公益社団法人　全国柔道整復学校協会
令和１年度学校運営改善等事業助成金研究紀要

# 「足関節テーピングが歩行時重心動揺に及ぼす影響」

眞鍋　和親[*1]　　上村　英記[*1]
[*1] 常葉大学

【要旨】
本研究は,テーピングによる足関節の可動域制限が,上部及び下部体幹の重心動揺に影響を及ぼしているのか,また,テーピングにより足関節に加わる衝撃値に変化がみられるのかを検討した.対象者は健常若年男性 10 名であった.対象者には裸足歩行と右足のテーピング施行歩行をそれぞれ行わせた.対象者には体幹 2 点歩行重心動揺系(Micro Stone 社製,MVP-WS2-S)を第 6 胸椎部と第 2 仙椎部に着用させ,快適と感じる速度で 10 秒間の歩行時重心動揺を測定した.測定の結果,テーピング施行時の第 6 胸椎左右重心動揺が,裸足歩行に比べ有意に大きな値を示した.その他の測定項目では有意差は認められなかった.以上より,テーピングの施行による足関節の可動域制限は,体幹上部の左右重心動揺を大きくすることが明らかになった.

Key word : 足関節テーピング, 歩行, 体幹 2 点歩行重心動揺

## 【諸言】

スポーツによる足関節捻挫の再発予防には,各種テーピングによる足関節固定が多く用いられる.テーピングによる足関節可動域制限は,外傷予防に貢献する一方で,選手のパフォーマンスへの影響が危惧される.

足部は,距腿関節をはじめ多くの関節で構成され,関節可動域の働きが円滑な歩容を司っている.この関節可動域がテーピングにより制限されることにより,歩行時の床反力と関節力の低下や [1)],歩幅や歩行比の低下を示唆する文献も見られる [2)].一方で,足関節テーピング固定時のランニングでは,機能範囲に大きな影響は無いと示唆されており [3)],テーピングによる足関節の可動域制限が,運動時の身体活動にどのような影響を及ぼすかは明らかになっていない.

テーピングが身体運動に与える影響について,筋力発揮や下肢関節に与える影響などが検討されているが [4)],歩行動作では,胸郭と骨盤の間に回旋運動

がみられることから[5],体幹上部と下部の2点に分けて動作評価を行うことが,本研究の視座から重要であると考えられる.また,臨床場面での応用という観点から,全身運動を簡便かつ短時間で被検者にフィードバックできる測定方法を構築する必要がある.

近年,歩行中に得られる上部体幹と下部体幹の加速度波形を,動揺量や軌跡長の体幹動揺指標に変換することが可能な体幹2点歩行動揺計が開発され,臨床における歩行分析に活用されるようになった.この体幹2点歩行動揺計における体感動揺指標測定の再テスト信頼性に関する報告も見られる[6].

そこで本研究では,この体幹2点歩行動揺計を用いて,足関節のテーピングが歩行時の上部及び下部体幹の重心動揺に,どのような影響を与えるのかを検討することとした.また下部体幹部に加わる最大加速度を基に,足底に加わる歩行時の衝撃値を測定し,テーピングの有無による重心動揺変化を検討することとした.

【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健常成人男性 10 名とした.また,測定段階において体幹及び下肢に歩行を阻害しうる歩行障害を有しない者とした.

【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(以下 Th6)レベル,骨盤固定用ベルトにて第2仙椎(以下 S2)レベルの 2 か所に装着し計測を行うものである(図 1).各センサにより得られた加速度波形は,Blue Tooth 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.Th6 レベルは体幹上部の動揺,S2 レベルは体幹下部の動揺を示す位置として想定した.

A　　B

図 1　3 軸加速度センサと装着時の 3 軸加速度センサ
A：3 軸加速度センサ
B：センサ装着時

【測定方法】

対象者には平坦な床面を,10 秒間で快適と感じる速度にて直進するよう指示し,数回の練習歩行後に体感動揺指標の測定を裸足歩行とテーピング歩行それぞれ 1 回ずつ行った.測定中,対象者の視線は常に前方を向くよう指示した.対象者に施行したテーピングは,日本体育協会公認アスレティックトレーナー専門科目テキストに記載されたテーピング方法 [7]を採用し,対象者の右足関節に 10 年以上の臨床経験を有する 1 名の柔道整復師がテーピングを施行した.

