

定量荷重アーチ計測法による足部内側縦アーチ計測の信頼性と妥当性

Reliability and Validity of Direct Arch Measurement under Quantitative Partial Weight Bearing

大見 武弘¹⁾ 相澤 純也¹⁾ 廣幡 健二¹⁾ 大路 駿介¹⁾ 柳下 和慶¹⁾

TAKEHIRO OHMI, RPT, MSc¹⁾, JUNYA AIZAWA, RPT, PhD¹⁾, KENJI HIROHATA, RPT, MSc¹⁾, SHUNSUKE OHJI, RPT, MSc¹⁾, KAZUYOSHI YAGISHITA, MD, PhD¹⁾

¹⁾ Athletic Rehabilitation Section Sports Medicine & Dental Clinical Center, Tokyo Medical and Dental University: 1-5-45 Yushima, Bunkyo-ku, Tokyo 113-8519, Japan TEL +81 3-5803-4721 E-mail: ohmi.spt@tmd.ac.jp

Rigakuryoho Kagaku 35(2): 179-185, 2020. Submitted Sep. 13, 2019. Accepted Nov. 4, 2019.

ABSTRACT: [Purpose] Direct arch measurement under quantitative partial weight bearing (DAM-under-qPWB) has been developed as a new method for measuring the medial longitudinal arch. This study examined the reliability and validity of DAM-under-qPWB with respect to the navicular drop test (NDT). [Participants and Methods] The participants were 12 young adults and a total of 24 feet were measured. DAM-under-qPWB was measured under 2 conditions, namely, 50% and 100% weight-bearing. Two testers were responsible for recording the measurements. The inter- and intra-class correlation coefficients for the 2 testers were determined. To quantify the validity, the correlation between DAM-under-qPWB and NDT was determined. [Results] DAM-under-qPWB was confirmed to have high reliability in this study. Correlation analysis revealed a significant correlation between DAM-under-qPWB and the NDT. [Conclusion] The findings of this study suggest that DAM-under-qPWB can be used for the evaluation of the medial longitudinal arch.

Key words: DAM-under-qPWB, medial longitudinal arch, weight-bearing

要旨: [目的] 評価時に足部内側の骨指標を直接観察でき、計測中の肢位と計測肢への荷重量を定義した定量荷重アーチ計測法を開発した。本研究の目的は、定量荷重アーチ計測法の信頼性と妥当性を検討することである。[対象と方法] 若年成人12名24足を対象とした。定量荷重アーチ計測法を50%荷重時と100%荷重時の2条件で計測し、検者内・検者間信頼性と、Navicular drop test (NDT) との併存的妥当性を検討した。[結果] 定量荷重アーチ計測法の検者内・検者間信頼性は中等度以上と評価された。定量荷重アーチ計測法とNDTとの併存的妥当性は中等度の関連がみられた。[結語] 定量荷重アーチ計測法は足部内側縦アーチ計測法として有用であることが示唆された。

キーワード: 定量荷重アーチ計測法, 足部内側縦アーチ, 荷重量

¹⁾ 東京医科歯科大学 スポーツ医歯学診療センター：東京都文京区湯島1-5-45 (〒113-8519) TEL 03-5803-4721

受付日 2019年9月13日 受理日 2019年11月4日



I. はじめに

足部内側縦アーチは、歩行や走行中に体重を支持し、前方への推進力を産生するために重要な機構である。荷重時の足部内側縦アーチ高の低下はアスリートの足部にみられる代表的なアライメント異常であり¹⁾、過度な足部回内運動と関係する。足部の過度な回内は上行性運動連鎖により下腿内旋、膝外反、大腿内旋、骨盤傾斜、体幹側方傾斜・回旋を生じさせる²⁾。このような運動連鎖異常は、シンスプリント^{2,3)}、外反母趾⁴⁾、膝前十字韌帯損傷⁵⁾などの下肢スポーツ障害・外傷のリスクファクターの一つである。よって、下肢スポーツ外傷・障害の発生を予防するため、足部内側縦アーチは重要な評価項目の一つであるといえる。

