研究報告

座面高と足部接地位置を変更した起立動作が大腿骨近位部骨折患者の下肢荷重量と下肢筋活動量に与える影響 *

野田篤志[1) 2)]・越智　亮[1) 3)]

【要　旨】

【目的】座面高と患側足部位置の変更等の起立方法の違いが，大腿骨近位部骨折患者の下肢荷重量と筋活動量に与える影響を下肢に運動器障害のない高齢者と比較し調査することである．【方法】対象は患者群7名と対照群6名とした．起立動作は，対象者の下腿長120%と140%の座面高の違いと，足部接地位置を左右同位置または患側（対照群は利き足）を足長の1/2後方位置とした足部位置の違いを組み合わせた4条件とした．各起立動作の左右下肢荷重量，主要下肢筋の筋活動量，下肢関節角度を計測した．【結果】患者群において，座面高にかかわらず患側足部を後方に位置させた場合に患側下肢の荷重量が有意に高値を示した．対照群では条件間で有意差を認めなかった．筋活動量は両群とも各条件間で有意差を認めなかった．【結論】患側足部を後方に位置させた起立動作は，大腿骨近位部骨折患者での患側下肢の荷重量を増加させ，即時的に荷重の左右非対称性を改善させる可能性がある．

キーワード：起立動作，下肢荷重量，筋活動量

はじめに

近年，大腿骨近位部骨折（Hip fracture：以下，HF）患者の術後リハビリテーションにおいて，術後早期からの患側下肢への荷重が推奨されている[1)]．しかし，HF患者では患側下肢の荷重量が減少し，健側下肢の荷重量が増加する荷重の左右非対称性を認めることが多く[2)]，荷重の非対称性は歩行障害や転倒リスクの増加に関与するとされている[3)]．荷重の非対称性はHF術後の疼痛が消失しても遷延するとされ[4)]，その原因の一つとして術後の疼痛回避行動から生じる健側下肢優位の動作学習の関与が考えられている[5)]．加えて，殿筋群に手術侵襲を伴うHF患者は筋力にも非対称性を有し，患側の股関節周囲筋筋力が健側に比して低下しているとされる[6)]．筋力発揮の非対称性もまた，HF患者のバランス能力，歩行速度，転倒リスクの増加と関連している[7)]．また，人工股関節置換術後患者では静止立位や歩行に比べ起立動作において荷重の非対称性が特に大きいとされている[8)]．HF患者においても，起立動作時に環境設定や動作指示を要することが多いことから[6)]，起立動作は日常生活動作の中で難しい動作課題の一つであり，その荷重の非対称性を改善させることはHF患者の患側下肢機能の向上につながると考えられる．

荷重の非対称性の改善を目的とした起立練習の方法がいくつか考案されている．脳卒中片麻痺患者において，起立動作時に麻痺側足部を後方に引くことで起立中の麻痺側下肢荷重量が増加することが報告され[9)]，この起立方法を取り入れた介入によってその後の荷重の非対称性が改善するとされている[10)]．健常者においても，一側足部を後方

＊ Effects of seat height and foot placement on weight load and muscular activities for lower limb during sit-to-stand tasks in patients with hip fracture

1）星城大学大学院健康支援学研究科
（〒476-8588　愛知県東海市富貴ノ台2丁目172番地）
Atsushi Noda, PT, Akira Ochi, PT, PhD.: Graduate School of Health Care Studies, Seijoh University

2）一宮市立木曽川市民病院　リハビリテーション室
Atsushi Noda, PT: Department of Rehabilitation, Ichinomiya Kisogawa Hospital

3）星城大学　リハビリテーション学部
Akira Ochi, PT, PhD.: Faculty of Rehabilitation and Care, Seijoh University

＃ E-mail: atsuk107@yahoo.co.jp

（受付日　2023年8月9日／受理日　2023年11月4日）

に引くことで，引いた側の下肢荷重量が増加するとされている[11]．また，HF 患者では疼痛により患側下肢の荷重量が低下し[12]，起立動作時の股関節屈曲角度は有意に減少する[13]ことから，起立時の股関節屈曲角度を減少させ疼痛を惹起させない環境設定を行う必要がある．座面高を高くした起立動作では，股関節屈曲角度は小さくなる[14]と報告されていることから，HF 患者において座面高を高くする起立動作は患側下肢の荷重量を増加させる可能性がある．

HF 患者における荷重下トレーニングは，非荷重下トレーニングと比べてバランス機能や機能的パフォーマンスが改善するとされており[15]，起立動作は閉鎖運動連鎖の下肢筋力増強としてしばしば用いられている．通常の起立動作における膝関節周囲筋の筋活動量は最大筋活動量の 3 割程度とされているが[16]，椅子の座面の高さ[17]や足部の接地位置[11]によって筋活動量をより増加させることが可能である．また，荷重時における股関節周囲の殿筋群の筋活動量は，荷重量が増加するにつれて増加する特徴を持つ[18]．このように，起立方法の工夫は HF 患者の患側下肢の荷重量を増加させ，荷重の非対称性や下肢筋活動量の非対称性の改善に対して有効な介入になり得ると予想される．

