

# 上肢運動に伴う生体電気インピーダンスのパラメータの変動

中村隆夫, 山本尚武

## 要 約

これまでに生体電気インピーダンスを用いて身体運動の解析を行ってきた。インピーダンスの変動原因は測定部位の等価断面積変化および貯血量変化と説明できるが、直接的に断面積変化や貯血量変化を測定することは困難であるため、その変動原因の定量的な検討は不十分であった。

そこで、本研究では上肢運動に伴う生体電気インピーダンスの変動原因を生体の等価回路のパラメータの変動で説明する。インピーダンスのモデルは Cole-Cole 型であり、等価回路は、細胞外液抵抗  $R_e$ 、細胞内液抵抗  $R_i$ 、分散の特性周波数  $f_m$ 、緩和時間の分布の程度を表す  $\alpha$ 、 $\beta$  の独立した 5 パラメータで表現した。

上肢の肘関節および手関節の屈曲運動等に伴う前腕部および上腕部の電気インピーダンスを測定した。まず、電気インピーダンスの等価直列抵抗  $R$  の変動率をパラメータの変動率で線形近似し、その信頼性と各パラメータ変動の  $R$  への影響を確認した。

$R$  への影響は  $R_e$  と  $R_i$  が支配的であるが、測定部位や運動の違いにより、それぞれの影響が異なることを示した。これは測定部位の筋活動状態の違いを表すものである。さらに、肘関節最大屈曲における  $R$  の変化には  $f_m$  の変化が大きく依存しており、上肢運動のインピーダンス変化には細胞膜の分極特性の変化も影響していることを明らかにした。

本研究の結果は、運動強度の違いや疲労状態における身体運動評価に有意義である。

---

キーワード：生体電気インピーダンス、等価回路、Cole-Cole 円弧、上肢運動、4 電極法

---

## はじめに

体表面上のある部位における入力電流に対する出力電圧から生体システムの伝達関数を定義することができる。この関数が生体の受動的電気特性を表す生体電気インピーダンスである。この生体電気インピーダンスは生体を導電材料とみているため、生体内の変化は生体電気インピーダンスに反映するので医学応用への道が開ける<sup>1,2)</sup>。インピーダンス計測装置は比較的簡便、安価に構成でき、非観血、無侵襲に計測ができる特徴がある。そのため、古くから皮膚インピーダンスの計測から始まり、様々な応用研究がされている。体肢や体幹部のインピーダンスの応用としては impedance cardiography, impedance plethysmography, impedance pneumography 等の循環諸量の計測が盛んである。最近では体脂肪量の測定<sup>3)</sup>や impedance tomography<sup>4)</sup>の開発などが行われている。

筆者らは体肢の電気インピーダンスが関節角度や加速度に対して非常に高い相関があることに着目し、体肢の電気インピーダンスの特性の調査を行ってきた<sup>5)</sup>。これらの結果を踏まえてリハビリテーション分野やスポーツ工学への応用を行ってきた。以下に応用例を列挙する。

- 下腿部電気インピーダンスとフットスイッチを併用した歩行評価<sup>6)</sup>
- 下腿部電気インピーダンスと距離・速度計によるランニングの解析<sup>7)</sup>
- 敏しょう性における跳躍反応時間と棒反応時間の測定<sup>8)</sup>
- 頸部電気インピーダンスによる嚥下活動の計測<sup>9)</sup>

これまでの研究において体肢電気インピーダンスの変化機序として筋肉の等価断面積変化や貯血量変化であるとしてきた。しかしながら、直接的に筋断

面積変化や貯血量変化を測定することは困難であるため、その変動原因の定量的な検討は不十分であった。

そこで、本研究では上肢運動に伴う生体電気インピーダンスの等価回路のパラメータである細胞外液抵抗や細胞内液抵抗の変動を測定し、測定部位の筋活動や等価断面積変化に関連づけて考察し、今後の応用への有意性を確認したので報告する。

### 生体電気インピーダンスのモデリング

#### 1. インピーダンスのベクトル軌跡

生体電気インピーダンス  $Z$  を直列抵抗成分  $R$  と直列リアクタンス成分  $X$  によって表し、 $Z = R - jX$  としたときのベクトル軌跡を図1に示す。これはほぼ円弧で近似できるため、 $Z$  は次式で表現される<sup>10)</sup>。