体表から足部内側縦アーチの高さや非対称性を客観的に評価する代表的な方法は舟状骨ドロップテスト (Navicular drop test: 以下、NDT)⁶⁾とデジタル写真撮影法⁷⁻⁹⁾である。NDTは、舟状骨結節と床面との距離を座位と両脚立位で計測し、その変化量を算出する方法である。デジタル写真撮影法は、タンデム肢位や片脚立位で計測下肢に体重の10%および90%を荷重した状態で足部内側をデジタルカメラで撮影し、舟状骨結節と第1中足趾節関節内側、舟状骨結節と足関節内果を結ぶ線がなす角度や、アーチ長、舟状骨高などを計測し、各荷重量での値を算出する方法である⁷⁻⁹⁾。

これらの足部内側縦アーチの評価方法には、それぞれに問題点がある。NDTでは、計測姿勢が両足を接地した座位と立位であるため、検査者が矢状面から足部内側を観察することができない。またスポーツ活動で多く求められる片脚荷重での足部内側縦アーチの状態を反映できていない可能性がある。デジタル写真撮影法では撮影時の計測肢位(下肢関節角度など)が明確に定義されていない。例えば、タンデム肢位の前脚では自然立位時よりも股関節屈曲位、足関節底屈位となり足部内側縦アーチは挙上し、後脚では股関節伸展位、足関節背屈位となり足部内側縦アーチが低下する傾向にある。このように、計測肢位により足関節底背屈角度や足部内側縦アーチ高は容易に変化する。先行研究⁷⁻⁹⁾では計測肢位が明確に定義されていないため、研究間で計測肢位が異なり、足関節底背屈角度や足部内側縦アーチ高の値に影響している可能性がある。また、デジタル写真撮影法⁷⁻⁹⁾では、対象者が設定された荷重量を計測中に正しく再現できているかどうかは不明である。

以上の問題点を踏まえて、本研究では、骨指標を矢状面で観察できること、計測中の肢位・アライメントが定義されていること、計測中の下肢荷重量の再現を確認できることを満たす足部内側縦アーチ評価法(以下、定量荷重アーチ計測法)を考案した。定量荷重アーチ計測法の臨床的な意義は、荷重量によって足部内側縦アーチの

高さが変化するため、荷重量を計測、確認することにより計測間で条件を統制しやすく、計測値の再現性への荷重量変化の影響を最小限にとどめられること、スポーツ活動で多く求められる片脚荷重での足部内側縦アーチの状態を評価できること、両脚荷重から片脚荷重への足部内側縦アーチの変化量を評価できることである。本研究では、定量荷重アーチ計測法の実用性を確認するために、この方法による計測値の信頼性と併存的妥当性を検討した。

II. 対象と方法

1. 対象

対象は整形外科的・神経学的疾患の既往がなく高強度のスポーツ活動を行っていない若年成人12名(男女各6名)とした。対象の年齢は 23.5 ± 4.1 歳、身長は 167.0 ± 9.0 cm、体重は 59.9 ± 9.5 kg、body mass index (BMI)は 21.3 ± 2.1 kg/m²、足長は 25.2 ± 2.0 cmであった(平均±標準偏差)。足部変形のある者は研究対象から除外した。本研究は、東京医科歯科大学医学部附属病院倫理審査委員会によって承認が得られた後に開始した(承認番号:M2000-2069)。全ての対象者において研究開始前にヘルシンキ宣言の精神に基づいて、研究概要と同意書の内容を説明し、同意を署名により確認した。

2. 方法

対象の舟状骨結節、第一中足骨骨頭最突出部、踵内側部に直径5 mmの反射マーカーを貼付した。踵内側部のマーカー貼付位置は、男性では踵骨後面最突出部から前方に40 mm、床面から35 mmの高さとし、女性では踵骨後面最突出部から前方に30 mm、床面から30 mmの高さとした^{10,11)}。

