

等尺性足関節底屈トルク発揮に伴う足アーチの開裂および踵骨隆起の変位

The deformation of human foot arch and the excursion of the calcaneal tuber upon isometric plantar flexion

岩沼聡一郎 (早稲田大学大学院スポーツ科学研究科)

赤木 亮太 (日本学術振興会特別研究員 PD; 早稲田大学大学院スポーツ科学研究科)

栗原 俊之 (早稲田大学スポーツ科学学術院)

福永 哲夫 (鹿屋体育大学)

川上 泰雄 (早稲田大学スポーツ科学学術院)

緒言

等尺性関節トルクは、一定の関節角度で、筋腱複合体が長さを変えずに発揮されるトルクである。しかし、例えば、等尺性足関節底屈トルク発揮試行を課した際、実際は足部を完全に固定しきれないことや発揮トルクによって筋力計がゆがむことがあるため、足関節が底屈方向へ回転し、“等尺性”の関節運動とならないことが先行研究で報告されている (Magnusson et al. 2001, Muramatsu et al. 2001, Maganaris et al. 2005, Aramptzis et al. 2008)。その際、足関節底屈筋である下腿三頭筋の遠位腱が停止する踵骨は、近位方向へ変位する (Maganaris et al. 2005)。この踵骨の変位は、力発揮中の筋腱複合体の短縮に直接的に影響を及ぼす。等尺性足関節底屈トルク発揮試行では、踵骨が近位方向へ変位することに加え、下腿三頭筋の発揮張力によって筋の遠位に配置する腱も伸長されるため (Magnusson et al. 2001, Muramatsu et al. 2001)、下腿三頭筋の筋束長は減少して下腿三頭筋の力発揮特性(力-長さ関係など)に影響を及ぼす。

足関節底屈トルクは、下腿三頭筋の発揮した張力がアキレス腱を介して踵骨へと伝達された後、さらに足部内の骨、靭帯や筋膜などを經由して指球付近から身体外部へ出力されるという機序で発揮される。アーチ構造をとる足部は剛体ではなく、外力によってアーチが開裂する(アーチの角度が増大する)弾性体である (Ker et al., 1987; 高嶋ほか, 2003)。そのため、等尺性足関節底屈トルク発揮試行によって起こる踵骨の近位方向への変位には、身体外部から観察できる足関節の底屈方向への回転だけでなく、身体内部で起こる足アーチの開裂も関与すると考えられる。

これまでのところ、下腿三頭筋から伝達された張力によって起こる足アーチの開裂が踵骨の近位方向への変

位にどの程度の影響を及ぼすかに関して、明らかとなっていない。ヒト生体の足部の骨の動態を調べた研究では、X線連続撮影法が用いられてきた (高嶋ほか, 2003; Wrbas`kic' and Dowling, 2007)。X線連続撮影法は、少なからず被ばくの危険性を有している。一方、磁気共鳴画像 (Magnetic Resonance Imaging; 以下「MRI」と略す) 法は、非侵襲的に身体内部の組織を可視化できるという利点を有している。そこで本研究では、等尺性足関節底屈トルク発揮に伴う足アーチの開裂が、踵骨の近位方向への変位におよぼす影響について、MRI法を用いて明らかにすることを目的とした。なお、本研究で着目する足関節底屈は矢状面上の運動であることから、足アーチの中でも内側縦アーチを検討した。

方法

被験者は、一般成人9名(男性4名, 女性5名)とした。被験者の年齢、身長および体重(平均±標準偏差)は、 25 ± 5 歳、 164 ± 9 cm および 60 ± 10 kg であった。いずれの被験者においても、過去に足部の受障歴ならびに測定時において足部に整形外科的な障害が見られなかった。実験に先立ち、測定の目的、方法、実験実施に伴う危険性について十分に被験者へ説明し、参加の同意を書面にて得た。なお、本研究は、早稲田大学スポーツ科学学術院倫理委員会より承認を得た。

