

円標点とメッシュ変形法を用いた
靴歩行時足変形の計測

2013 年度

西濱 里英

学位論文 博士（工学）

円標点とメッシュ変形法を用いた
靴歩行時足変形の計測

2013 年度

慶應義塾大学大学院理工学研究科

西濱 里英

主 論 文 要 旨

報告番号	①	第	号	氏名	西濱 里英
主論文題目：					
円標点とメッシュ変形法を用いた靴歩行時足変形の計測					
(内容の要旨)					
<p>靴歩行時には、筋活動による関節運動と靴を介した外力の作用によって、足の表面軟組織が複雑に変形する。このため、靴を足に適合させるには、この変形を明らかにする必要がある。動的な3次元形状の計測には、パターン光投影や多標点計測など、様々な方法が提案されているが、これらの方法で靴に覆われた足の動的変形を計測することは困難であった。本研究では、従来の動作計測で用いる反射球標点を反射円標点に代え、透明甲素材の実験靴を使用して靴歩行中にも足骨格特徴点の3次元計測を行えるようにした。また、足の主要骨格モデルと静止直立時の足形状メッシュモデルを用い、メッシュモデルの特徴点位置を計測した骨格特徴点位置と合わせることで、靴歩行時の足部の関節運動と表面伸縮の同時推定を行う手法を開発した。さらに、提案手法を用いてハイヒール靴歩行時の足変形を計測し、変形の特徴を示すとともに、本手法の靴開発への応用の可能性を示した。</p> <p>第1章では、研究の背景と位置づけ、および新規性と有用性を示した。</p> <p>第2章では、新たな計測手法を提案した。すなわち、足運動に関わる主要な骨格構造を4節のリンク構造に単純化し、各リンクの動きを記述する足表面上の骨格特徴点20点を標点位置と定め、この位置に厚さ0.2mm直径5mmの円標点を貼ることで、甲を透明素材に代えた実験靴を履けるようにした。また、あらかじめ用意した静止足型メッシュを、計測した標点位置にフィッティングすることで、歩行中の各時点の足表面形状と標点間の伸縮量を推定した。さらに、骨格モデルを用いて、計測した標点位置から関節運動を推定した。なお、被験者の足型メッシュは、光学式3Dデジタイザで取得した静止立位時の足形状に重なるように、テンプレートメッシュを変形させることで作成した。</p> <p>第3章では、提案手法の精度と実用性を確認するために、骨格位置と体表面標点位置のずれ量を超音波画像計測装置で計測し、ずれ量が関節角度に与える影響は小さいことを確認した。また、透明甲素材を通しての円標点の3次元計測精度は、球標点よりも円標点の方が、その中心が足表面に近いと、寸法精度が高くなることを確認した。3Dデジタイザによる計測形状と本手法による推定形状を比較した結果、幅方向の誤差は最大2mm、周長誤差は、変形が大きい足首付近でも最大2.5mmであり、実用上十分な精度を有することを示した。</p> <p>第4章では、本手法の応用例として、ヒール靴歩行時の足変形を計測した。これにより、ヒール高によって骨格姿勢は変化するが、屈伸方向の関節運動や体表面積変化率の変化傾向は裸足歩行時とほぼ等しいことを示した。また、体表面伸縮分布とその時間変化を示し、足と靴の固定方法や適合性の向上手段を検討した。さらに、踵離地直前では、足アーチが低下し、中足骨が広がって足囲が増加することを利用して履き口を締める機構を提案し、履き口が大きく開いた婦人靴でも踵ずれを軽減できることを示した。</p> <p>第5章では、本提案のまとめとともに、今後の課題と展望を示した。</p>					

SUMMARY OF Ph.D. DISSERTATION

School Integrated Design Engineering	Student Identification Number	SURNAME, First name NISHIHAMA, Rie
Title Measurement of Dynamic Foot Deformation Using Circular Markers and Mesh Deformation		
Abstract <p>Human feet deform greatly during walking because of muscle activity of the foot and pressure from shoes. To design well-fitting shoes, dynamic foot deformation must be quantified. Dynamic 3D foot shapes are measured using various methods such as using projection of pattern light or measuring multi-point markers on the foot. However these methods present difficulty when measuring a foot shape in shoes. Using circular markers and a transparent shoe with a motion-capture system, this study can record motions of anatomical landmarks of the foot surface during shoe walking. Using this method, this study proposes a process for simultaneous estimation of foot joint motions and foot-surface deformation during shoe walking from motions of anatomical landmarks, based on a foot segment model and mesh deformation. Furthermore, measuring foot deformation during high-heel walking using this method revealed features of deformation during walking and the potential for application of this method for shoe design.</p> <p>In chapter 1, the background, positioning, novelty, and usefulness of this study are described.</p> <p>Chapter 2 presents a summary of the proposed method. The principal skeletal structure related foot motions were simplified to a four-link model. Marker positions were set to 20 anatomical landmarks on the foot surface to construct the four-link model. After attaching small thin circular markers (t, 0.5 mm; r, 2.5 mm) to these positions, transparent shoes are worn. Foot joint motions are calculated from a foot segment model based on motions of the 20 markers recorded using a motion capture system. Foot-surface deformation was estimated by deforming a standing 3D foot mesh to fit landmarks of a standing foot mesh to 20 anatomical landmarks in walking. A standing foot mesh of each subject was made by deforming a template of a foot mesh to a standing foot shape using a 3D digitizer</p> <p>In chapter 3, the proposed technique is evaluated. Skin displacement of markers and anatomical landmarks are confirmed as small and not affecting the calculation of joint angles. Furthermore, the accuracy of recorded circular markers through a transparent shoe is higher than that of sphere markers because they are attached closer to the foot surface. To evaluate accuracy, two foot-surface deformation results were obtained using the proposed method and a 3D digitizer. Surface distances between the markers were calculated from the results. Calculated results show that the error of circumference was 2.5 mm maximum, even near the ankle. This method has sufficient accuracy for practical use.</p> <p>In chapter 4, as an example of an application, foot deformation was measured during high-heel walking. Foot deformation during the stance phase was similar during barefoot and high-heel walking: relative motion between the midfoot and forefoot segment was similar because of the change of the longitudinal arch, as was the pattern of highly deformed and slightly deformed foot surface regions. Using the measured data, a mechanism for reducing slippage of ladies' pumps was proposed.</p> <p>Chapter 5 presents a summary of results along with challenges and prospects for the future.</p>		

円標点とメッシュ変形法を用いた

靴歩行時足変形の計測

目次

第1章 序論	1
1. 研究背景	1
2. 靴製造の実際	4
2.1 靴の製造方法	4
2.2 足変形への対応	7
3. 靴歩行時の足変形計測の現状と課題	8
3.1 関節運動	8
3.2 寸法・表面形状変化・表面伸縮	9
3.3 靴歩行時の足変形計測の課題と解決方針	10
4. 本研究の目的および構成	12
4.1 本研究の目的および特徴	12
4.1.1 本研究の目的	12
4.1.2 本研究の新規性	12
4.1.3 本研究の有用性	13
4.2 本研究の構成	14
第2章 動的足変形計測手法	15
1. 計測方針	15
2. 計測方法の概要	16
3. 使用した計測機	17
3.1 計測機概要	16
3.2 円標点	19
4. 骨格モデルの構成	20
5. 静止立位形状の取得	24
5.1 概要	24
5.2 静止立位形状の計測	24
5.3 静止足メッシュ取得方法	27
6. 歩行中の標点位置の取得	30
6.1 概要	30

6.2	標点位置計測方法	31
7.	歩行中の関節運動と足形状の推定	36
7.1	概要	36
7.2	足形状の推定方法	36
7.3	実際の計算方法	38
8.	計測例	39
9.	歩行中足変形特徴量	42
9.1	関節運動	42
9.2	断面形状	44
9.3	周長変化	45
9.4	足表面伸縮	46
10.	本章のまとめ	47
第3章 計測手法の妥当性の検証		48
1.	方針	48
2.	皮膚上標点と骨格特徴点とのずれの確認	49
2.1	目的	49
2.2	方針	50
2.3	方法	50
2.4	結果	54
2.5	考察	54
3.	円標点とビニール越しでの標点位置計測の検証	56
3.1	目的	56
3.2	方法	56
3.3	結果	57
4.	変形精度の検証	59
4.1	目的	59
4.2	方法	59
4.3	結果	60
4.4	まとめ	65
5.	まとめ	68
第4章 ヒール靴歩行時の足変形計測		69
1.	方法	69
1.1	被験者	69
1.2	方法	69

1.3 算出した足変形特徴量	69
2. 結果	70
2.1 足形状計測例	70
2.2 関節角度	71
2.3 断面形状	79
2.4 足表面伸縮分布	81
2.5 まとめ	83
3. 先行研究との比較	84
4. 婦人靴開発への応用	86
4.1 パンプス歩行中の踵ずれ	86
4.2 踵離地時の足変形	87
4.3 婦人靴の踵ずれ軽減方法	89
4.4 試作	91
4.5 評価	92
4.5.1 固定力増加の確認	92
4.5.2 ラインによる固定力と靴の屈曲硬さの関係	95
4.5.3 踵のずれの評価	97
5. 本章のまとめ	105
第5章 結論	106
謝辞	107
参考文献	108

第1章 序論

1. 研究背景

足は、図 1-1 に示す 24 個の骨から構成され、図 1-2 の踵骨と立方骨間、距骨と舟状骨間の関節を合わせた横足根関節と、立方骨および 3 つの楔状骨と 5 つの中足骨間の中足足根関節により、後足部、中足部、前足部の 3 部位に大別できる。これらの骨格により、足は図 1-3 に示す縦横のアーチを形成し、底側踵舟靭帯などの足底の靭帯により、歩行中に作用する筋力と床反力をアーチ構造の変形によって緩衝している。このため、歩行中には、足長、幅、高さ方向にそれぞれ 10 mm に変化し¹⁻⁵⁾、足の断面形状も変化する⁶⁾。

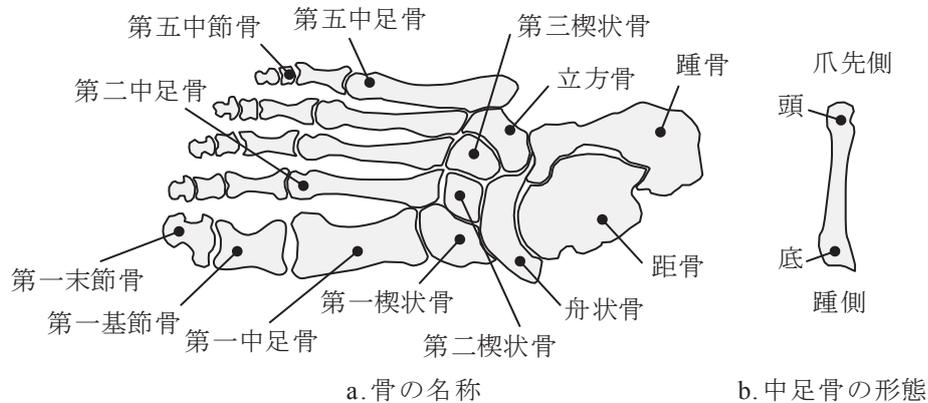


図 1-1 足を構成する骨

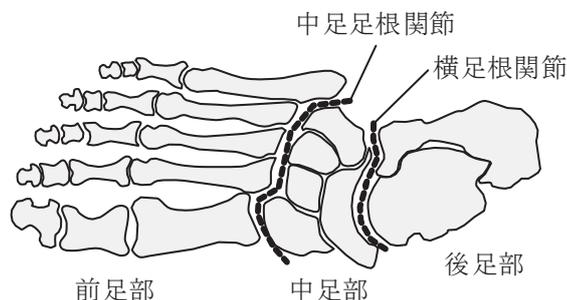


図 1-2 足の主要関節

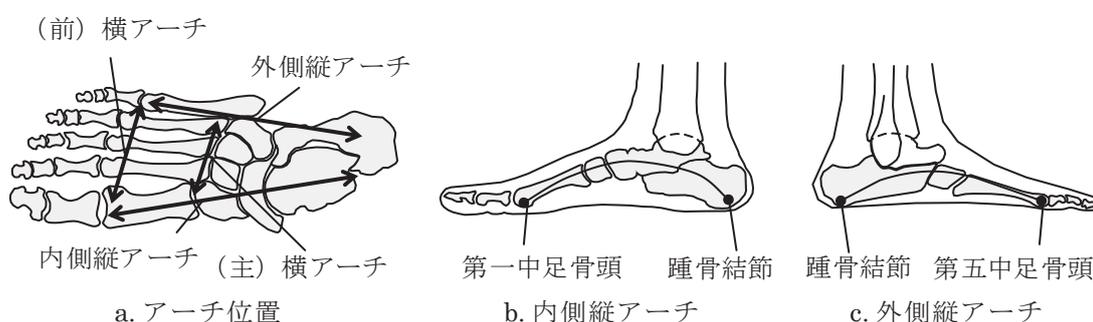


図 1-3 足アーチ構造

靴は、足を保護し、歩行を補助する機能を有するが、足と靴の適合性が悪い場合は、足の変形を拘束するのみならず、変形を増大させる場合もある。すなわち、きつめの靴は、明らかに足の変形をもたらすが、ゆるめでも、足と靴の固定力が不足し、足が靴内で滑ることにより、足指の変形や足底の胼胝などに至ることもある。特に婦人靴では、甲が大きく空いたハイヒールや爪先の尖ったデザインが多く、靴内の滑りによって、甲の口周りの食い込み⁷⁾や足前方部の圧力集中が起りやすいこと^{8,9)}が報告されている。しかし、職種によっては、このような靴を長時間履き続けなければならないこともあり^{10,11)}、ファッション性を保ったまま適合性を向上することが求められていた。

細長らは、成人女性の裸足時と靴着用時の足前方部の X 線写真を撮影し、靴着用時では足幅と足先幅が大きく減少し、前足部の形状を表す足指の角度は靴の形状に合わせて著しく変化することを報告した¹²⁾。また、大塚らは、靴の輪郭線と足の輪郭線を比較し、男性に比べて女性の方が、足幅より細い、きつめの靴を履いていると報告している¹³⁾。

さらに、図 1-4 のように、足形状はヒール高で大きく変形し、中底の形状によっても変化する。大塚ら¹⁴⁾は、足の石膏型を取り、ヒール高さとう寸法の関係を調べ、ヒールが高く

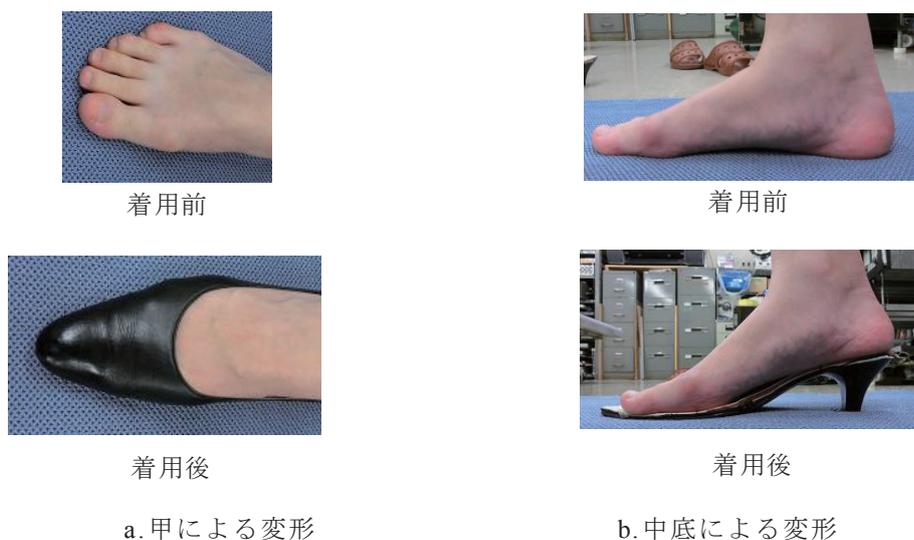


図 1-4 靴の着用による足の変形

なるほど足囲は減少し、高さ方向の項目（楔状骨点高さなど）は増加すると報告している。Kouchi ら¹⁵⁾ は、足の骨格特徴点座標と 3 次元形状より、ヒールが高くなるほど、内側アーチ長はと足幅は小さくなり、また、足断面は、扁平度が小さくなって、足が内側に倒れ込むように回内することを示している。中底の形状については、Witana ら¹⁶⁾ が、ハイヒールの中底角度を変えることで、快適な中底条件を求めた結果、踵骨、距骨、立方骨、舟状骨が中底の踵部に敷かれるヒールシート上にあり、ヒールシート端が舟状-楔状骨関節付近にくることが重要であることを示唆した。また、Lee ら¹⁷⁾ は、通常の婦人靴に中敷きを入れた歩行したところ、前足部にかかる荷重が小さくなり、適合感が改善されると報告している。このため、靴による足底の支持条件によって、足姿勢が異なり、適合感に影響を与えられられる。

したがって、靴の適合度を高めるためには、必要な固定力を甲全体に分散させ、関節や筋の負担を小さくすることが必要である。この改善には、靴歩行中の足の挙動を詳細に把握することが基本になる。例えば、歩行中の足形状や表面伸縮分布を把握し、足形状の変化や表面の伸縮に応じた靴型設計や素材選択が必要になる。

以上より、本研究では、ハイヒールなど足を変形させやすい靴を履くことが多い女性に注目し、足と靴の適合性を高めるために、靴歩行中の足変形計測手法を開発した。

2. 靴製造の実際

2.1 靴の製造方法

図 1-5 に一般的な靴の製作工程を示す。現代の靴は、ほぼすべてが量産化された工業製品であるが、図面ではなく、靴型と呼ばれる図 1-5a の立体モデルを基に各パーツが設計・製作される。具体的には、靴型に合わせて紙型を設計し、甲の素材を裁断する。また、甲素材の補強材であるヒールカウンターや先芯を加え、立体的に縫い合わせて展開した甲を作る。また、別工程で、中底と表底を貼り付け、靴型に甲をかぶせると共に底部を当て、両者を貼り付けまたは縫い付ける。接合時には、甲部材周囲に張力を加え、靴型に密着させる。その後、加温やつや出しなどを行い、最後に靴型を抜いて完成する。このように、靴の一足一足が、靴型を鋳型のようにして作られる。



図 1-5 靴の製造工程 (文献¹⁸⁾ を改編)

靴型は、静止時の20項目以上の足寸法と足底外郭形状を基に、ヒール高やつま先形状などのファッション性、および、後述する足の変形や甲素材の伸縮性を総合的に考慮して、経験的に作られることが多い。これをマスターモデルと呼び、これを楕円盤で拡大縮小し、サイズ展開した生産用靴型を削り出す。

代表的な足寸法を図1-6、表1-1に示す。足長、足幅、踵幅、足囲、ヒール囲などの足寸法の計測には、一般的にはマルチン式の身体寸法計測に用いられる管状計、滑動計や巻尺などが用いられている¹⁹⁾。足長は、図1-7のフットゲージを用いる場合や、図1-8のスクライバーを用いて足を平面上に投影し、足の外郭形状から間接的に求める方法もある¹⁹⁾。また、最近ではレーザースキャンや画像処理による3次元計測で、設計あるいは販売促進用に足形状や足寸法を求めることも試みられている^{20, 21)}。

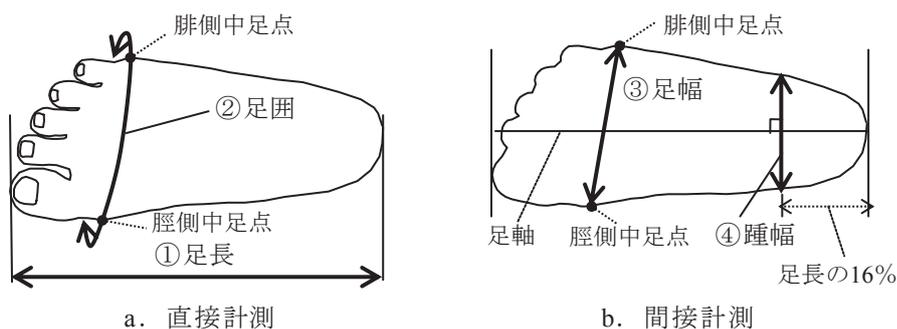


図1-6 足寸法の定義

表1-1 足寸法の定義

名称	定義
足長	踵点から足先点までの計測器の側板に対する投影長
足幅	輪郭図上におとした脛側中足点から腓側中足点までの直線距離
足囲	脛側中足点と腓側中足点を通る足の周長
踵幅	輪郭図上で足軸（踵点と第二指先端を結ぶ直線）に沿って、踵点から足長の16%の位置で足軸に直交するように引いた直線が、輪郭内側および外側と交わる点の間の距離。

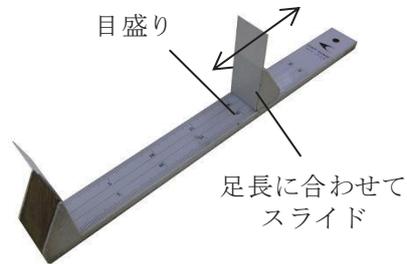


図 1-7 フットゲージ

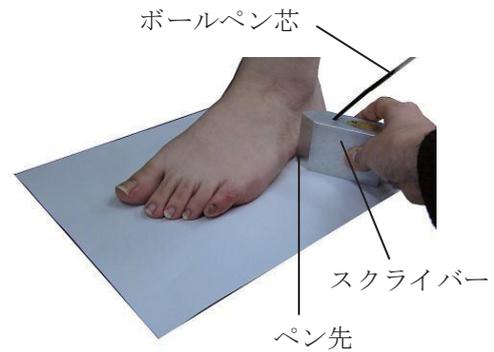


図 1-8 スクライバー

指の長さ比や踵と指のつけ根部の幅比などには大きな個体差があり、外郭線の中央軸（画像処理のスケルトン）の曲がり具合も湾曲方向が異なるほど個体差がある^{22,23}。特に、女性の足の個体差が大きい²⁴。

足形状から靴型への変換は、オーダーメイド靴を含め、経験的に行われる。ただし、既製靴においては、JIS規格により、サイズピッチが定められており²⁵、靴のデザインに応じた基準靴型を基に足長と足囲でサイズ展開（グレーディング）されている。基準靴型作成とグレーディングには、多量の足形状をデータベース化し、サイズごとの足各部の相対成長を、靴型のグレーディングに反映すること²⁶なども試みられている。また、近年では、3次元計測した足形状データから類似靴型を選定し、これを個人に適合した靴型形状に変換する手法²⁷も提案されている。

2.2 足変形への対応

靴は、歩行中の足の関節運動や軟組織のずれと膨隆などを吸収できなければならないが、足への固定も必要なため、衣服のようにゆとり量を大きくすることで、変形を吸収することはできない。このため、足と素材の変形についても多くの研究がなされてきた。

天然皮革の物性値は、動物の体表面位置やなめし方、水分量などによって異なる²⁸⁾。このため、様々な条件下で計測が行われており、経験的知見の蓄積も多い。単純な材料試験以外にも、靴型を利用した引張り試験²⁹⁾、甲の飾り縫いが革の物性値に与える影響³⁰⁾や、表革と裏革を接着する接着剤の違いによる甲革の伸びの計測³¹⁾なども行われている。

一方、足の変形については、靴型の段階で、屈曲による足長変化に対応するため、静止立位の足長に8~20 mm程度の「捨て寸」を加え、逆に足囲部は、足の固定のために、実際よりも細く設計されており、婦人靴の場合10~20 mm程度の「殺し寸法」を減じている。また、スポーツシューズにおいては、材料試験に用いられる非接触3次元材料変形測定システムを用いて足の表面変形ひずみを計測し、甲の伸縮素材を変えることが試みられている³²⁾。その他、甲が大きく空いた婦人靴では、固定性を高めるためのストラップなどの部品もあるが、見た目が大きく変わるため、使えないことも多い。

以上に示したように、足変形への対応は、足囲や足長変化を中心として経験的に靴型寸法に反映させている。これは、主として、足の動的変形に関するデータが不十分であることと、そのようなデータがあったとしても、靴設計にどのように応用すべきかわからないことによると考えられる。このため、本研究では、これらの問題を解決する基礎となる、そもそもの靴歩行中の足変形を計測する手法を検討する。足変形には、関節角度変化による粗大変形と、運動や筋膨隆に伴う表面形状（寸法や断面形状変化を含む）があり、次節に示すように、様々な計測手法が開発されてきた。

3. 靴歩行時の足変形計測の現状と課題

3.1 関節運動

歩行中の足関節運は、X線画像を用いた直接計測³³⁻³⁵⁾や、計測した足表面の骨格特徴点位置と骨格リンクモデルから推定する方法³⁶⁻³⁸⁾で解析されている。

Fukanoら³³⁾は、撮影方向を変えたX線連続画像を用いて歩行中の内アーチと外アーチの中足骨角度変化を計測した。医用断層画像でも骨の位置を計測できるが、体重がかかる状態での動的足変形を計測することは困難である。また、共に、健常者に対する放射線リスクを考慮しなければならない。

一方、足骨格を剛体リンクモデルとして、その相対角度変化を体表面上に現れる骨端部などの特徴点位置から推定する方法は、生体侵襲性がなく、モーションキャプチャシステムなどで容易に計測できるため、広く用いられるようになった。しかし、モーションキャプチャでは、一般的に球標点を使うため、靴内の足計測では、関節点位置に穴を空けて関節点を露出させ、そこに標点を貼りつける手法が取られていた³⁹⁾。この方法では、靴の一部を切り取るため、多数の標点を貼り付けると、甲の伸縮特性や足の固定性を維持できなくなる。特に、パンプスのような婦人靴については、甲の面積が小さいため、靴の入り部を切り取ることによる固定性への影響が大きく、靴着用での標点計測が困難であった。このため、靴の高適合設計には、靴着用中の関節運動の計測を非侵襲的に、より簡便に行う方法が求められていた。

3.2 寸法・表面形状変化・表面伸縮

歩行中の足の寸法変化については、足長、足囲、足幅変化を薄い曲がり梁の表面ひずみ変化で計測^{1,2,4)}した例がある。この方法は簡便であるが、複数個所を同時に計測しようとするとセンサが干渉する可能性が高いため、足変形の全体像を知るには不向きである。

足の表面伸縮分布については、表面に等間隔に円を描き、円の変形を観察するデルマトグラフによる観察例があるが⁴⁰⁾、定量化が困難であった。また、通常、材料の非接触変形試験に用いられるランダムパターンを足に塗布し、その変形を高速ビデオカメラで撮影して、歩行中の足変形を計測した例がある³²⁾が、足全体の形状や関節運動の同時計測はなされていない。

足の表面形状を動的にとらえる方法としては、対象に投影したパターン光等の歪みから立体化する方法（光投影方式）^{41,42)}と、対象に多数の標点を貼り付け、標点位置とあらかじめ計測した静止時の3次元メッシュより、運動中の形状を再現する方法（モーフィング）⁴³⁻⁴⁵⁾がある。光投影方式は、静止形状を高精度で直接計測できるが、靴着用時の足に適用することはできず、動的計測も困難であった。

一方、モーフィングは、関節運動と同時計測ができ、メッシュ形状の変形から足表面の伸縮分布を求めることも可能である。しかし、限られた標点位置から形状を推定するため、精度が低くなる恐れがあり⁴⁴⁾、適切な標点位置の検討と変形手法が必要であった。また、足の計測手法としての精度評価も不十分であった。

3.3 靴歩行時の足変形計測の課題と解決方針

表 1-2 に、従来の運動計測方法の利点と課題を示す。いずれも実歩行の計測は可能であるが、関節運動と体表面形状を同時に計測することと、靴で覆われた足の動的変形を計測することは困難であった。

後者の問題の解決策としては、オーダーメイド靴や整形靴の製作時に、靴着用時の靴内での足変形を観察するために用いられる、図 1-9 のような透明なビニール製靴がある⁴⁶⁾。なお、ビニールは、風合い（しわのよりやすさ）、伸縮性など、実際の靴素材とは多くの点で異なるが、形状の違いのみを抽出するため、同一素材で異なる形状間での足変形の比較を行う場合については、変形への影響が小さいと考えられる。近年、婦人靴では、ビニール素材を用いたパンプスなどが市販されている。足入れ部が大きく開いていて甲の面積が小さい靴では、屈曲によるしわなどの影響が少ないため、変形に与える影響は小さいと考えられる。また、甲の伸縮性の違いによる足変形の比較を行う場合については、ビニール素材の厚さや種類を変更するなどして、伸縮特性を変えることで、対応が可能であろう。

また、モーションキャプチャで通常用いられる球標点に替えて、厚みのない円標点を用いれば、標点をつけたまま靴の中に足を入れることができる。したがって、透明靴と円標点を用いれば、後者の問題を解決することができよう。

さらに、計測したこれらの標点位置に合うように足モデルを変形させれば、時々刻々の足形状を推定することができ、また、標点から骨格位置を推定すれば、関節角度も同時に求めることができ、前者の問題も解決することができる。本研究では、以上の方針を基に、具体的な計測とモデル解析手法の開発を試みた。

表 1-2 動的足変形計測手法の比較

計測手法例	計測項目	利点	課題
X線画像	関節運動	<ul style="list-style-type: none"> 骨格の動きを直接計測可 	<ul style="list-style-type: none"> 健常者への侵襲性高い 歩行の撮影が困難
足骨格モデル	関節運動	<ul style="list-style-type: none"> 工夫すれば靴歩行も計測可 モーフィングと同時計測可 	<ul style="list-style-type: none"> 標点の位置ずれの評価が必要
ひずみゲージ式センサ	寸法変化	<ul style="list-style-type: none"> 簡便 	<ul style="list-style-type: none"> 同時に複数部位の計測が困難
光投影式	足形状	<ul style="list-style-type: none"> 精度良く計測可 	<ul style="list-style-type: none"> 一面のみの計測
モーフィング	足形状	<ul style="list-style-type: none"> 工夫すれば靴歩行も計測可 足骨格モデルと同時計測可 	<ul style="list-style-type: none"> 適切な標点配置と変形手法が必要



図 1-9 透明靴

4. 本研究の目的および構成

4.1 本研究の目的および特徴

4.1.1 本研究の目的

靴歩行時の足は、筋活動と靴を介しての外力によって、関節と軟組織が複雑に変形する。このため、靴を足に適合させるには、靴歩行時の足部の関節運動と表面形状を明らかにすることが必要であった。本研究では、透明甲素材の実験靴と、足につけたまま靴を履ける円標点を用いて靴歩行中の足骨格特徴点の3次元計測を行う。また、足骨格モデルと足表面のメッシュモデルを用いることで、靴歩行時の足部の関節運動と表面形状の同時推定を行う手法を開発する。

4.1.2 本研究の新規性

本研究で提案する計測処理の概要を図1-10に示す。足表面上の20点の骨格特徴点位置に円標点をはり(図1-10a)、静止立位時(図1-10b)の3D足形状と標点位置をレーザー式非接触3Dデジタイザ(コニカミノルタ:vivid 910)を用いて取得した。この足形状(図1-10c)に重なるように、公開されている図1-10dのテンプレートメッシュ⁴⁷⁾を変形させ、これを被験者固有の基準メッシュ(図1-10e)とした。次に、基準メッシュを図1-10fのように光学式動作計測装置(Vicon Motion Systems:Vicon MX)を用いて計測した歩行時の標点位置(図1-10g)に重なるように変形させることで、図1-10hのように歩行中の足変形を推定した。

以上の一連の計測処理の中で、特に、円標点を用いたことが靴内の足の動的変形計測を可能にした新規性である。また、関節運動と足表面形状の推定に同じ標点位置を用いることで、メッシュ変形法による足表面形状を同時に推定できるようにし、推定精度について評価した。



