

筋シナジーの観点から高齢者の歩行動作の不安定性を捉える

～ 高齢者の転倒予防の確立に向けて ～

研究代表者 京都大学大学院人間・環境学研究科 教授 神崎素樹

【まとめ】

本研究は筋シナジーに着目し、歩行時における歩行生成のための筋活動のモジュール構造についてを若齢者（3名）と高齢者（4名）を比較検討した。5mの通常歩行中（至適速度：歩行速度は被験者が歩行しやすい速度）に、腓腹筋内側頭、腓腹筋外側頭、ヒラメ筋、前脛骨筋、外側広筋、大腿直筋、大腿二頭筋長頭、中殿筋から表面筋電図を導出し、非負値行列因子分解より、筋シナジーの重みづけと活動度を算出した。若齢者3名とも筋シナジーの数は4個であった。一方、高齢者の筋シナジーの数は3個であった。「シナジー1」は下腿三頭筋を主とするシナジーであり、歩行の推進力を生み出す機能を有していた。「シナジー2」は前脛骨筋と大腿二頭筋を主とするシナジーであり、接地時の足関節背屈および遊脚の減速の機能を有していた。「シナジー3」は、大腿四頭筋および中殿筋を主とするシナジーであり、接地時に身体全体の衝撃を吸収し、立位平衡を保つための機能を有していた。「シナジー4」は大腿二頭筋のみで構成されており、遊脚筋の膝関節屈曲の機能を有していた。高齢者は「シナジー4」が欠損しており、このシナジーの欠損がすり足歩行に直接的あるいは間接的につながり、転倒に関連していることが示唆された。

1. 研究の目的

高齢者の転倒は歩行中のつまずきが主因であるため、転倒予防策として下肢筋群の筋量・筋力の向上が着目されてきた。しかし、立位バランスに代表される転倒予防には、むしろ筋量ではなく筋の使い方が重要であることが指摘されている[7, 9]。したがって、高齢者の転倒予防には神経生理学的観点に基づく必要がある。すなわち、歩行時のつまずきには、下肢筋群の筋の量的特性ではなく筋の使い方といった質的特性に着目すべきである。

歩行は下肢筋群を中心に多くの筋を用いて達成される動作であり、身体に備わる数多くの筋を協調させるという点で[1]、ヒトの歩行運動の制御は非常に複雑である。ヒトは、歩行動作を構成するために、莫大な関節自由度を持ち、この関節運動を生成する筋はさら

に冗長かつ膨大な自由度を有している。つまり、ヒトの歩行動作は過度な冗長システムとなっており、何らかの方法でこの冗長性の問題を解決しているはずである。そこで、中枢神経系は膨大な自由度を簡略化するための戦略をとっていると考えられる。その戦略として、いくつかの筋をまとめて支配する筋シナジーに基づいた制御が提唱されている[2]。中枢神経系からの各筋への指令は直接的ではなく、シナジーの活動を介して筋活動を制御していると考えられている。

本研究では、筋の使い方として筋シナジーに着目し、高齢者の歩行動作中の筋シナジーと若齢者のそれとの比較検討から高齢者の歩行不安定性を明確にすることを目的とした。

2. 研究の方法・経過

2-1. 被験者. 被験者は、若齢者3名（23.1±1.4歳）および高齢者4名（75.3±3.9歳）であった。本研究は、京都大学大学院人間・環境学研究科人間情報・動物実験倫理委員会の承認を受けて実施した（承認番号：19-H-17）。

2-2. 至適歩行中の表面筋電図の測定. 被験者は、7mの歩行路で被験者自身がもっとも歩行しやすい速度で通常歩行を行った。歩行開始の1m（加速フェーズ）および歩行終了の1m（減速フェーズ）は解析から除外した。歩行中、ヒラメ筋（SOL; soleus）、腓腹筋内側頭（MG; medial gastrocnemius）、腓腹筋外側頭（LG; lateral gastrocnemius）、前脛骨筋（TA; tibialis anterior）、外側広筋（VL; vastus lateralis）、大腿直筋（RF; rectus femoris）、大腿二頭筋長頭（BF; biceps femoris longus）、中殿筋（Gmed; gluteus medius）より表面筋電図（EMG; electromyogram）を導出した（SX203; Biometrics, Ltd., Gwent, UK）[6]。EMG信号はサンプリング周波数1,000Hzで取得され、歩行動作の3周期のデータについて解析した。歩行周期は、靴底に装着した踵およびつま先のフットスイッチより同定した。

