

【原 著】

地域在住脳血管疾患患者における歩行時の外乱刺激に対する
姿勢制御反応

酒井 美園¹⁾ 柴 喜崇²⁾ 色川 亜美³⁾
大淵 修一⁴⁾ 佐藤 春彦²⁾ 前田 真治⁵⁾

- 1) 北里大学大学院医療系研究科 2) 北里大学医療衛生学部
3) 青葉病院リハビリテーション科
4) 東京都老人総合研究所介護予防緊急対策室
5) 国際医療福祉大学大学院リハビリテーション学

1. はじめに

脳血管疾患は、転倒発生率が高い中枢性疾患である。健常高齢者の過去1年の転倒発生率は20～30%であるのに対し¹⁾、同年齢の脳血管疾患患者の転倒発生率は、入院者では約50%²⁾、退院後の自宅では40～50%と非常に高い³⁾。この転倒に伴って発生する、重篤な骨折や転倒後症候群は、精神面や活動面へ影響を及ぼすとされている⁴⁾。

姿勢制御は、合目的な動作を行う場合や不意の外乱が与えられた場合に、転倒せずに姿勢を安定させるうえで重要である。ところが脳血管疾患患者のように、十分な筋張力が発揮されない筋力低下、筋張力が発揮されても十分な関節運動とならない関節可動域制限、環境からの情報入力 of 感知を司る感覚器の機能低下、筋収縮の順序やタイミング、出力の協調性を司る大脳基底核や小脳といった中枢神経系の機能低下は姿勢制御に支障をきたす⁵⁾。その結果、脳血管疾患患者には、つまずきや滑りといった不意の外乱刺激に適応できず転倒する場合や、椅子からの立ち上がり、または移乗動作といった姿勢の変化に適応できずに転倒する場合が多い⁶⁾。

これまでに、脳血管疾患患者の静止立位保持の姿勢制御が不良である要因は、麻痺側への荷重が

不十分なこと⁷⁾、感覚障害が重度なことや麻痺側膝伸展筋力が弱いこと⁸⁾が挙げられている。また、Kirkerらは、脳血管疾患患者の立位時に不意の外乱刺激を与えたときの姿勢制御反応について、麻痺側では下肢筋の筋反応潜時が長くなることを報告し⁹⁾、Marigoldらは脳血管疾患患者に対する素早い動きを伴う運動介入により、この筋反応潜時が短くなることを示している¹⁰⁾。筋反応潜時が長くなることは、身体が立ち直るための動作の遅れとなって表れると考えられる。これら2つの報告は、脳血管疾患患者の姿勢制御には筋反応潜時に着目することが重要であること、また、運動介入によりそれが改善する可能性があることを示唆している。

このように脳血管疾患患者を対象に、立位時においてはさまざまな研究が行われている。しかし、転倒の頻度が高いのは歩行時である¹¹⁾。脳血管疾患患者につまずきや滑りなどの不意の外乱刺激を与えた際に、神経系や筋骨格系の働きが姿勢制御にどのように起こり、運動機能低下とどのように関連しているのかを明らかにしたものは少ない。また報告されているものにおいては下腿の筋のみの筋反応であり¹²⁾、大腿の筋も含めてどのように姿勢制御が行われるのかは、いまだ解明されていない。

そこで、本研究では、左右独立して歩行ベルトの速度を急激に変化させることが可能な両側分離型トレッドミルを用い、歩行時に不意の外乱刺激を与え、そのときにみられる地域在住脳血管疾患患者と地域在住健常高齢者の姿勢制御反応を表面筋電波形からの筋反応潜時によって比較した。そして、歩行時の不意の外乱刺激に対する地域在住脳血管疾患患者の姿勢制御反応の特徴を検討した。

- 1) 〒228-0807 神奈川県相模原市北里 1-15-1
2) 〒228-8555 神奈川県相模原市北里 1-15-1
3) 〒154-0004 東京都世田谷区太子堂 2-15-2
4) 〒173-0015 東京都板橋区栄町 35-2
5) 〒324-8501 栃木県大田原市北金丸 2600-1

