

Original Article

片麻痺患者における動作の非対称性と起立・着座時間の関係

伊藤直樹,¹ 加賀谷 齊,² 堀尾和美,³ 堀 和朗,⁴
伊藤慎英,³ 太田喜久夫,¹ 金田嘉清,¹ 才藤栄一²

¹ 藤田保健衛生大学医療科学部リハビリテーション学科

² 藤田保健衛生大学医学部リハビリテーション医学 I 講座

³ 藤田保健衛生大学病院リハビリテーション部

⁴ 藤田保健衛生大学七栗サナトリウムリハビリテーション部

要旨

Itoh N, Kagaya H, Horio K, Hori K, Itoh N, Ota K, Kanada Y, Saitoh E. Relationship between movement asymmetry and sit-to-stand/stand-to-sit duration in patients with hemiplegia. *Jpn J Compr Rehabil Sci* 2012; 3: 66-71.

【目的】起立・着座動作の三次元動作解析から、右片麻痺、左片麻痺患者の左右の非対称性と起立・着座時間の関係について明らかにすること。

【方法】対象は片麻痺患者 45 名(右 21 名, 左 24 名), 健常成人 20 名とした。三次元動作解析を行い、時間および両肩峰の midpoint の側方成分の軌跡から asymmetry index (AI) を算出した。健常成人の起立・着座時間の平均値 $\pm 2 \times$ 標準偏差 (SD) を基準に平均値 $\pm 2SD$ 以内, 平均値 $\pm 2SD$ 以外の 2 群に分け AI, 麻痺側下肢運動機能などを比較検討した。

【結果】起立・着座時間は右片麻痺, 左片麻痺ともに健常成人よりも有意に時間が延長していた。左片麻痺の AI は起立・着座とも平均値 $\pm 2SD$ 以外で有意に高値であった。左片麻痺の起立では下肢機能も有意に低値であった。

【結論】左片麻痺患者では, AI が非麻痺側に偏位し, 下肢の運動機能が低下している場合に起立動作時間が延長する。

キーワード: 起立・着座動作分析, 起立・着座時間, 非対称性, asymmetry index

はじめに

椅子からの起立・着座動作は, 日常生活において頻回に行われる動作である。起立動作とは, 座位から立位への姿勢変換の動作であり, 股関節を回転中心とし

著者連絡先: 伊藤直樹
藤田保健衛生大学医療科学部リハビリテーション学科
〒470-1192 愛知県豊明市杣掛町田楽ヶ窪 1-98
E-mail: n-itoh@pg7.so-net.ne.jp
2012 年 8 月 29 日受理

本研究において一切の利益相反や研究資金の提供はありません。

て体幹, 骨盤を前傾させ重心を前方へ移動させる。その後, 殿部が椅子から離れ, 回転中心が膝関節に移動し下肢と体幹の伸展に伴い立位へと向かう [1]。着座動作は筋の求心性収縮, 遠心性収縮の違いはあるものの, 起立動作の概ね逆の経路をたどるとされている [2]。

起立・着座動作に関する報告は, 数多く存在する [3-9]。片麻痺患者においては, Cheng ら [6] は, 転倒の既往のある患者の多くは起立動作時に麻痺側の前脛骨筋の活動が遅く, ヒラメ筋の活動が早かったと述べている。Duclos ら [7] は, 起立動作は足を揃えた状態では非麻痺側へ大きく移動した非対称な軌跡を描くが, 麻痺側を引いた状態では, 対称型に近づくことを報告している。Roy ら [9] は, 起立時間と着座時間を比較し, 片麻痺患者では着座時間が長いことを報告している。臨床場面では片麻痺患者の起立・着座動作時に, 体重が麻痺側にのらない, 頸部・体幹が非麻痺側へ側屈するなど左右の非対称性がよく観察されるが, これまで左右の非対称性と動作時間に着目した研究は, われわれが渉猟した範囲ではみられなかった。

