

足部 multi-segment model を用いた歩行時の足部内側縦アーチの動的変化と足部 kinematics の相関性の検討

The relationship between medial longitudinal arch deformation and hindfoot, midfoot and forefoot kinematics during walking

奥貫拓実*^{1,2}, 越野裕太*^{1,3}, 山中正紀*¹
江沢侑也*^{1,2}, 寒川美奈*¹, 遠山晴一*¹

キー・ワード : medial longitudinal arch, multi-segment foot model, motion analysis
足部内側縦アーチ, 足部 multi-segment model, 動作解析

〔要旨〕 歩行時の足部内側縦アーチの動的低下と後・中・前足部 kinematics の相関性を検討することを目的に健常 20 名の裸足歩行における足部の各セグメントの相対的 kinematics と内側縦アーチ角を算出した。その結果、内側縦アーチ角最大値は後足部外返し ($R=0.77$)・外旋 ($R=0.60$) および中足部外転 ($R=0.45$)・背屈 ($R=0.59$) における角度最大値との間に有意の正の相関を認め、前足部外返し ($R=-0.46$) および内返し ($R=-0.82$) における角度最大値との間に有意の負の相関を認めた。本研究は歩行時の内側縦アーチの動的低下は後・中・前足部 kinematics と相関することを明らかにした。

はじめに

足部の内側縦アーチは荷重動作時の衝撃吸収やエネルギー伝達において重要な役割を担っている。過度な内側縦アーチの低下は足底腱膜炎やシンスプリント、膝蓋大腿疼痛症候群などの発生に関連することが報告されており¹⁻³⁾、過度な内側縦アーチの低下を防ぐことは下肢 overuse 障害の予防にとって重要と考えられる。これまで立位時の内側縦アーチ高は歩行時の後足部外返し・外旋や中足部外返し、前足部外返し・外転の角度最大値や前足部最大外返しまでの時間と相関することが報告されているものの⁴⁻⁶⁾、その結果に一定の見解は得られていない。この理由として、立位時の静的な内側縦アーチ高は歩行時の内側縦アーチの動的変化と相関性が低いこと²⁾や静的な内側縦

アーチ高から動作時の足部 kinematics は予測が困難であること⁷⁾が考えられる。したがって、下肢 overuse 障害発生のメカニズムを解明するためには、歩行や走行時の内側縦アーチの動的変化を評価することが重要と考えられる。しかしながら、歩行中の内側縦アーチの動的低下が足部セグメント運動と相関するかは不明であった。本研究の目的は、足部 multi-segment model を用い、歩行時の内側縦アーチの動的低下と歩行時の足部 kinematics の相関性を検討することである。

対象と方法

1. 対象

対象は健常者 20 名(男性 10 名, 女性 10 名; 年齢 21.9 ± 1.1 歳, 身長 167.4 ± 9.1 cm, 体重 57.9 ± 8.9 kg)とし、測定下肢は利き足とした。対象選定における除外基準は 1) 下肢・体幹の手術歴および骨折歴がある者, 2) 6 ヶ月以内に整形外科的疾患の既往を有している者とした。なお、本研究は本学倫理委員会の承認を受け、対象には実験前に実

