

介護の省力化を目的とした初期褥瘡の電気インピーダンス法による無侵襲検出  
 Non-invasive detection of pressure sore at early stage by using Bioelectric Impedance  
 Analysis(BIA) method for reducing labor of nursing care

浦滝真理子 Mariko URATAKI

(お茶の水女子大学ライフサイエンス)

### 1. はじめに

褥瘡は長時間臥位で過ごす高齢者の他、車椅子利用者や麻痺患者に発生し易い。高齢化が急速に進行し介護保健制度が平成12年4月から施行され在宅介護を受ける高齢者が増加するなかで、施設介護より在宅介護を受ける人に発生率が高い褥瘡患者が増加すると予想される。

褥瘡は進行につれ治癒にかかる時間、労力、費用が増加する。また難治性、易再発性という特徴を持つため徹底した予防と早期発見・早期対策が重要となる。褥瘡初期段階では皮膚に発赤症状が現れることから、臨床現場では目視による発赤観察が早期発見とされ重要視されている。介護現場では通常約2時間ごとに体位交換し皮膚観察することが推奨されるが実際は人員不足から徹底できておらず褥瘡管理上問題となっている。

発赤部分では血管拡張、血管透過性亢進による間質液量増加、内出血、浮腫等のため<sup>1)</sup>発赤部分組織中の水分は周囲組織よりも増加すると考えられる。この増加は生体電氣的インピーダンス計測(Bioelectric Impedance Analysis(BIA))により検出可能と考え、さらにこれを非接触的に着衣状態で検出できれば介護の省力化につながると考えた。

以上より本研究では、まず皮膚発赤部分のBIA計測を行い非発赤部分との差異を計測するとともに、臨床現場での利用を考慮し非接触にて発赤を検出する方法を検討した。

### 2. 赤作成とそのBIA計測

#### (1)発赤作成

消毒用エタノール1mlをパッチに染み込ませ7~15分程度上腕前側に貼り付け発赤状態を作成した。機序としてはエタノールが皮膚のカタラーゼにより分解されアセトアルデヒドとなり、それが血管拡張作用を持つためごく軽度の炎症状態を引き起こす。これを初期褥瘡における発赤とした。

#### (2)BIA計測

電極には皮膚表面電極(NT-211U, 日本光電)とペースト(Z-070BP, 日本光電)を用いた。電極間距離 $l=15\text{mm}$ 、皮膚電極半径 $a=4\text{mm}$ 、電位差 $V=1\text{V}$ 、周波数 $f=80\text{Hz}\sim 1\text{MHz}$ (203点)とした。一回の計測時間は約10秒である。計測装置にはインピーダンスアナライザ(4294A アジレントテクノロジー)を用い、発赤部分とその周囲の非発赤部分を交互に3回づつ計測した。Fig. 1(b)に目視で確認した発赤部分(枠線内)、電極設置位置(○で示す)、BIA計測区間(破線:

発赤部分、実線:非発赤部分)を示す。被験者は健康な20代女性4名とした。計測時の室温は $21^\circ\text{C}$ であった。

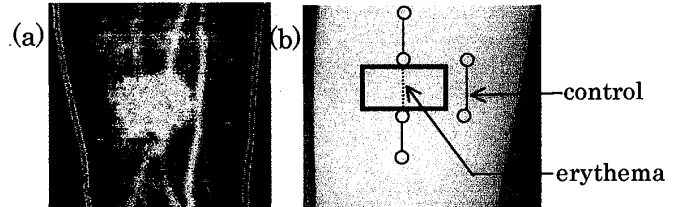


Fig. 1 Blood flow image(a) and appearance(b) of the skin area of erythema. The position of electrodes and the BIA measurement segments are shown in Fig. 1(b)(broken line: erythema, solid line: control).

#### (3)発赤部位及び周辺の血流画像化

BIA計測直後に発赤部分とその周辺の組織血流の画像化を行った(Fig. 1(a)). 装置はレーザードップラ血流画像化装置(MoorLDI モンテシテム)を用いた。

### 3. 結果と考察

任意に選んだ被験者Aの発赤部分とその周囲の非発赤部分皮膚のBIA計測結果をFig. 2に示す。図に示すように周波数帯域 $f=80\text{Hz}\sim$ 約 $1.7\text{kHz}$ でのBIA計測では発赤部分と周囲の非発赤部分との間に $P<0.05$ の有意差が見られたが $1.7\text{kHz}$ 以上では差は見られなかった。これより発赤部分では主に $\alpha$ 分散領域でBIA値が有意に変化するものと考えられた。またFig. 1(a)から、Fig. 1(b)に示す発赤部分とほぼ同一部位における血流が周辺部位よりも増加することがわかった。

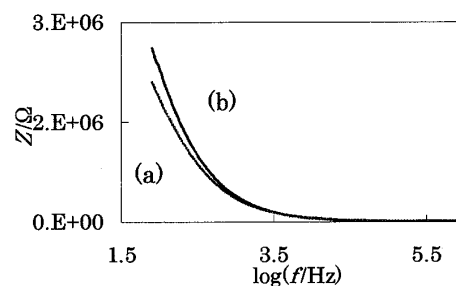


Fig. 2 BIA measurement(a: erythema, b: control).

