

原 著

上肢支持による床上移動動作時における姿勢指示の違いが筋活動に与える影響について

小玉京士朗^{*1,2} 早田剛^{*2} 宮川健^{*1,3}

要 約

上肢支持による床上座位移動動作は、障害者の日常生活のみならず健常者を含めたインクルーシブ・スポーツでも見受けられることが多い。また、障害者スポーツやインクルーシブ・スポーツは、年齢や身体状態の違いなど関係なく幅広い対象によって実施されるため、活動中の姿勢も異なる。本研究の目的は、異なる姿勢における上肢支持による床上座位移動動作の特徴を把握することである。対象は健常成人男性5名を対象とした。測定は三次元動作解析装置、筋電計を用いて検討をした。結果は、以下の通りであった。肩関節の伸展および外転運動の変化量は、脊椎伸展姿勢よりも脊椎屈曲姿勢時に有意に大きかった ($p < 0.01$)。上腕二頭筋、大胸筋、腹直筋、腰方形筋の筋活動は、脊椎伸展姿勢よりも脊椎屈曲姿勢時に有意に大きかった ($p < 0.01$)。三角筋、脊柱起立筋の筋活動は、脊椎屈曲姿勢よりも脊椎伸展姿勢時に有意に大きかった ($p < 0.01$)。脊椎屈曲姿勢で上肢支持による床上座位移動動作は、脊椎伸展姿勢よりも肩関節の運動に寄与する筋に負荷を与えることが示唆された。

1. 緒言

先天的な障害あるいは労働災害や交通外傷による下肢切断や脊髄損傷、生活習慣が起因となる脳血管障害などの原因によって下肢機能の不全を伴い歩行能力が不能になった場合、日常生活において残存する身体機能や補助具を使用し床上を移動する。その移動手法の1つに上肢支持による床上座位移動がある。上肢支持による床上座位移動動作は、障害者の日常生活のみならず近年、障害者を対象としたスポーツの楽しみや健康維持を目的としたスポーツ体験会（以下：障害者スポーツ）や、共生社会の実現にむけて障害者を特別視せず、障害の有無や年齢、性別に関わらず全ての人々を包括したスポーツ（以下：インクルーシブ・スポーツ）¹⁾でも見受けられることが多い。

上肢支持による床上座位移動動作に関する先行研究では、浴槽跨ぎ動作に体幹介助を必要とする頸髄症の患者に対し床上座位移動動作をリハビリテーションに導入した結果、体幹保持に重要な内腹斜筋、外腹斜筋の筋緊張の改善を促し入浴動作の早期自立

に至った報告²⁾や片麻痺患者に対し転倒するリスクが低い床上座位移動動作を運動介入させ、介入前後にて麻痺側への重心移動を促し歩隔の有意な減少、立脚相の有意な延長を示し、効果的な歩行訓練を行う手法として有効な方法である報告³⁾など臨床的效果について検討したものが多く、床上座位移動動作自体について分析した報告は少ない。したがって、各地域での取り組みが増えつつある障害者スポーツやインクルーシブ・スポーツの体験会をきっかけに継続的に取り組んでいった場合、動作特性を把握していない状況下では、関節や筋肉に過度な負担を与え怪我の発生につながる可能性も予想される。また、障害者スポーツやインクルーシブ・スポーツは、年齢や障害の有無、身体状態など幅広い対象によって実施されるため、筋力低下や異常姿勢反射の影響等で活動中の姿勢も異なる⁴⁾と考えられる。そこで本研究は、上肢支持における床上座位移動動作の基礎研究として、異なる姿勢指示による本動作の特性をバイオメカニクス学的なアプローチにより明らかにすることを目的とした。

*1 川崎医療福祉大学大学院 医療技術学研究科 健康科学専攻

*2 環太平洋大学 体育学部

*3 川崎医療福祉大学 医療技術学部 健康体育学科

(連絡先) 小玉京士朗 〒701-0193 倉敷市松島288 川崎医療福祉大学

E-mail: w8518003@kwmw.jp

2. 方法

異なる姿勢指示による上肢支持における床上座位移動動作の特性を明らかにするために、健常成人男性を対象とし、高速度カメラと筋電計を用いて動作分析を行った。本研究の実施にあたり、川崎医療福祉大学倫理委員会より承認を得た（承認番号：19-016）。

