

博士<健康科学>論文

上肢支持による床上座位移動動作に関する
バイオメカニクス学的研究

2023年3月

小玉京士朗

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

目次

第1章 序論.....	3
第1節 研究意義.....	4
第2節 床上移動動作の動作特性に関する研究.....	5
第3節 上肢支持床上座位移動動作と外傷・障害に関する研究.....	6
第4節 研究目的.....	6
第5節 論文構成.....	7
第2章 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.....	8
第1節 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について(実験1).....	9
第1項 背景.....	9
第2項 目的.....	9
第3項 方法.....	9
第4項 結果.....	12
第5項 考察.....	14
第6項 まとめ.....	16
第3章 上肢支持床上座位移動動作のバイオメカニクス学的視点からの検討.....	17
第1節 姿勢指示の違いが上肢支持床上座位移動に与える影響について(実験2).....	18
第1項 背景.....	18
第2項 目的.....	20
第3項 方法.....	20
第4項 結果.....	22
第5項 考察.....	25
第6項 まとめ.....	27
第2節 動作区分からみた異なる移動姿勢における上肢支持床上座位移動時の動作特性(実験3).....	27
第1項 背景.....	27
第2項 目的.....	28
第3項 方法.....	28
第4項 結果.....	31
第5項 考察.....	32
第6項 まとめ.....	34
第4章 年齢差からみた異なる移動姿勢における上肢支持床上座位移動動作の特徴.....	35
第1節 年齢差による上肢支持床上座位移動の動作特性(実験4).....	36
第1項 背景.....	36
第2項 目的.....	36
第3項 方法.....	36
第4項 結果.....	39

第5項 考察.....	41
第6項 まとめ.....	42
第5章 身体障害者の上肢支持床上座位移動動作の特徴（一症例報告より）	43
第1節 両下腿切断者における上肢支持床上座位移動動作の特徴(実験5).....	44
第1項 背景.....	44
第2項 目的.....	44
第3項 方法.....	45
第4項 結果.....	48
第5項 考察.....	54
第6項 まとめ.....	56
第6章 結論.....	57
第1節 総括.....	58
第2節 結語.....	60
第3節 上肢支持床上座位移動動作に対する障害予防法の提案.....	61
参考文献.....	65
謝辞.....	72

第 1 章

序論

第1節 研究意義

障害者と健常者が融合した共生社会の実現にむけ、国内の各地域では障害や障害者の理解および浸透を目的としたパラスポーツ¹⁾や障害疑似動作等の体験会の普及活動がなされている。パラスポーツや障害疑似体験動作の取り組みの効果について、健常者を対象にパラスポーツの体験前後で障害や障害者に対する意識変化の調査を行ったところ、障害や障害者に対する否定的な意識が有意に減少した報告²⁾や、実施前後で障害や障害者に対し接する意識が有意に高くなった報告³⁻⁶⁾など、障害者と直接的な交流を持つことが困難な状況にあってもパラスポーツや障害疑似体験動作の取り組みが、障害や障害者に対する理解および認知の浸透に影響を与えることが明らかになっている。このような先行研究の結果より近年では、教育手法の1つとしてパラスポーツや障害疑似体験動作を体験型学習として取り込む傾向が見受けられる⁷⁾。

障害疑似体験動作の1つに床上座位移動動作がある。床上移動動作は、床上を座位または膝立ちで移動する動作であり2種の這う姿勢と3種の座位姿勢に分けられる⁸⁾。床上座位移動動作は、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り下肢機能の不全を伴い歩行能力が不能に陥った人のリハビリテーションや日常生活動作等で使用することが多い。そのため先行研究では、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⁹⁾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であった¹⁰⁾など臨床的效果について検討したものが多い。しかし、床上移動動作を対象に定量的評価手法を用いて動作特性について検討をした研究は少ない。

この床上移動動作の1つに上肢支持による床上座位移動動作（以下：上肢支持床上座位移動動作）がある。この動作は、パラスポーツのシッティングバレーボールや障害の理解および認知の浸透を目的とする教育手法内の障害疑似体験動作の1つとして用いられる。動作

様式は、臀部を床面に接地した状態で上肢の力を主に使用して床上を座位移動する形態である。筆者は、県内の障害者スポーツ協会普及促進に従事しており、種々のパラスポーツ体験会を通じて健常者に対し障害の理解および認知の浸透やパラスポーツ普及促進活動を行っている。その体験会でも障害疑似体験動作として上肢支持床上座位移動動作を実施するが、体験会終了後に参加者からの意見や感想等で関節や筋の違和感を伺うことがある。その訴えは、学生や中年など幅広い対象者から伺うため、動作時の移動姿勢に原因があるのではと考えている。したがって、国内の各地域で取り組みが増えつつあるパラスポーツ体験会や、教育内における障害の理解および認知の浸透を目的とした障害疑似体験動作の実施に際し、動作特性を把握していない状況下での取り組みは、関節や筋に過度な負担を与え外傷・障害の発生につながる可能性も懸念される。

第2節 床上移動動作の動作特性に関する研究

床上移動動作の動作特性について篠原ら⁸⁾は、四つ這い、三つ這い、いざり這い移動について健常者を対象に移動時における上肢および下肢の筋活動について検討した結果、三つ這い、いざり這い移動は、四つ這い移動時の筋活動よりも大きく、特に健側の上腕三頭筋、三角筋、患側の腰部背筋、大腿筋膜張筋に大きな筋活動がみられたと報告している。また、芋川ら¹¹⁾は、加速度計を用いて歩行と上肢および下肢の筋力を使用せずに骨盤の回旋運動のみで移動する長座位いざり這い移動の重心軌跡の偏移、ケイデンス、歩幅について比較、検討をしたところ、長座位いざり這い移動は、歩行と部分的に類似した下部体幹運動を再現しつつ、左右方向の動きが強調された運動様式であると報告している。これら床上移動動作の動作特性に関する研究において各種床上移動時における主要筋群の筋活動や、長座位いざり這い移動時の重心軌跡や速度、ケイデンスの特徴については明らかになったが、パラスポーツ体験会や障害の理解および認知の浸透を目的とした教育手法内で障害疑似体験動作として使用される上肢支持床上座位移動動作の動作特性は明らかではない。

第3節 上肢支持床上座位移動動作と外傷・障害に関する研究

上肢支持床上座位移動動作を使用したスポーツの1つにシッティングバレーボールがある。シッティングバレーボールは、下肢離断および切断、膝や足などの関節疾患や先天性疾患、ポリオ等による下肢機能に障害を持った人を中心とした座った状態でのバレーボール競技である¹²⁾。座って実施する競技特性から、国際大会やパラリンピックは障害者のみの出場となるが、国内では健常者と障害者が分け隔たり無く出来るスポーツとして近年は、パラスポーツ体験会¹³⁾や障害の理解および認知の浸透を深めることを目的とした授業⁷⁾等で実施されている。この上肢支持床上座位移動動作を主動作とするシッティングバレーボールの外傷・障害に関する報告では、移動動作の軸となる肩関節を中心とした上肢痛の訴えが多く、痛みを訴えた損傷形態では、筋や腱などの軟部組織が多かったことが報告されている¹⁴⁻¹⁶⁾。しかしながら、これらの報告は移動動作のみならずアタックやサーブ動作などの競技特有の動作も含まれるため、上肢支持床上座位移動動作による外傷・障害とは考えにくい。

第4節 研究目的

国内の各地域で取り組みが増えつつあるパラスポーツ体験会や障害の理解および認知の浸透を目的とした教育手法で実施する障害疑似体験動作において動作特性を把握していない状況下での取り組みは、関節や筋に過度な負担を与え外傷・障害の発生につながる可能性も懸念される。そして痛みや違和感の発生は、障害の理解および認知の浸透を目的とする体験会やパラスポーツの普及活動への参加を遠ざける可能性も予想される。本研究は、障害の理解および認知の浸透を目的に実施されるパラスポーツや教育内で取り組む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着目し、バイオメカニクス学的視点から動作特性を明らかにするとともに、動作中の姿勢の違いが実施者の外傷・障害に及ぼす影響について検討することを目的とした。

第5節 論文構成

本論文の構成は以下に示す通りである。

第2章では、上肢支持床上座位移動動作時に使用する筋の部位の特徴を明らかにすることを目的に、パラスポーツ体験会およびオリンピック・パラリンピック教育の参加者を対象に独自で作成したアンケートを使用し検証を行った。

第3章では、第2章で得られた知見をもとに異なる移動姿勢における上肢支持床上座位移動動作の動作特性を明らかにすることを目的にバイオメカニクス学的視点から検証を行った。第1節では、健常成人男性を対象に三次元動作解析装置、筋電計、床反力計を用いて異なる移動姿勢間における上肢支持床上座位移動動作の動作特性について検証を行った。しかしながら、関節や筋損傷は、荷重状態のみならず非荷重状態でも発生するため第2節では、動作特性をより詳細に検討することを目的に、床反力データから動作区分を設定し、動作の一周期間における異なる移動姿勢間の動作特性について検証を行った。

パラスポーツや障害の理解および認知の浸透を目的とした障害疑似体験動作を使用する体験会は、幅広い年齢層を対象に実施される。年齢が身体機能に与える影響は明らかになっている。そこで第4章では、年齢差による上肢支持床上座位移動動作に与える影響を明らかにすることを目的に第3章の第2節と同じ実験設定で若年者と中年者との動作特性の検証を行った。

第5章では、日頃から上肢支持床上座位移動動作を用いる機会が多い肢体不自由の被験者を対象にバイオメカニクス学的視点から健常者との動作特性の違いについて検証を行った。

第6章では、検証による知見を総括し、その知見で得られた結果による上肢支持床上座位移動動作に対する外傷・障害の予防エクササイズを提案を行った。

第2章

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

第1節 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について(実験1)

第1項 背景

床上移動動作の中に、臀部を床面に接地し上肢の力で床上を座位移動する上肢支持床上座位移動動作がある。本動作は、パラスポーツ体験会や障害の理解および認知の浸透を目的とした授業内における障害疑似体験動作の1つとして取り入れられている。上肢支持床上座位移動動作による身体箇所負担や障害について検討した報告に、上肢支持床上座位移動動作を使用しバレーボールを行うシッティングバレーボールの外傷・障害報告がある^{14,15)}。しかしこれらの報告は、アタックやサーブ動作などの競技特有の動作も含まれるため上肢支持床上座位移動動作のみによる身体負担箇所の情報とは言えない。また、パラスポーツ体験会や障害疑似体験動作では、年齢や障害の有無、異なる身体状態など幅広い対象に対し実施される。そのため、筋力低下や異常姿勢反射の影響により実施中の座位姿勢も異なる¹⁷⁾ことが予想される。姿勢と外傷・障害の関係では、脊椎の彎曲角度によって腰部痛につながる¹⁸⁾ことや、運動連鎖の視点から腱板断裂の要因にもつながる¹⁹⁾ことが報告されている。したがって、移動姿勢と身体の使用負担部位の特徴が明らかになっていない中で、日頃の動作では実施することがないパラスポーツ体験会や障害疑似体験動作による上肢支持床上座位移動動作の取り組みは、外傷・障害の発生につながる可能性も懸念される。

第2項 目的

本研究は、異なる移動姿勢間での上肢支持床上座位移動動作における使用する筋部位の傾向を明らかにすることを目的とした。

第3項 方法

パラスポーツ体験会およびオリンピック・パラリンピック教育の参加者を対象とし、上肢支持床上座位移動動作の実施が、身体のどの筋を使用するかを把握するために、独自で作成したアンケート調査を用いて検討した。本研究の実施にあたり、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 20-決 010）。

被調査者は、パラスポーツ体験会およびオリンピック・パラリンピック教育に参加者 197 名（男性 153 名，女性 44 名，平均年齢 21.2 ± 7.9 歳）とした。本調査に対するインフォームド・アセントは，本調査実施前に研究代表者より被調査者へ口頭にて調査内容について説明を行った。動作実施後のアンケート調査時に再度研究代表者より口頭および書面にて調査内容の説明を行った。アンケート調査の回答の有効性は，本研究に関する同意欄にチェックがあるものかつ質問内容に準じた回答が得られているものとし，同意欄にチェックがないものまたは未回答箇所があるものは有効回答から除外した。

被調査者には，事前に十分なウォーミングアップを実施させた後に上肢支持床上座位移動動作をさせた。実施する上肢支持床上座位移動動作時の姿勢は，長座位姿勢とした。実施に用いた長座位姿勢は，股関節の屈曲角度を 90° 屈曲位に保ち胸を張るように意識させた座位姿勢（以下：脊椎伸展姿勢）と股関節の屈曲角度を 110° 程度に保ち背中を丸めるように意識させた座位姿勢（以下：脊椎屈曲姿勢）の 2 種類とし，研究実施者の指示によりどちらかの長座位姿勢による上肢支持床上座位移動動作を実施させた。各姿勢の指示は被験者別に無作為とした。

上肢支持床上座位移動動作は，5m 間隔の範囲を 30 秒間の前方移動とした（図 1）。実施動作の条件は，下肢は膝伸展位の長座位姿勢とし膝を曲げないようにすること，脚力を使用せず動作時に臀部が床面から離れないこと，自分の中で最も速い速度で移動することとした。実施中は，もう一方の被調査者に実施動作条件から逸脱しないように実施するペアに注意を促すように指示をした。30 秒間の上肢支持床上座位移動動作実施後に独自で作成した無記名式アンケート調査を用い，同動作時に使用したと感じる筋の部位をアンケートの身体のイラストに○で囲み回答させた（図 2）。なお，使用したと感じる筋の部位は，複数回答可とした。検討項目は，移動姿勢の違いによる使用する筋の比較，性別における使用する筋の比較とした。

各項目に対する統計処理は，クロス集計後，カイ二乗検定を用いた。統計処理ソフトは，エクセル統計を用い，有意水準は 5% 未満 ($p < 0.05$) とした。

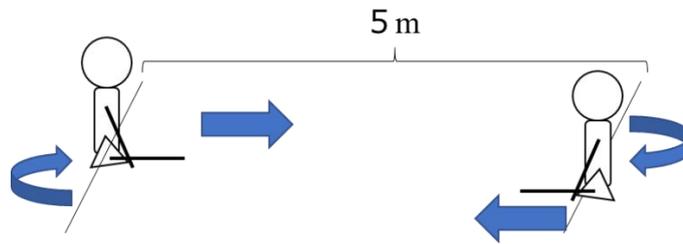


図 1. 測定方法

本アンケートの実施目的および協力者の個人情報について。
実施責任者：埼玉海洋大学 小玉京士郎

1. 本アンケート調査は、本日実施をさせて頂きました上肢支持による床上座位移動動作の実施時における身体の仕組みについて検討するために実施致します。
2. アンケート協力者の方は、アンケート調査に協力中、協力した後でも自由に協力を撤回、中止することが出来ます。
3. アンケート結果は、本事業の報告、研究発表に使用し第三者への提供は致しません。
4. 調査結果を学術目的のために学会や論文に公表する場合においても、個人情報を厳重に保管し、個人名が特定されないよう無記名式のアンケート用紙を使用しプライバシーに関する情報を公表ならび外には出しません。
5. 個人情報が記載されているアンケートは、施錠ロッカーにて保管し個人情報の漏洩を防止致します。

以上、上記の内容に同意を頂いた方につきましては下記同意欄所に印を記入の上アンケート調査に御協力を頂きたくお願い申し上げます。

同意致します。

令和 年 月 日

性別： 男 女 年齢： 歳

「インクルーシブスポーツ」という名称を今までに聞いたことはありますか？
 ある ない

「インクルーシブスポーツ」を今まで実施したことはありますか？
 ある ない

「ある」とお答えになった方に質問です。その際どのようなスポーツ（運動）をされましたか？簡易的で構いませんので下記の空欄に実施した内容をお答えください。

裏面へお願い致します。

本日、実施しました腕を使った床での座位移動動作にて「よく使った」と思う身体はどこですか？下のイラスト上の**よく使ったと思う部位すべてに**○を付けてください。

本日実施した感想を直しければ幸いです。

以上となります。ご協力ありがとうございました。

図 2. アンケート調査用紙

第4項 結果

アンケートの有効回答数（率）は、161名（81.7%）であった。アンケートの有効回答数161名のうち、脊椎伸展姿勢での実施者は81名（50.3%）、脊椎屈曲姿勢での実施者は80名（49.7%）であった（表1）。上肢支持床上座位移動動作において使用した筋の回答件数は404件で、上腕部178件（44.1%）が最も多く、次いで腰腹部77件（19.1%）、胸背部54件（13.4%）の順であった（図3）。

