

公益社団法人 全国柔道整復学校協会
令和2年度学校運営改善等事業助成金研究紀要

「柔道におけるすり足歩行の転倒予防効果－重心動揺に着目して－」

眞鍋 和親*¹ 中井 真悟*¹ 森山 伸一*¹ 上村 英記*¹

*¹ 常葉大学

【要旨】

〔目的〕本研究では、柔道による「すり足」を転倒予防のための運動と捉え、すり足後の歩行時重心動揺にどのような影響を及ぼすのかを明らかにすることを目的とした。〔対象〕健常歩行が可能な65歳以上の高齢男女10名。〔方法〕体幹2点歩行動揺計にて、通常歩行時の上部及び下部体幹の重心動揺を測定した。その後、すり足について視覚教材を用いて学習・実践し、すり足介入後の歩行時2点重心動揺を再測定した。また、測定値を基に描出されたリサージュ図形を視認・考察した。〔結果〕重心動揺量及び軌跡長は全ての項目において平均値が増加し、上部体幹の左右幅及び全ての軌跡長では有意差が認められた。リサージュ図形では重心軌跡の左右類似化が視認された。〔結語〕すり足は歩行時バランス能力の向上に関与していることが示唆された。

Key word：すり歩行，転倒予防，体幹2点歩行重心動揺

【諸言】

高齢者の転倒による外傷は、高齢者の生活の質低下に繋がるだけでなく、経済的な損失にも繋がるため転倒の予防が重要視されている¹⁾。転倒の主たる原因として高齢者のすり足歩行(以下、すり足歩行)が着目されている。転倒の身体的な要因として、下肢の筋力低下が挙げられる。特に歩行立脚初期中における前脛骨筋の活動は、足関節背屈モーメントを生じさせることで足先落下に対するブレーキをかけており^{2),3)}、すり足歩行を予防するうえでは重要な筋であると言える。井川ら(2013)の研究においては、若年者に比べて高齢者の前脛骨筋の活動量は高く、歩行時の足関節の剛性を高めるためとの報告がなされている⁴⁾。このことから、下肢の筋力はすり足歩行を防ぎ足関節の剛性を高めるうえで重要な役割を担っており、前脛骨筋の筋力低下によるすり足歩行は、転倒に直結する要因であるといえる。また、高齢者を対象とした歩行評

価に関する研究においても,すり足歩行を呈する被験者は,転倒歴があったり転倒の恐怖を感じたりしていることが示されており⁵⁾,同研究での歩行評価の算出結果においてもすり足歩行は転倒リスクが最も高いと報告されている.

一方,柔道競技では古来より移動法としてすり足が基本とされ,相手の仕掛ける技に対して迅速に対応するための歩法として継承されている.柔道で用いるすり足(以下,すり足)は,相手が仕掛ける「崩し」,所謂人為的な転倒に備える歩法である.崩しの目的は如何にして相手の支持足を1点に固定するかであり⁶⁾,両足が常に地面に着いているすり足は,崩しに備える歩法であると考えられる.柔道における移動の理を説いた書籍には,「すり足の法」は上下・前後・左右の重心移動を少なくするためと記載されている⁷⁾.したがって本研究では,すり足の介入により,通常歩行の重心動揺がすり足と近似する,即ち介入後の重心動揺及び足底に加わる衝撃値は減少すると仮説を立てた.

現在までに,すり足の効果及び運動メカニズムが通常歩行に与える影響は未だ明らかにされていない.筋力低下によるすり足歩行は,トレーニング等で予防はできるが,すり足の転倒予防効果を検討することにより,すり足歩行時の転倒予防に寄与すると筆者は考えた.そこで本研究では,すり足が歩行動作に及ぼす影響について体幹2点重心動揺に焦点をおき検討した.

【対象】

対象者は,研究の趣旨を説明したうえで研究参加の同意を得た65歳以上の高齢者10名(年齢 71.3 ± 4.9 歳,女性5名,男性5名)であった.測定段階において,体幹及び下肢に歩行が困難となる障害を有しない者を対象とした.

