

原 著

上腕能動義手の手先具操作時における筋活動と 酸素摂取に関する研究

妹尾勝利*¹ 西本哲也*¹ 石浦佑一*¹ 東嶋美佐子*²

要 約

本研究の目的は、10名の健常成人と1名の右上腕切断者を対象として、上腕能動義手の手先具操作時の筋活動量と酸素摂取量及び自覚的身体疲労度を、利き手と非利き手及び肘継手の屈曲角度の違いによって測定し、義手非装着側の腋窩部の痛みと身体疲労の要因を検討することであった。

義手操作時間は9分間とし、操作中の筋活動量と酸素摂取量を測定した。筋活動は義手装着側と義手非装着側の三角筋前部線維、大胸筋、前鋸筋に貼り付けた表面電極より導出し、積分して比較筋活動量(%MVC: Maximum Voluntary Contraction)とした。自覚的身体疲労度は、Visual Analog Scaleにて調査した。実験は、一人の被験者に4回(肘継手屈曲50度で1回目が非利き手→利き手、2回目が利き手→非利き手、肘継手屈曲110度で3回目が非利き手→利き手、4回目が利き手→非利き手)行った。

健常者の%MVCは、利き手と非利き手及び操作時期によって有意差はなかった。義手装着側と義手非装着側の前鋸筋の%MVCは、大胸筋と三角筋より大きかった($p<0.05$)。肘継手屈曲110度の%MVCは、屈曲50度より大きかった($p<0.05$)。酸素摂取量と自覚的身体疲労度は、利き手と非利き手及び肘継手の屈曲角度の違いによって有意差はなかった。右上腕切断者の%MVCは、義手装着側の前鋸筋、義手非装着側の大胸筋が大きかった。酸素摂取量は、肘継手屈曲110度では操作時間の経過とともに大きくなった。肘継手屈曲110度での自覚的身体疲労度は屈曲50度より大きかった。

切断者における身体疲労は、切断側肩関節周囲筋の筋力低下の影響が示唆された。義手非装着側腋窩部の痛みは、前鋸筋と大胸筋の作用によるハーネスの圧迫が要因になっていることが示唆された。

緒 言

義手とは、失った上肢を補うものである。機能的には、主として外観を補う装飾用義手、農業など特定の作業を行う作業用義手、残存機能を利用して肘継手や手先具の操作を行う能動義手(体内力源義手)、動力を利用して継手や手先具の操作を行う動力義手(体外力源義手)に分類される¹⁾。1996年の中島²⁾による全国における義手の製作状況調査では、装飾用義手が86.7%、作業用義手が4.1%、能動義手が9.1%、電動(筋電)義手が0.1%となっている。

一般に、上肢切断者(手指切断を除く)の作業療法は、主に能動義手と筋電義手の製作を希望する切断者に対して実施される。我々の所属する施設でも同様であり、一年間で作業療法を処方される上肢切断者は、多くても3~4名と他の疾患と比較して少ないのが現状である。

能動義手は、残存機能を最もよく活用できるのが利点である³⁾が、切断者にとって能動義手を操作することは、切断前とは異なった上肢機能が要求される。そのため、作業療法過程においては、ハーネスの窮屈さ、ソケット内の蒸れ、能動義手が重い、肘継手や手先具操作時の義手非装着側腋窩部の痛み、断端部を中心とした身体疲労などの訴えが多く、特に、義手非装着側腋窩部の痛みや身体疲労の訴えは、どの切断者からも聞かれる。一般的にこれらに対しては、フェルトなどのクッション性のある素材を義手非装着側腋窩部のハーネス部分に巻くことや残存筋の筋力強化で対応している。しかし、これらの対応における義手非装着側腋窩部の痛みと身体疲労は、軽減するのみで完全に消失することがないのが現状である。

義手に関する研究は、義手構造などのハード面の改善や工夫に関する報告⁴⁻⁶⁾は多くある。しかし、我々が渉猟し得た範囲では、義足歩行時の疲労を調

*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 *2 長崎大学 医学部 保健学科
(連絡先)妹尾勝利 〒701-0193 倉敷市松島288 川崎医療福祉大学

査している研究⁷⁾はあるものの、能動義手操作に生じる義手非装着側腋窩部の痛みや身体疲労に関する研究は見当たらなかった。これらを含めた義手の問題点の改善は、上肢切断者にとって「なくてはならない義手」を目指す上で重要であると思われる。

今回我々は、義手非装着側腋窩部の痛みと断端部を中心とした身体疲労に関する要因を検討することを目的に、左右の模擬上腕能動義手（以下、模擬義手）を作製し、手先具開閉操作時の筋活動量と酸素摂取量及び自覚的身体疲労度を、利き手と非利き手及び肘継手の屈曲角度の違いによって測定した。

対象と方法

1. 対象

対象は、両側上肢に整形外科的な異常または既往のない成人男性10名（平均体重は 64.3 ± 6.7 kg, 平均年齢は 21.7 ± 1.6 歳）とした。また、右上腕切断者1名（受傷前は右利き）を対象とし、同様の実験を行った。全ての被験者には、実験内容について十分な説明を行い、研究への同意を得た。

右上腕切断者は、56%上腕標準切断を受傷した53歳の男性であった（図1）。実験時の上腕能動義手の習熟度（訓練段階）は、応用訓練期で、1日約10時間以上は上腕能動義手を装着し、日常生活において使用していた。

