

電氣的インピーダンス法による心拍出量計測の最適電極配置に関する研究：胸郭体表面電流分布解析による検討

メタデータ	言語: jpn 出版者: 公開日: 2017-10-05 キーワード (Ja): キーワード (En): 作成者: メールアドレス: 所属:
URL	http://hdl.handle.net/2297/16945

電氣的インピーダンス法による心拍出量計測の最適電極配置に関する研究 —胸郭体表面電流分布解析による検討—

高山浩司¹、石崎 彩²、五十嵐朗³、田中志信⁴、山越憲一¹

¹金沢大学大学院自然科学研究科

²金沢大学工学部人間・機械工学科

³(財)石川県産業創出支援機構 (ISICO) 石川ハイテク・センシング・クラスター

⁴自然計測応用研究センター人間計測制御研究部門

1. 緒言

社会の高齢化に伴い、循環器系疾患は年々増加することが予想されており、その早期発見及び疾患予防は極めて重要であり、定期的あるいは継続的な循環機能検査が必要である。循環機能を評価するパラメータとして、心拍出量、動・静脈圧、心房圧、末梢循環抵抗、心拍数など種々のものがあげられるが、これらの中で心拍出量(心臓の拍動によって1分間に駆出される血液量)は、心臓の動的機能を把握できるパラメータとして非常に有用である。今日、心拍出量を計測する方法は種々考案されており、熱希釈法、CO₂再呼吸法、超音波ドップラ法などがあるが、カテーテルを用いた侵襲的な検査方法である熱希釈法が一般的に行われている。被検者への身体的負担を考えると非侵襲的な計測が強く望まれており、電氣的インピーダンス法による心拍出量計測法は、非侵襲的な計測法の中で最も簡便で連続計測可能な方法である。しかし、テープ電極を頸部及び上腹部に一周させて、装着することの煩わしさや不快感、胸部電氣的モデル化に起因する絶対値計測の精度不足などの問題を抱えており、これらの問題を解決するためにテープ電極から簡便なスポット電極への置換が望まれている。

そこで本研究では、胸郭体表面の電流分布計測及び有限要素法による生体モデルの電流分布解析により、電氣的インピーダンス法におけるスポット電極を用いた最適電極配置の検討を行った。さらに、決定した電極配置を用いた本法と色素希釈法との同時比較実験による精度評価を行った。

2. 電氣的インピーダンス法計測原理

電氣的インピーダンス法は、生体組織に通電したときの電流及び電圧から生体情報を得る方法である。血液の比抵抗が他の組織のそれよりかなり小さいため、心拍動に伴う血液の流入、流出により体表面のインピーダンスが変化することを利用し、血液量変化を間接的に求める方法である。電氣的インピーダンス法によって心拍出量を求めるには、胸部の電氣的モデル化が必要であり、通常胸部を縦方向に貫く大動脈と周辺組織からなる長さLの円筒において、円筒内部の電流分布が均一であると仮定した Nyboer の胸部円筒モデルが用いられる。

血液比抵抗を ρ_b 、血液流入前の胸部インピーダンスを Z_0 、血液流入前後のインピーダンス変化を ΔZ とすると、心臓の血液駆出に伴う大動脈内の容積変化 ΔV は(1)式のように表せる。

$$\Delta V \doteq -\rho_b(L/Z_0)^2 \Delta Z \quad (1)$$

ここで Kubicek らは、心室血液駆出初期相では大動脈内では血液が流入するのみで流出がないと仮定し、心室駆出期間(T_s)中の立ち下がり勾配($dZ/dt|_{\min}$)で ΔZ が変化すると考え、(2)式のように一回拍出量(SV)算出式を導出した。

$$SV \doteq -\rho_b(L/Z_0)^2 dZ/dt|_{\min} \cdot T_s \quad (2)$$

また、心拍出量(CO)は、(3)式のように一回拍出量に心拍数(HR)を乗じることにより求められる。

3. 胸部電流分布計測による電極配置の検討

Nyboer の胸部円筒モデルが電氣的に成立する条件は、(a)電流を通電した時に胸部の電流分布が均一となること、(b)血液駆出に伴う電流分布が均一となることである。そこで、胸部体表面の電流分布を計測し、それに基づき胸部円筒モデルが適用可能な電極配置を検討した。

