

原 著

脳卒中片麻痺者における立ち上がり動作の検討 —座面高別による開始時姿勢の影響—

A Study on the Standing Movements in Patients with Stroke Effects of Differences in the Changes of Sitting Postures and the Height of Bearing Surface

谷内 幸喜

要 約：下腿長の座面高からの立ち上がり動作が可能な脳卒中片麻痺者 17 名に対して、立ち上がり動作開始時姿勢と座面高を変化させて、立ち上がり動作能力への影響を検討した。立ち上がり動作開始時姿勢は、普段行っている座位姿勢からの立ち上がり動作（自然条件）と、頸部・体幹・下肢のアライメントが左右対称となる座位姿勢からの立ち上がり動作（修正条件）の 2 通りを採用した。また、座面高は下腿長の高さを 100% とした時の 130% 下腿長および 110% 下腿長の 2 通りの座面高を採用した。立ち上がり動作能力を比較分析するための相分類は、動作開始前の座位姿勢において頭部が前方へ移動した時点から殿部が浮き始める（殿部上昇時）までの相（第 1 相）と、殿部上昇時から直立位をとるまでの相（第 2 相）の 2 つの相に分けた方法を採用した。結果は、130% 下腿長からの立ち上がり動作において、自然条件に比べ修正条件で以下の結果が認められた。1) 第 1 相における身体重心座標の変動幅が減少していた。2) 殿部上昇時における体幹股関節屈曲角度の減少および体幹股関節屈曲角速度の増大。3) 第 1 相動作時間および立ち上がり全動作時間の短縮。以上より、脳卒中片麻痺者が行う 130% 下腿長での左右対称座位姿勢における立ち上がり動作は、動揺性が少ない安定した立ち上がり動作でしかも運動量方略優位による効率の良い立ち上がり動作を呈している可能性が推測された。本研究結果は、脳卒中片麻痺者においても、立ち上がり動作開始時姿勢の改善を行うことで、バランスが良好で安定した立ち上がり動作獲得の可能性を示唆するものと考えられる。

キーワード：脳卒中片麻痺者、立ち上がり動作、立ち上がり動作開始時姿勢、座面高

1. はじめに

要介護状態の原因といえば、「脳卒中」、「高齢による衰弱」、「転倒・骨折」などが挙げられており、脳卒中片麻痺者の立ち上がり動作能力を解析検討することは、転倒予防との関連性からも極めて重要になってきている。しかし、立ち上がり動作に関するこれまでの研究をみる

と、椅子の高さ¹⁻⁷⁾、足部の前後位置^{1,3,4,8,9)}、体幹前傾角度^{10,11)}、肘掛や上肢の使用^{3,12-14)}、手すりの利用^{4,15,16)}、反動の利用^{3,4)}などの因子から立ち上がり動作を解析した報告や、歩行能力¹⁷⁾をはじめ臨床応用との関係を示した報告¹⁸⁻²⁷⁾なども多くみられるが、脳卒中片麻痺者を対象とし、立ち上がり動作を一連動作として計測解析した報告²⁸⁻³¹⁾は少ないのが現状である。原因として考えられるのが、脳卒中片麻痺という症状や障害像そして、動作パターンが個々人によっ

Kouki Taniuchi
大阪河崎リハビリテーション大学
リハビリテーション学部 理学療法学専攻
E-mail : taniuchik@kawasakigakuen.ac.jp

て複雑多種多様であり、一連動作として計測解析し科学的かつ普遍的見解がなかなか得られにくいことなどがあげられる。

本研究では、脳卒中片麻痺者個々人のレベルにおける立ち上がり動作時の「姿勢」と「動作」の関係に注目し、脳卒中片麻痺者における立ち上がり動作前の「座位姿勢の状態」が「立ち上がり動作」に及ぼす影響を個々人のレベルで解析し、その結果から脳卒中片麻痺者における立ち上がり動作能力について検討する。

立ち上がり動作に関する能力指標について述べた先行研究^{10,25,32-36)}によると、立ち上がり動作における臀部離床時の身体重心（center of gravity 以下 COG）からの垂線（以下、重心線）と支持基底面（base of support 以下 BOS）との位置関係より、運動量方略優位の立ち上がり動作（momentum strategy 以下 MS）と力制御方略優位の立ち上がり動作（stabilization strategy 以下 SS）に分類している。MS は、臀部離床時に重心線が BOS 後方境界より後方に存在し、SS は、臀部離床時に重心線が BOS 後方境界より前方に存在している立ち上がり動作である。

健常者は若年者であれ高齢者であれ通常、MS を行っているが、状況に応じて自由に SS を選択できることが健常者の特徴である。Shumway-Cook ら³⁵⁾は、上位運動ニューロン損傷をもつ多くの患者は、座位から立位肢位を遂行するために SS を用いる傾向があると述べている。MS を採用できない要因は、立位バランス機能の低下であるため、姿勢制御に何らかの問題を抱えている症例では、安定性を重視した体節間のアライメントの変化によって COG を移動させるため、SS を採用せざるを得ないと考えられている³²⁾。さらに、下肢抗重力筋の筋力低下や平衡障害を有するようになると、MS 選択の余地がなくなり、体幹の前方移動による膝関節伸展の効率的な利用ができな

め、立ち上がることが出来なくなる²⁸⁾。

立ち上がり動作の練習では、体幹の前方移動による膝関節伸展を効率的に利用することや、脊柱起立筋による体幹のコントロールの仕方等を習熟して下肢の筋力発揮（筋活動）の減少を目的とすることなど、MS が効率性だけでなく獲得能力としての優位性を意味するため、理学療法士は MS 獲得の可能性を探究することが一般的に求められている^{34,37,38)}。

しかし、神経学的な障害を有する者における立ち上がり動作の練習では、健常者が用いる動作に近づけることを目的とする場合だけではなく、患者の身体的条件や環境的条件によって学習させる動作は異なってくると考える。

著者は先行研究³⁹⁾において、健常若年者でも非対称性の座位姿勢を強いられた場合、その後の立ち上がり動作に悪影響を及ぼすことを明らかにした。さらに、健常中高齢者を対象にした先行予備実験では、比較的高い座面高の椅子を使用すると、非対称性座位姿勢から生じる立ち上がり動作の能力低下の影響を受けにくいことが示唆された。

今回、脳卒中片麻痺者に対して MS 獲得の可能性を探索するために、座面高別に立ち上がり動作開始時姿勢（左右対称姿勢の有無）を変化させて、立ち上がり動作の能力評価としての立ち上がり動作方略への影響を検証する。