【体幹2点歩行動揺計】

対象者に装着させる体幹2点歩行動揺計(Micro Stone社製 MVP-WS2-S)は,3軸加速度センサ(Micro Stone社製 MVP-RF8-GC-500)を胸部固定用ベルトにて第6胸椎棘突起レベル,骨盤固定用ベルトにて第2仙椎レベルの2か所に装着し計測を行うものである.各センサにより得られた加速度波形は,Bluetooth[®]通信によりコンピューターに送られて位置情報に変換される.これにより,歩行中の前後・上下・左右の動揺量と矢状面・前額面・水平面の軌跡長が算出される.第6胸椎レベルは上部体幹の動揺量,第2仙椎レベルは下部体幹の動揺量を示す指標として測定した.算出されたデータは,動揺量及び軌跡長の運動状況を視覚的に確認できるリサージュ図形として描出することも可能である.また,第2仙椎の加速度センサへ立脚初期時に鉛直方向

に加わる位置情報は、着地時足底に加わる衝撃値として算出される。この体幹 2 点歩行動揺計の信頼性においては、村松(2018)が異常歩行モデルを用いて検討し、すべての指標において信頼性を確認している⁸⁾。

【測定方法及び測定項目】

重心動揺の測定者・すり足介入補助スタッフ及び測定対象者には、情報バイアスを防ぐために、研究の情報は伏せて測定を進めた。1 回目の歩行時重心動揺測定として、対象者には平坦な床面を 10 秒間快適と感じる速度にて直進するよう指示した。対象者は 3 軸加速度センサを装着し、数回の練習歩行の後、体幹 2 点の重心動揺測定を裸足にて行った。測定中、対象者の視線は常に前方を向くよう指示した。1 回目の歩行時重心動揺測定後、速やかに同研究施設内の柔道場に移動し、運動介入のためのすり足を行った。対象者には、すり足歩行を行う前に、熟達した柔道有段者の指導のもと作成したすり足用視覚教材を視聴させ、その後約 5 分間のすり足運動を行った。すり足終了後、1 回目と同じ手順で歩行時重心動揺の 2 回目測定を行った。

測定項目は、上部及び下部体幹それぞれの加速度センサから、歩行時の前後・上下・左右の動揺量と、矢状面・前額面・水平面上の動揺軌跡長を介入前後で測定した。また、第 2 仙椎加速度センサに加わる地面に対する鉛直方向への位置情報(最大加速度)を、足底に加わる衝撃値として算出した。また、測定により得られた動揺軌跡情報をリサージュ図形として描出し、介入前後の図形変化について統計処理結果をもとに考察した。

【統計処理】

統計処理は、SPSS(Ver.23)を用い、次の手順によって解析した。

- (1) 加速度センサから得られた介入前後の歩行時における前後・上下・左右の動揺量、矢状面・前額面・水平面の軌跡長、左右の足に加わる衝撃値に対して Shapiro-Wilk 検定による正規性の確認を行った。
- (2) 正規性の確認後、すり足介入前の歩行とすり足後の歩行で動揺量・軌跡長及び左右の足底に加わる衝撃値に対して、Wilcoxon の符号付き順位和検定を行った。有意水準は 5%未満を*、1%未満を**と示した。

【倫理的配慮】

本研究は、常葉大学研究倫理委員会の承認を得て実施した(承認番号 2020-006H)。対象者に対しては、書面と口頭にて研究内容に関する十分な説明を行い、同意を得た上で測定を実施した。本研究において開示すべき利益相反は生

じていない。

【結果】

すり足前後での歩行時重心軌跡長及び動揺量の平均値は,すり足後の値が高くなり,足底に加わる衝撃値はすり足後の値が低い結果となった(図1)。また,全ての測定値に対して Shapiro-Wilk 検定を行った結果,いずれの項目も正規性の確認ができなかったため,すり足介入前後の動揺量・軌跡長及び左右の足底に加わる衝撃値に対して Wilcoxon の符号付き順位和検定を行った(表1)。その結果,歩行時の各種重心動揺測定値においては,上部体幹の左右幅に介入前後で有意な増加が認められた($P<0.01$)。動揺軌跡長においては,上部及び下部体幹部の矢状面・前額面・水平面で,全ての項目において有意な増加が認められた($P<0.05$)。特に下部体幹の水辺面軌跡長においては有意水準が1%未満で有意な増加が確認された。軌跡情報を可視化したリサージュ図形では,上部及び下部体幹で軌跡長の拡大と左右動揺の類似化が視認された(図2)。典型的な類似化が視認されたリサージュ図形は図3に示す。足底に加わる衝撃値においては,左右共に平均値は介入後で低くなったが有意差は認められなかった。

