

着席動作の運動力学的分析：
健全人における動作パターンの客観的評価

名古屋大学大学院医学系研究科
リハビリテーション療法学専攻
作業療法学分野

武 井 麻 喜

2010年度 博士論文

着席動作の運動力学的分析：
健全人における動作パターンの客観的評価

名古屋大学大学院医学系研究科
リハビリテーション療法学専攻

作業療法学分野

(指導：清水英樹 准教授)

武 井 麻 喜

目次

1. 背景および目的

1. 1. 動作分析と評価の現状
1. 2. これまでの着座動作の研究
1. 3. 日常生活動作を運動評価としてみた研究
1. 4. フォースプレートを用いた運動解析の研究や特性
1. 5. 軽微な運動障害の患者の生活上の問題

2. 方法

2. 1. 対象者
2. 2. 測定動作の選択
2. 3. 測定方法
 2. 3. 1. 床反力計の設定
 2. 3. 2. 三次元動作解析装置の設定
 2. 3. 3. 着座動作（被験者への課題）
2. 4. 分析方法
 2. 4. 1. パラメーターの算定
 2. 4. 2. 動作の相の同定
 2. 4. 3. 動作の標準化
 2. 4. 4. 障害例との比較

3. 結果

3. 1. 健常被験者の動作の標準化
3. 2. 障害例との比較

4. 考察

謝辞

引用文献

図表

1. 背景および目的

1. 1. 動作分析と評価の現状

日常の基本的な動作（日常生活動作）を評価することは患者や高齢者の障害を知り、彼らの日常生活をサポートするプランを立てていくうえで最も重要な要素の一つである。セラピストは Barthel Index (Sainsbury et al., 2005)、Functional Independence Measure (FIM) (Gabbe et al., 2007) や International Classification of Functioning (ICF) -based assessment (Farin et al., 2007) のような各種評価尺度を用いることで、患者の動作や能力およびその障害を評価する。これらの評価尺度は各動作がどの程度可能であり、どの動作に障害が生じているのか、について活動全般の状態を把握するために有用である。しかし、ひとつの動作を遂行するための個人の能力や障害の程度は様々であり、動作が遂行されたとしても動作そのものの個人差が大きいことが珍しくない。セラピストは観察により動作中における異常や行為の障害を検出することとなるが、実際の臨床的な観察では、動作そのものの異常を定量的に検出することは簡単ではない。また動作や行為が達成できたか否か、という点での評価はこれまでの評価尺度を用いることで詳細な検討が可能なものの、観察によってひとつの動作について改善や悪化があったかどうかを評価することは現実的にかなり困難である。その理由のひとつとして、セラピスト間の評価技術や評価における視点の差が大きいことが挙げられる。各種評価指標を用いたセラピストの評価はセラピスト間で信頼性や再現性が高いことが障害の治療や経過観察において極めて重要であるが、必ずしも一定していない (Swinkels et al., 2004; Spanjer et al., 2008; Quinn et al., 2009)。

動作の分析や評価には三次元動作解析法を代表とする運動解析が用いられて

きた (Iwan, 2006)。しかし、最新の分析装置であってもその測定は準備だけでも煩雑であり、結果の解析と解釈には更に多くの時間を要する。ほとんどの動作分析は考慮するパラメーターが多いために、個人間の動作の比較や正常値の算出には不向きであり、何よりも測定の複雑さから臨床的応用は限られ、主として研究用に用いられているのが現状である。

測定者の技量によらず、簡便で客観的な運動評価指標が必要とされる大きな理由は、運動障害や日常生活動作障害の予防的見地からである。近年の人口の高齢化により運動障害をもった高齢者の数は上昇し、転倒、骨折などの二次的障害を含めると運動障害や日常生活活動障害が社会に与えている影響は大きい。他の疾患と同様、運動障害においても未然の発見と対策が重要であることに異論は無いものの、一般の健康診断や人間ドックでは運動障害のスクリーニングに関する検査項目は皆無と言っても過言ではない。健康診断や人間ドックの検査項目に一般医師の診察による運動障害の有無の項目が含まれる場合もあるが、セラピスト間での評価のばらつきの報告を考慮すると (Swinkels et al., 2004; Spanjer et al., 2008; Quinn et al., 2009)、一般医師の診察によって軽度の運動障害を検出することは現実的には困難な点が多い。

これらの理由から、本研究の目的は運動障害に対する簡便で客観的な評価尺度、すなわち運動障害のスクリーニングに適する評価尺度を示すこととした。

また本研究では、1) ひとつの動作で簡便に運動障害の有無を把握できる、2) 日常生活で頻回に行われる一般的動作を用いる、3) 評価する運動については技能や学習による差を考慮しなくてもよい、4) 動作には運動の基本的な要素が含まれている、の理由から、「椅子へ接近 (アプローチ) し着座する (以下着席動作)」という一連の動作を評価動作として選んだ。この動作をフォースプレート上で行わせ、測定値のうち個人間差の少ないパラメーターを算定し動作指標とした。また、健常人での指標のばらつきと障害例での異常値を呈示し、本

測定法の意義を述べた (Takei et al., 2010)。

1. 2. これまでの着座動作の研究

着席動作における先行研究では、しゃがみ込み動作について (Iwakura et al., 1986; Yoshino et al., 1995; Nishida et al., 1995; Tome et al., 1995) や立ち上がり動作と連動させての起立着座動作について (Roy et al., 2006; Mourey et al., 1998; Kralj et al., 1990; Kerr et al., 1997) の報告がされてきている。Iwakura et al. (1986) は、老年者が用便動作に不自由を訴えるものが多いことに着目し、健常者を対象に腰かけ動作としゃがみ動作を、筋電計を用いた下肢筋活動から検討している。また若年者と高齢者の比較から、各動作に見られる特徴の検討およびこれらの動作に不自由を訴えるものについて、原因と考えられる要素の分析をおこなっている。Yoshino et al. (1995) は健常人を対象として、頸部固定装具、腰部固定装具装着をすることによって生じる身体の不安定さを明らかにすることを目的として、しゃがみと立ち動作を運動学的に重心の変位を中心に検討している。Roy et al. (2006) は、片麻痺患者を対象にフォースプレートを用いた立ち上がりと着席動作の測定を行っている。プレートは左右の足元に1枚ずつ設置し、動作時の鉛直方向の力を測定し、その対称性について足部の位置と椅子の高さの違いによる影響を検討している。Mourey et al. (1998) は、健常者を対象として、立ち上がり動作と椅子への着席動作を測定しているが、運動学的な視点から関節角度変化や速度などを分析し、若年者と高齢者を比較検討している。また、その運動学的な動きの違いに年齢が影響しているのかどうかの検討を行っている。Kralj et al. (1990) は、歩行動作や歩行周期が明確にされているのと同様に、立ち上がり動作と着席動作の概念化を目的として、その計測と分析を行っており、Kerr et al. (1997) は着席—