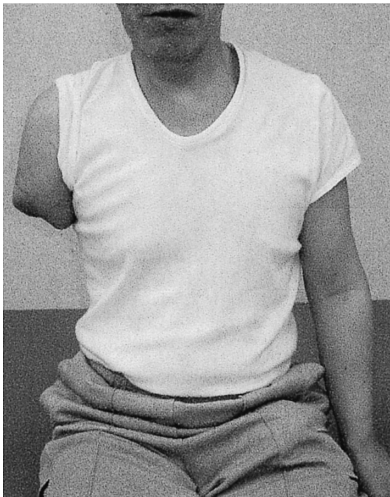


図1 右上腕切断者（56%上腕標準切断）

2. 上腕能動義手と製作した模擬義手について

上腕能動義手を図2に示す。上腕能動義手は、健側上肢帯や切断側の上肢帯あるいは体幹の動きをハーネスによって取り出し、コントロールケーブルを介して、肘継手と手先具を随意的に操作できる義手である。上腕標準切断の場合では、肘継手の屈曲と

手先具（随意開き式）の開閉操作を行うための主な力源として、切断側の肩甲骨外転と肩関節屈曲の動作を用いる。つまりは、これらの動作により、コントロールケーブルが張り、その移動距離分がリフトレバーや制御レバーに伝わることで、肘継手の屈曲や手先具の開きが可能となる。よって、肘継手が伸展位ほど手先具は開きやすくなる構造となっている。

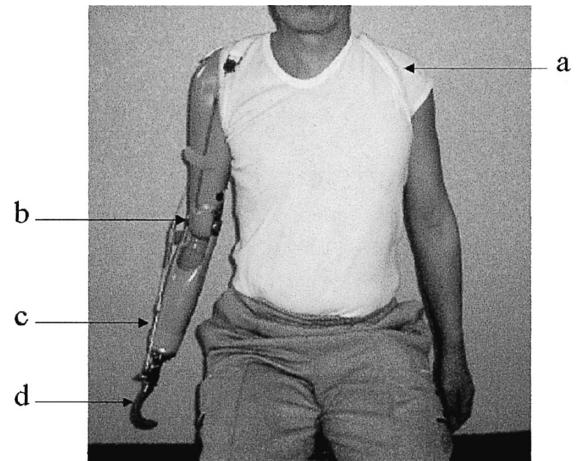


図2 上腕能動義手

a: ハーネス b: 肘継手（能動肘ブロック継手）
c: コントロールケーブル d: 手先具（能動フック）

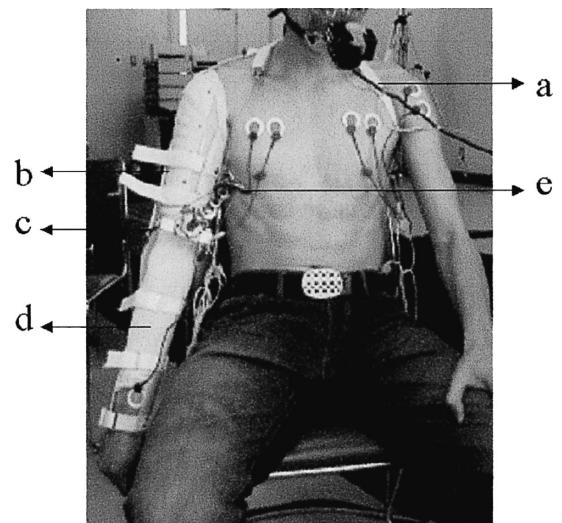


図3 作製した模擬上腕能動義手

a: ハーネス b: ソケット
c: 肘継手（能動肘ヒンジ継手）
d: 前腕固定部 e: 手先具（能動フック）

* 操作は、通常の上腕能動義手と同様の動作を用いることで可能である。

* 肘関節の代償を防ぐために肘関節を伸展位で固定している。

今回製作した模擬義手を図3に示す。肘継手から手先具固定部は、訓練用仮義手の肘関節離断用（啓愛義肢社）を使用した。模擬義手のソケットは、健常

上肢に装着するために筒状とし、各健常者の上腕部に適合させるためベルクロで調節できるようにした。前回作製した模擬義手⁸⁾のソケットは、材料に熱可塑性プラスチックを使用したため、操作時に肘軸の歪みが生じやすく、この点を改良する必要があった。今回作製した模擬義手は、ソケットの材料にプラスチックギブス包帯を使用して、肘軸の歪みが生じにくくなるようにした。この結果、コントロールケーブルシステムの効率が向上し、手先具の開閉が容易となった。ハーネスにはNON-ELASTIC WEBBING 1" X25YDS(Smith & Nephew 社)を使用し、調整後の各部への固定には安全ピンを使用した。手先具には、能動フック555(ホスマー社)を用い、力源ゴムを2枚とした。

3. 測定方法

実験に先立って、実験に対するオリエンテーション及びエディンバラ利き手テスト⁹⁾を行った。また、測定前の自覚的身体疲労度をVisual Analog Scale(以下、VAS)にて調査した。VASは、「全く身体に疲労感が無い状態」を0(cm)、「最も身体に疲労感がある状態」を10(cm)として横に直線を引き、現在の身体疲労度がどこに位置するかを被験者にマークさせた。

