歩行変動の速度依存性に着目した 前庭リハビリテーションを行った 多系統萎縮症患者の一症例

Vestibular Rehabilitation Focusing on the Speed Dependence of Gait Variability for a Patient with Multiple System Atrophy: Case Report

石田 直也¹⁾ 二階堂 泰隆¹⁾ 浦上 英之¹⁾
黒田 健司¹⁾ 富岡 正雄²⁾ 佐浦 隆一²⁾

NAOYA ISHIDA, RPT¹⁾, YASUTAKA NIKAIIDO, RPT, PhD¹⁾, HIDEYUKI URAKAMI, RPT, MS¹⁾,
KENJI KURODA, RST, MA¹⁾, MASAO TOMIOKA, MD, PhD²⁾, RYUICHI SAURA, MD, PhD²⁾

¹⁾ Department of Rehabilitation, Osaka Medical and Pharmaceutical University Hospital: 2-7 Daigaku-machi, Takatsuki-shi,
Osaka 569-8686, Japan TEL +81 72-683-1221 E-mail: naoya.ishida@ompu.ac.jp

²⁾ Department of Rehabilitation Medicine, Division of Comprehensive Medicine, Osaka Medical and Pharmaceutical University
School of Medicine

Rigakuryoho Kagaku 36(5): 753-757, 2021. Submitted Apr. 13, 2021. Accepted Jun. 11, 2021.

ABSTRACT: [Purpose] This paper reports the result of vestibular rehabilitation based on the cause of gait disturbance inferred by gait analysis under different speed conditions. [Participant and Methods] The participant was a 54-year-old male with multiple system atrophy-cerebellar variant (MSA-C). Gait analysis of different speed conditions (preferred, fast, slow) revealed greater gait variability under the slow speed condition. We surmised that the gait disturbance was caused by disequilibrium due to lesions in the flocculus or nodulus in the cerebellum, and prescribed vestibular rehabilitation for 9 days. [Results] After the rehabilitation treatment, performance on a force platform, the Functional Gait Assessment score, and gait variability under the slow speed condition had improved. [Conclusion] Focusing on the speed dependence of gait variability, vestibular rehabilitation led to an improvement in the gait stability of a patient with MSA-C.

Key words: multiple system atrophy, gait variability, gait speed

要旨:〔目的〕異なる速度条件での歩行分析から歩行障害の原因を推測し、前庭リハビリテーションを行った結果を報告する。〔対象と方法〕対象は54歳男性の多系統萎縮症（MSA-C）患者である。異なる速度条件（至適・高速・低速）で歩行分析を行ったところ、低速度条件で歩行変動が増大したため、小脳片葉小節葉の病変による平衡機能障害が歩行障害の原因と判断し、前庭リハビリテーションを9日間実施した。〔結果〕重心動揺検査とFunctional Gait Assessmentの成績が向上し、治療前に観察された低速歩行時の歩行変動が減少した。〔結語〕MSA-C患者に対して歩行変動の速度依存性に着目し、前庭リハビリテーションを行うことで歩行不安定性の改善につながった。

キーワード: 多系統萎縮症, 歩行変動, 歩行速度

¹⁾ 大阪医科薬科大学病院 リハビリテーション科: 大阪府高槻市大学町2-7 (〒569-8686) TEL 072-683-1221

²⁾ 大阪医科薬科大学 医学部 総合医学講座 リハビリテーション医学教室

I. はじめに

多系統萎縮症 (multiple system atrophy: 以下, MSA) は小脳性運動失調 (cerebellar ataxia: 以下, CA), 錐体外路障害 (パーキンソニズム), 自律神経障害などが混在した病態を示す進行性神経変性疾患であり, CA を主体とする場合は MSA-C, パーキンソニズムを主体とする場合は MSA-P に分類される¹⁾。

MSA-C を含む CA 患者の歩行の特徴は, 歩行速度・歩行率・歩幅の低下, 歩隔・Step time (一側踵接地から他側踵接地までに要する時間)・歩行変動の増大などである²⁾。歩行変動とは, 1 歩行周期時間や歩幅などの時間的・空間的歩行パラメーターの変化であり, 変動係数 (coefficient of variation: 以下, CV) で表される²⁾。CA 患者では, 平衡機能障害や下肢の協調運動障害により歩行中の姿勢が不安定となるため歩行変動が増大し^{3,4)}, 転倒リスクが増加する⁵⁾。さらに, CA 患者は歩行速度を変化させることで, 歩行変動が増大することが報告されている^{6,7)}。具体的には, 低速度条件での増大は視覚系, 体性感覚系, 前庭感覚系からの感覚入力の小脳での統合異常による平衡機能障害を, 高速度条件での増大は下肢の協調運動障害を示す^{6,7)}。

