

一般論文

受付：2007.10.23

受理：2007.12.2

筋電図と映像分析からみた介助動作の特徴 — 体位変換動作と車いす移乗動作について —

松 井 健・小 林 培 男

日本福祉大学 福祉経営学部

岡 川 暁

日本福祉大学 情報社会科学部

Characteristics of nursing-care motion in terms of electromyographic and motion analysis during lifting and posture -changing on bed, and transferring from bed to wheel chair

Takeshi Matsui, Masuo Kobayashi

Faculty of Healthcare Management, Nihon Fukushi University

Satoru Okagawa

Faculty of Social and Information Sciences, Nihon Fukushi University

Abstract

This study investigated the characteristics of nursing-care motions using electromyographic analysis and motion analysis. Six healthy young subjects (20 years old) performed 10 consecutive lifting and patient posture-changing motions on a bed, as well as 10 consecutive transferring motions from bed to wheelchair. Integral volume of electromyographic discharge per one second (iEMG) obtained from upper limb activity was remarkable during lifting and patient posture-changing motions, and lower limb activity was remarkable during transferring motions. The percent of iEMG to maximal muscle contraction was higher in erector spinae muscle compared to that in other muscle (deltoid, biceps brachii, flexor carpi radialis, rectus abdominis, vastus lateralis, tibialis anterior). Three subjects of 6 also performed lifting and patient posture-changing motions on a bed and transferring motions from bed to wheelchair with supportive device. The iEMG obtained from upper limb activity was reduced during lifting and patient posture-changing motions compared to without-device trial described above, but the iEMG was remarkable during transferring motions. The percent of iEMG to maximal muscle contraction was also higher in erector spinae muscle with supportive device compared to without-device trial. The angle between trunk and thigh showed increase of 33 degree during lifting compared to preparation point of the lifting. But there was no increase in the lifting and patient posture-changing motions with supportive device. The height of the neck showed

the highest value at the midpoint of the transferring motion when subjects began to twist patient's body to the wheelchair from the bed. And the mean fluctuation in the height of neck was 28 cm. But there was no fluctuation in the height of neck in transferring motions from bed to wheelchair with supportive device. Lifting, posture-changing and transferring motions during nursing care practice are stressful motions affecting the whole body, especially the low back. It is suggested that using some supportive device during these nursing care motions would be useful for alleviating droopy posture and lift-down motion.

Keywords: nursing-care motion, lifting motion, posture-changing motion, transferring motion, electromyography

1. はじめに

厚生労働省が2005年に行った国民生活基礎調査¹⁾によると、65歳以上の者のいる世帯は1853万2千世帯(全世界帯の39.4%)であり、そのうちの833万7千世帯が65歳以上の者のみの世帯となっている。日本が高齢社会に突入して間もない1995年に比べると、前者は46%増(1995年1269万5千→2005年1853万2千)、後者は90%増(1995年437万→2005年833万7千)であり、高齢者のみの世帯が急速に増加していることがわかる。また、介護サービス世帯調査(厚生労働省:2000年)²⁾は、家庭で介護を行っている者のうち50歳以上が約70%を占めることを報告しており、高齢者のみの世帯での老老介護という傾向が今後も続くものと考えられる。

一方、介護時間に関する報告³⁾では、同居している介護者の介護時間が半日から終日に達している者の割合が各介護度区分の平均で約4割、要介護5の者への介護では7割以上に及ぶことが明らかとなっている。また、高齢者介護施設の介護労働者は、勤務時間の43%が介助作業であり、作業時間のほとんどを腰部に負担のかかる「前傾」、「しゃがみ」、「膝つき」の3姿勢で過ごしている⁴⁾。この様に介護時間が長く、無理な姿勢が続くことは、腰部や頸・肩・腕の障害を招く確率が高くなる。時岡と高田⁵⁾は、自宅での介護経験が1年以上の者を対象に調査した結果、9割近くが腰痛を訴えていたことを報告している。医療・福祉施設の現場でも介護者の腰痛などの障害予防が重要課題となっており⁶⁻¹⁰⁾、体幹の筋力トレーニングによって腰痛予防の効果を得ている施設もある。しかし、要介護者が増加する中、老老介護の傾向が強まることや高齢介助者の体力が衰えていく点を考慮すると、可能な限り、補助具などを利用して生体の負担軽減を図る介護を行うことが望ましいと考えられる。

そこで、本研究では、介助動作の中でも比較的、身体

負担が大きいと考えられる、体位変換動作と移乗動作に焦点を当て、その特徴を筋電図と動作映像の分析から明らかにすること、および、簡易補助具を用いた場合の動作の特徴を明らかにすることを目的とした。

2. 方法

2.1 被験者

被験者は、健康な大学生男子6名とした。被験者は、体位変換や車いす移乗などの介助支援未経験者であった。被験者の年齢は、20.0歳、身長は、171.8±6.2cm、体重は、63.6±8.2kgであった。十分に研究および実験の内容を説明した後、各被験者から参加の同意を得た。

2.2 実験手順

2.2.1 道具を使用しない介助動作(実験1)

被験者は、介助支援者が行う、ベッド上での体位変換ならびにベッドから車いすへの移乗の2つの介助動作を行った。椅座位安静の後、ベッド(高さ52.5cm)の左脇に立ち、模擬的な要介助者の左方から、験者の合図とともに各動作を行った。

体位変換動作は、仰臥位姿勢の要介助者の上半身を引き上げて起こす部分と、ベッド端座位姿勢へと身体の向きを転換する部分とに分かれている(図1)。一回の動作が終了してから数秒後に、再び験者の合図で動作を行い、同様な動作を10回繰り返した。10回の動作の平均値を求めることで、各変数の変動を平滑化し、特徴を捉えやすくした。動作のペースは被験者に一任した。10回の動作終了までの所要時間は2~3分であった。模擬的な要介助者は健康な成年男子1名(身長179cm、体重79kg)に統一して、全被験者が同じ条件で動作を行った。