検査者は臨床経験8年目の理学療法士(検査者A)と4年制の理学療法士養成学校3年生(検査者B)の2名とした。本研究では、足部疾患に対する理学療法治療経験をもつ者ともたない者との間で定量荷重アーチ計測法の再現性を検討するため、上記の2名を検者とした。定量荷重アーチ計測法は以下の方法で実施した。計測肢位は、計測肢の足部内側の骨指標を矢状面から直接観察でき、計測中の計測肢への荷重を再現させるため、非計測肢の膝関節を屈曲位とし下腿前面を台上のアナログヘルスマーター(アナログフラット体重計 seca761 DJ-0142, seca社製)にのせた立位とした(図1)。この肢位で両側の上前腸骨棘を結ぶ線が水平であることをインクリノメーターにより確認した。頭部と体幹は正中位、股関節は屈曲伸展・内外転・内外旋の中間位とし、耳垂・肩峰・腸骨稜最頂部・大腿骨外側上顆・足関節外果最突出部が矢状面上で一直線となっていることをそれぞれの検査者が目

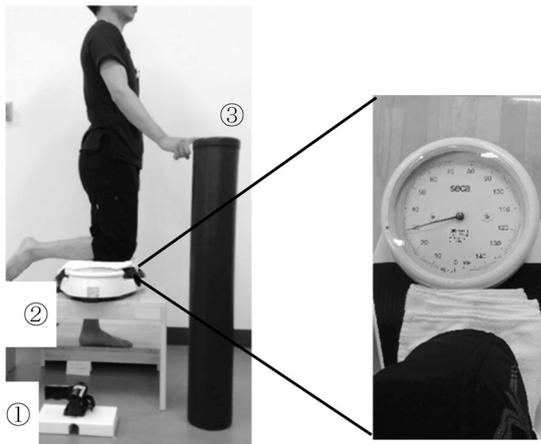


図1 定量荷重アーチ計測法の計測肢位

- ①カメラは足部から30 cm離れた位置とした。
 - ②非計測肢の膝関節を屈曲位とし下腿前面を台および荷重計にのせた。
 - ③肘と肩を屈曲させ2, 3指でボールに軽く触れさせた。
- 50%荷重時の姿勢は、非計測肢の膝関節を屈曲位とし下腿前面を台および荷重計にのせた立位とした。

視で確認した。姿勢を安定させるため、肘・肩関節を軽度屈曲させ示指・中指の指腹をボールに軽く触れさせた(図1)。

計測中の荷重量は体重の50% (以下, 50%荷重) と100% (以下, 100%荷重) の2条件とした。50%荷重では、上記の姿勢を保持しながらアナログヘルスマーターに体重の50%を荷重するよう指示した。100%荷重では、50%荷重時の姿勢から非計測肢の股関節を軽度屈曲しアナログヘルスマーターから下腿前面を浮かすことで計測肢に全体重をかけるよう指示した。各条件ともに、検者がアナログヘルスマーターを確認し荷重量が5%以内の範囲に収まるようコントロールさせた。対象に各条件の計測肢位、課題を十分に練習させた後に、足部内側縁から水平に30 cm離れた床面に設置し、床面からレンズ中心までの高さを10 cmとした20.4メガピクセルのデジタルカメラ(HDR-PJ590V, SONY社製)で足部内側面を撮影した。撮影は50%荷重, 100%荷重の順で3セット繰り返し、各条件で3枚の画像を記録した。撮影した画像と画像解析ソフト(ImageJ ver1.4, アメリカ国立衛生研究所製)を使用して、舟状骨結節と第一中足骨骨頭、舟状骨結節と踵内側部を結ぶ線がなす角度(medial longitudinal arch angle: 以下, MLA角)¹⁰⁾、床面から舟状骨結節までの距離(navicular height: 以下, NH)を1枚の画像につき2名の検者が1回ずつ計測した(図2)。50%荷重時のMLA角(以下, MLA50)、100%荷重時のMLA角(以下, MLA100)、50%荷重時のNH(以下, NH50)、100%荷重時のNH(以下,