2.1 被験者

被験者は、本研究に同意が得られた健常成人男性5名（平均年齢 21 ± 0.6 歳，平均身長 170 ± 4.4 cm，平均体重 65.6 ± 3.7 kg，平均Body Mass Index（BMI） 22.7 ± 1.3 kg/m²）とした。被験者には事前に口頭および書面にて研究内容を説明し，研究への参加同意を得た。

2.2 実験構成

被験者には，測定動作の2動作目に被験肢が床反力計の中央に入るように調整をした場所に長座位姿勢にて両手を離れた状態で位置させた。測定者の合図により上肢支持による長座位姿勢での前方移動を開始し，設置している床反力に対し被験肢が過ぎたところで動作を終了とした。被験側は右側とした。測定時の動作条件は，動作中に臀部が床上から離れないこと，最も早い速度で視線は進行方向を常に見て移動することとした。測定動作時の姿勢指示は，骨盤を立てて胸を張るように意識（骨盤を前傾させ，胸腰椎を伸展させる意識）をさせた姿勢（以下：脊椎伸展姿勢）と骨盤を後ろに引き最大に背中を丸めるように意識（骨盤を後傾させ，胸腰椎を屈曲させる意識）をさせた姿勢（以下：脊椎屈曲姿勢）の2通りとした（図1）。被験者には脊椎伸展姿勢，脊椎屈曲姿勢を自動運動で認識をさせた。その後上肢支持による長座位での移動動作は，数回練習をした。各姿勢別における動作は，5回ずつ計10回測定した。各姿勢の指示の順序は被験者別に無作為とした。動作の記録は，高速度カメラ（FKN-CACO300）を4台使用し，画角 640×480 ，シャッター速度200コマ/秒で撮影した。地面反力には，床反力計（KISTLER

社製）を用いた。床反力計は，X軸を側方向（+：外側，-：内側），Y軸を前後方向（+：前方，-：後方），Z軸が垂直方向を示すように設置した。筋活動測定は，筋電計（データログシステムFA-DL-3100）を用いた。筋電貼付部位は篠原ら⁵⁾の研究を参考に，三角筋，上腕二頭筋，上腕三頭筋，脊柱起立筋，腹直筋，大胸筋，腰方形筋の計7筋を選出した。電極の貼付は，筋電図のための解剖ガイド第3版⁶⁾に準じて貼付した。床反力計および筋電計のサンプリング周波数は，1000Hzとした。動作測定は，すべて同期をさせ計測した。

2.3 解析方法

解析範囲は，測定動作の2動作目の被験肢の手が床反力に接地したところから離れたところまでとした。4台の高速度カメラで撮影した測定動画は，Pose-Cap（V1.00d）（株式会社フォーアシスト）で身体分節を設定後ASCファイルに変換し画像分析ソフト（Frame-DIAS V）を用い関節角度を算出した。脊椎角度の基準値は，安静状態における長座位姿勢のスタティックポジション時の脊椎角度とした。脊椎角度は，第7頸椎，第7胸椎，左右上後腸骨棘の中間点をFrame-DIAS Vで導き出した。脊椎角度の頂点は，第7胸椎とし，数値が大きい程脊椎の屈曲角度が大きいことを示した。

床反力および筋電計から得られたアナログ信号は，AD変換器を介してデジタル信号に変換し，パーソナルコンピュータに取り込んだ。パーソナルコンピュータに取り込んだデータは，データ解析ソフト（TRIAS system：DKH社製）を用いて低域通過フィルタの遮断周波数を6Hz以下とした。筋電データは二乗平均平方根（以下：RMS）を用い算出した。

同一被験者間の規格化は，データ解析ソフト（TRIAS system：DKH社製）を用い同期した床反力計の垂直方向を示すZ軸より，右手が床反力計に接地した時点から離地までの時間軸を100%規格化した（図2）。あわせて，解析範囲における異なる姿勢指示における手の設置時間も求め比較した。

