

剪断力・圧力センサを用いた筋電義手の誤作動の検証

吉村 学¹⁾ 妹尾 勝利²⁾ 井上 桂子²⁾ 富山 弘基³⁾ 鴨生 賢悟³⁾

キーワード 筋電義手, 誤作動, 剪断力, 圧力

抄録

本研究は、健常者が装着可能な模擬義手ソケットを作製し、肘関節屈曲伸展時の電極と皮膚間の剪断力と圧力の測定から、筋電義手の誤作動の要因を検証した。対象は健常成人 14 名とし、模擬義手ソケット内の、①外側電極位置（外側部）、②肘頭から 2.5 cm 上部（肘頭上部）、③内側電極位置（内側部）の 3 カ所に小型で薄型の剪断力・圧力センサを貼付して測定した。肘関節屈曲伸展時の剪断力は、各部位で 0.3 N 以下と低値であり、電極が皮膚からずれることで誤作動が起きているとは考えにくい結果であった。一方、圧力は内側部が外側部に比べ有意に低かった。この結果は、外側部に比べて内側部は断端との接触不良を起こしやすいことを示し、筋電義手の誤作動の要因の 1 つになることが示唆された。

1. はじめに

近年、国内外でロボットリハビリテーションが発展、注目を浴びている。その中でも筋電動義手（以下、筋電義手）は、作業療法士とのつながりも深く、今後の発展が予想される。筋電義手は、筋収縮の際に発生する微弱な筋活動電位を用いて手先具を制御する体外力源義手¹⁾であり、アメリカやドイツでは広く普及している²⁾。筋電義手の多くは、ソケット内に埋め込まれた電極で、活動電位を読み取り、手先具の開閉を制御する。一般的な制御は、手関節背屈筋群の収縮で手先具が開き、手関節掌屈筋群の収縮で手先具が閉じる 2 サイト 2 ファンクションである³⁾。

筋電義手を日常的に使用している上肢切断者は、日常生活場面において手先具が上手く開かないことや、手先具が意図に反して動くなどの誤作動を経験しながらも、上手く適応して使用していることが知られている⁴⁾。しかしながら、筋電義手の誤作動は、筋電義手の継続的な使用を断念する理由の 1 つにも挙げられており⁵⁾、使用者にとって重要な問題となっている。

先行研究では、義手のソケット内の温度や血流量の経時的変化を測定した研究⁶⁾や、ソケットの素材や形状の工夫などの症例研究⁷⁻⁹⁾の報告がある。義足においては Sanders ら¹⁰⁾が、義足装着下での歩行中の断端にかかる剪断力と圧

力を圧力センサを用いて測定している。また、シリコンライナー内に剪断力・圧力センサを貼付して断端へのストレスを計測した研究¹¹⁾などがある。

しかしながら、筋電義手においては、ソケット内での断端のずれや剪断力・圧力における研究は著者が渉猟した範囲内では見当たらなかった。

本研究では、筋電義手の誤作動を「手先具を開こうとした際に上手く開かないこと」と定義し、検討を開始した。研究仮説として、筋電義手の誤作動はソケット内の電極と断端のずれが要因であると考え、ずれが生じることで手先具の制御に必要な、活動電位を十分に採取できない状態になっていると考えた。

そこで、本研究は、健常成人が装着可能な模擬筋電義手ソケット（以下、模擬義手ソケット）を装着し、肘関節屈曲と伸展時の断端と電極のずれを剪断力と圧力の測定から検討し、筋電義手の誤作動が起る要因について検討することとした。

2. 方法

2-1 対象

上肢に運動器疾患の既往のない健常成人 14 名とし、Edinburgh 利き手テストで利き手と判断された上肢側を

2019 年 3 月 12 日受付

Verification of erroneous operation of myoelectric prosthesis with shear force and pressure sensor

1) 川崎医科大学附属病院リハビリテーションセンター 〒701-0192 岡山県倉敷市松島 577

Rehabilitation Center, Kawasaki Medical School Hospital

577 Matsushima, Kurashiki-shi, Okayama, 701-0192 Japan

Manabu YOSHIMURA (作業療法士)

2) 川崎医療福祉大学大学院医療技術学研究所

Katsutoshi SENOO (作業療法士), Keiko INOUE (作業療法士)

3) 橋本義肢製作株式会社

Hiroki TOMIYAMA (義肢装具士), Kengo KAMOO (作業療法士)

用いて検討を行った。平均年齢は 24.9 ± 2.9 歳、性別は男性 8 名・女性 6 名であった。

2-2 模擬義手ソケット

健常成人が装着可能な模擬義手ソケットを作製した (図 1)。ソケットは、筋電義手の適応となりやすい、前腕中斷端から長斷端に合わせたノースウエスタン型ソケットとした。また、ソケット素材には T-フレックス (クリアソケット素材) を用いて肘関節屈曲伸展時に内部が観察し易いものにした。ソケットの構造は、健常上肢が挿入できるよう腹側を開閉式 (図 1 ①) とし、前腕中間位で挿入後にストラップで固定をできるようにした。また、筋電義手の手先具を想定して 500 g の重錘を付けた (図 1 ②)。

