

# 心臓血液駆出に伴う胸部インピーダンス変化検出による 電氣的インピーダンス心拍出量計測用至適スポット電極配置

五十嵐 朗\*・野川 雅道\*・山越 健弘\*・本井 幸介\*・田中 志信\*・山越 憲一\*

## An Optimal Spot-Electrodes Array for Voltage Pick-Up Determined from the Measurement of Transthoracic Electrical Impedance Change Following Cardiac Ejection

Akira IKARASHI,\* Masamichi NOGAWA,\* Takehiro YAMAKOSHI,\*  
Kosuke MOTOL,\* Shinobu TANAKA,\* Ken-ichi YAMAKOSHI\*

**Abstract** Electrical impedance (or admittance) cardiography is a simple and still potential method for non-invasive and continuous monitoring of stroke volume and cardiac output (CO) by detecting the electrical impedance of a thorax which is roughly assumed to be a two-compartment coaxial cylindrical model composed of the aorta and its surrounding thoracic tissues. Although the band-electrode method proposed by Kubicek *et al.* has been widely used for the detection of the electrical impedance, long-term use of the band-electrodes is often uncomfortable and causes inflammation of the skin. Replacement of band-electrodes with spot-electrodes is therefore highly required for clinical practice. We have previously investigated an optimal spot-electrodes array from such a view point, and reported these results in this journal. However, the current distribution during cardiac blood ejection period showed little uniformity, and detailed investigation of this phenomenon was remained as a future problem. The present study concerns with this problem through the analysis of pulsatile components of the thoracic impedance along the medial line of the thorax by a finite element method and those by actual measurement. From these investigations, an optimal electrodes-location for voltage pick-up was to be determined as the medial portion at the level of the clavicle and the portion above the xiphisternum. Furthermore, we have investigated the accuracy of CO measurement using impedance cardiography by the new spot-electrode array to that using a pulse dye-densitometry method. From the CO comparison experiments, bias and precision calculated for the impedance cardiography versus a pulse dye-densitometry method averaged  $-0.43 \pm 1.42$  L/min, the validity and reasonable accuracy of the new spot-electrodes array was clearly demonstrated.

**Keywords:** impedance or admittance cardiography, cardiac output, stroke volume, optimal spot-electrodes array.

### 1. はじめに

心拍出量 (cardiac output; 以下 CO と略) は, 末梢血管抵抗と共に血圧を決定する因子であり, 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. その計測方法としては, カテーテルを用いた侵襲的な検査方法である熱希釈法や色素希釈法が臨床の場で一般的に行われているが, 被験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いる. 非侵襲的な計測法としては, Fick の原

理に基づいた呼気再呼吸法や超音波ドップラー法などがあるが, 前者はその使用条件が呼吸管理可能な麻酔手術中に限られ, また後者は超音波プローブを常に固定しておく必要があり連続計測に適さない等の問題点がある. 一方, 電氣的アドミタンス法[1]又は電氣的インピーダンス法[2, 3]による CO 計測は, 簡便に連続計測可能で薬剤の効果評価や生理学的な研究目的で経時的な相対変化を評価するのに優れた方法であり, 絶対値計測の信頼性について課題は残されているものの, これに替わる無侵襲・連続 CO 計測法は未だ開発されていないのが現状である[4]. しかしこれらの装置は計測原理上, 被験者の身体(頸部及び胸部)に四本のテープ状電極を一周巻き付ける必要があり, その不快感が問題になったり, 高齢者においてはテープ電極装着の苦痛による不整脈の出現などの実用上解決すべき点も多い[4-6].

これら実用上の問題を解決するために, テープ電極から

2008年8月22日受付, 2008年10月29日改訂, 2008年11月30日再改訂

Received August 22, 2008; revised October 29, 2008, November 30, 2008.

\* 金沢大学大学院自然科学研究科

Graduate School of Natural Science and Technology,  
Kanazawa University

スポット電極へ置き換える試みがいくつか成されているが [7-14], これらの報告の多くが熱希釈法など他の CO 計測法との計測値比較という単純な方法により電極位置を決定しており, Nyboer の電氣的二重円筒モデル [2] が成立するかどうかといった理論的根拠に則った検討はほとんど行われていないのが現状である。

一方著者らは Nyboer のモデルが成立するための必要条件, すなわち (1) 電流を通電した際に胸部の電流分布が均一となること, (2) 血液駆出に伴う電流分布が均一となること, これら 2 点に着目しスポット電極配置の最適化を試みた [15]. 具体的には著者らが独自に開発した胸部インピーダンスマッピングシステムにより胸部電流分布を推定し, 上記 2 点を判断基準として電極配置を検討した. その結果, 上記判断基準 (1) を満足する通電電極位置を見出すことができたが, 検出電極位置については上記判断基準 (2) を満たす条件が見出せなかった (具体的には血液駆出期の電流分布に歪みが生じた) ことから, 血液駆出に伴うインピーダンス変化が最大となる点を電圧検出位置とした.

そこで本研究では前報で課題として残されていた検出用スポット電極の配置決定に関して明確な根拠を見いだすべく, 以下に示す様な実験的検討を行った. まず, 有限要素法 (FEM: Finite Element Method) による三次元生体モデル解析により胸部正中体表面における血液駆出に伴うインピーダンス変化を推定するとともに, 実測値との比較により血液駆出期に胸部前面の電流分布に歪みが生じる原因を検討した. またこの検討結果から電圧検出電極の適正位置を確定し, 直接法との同時比較実験により精度評価を行った.

## 2. 計測システムと実験方法

FEM による三次元生体モデルの解析, 胸部正中線上における心拍動に伴うインピーダンス波形変化の実測, 直接法との同時計測による精度評価を以下に示す方法で行った.

