

人間の指タップ運動計測を目的とした磁気センサの較正法

島 圭介*・関 絵里子*・辻 敏夫*・辻 徳生*
神鳥明彦**・宮下 豪**・横江 勝***・佐古田 三郎***

A New Calibration Method of Magnetic Sensors for Measurement of Human Finger Tapping Movements

Keisuke SHIMA*, Eriko KAN*, Toshio TSUJI*, Tokuo TSUJI*,
Akihiko KANDORI**, Tsuyoshi MIYASHITA**, Masaru YOKOE*** and Saburo SAKODA***

This paper proposes a new calibration method of magnetic sensors for measurement of human finger tapping movements. The magnetic sensors consist of two coils; the detection coil and the oscillation coil. A voltage of the detection coil induced by the electromagnetic induction law changes depending on a distance between two coils. Therefore, by modeling relations between the measured voltages and the distances, we can estimate the distance between two fingertips in wearing two coils from the measured voltage.

In this paper, first, the relation between the output voltage and the distance is derived as a set of highly nonlinear equations. Then, using first-order approximations, it is shown that the nonlinear calibration equations can be reduced to a linear one, so that the unknown parameters included in the calibration equation can be estimated with the linear least-squares technique using a data set of measured output voltages and corresponding distances. Experimental results show that the relation between the output voltages and the distances can be identified by using only three calibration points (0.02, 0.03, 0.09 [m]) measured from each subject, and that the estimation accuracy is confirmed by comparing with the results using a camera. Finally, the differences of finger tapping movements among patients with Parkinson's disease, old healthy subjects and young healthy subjects are explored using the magnetic sensors with the proposed calibration method.

Key Words: human movements, finger tapping movements, magnetic sensors, calibration method, Parkinson's disease

1. はじめに

高齢化社会が進むにつれて、神経疾患や脳梗塞などに起因した運動機能障害を有する患者数が増加傾向にある。なかでも、日本におけるパーキンソン病患者は平成14年10月現在14.1万人にのぼっており¹⁾、高齢で発症しやすいという特徴をもつことから、患者数はさらに増大することが予想される²⁾。

パーキンソン病に代表される神経疾患や運動機能障害は、血液検査やCTスキャン、磁気共鳴画像診断装置(MRI)などの画像診断では重症度を診断することができず、臨床症候

の評価や投薬効果の把握は、主に医師の問診や患者の訴えにより判断されているのが現状である。しかしながら、臨床症候の定量的な評価は難しく、症状のわずかな変化を捉えることが困難な場合もある³⁾。臨床症候や投薬効果を定量的かつ簡便に測定、評価できれば、医療現場においてたいへん有用であると考えられる。

パーキンソン病や脊髄小脳変性症などの神経疾患を診断する際の検査対象とされる運動には、指のタッピング運動(以下、指タップ運動)や手掌の開閉運動、および手の回内回外運動などがある⁴⁾。このうち、1917年にHolms⁵⁾によって指タプリズムが小脳機能検査に有用であることが証明され、指タップ運動が運動機能を評価するための代表的な手法として広く用いられるようになっていく。指タップ運動の検査を具体的にスコア化した評価基準として、Unified Parkinson's Disease Rating Scale (UPDRS)⁴⁾の指タップ項目が提案されているが、半定量的に示された基準であり、評価基準自体に問題があると指摘されている⁶⁾。

指タップ運動の定量的評価に関する従来研究として、Shimoyamaら⁷⁾は脊髄小脳変性症の患者に対して心電図の較正

* 広島大学大学院工学研究科 東広島市
** 日立製作所基礎研究所 国分寺市
*** 大阪大学大学院医学系研究科 吹田市
* Graduate School of Engineering, Hiroshima University, Higashi-hiroshima
** Fundamental Research Laboratory, Hitachi Ltd., Kokubunji
*** Graduate School of Medicine, Osaka University, Suita
(Received January 4, 2007)
(Revised July 9, 2007)

スイッチを用いて指タップリズムを定量的に解析しており、Konczakら⁸⁾やAgostinoら⁹⁾は赤外線カメラを用いて画像解析を行なうことで指タップ運動時の振幅、速度の定量化を行なっている。また、奥野ら¹⁰⁾は小型の加速度センサを用いてパーキンソン病患者の指タップ運動を計測し、指タップリズムや速度を評価することで、重症度との関係性を示している。しかしながら、加速度センサは応答周波数の問題からゆっくりとした指タップ運動に関しては、正確な加速度検出が困難な場合がある。一方、カメラを用いたシステムでは正確に指の軌跡を捉えることができる反面、オクルージョンなどの問題があり、また手に小型カメラを装着した場合にはカメラの質量が指タップ運動に影響を与えてしまい、正確な計測ができない可能性もある。