〔 論文投稿日：2007年10月17日 〕
〔 論文受理日：2007年12月25日 〕

2. 対 象

両側分離型トレッドミル（日立製作所社製，PW21）上で，手すりにつかまらずに歩行が可能であった地域在住脳血管疾患患者（以下，脳血管疾患患者）19名の内，過去1年間の転倒歴のない¹⁾13名（男性13名，平均年齢 65.4 ± 7.8 歳，平均身長 167.0 ± 6.1 cm，平均体重 63.4 ± 6.0 kg）を対象とした。過去1年間の転倒歴は転倒の危険因子として明らかであるが，転倒歴のある者は転倒歴のない者とは姿勢制御が異なる要因を含む^{13,14)}とされていることを考慮して今回の対象から除外した。なお，転倒歴のある6名は，転倒歴のない者よりも最大歩行速度が統計学的に有意に遅いことを確認した（Mann-WhitneyのU検定， $P=0.007$ ）。13名の脳血管疾患患者の下肢のBrunnstrom Recovery Stage（以下，BRS）は，IIIが5名，IVが3名，Vが3名，VIが2名であった。なお，BRSとは運動麻痺の程度をIからVIの6段階で表す分類であり，数字が大きいほど運動麻痺の程度が軽いことを表す¹⁵⁾。また，脳血管疾患患者全員は慢性期であり，発症からの期間は2～17年であった。日常生活の歩行に用いる装具は，使用なしが9名，1本杖のみ使用が2名，1本杖と短下肢装具使用が2名であった（表1）。脳血管疾患患者は，医療機関に外来通院している患者を対象に，身体の一側に麻痺の症状がある片麻痺患者であること，1人での歩

行が可能なこと，の受け入れ基準の下に募集した。

健常高齢者は，S市のシルバー人材センターに登録されている高齢者から募集した。また，明らかな整形外科疾患ならびに中枢神経疾患のない地域在住健常高齢者（以下，健常高齢者）16名（男性9名，女性7名，平均年齢 70.1 ± 2.8 歳，平均身長 157.5 ± 9.2 cm，平均体重 60.3 ± 13.7 kg）を対象とした（表1）。すべての対象者には測定前に本研究の目的と方法，参加することで受ける利益と不利益などについて書面と口頭で説明し，書面にて同意を得た。なお本研究はヘルシンキ宣言に沿って実施した。

3. 方 法

脳血管疾患患者には，10m最大歩行速度を事前に測定し，各個人それぞれの最大歩行速度の30%を測定で用いるトレッドミル歩行速度として設定した（平均最大歩行速度 5.5 ± 1.7 km/h，範囲3.4 - 9.8km/h）（平均トレッドミル歩行速度 1.7 ± 0.5 km/h，範囲1.0 - 2.9km/h）。脳血管疾患患者は，普段使用している装具を用いてトレッドミル上を3分間歩行し，最初の1分間は外乱刺激を与えない通常歩行，次の1分間は非麻痺側に任意の間隔で3回の外乱刺激，最後の1分間は麻痺側に任意の間隔で3回の外乱刺激を与えた。健常高齢者には，トレッドミル歩行速度を全員2km/hに設定して5分間

表1 脳血管疾患患者と健常高齢者の属性

	脳血管疾患患者 (n=13)	健常高齢者 (n=16)	P 値
年齢 (歳)	65.4 ± 7.8 (54 - 78)	70.1 ± 2.8 (65 - 75)	0.083
性別 (男/女)	13 / 0	9 / 7	—
身長 (cm)	167.0 ± 6.1 (153.0 - 177.0)	157.5 ± 9.2 (142.0 - 172.1)	0.006
体重 (kg)	63.4 ± 6.0 (52.0 - 75.0)	60.3 ± 13.7 (40.0 - 89.5)	0.475
下肢 BRS (III/IV/V/VI) (人)	5 / 3 / 3 / 2	—	—
麻痺側 (右/左)	9 / 4	—	—
装具使用者 (人)	1本杖のみ：2 1本杖と金属支柱付短下肢装具：1 1本杖とプラスチック性短下肢装具：1	—	—