3.1 計測システム 一般的に電流分布を可視化するのは困難であるため、電流と電位が直交することを利用し、また電流が一定であれば等電位線と等インピーダンス線が等しくなることから、本研究ではインピーダンス分布を計測することにより電流分布を推定した。図1に計測システムの概要を示す。被験者の胸部正中線近傍正面及び背面に各18個、6×3のマトリックス状に鎖骨-剣状突起間に等間隔に検出電極を配置し、任意の電極配置にて高周波微小定電流(50kHz、2mA_{rms})を通電することにより、不関電極と各検出電極間に生じる電位差の直流成分(Z_0)、脈動成分(ΔZ)、心電図(ECG)をA/D変換器を介し、パーソナルコンピュータに取り込んだ。取り込まれた信号より各電極間の数値をスプライン補間し、 Z_0 等分布図(Z_0 -map)および ΔZ 等分布図(ΔZ -map)を作成し、胸部の等電位分布を求めた。

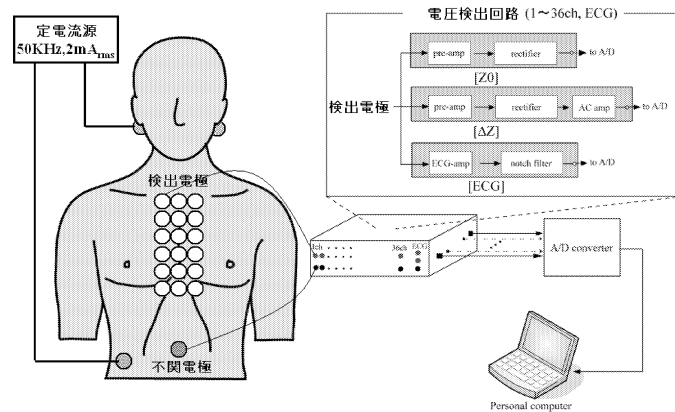


図1 計測システムの概要

3.2 実験方法 電極形状を含めて通電電極を様々な位置に移動させながら Z_0 -map を作成して、通電電極配置の検討を行った。また、 ΔZ -map については、 ΔZ 計測時に同時に取り込んだ心電図のP波出現点を基準として ΔZ の時系列変化を描画することで、心臓からの血液駆出に伴う胸部のインピーダンス変化を観察し、検出電極配置の検討を行った。さらに、健常成人男性7名を被験者として、正面及び背面の正中線上に検出電極を各11個(鎖骨中央-剣状突起間に6個、鎖骨上部に2個、剣状突起下部に3個)を等間隔に配置し、不関電極を額または左膝に配置し、心臓からの血液駆出に伴うインピーダンス変化を正中線上で計測を行い、円筒モデルが成立する大動脈の血液量変化を反映すると思われる位置を同定することで、検出電極配置の検討を行った(図2)。

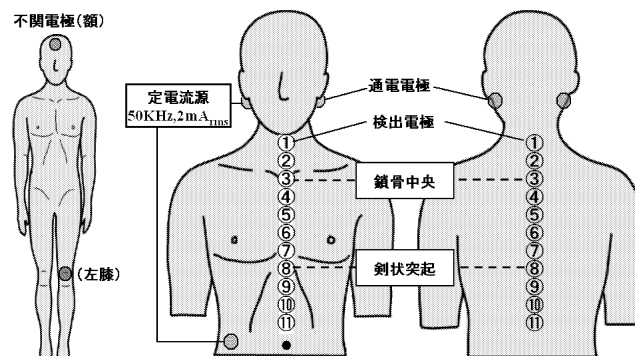


図2 実験電極配置

3.3 実験結果及び考察 耳の後ろと下腹部（腰骨付近）に通電電極を配置することにより、胸部正中線近傍において一様な電流分布を示す Z_0 -map が得られた（図3）。 ΔZ -map においても血液駆出期に比較的一様な電流分布が得られたが、正面の心臓位置において歪みが生じる結果となった（図4）。一方、正中線上のインピーダンス変化計測は、駆出期における Z 値の最小値を-1として規格化した ΔZ_{peak} 値を縦軸、検出電極の位置を横軸に取り、正中線上のどの位置から大動脈の血液量変化が主に検出され始めるのか検討を行った（図5）。その結果、正面では心臓位置において心臓内の血液量変化の影響と考えられる傾きの逆転が見られたが、背面では一様な変化を示し、その様な現象は見られなかった。また、正面と背面の ΔZ 値は、鎖骨中央と剣状突起の2箇所ではほぼ同じ値となったことから、正面と背面の鎖骨中央-剣状突起間で各々心拍出量を計算し、両者の比を求めたところ、 $mean \pm S. D. = 1.07 \pm 0.08$ ($n=7$) となり、正面と背面でほぼ同じ値となることが確認された。