一方、Kandoriらは応答性の高い磁気センサを用いた指タップ運動の小型計測装置¹¹⁾を開発している。磁気センサは電磁誘導を利用することで、指先に装着したコイル間距離に応じた出力電圧を得ることが可能である。小型で軽量のコイルの使用により、指タップ運動の計測時に装置による患者への負担を軽減することができる。また、文献¹¹⁾ではコイル間距離と出力電圧の関係を線形補間を用いて近似的に表現することで、パーキンソン病患者と健康者で指タップ運動に違いがあることを確認している。しかしながら、指タップ運動時における正確なコイル間距離の導出法や線形補間に使用する校正データ数の影響、コイル装着状況の個人差については議論されておらず、コイルの位置や傾きなどによってはコイル間距離が正しく計測できない問題があった。

本論文では、指タップ運動の正確な計測を目的として、電磁誘導に基づく磁気センサの校正法を提案する。磁気センサの出力電圧とコイル装着時の指先間距離の関係を電磁学的にモデル化することで、高精度な運動計測が可能となる。また、指タップ運動の計測前に被験者ごとにセンサの校正を行なうことで、センサ装着時のコイルの傾きやモデル化誤差などの影響を軽減でき、各被験者の指タップ運動のわずかな変化を捉えることが可能となる。

以下、2.で指タップ運動計測システムと校正法について説明し、3.では提案する校正法の検証を行なう。4.では実際に指タップ運動の計測、解析を行ない、最後にまとめる。

2. 磁気センサを用いた指タップ運動計測

Fig. 1に指タップ運動計測システムの概要を示す。本システムは、指タップ運動の計測に用いる磁気センサ¹¹⁾とコンピュータで構成される。被験者は指先にコイルを装着し、磁気センサにより指タップ運動時の電圧を計測する。計測された電圧から、コンピュータ内のセンサモデルを用いることで指先間距離を算出する。以下、磁気センサを用いた運動計測、およびセンサのモデル化と提案する校正法について説明する。

2.1 磁気センサ¹¹⁾

指タップ運動の計測にはKandoriらによって開発された磁気センサ¹¹⁾を利用する。磁気センサの回路構成をFig. 2に

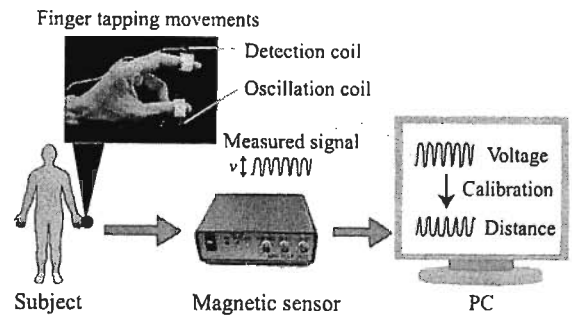


Fig. 1 Overview of the proposed system

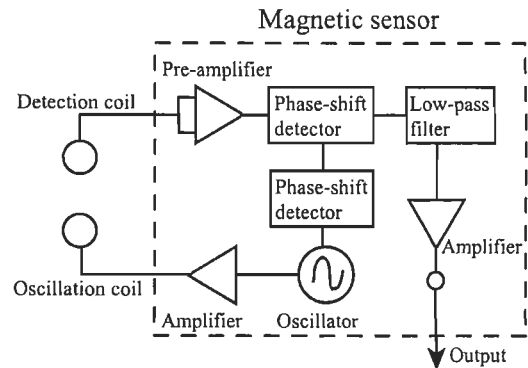


Fig. 2 Circuit configuration of the magnetic sensor¹¹⁾

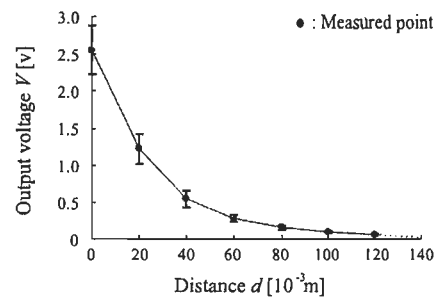


Fig. 3 Relation between the average of distance and the output voltages of the magnetic sensor¹¹⁾

示す。磁気センサは、発信コイル、検出コイル、回路ユニットなどから構成されている。このうち、発信コイル、検出コイルは直径 20 [mm]、回路ユニットの大きさは 170 (W) × 120 (D) × 50 (H) [mm] であり、発信コイル、検出コイルと回路ユニットはツイストケーブルで接続されている。

まず、発振器から 20 [kHz] の周波数を発振、アンプで増幅することで発信コイルに 100 [mA] の電流を流し、発信コイルに磁場を発生させる。発生した磁場により検出コイルに誘起する電圧をプリアンプで増幅する。増幅後の電圧は、位相検波回路で低周波成分を検波、ローパスフィルタ (カットオフ周波数 30 [Hz]) を通過させることにより、コイル間の距離変化に応じた出力電圧を得る。各コイルを指先に装着することで、指タップ運動時の指先間距離に対応する出力電圧が得られる。

