皮膚血液循環評価装置の開発とその臨床応用

羽 賀 知 行^{1†, 2}, 伊 部 亜 希³, 阿 曾 洋 子³, 宮 嶋 正 子³,
石 澤 美 保 子⁴, 高 田 幸 恵⁵, 田 丸 朋 子³, 本 多 容 子³

¹ アソート株式会社研究開発部神戸基礎工学研究所

² 和歌山大学大学院 システム工学研究科

³ 大阪大学大学院 医学系研究科 保健学専攻

⁴ 大阪府立大学 看護学部

⁵ 大阪大学 医学部附属病院

要旨 皮膚の血液循環状態を評価することは皮膚の状態を診断する上で非常に重要である。本研究では、局所皮膚疾患の一つである褥瘡の発生予測を早期に行うために、非侵襲的な血液循環評価装置の試作開発を行った。本報は、その開発手法および実験結果について報告する。皮膚に局所的な熱刺激を与えたとき、その温度応答（温度伝導率）は局所皮膚領域の血液循環状態を評価することになる。局所皮膚領域生体熱移動モデルを構築し、それを数値解析することにより皮膚の温度伝導率を推定する手法を開発した。実証実験により、温度伝導率と血流量との間に線形相関があることを明らかにした。また、温度伝導率は褥瘡発生リスク要因とも関連性のあることがわかった。この結果は、本試作装置の有用性を示すとともに、温度伝導率により局所の皮膚血液循環状態を評価できる可能性を示している。さらに、温度伝導率は褥瘡発生リスクの一要因となりうる可能性があることを示唆している。

キーワード：皮膚血液循環，温度伝導率，局所皮膚疾患診断，褥瘡発生リスク，看護・介護

1. はじめに

皮膚および皮下組織の血液循環状態により、皮膚の新陳代謝・代謝活性・皮膚の性状・皮膚年齢、および局所皮膚疾患である褥瘡^{注1)}・低温火傷等の状態を判断することができる。この様に血液循環状態を評価することは皮膚の状態を診断する上で非常に重要である。臨床の現場でも皮膚の状態診断を容易に行うために、小型・簡単・安価な血液循環評価装置が求められている。

皮膚状態の診断例として、局所皮膚疾患の一つである褥瘡の発生予測診断がある。褥瘡ができる状況では、長時間の同一体位をとることによって生じる圧迫や表皮のずれにより皮膚内に何らかの炎症性変化が生じており、それが一時的に皮膚血管の血流を遅滞させ、皮下の浮腫を生じることにより褥瘡の発症を進行させると考えられている¹⁾。したがって皮膚の血流循環状態を評価すれば褥瘡状態を診断することができると推測されるが現状ではなされていない。現状は、OH スケール^{注2)}等のツールを用いて褥瘡の発生予測診断がなされている。本ツールは医療機関等で専門家により使用されている。経験の少ない看護師、在宅における介護者でも客観的に

褥瘡の発生予測診断ができる手法が強く要望されている。

皮膚に灌流される血流計測に関しては広く研究がなされている^{2,3)}。その中でレーザードップラー方式・超音波ドップラー方式の血流量測定装置、および経皮酸素濃度計は既に商品化されている。しかし、これらは装置構成が複雑・大型で操作が難しいうえに非常に高価であり、臨床の現場もしくは一般家庭での使用は非常に難しい。ほとんどは基礎研究用途である。

血流による熱の輸送を利用する方法も基礎研究でよく使用されている。発熱体を生体組織に刺入あるいは接触させ、生体組織に伝達される熱量と温度差を計測する方法であるが定量化が難しいとされている³⁾。本方式は侵襲的であり安全性を考慮すると臨床現場での適用は難しい。

一方、生体内では皮膚血管の血流が熱移動の調節（体温調節）に主導的な役割を果たしている⁴⁾との生理学的な見解のもとに、生体内の熱移動を解析することにより血液循環状態を評価する研究は温熱療法分野で広く研究されてい

〈脚注〉

注1) 褥瘡（床ずれ）とは、持続的な圧迫を受けることで発生し、最終的にはその部分の組織の壊死に至る病変である。

注2) OH スケールとは、褥瘡発生に関係するとされる自力体位変換、病的骨突出、浮腫、関節拘縮から構成される褥瘡発生危険度を評価する尺度である。各項目0～3点からなり、得点が高いほど褥瘡発生危険度が高いとされる。合計点(OH スコア)により患者を3段階に分類している。軽度(1～3点)・中等度(4～6点)・高度レベル(7～10点)。

2009年10月19日受付 2010年1月21日受理
†〒650-0045 兵庫県神戸市中央区港島9-1 KIO-111
アソート株式会社研究開発部神戸基礎工学研究所
羽賀 知行
Tel: 078-335-5454 Fax: 078-335-5450
E-mail: tomoyuki.haga@asort.co.jp

る^{5,6)}。また、生体の熱物性値（見掛けの温度伝導率）を非接触、in vivo で測定する方法の研究もなされているが^{7,8)} 生体測定への適用、臨床現場での使用例はまだない。

褥瘡の発生予測診断において、褥瘡好発部位（例えば、仙骨部・踵部等）における圧迫前後の皮膚表面温度の変化⁹⁾、皮膚血流量の変化¹⁰⁾、経皮酸素分圧・二酸化炭素分圧の変化¹¹⁾、冷却刺激に対する皮膚表面温度応答¹²⁾を測定して皮膚血液循環状態を評価する研究が行われている。しかし、褥瘡発生予測等の局所皮膚疾患診断ツールとしての展開には至っていない。