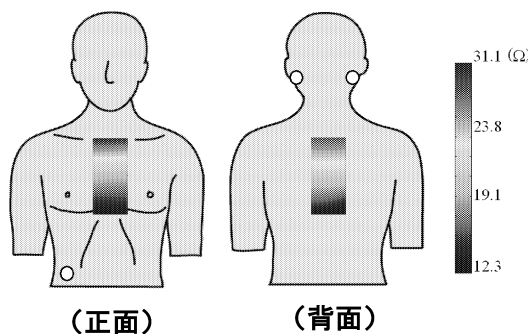


図3 Z_0 -map（耳後ろ-右下腹部）

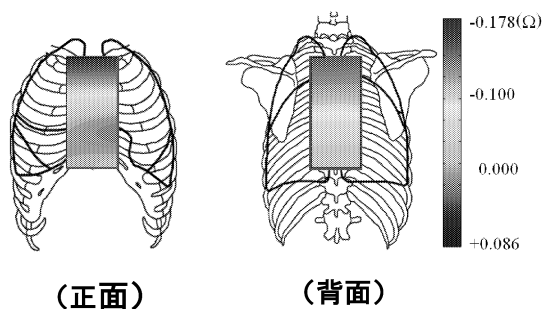


図4 ΔZ -map（駆出期）

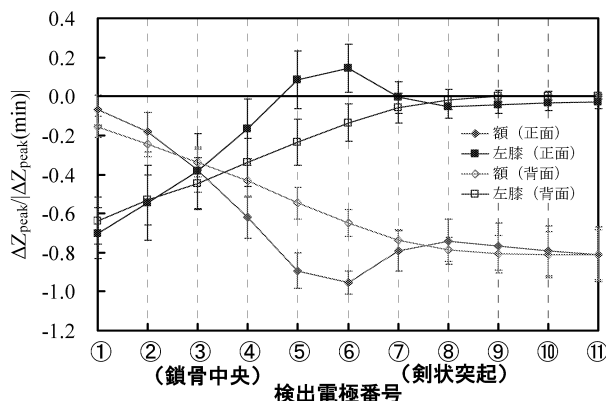


図5 規格化した ΔZ ピーク値と検出電極位置の関係

4. 有限要素法による生体モデル解析

4.1 解析方法 心臓位置で、図5に示すグラフの傾きが逆転する要因を解析するために、心臓（心房・心室）、肺、周辺組織からなる三次元生体モデル（図6）を作成し、ANSYS10.0を用いて有限要素法による解析を行った。血液駆出に伴うインピーダンス変化のシミュレーション方法は、心臓の血液駆出に伴う動脈内、心臓（心室・心房）内の血液量変化をモデルの動脈及び心臓（心室・心房）の電気抵抗率を変化させることにより模擬し、血液駆出に伴うインピーダンス変化（ ΔZ_{peak} ）を求めた。なお、モデルに与えた電気抵抗率を表1に示す。

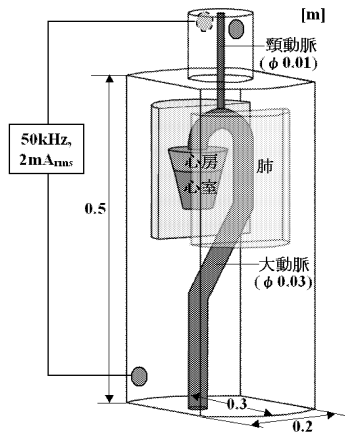
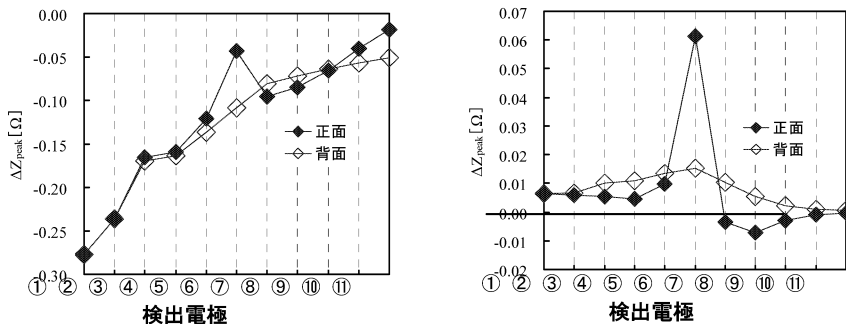


