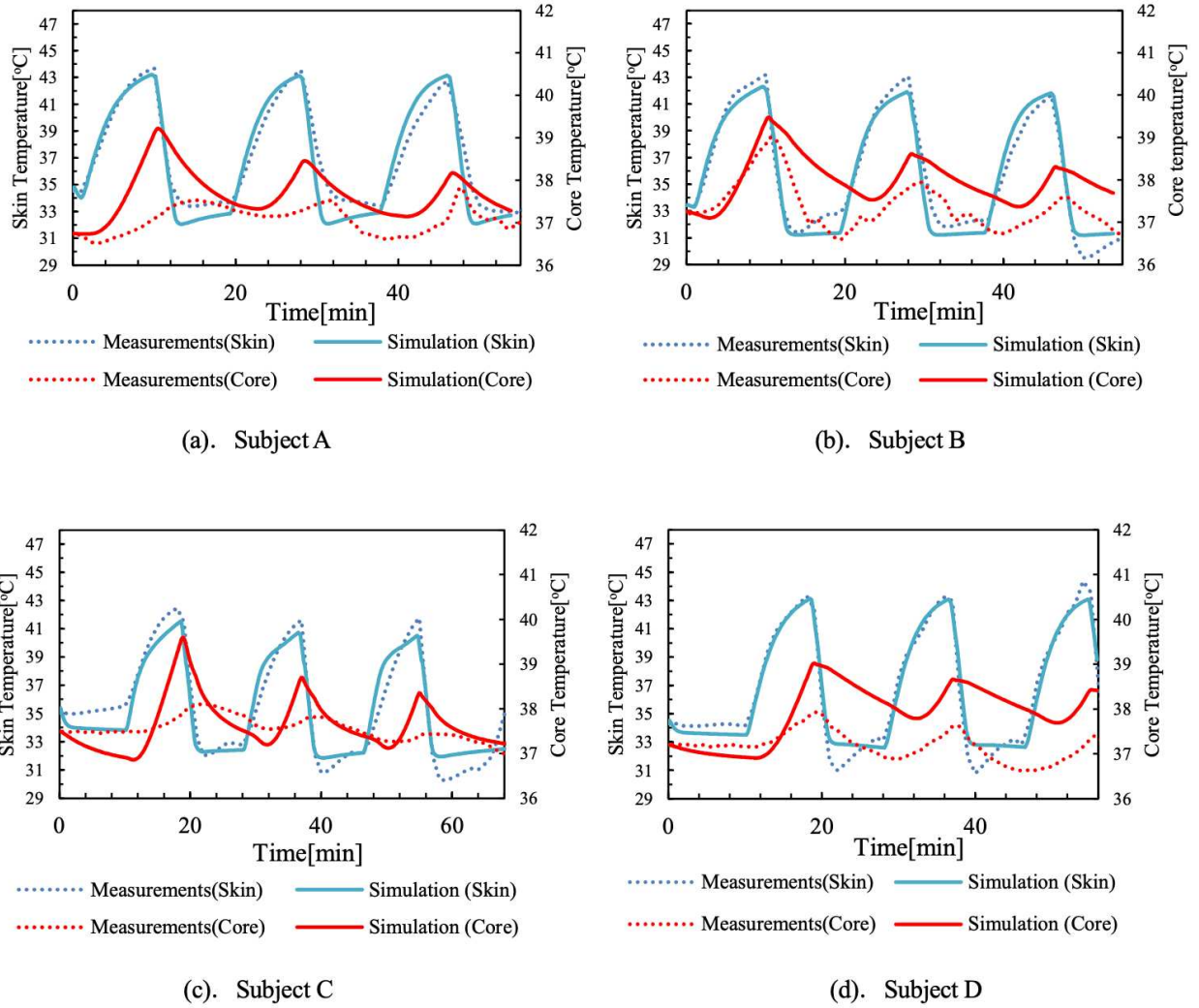


Figure 8 Non-Fourier effect type FIALA model analysis result

Table 3 Error from actual measurements for each model

	Subject A			Subject B			Subject C			Subject D		
	Skin	Core	Total	Skin	Core	Total	Skin	Core	Total	Skin	Core	Total
2 node model	3.72	0.52	4.24	4.28	0.87	5.15	7.86	0.47	8.33	3.41	0.68	4.09
65 MN model	6.8	0.31	7.11	5.7	0.56	6.26	4.85	0.27	5.12	5.2	0.35	5.55
FIALA model	1.65	1.98	3.63	2.19	1.71	3.9	2.62	1.58	4.2	1.34	1.96	3.3
Non-fourier FIALA model	1.21	0.75	1.96	0.91	0.73	1.64	1.07	0.48	1.55	0.73	0.96	1.69