起立—着席の周期と共に、年齢、性別による動作の周期について比較検討している。

さらに、椅子に座る動作のみに着目した研究報告は検索した限りでは認められず、着座動作に関して報告している研究でも、その試行動作は立ち上がり—立位保持—椅子に座る—座位保持と一連の動作を繰り返したものである (Packer et al., 1994; Dubost et al., 2005; Wang et al., 2005; Shun et al., 2005, 2007; Roy et al., 2007)。つまり、静止立位から座位へと直線的な動作を扱っている (Dubost et al., 2005)。また、動作の不自由を訴えることの多い腰痛患者、膝関節疾患患者や片麻痺患者、リウマチ患者を対象として、運動学的視点から体幹や下肢の関節角度やモーメントまたは肘の関節角度を測定し、患者の動作の特徴を検討したものが多い (Packer et al., 1994; Wang et al., 2005; Roy et al., 2007; Shun et al., 2005, 2007)。

1. 3. 日常生活動作を運動評価としてみた研究

臨床場面において、日常生活動作は視覚的な観察に基づいた分析方法が中心で、その動作を安定性、協調性 (動作様式)、持久性、速度性、応用性という実用性の要素に分解して、それぞれの実用性の要素別に動作の特性を明らかにすることがされている。しかし、この方法は主観的で再現性が低く、不確実な情報の集合体となりやすいという問題を含んでおり (木村, 2006)、視覚的分析を中心とした定性的な分析だけでは妥当性や信頼性に問題がある。従って、その実用性の要素について、ビデオや三次元動作解析装置、床反力計、表面筋電図、ジャイロセンサーなどの機器を用いて定量的に解析していくことが現実的には望まれる。また、日常生活動作そのものというより、様々な日常生活動作における上肢の運動に着目し、その運動学的特徴やその動作に必要な運動範囲を明

確にしていく研究の必要性もいわれており (Buckly et al., 1996)、三次元動作解析装置による頸部と上腕の運動解析や肩関節運動に着目した解析がされている (Henmi et al., 2006; Rundquist et al., 2009)。

日常生活動作そのものに着目した定量的な研究においても同様に、健常人を対象としてその日常生活動作の特徴について関節可動域を中心として運動学的に分析したり健常人と患者との比較をしたりして、そのメカニズムを解明しようとしているものが多い。階段昇降を含む歩行に関する運動解析や起立、起居動作以外の日常生活動作の運動解析としては、飲食時におけるグラスの把持動作についての解析や (Murphy et al., 2006)、箸操作における上肢の関節運動の解析 (Shimizu et al., 2004)、更衣動作時における上肢の関節運動の解析 (Matsubara et al., 2006) や下衣着脱における体幹・下肢の筋活動の解析 (Kumazaki et al., 2008, 2009) や、ソックスエイドなどの自助具適応の介入効果に関する荷重中心点や体幹・股関節運動範囲の解析 (Sato et al., 2008) や、日常生活関連動作として洗濯動作時の上肢挙上動作に関する解析 (Miura et al., 2009) がされている。

1. 4. フォースプレートを用いた運動解析の研究や特性

フォースプレートは主に歩行分析、バランス分析、力、パワー、仕事量といったパフォーマンスの研究において使用される (Iwan, 2006)。

フォースプレートはそれ単独ではなく、筋電計やビデオ撮影と同期させて身体の重心位置や各関節のモーメントを算出し解析をしているものが多い。健常人を対象とした研究では、ヒールの高さの違いによる歩行分析 (Valentine et al., 2009) や、昇降の方法の違いによる階段昇降動作の分析 (Hasegawa et al., 2007; Whatling et al., 2009)、クッションの厚みの違いによる立ち上がり動作

の分析 (Anan et al., 2008) などその動作の特性の研究がされており、患者を対象としては、健常者と同様に疾患別でその動作の特性についての研究 (Al-Zahrani et al., 2002; Suga et al., 2006; Hayashi et al., 2008)、車いすや歩行補助具の開発に向けての研究 (Asahara et al., 2007; Kinoshita 2008)、疾患別の手術や運動療法、装具療法の介入効果についての研究報告 (大国, 2005; Yavuzer et al., 2006; Jiang et al., 2006; Valderrabano et al., 2007) がされている。その他、スポーツ分野に多く使用され、様々なスポーツ技術の改良やスポーツ傷害の予防についての研究がされている (Kurpiers et al., 2009; Pohl et al., 2009; Triplett et al., 2009)。さらに、歩行分析やバランス分析の観点から高齢者の転倒経験との関連性についての研究や転倒リスクと予防についての研究 (Kouta and Shinkoda, 2008; 阿部, 2009; 溝部ら, 2009) もある。

1. 5. 軽微な運動障害患者の生活上の問題

軽微な運動障害は、患者自身の自覚の有無に関わらず正常な姿勢や動作の様々なバリエーションの一つと捉えられ、しばしば見落とされることが多い。また、観察評価をするセラピスト側が「何かしらおかしい動作」と感じなければ見落とされてしまう。

特に中枢神経系疾患の場合、急性期から動作に対して正しい関与をしないと、脳の自然回復前に、過剰な代償機能の構築・異常姿勢、異常動作の構築などの異常な動作を学習してしまう可能性が高く (Goto, 2007)、姿勢の保持や基本動作へ影響を及ぼす。また、高齢者の場合、加齢やわずかな病気で安静臥床による身体機能の衰えからの“動きにくさ”は廃用症候群をもたらす寝たきりをつくることとなる。

日常生活動作や日常生活関連動作は、歩行、座る、座位、立ち上がる、立位

といった多くの基本姿勢、動作から構成されている (Suzuki, 2008)。したがって、軽微な運動障害の見落としは、基本動作時のふらつき、躓き等による転落や転倒事故をまねく危険があるだけでなく、患者の日常生活のあらゆる動作、場面に影響を及ぼす危険性がある。

さらにリハビリテーションにおいては、患者のニーズとかけ離れた治療の展開ともなり、患者自身の意欲を減退させる結果となり、どれほどの技術を提供しても、治療効果が期待できないことも考えられる (Goto, 2007)。

