

足部無荷重採寸情報から荷重立位を想定した足寸法予測モデルの構築

Development of multivariate model to predict foot length under weight-bearing standing position based on non-weight-bearing measurement.

昆恵介* 清水新悟* 小林俊樹*
秋山正晴* 村原伸* 敦賀健志* 早川康之*

Keisuke kon, Shingo Shimizu, Toshiki Kobayashi, Masaharu Akiyama
Shin Murahara, Takeshi Tsuruga and Yasuyuki Hayakawa

Abstract

Aim: Orthotists make orthopedic shoes and insoles after obtaining the foot shape by measuring and casting the foot. To avoid collapse of the bone array and reduce foot deformation due to muscle tone in pathologic feet, casting is performed under non-weight bearing condition in a seated position. However, the plaster model obtained through this method may not be accurate because patients are under a full-weight bearing condition while standing during gait. Thus orthotists need to predict foot length while standing and modify the plaster model based on their experience. The aim of this study was to develop a highly accurate multivariate analysis model that can predict the foot length while standing.

Methods: Sixty-eight male adults (135 feet) participated in this study. The foot length was measured while standing and sitting with and without arch pads based on the pressure measured under the foot. The feet were classified into four groups based on the pressure data. A multiple regression analysis was performed using the foot length while standing as an objective variable and the foot length while sitting as well as experimental condition as an explanatory variable. To confirm the accuracy of the multivariate model, the foot length measured in the impression material used in a clinical setting was applied to the equation derived from the multivariate model, and the foot length while standing was predicted.

Conclusion: The difference between the predicted and actual foot length was 0.025 ± 0.12 cm in foot length and -0.012 ± 0.13 cm in foot width. Therefore, this model could be practically used to predict foot length while standing in the clinical setting.

1.はじめに

近年は成人病の増加に伴い、糖尿病を始めとした血管原性病変によって変形を伴う患者が増加していると言われている⁽²⁾。このような足病変による変形足部に対しては、患者の足に合った靴が必要⁽³⁾になる。

足に合っていない靴を着用した場合、靴擦れや過度の圧迫により傷ができてしまい、そこから感染症を引き起こす危険性⁽⁴⁾があるとされる。

義肢装具士は変形が著明な足部に対して、図 1-a のようにギプスシーネを用いて、陰性モデル(図 1-b)と呼ばれる足部の形状の鋳型印象を得る。その後、陰性モデルである鋳型にギプス石膏や樹脂を流し込み、足部形状を再現した陽性モデル(図 1-c)を得る。

特に足底部は、図 1-a のようなインプレッションフォームと呼ばれる印象材を用いて、足型を採取する。これによって変形した足部であっても適した足型から特



図 1 製作工程

特殊靴を製作できるようになる。

特殊靴製作にあたって⁽⁵⁻⁷⁾は、患者の足部採型をした後に、完成前の仮靴を足の形状に適合しているか一度、図 1-e のように仮靴合わせを行う。問題なければ靴の仕上げ加工(図 1-f)を行い納品というのが一般的であり、これらの工程には概ね 1 ヶ月程度要する。

しかしながら、医療のスピード化が患者の治療成績にも反映する⁽⁸⁾ため、足型を採取してから、特殊靴の完成至るまでの時間短縮も必要となってきた。したがって、足型から特殊靴完成に至る製作過程で、患者に仮合わせを行わず、最初から完成品の適合をするのが望ましい。

ここで問題となるのが基礎情報で得られる図 1 のような足型の採取方法は、一般的に座って行われることである。立位による足型採取を実施しない理由としては、

①脳卒中などの中枢神経障害のある患者の場合では、緊張によって足部変型を助長してしまう。

②足部靱帯が不安定な場合では、荷重によって足部が変形してしまう。

という問題が生じてしまう。これらの問題を回避するために、臨床では座位をとらせた状態で義肢装具士が正しい足部アライメントでギプス矯正採型を実施する。しかしながら、実際の日常生活では歩行を想定する必要が生じるため、立位状態を予測した製作工程が必要となる。