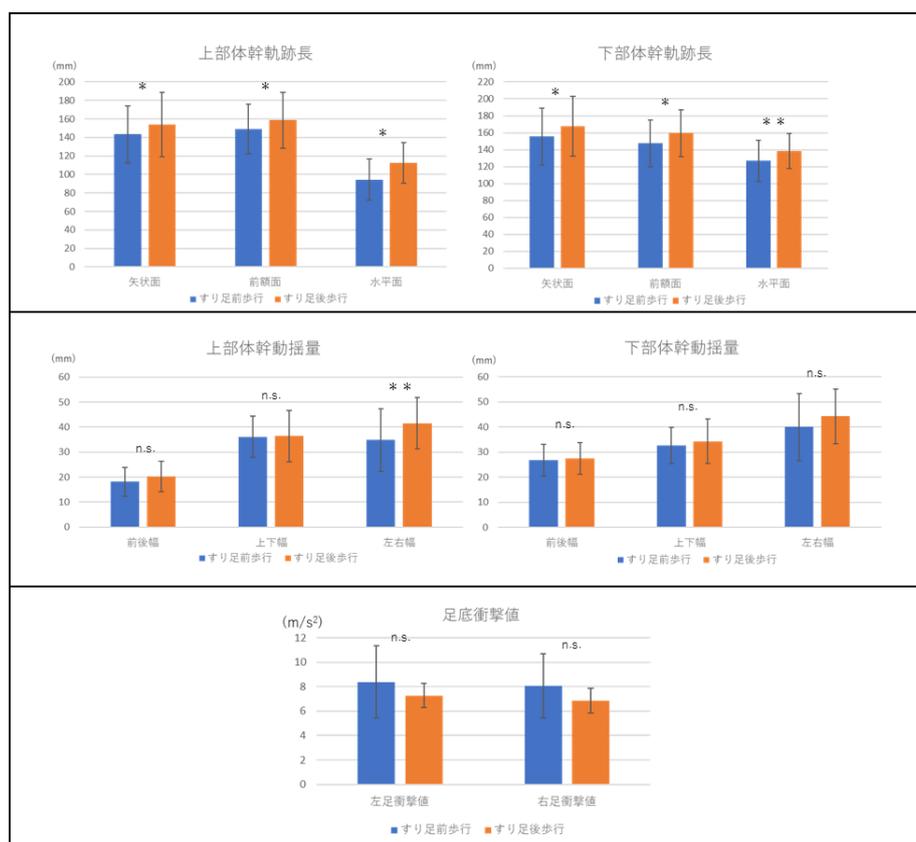


図1 上段:軌跡長 中段:動揺量 下段:足底衝撃値
n.s.: 非有意, *: $p < 0.05$, **: $p < 0.01$

表1 体幹動揺量及び足底衝撃値の介入前後比較

測定指標		歩行(介入前)		歩行(介入後)	
体幹動揺量	上部体幹	前後幅	18.1 ± 5.7	20.2 ± 6	
		上下幅	36.1 ± 8.2	36.4 ± 10.2	
		左右幅	34.8 ± 12.5	41.5 ± 10.3	**
	軌跡長 (mm)	矢状面	143.4 ± 30.7	153.9 ± 34.7	*
		前額面	149.2 ± 27	158.7 ± 30.2	*
		水平面	94.4 ± 22.2	112.4 ± 21.8	*
下部体幹	動揺量 (mm)	前後幅	26.8 ± 6.3	27.5 ± 6.3	
		上下幅	32.7 ± 7.2	34.3 ± 8.9	
		左右幅	40 ± 13.3	44.2 ± 10.9	
	軌跡長 (mm)	矢状面	155.6 ± 33.7	167.7 ± 35.6	*
		前額面	147.6 ± 27.6	159.6 ± 27.6	*
		水平面	126.9 ± 24.4	138.4 ± 20.5	**
衝撃値 (m/s^2)	左足	8.39 ± 2.98	7.28 ± 1.05		
	右足	8.06 ± 2.64	6.87 ± 1.24		

