

足部形態を踏まえた足部機能評価と運動パフォーマンスの関係性
 - 足部臨床評価の再考ならびに運動パフォーマンスに及ぼす影響を検討する -

近藤崇史¹⁾, 大竹祐子¹⁾, 福井勉¹⁾²⁾

1) 文京学院大学 スポーツマネジメント研究所

2) 文京学院大学 大学院 保健医療科学研究科

1. はじめに

足部は日常生活動作・スポーツ動作において唯一地面と接し、直接地面から外力をうけることから、動作に果たす役割とその影響は大きい。足部は複数の骨ならびに関節からなる複雑な構造のため、機能的に捉えづらく評価の方法が限られているのが現状である。

足部の構造として代表的なものには、内側縦アーチ・外側縦アーチ・横アーチのアーチ構造¹⁾が挙げられ、アーチ構造には衝撃を吸収するための柔軟性や力の伝達のための剛性といった相反した役割が求められる。足部アーチ構造の臨床評価としては、Arch Height Index や Navicular Drop テストに代表される内側縦アーチ構造を評価する先行研究は散見される²⁻⁶⁾。内側縦アーチ構造と動作の関係性では、内側縦アーチと動作の関係性を認める研究⁷⁾がある一方で、内側縦アーチは動作の予測因子とならないといった否定的な研究^{8,9)}も存在する。さらに座位・立位の変化率などを評価した動的な内側縦アーチ計測と動作の関係性を示唆する研究^{10,11)}や動作の局面を歩行のミッドスタンスやジョギングのミッドサポートに限定することで足部内側縦アーチ計測と動作時の足部内側縦アーチ変化の関係性を認める研究¹¹⁻¹³⁾などが存在し、先行研究の中でも足部形態評価と動作の関係性に関しては解釈が分かれており、足部形態評価と動作の関係については十分に明らかとなっていない。

先行研究における内側縦アーチ評価の計測方法が、計測における再現性の問題などから、計測条件が座位もしくは立位での内側縦アーチの高さを診たものがほとんどであり、座位・立位を除いては評価肢位の比較がほとんどなされていないなど課題も残されている。

さらに足部アーチ構造の1つである横アーチの形態評価では、計測手法として足底圧分布^{14,15)}、超音波画像診断装置^{16,17)}、レントゲン撮影^{18,19)}を用いた先行研究が散見される。近年、3次元形状スキャナなどの非侵襲画像診断装置²⁰⁾により、体表からの足部形態評価は容易になりつつあるが、横アーチの形態評価と動作との関係性を検討したものは少ない。

そのような背景から足部形態評価と動作の関係性を検討するうえで、計測条件が座位・立位に多くは限定されていること、足部横アーチの形態評価と動作との関係性が検討されていないことを現在の課題として捉え、以下の2つの研究課題を本研究では横断研究により明らかにすることを目的とした。

研究① ; 3次元足部形状スキャナと臨床的な評価手法の比較から、立位・座位以外の肢位も加えた足部形態評価(舟状骨高さ, 横アーチ幅)の再現性・関連性を検討すること

研究② ; 3次元足部形状スキャナによる足部形態評価と矢状面における歩行動作の生体力学的要因(床反力, 身体重心, 関節角度, 関節モーメントなど)の関係性を検討すること

2. 研究方法

2. 1 対象

対象は、整形外科的および神経学的に問題のない健常者 20 名（男性 10 名，女性 10 名）とした。男性は年齢 22.4 ± 3.3 歳，身長 173.3 ± 5.8 cm，体重は 70.3 ± 6.4 kg，女性は年齢 22.8 ± 2.9 歳，身長 158.7 ± 4.4 cm，体重は 50.8 ± 3.0 kg であった。計測の対象下肢はボールを蹴る側の下肢とした。対象下肢は，男性・女性ともに右下肢 9 例，左下肢 1 例であった。

