

《総合研究プロジェクト》

起き上がり動作において上肢の挙上はどのような貢献をするか

平田 恵介*¹ 埜 大樹*²

Role of Raising the Upper Limb of the Non-Rising Side in Rising Movement

Keisuke HIRATA and Hiroki HANAWA

1. はじめに

ベッドからの起き上がり動作は、寝たきりから脱却するための重要な動作である。起き上がりに時間を要する人は、日常生活動作能力やバランス機能が不良であることが既知である¹⁻³⁾。起き上がり動作には背臥位から体幹と股関節を屈曲する動きと、ベッド端坐位になるため身体を90°回転させる動きが組み合わさっている。体幹を屈曲し、起き上がり側の肘を着いた半側臥位姿勢 (on elbow) になるまでの体幹屈曲運動を容易にするために、非起き上がり側の手でベッドを押したり、両肘を着いた姿勢を経由するなどの動作パターンをとることが多い^{4,5)}。一度長坐位を経由すると非連続的な動きになり時間を要してしまう²⁾。体幹の屈曲運動と身体の回転を連続的に行うためには、非起き上がり側上肢を起き上がる側にリーチするように先行して挙上し、on elbow、on hand (起き上がり側の手を着いた姿勢) を経由し、端坐位をとる座面に向かって斜め方向に起き上がる方法がある。非起き上がり側の上肢が使用できないと高齢者の約20-40%が起き上がることができないことから²⁾、起き上がりに寄与する可能性は既に示されている。しかしながら、体幹屈曲に先行する非起き上がり側の上肢の使用が起き上がり動作にどのような影響を与えるかは不明である。

起き上がり動作は、前述した通り重要な動作であるにも関わらず動作解析研究が希少である。要因の一つは起き上がり動作が多様である点だと考えられる。起き上がり動作には多くの動作パターンが存在するため、動作課題として規定しにくい特性がある⁶⁾。動作パターンの多様さは健常若年者においても⁴⁾ (中年者においても⁵⁾ 確認されている。また、もう一つの要因は臥位を経由するために、全身に反射マーカを貼付して行う三次元動作解析が不向きであることと考えられる。本研究の目的は非起き上がり側の上肢を挙上する使用が起き上がり動作に与える影響を明らかにすることとした。そこで被験者には非起き上がり側の上肢を挙上するか、骨盤に接触させた状態にするかの2つ

の拘束条件を与えた。非起き上がり側の上肢使用のみの影響を明らかにするために、起き上がり動作では on elbow、on hand を経由して坐位になるよう動作パターンを厳格に規定した。また、背部にマーカを貼付が不要なオリジナルモデルを用いて三次元動作解析を行なった。

2. 方法と結果

1) 方法

(1) 対象

健常健常若年成人8名 (男性1名、女性7名、平均年齢22±2歳、体重55.4±6.7 kg、身長163.6±5.4 cm) とした。ヘルシンキ宣言に則り、所属先の倫理審査委員会の承認を得た上で、対象者に説明と同意を得て実施した。

(2) 計測環境

弾力のない診療台に木製板を敷き、3台の床反力計 (1000 Hz, Kistler 社製, 9286BA) と、床反力計と同じ大きさの木製板3枚を配置した (図1)。赤外線カメラ9台を配した三次元動作解析装置 Vicon (100 Hz, Vicon Motion Systems 社製, MX T-series) で、オリジナルのマーカセットで起き上がり動作を撮影した。全ての分析には数値解析ソフトウェア MATLAB (Mathworks 社, 2021a) を使用した。



図1 床反力計の配置

*¹ 東京家政大学健康科学部リハビリテーション学科

*² 人間総合科学大学保健医療学部リハビリテーション学科

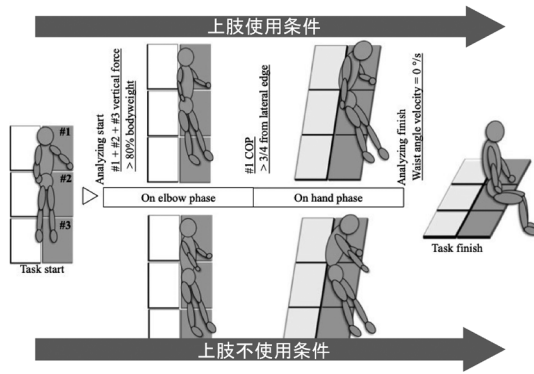


図2 動作課題条件と相分け

(3) 動作課題 (図2)

