

[研究助成 (A)]

筋協調の感覚代替システム構築の試みと歩行学習への応用

Biofeedback system for sensory substitution of muscle coordination and application to gait learning

2211009



研究代表者

神戸大学
大学院人間発達環境学研究科

助 教

木 伏 紅 緒

[研究の目的]

歩行を安定化させることはあらゆる人にとって利益がある。普段の何気ない歩行や快適だと感じる歩行（至適歩行）では頭部と腰部の加速度が最も安定する（Latt et al., 2008）。しかしながら、至適歩行で安定性をさらに高める方法是不明である。

歩行動作の異常な歩行リズムを安定化するのにメトロノームによる音刺激（Rhythmic Auditory Stimulation）が臨床現場では用いられている（Thaut and Abiru, 2010）。外部からのRASによって、内部モデルでのリズムを補間できると考えられており（Thaut and Abiru, 2010）、歩行リズムを安定化するためには定常のリズムをもったフィードバック音が有効だと考えた。しかし、神経系に疾患をもつ患者において定常音のRASは有効であるものの、一般人では歩行リズムに長期相関がなくなるという報告がある（Roerdink et al., 2015）。長期相関の減少は、長時間の歩行を持続する上では不利であるため、健常者の至適歩行を安定化するには定常音以外のRASが望ましいと考えられる。

関節運動は、筋が付着部位をけん引することにより生じる。そのため、筋活動の安定性と歩行動作の安定性も密接に関わっている可能性がある。先行研究において、高齢者の筋活動と（Kang and Dingwell, 2009）、身体重心のばらつ

き（Kang and Dingwell, 2008）における力学系の安定性は、若齢者より高いことが報告されている。このことは、筋活動の不安定性と運動学的不安定性が関連していることを示唆している。また、筋活動は、中枢神経系からの指令を代替的に反映した非定常な信号である。筋活動という非定常的な信号をフィードバックして、筋活動を意識的に安定化することは、歩行動作の安定化に貢献するかもしれない。

本研究の目的は、筋活動バイオフィードバック（EMG-BF）によって歩行時の安定性が高まるのかを検証することである。歩行動作の安定性の指標のひとつとして、身体重心位置や体幹の加速度の二乗平均平方根（RMS）が提案されている。加速度のRMSは歩行速度に依存しており、異なる歩行速度条件下で比較する場合は補正が必要であるというデメリットはあるが、加速度のRMSは運動学的な意味が明確であるという強力なメリットがある。そこで本研究では、身体重心加速度のRMSを歩行動作の安定性の指標として採用した。そして、筋活動バイオフィードバックによって、身体重心加速度のRMSが低下すると仮説を立てた。仮説を検証するために、歩行中の前脛骨筋、ヒラメ筋、半腱様筋のそれぞれの活動をビーブ音でフィードバックした際の身体重心加速度のRMSを比較した。前脛骨筋、ヒラメ筋、半腱様筋は、主な活動フェイズがそれぞれ異なっており、歩行

動作安定化への貢献度に部位依存性がある可能性を考慮し、複数の筋を比較対象に含めた。この研究により、筋活動をフィードバックすることの動作安定化への意義が明らかになる。

【研究の内容、成果】

【実験参加者】

本研究には、健常成人 13 名が参加した（女性 5 名；年齢 23 ± 5 歳，身長 160 ± 3 cm，体重 54 ± 7 kg，男性 7 名；年齢 21 ± 1 歳，身長 169 ± 3 cm，体重 66 ± 4 kg）。実験参加者には本研究の目的，方法，および実験に伴う危険性を十分に説明し，実験に参加するための同意を得た。本実験は神戸大学大学院人間発達環境学研究科のヒトを対象とした実験研究に関する倫理審査委員会により実験手順の承認を得て行った（番号：556）。

【データ計測】

歩行動作を計測するために、10 台のカメラを含む動作分析システム（OptiTrack Flex 3, NaturalPoint, Inc）を用いて、実験参加者に貼付した反射マーカーを 100 Hz にて計測した。表面筋電図（EMG）の計測のため、参加者に電極（SX230-1000, Biometrics, Gwent, UK）を貼付した。被験筋は、ヒラメ筋（SOL），前脛骨筋（TA），外側広筋（VL），半腱様筋（ST）であった。アナログデータ収集システム（cDAQ-9179, National Instruments）を用いて EMG データをパーソナルコンピュータに取り込み、自作の LabVIEW プログラムでサンプリング周波数 2000 Hz にて計測した。