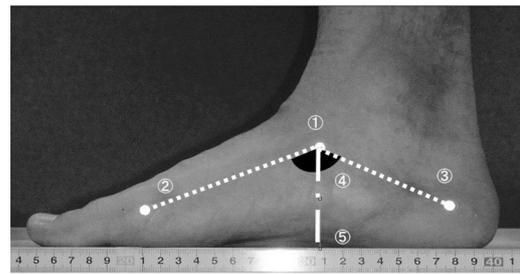


図2 マーカー貼付位置と計測部位

medial longitudinal arch angle ; MLA角(④) : 舟状骨結節(①)と第一中足骨骨頭(②), 舟状骨結節(①)と踵内側部(③)とを結ぶ線でなす角度。
舟状骨高 ; Navicular Height ; NH(⑤) : 床面から舟状骨結節(①)までの距離
MLA角とNHをImageJを用いて計測した。

NH100) を計測し, MLA50とMLA100の変化量(MLA100の値 - MLA50の値, 以下, MLA差)およびNH50とNH100の変化量(NH50の値 - NH100の値, 以下, NH差)を算出した。MLA差がプラスであれば50%荷重時と比較して100%荷重時における足部内側縦アーチ高が下降したと判断した。NH差がプラスであれば、50%荷重時と比較して100%荷重時における舟状骨が下降したと判断した。定量荷重アーチ計測は対象者への説明を含めて2名の検者が独立して実施した。

併存的妥当性の指標とするために、検者AがNDTを実施した。NDTは先行研究⁶⁾に準じて、端座位で股関節・膝関節90°屈曲位、距骨下関節中間位にて床面から舟状骨結節までの高さを計測した。その後、足部の位置を変えずに起立させ、立位での床面から舟状骨結節までの高さを計測した。座位と立位の計測値の差から、舟状骨結節の下降距離を算出した。

各検者が定量荷重アーチ計測法により計測したMLA角とNHの値の再現性を確認するために級内相関係数(intra-class correlation coefficient: 以下, ICC)とその95%信頼区間を算出した。検者内再現性と検者間再現性については、2名の検者による計測値を用いてそれぞれICC(1, κ), ICC(2, κ)を算出した。ICCの値は, 0.81以上をalmost perfect, 0.61~0.80をsubstantial, 0.41~0.60をmoderate, 0.21~0.40をfair, 0.20~0.0をslightと判断した¹²⁾。Bland-Altman分析を用いて、検者内および検者間の信頼性を検討した。系統誤差を統計的に検出するため、計測値の差の95%信頼区間を算出した。計測値の差と平均の相関係数を算出した。併存的妥当性を確認するために、定量荷重アーチ計測法によるMLA差およびNH差と、NDTによる計測値のSpearman順位相関係数を算出した。統計ソフトはSPSS23.0 J (IBM社製)を用い、有意水準は5%とした。

III. 結果

検者 A, B の各計測値を表 1 に示す. 検者内再現性の結果を表 2, 表 3 に, 検者間再現性の結果を表 4 に示す. 多くの計測値の検者内・検者間信頼性は substantial 以上であった.

Bland-Altman 分析の結果を表 5, 表 6 に示す. 計測値の差の平均の 95% 信頼区間は全ての項目で 0 を含んでいたため, 加算誤差は検出されなかった. 検者 B の NH 差と検者間の NH 差に中等度の比例誤差が検出された. NH 差と NDT, MLA 差と NDT の相関係数はそれぞれ, 0.41 ($p=0.06$), 0.43 ($p=0.04$) であり, MLA 差と NDT の間で有意な正の相関を認めた.