従来の“生体組織の見掛けの温度伝導率”から生体内の血液循環状態を評価する研究では、いずれも温熱刺激による方法（レーザーまたは超音波を使用して加温する）で、非接触であるが非侵襲的とはいえ臨床現場での適用は難しい。装置が複雑・大型となる。また、局所皮膚領域に限定した熱刺激に対する生体反応（血管収縮拡張反応）、生体内熱移動解析について十分に検討されていない。さらに、“皮膚の温度伝導率”、“皮膚の血液循環状態”、“褥瘡発生リスク要因”との関連についてはほとんど議論されていない。

本研究では、早期に褥瘡の発生予測を行うために非侵襲的な血液循環評価装置の試作開発を行ない、臨床実証実験により本試作装置の有用性を検証した。本報は、その研究成果について報告する。

記号

T	: 皮膚温度 [K]
T_0	: 定常状態における皮膚初期温度 [K]
ΔT	: 温度差 ($T - T_0$) [K]
T_s	: 皮膚表面温度（皮膚温） [K]
T_{s0}	: 皮膚表面初期温度 [K]
T_d	: 深部温度 ($z = D$) [K]
T_b	: 体温、血液温度 [K]
T_a	: 環境温度 [K]
$\rho_s(i)$	: 皮膚モデル第 i 層の密度 [kg/m^3]
$c_s(i)$	: 皮膚モデル第 i 層の比熱 [$\text{kJ/kg} \cdot \text{K}$]
$\lambda_s(i)$	: 皮膚モデル第 i 層の熱伝導率 [$\text{W/m}^2 \cdot \text{K}$]
ρ_s	: $\rho_s = \rho_s(1) = \rho_s(2)$ 皮膚の密度 [kg/m^3]
c_s	: $c_s = c_s(1) = c_s(2)$ 皮膚の比熱 [$\text{kJ/kg} \cdot \text{K}$]
λ_s	: $\lambda_s = \lambda_s(1) = \lambda_s(2)$ 皮膚の熱伝導率 [$\text{W/m}^2 \cdot \text{K}$]
ρ_b	: 血液の密度 [kg/m^3]
c_b	: 血液の比熱 [$\text{kJ/kg} \cdot \text{K}$]
W_{bi}	: 第 i 層血管網の組織単位体積あたりの血液流量 [$\text{ml}/(\text{min} \cdot 100\text{ml})$]
λ_e	: 対流と輻射を含む総合熱伝達率 [$\text{W/m}^2 \cdot \text{K}$]
Q_m	: 代謝による産熱 [W/m^3]
Q_s	: 熱刺激（単位体積あたりの熱量） [W/m^3]
α_s	: 温度伝導率 $\alpha_s = \lambda_s / (\rho_s \cdot c_s)$ [m^2/s]
t	: 時間 [s]

x	: x 方向座標 [mm]
y	: y 方向座標 [mm]
z	: z 方向（深さ方向）座標 [mm]
W	: 局所皮膚領域モデル x 方向サイズ [mm]
L	: 局所皮膚領域モデル y 方向サイズ [mm]
D	: 局所皮膚領域モデル z 方向サイズ [mm]

2. 皮膚の血液循環評価方法

2.1 皮膚の構造および皮膚血管の構造^{13,14)}

身体表面を覆っている皮膚は、表面積（約 1.6 m^2 ）と重量（約 3 Kg ）がいずれも最大の臓器である。構造的には、皮膚は二つの主要な部分からなる。表層の薄い部分は、ケラチナサイト細胞で構成される表皮およびその表面を覆う角層で構成されている。その下層が真皮と呼ばれるクッション組織である。真皮より深層は皮下層である。この層は皮下組織（疎性結合組織と脂肪組織）とも呼ばれる。本報では皮膚および皮下組織を皮膚と呼ぶ。皮膚の構造を図1に示す。

図1 皮膚の構造¹⁵⁾

皮膚の動脈は、基本的には皮膚表面に平行な3層の血管網をつくる。真皮の直下、皮下組織のすぐ上で、多数の小動脈が吻合して第一の動脈網を形成する。第一の血管網からの枝は直径約 0.05 mm の細小動脈となって吻合し、真皮の中層で、さらに第二の細小動脈網をつくる。これからさらに垂直に枝が出て乳頭近くで第三の細小動脈網が形成される。動脈網と同じレベルでそれぞれ静脈叢が形成される⁴⁾（皮膚血管網の三層モデル）。

2.2 局所皮膚領域生体熱移動モデル

局所的熱刺激による皮膚温度応答の血液循環状態の依存性を明らかにするために、局所の皮膚領域生体熱移動モデルを構築し数値解析を行なう。図2に皮膚内部の熱移動概念を示す。

生体内の熱移動の解析には、Pennesの生体熱移動方程式

図2 皮膚内部の熱伝導概念

(bioheat transfer equation)^{16,17)} が以下の前提条件のもとでよく用いられる。

- ①皮膚は熱特性において等方性で均一な物性とする。
- ②大動脈・静脈は無視する。
- ③血管網は等方性とする。
- ④血液の温度は動脈温度にあるものとする。

ここでは皮膚領域を限定し、かつ皮膚内部での代謝による産熱、皮膚表面から環境への熱移動（境界条件）、皮膚表面への局所熱刺激、および皮膚血管網の三層モデルを考慮した以下の生体熱移動方程式 (1), (2), (5) 式を局所皮膚領域生体熱移動モデルとする。局所皮膚領域モデルを図3に示す。