一般的に立った状態では、重力によって足部は内側縦アーチがつぶれ、長軸方向に伸びる変形が生じる。つまり、座位で得られた印象型から、立位によって自重で変形した形状を正確に予測しないと、患者に適合した特殊靴製作のスピード化を図ることが困難となる。

本研究では、陽性モデルの修正を前提として、座位時の足部形状から立位時の足部形状の予測を行うための多変量回帰モデルを構築することを目的とした。

2. 方法

2.1 対象者

既往歴のない健常成人男性 68 名 135 足とした(1 名 1 足は計測不鮮明のため除外)。年齢(20.9 ± 1.2 歳)、身長(171 ± 5.2 cm: 158 cm \sim 184 cm)、体重(62.8 ± 9.3 kg: 48 kg \sim 80 kg)、であった。なお、対象者には女性も含まれていたが、解析に耐えうる人数の確保が出来なかったため除外した。なお、本研究は北海道



図 2 フットスキャナ

科学大学倫理(申請番号第 119 号)を受けてから実施している。

2.2 接地足底面の観察と計測

対象者には、前方約 2m の視標を注視させ、図 2 に示す耐荷重 150kg フットスキャナ(OSM 社製接地足底投影器)の平面ガラス板上に裸足にて両後足部間に 10 cm の間隔をあげ、両膝蓋骨を正面に向けて、自然な静止立位をとるようにし、体重を両足に均等にかけるように指示した。立位をとってから姿勢が安定するまでのおよそ 15 秒程度経過した後で、足の裏の状態をスキャンした。座位ではこの状態で静かに着座し、下腿部が垂直になるようにした。なお、このスキャナでは、足裏の接地状態、足幅、足長などが自動計測されるものである。

2.3 足底面の評価方法⁽¹⁾

2.3.1 接地足底面の分析

図 3 に示すように、平沢ら⁽⁹⁾による接地足底接地面の分析方法を応用した、足型の内側縁・外側縁に対する接線を求めた。両者の交点を P とする。H ラインは交点 P と第 2 趾中央部を結ぶ線であり、N ラインは交点 P と第 5 趾中央部を結ぶ線である。この H ラインと N ラインを基準とし、野田⁽¹¹⁾によるアーチ形成の 4 段階分類法(図 4)を用いて被験者の左右 135 足を I \sim IV 型に分類した。

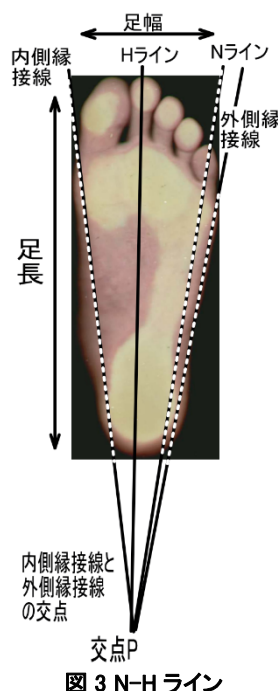
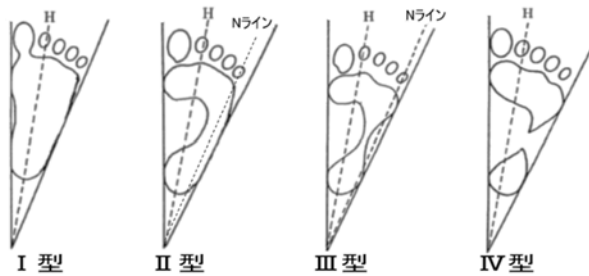


図 3 N-H ライン

図4 野田分類⁽¹⁾

I型は図4に示すように、Hラインを基準として、内側の縦アーチができていない状態(Hラインと内側縦接線の領域に接地面がある状態)で、いわゆる扁平足の状態である。

II型はHラインを基準として、内側縦アーチが構成(内側縦アーチ部の非接触面がHラインとNラインの領域にある状態)される状態である。

III型はII型のような内側縦アーチの構成に加え、外側縦アーチも構成(外側縦アーチ部の非接触面がHラインとNラインの領域にある状態)される状態である。

IV型は、凹足のようなハイアーチの状態、内外側縦アーチの切れ込みが非常に深く、両方のアーチが接触して、足裏の分離現象を生じさせている状態である。これを全対象者に対して、フットスキャナの足裏状況から、I型22足、II型53足、III型36足、IV型24足に分類した。