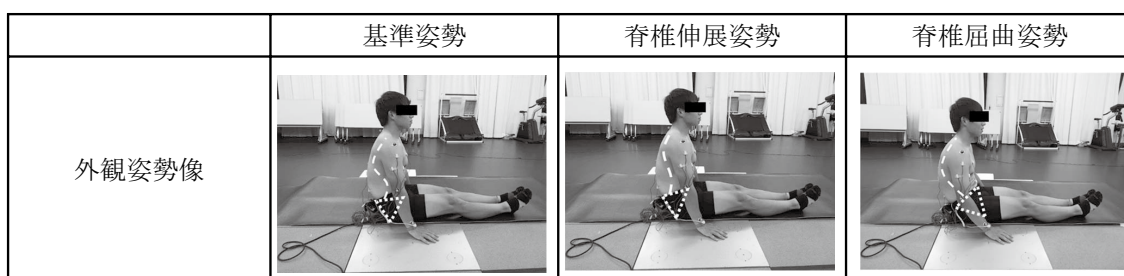


図1 姿勢指示の違いによる測定時の外観姿勢像

すべての結果は、平均値と標準偏差をもとめ、統計処理はエクセル統計を用い脊椎伸展姿勢と脊椎屈曲姿勢間で Student-t テストを用い比較した。有意水準は5% ($p < 0.05$) とした。

3. 結果

3.1 姿勢指示による脊椎角度について

解析範囲における異なる姿勢間での平均脊椎角度および手の設置時間を表1に示した。脊椎角度の基準値は、 $36.8 \pm 2.0^\circ$ であった。基準値と脊椎伸展姿勢、基準値と脊椎屈曲姿勢および脊椎伸展姿勢と脊椎屈曲姿勢間の脊椎角度は、有意な差を認めた ($p < 0.01$)。脊椎伸展姿勢と脊椎屈曲姿勢間での手の設置時間は、有意な差を認めなかった。

3.2 肩関節運動について

解析範囲における矢状面上および前額面上の肩関節運動角度の推移および平均変化量を図3に示した。矢状面上の肩関節運動は、脊椎伸展姿勢および脊椎屈曲姿勢ともに手接地時から手離地時に至るまで肩関節は伸展方向を示した。脊椎屈曲姿勢では手接地から20%前後より肩関節の伸展方向への関節角度が大きくなる傾向を示した (図3A)。前額面上の肩関節運動は、脊椎伸展姿勢および脊椎屈曲姿勢ともに

手接地時から離地に至るまで肩関節の外転位を示した。脊椎伸展姿勢は手接地時の外転角度が緩やかに大きくなり手離地時前から緩やかに小さくなる推移を示し、脊椎屈曲姿勢では手接地から60%前後まで外転角度まで小さくなり、その後緩やかに大きくなる推移を示した (図3C)。これらの角度の推移を変化量に変換したところ、脊椎伸展姿勢に比べ脊椎屈曲姿勢の変化量が有意に大きい結果 (図3B, 図3D) を示した ($p < 0.01$)。

3.3 床反力について

解析範囲における各軸の床反力データを図4に示した。時間軸のコマ上における脊椎伸展姿勢と脊椎屈曲姿勢で比較した際、側方向を示す X 軸において54~100% 間において内側方向への反力が脊椎伸展姿勢より脊椎屈曲姿勢の方が有意に小さい結果を示した ($p < 0.05$)。前後方向を示す Y 軸および垂直方向を示す Z 軸では有意な差は認めなかった。

3.4 筋活動について

解析範囲における RMS 値を表2に示した。脊椎伸展姿勢は、三角筋、脊柱起立筋の RMS 値が有意に大きい結果を示した ($p < 0.01$)。脊椎屈曲姿勢では上腕二頭筋、腹直筋、大胸筋、腰方形筋の RMS 値が有意に大きい結果を示した ($p < 0.01$)。

