

## 肘関節運動を力源とした前腕能動義手 制御システムの開発 (第2報)

—体験用前腕能動義手における筋電図分析と酸素摂取量の検討—

妹尾 勝利<sup>1,2)</sup> 小林 隆 司<sup>2)</sup> 石 原 健<sup>3)</sup> 今 川 裕 輔<sup>3)</sup>

キーワード 体験用前腕能動義手, 筋電図, 酸素摂取量

### 抄録

本論の目的は、従来の前腕能動義手制御システム（肩システム）と肘関節運動を力源とした前腕能動義手制御システム（肘システム）による体験用前腕能動義手の作製およびこれらを用いた立方体移動時の筋電図と酸素摂取量の結果から肘システムの利点と今後の課題を考察することであった。%MVCは triceps brachii ではシステム間で有意差はなく、deltoid (anterior) では、肘システムが有意に低かった ( $p < 0.05$ )。また、立方体1回の移動に要した酸素摂取量は、肘システムが有意に低かった ( $p < 0.05$ )。これらの要因として、肘システムではハーネスがないことで肩関節による手先具の方向付けが容易であること、肩システムよりは少ない筋力で手先具操作が可能となることが挙げられた。今後の課題は、義手の懸垂機構等のハード面と実際の日常生活場面における実用度の検討を行うことである。

### 1. 序 論

能動義手におけるハーネスの主な役割は、義手の懸垂と主な体内力源である切断側の肩甲骨外転・肩関節屈曲の運動をハーネスからコントロールケーブルシステムを介して手先具の操作制御を行うこと、手先具操作時の sensory feedback<sup>1)</sup> に作用することである。

しかしながら、ハーネスの存在はユーザーに体幹部の窮屈感を生じさせ、さらには手先具の操作制御時に腋窩ループ部の圧迫感を生じさせる。ハーネスの存在により義手の装着を拒むユーザーがいるとの報告もある<sup>2)</sup>。この改善策として福井ら<sup>3)</sup>は上腕能動義手のハーネスにストラップを付け、締め付け具合を調整することでハーネスによ

2010年6月7日受付

Development of body-powered below elbow prosthesis control system that makes elbow joint movement power source (the second report): Examination of oxygen intake and analysis of the electromyogram in body-powered below elbow prosthesis for experience

1) 川崎医療福祉大学医療技術学部リハビリテーション学科 〒701-0193 倉敷市松島 288

Department of Rehabilitation, Faculty of Health Science and Technology, Kawasaki University of Medical Welfare

288 Matsushima, Kurashiki-shi, Okayama, 701-0193 Japan

Katsutoshi SENOO (作業療法士)

2) 吉備国際大学大学院保健科学研究科

Ryuji KOBAYASHI (作業療法士)

3) 橋本義肢製作(株)

Takeru ISHIHARA (義肢装具士), Yusuke IMAGAWA (エンジニア)

る窮屈さを軽減する試みを行っている。

我々は、ハーネスを必要としない前腕能動義手がユーザーの生活の質をわずかでも向上し得ると考え、肘関節運動を力源とした前腕能動義手制御システム（以下、肘システム）の検討を第1報にて行った<sup>4)</sup>。その結果、肘システム作製上の課題は、①ケーブルの走行は上肢内側がよいこと、②コントロールケーブルシステムはケーブルの長さが調整できること、さらに手先具未使用時のケーブルが緩む機構であること、③義手の懸垂機構の検討、であることが示唆された。

本論の目的は、第1報の検討事項を踏まえて従来の前腕能動義手制御システム（以下、肩システム）と肘システムによる体験用前腕能動義手を作製すること、そして、これらを用いて行った課題遂行時の表面筋電図（以下、EMG）と酸素摂取量（以下、Vo2）の測定結果から、肘システムにおける利点と今後の課題を考察することであった。

## 2. 作製した体験用前腕能動義手

### 2-1 肩システムによる体験用前腕能動義手

肩システムによる体験用前腕能動義手の作製にあたっては、高橋ら<sup>5)</sup>の訓練用前腕能動義手を参考にした。

作製した肩システムによる体験用前腕能動義手を図1に示した。重量は1.1kg重であった。ハーネスの材料はスリング用平ベルトで、形態は8字ハーネスとした。カフの材料は皮革とし、肘継手は撓み肘継手とした。ソケットの材料はアクリル樹脂で、前面をオープンにして、手部を含めた前

腕を回内・外中間位で挿入できるようにした。ソケット遠位端内部にはグリップを入れ、手部でそれを握りソケットの安定性を求めた。グリップは前腕長軸方向にスライドできる機構とし、装着者の前腕長に適合できるようにした。ソケットの近位端は、パッド付きのストラップによって前腕へ固定した。手継手は面摩擦式手継手、手先具は能動フックとした。コントロールケーブルシステムは、単式コントロールケーブルシステムとした。

