

研究テーマ インテリジェント FES 基盤技術の開発  
(電極の状態評価法の開発と電気刺激条件の最適化)

研究者 大庭茂男 東北大学大学院工学研究科 客員研究員

## 1 フェーズ

### (1) 研究の概要

FES/TES において表面電極を用いて電気刺激を行う際、皮膚との接触状態や皮膚自体の状態を把握し適切な刺激を行う必要がある。また、皮膚の電気的特性の分布が一様でないため、同一刺激を用いた場合でも電極配置により適切な刺激を提供できない場合があることや電気を流しやすい部分(良導点)があることが知られているが詳細については明らかにされていない。

本研究では皮膚の電気的特性を解析し、適切な刺激の可能な電極配置との関係を調べる必要がある。そこで、皮膚の電気的特性の分布を把握するため、皮膚の複素インピーダンス軌跡を多チャンネルで測定し、温度、湿度などの影響についても解析を行う。また、多チャンネル測定に適した電極の開発と電圧や電流依存性の無い範囲で自動的に最適なパラメータを選択する方式を検討する。

### (2) 研究の目標

皮膚の電気的な特性測定を解析するため、恒温・恒湿室における皮膚インピーダンスを測定し、測定信号に対する電流・電圧依存性の確認や複素インピーダンス軌跡の多チャンネル測定に適した電極の材料や電極表面積とインピーダンスとの関係を調べる。

さらに、皮膚表面上の良導点を短時間で効率よく探索するためには多数の電極を配置し、測定対象電極下の皮膚インピーダンス軌跡を測定することで、その差異を検出することが考えられる。この場合、時間経過と共に各電極間のバラツキを抑えることが重要となる。このためには皮膚の複素インピーダンス軌跡を精度良く、高い時間分解能で測定可能な装置を開発・製作し、実際の測定に適用してその有効性を検討する。また、皮膚の複素インピーダンス軌跡の形状を特徴づけるパラメータのうち、電極サイズや皮膚との接触状態等に依存しないパラメータの存在を検討する。

### (3) 実施内容

皮膚インピーダンスパラメータ

皮膚インピーダンスは以下の式で表されるような Cole-Cole の円弧則が成り立つことが知られており、図 1 に示すような軌跡を描く。

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

ここで  $\tau_m$  は円弧則の中心緩和時間(リアクタンス成分が最大となる角周波数の逆数)、 $\beta$  は緩和時間の分布の程度を表すパラメータであり、 $Z_0$  は  $\omega = 0$ 、 $Z$  は  $\omega = \infty$  とした場合の大きさである。