図 1-10 提案手法の概要

4.1.3 本研究の有用性

素材が限定されるとは言え，覆われた部分の身体挙動を動的に定量化できる手法は，靴設計のみならず，衣服やマットレス設計など，様々な身体接触製品開発に関わる基礎技術を提供している。

4.2 本研究の構成

本研究の構成を以下に示す。

2章に、提案手法の詳細を示した。また、提案した足変形推定手法と透明な甲素材の実験靴を使用することで、靴歩行時の足変形計測例を示した。

3章では、提案手法の妥当性を検証した。足骨格モデルから推定された関節運動については、特徴点位置と標点位置とのずれを評価し、その妥当性を検証した。推定形状と実際の3Dデジタイザと取得した形状を比較してその精度を検証した。

4章では、ハイヒール靴歩行時の足変形を計測し、靴のヒール高と足変形との関係を示した。また、計測データの応用例として、足変形を基にした婦人靴の踵ずれ軽減機構を提案し、実際に試作と評価を行って、本研究の有用性を示した。

5章では、本研究で得られた結論を示すとともに、今後の課題と展望を示した。

第2章 動的足変形計測方法

1. 計測方針

以下に、本研究における計測条件を示す。

(1) 計測対象

- ・靴：婦人靴（比較的，甲の開放部が大きい）
- ・計測対象：女性

(2) 計測範囲

- ・歩行中の踵接地から爪先離地までの立脚期

(3) その他の条件

- ・足関節運動と足形状が同時計測可能
- ・足形状から寸法，足断面形状，表面伸縮分布を求めることができる。
- ・靴着用にも計測可能

適合度の高い靴設計に必要な足変形特性である，靴歩行中の足関節運動，足形状変化（寸法，足断面形状，表面伸縮分布含む）を計測するために，本研究では，足の変形の大部分は，足関節運動に依存すると仮定し，足関節運動を表す骨格モデルを基に足形状を推定することとした。

2. 計測方法の概要

図 2-1 に本手法の計測イメージを示す，足関節運動を骨格モデルで再現できる位置に厚みの少ない円標点を配置し，これらの標点位置と 3 次元デジタルで取得した静止立位時の 3D 足形状を取得する．また，裸足および靴歩行中の標点位置を光学式動作解析装置で取得し，歩行中の標点位置を基に足骨格モデルを用いて足関節運動を推定する．さらに，これらの標点位置とあらかじめ取得した静止立位時の 3D 足形状を基に，モーフィングにより，標点間の形状を補間して足の表面形状を取得する．

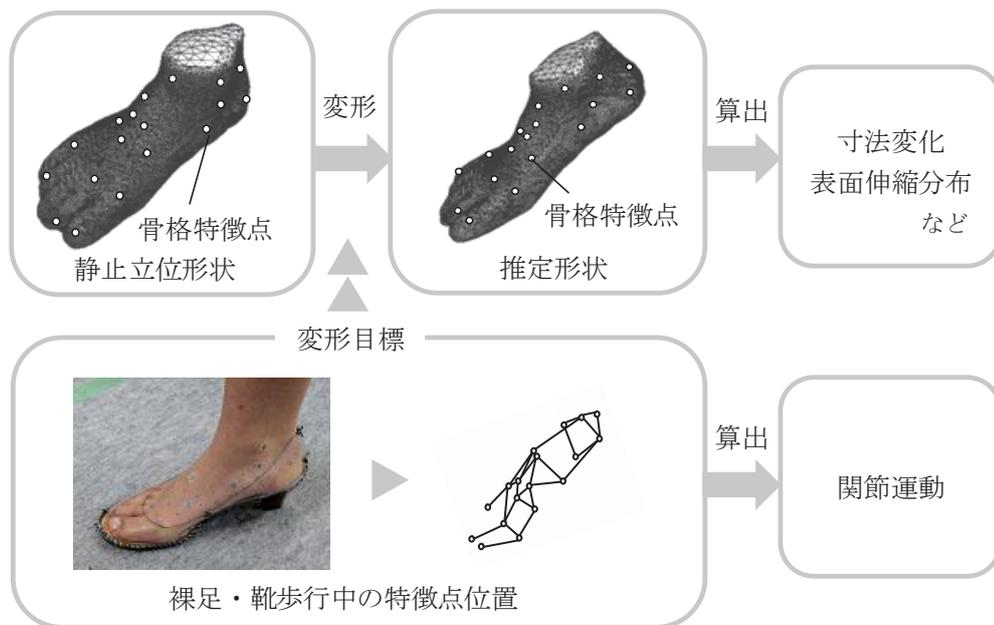


図 2-1 計測イメージ

3. 使用した計測機

本手法では、静止立位時形状はレーザー式非接触 3D デジタイザ(コニカミノルタ : Vivid910)で、歩行中の標点位置は光学式動作計測装置 (Vicon Motion Systems : Vicon MX) で取得する。以下に、装置の概要を示す。

(1) レーザー式非接触 3D デジタイザ : Vivid910 (図 2-2)

表 2-1 に計測機の仕様を示す。レーザービームによる光切断方式を採用しており、スリット状のレーザー光で入力対象をスキャンし、その反射光を CCD カメラで受光する。これにより、三角測距の原理で被写体との距離情報を得て、3次元データ化する。また、受光データをフィルタで分光することで、同一の CCD により 640×480 点のカラー画像を同時に取得する。計測後、3次元データは、図 2-3b のように自動的にポリゴンデータまたは点群データに変換される。また、取得した画像データをポリゴンまたは点群データに投影することで、図 2-3c のように疑似的な 3次元画像を取得することができる。



図 2-2 3次元デジタイザ (Vivid910)

表 2-1 3次元デジタイザ・仕様

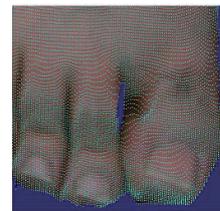
出力画素数	640×480
測定距離 [m]	0.6~1.2
確度 [mm]	X: ±0.22
	Y: ±0.16
	Z: ±0.10
計測時間 [s]	2.5



a. 計測対象



b. 計測データ
(ポリゴン表示)



c. 点群データと画像データの
重ね合わせ

図 2-3 計測例

(2) 光学式動作計測装置：Vicon MX (図 2-4)

身体に貼り付けた反射標点の反射光をカメラで撮影することで、標点の3次元座標を取得することができる。

<計測原理>

図 2-4a のカメラ周りに配置されたストロボから赤外光を再帰反射性の高い標点 (図 2-b) に反射させ、反射光をカメラ裏の受光センサで受光する。図 2-4c のように、標点の反射光に対してサークルフィッティングを行い、標点の重心位置を取得する。同一の標点を2台以上のカメラで撮影することで、三角測量の原理より標点座標を計算できる。

<計測方法>

通常、標点には、 $\phi 5\sim 20\text{ mm}$ 程度の球標点を用いる。この標点を身体の骨格特徴点に貼り付け、動作をカメラで撮影することで3次元座標を取得する。カメラ位置を工夫することで、全身の動きから手や足、顔などの各部の詳細の動きを計測することができる。

データは、各標点位置の3次元座標として出力される。

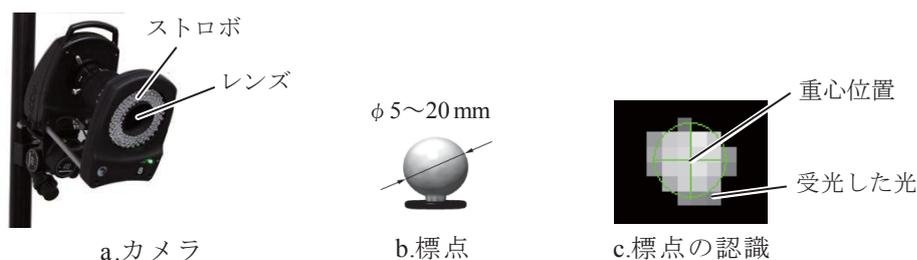


図 2-4 光学式動作計測装置 (Vicon MX)

3.2 円標点

本手法では、靴着用歩行中の足変形を取得するため、貼り付けたまま靴を着用することのできる円標点を使用する。円標点の厚みは、貼り付けたまま靴を着用しても違和感のない薄さである 1mm 以下とする。円標点位置を光学式動作解析装置で取得するため、円標点表面は、通常の球標点と同じ再帰反射性の高い素材とする。

これを満たすように、円標点は、厚さ 0.2 mm のプラスチックシートに貼り付けた反射材を鳩目パンチで直径 5 mm に抜き取って作成した。

円標点は、厚みが少ないため、球標点よりもより皮膚表面に近い座標を得ることができ、また、貼り付けたまま靴を着用できるというメリットがある。一方で、円標点は、計測精度が低下する恐れがある。通常、光学式動作計測装置では、赤外光を照射して、球標点の反射光を複数台のカメラ内のセンサで取得する。このとき、どのカメラでも、標点の円形に写ることから、その重心を計算して座標点を得ることができる。一方、図 2-5 のように、円標点ではカメラの角度によって標点形状が異なる。また、曲面に貼り付けた場合は半円状などに見えることもあり、真の重心位置と異なる可能性がある。このため、計測精度の評価が必要である。

また、ビニール越しでは、ビニールによる赤外光の反射やビニールを透過させるため光の屈折により、標点からの反射光が正しい位置に認識されない可能性がある。

このため、円標点であっても球標点と同程度で計測が可能か、また、ビニール越しに計測できるかを確認する必要がある。これについては、3章3節で評価した。



図 2-5 円標点の認識

4. 骨格モデルの構成

(1) 節数

本研究では、足の変形の大部分は、足関節運動に依存すると仮定し、足関節運動を表す骨格モデルを基に足形状を推定する。この骨格モデルを構成するために、足を複数節に分割した。

代表的な足関節運動である足の内アーチ、外アーチ構造の変化は、靴の適合度に大きな影響を与えることが示唆されている⁴⁸⁾。本研究では、このような足のアーチ構造の変化を表すために、横足根関節と中足足根関節の運動を計測することとした。この場合、最低でも、後足部（踵骨、距骨）、中足部（舟状骨、立方骨、第一から第三楔状骨）、前足部（第一から第五中足骨）の3節に分ける必要がある。ただし、前足部に関しては、内アーチは第一中足骨（母指側）、外アーチは第五中足骨（小指側）で構成されるため、母指側と小指側の2節が必要である。通常、足軸は、第二指先端と踵点を通る直線で定義されるため、第二中足骨を母指側と小指側の境目とすることとした。これより、前足部母指側は第一中足骨と第二中足骨で、小指側は第三中足骨と第四中足骨、第五中足骨で構成した。

図2-6に、本研究で用いた骨格モデルの4節を示す。実関節運動は、これら4節間の3次元オイラー角を求める。（詳細は本章9節）なお、足指については、標点の大きさの制限により、1本の指に複数の標点を貼りつけることが難しいため、母指、第二指、小指については、変化量の大きい屈伸と内外転のみ2次元角度で求めることができるようにする。

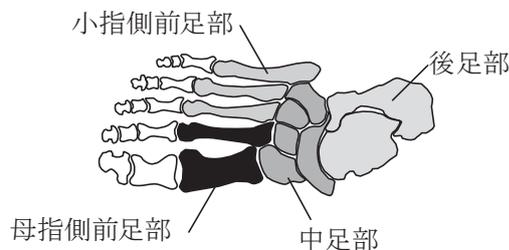


図2-6 分割した4節

(2) 標点位置

標点は、関節運動を推定するため、骨格特徴点上に、かつ、上記で定めた骨格モデルを構成可能な位置に配置されている必要がある。また、歩行中の標点位置を用いたモーフィングによる足の表面形状の推定精度を良くするためには、できる限り足を構成する各骨の上に標点が配置されていることが望ましい。しかし、標点間距離が近いと、標点座標計測時の計測機の分解能によっては計測エラーが起こりやすくなる。このため、標点位置として利用可能な骨格特徴点から、(1)の骨格モデルが構成でき、かつ、足全体にできるだけ等間隔に標点が配置されるよう図2-7の計20点の骨格特徴点を選定した。

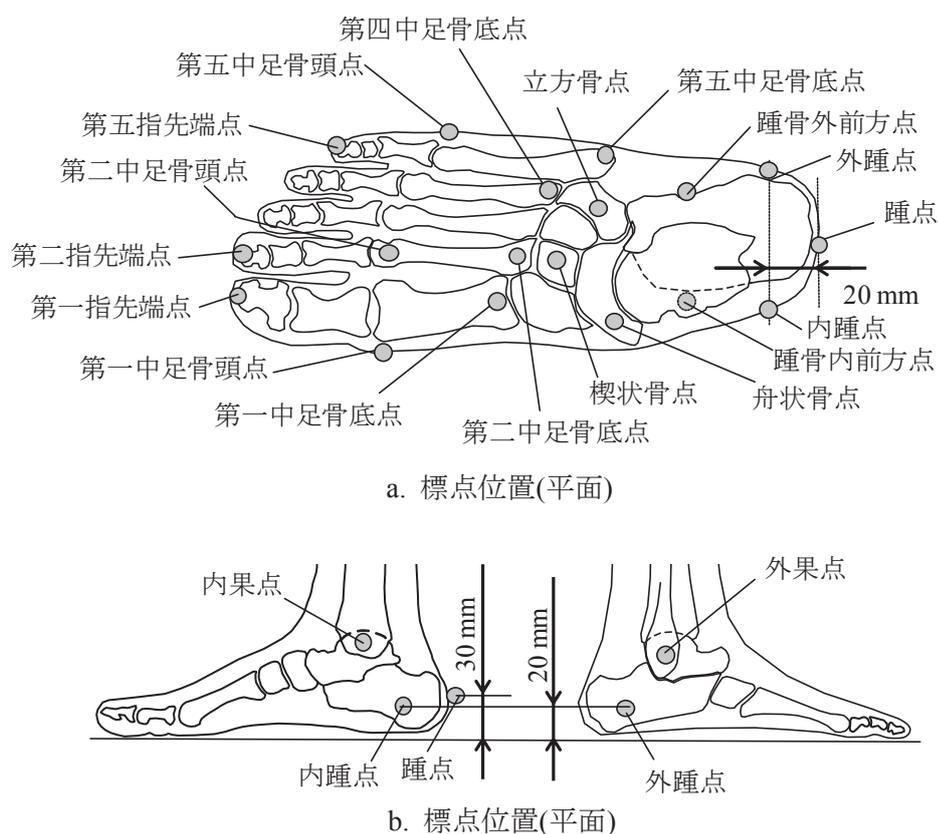


図2-7 標点位置

(3) 骨格モデル

<座標定義>

上記で定めた標点位置より，足部を図 2-8 に示すように 4 節に分けた．以下に，図 2-8 の記号を用いた各節の座標系定義を示す．

・小指側前足部座標系

x_{FL} : MD₄₅C から MH5 へ向かう直線

z_{FL} : MH₄₅C から MH4 へ向かう直線と x_{FL} の外積

y_{FL} : z_{FL} と x_{FL} の外積

・母指側前足部座標系

x_{FM} : MD₁₂C から MH₁₂C へ向かう直線

z_{FM} : MH₁₂C から MH1 へ向かう直線と x_{FM} の外積

y_{FM} : z_{FM} と x_{FM} の外積

・中足部座標系

x_M : MC から CUN へ向かう直線

z_M : MC から NAV へ向かう直線と x_M の外積

y_M : z_M と x_M の外積

・後足部座標系

x_{HL} : HL から HLC へ向かう直線

z_{HL} : MLC から HLM へ向かう直線と x_{HL} の外積

y_{HL} : z_{HL} と x_{HL} の外積

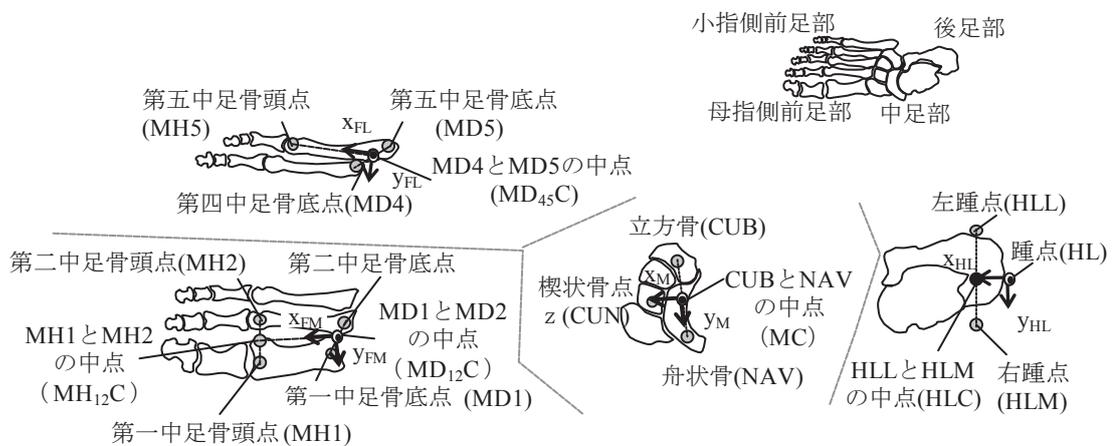


図 2-8 座標定義

5. 静止立位形状の取得

5.1 概要

図 2-7 の骨格特徴点に円標点を貼り付け、静止立位時の 3D 足形状と標点位置をレーザー式非接触 3D デジタイザで取得する。ただし、3D デジタイザで取得したデータは、閉じたメッシュではなく、頂点数も被験者間で異なる。このため、被験者によらず頂点数が等しく、頂点の密度がほぼ同じの閉じたメッシュとして足形状を取得できるように、インターネット上に公開されているテンプレートメッシュ⁴⁷⁾を 3D デジタイザで取得した足形状に重なるように変形させ、被験者固有の静止足メッシュを得た。

5.2 静止立位形状の計測

(1) 計測方法

<計測準備>

図 2-7 のように被験者の右足表面上の骨格特徴点位置 20 点に円標点（厚さ 0.2 mm，直径 5 mm）を貼り付けた。骨格特徴点とは別に撮影した形状を合成するための位置合わせ用として、足全体に 20 点程度の点（位置合わせ点）を足表面上にアイライナーで書いた。

<計測>

被験者には 400×400 mm ほどの板を載せた回転板上に起立させ、図 2-9 のようにポールを握らせ、体を支えた状態のまま前方を見たまま直立した姿勢を保持させた。この状態のまま、4 または 5 方向からレーザー式非接触 3D デジタイザ（コニカミノルタ：vivid 910）で足形状を計測した。なお、デジタイザの焦点距離とレーザー光の設定はオートとした。



図 2-9 計測姿勢

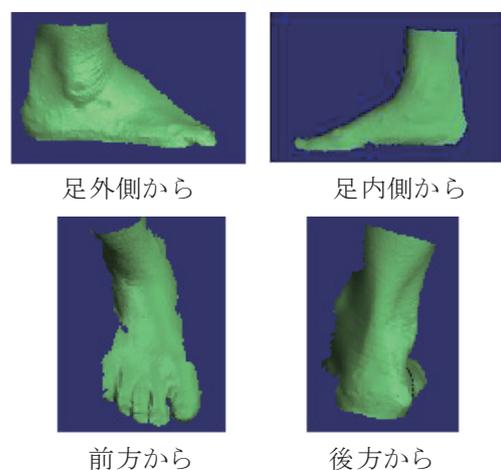


図 2-10 計測例

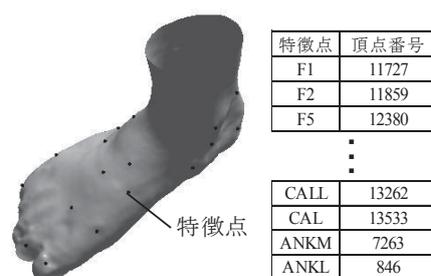


図 2-11 静止立位時の計測形状

(2) 付属ソフトを用いたデータ処理

計測したデータは、複数の頂点と面（三角形）からなるポリゴンデータ（図 2-10）と画像データで構成される。

取得したデータは、付属のポリゴン編集ソフト（コニカミノルタ：Polygon Editing Tool）で明らかなノイズ部分を削除し、小さな欠落が見られた場合は、オートで形状を補間した。

次に、各方向からのデータを合成し、静止時の足形状全体を得た。合成は、付属ソフト上で合成したい2枚の画像データ上のどちらにも移っている位置合わせ点3点を選び、3点が重なるようにオートで合成した。合成後、ポリゴン編集ソフト上で頂点数を20000程度までに削減し、メッシュ密度を均一化し、図 2-11 の静止立位形状とした。この時点での画像データとポリゴンデータの対応から、円標点中心に最も近い点の頂点番号と3次元座標を取得した。最後に、ポリゴンデータをobj形式で書き出した。

(3) Matlab を用いたデータ処理

書き出したデータを Matlab (Mathworks : R2010a) に読み込んだ。

まず、動作計測装置で取得した標点座標データとの対応を取りやすくするために、読み込んだポリゴンデータを、後述する動作計測装置によって定義される絶対座標系に合うように回転させた。なお、絶対座標系は、進行方向（踵から爪先に向かう方向）が X 軸、地面の鉛直方向が Z 軸、Z 軸と X 軸の外積が Y 軸で定義される。

次に、取得したポリゴンデータの表面には細かい凹凸が見られたため、ラプラシアンスムージング⁴⁹⁾を用いて平滑化した。

ラプラシアンスムージングは、曲面上のあるメッシュ頂点 i の座標と頂点 i に隣接する頂点の重心位置の差分である図 2-12 のような微分座標 δ_i を利用し、平滑化する方法である。

頂点 $i (i \in 1, 2, \dots, n)$ の 3 次元座標を $\mathbf{v}_i = (x_i, y_i, z_i)$ 、頂点 i に隣接する頂点の数を d_i とすると、頂点 i の微分座標 δ_i は、式(1)となる。

$$\delta_i = \frac{1}{d_i} \sum_{j \in N(i)} (\mathbf{v}_i - \mathbf{v}_j) \quad (2-1)$$

ここで、 $N(i)$ は頂点 i の結合頂点番号の集合である。

これより、平滑後の頂点 i の 3 次元座標 \mathbf{v}_i^s は次式のようにになる。

$$\mathbf{v}_i^s = \mathbf{v}_i + \alpha \delta_i \quad (0 < \alpha \leq 1) \quad (2-2)$$

ここで α は平滑化の強さを表す指標で、このとき $\alpha = 0.5$ とした。

また、ポリゴンデータから赤外光反射による地表付近のノイズを除去するため、地面から高さ 3 mm 以上のデータを有効データとし、高さ 3 mm 以下のデータは削除した。

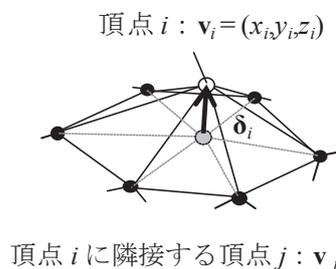


図 2-12 微分座標

5.3 静止足メッシュの取得方法

(1) 概要

静止足メッシュを取得するため、図 2-13 のテンプレートメッシュを図 2-11 の静止立位時データに合うように変形させた。なお、足裏には変形後の目標位置が存在しないため、図 2-14 のように変形後に足形状が高さ方向に歪みが出る傾向があった。このため、静止足メッシュ生成のときのみ、足裏に制約点として図 2-15 のように足裏に目標位置（高さ 0：計 55 点）を追加した。なお、足裏制約点は、静止立位時に確実に足裏が接地している部位を基に定めた。

テンプレートには、頂点数 13112、面数 26220 の閉じた足型のメッシュ⁴⁷⁾を使用した。なお、図 2-13 のように、テンプレートメッシュ上の頂点群から、骨格特徴点に対応する 20 点を選定し、頂点番号を取得した。この頂点番号は全ての被験者で共通のものを用いた。



図 2-13 テンプレート

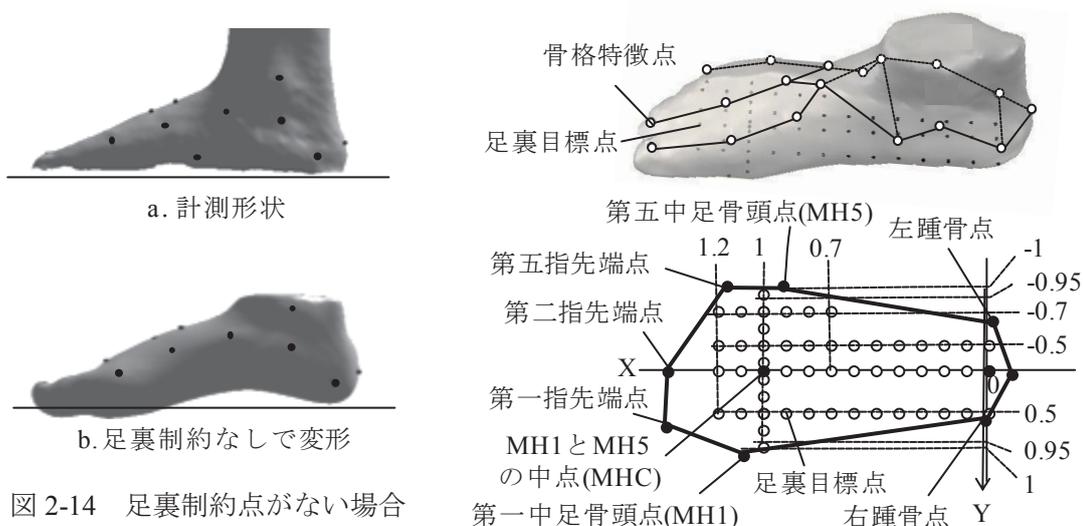


図 2-14 足裏制約点がない場合
の変形後形状

図 2-15 足裏制約点

(2) 変形手法

形状変形手法には、FEM⁵⁰⁾ やバネモデル等、質量や剛性などの物理量を考慮する力学モデルもあるが、これらは計算量が大きく、安定的に解が得られない場合がある。本研究では、計測データへのフィッティングを目的とするため、幾何学的な情報のみを扱うメッシュ変形法の一手法である Sorkine らの Laplacian surface editing 法⁵¹⁾ を用いた。

この方法は、メッシュ上のある頂点を目標位置に制約するとともに、微分座標 δ_i (図 2-12) を変形前後で保存することで、主要な凹凸を維持したままメッシュを変形できる。変形後のメッシュの頂点は、線形システムを解くことで得られるため、高速かつ安定的に変形を実現できる。

テンプレートメッシュは、 n 個の頂点から構成される。頂点 i ($i \in 1, 2, \dots, n$) の 3 次元座標を $\mathbf{v}_i = (x_i, y_i, z_i)$ とすると、頂点 i の微分座標 δ_i は、式(2-3)となる。全頂点群の微分座標を $n \times 3$ 行列 δ であらわすと、以下の行列積で書き直すことができる。

$$\delta = \mathbf{L} \mathbf{v} \quad (2-3)$$

L_{ij} は、頂点 i に結合する頂点の数を d_i とすると、式(2-4)で表わされる。

$$L_{ij} = \begin{cases} 1 & i=j \\ -1/d_i & (i,j) \in E \\ 0 & \text{otherwise.} \end{cases} \quad (2-4)$$

ここで、 E はテンプレートメッシュ内のエッジ (辺) の集合である。微分座標 δ が変化しないように変形させれば、変形前後で表面の凹凸を維持できる。しかし、微分座標は変形による回転、拡張の影響を受けるため、 3×3 の変形行列 \mathbf{T}_i によって微分座標を回転、拡張補正すると、変形後の微分座標 δ'_i は、式(2-5)のようになる。

$$\delta'_i = \mathbf{T}_i \delta_i \quad (2-5)$$

メッシュを構成する頂点のうち、 p 個の頂点の変形後の座標位置 \mathbf{c}_k ($k \in 1, 2, \dots, p$) が既知であり、その頂点番号を $\text{idx}(i)$ としたとき、変形後の頂点 $\mathbf{v}'_{\text{idx}(i)}$ は、次式で表わされる。

$$\mathbf{v}'_{\text{idx}(i)} = \mathbf{c}_k \quad (2-6)$$

式(2-3)、(2-5)、(2-6)より、全頂点群を $n \times 3$ 行列 \mathbf{V} で表わすと、変形後の頂点群 \mathbf{v}' は、次の線形システムを解くことで得られる。

$$\begin{pmatrix} \mathbf{L} \\ \omega \mathbf{M} \end{pmatrix} \mathbf{V}' = \begin{pmatrix} \delta' \\ \omega \mathbf{c} \end{pmatrix} \quad (2-7)$$

\mathbf{M} は頂点群から制約点を選択する $p \times n$ 行列,

$$M_{kl} = \begin{cases} 1 & l=\text{idx}(i) \\ 0 & \text{otherwise.} \end{cases} \quad (2-8)$$

であり, \mathbf{c} は目標位置を連結した $p \times 3$ 行列, ω は位置制約の相対的強さを表す重みづけ係数である. 式(2-7)は, $\mathbf{A}\mathbf{v}=\mathbf{b}$ と置いた場合, 正規方程式 $(\mathbf{A}^T\mathbf{A})\mathbf{v}=\mathbf{A}^T\mathbf{b}$ を解くことで得られる.

(3) 変形の手順

静止立位時データへのフィッティングは, 標点への大まかなフィッティングとデータ点群への詳細なフィッティングの二段階で行った.

まず, テンプレートを大まかに被験者の足形状にフィッティングするため, 式(2-6)の目標位置 \mathbf{c} に静止立位時データの標点位置を代入し, メッシュ変形を行った. このとき, 微分座標は変形前後で変化しない (式(2-5) \mathbf{T}_i を正規行列とする) と仮定して, すべての頂点について一様に変換した. なお, 足裏制約点も目標位置に代入した. 得られたメッシュにラプラシアンスムージング ($\alpha=1$) を行った. この時点での足形状を図 2-16 に示す.

次に, より細かい足形状を再現するために, 変形後の目標位置を以下のように増やした. メッシュ頂点間とデータ点間距離が 5 mm 以下の最も近いデータ点の座標位置とそのときのメッシュ頂点番号を取得し, そのメッシュ頂点の目標位置として重ね合わせた. 重ね合わせ後, 再び, ラプラシアンスムージング ($\alpha=1$) を行った.

この過程を 2 回繰り返すことで, 各被験者の静止足メッシュを得た.