肩システムにおける手先具操作は、体験用前腕能動義手装着側の肩甲骨外転と肩関節屈曲の運動を主な体内力源として可能であり、ハーネスの調整によって肘関節屈曲90°で手先具は100%開き、口元や前ボタン位置でも70%以上の操作効率を確保できた（図2）。

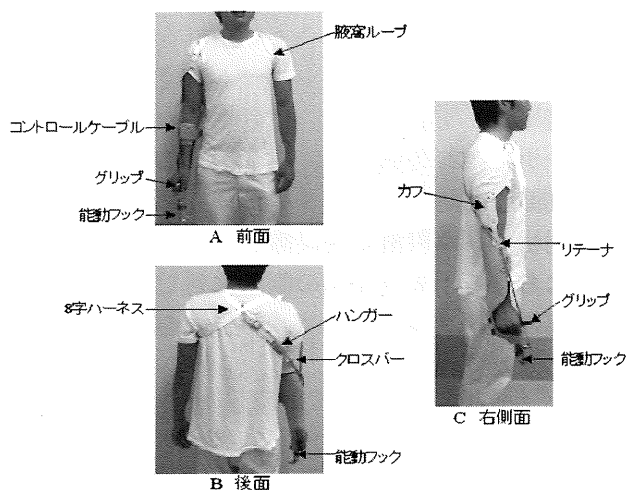


図1 肩システムによる体験用前腕能動義手

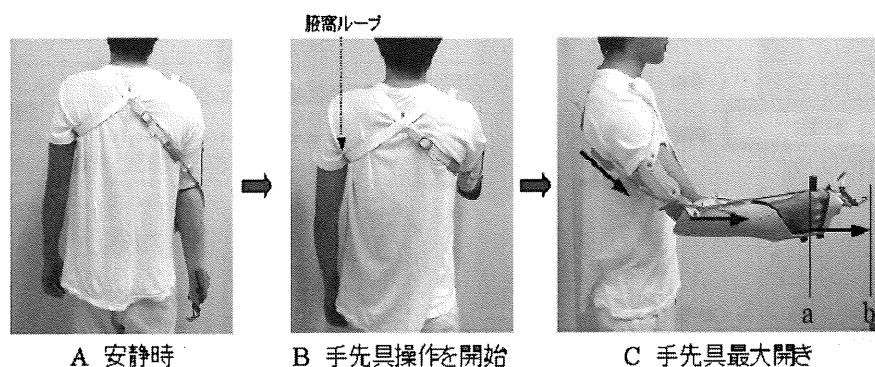


図2 肩システムによる手先具操作

安静時(A)から手先具操作(開き)を開始すると交叉部は義手側へ引っ張られ腋窩ループ部が支点となる(B)。手先具はケーブルの移動距離(a→b)だけ開くことが可能となる(C)。

## 2-2 肘システムによる体験用前腕能動義手

作製した肘システムによる体験用前腕能動義手を図3に示した。重量は1.0 kg 重であった。義手の懸垂は、Van Peetersen の義手<sup>6)</sup>を参考に肘継手とカフで行うこととした。肘継手はVan Peetersen のように撓み肘継手ではなく、多軸肘ヒンジ継手としてより強い懸垂性を求めた。カフとソケットの材料にはアクリル樹脂を使用した。カフは、肘関節の関節可動域制限を少なくするために前面はオープンに、後面は肘継手の歪みを最小限にするために近位部を左右の肘継手と連結させ、上下2箇所ストラップで固定した。また、義手の懸垂を上腕骨内・外側上顆の上部で行えるようにカフ内側にパッドを貼付した。ソケットは前面を被い、後面はオープンにして3箇所のストラップで固定した。ソケットの遠位端内部には肩システムと同様のグリップを入れた。手継手は面摩擦式手継手、手先具は能動フックとした。

コントロールケーブルシステム(図4)は、第1報の結果から上肢内側の肘継手長軸上に2箇所のリテーナで走行を確保し、肘継手軸より遠位部には肘関節屈曲時のケーブルの折れ曲がり抑制する半円状のバネ付滑車を設置した。また、肘関節可動における手先具使用の制限に対しては、前腕遠位部のベルクロでケーブルの長さを調整できるようにした。