すなわち, 異なる歩行速度での歩行変動を評価することにより, MSA-C 患者の歩行障害の原因を推測して, 障害部位に即した効果的なりハビリテーション治療法が選択できると考えられる。しかしながら, これまでの CA 患者に対するリハビリテーション治療に関する報告では, 歩行速度を変えて歩行分析を行ったものではなく, Scale for the Assessment and Rating of Ataxia (以下, SARA) などの臨床評価スケールが多く用いられている。SARA は個別のスコアで障害の分布を, スコアの総計で運動失調の重症度を簡便に評価できる一方で, SARA のみでは障害の機能的解釈には不十分とされている⁸⁾。

そこで今回, SARA などの運動失調の評価に加えて, 異なる速度条件 (至適速度・高速度・低速度) で MSA-C 患者の歩行変動を評価した。そして, その結果を基に歩行障害の原因を前庭から入力される感覚の統合異常と推測し, 前庭リハビリテーションを実施したところ, 歩行不安定性が改善したので文献的考察を加えて報告する。

II. 対象と方法

1. 対象

対象は 54 歳男性 (身長 167 cm, 体重 64 kg) であった。歩行時のふらつきが増悪したため, 精査目的に入院となった。頭部 MRI で小脳および脳幹の萎縮, 橋に十字状の T2 高信号 (十字サイン) を認め, MSA-C と診断

された。歩容はワイドベースであり, 歩行中の頭位変換により浮遊感が出現し, 姿勢不安定性が増悪したため, 歩行は見守りを必要とした。

なお, 通常診療の範囲を超える検査の実施と結果の発表・論文化について, その趣旨を説明し書面で同意を得た。

2. 方法

入院後 2 日目の初回評価で運動機能評価 (下肢筋力・感覚・運動失調の重症度・静的バランス機能・動的バランス機能) と異なる速度条件での歩行分析を行った。初回評価の結果から歩行障害の原因を考察し, 障害部位に即したリハビリテーション治療を計 9 日間実施した後に最終評価を行った。

下肢筋力は徒手筋力測定器 (μ -tasF-1, アニマ社製) を用い, 測定した等尺性膝伸展筋力を体重で除して体重比 (%) を算出した。等尺性膝伸展筋力の測定方法は, 検者内再現性が得られている方法⁹⁾ に準じて行った。測定肢位は, 訓練台上での端座位にて膝関節屈曲 90° 位とし, センサー部の位置は下腿遠位部前面とした。約 3 秒間の最大努力による等尺性膝伸展運動を左右の脚に対して 2 回ずつ行い, 最大値を用いた。下肢の感覚検査では表在・深部感覚を評価した。運動失調の重症度は SARA で評価した。SARA は全 8 項目 (歩行・立位・座位・言語障害・指追い試験・鼻指試験・手の回内外運動・踵脛試験) で構成され, 合計 0 点から最重度の 40 点で評価される。静的バランス評価は, 重心動揺計 (Zebris Win-PDM, インターリハ社製) を用いてサンプリング周波数 60 Hz にて, 総軌跡長と外周面積を計測した。測定肢位は両上肢を下垂した閉脚立位とし, 立位保持時間は 30 秒間とした。1 m 前方の壁の視線の高さの位置に, 直径約 2 cm の指標を設置し, 測定中は指標を注視するように指示した。測定は開眼条件, 閉眼条件を 2 回ずつ行い, それぞれの平均値を求めた。動的バランス評価として, 歩行中の姿勢安定性を評価できる Functional Gait Assessment (以下, FGA)¹⁰⁻¹²⁾ を実施した。FGA は 10 項目の歩行課題で構成され, 各々の障害度を 4 段階で点数化し, 合計 0 点から 30 点となる。FGA は低値であるほど転倒リスクが高いとされる。異なる速度条件での歩行分析は, 歩行速度を至適速度・高速度・低速度の 3 条件に分け, 至適速度条件は「最も歩きやすい速さで歩いて下さい」, 高速度条件は「走らずにできるだけ速く歩いて下さい」, 低速度条件は「立ち止まることなくできるだけ遅く歩いて下さい」と測定前に口頭で教示した¹³⁾。第 3 腰椎棘突起部に 3 軸加速度センサー型の歩行分析計 MG-M1110 (LSI メディエンス社製) を装着して各速度条件で 10 m 歩行を 2 回ずつ実施して歩数・歩行速度・加速度を計測した。その結果, 時間的パラメーターとして歩行速度・Step time と Step

