脳血管疾患における Timed Up and Go test の 試行間の変動と歩行自立度の関係

Relationship of Variation of TUG Test Times with Gait Independence of Stroke Patients

北地 雄¹⁾ 原 辰成¹⁾ 佐藤 優史¹⁾ 原島 宏明¹⁾ 宮野 佐年¹⁾

YU KITAJI¹⁾, YOSHINARI HARA¹⁾, YUJI SATOU¹⁾, HIROAKI HARASHIMA¹⁾, SATOSHI MIYANO¹⁾

¹⁾ Department of Rehabilitation, Tokyo General Hospital, Southern Tohoku Research Institute: 3-15-2 Ekoda, Nakano-ku, Tokyo 165-0022, Japan. TEL+81 3-3387-5421 E-mail: kitaji_you@yahoo.co.jp

Rigakuryoho Kagaku 27(4): 427-432, 2012. Submitted Feb. 6, 2012. Accepted Mar. 8, 2012.

ABSTRACT: [Purpose] We investigated whether gait independence of stroke patients can be predicted from changes in the results of the timed up-and-go test (TUG). [Subjects] The subjects were 42 hemiplegic stroke patients. [Method] We timed TUG twice. The variation in the performance time was the difference between the first and the second trial (TUG Δ cmf and TUG Δ max, respectively), and we computed the performance times adjusting for the difference. [Results] Gait independence was related to TUG Δ cmf and TUG Δ max (Odds Ratios of 9.6 and 56.2), and the both the sensitivities and specificities of TUG Δ cmf and TUG Δ max showed high values. [Conclusion] When the variation in TUG times between trials exceeds 1 second, there is a possibility of gait dependence.

Key words: reproducibility, gait independence, variation between trials

要旨:〔目的〕Timed Up and Go test (以下, TUG) の試行間の変動から歩行自立度を予測すること. 〔対象〕脳血管疾患後片麻痺者 42 名とした. 〔方法〕TUG を 2 回繰り返して計測した. 遂行時間の変動は 1 試行目と 2 試行目の差 (以下, それぞれ TUG 快適差と TUG 最大差) と, 遂行時間で調整した 1,2 試行目の差として算出した. 〔結果〕歩行自立度は TUG 快適差と TUG 最大差に関連していた (オッズ比は 9.6 倍と 56.2 倍). 感度および特異度は TUG 快適差と TUG 最大差とともに高値を示した. 〔結語〕TUG の試行間の変動が 1 秒以上であると歩行が自立していない可能性がある.

キーワード: 再現性, 歩行自立度, 試行間変動

¹⁾ 医療法人財団健貢会総合東京病院 リハビリテーション科: 中野区江古田 3-15-2 (〒165-0022) TEL 03-3387-5421

I. はじめに

環境が安定している閉鎖スキルにおける運動では、一般的に再現性が高いとその運動のパフォーマンスも高くなる¹ことが知られている。この背景には、学習による内部モデルの獲得がある。例えば歩行練習の一般的な臨床場面においては、歩容や時間などの目標があり、それと現状の間の誤差を認識し修正を図っていくというフィードバック誤差学習がおこなわれている。このフィードバック誤差を認識している段階では、修正をおこなうため一般的に再現性は低下するものの、いったん最適な内部モデルを獲得できれば、フィードバック誤差はないかあるいは小さくなることにより再現性は高くなると考えられる。

現在、歩行の再現性(以下、再現性)として歩幅や立脚・遊脚時間などの変動を対象に精力的な研究がなされている。そして、加齢により再現性は低下すること²⁾、再現性が低い(変動が大きい)と転倒リスクが高くなること³⁾、歩行能力が低下したという主観的な感覚と再現性が関連⁴⁾することなどが報告されている。さらに、脳血管疾患後片麻痺者の歩行においては、非麻痺側下肢と比較し麻痺側下肢において再現性が低くなり、両肢間の差異が大きいと身体能力が低く、麻痺は重度となり、歩行の非対称性は強くなる⁵⁾。この関連性は、歩行の再現性と無症候性脳血管障害⁶⁾や大脳白質障害の大きさとの関係⁷⁾などとも関わるものである。最近では、個人内の変動としての再現性の高低は、測定誤差の大小ではなく神経生物学的障害の程度を反映するとの見方が提案されている⁸⁾。