採型は義肢装具士が行い、採型後に陰性モデルから陽性モデルを作製し、ソケットを作製した。筋電義手ソケットは確実な筋電制御を行うために、他の義手ソケットと比べて密着した状態で作製する必要があるため¹²⁾、ソケット作製時のコンプレッション値を 0% とし、採型時と同値でソケットを作製した。

また、被験者間での体格差を補正するために前腕長 (外側上顆から橈骨茎状突起) を基準として、ソケット長、外側センサ位置、肘頭上センサ位置、内側センサ位置を決定した (図 2)。センサ位置に関しては、実際の筋電義手ソケットの採型時の電極設置位置を参考に、義肢装具士と基準を定めた。ソケット長は前腕長の 53%、外側センサは肘頭を基準に前腕長の 17% 遠位の位置の肘関節背屈筋群筋腹上、内側センサは肘頭を基準に前腕長の 19% 遠位の肘関節掌屈筋群筋腹上、肘頭上センサは肘頭から 2.5 cm 近位の位置とした。センサの設置は、ソケット内に凹みを設け、センサとソケットが同一平面上となるようにした (図 3)。

2-3 剪断力・圧力センサ

剪断力と圧力の測定は、ソケット内に挿入可能な小型で薄型の剪断力・圧力センサであるショックチップ (タッチエンス株式会社製) (図 4) を用いた。ショックチップ

はロボットハンドの指先に実装して把持の状態をフィードバックすることを意図して開発された剪断力・圧力センサである¹³⁾。ショックチップは直径 8 mm・基盤 1 cm 四方・厚み 2 mm 強であり、横方向 (X 軸)・長軸方向 (Y 軸) の剪断力と、垂直方向の力 (Z 軸) が同時に計測可能であった。サンプリング周波数は 20 Hz で、記録される力の単位は N である。垂直方向の力 (Z 軸) は計測値のままでは圧力とは異なるため、計測値をセンサ部の面積で除して単位を圧力 (kPa) に変換した。なお、センサ精度は、直線性

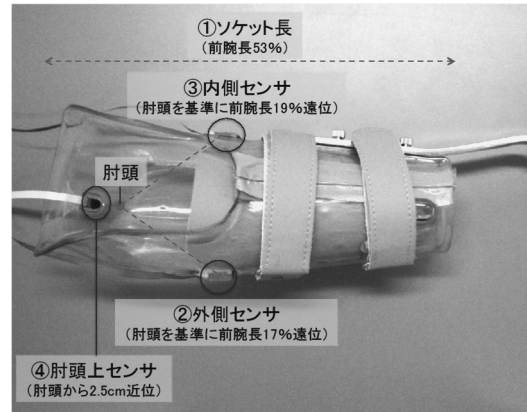


図 2 ソケット採型時の体格補正

被験者の体格差を補正するために、通常の採型をする際の電極位置を参考にソケット長、外側・肘頭上・内側センサの設置位置を決定した。



図 3 センサ貼付時の模式図

センサがソケット内壁と同一平面上になるように設置した。

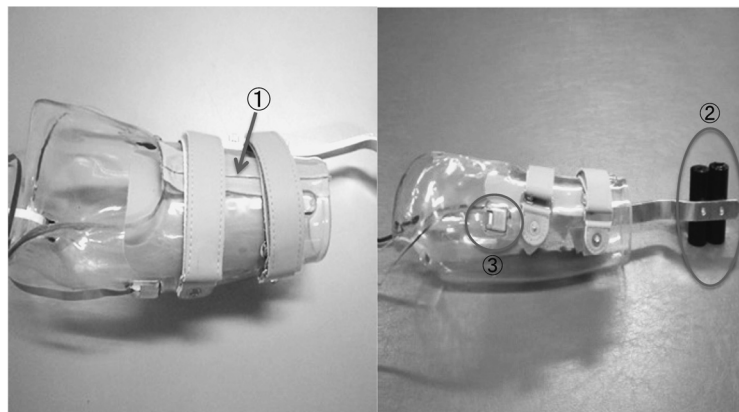


図 1 模擬義手ソケット

① 腹側が開閉式、② 500 g 重錘、③ 剪断力・圧力センサ。

±7% R.O.であり、X 軸と Y 軸の剪断力は ±0.56 N、Z 軸の圧力は ±55.73 kPa である。

2-4 測定方法 (図 5)