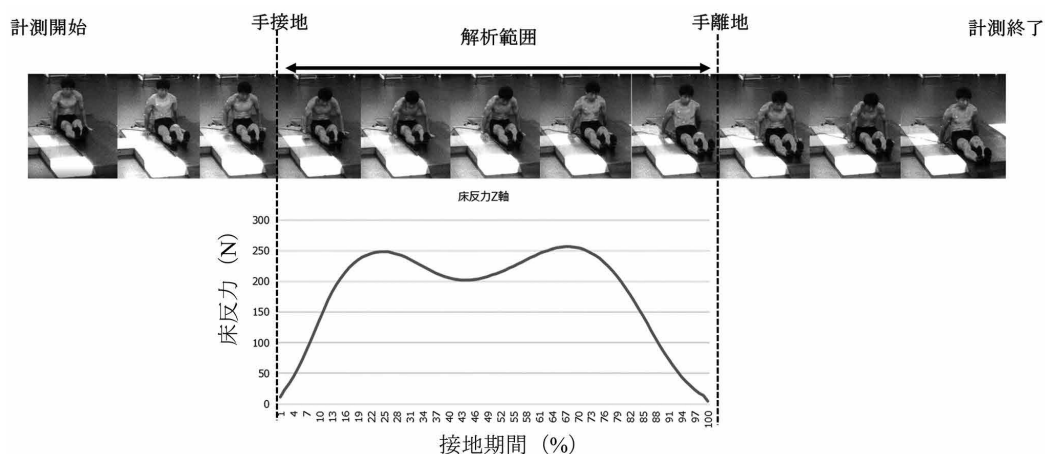


図2 測定動作の解析範囲

解析範囲の設定は、床反力計の Z 軸の軌跡をもとに被験側の手が接地した点から離地した点までの期間とした。

表1 手接地から手離地間の平均脊椎屈曲角度と手接地時間

姿勢	基準姿勢	脊椎伸展姿勢	脊椎屈曲姿勢
脊椎屈曲角度 ($^\circ$)	36.8 ± 2.0	$34.0 \pm 2.6^*$	$48.8 \pm 2.0^*, \dagger$
手接地時間 (秒)	—	0.5 ± 0.1	0.5 ± 0.1