表1.アンケート回答者の属性

		脊椎伸展姿勢	脊椎屈曲姿勢
人数（人）		81	80
内訳	男性（人）	60	61
	女性（人）	21	19
年齢（歳）		22.2±8.7	21.5±8.0

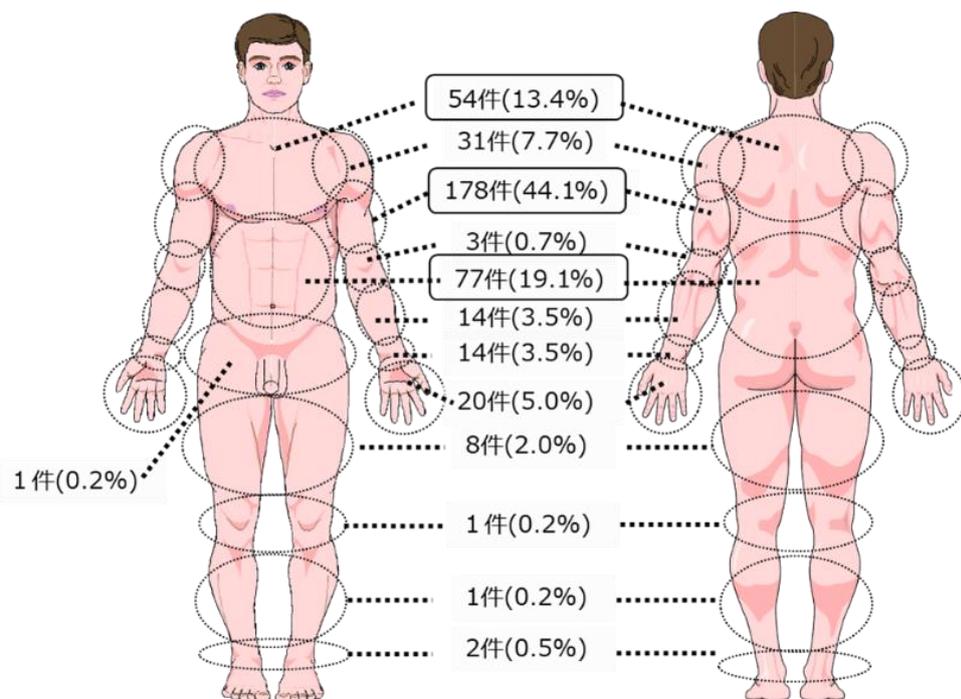


図3. 上肢支持床上座位移動動作における身体負担部位（大区分）の件数および割合

上肢支持床上座位移動動作の移動姿勢の指示別において使用したと感じる筋の部位で有意な差は認めなかった。脊椎伸展姿勢時に使用したと感じる筋の部位は、214 件であり上腕部（後）40 件（18.7%）が最も多く、次いで上腕部（前）39 件（18.2%）、腹部 30 件（14.0%）、肩甲背部 26 件（12.1%）、腰臀部 20 件（9.3%）の順であった。脊椎屈曲姿勢時における上肢支持床上座位移動動作で使用したと感じる筋の部位は、190 件であり上腕部（後）63 件（33.2%）が最も多く、次いで上腕部（前）36 件（18.9%）、肩甲背部 20 件（10.5%）、腹部 18 件（9.5%）、肩関節部（前）13 件（6.8%）の順であった。（図 4）。

性別間における上肢支持床上座位移動動作時に使用したと感じる筋の部位について有意な差は認めなかった。女性では、106 件のうち上腕部（前）22 件（20.8%）が最も多く、次いで上腕部（後）20 件（18.9%）、肩甲背部 17 件（16%）、腹部 14 件（13.2%）の順であった。姿勢間で有意な差は認めなかった。男性は 298 件のうち上腕部（後）83 件（27.9%）が最も多く、次いで上腕部（前）53 件（17.8%）、腹部 34 件（11.4%）、肩甲背部 29 件（9.7%）の順であった。性別での姿勢間の比較でも有意な差は認めなかった（図 5,6）。

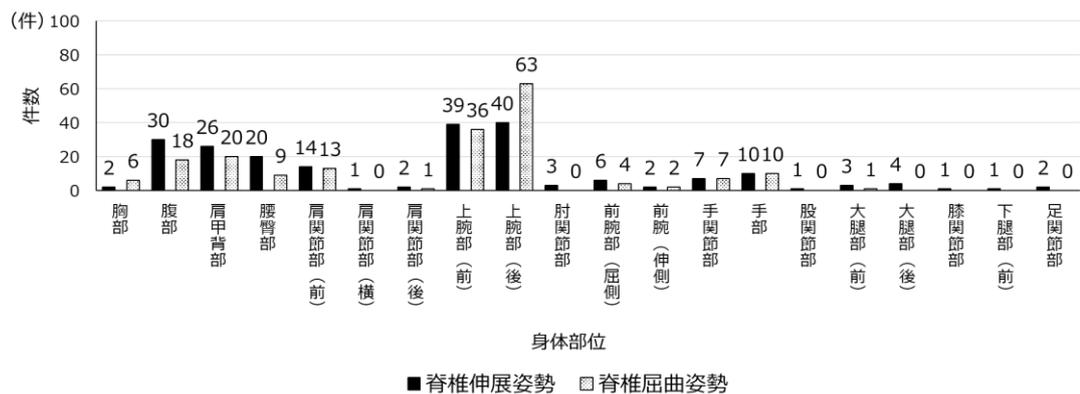


図 4. 異なる移動姿勢指示による上肢支持床上座位移動動作の身体負担部位（細区分）の件数

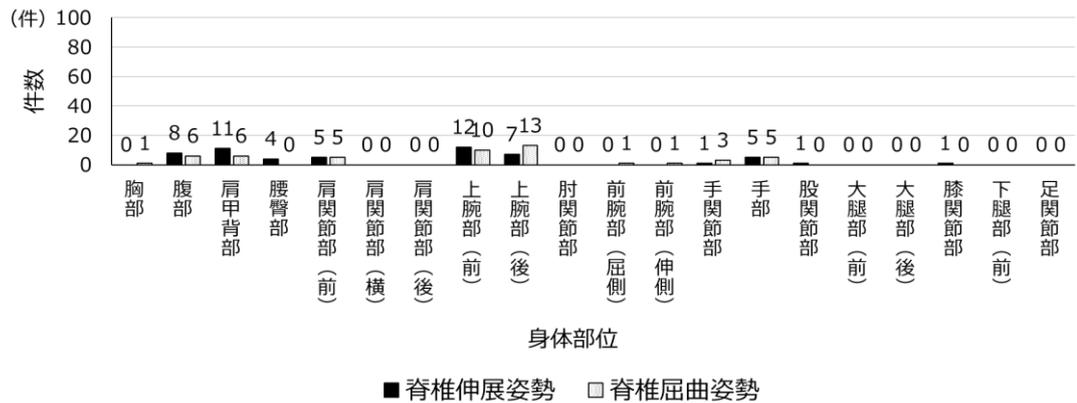


図 5. 異なる移動姿勢指示による上肢支持床上座位移動動作の身体負担部位（細区分）の件数（女性）

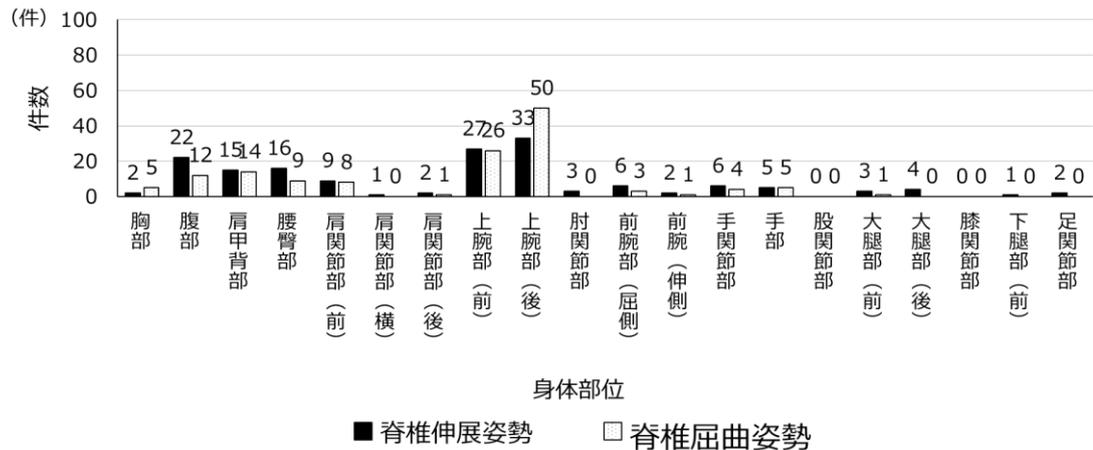


図 6. 異なる移動姿勢指示による上肢支持床上座位移動動作の身体負担部位（細区分）の件数（男性）

第 5 項 考察

調査結果より、上肢支持床上座位移動動作では上腕部の筋を使用した件数が最も多かった。この結果は、性別間においても相違はなかった。上腕部の筋には、上腕二頭筋、上腕筋、烏口腕筋、上腕三頭筋がある。中でも上腕二頭筋長頭および上腕三頭筋は、肩甲骨から前腕を構成する橈骨、尺骨まで付着する二関節筋であり、肩関節および肘関節の運動に寄与する^{18,20)}。今回、実施した長座位での上肢支持床上座位移動動作は、上肢帯で身体を支持しつつ

前方へ押し出すような推進移動をする動作であったため、関節の可動性に関わる上腕二頭筋や上腕三頭筋などの上腕部の筋の使用件数が多かったと考えられた。

移動姿勢の指示別における上肢支持床上座位移動動作時に使用したと感じる筋の部位比較では、ともに上腕部（後）の使用が最も多く、次いで上腕部（前）の順であった。脊椎伸展姿勢では上腕部の筋の使用に次いで腹部、肩甲背部、腰臀部といわゆる体幹筋群を使用する特徴を認めた。床上における膝関節伸展位での長座位姿勢は、高さのある座面に膝関節を屈曲し腰を掛けた姿勢（以下：端坐位）に比べ、ハムストリングスの筋の伸張力が加わりやすく、骨盤に付着する大腿二頭筋の柔軟性が低ければ筋の伸長力により骨盤は後傾位に促される²⁰⁾。そのため、ハムストリングスの柔軟性が低い対象者が長座位姿勢を実施した際、ハムストリングスの伸長力を低下させるために膝関節を曲げ姿勢を保つことが多くなる。本研究では、2人1組で指定された姿勢および動作実施条件から逸脱しないようにペアに注意を促すように指示した。したがって、脊椎伸展姿勢における長座位での上肢支持床上座位移動動作では、膝関節伸展位による大腿二頭筋をはじめとするハムストリングスの伸長力で骨盤後傾位が促されるに対し、指定された姿勢を持続的に保持するため腹部および腰臀部への過負担が加わり、脊椎屈曲姿勢に比べいわゆる体幹筋群を使用する割合が多かったと考えられた。脊椎屈曲姿勢では上腕部の筋の使用に次いで肩甲背部、腹部、肩関節部といわゆる上肢帯の筋を使用する特徴を認めた。姿勢の違いによる長座位での上肢支持床上座位移動動作についてバイオメカニクス学的知見から検討した報告によると、矢状面上の運動は脊椎伸展姿勢より脊椎屈曲姿勢の方が、肩関節の伸展方向への変化量が有意に大きかったと報告されている²¹⁾。また、姿勢の違いによる肩甲帯に与える影響について Finley & Lee²²⁾や野村ら²³⁾は、端坐位時における直立姿勢から後彎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椎屈曲姿勢は、胸郭の狭小傾向をみとめ、肩甲骨の前傾角度および上方回旋角度の増大を生じ上腕をはじめとする屈筋群が活動しやすくなると推察される。結果、前方への推進移動の際に上腕部を中心とする筋および、推進移動時の体幹の安定化に働く肩甲背部、腹筋の使用を訴える割合が多かったと考えられた。

性別間における使用する筋部位では有意な差は認められなかったが、女性は脊椎伸展姿勢時に肩甲帯の筋の使用感を訴えることが 2 番目に多かった。これは上肢帯の筋で押し出す実施動作において、性別における筋力、関節の柔軟性が関与すると考えられたが、本実験では移動姿勢の違いおよび性別間における使用筋の違いについて明らかにすることを目的としたため、筋力や柔軟性についての評価はしていないため今後の検討とする。

以上のことから、上肢支持床上座位移動動作では両姿勢とも上腕部の筋の使用が最も多く、股関節を 90°屈曲位に保ち胸を張るように意識させた脊椎伸展姿勢では腹部および腰臀部のいわゆる体幹筋群に、股関節の屈曲角度を 110°程度に保ち背中を丸めるように意識させた脊椎屈曲姿勢では、肩甲背部や肩関節部のいわゆる上肢帯の筋を使用する傾向が示唆された。

第 6 項 まとめ

本章は、異なる移動姿勢における上肢支持床上座位移動動作時の使用する筋部位の傾向を明らかにすることを目的にアンケート調査を実施した。障害の理解および認知の浸透を目的としたパラスポーツ体験会や障害疑似体験動作を用いた教育手法は、年齢や障害の有無、異なる身体状態など幅広い対象によって実施される。そのため、移動時の座位姿勢も異なることから、使用する筋部位にも違いがあると仮定し、2 つの異なる移動姿勢指示による上肢支持床上座位移動動作を実施し、使用したと感じる筋部位を動作実施後、独自で作成したアンケートを用いて調査した。結果、両姿勢とも上腕部の筋を最も使用することが明らかになった。また、動作時の股関節角度直角位とし胸を張るように意識させた脊椎伸展姿勢は腹部および腰臀部のいわゆる体幹筋群を、股関節軽度屈曲位とし背中を丸めるように意識させた脊椎屈曲姿勢は、肩甲背部や肩関節部のいわゆる上肢帯の筋を使用することが明らかになった。

第3章

上肢支持床上座位移動動作のバイオメカニクス学的視点 からの検討

障害の理解および認知の浸透を深める目的で実施するパラスポーツ体験会や障害疑似体験動作の実施は年齢や障害の有無，異なる身体状態など幅広い対象に対し実施される．そのため，実施者の筋力や筋の柔軟性により脊椎の彎曲角度が異なり，上肢支持床上座位移動動作時の座位姿勢も異なると推測される．第2章では，上肢支持床上座位移動動作時に運動の軸となる上肢帯の筋の使用が最も多く，移動姿勢が異なることで使用する筋の部位が異なることが明らかになった．そこで第3章では，動作を実施する際に異なる移動姿勢の指示を与え，姿勢の違いが上肢支持床上座位移動動作に与える影響についてバイオメカニクス学的視点から明らかにすることを目的に，以下の実験を行った．

第1節 姿勢指示の違いが上肢支持床上座位移動に与える影響について(実験2)

第1項 背景

二足歩行である人間が床上を移動する代表的な手段として歩行が挙げられる．したがって，健常者^{24,25)}や障害者^{26,27)}，小児²⁸⁾や高齢者²⁹⁾等と幅広い対象層に対し定量的評価手法を用いた検討は多く，種々の身体状態における動作特性は明らかである．しかしながら，先天的な要素または交通事故等により歩行不能になった場合，脚に代わる身体部位を使用し移動をすることになる．その移動手段³⁰⁾の1つに上肢支持床上座位移動動作が挙げられる．上肢支持床上座位移動動作は，臀部を床面に接地した状態で上肢の力で身体を支え床上を座位姿勢で移動する様式であり近年では，障害の理解および認知の浸透を深めることを目的としたパラスポーツ体験会や障害疑似体験動作の1つとして用いられている．パラスポーツ体験や障害疑似体験動作の参加者は，性別や年齢，身体状態が異なり幅広い対象に取り組まれるため，年齢や障害によっては筋力や柔軟性の低下，異常姿勢反射等の影響を伴い実施動作中の移動姿勢も異なる¹⁷⁾と考えられる．座位姿勢の軸となる脊椎の彎曲角度と加齢に関する先行研究では，青年層を対象にスパイナルマウスを使用し脊椎の彎曲角度を計測した結果，青年期でも身体の柔軟性がない者ほど円背傾向を呈する³¹⁾や，加齢に伴い腰背部筋の筋力低下により胸椎後彎が強くなり腰椎の生理的前彎が減少することで円背姿勢を呈すると示唆している報告³²⁾がある．したがって，座位姿勢の主軸となる脊椎の彎曲角度

は、体幹筋力や骨盤も含む下肢帯の柔軟性が大きく関わる事が明らかである³³⁾。また、座位姿勢の違いが上肢支持床上座位移動動作の運動の軸となる上肢帯の運動に与える影響について Finley & Lee²²⁾や野村ら²³⁾は、端坐位時において直立姿勢から後彎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、内旋角度の増加を認めたと報告しており、他の先行研究においても胸椎後彎が増大した円背姿勢では上肢挙上時に肩甲骨および肩甲上腕関節に異常運動が生じると報告³⁴⁾されている。したがって、上肢支持床上座位移動動作時の座位姿勢の違いにより運動の軸となる肩関節の可動性が異なることが推測される。

床上移動動作時の筋活動に関する先行研究⁸⁾において、健常者を対象とした床上移動動作時の三つ這い、四つ這い、いざり動作時における各筋活動で、三つ這いならびにいざり動作で特に強い活動を必要とする筋は、健側の上腕三頭筋、三角筋、患側腰部背筋、健側大殿筋、大腿筋膜張筋であったと報告されている。また、脊髄損傷者が日常生活で床上移動時に多く使用するプッシュアップ動作時における股関節を中心とした関節可動性と上肢の筋活動との関係の検討では、股関節の屈曲角度が大きくなればプッシュアップ高も高くなり、上腕二頭筋の筋活動も高くみられたと報告³⁵⁾されている。これら先行研究より、上肢支持を有する床上移動動作は動作時の姿勢の違いにより筋活動も異なることが推測される。そして、動作の特性を把握するためには関節運動や筋活動のみならず身体に加わる力の大きさや方向性が必要となる。上肢支持床上座位移動動作時に肩甲骨を含む上肢帯へ作用する力は、筋力、重力、上肢運動による慣性力および手掌に加わる地面反力と考えられる³⁶⁾。床上移動動作を床反力から検討した先行研究³⁷⁾では、上肢は主に制動力に関わり、下肢は体重支持およびならびに推進力を担う結果であったと報告している。したがって、異なる移動姿勢での上肢支持床上座位移動動作時の身体に加わる力の傾向を明らかにすることは、動作特性だけでなく外傷・障害の予防にも寄与することが出来る。しかし、これら関節運動や筋活動、床反力に関する先行研究は、上肢および下肢を併用し検討したものであり、今回対象動作とする下肢機能を使用しない上肢支持床上座位移動動作の動作特性としては明らかではない。