深部温度考慮時の非フーリエ効果型 FIALA model のモデルチューニング

前節の解析結果から、非フーリエ効果を加味した FIALA model が皮膚温度、深部温度を高精度に予測していた。前述した方法では、皮膚温度のみを使用したモデルフィッティングであり、深部温度を含めてフィッティングした場合、その予測性能がさらに改善する可能性がある。そこで本モデルに深部温度も含めたフィッティングを施して、深部温度の予測性能を評価した。非フーリエ効果を加味した FIALA モデルに深部温度のフィッティングを含めた際の解析結果を図 9 に示す。図 9 に示されるように、深部温度も含めたフィッティングをすることで深部温度の予測精度の向上が確認できた。被験者 A・B では皮膚温度のみのフィッティング時よりも合計誤差が被験者 A で 0.05 °C、被験者 B で 0.38 °C 減少している。被験者 C・D では 0.5 °C、0.15 °C 合計誤差が上昇した。また、被験者 B・D の解析結果は皮膚温度変化と深部温度変化の位相差を実測データと同等に再現している。被験者 A・C は実測データの位相差が大きかったため、解析では十分に位相差を再現することができなかった。本研究では非フーリエ効果で考慮する熱緩和時間を 16 s と設定していた。過去の研究[10]によって、熱緩和時間は各生体組織の空隙率によって決定されることが示唆されており、皮膚・深部温度の最高温度点の位相差を適切に再現するためには部位ごとでの熱緩和時間設定が必要であると考えられる。

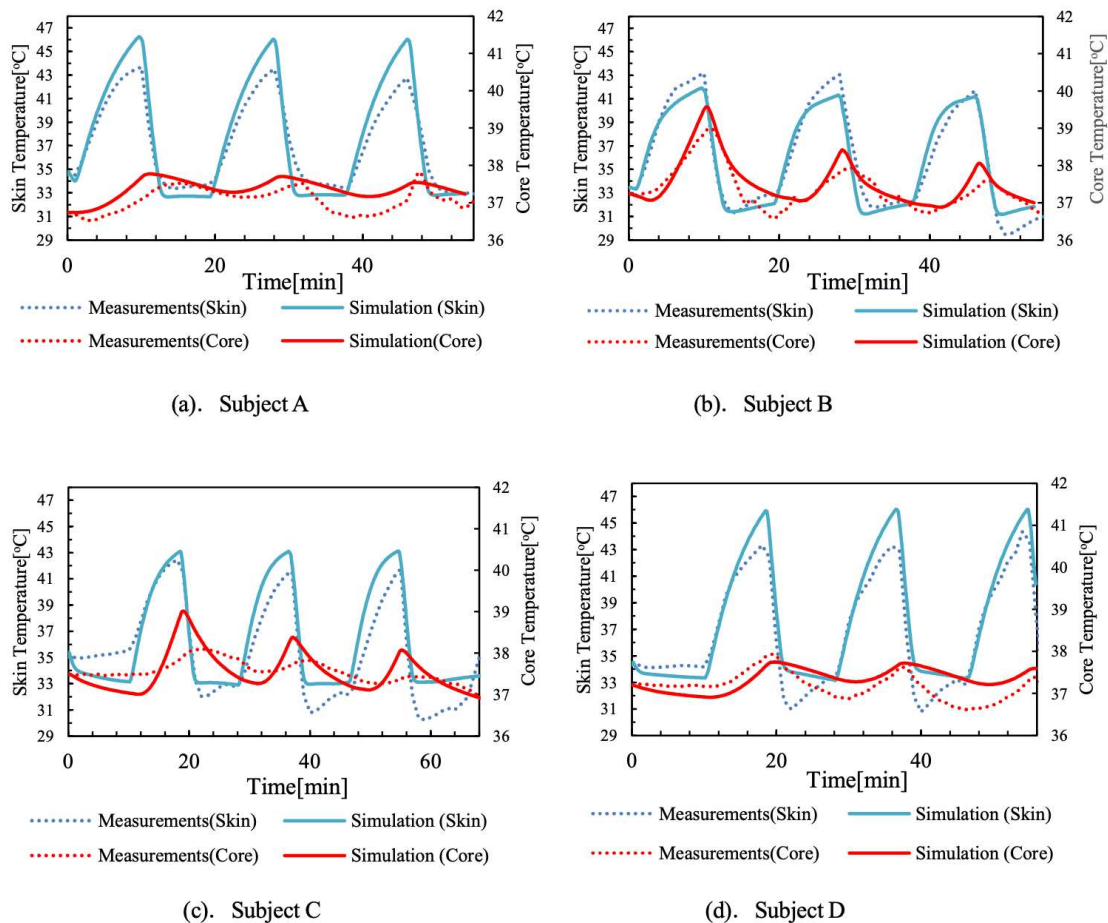


Figure 9 Non-Fourier effect type FIALA model analysis result (Fitting including core temperature)