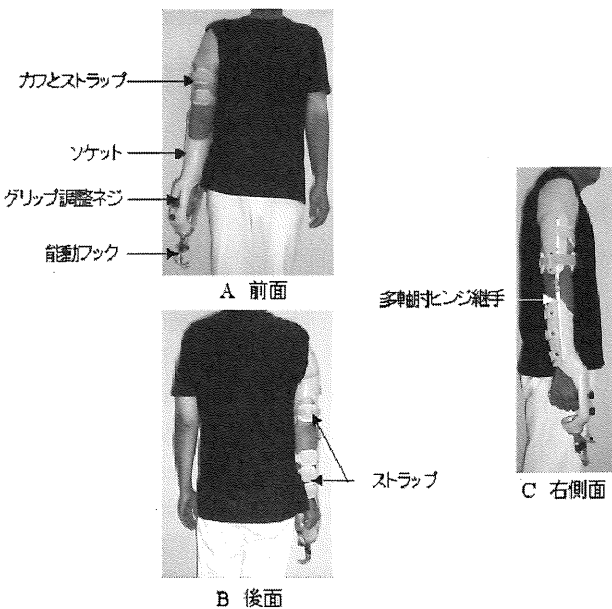


図3 肘システムによる体験用前腕能動義手

肘システムにおける手先具操作の手順は、①ベルクロを緩めて肘関節を任意の角度まで屈曲する、②肘関節の屈曲を保ったままベルクロを留める、③肘関節の伸展で手先具が開き始める、④肘関節の屈曲で手先具が閉じる、で可能となった(図5)。

## 3. EMG と Vo2 の測定

### 3-1 対象

対象は、両上肢に神経学的・整形外科学的な異常がなく、体験用前腕能動義手を装着・使用したことのない男性10名(平均年齢19.3±1.0歳、身長172.7±8.0cm、体重60.2±9.0kg)とした。全て

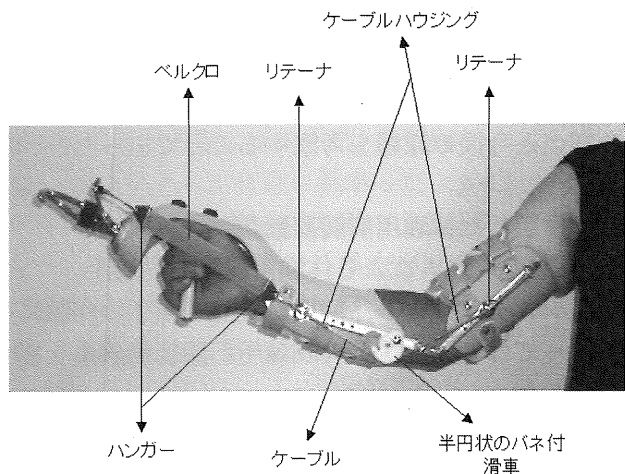


図4 肘システムのコントロールケーブルシステム

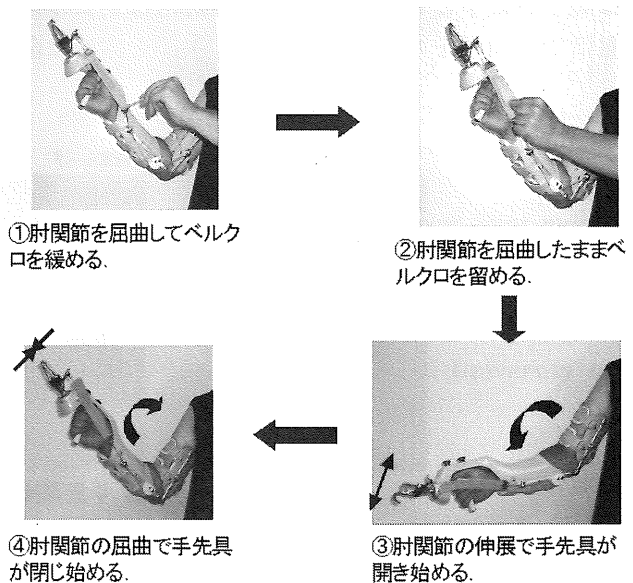


図5 肘システムにおける手先具操作

の対象者には実験の趣旨について十分な説明を行い、同意を得た。

### 3-2 方法

実験手順を図6に示した。まず、被検者に対して実験内容のオリエンテーションを実施した。次に、体験用前腕能動義手装着側の biceps brachii, triceps brachii, deltoid (anterior), serratus anterior に表面電極 (Blue Sensor M, Ambu 社, Denmark) を電極間距離 3.0 cm として貼付し、最大随意収縮 (MVC; maximum voluntary contraction) をダニエルスらの徒手筋力測定法に準じて 5 秒間測定した。EMG の測定は、Vital Recorder2 (キッセイコムテック社) を用い、サンプリング周波数 1,000 Hz にて測定した。MVC の測定後、課題動作の説明を行った。課題動作は上・下段テーブルの指定枠内 (20×40 cm) へ 18 個の立方体 (一辺 3.0 cm, 重量 15 g) を移動させるものとし、開始時には下段テーブルに全ての立方体を置いた (図7)。立方体の移動は、1 個ずつ手先具 (手) で挟み (つまみ)、下段テーブルから上段テーブルへ全て移動させ、その後上段テーブルから下段テーブルへ全て移動させることを繰り返す

