

姿勢指示の違いが上肢支持床上座位移動時の 肩関節運動に与える影響 —若年者と中年者を比較して—

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、障害疑似体験動作の1つである。本研究の目的は、障害疑似体験動作の1つである上肢支持床上座位移動動作の動作特性を動作区分および年齢による影響から検討することである。対象は、健常成人男性10名（若年者5名、中年者5名）とした。測定は、三次元動作解析装置、床反力計を用いて検討した。結果は、以下の通りであった。脊椎屈曲姿勢は脊椎伸展姿勢よりも移動時間が有意に遅く、一回の移動距離は有意に長かった ($p<0.05$)。上肢支持床上座位移動動作における肩関節の角度は、両姿勢とも伸展可動域内であり、脊椎伸展姿勢よりも脊椎屈曲姿勢が有意に大きかった ($p<0.05$)。動作時の肩関節角度は、屈曲相において最高値および最小値ともに若年者より中年者が有意に大きかった ($p<0.05$)。伸展相では最高値は中年者よりも若年者が有意に大きく、最小値は中年者よりも若年者が有意に小さかった ($p<0.05$)。遊脚相では最高値は、中年者よりも若年者が有意に大きかった ($p<0.05$)。以上の事から、脊椎屈曲姿勢は、肩関節伸展角度を有意に大きくするが、加齢により関節角度制限を生じる可能性が示唆された。

1. 緒言

障害者と健常者が融合した共生社会の実現に向け、国内ではインクルーシブスポーツ¹⁾体験会による障害の理解、スポーツ普及活動がなされている。各種障害に対する理解や関心を深める方法について、健常者に対し障害疑似体験の実施前後において障害および障害者に対する意識項目で否定的意識が有意に減少したといった報告²⁾や、運動前後で障害者に対する接し方や障害に対する認識が有意に高くなったといった報告³⁻⁶⁾など、障害者と直接な交流を持つことが困難な状況にあっても障害疑似体験動作やスポーツの実施により障害や障害者に対する理解、認知の浸透に影響があることが明らかになっている。そのため、近年健常者を対象とした障害疑似体験動作は、教育手法の1つとしても組み込まれている⁷⁾。しかし、障害疑似体験動作やその動作を用いたスポーツの実践は、日頃実施している動作と異

なるため怪我の発生にもつながる可能性がある。

障害疑似体験動作の1つに上肢支持による床上座位移動動作がある。床上座位移動動作 (Scooting Movement) は、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、残存する身体機能等を活かした日常生活での床上移動動作⁸⁾で、近年では、肢体不自由の疑似体験動作⁹⁾やインクルーシブスポーツで実施するシッティングバレーボールで用いられる動作である¹⁰⁾。

我々は、上肢支持床上座位移動動作に対し検討を行ってきた結果、脊椎を屈曲させた姿勢は、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し、脊椎を伸展させた姿勢よりも肩関節の運動に負荷を与えることを示唆した^{9,11)}。しかしながらこの報告は、実施動作全体の特徴把握について明

*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

らかにしたものであり、実施動作を区分し検討した報告は見当たらない。また、インクルーシブスポーツは、年齢や障害の有無を越え共に参加し一緒に体を動かしゲームを楽しむことが出来るスポーツの総称¹⁾を背景に各々のニーズに配慮した中で包括的に取り組むことから、近年では若年者だけでなく高齢者の健康増進を目的に取り組むこともあるため幅広い年齢層の対象者が参加する。しかしながら、加齢による影響について検討した報告も見当たらない。

以上のことから、近年様々な環境で取り組まれている障害疑似体験動作での怪我の発生を予防するためにも動作特性を分析、把握することは非常に重要であるが、健常者が実施する障害疑似動作について検討をした報告は少なく、また幅広い年齢層が取り組む中で加齢による影響について検討も見当たらない。したがって、年齢差がある対象に対しバイオメカニクス学的視点から障害疑似体験動作の1つである上肢支持床上座位移動動作について検討することは、今後健常者がインクルーシブスポーツ体験会や障害疑似体験動作を実施する上で怪我の予防にむけた基礎研究の1つとして重要となる。

