

科学研究費助成事業 研究成果報告書

平成 29 年 6 月 2 日現在

機関番号：15301

研究種目：挑戦的萌芽研究

研究期間：2014～2016

課題番号：26560352

研究課題名（和文）生体電気インピーダンスの高時間分解能測定による投球動作の判別

研究課題名（英文）Discrimination of throwing motion using a measuring system of bioelectrical impedance with high time resolution

研究代表者

中村 隆夫（Nakamura, Takao）

岡山大学・保健学研究科・教授

研究者番号：00249856

交付決定額（研究期間全体）：（直接経費） 1,600,000円

研究成果の概要（和文）：屋外での測定がしやすいように可搬性のある生体電気インピーダンス測定システムを開発した。前腕部電気インピーダンスの周波数特性であるCole-Cole円弧のパラメータを用いて投球における球種の判別について検討した。判別する球種は ストレート、 スライダー、 カーブ、 シュートの4種類である。

投球時に背屈が最大となる時刻から0.1、0.2、0.3、0.4、0.5秒後の5つのインピーダンスパラメータの合計25個のデータを用いて各投球30回の全120投球の判別分析を行った結果、その判別の中率は99.2%と高精度な判別ができた。

研究成果の概要（英文）：We have developed a multi-frequency impedance measuring device. This device is sufficiently accurate for measuring bioelectrical impedance parameters and easy to use, portable, and well suited for outdoor use. The purpose of this research was discrimination of types of pitch. The types of pitches were as follows: straight pitch, slider, curve ball and shoot ball.

In order to obtain higher hitting ratio of discrimination of four pitches, the optimal potential electrode location were the wrist joint side of a flexor carpi radialis muscle and 25 parameters of impedance parameters during pitch were used. As the results, the 99.2% of hitting ratio were obtained in 120 pitches.

研究分野：医用生体工学

キーワード：生体電気インピーダンス 高時間分解能 Cole-Cole円弧 投球動作

1. 研究開始当初の背景

(1) 生体電気インピーダンスによる生体計測は、歴史が古いものの、様々な理由により保健福祉や医療現場への実用化がなされていなかった。しかしながら、昨今、健康管理を背景として、個人レベルでインピーダンス式の体脂肪計が使用されることが多くなった。この測定においては被験者が静止した状態が測定上の必要条件となり、体動がノイズとなるが、本法は体動によるインピーダンス変化を動作分析に応用するという、逆転の発想によるものである。

(2) 生体電気インピーダンスの周波数 50 kHz の等価直列抵抗を用いてスポーツ動作における上肢および下肢電気インピーダンスや嚙下における頸部電気インピーダンス(IPG)から動作の特徴を抽出し、スポーツスキルや嚙下機能の評価を行ってきた[1 - 4]。この方法は以下の特長が挙げられる。

空間的もしくは時間的な制限がない。

被験者は無拘束に近い状態で計測可能。

簡便かつ短時間に解析可能。

インピーダンス波形は動作の大きさ、フォーム、安定性を直観的に表現できる。

一方、この本法を用いた研究は、前述の特長を持つにもかかわらず、文献[5]にて、運動解析のための電極装着について紹介されている程度である。本手法を用いた身体解析法の注目度が低い理由の一つとして、50 kHz 時の等価直列抵抗のみの情報のため単純な運動でも、例えば手関節の掌屈・背屈に対して尺屈・橈屈のような検出が困難であったことがあげられる。

(3) そこで、筆者は生体電気インピーダンスは Cole-Cole 円弧則の周波数特性に従い、4 パラメータ (Z_0 , Z , f_m , R_s) がわかれば、すべての周波数帯域でのインピーダンスを算出できることに注目した。数十 Hz 帯域の皮膚インピーダンスの周波数特性を連続的に測定するシステム[6]を参考に、体肢や体幹部のインピーダンスの周波数特性を測定する高時間分解能測定システムを構築した[7]。図 1 は前腕部電気インピーダンスの測定例である。

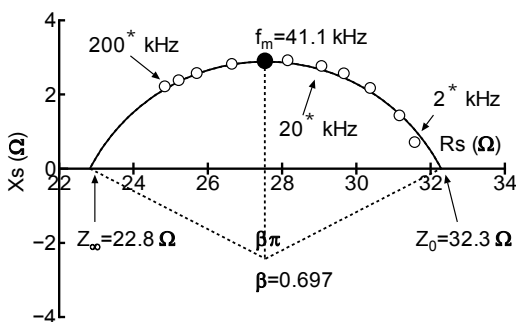


図 1 前腕部電気インピーダンスの測定例

この測定システムは数値計算法である KH 法を用いて[8]、円弧パラメータ (Z_0 , Z , f_m , R_s) と細胞内液抵抗 R_i を算出する。動作判定の試験的研究として、掌屈、背屈、尺屈、橈屈、回内、回外の全 6 動作における前腕部電気インピーダンスの周波数特性を測定し、これから得られるパラメータを用いて判別分析を行った。その結果、判別の中率が 95.0% という結果を得た[9]。

