

## 生体硬度を用いた掌握運動時筋発生力計測手法の検討

### A method for measuring muscle force in grip motion using muscle stiffness

坂本将史\*, 高橋隆行\*, 尾股定夫\*\*

Masashi Sakamoto\*, Takayuki Takahashi\*, Sadao Omata\*\*

\*福島大学, \*\*日本大学

\*Fukushima University, \*\*Nihon University

キーワード: 触覚センサ (tactile sensor), 義手 (prosthetic hand), 筋硬度 (muscle stiffness), 位相シフト法 (phase shift method)

連絡先: 〒 960-1296 福島県福島市金谷川 1 番地 福島大学 共生システム理工学類棟 217

坂本将史, Tel.: (024)548-5259, Fax.: (024)548-5259 E-mail: sakamoto@rb.sss.fukushima-u.ac.jp

## 1. 緒言

近年, 我が国には多くの身体障害者が存在し<sup>1)</sup>, 身体障害者を支援するための様々な義肢装具の研究・開発がおこなわれている。その際の人間 機械間のインタフェースには, 筋電位が多く用いられている。しかし, 筋電位には「微細な信号でありノイズの影響を受け易い」, 「筋活動の微細な変化を反映するのは困難である」といった問題点が存在する。その結果として, 現在の義肢装具の多くは簡単な動作の認識をおこなうことはできるが, 使用者の力加減を反映した微細な力制御などはおこなわれていない。上述した筋電位の問題点を補うため, 筋電位と筋硬度を併用する手法が提案されている<sup>2)</sup>。筋硬度とは, 筋活動における筋の機械的变化に直接起因する体表面の硬度である。筋電位が筋収縮の際の電気的活動を表しているのに対し, 筋硬度は筋収縮が起こった後の筋張力を反映することから, より微細な筋活動の検出が可能になると

考えられる。これにより, 義肢装具における人間の動作識別の高精度化をはかることが期待でき, その結果として義肢装具の微細な力制御が可能になると考えられる。しかし, 筋電位と筋硬度を併用する手法では, 同一の被験筋表面にセンサを複数配置しなければならないため, 小型の筋の体表面上には配置が困難であり, また, 複数の計測器の装着は使用者への負担になると考えられる。

そのため, 本研究では, 計測対象に筋硬度のみを用いて, 筋活動の微細な変化の検出を可能にすることを目標とする。筋硬度の計測には, 日本大学の尾股らが開発した, 生体組織の硬度計測に実績のある“位相シフト法を利用した触覚センサ<sup>3)4)</sup>”を用いた。本論文では, 運動に伴う筋硬度の変化を, 触覚センサで計測する手法の基礎的検討について述べる。

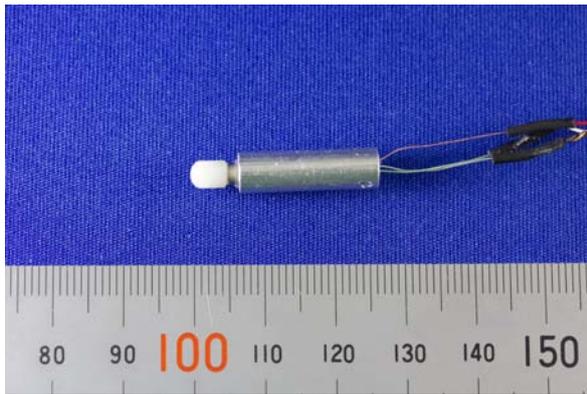


Fig. 1 Tactile sensor

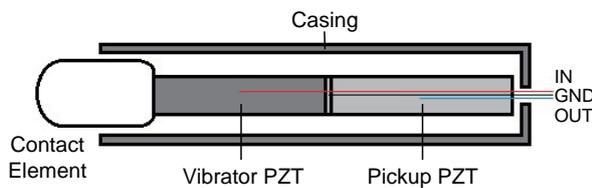


Fig. 2 Parts of tactile sensor

## 2. 位相シフト法を利用した触覚センサ

### 2.1 触覚センサ

本研究では、尾股らが開発した、位相シフト法を利用した触覚センサ<sup>3)4)</sup>を用いて筋硬度の計測をおこなった。実験で使用した触覚センサを Fig.1 に示す。この触覚センサは、ある共振周波数  $f_0$  で振動し、対象物に接触することで共振周波数が  $f_x$  に変化する。そのときの周波数変化量  $\Delta f = f_0 - f_x$  により、対象物の硬度を間接的に知ることができる。Fig.2 に示すように、センサ素子は駆動用の PZT 素子と検出用の PZT 素子が一体となっている。センサ素子にナイロン接触子を接着し、センサ素子の振動が外部に漏れるのを防ぐため素子をゴムバンドで覆い、金属製ケース内に固定したものを使用した。