模擬義手は前腕中間位でソケット装着後にストラップで固定し、測定を開始した。

安静肢位は立位で、体幹側方で肘関節最大伸展位を開始肢位とし、メトロノームに合わせて 2 秒間に 1 回で肘関節屈曲、2 秒間に 1 回で肘関節の伸展を繰り返した。開始肢位から、肘関節屈曲 60 度、90 度、120 度を各 10 回 2 セット計測した。各角度の順番効果を排除するため、乱数表を用いて実施し、①から③をランダムに振り分け、①から③

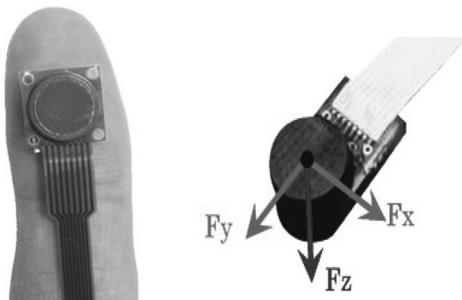


図 4 ショッカクチップ (タッチエンス株式会社製) タッチエンス株式会社のホームページから出典¹³⁾。横方向 (X) と長軸方向の (Y) の剪断力、垂直方向 (Z) の圧力が同時に計測可能。

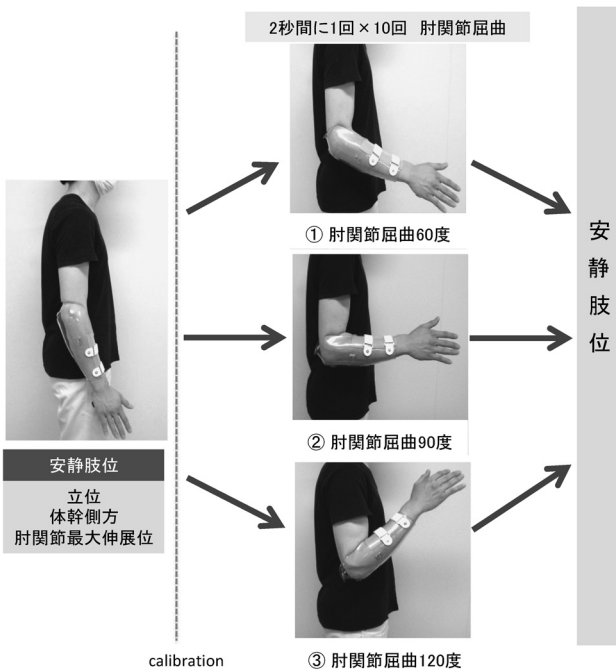


図 5 測定方法 肘関節屈曲伸展時の 1 set の手順
肘関節屈曲 60 度・90 度・120 度はランダムに実施。安静肢位から①、安静肢位へ。安静肢位から②、安静肢位へ。安静肢位から③、安静肢位を各 1 set。
例) ①が終了の場合、②か③へ。

までの 1 セットが終了した時点でソケットを外して 3 分間の休憩をとった。

2-5 分析と統計学的処理

分析は、1) 肘関節屈曲伸展時の波形、2) 肘関節屈曲角度と剪断力の比較、3) 肘関節屈曲角度と圧力の比較、4) 肘関節屈曲角度を同一にした際の各部位の剪断力と圧力の比較、の 4 項目とした。

データは肘関節屈曲伸展 10 回のうち、前後 2 回を除いた中間 6 回の最大値と最小値の差の値を用いた。統計学的処理は、Friedman 検定と Wilcoxon の符号付順位和検定および Bonferroni 法による補正を用い、有意水準は 5% 未満とした。

3. 倫理的配慮

本研究は川崎医療福祉大学倫理委員会の承認を得て実施した (承認番号 16-053)。全ての対象者には書面と口頭にて研究の趣旨を説明し、研究の協力を同意を得た。また、本研究において開示すべき利益相反はない。

4. 結果

4-1 肘関節屈曲伸展時の波形について (図 6)

肘関節屈曲伸展 10 回分の剪断力と圧力の波形の代表例を図 6 に示した。グラフは上段から外側部 (A)、肘頭上部 (B)、内側部 (C) の波形である。左グラフの剪断力は、点線が横方向の X 軸、実線が長軸方向の Y 軸の剪断力を示す。1 回の肘関節屈曲伸展で 1 つの山型の波形となり、10 回反復している。肘頭上部では、肘関節屈曲時に X 軸・Y 軸ともに剪断力は高値を示し、伸展時に低値を示す波形であった。

右グラフの圧力は、外側部と内側部は、肘頭上部に比べて低い傾向があり、肘関節屈曲伸展に合わせて圧力の増減を認めた。肘頭上部では、肘関節屈曲時に高値を示し、伸展時に低値を示す波形であった。

4-2 肘関節屈曲角度と剪断力の比較 (図 7)

