

指腹剛性モデルに基づく指タップ力推定法

島 圭介^{1†}, 田村 康裕², 辻 敏夫², 神鳥 明彦³, 横江 勝¹, 佐古田 三郎⁴¹大阪大学大学院 医学系研究科, ²広島大学大学院 工学研究院, ³日立製作所基礎研究所,⁴国立病院機構 刀根山病院

要旨 本論文では、指タップ運動中に発生する指間力を計測することを目的として、指腹剛性モデルに基づく新しい指タップ力推定法を提案する。提案法は、あらかじめ指腹部に発生する力と指腹部の変形量の特徴をモデル化することにより、指タップ運動中の指接触面に力センサを取り付けることなく、指腹部に生じる変形量のみを用いて指間力を推定可能とする。

実験では、まず指腹部に発生する力と指腹部の変形量を力センサと磁気センサを用いて計測し、それらの関係をモデル化した。その後、指タップ運動中に発生する力を指腹剛性モデルを用いて推定した結果、力と積分筋電位の相関係数が 0.74 ± 0.14 と高い相関を示したことから、提案法の有効性を確認した。また、健常者とパーキンソン病患者の指タップ運動中の力を推定・比較した結果、両者に有意な差が認められ、指タップ力が運動機能評価の新たな指標として利用できる可能性を明らかにした。

キーワード: 指タップ運動, 指タップ力, 指腹剛性, パーキンソン病, 磁気センサ

1. はじめに

指のタッピング運動(指タップ運動)は、単純な運動に無動・寡動やリズム形成障害など様々な運動機能評価対象を含むことから、古くから運動機能を統合する小脳機能の検査に有効であることが確認されている¹⁾。現在、臨床の現場で広く利用されているパーキンソン病(Parkinson's disease, PD)の重症度評価基準 Unified Parkinson's Disease Rating Scale (UPDRS)²⁾には、指標の一つとして指タップ運動が含まれており、その速度や運動のリズムを基に診断が行われている。しかしながら、修練を積んだ医師でも指の動きを正確に捉えることが困難な場合があり、その診断基準に対する課題も指摘されている³⁾。

指タップ運動の定量的計測・評価に関する研究はこれまでに数多く実施されている。近年では、赤外線カメラ^{4, 5)}や加速度センサ⁶⁾、磁気センサ^{7, 8)}などを用いて計測した指タップ運動に対して、運動のリズムや指間の最大振幅、最大速度などの特徴量の評価が行われている。しかしながら、これらの手法は被験者の随意/不随意運動を各種センサを用いて計測しているにすぎない。人間の随意運動は、脳からの運動指令が電気信号として神経系を伝わって筋の収縮を制御し、それに伴って筋力が発生することで実現される⁹⁾。そのため、運動中の脳神経系の活動状態や筋の力情報を計測できれば、指先運動の評価に加えて被験者の内部状態を評価できると考えられる。

指タップ運動中の力を評価する手法として、指の腹部分

(指腹面)に生じる力をひずみゲージを用いて計測する方法がある^{10, 11)}。この手法では、卓上に掌を置き第2指のタッピング時に生じる指先力をひずみゲージを用いて計測している。そのため、第2指のみの力評価にとどまっている。また、自然な状態の指タップ運動中に生じる力を評価するためには、力の計測面(指腹面)に力計測用のセンサを取り付けるのは好ましくない。これに対し、奥野らは加速度センサを用いて指先力の加速度を計測し指の反力と指先加速度の関係を同定することで指タップ運動中の指先力推定を行っている¹²⁾。この方法は小型の加速度センサを指裏面(爪部分)に取り付けて計測を行うため、指腹面にセンサを装着する必要がないという優れた特徴を有している。しかしながら、手先や上肢の震えなど指タップ運動以外の加速度が発生している場合や、指同士が一度接触・停止してからさらに押し込んだときのように加速度がほとんど発生しない運動の場合には指先力の推定が困難になる可能性がある。

本論文では、指腹面にセンサを装着することなく自然な指タップ運動中に発生する指間力(指タップ力)を計測することを目的とし、指腹剛性モデルに基づく新しい指タップ力推定法を提案する。提案法では、人間の指先の剛性特性モデル^{14, 15)}に基づき、指腹部に発生する力と指腹部の変形量の特徴を指腹剛性モデルとしてモデル化することによって、指間の距離情報のみを利用して指タップ力を算出可能とする。これにより、指が閉じている状態においても、微小な指間距離の変位を伴う指間力の変化を推定することができる。また、指腹面の変位のみを計測できれば指間力の推定が可能となるため、指裏面(爪部分)にセンサを装着して指間距離を計測可能な磁気センサ⁷⁾などを用いることで、指腹面にセンサを装着することなく指間力推定が実現できる。

以下、2.で指腹剛性モデルに基づく指タップ力推定法に

2010年8月25日受付 2010年11月16日受理

[†]〒565-0871 大阪府吹田市山田丘1-1

大阪大学大学院医学系研究科 神経内科学

島 圭介

TEL: 06-6879-3571 FAX: 06-6879-3579

E-mail: shima@bsys.hiroshima-u.ac.jp

ついて説明する. 3. では指タップ力推定実験について述べ, 提案法の有効性を検証する. 4. では 3. の結果を用いてパーキンソン病患者の指タップ力推定を行い, 健常者との比較を行う.