測定肢位は、背もたれのある椅子座位とした。筋活動量の測定と解析には、マイオリサーチ(NORAXON社)を用いた。サンプリング周波数は1,000Hz、ハンドパスフィルターは10~500Hzに設定した。十分な皮膚処理をした後、電極間距離を3.0cm間隔として、左右の三角筋前部線維、大胸筋、前鋸筋にディスプレイ表面電極を貼り付けた。アース電極は右側橈骨茎状突起(右上腕切断者には左側橈骨茎状突起)に貼り付けた。そして、ダニエルスらの徒手筋力検査法により左右の各筋の最大随意収縮(Maximum Volun-

tary Contraction: 以下、MVC)を5秒間行わせた。

MVCの測定後、模擬義手をストックネット上より装着した。被験者への模擬義手の装着は、常に同じ検査者が行い、被験者によってハーネスやコントロールケーブルの調整に差が出ないようにした。模擬義手の装着後、能動フックの開閉操作方法を指導し、能動フックの開き幅が100%可能となるように練習を行った。

能動フックの開閉操作の練習後、酸素摂取量測定用マスクを被験者に取り付けた。酸素摂取量の測定には、ポータブル酸素消費量計AT-1000(アニマ社)を用いた。

筋活動量と酸素摂取量の測定は、2分間の安静後、9分間の能動フック開閉操作で行った。能動フック開閉操作の速度は、メトロノームで能動フックが最大に開き閉じるまでを1回として1分間に20回行えるものとした。

実施順による模擬義手操作における運動学習効果を考慮して、各被験者に4回の測定を行った(表1)。1回目と3回目は、右利きの被験者には左上肢・右上肢の順に、左利きの被験者には右上肢・左上肢の順に模擬義手を装着して行った。2回目と4回目は、模擬義手を装着する順番を左右逆にして行った。測定日は、全ての回数間で1日以上の間隔を空けた。肘継手の屈曲角度は、1回目と2回目が屈曲50度、3回目と4回目が屈曲110度とした。肘継手屈曲50度は被験者が模擬義手を装着した状態で最も伸展位となる角度で、肘継手屈曲110度は最も屈曲位となる角度であった。各測定後には、自覚的身体疲労度をVASにて調査した。

右上腕切断者の筋活動量と酸素摂取量及び自覚的身体疲労度の測定は、同様の設定にて、肘継手屈曲50度と屈曲110度の2回実施した。肘継手屈曲110度時の能動フックの開き幅は、50%以上を目標に操作

表1 実験手順



するよう指示した。力源ゴムは模擬義手と同じものを使用した。

4. 分析方法

得られた筋活動と酸素摂取量は、9分間の能動フック開閉操作時間を3分間ごとに分け、各期間を操作前期・中期・後期として分析した。分析する期間の操作前期は動作開始の1分後から2分後まで、操作中期は4分後から5分後まで、操作後期は7分後から8分後までとし、前後の1分間は除外した。

4.1. 筋活動量

各期の筋活動は全波整流した。筋活動量は、被験者ごとに各筋における5秒間の筋電図の積分値を求め、MVCを基準に各期間で正規化(%MVC)した。まず、能動フック開閉操作の実施順による影響をみるために、1回目と2回目、3回目と4回目の左右の三角筋前部線維、大胸筋、前鋸筋の総平均%MVCを比較した。次に、肘継手屈曲50度での利き手と非利き手による能動フック開閉操作と肘継手屈曲110度での利き手と非利き手による能動フック開閉操作を左右の三角筋前部線維、大胸筋、前鋸筋の総平均%MVCで比較した。また、肘継手屈曲50度と屈曲110度の左右の三角筋前部線維、大胸筋、前鋸筋の総平均%MVCを利き手と非利き手で比較した。最後に、模擬義手装着側が利き手と非利き手の場合での肘継手屈曲50度と屈曲110度における各筋の%MVCと操作時期ごとの各筋の%MVCを模擬義手装着側と模擬義手非装着側で比較した。

4.2. 酸素摂取量

酸素摂取量は、まず各回の平均安静値と各操作期間の平均酸素摂取量を求めた。次に、能動フック開閉操作の実施順による影響をみるために、1回目と2回目、3回目と4回目の操作期間中の平均酸素摂取量を比較した。そして、操作期間ごとの平均酸素摂取量を肘継手屈曲50度と屈曲110度での利き手と非利き手及び肘継手屈曲50度と屈曲110度で比較した。

4.3. 自覚的身体疲労度

VASによる自覚的身体疲労度は、実験前にマーク

した距離と実験後にマークした距離の差で求めた。まず、能動フック開閉操作の実施順による影響をみるために、1回目と2回目、3回目と4回目を比較した。次に、模擬義手装着側が利き手と非利き手及び肘継手屈曲50度と屈曲110度の身体疲労度を比較した。

4.4. 統計処理

統計学的処理は、Wilcoxonの符号付順位検定を用い、有意水準は5%未満とした($p < 0.05$)。

結 果

1. 健常者

1.1. 利き手側

エディンバラ利き手テストでは、利き手は右利きが9名、左利きが1名であった。

1.2. 筋活動量

A. 能動フック開閉操作の実施順による影響

肘継手屈曲50度と屈曲110度では、1回目と2回目、3回目と4回目において有意差はなく、能動フック開閉操作の実施順による影響は認めなかった(表2)。

B. 利き手と非利き手及び肘継手の屈曲角度の違いによる筋活動量

肘継手屈曲50度で模擬義手装着側が利き手では $6.7 \pm 4.4\%$ 、非利き手では $6.7 \pm 3.3\%$ 、肘継手屈曲110度で模擬義手装着側が利き手では $10.5 \pm 5.3\%$ 、非利き手では $10.0 \pm 3.9\%$ であり、ともに有意差はなかった。模擬義手装着側が利き手と非利き手での肘継手屈曲50度と屈曲110度では、ともに屈曲110度で筋活動量が有意に大きかった($p < 0.05$)(図4)。