本研究の目的は, 脳血管障害を起因とする片麻痺患者の起立・着座動作における左右の非対称性と起立・着座時間の関係について三次元動作解析を用いて明らかにすることである。

対象と方法

1. 対象

対象は健常成人男性 20 名 (平均年齢 24 歳, 身長 173.0 ± 4.6 cm, 体重 63.2 ± 6.4 kg), 並びに片麻痺を呈する 45 名 (右片麻痺 21 名, 左片麻痺 24 名) とした。片麻痺患者の除外基準は全身状態が不安定な症例, 意識障害により随意運動が行えない症例, 療法士の指示が入らない症例, 起立・着座動作に関して手すりや杖, 装具の使用が必要な症例, 最大 40 分程度の計測が不可能と判断される症例とした。片麻痺患者のプロフィールを表 1 に示す。運動機能は SIAS (Stroke Impairment Assessment Set) [10] を, 筋緊張の程度は MAS (Modified Ashworth Scale) を用いて評価した。ADL の評価には FIM (Functional Independence Measure) [11] を用いた。なお, 本研究は, 疫学・臨床研究

表1. 片麻痺患者のプロフィール

	右片麻痺	左片麻痺
診断名	脳梗塞 8名 脳出血 11名 くも膜下出血 1名 その他 1名	脳梗塞 16名 脳出血 5名 くも膜下出血 2名 その他 1名
症例数	21名	24名
性別	男性 13名 女性 8名	男性 14名 女性 10名
年齢	63±10 (49~84) 歳	61±16 (24~86) 歳
身長	160.7±8.8 (146.0~180.0) cm	160.8±9.2 (143.5~177.0) cm
体重	58.4±10.4 (38.0~77.0) kg	57.4±10.7 (40.0~74.0) kg
発症後 期間	199.6±414.4 (21~1581) 日	122.1±216.1 (20~1082) 日
SIAS下肢 合計*	15~13 : 7名 12~10 : 5名 9~7 : 4名 6~4 : 5名 3~0 : 0名	15~13 : 6名 12~10 : 8名 9~7 : 6名 6~4 : 4名 3~0 : 0名

*SIAS (Stroke Impairment Assessment Set) の下肢機能評価3項目の合計点 (最大15点)。

倫理委員会で審査を受け、承認を得ている (受付番号 10-118)。研究にあたり対象者には本研究の主旨と内容を口頭および書面で十分に説明をし、同意を得た。

2. 計測方法

被験者は、背もたれ・肘掛けのない椅子に座位姿勢をとり、両上肢を胸の前で組んだ状態で起立・着座動作を行った。座面高は、被験者を座位にした状態で床面から大腿骨外側上顆までの高さとし、また、座りの深さは大腿長の近位1/3とした。全例、手すりや杖、装具は使用しなかった。下肢の開始位置は両足関節を10度背屈位、両内果間の距離が10cmに設定した。動作速度は規定しなかった。計測は、反復練習し安全性を確認した上で1回行った。また、2名の理学療法士が前方と側方に位置し、転倒を防ぐために十分な配慮を行った。

被験者の頭頂、両側の耳介前点、肩峰、腸骨稜、股関節 (上前腸骨棘と大転子を結んだ線上で大転子から1/3の位置)、膝関節 (大腿骨外側上顆の前後径の midpoint)、足関節 (外果中央)、第5中足骨頭の計15か所にカラーマーカを貼着し、三次元動作解析装置

