



原著

支持側の肩関節外転角度の違いによる片肘立ち位を 経由した起き上がり動作の定量的解析

原田美由紀^{1*}, 小嶋 功², 岩井信彦²¹姫路ハーベスト医療福祉専門学校²神戸学院大学 総合リハビリテーション学部

受付日 2020年11月2日

採択日 2021年3月31日

要旨

【目的】支持側の肩関節外転角度の違いによる片肘立ち位を經由し端座位となる起き上がり動作を定量的に解析し、その特徴を明らかにすることを目的とした。

【方法】3次元動作解析システムを用い健常成人15名(年齢 21.6 ± 1.3 歳, 身長 168.5 ± 3.7 cm, 体重 59.6 ± 5.6 kg)を対象に開始肢位を肩関節外転 30° 位, 60° 位, 90° 位の3条件で動作中の各関節最大角度, 最大角度に到達する時点, 支持側上肢の床反力最大値, 床反力が最大値に到達する時点, 身体重心移動距離を算出し比較検討した。

【結果】身体重心移動距離は 30° 位と比べ 90° 位は長く, 60° 位とは有意な差はなかった。前後分力の最大値は 90° 位と比べ 30° 位は大きく, 60° 位とは差がなかった。側方分力が最大値に到達する時点は 60° 位が 30° 位, 90° 位と比べ有意に遅かった。最大角度および最大角度に到達する時点は, 支持側の肩関節, 肘関節に有意差がみられたが, それ以外の関節には有意差はみられなかった。

【結論】 30° 位では前後分力が大きく, 90° 位では身体重心移動距離が長くなる。 60° 位では床反力が大きくなる事も身体重心移動距離が長くなる事もなく, 側方に位置する支持側上肢へゆっくりと身体重心を移動させながら起き上がっており, 3つの肢位の中で一番効率の良い開始肢位である事が考えられた。また, 支持側の肩関節外転角度の違いにより生じる支持基底面の変化に応じて, 支持側上肢の関節角度を調節し動作を遂行していることが示唆された。

*責任著者

原田美由紀, PT, MS

姫路ハーベスト医療福祉専門学校

E-mail:

haradam@harvest-school.com

キーワード

起き上がり動作

身体重心

関節可動域

はじめに

起き上がり動作は、背臥位から身体の質量比の大きい頭部・体幹を持ち上げ、座位になる動作である。座位や立位に至るには必ず臥位からの起き上がり動作が存在する。最も支持基底面が広く、身体重心が低く安定している背臥位から、支持基底面の狭小化と身体重心位置の上方移動を伴う起き上がり動作の獲得は、身体重心位置の高い基本動作への移行を容易にし、安定した移乗や歩行動作の獲得にもつながる。

起き上がり動作は、背臥位から一度腹臥位になり起き上がる total rotation pattern (以下: TR パターン)、背臥位から片肘立て位を経由して体幹を部分的に回旋させ起き上がる partial rotation pattern (以下: PR パターン)、背臥位から体幹を回旋せずに真っすぐ起き上がる non rotation pattern (以下: NR パターン) に分類¹⁾される。運動発達観点からみると、1 歳児では TR パターン、3 歳児では PR パターン、5 歳以降で NR パターンとなる²⁾。また、起き上がり動作パターンは、年齢層によって異なることが報告されている^{3,4)}。高齢者や片麻痺患者では PR パターンが多く^{5,6)}、起き上がり動作が自立している高齢片麻痺患者では、約 83%が PR パターンであることが報告されている⁸⁾。また、高齢者の起き上がり動作は、若年者の起き上がり動作と比べ所要時間が長くなることも報告されている^{9,10)}。これは加齢による体幹筋力の低下を補うために、身体重心を起き上がる方向へ移動した後に上方移動させるため、所要時間が長くなると考えられている¹⁰⁾。

対馬¹¹⁾によると PR パターンは身体重心位置と支持基底面との関係において安定性が良好で、支持側の肩関節外転角度を変化させることで、動作時の安定性と効率を向上させることが出来ると述べている。また金子ら¹²⁾は、支持側の肩関節外転角度の違いによる背臥位から片肘立ち位までの筋活動を調べ、角度の違いによって肩関節周囲筋ならびに腹直筋の筋活動量が相違していたこと、そして動作時努力性の少ない外転角度は、健常若年者 20~35°, 片麻痺患者 50~60°であったことを報告している。さらに Eguchi ら¹³⁾は、健常者を対象として側臥位から手掌支持になるまでの筋活動を計測し、主観的に好ましい角度は 60°が一番多く、次いで 90°であったと報告している。このように起き上がり動作に関する支持側上肢に注目した研究では、筋活動を比較した研究^{12,13)}がみられる。しかし動作を可能にするためには、筋力の要素だけではなく、生体力学的観点から各関節角度の推移や支持側上肢の床反力、身体重心移動距離について明らかにする必要がある。

起き上がり動作パターンを生体力学的観点から各体節がどのタイミングで連動しているかについて大谷ら¹⁴⁾は、体幹回旋を伴わない起き上がり動作における各関節の動きを

矢状面から計測した屈曲・伸展のみの 1 軸性で算出した回旋角度で調べ、最大関節角度とそこに到達する時点 (%) を算出している。また、Watanabe ら¹⁵⁾は、背臥位から右側への端座位となる起き上がり動作に関し、加齢による関節角度の変化を知るため、若年健常者と高齢者の最大関節角度とその角度に到達する時点 (%) を矢状面に対する 2 方向のベクトルを設定し角度を算出し比較検討している。