### 2.2 位相シフト法

本研究で用いた触覚センサは、センサ素子、増幅器及びフィルタ回路を含む位相シフト回路で

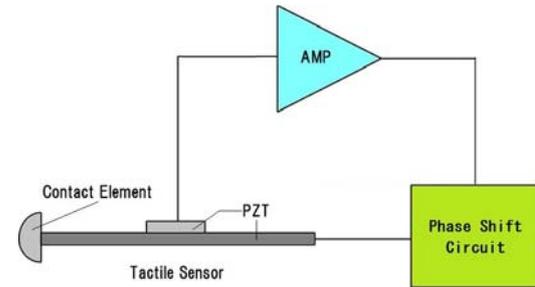


Fig. 3 Phase shift circuit

構成される。位相シフト回路の概要を Fig.3 に示す。位相シフト回路は、駆動用の PZT 素子の振動を検出用の PZT 素子で検出して電圧に変換し、それを増幅器と位相シフト回路を通して駆動用 PZT 素子に帰還させることで、発振回路系を構成している。振動子の出力の信号が入力に帰還する際、帰還回路は、入力 出力利得が 1 より大きく（利得条件）かつ、入力 出力の位相差が 0 の場合（位相条件）に振動する。しかし、触覚センサが対象物に接触することで負荷がかかり、共振周波数が変化した場合には、位相差が 0 にならず、利得は共振周波数の利得より小さくなる。よって、帰還回路の利得条件及び位相条件は満たされず、振動しない。位相シフト回路では、共振周波数を調整することにより、位相差が 0 となるよう自動的に調整する。その結果、共振周波数の変化量から、対象物の硬度の変化量を捉えることが可能である。

## 3. 触覚センサ最適押付荷重の検討

### 3.1 実験目的

触覚センサを筋硬度の計測実験に用いるにあたって、予備実験として、触覚センサの対象物への最適な押付荷重についての検討をおこなった。

### 3.2 実験方法

Fig.4 に実験装置を示す。荷重計に試料を乗せ、試料の中心に上部から触覚センサを押し付けた。この際、触覚センサは、マニピュレータを

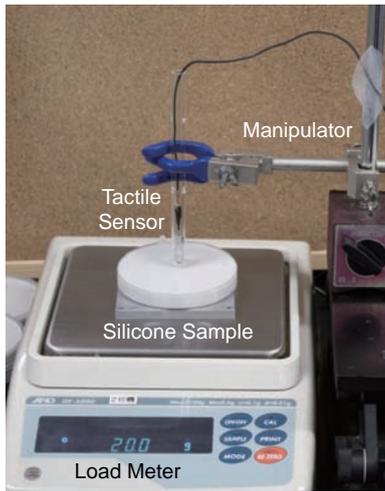


Fig. 4 Experimental setup for determining sensor characteristics

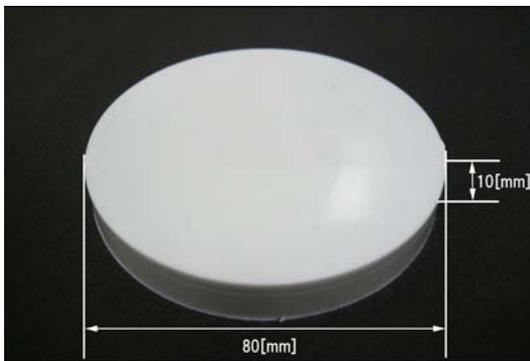


Fig. 5 Silicone sample

手動により移動させることで、荷重計が目標の荷重を示すまで試料に押し付けた。触覚センサの押付荷重は、5[gf] から 50[gf] まで 5[gf] 刻みで 10 段階とした。実験に用いた試料を Fig.5 に示す。試料には、信越化学工業製シリコン KE-116 を用いた。また、試料の濃度は、重量に対するシリコンの添加比とし、40%、60%、80%、100%の 4 種類を用意した。このうち、40%のものが最も軟らかく、100%のものが最も硬いものとなっている。触覚センサに試料が触れていないときのセンサの発振周波数  $f_0$  を記録し、センサを対象試料に目標荷重で押し付けた際の発振周波数  $f_x$  を記録した。そして、周波数変化量を  $\Delta f = f_0 - f_x$  とし、硬度の指標とした。また、各計測は 5 回ずつおこない、平均値を結果として記録した。