2. 方法

以上のことから、高齢化にともなう転倒、骨折などの二次的障害を含めた運動障害や日常生活動作障害の予防的見地からも、健康診断等による疾患の未然の発見と同様、運動障害のスクリーニングは重要であるにもかかわらず、そのスクリーニングのための指標がない。また現在の動作分析の方法は大がかりな装置を必要としたり、対象者への負荷が大きいため、スクリーニングを行うためには不適切といえ、より簡便な方法が望まれる。

日常の生活の中で行う頻度が高く、基本となっている動作である着座は、本来は着座へのアプローチも含めた動作であり、その動作には運動の基本的要素で構成されている。したがってスクリーニングのための動作として適切と考えられるが、現在のところ立位保持姿勢からの着座動作の研究がほとんどで、その方法も動作解析システムや筋電図等を用いた複雑なものである。

そこで本研究では、日常的におこなわれている着座へのアプローチと着座動作について床反力計を用いた計測を、健常人を対象に行った。また、着座動作の相を同定するために、三次元動作解析装置を用いて動作の記録を行った。

2. 1. 被験者

被験者は、健常成人 10 名（男性 7 名、女性 3 名、年齢：34.1 ±12.4 歳、年齢範囲：20-59 歳）であり、神経疾患、整形疾患の既往が無く、現時も運動障害が無い者とした。被験者の運動障害の評価については、研究実施者（作業療法士）により問診による確認および FIM と BI において満点の者とした。被験者には研究参加の前に研究の方法と目的について口頭と文書により説明し、研究参加への同意を得た。また、本研究は名古屋大学医学部生命倫理委員会の承認を得て行われた（承認番号 8-626）。

また、障害例として、日常生活動作に障害のあるポリオ患者（男性、54 歳、弛緩性麻痺、右下肢 L3-S1 神経支配領域の中等度の筋力低下）の値を測定した。ケースは日常生活に援助は必要なく、ほとんどの動作は自立していたが、その動きには視察上、多少の異常と不安定さがあった。

2. 2. 測定動作の選択

日常生活でのさまざまな動きの中で、椅子（対象物）へのアプローチを伴った着席動作は、最も頻回に行われ、性別を問わず、全年齢に共通して行われる動作である。この着席動作をなくしては、日常生活は行えないといってよい一般的で基本的な動作である。また日常の生活動作は、必ず動きの連続性を伴って行われている。さらに着席動作は、ステップ、ターンといった人の体の運動の基本を構成している動作を含んでおり、かつ、ステップ-ターン-座るといった連続した動作である。以上の理由から、この連続性を伴った最も基本的な動作である着席動作を数値化し、指標を示すことは、将来的にあらゆる日常生活動作の数値化へ汎用できると考え、評価動作として選択した。

2. 3. 測定方法

動作の計測には、2枚のフォースプレート（BP600900, AMTI, USA）を用いた。フォースプレートに加えて、対象者の動きを追跡し同時に記録するのに三次元動作解析装置（MAC 3D System, Motion Analysis, USA）を用いた。

2. 3. 1. 床反力計の設定

2枚のフォースプレートは床の上に進行方向に沿って直線状に設置した（Fig. 1）。それぞれのフォースプレートの記録範囲は 900mm×600mm（width×length）であり、したがって、全記録範囲は 1200mm×900mm であった。前方に設置したフォースプレート（FP 1, Plate-01）と歩行するための床の高さは同じにした。後方のフォースプレート（FP 2, Plate-02）はその前縁端を Plate-01 の後縁端に接するように設置した。

フォースプレートでは、3つの直交する X（前後方向）、Y（左右方向）、Z（上下方向）軸に沿った力、 F_x （前後方向）、 F_y （左右方向）、 F_z （鉛直方向）と、X-Y 面上で足圧中心（Center of Pressure: CoP）の動きとして、X と Y のそれぞれの座標（距離）を記録した。X-Y 面のゼロポイントは、それぞれのプレートの中心として、プラスは X 軸の前方向（椅子にアプローチしていく方向）及び Y 軸の右方向（椅子へ向かって右方向）とした。フォースプレートからの生信号（サンプリング周波数 120Hz で計測）はアナログデジタルコンバーター（National. PCI-6071E）を経由してパソコンに取り込まれ、データの数値化のためのソフトウェア（EVaRT5.04.）によってオンラインで集約し解析させた。

椅子は、椅子の前脚が Plate-02 の前縁端に接するように Plate-02 上に固定をした (Fig. 1)。椅子のサイズは、高さ 43.0cm で、座面は 42.0×40.0cm であった。

2. 3. 2. 三次元動作解析装置の設定

動作解析装置は被験者の体表面に貼り付けた全 35 ポイントの反射マーカークの位置 (ヘレンヘレスのマーカークセット) を同時に三次元的に捉えた。8 台の CCD カメラ (Eagle-4, NAC Image Technology, Tokyo, Japan) がマーカークの位置を追跡した。解析装置からの生信号 (サンプリング周波数 120 Hz で計測) はアナログデジタルコンバーター (National. PCI-6071E) を経由してパソコンに取り込み、ソフトウェア (EvaRT 5.04.) によってオンラインでフォースプレートの記録と同期させた。なお本研究の主な目的は、着席動作をフォースプレートによって数値化し、指標を示すことであったため、三次元データは動きの追跡に利用するのみで、分析は行わなかった。

2. 3. 3. 着座動作 (被験者への課題)

分析した動作は背もたれのない椅子への前方 (正面) からのアプローチを伴った着席動作であった。対象者は椅子の 3m 前方に立って、日常生活で行うように自然な方法で着席するように指示された。そのため、フォースプレート上での対象者の動作は、椅子へのアプローチのためのステップ (歩行)、ターン (着座するための回転、方向転換) と椅子への着座が含まれた。対象者はそれぞれの動作の間に短い休憩を入れながら、繰り返してこの一連の着席動作を 10 回行った。

2. 4. 分析方法

2. 4. 1. パラメーターの算定

本研究の目的は明確な数値によって日常の動作を示すことであったので、はじめにフォースプレートから得られる代表的な値を定めることとした。

鉛直方向の力 F_z の出現した時点を測定の開始点と定め、各被験者の 10 回の試行を平均した (Fig. 2, 3)。平均した値の時間的な変化パターンから、個人間差の少ないパラメーターを算定し動作指標とした。