2. 2 倫理的配慮

本研究は文京学院大学大学院倫理委員会で承認（2014 - MSJ01）され，計測時に被験者に対して，本研究の目的と内容を十分に説明し，書面による同意を得た後に計測を行った。

2. 3 計測環境

2. 3. 1 足部形状計測（3次元足部形状スキャナ）

足部形状計測には，3次元足部形状スキャナ INFOOT (I-Ware Laboratory 社製) を用いた (図 1)。計測条件は先行研究^{4,6,21)}に準じた (1) 座位，(2) 立位，(3) 下腿前傾・前足部荷重位の 3 条件とした (図 2)。対象下肢のみをそれぞれの条件下で 3 回計測を行った。得られたデータから，舟状骨高，横アーチ幅 (中足骨頭レベル)，横アーチ高の最高位 (中足骨頭レベル) を抽出した。3 回分の平均値を代表値としてその後の解析に用いた。抽出した代表値から動的足部形態評価として，座位⇔立位，立位⇔下腿前傾・前足部荷重位の変化率 (%) を舟状骨高，横アーチ幅，横アーチ高のそれぞれで算出した。座位⇔立位の変化率は座位に対して立位の変化率 ($(\text{立位} / \text{座位}) \times 100$) を算出し，立位⇔下腿前傾・前足部荷重位の変化率では，立位に対して下腿前傾・前足部荷重位の変化率 ($(\text{下腿前傾} \cdot \text{前足部荷重位} / \text{立位}) \times 100$) を算出した。算出したデータは，座位⇔立位の変化率として，①%舟状骨高，①%横アーチ幅，①%横アーチ高，立位⇔下腿前傾・前足部荷重位の変化率として，②%舟状骨高，②%横アーチ幅，②%横アーチ高とした。



図 1 : INFOOT 計測 (左 : INFOOT 計測場面，右 : INFOOT 計測結果画面)

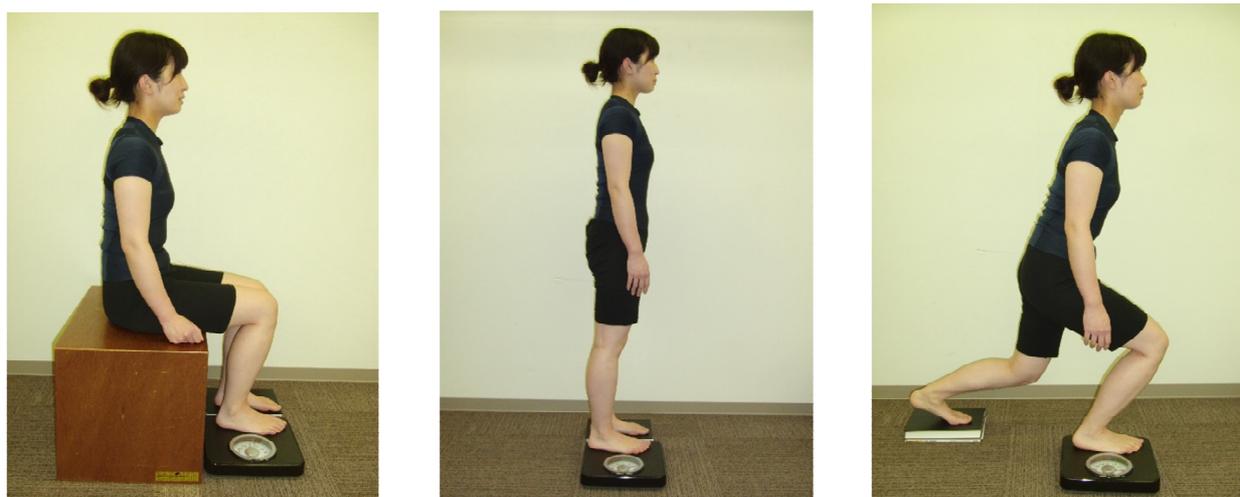


図 2 : 計測条件 (左から座位, 立位, 下腿前傾・前足部荷重位)

2. 3. 2 足部臨床評価計測

足部臨床評価計測は, 先行研究^{4,6,21)}に準じた舟状骨高ならびに横アーチ幅 (中足骨頭レベル) の計測を足部形状計測の 3 条件 (座位, 立位, 下腿前傾・前足部荷重位) と同様に 3 回ずつ行った. 舟状骨高の計測には定規を用い床面からの距離を 1 mm 単位で行った, 横アーチ幅の計測にはデジタルノギス (ミットヨ社製) を用い 0.1 mm 単位で行った (図 3).



