

慢性期脳卒中後片麻痺者の Timed “Up & Go” test と 10m 歩行スピードに与える影響

—静止立位保持時と椅子からの起立動作時の麻痺側下肢荷重率—

山崎 貴博¹⁾, 木藤 伸宏¹⁾, 金村 尚彦²⁾, 新小田幸一²⁾

¹⁾広島国際大学保健医療学部理学療法学科,

²⁾広島大学大学院保健学研究科心身機能生活制御科学講座

(平成 19 年 12 月 7 日 受付)

要旨：本研究は、慢性期脳卒中後片麻痺者の静止立位保持と椅子からの起立動作の麻痺側下肢荷重率が歩行能力に与える影響を明らかにすることを目的とした。被験者は脳卒中発症後 1 年以上経過した片麻痺者 25 名（片麻痺群）および健常高齢者 16 名（対照群）であった。被験者は床反力計上で静止立位保持と椅子からの起立動作の 2 つの課題を行い、それぞれの課題における麻痺側下肢荷重率を算出した。加えて、静止立位保持における足圧中心動揺の挙動の計測も行った。椅子からの起立動作 (STS: sit-to-stand) では、その動作を 3 相に区分し、各相における麻痺側下肢荷重率を算出した。歩行に関する評価には Timed “Up & Go” test と 10m 歩行スピードを用いた。その結果は、片麻痺群の重回帰分析において、STS1 相の麻痺側荷重率が 10m 歩行スピードと Timed “Up & Go” test に推定に寄与する要因であった。このことより、理学療法を行ううえで、日常生活に反映される麻痺側下肢機能の向上を図るためには、動作を通じて麻痺側下肢への荷重量を促通することが重要であると示唆された。

(日職災医誌, 55: 266—272, 2007)

—キーワード—

左右非対称的荷重, 椅子からの起立動作, 脳卒中後片麻痺者

はじめに

慢性期に至った脳卒中後片麻痺者に対して、活動性の向上もしくは介護負担の軽減に効果のある運動療法を検討する必要がある。脳卒中後片麻痺者は運動麻痺、感覚障害、筋緊張の異常、関節可動域制限、姿勢制御の低下など多くの機能障害を有する。これらの機能障害が複雑に絡みあい、能力障害や日常生活活動の制限を引き起こすが、環境因子によってもそれらが左右されることを経験することが少なくない。脳卒中後片麻痺者が歩行を獲得して退院する際、歩容が安定しているにもかかわらず、自宅での生活を続けているうちに非対称的な姿勢をより強く見せることがある。非対称的な姿勢が日常生活に影響を及ぼすとは限らないが、長期間の非対称的な姿勢で生活を強いられると、非麻痺側下肢への過剰な負荷を与

える。その結果、骨関節系疾患や加齢・体力低下などにより非麻痺側機能低下を引き起こすことが推測できる。また、非対称的な立位姿勢は、機能障害の重症度や入院期間の延長などと関連があると報告¹⁾され、脳卒中後片麻痺者では、左右対称的な姿勢になることを目指して、急性期から維持期まで常に理学療法アプローチを行っているかなければならない。

先行研究^{2)~8)}では、非対称的な下肢荷重率は、静止立位時の足圧中心動揺の増加、動的バランス能低下、下肢筋力の低下、足関節痙性の度合い、外的刺激に対する反応の低下、歩行能力・起立動作能力の低下などとの関連が報告されている。これらの研究では静止立位時と動作時麻痺側下肢荷重率が個別に評価されており、静止立位時と動作時の非対称的な下肢荷重の関連が評価されていない。

そこで本研究では、静止立位保持および椅子からの起立動作の下肢荷重率が歩行能力に与える影響を検証することを目的として行った。また、臨床で歩行能力のテストとして広く活用されている 10m 歩行スピードと Timed “Up & Go” test との関連性について検討した。本研究は、「慢性期脳卒中後片麻痺者において椅子からの