表1 皮膚等パラメータ値
各パラメータ値は文献¹⁸⁾より引用し単位変換した。

	熱伝導率(W/m・K)	密度(kg/m ³)	比熱(kJ/kg・K)	温度伝導率(m ² /s)
骨	2.209	1,418	2.093	7.4440E-07
筋	0.465	1,239	3.726	1.0076E-07
脂肪	0.203	917	2.512	8.8352E-08
皮膚	0.293	1,200	3.391	7.2016E-08
血液	0.519	1,056	3.851	1.2752E-07

$$\rho_s(i)c_s(i)\frac{\partial \Delta T}{\partial t} = \lambda_s(i)\left(\frac{\partial^2 \Delta T}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 \Delta T}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 \Delta T}{\partial z^2}\right) + \rho_b c_b W_{bi}(T_b - T) + Q_m + Q_s(x, y) \Big|_{z=0} \quad (1)$$

数値解析は計算ボリュームを考慮して皮膚断面 (X-Z 平面)、および皮膚表面 (X-Y 平面) にて行う。皮膚断面では $y = 0$ として、

$$\rho_s(i)c_s(i)\frac{\partial \Delta T}{\partial t} = \lambda_s(i)\left(\frac{\partial^2 \Delta T}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 \Delta T}{\partial z^2}\right) + \rho_b c_b W_{bi}(T_b - T) + Q_m + Q_s(x) \Big|_{z=0} \quad (2)$$

初期条件：

$$T_{s(z=0)} = T_{s0} \quad T_{d(z=0)} = T_{b(z=D)} \quad T = z(T_b - T_{s0})/D \quad (3)$$

境界条件：

$$-\lambda_s(\partial T / \partial z)_{z=0} = \lambda_e(T_s - T_a) \quad T_{(x=0, W)} = z(T_b - T_{s0})/D \quad (4)$$

皮膚表面では $z = 0$ として、

$$\rho_s c_s \frac{\partial \Delta T}{\partial t} = \lambda_s \left(\frac{\partial^2 \Delta T}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 \Delta T}{\partial y^2} \right) + \rho_b c_b W_{bi}(T_b - T) + Q_m + Q_s(x, y) + \lambda_e(T_s - T_a) \quad (5)$$

初期条件： $\Delta T = 0$

$$\text{境界条件：} \Delta T_{x=0, W} = 0 \quad \Delta T_{y=0, L} = 0 \quad (7)$$

(1), (2), (5) 式は皮膚表面への熱刺激に対する皮膚温度の経時変化に関する支配方程式である。左辺は時間変化による皮膚への熱の蓄積、右辺第一項は温度勾配に基づく熱伝導による熱の流れ、第二項は動脈血から皮膚組織への熱移動、第三項は皮膚の代謝による産熱、第四項は皮膚表面に与えられる熱刺激である。皮膚の場合、代謝は非常に小さいため、ここでは $Q_m = 0$ とする。皮膚等の各パラメータの値を表1に示す。また、 $W_{bi} = 0$ 、または基準値とすれば通常の非定常熱伝導方程式となり、観測データを使用して数値解析により未知パラメータである血流量の影響を含んだ“見掛けの温度伝導率” (α_s) および総合熱伝達率 (λ_e) を求めることができる。

2.3 局所皮膚組生体領域移動モデルの数値解析方法

(1), (2), (5) 式のような偏微分方程式は解析的に解くことは困難である。一方、数値計算法によって数値的に近似解を求めることができる。各種の数値計算法が知られているが、ここでは陰解法による差分法¹⁹⁾を採用した。皮膚断面における (2) 式の差分化式を以下に示す。

$$-C_x T_{i-1, j}^{k+1} - C_x T_{i+1, j}^{k+1} - C_z T_{i, j-1}^{k+1} - C_z T_{i, j+1}^{k+1} + X T_{i, j}^{k+1} = T_{i, j}^k + ET + C_z \lambda_e / \lambda_s 2 \Delta y T_a \quad (8)$$

$$X=1+E+2C_x+2C_z(\lambda_e/\lambda_s\Delta y+1) \quad (9)$$

ここで, Δt : 時間刻み, Δx : x 方向刻み, Δz : z 方向刻み, $C_x = \alpha_s \Delta t / \Delta x^2$, $C_z = \alpha_s \Delta t / \Delta z^2$, $C_q = \Delta t / (\rho_s \cdot c_s)$, $WB = W_b \cdot \rho_b \cdot c_b$, $E = C_q \cdot WB$, 時刻 $t = k\Delta t$ ($k=1, 2, \dots$)

位置 $x = i\Delta x$ ($i=1, 2, \dots, N$), $z = i\Delta z$ ($i=1, 2, \dots, N$) における格子点の温度を T_{ij}^k で表している. 上式の係数行列を A_0 , 右辺を U_{ij}^k とし T_{ij}^k , U_{ij}^k の全要素を一列に並べた列ベクトルを T, U とすると, (8) 式は (10) 式に示すような $N \times N$ 次元連立方程式に帰着される.

