

博士論文 2017 年度（平成 29 年度）

床面との接触によるヒト足部の 3 次元変形動態

慶應義塾大学大学院理工学研究科

伊藤 幸太

学位論文 博士（工学）

床面との接触によるヒト足部の3次元変形動態

2017 年度

慶應義塾大学大学院理工学研究科

伊藤 幸太

目次

1 章 序論	1
1.1 本研究の背景と目的.....	1
1.2 ヒト足部の解剖学的特徴.....	2
1.2.1 ヒト足部の骨格構造.....	2
1.2.2 アーチ構造.....	6
1.2.3 Midtarsal locking mechanism	9
1.2.4 Windlass mechanism.....	11
1.2.5 軟組織構造.....	13
1.3 関連研究の動向.....	14
1.3.1 人類学分野.....	14
1.3.2 医療分野.....	15
1.3.3 ロボット工学分野.....	15
1.3.4 人間工学分野.....	16
1.4 足部変形動態計測に関する問題点.....	17
1.5 本論文の構成.....	18
2 章 2 方向 X 線透視画像を用いた 3 次元骨運動計測手法の構築	19
2.1 概要	19
2.2 2 方向 X 線透視システム.....	21
2.3 2 方向 X 線透視に基づく運動計測の原理.....	23
2.4 キャリブレーション.....	27
2.4.1 静的キャリブレーション.....	27
2.4.2 動的キャリブレーション.....	28
2.5 CT 断層画像に基づいた 3 次元骨格形状モデルの構築.....	29
2.6 仮想投影画像の取得.....	30
2.7 輪郭情報の抽出.....	31
2.8 実透視画像と仮想投影画像の輪郭一致度の評価.....	34
2.9 干渉判定	34
2.10 特徴点トラッキングを用いた探索初期値の推定.....	35
2.11 骨座標系の定義.....	38
2.12 骨標本を用いた精度評価.....	41
2.12.1 概要.....	41

2.12.2	方法.....	41
2.12.3	結果.....	44
2.12.4	考察.....	47
2.13	屍体足歩行シミュレータを用いた提案手法の評価.....	48
2.13.1	概要.....	48
2.13.2	方法.....	48
2.13.3	結果.....	51
2.13.4	考察.....	57
3 章	静荷重条件下における屍体足骨格変形動態の計測.....	59
3.1	概要.....	59
3.2	方法.....	60
3.2.1	計測条件.....	60
3.2.2	解析条件.....	61
3.3	結果.....	62
3.4	考察.....	77
4 章	3次元デジタル画像相関法を用いた足部変形動態計測手法の構築.....	81
4.1	概要.....	81
4.2	3次元デジタル画像相関法.....	81
4.2.1	デジタル画像相関法の概要.....	81
4.2.2	デジタル画像相関法の原理.....	83
4.2.3	3次元への拡張.....	84
4.2.4	足部体表面上の主ひずみの算出.....	85
4.3	歩行時の3次元足部動態計測手法.....	87
4.3.1	内外側面の計測におけるカメラ配置.....	87
4.3.2	背外側面・足裏の計測におけるカメラ配置.....	88
4.3.3	解析手法.....	89
4.3.3.1	キャリブレーション.....	89
4.3.3.2	足部体表面の主ひずみ分布の解析.....	90
4.4	精度評価.....	91
4.4.1	概要.....	91
4.4.2	方法.....	92
4.4.3	結果と考察.....	94

5 章	歩行時の足部体表面変形動態の計測	99
5.1	概要	99
5.2	歩行時の足部 3 次元形状変形計測	100
5.2.1	方法	100
5.2.1.1	計測条件	100
5.2.1.2	解析条件	101
5.2.2	結果および考察	102
5.3	歩行時の足部背外側面・足裏計測	105
5.3.1	方法	105
5.3.1.1	計測条件	105
5.3.1.2	解析条件	106
5.3.2	結果	108
5.3.3	考察	123
6 章	足部骨格動態および体表面動態の同時計測	127
6.1	概要	127
6.2	方法	128
6.2.1	計測条件	128
6.2.2	解析条件	129
6.3	結果	130
6.3.1	足部 3 次元形状と 3 次元骨格運動	130
6.3.2	静荷重下における体表面伸縮動態	133
6.3.3	屍体足骨格運動	135
6.4	考察	139
6.4.1	骨格動態と体表面動態の関係	139
6.4.2	歩行時の体表面動態との比較	141
7 章	総合考察	143
7.1	提案手法の有用性	143
7.2	二足歩行に適応的なヒト足部骨格運動	144
7.2.1	ヒト足部のモーメント生成機構	144
7.2.2	ヒト足部の Midtarsal locking mechanism と立方骨運動の関係	144
7.2.3	ヒト足部の Windlass mechanism と体表面動態の関係	145
7.3	ヒト足部骨格構造と軟組織構造の協調運動	145
7.4	本手法の応用可能性	146
7.5	今後の課題と展望	148

8 章 結論	150
参考文献	151
謝辞	162

記号

a, b, c, d	平面の方程式の係数
A_k, B_k, C_k, D_k	平面番号 k の平面の方程式の係数
$\mathbf{a}_1 \sim \mathbf{a}_{15}$	骨座標系定義のための特徴点の位置ベクトル
C_{DIC}	ひずみ計測のキャリブレーションの評価関数
$C_{dynamic}$	X線透視計測の動的キャリブレーションの評価関数
C_{static}	X線透視計測の静的キャリブレーションの評価関数
d	エッジ化画像の輪郭の拡張処理の繰り返し回数
D_{ij}	骨番号 i と骨番号 j の骨モデルの干渉距離
$\mathbf{d} = (d_x, d_y, d_z)^T$	座標変換のための並進ベクトル
\mathbf{d}_p	変形による点 \mathbf{p} の変位ベクトル
E	ステレオカメラ法の評価関数 (フラットパネルによって定義される平面とキャリブレーションマーカの距離の自乗和)
\mathbf{E}	ひずみテンソル
\mathbf{Ext}	ひずみ計測のためのカメラ外部パラメータベクトル
f	動的キャリブレーションのフレーム番号
f_x, f_y	ピクセル単位で表される焦点距離
$frame$	動的キャリブレーションの総フレーム数
F	エッジ化された実透視画像の輝度値
\mathbf{F}	変形勾配テンソル
G	デジタル画像相関に用いるソース画像の輝度値
G'	デジタル画像相関に用いるターゲット画像の輝度値
\bar{G}	ソース画像におけるサブセット領域内の平均輝度値
\bar{G}'	ターゲット画像におけるサブセット領域内の平均輝度値
$h_0 \sim h_5$	アフィン変換のパラメータベクトル \mathbf{h} の要素
$H_{11} \sim H_{32}$	射影変換行列 \mathbf{H} およびパラメータベクトル \mathbf{h}' の要素
\mathbf{h}	アフィン変換のパラメータベクトル
\mathbf{h}'	射影変換行列 \mathbf{H} のパラメータベクトル
\mathbf{H}	物体上の局所座標系からカメラ座標系への射影変換行列
i, j	骨番号
I_{DIC}	デジタル画像相関法の評価関数

I_{X-ray}	モデルマッチングのための評価関数
\mathbf{I}	単位行列
\mathbf{Int}	ひずみ計測のカメラ内部パラメータベクトル
k	平面番号
L	キャリブレーションワンドの実2点間距離
$\mathbf{m}_1^{X-ray} \sim \mathbf{m}_4^{X-ray}$	X線透視装置の世界座標系における踵骨標本上のマーカー座標
$\mathbf{M}_A = [\mathbf{I} \ \mathbf{J} \ \mathbf{K}]$	骨Aに定義した骨座標系の正規直交基底の行列
$\mathbf{M}_B = [\mathbf{i} \ \mathbf{j} \ \mathbf{k}]$	骨Bに定義した骨座標系の正規直交基底の行列
$\mathbf{M}_{bone}^{X-ray}$	X線透視装置の世界座標系における骨座標系の正規直交基底の行列
$\mathbf{M}_{mark}^{X-ray}$	X線透視装置の世界座標系におけるマーカー座標系の正規直交基底の行列
n_b	剛体平板上の計測点番号
n_c	キャリブレーションボード上のスチール球および標点番号
N_b	剛体平板上の計測点数
N_c	キャリブレーションボード上のスチール球および標点数
$\mathbf{O}_{mark}^{X-ray}$	X線透視装置の世界座標系におけるマーカー座標系原点の位置
$\mathbf{p} = (x, y, z)^T$	世界座標系における対象物の3次元座標
$\mathbf{p}' = (x', y', z')^T$	X線源座標系における対象物の3次元座標
\mathbf{p}_{COM}^{mark}	マーカー座標系における骨標本の重心位置
$\mathbf{p}_{cont} = (x_{cont}, y_{cont}, z_{cont})^T$	世界座標系における輪郭情報をもとにマッチングしたモデルの重心位置
$\mathbf{p}_{f1}^c, \mathbf{p}_{f2}^c$	世界座標系におけるキャリブレーションワンドの両端のスチール球座標
$\mathbf{p}_{mark} = (x_{mark}, y_{mark}, z_{mark})^T$	世界座標系におけるマーカーから推定したモデルの重心位置
$\mathbf{p}_{n_b} = (x_{n_b}, y_{n_b}, z_{n_b})^T$	世界座標系における剛体平板上の n_b 点目の計測点の3次元座標
$\mathbf{p}_{n_c} = (x_{n_c}, y_{n_c}, z_{n_c})^T$	世界座標系におけるキャリブレーションボード上の n_c 点目のスチール球および標点の3次元座標
$\mathbf{p}_s = (x_s, y_s)^T$	投影面座標系における投影点の2次元座標
$\mathbf{p}_s^0 = (x_s^0, y_s^0)^T$	投影面座標系における光軸点の2次元座標
$\mathbf{p}_{sn_c} = (x_{sn_c}, y_{sn_c})^T$	投影面座標系におけるキャリブレーションボード上の n_c 点目のスチール球および標点の2次元座標
$\mathbf{p}_{sn_c}^c = (x_{sn_c}^c, y_{sn_c}^c)^T$	計算によって求まる投影面座標系におけるキャリブレーションボード上の n_c 点目のスチール球および標点の2次元座標
$\mathbf{p}_s^d = (x_s^d, y_s^d)^T$	歪んだ投影面上の点の2次元座標

$\mathbf{p}_{sn_c}^d = (x_{sn_c}^d, y_{sn_c}^d)^T$	歪んだ投影面上のキャリブレーションボードの n_c 点目の 2 次元座標
Pos	ひずみ計測のための標点位置ベクトル
$\mathbf{q}_{cont} = (\theta_{cont}, \phi_{cont}, \psi_{cont})^T$	世界座標系におけるマッチングしたモデルの姿勢
$\mathbf{q}_{mark} = (\theta_{mark}, \phi_{mark}, \psi_{mark})^T$	世界座標系におけるマーカーから推定したモデルの姿勢
$r_{11} \sim r_{33}$	回転行列の要素
$\mathbf{r} = (X, Y, Z)^T$	世界座標系における変形後の \mathbf{p} の 3 次元座標
$\mathbf{r}_s = (X_s, Y_s)^T$	投影面座標系における変形後の \mathbf{p}_s の 2 次元座標
\mathbf{R}_{2yx}	世界座標系から X 線源座標系への座標変換のための回転行列
${}^A\mathbf{R}_B$	座標系 A から座標系 B への回転行列
${}^{mark}\mathbf{R}_{bone}$	マーカー座標系から骨座標系への回転行列
S_i	骨番号 i の骨モデルの Contour Matching Score (輪郭一致度)
t	時刻
V, \bar{V}_o	エッジ化された仮想投影画像の輝度値
V'	拡張された仮想投影画像のエッジ化画像の輝度値
\mathbf{v}_{DIC}	ひずみ計測のカメラパラメータベクトル
\mathbf{v}_{X-ray}	X 線透視計測のカメラパラメータベクトル
${}^L\mathbf{v}_{X-ray}$	X 線透視計測の左側線源のカメラパラメータベクトル
${}^R\mathbf{v}_{X-ray}$	X 線透視計測の右側線源のカメラパラメータベクトル
$[\mathbf{X}_{cal} \quad \mathbf{Y}_{cal} \quad \mathbf{Z}_{cal}]$	踵骨に定義された骨座標系の正規直交基底の行列
$[\mathbf{X}_{cub} \quad \mathbf{Y}_{cub} \quad \mathbf{Z}_{cub}]$	立方骨に定義された骨座標系の正規直交基底の行列
$[\mathbf{X}_{nav} \quad \mathbf{Y}_{nav} \quad \mathbf{Z}_{nav}]$	舟状骨に定義された骨座標系の正規直交基底の行列
$[\mathbf{X}_{nav} \quad \mathbf{Y}_{nav} \quad \mathbf{Z}_{nav}]$	舟状骨に定義された骨座標系の正規直交基底の行列
$[\mathbf{X}_s \quad \mathbf{Y}_s \quad \mathbf{Z}_s]$	投影面座標系の正規直交基底の行列
$[\mathbf{X}_{tal} \quad \mathbf{Y}_{tal} \quad \mathbf{Z}_{tal}]$	距骨に定義された骨座標系の正規直交基底の行列
$[\mathbf{X}_{X-ray} \quad \mathbf{Y}_{X-ray} \quad \mathbf{Z}_{X-ray}]$	X 線源座標系の正規直交基底の行列
$[\mathbf{X}_W \quad \mathbf{Y}_W \quad \mathbf{Z}_W]$	世界座標系の正規直交基底の行列
α_{DIC}	スケール係数
α_{X-ray}	X 線源とフラットパネルの距離
$(\theta_x, \theta_y, \theta_z)$	世界座標系から X 線源座標系およびカメラ座標系への座標変換のためのオイラー角
(θ, ϕ, ψ)	骨座標系 A に対する骨座標系 B のオイラー角
$\kappa_1 \sim \kappa_3$	収差係数
Λ	世界座標系からカメラ座標系への変換行列

μ	係数
ρ	係数
Ω	サブセット領域

1 章 序論

1.1 本研究の背景と目的

ヒトの二足歩行運動は、脚が地面から受ける反力を身体重心へと適切に作用させることによって、転ばないように身体重心を前へ移動させる力学現象である。この際ヒトの足部は床面と直接的に接触し、環境と力のやり取りをおこなう唯一の身体部位である。そのため、ヒト足部に内在する生体力学的な機能は安定した二足歩行を実現することに大きく寄与していると予想される。実際に、ヒトの足部構造は他の霊長類のそれと比較すると、二足歩行に適応的であると考えられる形質を数多く有している。しかし、ヒト足部は床面と生体力学的にどのように相互作用しているのか、また直立二足歩行をおこなわない他の霊長類と比較して、どのように二足歩行を持続する上で好ましい力作用をつくりだしているのかについては、ほとんど明らかになっていない。この問いの答えを明らかにするためには、ヒト足部構造を作り出している多数の骨、靭帯、筋、そしてそれらを外包する軟組織と皮膚の詳細な動態を把握、理解することが必要となる。

一方、臨床医学やロボット工学においても、足部疾患の診断治療や予防、安定した足部機構の開発のために足部挙動の理解が急務となっている。これまで、さまざまな足部疾患によって、足部軟組織の弾性や、関節の可動性が変化することがわかっているが、疾患の早期発見のためには、運動中の足部挙動を詳細に把握し、疾患によって引き起こされる微細な動態の変化を検知する必要がある。しかし、歩行時の力分布計測や X 線透視から発症メカニズムを明らかにしようとする試みはなされているものの、3 次元かつ詳細な動態を理解することはできていない。また、ロボット工学分野においては近年二足歩行が可能なロボットが開発されているが、これらのロボットの足部はヒトのそれと比較して非常に硬く、わずかな地形の変化で簡単に転倒してしまう。強固な二足歩行を実現するためには、床面と力のやり取りをおこなう際にヒト足部がどのようにして床面との相互作用において変形しているのかを計測から理解し、足部構造に内在する歩行機能をロボットの足部に反映させる必要がある。

このようにヒトの足部動態がこれまで十分に明らかになっていない原因として、足部構造自体が非常に計測が困難な対象物であるということが挙げられる。足部は多数の小さな骨が複雑に組み合わさっているだけでなく、軟組織によって構造全体が包まれているため、外部から 1 つ 1 つの骨の運動を測ることが非常に難しい。骨格動態を直接的に計測する方法として、骨にマーカーのついた **bone-pin** を挿入して運動を計測する方法がある。しかし、これは極めて侵襲的な方法であり簡単に用いることができない。そのため、ヒト足部の変形動態を明らかにすると同時に、新しい足部動態計測手法が必要とされている。

そこで本研究では、2 方向 X 線透視システムを用いた 3 次元骨格動態計測と、ハイスピードカメラと画像相関を用いた 3 次元体表面動態計測を通して、床面との力学的相互作用時

におけるヒト足部の 3 次元変形動態を明らかにすることを目的とした。このような床面との力学的相互作用時におけるヒト足部の変形動態が明らかになれば、バイオメカニクス分野のみならず、ヒト足部変形に適した装具設計などの人間工学分野や、転倒しない二足歩行ロボットの足部設計などのロボット工学分野、糖尿病性潰瘍や外反母趾などの足部疾患の発症メカニズム解明といった医療分野など、多岐にわたる分野に重要な知見とインパクトを与えるものになる。

1.2 ヒト足部の解剖学的特徴

1.2.1 ヒト足部の骨格構造

ここではまず、ヒト足部を構成する骨格構造と骨格運動の方向定義について紹介する。各骨の説明については金子 (2000), 河合 (2004), 竹内 (2009) を参照した。ヒトの足部は、7つの足根骨, 5つの中足骨, 14の指骨からなる。本研究ではこれらに加え、下腿の骨についても扱うため、計28の骨についてまとめたものを表1-1に、左足の骨の模式図を図1-1に示した。図1-1 (A) は足部を内側, (B) は外側, (C) は背側, (D) は底側から見たものである。視覚的に理解しやすくするため、図1-1 (A) 中では、第二～第五中足骨とそれに対応する指骨を省略した。

表1-1 下腿および足部の骨一覧

部位	和名	英名
下腿	脛骨	Tibia
	腓骨	Fibula
足根骨	距骨	Talus
	踵骨	Calcaneus
	舟状骨	Navicular
	内側楔状骨	Medial cuneiform
	中間楔状骨	Intermediate cuneiform
	外側楔状骨	Lateral cuneiform
	立方骨	Cuboid
	中足骨	第一～第五中足骨
指骨	基節骨	Proximal phalanx (1-5)
	中節骨	Middle phalanx (2-5)
	末節骨	Distal phalanx (1-5)

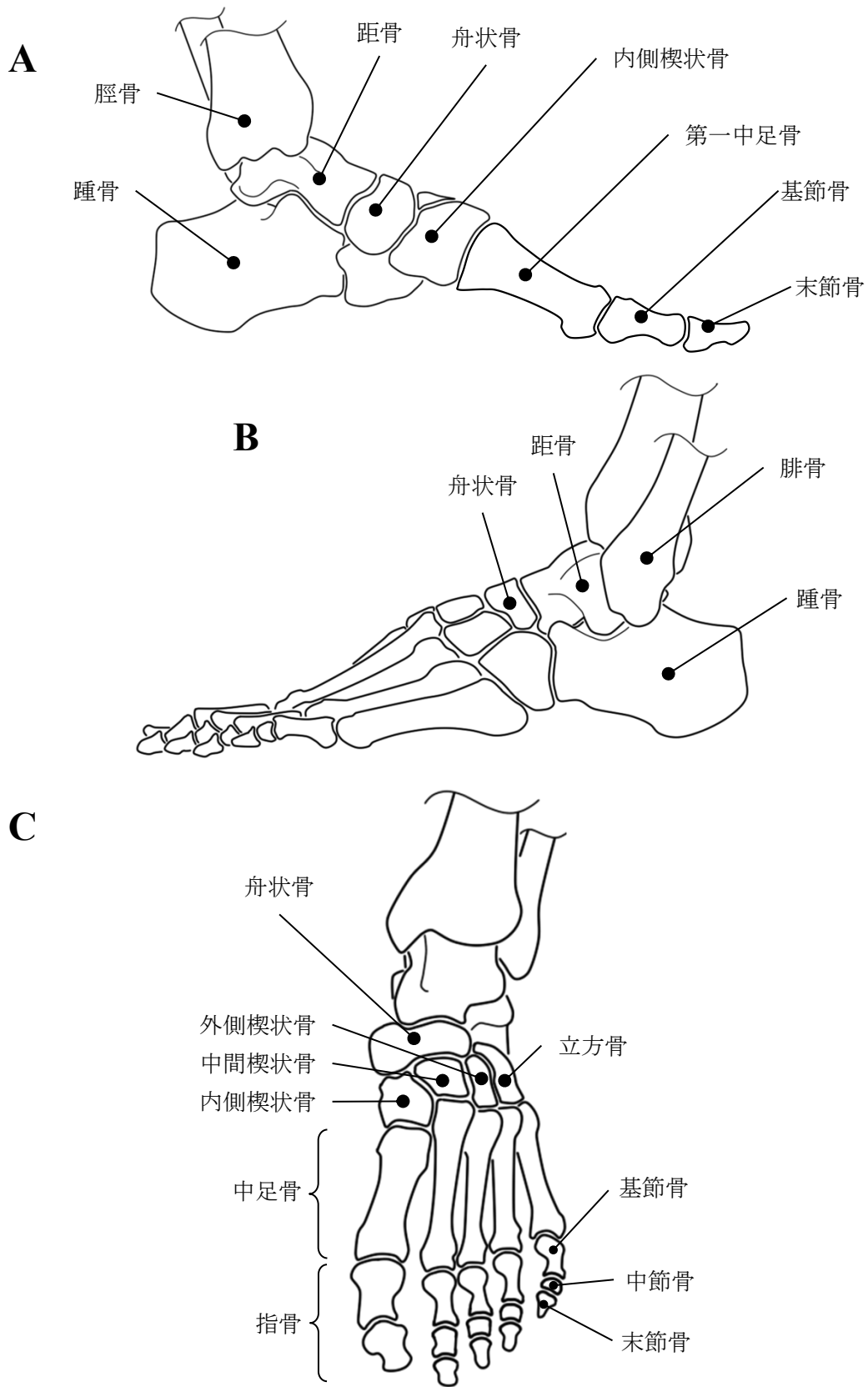


図 1-1 足部の骨, A : 内側, B : 外側, C : 背側

下腿には脛骨と腓骨の2つの骨がある。脛骨は内側に位置し、遠位端の下面は距骨と関節する。内側部は長く伸びて突起をなし、内果と呼ばれる。腓骨は外側に位置し、遠位端は外果といい、やや膨大した四角形で先端は尖っている。内側面の上方は脛骨と結合する。

足根骨は7つの骨からなり、下腿に直接続く足の後部に位置する。

距骨は足根骨のうち最も近位に位置し、他の足根骨と下腿との結合を仲介する。

踵骨は足根骨の中で最も大きく、後方に突出している。上方に距骨を載せて距骨下関節を形成し、前方は立方骨に接して踵立方関節を形成する。踵骨上面の内側方に1つの柵状突起が出ており、これを載距突起という。足底側には2つの突起部があり、踵骨隆起内側突起と踵骨隆起外側突起という。

舟状骨は、距骨と3つの楔状骨の間に位置する。後凹面は距骨と接して距舟関節を形成する。前凸面は各楔状骨と連結する。

内側楔状骨は足の最内側に位置し、3つの楔状骨のうち最も大きい。内側には下方に凹凸の隆起があり、楔状骨粗面という。中間楔状骨は内側・外側楔状骨の間に位置し、3つの楔状骨のうち最も小さい。外側楔状骨は中間楔状骨と立方骨の間に位置し、中間楔状骨よりやや大きい。

立方骨は、外側楔状骨の外側にあつて、楔状骨よりも大きく立方形で、その後面は踵骨と関節する（踵立方関節）。

中足骨は第一～第五中足骨の5つからなり、3つの楔状骨と立方骨の前、第一～五指骨の基節骨との間に位置する。近位端を中足骨底、遠位端を中有足骨頭、骨幹部を中足骨体と呼ぶ。第一及び第五中足骨は他の中足骨とは多少形態が異なる。第一中足骨は特に太く、足底面に粗面があり隆起している。これを第一中足骨粗面という。第五中足骨は外側に比較的長い尖った隆起を出している。これを第五中足骨粗面という。

指骨は全体で14の骨からなる。第一指は2節（基節骨、末節骨）であり、他は全て3節（基節骨、中節骨、末節骨）である。第一指骨は最も太く、第二指骨は一般的に最も長く、第三指骨以降次第に短くなる。

次に、足部の運動を記述するための平面と方向を図1-2を用いて説明する。矢状面は身体を前後方向に通る垂直面である。特に身体を左右半分に分ける矢状面を正中矢状面と呼ぶ。冠状面は立位の身体を横方向に通る垂直面である。水平面は身体を横断して上下に分ける面である。下肢は体幹を基準として、より体幹に近い側を近位、遠い側を遠位と呼ぶ。足部の方向を示す呼び方には特有のものがあり、水平面に対し足の裏側を底側、足の甲側を背側と呼ぶ。矢状面に対し母指側を内側、第五指側を外側と呼ぶ。冠状面に対し爪先側を前方、踵側を後方と呼ぶ。図1-3は足部の回転方向を示したものである。足部の回転方向は、矢状面に沿って足背方向に回転するものを背屈、足底方向に回転するものを底屈と呼ぶ。水平面に沿って内側方向に回転するものを内転、外側方向に回転するものを外転と呼ぶ。冠状面に沿って、足背を外側方向へ回転するものを外反、内側方向へ回転するものを内反と呼ぶ。

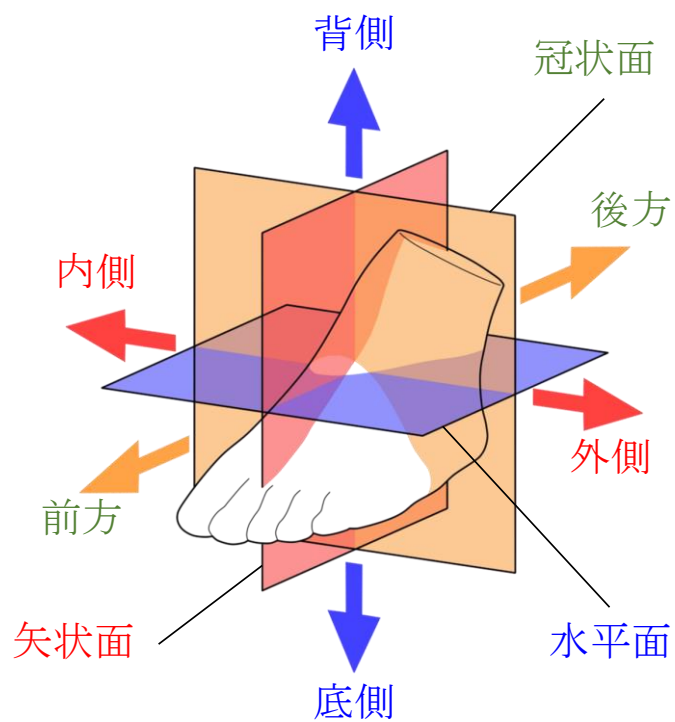


図 1-2 足部の平面と方向

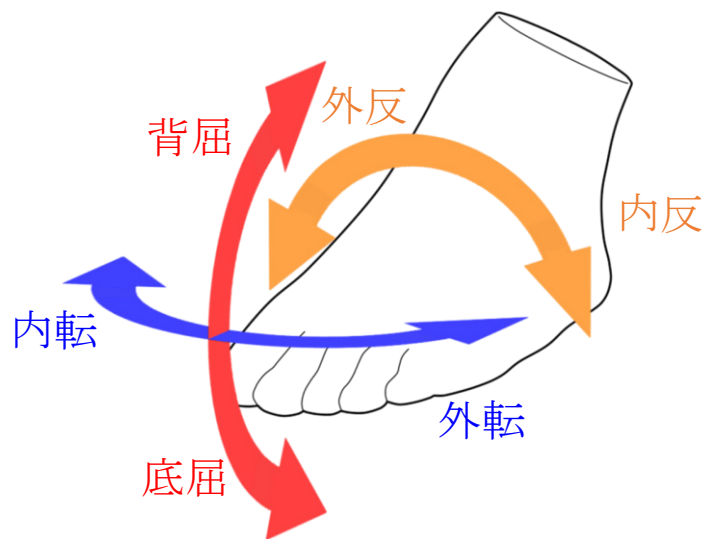


図 1-3 足部の回転方向

1.2.2 アーチ構造

図 1-4 に示すように、ヒト足部に見られる特徴的な骨格構造としてまず挙げられるのが、足長方向と足幅方向に広がるアーチ構造である。足部アーチ構造は、ヒト足部に特有で、チンパンジーや他の類人猿の足部は母趾が他の足趾と平行ではないために、相対的に扁平な足部構造を有している (図 1-5)。そのため、この足部のアーチ構造が二足歩行に適応的な形質であるという仮定のもと、様々な研究が試みられてきた。

Ker ら (1987) は、屍体足の押しつけ実験を通してヒト足部縦アーチ構造に粘弾性特性が備わっていることを明らかにした。屍体足に鉛直荷重を与えると、多数の関節を持つ柔軟な構造体であるヒト足部は潰れるように変形していく。この際、押し込みの変位に対して足部が床から受ける反力は指数関数的に増加していく。Ker らはこの変形特性を実際の歩行運動や走行運動に当てはめて考察をおこなっており、ヒト足部は床面と接触した際に縦アーチを変形させることで弾性エネルギーを足部構造内に蓄積し、蹴り出し時のエネルギーとして利用していると結論づけている。

Ker らはあくまで静的な荷重条件における縦アーチ構造の変形に着目していたが、歩行中に足部の縦アーチ構造がどのように変形しているのかは、モーションキャプチャシステムを用いた計測によって明らかにする試みがなされている。これは足部体表面の解剖学的特徴点に光学式マーカーを貼り付け、歩行中のマーカー 3 次元位置の時間変化から内部の 3 次元骨格動態を推定する手法である。この手法によって、踵接地から立脚中期にかけて内側縦アーチのアーチ高さは減少、足長は増加し、蹴り出しにかけて再びアーチ高さが増加することが明らかになっている (Cashmere et al., 1999; Jenkyn and Nicol, 2007; Bandholm et al., 2008; Bencke et al., 2012)。さらに Stolwijk ら (2014) は歩行速度と足部縦アーチ変形の関係に着目して計測をおこなっている。その結果、歩行速度の増加に伴って歩行中の縦アーチ高さ変化量は減少、すなわち足部はより硬い構造として振る舞う事を示した。その一方で、多数の骨から構成されるヒト足部の縦アーチ構造がどのようにしてこのような変形を実現しているのかは、体表面のマーカー運動のみから推定することは困難であり、その 3 次元的な骨運動を理解する必要がある。Kitaoka ら (1995) は静荷重下における骨運動を、踵骨、距骨、舟状骨、第一中足骨に磁気センサを挿入して計測した。その結果、静荷重下では踵骨の外反、距骨の底屈、舟状骨の外反・外転、そして第一中足骨の背屈が同時に起きることでアーチ変形を実現していることを明らかにしている。また Fukano ら (2009) は内側縦アーチのみならず、踵骨・立方骨・第五中足骨から形成される外側縦アーチにも着目し、着地時の踵骨、第一中足骨、第五中足骨の矢状面内の各骨の並進運動および回転運動を 1 方向の X 線透視計測によって明らかにし、荷重下における内側縦アーチと外側縦アーチの運動の違いについて考察した。その結果、着地時に内側縦アーチは基本的に骨の並進運動によってその構造変形を実現させている一方で、外側縦アーチでは回転運動が大きかった。以上の結果から、内側縦アーチと外側縦アーチはそれぞれ異なる骨運動を伴いながら、その協調運動によって足部全体の構造変形を実現していることがわかっている。

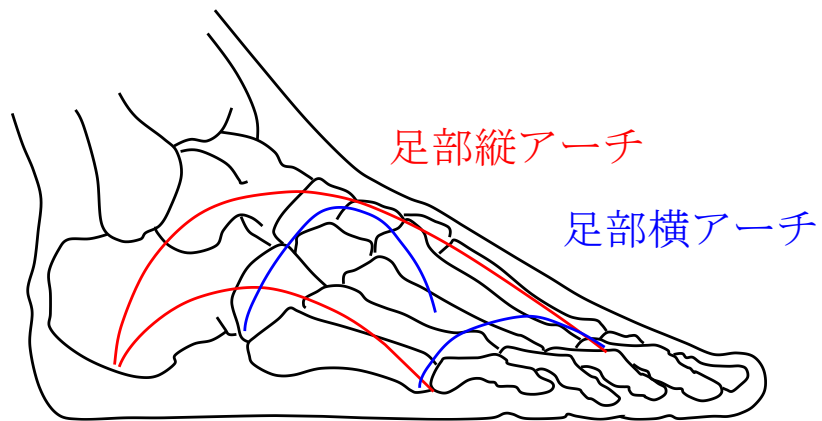


図 1-4 ヒト足部のアーチ構造

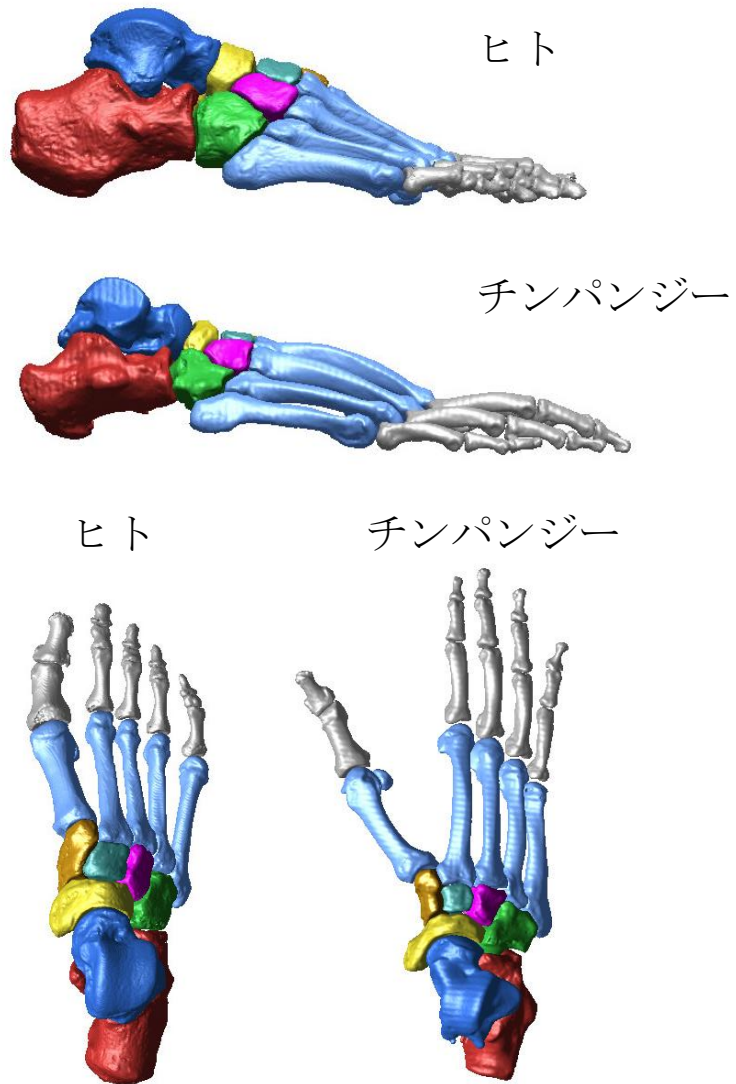


図 1-5 ヒトとチンパンジーの足部骨格構造

このようにヒト足部変形においては縦アーチ構造が常に注目されてきたが、中足骨によって足幅方向に形成されている横アーチ構造に関してもその動態計測がいくつかなされている。山口ら（1991）は中足骨頭皮膚表面に電導ゴムセンサを貼付し、中足骨頭間距離を計測することで歩行中の前足部横アーチの変形を計測した。その結果、横アーチ内側部（第一・第二中足骨）よりも外側部（第三～第五中足骨）の変形が大きく、鉛直床反力の増加タイミングと横アーチ幅の増加タイミングに相関があると述べている。Duerinckら（2014）は、前足部および中足部の横アーチ変形計測に適したマーカー配置を提案し、横アーチ高さを含めた歩行中の横アーチ変形動態を計測した。その結果、前足部の横アーチ高さは内側縦アーチと異なり、踵接地時に最も扁平で、蹴り出しにかけて増加していくことを示し、ヒト足部の縦アーチと横アーチの歩行時における変形動態が異なることを示した。

このようなヒト足部特有のアーチ構造が、いつ頃獲得されたものなのかを明らかにすることは、ヒトの二足歩行の獲得起源に迫る重要な知見として人類学分野において注目されている。発掘された化石人類の足部骨格の関節面方向から、Prang（2015）はセディバ猿人が現代人と同様の縦アーチを有していると述べている。また、アーチ構造と骨の形態の関係において注目されているのが、足長方向に伸びる中足骨の基部に対する骨頭の捻れ（捻転）である。ヒト足部はアーチ構造を形成するために第一・第二中足骨の捻転が少なく、一方で現生の類人猿は把握能力を維持するために、第一中足骨頭が基部に対して外反し、第二中足骨頭が基部に対して内反していることが明らかになっている（Ward et al., 2011; Drapeau and Harmon, 2013）。そのため、中足骨の形態を比較することで、ヒト的な足部アーチ構造の獲得過程を明らかにすることができると考えられている。

1.2.3 Midtarsal locking mechanism

ヒト足部は多数の小さな骨から構成されているとともに多数の関節を有している。そのため、骨格構造が作り出す協調的な関節運動によって、ヒトはさまざまな床面に対して安定した接地を実現することができる (Damavandi et al., 2010)。このような歩行中の足部の関節運動は、柔軟な構造変形を生み出すだけでなく、足部を硬い構造へと変化させる働きがあると考えられている。この足部の剛性に寄与する関節としてこれまで着目されてきたのが、踵立方関節（踵骨と立方骨からなる関節）と距舟関節（距骨と舟状骨からなる関節）から構成される横足根関節（Midtarsal joint）である（図 1-6）。ヒト足部では歩行中にこの横足根関節の可動性が変化することによって足部全体の剛性も変化すると考えられている。具体的に歩行時において、ヒト足部は踵接地から立脚期中期にかけて柔らかい構造として振る舞い、蹴り出しにかけて機能的な骨格運動によって中足部の可動性を低下させ、足部全体を硬い構造へと変化させることで大きな推進力を得ることができると考えられている (Elftman, 1960)。

一方、図 1-7 に示すように、霊長類の中足部は、立脚期後期においても相対的にこの関節の可動性が高く、蹴り出し時に中足部が大きく背屈する Midtarsal break が生じることが知られている (Elftman and Manter, 1935; DeSilva, 2010)。Elftman (1960) はこの可動性の変化を踵立方関節と距舟関節の回旋軸方向の変化を用いて説明している。

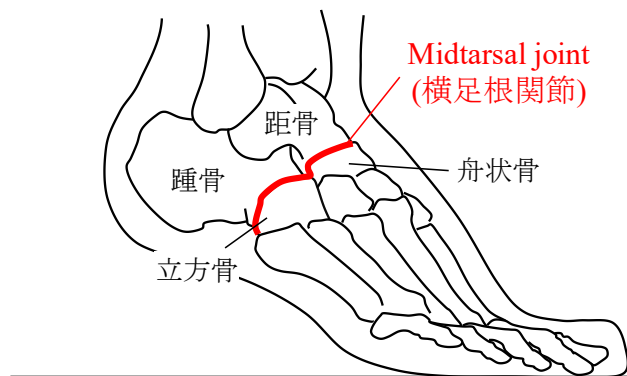


図 1-6 ヒト足部の横足根関節 (Midtarsal joint)

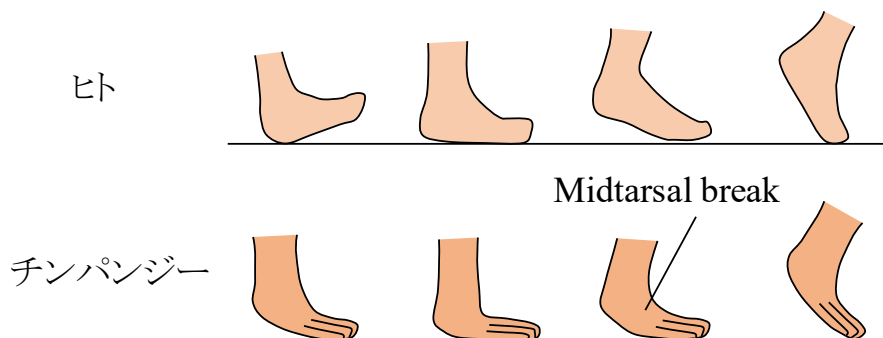


図 1-7 ヒトとチンパンジーの歩行中の足部動態の模式図

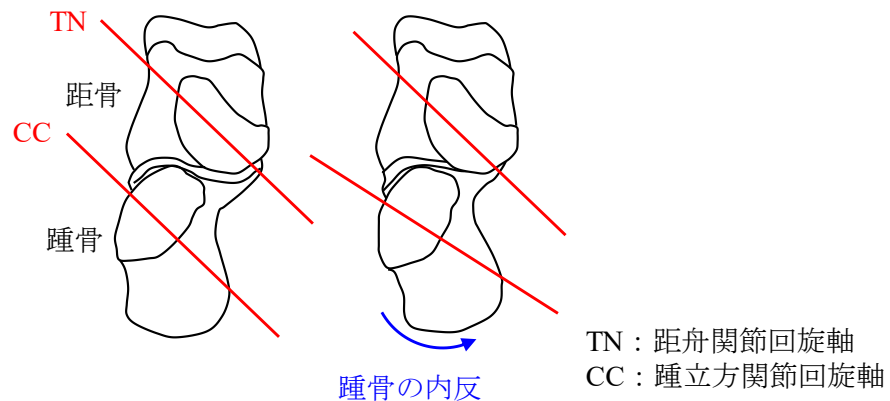


図 1-8 Midtarsal locking mechanism の模式図

図 1-8 に横足根関節の前額面方向の図を示す。踵立方関節 (Calcaneocuboid joint) の回旋軸を CC, 距舟関節 (Talonavicular joint) の回旋軸を TN とする。踵接地から立脚期中期にかけては踵接地によって踵骨が外反するため、各関節の回旋軸が平行関係になる。これにより各関節がともに動くことが可能となり、横足根関節の可動性は高くなる。しかし、踵離地後にアキレス腱の牽引力が強まると踵骨は内反し、この平行関係が崩れることで横足根関節の可動性は低下する。このような足部機能は **Midtarsal locking mechanism** と呼ばれ、二足歩行に適したヒト足部の機能的変形の 1 つとして知られている。しかし、Elftman による考察は関節形態のみに着目しており、実際にこのような骨格運動によって **Midtarsal locking** が生じるのかは明らかにしていない。

Blackwood ら (2005) は踵骨の姿勢変化と前足部の可動性の関係を明らかにするために、屍体足を用いた骨格運動計測をおこなった。歩行中、立脚期後期に観察されるように後足部を内反させると、外反させた時と比較して、第一中足骨、第二中足骨、第五中足骨の底背屈可動域は有意に小さくなる。これは後足部が内反することによって横足根関節を起点とした前足部の可動性、そして足部全体の剛性が高くなることを示した。しかし、一方で歩行中に **Midtarsal locking** がどのようにして生じているのか、また実際に **Midtarsal locking** が歩行時に生じているのかを明らかにする試みは、その計測の困難さゆえに少ない。Suckel ら (2008) は圧力センサを屍体足の踵立方関節および距舟関節に挿入し、歩行シミュレータと屍体足を用いて歩行中の生体足運動を再現した際の、横足根関節接触力の時間変化を計測した。蹴り出しにかけて距舟関節背側面および踵立方関節底側面で接触力が増加し、特に距舟関節の接触力を高めることで、その可動性を低下させていると述べている。

このように **Midtarsal locking mechanism** の詳細は徐々に明らかになりつつある。その一方で近年、屍体足や生体足を用いた歩行中の骨運動計測によれば、これまで **Midtarsal locking** が生じると考えられてきた立脚期後期においても、踵立方関節や距舟関節がある程度可動していることが報告されている (Okita et al., 2013; Wang et al., 2016)。そのため、横足根関節の可動性の低下によるヒト足部のロック機構が、実際には生じていないことが示唆されて

いる。さらに DeSilva ら (2013, 2015) は、相対的に中足部の可動性が高い類人猿足部で立脚後期に観察される中足部の背屈運動 (Midtarsal break) が、ヒト足部においても観察されることを歩行中の足底圧力分布計測を通して明らかにしている。

このように、今日まで Midtarsal locking mechanism はヒト二足歩行における大きな推進力を得るための形態機能であると考えられてきたが、中足部の動態の実際と足部の剛性の関係、そして Midtarsal locking mechanism の詳細はいまだ十分に明らかになっていないのが現状である。

1.2.4 Windlass mechanism

立脚期後期に働くもう 1 つのヒト足部機構として挙げられるのが、Windlass mechanism である。これは図 1-9 に示すように蹴り出し時に足趾が背屈すると、踵骨結節から中足基節骨底面へと走行している足底腱膜が緊張することで、立脚期中期と比較してアーチ高さが高くなる機構である (Hicks, 1954)。足底腱膜の緊張は足部全体を硬い構造にすると同時に、図 1-10 に示すようにその起始部が踵骨結節にあることから踵骨の内反を引き起こし、結果的に 1.2.3 節で述べた Midtarsal locking mechanism が生じる要因になると考えられている。逆に足趾の背屈が小さい立脚期前期においては、足底腱膜の張力も相対的に小さく、足部構造全体が柔らかい構造として振る舞うことで、接地時の衝撃吸収や不整地面に足底を適応させることができると考えられている。この足部機構の興味深い点は、外在筋や内在筋の活動を伴わずに受動的に足部構造の剛性を高める機能的変形であるということである (Hicks, 1954)。ヒト足部は他の霊長類と比較して厚い足底腱膜と足部アーチ構造を有しており、この Windlass mechanism もまた、ヒト足部の生得的な形態機能として注目されている。

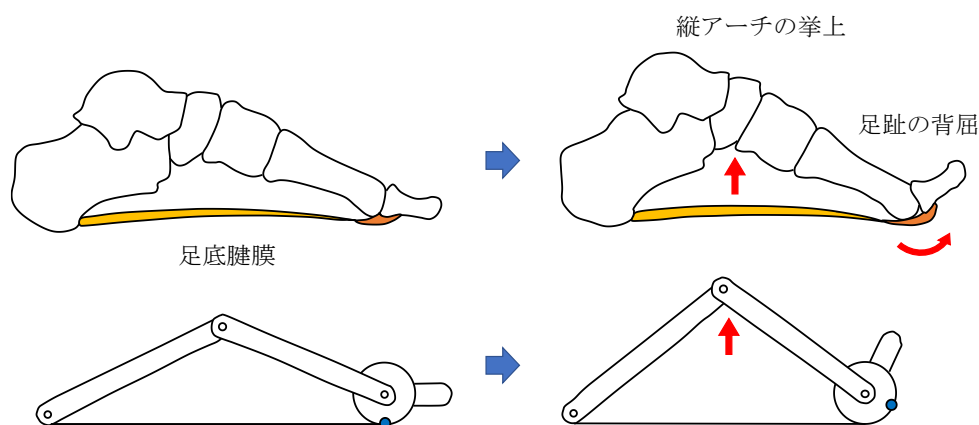


図 1-9 Windlass mechanism の模式図

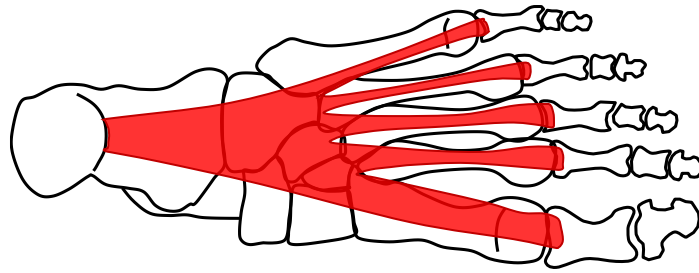


図 1-10 ヒト足部の足底腱膜（足底から見た図）

歩行中の立脚期後期の足趾の背屈による足部アーチ高さの増加は、モーションキャプチャを用いた計測によって確認されている（Cashmere et al., 1999; Jenkyn and Nicol, 2007; Bandholm et al., 2008; Bencke et al., 2012）。しかし、実際に足底腱膜がどの程度張力を発揮しているのか、そしてその構造変形が二足歩行にどのように寄与しているのかを生体計測から明らかにすることは困難である。Erdemir ら（2004）は、屍体足の足底腱膜にファイバークーブルを挿入し、歩行シミュレータで歩行中の生体足運動を再現することで、立脚期中の足底腱膜に働く張力を推定し、立脚期後期にかけてその張力が増加することを実証的に示した。また Caravaggi ら（2009）は、歩行中の足部体表面上のマーカークの運動データと3次元足部モデルを組み合わせた逆動力学解析によって、歩行中の足底腱膜の張力を推定した。図 1-10 に示したように、足底腱膜は各足趾の中足基節骨へと分かれて停止しているため、5本の足底腱膜をモデル化したところ、内側の第一中足骨で最も張力が発揮されており、これは足趾の背側角度と関連があることが示唆された。第一中足骨側の足底腱膜の張力が大きいことは、ヒト足部の解剖学的特徴からも説明できる。図 1-9 に示すように足趾の背屈によって足底腱膜は中足骨頭を周回することで伸長し、その伸長量は足趾の背屈量と中足骨頭の大きさに依存する。ヒト足部では、第一中足骨頭が他の中足骨と比較して相対的に大きく発達しているため、第一中足骨側でより大きな張力を蓄えることができる。これは蹴り出し時に母趾から蹴り出すヒト歩行様式（high gear push off）において効果的である。また立脚期後期だけでなく、ヒトは立脚期初期においてもある程度足趾を背屈させ、Windlass mechanism を働かせることで、足部を硬い構造にして踵接地に備えていることもわかっている（Caravaggi et al., 2009）。さらに、歩行速度を上げると踵接地時の張力を大きくし、相対的に足部を硬い構造にして床反力の増加に適応していることも明らかになっている（Caravaggi et al., 2010）。また近年、Song ら（2011）は筋骨格モデルを用いて Windlass mechanism と二足歩行のエネルギー効率の関係性に迫ろうとしている。先行研究では、2次元的なヒト筋骨格モデルを構築し、Windlass mechanism を有した足部モデルと、そうでない足部モデルを構築することで、歩行中の消費エネルギーを比較し、Windlass mechanism の二足歩行への寄与に関して考察をおこなった。その結果、Windlass mechanism を備えた足部モデルでは、二足歩行中の消費エネルギーが約 15% 軽減されることがわかった。

これらの先行研究によって Windlass mechanism が二足歩行時に実際に生じていること、

そしてそれが二足歩行の効率性に寄与していることが示唆されている。

1.2.5 軟組織構造

ヒト足部は床面と接触する際に身体重心に向かって大きな床反力を受ける。そのため足底にある軟組織は内部の骨格を外力から守るような働きをしていると考えられている。特に分厚い軟組織を持つ踵部は踵接地に伴う大きな衝撃を吸収し、そのエネルギーを散逸させる粘弾性特性を持つことが報告されている (Jorgensen and Ekstrand, 1988; Aerts et al., 1995; Jorgensen and Bojsen-Møller, 1989; Bennett and Ker, 1990)。このような物性計測は主に固定した生体足や屍体足の軟組織に外力を与え、外力と変形の関係を計測することでおこなわれているが、歩行時にどの程度の変形が生じているのかを理解することは困難である。このような運動中の動的な軟組織変形を明らかにするために、De Clercq ら (1994) は 1 方向の X 線透視画像を用いることで、走行中の踵部の軟組織変形量を定量化し、踵部の軟組織がおおよそ 60%程度変形すると述べている。さらに Parker ら (2015) は床面に超音波計測機とロードセルを埋め込んだ歩行路を作成し、歩行中の床反力と踵部軟組織の動的な変形の同時計測を試みている。

1.2.4 節で紹介した Windlass mechanism は足底に配置された強靱な足底腱膜によって生じるヒト足部の形態機能として知られているが、この足底腱膜は骨格運動のみならず、周囲の軟組織、特に前足部の軟組織の運動に影響を与えていることが示唆されている。Bojsen-Møller ら (1976) はヒト足部の足底の解剖を通して足底腱膜の運動とその周囲の軟組織、皮膚の関係を考察している。床面と前後方向の大きな剪断力が生じる立脚期後期において、中足骨頭下の皮膚は骨に対して前方向へずれるように運動しようとするが、足趾が背屈すると足底腱膜から皮膚へと足長方向に走行した繊維によってその周囲の軟組織は圧縮され、皮膚は前後方向に伸長させられることで、前足部の足底の軟組織は硬い構造として振る舞うようになると考えられている。

1.3 関連研究の動向

1.3.1 人類学分野

常習的直立二足歩行の獲得は、ヒトとほかの類人猿を分ける基本的な特徴であり、直立二足歩行の起源とその進化過程を明らかにするためにこれまで多くの下肢筋骨格系に着目した研究がおこなわれてきた。具体的には、アフール猿人やセディバ猿人などの化石人類の骨形態をヒト足部のそれと比較する試みがなされている (Latimer and Lovejoy, 1990; Ward et al., 2011; Zipfel et al., 2011; DeSilva et al., 2013; Drapeau and Harmon, 2013; Prang, 2015)。しかし、実際にその足部形態と歩行運動との関係を、欠損の多い化石のみから明らかにすることは困難である。そこで近年、ヒトと近縁な類人猿の動態を計測し、ヒト足部のそれと比較することでヒト足部の特異性を対比的に明らかにしようとする試みがなされている。

図 1-5 に示したようにヒトと生物学的に最も近縁なチンパンジーの足部を比較すると、ヒト足部は母趾が他の四趾と平行に並んでおり、また 1.2.2 節で述べたように足部の骨がアーチ状に組み合わさっているなど、直立二足歩行に適応的な形質を数多く有していることがわかる。Elftman ら (1935) は二足歩行中のヒトとチンパンジーの足圧分布や重心の軌跡などの考察をおこない、ヒト足部に備わっている中足部の剛性が安定した二足歩行を実現する上で重要な要因であると述べた。また DeSilva (2010) は類人猿の中足部の柔軟性に注目し、チンパンジーのような他の類人猿は、立脚期後期に中足部が大きく背屈する Midtarsal break が生じるため、中足部の自由度がヒトと類人猿の運動性を大きく分ける要因であると結論付けている。Thompson ら (2014) は実際にこの Midtarsal break がどのような骨格運動によって生じているのかを明らかにするため、チンパンジー屍体足と 1 方向の X 線透視画像を用いて、中足部背屈時の距舟関節および踵立方関節の矢状面内運動を定量化した。さらに Greiner ら (2014) は中足部の可動性をヒト、チンパンジー、ヒヒ、マカクの屍体足を用いて計測し、比較をおこなった。その結果、中足部背屈時にどの類人猿足部でも踵立方関節の可動性は非常に小さく、さらにヒト中足部の可動性がチンパンジーのそれと大きく変わらないことを示した。DeSilva ら (2010, 2015) も同様に、ヒト足部においても歩行中に Midtarsal break が観察されると述べており、このようなヒト足部の中足部剛性と骨形態の関係に関しては未だ議論の余地がある。

もう 1 つヒトと他の類人猿の足部形態の大きな違いとして挙げられるのが踵骨である。ヒトは歩行中に踵から接地するのに対して、他の類人猿はこのような踵接地を伴わないことが知られている (Vereecke et al., 2003)。このような踵接地を伴うヒト足部の踵骨は相対的に大きく、かつ内側縦アーチ形成のためにより後傾している。このような踵骨の形態差は足部の骨格運動にも大きな影響を与えると予想されるが、類人猿の踵骨を含めた詳細な骨格運動計測はその困難さゆえにおこなわれていないのが実際である。

本研究でヒト足部の 3 次元動態を詳細に理解することは、ヒト足部構造の特異性を明らかにする上で重要な知見を与えると考えられ、さらに他の類人猿足部においても同様の計測が可能となれば、その形態差と二足歩行運動への寄与を比較解析によって明らかにする

ことができる。

1.3.2 医療分野

医療分野において、数々の足部疾患の発症メカニズムの理解や早期発見のための有用な診断法を提案することは非常に重要である。数ある足部疾患の中でも特に近年、世界的な問題として取り上げられているのが糖尿病足である。糖尿病患者は深刻な足部潰瘍を発症し、下肢の切断に至るケースも少なくない (Boulton et al., 2005; Singh et al., 2005)。足部潰瘍の発症は末梢神経障害によって足部の外傷が悪化することが主な原因であるが、歩行中の鉛直床反力やせん断力の増加が足裏に過度な負担を与えることも要因であると考えられている (Sanders, 1994; Yavuz et al., 2007; Zou et al., 2007)。そのため近年、歩行中の床反力・剪断力分布を用いて糖尿病足の発症メカニズムを解明しようとする試みが数多くなされている (Cavanagh and Ulbrecht, 1994; Stess et al., 1997; Perry et al., 2002; Yavuz et al., 2008; Chen et al., 2010; Deschamps et al., 2013)。しかし、実際に足底の皮膚が歩行時の床反力によってどのように変形するのかは明らかになっておらず、床反力と皮膚の運動の関係を理解するためには、足部体表面の変形動態を直接的に計測することが必要となる。

糖尿病足は皮膚や足部の軟組織が変性する疾患であるが、外反母趾に代表される足部の骨格変形もまた代表的な足部疾患の 1 つである。外反母趾は第一中足骨の不安定性や過度な運動によって引き起こされることが知られており (Van Beek and Greisberg, 2011; Dietze et al., 2013)、現状診断には静的な条件における母趾の可動性を評価することで外反母趾の診断がおこなわれている (Klaue et al., 1994; Glasoe et al., 1999; Jones et al., 2005)。しかし歩行中における関節の、その 3 次元的な動態を評価することはできていないため、詳細な骨の運動と外反母趾の関係は明らかになっていない。

これらの足部疾患は骨格や軟組織の動態を経年的に徐々に変化させることが予想される。本研究で試みる足部動態の詳細な計測によって、その微妙な変化を定量的に評価することが可能となれば、関節の不安定性や皮膚の異常運動、軟組織の特性変化を早期に検知することができるかもしれない。また本研究によって提案される計測手法が広く用いられるようになれば、足部疾患の発症メカニズムの解明や術式の評価などが可能になることが期待される。

1.3.3 ロボット工学分野

ヒトの足部は多数の骨が組み合わさっているため、歩行中の各関節の協調運動によって平らでない不整地においても安定した二足歩行を維持することができる (Damavandi et al., 2010)。近年、二足歩行が可能なロボットが開発されているが、これらのロボットの足部はヒトのそれと比較すると非常に硬く、わずかな地形の変化で簡単に転倒してしまう。これは足部に柔軟性を持たせると、ロボットの脚と上体の状態を制御することが難しくなり制御性能が損なわれてしまうと考えられてきたためである。そこで、歩行中のヒト足部動態に

着目し、生体模倣的な足部モデルを構築する試みがなされている。Kang ら (2010) はヒト足部の外界に対する柔軟な足底接地に着目し、ロボット足部の足底に複数の接地点を設けることで、不整地や傾斜面においても安定した二足歩行を実現することを可能にした。また Zhang ら (2010) は中足趾節関節を足部の中に設けて、爪先の背屈を伴う安定した蹴り出しを実現している。さらに近年では、ヒト足部内に複数の関節を設けて歩行中の内側縦アーチ変形を実現するようなロボットが作られている (Hashimoto et al., 2010, 2013, 2014)。具体的に足部をいくつかのセグメントに分割し、爪先と後足部の間に足底腱膜を模したワイヤーを通すことで、前述した歩行中の Windlass mechanism の働きを模擬し、内側縦アーチの剛性を歩行中に変化させるようにした。実際にアーチ構造を模していない足部と比較して、接地時に鉛直床反力は低下し、蹴り出し時の床反力が増加することを確認している (Hashimoto et al., 2010)。しかし、ヒト足部骨格構造の柔軟性を十分に模擬したロボットはない。本研究によって、二足歩行中のヒト足部動態を詳細に理解すると同時に、足部関節運動や足部軟組織が二足歩行の安定性に与える影響について明らかにすることが可能となれば、直立二足歩行ロボットの開発に役立つことが期待される。

1.3.4 人間工学分野

足部と適合性の高い製品設計のためには、足部の二足歩行・走行中の変形動態を詳細に計測し、製品に反映させる必要がある。歩行中に足部のどの部分がどの程度伸縮するのか、突出するのかといった変形分布が明らかになれば、伸縮が大きい部分に柔軟性の高い素材を配置したり、変形が少ない部分で足部と装具をフィットさせるような足部とより適合した人間工学的デザインが可能となるであろう。その一方で、これまで靴などの足部に着用する製品は、ヒト足部の静的な形状を基に設計がなされてきた (Bernabeu et al., 2013; Luo and Gong, 2014)。Kouchi ら (2009) や Kimura ら (2011) は、足部表面に描いた線の形状をステレオ法により計測することで足部の特徴断面の形状変化を計測した。また、近年ではレーザー三角測量法 (Jezersek and Mozina, 2009; Novak et al., 2014; Van den Herrewegen et al., 2014) や光飛行時間測定法 (Samson et al., 2014) を用いることで、ヒト足部の動的な 3 次元形状変化を計測することが可能となっている。しかし、これらの方法では、足部体表面上の相同な点を特定し、追従することができないため、どの部分がどの程度伸長するかといった変形の定量的な評価は現状困難である。

また、近年ヒト足部の 3 次元モデルを用いて、その皮膚変形を明らかにする試みはなされているが (Tang and Hui, 2007; Fontanella et al., 2014)、生体足で実際にどのような変形が起きているのかを明らかにする必要がある。本研究によってさまざまな歩行中の足部骨格運動や軟組織・皮膚を含めた足部の変形動態、さらにはその関係が明らかになれば、靴や補装具などの人間工学的設計への応用が期待される。

1.4 足部変形動態計測に関する問題点

これまで紹介したように、ヒト足部の関連研究において、運動中の骨格や軟組織の詳細な動態を計測することが必要とされている。ヒト足部動態計測をおこなうために、これまでモーションキャプチャと光学式マーカーを用いた研究が広くおこなわれてきた。これらの研究では、皮膚体表面に貼り付けたマーカーを用いてヒト足部を複数の剛体セグメントに分割することで、歩行中の骨格運動をある程度推定する手法である。しかし実際には、骨の特徴点に貼り付けたマーカーは軟組織の運動によってずれてしまうため (skin artifact)、体表面のマーカーから詳細な骨運動を推定することは困難である (Cappozo et al., 1996; Nester et al., 2007)。さらに西浜ら (2012) は足部体表面を包括するように光学式マーカーを配置することで、モーションキャプチャを用いて歩行中の皮膚の伸縮動態を定量化することを試みている。しかし、マーカーのサイズと足部体表面の空間的制約によって、その微小な変形を定量化することは困難である。

より直接的にヒト足部骨格運動を計測する手法として、マーカーのついた bone-pin を生体足の骨に挿入して、マーカーの運動から内部の骨の運動を推定する研究が歩行 (Westblad et al., 2002; Arndt et al., 2004; Nester et al., 2007; Lundgren et al., 2008; Nester, 2009) や走行 (Reinschmidt et al., 1997; Stacoff et al., 2000; Arndt et al., 2007) に対しておこなわれている。しかし bone-pin は非常に侵襲的で、標本数を増やすのが困難である上、挿入したマーカー運動の誤差が推定される骨運動の計測結果に大きく影響することが予想される。実際に Lundgren ら (2008) は歩行中のヒト足部骨格運動が被験者によって大きくばらつくことを報告している。

このような生体足に対する侵襲性の問題を回避するために、近年 X 線透視システムを用いた研究が試みられている。具体的には、足部運動中に撮影された 1 方向や 2 方向の X 線透視画像に計測被験者の 3 次元足部骨モデルをマッチングすることで、3 次元足部骨格運動を再構築し、その関節運動を定量化する手法である。この手法は主に膝関節 (You et al., 2001) や股関節 (Massimini et al., 2011)、頸椎 (Wang et al., 2008) などの運動計測に用いられてきたが、近年多数の小さい骨が組み合わさっている足部骨格構造においても試みがなされている (de Asla et al., 2006; Wan et al., 2006; Kozanek et al., 2009; Koo et al., 2015; Wang et al., 2015; Campbell et al., 2016; Wang et al., 2016)。しかし、複雑な足部骨格構造においては X 線透視画像内で骨が重なり合っただけで映ってしまうため、マッチングが非常に困難であり、足部全体の小さな骨の挙動まで詳細に把握することはいまだできていない。

