

〈特別寄稿〉

アーチ高率の相違が片脚立位時の筋活動に及ぼす影響について

椿井 裕樹¹⁾, 岩谷 亮²⁾, 須賀谷 篤³⁾, 水戸路 桂佑⁴⁾,
八重嶋 優哉⁵⁾, 横山 瑞貴⁶⁾, 小出 益徳¹⁾, 大塚 亮¹⁾,
柴山 靖¹⁾, 田中 宏明¹⁾, 田中 千陽¹⁾

要旨

【目的】本実験の目的は安静立位, 片脚立位での下肢アライメント, 関節可動域, 片脚立位時の筋活動を包括的に研究し, その関係性を検討することとした. 【方法①】本実験では健常学生 20 名 (男性 12 名, 女性 8 名, 年齢 19.2 ± 1.2 歳, 身長 1.66 ± 0.1 m, 体重 56.5 ± 7.9 kg, BMI 20.49 ± 1.7 kg/m²) を横倉法のアーチ測定を用いて, それぞれ清水らの分類に基づき, 安静立位時のアーチ高率を基準とし男性 16.5 % 以上, 女性 14.5 % 以上を High Arch 群 (以下: HA 群), 男性 16.5 % 未満, 女性 14.5 % 未満を Low Arch 群 (以下: LA 群) に分類した. 各群分け後, Leg Heel Angle (以下: LHA), 前捻角, Femoro Tibial Angle (以下: FTA), 足関節内反・外反関節可動域, 骨盤水平移動距離, 筋電図測定を行った. 筋電図測定での測定筋は中殿筋, 後脛骨筋, 長腓骨筋, ヒラメ筋, 前脛骨筋とし, 片脚立位時と臥位での最大筋出力時の筋電図測定を行った. 片脚立位の筋電図測定は, 片脚立位時の各筋活動より任意の 10 秒間の筋放電量を求めた. そして, 片脚立位時における各筋の筋活動の代表値を最大等尺性筋出力時の各筋における筋放電量で除し, 正規化した(%IEMG). 【方法②】被検者 20 名の片脚立位時のアーチ高率を基準とし, 順に HA 群, LA 群と再度群分けを行った. そして, 群間におけるアライメントと筋活動の関係性を検討した. 【結果①】LA 群のアライメントの測定において有意差は認めなかった. %IEMG においても有意差は認めなかったが, 後脛骨筋・長腓骨筋は HA 群と比較して小さく, 反対に前脛骨筋は LA 群の方が大きいという結果になった. 【結果②】LA 群では, LHA において有意差を認め, FTA, 前捻角に増大傾向を認めた. 【結論】LA 群, HA 群での群間から下肢アライメントを予測することは困難であり, アーチ下降率など多様な観点からデータを精査する必要がある.

キーワード アーチ高率 運動連鎖 筋活動

1) ユマニテック医療福祉大学校 理学療法学科 2) 長島中央病院 3) 村瀬病院

4) 富田浜病院 5) 前原整形外科リハビリテーションクリニック 6) 孝友クリニック

はじめに

近年、荷重位における足部のアライメントの不良が、姿勢保持に影響を及ぼすことが多数報告されている。なかでも足部アーチは、地面に足が接触し荷重が加わった際に地面からの衝撃を吸収し、足部や膝関節、腰部への負担を軽減するクッションの役割を担っている。足部アーチは、内側縦アーチと外側縦アーチ、足根骨と中足骨レベルの 2 つの横アーチの 4 つのアーチ構造が存在し、内側縦アーチは踵骨、距骨、舟状骨、内側楔状骨、第一中足骨を足底腱膜、長足底靱帯、底足踵舟靱帯の 3 つの腱膜・靱帯要素によって静的に支持されている。柿ヶ原らによると、これら 3 つの腱膜・靱帯のうちいずれか 1 つが欠けただけではアーチの低下は生じず、扁平足が起こらなかったと報告している。しかし、底足踵舟靱帯の欠如は足部関節の外旋と外反を示したため、底足踵舟靱帯の欠損は外反扁平足の発生に寄与していると報告している¹⁾。

そして、静的支持機構と共に、筋による動的支持機構も足部アーチ保持に重要な役割を果たす。内側縦アーチには後脛骨筋、前脛骨筋、長母指屈筋、長趾屈筋、母趾外転筋が付着しており、これらの筋は内側縦アーチを保持する役割を担っている。特に、内側縦アーチは体重支持、運動中に働くことから临床上重要視されており、歩行時に衝撃を吸収、推進力の発揮、不整地に対して足部の形状を適合させるなど重要な役割を果たしている。市橋らによると荷重時、内側縦アーチは中足骨頭と踵骨による 2 点支持で弓なり形状となり、内側縦アーチの安定化機構が機能する（トラス機構または受動的制御機能）。足趾の伸展は足底腱膜や足趾屈筋を伸張させるため内側縦アーチは挙上（舟状骨は上昇）する（ウィンドラス機構）。また、歩行後期では、ウィンドラス機構が働き、内側縦アーチが挙上することで足部の安定性と剛性が高まる。そして、足底腱膜や足趾屈筋腱の緊張は足部の剛性を高めることになり、アーチが元に戻ろうとすることによる推進力を得る。内側縦アーチが破綻すると足部での衝撃吸収作用が低下し、距骨下関節での回内運動及び前足部を軸にした下腿の外旋運動などによって衝撃を吸収する。そのため、下肢の筋疲労を生じ易くなる。また、着地時の足部の動揺性が大きく、シンスプリント、膝関節痛、腰痛などの原因となる²⁾。工藤らによると踵骨の外反が著名な扁平足では足根管内圧が低下し、内側縦アーチの低下によって脛骨神経が強く牽引され足根管症候群になる可能性がある³⁾と報告している。このような内側縦アーチの破綻による扁平足の原因の 90 %は静力学性扁平足によるものと言われている。静力学性扁平足は、不適合の靴の使用、急激な体重増加、加齢や運動不足による筋力低下などが関係している。また、内側縦アーチの支持に関与する後脛骨筋は屈筋支帯を通過する組織の中でも最も骨側を走行することにより圧迫を受けやすく、虚血状態に陥りやすい。また、後脛骨筋は下腿の深部に位置しており、周囲の筋がスパズムを起こすことで筋内圧が上がり、圧迫を引き起こされることで機能低下が生じると言われている。つまり、足部のアライメント不良は、関節可動域や筋のアンバランスを