車いす移乗動作の測定は日を変えて、同様な要領で

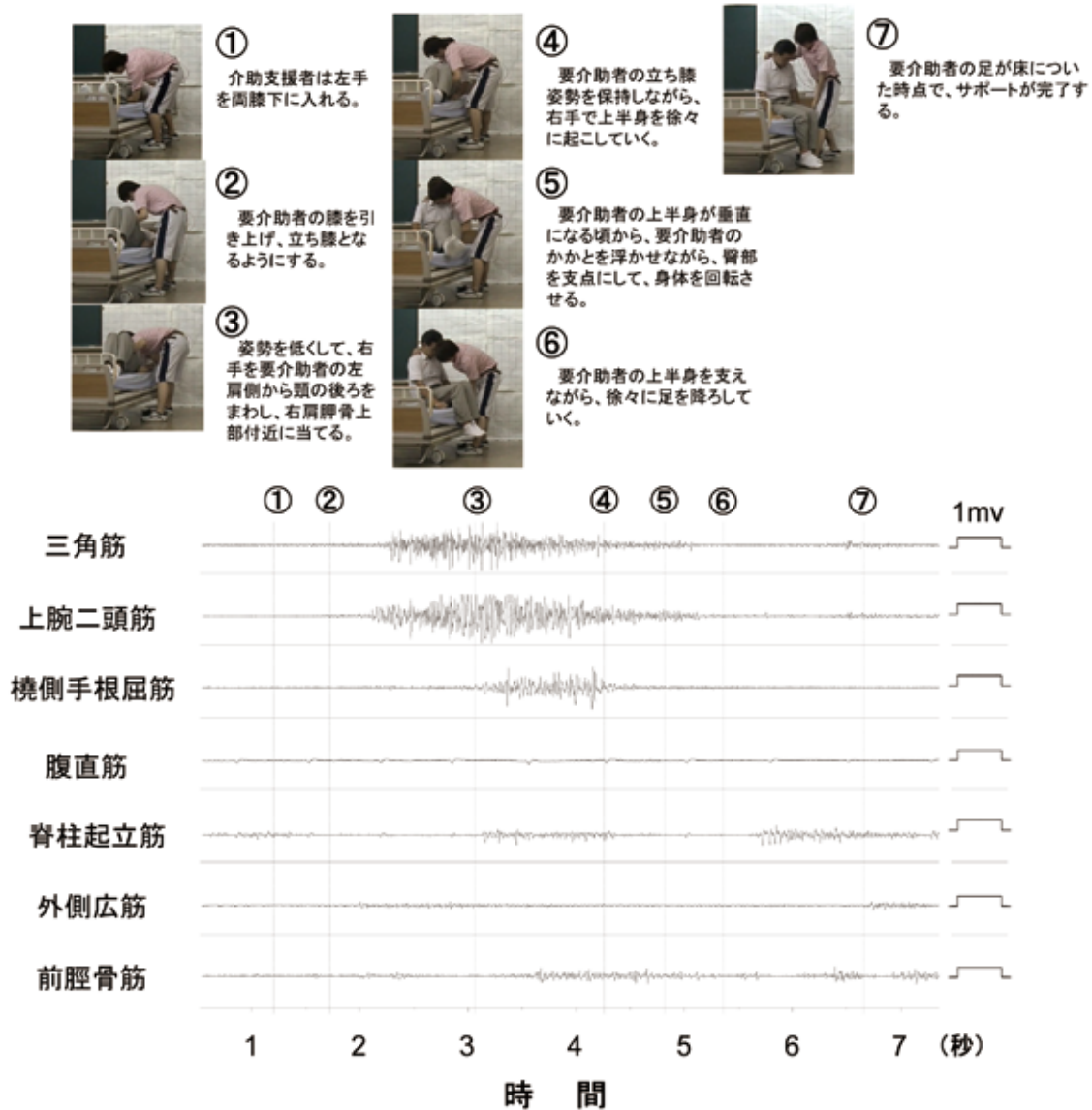


図1 体位変換動作（道具なし）の流れと筋電図

代表的な1回の動作から、主な場面と対応する筋電図の時点を示した。

写真番号と筋電図上の点線マーカの番号が対応している。以下図2～4も同じ。

行った。模擬的な要介助者は、右片まひの設定で行った。動作概略については、図2に示した。体位変換と同様、2つの局面で構成されている。要介助者をベッドサイドで引き上げ（立ち上がらせ）、その後、身体の向きを転換させながら、車いすに着座させた。車いすは、座席高が42cm、座席面が幅、奥行きとも40cmの仕様で、ベッド側面に対して30°傾けて配置した。

2.2.2 道具を使用する介助動作（実験2）

全被験者のうち、3名を被験者として、道具を用いる介助動作の実験を行った。Per Halvor Lunde¹¹⁾の

提唱する介助動作を参照に、身近な道具を利用することを基本として行った。

体位変換動作（図3）においては、綿のバスタオル（幅65cm、長さ123cm）を縦方向に二つ折りにして、要介助者の両肩に巻き付けた。あらかじめ、要介助者を左体側を下にして横たわらせる点、および始動動作で下腿部分を持ち上げずに、ベッドの枠外にスライドさせるという点は、前述の体位変換動作と異なっている。

車いすへの移乗動作（図4）では、ベッドサイドに車いすの座面前方を密着させ、木製の板（幅30cm、長

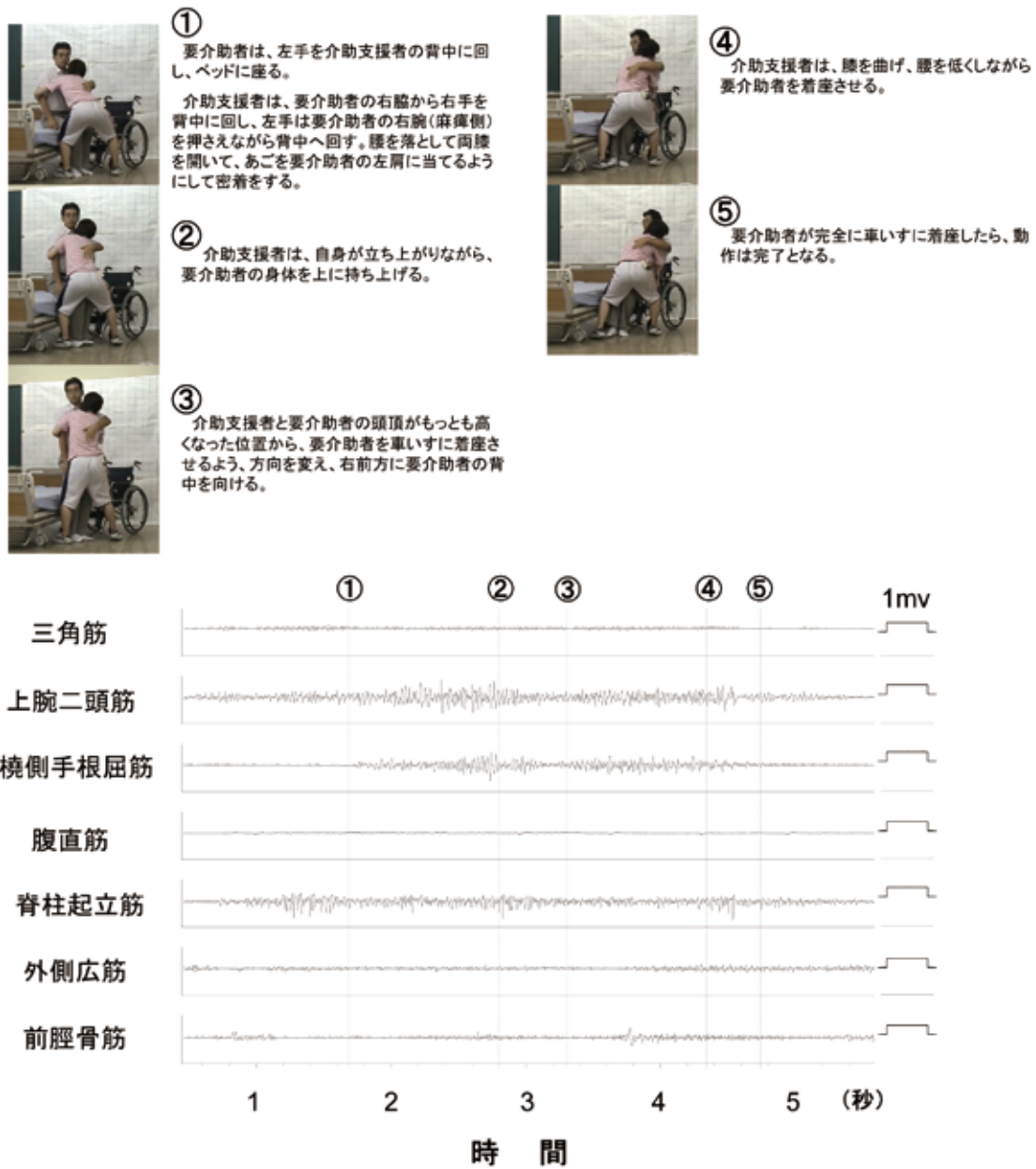


図2 車いす移乗動作(道具なし)の流れと筋電図

さ 90cm, 厚み 1.8cm)をベッドと車いすの両方に渡し、その上から毛布(毛 100%, 幅 140cm, 長さ 200cm)のコーナー部分(板よりも若干広め)を乗せた。要介助者が、この毛布の上で前方に脚を伸ばして座った状態から介助支援動作の測定を行った。介助支援者は右足の甲を車いすの左車輪の後方接地部分にあて、左手を要介助者の左肩前面に当てながら、右手で毛布を引く動作を行った。毛布を持つ手の位置は、被験者が調整し、概ね要介助者の臀部から 20~30cm の位置で保持した。動作中、要介助者が、車いすに引き寄せら

れ、座面に乗りかけたところで、介助支援者は左足の位置を、要介助者を引く方向より後方へ移し、さらに要介助者が深く腰掛けられる位置まで毛布を引いた。

2.3 測定項目

2.3.1 筋電図

実験 1 および 2 で行った全ての介助動作で、表面電極法を用いて表面筋電図を記録した。図 5 に示すように、筋電図を導出した筋肉は、両動作とも三角筋、上腕二頭筋、橈側手根屈筋、腹直筋、脊柱起立