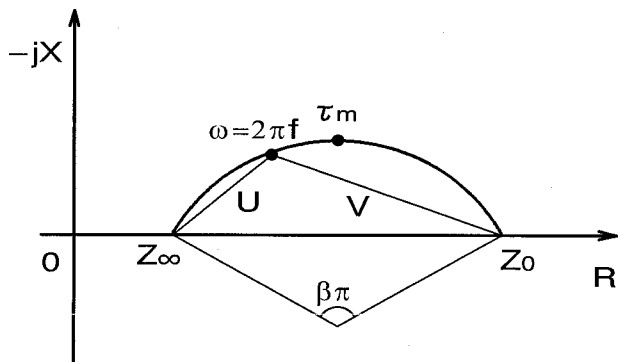


図1 インピーダンスのベクトル軌跡

$$Z = R - jX = Z_{\infty} + \frac{Z_0 - Z_{\infty}}{1 + j^{\beta}(\omega\tau_m)^{\alpha}} \quad (1)$$

ここで、 $Z_0, Z_{\infty}$  はいずれもイオン伝導に基づく純抵抗であり、 $Z_0 = \lim_{\omega \rightarrow 0} Z, Z_{\infty} = \lim_{\omega \rightarrow \infty} Z$  である。 $\omega$  は測定角周波数を表し、測定周波数  $f$  とは  $\omega = 2\pi f$  の関係がある。 $\tau_m = \frac{1}{2\pi f_m}$  であり、 $\tau_m$  は誘電緩和現象を表す中心緩和時間、 $f_m$  は  $X$  の最大値を与える周波数(特性周波数)である。

$\beta$  は組織の不均一性に依存するパラメータで  $0 \leq \beta \leq 1$  である。不均一であるほど  $\beta$  は 0 に近づく。 $\beta\pi$  は、同図に示すように円弧の中心角となる。また  $\alpha$  は

$$\frac{V}{U} = \frac{\sqrt{(R - Z_0)^2 + X^2}}{\sqrt{(R - Z_{\infty})^2 + X^2}} = (\omega\tau_m)^{\alpha} = \left(\frac{f}{f_m}\right)^{\alpha} \quad (2)$$

を満たすような円弧上の周波数分布を示すパラメータで  $0 \leq \alpha \leq 1$  である。なお  $\alpha = \beta$  であれば、このインピーダンスは線形システムであり、Cole-Cole 円弧

則を満たす。 $\alpha \neq \beta$  であれば、このインピーダンスは非線形システムとなる。

なお、式(1)より  $\alpha, \omega\tau_m$  を消去すると円弧は

$$\left(R - \frac{Z_0 - Z_{\infty}}{2}\right)^2 + \left(X - \frac{Z_0 - Z_{\infty}}{2} \cot \frac{\beta\pi}{2}\right)^2 = \left(\frac{Z_0 - Z_{\infty}}{2} \operatorname{cosec} \frac{\beta\pi}{2}\right)^2 \quad (3)$$

と表せる。

#### 2. 等価回路

生体、特に筋肉や血液の電気インピーダンスの等価回路として図2を考える。なお、 $R_e$  は細胞外液(間質液と血漿)、 $R_i$  は細胞内液に基づく純抵抗である。 $R_p, C_p$  は細胞膜(形質膜)での分極に基づく分極抵抗と分極容量を表す。これらは式(1)を考慮して  $R_e, R_i$  を用いて表せば式(4)となる。同式より明らかのように  $R_p, C_p$  は周波数に依存する。植物体のインピーダンスにおいては細胞膜の周波数に依存しない純抵抗  $R_m$  を考慮することがあるが<sup>11)</sup>、体肢では  $R_m = \infty$  とみなしてよい。

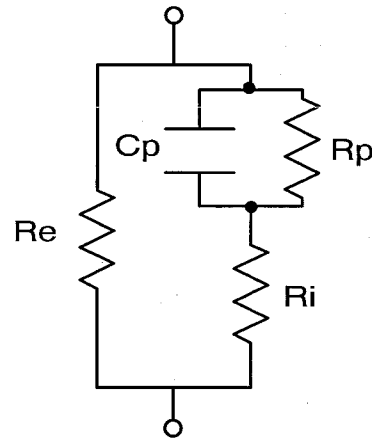


図2 筋肉や血液の電氣的等価回路

$$\left. \begin{aligned} C_p &= \frac{\omega^{\alpha-1} \tau_m^{\alpha} \sin \frac{\beta\pi}{2}}{R_e + R_i} \\ R_p &= \frac{R_e + R_i}{(\omega\tau_m)^{\alpha} \cos \frac{\beta\pi}{2}} \end{aligned} \right\} \quad (4)$$