2.3.2 アーチ高率、足幅、足長の測定

被験者にフットスキャナによる足底面の観察時と同様の姿勢をとらせ、舟状骨粗面の位置を触診にて決定し、下端にマーキングをして、両足に均等に体重が負荷されていることに十分注意しながら非荷重時の床面からの高さをキャリパーで測定した(舟状骨高の測定)。アーチ高率は、足長(cm)に対する舟状骨高(cm)の割合(%)によって算出した⁽¹⁰⁾。なお、足長および足幅は図2のようにフットスキャナで得られた原画

像から算出された値を用いた。

2.4 陽性モデル修正条件要素の追加

陽性モデル修正では、圧力分散目的で実施するアーチサポートのために、図1-dのように陽性モデル上で内側縦アーチ部(土踏まず)の削り修正の実施や、足部アライメント矯正のために載距突起部の削り修正を行う⁽¹¹⁾。

本研究では、図5に示す載距突起パッドと土踏まずパッドを図6のように足裏に設置することで陽性モデル削り修正を再現した。

2.4.1 載距突起パッドの設定

図5-Aに示す載距突起パッドは、ソルボダイナミックスシューインソールシステム社のDSISのD-縦軸アーチパッドLサイズ(最大高さ12mm)を使用し、図6-Cに示すように、内果下端に位置する載距突起直下にパッドを設置し、前項までの手順と同様に静止立位で足長、足幅、アーチ高率を算出した。

2.4.2 土踏まずパッドの設定

図5-Bに示す土踏まずパッドは、ソルボダイナミックスシューインソールシステム社のDSIS-2縦軸アーチパッドを3枚重ね(最大高さ12mm)を使用し、図6-Dに示すように、非接触面の隙間を埋めるように土踏まずパッドを適宜部分カットによって調整した後に設置し、前項までの手順と同様に静止立位で足長、足幅、アーチ高率を算出した。

2.5 解析方法

2.5.1 野田分類における足長差算出

座位で得られた寸法情報(足長、足幅)を、立位で得られた各種立位条件(立位、土踏まずパッド、載距突起パッド)で減算することで、立位を取って足部に荷重が加わった時の足部変位量を算出した。