### 2.1 三次元生体モデルの FEM 解析方法

従来から X 線 CT や MRI で得られる画像を用いて, 二次元あるいは三次元生体モデルを作成し, FEM によるシミュレーションを行い, 体表面のインピーダンス分布や CO の算出に与える影響などを検討した研究が数多く報告されてきた [16-21]. しかし, 画像から臓器及び組織を同定することは難しく, 細かなモデル化が困難であったり, 複雑なモデルとなるため各臓器に存在する血液量を変化させたりすることが容易ではない. 本研究では, 心臓及び動脈内の血液量変化が体表面で計測されるインピーダンス値に及ぼす影響を確認することを主な目的とするため, 各臓器の血液量変化を個別に設定でき, その影響度を容易に把握できるように生体モデルを簡略化した. 腹部臓器等は周辺組織と同一とし, 心臓 (心房・心室), 動脈 (大動脈・頸動脈), 肺, 周辺組織の 4 つの要素から構成される頸部及び

胸部からなる上半身のみの三次元生体モデルを構築した (図 1). なお, 各臓器の位置関係については, 日本人の平均体型を再現した「独立行政法人情報通信研究機構, 北里大学, 慶応義塾大学及び東京都立大学の共同研究による数値人体モデルデータベース」[22] の成人男性モデル TARO を使用した. INTAGE Volume Editor (株式会社ケイ・ジー・ティー) を用いて, データベースに分類されている臓器及び組織から本モデルに使用する各臓器を抽出し, 体表面からの位置関係を同定し, 今回作成したモデルに反映させた.

血液駆出に伴うインピーダンス変化分 ( $\Delta Z_{peak}$ ) を求めるために, 血液駆出前 (拡張期) と血液駆出後 (収縮期) で解析を行い, 両者の解析結果の差分値を  $\Delta Z_{peak}$  とした. なお, 血液駆出前後において, 血液の電気抵抗率は一定とし, 各臓器に存在する血液の容積を変化させることにより血液駆出を模擬した. なお 1 回拍出量 (stroke volume; 以下 SV と略) は, これまでの健常成人での安静時の計測結果から約 70 ml とし, 動脈は駆出期に SV に相当する容積が変化するとし, それにより動脈の直径が一様に増加すると仮定した. また, 肺循環は肺の電気抵抗率を変化させることで模擬した. なお, モデルに与えた各組織の電気抵抗率を表 1 [16, 18, 21, 23-25] に, 血液駆出前後における動脈の直径及び心臓内の血液量を表 2 に示す [18, 26].

モデルの作成と解析には, 有限要素法汎用プログラム ANSYS11.0 (ANSYS Inc.) を用い, 実測で使用した通電電極に対応する位置付近にある 3 つの節点をカップリングすることで, 通電電極を模擬し, 実測と同一の交流電流 (50 kHz 正弦波, 2 mA<sub>rms</sub>) を負荷する条件により, 三次元

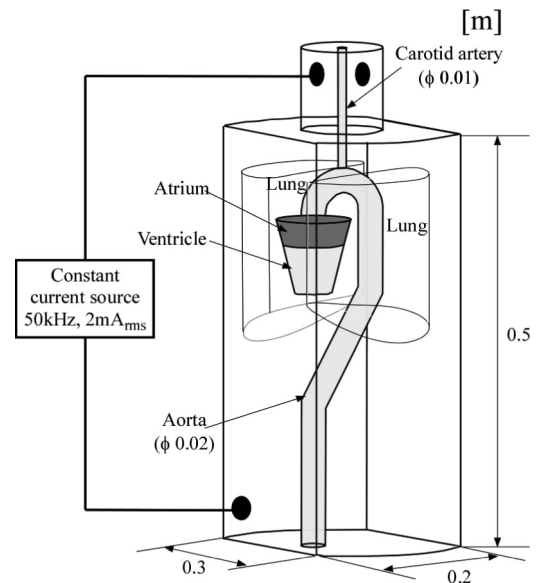


図 1 インピーダンス計測システムのブロック図  
 Fig. 1 Schematic block diagram of the impedance measurement system designed for measuring the voltage distribution along the medial line of the thorax.

表1 生体モデルに適用した電気抵抗率  
Table 1 Resistivity values used in the model study.

Organ/tissue	Resistivity ( $\Omega\text{m}$ )
Blood	1.54
Heart muscle	4.50
Lung (diastole phase)	15.00
Lung (systole phase)	14.24
Other tissues and organs	4.60

表2 生体モデルに適用した血管径と心臓内の容積  
Table 2 Diameter of blood vessels and volumes of heart chambers used in the model study.

Organ	Diastole Phase	Systole phase
Carotid artery	$\phi$ 0.010 m	$\phi$ 0.011 m
Aorta	$\phi$ 0.020 m	$\phi$ 0.023 m
Atrium	43 ml	71 ml
Ventricle	126 ml	52 ml