表 1 各検者の計測値

	検者 A	検者 B
MLA50 (°)	145.7 ± 8.1	150.2 ± 8.3
MLA100 (°)	146.9 ± 9.0	148.4 ± 8.1
NH50 (cm)	4.8 ± 0.6	4.5 ± 0.6
NH100 (cm)	4.7 ± 0.7	4.4 ± 0.6
MLA 差 (°)	2.2 ± 0.0	1.7 ± 2.2
NH 差 (cm)	0.1 ± 0.2	0.1 ± 0.3

平均値 ± 標準偏差. MLA50: 体重の 50% 荷重時の舟状骨結節と第一中足骨骨頭, 舟状骨結節と踵内側部を結ぶ線がなす角度, MLA100: 体重の 100% 荷重時の舟状骨結節と第一中足骨骨頭, 舟状骨結節と踵内側部を結ぶ線がなす角度, NH50: 体重の 50% 荷重時の床面から舟状骨結節までの距離, NH100: 体重の 100% 荷重時の床面から舟状骨結節までの距離, MLA 差: MLA50 と MLA100 の差, NH 差: NH50 と NH100 の差.

表 2 各パラメータの検者内信頼性 (ICC(1,1)) および 95% 信頼区間

	検者 A		検者 B	
	級内相関係数 (95% 信頼区間)	判定結果	級内相関係数 (95% 信頼区間)	判定結果
MLA50	0.98 (0.96-0.99)	almost perfect	0.98 (0.97-0.99)	almost perfect
MLA100	0.97 (0.93-0.98)	almost perfect	0.98 (0.96-0.99)	almost perfect
NH50	0.94 (0.71-0.92)	almost perfect	0.98 (0.97-0.99)	almost perfect
NH100	0.87 (0.76-0.94)	almost perfect	0.98 (0.96-0.99)	almost perfect
MLA 差	0.59 (0.36-0.78)	moderate	0.36 (0.10-0.61)	fair
NH 差	0.70 (0.50-0.84)	substantial	0.54 (0.30-0.74)	moderate

MLA50: 体重の 50% 荷重時の舟状骨結節と第一中足骨骨頭, 舟状骨結節と踵内側部を結ぶ線がなす角度, MLA100: 体重の 100% 荷重時の舟状骨結節と第一中足骨骨頭, 舟状骨結節と踵内側部を結ぶ線がなす角度, NH50: 体重の 50% 荷重時の床面から舟状骨結節までの距離, NH100: 体重の 100% 荷重時の床面から舟状骨結節までの距離, MLA 差: MLA50 と MLA100 の差, NH 差: NH50 と NH100 の差.

表 3 各パラメータの検者内信頼性 (ICC(1,3)) および 95% 信頼区間

	検者 A		検者 B	
	級内相関係数 (95% 信頼区間)	判定結果	級内相関係数 (95% 信頼区間)	判定結果
MLA50	0.99 (0.99-0.99)	almost perfect	0.99 (0.99-0.99)	almost perfect
MLA100	0.99 (0.98-0.99)	almost perfect	0.99 (0.99-0.99)	almost perfect
NH50	0.94 (0.88-0.97)	almost perfect	0.99 (0.99-0.99)	almost perfect
NH100	0.95 (0.91-0.98)	almost perfect	0.99 (0.99-0.99)	almost perfect
MLA 差	0.81 (0.63-0.91)	almost perfect	0.62 (0.26-0.82)	substantial
NH 差	0.87 (0.75-0.94)	almost perfect	0.78 (0.56-0.90)	substantial

MLA50: 体重の 50% 荷重時の舟状骨結節と第一中足骨骨頭, 舟状骨結節と踵内側部を結ぶ線がなす角度, MLA100: 体重の 100% 荷重時の舟状骨結節と第一中足骨骨頭, 舟状骨結節と踵内側部を結ぶ線がなす角度, NH50: 体重の 50% 荷重時の床面から舟状骨結節までの距離, NH100: 体重の 100% 荷重時の床面から舟状骨結節までの距離, MLA 差: MLA50 と MLA100 の差, NH 差: NH50 と NH100 の差.