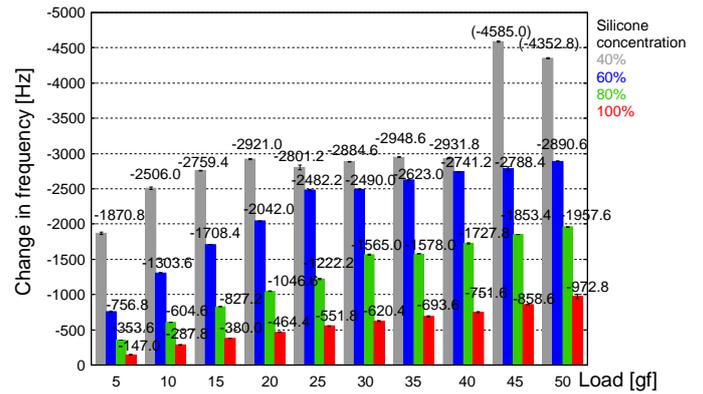


Fig. 6 Result of experiment for determining sensor characteristics

### 3.3 実験結果

実験結果を Fig.6 に示す。グラフ横軸に押付荷重 [gf]、縦軸に周波数変化量  $\Delta f$  の平均値を示す。グラフより、10 段階の押付荷重それぞれにおいて、4 種類の濃度のシリコン試料の硬度は、周波数変化量  $\Delta f$  の差異として結果にあらわれた。ただし、40%のシリコン試料においては、センサの押付荷重を 45[gf] 以上としたときに、接触子が試料に埋没してしまうため正確な結果は得られなかった。本実験の結果より、触覚センサの押付荷重を 20[gf] としたとき、シリコン試料の濃度の差異による周波数変化量  $\Delta f$  の差異が大きいため、各試料を精度よく識別することができると思われる。

### 3.4 考察

実験結果により、計測対象がシリコン試料の場合、触覚センサの最適な押付荷重は 20[gf] であると考えたが、計測対象が筋である場合にも同様のことが言えるのか検討をおこなった。各濃度のシリコン試料のヤング率を計測したものを Table 1 に示す。また、独立行政法人 理化学研究所・静岡県工業技術研究所による“身体組織物性値データベース”<sup>15)</sup> に収録されている、主な筋組織のヤング率を Table 2 に示す。各表のヤング率で比較すると、40%と 60%のシリコン試料の間にいくつかの筋組織が分布していること

Table 1 Young's modulus of silicone sample

Silicone concentration[%]	Young's modulus[kPa]
40	22.19
60	87.29
80	237.70
100	485.29

Table 2 Young's modulus of muscle<sup>5)</sup>

Part	Young's modulus[kPa]
大胸筋	34.0
腓腹筋	35.3
大腿直筋	36.5
腹直筋	36.6
縫工筋	89.9
上腕二頭筋	102.0

がわかる。しかし、計測対象とする筋組織により、運動によっては80%~100%付近の硬度になる可能性も考えられる。したがって、各シリコン試料の $\Delta f$ の差異が大きく、特に40%と60%の $\Delta f$ の差異も大きくなるような押付荷重を選定する必要があると考える。Fig.6によると、センサ押付荷重を20[gf]としたときに、40%と60%のシリコン試料のそれぞれの周波数変化量 $\Delta f$ の差異が大きかった。しかし、押付荷重を25[gf]に変えた際は、両者の周波数変化量 $\Delta f$ の差異は急激に小さくなることから、押付荷重20[gf]と25[gf]の間での変動は大きくなる。そのため、触覚センサの押付荷重にわずかな変動があった際に、40%と60%のシリコン試料の中間の硬度の対象物を計測したときの誤差が大きくなってしまふと考えられる。よって、触覚センサの押付荷重は、各試料の周波数変化量 $\Delta f$ の差異が大きかった20[gf]、また、40%と60%のシリコン試料の中間に着目した際、押付荷重のわずかな変動による周波数変化量 $\Delta f$ の差異の変動が少ないであろう15[gf]の2種類の押付荷重で筋硬度の計測実験をおこない、結果にどのような違いが生じるか検証をしていく。