本研究の目的は，座面高と患側足部位置の変更を組み合わせた起立方法の違いが，下肢荷重量の左右非対称性と下肢筋活動量に与える影響を，HF 患者と下肢に運動器障害のない高齢者で比較し調査することである．我々は，座面を高く患側足部を後方に位置させた起立動作は，HF 患者の患側下肢荷重量と患側股関節周囲筋の筋活動量を即時的に増加させると仮説を立てた．

対象および方法

1．対象

対象は，令和 4 年 10 月から令和 5 年 4 月までの間に当院へ入院された HF 患者のうち，除外対象を除いた 7 名とした（以下，HF 群）．包括基準は術後日数が 4 週間以上経過した者，下腿長の座面高から上肢支持なしで起立が可能な者，静止立位にて患側下肢と健側下肢の荷重比が非対称性を示す者とした．荷重比の非対称性は，患側荷重量を健側荷重量で除した患側健側荷重比（患側荷重量 / 健側荷重量）が 0.8 以下であるものと定義した．除外基準は，認知機能低下を認めた例（Mini-mental state examination：MMSE が 24 点未満），起立動作に大きな影響を及ぼす重篤な整形外科疾患，中枢神経疾患，神経筋疾患を有する者とした．対照患者として，起立に影響を及ぼす下肢機能障害がなく，また静止立位にて左右下肢の患側健側荷重比が 0.8 を超過している外来通院患者 6 名とした（以下，対照群）．倫理的配慮として，対象者には本研究の目的と内容，倫理的要項について書面および口頭にて十分に説明し，研究参加に対する同意を書面にて得た．本研究は星城大学研究倫理委員会（承認番号：2022C009）と一宮市立木曽川市民病院倫理委員会（承認番号：1）の承認を得た．

2．方法

診療録から，性別，年齢，診断名，骨折分類，術式，術後の経過日数，歩行自立度（FIM 移動項目）を調査し，認知機能（MMSE），疼痛，関節可動域，最大等尺性筋力，静止立位時の下肢荷重量，バランス機能は測定を行った．疼痛は視覚的アナログスケール（Visual analogue scale：以下，VAS）を用いて安静時の疼痛を測定した．関節可動域はゴニオメーターを用いて体幹屈曲伸展，股関節屈曲伸展，膝関節屈曲伸展，足関節背屈を測定し，日本整形外科学会の関節可動域測定法に準じて行った．最大等尺性筋力は最大随意収縮の測定時に徒手筋力計（ANIMA 社，μ Tas F-1）を用いて同時に測定した．静止立位時の下肢荷重量は左右足部に 2 台の体重計を設置し，自然体で上肢支持なく立位を保持し測定した．バランス機能は Berg balance scale（以下，BBS）を用いて測定した．

起立時の下肢荷重量の計測には，重心動揺計（ANIMA 社，GP-6000）を使用した．対象者の足部を重心動揺計左右 2 枚のセンサー上それぞれに肩幅程度で接地させ，左右上肢を胸の前で組ませた状態とした．起立動作の条件は，2 種類の座面高で対象者の下腿長 120%（座低）と 140%（座高），2 通りの足部接地位置で左右同位置（足同）と患側足部を健側に対して足長の 1/2 後方にさせた位置（足後）とし，これらの組み合わせの 4 条件とした（図 1）．便宜上，対照群については利き足を患側とし，後方へ引く下肢とした．利き足についてはボールを蹴る脚を聴取することで決定した．検査者の口頭合図により，起立を開始させ，各条件の起立回数は 3 回とした．測定前に起立動作の練習を行い，逃避動作が出現しないよう指導した．

下肢関節角度と下肢筋活動の計測には，三次元動作解析装置（NORAXON 社，MyoMotion）と表面筋電計（NORAXON 社，Ultium）を用いた．体幹，股関節，膝関節，足関節の矢状面上のデータを抽出するため，モーションセンサーを上部胸

