

2010年度 修士論文

シューズを用いた運動時における足部・足関節の運動学の検討
Foot and Ankle kinematics used shoe during motion

早稲田大学 大学院スポーツ科学研究科
スポーツ科学専攻 スポーツ医学研究領域

5009A002-9

秋山 圭

Akiyama, Kei

研究指導教員： 福林 徹 教授

目次

第1章 緒言	1
1-1 序論	2
1-2 研究小史	2
1-2-1 踵下部脂肪組織の役割	2
1-2-2 足関節の役割	5
第2章 実験1. シューズ着用が足底脂肪変形に及ぼす影響	7
2-1 緒言および目的	8
2-2 方法	9
2-2-1 対象	9
2-2-2 測定方法	9
2-2-3 データ解析	12
2-2-4 統計学的処理	14
2-3 結果	16
2-4 考察	20
第3章 実験2. ランニング模擬動作時における足部3次元解析	22
3-1 緒言および目的	23
3-2 方法	24
3-2-1 対象	24
3-2-2 測定方法	24
3-2-3 データ解析	25
3-2-4 統計学的処理	32
3-3 結果	33
3-4 考察	36
第4章 結論	39
参考文献	41
謝辞	46

第一章

緒言

1-1 序論

下腿～足部は、大小26個からなる骨構造と骨格筋、腱から成り立っており、立位時の体重移動では足部および足関節の各関節が協調して動くことにより負荷を分散させることに寄与するといわれている。特に歩行やランニングでは、筋群と骨構造の相互的な働きが求められ、傷害発生に関しても個々の骨構造と筋の協調運動の有無が密接に関係していると述べられている文献も散見される。

近年、足関節、下腿障害予防の観点から、距腿関節および距骨下関節の運動を明らかにすることの重要性が指摘されている。また、衝撃吸収の際に重要な役割を担うと言われている足底脂肪組織や距腿関節および距骨下関節については、近年その動き・働きを明らかにする取り組みが多くなされている。

本章では、足底脂肪組織や足部のキネマティクス研究に関する基礎的見解について現在までの研究をまとめた。

1-2 研究小史

1-2-1 足底踵部脂肪組織の役割

人の足底部には衝撃吸収に関与する特殊な脂肪帯が存在する。この脂肪帯の緩衝作用によって人の歩行やランニングは身体に痛みを与えることなく行うことができる。特に3.5m～5.5m/sのランニングスピードでは身体の中で踵部が最初に地面に接地している。

先行研究では踵部脂肪の働きを①衝撃減少¹⁾、②衝撃吸収²⁾、③局所への強いストレス³⁾からの保護作用の3つの機能があると報告している。これらの働きによって、足部と地面の間の良いコンタクトを保つことができる。特に着地の際に起こる脂肪圧縮後はとても硬くなる。^{2),4),5),6),7)}

以前から、歩行中の中足骨底の脂肪測定⁸⁾や足底脂肪の構造・機能^{9),10)}を簡便に用いることのできる超音波で明確にする試み¹¹⁾がなされている。これらの研究は動作に制限があり、静止立位時や歩行の一部の観察に限っていたため、動作時の足底脂肪組織の機能構造を明確にしていくことが困難であった。

近年では、Energy dissipation ratio(EDR)という評価法が広く用いられている。切断肢を用いた繰り返しの踵部脂肪組織の荷重テストの研究では、EDRが29%~37%ほどとなる^{12),13),14)}。一方、CINE-RADIOGRAPHYを用いた歩行中の生体の床反力と踵部脂肪組織との研究で、EDRは55%~69%となった¹⁵⁾。しかし、超音波を用いた生体のランニング時の踵部脂肪組織との研究でEDRは17.8%という報告がある。超音波で低い値が出た理由としては、超音波と足底下部の接触時に強く接触させることができなかつたからと考えられる。このように、生体と切断肢・動作パターンや計測機器の違いにより荷重のかかり方、足部に存在する筋腱張力が異なり、脂肪組織にも影響を及ぼす¹⁶⁾。

踵部脂肪と障害との関係では、踵部脂肪と踵骨内側結節下部に局所的な痛みの関わりが示唆されている。踵部脂肪組織はヒールストライク時の衝撃に協調して、衝撃を消散する重要な役割をしていると考えられている¹⁷⁾。繰り返しのヒールストライクから生じるメカニカルな荷重によって、腱・靭帯付着部で炎症がおこる原因と考えられている¹⁸⁾。また、

歩行中に踵部脂肪組織の変化と発達に関わりがあるという先行文献もある¹⁹⁾。しかし、踵部の痛みの有無による踵部脂肪組織のEDRに差がなく、痛みを有する人は歩行時に強い床反力のかからないパターンを身につけている可能性があるという文献もある¹⁵⁾。また、外傷や糖尿病による軟部組織欠損や皮膚潰瘍の原因によって移植した脂肪組織のメカニカルな特性を研究する文献も散見される²⁰⁾。

シューズはこれらの様々な障害や外傷から足部を守る役目を果たしている。シューズにおける研究ではシューズのインソール・ミッドソール・アウトソールなどの素材のクッション性を対象にしたものが数多くみられるが、様々なストレスに対する踵部脂肪組織の変化に関する研究は依然として少ない。小林らによると、着地の衝撃は靴底の厚さによって変化し、16mmの厚さでは210kg、25mmの厚さでは130kgとなる²¹⁾。また、Cookらの実験から走行距離が増加するとシューズの衝撃緩衝能も徐々に低下し、500kmまでその低下は続くことがある²²⁾。

超音波を用いた研究では、踵部の脂肪組織を詳細に確認できるが、歩行やランニングのheel strike時や踵離地時では、機材との接する範囲が狭くなるため計測が困難となる。また、MRIを用いた研究では静止時のみの計測に限られてしまうため、ダイナミックな動作での計測は難しい。近年、踵部脂肪組織に関する研究で、fluoroscopyを用いたダイナミックな動作中の足底の脂肪を計測する方法が注目されている²³⁾。

1-2-2 足関節の機能

通常、足関節と称される関節部分は機能解剖学の分野では、距腿関節 (talocrural joint) と距骨下関節 (subtalar Joint) の複合関節として認識されており、後足部に存在する。これらの2関節は近接しており、運動軸は交差する。Wrightらはその運動をユニバーサルジョイントに近似した運動となり、足首の自在な動きを実現する機構であると記述している²⁴⁾。

Barnet とNapierは152個の距骨を調べ、内側と外側の形状が異なることを発見している²⁵⁾。このことは距腿関節の運動にともなって関節軸も僅かずつ移動し、機械的な1軸関節ではないことを意味している。しかし、歩行時の距腿関節の軸は1点に近似することが出来る。この様に、ヒトの関節は関節面の形状が幾何学的形状ではないことと、複数の靭帯群による拘束条件の下に運動を行うことから、決して明確なものではない。しかし、機能解剖学では蝶番関節といった機構に近似して表現することができると考えられる。

通常の歩行解析において距腿関節軸は外果先端点を通り、矢状面に直角な軸と定義されることが多い。Ismanによって距腿関節軸位はほぼ内果・外果の下端を通過することが報告されている²⁶⁾。

一方、距骨下関節は一般的に足の内返し、外返し運動を行う関節として理解されており、明確な動きの特定をできなかったことから研究者の興味の対象であった。

Elftman, Isman & Inmanらによる報告では、平均的な距骨下関節軸は個人偏差が大きいことを明らかにした²⁶⁾。Hicksは足部で複雑に絡み合う小関節が構成するアーチ構造と足底腱膜との関係を報告している。

二足歩行とアーチの変形との関連は、Elftmanによる足部の構造が立脚期前半においては柔軟構造であり、後半においては強固な構造に変化するという報告²⁷⁾が幅広く知られている。この構造変化は距骨下関節の構造が大きく関与していると考えられる。足のバイオメカニクスを取り扱った多くの文献はこの説に従っている。しかし、この記述は足部自体の変化を歩行中に実測するようなものではなかった²⁸⁾。

距骨には体外から触知可能な骨ランドマークが存在しないため、近年一般的である皮膚上に配した反射マーカを用いた光学的手法による解析が不可能であるため、正確な計測ができない。また、実際のスポーツ場面においては何らかのシューズを着用して実施することがほとんどであるが、その場合、足部がシューズで覆われてしまうため、足部の動きに関しては外部から観察することが不可能である。

第2章

実験1

シューズ着用が足底脂肪変形 に及ぼす影響

2-1 緒言および目的

足部が持つ特徴として、多くの骨と靭帯軟部組織からなる構造を支える脂肪組織がある。この脂肪組織の機能的な変形はジャンプからの着地やダッシュ・急激な方向転換など大きな作用荷重を受けながら目的動作を遂行する。特にスポーツ活動においては、走行速度が早くなればとくに垂直分力が大きくなり、その値は体重の3倍近くかかる。これまでに、脂肪組織の減少率と足底下部の障害の発生には傾向があるといわれている¹⁵⁾。そのため、多くの研究者が脂肪組織の減少率を示しているが、多くの研究が中足骨に関する減少率の研究であった。一方、踵骨底に関しては、ヒールペインなどのランニング障害が多く発生する部位であるにも関わらず、踵部脂肪組織に焦点を当てた研究がなされてこなかった。

また、足底脂肪組織に関する詳細な研究は、その解析方法が難解なため極めて限られていることや、計測機器の問題もあり、動的状態の研究は見当たらない。近年の研究では、**fluoroscopy**を用いて歩行動作を模した状態での足部の骨や軟部組織についてのバイオメカニカルな解析を行っている¹⁵⁾が、この方法を用いてより実際のスポーツ活動に近い条件にした実験試技の足底下部の運動学的な研究は未だ達成されていない。

したがって、本実験の目的は、一定の着地動作を行った際の踵部脂肪組織の変位様式を明らかにすることを目的として実施した。

2-2 方法

2-2-1 対象

若年者12名を対象として実験を行った。被験者の身体特性は年齢：23.4 ± 3.4歳；身長：172.5 ± 6.1 cm；体重：64.5 ± 9.4 kg；であった。全ての被験者は下肢に重篤な外傷・障害や手術歴の無い者であり、また実験を実施する時点で歩行やスポーツ活動に支障をきたすような症状を有さない者であった。本実験は早稲田大学スポーツ科学学院の倫理委員会・筑波大学人間総合科学研究科の審査を受け、承認を受けて実施した。被験者には実験に先立ち、研究内容の説明を文書および口頭で行い、実験に被験者として自主的に参加する旨の同意を得た。

2-2-2 測定方法

実験の概略を図1に示す。すべての実験試技はfluoroscopy (INTEGRIS BH5000R.1 Koninklijke Philips Electronics N.V.)を用いてエックス線撮影を行った。着地動作の撮影においては、サンプリング周波数60 Hz, 50 kV ・ 200 mA (1 msec)の設定で撮影を行った。本実験に用いたfluoroscopyの空間分解能は0.45mmであった。同時にフォースプレート (KISTLER 9286A, Kistler Instrument Corporation)にて床反力鉛直成分をサンプリング周波数1000 Hzにて記録した。



図1 実験風景

実験試技は10 cmの高さからの片脚着地とした。その際、膝関節や股関節の屈曲による衝撃緩衝を廃除するため、膝関節伸展位を保持した状態で着地動作を行わせた。被験者にはプラットフォーム上で左脚にて立位を取らせ、右足を台の前方に出して準備動作を取らせた。その後身体重心を徐々に前に傾けていき、台端から40 cm前方に右足で着地させた。着地の際は第二趾と踵骨の中心を結んだ足部の長軸が進行方向と平行になるように指示し、全ての試技において検者が足部の向きが進行方向と平行であることを確認した。着地の目標点として、フォースプレート上にガイドラインを示し、そのガイドライン上に第二趾と踵骨