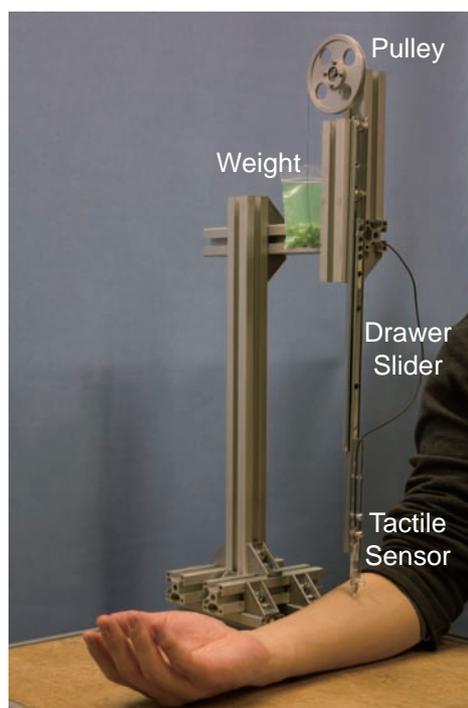


Fig. 7 Setup for measuring muscle stiffness

## 4. 掌握運動時の筋硬度計測実験

### 4.1 実験目的

筋活動にともなう筋硬度の変化の計測が可能であるかを検証するため、製作した触覚センサを用いて運動時の筋硬度の計測実験をおこなった。実験は、掌握運動時の指先の発生力の変化にともなう長掌筋の硬度変化を対象としておこなった。この対象筋は、掌握運動に大きく関係し、筋が浅層に位置し、触覚的に筋活動が確認され易く、計測位置の決定が容易であるといった理由から選定した。

### 4.2 実験方法

実験をおこなうにあたり、作成した実験装置をFig.7に示す。予備実験によれば、触覚センサの押付荷重を一定に保つことが重要である。しかし、本実験では対象物が筋のような動きのある物体であり、触覚センサを押し上げる力が発生し、センサの押付荷重が変動することも考えられる。そのような場合においても、一定の荷重

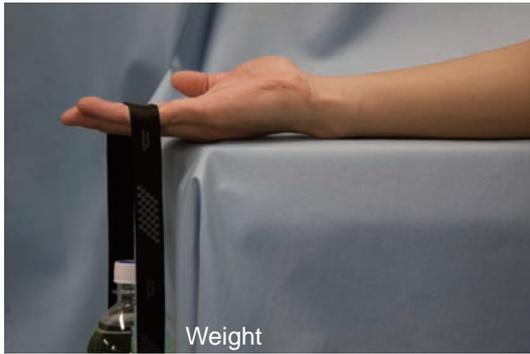


Fig. 8 Setup for measuring muscle stiffness in grip motion

で触覚センサを対象に押し付けることが可能な実験装置を作成した。Fig.7に示すように、スライダの下端に触覚センサを固定し、上端は滑車を介して錘に結びつけた。この錘の重量を変えることで、触覚センサの対象物に対する押付荷重を調整することが可能となっており、スライダの移動によりセンサの押付荷重は原理上、一定に保たれている。本実験では、掌握運動による発生力を、第2~5指を動かす力と仮定した。実験は、座位姿勢にて右腕を台上に置き、肘関節をおよそ90度屈曲位、前腕を90度回外位とし、長掌筋上の皮膚表面に触覚センサを押し当てた。Fig.8に示すように、第2~5指の先端に錘を吊るし、指先を曲げずに姿勢を維持する運動をおこなった。また、運動の際に、掌屈運動による筋活動の混在を少なくするため、手の甲までを台上に固定し、指先のみが動くようにした。錘として1, 2, 3, 4[kg]の水の入った4種類のボトルを用意し、錘を吊るさない場合を含め5種類の運動に対し、長掌筋の筋硬度的変化を周波数変化量  $\Delta f$  として計測した。計測にあたって、予備実験の結果から触覚センサの押付荷重は15[gf]と20[gf]のそれぞれで同様の実験をおこない、結果にどのように影響するのか調べた。被験者は健常男性(年齢23)で、計測は各運動に対し5回ずつおこなった。また、筋疲労による筋硬化の影響を少なくするため、各計測の間には5分間の休息時間を設けた。

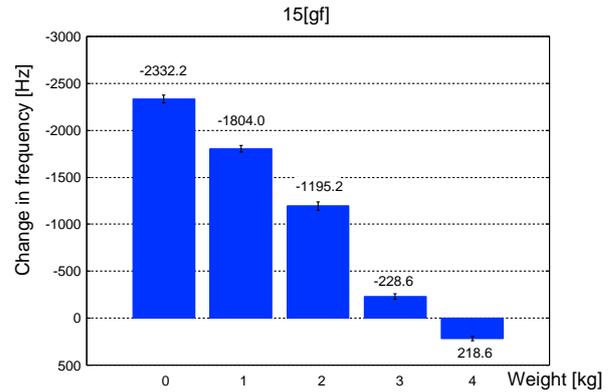


Fig. 9 Result of measuring muscle stiffness in grip motion(15gf)

