

## Original Article

## 体圧分布測定システムによる立ち上がり動作時の体幹動揺の評価

佐藤新介,<sup>1</sup> 水間正澄,<sup>1</sup> 川手信行,<sup>2</sup> 笠井史人,<sup>1</sup> 和田真一<sup>1</sup><sup>1</sup> 昭和大学医学部リハビリテーション医学教室<sup>2</sup> 昭和大学保健医療学部理学療法学科

## 要旨

Sato S, Mizuma M, Kawate N, Kasai F, Wada S. Evaluation of trunk sway in sit-to-stand motion using a pressure distribution measurement system. *Jpn J Compr Rehabil Sci* 2012; 3: 6-10.

【目的】立ち上がり動作 (sit-to-stand motion, 以下 STS) の過去の研究はほぼ矢状面における動作分析をテーマとしている。われわれは STS の左右非対称性に着目し, 体圧分布測定システム BIG-MAT (以下, BM) を用いた検討を行った。

【方法】BM を用いて, 健康人男性 10 名に左右対称を意識した STS を行わせ, 両足底部の圧力変化を 15 回ずつ記録した。BM によって得られた圧力感度の図をもとに, 左右の前・後足部それぞれの荷重ピーク圧力の経時変化を評価した。

【結果】前足部荷重ピークの時間的左右差が 0.2 秒以内に収まっているものは 50.3±12.8%, それ以上のずれが生じたものは 45.0±14.1%, ピークそのものが存在しないものが 4.0±0.5% であった。

【結論】STS は左右対称を意識した状況であっても約 5 割が非対称な動作であった。体幹の微小回旋, 側屈, 側方移動などの関与が示唆された。

**キーワード:** 立ち上がり動作, 体圧分布測定システム, 体幹動揺, 動作分析, BIG-MAT

## はじめに

立ち上がり動作 (sit-to-stand motion, 以下 STS) は日常生活において繰り返し行われる基本動作で, 仰臥位から歩行に至る一連の動作の中で重要な役割を果たしている [1]。STS には座面から殿部が浮いた瞬間に基底面が殿部を含めた広い面から足底面のみへと一瞬にして狭くなるという特徴がある。殿部離床以降で

は, 支持基底面は両足の接地面を含んだ狭い基底面となり, 身体重心 (center of gravity: 以下, COG) は重力に抗して上方移動する。つまり, 狭小化した支持面内でのバランス活動と COG を上方移動させるだけの筋力が要求され, 動作中の COG 制御と筋出力の双方を調整しなければならないために STS は難易度の高い動作となっている [2]。

STS は過去にも多くの運動分析の研究対象とされ, その分析方法はビデオカメラによる三次元動作解析装置を利用した kinematic 解析 [3, 4] と, 更に表面筋電図や床反力計を加えた kinetic 解析 [5-9] が中心である。しかし, これらは多くの情報が得られる反面, 検査に手間とコストがかかり過ぎる欠点もある [7]。他に, ビデオカメラを用いずに体圧分布測定システムや床反力計のみを使用した簡易評価の報告も存在する [10-13]。これらは足圧中心点 (center of pressure: 以下, COP) や床反力の全体もしくは部分的な変化について着目した研究であり, STS の COP の動きに一定パターンがあることを示している。いずれにしても, STS の力学的な分析にはいくらかの単純化が必要であり, ほとんどの報告が矢状面の動きのみに注目している [6, 14]。我々も簡便に COP の評価が可能な体圧分布測定システム BIG-MAT を用いた検討を行い, 「立ち上がりにくさ」の指標として「STS 開始から前足部の荷重圧力がピークに至るまでにかかる時間の延長」と「前足部にかかる荷重圧力値の変化率増大 (前後動揺の増加)」が有用であることを導き出した [10]。しかし, 前足部の荷重がピークを示した瞬間の左右の時間差が 0.2 秒以上あるものはずれが生じた例外としてデータを棄却し, 左右差が 0.2 秒未満のデータが 4 回分得られるまで被検者に STS を繰り返し行わせた。つまり, 前例に倣い STS を矢状面のみ限定した連続動作として評価したのであるが, 4 回分のデータを取るまでに, STS を 10.20±2.96 回 (6-14) 行わなければならないことがあった。過去の報告との整合性を保つために, こうした条件を設けたが, 棄却データが半分以上という点は問題であり, STS が左右対称な動作であるという前提に疑問が残った。また, 利き足などの影響で STS は決して左右対称な動作ではないという報告 [12, 15, 16] も少数ながら存在するため, STS における足底部の荷重ピークの時間的左右差について検討を行った。

