

原 著

椅子座位姿勢の変化が立ち上がり動作・立位姿勢に及ぼす影響

谷内 幸喜

医療法人財団尚温会伊予病院リハビリテーション部, 広島大学大学院保健学研究科博士課程後期

(平成18年11月24日受付)

要旨:本研究は、立ち上がり動作開始前の姿勢と立ち上がり動作・立位姿勢との関係について健常人20名を被験者として行った。被験者は自然な通常の椅子座位姿勢からの立ち上がり動作(基本条件)と、立位バランス能力が低下している脳卒中後片麻痺者の椅子座位姿勢の特徴である「片側(麻痺側)下肢の開いた座位姿勢」をシミュレートするために、利き足をさらに開脚(下腿45°外旋位)し、股関節外転外旋位となる座位姿勢からの立ち上がり動作(開脚条件)をそれぞれ1回ずつ行い、立ち上がり動作とその後の立位姿勢にどのような影響がみられるかを、足圧中心(COP)及び体重心(COG)のデータにより検討した。その結果、基本条件に比べて開脚条件では、1)立位開始期から離殿期における開脚側偏倚、低重心、左右変動幅の増大、2)離殿期における開脚側偏倚と低重心、3)離殿期から立位終了期における左右変動幅の増大、4)立位終了期およびその後1秒間における後方偏倚が認められた。

本研究から、健常人においても重心線から逸脱した非対称性の座位姿勢を強いられる場合、その後の立ち上がり動作や立位姿勢に悪影響を及ぼすことが示唆された。つまり、健常人はその状況下における最善で最高の効率の良い運動・動作を選択し行っているものと推測され、健常人が無意識に行っている力学的に安定した動作は、既に動作開始前の姿勢の段階から始まっていると考えられる。

今回の知見は、脳卒中後片麻痺者における特徴的な座位姿勢が、立ち上がり動作中でのバランス能力低下や転倒傾向に間接的に影響を与えていることが推測された。これらのことから、立位バランス障害に対して、立ち上がり動作前の姿勢を修正することの重要性が伺われた。

(日職災医誌, 55: 85-94, 2007)

—キーワード—

立ち上がり動作, 立位姿勢, バランス

はじめに

立ち上がり動作は、基本動作を構成する要素の1つであり、日常生活において繰り返し行われている頻度の高い動作である。立ち上がり動作能力の低下は日常生活活動を大きく阻害する大きな要因となりうる¹⁾。今日、科学的根拠に基づいた理学療法が求められている状況で、立ち上がり動作能力と立ち上がり動作中のバランス能力を検討することは、高齢者や脳卒中後片麻痺者の場合、転倒予防との関連性から極めて重要になってきている。加齢・疾病等によりバランス能力が低下すると、人は座位姿勢や立位姿勢を過剰努力によって保持し、代償機能を使つての動作戦略を行う。そのような姿勢や動作戦略が、

バランス能力をより一層低下させることに繋がり、転倒リスクをさらに高めていると考えられる。

転倒に関するこれまでの研究は、加齢による身体的特徴と転倒との関係など、高齢者といった広い概念を対象に論じている報告^{2)~7)}が多く、疾病における障害像の特徴から転倒との関係を論じた報告は少ないように思われる。また、立ち上がり動作に関するこれまでの研究は、椅子の高さを変える方法や一定回数の立ち上がりに要した時間を調べる方法⁸⁾⁹⁾、さらには、一定時間内の立ち上がり回数を調べる方法^{10)~13)}など、下肢筋力の評価法として有効であるという報告をはじめ、その他類似した研究や見解は数多くみられる^{14)~24)}が、椅子座位姿勢から立位姿勢保持までの一連の動作を計測解析した報告は少ないように思われる。

そこで、本研究では、第一に、脳卒中後片麻痺者をシミュレートして調べてみようと考えた。これらの特徴が

見出せば、高齢者といった広い概念ではなく、脳卒中後片麻痺者に対する理学療法において転倒予防のための立ち上がり動作練習や、座位・立位におけるバランス練習の効果を検証するための根拠になるかもしれない。第二に、「椅子座位姿勢」と「立ち上がり動作及びその後の立位姿勢」との関係に注目し、「座位姿勢」を変化させることで「立ち上がり動作及びその後の立位姿勢」にどのような影響(変化)を及ぼすのかを調べてみようと考えた。これらの特徴が見出せば、看護・介護に携わる者や家族に対して、介助指導を行うにあたり難しい動作の誘導の説明ではなく、動作前の良姿勢を説明することでその後の誘導を簡単に分かりやすく説明することが可能となるかもしれない。

つまり、本研究の目的は、脳卒中後片麻痺者における立位バランス能力と転倒との関連性に迫るためのまず手がかりとして、立位バランス能力が低下している脳卒中後片麻痺者の椅子座位姿勢の特徴である「片側(麻痺側)下肢の開いた椅子座位姿勢」からの立ち上がり動作を健常者がシミュレートした時、立ち上がり動作や立位姿勢にどのような挙動がみられるかを観察し、立ち上がり動作前の姿勢と立位バランスの低下との関係を検証することである。

方 法

1. 被験者

研究の趣旨を説明し同意を得て、かつ本研究の課題に影響を及ぼすような骨関節疾患等の既往がない健常人20名(男性9名・女性11名、平均年齢 25.7 ± 5.37 歳、平均身長 164.6 ± 8.72 cm、平均体重 57.8 ± 8.80 kg)を被験者とした。なお、本研究趣旨は広島大学大学院心身機能生活制御科学講座の倫理審査委員会にて承認されその後、被験者に本研究の趣旨と目的を説明し、被験者としての同意を得た上で実施した。

2. 課題内容

採用した課題は、椅子からの立ち上がり動作であった。被験者はまず、アニメ社製総合動作分析システム MA 6000の床反力計 x(左右方向)軸から40cm後方の位置となるように両大腿骨大転子を合わせ、座面高を下腿長(足底から膝外側関節裂隙までの長さ)に、それぞれ設定した背もたれと肘掛けのない椅子上で座位をとった。このとき、両足部は y(前後方向)軸から左右均等で、かつ x軸が両足底の土踏まずの中央と一致するよう床反力計上に置き、これを椅子座位の初期姿勢とした。そしてこの初期姿勢から、以下に示す2つの足部条件に設定した姿勢の違いによる立ち上がり動作をそれぞれ1回ずつ施行した(図1)。