Kandoriらは、出力電圧と指先間距離の関係を求めるために、被験者数名に対してコイル装着時の指先間距離に対応す

る出力電圧を数点計測し、その平均電圧と線形補間によりセンサのモデル化を行なった¹¹⁾。Fig. 3は、そのときの指先間距離と出力電圧の関係を示しており、指先間距離を0[m]から0.02[m]おきに0.12[m]まで変化させ、各距離での出力電圧を計測した結果である。この方法により、出力電圧から大まかな指先間距離の変化を捉えることが可能となる。しかしながら、被験者間のコイル装着状況は異なるため、指タップ運動の計測には誤差が生じてしまう可能性がある。また、正確な指先間距離の導出には事前の計測点をできるだけ多くする必要があり、それによって、使用者の負担が増加する問題がある。そのため、磁気センサを用いた指タップ運動計測には、指先間距離を高精度かつ簡便に算出できる手法が必要である。

2.2 較正法

磁気センサは電磁誘導を利用しているため、内部抵抗などの回路パラメータとコイルに発生する磁場の変化から、センサの出力電圧と指先に装着したコイル間距離の関係をモデル化できる。本論文では、以下に示すようにモデル化を行なう。

磁気センサの等価回路 (Fig. 4 参照) から電源電圧 V_1 と検出コイルに誘起される電圧 V_2 を、

$$\begin{cases} V_1 = j\omega L_1 I_1 + j\omega M I_2 \\ V_2 = j\omega L_2 I_2 + j\omega M I_1 \end{cases} \quad (1)$$

と近似的に表現する¹²⁾。ここで、 j は虚数単位、 ω は角周波数、 L_1 、 L_2 は発信コイルと検出コイルの自己インダクタンス、 I_1 、 I_2 は各コイルに流れる電流、 M は相互インダクタンスである。一方、指先に装着した検出コイル側 (Fig. 5 参照) に生じる磁界 H 、および、検出コイルの鎖交磁束 ϕ_2 は、次式で表現できる¹²⁾。

$$H = \frac{a^2 N_1 I_1}{2(a^2 + D^2)^{\frac{3}{2}}} \cos \theta \quad (2)$$

$$\phi_2 = \mu_0 \pi b^2 N_2 H \quad (3)$$

$$D = d + \varepsilon_1 + \varepsilon_2 \quad (4)$$

ここで、 a 、 b は発信コイルと検出コイルの半径、 N_1 、 N_2 は各コイルの巻数、 θ は検出コイルの傾き、 μ_0 は真空の透磁率であり、 D はコイル間距離、 d は各コイル装着時の指先間距離、 ε_1 、 ε_2 は指先とコイル中心との距離を表わす。このとき、 D は検出コイル側の電圧と電流の関係 $I_2 = V_2/R$ と、相互インダクタンスと検出コイルの鎖交磁束の関係 $M = \phi_2/I_1$ 、さらにセンサ出力電圧 $V = V_1/V_2$ を用いて、

$$D = \sqrt{(\alpha V^2 + \beta)^{-\frac{1}{3}} + \gamma} \quad (5)$$

と表現することができる (付録 A 参照)。ただし、

$$\alpha = \frac{4R^2}{(\mu_0 \pi a^2 b^2 N_1 N_2 \omega \cos \theta)^2}$$

$$\beta = \frac{8L_1 L_2}{(\mu_0 \pi a^2 b^2 N_1 N_2 \cos \theta)^2}$$

$$\gamma = -a^2$$

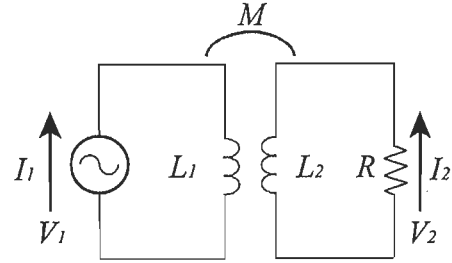


Fig. 4 Equivalent circuit of the magnetic sensor

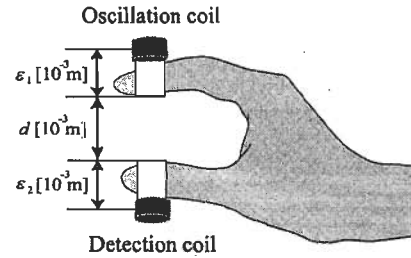


Fig. 5 The oscillation coil and the detection coil

で、 R はセンサの内部抵抗を表わす。一般に、 β 、 γ は α に比べて十分小さい値となるため、本論文では、 β 、 γ は D に対して大きな影響を与えないと仮定し、(4)式、および(5)式を用いて指先間距離 d を次式によって近似する。

$$d \doteq \alpha' \tilde{V} - \varepsilon \quad (6)$$

$$\tilde{V} = V^{-\frac{1}{3}}$$

$$\varepsilon = \varepsilon_1 + \varepsilon_2$$

$$\alpha' = \alpha^{-\frac{1}{6}} = \left\{ \frac{2R}{\mu_0 \pi a^2 b^2 N_1 N_2 \omega \cos \theta} \right\}^{-\frac{1}{3}}$$

これにより、計測した出力電圧 V から指先間距離 d を算出することが可能となる。

ただし、指タップ運動時にはコイルは必ずしも平行ではなく、使用者ごとに装着状況が異なる。そのため、使用者にあらかじめコイルを指先に装着させ、指先間距離に対応する出力電圧を n 点計測後、線形最小二乗法により(6)式の α' 、 ε を推定する。この較正を行なうことにより、指の大きさの違いやセンサ装着時のコイルの傾き、モデル化誤差などの影響を軽減できる。

