

セントラルパターンジェネレータに着目した高齢者の歩行リズムの解明 ～ 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 准教授 神崎素樹
共同代表者 立命館大学スポーツ健康科学部 助教 木村哲也

【まとめ】

本研究はセントラルパターンジェネレータによるリズム生成に着目し、歩行時における下肢筋群の筋電図活動を若齢者と高齢者を比較検討した。120秒間の歩行中（歩行速度は被検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、内側広筋、大腿直筋、大腿二頭筋長頭から表面筋電図を導出した。相互相関関数解析により、下肢筋群の時空間的関連性（波形の類似性および時間ずれ）を定量した。協働筋間（ヒラメ筋－腓腹筋内側頭、外側広筋－大腿直筋）の相互相関関数は若齢者と高齢者で同様であった。一方、主働筋と拮抗筋の相反的な活動（ヒラメ筋－前脛骨筋、内側広筋－大腿二頭筋長頭）は若齢者に比べ高齢者で低い傾向であった。大腿部と下腿部（腓腹筋内側頭－大腿直筋、ヒラメ筋－外側広筋）との相関関係数は高齢者に比べ若齢者で有意に高い値であった。これら結果は、高齢者の歩行の不安定性は、セグメント内の抑制性のリズムに加え、異なるセグメントとの筋活動の時間遅れを伴う同調が関与していることを示している。したがって、セントラルパターンジェネレータによるリズム生成の不安定性が高齢者の歩行時の下肢筋群の使い方の悪化、さらには転倒に関連している可能性が示唆された。

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。これまでの研究では、高齢者の転倒予防のために下肢筋群の筋力トレーニングが推奨されてきた。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 [5, 7]。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よりもむしろ主働筋－拮抗筋やセグメント間の活動タイミングに着目すべきである。これら複雑な下肢筋群の活動タイミングは、脊髄内に存在するセントラルパターンジェネレータによって簡略化され自動的に

生成される [2]。したがって、加齢に伴うセントラルパターンジェネレータによるリズム生成の不安定性が高齢者の歩行時における下肢筋群の使い方の悪化、さらには転倒に関連している可能性がある。そこで、本研究は高齢者の歩行時における下肢筋群の活動タイミングを相互相関解析により定量し、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下肢筋群の時空間的関連性を明確にすることを目的とする。

2. 研究の方法・経過

2-1. 被検者. 被検者は、若齢者 13 名 (24.1±4.1 歳) および高齢者 22 名 (67.3±6.9 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。

2-2. 歩行時の表面筋電図の測定. 被検者は、ベルト式トレッドミルを被検者自身もつとも歩行しやすい速度で約 120 秒間行った。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)、内側広筋 (VM; vastus medialis)、大腿直筋 (RF; rectus femoris)、大腿二頭筋長頭 (BF; biceps femoris longus) より表面筋電図 (EMG; electromyogram) を導出した (SX203; Biometrics, Ltd., Gwent, UK) [4]。EMG 信号はサンプリング周波数 1,000Hz で取得され、120 秒間のデータについて解析した。

2-3. 解析. 全波整流 EMG 系列について、バターワースフィルター法により遮断周波数 5Hz で高域遮断を行った。筋活動の時空間的関連性を捉えるために、EMG 系列の相互相関関数 (CCF; cross-correlation function) 解析により両変数間の類似性と時間差を算出した。CCF の正ピーク値は両変数間の類似性を表し、負のピーク値は逆位相で類似していることを表す [8, 9]。なお、協働筋内の関係については SOL と MG および VL と RF の間、セグメント内の相反性活動については SOL と TA および VM と BF の間、下腿部と大腿部の活動の同調については MG と RF および SOL と VL の間について CCF を算出した。