そこで本研究は、上肢支持床上座位移動動作を床反力データより動作区分し、異なる姿勢間における移動動作の時間や距離、肩関節運動の特性および年齢による影響について検討することを目的とした。

2. 方法

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10名(平均年齢 32.6 ± 13.6 歳, 平均身長 171.2 ± 5.2 cm, 平均体重 69.0 ± 10.5 kg, 平均Body Mass Index (BMI) 23.5 ± 2.8 kg/m²)とした。被験者の属性を表1に示した。年齢による影響を検討する際の区分は、厚生労働省が提言する健康日本21の年齢層区分を参照とし、24歳までを若年者、壮年者を含む25歳以上を中年者とした¹²⁾。

2.2 実験構成

測定動作は、長座位姿勢における上肢支持床上座位移動動作とした。被験側は右側とした。今回、動

作時の肩関節運動の特性について検討するため測定動作は、下肢の力は使用せず、前腕を回内位とし進行方向に指先が向くこと、動作中に臀部が床から離れないこと、最も早い速度で視線は進行方向を常に見て移動する条件下で実施した。動作の開始位置は、測定動作の2動作目に被験肢が床反力計内に入るように1枚目の床反力計の手前に手をつき、大転子のマーカーが1枚目の床反力計の境目に位置するように調整した。測定動作は、測定者の合図により上肢支持による長座位姿勢で測定動作条件に準じた前方移動を開始させた。終了は、設置している2枚目の床反力計の境目に大転子のマーカーが過ぎたところまで実施させた。

測定動作時の姿勢は、骨盤を前傾させ、胸を張るような胸腰椎を伸展させた姿勢(以下; 脊椎伸展姿勢)と、骨盤を後傾させ背中を丸めるような胸腰椎を屈曲させた姿勢(以下; 脊椎屈曲姿勢)の2通りとした。脊椎伸展姿勢および脊椎屈曲姿勢の姿勢保持は、測定前に被験者に対し口頭で指示を与え自主的に練習させた。その後、長座位姿勢による上肢支持床上座位移動動作を数回練習させた。姿勢別の動作は、6回ずつ計12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。

測定動作は、三次元動作解析システム(Qualisys Motion Capture system)を使用した。反射マーカーは、左右前後頭部、頸切痕、C7、剣状突起、TH7、TH12、左右肩峰、左右上腕骨外側上顆、尺骨茎状突起、上前腸骨棘、上後腸骨棘、左右大転子、左右膝関節裂隙部、左右外果に貼付した。また、左右を区別するため、被験側の肩甲骨中央に判別用マーカーを貼付した。動作の記録は、モーションキャプチャー用赤外線カメラ8台(Qualisys)と実映像用カメラ2台(Miqus)を使用した。サンプリング周波数は、モーションキャプチャー用赤外線カメラでは100Hz、実映像用カメラでは60Hzで撮影した。地面反力の測定は、床反力計(AMTI社製)を2台用いた。サンプリング周波数は、1,000Hzとした。これらの動作測定機器は、すべて同期させて計測した。

表1 被験者属性

	平均年齢 (歳)	平均身長 (cm)	平均体重 (kg)	平均BMI (kg/m ²)
全体 (n=10)	32.6 ± 13.6	171.2 ± 5.2	69.0 ± 10.5	23.5 ± 2.8
若年 (n=5)	20.2 ± 0.4	172.8 ± 6.9	68.4 ± 12.8	22.7 ± 3.1
中年 (n=5)	45.0 ± 7.9 †	169.5 ± 1.6	69.7 ± 7.5	24.2 ± 2.3