被験者には、MRI装置 (signa EXITE 1.5T, GE Healthcare, USA) ガントリ内にて仰臥位、膝関節完全伸展位の姿勢をとらせた。被験者の右足関節は、足関節解剖学的正位で、特別に製作された足関節底背屈専用のMRI用筋力測定装置 (VINE, Japan) のフットプレートに、非伸縮性ストラップを用いて固定した (図1)。足関節の回

Soichiro IWANUMA (Graduate school of sport sciences, Waseda university)

Ryota AKAGI (Research fellow of the Japan society for the promotion of science; Faculty of sport sciences, Waseda University)

Toshiyuki KURIHARA (Faculty of sport sciences, Waseda university)

Tetsuo FUKUNAGA (National institute of fitness and sports in Kanoya)

Yasuo KAWAKAMI (Faculty of sport sciences, Waseda university)

内および回外を防ぐため、非磁性体の錘を用いてMRI用筋力測定装置の両脇を固定した。本研究で使用したMRI用筋力測定装置は、すべて非磁性体の樹脂系材料(アセタール共重合体、塩化ビニル、アクリル、ポリアミド)を用いて製作されたものである。MRI用筋力測定装置のフットプレートには、特注の光ファイバグレーティングセンサ(Shinko Electric Wire, Japan)を取り付け、オペレーション室にある光ファイバグレーティングセンサモニタ(FB200, Yokogawa Electric, Japan)および増幅自然放光光源(ASE-1550-25, FiberLabs, Japan)と併用することで、トルク発揮によりフットプレートに生じる歪みを記録した。なお、事前に、歪み値とトルク値が直線関係にある($r_2 = 0.99$)ことが確認されている。歪みデータはパーソナルコンピュータ(VGN-SZ80PS, SONY, Japan)に取り込み、専用モニタリングソフトウェア(FBGMonitor, Ando Electric, Japan)にてサンプリング周波数100 Hzで記録した。測定にあたり、被験者にはパーソナルコンピュータに接続されたMRI用ゴーグル型モニタ(MRVision 2000, Resonance Technology, USA)を頭部に装着させた(図1)。MRI用ゴーグル型モニタには、パーソナルコンピュータのディスプレイと同様に、専用モニタリングソフトウェアの画面を映し出し、その画面により歪み波形を被験者へ呈示した。被験者には、モニタ上で指定された力発揮レベルと一致するように力発揮させた。

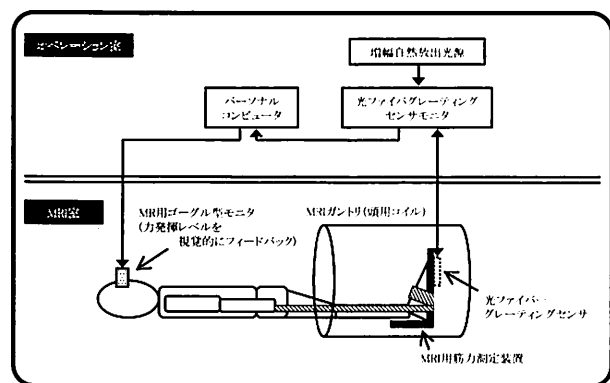


図1 実験セッティング

被験者の発揮したトルクは、フットプレートに貼り付けた光ファイバグレーティングセンサで測定し、オペレーション室にあるパーソナルコンピュータを介して、MRI用ゴーグル型モニタから被験者に呈示された。MRI撮像中、被験者はモニタを見ながら、発揮トルクを調整し、指示されたレベルの等尺性足関節底屈トルクを一定に発揮した。

MRI法による撮像に先立ち、等尺性足関節底屈トルクの最大随意収縮(Maximal Voluntary Contraction; 以下「MVC」と略す)測定を実施した。MVC測定は、試行間に2分以上の休憩を挟んだ上で2回行なった。本研究では、2回のMVC測定のうち力発揮レベルが高いほうの値をMVCとして採用した。続いて、安静時、30%MVC、