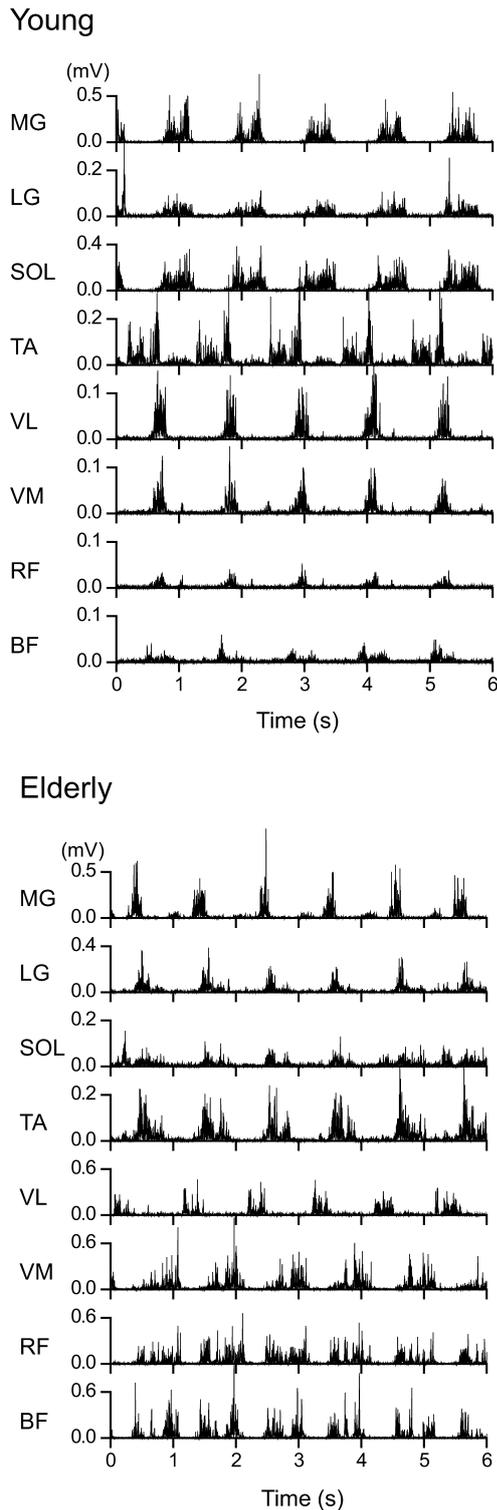


Figure 1: Representative examples of rectified electromyogram (EMG) of medial gastrocnemius (MG), lateral gastrocnemius (LG), solues (SOL), tibialis anterior (TA), vastus lateralis (VL), vastus medialis (VM), rectus femoris (RF), and biceps femoris longus (BF) during preferred speed gait in young (*upper panel*) and elderly (*lower panel*) subjects. Note that preferred gait speed was different between young (4.0 km/h) and elderly (1.2 km/h) subjects.

3. 研究の成果

歩行速度は、若齢者 (3.84 ± 0.48 km/h) が高齢者 (1.70 ± 1.15 km/h) に比して有意に速かった。若齢者と高齢者の歩行時における筋活動の典型例を示した (Figure 1)。若齢者および高齢者ともすべての筋でリズムミッな EMG 活動が観察された。高齢者は大腿部の筋活動の振幅が大きく持続時間が長い傾向にあり、若齢者は下腿部の筋活動の振幅が大きく持続時間が長い傾向にあった。各セグメントの前部と後部の筋は相反的に活動する必要がある。若齢者では、下腿後部の筋 (MG、LG、SOL) と下腿前部 (TA) および大腿前部 (VL、VM、RF) と大腿後部 (BF) が相反的に活動しているが、高齢者では、むしろ同調しているように見える。また、大腿部と下腿部の筋活動の時間特性に関して、若齢者では時間差が存在し、高齢者では時間差が小さいように見える。

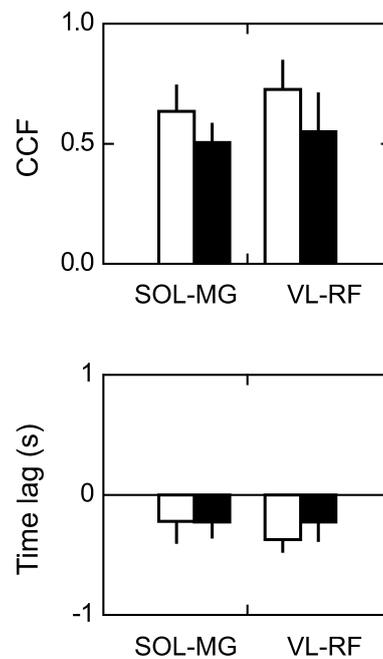


Figure 2: Group-averaged (\pm SD) cross-correlation function (CCF) between SOL and MG, and VL and RF (*upper panel*) and its time lag (*lower panel*) during preferred gait in young (□) and elderly (■) subjects.

