脳卒中者におけるステップ動作開始時の運動学的解析

Kinematic Analysis of Step Initiation by Stroke Patients

大沼 亮¹⁻³⁾ 星 文彦²⁾ 西原 賢²⁾

Ryo ONUMA, RPT, MS¹⁻³⁾, FUMIHIKO HOSHI, RPT, PhD²⁾, KEN NISHIHARA, RPT, PhD²⁾

¹⁾ Department of Rehabilitation, Geriatric Health Services Facility Caretown Yuyu, Medical Corporation Meikeikai: 994-1 Minamishinshuku, Hasuda-Shi, Saitama 349-0142, Japan TEL +81 48-765-2525 E-mail: 1781301r@spu.ac.jp

²⁾ Graduate School of Health and Social Services, Saitama Prefectural University Graduate School

³⁾ Graduate School of Medical and Dental Sciences, Tokyo Medical and Dental University

Rigakuryoho Kagaku 32(6): 809-815, 2017. Submitted Jun. 2, 2017. Accepted Jul. 11, 2017.

ABSTRACT: [Purpose] The principal aim of the present study was to conduct a kinematic analysis to elucidate anticipatory postural adjustments (APAs) during step initiation by stroke patients. [Subjects and Methods] The subjects were assigned to one of three groups (20 stroke patients, 9 healthy elderly persons, and 5 healthy adults), and step movements were measured using surface electromyograms of the bilateral tibialis anterior, soleus, and gluteus medius muscles, and center of gravity sway. [Results] In comparison with healthy adults, a delay in muscle latency was noted in stroke patients. Furthermore, control disorder was noted in the paretic soleus muscle during steps made by the paretic side, and in the paretic gluteus medius muscle during steps made on the non-paretic side. Center of pressure (COP) movement was found to be decreased in stroke patients, especially in the lateral direction. [Conclusion] The results of the present study suggest that delay in muscle latency, control disorder of the paretic side and decreased COP movement, especially in the lateral direction, occur in stroke patients.

Key words: stroke, anticipatory postural adjustments, step

要旨:〔目的〕脳卒中者におけるステップ動作開始時の予測的姿勢制御（APAs）の特異性を運動学的解析によって明らかにすること。〔対象と方法〕脳卒中者20人、健常高齢者9人、健常成人5人の3群を対象とし、ステップ動作を重心動揺計、表面筋電図を用い計測した。導出筋は両側の前脛骨筋・ヒラメ筋・中殿筋とした。〔結果〕健常成人と比較し、脳卒中者の筋活動の潜時に遅延を認めた。また、麻痺側ステップ時の麻痺側ヒラメ筋と非麻痺側ステップ時の麻痺側中殿筋に抑制障害がみられた。足圧中心位置（COP）移動量は脳卒中者において特に左右方向への減少を認めた。〔結語〕本研究より、脳卒中者では麻痺側の筋活動の潜時の遅延と抑制障害が生じ、COP移動量が特に左右方向で低下することが示唆された。

キーワード: 脳卒中、予測的姿勢制御、ステップ

¹⁾ 医療法人名圭会 介護老人保健施設ケアタウンゆうゆう リハビリテーション科：埼玉県蓮田市南新宿994-1（〒349-0142）TEL 048-765-2525

²⁾ 埼玉県立大学大学院 保健医療福祉学研究科

³⁾ 東京医科歯科大学大学院 歯学総合研究科

I. はじめに

脳卒中者における転倒率は、健常高齢者に比べ約2倍と高く¹⁾、Ashburn ら²⁾は退院後一年間で約55%が転倒していることを確認している。また、本邦でも猪飼はリハビリテーション病院を退院した脳卒中者1,143人の転倒調査で66%が転倒していた³⁾と報告しており、脳卒中者における転倒は早急に対応すべき問題となっている。

脳卒中者の転倒の多くは移動に伴うもので、歩行、移乗、階段昇降の最中に起こっている⁴⁾とし、特に歩行中や歩行開始時において転倒発生が多い^{1,5-8)}との報告もある。歩行開始一歩目の足を踏み出してから初めの着地までの運動（以下、ステップ動作）において脳卒中者は重心位置の非対称性、痙性による代償的な振り出しが問題であり、ステップ動作開始時の不安定性、予測的姿勢制御の消失が転倒の重要な要因^{5,9-11)}とされている。