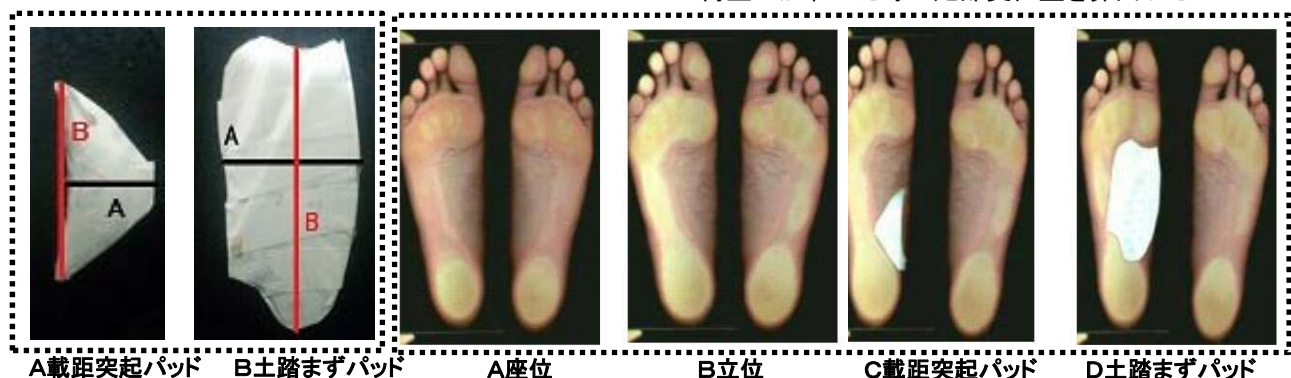


図5 実験に用いたパッド



図6 フットスキャナーによる計測結果例

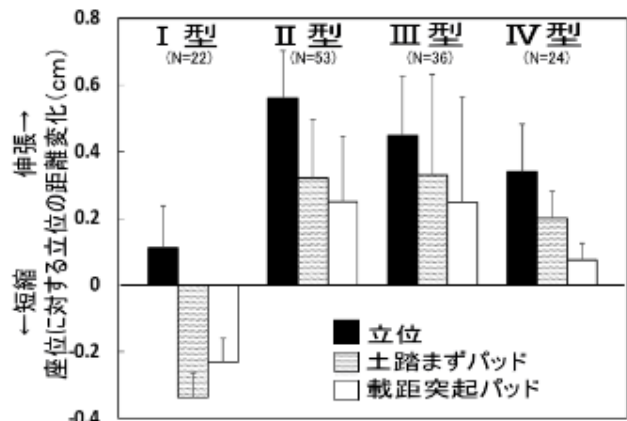


図 7 足長差平均

2.5.2 統計解析

本研究における統計解析は、全変数選択方式の重回帰分析を実施した。目的変数は立位時寸法とし、説明変数は身長(cm)、体重(kg)、アーチ高率(%)、野田分類(1~4)、パッドの有無(立位のみ:1, 土踏まずパッド:2, 載距突起パッド:3)、座位時寸法(cm)である。

回帰式の有意性は一元配置分散分析を危険率 5%で判断し、回帰式の精度は修正済み重相関係数を用いた。

2.5.3 確認実験における統計解析

回帰式の実用性を評価するために、重回帰式算出に用いた対象者以外の健康男性 10 名を用いて、予測値と実測値の比較を行った。

3. 結果

3.1 野田分類による立位時寸法変化について

野田式分類法と各データの関係を図 7, 8 に示す。グラフの縦軸は座位時の足長、足幅に対する立位時の距離変化を表し、プラス方向は伸張、マイナス方向は短縮を示す。また、横軸は図 4 に示す野田分類となっており、数値が大きいほど高アーチであることを示す。

3.1.1 足長差平均の結果

図 7 から、座位から立位をとった時、I 型からIV型まで足長が伸びる結果となった。また、土踏まずパッドを入れた時は I 型は長軸方向に短縮し、II 型からIV型は伸張する結果となった。また、載距突起パッドを入れた際も I 型は短縮し、II 型からIV型は伸張する結果となった。

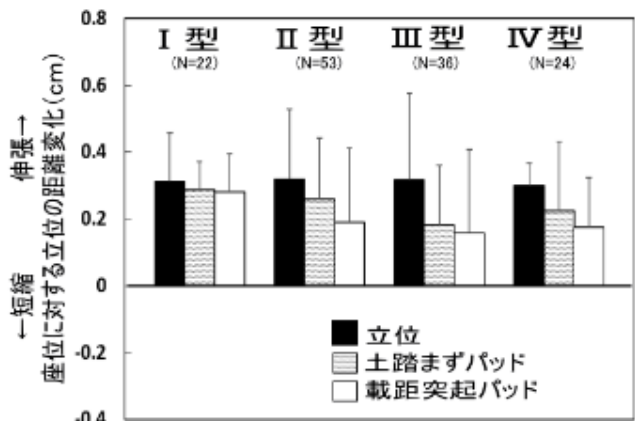


図 8 足幅差平均

3.1.2 足幅差平均の結果

図 8 から座位から立位をとった時、I 型からIV型まで足幅が左右方向に伸張する結果となった。また、土踏まずパッドや載距突起パッドを入れた時は I 型からIV型は荷重によって伸張したが、立位のみと比べると、左右方向の伸張は抑制されていた。