3-1. 協働筋間の同調. 歩行時には協働筋の同調が必要である。そこで、下腿部 (SOL と MG) および大腿部 (VL と RF) の協働筋の同調を調べた。その結果、若齢者および高齢者とも協働筋間の EMG 活動の類似性は高く、かつ時間ずれもほぼ 0 秒であった (Figure 2)。協働筋の活動の同期に関しては、高齢者において

も若齢者と同様の安定性が存在することがわかった。

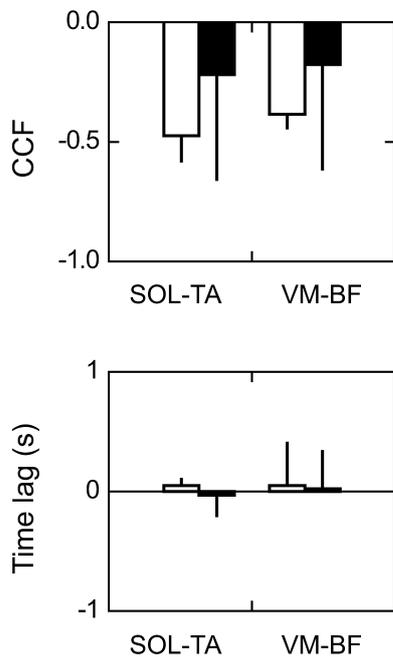


Figure 3: Group-averaged (\pm SD) CCF between SOL and TA, and VM and BF (*upper panel*) and its time lag (*lower panel*) during preferred gait in young (\square) and elderly (\blacksquare) subjects.

3-2. 相反的な活動. 伸展筋群と屈曲筋群の相反的な活動は円滑な歩行時に重要なストラテジーである。そこで、下腿部 (SOL と TA) および大腿部 (VM と BF) の伸展筋群と屈曲筋群の相反性を相互相関関数により定量した。負の相関が高ければ、明確な相反性活動と解釈できる。高齢者は若齢者より CCF の相関係数が小さい傾向にあった (Figure 3)。高齢者では、22 名中 5 名 (SOL - TA、VM - BF とともに) が正の相関を示した。すなわち、高齢者では、伸展筋群と屈曲筋群が相反性活動ではなく共収縮する被検者が存在する。また、高齢者は若齢者に比して相関係数の個人差も大きかった。ヒトにおいても、脊髄に周期的な運動パターンを生成するセントラルパターンジェネレータが存在する [1]。このセントラルパターンジェネレータでは、一個の神経振動子は一個の関節の周期運動を担う。歩行運動の場合、特定の神経振動子の出力が特定の関節の伸展筋群と屈曲筋群との相反的な活動を生み出す [10]。歩行中、セグメント内の伸展筋群と屈曲筋群は逆位相に活動する必要があることから、それぞれの振動子は抑制性の結合が重要となる。若齢者においては、この抑制性の結合が与えられているが、高齢者では、抑制性の結合が弱く、興奮性の結合が与え

られている可能性がある。また、静止立位時においても、高齢者は下腿部における伸展筋群と屈曲筋群の共収縮すること、およびその共収縮の程度が立位の不安定性に強く相関することが報告されている [6]。したがって、高齢者の歩行では、セントラルパターンジェネレータによるセグメント内の抑制性結合の弱さが、高齢者の歩行の不安定性を生む一要因であることが示唆された。