体肢を構成する組織は骨、筋肉、血液、脂肪等がある。骨や脂肪のインピーダンスは筋肉や血液のインピーダンスと比べ非常に大きい。骨は細胞相互の結合が密で細胞外液が少なく、細胞内には繊維が多く電解質が少ないため、 $R_e, R_i$  が大きく ( $10^3 \sim 10^4 \Omega \cdot \text{cm}$  程度) なる<sup>12)</sup>。同様に脂肪内にも電解質が少ないため、 $R_i$  が大きい ( $10^3 \Omega \cdot \text{cm}$  程度)。一方、血液に

においては細胞相互の連絡がなく、豊富な電解質を含む細胞外液（血漿）が多く、細胞内液も電解質が多い。そのため、 $R_e$ 、 $R_i$ は、小さく $100 \Omega \cdot \text{cm}$ 程度である。筋肉は血液と脂肪の中間的な組成であり、 $R_e$ 、 $R_i$ は、 $300 \Omega \cdot \text{cm}$ 程度である。よって体肢のインピーダンスにおいて、筋肉や血液のインピーダンスが支配的である。

等価回路に式(1)を適用すると、 $R_e$ と $R_i$ はそれぞれ $Z_0$ と $Z_\infty$ を用いて表現でき、式(5)となる。

$$\left. \begin{aligned} Z_0 &= R_e \\ Z_\infty &= \frac{R_i R_e}{R_i + R_e} \end{aligned} \right\} \quad (5)$$

式(1)に式(2)および式(5)を代入すると、直列抵抗 $R$ および容量性リアクタンス $X$ は、式(6)および式(7)と表現できる。

$$R = \frac{R_e}{R_e + R_i} \left[ R_i + R_e \frac{1 + \left(\frac{f}{f_m}\right)^\alpha \cos \frac{\beta\pi}{2}}{1 + \left(\frac{f}{f_m}\right)^{2\alpha} + 2\left(\frac{f}{f_m}\right)^\alpha \cos \frac{\beta\pi}{2}} \right] \quad (6)$$

$$X = \frac{R_e}{R_e + R_i} \left[ R_e \frac{1 + \left(\frac{f}{f_m}\right)^\alpha \sin \frac{\beta\pi}{2}}{1 + \left(\frac{f}{f_m}\right)^{2\alpha} + 2\left(\frac{f}{f_m}\right)^\alpha \cos \frac{\beta\pi}{2}} \right] \quad (7)$$

## 方法と対象

### 1. インピーダンス測定装置

生体電気インピーダンスの測定装置として自動平衡ブリッジ法によるインピーダンス・メータ（HP4284A, Hewlett-Packard）を用いた。電極法としては体肢インピーダンスの測定に適している4電極法を採用した。これは、外側2つの電流電極から定電流を流した時の、内側2つの電位電極からその間の電位差によって、電位電極間のインピーダンス（電位差/定電流）を測定する方法である。測定周波数 $f$ は、2 kHz から200 kHz までの9点である。この帯域は筋組織の分散現象をよく観測できる。測定およびデータの収集についてはGP-IBを介してパーソナルコンピュータで制御を行った。各周波数における直列抵抗 $R$ と容量性リアクタンス $X$ を順番に数秒間で測定する。その後測定データを複素平面上にプロットして最小二乗法により円弧を決定し、インピーダンスの各パラメータの算出を行った。

### 2. 測定対象

測定部位は上肢の運動機能に障害のない成人男性の前腕部と上腕部である。図3に示すように6つの電極を粘着カラー（粘着カラー-20, 日本光電）で上

肢の内側に装着した。使用した電極は直径10mmの不分極性のAg/AgCl皮膚表面電極(NS-331S, 日本光電)である。外側2つの電極(I+, I-)が電流電極であり、この間を定電流が流れる。上腕部に装着した電極(P<sub>1</sub>, P<sub>2</sub>)および前腕部に装着した電極(P<sub>3</sub>, P<sub>4</sub>)が電位電極である。上腕部インピーダンスを測定する場合、電極(I+, P<sub>1</sub>, P<sub>2</sub>, I-)を使用し、前腕部インピーダンスを測定する場合、電極(I+, P<sub>3</sub>, P<sub>4</sub>, I-)を使用する。それぞれの電位電極間の距離は70 mmであり、この部位が測定部位となる。