図 3 : デジタルノギスを用いた横アーチ幅の計測 (下腿前傾・前足部荷重位)

2. 3. 3 動作計測 (パフォーマンス計測)

計測には, 三次元動作解析装置 VICON MX (Vicon Motion Systems 社製) および床反力計 (AMTI 社製) を用いた. 計測データのサンプリング周波数は, 3 次元座標 100 Hz, 床反力 1000 Hz とし, 力学データの算出には, Plug-In-Gait full body model (Vicon Motion Systems 社製) を使用した. 動作課題は歩行とし, 歩行動作の統制を図るため, 歩行率 110 歩/分で設定した. メトロノームに合

わせて十分に練習したのち、対象下肢が床反力計の上を捉えたものを成功試技とし、5回の歩行を計測した。歩行動作1回につき1歩行周期（立脚期）を抽出した。なお、三次元動作解析装置ならびに床反力計から得られた対象の5試行分の時系列データは先行研究²²⁾に準じた最小二乗法に基づく位相合わせによる平均化手法により、それぞれの対象者の代表値を算出した。対象者の代表値から以下のデータを抽出し、解析に用いた。

・床反力，関節角度，関節モーメント，関節角度の変化量

床反力，関節角度，関節モーメントは歩行動作立脚期における矢状面上の最大値および最小値を抽出した。なお，床反力は被験者の体重 (kg)，関節モーメントは被験者の身長 (m)，体重 (kg) にて，関節角度は安静立位の値にて正規化を行った。関節角度の変化量は最大値から最小値の差から求めた。なお，各データの極性は Plug-In-Gait full body model に準じ，関節角度は，股関節（屈曲：+），膝関節（屈曲：+），足関節（背屈：+）とし，関節モーメントは，股関節（伸展：+），膝関節（伸展：+），足関節（底屈：+）とした。

・身体重心，床反力作用点の位置座標・変位置量

身体重心，床反力作用点は歩行動作立脚期における矢状面上の最大値および最小値を抽出した。身体重心の位置座標は身長 (m) にて，床反力作用点の位置座標は足長 (m) にて正規化を行った。身体重心，床反力作用点の変位置量は最大値と最小値の差から算出した。

2. 4 統計学的解析（研究①；3次元足部形状スキャナと臨床的な評価手法の比較から，立位・座位以外の肢位も加えた足部形態評価（舟状骨高さ，横アーチ幅）の再現性・関連性を検討）

2. 4. 1 - 1 3次元足部形状スキャナデータ，足部臨床評価計測の再現性

3次元足部形状スキャナならびに足部臨床評価計測から得られた各計測条件における3回のデータの再現性を検討するため，級内相関係数（ICC 1, 3）を用いた。

2. 4. 1 - 2 3次元形状スキャナデータ，足部臨床評価計測の関連性

3次元足部形状スキャナならびに足部臨床評価計測の各計測条件より得られた舟状骨高ならびに横アーチ幅のデータの代表値（3回分の平均値）間の関連性を検討するために，Shapiro-Wilk 検定によりデータの正規性を確認したのち，Pearson の積率相関係数を用いて検討した。

2. 4. 2 統計学的解析（研究②；3次元足部形状スキャナによる足部形態評価と矢状面における歩行動作の生体力学的要因（床反力，身体重心，関節角度，関節モーメント など）の関係性を検討）