† : p<0.05, vs. 若年

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接地から3動作目の手接地までとした。動作の区分は、同期した床反力計の垂直方向を示すZ軸より、被験肢の接地点からはじめに生じた波の最高値までを屈曲相、その次点から0値までを伸展相、0値から被験肢が再度接地する時点までを遊脚相と定義し、試技別に印を付け、時間を算出後、各相の割合を求めた(図1)。

姿勢指示による異なる姿勢の評価は、貼付した反射マーカのC7-Th7-Th12からなる脊椎角度とした。上肢支持床上座位移動動作の時間は、同期した床反力のZ軸より手接地～再接地までを算出し比較した。また、動作移動距離の評価は、被験側の大転子マーカの移動距離から算出し比較した。肩関節矢状面の関節運動の評価は、貼付した反射マーカのC7と頸切痕の midpoint - 被験側の肩峰 - 上腕骨外側上顆でなす角度とした。また、姿勢により肩関節が内側へ巻きこむ角度の評価(以下:肩関節内巻角度)は、貼付したC7-被験側の肩峰でなす角度とした。各試技の矢状面の関節運動は、測定動作の各区分内における最大値、最小値を、肩関節内巻角度の評価は、変位量を算出し比較した。それぞれのアナログデータは、同期した床反力計の垂直方向

を示すZ軸より解析範囲を指定した後、MATLAB(MathWorks社製)を用いて、モーションキャプチャデータは低域通過フィルタの遮断周波数を8Hz以下、床反力データは低域通過フィルタの遮断周波数を10Hz以下とした。各データは、MATLAB(MathWorks社製)を用いて時間軸を100%規格化した。すべてのデータは、平均値および標準偏差を求め、統計処理は、エクセル統計を用い Student-t テストを行った。有意水準は5% ($p < 0.05$) とした。

3. 結果

3.1 異なる姿勢指示による脊椎角度について

解析範囲における平均脊椎角度は、脊椎伸展姿勢では $25.3 \pm 2.1^\circ$ 、脊椎屈曲姿勢では $29.2 \pm 1.6^\circ$ で有意な差を認めた ($p < 0.05$) (表2)。

3.2 上肢支持床上座位移動動作の特性について

解析範囲における上肢支持床上座位移動動作の区分の割合は、 $0 \sim 11.6 \pm 10.4\%$ が屈曲相、 $11.6 \pm 10.4 \sim 77.7 \pm 3.9\%$ が伸展相、 $77.7 \pm 3.9 \sim 100\%$ が遊脚相であった。動作区分の割合は、異なる姿勢間で有意な差は認めなかった。解析範囲における上肢支持床上座位移動動作の移動時間は、脊椎伸展姿勢が脊椎屈曲姿勢より有意に速かった ($p < 0.05$)。また、移動距離は、脊椎伸展姿勢が脊椎屈曲姿勢よりも有意