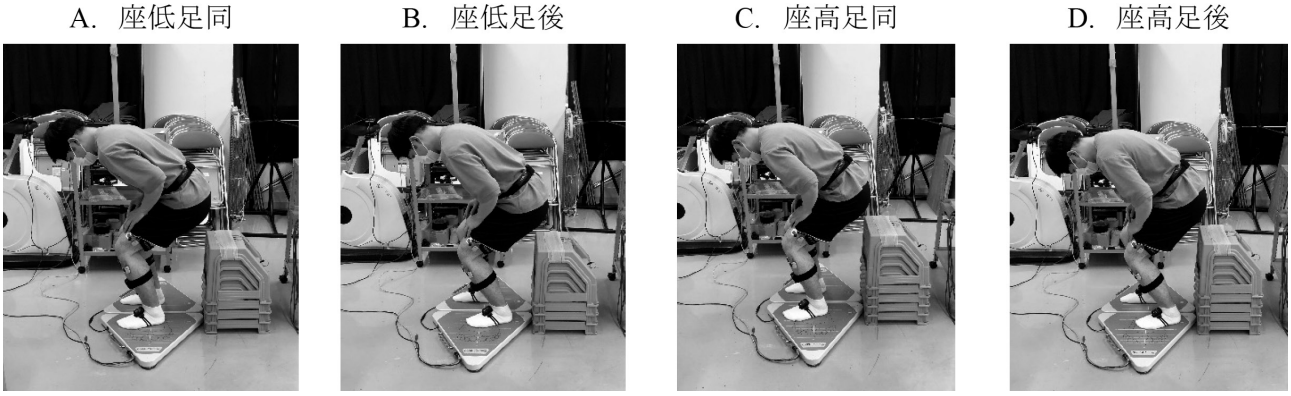

図 1．起立動作の条件

座低：座面高下腿長 120%，座高：座面高下腿長 140%，足同：左右足部同位置，足後：患側（利き足）足部後方位置．

椎，下部胸椎，骨盤，左右大腿部中央，左右下腿中央，左右足背中央の 9 点に設置し，各関節角度の変化をサンプリング周波数 100Hz で PC へ取り込んだ．被検筋は起立動作における矢状面上の動きに関与する主要な筋として大殿筋上部線維，外側広筋，半腱様筋を選択し，加えて疼痛の影響を受ける筋として中殿筋を選択した．各筋の筋腹上の皮膚表面の角質層と脂肪分の十分な除去を行った後，ディスポーサブル電極を電極間距離 4 cm となるように貼付した．起立時の離殿するタイミングの抽出のため，フットスイッチ（NORAXON 社，EM-U802F）を患側または後方に引く足部の踵に装着し筋電図と同期した．アース付き筋電図プローブを電極近傍に設置し，サンプリング周波数 2000Hz で各筋の活動電位とフットスイッチ信号を PC へ取り込んだ．

下肢荷重量，下肢関節角度，下肢筋活動は，対象者の離殿，すなわち殿部から足部に重心が移動してフットスイッチがオンになるタイミングから，動作解析装置で確認される股関節完全伸展までの区間から導出した．筋電図は全波整流の後に 20 ms の二乗平均平方根にて平滑化を行い，対象者の 3 秒間の最大随意収縮（maximum voluntary contraction; MVC）で除し，正規化（%MVC）を行った後，各筋の平均筋活動量を抽出した．MVC は各被検筋に対して固定ベルトを用いた最大等尺性収縮にて測定した．大殿筋は片脚立位にて両上肢を昇降台に接地し，非支持脚を固定ベルトと支柱で股関節屈曲 30°の位置で固定し，プルセンサーを大腿後面遠位部に装着した．中殿筋は背臥位にて固定ベルトと非測定側の大腿外側遠位部で股関節内転外転 0°の位置で固定し，プルセンサーを大腿外側遠位部に装着した．半腱様筋は端座位にて固定ベルトと支柱で膝関節屈曲 80°の位置で固定し，プルセンサーを下腿後面遠位部に装着した．外側広筋は端座位にて固定ベルトと支柱で膝関節屈曲 80°の位置で固定し，プルセンサーを下腿前面遠位部に装着した．下肢荷重量は先行研究[19]を参考に離殿から起立完了までの平均値を算出した．関節角度は起立開始から起立完了までの最大値と最小値を算出した．各条件の起立動作 3 試行のうち，患側と利き足の下肢荷重量が最大値を示した施行をデータとして採用した．

2．統計処理

全てのデータは Shapiro-wilk 検定を用いて正規性の検定を行った．まず，基本属性については HF 群と対照群にてデータの尺度に応じてχ2 検定，対応のない t 検定，Mann-Whitney の U 検定を用いて比較を行った．起立動作時の下肢荷重量，下肢関節角度，下肢筋活動量については，HF 群と対照群それぞれで座面高の違いと足部接地位置の違いの 2 要因で二元配置分散分析を行った．下肢筋活動について，一部の筋活動量が正規分布に従わず等分散でないデータであったため，ウィルコクソン符号付順位検定を用いて分析した後，Bonferroni 法による有意水準の調整を行った．統計処理にはエクセル統計（BellCurve 社）を用い，有意水準は 5% とした．