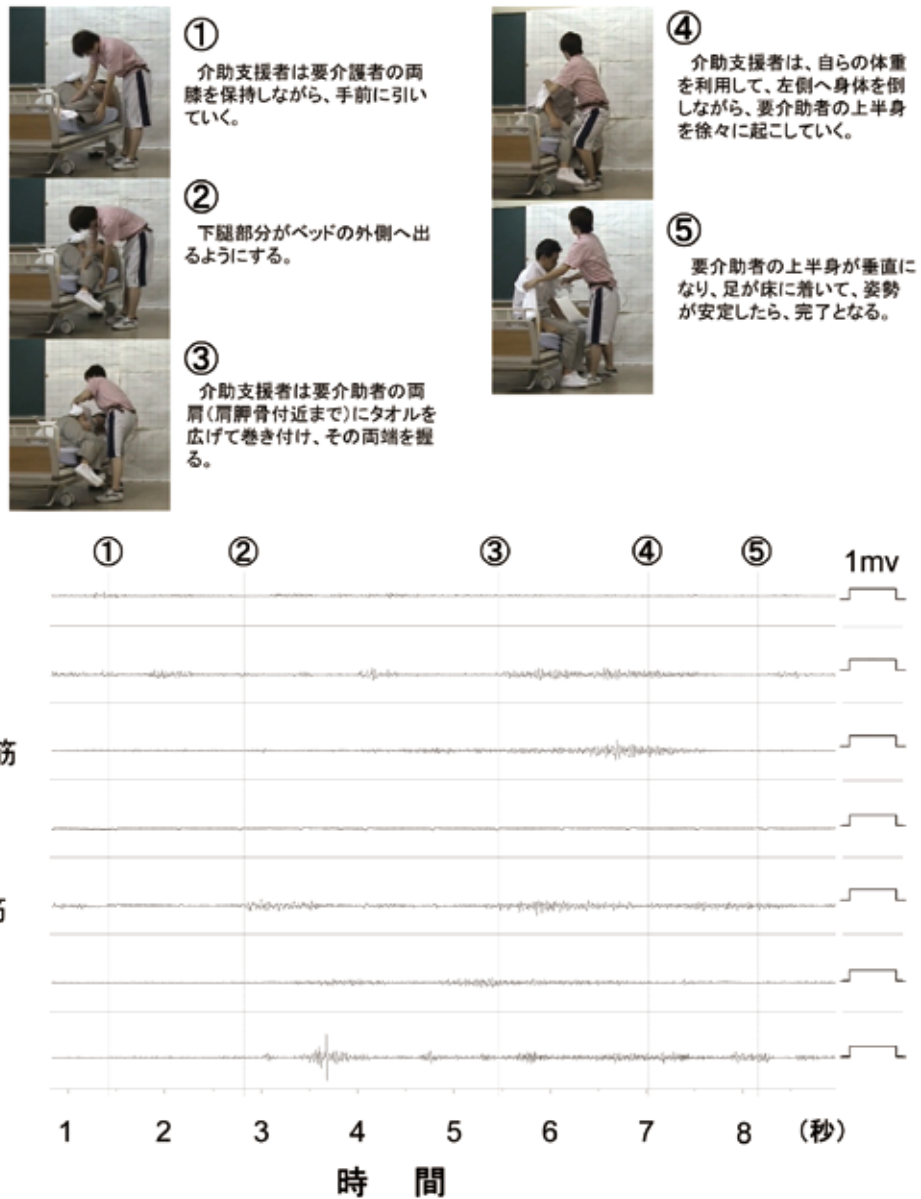


図3 体位変動動作（道具あり）の流れと筋電図

筋（腰椎レベル）、外側広筋、前脛骨筋の7箇所とした。これらは全て右側（右腕、右脚、右腹背部）とした。筋電位信号を導出するための電極として、Ambu社製の使い捨て電極、Blue Sensor(P-00-S)を用いた。電極と生体信号用マルチテレメーターシステム（WEB5000：日本光電社製）の送信機をリード線をつなぎ、受信機で受けた各箇所の筋電位信号をA/D変換装置（PowerLabシステム：ADInstruments社製）を介してパソコンに取り込み、後の筋電図解析のために記録・保存した。保存した筋電位信号を全波整流し

て積分し、筋電積分値（筋放電量）を求めた。

筋電図波形の動作の特徴を把握するため、実験中の動作をデジタルビデオカメラ（DCR-PC-110：SONY社製）で撮影、録画した。録画映像と筋電図の同期には、手動スイッチで光る発光ダイオード光と、そのスイッチング信号を用いた。すなわち、スイッチングによるダイオード光を動作映像とともに撮影し、同時にスイッチング時の電圧変化を前述のA/D変換装置に筋電図波形とともに取り込むことで映像データと筋電図データの同期をとった。

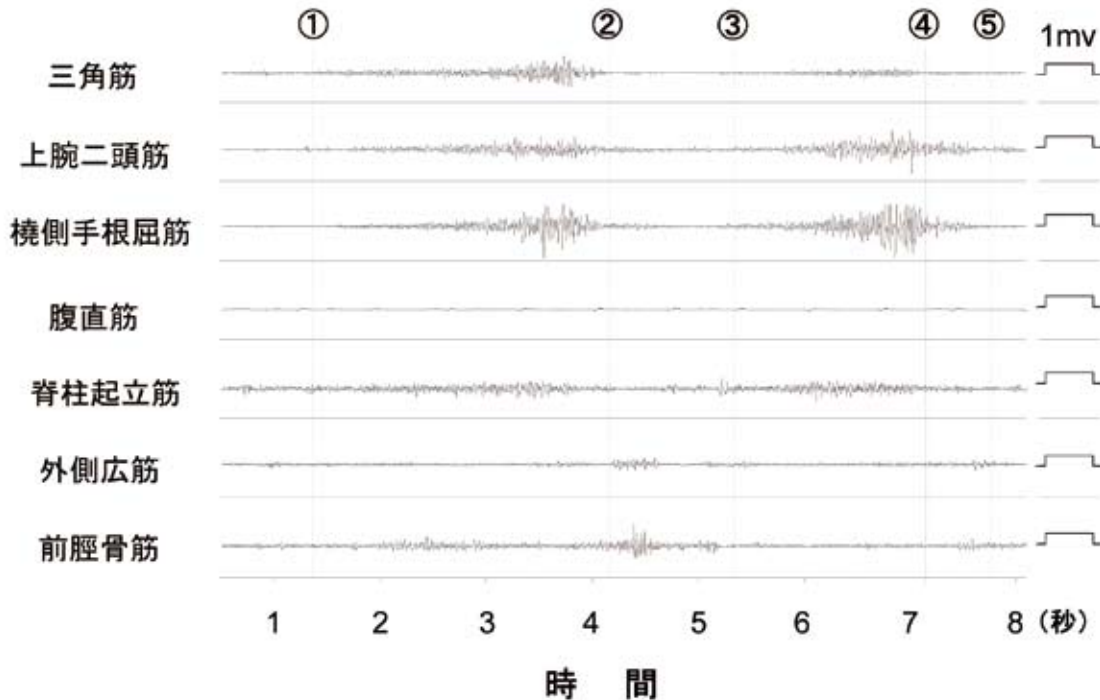
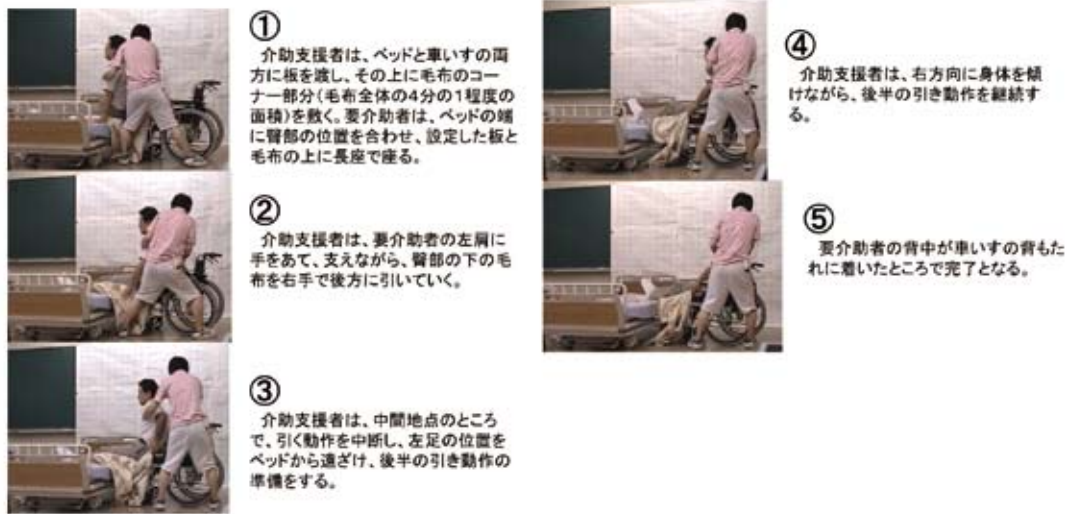