(1 回目の立ち上がり動作)

何も意識しない座位姿勢(下腿は鉛直、足部は裸足、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立ち上がり動作(以下、基本条件)を速やかに行った。

(2 回目の立ち上がり動作)

立位バランス能力が低下している脳卒中後片麻痺者の椅子座位姿勢の特徴である「片側(麻痺側)下肢の開いた座位姿勢」をシミュレートするために、先程の座位姿勢の状態から、利き足をさらに開脚(下腿 45° 外旋位)し、股関節外転外旋位となる座位姿勢からの立ち上がり動作(以下、開脚条件)を1回目と同じ方法にて行った。

なお、本研究でいう利き足側とはボールを蹴る側であるが、被験者全員が右側であったため、右側を開脚条件における開脚側とした(図2)。

測定時間は、立ち上がるまでの時間²⁵⁾²⁶⁾と立位が安定するまでの時間を十分考慮して10秒間²⁷⁾と定めた。したがって、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の姿勢をとり続けるように指示した。

3. 計測方法

2つの条件での立ち上がり動作で、以下の項目を測定

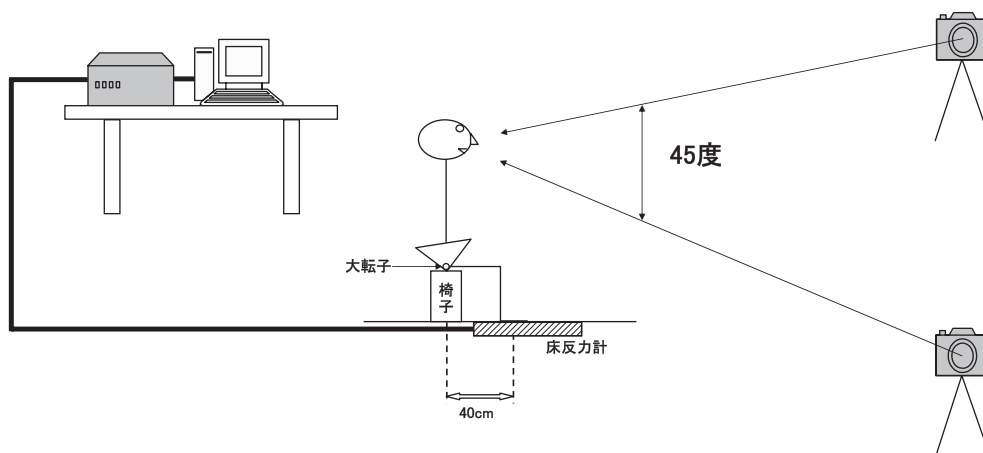


図1 立ち上がり動作計測システム

した。

1) 足圧中心 (center of pressure : 以下 COP) 座標

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、立ち上がり動作時・立位時において 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、周波数 50Hz でサンプリングを行い、専用の解析ソフトウェアにより COP 座標の時系列データを求めた。なお、座標系は左右、前後の各方向を各々 x (右方向+), y (前方向+) で表した (cm)。

2) 体重心 (center of gravity : 以下 COG) 座標

ヒューテック社製の三次元動作分析システム MMpro-

3D (カメラ 2 台構成) を使用し、立ち上がり動作時・立位時において連続撮影した。そして各立ち上がり動作の動作解析から立ち上がり動作時・立位時における COG を計測した。反射マークは、頭頂部・左右の肩峰、上前腸骨棘、股関節前面中央(鼠径靭帯中央)、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 13 か所に貼付【マーク 1 : 右第 1 趾 (母趾) 先端上部, マーク 2 : 右足関節前面中央, マーク 3 : 右膝関節前面中央 (膝蓋骨中央), マーク 4 : 右股関節前面中央 (ソケイ靭帯中央), マーク 5 : 右上前腸骨棘, マーク 6 : 右肩峰, マーク 7 : 左第 1 趾 (母趾) 先端上部, マーク 8 : 左足関節前面中央, マーク 9 : 左膝関節前面中央 (膝蓋骨中央), マーク 10 : 左股関節前面中央 (鼠径靭帯中央), マーク 11 : 左上前腸骨棘, マーク 12 : 左肩峰, マーク 13 : 頭頂部】(図 3) し、カメラ画像を Adobe Premiere Elements 1.0 によりパソコン画像に移した後、専用の解析ソフトウェア Mpro-3D により各マーク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²⁸⁾らの「身体部分剛体特定定数」を用いて COG 座標および COG 座標速度の時系列データを算出した。なお、今回の測定肢位はマークの連続撮影に影響を及ぼさないことを考慮に、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して計算した。座標は左右、前後、鉛直の各方向を各々 x (右方向+), y (前方向+), z (上方向+) で表した (mm)。

また、図 3 に示すように下肢関節の動きを設定し、計測中における股関節・膝関節・足関節それぞれの運動角度・運動角速度も求めた。

基本的椅子座位からの立ち上がり動作の相分類は、実験方法や解析方法によって様々な分類が報告²⁷⁾²⁹⁾されて

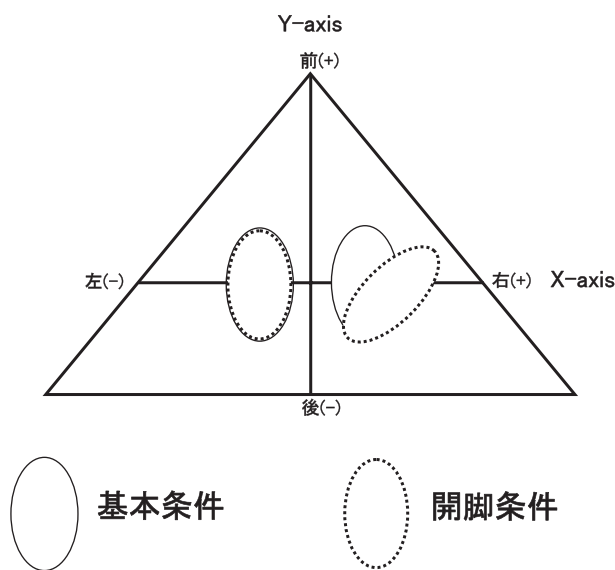
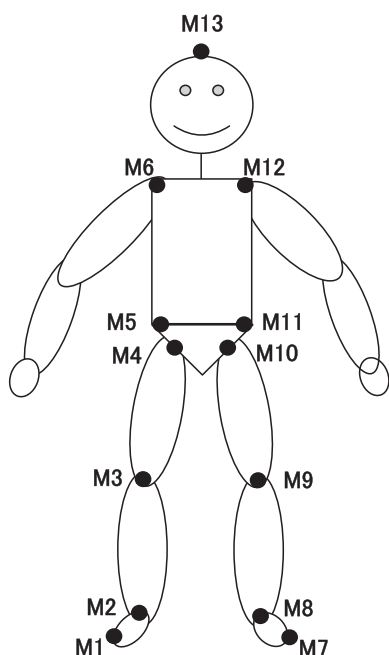