このような実計測による足部挙動の理解が試みられている一方で、計算機の発達により、近年では足部と床面の力学的相互作用を有限要素法によるシミュレーションによって再現することも可能となっている (Cheng et al., 2006; Cheng et al., 2008; Gu et al., 2010; Halloran et al., 2010; Chen et al., 2012; Fontanella et al., 2013; Qian et al., 2013; Yu et al., 2013; Chen et al., 2015)。このようなシミュレーションでは、骨の 3 次元運動のみならず、実計測で計測が困難な生体内力を同定することが可能であることや、実計測では再現が困難な疾患モデルや

力学的条件を再現することが可能であることから、バイオメカニクスのみならず、医学や人間工学など様々な分野への応用が期待されている。しかし、このようなシミュレーションがどの程度実際の足部挙動を再現できているのかを評価するためには、まずは実計測を通じたヒト足部挙動の理解が必要であり、現状ではそういった基礎的データが不足しているために、そのようなモデルの検証が困難であることも事実である。

1.5 本論文の構成

以上の背景を踏まえ、本論文では床面との力学的相互作用時における 3 次元骨格動態計測や 3 次元体表面動態計測から明らかになるヒト足部の変形特性、さらにはそれらの動態の相互関係について述べる。

本論文は全 7 章で構成されている。

第 1 章は序論で、本研究の目的とその意義について述べる。また、ヒト足部の解剖学的特徴やそれに関する過去の先行研究を紹介し、本研究の位置づけについて述べる。

第 2 章では、X 線透視画像とモデルマッチング手法を用いた足部骨格運動計測手法とその原理について述べる。また提案手法の計測精度実験と有用性の検証をおこない、提案手法の評価をおこなう。

第 3 章では、提案した骨格動態計測手法を用いて単純な静荷重条件における屍体足骨格運動の計測をおこなう。計測結果を示すとともに、荷重下のヒト足部骨格変形動態について考察する。

第 4 章では、ハイスピードカメラとデジタル画像相関法を用いた足部体表面動態計測手法とその原理について述べる。また提案手法の計測精度実験をおこない、提案手法の評価をおこなう。

第 5 章では、提案した体表面動態計測手法を用いて歩行時の体表面変形動態の計測をおこなう。本研究では歩行中の足部内外側面および足裏の体表面動態計測をおこない、歩行時の特徴的な皮膚の伸縮動態について考察する。

第 6 章では、骨格運動計測と体表面動態計測の同時計測をおこない、各解剖学的要素の動態の関係について考察をおこなう。

第 7 章は、本研究で得られたヒト足部変形動態に関する知見を整理し、その機能的意味を考察する。また今後の課題と展望を述べる。

第 8 章は結論である。

2章 2方向 X線透視画像を用いた 3次元骨運動計測手法の構築

2.1 概要

本章では、2方向 X線透視システムと、モデルマッチング手法を用いた足部骨格運動の3次元計測について述べる。X線透視システムは運動中の足部骨格運動を直接的に観察することが可能であるため、これまでいくつかの先行研究で用いられてきた (Dietze et al., 2013; Fukano and Fukubayashi, 2009)。しかし、これらの研究では複雑な骨格運動をあくまで2次元平面内の運動としてしか捉えることができていないため、その詳細な骨格構造変形を理解することは困難であった。

この課題を解決するために、近年、1方向または2方向 X線透視システム内で撮影した足部運動中の X線透視画像に、CT 断層画像から構築した足部3次元骨格モデルを画像情報に基づいてマッチングすることで、3次元の足部骨格運動を再構築する試みがなされている (de Asla et al., 2006; Wan et al., 2006; Kozanek et al., 2009; Koo et al., 2015; Wang et al., 2015; Campbell et al., 2016; Wang et al., 2016)。このマッチングのおおまかな原理を図 2-1 に示す。3次元空間に X線源、物体、スクリーンを配置すると、スクリーン上には物体の投影画像が映る。足部が並進や回転運動を伴いその姿勢が変化すると、必ず投影画像内の物体形状も変化する。そのため、X線源とスクリーンの幾何学的な位置関係が既知であれば、投影画像内の物体形状から物体の位置と姿勢を推定することが可能である。さらに図 2-1 に示すように複数の X線源とスクリーンがあれば、両透視画像内の2次元座標から3次元座標を一意に決定することができる。

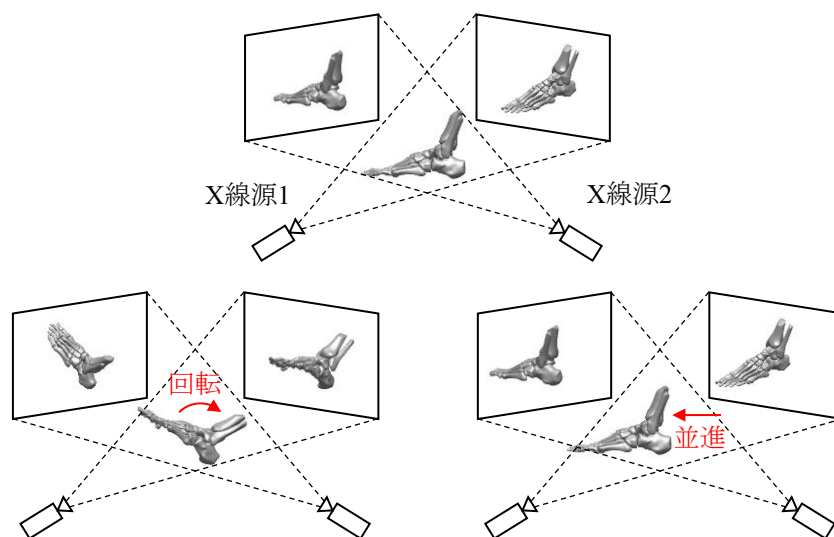


図 2-1 投影画像と物体の関係

本研究では、このような原理に基づいて足部 3 次元骨格運動を直接的かつ正確に計測するために、図 2-2 に示す 2 方向 X 線透視システムを用いた。本章では、この 2 方向 X 線透視システムを用いた 3 次元骨格運動の計測原理、構築したモデルマッチング手法の原理、そしてその計測精度および有効性に関して述べる。

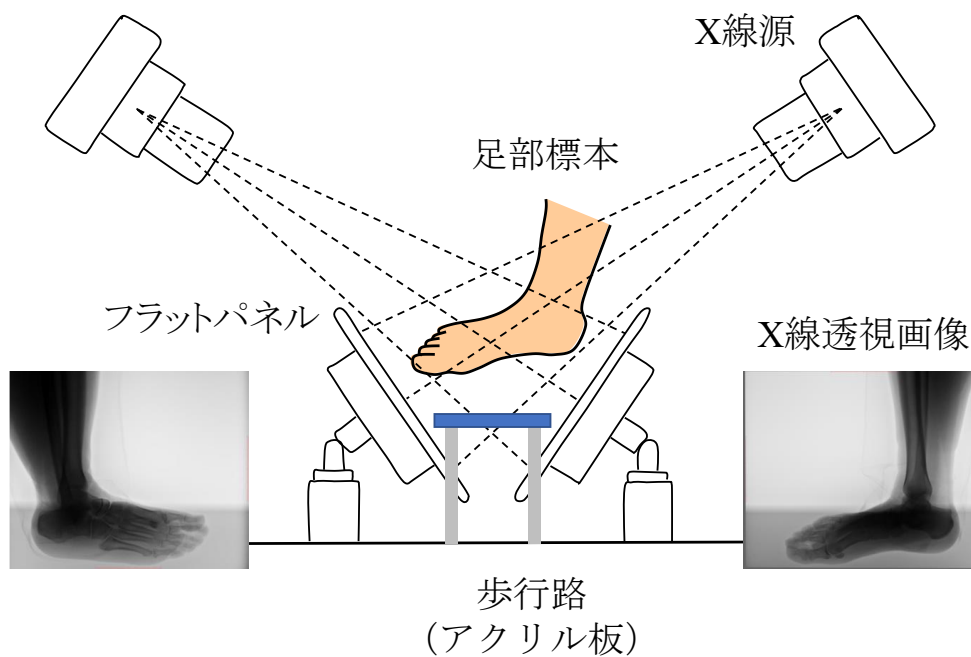


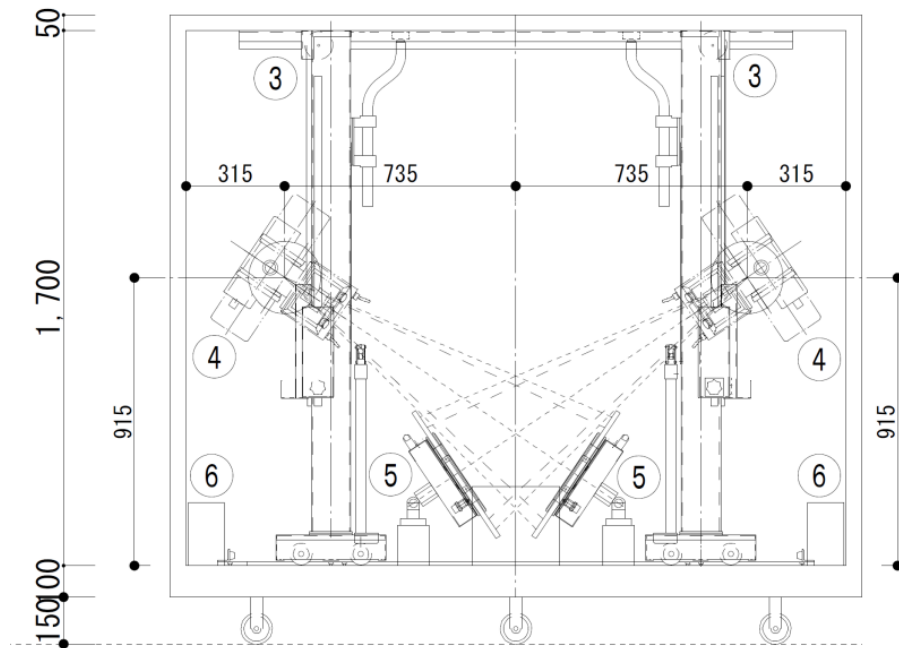
図 2-2 2 方向 X 線透視システムの構成 (上) と外観 (下)

2.2 2方向 X線透視システム

本研究では、島津製作所（株）製の2方向 X線透視撮影装置（図 2-2）を用いた。本システムは、血管造影や消化器バリウム検査などに広く利用されている医療用 X線透視装置を2台組み合わせることで構成されている。X線管球の、陽極蓄熱容量は400kHU、焦点サイズは0.3/0.8 mm、最大使用感電圧（透視時）は125 kVである。X線画像検出器には、430 mm×353 mmのフラットパネルディテクタ（FPD）を用いた。イメージインテンシファイアが、従来より X線検出器として広く用いられていられるが、これによって得られる画像は、検出素子が球面上に配置されているため、歪みが生じてしまう。それに対して FPD では歪みのない画像が取得可能である。FPD の X線変換膜には、変換効率に優れたヨウ化セシウム（CsI）が用いられている。透視画像のピクセル数は2688 × 2208 ピクセル、出力階調は4096 階調（12 ビット）である。左右に配置された X線源に対してそれぞれフラットパネルが配置されており、同時に2枚の X線透視画像を取得することができる。フラットパネルは幅17インチ、高さ14インチである（したがってピクセルサイズは160 μm）。また X線透視動画を撮影した際の計測周波数は15 Hz である。

X線透視画像は、検出器と透視対象の距離が長くなると、影絵と同様に像が拡大されてしまい、足部全体を透視撮影することができなくなる。したがって、2方向からの足部全体の運動計測には、2つの FPD と足部の配置を詳細に検討する必要がある。本研究では、2方向の X線システムが足全体の運動をカバーできるように、FPD と歩行路は図 2-2 のように配置されている。

システムの全体図と概要を図 2-3 に示す。装置の高さ、幅、奥行はそれぞれ1800 mm、2000 mm、1000 mm であり、重量は1200 kg である。本装置は自己遮蔽型の装置であり、6面に遮蔽のための鉛板が入っている。



No.	装置名	質量 (kg)
1	操作パネル	10
2	制御キャビネット	270
3	X線管球支持器	---
4	X線管球	22.5
5	フラットパネル	20
6	パワーボックス	7.3
7	画像処理PC	10
8	防護BOX	900

電源 単相200V 50kVA D種接地

(透視のみの場合 単相200V 30kVA D種接地)

図2-3 2方向X線透視システムの全体図(上)と概要(下)

2.3 2方向 X線透視に基づく運動計測の原理

次に2方向 X線透視に基づいた3次元運動計測の原理について述べる。まず対象物の世界座標系での座標を $\mathbf{p} = (x, y, z)^T$ 、X線源座標系からみた対象物の座標を $\mathbf{p}' = (x', y', z')^T$ 、撮像面上の点を $\mathbf{p}_s = (x_s, y_s)^T$ とする (図2-4)。

X線源座標系からみた対象物の座標 $(x', y', z')^T$ は、相似三角形の関係式を用いてフラットパネル上の点 $(x_s, y_s)^T$ に以下のように変換される。

$$\begin{bmatrix} x_s \\ y_s \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \alpha_{X-ray} \cdot x' / z' \\ \alpha_{X-ray} \cdot y' / z' \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} x_s^0 \\ y_s^0 \end{bmatrix} \quad (2-1)$$

ここで、 $(x_s^0, y_s^0)^T$ はフラットパネル座標系の光軸点の座標、 α_{X-ray} は X線源座標系原点 O から投影面までの距離である。

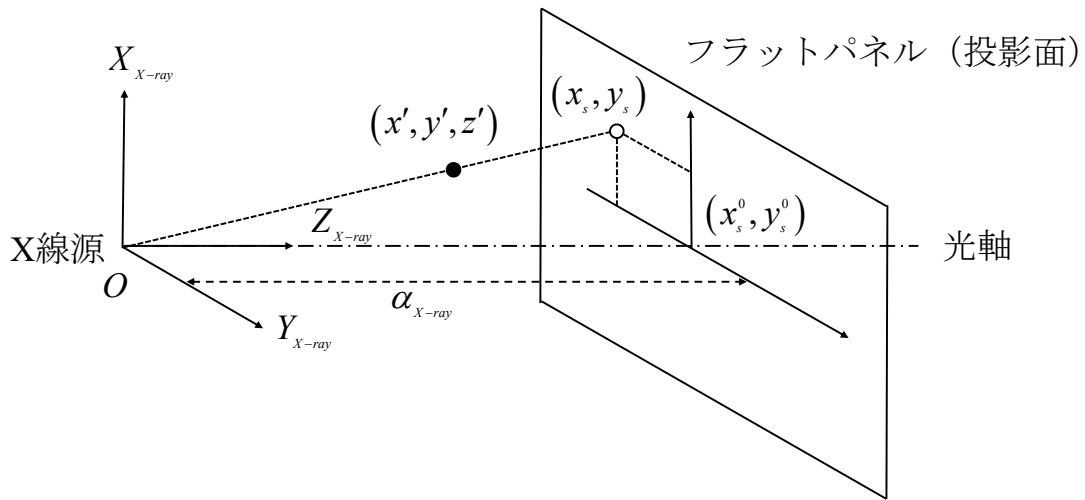


図 2-4 X線源座標系とフラットパネル

次に世界座標系で与えられている対象物の座標を X 線源座標系で表現することを考える (図 2-5). 対象物の世界座標 $(x, y, z)^T$ を X 線源座標系から見た対象物の座標 $(x', y', z')^T$ に直す変換は, 下記のように表すことができる.

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{bmatrix} = \mathbf{R}_{zyx}(\theta_z, \theta_y, \theta_x) \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix} + \mathbf{d} \quad (2-2)$$

$$\begin{aligned} \mathbf{R}_{zyx}(\theta_z, \theta_y, \theta_x) &= \begin{bmatrix} \cos \theta_z & -\sin \theta_z & 0 \\ \sin \theta_z & \cos \theta_z & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \cos \theta_y & 0 & \sin \theta_y \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \theta_y & 0 & \cos \theta_y \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \theta_x & -\sin \theta_x \\ 0 & \sin \theta_x & \cos \theta_x \end{bmatrix} \\ &= \begin{bmatrix} \cos \theta_y \cos \theta_z & \sin \theta_x \sin \theta_y \cos \theta_z - \cos \theta_x \sin \theta_z & \cos \theta_x \sin \theta_y \cos \theta_z + \sin \theta_x \sin \theta_z \\ \cos \theta_y \sin \theta_z & \sin \theta_x \sin \theta_y \sin \theta_z + \cos \theta_x \cos \theta_z & \cos \theta_x \sin \theta_y \sin \theta_z - \sin \theta_x \cos \theta_z \\ -\sin \theta_y & \sin \theta_x \cos \theta_y & \cos \theta_x \cos \theta_y \end{bmatrix} \quad (2-3) \\ &= \begin{bmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} \end{bmatrix} \end{aligned}$$

(2-2) 式と (2-3) 式は, $(x, y, z)^T$ に世界座標系の, $X_{X-ray}, Y_{X-ray}, Z_{X-ray}$ 軸の順番で回転を施し, その後 $\mathbf{d} = (d_x, d_y, d_z)^T$ だけ平行移動させることで, X 線源座標系から見た対象物の座標 $(x', y', z')^T$ を表現できることを示している. (2-1) 式を変形して, (2-2) 式と (2-3) 式を代入すると次式が導かれる.

$$\frac{1}{\alpha_{X-ray}} \left[\begin{bmatrix} x_s \\ y_s \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} x_s^0 \\ y_s^0 \end{bmatrix} \right] = \begin{bmatrix} x'/z' \\ y'/z' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} r_{11}x + r_{12}y + r_{13}z + d_x \\ r_{31}x + r_{32}y + r_{33}z + d_z \\ r_{21}x + r_{22}y + r_{32}z + d_z \\ r_{31}x + r_{32}y + r_{33}z + d_z \end{bmatrix} \quad (2-4)$$

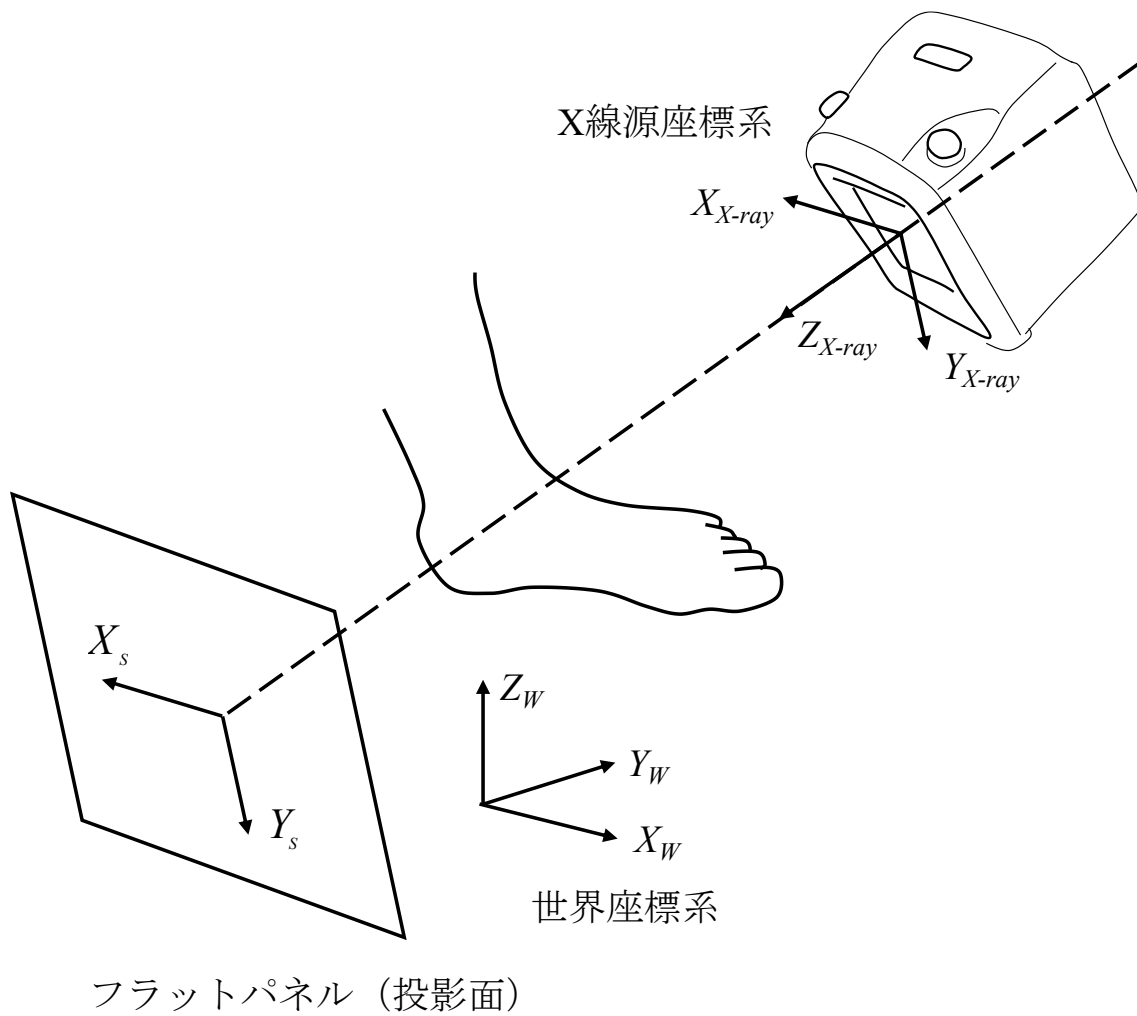


図 2-5 世界座標系, X 線源座標系, フラットパネル座標系の関係

よって,

$$\begin{bmatrix} x_s \\ y_s \end{bmatrix} = \mathbf{p}_s(\mathbf{v}_{X\text{-ray}}, \mathbf{p}) = \alpha_{X\text{-ray}} \begin{bmatrix} r_{11}x + r_{12}y + r_{13}z + d_x \\ r_{31}x + r_{32}y + r_{33}z + d_z \\ r_{21}x + r_{22}y + r_{23}z + d_y \\ r_{31}x + r_{32}y + r_{33}z + d_z \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} x_s^0 \\ y_s^0 \end{bmatrix} \quad (2-5)$$

$$\mathbf{v}_{X\text{-ray}} = (\alpha_{X\text{-ray}}, x_s^0, y_s^0, d_x, d_y, d_z, \theta_x, \theta_y, \theta_z)^T$$

ここで $r_{11} \sim r_{33}$ は回転行列 \mathbf{R} の要素, $\mathbf{d} = (d_x, d_y, d_z)^T$ は X 線源座標系における平行移動量, $\mathbf{v}_{X\text{-ray}}$ は計 9 つのカメラ内部, 外部パラメータのベクトル, $\mathbf{p} = (x, y, z)^T$ は世界座標系で表現された対象物の位置ベクトルである. したがって, X 線源の姿勢, つまり世界座標系から X 線源座標系への変換のためのオイラー角 3 つと両座標間の平行移動成分 3 つ, 焦点距離 $\alpha_{X\text{-ray}}$ とフラットパネル座標系の光軸点座標 $(x_s^0, y_s^0)^T$ の計 9 つのパラメータが定まれば, $\mathbf{p} = (x, y, z)^T$ とフラットパネル上の座標 $\mathbf{p}_s = (x_s, y_s)^T$ の関係を記述できることがわかる.

$(x, y, z)^T$ が与えられれば, その点のフラットパネル上の座標を算出できるが, フラットパネル上の座標が与えられても, その世界座標系上の位置を算出することはできない. (2-5) 式を $(x, y, z)^T$ について整理すると,

$$A_k x + B_k y + C_k z + D_k = 0 \quad k=1, 2 \quad (2-6)$$

となる. ここで A, B, C, D は各項の係数を表しており, この式は世界座標系における 2 つの平面の方程式を表している. したがってその解は 2 平面の交線となり, 世界座標系上の 1 点が一意に定まらないことがわかる.

しかし, 2 台の X 線透視システムで運動を撮影すれば, ステレオカメラ法を用いることにより対象物の世界座標を計算することができる. すなわち, 2 つの X 線源とそれに対応したフラットパネルから計 4 つの平面の式が定まるため, それらが理論的には 1 点で交わる点の空間座標を一意に求めることが可能になる. ただし, 様々な誤差要因により, 実際には 4 つの平面は 1 点で交わらない. そのため 4 平面からの距離の自乗和が最小の点の座標を算出する. その距離の自乗和は,

$$E = \sum_{k=1}^4 \{A_k x + B_k y + C_k z + D_k\}^2 \quad (2-7)$$

となる. この E を最小化する $(x, y, z)^T$ は, 以下の連立方程式を解くことによって求めることができる.

$$\begin{aligned} \begin{bmatrix} \partial E / \partial x \\ \partial E / \partial y \\ \partial E / \partial z \end{bmatrix} &= \begin{bmatrix} \sum A_k^2 & \sum A_k B_k & \sum A_k C_k \\ \sum A_k B_k & \sum B_k^2 & \sum B_k C_k \\ \sum A_k C_k & \sum B_k C_k & \sum C_k^2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \sum A_k D_k \\ \sum B_k D_k \\ \sum C_k D_k \end{bmatrix} = \mathbf{0} \\ \therefore \begin{bmatrix} \sum A_k^2 & \sum A_k B_k & \sum A_k C_k \\ \sum A_k B_k & \sum B_k^2 & \sum B_k C_k \\ \sum A_k C_k & \sum B_k C_k & \sum C_k^2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix} &= - \begin{bmatrix} \sum A_k D_k \\ \sum B_k D_k \\ \sum C_k D_k \end{bmatrix} \end{aligned} \quad (2-8)$$

したがって、各フラットパネル上の対応点の2次元座標から、空間内の3次元座標を一意に推定することが可能となる。

2.4 キャリブレーション

2.4.1 静的キャリブレーション

X線透視システムによる運動計測のためには、上記9つのカメラパラメータをX線源ごとに求める必要がある。この処理のことをキャリブレーションという。キャリブレーションには、既知の世界座標系上の座標とフラットパネル座標系上の座標の対応を求める必要がある。

本システムでは、L字ボード（図2-6A）を用いた初期キャリブレーションによって世界座標系を定義した。L字ボードには3つのスチール球が付けられており、L字の交点の標点位置を世界座標系の原点、右手座標系でZ軸が鉛直上向きになるようにX軸およびY軸を定義した。マーカー1を原点とした各点の位置は表2-1のようになる。各点の位置は3次元座標計測装置（株式会社小坂研究所：VMC5243L、以下、ベクトロン）を用いて計測した。

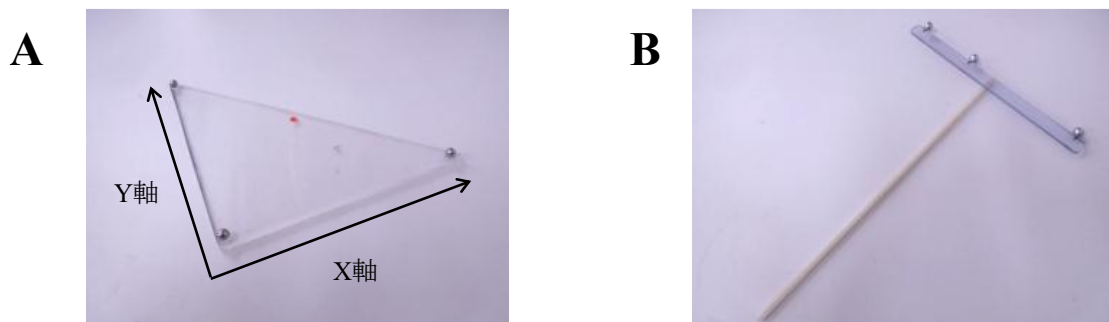


図2-6 キャリブレーションに用いたL字ボード (A) とワンド (B)

表2-1 L字フレーム上のマーカー位置

マーカー番号	X座標 [mm]	Y座標 [mm]	Z座標 [mm]
1	0	0	0
2	140.1	0	0
3	-1.8	139.8	0

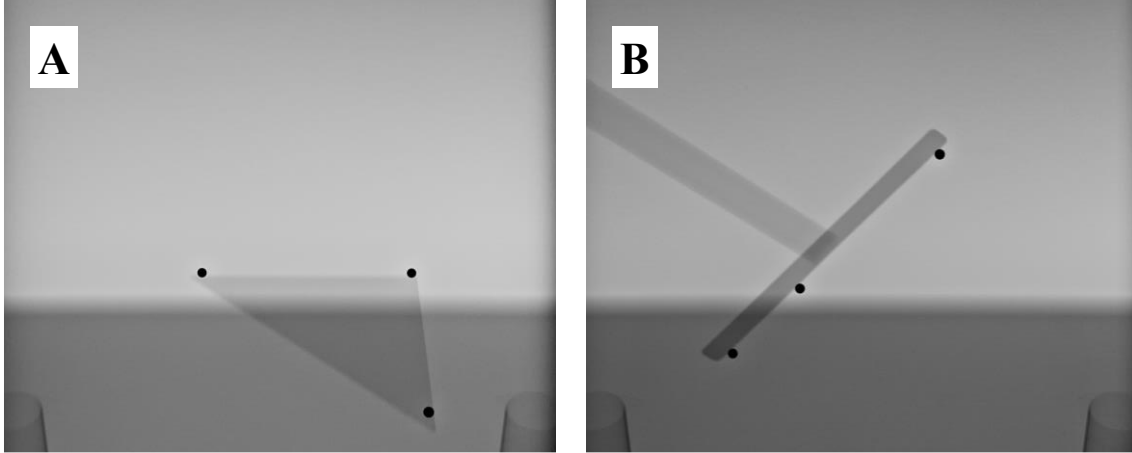


図 2-7 L 字ボード (A) とワンド (B) を撮影した際の X 線透視画像

まず L 字ボード原点を計測空間内の原点とする位置に置き, 2 方向 X 線透視画像を図 2-7A に示すように撮影した. そして表 2-1 に示した 3 次元座標から, 各 X 線透視画像内のスチール球の 2 次元座標を求めるようにカメラパラメータを以下の最適化計算によって算出した.

$$C_{static}(\mathbf{v}_{X-ray}) = \sum_{n_c=1}^3 \left\| \mathbf{p}_{sn_c} - \mathbf{p}_{sn_c}^c(\mathbf{v}_{X-ray}, \mathbf{p}_{n_c}) \right\|^2 \rightarrow \min \quad (2-9)$$

ここで $\mathbf{p}_{n_c} = (x_{n_c}, y_{n_c}, z_{n_c})^T$ は絶対座標系における L 字ボード上のスチール球座標, $\mathbf{p}_{sn_c} = (x_{sn_c}, y_{sn_c})^T$ はそれに対応するフラットパネル上の点である. 計算によって求まる $\mathbf{p}_{sn_c}^c$ と \mathbf{p}_{sn_c} との差の自乗和が最小となるカメラパラメータ \mathbf{v}_{X-ray} を最適化計算によって算出した. さらに, この最適化計算を左側フラットパネルおよび右側フラットパネルでおこなうことで, 各カメラパラメータ ${}^L\mathbf{v}_{X-ray}$ と ${}^R\mathbf{v}_{X-ray}$ が決定される.

2.4.2 動的キャリブレーション

L 字フレームを用いたキャリブレーションで決定したパラメータは, 計測空間全体のキャリブレーションとしては不十分であるため, キャリブレーションワンド (図 2-6B) を用いた動的キャリブレーションによりカメラパラメータの修正をおこなった. ワンドは先端に 3 つのスチール球が付けられており, 両端のマーカ間が約 180 mm となっている. これを計測空間全体をカバーするように水平・垂直方向に振り, 連続した 2 方向 X 線透視画像を撮影した (図 2-7B). 動的キャリブレーションでは, 以下の最適化計算をおこなった.

$$C_{dynamic}({}^L\mathbf{v}_{X-ray}, {}^R\mathbf{v}_{X-ray}) = \sum_{f=1}^{frame} \left(L - \left\| \mathbf{p}_{f1}^c - \mathbf{p}_{f2}^c \right\| \right)^2 \rightarrow \min \quad (2-10)$$

ここで ${}^L\mathbf{v}_{X-ray}$, ${}^R\mathbf{v}_{X-ray}$ はカメラパラメータ, $\mathbf{p}_{f1}^c, \mathbf{p}_{f2}^c$ は計算によって求める各フレームの両端のスチール球座標, L は実際のスチール球の 2 点間距離 ($L=180$ mm) である. 2.4.1 節の静的キャリブレーションで算出したカメラパラメータを初期値として, 各フレームのワンド長さを実際のワンド長さの差の自乗和が最小となるように最適化計算をおこなうことで, カメラパラメータ ${}^L\mathbf{v}_{X-ray}$ および ${}^R\mathbf{v}_{X-ray}$ を最適化した.

各キャリブレーションにおけるフラットパネル上の座標の取得は Microsoft Visual Studio C++ 2010 の OpenCV を用いておこなった. スチール球は X 線の透過率が低いため, 図 2-7 に示すように X 線透視画像上で黒く映る. これを利用して 2 値化および円検出をおこない, 検出された円形の重心を求めることで, フラットパネル上の 3 点の座標を自動的に求めた. また, 初期パラメータ, 詳細パラメータの未知変数を決定するための最適化計算には Microsoft Visual Studio C++ 2010 を用いた.

2.5 CT 断層画像に基づいた 3 次元骨格形状モデルの構築

CT (Computed Tomography) は, 被測定物の各方向から X 線を照射して透過される X 線を検出器で測定し, 断層面内の各画素における X 線吸収値を求め画像表示をおこなう方法である. この X 線吸収係数を, 水で 0, 空気で -1000 とした相対値で表したものを CT 値と呼び, CT 画像の各画素の輝度値がこれに相当する. この線源と検出器が一定速度で連続的に回転する中を, 撮影対象を設置した寝台を一定速度で連続移動させて, 撮像対象全体に全方向から X 線を照射すると, その 3 次元積層断面画像を再構成することができる. この方法をヘリカルスキャンと呼び, 3 次元的に骨標本の撮影をおこなう際は通常この方法が用いられている.

CT 断層画像から骨の 3 次元形状モデルを構築するには対象領域を抽出 (segmentation) する必要がある. CT 画像から骨を抽出する場合, 基本的には 2 値化処理を用いる. 2 値化処理とは, CT 画像のように段階的な濃淡を持つ画像を白と黒の 2 階調に変換する処理である. 各画素の輝度値がしきい値を上回っていれば物体が存在しているとみなすことで骨領域をその他の組織から分離することができる. 閾値は, 輝度値のヒストグラムとボリュームレンダリング処理で可視化される 3D 像を確認し, 250 とした. この処理には, 医療画像ソフトウェア (Analyze version 9.0, Mayo Clinic, USA) を用いた. そして, ボクセルデータからマーチングキューブ法を用いて等値面を生成し, 各骨の表面形状のポリゴンデータを生成した.

構築した足部全体の 3 次元ポリゴンデータから, RapidForm2006 (3D systems, South Carolina, USA) を用いて, 脛骨・腓骨の遠位部, 及び種子骨を含む 23 の骨を個々に分離した (図 2-8). ただし, 簡単のため第二指から第五指までの指骨については基節骨, 中節骨, 末節骨が互いに癒合しているものとした. また, 画像から骨を抽出する際に, 骨の外側の皮質骨と内部の海綿骨が区別されずに抽出されてしまうため, 海綿骨を除去することで, 骨の表面だけを残した. その後, サーフェス上のメッシュ数を減らすためのポリゴン削減処理, 及び, 形

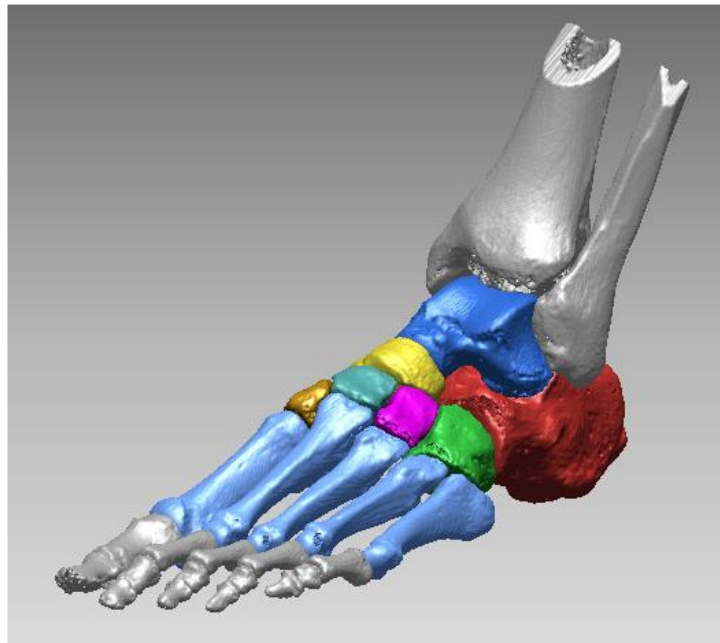


図 2-8 構築した足部 3 次元形状モデル

状の幾何学的不整合をなくす処理をおこなった。

2.6 仮想投影画像の取得

2.4 節で述べた静的キャリブレーションと動的キャリブレーションにより、2 方向 X 線透視システム内で世界座標系を定義した。また世界座標系における X 線源位置およびフラットパネル位置を推定した。これにより空間内に骨の 3 次元骨形状モデルを配置すると図 2-9 のように左右の仮想投影画像を得ることができる。

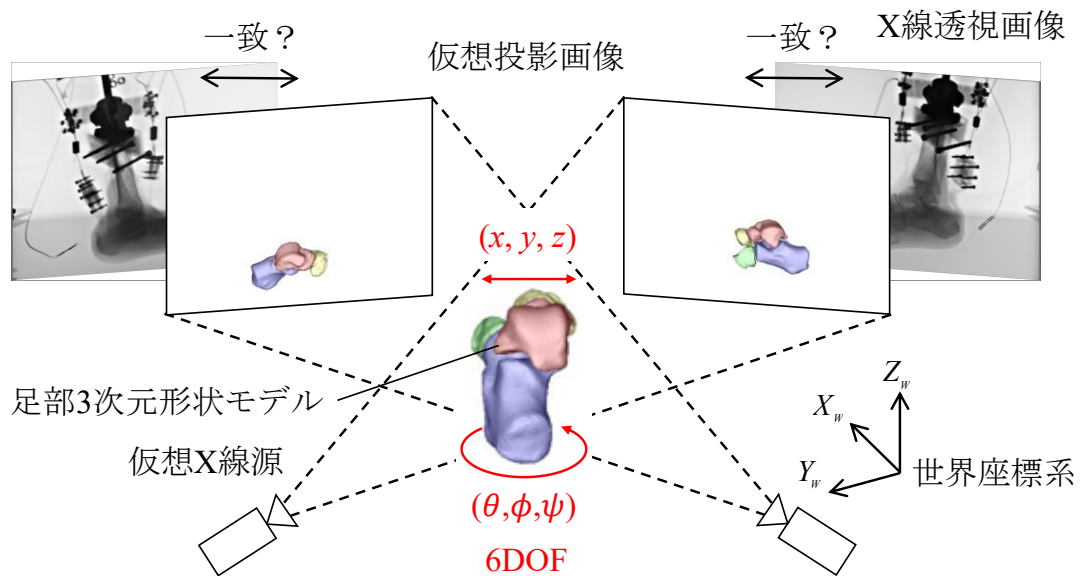


図 2-9 仮想投影画像の取得

2.7 輪郭情報の抽出

骨モデルのマッチングには、実透視画像と仮想投影画像の輪郭情報を用いた。実透視画像と仮想投影画像は画像の性質が異なるため、画像マッチングでよく用いられる相互相関法などをそのまま用いることはできない。そのため本手法では各画像の輪郭情報を抽出し、マッチングする骨の輪郭形状を比較した。

まず実透視画像と仮想投影画像を 2 値化することで、画像内で骨格部分とそれ以外の部分に分離した。次に骨格部分とそれ以外の部分は輝度値が大きく異なることを利用し、その境界（エッジ）を Canny フィルタ（Canny, 1986）で検出することによって、図 2-10 のように骨格の輪郭のみを抽出し、画像相関に基づきその一致度を評価した。

画像中のピクセルにはそれぞれ濃淡を示す輝度値が与えられており、それが敷き詰められることで普段見ているような画像が形成される。エッジ検出には輝度値の微分計算からピクセル間の勾配を求める方法が用いられ、中でも 1986 年に Canny によって提案されたエッジ検出法である Canny 法は最も有用な方法として輪郭抽出などに広く用いられている。デジタル画像における微分計算は差分で代用される。Canny 法では x 方向と y 方向、さらに逆方向の勾配も含めた 4 つの方向微分値の集合に注目し、これらの方向微分値が極大となる点をエッジに組み入れる候補としている。

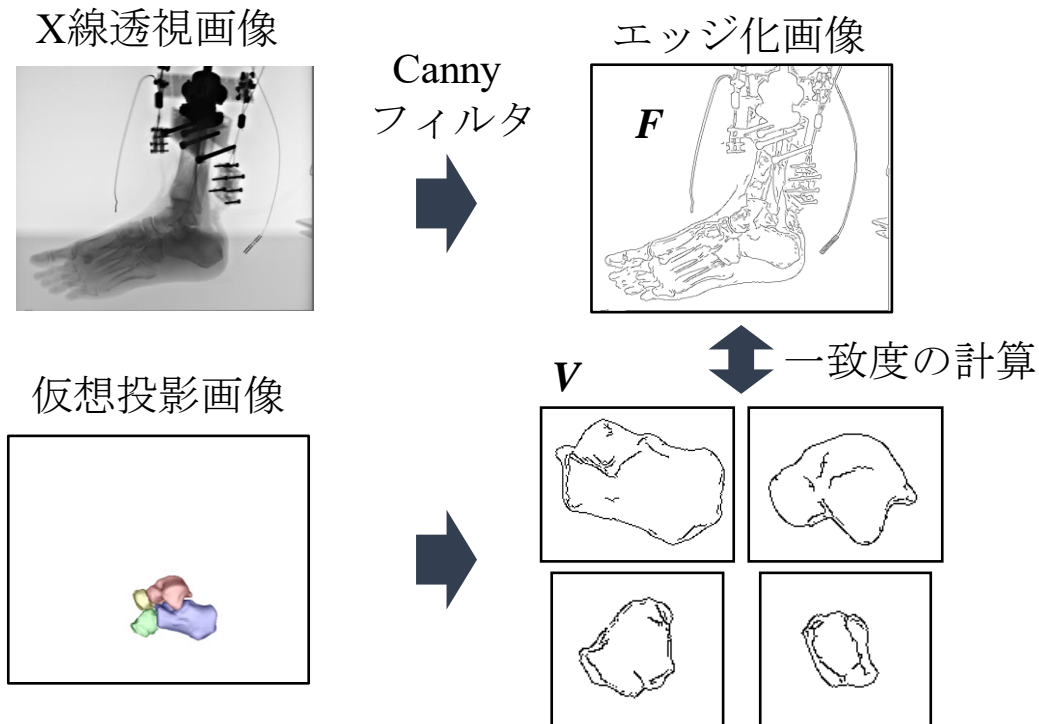


図 2-10 実透視画像，仮想投影画像とそれぞれのエッジ化画像

さらに上限と下限の 2 つの閾値を持つのも Canny 法の特徴である。ピクセルが上限の閾値よりも大きな勾配を持っている場合はエッジのピクセルとして描画され、ピクセルが下限閾値よりも小さいと破棄される。また、ピクセルの勾配が閾値の間にあると、高い閾値よりも上のピクセルとつながっている場合にだけ描画される。

輪郭の一致度を評価する場合には、外輪郭のみではなく、腱付着部の凹凸や関節面の形状を示す稜線の重なりも評価する必要がある。そのため本手法では、仮想 3 次元空間内で光源を考慮することで、図 2-11A に示すようにただのシルエットではなく、骨表面の凹凸や関節面が判断できる仮想投影画像を取得し、エッジ化画像で稜線の情報も抽出することも可能とした。その一方で、骨表面のしわや相対的に小さな凹凸から生成される輪郭情報は、実透視画像内との輪郭の一致度を評価する際にマッチング精度を低下させる可能性がある。そこで本研究では、マッチングに必要な稜線が基本的にある程度長い線分として抽出されると仮定し、輪郭の選別をおこなった。エッジ化画像内に存在する多数の線分をそれぞれ 1 つの領域としてラベリングすると、各線分を異なる領域として識別することができ、その領域の大きさ、すなわち線分の長さに基づいて輪郭を選別することが可能となる。本研究では、図 2-11C のように 100 pixel 以下の長さの線分の輝度値を 0 とし、評価関数の計算に含めないことにした。

また輪郭情報の抽出により画像中の勾配情報が失われると、マッチング時に勾配情報を利用した最適化計算をおこなうことができなくなる。このため本研究では輪郭の拡張と輪郭内の輝度値に分布を与えた (Tsai et al., 2010)。前節でエッジ化された仮想投影画像 V を \bar{V}_0 とおく。(2-11) 式のように各ピクセルの輝度値に十字フィルタを積算し、(2-12) 式のように d 回繰り返して合算すると、図 2-11D に示すような輪郭が拡張された画像 V' が得られる。この処理は以下のように定式化される。

$$\bar{V}_{i+1} = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 \\ 1 & 1 & 1 \\ 0 & 1 & 0 \end{bmatrix} \bar{V}_i \quad (2-11)$$

$$V' = \frac{1}{d+1} \sum_{i=0}^d \bar{V}_i \quad (2-12)$$

V' は幅 $2d+1$ の拡張された輪郭を持ち、なおかつ中央に向かって輝度値が大きくなるような分布をもった輪郭となっている。また輪郭中央の本来の輝度値を維持するためにそれぞれの輝度値を $d+1$ で割る必要がある。本研究では、先行研究 (Tsai et al., 2010) から $d=3$ とした。

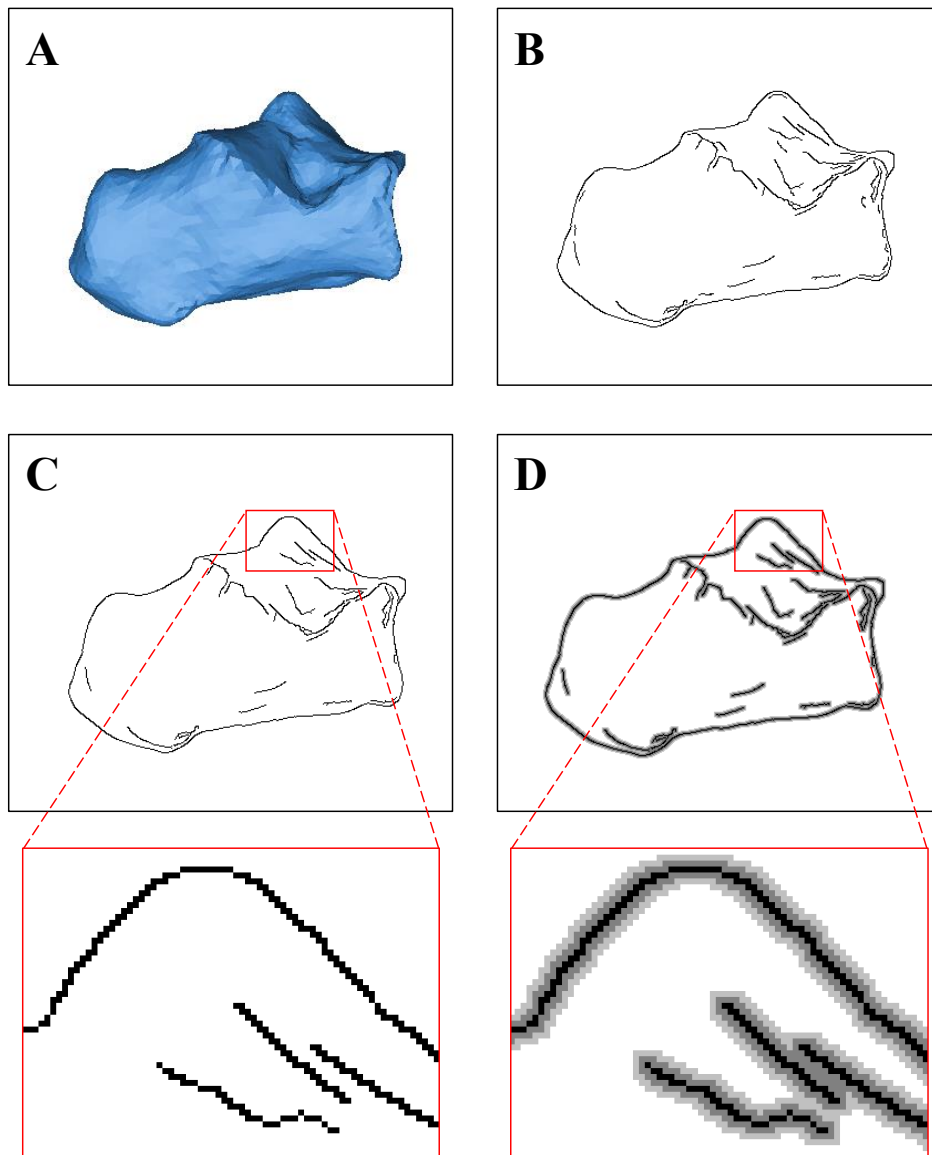


図 2-11 輪郭の選別と勾配情報の付加 (A: 踵骨の仮想投影画像, B: エッジ化画像, C: 輪郭選別後のエッジ化画像, D: 勾配情報を付加したエッジ化画像)

2.8 実透視画像と仮想投影画像の輪郭一致度の評価

輪郭の一致度の評価には Contour Matching Score (Mahfouz et al., 2003) を用いた。実透視画像のエッジ化画像，勾配情報が付加された仮想投影画像のエッジ化画像をそれぞれ F, V' とする。Contour Matching Score S は次のように計算される。

$$S_i = \frac{F_i^L \cdot V_i^{L'}}{\sqrt{F_i^L \cdot F_i^L} \sqrt{V_i^{L'} \cdot V_i^{L'}}} + \frac{F_i^R \cdot V_i^{R'}}{\sqrt{F_i^R \cdot F_i^R} \sqrt{V_i^{R'} \cdot V_i^{R'}}} \quad (2-13)$$

ここで添え字の L および R はそれぞれ左側 X 線源および左側視点，右側 X 線源および右側視点から得た画像， i は骨番号を示している。この評価関数はエッジ化された実透視画像と仮想投影画像の相互相関と類似している。骨モデルのマッチングはこの輪郭の一致度にもとづいて，以下の評価関数 I_{X-ray} を最大化することで可能となる。

$$I_{X-ray} = \sum_i S_i \rightarrow \max \quad (2-14)$$

2.9 干渉判定

上述の評価関数を用いることで，輪郭情報を用いた骨のマッチングが可能となるが，小さな骨が密集した足部骨格構造においては，X 線透視画像内の骨同士の重なりが大きく，十分なエッジ情報が得られない可能性がある。そこで本研究では，2 つ以上の骨をマッチングする際に，輪郭の一致度の評価とともに骨同士の干渉の評価をおこなった。例えば，あらかじめ X 線透視画像内で輪郭情報の多い骨をマッチングした後に，その骨に隣接する骨をマッチングする際には，輪郭情報だけでなくすでにマッチングされた骨の領域に侵入しないように干渉判定をおこなうことで，輪郭情報が相対的に少ない場合でも解剖学的に正しいマッチングを実現できることが期待される。本研究では具体的に，周囲の骨との距離を逐次計算し，干渉している場合にはその侵入した距離 D をペナルティ関数として評価関数に取り入れることを考えた。このような干渉判定項を加えた評価関数 I_{X-ray} は以下の (2-14) 式で表される。

$$I_{X-ray} = \sum_i \left(S_i - \sum_j \mu D_{ij} \right) \rightarrow \max \quad (2-14)$$

ここで添え字 j は骨番号 i の骨に隣接する骨番号であり， D_{ij} は骨番号 i と j の干渉距離を示している。骨番号 j の骨に対して骨番号 i の骨が干渉している場合，干渉距離 D は骨番号 j のポリゴンから骨番号 i の干渉している点までの垂線の長さを示している。図 2-12 に示すように，垂線は複数求められるが，その中の最小の長さの垂線を選択し，干渉距離としている。(2-14) 式は (2-13) 式で示した画像相関から，干渉距離 D に係数 μ を掛け合わせた干渉判定項をペナルティ項として減じることを示している。本研究では，輪郭情報をもとに評価関数 I_{X-ray} が最大となる各骨モデルの位置 $(x_{cont}, y_{cont}, z_{cont})$ と姿勢 $(\theta_{cont}, \phi_{cont}, \psi_{cont})$ の 6 パラ

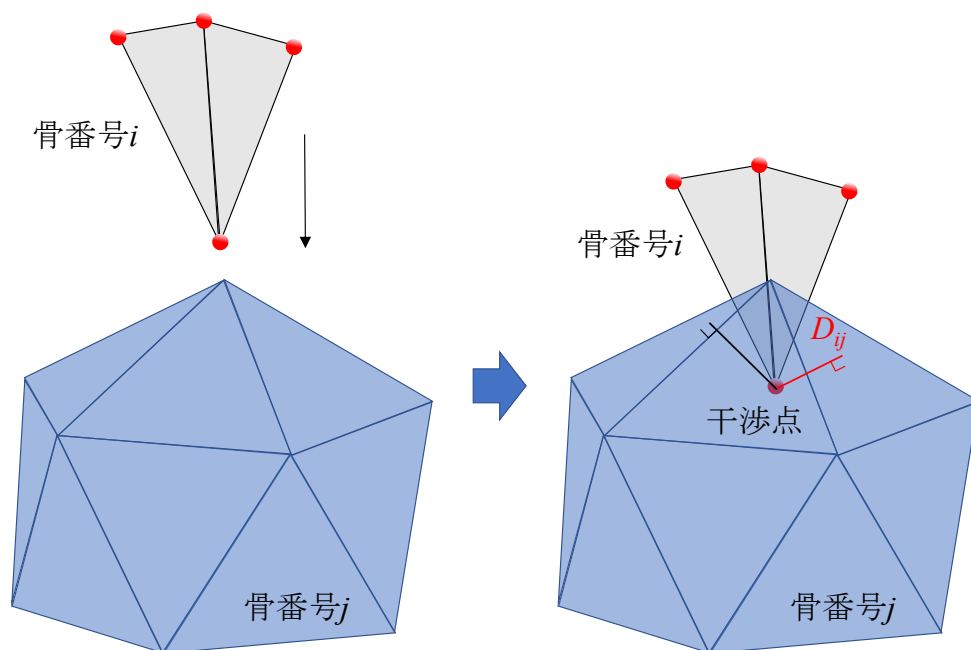


図 2-12 干渉距離 D の定義

メータを最適化計算で探索した。最適化計算には準ニュートン法を用いて、Microsoft Visual Studio 2010 C++でプログラムを作成した。仮想投影画像の取得には3次元グラフィックスライブラリのOpenGL、エッジ化処理などには画像処理ライブラリのOpenCVといったオープンソースのライブラリを導入した。また干渉判定には、ボクセルベースの干渉計算ライブラリである Smart Collision (I-NET Corporation, Japan) を用いた。

2.10 特徴点トラッキングを用いた探索初期値の推定

最適化計算を正しくおこなうためには、まず最適解のある程度近傍に存在する初期値を与える必要がある。運動中のX線透視動画は連続したX線透視画像として出力されるため、本研究ではまず前フレームのマッチング結果を、次のフレームの最適化計算の初期値として計算をおこなうことを考えた。ただし、第1フレームに関しては前フレームの初期値が与えられない。このため、第1フレームについては骨モデルをマニュアルでマッチングした。具体的にはX線透視画像上に配置した骨モデルを、マウスでコントロールすることで、その位置と姿勢の6パラメータを記録するプログラムをMicrosoft Visual Studio 2010 C++で作成し、それを用いてマニュアルでマッチングした。このパラメータを初期値として最適化計算をおこない、さらにその計算によって得られた最適解を初期値として次フレームのマッチングをおこなえば、モデルマッチングを実現することが可能となる。

しかし、運動中の足部動態を撮影した場合、2フレーム間の運動が大きくなるために、前フレームの探索結果が必ずしも次フレームの最適解の近傍となるような初期値として与え

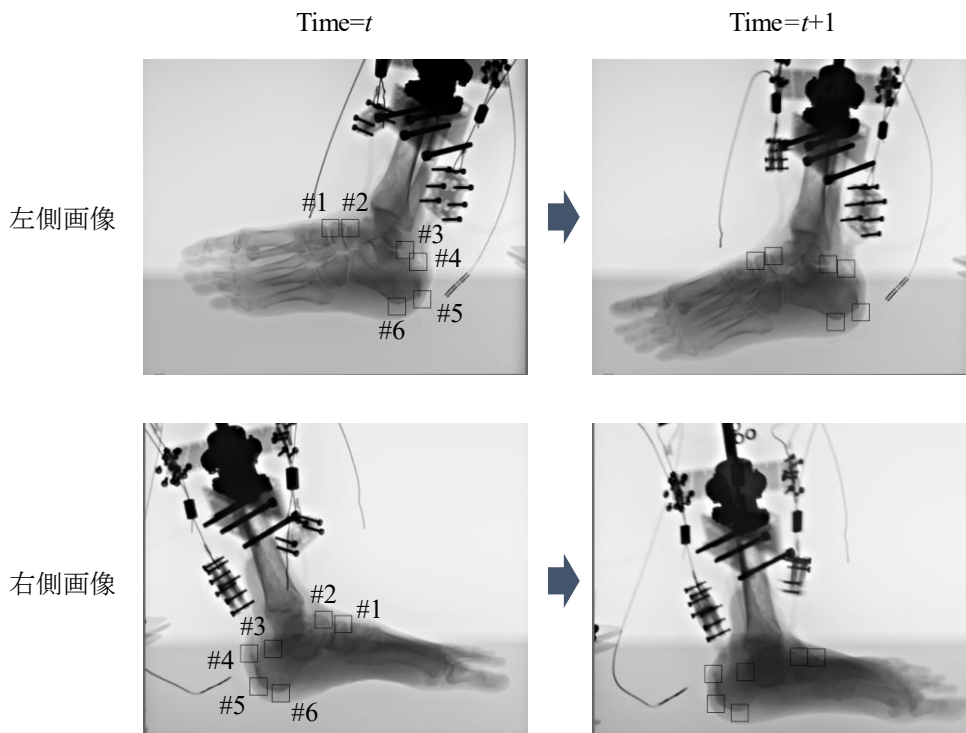


図 2-13 テンプレートマッチングを用いた X 線透視画像内の特徴点のトラッキング

られない場合がある. そこで, 本研究では X 線透視画像内の骨の特徴点を追従することで, 足部の 3 次元運動をある程度推定することを試みた. 具体的には, まず図 2-13 に示すような初期フレームの X 線透視画像内の骨格の特徴点 2 次元座標を, 右側画像および左側画像内でマニュアルで取得し, その点を中心とする一辺 30 pixel の局所領域を各特徴点のテンプレート画像とした. 次に, 指定したテンプレート画像の画像相関が最大となる領域を時刻 $t+1$ のフレーム内で探索することで, 各フレームにおける特徴点の 2 次元座標を取得した.

最後にキャリブレーションから取得したカメラパラメータと, 左右の X 線透視画像内の特徴点座標を用いて各特徴点の 3 次元座標の時間変化を取得し, 骨モデルの位置 $(x_{cont}, y_{cont}, z_{cont})$ と姿勢 $(\theta_{cont}, \phi_{cont}, \psi_{cont})$ の 6 パラメータを更新した.

本研究で提案したモデルマッチング手法の流れを図 2-14 に示す. 初期フレームに対してマニュアルでモデルをマッチングする. 次にマニュアルでマッチングした位置・姿勢を初期値として, 仮想投影画像と実透視画像を輪郭の一致度の評価に基づいて最適化計算をおこなう. この際すでに他の骨がマッチングされている場合は, その結果を用いて干渉判定をおこなう. 骨モデルの位置と姿勢を更新しながら評価関数が最大となるパラメータを探索する. 解が収束したら, 特徴点の追跡によって初期値を更新し, 次フレームに対するモデルマッチングをおこなう. これを繰り返すことによって, 骨モデルを連続した X 線透視画像に対して自動的にマッチングすることが可能となる.