図 2-16 1 回目の変形後

(骨格特徴点 20 点 + 足裏点 55 点)

6. 歩行中の標点位置の取得

6.1 概要

円標点を貼りつけたまま、裸足または図 2-17 のような透明靴を着用した状態の歩行中の標点位置を光学式動作解析装置で取得する。計測風景を図 2-18 に示す。



図 2-17 円標点と実験靴



図 2-18 計測風景

6.2 標点位置計測方法

歩行中の足形状を取得するために、図 2-7 の標点位置を光学式動作計測装置 (Vicon MX, カメラ 8 台, サンプルング周波数: 100Hz) を用いて計測した。

(1) 計測準備

赤外光の反射防止のため、厚さ 2 mm のパンチカーペットを引いた図 2-19 の全長 7 m の歩行路を準備した。歩き始めから 4 歩目以降の右足の踵接地から爪先離地が計測できるように、歩行路上に 300×300mm 程度の領域にマーキングし、この範囲で計測ができるように、光学式動作計測装置 (Vicon MX) を調節した。

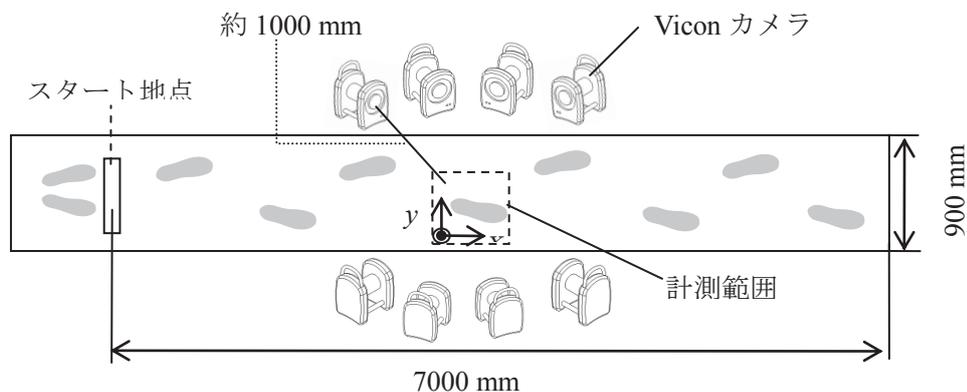


図 2-19 計測空間

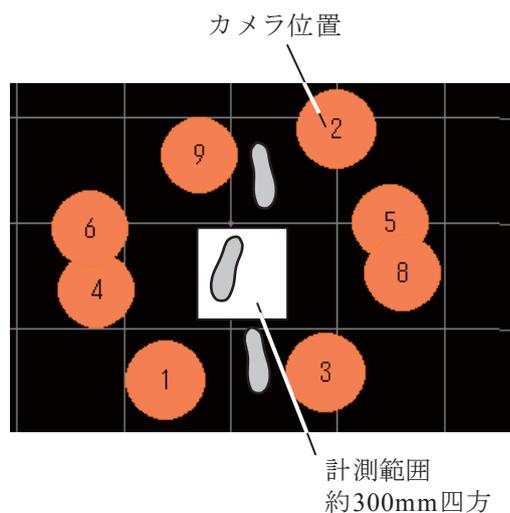
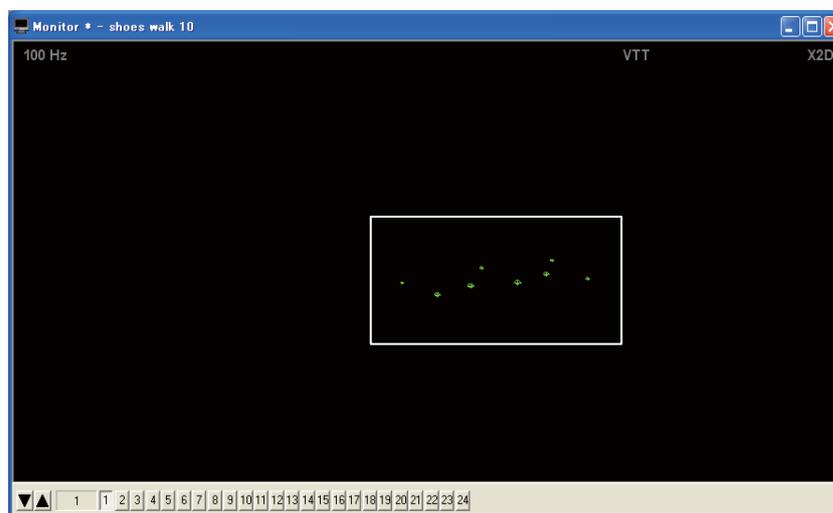


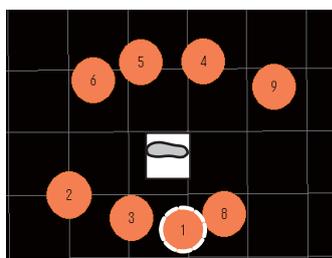
図 2-20 カメラ位置例

計測には、カメラ 8 台を使用した。円標点と透明ビニール製の靴を用いるため、標点の歪みやビニールによる反射光により、計測精度が低下する懸念があったため、カメラ配置とカメラ設定を以下のように調節した。

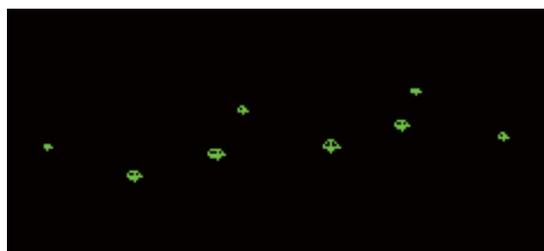
8 台のカメラ全てを図 2-20 のように計測領域中央から 1 m 程度に配置し、カメラ角度および高さは、歩行を通じてできるだけ円標点を正面から捉えることができるように、各方向からの画像データを確認しながら調節した。調節の際に、計測対象である足を前後左右の 4 面に区切り、各面に対してカメラ 2 台を割り振り、割り振った面以外にある標点ができるだけ写り込まないように配置を微調節した。配置後、標点以外の反射光などが写り込まないように、カメラの焦点と絞りを調節し、カメラ周りのストロボ光の強さ（通常を 10 として 4 程度の強さ）やサークルフィッティングの強度を調節した。なお、サンプリング周波数は 100Hz とした。参考に、図 2-21 に歩行計測中のビデオカメラの画像例を示す。



a. カメラ画像例



b. カメラ位置



c. 標点付近の拡大図

図 2-21 歩行計測中のカメラ画像例

カメラ位置調節後、システム全体のキャリブレーションをした。計測機座標系（絶対座標系）は、図 2-19 のように、進行方向（踵から爪先に向かう方向）が X 軸，地面の鉛直方向が Z 軸，Z 軸と X 軸の外積が Y 軸で定義される。原点は、計測領域後方の進行方向に向かって右側の端とした。

最後に、計測空間内の標点座標の計測精度を確認するため、計測空間内の地面上の四隅に両端に $\phi 5\text{mm}$ の球標点を取り付けたワンドを置いたときと計測空間内を動かしたときの、2 点間の距離を求めた。動作計測装置による計測値をノギスで計測した 2 標点間の実測値と比較し、実測値との差が 0.2 mm 以下であることを確認した。

(2) 実験方法

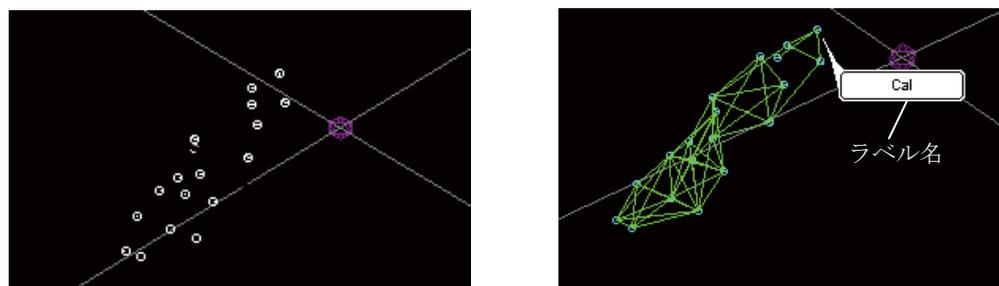
図 2-18 のように、被験者に図 2-19 の歩行路上を自然歩行させ、歩き始めから 4 歩目以降の右足の踵接地から爪先離地までの図 2-7 の標点位置座標を取得した。また、歩行計測の前後で、静止立位時の標点位置座標を取得した。試行回数は 5 回とした。

なお、被験者には、歩き始めから 4 歩目の右足が計測可能範囲に着地できるように、計測前に練習させた。

靴歩行時には、図 2-22 のように甲の素材が厚さ 0.8 mm の透明なビニルシートのパンプスまたはサンダルを使用した。被験者には、あらかじめ実験前に試し履きをさせ、適度な適合感が得られるサイズ（市販 22.5 cm , 23.5 cm 相当）を選ばせ、ゆるい場合には靴内前方部のみ厚さ $1\sim 2\text{ mm}$ の中敷きを敷き、サイズを微調節した。なお、被験者にはストッキング等は着用させずに、裸足で靴を着用させた。



図 2-22 実験靴の例



a. ラベル付け前
(計測直後のデータ)

b. ラベル付け後

図 2-23 標点の識別例

サンプリング 番号	標点座標 : x,y,z (F1 : 第一指先端点)			標点座標 : x,y,z (F2 : 第二指先端点)			標点座標 : x,y,z (F5 : 第五指先端点)			MP1:X
	F1:X	F1:Y	F1:Z	F2:X	F2:Y	F2:Z	F5:X	F5:Y	F5:Z	
1	186.06	87.552	22.003	200.85	70.599	12.917	174.94	14.284	14.316	132.68
2	186.07	87.557	22.002	200.86	70.598	12.913	174.95	14.279	14.318	132.68
3	186.07	87.55	21.998	200.86	70.598	12.91	174.95	14.276	14.317	132.69
4	186.07	87.55	22	200.86	70.597	12.908	174.95	14.276	14.312	132.69
5	186.07	87.552	22.001	200.87	70.597	12.907	174.96	14.274	14.307	132.69
6	186.08	87.556	22	200.87	70.598	12.907	174.96	14.269	14.306	132.69
7	185.97	87.26	21.962	200.87	70.598	12.906	174.96	14.267	14.306	132.69
8	185.93	87.179	21.971	200.87	70.597	12.906	174.96	14.266	14.305	132.69
9	185.88	87.248	22.103	200.88	70.598	12.907	174.96	14.266	14.304	132.69
⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮

図 2-24 出力したデータ例

(3) Vicon MX の上でのデータ処理

計測後には、図 2-23a のように、定義した絶対座標系上での標点位置が自動で計算され、表示される。Vicon MX のソフト上 (Workstation) で標点の識別や欠損データの補間をした。

図 2-23b のように、計測後の各標点に、標点識別用のラベルを付け、踵接地から爪先離地までの期間で、正しく標点をトラッキングできているかを確認した。また、左足と右足が交差する歩行周期 20~30% 付近で、母指側標点のいくつかの一部データの欠損が見られたため、データの欠損箇所を Fill gap コマンド (3 次のスプライン補間) を用いて補間した。

最後に、計測データを ASCII 形式で出力した。出力したデータは、図 2-24 のように、ラベル付けした標点ごとの 3 次元座標の時系列のデータとして表される。

(4) Matlab でのデータ処理

得られた時系列データは、Matlab を用いて変形前のデータ処理をした。

デジタルローパスフィルター⁵²⁾を用いて 10 Hz で平滑化した後、3 次のスプライン補間で時間軸を図 2-25 の 1 周期% (踵接地から次の踵接地まで) に規格化した。以後、踵接地を歩行周期 0%、爪先離地を 60%とする。

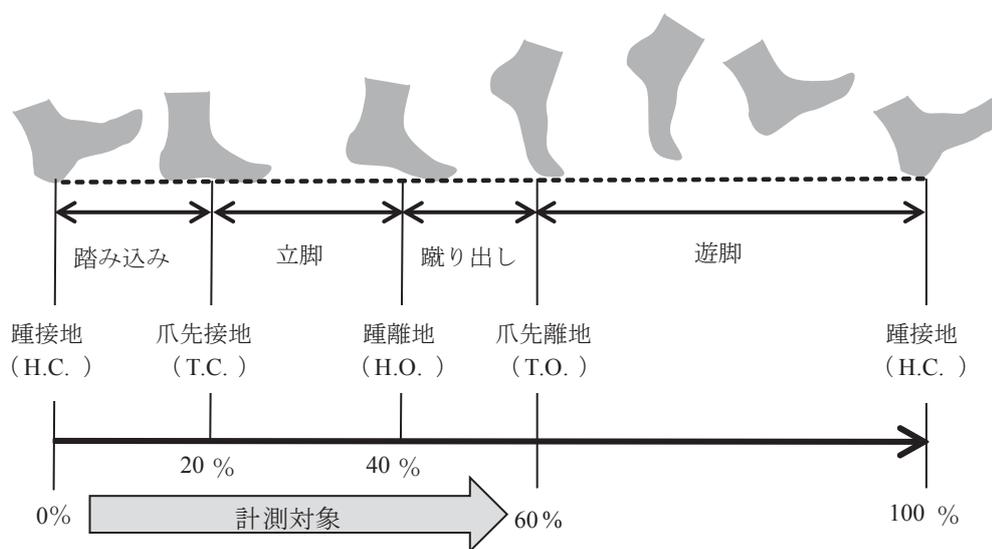


図 2-25 歩行周期定義

6. 歩行中の関節運動と足形状の推定

6.1 概要

本研究では、関節運動と足変形の同時推定手法を提案する。まず、計測した標点位置から関節運動を推定する。次に、静止足メッシュを歩行時の各時点での標点位置に重なるように変形させることで、歩行中の足形状を推定する。

ただし、本手法では、足の表面変形は関節運動によるものと考え、皮膚上のマーカから骨格位置を計測している。しかし、皮膚上の標点は歩行中の皮膚の伸縮によって、当初の骨格特徴点位置からずれることが考えられる。このため、皮膚上の標点が骨格特徴点位置から、実際にどの程度ずれているかを計測し、関節運動の解析に与える影響が小さいことを確認する必要がある。これについては、3章2節で評価した。

なお、足形状の推定においては、皮膚上標点位置と関節位置にずれが生じて、実際の皮膚変形に伴うため、影響はない。

歩行時の足変形の推定は、足の表面変形が関節運動によるものと仮定し、計測した20点の特徴点位置を目標位置として、静止足メッシュを時点ごとに変形させることで実現する。これには、できるかぎり元の形状を維持し、等長変換に近い変形を実現できる As-rigid-as possible 法⁵³⁾を用いた。

6.2 足形状の推定方法

As-rigid-as possible 法は、Laplacian Surface Editing 法の発展手法で、式(2-5)の微分座標の変換を剛体回転で行うことによって、せん断や拡大変形を除いて、できるかぎり元の凹凸を維持した変形を実現する。

ここでの導出には、微分座標 δ_i ではなくエッジベクトル $\mathbf{v}_i - \mathbf{v}_j$ を用いる。頂点 i での剛体回転を \mathbf{R}_i 、変形後の頂点 i を \mathbf{v}'_i とすると、メッシュが剛体回転する場合には、辺 ij について式(2-9)が成り立つ。

$$\mathbf{v}'_i - \mathbf{v}'_j = \mathbf{R}_i(\mathbf{v}_i - \mathbf{v}_j) \quad (2-9)$$

しかし、今回は、純粋な剛体回転ではないため、以下の最小化問題を解き、局所的な変形を徐々に剛体変形に近づけていく必要がある。

$$\operatorname{argmin}_{\mathbf{R}_i, \mathbf{v}_i} \sum_{j \in N(i)} w_{ij} \|(\mathbf{v}'_i - \mathbf{v}'_j) - \mathbf{R}_i(\mathbf{v}_i - \mathbf{v}_j)\|^2 \quad (2-10)$$

なお、 w_{ij} は、頂点 i と隣接する頂点群において、非均一性を補い、離散化を防ぐための重み付け係数である。

式(2-10)の最小化は、以下の2段階を繰り返すことで実現できる。

第1ステップでは、 \mathbf{R}_i を固定し、式(2-10)を最小化するような \mathbf{v}_i を求める。エッジベクトル $\mathbf{v}_i - \mathbf{v}_j$ を頂点まわりに足し合わせると、微分座標 δ_i になる (式(2-1)) ことから、結局、この問題は、式(2-7)を解くことによって実現できる。

第2ステップでは、 \mathbf{v}_i を固定し、式(2-10)を最小化するような \mathbf{R}_i を求める。ここで、 $\mathbf{v}_i - \mathbf{v}_j = \mathbf{e}_{ij}$ とし、式(2-10)を展開したとき、次式になる。

$$\sum_{j \in N(i)} w_{ij} \|(\mathbf{v}'_i - \mathbf{v}'_j) - \mathbf{R}_i(\mathbf{v}_i - \mathbf{v}_j)\|^2 = \sum_j w_{ij} (\mathbf{e}_{ij}^T \mathbf{e}'_{ij} - 2\mathbf{e}_{ij}^T \mathbf{R}_i \mathbf{e}_{ij} + \mathbf{e}_{ij}^T \mathbf{e}_{ij}) \quad (2-11)$$

最少化の過程において、式(2-11)の \mathbf{R}_i を含まない項は一定であるため、無視できる。そこで、式(2-11)第2項より、次式を導くことができる。

$$\operatorname{argmin}_{\mathbf{R}_i} \sum_j (-2w_{ij} \mathbf{e}_{ij}^T \mathbf{R}_i \mathbf{e}_{ij}) = \operatorname{argmax}_{\mathbf{R}_i} \operatorname{Tr} \left(\sum_j w_{ij} \mathbf{e}_{ij} \mathbf{e}_{ij}^T \right) \quad (2-12)$$

ここで、式(2-12)右辺 () 内は、共分散行列であり、これを \mathbf{S}_i とすると、

$$\mathbf{S}_i = \sum_{j \in N(i)} w_{ij} \mathbf{e}_{ij} \mathbf{e}_{ij}^T = \mathbf{P}_i \mathbf{D}_i \mathbf{P}_i^T \quad (2-13)$$

なお、 \mathbf{D}_i は、重み付け係数 w_{ij} を対角方向に配置したものであり、 \mathbf{P}_i は \mathbf{e}_{ij} を列方向に配置したものである。

一般に、 $\mathbf{R}_i \mathbf{S}_i$ が半定値行列になるとき、 $\operatorname{Tr}(\mathbf{R}_i \mathbf{S}_i)$ を最少化する回転行列 \mathbf{R}_i を取得できる。ここで、特異値分解： $\mathbf{S}_i = \mathbf{U}_i \Sigma_i \mathbf{V}_i^T$ より、

$$\mathbf{R}_i = \mathbf{V}_i \mathbf{U}_i^T \quad (2-14)$$

で求めることができる。

7.3 実際の方法

まず、式(2-7)の目標位置 \mathbf{c} に特徴点位置データを代入し、 \mathbf{T}_i を正規行列として静止足メッシュ \mathbf{V} を変形し、これを初期推定形状 \mathbf{V}_0 とする。 \mathbf{V}_0 のエッジベクトルを基に、式(2-14)から \mathbf{R}_i を求める。次に、 $\mathbf{T}_i = \mathbf{R}_i$ として、再度変形を行い、推定形状 \mathbf{V}_1 を取得する。取得した \mathbf{V}_1 と式 (2-14) から再び \mathbf{R}_i を求める。これを十分な精度が得られるまで繰り返すことで、式(2-10)を最小化する \mathbf{R}_i を漸近的に求めることができる。

反復回数が 10 回目以降は、出力形状に大きな差が見られなかったことから、反復回数は 10 回とした。なお、計算には、Matlab を使い、3.0 GHz の PC で歩行の 1 時点の形状を得るのに、30 秒程度を要した。なお、一部の標点にデータの欠落が見られたため、この区間においては、計測できなかった標点を変形後の目標位置から除外し、計測できている標点のみを目標位置をして設定し、変形した。

以上の方法を用いて、1 歩行につき歩行中の踵接地から爪先離地までの歩行周期 0~60% までの 1% ごとに計 61 形状を求めた。

8. 計測例

本節では、計測手法により取得した足形状計測例を示す。また、足形状を同一被験者のハイスピード動画と簡単に比較した。

(1) 方法

提案手法を用いて実際に歩行中の足形状を計測した。計測方法は2章2節と同様である。また、同時にデジタルカメラ（EX-F1：CASIO，300fps）を用いて、歩行時の様子をハイスピードで撮影した。カメラは、図2-19の計測領域から約1000mm離れた位置から計測した。被験者には、自然にカメラの撮影範囲内に歩き始めから4歩目の右足が付けるように、事前に歩行練習させた。

(2) 実験条件

実験条件は、裸足時と靴着用歩行時の2条件である。なお、靴着用歩行で使用した靴は、図2-22bの235mm相当のパンプス（ヒール高45mm）である。

(3) 被験者

被験者は、成人女性1名（足長：236mm，足囲：224mm）である。

以降、全ての実験において、被験者に事前に実験の目的や個人データの取扱方法などを説明し、いつでも中止できることを伝えてから、同意の上、実験を行った。

(4) 結果

図2-26に裸足の場合の計測例を、図2-27にパンプス着用時の計測例を示す。このように、提案手法を用いることで、歩行中の足形状を再現することができる。図2-26のように、カメラ画像から確認できるように、裸足のときは、爪先が挙がって踵接地しており、計測した足形状も同様に爪先が挙がっていることがわかる。

一方、パンプス着用時には、ヒール高があるため、図2-27のように、爪先が上がらず立

位に近い状態で接地しているなどの特徴が見られ、計測した足形状同じように変形していることがわかる。



a. ハイスピード動画より切り出し

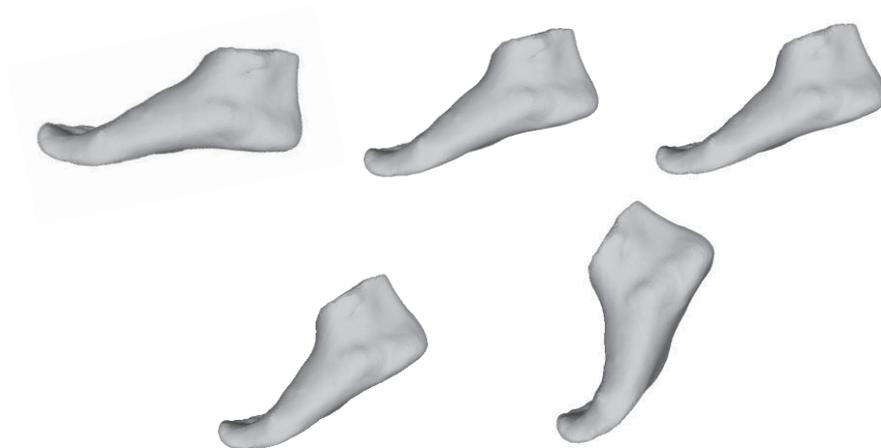


b. 歩行中の足形状

図 2-26 裸足計測例



a. ハイスピード動画より切り出し



b. 歩行中の足形状

図 2-27 パンプス着用計測例

9. 歩行中足変形特徴量

1章2節で示した通り、適合性の高い靴設計には様々な足変形特徴量が必要となる。このため、本手法を用いて取得した歩行中の足形状から、靴設計に有用なデータ例として、関節運動、断面形状、周長変化、足表面伸縮の4項目の算出方法概要を示す。

9.1 関節運動

関節運動は、4節で定義した座標系を元に各節座標間で3次元オイラー角⁵³⁻⁵⁵⁾を求めた。3次元座標系において、2つの座標系間の相対角度を求める場合、一方の座標系を片方の座標系の直交面に投影させる。このとき、1軸辺り、投影角は3つ存在するため、全部で9つの投影角が存在する。このうち、独立した投影角は3つのみであり、回転は特定の順序で行う必要がある。

一般に、バイオメカニクス分野では、解剖学的に関節運動を定義するために、屈伸、内外転、内外旋の順に回転させることが多い。そこで、本研究では、各節間において、y軸周りの回転を屈伸、x軸周りの回転を内外転、z軸周りの回転を内外旋とし、屈伸、内外転、内外旋の順に回転させた。図2-28に回転方向の例を示す。

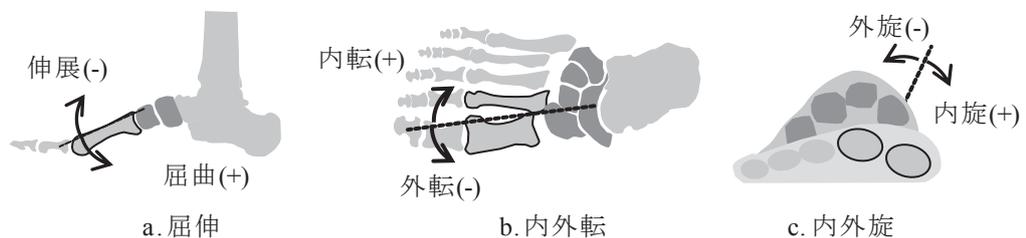


図 2-28 角度定義例

(足根部を基準としたときの母指側前足部)

一般に、3次元座標系において、x軸周りに α 回転した場合、回転行列 \mathbf{R}_x は

$$\mathbf{R}_x = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\alpha & -\sin\alpha \\ 0 & \sin\alpha & \cos\alpha \end{pmatrix} \quad (2-15)$$

y軸周りに β 回転した場合、回転行列 \mathbf{R}_y は

$$\mathbf{R}_y = \begin{pmatrix} \cos\beta & 0 & \sin\beta \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin\beta & 0 & \cos\beta \end{pmatrix} \quad (2-16)$$

z軸周りに γ 回転した場合、回転行列 \mathbf{R}_z は

$$\mathbf{R}_z = \begin{pmatrix} \cos\gamma & -\sin\gamma & 0 \\ \sin\gamma & \cos\gamma & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (2-17)$$

と表すことができる。

近位節周りの回転を考えた場合、回転行列 \mathbf{R} は次式のようにになる。

$$\mathbf{R} = \mathbf{R}_z \mathbf{R}_x \mathbf{R}_y \quad (2-18)$$

また、このとき、 \mathbf{R} は、絶対座標軸周りの近位節の回転行列 \mathbf{R}_p と絶対座標軸周りの遠位節の回転行列 \mathbf{R}_d から、次式のように定義できる。

$$\mathbf{R} = \mathbf{R}_d^T \mathbf{R}_p \quad (2-19)$$

式(2-18), (2-19)より、各角度は以下のように求めることができる。

$$\alpha = \sin^{-1}(r_{32}) \quad (2-20)$$

$$\beta = \sin^{-1}\left(-\frac{r_{31}}{\cos\alpha}\right) \quad (2-21)$$

$$\text{なお, } \frac{r_{31}}{\cos\alpha} < 0 \text{ のとき } \beta = \pi - \beta, \quad \frac{r_{31}}{\cos\alpha} > -\pi \text{ のとき } \beta = \beta - 2\pi$$

$$\gamma = \sin^{-1}\left(-\frac{r_{22}}{\cos\alpha}\right) \quad (2-22)$$

$$\text{なお, } \frac{r_{22}}{\cos\alpha} < 0 \text{ のとき } \gamma = \pi - \gamma, \quad \frac{r_{22}}{\cos\alpha} > -\pi \text{ のとき } \gamma = \gamma - 2\pi$$

9.2 断面形状

計測した足形状から断面形状を求めた。通常、足の断面形状は、静止立位時に取得するため、断面を定義する座標系は計測機由来の絶対座標系となる。一方で、足は、歩行中に踵が拳上するため、踵が拳上した後に絶対座標系を基準として断面形状を求めると、静止時と断面の定義が異なるため、比較が難しい。このため、本論文では、絶対座標系上と足軸から定義される足座標系上（相対座標系）の2つの座標系上で断面形状を取得する。

(1) 絶対座標系上（地面を基準面）の断面形状

絶対座標系上の X 軸と踵点から第一中足骨頭点と第五中足骨頭点の midpoint を結ぶ直線が同じ向きになるように、足形状全体を XY 平面上で回転移動する。絶対座標系上で、足囲に相当する第一中足骨頭点での YZ 断面形状を求める場合、各点の X 座標 $\pm 1\text{mm}$ 以内にあるメッシュ上の点群を断面形状として取得する。

(2) 足軸から定義される足座標系上の断面形状

図 2-29 に示すように、踵点を原点とし、第一中足骨頭点と第五中足骨頭点の midpoint を結ぶ直線を x 軸（回内外）、x 軸と第五中足骨頭点から第一中足骨頭点への直線の外積を z 軸（内外転）、z 軸と x 軸の外積を y 軸（屈伸）と定義した。この座標上で、足囲に相当する第一中足骨頭点、インステップ囲に相当する楔状骨点および右距骨点の x 軸上の各位置での yz 断面形状を求めた。各点の x 座標 $\pm 1\text{mm}$ 以内にあるメッシュ上の点群を断面形状として取得する。

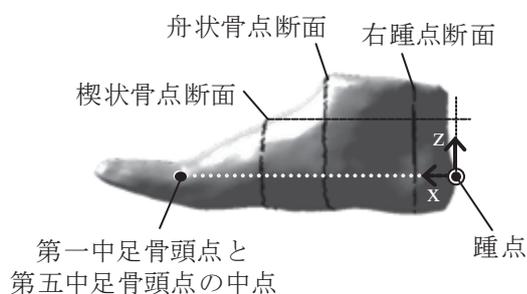


図 2-29 足座標系定義

9.3 周長変化

本手法における周長変化の取得例として足囲変化を以下に示す。

本計測手法では、足裏形状の正確な形状を再現できない。このため、歩行中の足囲変化を求めるため、図 2-30 のように、足囲計測ライン上に第一中足骨頭下方点と第五中足骨頭下方点の 2 点を定義し、足囲部足裏は平面であり、第一中足骨頭下方点と第五中足骨頭下方点の歩行中の高さ変化は小さいと仮定し、以下の式より歩行中の足囲を求める。

$$\begin{aligned} \text{足囲} = & (\text{第一中足骨頭下方点と第一中足骨頭点間の足表面上最短距離}) \\ & + (\text{第一中足骨頭点と第五中足骨頭点間の足表面上最短距離}) \\ & + (\text{第五中足骨頭点と第五中足骨頭下方点間の足表面上最短距離}) \\ & + (\text{第一中足骨頭下方点と第五中足骨頭下方点間の直線距離}) \\ & + (\text{静止立位時の第一中足骨頭下方点と第五中足骨頭下方点の地面からの高さ}) \end{aligned}$$

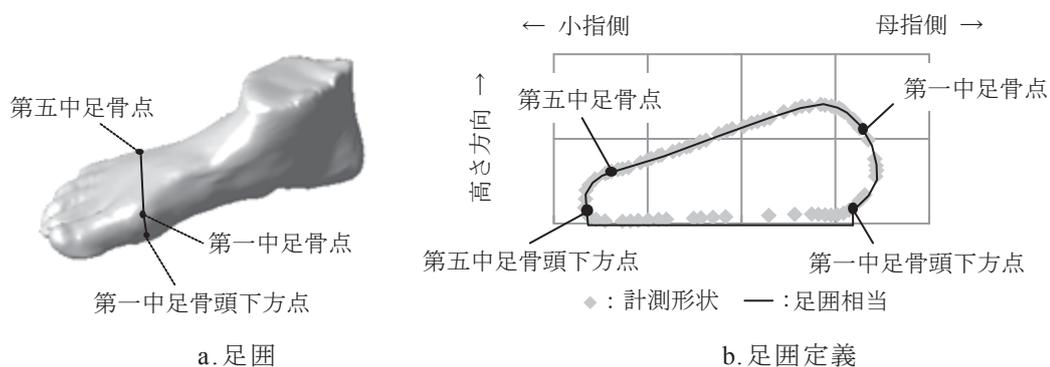


図 2-30 足囲の算出方法

9.4 足表面伸縮

足表面伸縮として、メッシュ上の三角形の面積変化率を求めた。三角形面積変化率は、各歩行周期における3点の頂点から成る各三角形のメッシュ面積から静止立位時の各メッシュ面積を引いた値を静止立位時のメッシュ面積で割った値とした。

これを基に、例として、面積変化率の振幅（メッシュ変化率の最大値 - 最小値）の大きさを図 2-31 に示す。なお、面積変化率の分布を濃度（濃いほど減少、薄いほど増加）で示した。これは、歩行中に足表面の伸縮しやすい部位を示す。このように、面積変化率から、歩行中の足表面伸縮を求めることができる。