2. 4. 2. 動作の相の同定

三次元動作解析装置の動作データから、Table 1 に示すように、動作それぞれの周期 (相) と着席動作中の動作の構成要素を一致させた。

2. 4. 3. 動作の標準化

算定したパラメーターから標準化した値を得るために、それぞれの相の値 (時間) を、各相の合計、すなわち動作の開始から終了までの値 (時間) で除した。

さらに、動作間の CoP の横方向 (左右) への振れ幅の最大値を測定した。

Plate-01、Plate-02 それぞれのフォースプレートから得られる Y の値 (Y-01, Y-02) が、椅子へのアプローチをしている間の CoP の横方向への動きの大きさ (距離) を示す。

最初に、波形の終わりの部分で水平状態となったレベルを基準として基準線を決め、Plate-01 への最初のステップによって引き起こされる初めの横方向へ

の値は除いて、Y-01 と Y-02 からそれぞれ左方向への CoP の振れ幅の最大値 (YL-01, YL-02) と、右方向への CoP の振れ幅の最大値 (YR-01, YR-02) を計測した。また、Plate-01、Plate-02 ごとに総合的な横方向への CoP の振れ幅 (YD)、すなわち、 $YD-01 = YL-01 + YR-01$ 、 $YD-02 = YL-02 + YR-02$ も測定した (Fig. 4)。

2. 4. 4. 障害例 (ケース) との比較

健常被験者と同様にしてケースでも分析を行い、健常被験者の値とケースの値を one-sample t-test によって比較した。

3. 結果

3. 1. 健常被験者の動作の標準化

Fz の値は、健常対象者の体重に依存したが、値の時間的変化のパターンは対象者の間で一貫していた (Fig. 2, 3)。この結果から、我々は動作を示すのに、Plate-01 と Plate-02 から得られる鉛直方向の力、Fz-01 と Fz-02 をそれぞれ選択した。

平均化された波形にみられた特徴として Plate-01 から得られた Fz-01 は全健常被験者における全試行において 2 つの大きなピークがみられた。このような Fz-01 の時間的変化から、以下の 4 つの相を同定した。

開始点と初めのピーク間 (period-b)、初めのピークから二番目のピーク間 (period-c)、2 番目のピークから下方向へのピーク間 (period-d)、そして 2 番目のピークから動作終了点の間 (period-e) である (Fig. 4)。

同様に、Plate-02 から得られた Fz-02 でも 2 つに (period-g, h) を決めた (Fig. 4)。

それぞれのフォースプレートから記録された動作の全周期、すなわち period-a と period-f は、それぞれ $377.5 \pm 113.0\text{ms}$ と $170.0 \pm 49.6\text{ms}$ であった。Fz-01 の標準化した値 (period-a に対するそれぞれの相の割合) である %b、%c、%d、%e、および Fz-02 の標準化した値 (period-f に対するそれぞれの相の割合) である %g、%h を Fig. 5A に示した。

また、動作中の横方向への CoP の振れの大きさを Fig. 5B に示した。

3. 2. 障害例との比較

健常被験者と同様に、ケースから得られたデータを Fig. 5 の中にプロットした。%e、YL-01、YD-01 と YL-02 の値においては有意な差はみられなかった。しかし、他の値では、健常対象者の平均値からの有意な逸脱がみられた ($p < 0.05$)。

4. 考察

我々は 2 枚のフォースプレートを使用して、アプローチを伴った椅子への着席動作中の運動力学的な値を測定した。測定した値から動作の構成要素を表す値として、2 つの要素 Fz と Y を選択した。選択要素は様々あるが、本研究ではこの 2 つの要素によって、“連続して行われる日常の生活動作”を評価するための方針を明らかにしたといえる。

連続した動作の評価と観察にはいくつかの方法がある。ある動作が完了するまでの時間計測は、最も簡便で従来からの動作の障害を評価する方法である。

しかし、動作を遂行する時間は対象者の努力に依存し、同じ時間がいつも動作の同じ能力レベルを示してはいない (Graham et al., 2008)。つまり健常対象者はある時間内である動作を簡単に実行することができるが、一方で障害をもつ者はある時間内では動作を完結するには多大な努力を要するかもしれない。最近では、連続した動作を解析するために三次元的なモニタリング技術や筋電図の技術が運動学の分野では一般的となっている。また先行研究では、これらの技術を用いて詳細な日常の動作の正常と異常な状態の分析が歩行のような動作においては行われている (Hreljac and Marshall, 2000; Watelain et al., 2000; Chester et al., 2005; Hodgins, 2008)。これらの技術は確かに動作の構成要素を分析するといった詳細を分析するためには強力であるといえるかもしれない。しかしながら三次元動作解析システム、筋電図のような運動学的、神経生理学的な研究や関節—運動学的研究のほとんどは、準備や分析に多くの複雑な過程と時間を要する。

一方、イントロダクションで触れた患者の日常生活動作の一般的な状態を評価するのによく用いられているいくつかのスケールは、個々の動作における障害を示すのには適さない。

本研究では、動作を数値化するためにフォースプレートからのデータを用いた。フォースプレートでの記録のメリットの一つは、プレートの上で動作を行うということ以外に、対象者が動作の計測に要求されるものが何もないということである。我々は、動作を追跡するために三次元動作解析装置も用いたが、三次元動作解析装置はフォースプレートの値を説明するためではなく、対象者の動作の開始から終了まで一貫して記録することで、本研究における F_z の値のように、それらの値が連続して起こる際の共通なパターンを同定するために重要であった。

本研究における重要な結果は、動作を数値化したことで、動作の“正常”を

示すことができたということであった。我々が着席動作においてどこか異常を伴った患者を見るとき、どうして、何が異常なのかを指摘することは難しいかもしれない。また、“正常”とする評価は検査者間でもさまざまであるかもしれない (Swinkels et al., 2004; Spanjer et al., 2008; Quinn et al., 2009) し、正常と異常な動作を見分けることはしばしば難しく、日常の動作において何が“正常”なのかを決めることは簡単ではない (Lim et al., 2007)。事実、臨床場面では、患者が患者自身のある動作において“障害がある”“違和感がある”と思う一方で、セラピストはその動作を“正常範囲”と判断してしまうことは例外ではない。それゆえ、我々は、簡便な方法で、信頼のおける日常生活動作の“正常”を評価するための数値化した値を示すことが重要であると考えた。患者の多くは訓練室で動きの異常を感じるというよりは、日常生活の中での異常を感じている。そのためテスト動作は訓練室で行われているような単独的な動きだけでなく、日常生活の自然な動きを考慮したものでなくてはならないと考える。