生じさせ、疼痛・障害を発生させ、長期に亘りアーチの破綻が継続することにより変形を助長する。その重要性から下肢・体幹の筋活動や関節可動域、アライメントなどに関する種々の研究が行われている。中道らは、健康者における片脚立位時の足部の筋活動について足底圧重心（Center of pressure：以下 COP）の小趾側方向への誘導には、小趾外転筋、足部内反筋群、前脛骨筋、COP の小趾側から母趾側方向への切り替え前には小趾外転筋と短腓骨筋が関与し、そして COP の母趾側方向への誘導には長腓骨筋が関与することを報告している⁴⁾。Nyland らは股関節の筋活動について、前捻角が大きくなると中殿筋の筋力低下が生じる⁵⁾ことを示しており、また Ireland らは前捻角が大きいことが関連因子となる膝蓋大腿関節痛を有する者において、股関節外転・外旋筋力の低下を認められた⁶⁾と述べている。松村らは前捻角が過度であると股関節は内旋し、その結果運動連鎖がおき、膝関節は外反すると報告している。つまり、前捻角が大きいと Q-angle も大きくなり（外反膝）、逆に前捻角が小さい（後捻）と Q-angle も小さくなる（内反膝）⁷⁾と報告している。このような運動連鎖については、下肢各関節間、あるいは下肢からより上位への多関節運動連鎖は荷重位での障害と関連することが多い。荷重位では、解剖学的あるいは生体力学的に人の動きは拘束されるため、ある程度の規則性を持って身体の各部位の動きが連動されている²⁾。

以上の報告より、足部アライメントと足部および股関節周囲筋の筋活動を見ているものはまだ少ない。これらを明らかにすることは姿勢やアライメントから筋活動・関節可動域を予測すること、また、その反対として筋活動・関節可動域の特徴から姿勢やアライメントを予測することも可能になると考える。そこで我々は、LA 群では運動連鎖によって前捻角が大きくなり、中殿筋の筋活動低下が見られること。また、前捻角が大きくなると Femoro Tibial Angle が小さくなるにつれて Leg Heel Angle の外反角度が増加し、アーチが低くなるといった運動連鎖が起こる。筋活動に関しては安静立位から片脚立位への移行時に、内側縦アーチに関与する前脛骨筋や後脛骨筋が伸長されることにより筋活動が低下し、前脛骨筋や後脛骨筋の拮抗筋である長腓骨筋、ヒラメ筋の筋出力は上昇する。また、LA 群は HA 群よりも筋活動のアンバランスが生じ姿勢制御が行いにくいいため、片脚立位での重心バランスを大きくとるために上前腸骨棘から床へおろした垂線の移動距離は大きくなるのではないかと考えた。そこで我々は、重心を一点に集中させた状態での筋活動を測定し、さらにアライメントと関節可動域も計測することで包括的に研究し、その関係性を明確にすることを目的とした。

本実験

1. 対象者

実験を実行するにあたり、研究目的、研究方法、個人情報などについて書面または口頭説明を行い、研究参加の同意を得た。対象は右下肢に既往のない本校に通う健康

学生 20 名（男性 12 名 女性 8 名，対象者の年齢は 19.2 ± 1.2 歳，身長 $1.66 \pm 0.1\text{m}$ ，体重 56.5 ± 7.9 kg，BMI 20.49 ± 1.7 kg/m²）であった。

2. 研究方法

方法①

横倉法に基づき，アーチ測定は足長，舟状骨高を mm 単位で測定し，舟状骨高／足長×100 でアーチ高率を求めた（図 1）。またアーチ高率は非荷重位・安静立位・片脚立位での測定を行った。安静立位でのアーチ高率を群分けの採用値とした。安静立位のアーチ高率を清水らの分類に基づき，男性 16.5 %以上、女性 14.5 %以上を HA 群，男性 16.5 %未満，女性 14.5 %未満を LA 群に分類した。

LHA 測定時には，両踵の中央と第 2 趾を一直線上とし，足幅は両外果間を棘果長の 30 %に規定した。以上のことを踏まえ，裸足での安静立位を測定肢位とし，下腿後面からスマートフォンにて撮影を行った。撮影したものをもとに，恒川らの測定方法を用いて下腿 1/3 中央部と踵骨隆起を結ぶ線，踵骨隆起と踵骨の 2 等分線を結ぶ線でなす角度をフリーソフト ImageJ にて角度を算出した（図 2）。

前捻角は Craig test を行った。Craig test はチルトテーブルに腹臥位となり，骨盤をベルトで固定し，股関節屈伸・内外転中間位，膝関節屈曲 90°位を測定開始肢位とした。そこから検査側の大腿骨大転子を触知しながら股関節を内旋させていき，大転子が最も外側に突出したところでベッド面に対する垂直線を基本軸とし，下腿中央線を移動軸として、角度をゴニオメーターで計測した。前捻角測定は 3 回実施し，その平均値を測定値とした（図 3）。