予測的姿勢制御（anticipatory postural adjustments：以下、APAs）とは、意図的運動に先行する姿勢調整として定義されている。1967年にBelen'kii らが、安静立位状態での一側上肢挙上動作開始時に主動作筋である三角筋前部の筋放電開始に先行して、同側の大腿二頭筋と対側の脊柱起立筋に筋放電が出現することを発見した。そして、目的運動の開始前に活動するこれらの大腿二頭筋と脊柱起立筋の働きは、運動により生じる不安定化の影響をあらかじめ補償するためのものであると解釈した¹²⁾。APAsに関する研究はBelen'kiiの報告から現在に至るまで、上肢リーチ動作や歩行開始におけるものなど多数の研究が報告^{7,12-20)}されており、APAsが運動による不安定化の軽減の役割を担い、移動時における転倒予防の観点から重要であることが理解できる。

ステップ動作過程におけるAPAsは、動作開始時の先行的な前脛骨筋の活動とヒラメ筋の抑制^{21,22)}、後方への足圧中心位置（Center of Pressure：以下、COP）変化

が重要^{7,16,19,20)}とされており、COPの軌跡が両足底の中心からステップ側後方、そして非ステップ側の後方に変位するまでの移動期間の相をAPAsと定義している^{10,17,23-25)}。

先行研究では、脳卒中者の前脛骨筋、ヒラメ筋、腓腹筋内側を表面筋電図計・床反力計にて歩行開始を計測したものがあり、健常成人と比較し、麻痺側前脛骨筋の筋活動量低下と両側ヒラメ筋の抑制障害、COP後方変位の減少が報告されている¹⁸⁾。しかしながら、脳卒中者においてステップ動作開始時のCOP前後方向への変位だけでなく、左右方向への変位も考慮し、下肢近位部を含めた複数筋を対象に筋活動の先行的な活動と抑制の潜時を運動学的に解析した報告はみあたらない。

そこで、脳卒中患者においてステップ動作開始時のAPAsの特異性を運動学的解析によって明らかにすることを目的とした。

II. 対象と方法

1. 対象

対象は脳卒中者20人、健常高齢者9人、健常成人5人の3群とした（表1）。脳卒中者は麻痺側装具・介助なしでステップ動作可能な者、Range of Motion（以下、ROM）にて著明な足関節可動域制限がない者とし、重篤な高次脳機能障害または認知機能低下より課題遂行困難な者や視覚障害を有する者は除外とした。

本研究は埼玉県立大学大学院倫理審査委員会の承認（28509号）のもと、対象者には書面および口頭にて研究内容を十分に説明し同意を得た。

2. 方法

本研究では重心動揺計（UJK-200C、ユニメックス社製）、表面筋電図計（MYOMUSCLE、NORAXON社製）、簡易光刺激装置（イリスコ社製）を使用した。重心動揺

表1 対象者基本属性

	健常成人 (n=5)	健常高齢者 (n=9)	脳卒中者 (n=20)
性別 (男:女)	5:0	6:3	16:4
年齢 (歳)	27.4 ± 3.1	68.9 ± 3.3	69.6 ± 10.3
罹患期間 (年)			4.1 ± 2.1
病名 (例)			脳梗塞:8 脳出血:12
麻痺側 (右:左)			9:11
Brs-LE (例)			Ⅲ:9 Ⅳ:10 Ⅴ:1
FMA-LE			
Motor (点)			18.9 ± 3.5
Sensory (点)			15.9 ± 3.3

年齢、罹患期間、FMA-LEは平均値±標準偏差を示す。

Brs-LE: Brunnstrom Stage 下肢, FMA-LE motor: Fugl-Meyer Assessment 下肢運動機能得点, FMA-LE sensory: Fugl-Meyer Assessment 下肢感覚機能得点。

計は課題実施中の COP 変位を記録解析するために用い、サンプリング周波数は 100 Hz とした。表面筋電図計は、電極 (F ビトロード: F-150S, 日本光電社製) を用い、サンプリング周波数は 1,500 Hz とした。これらの機器の同期は、パーソナルコンピュータを介して重心動揺計の開始を示すトリガー信号と光刺激開始を示すトリガー信号を表面筋電図計に入力することで、光刺激開始のタイミングを規定した。