本研究の方法は日常の生活動作の“正常”を定量的に表現しており、いくつかの動作の構成要素を含んでいるので、この方法は、地域社会における一般の定期健康診断などにおいて“動きの異常”を初期段階で発見あるいはスクリーニングできるものと考ええる。リハビリテーションにおいては動作の“改善/悪化”を判断、評価するだけでなく、中枢神経系疾患や廃用症候群における障害の初期段階でのわずかな“動きの異常”を発見することに応用できると考える。そして、このようなスクリーニングのための簡単な指標と、さらに詳細な検査の組み合わせが実践的な臨床においては有用であると考ええる。

我々は、この研究で、フォースプレートを用いて日常の生活動作のスクリーニングを行う一つの方法を提案できたと考える。結果は正常値を示し、その値は、軽微な動作の障害を伴った患者の日常の生活動作における異常の確認を容易にするものと考ええる。

謝辞

本研究に多大なるご協力を賜りました、大阪河崎リハビリテーション大学の小
姿武陸講師、ナックイメージテクノロジーの古田誠朗様、ならびに研究に参加
いただきました被験者の皆様に深謝いたします。

引用文献

阿部和夫. パーキンソン病患者の歩容の特徴と歩行訓練. MED REHABIL, 2009; 104: 61-64.

Al-Zahrani KS, Bakheit AM. A study of the gait characteristics of patients with chronic osteoarthritis of the knee. Disabil Rehabil, 2002; 24: 275-280.

Anan M, Okumura K, Kito N, Shinoda K. Effects of variation in cushion thickness on the sit-to-stand motion of elderly people. J Phys Ther Sci, 2008; 20: 51-57.

Asahara S, Yamamoto S. A method for the determination of center of gravity during manual wheelchair propulsion in different axle position. J Phys Ther Sci, 2007; 19: 57-63.

Buckley MA, Yardley A, Johnson GR, Carus DA. Dynamics of the upper limb during performance of the everyday living -a review of the current knowledge base. Proc Inst Mech Eng H, 1996; 210: 241-247.

Chester VL, Biden EN, Tingley M. Gait analysis. Biomed Instrum Technol, 2005; 39: 64-74.

Dubost V, Beauchet O, Manckoundia P, Herrmann F, Mourey F. Decreased

trunk angular displacement during sitting down an early feature of aging. *Phys Ther*, 2005; 85: 404-412.

Farin E, Fleitz A, Frey C. Psychometric properties of an International Classification of Functioning, Disability and Health (ICF) -oriented, adaptive questionnaire for the assessment of mobility, self-care and domestic life. *J Rehabil Med*, 2007; 39: 537-546.

Gabbe BJ, Sutherland AM, Wolfe R, Williamson OD, Cameron PA. Can the modified functional independence measure be reliably obtained from the patient medical record by different raters? *J Trauma*, 2007; 63: 1374-1379.

Goto J. Management of central nervous diseases -My concept- *J Kansai Phys Ther*, 2007; 7: 13-21.

Graham JE, Ostir GV, Fisher SR, Ottenbacher KJ. Assessing walking speed in clinical research: a systematic review. *J Eval Clin Pract*, 2008; 14: 552-562.

Hasegawa M, Shimatani K, Kanai S, Tasaka A, Sakaguchi A, Shimizu ME, Oki S, Otuka A. Influence of various methods of descending stairs on lower extremity joint angles and moment. *理療科*, 2007; 22: 151-156.

Hayashi M, Nagano T. The analysis of stair promotion operation in the

cerebrovascular accident patient -From the difference of the degree of independence with or without handrail-. 理療福岡, 2008; 21: 31-36.

Henmi S, Yonenobu K, Masatomi T, Oda K. A biomechanical study of activities of daily living using neck and upper limbs with an optical three-dimensional motion analysis system. *Mod Rheumatol*, 2006; 16: 289-293.

Hodgins D. The importance of measuring human gait. *Med Device Technol*, 2008; 42: 44-47.

Hreljac A, Marshall RN. Algorithms to determine event timing during normal walking using kinematic data. *J Biomech*, 2000; 33: 783-786.

Iwakura H, Yoshida K, Ukai T, Kashiwabara S, Ito H, Iwasaki T, Tanaka S. Studies of the movements in sitting down, squatting down and standing up. *Jpn J Hum Posture*, 1985; 5: 69-77.

Iwan WG. *Principles of Biomechanics and Motion Analysis*. Philadelphia, Williams and Wilkins, 2006; 1-22.

Jiang Y, Norman KE. Effects of visual and auditory cues gait initiation in people with Parkinson's disease. *Clin Rehabil*, 2006; 20: 36-45.

Kerr KM, White JA, Barr RAB, Mollan RA. Analysis of the sit-stand-sit movement cycle in normal subjects. *Clin Biomech*, 1997; 12: 236-245.

木村貞治. 理学療法における動作分析の現状と今後の課題. 理学療法学, 2006; 33: 394-403.

Kinoshita S. Development of a walking dolly providing assistance in walking and rising to stand. 理療科, 2008; 23: 157-161.

Kouta M, Shinkoda S. Relationship between biomechanics of sit-to-walk motion and physical functions or fall experience of elderly people living at home. 理療科, 2008; 23: 125-131.

Kralj A, Jaeger RJ, Munih M. Analysis of the standing up and sitting down in humans: definitions and normative data presentation. J Biomech, 1990; 23: 1123-1138.

Kumazaki D, Yamauchi H. Physical functions of changing clothes in underclothes. J Kansai Phys Ther, 2008; 8: 17-23.

.

Kumazaki D, Yamauchi H. Movements involved in changing underclothes in the sitting position. J Kansai Phys Ther, 2009; 9: 29-33.

Kurpiers N, McAlpine PR, Kersting UJ. Perspectives for comprehensive biomechanical analysis Mogul skiing. Res Sports Med, 2009; 17: 231-244.

Lim MR, Huang RC, Wu A, Girardi FP, Cammisa FP.Jr. Evaluation of the elderly patient with an abnormal gait. *J Am Acad Orthop Surg*, 2007; 15: 107-117.

Matsubara E, Okabe T, Otami M, Sakai M, Toguchi T, Watanabe H. A study of dressing movement during sitting position for a patient who needs heavy nurse. *埼玉圏央リハ研究会誌*, 2006; 6: 11-14.

Miura Y, Fukushima H. Shoulder joint function in activities of daily living (ADL) -Clavicle and scapula motion in raising the upper limbs above the head- *J Kansai Phys Ther*, 2009; 9: 11-17.