この再現性は、連続的な動作からなる定常歩行に比べ、動作の断続した歩行において低下する⁹⁾。このことは、加速や減速や方向転換などの断続的な動作の多い日常的な歩行場面において再現性が低下することを意味する。したがって、日常的な要素を含んだ歩行検査による再現性の検討が重要である。しかしながら上述したほとんどの研究例は、再現性を10 m以内の歩行マットの上を歩くことによる検討にとどまっており、日常的な歩行の要素を十分に含んでいない。また、再現性は、繰り返し計測によっても検討¹⁰⁾されている。この場合、繰り返し計測に耐えうる歩行能力を持つことが前提となり、特に臨床の場において評価が必要となるような歩行能力が低い対象者を評価できない可能性がある。

そこで、少ない繰り返し回数からなる、日常的な要素を含んだ歩行検査の試行間の遂行時間の相対的・絶対的変動を検討し、歩行の再現性(試行間変動)と身体能力、歩行能力や歩行自立度との関連を検討することを目的とした。

II. 対象と方法

1. 対象

対象は回復期リハビリテーション病棟に入院していた脳血管疾患により片麻痺を呈した42名(平均年齢 62.7 ± 12.2 歳、男性33名、女性9名)とした。対象者の発症からの期間は 100.0 ± 50.2 日であった。対象の取り込み基準は介助なくTUGが可能であることとし、装具や歩行補助具の使用の有無は問わなかった。除外基準は、明らかな高次脳機能障害や認知症によりテストの遂行に支障をきたしたり日常歩行や歩行自立度判定に影響を及ぼしたりするもの、身体に著しい変形を有するもの、骨折や靱帯損傷などの骨関節疾患の既往のあるものとした。

対象者には事前に研究の概要を説明し、理解を得たうえで研究参加の同意を得た。

2. 方法

測定項目は歩行の日常的な要素を含むと考えられるTUGを用いた。麻痺の質的な重症度として麻痺側下肢のBrunnstrom Recovery Stage(以下、BRS)を、身体能力の指標として麻痺側下肢荷重率(以下、荷重率)、Functional Balance Scale(以下、FBS)を、日常生活自立度の指標としてBarthel Index(以下、BI)、歩行自立度、および基本的属性を測定・調査した。

歩行自立度は各対象者が病棟生活において実際に行っている手段、すなわちしているActivities of Daily Living(以下、ADL)から判定した。つまり、実際の病棟生活において歩行距離を問わず、一切の介助や見守りが不要であり、移動手段として必ず歩行を行っている場合を自立群とした。非自立群は、歩行距離を問わず、わずかでも介助や見守りが必要であったり車いすを併用していたりする場合とした。

TUG¹¹⁾は可能な限り最大努力で行う最大速度条件(以下、TUG最大)と、自己のペースにて快適な歩行を行うよう指示した快適速度条件(以下、TUG快適)をそれぞれ2回繰り返し行った。なお、最大速度歩行後における快適速度歩行への後効果(after effect)¹²⁾を考慮し快適速度条件を先に課した。再現性はTUGの遂行時間の試行間変動から検討した。つまり、絶対的な変動として、1回目と2回目の遂行時間の差を常に正数となるように減算したもの(以下、それぞれTUG快適差とTUG最大差とする)を算出、相対的な変動として、遂行時間を考慮した変動率「 $\frac{\text{遂行時間の遅い試行} - \text{遂行時間の速い試行}}{\text{遂行時間の速い試行}} \times 100$ 」(以下、それぞれ調整TUG快適差と調整TUG最大差とする)を算出した。また、2回繰り返し計測値の級内相関係数(Intraclass correlation coefficients; 以下、ICC)を求めた。