$$A_0 T = U \quad (10)$$

$$A_0 = \begin{bmatrix} B & C \\ C & B & C \\ & C & B & \ddots \\ & & \ddots & \ddots & C \\ & & & C & B \end{bmatrix}$$

$$B = \begin{bmatrix} X & -C_x & & & \\ -C_x & X & -C_x & & \\ & -C_x & X & \ddots & \\ & & \ddots & \ddots & -C_x \\ & & & -C_x & X \end{bmatrix}$$

ここで,

A_0 : $(N \times N) \times (N \times N)$ 行列 B : $N \times N$ 行列

C : $N \times N$ 行列 ($C = -C_z I$ I : $N \times N$ 単位行列)

さらに, 初期条件 (3) 式, 境界条件 (4) 式を考慮して係数行列 A_0 を再構築し A_1 として (11) 式を得る.

$$A_1 T = U \quad (11)$$

(11) 式より $T = A_1^{-1} U$ を演算することにより温度応答 T を求

めることができる. また, T を行列配置することで任意の位置 (i, j) における温度応答を $T(i, j)$ ($t=0 \sim N$) として求めることができる. 皮膚表面における (5) 式も同様に差分化式を導くことができる.

数値解析例として、皮膚表面に冷却刺激を与えた場合の皮膚断面の温度応答の状態を図 4 に示す. X 軸は皮膚表面位置, Z 軸は皮膚の断面深さを表す. 数値解析は図 2 で示した領域とし, 皮膚組織のパラメータ設定は表 1 にもとづいて行った.

2.4 皮膚の温度伝導率推定方法

図 1 で示したように皮膚は非一様かつ不均質であり, さらに代謝や血液の灌流がある. したがって, 血液灌流がある状態での測定で得られる値は見掛けの熱物性値となる²⁰⁾. 皮膚表面に局所的な熱刺激を与えたとき, その温度応答は熱物性値に依存し, 特に血液灌流量 (血液循環状態) を評価することになる. 実験において熱刺激による皮膚表面の温度応答 T_{obs} を測定する. 熱刺激は点熱源としステップ状に 60 秒間与え, 刺激位置 (i, j) における温度応答を 120 秒間測定する (図 5 の■の点). また, 局所皮膚領域生体熱移動差分モデル (11) 式により, 理論的な温度応答 T_{th} を計算する (図 5 の●の点). そして, 刺激位置 (i, j) での観測値 T_{obs} と数値計算値 T_{th} (理論値) の積算誤差 (12) 式が最小値に収束するようにパラメータ (λ_e, λ_s) を調整して, 最適な温度伝導率 α_s を同定する.

$$J(\lambda_e, \alpha_s) = \sum_{t=60}^{180} (T_{obs}(i, j, t) - T_{th}(i, j, t))^2 \quad (12)$$

ここで, $J(\lambda_e, \lambda_s)$: 積算誤差評価関数

皮膚温度初期値は被験者ごとに異なる. また, 温度センサーの取り付け状態も被験者ごとに異なるためモデルでは λ_e は一意的に定まらない. 本手法では, 先ず被験者ごとに計測データを使用して定常状態での λ_e を, たとえば皮膚表面では (13) 式により暫定的に計算し, これをパラメータ調整の初期値とする.

図 4 温度応答の推移 (60sec 後, 冷却刺激終了時)

図 5 皮膚表面温度応答 (観測値・理論値)

$$\lambda_e = WB(T_b - T_{s0}) / (T_{s0} - T_a) \quad (13)$$

パラメータ (λ_s, λ_e) を求めるために最急降下法に相当する勾配法²¹⁾を用いた。本法による (λ_s, λ_e) の積算誤差等高線図における探索過程を図6に示す。

図6 積算誤差等高線図 (λ_s, λ_e 探索過程)

(12) 式の積算誤差が“最小値”かつ“0.1 以下”を満たした (λ_s, λ_e) を最適解とする。また、事前に熱物性値が既知の試料 (シリコンゴム) を使用して同様に測定し補正係数を求める。これを先に同定した温度伝導率に乗じて補正を行う。

3. 数値実験および結果

3.1 皮膚の温度伝導率と血流量との関係

血流量を変化させたときの皮膚温度応答から皮膚の温度伝導率を推定し、血流量と温度伝導率との相関関係を求める。

1) 前提

皮膚の温度伝導率 (熱拡散率) は、特に皮膚血流量の変化により生理的に調節されるものとされている。すなわち、皮膚内の熱移動は熱媒体としての血液が主要な役割を演じている⁴⁾。したがって、熱移動量から皮膚の血液循環を評価することが可能である。

図7 冷却刺激後の温度応答の変化

2) 皮膚の温度伝導率と血流量との関係

局所皮膚領域生体熱移動モデル (11) 式において、ステップ状の熱刺激を与え血流量を変化させた場合の皮膚表面温度応答を数値計算した。図7より血流量が多いほど温度応答が速いことがわかる (時定数により温度応答を評価した)。

次に、この温度応答を基準にし、 $W_b = 0$ (血流量がない状態、または基準血流量) として (12) 式の $J(\lambda_e, \alpha_s)$ を最小値に収束させるようにパラメータ (λ_e, α_s) を調整して最適な温度伝導率を求める。図8より温度伝導率と血流量の変化の間に線形相関があることがわかった。後述の臨床実証実験においても温度伝導率と血流量の間に線形相関があることを確認した。このことより、温度伝導率から皮膚の血液循環状態を評価することが可能であると判断した。

図8 血流量と温度伝導率との相関性 (冷却)