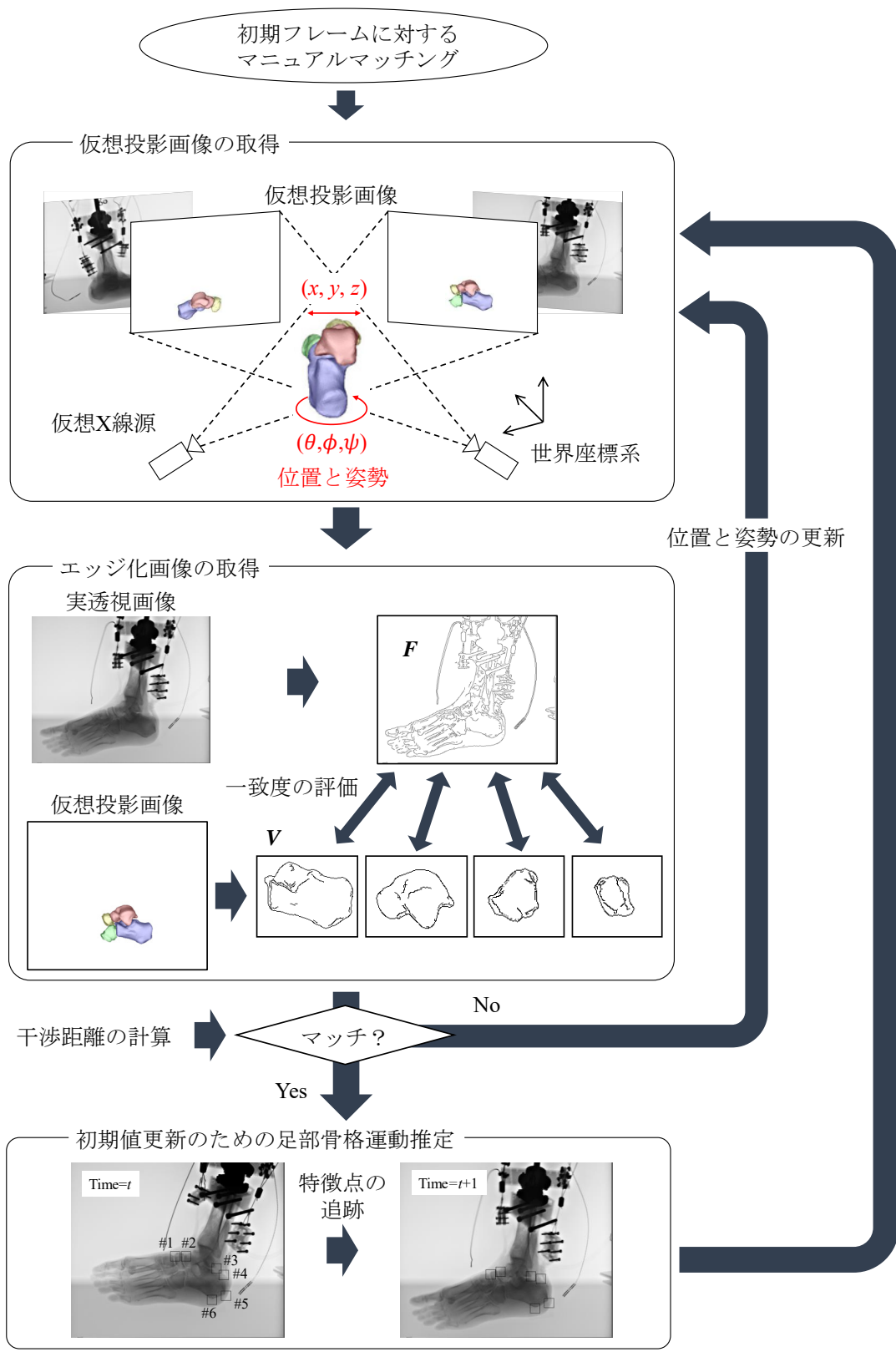


図 2-14 モデルマッチング手法の流れ

2.11 骨座標系の定義

本研究では、足部の骨格動態を定量化するために、Gutekunstら(2013)らと同じ解剖学的特徴点をもとに、4つの足根骨(踵骨, 距骨, 立方骨, 舟状骨)に骨座標系を定義した。骨座標系の定義に用いた特徴点を表2-2に、骨座標系の正規直交基底ベクトルの定義を表2-3に示す。ここで $\mathbf{a}_1 \sim \mathbf{a}_{15}$ は15個の各特徴点の位置ベクトルである。

表 2-2 骨座標系定義のための足根骨特徴点

骨	特徴点	定義
踵骨	1. Posterior calcaneus	踵骨結節粗面の中心点
	2. Anterior calcaneus	踵立方関節面の中心点
	3. Inferior calcaneus	踵骨結節粗面の左右中心線と下端エッジの交点
	4. Superior calcaneus	踵骨結節粗面の左右中心線と上端エッジの交点
距骨	5. Posterior talus	距骨後端のエッジの左右中心点
	6. Anterior talus	距舟関節面の中心点
	7. Medial talus	距腿関節の内側エッジの最背側点
	8. Lateral talus	距腿関節の外側エッジの最背側点
立方骨	9. Posterior cuboid	踵立方関節面の中心点
	10. Anterior cuboid	第四・第五中足骨関節面の中心点
	11. Inferior cuboid	立方骨結節の最外下点
	12. Superior cuboid	立方骨外側面の最背側点
舟状骨	13. Medial navicular	内側エッジの前後中心点
	14. Lateral navicular	外側エッジの前後中心点
	15. Superior navicular	舟状骨背側面の最上点

表 2-3 特徴点を用いた骨座標系の定義 (左足)

骨	X 軸	Y 軸	Z 軸
踵骨	$\mathbf{X}_{cal} = \mathbf{a}_2 - \mathbf{a}_1$	$\mathbf{Y}_{cal} = (\mathbf{a}_4 - \mathbf{a}_3) \times \mathbf{X}_{cal}$	$\mathbf{Z}_{cal} = \mathbf{X}_{cal} \times \mathbf{Y}_{cal}$
距骨	$\mathbf{X}_{tal} = \mathbf{a}_6 - \mathbf{a}_5$	$\mathbf{Y}_{tal} = \mathbf{Z}_{tal} \times \mathbf{X}_{tal}$	$\mathbf{Z}_{tal} = \mathbf{X}_{tal} \times (\mathbf{a}_8 - \mathbf{a}_7)$
立方骨	$\mathbf{X}_{cub} = \mathbf{a}_{10} - \mathbf{a}_9$	$\mathbf{Y}_{cub} = (\mathbf{a}_{12} - \mathbf{a}_{11}) \times \mathbf{X}_{cub}$	$\mathbf{Z}_{cub} = \mathbf{X}_{cub} \times \mathbf{Y}_{cub}$
舟状骨	$\mathbf{X}_{nav} = \mathbf{Y}_{nav} \times (\mathbf{a}_{15} - \mathbf{a}_{13})$	$\mathbf{Y}_{nav} = \mathbf{a}_{14} - \mathbf{a}_{13}$	$\mathbf{Z}_{nav} = \mathbf{X}_{nav} \times \mathbf{Y}_{nav}$

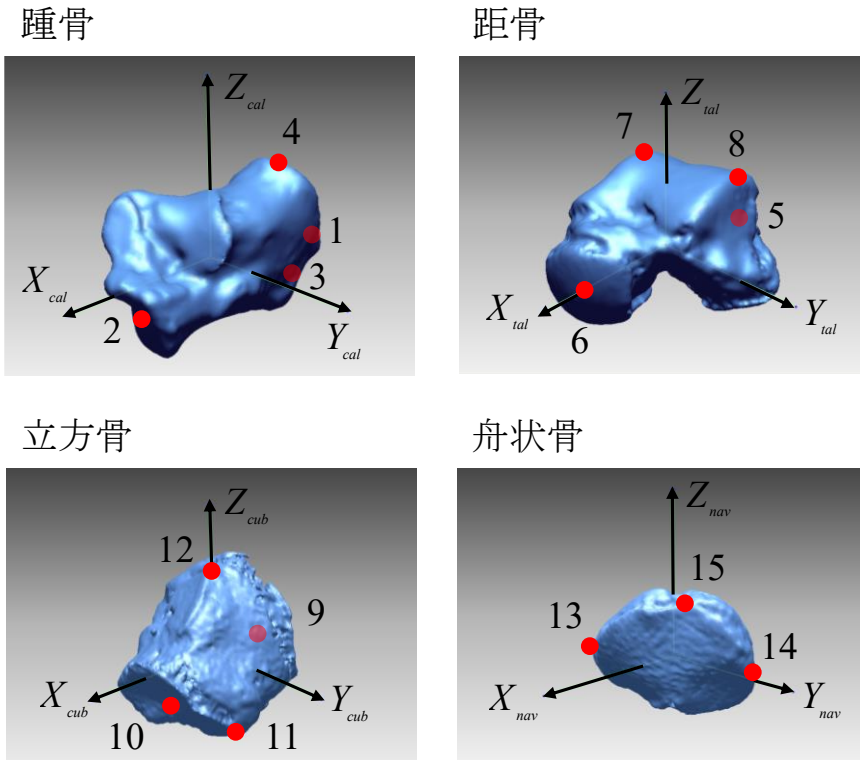


図 2-15 解剖学的特徴点に基づく足根骨座標系の定義．赤点は特徴点．

各骨に設定された骨座標系を図 2-15 に示す．各骨座標系はおおよそ X 軸が前方，Y 軸が外側，Z 軸が上方を向いている．各骨座標系の原点は重心とした．

本研究では，各骨の姿勢変化をオイラー角に基づいて定量化した．ここでは近位の骨座標系 A から遠位の骨座標系 B の角度を求めることを考える．座標系 A の正規直交基底ベクトルを $[I, J, K]$ ，座標系 B のそれを $[i, j, k]$ とする．任意のベクトルは，基底ベクトルの線形結合で表すことができるから，座標系 B の基底ベクトルは座標系 A の基底ベクトルで以下のように表すことができる．

$$\begin{aligned}
 \mathbf{i} &= r_{11}\mathbf{I} + r_{21}\mathbf{J} + r_{31}\mathbf{K} \\
 \mathbf{j} &= r_{12}\mathbf{I} + r_{22}\mathbf{J} + r_{32}\mathbf{K} \\
 \mathbf{k} &= r_{13}\mathbf{I} + r_{23}\mathbf{J} + r_{33}\mathbf{K}
 \end{aligned} \tag{2-15}$$

整理すると，

$$[i \ j \ k] = [I \ J \ K] \begin{bmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} \end{bmatrix} \tag{2-16}$$

$$\mathbf{M}_B = \mathbf{M}_A {}^A\mathbf{R}_B \tag{2-17}$$

ここで \mathbf{M}_A , \mathbf{M}_B はそれぞれ座標系 A , B の正規直交基底の行列, ${}^A\mathbf{R}_B$ は座標系 A から座標系 B への回転行列, $r_{11} \sim r_{33}$ は回転行列の各要素である. ϕ, θ, ψ が Y, X, Z 軸まわりの角度とすると, ${}^A\mathbf{R}_B$ は以下の式のように記述することができる.

$$\begin{aligned}
 {}^A\mathbf{R}_B &= \mathbf{R}_y \mathbf{R}_x \mathbf{R}_z \\
 &= \begin{bmatrix} \cos \phi & 0 & \sin \phi \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \phi & 0 & \cos \phi \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \theta & -\sin \theta \\ 0 & \sin \theta & \cos \theta \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \cos \psi & -\sin \psi & 0 \\ \sin \psi & \cos \psi & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \\
 &= \begin{bmatrix} \cos \phi \cos \psi + \sin \theta \sin \phi \sin \psi & -\cos \phi \sin \psi + \sin \theta \sin \phi \cos \psi & \cos \theta \sin \phi \\ \cos \theta \sin \psi & \cos \theta \cos \psi & -\sin \theta \\ -\sin \phi \cos \psi + \sin \theta \cos \phi \sin \psi & \sin \theta \sin \psi + \sin \theta \cos \phi \cos \psi & \cos \theta \cos \phi \end{bmatrix}
 \end{aligned} \tag{2-18}$$

ここで θ, ϕ, ψ は X, Y, Z 軸まわりの角度 (オイラー角) である. オイラー角は, \mathbf{M}_A と \mathbf{M}_B が既知であれば, 以下のように求めることができる.

1) まず ${}^A\mathbf{R}_B$ が次式のように計算できる.

$${}^A\mathbf{R}_B = [\mathbf{M}_A]^T \mathbf{M}_B \tag{2-19}$$

2) 計算された行列の 2 行 3 列目の値が $-\sin \theta$ となるから,

$$\theta = \arcsin(-r_{23}) \tag{2-20}$$

3) 計算された行列の 1 行 3 列目の値が $\cos \theta \sin \phi$, 1 行 2 列目の値が $\cos \theta \cos \phi$ となるから,

$$\phi = \arctan 2(r_{31}, r_{33}) \tag{2-21}$$

4) 計算された行列の 2 行 1 列目の値が $\cos \theta \sin \psi$, 2 行 2 列目の値が $\cos \theta \cos \psi$ となるから,

$$\psi = \arctan 2(r_{21}, r_{22}) \tag{2-22}$$

以上のように近位骨座標系に対する遠位骨座標系のオイラー角を算出することが可能となる.

2.12 骨標本を用いた精度評価

2.12.1 概要

構築したモデルマッチング手法の計測精度を評価するために、本研究では図 2-16 に示す複数の金属球を貼付した骨標本を撮影した。そして、撮影した 2 方向 X 線透視画像から骨の位置と姿勢を (1) 提案したモデルマッチング手法を用いた場合、(2) 透視画像内の金属球の座標情報を用いた場合のそれぞれについて求め、求められた骨の位置と姿勢を比較した。具体的には、①単体標本（踵骨、距骨、図 2-16A）で静的な 5 姿勢を撮影した場合、②骨の重なりを再現して組み合わせた足根骨標本（踵骨、距骨、舟状骨、立方骨、図 2-16B）で静的な 5 姿勢を再現した場合、③単体標本を動的に動かして撮影した場合、④足根骨標本を動的に動かして撮影した場合、以上の 4 条件で骨標本を撮影し、精度評価をおこなった。

2.12.2 方法

評価実験には、京都大学所蔵の成人男性（KUMA3096）の左足の踵骨、距骨、立方骨、舟状骨を用いた。各骨の表面には直径 2mm のスチール球を 4 つ接着した。マッチングに用いる 3 次元骨モデル作成のため、慶應義塾大学に設置された CT 装置である Asterion Premium 4（東芝メディカルシステムズ、日本）を用いて、4 つの骨標本の CT 断層画像の撮影をおこなった。本研究では骨モデルとマーカーの位置関係を取得する必要があるため、しきい値を調整してのマーカーの 3 次元形状モデルと骨の 3 次元形状モデルを別々に再構築した。各骨に配置されたマーカーの重心座標を RapidForm2006（3D systems, South Carolina, USA）を用いて取得した。

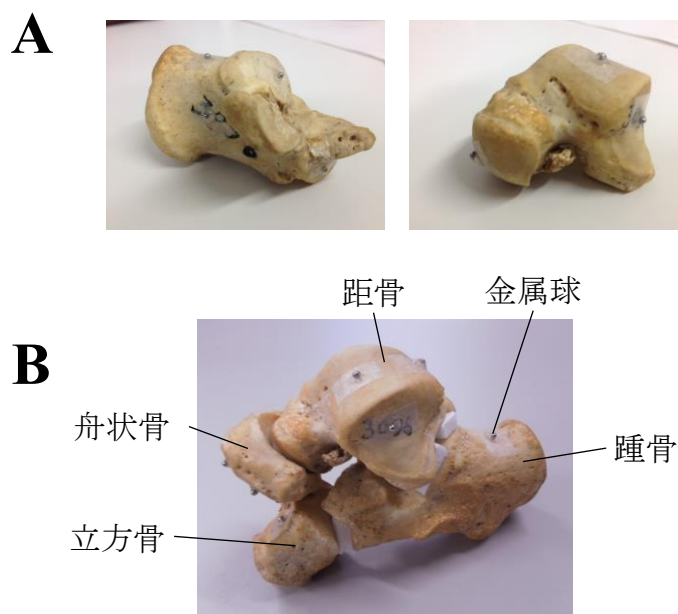


図 2-16 精度検証に用いた骨標本（A：単体標本，B：足根骨標本）

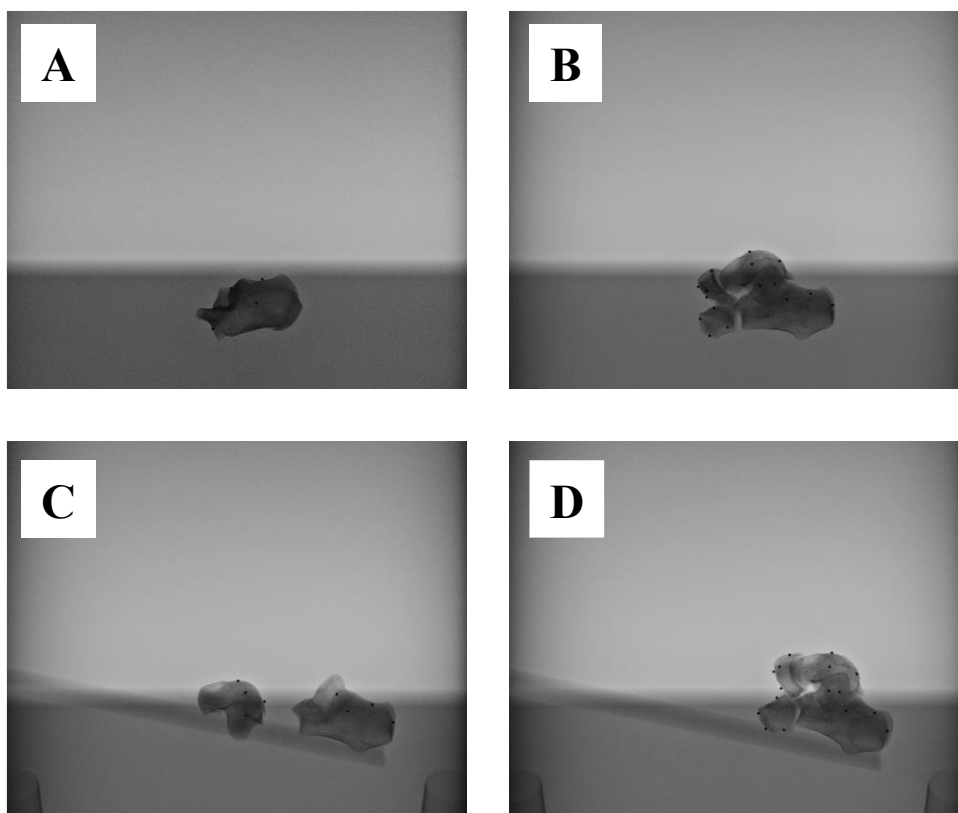


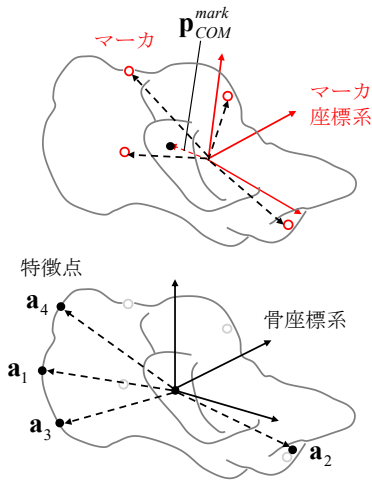
図 2-17 精度検証で撮影した透視画像の一例 (A: 静的に撮影した単体標本, B: 静的に撮影した足根骨標本, C: 動的に撮影した単体標本, D: 動的に撮影した足根骨標本)

骨標本の 2 方向 X 線透視画像の撮影をおこなった。まず静的な条件における精度を評価するために、2.2.3 節で説明したキャリブレーションをおこなった後、距骨と踵骨の単体標本をそれぞれシステム内の支持台中央に配置し、異なる 5 姿勢をとらせた際の 2 方向 X 線透視画像を撮影した (図 2-17A)。また、骨の重なりがモデルマッチングに与える影響について評価するために、4 つの骨を実際の骨格構造を模擬して組み合わせた (図 2-16B)。そして単体標本と同様に 5 姿勢を撮影した (図 2-17B)。

次に、連続したフレームに対するマッチングの精度を検証するために、骨標本を動かした際の透視動画を撮影した。具体的には踵骨と距骨の単体標本を棒に取り付け、X 線透視システム内で 1 秒間動かした際の透視動画を撮影した (図 2-17C)。また、動的な条件においても骨の重なりによる影響を考察するために、足根骨標本を先と同様に棒に取り付けて、同じ運動を撮影した (図 2-17D)。撮影時のフレームレートは 15 frame/sec、管電圧は 70 kV、管電流は 100 mA とした。

精度検証は、世界座標系における骨標本の位置および姿勢を、モデルマッチングとマーカーを用いてそれぞれ算出し、比較することをおこなった。踵骨の標本に取り付けたマーカー座標から、X 線透視撮影時の骨の位置と姿勢を推定することを考える (図 2-18)。まず、モデル構築時に、あらかじめマーカー座標系から骨座標系への回転行列 ${}^{mark}\mathbf{R}_{bone}$ と、マーカー

モデル構築時



骨座標系の位置および姿勢を求めるための ${}^{mark}\mathbf{R}_{bone}, \mathbf{p}_{COM}^{mark}$ をあらかじめ求めておく

透視撮影時

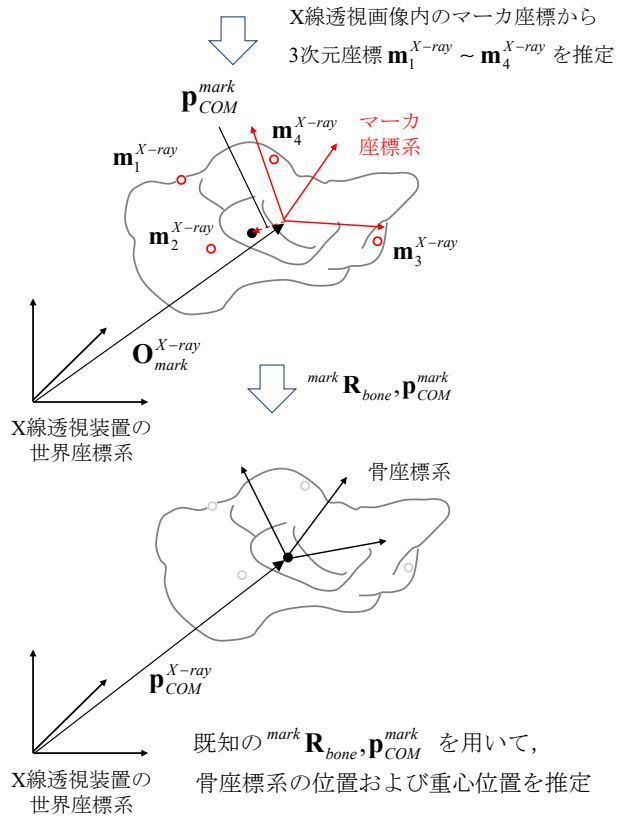
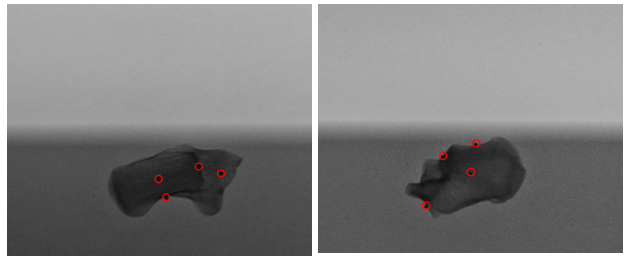


図 2-18 マーカーを用いた骨標本の位置および姿勢の推定

座標系における重心位置 \mathbf{p}_{COM}^{mark} を求めておく．次に X 線透視撮影時の骨の位置および姿勢を算出することを考える．図 2-18 に示すように，X 線透視画像内のマーカー 2 次元座標から，(2-8) 式を用いて X 線透視システムの世界座標系におけるマーカーの 3 次元位置ベクトル $\mathbf{m}_1^{X-ray} \sim \mathbf{m}_4^{X-ray}$ を算出する．さらに， $\mathbf{m}_1^{X-ray} \sim \mathbf{m}_4^{X-ray}$ を用いて定義される，マーカー座標系の正規直交基底の行列 $\mathbf{M}_{mark}^{X-ray}$ と ${}^{mark}\mathbf{R}_{bone}$ を用いれば，撮影時の骨座標系の正規直交基底の行列を以下のように求めることが可能となる．

$$\mathbf{M}_{bone}^{X-ray} = \mathbf{M}_{mark}^{X-ray} {}^{mark}\mathbf{R}_{bone} \quad (2-23)$$

そして， $\mathbf{M}_{bone}^{X-ray}$ を用いて世界空間における骨標本の姿勢 $\mathbf{q}_{mark} = (\theta_{mark}, \phi_{mark}, \psi_{mark})^T$ を求めた．

また，世界空間における骨標本の重心位置 $\mathbf{p}_{mark} = (x_{mark}, y_{mark}, z_{mark})^T$ は，既知の \mathbf{p}_{COM}^{mark} を用いて以下のように求めた．

$$\mathbf{p}_{mark} = \mathbf{M}_{mark}^{X-ray} \mathbf{p}_{COM}^{mark} + \mathbf{O}_{mark}^{X-ray} \quad (2-24)$$

ここで， $\mathbf{O}_{mark}^{X-ray}$ は X 線透視システムの世界座標系におけるマーカー座標系原点の位置ベクトルである．このようにして，X 線透視画像内のマーカー座標から，絶対空間における骨の位置および姿勢を算出することが可能となる．

最後に，輪郭情報に基づいて求められた骨モデルの位置 $\mathbf{p}_{cont} = (x_{cont}, y_{cont}, z_{cont})^T$ および姿勢 $\mathbf{q}_{cont} = (\theta_{cont}, \phi_{cont}, \psi_{cont})^T$ と，マーカーから求められた骨モデルの位置 $\mathbf{p}_{mark} = (x_{mark}, y_{mark}, z_{mark})^T$ および姿勢 $\mathbf{q}_{mark} = (\theta_{mark}, \phi_{mark}, \psi_{mark})^T$ の差を以下のように算出した．

$$\begin{pmatrix} dx \\ dy \\ dz \end{pmatrix} = |\mathbf{p}_{cont} - \mathbf{p}_{mark}| \quad (2-25)$$

$$\begin{pmatrix} d\theta \\ d\phi \\ d\psi \end{pmatrix} = |\mathbf{q}_{cont} - \mathbf{q}_{mark}|$$

2.12.3 結果

図 2-19 にマッチングの一例を示す．色のついた輪郭線がマッチングしたモデルの輪郭であり，背景の X 線透視画像は組み合わせた複数の骨標本を撮影した際の画像である．骨標本上の黒い点はスチール球である．モデルマッチング手法を用いて各骨モデルが X 線透視画像にマッチングできていることを確認した．

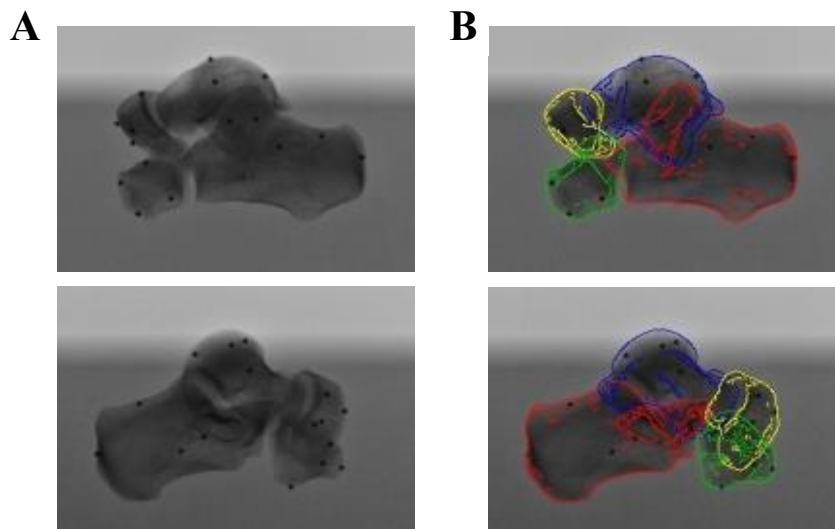


図 2-19 精度検証実験のマッチングの一例 (A : X 線透視画像，B : マッチング結果)，色のついた線は各骨モデルの輪郭．

表 2-4 に静的条件における足根骨標本（踵骨，距骨，立方骨，舟状骨）と単体標本（踵骨，距骨）を用いた際の位置・姿勢の推定結果とモデルマッチング手法を用いた推定結果との誤差を示す。表中の値は各姿勢に対する誤差の平均値と標準偏差を示している。足根骨標本を撮影した際のマッチング誤差は並進量で 0.27 ± 0.19 mm，回転量で $0.24 \pm 0.19^\circ$ であった（平均値 \pm 標準偏差）。誤差はサイズの小さい舟状骨と立方骨で相対的に大きかった（並進量で 0.33 ± 0.22 mm，回転量で $0.27 \pm 0.20^\circ$ ）。また単体標本を撮影した際のマッチング誤差は並進量で 0.15 ± 0.12 mm，回転量で $0.14 \pm 0.13^\circ$ であり，X 線透視画像内で骨の重なりが生じるとマッチング誤差が大きくなることを示している。

表 2-4 静的条件におけるマッチング平均誤差

	足根骨標本				単体標本	
	踵骨	距骨	立方骨	舟状骨	踵骨	距骨
dx [mm]	0.28 (0.12)	0.14 (0.06)	0.40 (0.20)	0.39 (0.33)	0.11 (0.08)	0.15 (0.05)
dy [mm]	0.17 (0.10)	0.24 (0.18)	0.19 (0.09)	0.37 (0.21)	0.17 (0.07)	0.20 (0.19)
dz [mm]	0.22 (0.10)	0.21 (0.13)	0.30 (0.19)	0.33 (0.15)	0.09 (0.07)	0.16 (0.08)
$d\theta$ [deg]	0.17 (0.08)	0.16 (0.07)	0.22 (0.10)	0.29 (0.20)	0.08 (0.07)	0.15 (0.05)
$d\phi$ [deg]	0.20 (0.20)	0.21 (0.23)	0.19 (0.21)	0.23 (0.16)	0.16 (0.13)	0.20 (0.12)
$d\psi$ [deg]	0.18 (0.12)	0.29 (0.22)	0.39 (0.27)	0.31 (0.15)	0.15 (0.14)	0.13 (0.11)

() 内は標準偏差

表 2-5 に動的条件における足根骨標本（踵骨，距骨，立方骨，舟状骨）と単体標本（踵骨，距骨）を用いた際の位置・姿勢の推定結果とモデルマッチング手法を用いた推定結果との誤差を示す．足根骨標本を撮影した際のマッチング誤差は並進量で 0.36 ± 0.19 mm，回転量で $0.42 \pm 0.30^\circ$ であった．また単体標本を撮影した際の誤差は並進量で 0.22 ± 0.13 mm，回転量で $0.28 \pm 0.21^\circ$ であり，静的条件と比較して動的条件の方がマッチング誤差は相対的に大きくなることがわかった．この時のマーカーから算出したフレーム間の骨の運動量は，並進量で 2.16 ± 2.24 mm，回転量で $0.68 \pm 0.53^\circ$ であった．

表 2-5 動的条件におけるマッチング平均誤差

	足根骨標本				単体標本	
	踵骨	距骨	立方骨	舟状骨	踵骨	距骨
dx [mm]	0.17 (0.17)	0.46 (0.25)	0.51 (0.22)	0.28 (0.17)	0.14 (0.06)	0.20 (0.11)
dy [mm]	0.40 (0.22)	0.23 (0.08)	0.40 (0.22)	0.62 (0.23)	0.42 (0.13)	0.18 (0.08)
dz [mm]	0.34 (0.24)	0.38 (0.10)	0.32 (0.17)	0.22 (0.13)	0.17 (0.08)	0.23 (0.06)
$d\theta$ [deg]	0.33 (0.28)	0.45 (0.29)	0.29 (0.19)	0.56 (0.29)	0.29 (0.17)	0.36 (0.28)
$d\phi$ [deg]	0.40 (0.30)	0.46 (0.28)	0.46 (0.40)	0.56 (0.38)	0.25 (0.26)	0.28 (0.16)
$d\psi$ [deg]	0.25 (0.21)	0.41 (0.31)	0.43 (0.29)	0.37 (0.23)	0.24 (0.14)	0.28 (0.17)

() 内は標準偏差

2.12.4 考察

これまで提案されている X 線透視画像に対する骨モデルの自動的なモデルマッチング手法では、マッチング誤差は並進量で 0.16-0.33 mm, 回転量が $0.16 \pm 0.58^\circ$ であると報告されており (Li et al., 2008; Tsai et al., 2013; Zhu et al., 2012), 本手法と同程度の誤差であることがわかる. 一方で先行研究では, 膝や股関節, 肩関節といった比較的単純な骨格構造を計測対象としており, 骨同士の重なりも足部骨格構造と比較して相対的に小さいことが予想される. さらに本研究では, 舟状骨や立方骨といった小さく, 特徴的な形態を持たない骨を対象としてもマッチングがうまく実行されることを確認した.

bone-pin を用いて屍体足歩行中の骨格運動計測を試みた先行研究によれば, 距骨下関節の並進量は 2.5-3.8 mm で関節角度変化量は $2.8-9.7^\circ$ であり (Peeters et al., 2013; Whittaker et al., 2011; Nester et al., 2007), 生体足を用いた研究では $3.3-9.8^\circ$ であった (Nester et al., 2007; Arndt et al., 2004; Lundgren et al., 2008). さらに足根中足関節の関節角度変化量は屍体足で $4.6-12.9^\circ$ (Whittaker et al., 2011; Nester et al., 2007), 生体足で $4.1-13.3^\circ$ (Nester et al., 2007; Arndt et al., 2004; Lundgren et al., 2008) であった. これらの報告から, 計測対象とする歩行中のヒト足部骨格運動に対して, 本手法のマッチング誤差が十分に小さいことがわかった. しかしその一方で, 本研究でおこなった骨標本を用いた精度検証実験では, 皮膚や軟組織がモデルマッチングに与える影響を考慮することができていない. また, よりフレーム間でより大きな骨運動が生じている際のマッチングの精度を検証する必要がある. そのため, 今後より実際の計測条件に近い条件で精度検証実験を試みる必要がある.

2.13 屍体足歩行シミュレータを用いた提案手法の評価

2.13.1 概要

骨標本を用いた実験から、提案手法を用いて精度よく骨運動を計測できることがわかった。本研究では歩行時の骨運動計測に提案手法が適用可能かを検証するために、図 2-20 に示す歩行シミュレータを用いて再現した屍体足歩行時の骨格運動計測を試みた。

2.13.2 方法

屍体足標本には慶應義塾大学医学部で保存されている男性 78 歳の左足を用いた。共同研究者によって冷凍保存されている屍体足標本を前日から室温で保存し、計測時に生体と同様の柔らかさが得られるようにした。なお、本実験は慶應義塾大学医学部解剖学教室の管理・指導の下に、医学部クリニカルアナトミーラボにておこなわれており、慶應義塾大学の倫理審査を通過したものである。この足部標本の骨モデルおよび人工筋骨格シミュレータ取り付け用ソケット作成のために、慶應義塾大学病院に設置された CT 装置である Aquilion ONE（東芝メディカルシステムズ、日本）を用いて撮影がおこなわれた。ボクセルサイズは $0.316 \text{ mm} \times 0.316 \text{ mm} \times 0.25 \text{ mm}$ であった。

屍体足を用いて歩行運動を再現するため、図 2-20 に示す大阪大学の久米（2014）によって構築された人工筋骨格シミュレータを用いた。これまで提案されてきた歩行シミュレータは、屍体足の下腿をシミュレータに固定し、矢状面内で動かすことによって歩行中の足部動作をおおよそ再現している（Sharkey and Hamel, 1998; Peeters et al., 2013; Burg et al., 2013）。しかし実際には、歩行中にヒトの上体は拘束されておらず、歩行中の上体運動が足部と床面の力の相互作用を変化させると考えられる。そこで本研究では、図 2-20 に示すような上体を拘束しない歩行シミュレータを用いた。シミュレータは矢状面内に配置された後脚、中脚、前脚の 3 本の脚から構成されている。実際の歩行時には左右の足を順番に接地するため、左

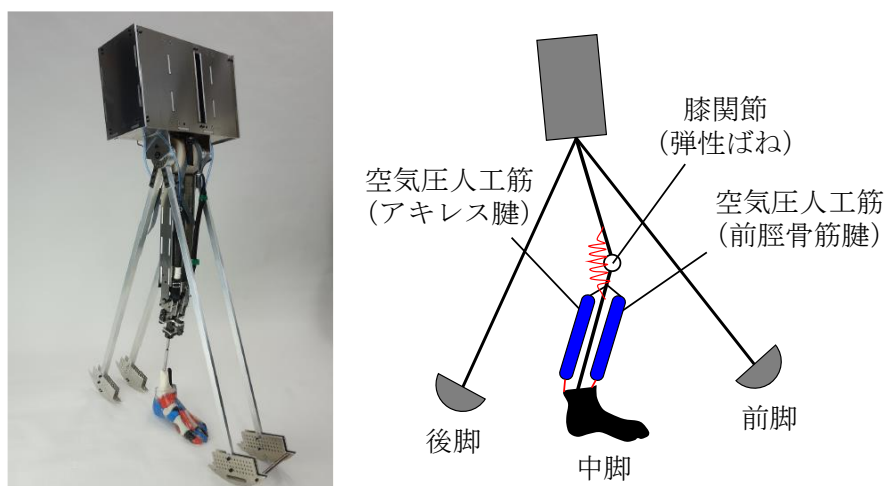


図 2-20 歩行シミュレータ

右に X 線源が配置された透視システム内で歩行動作をおこなうと遊脚がその視野を遮ってしまう。本研究で使用した歩行シミュレータは、遊脚側の離地と接地を前後の脚によって再現することで、X 線源の視野を遮ることなく歩行中の中脚の足部動作を再現することが可能となっている。中脚には歩行中に働く筋を再現するためのマッキンベン型人工筋が備わっており、屍体足の腱とワイヤーを用いて接続することで、歩行中に適切なタイミングで空気圧を用いて腱の牽引をおこなうことができる。前後脚の足部にはそれぞれ後脚の離地と前脚の接地を検出するためのスイッチが備わっており、各脚の接地状態を検出して腱の牽引をおこなうことが可能となる。

屍体足の機械要素への固定をおこなうために、事前に撮影した CT 断層画像から脛骨および腓骨の 3 次元形状情報を取得し、3D プリンタを用いて脛腓骨形状の穴の開いたソケットを作成した。そして共同研究者によって屍体足下腿をソケットを用いて上体の機械要素へと取り付けた (図 2-21)。各標本固有のソケットを作成することで、今後どのような標本でも歩行シミュレータに取り付けることが可能となる。今回の実験では共同研究者によってアキレス腱、前脛骨筋腱の 2 つの腱が剖出され、中脚のマッキンベン型人工筋へとつなぎ、歩行中に牽引力を与えた。具体的なシミュレータの歩行動作と腱のコントロールのタイミングを図 2-22 に示す。踵接地前の遊脚期では前脛骨筋腱に取り付けられた人工筋が収縮し、足部は背屈する。後脚と屍体足による初期両脚支持期の後、後脚が離地すると、前脛骨筋腱側の人工筋は脱力状態となり、アキレス腱側の人工筋が収縮する。これにより足部は底屈するため、爪先の蹴り出しが再現される。後脚の離地の判定は、後脚足底に取り付けられたスイッチによっておこなった。屍体足の底屈によって生成された推進力によって前脚が接地し、爪先離地直前までの運動を生成するようになっている。



図 2-21 ソケットによる屍体足の固定

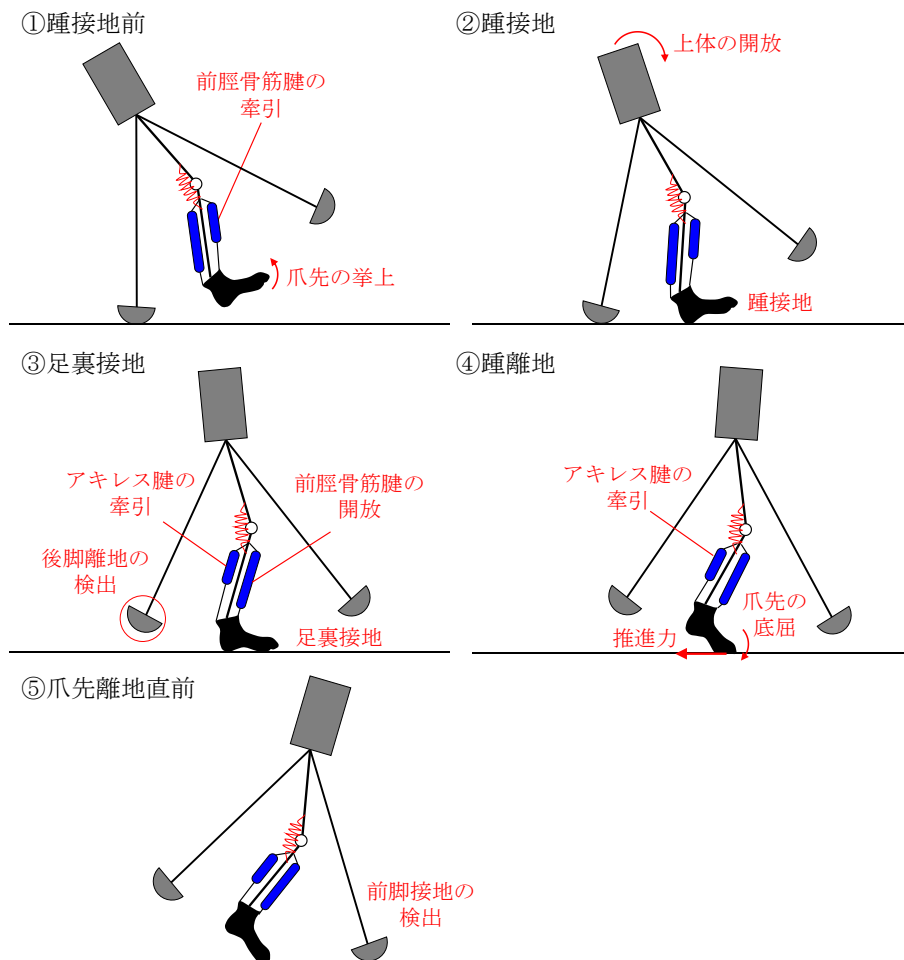


図 2-22 歩行シミュレータによる歩行動作

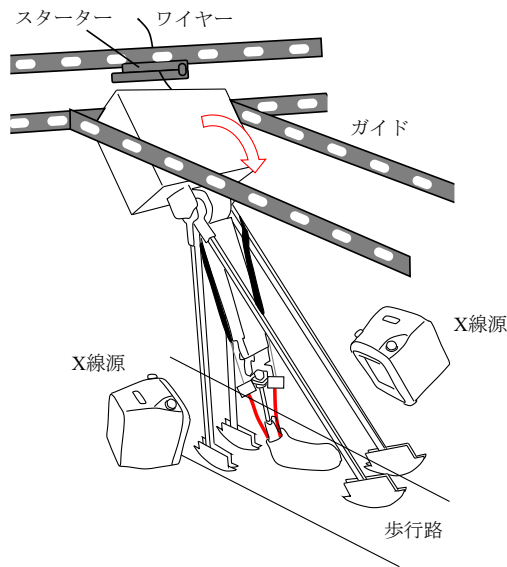


図 2-23 屍体足歩行計測の計測環境

人工筋骨格シミュレータへの取り付けが終わったのち、図 2-23 に示すようにシミュレータを 2 方向 X 線透視システム内へと設置した。X 線システム内上部には機体の横方向への転倒を防ぐガイドを設置した。機体の胴体を後傾させた状態で機体上部につけたワイヤーをスターターではさみ、外部からスイッチを入れることでそのワイヤーが開放され、自身の自重のみで前述したような歩行をおこなう仕組みとなっている。撮影周波数は 15 frame/sec、管電圧 60 kV で歩行中の約 1 秒間の運動の撮影をおこなった。本計測では踵骨、距骨、立方骨、舟状骨の 4 つの骨をマッチングし、2.10 節で定義した骨座標系を用いて、屍体足歩行時の骨運動の定量化をおこなった。

2.13.3 結果

図 2-24 に屍体足歩行中の X 線透視画像と各画像に骨モデルをマッチングした結果を示す。踵接地から爪先離地直前までの X 線透視画像に対して、各骨がマッチングできていることがわかる。

図 2-25 に屍体足歩行中の再構築した 3 次元骨格運動を示した。足部運動とともに足根骨は踵接地から足裏接地にかけて底屈し、踵離地から爪先離地直前にかけてさらに底屈する様子がわかる。前方から中足部の骨運動を観察すると足裏接地時に舟状骨と立方骨が足幅方向に広がっていた。また、外側方向から観察すると、足裏接地時に足部全体に荷重がかかると踵立方関節の間隔が狭まるような骨運動が生じていることがわかった。

図 2-26 に屍体足歩行中の足根骨関節角度変化を示している。横軸は時間、縦軸は距骨に対する踵骨の相対角度を示している。ここでは踵接地直前の関節角度を 0°としている。踵接地後、踵骨は距骨に対して背屈、外反、外転していた。そして立脚期後期にかけて内反、内転していた。舟状骨は踵接地後、距骨に対して背屈、内反、外転し、爪先離地に向けて底

屈，内転していた．立方骨は踵骨に対して踵接地後に底屈，内反，外転した．

本研究で再現した屍体足運動が実際の生体足運動とどの程度一致しているのかを確認するために，距骨下関節角度変化の結果を Arndt ら（2004）の先行研究と比較した．Arndt ら（2004）は生体の足に **bone-pin** を外挿し，距骨下関節の歩行中の関節角度変化を計測している．先行研究との比較をおこなうために，骨座標系の定義を Arndt ら（2004）が定義した座標系と一致させ，あらためて関節角度を再計算し，その時間変化を図 2-27 に示した．内外反運動は生体足の計測結果とよく一致していたが，底背屈角度変化は相対的に屍体足で大きかった．また，立脚期後期で屍体足歩行では踵骨は距骨に対してより外転位にあることがわかった．

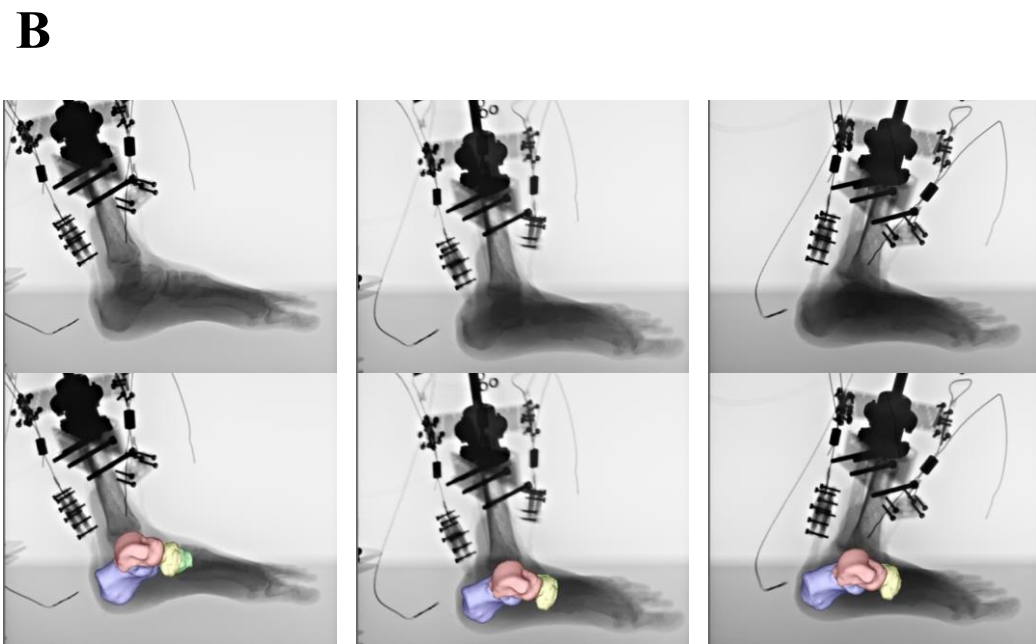
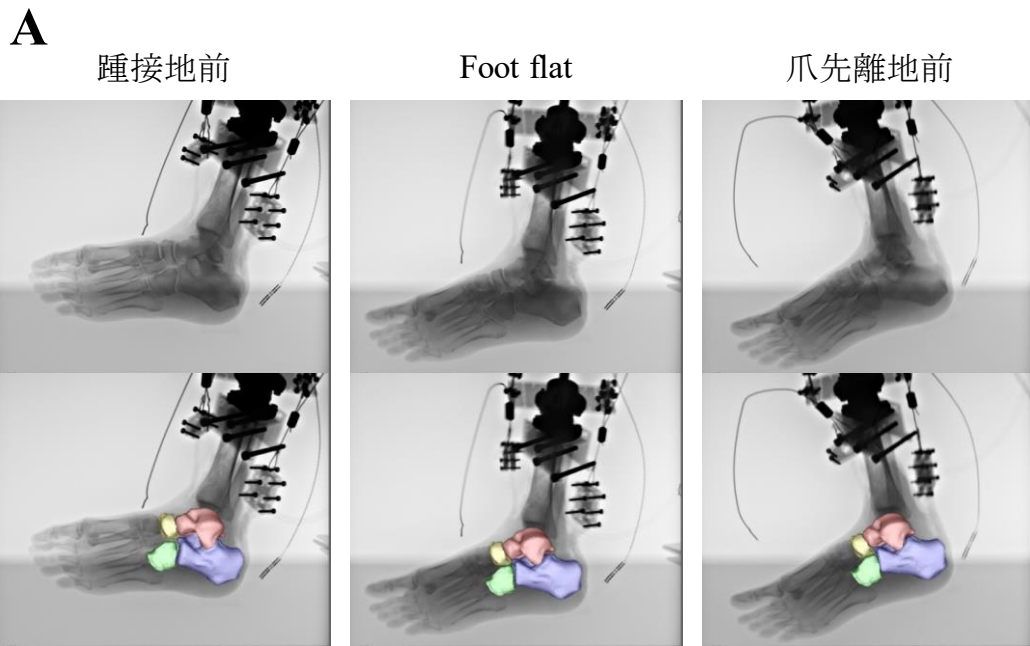


図 2-24 X 線透視画像とマッチング結果 (A : 左側画像, B : 右側画像)

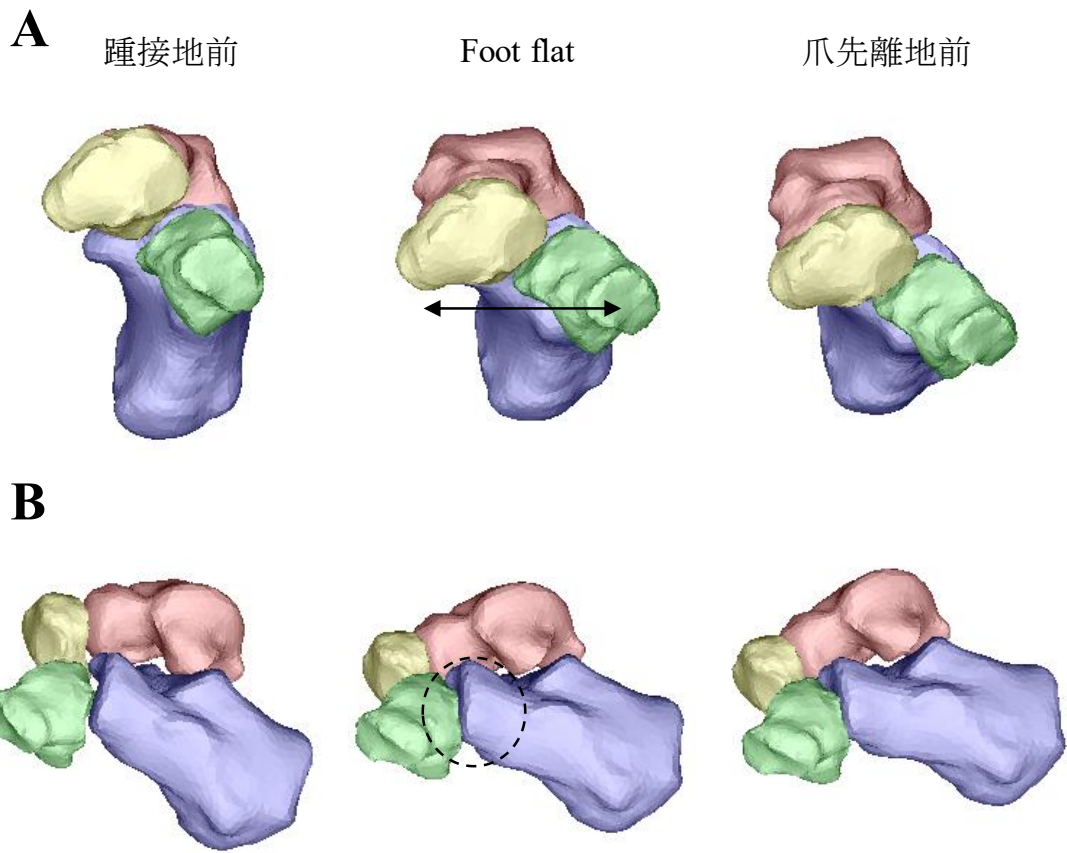


図 2-25 再構築した 3 次元骨運動 (A : 前額面, B : 矢状面)

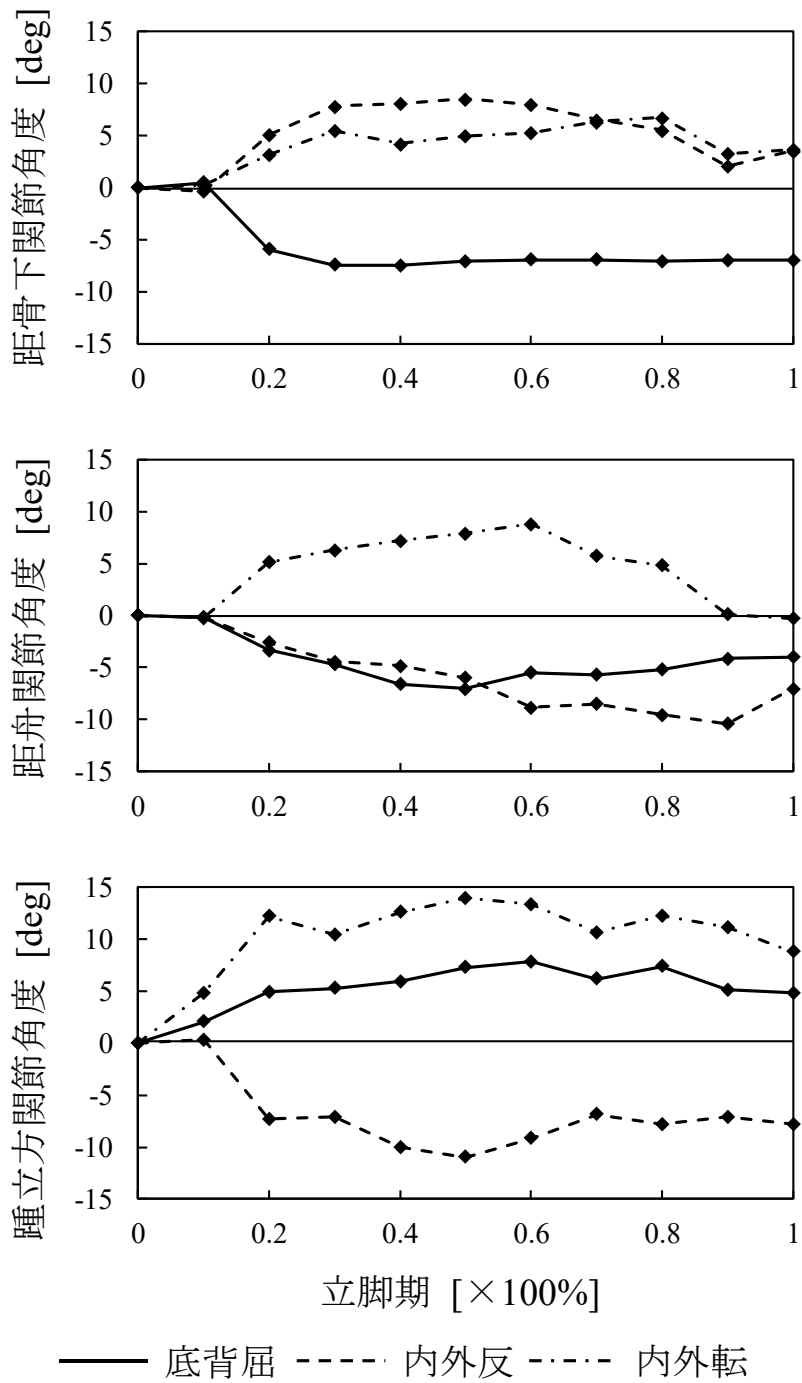


図 2-26 歩行中の足根骨関節運動，正方向は底屈・外反・外転を表す。

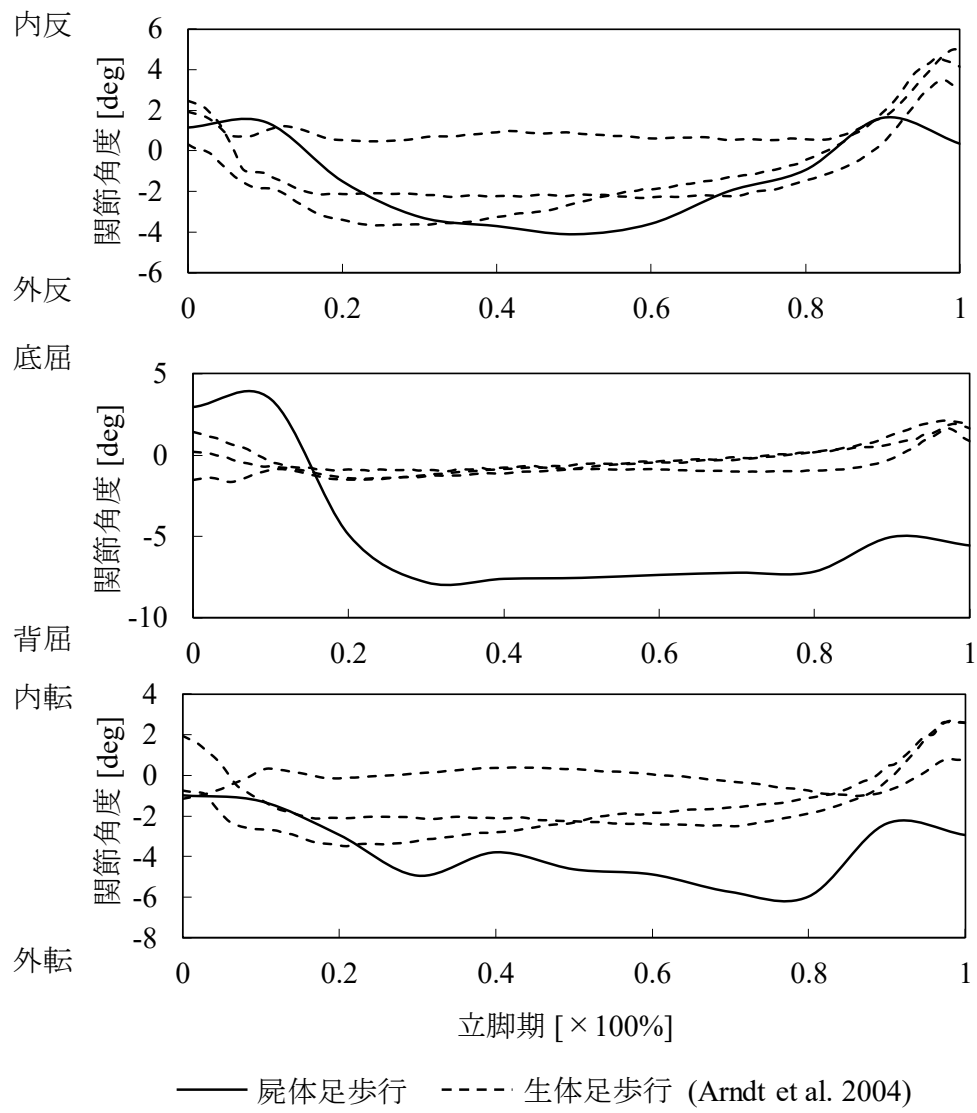


図 2-27 生体足歩行中の距骨下骨関節運動の比較，正方向は内反・底屈・内転を表す。

2.13.4 考察

本章で提案したモデルマッチング手法を用いて、屍体足歩行中の 3 次元骨格運動を再構築し、その関節角度変化を定量化することが可能となった。図 2-24 に示したように、足部の X 線透視画像では距骨や舟状骨、立方骨同士が重なるように映ってしまい、(2-13) 式に示した輪郭の一致度を評価するのみではモデルをうまくマッチングすることが困難であった。そこで本研究では、3 次元形状モデル同士の干渉距離を評価関数に取り入れることで、連続した X 線透視画像にモデルを自動的にマッチングすることを可能とした。実際に再構築された 3 次元骨格運動からも、骨モデルが干渉することなく、自然な骨格運動となっている様子がわかる (図 2-25)。また、X 線透視画像内の骨特徴点をトラッキングすることで、歩行運動のようなフレーム間の運動が大きな運動を撮影した場合でも、自動的にマッチングが実行できることを示した。

屍体足歩行中、踵骨は踵接地後に距骨に対して主に背屈、外反、外転していた。この傾向は Whittaker ら (2011) の歩行シミュレータを用いた屍体足実験と定性的に一致していた。図 2-25 に示したようにヒトの実歩行中に、踵骨は立脚期前期に距骨に対して外反することがわかっている。また荷重下においても同様の外反運動が生じることが知られており (Kitaoka et al., 1995)、このような距骨下関節の外反運動はヒト足部における生得的な変形傾向であると考えられる。また立脚期後期において踵骨は距骨に対して内反していた。このような立脚期後期の踵骨の内反運動は、1 章で紹介した Midtarsal locking (Elftman, 1960) が生じる要因としても考えられており、歩行シミュレータで牽引したアキレス腱の張力や、足趾の背屈による足底腱膜の緊張が実歩行と同様の内反運動を引き起こすと考えられる。踵骨の底背屈運動は実歩行と比較してその角度変化が相対的にかなり大きく、踵接地後に踵骨は距骨に対して背屈した後に立脚期後期までその姿勢を維持するように運動していた。本研究では前脛骨筋腱とアキレス腱の 2 つの腱にのみ張力を与えたため、実際の生体足と比較してより柔らかい構造として屍体足が振る舞い、それによって相対的に大きな骨格運動が生じていることが考えられる。今後より多くの腱を牽引して実歩行中の筋活動を模擬することで、実際の骨格構造が受ける筋力による拘束を再現する必要がある。

また舟状骨、は立脚期前期に距骨に対して背屈、内反、外転していた。足裏接地後にヒト足部の縦アーチ構造が荷重を受けると、扁平になるように変形するため、舟状骨は距骨に対して背屈した。立脚期後期になると 1 章で述べた Windlass mechanism (Hicks, 1954) によってアーチ高さが上昇し、舟状骨は距骨に対して底屈したと考えられる。立方骨は踵骨に対して踵接地後に底屈、内反、外転した。Bojsen-Møller ら (1976) の考察から、ヒト足部の踵立方関節はその骨形態によって内外反運動がある程度制限されていると考えられてきたが、本研究の結果で示すように、歩行中に立方骨は大きく踵骨に対して内反しており、立脚期を通して踵立方関節がある程度可動していることが示唆された。

本実験で観察されたこれらの骨格動態は、先行研究と一致する点もあったものの、図 2-27 に示すように現状の歩行シミュレータは必ずしも実際の足部運動を再現できているわけ

ではない。特に立脚期後期において大きな違いが見られた。この原因としては、前脛骨筋腱とアキレス腱のみを牽引していることが挙げられる。実歩行中においては、より多くの下肢の筋が活動しており、特に立脚期後期に働く後脛骨筋腱や長腓骨筋腱などの腱を牽引することで、より実際の挙動に近づくことが期待される。また、ヒト歩行時の鉛直床反力は特徴的な二峰性を示すことが知られている。今後は牽引する腱を追加するとともに、屍体足歩行時の床反力を評価することで、実際の足部挙動を再現する適切な牽引タイミングを決定することを考えている。このような課題を克服することができれば、歩行時の骨格動態に関してより詳細な考察が可能になると考えている。

以上のように、歩行時の足部骨格動態解析については、今後改善の必要があるが、提案手法を用いて屍体足運動時の骨格運動をうまく定量化することが可能となった。次章では本手法を用いて、床面との力学的相互作用時の足部骨格変形動態を明らかにすることを試みる。

3 章 静荷重条件下における 屍体足骨格変形動態の計測

3.1 概要

ヒト足部の骨格構造は他の類人猿と比較して安定した直立二足歩行を生成するための特徴的な形態機能を数多く有していると考えられている。たとえばヒト足部の縦アーチ構造は、歩行時にその変形によって蓄えた弾性エネルギーを蹴り出しに利用することで、効果的な蹴り出しに寄与している (Ker, 1987)。また、ヒト足部構造には Windlass mechanism と呼ばれる安定化機構が備わっており、立脚期後期の足趾の背屈によって足底腱膜が伸長することで、中足部の剛性が高まる機構として知られている (Hicks, 1954)。さらに、立脚期後期にはヒト中足部が踵骨の内反によってその運動がロックされることが知られており、この Midtarsal locking mechanism (Elftman, 1960) と呼ばれる形態機能も、Windlass mechanism と同様に、蹴り出し時の足部安定化機構として広く知られている。これらのヒト足部で生じる形態的変形が、効率的かつ安定した二足歩行の生成に寄与していることがこれまで示唆されているが、実際にその動態の詳細と二足歩行の関係は全く明らかになっていない。

このような目的から、これまで歩行時の詳細な 3 次元骨動態を計測する試みがいくつもなされている。代表的な方法として、足部の体表面に光学式マーカーを貼付し、剛体セグメントの複合運動として足部の骨格変形を表す方法が広く用いられている。しかし、骨に対する皮膚の相対運動による誤差が大きく、必ずしも計測したマーカー運動が正確に内部の運動を示しているわけではない。一方、個々の 3 次元的な骨運動をより直接的に計測する手法として、骨に光学式マーカーを取り付けた bone-pin を挿入してその運動を推定する手法 (Westblad et al., 2002; Arndt et al., 2004; Nester et al., 2007; Lundgren et al., 2008; Nester, 2009) や、1 方向や 2 方向の X 線透視画像に 3 次元形状モデルをマッチングしてその運動を再構築する手法 (de Asla et al., 2006; Wan et al., 2006; Kozanek et al., 2009; Koo et al., 2015; Wang et al., 2015; Campbell et al., 2016; Wang et al., 2016) が提案されている。これらの試みによって、徐々にではあるが歩行時のヒト足部骨格動態は明らかにされつつある。

しかし、歩行時に生じる複雑な骨運動は、ヒト足部構造が持つ変形特性だけでなく、内在筋や外在筋による力作用や足部に働く床反力といった、複合的な要因によって生成されていると考えられる。そのため、ヒト足部の骨格形態から生じる生得的な変形特性を理解するためには、まずはより単純な力学条件における骨格動態を理解する必要がある。これまで試みられてきた生体計測では、複雑な神経制御によって生じる筋活動の影響を排除することは困難であるが、屍体足計測では腱の牽引を自在にコントロールすることで、筋活動による力作用を排除し、形態によって生じる純粋な骨格動態のみを抽出することが可能である。そこで本章では、単純な静荷重条件下における屍体足部骨格動態を、提案したモ

デルマッチング手法を用いて計測し、そこに内在する変形特性を明らかにすることを試みた。このような基礎的データは、人類学におけるヒト足部の進化過程に関する知見や、整形外科分野における足部疾患の発症メカニズムに関する知見などを与える重要なデータになることが期待される。