表 4 各パラメータの検者間信頼性および 95%信頼区間

	ICC (2, 1)		ICC (2, 3)	
	級内相関係数 (95%信頼区間)	判定結果	級内相関係数 (95%信頼区間)	判定結果
MLA50	0.79 (0.49-0.91)	substantial	0.88 (0.66-0.95)	almost perfect
MLA100	0.79 (0.55-0.91)	substantial	0.88 (0.70-0.95)	almost perfect
NH50	0.59 (0.25-0.80)	moderate	0.74 (0.40-0.89)	substantial
NH100	0.63 (0.25-0.83)	substantial	0.74 (0.40-0.91)	substantial
MLA 差	0.79 (0.58-0.89)	substantial	0.75 (0.48-0.87)	substantial
NH 差	0.61 (0.32-0.78)	substantial	0.75 (0.48-0.87)	substantial

MLA50：体重の 50%荷重時の舟状骨結節と第一中足骨骨頭，舟状骨結節と踵内側部を結ぶ線がなす角度，MLA100：体重の 100%荷重時の舟状骨結節と第一中足骨骨頭，舟状骨結節と踵内側部を結ぶ線がなす角度，NH50：体重の 50%荷重時の床面から舟状骨結節までの距離，NH100：体重の 100%荷重時の床面から舟状骨結節までの距離，MLA 差：MLA50 と MLA100 の差，NH 差：NH50 と NH100 の差。

表 5 Bland-Altman 分析を用いた検者内信頼性

		加算誤差		比例誤差	
		95%信頼区間	有無	回帰直線の傾き	有無
MLA50	検者 A	-11.7~12.3	なし	0.0	なし
	検者 B	-12.8~12.1	なし	0.2	なし
MLA100	検者 A	-11.5~12.4	なし	-0.1	なし
	検者 B	-12.6~12.7	なし	-0.2	なし
NH50	検者 A	-3.9~3.8	なし	-0.1	なし
	検者 B	-6.7~6.9	なし	-0.2	なし
NH100	検者 A	-3.7~3.7	なし	-0.2	なし
	検者 B	-5.9~6.1	なし	0.3	なし
MLA 差	検者 A	-15.1~12.2	なし	0.1	なし
	検者 B	-16.3~12.2	なし	-0.2	なし
NH 差	検者 A	-4.3~4.4	なし	0.1	なし
	検者 B	-5.0~5.1	なし	0.5*	あり

MLA50：体重の 50%荷重時の舟状骨結節と第一中足骨骨頭，舟状骨結節と踵内側部を結ぶ線がなす角度，MLA100：体重の 100%荷重時の舟状骨結節と第一中足骨骨頭，舟状骨結節と踵内側部を結ぶ線がなす角度，NH50：体重の 50%荷重時の床面から舟状骨結節までの距離，NH100：体重の 100%荷重時の床面から舟状骨結節までの距離，MLA 差：MLA50 と MLA100 の差，NH 差：NH50 と NH100 の差。*：p<0.05。

IV. 考 察

定量荷重アーチ計測法による計測値の検者内・検者間信頼性は十分であり，本計測法の再現性は高いと判断した。定量荷重アーチ計測法と NDT の計測値には中等度の関連がみられ，本計測法と NDT には中等度の併存的妥当性を認めた。

定量荷重アーチ計測法と類似した評価方法として，

表 6 Bland-Altman 分析を用いた検者間信頼性

	加算誤差		比例誤差	
	95%信頼区間	有無	回帰直線の傾き	有無
MLA50	-22.4~15.9	なし	0.2	なし
MLA100	-21.1~15.6	なし	0.0	なし
NH50	-5.7~6.3	なし	0.2	なし
NH100	-5.3~5.8	なし	-0.1	なし
MLA 差	-14.0~15.1	なし	-0.4	なし
NH 差	-5.3~5.8	なし	-0.5*	あり