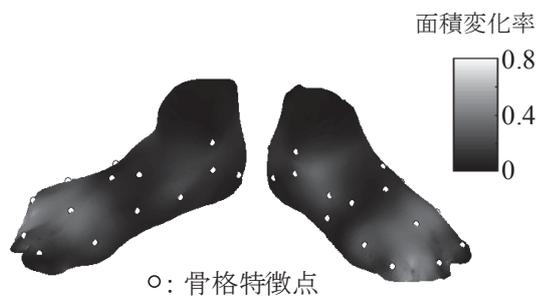


図 2-31 足表面の伸縮分布例

10. 本章のまとめ

本章では、靴歩行中の動的足変形計測方法を示した。以下に概要をまとめる。

足表面上の20点の骨格特徴点位置に円標点をはり(図2-32a)、静止立位時(図2-32b)の3D足形状と標点位置をレーザー式非接触3Dデジタイザ(コニカミノルタ: vivid 910)を用いて取得した。この足形状(図2-32c)に重なるように、図1-11dのテンプレートメッシュを変形させ、これを被験者固有の静止足メッシュ(図2-32e)とした。次に、静止足メッシュを図2-32fのように光学式動作計測装置(Vicon Motion Systems: Vicon MX)を用いて計測した歩行時の標点位置(図2-32g)に重なるように変形させることで、図2-32hのように歩行中の足変形を推定した。実際の計測例を示し、推定した足形状から足変形特徴量の算出方法を示した。

また、以下の3項目について、検証が必要なことを示した。

- (1)マーカの骨格追従性の確認
- (2)円標点およびビニール越しの三次元位置計測の確認
- (3)足表面の形状推定精度の確認

次章で、これら3項目について検証を行い、計測手法の妥当性を評価した。

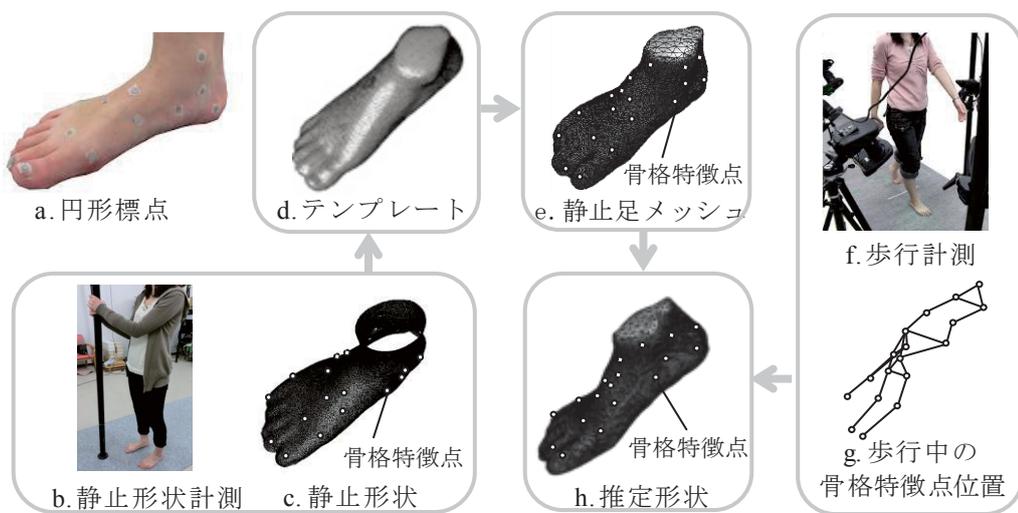


図2-32 提案手法の概要

第3章 計測手法の妥当性の検証

1. 方針

本章では、以下の3項目について2章で提案した歩行中の足形状計測手法の妥当性を検討した。

(1) マーカの骨格追従性の確認

本手法では、足の表面変形は関節運動によるものと考え、皮膚上のマーカから骨格位置を計測している。しかし、皮膚上の標点は歩行中の皮膚の伸縮によって、当初の骨格特徴点位置からずれることが考えられる。このため、実際どの程度皮膚上の標点が骨格特徴点位置からずれているかを計測し、関節運動の解析に与える影響が小さいことを確認した。

(2) 円標点およびビニール越しの3次元位置計測の確認

光学式動作計測装置で従来使用される球標点ではなく、厚みのない円標点を用い、それをビニール越しに計測できるか確認した。

通常、光学式動作計測装置では、赤外光を照射して、球標点の反射光を複数台のカメラ内のセンサで取得する。このとき、どのカメラでも、標点が円形に写ることから、その重心を計算して座標点を得ることができる。一方、円標点ではカメラの角度によっては、標点形状は変わることが考えられ、曲面に貼り付けた場合は半円状に見えることもある。このため、円標点であっても球標点と同程度で計測が可能か確認した。また、ビニール越しでは、ビニール自体による赤外光の反射やビニールを透過させるため光の屈折により、標点からの反射光が正しい位置に認識されない可能性がある。

(3) 足表面の形状推定精度の確認

提案手法の総合精度を確認するために、被験者に歩行を模擬した踵挙上姿勢を取らせ、このときの本手法による推定足形状を3次元スキャナで直接計測した形状と比較した。

2. 皮膚上標点と骨格特徴点とのずれの確認

2.1 目的

本提案計測手法では、光学式動作計測装置を用い、歩行中の骨格運動を推定するために、足表面皮膚上に表れる骨格特徴点に標点を貼る。しかし、歩行中は皮膚が伸縮膨隆するため、歩行中に標点と骨格位置とがずれる可能性がある。

動作中の骨格位置と表面上標点のずれについては、膝関節の研究例がある^{57, 58)}。Cappozoら⁵⁹⁾は、下肢の皮膚上マーカの位置計測を行い、歩行中には静止時での位置から10~30mm程度の変位が生じ、関節角度に誤差を与えていることを示している。また、肩関節について、中村ら⁶⁰⁾は、モーションキャプチャシステムを使用し、骨格特徴点上に貼り付けたマーカ8点から肩モデルを用いて肩甲骨の動きを推定した場合には、openMRIを用いて直接肩甲骨の動きを計測した場合と比較して、最も条件のよい場合でも10.1°程度の誤差が生じることを報告している。

足の場合、直接骨格位置と皮膚上の標点位置を計測した例はなく、Nesterら⁶¹⁾は、骨に反射標点を貼り付けたピンを直接挿し計測した関節間の相対角度と、皮膚表面上標点によって構成される足モデルによる関節間の相対角度を比較している。しかし、骨ピンによる関節座標と足モデルでは関節定義が異なり、体表面標点と骨格特徴点との間にどの程度差があるか明確ではない。

このため、皮膚上に貼った標点が、歩行中に骨格特徴点からどの程度ずれるかを調べるため、歩行時の姿勢を模擬した状態で超音波計測装置 (Samsung Medison : sonoace R3) で標点と骨格特徴点の位置を直接計測し、比較した。なお、足形状の推定には、標点位置と骨格特徴点の位置がずれた場合でも、足表面伸縮によるものであるため、影響はない。

2.2 方針

(1) 計測点の選定

皮膚の伸縮は、関節運動に伴って発生する。このため、足の中でも関節運動が大きいと考えられる足指の屈伸、足首の底背屈の影響を受ける部位を計測することとした。計測点を図 3-1 に示す。足指の屈伸の代表点として、5 指の中で最も関節可動域が大きい母指関節⁶²⁾に隣接する第一中足骨頭点を選定した。また、足首の底背屈に伴う伸縮の代表点として、楔状骨点を選定した。楔状骨点は、足首の底背屈に伴って足の甲上の皮膚が伸長するため、足首に隣接する他の点に比べて変位量が大きいと考えられる。

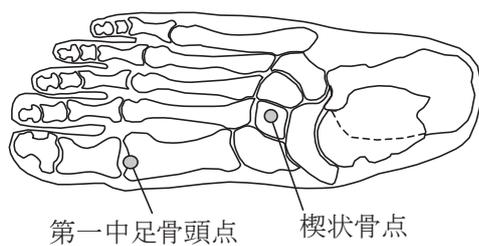
(2) 計測方法

皮膚上標点と骨格特徴点の位置のずれは、標点位置と骨格特徴点位置を同時に超音波計測装置で撮影する必要がある。Arampatzis らにより、超音波計測装置で皮膚上に貼った紙製のマーカを撮影すると薄い影となることが示されている⁶³⁾。このため、本研究でも皮膚上に紙製のマーカを貼り付け、超音波計測装置で同時撮影することとした。

2.3 方法

(1) 実験方法

実験の流れを図 3-2 に示す。実験開始前に、足の汚れを水で軽く落とした後、被験者に両足で自然立位を取らせ、その状態で図 3-1 の骨格特徴点 2 点に直径 6 mm の紙製シールを張り付けた。その後、水を張った水槽内に右足を入れた状態で、前方を見たまま立位を取らせた。立位は、平面での自然立位、歩行時を模擬した図 3-3 に示す傾斜板 (45°) の上に踵を乗せた姿勢とした。標点と骨画像は、超音波画像診断装置 (Samsung Medison : sonoace R3, リニアアレイプローブ, 図 3-6) で、各姿勢につき図 3-5 の骨軸方向をそれぞれ 3 回撮影した。計測時には、図 3-4 のように超音波計の撮影角度が骨格皮膚表面と平行になるようにして、撮影した。画像内の骨は超音波画像診断書⁶⁴⁾を参考に判断した。なお、超音波画像診断装置は、筋骨格モードで、焦点距離は 40 mm で使用した。



第一中足骨頭点 楔状骨点

図 3-1 計測箇所

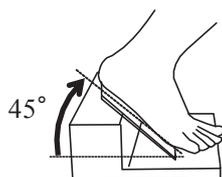


図 3-3 傾斜台

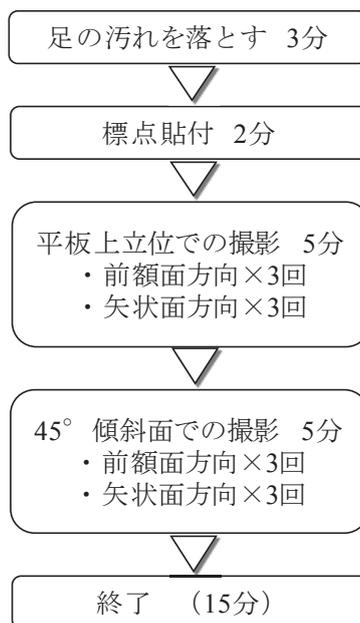
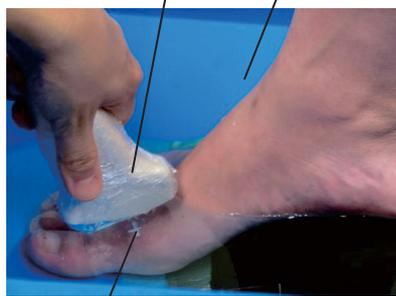


図 3-2 計測の流れ

超音波計プローブ 水を張った水槽



標点 傾斜台

図 3-4 計測風景

(2) 解析方法

図 3-7 に撮影した画像例を示す。撮影画像をデジタイズし、以下の定義点を求めた。

<標点中心位置>

図 3-7 中に示すように、標点位置には影ができるため、この影の中心を標点中心点とした。中心位置は標点影の両端位置の中点とした。

<骨格特徴点位置>

図 3-7 のように、骨頭部の最凸点とした。

これらの 2 点より、標点中心位置から骨格特徴点位置間の皮膚表面上に平行な直線上の距離を求めた。さらに、各傾斜台上立位時の標点間距離から静止立位時の標点間距離を引いた値を求め、これを姿勢変化に伴う標点の位置ずれと定義した。各姿勢につき 3 回分の平均値を求めた。

なお、被験者は表 3-1 に示す成人女性 2 名である。計測対象は、全て右足とした。なお、表 3-1 の足寸法は、1 章表 1-1 の定義を用いた。

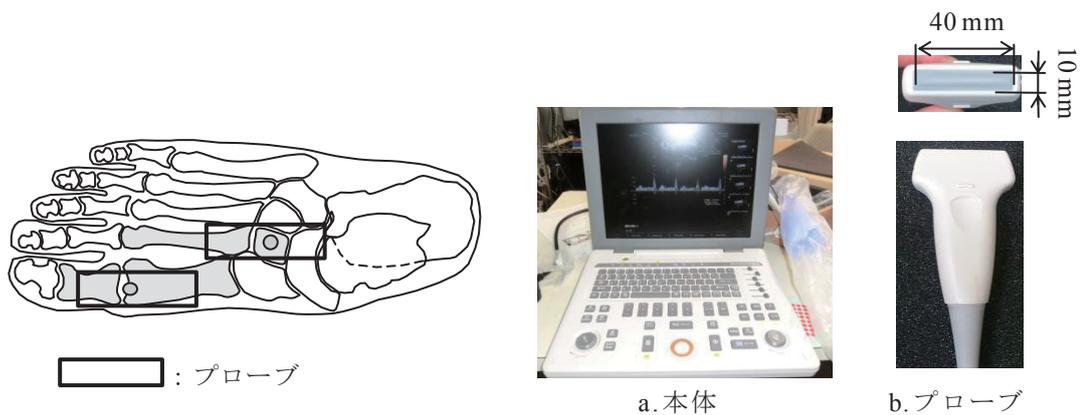


図 3-5 計測方向

図 3-6 使用した計測器

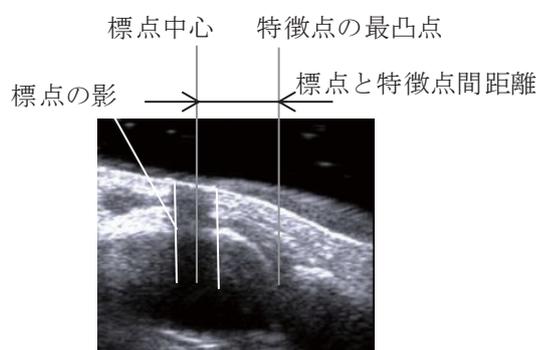


図 3-7 標点と特徴点間距離の定義

表 3-1 被験者

被験者	足寸法 [mm]			
	足長	足囲	足幅	踵幅
A	225	236	91	57
B	236	224	94	66

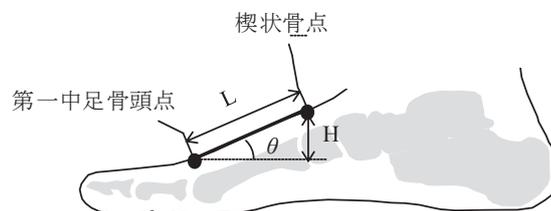


図 3-9 定義

骨点間の矢状面上の距離を L 、第一中足骨頭点を基準としたときの楔状骨点の高さを H としたとき、第一中足骨頭点が前方に ΔL_m だけ移動した場合、関節角度は次式のようなになる。

$$\sin(\theta + \Delta\theta_m) = H / (L + \Delta L_m) \quad (3-1)$$

これに表 2-4 の女性の平均足長に近い被験者の座標位置より求めた $L = 70 \text{ mm}$ と $H = 30 \text{ mm}$ を、 ΔL_m に表 2-3 の第一中足骨頭点での標点と特徴点間のずれを代入したとき、標点ずれによって発生する角度偏差 $\Delta\theta_{mf}$ は 0.4° と非常に小さく、このずれが関節角度に与える影響は小さいと考えられる。同様に楔状骨点の場合は、 $\Delta\theta_c$ は 1.8° と小さい。

以上より、歩行中の皮膚上の標点と骨格特徴点間のずれが関節運動に与える影響は小さいことを確認した。

3. 円標点とビニール越しでの標点位置計測の検証

3.1 目的

円標点を体表面上に貼った場合、曲面変形することや、しわが寄ることもある。このため、カメラの標点画像の重心位置も真の中心からずれる可能性がある。また、ビニール越しに光学式動作計測装置を用いるため、ビニールによる反射や屈折が生じ、誤差が大きくなる可能性がある。このため、光学式動作計測装置（Vicon MX）で、円標点での計測とビニール越しでの計測が可能かを確認した。

3.2 方法

図 3-10a の靴型に直径 5mm、厚さ 0.2 mm の円標点および $\phi 4$ mm 球反射標点を貼り、標点間距離を光学式動作計測装置（Vicon MX、カメラ 8 台）で計測した。カメラ位置は 2 章

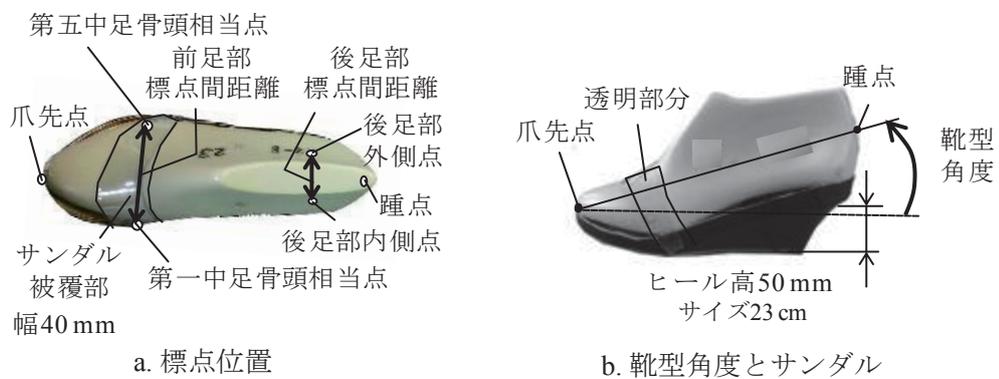


図 3-10 精度評価点

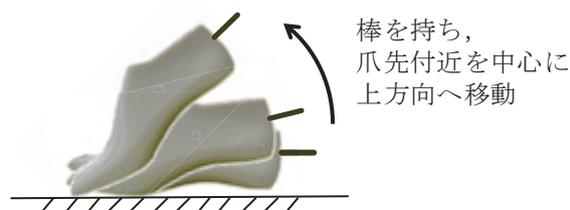


図 3-11 歩行の模擬

6節と同様に、踵接地から爪先離地までが計測できる $300 \times 300 \times 300 \text{mm}$ 程度の範囲を計測できるように配置した。また、歩行時の足を模擬するために、図 3-11 のように靴型の踵部に金属棒を取り付け、カメラに映らないように棒を持ち、上方向に動かすことで、歩行時のように靴型角度を変えて計測した。試行回数は 5 回、サンプリング周波数は 100 Hz である。

円標点計測時には、靴型のみの場合と靴型に図 3-10b のように透明のビニール（厚さ 0.8 mm）製のサンダルを履かせた場合の 2 条件を計測した。なお、靴型にサンダルを履かせるため、球標点での計測は不可能であり、行わなかった。

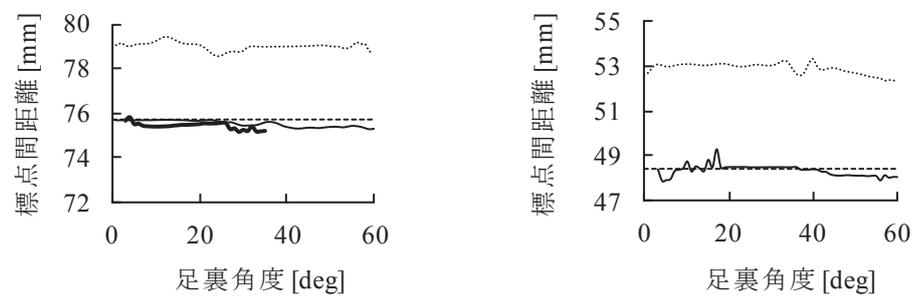
標点間距離は、図 3-10a のように前方標点距離は第一中足骨頭相当点と第五中足骨頭相当点の直線距離、後方標点距離は後足部内側点と後足部外側点の直線距離で定義した。また、靴型角度は、図 3-10b のように、第一中足骨頭相当点と第五中足骨頭相当点がなす直線の静止時からの変化量で定義した。

さらに、ノギスで前方標点間距離および後方標点間距離を 10 回測定し、その平均値を実測値とした。

3.3 結果

ノギスでの計測結果は、前方部標点間距離が $75.8 \pm 0.1 \text{ mm}$ 、後方部標点間距離が $48.5 \pm 0.11 \text{ mm}$ であった。また、靴型角度を横軸にしたときの標点間距離計測結果を図 3-12 に示す。円標点の場合、標点間距離は、ノギス実測値とほぼ同じで、前方部標点間距離が平均 $75.5 \pm 0.2 \text{ mm}$ 、後方部標点間距離が平均 $48.4 \pm 0.2 \text{ mm}$ で、計測値は靴型角度によらず一定であった。また、ビニール越しに円標点を計測した場合でも、角度によらず、ほぼ一定であることが確認された。球標点の場合、標点間距離は、球の中心間距離となるため、円標点よりも約 4 mm 程度大きくなり、前方部標点間距離が平均 $79.0 \pm 0.2 \text{ mm}$ 、後足部標点間距離が平均 $52.9 \pm 0.2 \text{ mm}$ であった。市販靴の足囲・足幅のサイズは 6 mm ピッチ²⁵⁾ で変わるため、4 mm の差は大きい。

以上より、円標点であっても歩行中の計測が可能であり、また、ビニール越しにおいても計測が可能であることを確認した。また、円標点は球標点に比べて厚みがないため、より実測値に近い値を得ることができることを示した。



a. 前足部標点間距離

b. 後足部標点間距離

—: ノギス実測値 - - : 円標点 — : サンドル着用時円標点 - · - : ボール標点

図 3-12 計測結果

4. 変形精度の検証

4.1 目的

歩行中の足変形の推定精度を確認するために、静止した状態で踵を挙上し、3次元デジタルイザによる計測形状と本手法による推定形状を比較した。図3-13に実験概要を示す

4.2 方法

(1) 被験者

被験者は表3-3の成人女性5名である。

表3-3 被験者足寸法

被験者	足寸法			
	足長	足囲	足幅	踵幅
A	218	224	94	56
B	226	212	88	56
C	228	236	91	57
D	236	224	94	66
E	238	235	97	61

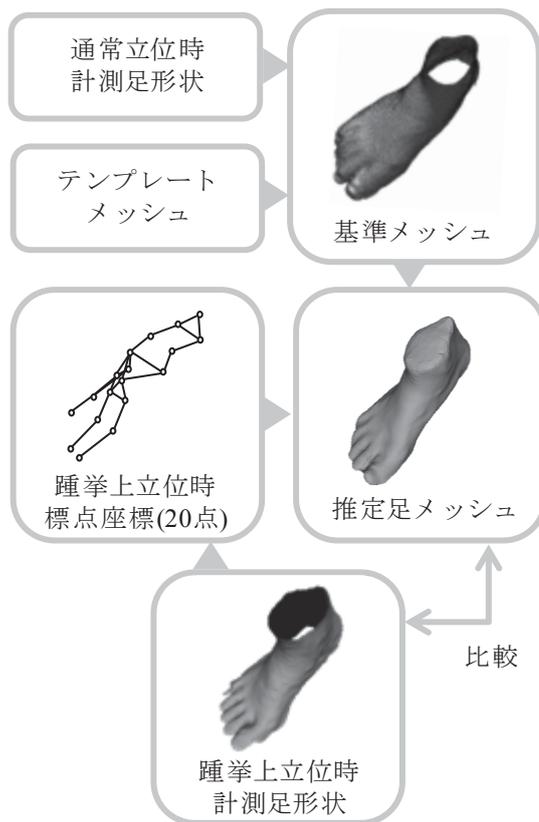


図3-13 実験概要



図3-14 計測風景

(2) 実験方法

被験者の右足上に2章4節の通りに円標点を張り付け水平な面上（通常立位）で計測した。次に、歩行時を模擬するため、左足を前方につき、図3-14の足台の上に右足をのせた状態で体が安定するように前方に設置したポールを持たせ、静止させた（踵挙上立位）。このとき、指の付け根が傾斜面の端に合うように足を置かせた。この状態で2章5節と同様に足形状を非接触式3次元デジタル（Vivid910）で4方向から計測した。

(3) 解析方法

直接計測した通常立位時メッシュと踵挙上立位時メッシュは、付属ソフト（Polygon）上で4方向からのデータを1形状に統合し、メッシュ密度を均一化した。その後、通常立位時のデータ点群から2章5節と同様に被験者固有の初期メッシュを求めた。次に、踵挙上立位時のデータ点群から20点の標点座標を抜き出した。この標点座標を目標位置として初期メッシュを提案手法で変形させ、踵挙上時の足推定形状を取得した。この推定メッシュ形状と直接デジタルで計測した踵挙上立位のメッシュ形状を比較した。

2つの形状間を比較するため、断面形状と足表面上の標点間距離をそれぞれで求めた。

<断面形状>

図3-15に示すように、踵点を原点とし、第一中足骨頭点と第五中足骨頭点の midpoint を結ぶ直線を x 軸（回内外）、x 軸と第五中足骨頭点から第一中足骨頭点への直線の外積を z 軸（内外転）、z 軸と x 軸の外積を y 軸（屈伸）と定義した。この座標上で、足囲に相当する第一中足骨頭点、インステップ囲に相当する楔状骨点および右距骨点の x 軸上の各位置での yz 断面形状を求めた。各点の x 座標 $\pm 1\text{mm}$ 以内にあるメッシュ上の点群を断面形状として取得した。

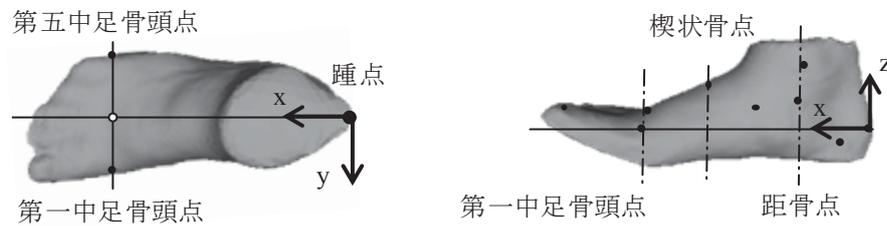


図 3-15 座標系定義

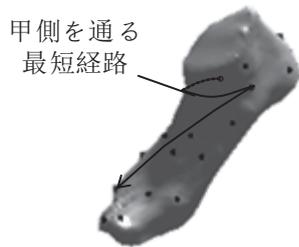


図 3-16 足表面上最短距離

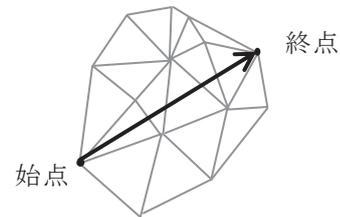


図 3-17 最短距離イメージ

<表面上標点間距離>

図 3-16 のように、第一指先端点、第二指先端点、第五指先端点、踵点、内果点、外果点を除いた計 15 点の各標点間の足表面上の最短距離を求めた。表面上の距離は、図 3-17 のように、メッシュ上の各三角形を横切り、メッシュ表面上の最短経路を求めるように、足の甲側を通る測地線の長さを求めた。なお、測地線の計算には、Peyré らが考案した、Fast Marching algorithm⁶⁵⁾にヒューリスティック関数を用いて高速化した手法を使用した^{66, 67)}。

4.3 結果

図 3-18 と 3-19 に計測例を示す。

(1)断面形状

全被験者の計測結果を図 3-18 と 3-19 に示す。これより、推定形状の第一中足骨頭点の断面形状は、被験者 a, b, c は、甲部の腱などの局所的な凹凸を除いては計測形状とほぼ一致し、1 mm 程度であった。しかし、被験者 e は第一中足骨頭点の断面形状は計測形状と 10 mm 程度異なった。これは、図 3-19e のように、第一中足骨頭点の位置が第一中足骨頭の上部にきており、標点位置の貼り付け位置の違いによる。本来、第一中足骨頭点は、第一中足骨頭の最突出点である。このため、他の 4 名のように正しい位置に標点を貼り付けることで、この形状差は解消される。

楔状骨点付近と右距骨点付近の断面形状は、計測形状と定性的によく一致し、特徴点がない足裏近くを除いて最大誤差は、2 mm 程度であった。

なお、被験者 e については、第一中足骨頭点の貼り付け位置がずれたため、足断面 (zx 平面) を第一中足骨頭点と第五中足骨頭点位置で定義した結果、他の 4 名に比べて、3 つの断面形状が足軸を中心に時計回りに傾いた形状となった。

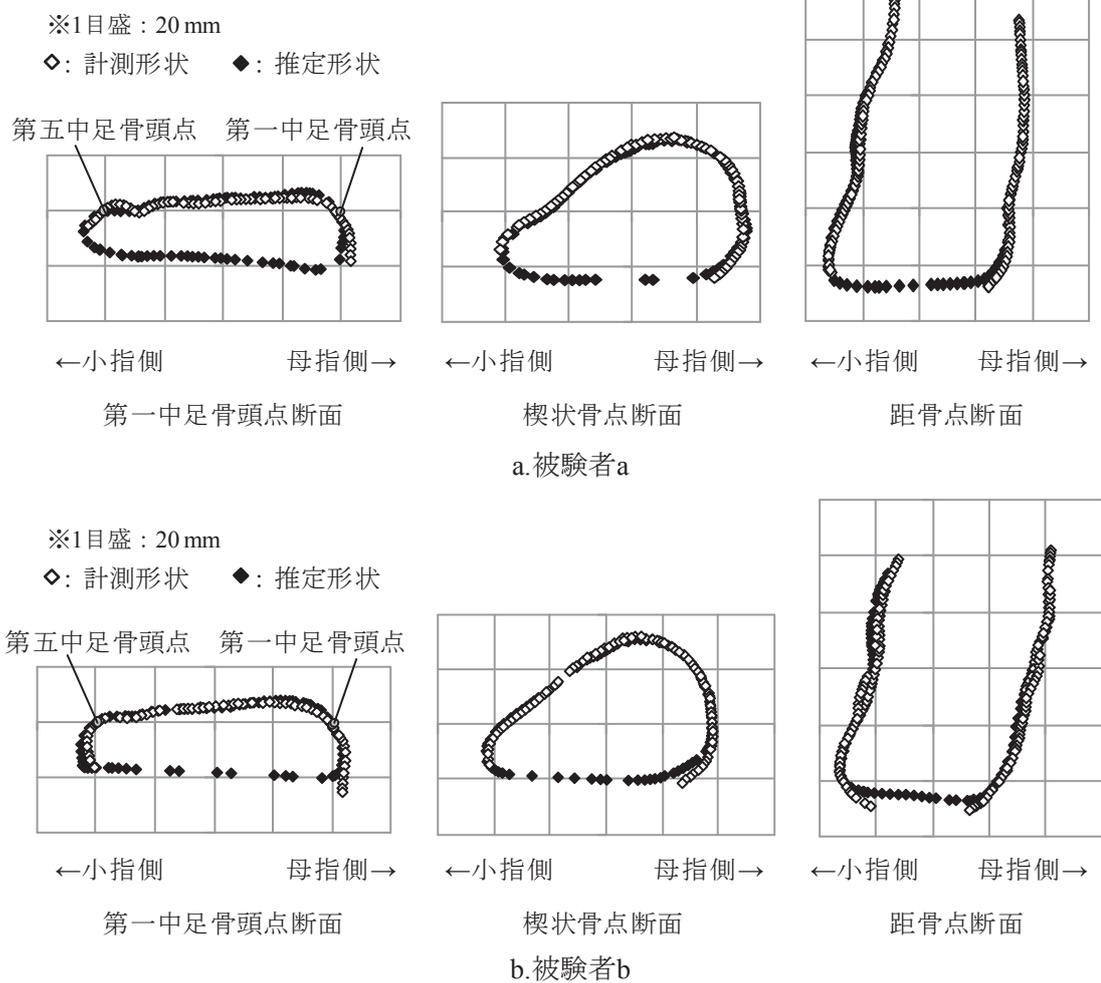
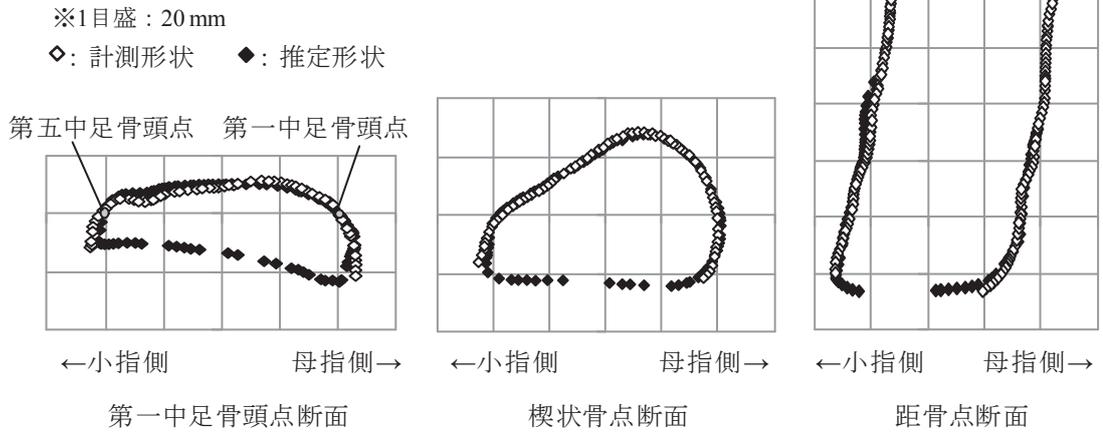
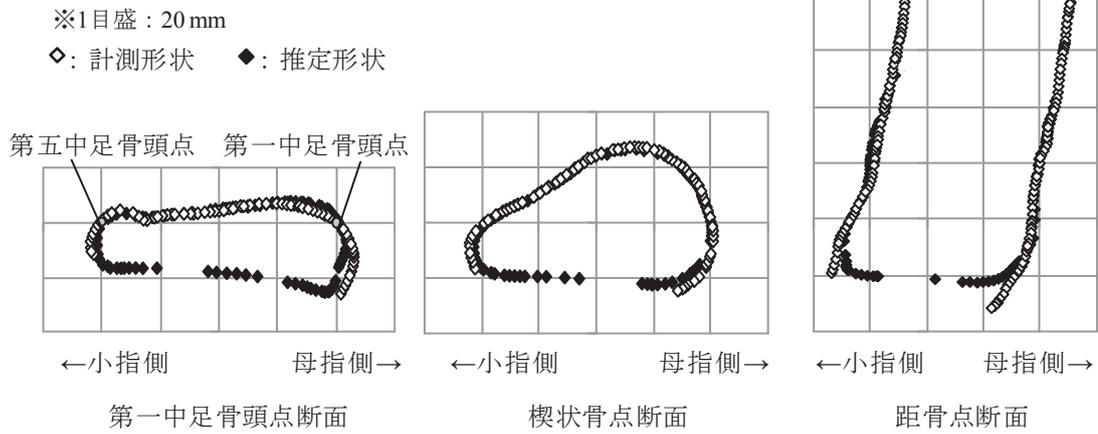