対象者は左上下半身が床反力計上、右半身が板上に乗るように背臥位をとり、床反力計 #1 には左上肢だけが乗るように外転させた姿勢を共通の開始姿勢とした。開始肢位から以下の2条件を5回ずつ計測した。①上肢使用条件：右上肢を起き上がる側に挙上させながら起き上がる方法。②上肢不使用条件：開始姿勢から右上肢を骨盤の右側に付けたまま、上肢を挙上することなく起き上がる方法。起き上がるのに従い、左肘で身体を支え (on-elbow)、さらに左手で支え (on-hand)、最後は上肢の支えがない座位姿勢を終了肢位とした。下肢を上げてから振り下ろして反動をつけることや、左上肢の位置を起き上がる前に移動させることは禁止とした。

起き上がり動作を以下の定義に従って相に分けた。① supine (動作開始)：体幹屈曲角速度 10°/s 以上になった時点、② half-side-lying：半側臥位になり起き上がり側3枚の床反力計の z 成分の合計が体重の 80% を超えた時点、この後に on-elbow になり、③ on-hand：上肢が接地する #1 床反力計の接触圧中心 (CoP) が外側 1/4 よりも外側に移動した時点、④ sitting (動作終了)：体幹屈曲角速度が 0°/s になった時点。

(4) パラメータ

時間変数は以下の通り算出した。①全相：supine から sitting、② half-side-lying から on-hand、③ on-hand から sitting での所要時間。また全相を 100% 正規化し、半側臥位になる half-side-lying のタイミングと体幹屈曲角速度がピークに達するタイミングのラグを抽出した。

上記①-③の相ごとに空間因子を以下の通り算出した。3次元での身体末端のマーカの総軌跡長 (右頭部、右足、右手)、三次元での質量中心 (CoM) 総軌跡長 (全身 CoM、非起き上がり側上肢 CoM、非起き上がり側上肢を除いた CoM)、体幹平均屈曲角度、体幹平均屈曲角速度、水平面と矢状面での身体運動量 momentum (CoM 速度・

体重) の平均。

体幹角度の算出方法は以下の通り。体幹の角度は、骨盤-胸郭体節間の相対角度とした。

まず、両体節座標系をグローバル座標系に対して定義した。骨盤座標系における XYZ 軸の向きは以下の手順で定義した。(1) X 軸の定義：左/右上前腸骨棘を通るベクトル。(2) 仮 Z 軸の定義：右腸骨稜頂点と右股関節中心を通るベクトル。(3) Y 軸の定義：X 軸と仮 Z 軸の外積。(4) Z 軸：X 軸と Y 軸の外積。胸郭座標系における XYZ 軸の向きは以下の手順で定義した。(1) X 軸の定義：左/右肩峰端を通るベクトル。(2) 仮 Z 軸の定義：左/右肩峰端の midpoint と胸骨剣状突起を通るベクトル。(3) Y 軸の定義：X 軸と仮 Z 軸の外積。(4) Z 軸：X 軸と Y 軸の外積。そして、上記 XYZ 軸を向くベクトルは、それぞれのベクトル長で除すことで、単位ベクトルに直された (正規直交基底)。なお、股関節中心については、大転子中央と上前腸骨棘を結ぶ線上で、大転子中央から 1/3 の点とみなした。

次に、両体節座標系間の骨盤-胸郭座標変換行列 RTM_{PtoT} を算出した。

$$RTM_{PtoT} = DCM_T \cdot (DCM_P)^T$$

ここで、骨盤座標系行列は DCM_P 、胸郭座標系行列は DCM_T である。また、上付き文字 T は、転置行列を指す。

最後に、この骨盤-胸郭座標変換行列を用い、XYZ オイラー角による姿勢表現により、体幹角度を算出した。

(5) データ解析

運動学データと運動力学データは 100 Hz に揃え、4 次のバターワースフィルターによりそれぞれ 15 と 50 Hz のローパスフィルターをかけた。全ての変数はリリーフォース検定により正規性を確認した上で、条件間で対応のある t 検定を行った。

2) 結果

時間因子では、全相；supine から sitting ($p=0.39$)、half-side-lying から on-hand ($p=0.19$)、on-hand から sitting ($p=0.88$) 起き上がりの所要時間は条件間で有意差を認めなかった。half-side-lying と体幹屈曲角速度ピークのラグは、上肢不使用条件で有意に小さかった ($p < 0.05$)。