結果

対象者の基本属性を表 1 に示した．身体機能に有意な差を認めたのは，患側股関節屈曲角度（$p < 0.05$），患側健側荷重比（$p < 0.01$），BBS（$p < 0.05$）であり，全て HF 群で低値を示した．

各群における 4 条件での起立動作の起立時間，患側下肢荷重量，健側下肢荷重量，患側関節角度を表 2 に示した．起立時間は HF 群において足部

表 1．対象者の基本属性

	HF 群（n = 7）	対照群（n = 6）	*p* 値
年齢（歳）	81.4 ± 5.0	81.0 ± 3.7	n.s
性別（男 / 女）	1 名 / 6 名	1 名 / 5 名	n.s
診断名（名）	頚部 4 名 / 転子部 3 名	肩関節周囲炎 1 名 / 頚椎症 1 名 運動器不安定症 4 名	—
骨折分類（名）	G Ⅰ 1 名 / G Ⅳ 3 名 J Ⅲ 1 名 / J Ⅴ 2 名	—	—
術式（名）	保存 1 名 / BHA 3 名 γ nail 2 名 / l − γ nail 1 名	—	—
術後日数（日）	44.4 ± 10.6	—	—
MMSE（点）	27.0 ± 4.9	28.5 ± 1.8	n.s
VAS（cm）	0.0 ± 0.0	0.0 ± 0.0	n.s
ROM（deg）			
体幹屈曲	40.7 ± 6.8	48.3 ± 3.7	n.s
体幹伸展	17.1 ± 5.2	11.7 ± 4.7	n.s
患側股関節屈曲	102.1 ± 9.2	115.8 ± 7.3	0.021
患側股関節伸展	−2.9 ± 7.5	−2.5 ± 5.6	n.s
患側膝関節屈曲	136.4 ± 5.8	131.7 ± 3.7	n.s
患側膝関節伸展	−6.4 ± 5.2	−4.2 ± 1.9	n.s
患側足関節背屈	14.3 ± 7.3	19.2 ± 1.9	n.s
筋力（N/kg）			
患側股関節伸展	1.9 ± 0.8	1.8 ± 0.5	n.s
患側股関節外転	2.2 ± 1.1	2.2 ± 0.7	n.s
患側膝関節屈曲	1.6 ± 0.6	1.7 ± 0.9	n.s
患側膝関節伸展	2.2 ± 0.5	2.0 ± 1.2	n.s
患健荷重比（kg/kg）	0.76 ± 0.03	0.90 ± 0.09	0.009
BBS（点）	45.6 ± 6.1	52.7 ± 1.4	0.026
歩行自立度（点）	7（6, 7）	7（6.25, 7）	n.s

平均値 ± 標準偏差，中央値（第 1 四分位数，第 3 四分位数）．HF：大腿骨近位部骨折患者．頚部：大腿骨頚部骨折，転子部：大腿骨転子部骨折．G：Garden 分類，J：Jensen 分類．BHA：人工骨頭置換術，γ nail：ガンマネイル，l − γ nail：ロングガンマネイル．MMSE：Mini-mental state examination．VAS：Visual analogue scale．ROM：Range of motion．筋力：最大等尺性筋力．患健荷重比：静止立位時の患側下肢荷重量を健側下肢荷重量で除した値．BBS：Berg balance scale．歩行自立度：FIM 移動項目

接地位置の違いで主効果を認め，座低足後，座高足後の条件にて有意に低値を示した（$p < 0.05$）．患側下肢荷重量は HF 群において足部接地位置の違いで主効果を認め，座低足後，座高足後の条件にて有意に高値を示した（$p < 0.05$）．対照群においては座面高や足部接地位置の違いで主効果を認めなかった．健側下肢荷重量は両群ともに座面高や足部接地位置の違いで主効果を認めなかった．患側股関節屈曲角度は HF 群において最大値で座面高と足部接地位置で交互作用を認め，座高足後の条件にて有意に低値を示した（$p < 0.05$）．患側膝関節屈曲角度は HF 群において最大値最小値ともに足部接地位置の違いで主効果を認め，座低足後，座高足後の条件にて有意に高値を示した（p <