2. 方法

2.1 被験者

被験者は下腿長（足底から膝外側関節裂隙までの長さ）の座面高からの立ち上がり動作が装具使用なしにて可能で、病棟の日常生活場面で看護スタッフの見守りの中、移乗動作が可能な脳卒中片麻痺者 17 名【男性 10 名・女性 7 名、右片麻痺 9 名・左片麻痺 8 名、平均年齢 59.82 ± 14.11 歳、平均身長 159.54 ± 9.10cm、平均体

重 $58.08 \pm 13.91\text{kg}$ 、発症からの期間 113.88 ± 55.57 日、下肢 Brunnstrom recovery stage はⅡ～Ⅴ（Ⅱ：2名、Ⅲ：4名、Ⅳ：7名、Ⅴ：4名）、平均機能的自立度評価度は 104.65 ± 14.30 】であった。神経学的検査よりパーキンソン症候群、失調症等の症状や感覚障害、そして本研究の課題に影響をおよぼすような骨関節疾患等の合併を持つ者は除外し、動作の指示に対し理解と遂行が可能な者を被験者とした。本研究は、ヘルシンキ宣言に基づき、研究説明書、研究同意書、研究同意撤回書を作成。被験者に研究参加に対する自由意志と権利の確認、個人情報保護に対する配慮を十分に説明し同意を得た後に実施した。

2.2 課題

採用した課題は、椅子座位からの立ち上がり動作である。

測定時間は、先行研究³⁹⁾と同様、合図から立位完了までの時間^{40,41)}と立位が安定するまでの時間を十分考慮して10秒間⁴²⁾と定めた。したがって、被験者には立ち上がり動作が終了し直立位となった後も、再度合図があるまでの数秒間はできるだけそのままでの姿勢をとり続けるように指示した。

被験者はまず、動作解析用に身体に取り付けられた反射マーカ（以下、マーカ）が隠れないよう、両上肢は肩の力を抜き、体幹の外側に垂らした自然状態とし、背もたれと肘掛けのない座面高調節式椅子上で座位姿勢をとった。足部の位置は任意とし、普段行っている状態とするが、このとき、両踵部内側縁を y （前後方向）軸から左右均等に離し、かつ x （左右方向）軸が両足底の土踏まずの中央と一致するようにしてアニメ社製総合動作分析システム MA6000 の床反力計上に置いた。（図1）

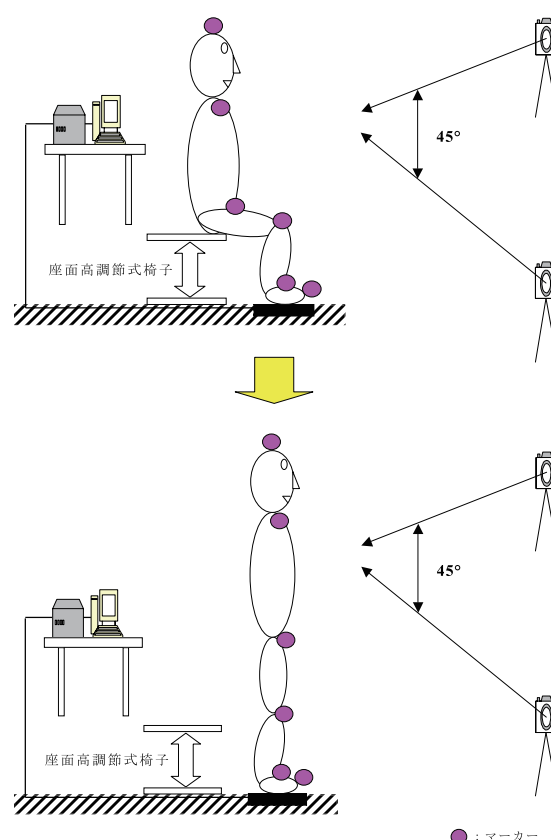


図1 実験図

両足部の幅は任意とし普段行っている非対称性の状態とし、これを座位初期姿勢とした。健常中高齢者を対象にした先行予備実験と同様、座面高は下腿長（足底から膝外側関節裂隙までの長さ）を基準とし、測定時の安全面考慮から下腿長の高さを100%とした時の130%下腿長および110%下腿長の座面高を「環境因子」として採用した。また、殿部の前後方向の位置は、130%下腿長の座面高にて足底全体が十分床に接地可能な任意の位置とし、その位置を110%下腿長の座面高からの立ち上がり時にも採用した（足部の位置は130%下腿長と同じ位置）。そして2通りに設定した座面高それぞれに対して、以下に示す2条件の立ち上がり動作を施行した。動作速度は任意とし、動作が円滑に、かつ容易に施行可能となるよう配慮した。

2.2.1 座位初期姿勢からの立ち上がり動作（以下、自然条件）

座位初期姿勢（両上肢は肩の力を抜き大腿の内側に垂らした自然状態）から、検者の掛け声による合図とともに、被験者の任意のタイミングにて立ち上がり動作を行なった。

2.2.2 左右対称となる座位姿勢からの立ち上がり動作（以下、修正条件）

座位初期姿勢の状態から、立ち上がり動作をととして足底における内足縁が接地しやすいよう両足部をほぼ平行にするとともに、麻痺側股関節を内転内旋位に保ち見かけ上は、頸部・体幹・下肢のアライメントが左右対称となる座位姿勢からの立ち上がり動作を自然条件と同じ方法にて行った。

立ち上がり動作施行は健常中高齢者を対象にした先行予備実験と同様の理由で、2条件それぞれ1回のみとした。施行順序は、足底位置条件の統一から、130%下腿長の座面高自然条件→130%下腿長の座面高修正条件→110%下腿長座面高自然条件→110%下腿長座面高修正条件としたが、学習効果を考慮して、立ち上がり動作施行間における時間は十分配慮した中で行った。なお、立ち上がり動作時の筋緊張亢進（内反尖足の出現）に伴う、足底部の支持基底面からの不安定要素を除去する目的と、日常

の場面における立ち上がり動作や移乗動作の再現を考慮し、足部は裸足ではなく普段用いている靴を使用したため本研究の足底とは靴底とした。

2.3 立ち上がり動作中の各イベント

立ち上がり動作能力を比較分析するための相分類は、実験方法や解析方法によって様々な相分類の方法が報告^{32,42-44)}されているが、本研究では、動作開始前の椅子座位姿勢から頭部が前方へ移動した時点（以下、立位開始時）から殿部が浮き始める（以下、殿部上昇時）までの相（以下、第1相）と、殿部上昇時から直立位をとる（以下、立位完了時）までの相（以下、第2相）の2つの相に分けた方法を採用した。（図2）