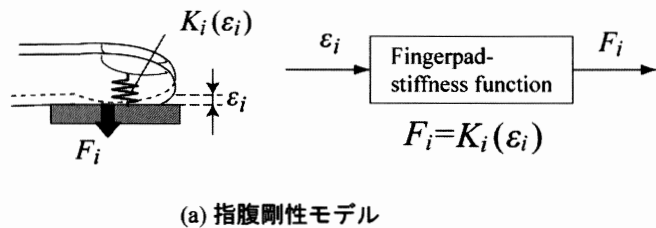
2. 指タップ力推定法

本手法では, まず指間に発生する指間力とそのとき指腹部に生じる変形量の関係式を同定する. そして同定した関係式を用いることで指タップ運動中に発生する指タップ力を推定する. 以下, 2.1 で指先に発生する力のモデルを説明し, 2.2 では指タップ運動中の力推定の流れを説明する.

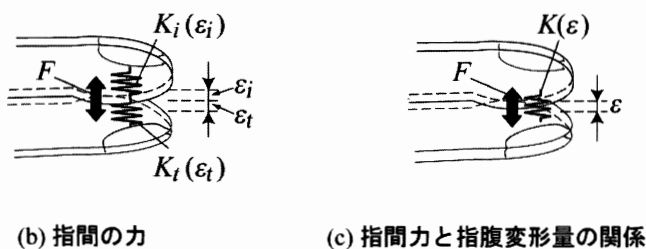
2.1 指腹剛性モデル

まず, 指腹部を台上に固定された物体などに押し付ける場合を考える. 指先を物体に押し付けた際, 指先の力の発生に伴って指腹面にひずみが生じる. 皮膚は弾性特性を有することから¹³⁾, 指腹部はその接触面のひずみに関連するばねの要素(指腹剛性)をもつと考えることができる. ここで物体に働く指先力は, 指腹部と物体の接触面積, ひずみ量および接触面に働く面摩擦力やモーメントなどによって表現される複雑な関数系となる. このとき, 議論を単純化するために指先のひずみを指側面方向から見た指腹部の変形量 ε_i , 指先に発生する応力を物体面に垂直な方向性分の力 F_i とすると, 指腹部の特性は入力を変位, 出力を指間力とした関数系として近似的に表現できる(図 1 (a)). このような指先のひずみと力を剛性特性を用いてモデル化する試みはいくつか実施されており^{14, 15)}, その有用性が示されている. この指先の剛性特性は 2 つの指が重なって運動する指タップ運動中にも適用できると考えられるため, 本論文では指タップ運動中に発揮される力の傾向を推定する方法として, 2 つの指が重なり合う際の指腹剛性モデルについて議論を進める.

指タップ運動中において第 1 指と第 2 指の各指が押し合うとき, 両指間に発生する力に対応して各指の腹部に変形



(a) 指腹剛性モデル



(b) 指間の力

(c) 指間力と指腹変形量の関係

図 1 指腹剛性モデルの概要

が生じる. このとき指間に発生する力 F は第 1 指, 第 2 指両方の変形量 $\varepsilon_i, \varepsilon_j \geq 0$ と指腹剛性 $K_i(\varepsilon_i), K_j(\varepsilon_j)$ により,

$$F = K_i(\varepsilon_i) \varepsilon_i = K_j(\varepsilon_j) \varepsilon_j \quad (1)$$

と表現できる(図 1 (b)). ここで両指に生じる力は互いにつりあっており, 両指の指腹剛性は直列接続であると考えられることができるため, 両指の指腹剛性 $K_i(\varepsilon_i), \varepsilon_j$ は次式で表現できる.

$$\frac{1}{K_i(\varepsilon_i), \varepsilon_j} = \frac{1}{K_i(\varepsilon_i)} + \frac{1}{K_j(\varepsilon_j)} \quad (2)$$

$$= \frac{\varepsilon_i}{F} + \frac{\varepsilon_j}{F} \quad (3)$$

$$= \frac{\varepsilon_i + \varepsilon_j}{F} \quad (4)$$

そこで, 本論文では両指の変形量 $\varepsilon = \varepsilon_i + \varepsilon_j$ とそのときに発生する指間力 F の関係を,

$$F = K(\varepsilon) \varepsilon \quad (5)$$

と表現する(図 1 (c)). 以上より, あらかじめ計測した両指の指腹変形量 ε と指間力 F から最小二乗法を用いて指腹剛性関数 $K(\varepsilon)$ を同定し, 指タップ力の推定に用いる.

2.2 指タップ力の推定

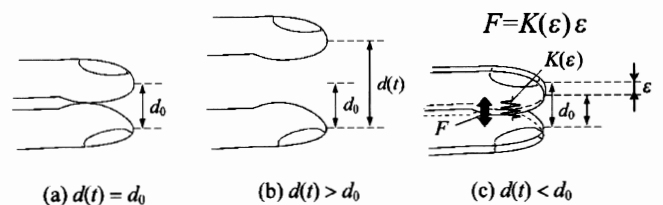
図 2 に指タップ力推定の概要を示す. まず最初に, 指タップ運動中の第 1 指と第 2 指の腹部が接触した瞬間の指間距離を d_0 と定義する(図 2 (a)). $d(t) > d_0$ のとき, 両指は離れ, 指間に力は発生しないため, 推定する指タップ力は $F=0$ となる(図 2 (b)). 一方, タッピング運動により指が接触するとき, $d(t) < d_0$ となり, 指腹に変形が生じる(図 2 (c)). このときの指腹変形量 ε は,

$$\varepsilon = d_0 - d(t) \quad (6)$$

で表され, 指腹変形量 ε とあらかじめ同定しておいた指腹剛性関数 $K(\varepsilon)$ を用いて (5) 式により指タップ力 F を推定する.