C. 各筋の筋活動量

肘継手屈曲50度で模擬義手装着側が非利き手である時の筋電波形を図5に示す。模擬義手装着側は前鋸筋と三角筋の筋収縮が大胸筋の筋収縮より大きく認められ、模擬義手非装着側では、前鋸筋と大胸筋の筋収縮が三角筋より大きく認められた。肘継手屈曲110度では、これらの傾向がさらに著明となった。

模擬義手装着側が利き手である時の肘継手屈曲50

表2 模擬義手操作時の総平均%MVCと実施順による比較

	屈曲50度		屈曲110度	
	利き手	非利き手	利き手	非利き手
1回目	7.4 ± 5.0	7.0 ± 3.5	10.5 ± 4.3	10.3 ± 4.4
2回目	6.3 ± 3.2	6.1 ± 3.8	9.7 ± 3.3	10.5 ± 6.2

(%)

n. s: not significant

度と屈曲110度の各筋の%MVCを図6に示す。肘継手屈曲50度と屈曲110度の各筋の%MVCは、前鋸筋・三角筋・大胸筋の順に大きかった ($p < 0.05$) が、操作期間における各筋の%MVCには有意差はなかった。模擬義手装着側が非利き手である時の肘継手屈曲50度と屈曲110度の各筋の%MVCを図7に示す。肘継手屈曲50度と屈曲110度の各筋の%MVCは、前鋸筋・三角筋・大胸筋の順に大きかった ($p < 0.05$) が、操作期間における各筋の%MVCには有意差はなかった。

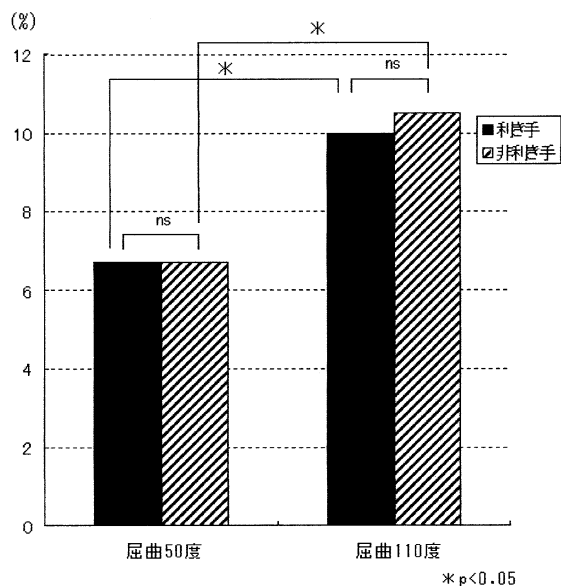


図4 利き手・非利き手及び肘継手屈曲角度の違いによる筋活動量

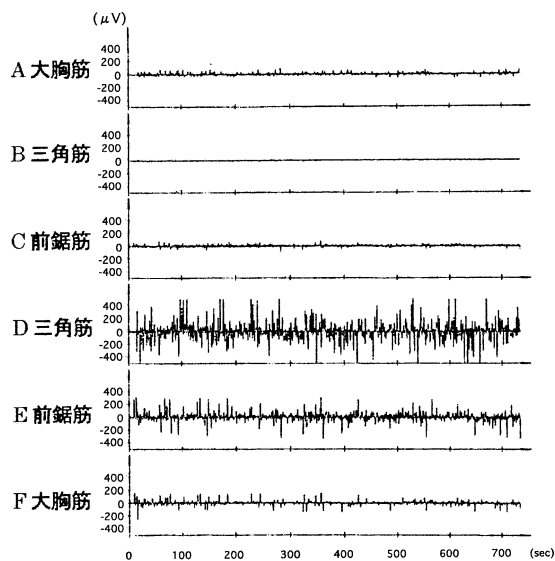


図5 模擬義手操作時の代表的筋電波形
A・B・Cは模擬義手非装着側、D・E・Fは模擬義手装着側を示す。

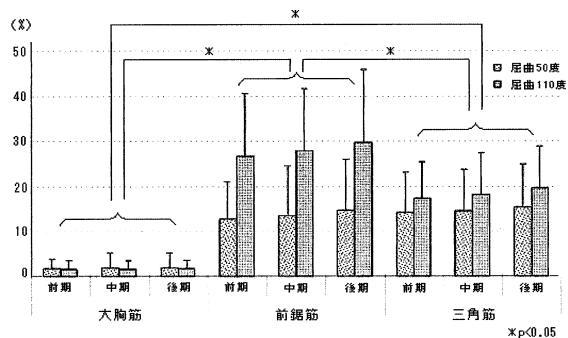


図6 模擬義手装着側の各筋における筋活動量の推移(利き手)

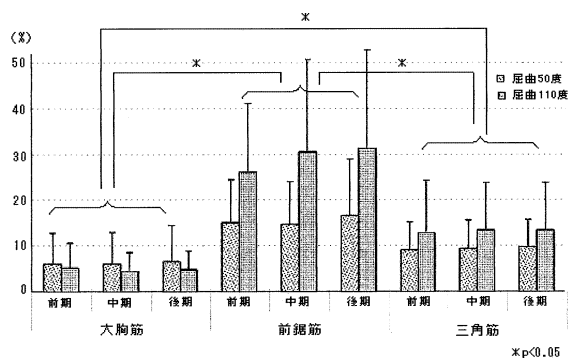


図7 模擬義手装着側の各筋における筋活動量の推移(非利き手)