2-3. 解析. EMG系列について、遮断周波数50Hzで低域遮断を行い、その後、全波整流EMGを求めた。全波整流EMG系列について、遮断周波数5Hzで高域

遮断を行った EMG 系列について以下の手法を用い、筋シナジーの重みづけとその活動度を算出した。

それぞれの EMG 系列について、1 周期 100 bin に分け、300 bin (100 bin × 3 周期) の EMG 平均値を算出した。8 筋 × 300 bin の EMG 行列を作成し、これをオリジナル EMG 行列とした。このオリジナル EMG 行列に対して、非負値行列因子分解 (NMF; non-negative matrix factrization) 解析を施すことにより、シナジーの情報とその活動度の情報を抽出した。この NMF 解析は、ある非負値行列を 2 つの非負値行列の積の形で近似分解する線形解析法である [4]。NMF 解析は、非負の制約を課す解析手法であるが、この制約は筋が収縮方向 (正の方向) のみに力を発揮することと合致することから、筋活動を説明するための手法として有用とされている [4]。本研究では、8 × 300 の行列を、8 × n と n × 300 の 2 つの行列に分解した。さらに、ここで近似分解した行列内での変数 n は、課題達成に必要なシナジーの個数を表している。この n 数を 1~8 の間で変化させていき、オリジナル行列と近似分解した結果得られた 2 つの行列の積との類似性を VAF (variance accounted for) としてその都度定量した (図 1)。本研究では VAF 値の閾値を 90% とし、閾値を超える最小の n 値を、歩行課題に必要なシナジー数として定義した。

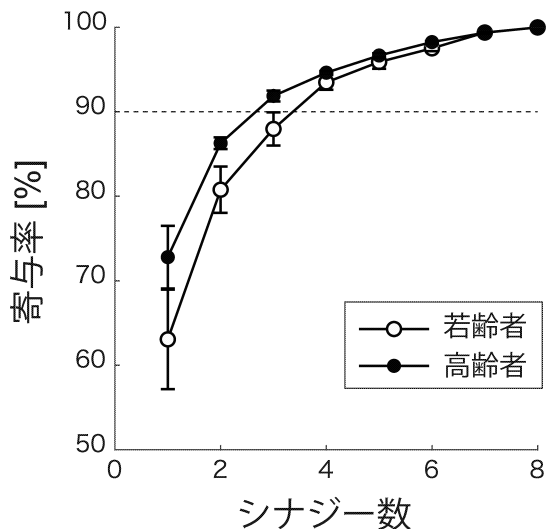


図 1: 測定によって得られたオリジナル行列と NMF 解析によって近似分解した結果得られた 2 つの行列の積との類似性を表す VAF 値 (縦軸) をシナジーの個数 (横軸) ごとに定量した。若齢者のデータは白抜き丸、高齢者のデータは塗りつぶしの丸で示した。本研究は閾値を 90% とし、閾値を超えた最小のシナジー数を歩行動作に必要なシナジー数とした。

3. 研究の成果

3-1. 筋シナジーの数. 若齢者の筋シナジーの数は 3 名とも 4 個であった。高齢者の筋シナジーの数は、4 名とも 3 個であり、筋シナジーの数は高齢者が少なかった (図 2)。自由度簡略化の観点から解釈すると、高齢者の方が歩行動作時において中枢神経系からの命令の数が少ないことになる [3]。しかしながら、筋シナジーの数が少なすぎると、動作が柔軟性に欠け、外乱などに対応できないことが指摘されている。また、シミュレーションにより筋シナジーの学習に適した数は 4 個であることが報告されており [5]、高齢者の少ない筋シナジー数は、外乱などにうまく対応できない可能性がある。

3-2. 筋シナジーの重みづけと活動度. 若齢者と高齢者の個人ごとの筋シナジーの重みづけ (棒グラフ) とその活動度 (線グラフ) を図示した (図 2)。

「シナジー 1 (図 2 の最上段)」は SOL、MG、LG といった下腿三頭筋を主とするシナジーで構成されており、歩行周期の 30%~50% でピークをとる。これは、歩行の立脚期で「シナジー 1」が動員し、歩行の推進力を生み出す機能を有することが解る。

「シナジー 2 (図 2 の上から 2 段目)」は、TA と BF を主とするシナジーで構成されており、接地直後にピークをとる。接地直後は、床反力が後ろ向きであり、力学的に足関節底屈、膝関節伸展、股関節屈曲のトルクが発生する。このトルクに従うと、前方に転倒してしまうため、そうならないために、足関節背屈、膝関節屈曲、股関節伸展のトルクの生成が必要となる。そのため、接地と同時に TA と BF で構成されている「シナジー 2」が即座に動員されると考えられる。

「シナジー 3 (図 2 の上から 3 段目)」は、RF、VL、BF といった大腿部の筋および Gmed で構成されているシナジーである。このシナジーは接地中に渡って動員されており、歩行時に二足立位の平衡を保つために体幹から大腿部にかけてスティフネスを高める役割を担っていると考えられる。「シナジー 1」「シナジー 2」「シナジー 3」は若齢者および高齢者とも共通のシナジーである。

「シナジー 4 (図 2 の最下段)」は、BF を主とするシナジーで構成されており、遊脚期に動員されるシナジーである。このシナジーは、地面を蹴って推進力を得たのち、膝関節を屈曲させ、次の歩行の準備期と考えられる。この「シナジー 4」が高齢者では存在しなかった。すなわち、高齢者は推進力を得て、つぎの歩行の準備が不十分であること、膝関節が十分に屈曲されていないことから「すり足」のような歩行様になっている。この「シナジー 4」の欠損は、歩行の柔軟性を著しく低下させ、高齢者の転倒に深く関連していることが示唆するものである。