著者連絡先: 佐藤新介  
昭和大学藤が丘リハビリテーション病院  
〒227-8518 横浜市青葉区藤が丘 2-1-1  
E-mail: shinne73@hotmail.com  
2011 年 12 月 24 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。

## 方法

対象は運動器疾患の既往のない健常人ボランティア10名(30-38歳男性)、年齢 $34.7 \pm 2.7$ 歳、身長 $171.3 \pm 4.5$ cm、体重 $70.1 \pm 10.2$ kg、10例中1例のみが左足利きであった。

椅子は座面高の調節が可能であるものを用意した。椅子に座った被検者の両足部が圧力分布測定システム(BIG-MAT ver 5.87® ニッタ)のセンサーシート(BIG-MAT P3B 1300® ニッタ)のほぼ中央に位置するように平坦な床に設置した。座面の高さは被検者の股関節が屈曲90度、膝関節屈曲90度、足関節0度になるように設定した。通常の椅子の座面の高さは $38.30 \pm 2.50$ cmであった。左右足の位置は第一中足骨の遠位端と踵骨が接地するように揃えて、両上肢は極力影響が出ないように、胸前にて交差させて胸部に軽く押し当てて観察中に動かさないように指示した[4, 17]。被験者には正面を向いて、左右対称を意識し自由なスピードで座面から立ち上がり、立位を保持するように指示した。記録は1秒間に50フレームに設定した。STS動作中の両足底部の圧力変化をそれぞれ7秒間記録した。この一連の検査を各被験者に15回ずつ行わせた。また条件を変え、厚さ8cmの低反発ウレタンマット(低反発座布団LE® ブリヂストン)を座面に用いた同検討も行った。低反発ウレタンマットによって生じた厚みに対しては、座面を低くすることで被験者の肢位が同じになるように高さ調節を行った。

BIGMATによって得られた圧力感度の図をもとに、第一中足骨骨間中央部を境に前足部、後足部に分け、左右それぞれの荷重ピーク圧力( $2 \times 2$ cm<sup>2</sup>)の経時的变化を評価した(図1)。ピーク圧力とは指定された区域内での最大圧力値のことである。X軸は時間、Y軸をピーク圧力値としてグラフを作成し、指標となる前足部の荷重圧力値[10]がピークを示した瞬間

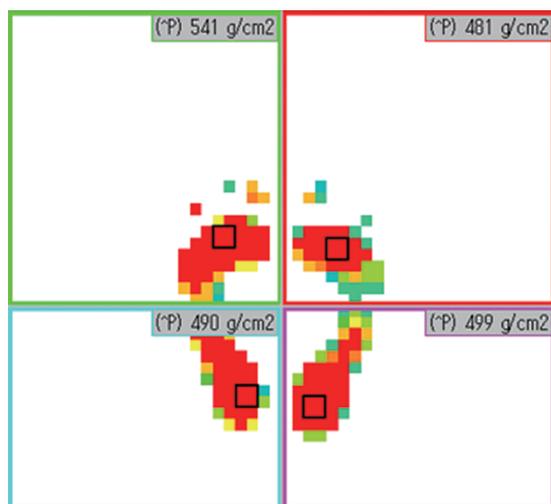


図1. 足底部の圧力感度の1例。第一中足骨骨間中央部を境に前足部、後足部に分け、左右それぞれのピーク圧力( $2 \times 2$ cm<sup>2</sup>)が数値(g/cm<sup>2</sup>)にて示されている。