3. 較正法検証実験

提案する較正法と運動計測システムの有効性を確認するため、検証実験を行なった。被験者は安静座位をとり、センサを Fig. 5 に示すように片手の第1指、第2指の遠位間接背側に装着し、両手それぞれの計測を行なった。

3.1 較正精度の検証

実験では、被験者を2指間の最大距離が0.155[m]から0.194[m]の健常な大学生10名(A-J、平均年齢:22.2、標準偏差:1.2、男性8名、女性2名)とした。実験時には、コイル装着時の指先間距離を0[m]から0.01[m]おきに0.1[m]

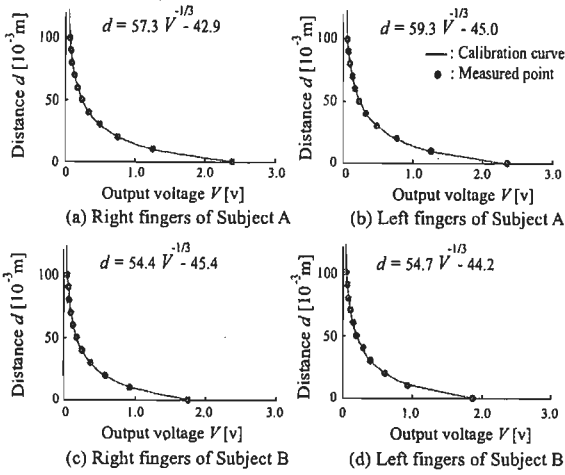


Fig. 6 Example of calibration results

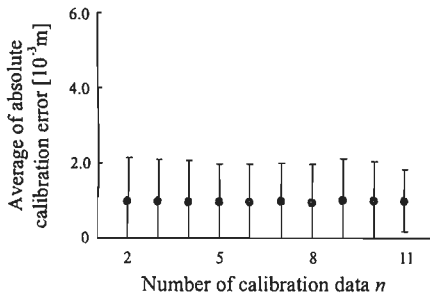


Fig. 7 Calibration accuracy of the magnetic sensor

まで、磁場の影響を受けないアクリル板を指先の形状が変化しない程度の強さで2指間に挟むことで変化させ、磁気センサの出力電圧を計測した ($n=11$)。

Fig. 6 に被験者 A, B の両手の校正結果を示す。図では、コイル装着時の指先間距離が増大するにつれて、出力電圧は減少していることがわかる。また、各結果とも校正曲線と実測値が精度よく一致しており、(6) 式を用いて磁気センサのモデル化が高精度に行なえていることを確認した。

つぎに、校正に用いるデータ点数 n を 2 から 11 まで変化させた際の校正誤差の平均値と標準偏差を Fig. 7 に示す。校正誤差は、実測値と校正式から算出した推定値の絶対誤差を $n=11$ で使用した全計測点で求めたものである。被験者は C で、右手 10 試行分の計測結果を用いた。校正に使用する指先間距離は、それぞれの n で校正誤差平均が最小となる組み合わせを選択した。図から、0.002 [m] 程度の誤差であることがわかり、 n を変化させても同程度の精度で校正が行なえることを確認した。

また、Table 1 に健常者 10 名分の両手の校正結果の誤差平均と最大誤差の関係を示す。ここで、最大誤差は校正誤差の最大値を表す。表は、 $n=3$ と $n=11$ の場合における校正結果で、 $n=3$ は最も精度の良かった 0.02, 0.03, 0.09 [m] を校正データとして用いた。表から、被験者数を増加させても、わずか 3 点を用いた校正で 11 点を用いた場合と同程度の精度が得られていることがわかる。

Table 1 Calibration results by the proposed method. ($n=3, 11$)

Number of calibration data n	3	11	
Calibration data [10^{-3} m]	20, 30, 90	0, 10, ..., 100	
Absolute calibration error [10^{-3} m]	Average	0.93589	0.90316
	S. D.	0.89184	0.68495
Maximum absolute calibration error [10^{-3} m]	2.80568	2.22758	

S. D. : Standard Deviation

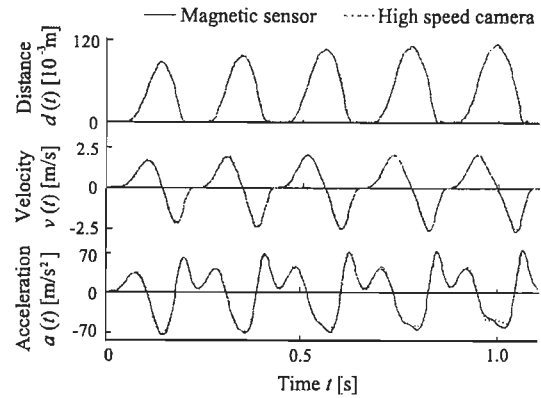


Fig. 8 Examples of the measured signals using the magnetic sensor and the high speed camera