全ての対象者は光刺激装置に向かい、2 枚の測定プレートで構成された重心動揺計上に立ち、踵の位置を骨盤幅に合わせた立位姿勢をとった。その際、転倒予防のためにハーネスを着用した。被験者の前方 1.5 m 先に設置された光刺激装置の視覚合図に従い、ステップ動作課題を行った (図 1)。ステップ動作課題では「光の合図が出たら矢印方向の足を一步前に出してください」と筆者が口頭指示し、至適速度で課題を行うものとした。ステップ脚の左右条件はランダムとした。試行回数は 1 人の被験者に対し左右 5 回ずつ、計 10 回のステップ動作課題¹⁷⁾を実施した。COP 安静時位置の決定は、視覚的に重心動揺計モニターが 3 秒以上安定した時点で計測を開始した。

表面筋電図は先行研究を参考に左右前脛骨筋、ヒラメ筋¹⁸⁾、中殿筋の 6 筋から導出した。先行研究¹⁶⁻¹⁸⁾において左右前脛骨筋、ヒラメ筋の活動と抑制は前後方向への COP 移動との関係を報告している。それに対し、本研究では脳卒中者における左右方向への COP 移動をより明確にするために中殿筋を導出筋として追加した。

主要解析項目は、脳卒中者および健常高齢者、健常成人のステップ動作開始時の左右合成した COP と筋活動の潜時データとした。副次評価項目として Brunnstrom Stage (以下, Brs), Fugl-Meyer Assessment (以下, FMA) 下肢項目, 10 m 歩行テスト, Berg Balance Scale

(以下, BBS), Modified Ashworth Scale (MAS), 麻痺側足関節, ROM 麻痺側足関節を測定した²⁶⁻²⁸⁾。

重心動揺計から得られた左右合成 COP 移動量は安静時位置からの移動量を算出し、左右方向と前後方向それぞれの値を求めた。光刺激開始で時間軸を正規化し、光刺激開始前の COP データ 1 秒間分と光刺激開始後の COP データ 2 秒間分を解析した。光刺激開始前 1 秒間の安静時 COP データから ± 3 SD を超えたときを動き始めと定義し、光刺激開始から動き始めに要した時間を算出した¹⁸⁾。踵離地時点はステップ脚の左右合成 COP の移動量が 0 になった時間から光刺激開始時間の差分で算出した。

両側の前脛骨筋・ヒラメ筋・中殿筋の筋潜時は COP データ同様に解析した。健常成人・健常高齢者は、被験者ごとに各試行データを各ステップ脚に分けて筋活動の潜時、COP 前後左右移動量、踵離地時点等を算出した。筋活動の潜時は、光刺激開始前 1 秒間の安静時筋電位データから $+3$ SD を超えた時を活動開始、光刺激開始前 1 秒間の安静時筋電位データから -3 SD を下回った時を抑制開始と定義し、各筋の筋活動の潜時を解析した¹⁸⁾。脳卒中は被験者ごとに各試行データを麻痺側ステップと非麻痺側ステップに分けて各筋電位データを算出し、上記方法と同様に行った。筋活動の潜時・COP 移動量・踵離地時点は各 5 回ずつ計測したデータの平均値を各被験者の代表値とした。

統計解析は、SPSS statics (ver.19, IBM 社製) を用いて行った。筋活動の潜時と COP 前後左右移動量、踵離地時点等を健常成人群、健常高齢者群、脳卒中者群 (麻痺側ステップ) の三群間にて多重比較検定 (Tukey 法) し、群間ごとに検証した。筋活動の潜時は導出筋 6 筋の平均値を代表値とした。また、各筋の筋活動の潜時は脳卒中者群 (非麻痺側ステップ) を加えた 4 群の各群内で多重比較検定 (Tukey 法) し、検証した。また、脳卒中者ステップ動作に影響する因子を検証するために、脳卒中者群 (麻痺側ステップ) の筋活動の潜時・COP 移動量・踵離地時点について年齢、罹患期間、FMA-LE motor, FMA-LE sensory, 10 m 歩行テスト, BBS の得点との相関を Pearson および Spearman 相関係数にて検討した。有意水準は 5% とした。