3. 実験

提案法を用いて指タップ力を推定するため, 指腹剛性関数同定実験を行った. 実験では, 指先の変位と力の関係から指腹剛性関数を同定し, 精度の検証を行った. 被験者は健常な大学生 6 名 (A-G, 平均年齢: 23.0, 標準偏差: 0.6, 男性: 5 名, 女性: 1 名) とした. なお, 被験者には実験内容を十分に説明し, 同意を得た上で行った.



(a) $d(t) = d_0$

(b) $d(t) > d_0$

(c) $d(t) < d_0$

図 2 指タップ力推定法

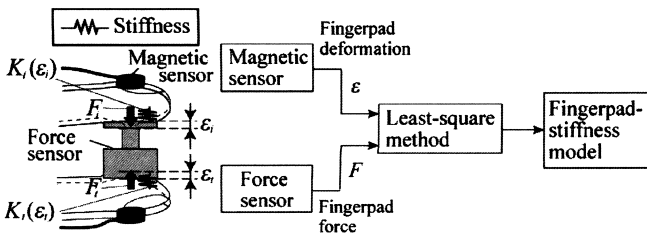


図3 力推定の流れ

3.1 実験装置

図3に実験の概略図を示す。実験には磁気センサ（日立製作所製）、静電容量型3軸力センサ（ニッタ株式会社製）、マルチテレメータ（Web-5000：日本光電工業株式会社製）を用いた。磁気センサは電磁誘導を利用してコイル間距離に応じた電圧を計測できる装置であり、得られた電圧は島らによって提案された非線形較正法⁸⁾を用いて指間距離に変換した。力センサとマルチテレメータの出力はA/D変換器を用いてPCに取り込んだ。その後、力センサによる計測値は2次のバターワースローパスフィルタ（カットオフ周波数1 [Hz]）により平滑化を行った。また、マルチテレメータは筋電位の計測に用い、筋電位計測値は2次のバターワースハイパスフィルタ（カットオフ周波数20 [Hz]）により低周波成分を除去した。さらに、0.1秒間隔の積分筋電位（Integrated Electromyogram, IEMG）を算出し、最大随意収縮時の筋電位（Maximal Voluntary Contraction, MVC）による正規化を施すことで力の傾向を比較した。実験では被験者の第1指と第2指（爪部分）に、指を閉じた時、コイルが平行になるよう磁気センサを装着した。なお力センサによる計測では重力加速度の影響を避けるため、指間力が水平面内に発生するようにして行った。筋電位の計測位置は第一背側骨間筋（First Dorsal Interosseous muscle, FDI）とした。磁気センサと力センサを用いた距離と力の計測はサンプリング周波数100 [Hz]で行い、マルチテレメータによる筋電位は2000 [Hz]で計測した。

3.2 実験方法

本論文では提案法の有効性を検証するため、(i) 指腹剛性関数の同定、(ii) 連続した力の推定、(iii) 指タップ運動中の

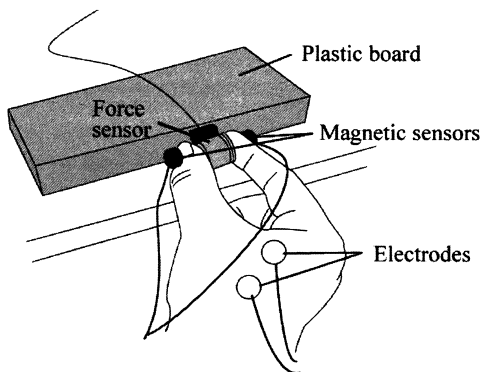


図4 指腹剛性関数同定実験の装置

力推定の3つの実験を実施した。図4に実験に使用した装置の概観を示す。

(i) 指腹剛性関数の同定

被験者は力センサを指腹部に変形を生じない程度の力で軽く指間に挟む。

このとき、水平および垂直方向の固定具を用いることで力センサを持つ位置と接触する計測部位が一定となるようにした。この状態から力センサを水平に持ち上げ、第1指と第2指が平行になるように意識しながら徐々に力を加えさせた。30 [N]程度まで力を加えてから力を抜くまでを1試行とし、そのとき計測される指間距離の変位（指腹変形量）と指間力から指腹剛性関数を同定した。なお、試行数は5回とした。

(ii) 連続した力の推定

力センサから指を離すことなく連続で力を印加した際に得られる指腹変形量から、同定した指腹剛性関数を用いて指間力を推定し、力の実測値と比較を行った。被験者には3段階（5 [N]程度、15 [N]程度、30 [N]程度）に分けて力を加えるよう指示し、それぞれの強さを5回ずつ連続で行わせた。ここで、指腹に連続して力を印加する際には、力を抜く際に指腹の皮膚変形が元に戻らず力推定に影響する可能性が考えられる。そのため、力増加方向（5 [N]程度→15 [N]程度→30 [N]程度）、力減少方向（30 [N]程度→15 [N]程度→5 [N]程度）の2パターンについて確認を行った。なお、試行数は5回とした。

(iii) 指タップ運動中の力推定

実際の指タップ運動中の力推定の有効性を確認するため、同定した指腹剛性関数を用いて指タップ力推定を行い、積分筋電位との比較を行った。被験者には10秒間おきに3段階に分けて指先に加える力の大きさを変化させて30秒間の指タップ運動を行うよう指示した。力の加え方は3段階に力を大きくしていく場合と力を小さくしていく場合の2パターン計測を行った。このとき、指が接触する際に生じる指腹変形量と同定した指腹剛性関数を用いて指タップ力の推定を行った。試行数は1回とした。