図 2 床反力計上の両足位置



【各関節の動き】

- 頸部前屈角度：頭頂部 (M13) と肩峰 (M12) を結ぶ線分が肩峰 (M12) と上前腸骨棘 (M11) を結ぶ線分とのなす鋭角角度
- 左体幹前屈角度：肩峰 (M12) と股関節前面中央 (M10) を結ぶ線分が股関節前面中央 (M10) と膝関節前面中央 (M9) を結ぶ線分とのなす鋭角角度
- 右体幹前屈角度：肩峰 (M6) と股関節前面中央 (M4) を結ぶ線分が股関節前面中央 (M4) と膝関節前面中央 (M3) を結ぶ線分とのなす鋭角角度
- 左股関節屈曲角度：上前腸骨棘 (M11) と股関節前面中央 (M10) を結ぶ線分が股関節前面中央 (M10) と膝関節前面中央 (M9) を結ぶ線分とのなす鋭角角度
- 右股関節屈曲角度：上前腸骨棘 (M5) と股関節前面中央 (M4) を結ぶ線分が股関節前面中央 (M4) と膝関節前面中央 (M3) を結ぶ線分とのなす鋭角角度
- 左膝関節屈曲角度：股関節前面中央 (M10) と膝関節前面中央 (M9) を結ぶ線分が膝関節前面中央 (M9) と足関節前面中央 (M8) を結ぶ線分とのなす鋭角角度
- 右膝関節屈曲角度：股関節前面中央 (M4) と膝関節前面中央 (M3) を結ぶ線分が膝関節前面中央 (M3) と足関節前面中央 (M2) を結ぶ線分とのなす鋭角角度
- 左足関節背屈角度：膝関節前面中央 (M9) と足関節前面中央 (M8) を結ぶ線分が足関節前面中央 (M8) と第 1 趾 (母趾) 先端上部 (M7) を結ぶ線分とのなす鋭角角度
- 右足関節背屈角度：膝関節前面中央 (M3) と足関節前面中央 (M2) を結ぶ線分が足関節前面中央 (M2) と第 1 趾 (母趾) 先端上部 (M1) を結ぶ線分とのなす鋭角角度

図 3 M (反射マーク) の位置

いるが、本研究では、床反力計を足底部のみ設置（椅子に設置していない）していたことを考慮して、椅子座位の姿勢から頭部が前方へ移動した時点から臀部が浮き始めるまでの相（第1相）と、臀部が浮き始めた時点から直立位をとるまでの相（第2相）に分けた相分類を採用した。さらに第2相終了時点から1秒間を立位バランス期（第3相）とし、3つの相から検討した。

立位開始指標は頭頂部（マーカ13）y座標の1秒間における変動幅が身長2%以上になるところ、離殿指標（以下、離殿期）は左股関節部（マーカ10）の上方移動開始期、つまりマーカ10が下方移動から上方移動に切り替わるところ、立位終了の指標（以下、立位終了期）は頭頂部（マーカ13）y座標の1秒間における変動幅が身長2%以下になるところと定義した（図4）。【1秒間における変動幅が身長2%とは、（身長（mm）×0.02）/60で計算した。】

4. 統計学的解析

これらの指標をもとに、離殿期と立位終了期における座標及び3つの相それぞれにおけるCOPとCOGの最大振幅値と平均値を求めた。床反力計の床反力算出プロ

グラムは鉛直床反力のトリガー値を5kgfと設定している。第1相は鉛直床反力が5kgf未満のため、解析は第1相のCOPを除くデータに対して行った。

基本条件と開脚条件の比較には対応のあるt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 2003の分析ツールを用いた。

結果

1) 立ち上がり動作の時間比率

動作時間及び第1相・第2相それぞれの時間およびその比率に関して、統計学的有意差は認められなかった（図5, 6）。

2) COP（足圧中心）座標

・離殿期：x座標値が基本条件で0.12±0.70cm、開脚条件で1.52±2.00cmであり、有意に右に偏倚していた（P<0.05, 図7）。

・第2相：x座標における最大振幅幅が基本条件で2.50±1.38cm、開脚条件で4.24±1.83cmであり、左右方向の変位幅は有意に広がった（P<0.01, 図8）。