表 1 対照群と片麻痺群の特徴

	対照群	片麻痺群
人数 (n)	16	25
性別 (M/F)	10/6	17/8
年齢 (years)	69.0±5.8	64.8±9.0
身長 (cm)	155.4±8.8	159.3±9.3
体重 (kg)	56.2±12.3	59.2±9.6
BMI (kg/m ²)	23.1±3.4	23.3±2.6
発症後期間 (years)	N/A	6.0±5.5
麻痺側 (R/L)	N/A	19/6
BRS (III/IV/V/VI)	N/A	9/5/9/2
歩行レベル (屋内/屋外)	N/A	10/15
T 杖使用 (有/無)	N/A	18/7
下肢装具使用 (有/無)	N/A	7/18

Means ± SD, M : man, F : female, BMI : body mass index, R : right, L : left, BRS : Brunnstrom stage, N/A : not applicable

起立動作時の麻痺側荷重率が歩行能力に影響を与える」という仮説のもとに行った。

被 験 者

本研究では慢性期脳卒中後片麻痺者 25 名 (47~78 歳, 平均年齢 64.8±9.0 歳, 以下, 片麻痺群) を被験者とした。被験者すべて, 脳卒中発症後 1 年以上経過しており, 杖の使用の有無を問わず屋内歩行が自立し, 認知機能は本研究の主旨を理解できるものとした。体幹および下肢に日常生活に影響を与える著しい疼痛をもつ者, 整形外科的手術を施行した既往歴をもつ者, 現病歴以外の中枢性疾患の既往をもつ者は被験者から除外した。

比較のために, 健常高齢者 16 名 (58~79 歳, 平均年齢 69.0±5.8 歳, 以下, 対照群) を被験者に加えた。体幹及び下肢に日常生活に影響を与える著しい疼痛をもつ者, 整形外科的手術を施行した既往歴をもつ者, 中枢性疾患の既往をもつ者は被験者から除外した (表 1)。

全ての被験者に研究の目的と内容を説明し, 文書による同意を得たうえで実験を行った。なお, 実験に先立ち広島国際大学倫理委員会の承認を得たうえで行った。

方 法

1. 静止立位保持の足圧中心動揺と麻痺側下肢荷重率

静止立位保持では上肢を体側で下垂位させ, 2 枚のアニメ社製床反力計 G-620 上で左右の下肢を一側ずつ載せて自然立位をとらせ, サンプリング周波数 100Hz によって左右下肢の床反力鉛直成分 (以下, F_z) と足圧中心動揺の挙動を計測した。被験者の両上前腸骨棘間距離を測定し, その数値を両踵部中央間距離とし各被験者の歩隔とした。また, 足角は 30 度とした (図 1)。静止立位保持時は前方の指標を注視させ, できるだけ静止立位を保持するように指示した。足圧中心動揺の挙動の指標として総軌跡長 (Length : 以下, LNG), 外周面積 (Envelopment area : 以下, ENV), 実効値面積 (Rootmean square

area : 以下, RMS), x 左右方向最大振幅 (Direction x : 以下, D_x), y 前後方向最大振幅 (Direction y : 以下, D_y) を用いた。LNG は身長で正規化し, ENV と RMS は足幅×足長で, D_x は足幅で, さらに D_y は足長でそれぞれ正規化した。足幅は第 1 中足骨頭と第 5 中足骨頭間の距離, 足長は踵から第 1 母趾先端間の距離を測定した。

静止立位保持は 30 秒間測定し, その 25 から 30 秒の 5 秒間の床反力の F_z をもとに, 下記の式を用いて静止立位時の麻痺側下肢荷重率 (以下, 静的麻痺側荷重率) を算出した。

$$\text{静的麻痺側荷重率} = \frac{\sum_{i=1}^n \left(\frac{\text{麻痺側荷重量}}{\text{麻痺側荷重量} + \text{非麻痺側荷重量}} \right)}{n}$$

i = データの時間

n = データの個数

2. 椅子からの起立動作 (以下, STS 動作) の麻痺側下肢荷重率

STS 動作では, 被験者は 2 枚の床反力計上に左右の下肢を一側ずつ載せ, 上肢は体幹前方で腕組みをさせた。STS 動作開始前の足部は, 歩隔および足角ともに静止立位保持と同様の条件で床反力計上に配置し, 膝関節は屈曲 90 度に設定した。足底が全面接地するように, 殿部の位置を調整した。座面の高さは足底から膝関節裂隙までの長さの 110% とした (図 2)。被験者には口頭による合図とともに起立動作を開始し, 動作終了後, 静止立位を 10 秒間保持するよう指示した。STS 動作スピードは被験者の快適スピードとした。