3次元足部形状スキャナより得られた①%舟状骨高，①%横アーチ幅，①%横アーチ高，②%舟状骨高，②%横アーチ幅，②%横アーチ高と歩行動作の関節角度，関節モーメント，身体重心，床反力，床反力作用点の関係性を検討するため，それぞれのデータにおいて Shapiro-Wilk 検定によりデータの正規性を確認したのち，Spearman の順位相関係数を用いて検討を進めた。

解析には統計ソフトウェア IBM SPSS Statistics version21 を使用した。いずれの検定においても有意水準は5%未満を有意とした。

3. 1 結果 (研究① ; 3次元足部形状スキャナと臨床的な評価手法の比較から、立位・座位以外の肢位も加えた足部形態評価 (舟状骨高さ、横アーチ幅) の再現性・関連性を検討)

3. 1 - 1 3次元足部形状スキャナデータ、足部臨床評価計測の再現性

・3次元足部形状スキャナデータ

座位、立位、下腿前傾・前足部荷重位それぞれにおける再現性 (座位、立位、下腿前傾・前足部荷重位) は、舟状骨高 (0.96, 0.97, 0.93, いずれも $p < 0.01$)、横アーチ幅 (0.97, 0.94, 0.91, いずれも $p < 0.01$)、横アーチ高 (0.93, 0.91, 0.91, いずれも $p < 0.01$) であった。

・足部臨床評価の再現性

座位、立位、下腿前傾・前足部荷重位それぞれにおける再現性 (座位、立位、下腿前傾・前足部荷重位) は、舟状骨高 (0.96, 0.97, 0.95, いずれも $p < 0.01$)、横アーチ幅 (0.98, 0.96, 0.97, いずれも $p < 0.01$) であった。

3. 1 - 2 3次元足部形状スキャナデータ、足部臨床評価計測の関連性

3次元足部形状スキャナデータと足部臨床評価の関連性 (座位、立位、下腿前傾・前足部荷重位) は、座位、立位、下腿前傾・前足部荷重位それぞれ、舟状骨高 ($r = 0.58$, $r = 0.70$, $r = 0.59$, いずれも $p < 0.01$)、横アーチ幅 ($r = 0.97$, $r = 0.96$, $r = 0.93$, いずれも $p < 0.01$) であった。

3. 2 結果 (研究② ; 3次元足部形状スキャナによる足部形態評価と矢状面における歩行動作の生体力学的要因 (床反力、身体重心、関節角度、関節モーメント など) の関係性) (表 1, 2, 3, 4)

①%舟状骨高と有意な相関関係認めたのは、身体重心上方位置座標最大値・上下方向変位量 ($r = 0.69$, $p < 0.01$ ・ $r = 0.54$, $p < 0.05$) では正の相関関係、膝関節屈曲角度 ($r = -0.50$, $p < 0.05$) では負の相関関係であった。①%横アーチ幅、①%横アーチ高とはいずれの要因においても有意な相関関係は認めなかった。

②%舟状骨高と有意な相関関係を認めたのは、床反力上方成分最小値 ($r = 0.58$, $p < 0.01$)、股関節屈曲角度 ($r = 0.50$, $p < 0.05$) では正の相関関係、床反力後方成分 ($r = -0.48$, $p < 0.05$)、身体重心前後方向変位量 ($r = -0.63$, $p < 0.01$)、股関節伸展角度 ($r = -0.59$, $p < 0.01$)、膝関節伸展角度 ($r = -0.46$, $p < 0.05$) では負の相関関係であった。②%横アーチ幅と有意な相関関係を認めたのは、床反力前方成分 ($r = 0.53$, $p < 0.05$)、身体重心前後方向変位量 ($r = 0.55$, $p < 0.05$)、股関節角度変化量 ($r = 0.60$, $p < 0.01$) では正の相関関係、床反力後方成分 ($r = -0.63$, $p < 0.05$) では負の相関関係であった。さらに、②%横アーチ高と有意な相関関係を認めたのは、足関節底屈モーメント ($r = 0.48$, $p < 0.05$) では正の相関関係、股関節伸展モーメント ($r = -0.51$, $p < 0.05$) では負の相関関係であった。