このように 1 軸性で算出した回旋角度での検討や 2 方向のベクトルを設定し角度算出した報告^{14,15)}は確認が出来るが、3 軸の回旋角度で計測した報告は見られない。生体力学的観点から計測した定量的な解析結果は、動作指導や介助方法の考案において有用な情報になると考えられる。また、起き上がり動作について相分けした動作解析は、最終肢位が長座位までの動作で行われており¹⁶⁾、端座位となる起き上がり動作を相に分けた報告は見当たらない。そこで本研究は、起き上がりに難渋する高齢者・片麻痺患者が肩関節外転角度を大きくして動作を行っていることに着目し、セグメント座標系を用いた 3 軸の回旋角度で計測し、支持側の肩関節外転角度の違いにより端座位までの起き上がり動作中の関節角度、身体重心移動距離、支持側上肢の床反力がどのように変化するかを明らかにすることを目的として行った。

対象と方法

対象

対象は、整形外科的疾患を有さない若年健常男性 15 名とした。年齢 21.6±1.3 歳、身長 168.5±3.7 cm、体重 59.6±5.6kg (平均±標準偏差)、全て右利きの者とした。研究対象者に本研究の目的および内容について書面および口頭にて説明し、同意書に署名を得た。なお本研究はヘルシンキ宣言に則っており、神戸学院大学人を対象とする医学系研究倫理審査委員会の承認を受けて実施した (承認番号: 総倫 19-06)。

方法

1. 課題動作

4 本の脚を取り付けた長さ 90 cm、幅 60 cm、高さ 40 cm の 3 つのテーブルすなわち上肢テーブル (A)、頭部体幹テーブル (B)、骨盤下肢テーブル (C) をフォースプレート上に配置し、テーブル上で課題動作を行った (Fig.1)。課題動作は背臥位から右手掌をテーブルにつけた状態を開始肢位とし、右片肘立ち位を経由して起き上がり端座位になることとした。研究対象者へは「概ね 4 秒間で、仰向けに寝た状態から、片肘立ち位を経由してベッドの右側で端座位となってください。最後に両手掌を太ももの上に置いてください。」と指示した。測定前に課題動作を 3 回練習した後、測定を行った。

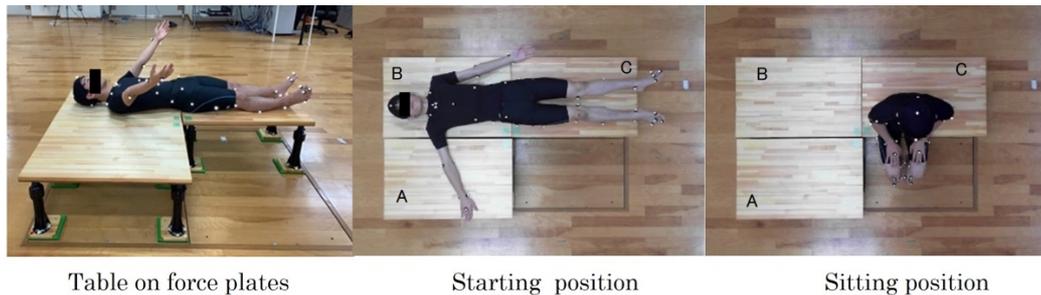


Table on force plates

Starting position

Sitting position

Fig.1 Table on force plates and start position/sitting position

A: Upper limb table B: Head/trunk table C: Pelvis/lower table

2. 測定条件

課題動作に対して、右肩関節外転角度 30°位・60°位・90°位から開始する 3 条件を設定した。開始肢位の確認は、フォースプレートの真上床上 2.4m に設置した 2 次元カメラのモニター画面上の角度表示を利用を行った。3 条件をランダムに 3 回ずつ行い平均値を代表値とした。

3. 測定装置

動作解析はキャプチャーカメラ 12 台で構成される 3 次元動作解析システム MAC-3D System (Motion Analysis 社製) 及び床反力計 (Kistler 社製) を用いた。カメラのサンプリング周波数は 200Hz とし、解析ソフトウェアには Cortex7 (Motion Analysis 社製) を用いた。赤外線反射マーカを身体の 53 か所 (Fig.2) に貼付し、静止立位時のマーカ位置情報を記録し、その後起き上がり動作の妨げになる身体背面の 6 つのマーカ (6. 第 7 頸椎棘突起, 7. 第 10 胸椎棘突起, 26. 仙骨上部, 39. 右踵骨隆起, 51. 左踵骨隆起 53. 右肩甲骨下角) を取りはずし、残りの 47 のマーカについて起き上がり動作中のマーカ位置情報を記録した。大谷ら¹⁴⁾の方法に準じて、取り外した 6 つのマーカは静止立位時のリンクモデルから、その位置を再現して解析した。

4. 測定項目

- ①各関節角度最大角度
- ②各関節角度最大角度に到達する時点 (%)
- ③支持側上肢の床反力最大値
- ④支持側上肢の床反力最大値に到達する時点 (%)
- ⑤身体重心移動距離