*1 北海道大学大学院保健科学研究所

*2 松田整形外科記念病院リハビリテーション科

*3 NTT 東日本札幌病院リハビリテーションセンター

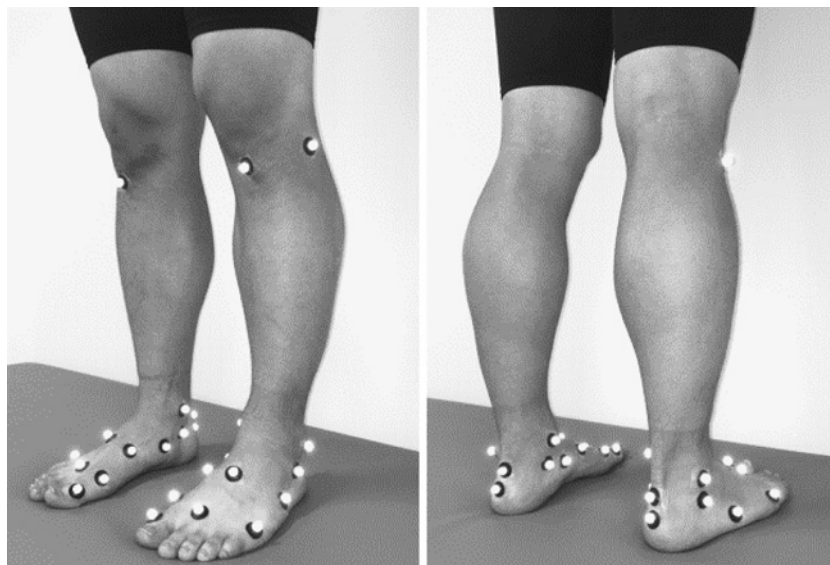


図1 Multi-segment foot model マーカー貼付図.

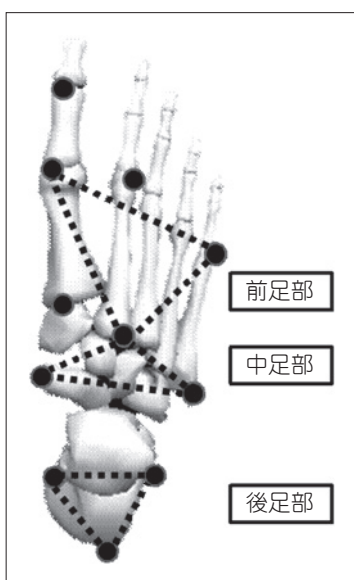


図2 Multi-segment foot model セグメント設定. (文献8より改変)

験に関する説明を十分に行い、書面による同意を得た。

2. 動作課題および計測

課題は裸足による自由速度歩行とした。測定下肢で床反力計に接地した成功3試行を解析した。成功試行とは足部全体が床反力計に収まること、およびストライド長を変化させずに、床反力計に接地することと定義した。課題実施に当たり、十分な練習を行ったが、いくらかのばらつきが生じるため、これによるデータの逸脱を防ぐために先

行研究に倣い3回のデータの平均値を代表値とした^{8,9)}。計測には三次元動作解析装置 EvaRT4.3.57 (Motion Analysis Corp., CA, USA), 赤外線カメラ6台 (Hawk camera, Motion Analysis Corp.; サンプル周波数200Hz), 床反力計 (Type 9286, Kistler AG, Winterthur, Switzerland; サンプル周波数1000Hz)を用いた。Leardiniらのmulti-segment modelに倣い、被験者の両下腿・足部に34個のマーカーを貼付した(図1, 2)⁸⁾。なお、このmodelの歩行時の後・中・前足部kinematicsには高い検者内信頼性が報告されている (coefficients of multiple correlation > 0.74)⁹⁾。

3. データ解析

解析区間は立脚相とし、床反力垂直成分が10Nを超えた時期と定義した。Visual 3D (C-motion Inc., MD, USA)を用い、下腿に対する後足部、後足部に対する中足部、および中足部に対する前足部のそれぞれ内外返し(前額面)・内外旋及び内外転(水平面)・底背屈(矢状面)角度を算出した。また、矢状面に投影した第1中足骨頭、舟状骨、踵骨下部マーカーがなす角である内側縦アーチ角も算出した(図3)。各セグメント間角度の立脚相における最大値および最大値に達するまでの時間を抽出した。外返し・外旋及び外転・背屈・アーチの低下を正の値とした(内返しは負の値とした)。最大値に達するまでの時間は、立脚相を百分率で正規化した値で算出した。なお、距骨下関節中間位での立位時の関節角度を0度とし