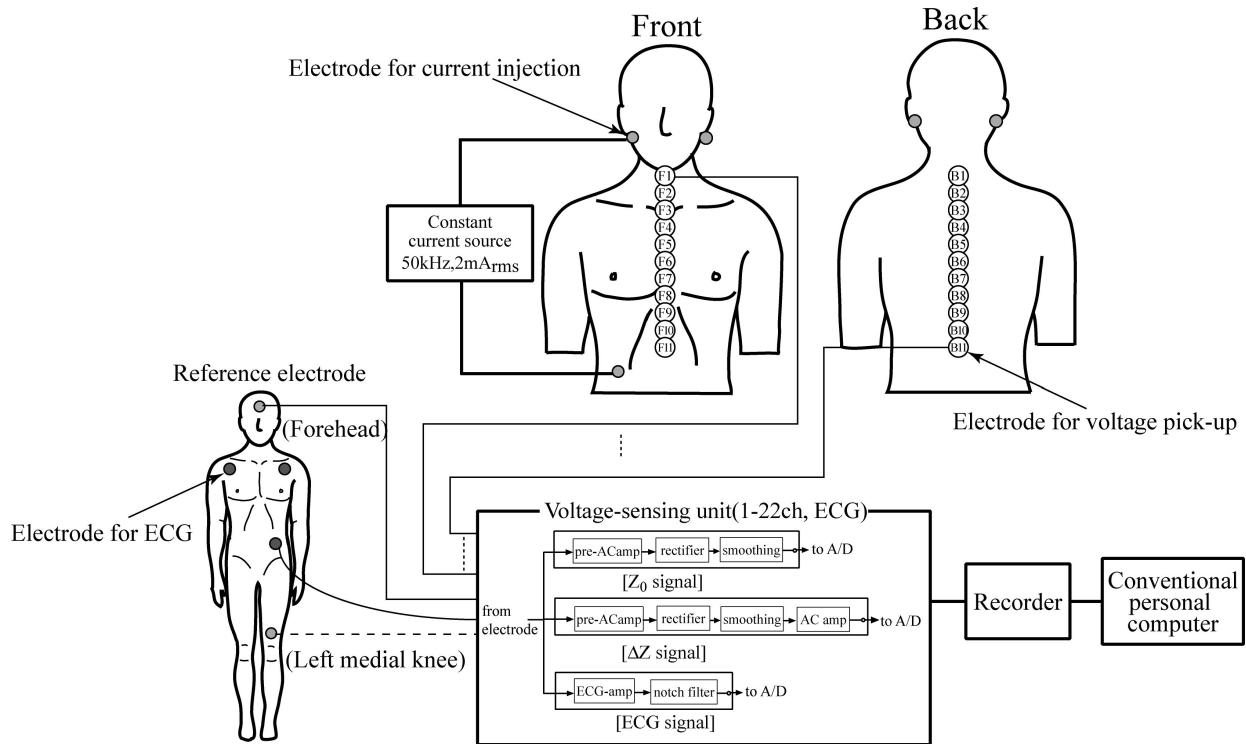


図2 有限要素解析に用いた生体モデル  
Fig. 2 Simplified model of the thorax and the neck used for FEM.

定常電流解析要素による解析を行った。さらに、基準電極のインピーダンス値を検出電極位置に対応する節点の解析値から引くことで、基準電極位置（臍部付近）の値がゼロになるように設定した。

2・2 胸部正中線上の  $\Delta Z$  計測実験

胸部正中線上のインピーダンス変化の計測を金沢大学医学系研究科等「医の倫理審査委員会」の承認を経て、以下のようにして行った。被験者は健康成人男性7名（年齢：21~24歳，身長：163~185cm，体重：54~80kgf）で、実験に先立ち本研究の目的を十分に説明し実験参加への同意を得ると共に、実験終了後は本実験で得られた結果を本人に通知する旨を伝え、実験参加の承諾を書面にて得た。なお、計測は安静状態の仰臥位，呼気保持状態にて実施した。

計測に用いたシステムは、図2に示すように定電流源（50kHz正弦波，2mA<sub>rms</sub>），22個の電圧検出部，心電図電

圧検出部，レコーダ（NR-500，キーエンス）と汎用のパーソナルコンピュータより構成される。各電圧検出部は、前置交流増幅器（pre-ACamp：周波数特性0.5Hz~600KHz（-3dB）），全波整流器（rectifier：入力には直流遮断用の時定数0.1msの微分器が付属），平滑化回路（smoothing）と交流増幅器（ACamp：周波数特性0.16Hz~480Hz（-3dB））から構成される。電圧検出用の電極には、被験者の頸部から下腹部まで正中線上に配置されたスポット電極（Vitrode F，日本光電）を用い、図中F1~F11は胸部前面の、B1~B11は背面電極位置を示し、前面の正中線上に鎖骨-剣状突起間：6個，鎖骨上側：2個，剣状突起下側：3個の計11個の電極を等間隔に配置し、背面の正中線上にも前面とほぼ同一位置レベルにスポット電極を配置し、基準電極（Vitrode F，日本光電）を額又は左膝上とした。通電用スポット電極（Vitrode J，日本光電）は、胸部前面及び背面

にて一様な電流分布となることが確認されている乳様突起と右下腹部に配置し[27], 定電流源より通電用スポット電極を介して, 高周波微小電流を通電した. 基準電極と各検出電極間に生じる電位は,  $V(\text{電位})=I(\text{電流}) \times Z(\text{インピーダンス})$  の関係があり, 本計測システムでは定電流計測を行っているため, 電位はインピーダンスに比例する. この電位差を前置交流増幅器, 全波整流器, 平滑化回路を介して  $Z_0$  信号と定義した. 更にこの  $Z_0$  信号を交流増幅器にて, 脈動成分のみを増幅して  $\Delta Z$  信号とし,  $Z_0$  及び  $\Delta Z$  を心電図 (ECG) と共に量子化数: 16 bit, サンプル周波数: 1 kHz の条件でレコーダを介して, 汎用のパーソナルコンピュータに取り込んだ. また, 血液駆出のタイミングを確認するために, 電圧検出用スポット電極の他に心電図電極 (Vitrode J, 日本光電) を装着し, 心電図検出部 (ECGamp: 周波数特性 0.5 Hz~100 Hz (-3dB)) から標準肢誘導の第 II 誘導を得た. なお, 生体組織には周波数依存性があるが本システムで使用している周波数では, 血液のインピーダンスのリアクタンス成分は非常に小さく, 抵抗分として扱っても誤差は実用上問題ない[28, 29].