*: $p < 0.01$, vs. 基準姿勢
 †: $p < 0.01$, vs. 脊椎伸展姿勢

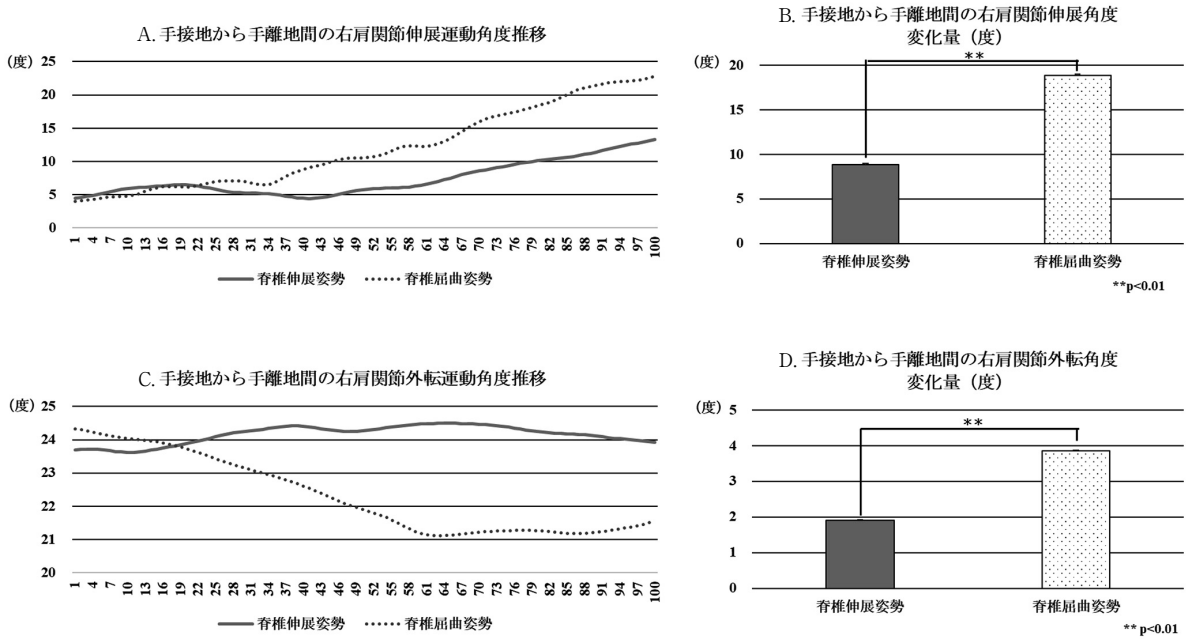


図3 手接地から手離地間の肩関節運動角度推移および変化量

A 右肩関節伸展運動角度推移 B 右肩関節伸展角度変化量 C 右肩関節外転運動角度推移
 D 右肩関節外転角度変化量
 — 脊椎伸展姿勢 脊椎屈曲姿勢

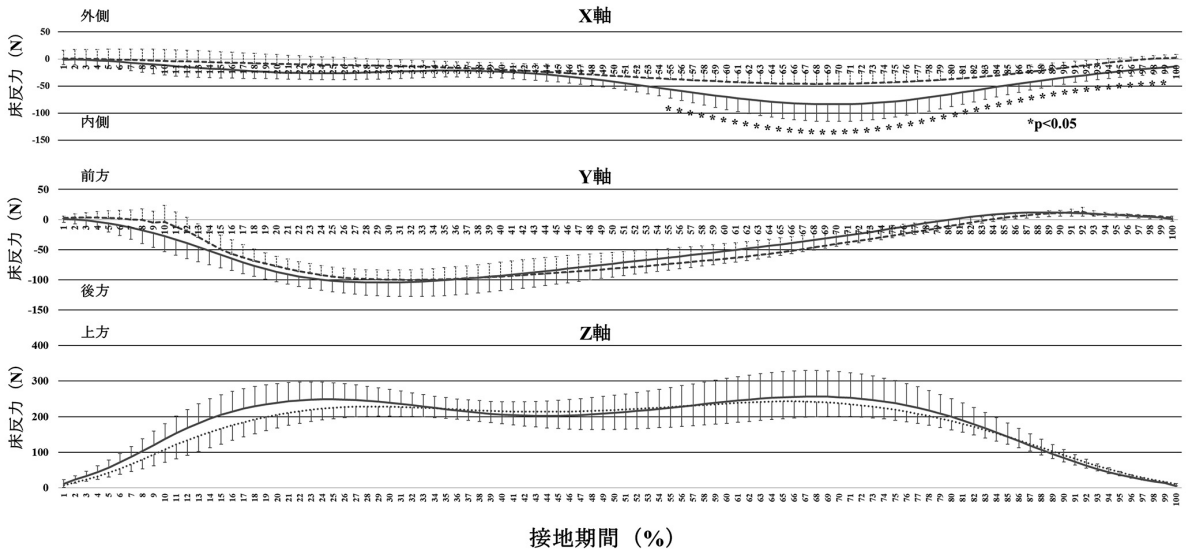


図4 手接地から手離地間の床反力

— 脊椎伸展姿勢 脊椎屈曲姿勢

表2 手接地から手離地間の各筋活動 (RMS 値)

	三角筋 (mv)	上腕二頭筋 (mv)	上腕三頭筋 (mv)	脊柱起立筋 (mv)	腹直筋 (mv)	大胸筋 (mv)	腰方形筋 (mv)
脊椎伸展姿勢	27.2±2.8	17.1±3.9	17.9±8.3	30.3±12.2	29.9±17.0	5.3±2.4	7.3±2.7
脊椎屈曲姿勢	26.4±1.7*	20.0±7.2*	17.4±5.6	25.0±10.7*	48.8±35.7*	9.1±5.6*	13.9±5.6*