BRS; Brunnstrom Recovery Stage

平均 ± 標準偏差 (範囲)

歩行し、右側のみに任意の間隔で3回の外乱刺激を与えた。また、靴底にフット・スイッチ（ディケイエイチ社製、PH-450）を取り付けることで踵接地時を同定した。

外乱刺激は、測定者が任意に、踵接地する直前にパーソナルコンピュータから減速指令を出力し、踵接地時にはトレッドミルの片側の歩行ベルトが減速している状態となるように与えた。踵接地時にトレッドミルの歩行速度が減速していることによって、減速しなかったときよりも踵接地側の下肢が前方に残されることとなり、支持基底面に対する体重心が相対的に後方に位置することによって、身体が急に後方へ動揺する外乱刺激となる。外乱刺激の程度は、トレッドミル歩行速度の50%の減速を500msecの間行い、その後再び元の速度に戻した。脳血管疾患患者の測定時には転倒を防ぐ目的でハーネス（バイオデックス社製、BDX-UWS）を装着するとともに、対象者の脇に補助者を立たせ、安全面に配慮した。健常高齢者においても、不測の事態に備えて対象者の両側に2名の補助者をおいた。

筋反応は、筋電計（日本光電社製、Neuropack8 MEB-4208）を用いて、両側下肢の大腿二頭筋、内側広筋、腓腹筋、前脛骨筋の合計8筋の表面筋電

を、電極間距離を3cmとした双極導出によって測定した。外乱刺激の指令の出力、フット・スイッチ、筋電計の出力は、A/D変換器（National Instruments社製、DAQCard-6036E）を通して同期し、パーソナルコンピュータにサンプリング周波数1000Hzにて取り込んだ。

すべてのデータ解析には、脳血管疾患患者は麻痺側への外乱刺激の1回目および非麻痺側への外乱刺激の1回目を、健常高齢者は右側への外乱刺激の1回目をを用いた。筋電図は、筋電位信号に全波整流を行い、外乱刺激を与えた下肢側（以下、外乱刺激側下肢）を解析に用いた。

外乱刺激後から筋が反応するまでの時間として、筋反応潜時を求めた。外乱刺激を与える前の通常歩行時における5歩行周期を抽出し、いずれの筋においても、1歩行周期ごとに筋電位振幅の平均値と標準偏差を解析した。その後に、筋電位振幅の平均値に標準偏差の3倍を加えた値を閾値として算出し、抽出した5歩行周期における閾値の平均を求めた。そして、外乱刺激後、伸張反射による反応を除く50msec後から¹⁶⁾ 閾値の平均を超えるまでの時間を、筋反応潜時として定義した（図1）。なお、1歩行周期とは、踵が接地してから、同側下肢の踵が接地するまでと定義されてい