インピーダンス計測システムの基本性能は, 22 個の電圧検出部にスポット電極を介して, 一枚の金属板に接触させ, この金属板と基準電極間に基準抵抗 (精度 0.5%) を接続し, その抵抗の両端に定電流源を接続して確認した. その結果,  $Z_0$  の計測範囲は 0~68  $\Omega$  で直線誤差 1% 以下, 計測誤差は 1.2% 以下 ( $Z_0 \geq 10 \Omega$ ) であった. また  $\Delta Z$  に関しては, 金属板と基準電極間にファンクションジェネレータ (WF1943, エヌエフ回路設計ブロック) を接続し, 振幅変調された 50 kHz 正弦波を加えることにより確認を行った. その結果,  $\Delta Z$  の計測範囲は,  $\pm 0.36 \Omega$  で各チャンネル間の計測誤差は 1 Hz にて 3% 以下であった.

なお,  $\Delta Z$  の振幅には個人差があるため, 図 3 に示すように ECG の P 波出現点を基準として, その基準点で  $\Delta Z$  がゼ

ロになるように全ての波形をシフトさせた後, 駆出期における最小値 ( $\Delta Z_{\text{peak}}$ ) を求め, 最も小さい値 ( $\Delta Z_{\text{peak}(\text{min})}$ ) の絶対値で規格化 ( $\Delta Z_{\text{peak}} / |\Delta Z_{\text{peak}(\text{min})}|$ ) することで, FEM 解析値との対比を容易にした.

2.3 直接法との同時比較実験

直接法との同時比較実験を金沢大学医学系研究科等「医の倫理審査委員会」の承認を経て, 以下のようにして行った. 被験者は健常成人男性 9 名 (年齢: 22~43 歳, 身長: 160~181 cm, 体重: 61~88 kgf) で, 実験に先立ち本研究の目的を十分に説明し実験参加への同意を得ると共に, 実験終了後は本実験で得られた結果を本人に通知する旨を伝え, 実験参加への承諾を書面にて得た. 直接法には, CO を変動させるために運動負荷を被験者に課したため, 肺動脈カテーテルによる熱希釈法と比較して, 低侵襲的な方法であるパルス式色素希釈法[30]による CO 計測装置 (DDG-2001, 日本光電) を用いて, 仰臥位にてエルゴメータによる運動負荷時 (25 W, 50 W) 及び負荷前後の安静時で計測を行った. これと同時に, インピーダンス計測システムを用い, 通電電極配置を乳様突起及び右下腹部とし, 検出電極配置は前述の胸部正中線上の  $\Delta Z$  計測実験及び三次元生体モデルの FEM 解析の結果から決定した位置として,  $Z_0$ ,  $\Delta Z$ , 及び ECG を量子化: 16 bit, サンプル周波数: 1 KHz の条件で汎用のパーソナルコンピュータに取り込んだ. CO の算出は, 検出電極間における  $Z_0$  及び  $\Delta Z$  の差分値をもとに Kubicek らの推定式[3]を用い, 10 心拍分の平均値を求めた. なお心室駆出時間 ( $T_s$ ) は, 大動脈弁の開閉に伴う心音図の I 音及び II 音に対応する  $dZ/dt$  波形の特徴点を利用する Lababidi ら[31]の方法にしたがって決定した.

$$CO = -\rho_b \cdot (L/Z_0|_{\text{mean}})^2 \cdot dZ/dt|_{\text{min}} \cdot T_s \cdot HR$$

$\rho_b$ : 血液比抵抗 (150  $\Omega \cdot \text{m}$  として計測[3])  
 $L$ : 検出電極間距離 (cm)

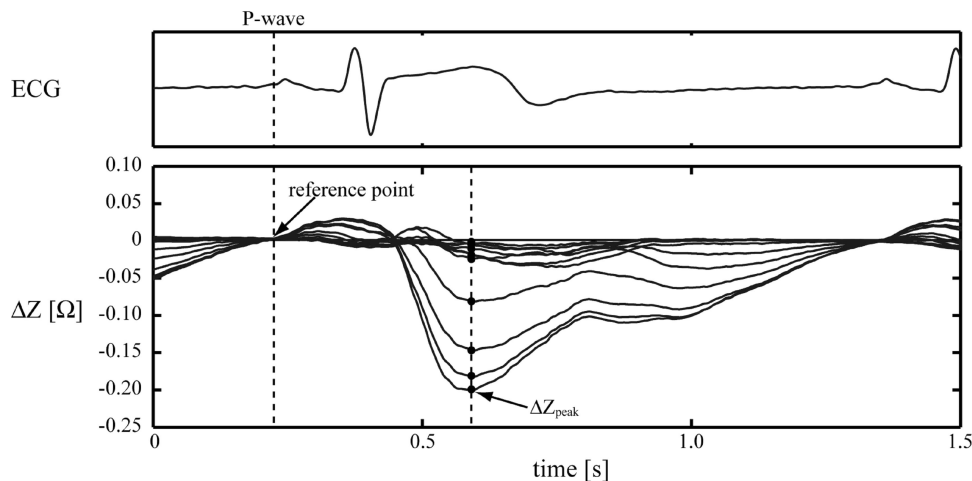


図 3  $\Delta Z_{\text{peak}}$  の計測例  
 Fig. 3 Example of measurement of  $\Delta Z_{\text{peak}}$ .