STS 動作時の麻痺側下肢荷重率 (以下, STS 麻痺側荷重率) は, 下記の式を用いて算出した。

$$\text{STS 麻痺側荷重率} = \frac{\sum_{i=1}^n \left(\frac{\text{麻痺側荷重量}}{\text{麻痺側荷重量} + \text{非麻痺側荷重量}} \right)}{n}$$

i = データの時間

n = データの個数

3. 10m 歩行スピードと Timed “Up & Go” test の測定

歩行スピードの評価は, 10m 歩行テスト (以下, 10m 歩行) を用いた。測定方法はスタート地点とゴール地点にラインマーカを貼付し, その直線距離を 10m とした。対象者はスタート地点に立ち, 検者の口頭による合図とともに歩行を開始し, ゴール地点で一側下肢がラインを通過するまでに要する時間をストップウォッチにて測定した。被験者の歩行スピードは快適スピードとした。測定回数は 3 回とし, その平均値を 10m 歩行の代表値とした。

Timed “Up & Go” test (以下, TUG) の測定は Podsiadlo ら⁹⁾の方法に準じて行った。測定方法は肘掛け付き

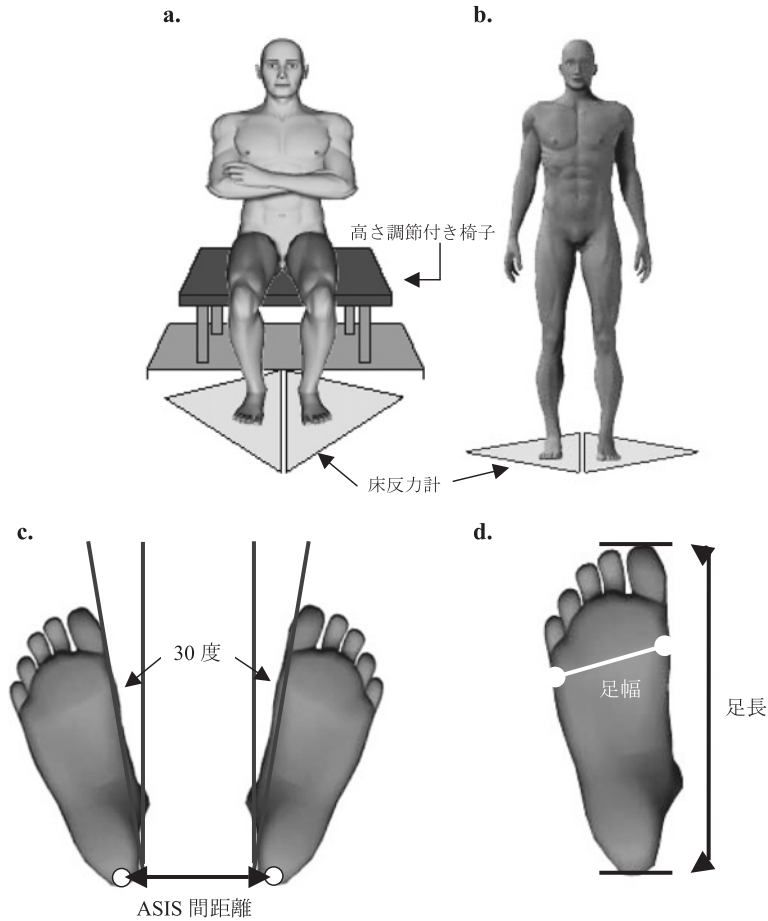


図1 上肢および足部の肢位の設定および測定箇所

a: STS 動作時の動作開始姿勢を示しており, 上肢は胸部前面で腕組みをさせた。
 b: 静止立位保持時の姿勢を示しており, 上肢は体側で下垂させた。c: 静止立位保持時と STS 動作時の足角と歩隔の設定を示している。ASIS; 上前腸骨棘。d: 足圧中心動揺値の正規化に用いる足幅と足長の測定箇所を示す。足幅は第1趾中足骨頭外側から第5趾中足骨頭外側までの直線距離と定義し, 足長は踵部後面から第1趾先端までの距離と定義した。