【実験課題】

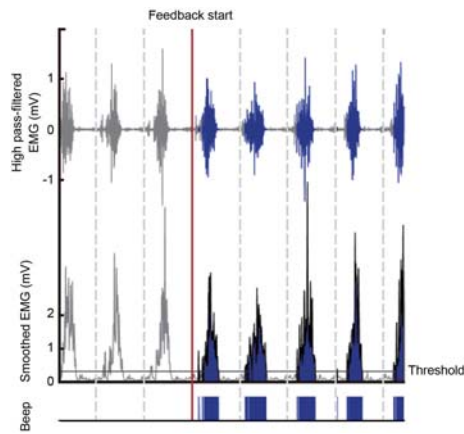
最大随意収縮での筋活動（MVC: Maximum voluntary contraction）を計測するために、全力でアイソメトリック収縮をする課題を設定した。SOL は足関節底屈，TA は足関節背屈，VL は膝関節伸展，ST は膝関節屈曲課題での

活動を MVC とした。足関節底屈・背屈の課題の際，実験参加者の足関節が直角になるように固定した。膝関節伸展・屈曲での課題の際，実験参加者の膝関節と股関節が直角になるように固定した。まずは固定された状態での力発揮に慣れるために，各姿勢にて数回練習を行った。その後，各課題にて，5 秒間全力で力発揮してもらった。

歩行課題では，トレッドミル上を 4.5 km/h にて約 2 分間歩いてもらった。フィードバック条件は，SOL のフィードバック（SOLBF），TA のフィードバック（TABF），ST のフィードバック（STBF），フィードバックなし（CON）であった。VL は予備実験で計測した際に，活動が極めて小さく，個人差も大きかったため除外した。EMG-BF システムは，MVC に基づいた閾値を超えた時にピープ音が鳴るように設定されており，閾値は適宜調節することができる。EMG-BF システムでは，筋電図データの全波整流，移動平均による平滑化処理，振幅の正規化処理がリアルタイムに実行された。閾値は MVC で正規化された筋電図により定められ，各筋のフィードバック条件で 3 種類の閾値条件を設定した（SOL：30, 35, 40%MVC，TA：10, 15, 20%MVC，ST：3, 6, 9%MVC）。各条件はランダムに実施した。各条件での歩行開始直後はフィードバック音なしで歩行してもらい，20～30 秒後にフィードバック音を開始した。図 1 ではある参加者における，SOLBF（閾値：40%MVC）での SOL の筋活動と，ピープ音が示されている。図のように，フィードバック開始後は，一定の閾値を超えた時にピープ音が鳴るように設定されている。フィードバック音の開始から 1 分 30～40 秒後にトレッドミルを停止した。各条件の間には約 1 分ほど休憩時間を設けた。

【データ分析・統計分析】

分析対象の歩行周期は，フィードバック開始から約 1 分経過してからの 30 周期とした。1



上段と中段の波形はそれぞれ SOLBF (閾値: 40 %MVC) の際の SOL を示している。上段はハイパスフィルターの処理をした波形、中段は平滑化後の波形である。下段はビーブ音を示す。縦点線は踵接地、赤線はフィードバック開始を示す。

図1 筋電図とフィードバック音の例

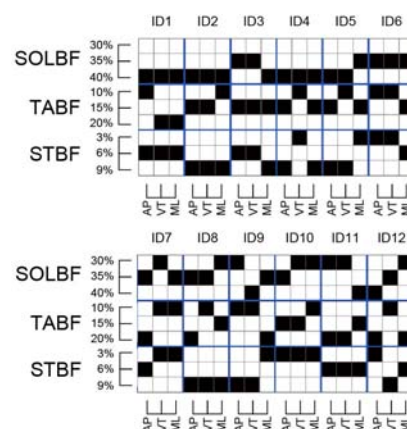
歩行周期は右足が接地してから次に接地するまでとした。歩行動作での安定性の指標として身体重心加速度の RMS を方向ごとに算出した。まず、各実験参加者に貼付した反射マーカーの位置座標値をもとに、身体重心位置を算出し、身体重心位置を二階微分することで身体重心加速度を算出した。その後、身体重心加速度の時系列データを1周期あたり 201 ポイントとなるよう時間の正規化をした。歩行周期ごとの RMS を算出したあと、30 周期間の平均値を求めた。

EMG-BF による筋活動の特徴の変化を調べるために、SOL, TA, VL, ST の周期間変動も算出した。計測した EMG に、ハイパスフィルター (遮断周波数: 20 Hz)、整流化、ローパスフィルター (遮断周波数: 10 Hz)、MVC による筋活動の振幅の正規化、時間の正規化 (1 周期: 201 ポイント) の処理を施した。各ポイントでの変動係数の平均値をさらに平均した値を、筋活動の周期間変動とした。