KinemaTracer[®] (キッセイコムテック、松本市) を用いてサンプリング周波数60Hzで計測した。KinemaTracer[®] は、1台の収録・解析用コンピュータと4台のCCDカメラで構成されている。CCDカメラとコンピュータはIEEE1394ケーブルで接続され、従来の機器で必要とされる撮影時のカメラ間の同期は不要なため、非常に簡単に三次元動作解析を行うことのできるシステムである (図1)。座面にはDKH社製 (東京) の直径1.5cmの感圧センサを設置して、座面への荷重が消失した時点を離殿、座面への荷重が行われた時点を着殿としてサンプリング周波数100Hzで検出した。感圧センサはAD変換し、KinemaTracer[®] に同期させた。肩峰、股関節、膝関節の3つのマーカの作る角度 α を股関節角度として、 α が1/60sec間に最初に0.5度以上の変動を示した時点を動作開始、以後に0.5度以上の変動を示さなくなった時点を動作終了と定めた [12]。起立動作終了から着座動作開始までは3秒以上の間隔を置いた。算出された三次元データを6Hzでスムーザ処理 [9, 13] した後に、左右の足関節と第5中足骨頭の midpoint を結ぶ線分の midpoint を0として、各マーカの側方成分 (x方向)、前後成分 (y方向) についてオフセット処理を行った。

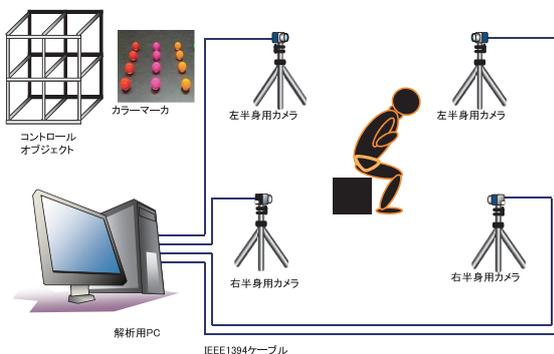


図1. 起立・着座動作解析システム概略図

動作解析装置のKinemaTracer[®] は1台の収録、解析用コンピュータと計測対象の周囲に配置する4台のCCDカメラから構成される。コンピュータとCCDカメラ間は、IEEE1394ケーブルにて接続するのみであり、撮影時のカメラ間の同期は不要である。

3. データ解析

左右非対称性を現す指標として、両肩峰マーカを結ぶ midpoint の側方成分の運動軌跡から、その面積を算出し、所要時間で除した値を指標 (asymmetry index : AI) とした (図2)。AIのプラスは非麻痺側へ、マイナスは麻痺側へ偏位していることを示す。

動作開始から終了までに要した時間を起立・着座時間として算出し、起立・着座時間それぞれの健常成人の平均値 $\pm 2 \times$ 標準偏差 (SD) 以内を正常範囲とした。そして、片麻痺患者の起立・着座時間を平均値 $\pm 2SD$ 以内と平均値 $\pm 2SD$ 以外の2群に分け比較した。比較項目は、AI, SIASの麻痺側下肢運動機能 (Hip-Flexion, Knee-Extension, Foot-Pat), 非麻痺側大腿四頭筋筋力, 下肢深部覚および視空間認知, MAS, FIMの運動項目と認知項目とした。

統計処理は健常成人、右片麻痺、左片麻痺における起立・着座時間の差は対応のあるt検定を用いた。そ

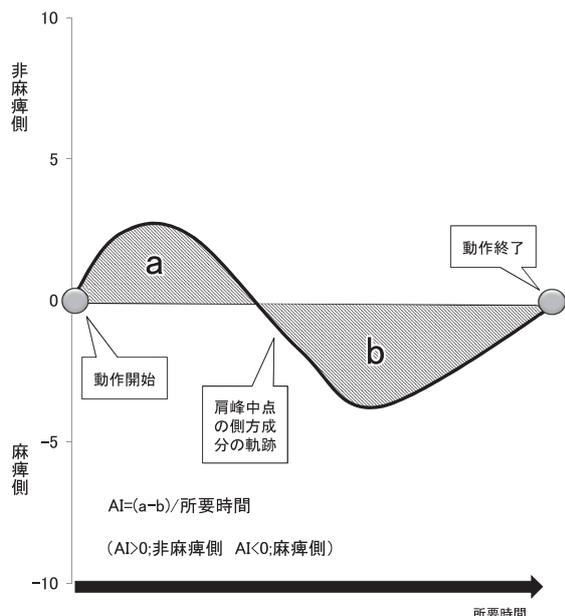


図2. asymmetry index(AI) の算出方法
 両肩峰マーカを結ぶ midpoint の側方成分の軌跡から、AI を算出する。AI=(a-b)/ 所要時間。ただし、a：非麻痺側の面積、b：麻痺側の面積。プラスは非麻痺側へ、マイナスは麻痺側へ偏位していることを示す。