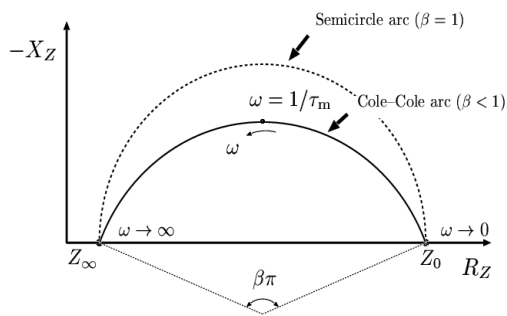


図1 複素インピーダンス軌跡と Cole-Cole の円弧

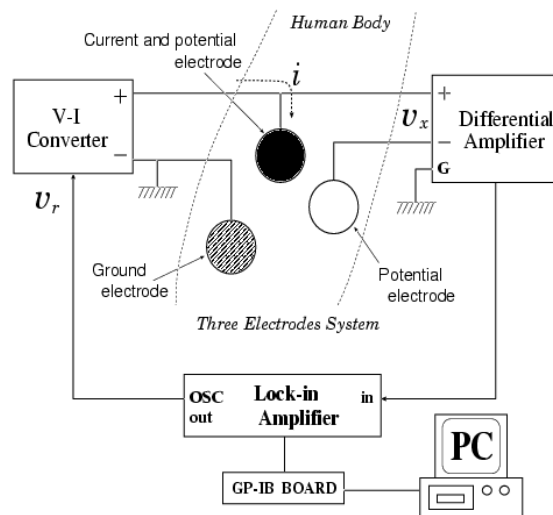


図2 皮膚インピーダンス 測定システムの概略

測定した複素インピーダンス軌跡のデータは離散値であるが、その測定データから式(1)中の各パラメータを非線形最小二乗法によって推定することで、任意の周波数におけるインピーダンスを求めることができる。これらは皮膚の複素インピーダンス軌跡の形状を特徴付けるパラメータ(以下、インピーダンスパラメータ)であり、皮膚の電気的特性の検討に用いることができる。一方、良導点とそうでない部位との比較検討を行う必要がある。そこで、一手法として以下では鍼灸治療で最も重要な治療・診断として用いられている経穴(ツボ)が皮膚の電気抵抗の低い部位として比較的良く一致していることが知られていることから、この部位を利用した。

#### 皮膚インピーダンスの測定システム

測定回路を図2に示す。目的とする電極下のみの皮膚インピーダンスを着目するため、複素インピーダンス軌跡の測定は三電極法を用いた。2つの電極に正弦波電流を通電し、被測定部位の電極と別に設けたもう一つの不関電極間の電圧を測定した。インピーダンスは印加した通電電流と測定された電圧から算出した。また、皮膚インピーダンスの大きさは汗腺などにより大きく影響するため、本来の皮膚の特性を逃してしまうだけでなく、再現性の問題になる可能性がある。したがって、温・湿度を制御できる(20±1℃、湿度40±2%)恒温・恒湿室(TABAI ESPEC社、TBR-2.5HAOSD)において行った。また、測定用電極のサイズは良導点を精度良く探索するためには、できるだけ小さくしたいが、それに対応して電極インピーダンスが増加することや皮膚の電流依存性の問題が生じるため、測定電流の大きさを小さくせざるを得ない。そこで微小信号を高精度で測定可能なロックインアンプを用いた。なお、被験者は成人健常者で行った。

#### 電極表面積と皮膚インピーダンスパラメータ

皮膚インピーダンスの電流依存性を測定した結果を図3に示す。図中、経穴(曲池: )とそうでない部位( )を示し、さらに、特性の違いは測定部位によって測定電流値が異なることを示す。また、被験者によっても、その程度が大きく異なることを確認した。