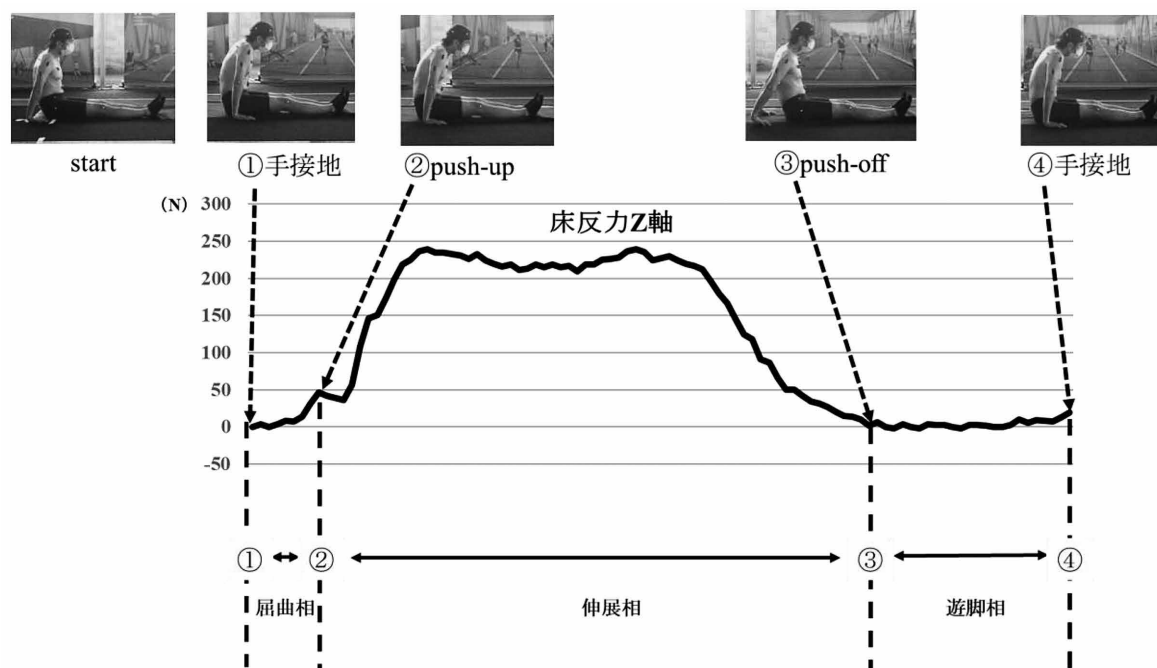


図1 解析範囲における動作区分

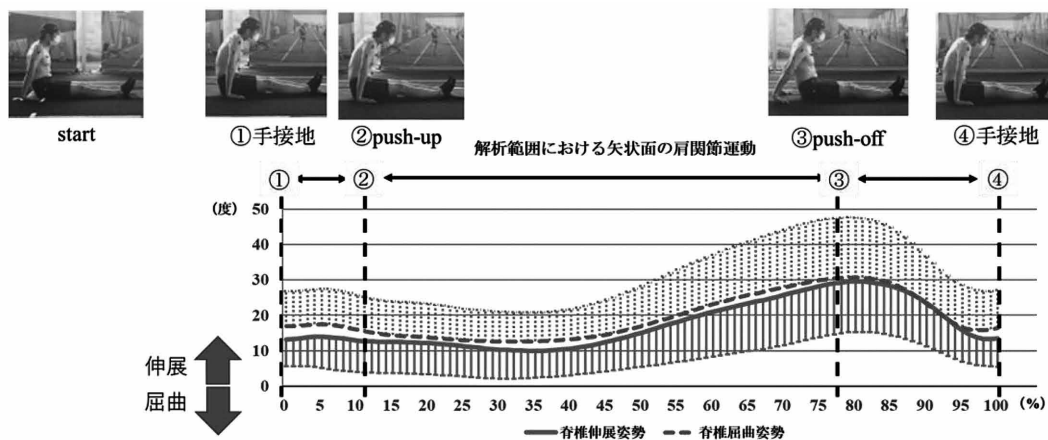
動作区分は、床反力計のZ軸の軌跡をもとに被験肢の接地点からはじめに生じた波の最高値までを屈曲相、その次点から0値までを伸展相、0値から被験肢が再度接地する時点までを遊脚相とした。

表2 解析範囲内における脊椎角度, 移動時間, 移動距離

	姿勢	脊椎角度 (度)	移動時間 (秒)	移動距離 (mm)
		C7-Th7-Th12からなる角度	手接地~再接地までの時間	手接地~再接地まで大転子マーカーの移動距離
全体 (n=10)	脊椎伸展姿勢	25.28±2.07	0.67±0.12	534.45±313.96
	脊椎屈曲姿勢	29.21±1.57 *	0.72±0.16 *	554.47±300.36 *
若年 (n=5)	脊椎伸展姿勢	24.05±2.92	0.68±0.10	672.71±403.60
	脊椎屈曲姿勢	29.27±1.98 *	0.73±0.14 *	676.37±372.99
中年 (n=5)	脊椎伸展姿勢	26.46±1.34 †	0.66±0.14	396.19±231.19 †
	脊椎屈曲姿勢	29.14±1.18 *	0.73±0.19 *	432.58±244.93 *, †