荷重率は麻痺側下肢への荷重量を測定するものであり、歩行自立度¹³⁾や階段昇降自立度¹⁴⁾との関連性があるこ

とが報告されている。測定では市販体重計（TANITA 社製アナログヘルスメータ）に麻痺側下肢を、市販体重計と高さを合わせた足台に非麻痺側下肢を置いた立位姿勢とした。両足底の間は約 10 cm で対象者が快適と感じる幅とした。このような設定で、5 秒間の安定した姿勢保持が可能となる麻痺側下肢への最大荷重(kg)を体重(kg)で除し、その値を荷重率とした。測定中の装具の着用は許可し、歩行補助具など支持物の使用は認めないものとした。

FBS¹⁵⁾は全 14 項目について 0～4 の選択肢からもっとも近いと考えられる段階を選択した。脳血管疾患後片麻痺の FBS について、丹羽は^{16,17)}タンデム立位では麻痺側下肢を後脚肢に、片脚立位では麻痺側下肢を支持脚とし、歩行能力などとの関係を報告している。そこで、前記 2 項目は麻痺側における得点を採用した。評価の際の装具の着用は許可した。

BI は「している ADL」にて評価を行った。

TUG の再現性を表す ICC を自立群と非自立群に分けて解析した。測定項目間の関係を Pearson と Spearman の相関係数から分析した。歩行自立群と非自立群における群間差を t 検定と Mann-Whitney 検定にて比較した。TUG 快適差と調整 TUG 快適差および TUG 最大差と調整 TUG 最大差について Wilcoxon の符号付順位検定を用いて比較した。歩行再現性の指標が歩行自立度に与える影響を確認するために、歩行自立度を従属変数、歩行安

定性の指標を独立変数とした多重ロジスティック回帰分析を行った。また、歩行再現性の指標を説明するものとして、歩行安定性の指標を従属変数、TUG・荷重率・FBS・BI・BRS を独立変数とした重回帰分析も行った。そして、歩行安定性の指標に臨床的意義を与えるため、歩行自立の可否を判断するカットオフ値を Receiver Operating Characteristic Curve（以下、ROC 曲線）から判断した。

統計処理には SPSS18.0J for Windows を使用し、有意水準は 5% とした。

III. 結 果

全対象者のうち自立群 23 名、非自立群が 19 名であった。自立群と非自立群の間において身体能力や麻痺の重症度に有意差がみられた。詳細を表 1 に、ICC を表 2 に示す。なお、単一測定値と平均測定値がほぼ同様の数値であったので、ここでは単一測定値の結果を示した。

年齢と体重 ($r = -0.44$, $p < 0.01$)、体重と TUG 快適速度 ($r = -0.31$, $p < 0.05$) に有意な相関があった。また、TUG 快適、TUG 最大、TUG 快適差、TUG 最大差、荷重率、FBS、BI、BRS にはすべての項目間で有意な相関があった ($p < 0.01$)。調整 TUG 快適差は TUG 快適差と FBS と BI に有意な相関があった ($p < 0.01$)。調整 TUG 最大差は TUG 最大と TUG 最大差と FBS と BI に有意な相