3.2 方法

3.2.1 計測条件

図 3-1 に計測環境を示す。本研究では屍体足にロッドを取り付け、垂直に荷重をかけた。屍体足は脛骨および腓骨が床面と垂直になるよう、動的シミュレータと同様のソケットを用いてロッドに取り付けた。ロッドは治具中央に取り付けたリニアブッシュを通すことで、鉛直方向のみ自由度を与えるようにした。おもりにはベンチプレスで用いられる市販の 5 kg ウェイトを使用し、ロッドに重ねて通すことで屍体足に最大 588 N (60 kgf) の垂直荷重を与えることができる。ただし、おもりが無い状態でも屍体足はシャフトの重量分 (3.3 kg) の荷重を受けている。足底と床面の接地面には、大きな滑り運動が生じないように滑り止めシートを配置した。本研究では、屍体足の無負荷状態を作り出すことが困難であるため、ロッドに取り付け、おもりを載せていない状態を初期姿勢とした。これによって、足部にかかる荷重の増加に伴う相対的な姿勢変化を計測した。また、各個体で撮影時の姿勢が一致するように、第二中足骨の長軸が世界座標系の X 軸と一致するように足部を配置した。

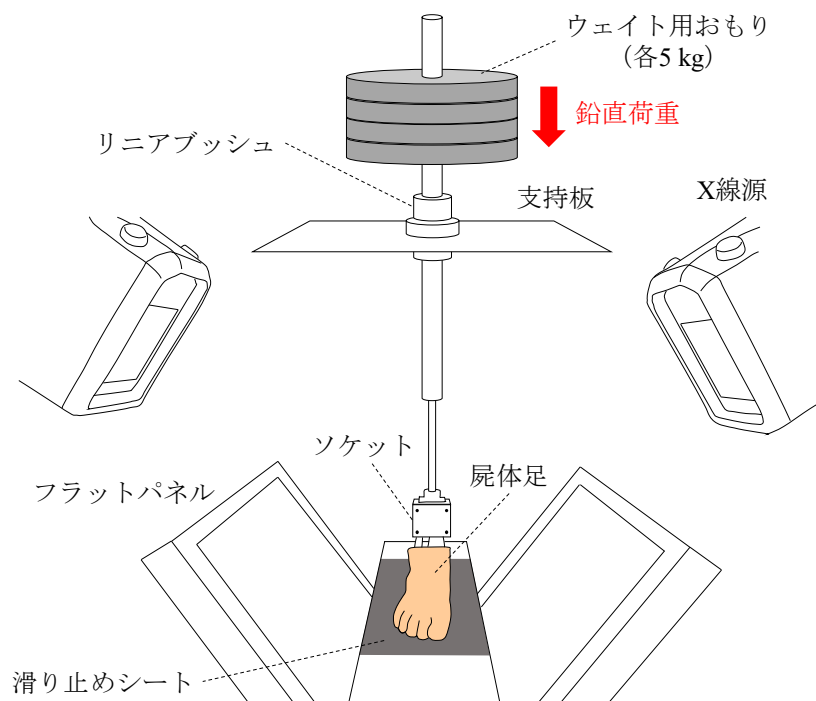
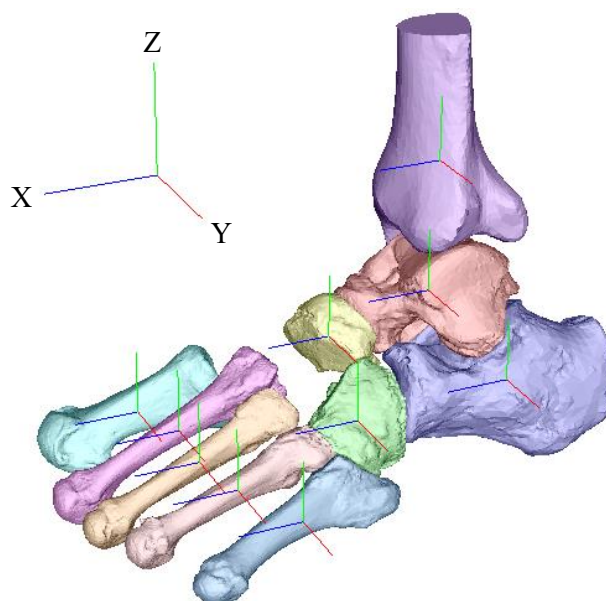


図 3-1 屍体足静荷重実験の計測環境

本研究では、屍体足標本 5 体（68～90 歳，女性 2 体，男性 3 体，右足 1 体，左足 4 体）を用いて計測をおこなった。5 個体の足長（踵骨の後端から第二趾の先端までの距離）は 218.1 ± 5.1 mm，足幅（第一中足骨頭内側点から第五中足骨頭外側点までの距離）は 83.7 ± 6.6 mm であった。また，ヒト足部の骨格構造自体が持つ生得的な変形傾向を観察するために，腱の牽引はおこなわなかった。おもりがない状態から，10 kg ずつ荷重を加え，各荷重条件で 2 方向の X 線透視画像を撮影した。荷重実験は各個体で 1 回ずつおこなった。本計測は，慶應義塾大学医学部解剖学教室の管理・指導の下に，医学部クリニカルアナトミーラボにておこなわれており，慶應義塾大学の倫理審査を通過したものである。

3.2.2 解析条件

骨格運動の計測には，構築したモデルマッチング手法を用いた。動的シミュレータを用いた屍体足歩行時と比較して，骨の運動が相対的に大きくないこと，各骨のエッジがより明確に見えることから，静荷重条件では 10 個の骨（脛骨，踵骨，距骨，舟状骨，立方骨，第一～第五中足骨）をマッチングした。各荷重における骨の運動を定量化するために，骨座標系を定義した。本研究では，初期姿勢（おもりがない状態）における各骨座標系の方向が世界座標系と一致するように定義した。そのため初期条件における各骨の相対角度は 0 となる。図 3-2 に示すように，各骨座標系および世界座標系は X 軸方向が前方，Y 軸歩行が外側，Z 軸方向が鉛直方向となるように定義されており，すべて左足の運動として定量化した。また，荷重にともなう各骨の絶対角度変化，および相対角度変化は YXZ のオイラー角に基づいて定量化した。本研究では絶対空間における各骨の絶対角度変化と重心位置の変位，相対角度として距骨下関節，踵立方関節，距舟関節，そして舟状骨に対する第一中足骨の角度変化を算出した。



3.3 結果

図 3-3～3-7 に標本 5 個体のマッピング結果を示す。構築したモデルマッピング手法を用いることで、各荷重条件における X 線透視画像に骨モデルをマッピングできていることがわかる。

また、標本 5 個体の再構築した骨運動を荷重前後（シャフトのみの荷重時および 588 N 荷重時）で比較した様子を図 3-8～3-12 に示した。以下に標本 1 の結果（図 3-8）を例にとって、その運動を説明する。まず荷重とともに骨は下方・内側へと並進し、足部は全体的に潰れるように変形する（図 3-8A）。これに伴い、前足部は足幅方向に広がっていた（図 3-8B）。後方から踵骨の運動を観察すると、踵骨は歩行時と同様に荷重下で外反するように回転しており、踵骨の外反に伴い立方骨も外反している様子がわかる（図 3-8C, 図 3-8D）。また荷重の増加に伴い前足部は外転するように運動していることがわかった（図 3-8E）。

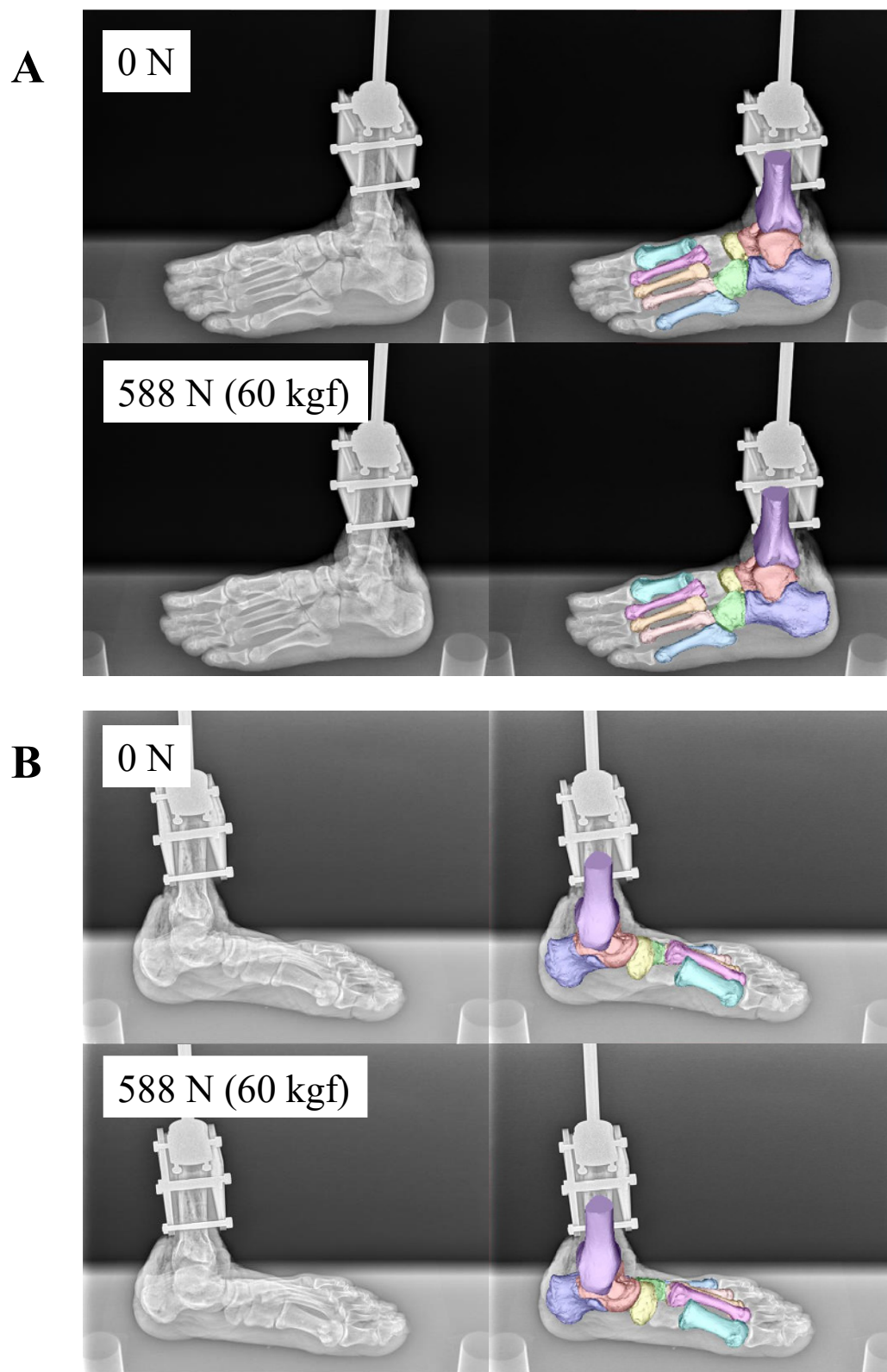


図 3-3 静荷重条件下における標本 1 のマッチング結果 (A : 左側画像, B : 右側画像)

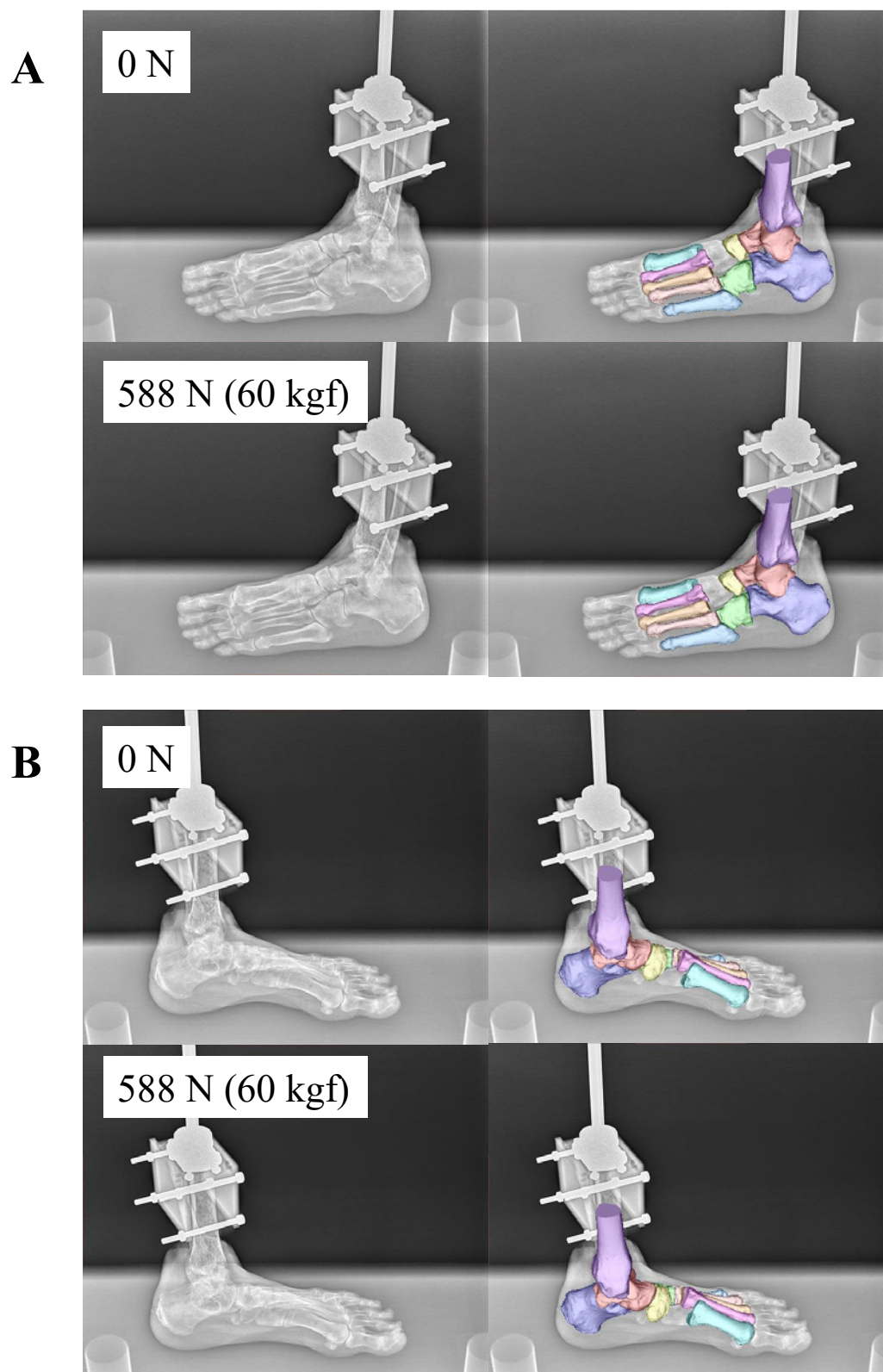


図 3-4 静荷重条件下における標本 2 のマッチング結果 (A: 左側画像, B: 右側画像)

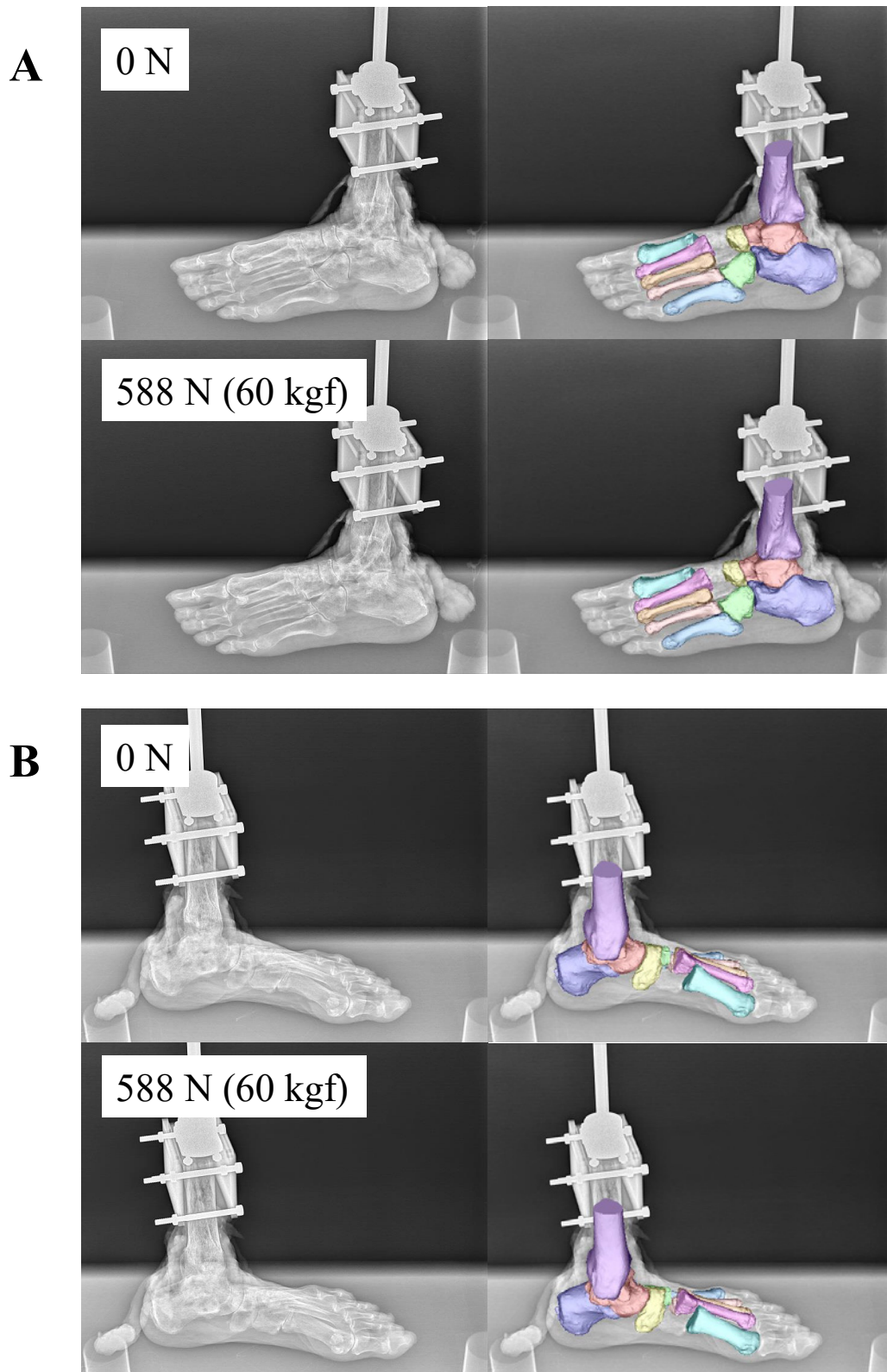


図 3-5 静荷重条件下における標本 3 のマッチング結果 (A : 左側画像, B : 右側画像)

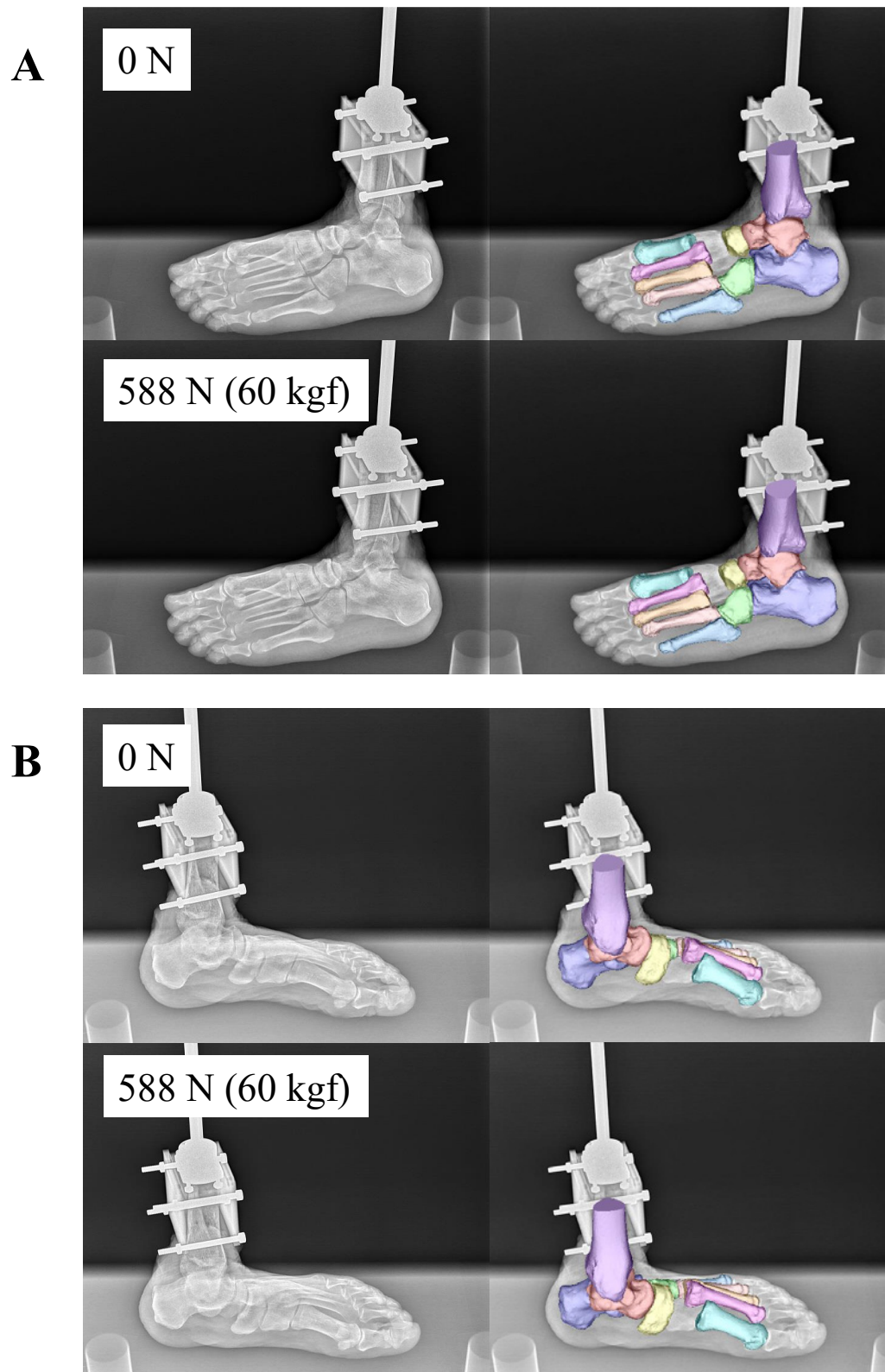


図 3-6 静荷重条件下における標本 4 のマッチング結果 (A : 左側画像, B : 右側画像)

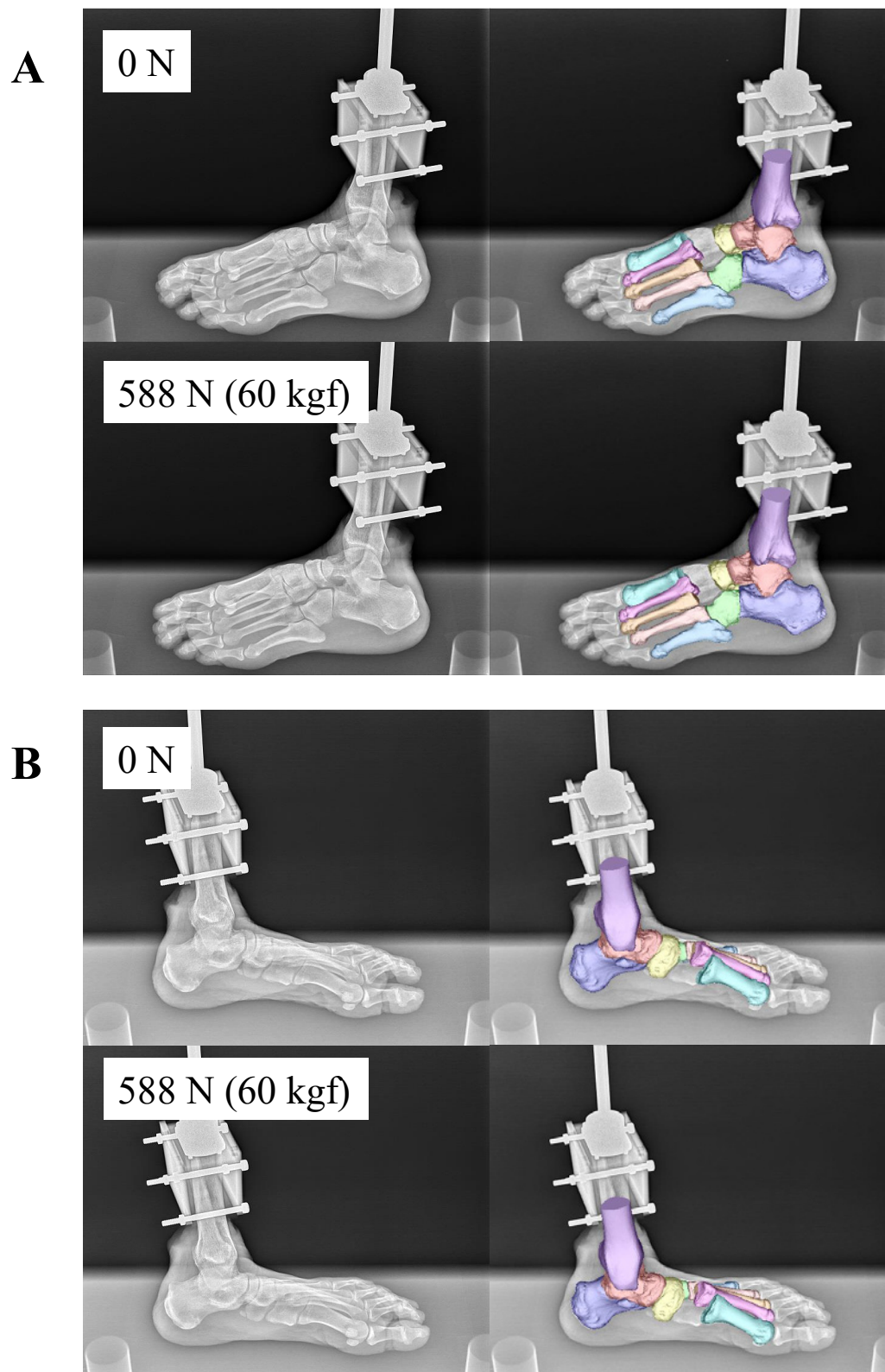


図 3-7 静荷重条件下における標本 5 のマッチング結果 (A : 左側画像, B : 右側画像)

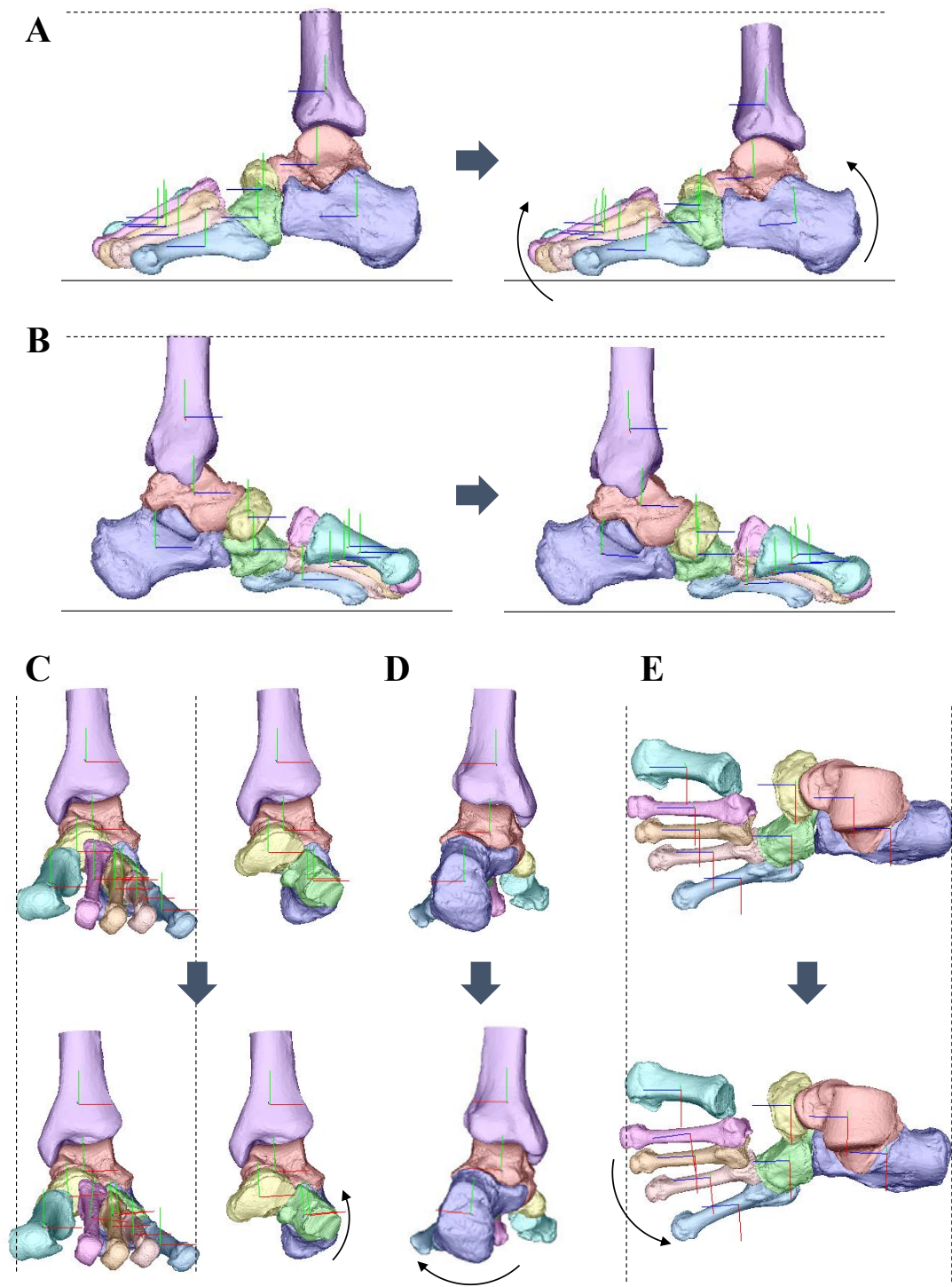


図 3-8 荷重による標本 1 の 3 次元骨格運動 (A : 外側, B : 内側, C : 前方, D : 後方, E : 上方)

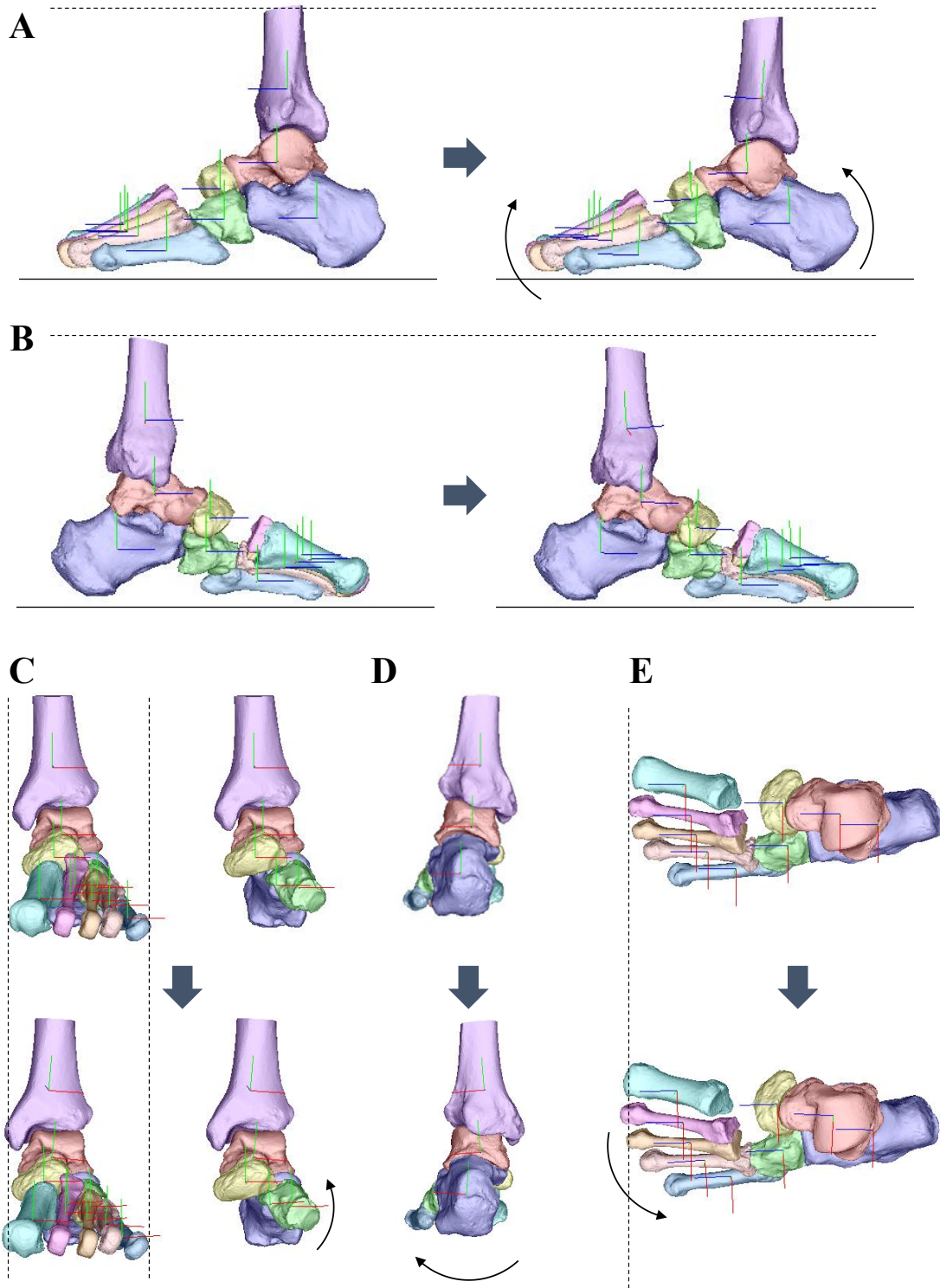


図 3-9 荷重による標本 2 の 3 次元骨格運動 (A : 外側, B : 内側, C : 前方, D : 後方, E : 上方)

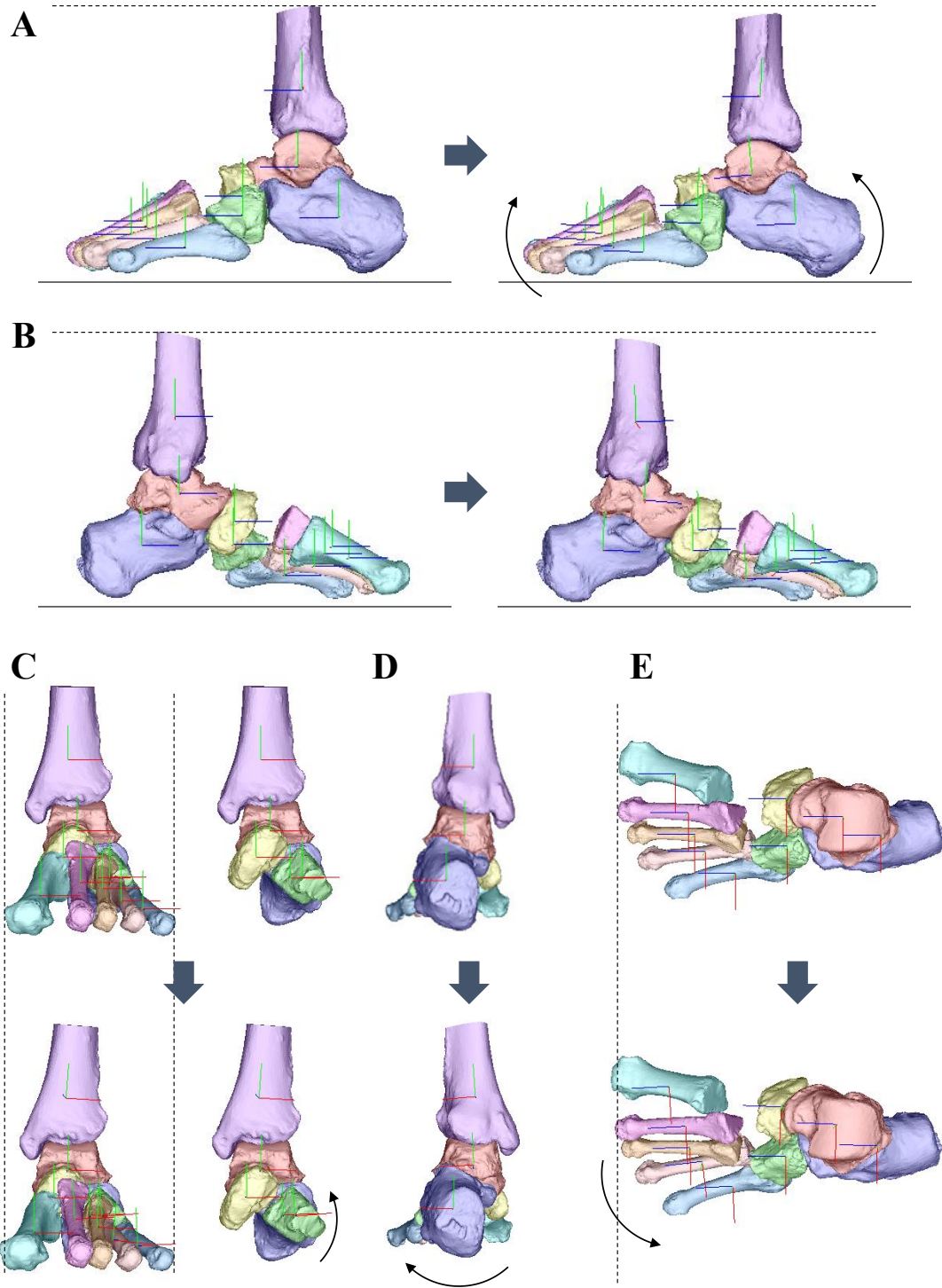


図 3-10 荷重による標本 3 の 3 次元骨格運動 (A : 外側, B : 内側, C : 前方, D : 後方, E : 上方)

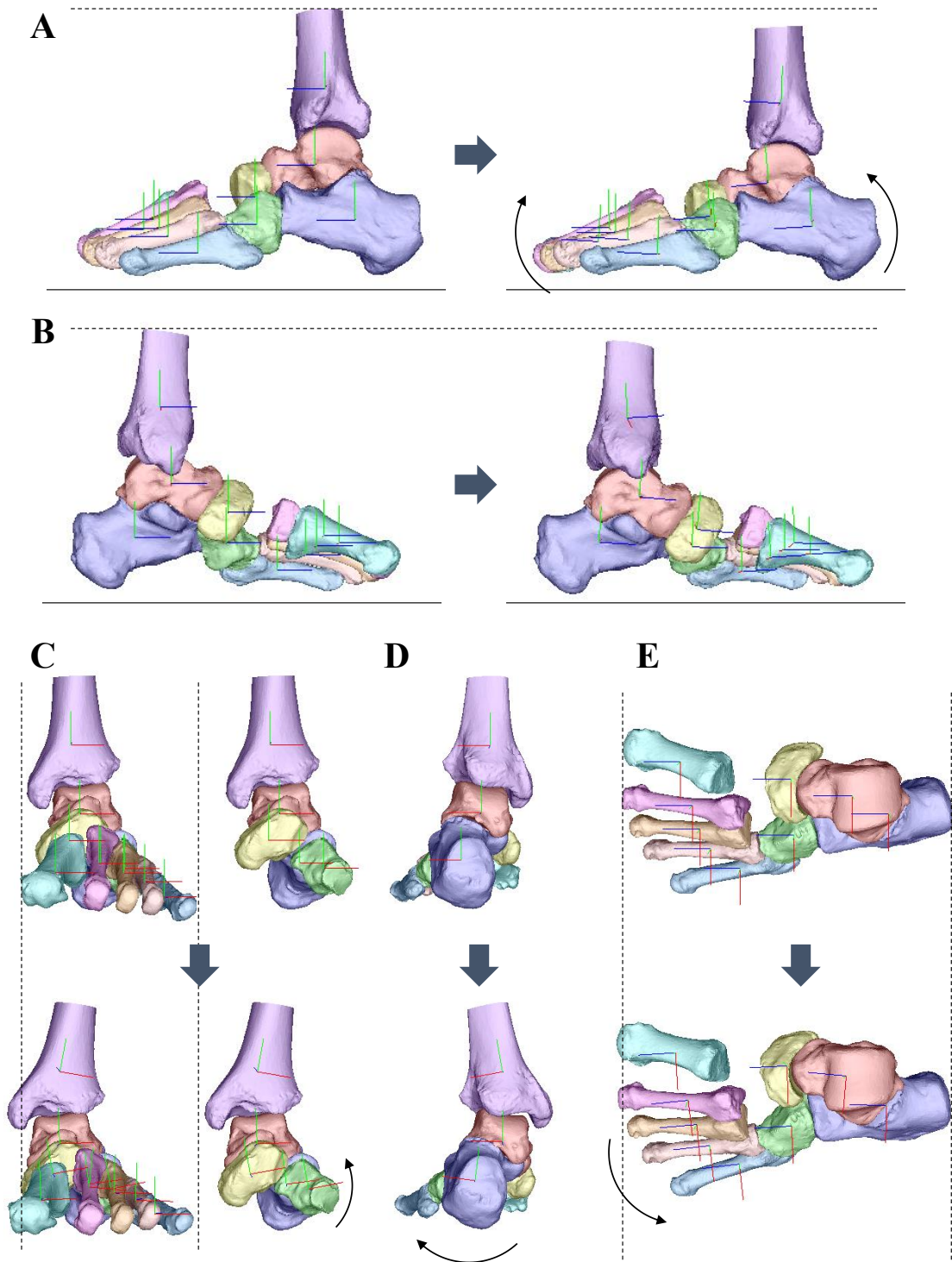


図 3-11 荷重による標本 4 の 3 次元骨格運動 (A : 外側, B : 内側, C : 前方, D : 後方, E : 上方)

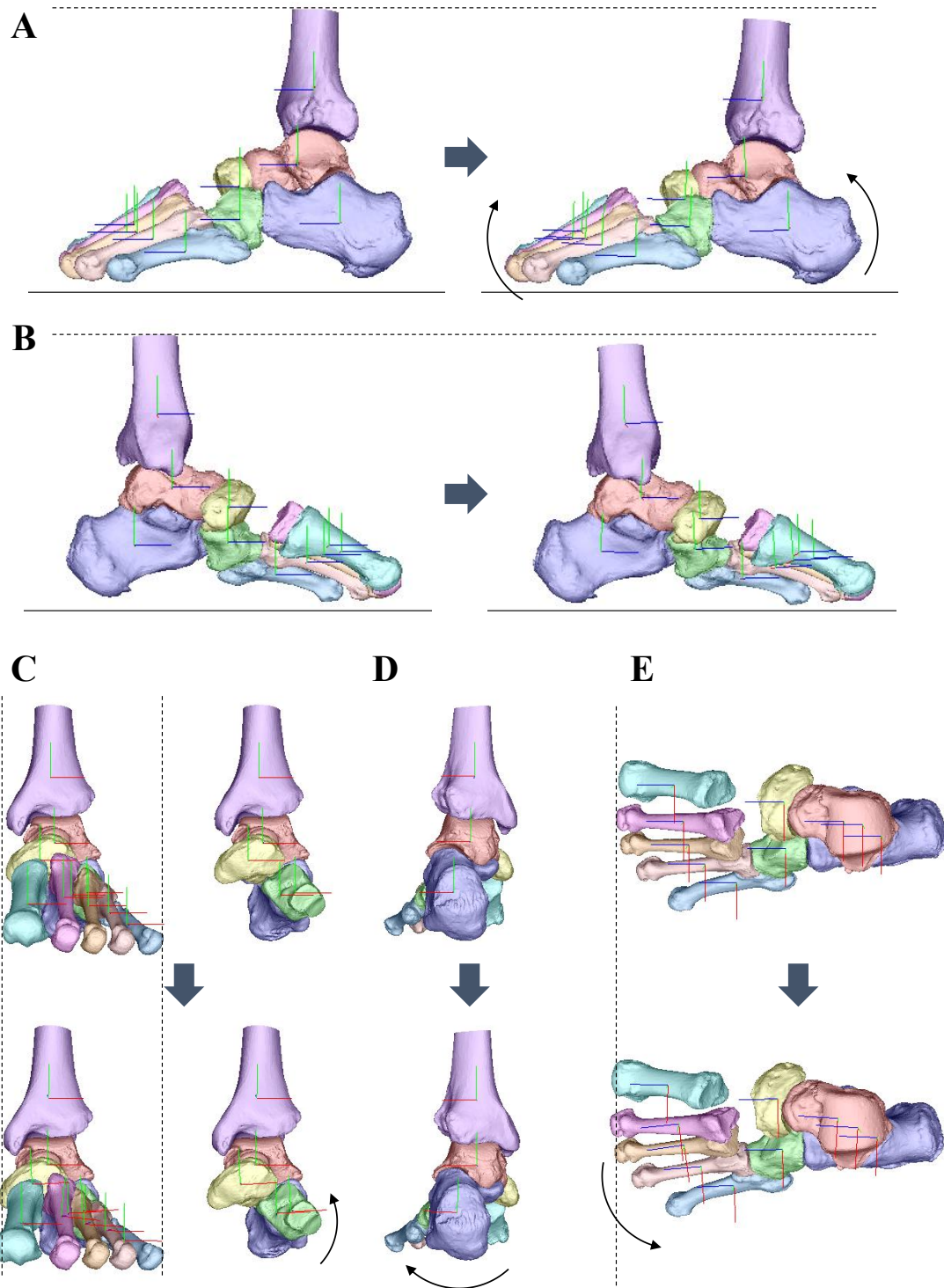


図 3-12 荷重による標本 5 の 3 次元骨格運動 (A : 外側, B : 内側, C : 前方, D : 後方, E : 上方)

図 3-13 に各骨の荷重時の重心変位を示す。グラフは荷重による 5 個体の平均の重心変位を示しており、エラーバーは標準偏差である。ここではシャフトのみの荷重がかかっている状態を 0N とした。まず足部の骨は荷重によって下方へと並進し、足部の縦アーチ構造は潰れる。足根骨に注目すると、下方への並進量は距骨・舟状骨が踵骨・立方骨のそれよりも相対的に大きく、中足骨も第一から第五中足骨へ向かうにつれて小さくなっていった。これは内側縦アーチがより大きく変形したことを示している。また、前額面内における運動に関しては、各骨は下方へと並進すると同時に内側方向に動いていた。中足骨は第一中足骨、また第二・第三中足骨の内側方向の並進が大きく、そのため前足部は足幅方向に広がっていた。また足根骨では鉛直方向と同様に、距骨および舟状骨がより内側方向に動いており、そのため立方骨と舟状骨の距離も荷重とともに増加していた。最後に前後方向に着目すると、全ての骨は前方へと並進しており、その大きさは後足部では踵骨・立方骨よりも距骨・舟状骨で大きく、前足部では第一中足骨が他の中足骨と比較して前方への並進量が相対的に大きかった。この結果から、内側縦アーチは潰れるだけでなく伸長するように変形していることがわかる。

図 3-14 には各骨の 3 次元絶対角度変化を示した。グラフは荷重による 5 個体の平均の絶対角度変化を示しており、エラーバーは標準偏差である。ここではシャフトのみの荷重がかかっている状態を 0N とした。まず後足部では距骨・踵骨・舟状骨が底屈し、前足部では中足骨が背屈していた。これは足部の縦アーチが潰れるように変形するためである。前額面内運動では、踵骨・舟状骨・立方骨がともに外反、脛骨は内反しており、踵立方関節を形成する踵骨と立方骨はともに外反運動することがわかった。中足骨では第二・第三・第四中足骨が内反している一方で、内側と外側に位置する第一・第五中足骨ではそのような運動が見られなかった。最後に横断面内の運動では、距骨・踵骨は内転、脛骨は内旋し、舟状骨・立方骨は外転していた。さらに遠位に位置する中足骨も同様に第一中足骨を除いて外転していた。つまり後足部は内転し、前足部は外転するように変形していた。

図 3-15 に足部の各関節における関節角度変化を示す。本実験では距骨下関節、距舟関節、踵立方関節、そして舟状骨に対する第一中足骨の相対角度変化を算出した。グラフは荷重による 5 個体の平均の関節角度変化を示しており、エラーバーは標準偏差である。ここではシャフトのみの荷重がかかっている状態を 0N とした。距骨下関節では踵骨の距骨に対する外反運動が主であったが、わずかに背屈・外転していた。また距舟関節と踵立方関節もともに外反・背屈・外転しており、基本的にこの 3 関節は静荷重条件下で同じ関節運動を伴うことがわかった。また、第一中足骨は舟状骨に対して大きく内反・背屈した。

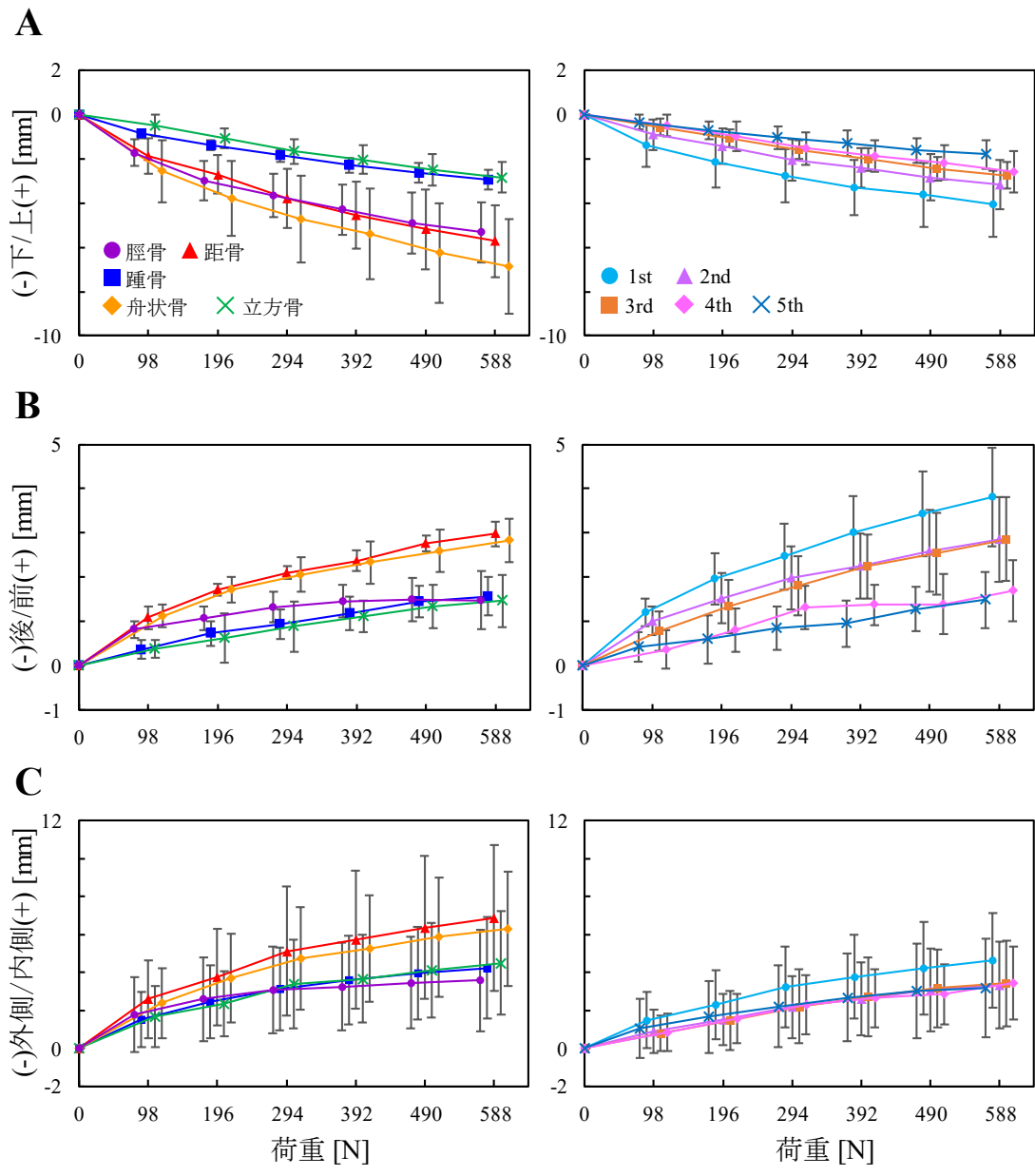


図 3-13 荷重による各骨の重心変位 (A : 上下方向, B : 前後方向, C : 内外側方向), 正方向は上・前・内側を表す. エラーバーは標準偏差.

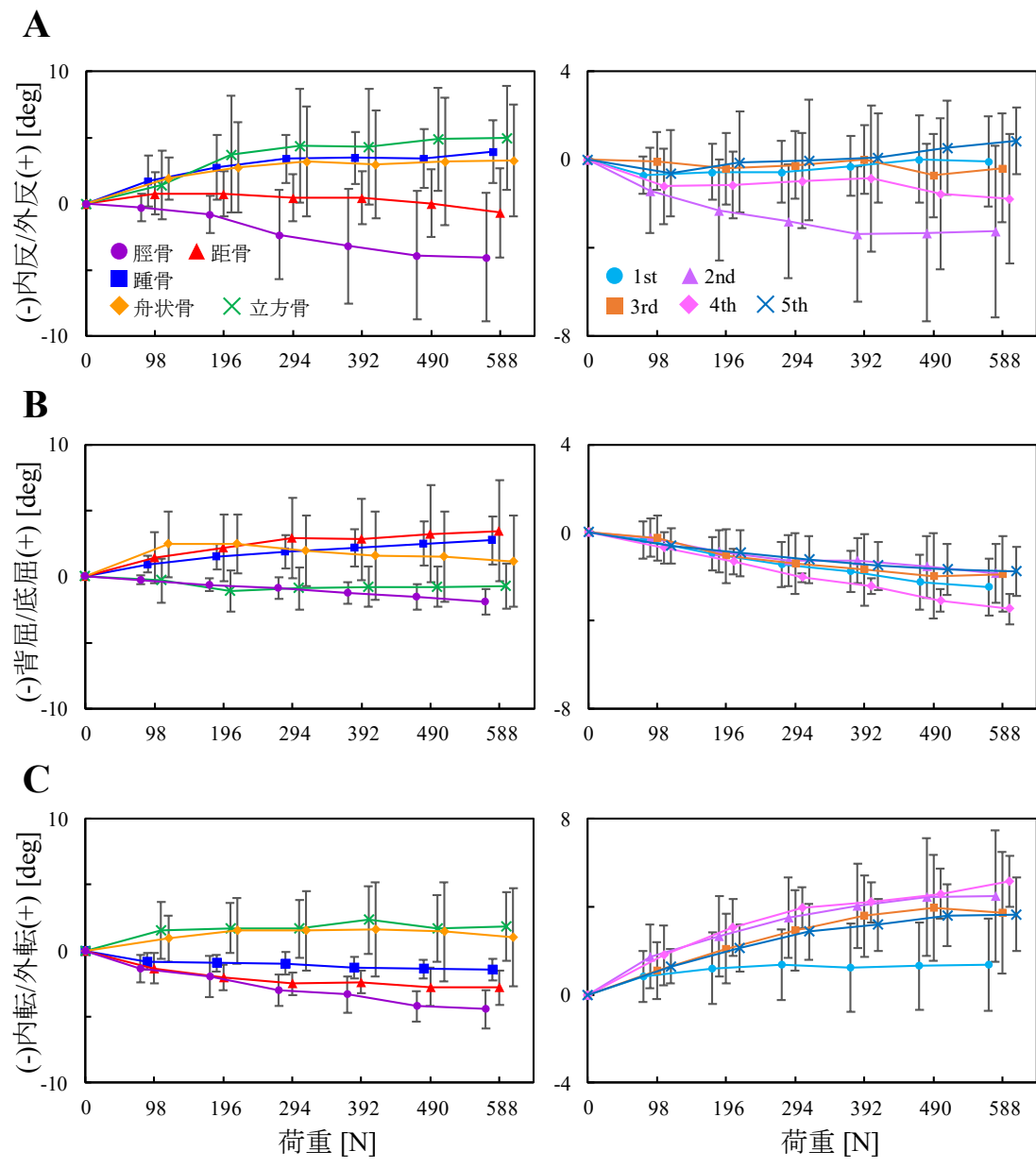


図 3-14 荷重による各骨の絶対角度変化 (A : 内外反, B : 底背屈, C : 内外転) , 正方向は外反・底屈・外転を表す。エラーバーは標準偏差。

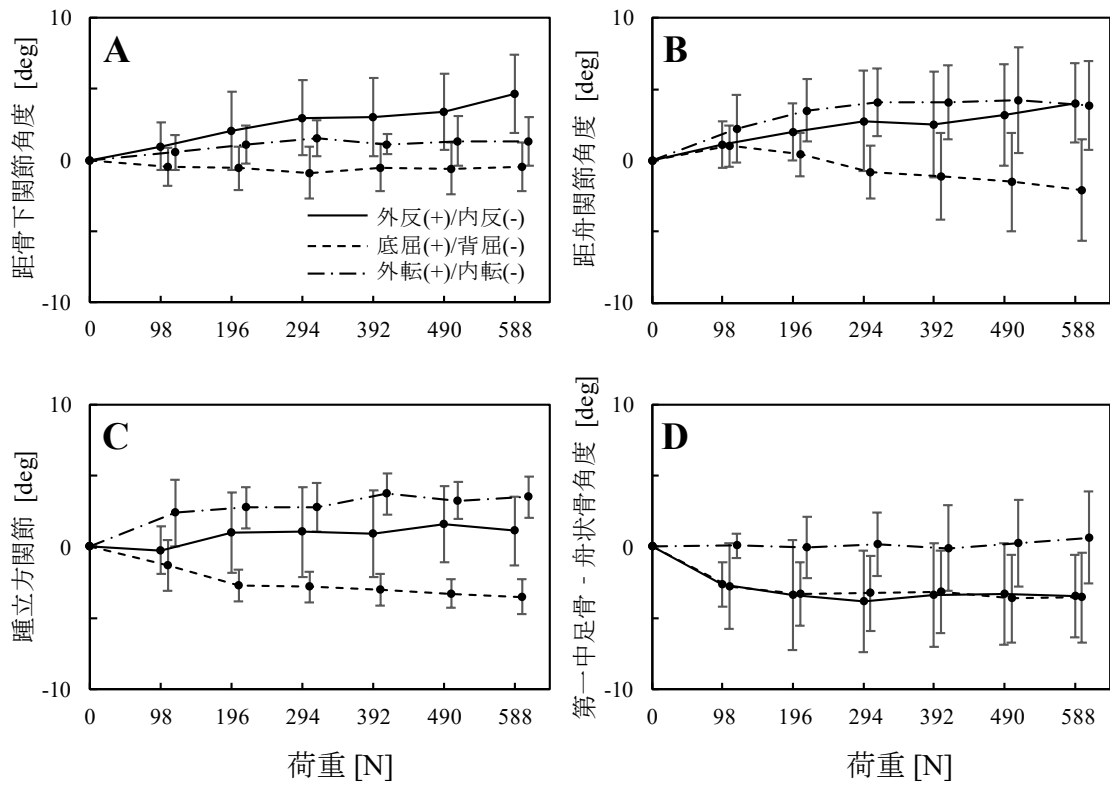


図 3-15 荷重による関節角度変化 (A : 距骨下関節, B : 距舟関節, C : 踵立方関節, D : 舟状骨に対する第一中足骨の角度), 正方向は外反・底屈・外転を表す. エラーバーは標準偏差.

3.4 考察

本研究では、静荷重条件下における足部全体の 3 次元挙動を詳細に計測することができた。これまでヒトの足部機能を明らかにするためや、足部疾患の評価をおこなう目的で屍体足を用いた荷重実験はいくつかおこなわれてきたが、足部全体の骨挙動を明らかにした例はない。一方で、生体足を用いた静荷重実験も近年いくつか取り組まれている。これらは CT 装置の中で荷重条件を再現して足部を撮影し、CT 断層画像から足部の 3 次元骨格形状を再構築することでその骨運動を定量化している (Kido et al., 2011, 2013; Zhang et al., 2013, 2015)。しかし、外在筋や内在筋の活動によって骨運動は変わることが予想され、生体足実験からヒト足部が持つ生得的な骨運動を理解することは難しい。そこで本研究では腱の牽引をおこなわない、屍体足荷重実験を通してヒト足部の形態機能を明らかにすることを試みた。

本研究の結果より、距骨下関節、距舟関節、踵立方関節はともに外反・背屈・外転していた。この結果は同じような屍体足実験をおこなった Kitaoka ら (1995) の結果と定性的に一致している。Kitaoka ら (1995) は、関節角度変化を一軸周りの回転運動 (helical axis) で記述することで定量化しており、本研究でも同様の方法で定量化をおこなった。その結果、helical axis 周りの回転角度と軸方向は、距骨下関節で $5.4 \pm 2.6^\circ$ (軸方向 $x=0.50, y=-0.39, z=0.50$)、距舟関節で $7.4 \pm 2.5^\circ$ (軸方向 $x=0.50, y=-0.39, z=0.50$)、舟状骨に対する第一中足骨は $6.2 \pm 3.3^\circ$ (軸方向 $x=-0.57, y=-0.52, z=0.02$) であった。先行研究の各関節角度変化は距骨下関節で $4.4 \pm 1.7^\circ$ (軸方向 $x=0.81, y=-0.38, z=0.40$)、距舟関節で $9.4 \pm 2.2^\circ$ (軸方向 $x=0.81, y=-0.37, z=0.42$)、舟状骨に対する第一中足骨は $7.2 \pm 1.5^\circ$ (軸方向 $x=-0.55, y=-0.82, z=0.03$) であり、ある程度一致していることがわかった。距骨下関節に関してはその他の屍体足実験 (Tochigi et al., 2000) でも報告がなされており、本研究の結果とよく一致した。関節運動のみならず、舟状骨の鉛直方向変位量や脛骨の内旋角度変化量もまた、先行研究と定量的に一致していた (Kitaoka et al., 1995; Hintermann et al., 1994)。

これらの関節角度変化の傾向は、歩行中に荷重を受けた際の骨運動とも比較が可能である。本研究で観察された足根骨運動は、屍体足を歩行シミュレータに取り付けて歩行中の骨運動を計測した研究 (Whittaker et al., 2011, Peeters et al., 2013, Okita et al., 2013) や、X 線を用いて生体足の歩行時の骨運動を計測した研究 (Wang et al., 2016) の計測結果と定性的に一致していた。ただし、Koo ら (2015) は距骨下関節が荷重を受けた際にわずかに内転すると報告しており、また Lundgren ら (2008) も距舟関節と踵立方関節がそれぞれ内転すると報告している。また、bone-pin を用いて歩行中の生体足の骨運動計測を試みた先行研究 (Lundgren et al., 2008, Nester, 2009) は、関節角度変化が被験者間で大きくばらつくことを報告しており、それぞれの足が持つ形態のばらつきや、歩行シミュレータのモータが生成する信号のばらつきが、ある程度足部の骨運動に影響している可能性がある。今後標本数を増やしていくことでより詳細な考察が可能となるだろう。

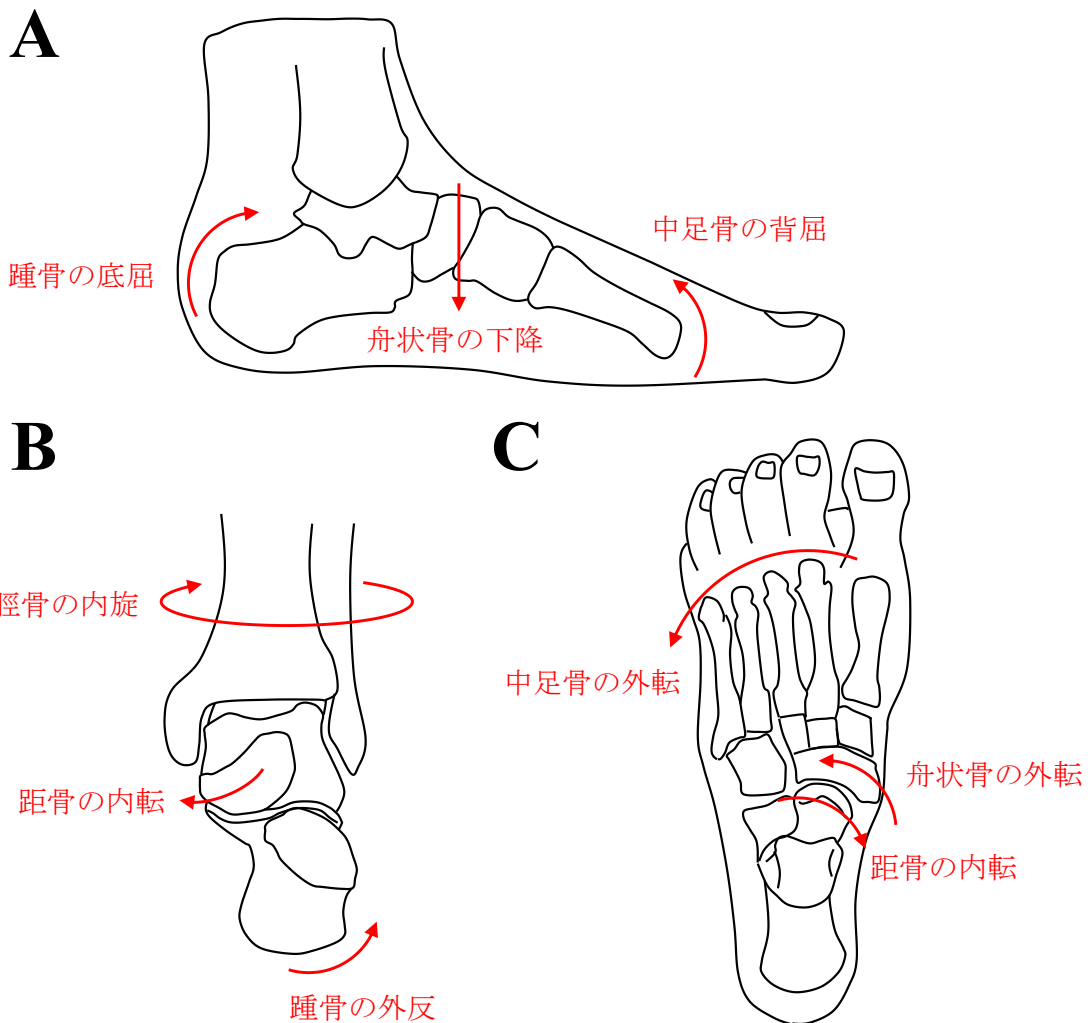


図 3-16 荷重による屍体足骨格構造の変形動態 (A：縦アーチ構造の変形，B：後足部の協調運動，C：後足部と前足部の協調運動)

図 3-16 に本計測で観察された特徴的な足部の変形動態を示す。まず，図 3-3～図 3-7 に示したように荷重の増加に伴い，足部の縦アーチは潰れ足長方向に伸長していた。本研究の結果から明らかになったことは，内側縦アーチおよび外側縦アーチで荷重下における変形傾向が異なるということである。具体的には，第一中足骨・舟状骨・距骨の並進運動によって，内側縦アーチがより下方方向に潰れ，より足長方向に伸長している一方で，踵骨や立方骨，第四・第五中足骨は相対的に並進運動が小さく，これらの骨で形成される外側縦アーチの変形も小さいことが予想された (図 3-13)。Fukano ら (2009) は，着地時の内側縦アーチおよび外側縦アーチの矢状面内運動を 1 方向の X 線透視システムを用いて定量化した。着地時には内側では骨の並進運動が主に生じているのに対し，外側では回転運動が生じており，各アーチが異なる変形傾向を持っていると報告している。本研究の結果では，前足部において第一中足骨に対して残りの中足骨は相対的に大きく外転運動していた (図 3-14)。このような

外転運動は距骨や舟状骨の内側方向への並進や、中足部の外転運動によって引き起こされていると考えられる (図 3-13, 図 3-14). また, 中足骨の外転運動は内側と外側の骨の並進運動のギャップを埋めるような運動であるかもしれない. 荷重下のヒト足部縦アーチ構造変形は効率的な二足歩行の生成にも寄与している. Ker ら (1987) は屍体足の押しつけ実験を通して, アーチ構造が潰れて足底腱膜を伸長させることで弾性エネルギーを蓄積し, 効率的な蹴り出しを実現していると述べている. 足底腱膜は踵骨結節から各足趾の基節骨へと伸びているが, 内側は第一中足骨の前方への並進によって, また外側では中足骨の外転運動によって足底腱膜を伸長させていると本研究の結果から考えられる. 実際に光学式マーカーを用いた歩行中の足部動態計測によれば, 立脚期前半で縦アーチ高の減少と前足部の外転が同時に生じている (Leardini et al., 2007; De Mits et al., 2012).