肘関節屈曲角度と剪断力の比較を図 7 に示した。上段から外側部 (A)・肘頭上部 (B)・内側部 (C) の結果を示す。

4-2-1 外側部

以下の角度は、全て肘関節屈曲角度を示す。
横方向の剪断力は、60 度では 0.10 ± 0.08 N、90 度では 0.11 ± 0.07 N、120 度では 0.21 ± 0.10 N であり、120 度では 60 度と 90 度より有意に大きかった ($p < 0.001$)。

長軸方向の剪断力は、60 度では 0.09 ± 0.07 N、90 度では 0.09 ± 0.05 N、120 度では 0.18 ± 0.15 N であり、X 軸と同様に、120 度と 60 度・90 度との間に有意差を認めた ($p < 0.001$)。

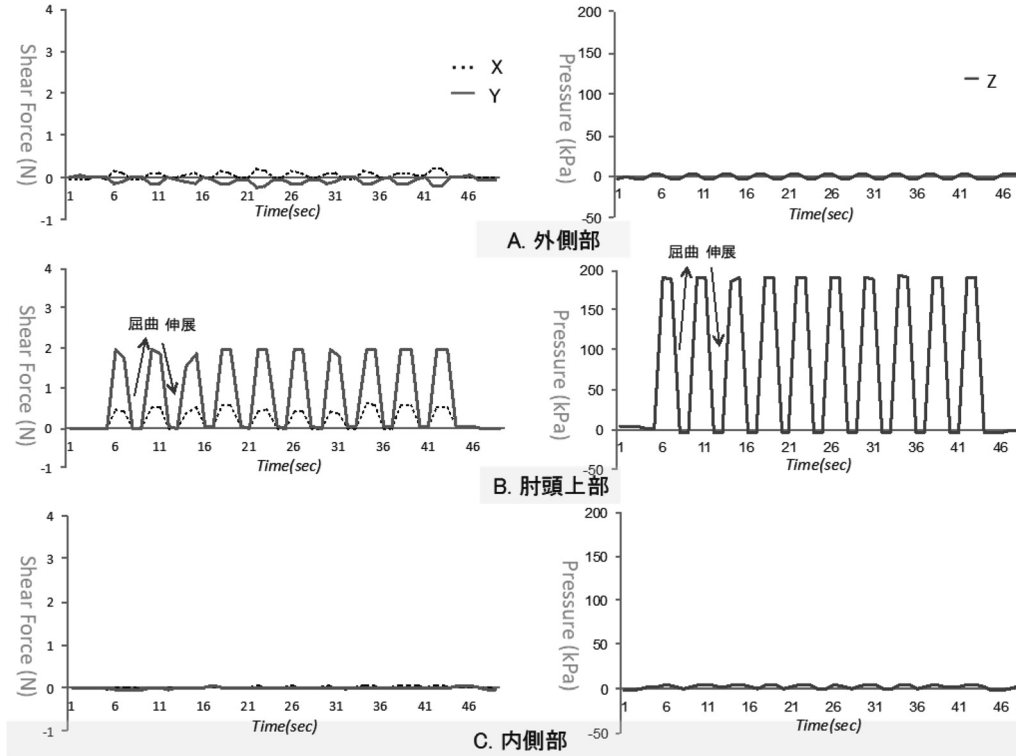


図 6 肘関節屈曲伸展時の波形の代表例

剪断力、圧力ともに肘関節屈曲時に高値を示し、伸展時に低値となる山型の波形を示す。

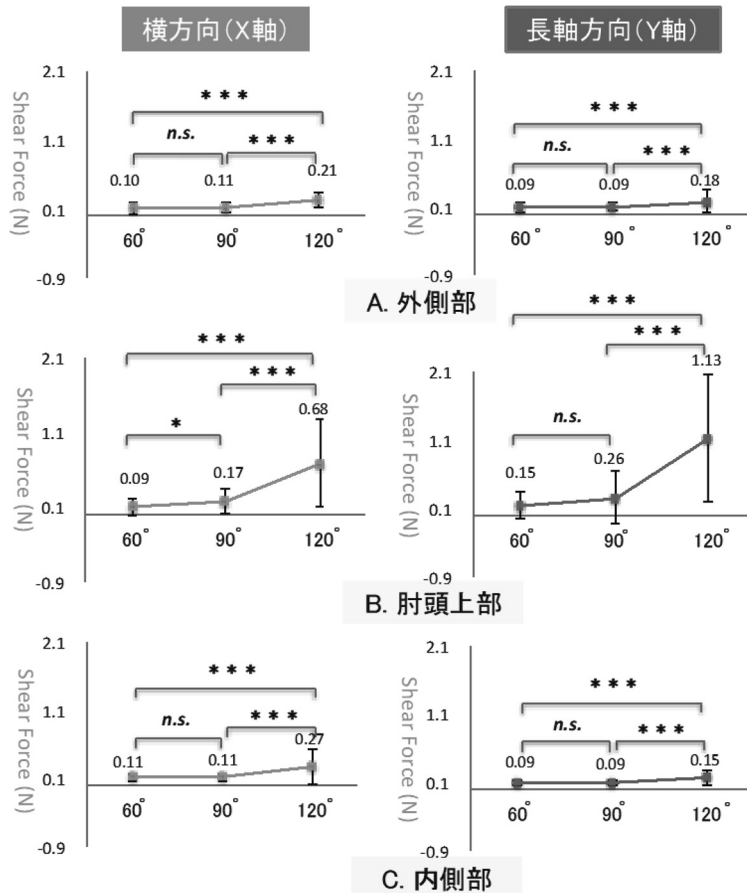


図 7 肘関節屈曲角度と剪断力の比較

Error Bar : 95%CI, * : $p < 0.05$, *** : $p < 0.001$.

4-2-2 肘頭上部

横方向の剪断力は、60度では 0.09 ± 0.11 N, 90度では 0.17 ± 0.17 N, 120度では 0.68 ± 0.57 N であり、90度は60度より有意に大きく ($p < 0.05$), 120度は60度と90度より有意に大きかった ($p < 0.001$).

長軸方向の剪断力は、60度では 0.15 ± 0.20 N, 90度では 0.26 ± 0.38 N, 120度では 1.13 ± 0.92 N であり、120度は60度と90度より有意に大きかった ($p < 0.001$).

4-2-3 内側部

横方向の剪断力は、60度では 0.11 ± 0.07 N, 90度では 0.11 ± 0.06 N, 120度では 0.27 ± 0.25 N であり、120度は60度と90度より有意に大きかった ($p < 0.001$).

長軸方向の剪断力は、60度では 0.09 ± 0.04 N, 90度では 0.09 ± 0.03 N, 120度では 0.15 ± 0.11 N であり、120度は60度と90度より有意に大きかった ($p < 0.001$).

4-3 肘関節屈曲角度と圧力の比較 (図8)

肘関節屈曲角度と圧力の比較を図8に示した。グラフの縦軸が圧力 (kPa), 横軸は肘関節屈曲角度である。

以下の数値は、全て肘関節屈曲方向の角度を示す。

外側部の圧力は、60度では 3.13 ± 3.01 kPa, 90度では