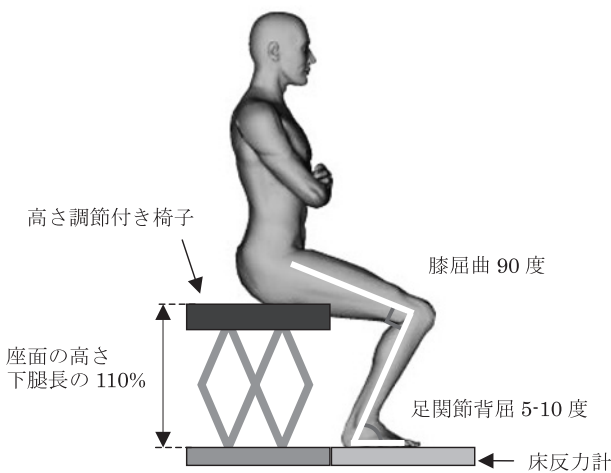


図2 STS 動作時の座面高と膝・足関節の設定

椅子から立ち上がり, 3m の歩行を行い, 方向転換し, 椅子に戻り座るまでの一連の動作に要する時間を測定した。スタート姿勢は, 体幹背部を背もたれに接触させた状態とし合図と共に測定開始した。3m 先に設置したポールを対象者任意の方向で転換させた。ゴールは坐位姿勢で体幹背部を背もたれに接触させて測定終了とした。歩行スピードは快適スピードとした。杖使用者の場合, 杖から手を放し椅子に引っ掛けた状態で開始させた。起立時の肘掛の利用は被験者の任意とした。測定回数は3回とし, その平均値を TUG の代表値とした。

データ解析

STS 動作麻痺側荷重率パラメータの選択

図3は代表的な STS 動作時の床反力データを示す。Fz は被験者の体重で正規化した(%BW)。STS 麻痺側荷重率は3相に区分するため, 2枚の床反力計から測定された合成 Fz を使用した。

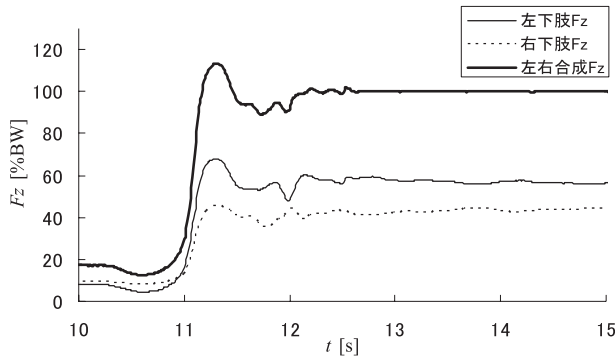


図3 代表的な STS 動作時の F_z の経時変化
 F_z ；床反力鉛直成分，BW；体重

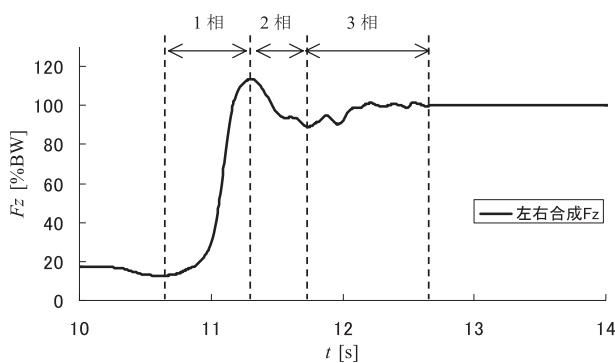


図4 合成 F_z を用いた STS 動作の相分類

1相：STS 動作開始後の左右合成 F_z 最低値から 100%BW を超えた最高値までの期間。2相：第1相の終了時点から左右合成 F_z が最低値を示す時点までの期間。3相：第2相の終了時点から左右合成 F_z が 99% から 101% 以内に収束する最終時点までの期間。