表 1 対象者の属性

	全体	自立群	非自立群	
年齢 (歳)	62.7 ± 12.2	61.5 ± 14.7	64.0 ± 8.8	
体重 (kg)	59.3 ± 12.6	60.1 ± 13.7	58.4 ± 11.4	
性別 (名)				
男性	33	19	14	
女性	9	4	5	
発症からの期間 (日)	100.0 ± 50.7	96.5 ± 51.9	104.2 ± 50.5	
BRS				**
III	2	0	2	
IV	12	0	12	
V	13	8	5	
VI	15	15	0	
TUG 快適速度 (秒)	24.8 ± 17.9	12.4 ± 3.2	39.0 ± 17.4	**
TUG 最大速度 (秒)	19.2 ± 15.1	9.4 ± 2.4	30.6 ± 15.7	**
荷重率 (%)	71.7 ± 17.7	84.2 ± 9.0	57.2 ± 13.7	**
FBS (点)	44.9 ± 9.0	51.5 ± 2.6	37.1 ± 7.2	**
BI (点)	77.3 ± 18.4	88.4 ± 12.9	64.3 ± 15.0	**
TUG 快適差 (秒)	1.8 ± 2.2	0.6 ± 0.6	3.2 ± 2.6	**
TUG 最大差 (秒)	1.5 ± 1.7	0.4 ± 0.3	2.7 ± 1.9	**
調整 TUG 快適差	6.9 ± 6.1	5.2 ± 5.4	8.8 ± 6.4	*
調整 TUG 最大差	6.8 ± 5.2	4.4 ± 3.4	9.5 ± 5.7	**

表 1. * $p < 0.05$, ** $p < 0.01$

性別、BRS 以外は平均 ± 標準偏差を表す。

関があった ($p<0.05$)。発症からの期間はいかなる変数とも有意な相関がみられなかった。詳細を表3に示す。

歩行自立群と非自立群の比較において年齢、体重、発症からの期間に有意差はなかった。また、TUG 快適、TUG 最大、TUG 快適差、TUG 最大差、調整TUG 快適差、調整TUG 最大差、荷重率、FBS、BI、BRSに有意差がみられた (調整TUG 快適差のみ $p<0.05$ 、その他 $p<0.01$)。

TUG 快適差と調整TUG 快適差およびTUG 最大差と調整TUG 最大差の間に有意差がみられた ($p<0.01$)。

従属変数を歩行自立度、独立変数を歩行安定性の指標とした変数増加法 (尤度比) によるロジスティック回帰分析の結果、TUG 快適差とTUG 最大差が有意な変数として取り込まれた ($p<0.01$)。

なお、多重共線性の目安とするために再現性の指標間の相関の強さを調べたところ、どの指標間の組み合わせについても r が 0.9 未満¹⁸⁾であったので解析を実行した。

相関行列やロジスティック回帰分析から、有意な相関を示す項目数が少なく、歩行自立度に影響する有意な因子として取り込まれなかったもので、この指標のさらなる

調査を目的として、調整TUG 快適差と調整TUG 最大差についてステップワイズ法による重回帰分析をおこなった。調整TUG 快適差と調整TUG 最大差ともBIのみが有意な変数として取り込まれた。回帰式の予測精度は、調整TUG 快適差と調整TUG 最大差でそれぞれ調整済み $R^2 = 0.23$ と調整済み $R^2 = 0.10$ であった。

ロジスティック回帰分析にて、取り込まれたTUG 快適差と最大差について、歩行自立を判断するカットオフ値を表4に示す。なお、速度で調整した再現性の指標にも臨床に有用な意義を与えるため、カットオフ値を提示する (表4)。

IV. 考 察

今回、加速や減速や方向転換など日常的な要素を含む検査であるTUGを使用し、少ない繰り返し回数にてその再現性 (試行間変動) を検討し、TUGの再現性と身体能力および歩行自立度などの影響を検討した。

対象者の属性から、自立群と非自立群のあいだの身体能力の二極化が示唆される。この身体能力の二極化が考えられる対象者でも、0.7以上であれば信頼性が高い¹⁸⁾といわれているICCによるTUGの再現性は高く、0.97以上と良好であった。