本研究の結果から, ヒト足部では静荷重下で踵骨が外反することで, 距骨は内側へ並進し内転することが示された. 踵骨の外反運動は, ヒトの歩行中 (McCulloch et al. 1993; Wilken et al., 2011; Shih et al., 2012) や走行中 (Nawoczinski et al., 1998; Stacoff et al., 2000) に実際に生じることが確認されている. 本研究が示すように, 距骨下関節面は踵骨の上面に位置し, 内側に広がっているために, 踵骨が外反するとその関節面が傾くことで距骨は内側方向へと滑り落ちるように運動する. さらに距骨は, 同時に距骨下関節面や距舟関節面の形状によって内転運動し, これと連動して脛骨もまた内旋していた. このような踵骨の外反と脛骨の内旋の協調運動は, すでにいくつかの先行研究で述べられている (Lapidus, 1963; Wright et al., 1964; Olerud and Rosendahl, 1987; Hintermann et al., 1994). しかし, 本研究はヒト後足部の協調運動を, 詳細かつ定量的に示した初の試みである. チンパンジーや他の類人猿足部は樹上生活に適応するために, 足部は下腿に対してより内反位となっており (Latimer et al., 1987), 歩行時の接地もより内反した姿勢で接地することが確認されている (Vereecke et al., 2003; Prang, 2015). よって今回確認された踵骨と脛骨の協調運動は, 安定した二足歩行を実現するための, ヒト足部の特徴的な形態機能の1つであることが考えられる.

本研究では, 足部縦アーチの変形に伴う中足骨の生得的な運動も定量化した. 前述した距骨の内転運動によって距骨頭が内側へと変位すると, その前方に位置する舟状骨とは距舟関節面の内側で接触するようになり, 第一中足骨が前方へと並進する一方で第二～第五中足骨は舟状骨とともに外転運動したと考えられる. このように本研究で述べた距骨の運動は, 遠位の中足骨の並進や外転運動を引き起こす要因であることを示した. また中足骨の外転運動は, 結果的に鉛直軸まわりの内旋モーメントを生成する要因になると考えられる. 歩行中にはヒト足部には立脚期前半で外旋モーメントが, 立脚期後半で内旋モーメントが働くことが知られている (Li et al., 2001; Almosnino et al., 2009; Collins et al., 2009). したがってヒト足部のモーメント生成機構は, 歩行中に足部に働くモーメントを打ち消したり, 生成したりする上で重要な機構である可能性がある.

また, 静荷重条件下における踵立方骨の内外反運動は相対的に小さく, 踵骨の外反とともに立方骨が外反することが明らかとなった. この結果から, ヒト足部の踵立方関節にロック

機構が備わっていることが示唆された。ヒト足部の立方骨は内側突起が発達しており、踵骨の内側面と適合的な関節面を形成している (Bojsen-Møller, 1976)。したがって、ヒト足部の踵立方関節は中足部の剛性が低い類人猿のそれと比較して構造的に拘束されている。しかしながら、実際にはヒト足部における中足部のロック機構は踵骨の距骨に対する内反運動によって引き起こされることが知られている (Elftman, 1960)。歩行時の蹴り出し姿勢において、ヒトの足部は硬い構造となり効果的な蹴り出しを生成することがこれまで示唆されてきた。しかし近年の研究では、この踵立方関節がこれまで考えられてきた以上に蹴り出し時において可動性が高いことも報告されている (Okita et al., 2013)。ヒト足部における中足部のロック機構の理解のためには、今後蹴り出し姿勢における足部の可動性を実験により明らかにしていく必要がある。さらに、チンパンジー足部で同様の計測をおこなうことで、対比的にヒト足部の踵立方関節の形態機能を明らかにすることが可能となるだろう (Greiner and Ball, 2014; Thompson et al., 2014)。

最後に、荷重の増加とともに第二中足骨は内反することがわかった。一方で第一中足骨は近位の舟状骨が大きく外反するのに対し、その内外反運動は小さかった。この結果は腱の牽引を伴わない屍体足実験の条件下では、内側中足関節の可動性が非常に高いことを示している。これまでの屍体足実験では、長腓骨筋の活動によって第一中足骨は外反し、それによって近位関節面の適合性は向上することで、前足部が安定することが報告されている (Johnson and Christensen, 1998; Perez et al., 2008)。しかし本研究で示したように、筋活動が不十分であると第一中足骨は外反せず、第二中足骨の可動性が高まることで内外反運動が生じた。第二中足骨の近位関節面は内側楔状骨と外側楔状骨に挟まれた構造を形成しており、基本的にはその内外反運動は拘束されるが、筋活動を伴わない屍体足実験においてはその可動性が高まり、第二中足骨の内反運動が生じたと考えられる。これは加齢に伴う長腓骨筋などの筋不全によって第二中足骨の拘束が弱まり、結果的に外反母趾のような足部疾患が生じることを示唆している。本研究では、楔状骨の3次元動態を計測することはできないが、このような中足骨の運動は足部疾患の発症メカニズムを理解する上でも非常に重要である。

以上の結果から、単純な静荷重条件においても、ヒト足部骨格構造は3次元かつ複雑に変形していることが示された。また、鉛直荷重を荷した際の変形特性を明らかにすることで、ヒト足部に内在する形態機能の一端を明らかにすることができた。ただし、本研究で得られた変形動態は必ずしも骨格構造の形態のみに起因しているわけではなく、周囲を包括する軟組織の変形特性も骨運動に影響を与えていることが予想される。しかし、モデルマッチング手法のみでは骨格動態以外の組織の運動を計測することはできないため、床面との力学的相互作用時に軟組織がどの程度その変形動態に寄与しているのかについて明らかにするためには、異なる方法論が必要となる。

4 章 3次元デジタル画像相関法を用いた 足部変形動態計測手法の構築

4.1 概要

3章では X 線透視画像とモデルマッチング手法を用いて骨格動態を詳細に定量化することを試みた。X 線透視画像は、骨の動態を直接的かつ詳細に理解する上で非常に有用な方法論であるが、その周囲の軟組織の運動や足部全体の変形動態への寄与を理解することはできない。

足部の体表面動態は、光学式マーカーを足部体表面に包括的に配置することで定量化する試みがなされているが（西浜ら, 2012）、マーカーのサイズや計測対象物の空間的制約によって分解能が低いことや、足裏の動態計測に適用できないことなどが問題として挙げられる。そのため、運動中の足部体表面の詳細な伸縮動態を理解するためには、非接触かつ高い分解能でそれを計測できる方法論が必要である。

そこで本研究では、3次元デジタル画像相関法（Sutton et al., 2009）を用いて足部体表面の伸縮動態を計測することを試みた。デジタル画像相関法は、計測物表面の変位・ひずみ分布やその方向を非接触で計測する手法で、構造物のひずみ計測に用いられている。近年、腱（Luyckx et al., 2014）、骨（Dickinson et al., 2011）、軟組織（Moerman et al., 2009）、動脈（Zhang and Arola, 2004）などの生体材料にも適用され、生体材料の物性計測に用いられている。しかし、運動中の3次元身体表面のひずみ分布の計測に適用した試みは、現在まで存在しない。本研究ではこの3次元デジタル画像相関法を足部体表面計測に適用し、ヒト二足歩行中の足部外側面・内側面、そして足裏の3次元変形を計測するための手法を構築した。

4.2 3次元デジタル画像相関法

4.2.1 デジタル画像相関法の概要

図 4-1 に3次元デジタル画像相関法の概要を示す。デジタル画像相関法は、計測物表面に塗付した斑模様の変形を、デジタル画像として撮影し、そのランダムな斑模様パターンを画像相関に基づいて追跡することで、計測対象の変形を求める光学的手法である。デジタル画像相関法と、複数台のハイスピードカメラによる三角測量法を組み合わせることで、撮影した足部の3次元形状と足部皮膚表面の主ひずみ分布の時間変化を算出することが可能となる。

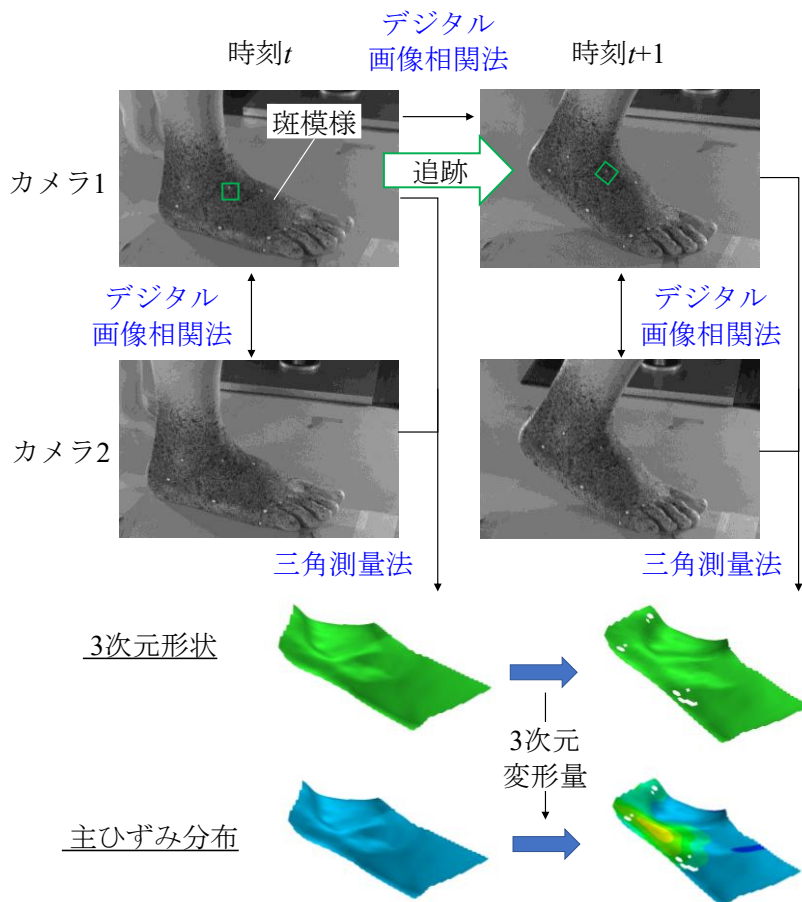


図 4-1 3次元デジタル画像相関法の概要

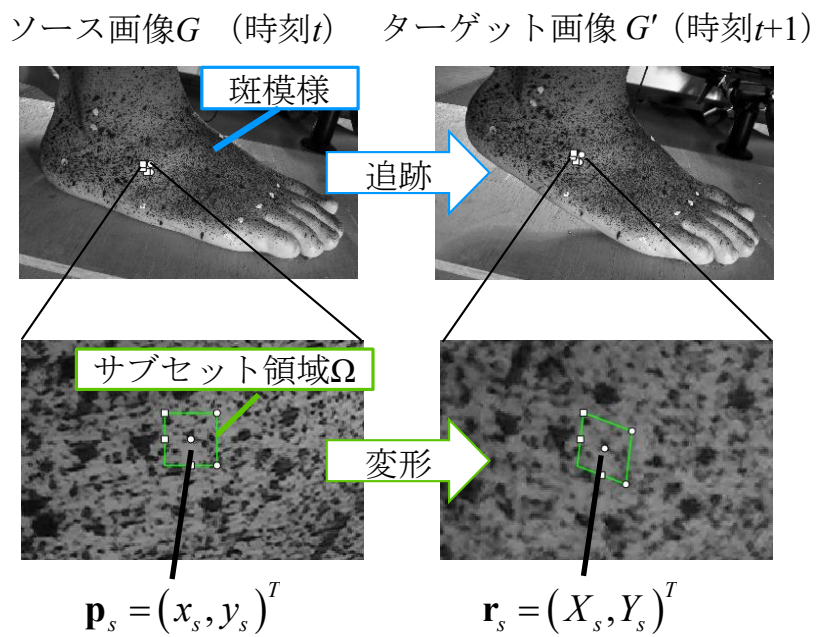


図 4-2 デジタル画像相関法による斑模様のトラッキング

4.2.2 デジタル画像相関法の原理

デジタル画像相関法の概要を図 4-2 に示す。時刻 t のときの画像（ソース画像 G ）のサブセット領域 Ω が時刻 $t+1$ のときの画像（ターゲット画像 G' ）上でどこに来るか追跡する問題を考える。ソース画像 F とターゲット画像 G 間の斑模様の動きに注目すると、探索領域内の画像は純粋な並進だけでなく、回転と変形を伴っている。ソース画像 G のサブセット領域 Ω 内の注目ピクセル座標を $\mathbf{p}_s = (x_s, y_s)^T$ 、ターゲット画像 G のピクセル座標を $\mathbf{r}_s = (X_s, Y_s)^T$ とすると、サブセット領域の変形は以下のように表すことができる。

$$\mathbf{r}_s(\mathbf{p}_s, \mathbf{h}) = \begin{bmatrix} h_0 \\ h_1 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 1+h_2 & h_3 \\ h_4 & h_5 \end{bmatrix} \mathbf{p}_s \quad (4-1)$$

$$\mathbf{h} = (h_0, h_1, h_2, h_3, h_4, h_5)^T$$

ここで \mathbf{h} はアフィン変換のパラメータのベクトルである。このようにサブセットは並進、回転、変形を表すアフィン変換として記述することができる。したがって、サブセット領域 Ω の対応は、 \mathbf{h} を探索変数とした以下の最小化問題を解くことによって求めることができる。

$$\sum_{\Omega} (G(\mathbf{p}_s) - G'(\mathbf{r}_s(\mathbf{p}_s, \mathbf{h})))^2 \rightarrow \min \quad (4-2)$$

ここで $G(\mathbf{p}_s)$ 、 $G'(\mathbf{r}_s)$ は座標 \mathbf{p}_s 、 \mathbf{r}_s における輝度値である。すなわち、(4-2) 式は輝度値の差を最小化する対応関係を求めている。しかし、実際の計測環境では照明の変化、足部の向きの変化、カメラの姿勢などからその輝度値が各画像間で異なる。明るさの局所的な変化によって画像が異なる場合でも追跡できるように、実際には以下の評価関数が用いられている。

$$I_{DIC}(\mathbf{h}) = \sum_{\Omega} \left| \frac{G(\mathbf{p}_s) - \bar{G}}{\sqrt{\sum_{\Omega} [G(\mathbf{p}_s) - \bar{G}]^2}} - \frac{G'(\mathbf{r}_s) - \bar{G}'}{\sqrt{\sum_{\Omega} [G'(\mathbf{r}_s) - \bar{G}']^2}} \right| \rightarrow \min \quad (4-3)$$

ここで \bar{G} と \bar{G}' はそれぞれ各画像のサブセット領域内における平均輝度値、各項の分母は輝度値の標準偏差を表している。すなわち輝度値から平均値を引き、標準偏差で除して正規化をおこなうことで、画像間の明るさとコントラストの違いによる影響をなくしている。(4-3) 式の最適化計算を、足部領域全体に対しておこなうことで、対象物の各点の時間変化を追従することが可能となる。

4.2.3 3次元への拡張

計測対象物表面上の点 \mathbf{P} まわりの微小領域 A について考える。世界座標系における領域 A 上の点の位置ベクトル $\mathbf{p} = (x, y, z)^T$ と、カメラ座標系の投影面に投影された座標 $\mathbf{p}_s = (x_s, y_s)^T$ の関係は以下の式で表される。

$$\alpha_{DIC} \begin{Bmatrix} x_s \\ y_s \\ 1 \end{Bmatrix} = \Lambda \begin{Bmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{Bmatrix} \quad (4-4)$$

α_{DIC} はスケール係数、 Λ は 3×4 の変換行列である。ここで世界座標系を点 \mathbf{P} を原点としてその点の接面上に定義すると、法線方向の値はゼロとなるため、(4-4) 式は (4-5) 式のように記述できる。

$$\alpha_{DIC} \begin{Bmatrix} x_s \\ y_s \\ 1 \end{Bmatrix} = \mathbf{H} \begin{Bmatrix} x \\ y \\ 1 \end{Bmatrix} \quad (4-5)$$

ここで \mathbf{H} は平面から平面への射影変換をおこなう 3×3 の行列である。図 4-3 に示すようにカメラが 2 台あるとき、次式はそれぞれカメラについてたてることができる。

$$\begin{aligned} {}^1\alpha_{DIC} {}^1\mathbf{p}_s &= \mathbf{H}_1 \mathbf{p} \\ {}^2\alpha_{DIC} {}^2\mathbf{p}_s &= \mathbf{H}_2 \mathbf{p} \end{aligned} \quad (4-6)$$

ここで \mathbf{H}_1 、 \mathbf{H}_2 はそれぞれカメラ 1、2 の射影変換行列である。したがって、カメラ間の対応点の関係は射影変換行列 \mathbf{H}_{12} を用いて以下のように表される。

$$\alpha_{DIC} {}^1\mathbf{p}_s = \mathbf{H}_1 \mathbf{H}_2^{-1} {}^2\mathbf{p}_s = \mathbf{H}_{12} {}^2\mathbf{p}_s \quad (4-7)$$

よってカメラ 1、2 で撮影されたデジタル画像内の対応点 ${}^1\mathbf{p}_s$ 、 ${}^2\mathbf{p}_s$ の関係は、以下のように記述できる。

$$\begin{aligned} {}^2\mathbf{p}_s ({}^1\mathbf{p}_s, \mathbf{h}') &= \begin{Bmatrix} \frac{H_{11} {}^1x_s + H_{12} {}^1y_s + H_{13}}{H_{31} {}^1x_s + H_{32} {}^1y_s + 1} \\ \frac{H_{21} {}^1x_s + H_{22} {}^1y_s + H_{23}}{H_{31} {}^1x_s + H_{32} {}^1y_s + 1} \end{Bmatrix} \\ {}^1\mathbf{p}_s &= ({}^1x_s, {}^1y_s)^T \\ \mathbf{h}' &= (H_{11}, H_{12}, H_{13}, H_{21}, H_{22}, H_{23}, H_{31}, H_{32})^T \end{aligned} \quad (4-8)$$

ここで $H_{11} \sim H_{32}$ はカメラ 2 からカメラ 1 への射影変換行列の要素であり、射影変換行列は定数倍してもその変換結果が変わらないため、 $H_{33} = 1$ となるように標準化されている。異なるカメラで撮影されたデジタル画像間の斑模様の対応関係は、(4-3) 式の \mathbf{h} および \mathbf{p}_s を \mathbf{h}' と ${}^1\mathbf{p}_s$ に置き換えた最適化計算により算出することができる。そして、同時に撮影された 2

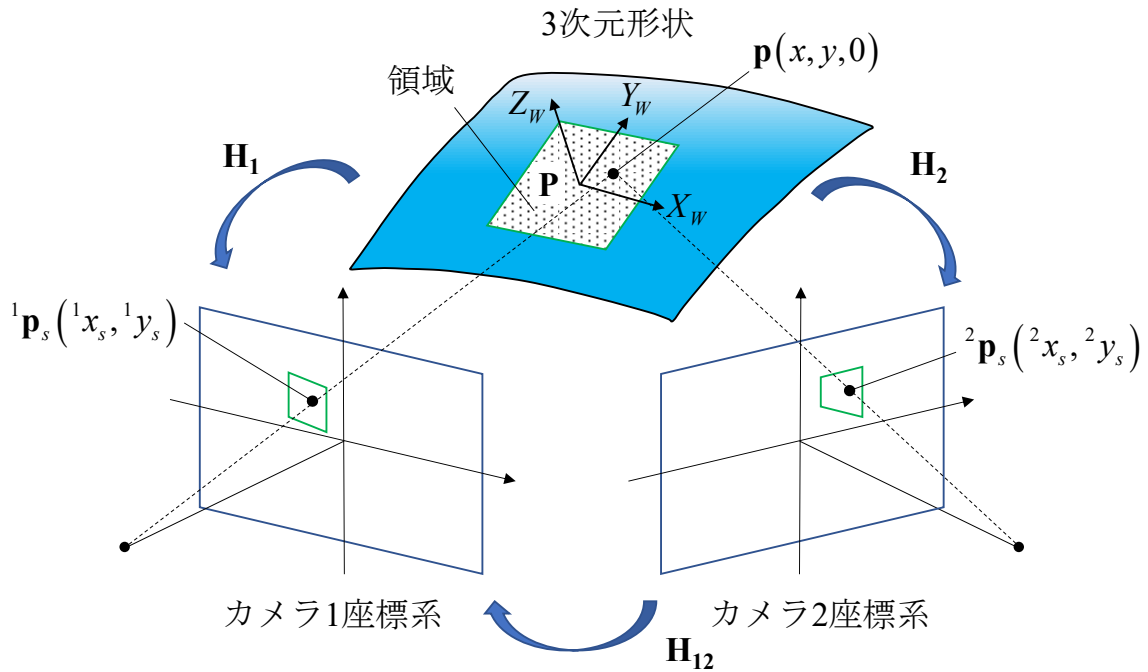


図 4-3 2 台のカメラによる対応点の決定方法

つのデジタル画像内の対応点座標と三角測量法を用いることで、対象物表面全体の 3 次元座標を求めることが可能となる。

4.2.4 足部体表面上の主ひずみの算出

図 4-4 のように、微小領域 A に定義された座標系の点の座標を $\mathbf{p} = (x, y)^T$ ，変形後の座標を $\mathbf{r} = (X, Y)^T$ とすると、その関係は変位ベクトル \mathbf{d}_p を用いて以下の式のように表せる。

$$\mathbf{r} = \mathbf{p} + \mathbf{d}_p \quad (4-9)$$

このとき微小な線素ベクトルの変化は以下ようになる。

$$d\mathbf{r} = \mathbf{F}d\mathbf{p}$$

$$\mathbf{F} = \begin{pmatrix} \frac{\partial X}{\partial x} & \frac{\partial X}{\partial y} \\ \frac{\partial Y}{\partial x} & \frac{\partial Y}{\partial y} \end{pmatrix} \quad (4-10)$$

ここで \mathbf{F} は変形勾配テンソルと呼ばれ、点近傍の局所的な変形を表している。剛体変位の影響を除くために、変形前の微小距離と変形後の微小距離の自乗の差を考えると (4-11) 式が得られる。

$$\begin{aligned}
 d\mathbf{r} \cdot d\mathbf{r} - d\mathbf{p} \cdot d\mathbf{p} &= 2d\mathbf{p} \cdot \mathbf{E} \cdot d\mathbf{p} \\
 \mathbf{E} &= \frac{1}{2}(\mathbf{C} - \mathbf{I}) \\
 \mathbf{C} &= \mathbf{F}^T \mathbf{F}
 \end{aligned}
 \tag{4-11}$$

ここで得られる \mathbf{E} はラグランジュのひずみテンソルと呼ばれ、 \mathbf{I} は単位行列である。剛体変位のみが生じている場合、(4-11) 式において $d\mathbf{r} \cdot d\mathbf{r} - d\mathbf{p} \cdot d\mathbf{p} = 0$ となるため、変形の指標としてこのひずみテンソル \mathbf{E} を用いることが可能となる。ここで求められるひずみテンソル \mathbf{E} は、 2×2 の平面内のひずみとして計算される。具体的には微小領域 A において、領域内の点 \mathbf{p} のラグランジュひずみテンソルの $E_{11} \sim E_{22}$ を求め、主ひずみを計算する。この微小領域におけるひずみ計算を足部全体に対しておこなうことで、足部体表面上の主ひずみ分布が求められる。

以上より、各カメラの斑模様に対応を算出して、主ひずみ分布の時間変化を算出することが可能となる。また、微小領域内の点 \mathbf{p} のラグランジュひずみテンソルは 2×2 であるため、2方向の主ひずみが算出されることになる。本研究では、伸長を正、収縮を負とした際により伸長を示している主ひずみを最大主ひずみ、もう一方を最小主ひずみとして算出した。

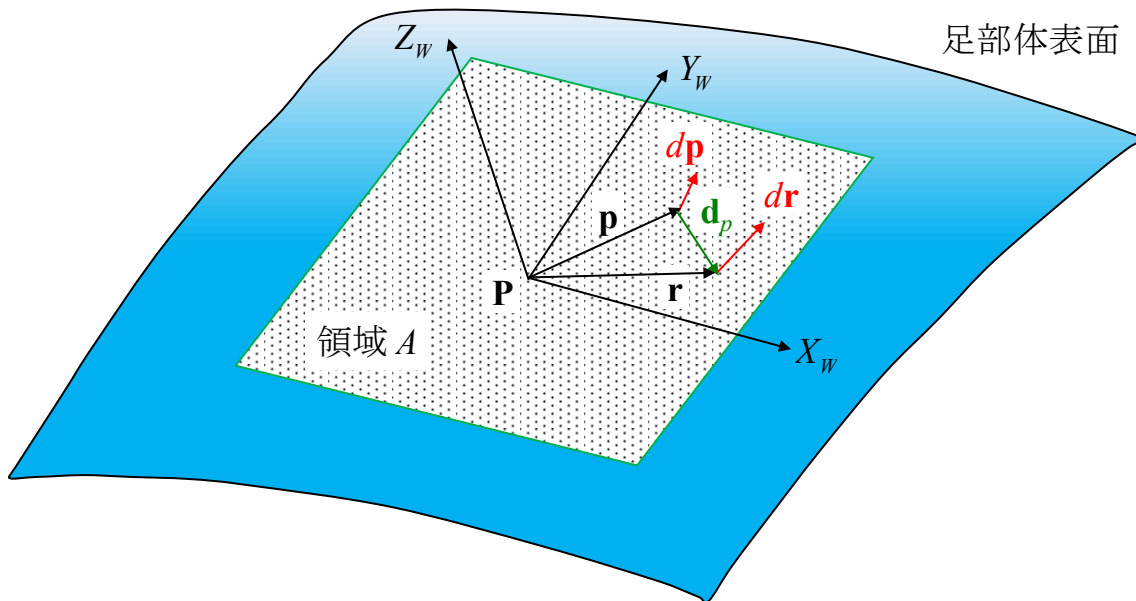


図 4-4 足部体表面上の微小線素ベクトルの変化

4.3 歩行時の3次元足部動態計測手法

4.3.1 内外側面の計測におけるカメラ配置

図 4-5 に足部内外側面計測時の計測条件を示す。内側面および外側面にそれぞれ 2 台ずつ、計 4 台の同期したハイスピードカメラ (MEMRECAM GX-3, Q1m, Nac Image Technology) を配置し、歩行中の右足内外側面を計測した。足部背外側面は床面に対して前額面内で大きく傾きような形状をしているため、外側面用カメラ (MEMRECAM Q1m) を三脚に載せて見下ろすようにカメラを配置した。一方内側面は床面に対して傾きがほとんどないため、床面近くに内側面用カメラ (MEMRECAM GX-3) を配置するようにした。シャッタースピードは 1/2000 秒、f 値は各カメラでセンサが異なるため、外側面用カメラ (MEMRECAM Q1m) で 4.0、内側面用カメラ (MEMRECAM GX-3) で 8.0 とした。また撮影周波数は 1000 Hz とした。

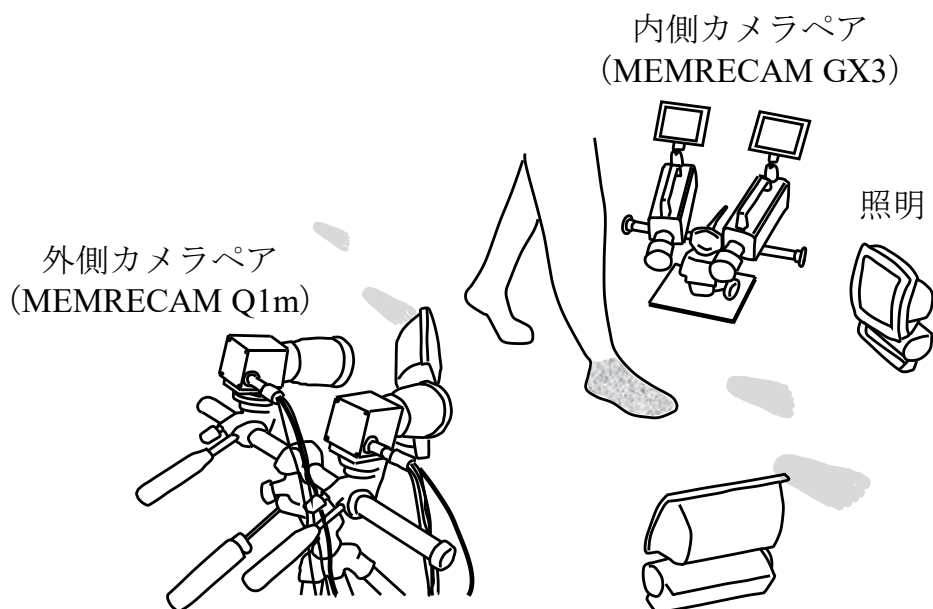


図 4-5 足部内外側面計測のための計測環境

4.3.2 背外側面・足裏の計測におけるカメラ配置

図 4-6 に足部背外側面・足裏計測時の計測条件を示す。まず歩行中の足裏動態を撮影するために、高さ 150 mm、全長 5 m の歩行路の中央にガラス板 (0.2 × 0.38 × 0.01 m) を埋め込み、その下に 45° に傾斜させた光学鏡を配置した。図 4-6 に示すように、ハイスピードカメラ 2 台 (MEMRECAM Q1m) を光学鏡を映すように床面に配置することで、反射を用いて歩行中の足裏動態を撮影することが可能となる。また他の 2 台 (MEMRECAM GX-3) を歩行路と同じ高さに配置することで、足部背外側面を計測した。シャッタースピードは 1/2000 秒、f 値は各カメラでセンサが異なるため、足裏用カメラ (MEMRECAM Q1m) で 2.8、外側面用カメラ (MEMRECAM GX-3) で 4.0 とした。また撮影周波数は 1000 Hz である。

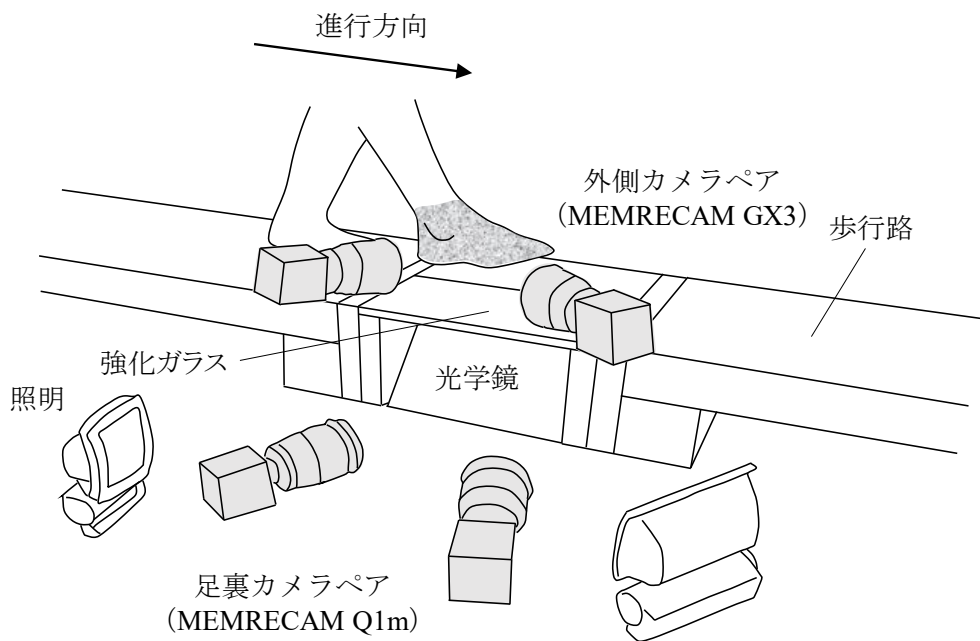


図 4-6 足部背外側面・足裏計測のための計測環境

4.3.3 解析手法

4.3.3.1 キャリブレーション

2章で説明した2方向X線透視システムを用いた3次元運動計測と同様に、ハイスピードカメラを用いて3次元動態を計測するためには、既知の世界座標系上の座標とカメラ座標系上の座標の対応を求める必要がある。本システムでは図4-7に示すキャリブレーションボードを用いて世界座標系を定義した。このキャリブレーションボードは黒点が18 mm間隔で並んでおり、そのうち3点は中心が白い黒点となっており、この3点によって世界座標系を定義する。具体的には世界座標系のX軸方向を歩行時の進行方向、Z軸方向（キャリブレーションボード上のX軸とY軸の外積によって求まる方向）を鉛直上向き方向となるようにキャリブレーションボードを計測空間の中央に配置し、4台のハイスピードカメラで同期撮影した。また、計測空間全体のキャリブレーションをおこなうために、図4-8で示すような計15姿勢でキャリブレーションボードを撮影した。

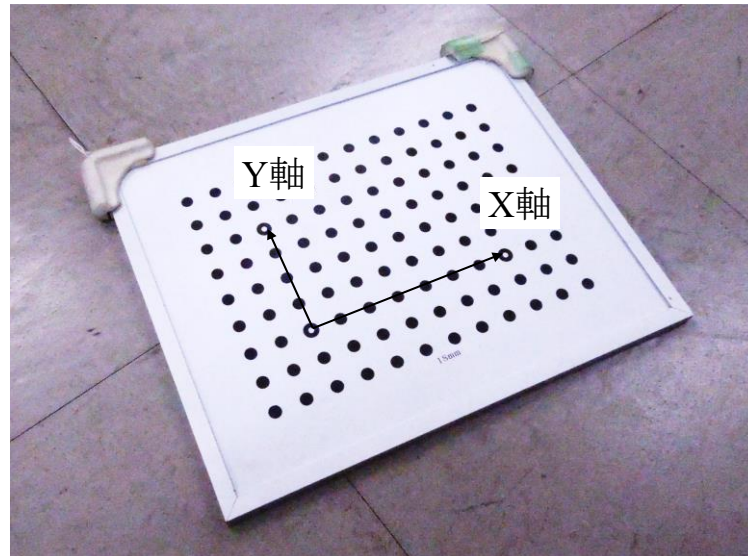


図4-7 キャリブレーションボード

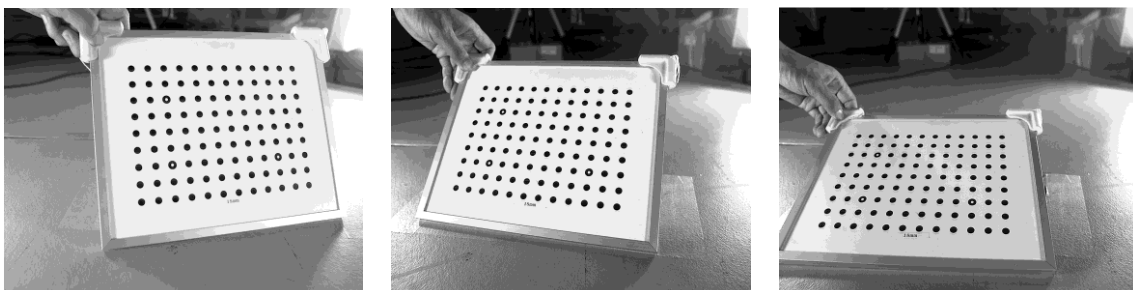


図4-8 キャリブレーションボード撮影画像

世界座標系における点の3次元座標 $\mathbf{p} = (x, y, z)^T$ は、(4-4) 式によってカメラ座標系の投影面に投影された座標 $\mathbf{p}_s = (x_s, y_s)^T$ に変換される。しかし、実際にはレンズの歪曲収差によって、投影される点は以下のように歪んだ投影面上の点 $\mathbf{p}_s^d = (x_s^d, y_s^d)^T$ として得られる。

$$\begin{aligned} x_s^d(\mathbf{v}_{DIC}, \mathbf{p}) &= x_s + (\kappa_1 \rho + \kappa_2 \rho^2 + \kappa_3 \rho^3)(x_s - x_s^0) \\ y_s^d(\mathbf{v}_{DIC}, \mathbf{p}) &= y_s + (\kappa_1 \rho + \kappa_2 \rho^2 + \kappa_3 \rho^3)(y_s - y_s^0) \\ \rho &= \sqrt{(x_s - x_s^0)^2 + (y_s - y_s^0)^2} \end{aligned} \quad (4-12)$$

ここで $(x_s^0, y_s^0)^T$ は投影面中心の座標、 $\kappa_1 \sim \kappa_3$ は収差係数である。また、キャリブレーションボード上の N_c 点の黒点の位置に基づき、キャリブレーションをおこなう際には以下の最適化計算に基づいてカメラパラメータを最適化した。

$$\begin{aligned} C_{DIC}(\mathbf{v}_{DIC}) &= \sum_{n_c=1}^{N_c} \left(\left({}^1x_{sn_c} - {}^1x_{sn_c}^d(\mathbf{v}_{DIC}, \mathbf{p}_{n_c}) \right)^2 + \left({}^1y_{sn_c} - {}^1y_{sn_c}^d(\mathbf{v}_{DIC}, \mathbf{p}_{n_c}) \right)^2 \right) \\ &+ \sum_{n_c=1}^{N_c} \left(\left({}^2x_{sn_c} - {}^2x_{sn_c}^d(\mathbf{v}_{DIC}, \mathbf{p}_{n_c}) \right)^2 + \left({}^2y_{sn_c} - {}^2y_{sn_c}^d(\mathbf{v}_{DIC}, \mathbf{p}_{n_c}) \right)^2 \right) \rightarrow \min \\ \mathbf{v}_{DIC} &= \{ \{ \mathbf{Int} \}, \{ \mathbf{Ext} \}, \{ \mathbf{Pos} \} \}^T \\ \mathbf{Int} &= \{ \{ x_s^0, y_s^0, f_x, f_y, \kappa_1, \kappa_2, \kappa_3 \}_1, \{ x_s^0, y_s^0, f_x, f_y, \kappa_1, \kappa_2, \kappa_3 \}_2, \\ &\quad \{ d_x, d_y, d_z, \theta_x, \theta_y, \theta_z \}_{1-2} \} \\ \mathbf{Ext} &= \{ d_x, d_y, d_z, \theta_x, \theta_y, \theta_z \} \\ \mathbf{Pos} &= \{ \{ x, y, z \}_1 \cdots \{ x, y, z \}_{N_c} \} \end{aligned} \quad (4-13)$$

ここで x_{sn_c} , y_{sn_c} はカメラ1および2の投影面上の黒点座標であり、 $x_{sn_c}^d$, $y_{sn_c}^d$ はカメラパラメータ \mathbf{v}_{DIC} と黒点の3次元座標 \mathbf{p} によって求められる歪みを考慮した投影面上の黒点座標である。左上の添え字はカメラ番号を示している。カメラパラメータ \mathbf{v}_{DIC} には各カメラの投影面中心座標、ピクセル単位で表される焦点距離、収差係数、カメラ1とカメラ2の相対位置および角度を含む内部パラメータベクトル \mathbf{Int} と、キャリブレーションボードとカメラ座標の相対位置および相対角度を含む外部パラメータベクトル \mathbf{Ext} 、そしてキャリブレーションボード上の標点位置 \mathbf{Pos} が含まれている。15個の姿勢で、(4-13) 式によって定義される関数 C_{DIC} を最小化することで、カメラパラメータを最適化した。

4.3.3.2 足部体表面の主ひずみ分布の解析

図4-9に主ひずみ分布の解析の流れを示す。撮影したデジタル画像は、3次元デジタル画像相関法ソフトウェア VIC-3D (Correlated Solutions, Columbia, South Carolina, USA) に取り込み、立脚期における足部表面の形状変化と主ひずみの大きさと方向の分布の時間変化を算出した。ハイスピードカメラで足部動態およびキャリブレーションボードを撮影した後、それらのビデオデータを連続した tiff 画像として出力した。ヒト歩行中の立脚期時間はおよそ 0.6~0.7 秒であるため、歩行中の足部動態データに関しては各カメラにつき約 700 枚

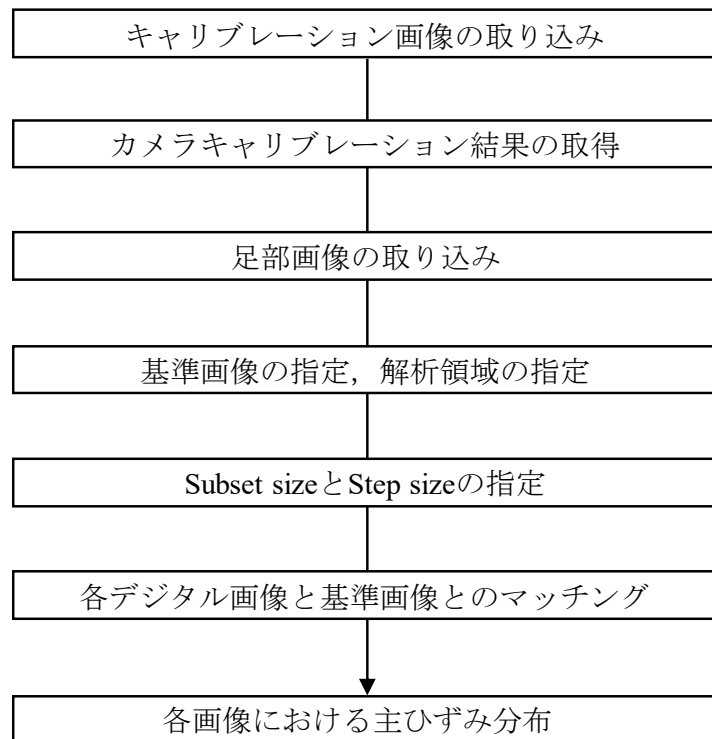


図 4-9 主ひずみ分布の解析の流れ

の tiff 画像が出力されることになる。次にキャリブレーションボードを撮影した画像を用いてカメラパラメータを推定した。そして 2 台のハイスピードカメラで撮影した歩行中の足部体表面画像を読み込み、基準形状とする画像を選択した。そして基準形状とする画像内で解析領域をマニュアルで指定し、解析領域内の斑模様をデジタル画像相関法に基づいて追跡することで、足部体表面に配置された計測点の 3 次元座標の時間変化を算出した。ここで指定すべきパラメータは 4.2 節で説明したサブセット領域のサイズ (サブセットサイズ) と、再構築される点群の間隔 (ステップサイズ) である。サブセットサイズはデジタル画像内の斑模様のサイズに応じて決定する必要がある。デジタル画像相関法は局所領域における斑模様の類似度を評価するため、斑模様の大きさに対して著しくサブセットサイズが小さいと、その斑模様を判別することが困難となる。またステップサイズは、計算時間やひずみ計測の代表寸法に影響する。以上のパラメータを指定し、解析をおこなった。

4.4 精度評価

4.4.1 概要

本手法を用いて計測される足部の 3 次元形状や、体表面ひずみ分布が、どの程度正確であるかを評価するためには、材料の変形量を正確に計測し、本手法から得られる結果と比較する必要があるが、真値となるひずみ量を取得するのは非常に困難である。そこで本研究では、デジタル画像相関法に基づく形状計測の精度を検証するために、足部表面と同様の斑模様



図 4-10 計測精度検証に用いたアルミ平板

を塗付した剛体のアルミ平板 (図 4-10) を撮影し、計測された平板の 3 次元形状とひずみ分布を算出することで、その計測精度を評価した。ここでは足部背外側面・内側面計測および足部背外側面・足裏計測の 2 条件の計測環境における精度検証をおこなった。

4.4.2 方法

足部内外側面計測環境において、図 4-11 に示すように計測空間内に配置した剛体のアルミ平板 (200 × 200 mm, 厚さ 5 mm) を撮影し、計測された平板の 3 次元形状とひずみ分布を算出した。具体的には、足部 3 次元動態計測時と同じカメラ配置で静止させたアルミ板を撮影し、カメラ奥行き方向距離, yaw 角, pitch 角を計測空間内で変化させて変形計測をおこなった。奥行き方向は、足部の接地位置を基準として、前後に 75 mm まで 25 mm ずつ移動させた計 7 姿勢を撮影した。また yaw 角は床面に垂直な姿勢を 0° として、±45° の範囲で 15° ずつ傾けて計 7 姿勢を、同様に pitch 角は ±20° の範囲で 10° ずつ傾けて計 5 姿勢を撮影した。

足部背外側面・足裏計測環境においても同様に、図 4-12 に示すように同じ剛体のアルミ平板を撮影した。ガラス面を基準面として、yaw 角, pitch 角ともに ±45° の範囲で 15° ずつ傾けて計 7 姿勢を撮影した。奥行き方向はガラス面から離れる方向に 25 mm ずつ移動させて 75 mm までの計 4 姿勢を撮影した。またカメラのセッティングが 4.3.2.1 節の計測環境とは異なるため、外側面計測用カメラでも再度アルミ平板を計測した。

アルミ板形状の計測誤差は以下のように定義した。まず計測したアルミ板表面の点群に $ax + by + cz = d$ (a, b, c は平面の法線ベクトルの各要素) で表される平面を以下の最小化問題を解くことでフィッティングした。

$$\sum_{n_b=1}^{N_b} (ax_{n_b} + by_{n_b} + cz_{n_b} - d)^2 \rightarrow \min \quad (4-14)$$

ここで $(x_{n_b}, y_{n_b}, z_{n_b})^T$ は n_b 番目の計測点座標である。計測された形状が、幾何学的に完全な

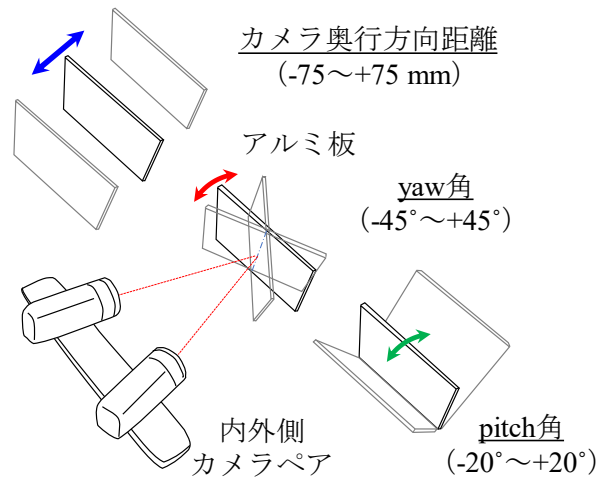


図 4-11 平面形状精度および主ひずみ誤差の計測方法（内外側面カメラ）

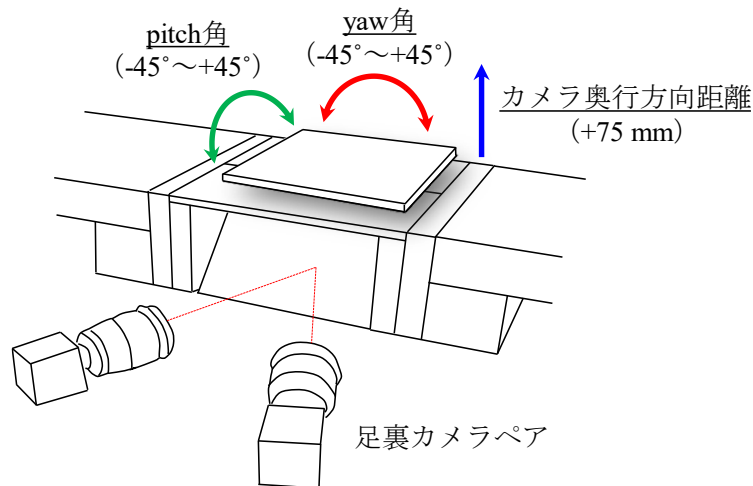


図 4-12 平面形状精度および主ひずみ誤差の計測方法（足裏カメラ）

平面であれば、全ての点が平面内に含まれるが、実際にはフィッティングした平面から各点は偏差を持つ。本研究ではこの偏差を平面全体で求め、その標準偏差を測定誤差とした。

また、精度評価に用いたアルミ板は剛体であり、基準姿勢から位置や姿勢を変えてもそのひずみはゼロである。そこで各条件におけるひずみ分布を算出し、ゼロからの偏差を求めることで、ひずみ計測精度の評価をおこなった。

さらに、歩行中の足部の剛体運動によって生じるひずみ誤差を評価するために、図 4-13 に示すようにアルミ平板を回転運動させた際の主ひずみ計測をおこなった。同期したハイスピードカメラ 2 台（MEMRECAM Q1m）を用いて、前額面内でカメラに対して時計回り（ $0^{\circ}\sim 90^{\circ}$ ）および反時計回り（ $0^{\circ}\sim -90^{\circ}$ ）に回転させた際の平板運動を撮影した。計測周波数は足部の計測と同じ 1000 Hz とし、およそ 0.6 秒の平板の回転運動を撮影した。そして運動中の平板のひずみ分布を算出し、全フレームでゼロからの偏差を求めることで、剛体運動によって生じるひずみ誤差の評価をおこなった。

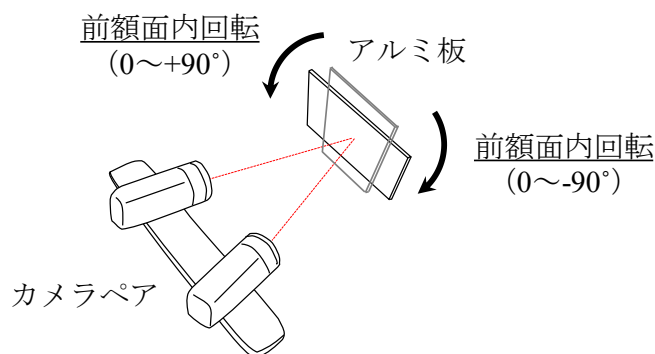


図 4-13 剛体運動による主ひずみ誤差の計測方法

4.4.3 結果と考察

表 4-1 に足部内外側面計測用カメラでアルミ平板を計測した際の測定誤差（幾何学的に正しい平面からの計測値の標準偏差）を示す。ここで各グラフの横軸はアルミ平板の位置（奥行き方向距離）および姿勢（yaw 角, pitch 角）を、縦軸は測定誤差を表している。各条件について、内・外側のカメラペアに対してそれぞれ測定誤差を求めた結果、計測対象物の形状測定誤差はすべて 0.1 mm 以内となった。平板の位置と姿勢の影響を調べると、計測対象物がカメラに対して近くても遠くても測定誤差が大きくなる傾向が見られた。これはカメラの焦点距離からのズレが計測精度に影響を与えていることを示しており、計測精度を高めるためには被写界深度が大きくなるように絞り値を大きくする必要があることを示している。一方、アルミ平板の姿勢、すなわち計測対象物表面のカメラに対する角度は、鋭角になると測定誤差が大きくなると予想されたが、そのような傾向は見られなかった。

表 4-2 に各条件における主ひずみ誤差の平均および標準偏差を示す。ここではひずみを位置および角度がゼロのときを基準に算出しているため、角度ゼロの結果は存在しない。今回計測した各条件について、ひずみ値誤差は 0.3%以下となった。また、計測対象物とカメラとの距離が近く・遠くになるにつれて、そして計測対象物表面のカメラに対する角度が鋭角になるにつれて、ひずみ誤差は相対的に大きくなる傾向があることがわかった。

表 4-1 アルミ板の奥行き方向距離 (A) , yaw 角 (B) , pitch 角 (C) が形状計測精度に与える影響

距離 [mm]		-75	-50	-25	0	25	50	75
測定誤差 [mm]	内側	0.05	0.04	0.04	0.05	0.06	0.08	0.09
	外側	0.08	0.07	0.05	0.07	0.06	0.06	0.05
yaw角 [deg]		-45	-30	-15	0	15	30	45
測定誤差 [mm]	内側	0.06	0.04	0.04	0.05	0.05	0.05	0.06
	外側	0.06	0.06	0.06	0.07	0.06	0.05	0.05
pitch角 [deg]		-20	-10		0	10		20
測定誤差 [mm]	内側	0.04	0.05		0.04	0.04		0.04
	外側	0.06	0.06		0.08	0.07		0.05

表 4-2 アルミ板の奥行き方向距離 (A) , yaw 角 (B) , pitch 角 (C) が主ひずみ誤差に与える影響, カッコ内は標準偏差を表す.

距離 [mm]		-75	-50	-25	0	25	50	75
主ひずみ誤差 [%]	内側	0.05 (0.04)	0.03 (0.03)	0.02 (0.02)	0.00 (0.00)	0.01 (0.03)	0.02 (0.03)	0.04 (0.05)
	外側	0.06 (0.04)	0.05 (0.04)	0.04 (0.05)	0.00 (0.00)	0.03 (0.03)	0.02 (0.03)	0.02 (0.03)
yaw角 [deg]		-45	-30	-15	0	15	30	45
主ひずみ誤差 [%]	内側	0.07 (0.21)	0.03 (0.04)	0.02 (0.02)	0.00 (0.00)	0.04 (0.06)	0.06 (0.10)	0.10 (0.14)
	外側	0.17 (0.08)	0.10 (0.07)	0.07 (0.05)	0.00 (0.00)	0.05 (0.05)	0.05 (0.09)	0.09 (0.17)
pitch角 [deg]		-20	-10		0	10		20
主ひずみ誤差 [mm]	内側	0.05 (0.08)	0.03 (0.05)		0.00 (0.00)	0.02 (0.02)		0.04 (0.02)
	外側	0.04 (0.07)	0.04 (0.04)		0.00 (0.00)	0.04 (0.03)		0.05 (0.03)

表 4-3 に足部背外側面・足裏計測用カメラでアルミ平板を計測した際の測定誤差（幾何学的に正しい平面からの計測値の標準偏差）を示す。ここで各グラフの横軸はアルミ平板の位置（奥行き方向距離）および姿勢（yaw 角, pitch 角）を、縦軸は測定誤差を表している。各条件について、内・外側のカメラペアに対してそれぞれ測定誤差を求めた結果、計測対象物の形状測定誤差は外側面カメラペアで 0.2 mm 以内、足裏計測用カメラペアで 0.1 mm 以内となった。それぞれで誤差の大きさが異なるのは画像の占める計測対象物の大きさが異なることが原因として考えられる。

表 4-4 に各条件における主ひずみ誤差の平均および標準偏差を示す。ここではひずみを位置および角度がゼロのときを基準に算出しているため、角度ゼロの結果は存在しない。今回計測した各条件について、ひずみ値誤差は最も大きい場合でも $0.4 \pm 0.3\%$ だった（背外側面カメラ yaw 角 45° ）。また、計測対象物とカメラとの距離が近く・遠くなるにつれて、そして計測対象物表面のカメラに対する角度が鋭角になるにつれて、ひずみ誤差は相対的に大きくなる傾向があることがわかった。

表 4-3 アルミ板の奥行き方向距離 (A) , yaw 角 (B) , pitch 角 (C) が形状計測精度に与える影響

距離 [mm]		-75	-50	-25	0	25	50	75
測定誤差 [mm]	外側	0.15	0.16	0.16	0.17	0.16	0.15	0.14
	底側	-	-	-	0.09	0.11	0.12	0.13
yaw角 [deg]		-45	-30	-15	0	15	30	45
測定誤差 [mm]	外側	0.10	0.14	0.15	0.17	0.15	0.13	0.09
	底側	0.08	0.09	0.10	0.09	0.10	0.11	0.12
pitch角 [deg]		-45	-30	-15	0	15	30	45
測定誤差 [mm]	外側	0.13	0.16	0.17	0.17	0.16	0.15	0.14
	底側	0.07	0.08	0.09	0.10	0.10	0.09	0.09

表 4-4 アルミ板の奥行き方向距離 (A) , yaw 角 (B) , pitch 角 (C) が主ひずみ誤差に与える影響, カッコ内は標準偏差を表す.