立位開始時指標は頭頂部の矢状面における速度が身長 $\times 1\%/s$ 以上になるところ、殿部上昇時指標は股関節部の上方移動開始（下方移動から上方移動に切り替わるころ）時、立位完了時指標は床反力計から出力される動作時の床反力鉛直成分信号の変動幅が体重の上下1%未満になるところと定義した。

2.4 計測および分析項目

2通りの座面高それぞれに対して、2条件における立ち上がり動作を比較分析するために、以下の項目を測定した。

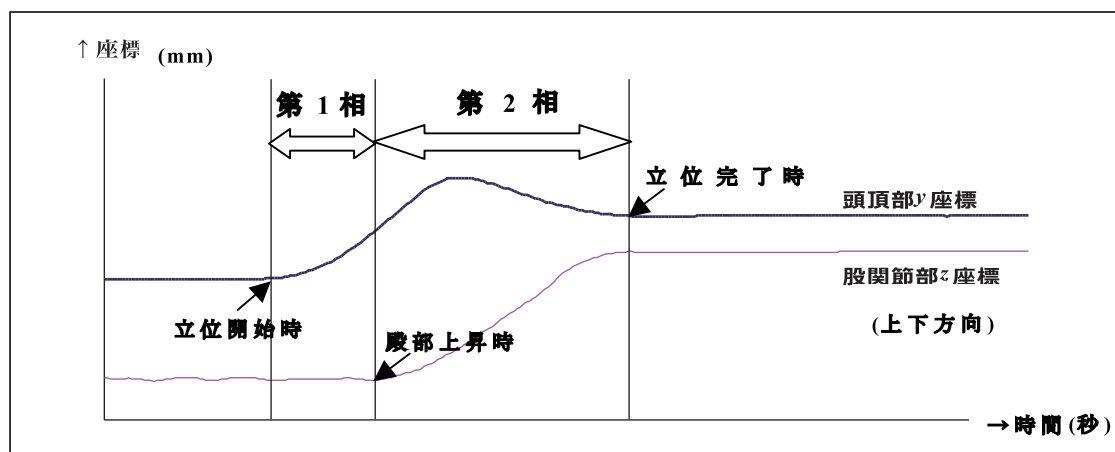
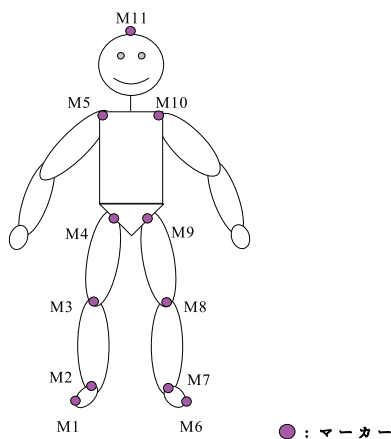


図2 動作中の各イベントと動作の相

2.4.1 COG

マーカーは、頭頂部・左右の肩峰、股関節前面中央（鼠径靱帯中央）、膝関節前面中央（膝蓋骨中央）、足関節前面中央、第1趾（母趾）先端上部の11箇所（M1～M11）に貼付し、ソニー社製ビデオカメラ（DCR-HC41）2台を用い、それぞれの座面高における2条件の立ち上がり動作での連続撮影後、動画として収録した。（図3）



- ・ M1 : 右第1趾（母趾）先端上部
- ・ M2 : 右足関節前面中央
- ・ M3 : 右膝関節前面中央（膝蓋骨中央）
- ・ M4 : 右股関節前面中央（鼠径靱帯中央）
- ・ M5 : 右肩峰
- ・ M6 : 左第1趾（母趾）先端上部
- ・ M7 : 左足関節前面中央
- ・ M8 : 左膝関節前面中央（膝蓋骨中央）
- ・ M9 : 左股関節前面中央（鼠径靱帯中央）
- ・ M10 : 左肩峰
- ・ M11 : 頭頂部

図3 マーカーの貼付位置

ヒューテック社製三次元動作分析システム Mpro-3D を使用し、直ちに画像をアドビ社製 Adobe Premiere Elements 1.0 により処理した後、専用の解析ソフトウェア Mpro-3D により各マーカーの動きをサンプリング周波数 60Hz

でコンピューターに取り込んだ。そして、阿江⁴⁵⁾らの「身体部分剛体特定定数」を用いて COG 座標を時系列データとして算出した。なお、測定肢位はマーカーの連続撮影に影響を及ぼさないことを考慮して、両上肢は肩の力を抜き大腿の内側に垂らした自然状態としたため、上肢の動きは体幹と一体化したものと計算した。

COG 座標は、3次元【左右、前後、上下の各方向を各々 x （麻痺方向+）、 y （前方向+）、 z （上方向+）】で表し、分析項目には第1相および第2相それぞれにおける COG 変動幅を採用した。なお、COG 変動幅は身長により正規化した数値（%Body Height、以下 %BH）を用いた。（図4）

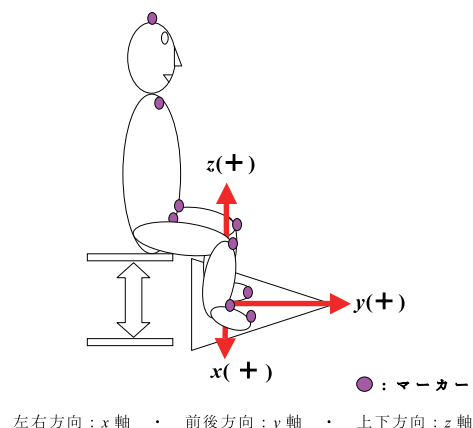


図4 COG 座標軸（麻痺側が右側の場合）

2.4.2 足圧中心(center of pressure 以下 COP)

アニマ社製総合動作分析システム MA6000 の床反力計を使用し、それぞれの座面高における2条件の立ち上がり動作での COP を連続測定した。床反力計から出力される動作時の信号は、サンプリング周波数 50Hz で処理し、専用の解析ソフトウェアにより床反力および COP 座標の時系列データを求めた。

COP 座標は、2次元【左右、前後の各方向を各々 x （麻痺方向+）、 y （前方向+）】で表し、分析項目には第1相および第2相それぞれにお

ける COP 変動幅を採用した。なお、COP 変動幅は身長により正規化した数値 (%BH) を用いた。(図 5)

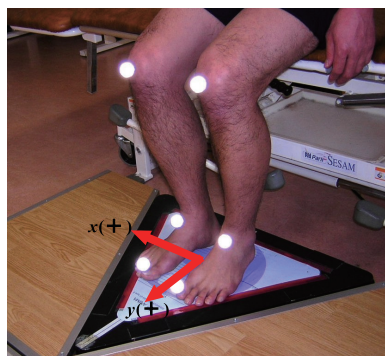


図 5 COP 座標軸 (麻痺側が右側の場合)