他の項目については、対応のない t 検定を用いて行い、有意水準は 5% とした。統計ソフトは、IBM PASW® Statistics 18 を使用した。

結果

年齢、身長、体重、発症後期間については、右片麻痺と左片麻痺の間に有意差は認めなかった。また、SIAS の非麻痺側大腿四頭筋筋力は、右片麻痺、左片麻痺とも全例 3 点であった。

起立時間は健常人が 1.83±0.38 秒 (平均値±標準偏差)、右片麻痺患者 2.42±0.91 秒、左片麻痺患者 2.66±1.31 秒であり、右片麻痺、左片麻痺間には有意差は認めなかったが、いずれも健常人よりも有意に延長していた (右片麻痺 p=0.010, 左片麻痺 p=0.009)。着座時間は健常人 1.92±0.36 秒、右片麻痺患者 2.65±0.91 秒、左片麻痺患者 3.15±1.29 秒であり、起立時間同様、右片麻痺、左片麻痺間に差はなく、健常人よりも延長していた (右片麻痺 p=0.002, 左片麻痺 p<0.001)。右片麻痺患者、左片麻痺患者とも着座時間は起立時間よりも有意に延長していた (右片麻痺 p=0.023, 左片麻痺 p=0.005)。

健常成人の起立時間の平均値±2SD 以内は、右片麻痺 15 例、左片麻痺 15 例、平均値±2SD 以外は右片麻痺 6 例、左片麻痺 9 例であった (図3)。着座時間では、平均値±2SD 以内は右片麻痺 11 名、左片麻痺 11 例、平均値±2SD 以外は右片麻痺 10 例、左片麻痺 13 例であった (図4)。起立動作の平均値±2SD 以外では、左片麻痺の AI が有意に高値 (p=0.001) であった。Hip-Flexion (p=0.043), Knee-Extension (p=0.001), Foot-Pat (p=0.010) では平均値±2SD 以外が有意に低値であった。右片麻痺では、差は認めら

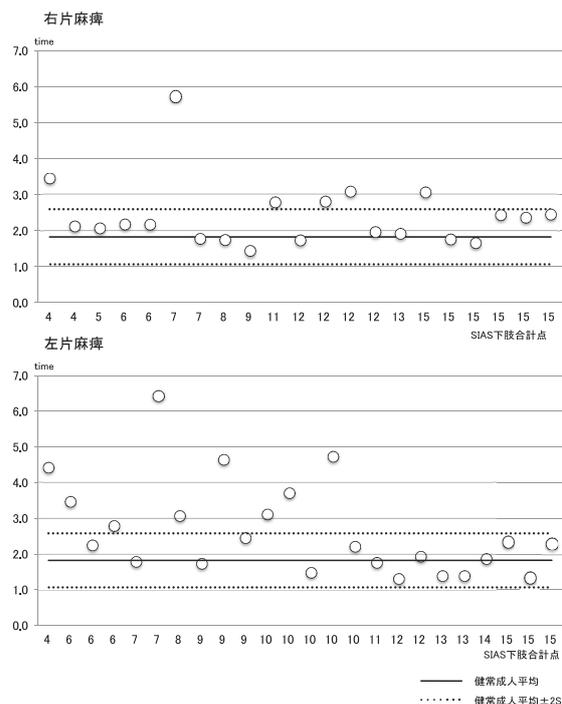


図3. 右片麻痺、左片麻痺における起立動作時間
 上段に右片麻痺、下段に左片麻痺の起立時間を示す。グラフ横軸は、SIAS 下肢合計点 (最大 15 点) であり、点線は健常成人の平均値±2SD を示している。右片麻痺では平均値±2SD 以外が 6 例、左片麻痺では 9 例であった。