time CV (Step time の変動係数; $CV = \text{標準偏差} \times 100 / \text{平均値}$) を、空間的パラメーターとして身体重心の移動量を近似する運動振幅 (上下振幅・左右振幅) と運動振幅 CV (上下振幅 CV・左右振幅 CV¹⁴⁾) を求め、それらの 2 試行の平均値を速度条件ごとに算出した。

初回評価では、下肢筋力は右側が 71%, 左側が 66% と同年代健常男性の平均値¹⁵⁾ と同等, 下肢の表在・深部感覚も正常であった。SARA のスコアは歩行 3 点・立位 2 点・座位 0 点・言語障害 1 点・指追いつ験 0.5 点・鼻指試験 0 点・手の回内外運動 0 点・踵脛試験 4 点の計 10.5 点と失調症状は軽度であった。重心動揺計検査では、開眼条件での総軌跡長が 102.1 cm, 外周面積が 4.8 cm² と姿勢の動揺が大きく、閉眼条件では姿勢保持が困難であり検査を実施できなかった。FGA のスコアは通常歩行 3 点・加減速歩行 2 点・左右頭位変換 2 点・上下頭位変換 1 点・ターン 1 点・障害物 1 点・継足 0 点・閉眼 0 点・後方歩行 1 点・階段昇降 1 点の計 12/30 点と低値であった (表 1)。歩行分析の結果、歩行速度は至適 1.09 m/sec, 高速 1.35 m/sec, 低速 0.77 m/sec と異なる速度条件で評価でき、歩行変動の指標である Step time CV は至適 10.1%, 高速 4.9%, 低速 27.8%, 上下

振幅 CV は至適 13.4%, 高速 8.9%, 低速 21.2%, 左右振幅 CV は至適 7.8%, 高速 14.0%, 低速 8.5% であった (表 2)。

初回評価では運動失調は軽度であったが、バランス機能の低下や歩行変動の増大を認めた。Step time CV や上下振幅 CV は至適速度条件と比べて、低速度条件では顕著に増大したが、高速度条件では変化しなかった。この歩行変動の速度依存性は、小脳片葉小節葉が障害された患者と類似していることから、平衡機能障害の原因は前庭から入力される感覚の統合異常であり¹⁶⁾、重心動揺検査や FGA の結果から、本症例では小脳での感覚統合の過程で、前庭感覚系からの感覚入力に対する重みづけ (Sensory weighting) が低下する結果、歩行不安定性が生じていると考えた。

そこで、前庭感覚入力に対する重みづけの低下の改善を目的に、静的バランス訓練 (平地での閉脚閉眼立位・タンデム立位・片脚立位・フォームラバー上での閉眼立位) や動的バランス訓練 (至適速度を交えた加減速歩行・頭位変換や方向転換を加えた歩行・閉眼歩行を平地やフォームラバー上で実施) などの前庭リハビリテーションを 1 日 60 分、計 9 日間実施した^{11,17)}。

III. 結 果

表 1 運動機能評価

		初回	最終
等尺性膝伸展筋力体重比 (%、右/左)		71/66	67/66
SARA (点)		10.5	10.5
FGA (点)		12	17
重心動揺検査			
総軌跡長 (cm)	開眼	102.1	72.7
	閉眼	不可	172.6
外周面積 (cm ²)	開眼	4.8	3.4
	閉眼	不可	16.7

SARA: Scale for the Assessment and Rating of Ataxia,
FGA: Functional Gait Assessment.

