

# 非接触生体電気インピーダンス法を用いた初期褥瘡検出

Detection of early-stage pressure sore using non-contact bioelectrical impedance method

0030110 小林千紗 太田裕治

Chisa KOBAYASHI, Yuji OHTA

## 1. 背景と目的

日本はすでに高齢社会に突入し6人に1人が高齢者となっている。高齢者数は今後もさらに増え続け、2050年には高齢化率35.7%、3人に1人が高齢者という超高齢社会が到来することが予想されている。これに対応するため平成12年4月からは介護保険制度が施行され、在宅介護を受ける高齢者が増加している。高齢被介護者の褥瘡有病率を在宅介護と入院・施設間で比較すると、前者7.0~14.6%、後者4.2~9.5%と在宅で高いことが分かり、高齢化率の上昇とともに、今後は褥瘡患者も更に増加することが懸念される。

褥瘡は進行につれて治癒にかかる時間、労力、費用いずれも増加する傾向にあるため、予防・早期発見処置が極めて重要となる。褥瘡治療は介護保険制度の対象となったこともあり、昨年来、予防目的の体圧分散マットレスなどによる褥瘡対策が盛んになってきた。一方、臨床での褥瘡の早期発見については、現時点でも、目視にたよる発赤観察に留まっており、人員不足などから必ずしも適切なケアがなされていない。本研究では着衣上からも検出が可能な非接触生体インピーダンス計測を用いた初期褥瘡の検出法につき検討する。

## 2. 褥瘡発生のメカニズム

褥瘡は以下の3段階を経て発生・進行すると考えられる。

- ①骨突起部とマットレス・椅子などの間で、皮膚もしくは皮下軟部組織に長時間圧迫が加わる。
- ②組織に血行障害が生じ、酸素と栄養素が供給されないため細胞の代謝障害・壊死が発生する。
- ③乳酸などの組織代謝老廃物が除去されずに蓄積するため、組織壊死が一層進行する。

損傷組織においては毛細血管が拡張し、損傷領域の血液量が増加するため、組織が赤く見える。これが発赤と呼ばれる褥瘡初期段階である。この部分では、血管拡張に加え、血管透過性亢進による間質液量増加、内出血、浮腫等が起こっており、その組織水分量は周囲組織よりも増加していると考えられる。従って、この水分増加を電気的インピーダンス計測により計測可能と考える。

## 3. 生体電気インピーダンス

電気インピーダンスとは電流の流れにくさを表す物理量であり、交流回路における抵抗である。生体の場合、この電気インピーダンスの要素は抵抗、キャパシタンス(容量成分)であり、その構造から周波数依存性(B分散)を示すことが知られている。すなわち、生体に交流電圧を印加した場合、電流経路は周波数依存性を示し、数kHzまでは細胞外を中心に、それ以上では細胞外、細胞内のどちらにも流れる。この性質は細胞膜の容量性に起因する。細胞膜はリン脂質分子が親水基を外側、疎水基を内側にして向かい合うことで脂質二重層構造をもつもので、電気的にはコンデンサ成分Cと抵抗成分Rの並列モデル(Hayden model)で近似可能である。生体組織はこのようなRC回路が無数に直列・並列接続されたもので、組織毎に各パラメーターが異なるものと考えられることができる。(図1)

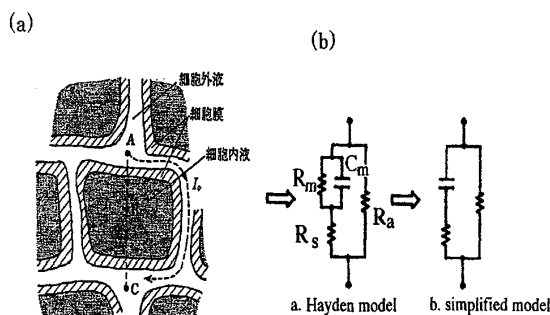


図1 細胞の構成と等価回路

(a) 細胞組織の構成の模式図 (b) 電気的な近似等価回路

## 4. 非接触電気的インピーダンス計測

臨床で発赤検出を実現するには検出法の無侵襲性に加え簡便さが求められる。そこで発赤を非接触電気的インピーダンス計測により検出する方法を検討した。

### (1) 理論

図5に非接触電気的インピーダンス計測の概念図を示す。

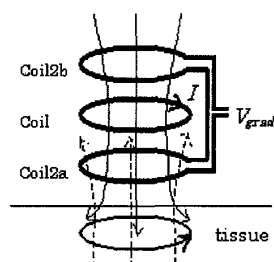


図2 非接触電気的インピーダンス計測

計測には3つのコイルを用いる。すなわち coil1 に交流電流を流し変動磁界を作成し, coil2a, coil2b で計測する。coil2a と coil2b は互いに逆方向に巻かれており, それらを直列に接続する。coil1 による変動磁界は, coil2a, coil2b に誘導起電力を発生させる。この起電力は coil2a と coil2b が coil1 と等距離にあるため相殺されるが, 実際のコイルは完全に対称に作ることはできず, 組織がない状態でも  $V_{grad}$  が発生する。coil1 の変動磁界により, 生体表面にも渦電流  $I_t$  が流れ, それによる変動磁界が発生する。coil2a, 2b は生体表面からの距離が異なるため  $I_t$  による起電力  $U_t$  が異なる。 $I_t$  は生体の電気インピーダンス値に依存するため, 異起電力からインピーダンス値の異なる部位の検出が可能である。