5. データ解析方法

測定したマーカ軌跡のノイズキャンセルのために、遮断周波数 6Hz で Butterworth filter を用いて low-pass filter 処理を行った。動作の開始・終了は計測より得られた 3D 画像を目視で確認し設定した。各関節角度は、起き上がり動作開始 (0%) は左上肢が動き出した時点、動作終了 (100%) は端座位となり両肩峰が静止した時点として正規化した上で、各座標系の X 軸・Y 軸・Z 軸における回旋角度をオイ

ラー角として算出した。回転順は、XYZ の順とし、座標系は Heren Hayes Marker set に準じて頭頸部、体幹部、骨盤部、左右上腕部、左右前腕部、左右大腿部、左右下腿部の各セグメント座標系を定義した。

支持側上肢の床反力は、正規化した上で算出した。背臥位になった際の左右方向を側方分力とし、右側から左側へ向かう分力を (+)、逆を (-) とした。同様に頭側から尾側方向への分力を前後分力とし、尾側から頭側へ向かう分力を (+)、逆を (-) とした。端座位となった際の頭尾側への分力を垂直分力とし、上方への分力を (+) とした。研究対象者の体重に対する実測値の割合を採用した。

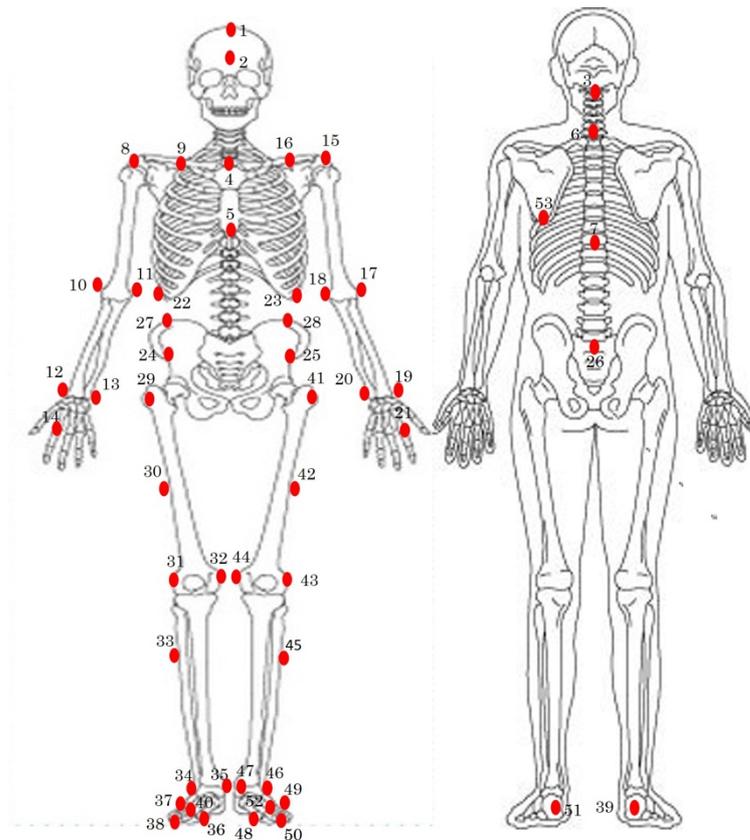
身体重心移動距離は、位置情報の移動距離の総和として算出した。背臥位になった際の左右方向を X 軸とし、右方向を (+) 方向とした。背臥位になった際の頭尾方向を Y 軸とし、尾側方向を (+) 方向とした。端座位となった際の頭尾方向を Z 軸とし、頭側方向を (+) 方向とした。

上記の 5 項目に関する肩関節外転角度 3 条件での統計学的比較は、以下の通りである。それぞれの群で Shapiro-Wilk 検定を行い、正規分布していることを確認し、等分散している場合は one way ANOVA、等分散していない場合は、Welch の一元配置分散分析、多重比較には Tukey-Kramer 法、等分散していない場合は Games-Howell 法を用いた。正規分布していない場合は、Kruskal-Wallis 検定を行い、多重比較には stoll-dwass 法を用いた。統計学的解析には、R2.8.1 を用い、有意水準は 5% とした。

結果

1. 各関節最大角度 (Table 1/Fig.3)

肩関節と肘関節の最大角度は肩関節外転 30°位, 60°位, 90°位の順に、右肩関節屈曲は 27.6±5.8°, 46.8±7.2°, 67.7±17.8°で全てに有意差があった (P<0.01)。右肩関節外転は 37.2±6.5°, 56.6±4.7°, 77.1±2.6°で全てに有意差があった (P<0.01)。右肩関節内旋は 3.2±2.5°, 10.0±4.3°, 23.5±9.9°で全てに有意差があった (P<0.01)。右肘関節屈曲