3.2 予測式の結果

表 1 は立位時の足部寸法を予測するための回帰式と精度を示す。利用方法は表 1 に示す説明変数に対応する偏回帰係数の値を乗算し、全ての説明変数と定数項を加算すると立位時寸法が算出されるものである。

結果として足長および足幅の予測において、修正済み重相関係数が足長で 0.98、足幅で 0.95 と高く、分散分析結果からも回帰式は有意であった。また、ダービーワトソン比は 2 前後の数値であれば自己相関はないとされており、本研究における回帰式による予測での自己相関はなかった。また、残差標準偏差は予測値と実測値の差全体の標準偏差を示しており、足長では 0.23cm、足幅では 0.18cm であった。

偏回帰係数の符号は正の値が、立位時に伸張方向に影響を及ぼし、負の値が短縮方向に影響を及ぼす。したがって、対象者の身長や体重、座位時の舟

表 1 重回帰分析結果

	説明変数	足長	足幅
		偏回帰係数	偏回帰係数
回帰式	身長(cm)	0.0023	0.0108
	体重(kg)	0.0060	0.0066
	舟状骨の高さ(cm)	0.0219	-0.0352
	野田分類(1~4)	0.0876	-0.0161
	アーチパッド (1:立位のみ, 2:土踏まずパッド, 3:載距突起)	-0.1173	-0.0649
	座位 足幅(cm)	0.8998	0.8658
	定数項	1.8444	-0.4165
精度	分散分析	P<0.001	P<0.001
	残差標準偏差(cm)	0.23	0.18
	修正済み重相関係数	0.98	0.95
	ダービーワトソン比	1.92	2.23
	AIC	-415	-510

状骨高さ、野田分類による足型の状態の数値が大きければ、立位時の伸張率も大きくなることを示した。特に、足長では、アーチパッドを追加することで立位時足長は短縮する要因となっていた。また、アーチパッドの有無については、数値が大きければ、足長や足幅は短縮することを示した。

4. 考察

4.1 野田分類における寸法変化について

4.1.1 立位変化について

本研究結果から、座位時で得た陽性モデルから立位を想定して靴型装具を製作することを考えると足部形状に関係なく、伸張することがわかる。特にⅡ型およびⅢ型での伸張率が高く、平均で5mm程度は伸張し、残差標準偏差によるばらつきを考慮すると予測式の結果は2-3mm程度の誤差を持って、伸張が起こるものと推察する。

また、Ⅰ型の扁平足では1mm程度と伸張率が低く、特に削り修正などをせずに靴型装具を製作する場合は、残差標準偏差を考慮しても3mm程度の盛修正で十分と考える。

また、Ⅳ型の高アーチでは、アーチが低下している足部と比べ剛性が高く、Ⅱ・Ⅲ型と比較して伸張率は低いといえる。

4.1.2 パッドによる変化について

土踏まずパッドでは、立位による伸張率と比較すると、その割合は減少していた。つまり、座位時の寸法に近づいたことを意味する。特にⅠ型の扁平足では、短縮しており、縦アーチをサポートすることで舟状骨高さが上昇し、長軸方向に短縮したといえる。

載距突起パッドでは、後足部のアライメントを回外位に誘導するものである。そのため、運動連鎖が生じて、中足部も回外位となり、舟状骨高さも間接的に上昇したと考えられ、前後および左右方向の距離が短縮したものと推察される。この変化率は土踏まずパッドをしたときよりも大きく後足部アライメントによる足部形状の変化が大きいことを示唆するものであった。

4.2 予測式の結果についてのまとめ

本研究における座位での足部寸法から立位時寸法を予測するための重回帰モデルは、非常に高い精度で予測できたと考える。しかしながら、本研究の結果は実際の印象材を用いた採型を行ったものではないため、臨床現場で実際にどこまで、予測式が一致

するか不明であり、臨床に即した確認実験が必要と考えた。

5. 確認実験

5.1 確認実験の目的

本研究の予測式が臨床現場で実際に行われる印象材を用いた採型を実施した場合に、立位時の状態を予測できるか確認することを目的とした。

5.2 確認実験の方法

5.2.1 対象者

確認実験における対象者は既往歴のない健康成人男性10名20足とした。年齢(21 ± 4.4 歳)、身長(170 ± 6.0 cm: 158cm~179cm)、体重(62.9 ± 9.8 kg: 52kg~83kg)、であった。