足関節内反・外反関節可動域測定は，基本軸は下腿軸への垂直線，移動軸は足底面としてゴニオメーターで計測した。また，足底面に木板を用いた（図 4）。

筋電図測定では MQ 16（キッセイコムテック社），Vital recorder 2 にて測定し，BIMUTAS II を用いて筋電図波形の解析を行った。

筋電図測定での測定筋は中殿筋，後脛骨筋，長腓骨筋，ヒラメ筋，前脛骨筋で行った。電極貼付位置は Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles と下野らの電極貼付基準を参考にした。中殿筋は腸骨稜と大腿骨大転子を結んだ線の中間の位置，後脛骨筋は内果より 2 横指近位の後脛骨筋腱，長腓骨筋は外果と腓骨頭を結んだ線の近位 1/4 の位置，ヒラメ筋は大腿骨内側顆と内果を結んだ線の遠位 2/3 の位置，前脛骨筋は内果と腓骨頭を結んだ線の近位 1/3 の位置とした。また，電極間は 2 cm とした（図 5）。

片脚立位時の筋電図測定は，測定筋に電極を貼付し，大腿遠位部に MQ 16 を固定した。そして，測定肢と反対側の踵部と母趾球へフットスイッチを貼付した。サンプリング周波数は 1,000 Hz とし，片脚立位時の測定肢と反対側の股関節は約 30°屈曲

位、膝関節約 90°屈曲位とし、両上肢を胸の前でクロスさせた肢位を片脚立位時の測定肢位として統一させた（図 6）。片脚立位はフットスイッチが床面より離れた時点に基づいて約 13 秒程度行ってもらい、3 回行った。筋電図波形の処理は全波整流したのち、波形の安定した 10 秒間を任意に選択し、測定筋の各筋放電量として積分値にて処理を行った。3 施行とも同様の処理を行い、各筋の平均値を算出した（図 7）。

最大筋出力時の筋電図測定は測定筋を **Manual Muscle Test** の様式で 3 秒間最大等尺性収縮を発揮してもらった。各筋 3 秒間のうち、任意の 1 秒間の積分値を求め、その値に 10 を乗じたものを各筋における最大筋出力時の各筋放電量とした。各筋の片脚立位時の積分値を最大等尺性収縮時の積分値で除し、100 を乗じることで正規化した値（%IEMG）を採用値とした（図 8）。

また、片脚立位時の筋電図測定と同時に被検者前方 2.8 m 離れた場所からビデオカメラにて動画を撮影した。撮影した動画は画像切り出しフリーソフト **Super bara baby X** にて動画を 1 秒間に 5 枚静止画として切り出した。静止画より **FTA** と骨盤水平移動距離の測定を行った。**FTA** は上前腸骨棘、膝蓋骨中央部、前額面上で外果と内果を結ぶ線の中点に貼付したマーカをランドマークとして、画像解析ソフト **Image J** を用いて結び算出した（図 9）。骨盤水平移動距離は **FTA** と同様に切り出した画像を用いて、安静立位での両母趾間より上方へ垂線を引いたものを基準線とし、片脚立位時の上前腸骨棘から下ろした垂線を移動軸に設定してその差を求めて骨盤水平移動距離を算出した（図 10）。

方法②

方法①と同様の 20 名の被検者で片脚立位時のアーチ高率を基準とし、アーチ高率が高値から順に **HA** 群、低い方から **LA** 群へ再度群分けを行った。そして、群間におけるアライメントと筋活動の関係性を検討した。

統計処理

統計処理は統計ソフト **R3.5.1** を用い、各測定項目の関係性について **Pearson** の相関係数を求めて検討した。また、%IEMG とアライメント測定については **Shapiro-Wilk** 検定によって正規性を確認し、正規性を認める場合は **Student** の **t** 検定、認めない場合は **Mann-Whitney** の **U** 検定を行った。有意水準は 5%未満とした。

結果

結果①

① 足部アライメント

LA 群のアーチ高率は非荷重位 $16.8 \pm 2.3\%$ 、安静立位 $10.7 \pm 1.2\%$ 、片脚立位 11.4

±1.4%でHA群と比べ有意に低下を認めた ($P<0.01$)。その他の項目においては有意差を認めなかった (表 1)。

足部アライメントの各群における相関を検討したところ、LA群のアーチ高率とLHA、アーチ高率と前捻角との関係に中等度の負の相関がみられた (表 3)。非荷重位から安静立位への移行時のアーチ高率変化率に有意差を認めた (表 4)。

② 筋電図 (%IEMG)

全ての筋の%IEMGに有意差は認めなかった。しかし、LA群の後脛骨筋、長腓骨筋はHA群と比較して小さく、前脛骨筋はLA群の方がHA群に比べて大きい傾向がみられた。

次に各群のアーチ高率変化率を大きい順に5名を高変化率、小さい5名を低変化率とし、%IEMGを比較した。全ての筋の%IEMGに有意差は認めなかった。HA群の高変化率の後脛骨筋 $53.6 \pm 41.9\%$ 、長腓骨筋 $39.4 \pm 31.1\%$ であった。低変化率の後脛骨筋は $31.9 \pm 21.6\%$ 、長腓骨筋は $34.0 \pm 10.0\%$ であった。LA群の高変化率の後脛骨筋は $43.3 \pm 21.3\%$ 、長腓骨筋は $28.9 \pm 7.1\%$ であった。低変化率の後脛骨筋は $23.3 \pm 16.2\%$ 、長腓骨筋は $25.9 \pm 10.0\%$ であった。HA群、LA群ともに高変化率の後脛骨筋と長腓骨筋の%IEMGを比較すると後脛骨筋の活動が長腓骨筋に比べ大きく、低変化率では後脛骨筋と長腓骨筋が同程度の値を示した (図 13)。