60%MVC および80%MVC発揮時の足部の矢状面連続断層画像を、MRI装置を用いて取得した。MRI撮像中の18秒間、被験者には、MRI用ゴーグル型モニタに呈示された各レベルにおいて等尺性足関節底屈トルクを一定に発揮し続けるように指示した。撮像では、中足骨前方点、距骨前方点および踵骨隆起の3点が含まれる画像を取得した。MRI法による撮像条件は、T1強調画像、Fast Recovery Fast Spin Echo sequence、エコー時間: 20 ms、繰り返し時間: 1300 ms、撮像視野: 260 × 260 mm、解像度: 256 × 256 pixels、スライス厚: 5 mm、スライス間隔: 0 mmであった。

MRI法によって取得した矢状面連続断層画像を用い、足関節角度、足アーチの開裂および踵骨隆起の変位を計測した。足部は三次元的な形状をしており、足アーチには縦アーチと横アーチが存在する。本研究では矢状面上の動きである足関節底屈トルク発揮を試行とするため、横(内外側)方向の影響は小さいと考え、矢状面のMRI画像から内側縦アーチの開裂ならびに踵骨隆起の矢状面上での変位に関して分析を行なった。足関節角度は、脛骨と足底面のなす角と定義した(90度が解剖学的正位; 底屈により角度増加)。本研究では、足アーチの評価指標として、距骨前方点を頂点とする中足骨前方点および踵骨隆起の3点のなす角を用いることにした。この定義は、中足骨前方点-距骨前方点間および距骨前方点-踵骨隆起間を剛体とみなすことできるという報告(Wrbas'kic' and Dowling, 2007)に基づいている。MRI法により得られた各力発揮レベルでの画像から、画像分析ソフトウェア(Image J, ver.1.36, National Institutes of Health, USA)を用いて上記3点の座標を、次の基準に基づき記録した(図2)。踵骨隆起は、アキレス腱が停止しており、踵骨の後方へ最も突出している点とした。距骨前方点は、距骨矢状面画像上において前方面(内側および中間楔状骨と隣接する面)と上方面(脛骨と隣接する面)がなす角の頂点とした。中足骨前方点は、第二中足骨の前方面(指節骨と隣接する面)で最も前方に突出している点とした。また、踵骨隆起の変位は2種類算出した。一つは、力発揮時に起こる足関節角度の変化と足アーチの開裂の影響を含んだ、踵骨隆起の変位(変位①)である。この変位①は、力発揮時において筋腱複合体長変化に直接的に影響を及ぼす。踵骨隆起の変位②は、画像編集ソフトウェア(Photoshop, ver.7.0.1, Adobe, USA)を用いて、安静時と各力発揮レベルでのMRI画像を脛骨を基準に重ね合わせ、その重合画像から安静時および力発揮時の踵骨隆起の座標をImage Jにて取得し、算出した。他方、踵骨隆起の変位②では、力発揮時に起こる足アーチの開裂が踵骨隆起の変位①にどの程度の影響を及ぼしているのかを明らかにするため、足関節角度の変化の影響を除いて算出した。本研究で用