5.2.2 足底面の評価

足底面足圧情報は、臨床では、図9-aのようなフットプリンターを用いる。本研究では、臨床現場を再現するためにバウアーファインド社のフットプリンター(SMTB-S)を用いて、図9-bのような足底圧情報を得た。その後、本実験で利用した平沢ら⁹⁾による接地足底接地面の分析方法を応用し、Hラインを定め、野田分類法に従って足部形状を4つに分類した。本確認実験では、Ⅰ型:4足、Ⅱ型:8足、Ⅲ型:7足、Ⅳ型:1足であった。

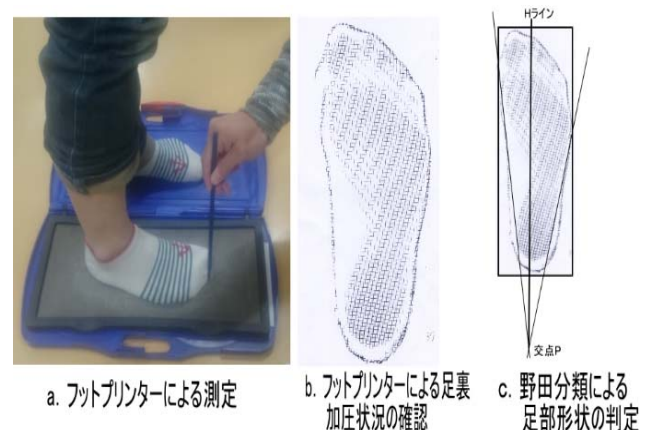


図9 測定評価

5.2.3 足部採型と採寸

足部採型に用いたのは、臨床現場で足部採型時に多用される図10に示すバウアーファインド社製のインプレッションフォーム(トリッシュラム)を用いた。

立位データは図10-aのように静止立位において、全荷重をした状態とした。座位時で義肢装具士によって図10-bのように非荷重採型を行い足部印象を図

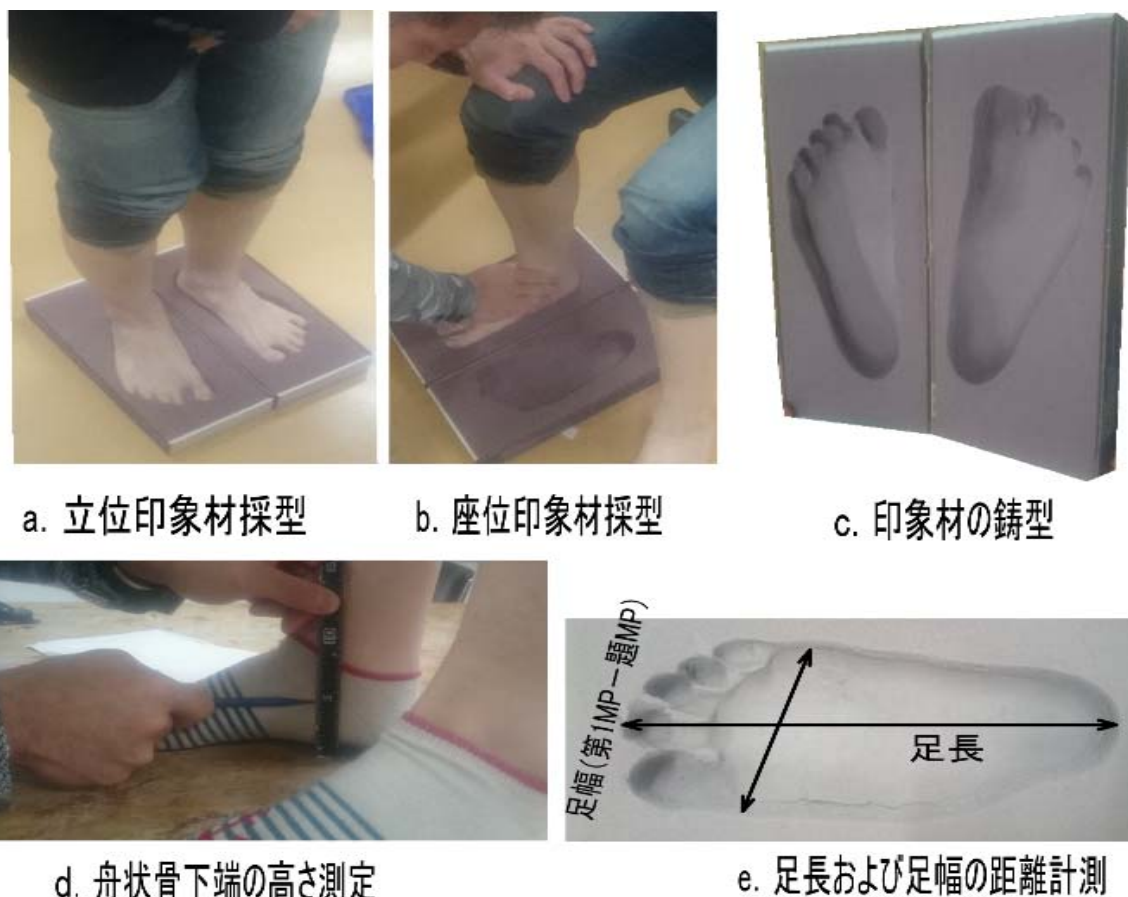


図 10 足部採型と採寸

10-cのように得た。また、非荷重時における舟状骨下端の高さを図 10-dのように行い、寸法データを得た。足長や足幅は、印象材から得られた情報をもとに、図 10-eのように、実測値を得た。

5.2.4 立位予測式の当てはめと検証