の時間的左右差が「0.2秒未満に収まっているもの」「0.2秒以上あるもの」「ピークが存在しないもの」(図2)の3パターンに分類した。各被験者が行う15回のSTSのうち、何%がそれぞれどのパターンに分類されるかを調べ、出現率の平均値と標準偏差を算出した。この過程を通常の椅子を用いた場合と低反発ウレタンマットを用いた場合について行い、3パターンそれぞれの出現率をWilcoxon順位和検定を用いて比較検討した。また、前足部の時間的左右差が「0.2秒以上あるもの」について、利き足と非利き足のいずれの荷重ピークが先行したかを $\chi^2$ 検定を用いて検討した。統計学的処理の有意水準は全て5%とした。

## 結果

通常の椅子使用時に、後足部の荷重ピークにおける0.2秒以上の時間的左右差は1例も存在しなかった。一方、前足部の荷重ピークの時間的左右差が「0.2秒未満に収まっているもの」は $50.3 \pm 12.8\%$ 、「0.2秒以上あるもの」は $45.0 \pm 14.1\%$ 、「ピークが存在しないもの」が $4.0 \pm 0.5\%$ であった(表1)。低反発ウレタンマット使用時にもほぼ同様の結果であり、出現率について通常の椅子使用時と有意差を認めなかった。また利き足と非利き足のいずれの荷重ピークが先行したかの検討では、通常の椅子からよりも低反発ウレタンマット使用時に利き足の前足部が先行する傾向にあった(odds ratio; 1.20, 95% confidence interval; 0.55-2.63)(表2)。しかし、利き足の影響について統計学的有意差は得られなかった[ $\chi^2(1, N = 10) = 0.21$ , no significant difference]。

## 考察

STSにおける足底部の圧力分布の変化を検討した過去の報告では、COPはSTS開始直後に①一度、後方踵部に引かれ、②一挙に前足部の前方足部へ移動し、③少し後方に戻り、④その後、姿勢の微調整が行われ安定した立位に至るとされる[11-13, 18]。左右対称なSTSを意識して行った本検討において、後足部の荷重ピークの時間的左右差は1例も存在しなかったが、前足部において0.2秒以上のずれを認めたものが5割近くに上った。従来、研究モデルとされてきた左右対称なSTSは、被験者が意識した状況であっても約半分程度でしかなく、日常的なSTSの多くは非対称であると考えられた。Rodosky MWらは足膝股関節における角度、モーメントの調査を行い、健常人でも有位に左右差が存在すること[16]を、Bear GDらは体幹の微小回旋、側屈、側方移動が健常人でも存在することを示した[15]。田代らはCOPの左右成分の変化に注目し、左右移動がほとんどないものが16%しかなかったと述べている[12]。我々と同様これらの報告はSTSの非対称性を支持するものである。また、後足部の荷重ピークには1例もずれが無いにも関わらず、前足部だけに高頻度な時間的左右差を認めた理由として、Bear GDらの考察[15]を基にCOPの前方移動時に体幹の微小回旋、側屈、側方移動が関与した可能性が高いと考えた。