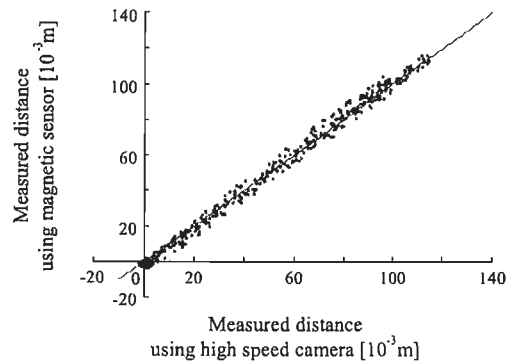


Fig. 9 Comparison between the distances measured by the magnetic sensor and the high speed camera

3.2 指タップ運動計測精度の検証

指タップ運動時における運動計測システムの有効性を確認するため、磁気センサと高速カメラ (Phantom V4.1, Vision Research: サンプル周波数 500 [Hz]) による比較実験を行なった。被験者は磁気センサを装着するとともに、マーカを第 1 指および第 2 指の先端に貼付した。実験時は、被験者の手を台にのせ、カメラの撮影面を台に対して平行に設置した。被験者には第 1 指、第 2 指が伸展屈曲する平面ができるだけ台と平行になるようにして、できるだけ早く大きく指タップ運動を行なうよう指示した。磁気センサの校正には、 $n=3$ (0.02, 0.03, 0.09 [m]) を用いた。被験者は D で、指タップ 5 回の計測を 5 セット行なった。

Fig. 8 に高速カメラと磁気センサによる指タップ運動の計測結果を示す。図は上から、指先間の距離波形、距離波形の

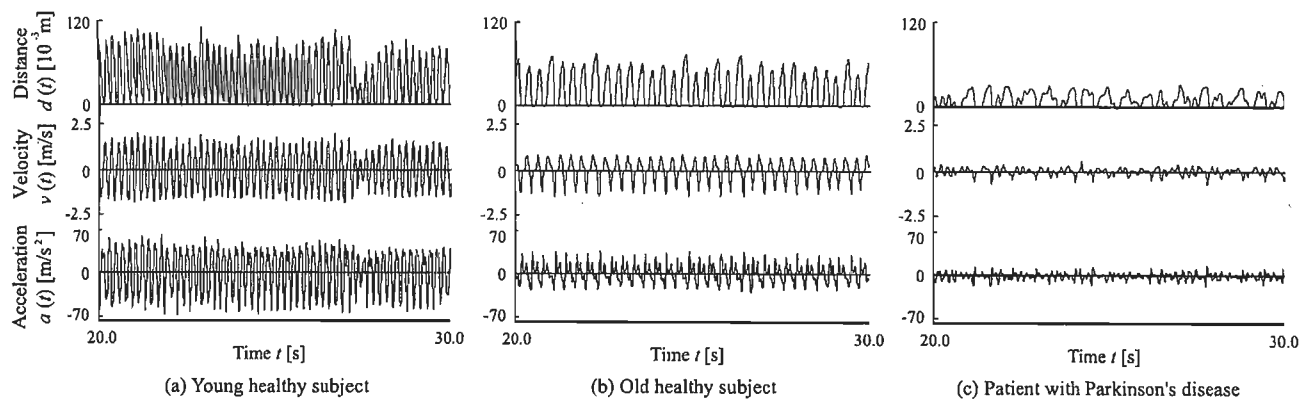


Fig. 10 Measured results of finger tapping movements

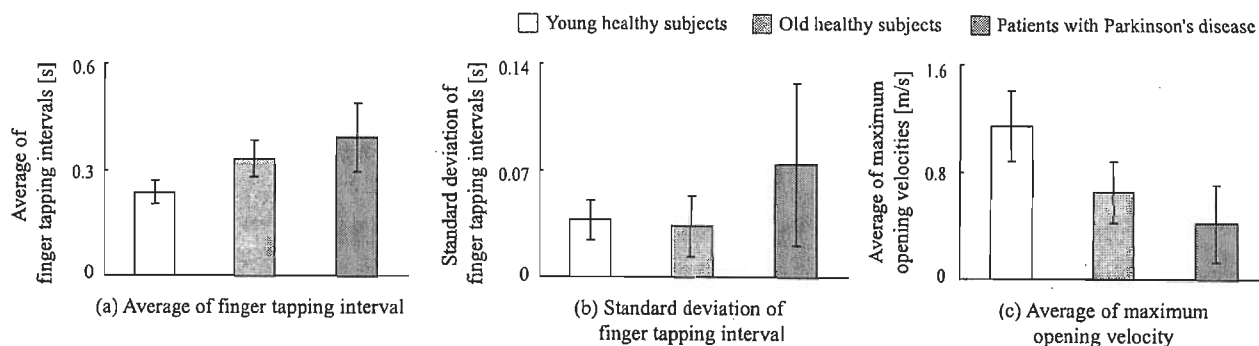


Fig. 11 Comparison between three subject groups

時間微分によって得られる速度波形, 加速度波形である。図から, 各波形とも高速カメラ, 磁気センサの計測結果に大きな差がないことが確認できる。また, Fig. 9 に高速カメラと磁気センサによる指先間距離の関係を示す。両者の相関係数は0.9985であった。厳密には較正時の指先形状の変化によってセンサの較正精度に誤差が生じると考えられるが, その誤差は指タップ運動計測には大きな影響を与えないことがわかる。以上により, 提案較正法を用いることで指タップ運動の計測に十分な精度で磁気センサの較正が行なえることを確認した。