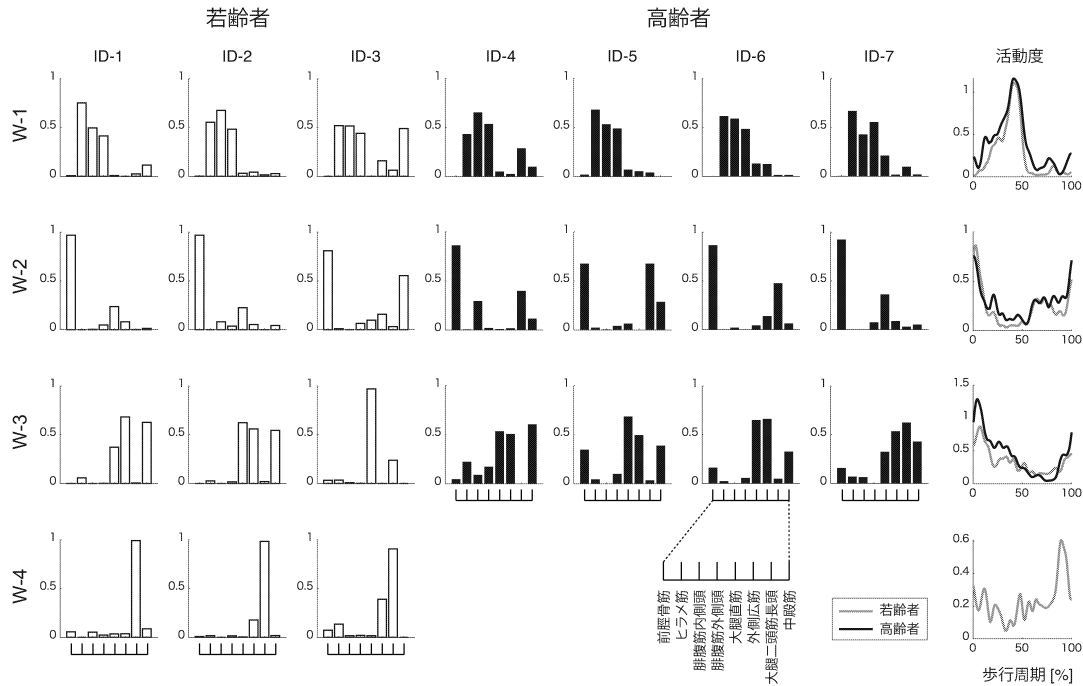


図 2: 至適歩行速度の歩行動作中における若齢者 (ID-1~ID-3) と高齢者 (ID-4~ID-7) の筋シナジーの重みづけ (棒グラフ) と活動度 (線グラフ)。棒グラフの白抜きのバーは若齢者、塗りつぶしのバーは高齢者を示し、線グラフの灰色線は若齢者、黒線は高齢者を示している。

これら結果から、高齢者の転倒を予防する訓練として、これまでは接地時に重きが置かれていたが、遊脚期にタイミング良く膝関節の屈曲動作を行うような教示が必要であると考えられた。

4. 今後の課題

本研究結果より、筋シナジーに基づいた歩行動作の評価から、高齢者の歩行は若齢者より外乱に対する適応が不十分かつ「すり足」のような戦略をとりやすい歩行動作であることが明らかになった。本研究では、筋電図の片脚 (右脚) のみの測定・解析であったが、歩行動作が左右脚のリズム運動であることから、両脚の筋電図を取得し、筋シナジーにリズムの変数を加えたさらなる解析が必要である。

5. 研究結果の公表方法

本研究結果は、Society for Neuroscience に発表予定である。また、Gait & Posture 誌に投稿予定である。

謝辞

本研究は、2017 年度 (財) 三井住友海上福祉財団の研究助成を受けて行われた。記して謝意を表します。高齢者の測定に関して、山田玲子氏 (京都市左京区地域介護予防推進センター)、青位茉徳氏 (京都大学)、

藤井暁雅氏 (京都大学) に協力を得た。

6. 参考文献

- Bernstein (1967) *New York: Pergamon Press.*
- Hagio & Kouzaki (2014) *J Neurophysiol* **112**, 316-327.
- Hagio et al. (2015) *Front Hum Neurosci* **9**, 48.
- 萩生翔大ら. (2016) *体育の科学* **66**, 720-727.
- Hagio & Kouzaki (2018) *J Royal Soc Interface* **15**, 20180249.
- Kouzaki & Fukunaga (2008) *J Neurosci Methods* **173**, 241-248.
- Kouzaki & Masani (2012) *Gait Posture* **35**, 11-17.
- Kouzaki & Shinohara (2010) *Muscle Nerve* **42**, 78-87.*1
- 神崎素樹ら. (2003) *体力科学* **52**, 157-166.*2

*1 平成 16 年度三井住友海上福祉財団研究助成 (高齢者福祉部門) の成果論文

*2 第 3 回三井住友海上福祉財団賞 高齢者福祉部門 受賞論文