歩行開始における高齢者の体幹運動特性

Trunk Movement Characteristics of the Elderly at Gait Initiation

大沼 亮^{1,2)} 星 文彦³⁾ 松田 雅弘⁴⁾ 神野 哲也^{2,5)}

Ryo ONUMA, RPT, MS^{1,2)}, FUMIHIKO HOSHI, RPT, PhD³⁾, TADAMITSU MATSUDA, RPT, PhD⁴⁾, TETSUYA JINNO, MD, PhD^{2,5)}

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 Medical and Dental Sciences, Tokyo Medical and Dental University

³⁾ Graduate School of Health and Social Services, Saitama Prefectural University

⁴⁾ Faculty of Health Science, Juntendo University

⁵⁾ Second Department of Orthopaedic Surgery, Dokkyo Medical University Saitama Medical Center

Rigakuryoho Kagaku 35(3): 329-333, 2020. Submitted Nov. 26, 2019. Accepted Dec. 24, 2019.

ABSTRACT: [Purpose] In this study, we aimed to verify the trunk motion characteristics of anticipatory postural adjustments (APAs) of the elderly at gait initiation. [Participants and Methods] The subjects were 10 healthy young controls and 10 elderly persons. Measurements were made using a center of gravity measurement instrument, surface electromyograms, and accelerometers. Accelerometers were attached to the neck (C7), lower back (L3) and pelvis (S1), and surface electromyograms of the bilateral gluteus medius and erector spinae muscles were recorded. [Results] In the elderly, activities of the gluteus medius of the stepping side and the erector spinae of the stance side were recognized prior to the onset of movement of the center of pressure (COP). In controls, however, no activity was observed in the bilateral erector spinae muscles. Accelerometer analysis showed displacement of the upper trunk toward the stepping side in the control, while it was toward the stance side in the elderly. [Conclusion] APAs at gait initiation in the elderly were characterized by the activity of the erector spinae muscle of the stance side and upper trunk displacement toward the stance side.

Key words: elderly, gait initiation, trunk

要旨:〔目的〕高齢者の歩行開始における予測的姿勢調整（APAs）の体幹運動特性について検証した。〔対象と方法〕対象は若年成人10名と高齢者10名とした。重心動揺計、表面筋電計、加速度計を用い、歩行開始時の体幹運動を計測した。筋電図は左右の中殿筋と脊柱起立筋の4筋を導出筋とし、加速度計は頸部（C7）、腰部（L3）、骨盤（S1）に貼付した。〔結果〕高齢者では足圧中心の動き始めに先行して立脚側脊柱起立筋の活動を認めたが、若年成人では認めなかった。C7からL3を引いた差の値（dCL）の比較において、若年成人では遊脚側方向へdCLが変化し、高齢者では立脚側方向への変化がみられた。〔結語〕高齢者の歩行開始において立脚側脊柱起立筋の筋活動と立脚側方向への上部体幹の加速度の変化が特徴であった。

キーワード: 高齢者, 歩行開始, 体幹

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部：埼玉県蓮田市南新宿994-1（〒349-0142）TEL 048-765-2525

²⁾ 東京医科歯科大学大学院 歯学総合研究科

³⁾ 埼玉県立大学大学院 保健医療福祉学研究科

⁴⁾ 順天堂大学 保健医療学部

⁵⁾ 獨協医科大学埼玉医療センター 第二整形外科

I. はじめに

本邦における高齢化は加速的に進んでおり、要介護状態となる要因の第3位が高齢者の衰弱、第4位が転倒、および骨折となっている¹⁾。そのため、高齢者の転倒予防は考慮すべき社会問題となっている。高齢者の転倒の多くは屋内で発生しており²⁾、特に歩行中に多いことが報告されている。歩行中の転倒要因として身体のバランスを崩し、転倒することが多いとの報告や高齢者の姿勢制御能力と転倒恐怖感および転倒との関連性の報告もあり³⁻⁵⁾、高齢者の歩行中の姿勢制御を理解することは転倒予防において重要といえる。また、高齢者の歩行中の転倒の特徴として歩行開始と歩行停止などの過渡期⁶⁾に起こりやすいとされており、高齢者の歩行開始メカニズムを理解することは転倒予防において重要である。