(4) さらに実際のスポーツ動作への応用として野球の投球動作に着目した。投球時の回内・回外動作や肘関節の過伸展による前腕部電気インピーダンス変化を測定して動作判別について研究を行った。まず、最適な電極装着位置を決定した[10]。そして、前腕部が自然に回内する投球(以下、投球 1)、前腕部を強く回内させる投球(以下、投球 2)、前腕部を強く回外させる投球(以下、投球 3)、アーム式投球の一種であるボールをまっすぐ押し出す投球(以下、投球 4)の 4 種の投球動作の判別を検討した。ボールを加速させる動作によって背屈が最大になり f_m が極大値をとる時刻を t_1 と定義した。そして、 t_1 から経時的に 0.1、0.2、0.3、0.4、0.5 秒後の 5 つのパラメータの変化率 (Z_0 , R_i , Z , f_m , R_s) の合計 25 個を用いた判別分析の結果、96.7% の判別の中率を得ることができた[11、12]。

2. 研究の目的

(1) 可搬性のある測定システムの構築

投球動作についての判別が可能であることが、先行研究でわかったが、既存の AC100 V 駆動の関数発生器および A/D 変換器がそれを制御するデスクトップパソコンが必要なため、装置が大がかりで可搬性に乏しく、屋外での適応は難しかった。そこで、まず AC 電源が不要な測定システムの構築を行った。具体的には、複数の周波数の発振部分として既存の関数発生器を用いているが、これをバッテリー駆動のアナログ回路に置き換えるための設計と回路作製を行った。次にノートパソコン対応の AC 電源不要の A/D 変換器に対する制御プログラムの作成を行った。

(2) 球種の判別方法の提案

これまでの研究で故障しやすい投球の判別を行ってきたが、同様に球種の違いの判別について検討する。判別すべき球種としては、ストレート、スライダー、カーブ、シュートの 4 種とした。故障しやすい投球の判別法と同様に、球種の違いが判別可能となれば、投球動作のトレーニングに応用が期待できる。

3. 研究の方法

(1) 可搬性のある測定システムの構築

これまで AC100 V 駆動の関数発生器と消費電力が大きい乗算器を用いていたが、これに替えて演算増幅器とアナログスイッチを

最小することで、省電力で AC100 V が不要な測定装置を作製する。

(2) A/D 変換器と制御用パソコン

可搬性を考えて A/D 変換器と制御用パソコンについてもそれぞれ USB 接続可能なものとノートパソコンとして、計測および解析用プログラムを作成する。

(3) 投球動作の測定

電極位置としてこれまでと同様に橈骨手根屈筋の手関節側を採用した。被験者は 4 種の投球の投げ分けができる被験者とした。電極装着部位の表皮角質層をセロテープを用いて軽く剥離した。電極は NS-114T(日本光電)を使用し、電極ペーストは Gelaid(日本光電)を使用した。被験者は投球方向へ足を肩幅に開いた状態で立ち、ボール(直径約 70 mm、重量約 160 g)を保持して手掌を体側に向け、上肢を自然に垂らした状態を安静状態とした。判別すべき直球、カーブ、シュートの基本的な前腕部など動作がこれまで判別可能であった動作と似ているものの、変化球の投球においては、ボールの握り方や手関節の使い方など個人差が大きいため、各球種におけるボールの握り方および投げ方については、手塚による球種の投げ分け方法を採用した[13]。

安静状態から、テイクバック後に各投球動作を行った。その際のインピーダンスを測定し、インピーダンスパラメータの変化率(Z_0 、 R_i 、 Z 、 f_m)をそれぞれ求めた。

(4) 投球時の判別式の導出と動作判別

判別式導出のため被験者が 4 種類の球種を 10 回ずつ投球した。これを 1 セットとして、各セット間で時間を空けて、3 セット行った。ボールを加速させる動作によって背屈が最大になり f_m が極大値をとる時刻を t_1 と定義した。そして、 t_1 から経時的に 0.1、0.2、0.3、0.4、0.5 秒後の 5 つのパラメータの変化率(Z_0 、 R_i 、 Z 、 f_m)の合計 25 個を判別分析のパラメータとした。計 120 投球を増減法による判別分析を行った。