最終評価時の等尺性膝伸展筋力は初回評価時と変わらなかった。また、SARA のスコアは計 10.5 点 (歩行 3 点・立位 2 点・座位 0 点・言語障害 1 点・指追いつ験 0.5 点・鼻指試験 0 点・手の回内外運動 0 点・踵脛試験 4 点) と初回評価時と変わらなかった。一方で、FGA スコアは初回時 12 点から最終評価時 17 点 (通常歩行 3 点・加減速歩行 3 点・左右頭位変換 2 点・上下頭位変換 2 点・ターン 2 点・障害物 2 点・継足 0 点・閉眼 1 点・後方歩行 1 点・階段昇降 1 点) に向上した。また、開眼条件での重心動揺検査では、総軌跡長は初回時 102.1 cm から最終評価時 72.7 cm に、外周面積は初回時 4.8

表 2 歩行分析

	至適速度		高速度		低速度	
	初回	最終	初回	最終	初回	最終
歩行速度 (m/sec)	1.09	1.08	1.35	1.35	0.77	0.79
歩幅 (cm)	48.5	49.0	61.0	59.5	44.5	38.5
Step time (sec)	0.45	0.45	0.45	0.44	0.59	0.49
上下振幅 (cm)	2.3	2.2	3.1	3.0	1.5	1.8
左右振幅 (cm)	4.8	5.3	4.3	4.8	5.5	6.0
Step time CV (%)	10.1	9.5	4.9	5.7	27.8	12.5
上下振幅 CV (%)	13.4	11.9	8.9	10.0	21.2	11.8
左右振幅 CV (%)	7.8	8.6	14.0	7.4	8.5	8.9

各数値は 2 試行の平均値。CV: coefficient of variation.

cm² から最終評価時 3.4 cm² にそれぞれ減少した。また、初回評価時は閉眼条件での重心動揺検査を実施できなかったが、最終評価時には検査が実施できた(表1)。

異なる速度条件での歩行分析では、歩行速度は初回時と最終評価時で各条件とも変化なく、最終評価時の Step time、上下振幅、左右振幅はそれぞれ初回評価時と同じであった。しかし、歩行変動は至適速度と高速度条件では変化がなかったが、低速度条件時の Step time CV が初回時 27.8% から最終評価時 12.5% に、上下振幅 CV が初回時 21.2% から最終評価時 11.8% にそれぞれ減少した(表2)。左右振幅 CV は全ての速度条件で変化がなかった(表2)。

IV. 考 察

CA 患者の歩行障害の原因には、平衡機能障害や下肢の協調運動障害があるが^{3,4)}、その原因を推定するには SARA などの従来の評価のみでは不十分と報告されている⁸⁾。そこで、CA 患者の歩行変動には速度依存性が存在することから^{6,7)}、異なる速度条件で歩行変動を評価して MSA-C 患者の歩行障害の原因を推測し、その結果を基に前庭リハビリテーションを実施した。

歩行時の小脳の機能は主に平衡維持や下肢運動の協調であり、解剖学的には小脳片葉小節葉や小脳虫部が平衡機能を、小脳半球が下肢の運動機能協調を担う¹⁸⁾。また、小脳片葉小節葉は前庭から入力される感覚を統合することで、歩行中の姿勢安定化に寄与する¹⁸⁾。本症例は、初回評価時の重心動揺検査や FGA の結果、静的・動的バランス機能の低下を認め、頭位変換を加えた歩行課題において姿勢不安定性を認めたことから、前庭機能障害を考えた。また、初回時の歩行分析の結果、Step time CV や上下振幅 CV は、至適速度条件と比べて低速度条件で顕著に増大したが、高速度条件では変化なかった。この歩行変動の速度依存性は、小脳片葉小節葉に障害がある患者と類似していたため¹⁶⁾、本症例の歩行障害の原因は、小脳片葉小節葉の病変による前庭感覚入力の統合異常の結果生じた平衡機能障害であると考えた。そこで、前庭感覚入力の重みづけの変化に着目したバランス訓練を実施した。

健常者では姿勢制御時の環境が変化すると、感覚統合を行う際に、視覚、体性感覚、前庭感覚入力に対する重みづけを変化させることで安定した姿勢制御を行うことが可能となり、この対応は sensory reweighting と呼ばれる^{19,20)}。一方、バランス能力の低下した脳血管障害患者²¹⁾、パーキンソン病患者²²⁾、前庭小脳が障害された患者²³⁾では、sensory reweighting を適切に行うことができずに姿勢不安定性が生じる。先行研究では、sensory reweighting の正常化を誘導するバランス訓練により、前庭機能障害患者の FGA スコアが向上したとの