予測的姿勢調整 (anticipatory postural adjustments : 以下, APAs) は意図的運動に先行する姿勢調整として定義されており、歩行開始時の姿勢調整に関与している⁷⁾。歩行開始における 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^{8,9)}、後方への足圧中心位置 (center of pressure : 以下, COP) の変化^{10,11)}が報告されている。また、COP の軌跡が両足底の中心から遊脚側後方、そして立脚側の後方に変位するまでの移行期間は APAs によるものと考えられている¹²⁾。高齢者の歩行開始における APAs は足部筋の筋活動量の低下や後方への COP 移動量の低下、側方への腰部加速度の低下が報告されている^{13,14)}。

しかしながら、先行研究は足部の筋活動と COP 移動量や、腰部の加速度の検計等の限定されたもので、体幹運動の姿勢調整を表面筋電計と加速度計を用いて詳細に検討したものは見当たらない。また、立位バランス良好な高齢者は転倒が少ないため¹⁵⁾、立位バランス保持に重要な体幹運動と姿勢調整の詳細を解析することは転倒予防を考えるにあたり重要である。そのため、高齢者の歩行開始における APAs の特徴として、体幹運動の詳細を検討する必要がある。加速度計は小型で安価になってきており、姿勢やバランスの定量化の指標として臨床でも広く使用されている^{16,17)}。以上のことから、高齢者の体幹運動に着目して姿勢制御の変化の詳細を調べることは臨床上の治療示唆を得るうえで重要である。

そこで我々は体幹の筋電位と加速度が高齢者の APAs の特徴を示すかを調べることを目的とした。我々の仮説は高齢者における APAs の特徴として、立脚側脊柱起立筋の活動が先行してみられること、立脚側方向への体幹運動の加速度の変化がみられることである。

II. 対象と方法

1. 対象

対象は若年成人 10 名、高齢者 10 名の 2 群とした。取り込み基準として高齢者は歩行可能な者、Mini-Mental State Examination (MMSE) 24 点以上の者、著明な足関節可動域制限がない者とした。疾患による運動障害を合併している者、課題理解が困難な者や視覚障害を有する者は除外とした。対象者の背景を表 1 に示す。

本研究は東京医科歯科大学倫理審査委員会の承認 (M2018-081) を得て行われた。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書面での同意を得た。

2. 方法

本研究では表面筋電計および加速度計 (myoMOTION, NORAXON 社製)、重心動揺計 (UJK-200C, ユニメック社製)、簡易光刺激装置 (Direction Indicator, イリスコ社製) を使用した。表面筋電計は電極 (F-150S, 日本光電社製) を使用した。簡易光刺激装置は左方向または右方向の矢印がトリガーにて表示されるシステムとなっている。表面筋電計、加速度計のサンプリング周波数は 1500 Hz とした。重心動揺計で課題実施中の COP 移動を記録し、サンプリング周波数は 100 Hz とした。これらの機器はパーソナルコンピュータを介して重心動揺計の計測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計、および加速度計に入力することで同期した。

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。歩行は前方 5 m 先に設置された光刺激装置の視覚的な合図 (光合図) に合わせて開始した。「光の合図が出たら矢印方向の足から歩き出してください」と検者が対象者に口頭指示し、至適速度で歩行を行わせた。対象者の先行脚の左右条件はランダムとした。試行回数は 1 人の対象者に対し、先行研究^{18,19)}を参考にして左右 3 回ずつの計 6 回になるまで歩行開始の動作課題を実施した。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とした。歩行開始から 3 歩以上継続してから歩行終

表 1 対象者基本属性

	若年成人 (n=10)	高齢者 (n=10)
性別 (男:女)	5:5	5:5
年齢 (歳)	25.4 ± 2.3	70.7 ± 3.1
体重 (kg)	57.2 ± 7.4	56.1 ± 9.6
身長 (cm)	162.1 ± 5.8	158.2 ± 7.9

平均値 ± 標準偏差。

了した。表面筋電図は両側の中殿筋、脊柱起立筋の4筋から導出し、加速度は頸部（以下、C7）、腰部（以下、L3）、骨盤（以下、S1）の3ヵ所で計測した。

主要解析項目は、若年成人と高齢者の歩行開始時の筋電図と加速度とした。

筋電図については、両側の中殿筋、および脊柱起立筋の筋電図データを解析した。光合図を時間の基準点とし、光合図前の筋電図データ1秒間分と光合図後の筋電図データ2秒間分を解析した^{16,19,20}。筋活動の潜時は、光合図前1秒間の安静時平均筋電位データから+2SDを超えた時を活動開始、光合図前1秒間の安静時平均筋電位データから-2SDを下回った時を抑制開始と定義^{19,21}し、各筋の筋活動の潜時を解析した。