4. 指タップ運動計測実験

提案法を用いて指タップ運動の計測, 解析を行なうことで, 運動機能障害の定量的評価の可能性を検討した。

4.1 実験条件

被験者は, 医師によってパーキンソン病と診断された患者7名 (K-Q, 平均年齢: 71.0, 標準偏差: 7.1, 女性), 健常な高齢者7名 (平均年齢: 65.6, 標準偏差: 5.4, 男性: 3名, 女性: 4名), 健常な大学生12名 (平均年齢: 22.3, 標準偏差: 1.1, 男性) とした。被験者には磁気センサを指先に装着させ, 提案較正法 $n=3$ (0.02, 0.03, 0.09 [m]) による較正を行なった。被験者には, できるだけ大きく早く指タップ運動を行なうよう指示し, 60秒間左右それぞれについて計測を行なった。また, 計測前に指タップ運動の練習を左右の指で短時間行なってもらった。なお, データ計測は各被験者の同意を得た上で

実施した。

4.2 指タップ運動の解析結果

Fig. 10 に指タップ運動計測結果の一例を示す。図は上から, 指先間の距離波形, 速度波形, 加速度波形であり, Fig. 10 (a) が健常な大学生, (b) が健常な高齢者, (c) がパーキンソン病患者の計測結果である。また, Fig. 11 に全被験者の (a) タップインターバルの平均値, (b) タップインターバルの標準偏差, および (c) 最大オープニング速度の平均値を示す。ここで, タップインターバルは1回のタッピングに要する時間, 最大オープニング速度は1回のタッピングでの指を開く際の最大速度を表す。各図より, タップインターバルの平均値は, 健常な大学生0.24 [s], 健常な高齢者0.33 [s], パーキンソン病患者0.43 [s] と順に大きくなっており, パーキンソン病患者のタップインターバルの標準偏差は0.07 [s] とばらつきが大きいことがわかる (Fig. 11 (a), (b) 参照)。また, Fig. 10 の距離波形からも同様の傾向が確認できる。その原因として, パーキンソン病の症状の一つである振戦によりリズム不整が生じたためと考えられる。さらに, 最大オープニング速度の平均値は, 健常な大学生1.14 [m/s], 健常な高齢者0.65 [m/s], パーキンソン病患者0.45 [m/s] と順に小さくなっている (Fig. 11 (c) 参照)。Fig. 10 から傾向が見られることから, パーキンソン病患者は, 同年代の高齢者に比べて最大オープニング速度が小さい傾向にあることがわかる。

一方, Fig. 12 に提案較正法および従来較正法¹¹⁾を用いて算出したパーキンソン病患者の最大振幅の標準偏差を示す。

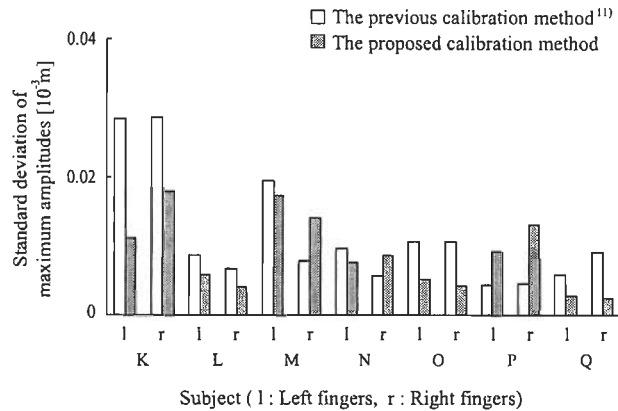


Fig. 12 Standard deviations of maximum amplitudes of patients with Parkinson's disease

横軸は各被験者を表わし、両手それぞれの結果を示している。従来較正法は提案法と同様に、0.02, 0.03, 0.09 [m] の3点を用い、線形補間を行なった結果である。補外部分は直線近似とした。図から、各被験者において従来法と提案法で計測値が異なり、傾向に違いがあることがわかる。この結果は、センサの較正精度が運動の評価結果に影響を与えることを意味し、使用する較正法によっては被験者の運動を見誤ってしまう可能性があることを示唆している。以上より、わずか3点の計測で精度良く較正可能な提案法が指タップ運動計測に有効であることを確認した。

5. まとめと今後の課題

本論文では、指タップ運動の正確な計測を目的として、磁気センサの較正法を提案した。指タップ運動の計測前に、3点(0.02, 0.03, 0.09 [m])の計測点を用いてセンサの較正を行なうことで、指タップ運動時の出力電圧から指先間距離を0.001[m]程度の誤差で精度良く算出でき、高速カメラを用いた計測との相関が0.9985と高いことから、高精度な運動計測が可能であることを確認した。