図4は電極表面積(直径1、2、3、5、8mm)を変えた場合であり、周波数をパラメータとして皮

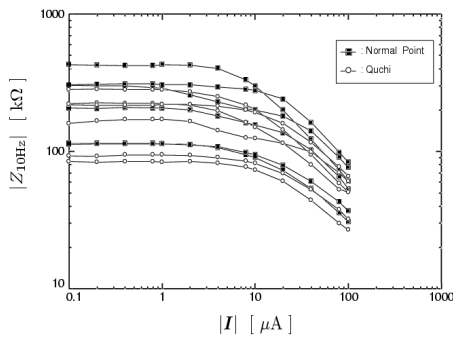


図3 皮膚インピーダンスの絶対値の電流依存性

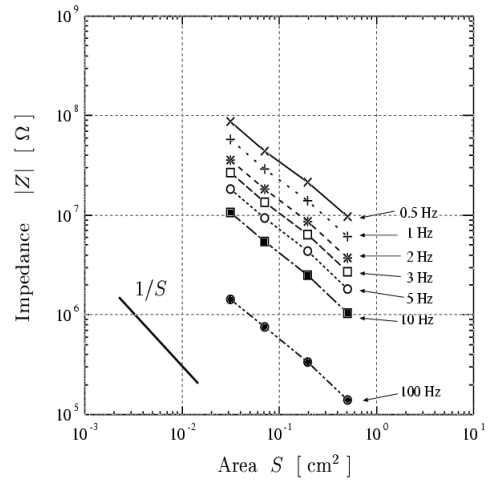


図4 電極表面積と皮膚インピーダンスの関係

膚インピーダンスの結果を示す。ここで、電極は表面積の異なる銀電極とし、電極と皮膚との接触には市販のソリッドゲルを各電極径と同程度に加工して用いた。この結果から電極表面積と皮膚インピーダンスが反比例していることがわかる。また、直径 2mm ( $S = 0.031\text{cm}^2$ ) では測定周波数が 10Hz 以下で数十M 以上の高インピーダンスになることが推測できる。この場合、電流依存性が認められない電流値の上限は 1~10nA であった。なお、測定は皮膚に電極装着後(約 25 分) 十分安定した状態を確認して行った。

図5に被験者1名の前腕部で測定したインピーダンス軌跡と式(1)より推定したパラメータから求めた近似曲線を示し、ほぼ一致することがわかる。図6は6人の被験者について電極面積を変えた時のインピーダンスパラメータの変化を示す。この結果から、 $Z_0$ は図4に示すインピーダンスの絶対値と同様に電極表面積にほぼ反比例していることがわかる。は全ての被験者で電極表面積に関係なく、ほとんど変化していない。 $m$ は被験者毎に変動傾向は異なるが、6名中5名が20%程度、残り1名が30%程度の変化を示した。なお、各パラメータは電極の直径が8mmの時の値を1.0として規格化した。