第1相は，STS 動作開始後の合成 F_z (%BW) 最低値から 100%BW を超えた最高値 (overshoot) までの期間とし，第2相の終了は，合成 F_z (%BW) が overshoot 後の最低値を示す時点まで(図4)，第3相の終了は，overshoot 後5秒間を対象とし合成 F_z (%BW) が 99% から 101% 以内に収束する最終時点とした(図5)。各相に区分された期間の STS 麻痺側荷重率を算出し，それぞれ STS1 相の麻痺側荷重率，STS2 相の麻痺側荷重率，STS 3 相の麻痺側荷重率とした。

統計学的解析

静的麻痺側荷重率と STS1 相，2 相，3 相の麻痺側荷重率の比較には繰り返しのある 1 元配置分散分析を行い，有意差が認められた場合には多重比較検定 (Bonferroni 法) を用いた。要因分析には重回帰分析 (stepwise 法) を行った。このとき，従属変数には 10m 歩行と TUG を，説明変数には静的麻痺側荷重率，STS1 相，2 相，3 相の麻痺側荷重率，静止立位保持時の LNG，ENV，RMS，Dx，Dy を適用した。有意水準は 5% 未満とし，すべての統計学的解析は SPSS for Windows Ver. 14.0J (エ

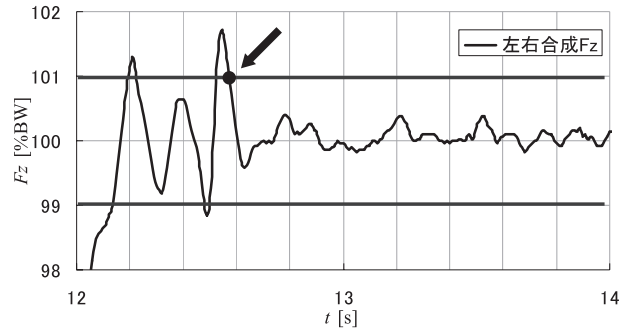


図5 STS 動作の第3相の終了時点

STS 動作の第3相の終了時点は，左右合成 F_z (%BW) が 99% から 101% 以内に収束する最終時点 (矢印) とした。

ス・ピー・エス・エス・ジャパン) を用いて行った。

結果

1. 静止立位保持と STS 動作時の麻痺側下肢荷重率

対照群の静止立位保持の下肢荷重率と STS1 相，2 相，3 相の下肢荷重率の比較では有意な差は認められなかった。片麻痺群では STS1 相と 2 相 ($p < 0.05$)，1 相と 3 相 ($p < 0.05$) の麻痺側荷重率に有意な差が認められ，1 相の方が 2 相・3 相より STS 麻痺側荷重率が大きかった。しかし，静的麻痺側荷重率と STS 動作時の麻痺側荷重率の 1 相，2 相，3 相の間，2 相と 3 相の間では有意な差は認められなかった(表2)。

2. 片麻痺群の 10m 歩行・TUG に影響を及ぼす要因

片麻痺群の 10m 歩行 ($F = 9.805$, $\text{adj } R_2 = 0.268$, $p < 0.01$) と TUG ($F = 12.212$, $\text{adj } R_2 = 0.318$, $p < 0.01$) において推定に寄与する要因が認められた。10m 歩行および TUG において，片麻痺群では STS1 相の麻痺側荷重率 ($\beta = -0.547$, $\beta = -0.589$) が推定に寄与する要因であった(表3, 4)。

考察

片麻痺群では静止立位保持および STS 動作ともに対照群より麻痺側荷重率は低く，STS 動作においては，とくに 2 相と 3 相の麻痺側荷重率が低かった。また，10m 歩行と TUG に対しては，STS 動作時の麻痺側荷重率である STS1 相の麻痺側荷重率が推定に寄与する要因であった。

対照群は静的立位保持と STS 動作ともに左右同レベルの荷重率を示していた。また，片麻痺群においては静止立位保持と STS 動作時の各相での麻痺側下肢荷重率の間に有意な差を認めなかった。このことは本研究の被験者である片麻痺群は，静止立位保持では麻痺側荷重率が高く，STS 動作時では麻痺側荷重率が低いケースやその反対のケースが存在しており，ばらつきが多くなったため，有意差が認められなかったのではないかと考える。