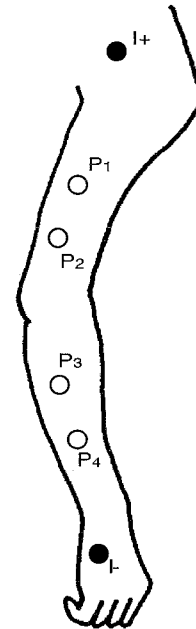


図3 電極の装着位置

上肢を自然に下ろして脱力している状態のインピーダンスを基準インピーダンスとした。このインピーダンスの各パラメータを基準値とした。そして、肘関節の屈曲、手関節の屈曲（掌側への屈曲）および伸展（背側への屈曲）、上肢の拳上における上肢のインピーダンスを測定した。この際、被験者に対し各運動においてなるべく不必要な力が入らないように指示した。

### 3. パラメータ変動の解析方法

直列抵抗 $R$ は測定周波数 $f$ によって変化するが、本研究では筆者らがこれまでに生体電気インピーダンスの解析において採用してきた $f=50 \text{ kHz}$ 一定における $R$ について考える。なお、この周波数はインピーダンス法を用いた市販の体脂肪計にも採用されている。式(6)に示したように $R$ が $R_e$ 、 $R_i$ 、 $\alpha$ 、 $\beta$ 、 $f_m$ の5パラメータの関数であるので、それぞれの変

化  $\Delta R_e, \Delta R_i, \Delta \alpha, \Delta \beta, \Delta f_m$  によって  $R$  が  $\Delta R$  だけ変化したとすると, Taylor 展開によって

$$\begin{aligned} \Delta R &= R(R_e + \Delta R_e, R_i + \Delta R_i, \alpha + \Delta \alpha, \beta + \Delta \beta, f_m + \Delta f_m) \\ &\quad - R(R_e, R_i, \alpha, \beta, f_m) \\ &= \left( \Delta R_e \frac{\partial}{\partial R_e} + \Delta R_i \frac{\partial}{\partial R_i} + \Delta \alpha \frac{\partial}{\partial \alpha} + \Delta \beta \frac{\partial}{\partial \beta} + \Delta f_m \frac{\partial}{\partial f_m} \right) R \\ &\quad + \frac{1}{2!} \left( \Delta R_e \frac{\partial}{\partial R_e} + \Delta R_i \frac{\partial}{\partial R_i} + \Delta \alpha \frac{\partial}{\partial \alpha} + \Delta \beta \frac{\partial}{\partial \beta} + \Delta f_m \frac{\partial}{\partial f_m} \right)^2 R \\ &\quad + \dots \\ &\quad + \frac{1}{n!} \left( \Delta R_e \frac{\partial}{\partial R_e} + \Delta R_i \frac{\partial}{\partial R_i} + \Delta \alpha \frac{\partial}{\partial \alpha} + \Delta \beta \frac{\partial}{\partial \beta} + \Delta f_m \frac{\partial}{\partial f_m} \right)^n R \\ &\quad + \dots \end{aligned} \quad (8)$$

となる。ここで,  $\Delta R$  の近似値を  $\Delta R_{app}$  として,  $\Delta R_{app}$  に第 1 次偏微分の項のみを採用し, 第 2 次以上の偏微分の項を無視した。各パラメータの  $\pm 10\%$  の変動において, いずれの偏微分係数 ( $\partial R / \partial R_e$  等) はほぼ定数とみることができた。よって, 各パラメータの偏微分係数を基準パラメータから式(9)によって求めた。

$$\frac{\partial R}{\partial R_e} = \frac{R(R_e + 0.1R_e) - R(R_e - 0.1R_e)}{0.2R_e} \quad (9)$$

次に, 各パラメータの変動率 ( $\Delta R_e / R_e, \Delta R_i / R_i$  等) の  $R$  の変動率 ( $\Delta R / R$ ) への影響を比較するために, それぞれの変動率を式(10)によって正規化した。  $k_{R_e}, k_{R_i}, k_\alpha, k_\beta, k_{f_m}$  を変動率係数とする。