図4 車いす移乗動作(道具あり)の流れと筋電図

積分区間は、筋電図波形とVTR映像を確認し、体位変換動作(道具なし)では、上腕二頭筋の放電が始まる時点から、膝を支えていた左腕が身体から離れるまでとした(図1⑦の直後)。車いす移乗動作(道具なし)では、座位の要介助者を上方に引き上げる準備が整った時点をも動作開始時点とした(図2①)。また、車いすへの移乗が完了し、介護支援者が姿勢を元に戻し始める直前の時点をも動作終了時点として定めた(図

2⑤の直後)。

体位変換動作(道具あり)での筋電図積分区間は、要介助者の両膝を両手で保持する時点(図3①)から、要介助者の上半身が垂直になり、ベッドサイドでの着座が完了するまでとした(図3⑤)。車いす移乗動作(道具あり)では、臀部の下に敷いた毛布を後方へと支援者が引き始める時点(図4①)から、最終的に要介助者が車いすに着座するまで(図4⑤)を積分区間とした。

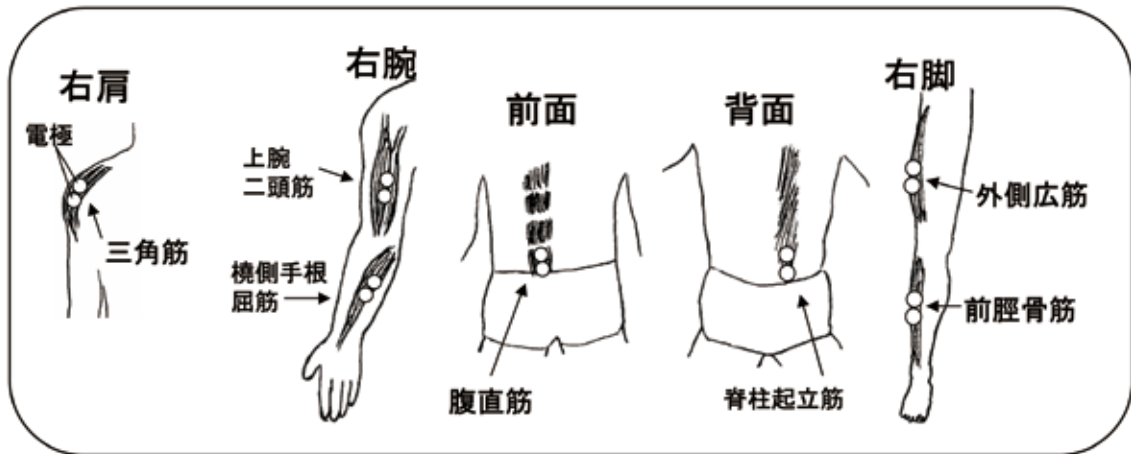


図5 筋電図電極の貼付位置 (7箇所)

※各筋の筋繊維方向に沿って2枚の電極を貼り付ける。
2枚の電極間は約2cm.

筋放電量の解析に際しては、被験者間の動作時間の違いや複合的な動作であることを考慮し、1秒あたりの値を用いた。

2.3.2 動作映像

動作映像をデジタルビデオカメラ (DCR-PC-110: SONY社製) を用いて、介助支援者の左斜め後方より撮影した。立位時においても全身が画角に収まるように倍率を調整した。録画した映像をコマ送り再生 (1コマ: 1/30秒) して、分析に用いる場面の静止画をPCにキャプチャーし、印刷もしくは、PC画面図上で角度や高さの分析を行った。

体位変換動作は、道具なし (実験1, 2) と道具あり (実験2) の両試行において、後述する準備時点と引き上げ時点の2局面で測定した。腰部への負担や姿勢の高低を見るため、体幹と大腿のなす角度 (以下、体幹-大腿角度) および膝関節角度を分析した。10回繰り返して行った動作のうち、10回目を分析対象とした。

体位変換の道具なし試行では、介助支援者が左手を要介助者の膝下に入れ、上半身をかかめて、右腕を要介助者の両肩に回し、右手で右肩甲骨後方を支持している時点と準備時点とした (図1の③を参照)。また、この準備時点から要介助者の上半身を起こしていく動作過程の終盤で、体幹-大腿角度が最も大きくなる時点を引き上げ時点とした (図1⑤)。

体位変換の道具あり動作では、介助支援者が、要介助者の両肩後方を覆ったタオルを両手で保持する時

点をタオル保持準備時点とした (図3③)。また、この時点から要介助者の上半身を起こしていく動作過程の終盤で、体幹-大腿角度が最も大きくなる時点を引き上げ時点とした (図3④)。

車いす移乗動作は、道具なし (実験1, 2) と道具あり (実験2) の両試行において、後述する開始、中盤、完了の各時点で頸部の高さを測定した。道具を使わない、一般的な車いす移乗動作は、対象者の身体を持ち上げて移動させるため、垂直方向への頸部の上下動が動作の負担度を示す。したがって、この指標によって、両試行の動作の特徴を比較した。VTR映像から介助支援者の両かかとを結ぶラインもしくはその延長線上から頸 (概ね第七頸椎レベル) に垂線を引き、目安となる既知のベッド高を基準にして、比例計算で頸部の高さを計測した。なお、ベッド高は、カメラから介助支援者までとほぼ同距離の箇所を採用した。

車いす移乗の道具なし動作では、介助支援者が要介助者の肩にあごを当て、身体を密着させる時点 (図2①) を開始時点、介助支援者の頸部が最も高くなる時点 (図2③) を中盤時点、要介助者の着座が完了する時点 (図2⑤) を完了時点とした。

車いす移乗の道具あり動作では、介助支援者が要介助者の左肩に手を当てて支えながら、臀部下の毛布を右手で後方に引く時点 (図4②) を開始時点、介助支援者が後半の引き動作を開始する時点 (図4③) を中盤時点、要介助者の背中が車いすの背もたれに着いた