- | | |
|--|---|
| 1 Top of the head | 28 Left iliac crest apex |
| 2 Forehead | 29 Right greater trochanter |
| 3 External occipital protuberance | 30 Outside right thigh |
| 4 Upper sternum | 31 Lateral epicondyle of right femur |
| 5 Xiphoid process of the sternum | 32 Medial epicondyle of right femur |
| 6 Spinous process of C7 | 33 Outside right lower leg |
| 7 Spinous process of Th10 | 34 Lateral malleolus of right fibula |
| 8 Right acromion | 35 Medial malleolus of right tibia |
| 9 Center of right clavicle | 36 First metatarsal head of right foot |
| 10 Lateral epicondyle of right humerus | 37 Fifth metatarsal head of right foot |
| 11 Medial epicondyle of right humerus | 38 Second distal phalanx of right foot |
| 12 Styloid process of right radius | 39 Right calcaneal tuberosity |
| 13 Styloid process of right ulna | 40 Second metatarsal head of right foot |
| 14 Right second metacarpal head | 41 Left greater trochanter |
| 15 Left acromion | 42 Outside right thigh |
| 16 Center of left clavicle | 43 Lateral epicondyle of the left femur |
| 17 Lateral epicondyle of left humerus | 44 Medial epicondyle of the left femur |
| 18 Medial epicondyle of left humerus | 45 Outside left lower leg |
| 19 Left radial styloid process | 46 Lateral malleolus of left fibula |
| 20 Left ulnar styloid process | 47 Medial malleolus of left tibia |
| 21 Left second metacarpal head | 48 First metatarsal head of left foot |
| 22 Lower right rib | 49 Fifth metatarsal head of left foot |
| 23 Lower left rib | 50 Second distal phalanx of left foot |
| 24 Right anterior superior iliac spine | 51 Left calcaneal tuberosity |
| 25 Left anterior superior iliac spine | 52 Second metatarsal head of left foot |
| 26 On the sacrum | 53 Right interior angle |
| 27 Right iliac crest apex | |

Fig.2 Infra-red reflective marker pasting position.

Table 1 Maximum angle of each joint and time to reach the maximum angle

Shoulder abduction	Trunk flexion		Trunk right lateral bend		Trunk right rotation		Trunk left rotation			
	Angle (°)	Timing (%)	Angle (°)	Timing (%)	Angle (°)	Timing (%)	Angle (°)	Timing (%)		
30°	17.3±6.5	52.6±12.5	8.4±3.9	43.5±9.0	22.4±14.3	31.3±9.7	17.2±7.1	52.6±12.5		
60°	16.0±6.1	55.5±12.9	6.8±3.8	45.3±12.8	26.9±14.0	31.4±5.2	17.9±8.6	55.5±12.9		
90°	15.5±6.1	61.5±18.6	7.6±4.4	48.5±12.0	32.1±12.5	31.3±5.6	14.8±5.1	61.5±18.6		
Shoulder abduction	Neck flexion		Neck left lateral bend		Neck right rotation					
	Angle (°)	Timing (%)	Angle (°)	Timing (%)	Angle (°)	Timing (%)				
30°	47.0±12.0	36.4±6.9	15.2±9.7	47.8±4.1	21.7±10.3	48.5±20.6				
60°	45.1±11.2	36.5±5.0	15.0±10.3	51.3±7.7	20.1±11.0	54.4±21.5				
90°	44.2±12.2	36.7±4.6	16.6±11.0	52.9±6.0	19.3±9.8	41.7±15.7				
Shoulder abduction	Right shoulder flexion		Right shoulder abduction		Right shoulder int.rot.		Right elbow flexion		Right elbow extension	
	Angle (°)	Timing (%)	Angle (°)	Timing (%)	Angle (°)	Timing (%)	Angle (°)	Timing (%)	Angle (°)	Timing (%)
30°	27.6±5.8	62.3±10.9	37.2±6.5	47.8±4.6	3.2±2.5	43.3±14.6	70.1±9.0	45.5±4.1	-29.4±11.2	63.9±6.0
60°	46.8±7.2	56.1±11.9	56.6±4.7	36.5±16.8	10.0±4.3	42.8±12.3	65.2±11.4	45.5±4.1	-22.8±7.7	60.7±3.4
90°	67.7±17.8	42.0±14.9	77.1±2.6	17.8±15.5	23.5±9.9	46.9±11.1	54.0±11.8	41.7±4.9	-20.8±6.1	56.8±6.0
Shoulder abduction	Left shoulder flexion		Left shoulder int.rot.		Left shoulder adduction		Left elbow flexion			
	Angle (°)	Timing (%)	Angle (°)	Timing (%)	Angle (°)	Timing (%)	Angle (°)	Timing (%)		
30°	43.4±11.8	38.5±8.1	8.2±3.3	31.9±3.5	18.7±5.1	32.3±5.5	66.5±20.5	63.3±9.4		
60°	44.3±13.5	38.8±8.6	9.7±3.0	34.3±3.9	17.5±7.2	33.4±6.5	69.7±18.3	63.3±8.0		
90°	43.3±12.6	35.6±8.2	9.5±3.0	35.7±6.1	15.2±7.8	32.4±8.2	74.1±21.5	61.8±8.1		