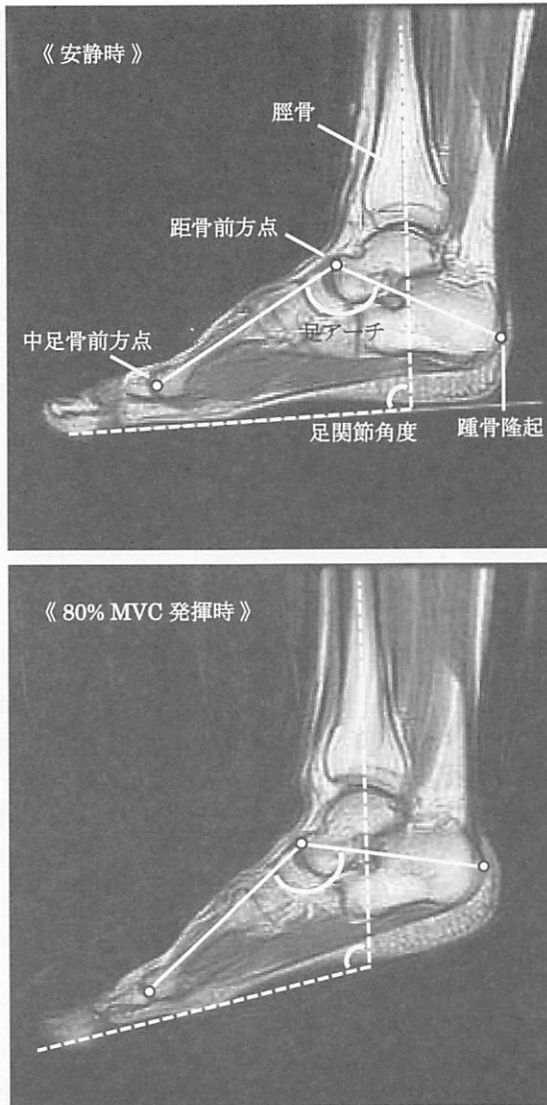


図2 MRI画像の典型例(上段:安静時,下段:80%MVC発揮時)
足関節角度は脛骨と足底面のなす角とした(解剖学的正位:90度,底屈:+)。足アーチ角は、距骨前方点を頂点とする、中足骨前方点、距骨前方点、踵骨隆起の3点のなす角とした。

いた足アーチのモデル (Wrbas¹ kic² and Dowling, 2007) では、距骨前方点における内外側軸が足アーチの開裂の回転軸となる。そのため、安静時および力発揮時における中足骨前方点および距骨前方点の2点を座標上で重ね合わせることで、足アーチの開裂によって起こる踵骨隆起の変位(変位②)を算出することができる。同一のMRI画像を用いて、日を空けて2回の画像処理および各パラメータの計測を行ない、その計測2回の平均値を各被験者の代表値として採用した。計測の再現性を確認するため、計測2回の変動係数を算出した。また、力発揮による内外側方向への足部の変形および回転が、矢状面MRI画像を用いた分析に影響が少ないことを確認するため、距骨の上下方向の長さと同後方向の長さ、中足骨前方点-距骨

前方点間および距骨前方点-踵骨隆起間の距離を計測し変化率を算出した。

測定された値はすべて平均値±標準偏差で示した。足関節角度、足アーチ、踵骨隆起の変位①および変位②における安静時および各力発揮レベル間の比較には、一元配置分散分析を用いた。一元配置分散分析で有意差が認められた場合、TukeyのHSD法により多重比較検定を行なった。また、各力発揮レベルでの足アーチの開裂と、踵骨隆起の変位①および変位②の相関係数を算出した。上記の統計処理は、統計解析ソフトウェア(SPSS12.0J, SPSS Japan, Japan)を用いて行なった。また、足アーチの開裂と踵骨隆起の変位①の相関係数と、足アーチの開裂と踵骨隆起の変位②の相関係数の有意差検定には、Cohen and Cohen (1983)の方法を用いた。いずれの検定も、有意水準を5%とした。

結果

本研究では、被験者1名につき同一のMRI画像から各種パラメータを2回計測した。いずれの計測項目においても、その2回の計測結果の間に有意差が認められず ($P > 0.05$)、級内相関係数が有意であった(足関節角度: $r = 0.99$; 足アーチ: $r = 0.97$; 踵骨隆起の変位①: $r = 0.98$; 踵骨隆起の変位②: $r = 0.98$; いずれも $P < 0.05$)。計測2回の変動係数は、足関節角度で7.2%、足アーチで10.6%、踵骨隆起の変位①で5.3%、踵骨隆起の変位②で8.6%であった。また、距骨の上下方向および前後方向の長さ、中足骨前方点-距骨前方点間および距骨前方点-踵骨隆起間の距離のそれぞれの変化率は、安静時に対して80%MVC発揮時でそれぞれ、 $0.0 \pm 4.1\%$ 、 $-0.9 \pm 2.0\%$ 、 $-2.4 \pm 2.0\%$ 、 $-0.5 \pm 1.3\%$ であり、足部の内外側方向への変形および回転が矢状面MRI画像を用いた分析におよぼす影響は極めて小さいことが示された。