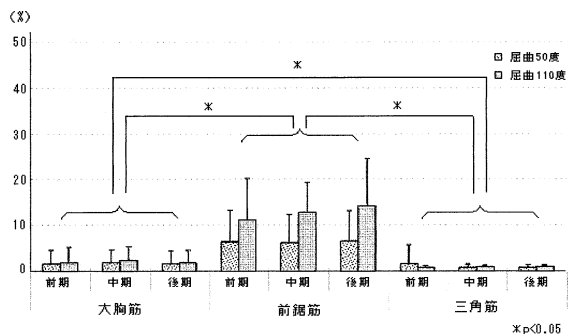


図8 模擬義手非装着側の各筋における筋活動量の推移(利き手)

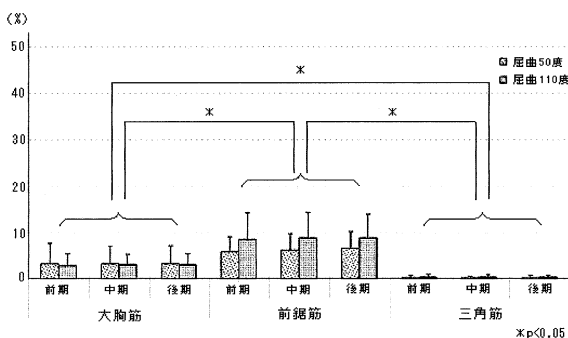


図9 模擬義手非装着側の各筋における筋活動量の推移(非利き手)

模擬義手非装着側の各筋の%MVCを図8(図6の反対側)と図9(図7の反対側)に示す。肘継手屈曲50度と屈曲110度の各筋の%MVCは、前鋸筋・大胸筋・三角筋の順に大きかった($p<0.05$)が、操作期間における各筋の%MVCには有意差はなかった。

1.3. 酸素摂取量

1回目は、模擬義手装着側が非利き手での安静値が $265.1\pm 49.9\text{ml}$ 、操作時が $389.5\pm 102.4\text{ml}$ 、利き手側での安静値が $249.0\pm 47.5\text{ml}$ 、操作時が $339.0\pm 62.7\text{ml}$ であった。2回目は、模擬義手装着側が利き手での安静値が $246.6\pm 43.0\text{ml}$ 、操作時が $361.0\pm 71.2\text{ml}$ 、非利き手側での安静値が $254.5\pm 42.9\text{ml}$ 、操作時が $361.4\pm 74.3\text{ml}$ であった。3回目は、模擬義手装着側が非利き手側での安静値が $251.0\pm 43.9\text{ml}$ 、操作時が $376.4\pm 62.0\text{ml}$ 、利き手側での安静値が $277.7\pm 1.8\text{ml}$ 、操作時が $398.2\pm 75.5\text{ml}$ であった。4回目は、模擬義手装着側が利き手での安静値が $255.5\pm 37.6\text{ml}$ 、操作時が $395.1\pm 71.0\text{ml}$ 、非利き手側での安静値が $271.1\pm 33.2\text{ml}$ 、操作時が $401.3\pm 63.2\text{ml}$ であった。肘継手屈曲50度と屈曲110度ともに、1回目と2回目、3回目と4回目では有意差はなく、能動フック開閉操作の実施順による影響は認めなかった(表3)。

肘継手屈曲50度と屈曲110度の模擬義手装着側が利き手と非利き手の酸素摂取量を表4に示す。肘継手屈曲50度と屈曲110度では、全て操作期間において有意差はなかった。肘継手屈曲50度と屈曲110度の酸素摂取量は、模擬義手装着側が利き手と非利き手において、全ての操作期間で有意差はなかった(表5)。

1.4. 自覚的身体疲労度

1回目は、模擬義手装着側が非利き手で $2.2\pm 2.4\text{cm}$ 、利き手側で $1.4\pm 1.2\text{cm}$ であった。2回目は、模擬義手装着側が利き手で $1.7\pm 1.7\text{cm}$ 、非利き手で $1.3\pm 1.5\text{cm}$ であった。3回目は、模擬義手装着側が非利き手で $2.5\pm 2.3\text{cm}$ 、利き手で $1.8\pm 1.8\text{cm}$ であった。4回目は、模擬義手装着側が利き手で $1.8\pm 1.8\text{cm}$ 、非利き手で $1.9\pm 1.7\text{cm}$ であった。肘継手屈曲50度と屈曲110度では、1回目と2回目、3回目と4回目において有意差はなく、能動フック開閉操作の実施順による影響は認めなかった。

模擬義手装着側が利き手と非利き手、肘継手屈曲50度と屈曲110度の自覚的身体疲労度は、ともに有意差はなかった。

2. 右上腕切断者

2.1. 筋活動量(図10・図11)

肘継手屈曲50度では、右上肢の操作前期で、大胸筋21.8%、前鋸筋58.9%、三角筋48.2%であった。操

作中期では、大胸筋22.6%、前鋸筋58.2%、三角筋52.6%であった。操作後期では、大胸筋27.29%、前鋸筋63.2%、三角筋53.3%であった。左上肢の操作前期では大胸筋26.2%、前鋸筋10.7%、三角筋1.8%であった。操作中期では、大胸筋25.6%、前鋸筋11.4%、三角筋1.7%であった。操作後期では、大胸筋24.2%、前鋸筋11.8%、三角筋1.8%であった。