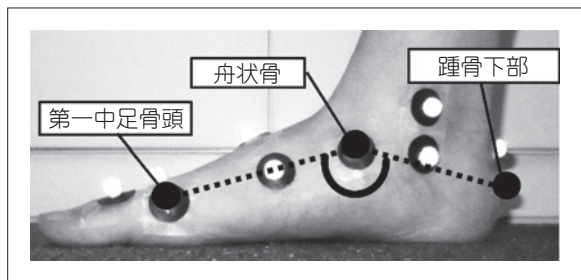


図3 内側縦アーチ角。
第一中足骨頭、舟状骨、踵骨下部のマーカがなす角。
値が大きいほど内側縦アーチの低下を示す。

た¹⁰⁾。距骨下関節中間位は検者が被験者の距骨頭を母指と示指で触れ、被験者に足部回内外運動をゆっくり行わせ、距骨頭の内外側が同程度に触れる位置と定義した¹⁰⁾。本研究における距骨下関節中間位の検者内信頼性 (ICC_{2,1}) は 0.77 (95% 信頼区間: 0.47~0.91) であった。

4. 統計学的解析

歩行時の内側縦アーチ角と後・中・前足部の外返し (前額面) ・外旋及び外転 (水平面) ・背屈 (矢状面) の相対角度との相関性を Pearson の積率相関係数を用いて検討した。また、内側縦アーチ角と各足部の相対角度が最大値に達するまでの時間を対応のある *t*-検定を用いて比較検討した。有意水準は $P < 0.05$ とした。統計学的解析には IBM SPSS Statistics version 17 (IBM Corp., Armonk, NY, USA) を用いた。

結 果

1. 内側縦アーチ角と各足部 kinematics の相関性

内側縦アーチ角の立脚相における最大値は後足部の外返し ($R = 0.77, P = 0.000$) および外旋 ($R = 0.60, P = 0.005$) の最大値との間に有意の正の相関性を認めた (表 1) (図 4)。また、内側縦アーチ角の立脚相における最大値は中足部における外転 ($R = 0.45, P = 0.045$) および背屈 ($R = 0.59, P = 0.006$) の相対的角度の最大値との間に有意の正の相関性を認めた (表 1) (図 5)。一方、内側縦アーチ角の立脚相における最大値は前足部における外返し ($R = -0.46, P = 0.042$) および内返し ($R = -0.82, P = 0.000$) の相対的角度の最大値との間に有意の負の相関性を認めた (表 1) (図 6)。

表 1 内側縦アーチ角最大値と各足部 kinematics の相関関係

内側縦アーチ角 vs.		足部 kinematics 最大値	
Segment	Motion	R	P
後足部	外返し	0.772	0.000
	外旋	0.603	0.005
	背屈	0.368	0.110
中足部	外返し	0.340	0.142
	内返し	0.405	0.076
	外転	0.452	0.045
前足部	背屈	0.593	0.006
	外返し	-0.458	0.042
	内返し	-0.821	0.000
	外転	-0.038	0.874
	背屈	0.007	0.976

2. 内側縦アーチ角と各足部 kinematics が最大値を呈する時期の比較

歩行立脚相において内側縦アーチ角が最大に達する時期より後足部外返し ($P = 0.000$) および外旋 ($P = 0.000$) の最大角度は有意に早い時期に認められた (表 2)。また、中足部の外返し ($P = 0.017$)、前足部の内返し ($P = 0.000$) および外転運動 ($P = 0.042$) は歩行立脚相において内側縦アーチ角が最大に達する時期より有意に早い時期に最大角度に達していた (表 2)。一方、中足部背屈 ($P = 0.000$) および前足部外返し運動 ($P = 0.000$) は内側縦アーチ角が最大に達するよりも有意に遅い時期に最大角度に達していた (表 2)。

考 察

本研究では歩行時の内側縦アーチの動的低下と後・中・前足部セグメントにおける kinematics との相関性を検討した。その結果、歩行時の内側縦アーチの低下は後足部における外返しと外旋、中足部における外転および前足部における内返しが有意の相関性を有していた。これは立位時の内側縦アーチ高と歩行時の足部 kinematics との相関性に関する先行研究の結果と概ね一致するものの⁴⁻⁶⁾、歩行時の内側縦アーチの動的低下は立位時の内側縦アーチ高との歩行時の足部 kinematics の結果と一部異なる結果を示した。