2.4.3 関節角度・関節角速度

それぞれの座面高における 2 条件の立ち上がり動作でのマーカーの動きをサンプリング周波数 60Hz でコンピューターに取り込んだ後、先行研究¹⁾同様、以下のように関節角度を定め、時系列データとして算出した。

- ・体幹股関節屈曲角度：肩峰と股関節前面中央を結ぶ線分が股関節前面中央と膝関節前面中央を結ぶ線分とのなす鋭角角度
- ・膝関節屈曲角度：股関節前面中央と膝関節前面中央を結ぶ線分が膝関節前面中央と足関節前面中央を結ぶ線分とのなす鋭角角度

分析項目には、殿部上昇時における体幹股関節屈曲角度・膝関節屈曲角度および殿部上昇時における体幹股関節屈曲角速度・膝関節屈曲角速度を採用した。

2.4.4 立ち上がり動作の時間

立位開始時指標から殿部上昇時指標までの時間 (第 1 相動作時間) および立位完了時指標までの時間 (立ち上がり全動作時間) を分析項目とした。

分析項目

- 1) 第 1 相および第 2 相それぞれにおける COGx および COGy 変動幅
- 2) 第 1 相および第 2 相それぞれにおける COPx および COPy 変動幅
- 3) 殿部上昇時における体幹股関節屈曲角度・膝関節屈曲角度
- 4) 殿部上昇時における体幹股関節屈曲角速度・膝関節屈曲角速度
- 5) 立位開始時指標から殿部上昇時指標までの時間 (第 1 相動作時間)
- 6) 立位開始時指標から立位完了時指標までの時間 (立ち上がり全動作時間)

2.4.5 統計学的解析

分析に関しては、2 通りの座面高それぞれにおける自然条件と修正条件の平均と標準偏差 (以下、平均値 ± 標準偏差値) を計算し、脳卒中片麻痺者個人レベルにおける両群の統計的比較を行なった。分析方法として、データの正規性を確認してから、一対の標本による平均の検定 (対応のある両群の平均値差の検定) を用い、有意水準を 5% 未満とした。なお統計学的解析には Microsoft 社製 Microsoft Excel の分析ツールを使用した。

3. 結果

3.1 130% 下腿長からの立ち上がり動作

一動作開始時姿勢 (麻痺側下肢の配置変化に伴う左右対称姿勢) の影響—

3.1.1 COG 変動幅

第 1 相における COGx 変動幅は自然条件で $10.40 \pm 6.82\%BH$ 、修正条件で $6.60 \pm 6.44\%BH$ であり、自然条件に比べ修正条件で左右方向の変動幅は有意に減少していた ($P < 0.01$)。また、第 1 相における COGy 変動幅は自然条件

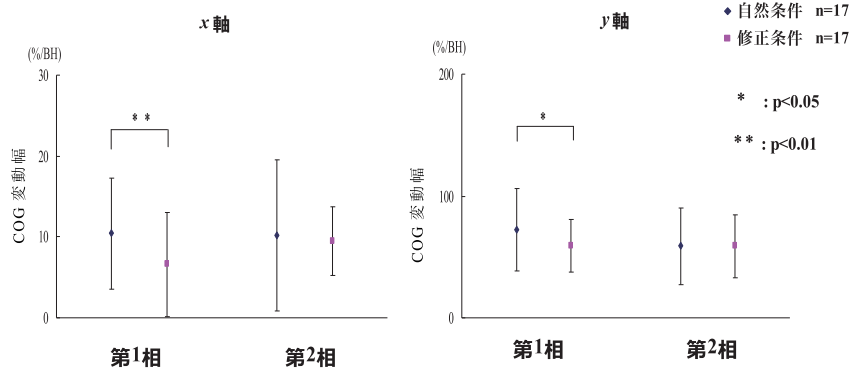


図 6 座面高（下腿長×130%）における各相 COG 変動幅

で $72.35 \pm 33.89\%BH$ 、修正条件で $58.73 \pm 21.63\%BH$ であり、自然条件に比べ修正条件で前後方向の変動幅は有意に減少していた ($P<0.05$)。(図 6) 第 2 相における自然条件と修正条件における COGx および COGy 変動幅に関して、統計学的有意差は認められなかった。

3.1.2 COP 変動幅

第 1 相および第 2 相とも、自然条件と修正条件における COPx および COPy 変動幅に関して、統計学的有意差は認められなかった。

3.1.3 関節角度

殿部上昇時における非麻痺側体幹股関節屈曲角度は、自然条件が $61.79 \pm 13.54^\circ$ 、修正条件が $56.97 \pm 12.37^\circ$ であり、自然条件に比べ修正条件で非麻痺側体幹股関節屈曲角度が有意に減少していた ($P<0.01$)。また、殿部上昇時における麻痺側体幹股関節屈曲角度は、自然条件が $60.29 \pm 10.10^\circ$ 、修正条件が $55.32 \pm 10.14^\circ$ であり、自然条件に比べ修正条件で麻痺側体幹股関節屈曲角度が有意に減少していた ($P<0.01$)。(図 7)

3.1.4 関節角速度

殿部上昇時における非麻痺側体幹股関節屈曲角速度は、自然条件が $14.58 \pm 27.66^\circ$ 、修正条件が $24.71 \pm 23.27^\circ$ であり、自然条件に比べ修

正条件で非麻痺側体幹股関節屈曲角速度が有意に増大していた ($P<0.05$)。(図 8)