*: p<0.01, vs. 脊椎伸展姿勢

4. 考察

4.1 姿勢指示の違いによる肩関節運動について

本研究結果において脊椎屈曲姿勢時での手接地から手離地時の矢状面での肩関節運動は、脊椎伸展姿勢時よりも伸展方向の変化量は有意に大きかった。また、前額面での運動では両姿勢とも外転位内での運動となるが、脊椎屈曲姿勢時では内転方向への角度変化を認めた。

姿勢の違いが、身体状況に与える影響について木田と朝戸⁷⁾は、進行した高度な脊柱後弯姿勢では胸郭の変形や肺機能の低下、拘束性換気障害、慢性呼吸不全を認めることがあるとも報告している。そして肩甲帯に与える影響についてFinley & Lee⁸⁾や野村ら⁹⁾は、端坐位時における直立姿勢から後弯姿勢への変化に伴い、肩甲骨の前傾角度および上方回旋角度、内旋角度の増加を生じたと報告している。これらの先行研究結果より脊柱の後弯姿勢を意識させた脊柱屈曲姿勢は、胸郭を狭小傾向に呈し、肩甲骨の前傾角度および上方回旋角度の増大を認めること考えられる。

本研究では異なる姿勢指示における上肢支持による床上座位移動動作について計測を行った。床上での長座位にて脊柱を後弯させる姿勢は、端坐位に比べハムストリングスの筋緊張も大きく寄与し、筋緊張が高ければ骨盤に付着する大腿二頭筋の筋張力により骨盤は後傾位を促され¹⁰⁾、先行研究で検討された端坐位姿勢の脊柱後弯姿勢よりも脊柱の後弯角度が大きくなると推測される。また肩関節の伸展動作において肩関節前包帯が引き延ばされる結果、肩甲骨はやや前方に傾斜を呈し、後方へのリーチの範囲を広げる¹⁰⁾。したがって本研究における脊椎屈曲姿勢時では肩甲骨の前傾角度および上方回旋角度、両肩甲骨間が、脊椎伸展姿勢時よりも拡がり、胸郭の狭小化傾向を示すことで上腕骨頭が前方に偏移し肩関節の伸展方向への可動性を広げることで変化量に有意な差を認めたと考えられた。そして、脊椎屈曲姿勢は、脊椎伸展姿勢に比べ身体が前傾位となり外方へ偏位した肩甲骨の位置にあわせ、肩関節の外転角度は脊椎伸展姿勢より大きくなる¹¹⁾。したがって、脊椎屈曲姿勢における肩関節の前額面での肩関節運動では前進への推進運動を促すために、外方に偏移している肩甲骨を引き寄せるため、肩関節の内転位方向への推移を示したと考えられた。

4.2 姿勢指示の違いによる床上座位移動時の床反力について

移動時における重心の上下運動と速度の変動の関係は、位置エネルギーと運動エネルギーが反復し変換を繰り返す運動になる¹²⁾。脊椎伸展姿勢は、脊椎

屈曲姿勢に比べ脊椎の弯曲が減少することから身体の重心の位置エネルギーが高くなると考えられる。したがって、脊椎伸展姿勢は脊椎屈曲姿勢に比べ前方へ移動する運動エネルギーが速くなり、推進時における体幹の安定化をはかり前進に推進するために解析範囲の中期から終期において外側へ押し出す力が脊椎屈曲姿勢より有意に大きかったと考えられた。

4.3 姿勢指示の違いによる床上座位移動時の筋活動量について

姿勢の異なりが動作時の上肢筋群に及ぼす影響について井上ら¹³⁾は、円背シミュレータを使用し作業姿勢時における上腕二頭筋および背筋群の筋電を計測した結果、上腕二頭筋の筋活動量は増加し背筋群の筋活動量が減少したと報告している。また、体幹後傾位では頸・体幹の前面筋群、前傾位では頸・体幹後面筋群の筋活動が促進されやすく特に体幹前傾姿勢では頸・体幹筋群の発達や上肢の支持運動、嚙下・排泄などの広範囲の機能に有効な活動的姿勢となると報告⁴⁾されており、脊柱屈曲姿勢により身体の屈側に関与する動作がしやすく、伸側に関与する動作がしにくい身体状況につながると考えられる。