3.3 実験結果

(i) 指腹剛性関数の同定

図5および図6に力センサに力を加えたときの計測例をそれぞれ示す。図5は横軸に時間、縦軸に指間力および指腹変形量をプロットしたものであり、図6は横軸に指腹変形量、縦軸に指間力を示している。また、この計測例を力増加時と減少時に分けて5試行分プロットしたものをそれぞれ図7 (a), (b) に示す。これらの結果より、本論文では指数関数を含む次式を用いて指腹の剛性関数を表現する。

$$K(\epsilon) = \sum_{n=0}^N a_n \epsilon^{ne}$$

ここで剛性パラメータ a_n は計測した指間力と指腹変形量 ϵ から線形最小二乗法を用いて各被験者について決定した。

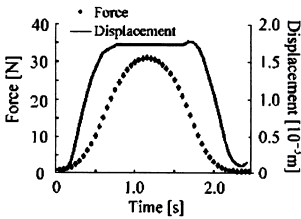


図5 計測結果の一例
(指間力, 指腹変形量)

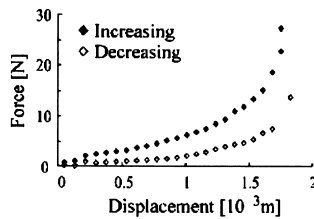
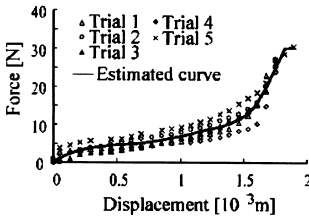
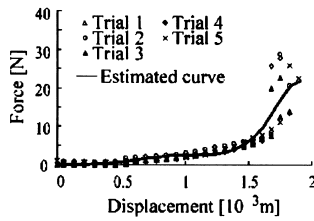


図6 指腹変形量 - 指間力特性の一例



(a) 力増加時

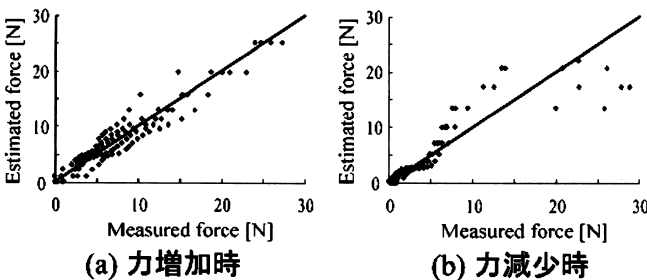


(b) 力減少時

図7 指腹変形量 - 指間力特性

図7には5回の試行で計測した全計測点を用いて(7)式から導出した推定曲線を示している。次数 N は、赤池情報量規準 (AIC)¹⁶⁾ をもとに、力増加時、減少時でそれぞれ $N=6$, $N=5$ とした。全被験者の力実測値と推定値の平均自乗誤差は 2.85 ± 0.95 [N] となり、力が 10 [N] 以下に関しては 1.44 ± 0.60 [N] であった。

また、計測した5回のデータに対して、力センサによる力の実測値と指腹変形量から算出した推定値の関係を図8に示し、図9に全被験者の5回の試行で得られた力実測値



(a) 力増加時

(b) 力減少時

図8 力の実測値と推定値の比較

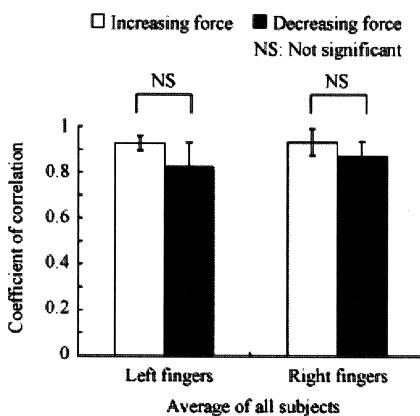
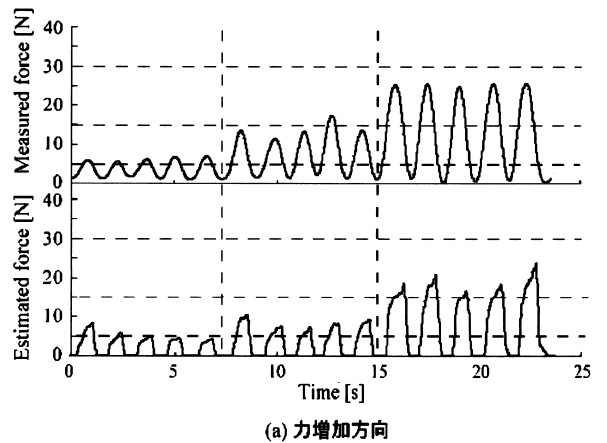


図9 力の実測値と推定値の相関係数

と力推定値の相関係数を示す。全体の相関係数の平均値は全被験者に対して力増加時と減少時でそれぞれ、 0.93 ± 0.05 , 0.85 ± 0.09 となった。力増加時と減少時における相関係数について異分散 t 検定 (母数 $N_f=6$) を行ったところ、右手: $p=0.061$, 左手: $p=0.112$ となり、有意な差は認められなかった。

(ii) 連続した力の推定

同定した指腹剛性関数を用いて、力センサに連続で力増加方向、力減少方向に力を印加したときの力推定結果を図10(a), (b)にそれぞれ示す。ただし、力増加時と減少時で力の切り替わる点が連続とならないため、今回は力増加時の剛性関数を用いた。また、図11に力センサによる実測