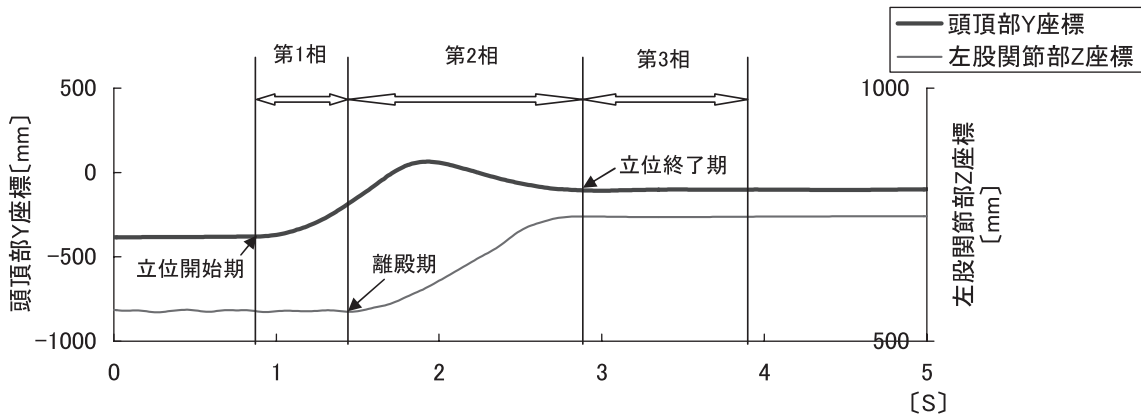


図4 各時期・各相との関係

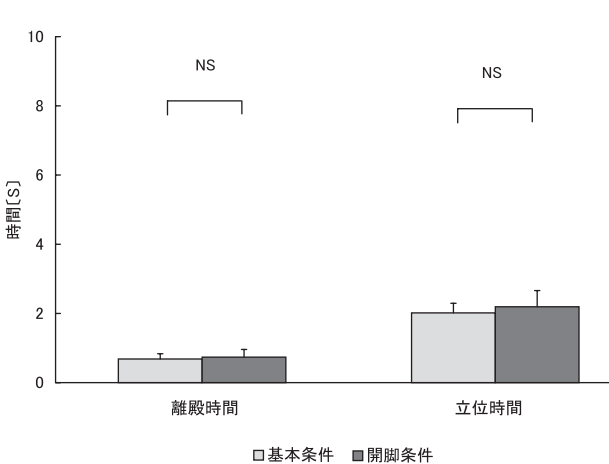


図5 離殿期及び立ち上がりに要した時間

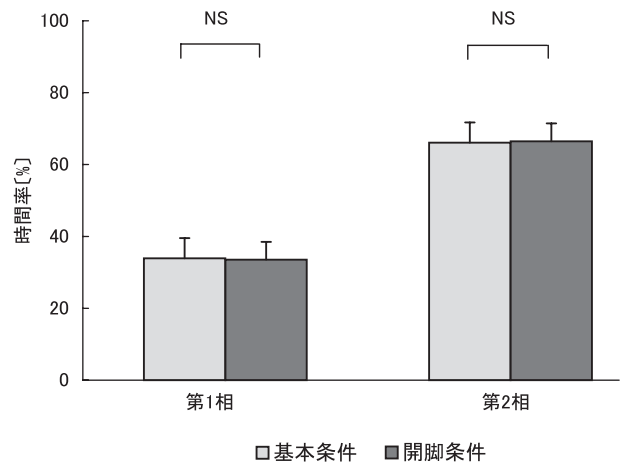


図6 立ち上がり動作時における第1相と第2相の比率

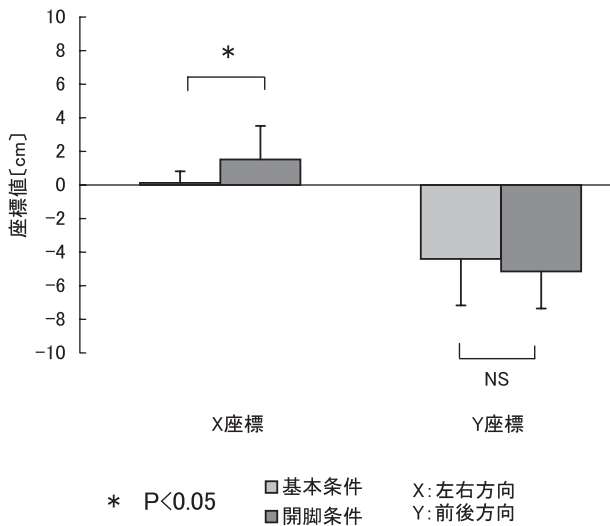


図7 離殿期における COP 座標

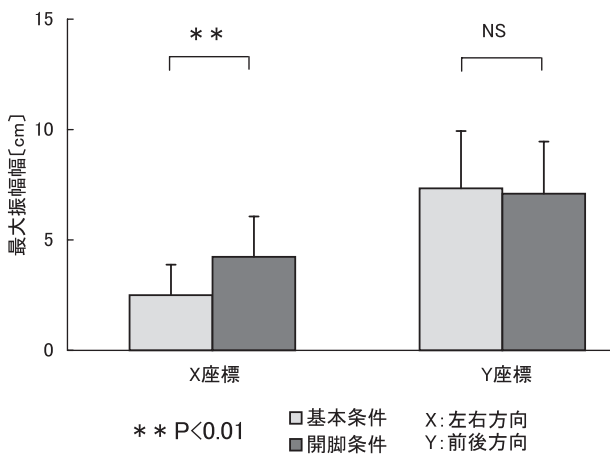


図8 離殿期から立位終了まで（第2相）の COP 最大振幅

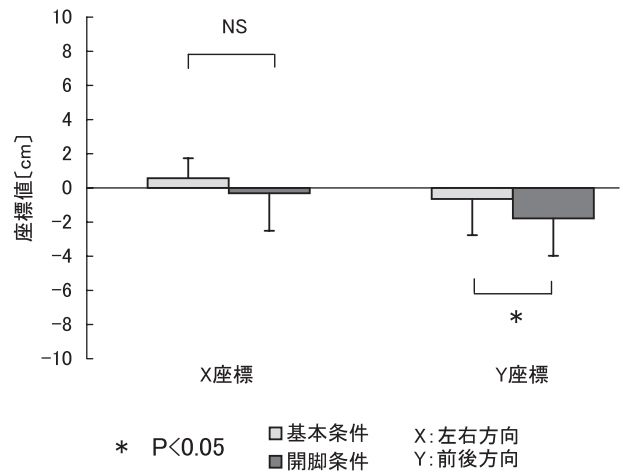


図9 立位終了期における COP 座標

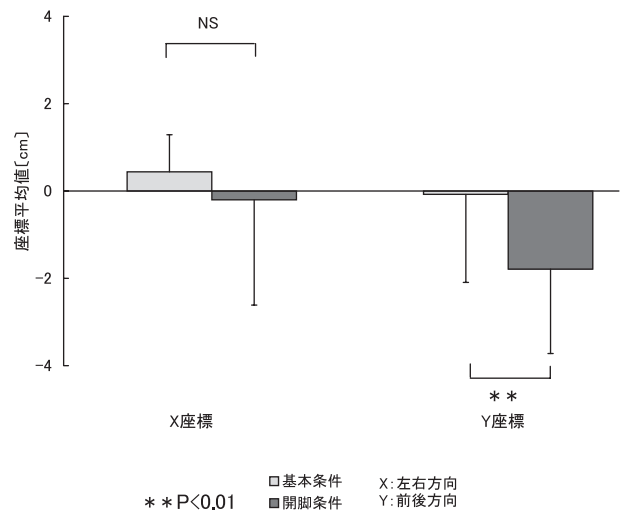


図10 立位終了後1秒間（第3相）における COP 平均値

・立位終了期：y 座標値が基本条件で -0.65 ± 2.12 cm，開脚条件で -1.79 ± 2.19 cm であり，有意に後方へ偏倚していた ($P < 0.05$ ，図9)。