利き足の影響について本検討では有意差を得られな

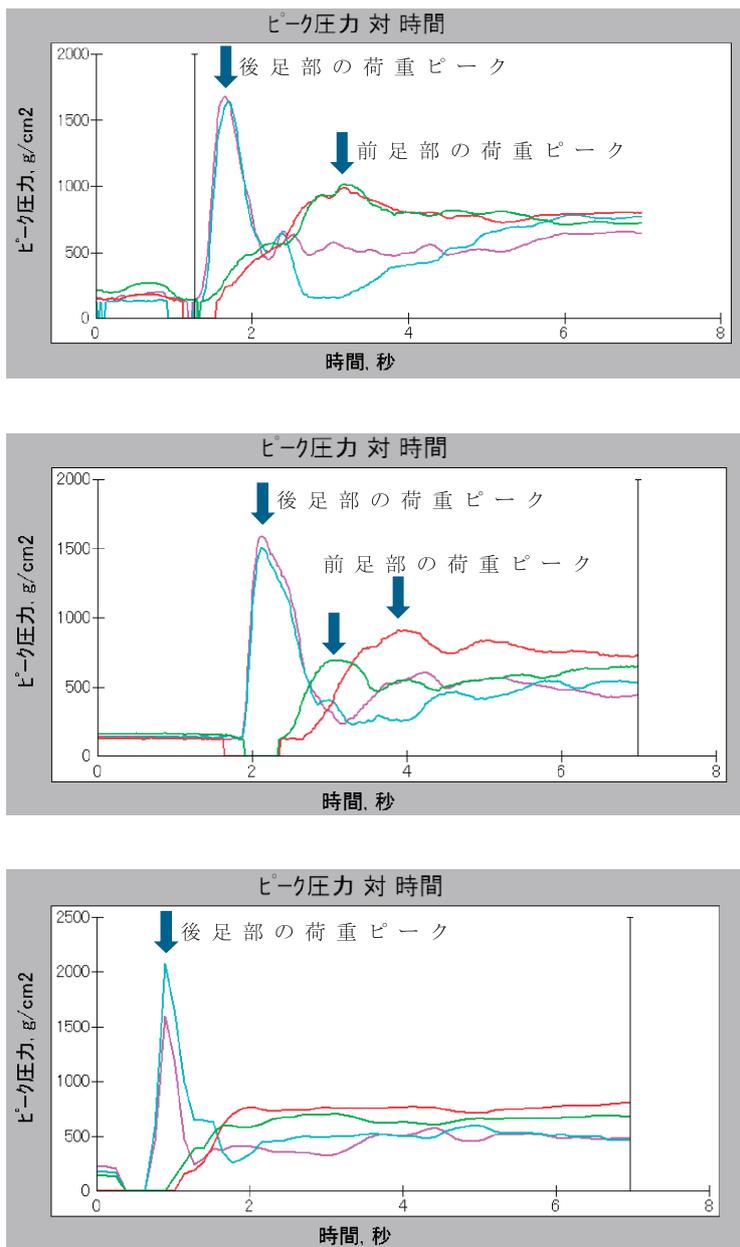


図2. 荷重ピーク圧力値の継時的変化。  
 グラフの色分けは図1の四角い太枠の色と一致する（■左前足部，■右前足部，■左後足部，■右後足部）。まず、後足部の荷重ピークがあり、次に前足部の荷重ピークが出現する。前足部の荷重がピークを示した瞬間の時間的左右差が（上）0.2秒未満におさまっているもの（中）0.2秒以上あるもの（下）ピークが存在しないものに分類した。

かったが、低反発ウレタンマットを挟んだ場合では利き足の前足部への荷重が先行する傾向が示されており、「立ち上がりにくさ」を条件に加えるとより利き足優位になる可能性も示唆された。この点については今後症例を増やして検討する必要がある。

BIG-MATのセンサーシートは薄く、筒状にまるめ

て移動させることができ、USBコネクタと合わせても350g程度（ノートPCを除く）である。過去にSTSの研究機材として頻繁に使用されている床反力計よりも極めて軽量である。簡便にCOPや両足部荷重の左右差など特定部位の変動を計測することが可能であり、今後の更なる臨床応用が期待される。

表1. 前足部荷重ピークの時間的左右差における3パターンそれぞれの出現率の比較

前足部荷重 ピークの時 間的左右差	出現率 〈通常の椅子〉 (最小-最大)	出現率 〈低反発ウレタンマット〉 (最小-最大)	Wilcoxon順位和検定 (one-tailed)
0.2秒未満	50.0±1.3% (33.3-66.7%)	48.7±1.8% (26.7-80.0%)	$t(9) = 13.5$ , no significant difference
0.2秒以上	45.3±1.3% (20.0-66.7%)	44.7±1.9% (13.3-73.3%)	$t(9) = 12$ , no significant difference
ピークが存 在しない	4.7±0.5% (6.7-53.3%)	6.7±1.1% (0-60.0%)	$t(9) = 4$ , no significant difference