MLA50：体重の 50%荷重時の舟状骨結節と第一中足骨骨頭，舟状骨結節と踵内側部を結ぶ線がなす角度，MLA100：体重の 100%荷重時の舟状骨結節と第一中足骨骨頭，舟状骨結節と踵内側部を結ぶ線がなす角度，NH50：体重の 50%荷重時の床面から舟状骨結節までの距離，NH100：体重の 100%荷重時の床面から舟状骨結節までの距離，MLA 差：MLA50 と MLA100 の差，NH 差：NH50 と NH100 の差。*：p<0.05。

Longitudinal arch angle がある。これは舟状骨結節と内果を結ぶ線分と，舟状骨結節と第一中足趾節関節を結ぶ線分でなす角度と定義されている⁷⁾。Longitudinal arch angle の検者内信頼性 ICC(3,1) は 10%荷重時で 0.50~0.72，90%荷重時で 0.48~0.67 であり，検者間信頼性 ICC(2,3) は 10%荷重時と 90%荷重時ではともに 0.75 であった⁷⁾。本研究において，検者 2 名が定量荷重アーチ計測法を用いて計測した MLA 角の検者内再現性 ICC(2,1) は 0.99 と 0.94 であり，先行研究と比較して，より良好な信頼性を認めた。定量荷重アーチ計測法を用いて計測した MLA 角の検者間再現性 ICC(2,3) は，50%荷重時と 100%荷重時ともに 0.79 であった。この結果は先行研究⁷⁾より若干劣るが，十分な検者間信頼性であると考えられる。

過去の報告によると、片脚立位で足関節内側から足部を撮影した画像から計測したNHの検者内信頼性ICC(3,1)と検者間信頼性ICC(2,3)は0.80以上であった^{7-9,13)}。本研究の定量荷重アーチ計測法によるNH計測では、50%荷重時での検者内信頼性ICC(2,1)が0.94~0.98、100%PWB時の検者内信頼性ICC(2,1)が0.87~0.98であった。このNH計測の再現性は先行研究より良好な値であり、より高い信頼性を認めた。定量荷重アーチ計測法によるNH計測での検者間信頼性ICC(2,3)は、50%荷重時と100%荷重時は0.74であった。これらの値は先行研究^{7-9,13)}よりやや低いが、検者間信頼性は十分であると考えられる。

NDTは足部内側縦アーチ機能を評価する方法であり、ランナーにおける障害発生リスクファクターなどの研究調査や、シンスプリントなどのスポーツ障害に対する理学療法評価として医療施設やスポーツ現場で広く用いられている^{14,15)}。そこで我々は定量荷重アーチ計測法の併存的妥当性を確認する基準としてNDTを採用した。三次元動作解析装置を用いて算出された歩行中のMLA角とNDTは中等度の相関(相関係数0.56)が認められている¹¹⁾。本研究の結果はMLA角とNDTの間に中等度の正の相関を認めたことから、過去の報告を支持するものである。

定量荷重アーチ計測法は先行研究と計測環境を変えたことにより、従来の足部内側縦アーチの評価方法での課題であった骨指標を矢状面で観察できないこと、計測中の肢位・アライメントが定義されていないこと、計測中の下肢荷重量の再現を確認できないことの3点を解決することができた。また、本研究の定量荷重アーチ計測法を用いることで、スポーツ動作場面で多い片脚荷重に特異的な足部内側縦アーチの評価が可能になると考えている。定量荷重アーチ計測法の計測時間はマーカー貼付から画像の計測まで約10分である。対象者への身体的負担は一般的な理学療法評価と変わらない程度である。

本研究では、足部内側縦アーチ機能の指標となるMLA角とNHについて50%荷重と100%荷重という荷重条件別の計測値に加え、各荷重条件で得られた計測値の差についても信頼性を検討した。MLA角とNHにおいて、高荷重位と低荷重位で計測した値の変化量について信頼性検討した先行研究はなく、本研究の結果は新たなデータといえる。本研究では検者BのNH差と検者間でのNH差において比例誤差が認められた。NH差が大きいほど、測定誤差が大きくなることが示唆された。荷重量を変化させた場合のNHは、その計測値の差が大きいほど、誤差が大きくなる可能性がある。