$$\begin{aligned} \frac{\Delta R_{app}}{R} &= \frac{\Delta R_e}{R_e} \frac{R_e}{R} \frac{\partial R}{\partial R_e} + \frac{\Delta R_i}{R_i} \frac{R_i}{R} \frac{\partial R}{\partial R_i} + \frac{\Delta \alpha}{\alpha} \frac{\alpha}{R} \frac{\partial R}{\partial \alpha} \\ &\quad + \frac{\Delta \beta}{\beta} \frac{\beta}{R} \frac{\partial R}{\partial \beta} + \frac{\Delta f_m}{f_m} \frac{f_m}{R} \frac{\partial R}{\partial f_m} \\ &= \frac{\Delta R_e}{R} k_{R_e} + \frac{\Delta R_i}{R_i} k_{R_i} + \frac{\Delta \alpha}{\alpha} k_\alpha + \frac{\Delta \beta}{\beta} k_\beta + \frac{\Delta f_m}{f_m} k_{f_m} \end{aligned} \quad (10)$$

## 結 果

### 1. 脱力状態における基準インピーダンス

図 4 に上腕部におけるインピーダンスの測定結果の一例を示す。同図は 9 つの周波数における  $R$  と  $X$  とを複素平面上にプロットした後に, 最小二乗法で近似した円弧を描いたものである。表 1 に前腕部および上腕部における基準の電気インピーダンスの測定結果および解析結果を示す。同表より測定部位が上肢かつ測定長 (電位電極間距離) が同一であっても各パラメータが異なることがわかる。

表 1 に示した基準インピーダンスのデータから式(9)により求めた各パラメータの変動率係数を表 2 に示す。

### 2. 上肢運動に伴うインピーダンス変動

表 3 に各運動に伴うパラメータの変動率とそれぞれに変動率係数を乗じたものを示す。

また, 図 5 に  $\Delta R_{app}$  と  $\Delta R$  との関係を示す。同図

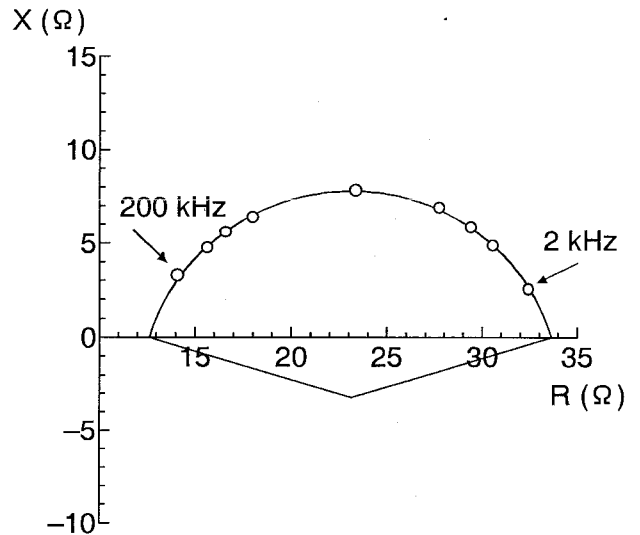


図 4 上腕部における基準インピーダンスのベクトル軌跡

表 1 脱力状態における上肢の基準インピーダンスの各パラメータ

	$R_e(Z_0)$ ( $\Omega$ )	$R_i$ ( $\Omega$ )	$\alpha$	$\beta$	$f_m$ (kHz)	$Z_\infty$ ( $\Omega$ )	$R_p$ (M $\Omega$ )	$C_p$ (nF)	$R$ ( $\Omega$ )	$X$ ( $\Omega$ )
上腕部	33.7	20.3	0.799	0.815	21.8	12.6	96.6	110	18.2	6.67
前腕部	44.6	81.1	0.698	0.754	36.7	28.8	269	29.1	35.5	5.24

$R_p, C_p, R, X$  はいずれも測定周波数  $f=50$  kHz の時の値を示す。

表 2 脱力状態における上肢の基準インピーダンスの各パラメータの変動率係数

	$k_{R_e}$	$k_{R_i}$	$k_\alpha$	$k_\beta$	$k_{f_m}$
前腕部	$8.33 \times 10^{-1}$	$1.67 \times 10^{-1}$	$-2.52 \times 10^{-2}$	$-2.72 \times 10^{-2}$	$1.10 \times 10^{-1}$
上腕部	$6.80 \times 10^{-1}$	$3.20 \times 10^{-1}$	$-2.26 \times 10^{-2}$	$-2.21 \times 10^{-2}$	$2.48 \times 10^{-1}$