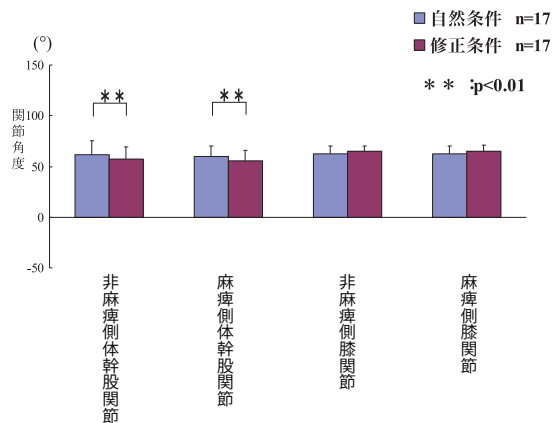


図 7 座面高（下腿長×130%）における殿部上昇時関節角度

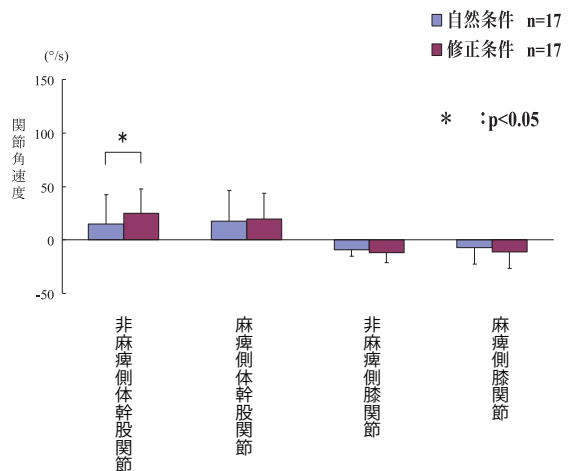


図 8 座面高（下腿長×130%）における殿部上昇時関節角速度

3.1.5 立ち上がり動作時間

第1相動作時間は、自然条件で $1.63 \pm 0.93\text{s}$ 、修正条件で $1.23 \pm 0.60\text{s}$ であり、自然条件に比べ修正条件で有意に短縮していた ($P<0.01$)。また、立ち上がり全動作時間は、自然条件で $2.84 \pm 1.11\text{s}$ 、修正条件で $2.33 \pm 0.72\text{s}$ であり、自然条件に比べ修正条件で有意に短縮していた ($P<0.05$)。(図9)

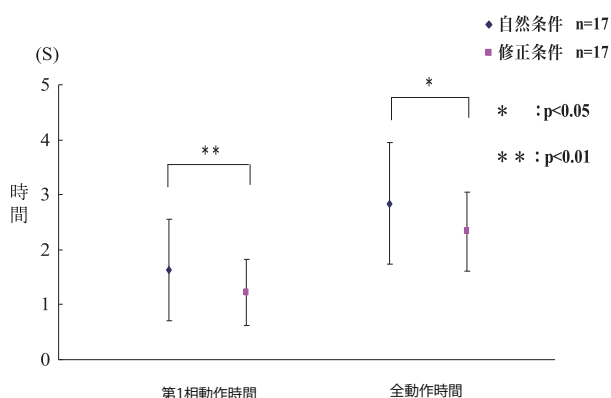


図9 座面高(下腿長×130%)における第1相動作時間および立ち上がり全動作時間

3.2 110%下腿長からの立ち上がり動作

—動作開始時姿勢(麻痺側下肢の配置変化に伴う左右対称姿勢)の影響—

3.2.1 COG変動幅

第1相および第2相とも、自然条件と修正条件におけるCOGxおよびCOGy変動幅に関して、統計学的有意差は認められなかった。

3.2.2 COP変動幅

第1相および第2相とも、第1相：自然条件と修正条件におけるCOPxおよびCOPy変動幅に関して、統計学的有意差は認められなかった。

3.2.3 関節角度

殿部上昇時の自然条件と修正条件における関節角度に関して、統計学的有意差は認められなかった。

3.2.4 関節角速度

殿部上昇時の自然条件と修正条件における関節角速度に関して、統計学的有意差は認められなかった。

3.2.5 立ち上がり動作時間

自然条件と修正条件における第1相動作時間および立ち上がり全動作時間に関して、統計学的有意差は認められなかった。

4. 考察

脳卒中片麻痺者における動作開始時姿勢(麻痺側下肢の配置変化に伴う左右対称姿勢)の違いによる影響に関して、座面高別立ち上がり動作の分析結果をまとめる。(表1)(表2)

立ち上がり動作方略の分析項目における結果解釈をまとめる。

1. 第1相および第2相それぞれにおける「COG変動幅」、「COP変動幅」から、立ち上がり動作方略を判断すると、以下のように解釈できる。

- ・COP変動幅増大に伴うCOG変動幅減少は、MSの要素
- ・COP変動幅減少に伴うCOG変動幅増大は、SSの要素

また、COG変動幅は、「立ち上がり動作中の動揺性」を意味し、COP変動幅は、「立ち上がり動作中のCOG制御機能」を意味することから、立ち上がり動作の質的能力を判断すると、以下のように解釈できる。

- ・COG変動幅の増大は、立ち上がり動作中の動揺性増大
- ・COG変動幅の減少は、立ち上がり動作中の動揺性減少
- ・COP変動幅の増大は、立ち上がり動作中のCOG制御機能が増大している機能的な状態
- ・COP変動幅の減少は、立ち上がり動作中の

表 1 130%下腿長からの立ち上がり動作の分析結果

分 析 項 目		自然条件	修正条件
身 体 重 心 座 標	第 1 相 変 動 幅	左右変動幅減少	p<0.01
		前後変動幅減少	p<0.05
	第 2 相 変 動 幅	有 意 差 な し	
足 圧 中 心 座 標	第 1 相 変 動 幅	有 意 差 な し	
	第 2 相 変 動 幅		
関 節 角 度	殿部上昇時	体幹股関節屈曲	両側屈曲角度減少 非麻痺側 p<0.01 麻痺側 p<0.01
		膝関節屈曲	有 意 差 な し
関 節 角 速 度	殿部上昇時	体幹股関節屈曲	非麻痺側屈曲角速度増大 非麻痺側 p<0.05
		膝関節屈曲	有 意 差 な し
立ち上がり動作時間	第 1 相 動 作 時 間	時間短縮	p<0.01
	全 動 作 時 間		p<0.05

表 2 110%下腿長からの立ち上がり動作の分析結果

分 析 項 目			自然条件		修正条件
身 体 重 心 座 標	第 1 相 変 動 幅		有 意 差 な し		
	第 2 相 変 動 幅				
足 圧 中 心 座 標	第 1 相 変 動 幅		有 意 差 な し		
	第 2 相 変 動 幅				
関 節 角 度	殿部上昇時	体幹股関節屈曲	有 意 差 な し		
		膝関節屈曲			
関 節 角 速 度	殿部上昇時	体幹股関節屈曲	有 意 差 な し		
		膝関節屈曲			
立ち上がり動作時間	第 1 相 動 作 時 間		有 意 差 な し		
	全 動 作 時 間				

COG 制御機能が低下している不安性な状態

2. 殿部上昇時における「体幹股関節屈曲角度・角速度」、「膝関節屈曲角度・角速度」から、立ち上がり動作方略を判断すると、以下のように解釈できる。

- ・体幹股関節屈曲角度減少および膝関節屈曲角度減少は、MS の要素
- ・体幹股関節屈曲角度増大および膝関節屈曲角度増大は、SS の要素
- ・体幹股関節屈曲角速度増大および膝関節屈曲角速度減少は、MS の要素
- ・体幹股関節屈曲角速度減少および膝関節屈曲角速度増大は、SS の要素