表2 対照群と片麻痺群における静的麻痺側荷重率と STS 麻痺側荷重率 1 相・2 相・3 相の 3 群比較

	静的 : A	STS1 相 : B	STS2 相 : C	STS3 相 : D	分散比	有意差	多重比較
対照群 (n = 16)	0.512±0.036	0.512±0.038	0.520±0.051	0.527±0.056	F (2, 30) = 0.56	ns	ns
片麻痺群 (n = 25)	0.410±0.084	0.445±0.086	0.372±0.104	0.385±0.090	F (2, 48) = 5.41	**	B > C・D*

Means SD, 繰り返しのある一元配置分散分析, 多重比較: Bonferroni 法. *: $p < 0.05$, **: $p < 0.01$.

静的: 静的麻痺側荷重率, STS1 相: STS 麻痺側荷重率 1 相, STS2 相: STS 麻痺側荷重率 2 相,

STS3 相: STS 麻痺側荷重率 3 相.

表3 10m 歩行における重回帰分析の結果

片麻痺群 F=9.805	非標準化係数		標準化係数	有意確率
	B	標準誤差	β	
[定数]	41.139	6.831		< 0.001
STS1 相の麻痺側荷重率	- 47.194	15.071	- 0.547	0.005
Ajusted R ²	0.268			

表4 TUG における重回帰分析の結果

片麻痺群 F=12.212	非標準化係数		標準化係数	有意確率
	B	標準誤差	β	
[定数]	47.453	7.301		< 0.001
STS1 相の麻痺側荷重率	- 56.291	16.108	- 0.589	0.002
Ajusted R ²	0.318			

片麻痺群の STS 動作において, STS1 相の麻痺側荷重率は 2 相, 3 相のものよりも有意に高いことが認められた. このことから, STS 動作では各相において下肢荷重率の大きな変化が認められた. 米田¹⁰⁾によると, STS 動作での両下肢から得られる F_z は, 動作開始直後に一旦, 下肢荷重量が減少し, その後, 急激に下肢荷重量が増加するとしている. F_z は殿部離れの時期に, 体重を越すレベルのピーク値に達するが, その後は減少し, 体重を下回る値をとった後, 再び増加に転じる. そして STS 動作の完了とともに体重分に相当する F_z に達する. これらより注目すべき点は, 殿部離れの時は体重を超える F_z が作用するため膝折れが生じやすいこと, そしてピークを経て体重を下回る時期では, 上方へ身体重心が移動しているにもかかわらず, 下向きの加速度を生じ, すなわち, 運動は上向き, 加速度は下向きという高度の姿勢制御を要する時期であるということである. Lomaglio ら¹¹⁾によると, 椅子からの起立動作において麻痺側下肢荷重量と麻痺側下肢筋力は重要な要因であると述べている. また, Cheng ら¹²⁾は椅子からの起立動作の F_z において, 床反力のピーク値は下肢筋力と関連する可能性があると述べている. 以上の報告から, 麻痺側荷重率の低下は STS 動作能力の低下を示し, STS1 相の麻痺側荷重率では下肢筋力を反映することが推測され, 2 相と 3 相では姿勢制御に関与している可能性があると考えられる. 片麻痺群では

STS2 相と 3 相の麻痺側荷重率は 1 相より低下していることが明らかとなり, 姿勢制御は健側下肢に依存することが示唆された. よって, 先行研究¹²⁾と本研究の結果から, STS 動作時の麻痺側下肢荷重率を検討することは, 麻痺側下肢における下肢筋力と姿勢制御への貢献度が推測できると考える.

片麻痺群の静的麻痺側荷重率と STS1 相, 2 相, 3 相の麻痺側荷重率の比較では, 静止立位時と STS 動作時の麻痺側荷重率の間に有意差は認められなかった. このことから, 静止立位時の麻痺側荷重率は STS 動作時の麻痺側荷重率は, ほぼ同等の高さとなることが明らかにされた. しかし重回帰分析の結果からは, 片麻痺群においては静止立位保持の麻痺側荷重率では, 10m 歩行と TUG の成績には反映されないことが示唆され, 理学療法を行ううえで動作を通じて麻痺側下肢に対する荷重を促す必要性があるものと思われる. 今後, 慢性期脳卒中後片麻痺者に対し理学療法を展開する上で考慮すべき点は, 個々の機能障害に対するアプローチもさることながら, 包括的な機能障害と考えられる下肢荷重能力に着目すること, 動作能力の獲得および安定性を考慮するためにも, 動的時の麻痺側荷重能力の改善を導く必要があると考えられる.