足関節角度は、安静時に 94 ± 2 度で、30、60および80%MVC発揮時に、それぞれ安静時と比較して 6 ± 3 度、 9 ± 4 度、 10 ± 3 度増加した。足アーチは安静時 (117 ± 3 度)と比較して30%MVC発揮時に 5 ± 2 度、60%MVC発揮時に 7 ± 2 度、80%MVC発揮時に 9 ± 3 度増加した。足アーチの開裂(安静時に対する角度変化)は、いずれの力発揮レベルにおいても安静時より有意な高値 ($P < 0.05$) で、60%MVC発揮時で30%MVC発揮時より有意な高値 ($P < 0.05$) であったが、60%MVC発揮時と80%MVC発揮時で有意差が見られなかった。また、踵骨隆起の変位は、変位①および変位②いずれも、全ての力発揮レベルにおいて、安静時より有意に高い値 ($P < 0.05$) を示した(図3)。足アーチの開裂のみから踵骨隆起の変位②は、足関節の底屈方向への回転と足アーチの開裂からなる変位①

に対して、30%MVC発揮時に68%、60%MVC発揮時に71%、80%MVC発揮時に75%を占めることが明らかとなった。足アーチの開裂は、踵骨隆起の変位① ($r = 0.86$) および変位② ($r = 0.99$) いずれとも有意な正の相関関係が認められた ($P < 0.05$)。足アーチの開裂と踵骨隆起の変位②の相関係数は、足アーチの開裂と踵骨隆起の変位①の相関係数より有意に高かった ($P < 0.05$)。

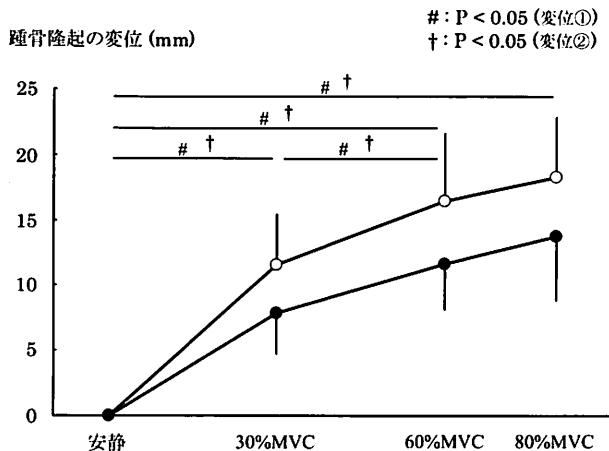


図3 等尺性足関節底屈トルク発揮に伴う踵骨隆起の変位
白丸印(○)は踵骨隆起の変位①を示し、黒丸印(●)は踵骨隆起の変位②を示している。力発揮レベル間での踵骨隆起の変位の有意差について、変位①は#で示し、変位②は†で示した。いずれも有意水準を5%とした。

考察

等尺性足関節底屈トルク発揮に伴う踵骨隆起の近位方向への変位には、足関節の底屈方向への回転と、足アーチの開裂が関与する。本研究では、被験者に対して等尺性足関節底屈トルク発揮試行を課したが、先行研究で報告されてきたように (Magnusson et al. 2001 : 3.6度, Muramatsu et al. 2001 : 7.4度, Muraoka et al. 2004 : 8.8度, Maganaris et al. 2005 : 8度, Karamanidis et al. 2005 : 13.8度, Arampatzis et al. 2008 : 13.0度)、80%MVC発揮時に足関節が10度底屈した。また、本研究結果より、足関節底屈トルク発揮に伴い足アーチが開裂することが明らかとなった。そこで、足関節の底屈方向への回転と足アーチの開裂が踵骨隆起の変位に及ぼす影響を明らかにするため、踵骨隆起の変位を2つの観点から計測した(変位①および変位②)。その結果から、踵骨隆起の近位方向への変位は、安静時を除くいずれの力発揮レベルにおいても、変位全体の70%前後が足アーチの開裂に起因するものであることが明らかとなった。

足アーチは、30%MVC発揮時で安静時より、60%MVC発揮時で30%MVC発揮時より有意に角度が増加(開裂)したが、60%MVC発揮時と80%MVC発揮時との間で有意な角度の増加が認められなかった。踵骨隆起の