表 2. 各群における 4 条件での起立動作の各パラメータ

	座低足同	座低足後	座高足同	座高足後	足部位置 *p* 値	座面高 *p* 値	交互作用 *p* 値
HF 群							
起立時間（秒）	1.69 ± 0.28	1.55 ± 0.50	1.48 ± 0.44	1.28 ± 0.38	0.037	n.s	n.s
患側下肢荷重量（%）	45.4 ± 4.3	47.6 ± 4.6	45.1 ± 3.8	50.1 ± 4.1	0.034	n.s	n.s
健側下肢荷重量（%）	45.7 ± 7.4	47.9 ± 8.3	48.7 ± 6.8	43.3 ± 5.2	n.s	n.s	n.s
患側股関節屈曲角度（deg）							
最大値	118.9 ± 8.2	113.7 ± 10.6	105.0 ± 7.9	102.8 ± 10.5	0.022	n.s	0.036
最小値	51.2 ± 11.9	53.6 ± 17.5	51.6 ± 13.1	52.6 ± 12.6	n.s	n.s	n.s
患側膝関節屈曲角度（deg）							
最大値	100.0 ± 9.9	101.6 ± 10.0	90.3 ± 10.3	93.0 ± 9.5	0.025	n.s	n.s
最小値	35.9 ± 13.6	42.5 ± 13.8	35.0 ± 15.7	39.1 ± 15.4	0.007	n.s	n.s
患側足関節屈曲角度（deg）							
最大値	13.0 ± 8.3	16.5 ± 11.6	11.7 ± 10.4	18.1 ± 11.2	< 0.001	n.s	n.s
最小値	−1.2 ± 11.5	4.9 ± 14.0	0.4 ± 13.7	3.2 ± 14.0	< 0.001	n.s	n.s
対照群							
起立時間（秒）	2.56 ± 0.62	2.01 ± 0.23	2.17 ± 0.28	2.25 ± 0.59	n.s	n.s	n.s
患側下肢荷重量（%）	48.0 ± 4.5	50.4 ± 5.1	46.1 ± 7.8	48.6 ± 5.7	n.s	n.s	n.s
健側下肢荷重量（%）	44.9 ± 4.9	41.6 ± 5.1	41.7 ± 1.6	40.6 ± 5.5	n.s	n.s	n.s
患側股関節屈曲角度（deg）							
最大値	95.9 ± 32.4	98.5 ± 20.8	88.3 ± 18.0	78.1 ± 22.2	n.s	n.s	n.s
最小値	26.8 ± 19.0	27.4 ± 18.6	30.9 ± 18.5	26.7 ± 18.7	n.s	n.s	n.s
患側膝関節屈曲角度（deg）							
最大値	73.2 ± 33.6	81.6 ± 22.0	75.4 ± 13.9	74.1 ± 16.9	n.s	n.s	n.s
最小値	9.8 ± 33.3	19.6 ± 19.2	17.8 ± 20.2	19.8 ± 20.3	n.s	n.s	n.s
患側足関節屈曲角度（deg）							
最大値	15.7 ± 9.3	22.5 ± 10.7	21.7 ± 12.0	20.1 ± 10.5	n.s	n.s	n.s
最小値	3.4 ± 6.9	8.9 ± 7.9	9.4 ± 7.3	8.4 ± 8.4	n.s	n.s	n.s

平均値 ± 標準偏差．HF：大腿骨近位部骨折患者．患側下肢荷重量：患側下肢荷重量を体重で除した値．
健側下肢荷重量：健側下肢荷重量を体重で除した値．

0.05）．患側足関節屈曲角度は HF 群において最大値最小値ともに足部接地位置の違いで主効果を認め，座低足後，座高足後の条件にて有意に高値を示した（$p < 0.05$）．

荷重の対称性として，各群における 4 条件での起立動作の患側健側下肢荷重比を図 2 に示した．患側健側下肢荷重比は HF 群において座面高や足部接地位置の違いで主効果を認めなかったが，座高足後の条件において高い傾向を示した．対照群においては足部接地位置の違いで主効果を認め，座低足後，座高足後の条件にて高値を示した（$p < 0.05$）．

各群における 4 条件での起立動作の下肢筋活動量を表 3 に示した．HF 群も対照群も全ての筋において，起立の条件間で有意差を認めなかった．中殿筋の筋活動について，対照群と比べて HF 群の活動量が全体的に低い特徴が認められた．