報告がある¹¹⁾。そこで今回、視覚、体性感覚、前庭感覚入力のうち前庭感覚入力の強化を目的としたリハビリテーション治療による sensory reweighting の正常化を試みた。例えば、支持面からの体性感覚入力が低下するフォームラバー上で、閉眼により視覚入力を遮断した状態で立位訓練を行わせ、前庭感覚入力を強化した。また、頭位変換を加えた歩行訓練により前庭系を刺激した。その結果、重心動揺検査や FGA スコアが向上し、低速度条件時の歩行変動が減少した。低速度条件時の歩行中は至適速度時と比較し、片脚支持時間が長くなるため、小脳での感覚入力の統合を介した平衡維持がより重要となる。そのため、CA 患者のように感覚入力の統合異常による平衡機能障害を認めると、歩行中の姿勢が不安定となり、低速度条件時の歩行変動が増大する^{6,7)}。本症例における低速度条件時の歩行変動の減少は、今回行った訓練により感覚入力の統合異常が改善したことを示す結果と考えられる。また、FGA スコアの中でも加減速歩行・上下頭位変換・ターン・障害物・閉眼歩行の向上を認めたが、これらの項目は実際に訓練で実施していたものが多く、訓練により前庭感覚入力を繰り返すことで、前庭適応や慣れが促進され¹⁷⁾、sensory reweighting の正常化に近づいたのではないかと考える。

FGA スコアの低値は転倒リスクの増加を示唆する。高齢者やパーキンソン病患者の転倒カットオフ値はそれぞれ 22 点¹²⁾、15~18 点^{24,25)}である。また、歩行変動の増大は高齢者や CA 患者の転倒リスク増加につながる^{5,26,27)}。本症例では、リハビリテーション治療後の FGA スコアの向上と低速度条件時の歩行変動の減少が、歩行時の転倒リスクの軽減に寄与するものと期待できる。

一方、低速度条件時の左右振幅 CV は初回時と最終評価時では変化がなかった。CA 患者と健常者との間で左右振幅 CV には有意差を認めないため^{7,28)}、本症例では低速度条件時の左右振幅 CV は元々正常であり、治療前後で変わらなかったと考えた。また、高速度条件時の歩行変動は治療前後で著変なかった。この理由として、本症例における高速度条件時の歩行変動は元々健常者との差がなかったためと考えられる¹⁶⁾。

前庭機能障害患者に sensory reweighting を利用したリハビリテーション治療を 1 ヶ月間実施することで、FGA スコアが向上したとの報告があるが¹¹⁾、今回、治療期間が 9 日間と短期間であったにもかかわらず、重心動揺検査や FGA スコアの向上、低速度条件時の歩行変動の減少を認めた。本症例は小脳片葉小節葉の病変による平衡機能障害が示唆される MSA-C 患者であったが、歩行変動の速度依存性を基に歩行障害の原因を推察し、その障害部位に即した機能訓練を実施することで、短期間の治療でも良好な結果が得られることが確認できた。CA 患者へのリハビリテーション治療の効果の持続について、4 週間の集中リハビリテーション治療を行うこと

で、その後8~12週まで運動失調症状を悪化させることなく、機能を維持できていたとの報告がある^{29,30)}。この報告の限界はケースレポートであり、治療効果の持続の有無を追跡できていないことである。今後は症例を重ねると同時に、長期的に治療を継続して治療効果が持続するのかどうかを調査したい。