結果②

片脚立位のアーチ高率を基準にHA、LAの群分けを行い、足部アライメントの各群における関係性を検討したところ、片脚立位時のLHAにおいて有意差を認めた ($P=0.03$)。FTA、前捻角、骨盤水平移動距離、足関節可動域では有意差は認めなかった。しかし、FTA、前捻角の増大傾向を認めた (表 2)。

考察

本研究ではアーチ高率、下肢アライメント、関節可動域、筋電図の測定を行い、アーチ高率の相違が安静立位・片脚立位時の下肢アライメント・筋活動に及ぼす影響についての関連性について検討した。

—運動連鎖について—

先行研究より、LA群では運動連鎖によりLHAの外反角度が増加し、FTAが小さくなり前捻角が大きくなると報告されている。そして、LHAとアーチ高率の関係は負の相関にあると言われている。しかし、安静立位でのアーチ高率を基準としてHA群とLA群のアライメントを比較したところLHA、前捻角、足関節内反・外反可動域、安静立位・片脚立位時のFTAに有意差は認めなかった。一方で、LA群のアーチ

高率と前捻角，アーチ高率と LHA において負の相関を認め，仮説通りの結果であった．我々は，運動連鎖による下肢アライメントの変化に伴う，筋活動の変化について先行研究に沿った仮説を立てていたが，長腓骨筋・ヒラメ筋・前脛骨筋では仮説と反する結果となった．これに関しては対象者が 20 歳前後の若年者であり，両群ともに運動連鎖が確立されたものではなかった可能性が考えられ，アライメントから筋活動を予測することは困難であった．また，片脚立位の姿勢制御を行うにあたり足部や股関節の筋活動のみならず，体幹筋の筋活動や骨性支持を中心とした姿勢制御など各個人による姿勢戦略の違いが関与している可能性があると考ええる．

次に，片脚立位時のアーチ高率を基準とした群分けを行った．片脚立位時のアーチ高率を基準とした LA 群では，LHA において有意差を認め，FTA，前捻角に増大傾向を認めた．以上の下肢アライメントの結果より安静立位時での運動連鎖は確立されるものではなかったが，片脚立位時では測定肢にかかる荷重量が増大したため，足部で荷重を吸収しきれず，仮説通りの運動連鎖の傾向を認めたと考える．

—片脚立位時の中殿筋活動について—

片脚立位時の LA 群の中殿筋の筋活動は HA 群よりも低下すると考えていたが，中殿筋の片脚立位時の積分値では LA 群の方が大きく，%IEMG では仮説通り小さい傾向がみられた．先行研究において，Paniabi らは関節安定化機構において受動的システムと能動的システムが協調的に機能する⁸⁾．また，建内らによると受動的システムは組織が伸張位でなければ機能しない⁹⁾と報告している．このことから，LA 群における片脚立位時の中殿筋は受動的な作用をもつことが考えられ，また，一般的な片脚立位時の中殿筋は伸張位となるため，受動的システムが優先的に作用されやすいことから中殿筋 %IEMG が低下したと考える．

先行研究では，前捻角が大きくなると中殿筋の筋力低下が生じる⁵⁾と言われている．今回の実験でも，LA 群において前捻角が大きい傾向を示した．これは，前捻角が大きくなることで中殿筋の筋張力が低下することによって %IEMG が低下したと考える．

—片脚立位時の足部筋の活動について—

LA 群の片脚立位時の足部 %IEMG では，我々は，本実験の測定筋の中で内側縦アーチに関与する後脛骨筋と前脛骨筋の活動が低下し，拮抗筋である長腓骨筋とヒラメ筋の筋活動が上昇すると予測していた．さらに，荷重線が内側に落ちるため，片脚立位時に体重心をより外側移動する必要があるため，足部においては長腓骨筋が下腿を前額面上で外側へ誘導するのに関与することが予測されるため，長腓骨筋の筋活動が上昇すると予測していた．結果より後脛骨筋と長腓骨筋の %IEMG が低下し，前脛骨筋が増加する傾向を認めた．先行研究では，後脛骨筋は中足部の回外作用，長腓骨筋は中足部の回内作用の働きを持ち，2 筋が拮抗的に作用することで内側縦アーチを支えて

いと言われている。市橋らによると荷重負荷を行った際、靱帯のみで結合された足部のアーチは 8 mm 程度下降しており、後脛骨筋のみの緊張では 3 mm 程度のアーチの下降、長腓骨筋の緊張では 6 mm 程度の下降、後脛骨筋と長腓骨筋の緊張では 5 mm 程度のアーチの下降をしていることが報告されている。これらのことから、後脛骨筋と長腓骨筋は内側縦アーチを保持するための要となる筋である。LA 群において、この 2 筋の %IEMG が低下した要因について、アーチが低下することにより、後脛骨筋と長腓骨筋が伸張されることによって、長さ-張力曲線の関係より活動張力が低下し %IEMG が低下したと考える。また、前脛骨筋が大きくなったことについては、後脛骨筋・長腓骨筋の筋活動が低下していることにより代償的に上昇したと考える。

—アーチ高率変化率における中殿筋と足部筋活動について—

HA 群と LA 群それぞれの非荷重位から安静立位への移行時におけるアーチ高率変化率が高い群（以下：高変化率）と低い群（以下：低変化率）での片脚立位時の %IEMG の相違について検討した。

全てにおいて有意差はみられなかったが、両群ともに同様な筋活動の傾向がみられた。高変化率では内側縦アーチを支持する後脛骨筋が長腓骨筋に比べ大きく、低変化率では後脛骨筋と長腓骨筋は同程度の値を示した。そして、低変化率でのヒラメ筋の筋活動が高変化率よりも大きい傾向を認めた。