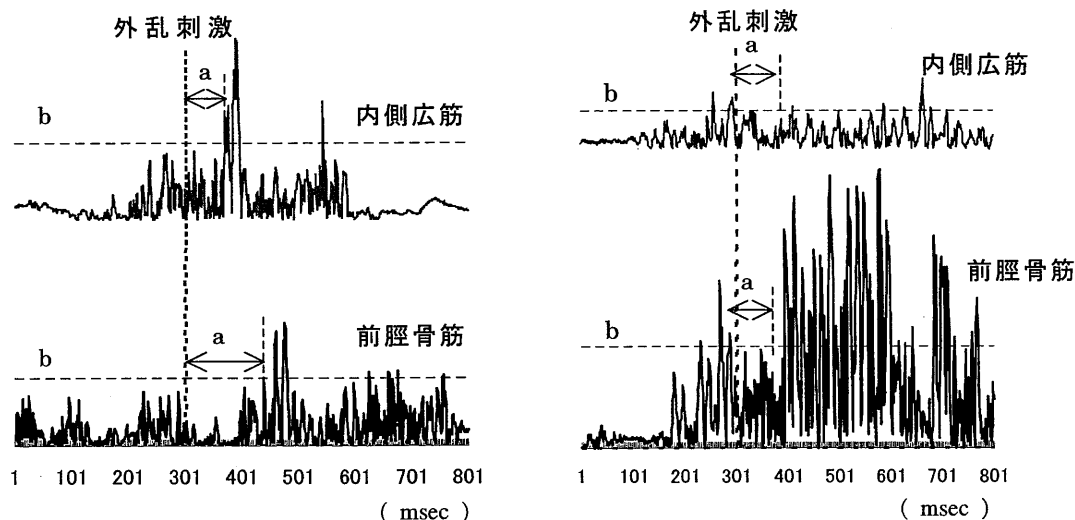


図1 脳血管疾患患者（麻痺側下肢）と健常高齢者（外乱刺激側下肢）の筋電図波形
 麻痺側下肢；麻痺側に外乱刺激を与えたときの麻痺側下肢の筋反応
 外乱刺激側下肢；右側に外乱刺激を与えたときの右側下肢の筋反応
 a；筋反応潜時
 b；通常歩行時における5歩行周期から1歩行周期ごとに算出した閾値の平均

る¹⁷⁾。

脳血管疾患患者と健常高齢者の筋反応潜時の比較には、Mann-Whitney の U 検定を行った。脳血管疾患患者内、または健常高齢者内における、各筋間の筋反応潜時の比較には、Friedman 検定ならびに、Wilcoxon の符号付順位検定を用いた多重比較を実施した。いずれにおいても、有意水準は5%未満とした。

4. 結 果

4-1. 脳血管疾患患者と健常高齢者の筋反応潜時の比較

脳血管疾患患者の麻痺側に外乱刺激を与えた

ときの麻痺側下肢の筋反応潜時と、健常高齢者の外乱刺激側下肢の筋反応潜時の比較において、脳血管疾患患者では有意に前脛骨筋の筋反応潜時が長かった (P=0.003)。その他 3 筋の筋反応潜時には有意な差はみられなかった。一方、非麻痺側に外乱刺激を与えたときの非麻痺側下肢の筋反応潜時と、健常高齢者の外乱刺激側下肢の筋反応潜時の比較では、4 筋すべてに有意な差はみられなかった (表 2)。

4-2. 脳血管疾患患者および健常高齢者における各筋間の筋反応潜時の比較

脳血管疾患患者において、麻痺側に外乱刺激を与えたときの麻痺側下肢の各筋間の比較では、腓腹筋において、内側広筋よりも有意に筋反応潜時

表 2 脳血管疾患患者と健常高齢者および各筋間の筋反応潜時の比較

		大腿二頭筋 (msec)	内側広筋 (msec)	腓腹筋 (msec)	前脛骨筋 (msec)
脳血管疾患患者 (n=13)	非麻痺側下肢	337.7 ± 356.5	288.6 ± 363.8	330.6 ± 252.6	219.9 ± 208.4
	麻痺側下肢	266.9 ± 260.7	103.9 ± 47.4 ^a	740.1 ± 613.7 ^b	274.8 ± 170.1 ^c
健常高齢者 (n=16)	外乱刺激側下肢	152.4 ± 118.7 ^d	117.4 ± 100.1 ^e	325.6 ± 192.3 ^f	130.5 ± 65.8 ^g

c-g: P=0.003, a-b: P=0.022, a-c: P=0.008, d-f: P=0.011, e-f: P=0.019, f-g: P=0.011