3. 「立ち上がりに要する全動作時間」、「第 1

相の時間」から、立ち上がり動作方略を判断すると、以下のように解釈できる。

- ・第 1 相動作時間の短縮に伴う立ち上がり動作に要する全動作時間の短縮は、の要素
- ・第 1 相動作時間の延長に伴う立ち上がり動作に要する全動作時間の延長は、SS の要素

4.1 COG と COP 制御機能

脳卒中片麻痺者における自然条件に対する修正条件での COG と COP 制御機能を比較すると、座面高によって影響を受けていたと考える。立ち上がり動作方略までの影響は示されなかったが、130% 下腿長からの立ち上がりにおいては、第 1 相 COGx 変動幅減少が認められた。

一般的に、脳卒中片麻痺者における非麻痺側偏位の立ち上がり動作は、counter weight によ

る姿勢制御方略を呈していることが予想され、COG 左右方向の偏位とともに COG 左右変動幅増大を伴う不安定な立ち上がり動作である⁴⁶⁾との見解が通説となっている。本実験における第1相 COGx 変動幅減少所見は、非麻痺側偏位の立ち上がり動作からの脱却に伴う動揺性減少が示されたものと考えられた。また、110% 下腿長からの立ち上がり動作においては、すべての評価指標において有意差がなく対称性座位姿勢による影響を受けないことが示唆された。このことは、脳卒中片麻痺者において 110% 下腿長からの立ち上がりそのものが困難性を生じていることが予想され、左右対称座位姿勢による好影響が示されなかったものと推測される。

COG と COP 制御機能から、立ち上がり動作前の左右対称座位姿勢の効果が、130% 下腿長における立ち上がり動作で著明に認められることが示唆された。

4.2 関節角度および関節角速度、動作時間

脳卒中片麻痺者における自然条件に対する修正条件での立ち上がり動作方略を比較すると、座面高によって影響を受けていたと考える。130% 下腿長からの立ち上がりにおいては、殿部上昇時における体幹股関節屈曲角度減少、体幹股関節屈曲角速度増加、第1相動作時間の短縮に伴う立ち上がり動作に要する全動作時間の短縮といった MS の要素が認められた。

第1相 COGy 変動幅減少所見を考慮すると、130% 下腿長における修正条件での立ち上がり動作方略が、明らかに健常者が通常使用している MS 方略に近づいているとも考えられた。脳卒中片麻痺者の立ち上がり動作において、比較的高めの座面高から左右対称座位姿勢での立ち上がり動作を行うことで、MS の可能性があることが示唆された。(図 10)

また、110% 下腿長における立ち上がり動作において、すべての所見で開始時姿勢による影

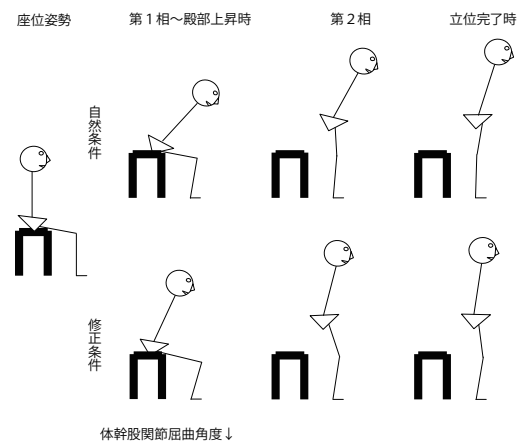


図 10 130% 下腿長：立ち上がり動作方略の比較

響が認められなく左右対称性座位姿勢による好影響を受けないことが示唆された。このことは、前項の COG と COP 制御機能における解釈と同様、脳卒中片麻痺者において 110% 下腿長からの立ち上がりそのものが困難性を生じていることが予想され、左右対称座位姿勢の好影響が示されなかったものと推測される。

立ち上がり動作方略からも、立ち上がり動作前の左右対称座位姿勢の効果が、130% 下腿長における立ち上がり動作で著明に認められることが示唆された。

4.3 脳卒中片麻痺者の立ち上がり動作

脳卒中片麻痺者の転倒における「麻痺側荷重率の低下」「立ち上がり動作時における左右動揺の増大」との関連性を述べた報告^{47,48)}が示しているように、左右対称的な下肢荷重配分のもとに行なわれる立ち上がり動作はバランスが良好で、転倒の危険性が低いと言われている⁴⁹⁾。脳卒中片麻痺者では主に非麻痺側を優位に使用した立ち上がり動作が行われ、この動作の習慣化が麻痺側下肢使用を無意識に避けた状態を生み出し、「麻痺側下肢の学習された不使用」を生じさせている⁵⁰⁾。したがって、立ち上がり動作のパフォーマンス改善には発症後、早期から

積極的な麻痺側下肢への荷重を増加する練習が重要であり、積極的な麻痺側下肢の使用が不均衡な動作を改善することが科学的に証明されている^{49,51)}。具体的には、脳卒中片麻痺者の立ち上がり動作において、下肢への均等荷重を意識する以上に麻痺側下肢へ荷重をかけることで麻痺側下肢への荷重量が増加し、左右不均衡な荷重の改善が観察されたという報告⁵⁰⁾や、安定性限界の縮小に対するアプローチに関しても、身体を安全に動かす認識を変化させるために麻痺側下肢への荷重負荷練習を行うことで、より広い範囲での安定した重心移動の獲得が図れるといった報告がある^{37,49)}。また、立ち上がり動作時において均等荷重に心掛けながら動作を行なうと廃用性症候群にならないためのリハビリテーションプログラムとなる⁵²⁾など、「均等荷重の立ち上がり動作」を動作中における意識付け^{52,53)}や聴覚的フィードバック^{54,55)}によって行うだけでも安定した立ち上がり動作が得られることが証明されている。

本研究結果は、意識的な面だけでなく姿勢改善を行うことで、神経学的に障害されている脳卒中片麻痺者においても、立ち上がり動作能力改善に有効であることを示唆するものである。そして、130% 下腿長の左右対称座位姿勢からの立ち上がり動作は、脳卒中片麻痺者の立ち上がり動作における「麻痺側下肢の学習された不使用」を受動的に使用させる環境を創り出すものと推測される。そして、左右対称的な下肢荷重配分のもとに行なわれるバランスが良好な立ち上がり動作が、MS の可能性を引き出すものと推測される。

5. 総括

脳卒中片麻痺者における動作開始時姿勢の違いによる影響に関して、座面高別立ち上がり動作を比較検討した。その結果、以下のことが示

唆された。

- 1) 130% 下腿長の左右対称座位姿勢からの立ち上がり動作は、非麻痺側偏位の立ち上がり動作からの脱却に伴う動揺性減少が示唆された。
- 2) 130% 下腿長の左右対称座位姿勢からの立ち上がり動作は、MS の可能性があることが示唆された