本研究の内容の一部は第58回近畿理学療法学会にて発表した。

利益相反 本研究に関する開示すべき利益相反はない。

引用文献

- 1) Gilman S, Wenning GK, Low PA, et al.: Second consensus statement on the diagnosis of multiple system atrophy. *Neurology*, 2008, 71: 670-676.
- 2) Buckley E, Mazzà C, McNeill A: A systematic review of the gait characteristics associated with cerebellar ataxia. *Gait Posture*, 2018, 60: 154-163.
- 3) Morton SM, Bastian AJ: Relative contributions of balance and voluntary leg-coordination deficits to cerebellar gait ataxia. *J Neurophysiol*, 2003, 89: 1844-1856.
- 4) Ilg W, Timmann D: Gait ataxia—specific cerebellar influences and their rehabilitation. *Mov Disord*, 2013, 28: 1566-1575.
- 5) Schniepp R, Wuehr M, Schlick C, et al.: Increased gait variability is associated with the history of falls in patients with cerebellar ataxia. *J Neurol*, 2014, 261: 213-223.
- 6) Schniepp R, Wuehr M, Neuhaeuser M, et al.: Locomotion speed determines gait variability in cerebellar ataxia and vestibular failure. *Mov Disord*, 2012, 27: 125-131.
- 7) Wuehr M, Schniepp R, Ilmberger J, et al.: Speed-dependent temporospatial gait variability and long-range correlations in cerebellar ataxia. *Gait Posture*, 2013, 37: 214-218.
- 8) Kakei S, Honda T, Lee J, et al.: 運動失調とリハビリテーション医学. *Jpn J Rehabil Med*, 2019, 56: 94-100.
- 9) 山崎裕司, 長谷川輝美: 固定用ベルトを装着したダイナモメーターによる等尺性膝伸筋力の測定—検者内再現性の検討—. *高知リハビリテーション学院紀要*, 2002, 3: 7-12.
- 10) Wrisley DM, Marchetti GF, Kuharsky DK, et al.: Reliability, internal consistency, and validity of data obtained with the functional gait assessment. *Phys Ther*, 2004, 84: 906-918.
- 11) 山中敏彰: 平衡のニューロリハビリテーション—慢性平衡障害への対応—. *Equilib Res*, 2012, 71: 120-135.
- 12) Wrisley DM, Kumar NA: Functional gait assessment: concurrent, discriminative, and predictive validity in community-dwelling older adults. *Phys Ther*, 2010, 90: 761-773.
- 13) Schniepp R, Schlick C, Pradhan C, et al.: The interrelationship between disease severity, dynamic stability, and falls in cerebellar ataxia. *J Neurol*, 2016, 263: 1409-1417.
- 14) Nikaido Y, Akisue T, Kajimoto Y, et al.: The effect of CSF drainage on ambulatory center of mass movement in idiopathic normal pressure hydrocephalus. *Gait Posture*, 2018, 63: 5-9.
- 15) 平澤友里, 長谷川輝美, 松下和彦・他: 健康者の等尺性膝伸筋力. *理学療法ジャーナル*, 2004, 38: 330-333.
- 16) Schniepp R, Wuehr M, Huth S, et al.: The gait disorder in downbeat nystagmus syndrome. *PLoS One*, 2014, 9: e105463.
- 17) 伏木宏彰, 加茂智彦 (編): 前庭障害に対するリハビリテーション—EBMに即した実践アプローチ. *メジカルビュー*, 東京, 2019, pp150-165.
- 18) Schniepp R, Möhwalder K, Wuehr M: Gait ataxia in humans: vestibular and cerebellar control of dynamic stability. *J Neurol*, 2017, 264: 87-92.
- 19) Hwang S, Agada P, Kiemel T, et al.: Dynamic reweighting of three modalities for sensor fusion. *PLoS One*, 2014, 9: e88132.
- 20) Peterka RJ: Sensorimotor integration in human postural control. *J Neurophysiol*, 2002, 88: 1097-1118.
- 21) Bonan IV, Gaillard F, Ponche ST, et al.: Early post-stroke period: a privileged time for sensory re-weighting? *J Rehabil Med*, 2015, 47: 516-522.
- 22) Hwang S, Agada P, Grill S, et al.: A central processing sensory deficit with Parkinson's disease. *Exp Brain Res*, 2016, 234: 2369-2379.
- 23) Helmchen C, Kirchhoff JB, Göttlich M, et al.: Postural ataxia in cerebellar downbeat nystagmus: its relation to visual, proprioceptive and vestibular signals and cerebellar atrophy. *PLoS One*, 2017, 12: e0168808.
- 24) Leddy AL, Crouner BE, Earhart GM: Functional gait assessment and balance evaluation system test: reliability, validity, sensitivity, and specificity for identifying individuals with Parkinson disease who fall. *Phys Ther*, 2011, 91: 102-113.
- 25) Yang Y, Wang Y, Zhou Y, et al.: Validity of the Functional Gait Assessment in patients with Parkinson disease: construct, concurrent, and predictive validity. *Phys Ther*, 2014, 94: 392-400.
- 26) Hausdorff JM: Gait variability: methods, modeling and meaning. *J Neuroeng Rehabil*, 2005, 2: 19.
- 27) 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: 1050-1056.
- 28) Shirai S, Yabe I, Matsushima M, et al.: Quantitative evaluation of gait ataxia by accelerometers. *J Neurol Sci*, 2015, 358: 253-258.
- 29) Ilg W, Synofzik M, Brötz D, et al.: Intensive coordinative training improves motor performance in degenerative cerebellar disease. *Neurology*, 2009, 73: 1823-1830.
- 30) Miyai I, Ito M, Hattori N, et al. Cerebellar Ataxia Rehabilitation Trialists Collaboration: Cerebellar ataxia rehabilitation trial in degenerative cerebellar diseases. *Neurorehabil Neural Repair*, 2012, 26: 515-522.