床反力作用点は位置座標、変位量ともにいずれの条件においても有意な相関関係は認めなかった。

表 1.足部形態評価と歩行動作の生体力学的要因の関係性（床反力）

	床反力			
	前後方向成分		上下方向成分	
	Max(前方)	Min(後方)	Max(上方)	Min(上方)
①%舟状骨高	0.06	0.08	0.38	-0.12
①%横ア一子幅	0.12	0.01	0.27	-0.02
①%横ア一子高	0.34	0.18	0.32	-0.22
②%舟状骨高	-0.34	-0.48 *	-0.02	0.58 **
②%横ア一子幅	0.53 *	0.56 *	0.21	-0.26
②%横ア一子高	0.09	-0.08	0.30	0.11

** : $p < 0.01$, * : $p < 0.05$

表 2.足部形態評価と歩行動作の生体力学的要因の関係性（身体重心）

	身体重心位置座標		身体重心変位置量	
	上下方向成分		前後方向成分	上下方向成分
	Max(上方)	Min(上方)		
①%舟状骨高	0.69 **	0.39	0.01	0.54 *
①%横ア一子幅	-0.01	-0.07	0.16	0.09
①%横ア一子高	0.35	0.23	0.36	0.30
②%舟状骨高	-0.20	-0.21	-0.63 **	-0.02
②%横ア一子幅	0.39	0.08	0.55 *	0.44
②%横ア一子高	0.05	-0.09	0.01	0.12

** : $p < 0.01$, * : $p < 0.05$

表 3.足部形態評価と歩行動作の生体力学的要因の関係性（関節角度）

	関節角度						関節角度変位置量		
	股関節		膝関節		足関節		股関節	膝関節	足関節
	Max (屈曲)	Min (伸展)	Max (屈曲)	Min (伸展)	Max (背屈)	Min (底屈)			
①%舟状骨高	-0.02	-0.14	-0.50 *	0.01	0.05	-0.31	-0.20	-0.44	-0.29
①%横ア一子幅	-0.06	0.09	-0.05	0.16	0.03	0.13	-0.11	0.14	0.11
①%横ア一子高	0.17	0.06	-0.12	-0.16	0.06	0.22	0.22	-0.21	0.18
②%舟状骨高	0.50 *	-0.59 **	0.14	-0.46 *	0.45	-0.30	-0.19	-0.24	0.02
②%横ア一子幅	0.07	0.30	0.27	0.04	-0.11	0.20	0.60 **	0.29	0.09
②%横ア一子高	0.00	0.01	0.09	0.12	-0.18	0.18	-0.05	0.24	0.08

** : $p < 0.01$, * : $p < 0.05$

表 4. 足部形態評価と歩行動作の生体力学的要因の関係性（関節モーメント）

	関節モーメント					
	股関節		膝関節		足関節(底背屈)	
	Max(伸展)	Min(屈曲)	Max(伸展)	Min(屈曲)	Max(底屈)	Min(背屈)
①%舟状骨高	-0.06	-0.21	-0.12	0.15	0.39	-0.32
①%横アーチ幅	0.02	0.12	0.28	0.19	0.12	-0.10
①%横アーチ高	0.05	0.10	0.37	-0.20	-0.12	0.31
②%舟状骨高	-0.40	-0.16	0.08	-0.40	-0.02	0.03
②%横アーチ幅	0.07	-0.33	0.12	-0.24	0.23	0.13
②%横アーチ高	-0.51 *	-0.30	-0.17	0.09	0.48 *	-0.18