相関分析から、再現性の指標としたTUG 快適差とTUG 最大差および調整TUG 快適差と調整TUG 最大差はともに身体能力の指標やBRSおよびBIとの相関が認

表2 TUGの再現性

	自立群		非自立群	
	快適速度	最大速度	快適速度	最大速度
ICC (1.1)	0.97	0.98	0.97	0.98

表3 評価測定項目間の相関係数

	TUG 快適差	TUG 最大差	調整TUG 快適差	調整TUG 最大差
TUG 快適	.590**	.666**	.170	.292
TUG 最大	.538**	.704**	.123	.350*
荷重率	-.544**	-.542**	-.228	-.277
FBS	-.698**	-.636**	-.397**	-.317*
BI	-.642**	-.551**	-.469**	-.393**
BRS	-.563**	-.554**	-.276	-.298
TUG 快適差		.501**	.866**	.279
TUG 最大差			.170	.851**
調整TUG 快適差				.111

表3. * $p<0.05$, ** $p<0.01$

表4 歩行自立判断における歩行再現性の指標のカットオフ値、感度、特異度およびAUC

	カットオフ値	感度 (%)	特異度 (%)	AUC
TUG 快適差	0.8 秒	82.6	84.2	0.889
TUG 最大差	1.0 秒	95.7	89.5	0.921
調整TUG 快適差	3.6	56.5	84.2	0.701
調整TUG 最大差	4.3	65.2	84.2	0.767

AUC; Area Under the Curve (曲線下面積)

められた。有意な相関を認めた項目数や相関係数はともにTUG快適差と最大差の方が大きかった。これは、TUG遂行時間で調整しない試行間の変動(歩行再現性の指標)の方が身体能力や麻痺の質的な重症度およびADL自立度とより強い関連があることを示唆する。これらは、方法論は異なるが、歩行の再現性が身体能力や麻痺の重症度と関連することを報告した先行研究^{5,19)}と類似する結果である。これらの報告において検討された歩幅や歩隔および遊脚期時間の変動⁵⁾、または歩行周期の変動¹⁹⁾と本研究において対象とした試行と試行の間の変動が類似する結果になっているということは、歩幅や歩行周期および歩行テストの繰り返し試行間の変動に影響を与えている共通の因子が、身体能力も低下させている可能性があることを示唆するものと考ええる。また、Verghezeらは歩行速度と歩幅がペース因子、遊脚期時間と両脚支持期時間がリズム因子、歩幅の変動と遊脚期時間の変動が変動因子に分けられる^{20,21)}としている。つまり、歩幅や歩行周期および歩行の試行と試行の間の変動は歩行速度に関わらず生じる可能性がある。そして、歩行の試行と試行の間の変動という因子を簡易に評価するには本研究が有用であると考えられる。

遂行時間で調整した歩行の再現性の指標である調整TUG快適差と調整TUG最大差は、FBSおよびBIと関連し、重回帰分析においてBIのみが採択された。また、再現性の指標間の比較(TUG快適差とTUG最大差および調整TUG快適差と調整TUG最大差)では、相対的変動と絶対的変動の両者が有意に異なる結果となった。これは、調整TUG快適差などの再現性の指標が身体能力よりADL自立度と関連することを示す。ADL自立度に身体能力以外で影響を与える因子とは、おもに認知機能と考えられる。実際に再現性の高低(個人内の変動)が認知を含めた高次脳機能を反映することが報告されており^{22,23)}、今回の結果にこれが反映されたのかもしれない。しかし、この点を明らかにするには認知機能を含めた直接的な検討をしなければならず、今後の課題である。

歩行自立群と非自立群に分けて各項目を比較すると、ほとんどの項目で有意に異なっていた。詳細を見ると、表1より自立群はTUGの試行間の変動(TUG快適差とTUG最大差)がほぼ1秒以内に収まるのに対し、非自立群は試行間の変動がばらついていた。TUGは環境の安定した閉鎖スキルであるため、歩行が自立しているような身体能力の高さをもつ対象者にとっては、1秒以内の誤差で遂行できるものと考えられる。これは、閉鎖スキルにおける再現性の高さとパフォーマンスの高さの関連を支持するものである。

歩行自立度と関連した歩行再現性の指標は、TUG快適差とTUG最大差であった。オッズ比はそれぞれ9倍と56倍であり、たった2回の繰り返し測定であるが、その2回の遂行時間の差が快適速度であれ最大速度であれ、