距離 [mm]		-75	-50	-25	0	25	50	75
主ひずみ誤差 [%]	外側	0.24 (0.21)	0.13 (0.11)	0.09 (0.06)	0.00 (0.00)	0.07 (0.06)	0.10 (0.07)	0.13 (0.06)
	底側	- (-)	- (-)	- (-)	0.00 (0.00)	0.06 (0.06)	0.10 (0.10)	0.13 (0.15)
pitch角 [deg]		-45	-30	-15	0	15	30	45
主ひずみ誤差 [%]	外側	0.25 (0.14)	0.18 (0.09)	0.13 (0.07)	0.00 (0.00)	0.15 (0.06)	0.27 (0.10)	0.39 (0.14)
	底側	0.24 (0.17)	0.14 (0.13)	0.09 (0.08)	0.00 (0.00)	0.12 (0.11)	0.19 (0.15)	0.22 (0.16)
yaw角 [deg]		-45	-30	-15	0	15	30	45
主ひずみ誤差 [%]	外側	0.38 (0.22)	0.31 (0.12)	0.18 (0.08)	0.00 (0.00)	0.16 (0.08)	0.29 (0.18)	0.39 (0.32)
	底側	0.32 (0.28)	0.24 (0.20)	0.13 (0.10)	0.00 (0.00)	0.11 (0.09)	0.21 (0.22)	0.34 (0.44)

また、カメラに対して前額面内で剛体平板を 90°回転させた場合においてもそのひずみ値は 0%となるはずである。本計測の結果から、時計回りおよび反時計回りに剛体平板を回転させた際の主ひずみ値の平均誤差と標準偏差は、それぞれ $0.15 \pm 0.11\%$ 、 $0.06 \pm 0.05\%$ となった。以上の結果から、計測対象物が剛体運動のみをとまなう場合にも、画像相関に基づいて正しくひずみ計算がなされていることが確認できた。

後述するが、本研究において歩行中の足部主ひずみの大きさは-6%から 14%程度である。したがって、今回計測されたひずみ誤差は歩行中の足部動態計測に対して十分小さく、歩行中の足部表面のひずみを正しく計測できていることを確認した。次章では、提案手法を用いて実際に歩行時の足部体表面動態計測を試みる。

5 章 歩行時の足部体表面変形動態の計測

5.1 概要

ヒト足部は複雑な筋骨格構造体であるとともに、運動中に床面と接触する際に複雑に変形していることが予想される。足部と適合性の高い製品設計のためには、この変形動態を詳細に計測し、その特性を製品に反映させる必要がある。しかし、これまで靴などの足部に着用する製品は、その静的な形状に基づいて設計がなされており、運動中に体表面のどの部位がどれぐらい突出したり、どのように伸縮するのかを反映しているわけではない。

このような人間工学設計を目的として、これまで歩行中の足部 3 次元形状計測が試みられている。近年では、動的な 3 次元スキャナを用いて、歩行中の足部体表面形状の時間変化を取得することが可能となっている (Jezersek and Mozina, 2009; Novak et al., 2014; Van den Herrewegen et al., 2014)。しかしこれらの手法では、足部体表面上の相同な点を追跡することができないため、足部体表面の変形や伸縮動態を具体的に定量化することができない。そのため、運動中の足部体表面の 3 次元変形量やひずみ分布を明らかにする必要がある。

足部体表面の伸縮動態に関する知見は、医療分野にとっても非常に有用である。運動中に複雑に変形する足部の皮膚を観察し、疾患によって引き起こされる皮膚の異常運動をそのひずみ分布から検出することが可能となれば、足部疾患の早期発見や発症メカニズムの解明につながることを期待される。たとえば足裏に発症する糖尿病性潰瘍は、歩行中の床反力や剪断力の増加が足裏に過度な負担を与えることで生成されると考えられ、この発症メカニズムを明らかにするために、歩行中の床反力や剪断力分布計測がおこなわれている (Cavanagh and Ulbrecht, 1994; Stess et al., 1997; Perry et al., 2002; Yavuz et al., 2008; Chen et al., 2010; Deschamps et al., 2013)。しかし、高い分解能で足裏にかかる力を計測することが困難であるため、その詳細は明らかになっていない。足裏の皮膚の伸縮動態を詳細に観察することが可能となれば、どの部分にどのような方向の負荷が生じているのかを直接的に理解することができる。また代表的な足部の骨格変形として知られる外反母趾は、第一中足骨の不安定性や過度な運動によって引き起こされることが知られており (Van Beek and Greisberg, 2011; Dietze et al., 2013)、歩行時の骨運動を評価することが困難であるため、静的な条件における可動性を評価することでその診断がなされている (Klaue et al., 1994; Glasoe et al., 1999; Jones et al., 2005)。足裏と同様に足部背側面の皮膚の伸縮動態が明らかになれば、運動中の第一中足骨の過度な運動を評価することが可能となる。

そこで本研究では、4 章で構築した足部体表面動態計測手法を歩行時のヒト足部に適用し、その変形動態を明らかにすることを試みた。具体的には足部内外側面の計測によって歩行時の足部 3 次元形状変化を詳細に定量化した。また足部背外側面および足裏の計測によって、主ひずみ分布の時間変化を定量化し、その特徴的な伸縮パターンを明らかにすることを試みた。

5.2 歩行時の足部 3次元形状変形計測

5.2.1 方法

5.2.1.1 計測条件

本研究では成人男性 5 名（1600～1730 mm，54～75 kg）の自由選択速度で歩行させた際の右足足部動態を撮影した。計測環境は図 4-5 で示した通りである。定常歩行を計測するために、歩き出しから 4 歩目の立脚期中（踵接地から爪先離地まで）の右足部が計測空間に位置するように被験者に指示した。立脚期は、踵接地とつま先離地の時刻を撮影した動画を用いて目視で判断することにより決定した。各被験者の右足表面には、水性黒塗料のスプレーを用いてランダムな斑模様を塗付し、さらに計 16 点の足部解剖学的特徴点を触診で求め、白塗料を塗付してその場所を識別できるようにした（図 5-1）。各被験者で斑模様の大きさにばらつきが出ないように、足部をネットの中に入れた状態でネットの上からスプレーを塗布した。体表面に塗布された塗料は、計測時の汗や床面との摩擦では落ちないようになっており、計測終了後はぬるま湯につけることで落とすことができる。本研究は、慶應義塾大学理工学部生命倫理委員会の承認を得た。被験者には実験の内容及び主旨に関する十分な説明の上、書面による承諾を得ておこなった。

図 5-2 に計測の流れを示す。計測環境を構築した後、被験者の右足足部体表面に斑模様を塗付して、計測環境においても自然な歩行がおこなえるように歩行練習を 10 分程度おこなわせた。歩行計測は撮影のたびにおおよその立脚期時間を確認して自然な速度の歩行がおこなえているか、また足部体表面の斑模様が陰影や照明による白とびによって認識できない状態になっていないか、そして撮影範囲に立脚期中の足部がおさまっているかを試行毎に確認し、必要があれば再度計測をおこなった。このような条件から解析可能と考えられる歩行データを 4 試行撮影できるまで計測を繰り返しおこなった。その後、次の被験者へと移行し、同様の計測をおこなった。歩行計測終了後、4 章で説明したキャリブレーションをおこなった。

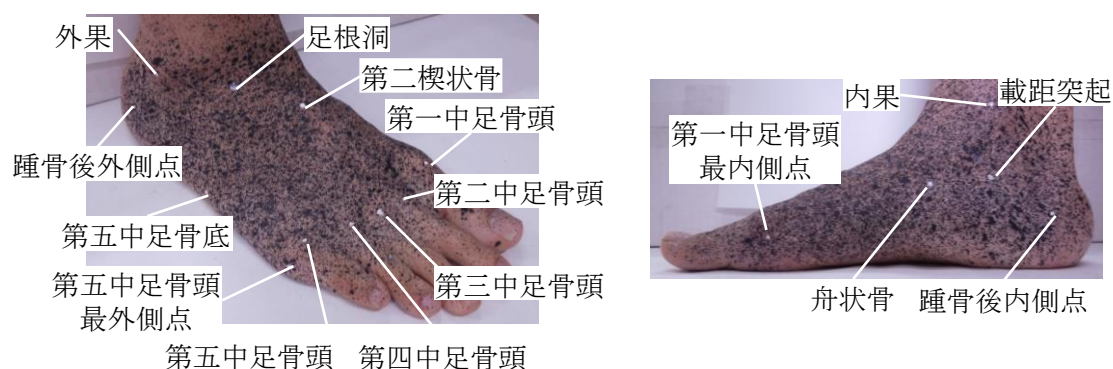


図 5-1 足部斑模様と解剖学的特徴点

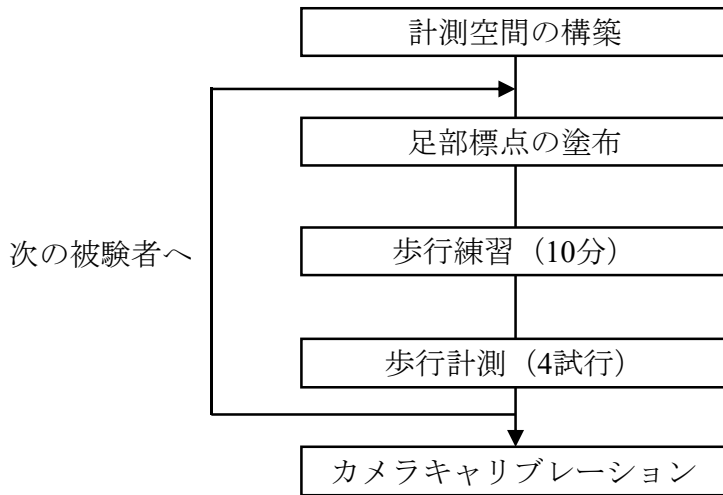


図 5-2 計測の流れ

5.2.1.2 解析条件

撮影したデジタル画像は、3次元デジタル画像相関法ソフトウェア VIC-3D (Correlated Solutions, Columbia, South Carolina, USA) に取り込み、立脚期における足部表面の形状変化の時間変化を算出した。解析は立脚期中の約 700 枚の連続デジタル画像に対しておこなった。本研究で塗布した斑模様デジタル画像内における間隔はおよそ 10 pixel 程度であり、画像相関をおこなう際に複数の斑模様をサブセット領域に含むことができるように、デジタル画像相関で用いるサブセット領域の一辺の大きさは 39 pixel とした。また、形状を構成する点群の間隔を指定するステップサイズは 7 pixel とした。

また、足部 3 次元形状変化を詳細に理解するために、足部に固定された座標系を定義し、その座標系における歩行中の足部断面形状の変化を求めた (図 5-3)。このような歩行中の足部断面形状計測は、Kouchi ら (2009) や Kimura ら (2011) のビデオカメラを用いた足部動態計測によって試みがなされている。具体的には、踵骨後外側点 (a) と内側点 (b) の中点と、第一中足骨頭と第五中足骨頭の中点 (c) を結ぶベクトルを X 軸、点 a, b, c により定義される足裏面の法線ベクトルを Z 軸とする足部座標系を定義した。そして X 軸に垂直で外果を含む断面を踵部断面、第五中足骨底を含む断面を中足部断面とした。また、足裏面に垂直で第一中足骨頭最内側点と第五中足骨頭最外側点を含む断面を前足部断面とし、これら 3 断面の足部形状の時間変化を求めた。

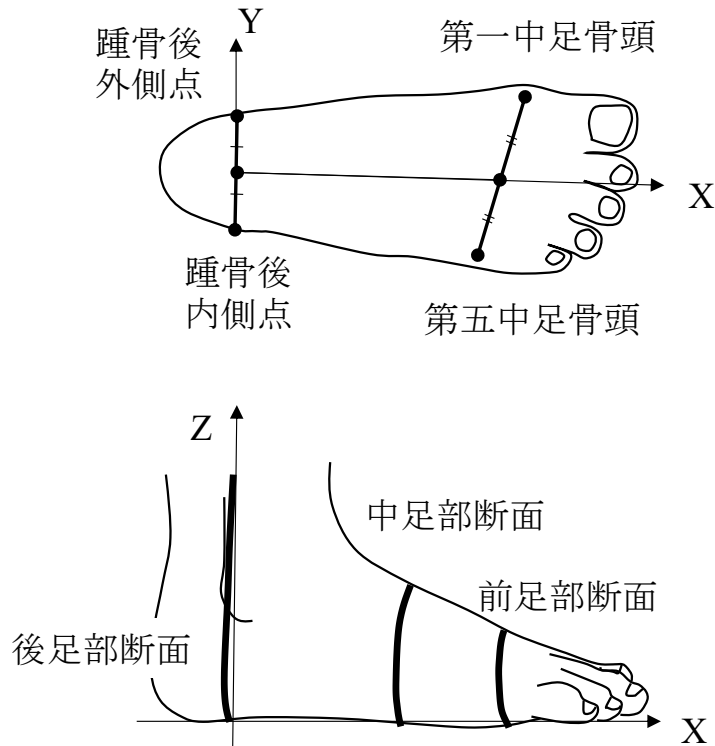


図 5-3 足部座標系と足部断面形状の定義

5.2.2 結果および考察

図 5-4 に一例として被験者 1 名の歩行中の足部 3 次元形状変化の計測結果を示す。ここでは踵接地を 0%，爪先離地を 100%とした立脚期中の足部形状を 10%刻みで表示している。カメラ台数の制約により、踵部や足甲など一部表面形状を計測できていない部分もあるが、足部背外側面・内側面の 3 次元形状の動的変化を詳細に取得することができていることがわかる。ただし、立脚期 50%においては、遊脚が視界を遮るため、内側面の形状が取得できていない。

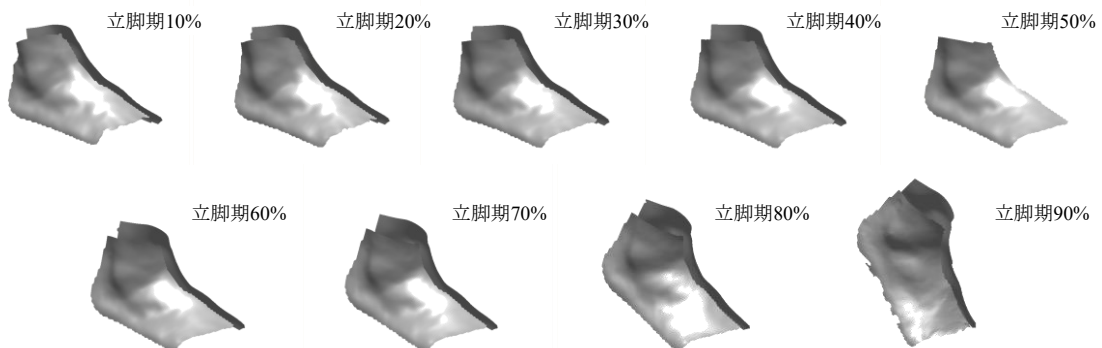


図 5-4 歩行中の足部 3 次元形状の動的変化

図 5-5 に同被験者の歩行中の足部断面形状変化の計測結果を示す。ここでは、特徴的な断面変化が見られた立脚期 10%、60%、90%のときの断面形状変化を示している。また、定量的に足部 3 次元形状変化を確認するために、図 5-6 に前足部足幅（第一中足骨最外側点と第五中足骨最内側点の距離）と内側縦アーチ高（舟状骨点から足部座標系 XY 平面への垂線の長さ）の時間変化を示した。ただし立脚期 50%では、先に述べたように内側面形状が計測できないためプロットが存在しない。図 5-5、5-6A より、前足部は立脚期前期から中期にかけて床反力が足部前方に作用していくため足幅が広くなり、立脚期後期にかけて前期とほぼ同じ値に戻ることがわかる。5 名の被験者について前足部幅の変化量を算出したところ、 $6.0 \pm 1.7 \text{ mm}$ （平均 \pm 標準偏差）となった。一方中足部は、図 5-5、5-6B より、立脚期前期から中期にかけて上下に低く、立脚期後期にかけて高くなり、立脚期前期に立方骨や舟状骨の運動によって潰れるように変形していることがわかった。歩行時の 5 名の被験者の内側縦アーチ高の変化量は、 $4.6 \pm 1.0 \text{ mm}$ （平均 \pm 標準偏差）であり、立脚期前期から中期にかけて減少し、蹴り出しにかけて再び増加することがわかった。これは立脚期後期の足趾の背屈によって縦アーチ高が増加する Windlass mechanism (Hicks, 1954) を反映していると考えられ、先行研究 (Cashmere et al., 1999; Duerinck et al., 2014) でも指摘されている。踵部の断面は、立脚期前期から中期にかけてはほとんど変化しなかったが、蹴り出しにかけて減少した。これは踵部の厚い軟組織が立脚期前期に大きく変形していることを示している。

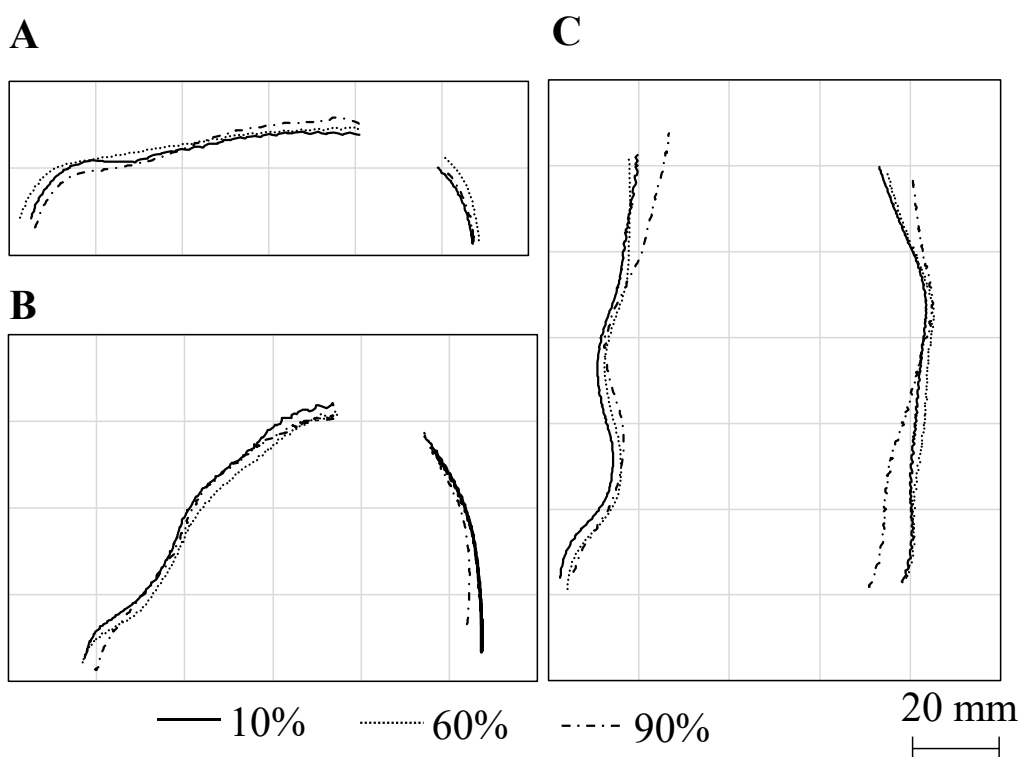


図 5-5 立脚期前期・中期・後期の足部断面形状 (A: 前足部, B: 中足部, C: 踵部)

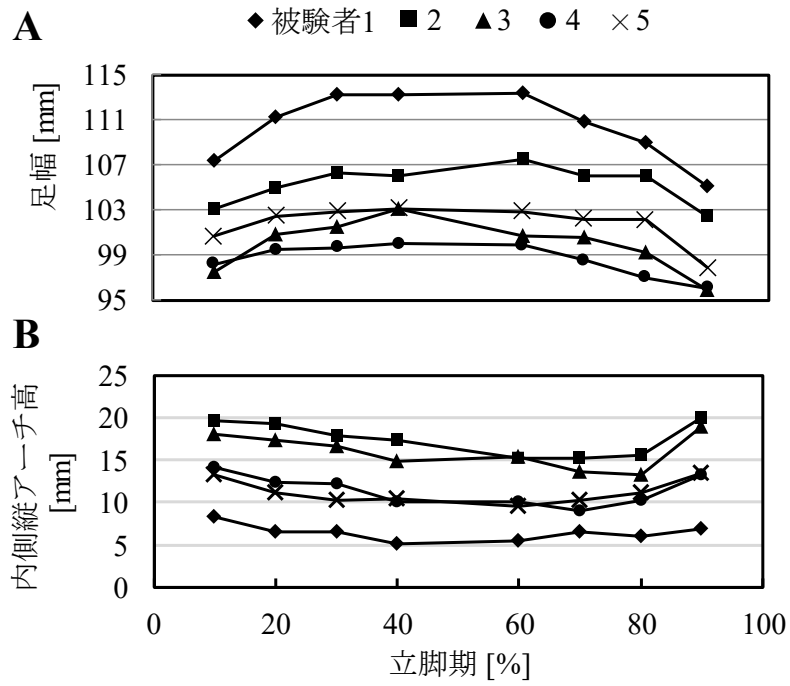


図 5-6 歩行中の前足部足幅 (A) と内側縦アーチ高 (B) の変化

5.3 歩行時の足部背外側面・足裏計測

5.3.1 方法

5.3.1.1 計測条件

本研究では内外側面計測と同様に，成人男性 5 名（ 173.1 ± 16.9 cm, 67.8 ± 12.8 kg）の自由選択速度で歩行した際の右足足部動態を撮影した．計測環境は図 4-6 で示した通りである．定常歩行を計測するために，歩き出しから 4 歩目の立脚期中（踵接地から爪先離地まで）の右足部が計測空間に位置するように被験者に指示した．立脚期は，踵接地とつま先離地の時刻を撮影した動画を用いて目視で判断することにより決定した．各被験者の右足背外側面，そして足裏体表面に，水性黒塗料のスプレーを用いてランダムな斑模様を塗付し，さらに背外側面にのみ図 5-1 で示した足部解剖学的特徴点に白塗料を塗付してその場所を識別できるようにした．本研究は，慶應義塾大学工学部生命倫理委員会の承認を得た後，被験者には実験の内容及び主旨に関する十分な説明の上，書面による承諾を得ておこなった．

また図 5-7 に実験の流れを示す．計測環境を構築した後，被験者の右足足部体表面に斑模様を塗付して，計測環境においても自然な歩行がおこなえるように歩行練習を 10 分程度おこなわせた．また，足裏体表面は立脚期中のとある形状を基準とするとその相対的な変形は大きくないことが予想されたため，本計測では自然な立位状態における足部背外側面・足裏を歩行計測の前に撮影し，基準形状とすることにした．歩行計測は撮影のたびにおおよその立脚期時間を確認して自然な速度の歩行がおこなえているか，また足部体表面の斑模様が陰影や照明による白とびによって認識できない状態になっていないか，そして撮影範囲に立脚期中の足部がおさまっているかを試行毎に確認し，そして撮影範囲に立脚期中の足部がおさまっているかを試行毎に確認し，必要があれば再度計測をおこなった．このような条件から解析可能と考えられる歩行データを 4 試行撮影できるまで計測を繰り返しおこなった．その後，次の被験者へと移行し，同様の計測をおこなった．歩行計測終了後，4 章で

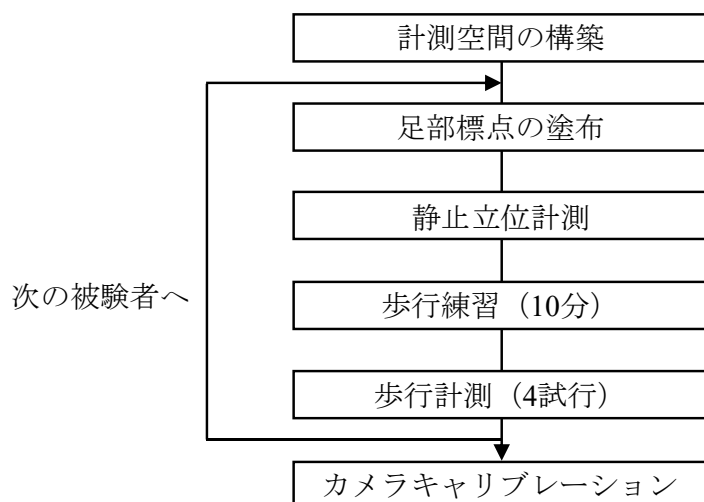


図 5-7 計測の流れ

説明したキャリブレーションをおこなった。

5.3.1.2 解析条件

撮影したデジタル画像は、3次元デジタル画像相関法ソフトウェア VIC-3D (Correlated Solutions, Columbia, South Carolina, USA) に取り込み、立脚期における足部表面の形状変化と主ひずみの大きさと向きの分布の時間変化を算出した。ひずみ計測をおこなうためには、ひずみがゼロの状態を基準とする必要があるが、皮膚が持つ初期ひずみを具体的に定量化することは不可能である。また、各被験者で完全な脱力状態を作り出すことも困難であると考え、本研究では静止立位時における足部形状を基準として足部背外側面および足裏のひずみの相対的な時空間的变化を算出・可視化した (図 5-8)。解析は立脚期中の約 700 枚の連続デジタル画像に対しておこなった。本研究で撮影したデジタル画像内における各斑模様の間隔は、背外側面用カメラでおよそ 8 pixel, 足裏用カメラでおよそ 10 pixel 程度であった。画像相関を計算する際には、複数の斑模様をサブセット領域に含めて相関を計算するのが好ましいため、本研究では画像相関に用いるサブセット領域の一边の大きさを背外側面で 31 pixel, 足裏で 33 pixel とした。また、形状を構成する点群の間隔を指定するステップサイズは、画像相関のトラッキングがうまくおこなわれるように、それぞれ 5 pixel と 7 pixel とした。ひずみを計算する際の代表寸法は、内外側面計測と同様に実際に起きる皮膚の伸縮量から本研究では約 20 mm 程度とした。

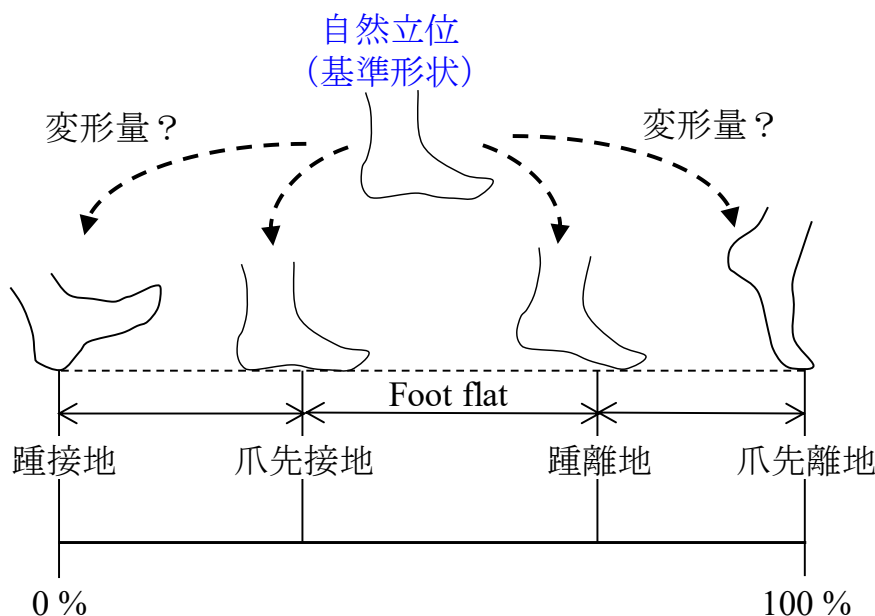


図 5-8 基準形状の定義

歩行中の足部皮膚表面の主ひずみ分布の変化傾向を定量的に評価するために、図 5-9 に示す 6 つの足部局所領域を定義し、異なる被験者でも同一箇所の主ひずみ値を比較した。本研究では、背外側面に (1) 中足趾節関節部、(2) 足関節部、(3) 立方骨部の 3 領域、足裏に (4) 母指球部、(5) 後足部、(6) 第五中足骨底部の 3 領域をそれぞれ定義した。(1) 中足趾節関節部、(2) 足関節部はそれぞれ事前に塗布した足部解剖学的特徴点 (各中足骨頭、足根洞) の周囲を、(3) 立方骨部は立脚期 80%において立方骨周辺で最も伸長を示した点を探索し、その周囲を領域とした。これは内外側面計測時に、立脚期後期において立方骨周辺が伸長したためである。足裏には解剖学的特徴点を定義することができなかつたため、足長を使って各領域を定義した (図 5-9B)。具体的に (4) 母指球部と (5) 後足部はそれぞれ踵点と母趾の先端を結んだ線分の 70%長および 30%長に位置する点を中心とした領域とした。また (6) 第五中足骨底部は踵点と小趾の先を結んだ線分の 50%長に位置する点を中心とした領域とした。以上のように定義した特徴点の半径 10 mm の領域を各領域として定義した。立脚期中の各時刻において領域内の平均ひずみ値を算出し、最大主ひずみと最小主ひずみはその絶対値がより大きい方を選択し計算した。

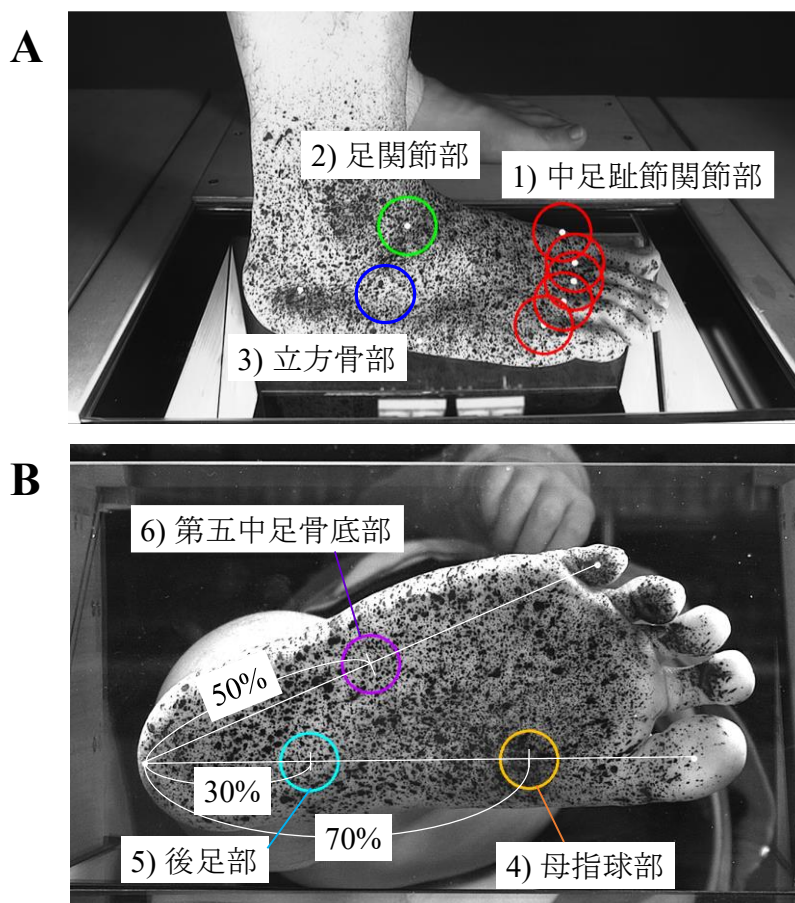


図 5-9 足部局所領域の定義 (A : 背外側面, B : 足裏)

5.3.2 結果

図 5-10 に一例として被験者 1 名の歩行中の足部 3 次元形状変化の計測結果を示す。ここでは踵接地を 0%, 爪先離地を 100%とした立脚期中の足部形状を 10%刻みで表示している。足裏の 3 次元形状においては、踵接地から立脚期中期にかけて徐々に接地していき、床面に適応するような平らな形状になっていく様子がわかり、3 次元形状の動的変化を詳細に取得することができていることがわかる。

図 5-11~5-22 に被験者 5 名の歩行中の足部背外側面および足裏体表面の主ひずみ分布の時間変化を示す。ここでは立脚期の各時刻について、最大主ひずみおよび最小主ひずみの方向をベクトルで、その大きさをコンター図で示した。本研究では、前述のように静止立位時の足部形状を基準にひずみを算出している。本研究で得られた足部体表面ひずみ分布は 5 名の被験者でおおよそ一致したため、ここでは共通した変形傾向について述べていく。

まず踵接地時（立脚期 5%, 10%）に、足関節背面が伸長、中足趾節関節付近が収縮していることがわかる。静止立位時の足形状と比較して、足関節が相対的に底屈、中足趾節関節が背屈していることに対応している。また、このとき前足部および踵部と比較して、立方骨付近が内外側方向に伸長していた（ただし被験者 5 名中 2 名では観察されなかった）。foot-flat に移行するにつれて（立脚期 30%~50%）、これらの特徴的な伸長は緩和され、全体的にひずみは小さくなる。踵離地（立脚期約 70%）では、背外側面で足首後面が前後方向に伸長した。これはアキレス腱に作用する下腿三頭筋の張力が大きくなることでアキレス腱が張り、相対的に後方に突出するためと考えられる。その後踵部外側面が踵床面から作用する床反力が減少するにつれて底背方向に伸長し、立方骨付近も伸長していた（ただし、こうした傾向は被験者 2 名についてはみられなかった）。

蹴り出し時（立脚期 90%）では、中足趾節関節は背屈するためその背側面が収縮するとともに、背外側面の中足部全体が相対的に大きく伸長した。これは、蹴り出し時に中足趾節関節が背屈すると、足底筋膜が緊張することで、立脚期中期と比較して足アーチが高くなる Windlass mechanism（Hicks, 1954）を反映している。

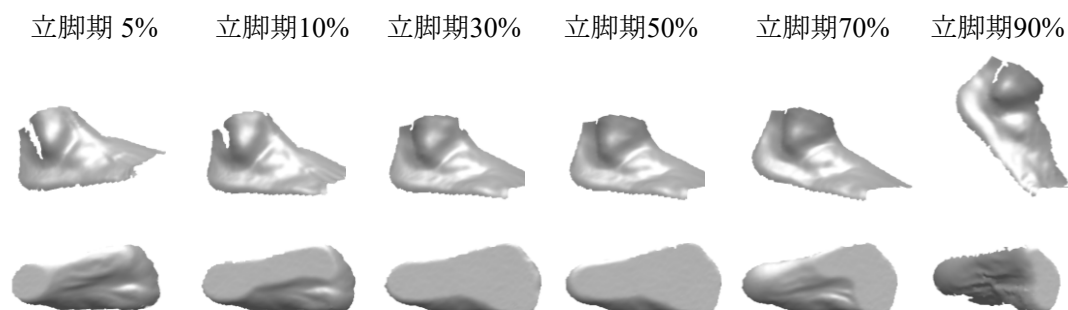


図 5-10 歩行中の足部背外側面および足底面の 3 次元形状の動的変化

一方で、足裏の計測結果で顕著だったのは、立脚期初期に足趾の背屈によって見られる母指球の大きな前後方向の伸長であった。前足部が接地すると（立脚期 10%）、後足部前方が前後歩行に伸長し、一方で踵接地するために後足部後方が収縮した。その後立脚期中期にかけて母指球の伸長は徐々に減少していき、立脚期後期になると足趾が大きく背屈するために再び伸長する。

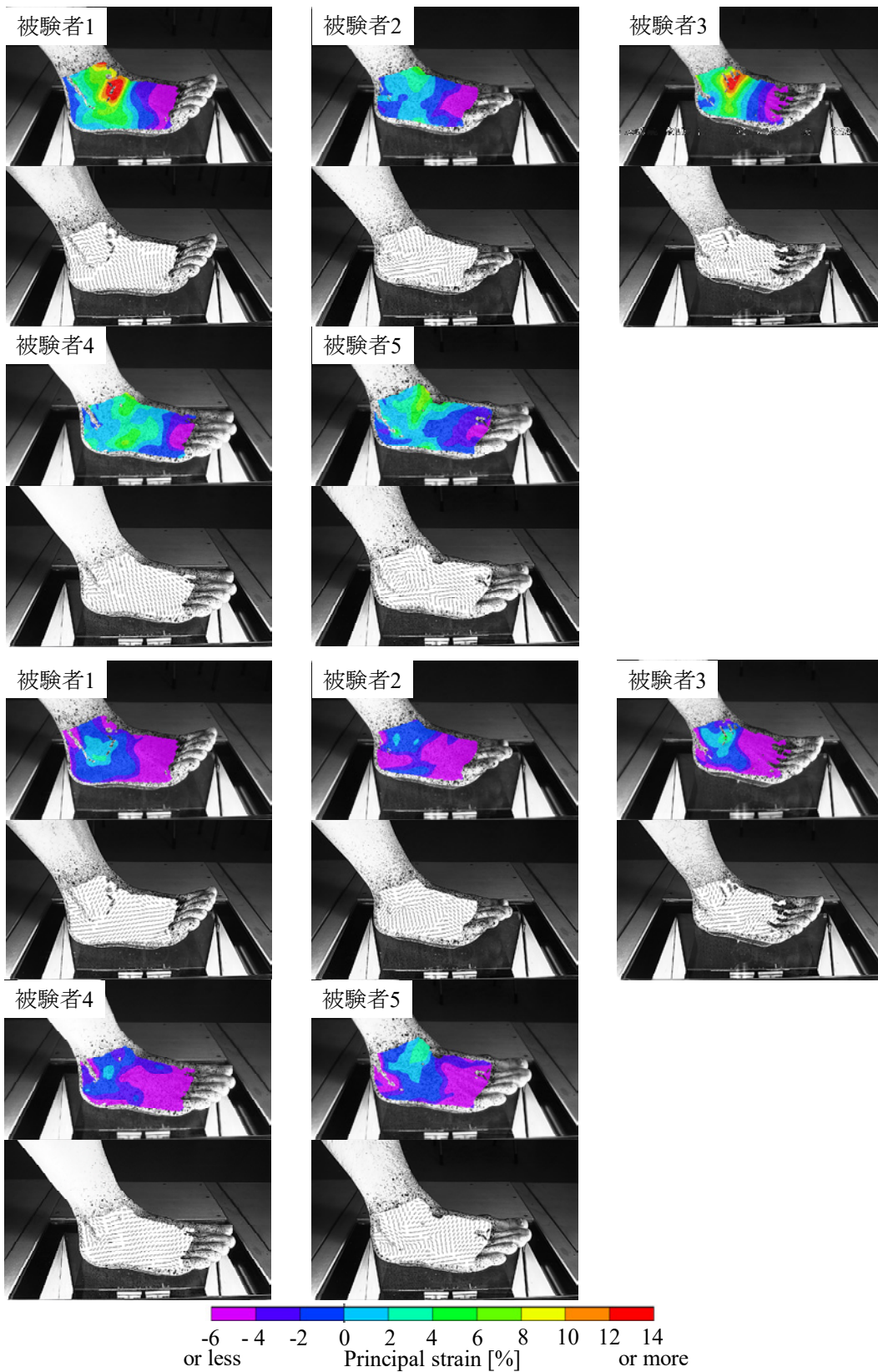


図 5-11 立脚期 5%における背外側面主ひずみ分布とベクトル方向（上：最大主ひずみ，下：最小主ひずみ）

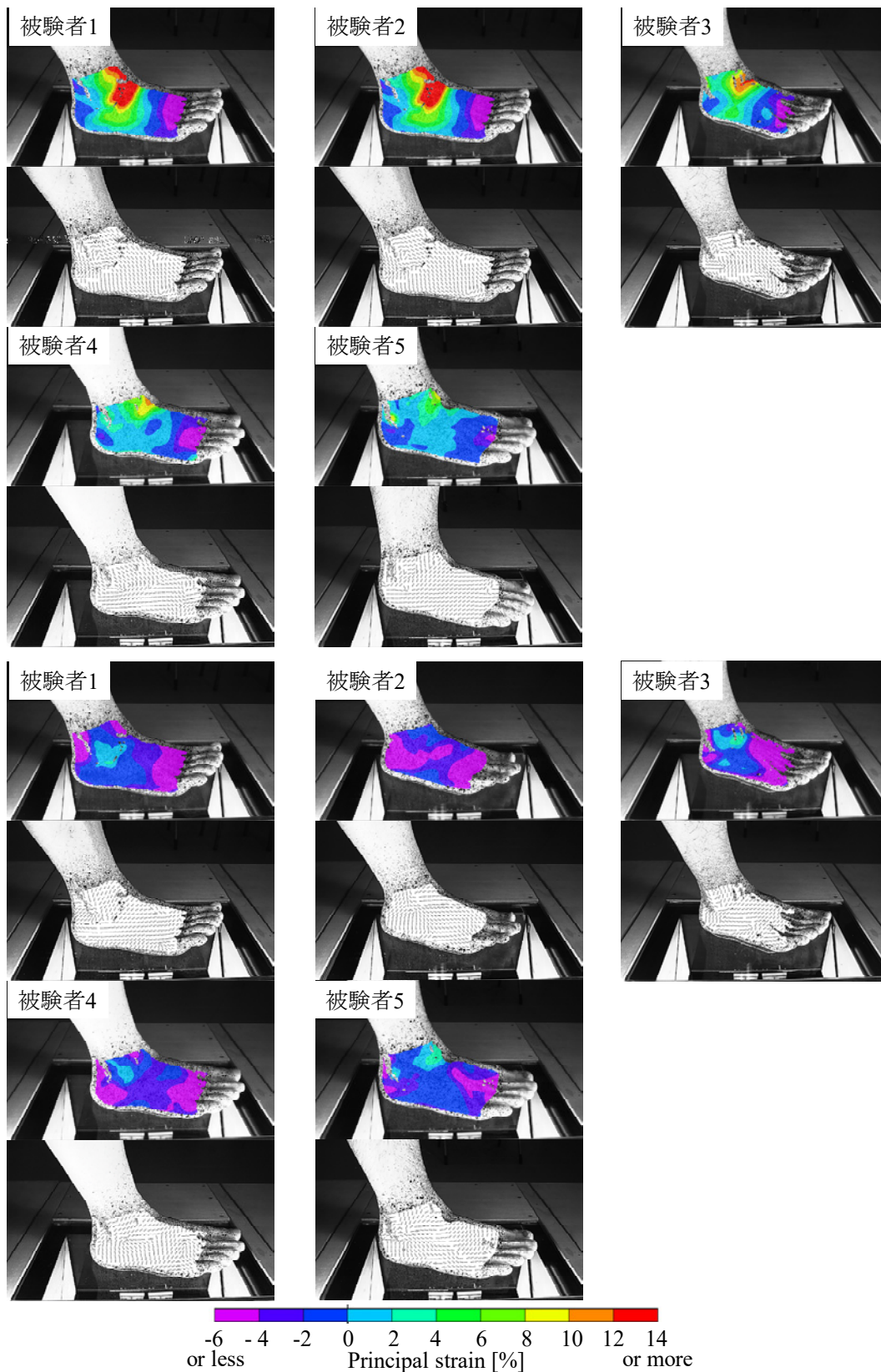


図 5-12 立脚期 10%における背外側面主ひずみ分布とベクトル方向 (上: 最大主ひずみ, 下: 最小主ひずみ)

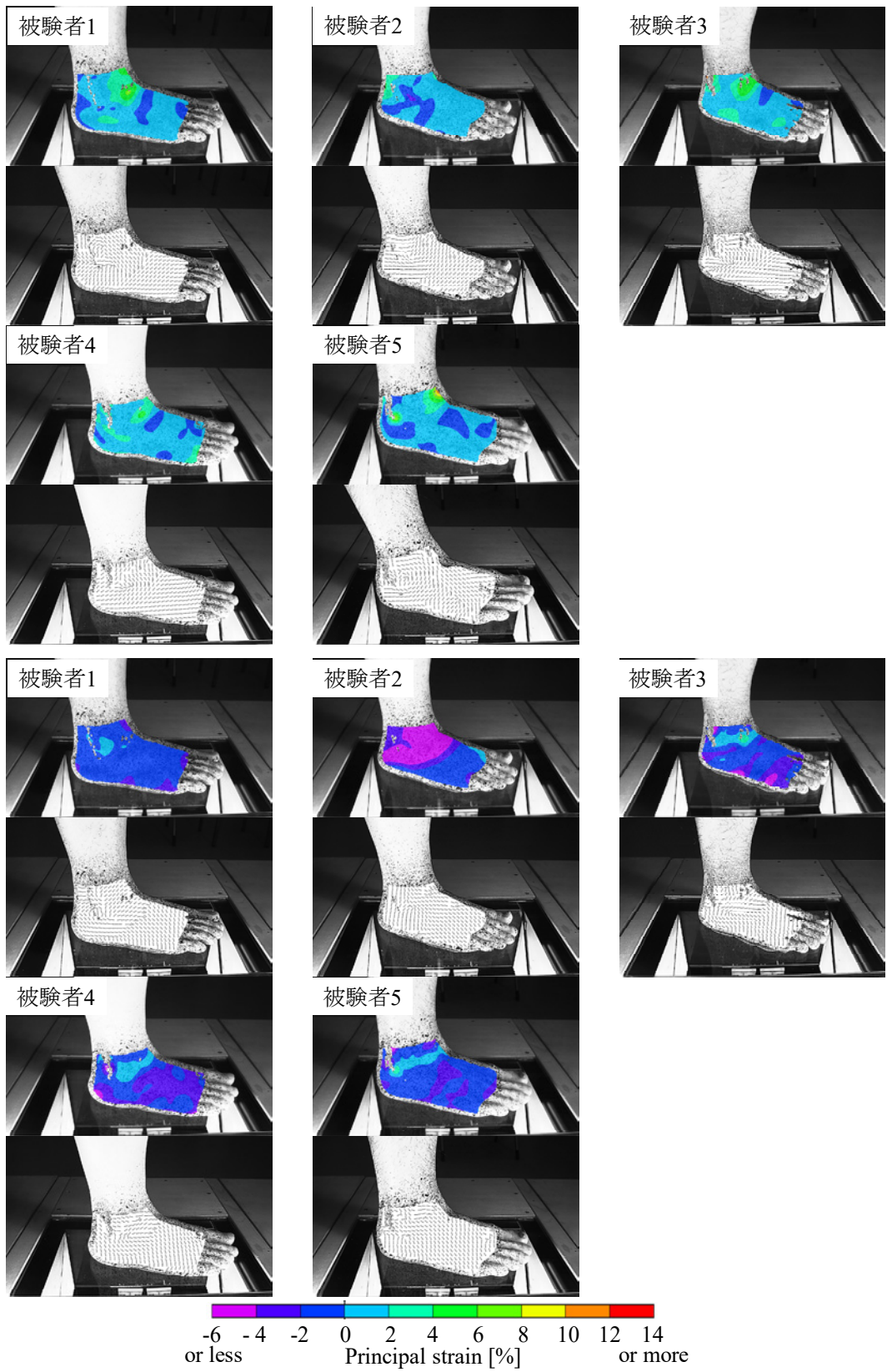


図 5-13 立脚期 30%における背外側面主ひずみ分布とベクトル方向 (上：最大主ひずみ, 下：最小主ひずみ)

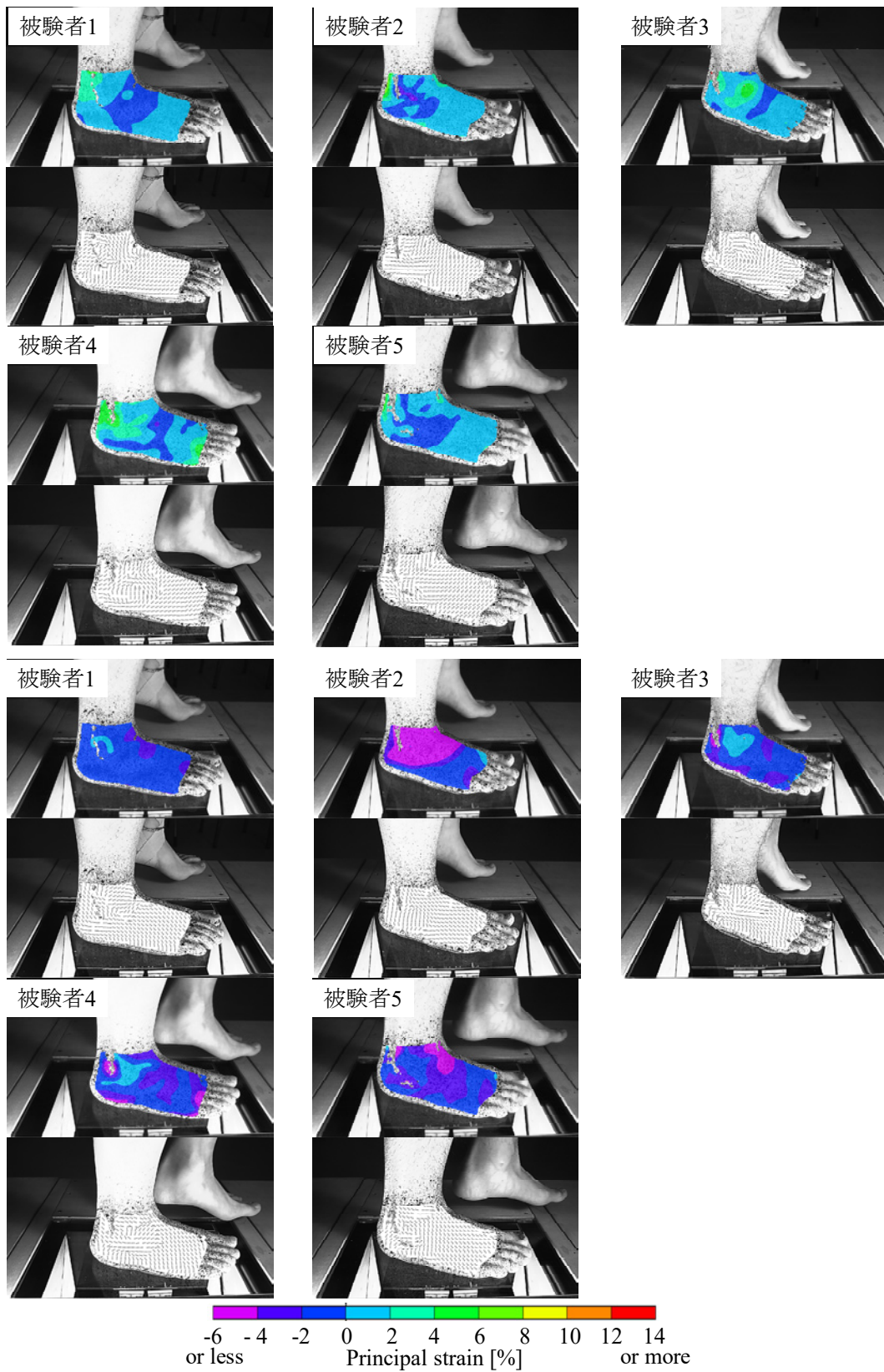


図 5-14 立脚期 50%における背外側面主ひずみ分布とベクトル方向 (上: 最大主ひずみ, 下: 最小主ひずみ)

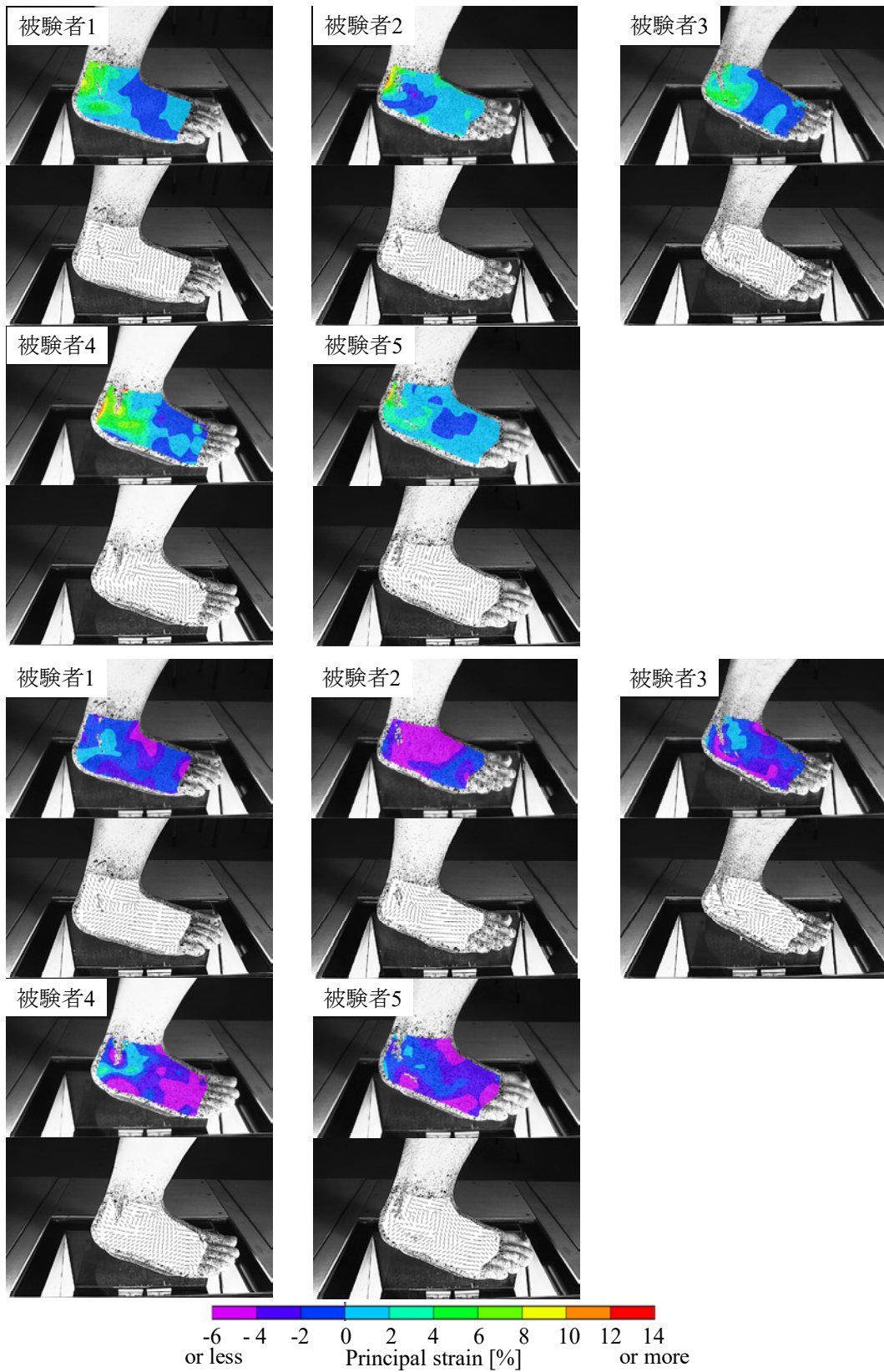


図 5-15 立脚期 70%における背外側面主ひずみ分布とベクトル方向 (上: 最大主ひずみ, 下: 最小主ひずみ)

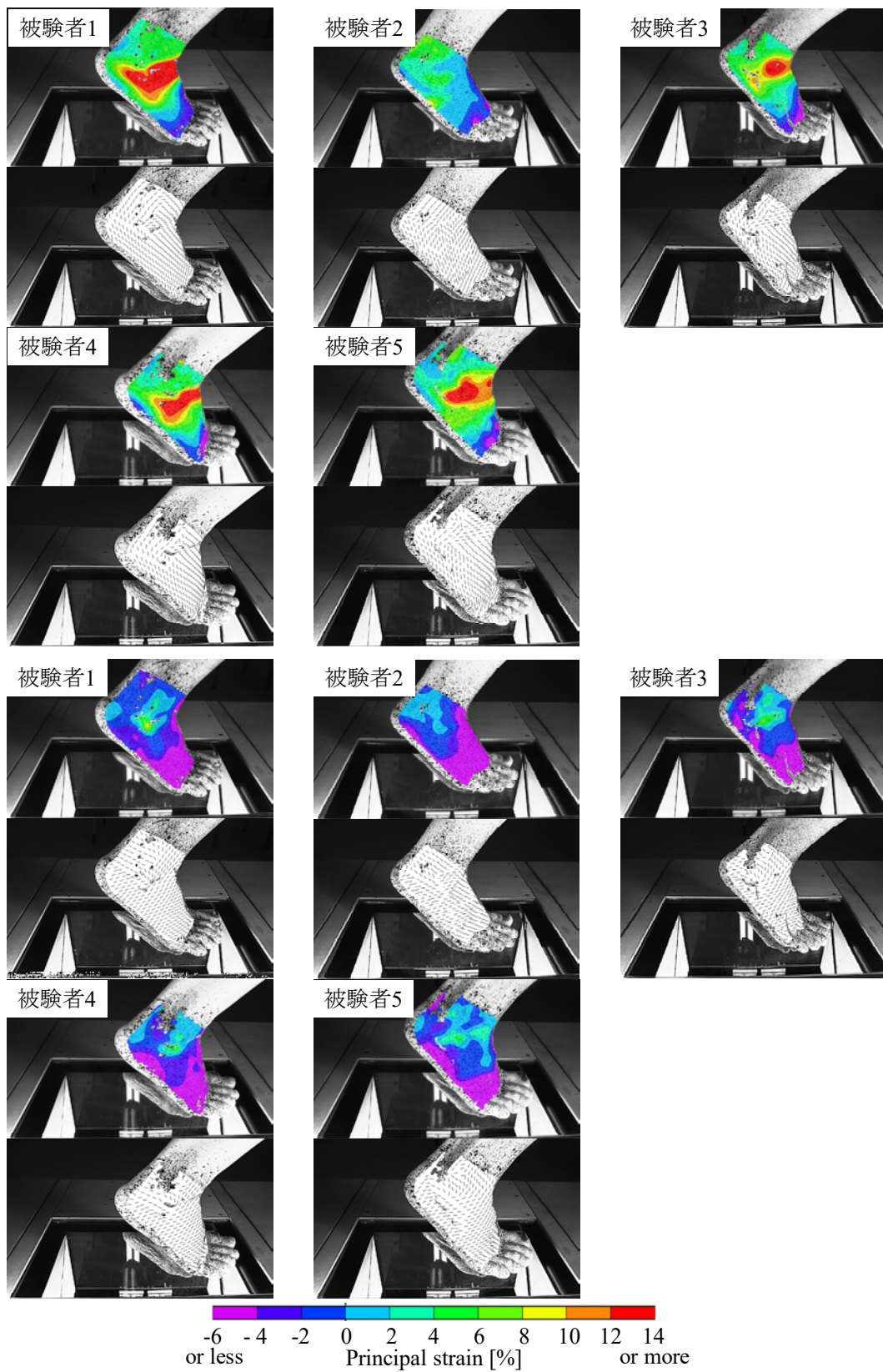


図 5-16 立脚期 90%における背外側面主ひずみ分布とベクトル方向 (上: 最大主ひずみ, 下: 最小主ひずみ)

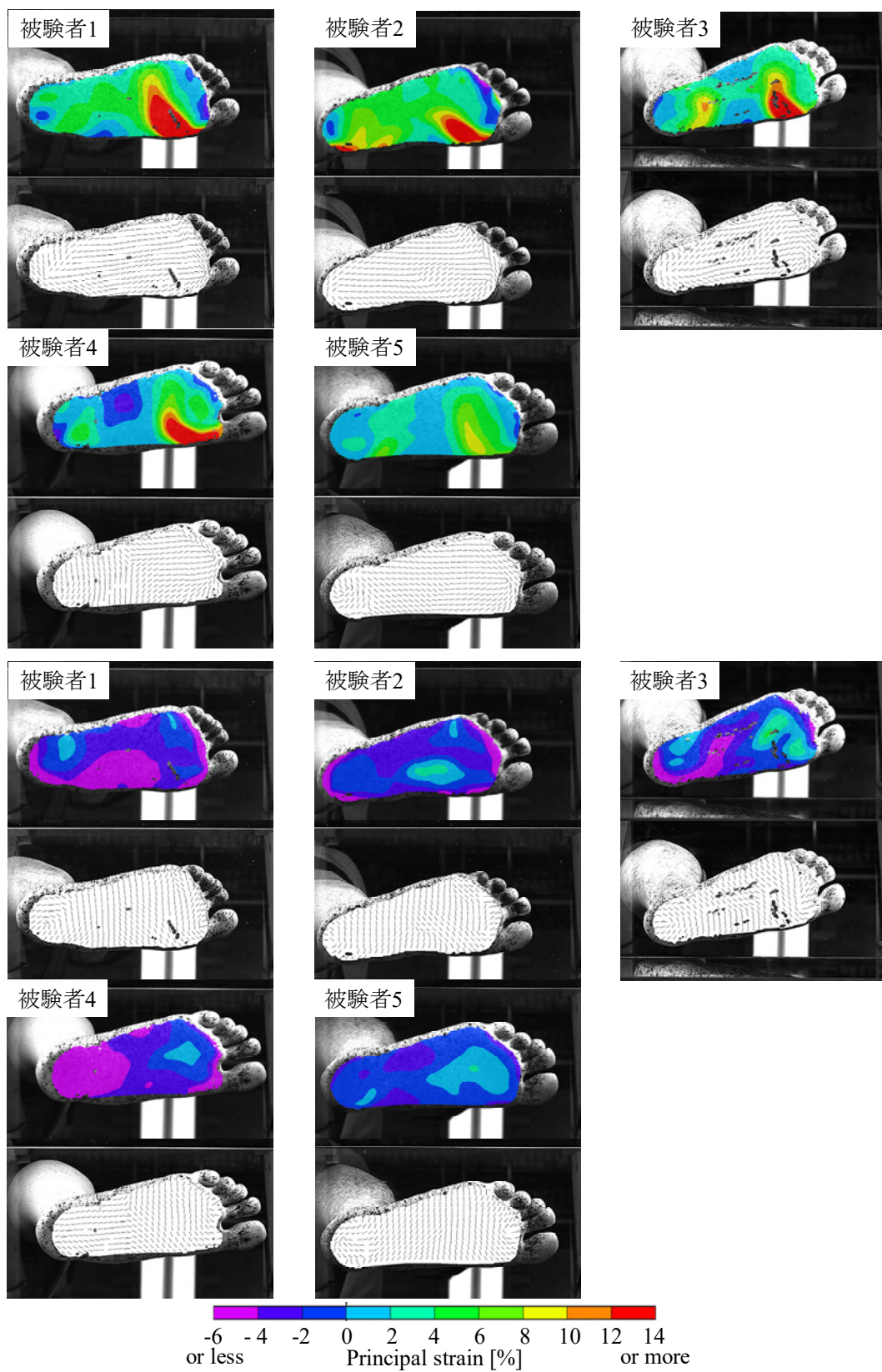


図 5-17 立脚期 5%における足裏主ひずみ分布とベクトル方向（上：最大主ひずみ，下：最小主ひずみ）

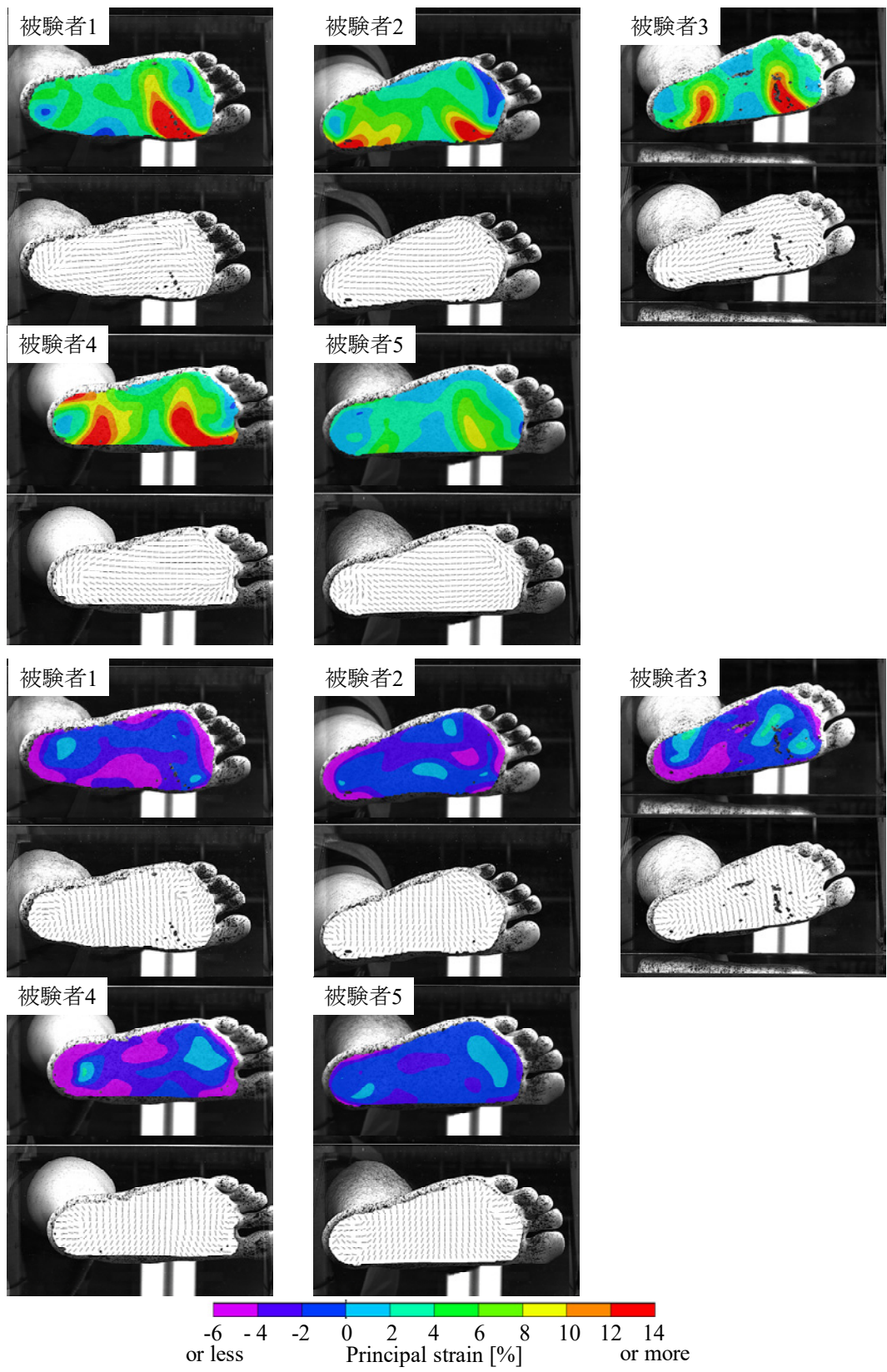


図 5-18 立脚期 10%における足裏主ひずみ分布とベクトル方向 (上: 最大主ひずみ, 下: 最小主ひずみ)

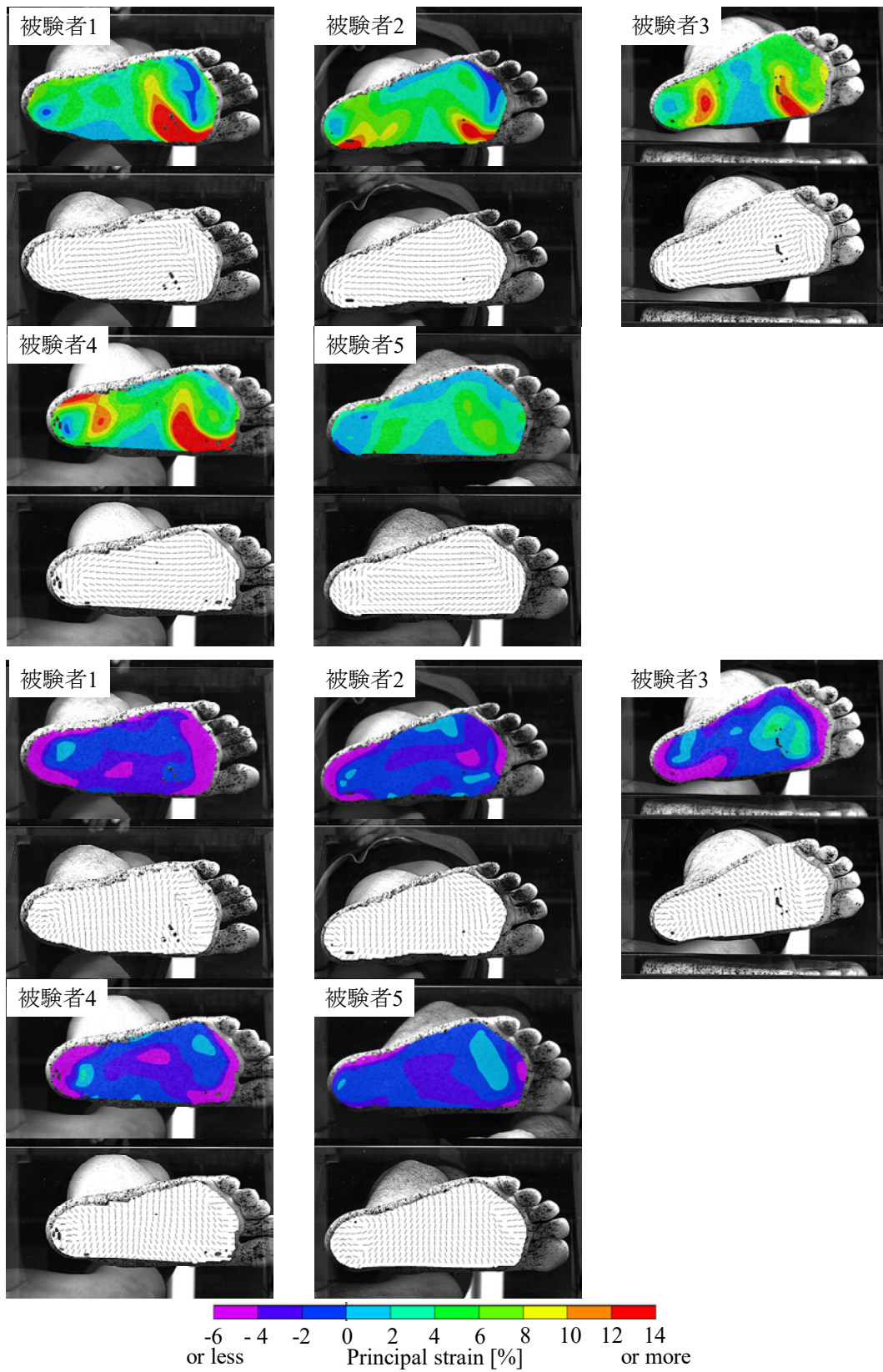


図 5-19 立脚期 30%における足裏主ひずみ分布とベクトル方向 (上: 最大主ひずみ, 下: 最小主ひずみ)