3.2 熱刺激方法

熱刺激方法として加温または冷却が考えられる。両者による温度応答の数値計算の結果、冷却による熱刺激が有効であることがわかった。図3の局所皮膚領域モデルにおいて、皮膚表面に熱刺激を与え、以降の各時刻における皮膚断面全域の温度応答を数値計算した。刺激位置を原点として各深部位置での温度計算値をプロットした。(図9,10)

通常的环境下では外気温は体温よりも低いので体の深層

図9 皮膚組織断面温度勾配 (冷却刺激)

部から皮膚組織を経て外気に向かった温度勾配が存在し、それに応じて体深層部→皮膚→外環境への熱の流れ（熱拡散）がある（図9）。しかし加温することによりこの熱の流れが逆転し（図10）正しく血流量の影響を評価できない可能性がある。冷却温度は、被験者の身体的負担を考慮すると、外気温～（皮膚温度-5℃）とするのがよい。

図10 皮膚組織断面温度勾配（加温刺激）

4. 皮膚血液循環評価装置の試作開発

4.1 皮膚血液循環装置の構成

皮膚の冷却刺激に対する温度伝導特性より皮膚温度伝導率を推定し皮膚の血流状態を診断する。皮膚の温度伝導状態を計測するために冷却刺激装置、多点温度計測センサー、センサーデータ制御装置、および遠隔センシングシステムの試作を行う。また、本試作機を使用して臨床実証実験を行う。試作機の全体構成、および各装置の機能を図11に示す。

ペルチェ素子を使用して冷却刺激装置を試作した。冷却刺激部熱伝導プローブの直径はφ1 mm、設定温度は5℃～30℃、温度制御精度は±1.0℃以内である。多点温度計測センサーとして、シリコンゴム上に微細なTタイプ熱電対を

図11 試作装置の全体構成

4本配置したフレキシブル温度センサーを構成した。温度計測分解能は0.05℃で温度伝導率解析仕様に合致する。また、センサーデータ収集装置は温度計測分解能0.05℃以内である市販製品を選定した。

4.2 皮膚の温度伝導率測定予備実験

1) 皮膚温度応答測定

前腕部内側の皮膚表面に冷却刺激を与え皮膚温度応答を測定する。収集したデータの事前処理を行い皮膚初期温度からの温度変化を算出する。また、周辺部の温度経時変化データを用いて測定対象部の温度変化データを補正する。

2) 皮膚温度伝導率の推定

多点温度計測センサーの中心位置での観測値と数値計算値（理論値）の積算誤差（12）式が最少値に収束するようにパラメータ（ λ_e, α_s ）を調整して温度伝導率 α_s を同定する。本実験にて推定した前腕部内側の皮膚の温度伝導率は $2.1350E-07 \text{ m}^2/\text{s}$ である。最適な温度伝導率が同定された時点の温度応答特性を図12に示す。また、同時に最適な総合熱伝達率も同定されているので定常時の皮膚表面温度バランスが保たれている（図13）。

図12 温度伝導率の推定

図13 X軸上の温度分布の経時変化

表 2 温度伝導率推定再現性試験

実験No.	1	2	3	4	5	6	7	8
温度伝導率	2.410E-07	2.135E-07	2.048E-07	2.043E-07	2.089E-07	2.272E-07	2.272E-07	2.181E-07
標準偏差	0.0414	0.1126	0.1334	0.0857	0.0514	0.0672	0.0242	0.0031
平均	2.181E-07							
標準偏差	1.28905E-08							

3) 皮膚温度伝導率測定の再現性

同一の対象者に対し前腕部内側中央で連続して8回測定を行った。温度伝導率の平均値は $2.181\text{E-}07 \text{ m}^2/\text{s}$ 、標準偏差は $1.289\text{E-}08 \text{ m}^2/\text{s}$ (5.9%) であった。

5. 臨床実証実験および結果

5.1 皮膚温度伝導率と皮膚血流量との相関検証実験²²⁾

1) 方法

局所皮膚領域生体熱移動モデルによる皮膚の血液循環状態検証数値実験の結果をうけて、健康高齢者を対象とし、皮膚血流量と皮膚温度伝導率の相関を検証する実験を行った。測定部位は前腕部を選択した。また、血流量を変化させる方法としてお湯による加温を実施した。

- (1) 対象者：健康な65歳以上の高齢者8名
- (2) 実験場所：大阪大学医学部保健学科実習室
- (3) 実験時期：2008年6月
- (4) 実験手順：左右前腕部における皮膚表面温度、皮膚血流量を測定後、10分間40℃のお湯にて前腕部全体を加温し、再度、皮膚表面温度、皮膚血流の測定を行った。なお、左右両方の前腕部で加温と測定を行った。
- (5) 測定内容とその方法
  - ① 測定内容：対象者の血圧、脈拍、体温、左右の前腕部の皮膚表面温度と皮膚血流量
  - ② 測定方法：試作した血液循環評価装置を使用して前腕部における加温前後の皮膚温度・血流量の測定を行った。前腕部の皮膚表面温度測定は、左前腕部内側中央において多点温度計測センサーシート（血流計用プローブ付）を貼付し、冷却刺激を与えて皮膚表面温度・血流量を測定した。その後、5分間40℃のお湯にて前腕部全体を加

図 14 温度伝導率と皮膚血流量との線形関係

温して再度、皮膚表面温度・血流量測定を行った。なお、冷却刺激領域は $\phi 1\text{mm}$ であり、皮膚表面温度は冷却刺激点、血流量は冷却刺激点より4mm離れた位置で測定した。また、血流量はレーザー血流計（オメガフロー、オメガウェーブ社製）を使用した。