3.85 ± 2.29 kPa, 120度では 9.88 ± 6.41 kPa, 90度は60度より有意に大きく ($p < 0.05$), 120度は60度と90度より有意に大きかった ($p < 0.001$).

肘頭上部の圧力は、60度では 29.95 ± 47.93 kPa, 90度では 72.91 ± 85.60 kPa, 120度では 279.21 ± 223.77 kPa であり、120度は60度と90度より有意に大きかった ($p < 0.001$).

内側部は、60度では 3.12 ± 2.53 kPa, 90度では 3.65 ± 1.41 kPa, 120度では 6.66 ± 7.19 kPa であり、120度は60度と90度より有意に大きかった ($p < 0.01, p < 0.001$).

まとめると、肘関節屈曲角度と剪断力・圧力の比較では、①肘関節屈曲角度が増大すると各部位の剪断力と圧力は高くなる。②肘関節屈曲120度は60度と90度の剪断力と圧力に比べて有意に高い。③肘頭上部は外側部と内側部に比べ剪断力と圧力が高い、結果となった。

4-4 肘関節屈曲角度を同一にした際の各部位の剪断力と圧力の比較 (図9)

肘関節屈曲角度を同一にした際の各部位の剪断力と圧力の比較を図9に示す。上段から横方向の剪断力 (A), 長軸方向の剪断力 (B), 圧力 (C) を示し、左から60度・90度・120度の外側部・肘頭上部・内側部の剪断力と圧力を示す。

4-4-1 肘関節屈曲60度の各部位の比較

横方向の剪断力は、外側部が 0.10 ± 0.08 N, 肘頭上部が 0.09 ± 0.11 N, 内側部が 0.11 ± 0.07 N であり、全てにおいて有意差はなかった。

長軸方向の剪断力は、外側部が 0.09 ± 0.07 N, 肘頭上部が 0.15 ± 0.20 N, 内側部が 0.09 ± 0.04 N であり、全てにおいて有意差はなかった。

圧力は、外側部が 3.13 ± 3.01 kPa, 肘頭上部が 29.95 ± 47.93 kPa, 内側部が 3.12 ± 2.53 kPa であり、全てにおいて有意差はなかった。

4-4-2 肘関節屈曲90度の各部位の比較

横方向の剪断力は、外側部が 0.11 ± 0.07 N, 肘頭上部が 0.17 ± 0.17 N, 内側部が 0.11 ± 0.06 N であり、全てにおいて有意差はなかった。

長軸方向の剪断力は、外側部が 0.09 ± 0.05 N, 肘頭上部が 0.26 ± 0.38 N, 内側部が 0.09 ± 0.03 N であり、全てにおいて有意差はなかった。

圧力は、外側部が 3.85 ± 2.29 kPa, 肘頭上部が 72.91 ± 85.60 kPa, 内側部が 2.65 ± 1.41 kPa であり、肘頭上部が外側・内側部より有意に高く ($p < 0.001$), 外側部は内側部に比べて有意に高かった ($p < 0.01$).