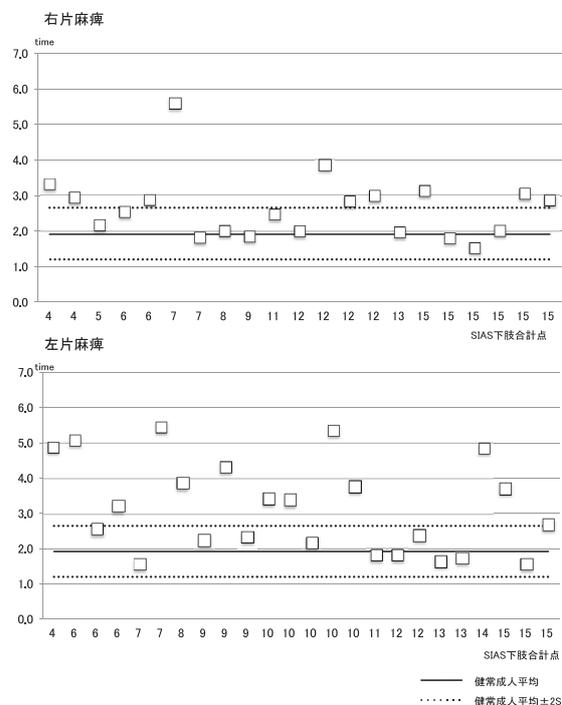


図4. 右片麻痺、左片麻痺における着座動作時間
 上段に右片麻痺、下段に左片麻痺の着座時間を示す。グラフ横軸は、SIAS 下肢合計点 (最大 15 点) であり、点線は健常成人の平均値±2SD を示している。右片麻痺では平均値±2SD 以外が 10 例、左片麻痺では 13 例であった。

表2. 健常者の起立・着座時間の平均±2SD 以内と以外の2群の比較

		SI	SIAS					MAS	FIM		
			Hip-Flexion	Knee-Extension	Foot-Pat	Position	Visuo		motor	cognitive	
起立	右片麻痺	2SD以内	2.0±2.7	3.6±1.5	3.5±1.3	3.3±1.6	1.9±1.0	2.9±0.3	1.5±1.1	80.0± 8.6	30.6±5.6
		2SD以外	1.9±1.1	3.8±1.0	3.7±1.0	2.7±2.2	2.0±0.9	2.8±0.4	1.2±0.8	78.0± 3.9	34.5±0.5
		P値	0.887	0.678	0.809	0.514	0.771	0.505	0.479	0.593	0.112
	左片麻痺	2SD以内	1.0±2.0	4.0±1.0	4.1±0.8	3.3±1.4	2.6±0.7	3.0±0.0	1.6±1.0	76.7± 9.5	32.9±3.0
		2SD以外	4.4±1.4	3.1±1.1	3.0±0.6	2.0±1.1	2.1±0.9	2.8±0.4	1.7±0.7	74.8± 9.7	33.4±3.0
		P値	0.001**	0.043*	0.001**	0.010**	0.103	0.060	0.849	0.610	0.692
着座	右片麻痺	2SD以内	1.7±2.2	3.6±1.4	3.5±1.2	3.4±1.4	1.7±1.0	2.9±0.3	1.6±1.0	82.0± 7.9	30.7±6.4
		2SD以外	0.7±2.4	3.7±1.3	3.6±1.3	2.9±2.1	2.1±0.9	2.9±0.3	1.1±0.9	76.6± 6.1	32.8±2.9
		P値	0.334	0.915	0.921	0.556	0.376	0.947	0.212	0.096	0.362
	左片麻痺	2SD以内	1.6±2.5	3.8±1.0	3.8±0.8	3.0±1.5	2.5±0.8	3.0±0.0	1.5±0.9	76.2±10.7	32.5±3.4
		2SD以外	3.9±2.0	3.5±1.3	3.5±1.1	2.6±1.5	2.2±0.8	2.8±0.4	1.8±0.8	75.6± 8.6	33.6±2.6
		P値	0.024*	0.446	0.344	0.536	0.363	0.190	0.398	0.889	0.401

平均値±標準偏差

*p<0.05, **p<0.01.