表3 各運動に伴う各パラメータの変動率とこれらを用いた直列抵抗の近似値

測定条件	$\frac{\Delta R_e}{R_e}$	$\frac{\Delta R_i}{R_i}$	$\frac{\Delta \alpha}{\alpha}$	$\frac{\Delta \beta}{\beta}$	$\frac{\Delta f_m}{f_m}$	$\frac{\Delta R}{R}$
	$k_{R_e} \frac{\Delta R_e}{R_e}$	$k_{R_i} \frac{\Delta R_i}{R_i}$	$k_\alpha \frac{\Delta \alpha}{\alpha}$	$k_\beta \frac{\Delta \beta}{\beta}$	$k_{f_m} \frac{\Delta f_m}{f_m}$	$\frac{\Delta R_{app}}{R}$
前腕部						
肘関節90度屈曲	-4.82	-14.61	5.73	3.32	-2.20	-6.76
	-3.57	-2.43	-0.14	-0.09	-0.24	-6.53
肘関節最大屈曲	-9.32	-23.54	4.44	3.85	-10.66	-13.69
	-7.77	-3.92	-0.11	-0.10	-1.17	-13.12
手関節屈曲	8.25	-3.22	2.58	1.33	-14.72	3.92
	6.82	-0.54	-0.06	-0.04	-1.61	4.59
手関節伸展	-2.82	5.15	-1.43	-3.45	3.67	-1.15
	-2.35	0.86	0.04	0.09	0.40	-0.95
上腕部						
肘関節90度屈曲	-16.94	11.35	0.63	-0.37	6.13	-7.70
	-11.53	3.62	-0.14	0.08	1.52	-6.44
肘関節最大屈曲	-22.79	1.97	-1.13	-3.44	17.74	-11.88
	-15.52	0.63	0.25	0.76	4.39	-9.48
上肢挙上	-9.00	9.27	0.13	-1.35	-2.31	-3.79
	-6.13	2.97	-0.03	0.30	-0.57	-3.47

単位は%,  $\frac{\Delta R_{app}}{R} = k_{R_e} \frac{\Delta R_e}{R_e} + k_{R_i} \frac{\Delta R_i}{R_i} + k_\alpha \frac{\Delta \alpha}{\alpha} + k_\beta \frac{\Delta \beta}{\beta} + k_{f_m} \frac{\Delta f_m}{f_m}$

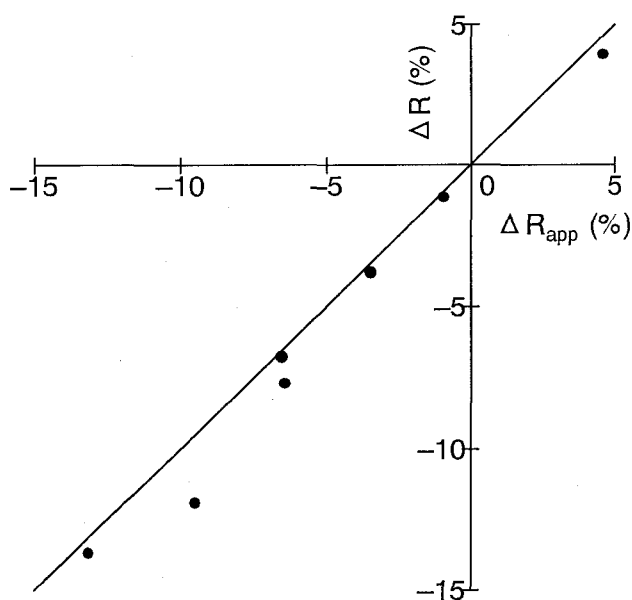


図5  $\Delta R_{app}$  と  $\Delta R$  との関係

より  $\Delta R_{app}$  が  $\Delta R$  と比べて全体的に若干小さい値であるが、 $\Delta R_{app}$  は  $\Delta R$  とほぼ等しいといえる。よって式(10)の近似は妥当であるといえる。

考 察

表1において  $R_e/R_i$  を比較した場合、上腕部では約2倍に対して前腕部では約0.6倍と大きく異なっ

ている。これは、測定部位における各組織の占める割合の違いやその形状の違いによるものである。大きな血管や筋組織が多い場合には、 $R_e$  は小さい値となる。また、抵抗率の高い脂肪組織の割合が大きい場合、 $R_i$  が大きくなる。また、血管や筋繊維の方向が不均一であるほど、 $R_e, R_i$  は均一である場合と比べ大きく変化する。前腕部の  $\beta$  が上腕部の値より小さいことより、前腕部がより不均一であることや、 $C_p$  より上腕部の細胞膜が前腕部のそれと比べより、容量性が大きいこともわかる。