4. 研究成果

(1) 可搬性のある測定システムの構築

従来の関数発生器に替えて演算増幅器により 5 つの周波数を発生させた。これらはそれぞれ 3.87k、10.1k、19.8k、39.1k、103 kHz であった。これらを加算して、電圧 - 電流変換器で定電流に変換する。これらのピーク値それぞれ 53.5 μ 、135 μ 、160 μ 、178 μ 、178 μ A であり、全体の実効値は 234 μ A となった。この電流を 2 つの電流電極を用いて生体に通電し、電位電極により、測定部位の電位差を検出し、差動増幅する。この信号を各周波数に対応したアナログスイッチとローパスフィルタ(カットオフ周波数 25 Hz)により

同期整流する。本装置の出力は 5 周波数におけるそれぞれの抵抗 R およびリアクタンス X の全 10 種類の信号である。本装置は USB バッテリーで駆動するようにした。図 2 に開発した測定システムのブロック図を示す。

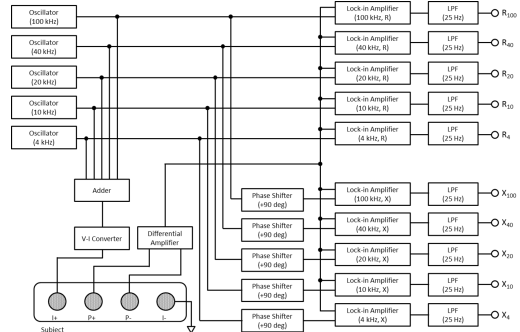


図 2 多周波数のインピーダンス測定装置のブロック図

本測定装置の精度を確認するために、抵抗 R とコンデンサ C を用いた生体等価回路(図 3)を作製し、LCR メータ(4284A、Agilent)との測定結果を比較した。測定結果を図 4 に示す。

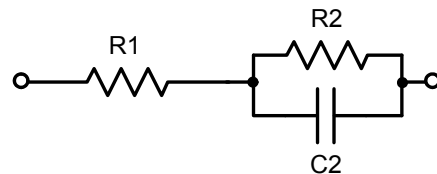
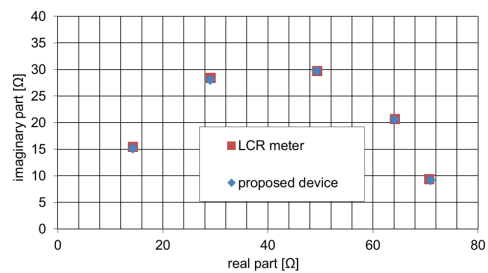
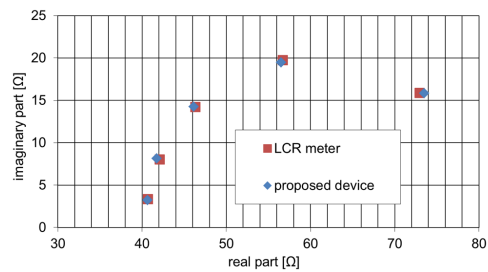


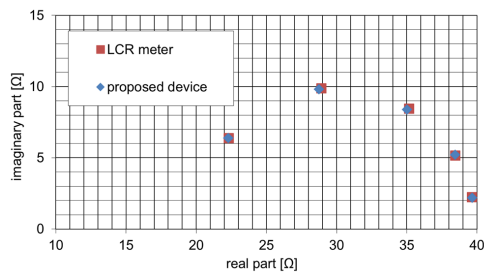
図 3 RC の生体等価回路



(a) RC 回路 1



(b) RC 回路 2



(c) RC回路3

図4 RC生体等価回路における本システムの測定結果とLCRメータのそれとの比較

本測定装置の測定範囲は 0-80 であり、5 周波数における抵抗 R とリアクタンス X の誤差はそれぞれ $\pm 1\%$ 、 $\pm 2\%$ 以下であった。インピーダンスパラメータを算出するには十分な精度である。

(2) A/D 変換器と制御用パソコン

本測定装置から出力される 10 種類のインピーダンス信号をノート型パソコンに USB 接続できる 16 ビット、32 チャンネルの A/D 変換器にて収集し、最適化数値計算 (KH 法) によりインピーダンスパラメータである Z_0 、 Z 、 f_m を算出するシステムを構築した。前述の RC 生体等価回路の測定結果より、パラメータの算出誤差を算出した結果、それぞれ $\pm 0.2\%$ 、 $\pm 3.5\%$ 、 $\pm 2.7\%$ 、 $\pm 0.5\%$ となった。これらの誤差は、これは本研究で用いる動作分析法において十分な精度といえる。

さらに、各周波数の R と X を実時間で測定できることにより、デスクトップパソコンが必要な高速の A/D 変換器が不要となり、ノートパソコンで制御できる USB 型の A/D 変換でも適応可能となった。例えば 200 Hz で円弧パラメータを取得する場合は、これまでのシステムではサンプリング周波数とデータ取得レートは 2 MHz と 800 kS/s が必要であったが、本システムは 200 Hz と 2 kS/s で十分である。