これらと同様の傾向を他の被験者も示したことからここで作成した発赤部分では血流増加と血管透過性亢進により細胞外液が増加しており、これをBIA計測により検出できることが示唆された。実際の褥瘡発赤では血液が停滞するだけのケースで血流増加を伴わないものもあると考えられるが、その場合レーザードップラ法では検出

不可能な発赤でも BIA 計測法では検出可能であると考える。

4. 非接触 BIA 計測

2, 3 で用いた BIA 計測には電極設置の煩雑さがあり、臨床での発赤検出は困難と考えられるため、臨床での無侵襲かつ簡便な利用を目指し非接触 BIA 計測<sup>2)</sup>による発赤検出を検討した。

(1)理論

非接触 BIA 計測<sup>2)</sup>の概念図を Fig. 3 に示す。

計測には 3 つのコイルを用いる。即ち coil1 に交流電流を流し変動磁界を作成し、これに対して組織中に誘導される渦電流を互いに逆方向に巻いた 2 つのコイル coil2a, coil2b の直列接続により計測する。coil1 の変動磁界により coil2a, coil2b に誘導起電力が発生し、同時に生体表面に生じた渦電流  $I_t$  のために変動磁界が発生する。coil2a と coil2b は coil1 からは等距離であるが、生体表面からの距離が異なる。そのため  $I_e$  による起電力  $U_e$  は等しいが  $I_t$  による起電力  $U_t$  は異なることとなり、 $V = U_{e2a} - U_{e2b}$  となる。 $I_t$  は BIA 値に依存するためその値に変化の生じた部位を検出することができる。

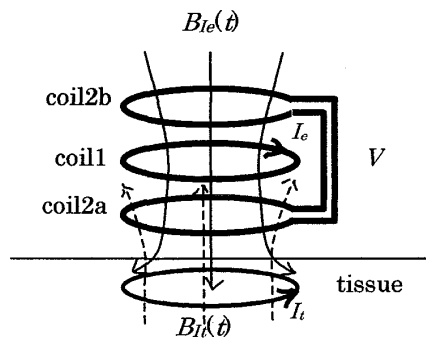


Fig. 3 Schematic diagram of the mechanism of contactless electrical impedance measurement<sup>2)</sup>.

5. 電磁場解析

設定条件を導線断面積  $S = 1 \times 10^{-6} \text{m}^2$ , コイル半径  $R = 7.5 \text{mm}$ , 励磁コイルの電流  $I_e = 10 \text{A}$  (周波数  $f = 1 \text{kHz}$ ), 計測コイル巻数 1, 導線抵抗率  $\rho_c = 1.7 \times 10^{-8} \Omega \text{m}$ , 組織抵抗率  $\rho_t = 200, 225, 250 \Omega \text{m}$  (皮膚抵抗率  $\rho_{skin} = 250 \Omega \text{m}$ <sup>3)</sup>, 発赤皮膚抵抗率  $\rho_{ery} = 225 \Omega \text{m}$ ), 比透磁率  $\mu = 1$  (コイル, 組織, 空気) とし, 前項の計測手法を有限要素解析プログラム ANSYS 5.2 ED を用いてシミュレーションし (Fig. 4), 計測コイルに流れる電流値を二次元軸対称交流磁場解析により求めた (Table. 1). その結果  $\rho_{skin}$  の減少 (発赤) による計測コイルの電流値を見積もることができた。

Table. 1 Tissue resistivity and current for measurement coil.

$\rho_t / \Omega \text{m}$	$I / \text{A (1turn)}$
200	$2.31 \times 10^{-12}$
225	$2.12 \times 10^{-12}$
250	$1.83 \times 10^{-12}$

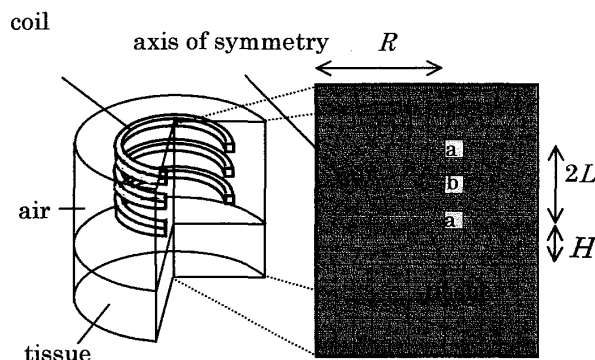


Fig. 4 The model of contactless BIA measurement for ANSYS (a: measurement coil, b: excitation coil,  $R = 7.5 \times 10^{-3} \text{m}$ ,  $H = 2.5 \times 10^{-3} \text{m}$ ,  $2L = 4 \times 10^{-3} \text{m}$ ).

6. おわりに

被験者に作成した発赤部分の BIA 値が  $\alpha$  分散領域で有意に変化することを確認した後, 非接触 BIA 計測法を考案し ANSYS にて電磁場解析を行った。電磁場解析により見積もった計測コイルに誘導される電流値は微小であることから, 実際の計測系ではプリアンプ, ロックインアンプを組み込みコイルの巻数を増加させるなどの必要があると考える。また 2 つの計測コイルに流れる電流位相差はコイル-皮膚間距離に依存しないため, 位相差も計測することで精度を上げることができると思う。

[参考文献]

- Joseph A. Witkowski, M. D., Lawrence Charles Parish, M. D., *J Am Acad Dermatol*, **6**, 1014-1021, 1982.
- Peter P. Tarjan, Richard McFee, *IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering*, **15** (4), 266-278, 1968.
- C. H. Riedel, M.-A. Goldmanbeck, O. Dössel, *Biomedizinische Technik*, **47**(1): 257-260, 2002.

[発表状況]

- 「応力と骨」, 生活工学研究, **3**(2), 254-255, 2001.
- 「体表からの体内硬組織深度の測定」, 第 16 回生体・生理工学シンポジウム, 2001 年 8 月 2B1-1, 183-184, 神奈川.
- 「褥瘡の発生と治癒」, 生活工学研究, **4**(1), 126-127, 2002.
- 「褥瘡初期発赤時の間質液量増加」, 生活工学研究, **4**(2), 254-257, 2002.
- 「非接触生体電気インピーダンス計測」, 生活工学研究, **5**(1), 2003.

(指導教官 太田裕治)