平均値 ± 標準偏差 *: $P < 0.05$ **: $P < 0.01$

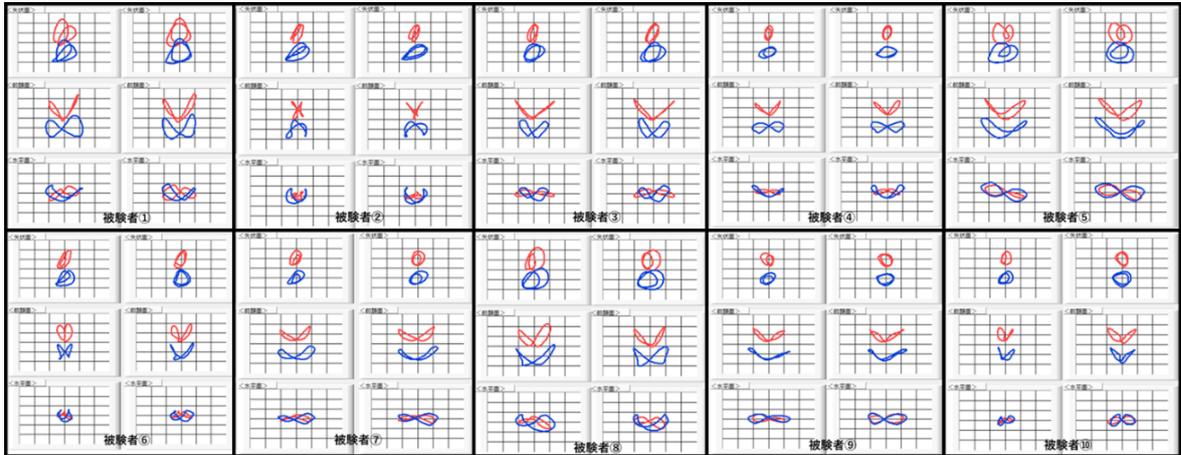


図2 すり足介入前後のリサーチ図形

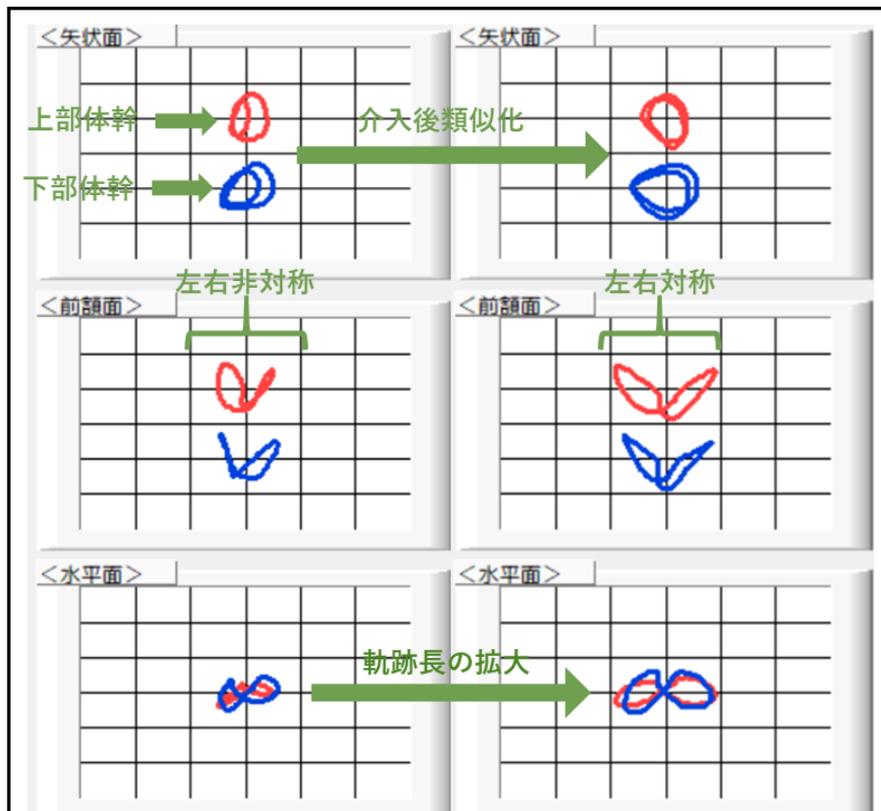


図3 典型的な類似化が視認されたりサーチ図形

【考察】

足裏を軽く畳にするようにして歩くすり足は、重心の移動を少なくする即ち、重心の上下動と前後左右動を少なくし、足底面に落ちた重心線の動きも小さくすることがすり足の基本である。すり足介入前後の測定結果は、重心動揺

量及び軌跡長等全ての項目において測定値は増加し、仮説とは異なる値を示した。伊東ら(1990)は、加齢による歩行速度の低下要因を分析するため、閉眼基本的立位姿勢の重心動揺距離を測定した。閉眼時重心動揺距離の増加は歩行速度の低下、所謂高齢者歩行の要因であると示唆している⁹⁾。猪飼ら(2006)の研究においても同様に、立位時のバランス機能と歩行能力を調査し、高齢者における立位時動揺の増加を確認しており¹⁰⁾、立位時における重心動揺の増加は高齢者歩行の要因として捉えることができる。一方、筆者が同じく10名の若年者に対して行った歩行時の体幹動揺測定では、今回測定した高齢者の重心動揺測定値よりも高い値を示している¹¹⁾。このことから、若年者は高齢者に比べ静止時重心動揺が少なく歩行時重心動揺が大きい傾向にあると考えられ、本研究における介入後の歩容は若年者の歩容に類似したと考えられる。