$Z_0|_{\text{mean}}$ : 一心拍分の差分  $Z_0$  平均値  
 $dZ/dt|_{\text{min}}$ :  $\Delta Z$  波から算出した  $dZ/dt$  波の負のピーク値  
 $T_s$ : 心室駆出時間 (s)  
 HR: 瞬時心拍数 (1/min)

3. 結 果

3.1 胸部正中線上の  $\Delta Z$  変化

図4にFEMによる正中線上の解析値と基準電極位置を左膝上とした各被験者の5心拍分の平均値をまとめたインピーダンス計測システムでの  $\Delta Z_{\text{peak}} / |\Delta Z_{\text{peak}(\text{min})}|$  のグラフを示す。なお、図中の①~⑪の番号は、図2の検出電極番号に対応する。解析値と実測値共に、胸部前面では電極位置①から一様に増加し、心臓位置付近(検出電極⑥)でピークが生じた。その後、剣状突起(検出電極⑧)にかけて減少し、それ以降の検出電極位置ではほぼ一定値を取った。胸部背面では頸部から鎖骨レベル(検出電極①~③)間は、ほぼ前面と同様な値を取ったが、鎖骨レベルから剣状突起レベル間は前面とは異なり一様に増加した。その後、剣状突起レベルより下側では前面と同様な値を取り、ほぼ一定となる変化パターンを示した。また、この結果より本モデルの妥当性を確認できた。

心臓及び動脈内の血液量変化による影響度を確認するために、個別に血液量を変化させた場合の解析結果を図5に示す。動脈のみを変化させた場合は、胸部前面と背面共に検出電極①から⑪にかけて一様に増加した(図5(a))。一方、心臓のみを変化させた場合は、胸部前面では心臓位置付近で心房及び心室での血液量変化に対応するものと思われる逆位相の大きな変化が見られた。しかし、背面では心臓位置付近で一様に減少し、その前後の電極位置においてはほぼ変化のない一定値を取った(図5(b))。

3.2 直接法との精度評価

図6は全被験者で得られた結果を Bland-Altman Plots

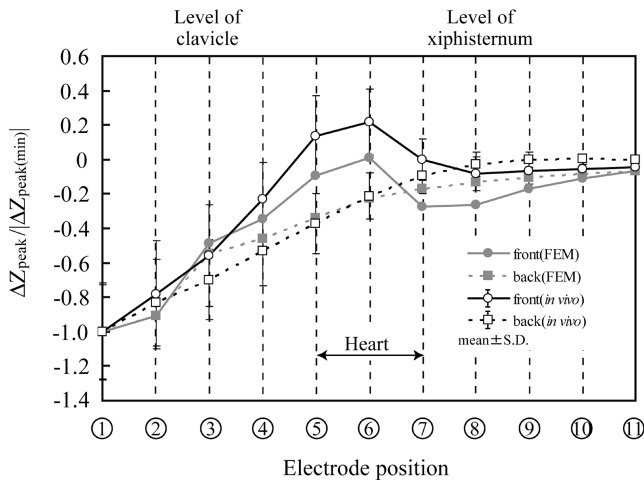
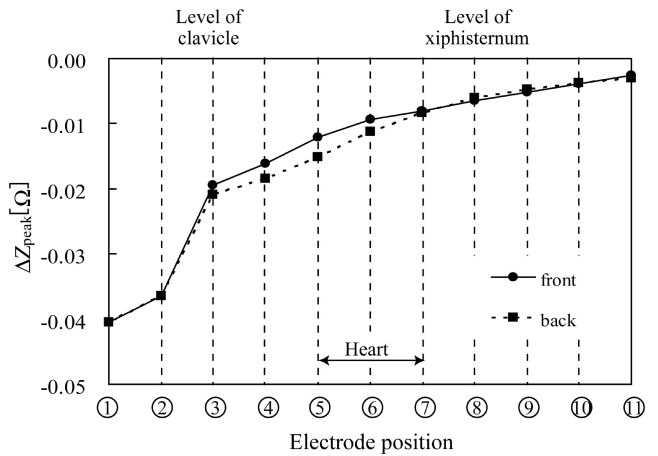
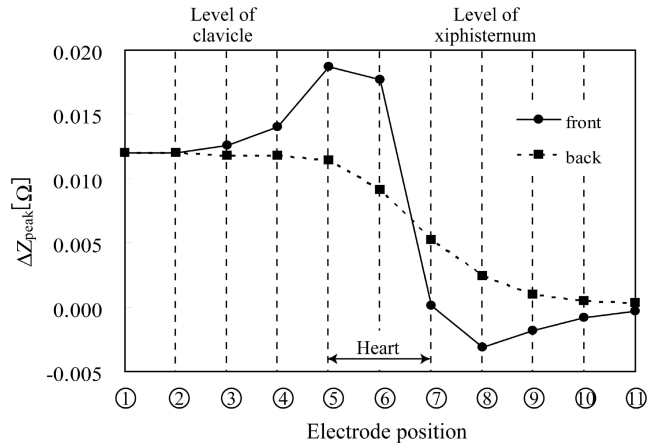


図4 有限要素法による解析値及び実測値の規格化した  $\Delta Z_{\text{peak}}$   
 Fig. 4 The normalized  $\Delta Z_{\text{peak}}$  of FEM and experimental result.

[32]として示したもので、COの差の平均値(バイアス)と標準偏差は  $-0.43 \pm 1.42$  L/min である。また、各プロットは95%信頼区間 ( $\pm 1.96$ S.D.) の中にほぼ収まっており、



(a)



(b)

図5 (a) 動脈の血液量変化による影響、(b) 心房及び心室の血液量変化による影響

Fig. 5 (a) Influence of volume change in the carotid artery and the aorta, and (b) influence of volume change in the atrium and the ventricle.

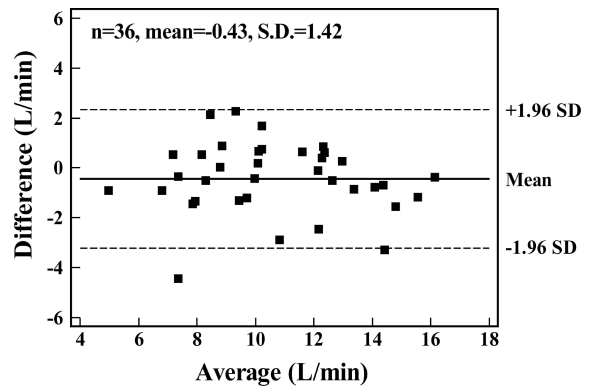


図6 パルス式色素希釈法との同時計測結果 (Bland-Altman Plot)  
 Fig. 6 Bland-Altman plots of CO measured by pulse dye-densitometry and impedance cardiography.