本実験結果から、脳卒中片麻痺者の 130% 下腿長における左右対称座位姿勢での立ち上がり動作が、立ち上がり動作能力改善に有効であることが示唆された。

【本研究の限界】

本研究において、脳卒中片麻痺者の立ち上がり動作は、比較的高めの座面高から左右対称座位姿勢での立ち上がり動作を行うことで、立ち上がり動作能力向上の可能性のあることが示唆された。しかし、以下の 3 点において、本研究の限界部分があるものとする。

- ①比較的高めの座面高からの左右対称座位姿勢による立ち上がり動作を行うことで、受動的に麻痺側下肢を使用させる内容を裏付けたが、本研究で用いた床反力計は 1 枚であり、麻痺側への荷重量や荷重率（配分）をどの程度行っているかは明らかにできず、本研究の限界部分と考える。
- ②比較的高めの座面高から左右対称座位姿勢での立ち上がり動作は、麻痺の回復段階および機能的自立度が比較的高い患者に対して、有効性が期待できることが示唆されたが、重症者に対する見解を考えた場合、本研究の限界部分と考える。
- ③規格内における車イスや便器等 130% 下腿長の座面高にあたる椅子は、市場にあまり出回っていない現状を考えると、脳卒中片麻痺者において、130% 下腿長の座面高からの立ち上がり動作（左右対称座位姿勢）は、練習

法としての有効性はあるものの、今後日常生活場面での介助を考えていく場合、本研究の限界部分と考える。

【本研究の意義と展望】

本研究結果は、短期間で理学療法効果を示していかなければならない時代背景の中、脳卒中片麻痺者の立ち上がり動作に関して、安全面を考慮しながら立ち上がり動作の反復練習に終始するだけではなく、立ち上がり動作の質的な能力向上を考慮した立ち上がり練習を試みるための指標を裏付けた。今後、効果的な立ち上がり動作の練習方法の検討につながっていくことが期待される。

また、脳卒中片麻痺者において、MS 獲得の可能性を探究することが、立ち上がり動作の質的能力向上を期待させるだけでなく、その可能性の有無から質的評価にもつながるため、現在の医療制度に求められている「短期間での理学療法効果の実証」や「リハビリテーション実施期間の短縮政策」にも適応しているものと考えらる。

介入内容が複雑多様なため、「エビデンスの構築」や「疾患別評価フォーマットの標準化」において困難を極めている理学療法の特徴を踏まえると、本研究は、現在の医療制度に求められている「短期間でのリハビリテーション（理学療法）効果」を示していく手段として意義があると考えらる。従来の「臨床経験に基づく主観的概念による理学療法から、科学的根拠に基づく理学療法への取り組み」を担うための第1歩が示せたものと考えている。

【文献】

- 1) Millington PJ, Myklebust BM, Shambes GM : Biomechanical analysis of sit-to-stand motion in elderly persons. Arch Phys Med Rehabil 73 : 609-617, 1992.
- 2) 山田孝禎, 出村慎一, 北林保 : 立ち上がり動作時における床反力および下肢筋力におよぼす椅子高の影響. 日本生理人類学会誌 9 : 1-6, 2004.
- 3) Janssen WG, Bussmann HB, Stam HJ : Determinants of the sit-to-stand movement : a review. Phys Ther 82 : 866-879, 2002.
- 4) 江原義弘, 山本澄子 : 立ち上がり動作の分析, 医歯薬出版, 東京, 2001, p76-81.
- 5) Arborelius UP, Wretenberg P, Lindberg F : The effects of armrests and high seat heights on lower-limb joint load and muscular activity during sitting and rising. Ergonomics 35 : 1377-1391, 1992.
- 6) Yamada T, Demura S : Influence of the relative difference in chair seat height according to different lower thigh length on floor reaction force and lower-limb strength during sit-to-stand movement. J Physiol Anthropol Appl Human Sci 23 : 197-203, 2004.
- 7) Mazza C, Benvenuti F, Bimbi C, et al. : Association between subject functional status, seat height, and movement strategy in sit-to-stand performance. J Am Geriatr Soc 52 : 1750-1754, 2004.
- 8) Vander Linden DW, Brunt D, McCulloch MU : Variant and invariant characteristics of the sit-to-stand task in healthy elderly adults. Arch Phys Med Rehabil 75 : 653-660, 1994.
- 9) Khemlani MM, Carr JH, Crossbie WJ : Muscle synergies and joint linkages in sit-to-stand under two initial foot positions. Clin Biomech 14 : 236-246, 1999.
- 10) Schenkman M, Berger RA, Riley PO, et al. : Whole-body movements during rising to standing from sitting. Phys Ther 70 : 638-651, 1990.
- 11) 丸田和夫 : 立ち上がり動作における体幹前傾姿勢の類型化. 理学療法科学 19 : 291-298, 2004.
- 12) 井上隆三 : パーキンソン病及びパーキンソン症