今回の測定では、上部及び下部体幹動揺量と軌跡長は、すり足介入後に高い値を示した。描出されたりサージュ図形を確認すると、歩行周期における左右重心軌跡の類似化が視認された。重心軌跡における左右差の拡大は、歩行時におけるバランス機構の崩れが想定される。描出された典型的類似化リサージュを評価すると、介入前には明確に二重線を示していた矢状面リサージュ図形が、介入後に大きくなり類似化していることが視認できる。兵頭(2008)は、一側下肢への荷重変化に伴う股関節周囲筋の筋活動を測定したところ、一側下肢への体重移動に従い中殿筋の筋活動量が有意に増加すると報告している¹²⁾。すり足は全周期において片脚支持期が存在せず、遊脚側の体重を立脚側外転筋群のみで支持する必要が無い。このことから、すり足を行ったことにより、介入後の立脚中期における重心動揺制御機構に何らかの介入効果が左右重心動揺の類似化に貢献したものと推察される。足底に加わる衝撃値においては、有意差がみられなかったものの、介入後の平均値は減少が確認された。万野らは、踵着地時の大腿部拮抗二関節筋の放電を測定した結果、踵着地時に大腿直筋とハムストリングスに筋放電を確認し、着地動作時の姿勢制御において大腿部拮抗二関節筋の活動は重要であると述べている¹³⁾。すり足では、通常歩行時の遊脚期に爪先と地面に摩擦が生じる。このため、すり足を介入することにより大腿部の筋活動が賦活され、介入後歩行の踵接地時に衝撃抑制効果を及ぼした可能性が考えられる。

【研究の限界】

本研究で使用した体幹2点歩行動揺計は、歩行中の各運動方向における振幅を動揺量として求める機器であり、歩行中の不規則性や非対称性を明確に

することは困難である.不規則性や非対称性を確認できるリサージュ図形の分析方法については今後検討が必要となる.

【結論】

本研究の目的は,すり足が通常歩行時に与える影響を明らかにし,すり足歩行による転倒の防止効果を検討することであった.体幹2点歩行動揺計を用いた測定により,すり足介入後の重心動揺及び軌跡長は,左右バランスの類似化を伴い増加したことが確認された.足底に加わる衝撃値において有意差は認められなかったものの平均値の減少が確認された.このことから,バランス能力向上という観点において,すり足は転倒防止運動として一定の効果があることが示唆された.

【引用文献】

1. 林 泰史「高齢者の転倒防止」『日本老年医学会誌』第44巻5号,2007年,p591-594
2. Perry J : Gait analysis normal and pathological function. SLACK, New Jersey. 386-391, 1992.
3. Winter DA, Yack HJ : Pathologic gait diagnosis with computer averaged electromyographic profiles. Arch Phys Med Rehabil, 65(7), 393-398, 1984.
4. 井川 達也, 勝平 純司, 他 「高齢者の歩行・階段昇降動作時における主動作筋および拮抗筋活動についての筋電図学的分析」『理学療法科学』28巻1号,2013年,p.35-38
5. 伊藤 友孝, 海瀬 悟, 他 「高齢者の転倒予防を目的とした歩行計測・診断手法の検討」『ロボティクス・メカトロニクス講演会講演概要集』2014年,3P2-X04
6. 藤岡 正春 「柔道の基礎的研究Ⅲ」『島根大学教育学部紀要』17巻,1983年,p.23-29
7. 松本 芳三 『柔道のコーチング』 P.79-80, 大修館書店, 1975年
8. 松村剛志 「体幹2点歩行動揺計を用いた歩行時の体幹動揺指標の評価-異常歩行モデルの特性と再テスト信頼性の検討-」『常葉大学保健医療学部紀要』9巻,2018年,p.9-19
9. 伊東 元, 長崎 浩, 他 「健常老年者における最大歩行速度低下の決定因-重心動揺と歩行率の関連-」『理学療法学』17巻2号,1990年,p.123-125
10. 猪飼 哲夫, 辰濃 尚, 他 「歩行能力とバランス機能の関係」『リハビリ

テーション医学』43巻12号, 2006年, p.828-833

11. 眞鍋 和親, 上村 英記 「足関節テーピングが歩行時重心動揺に及ぼす影響」『全国柔道整復学校協会研究紀要』2020年.
12. 兵頭 甲子太郎 「一側下肢への荷重量変化に伴う股関節周囲筋の筋活動変化」『理学療法科学』23巻5号, 2008年, p.671-675
13. 万野 真伸, 小出 卓哉, 他 「踵着地における大腿部の拮抗二関節筋ペアの機能」『バイオメカニズム学会誌』第41巻4号, 2017年, p.195-202