れなかった。着座動作では、左片麻痺の AI のみ平均値±2SD 以外が有意に高値 (p=0.024) となった。起立・着座動作の下肢深部覚および視空間認知、MAS、FIM の運動項目と認知項目には右片麻痺、左片麻痺ともに差を認めなかった (表2)。

考察

今回の結果、右片麻痺では起立・着座動作ともに AI、SIAS の麻痺側下肢運動機能で平均値±2SD 以外、以内の間に有意差はなかった。このことから、右片麻痺では、左右の非対称性や麻痺側下肢運動機能が起立・着座時間を延長する要因にはならないと考える。左片麻痺では、起立・着座動作ともに AI で平均値±2SD 以外が有意に高値を示し、起立動作のみ Hip-Flexion、Knee-Extension、Foot-Pat で平均値±2SD 以外が有意に低値であった。Lomaglio ら [14] は、大脳右半球は姿勢制御とバランス反応に支配的な役割を持っているため、左片麻痺患者では右片麻痺患者よりも非麻痺側へ足圧中心が偏位し、右片麻痺の方が左片麻痺よりもより良い姿勢制御をしていると述べている。また、姿勢制御の障害の代表である pushing behavior (PB) の半球間の回復様式について Abe ら [15] は、大脳右半球障害に PB が多く、さらに大脳左半球障害の PB よりも大脳右半球障害の PB の方が回復が遅いと報告している。左片麻痺においては、AI が非麻痺側へ偏位している場合に起立・着座動作時間が延長するため、姿勢制御機能を賦活するような代償や環境適応を考えた起立・着座訓練を行う必要があると考えられる。また、麻痺側下肢の運動機能が低い症例において起立時間が延長していることから、左片麻痺では姿勢制御機能が右片麻痺よりも低いと、非対称性を増大することでは代償しきれず麻痺側下肢機能の影響を受けていると考えられる。

片麻痺患者の起立動作を水平面から分析した Duclos ら [7] は、足を揃えた状態では非麻痺側へ、麻痺側を後方へ引くと、非麻痺側への側方動揺が減少すると報告し、下肢の機能とともに側方への偏位を確認することは、転倒に対する警告として非常に良い臨

床上の指標になると述べている。われわれの結果からも、左片麻痺においては、AI と麻痺側下肢の運動機能から起立・着座動作時間への影響が推察でき、臨床上有効な指標になると考えられる。

片麻痺患者における起立・着座時間は有意に着座時間が長かった。Roy ら [9] は、片麻痺患者においても、着座では、遠心性の筋収縮が必要でかつ、視覚的な案内がなく着座時により注意深くなるため動作時間が延長すると述べており [8, 16]、これらの影響により、着座時間が長くなったと考えられる。また、左片麻痺では AI や麻痺側下肢の運動機能が動作時間に影響するが、右片麻痺では影響しないにも関わらず、右片麻痺、左片麻痺間において起立・着座時間には有意差はみられなかった。今回の対象者は右片麻痺、左片麻痺とも SIAS の非麻痺側大腿四頭筋筋力は全例3点であったことから、非麻痺側の筋力が同等であったことが、動作時間に差がない原因であると推察される。

本研究の限界としては、対象者の全例が起立・着座動作に関して、監視もしくは自立しており、手すりや下肢装具の使用を必要としない患者であったことが挙げられる。より重度の障害がある患者や、手すりや下肢装具を使用した場合に、左右の非対称性と起立・着座動作時間にどのような関係があるのかは推察できない。そのため、起立・着座のどの位相で非対称性が增大しているのか、あるいは試行間変動性を検討することが有用と思われる。今後はさらに症例数を増やし、手すりや下肢装具が起立・着座動作に与える影響を検討し、早期から効率の高い起立・着座動作訓練が提供できるように検討を深めたい。