表1 モデルに与えた電気抵抗率

組織	電気抵抗率($\Omega \cdot m$)	
	血液駆出前	血液駆出後
①動脈	4.60	1.50
②心臓（心房）	4.50	1.50
③心臓（心室）	1.50	4.50
④肺	13.25	13.25
⑤周辺組織	4.60	4.60

図6 解析に用いた生体モデルの概要

4.2 解析結果及び考察 生体モデルの解析で得られた正中線上の ΔZ_{peak} を図7に示す。実測値と同様に正面の心臓位置で傾きの逆転が現れ、背面では現れず、鎖骨中央及び剣状突起で正面と背面の値が重なるという実測値と同様の結果が得られた（図7-a）。また、心臓内の血液量変化による影響を確認するため、心臓の電気抵抗率のみを変化させたところ、心臓位置で凸状に大きく変化し、心臓位置での傾きの逆転は心臓内の血液量変化の影響であることが確認された（図7-b）。また、鎖骨中央及び剣状突起では、正面においても心臓から距離が離れていることにより、心房・心室内の血液量変化の影響が打ち消しあい、心臓内の血液量変化の影響をほとんど受けないことが分かった。したがって、検出電極配置として、鎖骨中央と剣状突起とするのが最適であると示唆された。



(a) 心臓及び動脈を変化させた場合

(b) 心臓のみを変化させた場合

図7 生体モデルの解析結果

5. 色素希釈法との比較による精度評価実験

5.1 実験方法 侵襲的な心拍出量計測法の中でも比較的精度が良いとされる色素希釈法（DDG アナライザ）と決定した電極配置を用いた電氣的インピーダンス法（通電電極：耳後ろー右下腹部、検出電極：鎖骨中央ー剣状突起）との同時計測による精度評価を行った。健常成人男性 9 名（22-43 歳）を被験者に、仰臥位においてエルゴメータによる運動負荷時（25W、50W）及び負荷前後の安静時で計測し、比較を行った。

5.2 実験結果及び考察 本法と色素希釈法の比較評価を行う方法として、誤差の含まれる二つの計測法を比較する際に用いられる passing-bablok 法による回帰分析、二つの測定法比較のための統計的手法である Bland-Altman 法を用いた。その結果、良い正の相関が得られ、比例誤差及び統計誤差も見られなかった（図 8）、また運動負荷により心拍出量を変化させた時の追従も良好であった。したがって本法による心拍出量計測は、色素希釈法と同等の計測精度を有していると示唆された。

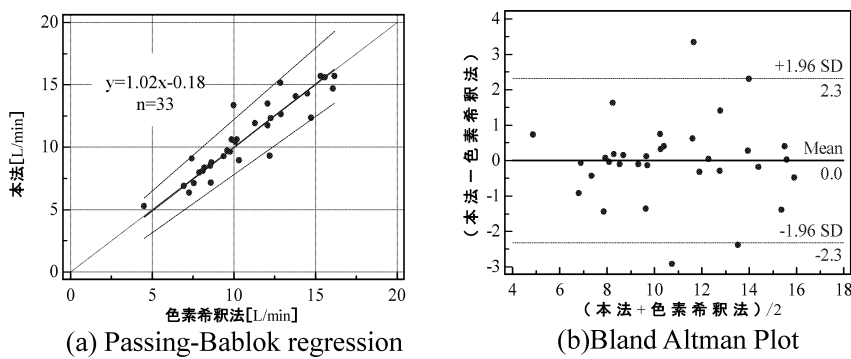


図 8 本法と色素希釈法の比較結果

6. 結言

- (1) 耳の後ろ及び腰骨付近の右下腹部に通電電極を配置することにより、胸部正中線近傍において円筒モデルが適応可能と思われる一様な電流分布を示す Z_0 -map が得られた。
- (2) 胸部正中線上のインピーダンス変化の計測及び、有限要素法を用いた生体モデル解析により、検出電極を鎖骨中央と剣状突起に配置することで、心臓内の血液量変化の影響をほとんど受けず、大動脈の血液量変化のみを計測できることが示唆された。
- (3) 決定した最適スポット電極配置を用いた電氣的インピーダンス法による心拍出量計測において、相対的变化の追従だけでなく、良好な絶対値計測が可能であることが示唆された。