前額面運動に関しては特に後足部外返しおよび前足部内返しと歩行時の内側縦アーチ角の低下と強い相関性を呈し、後足部外返しは内側縦アーチの最大低下の時期よりも早期に最大値を呈するこ

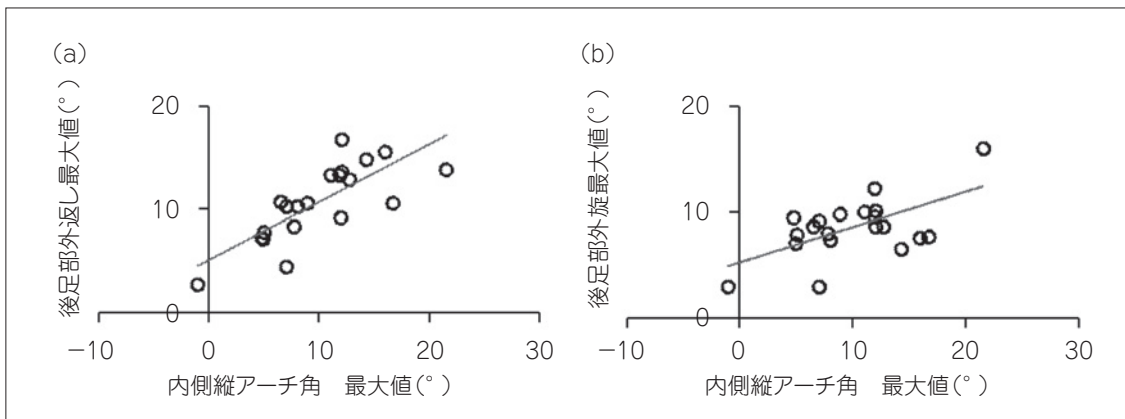


図4 内側縦アーチ角最大値と後足部外返し角度最大値 (a) および外旋角度最大値 (b) の散布図.

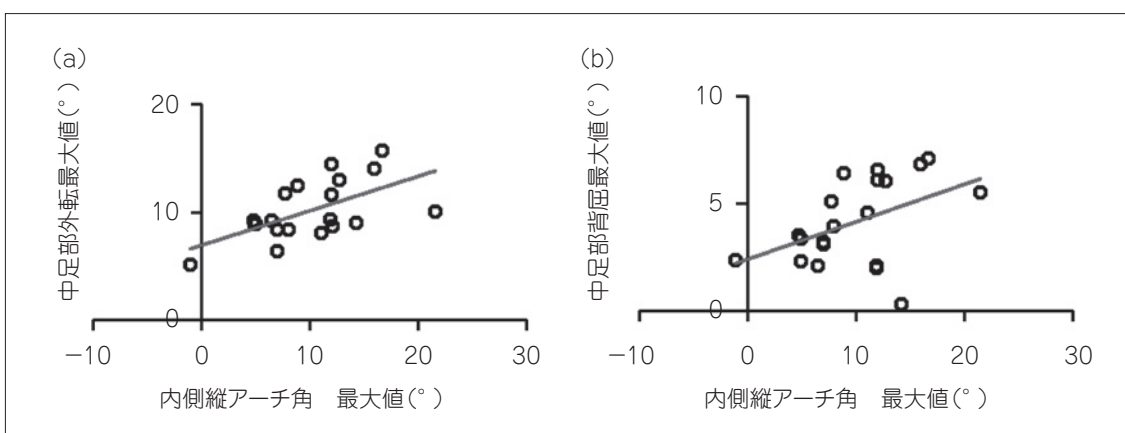


図5 内側縦アーチ角最大値と中足部外転角度最大値 (a) および背屈角度最大値 (b) の散布図.