3パターン全てにおいて両群に有意差はなかった。

表2. 前足部荷重がピークを示した瞬間の時間的左右差が0.2秒以上あったSTSにおける、いずれの足が先行したかの合計回数

	利き足先行 (回)	非利き足先行 (回)
通常の椅子	22	19
低反発ウレタンマット	39	28

## おわりに

本研究は昭和大学藤が丘病院医学研究審査委員会の承認を得て行った。

## 文献

- Schenkman M, Berger RA, Riley PO, Mann RW, Hodge WA. Whole-body movements during rising to standing from sitting. *Phys Ther* 1990; 70: 638-48.
- Asai Y, Kaneko S, Otsu K. Analysis of relationship between trunk movement and joint moment during sit-to-stand motion. *J Jpn Health Sci* 2005; 8, 51-8.
- Nuzik S, Lamb R, VanSant A, Hirt S. Sit-to-stand motion pattern: a kinematic study. *Phys Ther* 1986; 66: 1708-13.
- Jeng S-F, Schenkman M, Riley PO, Lin S-J. Reliability of a clinical kinematic assessment of the sit-to-stand movement. *Phys Ther* 1990; 70: 511-20.
- Ellis MI. Forces in the knee joint whilst rising from a seated position. *J Biomed Eng* 1984; 6: 113-20.
- Fleckenstein SJ, Kirby RL, MacLeod DA. Effect of limited knee-flexion range on peak hip moments of force while transferring from sitting to standing. *J Biomech* 1988; 21: 915-8.
- Hoshi F, Yamanaka M, Takahashi M, Takahashi M, Fukuda O, Wada T. A kinesiological analysis of rising from chair. *J Jpn Phys Ther Assoc* 1992; 19: 43-8.
- Millington PJ, Myklebust BM, Shambes GM. Biomechanical analysis of the sit-to-stand motion in elderly persons. *Arch Phys Med Rehabil* 1992; 73: 609-17.
- Wretenberg P, Arborelius UP. Power and work produced in different leg muscle groups when rising from a chair. *Eur J Appl Physiol* 1994; 68: 413-7.
- Sato S, Mizuma M, Kawate N, Kasai F, Watanabe H: Evaluation of sit-to-stand motion using a pressure distribution measurement system : effect of differences in seat hardness on sit-to-stand motion. *Disabil Rehabil* 2011; 6: 290-8.
- Tajima R. Correlation between flexion angle of the knee and the center of pressure in sit-to-stand motion. *J Showa Med Assoc* 2001; 61: 222-32.
- Tashiro K, Nakazawa H, Uchi M, Fujii K, Sakamoto M, Harada T. Changes in the center of pressure of the foot sole during standing-up movement. *J Exerc Physiol* 1991; 6: 75-7.
- Yoneda T, Inoue S, Kawamura H, Koyanagi M, Kimura A, Hayashi Y, et al. Analysis of sit-to-stand movement by measuring floor reaction force. *J Exerc Physiol* 1988; 3: 101-8.
- Kotake T, Baba T. An analysis of sit-to-stand movement by link model method. *Cent Jpn J Orthop Traumat* 1996; 39: 247-8.
- Bear GD, Ashburn AM. Trunk movements in older subjects during sit-to-stand. *Arch Phys Med Rehabil* 1995; 76: 844-9.
- Rodosky MW, Andriacchi TP, Andersson GBJ. The influence of chair height on lower limb mechanics during rising. *J Orthop Res* 1989; 7: 266-71.
- Anan M, Okumura K, Kito N, Shinkoda K. Effects of variation in cushion thickness on the sit-to-stand motion of elderly people. *J Phys Ther Sci* 2008; 20: 51-7.
- Hoshi F, Takeda R. Mechanism of rising tasks: analysis of sit-to-stand motion. *J Phys Ther* 2003; 20: 1028-36.