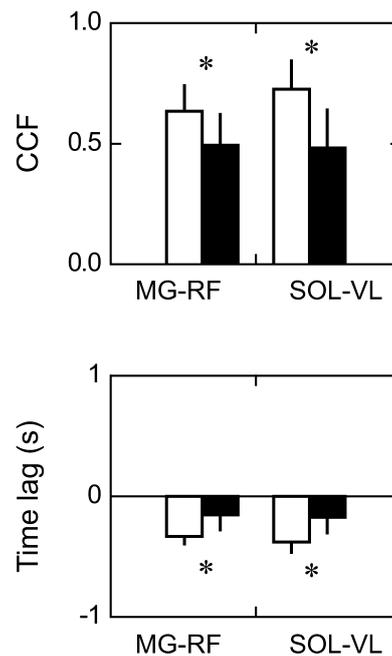


Figure 4: Group-averaged (\pm SD) CCF between MG and RF, and SOL and VL (*upper panel*) and its time lag (*lower panel*) during preferred gait in young (\square) and elderly (\blacksquare) subjects. *: significant difference between variables ($p < 0.05$). With respect to “Time lag [x axis]”, negative time lag represents that responses of RF or VL precede with responses of MG or SOL.

3-3. 大腿部と下腿部の時空間的関連性. 歩行時には大腿部と下腿部の筋活動の時間遅れを伴う同調が必要である。そこで、下腿部の二関節筋である MG と大腿部の二関節筋である RF、下腿部の単関節筋である SOL と大腿部の単関節筋である VL との類似性および時間遅れを調べた (Figure 4)。その結果、高齢者は若齢者に比べ有意に CCF の相関係数が低かった。歩行周期に着目すると、大腿部の活動に引き続き下腿部の活動が必要である。また、大腿部の筋から下腿部の筋へ Ia 群神経由来の興奮性の入力が存在し、この促通効果は歩行時に重要であることが指摘されている [3]。すなわち、この神経回路に基づくと、高齢者の歩

行においては、大腿部の活動ののちに自動的な下腿部の活動が若齢者に比べ起こりにくいと解釈することができる。

CCF の時間遅れに着目すると、高齢者は若齢者に比して有意に短く、時間差がゼロに近い値であった。これは、各セグメントの神経振動子の動的自由度が凍結していることを意味している [10]。動的自由度の凍結は、原始歩行および独立歩行を獲得間もない乳幼児に見られる。すなわち、動的自由度が凍結した歩行は、歩幅は小刻みであり、外乱に対する適応が不十分な歩行と言える。一方、若齢者の歩行は、各セグメントの神経振動子の動的自由度が解放された状態である。すなわち、それぞれの神経振動子が独立した位相で活動することが可能であり、外乱に対する適応が十分な柔軟な歩行と言える。大腿部と下腿部の筋活動の時空間的関連性から、高齢者は各セグメントの動的自由度が凍結しており、外乱に対する適応が不十分な極めて転倒しやすい歩行と考えられる。

4. 今後の課題

本研究結果より、セントラルパターンジェネレータ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な歩行であることが明らかになった。今後は、下肢筋群の筋力トレーニングに加え、伸展筋群と屈曲筋群のリズムのみならず、大腿部と下腿部のリズムを意識した歩行トレーニングを開発することが重要と考えられる。

5. 研究結果の公表方法

本研究結果は、日本体力医学会に発表予定である。また、Gait and Posture 誌に投稿予定である。

謝辞

本研究は、平成 22 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。

6. 参考文献

1. Dimitrijevic et al. (1998) *Ann NY Acad Sci* **860**, 360-376.
2. Grillner (1985) *Science* **228**, 143-149.
3. Hultborn et al. (1987) *J Physiol* **389**, 757-772.
4. Kouzaki & Fukunaga (2008) *J Neurosci Methods* **173**, 241-248.
5. Kouzaki & Masani (2012) *Gait Posture* **35**, 11-17.
6. Kouzaki & Shinohara (2010) *Muscle Nerve* **42**, 78-87.*¹
7. 神崎素樹ら. (2003) 体力科学 **52**, 157-166.*²
8. Kouzaki et al. (2003) *J Appl Physiol* **95**, 49-56.
9. Masani et al. (2003) *J Neurophysiol* **90**, 3774-3782.
10. 多賀巖太郎. (2002) 脳と身体の動的デザイン, 金子書房.

*¹ 平成 16 年度回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