*: p<0.05, vs. 脊椎伸展姿勢
†: p<0.05, vs. 若年

表3 解析範囲内における肩関節運動



姿勢	① ↔ ②		② ↔ ③		③ ↔ ④		① ↔ ④	
	屈曲相最大値 (度)	屈曲相最小値 (度)	伸展相最大値 (度)	伸展相最小値 (度)	遊脚相最大値 (度)	遊脚相最小値 (度)		
全体 (n=10)	脊椎伸展姿勢	15.9±8.2	10.8±1.0	33.3±11.5	2.5±3.4	34.7±10.9	6.1±3.6	5.8±2.4
	脊椎屈曲姿勢	18.5±10.1 *	12.3±7.9	38.7±16.2 *	2.7±3.1	39.1±16.9 *	7.2±7.4	6.0±2.9
若年 (n=5)	脊椎伸展姿勢	11.0±4.8	6.2±3.5	42.1±9.8	1.3±1.4	42.1±9.8	6.0±2.6	7.1±3.0
	脊椎屈曲姿勢	15.3±6.1	9.6±5.5	47.2±14.1	1.7±1.6	47.2±14.2	8.0±9.3	6.7±1.2
中年 (n=5)	脊椎伸展姿勢	20.8±7.8 †	15.6±7.5 †	24.4±4.4 †	3.7±4.3 †	27.4±6.4 †	6.2±4.5	4.5±2.3
	脊椎屈曲姿勢	21.1±12.2 †	15.1±9.1 †	31.0±13.9 †	3.7±3.9 †	31.8±15.5 †	6.6±5.0	5.4±4.1

*: p<0.05, vs. 脊椎伸展姿勢
†: p<0.05, vs. 若年

に短かった (p<0.05) (表2).

解析範囲における矢状面の肩関節角度は, 脊椎伸展姿勢および脊椎屈曲姿勢ともに伸展可動域内であった. 姿勢間の比較では, 屈曲相, 伸展相, 遊脚相において肩関節の矢状面の関節運動の最小値は, 有意な差が認められなかったが, 最大値は, 各相で脊椎伸展姿勢より脊椎屈曲姿勢の方が有意に大きかった (p<0.05). 肩関節内巻角度は, 姿勢間で有意な差は認めなかった (表3).

3.3 各結果における年齢比較について

平均脊椎角度の年齢間比較は, 脊椎屈曲姿勢では

有意な差を認めなかったが, 脊椎伸展姿勢では中年者より若年者の方が有意に小さかった (p<0.05) (表2).

移動時間の比較は, 有意な差は認めなかったが, 移動距離の比較では, 脊椎伸展姿勢, 脊椎屈曲姿勢ともに若年者に対し中年者が有意に短かった (p<0.05) (表2).

各相における年齢間の肩関節角度の比較では, 屈曲相では脊柱伸展姿勢, 脊柱屈曲姿勢の最大値, 最小値ともに中年者が若年者に比べ有意に大きかった (p<0.05). 伸展相では脊柱伸展姿勢, 脊柱屈曲姿

勢の最大値は、中年者が若年者に比べ有意に小さく、最小値は有意に大きかった ($p < 0.05$)。遊脚相では脊柱伸展姿勢、脊柱屈曲姿勢の最大値は中年者が若年者に比べ有意に小さかった ($p < 0.05$) が、最小値は、有意な差は認めなかった。肩関節内巻角度は、年齢間で有意な差は認めなかった (表3)。

4. 考察

移動時間は、脊椎屈曲姿勢に比べ脊椎伸展姿勢が有意に速かったが、年齢間比較では有意な差は認められなかった。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¹³⁾。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、移動時間に有意な差を認めたと考えられた。