特に強い正や負の相関が見られないことから、本電極配置での電氣的インピーダンス法は十分実用に供し得る計測精度を有しているものと考えられる。

### 4. 考 察

#### 4.1 電圧検出用スポット電極配置

図5(b)に示した心臓内の血液量のみを変化させたFEMによる解析結果に着目すると、胸部前面の心臓位置付近でインピーダンス変化が大きく、心臓から離れるにつれて変化が小さくなっていく様子が確認できる。また、正中矢状面における血液駆出期のインピーダンス変化の解析結果(図7)からも体表面からの距離がより短い、胸部前面側に心臓内の血液量変化の影響が大きく反映されることが分かる。これは、本計測システムを用いて、前報と同様に検出電極を胸部にマトリックス状に配置し、計測した血液駆出期のインピーダンスマップ(図8)の結果とも一致する。したがって、胸部前面における血液駆出時の電流分布の不均一性は、心臓内の心房及び心室の血液量変化により生じるものと考えられる。一方、図4における胸部前面と背面の $\Delta Z_{peak} / |\Delta Z_{peak(min)}|$ 値が、FEMによる解析値及び実測値共に鎖骨レベル及び剣状突起レベルでほぼ同一となることに着目すると、これらの位置は心臓内の血液量変化の影響を受けないものと考えられる。さらに、正中矢状面における血液駆出期のインピーダンス変化の解析結果(図7)からも同様なことが言える。また鎖骨レベルは、頸部から胸部への断面形状の変化により生じる電流集中の影響もさほど見られず、検出電極位置として適していると言える。また、剣状突起より下側は、解析値及び実測値共に $\Delta Z_{peak} / |\Delta Z_{peak(min)}|$ 値がほぼ一定値と変化しないので、剣状突起レベルが大動脈の血液量変化の影響が $\Delta Z$ に大きく反

映され始める位置だと言える。

したがって、胸部前面の正中線上の鎖骨レベル及び剣状突起が心臓内の血液量変化の影響を受けず、大動脈の血液量変化を主に反映するインピーダンス値を検出できる至適な検出電極位置であると言える。本研究の結果は、仰臥位安静時を対象としたものであり、我々の目指している血圧計測機能を持つ多用途小型循環動態モニタに適用する場合は、無拘束計測中に運動負荷や姿勢変化を伴うので、テープ電極と比較して、体動や姿勢変化による影響度は小さいものと思われるが、各条件下にて再確認する必要がある。

#### 4.2 直接法との精度評価

本提案のスポット電極配置とパルス式色素希釈法との比較実験において、運動負荷に伴うCOの相対的変化への追従性も良好な結果を示し、経時的な変動を把握するのに優れた方法であることを再確認できた。今回の実験では健康成人男性のみを対象としており、絶対値計測に関しても比較的良好的な結果が得られたが、開胸手術を受けた心疾患患者や肺水腫など胸部の電流分布に影響を及ぼすと思われる疾患のある被験者は含まれていない。医療機関での用途を考慮すると、今後はそれらの疾患を持つ被験者での精度検証を行う必要がある。また性差による胸部形状の違いが計測精度に及ぼす影響についても今回は検討しておらず、これについても「独立行政法人情報通信研究機構、北里大学、慶応義塾大学及び東京都立大学の共同研究による数値人体モデルデータベース」[22]の成人女性モデルHANAKOを用いたFEMシミュレーションを含めて今後検討していく必要がある。

### 5. ま と め

本研究では、前報で課題として残されていた血液駆出期において胸部前面の電流分布が不均一になる現象の原因究明を目的に、FEMを用いた三次元生体モデル解析及び胸

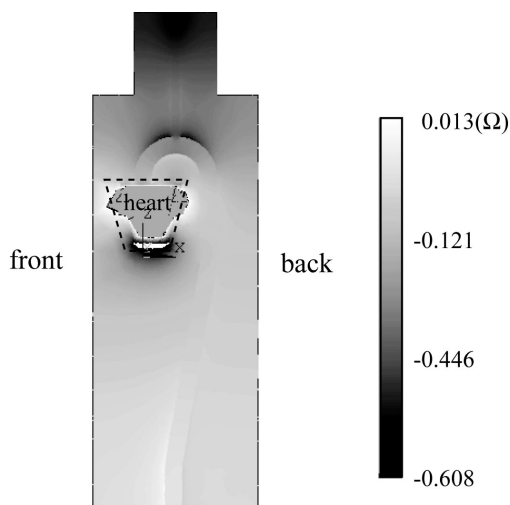


図7 正中矢状面における血液駆出期のインピーダンス変化のFEM解析結果  
Fig. 7 The FEM analysis result of impedance change of the blood ejection period in a midsagittal plane.

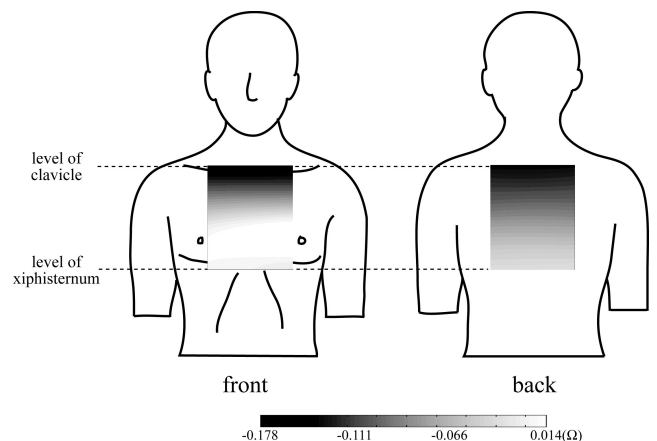


図8 血液駆出期における胸部インピーダンス分布の計測例  
Fig. 8 Example of the measurement of the thorax impedance distribution in a blood ejection period.