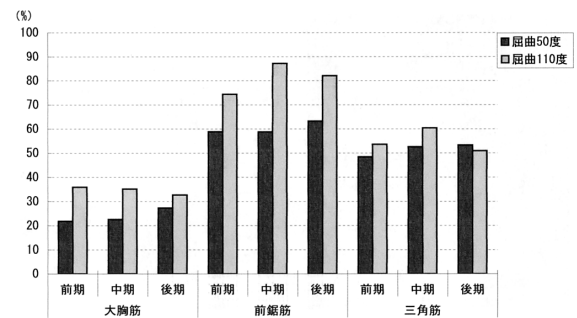


図10 義手装着側の各筋における筋活動量の推移

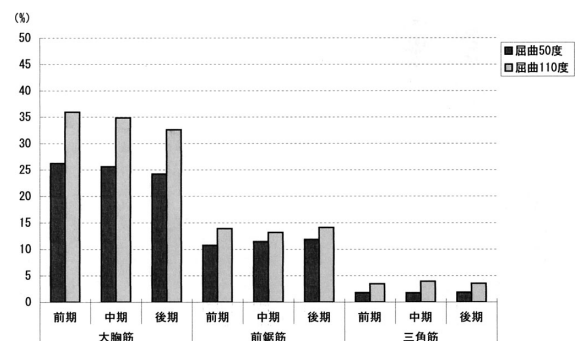


図11 義手非装着側の各筋における筋活動量の推移

肘継手屈曲110度では、右上肢の操作前期で大胸筋35.9%、前鋸筋74.4%、三角筋53.6%であった。操作中期では、大胸筋35.1%、前鋸筋87.2%、三角筋60.4%であった。操作後期では、大胸筋32.7%、前鋸筋82.1%、三角筋50.9%であった。左上肢の操作前期では大胸筋36.0%、前鋸筋13.9%、三角筋3.5%であった。操作中期では、大胸筋34.9%、前鋸筋13.2%、三角筋3.9%であった。操作後期では、大胸筋32.6%、前鋸筋14.1%、三角筋3.6%であった。

2.2. 酸素摂取量

肘継手屈曲50度の酸素摂取量は、安静時で $243.3\pm 14.7\text{ml}$ 、操作前期で $369.9\pm 14.8\text{ml}$ 、操作中期で $315.9\pm 2.5\text{ml}$ 、操作後期で $286.8\pm 12.2\text{ml}$ であった。肘継手屈曲110度の酸素摂取量は、安静時で $238.2\pm 24.6\text{ml}$ 、操作前期で $385.6\pm 18.1\text{ml}$ 、操作中期で $481.2\pm 23.7\text{ml}$ 、操作後期で $504\pm 19.2\text{ml}$ であった。

2.3. VASによる自覚的身体疲労度

1回目は6.6cm, 2回目は8.7cmとなった。屈曲角度が増すことで自覚的身体疲労度も増した。

考 察

1. 模擬義手の妥当性

本研究で得られた模擬義手のデータは、模擬義手の能動フック開閉操作における筋活動と右上腕切断者の筋活動を比較し、模擬義手で得られたデータから義手非装着側腋窩部の痛みと断端部を中心とした身体疲労に関する要因を考察することが可能かどうかを検討する必要があった。

1.1. 義手装着側の筋活動

義手装着側の%MVCは、肘継手屈曲50度と屈曲110度で、健常者と右上腕切断者ともに前鋸筋・三角筋・大胸筋の順に大きかった。しかし、右上腕切断者の各筋の%MVCは、健常者より大きくなる傾向を示した。このことは、上腕標準断端では前鋸筋・

三角筋・大胸筋の起始と停止は残存しているが、肩関節の回旋可動域は非切断側の約2分の1に減少する¹⁰⁾こと、切断側上肢の重量が減少するため筋運動に対する抵抗値はすでに健常上肢と比較し減少している¹¹⁾こと、日常生活における切断側上肢の使用頻度の減少、年齢、などに起因する切断側肩関節周囲筋の筋力低下のためと考えられた。

模擬義手装着側の筋活動は、能動義手の能動フック開き動作に必要な身体動作に準じており、右上腕切断者の筋活動とほぼ同様の傾向を示した。しかしながら、実際の切断者データが1名であるため、模擬義手の妥当性を検証するまでには至らなかった。今後はさらに切断者データを収集、検討していく必要があると思われた。

1.2. 義手非装着側の筋活動

義手非装着側の%MVCは、肘継手屈曲50度と屈曲110度で、健常者では前鋸筋・大胸筋・三角筋の順に大きくなり、右上腕切断者では大胸筋・前鋸筋・三角筋の順に大きくなった。前鋸筋と大胸筋の順番は異なったが、この結果は、上腕能動義手のハーネス

表3 模擬義手操作時の酸素摂取量と実施順による比較

	屈曲50度		屈曲110度	
	利き手	非利き手	利き手	非利き手
1回目	339.0 ± 62.7	389.5 ± 102.4	398.2 ± 75.5	376.4 ± 62.0
2回目	361.0 ± 71.2	361.4 ± 74.3	395.1 ± 71.0	401.3 ± 63.2

(ml)
n.s: not significant

表4 肘継手の屈曲角度の違いと利き手と非利き手の酸素摂取量

	屈曲50度			屈曲110度		
	前期	中期	後期	前期	中期	後期
利き手	370.3 ± 87.4	367.1 ± 70.4	368.9 ± 69.0	391.6 ± 50.7	405.9 ± 56.9	414.2 ± 66.2
非利き手	352.9 ± 64.3	375.0 ± 108.3	379.0 ± 84.3	380.2 ± 60.1	401.7 ± 51.7	405.7 ± 82.0