非麻痺側下肢；非麻痺側に外乱刺激を与えたときの非麻痺側下肢の筋反応

麻痺側下肢；麻痺側に外乱刺激を与えたときの麻痺側下肢の筋反応

外乱刺激側下肢；右側に外乱刺激を与えたときの右側下肢の筋反応

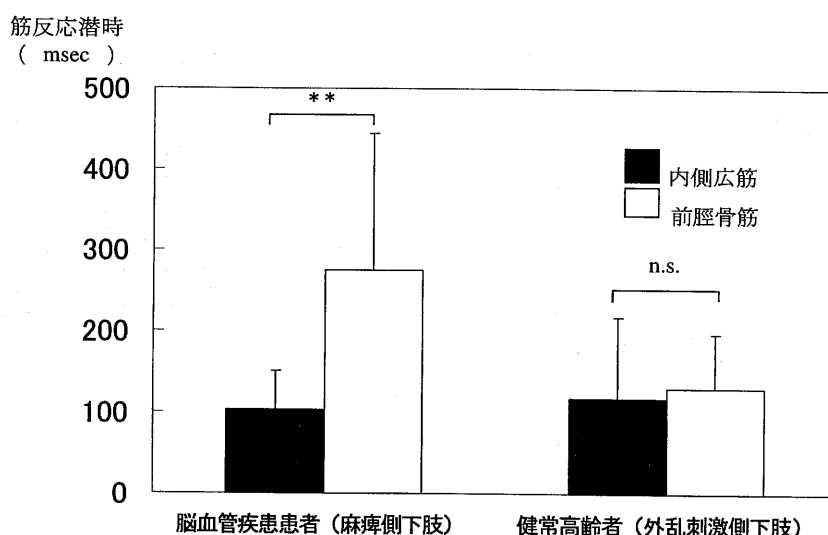


図 2 脳血管疾患患者 (麻痺側に外乱刺激) と健常高齢者の筋反応潜時
麻痺側下肢；麻痺側に外乱刺激を与えたときの麻痺側下肢の筋反応
外乱刺激側下肢；右側に外乱刺激を与えたときの右側下肢の筋反応
*: P<0.01, n.s.: 有意差なし

が長かった ($P=0.022$)。また、前脛骨筋において、内側広筋よりも有意に筋反応潜時が長かった ($P=0.008$) (図 2)。一方、非麻痺側に外乱刺激を与えたときの非麻痺側下肢の各筋間の比較では、大腿二頭筋、内側広筋、腓腹筋、前脛骨筋間の筋反応潜時に有意な差はみられなかった。

健常高齢者の外乱刺激側下肢の各筋間の比較では、腓腹筋は他の 3 筋よりも有意に筋反応潜時が長かった (大腿二頭筋 $P=0.011$, 内側広筋 $P=0.019$, 前脛骨筋 $P=0.011$) (表 2)。

5. 考 察

本研究では、脳血管疾患患者と健常高齢者を対象に、トレッドミル歩行中に体重心が急に後方へ動揺するような外乱刺激を与え、そのときの姿勢制御反応の特徴を下肢筋電図から検討した。その結果、脳血管疾患患者の麻痺側に外乱刺激を与えたときの麻痺側下肢の筋反応潜時は、健常高齢者の外乱刺激側下肢と比較して前脛骨筋の筋反応潜時が有意に長くなることが示された。また、各筋間の比較では、末梢側にある前脛骨筋が中枢側にある内側広筋よりも有意に筋反応潜時が長く、筋反応の順序は中枢側から末梢側の順であった。一方で、脳血管疾患患者の非麻痺側に外乱刺激を与えたときの非麻痺側下肢の筋反応および健常高齢者の外乱刺激側下肢の筋反応においては内側広筋と前脛骨筋間の筋反応潜時に差はみられなかった。

これまで Nashner らによって、健常若年者を対象に立位時に外乱刺激を与えたときにみられる姿勢制御反応には、足関節の動きが中心となる足関節戦略と股関節の動きが中心となる股関節戦略があることが報告されている¹⁸⁻²⁰⁾。立位時に身体が後方へ動揺するような外乱刺激を与えた場合、足関節戦略では、身体前面側の末梢側にある前脛骨筋の筋反応が最も早期にみられ、続いて中枢側にある内側広筋、腹直筋と筋反応がみられることが明らかにされている¹⁸⁾。また、健常若年者や健常高齢者を対象に歩行時に外乱刺激を与えたときの姿勢制御反応について調べた研究もこれまで報告されてきた²¹⁻²⁷⁾。その中で、本研究と同様のトレッドミルを用いた測定条件において我々が行った研究では、健常若年者および健常高齢者にこれまで報告された足関節戦略と呼ばれる筋反応様式がみられた。また、これとは別に、歩行時特有の反応と考えられる、むちうち戦略がみられた。なお、