4-4-3 肘関節屈曲120度の各部位の比較

横方向の剪断力は、外側部が 0.21 ± 0.10 N, 肘頭上部が 0.68 ± 0.57 N, 内側部が 0.27 ± 0.25 N であり、外側部と内側部で有意差はなかった。肘頭上部は外側・内側部より有意に高かった ($p < 0.001, p < 0.05$).

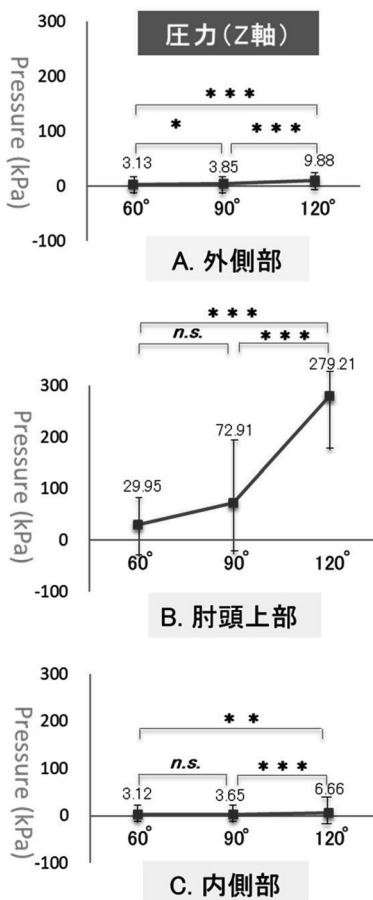


図8 関節屈曲角度と圧力の比較

Error Bar : 95%CI, * : $p < 0.05$, ** : $p < 0.01$, *** : $p < 0.001$.

長軸方向の剪断力は、外側部が 0.18 ± 0.15 N、肘頭上部が 1.13 ± 0.92 N、内側部が 0.16 ± 0.11 N であり、外側部と内側部で有意差はなかった。肘頭上部は外側・内側部より有意に高かった ($p < 0.001$)。

圧力は、外側部が 9.88 ± 6.41 kPa、肘頭上部が 279.21 ± 223.77 kPa、内側部が 6.66 ± 7.19 kPa であり、外側部が内側部に比べ有意に高かった ($p < 0.05$)。また、肘頭上部は外側・内側部より有意に高かった ($p < 0.001$)。

まとめると、①肘関節屈曲 60 度では各部位の剪断力と圧力に有意差は認めない。②肘関節屈曲 90 度では、各部位で剪断力に有意差はないが、圧力は肘頭上、外側、内側部の順に高くなる。③肘関節屈曲 120 度では、剪断力と圧力

ともに有意差を認める。剪断力は、肘頭上部が有意に高く、外側部と内側部では有意差は認めなかった。圧力は、肘頭上部、外側部、内側部の順に高い結果となった。

5. 考察

5-1 肘関節屈曲角度と剪断力・圧力の比較

肘関節屈曲角度の増大に伴い、剪断力と圧力が増大する要因としては、肘関節屈曲角度が増大すると、肘関節屈筋群の収縮により上腕と前腕前面の軟部組織の量的増加が生じ、増加した軟部組織がソケットを圧迫することで、肘屈伸に伴うソケット内の剪断力と圧力が増大することが示唆された (図 10)。特に、筋電義手ソケットのような密着性