以上より、本測定システムはモバイルバッテリーとノートパソコンおよびそれぞれで制御できる A/D 変換器で動作可能である。よって装置が小型・省電力で可搬性が向上して屋外での測定でも簡便となった。

(3) 投球時の判別式の導出と動作判別

判別すべき球種はストレート、スライダー、カーブ、シュートの 4 種類とした。ボールの加速時に背屈が最大となる時刻から 0.1、0.2、0.3、0.4、0.5 s 後の 5 つのパラメータの変化率 (Z_0 、 R_i 、 Z 、 f_m) の合計 25 個を判別分析のパラメータとした。

各変化球 30 投球で、計 120 投球を増減法による判別分析を行った結果、判別率的中率が 99.2% となった。図 5 に判別分析によって得られる関数 1 と関数 2 の分布図を示す。判別分析に寄与が大きい 5 つのパラメータは 0.1 s

後の Z_0 、 R_i 、 Z 、 f_m および 0.2 s 後の f_m であった。周波数特性の中心周波数 f_m が判別分析に大きく影響を与えた要因として回内と回外、横屈と尺屈における f_m に対する感度が高かったためと考えられる。

これまでの研究で故障しやすい投球の判別を行ってきたが、同様に球種の違いの判別が可能であることがわかった。本システムおよび解析方法は投球動作のトレーニングに応用が期待できる。

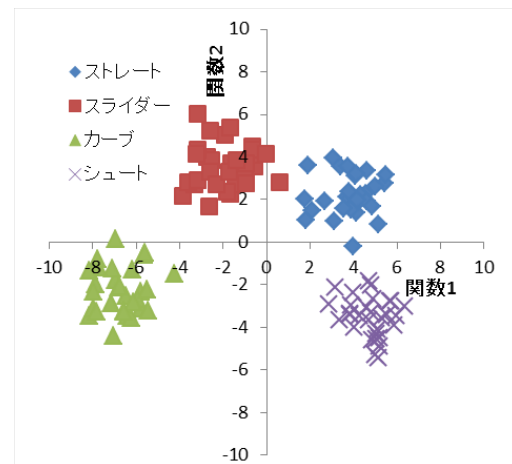


図5 4つの球種の判別分析における関数1と関数2の分布

<引用文献>

- [1] 中村ら、バイオメカニズム 11、pp.43-55、東大出版会、1992。
- [2] T. Nakamura et al、Med. Biol. Eng. Comput., vol.30、no.5、pp.465-473、1992。
- [3] 山本、中村ら、電学論 A、vol.118-A、no.3、pp.210-217、1998。
- [4] T. Kusahara、T. Nakamura、et al、J. Int. Med. Res., Vol.32、No.6、pp.606-616、2004。
- [5] S. C. Kim et al、Med. Biol. Eng. Comput., Vol. 41、No. 1、pp.141-145、2003。
- [6] 福元ら、電学論 C、vol.122、no.9、pp.1433-1440、2002。
- [7] T. Nakamura、et al、Proceeding OF SPIE、Vol. 6357、pp. 63571S-1 ~ 63571S-5、2006。
- [8] 黒田：Visual Basic による工学計算プログラム。CQ 出版社、東京、2002
- [9] T. Nakamura、et al、ICEBI 2007、IFMBE Proceeding 17、pp. 671-674、2007。
- [10] 中村ら、第 36 回日本生体医工学会中国四国支部大会プログラム・講演抄録、p. 12、2013。
- [11] 中村ら、電子情報通信学会技術研究報告、Vol. 113、No. 499、pp. 29-34、2014。

- [12] I. Nakamura, et al、計測自動制御学会ライフエンジニアリング部門シンポジウム 2014 論文集、pp. 277-278、2014.
- [13] 手塚：切れ味バツゲン!!変化球習得メソッド．高橋書店、東京、2015

5．主な発表論文等

〔学会発表〕(計2件)

Takao Nakamura, Toshimasa Kusuhara, Yoshitake Yamamoto, A PORTABLE SYSTEM TO MEASURE MULTI-FREQUENCY IMPEDANCE、Book of Abstracts 16th International Conference on Electrical Bioimpedance and 17th Conference on Electrical Impedance Tomography、p.24、平成 28 年(2016 年)6 月 19 日~23 日、ストックホルム・スウェーデン

Takao Nakamura, Toshimasa Kusuhara, Yoshitake Yamamoto、A portable multi-frequency impedance measuring device for biodynamic analysis、IUPESM2015 Onsite Program and Abstract Book, World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering 2015, p.424、平成 27 年(2015 年)6 月 7 日~12 日、トロント・カナダ

6．研究組織

(1)研究代表者

中村 隆夫 (NAKAMURA, Takao)

岡山大学・大学院保健学研究科・教授

研究者番号：00249856