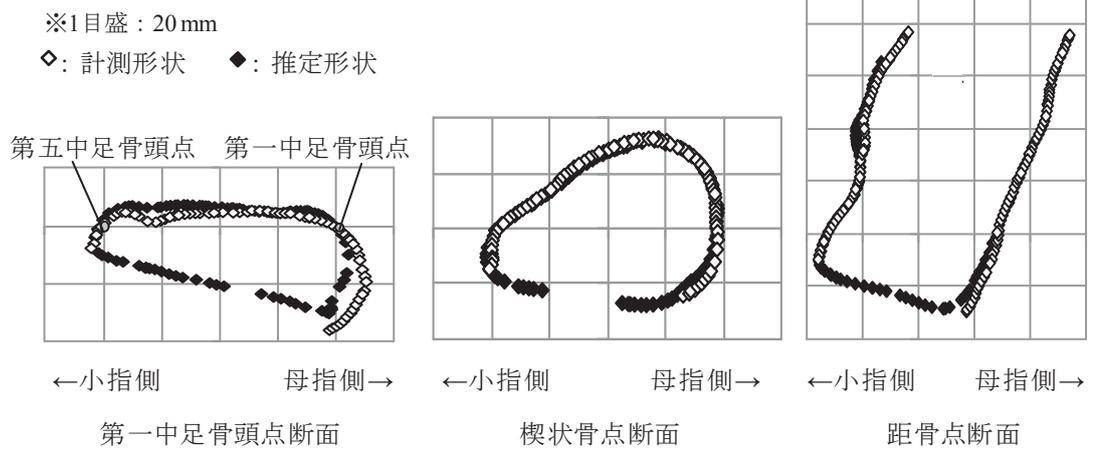
図 3-18 断面形状



c.被験者c



d.被験者d



e.被験者e

図 3-19 断面形状

(2) 各標点間の足表面上の最短距離

表 3-4 に全被験者の全標点間距離の絶対値平均を、図 3-20 に標点位置と結果の対応例を示す。また、表 3-5 と 3-6 に全被験者の推定形状での各標点間距離から計測形状の各標点間距離を引いた値を示す。縦軸と横軸が交わる欄の値が縦軸と横軸に記された標点間距離の差であることを示す。+は推定形状で標点間距離が長いことを示し、-は推定形状で標点間距離が短いことを示す。また、2 条件間の差が 1mm 以上あった標点間距離を灰色で塗りつぶした。最も差の大きかった被験者でも、表面上距離の絶対値平均は 0.6 mm で、表 3-6 より、標点間で差が大きかったのは、最大値は、外踵点から内踵点に向かう前足首を通る距離で 2.5 mm (1.4%) であった。これは、足首の伸展に伴う筋肉や靭帯の変形による。この部位では、関節運動よりも筋肉や靭帯などの軟部組織の変化による足変形が大きく、本手法のように、骨格特徴点上のみに標点を配置しただけでは、変形を再現することが難しい。婦人靴の多くでは、この部分は開放されているため、靴設計への影響は小さいと考えられるが、この部位の計測精度を向上させるためには、骨格特徴点上ではないが、足首前方の皮膚上に標点を追加することが有効であると考えられる。

4.4 まとめ

本手法による誤差は、幅方向で最大 2 mm 程度、周長方向で最大 2.5mm であった。

Kouchi ら⁶⁷⁾により、同一計測者が同一被験者の足寸法を 2 回計測した場合、足幅では 1mm 程度、ヒール囲では 2 mm 程度の差が生じることが報告されている。このため、手計測では、幅方向で 1mm 程度、周長方向で 2mm 程度の差が生じるといえる。また、JIS 規格では、足長で 5 mm 刻み、足囲で 6 mm 刻みのサイズ展開がなされている²⁵⁾。また、誤差が大きかったのは、足首付近と靴の開放部に当たるため、靴設計に直接与える影響は小さいと考えられる。

以上より、本手法による計測誤差は、手計測で生じるばらつきに比べてわずかに大きいですが、誤差が大きい箇所は靴設計への影響が小さい部位であるため、靴設計上十分な精度であるといえる。

表 3-4 被験者別標点間距
絶対値平均

被験者	平均	標準偏差
A	0.50	0.50
B	0.57	0.50
C	0.49	0.45
D	0.81	0.71
E	0.38	0.32

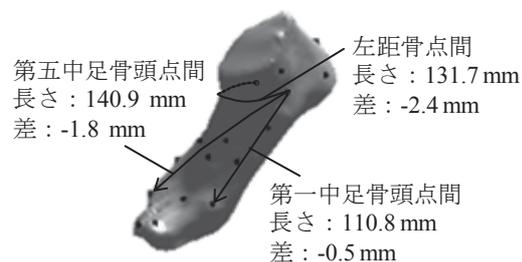


図 3-20 計測例

表 3-5 被験者別標点間距離

a. 被験者 A

	MH1	MH2	MH5	MB1	MB2	MB4	MB5	CUN	NAV	CUB	TALM	TALL	CALM	CALL
MH1														
MH2	1.2													
MH5	1.2	0.4												
MB1	0.1	0.7	0.6											
MB2	0.4	0.2	0.0	0.7										
MB4	0.3	0.1	0.5	0.2	-0.1									
MB5	0.1	0.0	0.3	-0.8	-0.2	-0.1								
CUN	0.0	0.3	-0.3	-0.1	-0.3	-0.5	-0.8							
NAV	-0.1	0.4	-0.6	-0.4	-0.4	-0.8	-1.2	-0.3						
CUB	0.1	-0.2	0.6	-1.1	0.0	-0.3	-0.3	-1.0	-0.7					
TALM	-0.3	0.4	-0.2	-0.5	-0.3	-0.5	-0.3	-0.2	-0.1	0.3				
TALL	0.1	-0.2	0.6	-1.0	0.0	-0.3	-0.3	-0.8	-0.4	-0.1	1.1			
CALM	-0.5	0.2	-0.6	-0.4	-0.6	-0.8	-0.5	-0.5	-0.1	0.3	-0.1	1.0		
CALL	0.0	-0.1	0.4	-1.2	-0.1	-0.2	0.4	-1.0	-0.5	-0.1	1.1	-0.2	0.7	

b. 被験者B

	MH1	MH2	MH5	MB1	MB2	MB4	MB5	CUN	NAV	CUB	TALM	TALL	CALM	CALL
MH1														
MH2	0.9													
MH5	0.8	-0.1												
MB1	-0.1	1.4	0.5											
MB2	0.2	0.1	-0.3	1.0										
MB4	0.1	-0.1	-0.2	0.4	-0.4									
MB5	0.5	0.2	0.5	0.1	-0.1	0.3								
CUN	-0.1	-0.1	-0.7	-0.1	-0.4	-0.4	-0.6							
NAV	-0.2	0.9	-0.9	-0.4	0.0	-0.9	-1.0	-0.4						
CUB	-0.1	-0.2	0.0	-0.8	-0.6	-0.1	0.2	-0.9	-1.5					
TALM	-0.3	0.7	-0.9	-0.5	-0.1	-0.7	-1.1	-0.2	-0.4	-1.9				
TALL	-0.2	-0.3	0.2	-1.3	-0.6	-0.3	0.1	-0.9	-1.2	-0.4	-2.0			
CALM	-0.7	0.8	-1.1	-0.2	-0.1	-0.9	-1.1	-0.5	0.0	-1.8	0.2	-1.8		
CALL	0.0	-0.1	0.5	-1.4	-0.6	0.0	0.1	-1.0	-1.3	-0.2	-1.9	0.4	-1.4	

表 3-6 被験者別標点間距離

c. 被験者C

	MH1	MH2	MH5	MB1	MB2	MB4	MB5	CUN	NAV	CUB	TALM	TALL	CALM	CALL
MH1														
MH2	-1.2													
MH5	0.0	1.2												
MB1	0.1	0.4	0.7											
MB2	-0.4	0.0	0.6	0.0										
MB4	-0.8	0.0	0.2	-0.3	-0.4									
MB5	-0.6	0.5	-0.1	-0.2	-0.3	0.3								
CUN	-0.1	0.2	0.4	0.1	0.1	-0.6	-0.5							
NAV	0.0	0.4	-0.5	-0.1	-0.4	-1.8	-1.5	-0.8						
CUB	-0.5	0.2	-0.2	-0.2	-0.4	-0.3	0.1	-0.6	-1.2					
TALM	-0.3	0.1	-0.7	-0.4	-0.7	-1.7	-1.2	-1.0	-0.4	-1.3				
TALL	-0.5	0.1	-0.2	0.0	-0.4	-0.1	-0.1	-0.4	-0.8	-0.5	-0.6			
CALM	0.2	0.7	-1.0	0.1	-0.6	-2.1	-1.5	-1.1	0.4	-1.6	-0.2	-0.8		
CALL	-0.6	0.2	-0.1	-0.1	-0.4	0.0	-0.3	-0.5	-0.4	-0.2	-0.1	-0.2	-0.6	

d. 被験者D

	MH1	MH2	MH5	MB1	MB2	MB4	MB5	CUN	NAV	CUB	TALM	TALL	CALM	CALL
MH1														
MH2	1.8													
MH5	1.2	-0.3												
MB1	0.1	0.1	-0.2											
MB2	0.2	0.1	-0.2	0.0										
MB4	0.5	-0.2	0.4	-0.5	-0.6									
MB5	0.3	-0.2	-0.2	-0.6	-0.5	-0.1								
CUN	0.0	0.1	-0.3	0.2	-0.2	-0.7	-0.5							
NAV	0.1	0.0	-1.1	-0.2	-0.6	-1.9	-1.9	-0.6						
CUB	0.3	-0.3	0.2	-0.7	-0.5	-0.3	0.4	-0.6	-2.2					
TALM	-0.5	-0.8	-1.8	-0.8	-1.3	-2.3	-1.9	-1.2	-0.8	-2.3				
TALL	-0.7	-0.8	-0.1	-1.2	-1.2	-0.7	0.4	-1.2	-2.4	-0.7	-2.5			
CALM	0.4	0.7	-1.7	0.6	-0.4	-2.3	-1.9	-0.5	0.9	-2.3	0.2	-2.5		
CALL	-0.6	-0.7	-0.3	-0.8	-1.2	-0.6	-0.2	-0.9	-1.8	-0.6	-2.0	-0.1	-1.8	

e. 被験者E

	MH1	MH2	MH5	MB1	MB2	MB4	MB5	CUN	NAV	CUB	TALM	TALL	CALM	CALL
MH1														
MH2	0.9													
MH5	1.8	1.2												
MB1	0.2	0.2	0.7											
MB2	-0.1	-0.5	0.1	0.5										
MB4	-0.2	0.1	0.4	0.2	-0.6									
MB5	-0.1	0.3	0.0	-0.5	-0.8	-0.3								
CUN	-0.2	-0.4	0.0	0.3	-0.1	-0.5	-0.8							
NAV	0.1	0.0	-0.2	-0.3	0.1	-0.7	-0.5	-0.3						
CUB	-0.6	-0.3	0.3	-0.1	-0.6	-0.3	-0.1	-0.7	-0.4					
TALM	0.2	0.0	-0.3	-0.1	0.0	-0.5	-0.1	-0.3	-0.2	0.4				
TALL	-0.5	-0.4	0.1	0.4	-0.5	-0.5	-0.2	0.1	0.7	-0.4	0.5			
CALM	-0.2	0.5	0.3	0.3	0.7	-0.1	0.3	0.3	0.7	0.8	0.4	1.4		
CALL	-0.6	-0.1	0.0	0.0	-0.6	-0.4	0.1	-0.3	0.5	-0.4	0.3	0.3	1.4	

5. 本章のまとめ

計測手法の実用性の検証のために、以下の3項目について確認した。

(1) マーカの骨格追従性の確認

皮膚上に貼った標点がり、歩行中に骨格特徴点からどの程度ずれるかを調べるため、歩行時の姿勢を模擬した状態で超音波計測装置で標点と骨格特徴点の位置を直接計測した。結果、歩行中の皮膚上の標点と骨格特徴点間のずれが関節運動に与える影響は最大 1.8° と小さいことを確認した。

本計測手法では、歩行中に皮膚上の標点と骨格特徴点間の位置ずれが生じる。この誤差については、標点位置を工夫するなどしても解消が難しいため、関節運動については、最大 1.8° 程度の誤差があることを認識しておく必要がある。

(2) 円標点およびビニール越しの3次元位置計測

円標点であっても歩行中の計測が可能であり、また、厚さ 0.8 mm のビニール越しにおいても計測が可能であることを確認した。

本論文では、パンプス・サンダルタイプの実験靴を使用したがり、それ以外のタイプの実験靴であっても、厚さ 0.8 mm 程度の透明ビニールを用いた靴であれば、計測が可能であると推測される。ただし、標点貼り付け位置に縫い目がないことや、ビニールの重なりがないことが必要であると考えられる。

(3) 推定方法の精度

3D デジタイザによる計測形状と本手法による推定形状を比較した結果、断面形状における幅方向の誤差は最大 2 mm 、周長誤差は足首付近で最大 2.5 mm であったがり、靴の開放部であるため、婦人靴設計に与える影響は小さいと考えられた。

ただし、足首付近まで覆うような靴を検討する際には、本計測手法では、足首付近の形状再現性が低いため、十分な精度での計測が困難であると考えられる。

第4章 ヒール靴歩行時の足変形計測

ヒール靴着用時には、骨格姿勢の変化が大きいことが知られている。このため、本章では、提案手法を用いて、ヒール靴歩行時の足変形計測をした。

1. 方法

1.1 被験者

被験者は表 4-1 の 20 代女性 10 名である。計測対象は被験者の右足とした。

なお、実験を始める前には、事前に実験の目的や個人データの取扱方法などを説明し、いつでも中止できることを伝えて同意を得た。

1.2 方法

被験者の右足の図 2-7 の位置に円標点を貼り付け、2 章の方法で歩行中の足変形を計測した。被験者には、裸足に加え、図 4-1 のヒール高 50 , 85 mm のサンダルを着用させ、3 条件の歩行中の足変形を計測した。試行回数は 5 回とした。

各条件での計測を開始する前に、被験者には、十分に歩行訓練をさせ、実験靴での歩行に慣れてから、計測を始めた。

1.3 算出した足変形特徴量

取得した足表面形状から、関節運動、足断面形状、足表面伸縮分布を求めた。

(1) 関節運動

2 章 9.1 節の方法で、各節間の関節角度と足軸と中足部の角度変化を求めた。

(2) 断面形状

断面形状は、2 章 9.2 と同様に足座標系を定義し、楔状骨点の x 座標、舟状骨点の x 座標、右踵点の x 座標での yz 断面を求めた。舟状骨点での断面形状は、足首付近が含まれてしまうため、高さ方向で楔状骨点の最高点付近の値以下の値を取得した。

(3)足表面伸縮分布

2章9.4の足表面変形伸縮分布を求めた。

表4-1 被験者足寸法

被験者	足寸法				計測項目			単位：mm
	足長	足囲	足幅	踵幅	裸足歩行	中ヒール	高ヒール	
A	218	224	94	56	○	○	○	
B	226	212	88	56	○	○	-	
C	225	236	91	57	○	○	○	
D	228	215	92	60	○	-	-	
E	232	223	91	61	○	○	○	
F	236	224	94	66	○	○	○	
G	236	233	95	61	○	○	○	
H	243	235	97	61	○	○	○	
I	256	240	96	67	○	-	-	



図4-1 実験条件

2. 結果

2.1 足形状計測例

図4-2に足形状の計測例を示す。裸足では、踵から接地し、爪先は拳上している。中ヒールでは、裸足同様、踵から接地するが、爪先は裸足ほどあがらず、靴底に沿ったままである。高ヒールでは、踵と爪先がほぼ同時に接地する。ヒール高によらず、歩行周期20%程度で完全に踵と爪先が接地し、体重が足にかかる。歩行周期40%程度から踵が地面から離れ、歩行周期60%程度で爪先が地面から離れる。

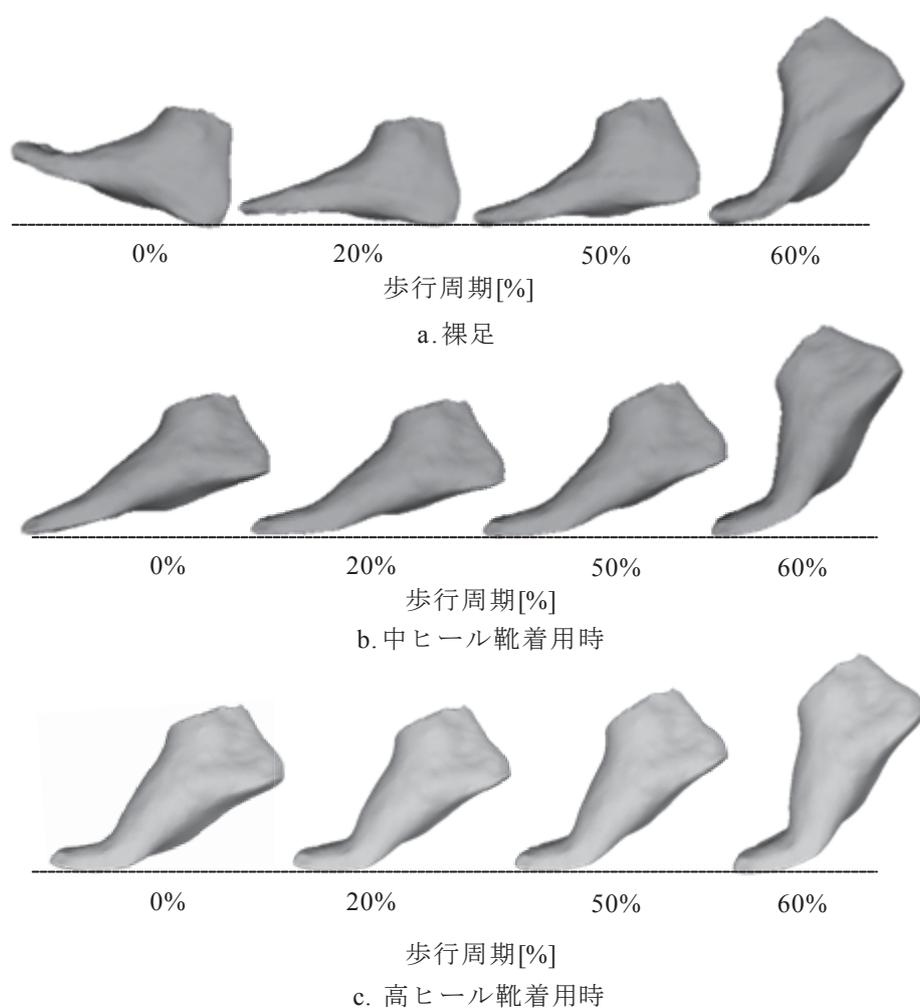


図4-2 足形状計測例

2.2 関節角度

図 4-3~5 に関節角度の各ヒール条件における全被験者分のデータを、図 4-6 に各ヒール条件における全被験者平均値を示す。各ヒール条件において、そのヒール条件での歩行周期 20%での値を基準（歩行周期 20%時の角度=0°）とした。

(1)裸足歩行時

・中足部－後足部間

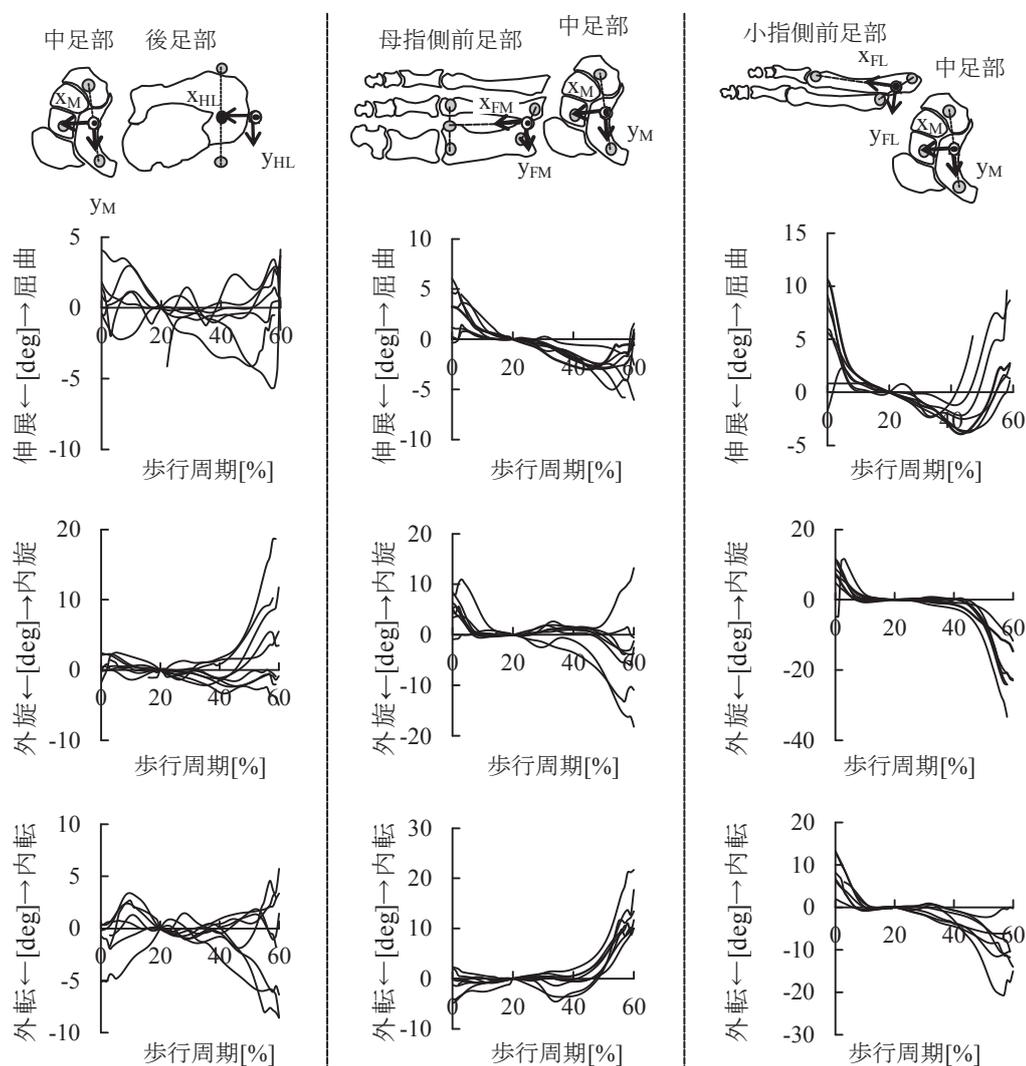
図 4-3 より、裸足歩行時の中足部－後足部間の屈伸方向では、被験者間でのばらつきが大きく、一定の傾向が得られなかった。内外旋方向では、歩行周期 40%程度までは、ほぼ一定の値を取り、40%以降で平均 5°内旋したが、内旋の大きさにばらつきが見られた。内内外転方向では、歩行周期 10%程度で 3°程内転し、その後、40%までほぼ一定の値を取り、40%から 60%では、外転する場合と内転する場合の 2 パターンに分かれた。

・母指側前足部－中足部間

母指側前足部－中足部間の屈伸方向では、3°程度屈曲した状態から踵接地し、その後歩行周期 50%程度まで緩やかに 5°程度伸展し、その後、60%までに 5°程度屈曲した。内外旋方向では、10°程度内旋した状態で踵接地し、10%までに 10°外旋し、その後、歩行周期 40%程度まで、ほぼ一定の値を取り、その後 60%までに 4°外旋した。なお、被験者によって、40%以降の外旋の大きさが異なった。内外転方向では、0°から歩行周期 40%に至るまでほとんど変化がなく（内外転共に 0°）、歩行周期 40%以降から急激に内転し、60%では約 12°内転した。

・小指側前足部－中足部間

小指側前足部－中足部間の屈伸方向では、8°程度屈曲した状態で踵接地し、歩行周期 20%に至るまでに、0°まで戻り、歩行周期 40%までの間は緩やかに 4°程度伸展し、その後屈曲し、60%では 5°程度屈曲した。内外旋方向では、10°程度内旋した状態で踵接地し、10%までに 10°外旋し 0°になり、その後、歩行周期 40%程度まで、一定の値を取り、その後 60%までに 20°外旋した。内外転方向では、5°程度外転した状態で踵接地し、歩行周期 10%までに外転し 0°になり、その後歩行周期 40%までに 5°程度外転し、40%以降も外転し続け、60%では 10°程度外転した。



※ 歩行周期20%を基準

図 4-3 裸足時関節運動

以上より、裸足歩行では、中足部-後足部間の屈伸方向、内外転方向では、被験者間でのばらつきが大きく、一定の傾向が得られなかった。内旋方向では、歩行周期 40%以降の内旋量にばらつきが見られた。

母指側前足部-中足部間においては、屈伸方向、内外転方向では、被験者間でのばらつきが小さく、8名全員で一定の傾向が得られた。内外旋方向では、歩行周期 40%以降の変化傾向にばらつきが見られた。

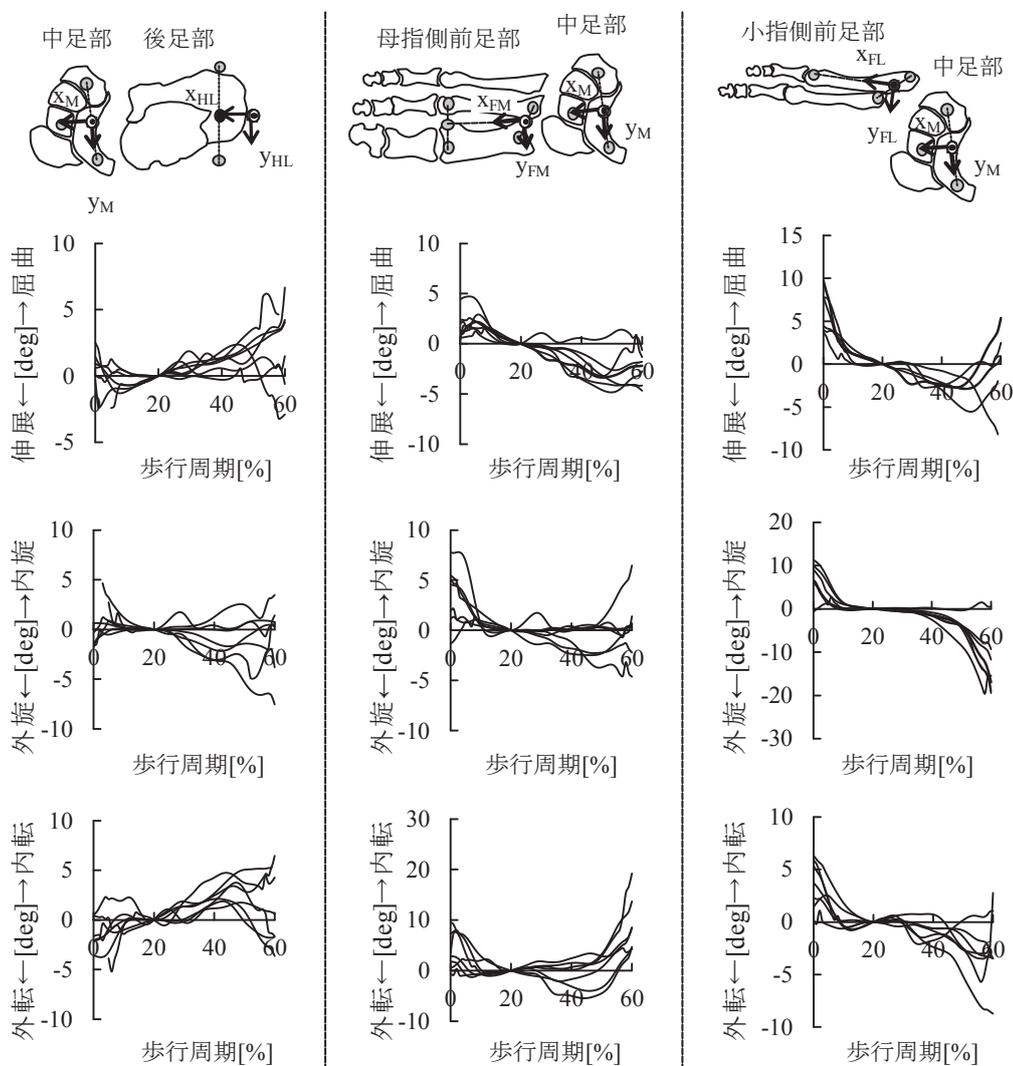
小指側前足部-中足部間においては、屈伸方向、内外旋方向、内外転方向のいずれにお

いても、他の2節間よりも変化量が大きかった。また、歩行周期40%まではほぼ一定の傾向が見られたが、40%以降の変化傾向に被験者間でばらつきが見られた。

(2)中ヒール歩行時

・中足部-後足部間

図4-4より、屈伸方向では、屈伸0°で接地し、歩行周期20%までは変化せず、20%以降も変化しない場合と、60%まで屈曲する場合との2パターンが見られた。内外旋方向では、