移動距離において脊椎伸展姿勢は、脊椎屈曲姿勢よりも有意に短かった。これは、脊椎屈曲姿勢は、脊椎伸展姿勢に比べ一回の動作に対し上体を推進方向へ押し出す時間が長いことを示すと考えられる。小玉らは、健康成人大学生を対象に実施した異なる姿勢指示による上肢支持床上座位移動動作では、脊椎伸展姿勢に比べ脊椎屈曲姿勢の矢状面の肩関節運動角度の変化量が大きかったと報告している¹¹⁾。したがって、矢状面の肩関節運動角度の変化量が大きい脊椎屈曲姿勢は、一回の動作に対し上肢の使用時間が長くなるため、移動距離が長くなったと考えられた。しかし、年齢間比較で脊椎伸展姿勢、脊椎屈曲姿勢ともに若年者に比べ壮年者が有意に短かった。この結果より、年齢の差は移動距離に影響を与えることが示唆された。

以上より、脊椎屈曲姿勢は、脊椎伸展姿勢に比べ一回に押し出す時間が長くまた、加齢によりその時間が有意に短くなることから、年齢が増すにつれて脊椎屈曲姿勢での実施は、脊椎伸展姿勢に比べ1動作に対する肩関節へ与える負荷が大きくなる可能性が示唆された。

肩関節運動は、矢状面の運動で先行研究¹¹⁾と同様で脊椎伸展姿勢および脊椎屈曲姿勢ともに伸展可動域内での動作を示した。この結果より、上肢支持床上座位移動動作は、推進方向への移動時における矢状面の屈曲方向への肩関節運動は、体幹軸と平行程度であり伸展方向の運動が多い関節運動様式であることが明らかとなった。また、同期した床反力のZ軸より動作区分した結果、どの相においても脊椎屈曲姿勢は、脊椎伸展姿勢よりも肩関節伸展角度最大

値が有意に大きかった。姿勢の違いが、上肢運動に与える影響について Finley & Lee¹⁴⁾ や野村ら¹⁵⁾ 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。したがって、脊柱の後弯姿勢を意識させた脊柱屈曲姿勢は、肩甲骨の前傾角度および上方回旋角度の増大を認めると考えられる。また、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る¹⁶⁾。したがって、端坐位に比べ脊柱の後弯角度もより大きくなり、代償による肩甲骨帯への影響を受けやすくなり、各相において肩関節伸展角度最大値が有意に大きかったと考えられた。

肩関節運動における各相の年齢間比較では、屈曲相において最大値、最小値ともに若年者に比べ中年者が有意に大きく、伸展相では最大値は若年者に比べ中年者が有意に小さく、最小値は有意に大きかった。遊脚相においては最大値が若年者に比べ中年者が有意に小さかった。本研究では、数値が小さいほど屈曲方向へ、大きいほど伸展方向への矢状面における肩関節運動角度を示す。したがって、手接地から初期動作を促す屈曲相において最大値、最小値ともに若年者に比べ中年者が有意に大きかったことは、矢状面での屈曲角度が低く伸展角度が動作初期から大きいことが示唆される。年齢差における身体的変化に関する報告では、体組成計を用いた大サンプル数の調査により下肢は20歳代頃より著明な減少を、上肢は高齢期より緩やかな減少を、体幹部は中年期頃まで微量な増加あるいは横ばい状態から減少を呈し加齢に伴い筋量が減少するが明らかになっている¹⁷⁾。そして敏捷性や柔軟性、持久性の体力・運動能力もまた青年期をピークにその後加齢に伴い低下していくことが明らかになっている¹⁸⁻²⁰⁾。したがって、中年者の動作初期から肩関節伸展角度が大きい要因の1つとして、本研究動作は長座位姿勢であったため加齢に伴う下肢筋の筋力低下や柔軟性の低下に伴う脊柱の後弯誘導により肩関節の屈曲角度が制限されたと考えられた¹⁶⁾。その後の伸展相および遊脚相の最大値は、若年者に比べて有意に小さく、伸展相の最小値が大きかった。これは、動作開始時から矢状面での肩関節伸展角度を有するため、その後の動作において肩関節伸展動作を促すことが出来にくいと考えられた。