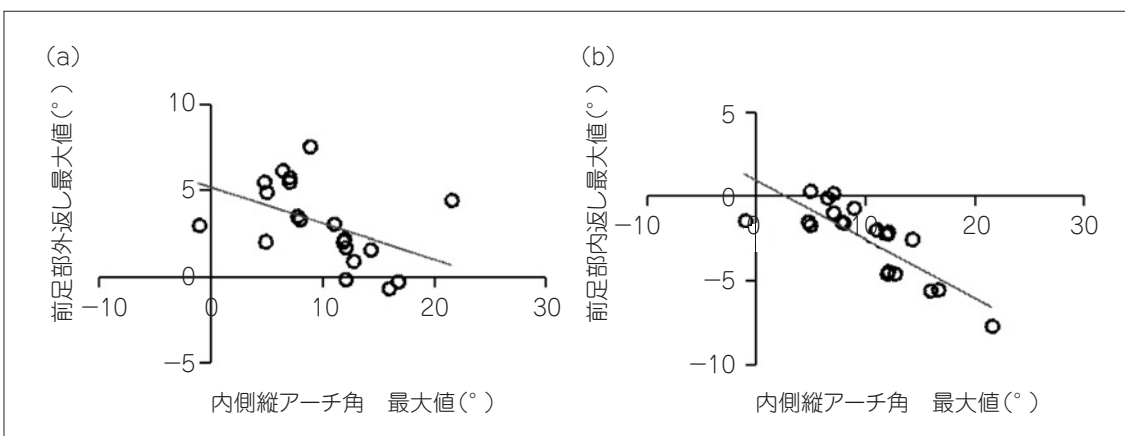


図6 内側縦アーチ角最大値と前足部外返し角度最大値 (a) および内返し角度最大値 (b) の散布図.

とが明らかになった。これまで歩行立脚相前半で前足部内返しと後足部外返しが生じることが報告されており¹¹⁾、本研究においても、前足部内返しおよび後足部外返しは立脚相前半に生じていた。腹臥位における前足部内返し角度は立位時の後足部外返し角度、加えて、立位時の内側縦アーチの低

下と相関性を有していることが報告されている¹²⁾。前額面上において後足部外返しの運動に伴い前足部内返しが生じることで内側縦アーチの扁平化に関連するものと考えられた。したがって、歩行時の内側縦アーチの低下は前足部と後足部の捻じれによって生じていたと考えられた。過度な

表2 内側縦アーチ角および各足部 kinematics の最大値までの時間

Segment	Motion	最大値までの時間 (%)	P 値*
後足部	外返し	46.8 ± 12.1	0.000
	外旋	31.7 ± 16.8	0.000
	背屈	69.2 ± 9.6	0.154
中足部	外返し	54.1 ± 16.9	0.017
	内返し	62.6 ± 32.1	0.809
	外転	56.6 ± 14.1	0.109
前足部	背屈	77.6 ± 5.5	0.000
	外返し	88.7 ± 16.5	0.000
	内返し	26.6 ± 18.9	0.000
	外転	44.0 ± 34.1	0.042
内側縦アーチ角		64.4 ± 12.1	0.976