溝部朋文, 萩原章由, 松葉好子, 前野豊, 山本澄子. 運動学的・運動力学的視点から捉えた運動失調患者の歩行と歩行練習. *MED REHABIL*, 2009; 104: 65-75.

Mourey F, Pozzo T, Ines RM, Didier JP. A kinematic comparison between elderly and young subjects standing up from and sitting down in a chair. *Age and Ageing*, 1998; 27: 137-146.

Murphy MA, Sunnerhagen KS, Johnels B, Willen C. Three-dimensional kinematic motion analysis of daily living activity drinking from a glass: a pilot study. *J Neuroeng Rehabil*, 2006; 16: 3-18.

Nishida N, Tome M, Horii T, Yoshino S, Fujita J, Kimura M, Hase H,

Hatanaka Y. A kinetic analysis of squatting movement with a Frame-Corset. *Bul. Col. Med. Tech. Kyoto Pref. Univ. Med*, 1995; 5: 43-49.

大国生幸. 脳血管障害後の片麻痺患者に対する足関節矯正術前後の動作分析. *東邦医学会誌*, 2005; 52: 46-56.

Packer TL, Wyss UP, Costigan P. Elbow kinematics during sit-to-stand-to-sit of subjects with rheumatoid arthritis. *Arch Phys Med Rehabil*, 1994; 75: 900-907.

Pohl MB, Hamill J, Davis IS. Biomechanical. and anatomic factor associated with a history of plantar fasciitis in female runners. *Clin J Sport Med*, 2009; 19: 372-376.

Quinn TJ, Dawson J, Walters, MR, Lees KR. Exploring the reliability of the modified rankin scale. *Stroke*, 2009; 40: 762-726.

Rickham PP. Human Experimentation. Code of ethics of the world medical association. Declaration of Helsinki. *Br Med J*, 1964; 18 (5402) :177.

Roy G, Nadeau S, Gravel D, Malouin F, McFadyen BJ, Piote 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: 585-593.

Roy G, Nadeau S, Gravel D, Malouin F, McFadyen BJ. Side difference in the hip and knee joint moments during sit-to-stand and stand-to-sit tasks in individuals with hemiparesis. *Clin Biomech*, 2007; 22: 795-804.

Rundquist PJ, Obrecht C, Woodruff L. Three-dimensional shoulder kinematics to complete activities of daily living. *Am J Phys Med Rehabil*, 2009; 88: 623-629.

Sainsbury A, Seebass G, Bansal A, Young JB. Reliability of the Barthel Index when used with older people. *Age Ageing*, 2005; 34: 228-232.

Sato T, Saito M, Murayama S, Shinoda M, Matsumoto N. Changes in the center of loading and range of motion the trunk and hip joint when putting on socks, -Effort using a socks aid-. *日作療研会誌*, 2008; 11: 9-14.

Shum GL, Crosbie J, Lee RY. Three-dimensional kinetics of the lumbar spine and hips in low back pain patients during sit-to-stand and stand-to-sit. *Spine*, 2007; 32: E211-219.

Shimizu ME, Otsuka A, Kanai S, Oki S. The therapeutic effects of independent eating for the severely physically disabled. *J Phys Ther Sci*, 2004; 16: 73-79.

Spanjer J, Krol B, Brouwer S, Groothoff JW. Inter-rater reliability in disability assessment based on a semi-structured interview report. *Disabil Rehabil*, 2008; 30: 1885-1890.

Suga Y, Tamari M, Nagano T. Analysis of descending stairs for hemiplegic patients -The comparison of a movement procedure and height of a step-
理療福岡, 2006; 19: 57-61.

Suzuki T. Considerations for self care and activities parallel to daily living (APDL). *J Kansai Phys Ther*, 2008; 8. 1-5.

Swinkels RA, Oostendorp RA, Bouter LM. Which are the best instruments for measuring disabilities in gait and gait-related activities in patients with rheumatic disorders. *Clin Exp Rheumatol*, 2004; 22: 25-33.

Takei M, Shimizu H, Hoshiyama H. Kinematic analysis of seating maneuver: Digitalization of movement in daily living. *Hum Mov*, 2010; (in press).

Tome M, Nishida N, Takisita Y, Yoshino S, Fujita J, Horii T, Kimura M, Hase H, Hatanaka Y. A kinetic assessment of squatting with a Halo-Vest: Analysis of movement of center of gravity. *Bul. Col. Med. Tech. Kyoto Pref. Univ. Med*, 1995; 5: 21-27.

Triplett NT, Colado JC, Benavent J, Alakhdar Y, Madera J, Gonzales LM,

- Tella V. Concentric and impact forces of single-leg jumps in an aquatic environment versus on land. *Med Sci Sports Exerc*, 2009; 41: 1790-1796.
- Valderrabano V, Nigg BM, von-Tscharner V, Stefanyshyn DJ, Goepfert B, Hintermann B. Gait analysis in ankle osteoarthritis and total ankle replacement. *Clin Biomech*, 2007; 22: 894-904.
- Valentini R, Martinelli B, Mezzarobba S, DeMichiel A, Toffano M. Optokinetic analysis of gait cycle during walking with 1 and 2 cm-high heel lifts. *Foot*, 2009; 19: 44-49.
- Wang H, Simpson KJ, Chamnongkich S, Kinsey T, Mahoney OM. A biomechanical comparison between the single-axis and multi-axis total knee arthroplasty systems for the stand-to-sit movement. *Clin Biomech*, 2005; 20: 428-433.
- Watelain E, Barbier F, Allard P, Thevenon A, Angué JC. Gait pattern classification of healthy elderly men based on biomechanical data. *Arch Phys Med Rehabil*, 2000; 81: 579-586.
- Whatling GM, Evans SL, Holt CA. Introducing a new staircase design to quantify healthy knee function during stair ascent and descent. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 2009; 1: 1.
- Yavuzer G, Eser F, Karakus D, Karaoglan B, Stam HJ. The effect of balance

training on gait late after stroke: a randomized controlled trial. Clin Rehabil, 2006; 20; 960-969.

Yoshino S, Nishida N, Tome M, Takishita Y, Horii T, Fujita J, Kimura M, Hase H, Hatanaka Y. A kinetic assessment of squatting with a Philadelphia Brace: Analysis of movement of center of gravity. Bul. Col. Med. Tech. Kyoto Pref. Univ. Med, 1995; 5: 35-42.