(a) 力増加方向

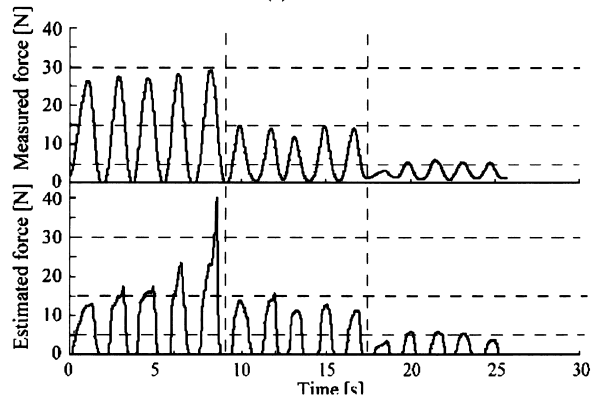


図10 連続した力の実測値と推定値の一例

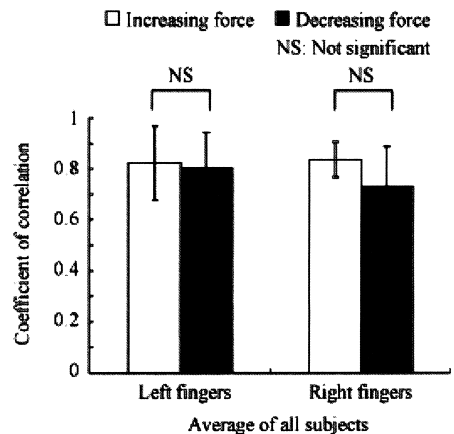


図11 連続した力の実測値と推定値の相関係数

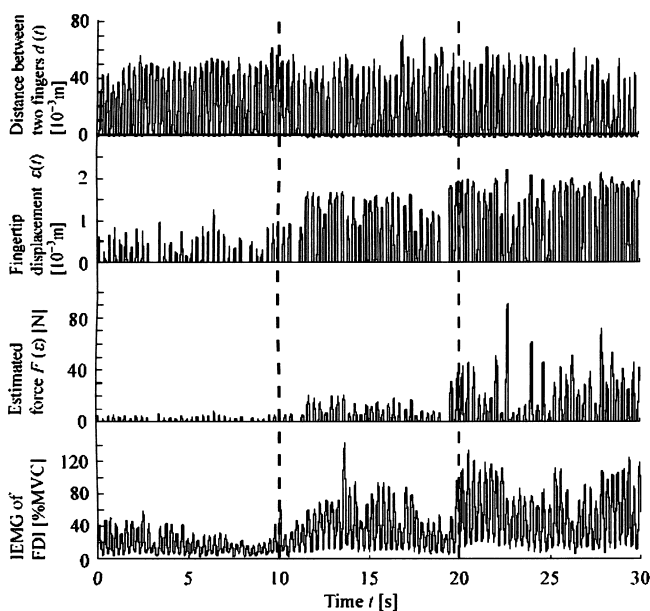


図 12 指タップ運動中の力推定の一例

値と提案法による推定値の相関係数を示す。図より、両者の相関係数は力増加方向と力減少方向でそれぞれ 0.83 ± 0.11 , 0.77 ± 0.15 であった。力増加方向と減少方向の相関係数に対する異分散 t 検定 (母数 $N_t=6$) の結果、右手: $p=0.783$, 左手: $p=0.314$ となり、有意な差は認められなかった。

(iii) 指タップ運動中の力推定

図 12 に力増加方向の指タップ力推定の結果の一例を示す。

図 12 は上から順に指先間距離, 指腹変形量, 指タップ力推定値, 全波整流後の積分筋電位 (FDI) であり, 破線はタッピングの強さを変化させるよう指示した時刻を表している。タップ 1 回に対する力推定値の最大値と指先接触中における積分筋電位の相関係数は 0.74 ± 0.14 であった。

3.4 考察

本実験では提案法により, 指腹剛性関数を同定し, カセンサに力を入れた場合と指タップ運動中の力推定について検証を行った。

(i) 指腹剛性関数の同定では, まず図 5, 図 6 から指腹変形量と指間力の関係は力増加時と減少時で計測値にずれが生じており, ヒステリシス特性を含んでいることがわかる。これに対し, 5 回の計測に対して力増加時と減少時を分けてプロットすると (図 7), 指腹変形量と指間力の関係は試行によらずほぼ同様な曲線となり, 変形量に対して指間力が指数関数的に変化する。そのため指数関数で構成される (7) 式で比較的精度良く近似できたと考えられる。また, 力増加時と減少時の相関係数に有意な差を確認できなかったことから, (7) 式を用いて力増加時と減少時の双方を近似できることが確認できる。ただし, 実測した指間力と推定値は正の相関を示したものの (図 8), 力減少時には, 力が大きいところで推定値にばらつきが生じている。これは皮膚粘弾性のもつヒステリシス特性の影響により, 指間

力の減少に対して指腹変形量の変化が小さくなり, 力推定値の誤差が大きくなったためと考えられる。力が 10 [N] 以下の範囲においては実測値と推定値の平均自乗誤差が小さい (1.44 ± 0.60 [N]) ことから, 弱い力に関しては精度良く推定可能と言える。また, 10 [N] を超える力に関しても, 全被験者に対する力実測値と推定値の相関係数の平均値が 0.8 以上 (力増加時: 0.93 ± 0.05 , 力減少時: 0.83 ± 0.09) を示したことから, (7) 式を用いて指間力の傾向を推定できることが明らかになった。なお, 本実験では 30 [N] 程度まで力を入れた時の関係をモデル化しているため, 30 [N] 以上の力に関しては推定精度が低下することに注意されたい。