本研究のデータは高強度のスポーツ活動を行っていない健康若年者であったため、競技レベルの高いアスリート、症状を有する患者、中高齢者で同様の結果が得られるかは不明である。単純X線画像とは異なり体表マ

ーカーを指標とした計測であるため、皮膚と骨指標のずれが結果に影響したことは否定できない。今後X線撮影法との妥当性を検討する必要がある。

我々は定量荷重アーチ計測法を考案し、中等度以上の信頼性と併存的妥当性を確認した。骨指標を矢状面で観察できること、計測中の肢位・アライメントが定義されていること、計測中の下肢荷重量の再現を確認できる定量荷重アーチ計測法は、足部内側縦アーチ機能を評価する方法として有用である。

本論文の一部は、第51回日本理学療法学会(千葉, 2017)において発表し、同大会抄録で用いた。

利益相反 本研究において、開示すべき利益相反関係にある企業等はない。

謝辞 本研究は公益社団法人東京都理学療法士協会による平成27年度研究機器貸し出し助成によるものである。

引用文献

- 1) Tong JW, Kong PW: Association between foot type and lower extremity injuries: systematic literature review with meta-analysis. *J Orthop Sports Phys Ther*, 2013, 43: 700-714.
- 2) Loudon JK, Reiman MP: Lower extremity kinematics in running athletes with and without a history of medial shin pain. *Int J Sports Phys Ther*, 2012, 7: 356-364.
- 3) Houck JR, Duncan A, De Haven KE: Comparison of frontal plane trunk kinematics and hip and knee moments during anticipated and unanticipated walking and side step cutting tasks. *Gait Posture*, 2006, 24: 314-322.
- 4) Nguyen US, Hillstrom HJ, Li W, et al.: Factors associated with hallux valgus in a population-based study of older women and men: the MOBILIZE Boston Study. *Osteoarthritis Cartilage*, 2010, 18: 41-46.
- 5) Powers CM, Chen PY, Reischl SF, et al.: Comparison of foot pronation and lower extremity rotation in persons with and without patellofemoral pain. *Foot Ankle Int*, 2002, 23: 634-640.
- 6) Brody DM: Techniques in the evaluation and treatment of the injured runner. *Orthop Clin North Am*, 1982, 13: 541-558.
- 7) Cobb SC, James CR, Hjertstedt M, et al.: A digital photographic measurement method for quantifying foot posture: validity, reliability, and descriptive data. *J Athl Train*, 2011, 46: 20-30.
- 8) Mall NA, Hardaker WM, Nunley JA, et al.: The reliability and reproducibility of foot type measurements using a mirrored foot photo box and digital photography compared to caliper measurements. *J Biomech*, 2007, 40: 1171-1176.
- 9) Williams DS, McClay IS: Measurements used to characterize the foot and the medial longitudinal arch: reliability and validity. *Phys Ther*, 2000, 80: 864-871.
- 10) 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*, 2008, 47: 89-95.

-
- 11) Bencke J, Christiansen D, Jensen K, et al.: Measuring medial longitudinal arch deformation during gait. A reliability study. *Gait Posture*, 2012, 35: 400-404.
 - 12) Landis JR, Koch GG: The measurement of observer agreement for categorical data. *Biometrics*, 1977, 33: 159-174.
 - 13) Saltzman CL, Nawoczenski DA, Talbot KD: Measurement of the medial longitudinal arch. *Arch Phys Med Rehabil*, 1995, 76: 45-49.
 - 14) Moen MH, Bongers T, Bakker EW, et al.: Risk factors and prognostic indicators for medial tibial stress syndrome. *Scand J Med Sci Sports*, 2012, 22: 34-39.
 - 15) Gardin FA, Middlemas D, Williams JL, et al.: Navicular drop before and after fatigue of the ankle invertor muscles. *Int J Athl Ther Train*, 2013, 18: 36-39.