第2項 目的

本研究は、異なる移動姿勢における上肢支持床上座位移動動作の手接地期間に着目し、バイオメカニクス学的視点から動作特性を明らかにすることを目的とした。

第3項 方法

被験者は、本研究に同意が得られた健常成人男性5名(年齢 21.0 ± 0.6 歳、身長 170 ± 4.4 cm、体重 65.6 ± 3.7 kg、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。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)。

測定動作は、長座位姿勢によ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。測定時の動作条件は、脚力を使用せず動作中に臀部が床上から離れないこと、手の指先が進行方向に向くこと、移動動作は自身の中で最も速い速度かつ視線は進行方向を常に見ることとした。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。測定動作は、測定実施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終了とした。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)をさせた脊椎屈曲姿勢の2通りとした(図7)。

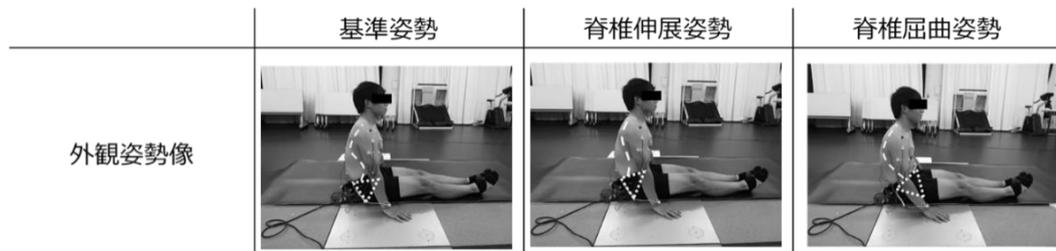


図7. 姿勢指示の違いによる測定時の外観姿勢像

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床上移動動作を数回練習させた．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，進行方向に対して側方向をX軸（+：外側，-：内側），Y軸を前後方向（+：前方，-：後方），Z軸が鉛直方向を示すように設置した．サンプリング周波数は，1000Hzとした．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⁸⁾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³⁸⁾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．

動作初期および動作終期の影響を取り除くために解析範囲は，測定動作の2動作目の被験肢の手が同期した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．脊椎彎曲角度の基準値は，安静状態における長座位姿勢の静的姿勢時の脊椎彎曲角度とした．脊椎彎曲角度は，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．脊椎彎曲角度の頂点は，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鉛直方向を示すZ軸から，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8）．あわせて，解析範囲における異なる移動姿勢指示における

手接地時間も求め比較した。すべての結果は、平均値と標準偏差を算出した。統計処理はエクセル統計を用い基準姿勢、脊椎伸展姿勢、脊椎屈曲姿勢の3群間の比較検討には、一元配置分散分析を行い、有意な差を認めた項目に対して多重比較検定を行った。また、脊椎伸展姿勢と脊椎屈曲姿勢の2群間の比較は、Student-tテストを用いた。有意水準は5%未満 ($p<0.05$) とした。

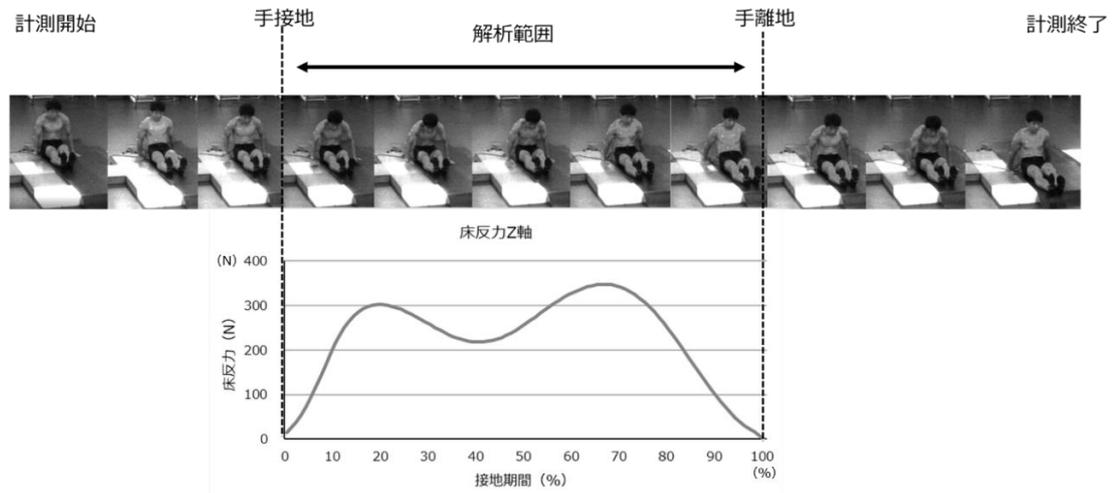


図 8. 解析範囲の設定

第4項 結果

異なる移動姿勢間の脊椎彎曲角度および手接地時間を表 2 に示した。基準姿勢の脊椎彎曲角度は、 $36.8\pm 2.0^\circ$ であった。基準姿勢に対し脊椎伸展姿勢、脊椎屈曲姿勢間では有意な差は認めなかったが、脊椎伸展姿勢と脊椎屈曲姿勢間の脊椎彎曲角度では有意な差を認めた ($p<0.01$)。手接地時間は、有意な差を認めなかった。

表 2. 姿勢指示の違いによる測定時の脊椎彎曲角度と手接地時間

姿勢	脊椎彎曲角度 (度)	手接地時間 (秒)
基準姿勢	36.8±2.0	—
脊椎伸展姿勢	34.0±2.6	0.5±0.1
脊椎屈曲姿勢	48.8±2.0 *	0.5±0.1

平均値±標準偏差

* : p<0.01, vs.脊椎伸展姿勢

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 9 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 9A). 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 9C). 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 9B, D) を認めた (p<0.01).

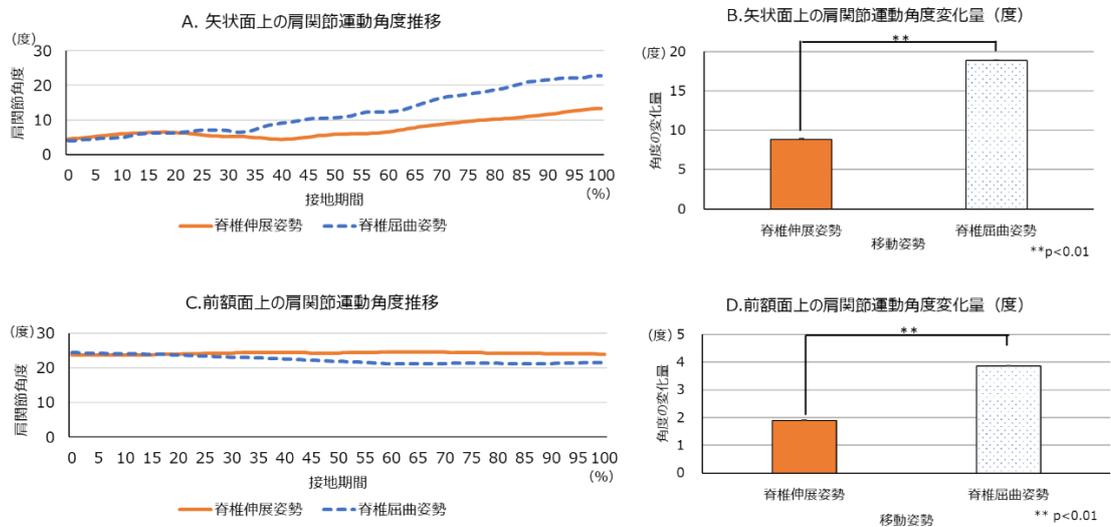


図 9. 手接地から手離地間の肩関節運動角度推移および変化量

解析範囲における各軸の床反力データを図 10 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%の間で脊椎伸展姿勢に比べ脊椎屈曲姿勢の内側方向への反力が有意に小さい結果を認めた ($p<0.05$)。前後方向を示す Y 軸および鉛直方向を示す Z 軸では有意な差は認めなかった。

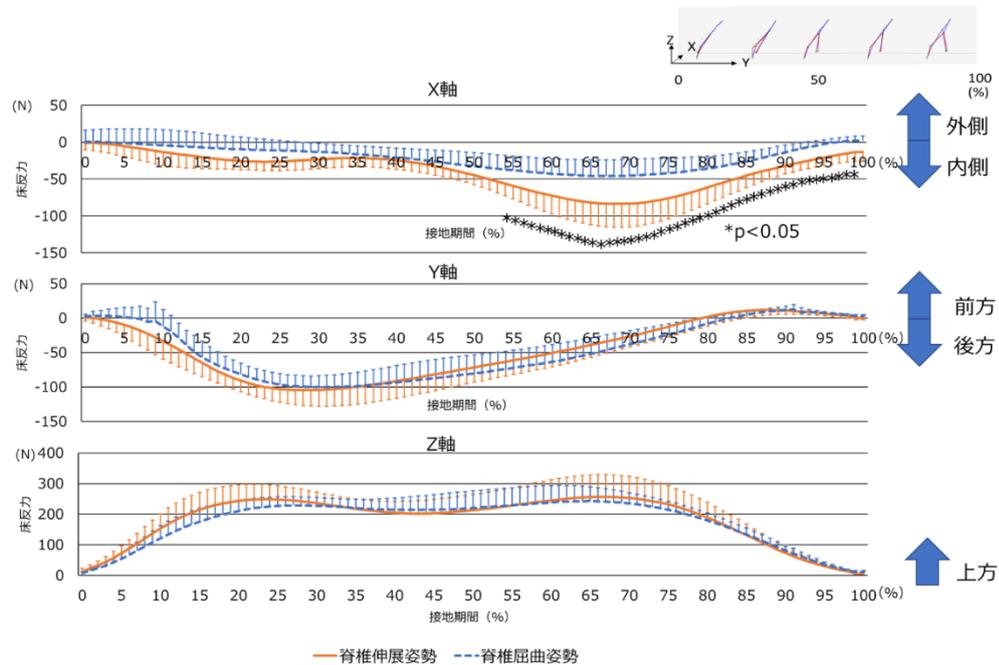


図 10. 手接地から手離地間の床反力(N)

解析範囲における RMS 値を表 3 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認めた ($p<0.01$)。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認めた ($p<0.01$)。

表 3. 手接地から手離地間までの各筋活動 (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 *

平均値±標準偏差

*: $p<0.01$, vs.脊椎伸展姿勢

第5項 考察

本研究結果より、脊椎屈曲姿勢時における上肢支持による床上座位移動動作の手接地から手離地までの矢状面での肩関節運動は、脊椎伸展姿勢時に比べ伸展方向の変化量が有意に大きかった。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偏移を認めた。

姿勢の変化が、身体に与える影響について木田と朝戸³⁹⁾は、進行した高度な脊柱後彎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報告している。また、姿勢の変化が肩甲帯に与える影響について Finley&Lee²²⁾や野村ら²³⁾は、端坐位時における直立姿勢から後彎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彎姿勢を意識させた脊椎屈曲姿勢は、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と考えられる。そして、床上での長座位姿勢は、椅子に座る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²⁰⁾。したがって、先行研究^{22,23)}で検討された端坐位姿勢の脊柱後彎姿勢よりも脊柱の後彎角度が大きくなると推測される。脊柱の後彎度が大きくなった姿勢での肩関節の伸展動作は、肩関節前包帯が引き延ばされ、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²⁰⁾。結果、脊椎屈曲姿勢時は脊椎伸展姿勢時に比べ肩甲骨の前傾角度および上方回旋角度、両肩甲骨間が拡がり、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た結果、伸展方向への角度の変化量に有意な差を認めたと考えられた。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肩関節は、外方へ偏位した肩甲骨の位置にあわせるため外転角度が、脊椎伸展姿勢より大きくなる⁴⁰⁾。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は、進行方向への推進運動時に外方に偏移している肩甲骨を引き寄せるため、内転位方向への偏移を示したと考えられた。

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^{18,41)}。今回取り組んだ移動姿勢の指示は、骨盤を前傾

させ、胸腰椎を伸展させる意識をさせた脊椎伸展姿勢と骨盤を後傾させ、胸腰椎を屈曲させる意識をさせた脊椎屈曲姿勢である。臀部をついた床上座位姿勢は、骨盤が後傾することで坐骨後部に座圧が移動し、代償的に胸・腰椎の後彎は増強する¹⁸⁾。また、骨盤から下腿に付着するハムストリングスの筋伸張力により骨盤は後傾位に誘導^{20,42)}されることが明らかとなっている。パラスポーツ体験会や障害の理解および認知の浸透を目的とした教育手法にて障害疑似動作の体験動作の1つとして実施する床上で膝関節を伸展させた長座位姿勢は、膝関節を屈曲させ椅子の上に座る端坐位に比べ、ハムストリングスの筋伸張力が加わることで胸椎後彎が増大した円背姿勢が生じやすいと考えられる。したがって、脊椎屈曲姿勢は、脊椎伸展姿勢に比べ脊椎の彎曲角度が大きくなるため身体重心の位置エネルギーが低くなると考えられる⁴¹⁾。結果、位置エネルギーが高い脊椎伸展姿勢は、脊椎屈曲姿勢に比べ前方向へ移動する運動エネルギーが大きくなり、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。

筋活動では、脊椎屈曲姿勢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、肩関節の伸展運動が必須となるが、先行研究^{22,23,43)}より脊椎屈曲姿勢では両肩甲骨間が外方へ偏移することが明らかになっている。また、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⁴³⁾は、円背シミュレーター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¹⁷⁾されており、脊椎屈曲姿勢は身体の屈側の筋が活動しやすく上腕二頭筋の筋活動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重心の上下左右の偏移動を小さくする必要がある^{18,20,44)}。したがって、脊椎屈曲姿勢では大胸筋の作用にて上腕を体幹に近付け、骨盤を中心とした体幹の安定化を図るために腹直筋、腰方形筋の筋活動が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身体重心の位置が高く、前方向へ移動する運動エネルギーが大きい^{18,39,45)}。したがって、進行方向に対する側方動揺性を抑制し進行方向への推進を促すため、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。

第6項 まとめ

本節は、健常成人大学生に対し異なる移動姿勢における上肢支持床上座位移動動作の動作特性をバイオメカニクス学的視点より明らかにすることを目的とした。結果、脊椎伸展姿勢は脊椎屈曲姿勢に比べ身体重心の位置エネルギーが高くなることから推進方向への運動エネルギーが促されるため、加速による側方の動揺を抑制するために体幹筋を中心とした筋活動が働きやすく、脊椎屈曲姿勢は身体重心線の位置が後方移動を伴うため、推進方向に対し体幹を移動させるべく上肢筋群の筋活動が有意に働き、かつ矢状面上の肩関節運動範囲が大きかったことから肩関節への負担が大きくなる動作形態であることが明らかになった。

第2節 動作区分からみた異なる移動姿勢における上肢支持床上座位移動時の動作特性 (実験3)

第1項 背景

実験2によるバイオメカニクス学的視点より、脊椎伸展姿勢は脊椎屈曲姿勢に比べ重心の位置エネルギーが高くなり推進方向への運動エネルギーが促されるため、加速による側方の動揺を抑制するために体幹筋を中心とした筋活動が働きやすく、脊椎屈曲姿勢は身体重心線の位置が後方移動を伴うため、推進方向に対し体幹を移動させるべく上肢帯の筋活動が有意に働くことが推察された。しかし、この検証結果は一連の動作から推察した傾向である。動作による外傷・障害の予防を検討には、対象者の行う測定動作を観察に基づき記述し、問題箇所を同定しその原因を推定するなどが行われる⁴⁶⁾。そして、運動やスポーツにおける関節や筋の外傷・障害は、荷重状態のみならず非荷重状態でも発生する⁴⁷⁾。し

たがって、動作における定量化および区分による詳細な検討は、外傷・障害の発生原因の特定につながる⁴⁸⁾。

第2項 目的

本研究は、異なる2つの移動姿勢が上肢支持床上座位移動動作に与える影響について床反力データを参照に、荷重状態および非荷重状態における動作特性を明らかにすることを目的とした。

第3項 方法

対象は、本研究に同意が得られた健常成人男性10名（年齢 32.6 ± 13.6 歳，身長 171.2 ± 5.2 cm，体重 69.0 ± 10.5 kg，Body Mass Index（BMI） 23.5 ± 2.8 kg/m²）とした（表4）。本研究の実施にあたり、対象者には、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）。

表4. 被験者属性

	年齢（歳）	身長（cm）	体重（kg）	BMI（kg/m ² ）
健常成人男性10名	32.6 ± 13.6	171.2 ± 5.2	69.0 ± 10.5	23.5 ± 2.8

平均値±標準偏差

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。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、動作中に臀部が床上から離れないこと、最も速い速度で視線は進行方向を常に見て移動することを条件とした。被験側は右側とした。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。

測定動作の解析は、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、左右の肩峰、上腕骨外側上顆、尺骨茎状突起、上前腸骨棘、上後腸骨棘、大転子、膝関節裂隙部、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（図11）。

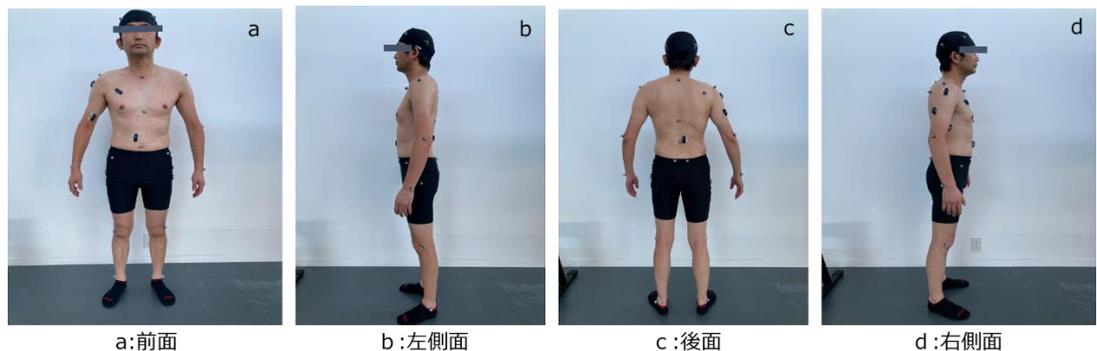


図 11. 反射マーカーおよび表面筋電貼付部位

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（Miquis）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、1000Hzとした。筋活動測定は、ワイヤレス筋電計（COMETA system PICO）を用いた。筋電貼付部位は篠原ら⁸⁾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、大胸筋の計6筋を選出