1秒以上であることは歩行が自立していないことを示すという結果となった。ROC曲線から判断したカットオフ値による感度と特異度、およびAUCの高さはTUG快適差とTUG最大差が歩行自立度と関連性の強い指標であることを示している。

上記より、今回の2回繰り返しによる再現性はICCから検討すると良好であり、身体能力や麻痺の重症度および歩行自立度と関連があるという結果となった。これは、歩行が自立するような身体能力を有するものはTUGを1秒以内の誤差で遂行可能であるが、非自立群はそうではないことが考えられる。これらから、繰り返し回数が2回でも身体能力や歩行自立度予測はある程度可能であると考えられる。

定常歩行は間脳より下位の中枢神経のみの関与で可能²⁴⁾であり、特にCentral Pattern Generator(以下、CPG)がリズム生成とパターン形成²⁵⁾に関わる。従来の歩行再現性の指標(歩行周期変動など)は、おもにこのリズム生成の変動に注目している。しかし、CPGは高等動物ほどより上位中枢からの影響を受けヒトの歩行においては「歩行運動の脳化」²⁶⁾が起きていると考えられている。よって、TUGのような歩行の開始や停止および方向転換などの要素を含む運動においては、さらに皮質の役割が大きくなると推測される。したがって、今回の歩行再現性の指標(試行間の変動)は、比較的容易であるにも関わらず随意的な制御を必要とする課題を用いることで、より皮質の関与が大きくなるような状況をもたらすと考えられる。安定した歩行には、開放系である筋骨格系において、エネルギーの流入と流出の定常状態と²⁷⁾神経系との相互作用²⁸⁾が関わっていると考えられる。つまり、今回の歩行非自立群におけるTUGの繰り返し計測の1秒以上の変動は、身体能力が低下するような筋骨格系の変化や随意運動が拙劣となるような麻痺または脳障害により、筋骨格系と神経系の絶妙な相互作用が崩れた結果生じたと考えられる。

脳血管疾患後片麻痺者を対象に、TUGの再現性(試行間の変動)から身体能力、歩行能力や歩行自立度との関連を検討した。TUGの試行間の変動が1秒以上であると病棟の日常生活における歩行が自立しないことが予測される。

補遺 本稿は、「パフォーマンステストのばらつきから歩行の安全性を予測する」として、第46回日本理学療法学会大会において発表したものに再検討を加え論文化したものである。