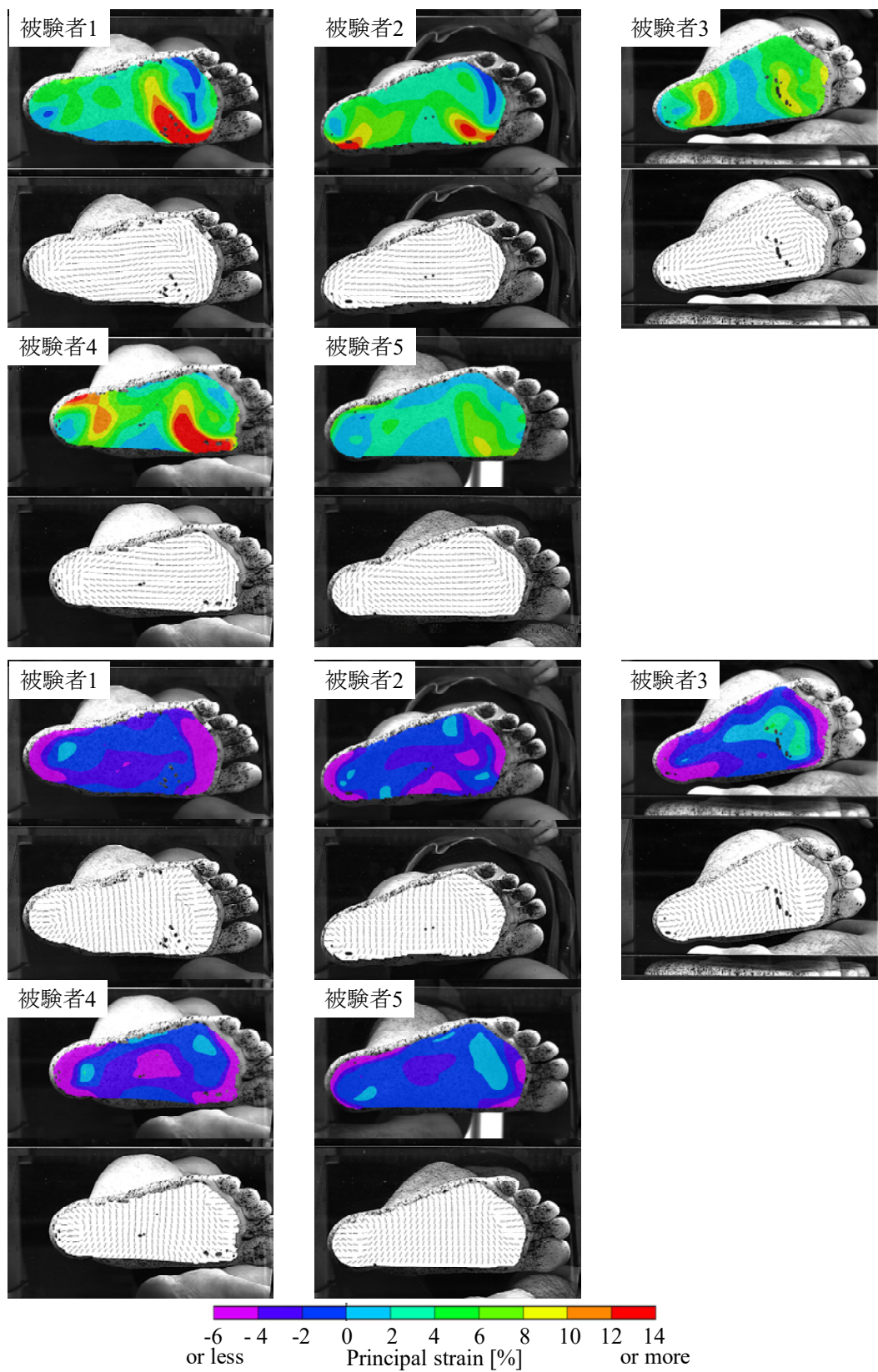


図 5-20 立脚期 50%における足裏主ひずみ分布とベクトル方向 (上: 最大主ひずみ, 下: 最小主ひずみ)

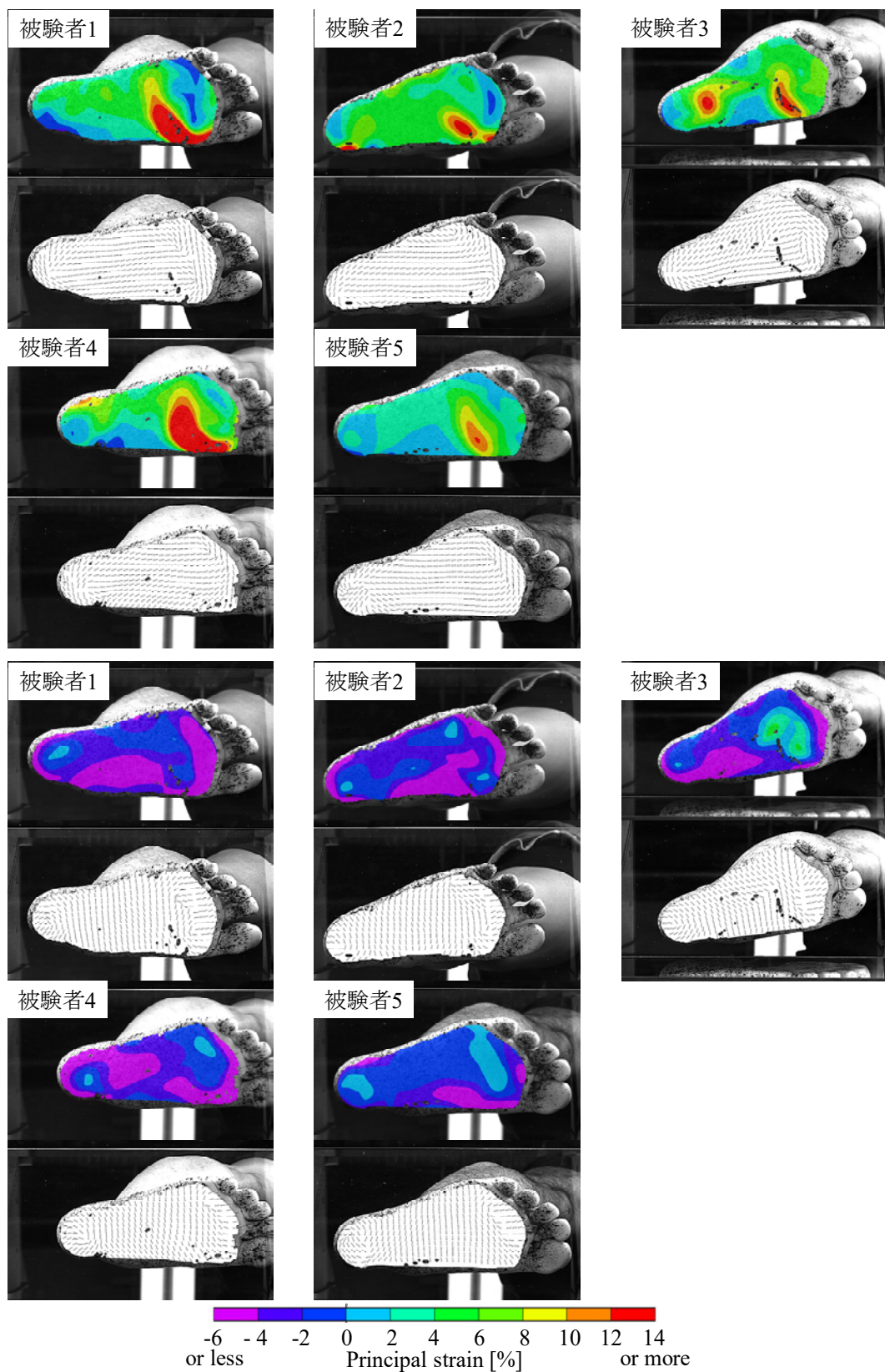


図 5-21 立脚期 70%における足裏主ひずみ分布とベクトル方向 (上: 最大主ひずみ, 下: 最小主ひずみ)

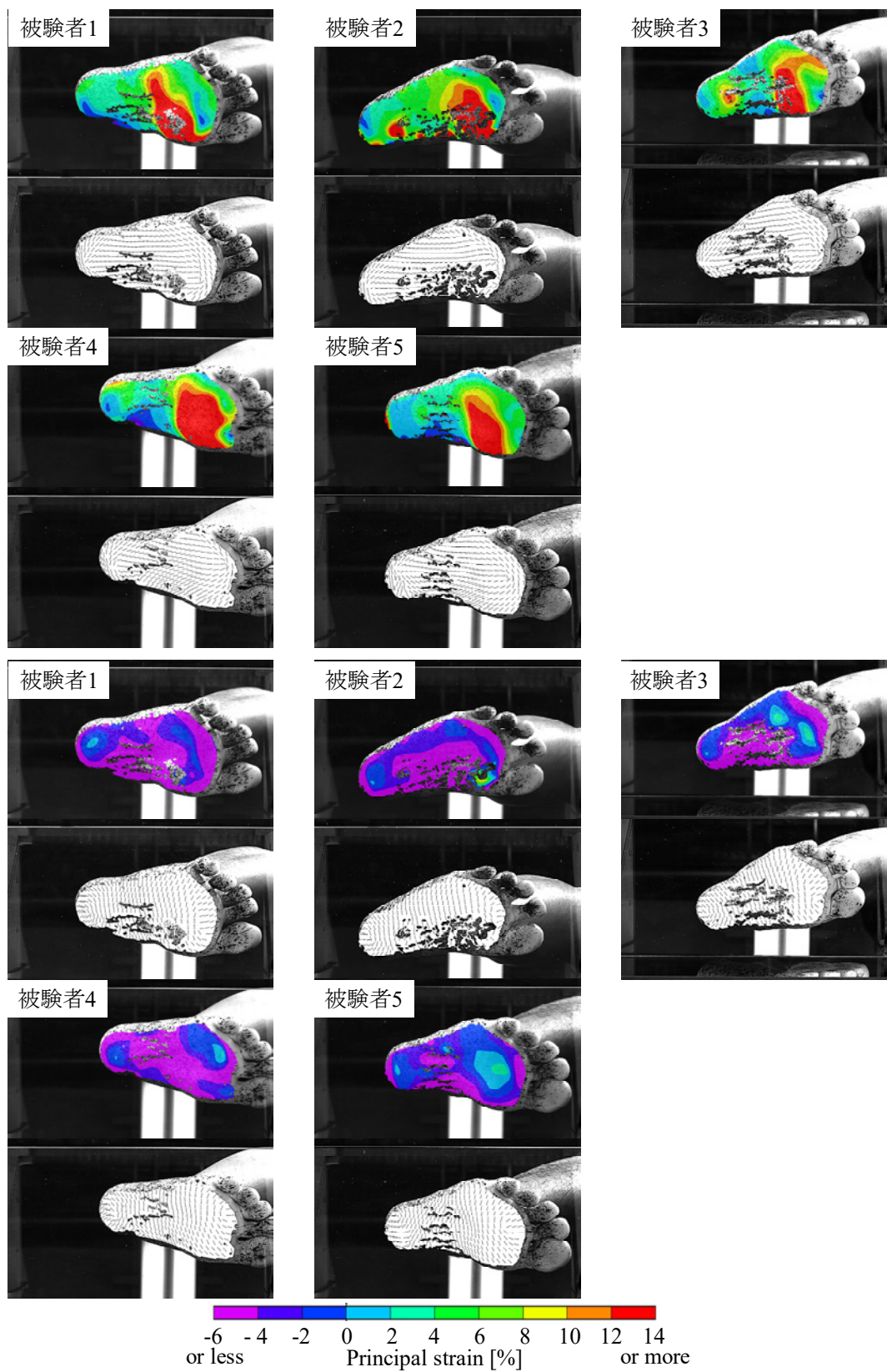


図 5-22 立脚期 90%における足裏主ひずみ分布とベクトル方向 (上: 最大主ひずみ, 下: 最小主ひずみ)

図 5-23 に立脚期中の主ひずみ値の時間変化を示した。全被験者の平均値を算出し、エラーバーは標準偏差を示している。背外側面に注目すると、図 5-23A で確認できるように中足趾節関節部は立脚期初期と後期に同程度収縮した。逆に、足関節部および立方骨部は立脚期初期と後期に伸長していた。ここでは静止立位を基準形状としたために、立脚期 50%で主ひずみ値をほぼゼロになった。足裏では、図 5-23B に示すように母指球部が踵接地時から常に10%程度伸長しており、蹴り出しにかけて15%程度まで伸長したのが特徴的であった。後足部領域も同様に伸長していたが、立脚期後期には踵が離地するために減少していった。第五中足骨底部は立脚期を通して大きな変化は見られなかった。

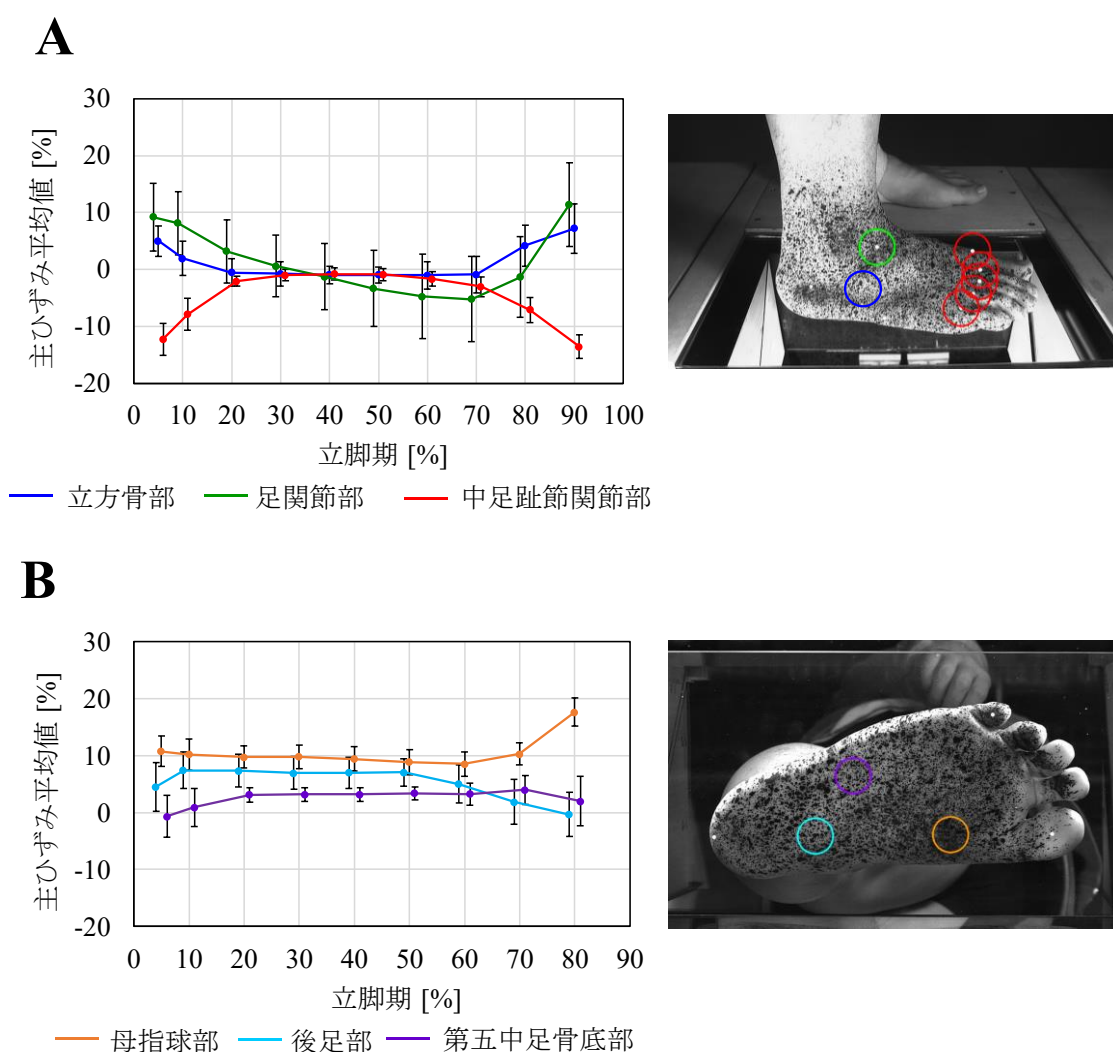


図 5-23 足部背外側面 (A) および足裏 (B) の主ひずみ値の時間変化, エラーバーは標準偏差.

5.3.3 考察

本研究では、デジタル画像相関法を用いることにより、二足歩行中の足部の3次元形状、伸縮動態を計測することを可能とした。二足歩行中の足部3次元形状の動的変形計測は、近年レーザースキャナなどを用いて可能となっている (Van den Herrewegen et al., 2014; Samson et al., 2014; Jezersek and Mozina, 2009; Novak et al., 2014)。しかし、各時刻の形状は取得できるものの足部表面を構成する個々の点の時間変化を追尾できるわけではないため、皮膚の伸縮は計測できていなかった。ある点の時間変化を追尾することは、モーションキャプチャを用いれば可能であるが、足部に貼付できるマーカーの数には限界がある。このため歩行中の足部皮膚表面の伸縮動態は、限られた数のマーカーから大まかに推定することしかできなかった (西浜ら, 2012)。それに対して本研究では、皮膚表面にスプレーを用いて斑模様を塗付し、皮膚表面の運動をデジタル画像相関法により3次元的に時々刻々と追尾することで、足部の3次元形状変化と表面伸縮を計測することを初めて可能とした。

また、光学式マーカーでは計測が困難な歩行時の足裏動態の計測も可能とした。歩行中の足裏3次元形状計測は内外側面と同様に、Thabetら (2014) によってガラスを埋め込んだ歩行路とスリット光投影法を用いて試みられてきたが、3次元形状は取得可能でもその伸縮動態は計測できていなかった。一方で歩行中に足裏にかかる力は、垂直反力だけでなく剪断力が複雑に作用することが知られており (Cavanagh and Ulbrecht, 1994; Stess et al., 1997; Perry et al., 2002; Yavuz et al., 2008; Chen et al., 2010; Deschamps et al., 2013)、足裏の皮膚もそれとともに複雑な伸縮運動が生じていることが予想される。本研究ではハイスピードカメラで歩行中の足裏動態を撮影しデジタル画像相関法を適用することで、その体表面ひずみを定量化することに初めて成功した。

図 5-24 に本計測で確認された代表的な変形傾向を示した。まず二足歩行中の足部において、立脚期前期において立方骨部が相対的に内外側方向に伸長するという、特徴的な皮膚の伸縮が見られることが明らかとなった。これは立脚期における立方骨の3次元運動に起因すると考えられる。ヒトの歩行立脚期中の足部運動を屍体足標本を用いて再現し、3次元骨運動を計測した研究によれば、立方骨は踵骨に対して、踵接地から foot flat にかけて背屈・外反することがわかっている (Whittaker et al., 2011)。こうした屍体足を用いて再現した歩行中の足部動態は、必ずしも実際にヒトが歩いているときのそれを正確に再現できているわけではないため (Nester, 2009)、今後さらなる検証が必要であるが、先行研究で述べられている踵立方関節の運動が、今回観察された特徴的な皮膚の伸縮を作り出している可能性がある。bone-pin を用いて歩行中の生体の立方骨運動を計測する試みは存在するが (Lundgren et al., 2008)、個体差が大きく歩行中の関節運動のメカニズムは未知の部分が多い。皮膚伸縮のメカニズムと骨運動との関係を明らかにするためには、X線装置を用いて生体の歩行中の足部の骨運動を詳細に解析する必要がある。

立方骨部の特徴的な皮膚の伸長は、立脚期後期においても観察された。ヒトの踵立方関節は、立脚期後期において立方骨が内反するため相対運動がロックされ、足部全体が硬いテコ

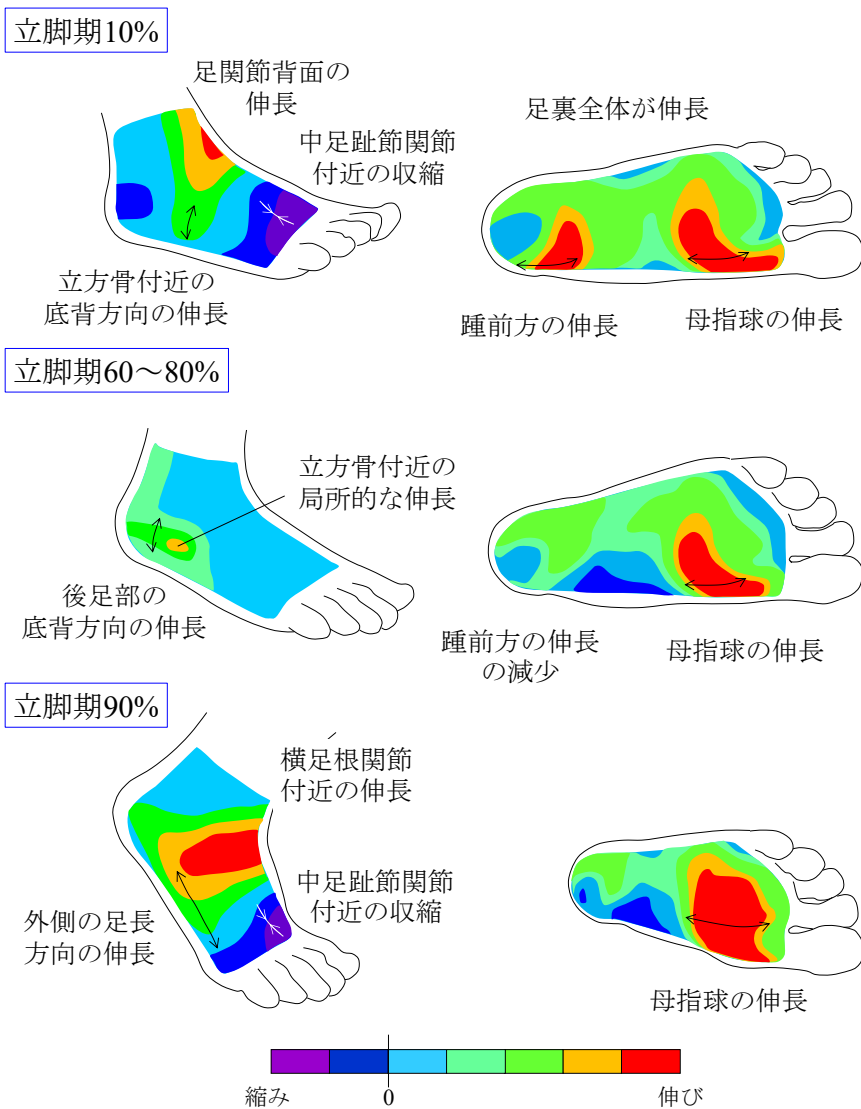


図 5-24 歩行時の足部背外側面および足裏主ひずみ分布の模式図

として機能し、歩行時の効果的な蹴り出しを可能にすると考えられている（一方、霊長類の足部では関節の可動性が相対的に大きく、中足部の可動性が相対的に高い (DeSilve, 2010)）。このメカニズムは、先に述べたように *Midtarsal locking mechanism* (Elftman, 1960) と呼ばれ、ヒトの足部に見られる二足歩行適応の1つと捉えられている。本研究において、立脚期前期と同様に立脚期後期においても立方骨部の特徴的な皮膚の伸長が見られたことは、踵立方関節が従来考えられているほどロックされておらず、ある程度可動していることを示唆している。近年 Okita ら (2013) は、*Midtarsal locking mechanism* が生じるとされる立脚期後期においても踵立方関節の可動性が実際には低下しないことを屍体足実験から明らかにしている。Whittaker ら (2011) による屍体実験においても、踵立方関節は踵接地から爪先離地にかけて約 9°底屈、約 9°内反することが報告されている。従来立脚期後期では、立方骨は踵

骨に対してロックされると考えられてきたが、実際にはある程度動いており、本研究で観察された立脚期後期の特徴的な皮膚変形を生み出していると考えられる。ただし、このような立方骨付近の伸長は5名の被験者全員で確認されたわけではない。Bojsen-Møllerら(1976)はヒト足部の踵立方関節は踵骨内側面へと伸びた立方骨内側突起によってその相對運動がある程度拘束されると述べているが、この内側突起形状の位置や大きさは各被験者の骨格構造である程度異なることが予想され、このような骨格形態のばらつきが骨格運動、さらにはその周囲にある体表面のひずみ分布に影響を及ぼしたと考えられる。

足裏では、静止立位時と比較してその体表面全体がさらに伸長するだけでなく、特に母指球が踵接地時および蹴り出し時に足長方向に大きく伸長している様子が観察された。同時に中足趾節関節の背側面も踵接地時および蹴り出し時に収縮していた。これは蹴り出し時のみならず、踵接地時にある程度中足趾節関節が背屈していることを示している。Caravaggiら(2009)やPatakyら(2008)は踵接地時に足趾を背屈させ、足底腱膜をある程度緊張させることで、推進力を生み出すための弾性エネルギーを蓄えていると述べており、このような踵接地時の足趾の背屈運動は踵接地を伴うヒト的な二足歩行の適応的な足部運動であると考えられている。このため、立脚期中は母指球のみならず足裏の皮膚全体は足長方向に伸長しながら床面に接地し(図5-23A)、この伸長は爪先離地まで維持された(図5-23B)。

また、後足部の足裏体表面は踵接地後すぐに足長方向に伸長するように変形していた。これは足部の縦アーチが潰れるように変形することで、横足根関節が背屈したことを示している。この足裏後足部の伸長は、立脚期後期に減少しており、足趾の背屈と足底腱膜の緊張によってアーチ高さが増加するWindlass mechanismと関連があることが示唆された(Hicks, 1954; Caravaggi et al., 2009; Griffin et al., 2015)。

本研究で最も大きな伸長が観察された母指球は、糖尿病性潰瘍の好発部位としても知られており(Boulton et al., 1983; Cavanagh et al., 1993)、足裏体表面のひずみが潰瘍の発症と関係があることも示唆されている(Yavuz et al., 2007; Zou et al., 2007)。また本研究では、母指球付近の皮膚が蹴り出し時のみならず、立脚期全体で常に伸長していることを明らかにした。これは日常的な歩行時に足裏の皮膚に常に大きなひずみが生じていることを示唆しており、このような計測データは潰瘍の予防につながる可能性がある。実際に観察された母指球付近の伸長は、踵接地時に意識的に足趾の背屈を制限することで、ある程度減少させることが可能であると予想される。このような潰瘍の発症と床反力分布の関係を明らかにするために、これまで鉛直床反力と剪断力の同時計測が試みられている(Stucke et al., 2012, Berki et al., 2015)が、本研究で提案した体表面ひずみ計測手法は、皮膚の異常運動を検知することが可能であり、足裏にかかる負荷を推定する上でよりよい方法論になりうると考えられる。よって今後、糖尿病性潰瘍の研究において、本提案手法がより重要な知見を与えることが期待される。

本提案手法は外反母趾や扁平足のような足部疾患の早期診断にも有用である。このような足部疾患の初期病変を視覚的に評価することは困難であるが、デジタル画像相関法に基

づいて体表面ひずみ分布を観察すれば、足部疾患による兆候を視覚的に検知することが可能となる。さらに、足部の体表面ひずみ分布の時間変化は、皮膚の下にある骨格運動とも相関があるかもしれない。この仮定が正しければ、臨床医は足部疾患の診断時に X 線を用いることなく病的な骨格運動を診断することが可能となる。したがって、本研究の計測手法を用いれば、簡易的かつ非侵襲的に皮下の骨格運動を診断かつ評価することが可能になると考えられる。

以上のように、本研究で提案した足部体表面動態計測手法を用いて、歩行時の足部体表面主ひずみ分布の時間変化を定量化することに成功した。本研究の結果から、歩行時に足部の体表面も骨運動と同様に複雑に変形し、いくつかの特徴的な伸縮パターンは内部の骨運動を反映している可能性が示唆された。しかし、現状本手法を用いるだけでは、実際に骨動態と体表面動態が対応関係にあるのかを実証的に明らかにすることはできない。そこで次章では、骨格動態と体表面動態の同時計測をおこなうことで、その対応関係を明らかにすることを試みる。

6章 足部骨格動態および体表面動態の 同時計測

6.1 概要

本研究では、2方向 X 線透視システムとモデルマッチング手法を用いた足部骨格動態計測と、ハイスピードカメラとデジタル画像相関法を用いた足部体表面動態計測を試みた。その結果、床面との接触時の各解剖学的要素の 3 次元的な動態を計測することが可能となった。しかし、X 線透視計測はその詳細な骨格動態を明らかにすることができる一方でいくつかの問題点がある。まず X 線による侵襲性の問題から生体に適用することが難しい。またハイスピードカメラのように高い時間分解能で計測をおこなうことは、現状の装置ではできない。さらに、力センサが X 線透視の計測空間に入り込むと骨の動態計測が困難になるため、床反力などの力計測を同時におこなうことができない、といった問題点が挙げられる。

それに対して、デジタル画像相関法を用いた体表面動態計測は、生体に適用することが可能である。ハイスピードカメラを用いることで様々な足部運動を計測対象とすることができるとともに、力計測との同時計測も可能とする。ただし骨動態の把握について考えた場合、皮膚の伸縮パターンが内部の骨格運動を推測することに有用であるのかは検証の余地がある。実際に光学式マーカーを足部骨格上の特徴点に貼付した場合、足部運動中に骨と皮膚の相対運動によってマーカーが骨の特徴点からずれてしまうことが知られている (Cappozo et al., 1996; Nester et al., 2007)。このように骨の運動を光学式マーカーのような少ない点群から推定することは難しいが、4章で述べた提案手法のように、足部体表面に高い密度で計測点を配置し、各点の位置の時間変化を追うことができれば、骨が突出するような並進および回転運動をその周囲の皮膚の変形から推測することは十分に可能であると考えられる。しかし、足部の体表面と骨の運動の対応関係を明らかにした試みは、その計測の困難さゆえに皆無である。

体表面動態と骨格動態の対応関係を明らかにし、皮膚の伸縮パターンから内部の骨運動を推定できることを示すことができれば、足部疾患の新しい診断方法を提案する上で有益な知見となりうる。さらに、X 線計測と比較して非侵襲的な診断方法であることや、さまざまな運動中の評価が可能であることも利点として挙げられる。また、このような骨と皮膚の協調運動を明らかにすることはロボット工学においても重要である。ヒト足部はその骨格構造の機能的な変形だけでなく、その周囲の軟組織や皮膚の変形によって床面との好ましい接触を生み出している。効率的な歩行を生成するための骨格構造の変形特性だけでなく、それを包括し外界と接触する体表面の特性までもも反映した足部モデルを構築することができれば、より頑強な二足歩行ロボットの開発が可能となる。

そこで本章では、静荷重時の屍体足内部の骨格動態と体表面の伸縮動態の同時計測をおこなった。そして、体表面の伸縮パターンが内部の骨運動と対応しているのかを検証した。

6.2 方法

6.2.1 計測条件

図 6-1 に計測環境を示す。5 章でおこなった静荷重屍体足実験と同様のセットアップをおこない、さらに足部の周囲に同期した 4 台のデジタルホームビデオカメラ（JVC, Everio, GZ-G5）を配置した。ビデオカメラは三脚を用いて 2 台を内側面、もう 2 台を外側面が撮影できるようにそれぞれ配置した。カメラの画素数は 1980×1080 であり、シャッタースピードと f 値を斑模様のコントラストが十分に得られるように試行錯誤的にそれぞれ $1/200$ 秒、 2.0 とした。また、プログレッシブ撮像方式で撮影をおこなった。本研究では屍体足標本 1 体（64 歳男性、右足）を用いた。計測前に体表面に水性黒塗料のスプレーで斑模様を塗付した。その後、事前に作成したソケットに取り付け、X 線透視システム内に固定した。

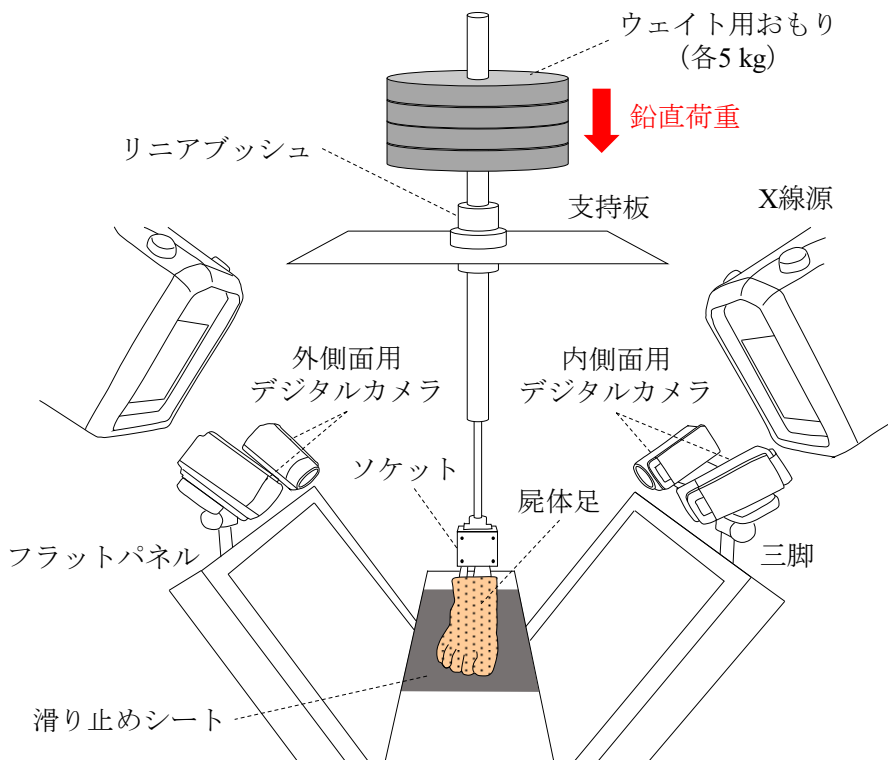


図 6-1 屍体足の骨格動態および体表面動態計測の計測環境

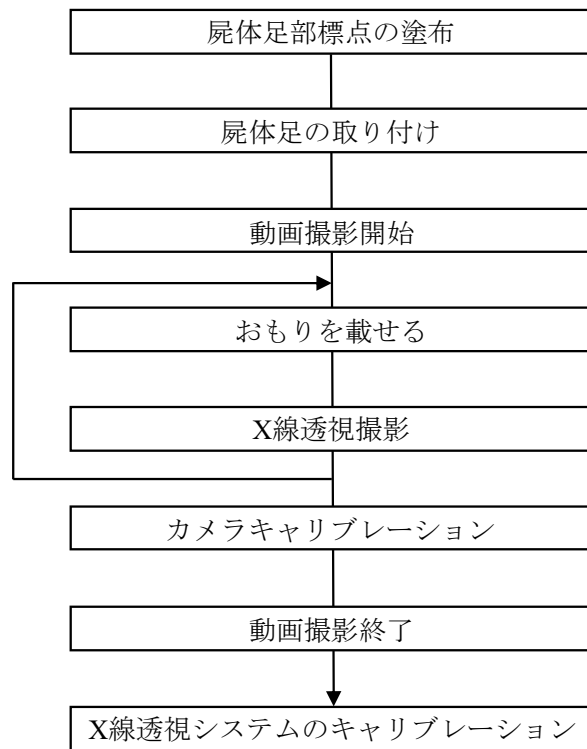


図 6-2 計測の流れ

図 6-2 に計測の流れを示す。ビデオカメラで撮影を開始した後、X 線撮影を開始した。3 章で述べた静荷重実験と同様に 10 kg ずつ荷重を加えていき、各荷重条件で X 線透視撮影をおこなった。この時にビデオカメラの動画で撮影のタイミングが判別できるように、各荷重の X 線撮影後に音声を記録した。588 N (60 kgf) まで荷重が終了した後、屍体足を取り外し、キャリブレーションボードを用いてビデオカメラのキャリブレーションをおこなった。そして動画撮影を停止し、最後に X 線透視システムのキャリブレーションをおこなった。

6.2.2 解析条件

3 次元骨格運動の定量化には、2 章で提案したモデルマッチング手法を用いた。10 個の骨（脛骨、踵骨、距骨、舟状骨、立方骨、第一～第五中足骨）をマッチングし、その運動を定量化するために、初期姿勢（おもりがない状態）における各骨座標系の方向が世界座標系と一致するように各骨に骨座標系を定義した。

3 次元体表面運動の定量化には、4 章で述べたデジタル画像相関法を用いた。撮影したビデオデータは Adobe Premiere Pro C56 (Adobe Systems Incorporated, San Jose, California, USA) を用いて tiff 形式の画像へと変換し、各荷重条件における画像計 7 枚を抽出した。各荷重条件のデジタル画像は、3 次元デジタル画像相関法ソフトウェア VIC-3D (Correlated Solutions, Columbia, South Carolina, USA) に取り込み、静荷重条件下における足部表面の形状変化と

主ひずみの大きさと向きの分布の時間変化を算出した。本計測では骨格運動と同様に初期姿勢（おもりがない状態）における足部形状を基準として、足部ひずみの相対的な時空間的变化を算出・可視化した。デジタル画像相関で用いるサブセット領域の一辺の大きさは 33 pixel とした。また、形状を構成する点群の間隔を指定するステップサイズは 5 pixel とした。ひずみを計算する際の代表寸法は実際に起きる皮膚の伸縮量から歩行計測時と同様に約 20 mm 程度とした。

6.3 結果

6.3.1 足部 3 次元形状と 3 次元骨格運動

図 6-3 に各荷重における足部体表面の 3 次元形状変化を示す。各荷重におけるデジタル画像からデジタル画像相関法を用いて背外側面および内側面の形状を取得することができていることがわかる。また図 6-4 に再構築した 3 次元骨格運動を示す。外側や内側方向から 3 次元足部運動を観察すると、荷重とともに足部体表面形状とその骨格構造が同じように潰れていく様子が見られる。また 3 章で述べたように静荷重下で足部の骨は内側方向へと変位していき、この時体表面形状もともに内側方向へと突出するように変形していることがわかった（図 6-3C）。水平面内運動についても同様に、骨格構造においては後足部が内転するのに対して、前足部は外転することがわかっているが、体表面形状も同様に前足部が外転するように変形していることがわかった（図 6-3E）。以上のように、荷重下における骨格運動が起因して 3 次元体表面形状が変化していることが示唆された。

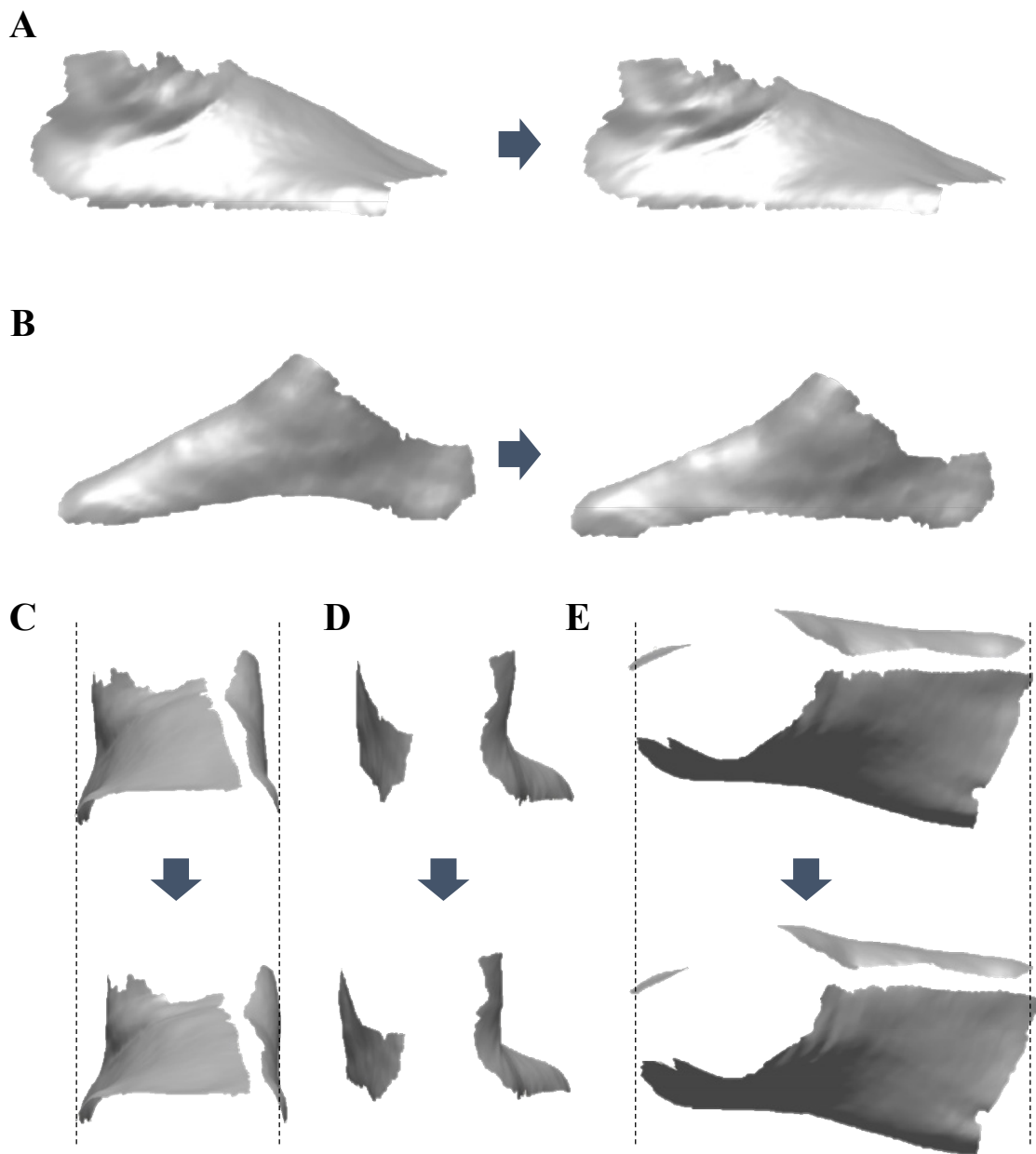


図 6-3 荷重前後の体表面 3 次元形状変化 (A : 外側, B : 内側, C : 前方, D : 後方, E : 上方)

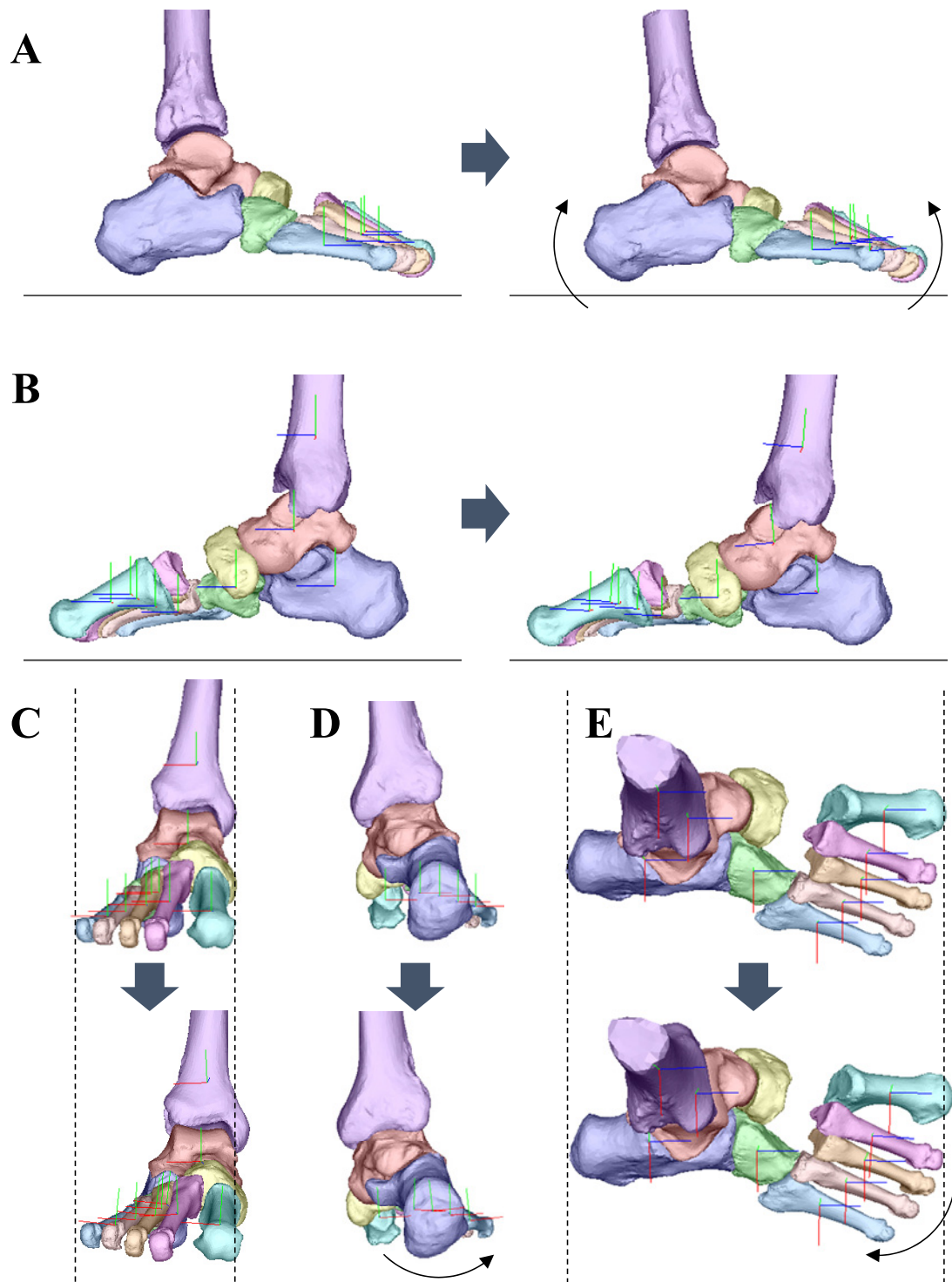


図 6-4 荷重前後の 3 次元骨格運動 (A : 外側, B : 内側, C : 前方, D : 後方, E : 上方)

6.3.2 静荷重下における体表面伸縮動態

図 6-5 に各荷重条件下における主ひずみ分布を 30 kg 刻みで示す。主ひずみの大きさをコンター図で、その方向をベクトル図で示した。本研究ではシャフトの荷重のみがかかっている状態を 0 N とした。また、シャフトの荷重のみがかかっている状態を基準形状としたため、0 N のときのひずみは 0% である。まず背外側面では荷重が加わると、後足部で底背方向、横足根関節付近で足長方向の収縮が観察された。また前足部においては、全体的に足幅方向に伸長しており、特に第一中足骨と第二中足骨の間の皮膚が伸長していた。内側面においては、荷重とともに舟状骨付近と第一中足骨付近において足長方向に伸長する様子が観察された。また母指球と踵部で鉛直荷重を主に支えるため、それぞれの底側面が収縮していた。

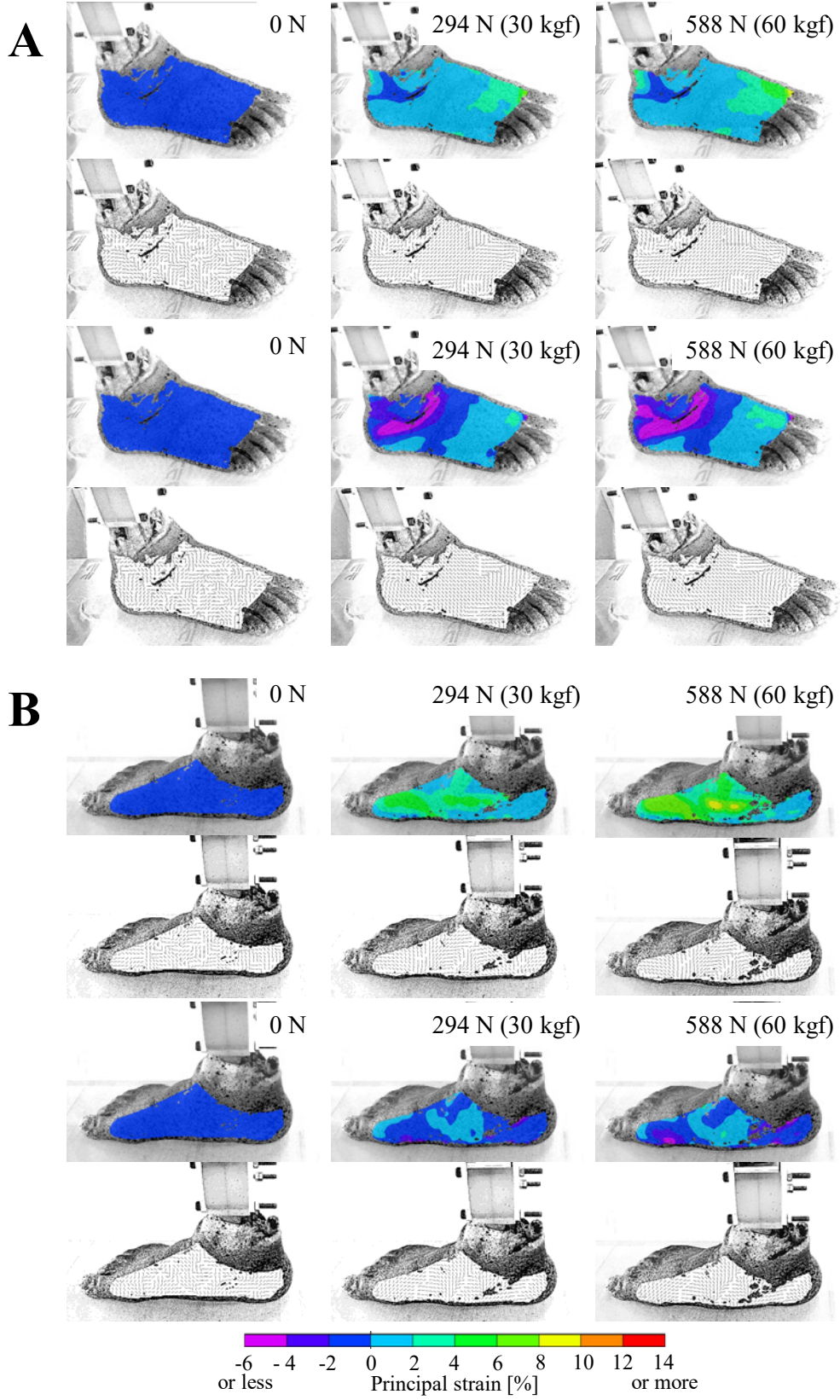


図 6-5 荷重による屍体足部背外側面 (A) と内側面 (B) の主ひずみ分布およびベクトル図 (上: 最大主ひずみ, 下: 最小主ひずみ)

6.3.3 屍体足骨格運動

図 6-6 に静荷重条件下における各骨の 3 次元重心位置変化を示す。ここではシャフトのみの荷重がかかっている状態を 0 N とした。今回観察された運動傾向は 3 章で述べた静荷重実験の結果とおおむね一致していた。すべての骨は荷重の増加に伴い、下方・前方・内側方向へと並進していた。その並進量は後足部では距骨・舟状骨で相対的に大きく、前足部においては内側の中足骨ほどその度合いは大きかった。

図 6-7 に静荷重条件下における各骨の 3 次元絶対角度変化を示す。ここではシャフトのみの荷重がかかっている状態を 0 N とした。まず荷重の増加とともに、足部の縦アーチが潰れるように変形するため、足根骨が底屈し、前足部では中足骨が背屈した。前額面内運動では、踵骨・舟状骨・立方骨がともに外反し、脛骨は内反した。中足骨は第三・第五中足骨で外反運動が見られ、第二中足骨は内反した。横断面内の運動では、踵骨・距骨がわずかに内転、脛骨は内旋し、舟状骨・立方骨では大きな運動が見られなかった。また、その前方に位置する中足骨は外転した。

図 6-8 に関節角度変化を示す。ここではシャフトのみの荷重がかかっている状態を 0 N とした。踵骨は距骨に対して大きく外反した。舟状骨も同様に距骨に対して外反するとともに、背屈、外転した。立方骨は踵骨に対して内反し、わずかに外転した。最後に第一中足骨は舟状骨に対して大きく背屈した。

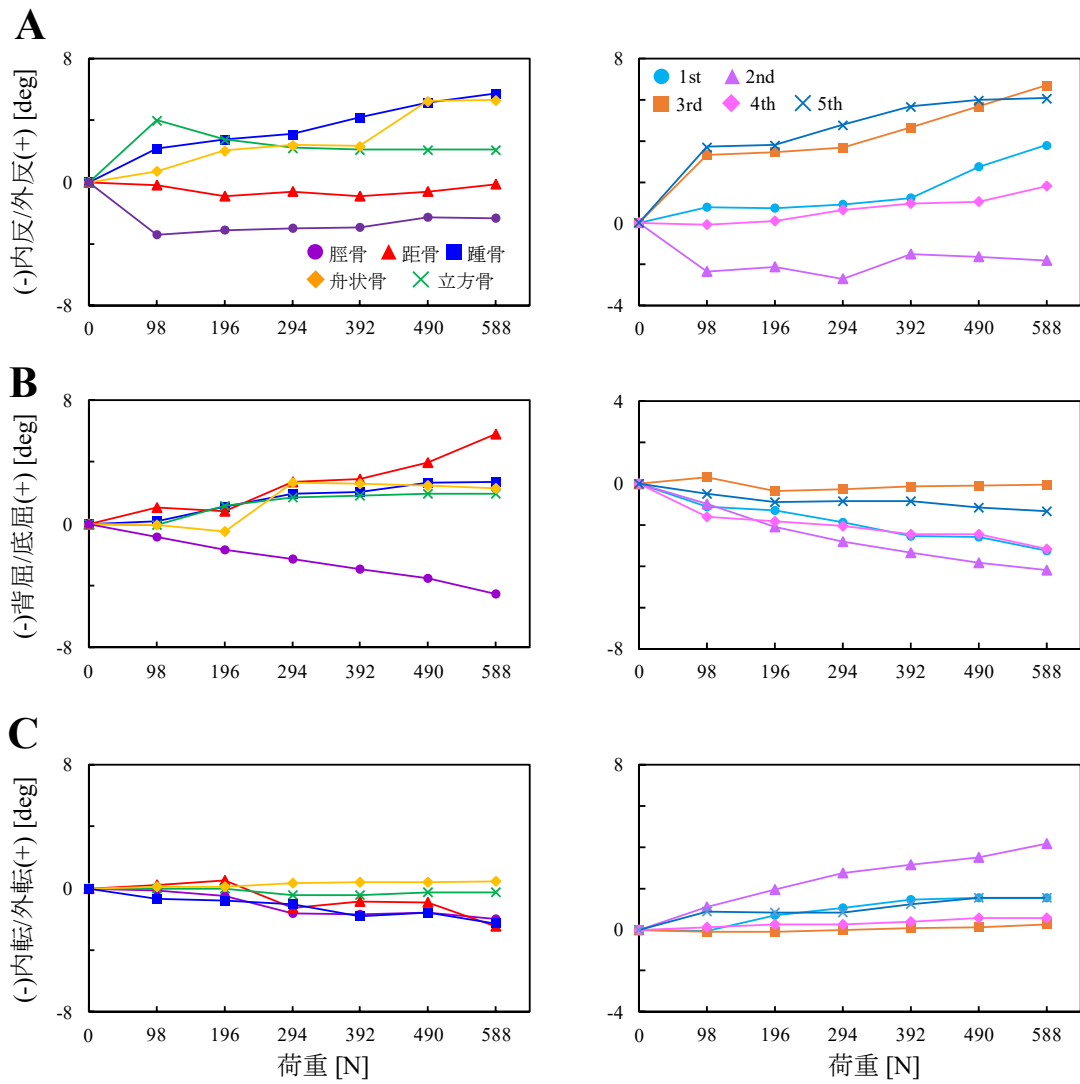


図 6-6 荷重による各骨の重心変位 (A: 上下方向, B: 前後方向, C: 内外側方向), 正方向は上・前・内側を表す.

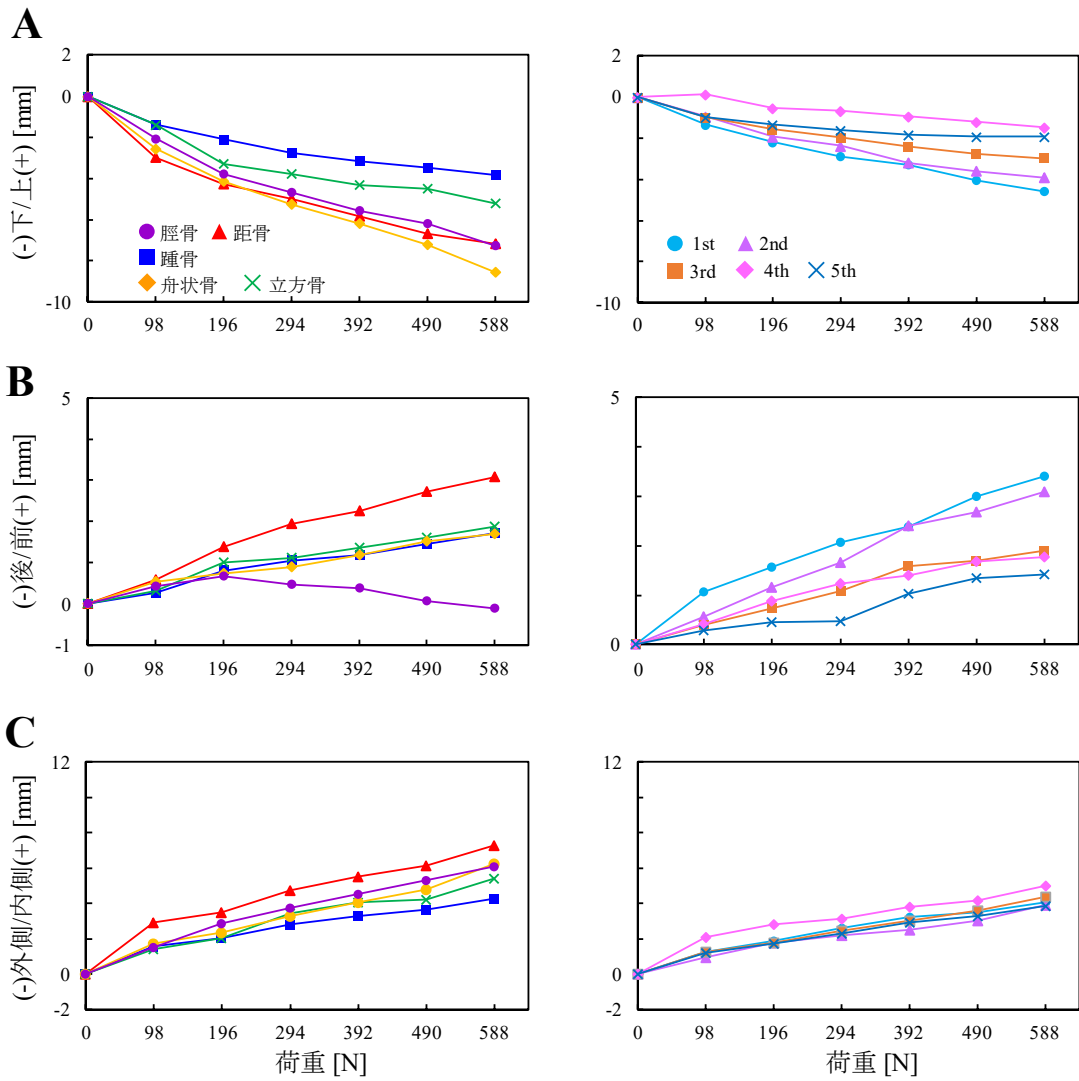


図 6-7 荷重による各骨の絶対角度変化 (A : 内外反, B : 底背屈, C : 内外転) , 正方向は外反・底屈・外転を表す.

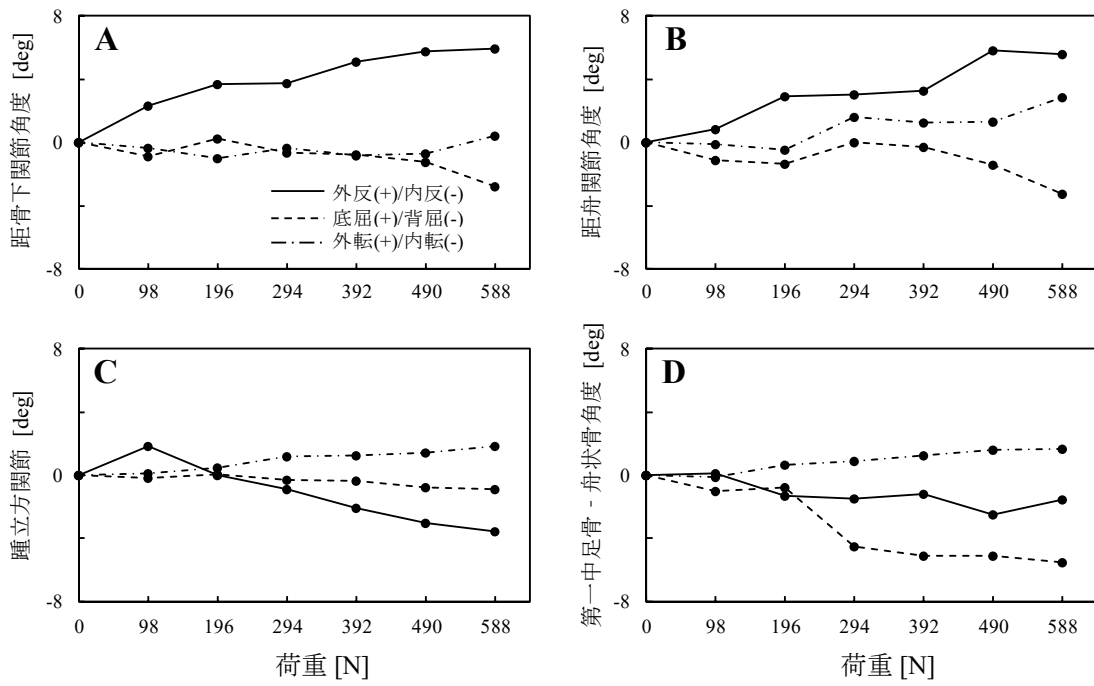


図 6-8 荷重による関節角度変化 (A : 距骨下関節, B : 距舟関節, C : 踵立方関節, D : 舟状骨に対する第一中足骨の角度), 正方向は外反・底屈・外転を表す.