* : $p < 0.05$

4. 考察

本研究は、①3次元足部形状スキャナと臨床的な評価手法の比較から足部形態評価の再現性・関連性を検討すること、②3次元足部形状スキャナによる足部形態評価と矢状面における歩行動作の生体力学的要因の関係性を検討することを目的に行った。3次元足部形状スキャナ・臨床的な評価手法ともに足部形態評価の再現性が得られ、両者の関連性も認められた。また3次元足部形状スキャナによる足部形態評価と歩行動作の関係性についても、床反力・身体重心・下肢関節角度・関節モーメントなどに関係性を認めた。

3次元足部形状スキャナ・臨床的な評価手法ともに再現性が得られ、両者の関連性も認められたことから、計測条件（肢位・荷重量など）の設定を行うことで臨床的にも定規やノギスを用いた計測により、3次元足部形状スキャナと同等の評価となりうると考えられた。しかし、両者の関連性の検討において、舟状骨高は横アーチ幅に比べて、関連性は低い結果となった。先行研究^{23,24)}には Navicular Drop テストの再現性の低さが指摘されており、舟状骨高の計測には更なる計測条件の設定が必要と考えられる。さらに、横アーチ高に関しては、先行研究^{25,26)}において特殊な評価器具を用いるなど条件が限られ、今回検討に加えることは出来なかった。今後は、横アーチ高の簡易で一般化されやすい評価手法の開発が必要といえる。

次に3次元足部形状スキャナによる足部形態評価と歩行動作の関係性に関しては、床反力・身体重心・下肢関節角度・関節モーメントなどに関係性を認めた。足部形態評価では座位⇔立位の変化率（①%舟状骨高、①%横アーチ幅、①%横アーチ高）よりも、立位⇔下腿前傾・前足部荷重位の変化率（②%舟状骨高、②%横アーチ幅、②%横アーチ高）の方が、歩行動作における多くの生体力学的要因と関係性を認めたことから、足部形態評価には座位・立位以外の姿勢での評価が有用となりうると考えられた。足部は荷重により足部形態が変化することは先行研究^{27,28)}に報告されており、静止課題を除いた動作時には荷重位置は足部内を大きく移動することからも、動作の特性を考慮に入れた荷重の位置や量を足部形態評価に加える必要性が示唆された。

足部形態評価と歩行動作の生体力学的要因の関係性の詳細では、②%横アーチ幅と床反力前方方向成分、床反力後方方向成分とそれぞれで有意な正の相関関係を認めたことは、歩行立脚期では床反力後方方向成分は立脚初期の制動力、床反力前方方向成分は立脚後期の推進力²⁹⁾を示すとされており、足部横アーチの幅を立位と下腿前傾・前足部荷重位で計測・比較することで、立脚

初期・後期に及ぼす外力の影響を推察する一指標となる可能性が考えられた。立脚初期には踵接地から足底接地，立脚後期には踵離地から足尖離地へと前足部への荷重の位置や量の変化に伴い，横アーチ形態が変化する^{30,31)}ことを②%横アーチ幅の評価指標では捉えており，横アーチの形態変化が歩行動作の制動力，推進力に影響を及ぼしていることが推察される。また，②%舟状骨高では，股関節屈曲角度と正の相関関係，伸展角度と負の相関を認めた。先行研究³²⁾においても股関節運動と後足部運動の関係性を示唆しており，同様に足部形態変化と股関節可動域に関しても関係性を認める可能性が考えられた。さらに，②%横アーチ高では股関節伸展モーメント最大値ならびに足関節底屈モーメント最大値と相関関係を認めた。股関節伸展モーメントは立脚初期に身体重心を前上方に移動させる役割を担うとされ，足関節底屈モーメントは立脚後期に蹴り出しの推進力に寄与する役割を担うとされる²⁹⁾。このことから，②%横アーチ高と股関節伸展モーメントでは負の相関関係を，足関節底屈モーメントとは正の相関関係を認めたことから，立位と下腿前傾・前足部荷重位の足部横アーチの高さの比較において，足部横アーチの高さが保たれることで，立脚初期の股関節モーメントの発揮は妨げられ，立脚後期の足関節モーメントは発揮されることが確認された。足部横アーチの高さの変化を評価することは，立脚初期・後期それぞれで異なる力学的要因が捉えられることを意味しており，影響を考慮に入れた評価・介入の重要性が示唆された。