本研究において, TUG および 10m 歩行ともに STS1 相の麻痺側荷重率とその推定に寄与する要因として認め

られた。これは、静止立位時の麻痺側下肢荷重率では動作時の麻痺側下肢の制御能力を十分に反映できないことを示す結果となり、歩行能力を考えるうえでは、動作中の麻痺側下肢荷重能力を指標とした STS 麻痺側荷重率が推定に寄与する要因となるものと推察される。先行研究⁴⁾⁵⁾には、起立動作時の床反力ピーク値と膝伸筋力は関連があるとするものや、起立動作時の床反力 F_z の overshoot のピーク値は歩行能力と下肢筋力と関連しているとするものがある。

歩行と STS 動作は動的要素を含んだ課題と捉えることができる。とくに、STS1 相は坐位姿勢から起立へ移行する時、下肢には起立のための postural set が起こるとともに免荷状態から急速に荷重する相であるため、歩行の遊脚期から立脚期へ移行するときの荷重状態と類似していると考えられる。このことから荷重パターンの観点から考えると、STS 動作の 1 相は 2 相と 3 相より歩行能力を推測するための要因となったものと推測する。よって、本研究の仮説である「慢性期脳卒中後片麻痺者において椅子からの起立動作時の麻痺側荷重率が歩行能力に影響を与える」は、肯定された。

本研究で得られた結果を臨床で応用する場合の限界

まず第 1 の限界は、麻痺側下肢に荷重することを妨げる要因が多いことである。例えば、阻害因子として筋力低下、感覚障害、疼痛、アライメントの問題などが挙げられる。今後、麻痺側荷重能力とこれらの機能障害との関連について言及し、理学療法介入の方法を詳細に検討していく必要がある。

第 2 の限界は、外力の一つである床反力を指標とした研究であるため、慢性期脳卒中後片麻痺者がどのような姿勢戦略を使用しているのかは判断することができないことである。床反力は運動学的指標であり、姿勢の変化をあらゆる関節角度などは運動学的指標である。よって、これら異なる二つの物理量との関連性を検討することで慢性期脳卒中後片麻痺者の STS 動作時の麻痺側荷重能力の障害像を明らかにできる可能性がある。今後は姿勢戦略も含め検証する必要がある。

第 3 の限界は、下肢荷重率を臨床でいかに測定するかの問題である。臨床において床反力計は一般的に普及していないこと、分析に時間がかかることが欠点である。そのため臨床で応用できる簡便な指標とはなりにくい。今後は、より臨床的な指標となりうる方法を検討する必要がある。

以上、限界はあるものの本研究の結果は、臨床に反映できる知見が得られたことに意義がある。いかに麻痺側下肢への荷重量を促し、それを動作の中で活用できるようにすることは、片麻痺者の ADL 能力を拡大することを目的とした理学療法を行ううえで重視すべきことであり、そこで考案される理学療法アプローチは急性期から

維持期を通して新たな理学療法の展開に繋がるものと思われる。

謝辞：最後に本研究を行うにあたり、ご協力いただいた被験者の方々、医療法人医誠会都志見病院の都志見久男院長、リハビリテーション部スタッフ、玉木病院の玉木英樹院長・リハビリテーション部スタッフ、のぞみ整形外科クリニックの金田栄志院長、リハビリテーション部スタッフ、安登やすらぎ苑の村瀬雅之理事長およびスタッフの皆様へ深謝いたします。