図表

Table 1

| | |
|----------------|---|
| period | Movement component during approaching to sitting |
| period-b | From putting on foot on the plate-1 and moving forward until turning. |
| period-c | From the beginning of turning the body until bending knees. |
| period-d and-g | From bending knees until touching on the chair surface. |
| period-e and-h | From touching the chair surface until full-sitting position. |

Figure 1

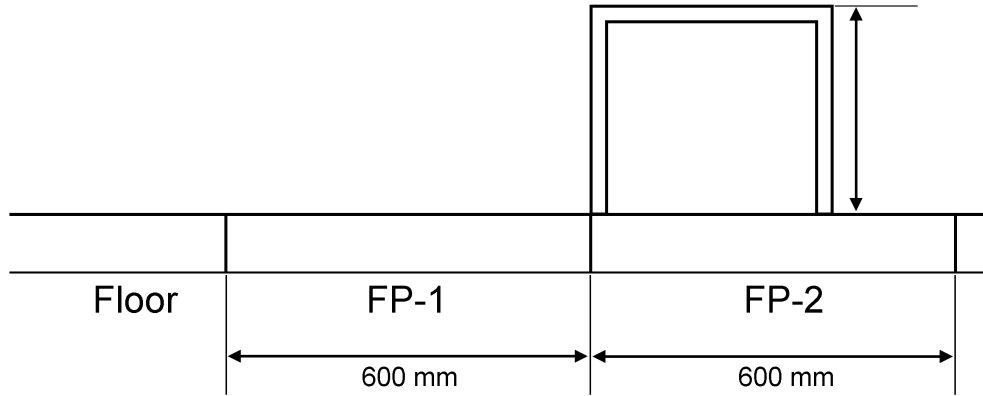


Fig. 1: Placement of two force plates and a chair. The subject on the floor approached to the front force plate (FP-1, Plate-01) from the left side and sat on the chair on the rear force plate (FP-2, Plate-02) .

Figure 2

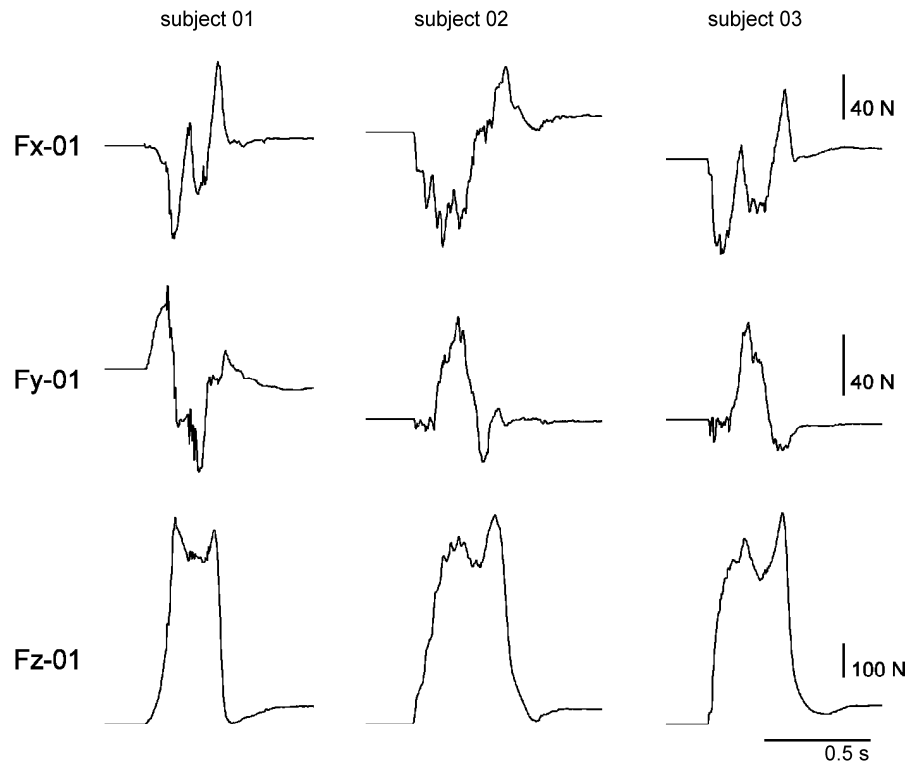


Fig 2: Averaged traces of moments recorded from the force plate-01. Traces for three subjects were presented. There was difference of waveform in Fx and Fy among the subjects, while Fz showed relatively constant waveforms with two major peaks.

Figure 3

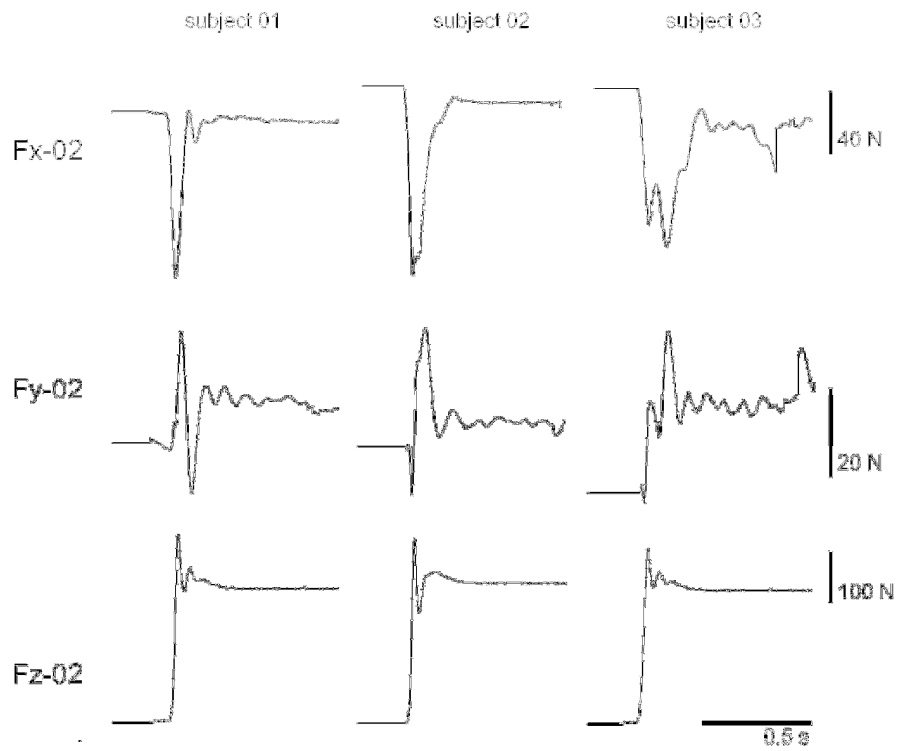


Fig 3: Averaged traces of moments recorded from the force plate-02. Traces for three subjects were presented as in Fig. 2. There was difference of waveform in Fx and Fy among the subjects, while Fz also showed relatively constant waveforms with two major peaks.