(ii) 連続した力の推定においては, 図 10 から力増加方向, 力減少方向ともに力実測値の大きさに応じて力推定値が変化していることがわかる。全被験者の相関係数平均値にばらつきが生じているが, これは剛性関数を力増加時のみを用いたため, 力減少時に現れるヒステリシス特性を表現できなかったことが原因だと考えられる。このように, 推定値の精度には若干のばらつきが含まれるものの, 全被験者に対して相関係数が 0.75 以上 (力増加方向: 0.83 ± 0.11 , 力減少方向: 0.77 ± 0.15) を示し, 力増加方向と力減少方向で相関係数に有意な差が得られなかったことから, (7) 式を用いることで被験者の発揮した力の傾向は推定可能であることがわかった。

(iii) 指タップ運動中の力推定では, 図 12 の計測例においては指間距離に大きな変動は見られない。被験者は図中の破線の時点で指先力を変化させているため, それに伴って積分筋電位が大きくなっている。また同時に提案法による力推定値も大きい値を示しており, 両者には全被験者において相関が認められた。このことから, 磁気センサを用いた指腹変形量計測によって, 指タップ運動中に力センサや筋電位センサを用いることなく被験者が発揮した力の傾向を推定できることが明らかになった。

4. パーキンソン病患者の指タップ力推定

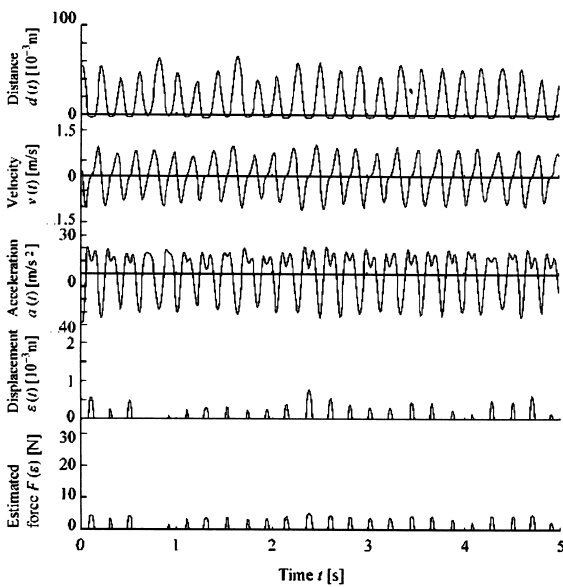
前述したように, パーキンソン病患者などに代表される運動機能障害者の運動機能評価には, 指タップ運動の指先軌道や速度などの評価が有効とされる。ただし, 指先の接触後に不自然な力が発生していた場合においても, 指先軌道や速度などには明確な違いが現れないためこれらの情報から評価を行うことはできない。そのため, 本論文では一例として提案法を用いてパーキンソン病患者の指タップ力推定を行い, 健常者の指タップ力と比較した。

4.1 実験方法

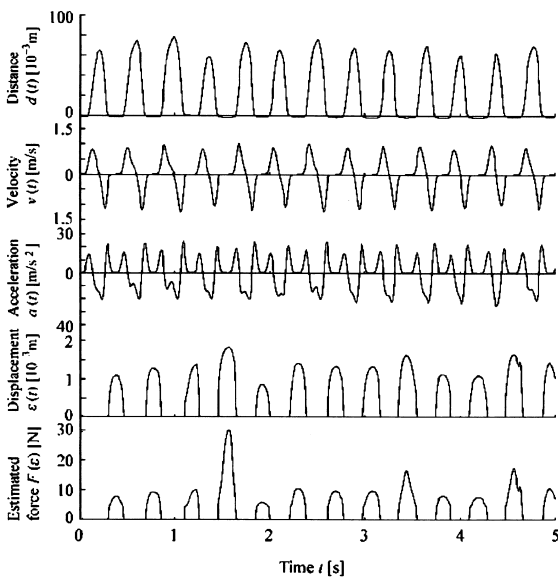
被験者は医師によってパーキンソン病と診断された患者 14 名 (平均年齢: 71.9, 標準偏差: 5.1, 男性: 8 名, 女性: 6 名), および健常な大学生 15 名 (平均年齢: 22.5, 標準偏差: 0.7, 男性: 13 名, 女性: 2 名) とした。被験者には第 1 指と第 2 指 (爪部分) に磁気センサを装着し, UPDRS²⁾ に定義される指タップ方法に基づき, できるだけ大きくで

きるだけ速く指タップ運動を行うよう指示した。計測時間は30秒とした。

計測は両手それぞれについて行った。このとき、3.で求めた指腹剛性関数を用いて指タップ一回ごとの指タップ力を推定した。なお臨床上、計測に要する時間をできるだけ短縮する必要があるため、今回の実験ではパーキンソン病患者に対しては指腹剛性関数同定実験は実施しなかった。指腹剛性関数は被験者ごとにある程度の個人差が存在すると思われるが、3.の実験により被験者によらずほぼ同様の関数特性を持つことを確認している。ここでは、全被験者に対して被験者Aの右手の力増加時の指腹剛性関数を用いて評価を行った。なお、計測は大阪大学研究倫理審査委員会承認の下、各被験者の同意を得た上で実施した。