文献

1. Kanada Y, Tomita M, Sawa S, Okanishi T. Standing up. In: Saitoh E, editor. OSCE for Physical Therapist and Occupational Therapist- A Practical Textbook for Acquiring Clinical Skills. 1st ed. Tokyo: Kanehara Publishers; 2011. p. 142-61. Japanese.
2. Ehara Y, Yamamoto S. Observation of stand to sit. In: Ehara Y, Yamamoto S, editors. Introduction to Body-Dynamics Analysis of Standing up Movement. 1st ed.

- Tokyo: Ishiyaku Publishers; 2001. p. 65–8. Japanese.
3. Millington PJ, Myklebust BM, Shambes GM. Biomechanical analysis of the sit-to-stand motion in elderly person. *Arch Phys Med Rehabil* 1992; 73: 609–17.
 4. Kelley DL, Dainis A, Wood DK. Mechanics and muscular dynamics of rising from a seated position. In *International Series on Biomechanics: Biomechanics V-B*. University Park Press; 1976. p. 127–34.
 5. Nuzik S, Lamb R, VanSant A, Hirt S. Sit-to-stand movement pattern: a kinematic study. *Phys Ther* 1986; 66: 708–13.
 6. Cheng PT, Chen CL, Wang CM, Hong WH. Leg muscle activation patterns of sit-to-stand movement in stroke patients. *Am J Phys Med Rehabil* 2004; 83: 10–6.
 7. Duclos C, Nadeau S, Lecours J. Lateral trunk displacement and stability during sit-to-stand transfer in relation to foot placement in patients with hemiparesis. *Neurorehabil Neural Repair* 2008; 22: 715–22.
 8. Mourey F, Pozzo T, Rouhier-Marcet I, Didier JP. A kinematic comparison between elderly and young subjects standing up from and sitting down in a chair. *Age Ageing* 1998; 27: 137–46.
 9. Roy G, Nadeau S, Gravel D, Malouin F, McFadyen BJ, Pottie F. 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: 585–93.
 10. Chino N, Sonoda S, Domen K, Saitoh E, Kimura A. Stroke impairment assessment set (SIAS). In: Chino N, Melvin JL, editors. *Functional Evaluation of Stroke Patients*. Tokyo: Springer-Verlag; 1996. p. 19–31.
 11. Fiedler RC, Granger CV. The Functional Independence Measure: A measurement of disability and medical rehabilitation. In: Chino N, Melvin JL, editors. *Functional Evaluation of Stroke Patients*. Tokyo: Springer-Verlag; 1996. p. 75–92.
 12. Kagaya H, Shimada Y, Ebata K, Sato M, Sato K, Yukawa T, Obinata G. Restoration and analysis of standing-up in complete paraplegia utilizing functional electrical stimulation. *Arch Phys Med Rehabil* 1995; 76: 876–81.
 13. Anglin C, Wyss UP. Arm motion and load analysis of sit-to-stand, stand-to-sit, cane walking and lifting. *Clin Biomech* 2000; 15: 441–8.
 14. Lomaglio MJ, Eng JJ. Muscle strength and weight-bearing symmetry relate to sit-to-stand performance in individuals with stroke. *Gait Posture* 2005; 22: 126–31.
 15. Abe H, Kondo T, Oouchida Y, Suzukamo Y, Fujiwara S, Izumi S. Prevalence and length of recovery of pusher syndrome based on cerebral hemispheric lesion side in patients with acute stroke. *Stroke* 2012; 43: 1654–6.
 16. Manckoundia P, Mourey F, Pfitzenmeyer P, Papaxanthis C. Comparison of motor strategies in sit-to-stand and back-to-sit motions between healthy and Alzheimer's disease elderly subjects. *Neuroscience* 2006; 137: 385–92.