統計分析では、身体重心加速度の RMS と筋活動の周期間変動において、平均値の差をフィードバック条件間で比較した。このとき、各フィードバック条件のなかで、平均値の差を比較する閾値条件を1つだけ抽出した。したがって、比較する群は SOLBF, TABF, STBF,

CON の4群であった。身体重心加速度の RMS が小さくなる閾値条件が実験参加者によって異なるため、このような対応をとった。例えば、SOLBF では、ID1 は 40%MVC のとき、ID6 は 35%MVC のときに身体重心加速度の RMS が最小となった (図2)。また、同一参加者内であっても、RMS が最小化される閾値条件が方向によって異なっていた。例えば、SOLBF での ID3 では、前後方向と鉛直方向の RMS が 35%MVC のときに最小化するが、左右方向の RMS は 40%MVC のときに最小化する (図2)。筋活動のばらつきを分析する閾値条件は、図2の結果に基づき、総合的にみて身体重心加速度の RMS を最小化する閾値条件を選択した。

統計分析にあたっては、まずはデータの正規性を Shapiro-Wilk 検定で検定した。データの正規分布が確認された後、反復測定分散分析を用い、異なる条件下での RMS とばらつきの平均値の差を比較した。分散分析にて有意差がみられた項目については、有意水準を Bonferroni 法により補正し、多重比較を行った。 $p < 0.05$ のときに統計的に有意、 $0.05 \leq p < 0.10$ のときに有意傾向であるとみなした。

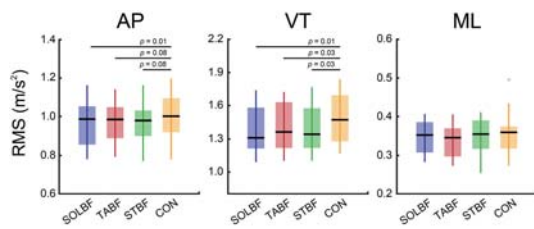


同一筋内で、身体重心加速度の RMS が最小となった閾値条件が黒で塗りつぶされている。AP: 前後方向, VT: 鉛直方向, ML: 左右方向。

図2 身体重心加速度を最小化する閾値条件

【分析結果】

前後方向の身体重心加速度の RMS は、SOLBF は CON よりも有意に低かった (図 3)。TABF と STBF は有意傾向であった。鉛直方向の身体重心加速度においては、SOLBF、TABF、STBF は CON よりも有意に低かった (図 3)。左右方向の RMS では有意な差はみられなかった。



身体重心加速度の RMS が箱ひげ図として示されている。黒の横線は中央値を示している。箱の下限と上限はそれぞれ第一四分位数と第三四分位数を示す。縦線の下端と上端はそれぞれ最小値と最大値である。外れ値はサークルで示されている。黒の横棒は、有意差がみられる条件を意味し、横棒の上にある数値は多重比較での有意水準を示す。

図 3 身体重心加速度の RMS

身体重心加速度の RMS が小さくなる閾値条件での筋活動のばらつきを比較した際は、各条件間で有意な差はみられなかった (表 1)。

表 1 身体重心加速度の RMS が総合的に小さくなる閾値条件での筋活動の周期間変動

SOL	平均値±標準偏差	p 値	偏 η^2
SOLBF	0.32±0.10	0.53	0.06
TABF	0.31±0.09		
STBF	0.30±0.10		
CON	0.32±0.12		
TA		0.29	0.11
SOLBF	0.43±0.14		
TABF	0.43±0.14		
STBF	0.42±0.16		
CON	0.47±0.16		
VL		0.19	0.13
SOLBF	0.26±0.05		
TABF	0.25±0.04		
STBF	0.27±0.05		
CON	0.25±0.05		
ST		0.16	0.14
SOLBF	0.38±0.15		
TABF	0.33±0.11		
STBF	0.35±0.13		
CON	0.35±0.13		

【考察】

本研究の目的は、EMG-BF によって歩行時の安定性が高まるのかを検証することであった。分析の結果、EMG-BF 条件では、前後方向と鉛直方向の身体重心加速度が小さくなった。EMG-BF は歩行動作を安定化することが明らかとなった。