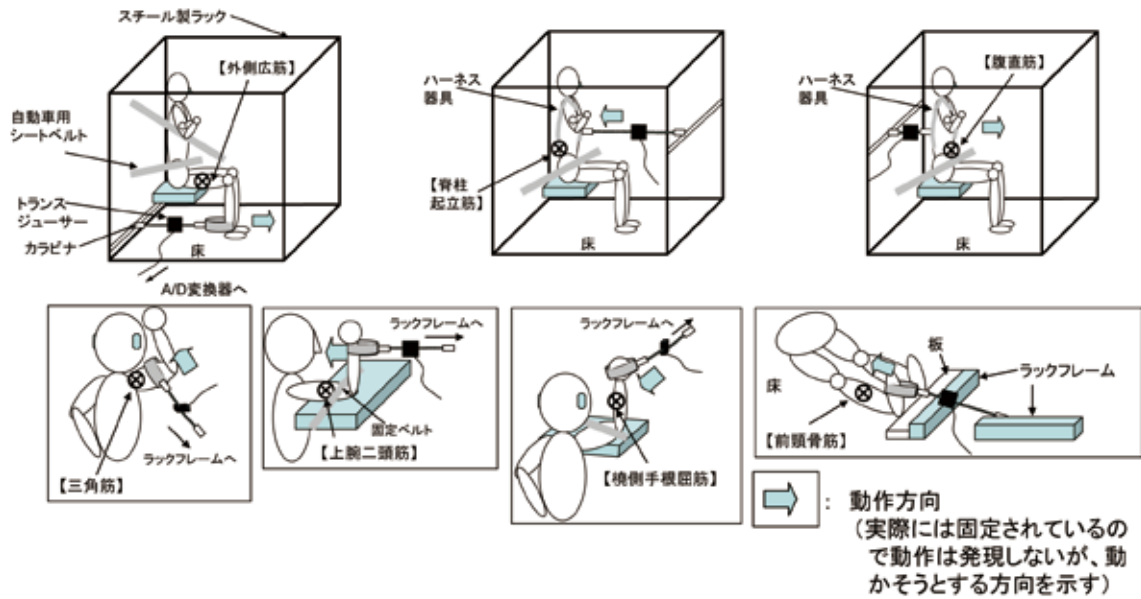


図6 最大筋放電量測定時の姿勢および要領

※等尺性収縮による最大筋力発揮時の筋放電量を観察した。被験筋ごとの測定概略図を示した。脊柱起立筋と腹直筋は、ハーネス器具をたすき掛けで身につけ、それ以外の測定は、シートベルト素材でできたリング状のアタッチメントを各部位に装着して、トランスジューサーに接続した。力発揮を行うためにポジションが決まったら、関節角度が固定されるように、鉄鎖のたるみを取りながら、スチール製ラックのフレームにトランスジューサーの一端を固定した。各器具の接続には、カラビナを用いた。

時点（図4⑤）を完了時点とした。

2.3.3 最大筋力発揮時の筋放電量

各動作時の筋力発揮は、たとえ同じ筋放電量であったとしても、個人の最大発揮能力が異なれば、相対的な負担度も異なる。そこで、各動作時の筋力発揮を相対評価するため、各被験者に7箇所の被験筋ごとに等尺性収縮による最大筋力発揮（5秒以上）を行い、最大筋放電量を観察した。フォーストランスデューサー（Transducer U3BI-100k-B：Shinko社製）を用いて、図6に示す姿勢と要領で測定した。

トランスジューサーには、伸縮しないリング状のベルト、カラビナ、鉄鎖などを取り付けることができ、装置の一端を被験者周囲のスチール製ラックに固定した。

外側広筋、脊柱起立筋、腹直筋の各測定時には、腕を胸の前で交差し、身体に密着させるよう、被験者に指示した。また、下半身が浮かないよう、自動車のシートベルトをスチールラックに取り付け、腰部を椅子に固定した。

前述の筋電図の項（2.3.1）と同様に最大筋力発揮時の筋電図を記録・保存し、筋電積分値を算出した。

この値を、介助動作時の筋電積分値と比較するため、1秒あたりの値に変換した。結果は、各介助動作における個人の筋放電量を相対的に評価するために用いた。

2.4 統計

体位変換動作の上半身の引き上げ時における体幹-大腿角度ならびに膝関節角度については、動作の準備時と引き上げ時の差を student t-test によって検定した。同様に車いす移乗動作の開始時、中盤、完了時の頸部の高さを student t-test によって検定した。危険率は5%未満とした。

3. 結果

3.1 筋放電量

3.1.1 道具を使用しない介助動作（実験1）

実験1では、6名の被験者が介助動作を行った。体位変換動作と車いす移乗動作を、それぞれ10回連続で繰り返し、のべ60試行を行って平均化した各筋の放電量を図7に示した。

体位変換動作においては、絶対値では、上腕二頭筋と

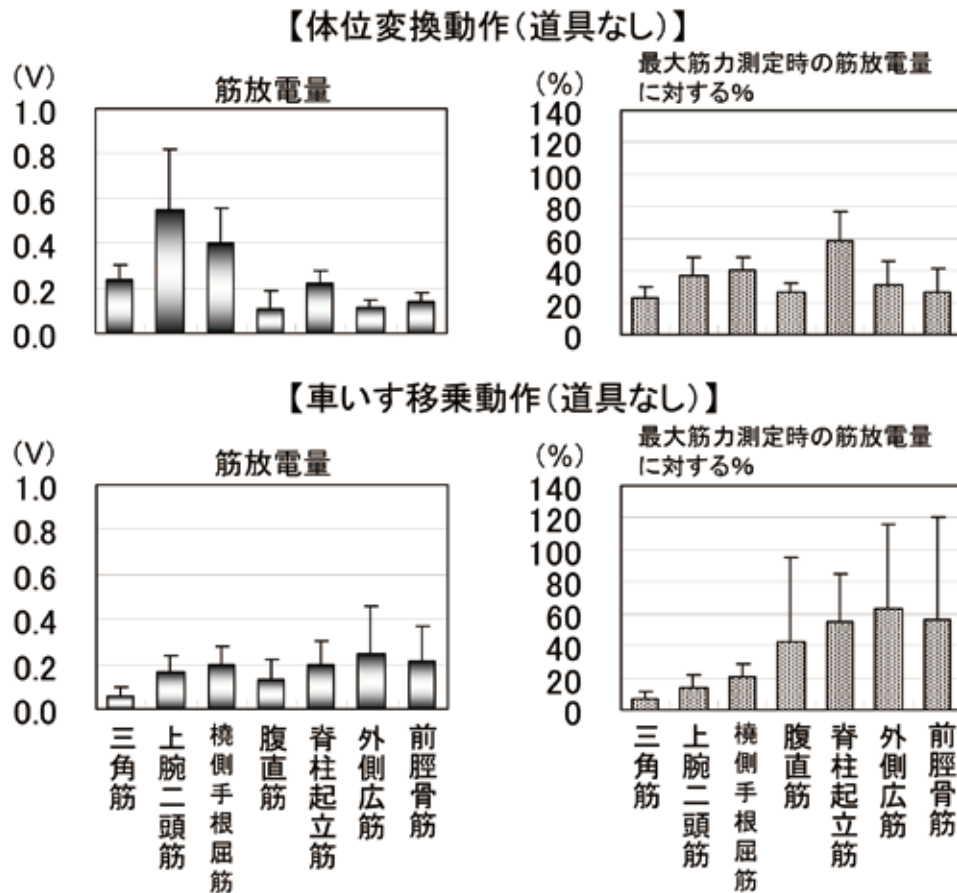


図7 各動作における被験筋ごとの筋放電量の比較 (道具なしの動作：実験1)

※グラフは、被験者6名の10回の動作、合計60試行の平均値と標準偏差 ※筋放電量の図は、動作時の積分筋放電量を動作時間で除した、単位時間あたりの筋放電量を示す ※%の図は、各被験筋の最大筋力測定時に得られた単位時間あたりの積分放電量を100%として計算したもの

橈側手根屈筋の値が大きく、腹直筋と外側広筋の放電量が少なかった。最大筋力測定時の放電量に対する率(%)では、上腕二頭筋と橈側手根屈筋(37および40%)よりも脊柱起立筋の値が高く(59%)、相対的に腰部への負担が大きいことが示された。

車いすへの移乗動作においては、絶対値では、脚の筋肉(外側広筋と前脛骨筋)の値が大きく、最大筋力測定時の放電量に対する率(%), すなわち相対値でも、腕の3箇所の筋肉(6~20%)に比べて、より大きな値を示した(63および56%)。また、体幹の腹直筋と脊柱起立筋もそれぞれ、43%, 55%であり、相対的な負担は、腕より大きいことが示された。

3.1.2 道具を使用する介助動作(実験2)