部正中線上のインピーダンス変化の計測を行った。モデル解析と実測値の対比により、血液駆出期において電流分布が不均一となる原因が、心臓内の心房-心室間の血液移動によるものであること。また、胸部前面正中線上の鎖骨レベル及び剣状突起レベルが、その影響をほとんど受けず、大動脈の血液量変化を主に反映する位置であることが示唆され、直接法との精度評価においても良好な結果を得た。提案のスポット電極配置は、電極装着の簡略化及び装着感の向上により、長時間計測や無拘束計測への応用に大きく寄与するものと考えられる。

今後、至適とされたスポット電極配置を研究開発中である電气的アドミタンス式多用途小型循環動態モニタに適用し、血圧を含めた循環動態反応の日常生活下での計測に向けて、アドミタンス波形に重畳する体動の影響除去法の検討などの研究を進めていく予定である。

**謝辞** 本研究を遂行するにあたり、直接法との同時比較実験にご協力を頂いた金沢大学医学部附属病院（現：富山県立中央病院）丸山美知郎医師に深く感謝いたします。また本研究の一部は文部科学省知的クラスター創成事業（金沢地域）「石川ハイテク・センシング・クラスター構想」により行われたものであり、ここに記して感謝の意を表します。

## 文 献

- Ito H, Yamakoshi K, Togawa T: Transthoracic admittance plethysmography for measuring cardiac output. *J Appl Physiol.* **40**: 451-454, 1978.
- Nyboer J: *Electrical Impedance Plethysmography*. C. C. Thomas, Springfield, Illinois, 2nd ed., 1970, pp. 15-64.
- Kubicek WG, Karnegis JN, Patterson RP, Witsoe DA, Mattson RH: Development and evaluation of an impedance cardiac output system. *Aerospace. Med.* **37**: 1208-1212, 1966.
- Yamakoshi K: Non-invasive cardiovascular haemodynamics measurements. In: Öberg PÅ ed, *Sensors in Medicine and Health Care (Sensors Applications, Volume 3)*. WILEY-VCH, Weinheim, 2004, pp. 107-160.
- 渡辺俊光, 神出 翼, 鳥居幸雄, 落合正和: 1/2 周テープ簡便法によるインピーダンスカルディオグラフィの検討. *医用電子と生体工学.* **19**(1): 30-34, 1981.
- Nakagawara M, Yamakoshi K: A portable instrument for non-invasive monitoring of beat-by-beat cardiovascular haemodynamic parameters based on the volume-compensation and electrical-admittance method. *Med Biol Eng Comput.* **38**: 17-25, 2000.
- Penny BC, Patwardhan NA, Wheeler HB: Simplified electrode array for impedance cardiography. *Med Biol Eng Comput.* **23**: 1-7, 1985.
- Qu M, Zhang Y, Webster JG, Tompkins WJ: Motion artifact from spot and band electrodes during impedance cardiography. *IEEE Trans Biomed Eng.* **BME-33**: 1029-1035, 1986.
- Gotshall RW, Sexson WR: Comparison of band and spot electrodes for measurement of stroke volume by the bioelectric impedance technique. *Crit Care Med.* **22**(3): 420-425, 1994.
- Woltjer HH, Arntzen BWG, Bogaard HJ, Vries PMJM: Optimisation of the spot electrode array in impedance cardiography. *Med Biol Eng Comput.* **34**: 84-87, 1996.
- Bernstein DP: Continuous noninvasive real-time monitoring of stroke volume and cardiac output by thoracic electrical bioimpedance. *Crit Care Med.* **14**: 898-901, 1986.
- Boomsma DI, Vries SA, Orlebeke JF: Comparison of spot and band impedance cardiogram electrodes across different task. *Psychophysiology.* **26**(6): 695-699, 1989.
- Sherwood A, Royal SA, Hutcheson JS, Turner JR: Comparison of impedance cardiographic measurements using band and spot electrodes. *Psychophysiology.* **29**(6): 734-741, 1992.
- Meer BJM, Woltjer HH, Sousman AM, Schreuder WO, Bulder ER, Huybregets MAJM, Vries PMJM: Impedance cardiography. impedance of the equation and the electrode configuration. *Intensive Care Med.* **22**: 1120-1124, 1996.
- 中川原実, 山越憲一: 胸部電流分布計測に基づいた電气的インピーダンス心拍出量計測用スポット電極配置. *医用電子と生体工学.* **38**(3): 238-245, 2000.
- Kauppine PK, Hyttinen JA, Malmivuo JA: Sensitivity distributions of impedance Cardiography using band and spot electrodes analyzed by a three-dimensional computer model. *Adv Biomed Eng.* **26**: 694-702, 1998.
- Raaijmakers E, Faes ThJC, Goovaerts HG, Meijer JH, de Vries PMJM, Heethaar RM: Thoracic geometry and its relation to electrical current distribution: consequences for electrode placement in electrical impedance cardiography. *Med Biol Eng Comput.* **36**: 592-597, 1998.
- Wang L, Patterson R: Multiple sources of the impedance cardiogram based on 3-D finite difference human thorax models. *IEEE Trans Biomed Eng.* **BME-42**: 141-148, 1995.
- Wtorek J: Relations between components of impedance cardiogram analyzed by means of finite element model and sensitivity theorem. *Ann Biomed Eng.* **28**: 1352-1361, 2000.
- Kim DW, Baker LE, Pearce JA, Kim WK: Origins of the impedance change in impedance cardiography by a three-dimensional finite element model. *IEEE Trans Biomed Eng.* **BME-35**: 993-1000, 1988.
- Wang Y, Haynor DR, Kim Y: A finite-element study of the effects of electrode position on the measured impedance change in impedance cardiography. *IEEE Trans Biomed Eng.* **BME-48**: 1390-1401, 2001.
- 長岡智明, 櫻井清子, 国枝悦夫, 渡辺聡一, 本間寛之, 鈴木保, 河合光正, 酒本勝之, 小川幸次, 此川公紀, 久保田勝巳, 金鳳洙, 多氣昌生, 中山幸雄, 渡辺 敏: 日本人成人男女の平均体型を有する全身数値モデルの開発. *生体医工学.* **40**(4): 239-246, 2002.
- Geddes LA, Baker LE: The specific resistance of biological material—A compendium of data for the biomedical engineer and physiologist. *Med Biol Eng Comput.* **5**: 271-293, 1967.
- Scawan HP, Kay CF: Specific resistance of body tissues. *Circ Res.* **9**: 664-670, 1956.
- Rush S, Abildskov JA, McFee R: Resistivity of body tissues at low frequencies. *Circ Res.* **12**: 40-50, 1963.
- Guyton AC: *Textbook of Medical Physiology*, 11th ed. Philadelphia, PA: Elsevier Saunders, 2005, pp. 96-106.
- 五十嵐朗, 宋 義林, 諸江輝義, 野川雅道, 田中志信, 山越憲一, 丸山美知郎, 高田重男: 局所胸部電流分布に基づく電気