*内側縦アーチ角が最大値に達する時間との比較

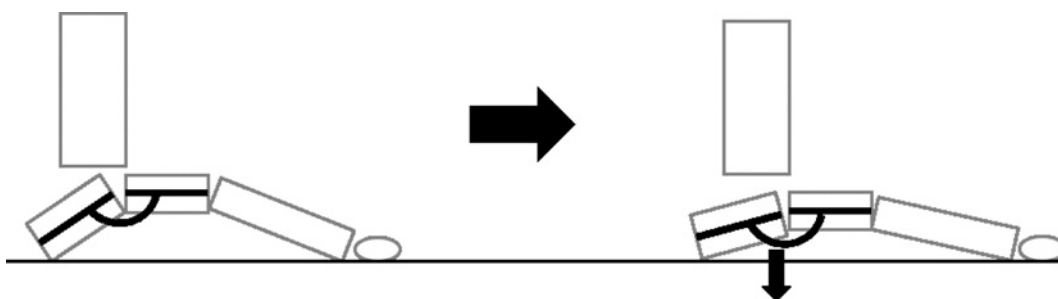


図7 後足部に対する中足部の背屈。
中足部運動は後足部に対する相対的角度として算出したため、後足部（踵骨）が底屈すると中足部背屈は増大する。

後足部外返しは後脛骨筋に過度な遠心性負荷を与えると考えられ、さらに過度な前足部内返しが組み合わさることで足部が捻じれ、足底腱膜に捻じれのストレスを与えることが考えられた。それゆえ、歩行時の過度な内側縦アーチの低下は、足底腱膜炎やシンスプリントなどの下肢 overuse 障害につながる可能性がある¹³⁾。今後、歩行時の詳細な足部運動が下肢 overuse 障害の発生と関連するか前向き研究を行う必要がある。

水平面に関しては後足部における外旋および中足部における外転は内側縦アーチの動的低下との間に正の相関を認めたものの、前足部外転と内側縦アーチの動的低下との間には有意の相関性を認めなかった。一方、後足部と前足部の2セグメントを用いた先行研究では後足部に対する前足部外転は安静立位時の内側縦アーチの扁平化と関連することや⁴⁾、歩行・走行時の後足部外返しとの相関性が報告されている^{14,15)}。先行研究では後足部運動に対する前足部運動を算出しているが、本研究で

は3セグメントモデルを用い、後足部に対する中足部および中足部に対する前足部運動を算出したため、前足部運動を過小評価した可能性がある。

矢状面に関しては中足部背屈角度最大値と内側縦アーチ角最大値に有意の正の相関が認められた。中足部の底背屈角度は後足部との相対的角度であり、後足部が底屈すると中足部は背屈となる(図7)。したがって、踵骨底屈は立位時の内側縦アーチの低下に関与することから⁴⁾、中足部背屈角度最大値と内側縦アーチ角最大値が相関性を有したものと考えられる。

本研究の限界として、静的足部アライメントを測定していないことが挙げられる。過度の回内足または回外足を有する者は本研究とは異なる結果を示す可能性がある。今後、足部アライメントにより、内側縦アーチに関連する足部 kinematics が異なるかどうかを調べる必要がある。また、本研究は歩行のみの検討であり、本研究結果を他の動作に応用できるかは不明である。最後に、

本研究で用いた multi-segment foot model は足根骨の運動との比較検証が行われていないため、各足部セグメントと各足根骨との運動学的関係は明らかではない。

結 語

歩行時の内側縦アーチと詳細な足部 kinematics との関連を検討した。内側縦アーチの動的低下は後足部外返し・外旋, 中足部外転・背屈, 前足部内外返しと相関性を有した。