III. 結 果

図 2 に健常成人の右ステップ動作時の筋活動と左右合成 COP の平均波形の典型例を示した。

各群間の筋活動の潜時を比較では、脳卒中者群が健常成人群より筋活動の潜時が有意に長かった ($p < 0.01$) (表 2)。

各群内の筋活動の潜時を多重比較検定にて比較し、健常成人群および健常高齢者群内での各筋の筋活動の潜時

図 1 実験環境およびステップ動作課題実施状況

実際の実験環境の機器配置を示す。1.5 m 先の光刺激装置が左右方向の合図が入力され、左右ステップ条件の指示をした。転倒予防のためのハーネスを装着し、被験者は 2 枚の測定プレート上に骨盤幅で立位をとった。

図2 健康成人の右ステップ動作時の筋活動と左右合成COPの平均波形(筋活動 縦軸: μV , 横軸: sec, COP 縦軸: mm, 横軸: sec)

線: 光刺激開始, 点線: COP移動開始, 破線: 踵離地時点. 健康成人1名の筋活動を全波整流波形化したものとCOP移動量のグラフを示した.

については有意差を認めなかった(健康成人群 $p=0.107$, 健康高齢者群 $p=0.306$). また, 筋活動の潜時の定義に該当しない筋電位データは認めなかった. 脳卒中者群の麻痺側ステップ時の筋活動の潜時は麻痺側前脛骨筋が非麻痺側前脛骨筋と比較し有意に長く ($p<0.01$), 麻痺側ヒラメ筋が非麻痺側ヒラメ筋と比較し有意に長かった ($p<0.05$). 脳卒中者群の非麻痺側ステップ時の筋活動の潜時は麻痺側前脛骨筋が非麻痺側前脛骨筋と比

較し有意に長く ($p<0.01$), 麻痺側ヒラメ筋と非麻痺側ヒラメ筋の間には有意な差は認めなかった ($p=0.241$) (表3). また, 麻痺側ステップ時の麻痺側ヒラメ筋に安静時筋活動 $-3SD$ に該当しない筋電位データが13例, 非麻痺側ステップ時の麻痺側中殿筋に9例認められた.

図3に右ステップ動作時の各群COPの平均軌跡を示した.

COP前後移動量は各群を比較し, 健康成人群と健康

表2 各群における筋活動の潜時・COP移動量の比較

	健常成人群	健常高齢者群	脳卒中者群
筋活動の潜時 (sec)	0.176 ± 0.022	0.243 ± 0.058	0.370 ± 0.168**, †
COP 移動量 (mm)			
前後	38.8 ± 31.9	17.4 ± 8.6*	7.6 ± 7.5**
左右	41.3 ± 8.9	34.9 ± 12.1	20.5 ± 16.4*, †
踵離地時点 (sec)	0.776 ± 0.113	0.961 ± 0.122	1.437 ± 0.350*

平均値 ± 標準偏差. 各群内導出筋 6 筋の筋活動の潜時と前後左右方向の COP 移動量 (mm) を各群間で比較した. 多重比較検定の結果. (vs 健常成人群 **: $p < 0.01$, *: $p < 0.05$) (vs 健常高齢者群 †: $p < 0.05$).

図3 右ステップ動作時の各群COPの平均移動軌跡
縦軸: 前後方向移動量(mm), 横軸: 左右方向移動量(mm)
丸: 健常者群COP軌跡
ダイヤ: 健常高齢者群COP軌跡
三角: 脳卒中者群の非麻痺側ステップ時COP軌跡
四角: 脳卒中者群の麻痺側ステップ時COP軌跡

高齢者群・脳卒中者群では健常高齢者群と脳卒中者群の移動量が健常成人より有意に小さかった (健常高齢者群 $p < 0.05$) (脳卒中者群 $p < 0.01$). COP 左右移動量は各群を比較し, 健常成人群・健常高齢者群と脳卒中者群では脳卒中者群の移動量が有意に小さかった ($p < 0.05$) (表2).

踵離地時点は各群を比較し, 健常成人と脳卒中者群では脳卒中者群が有意に長かった ($p < 0.05$) (表2).

脳卒中者ステップ動作における APAs とその因子の検証では, 筋活動の潜時と 10 m 歩行テストに有意な正の相関を認め ($r = 0.468$, $p < 0.05$), 筋活動の潜時と FMA-LE motor, BBS の得点に有意な負の相関を認めた ($r = -0.511$, $p < 0.05$, $r = -0.580$, $p < 0.01$). 踵離地時点は FMA-LE sensory と負の相関を認めた ($r = -0.502$, $p < 0.05$) (表4).