の中心を結んだ足部の長軸が着地するように指示した。ガイドラインは、被写体で吸収を受けたエックス線を光に変えるimage intensifierから10cmの距離で、image intensifierと平行をなすように示した。着地後はその場でバランスをとって静止するように被験者に指示した。実験に先立って被験者には着地動作を説明し、練習を行わせた。全ての実験試技は検査者の監視下で実施させ、動作中を通じて膝関節伸展位が保持されていたこと、足部の長軸が進行方向と平行に着地したこと、および着地後にその場でバランスをとって静止したものを成功試技と判定した。

また、実験に参加した被験者の中から追加実験が実施可能であった4名の被験者にランニング模擬動作時における踵部脂肪組織の変形様式を計測した。実験の概略を図2に示す。被験者には静止立位状態から前方へのランニング模擬動作（右足着地）を行わせた。着地目標地点である前方のガイドライン上に右足の第二趾と踵骨の中心を結んだ足部の長軸が着地するように指示した。ガイドラインは前述の着地試技と同様である。ランニング模擬動作の定義は右足で着地した際に左足が離地していることを条件とした。また、右足着地の際には踵部から着地し、その後、爪先が着地するように指示した。ランニングのテンポは150/sとし、ランニングの歩幅は被験者の任意の幅とした。実験に先立って被験者には着地動作を説明し、練習を行わせた。

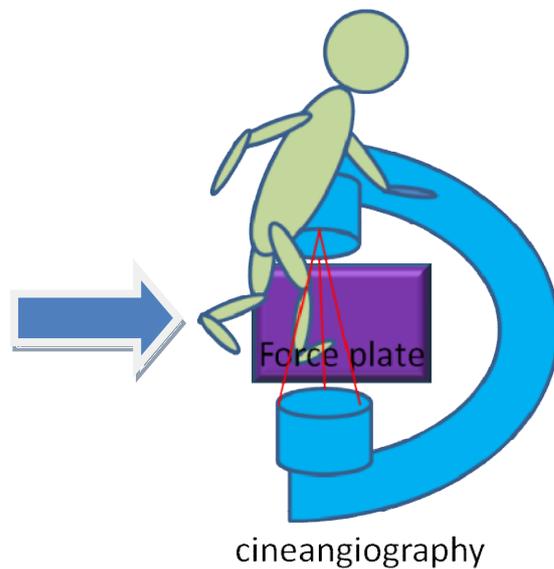


図2 追加実験概略図

2-2-3 データ解析

得られたエックス線画像はグラフィックソフト(CANVASTM X, ADC System)および座標取得ソフトSimple Dizitizer (open source)を使用して解析した.

i) 較正

実験に先立ってアクリル板に直径2 mmの穴の開いた12の金属ポイントを5 cm間隔で配したキャリブレーショングリッドの撮影を行った。キャリブレーショングリッドをimage intensifierから10 cmの距離でimage intensifierに平行に置き、撮影を行った。Image intensifierからの距離による拡大率について確認をするため、実験に先立ってimage intensifierから5 cmと15 cmの距離にキャリブレーショングリッドを置いてそれぞれ撮影をし、2枚の画像を重ね合わせて奥行きによる拡大率の差を調べた。この5 cmと15 cmは、着地動作を行わせた

際に被験者の足幅がおおよそこの中におさまる距離である。2枚の画像を重ね合わせたところ、229 mmの撮像範囲の中の辺縁のポイントで1.1 mm、1%未満であることを確認した。キャリブレーショングリッドは水平器を用いて地面に垂直をなすようにし、撮影した。キャリブレーショングリッド画像を解析前にあらかじめコンピュータに読み込ませ、実長換算を行った (図3)。

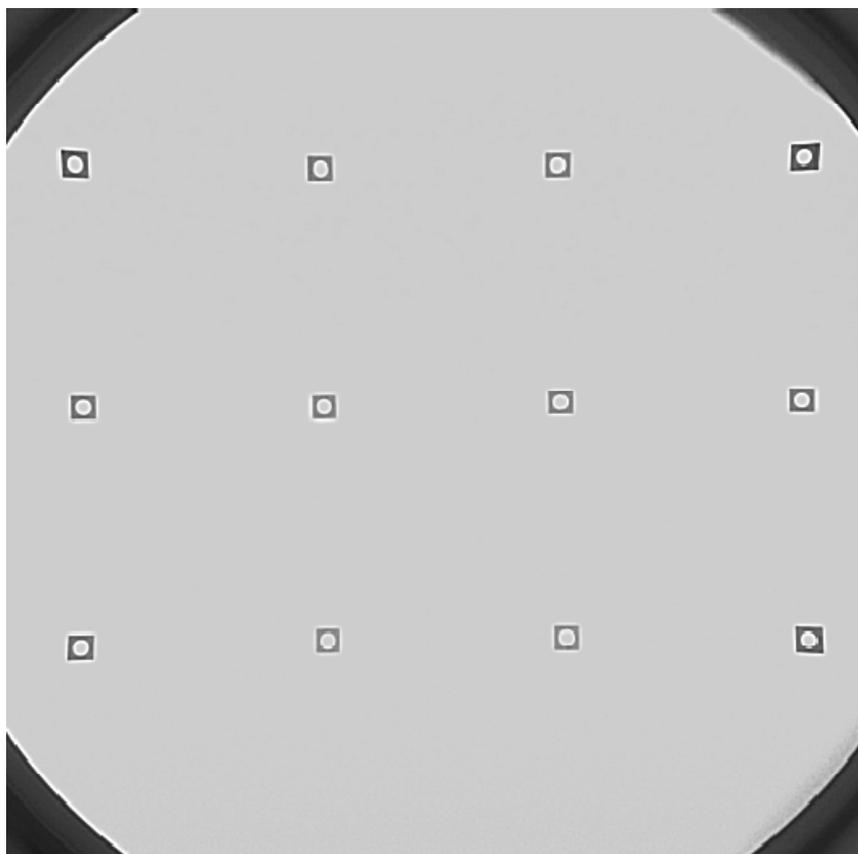


図3 キャリブレーショングリッド画像

ii) キネマティクスデータの取得

シューズ着用時、裸足時の各3回の成功試技のうち、骨縁が最も鮮明な各1試技を解析対象とした。再現性を確認するため、事前に3回の試技の級内相関係数を求めた。キネマティックデータの級内相関係数は $r > 0.93$ 、床反力データの級内相関係数は $r > 0.85$ であることを確

認した。

得られたエックス線画像から被験者それぞれの足底最下部と背景色の境界部に線を引き続いて、踵骨下端点を含む境界部の線と平行な線を1フレーム毎に作成し、キネマティクスデータを取得した。矢状面上での踵部脂肪組織の変化は各被験者の脂肪の変化および各被験者の変位率（踵部脂肪組織を静止立位時の値で除法したもの）で記述した。本研究で用いた踵部脂肪組織の定義はScottらの定義¹⁵⁾を参考に作成した(図4)。テンプレートマッチングやデジタイズの際に生じるマニュアル誤差を最小限にするため、同一の検者がエックス線画像解析プロトコルを10回繰り返して値を求め、その際の標準偏差値を読み取り誤差とした。読み取り誤差は水平方向に0.12 mm、鉛直方向に0.18 mm以下であった。

着地動作中の踵部脂肪組織のキネマティクスは、踵部接地の瞬間から10コマ(約166msec)の間を解析区間とした。また、追加実験の踵部脂肪組織のキネマティクスは踵部接地の瞬間から18コマ(約300msec)の間を解析区間とした。

全ての結果は踵部が接地した時点からの変位量で示した。

2-2-4 統計学的処理

統計検定はシューズ着用時と裸足時の変形様式を比較するため、対応のあるt検定を用い、有意水準を $p<0.05$ とした。

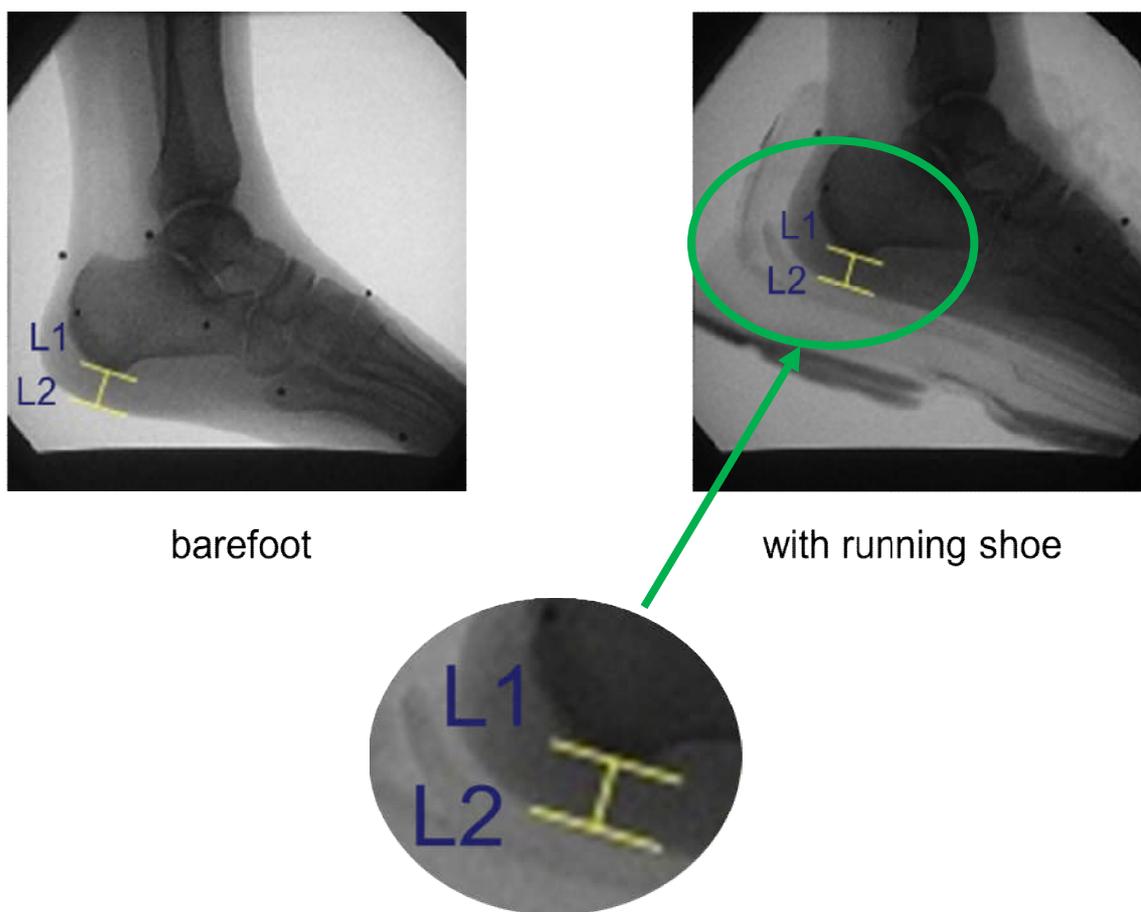


図4 着地時のシネラジオグラフィ画像。踵部脂肪組織はL1とL2の間の距離と定義した。

L1 : 踵骨下端 L2 : 足底

2-3 結果

図 5 に 10 cm の高さからの片脚着地した際の踵部接地の瞬間の脂肪厚をゼロとした踵部脂肪組織の変位量を示す。いずれの被験者も接地後約 0~50 msec 前後で踵部脂肪組織は大きな変位量を取った。シューズ着用時の踵部着地後の脂肪組織の変位量は -3.4 ± 1.7 mm であり、裸足時の変位量は -9.8 ± 2.5 mm であった。着地後の踵部脂肪組織の変位量はシューズ着用時よりも裸足時の方が有意に大きい値を示した。また、シューズ着用時の床反力鉛直成分は 1.4 ± 0.3 裸足時の床反力鉛直成分は 1.85 ± 0.3 であった。