表 1 に示す足長と足幅の偏回帰係数をもとに、身長、体重、舟状骨下端の高さ、野田分類による足部グレードの実測値を用いた。座位時の寸法は、図 10-bのように座位から得られた印象型を図 10-e の情報をもとに、足長と足幅を利用した。また、アーチパッドは確認実験では用いていないが、印象材を用いた非荷重採型では、生理学的な縦アーチを再現した状態で陰性モデルを得ることができるので、確認実験では土踏まずパッドを入れたことにした。

検証方法は、図 10-a のように立位荷重時で得られた足長と足幅の寸法値と、予測値で得られた立位寸法値との差を算出し、20 足の平均と標準偏差を求めた。

5.3 確認実験の結果

図 11 は検証結果を示し、横軸が足長および足幅、

縦軸が立位実測値と予測値との差を示し、正方向は実測値よりも伸張して予測されたことを示す。

結果として、予測値と実測値との差は足長で $0.025 \pm 0.12 \text{ cm}$ 、足幅で $-0.012 \pm 0.13 \text{ cm}$ であった。

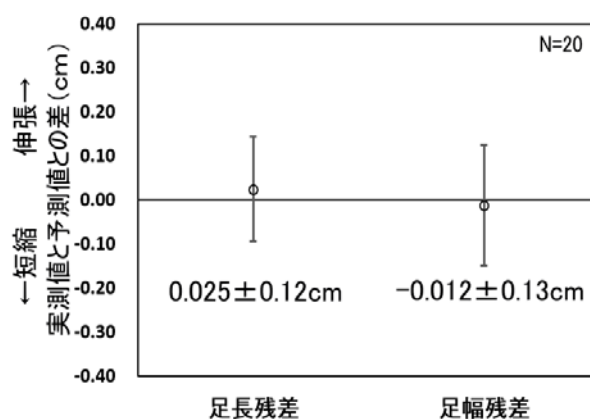


図 11 検証結果

6 考察

本研究で作成した多変量解析予測式を、実際に行われる足部採型に即して検証してみると、対象者が違っても予測値と実測値の差はなかったと考える。特に標準偏差は 0.013 cm 以下と小さく、予測式の精度