(a) 健常者



(b) PD患者

図13 健常者とPD患者の指タップ運動と力推定の一例

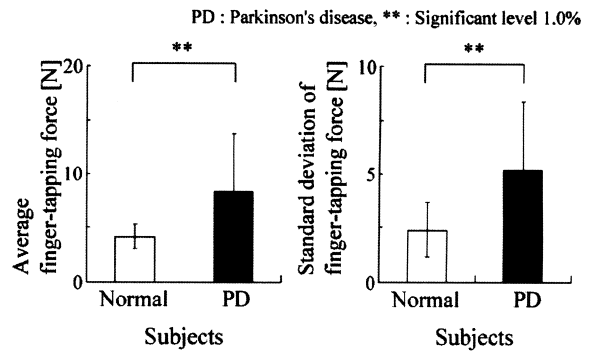


図14 健常者とPD患者の指タップ力比較

4.2 実験結果

図13(a), (b)に健常者とパーキンソン病患者の指タップ力推定の結果の一例をそれぞれ示す。図は上から順に指間距離 $d(t)$, 速度 $v(t)$, 加速度 $a(t)$, 指腹変形量 $\epsilon(t)$, 力推定値 $F(t)$ を示している。また、図14に健常者とパーキンソン病患者の一回のタップに対する指タップ力の平均と標準偏差をそれぞれ示す。両被験者群のデータ(母数 N_i : 健常者群が30, PD患者群が28。両手の計測を別々に行っているため被験者1名につきデータ数は2となる)に対して異分散t検定を行った結果、指タップ力の平均値と標準偏差についてそれぞれ有意確率が $p=6.378 \times 10^{-4}$ ($p < 0.01$), $p=1.457 \times 10^{-4}$ ($p < 0.01$) となり、有意水準1[%]で有意差が得られた。

4.3 考察

図13より、文献8)などで評価されていた指先間距離、速度、加速度については、パーキンソン病患者の指タップ運動が健常者と比較して大きな違いは見られない。それに対し、健常者の指タップ力と比べてパーキンソン病患者の指タップ力が大きくばらついていることが確認できる。これは指タップ運動中のすくみなどの影響により、指を閉じることを意識して指タップ力が強くなっているためと考えられる。また、図14の結果から、健常者と比較してパーキンソン病患者の指タップ力の平均値と標準偏差が大きいことがわかる。このことから、指のタッピング運動の指を開閉する一連の動きにおいて、パーキンソン病患者は指を閉じる際に力が大きく入ってしまい、次の動き(指を開く動作)に滑らかに移行できない可能性が示唆される。今後このように運動と力を同時に評価することができれば、パーキンソン病患者などの運動機能障害の要因について解明できる可能性がある。以上から、提案法を用いた指タップ運動中の力推定と評価が運動機能評価の新たな可能性を持ち得ることを示した。

5. まとめと今後の課題

本論文では、運動機能を実現する力情報の評価を目的として、指腹剛性モデルに基づく指タップ力推定法を提案した。提案法では磁気センサなどを用いて指間距離を計測す

ることで、力の発生面（指腹面）にセンサを装着することなく力推定が可能である。

実験では、指間力と指腹変形量との関係式を非線形剛性特性を用いて近似し、力センサによる実測値と近似式を用いて算出した推定値の比較を行った。その結果、両者の相関係数は力増加時と減少時でそれぞれ 0.93 ± 0.05 , 0.85 ± 0.09 となり、提案法を用いて指腹変形量のみで指間力の傾向が推定可能であることを確認した。また、指タップ運動時においても提案法を用いて被験者のタッピングの強弱が推定できることを確認した。さらに、パーキンソン病患者の指タップ力の平均値と標準偏差が健常者に対して大きいことが確認でき、両被験者群間のデータに対して、指タップ力の平均値と標準偏差のそれぞれで有意水準 1 [%] の有意差が得られた。

ただし今回の実験ではパーキンソン病患者の指腹剛性関数については計測を行っておらず、全被験者に対して同一の指腹剛性関数を用いた。そのため被験者ごとに指腹剛性関数の同定を行うことで、より正確な評価が可能になると考えられる。また年齢による影響を考慮するため、健常高齢者についても計測実験を実施する必要がある。ここで、提案法では母指と示指が平行に面接触することを想定した指腹剛性モデルを用いた。しかし、タップ中は指腹部が必ずしも平行に接触するとは限らず、接触面積の変化によって力推定精度が低下してしまう可能性がある。今後、指腹の接触面積や面摩擦力、モーメントなどの影響を考慮できれば、より高精度な力推定が可能になると考えられる。