踵部着地後の脂肪組織の変位量はシューズ着用時よりも裸足時の方が有意に大きい値を示した。

図6に10 cmの高さからの片脚着地した際の踵部脂肪組織の変位の割合を示す。踵部脂肪組織の変位の割合は静止立位時を100%とした際の踵部脂肪組織の厚さとした。シューズ着用時の踵部脂肪組織の変位割合は 89.4 ± 7.9 % (15 msec), 79.1 ± 9.7 % (50 msec) であった。裸足時の踵部脂肪組織変位の割合は 66.9 ± 11.9 % (15 msec), 43.8 ± 9.4 % (50 msec) であった。

図 7 にランニング模擬動作した際の踵部接地の瞬間の脂肪厚をゼロとした踵部脂肪組織の変位量を示す。いずれの被験者も接地後約 50~100 msec 前後で踵部脂肪組織は一定の変位量を取った。踵部着地後の脂肪組織の変位量は -3.4 ± 1.6 mm であった。

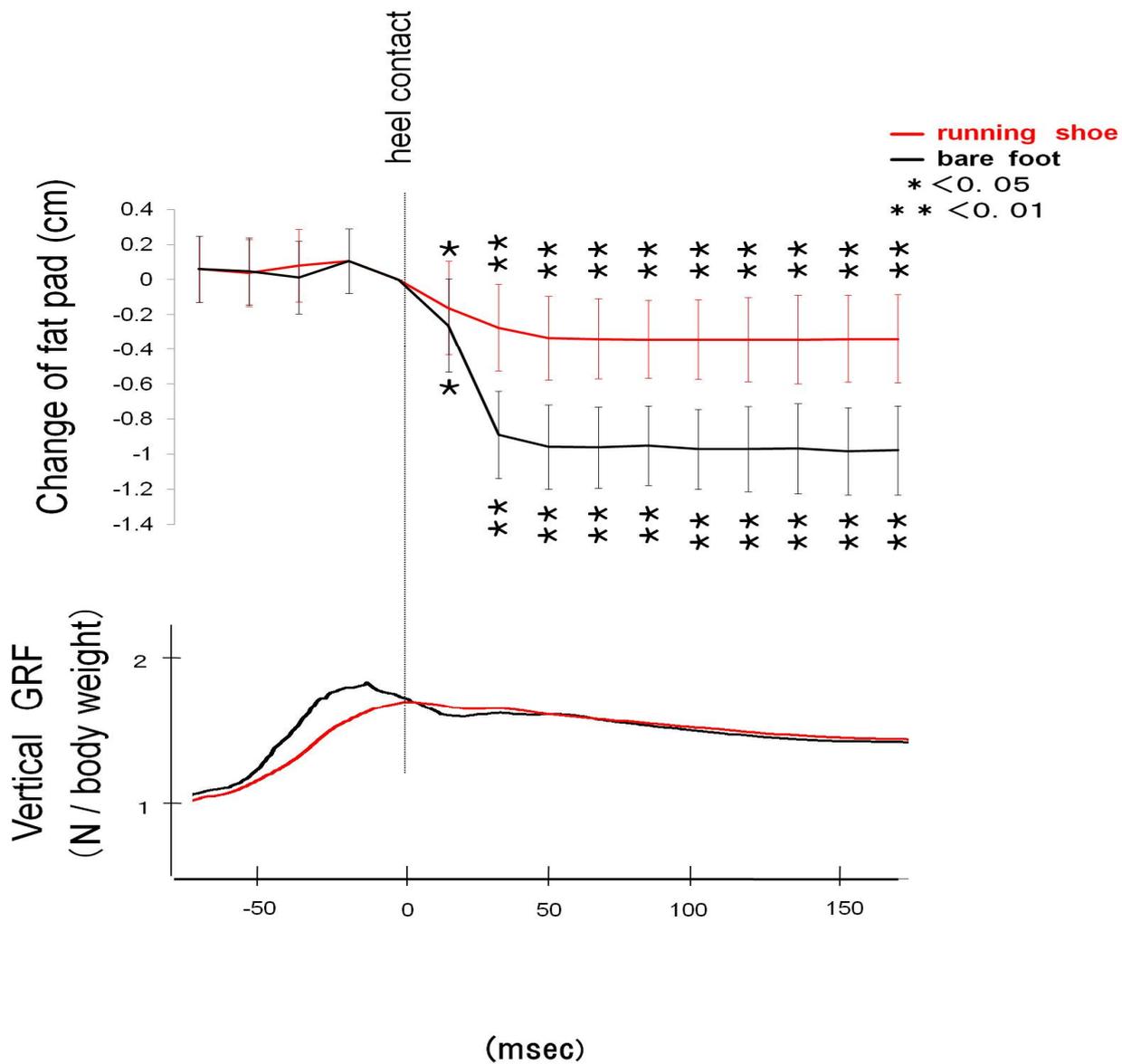


図5 裸足時・シューズ着用時の踵部着地時における踵部脂肪組織の変位量

(10cm からの着地)

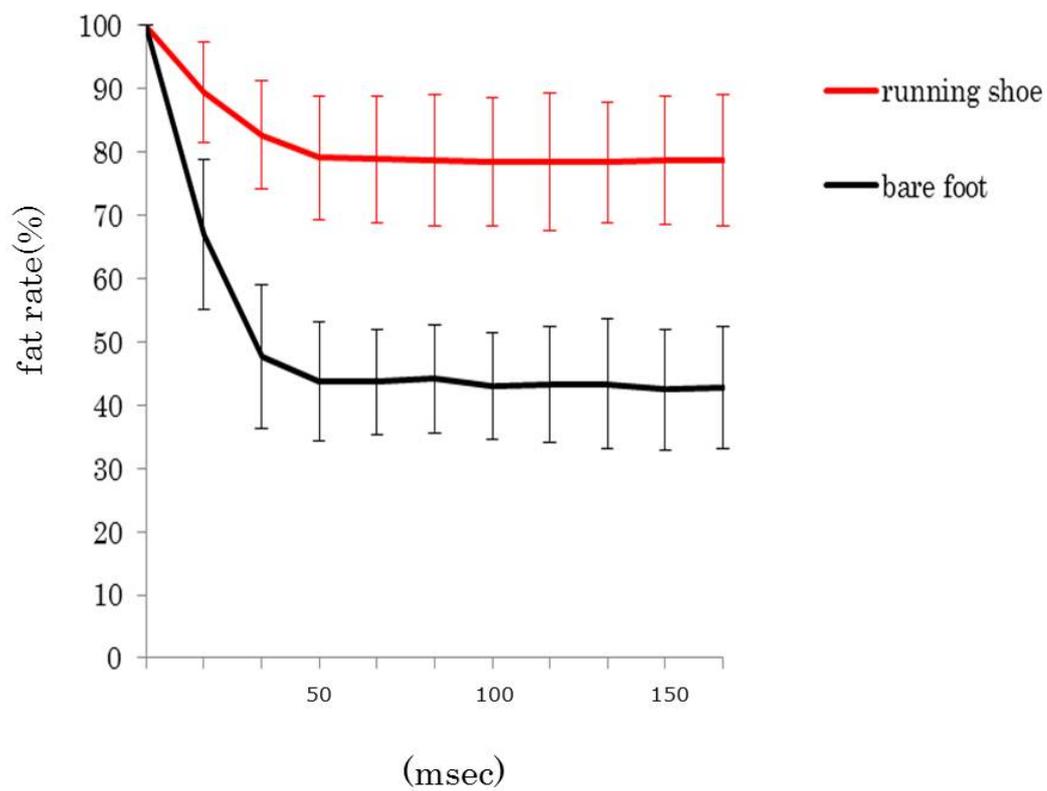


図 6 踵部着地時・踵部脂肪組織を 100%としたときの変位率

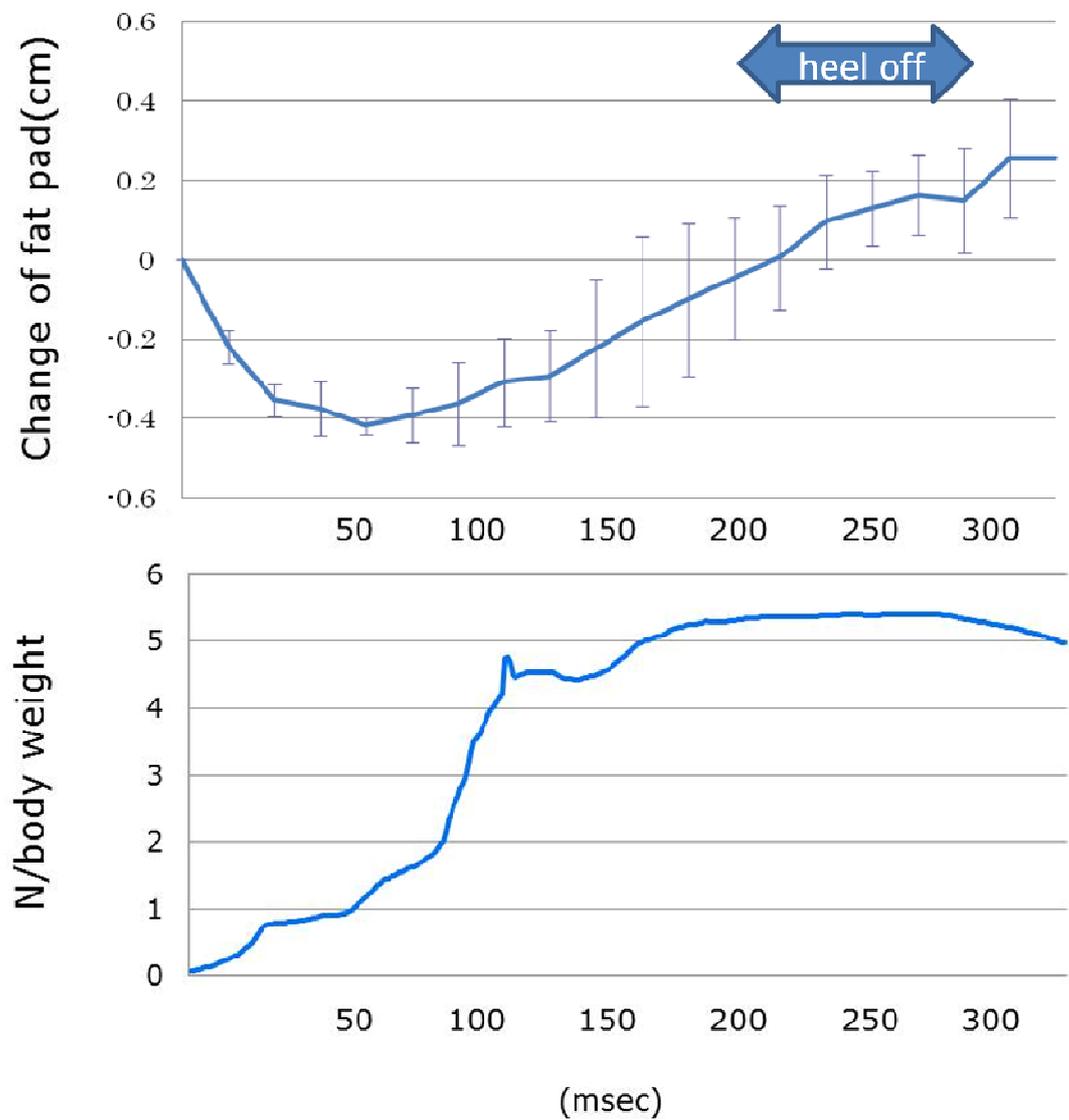


図7 裸足時・シューズ着用時の踵部着地時における踵部脂肪組織の変位量

(ランニング模擬動作)