実験2では、3名の被験者が介助動作を行った。同日に道具を使用した2つの動作を行い、さらに、対照

として、実験1と同じ、道具を使用しない、体位変換動作と車いす移乗動作を、それぞれ10回連続で行った。合計、4つの動作について、それぞれ、3名でのべ30試行を行って平均化した各筋の放電量を図8に示した。

対照として行った、道具を使用しない動作の体位変換動作は、実験1の結果とほぼ同じ傾向を示し、絶対値で腕の筋放電量が大きく、相対値で脊柱起立筋の放電量が大きかった(図7および図8参照)。しかし、道具を使用しない、車いす移乗動作は、腹直筋、外側広筋、前脛骨筋の放電量が、実験1の平均値に比べて少なかった。実験1を100%とすると、これらの3箇所の筋放電量は絶対値で14~33%、相対値で11~14%であった。脊柱起立筋は、実験1と同様なレベルの筋放電量であった。

実験2で新たに行った、道具を使用した介助動作の

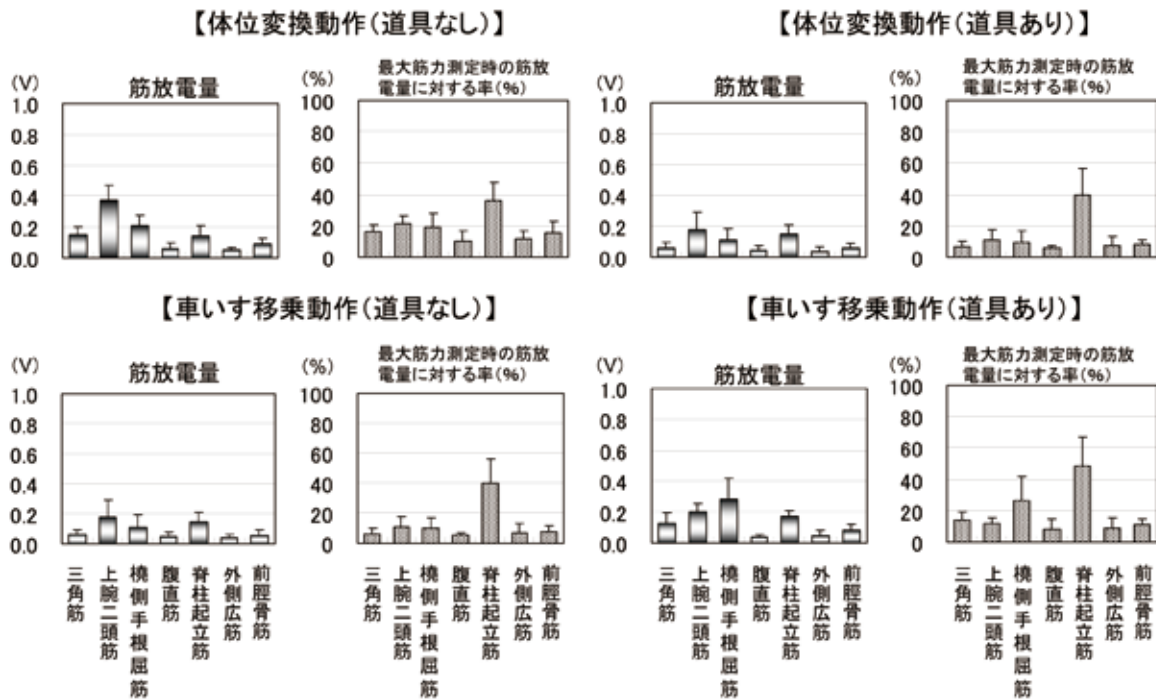


図8 各動作における被験筋ごとの筋放電量の比較 (道具なしとありの比較：実験2)

※グラフは、被験者3名の10回の動作、合計30試行の平均値と標準偏差 ※筋放電量の図は、動作時の積分筋放電量を動作時間で除した、単位時間あたりの筋放電量を示す ※%を示す図は、各被験筋の最大筋力測定時に得られた単位時間あたりの積分放電量を100%として計算したもの

結果は、図8の右半分のグラフに示した。体位変換動作の筋放電量絶対値については、道具なしの動作に比べて上腕二頭筋と橈側手根屈筋の放電量が減少した。相対値は、脊柱起立筋を除いて全体的に率が低く、道具なしの動作と傾向は同じであった。車いす移乗動作の筋放電量絶対値については、道具なしの動作に比べて道具ありで、三角筋と橈側手根屈筋の放電量が増加した。相対値では、橈側手根屈筋と脊柱起立筋の率が他の筋よりも高く、特に、道具あり動作の橈側手根屈筋の率は、道具なし動作に比べて、高かった。

3.2 動作分析

3.2.1 道具を使用しない介助動作 (実験1)

図9および10の左側の図に実験1の動作分析の結果を示した。体位変換動作においては、体幹-大腿角度と膝関節角度を測定した。体幹-大腿角度 (図9Aの左・上) は、腰を曲げ、上半身をかがめた姿勢をとる準備時点で角度が小さく ($75.3 \pm 16.5^\circ$)、要介助者を起き上がらせる、引き上げ時点で大きかった ($108.3 \pm 16.8^\circ$)。両時点の角度差は有意であった ($p < 0.05$)。

一方、膝関節角度においては、両時点の比較において有意な差はみられなかった (図9Bの左参照)。車いす移乗動作において測定した頸部の高さ (図10の左) は、要介助者が座位姿勢となる開始と完了の両時点で低く (開始: $89.5 \pm 8.8\text{cm}$, 完了: $88.3 \pm 8.2\text{cm}$)、立位となる中盤時点で高かった (中盤: $115.9 \pm 8.2\text{cm}$)。中盤時点は、開始や完了時と比較して有意に高く ($p < 0.05$)、約28cm高かった。

3.2.2 道具を使用する介助動作 (実験2)

図9および10の右側の図に実験2の動作分析の結果を示した。体位変換動作の体幹-大腿角度は実験1に比べて準備および引き上げの両時点で大きくなる傾向にあった。すなわち、準備時点においてタオルを用いた時の方が、用いない時に比べて角度が大きくなり、前傾姿勢が緩和されていた。体位変換動作の膝関節角度は、実験1の準備時点 (平均 139°) と比較して実験2のタオル保持の準備時点で若干角度が大きかった (平均 172°)。一方、引き上げ時点では、実験1と同様な値が得られた (実験1: 平均 146° , 実験2: 平均 155°)。