した（図 11）。電極の貼付は、筋電図のための解剖ガイド第 3 版³⁸⁾に準じて貼付した。筋電計のサンプリング周波数は、2000Hz とした。動作測定は、すべて同期させて計測した。動作初期および動作終期の影響を取り除くために解析範囲は、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鉛直方向を示す 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 12）。

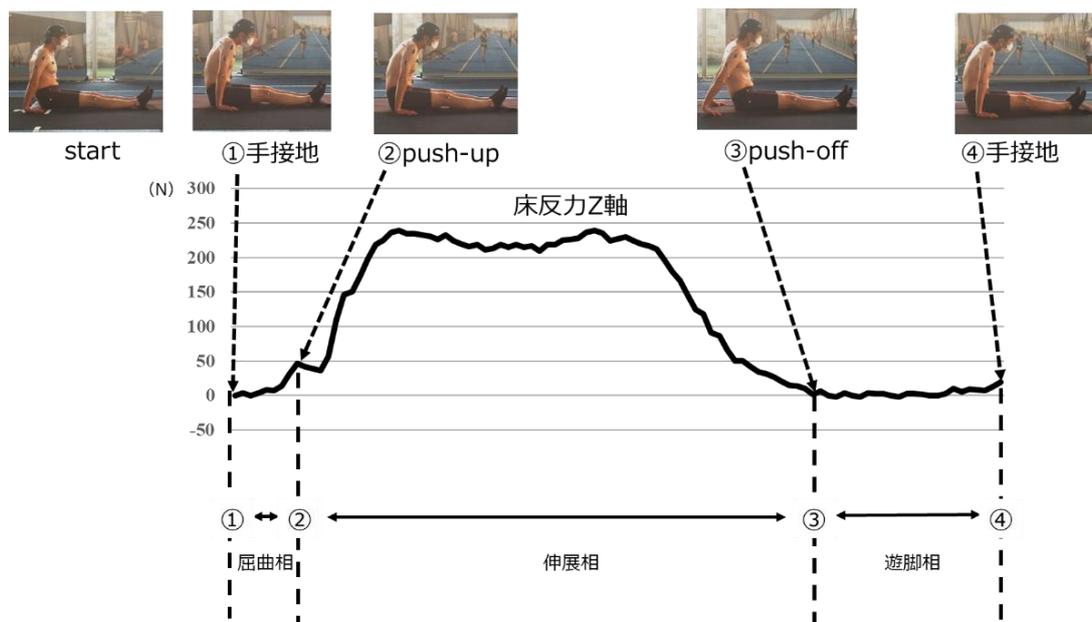


図 12. 上肢支持床上座位移動動作の解析範囲および動作区分の設定について

姿勢指示による姿勢の評価は、貼付した反射マーカークの C7-Th7-Th12 からなる脊椎彎曲角度とした。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 軸より手接地から再接地までを算出し比較した。また、1 動作の移動距離の評価は、被験側の大転子マーカーク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ークの 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、異なる姿勢により肩甲骨の可動も含んだ肩関節の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鉛直方向を示す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および筋電データの低域通過フィルタの遮断周波数は 8Hz、床反力データは低域通過フィルタの遮断周波数は 10Hz とした。筋電データは、床反力の時間軸で分けられた各相における二乗平均平方根 (以下: RMS) を算出した。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%未満 ($p<0.05$) とした。

第 4 項 結果

解析範囲における異なる移動姿勢指示による脊椎彎曲角度は、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 ($p<0.05$)。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~ $11.6\pm 10.4\%$ 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、異なる移動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に短かった ($p<0.05$) (表 5)。

表 5 . 解析範囲内における異なる移動姿勢指示による上肢支持床上座位移動動作時の脊椎彎曲角度、移動時間、移動距離の比較

	脊椎彎曲角度 (度)	移動時間 (秒)	移動距離 (mm)
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 *

平均値±標準偏差

*: $p<0.05$, vs.脊椎伸展姿勢

矢状面の肩関節運動は、全相において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 ($p<0.05$)。肩関節内巻角度変位量は、姿勢間で有意な差は認めなかった (表 6)。

表 6. 各相における肩関節運動の最大値, 最小値, 肩関節内巻角度変位量について

	屈曲相		伸展相		遊脚相		全相 肩関節内巻角度 変位量 (度)
	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)	
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

平均値±標準偏差

*: $p<0.05$, vs. 脊椎伸展姿勢

解析範囲における RMS 値は、屈曲相において脊椎伸展姿勢に比べ脊椎屈曲姿勢の三角筋が有意に大きかった ($p<0.05$)。伸展相において脊椎伸展姿勢に比べ脊椎屈曲姿勢の大胸筋が有意に小さかった ($p<0.05$)。遊脚相では、姿勢間での比較で筋活動に有意な差は認めなかった (表 7)。

表 7. 各相における姿勢別の筋活動 (RMS 値) について

	屈曲相		伸展相		遊脚相	
	脊椎伸展姿勢	脊椎屈曲姿勢	脊椎伸展姿勢	脊椎屈曲姿勢	脊椎伸展姿勢	脊椎屈曲姿勢
三角筋 (mv)	108.7±55.7	145.7±81.1 *	201.2±105.1	220.0±119.6	75.0±29.8	76.5±34.7
上腕二頭筋 (mv)	74.8±51.7	89.3±67.3 *	139.2±75.9	131.4±81.2	68.9±50.3	82.2±82.2
上腕三頭筋 (mv)	450.1±191.2	394.3±184.3	336.0±139.2	331.3±114.6	243.8±116.4	223.6±97.4
大胸筋 (mv)	133.8±88.8	119.8±87.9	94.5±37.3	69.2±29.5 *	92.6±57.7	87.6±112.1
腹直筋 (mv)	301.8±415.5	292.9±398.5	255.5±337.6	292.8±403.0	234.5±362.9	287.0±376.5
多裂筋 (mv)	52.8±73.2	47.9±38.8	59.8±77.2	41.1±34.4 *	60.4±139.1	29.8±22.7

平均値±標準偏差

*: $p<0.05$, vs. 脊椎伸展姿勢

第 5 項 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。また、結果には示していないが、移動距離を移動時間により算出する移動速度においても脊椎屈曲姿勢に比べ脊椎伸展姿勢は速かった。脊椎伸展姿勢は、脊椎屈曲姿勢に比べ C7-Th7-Th12 からなる

脊椎彎曲角度が有意に小さかったことから、身体の重心の位置エネルギーが高くなると考えられる⁴¹⁾。また、身体運動における上肢の伸展・屈曲運動は、頭部と体幹部の位置関係によって生じ、姿勢維持は無意識レベルでの緊張を制御する緊張性頸反射が少なからず影響する⁴⁹⁾。今回の測定動作時の姿勢は、骨盤を前傾、胸腰椎を伸展させ胸を張るように指示した脊椎伸展姿勢と、骨盤を後傾、胸腰椎を屈曲させ背中を丸めるように指示した脊椎屈曲姿勢を指示した。運動連鎖の視点より、胸椎の後彎が大きくなることで頸椎の前彎が大きくなり頭部が前方へ、脊椎の後彎が小さくなることで頸椎の前彎が小さくなり頭部が後方へ偏移する^{18,20)}。川端ら⁴⁹⁾は、緊張性頸反射において腕の伸展、屈曲運動に作用する体位反射のうち、対称性頸反射を誘発する背屈頭位と腹屈頭位でのメディシンボールを使用したプッシュ動作における腕伸展速度、腕伸展力、腕伸展パワーの違いについて検討したところ、全ての項目で背屈頭位が有意に大きかったと報告している。したがって、脊椎伸展姿勢は脊椎の彎曲角度の変化により位置エネルギーの高位および対称性頸反射の作用が働き、脊椎屈曲姿勢に比べ移動時間が有意に速かったと考えられた。

移動距離は、姿勢間の比較において脊椎伸展姿勢に比べ脊椎屈曲姿勢が有意に長かった。実験2において、健常成人大学生を対象に実施した異なる移動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。本実験も実験2と同様の結果を認めた。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、脊椎伸展姿勢に比べ一回の動作に対し上肢が床面と接する時間が長くなるため、移動距離も長くなったと考えられた。

筋活動では、荷重状態にある屈曲相では脊椎伸展姿勢に比べ脊椎屈曲姿勢の三角筋が有意に大きく、身体が移動軸である上腕部に荷重が乗り推進する時期である伸展相では、脊椎伸展姿勢に比べ脊椎屈曲姿勢の大胸筋が有意に小さかった。非荷重状態にある遊脚相では有意な差を認めなかった。荷重状態における結果は、実験2とは異なる結果であった。しかしながら、三角筋の主作用は肩関節の外転運動、大胸筋の主作用は上腕の内転作用であり^{20,36)}、ともに床上座位移動動作時に上肢と体幹の安定性に寄与する部分では共通作用と考えられる。推進方向に対し力をより伝えやすくするには、身体の上下および左右の偏

移動を小さくする必要がある^{18,20,36)}。したがって、脊椎伸展姿勢よりも一回の動作の上肢の支持時間が長い脊椎屈曲姿勢は、脊椎の彎曲により両肩甲骨間が外方へ偏移を生じる^{22,23)}ため、本節の脊椎屈曲姿勢は、大胸筋にて体幹に上肢を引き寄せて安定を図る動作特性ではなく三角筋により上肢に負荷をかけた床上移動動作であったと考えられた。また、脊椎屈曲姿勢に比べ高い位置エネルギーを利用し推進する脊椎伸展姿勢では、エネルギー伝達をより効率的に活かすために大胸筋により上肢を体幹に寄せ体幹軸の安定性を高めた荷重位状態での上肢の伸展運動により、伸張性の筋収縮を生じるため大胸筋の筋活動は伸展相において脊椎屈曲姿勢よりも有意に大きかったと考えられた。非荷重状態にある遊脚相では矢状面上の肩関節運動での最大値は脊椎屈曲姿勢が有意に大きかったが、筋活動は移動姿勢間で有意な差は認めなかった。本測定動作の移動姿勢間では動作時における関節可動において有意な差を認めたが肩関節伸展運動の参考可動域は50度³⁶⁾とされ、関節可動域内の運動であった。したがって、非荷重状態において過度な関節可動運動による筋の伸長も生じにくく、筋活動は有意な差を認めなかったと考えられた。

第6項 まとめ

本節は、異なる移動姿勢が上肢支持床上座位移動動作に与える影響について床反力データから荷重状態および非荷重状態の動作特性を明らかにすることを目的とした。結果より荷重状態において姿勢別による可動性および筋活動の有意な差を認めたが、非荷重状態では姿勢別の筋活動では有意な差は認められなかった。したがって、移動姿勢の違いによる上肢支持床上座位移動動作時の関節や筋の外傷・障害の発生に対する影響は、非荷重状態よりも荷重状態に与える可能性が示唆された。

第4章

年齢差から見た異なる移動姿勢における上肢支持床上座位 移動動作の特徴

第1節 年齢差による上肢支持床上座位移動の動作特性（実験4）

第1項 背景

障害の理解および認知の浸透を目的とした教育手法における障害疑似動作や、健康増進を目的とした地域事業によるレクリエーションの1つとして取り組むパラスポーツ体験会^{7,50)}において上肢支持床上座位移動動作は、幅広い年齢層を対象に実施する。加齢に伴う腰部筋の筋力低下は、胸椎後彎を増加、腰椎の生理的前彎を減少させ円背姿勢を促すと示唆している報告³²⁾がある。そして円背姿勢は、直立姿勢に比べ肩峰と上腕骨頭間の隙間を狭くし肩峰下インピンジメントを生じることが示唆^{22,23)}されている。したがって、移動運動の主軸が上肢にある上肢支持床上座位移動動作は、年齢差による影響を受けると推察される。

第2項 目的

本研究は、異なる移動姿勢による上肢支持床上座位移動動作に対し若年者と中年者の動作特性の違いについて明らかにすることを目的とした。

第3項 方法

対象は、本研究に同意が得られた健常成人男性10名（年齢 32.6 ± 13.6 歳、身長 171.2 ± 5.2 cm、体重 69.0 ± 10.5 kg、Body Mass Index（BMI） 23.5 ± 2.8 kg/m²）とした（表8）。年齢による影響を検討する際の区分は、全被験者の最小値と最大値をもとで2つに分けた際に24歳までを若年者、壮年者を含む25歳以上を中年者と定義した。本研究の実施にあたり、対象者には、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）。

表 8. 対象者属性

	年齢 (歳)	身長 (cm)	体重 (kg)	BMI (kg/m ²)
若年者 (n=5)	20.2±0.4	172.8±6.9	68.4±12.8	22.7±3.1
中年者 (n=5)	45.0±7.9 *	169.5±1.6	69.7±7.5	24.2±2.3

平均値±標準偏差

* : p<0.05, vs.若年者

実施方法は、実験 3 と同様の手法を用いた。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。動作様式は、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、動作中に臀部が床上から離れないこと、最も速い速度で視線は進行方向を常に見て移動することを条件とし、被験側は右側とした。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。

測定動作の解析は、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、左右の肩峰、上腕骨外側上顆、尺骨茎状突起、上前腸骨棘、上後腸骨棘、大転子、膝関節裂隙部、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 (図 9)。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、1000Hz とした。筋活動測定は、ワイヤレス筋電計（COMETA system PICO）を用いた。筋電貼付部位は篠原ら⁸⁾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、大胸筋の計 6 筋を選出した（図 11）。電極の貼付は、筋電図のための解剖ガイド第 3 版³⁸⁾に準じて貼付した。筋電計のサンプリング周波数は、2000Hz とした。動作測定は、すべて同期させて計測した。動作初期および動作終期の影響を取り除くために解析範囲は、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鉛直方向を示す 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 12）。

異なる姿勢指示による姿勢の評価は、貼付した反射マーカークの C7-Th7-Th12 からなる脊椎彎曲角度とした。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 軸より手接地から再接地までを算出し比較した。また、1 動作の移動距離の評価は、被験側の大腿子マーカーク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ークの C7 と頸切痕の中点-被験側の肩峰-上腕骨外側上顆でなす角度とした。また、異なる姿勢により肩甲骨の可動も含んだ肩関節の内側へ巻きこむ肩関節内巻角度の評価は、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鉛直方向を示す 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および筋電データの低域通過フィルタの遮断周波数は 8Hz、床反力データは低域通過フィルタの遮断周波数は 10Hz とした。筋電データは、床反力の時間軸で分けられた各相における二乗平均平方根（以下：RMS）を算出した。各データは、MATLAB（MathWorks 社製）を用いて時間軸を 100%規格化した。すべてデータは、平均値および標準偏差を求めた。統計処理は、エクセル統計を用い姿勢要因（脊椎伸展姿勢、脊椎屈曲姿勢）と年齢

要因（若年者，中年者）の2要因に対して二元配置分散分析を行った後，多重比較検定にて検討した．有意水準は5%未満（ $p<0.05$ ）とした．

第4項 結果

分散分析の結果，脊椎彎曲角度は姿勢と年齢で有意な差を認めた（ $p<0.05$ ）．姿勢の2条件の比較では脊椎伸展姿勢より脊椎屈曲姿勢が有意に大きかった（ $p<0.05$ ）．年齢の2条件の比較では脊椎屈曲姿勢では有意な差を認めなかったが，脊椎伸展姿勢では若年者より中年者の方が有意に大きかった（ $p<0.05$ ）（表9）．移動時間は，姿勢と年齢に有意な差を認めた（ $p<0.05$ ）．姿勢の2条件の比較では有意な差を認めた（ $p<0.05$ ）が，年齢の2条件の比較では，有意な差は認めなかった．移動距離は，年齢に有意な差を認めた（ $p<0.05$ ）が，姿勢は有意な差を認めなかった．年齢の2条件の比較では，若年者より中年者が有意に短かった（ $p<0.05$ ）（表9）．

表9. 解析範囲内における異なる移動姿勢指示による上肢支持床上座位移動動作時の脊椎彎曲角度，移動時間，移動距離の若年者と中年者比較

	姿勢	脊椎彎曲角度（度） C7-Th7-Th12からなる角度	移動時間（秒） 手接地～再接地までの時間	移動距離（mm） 手接地～再接地まで大転子 マーカの移動距離
若年者 (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
中年者 (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 *

平均値±標準偏差
* : $p<0.05$, vs. 脊椎伸展姿勢
† : $p<0.05$, vs. 若年者

分散分析の結果，肩関節角度は各相において年齢に有意な差を認めた（ $p<0.05$ ）が，姿勢は有意な差を認めなかった．年齢の2条件の比較では，屈曲相では脊椎伸展姿勢，脊椎屈曲姿勢の最大値，最小値ともに若年者より中年者は有意に大きかった（ $p<0.05$ ）．伸展相では脊椎伸展姿勢，脊椎屈曲姿勢の最大値は，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（ $p<0.05$ ）．遊脚相では脊椎伸展姿勢，脊椎屈曲姿勢の最大値は若年