表2の係数の値よりインピーダンス変動に与える影響は  $R_e, R_i, f_m$  の順で大きいことがわかる。また、前腕部、上腕部とも  $k_{R_e} + k_{R_i} = 1$  となっている。これは、 $f_m, \alpha, \beta$  が一定で、 $\Delta R_e = \Delta R_i$  のとき、 $\Delta R = \Delta R_e = \Delta R_i$  となることを表している。すなわち、身体運動に伴い、細胞膜の分極特性が変化しないで、細胞内外の形状が相似的に変化すれば（測定部位の電極間距離が一定であり、断面積の変化率がともに等しい）、その変化量がそのままインピーダンスの変化に反映されることを示している。

表3より測定部位や運動に関わらず  $\Delta R$  には  $R_e$  と  $R_i$  の変動が支配的であることがわかる。前述したように細胞内外の形状変化が等しければ、 $R_e$  の変動率と  $R_i$  のそれとが等しくなる。しかしながら、こ

のような形状変化は生体内でおこらず、 $R_e$ と $R_i$ の変動が同一とならない。それぞれが逆方向の変化を示す結果も得られている。 $\alpha$ 、 $\beta$ の変動は、他のパラメータに比べて小さく、また $R$ の変動に与える影響は小さい。

前腕部では肘関節の屈曲に伴い $R_e$ と $R_i$ ともに減少し、細胞の形状の変化と細胞間の形状変化とが同方向であるといえる(ともに断面積増加)。肘関節の屈曲は前腕部の腕橈頭骨筋の働きもあるが、主に上腕部の上腕二頭筋の働きである。前腕部の他の筋群は弛緩しており、屈曲に伴い筋が縮まり、断面積が大きくなると考えられる。

上腕部では肘関節の屈曲に伴い、 $R_e$ は大きく減少し、 $R$ の変化に大きく影響している。 $R_i$ では、肘関節を自然に伸展させている時と最大屈曲時との差はあまりないが、関節角度90度では、大きな値をとる。屈曲に伴い上腕二頭筋は大きく形状を変化させ、細胞の形状変化が単純ではないといえる。最大屈曲時に $R_i$ の変化がない場合でも、上腕二頭筋周辺および上腕三頭筋周辺における $R_i$ の変化は同一ではないと考えるべきである。さらに $\Delta R$ の約10%の変化に対して $k f_m \Delta f_m / f_m = 4.39\%$ と膜の特性周波数が $R$ の変化に影響を与えている。運動に伴うインピーダンス変化に細胞膜の分極インピーダンスの変化が大きく依存している場合があることが明らかとなった。

前腕部における手関節の屈曲および伸展では $R_e$ 、 $R_i$ の変動が逆方向である。この運動では手根屈筋と手根伸筋との収縮弛緩に伴う細胞内外の形状変化が $R_e$ 、 $R_i$ に反映されていると考えられる。上肢挙上における上腕部のパラメータ変化は、肘関節を90度屈曲した場合の変化と類似している。上腕二頭筋の長頭は肩甲骨の関節上結節から起こっており、上肢を挙上すると上腕二頭筋は弛緩したまま、その長さが短くなるように変化する。このため、各パラメータの変化が、上腕二頭筋を収縮させる肘関節の屈曲の場合と同じ変化であると考えられる。しかし、長時間の挙上においては、貯血量の変化などがあり、各パラメータには経時変化がある。

これまで、関節の屈曲における上肢インピーダンス減少は測定部位の等価断面積の増加によるものであるという一次元的な説明であった。本研究では等価回路のパラメータで測定部位の状態をより詳細に説明できたといえる。

## む す び

上肢の関節の屈曲伸展などの運動に伴う上肢の生

体電気インピーダンスを測定し、その等価回路のパラメータである細胞外液抵抗や細胞内液抵抗等の変動でインピーダンス変化を線形近似した。まず各パラメータ変動のインピーダンス変動に与える影響を確認した後、各パラメータの変動から測定部位の状態の説明を行った。インピーダンスの変動には、細胞外液抵抗と細胞内液抵抗が概ね支配的であることを示した。また、細胞膜の分極特性も関節屈曲に伴うインピーダンス変動に影響していることがわかった。

さらに、負荷のある運動や長時間の運動におけるデータと本研究のような無負荷、筋疲労なしでのデータを比較すれば、負荷の影響や疲労の状況の把握が可能であろう。これによってインピーダンス法を用いた身体運動の評価もさらに意義深いものになると考えられる。