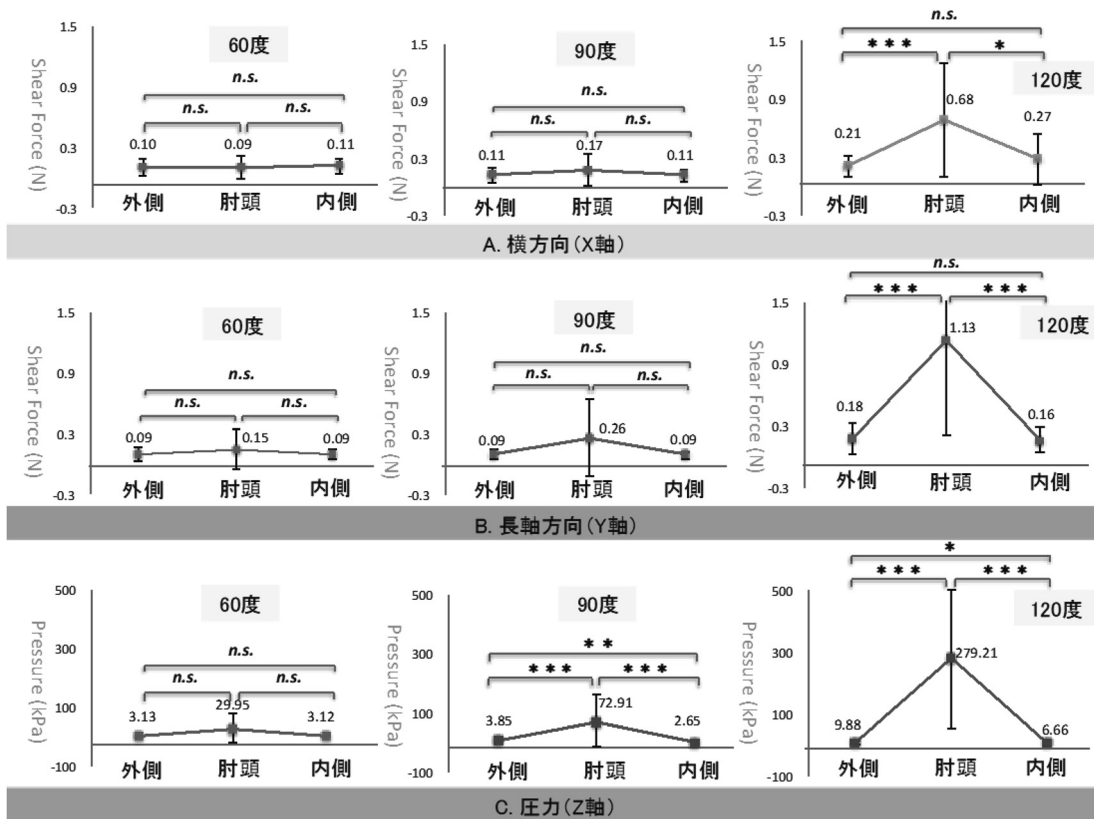


図 9 肘関節屈曲角度を同一にした際の各部位の剪断力・圧力の比較

上段：横方向の剪断力，中段：長軸方向の剪断力，下段：圧力。左グラフ：肘屈曲 60 度，中グラフ：肘屈曲 90 度，右グラフ：肘屈曲 120 度。Error Bar：95%CI，*： $p < 0.05$ ，**： $p < 0.01$ ，***： $p < 0.001$ 。



図 10 肘関節屈曲角度に伴う軟部組織の増加とソケットの圧迫

肘関節屈曲角度が増すと上腕と前腕前面の軟部組織の量的な増加が生じ、軟部組織によってソケットが圧迫される。

を重視するソケットにおいては、軟部組織が圧迫する現象は他の義手ソケットに比べて起こりやすいと考える。

また、肘頭上部は他の部位の剪断力と圧力よりも高値を示していたことに関しては、ノースウエスタン型ソケットの形状が影響していると考えられる。ノースウエスタン型ソケットは、ソケットの前縁を低くし肘関節屈曲角度を得る反面、ソケットの安定性を保つため、上腕骨顆上部の適合範囲を高くして自己懸垂性を得ている。ミュンスター型ソケットと比べて肘関節屈曲角度の制限が少ないことが利点である¹⁴⁾。

今回、作製した模擬義手ソケットはノースウエスタン型ソケットであり、肘頭上部に圧が加わるように設計されているため、肘頭上部の剪断力と圧力が高値であることは、作製した模擬義手ソケットの妥当性を示す結果であったといえる。

5-2 肘関節屈曲伸展時の各部位の剪断力・圧力の比較

今回の研究では、断端と電極のずれが誤作動の要因であるとの仮説を立て、研究を開始した。しかしながら、剪断力は、電極設置位置である外側部と内側部はX軸とY軸ともに0.3N以下と非常に低値であり、肘関節屈曲伸展時に電極が皮膚上をずれることで誤作動が起きているとは考えづらい結果であった。

一方で、圧力に着目してみると、肘関節屈曲90度を越えると、外側部と内側部に有意差を認め、特に内側の圧力が外側に比べて低値となり、断端と電極が接触不良を起こしやすい傾向であることがわかった。それらのことから、肘関節屈曲伸展時では外側部に比べて内側部の圧力が低値となり、断端と電極の接触不良によるハンドの誤作動が起きやすいことが示唆された。

内側部の接触が不安定になる原因としては、前腕中間位での肘屈曲では腕橈骨筋の収縮が優位となり、前腕外側部が膨大し、外側の圧力が高まることが考えられる。また、生理的外反肘により、上腕骨に対して橈骨・尺骨が約10度から15度橈側に外反していることから、肘屈曲時に外側部の圧力が高まると考える。