者に比べ中年者が有意に小さかった ($p<0.05$) が、最小値は、有意な差は認めなかった。

分散分析の結果、肩関節内巻角度変位量は、姿勢および年齢ともに有意な差は認めなかった (表 10)。

筋活動は分散分析の結果、各相において年齢に有意な差を認めた ($p<0.05$)。姿勢は伸展相に有意な差を認めた ($p<0.05$)。年齢の 2 条件の比較では、屈曲相で上腕二頭筋、上腕三頭筋、大胸筋が若年者に比べ中年者が有意に小さかった ($p<0.05$)。伸展相では脊椎屈曲姿勢で上腕二頭筋、上腕三頭筋、腹直筋、脊椎伸展姿勢で上腕三頭筋、大胸筋、腹直筋が若年者に比べ中年者が有意に小さかった ($p<0.05$)。遊脚相では脊椎屈曲姿勢で上腕二頭筋、上腕三頭筋、腹直筋、脊椎伸展姿勢で上腕二頭筋、上腕三頭筋、腹直筋が若年者に比べ中年者が有意に小さかった ($p<0.05$) (表 11)。

表 10. 解析範囲内における異なる移動姿勢指示による上肢支持床上座位移動動作時の

肩関節運動の若年者と中年者比較

	姿勢	屈曲相		伸展相		遊脚相		全相
		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)	
若年者 (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
中年者 (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

平均値±標準偏差
† : $p<0.05$, vs. 若年者

表 11. 解析範囲内における異なる移動姿勢指示による上肢支持床上座位移動動作時の筋活動 (RMS 値) の若年者と中年者比較

		屈曲相		伸展相		遊脚相	
		脊椎伸展姿勢	脊椎屈曲姿勢	脊椎伸展姿勢	脊椎屈曲姿勢	脊椎伸展姿勢	脊椎屈曲姿勢
三角筋 (mv)	若年者	109.5±50.8	142.4±87.5	227.1±133.2	241.5±136.9	75.6±24.9	84.3±36.2
	中年者	107.9±61.2	149.1±75.3	175.4±58.1	197.8±96.0	74.4±34.4	68.3±31.6
上腕二頭筋 (mv)	若年者	94.2±62.0	118.8±79.7	124.7±48.6	152.6±100.2	95.3±53.6	123.7±98.3
	中年者	54.8±26.9 †	58.8±30.2 †	153.6±94.4	109.5±47.6 †	42.5±28.9 †	39.2±14.5 †
上腕三頭筋 (mv)	若年者	505.3±174.7	442.6±183.0	387.5±146.5	360.1±127.2	296.6±112.7	267.7±92.8
	中年者	378.2±191.4 †	331.2±169.7 †	271.7±99.0 †	293.7±84.2 †	177.7±83.8 †	166.0±70.5 †
大胸筋 (mv)	若年者	177.2±94.6	159.6±101.1	106.1±31.4	75.4±32.1 *	117.7±67.0	114.7±150.0
	中年者	88.8±54.3 †	78.7±44.2 †	83.0±39.6 †	62.8±25.5 *	67.5±31.4	59.6±33.5
腹直筋 (mv)	若年者	497.7±512.8	476.2±495.5	430.3±408.9	507.0±477.1	395.3±461.8	494.2±438.4
	中年者	99.1±40.7	103.3±37.6	80.7±37.8 †	71.1±24.3 †	73.6±33.6 †	72.7±30.5 †
脊柱起立筋 (多裂筋) (mv)	若年者	60.8±92.7	51.0±34.8	71.3±94.6	40.7±24.9	90.1±190.8	35.3±25.5
	中年者	44.6±45.3	44.6±42.9	48.3±54.0	41.5±42.5	30.8±33.6	24.1±18.0

平均値±標準偏差

*: p<0.05, vs.脊椎伸展姿勢

†: p<0.05, vs.若年者

第 5 項 考察

本研究結果において移動時間は、要因内における 2 条件比較にて姿勢比較では有意な差を認めたが年齢差比較では有意な差は認められなかった。移動距離は、年齢の 2 条件の比較において若年者に比べ中年者が有意に短かった。各相における矢状面での肩関節運動に対する年齢差比較では、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。遊脚相では最大値が若年者に比べ中年者が有意に小さかった。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、脊椎伸展姿勢に比べ一回の動作に対し上肢が床面と接する時間が長くなるため移動距離が長くなると考えていたが、年齢差比較により関節角度に有意な差を認めたため、移動距離は年齢による影響を生じると示唆された。

年齢差比較における各相の RMS 値の結果は、上肢が地面に接している屈曲相および伸展相間において移動に関わる上腕二頭筋、上腕三頭筋、大胸筋が若年者に比べ中年者が有意に小さかった。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

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ことが明らかになっている⁵¹⁾。そして敏捷性や柔軟性、持久性の体力・運動能力も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おり⁵²⁻⁵⁴⁾、筋の柔軟性の低下は関節可動域の制限の原因の1つとして挙げられている⁵⁵⁾。遠藤ら⁵⁶⁾は、伸張性の筋収縮を含む運動を行うと筋に微細な損傷が生じ、それが基となり最大発揮筋力および可動域の減少の原因にもつながると報告している。したがって、取り組む運動強度にもよるが、日頃とは異なる移動動作である上肢支持床上座位移動動作の実施は、筋量や柔軟性の低下により肩関節運動に制限を生じる中年以降において伸張性筋収縮を生じることにより上肢筋群の外傷・障害発生につながる可能性が示唆された。

第6項 まとめ

本節は、実験3と同条件下で実施した異なる移動姿勢による上肢支持床上座位移動動作に対し若年者と中年者を比較し年齢差が動作特性に与える影響について明らかにすることを目的とした。結果、動作時における矢状面上の肩関節の運動範囲は、若年者に比べ中年者は有意に低かった(表10)。また、推進時に主となる上腕二頭筋、上腕三頭筋の筋活動は、若年者に比べ中年者が有意に小さかった。

以上のことから、取り組む運動強度にもよるが、筋量や柔軟性の低下により姿勢が丸みを帯び、肩関節運動に制限を生じ始める中年以降の対象者において日頃とは異なる移動動作である上肢支持床上座位移動動作の実施は、駆動および制御に関わる肩甲帯を含む上肢筋群に伸張性筋収縮が生じやすく外傷・障害の発生につながりやすい可能性が推察された。

第5章

身体障害者の上肢支持床上座位移動動作の特徴

(一症例報告より)

第1節 両下腿切断者における上肢支持床上座位移動動作の特徴(実験5)

第1項 背景

第3章の結果より、移動動作の姿勢において骨盤を後傾させ背中が丸みを帯びた脊椎屈曲姿勢は、骨盤を前傾させ胸を張る脊椎伸展姿勢に比べ矢状面上の肩関節運動角度の変化量が大きく、一回の動作に対し上肢を使用し押し出す時間が長くなることが明らかになった。また、脊椎屈曲姿勢は脊椎伸展姿勢に比べ上肢の推進力に寄与する上肢筋の筋活動が大きいことが示唆された。そして、移動姿勢の違いが関節や筋の外傷・障害の発生に与える影響は、荷重状態に与える可能性が示唆された。第4章では、上肢支持床上座位移動動作における矢状面の関節可動域、筋活動は、年齢差による影響を受けることが示唆された。しかしながら従来、上肢支持床上座位移動動作は、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により下肢機能不全を伴い歩行能力が不能になった場合に、日常生活動作様式の1つとして残存する身体機能を使用し床上を移動する様式である。したがって、近年パラスポーツ体験会や障害の理解および認知の浸透を目的とした教育にて障害疑似動作体験として用いられる動作の1つではあるが、健常者においては非日常的な動作であり、実際に使用している障害者との動作特性の相違を明らかにしその特性を把握することは、外傷・障害予防の観点から健常者に対し指導および実施をする上で重要である。しかしながら、実際に日常生活動作等で使用している対象者の上肢支持床上座位移動動作の動作特性について検討した報告は見当たらない。

第2項 目的

本研究は、肢体不自由の障害者1名を対象に異なる2つの移動姿勢が上肢支持床上座位移動動作に与える影響について三次元動作解析装置を用いて明らかにすることを目的とした。

第3項 方法

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。動作は、塩化ビニル素材の上を移動させた。被験側は右側とした。動作の開始位置は、進行方向に対して右側に2台縦列設置した手前の床反力計の端とし、終了位置は奥側の床反力計の端までとした。測定動作の条件は、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、動作中に臀部が床上から離れないこと、視線は進行方向を常に見て自身の最も速い速度で移動することとした。動作は、測定者の合図により測定動作条件に準じた前方移動を実施させた。

(図 13).

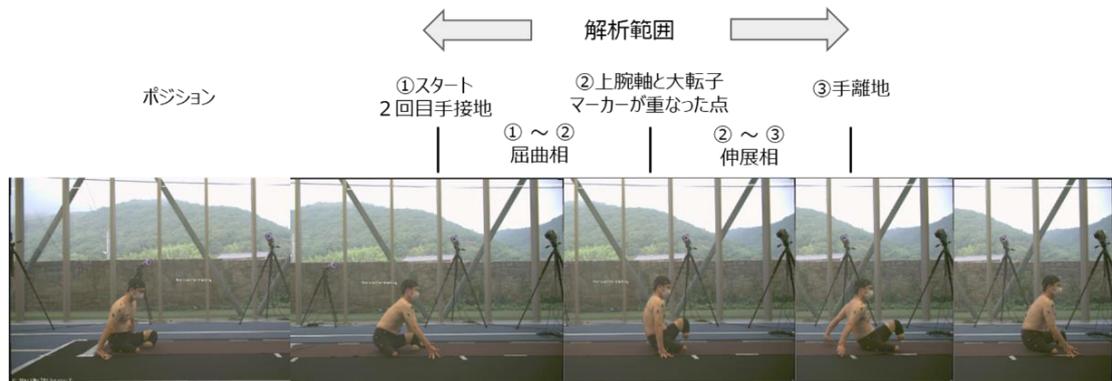


図 13. 解析範囲および動作区分

測定動作時の移動姿勢の指示は、自然姿勢（以下：基準姿勢）と、骨盤を前傾させ、胸を張るような胸腰椎を伸展させた脊椎伸展姿勢、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脊椎屈曲姿勢の3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。測定は、各姿勢別に6回ずつ実施し各姿勢の指示の順序は、無作為とした。

動作測定は、三次元動作解析システム（Qualisys Motion Capture system）を使用した。反射マーカは、左右前後頭部、頸切痕、C7、剣状突起、TH7、TH12、左右の肩峰、上腕骨外側上顆、尺骨茎状突起、上前腸骨棘、上後腸骨棘、大転子、大腿外側部に貼付した（図

3). 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。床反力の測定には、床反力計 (AMTI 社製) を 2 台用いた。床反力は、X 軸が側方向 (進行方向に対し外側を+, 内側を-)、Y 軸が前後方向 (進行方向に対し前方を+, 後方を-)、Z 軸が鉛直方向を示すように設置した。サンプリング周波数は、1000Hz とした。筋活動測定は、ワイヤレス筋電計 (COMETA system PICO) を用いた。筋電貼付部位は篠原ら⁸⁾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, 大胸筋の計 6 筋を選出した (図 14)。電極の貼付は、筋電図のための解剖ガイド第 3 版³⁸⁾に準じて貼付した。筋電計のサンプリング周波数は、2000Hz とした。これらの測定データは、AD 変換機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。

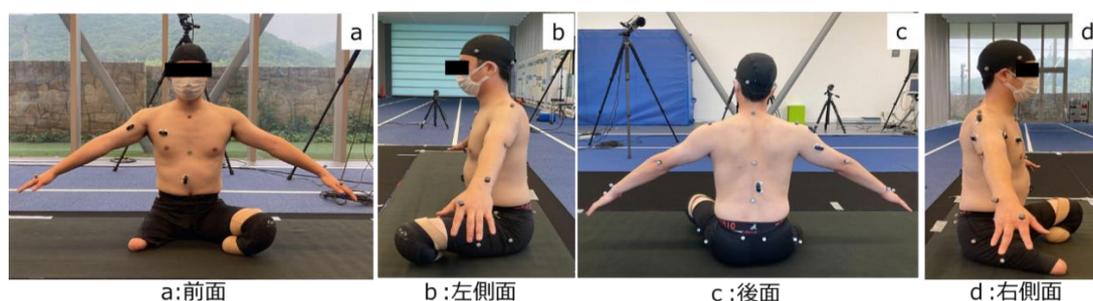


図 14. 反射マーカールおよび表面筋電貼付部位

連続する上肢支持床上座位移動動作の特性を明らかにするために解析範囲は測定動作の 2 動作目の手接地から手離地までとし、動作初期および動作終期の影響を取り除いた。動作の区分は、荷重状態にある支持期に着目し、被験肢の接地点から被験側の大転子のマーカールが重なった時点を屈曲相、その次点から床面から指先が離れた時点までを伸展相と定義した。姿勢別における動作時間および各相の割合は、トラッキングソフトウェア (Qualisys Track Manager) を使用し、試技別に定義付けた動作区分の該当する時点に印をつけ、数値を抜き出し平均値±標準偏差で算出した。その後各データは、解析範囲を指定した後 MATLAB

(MathWorks 社製) を用いて解析範囲を 100%として規格化を行った (図 13). 1 動作の移動距離は, 同期した床反力の Z 軸より測定対象となる動作の手接地から手離地間を, 被験側の大転子マーカの移動距離から算出した. 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 からなる脊椎彎曲角度とした. 上肢支持床上座位移動動作の移動時間は, 同期した床反力の Z 軸より手接地から手離地までを算出し比較した. また, 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. そして, 姿勢により胸郭の縮小によって肩甲帯を含む肩関節全体が水平面上で体幹側に巻き込む肩関節内巻角度の評価は, 貼付した反射マーカの非被験側の肩峰-C7-被験側の肩峰からなる角度とし, 安静肢位時の角度を基準値として角度が大きくなると内巻方向を示すように設定した. 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. 床反力の評価は, 各姿勢別における動作区分内の力積を算出し比較した (図 15).

それぞれのアナログデータは, 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および筋電データの低域通過フィルタの遮断周波数は 8Hz, 床反力データは低域通過フィルタの遮断周波数を 10Hz とした.

各データは, 平均値および標準偏差を求め, 変動係数を算出した. 変動係数は標準偏差/平均値×100 で求めた.

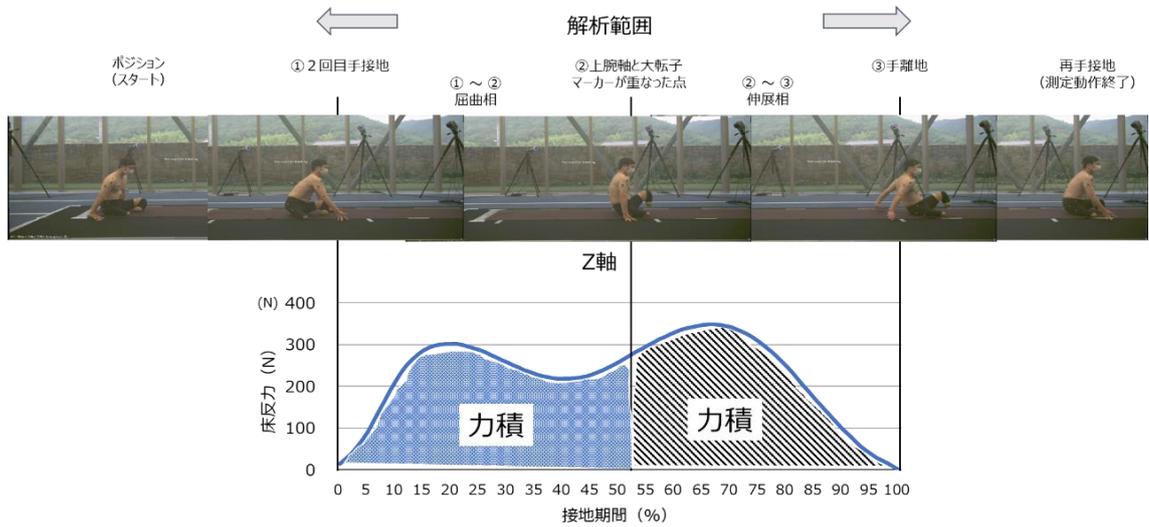


図 15. 床反力の評価方法（代表例として Z 軸を参照とする）

第 4 項 結果

結果より、変動係数が大きかったため、平均値に対し 1SD を参照に評価した。異なる移動姿勢指示における脊椎彎曲角度、各相の割合および移動時間、移動距離を表 12 に示した。結果より、脊椎彎曲角度は脊椎屈曲姿勢が最も大きく、次いで基準姿勢、脊椎伸展姿勢の順であった。動作の区分の割合は、屈曲相は脊椎屈曲姿勢が最も大きく、次いで脊椎伸展姿勢、基準姿勢の順であった。伸展相の割合は、基準姿勢が最も大きく次いで脊椎伸展姿勢、脊椎屈曲姿勢の順であった。移動時間は、脊椎屈曲姿勢が最も速く、次いで脊椎伸展姿勢、基準姿勢の順であった。移動距離は、基準姿勢が最も長く、次いで脊椎屈曲姿勢、脊椎伸展姿勢の順であった。

表 12. 異なる姿勢指示による上肢支持床上座位移動動作時の脊椎彎曲角度，移動時間，
移動距離について

項目	基準姿勢		脊椎伸展姿勢		脊椎屈曲姿勢		
	平均値±標準偏差	変動係数	平均値±標準偏差	変動係数	平均値±標準偏差	変動係数	
脊椎彎曲角度 (度)	26.31±6.71	25.50	18.69±5.84	31.25	32.18±5.21	16.19	
動作の割合 (%)	屈曲相	42.92±2.47	4.33	45.59±2.66	5.83	49.95±3.19	6.39
	伸展相	57.08±2.47	4.33	54.41±2.66	4.89	50.05±3.19	6.37
移動時間 (sec)	0.67±0.02	2.99	0.64±0.04	6.25	0.58±0.04	6.90	
移動距離 (mm)	2073.42±714.87	34.48	1711.33±658.38	38.47	1837.74±802.63	43.67	

平均値±標準偏差

各動作区分と姿勢間の矢状面上の肩関節角度において屈曲相の最小値は，基準姿勢が最も小さく，次いで脊椎屈曲姿勢，脊椎伸展姿勢の順であった。最大値は，脊椎伸展姿勢が最も大きく，次いで脊椎屈曲姿勢，基準姿勢の順であった。伸展相の最小値は，基準姿勢が最も小さく次いで脊椎屈曲姿勢，脊椎伸展姿勢の順であった。最大値は，基準姿勢が最も大きく，次いで脊椎伸展姿勢，脊椎屈曲姿勢の順であった。肩関節内巻角度変位量は，基準姿勢が最も大きく，次いで脊椎伸展姿勢，脊椎屈曲姿勢の順であった (表 13)。

表 13. 各姿勢における各動作区分の肩関節運動の最小値と最大値，肩関節内巻角度変位量
について

	屈曲相		伸展相		全相
	屈曲相最小値 (度)	屈曲相最大値 (度)	伸展相最小値 (度)	伸展相最大値 (度)	肩関節内巻角度 変位量 (度)
基準姿勢	-60.4±1.0	-29.3±6.9	-27.9±7.4	81.4±4.1	15.5±0.2
脊椎伸展姿勢	-54.0±8.0	-9.2±10.1	-7.3±10.4	76.7±4.3	13.4±0.2
脊椎屈曲姿勢	-59.4±10.0	-27.1±21.4	-25.5±22.2	54.6±47.5	8.2±0.1

平均値±標準偏差

矢状面の肩関節運動において，基準姿勢は 52%，脊椎伸展姿勢は 50%まで肩関節屈曲位であったが，脊椎屈曲姿勢は 59%までが肩関節屈曲位であった (図 16)。肩関節内巻角度は，

全姿勢とも常に内巻方向内にあったが0%が角度を最高値に100%むけて外巻方向へ推移した(図17).