- (6) 分析：皮膚温度伝導率および、皮膚血流量に対し、お湯による加温前と加温後の、値および比の値（以下、変化率とする）で相関分析を行った。有意水準は5%とした。

2) 倫理的配慮

研究の目的・方法を明記し被験者の公募を行った。応募した被験者に対して実施前に研究の目的・方法、途中辞退が可能なこと、プライバシーの保護について説明を行い、研究参加の同意を得た。なお、冷却刺激に関しては事前に研究者により安全性を確認して実施した。

3) 結果

- ① 前腕部における加温前後の皮膚組織温度伝導率の平均（標準偏差）は、加温前が $2.50\text{E-}07(0.14\text{E-}07) \text{ m}^2/\text{s}$ 、加温後は $3.96\text{E-}07(0.46\text{E-}07) \text{ m}^2/\text{s}$ であり、通常時に比較して血流増加時に有意な上昇が見られた ($p < 0.05$)。血流量の平均（標準偏差）は、加温前は $1.6(0.80) \text{ ml}/(\text{min} \cdot 100\text{ml})$ 、加温後は $2.01(0.64) \text{ ml}/(\text{min} \cdot 100\text{g})$ であり、加温後で有意な増加が見られた ($p < 0.05$)。
- ② 温度伝導率と皮膚血流量の回帰分析
通常時と血流増加時の温度伝導率を従属変数とし、通常時と血流増加時の皮膚血流量を独立変数とした回帰分析の結果、「温度伝導率 = $2.16\text{E-}07 + 0.66 \times \text{皮膚血流量}$ 」の線形関係がみられた（図14）。

5.2 仙骨部における皮膚温度伝導率の健康高齢者と入院高齢者との比較²²⁾

1) 方法

- (1) 健康高齢者：地域に居住する健康な65歳以上の高齢者49名
  - ① 実施時期：2008年2月
  - ② 調査・測定内容とその方法
    - a) 調査・測定内容：対象者の年齢、性別、血圧、脈拍、体温、仙骨部中央の皮膚表面温度
    - b) 測定方法：ベッド上で30分間臥床後、側臥位にて、仙骨部中央に温度センサーを貼付し皮膚表面温度の測定を行った。
- (2) 入院高齢者：入院中で65歳以上の日常自立度がBまたはCランクの高齢者51名。
  - ① 実施時期：2008年3月
  - ② 調査・測定内容とその方法
    - a) 調査・測定内容：対象者の年齢、性別、入院理由となった疾患、測定時の血圧・脈拍・体温、仙骨部中央の皮膚表面温度、およびOHスケール。
    - b) 測定方法：仙骨部中央に温度センサーを貼付し皮膚

表面温度の測定を行った。温度測定は、おむつ内排泄後の清潔援助終了後 30 分～1 時間以内とし、対象者がベッド上仰臥位で 30 分以上経過している状態で測定を行った。なお、冷却刺激範囲、温度測定範囲、使用機器は健康高齢者で使用したのと同じである。

2) 分析

仙骨部の皮膚温度伝導率を健康高齢者と入院高齢者間で比較を行った。また、入院高齢者については日常生活自立度、褥瘡発生危険度で構成される OH スケール^{注 2), 23)} との関係を分析した。

3) 倫理的配慮

健康高齢者については、実験 1 と同様に行い参加同意を得た。入院高齢者については、大阪大学保健学倫理委員会の承認後、実施施設で承認を受けた。また対象者およびその家族には研究の目的・方法、途中辞退が可能であること、プライバシーの保護について文書および口頭で説明し参加同意を得た。

4) 結果

入院高齢者のうち 2 名は測定データの欠損があったため分析対象から除外した。

図 15 健康高齢者と入院高齢者の皮膚温度伝導率

図 16 皮膚温度伝導率と OH スケール

(1) 仙骨部における皮膚温度伝導率について

健康高齢者の皮膚温度伝導率は平均（標準偏差）が $2.443\text{E-}07$ ($0.557\text{E-}07$) m^2/s であり、入院高齢者の皮膚温度伝導率は平均（標準偏差）が $1.991\text{E-}07$ ($0.696\text{E-}07$) m^2/s であり、健康高齢者と入院高齢者に有意差がみられた ($p<0.05$) (図 15)。

(2) 入院高齢者の皮膚温度伝導率と OH スケールとの関係

入院高齢者の皮膚温度伝導率と OH スケールスコアとに負の相関関係がみられる。すなわち、OH スコアが高い患者は皮膚温度伝導率が小さく、OH スコアが低い患者は皮膚温度伝導率が大きい傾向がある (図 16)。

6. 考察

6.1 局所皮膚領域生体熱移動モデルの開発および数値実験

局所皮膚領域に限定した局所皮膚領域生体熱移動モデルを構築した。局所皮膚領域生体熱移動方程式 (2) 式、または (5) 式を差分化することにより線形連立方程式 (11) を導いた。これにより皮膚表面および断面における温度応答、および血流量の影響を容易に数値計算することができる。

冷却刺激を与えて (11) 式より得られた温度応答と臨床実証実験で得られた温度応答が一致するようにパラメーターを調整することで温度伝導率（熱拡散率）を求める手法を開発した。