両群の高変化率において後脛骨筋、長腓骨筋の過剰な活動がみられた。これは、アーチ高率変化率が大きく変化したことで不安定性が生じたため、後脛骨筋と長腓骨筋の過活動が起こったことが考えられる。この後脛骨筋、長腓骨筋のバランス不良は、アーチ下降率が大きく柔軟性が高い足部において足関節の不安定性を引き起こし、足部のみでは姿勢制御が十分行えないことが推察される。中殿筋筋活動が高変化率で大きい傾向がみられたのは、足関節の不安定性から代償的に活動しているものであることが考えられる。

対して、低変化率の群では %IEMG 自体は低いが、長腓骨筋・後脛骨筋のバランスが良い。そこで、後脛骨筋の活動量を長腓骨筋の活動量で除すことで、後脛骨筋と長腓骨筋の活動比（TP/PL 比）を求めた。結果、HA 群では高変化率が 1.36、低変化率が 0.94、LA 群では高変化率が 1.49、低変化率が 0.9 であった。TP/PL 比が 1 から離れると足部の安定化が十分に行われていないことが考えられ、片脚立位は歩行における立脚中期に類似する動作であることから、歩行において不安定性を認める可能性が推察される。立脚中期における TP/PL 比について、接地と共に過度の外返しを制動するために後脛骨筋の遠心性収縮が生じる¹⁰⁾と言われている。よって、高変化率の後脛骨筋は伸張されることにより機能不全を生じ、過剰な収縮が生じていることが示唆される。今回の結果では、HA 群 LA 群ともに高変化率において TP/PL 比が

大きいことから、高変化率では足部不安定性を認めることが推察されることによって、ヒラメ筋の筋活動については高変化率の TP/PL 比が大きいことから筋出力が発揮されにくい状態であり、低変化率のヒラメ筋の筋活動については TP/PL 比が小さいことから筋出力が発揮されやすい状態であったことが考えられる。

今後の展望

今回アーチ高率について実験を行ったが、HA や LA 関係なくアーチの落ち込み具合をみる等広い視野をもって実験することが重要であると示唆された。

内側縦アーチを支持する足底の腱膜・靱帯は荷重が加わると足長の伸長が推察される。非荷重位、荷重位、片脚立位での足長の測定を行い、足底の腱膜・靱帯の影響も深く検討していくべきである。また、我々はアーチ高率だけを扁平足の判断基準としており、扁平足になる原因を十分に検討できていなかった。このことから、歩行など日常生活と関連した研究を行うため、足底腱膜の状態を評価する Windlass test など足底の腱膜・靱帯組織に対する広域な評価を行うことで扁平足となる原因を検討していくことも必要であると考え。そして、それらの相違がパフォーマンスと日常生活に及ぼす影響について評価を行うことで臨床現場において生かされるのではないかと考える。

本実験では、2 次元的な画像・映像撮影であり、前額面上の動作の測定であったため、今後 3 次元的な画像・映像撮影を行うことでより多角的な視点から考察することができると考える。また、今回の研究では、被検者数が少なかったことから、信頼性などの検討を行うためにも被検者数を増員する必要がある。

結語

結果としてアライメントから筋活動を想定することは困難であった。アーチ高率ではなく非荷重位から荷重位にかけてアーチ高率の変化率が高い群と低い群で比較したところ、高変化率の後脛骨筋の過剰な筋活動を認めたことから、アーチ高率の分類だけでなくアーチ高率変化率を見ていく視点も必要と考える。

謝辞

本研究を行うにあたり、ご多忙の中ご協力賜りました被検者の皆様、ご指導賜りました先生方に陳謝致します。

参考文献

- 1) 柿ヶ原卓也: 三次元剛体バネモデルを用いた足部関節のバイオメカニクス解析に関する研究. 神戸大学大学院工学研究科, 2015.

- 2) 市橋則明: 身体運動学 関節の制御機構と筋機能. メジカルビュー社. 東京. 2018. pp12-14, pp274-305
- 3) 工藤慎太郎: 運動器疾患の「なぜ？」がわかる臨床解剖学. 医学書院. 東京. 2017. 206-207
- 4) 中道哲郎, 渡邊裕文, 他: 片脚立位—片脚機能の検討—. 関西理学 15: 17-21, 2015.
- 5) Nyland J, Kuzemchek S, et al. L Femoral anteversion influences vastus medialis and gluteus medius EMG amplitude ratios during isometric combines hip abduction • external rotation. J Electromyogr Kinesiol, 14 : 255-261, 2004.
- 6) Ireland M L, Willson J D, et al.: Hip strength in females with and without patellofemoral pain. J Orthop Sports Phys Ther, 33: 671-676, 2003.
- 7) 松村将司, 宇佐英孝, 他: 若年健康者の骨盤と下肢の姿勢分類 アライメント・関節可動域・筋力との関連. J Jpn Health Sci Vol 16 No 1, 2013.
- 8) Panjabi MM: The stabilizing system of the spine. Part I. Function, disfunction, adaptation, and enhancement. J Spine Disord. 1992; 5: 383-389
- 9) 建内宏重: 協調からみる関節運動・姿勢の制御と運動器理学療法. 理学療法学, 2016; 43 巻 Suppl. No 3: 31-34
- 10) 阿久澤弘: 後脛骨筋の筋活動解析—ワイヤ電極を用いた筋活動—. 早稲田大学大学院スポーツ科学研究科, 2008.