本研究の限界に関しては，健常者の結果をまとめたものであり，高齢者や足部の形態異常を伴う症例（外反母趾など）に検討が及んでいない点，さらに動作計測が定常歩行の結果を踏まえた解釈であるため他の日常生活動作やスポーツパフォーマンスとの関係には検討が及んでいない点などが挙げられる。

本研究では3次元足部形状スキャナ・臨床的な評価手法ともに足部形態評価の再現性が得られ，両者の関連性も認められた。また3次元足部形状スキャナによる足部形態評価と歩行動作では，床反力・身体重心・下肢関節角度・関節モーメントなどに関係性を認めた。今後は対象者を健常者に限らず，高齢者，アスリートなどに対して検討を行う必要がある。

5. まとめ

本研究は，健常者20名を対象に，3次元足部形状スキャナと臨床的な評価手法の比較から，立位・座位以外の肢位も加えた足部形態評価（舟状骨高さ，足部横アーチ）の再現性・関連性を検討すること，さらに足部形態評価と矢状面における歩行動作の生体力学的要因（床反力，身体重心，関節角度，関節モーメントなど）の関係性を検討することを目的とした。足部形態評価では，座位⇔立位の比較よりも，立位⇔下腿前傾・前足部荷重位の比較のほうが歩行動作の生体力学的因子と関係性を多く認めた。横アーチの幅の評価では歩行動作時の外力との関係性を，横アーチの高さの評価では歩行動作時の下肢関節の内部モーメントとの関係性を認めた。

参考文献

- 1) Carol A.Oatis.Kinesiology the mechanics&pathomechanics of human movement.2thed 2010: 830-831.
- 2) Nilsson MK, Friis R, Michaelsen MS, et al.Classification of the height and flexibility of the medial longitudinal arch of the foot. J Foot Ankle Res 2012;17:5:3. doi: 10.1186/1757-1146-5-3
- 3) Menz HB.Alternative techniques for the clinical assessment of foot pronation. J Am Podiatr Med Assoc 1998 ; 88(3) :119-129.
- 4) Williams DS, McClay IS. Measurements used to characterize the foot and the medial longitudinal arch: reliability and validity. Phys Ther 2000 ;80(9):864-871.
- 5) Zifchock RA, Davis I, Hillstrom H, et al. The effect of gender, age, and lateral dominance on arch height and arch stiffness. Foot Ankle Int 2006 ;27(5):367-372.
- 6) Razeghi M, Batt ME. Foot type classification: a critical review of current methods. Gait Posture 2002 ;15(3):282-291.
- 7) Teyhen DS, Stoltenberg BE, Collinsworth KM, et al. Dynamic plantar pressure parameters associated with static arch height index during gait. Clin Biomech 2009 ;24(4):391-396.
- 8) McPoil TG, Cornwall MW. The relationship between static lower extremity measurements and rearfoot motion during walking. J Orthop Sports Phys Ther 1996;24(5):309-314.
- 9) Jonely H, Brismée JM, Sizer PS Jr, et al. Relationships between clinical measures of static foot posture and plantar pressure during static standing and walking. Clin Biomech 2011;26(8):873-879.
- 10) Dicharry JM, Franz JR, Della Croce U, et al. Differences in static and dynamic measures in evaluation of talonavicular mobility in gait. J Orthop Sports Phys Ther. 2009 ;39(8):628-634.
- 11) Franettovich MM, McPoil TG, Russell T, et al. The ability to predict dynamic foot posture from static measurements. J Am Podiatr Med Assoc 2007;97(2):115-120.
- 12) McPoil TG, Cornwall MW. Prediction of dynamic foot posture during running using the longitudinal arch angle. J Am Podiatr Med Assoc 2007;97(2):102-107.
- 13) McPoil TG, Cornwall MW. Use of the longitudinal arch angle to predict dynamic foot posture in walking. J Am Podiatr Med Assoc 2005;95(2):114-120.
- 14) Luger EJ, Nissan M, Karpf A, et al. Patterns of weight distribution under the metatarsal heads. J Bone Joint Surg Br 1999;81(2):199-202.
- 15) Kanatli U, Yetkin H, Bolukbasi S. Evaluation of the transverse metatarsal arch of the foot with gait analysis. Arch Orthop Trauma Surg 2003;123(4):148-150.
- 16) Tschauer C, Kohlmaier W. Ultrasonographic evaluation of the transverse metatarsal arch. Foot Ankle Surg 1997; 3(1):41-48.
- 17) Daentzer D,Wülker N. Observations concerning the transverse metatarsal arch. Foot Ankle Surg 1997; 3(1):15-20
- 18) Suzuki J, Tanaka Y, Takaoka T, et al. Axial radiographic evaluation in hallux valgus: evaluation of the transverse arch in the forefoot. J Orthop Sci 2004;9(5):446-451.
- 19) Simonsen O, Vuust M, Understrup B, et al. The transverse forefoot arch demonstrated by a novel X-ray projection. Foot Ankle Surg 2009;15(1):7-13.
- 20) Mochimaru M, Kouchi M. Shoe customization based on 3D deformation of a digital human. The Engineering of Sport 4th International Conference 2002; 4: 595-601.