本研究結果において、脊椎屈曲姿勢時の移動動作では脊椎伸展姿勢に比べ、上腕二頭筋、腹直筋、大胸筋、腰方形筋の筋活動量が有意に大きかった。推進方向へ身体を進めるためには、上肢は伸展運動が必須となるが、先行研究結果^{8,9,13)}より脊椎屈曲姿勢では両肩甲骨間が外方へ偏移し、上肢の力が有意に活動すると考えられる。したがって、脊椎伸展姿勢に比べ上腕二頭筋の筋活動量が有意に大きかったと考えられた。また、推進方向への力をより伝えやすくするには上下左右の偏移動を小さくする必要がある^{10,12,14)}。したがって、大胸筋の作用にて上腕を体幹に近付け腹直筋、腰方形筋によって骨盤を中心とした体幹を安定化に寄与するため脊椎伸展姿勢に比べ有意に大きかったと考えられた。脊椎伸展姿勢では、三角筋、脊柱起立筋の筋活動が有意に大きかった。脊椎伸展姿勢は、脊椎屈曲姿勢に比べて身体重心の位置が後方へ位置する^{12,15)}。したがって、前方移動の時に進行方向に対する側方動揺性を抑制し前方へ推進を促すため、三角筋および脊柱起立筋の筋活動が有意に大きかったと考えられた。

5. 本研究の限界と今後の課題

本研究は、健康成人に対し異なる姿勢指示による上肢支持における床上座位移動動作の特徴についてバイオメカニクス的手法を用いて解析した結果、脊椎屈曲姿勢は肩甲骨の代償を促すことで上肢の伸展

方向への運動範囲を大きくする分、前進へ推進するために上肢および体幹の屈筋を有意に活動させることが示唆された。したがって、脊椎屈曲姿勢での上肢支持による床上座位移動動作を使用する障害者スポーツやインクルーシブ・スポーツの実施では運動軸の中心となる肩関節周囲の障害をもたらせる原因になりうる可能性がある。しかしながら、障害者の日常生活をはじめインクルーシブ・スポーツなどでいわゆる使い過ぎ動作によって発生する障害を予防するための原因を追究するには、実施動作中の各相における筋活動の特徴について把握をする必要がある。今回は、上肢支持における床上座位移動動作の基礎研究として実施を行ったため、実施動作中の各相区分は行わず動作全体の特徴把握について検討を行った。したがって、今後の課題としては測定動作

の各々の相における筋活動の特徴についても検討する必要がある。また、今回の対象者は健常者であり実際に脊椎損傷や下肢切断などの障害者の骨形態や筋肉の機能の身体状況を踏まえると本研究の動作の傾向とは異なる可能性も示唆され、本研究の限界の一つであると考えられる。今後は、異常姿勢をもつ被験者を対象とした更なる検討が必要であると考えた。ただ、健常者が障害者スポーツやインクルーシブ・スポーツを実施する機会は近年増えつつあり、今まで障害者スポーツやインクルーシブ・スポーツ内での特徴的な動作に関する検討が少なかったことを踏まえると、本研究の結果は健常者における障害者スポーツやインクルーシブ・スポーツでの怪我の予防や競技力の向上等に活用できる基礎資料として還元できる可能性が考えられる。