(ml)
n.s: not significant

表5 利き手と非利き手の違いと肘継手屈曲角度の酸素摂取量

	利き手			非利き手		
	前期	中期	後期	前期	中期	後期
屈曲50度	370.3 ± 87.4	367.1 ± 70.4	368.9 ± 69.0	352.9 ± 64.3	375.0 ± 108.3	379.0 ± 84.3
屈曲110度	391.6 ± 50.7	405.9 ± 56.9	414.2 ± 66.2	380.2 ± 60.1	401.7 ± 51.7	405.7 ± 82.0

(ml)
n.s: not significant

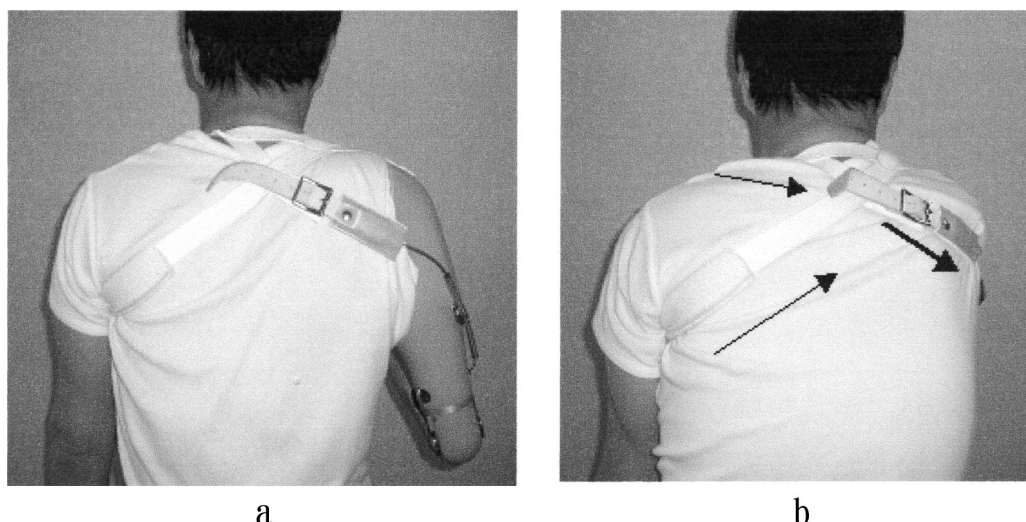


図12 手先具開き時のハーネスの状態
 a: 開き動作開始前
 b: 開き動作時(矢印はハーネスの緊張方向を示す)

の形状と能動フックを開くための操作方法に要因があると思われた。一般的な上腕能動義手のハーネスの形状は、8字ハーネス(襷がけ状態で能動義手を体幹に懸垂するもの)を用いることが多く、今回の研究においても8字ハーネスを使用した。能動フックを開くためには、主に義手装着側の肩甲骨外転力や肩関節屈曲力を用い、その力をハーネスからコントロールケーブルシステムに伝える必要がある。この力は、襷がけ状態の8字ハーネスでは義手非装着側の腋窩部に伝わる(図12)と考えられる。よって、義手非装着側の腋窩部が支点となり、その部の支持性を高めるために、肩甲骨外転に作用する前鋸筋と肩関節内転に作用する大胸筋の筋活動が生じていると思われた。義手非装着側腋窩部の痛みは、これらの筋の作用によるハーネスの圧迫が要因となることが示唆された。

2. 利き手と非利き手及び操作期間による筋活動

模擬義手装着側と模擬義手非装着側が利き手あるいは非利き手であっても、各筋の筋活動量には経時的变化はなかった。今回行った動作は、肘継手をロックした状態から能動フックを開閉するという単純な動作であったこと、健常者では切断者に生じる筋力低下がないこと、模擬義手操作に要した%MVCは、前鋸筋が最も大きかったが30%前後であったこと、などから利き手と非利き手による模擬義手操作の%MVCに差はなく、9分間の操作が遂行可能であったと思われた。

しかしながら、右上腕切断者の前鋸筋の%MVC

は、義手装着側では肘継手屈曲50度で60%前後、屈曲110度では80%前後を示し、このことが身体疲労度と酸素摂取量に影響を与えているとも思われた。能動義手を製作後に全く使用しなくなった症例は利き手側の切断症例で70%という報告¹²⁾もあり、義手装着側が利き手と非利き手に関しては、今後さらなる研究が必要であると思われた。

3. 肘継手の屈曲角度の違いによる筋活動

利き手と非利き手の肘継手屈曲50度と屈曲110度の%MVCは、屈曲110度で有意に大きかった。能動フックの開きは、切断側の肩甲骨外転と肩関節屈曲動作によってコントロールケーブルが張り、その移動距離分が制御レバーに伝わることで可能となる。コントロールケーブルの張りは、肘継手の屈曲角度が増すことで減じるため、肘継手屈曲110度では、屈曲50度より多くの運動幅が求められるためと思われた。

4. 酸素摂取量と自覚的身体疲労度

酸素摂取量と自覚的身体疲労度は、肘継手の屈曲角度が増すことや模擬義手装着側が利き手と非利き手でも差はなかった。酸素摂取量では、操作前期からほぼ定常状態を示した。このことは、今回の研究で行った動作は、前回の研究⁸⁾と同様に運動負荷量としては軽度なためと考えられた。しかし、右上腕切断者の酸素摂取量は、肘継手屈曲110度では操作時間の経過とともに大きくなり、自覚的身体疲労度は、肘継手屈曲110度では屈曲50度より大きくなっ

