



三次元剛体バネモデルを用いた足部関節のバイオメカニクス解析に関する研究

柿ヶ原, 拓哉

(Degree)

博士 (工学)

(Date of Degree)

2015-03-25

(Date of Publication)

2016-03-01

(Resource Type)

doctoral thesis

(Report Number)

甲第6440号

(URL)

<https://hdl.handle.net/20.500.14094/D1006440>

※ 当コンテンツは神戸大学の学術成果です。無断複製・不正使用等を禁じます。著作権法で認められている範囲内で、適切にご利用ください。



博士論文

三次元剛体バネモデルを用いた
足部関節のバイオメカニクス解析に
関する研究

平成27年1月

神戸大学大学院工学研究科

柿ヶ原 拓哉

Doctor Thesis

Biomechanical analysis of foot and ankle
joints using 3-D Rigid Bodies-Spring Model

January, 2015

Department of Mechanical Engineering
Graduate School of Engineering
Kobe University

Takuya KAKIGAHARA

要約

足部関節は 28 個の骨とそれらを結ぶ複数の靭帯や腱膜といった軟部組織から成る複合関節で、歩行時などに全身の重量を支える働きをしている。それ故、足部関節は変形や損傷を生じやすいとされる。

本研究では足部関節の三次元力学モデルを構築し、足部の姿勢変化や損傷、変形による足部関節への影響について解析することを目的とした。

解析については、まず平面上に起立した静止立位姿勢と踵上げ姿勢について比較を行った。その結果、踵上げ姿勢はリスフラン靭帯に働く張力が増加することが確認できた。また踵上げ姿勢についてアキレス腱に筋力を作用させることで爪先立ちさせた場合についても解析を行った。その結果、爪先立ち姿勢は荷重が外側に偏ることが確認できた。

続いて、足底弓を支える主要な要素である足底腱膜、長足底靭帯、踵腓靭帯の 3 つの腱膜・靭帯要素の欠損が足部関節の姿勢に与える影響について解析を行った。その結果、3 つの腱膜・靭帯要素のいずれかひとつが欠けただけではアーチの低下は起きず、扁平足は生じないことが確認できた。しかし底側踵舟靭帯の欠如は足部関節の足首周りの外旋と外反を示した。またテーピングモデルを構築することで内側アーチ支持テーピングによる姿勢保持についても解析を行った。その結果、扁平足の症状は和らぐものの荷重が外側によることが確認できた。そこで内側アーチの曲がりを見守るテーピングを行った場合について解析を行うと、第 1 趾に加わる荷重が増加し、床反力の内外のバランスが改善することが確認できた。

また足部関節の代表的な損傷である外側靭帯損傷について解析を行った。外側靭帯は前距腓靭帯、後距腓靭帯、踵腓靭帯の 3 つの靭帯の総称である。解析の結果、足部を足首周りで内旋させると内旋角度が小さい場合は前距腓靭帯にのみ負荷が生じ、内旋角度が一定以上に大きくなると踵腓靭帯にも負荷が生じることが分かった。これは外側靭帯損傷がまず前距腓靭帯の損傷として生じ、続いて重度になると踵腓靭帯にも損傷が生じることに一致した。

最後に、立位姿勢と爪先立ち姿勢における扁平足による足部への影響を解析した。その結果、立位姿勢において扁平足はアーチが崩れることで第五中足骨底に加わる床反力が増加することが確認できた。また爪先立ち姿勢において扁平足は同じ筋力では健常足よりも踵の上昇が低いことが確認できた。また扁平足が重度であるほど踵の上昇が低いことが確認できた。

また筋力を増加させて扁平足の踵を健常足と同じ高さまで上昇させた爪先立ち姿勢について解析を行った。その結果、扁平足は足部が足首周りで外旋し、第 1 趾に加わる荷重が増加することが確認できた。

Abstract

The foot and ankle joints are compound joints which is composed of 28 bones and soft tissues which are ligaments, aponeurosis, etc. that support dynamic loads, for example, body motions. Therefore, deformity or injury of foot and ankle joints happens frequently.

The aim of this study was to build 3D rigid body spring model (RBSM) of the foot and ankle joints, and to simulate effect of foot position, injury and deformity for the foot and ankle joints.

Firstly, standing position and high-heeled position were simulated and compared. The result shows that high-heeled position increases tension of Lisfranc's ligament. In addition, heel-rise position that muscle force was brought on Achilles tendon was simulated. The result shows that heel-rise position increase lateral side of ground reaction force.