次に経穴(良導点を想定)とそうでない部位でのインピーダンス軌跡の形状を特徴付けるインピ

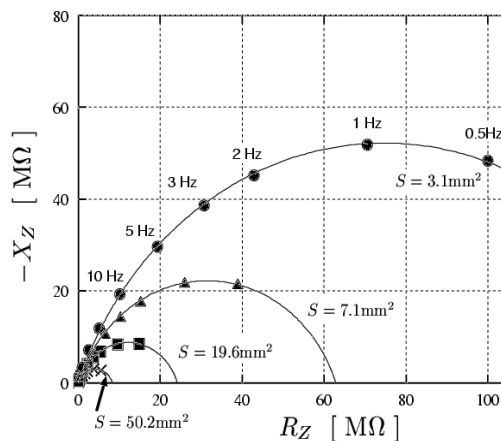


図5 皮膚インピーダンス軌跡

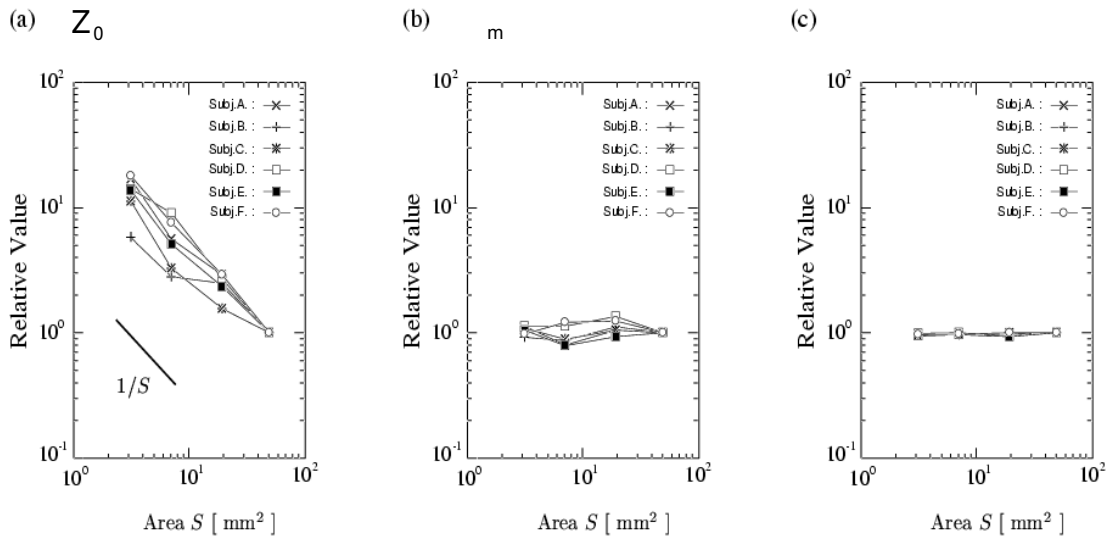


図6 電極表面積と皮膚インピーダンスの関係

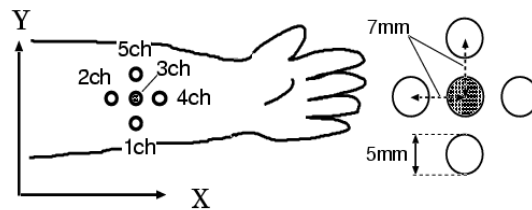


図7 経穴周辺の電極配置

ーダンスパラメータの検討を行うため、図7に示す前腕部で多チャンネル測定を行った。電極は直径5mmを用い、ゲキ門と呼ばれる経穴(3ch)を中心に図に示す間隔で合計5個の電極を配置した。測定結果を図8に示す。なお、各インピーダンスパラメータの値は3chを1.0として規格化した。図中、(a)はインピーダンス軌跡を示し、3ch(経穴)が最も小さいことがわかる。また、(b)、(c)からは全測定点でほぼ一定であり、 $Z_0$ 、 $m$ は経穴における値の方が周辺部位と比べて、それぞれ30%、50%程度小さい値を示しており、部位差を明確に反映されていることが示された。しかし、 $Z_0$ は前節の結果からも明らかなように電極表面積に大きく依存している。これは測定毎に電極と皮膚との接触面積を一定にする必要があるが、電極の数が多の場合、その保証が著しく困難となる。したがって電極面積に依存せず、かつ経穴との部位差を明確に反映するパラメータとして $m$ が有用な指標となる可能性が示された。

したがって、多チャンネルでインピーダンスパラメータを測定することで目的とする部位を探索可能となる。しかし、本測定システムで実際の応用を考慮するとインピーダンス軌跡を測定際、周波数の掃引を行う必要から測定時間(図2のシステムの場合、約1分)を要し、信頼性のある測定が得られない可能性がある。