測定項目は,対象者に装着した Th6 と S2 それぞれの加速度センサから,前後・上下・左右の動揺量及び矢状面・前額面・水平面上の動揺軌跡長と,第 2 仙骨部加速度センサから得られる鉛直方向への最大加速度値から求められる歩行着地時に足底に加わる衝撃値を測定した.

統計処理は,SPSS(Ver.23)を用いた.次の手順によって解析した.

(1) 胸椎部及び仙椎部の加速度センサから得られた①前後・上下・左右の動揺量,②矢状面・前額面・水平面の軌跡長,③左右の足に加わる衝撃値に対して Shapiro-Wilk Test による正規性の検討を行った.

(2) 正規分布の確認後,裸足歩行とテーピング歩行のそれぞれの動揺量と軌跡長及び左右の足に加わる衝撃値に対して,対応のない t 検定を用いて比較検討を行った.有意水準は 5%未満と定めた.

【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 2019-015H).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】

体幹 2 点歩行動揺計を用いた,裸足歩行とテーピング歩行の測定により得られた Th6 及び S2 の各動揺量と,足底に加わる左右の衝撃値のそれぞれの平均値は表 1 の通りであった.測定で得られた動揺量・軌跡長・衝撃値は全て正規分布を示していた.これらの平均値を対応のある t 検定にて有意差を確認した(図 2).Th6 レベルでの左右重心動揺において,テーピング歩行時の左右重心動揺量が 42.3±7.38mm を示し,裸足歩行時の左右重心動揺量が 38±6.36mm を示したのに対し,有意に大きな値を示していた.これら以外の重心動揺量では有意差は認められなかった.また,足底に加わる衝撃値に関しては,テーピングを施行した右足の衝撃値が,裸足 6.79±1.35m/s$^2$ に対し,テーピング歩行時では 5.77±1.17m/s$^2$ と低い値を示したものの有意差が認められるまでには至らなかった.

表 1 各重心動揺量・軌跡長・衝撃値測定結果

| 測定指標 | | | 裸足歩行 | | | テーピング歩行 | | |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| 体幹動揺量 | 第 6 胸椎 | 動揺量 (mm) | 前後幅 | 23.1 | ± 5.26 | 21.1 | ± 5.45 |
| | | | 上下幅 | 39.9 | ± 10.10 | 37.5 | ± 5.58 |
| | | | 左右幅 | 38 | ± 6.36 | 42.3 | ± 7.38 |
| | | 軌跡長 (mm) | 矢状面 | 174.8 | ± 38.77 | 160.5 | ± 19.77 |
| | | | 前額面 | 169.3 | ± 29.45 | 161.9 | ± 18.27 |
| | | | 水平面 | 114 | ± 13.14 | 115.7 | ± 16.92 |
| | 第 2 仙椎 | 動揺量 (mm) | 前後幅 | 30.7 | ± 6.22 | 29.7 | ± 4.74 |
| | | | 上下幅 | 38 | ± 10.12 | 34.5 | ± 5.93 |
| | | | 左右幅 | 50 | ± 9.89 | 53.1 | ± 12.60 |
| | | 軌跡長 (mm) | 矢状面 | 186.8 | ± 39.40 | 170.7 | ± 26.39 |
| | | | 前額面 | 179.5 | ± 29.86 | 169.9 | ± 28.40 |
| | | | 水平面 | 152.6 | ± 22.86 | 153.3 | ± 24.51 |
| 衝撃値 (m/s$^2$) | | | 左足 | 7.19 | ± 1.82 | 6.53 | ± 1.33 |
| | | | 右足 | 6.79 | ± 1.35 | 5.77 | ± 1.17 |