2-4 考察

10 cm の高さからの片脚着地時について、シューズ着用時の方が裸足時に比べ、踵部脂肪組織は有意に低い値をとった。また、ランニング模擬動作時におけるシューズ着用時の踵部脂肪組織は 10 cm の高さからの片脚着地時シューズ着用時と似た値をとった。本結果より、荷重状態においては、踵部脂肪組織に与えるシューズ着用の有無は大きいものと考えられる、

De Clercq らは、シューズ着用時の脂肪組織変位量は約-35%前後であったが、裸足時は約-60%前後の脂肪減少になると示している²⁹⁾。本研究においてもシューズ着用時の減少は約-20%(10 cm の高さからの片脚着地)、裸足時は約-55%であり、シューズ着用の有無で約 2 倍の減少率の差があった。

また、床反力鉛直成分もシューズ着用時の方が裸足時に比べ、有意に低い値をとった。Nigg らは、裸足時における床反力鉛直成分のピークはシューズ着用時に比べて大きくなり、シューズに比べて早い時間で peak に達すると示して³¹⁾おり、本研究も同様の値をとった。また、床反力鉛直成分のピークを迎えてから踵部脂肪組織の減少が増加しているため、脂肪組織が衝撃緩衝に寄与していると考えられる。踵部脂肪組織減少の変位にかかる時間はシューズ着用時、裸足時ともに同様であった。どちらも踵部が接地してから、約 50msec の間で減少はおさまり、その後、一定の値を保持する。深野らは、同様の実験からアーチ(80msec~100msec)・距骨下関節(100msec~150msec)・距腿関節(150msec~200msec)が変形していると示して³⁰⁾おり、本研究の踵部脂肪組織の変形は各関節の複合的な動きの前に起こったと考えられる^{15),17)}。

10 cm の高さからの片脚着地時とランニング模擬動作時の運動課題の違いについて、前者の N/body weight が約 2N、後者の N/body weight が約 5N であるにもかかわらず、どちらの変位量も 3.5mm 程度であった。I.R. Spears らは、MRI を用いた combined finite element の結果から、適切なフィットのシューズ着用によって踵部脂肪組織の放散を防ぎ、踵部脂肪組織の圧縮を 20~40% 減少・せん断力は 58~80% 減少させると示して²³⁾いる(図 8)。このことからシューズ着用によるヒールカウンターの効果がヒールパッドに大きく影響していることが考えられ、本研究もシューズを着用した踵部脂肪組織の変形は床反力鉛直成分の大小の影響だけでなく、シューズの踵部脂肪組織の閉じ込み作用が大きく影響していると考えられる。

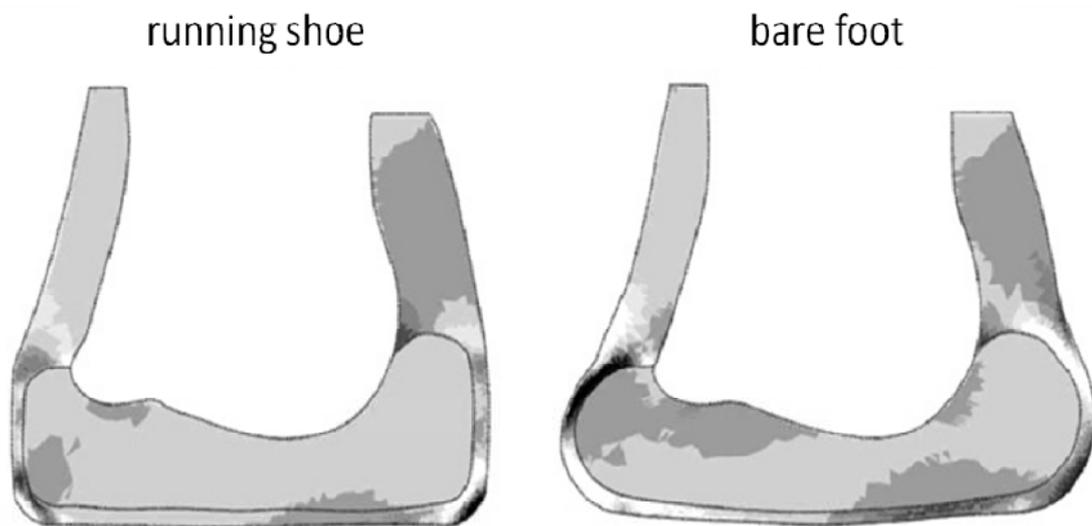


図 8 裸足時・シューズ着用時の圧縮に関する等高線図

第3章

実験2

ランニング模擬動作時における 足部3次元解析

3-1 緒言および目的

足部や下腿の病的な状態を理解し、臨床での処置、予防を行うために、距腿関節および距骨下関節の運動を明らかにすることの重要性が指摘されている。距骨下関節と距腿関節からなる足関節複合体は荷重動作において、足部から下腿にかけて荷重伝達を行う欠かせない役割を果たしている。また、力の伝達や動作に伴って生じる衝撃を緩衝する足部の機能構造であると言われる。この機能構造は様々なサーフェスで安定した接地のための柔軟な構造を有しているだけでなく、日常の歩行動作やスポーツ動作時における前方推進のための剛体としての役割も担っている。

荷重による足関節のアライメント変化を生体で計測することによって、足部の安定性を評価することが可能となる。

しかし、生体を対象として足関節の動きを厳密に定量的に示した研究はいまだ少ない。また、先行研究では前足部荷重を規定しており、heel contact 時のような後足部荷重の際のキネマティクスを計測したものは研究されていない。そして、ランニングのような前方へのダイナミックな動きに対する足部のキネマティクスを計測した研究も存在しない。したがって、本実験の目的はランニング模擬動作時の heel contact 時に注目した、距腿関節および距骨下関節、足関節の運動解析を行うこととした。

3-2 方法

3-2-1 対象

若年健常者計6名（男性：4名、女性：2名）を対象としてCT撮影を行った。被験者の身体特性はそれぞれ、年齢： 24.3 ± 0.9 歳；身長： 172.0 ± 2.8 cm；体重： 66.0 ± 5.4 kg；であった。全ての被験者は下肢に重篤な外傷・障害や手術歴の無い者であり、また、実験を実施する時点で歩行やスポーツ活動に支障をきたすような症状を有さない者であった。本実験は早稲田大学スポーツ科学学術院・筑波大学人間総合科学研究科の倫理委員会の審査を受け、承認を受けて実施した。被験者には実験に先立ち、研究内容の説明を文書および口頭で行い、実験に被験者として自主的に参加する旨の同意を得た。

3-2-2 測定方法

マルチスライスCT撮影装置(PHILIPS IDT 16, Koninklijke Philips Electronics N.V.)を用いてCT撮影を行った。被験者には撮影ベッド上で仰臥位を取らせ、足関節を0度に固定した状態で撮影を行った。撮影時間時は準備を含めて約10分であった。CT画像は、外果を中心として近位方向・遠位方向それぞれ15cmの範囲を対象とし、0.4mm間隔で撮影を行った。その際の撮影条件は、120kV・200mAs/slice、15.5mグレイであった。

ランニング模擬動作時の動画像は、本論文第2章の追加実験で撮影したランニング模擬動作をシューズ着用、裸足の2種類の着地動作動画像を使用した。

3-2-3 データ解析

図 9 に解析方法を示した。着地動作を行った際の距腿関節および距骨下関節、足関節について、踵部が接地(heel strike)してから踵部が離地する(heel off)までの間の両関節の動きを 3D-2D model-image registration³²⁾を用いて解析した。

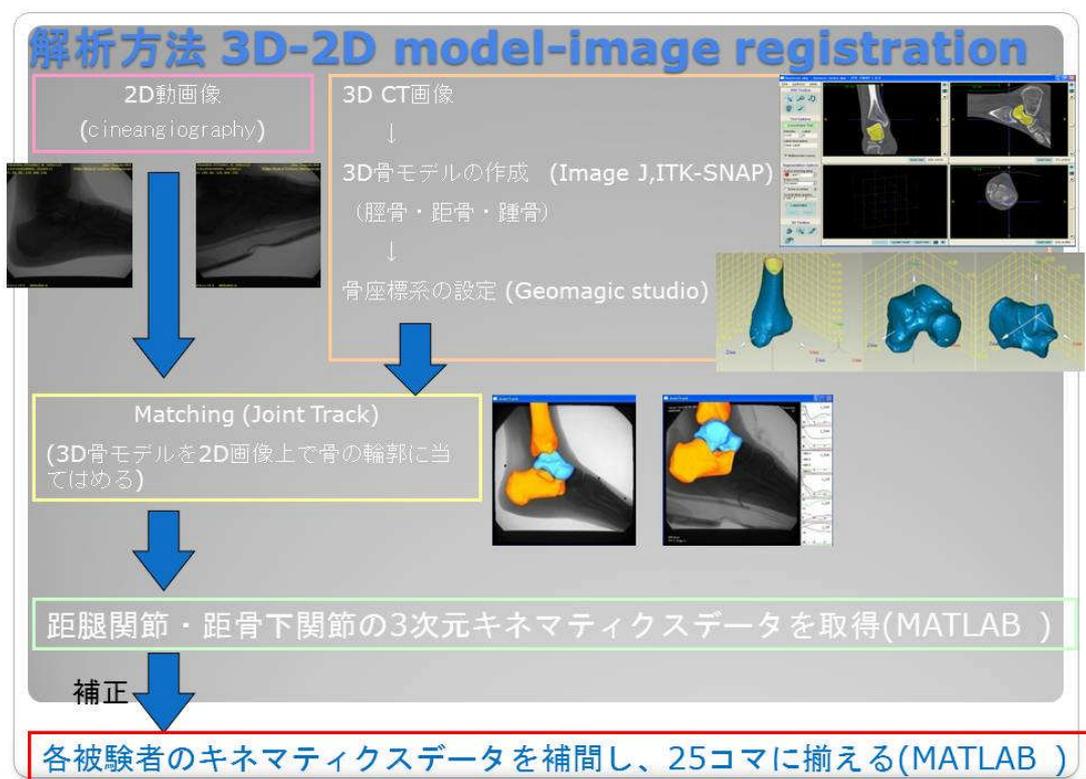


図 9 3D-2D model-image registration 概略図

i) 骨モデルの作成

得られたCT画像はImage J (open source)を用いて解析に必要な部分を抽出した。抽出した部分は、距腿関節から近位方向に15 cmのスライスから踵骨および距骨が収まるスライスまでとした。画像を抽出した後、DICOMファイルからアナライズファイルへの変換を行った。その後、被験者それぞれのCT画像より作成したアナライズファイルをITK-SNAP

(open source)³³⁾で読み込み、脛骨・距骨および踵骨の各骨をセグメンテーションし、三次元骨モデルmeshを作成した。(図10)