mean±SD, * :p<0.05 †p<0.01

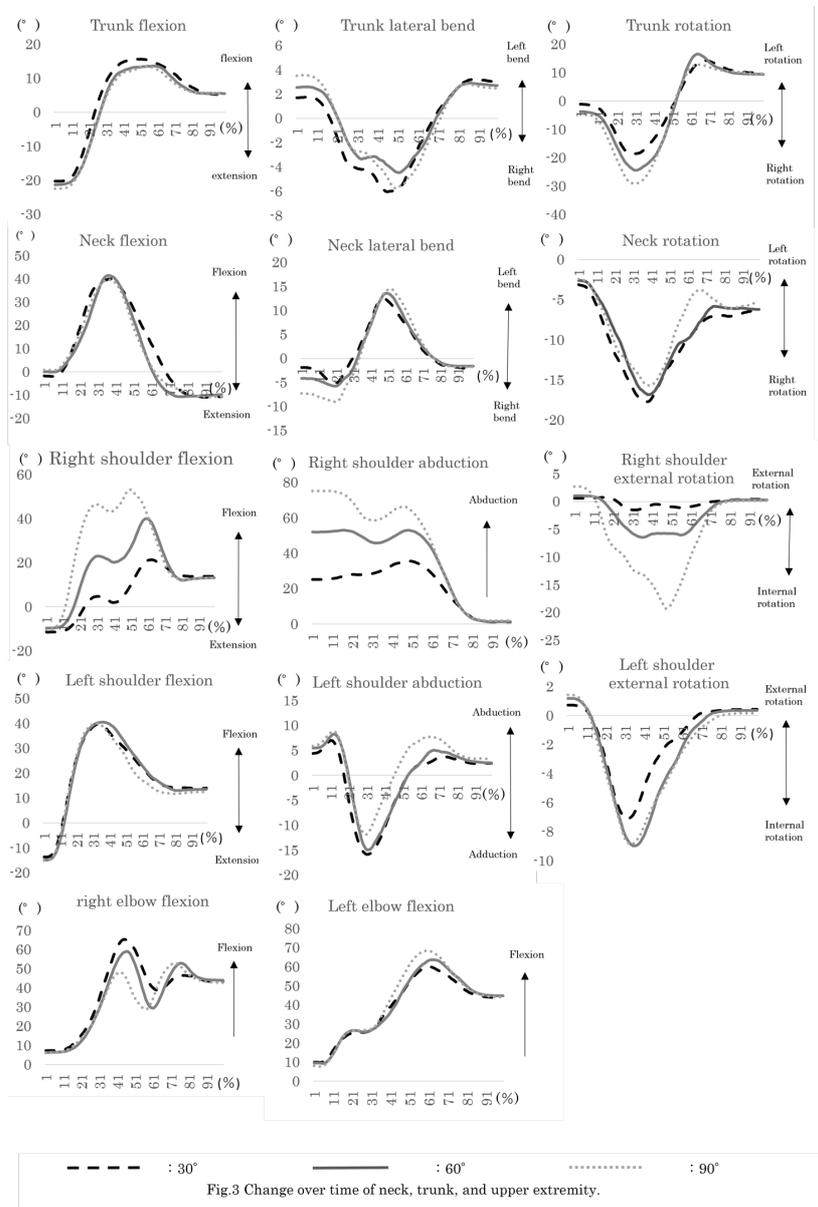


Fig.3 Change over time of neck, trunk, and upper extremity.

は $70.1 \pm 9.0^\circ$, $65.2 \pm 11.4^\circ$, $54.0 \pm 11.8^\circ$ で 30° 位と 90° 位および 60° 位と 90° 位で有意差があった ($P < 0.01$, $P < 0.05$). それ以外の関節には、有意差はなかった。

2. 各関節最大角度に到達する時点 (Table 1/Fig.3)

最大角度に到達する時点は肩関節外転 30° 位, 60° 位, 90° 位の順に、右肩関節屈曲は $62.3 \pm 10.9\%$, $56.1 \pm 11.9\%$, $42.0 \pm 14.9\%$ で 30° 位と 90° 位 ($P < 0.01$), 60° 位と 90° 位 ($P < 0.05$) で有意差があった。右肩関節外転は、 $47.8 \pm 4.6\%$, $36.5 \pm 16.8\%$, $17.8 \pm 15.5\%$ で全てに有意差があった ($P < 0.01$)。また肘関節伸展は、 $63.9 \pm 6.0\%$, $60.7 \pm 3.4\%$, $56.8 \pm 6.0\%$ で 30° 位と 90° 位で有意差があった ($P < 0.01$)。それ以外の関節には、有意差はなかった。

3. 片肘立ち位経由の起き上がり動作の特徴 (Fig.4)

Fig.4 は肩関節外転 60° 位を開始肢位とした時の右肘関節屈曲と体幹・頭頸部の屈曲, 側屈, 回旋の平均関節角度の推移を示している。起き上がり動作の特徴をより明確に捉えるために、4相に分け説明する。第1相は動作開始から体幹の右回旋が最大になる時点までで、右肩関節を回転軸とし側方へ身体重心が移動する区間である。区域は $1 \sim 31.4\%$ で、体幹は 21.3° 伸展した位置から屈曲・右側屈・右回旋方向へ、頭頸部は屈曲・右回旋方向へ、区域 10% 前後より大きく動