むちうち戦略の筋反応は、足関節戦略でみられる身体前面側の筋反応と、股関節戦略でみられる身体後面側の脊柱起立筋および大腿二頭筋の筋反応の双方が組み合わさった様式でみられる。この足関節戦略とむちうち戦略では、外乱刺激側下肢の筋反応は、末梢側にある前脛骨筋から中枢側にある内側広筋の順に進む²⁷⁾。以上から、健常者を対象に歩行時に身体が後方へ動揺する外乱刺激を与えたときの外乱刺激側下肢の筋反応の特徴は、末梢側にある前脛骨筋がまず先に反応し、続いて中枢側に向かう順で反応することである。

しかし、末梢側から中枢側に向かう筋反応の順序が逆転して末梢側の筋反応が遅れることが、中枢神経疾患のある対象者に立位時に外乱刺激を与えたときの筋反応を調べた研究において報告されている^{28,29)}。本研究の結果から、歩行時においても、立位時のこれまでの報告と同様、本来あるべき末梢側から中枢側へという筋反応の順序の逆転が脳血管疾患患者にみられた。前脛骨筋の筋反応の遅れの原因としては、拮抗筋である下腿三頭筋の痙性による影響や、運動麻痺によって足関節の随意運動が困難なことが考えられる。末梢側の筋反応の遅れや、筋反応の順序の逆転によって、足関節の速い運動による制御が困難になると考えられる。一方で、足関節戦略が困難であることを代償するために中枢側にある内側広筋がまず先に活動していたと考えられる。

今回、脳血管疾患患者において、最大歩行速度の 30% を各個人のトレッドミル歩行速度とした。これは、各個人間で歩行速度が大きく異なり一律のトレッドミル歩行速度とすることが困難なためである。また、より現実的生活での歩行に近づけるため、使用している装具を用いた。これは、装具を使用しないと歩行が不可能であったり通常行っている歩行とは異なる歩行になったりするためである。しかし、短下肢装具の使用により足関節の動きが制限され、股関節戦略などの異なる戦略での姿勢制御がみられた可能性や、1 本杖の使用により外乱刺激後の身体の動揺を緩和できていた可能性も考えられる。このように、トレッドミル歩行速度が各個人で異なることや装具使用による歩行が、外乱刺激に対する姿勢制御に影響を与える可能性は排除しきれないが、これは脳血管疾患患者を対象に歩行時の外乱刺激に対する研究を行ううえでの限界であると考えている。しかしながら、歩行時の外乱刺激に対する姿勢制御を調べる

ことは、不意に転倒しそうになったときに実際に転倒することなく姿勢制御が行えるかどうか、いかなる方法で姿勢を制御するかといった、脳血管疾患患者の歩行能力や、歩行自立度の評価にかかわってくることであり、特徴をおさえておく必要があるといえる。本研究では、歩行時に与えた外乱刺激に対する脳血管疾患患者の姿勢制御反応を、健常高齢者と比較を行うことで筋反応の特徴を明らかにした。今後は、脳血管疾患患者の対象者数を増やし、転倒群と非転倒群の筋反応の比較を行うことで、脳血管疾患患者の転倒に影響する姿勢制御反応の特徴を明確にしていきたい。