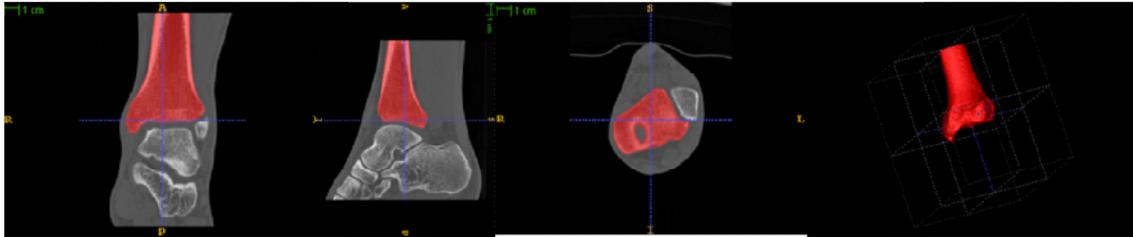


図10 骨モデル作成(ITK-SNAP)

ii) 骨座標軸の設定

作成したそれぞれの三次元骨モデルmeshに骨座標軸を設定した。(Geomagic studio, Raindrop Geomagic) 先行する研究に則り、脛骨・距骨および踵骨それぞれの骨座標は以下の通り設定した³⁴⁾。脛骨においては、脛骨天蓋の中央部で最も平らな点を原点とし、脛骨天蓋前方の直線に直行する線をX軸・脛骨軸をY軸とした(図11)。

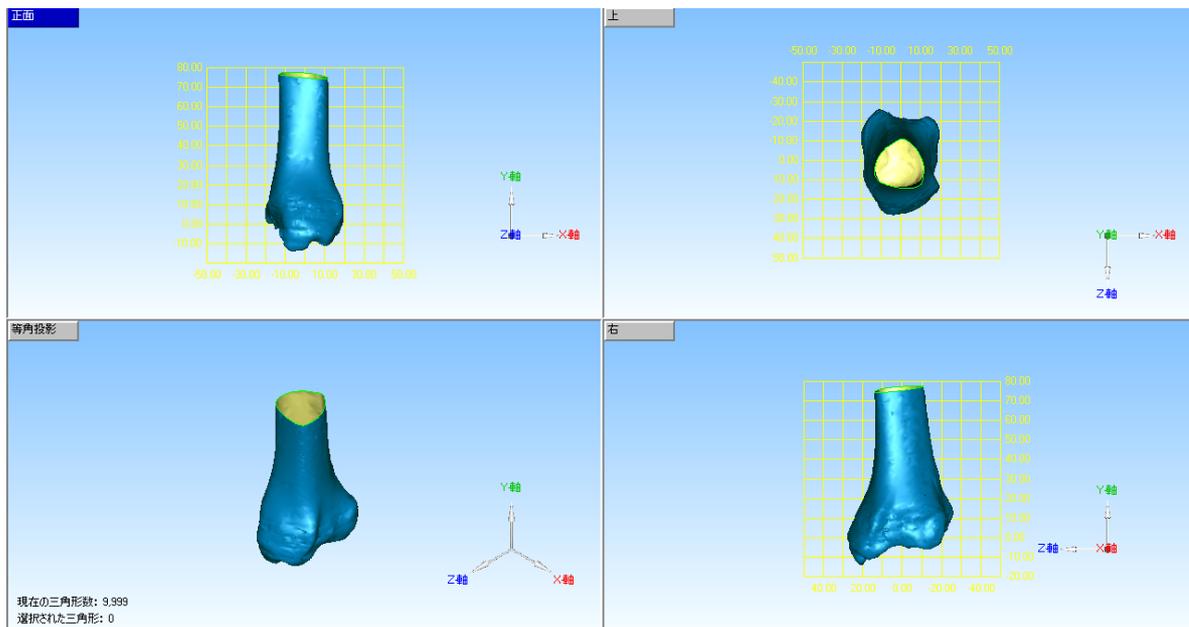


図11 脛骨の骨座標軸設定.

距骨においては、距骨滑車の内側縁と外側縁の中央を通る関節面を矢状面上で円に近似し、その円の中心を原点とした（図12）。原点を通り、前額面上で距骨滑車の内側縁と外側縁を結んだ直線と平行な直線をZ軸とし、原点と距骨滑車の内側縁と外側縁の中央を通る線を通り、脛骨滑車の最も高い点を通る直線をY軸とした（図13）。

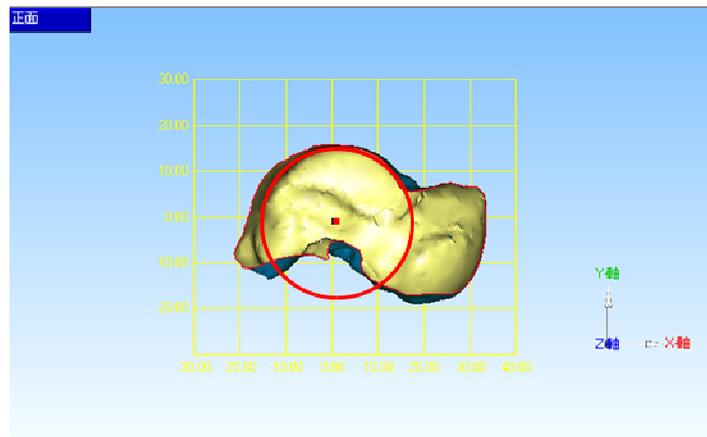


図12 距骨の原点.

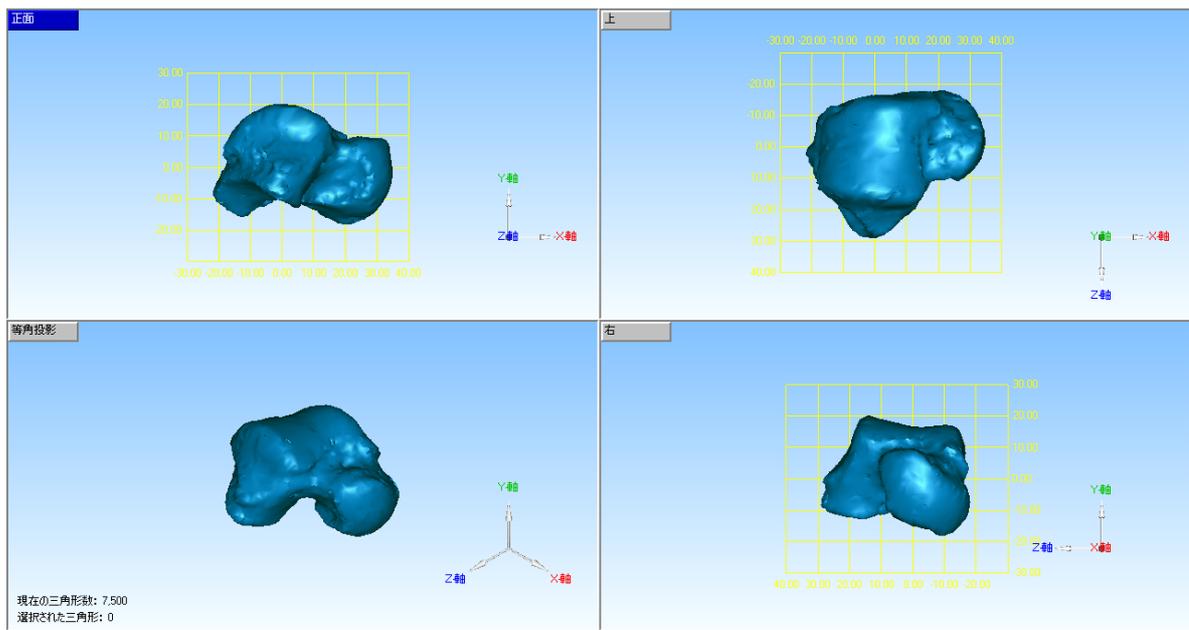


図13 距骨の骨座標軸設定

踵骨においては、前額面より踵骨を観察し、中距骨関節面および後距骨関節面それぞれが持つ外側のカーブの変局点を結んだ直線の中点を原点とした。原点を通り、踵骨下面に平行な直線をX軸とし、踵骨の外側壁と平行な直線をY軸とした (図14)。

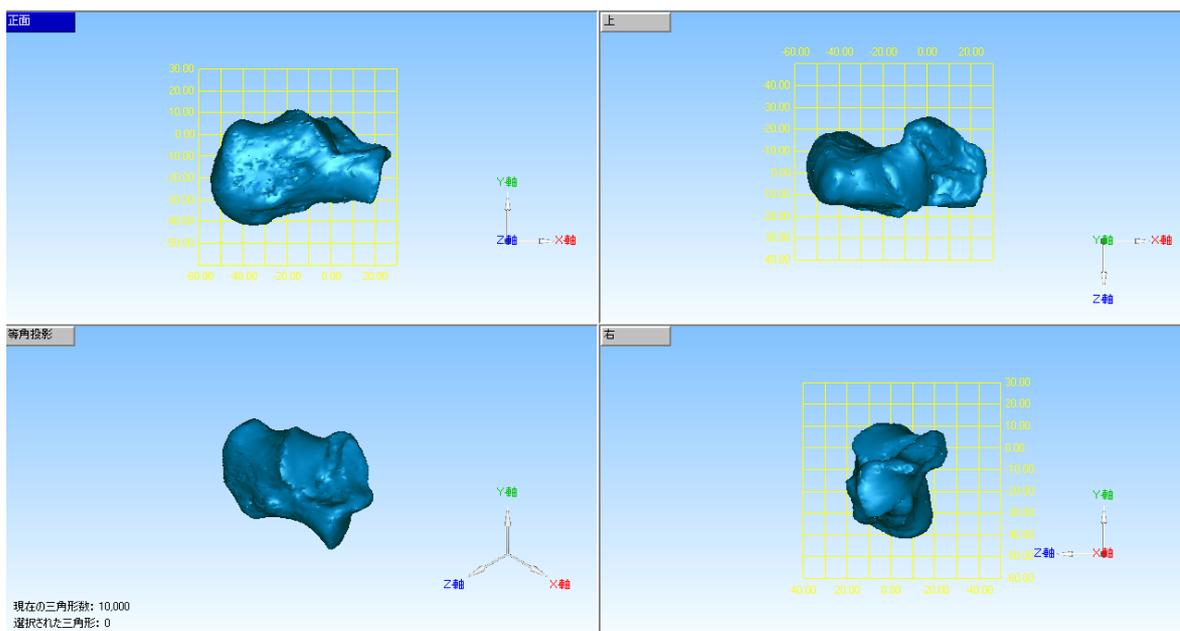


図14 踵骨の骨座標軸設定

iii) 較正

実験に先立ってキャリブレーションジグの撮影を行った (図15)。キャリブレーションジグは2層の亚克力板によって構成され、土台に密着している面には格子状にマーカーが配置されている。この面はgrid planeと呼ばれ、画像の歪みの補正に利用される。また、土台の30cm上方にはstar gridがあり、マーカーが星型に配されている。Star gridは焦点距離および焦点中心の算出に利用される。GridおよびStarに組み込まれているマーカーは直径が約1mmであり、gridは1インチ間隔、starは0.5インチ間隔でマーカーが配置されている。

Shape matchingの作業に先立ち、fluoroscopyで撮影した画像の歪みを補正した。画像の歪み補正には、本研究で用いた解析手法である3D-2D model-image registrationを開発したScott A. Banksらの研究グループが作成したX-cal (Mat Lab)を使用した。キャリブレーションジグ画像をX-cal (Mat Lab)で読み込み、スターおよびグリッドの各点を認識させて歪みの較正に必要な値を算出し、calibration fileを作成した。作成したcalibration fileを用いてfluoroscopyで撮影した画像の歪みを補正し、較正した。