は臨床で活用できるレベルであることを示唆している。

確認実験のように条件が違っても、精度高く予測できたのは、本実験で得られた予測式の精度(重相関係数が 0.98)が高いこと大きな理由であるが、さらに対象者の範囲が身長および体重ともに内挿の範囲内であったこともその要因といえる。予測式を作成するのに協力した対象者の範囲が身長では、158cm～184cm、体重では 48 kg～80kg であり、確認実験で協力してくれた対象者は身長が 158cm～179cm、体重 52 kg～83kg であり、ほぼ予測式の範囲内で検証を行ったことが高い一致を示したと考える。

予測式の精度は平均値に対して、足長では 0.23cm、足幅では 0.18cm の標準偏差をもっているが、確認実験における標準偏差は足長で 0.12cm、足幅で 0.13cm と小さく、臨床応用においても十分活用できる誤差範囲と考える。

しかしながら、実際には、外挿(範囲外)による予測では、予測式の精度は保証されないため、特に体重では 48kg～80kg 以外の対象者では、誤差を大きく見積もる必要があると考えられる。

7.おわりに

本研究では、座位時に得られた足部形状が、立位を取ることによってどのように変化するのか足部形状との関係性を示すことを目的とした。

結果として立位を取ると足部形状に関係なく、足幅・足長ともに伸張し、パッドをいれることにより、座位時寸法に近づくことを明らかにした。特に載距突起パッドは後足部アライメントに寄与し、より座位時寸法に近づけ、I 型の扁平足では座位時より短縮することを明らかにした。

本研究で得られた予測式は臨床現場の陽性モデル修正に活用できると考えられた。

本研究の限界としては、取得データが年齢によって影響を受ける可能性があり、対象者が若年者に偏っていたことである。今後はデータ数を増やして、幅広い年齢層で解析を実施し、正確な予測式の作成が必要と考える。

参考文献

- (1) 野田雄二, 足の裏からみた体: 脳と足の裏は直結している, 東京, 講談社, 1998, pp16-56.
- (2) 河辺信秀, 上甲哲士, 他, 糖尿病性足部潰瘍の危険因子に対する装具療法の効果, 理学療法学, Vol. 31, No. 5, 2004, pp296-303.
- (3) 首藤貴, 靴型装具 (Ii) 靴型装具の臨床, 日本義肢装具学会誌, Vol. 18, No. 3, 2002, pp226-234.
- (4) 眞殿浩之, 靴型装具 (Ii) 糖尿病に対する靴型装具 ドイツの整形外科靴製作技術の応用, 日本義肢装具学会誌, Vol. 18, No. 3, 2002, pp221-225.
- (5) 川村一郎, オルソペディックフットウェア 我が国の整形外科靴支給制度の現状と問題点, 日本義肢装具学会誌, Vol. 9, No. 3, 1993, pp305-310.
- (6) 飛永浩一郎, 井手睦, 960 Sri Lanka 国において義肢装着後の傷の発生状況を調査して (骨・関節系理学療法 25, 第 42 回日本理学療法学会大会), 理学療法学, Vol. 34, No. 2, 2007, p480.
- (7) 田村栄太郎, 日本職人技術文化史, Vol. 2, No. 1, 1984, pp15-45.
- (8) 数間恵子, 小林康司, 在院日数短縮化によるケア必要量の増加とニーズの多様化 (特集 変わりつつある外来看護へのニーズ—医療制度の動きと患者の変化), インターナショナルナーシング・レビュー, Vol. 28, No. 1, 2005, pp32-36.
- (9) 放送大学教材, 資料種別, 他, 保健体育 スタシオロジー保健体育 スタシオロジー, 1995.
- (10) 大久保衛, メディカルチェックにおける足アーチ高測定方法の検討, 臨床スポーツ医学, Vol. 6, No. 1989, pp336-339.
- (11) 飛松好子, 高嶋孝倫, 靴型装具と足底装具, 第 4 版装具学, 東京, 医歯薬出版, 2013, pp17-47.