EMG-BF によって歩行動作が安定化したメカニズムとして、筋活動のばらつきが減少することが関係していると予想していた。Kang と Dingwell ら (2009) は、高齢者の前脛骨筋と大腿二頭筋の周期間変動が若齢者よりも高いことを示したため、不安定な歩行動作と筋活動の周期間変動が関連している可能性があると考えていた。しかしながら、本研究ではフィードバック条件間で筋活動の周期間変動に差はみられなかった (表 1)。筋活動の周期間変動では身体重心加速度の RMS が小さくなった要因を説明できないことが明らかになった。

SOL、TA、ST は異なったフェイズで活動しておりそれぞれ、推進期、遊脚後期から接地期、遊脚後期で主に活動している。そのため、フィードバックする筋によって、安定化できる度合いが異なる可能性を考えていた。しかしながら、CON 以外の条件間では身体重心加速度の RMS に有意差はみられなかった。したがって、身体重心加速度の RMS の最小化においては、フィードバックする筋に依存しないことが考えられる。参加者にどのフィードバック条件がもっとも筋活動音を調整しやすかったかを尋ねたところ、SOLBF と回答する参加者が多かった。SOL は活動ピークが明確な単峰性である一方、TA と ST は SOL に比較すると活動ピークが不明瞭である参加者が多かった。波形の形状が聞きやすさに影響すると思われる。快適性を重視する場合は SOLBF が最も有効であるかもしれない。

本研究の限界点は、筋活動の正規化に MVC を用いた点である。歩行中の筋活動を基準にした閾値での EMG-BF の効果は明らかになって

いない。今回は、他の動作課題との比較も見据えて MVC による正規化を選択したが、現場での運用を考えると、歩行中の筋活動を基準に正規化をした方が、簡便かつ定常的なフィードバックとなるかもしれない。また、アイソメトリック収縮は人によっては上手く力発揮できない場合もある。特に、SOL では歩行時の方が MVC 課題よりも大きな筋活動がみられた。MVC 課題で結果次第で、フィードバック音の鳴り方が変わることが、参加者間で身体重心加速のばらつきを最小化する閾値条件が様々であった要因である可能性がある。フィードバック音を参加者間である程度一定とするためにも MVC ではなく、歩行中の筋活動を基準にすることが適切であるかもしれない。

[今後の研究の方向、課題]

当初は、複数の筋活動を異なるビープ音で筋協調としてフィードバックすることを予定していたが、先に進めていた EMG-BF の研究にて、ビープ音で主働筋と拮抗筋の同時フィードバックをしても筋共収縮を改善できないことを明らかにした (Kibushi and Okada, 2022)。改善できなかった要因として、二筋のフィードバックが情報過多となった可能性と、フィードバック音としてビープ音を選択したのが適切でなかった可能性が挙げられた。まずは、二筋のフィードバックが情報過多となった可能性を考慮し、単一筋のフィードバックでも歩行の安定化に貢献できるかを検証すべきだと考え、当初の計画を変更して進めた。

そして本研究で、単一筋のフィードバックでも歩行を安定化できることを明らかにした。し

かしながら、どのような生理学的背景のもと歩行動作が安定するのかは明らかにできなかったため、単一筋のフィードバックによる歩行安定化の生理学的メカニズムの解明が今後の課題である。また、フィードバック音を鳴らす筋活動の閾値設定も個人差が大きく、リハビリテーション等への即時的な応用は難しい。そのため、閾値設定に関する方法論の整備も今後の課題である。

[参考文献]

- [1] Kang, H. G., & Dingwell, J. B. (2008). Effects of walking speed, strength and range of motion on gait stability in healthy older adults. *Journal of biomechanics*, 41 (14), 2899-2905.
- [2] Kang, H. G., & Dingwell, J. B. (2009). Dynamics and stability of muscle activations during walking in healthy young and older adults. *Journal of biomechanics*, 42(14), 2231-2237.
- [3] Latt, M. D., Menz, H. B., Fung, V. S., & Lord, S. R. (2008). Walking speed, cadence and step length are selected to optimize the stability of head and pelvis accelerations. *Experimental brain research*, 184(2), 201-209.
- [4] Roerdink, M., Daffertshofer, A., Marmelat, V., & Beek, P. J. (2015). How to Sync to the Beat of a Persistent Fractal Metronome without Falling Off the Treadmill?. *PloS one*, 10(7), e0134148.
- [5] Thaut, M. H., & Abiru, M. (2010). Rhythmic auditory stimulation in rehabilitation of movement disorders: a review of current research. *Music perception*, 27(4), 263-269.

[成果の発表、論文等]

- ・ Kibushi, B., & Okada, J. (2022). Auditory sEMG biofeedback for reducing muscle co-contraction during pedaling. *Physiological reports*, 10 (10), e15288.