利益相反

本論文に関連し、著者らに開示すべき利益相反に相当する事項はない。

謝 辞

本研究に御協力を頂きました学生ならびに先生方、関係者の皆様に心より感謝申し上げます。

文 献

- 1) 佐藤紀子：わが国における「アダプテッド・スポーツ」の定義と障害者スポーツをめぐる言葉。日本大学歯学部紀要, 46, 1-16, 2018.
- 2) 川崎由希, 光田尚代, 鈴木俊明: いざり動作練習により座位での浴槽跨ぎ動作の実用性が向上した頸髄症の一症例。関西理学療法, 16, 87-93, 2016.
- 3) 徳永智, 岡村大介: いざり動作が片麻痺患者の歩行に与える影響。PNF リサーチ, 1(1), 31-36, 2001.
- 4) 染谷敦司, 甲斐結城, 伊藤泰広: ポスチュアリング (姿勢の選定) について。日本義肢装具学会誌, 7(1), 3-11, 1991.
- 5) 篠原英記, 市橋則明, 中田雅子, 武政誠一, 吉田正樹: 床上移動動作の筋電図学的分析。理学療法学, 16(2), 111-116, 1989.
- 6) Aldo O. Perotto 著, 栢森良二 翻訳: 筋電図のための解剖ガイド 四肢・体幹. 第3版, 西村書店, 新潟, 1997.
- 7) 木田厚端, 朝戸祐子: 老年の後弯症。呼吸, 7(12), 1339-1344, 1998.
- 8) Finley MA and Lee RY: Effect of sitting posture on 3-dimensional scapular kinematics measured by skin-mounted electromagnetic tracking sensors. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 84(4), 563-568, 2003.
- 9) 野村勇輝, 戸田創, 片寄正樹: 体幹姿勢が肩甲骨位置と肩峰—上腕骨頭間距離に与える影響。日本臨床スポーツ医学会誌, 27(2), 300-307, 2019.
- 10) Donald A. Neumann 原著, 嶋田智明, 平田総一郎 監訳: 筋骨格系のキネシオロジー. 初版, 医歯薬出版, 東京, 2005.
- 11) 吉田一也, 江尻廣樹, 磯谷隆介, 原和彦, 藤縄理: 肩甲骨位置および肩甲上腕関節外転可動域と脊柱アライメントとの関連性。理学療法学, 38, OF2-076, 2011.
- 12) 中村隆一 編著, 齋藤宏, 長崎浩 著: 臨床運動学. 第3版, 医歯薬出版, 東京, 2002.
- 13) 井上薫, 河野光伸, 菊池恵美子: リフティング動作時の姿勢の違いによる上腕二頭筋および背筋群の筋活動。東京保健科学学会誌, 3(4), 247-250, 2001.
- 14) 大道等: 重心運動のバイオメカニクス. 初版, 不昧堂出版, 東京, 2003.
- 15) 藤本鎮也, 吉田一也, 佐藤慎一郎, 秋山純和: 体幹と理学療法。理学療法—臨床・研究—教育, 20(1), 7-14, 2013.

(令和2年11月16日受理)

Effects on Muscle Activity during Scooting Movement on the Floor Used by Upper Limbs by Different Posture Instructions

Keijiro KODAMA, Gou HAYATA and Takeshi MIYAKAWA

(Accepted Nov. 16, 2020)

Key words : scooting movement, disability sports, biomechanics

Abstract

The scooting movement on the floor of using the upper limb is often found not only in daily life for disabled people but also in inclusive sports for healthy people included. In addition, sports for people with disabilities and inclusive sports are performed by a wide range of subjects regardless of age or physical condition, so their postures during activities are also different. The purpose of this study is to understand the characteristics of scooting movement on the floor of use the upper limb in different postures. The subjects were five healthy adult men. The measurements were examined using 3D motion analysis and EMG. The amount of change in shoulder extension and abduction movement was significantly higher in the spine flexion posture than in the spine extension posture ($p < 0.01$). The biceps, pectoralis, rectus abdominis, and quadratus lumborum muscles showed significantly higher muscle activity in spine flexion posture than spine extension posture ($p < 0.01$). The activity of deltoid and erector spinae muscles was significantly higher in spine extension posture than in spine flexion posture ($p < 0.01$). It was suggested that the scooting movement of on the floor by used the upper limbs in spine flexion posture put more stress on the muscles that contribute to the movement of the shoulder joint than in the spine extension posture.

Correspondence to : Keijiro KODAMA

Doctoral Program in Health and Sports Science
Graduate School of Health Science and Technology
Kawasaki University of Medical Welfare
Kurashiki, 701-0193, Japan
E-mail : w8518003@kwmw.jp

(Kawasaki Medical Welfare Journal Vol.30, No.2, 2021 557 – 563)