- 21) Kudo S, Hatanaka Y, Naka K, et al. Flexibility of the transverse arch of the forefoot. *J Orthop Surg* 2014 ;22(1):46-51.
- 22) Tokuyama M, Ohashi H, Iwamoto H, et al. Individuality and reproducibility in high-speed motion of volleyball spike jumps by phase-matching and averaging. *J Biomech* 2005;38(10):2050-2057.
- 23) Picciano AM, Rowlands MS, Worrell T. Reliability of open and closed kinetic chain subtalar joint neutral positions and navicular drop test. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1993;18(4): 553-558.
- 24) Evans AM, Copper AW, Scharfbillig RW, et al. Reliability of the foot posture index and traditional measures of foot position. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2003;93(3):203-213.
- 25) McPoil TG, Vicenzino B, Cornwall MW, et al. Reliability and normative values for the foot mobility magnitude: a composite measure of vertical and medial-lateral mobility of the midfoot. *J Foot Ankle Res.* 2009 :6;2:6. doi: 10.1186/1757-1146-2-6.
- 26) McPoil TG, Cornwall MW, Medoff L, et al. Arch height change during sit-to-stand: an alternative for the navicular drop test. *J Foot Ankle Res.* 2008 :28;1(1):3. doi: 10.1186/1757-1146-1-3.
- 27) Tsung BY, Zhang M, Fan YB, et al. Quantitative comparison of plantar foot shapes under different weight-bearing conditions. *J Rehabil Res Dev.* 2003;40(6):517-526.
- 28) Xiong S, Ravindra S, Goonetilleke, et al. Foot deformations under different load-bearing conditions and their relationships to stature and body weight. *Anthropological Science.* 2009: 117(2): 77-88.
- 29) 江原義弘, 山本澄子: ボディダイナミクス入門 歩き始めと歩行の分析. 医歯薬出版株式会社, 2002: pp119-121, 136-143.
- 30) 山口善久, 田口厚, 寺本司, 他: 歩行時における足横アーチの動的変化. *整形外科と災害外科.* 1991: 40(2): 789-794.
- 31) Yang S. Dynamic Changes of the Arches of the Foot during Walking. *Acta medica Nagasakiensia.* 1985: 30(1-3): 93-112.
- 32) Knutzen KM, Price A. Lower extremity static and dynamic relationships with rearfoot motion in gait. *J Am Podiatr Med Assoc.* 1994: 84(4): 171-80.