車いす移乗動作の頸部の高さに関して、開始、中盤、

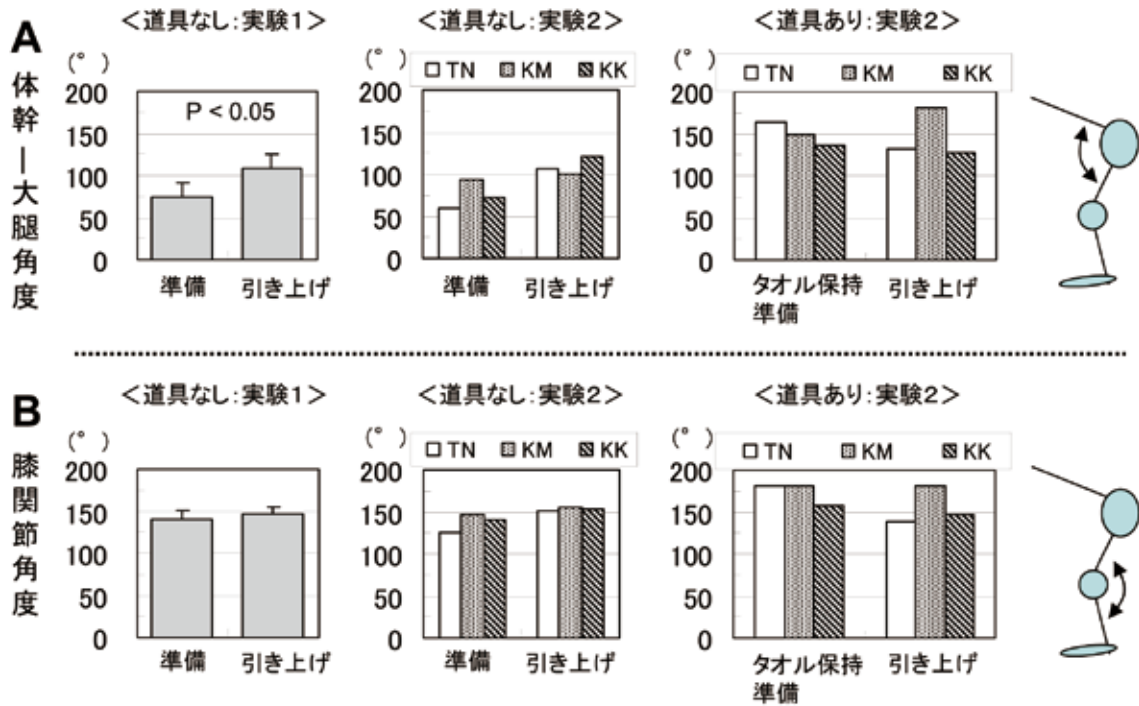


図9 体位変換動作における上半身引き上げ時の体幹—大腿角度 (A) ならびに膝関節角度 (B) の変化 — 10 回目 (最終回) の比較—
 ※左の図は、n = 6、平均値±標準偏差 ※中央と右の図は、3名の被験者の個人値

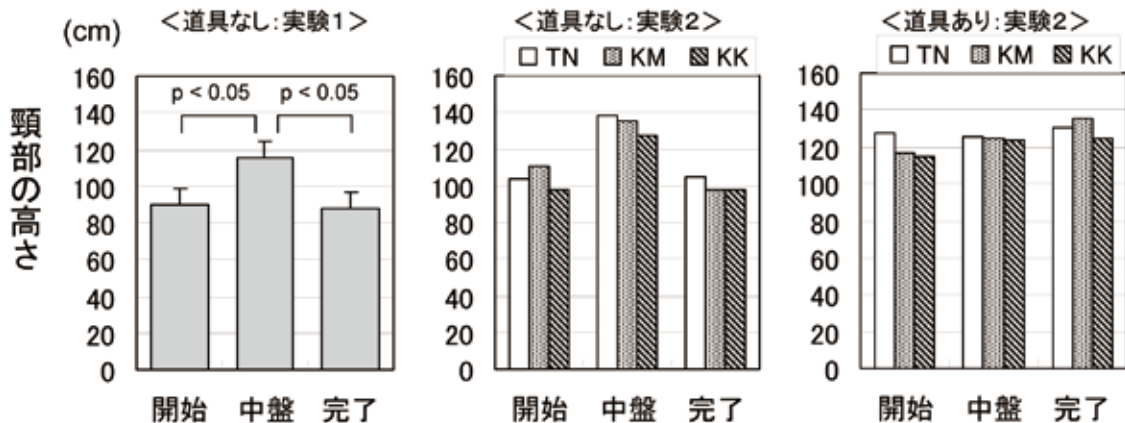


図10 ベッドから車いすへの移乗動作における頸部の高さの変化— 10 回目 (最終回) の比較—
 ※左の図は、n = 6、平均値±標準偏差 ※中央と右の図は、3名の被験者の個人値

完了の各時点の差は、実験1よりも小さく、完了時に高くなる傾向がみられた (開始: 平均 120cm, 中盤: 平均 124cm, 完了: 平均 130cm)。

実験2においては、対照実験として実験1と同じ、道具なし試行を行った (図9および10の中央図)。3

名のデータではあるが、実験1の各指標の結果と同様な特徴が示された。

4. 考察

4.1 道具を使用しない介助動作（実験1）

実験1の筋放電量の結果から、体位変換時には腕と腰部に、また、車いす移乗時には脚と腰部に大きな負担がかかることが明らかとなった。通常は、車いす移乗を行う場合、体位変換と組み合わせて行う場合が多いため、連続的に両動作を行うと上肢、体幹、下肢、すなわち全身への負担が大きくなると考えられる。実際の介護現場では、周囲の物や建物の構造が原因で動作空間が制限されることもある。動作空間によって、腰部関節モーメントからみた負担度や心理的な負担度が変わることも報告されている¹²⁾。本研究のシミュレーション実験では、介助支援者の周囲には物を置かず、姿勢・動作を妨げる物がない状態とし、空間的制限による影響は排除して行った。また、本研究は、同じ動作を連続的に10回行って平均化した結果であり、各介助動作の筋放電量の特徴を明確に示していると考えられる。

一般的に、上体が垂直立位姿勢から20°以上前傾すると腰痛のリスクが増大すると考えられている¹³⁾。Burdorf¹⁴⁾は、介護職は、他の労働者に比べて20°以上前傾した姿勢で活動する時間が長く、腰痛のリスクが高いことを指摘している。本研究では、体幹-大腿角度を測定したが、体位変換動作では、背中が水平となる概ね90°の前傾から動作がスタートするため、腰痛リスクが高い動作といえる。準備時点から引き上げまでに体幹-大腿角度が約30°変動することもそのことを裏付けている（図9 Aの左図）。膝関節は、ベッドサイドで介助支援を行う場合、深く曲げることが困難である。そのため、実験1の膝関節角度においては、準備と引き上げの各時点で同様な値が得られ、140～146°の範囲に保たれていた。体位変換動作では、膝の屈伸動作が困難なため、引き上げ時に上体や腕への負担が大きくなると考えられる。

車いす移乗動作では、要介護者を立位で支えながら向きを変え、車いすに着座させる。長澤ら¹²⁾は、Borg Scaleを用いて動作の主観的強度を調べ、一連の車いす移乗動作において、「相手を持ち上げる時」と「相手を下ろす時」に負担感が大きくなることを報告している。本研究においては、頸部の高さを測定し、概ね上方向に28cm持ち上げることを確認した。介助支援者は身体の前面で要介護者を抱える姿勢を取る

ため、移乗動作は脊柱起立筋への負担が大きく、最大時の40%の負担となっていた（図8）。他の測定筋が約10%であったため、4倍の負担といえる。

4.2 道具を使用する介助動作（実験2）

道具を使用する介助は、道具を準備する手間がかかり、コスト的にも負担のあるイメージがある。しかし、肩部や腰部への長期的な影響を考慮すると、機器や道具を用いて介助支援者の負担を軽減することが必要である。本研究では、Per Halvor Lunde¹¹⁾の提唱する持ち上げない移乗技術を基本として、図3および4に示すような動作を行った。体位変換動作、車いす移乗動作とも初期姿勢が実験1および実験2の対照実験の姿勢と異なるが、最終的に要介助者の体位変換と車いすへの移乗が行われるという点では同じである。また、Per Halvor Lunde¹¹⁾が用いているボードや布などの道具を身近な材料で補って、実験を行った。

体位変換で用いた道具は、タオルであり、使用によって、実験1に比べて上肢の各筋の放電量を小さくすることができた（図8参照）。しかし、脊柱起立筋は、実験1および実験2の対照実験と同じ傾向を示し、最大時の40%の負担となっていた。タオルの端を持って、後方への重心移動を利用しながら要支援者を引き上げていくという動作特性から、道具を使用した場合も同等な負担が脊柱起立筋にかかったと考えられる。上肢の筋放電量を軽減できたのは、タオルによって両手に力配分を分散した結果と考えられる。すなわち、道具がないときには、右腕1本で要介助者の上半身を支えて、引き上げていたが、タオルを利用して両手で引き上げることができたためである。

車いす移乗動作では、道具を用いない場合、身体を上を持ち上げて足を軸に回転させて、要介助者の向きを変えた。一方、道具を用いた動作では、ベッド高を車いすの座面と同じ高さにして板を両方に渡し、毛布上の要介助者を後方の車いす方向に引く動作を行った。この動作の特徴は、毛布を引くために橈側手根屈筋が強く働くことである。それに付随して三角筋や上腕二頭筋も若干放電量が増加する。相対的にみると脊柱起立筋の動員が大きく、道具なしの時に比べて放電量が増加した（図8参照）。これらの放電量、すなわち、筋肉の負担を減らすためには、板上で要介助者をうまく滑らせることが重要である。毛布だけでなく、他の