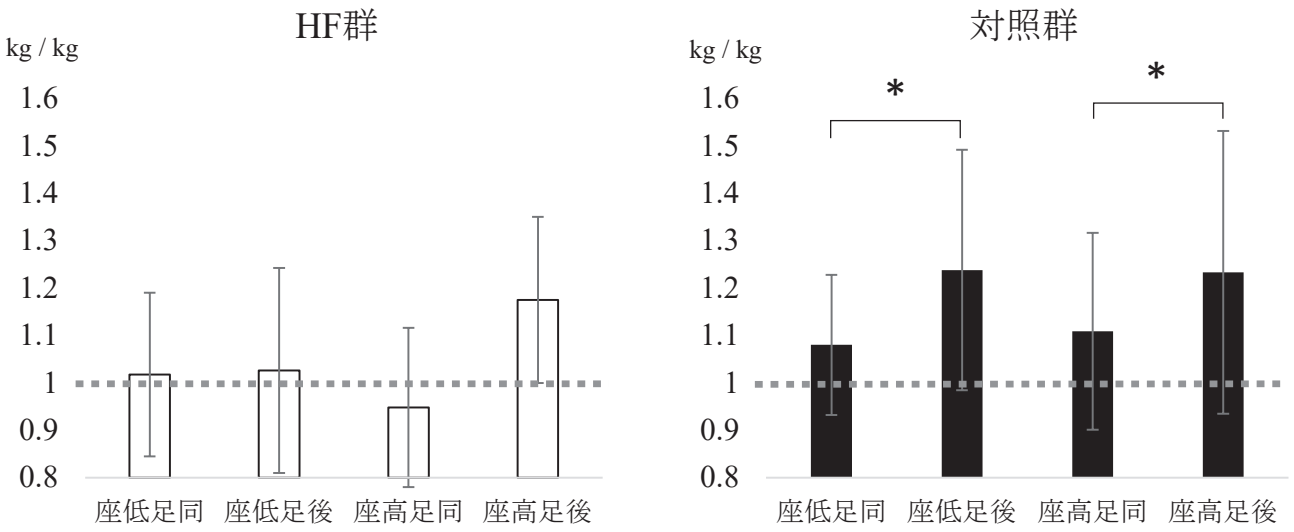

図 2. 各群における 4 条件での起立動作の患側健側下肢荷重比

HF：大腿骨近位部骨折患者．患側健側下肢荷重比：患側下肢荷重量を健側下肢荷重量で除した値．
＊：足部接地位置による主効果（$p < 0.05$）．

表 3. 各群における 4 条件での起立動作の下肢筋活動量

		座低足同	座低足後	座高足同	座高足後
HF 群					
大殿筋	患側	27.8 ± 21.3	26.2 ± 18.8	24.5 ± 18.4	24.1 ± 17.3
	健側	19.7 ± 12.0	14.4 ± 7.9	15.9 ± 8.7	15.6 ± 8.7
中殿筋	患側	20.0 ± 13.4	18.6 ± 12.5	16.7 ± 6.8	15.7 ± 9.2
	健側	58.9 ± 40.3	92.2 ± 122.0	66.5 ± 63.0	53.4 ± 35.5
半腱様筋	患側	16.3 ± 11.9	14.9 ± 14.1	13.1 ± 5.9	10.1 ± 5.7
	健側	31.3 ± 27.5	26.3 ± 26.7	32.0 ± 34.5	30.0 ± 30.9
外側広筋	患側	37.0 ± 15.2	34.6 ± 13.5	31.1 ± 15.5	35.0 ± 15.5
	健側	46.8 ± 16.1	38.0 ± 14.0	49.6 ± 37.6	46.0 ± 30.7
対照群					
大殿筋	患側	22.0 ± 14.6	22.6 ± 14.7	22.9 ± 13.8	20.5 ± 13.9
	健側	23.7 ± 13.5	23.4 ± 13.5	23.7 ± 13.5	18.2 ± 9.7
中殿筋	患側	63.5 ± 58.4	79.1 ± 105.9	44.6 ± 34.1	73.3 ± 108.1
	健側	57.4 ± 57.1	70.1 ± 73.9	58.6 ± 45.6	59.0 ± 63.3
半腱様筋	患側	27.5 ± 12.4	22.8 ± 11.7	26.8 ± 10.9	24.3 ± 12.2
	健側	29.7 ± 15.9	32.9 ± 14.8	30.0 ± 13.6	34.4 ± 14.4
外側広筋	患側	52.4 ± 23.7	66.1 ± 37.5	56.9 ± 33.0	58.2 ± 27.7
	健側	46.2 ± 20.1	43.5 ± 19.8	43.9 ± 28.6	38.8 ± 18.3

平均値 ± 標準偏差．単位：%MVC（% maximum voluntary contraction）．HF：大腿骨近位部骨折患者．

考察

今回，4条件におけるHF群の起立動作では，座面の高さにかかわらず足を後方に引いた場合に患側荷重量が有意に高値を示し，対照群においても統計学的な有意差はなかったものの，後方に引いた下肢の荷重量が増加する傾向を示した．さらに，HF群では座面を高く患側下肢を後方に引いた起立動作において，荷重の対称性が崩れて健側よりも患側優位の荷重となった．一方，筋活動量については起立条件間で有意な変化を認めなかった．したがって本研究結果は，座面を高く患側足部を後方に位置させた起立動作は，HF群の患側下肢荷重量を増加させる，という我々の仮説の一部を支持した．