ものとした。説明後、体験用前腕能動義手をストックネット上より装着し義手の適合判定を実施した。義手の適合判定は、肩システムでは①肘関節屈曲可動域の測定、②コントロールケーブルシステムの効率 (%), ③口元での手先具の開き幅 (%), ④引っ張り荷重に対する安定性を、肘システムでは①肘関節屈曲可動域の測定、②引っ張り荷重に対する安定性を行った。肩システムの②と③は 70% 以上で適合とし、引っ張り荷重に対する安定性は、ともにグリップを把持することなく 20 kg 重の引っ張り荷重に対して 10 mm 以上

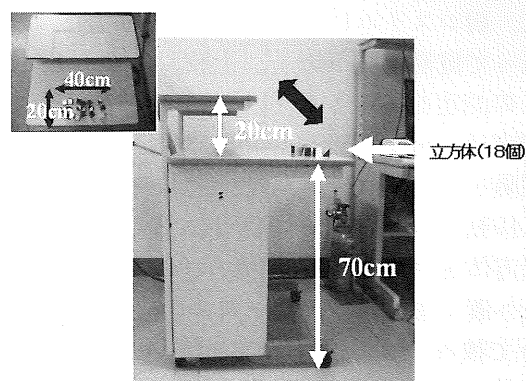


図7 課題動作の環境設定

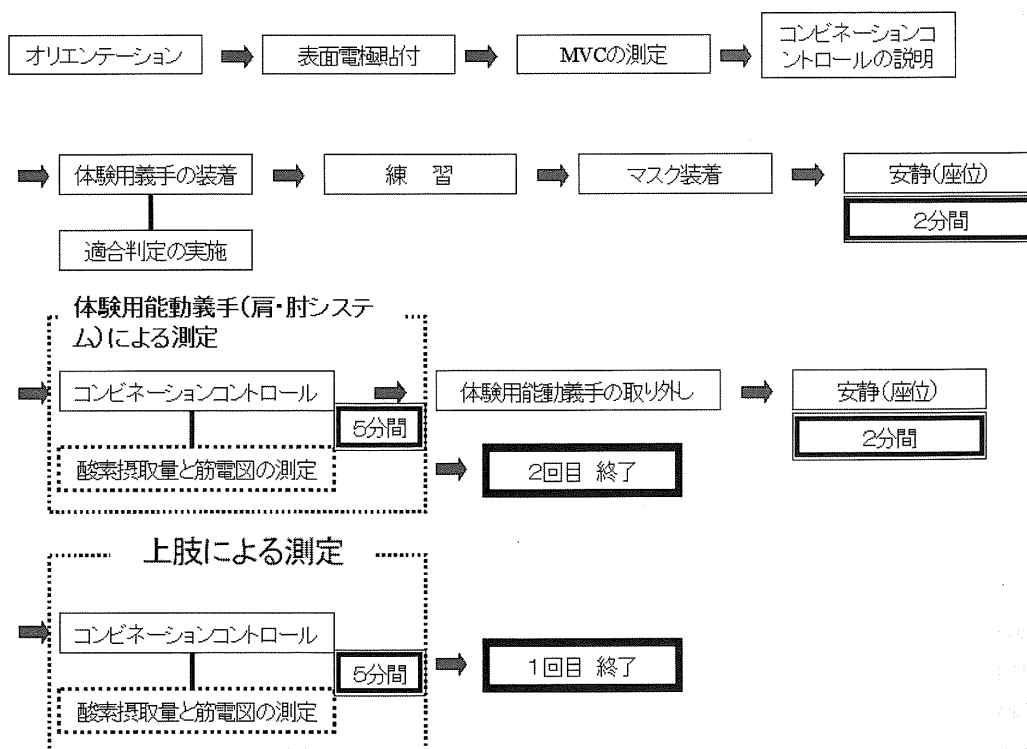


図6 筋電図と酸素摂取量の測定手順

のズレが生じないようにハーネスおよびストラップを調整した。体験用前腕能動義手の装着と適合判定は、全て同一検査者が行った。

体験用前腕能動義手の装着後、課題動作の練習（立方体 18 個を一通り上・下段テーブルに移動）を行った。Vo<sub>2</sub> の測定には、ポータブル酸素消費量計 AT-1100（アニマ社）を使用し、breath-by-breath 法にて測定した。マスクの装着後、座位にて 2 分間の安静を取り、課題動作の開始前に検査者の合図で立位を取らせた。課題動作は 5 分間行い、速度は任意とした。途中、立方体が枠外に出たり、台から落ちたりした場合は検査者が元に戻した。肩システムによる測定後には、同様の手順によって健常上肢（以下、上肢）による EMG と Vo<sub>2</sub> の測定を実施した（1 回目）。肘システムによる測定は、肩システムと上肢の測定から 1 日以上の間隔を空けて実施した（2 回目）。課題動作 5 分間に移動できた立方体移動回数は、下段テーブルの立方体を手先具（手）で挟み（つまみ）上段テーブルへ置くまで、上段テーブルの立方体を手先具（手）で挟み（つまみ）下段テーブルへ置くまでを各 1 回としてカウントした。肩システムと肘システムに使用した能動フックは付け替えて同じものを使用し、力源ゴムの強さは 5.3 kg 重とした。また、EMG 波形の分析に用いるため、課題動作開始 3～4 分目を右側面よりデジタルカメラで撮影した。