※ 歩行周期20%を基準

図4-4 中ヒール時関節運動

内外旋 0°で接地し、歩行周期 20%以降で、変化しない場合と 60%まで外旋する場合の 2 パターンが見られた。内外転方向では、3°程度外転した状態で接地し、歩行周期 20%にかけて内転し、0° となり、その後、歩行周期 40%にかけて緩やかに 4°程度内転し、60%にかけて変化しない場合と、60%までに 4°程度内転する場合の 2 パターンが見られた。

- ・ 母指側前足部－中足部間

屈伸方向では、屈曲 2°で接地し、歩行周期 50%までに 4°伸展し続け、その後、わずかに屈曲した。内外旋方向では、4°内旋で接地し、歩行周期 20%までに外旋し、内外旋 0°となり、その後、変化しない場合と緩やかに 3°程度外旋する場合の 2 パターンが見られた。

内外転方向では、内転 5°で接地し、その後、歩行周期 20%までに緩やかに外転し、内外転 0°なり、その後、50%まで一定の値を取る場合とさらに外転する場合の 2 パターンが見られ、共に 50%以降では内転した。

- ・ 小指側前足部－中足部間

屈伸方向では、屈曲 7°で接地し、その後歩行周期 50%程度まで伸展し続け、50%以降では 3°程度屈曲した。内外旋方向では、内旋 10°で接地し、歩行周期 20%までに内旋し、内外旋 0°となった後、40%までは変化せずに、40%以降で急激に外旋し、60%では約 18°外旋した。内外転方向では、内転 3°で接地し、歩行周期 10%までに内外転 0°となり、その後歩行周期 30%程度まで変化せずに、30%かた 60%までに 5°外転した。

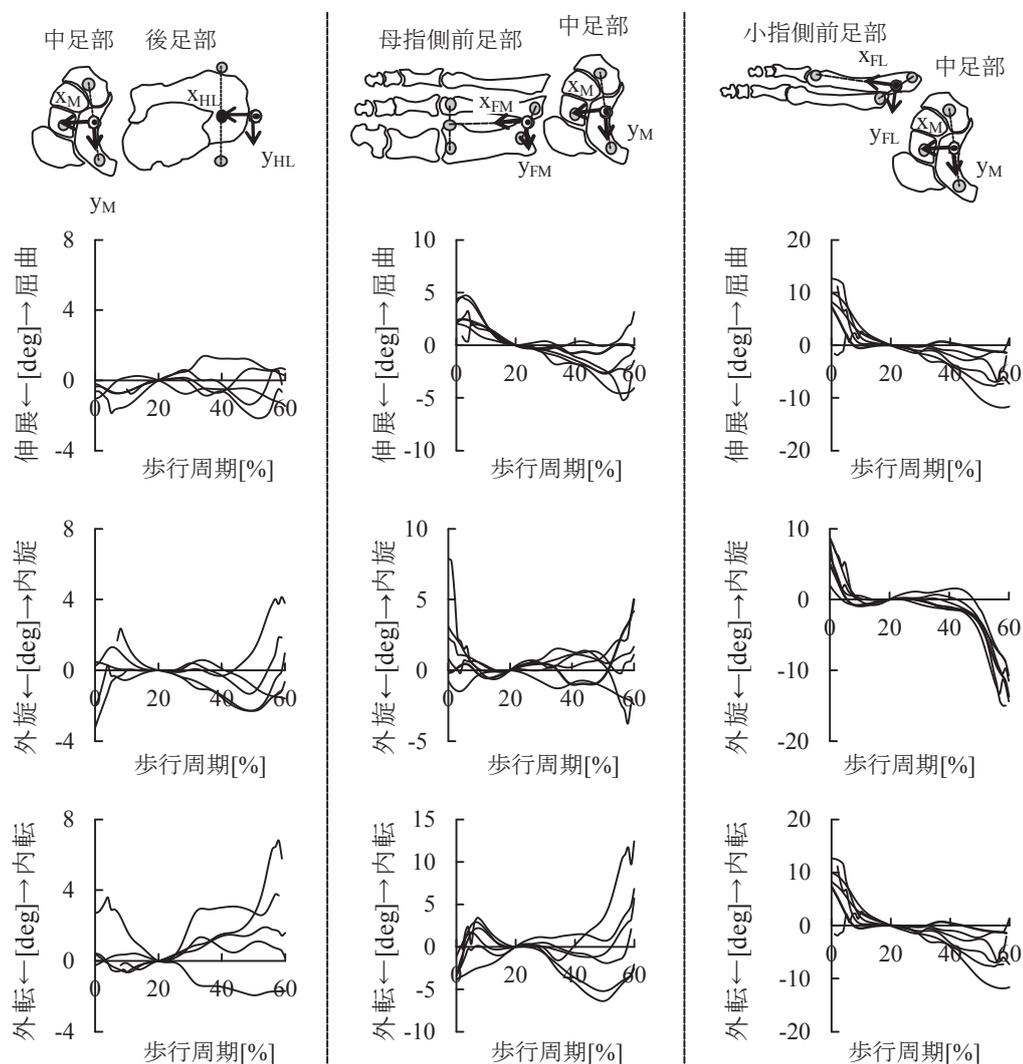
(3)高ヒール歩行時

- ・ 中足部－後足部間

図 4-5 より、屈伸方向では、歩行を通じて屈伸 0°と一定の値を取った。内外旋方向では、外旋 2°で接地し、歩行周期 10%までに内旋し、内外旋 0°となった後、歩行周期 30%~40%から外旋し始め、50%以降に内旋した。内外転方向は、被験者間にばらつきが見られたが、歩行を通じて内転 2°程度と一定の値を取った。

- ・ 母指側前足部－中足部間

屈伸方向では、屈曲 2°で接地した後、歩行周期 50%まで伸展し続け、50%時では伸展 4°となり、その後 60%にかけて屈曲方向に変化した。内外旋方向では、被験者間にばらつき



※ 歩行周期20%を基準
 図4-5 高ヒール時関節運動

が見られたが、平均すると、歩行を通じて内外旋 0° であった。内外転方向では、外転 5° で接地し、歩行周期 10%までに急激に内転し、10%で内転 3° となった。20%までに再び外転し、内外転 0° となり、その後歩行周期 30%までは変化しなかった。30%以降では、歩行周期 50%まで 5° 程度外転した後、内転する場合と 50%まで変化せず、その後内転する場合の 2 パターンが見られた。

・小指側前足部—中足部間

屈伸方向では、屈曲 10° で接地し、その後歩行周期 60%まで緩やかに伸展し続けた。伸展

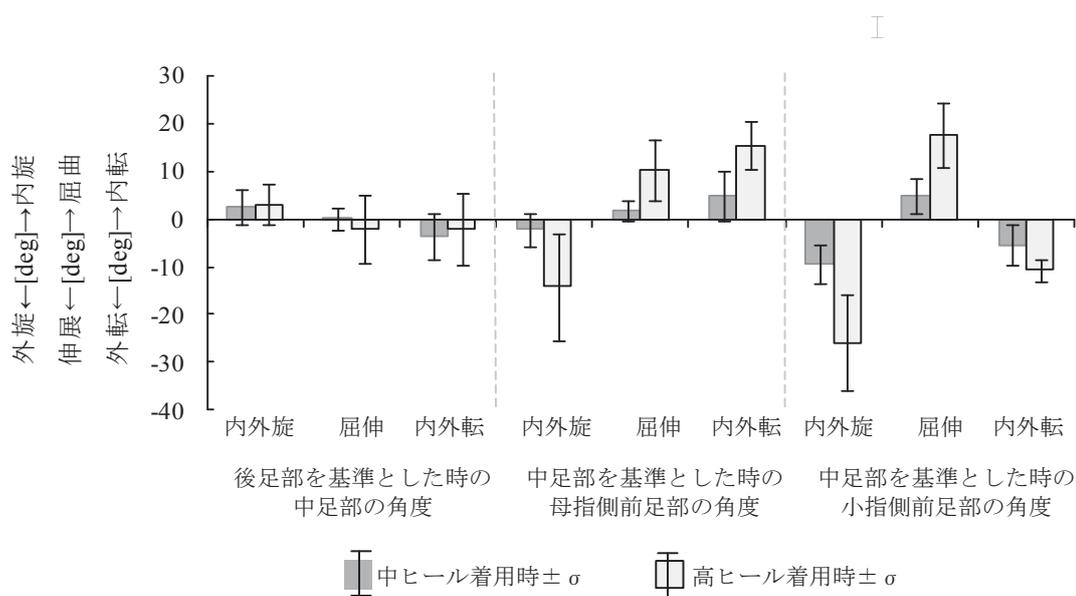


図 4-6 歩行周期 20%時点の関節角度

量の大きさに被験者間でばらつきが見られた。内外旋方向では、内旋 5°で接地し、歩行周期 10%までに外旋し、内外旋 0°となり、その後 50%まで変化せずに、50%以降で大きく外旋した。内外転方向では、内転 10°で接地し、その後 60%まで緩やかに外転し続けた

(4) 基準姿勢時のヒール高による違い

図 4-6 に関節運動の歩行周期 20%時の中ヒール、および高ヒールの関節角度から、裸足時の値を引いたときの 6 名分の平均を示す。

中足部－後足部間では、内外旋・屈伸・内外転共に、中ヒール、高ヒール共に変化量が小さく、2つの間に差は見られなかった。

母指側前足部－中足部間では、3方向の角度共に、中ヒールよりも高ヒールの方で変化量が大きかった。中ヒールでは、裸足から、2°外旋、2°屈曲、5°内転した。一方、高ヒールでは、裸足から、14°外旋し、10°屈曲、16°内転した。

小指側前足部－中足部間では、母指前足部－中足部と同様に 3 方向の角度共に、中ヒールよりも高ヒールの方で変化量が大きかった。中ヒールでは、裸足から、9°外旋、5°屈曲、5°外転した。一方、高ヒールでは、裸足から、25°外旋し、18°屈曲、11°内転した。

これより、母指側前足部－中足部間と小指側前足部－中足部間では、中ヒール－裸足間の変化よりも、中ヒール－高ヒール間の変化量が大きいことがわかる。また、母指側前足

部－中足部間と小指側前足部－中足部間では、小指側前足部－中足部間の方が母指側よりも変化量が大きいことがわかる。一方で、中足部－後足部間では、2条件ともに、裸足からの変化量が小さく、また変化の傾向も個人間でのばらつきが多く、一定の変化傾向が見られなかった。

(5) 歩行中足変形のヒール高による違い

図4-7に各ヒール高における平均値を示す。

・中足部－後足部間

中足部－後足部間では、各ヒール高において、被験者ごとに傾向が異なり、ばらつきが大きかった。これより、ヒール高の影響は小さく、被験者の初期の足姿勢や歩き方による影響が大きいと考えられる。また、実験に使用した靴にはヒールカウンターがなかったため、後足部付近の安定性が実際の靴よりも低く、靴着用時においてもばらつきが大きかった可能性がある。

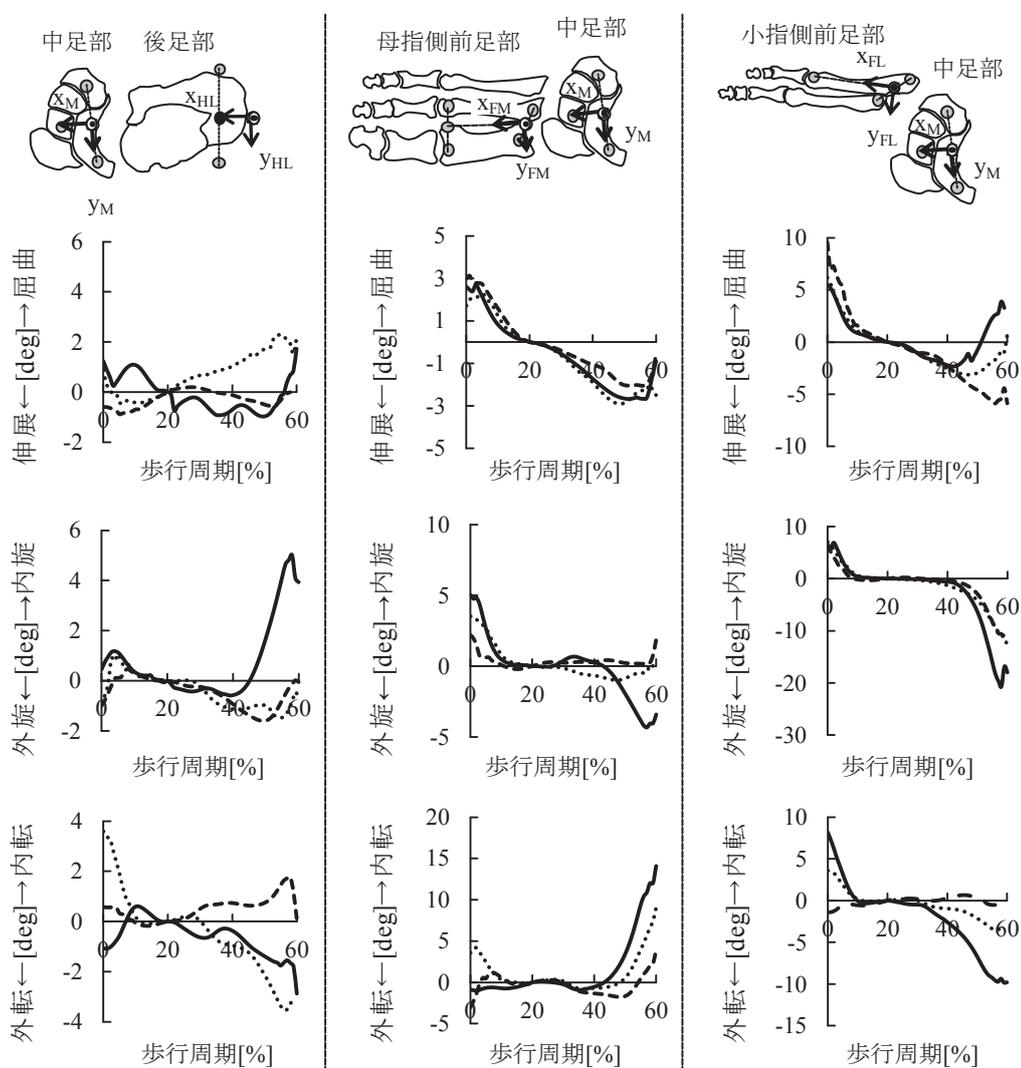
・母指側前足部－中足部間

内外旋方向では、各ヒール高において、踵離地直後から爪先離地にかけて被験者によって傾向が異なり、ばらつきが見られた。一方で、ヒール高が高くなるにつれ、ばらつきの大きさは小さくなった屈伸方向では、初期姿勢は異なるが、ヒール高によらずほとんど同一の変化傾向を示した。母指前足部－中足部間の屈伸方向の運動は、縦アーチの変化を表すものであり、歩行を支える重要な関節運動であるため、ヒール高によらず、同一の傾向を示したと考えられる。

内外転方向では、踵離地直後から爪先離地にかけての変化量の大きさを除いて、ほぼ同一の変化傾向を示した。踵離地直後から爪先離地にかけては、ヒール高が高いほど変化量が小さかった。これは、ヒール高が高いほど、基準姿勢では、内転傾向にあるため、その分歩行中の変化量が小さくなった、または、靴幅の影響を受けて、変化量が小さくなったことが考えられる。

・小指側前足部－中足部間

内外旋・屈伸・内外転方向のいずれにおいても、踵離地直後から爪先離地にかけての変化量の大きさを除いて、ほぼ同一の変化傾向を示した。踵離地直後から爪先離地にかけては、ヒール高が高いほど変化量が小さかった。これは、ヒール高が高いほど、基準姿勢での変化量が大きいいため、その分歩行中の変化量が小さくなった、または、靴幅の影響を受けて、変化量が小さくなったことが考えられる。



※ 各ヒール条件の歩行周期20%を基準

— 裸足 - - - 中ヒール - · - 高ヒール

図 4-7 全被験者平均

2.3 断面形状

断面形状の計測例を図 4-8 に示す。

(1) 裸足歩行時

図 4-8a より、足囲部では、歩行を通じて、幅方向に大きく変化した。歩行周期 0%で最も小さくなり、歩行周期 40%で、歩行周期 0%から約 12 mm 広がり、最大となり、その後再び小さくなった。楔状骨部では、歩行を通じて、足軸を中心とした回転（回内）や平行移動（内転）が見られた。歩行周期 20%から歩行周期 40%にかけて母指側に最も広がり（歩行周期 0%から 5 mm）、高さも約 4 mm 低下した。歩行周期 60%では、幅方向には歩行周期 0%と等しくなった。踵部では、歩行周期 20%で最も母指側に広がり、歩行周期 40%で最も小指側が母指側に移動した。

(2) 中ヒール靴歩行時

図 4-8b より、中ヒールでは裸足歩行時と比較して、変化傾向は似ていたが、変化量が全体的に小さくなった。これは、サンダルの甲やヒール高による制約のためである。足囲部では、幅方向には 3 mm 変化した。楔状骨部では、母指側に 3 mm、小指側に 1 mm、高さ方向に 3 mm 変化した。踵部では、

(3) 高ヒール靴歩行時

高ヒール靴歩行時では、裸足時・中ヒール靴歩行時と変化傾向は同じだが、中ヒール靴よりも変化量が小さかった。

以上より、踵離地直前では、ヒール高によらず、静止立位時と比較した場合、楔状骨付近において足軸に対して全体的に母指側に突出し、高さも低下している。また、踵部では、小指側が外側に傾いていることがわかる。

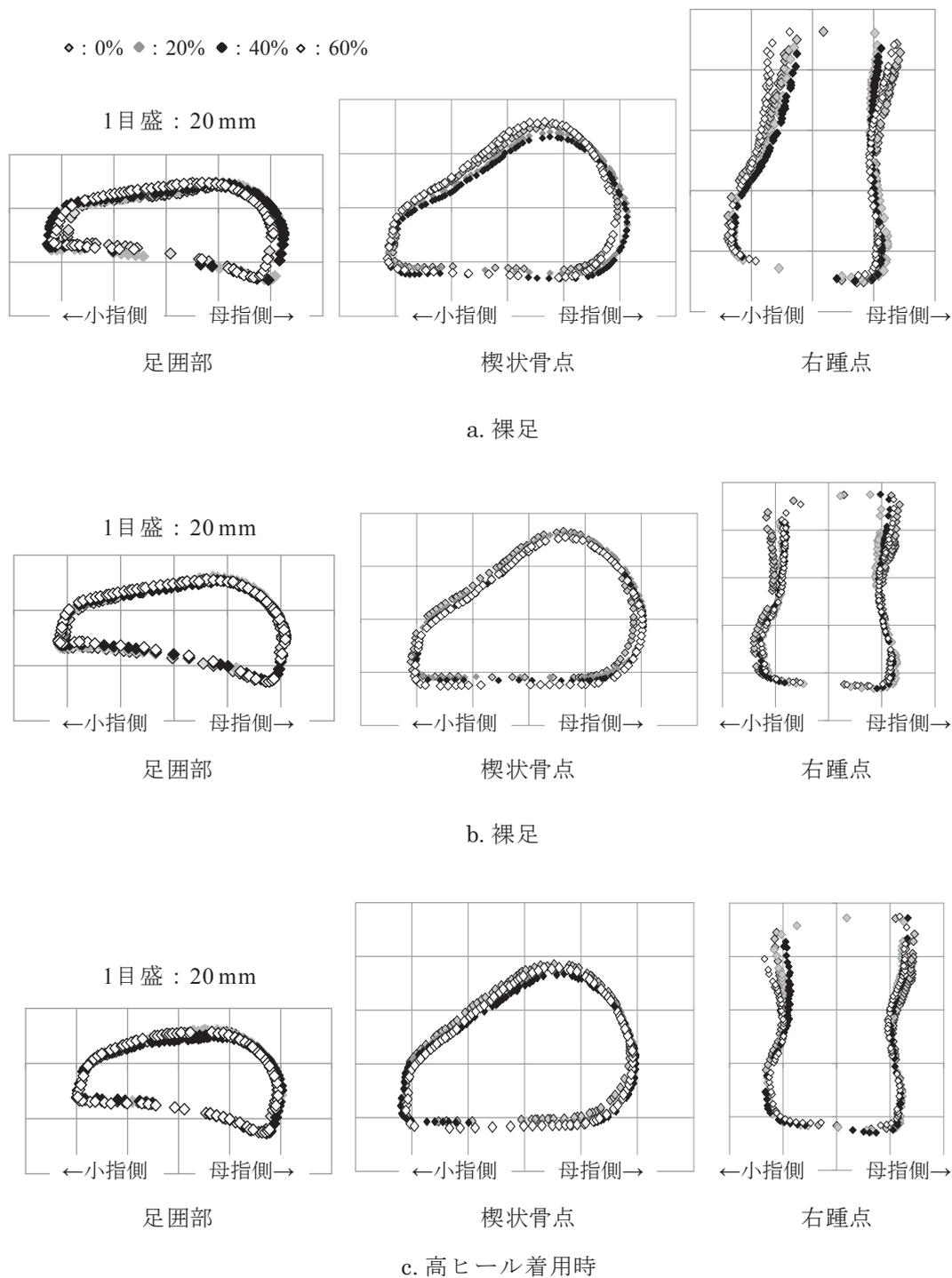


図 4-8 断面形状計測例

(被験者 B)

2.4 足表面面積変化分布

足表面面積変化分布の計測例を図4-9に示す。

(1) 裸足歩行時

面積変化が大きいのは第一中足骨頭点と第二中足骨頭点の間、舟状骨や内踵前方点付近、楔状骨点から第五中足骨頭点にかけてであった。一方、踵接地時と爪先離地時では、足囲部が最も縮み、母指側では第一中足骨底点から内踵前方点にかけて、小指側では第一中足骨頭点から外踵前方点にかけての変化が大きかった。これは、歩行中のアーチ変形に伴い、2.2, 2.3節のように、中足部—母指側前足部や中足部—小指側前足部での動きが生じ、特に足囲部は幅方向に大きく広がり、幅、高さ方向にも変化するため、この部位での足表面に変化が見られたと考えられる。変化が小さかったのは、各中足骨底付近と踵であった。中足骨は足軸方向に長く、動きは骨頭側で起こるため、足根節と接する骨底側では、表面変化が見られなかった。

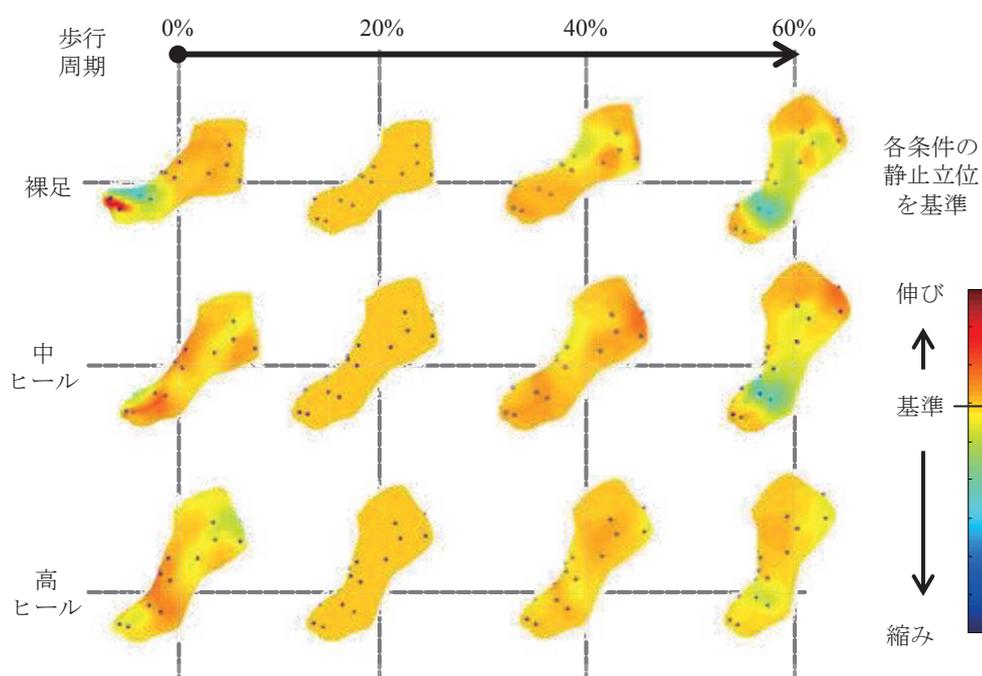


図4-9 足表面伸縮分布

(2) ヒール靴歩行時

図 4-9 より、裸足時とほぼ同様の部位が変化した。ヒール着用時は、足姿勢が変わるだけで、骨格運動のパターンは裸足時と変わらないため、足表面上の変化分布は関節角度と同様に裸足時とほぼ一致した。高ヒールにおいては、ヒール高の影響により、元々足首が背屈しているため、他の2条件に比べて、足首周りの面積変化が小さかった。

(3)面積変化率の小さい部位

図 4-10 に歩行中の面積変化率の振幅を示す。歩行周期 20%を基準としたときの歩行中の面積変化率の最大値から最小値を引いた値を振幅とした。これより、ヒール高によらず、歩行全体を通して、変化率が小さい部位は、5つの中足骨底上、踵付近であった。

図 4-11 のように、変形の少ないことを利用して、これらの部位に固定用のベルトを配置することが考えられる。実際に、これらの部位には、サンダルやパンプスの固定ベルトが配置されることがあり。特に、甲の形状に関して、靴底を足に固定するためだけを考慮していると考えられる、伝統的なサンダルでは、この部位で固定されていることが確認された⁶⁸⁻⁷⁰⁾。

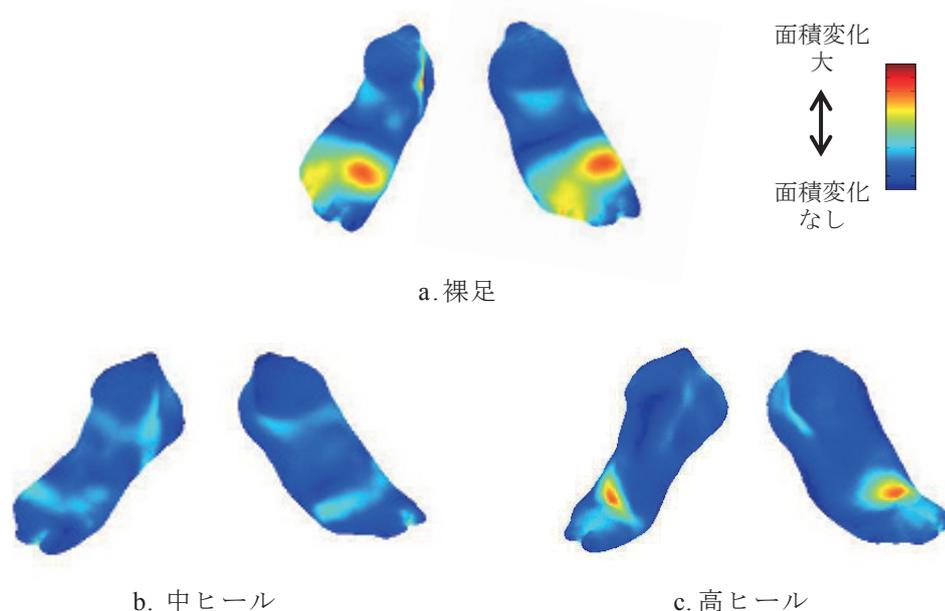


図 4-10 歩行中の面積変化率の大きさ (被験者 C)

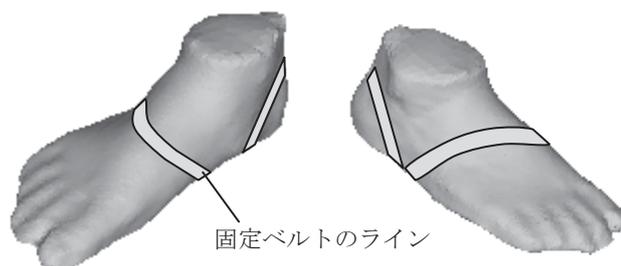


図 4-11 図 4-10 より考えられるベルト配置

2.5 まとめ

以上より，基本的な関節運動は，ヒール高によっては，踵離地から爪先離地間での変化量に差が見られたが，同一の変化傾向を示した．これは，断面形状や面積変化率においても同一傾向であった．このことから，靴開発の際に，足の変形へは，ヒール高によらず，ある一定の方法を用いて対応することが可能であることが示唆された．

3. 先行研究との比較

計測の妥当性を検証するため、先行研究による計測データと比較した。ヒール靴歩行時の関節運動・足形状計測例は少ないため、裸足歩行時の断面形状変化についてのみ、Kouchiら⁷¹⁾の計測結果と比較した。

(1)先行研究の概要

<方法>

Kouchiらは、透明な歩行路とハイスピードカメラを用いて、静止立位時に右足表面上に引いた4本の線を、足甲側だけでなく、足裏からもステレオ計測し、歩行中の断面形状を計測した。計測部位は、第一中足骨骨頭と第五中足骨骨頭を通る断面 (Foprefoot-CS)、足長の50%点位置の断面 (Instep-CS)、舟状骨の最突出点を通る断面 (Navicular-CS)、外果点後方点を通る断面 (Heel-CS)の4部位である。

<結果>

フットフラットから踵離地にかけて、Heel-CSとNavicular-CSは内側に傾き、Instep-CSは回内し、Foprefoot-CSは平坦になる。

(2)比較

上記の結果と裸足時の足断面形状について、比較した。比較しやすくするため、Kouchiらの定義に近い図4-12の座標を新しく定義し、フットフラット相当の歩行周期20%から踵離地相当の歩行周期40%までの断面形状を求めた。座標系は、左右方向(y)と鉛直方向(z)は光学式動作計測装置 (Vicon MX)の座標系と等しく、足軸方向(x)は、踵点から第一中足骨骨頭点と第五中足骨骨頭点の midpoint を通る直線とした。

結果を図4-13に示す。先行研究と同様に、フットフラット (歩行周期20%)から踵離地にかけて、足囲部では平坦になり、Instep-CSに近い楔状骨付近では、回内し、内側に移動した。また、Heel-CSに近い踵部では、先行研究と同様に内側に傾いた。これより、提案手法を用いた計測結果と先行研究の計測結果はほぼ等しいことがわかる。