数値実験で血流量と皮膚温度伝導率の関係を求めた結果、線形の相関が得られた。本実験結果は皮膚温度伝導率で皮膚の血液循環を評価できる可能性を示唆している。

6.2 皮膚血液循環評価装置の試作開発

ペルチェ素子を使用して冷却刺激装置の試作を行った。設定温度は $5^\circ\text{C} \sim 30^\circ\text{C}$ 、温度制御精度は $\pm 1.0^\circ\text{C}$ 以内である。多点温度計測センサーとして、シリコンゴム上に微細な T タイプ熱電対を 5 本配置したフレキシブル温度センサーを構成した。温度計測分解能は 0.05°C である。

冷却刺激装置の温度制御、データ収集の自動化、測定データの前処理、温度伝導率の解析を各処理ごとに行うソフト構成とした。本試作装置を使用して臨床実証実験を行い、その有効性を確認した。

6.3 皮膚温度伝導率と血流量との相関検証実験

皮膚血流量と温度伝導率の相関性を検証する実験により、皮膚温度伝導率と血流量との線形関係が明らかとなった。これにより、数値実験により確認された皮膚温度伝導率と血流の線形関係を支持できる実際のデータが得られた。皮膚温度伝導率が大きいと皮膚血流が多く、反対に小さいと皮膚血流量が少ないということが判明し、皮膚温度伝導率で皮膚血流が評価できることが示唆された。なお、本実験では血流量の変化状況を観察しやすい前腕部を測定部位として選択した。

6.4 皮膚温度伝導率の健康高齢者と入院高齢者との比較

健康高齢者での皮膚温度伝導率を確認することにより、先行研究では確認できなかった皮膚温度伝導率の分布状況が明

らかとなった。また、皮膚温度伝導率の“t 分布による母平均の 95% 信頼区間”は、健康高齢者は [2.261, 2.675] m²/s であり、それに比べて入院中の高齢者は [1.736, 2.219]m²/s と明らかな低値を示し健康高齢者よりも血流状態が悪いことが推察される。

皮膚温度伝導率と OH スケールスコアとに負の相関関係がみられる。OH スコアが高いほど褥瘡発生危険度が高いとされている。入院中の高齢者は臥床主体の生活が多く、自力体位変換ができない患者がより皮膚温度伝導率が低く、体圧値が高いほど皮膚温度伝導率が低いという関係から、臥床による圧迫状況と皮膚温度伝導率とに関係があり、皮膚温度伝導率による血液循環の評価が可能であることが示唆された。

7. 結論

皮膚に局所的な熱刺激を与えたとき、その温度応答は皮膚の熱物性値に依存し特に血液循環状態を評価することになる。これらを考慮した局所皮膚領域生体熱移動モデルを開発し、その妥当性を確認した。また、皮膚の“見掛けの温度伝導率”推定手法を確立し、皮膚温度伝導率と血流量の間に線形相関があることを数値実験で明らかにした。温度伝導率を推定することにより皮膚血液循環を評価する装置を試作開発し臨床実証実験に供した。実験の結果、皮膚温度伝導率と血流量とに線形相関があることを確認し、健康高齢者に比べて長期臥床高齢者の温度伝導率が低いという結果から、皮膚温度伝導率による皮膚血液循環評価の妥当性を確認した。さらに、皮膚の温度伝導率は褥瘡発生リスクの一要因となりうる可能性があることが示唆された。今後、褥瘡発生リスクを評価する新たなスケールの開発を目指すとともに、臨床の現場でも容易に使用できる小型・簡単・安価な皮膚血液循環評価装置の実用化を目指す。

謝辞

本研究は、平成 19 年度・科学技術振興機構・産学共同シーズイノベーション事業・顕在化ステージ（課題名：褥瘡発生予測に関する実証的研究）の助成を受けて実施されたものであり、ここに記して感謝の意を表す。