5-3 筋電義手の誤作動の要因と対応

今回の結果からは、筋電義手の誤作動の要因として電極と断端の接触圧が関係していることが示唆された。臨床場面においても、筋電義手使用者は日常生活場面において内側の電極感度を上げて使用することが多く、今回の結果と一致するものであった。

本研究の結果から、筋電義手の日常生活上での使用においては、電極と断端の接触不良による誤作動は避けては通れないと考えられるが、筋電義手使用者にとっては誤作動の発生が使用を断念することにもつながるため、できる限り誤作動を減らす工夫が必要となる。

筋電義手の誤作動への対応として、内側の電極部分の不安定な接触に対しては、採型をする際に、内側部の電極を

外側部に比べて押し当てて設置することで安定した接触が得られるのではないかと考えられる。どの程度の強さで押し合てるかに関しては、今後、筋電図や実際の義手使用者での検討が必要となるが、外側部に比べて内側部は接触不良を起こしやすく誤作動の要因になりやすいということを考慮して、ソケットの採型を行う必要があると考える。

作業療法場面での対策としては、結髪動作や食事動作など大きな肘関節屈曲可動域を要す動作の際には、内側の電極感度をあらかじめ高めに設定することで、肘関節屈曲伸展時の内側電極の接触不良による誤作動を最小限に抑えられると考える。

6. 研究の限界と今後の展望

本研究は断端と電極とのずれに着目した研究であったため、筋電図を用いた検討が行えていないことが限界点として挙げられる。

今後は、義手使用者を対象とし、剪断力・圧力センサに加えて筋電図による検討を行うことで、義手の誤作動の要因がより明確になると考える。それらの結果から、誤作動が起こりにくい、新しいソケットの開発も可能であると考えられる。

なお、本研究は平成28年度川崎医療福祉大学医療福祉研究費の助成を受けた。

文 献

- 1) 澤村誠志. 切断と義肢. 225-230, 医歯薬出版, 2007.
- 2) 川村次郎 他. 諸外国における筋電義手の公的支援制度. 日職災害医会誌 49, 501-508 (2001).
- 3) 澤村誠志. 切断と義肢. 150-165, 医歯薬出版, 2007.
- 4) 大庭潤平 他. 義肢装具と作業療法 評価から実践まで. 42-52, 医歯薬出版, 2017.
- 5) 陳 隆明. 筋電義手貸与と評価. 筋電義手訓練マニュアル. 44-45, 全日本病院出版会, 2006.
- 6) 大井健太郎. 義手ソケット装着時における温度特性の測定とモデリング. ライフサポート 26, 22 (2014).
- 7) 溝部二十四 他. シリコンライナーを使用した筋電義手の有用性. 義装会誌 22, 29-32 (2006).
- 8) 大庭潤平 他. 木材加工業への復帰に Greifers 型筋電義手が有用であった上肢切断者の1例. 総合リハビリテーション 36, 497-500 (2008).
- 9) 福井信佳 他. 肘離断者に対する筋電義手の有用性—ハーネスを使用しなかった症例. 義装会誌 27, 120-122 (2011).
- 10) Sanders, J.E. et al. Clinical measurement of normal and shear stresses on a transtibial stump: Characteristics of wave-form shapes during walking. Prosthet. Orthot. Int., 38-48 (1993).
- 11) 笹野 稔 他. シリコンライナーが皮膚に与えるストレスの計測 下腿切断における検討. 義装会誌 33, 46-

- 50 (2017). www.touchence.jp (2017年12月30日参照)
- 12) 溝手雅之 他. 義肢製作者からの提言. J. Clin. Rehabil. 24, 152-157 (2015).
- 13) タッチエンス株式会社ホームページ. URL : [http://](http://www.touchence.jp)
- 14) Billock, J.N. The Northwestern University supracondylar suspension technique for below-elbow amputations. Orthot. Prosthet. 26, 16-23 (1972).

Abstract : The purpose of this research is to verify the cause of malfunction of a myoelectric prosthesis. Subjects were 14 healthy adults wearing simulated artificial hands. Shearing force and pressure at elbow flexion and extension were measured with a thin sensor. Three sensors were affixed in the socket : 1) Outer electrode installation position (outer part), 2) 2.5 cm above the olecranon (above the olecranon), and 3) Inner electrode installation position (inside part). Shear forces at elbow flexion and extension had low values. Therefore, it was difficult to conclude that malfunction occurred due to the electrode being displaced on the skin. On the other hand, the pressure was significantly lower in the inner part than outer part. This result showed that the inner part was liable to cause poor contact with the stump compared to the outer part. It is suggested that this likelihood is one of the factors behind the malfunction of a myoelectric prosthesis.

Key words : myoelectric prosthesis, erroneous operation, shear force, pressure