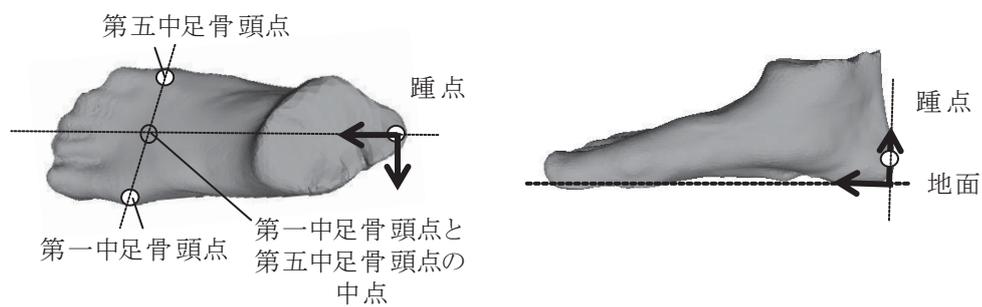


図 4-12 定義した座標系

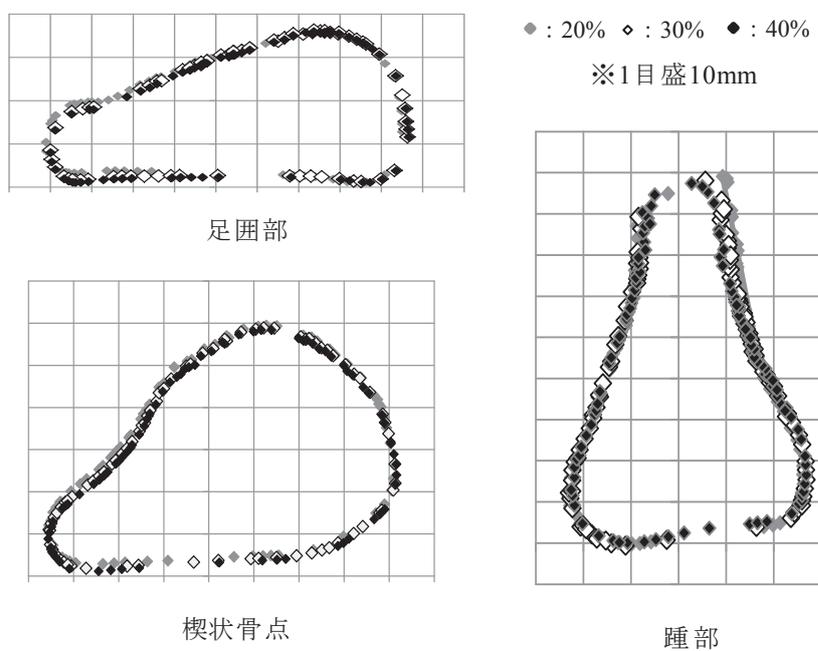


図 4-13 断面形状例 (裸足歩行)

4. 婦人靴開発への応用

実際の靴開発時における足変形への対応方法は、靴型・素材・デザインなどが主流であった。本章では、複数項目を同時に計測できる提案手法のメリットを生かして、ある時期に発生する複数の部位の変形を利用した、新しい足変形への対応方法を示した。

4.1 パンプス歩行中の踵ずれ

図 4-14 の婦人靴の代表例であるパンプスは、甲の固定力不足により、踵が挙上するこの時期に、踵が脱げやすくなる。4.1 節の足変形と同時期のパンプス歩行時の画像を図 4-15 に示す。図 4-15 より、踵のずれは、歩行周期 40%あたりの靴のヒール先端が地面から離れる前に起こり始め、歩行周期 50%から 60%の間で極大値を取る。

本節では、この踵のずれに対して、同時期に発生する上記の足変形とパンプスの甲の浅さを利用した、踵のずれ軽減機構について述べる。



図 4-14 パンプス

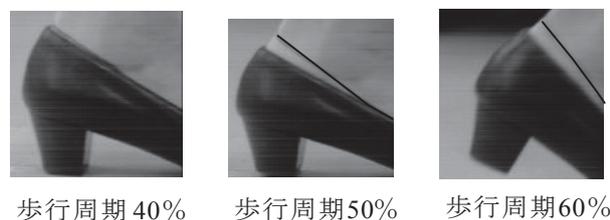


図 4-15 ずれの様子

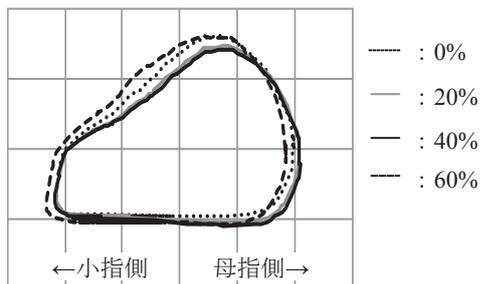
4.2 踵離地時の足変形

踵離地（歩行周期 40%）付近では、特徴的な足変形が起こる。図 4-16a のように、中足部断面では、踵離地時に最も内側に突出する。これは、足軸と中足部間の動きからも確認できる。

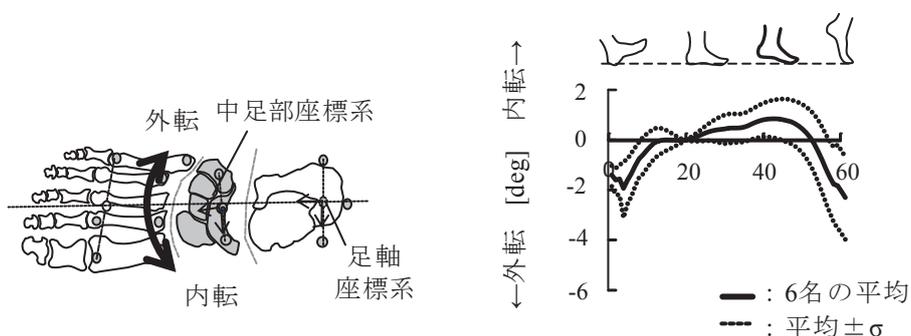
踵点を原点とし、第一中足骨頭点と第五中足骨頭点の中点を結ぶ直線を x 軸（回内外）、x 軸と第五中足骨頭点から第一中足骨頭点への直線の外積を z 軸（内外転）、z 軸と x 軸の外積を y 軸（屈伸）と定義したときの、中足部の足座標系からの回内外方向と内外転方向の角度変化を図 4-16b に示す。

裸足時では、歩行周期 0%から 40%にかけて緩やかに回内し、歩行周期 40%で最も回内し、その後大きく回外した。中ヒール靴時では、歩行周期 10%から歩行周期 40%まで緩やかに回内し、歩行周期 45%付近で最も回内し、その後、回外した。変化傾向は、裸足時とほぼ同じで、裸足時と比較すると、歩行を通じて常に 10°程度回内していた。高ヒール靴時では、中ヒール・裸足時とほぼ同じ傾向であり、常に裸足時から 5°程度回内していた。

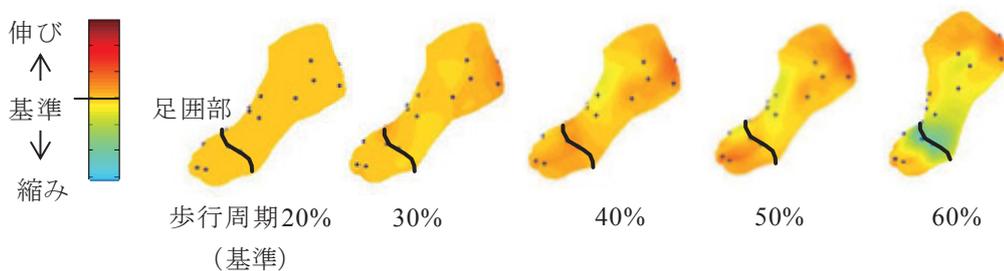
また、図 4-16c のように、中足部だけでなく、前足部特に足囲部でも変化が大きい。図 4-16d に静止立位時を基準とした足囲変化量を示す。足囲は、接地直後に急激に増加し、その後一定で、体重が前にかかり始める歩行周期 30%あたりで再び増加し、踵離地後の歩行周期 50%程度で最大になった。最大増加量は、4 mm 程度であった。



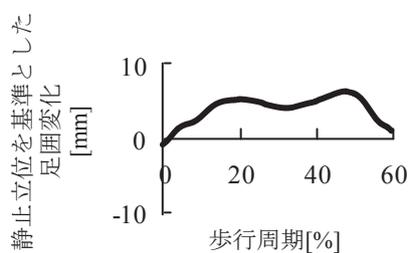
a. 中足部（楔状骨）の断面形状変化例（中ヒール着用時）



b. 中足部（楔状骨）の断面形状変化例（中ヒール着用時）



c. 歩行中の足表面伸縮分布例



d. 足囲部変化例

図 4-16 踵離地時の代表的な足変形

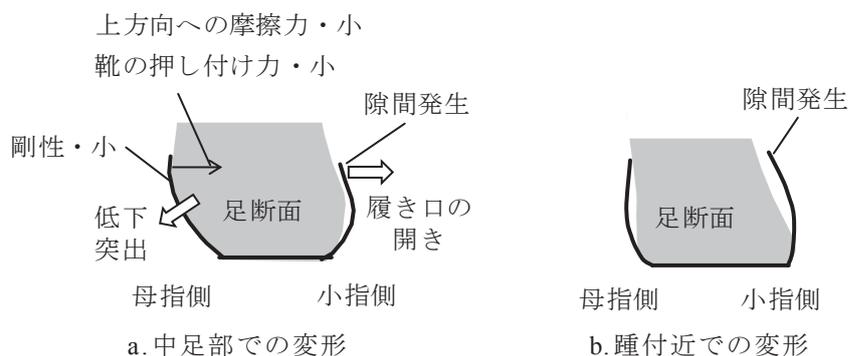


図 4-17 ずれの原因

4.3 婦人靴の踵ずれ軽減方法

図 4-17 に踵のずれの要因を示す。踵のずれが発生する歩行周期 40%では、足アーチの低下によって、図 4-16 に示したように舟状骨付近の高さが低下する。このため、母指側の履き口が、歩行中に押し広げられ、上方向への固定力が小さくなる。また、小指側では、履き口が広がる。以上より、甲の浅いパンプスでは、元々広く、剛性の低い部位の履き口が足変形によって広がり、押し付け力が小さくなり、ずれが発生しやすくなると考えられる。

このため、ずれを低減するには、靴の押し付け力を高める必要がある。また、踵は前方部に対して回外しながら挙上する⁷²⁾ため、母指側履き口からずれが発生することが予想される。一方、小指側では、足と靴が踵部で接触しており、踵挙上時に履き口端に引っ掛かる可能性が高い。このため、ずれを軽減するには、特に、母指側の靴の押し付け力を高めることが有効であると考えられる。

一方で、パンプスは甲の浅さがデザイン上の特徴であり、多くの女性はデザインを基準に靴を選ぶ機会が多い^{10,73-76)}ため、甲を深くすることやストラップを新しく取り付けるなどのデザイン面での変更は望ましくない。甲が浅いというパンプスの特徴を維持し、靴の押し付け力を向上させる必要がある。そこで、本研究では、甲の浅さを維持したまま、靴の押し付け力を向上させる方法を検討した。

履き口を締めるために、あらかじめ靴履き口幅を小さくすることや、図 4-18a のように、ヒールカウンターを通常より長くして、舟状骨付近での押し付け力を大きくすることも考えられる。しかし、これらの方法では、常に履き口幅が狭まるため、足入れが困難となり、

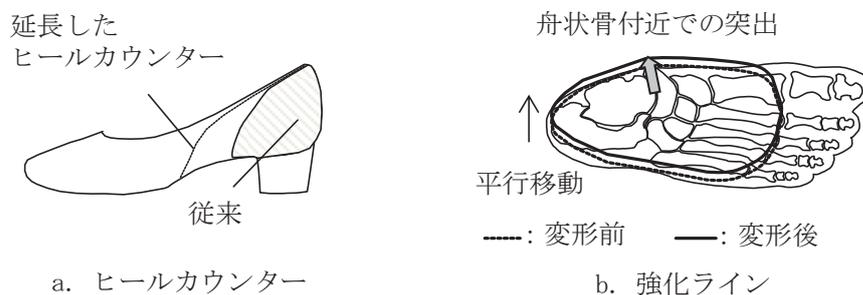
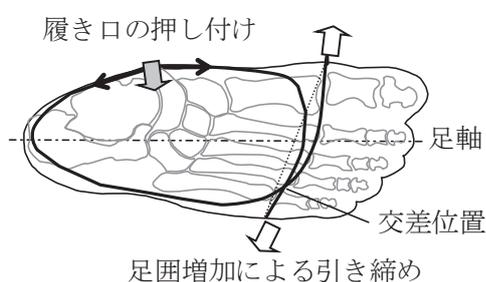


図 4-18 ずれの対策例

図 4-19 α 状ライン

履き口の足への食い込みなどの問題が生じる。また、履き口の変形を小さくするために、図 4-18b のように履き口が伸びないようにした場合には、図 4-18b のように小指側履き口に隙間があるため、母指側に履き口が平行移動するだけで、押し付け力の増加にはならない。

歩行中に履き口を締め、腰革の押し付け圧を増大させるには、ずれ発生と同時期に起こる足囲の変形を利用することが考えられる。すなわち、図 4-19 のように母指側履き口と小指側足囲部および小指側履き口と母指側足囲部に紐を通し、足囲増加を利用して履き口周りの紐を引き込めば、履き口周りの紐に張力が発生する。この張力は、母指側舟状骨部で押し付け力を発生することが期待できる。

4.4 試作

図 4-20 に試作を示す。サイズが 22.5 cm，ウイズは EE，ヒール高さは 30 mm とした。ラインは，図 4-20 のように第一中足骨頭部と第五中足骨頭を固定端とし，2 つの固定端から直線的に甲まで立ち上げ，履き口を一周している。α 状に連結するには，履き口前方でラインを交差させる必要があり，圧迫感を生じる可能性がある。このため，足囲部が足軸に対して平均で 76°程度傾いている⁷⁾ことを利用し，交差位置を甲革との余裕がある小指側に配置することで，甲部の違和感をなくした。

実際のラインは，第一中足骨頭—小指側履き口—踵を通るラインと第五中足骨頭—母指側履き口—踵を通るラインの 2 本からなり，2 本のライン端が共に踵部のハトメから靴外に露出している。ライン材は φ0.6 mm のモカ糸である。モカ糸は，靴の縫製に使われ，強靱で伸びにくく，滑りやすい。ライン端を踵部で駒結びし固定することで，1 本のラインとした。本来，ライン長の調節目的でライン端を露出させたが，靴が硬いため，ライン長の調節は不可能であった。このため，靴の変形を妨げない程度に踵部で固定し，使用した。

靴の表革と裏革の間には，薄い革でできた誘導路を配置し，この中にラインを通した。誘導路は裏革にミシンで縫い付けられ，表革と裏革の間には，通常のパンプスと同様に接着剤で固定されている。なお，ヒールカウンターは効果を得やすくするため，図 4-21 のように通常よりも短めになっている。また，履き口の寸法を図 4-22 に示す。



図 4-20 試作靴



図 4-21 ヒールカウンター

図 4-22 寸法

4.5 評価

4.5.1 固定力増加の確認

(1) 目的

紐による履き口の締め付け効果を確認するために、試作靴の紐を固定した場合（固定あり）と自由に引き込まれるようにした場合（固定なし）について、歩行中の足靴間圧力変化と靴屈曲角度を計測した。なお、固定ありは、非着用時に2本のライン端を靴が変形しない程度に固結びし、さらに一重結びをした。歩行中に緩みがないかを毎試行ごとに確認し、緩みがあった場合は、再度結び直した。

(2) 被験者

被験者は、表 4-2 の成人女性 3 名である。靴と足のサイズが合わない場合は、前足部にのみ中敷を敷き、適合感を向上させた。

(3) 方法

足靴間圧力は、図 4-23 のように、直径 6 mm、厚さ 1.5 mm の圧力計（共和電業：PS-5KA）を舟状骨下部に貼り付け計測した。また、靴上に貼り付けた標点位値を光学式動作計測装置（Vicon MX）で計測した。被験者には、7m の歩行路上を自由歩行させ、4 歩目の右足踵接地後から 6 歩目の右足踵接地まで計測した。計測したデータは 10Hz で平滑化し、標点位置から図 4-24a に定義される歩行中の靴屈曲角度を求めた。

また、表 4-2 の成人女性 2 名（B, C）について、固定ありの母指側での接触部位を計測し、接触面積を概算した。

表 4-2 被験者特性

被験者	足寸法[mm]			
	足長	足囲	足幅	踵幅
A	217	215	92	61
B	218	218	94	59
C	224	229	97	62

被験者の足にハンドクリームを塗り、油とり紙を靴内側面に貼り付けた靴を着用させ、数歩自由歩行させた。油とり紙は、踵から 10 mm と 150 mm（第五中足骨頭直前付近）の間に貼り付けた。油とり紙は、ハンドクリームに含まれる油分で発色するため、発色した部分を歩行中の足と靴の接触部位とした。実験後、油とり紙を台紙に貼り付け、スキャナで PC に読み込み、画像編集ソフトを用いて、油とり紙の変色前の色調部位を取り除いた。

(4) 結果

圧力の計測例を図 4-23c, 靴屈曲角度の全被験者平均を図 4-24b に示す。圧力は、ずれが発生し始める歩行周期 40%程度から増加し始め、歩行周期 50%で最大となった。また、靴屈曲角度は、歩行周期 40%程度から固定ありで固定なしよりも大きくなり、歩行周期 50%では 2.5°大きくなった。なお、靴の履き口変形量には、2条件で差は見られなかった。以上より、固定ありでは、押し付け力が増加し、足に靴が追従しているといえる。

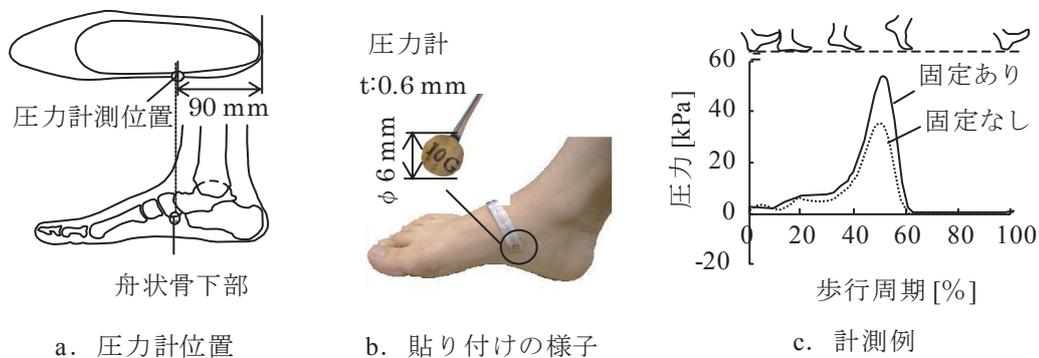


図 4-23 足靴間圧力の計測

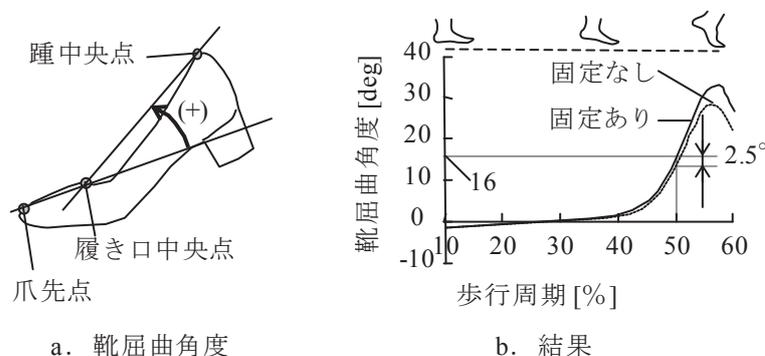


図 4-24 靴屈曲角度の計測

また、接触面積の計測結果を図 4-25 に示す。被験者ごとに接触部位が異なったが、舟状骨を中心とした足軸方向約 40 mm の範囲と履き口上端から約 15 mm 下の範囲は、両被験者とも接触していた。このため、最小接触面積は $40 \times 15 \text{ mm}^2$ とした。この面積で、圧力が図 4-23c の固定ありから固定なしを引いた分だけ増加しているとする、摩擦係数 0.5 のときの試作靴着用時の歩行中の摩擦力増加量は、図 4-26 のようになると推定される。

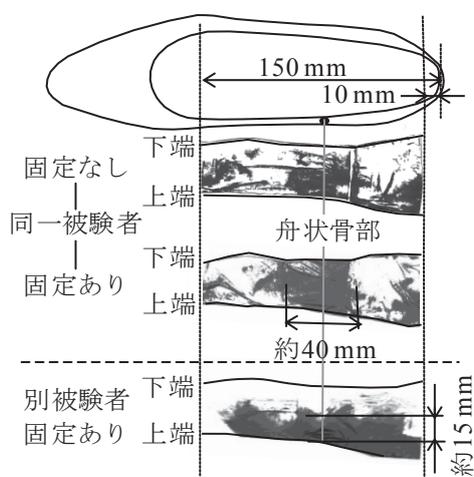


図 4-25 接触面積

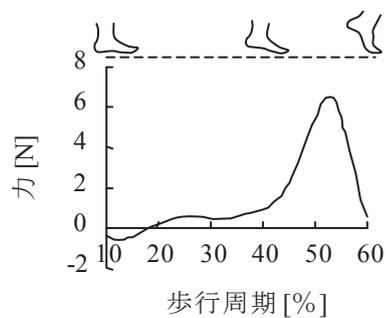


図 4-26 摩擦力増加量

4.5.2 ラインによる固定力と靴の屈曲硬さの関係

(1) 方法

図 4-26 の摩擦力増加量よりも靴の屈曲に必要な力が小さければ、ラインによる摩擦力増加分で靴をより屈曲させ、ずれを軽減できる可能性がある。このため、パンプスの屈曲剛性を計測した。

図 4-27a のように踵から水平面上に 120 mm の位置でパンプス前方部を固定し、ヒール部中央を押し込み硬さ計（特殊計測：TK03C，図 4-29）でヒール底に対して垂直に押し込んだときの荷重を計測した。変位は、図 4-28 の長さ変化計測器⁷⁸⁾を用いて、ヒール部にテープ先端を固定して計測した。得られた変位は、図 4-29a のように固定中心点と踵点の位置より靴底角度に換算した。試行回数は 5 回、サンプリング周波数は 100 Hz とした。

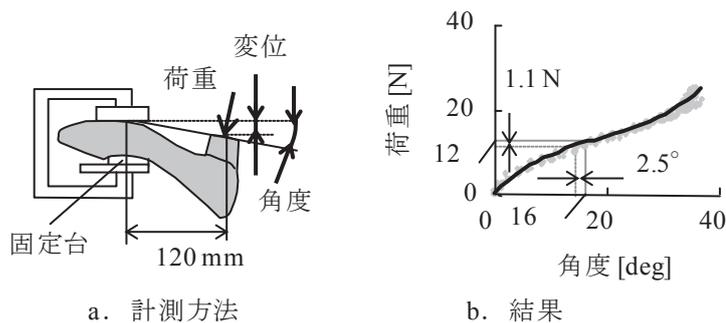


図 4-27 靴の屈曲剛性

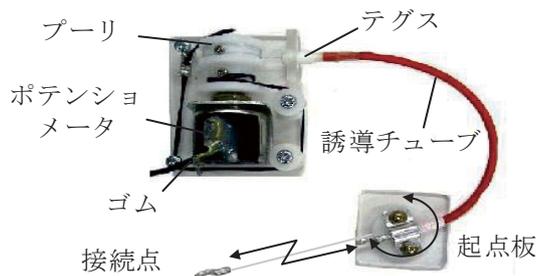


図 4-28 長さ変化計測器



図 4-29 押し込み硬さ計

(2) 結果

図 4-27b に、5 回分の結果を最小二乗法で 3 次式に近似した ($R^2 = 0.9774$) 結果を示す。これに、図 4-24b の靴屈曲角度を対応させると、例えば、固定ありの歩行周期 50% 時における靴屈曲角度 16° に必要な力は 12 N となる。このようにして、固定あり時屈曲荷重から固定なし時屈曲荷重を引いた値で必要固定力を定義すると、図 4-30 の破線のようになり、固定ありでは、歩行周期 40% から 50% で必要固定力以上の摩擦力が発生していることがわかる。このため、試作靴では、ラインにより母指側の摩擦力が増加し、それに伴い靴が足の動きに追従し、ずれを軽減できていると考えられる。

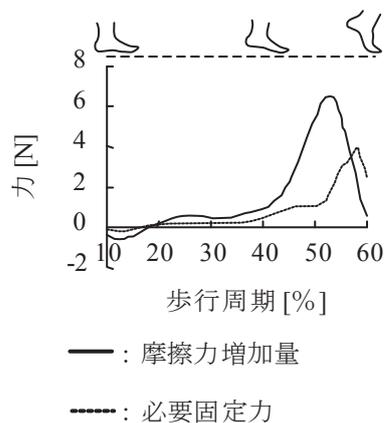


図 4-30 必要固定力との関係

4.5.3 踵のずれの評価

(1) 目的

機構を内包した試作靴で踵のずれ量が軽減するかを確認するため、紐を固定した試作靴とラインなしの同型のパンプス（サイズ：22.5 cm，ウイズ：EE，ヒール高さ：30 mm）について踵のずれ量を計測した。

(2) 被験者

被験者は、表 4-3 の成人女性 9 名である。靴と足のサイズが合わない場合は、前足部にのみ中敷を敷き、適合感を向上させた。なお、左右で足型が大きく異なる被験者 H のみ、左足も計測した。

表 4-3 被験者足寸法 [mm]

	足長	足囲	足幅	踵幅	中敷の厚さ
A	217	215	92	61	2.00
B	218	196	87	55	3.00
C	218	218	94	59	1.40
D	218	224	92	59	3.00
E	220	210	91	54	3.00
F	222	210	89	57	なし
G	224	229	97	62	なし
H(右)	226	212	88	56	(1)試:1.4, 従:2.1, (2)1.4
H(左)	226	208	90	60	1.40
I	226	224	94	60	なし

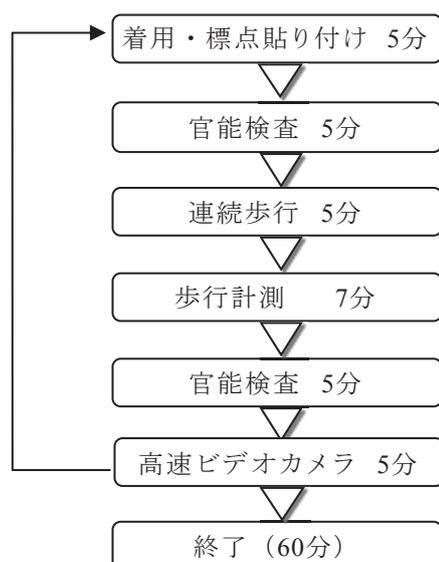


図 4-31 実験手順

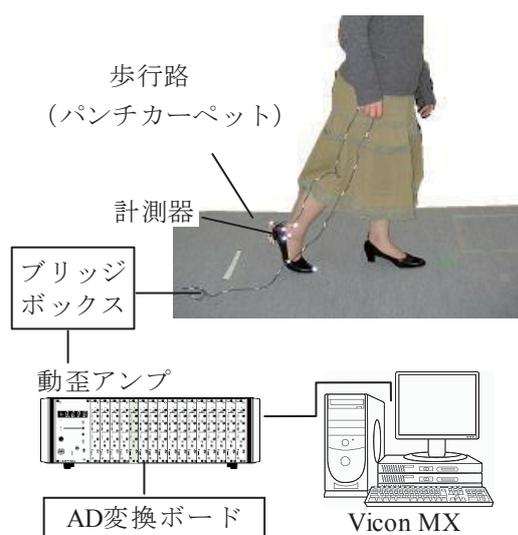


図 4-32 実験風景

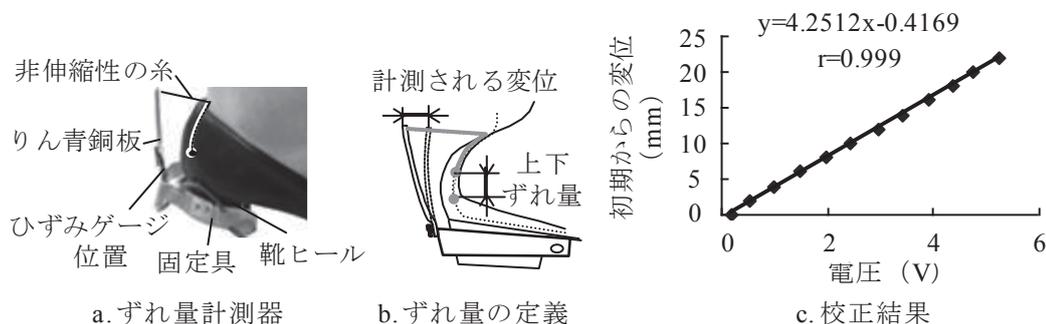


図 4-33 計測機特性

(3) 方法

計測の手順を図 4-31 に、図 4-32 に実験風景を示す。計測時間は一人当たり約 1 時間であった。被験者に紐を固定した試作靴（提案）と試作靴と同型のパンプス（従来）の 2 条件を着用させた。計測の前に計測対象靴を着用し、廊下を 5 分間連続で歩行させ、足と靴をなじませてから計測を開始した。被験者の右足に図 4-33 の踵ずれ量計測器を取り付け、着地時に滑らないように床にパンチカーペット（厚さ：2 mm）を敷いた全長 7 m の歩行路上を自由歩行させ、歩行が安定する 4 歩目の踵接地（HC）時点から 6 歩目の HC までの 1 周期を計測した。試行回数は、1 計測ごとに 5 回とした。また、歩行計測の前に、基準姿勢となる静止直立位を 5 秒間計測した。

踵での上下ずれを定量化するために、図 4-33a のような、はりの先端たわみ量をひずみゲージで検出する変位計を製作し、パンプス着用時の踵の上方向へのずれ量を計測した。はりには、長さ 80 mm、幅 7.5 mm、厚さ 0.8 mm のりん青銅板を使用し、ひずみゲージをはりの両面に貼り付けた。これにより、25 mm までの変位計測が可能であり、この範囲内で十分な線形性があることを確認した（図 4-33c, $R^2=0.9994$ ）。はりの下端は、靴のヒールに取り付けた厚さ 2 mm の熱可塑性樹脂に固定し、はりの先端に糸を取り付けて踵点に粘着テープで固定した。糸の動きは靴内での足の滑りと靴の踵周りの変形にも影響されるが、靴の踵上端から足の踵点までの糸の長さに対して、滑りによる足の前後方向の動きは小さく、芯材のある踵部の変形も無視できる。また、糸の張力は足運動に比べて十分小さく、歩行中の足踵部の動きを妨げない。以上より、図 4-33b のようにはりのたわみ量で計測した変位を踵の上下ずれ量とした。

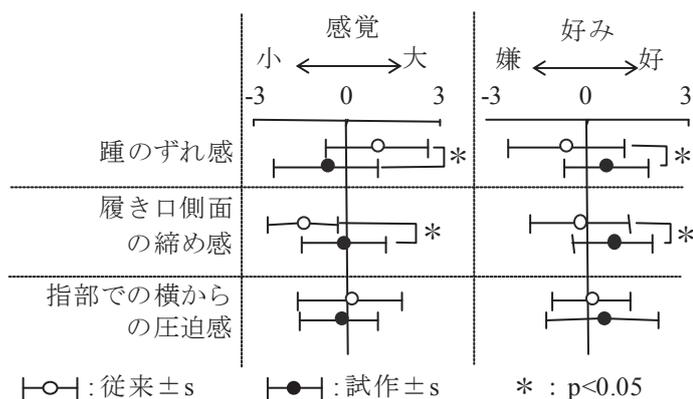


図 4-34 官能検査結果

歩行計測終了後、ハイスピードカメラ（FASTCAM-ultima：フォトロン，750 コマ/sec）を用いて歩行中のずれの様子を撮影した。それぞれの靴の計測終了後に、踵のずれ感、履き口の締め感、指部の圧迫感について7段階の官能検査を行った。

(4) 結果

<官能検査>

図 4-34 に官能検査の結果を示す。なお、2 群間の比較のため、Wilcoxon 検定を行った。これより、踵のずれ感が減少し、履き口側面の締め感は大きくなった。聞き取りでは、特に母指側で締め感が大きくなったが、締め感の増加を不快と感じることはなかった。紐が通る中足骨頭部での圧迫感も従来と変わらなかった。

踵のずれ感に差が見られないと回答したのは、被験者 10 例中 4 例（B, G, H 右, H 左）であった。被験者 G は、通常靴着用時にずれ感がなかったため、ずれ感の差は見られなかったと考えられる。しかし、聞き取り調査では、「靴が足についてくる」という回答が得られたため、ラインの効果があったと考えられる。被験者 H 右は、2 回目の官能検査では、ずれ感が減少していた。1 回目は試作で薄い中敷を使用したため、効果がなかったが、2 回目は、通常と試作で中敷の厚さを統一したため、ラインの効果でずれ感に差が見られたと考えられる。被験者 B, H 左は官能検査、聞き取り調査からは効果は確認できなかった。

<ハイスピードカメラ>

図4-35にハイスピードカメラの画像の計測例を示す(被験者Fのみ撮影なし).これより, 試作と通常で差が見られなかったのは, 被験者C, H左であった. 被験者H右は, 2回目の計測では, 試作でずれが減少していることが確認された.