Table 4 Error from actual measurements for non-Fourier model (Fitting including core temperature)

	Subject A			Subject B			Subject C			Subject D		
	Skin	Core	Total	Skin	Core	Total	Skin	Core	Total	Skin	Core	Total
Non-fourier FIALA model	1.56	0.35	1.91	0.98	0.28	1.26	1.7	0.35	2.05	1.48	0.36	1.84

結言

本研究では、サウナ温冷交替入浴中の人体熱反応を計測し、生体温熱モデルによって人体熱反応が予測可能かを評価した。本研究の結果、従来の生体温熱モデルではサウナ温冷交替入浴のような極限熱環境での人体皮膚・深部温度変化を予測することは困難であることが明らかとなった。特に従来モデルでは深部温度の予測性能は低く、皮膚温度と深部温度との時間的位相差を予測することは難しいことが明らかとなった。生体組織の多孔質性を考慮した、本研究独自の非フーリエ効果型 FIALA モデルでは皮膚、深部温度の位相差の予測改善が可能であることが明らかとなった。さらに長周期的な深部温度の変化も細く可能であることが明らかとなった。本研究では皮膚温度の時系列変化を使用して生体温熱モデルのモデルチューニングを行っていたが、本手法はウェアラブル デバイスを使用した深部温度予測と親和性が高いと考えられる。本手法を応用することにより、ウェアラブルデバイスで取得した皮膚温度時間変化から深部温度を定量的に予測可能であると考えられる。皮膚・深部温度の位相差のより定量的な再現のためには、部位ごとの熱緩和時間の違いを考慮することなどが必要であると考えられる。

謝辞

論文作成に際し、貴重なフィールドとしてサウナ室及び水風呂を提供頂いた SPA 銭湯ゆっこ盛岡様に深く感謝申し上げます。また、本研究の被験者として協力して頂いた東日本電信電話株式会社 青森支店様にも厚く御礼申し上げます。皮膚温度の測定データ抽出に至るまでの支援を頂いた Biodata Bank(株)様に対し、心より感謝の意を表します。東北大学流体科学研究所 岡島淳之介准教授、豊橋技術科学大学 島崎康弘准教授には論文作成に当たって貴重なご助言をいただきました。ここに記して感謝申し上げます。

参考文献

- (1) 「結局、サウナで“ととのう”の正体って？」サウナーの医師に聞いてみた
available from <https://tabi-labo.com/294205/sauna-totonou>
- (2) サウナの科学】サウナに入る人は免疫力がアップし風邪をひきにくくなる！
available from <https://diamond.jp>
- (3) 環境省, 参考資料 1-5 「人体温熱生理モデルに関する調査結果」, 2012.
- (4) Winslow, C. -E.A., Herrington, L.P. & Gagge, A.P. : Physiological reactions of the human body to varying environmental temperatures., American Journal of Physiology Vol.120, No.1, pp.1-22, 1937.
- (5) Gagge, A.: An effective temperature scale based on a simple model of human physiological regulatory response, Trans. ASHRAE, Vol.77, No.2192, pp.247-262, 1971.
- (6) 竹森 利和, 温熱感覚評価のための生体モデリング技術, 計測と制御, Vol.41, No.10, 2002.
- (7) 田辺 新一, 中野 淳太, 小林 弘造, 温熱環境評価のための 65 分割体温調節モデルに関する研究, 日本建築学会計画系論文集, No.541, pp.9-16, 2001.
- (8) Dusan FIALA, George Havenith, Peter Brode, Bernhard Kampmann, Gerd Jendritzky, UTCI-FIALA multi-node model of human heat transfer and temperature regulation, Int J Biometeorol, No.56, pp.429-441, 2012.
- (9) K. Mitra, S. Kumar, A. Vedavarz, M. K. Moallemi, Experimental Evidence of Hyperbolic Heat Conduction in Processed Meat, Journal of Heat Transfer, Vol.117, No.3, pp.568-573, 1995.
- (10) Yuwen Zhang, Generalized dual-phase lag bioheat equations based on nonequilibrium heat transfer in living biological tissues, International Journal of Heat and Mass Transfer, Vol.52, pp.4829-4834, 2009.