素材のシートなどを検討したり、板の摩擦抵抗を減らす工夫などは今後の課題と考えられる。

実験2の対照実験で行った、道具なしの試行では、実験1と同じ動作を行ったが、腹直筋、外側広筋、前頸骨筋の放電量が実験1に比べて減少していた(図7および8参照)。実験2には、実験1と共通する3名が被験者として参加したので、個人差の影響は少ないと考えられる。3箇所筋肉の放電量に差がみられたことの理由として、一連の動作の流れにおいて、持ち上げと下ろしの動作を、要介助者の脚の力発揮に助けられて楽に行うことができたことがあげられる。要介助者の力発揮については、データを取っていないため不明であるが、移乗時に要介助者の残存能力を活用するような個別的な介助動作を、介助支援者が開発することも負担軽減の上で有効であると考えられた。

体位変換の動作分析の結果から、道具ありの方が道具なしに比べて、体幹-大腿角度と膝関節角度が大きく、動作時のかがむ姿勢が各時点で緩和されていた。個人のデータのばらつきが大きいものの、両角度ともタオル保持時点に比べて引き上げ時点で、若干低下する傾向がみられた。

車いす移乗の動作分析の結果から、道具ありの方が道具なしに比べて、いずれの時点においても頸部の高さが高かった。このことは、今回用いた道具ありの車いす移乗動作は、かがむことによる腰部への負担を軽減させると考えられる。しかし、前述のとおり、後方への引き動作による負担が大きくなり、脊柱起立筋の放電量を増大させる特徴も有している。

4.3 今後の展望

介助支援者が移乗介助などを積極的に行って寝かせきりを防ぐことは、これからの介護サービスにおける重要な課題である。そのためには、身体的負担が大きい介助動作を見直し、負担を軽減するための対策が急務である。例えば、本研究で用いた、道具を使用する方法は、上体の傾斜や身体の上下動を抑え、上肢などの筋放電量を軽減することができるため、対策の選択肢となりうる。介助支援者の身体負担を減らし、無理なく継続できる介助方法を開発・導入することは、介助のしやすさ、介助の受けやすさといった点で介助者と要介助者の両方にメリットがある。さらに、介助者が腰痛などで動けなくなった際の代償費用などの社会

的負担を抑制できるという点からも有益である。アメリカ看護協会は、介助者に向けた障害予防啓発パンフレット¹⁵⁾を発行したり、メカニカルリフトの利用^{16, 17)}を推奨したりして対策を推進している。本研究は、運動生理学的な視点から実験的に介助動作の特徴や介助者の負担をとらえたものであるが、今後の介助負担度の軽減に向けた様々な手法を開発するための基礎情報として活用できると考える。

5. まとめ

介助動作(体位変換および車いす移乗)に関する実験の結果から、次のことが明らかになった。

- ・ 道具を用いない場合、体位変換動作においては上肢筋群の筋放電量が多く、車いす移乗動作では下肢筋群の筋放電量が多い。また、両動作で、相対的な脊柱起立筋の筋放電量が多く、腰部への負担が大きいことが示された。
- ・ 道具を用いた場合、体位変換動作においては上肢筋群の筋放電量が、道具なし試行に比べて減少した。車いす移乗動作では、上肢筋群の筋放電量が増加した。また、両動作で、相対的な脊柱起立筋の筋放電量が多く、道具を用いても腰部への負担が大きいことが示された。
- ・ 最大筋力発揮時の筋放電量と比較すると、全ての介助動作は、概ね50%以下の筋活動となっていた。
- ・ 道具なしの体位変換動作における引き上げ局面では、体幹-大腿角度の変化が大きく、約33度の変化がみられた。道具を用いた場合には、この変化がみられなくなった。
- ・ 道具なしの車いす移乗動作時の頸部の高さは中間時が最も高く、動作準備や動作完了時との差は約28cmであった。道具を用いた動作では、要介助者を持ち上げないため、頸部の高低差がみられなかった。

以上から、介助動作(体位変換および車いす移乗)は、総合的にみて上肢、体幹、下肢の筋肉を用いた全身運動であり、特に脊柱起立筋への負担が大きいこと、および道具を利用した介助方法によって、動作上の前傾姿勢や上下動を軽減できることが結論付けられた。

謝 辞

本研究の遂行に際し、日本福祉大学福祉経営学部松井ゼミナールの学部生諸君の協力をいただいた。ここに、

感謝の意を表す。また、本研究は2004年度および2005年度の日本福祉大学情報社会システム研究所プロジェクト研究費によるものである。

参考文献

- 1) 厚生労働省ウェブサイト(統計調査結果 報道発表資料「平成17年 国民生活基礎調査の概況」)
<http://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/k-tyosa/k-tyosa05/1-2.html>
- 2) 厚生労働省ウェブサイト(「平成12年 介護サービス世帯調査の概況」)
<http://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/kaigo/setai00/kekka-3.html>
- 3) 厚生労働省ウェブサイト(「平成13年 国民生活基礎調査の概況」)
<http://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/k-tyosa/k-tyosa01/3-3.html>
- 4) 熊谷信二, 田井中秀嗣, 宮島啓子, 宮野直子, 小坂淳子, 田淵武夫, 赤坂進, 小坂博, 吉田仁, 富岡公子, 織田肇: 高齢者介護施設における介護労働者の腰部負担. 産衛誌, 47, pp.131-138 (2005)
- 5) 時岡孝光, 高田敏也: 在宅介護者の腰痛調査. 日本職業・災害医学会雑誌, 50, pp.409-412 (2002)
- 6) Lee YH, Chiou WK. : Ergonomic analysis of working posture in nursing personnel: example of modified Ovako Working Analysis System application. Res Nurs Health, 18, pp.67-75 (1995)
- 7) Garg A, Owen B, Beller D, Banaag J. : A biomechanical and ergonomic evaluation of patient transferring tasks: bed to wheelchair and wheelchair to bed. Ergonomics, 34, pp.289-312 (1991)
- 8) Owen BD, Garg A. : Reducing risk for back pain in nursing personnel. AAOHN J, 39, pp.24-33 (1991)
- 9) Kjellberg K, Lagerstrom M, Hagberg M. : Patient safety and comfort during transfers in relation to nurses' work technique. J Adv Nurs, 47, pp.251-259 (2004)
- 10) Kjellberg K, Lagerstrom M, Hagberg M. : Work technique of nurses in patient transfer tasks and associations with personal factors. Scand J Work Environ Health, 29, pp.468-77 (2003)
- 11) Per Halvor Lunde (監修): 介護・看護職のための“持ち上げない”移動・移乗技術 (DVD). 中央法規出版 (2006)
- 12) 長澤夏子, 渡辺仁史, 勝平純司, 山本澄子: 在宅介護での移乗動作による腰部負担の分析 一華麗対応住宅における腰部負担軽減を目的とした動作寸法体系の研究 その3一. 日本建築学会計画系論文集, 613, pp.81-87 (2007)
- 13) Punnett L, Fine LJ, Keyserling WM, Herrin GD, Chaffin DB. : Back disorders and nonneutral trunk postures of automobile assembly workers. Scand J Work Environ Health, 17, pp.337-346 (1991)
- 14) Burdorf A. : Sources of variance in exposure to postural load on the back in occupational groups. Scand J Work Environ Health, 18, pp.361-367 (1992)
- 15) アメリカ看護協会ウェブサイト
<http://www.nursingworld.org/MainMenuCategories/OccupationalandEnvironmental/occupationalhealth/OccupationalResources/PreventingBackInjuries.aspx>
- 16) Collins JW, Wolf L, Bell J, Evanoff B. : An evaluation of a "best practices" musculoskeletal injury prevention program in nursing homes. Inj Prev, 10, pp.206-211 (2004)
- 17) Li J, Wolf L, Evanoff B. : Use of mechanical patient lifts decreased musculoskeletal symptoms and injuries among health care workers. Inj Prev, 10, pp.212-216 (2004)