空間因子では、身体のマーカーの軌道長では、全相にわたる右指先 ($p < 0.05$) に有意差を認めたが、頭部 ($p = 0.64$)、右足部 ($p = 0.50$) で有意差を認めなかった。全身 CoM 総軌跡長では、全相 ($p = 0.35$)、on-hand から sitting ($p = 0.50$) には有意差は認めなかったが、half-side-lying から on-hand ($p < 0.05$) に有意差を認めた。非起

き上がり側上肢 CoM 総軌跡長では、全相 ($p=0.27$)、on-hand から sitting ($p=0.12$) には有意差は認めなかったが、half-side-lying から on-hand ($p<0.05$) に有意差を認めた。日起き上がり上肢を除いた CoM 総軌跡長では、全相 ($p=0.07$)、on-hand から sitting ($p=0.49$) には有意差は認めなかったが、half-side-lying から on-hand ($p<0.05$) に有意差を認めた。平均体幹屈曲角度は全相 ($p=0.26$)、half-side-lying から on-hand ($p=0.95$)、on-hand から sitting ($p=0.05$) で有意差を認めなかった。平均体幹屈曲角速度は全相 ($p=0.16$)、on-hand から sitting ($p=0.24$) で有意差を認めなかったが、half-side-lying から on-hand ($p<0.05$) に有意差を認めた。身体運動量は、矢状面では全相 ($p=0.90$)、half-side-lying から on-hand ($p=0.12$)、on-hand から sitting ($p=0.57$) で有意差を認めなかった。水平面では全相 ($p=0.81$)、on-hand から sitting ($p=0.30$) で有意差を認めなかったが、half-side-lying から on-hand で有意差を認めた ($p<0.05$)。

3. 考 察

本研究では体幹屈曲に先行した非起き上がり側の上肢の挙上が起き上がり動作に与える影響を明らかにすることを目的とした。非起き上がり側の上肢の挙上を行なう条件と上肢を使用しない条件を比較した。その結果、上肢不使用条件では、half-side-lying から on-hand までの CoM の移動距離の増大、同時期の水平面身体運動量 momentum の増大、そして half-side-lying のタイミングと体幹屈曲角速度ピークのラグの短縮が見られた。

まず、両条件間で起き上がりに要した時間と体幹屈曲角度、CoP の軌跡に差がなかった。さらに身体遠位のマーカーの奇跡では、非起き上がり側上肢のみに有意差が見られた。従って、両条件において、非起き上がり側上肢の使用以外に大きく運動パターンが異なっていた可能性は低い。

一般的に側臥位を経由して身体の接触面を確保して行う非対称な起き上がり動作は小児や高齢者に見られる⁷⁾。逆に成人では対称な動作パターンを選択する⁷⁾。今回の課題動作のように完全な側臥位を取らず、少ない身体の接触面で非対称に行う動作パターンには運動能力が必要である。しかし、動作が連続的で円滑で、かつ身体の移動量が少ない有効な動作パターンと言え、エクササイズとしての有効性も示されている⁸⁾。この動作パターンでの上肢の使用の有無によって、半側臥位になってから手掌で身体を支える on hand になるまでの相において違いが見られた。両条件は非起き上がり側上肢をベッドに接触させないため、半側臥位から on hand では、主に臀部と起き上がり側上肢の

みが接触している不安定で自由度が高い相である。動きが離散しないよう体幹を屈曲に側屈と回旋を伴わせながら⁹⁾、臀部と起き上がり側上肢の接触面を軸に対角方向に身体が運ばれている課題と言える。

非起き上がり側上肢が使用できない条件では、体幹の屈曲角速度、水平方向の運動量が大きかった。この結果は体幹が瞬時に屈曲し、水平面の勢いを持っていたことを示す^{10,11)}。また半側臥位の開始と体幹屈曲角速度のピークのタイミングのラグが小さかった。これらの結果は、上肢不使用条件において、半側臥位で不安定さが顕著になる half-side-lying の起点に体幹屈曲角速度のピークを合わせる戦略が取られていたことを示している。腹筋運動の研究においても、体幹屈曲筋と股関節屈曲筋の活動の on/off が一致していることが示されている¹²⁾。本研究の結果からも体幹と下肢の自由度が高い抗重力活動において、時間的同期性が重要と推察される。全相を通して体幹屈曲角度に条件間で差はなく、上肢の不使用に対して体幹自体を大きく屈曲させる対応は行っていなかった。矢状面での運動量に差がなかった結果もこれを支持している。腹筋運動の研究においても、通常の腹筋運動から腹筋運動を阻害した際、体幹屈曲の変化は少ないことが知られている¹³⁾。起き上がり動作においても、動作中に体幹が屈曲できる量は可動範囲よりも限定的である可能性がある。今回の上肢不使用条件では、不安定性が増す時期 (half-side-lying) の起点に体幹屈曲速度のピークを同期して、その後の水平方向の勢いを増すことで起き上がりを達成していた可能性が示唆される。