き始め、 31.4% で体幹の右回旋角度が最大となる。第2相は、片肘立ち位が完成する (右肘関節が最大屈曲位を示した) 時点までで、右肘関節を回転軸として身体重心が移動する区間である。区域は $31.5 \sim 45.5\%$ で、体幹は屈曲・右側屈を続けながら、左回旋方向へ動き始め、区域 45.3% で右側屈が最大となる。頭頸部は、引き続き屈曲・右回旋しながら、左側屈方向へ動き始め、区域 36.5% で屈曲最大となり、その後伸展方向へ動き始める。第3相は、右肘関節が最大伸展位を示した時点までで、上方へ身体重心が移動し、右上肢支持が終了するまでの区間である。区域は $45.6 \sim 60.7\%$ で、体幹は引き続き屈曲・左側屈・左回旋方向へ動き、区域 55.5% で体幹屈曲, 左回旋が最大となり、その後左側屈を続けながら伸展・右回旋方向へ動き始める。頭頸部は引き続き伸展・左側屈・右回旋方向へ動き、 51.3% で左側屈が、 54.4% で右回旋がそれぞれ最大となる。その後伸展を続けながら右側屈・左回旋へ動き始める。第4相は、右上肢の支持がなくなり、殿部, 足底に身体重心を移し、端座位が完成するまでの区間である。区域は $60.8 \sim 100.0\%$ で、緩やかに体幹は伸展・左側屈・右回旋方向へ、頭頸部は伸展・右側屈・左回旋方向へ動き端座位が完成する。

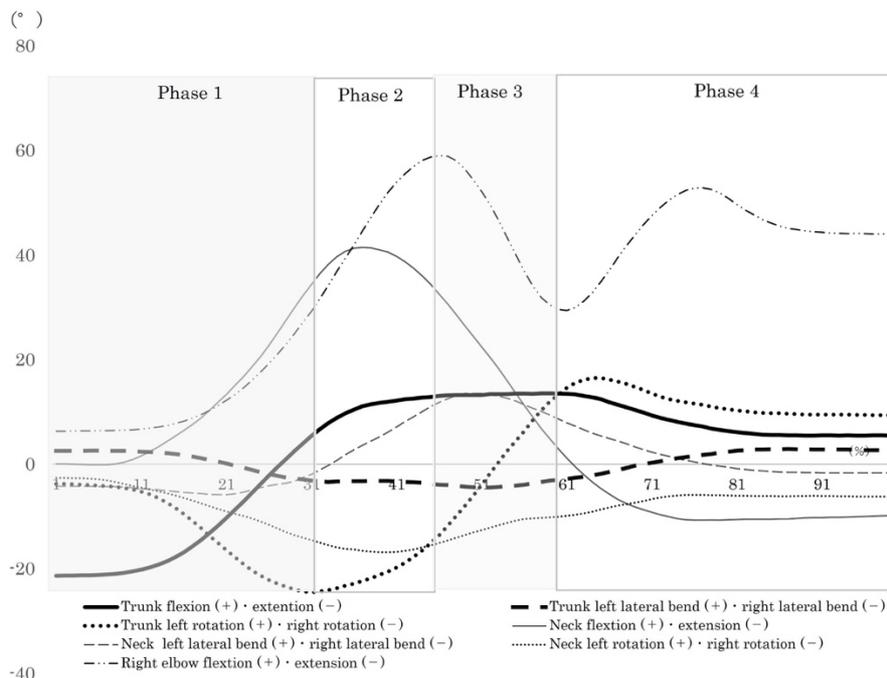


Fig.4 Transition of average joint angle at 60° shoulder abduction

- Phase1 : Left upper limb begins to move(1%) to maximum right rotation of the trunk(31.4%)
- Phase2 : End of Phase1to the maximum flexion of the right elbow joint(45.5%)
- Phase3 : End of Phase2 to the maximum extension of the right elbow joint(60.7%)
- Phase4 : End of Phase3 to sitting position(100%)

Table2 Maximum ground reaction force of the upper limb table and when to time to reach the maximum reaction force

Shoulder abduction	Lateral force		Longitudinal force		Vertical force	
	Weight ratio(%)	timing(%)	Weight ratio(%)	timing(%)	Weight ratio(%)	timing(%)
30°	3.5±1.5	43.3±8.2	2.9±1.5	42.7±6.1	22.9±8.1	42.0±5.8
60°	3.7±1.1	48.3±4.9]*	2.0±0.7} †	43.0±5.8	19.5±6.0	44.9±7.3
90°	3.2±1.1	42.7±7.1]*	1.5±0.8}	42.0±5.8	17.1±4.5	43.0±8.1

mean±SD, *; p<0.05 †; p<0.01

Table3 Center of mass sift

Shoulder abduction	Total (mm)	Lateral (mm)	Longitudinal (mm)	Vertical (mm)
30°	554.4±65.7	284.0±56.7	336.1±35.5	169.7±12.0
60°	602.0±71.5 } †	329.4±49.3 } †	352.2±40.5	165.0±10.1
90°	648.3±79.8 } †	375.4±66.6 } †	369.8±45.0	162.9±11.0

mean±SD, †; p<0.01

肩関節外転 60°位の関節角度の推移を示したが、開始肢位の違いによる関節の最大角度、到達する時点 (%) に関しては、右上肢を除いた他の関節では有意差がなく、30°位、90°位も類似した推移を示した。

4. 支持側上肢の床反力最大値 (体重比) (Table 2)

前後分力の最大値は、肩関節外転 30°位、60°位、90°位の順に 2.9±1.5%, 2.0±0.7%, 1.5±0.8% で 30°位では 90°位と比べ有意に大きかった (P<0.01)。側方分力および垂直分力の最大値には、有意差はみられなかった。

5. 支持側上肢の床反力最大値に到達する時点 (%) (Table 2)