本研究は、平成15年度(第16期)北里学園学術奨励資金の一部補助を得た。

文 献

- 1) 新野直明. 地域の高齢者における転倒・骨折の発生と予防に関する疫学的研究. 平成12年度厚生省科学研究費補助金(長寿科学総合研究事業)研究報告書, 2001.
- 2) 鈴木 亨, 園田 茂, 才藤栄一, 村田元徳, 清水康裕, 三沢佳代. 回復期リハビリテーション目的の入院脳卒中患者における転倒, 転落事故と ADL. リハビリテーション医学. 2006; 43(3): 180-185.
- 3) Langhorne P, Stott DJ, Robertson L, et al. Medical complications after stroke: A multicenter study. *Stroke*. 2000; 31(6): 1223-1229.
- 4) 鈴木隆雄. 高齢者の転倒事故. *J Clin Rehabil*. 2001; 10(11): 955-960.
- 5) Shumway-Cook A, Woollacott MH. モーターコントロール 運動制御の理論と臨床応用 第2版. 田中 繁, 高橋明監訳. 医歯薬出版, 東京, 2004; pp173-203, 235-263, 264-287.
- 6) 森本 茂. 脳卒中における転倒と骨折. 高齢者の転倒とその対策, 眞野行生(編), 医歯薬出版, 東京, 1999; pp58-66.
- 7) 朝山信司. 脳卒中片麻痺者における患側下肢荷重能力が立位バランスに及ぼす影響. *理学療法科学*. 1999; 14(4): 177-180.
- 8) 左直信彦, 中村隆一. 脳卒中片麻痺患者の立位バランスの決定因. *リハビリテーション医学*. 1993; 30(6): 399-403.
- 9) Kirker SGB, Jenner JR, Simpson DS. Stepping before standing: hip muscle function in stepping and standing balance after stroke. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*. 2000; 68(4): 458-464.
- 10) Marigold DS, Eng JJ, Dawson AS, Inglis JT, Harris JE, Gylfadottir S. Exercise leads to faster postural reflexes, improved balance and mobility, and fewer falls in older persons with chronic stroke. *J Am Geriatr Soc*. 2005; 53(3): 416-423.
- 11) 眞野行生, 中根理江, 渡部一郎. 高齢者の歩行と転倒の実態. 高齢者の転倒とその対策, 眞野行生(編), 医歯薬出版, 東京, 1999; pp8-12.
- 12) Berger W, Horstmann G, Dietz V. Tension development and muscle activation in the leg during gait in spastic hemiparesis: independence of muscle hypertonia and exaggerated stretch reflexes. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*. 1984; 47(9): 1029-1033.
- 13) 岡田修一, 高田義弘, 平川和文, 浅見高明. 高齢女性の転倒経験者と未経験者の加速度外乱に対する姿勢保持能力の比較. *体育・スポーツ科学*. 1998; 7: 23-30.
- 14) Melzer I, Benjuya N, Kaplanski J. Postural stability in the elderly: a comparison between fallers and non-fallers. *Age Aging*. 2004; 33(6): 602-607.
- 15) Signe B. 片麻痺の運動療法. 佐久間穰爾, 松村秩訳, 医歯薬出版, 東京, 1974, pp38-62.
- 16) Latash ML. 運動神経生理学講義. 笠井達哉, 道免和久監訳, 大修館書店, 2002; pp112-120, 179-187.
- 17) 山崎信寿, 広瀬秀行. 時間・距離因子の分析. 臨床歩行分析入門. 臨床歩行分析懇談会(編), 医歯薬出版, 東京, 1989; pp11-23.
- 18) Horak FB, Nashner LM. Central programming of postural movements: Adaptation to altered support-surface configurations. *J Neurophysiol*. 1986; 55(6): 1369-1381.
- 19) Nashner LM. Fixed patterns of rapid postural responses among leg muscles during stance. *Exp Brain Res*. 1977; 30(1): 13-24.
- 20) Nashner LM, Woollacott MH, Tuma G. Organization of rapid responses to postural and locomotor-like perturbations of standing man. *Exp Brain Res*. 1979; 36(3): 463-476.
- 21) Tang PF, Woollacott MH, Chong RK. Control of reactive balance adjustments in perturbed human