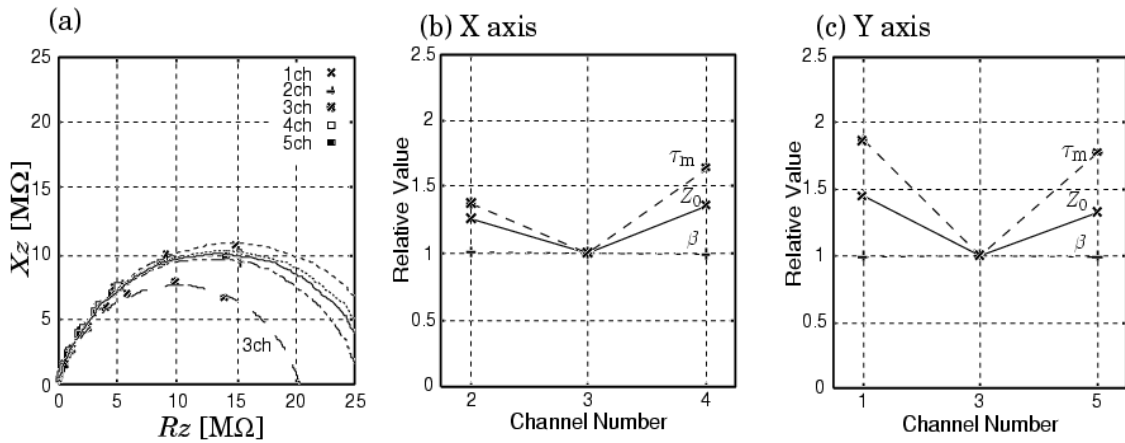


図8 経穴周辺の皮膚インピーダンスパラメータ

(a)皮膚インピーダンス軌跡 (b) X方向の部位差 (c) Y方向の部位差

### 皮膚インピーダンス軌跡の高時間分解能測定装置の開発

皮膚上の良導点を短時間で探索する方法として電極を複数設置し、各電極下の皮膚のインピーダンスパラメータを測定することの有効性を前節で述べた。しかし、ロックインアンプによる方法では高い測定精度が可能となるが、多チャンネル測定時に測定時間を要するために時間分解能が悪くなり信頼性のある測定が得られない。また、皮膚の電流依存性を調べ、適切な測定電流を設定する際にも問題となる。これらの問題を解決するため以下に述べる方法により、高時間分解能でかつ高精度となる測定法を開発した。

測定原理の概要は、皮膚に通電する信号に必要な周波数を複数含ませ、得られた信号をフーリエ変換すれば、それぞれの実数部と虚数部から皮膚の複素インピーダンス軌跡が求まる。また、各周波数成分の大きさを全ての周波数において同一にすることによって、測定精度のバラツキを防ぐことができる。また、時間分解能の下限は通電する信号に含まれる最低周波数で決定される。この測