平均値±標準偏差

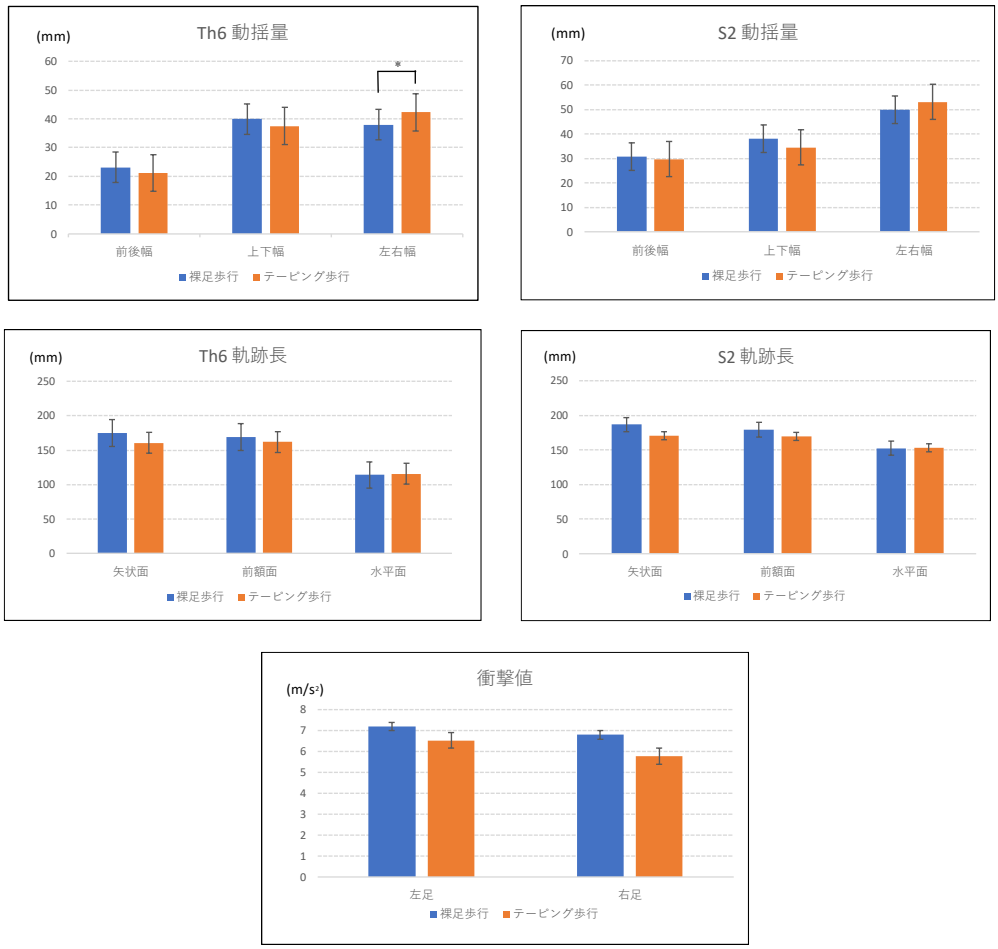


図 2　Th6 と S2 レベルの動揺量・軌跡長・衝撃値における条件別の差
（対応のない t 検定:　＊: $p < 0.05$）

【考察】

歩行時の重心動揺を裸足歩行とテーピング歩行で比較すると,Th6 において,左右の動揺量が,テーピング歩行時で有意に増大した.また,有意差は認められなかったものの,S2 での左右動揺量の平均値においても,テーピング歩行時が大きな値を示した.これに対し,Th6 及び S2 での前後・上下動揺量の平均値は,テーピング歩行時は裸足歩行時に比べて低い値が確認された.歩行による重心の上下・左右移動の軌跡では,歩行速度が上がると上下移動は増加し,左右移動は減少する [8].今回の測定では,テーピング歩行時は,重心動揺の上下幅が減少し,左右幅が増加したため,加速歩行時と逆の動揺変化を示している.従って,テーピングを行うことにより,歩行時の重心動揺は,低速の歩

容に変化する傾向が示唆される.柳川らは,足関節を固定すると,若年者の歩行動作は高齢者に近づくことを示唆している[2].本研究では,重心動揺の視座から,この先行研究を後押しする結果となった.