・第3相：y 座標平均値が基本条件で -0.08 ± 2.02 cm，開脚条件で -1.79 ± 1.93 cm であり，有意に後方へ偏倚していた ($P < 0.01$ ，図10)。

3) COG（体重心）座標

・第1相：x 座標平均値が基本条件で -13.89 ± 11.16 mm，開脚条件で -8.75 ± 13.40 mm，z 座標平均値が基本条件で 553.47 ± 14.38 mm，開脚条件で 548.04 ± 14.71 mm であり，有意に右に偏倚かつ，有意に低位にあった ($P < 0.01$ ，図11)。また，x 座標における最大振幅が基本条件で 3.16 ± 2.28 mm，開脚条件で 7.21 ± 7.32 mm であり，左右方向の変位幅は有意に広がった ($P < 0.05$ ，図12)。

・離殿期：z 座標値が基本条件で 536.87 ± 16.08 mm，開脚条件で 530.78 ± 18.56 mm であり，有意に低位にあった ($P < 0.01$ ，図13)。

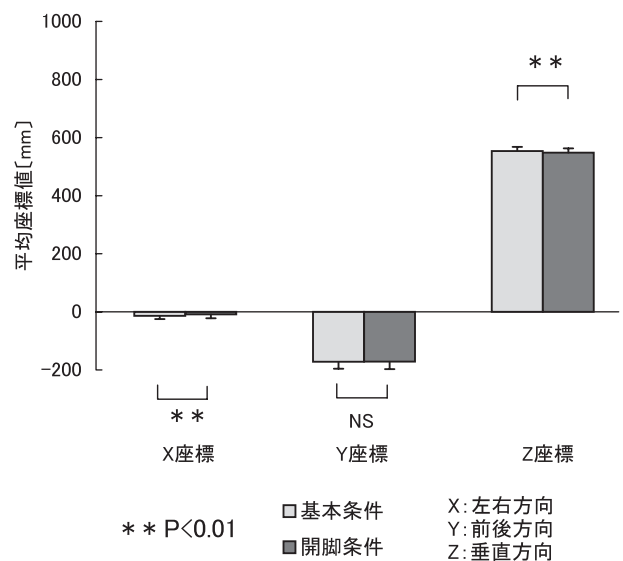


図11 離殿期まで（第1相）の COG 平均値

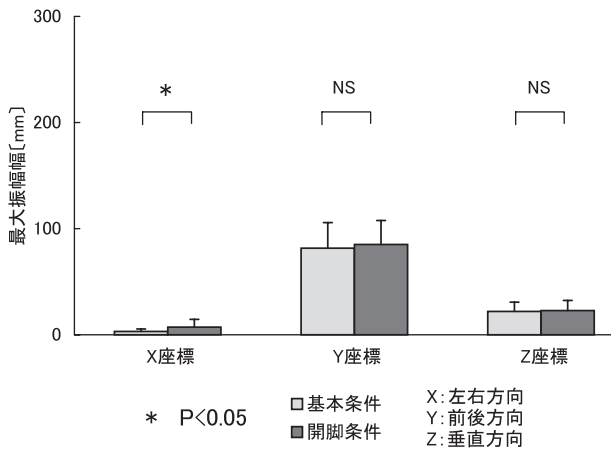


図 12 離殿期まで (第 1 相) の COG 最大振幅幅

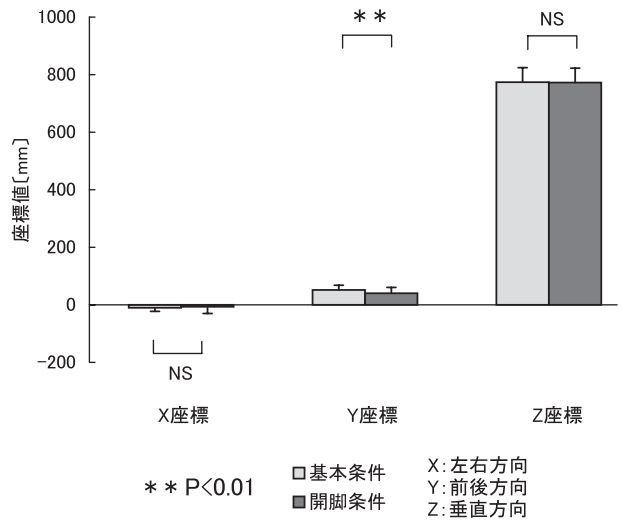


図 15 立位終了期における COG 座標

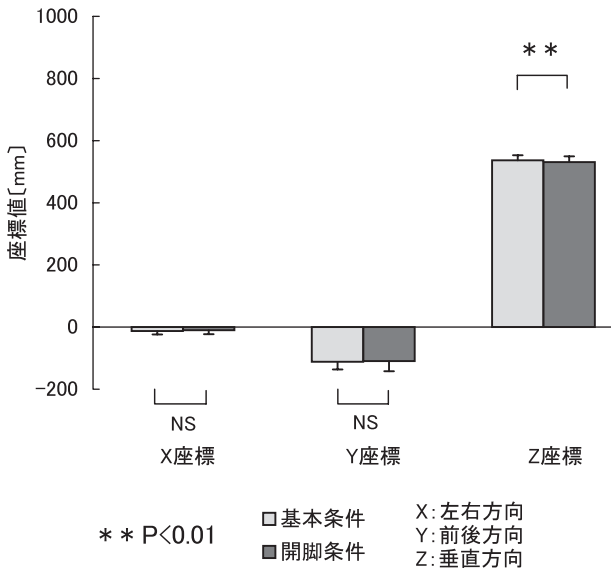


図 13 離殿期における COG 座標

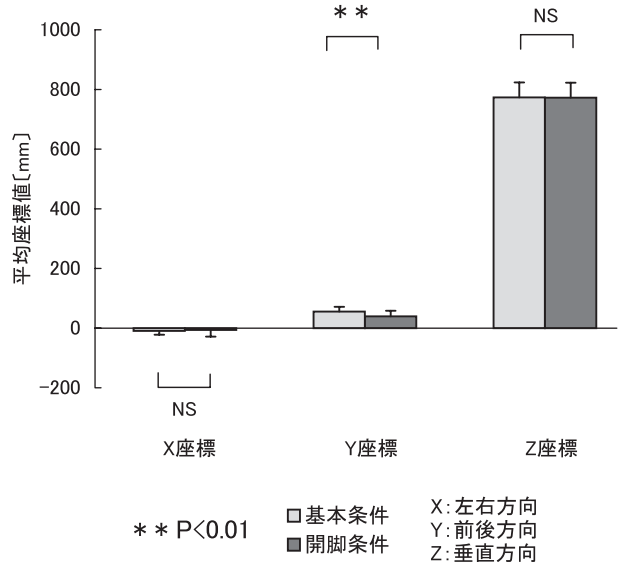


図 16 立位終了後 1 秒間 (第 3 相) における COG 平均値

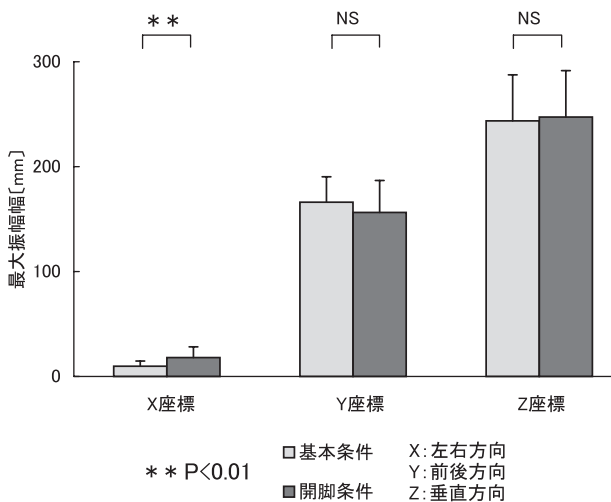


図 14 離殿期から立位終了まで (第 2 相) の COG 最大振幅幅

・第 2 相：x 座標における最大振幅幅が基本条件で $9.76 \pm 4.92\text{mm}$ 、開脚条件で $17.96 \pm 10.29\text{mm}$ であり、左右方向の変位幅は有意に広がった ($P < 0.01$, 図 14)。

・立位終了期：y 座標値が基本条件で $51.90 \pm 16.03\text{mm}$ 、開脚条件で $40.44 \pm 19.99\text{mm}$ であり、有意に後方へ偏倚していた ($P < 0.01$, 図 15)。

・第 3 相：y 座標平均値が基本条件で $55.31 \pm 15.97\text{mm}$ 、開脚条件で $39.43 \pm 18.84\text{mm}$ であり、有意に後方へ偏倚していた ($P < 0.01$, 図 16)。