引用文献

- 1) 麓 信義(著)、宮本省三、沖田一彦(選):運動学習の理論。運動制御と運動学習。協同医書出版社、東京、1997、

- pp233-267.
- 2) Callisaya ML, Blizzard L, Schmidt MD, et al.: Ageing and gait variability—a population-based study of older people. *Age Ageing*, 2010, 39(2): 191-197.
 - 3) Hausdorff JM, Rios DA, Edelberg HK: Gait variability and fall risk in community-living older adults: a 1-year prospective study. *Arch Phys Med Rehabil*, 2001, 82(8): 1050-1056.
 - 4) Brach JS, Perera S, Studenski S, et al.: Meaningful change in measures of gait variability in older adults. *Gait Posture*, 2010, 31(2): 175-179.
 - 5) Balasubramanian CK, Neptune RR, Kautz SA: Variability in spatiotemporal step characteristics and its relationship to walking performance post-stroke. *Gait Posture*, 2009, 29(3): 408-414.
 - 6) Rosano C, Brach J, Studenski S, et al.: Gait variability is associated with subclinical brain vascular abnormalities in high-functioning older adults. *Neuroepidemiology*, 2007, 29(3-4): 193-200.
 - 7) Srikanth V, Beare R, Blizzard L, et al.: Cerebral white matter lesions, gait, and the risk of incident falls: a prospective population-based study. *Stroke*, 2009, 40(1): 175-180.
 - 8) Verghese J, Xue X: Predisability and gait patterns in older adults. *Gait Posture*, 2011, 33(1): 98-101.
 - 9) Paterson KL, Lythgo ND, Hill KD: Gait variability in younger and older adult women is altered by overground walking protocol. *Age Ageing*, 2009, 38(6): 745-748.
 - 10) 清野恵美子, 荒畑和美, 久保 晃・他: 脳卒中片麻痺患者の歩行安定性の検討(第2報)—10 m × 5回の歩行時間と変動係数から—。理学療法科学, 1995, 22(suppl): 6.
 - 11) Podsiadlo D, Richardson S: The timed “Up & Go”: a test of basic functional mobility for frail elderly persons. *J Am Geriatr Soc*, 1991, 39(2): 142-148.
 - 12) 安藤正志, 丸山仁司, 小坂健二: 異なる歩行速度が快適歩行におよぼす影響。理学療法科学, 1995, 22(1): 10-18.
 - 13) 明崎禎輝, 山崎裕司, 野村卓生・他: 脳血管障害患者における歩行自立のための麻痺側下肢荷重率。高知リハビリテーション学院紀要, 2007, 8: 27-31.
 - 14) 明崎禎輝, 山崎裕司, 野村卓生・他: 脳血管障害片麻痺患者の麻痺側下肢荷重率と階段昇降能力の関連。理学療法科学, 2008, 23(2): 301-305.
 - 15) Berg K, Wood-Dauphinee S, Williams JJ, et al.: Measuring balance in the elderly: preliminary development of an instrument. *Physiother Can*, 1989, 41(6): 304-311.
 - 16) 丹羽義明: 脳卒中片麻痺患者における Berg Balance Scale の有用性。理学療法科学, 1999, 26 (suppl): 24.
 - 17) 丹羽義明: 脳卒中片麻痺患者のバランス評価における Berg Balance Scale の有用性。理学療法科学, 2000, 27 (suppl): 237.
 - 18) 対馬栄輝: SPSS で学ぶ医療系多変量データ解析。東京図書, 東京, 2008, pp114, pp212.
 - 19) 新井智之, 柴 喜崇, 渡辺修一郎・他: 10 m 歩行における歩行周期変動と運動機能, 転倒との関連—小型加速度計を用いた測定—。理学療法科学, 2011, 38(3): 165-172.
 - 20) Verghese J, Holtzer R, Lipton RB, et al.: Quantitative gait markers and incident fall risk in older adults. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 2009, 64(8): 896-901.
 - 21) Verghese J, Robbins M, Holtzer R, et al.: Gait dysfunction in mild cognitive impairment syndromes. *J Am Geriatr Soc*, 2008, 56(7): 1244-1251.
 - 22) Burton CL, Strauss E, Hultsch DF, et al.: Intraindividual variability as a marker of neurological dysfunction: a comparison of Alzheimer’s disease and Parkinson’s disease. *J Clin Exp Neuropsychol*, 2006, 28(1): 67-83.
 - 23) Dixon RA, Garrett DD, Lentz TL, et al.: Neurocognitive markers of cognitive impairment: exploring the roles of speed and inconsistency. *Neuropsychology*, 2007, 21(3): 381-399.
 - 24) 望月仁志, 宇川義一: 神経学における歩行 Review. *Brain Medical*, 2007, 19(4): 317-321.
 - 25) Burke RE, Degtyarenko AM, Simon ES: Patterns of locomotor drive to motoneurons and last-order interneurons: clues to the structure of the CPG. *J Neurophysiol*, 2001, 86(1): 447-462.
 - 26) 中階克己, 森 大志: 歩行と大脳皮質. *Brain Medical*, 2007, 19(4): 333-339.
 - 27) 矢野雅文, 富田 望, 牧野悌也: 適応的な歩行運動のシミュレーション. *Brain and Nerve*, 2010, 62(11): 1173-1181.
 - 28) 萩原直道: ニホンザルのモデル化と二足歩行シミュレーション. *Brain and Nerve*, 2010, 62(11): 1183-1192.