的アドミタンス式無拘束心拍出量計測における電極配置の検討. 第 19 回生体・生理工学シンポジウム論文集, 173-174, 2004.

28. Schwan HP: Electrical properties of body tissues and impedance plethysmography. IRE Trans Med Electr. **PGME 3**: 32-46, 1955.
29. 金井 寛: インピーダンス計測の基礎と臨床への応用. 臨床検査. **26**(4): 421-429, 1982.
30. Imai T, Takahashi K, Fukura H, Morishita Y: Measurement of cardiac output by pulse dye densitometry using indocyanine green: A comparison with the thermodilution method. Anesthesiology. **87**: 816-822, 1997.
31. Lababidi Z, Ehmke DA, Durnin RE, Leaverton PE, Lauer RM: The first derivative thoracic impedance cardiogram. Circulation. **41**: 651-658, 1970.
32. Bland JM, Altman DG: Comparing methods of measurement: Why plotting difference against standard method is misleading. Lancet. **346**: 1085-1087, 1995.

#### 五十嵐 朗 (イカラシ アキラ)

1987 年新潟大学工学部情報工学科卒, 1989 年北海道大学大学院工学研究科修士課程修了. 1989 年日本電気(株)入社, 2002 年科学技術振興事業団研究員, 2005 年(財)石川県産業創出支援機構出向研究員(金沢大), 金沢大学大学院自然科学研究科博士後期課程在学中, 現在に至る.

生体情報の無侵襲・無拘束計測法, 生体信号処理などの研究開発に従事.

日本生体医工学会, IEEE などに所属.



#### 野川 雅道 (ノガワ マサミチ)

1995 年山形大学工学部電子情報工学科卒, 1997 年同大学院工学研究科博士前期課程修了, 1997 年同大学院工学研究科博士後期課程中退, 1997 年山形大助手, 2000 年金沢大助手, 2007 年同大助教, 現在に至る. 工学修士.

生体情報の無侵襲計測法, 医用・福祉センサ, 治療機器, 生体信号処理などの研究に従事.

日本生体医工学会などに所属.



#### 山越 健弘 (ヤマコシ タケヒロ)

1998 年室蘭工業大学建設システム工学科卒, 2000 年同大学院修士課程修了. 2006 年福井大学大学院博士課程修了. 工学博士. 2006 年金沢大学大学院自然科学研究科 システム創成科学専攻 信頼性システム工学講座(寄附講座)特任助教授に就任, 現在に至る.

生体計測と解析, 生体情報の無侵襲・無拘束計測法, 健康・福祉工学などの研究開発に従事.

日本生体医工学会, 日本自動車技術会, IEEE などに所属.



#### 本井 幸介 (モトイ コウスケ)

2001 年金沢大学工学部人間・機械工学科卒業, 2003 年同大学院自然科学研究科機械科学専攻博士前期課程修了, 2005 年同大学院博士後期課程修了, 同年同大学ベンチャー・ビジネス・ラボラトリー講師, 現在に至る.

高齢者・リハビリテーション患者の活動性客観的評価のための姿勢モニタ, 在宅下無意識ヘルスケアモニタなどに関する研究に従事.

日本生体医工学会, ライフサポート学会, IEEE などに所属.



#### 田中 志信 (タナカ シノブ)

1980 年早稲田大学理工学部応用化学科卒, 1987 年北海道大学大学院工学研究科博士課程修了. 工学博士. 1991 年英国キール大学客員研究員, 1992 年東京医科歯科大助手, 1995 年山形大学助教授, 1998 年金沢大学助教授, 2007 年金沢大学教授, 現在に至る.

生体情報の無侵襲・無拘束計測法, 福祉工学, バイオセンサなどの研究に従事.

日本生体医工学会, 日本機械学会, 計測自動制御学会, 日本バイオマテリアル学会, IEEE, 日本生理人類学会, 化学センサ研究会などに所属.



#### 山越 憲一 (ヤマコシ ケンイチ)

1970 年早稲田大学理工学部機械工学科卒, 1972 年同大学院修士課程修了. 工学博士, 医学博士. 1972 年東京女子医大助手, 1974 年東京医科歯科大助手, 1980 年同大講師, 同年北海道大学助教授, 1987 年オックスフォード大学客員教授, 1994 年金沢大学教授, 2002 年中国大連大学客員教授, 2003 年早稲田大学客員教授, 2008 年中国黒竜江大学客員教授, 現在に至る.

生体計測と制御, バイオメカニクス, 健康・福祉工学などの研究開発に従事.

日本生体医工学会, 計測自動制御学会, 日本機械学会, 日本人工臓器学会, 国際医用生体工学会議, IEEE などに所属.