文 献

- 1) Williams, DS, McClay, IS, Scholz, JP et al.: Arch structure and injury patterns in runners. *Clin Biomech* 16(4): 341-349, 2001.
- 2) Bandholm, T, Boysen, L, Haugaard, S et al.: Foot medial longitudinal-arch deformation during quiet standing and gait in subjects with medial tibial stress syndrome. *J Foot Ankle Surg* 47(2): 89-95, 2008.
- 3) Wearing, SC, Smeathers, JS, Yates, B et al.: Sagittal movement of the medial longitudinal arch is unchanged in plantar fasciitis. *Med Sci Sports Exerc* 36(10): 1761-1767, 2004.
- 4) Levinger, P, Murley, GS, Barton, CJ et al.: A comparison of foot kinematics in people with normal- and flat-arched feet using the Oxford Foot Model. *Gait Posture* 32(4): 519-523, 2010.
- 5) Powell, DW, Lonb, B, Milner, CE et al.: Frontal plane multi-segment foot kinematics in high- and low-arched females during dynamic loading tasks. *Hum Mov Sci* 30(1): 105-114, 2011.
- 6) Paterson, K, Clark, R, Mullins, A et al.: Predicting dynamic foot function from static foot posture: comparison between visual assessment, motion analysis and a commercially available depth camera. *J Orthop Sports Phys Ther* 45(10): 789-798, 2015.
- 7) Buldt, AK, Murley, GS, Butterworth, P et al.: The relationship between foot posture and lower limb kinematics during walking: A systematic review. *Gait Posture* 38(3): 363-372, 2013.
- 8) Leardini, A, Benedetti, MG, Bettinelli, BD et al.: Rear-foot, mid-foot and fore-foot motion during the stance phase of gait. *Gait Posture* 25(3): 453-462, 2007.
- 9) Deschamps, K, Staes, F, Bruyninckx, H et al.: Repeatability in the assessment of multi-segment foot kinematics. *Gait Posture* 35(2): 255-260, 2012.
- 10) Lee, SY, Hertel, J: Arch height and maximum rear-foot eversion during jogging in 2 static neutral positions. *J Athl Train* 47(1): 83-90, 2012.
- 11) Chang, R, Emmerik, RV, Hamill, J: Quantifying rearfoot-forefoot coordination in human walking. *J Biomech* 41(14): 3101-3105, 2008.
- 12) Buchanan, KR, Davis, I: The relationship between forefoot, midfoot, and rearfoot static alignment in pain-free individuals. *J Orthop Sports Phys Ther* 35(9): 559-566, 2005.
- 13) Lee, SY, Hertel, J, Lee, SC: Rearfoot eversion has indirect effects on plantar fascia tension by changing the amount of arch collapse. *The Foot* 20(2-3): 64-70, 2010.
- 14) Dubbeldam, R, Nester, C, Nene, AV et al.: Kinematic coupling relationships exist between non-adjacent segments of the foot and ankle of healthy subjects. *Gait Posture* 37(2): 159-164, 2013.
- 15) Pohl, MB, Messenger, N, Buckley, JG: Forefoot, rearfoot and shank coupling: Effect of variations in speed and mode of gait. *Gait Posture* 25(2): 295-302, 2007.

(受付：2016年6月28日, 受理：2017年1月30日)

The relationship between medial longitudinal arch deformation and hindfoot, midfoot and forefoot kinematics during walking

Okunuki, T.^{*1,2}, Koshino, Y.^{*1,3}, Yamanaka, M.^{*1}
Ezawa, Y.^{*1,2}, Samukawa, M.^{*1}, Tohyama, H.^{*1}

^{*1} Faculty of Health Sciences, Hokkaido University

^{*2} Department of Rehabilitation, Matsuda Orthopaedic Memorial Hospital, Sapporo, Hokkaido, Japan

^{*3} Rehabilitation Center, NTT East Japan Sapporo Hospital, Sapporo, Hokkaido, Japan

Key words: medial longitudinal arch, multi-segment foot model, motion analysis

[Abstract] The purpose of this study was to investigate the relationship between medial longitudinal arch deformation and hindfoot, midfoot and forefoot kinematics during walking. Twenty healthy subjects (10 males and 10 females) were recruited. The medial longitudinal arch angle (consisting of the markers of the first metatarsal head, navicular, and calcaneus) and multi-segmental foot kinematics (hindfoot relative to the shank, midfoot relative to the hindfoot, and forefoot relative to the midfoot) during normal barefoot walking were measured using a three-dimensional motion analysis system. The medial longitudinal arch angle was significantly positively correlated with peak hindfoot eversion ($R=0.77$) and abduction ($R=0.60$), and peak midfoot abduction ($R=0.45$) and dorsiflexion ($R=0.59$). Meanwhile, the medial longitudinal arch angle was significantly negatively correlated with peak forefoot eversion ($R=-0.46$) and inversion ($R=-0.82$). The findings of this study demonstrated medial longitudinal arch deformation related to hindfoot, midfoot, and forefoot kinematics during walking.