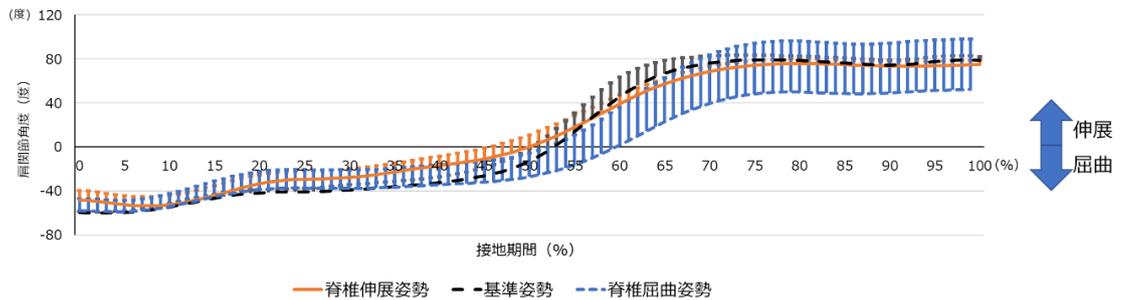


図16. 矢状面の肩関節運動の角度推移

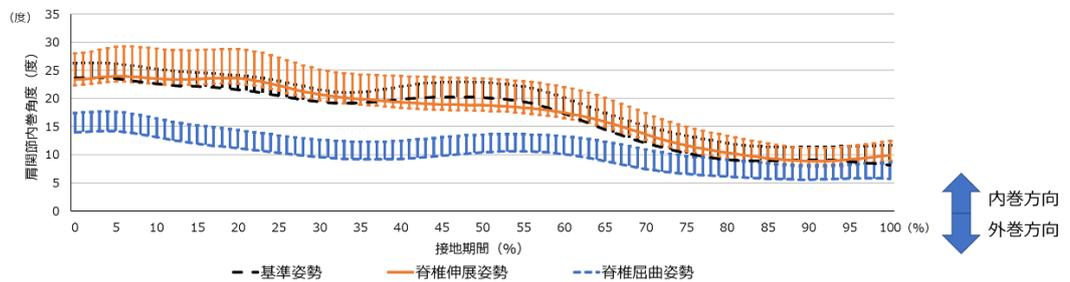


図17. 異なる姿勢における肩関節内巻角度の推移

解析範囲における各軸の床反力データの軌跡を図18~20に示した。時間軸のコマ上における側方向を示すX軸では、内側方向への反力を示すピークが基準姿勢では65%前後に対し、脊椎伸展姿勢および脊椎屈曲姿勢では70~75%と基準姿勢に比べ遅かった。前後方向を示すY軸では、屈曲相において手接地後、前方向の反力を示した後、後方向の反力を示した。その後、伸展相において後方向の反力を示した後、前方向の反力を示した。なお、伸展相における2峰のピークの出現は、基準姿勢では67~70%に認めたのに対し脊椎伸展姿勢および脊椎屈曲姿勢は、71~77%と基準姿勢に比べ遅かった。そして、伸展相における前後方向の反力の峰のピークは、脊椎屈曲姿勢が最も大きかった。鉛直方向を示すZ軸では、基準姿勢および脊椎伸展姿勢では屈曲相から伸展相にかけて鉛直方向への反力が認められ

たのに対し、脊椎屈曲姿勢は緩徐な鉛直方向への反力を認めた。伸展相における鉛直方向への反力は、基準姿勢に比べ脊椎伸展姿勢、脊椎屈曲姿勢の出現が遅かった。

各軸の区分における力積値は、屈曲相のすべての方向において脊椎伸展姿勢が最も大きく、次いで脊椎屈曲姿勢、基準姿勢の順であった。伸展相では、すべての方向において基準姿勢が最も大きく、次いで脊椎伸展姿勢、脊椎屈曲姿勢の順であった（表 14）。

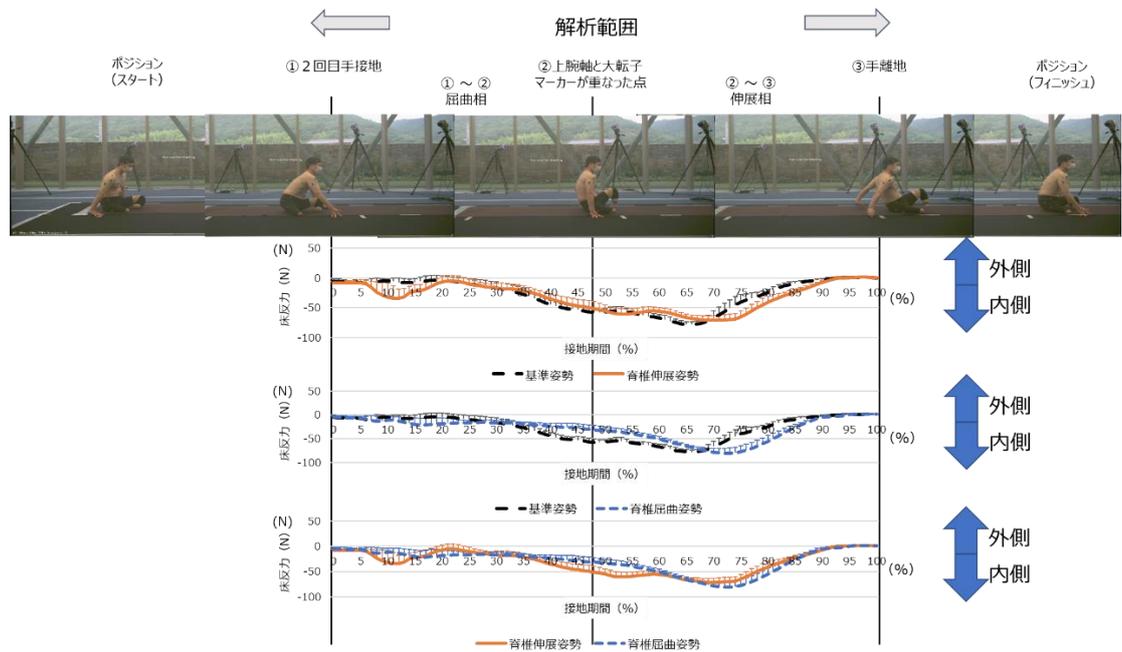


図 18. 異なる姿勢における床反力データ (X 軸)

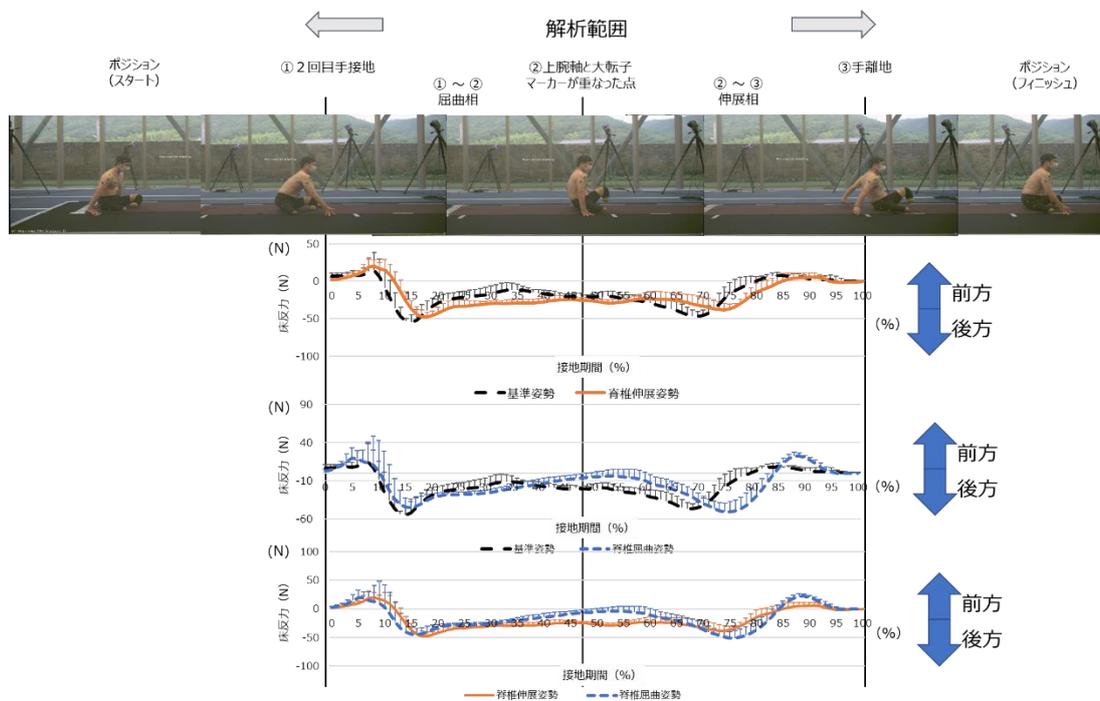


図 19. 異なる姿勢における床反力データ (Y 軸)

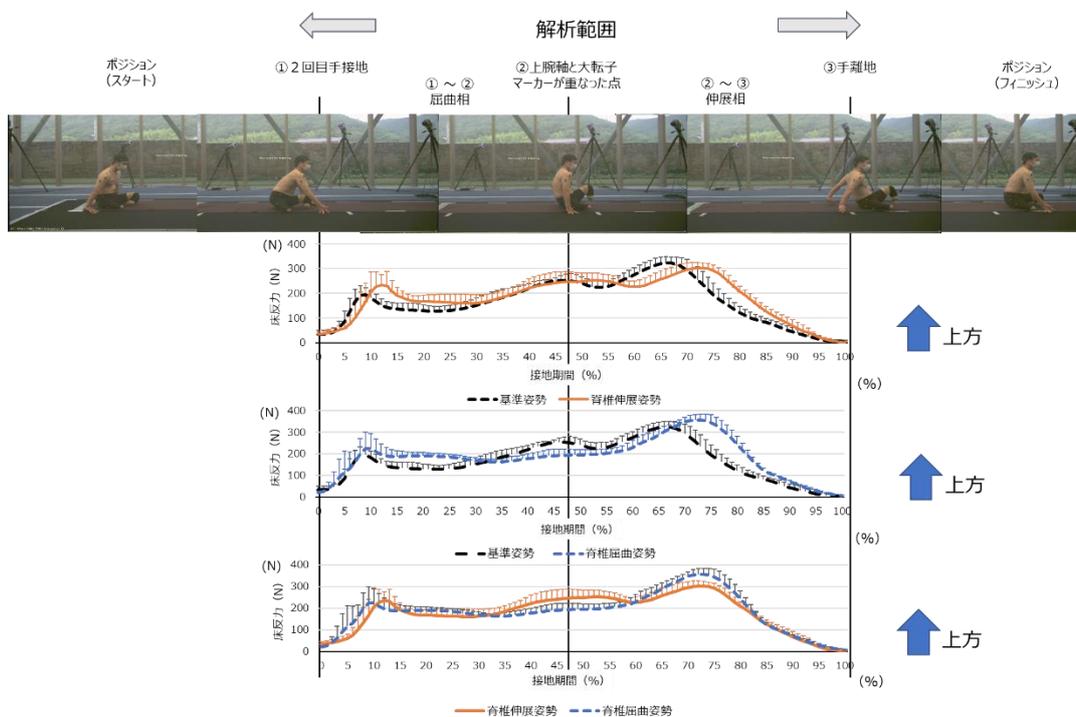


図 20. 異なる姿勢における床反力データ (Z 軸)

表 14. 異なる姿勢における各軸の動作区分の力積

		基準姿勢	脊椎伸展姿勢	脊椎屈曲姿勢
屈曲相	X力積値 (N·s)	4702.51±879.21	6313.18±2432.41	5339.69±1605.27
	変動係数	18.7	38.53	30.06
	Y力積値 (N·s)	6294.55±1188.30	7663.00±1257.10	6503.55±1149.43
	変動係数	18.88	16.4	17.67
	Z力積値 (N·s)	42754.43±1539.84	49135.25±6893.37	49122.21±3616.21
	変動係数	3.6	14.03	7.36
伸展相	X力積値 (N·s)	15214.81±612.17	14726.81±1152.09	12203.9±1286.16
	変動係数	4.023505021	7.823105458	10.53891917
	Y力積値 (N·s)	7154.57±466.14	6995.63±1579.76	5983.5±1478.99
	変動係数	6.52	22.58	24.72
	Z力積値 (N·s)	68501.97±2243.85	66761.11±7322.78	57886.94±5902.98
	変動係数	3.28	10.97	10.2

平均値±標準偏差

解析範囲における RMS 値を表 15 に示した。屈曲相において 脊椎伸展姿勢では腹直筋、上腕三頭筋、脊柱起立筋が 3 つの姿勢の中で最も筋活動が大きく、大胸筋、上腕二頭筋は最も小さかった。脊椎屈曲姿勢は上腕二頭筋が 3 つの姿勢の中で最も筋活動が大きく、腹直筋、上腕三頭筋、三角筋は最も小さかった。伸展相において脊椎伸展姿勢では脊柱起立筋が 3 つの姿勢の中で最も筋活動が大きく、大胸筋、上腕二頭筋は最も小さかった。脊椎屈曲姿勢は、腹直筋、大胸筋、上腕二頭筋が 3 つの姿勢の中で最も筋活動が大きく、脊柱起立筋、三角筋は最も小さかった。

表 15. 異なる姿勢における各姿勢の RMS 値について

姿勢	項目	屈曲相						伸展相					
		腹直筋	上腕二頭筋	大胸筋	上腕二頭筋	脊柱起立筋	三角筋	腹直筋	上腕二頭筋	大胸筋	上腕二頭筋	脊柱起立筋	三角筋
脊椎伸展姿勢	RMS値 (mv)	111.1±13.3	201.8±22.0	63.3±23.6	39.2±6.0	37.9±6.5	63.8±6.2	19.7±5.1	129.3±14.9	110.9±29.9	142.0±24.8	59.7±12.1	75.1±4.0
	変動係数	11.97	10.90	37.28	15.31	17.15	9.72	25.89	11.52	26.96	17.46	20.27	5.33
基準姿勢	RMS値 (mv)	80.7±7.5	194.1±16.5	127.6±24.9	89.4±35.5	29.9±3.3	64.2±15.9	23.8±7.6	172.5±16.1	135.4±70.0	164.3±24.5	55.5±10.9	98.8±6.0
	変動係数	9.29	8.50	19.51	39.71	11.04	24.77	31.93	9.33	51.70	14.91	19.64	6.07
脊椎屈曲姿勢	RMS値 (mv)	69.8±8.0	164.3±31.5	97.2±29.9	54.5±8.1	33.4±4.4	59.5±10.2	25.9±2.5	106.9±31.3	139.5±37.3	170.2±24.5	49.0±16.9	73.2±20.9
	変動係数	11.46	19.17	30.76	14.86	13.17	17.14	9.65	29.28	26.74	14.39	34.49	28.55