以上より、脊椎屈曲姿勢での床上座位移動動作では伸展角度が大きく、また年齢が増すことで動作初期の屈曲相から伸展相にかけて肩関節伸展角度が大

きかったことから、年齢が増した対象者が、骨盤を後傾させ背中を丸めるような姿勢での上肢支持床上座位移動動作の取り組みは、肩関節前面への負荷を受ける可能性が示唆された。したがって、インクルーシブスポーツ体験会でのシッティングバレーや教育手法内で上肢支持床上座位移動動作を実施する際は、肩関節前面の可動性の向上を促すストレッチや実施姿勢においては出来る限り背中を丸めず胸を張る姿勢での実施を促すことで、運動の軸となる肩関節の怪我を予防する一要因になることが考えられた。近年、健常者を対象にインクルーシブスポーツ体験会でのシッティングバレーや教育手法の1つとして障害疑似体験動作を通じて障害の理解を深める機会が増えつつある中、健常者を対象にした障害疑似体験動作の動作特性も明らかになっていない現状で本研究は、バイオメカニクス学的視点から健常者および年齢による影響も含め検討したものであり、怪我の予防に寄与できる重要な研究結果であると考えられた。

5. 本研究の限界と今後の課題

本研究は、健常者を対象に実施した上肢支持床上

座位移動動作を床反力データより動作区分を行い、バイオメカニクスの手法を用いて解析した。障害疑似体験動作やインクルーシブスポーツ体験会で実施するシッティングバレーでは、幅広い年齢層の対象者が参加、実施をする。したがって加齢に伴う筋力、柔軟性の低下を要因とし脊椎が後湾した姿勢かつ肩関節の可動性が低下した状態での上肢支持床上座位移動動作は、胸を張るような脊椎伸展姿勢に比べ肩関節に対し過負荷を与える可能性が予想されたが、今回の研究では可動性の低下を与えている因子が、加齢に伴う筋力または柔軟性の低下であるか検討をしていない。また、どの筋に、どれだけの負担が加わるかについても検討はしていない。

今後の課題は、筋力および柔軟性の低下が上肢支持床上座位移動動作時の肩関節運動及ぼす影響や、筋の負担については表面筋電計を用いて明らかにする必要がある。また、今回は健常者における上肢支持床上座位移動動作に対する分析であった。しかしながら、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等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あるため、同障害を持つ被験者における動作の検討も必要である。

倫理的配慮

本研究の実施にあたり、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、同意の上研究への参加協力を得た。なお、本研究は環太平洋大学研究倫理委員会より承認を得た（承認番号：IPU 倫理21-009）。

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) 小玉京士朗：障がい者スポーツによる学生の意識変化に関する研究。環太平洋大学研究紀要, 13, 55-59, 2018.
- 3) 永浜明子, 藤村弘子：アダプテッド・スポーツ体験による大学生の意識変化に関する事例報告（第Ⅰ報）。大阪教育大学紀要, 60(1), 39-40, 2011.
- 4) 永浜明子：アダプテッド・スポーツ体験による大学生の意識変化に関する事例報告（第Ⅱ報）。大阪教育大学紀要, 60(2), 31-44, 2012.
- 5) 小玉京士朗, 早田剛, 清水健太, 降屋丞, 桂秀樹, 古山喜一, 河合洋二郎：ブラインドサッカーによる学生の意識変化に関する研究。環太平洋大学研究紀要, 12, 113-118, 2018.
- 6) 松尾哲矢, 依田珠江, 河西正博, 和秀俊：車椅子運動が子どもにもたらす生理的・社会心理的効果に関する研究。笹川スポーツ研究, 2(1), 222-229, 2013.
- 7) 山田雅之：共生社会を目指したインクルーシブスポーツの実践。神奈川大学心理・教育研究論集, 47, 207-217, 2020.
- 8) 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.