文 献

- 1) Sackley CM: Falls, sway, and symmetry of weight-bearing after stroke. *Int Disabil Studies* 13: 1—4, 1991.
- 2) Dickstein R, Nissan M, Pillar T, Scheer D: Foot-ground pressure pattern of standing hemiplegic patients. *Phys Ther* 64: 19—23, 1984.
- 3) 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.
- 4) Eng JJ, Kim CM: Reliability of lower extremity measures in persons with chronic stroke. *Arch Phys Med Rehabil* 83: 1138—1144, 2002.
- 5) Ikai T, Kamikubo T, Takahara I, et al: Dynamic postural control in patients with hemiparesis. *Am J Phys Med Rehabil* 83: 322—328, 2002.
- 6) Lomaglio MJ, Eng JJ: Muscle strength and weight-bearing symmetry relate to sit-to-stand performance in individuals with stroke. *Gait & Posture* 22: 126—131, 2005.
- 7) Marigold DS, Eng JJ: The relationship of asymmetric weight-bearing with postural sway and visual reliance in stroke. *Gait & Posture* 23: 249—255, 2006.
- 8) Jenssen WG, Bussmann HB, Stam HJ: Determinants of the Sit-to-Stand Movement: A Review. *Phys Ther* 82: 866—879, 2002.
- 9) Podsiadolo D, Richsrdson S: The timed “Up & Go”: A test of basic functional mobility for Frail elderly persons. *J Am Geriatr Soc* 39: 142—148, 1991.
- 10) 米田稔彦：姿勢調節障害の評価，姿勢調節障害の理学療法：奈良 勲，内山 靖編。東京，医歯薬出版，2004，pp 150—211.
- 11) Lomaglio MJ, Eng JJ: Muscle strength and weight-bearing symmetry relate to sit-to-stand performance in individuals with stroke. *Gait & Posture* 22: 126—131, 2005.
- 12) 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.

(原稿受付 平成 19. 12. 7)

別刷請求先：〒739-2695 東広島市黒瀬台 555—36
広島国際大学保健医療学部理学療法学科
山崎 貴博

Reprint request:

Takahiro Yamasaki
Department of Physical Therapy, Faculty of Health Sciences,
Hiroshima International University, 555-36, Gakuendai,
Kurose, Higashi-Hiroshima, Hiroshima Prefecture 739-2695,

Japan

THE EFFECT OF THE WEIGHT-BEARING ABILITY OF AFFECTED LOWER EXTREMITY FROM
STANDING POSITION AND SIT-TO-STAND MOTION ON THE TIMED “UP & GO” TEST AND
10m GAIT SPEED IN CHRONIC STAGE POST-STROKE HEMIPLEGIC ADULTS

Takahiro YAMASAKI¹⁾, Nobuhiro KITO¹⁾, Naohiko KANEMURA²⁾ and Koichi SHINKODA²⁾

¹⁾Department of Physical Therapy, Faculty of Health Sciences, Hiroshima International University

²⁾Physical Therapy and Occupational Sciences, Hiroshima University Graduate School of Health Sciences

The purpose of this study was to determine the influence of weight-bearing ability of the affected leg in the static upright posture and sit-to-stand (STS) motion on the Timed “Up & Go” test (TUG test) and a gait speed of 10m in chronic stage post-stroke hemiplegic adults. Twenty-five chronic stage hemiplegic adults (n = 25, S group) who had suffered a stroke over a year ago and 16 healthy subjects of the same age (n = 16, C group) stood still and performed STS motion on two force plates, and weight-bearing asymmetry was calculated from the vertical ground reaction forces. In addition, two force plates were used to obtain the center of pressure trajectory path in the static upright posture. STS motion was divided into three phases and the weight-bearing asymmetry was calculated for each phase. The timed “Up & Go” test and 10m gait speed test were adopted as indices of gait ability. As a result, weight bearing asymmetry was significantly lower in the S group than that of the C group in standing still and sit-to-stand motion. In the S group, there was no significant relationship between static upright posture and sit-to-stand motion weight-bearing asymmetry. In multiple regression analysis of the S group, it was found that the loading ratio of the affected lower extremity in the first phase of STS motion was a contributing factor to both the TUG test ($F = 12.212$, $\text{adj } R^2 = 0.318$, $\beta = -0.547$, $p < 0.01$) and 10m gait speed ($F = 9.805$, $\text{adj } R^2 = 0.268$, $\beta = -0.589$, $p < 0.01$). In conclusion, it was suggested that it is important to increase the load on the affected lower extremity through physical therapy by means of a given motion in order to improve its function in our daily activities.