表3 脳卒中者における各筋活動の潜時の比較

	脳卒中者	
	麻痺側ステップ	非麻痺側ステップ
筋活動の潜時 (sec)		
麻痺側前脛骨筋	0.515 ± 0.299**	0.454 ± 0.284 ††
非麻痺側前脛骨筋	0.273 ± 0.097	0.244 ± 0.080
麻痺側ヒラメ筋	0.478 ± 0.267‡	0.347 ± 0.130
非麻痺側ヒラメ筋	0.282 ± 0.112	0.246 ± 0.067
麻痺側中脛筋	0.345 ± 0.125	0.286 ± 0.079
非麻痺側中脛筋	0.326 ± 0.110	0.284 ± 0.062

平均値 ± 標準偏差. 脳卒中者の麻痺側・非麻痺側ステップ時における導出筋 6 筋の筋活動の潜時を比較した. 多重比較検定の結果. (vs 麻痺側ステップ, 非麻痺側前脛骨筋 **: $p < 0.01$) (vs 非麻痺側ステップ, 非麻痺側前脛骨筋 ††: $p < 0.01$) (vs 麻痺側ステップ, 非麻痺側ヒラメ筋 ‡: $p < 0.05$).

IV. 考 察

本研究では, 運動学的解析を用いて, 脳卒中者におけるステップ動作開始時の APAs の特異性を見出した. 脳卒中者群は筋活動の潜時の遅延と抑制障害が出現し, COP 移動量は特に左右方向へ低下することが明らかとなった. それらは麻痺側ステップと非麻痺側ステップ時に筋活動の潜時や抑制障害に差があり, 先行肢の違いにおける動作の非対称性が示された.

各群の筋活動の潜時の比較では, 健常者群・健常高齢者群と脳卒中者群に有意差を認め, 健常者群と健常高齢者群で有意差を認めなかったことから, 筋活動の潜時の遅延が脳卒中者における APAs の特異性であることが考えられた. また, 脳卒中者群の麻痺側筋の筋活動の潜時が遅延していたことから, 筋活動のレベルから脳卒中者における非対称性を引き起こす一因となっていることが考えられた.

健常成人群と健常高齢者群の各筋の筋活動の潜時は有意差を認めなかったことから, ほぼ同タイミングで APAs による筋の活動と抑制の作用が示唆された. これは APAs が生得的な反射によるのではなく, 意図した運

表4 脳卒中者各評価項目相関

	筋活動の潜時 (sec)	COP 移動量 (mm)	踵離地時点 (sec)
年齢 (歳)	-0.103	-0.115	-0.085
罹患年数 (年)	-0.08	-0.207	0.008
FMA-LE motor (点)	-0.511*	0.036	-0.164
FMA-LE sensory (点)	-0.359	0.434	-0.502*
BBS (点)	-0.580**	0.116	-0.224
10 m 歩行テスト (秒)	0.468*	-0.007	0.022

*：相関係数は5%水準で有意（両側），**：相関係数は1%水準で有意（両側）。

脳卒中者ステップ動作に影響する因子について筋活動の潜時・COP変位量・踵離地時点について年齢、罹患期間、FMA-LE motor、FMA-LE sensory、BBS、10 m 歩行テストとのPearson および Spearman 相関係数結果を示す。

動を開始する前に上位中枢機構（central nervous system：CNS）からの指令によるフィードフォワード制御²⁹⁾であるためと考えられた。本研究では健常成人ステップ動作のAPAsにおいて、両側の前脛骨筋の活動とヒラメ筋の抑制に加えて、左右中殿筋における先行的なステップ側中殿筋の活動、支持側中殿筋の抑制が確認できた。一方で、脳卒中者群の麻痺側ステップ時の筋活動の潜時に有意差がみられ、麻痺側前脛骨筋・ヒラメ筋が非麻痺側より筋活動の潜時が遅延していた。また、脳卒中者群の麻痺側ステップ時の麻痺側ヒラメ筋と非麻痺側ステップ時の麻痺側中殿筋において約半数の筋電位データが連続的な安静時筋活動-3 SDを超えており、筋の抑制を認めなかったことから、麻痺側ヒラメ筋・中殿筋の抑制障害が考えられた。それらは、先行研究同様^{4,18)}、APAs機能不全と痙性・異常協調性によるものと説明できる。脳卒中者群の非麻痺側ステップ時でのヒラメ筋の筋活動の潜時は麻痺側と非麻痺側間に有意差を認めなかったことから、麻痺側ヒラメ筋の抑制障害は先行肢が麻痺側か非麻痺側かによって動作戦略に差異があると考えられた。長田ら⁸⁾は、脳卒中者の歩き始めにおける先行肢の戦略の違いを指摘しており、非麻痺側ステップは麻痺側ステップと比較し、前方向に不安定性があるが、効率的に質量中心を前方へ移動させると報告している。一方、Daviesは麻痺側を先行肢とした場合、足を出す代わりに麻痺側下肢を能動的に屈曲して持ち上げてしまうと述べている¹¹⁾。本研究より、麻痺側ステップ時と非麻痺側ステップ時に筋活動の潜時や抑制障害に差があり、それらの違いは脳卒中者における動作の非対称性が生じていたことを示していると考えられる。