表 1 . 各項目の測定値 (単位: アーチ高率のみ %, 他全て °)

		H A 群 (n= 10)	L A 群 (n= 10)	有意差
アーチ高率	非荷重	20. 7	16. 8	p< 0. 01
	安静立位	17. 9	10. 7	p< 0. 01
	片脚立位	17. 3	11. 4	p< 0. 01
	LHA	6. 7	9. 1	p=0. 12
	前捻角	19. 1	22. 2	p=0. 92
	骨盤水平移動距離	5. 0	4. 8	p=0. 87
足関節	内反	50. 6	60. 7	p=0. 12
	外反	24. 4	23. 7	p=0. 87
FTA	安静立位	175. 5	174. 4	p=0. 45
	片脚立位	174. 9	175. 1	p=0. 85

表 2 . 片脚立位時のアーチ高率を基準に群分けを行った各項目の測定値 (単位: アーチ高率のみ %, 他全て °)

		H A 群 (n= 10)	L A 群 (n= 10)	有意差
アーチ高率 (片脚立位)		17. 3	11. 4	p< 0. 01
	LHA	6. 7	9. 1	p=0. 03
	前捻角	19. 1	22. 2	p=0. 32
	骨盤水平移動距離	5. 0	4. 8	p=0. 84
足関節	内反	50. 6	60. 7	p=0. 11
	外反	24. 4	23. 7	p=0. 84
FTA	安静立位	175. 5	174. 4	p=0. 43
	片脚立位	174. 9	175. 1	p=0. 1

表 3 . 各測定項目の関係性

HA 群 (n=10)	アーチ 高率	LHA	FTA 安静立位	FTA 片脚立位	骨盤水平 移動距離	前捻角	足関節 内反	足関節 外反
アーチ高率	1							
LHA	0.174	1						
FTA(安静立位)	0.152	0.152	1					
FTA(片脚立位)	0.274	0.274	0.818	1				
骨盤水平移動距離	0.095	0.095	-0.634	-0.293	1			
前捻角	0.085	-0.085	-0.758	-0.37	0.726	1		
足関節内反	0.195	0.113	-0.237	-0.11	-0.101	0.195	1	
足関節外反	0.759	-0.355	-0.51	-0.51	0.472	0.744	-0.06	1

LA 群 (n=10)	アーチ 高率	LHA	FTA 安静立位	FTA 片脚立位	骨盤水平 移動距離	前捻角	足関節 内反	足関節 外反
アーチ高率	1							
LHA	-0.597	1						
FTA(安静立位)	0.037	-0.079	1					
FTA(片脚立位)	0.277	-0.401	0.915	1				
骨盤水平移動距離	0.047	-0.212	0.139	0.236	1			
前捻角	-0.607	0.055	0.439	0.354	-0.232	1		
足関節内反	0.245	0.317	0.249	0.225	-0.45	0.416	1	
足関節外反	0.031	0.33	0.161	0.161	-0.018	0.376	0.03	1

表 4 . アーチ高率変化率 (単位 : %)

	LA 群 (n=10)		HA 群 (n=10)		有意差
	高変化率	低変化率	高変化率	低変化率	
	(n=5)	(n=5)	(n=5)	(n=5)	
非荷重位	18.4	15.2	21.4	20.0	P<0.01
安静立位	10.4	11.0	17.4	18.5	P<0.01
非荷重位－安静 立位 変化率	8.0	4.3	4.0	1.5	P<0.01