上肢不使用条件では、体幹屈曲角度に差はないが、CoM の三次元上の移動量が増大していた。同様に非起き上がり側上肢を除いた CoM の移動量も増大していた。興味深いのは非起き上がり側上肢の CoM の移動量もまた上肢不使用条件で大きかった点である。上肢を挙上する上肢使用条件では、上肢の CoM 移動量が抑えられていたことになる。これは、上肢使用条件で、非起き上がり側上肢は先行して起き上がり方向に水平に移動し、体幹が起き上がるまで挙上位で停滞したことによると予想される。CoM に対する非起き上がり側上肢の質量比は約5%であるが、両下肢 (質量比約32%) と併せて約37%を使い、体幹を曲げながら起き上がり側へ移動させるための錘りとして貢献していたと推察される。

4. 結 語

本研究の結果、上肢の不使用によって出現した代償動作は、矢状面ではなく水平方向の身体の勢いの増大であった。従って、非起き上がり側の挙上は身体の水平方向の移動をスムーズに遂行することに貢献していた。また、本研

究で用いた対角方向への非対称な起き上がり動作が、身体の水平方向の移動が主である動作特性であることを示している。起き上がり動作の介助や指導では、体幹屈曲の運動に焦点を当てることが多い。本研究の結果は起き上がり動作の介助や指導において、身体の水平方向への移動に目を向ける必要性を示した。

文 献

- 1) Alexander NB, Galecki AT, Nyquist LV, Hofmeyer MR, Grunawalt JC, Grenier ML, et al.: Chair and Bed Rise Performance in ADL-Impaired Congregate Housing Residents. *J Am Geriatr Soc*; 48(5): 526–33 (2000).
- 2) Alexander NB, Grunawalt JC, Carlos S, Augustine J: Bed mobility task performance in older adults. *J Rehabil Res Dev*. 37(5): 633–8 (2000).
- 3) Boffelli S, Franzoni S, Rozzini R, Barbisoni P, Bertozzi B, Trabucchi M.: Assessment of Functional Ability with the Bed Rise Difficulty Scale in a Group of Elderly Patients. *Gerontology*.; 42(5): 294–300 (1996).
- 4) McCoy JON, VanSant AF.: Movement Patterns of Adolescents Rising from a Bed. *Phys Ther*. 73: 182–93 (1993).
- 5) Ford-Smith CD, VanSant AF.: Differences in Movement Patterns Used to Rise from a Bed in Subjects in the Third Through Fifth Decades of Age. *Phys Ther*. 73(5): 24–33 (1993).
- 6) Alexander NB, Fry-Welch DK, Ward ME, Folkmier LC.: Quantitative Assessment of Bed Rise Difficulty in Young and Elderly Women. *J Am Geriatr Soc*. 40(7): 685–91 (1992).
- 7) VanSant AF.: Life-span development in functional tasks. *Phys Ther*.; 70(12): 788–98 (1990).
- 8) Alexander NB, Galecki AT, Grenier ML, Medell KL, Fry-Welch D.: Task-specific resistance training to improve the ability of activities of daily living-impaired older adults to rise from a bed and from a chair. *Journal of American Geriatrics Society*.; 49: 1418–27 (2001).
- 9) Schwickert L, Oberle C, Becker C, Lindemann U, Klenk J, Schwenk M, et al.: Model development to study strategies of younger and older adults getting up from the floor. *Ageing Clin Exp Res*.; 28(2): 277–87 (2016).
- 10) Pai YC, Rogers MW.: Segmental contributions to total body momentum in sit-to-stand. *Med Sci Sports Exerc*.; 23(2): 225–30 (1991).
- 11) Pai Y-C, Naughton BJ, Chang RW, Rogers MW.: Control of body centre of mass momentum during sit-to-stand among young and elderly adults. *Gait Posture*.; 2: 109–16 (1994).
- 12) Olson M, Solomonow M, Li L.: Flexion-relaxation response to gravity. *J Biomech*.; 39(14): 2545–54 (2006).
- 13) Cordo PJ, Hodges PW, Smith TC, Brumagne S, Gurfinkel VS.: Scaling and non-scaling of muscle activity, kinematics, and dynamics in sit-ups with different degrees of difficulty. *J Electromyogr Kinesiol*.; 16(5): 506–21 (2006).