側方分力が最大値に到達するのは、30°位では 43.3±8.2%, 60°位では 48.3±4.9%, 90°位では 42.7±7.1% で、60°位は 30°位および 90°位と比べ有意に遅かった (P<0.05)。前後分力および垂直分力が最大値に到達する時点には、有意差はみられなかった。

6. 身体重心移動距離 (Table 3)

身体重心総移動距離は、肩関節外転 30°位、60°位、90°位の順に 554.4±65.7 mm, 602.0±71.5 mm, 648.3±79.8 mm で肩関節外転 90°位は 30°と比べ、有意に長かった (P<0.01)。X 軸 (左右方向) での身体重心移動距離は、284.0±56.7 mm, 329.4±49.3 mm, 375.4±66.6 mm で肩関節外転 90°位は 30°位と比べ、有意に長かった (P<0.01)。Y 軸 (頭尾方向) および Z 軸 (垂直方向) での身体重心移動距離には、有意差はみられなかった。

考察

起き上がり動作は、日常生活活動の中で最も基本的な動作で、座位から立位に至るには必ず存在する動作である。起き上がり動作を生体力学的観点から解析することは、動作指導や介助方法の考案に際し、有用な情報を得ることにつながる。われわれは高齢者が最も多く選択する PR パターンにおいて、起き上がりに難渋する高齢者・片麻痺患者が肩関節外転角度を大きくして動作を行っていることに着目した。また最も安定し効率的な PR パターンでの起き上がり動作

に関する生体力学的知見を得るため、開始時の肩関節外転角度を 3 条件設定し、3 次元動作解析装置を用い比較検討した。

各関節最大角度・最大角度に到達する時点に関して、開始肢位の違いによる頭頸部・体幹・左上肢に有意差はみられなかった。右肩関節内旋角度は、右肩関節外転 90°位、60°位、30°位の順に有意に大きかったが、最大角度に到達する時点では有意差はみられなかった。肩関節 90°外転した状態で上腕骨を内旋すると、肩甲骨は前傾・外転すると報告がある¹⁷⁾。また肩関節内旋運動は胸椎部の屈曲を誘導し、上半身重心を起き上がり側へ移動させるために重要な要素となる¹⁸⁾と述べられている。肩関節外転 90°位では、他の開始肢位と比べ第 2 相で回転軸となる右肘関節が頭側に位置し、また上半身重心から離れているため、上半身重心の移動距離は長くなることが考えられる。このために肩関節内旋角度を大きくして上半身重心を起き上がり側へ移動させやすくしたと考える。

右肩関節屈曲角度は、90°位、60°位、30°位の順に有意に大きく、最大角度に到達する時点では 90°位が 30°位・60°位と比べ早かった。また右肘関節伸展角度は 90°位が 30°位と比べ大きく、最大角度に到達する時点は、90°位が 30°位と比べ早かった。Fig.3 のグラフの推移をみると最大角度を示した時点から反対方向に動き出して最終肢位に向かっていく。これは右上肢以外の最大角度および到達時間に差がないことから、90°位は片肘立ち位から手掌支持位において体側から上肢が遠い位置にあるため、身体重心を上方移動させるために肘関節の伸展角度を大きくする必要があり、体側から離れた位置にある右上肢が他の肢位よりも早めに体幹に引き寄せられた結果ではないかと考えた。このように若年健常者の PR パターンでの起き上がり動作を調節しているのは支持側上肢である可能性が示唆された。

背臥位から長座位までの NR パターンでの起き上がり動作を解析した大谷ら¹⁴⁾の報告では、頭頸部屈曲の最大角度は約 50°であり、区域 30~35% で最大角度に達している。端座位までとした本研究では、44.2~47.0°であり、最大角

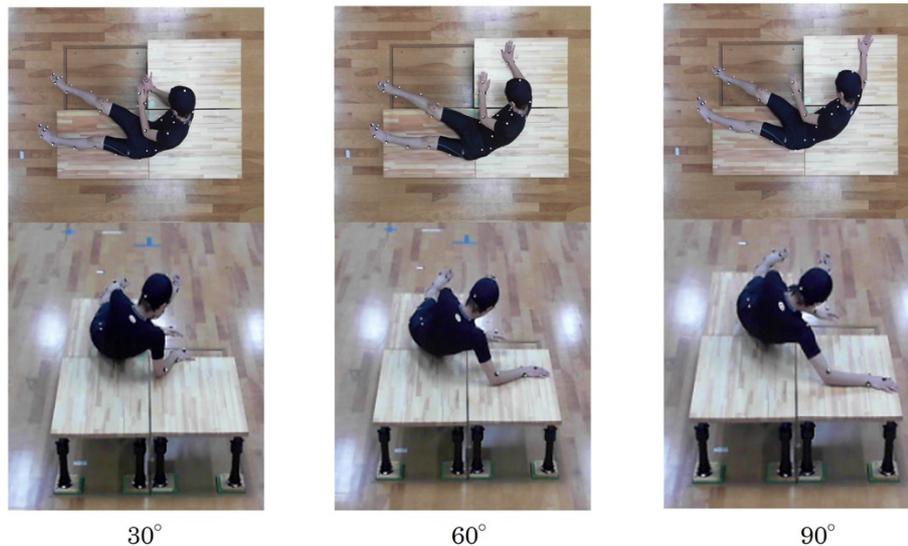


Fig.5 An example of single elbow support position (30° /60° /90° shoulder abduction)