HF群では患部の疼痛と患側下肢荷重量は負の相関を示す[12]とされている．本研究のHF群では患部の疼痛は無いが，患側下肢荷重量は低下していた．Briggsら[4]は，術後疼痛が消失後も患側下肢荷重量の低下が残存すると報告している．また，この下肢荷重量の低下は患側下肢の不使用の学習が要因であると考えられている[6]．代償的動作や患側の不使用による学習には，患肢を使用する積極的な課題指向型練習によって悪循環を断つことができる[5]とされ，脳卒中患者において麻痺側下肢を積極的に使用するトレーニングを用いた例では歩行能力やバランス能力に改善を認めたとされている[20]．今回の起立方法の変更についても患側下肢の使用を積極的に促す操作であり，長期的に継続することで学習された不使用を改善させるトレーニングとして有用であると考えられる．

患側足部を後方に引いた起立動作では，体幹前傾角度が減少して後方に引いた足部上に身体重心が置かれることで，後方側の下肢荷重量が増加する[11]とされており，本研究のHF群においても起立時間や患側股関節屈曲角度の結果から同様の結果を得ることができたと考えられる．一方で，座面高を高くした起立動作はHF群の股関節屈曲角度を減少させることで疼痛の発生を抑制し，患側荷重量をより増加させる可能性があると考えたが，本研究の結果では傾向のみで統計学的有意差を認めなかった．この要因として，サンプル数が少なかったこと，本研究の起立時間のデータからも分かるように対象者間で起立動作のパターンが一定でなかったこと，HF群においてVASで示される疼痛がほとんどなかったこと等が考えられた．さらにもう一つの考え得る可能性として，座面を高くすることが，足部を後方へ引いたことで得られる患側下肢荷重の増加を打ち消したことが挙げられる．健常者では座面高を高くした起立動作は下肢荷重量が減少することが報告されており[21]，足部の後方接地と高い座面の組み合わせでは下肢荷重量への影響が相殺されると考えられる．荷重の対称性については，HF群では座面高が高く，足部を後方に引いた場合に患側下肢への比重が大きくなる傾向を示した．この結果は患側下肢の荷重量に加えて健側下肢の荷重量が減少していることも影響している．荷重の対称性において，HF群と対照群共に患側（利き足）下肢への比重が大きくなり過ぎている点で今後検討が必要であると考えるが，患側下肢荷重量の低下を示すHF患者[22]においては，患側下肢への積極的な荷重につながり，トレーニングとして有用であると考えられる．

患側下肢の筋活動量においては，HF群では全ての被検筋で起立条件による差異は認めなかった．対照群では中殿筋のみ座面高の違いに関わらず，足部を後方に引いた場合に筋活動量が高い傾向を示した．大殿筋においては，起立動作では体幹前傾から離殿にかけて最も活動する[11]とされており，本研究での筋活動量は起立時の離殿から立位保持完了までの値を抽出したため，筋活動量の違いを認めなかったと考えられる．中殿筋においては，起立動作での中殿筋の筋活動量は増加する[23]とされ，荷重量の増加に伴い中殿筋の筋活動量は増加する[18)24)]とされている．対照群では筋活動量のばらつきが多かったものの，同様の傾向を示していた．HF患者において疼痛を有する者では患側股関節機能低下に対する患側膝関節機能による代償を認めた[13]と報告されており，今回のHF群でも術後疼痛による不使用性の学習[5]によって起立動作時における中殿筋の機能低下を生じ，対照群と同様の結果が得られなかった可能性がある．外側広筋においては，起立動作において離殿から立位保持完了までは伸展相と呼ばれ，下肢伸展運動が主な動作とされている[25]．そのため，その主動作筋である外側広筋が活動する．加えて，一側足部を後方に引いた起立動作では股関節伸展モーメントと膝関節伸展モーメントが増大する[26]とされ，対照群では筋活動量のばらつきが多かったものの，座面高が低い場合にて同様の傾向を示していた．健常高齢者においては座面が低いほど筋活動量は高くなる[17]とされ，本研究も同様の傾向がみられたと考える．

本研究の限界としては，サンプル数が少なく筋活動において一定の見解を示せなかったこと，起立動作速度に規定を設けることが出来ず起立速度が荷重量や筋活動量に影響を与えている可能性が

あること，起立動作の解析区間を離殿から起立完了までと規定したことにより筋活動量に影響があることが挙げられる．今後はHF患者における患側下肢荷重量の改善を目的とした起立トレーニングとしての有用性を検証していく必要がある．

結論

左右下肢の荷重非対称性を有するHF患者において，座面高を高くして患側足部を足長の半分ほど後方に位置させた起立動作は，患側下肢の荷重量を即時的に増加させ，荷重非対称性を改善させる可能性がある．