COP前後移動量は各群を比較し、健常成人群より健常高齢者群と脳卒中者群が有意に低値を認めたことから、加齢と脳卒中障害の両要因が影響していることが考えられた。COP左右移動量は健常成人群・健常高齢者群より脳卒中者群が有意に低値であり、脳卒中障害による要因が大きいことが考えられた。これら結果は、前後よりも左右間でのCOP移動量低下が脳卒中における障害の

特性であることが考えられ、左右非対称性の一要因となっていることが推察された。

脳卒中者ステップ動作に影響する因子の検証では、筋活動の潜時は10 m 歩行テスト所要時間、FMA-LE motorとBBSの得点に相関がみられ、筋活動の潜時は歩行能力、麻痺肢運動機能、バランス能力に影響があることが示唆された。脳卒中者のバランス能力を把握する上で、ステップ動作時の筋活動の潜時が重要な指標になることが考えられた。

本研究の限界は、症例数確保のために脳卒中者の罹患期間や片麻痺機能、足関節可動域制限についての詳細な選定基準を設けて実施できていない。また、ステップ動作測定項目に関しては、動作パフォーマンスを確かめるためのステップ長や躍度の測定などは行っていない。今後は、ステップ動作の姿勢変化や運動解析を行うためのビデオ撮影や三次元動作解析装置による測定を行い、動作時の姿勢や動的安定性を検証することや、膝関節筋・体幹筋含む複数筋を網羅的に計測する必要性もあると考える。これらを通し、脳卒中者におけるAPAsの特異性を明らかにしていきたい。

本研究結果から、脳卒中者では麻痺側の筋活動の潜時遅延と抑制障害が生じること、特に左右方向のCOP移動量低下がみられることが示された。また、麻痺側ステップと非麻痺側ステップ動作時では筋活動の潜時、COP移動量、踵離地時点に差があり、先行肢の違いによる動作の非対称性が示された。脳卒中ステップ動作に関連する因子として、筋活動の潜時遅延と歩行能力・麻痺肢運動機能・バランス能力の低下の関係性が示され、APAsは脳卒中者におけるバランス能力や片麻痺機能評価においての一指標となることができると考える。

以上より、脳卒中者のステップ動作開始において、麻痺側筋相反関係の再形成と活性化・左右非対称性の軽減を図り、先行肢の違いによる動作非対称性を理解することが重要であると考えられる。