### 3-3 解析

各測定項目は全て平均値±標準偏差で示し、解析は以下の(1)～(4)で行った。

- (1) 肘関節屈曲可動域：健常肘関節と各システム装着下での能動的肘関節屈曲角度を比較した。
- (2) 立方体移動回数・課題遂行時の Vo<sub>2</sub>・立方体 1 回の移動に要した Vo<sub>2</sub>：立方体 1 回の移動に要した Vo<sub>2</sub> は課題遂行時の Vo<sub>2</sub> を立方体移動回数で除して比較した。
- (3) 各筋の %MVC：EMG の解析は多用途生体情報解析プログラム BIMUTAS® II（キッセイコムテック社）にて行った。EMG はバンドパスフィルタ（20～500 Hz）、バンドストップフィルタ（50～60 Hz）で加工して全波整流化し、5 秒間の筋電図積分値を求めた。%MVC は、課題動作開始 3～4 分目までの中から立方体 1 回の移動に要した各筋の筋電図積分値を求め、それらをそれぞれの MVC

で除して正規化した。

(4) 各筋の EMG 波形と動作分析：被検者 A の課題動作開始 3～4 分目までの中から立方体 1 回の移動時（下段テーブルの立方体を手先具（手）で挟み（つまみ）上段テーブルへ置き、手先具（手）を下段テーブルへ移動するまで）の波形を抽出し、画像と照合して分析した。

統計学的処理は、一元配置分散分析と Bonferroni の多重比較を用い、有意水準は 5% 未満とした。統計ソフトは SPSS Ver.14.0J for Windows を使用した。

### 3-4 結果

#### (1) 肘関節屈曲可動域

能動的肘関節屈曲角度は、上肢で 143.5±3.4°、肩システムで 129.5±6.0°、肘システムで 127.0±9.5°であった。上肢は肩・肘システムよりも有意に大きく（*p*<0.05）、肩システムと肘システムに有意差はなかった。

#### (2) 立方体移動回数・課題遂行時の Vo<sub>2</sub>・立方体 1 回の移動に要した Vo<sub>2</sub> (図 8)

立方体移動回数は、上肢 196.1±72.0 回、肩シ

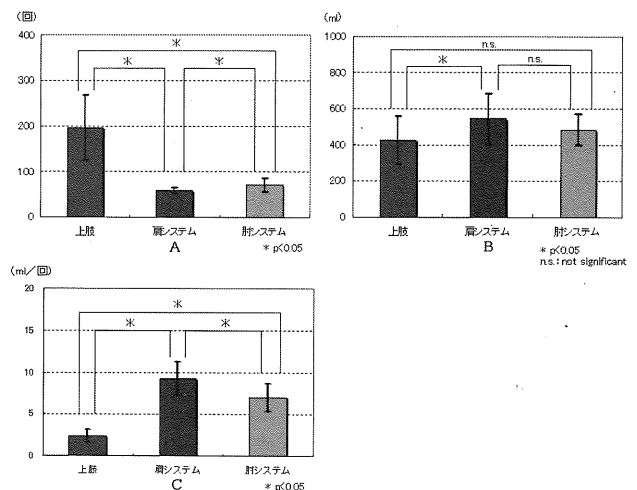


図 8 立方体移動回数・課題遂行時の Vo<sub>2</sub> および立方体 1 回の移動に要した Vo<sub>2</sub>

A：立方体移動回数，B：課題遂行時の Vo<sub>2</sub>。安静時の Vo<sub>2</sub> は上肢 316.8±43.7 ml，肩システム 319.1±77.5 ml，肘システム 324.0±49.9 ml で有意差はなかった。課題遂行時の Vo<sub>2</sub> は安静時より上肢が 1.4 倍，肩システムが 1.7 倍，肘システムが 1.5 倍であった。C：立方体 1 回の移動に要した Vo<sub>2</sub>=課題遂行時の Vo<sub>2</sub>/立方体移動回数。

テム 59.1 ± 5.8 回, 肘システム 71.3 ± 14.5 回であった。上肢は肩・肘システムよりも有意に多く ( $p < 0.05$ ), 肘システムは肩システムより有意に多かった ( $p < 0.05$ )。

安静時の Vo<sub>2</sub> は, 上肢 316.8 ± 43.7 ml, 肩システム 319.1 ± 77.5 ml, 肘システム 324.0 ± 49.9 ml で全てにおいて有意差はなかった。課題遂行時の Vo<sub>2</sub> は, 上肢 427.4 ± 134.1 ml (安静時の 1.4 倍), 肩システム 544.8 ± 139.2 ml (安静時の 1.7 倍), 肘システム 485.8 ± 88.4 ml (安静時の 1.5 倍) であった。肩システムは, 上肢より有意に高かった ( $p < 0.05$ ) が, 肘システムとの間に有意差はなかった。上肢と肘システムとの間に有意差はなかった。