た。このことは、上述した筋力低下の影響を受けているものと思われた。

結 語

模擬義手装着側の筋活動量は、利き手と非利き手における差はなかったが、肘継手の屈曲角度が増すことで大きくなった。義手非装着側の筋活動量は、健常者では前鋸筋、右上腕切断者では大胸筋で大きかった。

これらより、能動義手操作における身体疲労は、能動義手操作に伴う筋力低下がなければ生じにくいことが示唆された。しかし、切断者の能動義手操作においては、健常者より筋力が必要される傾向から、

今後はさらに切断者データを収集し、筋力と能動義手操作能力を比較検討していく必要があると思われた。また、義手非装着側の前鋸筋や大胸筋の筋活動は、義手非装着側腋窩部の痛みの要因となっていることが示唆された。

今後は、能動義手装着過程に伴う筋活動量の変化を検討していくこと、能動義手の構造面からは、ハーネスの形状と材質に着目し、義手非装着側腋窩部の痛みを軽減することが課題となった。

本研究を遂行するにあたり、ご協力頂きました被験者の皆様に心より感謝いたします。また、本研究は、平成12年度川崎医療福祉大学プロジェクト研究費の助成を受けて行った。

文 献

- 1) 澤村誠志：義手。石田肇，上田敏，小野哲郎，芳賀敏彦編，切断と義肢，第4版，医歯薬出版，東京，121-216，1999。
- 2) 中島咲哉：義肢をめぐる最近の進歩，総合リハビリテーション，**20**(12)，1261-1267，1992。
- 3) 武智秀夫，明石謙：義肢，初版，医学書院，東京，43，1991。
- 4) Kitayama I, Matsuda M, Nakajima S, Sawamura S, Ninomiya H and Furukawa H: Improvement of control cable system of trans-humeral body-powered prostheses, *Prosthetics and Orthotics International*, **23**, 123-129, 1999。
- 5) 東江由紀夫，有蘭洋一，渋谷英紀：当センターで製作している両上腕能動義手ハーネスの問題点と改善，国立身体障害者リハビリテーションセンター研究紀要，**15**，95-99，1994。
- 6) 妹尾勝利，石井雅之，石原健：肩甲胸郭間切断用能動義手における新しい試み，日本義肢装具学会誌，**17**(2)，139-143，2001。
- 7) 高田治実：大腿義足歩行のエネルギー消費と疲労に関する研究。正常歩行と異常歩行の比較検討を中心として，昭和医学会雑誌，**61**(2)，171-178。
- 8) 妹尾勝利，西本哲也，東嶋美佐子：酸素摂取に対する模擬能動義手の影響 —健常者による模擬能動義手の操作—，川崎医療福祉学会誌，**10**(2)，417-421，2000。
- 9) 八田武志：左利きの神経心理学，第1版，医歯薬出版，東京，26，1996。
- 10) 陳隆明，澤村誠志：上肢切断と機能的特徴。加倉井周一，赤居正美編，義肢装具のチェックポイント，第6版，医学書院，東京，61，2004。
- 11) 金子翼，田川義勝，山口鞆音：切断に対する作業療法。原武郎，鈴木明子編，作業療法各論，第1版，医歯薬出版，東京，168，1990。
- 12) 小林一成，米本恭三，大橋正洋，高橋茂，森田千晶，岡村昌美：片側上肢切断に対する能動義手処方結果の検討，総合リハビリテーション，**23**(11)，985-991，1995。

(平成17年6月10日受理)

Study on Muscle Activity and Oxygen Uptake while Operating a Terminal Device of a Trans-humeral Functional Prosthesis

Katsutoshi SENO, Tetsuya NISHIMOTO, Yuichi ISHIURA and Misako HIGASHIJIMA

(Accepted Jun. 10, 2005)

Key words : trans-humeral functional prosthesis, electromyogram, oxygen uptake

Abstract

The factor of pain in the axillary's region and degree of fatigue was estimated when a trans-humeral functional prosthesis was equipped in 10 healthy subjects and a right trans-humeral amputee.

Activities of the deltoideus, the pectoralis major and the anterior serratus and oxygen uptake were continuously recorded during 9 minutes of terminal device exercise. Self-conscious fatigue degree was measured before and after experiments.

Muscle activity was normalized as a percent of maximum voluntary contraction (%-MVC). In both sides, %-MVC of the anterior serratus was significantly higher than those of the deltoideus and the pectoralis major. Significant differences in the muscle activities between the elbow joint flexion at 110° and 50° were recognized. Percent-MVC of the anterior serratus ipsilateral to the prosthesis and the pectoralis major of the contralateral side in an amputee tended to be higher than those of healthy subjects. In an amputee, oxygen uptake and degree of fatigue indicated high levels when compared to those of healthy subjects.

It was assumed that the fatigue of an amputee was caused by a decrease of muscular ability. Furthermore, pain of axillary's region contralateral to prosthesis could be brought about by harness oppression, which was due to contraction of the anterior serratus and the pectoralis major.

Correspondence to : Katsutoshi SENO

Department of Rehabilitation, Faculty of Health Science and
Technology, Kawasaki University of Medical Welfare
Kurashiki, 701-0193, Japan

(Kawasaki Medical Welfare Journal Vol.15, No.1, 2005 217-226)