なお、本研究の一部は科学研究費補助金基盤研究 (B) (21360118) の研究助成によるものでここに改めて謝意を表します。

参考文献

- 1) Holmes, G.: The symptoms of acute cerebellar injuries due to gunshot injuries, *Brain*, 40 (4), 461-535, (1917).
- 2) Fahn, S., Elton, R., Members of The UPDRS Development Committee: Unified Parkinson's Disease Rating Scale, In: Fahn, S., Marsden, C., Calne, D., Goldstein, M., Recent Developments in Parkinson's Disease, *Macmillan Health Care Information*, 2, 153-163, (1987).
- 3) 佐古田三郎, 赤澤堅造, 阿部和夫, 横江勝: 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) Konczak, J., Ackermann, H., Hertrich, I., Hertrich, I., Spieker, S. and Dichgans, J.: Control of repetitive lip and finger movements in parkinson's disease, *Movement Disorders*, 12 (5), 665-676, (1997).
- 5) Agostino, R., Curra, A., Giovannelli, M., Modugno, N., Manfredi, M. and Berardelli, A.: Impairment of individual finger movements in Parkinson's disease, *Movement Disorders*, 18 (5), 560-565, (2003).
- 6) Yokoe, M., Okuno, R., Hamasaki, T., Kurachi, Y., Akazawa, K. and Sakoda, S.: Opening velocity, a novel parameter, for finger tapping test in patients with Parkinson's disease, *Parkinsonism and Related Disorders*, 15 (6), 440-444, (2009).
- 7) Kandori, A., Yokoe, M., Sakoda, S., Abe, K., Miyashita, T., Oe, H., Naritomi, H., Ogata, K. and Tsukada, K.: Quantitative magnetic detection of finger movements in patients with Parkinson's disease, *Neuroscience Research*, 49 (2), 253-260, (2004).
- 8) 島圭介, 関絵里子, 辻敏夫, 神鳥明彦, 横江勝, 佐古田三郎: 磁気センサを利用した指タップ運動機能評価システム, *医療機器学*, 78 (12), 909-918, (2008).
- 9) 伊藤薫: 脳と神経の生物学, 159-173, (1996).
- 10) Loseby, P., Piek, J., Barret, N.: The influence of speed and force on bimanual finger tapping patterns, *Human Movement Science*, 20 (4-5), 531-547, (2001).
- 11) Inui, N., Hotta, H.: Asymmetric control of force and symmetric control of timing in bimanual finger tapping, *Human Movement Science*, 21 (2), 131-146, (2002).
- 12) 奥野竜平, 濱田健太郎, 横江勝, 阿部和夫, 佐古田三郎, 赤澤堅造: 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, *生体医工学*, 43 (4), 752-761, (2005).
- 13) 日本機会学会編: バイオメカニクス概説, 45-68, オーム社, (1993).
- 14) 韓鉉庸, 入口克己, 川村貞夫: 人間の手指組織の剛性解析と人工指との比較, *日本ロボット学会誌*, 17 (8), 1141-1148, (1999).
- 15) 井上貴浩, 平井慎一: ロボットハンドによる把持・操り動作を実現する半球型ソフトフィンガの幾何学的・材料学的非線形性を考慮した弾性力モデル, *日本ロボット学会誌*, 25 (2), 221-230, (2007).
- 16) Akaike, H.: Information Theory and an Extension of the Maximum Likelihood Principle, 2nd Inter. Symp. on Information Theory, *Akademia Kiado, Budapest*, 267-281, (1973).



島 圭介 (しま けいすけ)

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。2009年同博士課程後期修了。2007-2008年日本学術振興会特別研究員 (DC1)。2009年より同特別研究員 (PD)。博士 (工学)。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。IEEE, 計測自動制御学会, 電子情報通信学会会員。

田村 康裕 (たむら やすひろ)

2009年広島大学工学部第二類卒業。現在, 同大学院工学研究科博士課程前期在学中。磁気センサを用いた指タップ力推定法に関する研究に従事。

辻 敏夫 (つじ としお)

1985年広島大学大学院工学研究科博士課程前期修了後、広島大学工学部助手、同助教授を経て、2002年より同大学大学院工学研究科教授。工学博士。人間とロボットの運動制御、生体信号解析などの研究に従事。

神鳥 明彦 (かんどり あきひこ)

1990年上智大学理工学研究科博士前期課程修了後、(株)日立製作所中央研究所入所を経て、2006年より日立製作所基礎研究所に転属。工学博士、博士(医学)。SQUID磁束計の研究開発、心磁計開発などに従事。

横江 勝 (よこえ まさる)

2006年大阪大学大学院医学研究科博士課程単位取得退学後、同大学医学部神経内科医員、大阪大学臨床医工学融合研究・教育センター特任研究員を経て、2009年より大阪大学医学部附属病院特任助教。博士(医学)。指タップ運動定量解析の研究に従事。

佐古田 三郎 (さこだ さぶろう)

1984年大阪大学大学院医学研究科博士課程修了後、同大学医学部第三内科学講座助手、同大学大学院医学研究科神経内科学教授等を経て、2010年より国立病院機構刀根山病院長。医工連携による神経徴候定量化等の研究に従事。

A Novel Estimation Method of Human Finger Tapping Forces Based on a Fingerpad-Stiffness Model

Keisuke SHIMA^{1 †}, Yasuhiro TAMURA², Toshio TSUJI², Akihiko KANDORI³, Masaru YOKOE¹, Saburo SAKODA⁴

¹ Graduate School of Medicine, Osaka University

² Graduate School of Engineering, Hiroshima University

³ Fundamental Research Laboratory, Hitachi Ltd.

⁴ Toneyama National Hospital

Abstract This paper proposes a method of estimating fingertip forces in finger tapping movements based on human fingerpad characteristics. In this method, first, the relationship between the fingertip force and the displacement, which are caused by elastic deformation between the thumb and index fingerpads, is modeled as a fingerpad-stiffness model. Then, using this model, the force between the two fingertips (the fingertip force) can be estimated from the measured fingerpad deformation only.

In the experiments, fingertip forces and the displacements between the two fingerpads generated when a subject pinched and pushed a force sensor with the thumb and index finger were measured to approximate the relationships between fingerpad force and deformation. The results indicated that human fingerpad characteristics can be expressed using a nonlinear fingerpad-stiffness function, and that fingerpad forces can be estimated using the proposed model. Furthermore, finger tapping forces of Parkinson's disease (PD) patients were compared with those of healthy subjects. These results lead us to conclude that the finger tapping forces could be used as a new index for evaluating the finger motor function.

Key Words: finger tapping movements, finger-tapping forces, fingerpad stiffness, Parkinson's disease, magnetic sensors

Received Aug 25, 2010 Accepted Nov 16, 2010

[†] Keisuke SHIMA

Graduate School of Medicine, Osaka University

1-1, Yamadaoka, Suita, 565-0871.

TEL : 06-6879-3571 FAX : 06-6879-3579

E-mail: shima@bsys.hiroshima-u.ac.jp