立方体 1 回の移動に要した Vo<sub>2</sub> (ml/回) は, 上肢 2.4 ± 0.8 ml/回, 肩システム 9.2 ± 2.0 ml/回, 肘システム 7.0 ± 1.6 ml/回であった。上肢は肩・肘システムより有意に低く ( $p < 0.05$ ), 肘システムは肩システムより有意に低かった ( $p < 0.05$ )。

### (3) 各筋の%MVC (図9)

各筋の%MVC は, biceps brachii が上肢 3.8 ± 2.8%, 肩システム 6.1 ± 5.7%, 肘システム 4.0 ± 2.8%, triceps brachii が上肢 2.4 ± 0.9%, 肩システム 4.7 ± 1.6%, 肘システム 4.5 ± 1.8%, deltoid (anterior) が上肢 12.8 ± 7.3%, 肩システム 23.5 ± 14.0%, 肘システム 11.7 ± 5.8%, serratus anterior が上肢 14.8 ± 9.8%, 肩システム 24.4 ± 14.6%, 肘システム 21.0 ± 14.3% であった。Biceps brachii と serratus anterior は, 肩システムが上肢と肘システムより大きくなる傾向にあったが有意差はなかった。Triceps brachii は, 上肢が肩・肘シ

テムより有意に小さかった ( $p < 0.05$ ) が, 肩システムと肘システムに有意差はなかった。Deltoid (anterior) は, 肩システムが上肢と肘システムより有意に大きかった ( $p < 0.05$ )。

### (4) 各筋の EMG 波形と動作分析 (図10)

上肢 (A): 立方体 1 回の移動に要した時間は約 1.7 秒であった。分析は, 下段テーブル上の立方体をつまむ (a), 上段テーブルへの手の到達 (b), 上段テーブルへ立方体を置き, 手を下段テーブルへ移動させる (c) に分けて行った。Biceps brachii は a~c で収縮し, triceps brachii は b の前後でわずかに収縮した。Deltoid (anterior) と serratus anterior は b で大きく収縮した。

肩システム (B): 立方体 1 回の移動に要した時間は約 4.8 秒であった。分析は, 下段テーブル上で手先具を開き始める (a), 下段テーブルで手先具を最も開大させる (b), 立方体を挟む (c), 手先具を上段テーブルへ移動し始める (d), 上段テーブル移動中 (e), 手先具の上段テーブル到達 (f), 上段テーブル上で手先具を開き始める (g), 上段テーブル上で手先具を最も開大させる (h), 手先具を下段テーブルへ移動させる (i) に分けて行った。Biceps brachii と triceps brachii は, a~d と g~i で収縮した。Deltoid (anterior) と serratus anterior は, b と h で大きく収縮した。

肘システム (C): 立方体 1 回の移動に要した時間は約 4.1 秒であった。分析は, 下段テーブル上で手先具を開き始める (a), 体幹の前屈を伴って立方体を手先具で挟む (b), 上段テーブル移動中 (c), 手先具を開大させ立方体を上段テーブルに置く (d), 手先具を下段テーブルへ移動させる (e) に分けて行った。Biceps brachii は a~c で他の動作よりも収縮した。Triceps brachii は d で他の動作よりも収縮した。Deltoid (anterior) と serratus anterior は a~e で収縮した。

## 4. 考察

### 4-1 体験用前腕能動義手について

肩システムにおける手先具操作は, 実際の前腕能動義手の操作手順に近いものであり, 操作効率 は, グリップを手部で把持し義手の懸垂と安定性を得ることでより良好になったと思われた。肘システムにおける義手の懸垂は, カフ内に貼付したパッドとストラップにより上腕骨内・外側上顆の

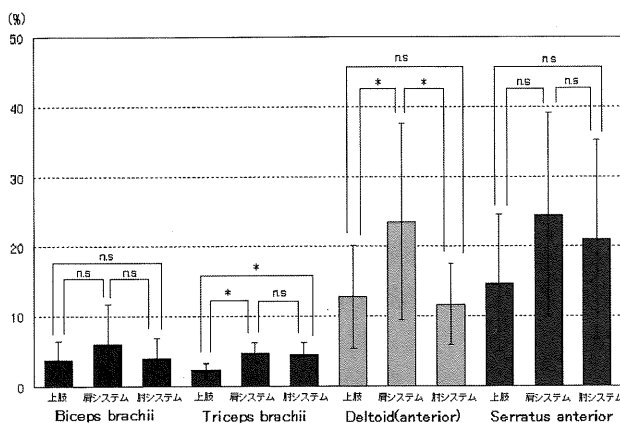


図9 各筋の%MVC

\* $p < 0.05$ , n.s.: not significant.