考 察

椅子座位での基本座位姿勢とは、両股関節と両膝関節の 90° 屈曲位で、水平な座面に臀部を載せ、水平な床面に足部を載せた姿勢であるとされている³⁰⁾。また、立ち

表1 第1相における関節角速度 (Deg/s)

		角速度 (Deg/s)		
膝関節屈曲	左	基本条件	-1.09 ± 1.3	□ NS
		開脚条件	-0.65 ± 2.1	
	右	基本条件	-1.15 ± 1.5	□ **
		開脚条件	1.27 ± 1.6	
足関節背屈	左	基本条件	0.79 ± 2.3	□ NS
		開脚条件	1.31 ± 2.3	
	右	基本条件	0.34 ± 1.5	□ *
		開脚条件	1.83 ± 2.3	

(平均値 ± 標準偏差) ** P < 0.01 * P < 0.05

表2 第1相における関節角度 (Deg)

		角度 (Deg)		
股関節屈曲	左	基本条件	74.05 ± 11.1	□ *
		開脚条件	76.08 ± 11.5	
	右	基本条件	73.40 ± 11.7	□ *
		開脚条件	75.86 ± 10.8	
膝関節屈曲	左	基本条件	85.08 ± 6.6	□ **
		開脚条件	87.11 ± 7.1	
	右	基本条件	84.94 ± 6.7	□ **
		開脚条件	90.91 ± 7.2	
足関節背屈	左	基本条件	-10.87 ± 3.7	□ NS
		開脚条件	-9.12 ± 5.6	
	右	基本条件	-10.94 ± 5.0	□ **
		開脚条件	-3.25 ± 6.3	

(平均値 ± 標準偏差) ** P < 0.01 * P < 0.05

上がり動作とは座位で広い支持面で支持されていた下肢への荷重位置を、より狭い支持面で支持する立位に移し安定させる必要性をもつことを特徴とする動作である。本研究では立ち上がり動作時の動作開始時の変化が、その後の立ち上がり動作や立位保持にどのような影響を与えるかを調べた。

①第1相及び、離殿期における開脚条件での開脚側への偏倚に関して

基本条件下における COP と COG の x 座標に関して、プラス側(右側)になったのは被験者のすべてではなかったことや、第1相における COG の x 座標(図11)及び離殿期における COG の x 座標(図13)を考慮すると、利き足側だから偏倚しやすかったのではなく、立ち上がり動作開始時の下肢の条件を開脚することで偏倚していたものと思われる。高齢者や臨床上みかける立ち上がり動作能力の低下した患者は、通常下肢を左右に開脚することで支持面を広くして立ち上がり動作初期における足部(支持基底面)への体重移動(前方移動)を容易にしている²⁷⁾。本研究における開脚条件は非対称性姿勢であったため、立ち上がり動作初期における足部への体重移動が、開脚側(右側)だけ容易になったものと推測される。このことは、本研究で得られた第1相の膝関節屈曲及び足