引用文献

- 1) Jørgensen L, Engstad T, Jacobsen BK: Higher incidence of falls in long-term stroke survivors than in population controls: Depressive symptoms predict falls after stroke. *Stroke*, 2002, 33: 542-547.
- 2) Ashburn A, Hyndman D, Pickering R, et al.: Predicting people with stroke at risk of falls. *Age Ageing*, 2008, 37: 270-276.
- 3) 猪飼哲夫: 高齢者・片麻痺患者の転倒とバランス機能. *リハビリテーション医学*, 2006, 43: 523-530.
- 4) Shumway-Cook A, Woollacott MH: モーターコントロール—運動制御理論から臨床実践へ. 田中 繁・他 (監訳), 医歯薬出版, 東京, 2016, pp253-254.
- 5) St George RJ, Fitzpatrick RC, Rogers MW, et al.: Choice stepping response and transfer times: Effects of age, fall risk, and secondary tasks. *J Gerontol A-Biol*, 2007, 62: 537-542.
- 6) 植松海雲, 宮野佐年, 猪飼哲夫: 決定木による脳卒中片麻痺患者の転倒予測. *リハビリテーション医学*, 2001, 38: 149.
- 7) Mickelborough J, van der Linden ML, Tallis RC, et al.: Muscle activity during gait initiation in normal elderly people. *Gait Posture*, 2004, 19: 50-57.
- 8) 長田悠路, 測 雅子: 片麻痺患者が非麻痺側から歩き始めた場合と麻痺側から歩き始めた場合の動的バランスの違い—動的バランス指標 Xcom を用いた分析—. *理学療法科学*, 2015, 30: 41-45.
- 9) Martinez KM, Mille ML, Zhang et al.: Steping in persons poststroke: Comparson of voluntary and perturbation-induced responses. *Arch Phys Med Rehabil*, 2013, 94: 2425-2432.
- 10) Uemura K, Oya T, Uchiyama Y: Effects of visual interference on initial motor program errors and execution times in the choice step reaction. *Gait Posture*, 2013, 38: 68-72.
- 11) Davies PM: ステップス・トゥ・フォロー, 初版. 富田昌夫・他 (訳), シュプリンガー・フェアークラーク, 東京, 2001, pp162-188.
- 12) Belen'kiĭ VE, Gurfinkel' VS, Pal'tsev EI: [Control elements of voluntary movements]. *Biofizika*, 1967, 12: 135-141.
- 13) Pereira S, Silva CC, Ferreira S, et al.: Anticipatory postural adjustments during sitting reach movement in post-stroke subjects. *J Electromyogr Kinesiol*, 2014, 24: 165-171.
- 14) Sharma S, McMorland AJ, Stinear JW: Stance limb ground reaction forces in high functioning stroke and healthy subjects during gait initiation. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 2015, 30: 689-695.
- 15) Ito T, Azuma T, Yamashita N: Anticipatory control in the initiation of a single step under biomechanical constraints in humans. *Neurosci Lett*, 2003, 352: 207-210.
- 16) Chang WH, Tang PF, Wang YH, et al.: Role of the premotor cortex in leg selection and anticipatory postural adjustments associated with a rapid stepping task in patients with stroke. *Gait Posture*, 2010, 32: 487-493.
- 17) Sun R, Guerra R, Shea JB: The posterior shift anticipatory postural adjustment in choice reaction step initiation. *Gait Posture*, 2015, 41: 894-898.
- 18) Sousa AS, Silva A, Santos R: Ankle anticipatory postural adjustments during gait initiation in healthy and post-stroke subjects. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 2015, 30: 960-965.
- 19) Crenna P, Frigo C: A motor programme for the initiation of forward-oriented movements in humans. *J Physiol*, 1991, 437: 635-653.
- 20) Winter DA: Human balance and posture control during standing and walking. *Gait Posture*, 1995, 3: 193-214.
- 21) Elble RJ, Moody C, Leffler K, et al.: The initiation of normal walking. *Mov Disord*, 1994, 9: 139-146.
- 22) Breniere Y, Cuong Do M, Bouisset S: Are dynamic phenomena prior to stepping essential to walking? *J Mot Behav*, 1987, 19: 62-76.
- 23) Caderby T, Dalleau G, Leroyer P, et al.: Does an additional load modify the Anticipatory Postural Adjustments in gait initiation? *Gait Posture*, 2013, 37: 144-146.
- 24) MacKinnon CD, Bissig D, Chiusano J, et al.: Preparation of anticipatory postural adjustments prior to stepping. *J Neurophysiol*, 2007, 97: 4368-4379.
- 25) Dalton E, Bishop M, Tillman MD, et al.: Simple change in initial standing position enhances the initiation of gait. *Med Sci Sports Exerc*, 2011, 43: 2352-2358.
- 26) 細田多穂, 星 文彦, 伊藤俊一・他: 理学療法評価学テキスト. 南江堂, 東京, 2014, pp154-155, 217-227, 237-239, 354.
- 27) Brunt D, Liu SM, Trimble M, et al.: Principles underlying the organization of movement initiation from quiet stance. *Gait Posture*, 1999, 10: 121-128.
- 28) 先住秀明, 中島喜代彦: 理学療法評価法, 第2版. 神陵文庫, 兵庫, 2005, pp49-54.
- 29) Massion J: Movement, posture and equilibrium: Interaction and coordination. *Prog Neurobiol*, 1992, 38: 35-56.