Figure 4

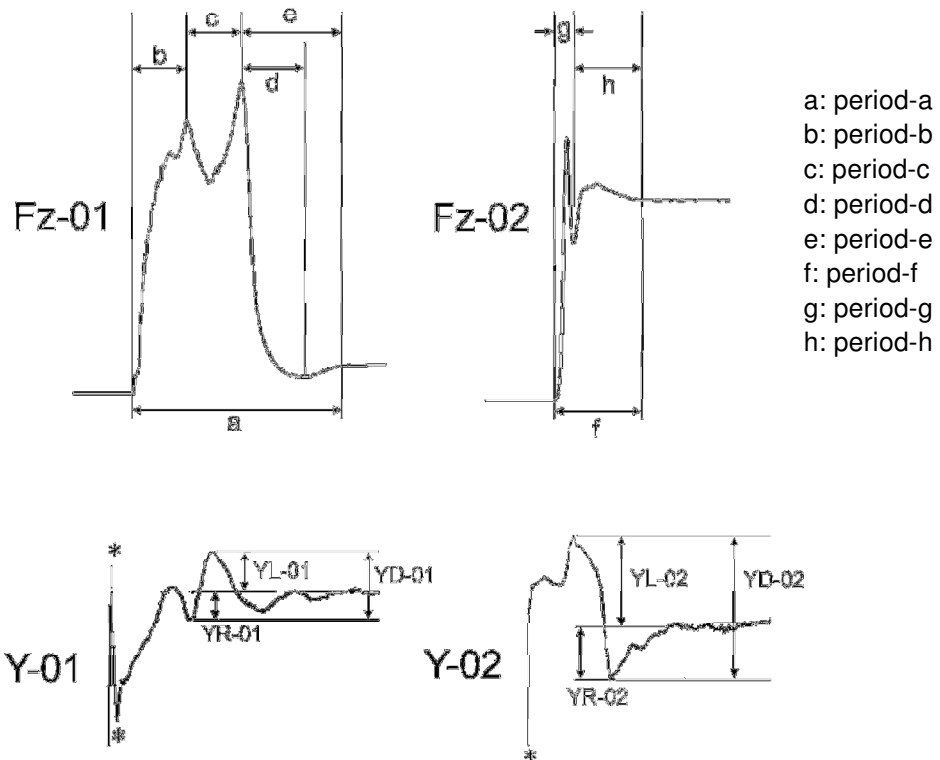


Fig. 4: Definition of the analyzed values obtained from the force plates (see text). For the Y-01 and Y-02 values the initial lateral deviation caused by the initial step (*) was excluded.

Figure 5

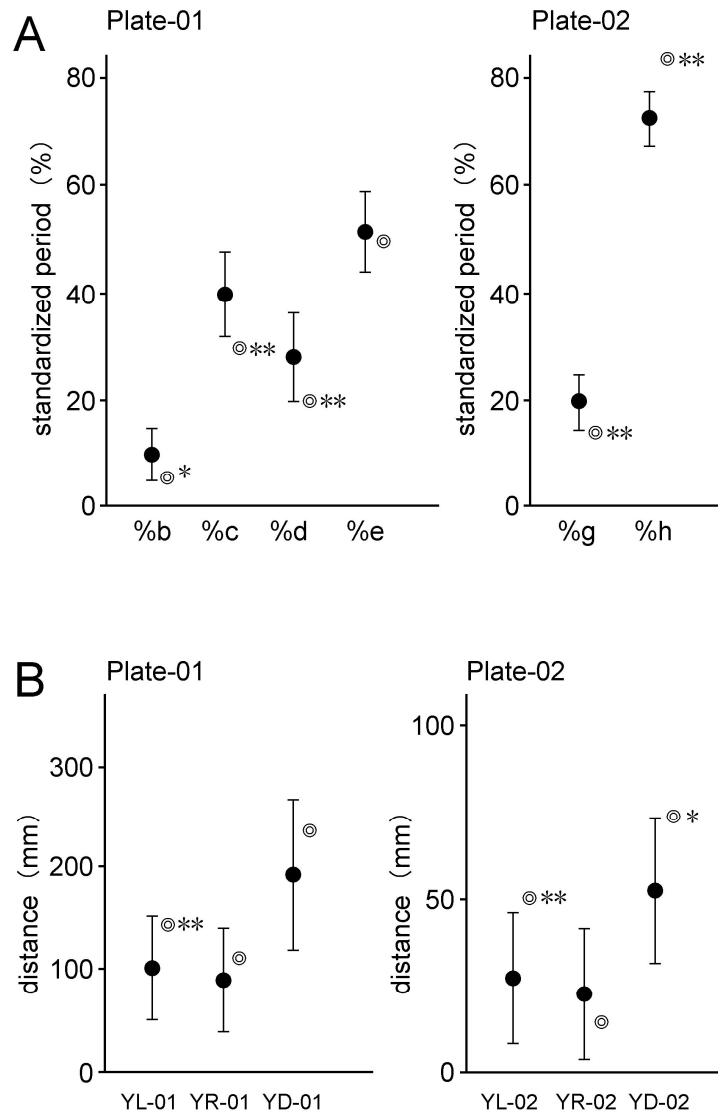


Fig. 5: Standardized periods of the movement components (A) and lateral deviation of the center of gravity (B). Vertical bars indicate standard deviation. Refer text and Fig. 4 for abbreviations in the label. Values for a patient were plotted (⊙) with significant difference from the range of normal subjects (* $p < 0.03$, ** $p < 0.01$).

Abstract

Purpose. The objective of the present study was to digitally express a common daily movement of sitting down (seating maneuver) and to show an analytical example of normative indices of such a daily movement.

Basic procedures. Sequential traces of moments and the center of pressure (CoP) during the seating maneuver approaching with steps to and sitting on a stool were measured using two force plates and we decided on normal ranges of parameters based on the vertical moment and lateral deviation of the CoP. In addition to the normal data recorded from ten healthy subjects a data set from a patient was plotted.

Main findings. Normative indices to express the sequential movement were obtained. The patient showed abnormal values of the indices, which could be

quantitative indicators to evaluate the normality and grade of abnormality.

Conclusions. We introduced a method for the quantitative screening of a daily movement using force plates. The results showed normative values, and the method could be used to reveal abnormalities in a daily movement in a patient with mild movement disability.

Key Words: force plate, sitting, pressure center, human