- 9) 小玉京士朗, 早田剛, 宮川健: アンケート調査からみた上肢支持床上座位移動動作時における身体負担部位の特徴. 川崎医療福祉学会誌, 31(1), 245-250, 2021.
- 10) 有馬知志, 浦辺幸夫, 鈴木雄太, 小宮諒, 福井一輝, 田城翼, 前田慶明: 体幹傾斜角度と腰椎彎曲角度がシッティングバレーボールを想定した座位姿勢での選択反応時間におよぼす影響. 理学療法の臨床と研究, 30, 47-51, 2021.
- 11) 小玉京士朗, 早田剛, 宮川健: 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. 川崎医療福祉学会誌, 30(2), 557-563, 2021.
- 12) 厚生労働省: 21世紀における国民健康づくり運動(健康日本21)について報告書. https://www.mhlw.go.jp/ww1/topics/kenko21_11/pdf/all.pdf, 2000. (2022.2.19確認)
- 13) 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.
- 14) 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.
- 15) 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.
- 16) 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.
- 17) 谷本芳美, 渡辺美鈴, 河野令, 広田千賀, 高崎恭輔, 河野公一: 日本人筋肉量の加齢による特徴. 日本老年医学会雑誌, 47(1), 52-57, 2010.
- 18) 丸山仁司: 老年者の運動機能. 理学療法のための運動生理, 7(3), 145-150, 1992.
- 19) 衣笠隆, 長崎浩, 伊東元, 橋詰謙, 古名丈人, 丸山仁司: 男性(18~83歳)を対象にした運動能力の加齢変化の研究. 体力科学, 43(5), 343-351, 1994.
- 20) スポーツ庁: 令和2年度体力・運動機能調査結果の概要(速報). https://www.mext.go.jp/sports/b_menu/toukei/chousa04/tairyoku/kekka/k_detail/1421920_00002.htm, 2021. (2022.3.10確認)

(2022年6月16日受理)

Effects of Different Posture Instructions on Shoulder Joint Movement During Scooting Movement on the Floor When Using the Upper Limbs: Comparison of Young and Middle-Aged Subjects

Keijiro KODAMA, Gou HAYATA and Takeshi MIYAKAWA

(Accepted Jun. 16, 2022)

Key words : scooting movement, inclusive sports, biomechanics

Abstract

Scooting movement on the floor by upper limbs is one of the movements to simulate disability. The purpose of this study is to examine the movement characteristics of the upper limb support floor scooting movement, which is one of the simulated experience movements of disability, from the movement category and the effect of age. The subjects were 10 healthy adult men (5 young and 5 middle-aged). The measurements were examined using 3D motion analysis and ground reaction force. The following results were obtained. The spinal flexion posture had a significantly slower movement time than the spinal extension posture, and the one-time movement distance was significantly longer ($p < 0.05$). The angle of the shoulder joint in the scooting movement on the floor by upper limbs was within the extension range in both postures, and the spinal flexion posture was significantly larger than the spinal extension posture ($p < 0.05$). The shoulder joint angle during scooting movement was significantly larger in middle-aged people than in young people in both the maximum and minimum values in the flexion phase ($p < 0.05$). In the extension phase, the highest value was significantly higher in young people than in middle-aged people, and the lowest value was significantly smaller in young people than in middle-aged people ($p < 0.05$). In the swing phase, the highest value was significantly higher in young people than in middle-aged people ($p < 0.05$). From the above, it was suggested that the spinal flexion posture significantly increases the shoulder joint extension angle, but may cause joint angle limitation due to aging.

Correspondence to : Keijiro KODAMA

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

(Kawasaki Medical Welfare Journal Vol.32, No.1, 2022 229 – 236)