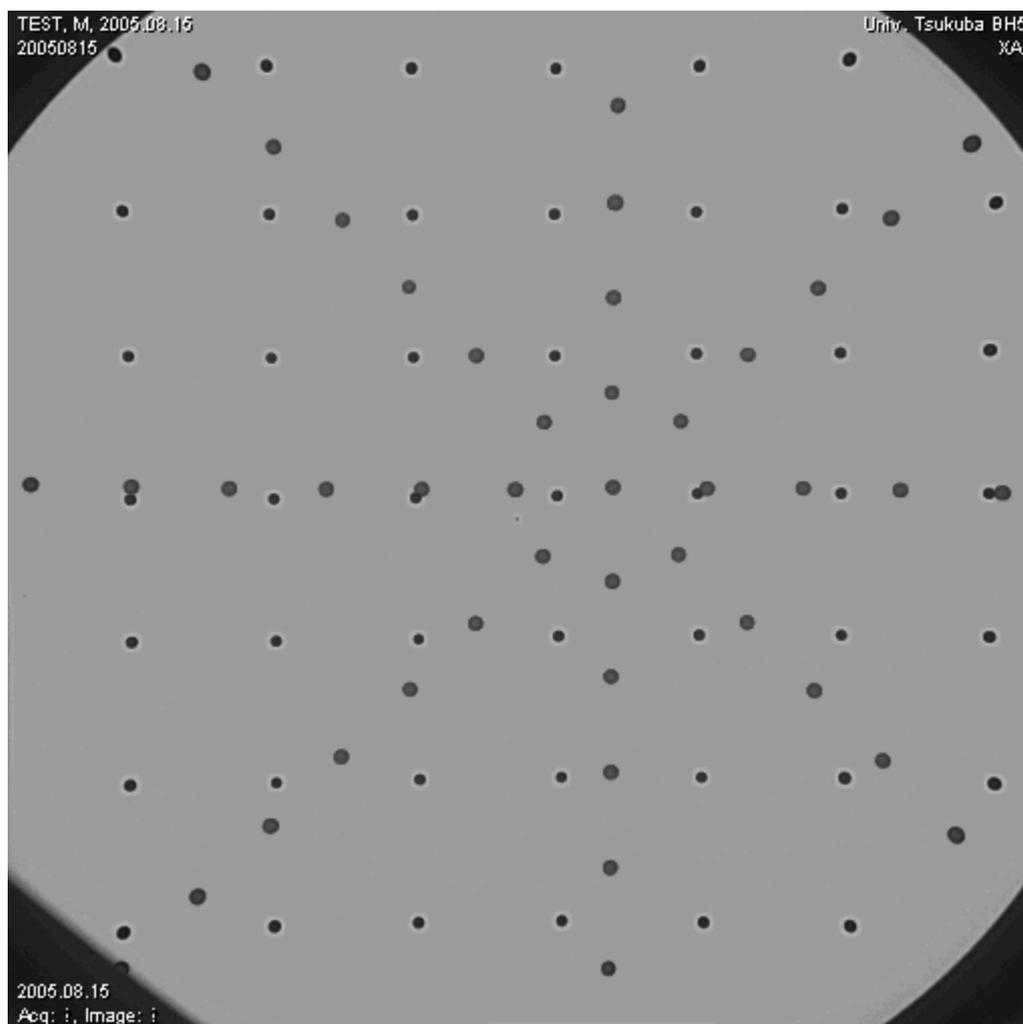


図15 キャリブレーションジグ

iv) キネマティクスデータの取得

Shape-matching technique により、歪みを補正した fluoroscopy 画像上で三次元骨モデルをマッチングさせて座標データを得た³³⁾ (JointTrack, open source) (図 16)。本研究で用いたものと同じの解析プロセッサおよびマッチングソフトを用いて膝関節のキネマティクスを解析した研究において、その誤差は in-plane translation が 0.53 mm、out-of-plane translation が 1.6 mm、rotation 0.54° であったと報告されている³⁵⁾。同一の検者が本実験で用いた解析プロセッサを 3 回繰り返して値を求めたところ、その誤差は平均で in-plane translation 0.60 mm、out-of-plan が 1.8 mm、rotation 0.59° と膝関節における報告とほぼ同等の値を得ることができた。

また、本実験で用いた Shape-matching は脛骨と腓骨が結合したモデルである。両骨を結合させることにより model-image の精度が増す³²⁾ が、少なくとも上前方向に 0.28mm, 下後に 0.62mm, 回内 1° 未満の誤差がある。

解析画像面得られた座標データより、骨同士の相対的な位置関係を求めることにより、試技中のキネマティクスデータを得た。距腿関節の動きは脛骨に対する距骨の動きとし、距骨下関節は距骨に対する踵骨の動き、足関節の動きは脛骨に対する踵骨の動きとして計算を行った。X軸(前後方向)周りの回転を内返し・外返し、Y軸(上下方向)周りの回転を内旋・外旋、Z軸周り(内外側方向)の回転を底背屈と規定した。

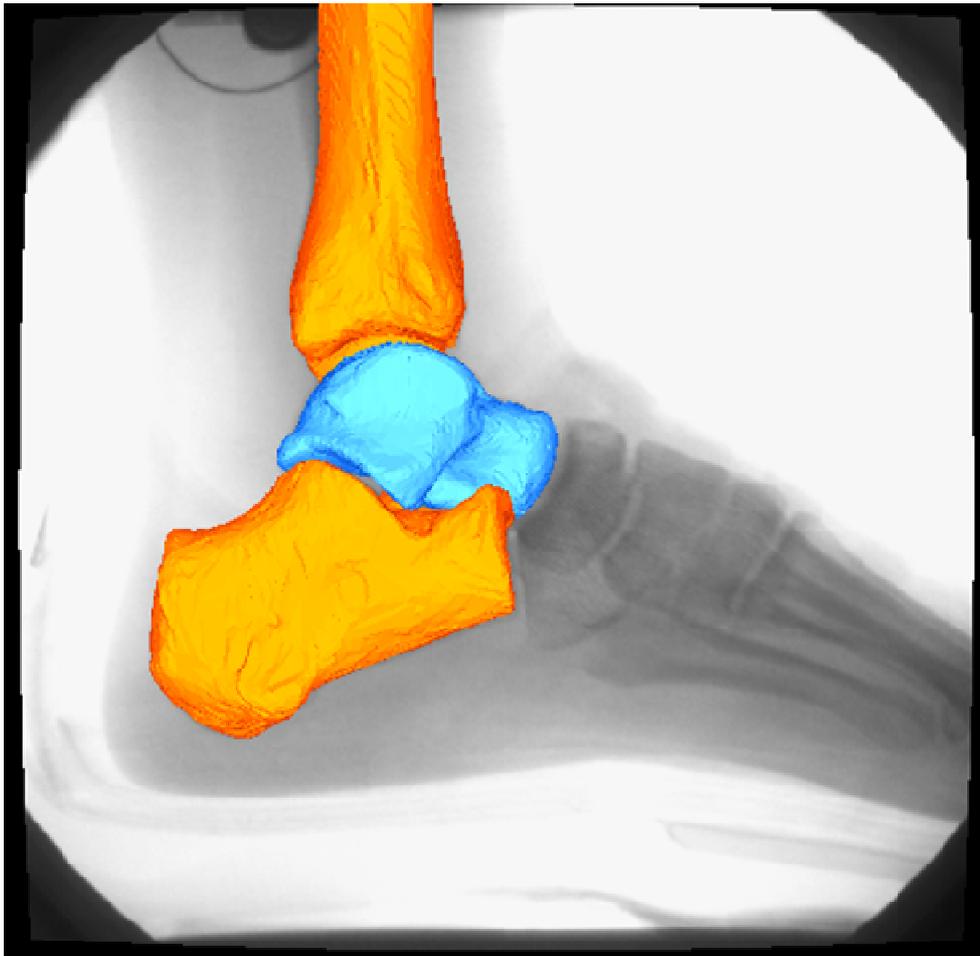


図16 脛骨・距骨・踵骨のマッチング画像 (JointTrack)

v) 結果の記述

着地動作中の距腿関節および距骨下関節の三次元キネマティクスは、踵部が接地(heel strike)してから踵部が離地する(heel off)までの間を解析区間とした。全ての結果は踵部が接地した時点からの変位置量で示した。

3-2-4 統計学的処理

2群間 (シューズ×時間) の平均値の比較に際しては以下の統計処理を行った。分散分

析には二元配置分散分析を用い、多重比較検定にはBonferroni法を用いた。有意水準は5%未満とした。

3-3 【結果】

図 17・18・19 にランニング模擬動作の heel contact をした際の距腿関節・距骨下関節・足関節の角度の変位量を示す。どの関節においても有意な差はみられなかった。距腿関節においては、裸足時・シューズ着用時に脛骨に対する距骨の底屈が起こっていた。また、シューズ着用時に比べ、裸足時にはより底屈・外返しする傾向があった。距骨下関節においては、距骨に対する踵骨の背屈・外返し・外旋の複合的な動きが起こっていた。また、シューズ着用時に比べ、裸足時にはより外返し・外旋する傾向があった。足関節においては、脛骨に対する踵骨の底屈・外旋が起こっていた。また、シューズ着用時に比べ、裸足時にはより底屈・外旋する傾向があった。

表 1 に各関節の角度変位を示す。底背屈の角度変位は、それぞれ、距腿関節 $-14.2 \pm 8.5^\circ$ (裸足時) $-5.2 \pm 4.5^\circ$ (シューズ着用時) 距骨下関節 $2.8 \pm 1.8^\circ$ (裸足時) $2.3 \pm 1.4^\circ$ (シューズ着用時) 足関節 $-11.1 \pm 2.1^\circ$ (裸足時) $-5.3 \pm 1.2^\circ$ (シューズ着用時)であった。外返し・内返しの角度変位はそれぞれ距腿関節 $2.0 \pm 2.8^\circ$ (裸足時) $2.7 \pm 4.6^\circ$ (シューズ着用時) 距骨下関節 $4.7 \pm 4.0^\circ$ (裸足時) $3.0 \pm 1.7^\circ$ (シューズ着用時) 足関節 $-5.6 \pm 2.2^\circ$ (裸足時) $-1.8 \pm 3.3^\circ$ (シューズ着用時)であった。外旋・内旋の角度変位は、それぞれ距腿関節 $5.5 \pm 4.7^\circ$ (裸足時) $1.3 \pm 3.9^\circ$ (シューズ着用時) 距骨下関節 $3.6 \pm 3.4^\circ$ (裸足時) $1.5 \pm 1.0^\circ$ (シューズ着用時) 足関節 $5.9 \pm 7.1^\circ$ (裸足時) $3.2 \pm 1.1^\circ$ (シューズ着用時)であった。

表 2 に各関節の並進運動の値を示す。前後方向の変位量は、それぞれ、距腿関節 $0.3 \pm 1.4^\circ$ (裸足時) $0.3 \pm 1.5^\circ$ (シューズ着用時) 距骨下関節 $-1.0 \pm 1.3^\circ$ (裸足時) $-0.7 \pm 1.3^\circ$ (シューズ着用時) 足関節 $-0.9 \pm 2.1^\circ$ (裸足時) $-0.7 \pm 2.3^\circ$ (シューズ着用時)であった。内外側方向の変位量はそれぞれ距腿関節 $-0.5 \pm 0.7^\circ$ (裸足時) $-0.3 \pm 1.1^\circ$ (シューズ着用時) 距骨下関節 $-1.1 \pm 0.8^\circ$ (裸足時) $-0.4 \pm 0.6^\circ$ (シューズ着用時) 足関節 $1.3 \pm 1.5^\circ$ (裸足時) $1.4 \pm 1.3^\circ$ (シューズ着用時)であった。