- walking: Roles of proximal and distal postural muscle activity. *Exp Brain Res.* 1998; 119 (2): 141-152.
- 22) Tang PF, Woollacott MH. Phase-dependent modulation of proximal and distal postural responses to slips in young and older adults. *J Gerontol.* 1999; 54 (2): M89-M102.
- 23) Tang PF, Woollacott MH. Inefficient postural responses to unexpected slips during walking in older adults. *J Gerontol.* 1998; 53 (6): M471-M480.
- 24) Gollhofer A, Schmidtbleicher D, Quintern J, Dietz V. Compensatory movements following gait perturbations: Changes in cinematic and muscular activation patterns. *Int J Sports Med.* 1986; 7 (6): 325-329.
- 25) Ferber R, Osterning LR, Woollacott MH, Wasielewski NJ, Lee JH. Reactive balance adjustments to unexpected perturbations during human walking. *Gait Posture.* 2002; 16 (3): 238-248.
- 26) 上出直人, 大淵修一, 柴 喜崇, 加倉井周一. 歩行時転倒刺激に対する身体反応様式について一両側分離型トレッドミルによる実験一. *バイオメカニズム 16* バイオメカニズム学会編, 東京大学出版会, 東京, 2002; pp27-35.
- 27) 酒井美園, 大淵修一, 柴 喜崇, 上出直人. 歩行時の外乱刺激適応課題に対する高齢者と若年者の姿勢制御反応の比較. *バイオメカニズム 17* バイオメカニズム学会編, 慶応義塾大学出版会, 東京, 2004; pp87-98.
- 28) Nashner LM, Shumway-Cook A, Marin O. Stance posture control in select groups of children with cerebral palsy: deficits in sensory organization and muscular coordination. *Exp Brain Res.* 1983; 49 (3): 393-409.
- 29) Badke MB, Duncan PW. Patterns of rapid motor responses during postural adjustments when standing in healthy subjects and hemiplegic patients. *Phys Ther.* 1983; 63 (1): 13-20.

Postural Control of the CVA Patients Against Perturbation During Walking

Misono Sakai ¹⁾, Yoshitaka Shiba ²⁾, Ami Irokawa ³⁾, Shuichi Obuchi ⁴⁾, Haruhiko Sato ²⁾, and Masaharu Maeda ⁵⁾

Abstract

The purpose of this study was to clarify the postural control of chronic cerebrovascular accident (CVA) subjects against perturbation during walking. Thirteen CVA subjects and 16 community-dwelling elderly subjects participated in this study. We used a separated-belt treadmill, which produced perturbations by rapidly decelerating one side of the walking-belt for 500 msec while the subject was walking. The walking speed on the treadmill was defined for each CVA subject as 30% of the subject's maximum walking speed. In all community-dwelling elderly subjects, the walking speed on the treadmill was 2km/h. The perturbations involved a 50% deceleration of the walking speed on the treadmill for both CVA and elderly subjects. The CVA subjects received perturbations to both the side with paralysis and the side without paralysis, and the elderly subjects received perturbations to only the right side. The electromyogram responses of the leg and thigh muscles on both sides were recorded. We analyzed the latency from the electromyogram, and compared the side with paralysis of the CVA subjects, the side without paralysis of the CVA subjects, and the right side of the elderly subjects. There were no significant differences of latency between the non-paralysis side of the CVA subjects and the elderly subjects. Otherwise, the latency of the tibialis anterior muscle of the paralysis side was significantly delayed to elderly subjects. In addition, on the side with paralysis of the CVA subjects, the latency of the tibialis anterior muscle was significantly delayed to the vastus medialis muscle. This proximal-to-distal muscle reaction pattern was the opposite of the normal pattern, which is distal-to-proximal. In CVA subjects, the response of the distal muscle was delayed, and the muscle reaction pattern was the proximal-to-distal sequence. We concluded from these results that CVA subjects were not able to effectively control the ankle joint, and thus were caused to fall.

Key words: postural control, treadmill-walking; muscle activity; cerebrovascular accident patients, elderly people

1) Graduate School of Medical Science, Kitasato University, Kanagawa, Japan

2) Department of Allied Health Sciences, Kitasato University, Kanagawa, Japan

3) Department of Rehabilitation, Aoba Hospital, Tokyo, Japan

4) Department for Prevention of Dependence on Long-Term Care, Tokyo Metropolitan Institute of Gerontology, Tokyo, Japan

5) Department of Rehabilitation, International University Health and Welfare Graduate School, Tochigi, Japan