変位と力発揮レベルとの関係も、足アーチの開裂と同様の結果を示した(図3)。事実、足アーチの開裂は、足関節の底屈方向への回転と足アーチの開裂の影響が踏まれる踵骨隆起の変位① ($r = 0.86$)、および足アーチのみの影響からなる変位② ($r = 0.99$) いずれとも有意な正の相関関係が認められた ($P < 0.05$)。しかしながら、両者の相関係数には有意差があり、特に後者が有意に高い相関関係であった ($P < 0.05$)。これらの結果は、踵骨隆起の変位②が、変位①より足アーチの開裂の程度と密接に関係することを示している。足アーチは、靭帯、筋、足底筋膜、関節包が取り巻く構造であり、弾性体である (Ker et al., 1987 ; 高嶋ほか, 2003)。踵骨隆起の変位②が変位①の約70%を占めるといふ結果も踏まえると、等尺性足関節底屈トルク発揮に伴って生じる踵骨隆起の変位には足アーチの弾性(開裂のしやすさ)が深く関与するものと考えられる。

まとめ

本研究では、足関節底屈トルク発揮試行によって起こる足アーチの開裂が踵骨隆起の近位方向への変位におよぼす影響を検討した。その結果、等尺性足関節底屈トルク発揮試行を行かせた際、足アーチの開裂によって起こる踵骨隆起の変位は、足関節の底屈によって生じる踵骨隆起の変位も含んだ変位全体の70%近くを占めることが示された。また、足アーチの弾性が踵骨隆起の変位に密接に関係していることが明らかとなった。

参考文献

- Arampatzis, A., Monte, G.D., Karamanidis, K. (2008) Effect of joint rotation correction when measuring elongation of the gastrocnemius medialis tendon and aponeurosis. *J Electromyogr Kinesiol.* 18(3): 503-8.
- Cohen, J., Cohen, P. (1983) The Significance of the Difference between Dependent r's. In: *Applied Multiple Regression / Correlation Analysis for the Behavioral Sciences* second edition. Lawrence Erlbaum Associates Publishers: London, pp. 56-57.
- Karamanidis, K., Stafilidis, S., DeMonte, G., Morcy-Klapsing, G., Brüggemann, G.P., Arampatzis, A. (2005) Inevitable joint angular rotation affects muscle architecture during isometric contraction. *J Electromyogr Kinesiol.* 15(6): 608-16.
- Ker, R. F., Bennett, M. B., Bibby, S. R., Kester, R. C. and Alexander, R. M. (1987) The spring in the arch of the human foot. *Nature*, 325: 147-9.
- Maganaris, C. N. (2005) Validity of procedures involved in ultrasound-based measurement of human plantarflexor tendon elongation on contraction. *J Biomech*, 38(1): 9-13.

- Magnusson, S. P., Aagaard, P., Rosager, S., Dyhre-Poulsen, P. and Kjaer, M. (2001) Load-displacement properties of the human triceps surae aponeurosis in vivo. *J Physiol*, 531: 277-88.
- Muramatsu, T., Muraoka, T., Takeshita, D., Kawakami, Y., Hirano, Y. and Fukunaga, T. (2001) Mechanical properties of tendon and aponeurosis of human gastrocnemius muscle in vivo. *J Appl Physiol*, 90: 1671-8.
- Muraoka, T., Muramatsu, T., Fukunaga, T., Kanehisa, H. (2004) Geometric and elastic properties of in vivo human Achilles tendon in young adults. *Cells Tissues Organs*. 178(4): 197-203.
- 高嶋孝倫, 藤本浩志, 高西淳夫 (2003) 単純化された足部モデルによる足アーチの粘弾性解析. *日本機械学会論文集*, 69 (685) : 173-8.
- Wrbas'kic', N. and Dowling, J. J. (2007) An investigation into the deformable characteristics of the human foot using fluoroscopic imaging. *Clin Biomech*, 22(2): 230-8.

連絡責任者

岩沼 聡一郎

〒 359-1192 埼玉県所沢市三ヶ島 2-579-15

早稲田大学大学院スポーツ科学研究科生体ダイナミクス研究室

Tel: 04-2947-6932

E-mail: yanzhao.99@asagi.waseda.jp