今回の測定では,第6胸椎部すなわち上部体幹部での左右動揺が有意に大きな値を示した.これは,テーピングの足関節可動域制限により,立脚側での足関節可動域を用いたバランス制御機構に変化がみられたものと考えられる.また,このバランス制御機構の変化は,膝関節や股関節で代償されることなく,地面から離れた上部体幹部に反映したと考えられる.両側分離型トレッドミルを使用し,不安定歩行を再現した実験においても,本研究と同様に左右重心動揺が有意に高値を示したと報告されている[9].このことから,一方の足関節に,通常歩行とは異なる刺激が加わると,左右の重心動揺が刺激に対する影響を受けやすいと考えられる.

足底に加わる衝撃値に関しては,今回の測定では有意な差は認められなかったものの,テーピングを施行した右側の衝撃値は,裸足歩行に比べ低い値となった.深谷らの研究においても,テーピング施行により,立脚初期と中期において,床反力と関節トルクが有意に低値を示している[1].このことから,テーピングを施行することにより,足部に加わる衝撃を緩和することが今回の測定から示唆された.

本研究の限界は,対象者数が少ないことと,男性のみが対象となったことである.体幹 2 点歩行動揺計は,計測が容易に行えるため,今後は対象者数を増やし再度検討を行う必要がある.また,女性は男性に比して,下部体幹の重心動揺が大きいとされることから[10],今回は上部体幹の左右動揺のみ有意差が認められたが,女性を対象者に加えることにより,新たな知見を得ることができると考えている.

【結論】

本研究の目的は,体幹2点歩行動揺計を使用して,足関節テーピングが上部及び下部体幹にどのような影響を及ぼしているか,また,足底に加わる衝撃値の影響があるのかどうかを検討した.体幹動揺においては,テーピング歩行時に上部体幹の左右動揺が有意に増加することが明らかになった.そのほかの測定項目においては,有意差を認めることはできなかった.テーピングによる足関節可動域制限が,立脚時のバランス制御機構に影響し,上部体幹の揺れを大きくしていると考えられる.

【引用文献】

1. 深谷隆史，永井 智 ： 足関節へのテーピングが歩行立脚期の下肢関節へ与える影響．理学療法科学 24(5)：641-646, 2009.
2. 柳川和優，松田 亮，他 ： 足関節可動域の制限が歩行動作に及ぼす影響．広島体育大学研究 42：1-10, 2016.
3. Lindley TR, Kernozek TW : Taping and semirigid bracing may not affect ankle functional range of motion. Journal of Athletic Training 30(2) : 109-112, 1995.
4. Wilkerson GB : Biomechanical and neuromuscular effects of Ankle taping and bracing. Journal of Athletic Training 37(4) : 436-445, 2002.
5. 中村隆一，齋藤 宏，他 ： 基礎運動学 第 6 版補訂，P.384～386，医歯薬出版，2012.
6. 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 9：9-19, 2018.
7. 石山修盟，小柳好生，他 ： 公認アスレティックトレーナー専門科目テキスト 6 予防とコンディショニング．P.227～229，財団法人日本体育協会，2007.
8. Orendurff MS, Segal AD, Klute GK : The effect of walking speed on center of mass displacement. J Rehabil Res Dev, 41(6) : 829-834, 2004.
9. 下田隼人，佐藤春彦，他 ： 身体重心の左右変動に基づく歩行の動的安定性の評価．理学療法科学 23(1)：55-60, 2008.
10. 松村剛志 ： 三軸加速度センサを用いた歩行時における上部と下部の体幹動揺の測定－反復測定結果の信頼性と体感動揺特性の検討－．常葉大学保健医療学部紀要 8：29-36, 2016.