表3 第2相における重心座標速度 (mm/sec)

		重心座標速度 (mm/sec)	
X 軸	基本条件	2.12 ± 5.7	□ NS
	開脚条件	1.77 ± 11.5	
Y 軸	基本条件	128.75 ± 29.3	□ **
	開脚条件	110.18 ± 32.0	
Z 軸	基本条件	181.34 ± 58.2	□ NS
	開脚条件	171.07 ± 51.4	

(平均値 ± 標準偏差) ** P < 0.01

関節背屈角速度が開脚側である右側においてのみ有意に早かった(表1)ことから明らかである。

②第1相及び、離殿期における開脚条件での低重心に関して

立ち上がり動作初期における開脚条件における低重心となる特徴は、第1相の下肢屈曲角度が開脚条件下において有意に大きかった(表2)ことから、立ち上がり動作初期においては前方移動を補うために低重心姿勢になることが示唆された。

③第1相及び、第2相における開脚条件での左右変動幅の増大に関して

第1相及び、離殿期における開脚条件での COP・COG の開脚側偏倚から、立ち上がり動作初期における足部への体重移動が、開脚側(右側)だけ容易になることが伺われた。このような、非対称性動作に伴うバランス低下を補う動作が、その後における COP・COG の左右変動幅増大に繋がったものと思われる。

④立位終了期における開脚条件での後方偏倚に関して

立ち上がり動作初期における足部への体重移動が、開脚側(右側)だけ容易になった(表1)ものの、足尖が斜め前方へ向いているため、開脚条件における立ち上がり動作後期には前方への体重移動を妨げることに繋がり、COP・COG が上方移動主体となったものと推測される。このことは、小島³¹⁾らの、健康人は一般的に前方移動と上方移動がバランス良くスムーズに行われる立ち上がり動作を呈しているが、高齢者、特に立ち上がり動作能力の低下した高齢者では、離殿期における支持基底面と身体重心との間の距離の減少と COG の最大水平速度の低下といった特徴が見られるという報告や、本研究で得られた離殿期から立位終了期まで(第2相)の COG の y 前後方向の速度が開脚条件で有意に低下していた(表3)ことは、開脚条件においては、前方移動不十分の立ち上がり動作(第2相)が行われたものと推測される。

⑤第3相における開脚条件での後方偏倚に関して

脳卒中後片麻痺者において体重線の後方へのズレが生じて不安定な場合、膝関節の適度な屈曲位での保持が十分可能な段階であれば股関節屈曲で十分代償するとして、股関節屈曲と膝関節屈曲はある一定の角度までは互いに代償の関係にあるとする嶋田³²⁾の報告は、重心後方

表4 第3相における関節角度 (Deg)

		角度 (Deg)	
膝関節屈曲	左	基本条件	5.40 ± 2.9
		開脚条件	6.64 ± 3.6
	右	基本条件	4.93 ± 3.3
		開脚条件	10.04 ± 5.5

(平均値 ± 標準偏差)

** P < 0.01

偏倚と股関節・膝関節屈曲位との密な関連性を示している。つまり、立位終了後の後方偏倚に関しては、本研究で得られた第3相の膝屈曲角度が開脚条件下において有意に大きかった(表4)ことは、開脚条件においては、前方移動不十分のまま立位姿勢(第3相)が持続したものと推測される。

本研究は、高齢者といった広い概念ではなく、脳卒中後片麻痺における身体アライメントの特徴を健常者にシミュレートしてもらい行った。高齢者における身体アライメント変化(体幹、股関節、膝関節の屈曲位姿勢)は、姿勢調節能力に悪影響を及ぼし、バランス低下に結びつくと考えられている⁷⁾。こういった高齢者の特徴に加え、脳卒中後片麻痺者における身体アライメント変化は、支持基底面との接点に不備をもたらす足関節の変形(内反尖足)と姿勢変化に左右差を伴っていることが最大の特徴といえる。本研究から、健常人においても重心線から逸脱した非対称性の座位姿勢を強いられる場合、その後の立ち上がり動作や立位姿勢に悪影響を及ぼすことが示唆されたことは、脳卒中後片麻痺者の多くが、麻痺による筋緊張や関節拘縮等が原因で麻痺側を開脚している。そして、その開脚肢位そのものが、立ち上がり動作時及びその後の立位姿勢の足圧中心座標や重心座標における開脚側への偏倚、左右変動幅の増大、下肢関節運動角度の増大、後方偏倚を伴い、麻痺側後方への転倒傾向といったものに間接的に影響を与えていることが伺われたのではないだろうか。石倉³³⁾らは椅子からの立ち上がり動作の時の運動特性と力学特性の解析から、人は無意識的に下肢にかかる関節トルクを最小にするような姿勢を選択していると報告している。つまり、健常人はその状況下における最善で最高の効率の良い運動・動作を選択しているものと推測され、健常者が無意識に行っている力学的に安定した動作は、既に動作開始前の姿勢の段階から始まっていると考えられる。

以上のことから本研究の結論として、立ち上がり動作能力向上にとって座位バランス練習の重要性と、立ち上がり動作や移乗動作における介助指導を行うにあたり、動作前(座位)の良姿勢を指導することの重要性が示唆された。しかし、脳卒中後片麻痺者における身体アライメント変化の特徴は、下肢だけで語れるものではないことは十分周知している。今後は脳卒中後片麻痺者の座位姿勢修正後における立ち上がり動作や立位姿勢の検討が