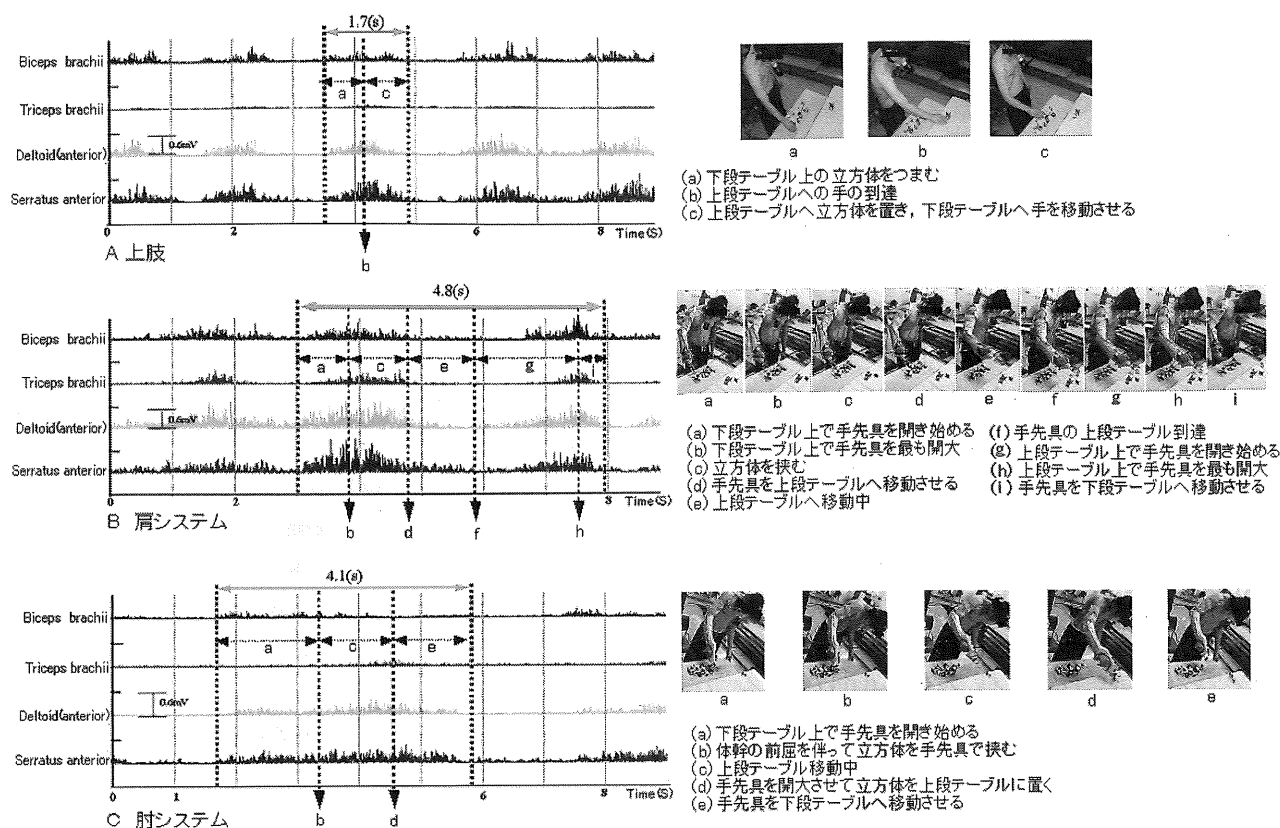


図 10 各筋のEMG波形と動作分析

上部で支持することができた。

肘関節屈曲の可動域制限は、肩・肘システムともに認めたが、多軸肘ヒンジ継手を使用した肘システムでより大きくなる傾向を示唆した。さらに肘システムではカフ遠位部のストラップの締め付けを強くするほど、肘関節屈曲時に上腕屈筋群を圧迫し肘関節屈曲制限の要因となった。肘システムにおいて肘関節可動範囲を最大限に確保して義手の懸垂と安定性を得るためには、肘継手のアライメントやソケットの適合を良好にした上で、ストラップの位置やシリコンソケットの導入<sup>7)</sup>の有無、カフの材料であるアクリル樹脂の硬度の検討が必要であると考えられた。

#### 4-2 立方体移動回数・課題遂行時のVo<sub>2</sub>・立方体1回の移動に要したVo<sub>2</sub>について

立方体移動回数は、肩システムでは上肢の約30%、肘システムでは上肢の約36%と少なかった。しかし、課題遂行時のVo<sub>2</sub>は、安静時より肩システムでは1.7倍、肘システムでは1.5倍と上肢よりは高くなる傾向を示した。運動を遂行する

ために必要なVo<sub>2</sub>は、運動強度が高くなるほど多くなる<sup>8)</sup>。つまり、体験用前腕能動義手においては、義手の重量や体内力源である筋群の筋活動量の増加がVo<sub>2</sub>の結果に影響したと考えられた。