参考文献

- 1) Dan, L.Bader.: Pressure Sores-clinical practice and scientific approach, 1990.
加倉井周一＝監訳：褥瘡－予防・治療の実際と研究の展開－, 13-20, 協同医書出版社, (1996).
- 2) Nakamura, H.: Development of noninvasive measurement of peripheral circulation and its medical application, environmental health and preventive medicine, 2, 1-10, (1997).
- 3) 山越憲一, 戸川達男：生体用センサーと計測装置, 58-101, コロナ社, (2000).
- 4) 中山昭雄編：温熱生理学, 123-124, 126, 理工学社, (1981).
- 5) Chang, W.Song, et al.: Implication of blood flow in hyperthermic treatment of tumors, IEEE Transactions on Biomedical engineering, BME-31(1), (1984).
- 6) K. Yang, W. Liu.: A sensitivity analysis of the step-temperature technique for measurement of local tissue blood perfusion, Journal of Medical engineering & Technology, (1), 73-82,(2008).
- 7) Valvano, J.W. et al.: The simultaneous measurement of thermal conductivity, thermal diffusivity, and perfusion in small volumes of tissue, Transaction ASME Journal of Biomech Eng, 106(3), 192-197, (1984).
- 8) Fujii, M. et al.: A method for in vivo measurement of thermophysical properties of biological tissues, Journal of International Society of Life Information Science, 17(1), 129-134, (1999).
- 9) Sae-Sia, W. Deidre. et al.: Elevated sacral skin temperature (Ts); a risk factor for pressure ulcer development inhospitalized neurologically impaired Thai patients, Appl. Nurs. Res, 18, 29-35, (2005).
- 10) 作田譲, 高橋誠：血流測定による褥瘡発症因子としての圧力とずれ力の相互作用, 生体医工学, 44(1), 101-106, (2006).
- 11) Kathleen, M.Baldwin.: Transcutaneous oximetry and skin surface temperature as objective measures of pressure ulcer risk, advances in skin&wound care, 14(1), (2001).
- 12) Rob, J., van, Marum. et al.: The relationship between pressure ulcers and skin blood flow response after a local cold provocation, Arcg Phys Med Rehabil 83, (2002).
- 13) 原田玲子, 原田彰宏, 小林直人：人体の構造と生理機能, 136-138, 医歯薬出版株式会社, (2007).
- 14) Gerard, J.Tortora. et al.: Principles of anatomy and physiology, John Wiley & Sons, Inc.
大野忠雄, 他＝共訳：トートラ人体の構造と機能, 151-152, 丸善株式会社, (2008).
- 15) 傳田光洋：第三の脳, 8-9, 株式会社朝日出版社, (2007).
- 16) Pennes, H.: Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting human forearm, Journal of Applied Physiology, 1(2), 93-122, (1948).
- 17) Ashim, K.Datta.: Biological and bioenvironmental heat and mass transfer, 36-38, Marcel Dekker, Inc. (2002).
- 18) 横山真太郎著：生体内熱移動現象, 201, 北海道大学図書刊行会, (1993).
- 19) Gordon, D. Smith.: Numerical solution of partial differential equations, Oxford University Press (1965).
G.D. スミス＝著, 藤川洋一郎＝訳：偏微分方程式の解法, 147-150, サイエンス社, (1999).
- 20) 日本機械学会編：生体工学, 88-112, 社団法人日本機械学会, (2007).
- 21) Bevington, P.R.: Data Reduction and Error Analysis for the Physical Sciences, 215-222, (1969).
- 22) 伊部亜希, 阿曾洋子, 羽賀知行：皮膚組織血液循環評価装置の開発, バイオメカニズム学術講演会予稿集, 29, 213-216, バイオメカニズム学会, (2008).
- 23) 宮地良樹著：新褥瘡のすべて, 41-43, 永井書店, (2006).

羽賀 知行 (はが ともゆき)

1976 年大阪大学基礎工学部制御工学科卒業, 現在, 和歌山大学大学院システム工学研究科博士後期課程在籍. 同年, 株式会社堀場製作所, HAD (Ann Arbor, MI, USA), HORIBA Europe GmbH (Frankfurt, Germany), 神戸製鋼所電子技術研究所, 電子情報事業本部等を経て現在, アソート株式会社研究開発部神戸基礎工学研究所所長. 核融合実験炉の

最適制御システム, 画像計測システム, 生体情報システムの研究開発に従事. 計測自動制御学会, 生体医工学会, 日本褥瘡学会の会員. (バイオメカニズム学会正会員).

伊部 亜希 (いべ あき)

1999 年大阪大学医学部保健学科看護学専攻卒業, 2004 年同大学院医学系研究科保健学専攻博士前期課程修了, 2007 年同専攻博士後期課程退学, 同専攻助教. 看護学博士. 褥瘡予防看護ケアの研究に従事. (バイオメカニズム学会正会員).

Developing a System for Diagnosing Blood Circulation in Skin Tissue and its Clinical Application to Predicting Incidence of Pressure Ulcers

Tomoyuki HAGA^{1†,2}, Aki IBE³, Yoko ASO³, Masako MIYAJIMA³,
Mihoko ISHIZAWA⁴, Yukie TAKADA⁵, Tomoko TAMARU³, Yoko HONDA³

¹ Kobe Engineering Science Research Laboratory, Department of R&D, Asort co., Ltd.

² Graduate School of Systems Engineering, Wakayama University

³ Graduate School of Medicine, Division of Health Sciences, Osaka University

⁴ School of Nursing, Osaka Prefecture University

⁵ Osaka University Hospital

Abstract It is greatly important to evaluate the status of blood circulation in skin tissue for diagnosing its condition. The purpose of this study was to develop a simple, non-invasive system for diagnosing blood circulation in vivo. This paper reports the technique how to develop the system and the result of the experiments. Providing a cooling stimulus in local area, the thermal response, thermal diffusivity, implies to evaluate the volume of blood perfusion in skin tissue. We formulated the bio-heat transfer model applying to the local area of skin and developed identifying method for the apparent thermal diffusivity of skin tissue by numerical analysis of this model. As the result of the clinical demonstrative experiments, we found that there was a linear relationship between the thermal diffusivity and the volume of skin blood flow. In addition, we also discovered that there was a correlation between the thermal diffusivity and the risk factor of pressure ulcers incidence. This result shows a validity of this system and the possibility that it can evaluate the status of blood circulation in local skin tissue and the risk of pressure ulcers incidence by the thermal diffusivity of skin tissue.

Key Words: Blood Circulation in Skin Tissue, Thermal Diffusivity, Diagnosis of Local Skin Disease, Risk Factor of Pressure Ulcers Incidence, Nursing and Care

---

Received Oct 19, 2009 Accepted Jan 21, 2010

[†] Tomoyuki HAGA

Kobe Engineering Science Research Laboratory, Department of R&D, Asort co., Ltd.
KIO-111, 9-1, Minatojima, Chuo Ku, Kobe City, Hyogo Pref., 650-0045 Japan
Tel: 078-335-5454 Fax: 078-335-5450
E-mail: tomoyuki.haga@asort.co.jp