度への到達は 36.4~36.7%であった。長座位でも端座位でも、頭頸部の屈曲に関しては相違があるものの大きなものではなかった。しかし体幹屈曲の最大角度への到達は、75%の時点であったのに対し、本研究では 52.6~61.5%の時点であった。これは最終肢位が長座位か端座位の違いで差が生じたと考える。

支持側上肢の床反力最大値・最大値に到達する時点に関して、側方分力は最大値に有意差はみられず、最大値に到達する時点は、60°位が 30°位・90°位と比べ有意に遅かった。これは右肘関節で上半身重心を支え、次の手掌支持位となるために肘関節伸展することに向かう動作が 3 条件の中で一番ゆっくり、すなわち素早く行う必要がなかったとも解釈され、安定した支持側上肢の位置であることを示している可能性がある。前後分力の最大値は、30°位が 90°位と比べ有意に大きく、最大値に到達する時点には有意差はみられなかった。前後分力は片肘立ちが完成した後の上半身重心を足元へ移動させながら上方へ持ち上げるための推進力として用いられていると考えられる。30°位は、90°位と比べ第 2 相で回転軸となる肘関節の位置が足元に近い位置にあり、上半身重心からのモーメントアームが短くなるため、上半身重心を上方へ持ち上げるためには大きな力が必要となることが考えられる (Fig.5)。

身体重心移動距離に関して、支持側肩関節外転角度が大きくなる毎に身体重心移動距離は長くなると予測していたが、90°位と 30°位では差があったものの 60°位とでは差がなかった。90°位では、体側から第 2 相で回転軸となる右肘関節までの距離および手掌支持位での手掌までの距離が長いいため、左右方向の移動距離が大きくなった。そのため、身体重

心が右側へ大きく軌道した後に、最終肢位である端座位へ移動することから、身体重心移動距離が長くなったと考えられる。60°位では側方分力が最大値に到達する時点が有意に遅かった。これらのことから、60°位は起き上がり側への側方移動をゆっくり行うものの身体重心移動距離は長ならず、3 条件の中では体幹筋が低下した高齢者や片麻痺患者に一番適した肩関節外転角度ではないかと考える。

赤外線反射マーカを用いた起き上がり動作の動作解析は確認¹⁴⁾¹⁵⁾できるが、1 軸または 2 軸の回旋角度で算出した計測結果であり、3 軸の回旋角度で頭頸部・体幹・肩関節角度を表している研究はわれわれが調べた範囲では見当たらなかった。今回 PR パターンを用いた端座位までの起き上がり動作に必要な各関節の最大角度、最大に到達する時点をも 4 相に分け経時的に示すことが出来、この結果は動作観察や動作指導の一助になると考える。しかし、対象者が若年健常男性であったため、筋力や関節可動域の柔軟性があり 3 つの条件の違いを肩関節の周囲の関節の動きやタイミングを変化させ対応した可能性がある。

今後は PR パターンを主に選択する高齢者や片麻痺患者を対象として行い検証したい。また、起き上がり動作の特徴を示したが、若年健常者 15 例の平均角度で表しているため、臨床で応用する際は、あくまで参考値として捉える必要がある。様々な生活様式での起き上がり動作を定量的に解析するため、PR パターンでの長座位までの起き上がり動作との比較を行う必要があると考える。

利益相反

開示すべき利益相反はない。



Original article

Quantitative analysis of transition to sitting position from supine position with a single elbow support by the difference in the shoulder abduction angles

Miyuki Harada^{1*}, Isao Ojima², Nobuhiko Iwai²

¹ Department of Physical Therapy, Himeji Harvest Medical Welfare College

² Faculty of General Rehabilitation Faculty of Physical Therapy, Kobe Gakuin University

ABSTRACT

Objective: To clarify the rising motion from supine position to sitting position with a single elbow support using quantitative analytical methods by the difference of the shoulder abduction angle of 30°, 60°, and 90°.

Methods: A total of 15 healthy adults (average age: 21.6±1.3years, average height: 168.5±3.7cm, average weight: 59.6±5.6kg) were included in the study. Using a three-dimensional motion analysis system, the following variables were measured during movement with a starting shoulder abduction angle of 30°, 60°, and 90°: maximum joint angle, time to reach the maximum joint angle (%), maximum ground reaction force of the supporting upper limb, time to reach the maximum ground reaction force of the supporting upper limb (%), and shift from the center of mass.

Results: The distance to move the center of mass was greater for the 90° position compared with the 30° position. The longitudinal force was greater for the 30° position compared with the 90° position. The time for the lateral force to reach its maximum was greater for the 60° position compared with the 30° and 90° positions. There were no significant differences in the maximum angle and time to reach the maximum angle (%) other than for the supporting upper limb.

Conclusion: At 30° position, the longitudinal force was greater. At 90° position, the distance to move the center of mass was greater. At 60° position, the floor reaction force does not increase and the distance to move the center of mass rises while slowly moving the center of mass to the supporting upper limbs located on the side. The suggested that it was the most efficient starting limb position. We demonstrated that the movement is performed by adjusting the joint angle of the supporting upper limb to the change in the base support caused by the difference in the shoulder abduction angles.

Key words: Rising motion, Center of mass, Range of motion