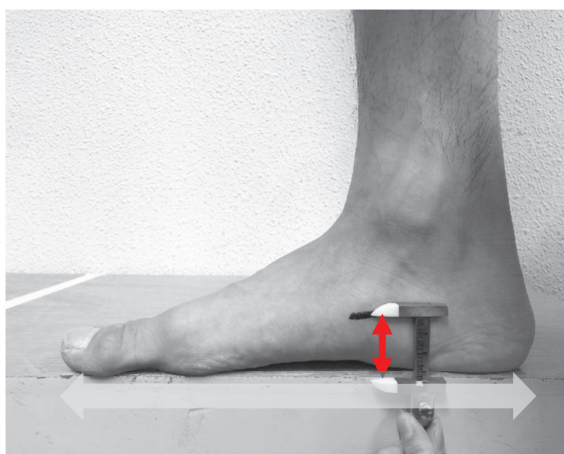


図 1 アーチ高率

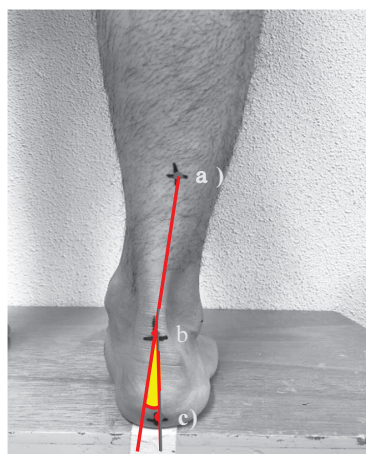


図 2 LHA



図 3 Craig test

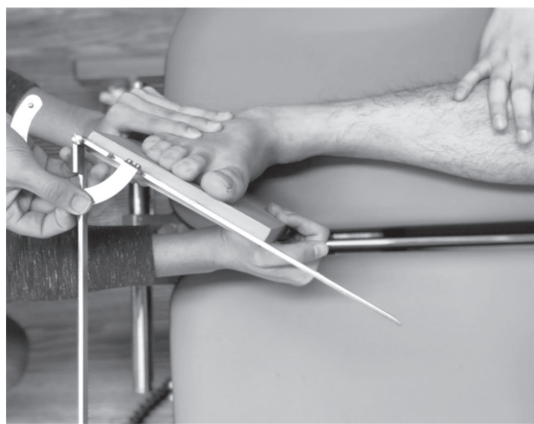


図 4 足関節内反・外反関節可動域測定

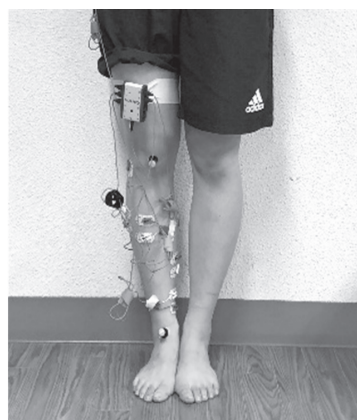


図 5 電極貼付位

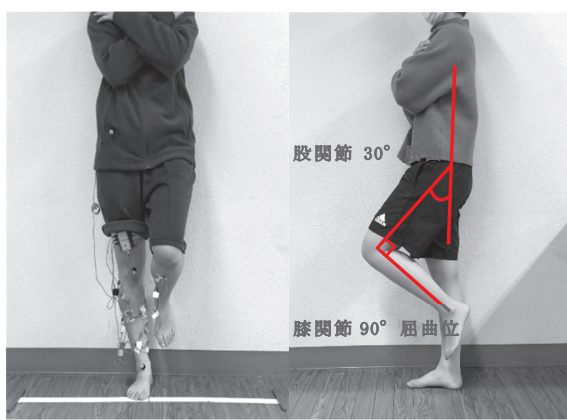


図 6 片脚立位 (左:前額面, 右:矢状面)

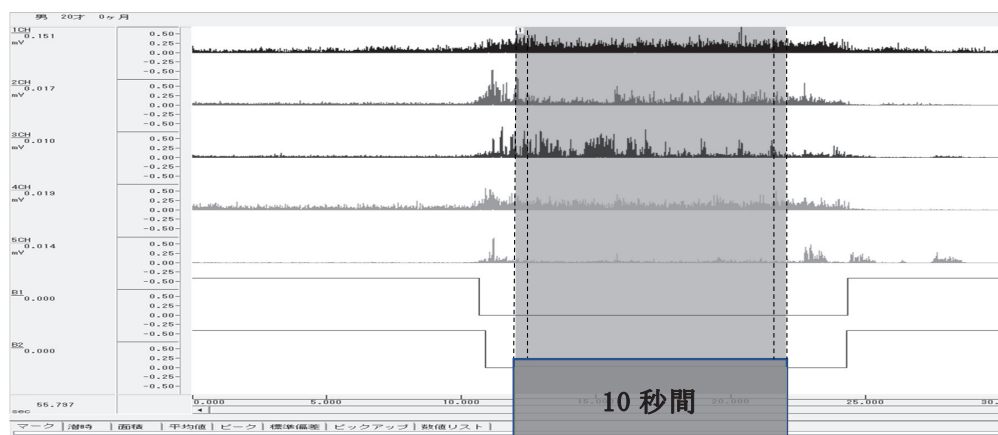


図 7 片脚立位時波形処

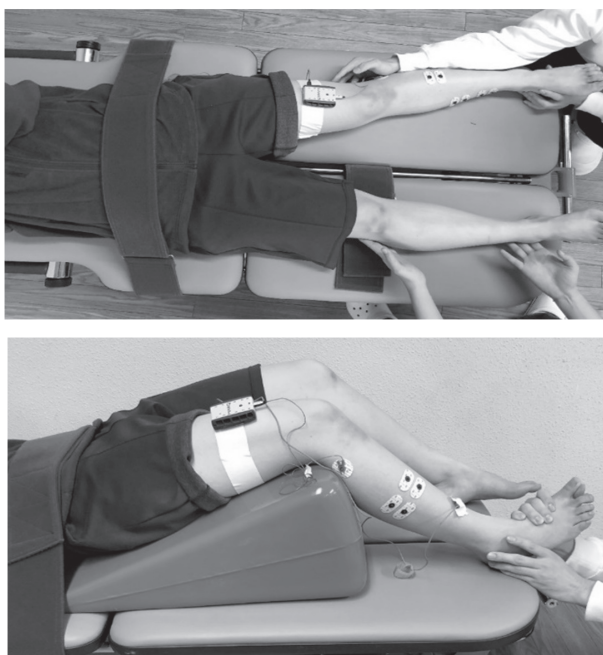


図 8 最大筋出力

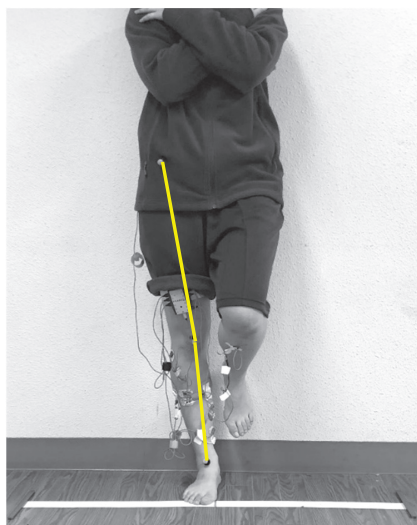
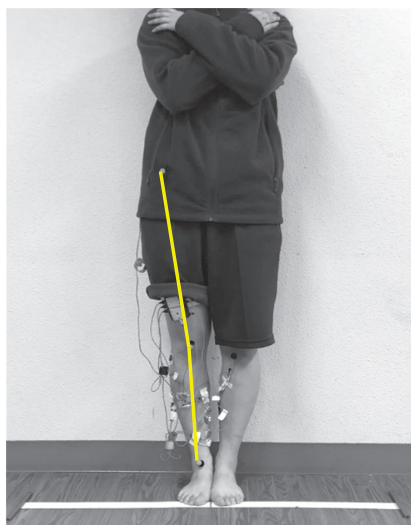