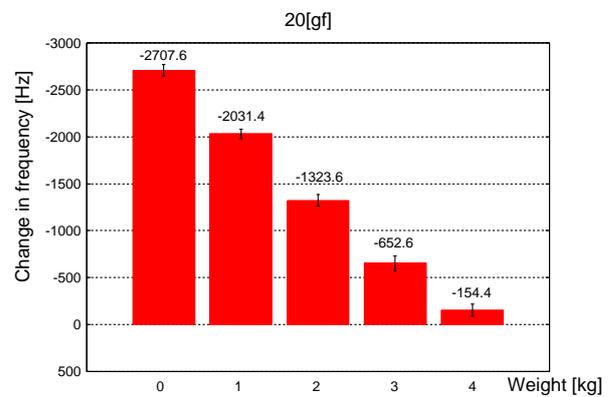


Fig. 10 Result of measuring muscle stiffness in grip motion(20gf)

### 4.3 実験結果

触覚センサの押付荷重を15[gf], 20[gf]としたときの実験結果をそれぞれFig.9, Fig.10に示す。グラフ横軸に錘の重量、縦軸に平均周波数変化量を示す。押付荷重を15[gf], 20[gf]としたときの両方において、5種類の運動をおこなった際の長掌筋の硬度変化は、周波数変化量  $\Delta f$  として計測が可能であり、各運動は周波数変化量  $\Delta f$  の差異により識別が可能であった。したがって、筋硬度は運動により変化することが確認できた。また、各運動の周波数変化量  $\Delta f$  の差異と標準偏差から推定すると、掌握運動時の発生力を1[kgf]のさらに5分の1程度まで識別することのできる可能性が示唆された。

#### 4.4 考察

実験結果から，触覚センサの押付荷重を 15[gf] としたときに比べ，20[gf] としたときには，周波数変化量  $\Delta f$  は大きくなるが，標準偏差も大きくなる傾向がみられた．今回の実験においては，双方の押付荷重において，発生力の差異を周波数変化量  $\Delta f$  の差異として識別が可能であった．しかし，触覚センサの最適な押付荷重については，今後実験を重ね検討を進めていく必要があると考える．

#### 5. 結 言

本論文では，筋活動の正確な検出を目標とし，筋硬度に着目し，位相シフト法を利用した触覚センサを用いて筋硬度の計測実験をおこなった．その結果，掌握運動の際の発生力の変化にともない長掌筋の筋硬度は変化し，触覚センサにより計測できる可能性が示された．今後の課題として，被験者数を増やすことで更に再現性や汎用性に関して検討を進めていく必要がある．また，さらに微細な運動における筋硬度の変化を検出することが可能であるかを検証する必要がある．今後は，人体への取り付けを考慮し，センサ自体に押付荷重が一定となるような改良をおこなう予定である．さらに，今回は単一のセンサを用いて実験をおこなったが，将来的にはセンサをアレイ状に配置し，多点の硬度計測による複雑な運動のパターン識別をおこなう予定である．

#### 6. 謝 辞

本研究は，日本大学工学部 医療工学研究室 大学院生の石井和也氏をはじめ，同研究室の方々の協力によっておこなわれた．深く感謝致します．

#### 参考文献

- 1) 厚生労働省社会・援護局障害保健福祉部企画課 “平成 18 年身体障害児・者実態調査結果”(2008)
- 2) 粕谷昌宏，関雅俊，藤江正克 “動力義手の微細な力制御手法の提案-筋電と振動計測を用いた把持力推定-”第 28 回日本ロボット学会学術講演会 1J2-8 (2010)
- 3) 尾股定夫，村山嘉延，C.E.Constnatinou，魏大名，Nikolay N.Mirenkov “位相シフト法を利用した新しいロボット用触覚センサ素子の開発”，日本機械学会東北支部秋季講演会講演論文集 2003(39)，309/310 (2003)
- 4) 尾股定夫，村山嘉延 “触診を定量化する触覚センサの開発”，超五感センサの開発最前線，321/340，NTS (2005)
- 5) 独立行政法人理化学研究所 (RIKEN)，静岡県工業技術研究所 “身体組織物性値データベース”<http://cf-duo.riken.jp/cbms-mp/j/index.htm>,1.December(2011)