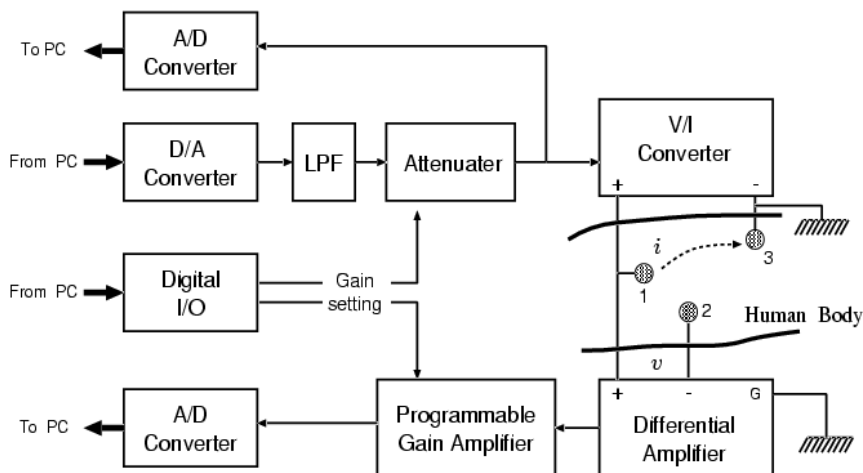


図9 高時間分解能を有する測定システム

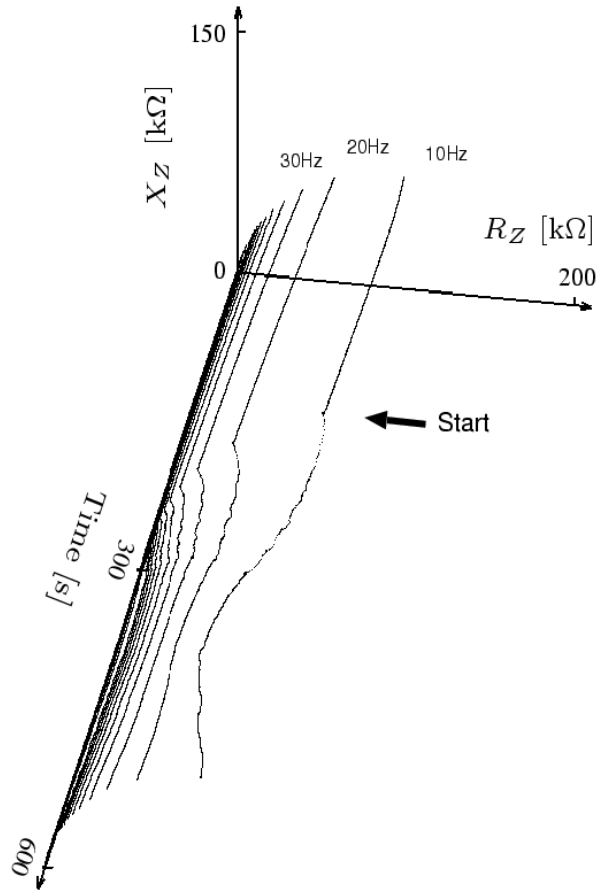


図10 皮膚インピーダンス軌跡の時間変化

定システムの概要を図9に示す。D/A変換ボードから発生させたフーリエ級数状の電圧を一次系の低域通過フィルタ(遮断周波数 5kHz)および減衰器に通した後、電圧-電流変換器によって電流に変換し皮膚に通電する。通電によって皮膚に生じた電圧を差動増幅器により測定し、必要に応じてプログラマブル・ゲイン・アンプ(PGA)により増幅する。これらは全てパーソナルコンピュータ(PC)によって制御している。さらに、減衰器からの通電電流値に対応する電圧(入力)と増幅後の電圧(出力)をA/D変換(分解能12bit)により離散化し、PCへ取り込み入出力信号より離散フーリエ変換を施し各周波数におけるインピーダンスを算出する。

このシステムの誤差は、皮膚インピーダンスを模擬した既知のインピーダンス( $R=51k$ 、 $C=0.022\mu F$ の並列回路)を測定した結果、10Hz~1kHzの周波数範囲で2%未満であり、十分な測定精度を有している。

製作した皮膚の複素インピーダンス軌跡の高時間分解能測定装置による適用例として、精神性発汗に伴う左手掌での皮膚の複素インピーダンス軌跡の急峻な変化を測定した。被験者は健常男性11名(22歳~25歳)と女性1名(23歳)の合計12名である。測定は恒温・恒湿室(25℃ 50%)の電磁シールドルーム内で行い、測定部位は精神性発汗が生ずる左手掌とし、電極配置は三電極法とした。電極は銀-塩化銀ソリッドゲル付電極(P-150、日本光電、表面積 $4.52cm^2$ )を用いた。通電電流に含めた周波数は10Hz~1kHzまでの20種類とし、振幅を同じにして重ね合わせた。この場合、時間分解能は0.1sである。なお、通電電流の値は各周波数成分の電流依存性を考慮し、電流依存性が