加速度については、身体背面部のC7、L3、S1の3ヵ所の加速度データを解析した。光合図を時間の基準点とし、光合図前の加速度データ1秒間分と光合図後の加速度データ2秒間分を解析した^{16,20}。体幹運動の加速度はC7、L3、S1の前額面上での左右方向成分のピーク値を測定した。C7、L3、S1の値は、体幹が立脚側方向へ移動していることを表している。C7からL3を差分した値をdCL（以下、dCL）とし、L3からS1を差分した値をdLS（以下、dLS）とした。したがって、dCLはL3に対して相対的に生じるC7の加速度を表し、前額面上での上部の体幹運動の変化を示す。dLSはS1に対して相対的に生じるL3の加速度を表し、前額面上での

下部の体幹運動の変化を示す。dCLとdLSが正の値は、体幹が立脚側方向への変化しており、負の値は遊脚側方向へ変化していることを表している。

重心動揺計から得られた左右の床反力を合成したCOPは安静時位置からの移動量を算出し、左右方向の値を求めた。光合図開始で時間軸を正規化し、光合図前の合成COPデータ1秒間分と光合図後の合成COPデータ2秒間分を解析した^{16,19,20}。光合図前1秒間の安静時合成COPデータから±3SDを超えた時を動き始めと定義した²¹。

統計解析は、SPSS Statistics ver.19（IBM社製）を用いて行った。筋活動、加速度、COPデータは被検者ごとに各試行データを各先行脚に分けて解析した。筋活動、加速度、COPは各3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。筋活動の潜時、加速度を若年成人、高齢者の2群間にて対応のないt検定で比較した。また、各群内で体幹の筋活動の潜時を中殿筋と脊柱起立筋で同様に比較した。有意水準は5%とした。

III. 結 果

筋活動の比較では、若年成人の脊柱起立筋はCOPの動き始めに先行する安静時筋活動±2SD以上の活動が認められなかった（図1）。若年成人の立脚側中殿筋と遊脚側中殿筋の筋活動の潜時の比較では、遊脚側中殿筋

図1 若年成人、高齢者の歩行開始（右先行脚）における体幹筋活動と体幹加速度、足圧中心位置（COP）の代表例

(A) 若年成人 体幹筋活動、(B) 高齢者 体幹筋活動。

線：光合図開始、点線：COP移動開始、破線：足離地時点。若年成人、高齢者1名の筋活動を全波整流波形化したものとCOP左右移動のグラフを示した。矢印は各筋活動の活動または抑制の潜時を示す。

表2 若年成人と高齢者の歩行開始における体幹筋活動の潜時の比較

	若年成人	高齢者
筋潜時 (sec)		
立脚側中殿筋	0.202 ± 0.046	0.156 ± 0.074
遊脚側中殿筋	-0.050 ± 0.043 [‡]	-0.057 ± 0.058 ^{††}
立脚側脊柱起立筋	n.s.	-0.038 ± 0.061**
遊脚側脊柱起立筋	n.s.	0.201 ± 0.092

平均値 ± 標準偏差. 足圧中心位置 (COP) 移動開始時点を 0 秒とした. t 検定の結果. [‡]: $p < 0.01$ (vs 若年成人, 立脚側中殿筋), ^{††}: $p < 0.01$ (vs 高齢者, 立脚側中殿筋), **: $p < 0.01$ (vs 高齢者, 遊脚側脊柱起立筋).

表3 若年成人と高齢者の歩行開始における体幹加速度の dCL と dLS の比較

	若年成人	高齢者
加速度 (mG)		
dCL	-17.7 ± 22.5	9.8 ± 9.4**
dLS	2.0 ± 8.1	3.4 ± 10.8

平均値 ± 標準偏差. dCL: C7 から L3 を差分した値, dLS: L3 から S1 を差分した値. t 検定の結果. **: $p < 0.01$ (vs 若年成人).