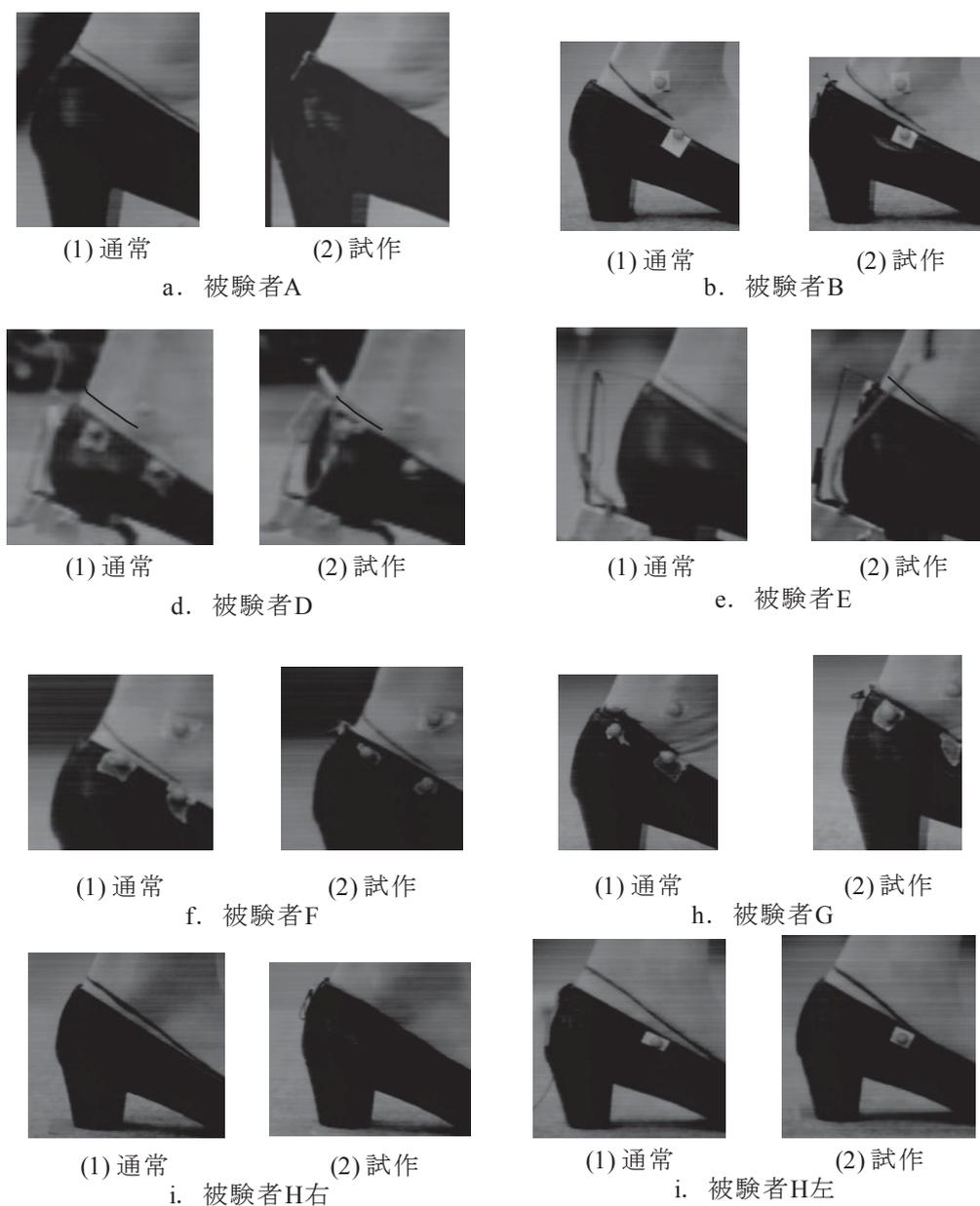


図 4-35 ハイスピード画像

表 4-4 全被験者平均値

	試作	通常	
最大ずれ量[mm]	7.5 ± 4.1	9.5 ± 4.1	p<0.01

<ずれ量>

表 4-4 に全被験者の歩行周期 40~60%での最大値の平均値を, 図 4-36 に全被験者の計測結果を示す. 2 群間の比較のため, 対応のある t 検定を行った. 被験者全体では, 平均 23%程度踵のずれが減少した. 歩行周期 40~50%でのずれ量に差が見られなかったのは, 被験者 C, I, H であった.

被験者 C は, 歩行周期 60%以降の蹴り出し後期および遊脚期で差が見られた. 被験者 I は, 通常と試作で立脚期のずれ量が異なる. これは, 通常時に靴内前方へ足が滑ったため, ずれ量が負の方向に大きくなったか, 基準としている静止立位時のずれ量が何らかの原因でシフトしたことによると考えられる. 被験者 H の右足の 1 回目の計測は, 歩行周期 40~60%では大きな差が見られなかった. これは, 試作着用時に中敷を薄いものに変更したためだと考えられる. 左足では, 差が見られたが, 被験者 I と同様に, 通常時ずれ量がシフトしている可能性がある.

歩行周期 60%以降で踵のずれが減少する場合があったため, 通常時ずれ量から試作時ずれ量を引いた値の歩行周期 40~80%の間での最大値を効果の大きさと定義し, 以降で効果の大きさに関して考察を行った.

(5) 効果の有無

結果のまとめを表 4-5 に示す. 官能検査, ハイスピード画像, ずれ量のいずれにおいても効果があったのは, 被験者 A, E, D, F, G の 5 名であった. 被験者 C は, ハイスピード画像での確認ができなかった. これは, ずれ量の計測結果より, ずれが小さくなっているのが蹴り出し後期であったため, 撮影できなかったことによる. 実際には, 官能検査とずれ量の計測結果より, 効果があると考えられる.

被験者 I は, 官能検査では, 踵のずれ感は減少したと回答した. またハイスピードカメラでも僅かではあるが, 試作着用時の方でずれが小さかった. このため, 被験者 I も試作による効果があると考えられる. 被験者 B は, 足が細くまた小さかった. このため, 通常靴着用時, 試作靴着用時共にずれが大きく, ずれ感に差が見られなかったと考えられる. しかし, ずれ量やハイスピードカメラの画像では, わずかに試作でずれ量が減少したため, 効果があったと考えられる. 官能検査, ハイスピード画像のみであるが, 被験者 H 右も効果

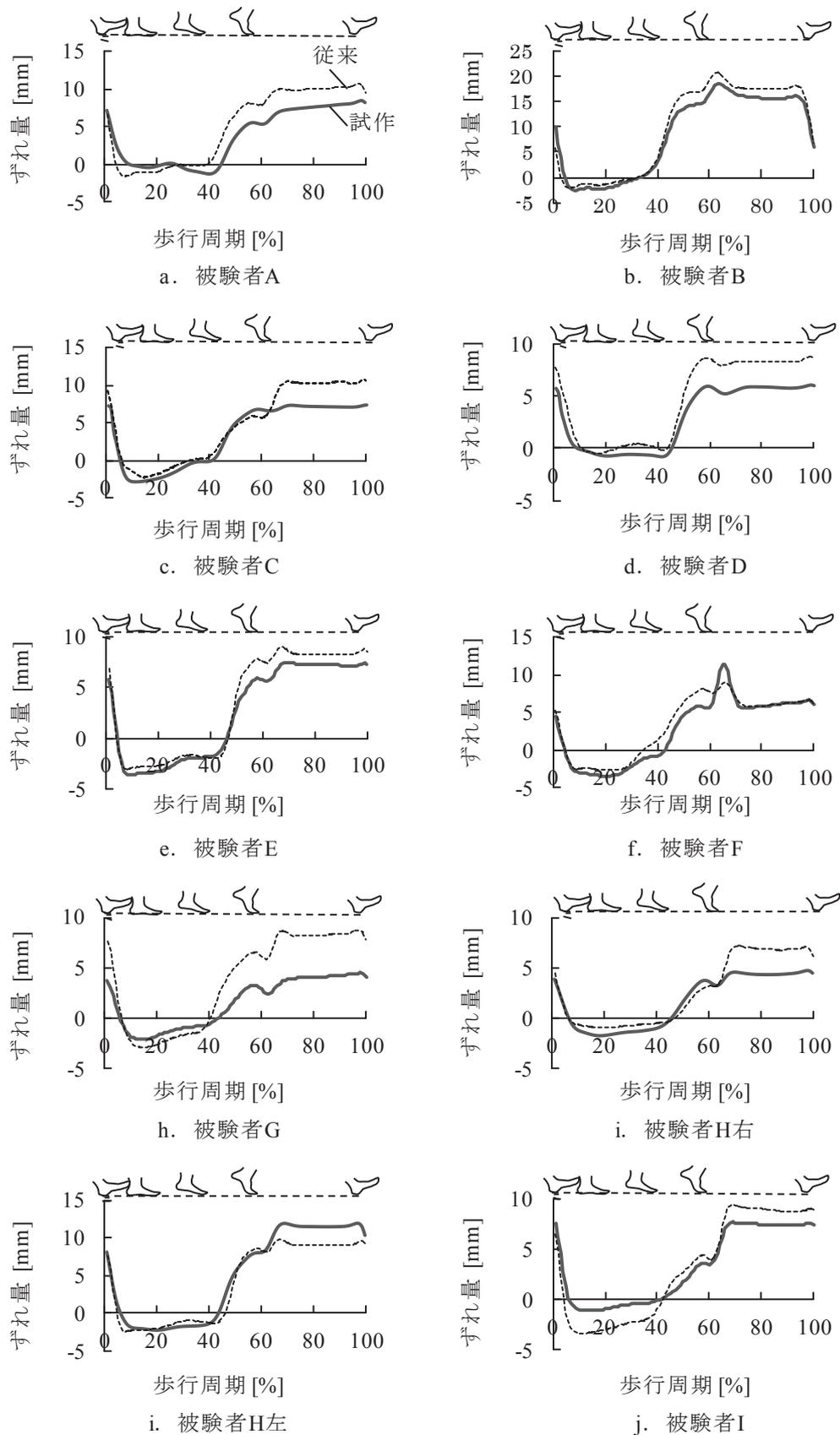


図4-36 ずれ量の計測結果

があると言える。被験者 H 左は、官能検査、ずれ量、ハイスピードカメラの画像のいずれからもずれ量の差が確認されなかった。同時に計測した右足では、効果があったことから、歩行速度や蹴り出しの強さなどの歩き方の違いによって効果に差が出たとは考えにくい。このため、次節で効果と足の特徴量との関係を考察した。

以上より、効果が確認されたのは、被験者 H 左 1 例を除く 9 例であった。また、前述の通り、効果のあった被験者の多くは、官能検査、および聞き取り調査において試作着用時に歩行中の履き口の締め感が増加していた。これより、ラインによって履き口が締められていることが確認された。

表 4-5 実験結果まとめ

被験者	実験結果			
	ずれ感	締め感	画像	効果 [mm]
A	○	○	○	4.0
B	×	○	○	2.7
C	○	○	—	3.4
D	—	—	○	3.0
E	○	○	○	2.7
F	○	○	○	2.2
G	○	○	○	5.1
H(右)	○	○	○	—
H(左)	×	×	×	0.6
I	○	○	—	—

5. 本章のまとめ

本章では、提案手法の応用例として、ヒール靴歩行時の足変形を計測した。

結果、ヒール高によって骨格姿勢は変化するが、縦アーチ変形に伴う屈伸方向の関節運動や体表面積変化率の変化傾向は裸足歩行時とほぼ等しいことがわかった。また、ヒール高によらず、歩行中の面積変化が小さい部位があり、この部位は経験的に導かれたストラップ位置とほぼ一致した。

踵離地直前では、足アーチが低下し、舟状骨が張り出すと共に、中足骨が広がって足囲が増加することがわかった。そこで、この足変形を利用した婦人靴の踵ずれ軽減機構を提案し、評価した。

第5章 結論

本研究では、靴の適合性向上の基本となる、靴歩行時足変形の計測手法を開発して足部の関節運動と足形状の同時推定を行うことを目的とし、以下の結論を得た。

1. モーションキャプチャで一般的な球標点に代えて、厚みのない円標点を多数の骨格特徴点に貼り、被験者に甲が透明な実験靴を履かせることで、靴歩行中の標点位置を、実用上十分な精度で計測することができる。
2. 足骨格を模擬したリンクモデルと、足形状のメッシュモデルを計測した標点位置にフィッティングすることで、足部の関節運動と形状変化を、実用上十分な精度で同時に推定することができる。
3. ヒール高によって骨格姿勢は変化するが、縦アーチ変形に伴う屈伸方向の関節運動や足表面伸縮分布の変化傾向は裸足歩行時とほぼ等しい。
4. ヒール高によらず、歩行中の伸縮が少ない部位があり、経験的に導かれた靴のベルト位置とほぼ一致する。
5. 踵離地直前では、足アーチが低下し、舟状骨が張り出すと共に、中足骨が広がって足囲が増加する。この足変形を利用すれば、婦人靴の踵ずれ軽減が可能になる。

提案手法によって多人数計測を行い、足の変形特性の分類や特性値の分布などの設計基盤データを確立できれば、靴開発への直接的貢献が期待できる。

一方、提案手法では、靴歩行時には、足を透明なビニールで覆うことが前提になっている。しかし、ビニールは明らかに天然皮革や布などと材料特性が異なるために、覆う部分が多くなると、身体挙動にも素材の影響が反映される可能性がある。この点に関しては、多くのモーションキャプチャ装置が赤外反射光を検出していることを活用し、より実使用素材特性に近い赤外光透過素材を探すことも必要になるだろう。

謝辞

本研究は、筆者が慶應義塾大学大学院 理工学研究科 総合デザイン工学専攻 後期博士課程において、本学理工学研究科 総合デザイン工学専攻から開放環境科学専攻に移籍した山崎信寿 教授（現 本学名誉教授）のご指導を受けて行いました。学部 4 年から博士課程単位取得退学後の社会人になってまで、長きに渡り、ご指導、ご鞭撻賜りましたことに、心から御礼を申し上げます。

本論文の審査に当たっては、主査として、本学 理工学研究科 開放環境科学専攻 岡田有策 教授にご支援頂き、また、副査の開放環境科学専攻 大門樹 教授、総合デザイン工学専攻 岡田英史 教授、開放環境科学専攻 荻原直道 准教授の皆様には、多様な視点からの貴重なご助言を頂きました。丁寧かつ的確なご指摘に、深く感謝申し上げます。

また、婦人靴の試作には、株式会社シンエイの宮下隆一氏と楠本彩乃氏、バレリアンシューズ株式会社の脇田佳也氏にご助力頂きました。ここに記して謝意を表します。

さらに、靴歩行の実験には、友人・知人のみならず、本学職員の皆様にもご協力を得ることができました。皆様の靴への興味は大きく、改めて基礎研究の重要性を確認すると共に、皆様と靴についてお話することは、研究活動への大きな励みとなりました。ご協力、誠にありがとうございました。

研究活動全般において、高橋卓也君、北川巨樹君をはじめとする研究室の皆様には、多くのご支援とご協力をいただきました。川本貴志君と吉安祐介君には、博士課程の先輩として、長い間、多くのご助言を頂きました。同期の雨宮聡美君、原田恵君、後輩の倉田幸奈君、加藤麻子君、荒木桃子君、藤原育海君には、何度も予備実験にご協力いただきました。先輩の大谷光司君、森伊織君、吉澤雅人君、玉井健尋君、野田修平君、秋葉敦君、同期の秋園圭一君、齊藤真厚君、片桐昌弥君、後輩の大平和幸君、伊藤誠之君、大森一平君、佐藤正堯君、太田雄介君、望月憲之君、高橋祐一郎君、松尾拓磨君、安中成樹君、有木健人君、中垣祐一君、石倉啓行君、村上賢吾君、森田浩明君、相原麻衣子君、岩瀬恵梨子君、西川悟史君、中村樹生君、佐藤彰紀君、伊藤幸太君、小林賢吾君、速水昭君、内野圭介君、篠崎裕毅君、本当にありがとうございました。皆様のおかげで、充実した研究生生活を送ることができました。

そして、現勤務先の株式会社モリタホールディングスの皆様には、博士論文執筆への深いご理解と多大な激励をいただきました。特に、技術研究所 所長 坂本直久氏、松島至俊氏、近藤晃一氏、秋山美奈子氏には、業務の調整など、多くのご配慮をいただきました。皆様のご温情に、改めて感謝いたします。

最後に、博士課程への進学を許し、長い学生生活を暖かく見守ってくれた両親に深謝いたします。

2013 年 5 月 12 日

西濱 里英

参考文献

第 1 章

- 1) 松坂誠応, 寺本司, 牧野佳朗, Rabbi M E, 鈴木良平: 外反母し発生に関する動作学的研究 靴ヒール高の影響について, 日本足の外科学会雑誌, 16, 149-152, 1995.
- 2) 山崎信寿, 富田祐二: 足と靴のバイオメカニズム, バイオメカニズム, 6, 80-88, 1982.
- 3) 中村浩, 加倉井周一: 静的および動的荷重位における足内側縦アーチの動きと機能, 理学療法科学, 17(4), 253-258, 2002.
- 4) 山口善久: 正常成人歩行時における足横アーチの変化, 長崎医学会雑誌, 67(4), 223-235, 1992.
- 5) 杉本史朗, 原田一: 足の動作に伴う足と靴の足長変化に関する研究: 日本人間工学会・関東支部第 47 回大会講演集, 412-413, 2006.
- 6) Makiko Kouchi, Makoto Kimura, Masaaki Mochimaru: Deformation of foot cross-section shapes during walking, *Gait & Posture*, 30(4), 482-486, 2009.
- 7) Rossi W A : The futile search for the perfect shoe fit, *Journal of Testing and Evaluation*, 16, 393-403, 1988.
- 8) Nyska M, McCabe C, Linge K, Klenerman L : Plantar foot pressures during treadmill walking with high-heel and low-heel shoes *Foot & Ankle International*, 17(11), 662-666, 1996.
- 9) Speksnijder Caroline M, Sjors AFCM Moonen, Geert HIM Walenkamp : The higher the heel the higher the forefoot-pressure in ten healthy women, *The Foot*, 15(1), 17-21, 2005.
- 10) 城真理子, 杉本弘子: 婦人靴の履用に関する実態調査, 日本衣服学会誌, 39(2), 113-121, 1996.
- 11) 井奈波良一, 広瀬万宝子: バスガイドの靴のヒール高と職業性ストレスおよび疲労蓄積度の関係, 日本職業・災害医学会会誌, 58(2), 70-75, 2010.
- 12) 細長喜久代, 岡部和代, 山名信子: 着靴による足部形態変化の分析, 繊維製品消費科学, 37(5), 242-248, 1996.
- 13) 大塚あきら; 菊田文夫; 近藤四郎; 高橋周一: 外郭投影図からみた日本人成人の足と靴型との関係, 日本家政学会誌, 45(9), 837-844, 1994.
- 14) 大塚斌, 近藤麻里, 菊田文夫, 高橋周一: 靴ヒール挙上に伴う足の計測値の変化, 日本家政学会誌, 45(9), 845-856, 1994.
- 15) Kouchi Makiko, Tsutsumi Emiko: 3D Foot Shape and Shoe Heel Height, *Anthropological Science*, 108(4), 331-34, 2000
- 16) Witana Channa P., Goonetilleke Ravindra S., Au Emily Yim Lee, Xiong Shuping, Lu, Xingfang : Footbed shapes for enhanced footwear comfort, *Ergonomics*, 52(5), 617-628, 2009.

- 17) Lee Yung-Hui, Hong Wei-Hsien : Effects of shoe inserts and heel height on foot pressure, impact force, and perceived comfort during walking, *Appl.Ergon.*, 36(3), 355-362,2005.
- 18) 加藤一雄 編 : 良いクツの基礎知識, 日本靴総合研究会, 第3版. 17-20, 1980.
- 19) 生命工学工業技術研究所 編 : 設計のための人体寸法データ集, 日本出版サービス, 1996.
- 20) Luximon A; Goonetilleke R S; Tsui K L:Foot landmarking for footwear customization, *Ergonomics*, 46(4), 364-383, 2003.
- 21) Razeghi Mohsen, Batt Mark Edward:Foot type classification: a critical review of current methods, *Gait Posture*, 15(3), 282-291,2002.
- 22) 山崎信寿:足と靴の適合性, *バイオメカニズム学会誌*, 7(2), 14-18, 1983.
- 23) Goonetilleke R S, Luximon A : Foot Flare and Foot Axis, *Hum.Factors*, 41(4), 596-607, 1999.
- 24) 河内まき子 : 足型の性差, *バイオメカニズム学会誌*, 13(3), 1989.
- 25) 日本工業規格 : 靴のサイズ, JIS S 5037:1998.
- 26) CHENG F-T, PERNG D-B : A systematic approach for developing a foot size information system for shoe last design, *International Journal of Industrial Ergonomics*, 25(2), 171-185, 1999.
- 27) Mochimaru M, Kouchi M, Dohi M : Analysis of 3-D human foot forms using the Free Form Deformation method and its application in grading shoe lasts, *Ergonomics*, 43(9), 1301-1313, 2000.
- 28) 熊谷温生 : 靴甲素材としての皮の力学的特性, *皮革科学*, 43(2), 85-93, 1997.
- 29) Lin J, Hayhurst D R, Howard I C, Reedman C D : Modelling of the performance of leather in a uni-axial shoe-last simulator, *J.Strain Anal.Eng.Des.*, 27(4), 187-196,1992.
- 30) Venkateswara Rao D L, Vaidyanathan A, Venkatappaiah B : A study of the effect of decorative stitches on the tensile and lasting properties of upper leather, *J Soc Leather Technol Chem*, 69(6), 157-159, 1985.
- 31) 日本はきもの研究会 編 : 靴 科学と実際, 春壇社, 92-138, 1987.
- 32) Tsuyoshi Nishiwaki : New Fitting Designing Method Based On BarefootDeformation, 7th Footwear Biomechanics Symposium, 2005.
- 33) Fukano M , Fukubayashi T :Motion characteristics of the medial and lateral longitudinal arch during landing, *Eur. J. Appl. Physiol.*, 105(3), 387-392,2009.
- 34) 細長喜久代, 岡部和代, 銭谷八栄子, 山名信子 : 着靴による足部形態変化の探索法, *日本衣服学会誌*, 40(2), 125-131, 1997.
- 35) Schwartz R P , Arthur L. H. :Preliminary Findings from a Roentgenographic Study of the Influence of Heel Height and Empirical Shank Curvature on Osteo-articular Relationships in the Normal Female, *J Bone Joint Surg Am*, 41(6), 1065-1076, 1959.
- 36) Jenkin T R, Nicol A C, Jenkyn T R: A multi-segment kinematic model of the foot with a novel definition of forefoot motion for use in clinical gait analysis during walking, *J. Biomech.*, 40(14),

- 3271 - 3278, 2007.
- 37) Carson M C, O'Connor J J, Harrington M E, Thompson N, Theologis T N : Kinematic analysis of a multi-segment foot model for research and clinical applications: a repeatability analysis, *J.Biomech.*, 34(10), 1299-1307, 2001.
- 38) Leardini A, Benedetti M G , Berti L, Bettinelli D, Nativo R, Giannini S : Rear-foot, mid-foot and fore-foot motion during the stance phase of gait, *Gait Posture*, 25(3), 453-462, 2007.
- 39) Shultz Rebecca, Jenkyn Thomas: Determining the maximum diameter for holes in the shoe without compromising shoe integrity when using a multi-segment foot model, *Med.Eng.Phys.*, 34(1), 118-122, 2012.
- 40) 中尾喜保, 宮永美知代: デルマトグラフ法による足の歪みの分析, *靴の医学*, 2, 40-43, 1988.
- 41) Kimura M, Mochimaru M, Kanade T: Measurement of 3D Foot Shape Deformation in Motion, *PROCAMS '08 Proceedings of the 5th ACM*, 2008.
- 42) Hernandez C, Vogiatzis G, Brostow G J, Stenger B, Cipolla R: Non-rigid Photometric Stereo with Colored Lights, *IEEE 11th International Conference on Computer Vision*, 2007.
- 43) 栗原恒弥:最新コンピュータグラフィックス—基礎から応用まで—, *画電誌*, 33(4B), 632-641, 2004.
- 44) Ruperez M J, Monserrat C, Juan M C, Alcaniz M, Alemany S : Contact model, fit process and foot animation for the virtual simulator of the footwear comfort, *Comput Aided Des*, 42(5), 425-431, 2010.
- 45) Park SI, Hodgins JK : Capturing and animating skin deformation in human motion, *Proceedings of ACM SIGGRAPH*, 2007.
- 46) R C-C Chen, M Lord : comparison of trial shoe and shell shoe fitting techniques, *Prosthetics and Orthotics International*, 19, 181-187,1995.
- 47) aim@shape : <http://shapes.aim-at-shape.net/> (2013/05/12 確認)

第 2 章

- 48) Effect of footwear on high and low arched runners' mechanics during a prolonged run, *Gait & Posture*, 26(2) , 219-225, 2007.
- 49) David A. Field : Laplacian smoothing and Delaunay triangulations, *Commun. appl. numer. methods*, 4(6), 709-712, 1988.
- 50) García-Aznar JM, Bayod J, Rosas A, Larrainzar R, García-Bógalo R, Doblaré M, Llanos LF.: Load transfer mechanism for different metatarsal geometries: a finite element study, *J Biomech Eng.* 131(2), 2009.
- 51) Sorkine O. :Laplacian mesh processing, *Eurographics State-of-the-Art Report*, 2005.
- 52) Bryant J. T., Wevers H.: Method of data smoothing for instantaneous centre of rotation

- measurements, *Med. Biol. Eng. Comput.*, 22, 597-602, 1984.
- 53) Sorkine O., Alexa M.: As-Rigid-As-Possible Surface Modeling, *Eurographics/ACM SIGGRAPH Symposium on Geometry Processing 07*, 2007.
- 54) Ge Wu, Peter R. Cavanagh : ISB RECOMMENDATIONS FOR STANDARDIZATION IN THE REPORTING OF KINEMATIC DATA, *J. Biomechanics*, 28(10), 1257-1261, 1995.
- 55) Aurelio Cappozzo, Ugo Della Croce, Alberto Leardini, Lorenzo Chiarid : Human movement analysis using stereophotogrammetry: Part 1: theoretical background, *Gait & Posture* 21, 212-225, 2005.
- 56) ゴードン・ロバートソン, グラハム・コールドウェル, ジョセフ・ハミル, ギャリー・カーメン, ソーンダーズ・ウィルトシー: 身体運動のバイオメカニクス研究法, 39-55, 大修館書店, 初版, 2008.

第 3 章

- 57) Ryu Taebeum; Choi Hwa Soon; Chung Min K. : Soft tissue artifact compensation using displacement dependency between anatomical landmarks and skin markers - a preliminary study, *Int J Ind Ergon*, 39, 1, 152-158, 2009.
- 58) M A Lafortune, P R Cavanagh, H. J Sommer III, A Kalenak : Three-dimensional kinematics of the human knee during walking, *Journal of Biomechanics*, 25(4), 347-357, 1992.
- 59) A Cappozzo, F Catani, A Leardini, MG Benedetti, U Della Croce : Position and orientation in space of bones during movement: experimental artefacts, *Clinical Biomechanics*, 11(2), 90, 1996.
- 60) 中村康雄, 林豊彦, 中村真里, 建道寿教, 信原克哉, 菊入大輔, 桐生慎哉 : 体表マーカの偏位と肩甲骨運動の in-vivo 計測, *バイオメカニズム*, 17, 111-121, 2004.
- 61) Nester C, Jones RK, Liu A, Howard D, Lundberg A, Arndt A, Lundgren P, Stacoff A, Wolf P.: Foot kinematics during walking measured using bone and surface mounted markers, *J Biomech*, 40(15), 3412-3423, 2007.
- 62) 日本整形外科学会身体障害委員会 : 関節可動域表示ならびに測定法, *日本リハビリテーション医学会誌* 11(2), 127-132, 1974.
- 63) A Arampatzis, S Stafilidis, G DeMonte, K Karamanidis, G Morey-Klapsing, G. P Brüggemann : Strain and elongation of the human gastrocnemius tendon and aponeurosis during maximal plantarflexion effort, *Journal of Biomechanics*, 38(4), 833-841, 2005.
- 64) 筋・骨格画像研究会 木野達司 編著: 運動器の超音波, 128-137, 南山堂, 第 1 版, 2008.
- 65) Kimmel, Ron, and James A. Sethian. : Computing geodesic paths on manifolds. , *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 95(15), 8431-8435, 1998.
- 66) Peyré Gabriel, Laurent D. Cohen. : Heuristically driven front propagation for fast geodesic

- extraction, *International Journal for Computational Vision and Biomechanics* 1.1, 55-67, 2008.
- 66) Peyré Gabriel, : Toolbox Fast Marching, MATLAB CENTRAL HP
<http://www.mathworks.com/matlabcentral/> (2013/05/12 確認)
- 67) Makiko Kouchi, Masaaki Mochimaru, Kazuyo Tsuzuki: Random errors in anthropometry, *J.Human Ergol.*, 25, 155-166, 1996.

第 4 章

- 68) 花坂哲：皮革製サンダル考- エジプト・アコリス遺跡出土のサンダルを例として-, 西アジア考古学 , 87-101, 2005
- 69) Veldmeijer, André J. : Studies of ancient Egyptian footwear.Technological aspects. Part VII. Coiled sewn sandals, *British Museum Studies in Ancient Egypt and Sudan*, 14, 85-96, 2009.
- 70) 福原一郎：かわとはきものギャラリー2 ②アジア・アフリカ・中近東, かわとはきもの, 141, 27-28, 2007.
- 71) Makiko Kouchi, Makoto Kimura, Masaaki Mochimaru : Deformation of foot cross-section shapes during walking, *Gait&Posture*, 30, 482-486, 2009.
- 72) A.I.Kapndji : カパンジー機能解剖学Ⅱ 下肢, 第 6 版, 医歯薬出版株式会社, 246-247, 2010.
- 73) 澤寄加苗, 三ツ井紀子 : 婦人靴着用に関する実態と意識, 繊維学会予稿集, 61(1), 180, 2006.
- 74) 土肥麻佐子, 持丸正明, 河内まき子 : 若年女子の靴への意識と靴の履き心地-高齢者との比較-, 感性工学研究論文集, 6(2), 53-58, 2006.
- 75) 高部啓子, 久保田わかな, 布施谷節子 : 女子大生の靴の選択行動と足部形態, 実践女子大学生生活科学部紀要, 39, 91-96, 2002.
- 76) 山本昭子 : 若年層および高年層女子における履物の着用実態と足の障害調査, 繊維製品消費科学, 31(12), 29-34, 1990.
- 77) 生命工学工業技術研究所 編: 設計のための人体寸法データ集, 日本出版サービス, 215 , 1996.
- 78) 山崎信寿, 高橋直己 : 体表面長さ変化を利用した介護者腰部負担軽減衣服, バイオメカニズム, 17, 235-244, 2004.