6.4 考察

6.4.1 骨格動態と体表面動態の関係

図 6-9 に本計測で観察された伸縮パターンを示す。まず本研究で観察された特徴的な伸縮動態は、横足根関節付近の背外側面における足長方向の収縮であった (図 6-9A)。これは足部骨格構造の内外転運動と対応している。静荷重下で立方骨と舟状骨はそれぞれ踵骨と距骨に対して外転していた。これはさらに遠位の中足骨の外転運動を引き起こしている。このとき横足根関節付近の足部体表面は内部の骨格運動に伴い折れ曲がるように変形するため、足長方向に収縮するような変形が観察されたと考えられる (図 6-10A)。

後足部においても同程度の底背方向の収縮が観察された (図 6-9A)。これは踵骨の距骨に対する外反運動と対応する。静荷重下では、踵骨が距骨に対して荷重の増加とともに徐々に外反するように運動しており (図 6-8A)、体表面の運動は距骨と踵骨の関節面付近の外側面が収縮するように変形することが予想される。このように静荷重下で生じる関節運動は、体表面の伸縮パターンと対応していることがわかった。

足部内側面においては舟状骨付近の伸長が特徴的であった (図 6-9B)。これは舟状骨の内側方向への並進運動や外反運動と対応している。荷重の増加とともに、ヒト足部の骨は内側方向へと変位し、足根骨においては距骨と舟状骨がより内側へと変位していた。特に舟状骨は内側面に凸な形状の結節を有しており、舟状骨が内側方向へ突出するように運動することで内側結節付近の局所的な伸長が現れたと考えられる (図 6-10B)。同様の伸長パターンは前足部内側面においても相対的に前方方向への変位が大きい第一中足骨付近で観察された (図 6-9B 左)。この時、本研究では第一中足骨に対して第二中足骨がより外転していたため (図 6-7C)、第一および第二中足骨付近の背側面が伸長していた (図 6-9A 左)。また第一中足骨と踵部の内側面底側が収縮していたのは、鉛直荷重を主に母指球部と踵部で受けているからであると考えられる (図 6-9B 右)。

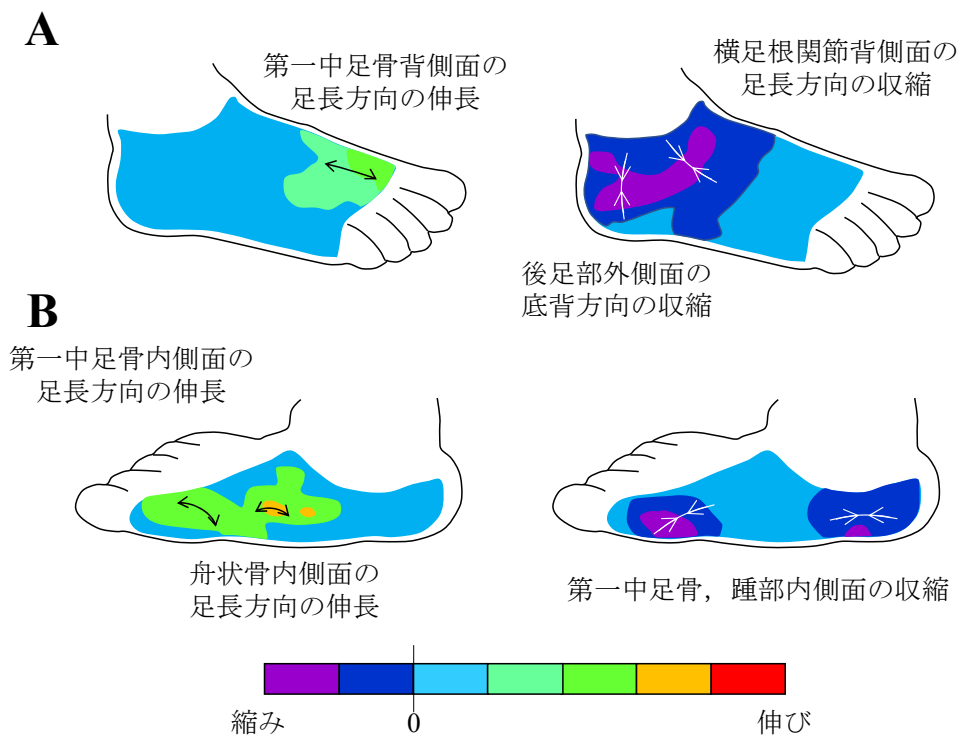


図 6-9 荷重による足部体表面動態の模式図 (A: 外側面, B: 内側面)

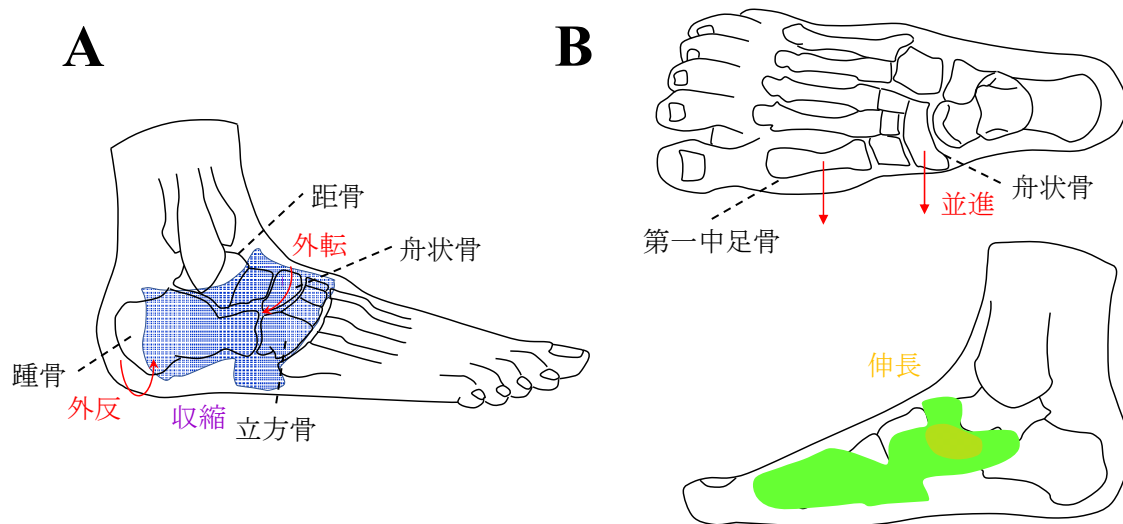


図 6-10 骨格動態と皮膚の伸縮動態の関係 (A: 外側面, B: 内側面)

6.4.2 歩行時の体表面動態との比較

5章では、ヒト歩行中の内外側体表面動態を同手法に基づいて計測し、いくつかの特徴的な伸縮パターンを明らかにした。まず特徴的であったのは、立脚期前期および後期に見られる立方骨付近の伸長であった。これは踵立方関節が歩行中にある程度可動していることと対応し、具体的には立方骨が外側に飛び出るような骨格運動が生じていると考えた。一方で常に足裏全体で荷重を受ける単純な静荷重条件では、立方骨付近の局所的な伸長パターンは観察されなかった。歩行中は足部姿勢が異なるだけでなく、立脚期前期には制動力、後期においては推進力を足部が受けるため、床面との力学的相互作用も大きく異なる。そのため、歩行時のみに観察された立方骨付近の伸長は、歩行時の足部変形を実現する上で立方骨の運動が重要であることを示している可能性がある。このような立方骨の運動と体表面ひずみの関係に関しては、3章で述べたように屍体足で歩行姿勢や荷重条件を再現し、その際の骨格運動と体表面ひずみの同時計測をおこなうことで、より詳細な考察をおこなうことができると考えられる。

立方骨付近の局所的な伸長パターンは観察されなかったが、静荷重条件下においては横足根関節付近の背側面の皮膚が足長方向に収縮していた。これはアーチが潰れるように変形するとともに、前足部が後足部に対して外転するためである。一方で歩行中のヒト足部は Windlass mechanism によってアーチ高さが増加する蹴り出し時に、横足根関節付近が立脚期静止立位時と比較して伸長しており、静荷重条件下とともにアーチの変形と横足根関節の運動は密接に関連していると考えられる。

静荷重条件下では舟状骨結節付近の局所的な伸長も観察された。しかし歩行中にはそのような舟状骨付近の伸縮パターンは観察されなかった。この伸縮パターンの違いもまた足部縦アーチ構造の変形と関連があると考えられる。本計測では屍体足に腱の牽引をせず荷重を与えたが、歩行中は外在筋や内在筋の活動によって、ヒトの足部は相対的により硬い構造として振る舞うことが予想される。そのため、アーチ高さの変化量もまた相対的に小さくなり、足部の縦アーチはより潰れにくくなると考えられる。アーチ構造の変形と舟状骨周辺の伸縮動態の関係がより明らかになれば、扁平足といったアーチ構造に影響を及ぼす足部疾患の診断に有用な知見となりうる。

このようにして静荷重下のような静的条件と歩行中のような動的条件における足部体表面ひずみ分布を比較することによって、歩行に適応的な足部変形を明らかにすることができると考えられる。しかし現状では、それぞれの条件で同じ基準形状を定義することが困難である（動的条件では立脚期中の形状、静的条件ではおもりがない条件における形状をそれぞれ基準形状としている）。より詳細な比較をおこなうためには、適切な基準形状を定義する必要がある。

これまで示した通り、ヒト足部の体表面動態は内部の骨格動態を表すような伸縮パターンを示していた。この結果から、今後さまざまな力学的条件で検証をおこなう必要があるものの、足部の3次元的な変形動態は各解剖学的要素が協調的に運動することでその変形

を生み出していると考えられる。また，体表面の動態から内部の骨格運動の異常運動を検出することができれば，整形外科分野にとって有用なツールとなる。

7章 総合考察

7.1 提案手法の有用性

本研究では、まず X 線透視システムとモデルマッチング手法を用いた骨格動態計測手法を提案した。その結果、輪郭の一致度に基づいて運動中の足部 X 線透視画像に自動的に 3 次元モデルをマッチングし、その運動を精度よく定量化できることを示した。また、提案手法を用いて、ヒト足部の基本的な変形特性を明らかにするために、静荷重下における屍体足骨格動態を計測した。これまで X 線透視画像とモデルマッチング手法を用いて、足部の骨格動態を計測する試みはなされているが、本研究では初めて中足骨を含む足部全体の骨運動を再構築し、定量化することに成功した。現在のところ、楔状骨のマッチングは試みることができていないが、他の骨に周囲を囲まれている構造を利用して干渉判定を適切に用いることができれば、楔状骨の運動も再構築が可能であると考えられる。楔状骨や第一中足骨の相対運動が明らかになれば、縦アーチ構造の変形動態の理解や、外反母趾の発症メカニズム解明に重要な知見となると思われる。

構築したモデルマッチング手法によって、足部の詳細な骨動態を明らかにできることが示されたが、X 線透視では周囲の軟組織動態を十分に把握することはできない。骨の床面からの相対的位置から、ヒールパッドや母指球部の圧縮量を定量的に評価することは可能であるが、骨の運動によって皮膚がどのように伸縮するのかを明らかにするためには、X 線計測とは異なる方法論が必要となる。そこで本研究では、ハイスピードカメラとデジタル画像相関法を用いた足部体表面動態計測手法を提案した。本手法によって、運動中の足部体表面の主ひずみ分布を精度よく計測できることが示され、提案手法を用いて初めて歩行時の足部体表面の伸縮動態を定量化した。その結果、歩行中にいくつかの特徴的な伸長パターンが観察されることを示した。

さらに、静荷重時の屍体足骨格動態と体表面動態の同時計測によって、体表面動態が内部の骨運動をある程度反映していることが明らかとなった。これまで、骨動態と軟組織や皮膚の動態の関係性は、計測の困難さから試みがなされてこなかった。本研究では、2つの提案手法を屍体足実験に適用することで、その協調運動を初めて明らかにした。しかし、体表面の伸縮動態から、個々の骨運動を推定することは困難であった。また、歩行時に観察された特徴的な伸縮パターンが実際の骨運動を反映しているのかは、今後より詳細な検討が必要である。

以上のように足部の 3 次元変形動態を明らかにするためには、2つの手法を相互補完的に用いることが必要であると考えられる。X 線透視は体表面動態の計測だけでなく、侵襲性の問題から生体に適用することが難しい。また、現状の計測環境では、床反力のような力計測を同時におこなうことができない。このような X 線透視による足部動態計測の課題は、デジタル画像相関法を用いた体表面動態計測によって解決することが可能である。そして、2

つの手法を計測対象物に応じてうまく使い分けることで、様々な力学的条件における足部動態を包括的に理解することが可能となる。また、骨格と体表面の相互運動を明らかにすることは、その間に存在する軟組織の動態を理解することにもつながると考えている。

7.2 二足歩行に適応的なヒト足部骨格運動

7.2.1 ヒト足部のモーメント生成機構

ヒト足部の距骨下関節は、足部の関節の中でも歩行中に大きな関節角度変化をとまることが知られている (Lundgren et al., 2008)。そのため、踵接地を伴うヒトの二足歩行において、その関節運動が安定した二足歩行の生成に寄与していると考えられ、歩行中の距骨下関節運動の定量化が広く試みられている。本研究でおこなった静荷重実験の結果によれば、荷重の増加にともない踵骨は距骨に対して外反し、外転角度や背屈角度変化はわずかであった (図 3-15)。一方で歩行中に距骨下関節は、立脚期前期に外反・外転・背屈運動を伴うことが Arndt ら (2004) の bone-pin を用いた計測や、Wang ら (2015) の X 線透視計測から明らかになっている。踵骨の距骨に対する外転運動が、歩行時に相対的に大きくなるということは、歩行時に距骨が踵骨に対してより内転していると考えることができる。静荷重時には、脛骨の内旋、距骨の内転により遠位の中足骨は外転するように運動し、ヒトの足部構造に内旋モーメントを生成するような形態機能が備わっていることを述べた。本研究では、このモーメント生成機構が、ヒトの体幹回旋運動や下肢の振り出し運動により、身体鉛直軸まわりに作用するモーメントを打ち消す役割があると考えた。静荷重時と比較して、歩行時の距骨下関節における内外転運動が大きくなるという結果は、運動中により大きな内旋モーメントを生成するような機能的変形が、ヒト足部構造で生じていることを示唆している可能性がある。これに関しては今後、歩行時の骨格動態計測や、床反力モーメントなどの力計測をおこなうことで、より詳細な考察が可能となる。

7.2.2 ヒト足部の Midtarsal locking mechanism と立方骨運動の関係

ヒト足部の踵立方関節では、骨格動態計測・体表面動態計測ともに特徴的な運動が見られた。踵立方関節は、立脚期後期に中足部の可動域が低下する Midtarsal locking mechanism に寄与する関節としてこれまで考えられてきた。静荷重下では踵立方関節の内外反運動が他の関節と比較して相対的に小さく、踵骨の外反とともに立方骨も同時に外反するように運動した (図 3-14, 3-15)。また、このとき立方骨付近の皮膚の伸長は観察されなかった (図 6-5)。しかし、歩行中の足部体表面の主ひずみ分布計測においては、立脚期前期や後期に立方骨付近で特徴的な伸長があらわれ、歩行時には立方骨がロックされずにある程度動いていることが示唆された (図 5-23)。以上の結果から、本研究では、足裏全体で荷重を受ける静荷重下では立方骨がロックされ、足部姿勢が変化する歩行時には、踵接地時や蹴り出し時にある程度運動していることが示唆された。このように、歩行時にのみ観察される立方骨の運動は、歩行に適応的なヒト足部の骨格動態の 1 つであることが推測される。足部姿

勢と立方骨の可動性の関係については、足部姿勢を変化させた際の骨格運動を計測することで、今後明らかにする必要がある。

踵立方関節の可動性に関する知見は、人類の二足歩行獲得の起源を理解する上でも重要である。他の類人猿足部の中足部はヒトのそれと比較して柔軟で、歩行時の立脚期後期に中足部が大きく背屈するよう **Midtarsal break** が生じることが知られている (DeSilva, 2010)。ヒト中足部の硬い構造は二足歩行に適応的な形態機能として考えられてきたが、近年、足底圧分布を用いた計測によってヒト足部においても歩行時に **Midtarsal break** が観察されることが報告されている (Bates et al., 2013)。このように、ヒト足部の踵立方関節の可動性と二足歩行の関係については、明らかになっていない点が多い。今後、標本数や被験者数を増やして解析をおこなうことで、ヒト足部の踵立方関節の可動性に関するより詳細な分析を進める必要がある。

7.2.3 ヒト足部の **Windlass mechanism** と体表面動態の関係

立脚期後期に足趾の背屈によってアーチ高さが増加する **Windlass mechanism** もまた、**Midtarsal locking** と同様に立脚期後期に働く足部機構である。歩行中の **Windlass mechanism** による足部の変形は、本研究の足部体表面の伸縮動態から観察することができた。具体的には、蹴り出しにかけて足趾の背屈により中足趾節関節付近が収縮し、母指球付近の皮膚が大きく伸長する様子が観察された (図 5-23, 5-24)。またこの時、縦アーチ高さは増加し (図 5-6)、横足根関節付近の皮膚は足長方向に伸長していた (図 5-24)。しかし、このような伸縮パターンは踵接地時にも観察された。Caravaggi ら (2009) は、ヒト足部が立脚期後期のみならず踵接地時においても足趾を背屈させ、**Windlass mechanism** を働かせることで、足部を硬い構造にして接地の衝撃に備えていると述べている。そのため、本研究の立脚期前期に観察された中足趾節関節や、母指球付近の伸縮パターンもまた、立脚期初期の **Windlass mechanism** の稼働を示していると考えられる。さらに、**Windlass mechanism** の稼働と同じタイミングで立方骨付近の伸長も観察された。**Windlass mechanism** における骨の3次元運動は、**Midtarsal locking mechanism** と同様に全く明らかになっておらず、実際には3次元のかつ複雑な運動が生じているとともに、立方骨や舟状骨などの運動もまたその安定化に寄与していることが予想される。しかし、歩行中の踵立方関節の運動とその二足歩行に与える影響を考察するためには、歩行シミュレータの改善や、歩行姿勢を模擬しての静荷重実験などが必要である。今後、蹴り出し時における立方骨や中足骨を含めた足部全体の骨格運動を定量化することができれば、アーチ構造の変形や **Windlass mechanism**、さらには **Midtarsal locking mechanism** といった足部機構のメカニズムに迫ることができるだろう。

7.3 ヒト足部骨格構造と軟組織構造の協調運動

6章で述べたように、静荷重時の骨格動態および体表面動態の同時計測によって、それらの運動が対応関係にあることがわかった。静荷重下では、全ての骨が内側方向へと並進する

ため、荷重の増加とともに内側面の皮膚が全体的に伸長した。特に舟状骨結節付近の皮膚は、舟状骨の内側方向の並進や、外反運動によって局所的に伸長していた。舟状骨の運動は、ヒト足部の内側縦アーチの変形と関連していると考えられ、舟状骨付近の伸長パターンを観察することで、内側縦アーチの過度な変形を検出することができると考えられる。また、第一中足骨の内側面の皮膚も荷重とともに伸長しており、外反母趾のような第一中足骨の異常運動によってこの伸長パターンも顕著に変化することが予想される。

一方で、外側面ではそのような局所的な伸縮パターンは観察されず、舟状骨や立方骨、中足骨の外転とともに横足根関節付近全体が収縮するのが特徴的であった(図 6-9)。また、骨格動態計測においては、踵骨の外反に伴う距骨の内転運動が特徴的であったが、距骨が他の骨や軟組織によって厚く囲まれているため、そのような骨運動を周囲の皮膚から観察することはできなかった。このように、体表面の伸縮動態から個々の詳細な骨運動を推測することは困難であるが、連動した関節運動によって生じる足部全体の変形挙動は皮膚の伸縮パターンにあらわれ、そこから骨の異常運動を検出することも十分に可能であると考えられる。

6章で紹介した骨格動態と体表面動態の同時計測においては、X線透視システム内の空間的制約によって足裏の体表面動態を計測することはできなかった。一方で、歩行中の足裏動態の計測結果によれば、足裏接地後から踵離地にかけて足裏の伸縮動態は大きく変化しなかった(図 5-23B)。立脚期中期は、足裏全体が接地していき、静荷重下における骨格運動と同様の運動が生じていることが予想される。しかし、足裏の体表面の伸縮パターンが変化しなかったことから、足裏の軟組織は一度床面と接するとそれを保つように変形し、安定した接触を実現するような働きがあることが示唆される。

このような骨の運動とその周囲の皮膚の運動の対応関係を明らかにすることは、計測手法の評価にも有用である。運動中の3次元足部骨格動態を定量化する手法として、これまで足部体表面の解剖学的特徴点に光学式マーカーを貼付し、その骨格運動を剛体の回転運動で表現する手法が広く用いられてきた(Carson et al., 2001)。この手法は非侵襲的かつ簡易的であることが利点であるが、骨に対する皮膚の相対運動によって、内部の骨格動態を必ずしもうまく定量化できないことがわかっている(Cappozzo et al., 1996; Nester et al., 2007)。また、このような光学式マーカーを用いた計測手法のずれ(skin artifact)は、X線透視画像を用いたり、bone-pinとの比較によって定量化がなされているが、具体的な解決策は提案されてこなかった。本研究で足部体表面の相対的に変形が少ない部分や、骨とのずれが相対的に小さい部位などが明らかになれば、新しいマーカー配置を提案することが可能となる。

7.4 本手法の応用可能性

本研究で提案した足部の変形動態計測手法や、それによって得られる知見は、様々な分野において応用可能性がある。

まず、足部体表面の伸縮動態から足部疾患を簡易的に検出できる可能性がある。従来手法

では検出できなかったような、骨のわずかな異常運動や軟組織の変性などを、皮膚の動態を詳細に観察することで早期に発見することができれば、足部疾患を未然に防ぐことが可能となる。今後正常足のみならず、足部疾患患者の足部体表面の伸縮動態を明らかにすることで、診断手法としての有用可能性について考察していく予定である。さらに、屍体足で疾患モデルを再現し、骨格動態と体表面動態の変化を考察することで、骨と皮膚の運動の関係性についてより深く迫ることができる。糖尿病性潰瘍においては、歩行時に足裏に働く力分布が、その発症メカニズムと関連があることが示唆されてきた。歩行時の足底圧分布データと、足裏の皮膚の主ひずみ分布を比較することで、足裏が受ける力と皮膚の変形の間関係を明らかにするだけでなく、潰瘍発症のメカニズムに関する仮説の検証が可能になると考えられる。また、デジタル画像相関法を用いた体表面の主ひずみ分布計測は、足裏や背側面だけでなく、他部位に対しても適用が可能であり、今後様々な身体部位の計測による応用可能性が期待される。

運動中の詳細な皮膚の伸縮動態のデータは靴や装具などの人間工学設計にも有用である。各被験者で、歩行中の主ひずみ分布の傾向は定性的に一致しており、伸長や収縮が生じている部位、また相対的に変形が小さい部位に適切な素材配置をおこなうことで、より足部にフィットした装具設計が可能となる。今後、内部の骨格運動との対応をより詳細に明らかにすることができれば、テーピングやサポーターの設計にも有用であろう。また、X線透視システムを用いれば内部の骨格運動を直接的に観察することが可能となるため、装具着用時と非着用時の骨格動態を計測し、製品の評価などに活用することも可能となる。

本研究で試みたX線透視計測を他の類人猿足部に適用し、その3次元骨格運動を明らかにすることができれば、人類学的にも重要な知見を与えうることができる。これまで、類人猿足部とヒト足部の骨格動態を比較することで、ヒト足部に内在する形態機能を対比的に明らかにする試みはいくつかなされてきた(Thompson et al., 2014; Greiner and Ball, 2014)。しかし、十分な荷重下における計測が困難であったため、床面との相互作用の中で、その骨格動態を比較することはできていなかった。本研究で提案した計測手法を、類人猿屍体足標本に適用することで、ヒト足部の特徴的な骨格動態に関して対比的に考察することが可能となる。

最後に、本研究で提案した枠組みを用いて、安定した二足歩行の生成に寄与するヒト足部の変形動態が明らかになれば、その知見を二足歩行ロボットの足部に活用することができる。近年、縦アーチを有するような足部を持つ二足歩行ロボットなどが提案されている(Hashimoto et al., 2010, 2013, 2014)。しかし、本研究で明らかにした、ヒト足部のモーメント生成機構をロボット足部に取り入れた例はない。また、ヒト足部で特徴的な中足部の剛性に関するより詳細な考察が可能となれば、足部構造の適切なスティフネスを設計パラメータとして提案できる。今後、本手法によって明らかにされる二足歩行に適応的な機能的変形をロボットの足部に活かすことが期待される。

7.5 今後の課題と展望

本研究にはいくつか課題が残されている。まず挙げられるのが、モデルマッチング手法における計算コストである。ヒト足部の骨格構造は27個の骨が組み合わさって構成されており、足部全体の骨運動を理解するためには、これらの骨を全て同時にマッチングすることが理想である。しかし、運動中の多数のフレームで各骨の6パラメータを最適化計算で求めるためには、現状膨大な計算コストがかかってしまう。これに関しては、足根骨、下腿、楔状骨、中足骨を干渉判定を用いながらマッチングをおこなうことで、各骨のパラメータの探索範囲を狭めながら、効率よく多数の骨をマッチングすることができると考えている。また、本研究では特徴点を用いて初期パラメータの推定を試みたが、各骨の位置・姿勢パラメータの推定をより正確におこなう手法を提案することができれば、計算コストの軽減が期待される。

次に挙げられるのが、ヒト足部の骨格構造が持つ形態機能と二足歩行の関係について、十分な考察をおこなうことができていない点である。本研究では、静荷重時における足部の骨格動態を計測することで、ヒト足部の基本的な変形特性や、そこに内在する形態機能について考察した。これらの形態機能と二足歩行の関係を明らかにするためには、二足歩行時の骨格動態を理解する必要がある。しかし、現状歩行シミュレータによる屍体足歩行は、必ずしも実歩行時のそれを再現することができていない。今後、歩行時の足部の骨格変形動態を明らかにするためには、X線透視システム内で腱の牽引や足部姿勢の再現をおこなうことで、歩行時の足部動態を準静的に再現することを試みたい。さまざまな足部姿勢における骨格動態を計測することで、骨格運動と歩行機能の関係だけでなく、足部体表面の動態計測で観察された特徴的な伸縮パターンに関してもより深い考察をおこなうことが可能となる。特に **Midtarsal locking mechanism** の詳細は、ヒトの直立二足歩行獲得の起源に迫る上で重要な知見であり、類人猿屍体足を用いてその構造形態の違いと歩行運動との関係を、対比的に明らかにする予定である。さらに、骨運動と床面との力学的相互作用の関係を明らかにするために、力計測を同時におこなう必要がある。現状のX線透視システムでは、X線透過性の低い力センサを床面に配置すると、骨の透視画像を取得することが難しい。今後は、X線透視システムの外で同じ荷重条件を再現し、力計測をおこなうことで、足部に働く力と骨運動の関係を明らかにしたいと考えている。どのような外力を受けながら骨の運動が生じているのかを明らかにできれば、今回ヒト足部形態機能の1つとして挙げたモーメント生成機構などのより深い考察が可能となる。

また本研究では、軟組織動態として歩行時の皮膚の伸縮動態を明らかにしたが、骨と皮膚の間に内在する皮下組織に関しては、その変形を定量化することができない。特に踵骨の下にある厚いヒールパッドは、踵接地時にエネルギーを散逸させる機能があると考えられている。さらに、今回観察された骨運動が周囲の軟組織によって引き起こされているのか、それとも骨の運動が軟組織の変形を生み出しているのかは、現状の枠組みのみからは明らかにすることができない。軟組織動態とその機能、そして骨運動との関係を明らかにするため

には、計測だけでなく精密な筋骨格モデルに基づくシミュレーションを導入する必要がある。今後、計測とシミュレーションを相互補完的に用いることで、足部全体の機能を明らかにしていきたいと考えている。

最後に、デジタル画像相関法を用いて計測された足部形状変化やひずみ分布データの統計処理の問題が挙げられる。今回5名の歩行中の足部動態を計測し、足部体表面に解剖学的特徴点に基づいた局所領域を定義することで主ひずみの平均値や標準偏差などを呈示したが、足部全体の主ひずみ分布を統計的に処理することは未だに困難な課題として残されている。これは各被験者の足形状が個々に大きく異なっているため、単純に位置合わせをして平均を計算することができないことによる。平均コンター図を計算するためには、ある1つの標準足部（足部テンプレート）を設定し、例えば Free Form Deformation (Mochimaru et al., 2000) や Thin-plate spline function (Ogihara et al., 2015) のような変形関数を用いて個々の被験者の足部形状をそのテンプレートに一致するように変形させる必要がある。こうすれば、局所領域の定義を必要とせずに、さまざまな部位のひずみの平均や標準偏差を算出することが可能となり、例えば足部疾患の発症前後におけるひずみ分布の違いを統計量に基づいて比較することが可能となる。今後そのような足部形状の標準化をデータ処理のプロセスの中に入れていく予定である。

8章 結論

本研究では、X線透視システムとモデルマッチング手法を用いた足部骨格動態計測と、ハイスピードカメラとデジタル画像相関法を用いた足部体表面動態計測を通して、床面との接触によるヒト足部の3次元変形動態を明らかにすることを試みた。その結果、以下の結論を導いた。

- (1) 輪郭の一致度を用いた評価関数と最適化計算に基づいて、2方向 X線透視画像に CT 断層画像から構築した骨形状モデルをマッチングすることで、自動的かつ精度よく足部運動中の3次元骨格運動を再構築および定量化できる。
- (2) 荷重下の足部において、踵骨の外反とともに距骨は内転し、中足骨は外転する。このような骨格運動は歩行時の身体鉛直軸まわりに作用するモーメントを打ち消す役割があると考えられる。
- (3) 静荷重下における屍体足部の骨格変形動態計測によって、二足歩行に適応的なヒト足部の変形動態を明らかにすることができる可能性がある。
- (4) 計測物体表面に多数のランダムな斑模様を塗布し、パターンマッチングに基づいて斑模様を追跡するデジタル画像相関法を、ハイスピードカメラを用いた足部動態計測に適用することで、足部運動中の3次元体表面変形および主ひずみ分布を、非接触かつ高分解能で計測することができる。
- (5) 歩行時に、立脚期前期および後期で立方骨の運動によって背側面の皮膚が伸長する。
- (6) 歩行時に、糖尿病性潰瘍の好発部位である母指球付近で大きな伸長が発生する。
- (7) 足部体表面の変形や特徴的な皮膚の伸縮は、内部に存在する骨の運動を反映している。
- (8) 足部体表面の主ひずみ分布から、骨や皮膚の異常運動を検出できる可能性がある。

参考文献

- Aerts P., Ker R.F., De Clercq D., Ilesley D.W. and McNeil A.R. (1995) The mechanical properties of the human heel pad: a paradox resolved. *Journal of Biomechanics*, 28: 1299-1308.
- Almosnino S., Kajaks T. and Costigan P.A. (2009) The free moment in walking and its change with foot rotation angle. *Sports Medicine, Arthroscopy, Rehabilitation, Therapy & Technology*, 1: 19.
- Arndt A., Westblad P., Winson I., Hashimoto T. and Lundberg A. (2004) Ankle and subtalar kinematics measured with intracortical pins during the stance phase of walking. *Foot & Ankle International*, 25: 357-363.
- Arndt A., Wolf P., Liu A., Nester C., Stacoff A., Jones R., Lundgren P. and Lundberg A. (2007) Intrinsic foot kinematics measured in vivo during the stance phase of slow running. *Journal of Biomechanics*, 40: 2672-2678.
- Bandholm T., Boysen L., Haugaard S., Kreutzfeldt Zebis M. and Bencke J. (2008) Foot medial longitudinal-arch deformation during quiet standing and gait in subjects with medial tibial stress syndrome. *Journal of Foot & Ankle Surgery*, 47: 89-95.
- Bates K.A., Collins D., Savage R., McClymont J., Webster E., Pataky T.C., D'Aout K., Sellers W.I., Bennett M.R. and Crompton R.H. (2013) The evolution of compliance in the human lateral mid-foot, *Proceedings of the Royal Society B*, 280: DOI: 10.1098/rspb.2013.1818.
- Bencke J., Christiansen D., Jensen K., Okholm A., Sonne-Holm S. and Bandholm T. (2012) Measuring medial longitudinal arch deformation during gait. A reliability study. *Gait & Posture*, 35: 400-404.
- Bennett M.B. and Ker R.F. (1990) The mechanical properties of the human subcalcaneal fat pad in compression. *Journal of Anatomy*, 171: 131-138.
- Berki V., Boswell M.A., Ciltea D., Guseila L.M., Goss L., Barnes S., Berme N., McMillan G.R. and Davis B.L. (2015) Expanded butterfly plots: A new method to analyze simultaneous pressure and shear on the plantar skin surface during gait. *Journal of Biomechanics*, 48: 2214-2216.
- Bernabeu J.A., Germani M., Mandolini M., Mengoni M., Nester C., Preece S. and Raffaelli R. (2013) CAD tools for designing shoe lasts for people with diabetes. *Computer-Aided Design*, 45: 977-990.
- Blackwood C.B., Yuen T.J., Sangeorzan B.J. and Ledoux W.R. (2005) The midtarsal joint locking mechanism. *Foot & Ankle International*. 26: 1074-1080.
- Bojsen-Møller F. and Flagstad K. (1976) Plantar aponeurosis and internal architecture of the ball of the foot. *Journal of Anatomy*, 121: 599-611.

- Boulton A.J., Hardisty C.A., Betts R.P., Franks C.I., Worth R.C., Ward J.D. and Duckworth T.(1983) Dynamic foot pressure and other studies as diagnostic and management aids in diabetic neuropathy. *Diabetes Care*, 6: 26-33.
- Boulton A.J.M., Vileikyte L., Ragnarson-Tennvall G. and Apelqvist J. (2005) The global burden of diabetic foot disease. *Lancet*, 366: 1719-1724.
- Burg J., Peeters K., Natsakis T., Dereymaeker G., Vander Sloten J. and Jonkers I. (2013) In vitro analysis of muscle activity illustrates mediolateral decoupling of hind and mid foot bone motion. *Gait & Posture*, 38: 56-61.
- Campbell K.J., Wilson K.J., LaPrade R.F. and Clanton T.O. (2016) Normative rearfoot motion during barefoot and shod walking using biplane fluoroscopy. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 24: 1402-1408.
- Canny J. (1986) A computational approach to edge detection, *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 6: 679-698.
- Cappozzo A., Catani F., Leardini A., Benedetti M.G. and Croce U.D. (1996) Position and orientation in space of bones during movement: experimental artefacts. *Clinical Biomechanics*, 11: 90-100.
- Caravaggi P., Pataky T., Goulermas Y., Savage R. and Crompton R. (2009) A dynamic model of the windlass mechanism of the foot: evidence for early stance phase preloading of the plantar aponeurosis. *Journal of Experimental Biology*, 212: 2491-2499.
- Caravaggi P., Pataky T., Günther M., Savage R. and Crompton R. (2010) Dynamics of longitudinal arch support in relation to walking speed: contribution of the plantar aponeurosis. *Journal of Anatomy*, 217: 254-261.
- Carson M.C., Harrington M.E., Thompson N., O'Connor J.J. and Theologis T.N. (2001) Kinematic analysis of a multi-segment foot model for research and clinical applications: a repeatability analysis, *Journal of Biomechanics*, 34: 1299-1307.
- Cashmere T., Smith R. and Hunt A. (1999) Medial longitudinal arch of the foot: Stationary versus walking measures. *Foot & Ankle International*, 20: 112-118.
- Cavanagh P.R., Simoneau G.G. and Ulbrecht J.S. (1993) Ulceration, unsteadiness, and uncertainty: the biomechanical consequences of diabetes mellitus. *Journal of Biomechanics*, 26: 23-40.
- Cavanagh P.R. and Ulbrecht J.S. (1994) Clinical plantar pressure measurement in diabetes: rationale and methodology. *Foot*, 4: 123-135. Chen W.M., Lee P.V.S., Park S.B., Lee S.J., Shim V.P.W. and Lee T. (2010) A novel gait platform to measure isolated plantar metatarsal forces during walking. *Journal of Biomechanics*, 43: 2017-2021.
- Chen W.M., Lee P.V.S., Park S.B., Lee S.J., Shim V.P.W. and Lee T. (2010) A novel gait platform to measure isolated plantar metatarsal forces during walking. *Journal of Biomechanics*, 43: 2017-2021.

- Chen W.M., Park J., Park S.B., Shim V.P.W. and Lee T. (2012) Role of gastrocnemius – soleus muscle in forefoot force transmission at heel rise – A 3D finite element analysis. *Journal of Biomechanics*, 45: 1783-1789.
- Chen Y.N., Chang C.W., Li C.T., Chang C.H. and Ling C.F. (2015) Finite element analysis of plantar fascia during walking: A quasi-static simulation. *Foot & Ankle International*, 36: 90-97.
- Cheng H.Y.K., Lin C.L., Wang H.W. and Chou S.W. (2008) Finite element analysis of plantar fascia under stretch – The relative contribution of windlass mechanism and Achilles tendon force. *Journal of Biomechanics*, 41: 1937-1944.
- Cheng J.T.M., Zhang M. and An K.N. (2006) Effect of Achilles tendon loading on plantar fascia tension in the standing foot. *Clinical Biomechanics*, 21: 194-203.
- Collins S.H., Adamczyk P.G. and Kuo A.D. (2009) Dynamic arm swinging in human walking. *Proceedings of the Royal Society B*, 276: 3679-3688.
- Damavandi M., Dixon P.C. and Pearsall D.J. (2010) Kinematic adaptation of the hindfoot, forefoot, and hallux during cross-slope walking. *Gait & Posture*, 32: 411-415.
- de Asla R.J., Wan L., Rubash H.E. and Li G. (2006) Six DOF in vivo kinematics of the ankle joint complex: Application of a combined dual-orthogonal fluoroscopic and magnetic resonance imaging technique. *Journal of Orthopaedic Research*, 24: 1019-1027.
- De Clercq D., Aerts P. and Kunnen M. (1994) The mechanical characteristics of the human heel pad during foot strike in running: an in vivo cineradiographic study. *Journal of Biomechanics*, 27: 1213-1222.
- De Mits S., Segers V., Woodburn J., Elewaut D., De Clercq D. and Roosen P. (2012) A clinically applicable six-segmented foot model. *Journal of Orthopaedic Research*, 30: 655-661.
- Deschamps K., Martricali G.A., Roosen P., Desloovere K., Bruyninckx H., Spaepen P., Nobels F., Tits J., Flour M. and Staes F. (2013) Classification of forefoot plantar pressure distribution in persons with diabetes: A novel perspective for the mechanical management of diabetic foot? *PLoS One*, 8: e79924.
- DeSilva J.M. (2010) Revisiting the “Midtarsal break”. *American Journal of Physical Anthropology*, 141: 245-258.
- DeSilva J.M., Bonne-Annee R., Swanson Z., Gill C.M., Sobel M., Uy J. and Gill S.V. (2015) Midtarsal break variation in modern humans: Functional causes, skeletal correlates, and paleontological implications. *American Journal of Physical Anthropology*, 156: 543-552.
- DeSilva J.M. and Gill S.V. (2013) Brief communication: A midtarsal (midfoot) break in the human foot. *American Journal of Physical Anthropology*, 141: 245-258.
- DeSilve J.M., Holt K.G., Churchill S.E., Carlson K.J., Walker C.S., Zipfel B. and Berger L.R. (2013) The lower limb and mechanics of walking in *Australopithecus sediba*. *Science*, 340: 1232999.

- Dickinson A.S., Taylor A.C., Ozturk H. and Browne M. (2011) Experimental validation of a finite element model of the proximal femur using digital image correlation and a composite bone model. *Journal of Biomechanical Engineering*, 133: 014504.
- Dietze A., Bahlke U., Martin H. and Mittlmeier T. (2013) First ray instability in hallux valgus deformity: A radiokinematic and pedobarographic analysis. *Foot & Ankle International*, 34: 124-130.
- Drapeau M.S.M. and Harmon E.H. (2013) Metatarsal torsion in monkeys, apes, humans and australopiths. *Journal of Human Evolution*, 64: 93-108.
- Duerinck S., Hagman F., Jonkers I., Van Roy P. and Vaes P. (2014) Forefoot deformation during stance: Does the forefoot collapse during loading? *Gait & Posture*, 39: 40-47.
- Elftman H. (1960) The transverse tarsal joint and its control. *Clinical Orthopaedics*, 16: 41-46.
- Elftman H. and Manter J. (1935) Chimpanzee and human feet in bipedal walking. *American Journal of Physical Anthropology*, 20: 69-79.
- Erdemir A., Hamel A.J., Fauth A.R., Piazza S.J. and Sharkey N.A. (2004) Dynamic loading of the plantar aponeurosis in walking. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 86: 546-552.
- Fontanella C.G., Carniel E.L., Forestiero A. and Natali A.N. (2014) Investigation of the mechanical behavior of the foot skin. *Skin Research and Technology*, 20: 445-452.
- Fontanella C.G., Forestiero A., Carniel E.L. and Natali A.N. (2013) Analysis of heel pad tissues mechanics at the heel strike in bare and shod conditions. *Medical Engineering & Physics*, 35: 441-447.
- Fukano M. and Fukubayashi T. (2009) Motion characteristics of the medial and lateral longitudinal arch during landing. *European Journal of Applied Physiology*, 105: 387-392.
- Glasoe W.M., Yack H.J. and Saltzman C.L. (1999) Measuring first ray mobility with a new device. *Archives of Physical Medicine Rehabilitation*, 80: 122-124.
- Greiner T.M. and Ball K.A. (2014) Kinematics of primate midfoot flexibility. *American Journal of Physical Anthropology*, 155: 610-620.
- Griffin N.L., Miller C.E., Schmitt D. and D'Aout, K. (2015) Understanding the evolution of the windlass mechanism of the human foot from comparative anatomy: Insights, obstacles, and future directions. *American Journal of Physical Anthropology*, 56: 1-10.
- Gu Y., Li J., Ren X., Lake M.J. and Zeng Y. (2010) Heel skin stiffness effect on the hind foot biomechanics during heel strike. *Skin Research and Technology*, 16: 291-296.
- Gutkunst D.J., Liu L., Ju T., Prior F.W. and Sinacore D.R. (2013) Reliability and clinically relevant 3D foot bone angles from quantitative computed tomography. *Journal of Foot & Ankle Research*, 6: 38.
- Halloran J.P., Ackermann M., Erdemir A. and van den Vogert A.J. (2010) Concurrent musculoskeletal dynamics and finite element analysis predicts altered gait patterns to reduce foot tissue

- loading. *Journal of Biomechanics*, 43: 2810-2815.
- Hashimoto K., Hattori K., Otani T., Lim H.O. and Takanishi A. (2014) Foot placement modification for a biped humanoid robot with narrow feet. *Scientific World Journal*: 259570.
- Hashimoto K., Takezaki Y., Hattori K., Kondo H., Takashima T., Lim H.O. and Takanishi A. (2010) A study of function of foot's medial longitudinal arch using biped humanoid robot. *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*: 2207-2211.
- Hashimoto K., Takezaki Y., Lim H.O. and Takanishi, A. (2013) Walking stabilization based on gait analysis for biped humanoid robot. *Advanced Robotics*, 27: 541-551.
- Hicks J.H. (1954) The mechanics of the foot II. *Journal of Anatomy*, 88: 25-31.
- Hintermann B., Nigg B.M., Sommer C. and Cole G.K. (1994) Transfer of movement between calcaneus and tibia in vitro. *Clinical Biomechanics*, 9: 349-355.
- Jenkyn T.R. and Nicol A.C. (2007) A multi-segment kinematics model of the foot with a novel definition of forefoot motion for use in clinical gait analysis during walking. *Journal of Biomechanics*, 40: 3271-3278.
- Jezersek M. and Mozina J. (2009) High-speed measurement of foot shape based on multiple- laser-plane triangulation. *Optical Engineering*, 48: 113604.
- Johnson C.H. and Christensen, J.C. (1998) Biomechanics of the first ray. Part I: The effects of peroneus longus function. A three-dimensional kinematic analysis in a cadaver model. *Journal of Foot & Ankle Surgery*, 38: 313-321.
- Jones C.P., Coughlin M.J., Pierce-Villadot R., Golano P., Kennedy M.P., Shurnas P.S., Grebing B.R. and Teachout L. (2005) The validity and reliability of the klaue device. *Foot & Ankle International*, 26: 951-956.
- Jorgensen U. and Bojsen-Møller F. (1989) Shock absorbency of factors in the shoe/heel interaction, with special focus on the role of the heel pad. *Foot Ankle*, 9: 294-299.
- Jorgensen U. and Ekstrand J. (1988) The significance of heel pad confinement for shock absorption at heel strike. *International Journal of Sports Medicine*, 9: 468-473.
- 金子丑之助 (2000) 日本人体解剖学 Vol.1, 南山堂.
- Kang H.J., Hashimoto K., Kondo H., Hattori K., Nishikawa K., Hama Y., Lim H.O., Takanishi A., Suga K. and Kato, K. (2010) Realization of biped walking on uneven terrain by new foot mechanism capable of detecting ground surface. *Proceedings of IEEE International Conference of Robotics and Automation*: 5167-5172.
- 河合良訓 (2004) 骨単, エヌ・ティー・エス.
- Ker R.F., Bennett M.B., Bibby S.R., Kester R.C. and Alexander R.M. (1987) The spring in the arch of the human foot. *Nature*, 325: 147-149.
- Kido M., Ikoma K., Imai K., Maki M., Takatori R., Tokunaga D., Inoue N. and Kubo T. (2011) Load response of the tarsal bones in patients with flatfoot deformity: In vivo 3D study. *Foot &*

- Ankle International, 32: 1017-1022.
- Kido M., Ikoma K., Imai K., Tokunaga D., Inoue N. and Kubo T. (2013) Load response of the medial longitudinal arch in patients with flatfoot deformity: in vivo 3D study. *Clinical Biomechanics*, 28: 568-573.
- Kimura M., Mochimaru M. and Kanade K. (2011) 3D measurement of feature cross-sections of foot while walking. *Machine Vision and Applications*, 22: 377-388.
- Kitaoka H.B., Lundberg A., Luo Z.P. and An K. (1995) Kinematics of the normal arch of the foot and ankle under physiologic loading. *Foot & Ankle International*, 16, 492-499.
- Klaue K., Hensen S.T. and Masquelet A.C. (1994) Clinical, quantitative assessment of first tarsometatarsal mobility in the sagittal plane and its relation to hallux valgus deformity. *Foot & Ankle International*, 15: 9-13.
- Koo S., Lee K.M. and Cha Y.J. (2015) Plantar-flexion of the ankle joint complex in terminal stance is initiated by subtalar plantar-flexion: A bi-planar fluoroscopy study. *Gait & Posture*, 42: 424-429.
- Kouchi M., Kimura M. and Mochimaru M. (2009) Deformation of foot cross-section shapes during walking. *Gait & Posture*, 30: 482-486.
- Kozanek N., Rubash H.E., Li G.A. and de Asla R.J. (2009) Effect of post-traumatic tibiotalar osteoarthritis on kinematics of the ankle joint complex. *Foot & Ankle International*, 30: 734-740.
- 久米真之介 (2014) ヒト足部機能解明のための屍体足人工筋骨格歩行シミュレータの開発. 大阪大学大学院工学研究科修士論文.
- Lapidus P.W. (1963) Kinesiology and mechanical anatomy of the tarsal joints. *Clinical Orthopaedics*, 30: 20-36.
- Latimer B. and Lovejoy C.O. (1990) Hallucal tarsometatarsal joint in *Australopithecus afarensis*. *American Journal of Physical Anthropology*, 82: 125-133.
- Latimer B., Ohman J.C. and Lovejoy O. (1987) Talocrural joint in African Hominoids: implications for *Australopithecus afarensis*. *American Journal of Physical Anthropology*, 74: 155-175.
- Leardini A., Benedetti M.G., Berti L., Bettinell D., Natio R. and Giannini S. (2007) Rear-foot, mid-foot and fore-foot motion during the stance phase of gait. *Gait & Posture*, 25: 453-462.
- Li G., Van de Valde S.K. and Bingham J.T. (2008) Validation of a non-invasive fluoroscopic imaging technique for the measurement of dynamic knee joint motion. *Journal of Biomechanics*, 41: 1616-1622.
- Li Y., Wang W., Crompton R.H. and Gunther M.M. (2001) Free vertical moments and transverse forces in human walking and their role in relation to arm-swing. *Journal of Experimental Biology*, 204: 47-58.
- Lundgren P., Nester C., Liu A., Arndt A., Jones R., Stacoff A., Wolf P. and Lundberg A. (2008)

- Invasive in vivo measurement of rear-, mid- and forefoot motion during walking. *Gait & Posture*, 28: 93-100.
- Luo S. and Gong, Z. (2014) Customize last from multiple foot images by a little interaction. *Computers and Electrical Engineering*, 40: 956-963.
- Luyckx T., Verstraete M., De Roo K., De Waele W., Bellemans J. and Victor J. (2014) Digital image correlation as a tool for three-dimensional strain analysis in human tendon tissue. *Journal of Experimental Orthopaedics*, 1:7.
- Mahfouz M.R., Hoff W.A., Komistek R.D. and Dennis D.A. (2003) A robust method for registration of three-dimensional knee implant models to two-dimensional fluoroscopy images. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 22: 1561-1574.
- Massimini D.F., Warner J.J. and Li G. (2011) Non-invasive determination of coupled motion of the scapula and humerus – an in vitro validation. *Journal of Biomechanics*, 44: 408–412.
- McCulloch M.U., Brunt D. and Vander Linden D. (1993) The effect of foot orthotics and gait velocity on lower limb kinematics and temporal events of stance. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 17: 2-10.
- Mochimaru M., Kouchi M. and Dohi M. (2000) Analysis of 3-D human foot forms using the free form deformation method and its application in grading shoe lasts. *Ergonomics*, 43: 1301-1313.
- Moerman K.M., Holt C.A., Evans S.L. and Simms C.K. (2009) Digital image correlation and finite element modelling as a method to determine mechanical properties of human soft tissue in vivo. *Journal of Biomechanics*, 42: 1150-1153.
- Nawoczinski D.A., Saltzman C.L. and Cook T.M. (1998) The effect of foot structure on the three-dimensional kinematic coupling behavior of the leg and rear foot. *Physical Therapy*, 78: 404-416.
- Nester C., Jones R.K., Liu A., Howard D., Lundberg A., Arndt A., Lundgren P. and Stacoff A. (2007) Wolf, P. Foot kinematics during walking measured using bone and surface mounted markers. *Journal of Biomechanics*, 40: 3412-3423.
- Nester C.J. (2009) Lessons from dynamic cadaver and invasive bone pin studies: do we know how the foot really moves during gait? *Journal of Foot & Ankle Research*, 2: 18.
- Nester C.J., Liu A.M., Ward E., Howard E., Cocheba J., Derrick T. and Patterson P. (2007) In vitro study of foot kinematics using a dynamic walking cadaver model. *Journal of Biomechanics*, 40: 1927-1937.
- 西浜里英, 山崎信寿 (2012) 円標点とメッシュ変形法を用いた歩行時の足骨格と表面変形の計測, *バイオメカニズム* 21, 135-144.
- Novak B., Mozina J. and Jezersek M. (2014) 3D laser measurements of bare and shod feet during walking. *Gait & Posture*, 40: 87-93.
- Ogihara N., Amano H., Kikuchi T., Morita Y., Hasegawa K., Kochiyama T. and Tanabe H.C. (2015)

- Towards digital reconstruction of fossil crania and brain morphology. *Anthropological Science*, 123: 57-68.
- Okita N., Meyers S.A., Challis J.H. and Sharkey N.A. (2013) Midtarsal Joint Locking - New Perspectives on an Old Paradigm. *Journal of Orthopaedic Research*, 32: 110-115.
- Olerud C. and Rosendahl Y. (1987) Torsion transmitting properties of the hindfoot. *Clinical Orthopaedics*, 214: 287-295.
- Parker D., Cooper G., Pearson S., Crofts G., Howard D. Busby P. and Nester C. (2015) A device for characterizing the mechanical properties of the plantar soft tissue of the foot. *Medical Engineering and Physics*, 37: 1098-1104.
- Pataky T.C., Caravaggi P., Savage R., Parker D., Goulermas J.Y., Sellers W.I. and Crompton R.H. (2008) New insights into the plantar pressure correlations of walking speed using pedobarographic statistical parametric mapping (pSRM). *Journal of Biomechanics*, 41: 1987-1994.
- Peeters K., Natsakis T., Burg J., Spaepen P., Jonkers I., Dereymaeker G. and Sloten J.V. (2013) An in vitro approach to the evaluation of foot-ankle kinematics performance evaluation of a custom-built gait simulator. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 227: 955-67.
- Perez H.R., Reber L.K. and Christensen J.C. (2008) The effect of frontal plane position on first ray motions: Forefoot locking mechanism. *Foot & Ankle International*, 29: 72-76.
- Perry J.E., Hall J.O. and Davis B.L. (2002) Simultaneous measurement of plantar pressure and shear forces in diabetic individuals. *Gait & Posture*, 15: 101-107.
- Prang T.C. (2015) Rearfoot posture of *Australopithecus sediba* and the evolution of the hominin longitudinal arch. *Scientific Reports*, 5: 17677.
- Qian Z., Ren L., Ding Y., Hutchinson J.R. and Ren L. (2013) A dynamic finite element analysis of human foot complex in the sagittal plane during level walking. *PLOS one*, 8: e79424.
- Reinschmidt C., van den Bogert A.J., Murphy N., Lundberg A. and Nigg B.M. (1997) Tibiocalcaneal motion during running, measured with external and bone markers. *Clinical Biomechanics*, 12: 8-16.
- Samson W., Van Hamme A., Sanchez S., Cheze L., Van Sint Jan S. and Feipel V. (2014) Foot roll-over evaluation based on 3D dynamic foot scan. *Gait & Posture*, 39: 577-582.
- Sanders L.J. (1994) Diabetes-Mellitus – Prevention of amputation. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 84: 322-328.
- Sharkey N.A. and Hamel A.J. (1998) A dynamic cadaver model of the stance phase of gait: performance characteristics and kinetic validation. *Clinical Biomechanics*, 13: 420-433.
- Shih Y.F., Chen C.Y., Chen W.Y. and Lin H.C. (2012) Lower extremity kinematics in children with and without flexible flatfoot: a comparative study. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 13: 31.

- Singh N., Armstrong D.G., Lipsky B.A. (2005) Preventing foot ulcers in patients with diabetes. *Journal of American Medical Association*, 293: 217-228.
- Song S. and Geyer H. (2011) The energetic cost of adaptive feet in walking. *Proceedings of the 2011 IEEE International conference on Robotics and Biomimetics*, 1597-1602.
- Stacoff A., Nigg B.M., Reinschmidt C., van den Bogert A.J. and Lundberg A. (2000) Tibiocalcaneal kinematics of barefoot versus shod running. *Journal of Biomechanics*, 33: 1387-1395.
- Stess R.M., Jensen S.R. and Mirmiran R. (1997) The role of dynamic plantar pressures in diabetic foot ulcers. *Diabetes Care*, 20: 855-858.
- Stolwijk N.M., Koenraadt K.L.M., Louwerens J.W.K., Grim D., Duysens J. and Keijsers N.L.W. (2014) Foot lengthening and shortening during gait: A parameter to investigate foot function? *Gait & Posture*, 39: 773-777.
- Stucke S., McFarland D., Goss L., Fonov S., McMillan G.R., Tucker A., Berme N., Guler H.C., Bigelow C. and Davis B.L. (2012) Spatial relationships between shearing stresses and pressure on the plantar skin surface during gait. *Journal of Biomechanics*, 45: 619-622.
- Suckel A., Muller O., Langenstein P., Herberts T., Reize P. and Wulker N. (2008) Choprt's joint load during gait In vitro study of 10 cadaver specimen in a dynamic model. *Gait & Posture*, 27: 216-222.
- Sutton M.A., Orteu J.J. and Schreier H.W. (2009) *Image correlation for shape, motion and deformation measurements*, Springer.
- 竹内義享, 田口大輔 (2009) カラーで学ぶ骨・関節の機能解剖, 医歯薬出版株式会社.
- Tang Y.M. and Hui K.C. (2007) The effect of tendons on foot skin deformation. *Computer-Aided Design*, 39: 583-597.
- Thabet A.K., Trucco E., Salvi J., Wang W. and Abboud R.J. (2014) Dynamic 3D shape of the plantar surface of the foot using coded structured light: a technical report. *Journal of Foot & Ankle Research*, 7: 5.
- Thompson N.E., Holowka N.B., O'Neill M.C. and Larson S.G. (2014) Brief communication: Cineradiographic analysis of the Chimpanzee (*Pan troglodytes*) talonavicular and calcaneocuboid joints. *American Journal of Physical Anthropology*, 154: 604-608.
- Tochigi Y., Takahashi K., Yamagata M. and Tamaki T. (2000) Influence of the interosseous talocalcaneal ligament injury on stability of the ankle-subtalar joint complex – a cadaveric experimental study. *Foot & Ankle International*, 21: 486-491.
- Tsai T.Y., Li J.S., Wang S., Lin H., Malchau H., Li G., Rubash H. and Kwon Y.M. (2013) A novel dual fluoroscopic imaging method for determination of THA kinematics: in-vitro and in-vivo study. *Journal of Biomechanics*, 46: 1300-1304.
- Tsai T.Y., Lu T.W., Chen C.M., Kuo M.Y. and Hsu H.C. (2010) A volumetric model-based 2D to 3D registration method for measurement kinematics of natural knees with single-plane

- fluoroscopy. *Medical Physics*, 37: 1274-1284.
- Van Beek C. and Gresberg J. (2011) Mobility of the first ray: Review article. *Foot & Ankle International*, 32: 917-922.
- Van den Herrewegen I., Cuppens K., Broeck M., Barisch-Fritz B., Vander Sloten J., Leardini A. and Peeraer L. (2014) Dynamic 3D scanning as a markerless to calculate multi-segment foot kinematics during stance phase: Methodology and first application. *Journal of Biomechanics*, 47: 2531-2539.
- Vereecke E., D'Août K., Clercq D.D., Elsacker L.V. and Aerts P. (2003) Dynamic plantar pressure distribution during terrestrial locomotion of Bonobos (*Pan paniscus*). *American Journal of Physical Anthropology*, 120: 373-383.
- Wan L., de Asla R.J., Rubash H.E. and Li G. (2006) Determination of in-vivo articular cartilage contact areas of human talocrural joint under weightbearing conditions. *Osteoarthritis and Cartilage*, 14: 1294-1301.
- Wang B., Roach K.E., Kapron A.L., Fiorentino N.M., Saltzman C.L., Singer M. and Anderson A.E. (2015) Accuracy and feasibility of high-speed dual fluoroscopy and model-based tracking to measure in vivo ankle arthrokinematics. *Gait & Posture*, 41: 888-893.
- Wang C., Geng X., Wang S., Ma X., Wang X., Huang J., Zhang C., Chen L., Yang J., Li J. and Wang K. (2016) The impact of high-heeled shoes on ankle complex during walking in young women – In vivo kinematic study based on 3D to 2D registration technique. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 28: 7-16.
- Wang C., Geng X., Wang S., Ma X., Wang X., Huang J., Zhang C., Chen L., Yang J. and Wang K. (2016) In vivo kinematic study of the tarsal joints complex based on fluoroscopic 3D-2D registration technique. *Gait & Posture*, 49: 54-60.
- Wang S., Passias P., Li G. and Wood K. (2008) Measurement of vertebral kinematics using noninvasive image matching method-validation and application. *Spine*, 33: E355–361.
- Ward C.V., Kimbel W.H. and Johanson D.C. (2011) Complete fourth metatarsal and arches in the foot of *Australopithecus afarensis*. *Science*, 33: 750-753.
- Westblad P., Hahimoto T., Winson I., Lundberg A. and Arndt A. (2002) Differences in ankle-joint complex during the stance phase of walking as measured by superficial and bone-anchored markers. *Foot & Ankle International*, 23: 856-863.
- Whittaker E.C., Aubin P.M. and Ledoux W.R. (2011) Foot bone kinematics as measured in a cadaveric robotic gait simulator. *Gait & Posture*, 33: 645-650.
- Wilken J., Rao S., Saltzman C. and Yack H.J. (2011) The effect of arch height on kinematic coupling during walking. *Clinical Biomechanics*, 26: 318-323.
- Wright D.G., Desai S.M. and Henderson W.H. (1964) Action of the subtalar and ankle joint complex during the stance phase of walking. *Journal of Bone & Joint Surgery*, 46-A: 361-375.

- 山口善久, 田口厚, 松坂誠應, 寺本司, 藤田雅章, 岩崎勝郎, 鈴木良平 (1991) 歩行時における横アーチの動的变化, 整形外科と災害外科, 40: 789-794.
- Yavuz M., Botek G. and Davis B.L. (2007) Plantar shear stress distributions: Comparing actual and predicted frictional forces at the foot-ground interface. *Journal of Biomechanics*, 40: 3045-3049.
- Yavuz M., Tajaddini A., Botek G. and Davis B.L. (2008) Temporal characteristics of plantar shear distribution: Relevance to diabetic patients. *Journal of Biomechanics*, 41: 556-559.
- You B.M., Anderst W. and Tashman S. (2001) In vivo measurement of 3-D skeletal kinematics from sequences of biplane radiographs: application to knee kinematics. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 20: 514-525.
- Yu J., Cheung J.T.M., Wong D.W.C., Cong Y. and Zhang M. (2013) Biomechanical simulation of high-heeled shoe donning and walking. *Journal of Biomechanics*, 46: 2067-2074.
- Zhang D. and Arola D.D. (2004) Applications of digital image correlation to biological tissues. *Journal of Biomedical Optics*, 9: 691-699.
- Zhang W., Chen F., Li M. and Huang Q. (2010) Simulation of humanoid motion based on the foot with one active joint. *Proceedings of IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics*: 167-172.
- Zhang Y., Xu J., Wang X., Huang J., Zhang C., Chen L., Wang C. and Ma X. (2013) An in vivo study of the hindfoot 3D kinetics in stage II posterior tibial tendon dysfunction (PTTD) flatfoot based on weight-bearing CT scan. *Bone & Joint Research*, 2: 255-263.
- Zhang Y., Xu J., Wang Y., Lin X. and Ma X. (2015) Correlation between hindfoot joint three-dimensional kinematics and the changes of the medial arch angle in stage II posterior tibial tendon dysfunction flatfoot. *Clinical Biomechanics*, 30: 153-158.
- Zhu Z., Massimini D.F., Wang G., Warner J.J. and Li G. (2012) The accuracy and repeatability of an automatic 2D-3D fluoroscopic image-model registration technique for determining shoulder joint kinematics. *Medical Engineering & Physics*, 34: 1303-1309.
- Zipfel B., Desilva J.M., Kidd R.S., Carlson K.J., Churchill S.E. and Berger L.R. (2011) The foot and ankle of *Australopithecus sediba*. *Science*, 333: 1417-1420.
- Zou D., Mueller M.J. and Lott D.J. (2007) Effect of peak pressure gradient on subsurface shear stresses in the neuropathic foot. *Journal of Biomechanics*, 40: 883-890.

謝辞

本研究を進めるにあたり、丁寧かつ熱心なご指導を頂きました慶應義塾大学大学院理工学研究科開放環境科学専攻荻原直道教授に感謝いたします。

また、本論文に関して数多くの示唆に富むご助言を賜りました、同開放環境科学専攻竹村研治郎准教授、同総合デザイン工学専攻大宮正毅教授、本塾医学部整形外科学教室名倉武雄特任准教授に感謝いたします。

本塾医学部解剖学教室今西宣晶准教授、相磯貞和教授、同放射線科学教室陣崎雅弘教授、同整形外科学教室関広幸先生、北城雅照先生には、実験環境や貴重な標本を提供して頂くだけでなく、様々な解剖学的知見を与えていただきました。さらに屍体足実験をおこなうにあたり、医工学の発展・ご協力にご理解いただき、ご献体してくださったご本人ならびにご家族の方々には、心から感謝を申し上げるとともに、ご冥福をお祈りいたします。

大阪大学大学院基礎工学研究科細田耕教授、清水正宏准教授、池本周平助教、久米真之介くん、小林太樹くん、土谷優人くん、中川竜太郎くん、河上貴彦くん、瀬口友介くんには人工筋骨格シミュレータを用いた実験に関する様々なアドバイスや計測の手助けをして頂きました。また足部体表面動態計測の研究にあたっては、梨花女子大学の Taeyong Lee 准教授に計測や解析に関する貴重なアドバイスを頂きました。すべての方々に心から感謝申し上げます。

また 2 方向 X 線透視システムの開発に携わってくださった株式会社島津製作所、ハイスピードカメラを提供してくださった株式会社ナックイメージテクノロジーにも心より感謝致します。

研究の遂行や論文の執筆には、荻原研究室で足部形態機能の研究に共に取り組んだ藤原育海さん、中村友哉くん、鈴木諒くん、前田光佑くんをはじめ、諸先輩方、同期や後輩、すべての研究室のメンバーに大変お世話になりました。また生活をサポートして下さった家族と友人たちにも心身ともに大変助けられました。ここに記して皆様に心からの謝意を表します。

平成 29 年 8 月

伊藤 幸太