图 9 FTA

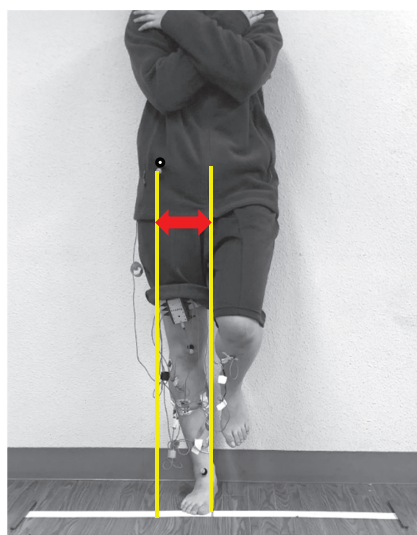
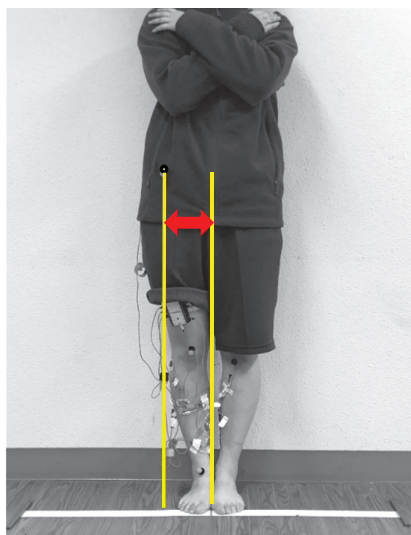


图 10 骨盆水平移动距离

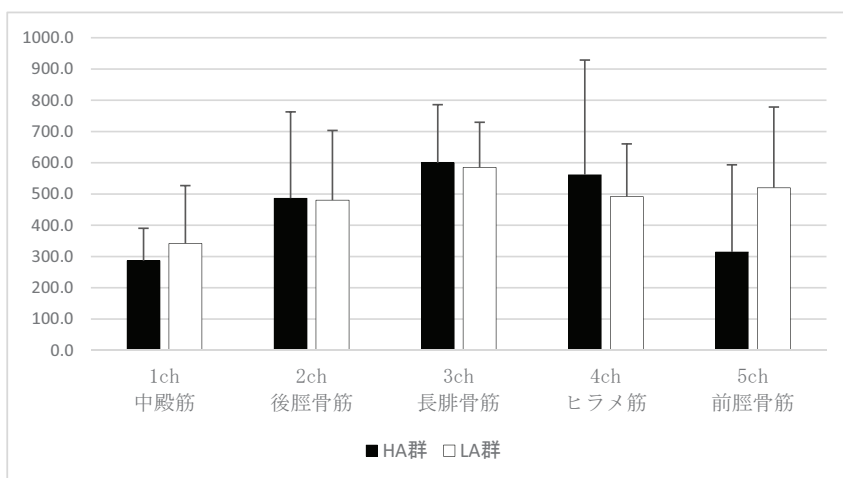


図 11 片脚立位時各筋放電量

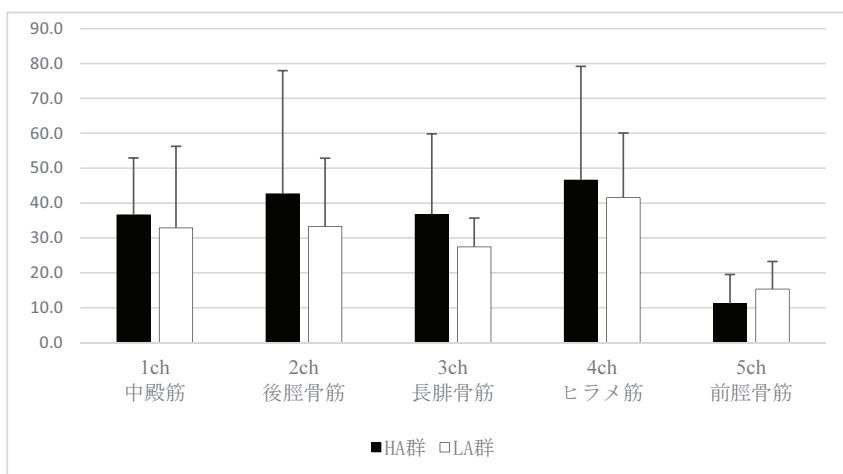


図 12 %IEMG

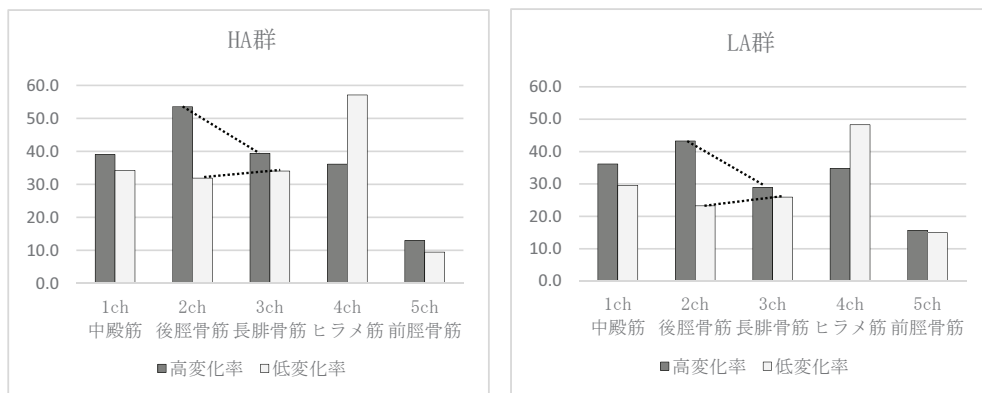


図 13 アーチ高率変化率における筋活動（非荷重位から安静立位における変化）