(2) コイル作成

直径 23mm の円柱状プラスチックの、底面から 2mm, 6.5mm, 11mm の位置に, 幅 2.5mm、直径 14mm の溝を掘り、直径 0.25mm の導線を各 100 回巻いた。

5. 実験

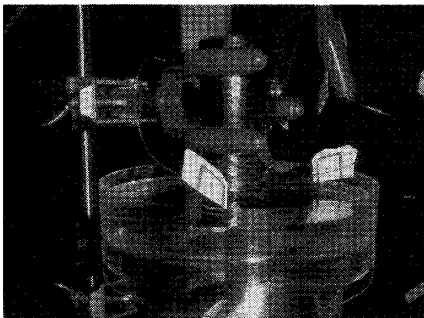


図3. 実験装置

①濃度変化測定

食塩水濃度を変え, 周波数範囲 1Hz~100kHz において coil1 にかける起電力と coil2a, coil2b 間に発生する誘導起電力との位相差を測定した(図3)。食塩水は 50ml をシャーレに入れ, コイル底面からの距離を 2mm 一定として計測した。結果を図4に示す。

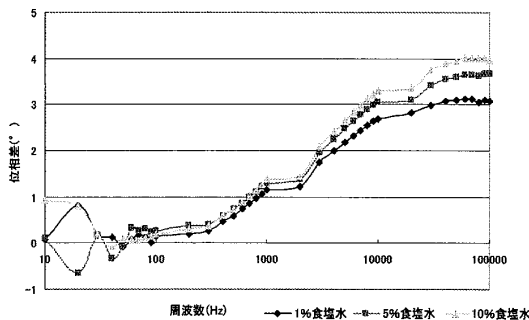


図4. 測定周波数と位相差の関係

②距離依存性

0.9%生理食塩水を対象に, コイル底面からの距離による誘導起電力の変化の影響を調べた。コイル底面

に水面を密着させた状態を 2mmとし, 周波数領域 1~100kHz において, 1mmおきに 17mmの距離まで誘導起電力を測定した。結果を図5に示す。

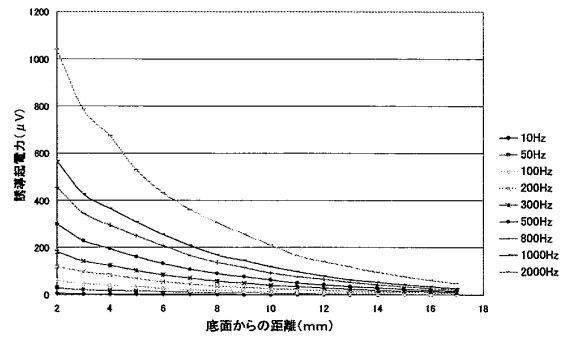


図5. 測定対象との距離による誘導起電力変化

③生体組織測定

豚の肝臓を対象に, コイル底面を肝臓表面に密着させた状態で誘導起電力を測定した。またコイルを固定した状態で注射により生理食塩水で浮腫モデルを作成し, 誘導起電力を測定した。縦軸にモデル作成前後の誘導起電力差(前-後)をとった結果を図6に示す。

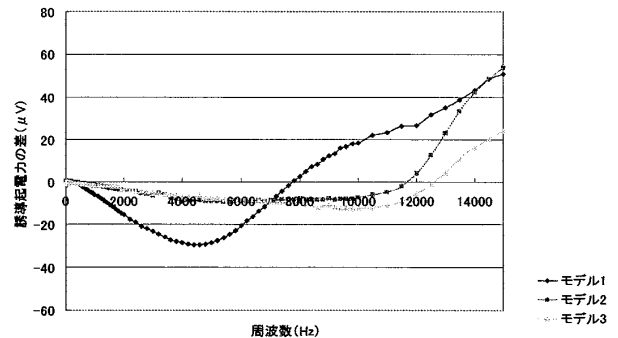


図6. 肝臓の非接触インピーダンス計測

6. 考察

食塩水濃度変化において, 食塩水濃度が大きい, すなわち導電率が大きいほど位相差が大きくなった。距離変化測定において, 誘導起電力指数関数的に減少した。肝臓の浮腫モデルの計測においては, 浮腫モデル作成後に低周波領域において誘導起電力が増加し, ある周波数で逆転するという特徴が見られた。今後は生体の周波数特性を考慮した分析を進め, 臨床における使用に適したコイル作成, また衣服の枚数などを組み込んだ, より現実的なシステムを研究していくことが望ましいと考える。

参考文献

- 1) 浦滝真理子. 介護の省力化を目的とした初期褥瘡の電氣的インピーダンス法による無侵襲検出. 修士論文, 平成14年度. お茶の水女子大学大学院.
- 2) 大浦武彦. 褥瘡予防・治療ガイド. 照林社, 2001.
- 3) 中條俊夫. 創傷・褥瘡ケア最前線. メヂカルフレンド社, 2001.
- 4) CH Riedel, MA Goldmanbeck, O Dössel. Simulation of non-contact measurement of the electrical impedance using an anatomical model. Biomedizinische Technik, 47(1):257-260, 2002.