表 1 距腿関節・距骨下関節・足関節の角度変位量

		dorsi(+)/plantar(-) flexion	inversion(-)/eversion(+)	i(-)/e(+) rotation
Talocrural joint	bare foot	$-14.2 \pm 8.5^\circ$	$2.0 \pm 2.8^\circ$	$5.5 \pm 4.7^\circ$
	running shoe	$-5.2 \pm 4.5^\circ$	2.7 ± 4.6	$1.3 \pm 3.9^\circ$
Subtalar joint	bare foot	$2.8 \pm 1.8^\circ$	$4.7 \pm 4.0^\circ$	$3.6 \pm 3.4^\circ$
	running shoe	$2.3 \pm 1.4^\circ$	$3.0 \pm 1.7^\circ$	$1.5 \pm 1.0^\circ$
ankle joint	bare foot	-11.1 ± 2.1	$-1.8 \pm 3.3^\circ$	$5.9 \pm 7.1^\circ$
	running shoe	$-5.3 \pm 1.2^\circ$	$5.2 \pm 4.5^\circ$	$3.2 \pm 1.1^\circ$

表 2 距腿関節・距骨下関節・足関節の並進運動変位量.

		anterior(+)/posterior(-)	interior(-)/exterior(+)
talocrural joint	bare foot	$0.3 \pm 1.4 \text{ mm}$	$-0.5 \pm 0.7 \text{ mm}$
	running shoe	$0.3 \pm 1.5 \text{ mm}$	$-0.3 \pm 1.1 \text{ mm}$
subtalar joint	bare foot	$-1.0 \pm 1.3 \text{ mm}$	$-1.1 \pm 0.8 \text{ mm}$
	running shoe	$-0.7 \pm 1.3 \text{ mm}$	$-0.4 \pm 0.6 \text{ mm}$
ankle joint	bare foot	$-0.9 \pm 2.1 \text{ mm}$	$1.3 \pm 1.5 \text{ mm}$
	running shoe	$-0.7 \pm 2.3 \text{ mm}$	$1.4 \pm 1.3 \text{ mm}$

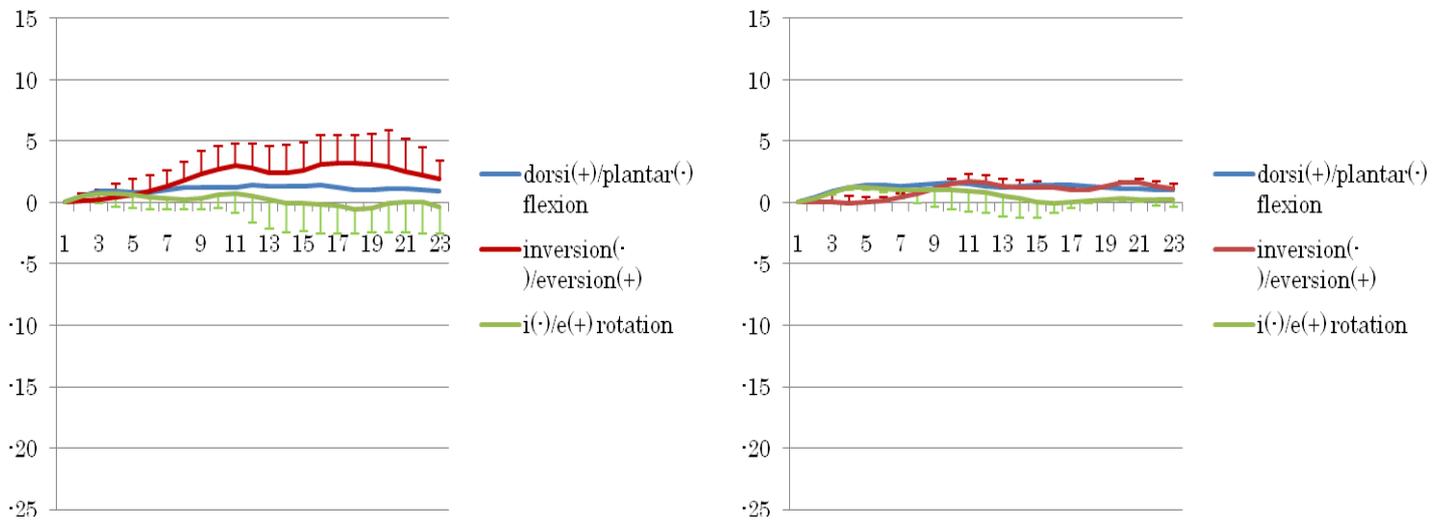


図 17 距骨下関節の 3次元キネマティクスデータ

青：底/背屈、赤：内/外反、緑：内/外旋

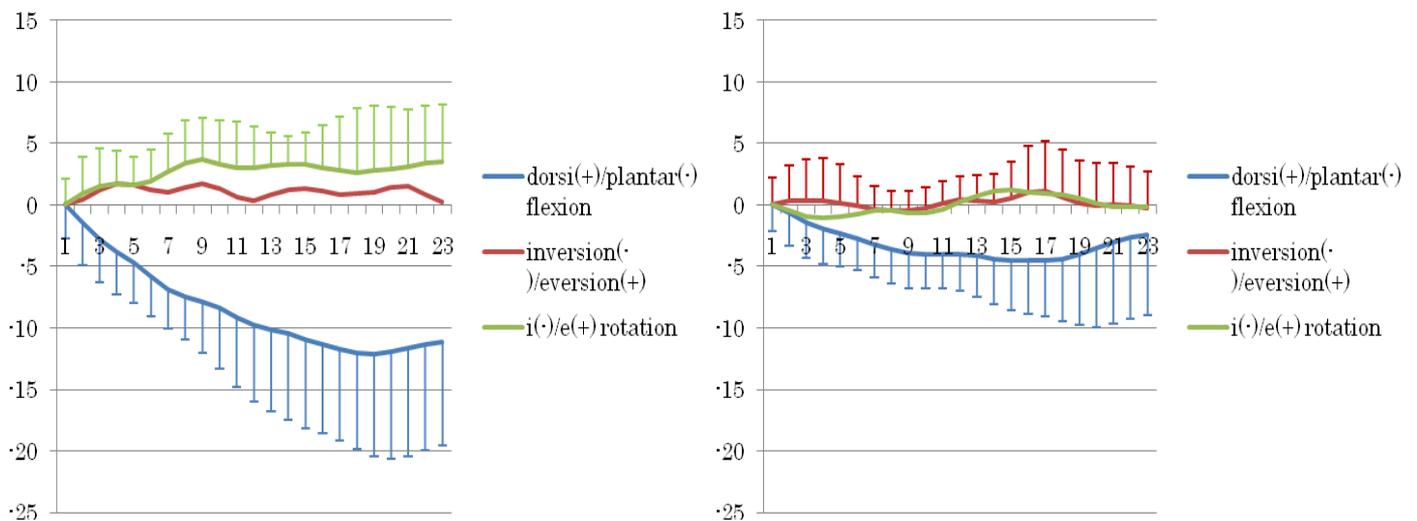


図 18 距腿関節の 3次元キネマティクスデータ

青：底/背屈、赤：内/外反、緑：内/外旋

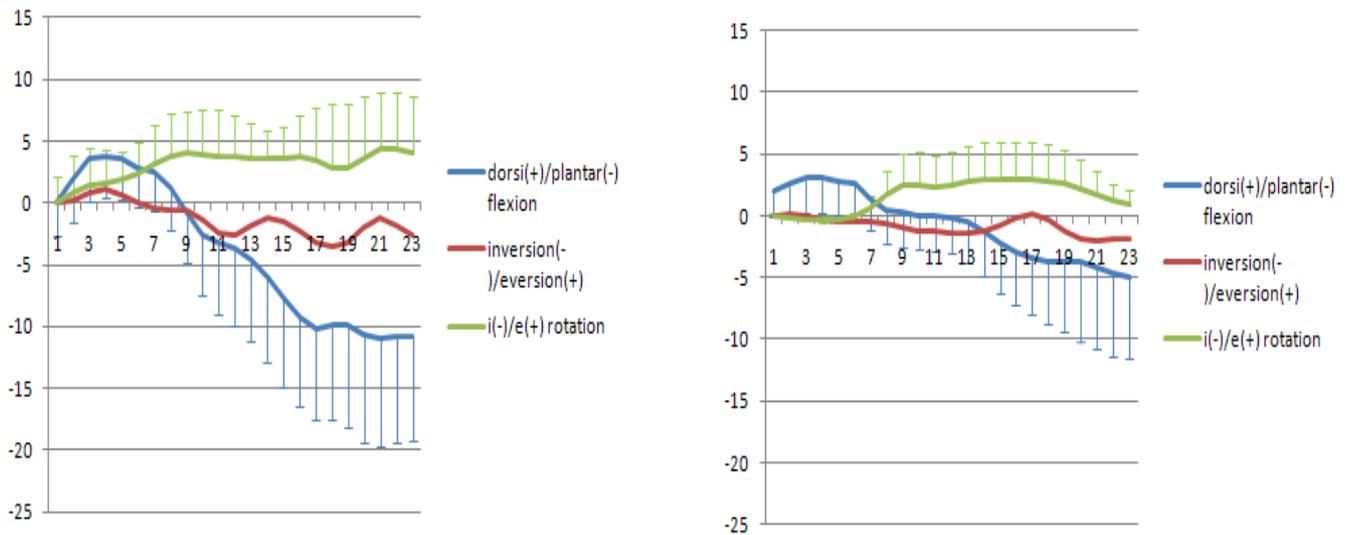


図 19 足関節の 3 次元キネマティックデータ

青：底/背屈、赤：内/外反、緑：内/外旋

【考察】

本研究はスポーツ活動の中で起こるランニングに近い運動形態での足関節複合体のキネマティクスを調査した。ランニング模擬動作によって、距腿関節・足関節の動きは主に底背屈の動きで、軸周り（蝶番関節のような）動きであった。この動きは一般的に言われている足首の動きと同様であると考えられる。Winter によると、足関節は背屈した状態で踵接地し、足底接地にかけて底屈方向へ動いていると述べて⁴⁰⁾(Figure 20)おり、本研究もそのような結果となった。

距骨下関節は下後外部から上前内部への回内動作を起こすことが明らかとなった。Asla らはこの動きを反時計回りの螺旋状回転に似た動きと表現している³⁶⁾。また、Tochigi ら

は切断肢を用いた実験で、足関節中間位から 490N の軸方向の力を加えると距骨下関節で 2° の背屈と 1° の外旋、3° の内反を起こし、足関節では 4° の背屈と 3° 内旋していたことを報告している³⁷⁾。本研究では、先行研究の値よりも大きな角度変位だった。この違いは、荷重の際に筋や身体の内部組織などの影響が作用したことによって、切断肢と生体のキネマティクスの結果の違いになったと考えられる。³⁶⁾ また、先行研究では足部が背屈位から底屈位になるに伴い、距骨下関節では背屈、外反、外旋を行い、距腿関節は底屈、内旋の動きであり、お互いに相反するポジションをとることがわかっている。この理由は歩行などの荷重活動によって生じる距骨下関節の動きを安定化させるために距腿関節が協調して動いているのではないかと考えられる。特に、不安定な道などでは距骨下関節で身体のバランスを保つ役割を果たしていると述べている。この理由として、距骨表面には内在筋や外在筋の付着部がないため、距骨が受動的な動きに影響しているためと考えられる。

Sarrafian は強く張った底側踵舟靭帯によって、載距突起内側の距骨頭の最大接地面積を最大限にし、素早く距骨下関節を動かすための close-pack という回内位を生み出し、荷重時の安定化を図っていることを報告している³⁸⁾。wagner とも、内反より外反のほうが 54%ほど関節の接地面積が大きいことを報告している³⁹⁾。このように現在、距骨下関節の動きは関節面の輪郭や靭帯の結合力などに大きく影響していると考えられ、足部内部に生じる骨同士の contact force や靭帯の張力を調査し、複雑な現象を解明しようとする試みがなされている。