【文　献】

1) 日本整形外科学会，日本骨折治療学会(監修)：大腿骨頚部/転子部骨折診療ガイドライン2021(改訂第3版)．南江堂，東京，2021，pp. 96.
2) Houck JR, Kneiss JA, et al: Analysis of vertical ground reaction force variables during a Sit to Stand task in participants recovering from a hip fracture. Clin Biomech. 2011; 26 (5) : 470-476.
3) Skelton DA, Kennedy J, et al: Explosive power and asymmetry in leg muscle function in frequent fallers and non-fallers aged over 65. Age Ageing. 2002; 31 (2) : 119-125.
4) Briggs RA, Houck JR, et al: Asymmetries identified in sit-to-stand task explain physical function after hip fracture. J Geriatr Phys Ther. 2018; 41 (4) : 210-217.
5) 森岡周：慢性疼痛の脳内メカニズム．The Japanese Journal of Rehabilitation Medicine. 2021; 58 (11) : 1243-1249.
6) Kneiss JA, Hilton TN, et al: Weight-bearing asymmetry in individuals post-hip fracture during the sit to stand task. Clin Biomech. 2015; 30 (1) : 14-21.
7) Portegijs E, Sipilä S, et al: Leg extension power deficit and mobility limitation in women recovering from hip fracture. Am J Phys Med Rehabil. 2008; 87 (5) : 363-370.
8) Talis VL, Grishin AA, et al: Asymmetric leg loading during sit-to-stand, walking and quiet standing in patients after unilateral total hip replacement surgery. Clin Biomech. 2008; 23 (4) : 424-433.
9) Roy G, Nadeau S, et al: The effect of foot position and chair height on the asymmetry of vertical forces during sit-to-stand and stand-to-sit tasks in individuals with hemiparesis. Clin Biomech. 2006; 21 (6) : 585-593.
10) Liu M, Chen J, et al: Effects of modified sit-to-stand training on balance control in hemiplegic stroke patients: a randomized controlled trial. Clin Rehabil. 2016; 30 (7) : 627-636.
11) Jeon W, Jensen JL, et al: Muscle activity and balance control during sit-to-stand across symmetric and asymmetric initial foot positions in healthy adults. Gait Posture. 2019; 71: 138-144.
12) 谷勇介，石月亜由美・他：大腿骨近位部骨折術後の歩行能力と関連する要因―患側荷重率に着目して―．高知リハビリテーション学院紀要．2011; 12: 45-49.
13) 上野貴大，高橋幸司・他：大腿骨近位部骨折患者における立ち上がり動作の運動力学的・筋電図学的分析－動作時疼痛の有無による比較－．理学療法学．2015; 42 (3) : 228-236.
14) 横地義照，藤本浩志・他：大腿部に手をついて行う起立動作の解析．人間工学．2002; 38 (1) : 54-62.
15) Sherrington C, Lord SR, et al: A randomized controlled trial of weight-bearing versus non-weight-bearing exercise for improving physical ability after usual care for hip fracture. Arch Phys Med Rehabil. 2004; 85 (5) : 710-716.
16) 伊東元，田中繁・他：筋活動からみた膝関節機能評価 第2部 若年者と比較した老年者の特徴．リハビリテーション医学．1982; 19 (3) : 159-164.
17) 染矢富士子，三秋泰一：椅子の高さの違いが立ち上がり動作の下肢・体幹筋の筋活動に与える影響．金沢大学つるま保健学会誌．2006; 29 (2) : 101-104.
18) 市橋則明，上原結花・他：Closed Kinetic Chainにおける筋力増強訓練時の股関節周囲筋の筋活動量．理学療法科学．1995; 10 (4) : 203-206.
19) 朝山信司，高木博史：片麻痺者の起立動作分析―椅子からの立ち上がり動作について―．理学療法学．1993; 20 (1) : 19-23.
20) 小針友義，村山尊司・他：慢性期脳卒中片麻痺例に対するCI療法のコンセプトを応用した下肢集中訓練の試み．脳科学とリハビリテーション．2018; 18: 35-40.
21) 米田稔彦，井上悟・他：立ち上がり動作の床反力による分析―椅子の高さ，足部の位置の変化および体幹前屈の増大による床反力への影響について―．理学療法のための運動生理．1988; 3 (2) : 101-108.

22) 若梅一樹，米澤隆介・他：大腿骨近位部骨折における骨折型の違いが術後の機能回復および自宅退院の可否に及ぼす影響．理学療法―臨床・研究・教育．2015; 22 (1) : 58-62.
23) 藤井貴允，戸田晴貴・他：立ち上がり動作の内部股関節伸展モーメント産出に影響する筋機能の加齢変化．理学療法科学．2013; 28 (4) : 463-468.
24) 兵頭甲子太郎：一側下肢への荷重量変化に伴う股関節周囲筋の筋活動変化．理学療法科学．2008; 23 (5) : 671-675.
25) 星文彦，山中雅智・他：椅子からの立ち上がり動作に関する運動分析．理学療法学．1992; 19 (1) : 43-48.
26) Gillette JC, Stevermer CA: The effects of symmetric and asymmetric foot placements on sit-to-stand joint moments. Gait Posture. 2012; 35 (1) : 78-82.