平均値±標準偏差

第 5 項 考察

本研究結果より、矢状面における肩関節運動は、肩関節屈曲位から伸展位の推移を示した。また、脊椎伸展姿勢に対し脊椎屈曲姿勢の方が手接地時の肩関節の屈曲角度が大きかった。実験 2 では、上肢支持床上座位移動動作時の矢状面上における肩関節運動は、肩関節伸展角度内であった。長座位姿勢は、座位姿勢の基本姿勢として安定した姿勢とされ、上半身と下半身は伸展位で股関節のみが屈曲位にある人間の中でも最も分離が進んだ姿勢とされる¹⁷⁾。長座位姿勢も含めた体幹屈曲と股関節の角度は、いわゆる腰椎骨盤リズム²⁰⁾によって表現される。体幹を屈曲または保持をする場合、股関節および腰部が互いに制御された運動を伴う。その代表としてハムストリングスが挙げられる。膝関節を伸展させた状態で体幹を屈曲する際、骨盤から下腿骨近位と 2 つの関節をまたぎ付着するハムストリングスは、筋の伸張性制限により股関節の屈曲を制限する。したがって、骨盤から下腿近位まで走行する大腿二頭筋を含むハムストリングスの柔軟性は、長座位姿勢における股関節屈曲角度の保持に大きく関与する。今回の対象者は、両下腿切断者であった。標準断端長の下腿切断であれば、ハムストリングスや大腿四頭筋の切断はしない⁵⁷⁾が、今回測定した対象者の右下肢は、膝関節を含む離断状態にあったためハムストリングスの筋長が正常と異なる状態であった。そのため、長座位保持におけるハムストリングスの柔軟性の影響を受けることが健常者に比べ少ないと考えられる。結果、体幹屈曲または股関節屈曲位による上肢の前方リーチはハムストリングスによる制限が少ないため健常者に比べ前方方向への手接地が可能であると

考えられた。

基準姿勢に比べ脊椎伸展姿勢および脊椎屈曲姿勢の 1 動作の移動時間は速く、移動距離は短かった。また、伸展相において脊椎伸展姿勢および脊椎屈曲姿勢の各軸における反力の峰の出現は、基準姿勢に比べ遅かった。下肢の重量は体重の約 34%とされる⁵⁸⁾。長座位姿勢における支持基底面は、床面と接している臀部および下肢となり、下肢重量にて長座位姿勢も安定する。したがって、切断分の下肢重量が軽くなることで上肢を軸とした振り子様運動を呈することにより、健常者を対象とした実験 3,4 に比べ本被験者の 1 動作の移動距離が長かったと考えられた。その中で胸腰椎の前彎により重心線が前方へ移動した状態にある脊椎伸展姿勢に比べ、骨盤後傾により身体重心が後方に移動した状態¹⁸⁾にある脊椎屈曲姿勢は、上肢で上体を推進方向へ押し出す力が大きくなると考えられる。したがって、上肢支持時間が長く脊椎伸展姿勢に比べ上肢の押し出す力を必要とする脊椎屈曲姿勢は、脊椎伸展姿勢に比べ 1 動作の移動距離が長くなったと考えられた。

脊椎屈曲姿勢における肩関節の伸展動作は、肩関節前包帯が引き延ばされ、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²⁰⁾ことが明らかになっている。したがって、脊椎伸展姿勢に比べ脊椎屈曲姿勢の方が上肢に持続的な荷重負荷が加わりやすい状態にあるために屈曲相から伸展相へ移行する際の推進方向へ促す Y 軸の押し出す反力の軌跡は大きな峰を呈する一方、Z 軸の反力の軌跡は緩徐の状態を示したと考えられた。また、日常的に上肢支持床上座位移動動作を実施する姿勢である基準姿勢に比べ脊椎伸展姿勢および脊椎屈曲姿勢は、上肢接地後に体幹が振り子様運動によって推進した際に、上下側方向に不安定な状態であるため移動運動の軸となる上肢が、床面と接する時間を長くすることで姿勢の安定化をはかる結果、伸展相における床反力の峰の出現が遅かったと考えられた。

RMS 値は、基準姿勢に比べ脊椎伸展姿勢および脊椎屈曲姿勢の上肢を支持する筋群の値が小さかった。これは日頃、上肢支持床上座位移動動作を実施している姿勢に対して非日常的な動作姿勢であったため上肢支持力の低下が考えられた。また、屈曲相では脊椎伸展姿勢は腹直筋、上腕三頭筋、脊柱起立筋、脊椎屈曲姿勢は上腕二頭筋の筋活動が大きく、伸展相では脊椎伸展姿勢は脊柱起立筋、脊椎屈曲姿勢は、腹直筋、大胸筋、上腕二頭筋の筋活動が

大きかった。推進方向に対し力をより伝えやすくするには、身体の上下および左右の偏移動を小さくする必要がある^{18,44)}。脊椎屈曲姿勢に比べ運動エネルギーが大きいと推定される脊椎伸展姿勢は、並進運動にて加速された上体を手で接地し次の推進に促す準備である屈曲相において切断分の下肢重量が軽い体幹の安定性を図るために腹直筋の筋活動が脊椎屈曲姿勢よりも大きかったと考えられた。井上ら⁴³⁾は、円背シミュレーター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、嚥下・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¹⁷⁾されており、脊椎屈曲姿勢は身体の屈側に関与する動作がしやすいと考えられた。

第6項 まとめ

本節では、日頃から上肢支持床上座位移動動作を実施している障害者と健常者との動作特性の違いを把握することを目的に検証をした。結果、切断の場合は下肢重量が少なくなることから、健常者のような上肢の押し出す力での推進ではなく、体幹を振り子のようになり振り出し推進する動作様式であった。また、実験3,4と同様に筋活動では脊椎伸展姿勢は体幹筋に、脊椎屈曲姿勢は上肢筋の活動が大きかった。したがって、両下腿切断者における異なる移動姿勢指示による上肢支持床上座位移動動作は、健常者を対象とした先行研究と同様に脊椎屈曲姿勢は上肢に負荷が加わりやすい移動姿勢にあるが、両下腿切断で下肢重量が健常者に比べ少ない分、より上肢に負荷が加わりやすい移動姿勢であることが明らかになった。

第 6 章

結論

第1節 総括

共生社会の実現のために障害や障害者の理解および認知の浸透を深めることを目的としたパラスポーツ体験会や障害疑似体験動作を実施する教育手法において、動作特性が把握されていない状況下での取り組みは、日頃とは異なる動作ゆえに外傷・障害につながる可能性がある。スポーツ活動や体験実習等を実施する上で外傷・障害を生じるリスクを極力減らす取り組みを行うことは、実践指導等を行う立場として必要不可欠である。外傷・障害の発生予防策には、トレーニング⁵⁹⁾や栄養⁶⁰⁾、スポーツ用装具⁶¹⁾など様々な取り組みがあるが、これらの取り組みの基礎情報となるのが、実施動作の特性の把握である。そこで本論文では、パラスポーツや障害の理解および認知の浸透を深めることを目的とした教育手法で使用する動作の1つである上肢支持床上座位移動動作に着目し、バイオメカニクス学的視点から動作特性を明らかにするとともに、動作中の移動姿勢の違いが実施者の外傷・障害に及ぼす影響について検討することを目的とした。第2章では、上肢支持床上座位移動動作時に使用する筋の部位の特徴を明らかにすることを目的に、パラスポーツ体験会およびオリンピック・パラリンピック教育の参加者を対象に独自で作成したアンケートを用いて検証を行った。結果、上肢支持床上座位移動動作では動作の軸となる上肢帯周囲の筋の中で上腕部を使用する傾向が明らかになった。また、動作時の姿勢の違いにより使用する筋の部位が異なることが明らかになった。第3章では、第2章で得られた知見をもとに異なる移動姿勢における上肢支持床上座位移動動作の動作特性を明らかにすることを目的に、健常成人大学生を対象に高速度カメラ、床反力計、表面筋電計を用いバイオメカニクス学的視点から検討を行った。結果、脊椎屈曲姿勢は上肢の伸展方向への運動範囲が大きいことが明らかになった。また、床反力の結果より下肢機能を使用しない場合では床上移動時の上肢の役割は、推進と制動を共に担い、脊椎伸展姿勢は、脊椎屈曲姿勢に比べ身体の重心位置が高くなることから推進方向へ進みやすい移動姿勢であることが明らかになった。そして筋活動の結果より、脊椎伸展姿勢は加速による側方の動揺を抑制するために体幹筋を中心とした筋活動が働きやすく、脊椎屈曲姿勢は、上肢帯の筋群の筋活動が有意に働くことが明らかになった。第2節では、外傷・障害の発生は荷重状態のみならず非

荷重状態でも発生することから、荷重状態と非荷重状態を床反力データから動作区分し、異なる移動姿勢が上肢支持床上座位移動動作に与える影響を各領域別から明らかにすることを目的とした。結果、前動作の加速を手接地によりブレーキを掛け前進を行う屈曲相において脊椎屈曲姿勢は、手接地から体重移動をする際に進行方向に対し上体の左右方向への偏移を抑制するために三角筋の筋活動が有意に大きく、脊椎伸展姿勢は、運動エネルギーの伝達により推進移動が加速する伸展相に、側方方向へのブレを少なくするため上肢を体幹に引き寄せ体幹軸の安定性を高めるため大胸筋の筋活動が有意に大きかったことが示唆された。しかしながら、非荷重状態では移動姿勢の違いによる有意な差は認められなかったことから、移動姿勢の違いによる上肢支持床上座位移動動作時の関節や筋の外傷・障害の発生に対する影響は、非荷重状態よりも荷重状態に与える可能性が示唆された。障害の理解および認知の浸透を目的とした教育手法における障害疑似体験動作や、健康増進を目的とした地域事業によるレクリエーションの1つとして取り組むパラスポーツ体験会の取り組みは、幅広い年齢層を対象に実施される。加齢に伴い体幹筋の筋力低下により円背姿勢を呈することが明らかになっており、姿勢の違いが肩関節の外傷・障害に与える影響については他の先行研究^{22,23)}によって明らかにされている。第4章では、第3章の第2節と同じ実験条件下で若年者と中年者を比較して年齢差による影響について検証した。結果、若年者に比べ中年者の矢状面上の肩関節の運動範囲は、有意に低く、筋活動も推進時に活動の主となる上腕二頭筋をはじめ上腕三頭筋、大胸筋が若年者に比べ中年者が有意に小さかった。結果より、筋量や柔軟性の低下により姿勢が丸みを帯び、肩関節運動に制限を生じ始める中年以降の対象者において上肢支持床上座位移動動作の実施は、駆動および制御に関わる肩甲帯を含む上肢帯の外傷・障害の発生につながる可能性が推察され、年齢差による影響を受けることが示唆された。第5章では、上肢支持床上座位移動動作を日常的に使用している両下腿切断者1名を対象に健常者との違いを検証した。結果より、下腿切断により下肢重量が少なくなることから、健常者のような上肢の押し出す力での推進ではなく、体幹を振り子のように振り出し推進する動作様式を呈することが明らかとなった。また、移動姿勢の違いによる動作特性は、健常者と同様であるが下腿切断により下肢

重量が少なくなることから、健常者のような上肢の押し出す力での推進ではなく、体幹を振り子のように振り出し推進する動作様式を呈するため、脊椎屈曲姿勢は脊椎伸展姿勢に比べ、より上肢帯に負荷が加わりやすい移動姿勢であることが示唆された。

以上の検証結果より、パラスポーツや障害の理解および認知の浸透を目的に実施する障害疑似体験動作で使用する上肢支持床上座位移動動作において、骨盤を前傾位にして胸を張る意識を持った脊椎伸展姿勢では、身体の重心の位置エネルギーが高くなることで推進方向への運動エネルギーが大きくなる。また、脊椎伸展姿勢は脊椎の彎曲角度の変化に伴う対称性頸反射の作用が寄与⁴⁹⁾し、上肢のプッシュアップ運動が働きやすい可能性が考えられる。以上のことから脊椎伸展姿勢は、脊椎屈曲姿勢に比べ効率的な移動姿勢であることが明らかになった。一方、骨盤を後傾位にして背中を丸める意識を持った脊椎屈曲姿勢は、床面に対し後方に重心が位置することで脊椎伸展姿勢に比べ、推進方向に対して駆動および制御の役割を担う上肢帯の筋に負担をかけやすい移動姿勢であることが推察された。

第2節 結語

本論文は、パラスポーツ体験会や障害の理解および認知の浸透を目的に教育手法の1つとして実施する障害疑似体験動作の上肢支持床上座位移動動作に着目しバイオメカニクス学的視点から動作特性を明らかにするとともに、動作中の姿勢の違いが外傷・障害に及ぼす影響について検討をした。結果、脊椎彎曲角度の相違に伴う移動姿勢により上肢支持床上座位移動動作の運動軸となる肩関節の運動角度、筋活動、床反力に与える影響に差を生じることが明らかとなった。また上肢支持床上座位移動動作は、年齢差による影響も受ける可能性も示唆された。これらの知見より、今後様々な対象者が取り組むパラスポーツ体験会や障害の理解および認知の促進を目的に実施する障害疑似動作体験会で外傷・障害を生じないための予防策として3つのエクササイズの実施を提案する。

第3節 上肢支持床上座位移動動作に対する障害予防法の提案

本研究結果より、異なる移動姿勢指示による上肢支持床上座位移動動作の実施に際し外傷・障害の予防の視点から脊椎屈曲姿勢に比べ脊椎伸展姿勢の方が有用な姿勢であることが明らかになった。その中で、本動作をパラスポーツや障害疑似体験動作として教育手法の1つとして実施していく中で課題点が挙げられる。例えば、ハムストリングスの柔軟性の低下は、骨盤を後傾に促し²⁰⁾ 下肢を伸展させた長座位姿勢の保持が困難になる。したがって、移動に際し効率が良いと考える脊椎伸展姿勢の保持には骨盤から大腿骨、下腿骨に付着するハムストリングスの柔軟性の確保は必須不可欠となる。しかしながら、下肢の柔軟性が高ければ脊椎伸展姿勢を保つことが可能とも限らない⁶²⁾。骨盤と脊椎は連動しており、骨盤と脊椎の可動性がなければ姿勢を形成することはできない²⁰⁾。また、姿勢が形成出来たととしてもそれを保持するための諸筋群の筋力が必要となる^{63,64)}。したがって、加齢による筋力の低下も含め、何かしらの原因により脊椎伸展姿勢の保持が困難となると、骨盤は後傾位に移行し重心は後方に偏移し、骨盤の後傾に伴い腰椎の前彎は低下、胸椎の後彎は増加し脊椎屈曲姿勢に移行する¹⁸⁾と考えられる。その脊椎屈曲姿勢は、本研究結果によって上肢支持床上座位移動動作時において脊椎伸展姿勢に比べ矢状面上の肩関節伸展可動が大きく、また、上肢支持床上座位移動動作は年齢によって矢状面の肩関節の可動性が低くなることが明らかとなった。結果、脊椎屈曲姿勢での上肢支持床上座位移動動作は、上肢帯の筋に負担をかけやすい移動姿勢と推察された。脊椎を屈曲させた座位姿勢は、直立姿勢よりも、肩峰と上腕骨頭間の隙間を狭くし肩峰下インピンジメントを生じることが先行研究からも明らかになっており^{22,23)}、肩峰下におけるインピンジメントは上腕骨の安定性をはかる腱板の損傷の要因の1つとしても挙げられている^{19,65)}。また、関節可動域の拡大は、関節運動を繰り返すことで関節周囲筋群の収縮、伸縮を伴い生じる。その中で健常者における上肢支持床上座位移動動作は、非日常動作であるため日頃実施する関節運動とは異なる。そして筋の柔軟性が低下していく中年者以降においては、上肢床上座位移動動作を継続して実施することで肩関節周囲筋群の損傷を伴う可能性も考えられる⁶⁶⁾。したがって、様々な対象者が障害の理解および認知の促進を目的としたパラスポーツ

や障害疑似動作体験会で外傷・障害の発生を予防するには、骨盤を前傾位にして胸を張る意識を持った脊椎伸展姿勢での実施が望ましいと導き出した。外傷・障害の発生リスクが低く、効率的な移動姿勢である脊椎伸展姿勢を促すためには研究結果より 1.骨盤と脊柱の可動性、2.姿勢保持筋強化、3.胸郭拡大の取り組みが必須であると考え。そこで、使用する上肢筋群および骨盤と連結する下肢筋群のストレッチを組み合わせることは前提とした中で、下記に示すエクササイズをウォームアップまたはクールダウンに継続的に組み合わせることを下記の通り提案する。はじめに、1.骨盤と脊椎の可動性では、cat&cow の実施を提案する。cat&cow は、実施動作の外観像を表現したエクササイズで猫と牛の姿を連想させる動作様式である。実施方法は、四つ這いとなり肩甲骨を外方に広げ脊椎を上方に引き上げる意識を持って背中を丸める。その際骨盤と脊椎の連動であるため、上下肢は地面を押し続けること、背中を自身の中で最高点まで引き上げたらそこで深呼吸を行い、骨盤と脊椎の可動性および連動性を図るエクササイズ⁶⁷⁾である (図 21)。