本研究では各関節における並進運動を明らかにすることを試みた。しかしながら、本研究では、並進運動の値が小さいことや個人間差が大きく、一定した傾向がみられなかった。

特に、本研究では矢状面からの画像解析であるため、内外側方向の動きを詳細に追うことができないことがあげられる。

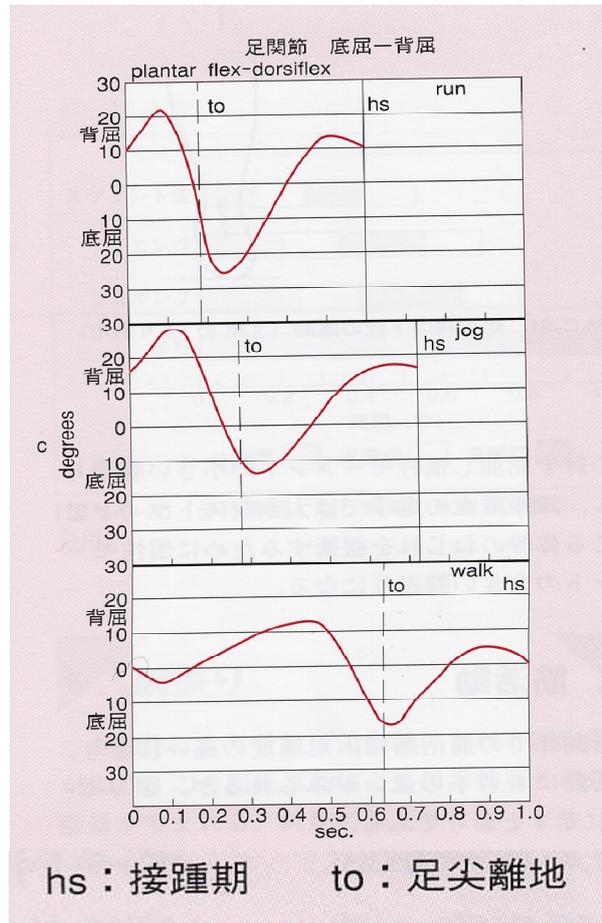


図 20 ランニング・ジョグ・歩行中の足部の動き（底/背屈）

第 4 章

結論

結論

本研究では、シューズ着用時のスポーツ活動動作において生じる足部の運動学を検討することから、足底脂肪組織・距骨下関節・距腿関節・足関節の動きの解明を目的とし、着地時・ランニング模擬動作時における足底脂肪組織の変位様式の検討[実験1]、およびランニング模擬動作時における距骨下関節・距腿関節・足関節の動きの検討[実験2]を行い以下の検討を得た。

[実験1]

足底脂肪組織は、着地後減少する傾向にあり、裸足時とシューズ着用時では大きく異なる値が確認され、シューズ着用による閉じ込み作用や緩衝作用が影響していると考えられた。

[実験2]

ランニング模擬動作時における角度変位は距腿関節・距骨下関節・足関節で起こり、距腿関節において主に距骨の脛骨に対する底屈が起こり、距骨下関節で踵骨の距骨に対する背屈・外返の複合した動きが起こることが明らかとなり、シューズによる動きの制限が高まることが示唆された。

本研究で確認された、足部の活動特性は、シューズ着用の有無による影響を大きく受けていると考えられた。

参考文献

1. Ker, R. F., Bennett, M. B., Alexander, R. McN. and Kester, R. C. (1989) Foot strike and the properties of the human heel pad. *Proc. Instn Mech. Engrs H203*, 191-196.
2. Cavanagh, P. R., Valiant, G. A. and Misevich, K. W. (1984) Biological aspects of modeling shoe/foot interaction during running. In *Sport Shoes and Playing Surfaces* (Edited by Frederick, E. C.), pp. 24-46. Human Kinetics Publishers, Illinois.
3. Robbins, S. E., Gouw, G. J. and Hanna, A. M. (1989) Running-related injury prevention through innate impactmoderating behavior. *Med. Sci. Sports Exercise* 21, 130-139.
4. Aerts, P. and De Clercq, D. (1993) Deformation characteristics of the heel region of the shod foot during a simulated heel strike: the effect of varying midsole hardness. *J. Sports Sci.* 11, 449-461
5. Denoth, J. (1986) Load on the locomotor system and modelling. In *Biomechanics of Running Shoes* (Edited by Nigg, B. M.), pp. 63-116. Human Kinetics Publishers, Champaign.
6. Kinoshita, H., Ogawa, T., Arimoto, K., Kuzuhara, K. and Ikuta, K. (1991) Shock absorbing characteristics of human heel properties. In *Book of Abstracts of the XIIIth International Congress of Biomechanics*,
8. Peter R. Cavanagh (1999) Plantar soft tissue thickness during ground contact in walking. *Journal of Biomechanics* 32 623-628
9. Janice E. Miller-Young, Neil A. Duncan, Gamal Baroud (2002) Material properties of

the human calcaneal fat pad in compression: experiment and theory. *Journal of Biomechanics* 35 1523–1531

10. William R. Ledoux, Joanna J. Blevins. (2007) The compressive material properties of the plantar soft tissue. *Journal of Biomechanics* 40 2975–2981

11. Murat Uzel . (2006) Comparison of ultrasonography and radiography in assessment of the heel pad compressibility index of patients with plantar heel pain syndrome.

Measurement of the fat pad in plantar heel pain syndrome *Joint Bone Spine* 73 196–199

12. Aerts, P., Ker, R.F., De Clercq, D., et al., (1995). The mechanical properties of the human heel pad: a paradox resolved. *J. Biomech.* 28, 1299–1308.

13. Ker, R.F., (1996). The time-dependent mechanical properties of the human heel pad in the context of locomotion. *J. Exp. Biol.* 199, 1501–1508.

14. Ledoux, W.R., Blevins, J.J., (2007). The compressive material properties of the plantar soft tissue. *J. Biomech.* 40, 2975–2981

15. Scott C. Wearing (2009). Bulk compressive properties of the heel fat pad during walking: A pilot investigation in plantar heel pain *Clinical Biomechanics* 24 397–402

16. Bennett, M.B., Ker, R.F., (1990). The mechanical properties of the human subcalcaneal fat pad in compression. *J. Anat.* 171, 131–138

17. Jorgensen, U., (1985). Achillodynia and loss of heel pad shock absorbency. *Am. J. Sports Med.* 13, 128–132.

18. Riddle, D.L., Pulisic, M., Pidcoe, P., et al., (2003). Risk factors for plantar fasciitis: a

matched case-control study. *J. Bone Joint Surg.* 85A, 872–877

19. Rome, K., Campbell, R., Flint, A., et al., (2002). Heel pad thickness – a contributing factor associated with plantar heel pain in young adults. *Foot Ankle Int.* 23,142–147

20. C.-L. Wang, (1999). Mechanical properties of heel pads reconstructed with flaps THE JOURNAL OF BONE AND JOINT SURGERY VOL. 81-B, NO. 2, MARCH

21. 小林一敏 1980 NHKウルトラアイで口述,

22. Cook,S.D. et al. (1985). Biomechanics of running performance. *Clin.Sports ed.*4619-625

23. I.R. Spears, (2007). The potential influence of the heel counter on internal stress during static standing: A combined finite element and positional MRI investigation, *Journal of Biomechanics* 40 2774–2780

24. Wright D.G., et al, (1964). Action of the Subtalar and Ankle Joint Complex During the Stance Phase of Walking., *J Bone Joint Surg*, 46A(2), pp.361-382;

25. Barnet C.H., Napier J.R., (1952). The axis of rotation at the ankle joint in man. Its influence upon the form of the talus and the mobility of the fibula., *J. Anat*, 86,pp.1-9;

26. Isman R.E., Inman V.T., (1969). Anthropometric studies of the human foot and ankle., *Bull Prosthet Res*, 10(11), pp.97-129;

27. Elftman H., (1960). The transverse tarsal joint and its control., *clinical orthop.*, pp.16-41;

28. 高嶋 孝倫, 歩行中のヒト足部に着目した力学モデル解析とその応用に関する研究, 2002年度 早稲田大学大学院理工学研究科 博士論文

29. D. DE CLERCQ, (1994). THE MECHANICAL CHARACTERISTICS OF THE HUMAN HEEL PAD DURING FOOT STRIKE IN RUNNING: AN IN VIVO CINERADIOGRAPHIC STUDY *J. Biomechanics*, Vol. 27, No, 10, pp. 1213-1222,
30. 深野真子, 着地動作における足部・足関節運動解析, 2009年度 早稲田大学大学院スポーツ科学研究科 博士論文
31. De Koning, J. J. and Nigg, B. M. (1993) Kinematic factors affecting initial peak vertical ground reaction forces in running. In *Proceedings of the XIVth International Congress of Biomechanics* (Edited by Metral, S.), pp. 316-317, Paris.
32. Banks S. A., Hodge W. A. (2004) 2003 Hap Paul Award Paper of the International Society for Technology in Arthroplasty. Design and activity dependence of kinematics in fixed and mobile-bearing knee arthroplasties. *J Arthroplasty* 19:809-816.
33. Yamaguchi S., Sasho T., Kato H., Kuroyanagi Y., Banks S. A. (2009) Ankle and subtalar kinematics during dorsiflexion-plantarflexion activities. *Foot Ankle Int* 30:361-366.
34. Yushkevich P. A., Piven J., Hazlett H. C., Smith R. G., Ho S., Gee J. C., Gerig G. (2006) User-guided 3D active contour segmentation of anatomical structures: significantly improved efficiency and reliability. *Neuroimage* 31:1116-1128.
35. Moro-oka T. A., Hamai S., Miura H., Shimoto T., Higaki H., Fregly B. J., Iwamoto Y., Banks S. A. (2007) Can magnetic resonance imaging-derived bone models be used for accurate motion measurement with single-plane three-dimensional shape registration? *J Orthop Res* 25:867-872.

36. Richard J. de Asla, Lu Wan, Harry E. Rubash, Guoan Li (2005) 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 MAY 1019-1027
37. Tochigi, Y ; Takahashi, K; Yamagata, M; Tamaki T (2000) Influence of the interosseous talocalcaneal ligament injury on stability of the ankle-subtalar joint complex-a cadaveric experimental study. Foot Ankle Int.21:486-91,
38. Sarrafian,SK: (1993).Biomechanics of the subtalar joint complex. Clin Orthop Relat Res. 17-26,
39. Wagner, UA; (1992). Sangeorzan, BJ; Harrington, RM; Tencer, AF:Contact characteristics of the subtalar joint: load distribution between the anterior and posterior facets. J Orthop Res. 10:535-43,
40. Winter, DA; (1984). ; Kinematic and kinetic patterns in human gait : variability and compensating effects. Human Movement Science 3 . 51-76,

6 謝辞

本論文の作成にあたり、早稲田大学スポーツ科学学術院 福林徹教授には、ご指導賜りましたことに、深く感謝の意を申し上げます。

ならびに、早稲田大学スポーツ科学学術院 鳥居俊・金岡恒治先生にも、ご指導、激励を頂きましたことに、深く感謝の意を申し上げます。

また、筑波大学 石井朝夫先生には実験撮影のご協力、倫理委員会のご指導、激励を頂きましたことに深く感謝の意を申し上げます。

アディダスジャパン 深野真子さんには、本研究の実施にあたって懇切なる指導とご助言を頂きましたことに、深く感謝申し上げます。

そして、本研究の対象者としてご協力・温かいご支援とご協力してくださいました早稲田大学スポーツ科学部スポーツ外科学研究室の皆様にも、心から感謝致します。

最後に、大学時代から私を支え続けてきていただいた両親には深く感謝の意を述べたいと思います。