図2 歩行開始時(右脚先行)の各群の体幹加速度左右成分の典型例

(A) 若年成人 体幹加速度, (B) 高齢者 体幹加速度. 矢印は立脚側方向への体幹(C7, L3, S1)加速度最大値を示す.

の筋活動が先行してみられた ($p < 0.01$) (表2). 高齢者の脊柱起立筋は COP の動き始めに先行する立脚側脊柱起立筋の筋活動と遊脚側脊柱起立筋の筋活動の抑制がみられた (図1). 高齢者の立脚側脊柱起立筋と遊脚側脊柱起立筋の筋活動の潜時の比較では, 立脚側脊柱起立筋の筋活動が先行してみられた ($p < 0.01$) (表2). また, 高齢者の立脚側中殿筋と遊脚側中殿筋の筋活動の潜時の比較では, 若年成人と同様に遊脚側中殿筋の筋活動が先行してみられた ($p < 0.01$) (表2).

加速度の比較では, 高齢者が若年成人より dCL の値が大きかった ($p < 0.01$) (表3). 若年成人では遊脚側方向へ変化しており, 高齢者では立脚側方向への変化がみられた (図2). また, dLS の比較では, 若年成人と高齢者で有意差はなかった (表3). 若年成人と高齢者で同様の立脚側方向への変化がみられた (図2).

IV. 考 察

本研究では, 高齢者の歩行開始時における APAs の体幹運動の特異性を運動学的解析にて検討した.

筋活動の比較では, 若年成人の脊柱起立筋は COP の動き始めに先行する筋活動と抑制を認めなかった. これ

は, 若年成人が高齢者と異なり, 下肢と体幹で locomotor unit と passenger unit として機能分化されており²²⁾, 歩行開始において初期の筋活動を必要としないことが考えられる. また, 若年成人において遊脚側中殿筋の筋活動が先行してみられたことは, 歩行開始時に立脚側への重心移動のための推進力, 遊脚肢の持ち上げるための安定として機能していたことが考えられた. 我々の研究で若年成人の歩行開始時の遊脚側中殿筋の先行的な筋活動は認めており, 先行研究を支持する結果となった²⁰⁾. 高齢者は COP の動き始めに先行する立脚側脊柱起立筋の筋活動の活動と遊脚側脊柱起立筋の筋活動の抑制がみられた. これは, 高齢者の歩行開始において安定した立位姿勢を崩す重心移動戦略として, 下肢と一体となった体幹運動が生じているためと考えられる. また, 高齢者において立脚側脊柱起立筋の筋活動が先行してみられたことは, 歩行開始における立脚側への重心移動の推進力として活動していたと考えられる. 高齢者の姿勢制御において体幹運動を用いるのは, 下肢の筋潜時の延長や筋力低下との関係とも述べられている²³⁾. これらより, 高齢者の歩行開始において立脚側脊柱起立筋の先行的な活動は APAs における姿勢制御の変化の特徴と考えられた.

加速度の比較では、dCL 値が高齢者でプラス、若年成人でマイナスであった。これは、若年成人では遊脚側方向へ変化しており、高齢者では立脚側方向への変化していることを示している。つまり、若年成人では歩行開始の立脚側への重心移動で遊脚側へ立ち直りの姿勢調整をしているのに対し、高齢者では歩行開始の立脚側への重心移動で立脚側へ体幹を傾斜させていたことが考えられる。高齢者の歩行開始において立脚側脊柱起立筋の筋活動と立脚側方向への上部体幹運動の変化が生じており、前述した APAs における姿勢制御の変化と立脚側への重心移動の補償という我々の仮説を補足する。また、dLS では若年成人と高齢者に有意差がみれず、歩行開始における高齢者の APAs は、立脚側方向への上部体幹の運動で特徴づけられた。先行研究では若年成人の APAs における体幹加速度計測の信頼性と側方への加速度変化は報告されており¹²⁾、本研究では新たに高齢者の APAs における体幹加速度の特徴を示した。

研究の限界は、対象数が少なかったことや APAs における体幹運動の特徴とバランス能力や転倒との関連性を実施できなかったことである。体幹運動の特徴とバランス能力の関連性を明らかにできれば、APAs の評価の有用性が示せるかもしれない。しかしながら、本研究の目的は APAs における高齢者の体幹運動特性を見出すことであり、本研究においてこの限界は重要ではないと考える。