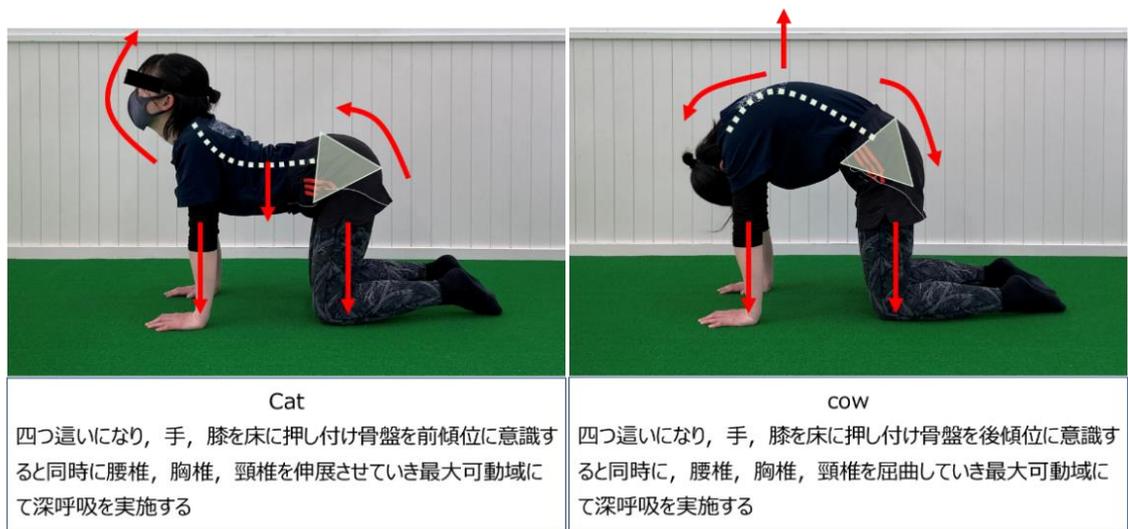
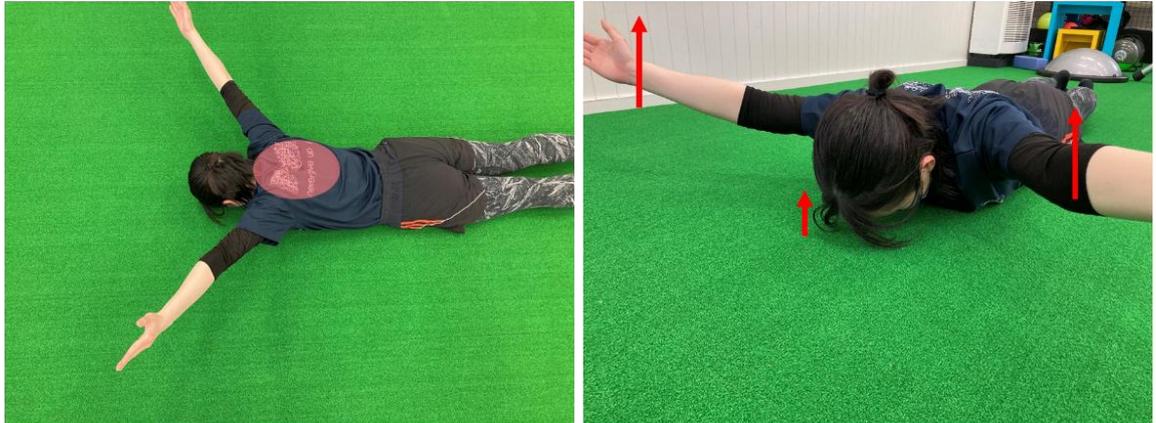


図 21. 骨盤-脊椎可動エクササイズ (cat&cow)

次に 2. 姿勢保持筋強化では、背部筋群と腹部筋群に対して筋収縮を与え腹圧を高めるフロントブリッジおよび背部筋群へ筋収縮を与えるバックエクステンションエクササイズの実施を提案する。バックエクステンションエクササイズの 1 つにあるスーパーマンエク

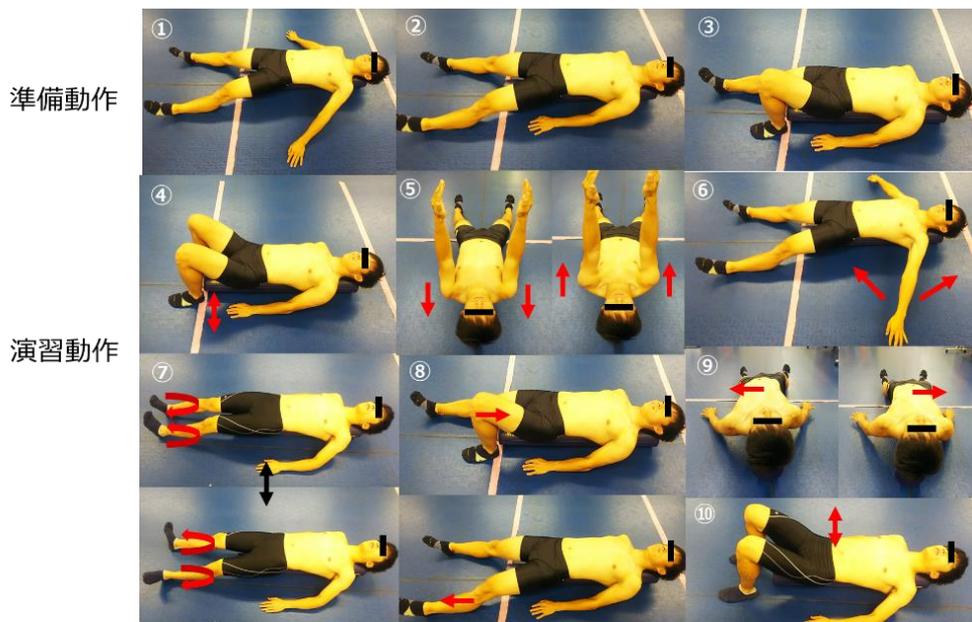
ササイズは、腹臥位にて上肢挙上に伴う脊椎の伸展可動および脊柱を支持する起立筋群に刺激を与えるエクササイズ⁶⁸⁾である(図22)。



実施者は腹臥位となり、両手を伸ばした状態で親指を上向きとし外転120度程度肢位(Y字状)にした状態で肩甲骨を内側に寄せるように意識をしつつ腕を上方向に上げる。腕の上方向に伴い、脊椎が伸展し脊柱を支持する筋群への収縮をうながす。その際顔面は地面にむけたまま(頸椎を伸展しない)とする。

図22. 姿勢保持筋強化エクササイズ (superman exercises)

最後に3.胸郭拡大では、上肢支持床上座位移動動作実施後のケアの一環として元の姿勢に戻すことを目的にストレッチポールを使用したベーシックセブンの実施をすすめる(図23)。姿勢調整で実施するストレッチポールエクササイズは、骨格を重力から解放して脊椎の生理的彎曲を取り戻すと同時に、コアを構成する筋群(腹横筋・骨盤底筋群・多裂筋・横隔膜)をスタビライズ(安定化)にすることを目的としている。中でもベーシックセブンは、脱力と揺らぎにより各関節をはじめ関節構成体のリラックス効果から生じる体幹の不安性を自ら調整をはかる安定性により姿勢を調整する手法とされ^{69,70)}、日頃実施しない動作による体幹および上肢帯筋群の緊張を和らげ外傷・障害の予防を目的とした手法として有用と考える。



＜準備動作＞
 ①肩を外転させながら呼吸をする。②安静（わずかな膝の屈曲を伴う股関節の外旋を伴う。）と呼吸をする。
 ③片側の肩の外転と対側の股関節外転（わずかな膝の屈曲を伴う）による呼吸をする。
 ＜演習動作＞
 ④床磨きモーション。手を丸めて床に小さな円を描く。⑤肩甲骨の内転と外転。両腕を繰り返し伸ばし、両手を肩甲骨で天井に伸ばす。⑥両方の前腕を床に滑らせて、両肩を繰り返し外転および内転運動をする。⑦両方の股関節伸展、膝がわずかに屈曲した状態での股関節の外旋および内旋運動をする。⑧膝の弛緩運動をする。⑨体幹を横に滑らせることを繰り返す（トランクスライド）⑩腹式呼吸（吸気時に腹部を膨らませ、呼気時に腹部を引き込む。）

図 23. 胸郭拡大エクササイズ (stretchpole exercises)

以上の脊椎伸展姿勢を促す 3 つの軸となる領域に対するエクササイズを継続的に取り組むことで、上肢支持床上座位移動動作を使用したパラスポーツや障害疑似体験動作のより安全で安心な実施につながると考える。

参考文献

- 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) 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.
- 10) 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, 31-36, 2001.
- 11) 芋川雄樹, 倉山太一, 荒木謙太, 金光寺康幸, 曾根祐介：歩行と比較した長坐位いざり移動の運動特性. 愛知県理学療法学会誌, 27(1), 20-23, 2015.
- 12) 笹崎莉愛：シッティングバレーボール. 理学療法ジャーナル, 51(8), 694, 2017.
- 13) 公益財団法人千葉県スポーツ協会 HP: パラスポーツフェスタ 2021 (<https://chibacity.sportsin.or.jp/program/9301/>) (閲覧日：2022年3月7日)
- 14) 森田哲司, 佐々木昭, 真野嘉久, 山下慎：2000年シドニーパラリンピック競技大会・

- シッティングバレーボールチームトレーナー帯同報告. 理学療法学 Supplement, 28, 340, 2001.
- 15) 古山つや子, 高橋佳恵, 松本孝彦, 高山祐子, 山本満, 陶山哲夫, 吉貝香織 : 北京パラリンピックシッティングバレーボール女子チームにおける障害・外傷に対するコンディショニング活動報告. 日本障害者スポーツ学会誌, 18, 43-45, 2009.
- 16) Wiczorek, J., Wiczorek, A., Jadczyk, L., Śliwowski, R., Pietrzak, M. : Physical activity and injuries and overstraining syndromes in sitting volleyball players. *Studies in Physical Culture & Tourism*, 14, 299-305, 2007.
- 17) 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.
- 18) 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.
- 19) 石谷栄一, 原田伸哉 : 胸椎の矢状面アライメントと可動性が腱板断裂の要因となる. 肩関節, 39(3), 693-697, 2015.
- 20) 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.
- 21) 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.
- 22) Finley, M. A., Lee, R. Y. : 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.
- 23) 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.
- 24) 勝平純司, 江原義弘 : 健常歩行のバイオメカニクス (1) - 重心と床反力 -. *Journal of Clinical Rehabilitation*, 29(1), 4-9, 2020.
- 25) 勝平純司, 江原義弘 : 健常歩行のバイオメカニクス (2) - 関節モーメントとパワー -. *Journal of Clinical Rehabilitation*, 29(2), 108-112, 2020.

- 26) 大関直也：糖尿病神経障害者の歩行変化の検討.日本臨床生理学会雑誌, 50(1), 33-38, 2020.
- 27) 和田太：脊髄疾患の歩行の特徴 - 歩行分析の結果から.MB Medical Rehabilitation, 235, 28-33, 2019.
- 28) 村田伸, 安彦鉄平, 中野英樹, 満丸望, 久保温子, 八谷瑞紀, 古後晴基, 野中 紘士, 松尾大, 上城憲司：幼児の重心動揺と歩行パラメータとの関連.ヘルスプロモーション理学療法研究, 9(1), 7-11, 2019.
- 29) 土井剛彦：高齢者の歩行評価. 愛知県理学療法学会誌, 32(2), 80-86, 2020.
- 30)伊藤利之, 鎌倉矩子：ADL とその周辺. 医学書院, 東京, 2007.
- 31)白田梨奈, 佐藤みつ子：スパイナルマウスを用いた青年期の立位姿勢の評価. 山梨大学看護学会誌,5(2), 13-18, 2007.
- 32)勝田治己, 古川良三：老人の姿勢と体幹機能. 理学療法ジャーナル, 25(2), 82-87, 1991.
- 33) Jack, C., Sharon, L. K., Luise, H., Sarah, Y.: Scapulohumeral rhythm and associated spinal motion. Journal of Clinical Biomechanics, 23(3), 184-192, 2008.
- 34) Cailliet R 著, 荻島秀男 訳：肩の痛み 原著 3 版. 医歯薬出版, 東京, 1992.
- 35) 堅田裕次, 浜田和範, 楠瀬末美, 田村千恵, 長崎香代, 安田舜一, 辻下守弘, 鶴見隆正, 川村博文, 大倉三洋, 吉村建男, 塩田一夫：脊損者のプッシュアップ動作について. 理学療法学, 15(3), 257-261, 1988.
- 36) 中村隆一 編著, 齋藤宏, 長崎浩 著：基礎運動学. 第 6 版, 医歯薬出版, 東京, 2003.
- 37)篠原英記, 市橋則明, 吉田正樹, 武政誠一：床上移動時の床反力-四つ這い移動と三つ這い移動の比較. 神戸大学医療技術短期大学部紀要,4,67-73,1988.
- 38) 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.
- 39) 木田厚端, 朝戸祐子：老年の後弯症. 呼吸, 7(12), 1339-1344, 1998.
- 40) 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 Supplement, 38, 2011.

- 41) 江原義弘 監修, 勝平純司, 山本敬三 著: 姿勢と運動の力学がやさしくわかる本. ナツメ社, 東京, 2020.
- 42) Greene, D. P. 著, 嶋田智明 監訳: キネシオロジー 日常生活活動の運動学. 医歯薬出版, 東京, 2002.
- 43) 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.
- 44) 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.
- 45) 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, 20, 7-14, 2013.
- 46) 長崎浩: 動作分析のこれから. 理学療法科学, 18(3), 147-151, 2003.
- 47) 小林寛和, 宮下浩二, 藤堂庫治: スポーツ動作と安定性-外傷発生に関するスポーツ動作の特徴から. 関西理学療法, 3, 49-57, 2003.
- 48) 潮見泰蔵: 臨床における動作分析の定量化の試み. 理学療法学, 24(3), 114-119, 1997.
- 49) 川端良介, 森川廣光, 大島義晴: 腕伸展運動における頸反射の影響. 弘前大学教育学部紀要, 110, 57-61, 2013.
- 50) 大島博文: 新たな都市経営戦略としての「スポーツ・健康まちづくり」の意義と実現に向けた課題に関する考察. 政策創造研究, 16, 85-109, 2022.
- 51) 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.
- 52) 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.
- 53) 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.
- 54) 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 (2022.7.7 確認)
- 55) 沖田実: 関節可動域制限の発生メカニズムとその治療戦略. 理学療法学, 41(8), 523-530, 2014.

- 56)遠藤隆志, 齋藤基一郎:伸張性運動による筋損傷が運動機能に与える影響. 植草学園大
学研究紀要, 6, 5-13, 2014.
- 57)千野直一, 安藤徳彦 編集主幹:義肢装具とリハビリテーション. 金原出版株式会社,
東京, 2003.
- 58)小川鉦一 著:看護動作を助ける基礎人間工学. 東京電機大学出版局, 東京, 1999.
- 59)谷川聡:スポーツ障害予防のためのトレーニング方法~ 競技特異的動作パフォーマンス
の向上に対するアプローチ方法~. 体力科学, 69(1), 132-132, 2020.
- 60)中村富予, 竹山育子, 保井智香子, 八田誠二, 景山洋子, 爲房恭子:プロ野球選手の食
意識と栄養サポートニーズ. 相愛大学人間発達学研究, (1), 27-30, 2010.
- 61)大窪伸太郎:スポーツ外傷・障害に対するリハビリテーションと装具療法-足底装具・
インソール-. 日本義肢装具学会誌, 37(1), 34-39, 2021.
- 62)宮崎純弥, 村田伸, 堀江淳, 鈴木秀次:高齢者の長座体前屈距離と脊柱可動性ならびに
下肢伸展挙上可動域との関係. 理学療法科学, 25(5), 683-686, 2010.
- 63)丸田和夫, 江口淳子, 渡邊進:骨盤傾斜が座位における体幹前傾動作時の脊柱起立筋お
よび腹直筋活動に及ぼす影響. 川崎医療福祉学会誌, 15(2), 463-469, 2006.
- 64) 竹井仁:姿勢の評価と治療アプローチ. 脊髄外科, 27(2), 119-124, 2013.
- 65)Mackenzie, T.A., Herrington, L., Horlsey, I., Cools, A. : An evidence-based review of current
perceptions with regard to the subacromial space in shoulder impingement syndromes: Is it
important and what influences it? Clinical Biomechanics, 30, 641-648, 2015.
- 66)麻田毅彦, 金谷整亮, 福島充也, 信原克哉:上腕二頭筋長頭腱損傷の検討. 肩関節, 16(1),
28-31,1992.
- 67)Kim, D., Cho, M., Park, Y., Yang, Y. : Effect of an exercise program for posture correction on
musculoskeletal pain. Journal of Physical Therapy Science, 27(6) , 1791-1794, 2015.
- 68)McGill, S. : Core training: Evidence translating to better performance and injury prevention.
Journal of Strength & Conditioning, 32(3), 33-46, 2010.
- 69)Yokoyama, S., Gamada, K., Sugino, S., Sasano, R. : The effect of “the core conditioning

exercises” using the stretch pole on thoracic expansion difference in healthy middle-aged and elderly persons. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 16(3), 326-329, 2012.

70)竹田伊希子:ストレッチポールを用いたコアコンディショニングについて~ベーシック
セブンの紹介~. *みんなの理学療法*, 17, 59-62, 2005.

謝辭

本研究を遂行するにあたり，論文の執筆に対し統計学的視点より具体的な御教示を賜りました川崎医療福祉大学医療技術学部健康体育学科 矢野博己教授に心から感謝申し上げますとともに，厚く御礼申し上げます。

本研究を遂行するにあたり，実験結果の見方，考え方，今後の方向性について有益な御教示を賜りました川崎医療福祉大学医療技術学部健康体育学科 小野寺昇教授に心から感謝申し上げますとともに，厚く御礼申し上げます。

本研究を遂行するにあたり，実験計測，データ処理で御協力，御指導を賜りました環太平洋大学体育学部体育学科 早田剛教授に心から感謝申し上げますとともに，厚く御礼申し上げます。

本研究の実験を行うにあたり，計測補助および被験者にご協力いただきました川崎医療福祉大学医療技術学部健康体育学科 宮川ゼミの卒業生の皆様，環太平洋大学体育学部健康科学科 小玉ゼミの卒業生の皆様ならびに在校生の皆様に心から感謝いたしますとともに，厚く御礼申し上げます。

本研究を遂行するにあたり，終始懇切なる御指導ならびに御校閲を賜りました川崎医療福祉大学医療技術学部健康体育学科 宮川健教授に心から感謝申し上げますとともに，厚く御礼申し上げます。

最後に，私の研究生生活を様々な面で支えて頂きました数多くの先輩，同僚，知人そして私の家族に心より感謝致します。