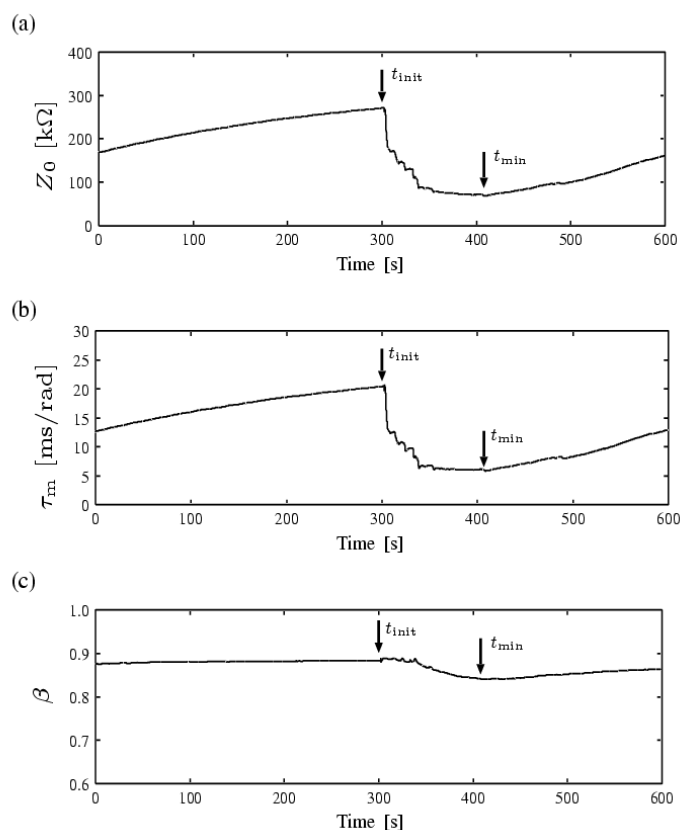


図 11 皮膚インピーダンスパラメータの時間変化

認められない範囲の大きさを被験者毎に決定した。精神性発汗を促す方法として測定開始後 5 分経過した時点で大きな音（周波数 1kHz、60dB(SL)の音圧）を 5 秒間ヘッドフォンより呈示させた。

皮膚インピーダンス軌跡の時間変化の測定結果の一例を図 7 に示す。被験者全員が驚いたことを実験終了後に報告しているものの、音の呈示（図中の矢印）とともに急峻な変化が認められた被験者は 12 名中 8 名であり、残り 4 名の内 3 名は音の呈示と無関係に急峻な変化が頻繁に生じており、1 名は急峻な変化が全く認められなかった。また、図 7 の各時刻におけるインピーダンス軌跡からパラメータを推定した結果を図 8 に示す。ただし、図 7 からどの時刻においても高周波領域のインピーダンスがほぼ 0 であり、ほとんど変化していないとみなせるので式中のパラメータ  $Z$  は一定値 0 とし、推定対象外とした。また、推定値の一致度の評価は二乗平均誤差  $E_{rms}$  は 0.01 ~ 0.03 程度である。また、 $Z_0$  と  $\tau_m$  は大きく変動し、かつその変動は極めて類似していることがわかる。この 2 つの相関係数は 0.842 ~ 0.999 となり、これらの傾向は全ての被験者について認められた。

以上、インピーダンス軌跡の変化を高周波領域まで明瞭に捉えることが可能であり、皮膚インピーダンスパラメータを十分な精度で推定できることが示された。今後、皮膚表面上における良導点の物理的な大きさや探索のための複数の電極による多チャンネル測定の検討が必要と考える。

#### (4) 結果

皮膚の電流依存性を調べ、個体差および部位差が存在することが確認され、インピーダンスを測

定する場合、個体、部位毎に測定電流の大きさを変更する必要があることを確認した。

電極サイズによって測定されたインピーダンス軌跡の複素平面上的形状や位置関係は大きく異なっていたが、その形状を特徴づけるパラメータのうち電極サイズに依存しないパラメータの存在が示唆された。

新たに開発した高時間分解能測定システムは高周波数で誤差が小さいことや、時間分解能の下限が皮膚の時定数に依存しないなど従来の手法と比べ優れていることを確認した。

高時間分解能測定システムによって皮膚の複素インピーダンス軌跡を精度良く、高い時間分解能で測定可能であることが実際の測定においても確認され、多チャンネル測定や皮膚インピーダンスの電流依存性の確認をする際に有用であることが確認した。また、精神性発汗に伴う皮膚の電氣的特性の変化が顕著に反映されるパラメータの存在が確認された。

## (5) 論文発表

- [1] 根本和彦、大庭茂男、福元剛智、田中治雄、二見亮弘、星宮 望：「皮膚インピーダンスの測定に関する基礎的検討 - 電極面積と皮膚インピーダンスの関係 -」、平成 13 年度電気関係学会東北支部連合大会講演論文集、p115(2001)

## (6) 特許申請

- [1] 星宮望、大庭茂男、福元剛智：「皮膚の複素インピーダンス軌跡の測定方法及びその装置」、特願 2001-347751、2001