肩システムと肘システムの課題遂行時のVo<sub>2</sub>は、環境と手先具（力源ゴムの強さ）を同条件で行ったため有意差はなかったが、立方体移動回数は肘システムで有意に多かった。このことは、量的に同じ作業を行った場合の運動強度は、肩システムより肘システムで小さくなることを示唆していると思われた。

#### 4-3 各筋の%MVCとEMG波形（動作分析）について

Serratus anteriorとdeltoid (anterior)は、肩システムでは肩関節の前方挙上と手先具操作に作用したことで上肢と肘システムよりも高い傾向を示した。つまり、肘システムはハーネスがないことで肩システムよりこれらの筋群の活動性が低く、肩関節による手先具の方向付けが容易になると考えられた。

Biceps brachii と triceps brachii は、上肢と肩システムでは、肘関節の屈曲・伸展によって、手または手先具と立方体との距離や指定枠内への立方体設置位置の調整に作用した。また、肩システムでは、手先具操作に伴ってこれらの筋群の活動性が高くなる傾向を示した。

一方、肘システムでは、今回のような一側性動作においては、主に体幹の前屈（前方移動）で手先具とテーブルとの距離を調整しながら手先具を閉じ、triceps brachii を収縮させて手先具を開いた。今回の動作分析から、肘システムは体幹と手先具の距離、作業内容が一側性か両側性かによって体幹の役割が変化することが考えられた。今後は、実際のユーザーを通して、体幹の役割の変化が目的動作に及ぼす影響を検討する必要があると思われる。

本来の肘関節の役割<sup>9)</sup>は、肩の運動を介して空中に前腕を配置させ、機能的肢節である手と客体との距離を調整することである。肩システムは手先具を客体まで導き、手先具は導かれた位置で開閉して仕事ができる。肘システムはこの点において大きく異なっているため、コントロールケーブルの長さの調整が必要不可欠であると思われた。

#### 4-4 今後の課題

体験用前腕能動義手の懸垂と安定性の獲得は、主にグリップによる要因が大きいと思われたが、これを実際のユーザーへ作製する能動義手には用いることができない。よって、肘システムの導入においては、義手の懸垂と安定性を獲得するためにハード面の検討が必要である。また、現行の肘システムではコントロールケーブルの長さの調整を衣類上から行うことが困難であり、これに対する改善も必要であると思われた。

#### 5. まとめ

肩システムと肘システムによる体験用前腕能動義手の作製とこれらを用いた課題遂行時の EMG と Vo<sub>2</sub> の測定結果から肘システムの利点と今後の課題を考察した。

体験用前腕能動義手の操作は、義手の重量と体内力源である筋群の筋活動量の増加により、上肢よりも高い運動強度となることを示唆した。また、量的に同じ課題を行った場合の運動強度は、

肩システムより肘システムで小さくなることを示唆した。この要因として、肘システムにおいてはハーネスがないことで肩関節による手先具の方向付けが容易であること、肩システムよりは少ない筋力で手先具操作が可能となることが挙げられた。

今後は、ハード面（義手の懸垂と安定性・衣類上からのコントロールケーブルの長さ調整）の検討と改善をした上で、実際のユーザーに肘システム義手を作製し、その実用性を日常生活場面の観察と分析およびユーザーの主観的評価等から検討していきたい。

#### 文 献

- 1) Muilenburg, A.L., et al. : Body-powered upper-limb components. In : Atkins, D.J., et al., eds. Comprehensive Management of the Upper-Limb Amputee, 28-38, Springer-Verlag New York, 1988
- 2) Millstein, S.G., et al. : Prosthetic use in adult upper limb amputees : A comparison of the body powered and electrically prostheses, Prosthet. Orthot. Int., 10 : 27-34, 1986
- 3) 福井信佳ほか：調節式腋高ループによる能動義手ハーネスへの工夫とその効果，作業療法，27 (2) : 138-147, 2008
- 4) 妹尾勝利ほか：肘関節運動を力源とした前腕能動義手制御システムの開発（第1報），義装会誌，25 (4) : 216-220, 2009
- 5) 高橋良作ほか：訓練用前腕能動義手の試作，日本義肢装具研究会会報，4 : 37-38, 1974
- 6) Löffler, L. (著)，平沢泰介 (訳) : 能動義手，義手—その起源と発達—，初版，89-90, Enke : パシフィックサプライ，1986
- 7) 溝部二十四ほか：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 (1) : 29-32, 2006
- 8) 吉田敬義：運動と筋，宮村実晴 (編) : 最新運動生理学 身体パフォーマンスの科学的基礎，初版，12-19, 真興交易医書出版部，1996
- 9) Kapandji, A.I. (著)，嶋田智明 (訳) : 肘関節，カパンディ関節の生理学，I 上肢，初版，74-99, 医歯薬出版，1992