今回、歩行開始における高齢者の APAs の体幹運動特性として、立脚側脊柱起立筋の先行的な筋活動と立脚側方向への上部体幹の加速度の変化が明らかとなった。高齢者における立脚側へ偏重して生じる筋活動と体幹運動の加速度変化は APAs における姿勢制御の変化と立脚側への重心移動を補償していることが考えられた。これらより、高齢者の APAs のメカニズム解明の一助となり、新たな治療示唆となりうる。

利益相反 本論文に関して筆頭著者および共著者に開示すべき利益相反はない。

引用文献

- 厚生労働省：平成28年国民生活基礎調査の概況。 <http://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/k-tyosa16/index.html> (閲覧日2019年2月1日)。
- 福島 齊, 佐藤和強, 荻田達郎・他：超高齢者の過半数は段差や障害物により転倒しているのではない。臨床整形外科, 2018, 53: 999-1004。
- 松井康素：高齢者の転倒・骨折の予防。Ger Med, 2017, 55: 973-978。
- 小栢進也, 池添冬芽, 市川則明・他：高齢者の姿勢制御能力と転倒恐怖感および生活活動量との関連。理学療法学, 2010, 37: 78-84。
- Guideline for the prevention of falls in older persons. American Geriatrics Society, British Geriatrics Society, and American Academy of Orthopaedic Surgeons Panel on Falls Prevention. J Am Geriatr Soc, 2001, 49: 664-672。
- 大高洋平, 池内秀多隆, 伊藤 恵・他：高齢者の歩行開始にみられる作用点の後方移動と足指機能、足関節筋力、静的立位バランス能力との関連性。理学療法学, 2003, 31: 420-425。
- Belen'kiĭ VE, Gurfinkel' VS, Pal'tsev EI: Control elements of voluntary movements. Biofizika, 1967, 12: 135-141。
- Elble RJ, Moody C, Leffler K, et al.: The initiation of normal walking. Mov Disord, 1994, 9: 139-146。
- Brenière Y, Cuong Do M, Bouisset S: Are dynamic phenomena prior to stepping essential to walking? J Mot Behav, 1987, 19: 62-76。
- Crenna P, Frigo C: A motor programme for the initiation of forward-oriented movements in humans. J Physiol, 1991, 437: 635-653。
- Winter D: Human balance and posture control during standing and walking. Gait Posture, 1995, 3: 193-214。
- Sun R, Guerra R, Shea JB: The posterior shift anticipatory postural adjustment in choice reaction step initiation. Gait Posture, 2015, 41: 894-898。
- 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。
- Rocchi L, Mancini M, Chiari L, et al.: Dependence of anticipatory postural adjustments for step initiation on task movement features: a study based on dynamometric and accelerometric data. Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc, 2006, 2006: 1489-1492。
- 星 文彦, 出江紳一：高齢者の片脚たち動作における運動学的特徴と立位バランス。日本臨床生理学会誌, 2003, 33: 49。
- Schlenstedt C, Mancini M, Nutt J, et al.: Are hypometric anticipatory postural adjustments contributing to freezing of gait in Parkinson's disease? Front Aging Neurosci, 2018, 10: 36。
- Mancini M, Zampieri C, Carlson-Kuhta P, et al.: Anticipatory postural adjustments prior to step initiation are hypometric in untreated Parkinson's disease: an accelerometer-based approach. Eur J Neurol, 2009, 16: 1028-1034。
- 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。
- Rajachandrakumar R, Fraser JE, Schinkel-Ivy A, et al.: Atypical anticipatory postural adjustments during gait initiation among individuals with sub-acute stroke. Gait Posture, 2017, 52: 325-331。
- 大沼 亮, 星 文彦, 西原 賢：脳卒中者におけるステップ動作開始時の運動学的解析。理学療法科学, 2017, 32: 809-815。
- Bruttini C, Esposti R, Bolzoni F, et al.: Temporal disruption of upper-limb anticipatory postural adjustments in cerebellar ataxic patients. Exp Brain Res, 2015, 233: 197-203。
- Götz-Neumann K：観察による歩行分析。月城慶一・他(訳), 医学書院, 東京, 2005, pp22-23。
- 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), 医歯薬出版, 東京, 2016, pp235-237。