- 候群患者の重心位置, 重心移動, 重心動揺の変化. 理学療法学, 19 : 546-550, 1992.
- 13) Schultz AB, Alexander NB, Ashton-Miller JA : Biomechanical analyses of rising from a chair. J Biomechanics 25 : 1383-1391, 1992.
 - 14) Eriksrud O, Bohannon RW : Relationship of knee extension force to independence in sit-to-stand performance in patients receiving acute rehabilitation. Phys Ther 83 : 544-551, 2003.
 - 15) 佐々木久登, 坪井章雄, 富樫誠二, 他 : 高齢者が使いやすい手すりの高さ・位置の検討. PT ジャーナル 33 : 53-57, 1999.
 - 16) O' Meara DM : Differences between grab rail position and orientation during the assisted sit-to-stand for able-bodied older adults. J Appl Biomech 21 : 57-71, 2005.
 - 17) 増田幸泰, 西田裕介, 黒澤和生 : 脳卒中片麻痺者における 30 秒椅子立ち上がりテストと歩行能力の関係. 理学療法科学 19 : 69-73, 2004.
 - 18) Yoshida K, Iwakura H, Inoue F : Motion analysis in the movement of standing up from and sitting down on a chair. Scand J Rehabil Med 15 : 133-140, 1983.
 - 19) Pai YC, Rogers MW : Control of body mass transfer as a function of speed of ascent in sit-to-stand. Med Sci Sports Exerc 22 : 378-384, 1990.
 - 20) Riley PO, Schenkman ML, Mann RW, et al. : Mechanics of a constrained chair-rise. J Biomech 24 : 77-85, 1991.
 - 21) 星文彦, 山中雅智, 高橋光彦, 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 19 : 43-48, 1992.
 - 22) 石倉修, 新小田幸一, 加藤了三, 他 : 平面 3 リンクモデルによる椅子からの立ち上がり動作の特性解析. 第 21 回バイオメカニズム学術講演会講演予稿集 : 55-58, 2000.
 - 23) 甲田宗嗣, 阿南雅也, 新小田幸一 : 日常でよくみられる起立から歩行にいたる一連の動作解析—高齢者における動作スピードの影響に着目して—. 広島大学保健学ジャーナル 3 : 35-43, 2004.
 - 24) 佐々木久美子, 大橋ゆかり, 足立景子 : 立ち上がり動作における骨盤前後傾と足関節背屈角度との関係. 理学療法学 31(suppl) : 140, 2004.
 - 25) 浅井葉子, 金子誠喜, 大津慶子 : 椅子からの立ち上がり動作における体幹前傾と下肢関節モーメントとの関係. 理学療法学 31(suppl) : 383, 2004.
 - 26) 三好圭, 木村貞治, 大平雅美, 他 : 高齢者における立ち上がり動作後の重心動揺特性. 理学療法 22 : 441-448, 2005.
 - 27) 阿南雅也, 木藤伸宏, 新小田幸一 : 高齢者の椅子からの立ち上がり動作における体幹及び骨盤運動と下肢関節モーメントとの関係 (第 1 報). 理学療法学 32(suppl) : 250, 2005.
 - 28) 林秀俊 : 起立—着席訓練を中心とした脳卒中の運動療法. 理学療法科学 10 : 15-19, 1995.
 - 29) 新小田幸一, 大峯三郎, 蜂須賀健二, 他 : 片麻痺の立ち上がり動作の位相面解析 : 転倒との関連性. 第 21 回バイオメカニズム学術講演会講演予稿集 : 87-90, 2000.
 - 30) 松本和香, 東祐二, 桑江豊, 他 : 脳卒中片麻痺者の立ち上がり動作について—足圧計による計測と転倒の検討—. 作業療法 23(suppl) : 197, 2004.
 - 31) Cheng PT, Chen CL, Wang CM, et al. : Leg muscle activation patterns of sit-to-stand movement in stroke patients. Am J Med Rehabil 83 : 10-16, 2004.
 - 32) 星文彦, 武田涼子 : 起き上がり動作のメカニズム—椅子からの立ち上がり動作—. 理学療法 20 : 1028-1036, 2003.
 - 33) Hughes MA, Weiner DK, Schenkman ML, et al. : Chair rise strategies in the elderly. Clin Biomech 9 : 187-192, 1994.
 - 34) 岡西哲夫 : 運動機能より : 高齢者の移乗・移動動作の改善をめざして. 理学療法学 34 : 123-125, 2007.

- 35) Shumway-Cook A, Woollacott M : モーターコントロール—運動制御の理論と臨床応用—(田中繁, 他監訳), 医歯薬出版, 東京, 2000, pp298-318.
- 36) Shumway-Cook A, Woollacott M : モーターコントロール—運動制御の理論と臨床応用 (原著第2版)—(田中繁, 他監訳), 医歯薬出版, 東京, 2004, pp395-425.
- 37) Shumway-Cook A, Woollacott M : モーターコントロール—運動制御の理論と臨床応用 (原著第2版)—(田中繁, 他監訳), 医歯薬出版, 東京, 2004, pp426-476.
- 38) 富田昌夫, 内山靖, 関屋昇, 他: 高橋正明 (編) 標準理学療法学専門分野 臨床動作分析, 医学書院, 東京, 2006, pp119-131.
- 39) 谷内幸喜: 椅子座位姿勢の変化が立ち上がり動作・立位姿勢におよぼす影響. 日本職業・災害医学会会誌 55 : 85-94, 2007.
- 40) 野手とし子: 脊髄小脳変性症患者における立ち上がり動作の分析. リハ医学 22 : 97-99, 1985.
- 41) 岩倉博光: 腰かけ動作としゃがみ動作—老年者および若年者における筋活動と姿勢調整—. 姿勢研究 5 : 69-77, 1985.
- 42) 生田宗博, 立野勝彦: 垂直荷重力の測定による椅座位からの立ち上がり動作の解析. リハ医学 29 : 199-209, 1992.
- 43) 佐々木久登, 坪井章雄, 富樫誠二, 他: 高齢者が使いやすい手すりの高さ・位置の検討. PTジャーナル 33 : 53-57, 1999.
- 44) 大西秀明, 江原義弘, 相馬俊雄: 起立動作の筋電図学的評価. 理学療法 22 : 546-552, 2005.
- 45) 阿江通良, 湯海鵬, 横井孝志: 日本人アスリートの身体部分慣性特性の推定. バイオメカニズム 11 : 23-33, 1992.
- 46) 石井慎一郎: 姿勢の評価. 理学療法 24 : 137-147, 2007.
- 47) Cheng PT, Liaw MY, Wong MK, et al. : The sit-to-stand movement in stroke patients and its correlation with falling. Arch Phys Med Rehabil 79 : 1043-1046, 1998.
- 48) Cheng PT, Wu SH, Liaw MY, et al. : Symmetrical body-weight distribution training in stroke patients and its effect on fall prevention. Arch Phys Med Rehabil 82 : 1650-1654, 2001.
- 49) Engardt M, Ribbe T, Olsson E : Vertical ground reaction force feedback to enhance stroke patients' symmetrical body-weight distribution while rising/sitting down. Scand J Rehabil Med 25 : 41-48, 1993.
- 50) Galumbeck MH, Buschbacher RM, Wilder RP, et al. : The Sit & Stand chair. A revolutionary advance in adaptive seating systems. J Long Term Eff Med Implants 14 : 535-543, 2004.
- 51) 潮見泰蔵, 斉藤昭彦 (訳) : 脳卒中の運動療法, エビデンスに基づく機能復トレーニング. 医学書院, 東京, 2004, p106-128.
- 52) Engardt M, Olsson E : Body weight-bearing while rising and sitting down in patients with stroke. Scand J Rehabil Med 24 : 67-74, 1992.
- 53) Mudie MH, Winzeler-Mercay U, Radwan S, et al. : Training symmetry of weight distribution after stroke: a randomized controlled pilot study comparing task-related reach, Bobath and feedback training approaches. Clin Rehabil 16 : 582-592, 2002.
- 54) Engardt M : Rising and sitting down in stroke patients. Auditory feedback and dynamic strength training to enhance symmetrical body weight distribution. Scand J Rehabil Med Suppl 31 : 1-57, 1994.
- 55) Engardt M : Long-term effects of auditory feedback training on relearned symmetrical body weight distribution in stroke patients. A follow-up study. Scand J Rehabil Med 26 : 65-69, 1994.