また、パーキンソン病患者、健常な高齢者、健常な大学生の指タップ運動から特徴量を算出し、評価を行なった。その結果、タップインターバルの標準偏差は、健常な大学生0.04 [s]、健常な高齢者0.03 [s]、パーキンソン病患者0.07 [s]となり、パーキンソン病患者のタップインターバルにばらつきが大きいこと、および最大オープニング速度の平均値は、健常な大学生1.14 [m/s]、健常な高齢者0.65 [m/s]、パーキンソン病患者0.45 [m/s]と順に小さくなっており、パーキンソン病患者の最大オープニング速度は健常者に比べて小さい傾向にあることを確認した。この結果から、磁気センサを用いて人間の運動を正確に計測することで、被験者間の傾向の違いを捉えられる可能性があることを示した。今後は、較正時の指先形状の変化を考慮した較正法を検討するとともに、指タップ運動の特徴量や評価指標を詳細に検討し、運動機能障害の診断支援システムを構築する予定である。

参考文献

- 1) 厚生労働省大臣官房統計情報部人口動態・保健統計課：平成14年患者調査報告傷病別年次推移表, <http://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/kanja/02syoubu/1-1b4.html>
- 2) 厚生労働省大臣官房統計情報部：日本の疾病別総患者数データベース, 保健社会統計課保健統計室, 59 (1995)
- 3) 佐古田, 赤澤, 阿部, 横江：神経疾患における新しい動態計測, 神経内科の最新医療, 先端医療技術研究所, 288/293 (2004)
- 4) S. Fahn, RL. Elton and Members of The UPDRS Development Committee: Unified Parkinson's Disease Rating Scale, In: S. Fahn, CD. Marsden, DB. Calne, M. Goldstein, Recent Developments in Parkinson's Disease, *Macmillan Health Care Information*, 2, 153/163 (1987)
- 5) G. Holmes: The symptoms of acute cerebellar injuries due to gunshot injuries, *Brain*, 40-4, 461/535 (1917)
- 6) CG. Goetz, GT. Stebbins, TA. Chumura, S. Fahn, HL. Klawans and CD. Marsden: Teaching tape for the motor section of the unified Parkinson's disease rating scale, *Movement Disorders*, 10-3, 263/266 (1995)
- 7) I. Shimoyama, K. Hinokuma, T. Ninchoji and K. Uemura: Microcomputer analysis of finger tapping as a measure of cerebellar dysfunction, *Neurologia Medico Chirurgica*, 23-6, 437/440 (1983)
- 8) J. Konczak, H. Ackermann, I. Hertrich, S. Spieker and J. Dichgans: Control of repetitive lip and finger movements in parkinson's disease, *Movement Disorders*, 12-5, 665/676 (1997)
- 9) R. Agostino, A. Curra, M. Giovannelli, N. Modugno, M. Manfredi and A. Berardelli: Impairment of individual finger movements in Parkinson's disease, *Movement Disorders*, 18-5, 560/565, (2003)
- 10) 奥野, 濱田, 横江, 阿部, 佐古田, 赤澤：指タップ加速度計測システムの開発とパーキンソン病診断支援への応用, 生体医学, 43-4, 752/761 (2005)
- 11) A. Kandori, M. Yokoe, S. Sakoda, K. Abe, T. Miyashita, H. Oe, H. Naritomi, K. Ogata and K. Tsukada: Quantitative magnetic detection of finger movements in patients with Parkinson's disease, *Neuroscience Research*, 49, 253/260 (2004)
- 12) 中村正敏：電磁気学, 136, 175, 裳華房 (2001)

《付 録》

A. 較正式の導出

磁気センサの等価回路 (Fig. 4 参照) から、電源電圧 V_1 と検出コイルに誘起される電圧 V_2 を、

$$\begin{cases} V_1 = j\omega L_1 I_1 + j\omega M I_2 \\ V_2 = j\omega L_2 I_2 + j\omega M I_1 \end{cases} \quad (\text{A.1})$$

と近似的に表現する¹²⁾。ここで、 j は虚数単位、 ω は角周波数、 L_1 , L_2 は発信コイルと検出コイルの自己インダクタンス、 I_1 , I_2 は各コイルに流れる電流、 M は相互インダクタンスである。検出コイル側の電圧と電流の関係 $I_2 = V_2/R$ と、センサの出力電圧 $V = |V_1|/|V_2|$ を用いて、(A.1) 式から次式を得る。

$$V = \frac{|V_1|}{|V_2|} = \frac{\sqrt{(L_1 R)^2 + \omega^2 (M^2 - L_1 L_2)^2}}{M R} \quad (\text{A.2})$$

R はセンサの内部抵抗を表わす。(A.2) 式を M について解

くと,

$$M^2 = \frac{R^2}{2\omega^2} V^2 + L_1 L_2 \pm R_e \quad (\text{A.3})$$

$$R_e = \sqrt{\left(\frac{R^2}{2\omega^2} V^2 + L_1 L_2\right)^2 - \frac{(L_1 R)^2 + (\omega L_1 L_2)^2}{\omega^2}}$$