必要であると思われる。

文 献

- 1) 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 (2): 69—73, 2004.
- 2) Horak FB, Shupert CL, Mirka A: Components of postural dyscontrol in the elderly: A review. Neurobiol Aging 10: 727—745, 1989.
- 3) 田中敏明: 高齢者の視覚と転倒. 理学療法 18 (9): 847—851, 2001.
- 4) Petrella RJ, Lattanzio PJ, Nelson MG: Effect of age and activity on knee joint proprioception. Am J Phys Med Rehabil 76: 235—241, 1997.
- 5) 藪越公司, 山口昌夫: 高齢者の固有感覚と転倒. 理学療法 18 (9): 852—857, 2001.
- 6) 内山 靖: 高齢者の平衡感覚と転倒. 理学療法 18 (9): 858—864, 2001.
- 7) 久保 晃: 高齢者の身体アライメントと転倒. 理学療法 18 (9): 865—868, 2001.
- 8) 進藤伸一: 障害高齢者に対する10回反復最大負荷での起立動作を用いた筋力トレーニングの効果. PT ジャーナル 33 (2): 135—138, 1999.
- 9) Netz Y, Argov E: Assessment of functional fitness among independent older adults: a preliminary report. Percept Mot Skills 84: 1059—1074, 1997.
- 10) Jones CJ: A 30-s chair-stand test as a measure of lower body strength in community-residing older adults. Res Quart Exerc Sports 70: 113—119, 1999.
- 11) 中谷敏明, 川田裕樹, 灘本雅一: 若年者の下肢筋パワーを簡便に評価する30秒椅子立ち上がりテスト(CS-30テスト)の有効性. 体育の科学 52 (8): 661—665, 2002.
- 12) 中谷敏明, 川田裕樹, 灘本雅一: 30秒椅子立ち上がりテスト(CS-30テスト)成績の加齢変化と標準値の作成. スポーツ医学 20 (3): 349—355, 2003.
- 13) 新井啓介, 潮見泰蔵, 山崎正人, 他: 脳卒中患者における起立動作によるパフォーマンステストと下肢筋力ならびに歩行能力との関係. 理学療法学 28 (suppl2): 303, 2001.
- 14) 窪田俊夫: 脳血管障害片麻痺の運動負荷テストとその臨床応用について. 総合リハ 9 (10): 811—818, 1981.
- 15) 大隈秀信, 緒方 甫, 美津高隆, 他: 脳卒中片麻痺患者に対するAT決定のための運動負荷方法としての反復起立動作の検討. リハ医学 31 (3): 165—172, 1994.
- 16) 林 秀俊: 起立—着席訓練を中心とした脳卒中中の運動療法. 理学療法科学 10 (1): 15—19, 1995.
- 17) 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.
- 18) 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 (2): 35—43, 2004.
- 19) 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.
- 20) Schenkman M, Berger RA, Riley PO, et al: Whole-body movements during rising to standing from sitting. Phys Ther 70: 638—648, 1990.

- 21) Riley PO, Schenkman ML, Mann RW, Hodge WA: Mechanics of a constrained chair-rise. *J Biomech* 24:77—85, 1991.
- 22) 新小田幸一, 大峯三郎, 蜂須賀研二, 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.
- 23) Kerrigan DC, Lee LW, Collins JJ, et al: Reduced hip extension during walking: Healthy elderly and fallers versus young adults. *Arch Phys Med Rehabil* 82:26—30, 2001.
- 24) 猪飼哲夫: 閉経後女性の転倒—骨粗鬆症, 生活習慣, バランス機能, 下肢筋力などとの関係. *臨床リハ* 9(12): 1226—1228, 2000.
- 25) 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.
- 26) 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.
- 27) 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.
- 28) 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.
- 29) 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(3):546—552, 2005.
- 30) 小原二郎, 内田祥哉, 宇野英隆: 建築・室内・人間工学. 東京鹿島出版会, 1987, pp111—121.
- 31) 小島 悟, 武田秀勝: 高齢者の椅子からの立ち上がり動作—立ち上がり動作能力の低下した高齢者の動作パターン—. *理学療法科学* 13(2):85—88, 1998.
- 32) 嶋田智明: 脳卒中片麻痺の股関節の臨床運動学. *理学療法* 7(2):111—120, 1990.
- 33) 石倉 修: 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.

(原稿受付 平成 18. 11. 24)

別刷請求先 〒799-3101 伊予市八倉 906—5
医療法人財団尚温会伊予病院リハビリテーション部

谷内 幸喜

Reprint request:

Kouki Taniuchi
Department of Rehabilitation, Iyo Hospital, Medical Foundation Shouonkai, 906-5, Yakura, Iyo-city, Ehime, 799-3101, Japan

INFLUENCES OF DIFFERENT CHAIR SEATING POSTURES, THAT EFFECTS STANDING MOVEMENTS AND STANDING POSTURES

Kouki TANIUCHI

Department of Rehabilitation, Iyo Hospital, Medical Foundation Shouonkai
Doctoral Program in Health Sciences, Health Sciences Course, Graduate School of Health Sciences, Hiroshima University

This study included 20 ordinary healthy people in order to test the relationship of standing postures; the postures before commencing the standing movements and standing postures.

When examinees performed the standing movements (basic condition) from a natural ordinary chair seated posture, in order to simulate the characteristics of the chair's seating posture of a one side paralyzed person after a stroke with a low standing balance, the following activities were performed. Seating posture of the opened lower limbs on "one side" (paralyzed side) and opening the stronger leg furthermore (below the knee 45 degrees rotation externally) hip joint external rotation of standing movements (leg spreading condition) from seated posture were performed once. Influences of the standing movements and later standing postures were monitored and examined by the Center of Pressure (COP) and Center of Gravity (COG) data.

As a result, in comparison with basic condition and leg spreading condition,

- 1) From the starting period of the standing posture to releasing of leg spreading side's deviation, low center gravity, increase of right and left fluctuation range.
- 2) Spreading side's deviation in releasing and low center gravity.
- 3) Increase of right and left fluctuation range at the time of final standing position after releasing.
- 4) Backward deviation was accepted at the completion of the standing position and also 1 second after.

From this research, even for a healthy person when the asymmetry sitting position is being forced, it deviates from the center of gravity line, and it was suggested that subsequently this adverse effects are exerted on standing movements and standing postures.

In other words, as for an ordinary healthy person who is in the same situation, and when doing the best movements for highest efficiency it was presumed that movements are intentionally chosen. Dynamically stable movements that an ordinary healthy person performs unconsciously are suggested that they have already being started at the stage of posture, even before commencing the movements.

This knowledge could be applied to a single side paralyzed person after a stroke, relevant to the characteristics of sitting posture, it was suggested that it could affect in decreasing the balancing ability during the standing movements and tendency to fall indirectly. Due to this, it has been inquired about the importance of correcting the postures before commencing the standing movements of the standing posture balance disorders.