## 文 献

- 1) 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，26：421-428，1982。
- 2) Schwan, H. P.: The Practical Success of Impedance Techniques from an Historical Perspective. In Electrical Bioimpedance Methods: Applications to Medicine and Biotechnology (Riu, P. J., Rosell, J., Brangós, R. and Casas, Ó. eds), 873: 1-12, Annals of the New York Academy of Sciences: New York, 1999.
- 3) 酒本勝之, 金子和真, 江崎光裕, 藤井麻美子, 金井寛, 浅野次義：電気インピーダンス法による新しい体脂肪量測定法。医用電子と生体工学，33：184-191，1995。
- 4) Edic, P. M., Saulnier, G. J., Newell, J. C. and Isaacson, D.: A Real-Time Electrical Impedance Tomograph. IEEE Trans. Biomed. Eng., 42: 849-859, 1995.
- 5) Nakamura, T., Yamamoto, Y., Yamamoto, T. and Tsuji, H.: Fundamental characteristics of human limb electrical impedance for biodynamic analysis. Med. & Biol. Eng. & Comput., 30: 465-473, 1992.
- 6) 山本尚武, 山本辰馬, 岡本卓爾, 軸屋和明, 平上二九三, 明石謙：歩行分析のための下腿部電気インピーダンス法の検討。医用電子と生体工学，22：433-436，1984。
- 7) 中村隆夫, 山本尚武, 辻博明, 山本辰馬：ランニングの計測と解析—生体電気インピーダンスと距離・速度計の応用—。バイオメカニズム11 (バイオメカニズム学会編)，43-55，東京大学出版会：東京，1992。
- 8) 中村隆夫, 山本尚武, 山本辰馬, 辻博明：生体電気インピーダンスを利用した敏しょう性における反応時間の測定。信学論 (D-II)，J74-D-II：87-95，1991。
- 9) 山本尚武, 中村隆夫, 関八州彦, 宇都山欣也, 明石謙, 軸屋和明：インピーダンス咽頭図を用いた嚥下活動の解析法の検討。電学論A，118-A：210-217，1998。
- 10) Yamamoto, T. and Yamamoto, Y.: Non-linear electrical properties of skin in the low frequency range. Med. & Biol. Eng. & Comput., 19: 302-310, 1981.
- 11) 中村隆夫, 山本尚武, 宋塾存, 山本辰馬：植物体の電気

インピーダンスに対する新しい等価回路. 信学論 (D-II), J75-D-II : 1975-1977, 1992.

12) 酒本勝之: 組織のインピーダンス. 臨床検査, 26 : 413-420, 1982.

## Variations of parameters of bioelectrical impedance during upper limb movement

Takao NAKAMURA and Yoshitake YAMAMOTO

### Abstract

We have proposed new biodynamic analysis methods using bioelectrical impedance. Variations of human limb electrical impedance during biodynamics were caused by variations of equivalent cross sectional area of muscle and variations of blood volume. However these variations could not be directly measured. Therefore quantitative discussions about relation between the impedance and these variations have been insufficient.

In this work, we explained variations of the impedance with variations of parameters of an equivalent circuit. The model of impedance was Cole-Cole type. The equivalent circuit consisted of five individual parameters as follows: extracellular fluid resistance, ' $R_e$ ', intracellular fluid resistance, ' $R_i$ ', characteristic frequency of dispersion, ' $f_m$ ' and parameters of dispersion of relaxation time, ' $\alpha$ ' and ' $\beta$ '.

Impedances of forearm and upper arm were measured with four electrode method during flexion and extension of joints in upper limb. The ratio of variations of equivalent series resistance  $R$  was linear-approximated using the above mentioned parameters. The influences of parameters on variations of  $R$  was confirmed.

$R$  was strongly influenced by  $R_e$  and  $R_i$ . However there were differences between influence of  $R_e$  and that of  $R_i$  in difference measured part and difference joint movement. This showed the condition of the muscle. In case of the maximum flexion of the elbow joint,  $R$  of upper arm was influenced by  $f_m$ . This means that a polarization of cell membrane changes and influences impedance during movement.

These results are significant in evaluation of biodynamics including difference of strength of movement and condition of exhaustion.

---

**Key words :** bioelectrical impedance, equivalent circuit, Cole-Cole circular loci, upper limb movement, four electrode method

---

Faculty of Health Sciences, Okayama University Medical School