となる。ここで、内部抵抗 R が数 $[\text{M}\Omega]$ 、各コイルの自己インダクタンス L_1, L_2 が数 $[\mu\text{H}]$ という条件下では、(A.3) 式の第3項である R_e は、

$$R_e \approx \frac{R^2}{2\omega^2} V^2 + L_1 L_2$$

と近似でき、(A.3) 式は

$$M^2 \approx \frac{R^2}{\omega^2} V^2 + 2L_1 L_2 \quad (\text{A.4})$$

と近似することができる。

一方、指先に装着した検出コイル側 (Fig.5 参照) に生じる磁界 H 、および、検出コイルの鎖交磁束 ϕ_2 は、次式で表現できる¹²⁾。

$$H = \frac{a^2 N_1 I_1}{2(a^2 + D^2)^{\frac{3}{2}}} \cos \theta \quad (\text{A.5})$$

$$\phi_2 = \mu_0 \pi b^2 N_2 H \quad (\text{A.6})$$

$$D = d + \varepsilon_1 + \varepsilon_2 \quad (\text{A.7})$$

ここで、 a, b は発信コイルと検出コイルの半径、 N_1, N_2 は各コイルの巻数、 θ は検出コイルの傾き、 μ_0 は真空の透磁率であり、 D はコイル間距離、 d は各コイル装着時の指先間距離、 $\varepsilon_1, \varepsilon_2$ は指先とコイル中心との距離を表わす。(A.5)、(A.6) 式から、相互インダクタンス M と検出コイルの鎖交磁束 ϕ_2 の関係 $M = \phi_2 / I_1$ を用いて、

$$M = \frac{\phi_2}{I_1} = \frac{\mu_0 \pi a^2 b^2 N_1 N_2}{2(a^2 + D^2)^{\frac{3}{2}}} \cos \theta \quad (\text{A.8})$$

を得る。

つぎに、(A.4)、(A.8) 式から、

$$\frac{R^2}{\omega^2} V^2 + 2L_1 L_2 = \frac{(\mu_0 \pi a^2 b^2 N_1 N_2)^2}{4(a^2 + D^2)^3} \cos^2 \theta \quad (\text{A.9})$$

が求まるため、(A.9) 式を D について解くことで次式を得る。

$$D = \sqrt{(\alpha V^2 + \beta)^{-\frac{1}{3}} + \gamma} \quad (\text{A.10})$$

ただし、

$$\alpha = \frac{4R^2}{(\mu_0 \pi a^2 b^2 N_1 N_2 \omega \cos \theta)^2}$$

$$\beta = \frac{8L_1 L_2}{(\mu_0 \pi a^2 b^2 N_1 N_2 \cos \theta)^2}$$

$$\gamma = -a^2$$

である。

[著者紹介]

島 圭 介 (学生会員)



2005年広島大学工学部第二類卒業。2007年同大学院工学研究科博士課程前期修了。現在、同博士課程後期在学中。2007年より日本学術振興会特別研究員 (DC1)、2002年度日本機械学会島山賞受賞。生体信号解析、ニューラルネット、ヒューマンインタフェースなどの研究に従事。電気学会、電子情報通信学会学生会員。

関 絵 里 子



2006年岩手大学工学部福祉システム工学科卒業。現在、広島大学大学院工学研究科複雑システム工学専攻博士課程前期在学中。磁気センサを用いた指タップ運動の定量的解析に関する研究に従事。

辻 敏 夫 (正会員)



1985年広島大学大学院工学研究科博士課程前期修了。同年同大学工学部助手。94年同助教授を経て、2002年より同大学大学院工学研究科教授。現在に至る。工学博士。本会学術奨励賞 (1986)、論文賞 (2002)、バイオメカニズム学会論文賞 (1990)、日本義肢装具学会論文賞 (2000)、日本医科器械学会論文賞 (2003)、the K.S.Fu Memorial Best Transactions Paper Award of the IEEE Robotics in 2003、日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス部門学術業績賞 (2004) などを受賞。人間とロボットの運動制御、生体信号解析、ニューラルネット、ヒューマン・マシンシステムなどの研究に従事。IEEE、日本人間工学会、バイオメカニズム学会、日本機械学会、電気学会などの会員。

辻 徳 生



2002年九州大学大学院システム情報科学府知能システム学専攻修士課程修了。2005年同博士後期課程修了。2005年広島大学大学院工学研究科 COE 研究員、現在に至る。工学博士。ヒューマンインタフェース、画像処理、コンピュータグラフィックスの研究に従事。電子情報通信学会、日本ロボット学会、日本機械学会、ヒューマンインタフェース学会会員。

神 鳥 明 彦



1990年上智大学理工学研究科博士前期課程修了。同年(株)日立製作所中央研究所入所。92年超伝導センサー研究所出向。95年日立製作所中央研究所帰任。97年上智大学理工学部より工学博士の学位取得。2003年筑波大学医学研究科より医学博士の学位取得。2006年より日立製作所基礎研究所に転属。現在に至る。現在 SQUID 磁束計の研究開発、心磁計・脳磁計の開発と臨床応用解析技術の開発などの研究に従事。日本生体医学学会、日本応用物理学会、日本循環器学会、日本心電学会の会員。