Next, the effect of the removed plantar aponeurosis, long plantar ligament and plantar calcaneonavicular ligament that are capital parts to support the foot arch was simulated. The result shows that removing one type of ligament or aponeurosis did not show a compresses the foot arch and tendency toward becoming flatfooted. However, the tendency toward a valgus foot was shown when the plantar calcaneonavicular ligament was removed. In addition, the effect of medial arch support tape was simulated. The result shows the tape prevents flatfoot, on the other hand, the tape decreased the internal ground reaction with an external increase. Medial arch bend tape increases internal ground reaction and internal and external balances of ground reaction force was improved.

The effect of lateral ligament sprain that is one of the most popular injuries of foot and ankle joints was simulated. Lateral ligament is composed of 3 ligaments, anterior talofibular ligament (ATFL), posterior talofibular ligament (PTFL), calcaneofibular ligament (CFL). The result shows that ATFL is extended first and then CFL followed when internal angle is increased. This is similar to lateral ligament sprain mechanism that the sprain occur ATFL injured first and then followed by CFL.

Lastly, the effect of flatfoot in standing and heel-rise positions was simulated. The result shows that, in standing position, the ground reaction forces of the base of 5th metatarsal bone of the flatfoot was larger than that of the control foot. In heel-rise position, the heel height was different between the control and flatfoot on the same muscle force: the height of the flatfoot was lower.

The simulation that increasing the muscle force of flatfoot to the same heel height as control shows that flatfoot was external rotated around ankle and the ground reaction forces of 1st toe was increasing.

目次

第1章 緒言	1
第2章 足部関節	4
2.1 はじめに	4
2.2 足部関節の代表的な挙動	4
2.3 足部関節の構造	5
2.3.1 足部関節の構成	5
2.3.2 足部関節を構成する関節と主要な靭帯	10
2.3.3 足部関節を構成する主要な筋肉	14
2.4 足部関節の主な疾患	21
2.4.1 足首の捻挫	21
2.4.2 足底腱膜炎	22
2.5 足部関節の主な変形	23
2.5.1 扁平足	23
2.5.2 外反母趾	24
第3章 足部関節モデル	26
3.1 はじめに	26
3.2 足部関節の骨モデル	26
3.3 足部関節の靭帯モデル	33
3.4 足部関節の軟骨モデル	38
3.5 足部関節の筋肉モデル	40
3.6 足部関節モデルの各要素の条件	40
3.6.1 骨, 靭帯, 軟骨, 皮下組織の物性	40
3.6.2 骨要素の境界条件と拘束条件	41
3.7 力学解析の手法	41
3.8 モデルの妥当性の評価	50
第4章 静止立位と踵上げ姿勢における足部の解析	52
4.1 はじめに	52
4.2 静止立位姿勢時の足部関節の力学解析	52
4.3 静止立位姿勢時の足部関節の力学解析結果の考察	56
4.4 爪先立ち姿勢時の足部関節の力学解析	57
4.5 爪先立ち姿勢時の足部関節の力学解析結果の考察	58

第 5 章 足部靭帯機能の低下と扁平足発生の関係の力学的解析	60
5.1 はじめに	60
5.2 内側アーチ支持テープモデルの構築	60
5.3 靭帯の欠損がアーチ構造に及ぼす影響の力学解析	64
5.4 靭帯の欠損がアーチ構造に及ぼす影響の力学解析結果の考察	68
5.5 内側アーチ支持テープによるアーチ制御効果の力学解析	69
5.6 内側アーチ支持テープによるアーチ制御効果の力学解析結果の考察 ..	72
5.7 外側靭帯損傷とテーピングによる効果の力学解析	72
5.7.1 テーピングモデルの構築	72
5.7.2 解析方法	74
5.7.3 外側靭帯損傷の力学解析	75
5.7.4 外側靭帯損傷の力学解析結果の考察	79
 第 6 章 扁平足による足部関節の姿勢変化とそれに伴う各部位に作用する荷重 変化の解析	81
6.1 はじめに	81
6.2 扁平足モデルの構築	81
6.3 爪先立ち姿勢の解析方法	82
6.4 静止立位姿勢時の力学解析	84
6.5 静止立位姿勢時の力学解析結果の考察	85
6.6 爪先立ち姿勢時の比較	86
6.7 爪先立ち姿勢時の比較の考察	92
 第 7 章 結言	94
 参考文献	96
 謝辞	101
 研究業績	102
 奥付	104

第1章 緒言

足部関節は下腿部の脛骨と腓骨の2個の骨および足部の26個の骨とそれらを結ぶ複数の靭帯や腱膜といった軟部組織から成る複合関節で、歩行時などに全身の重量を支える働きをしている。それ故、足部関節は変形や損傷を生じやすいとされる。

足部関節の主要な運動は足首の底背屈、内外旋、内外反である。

足部関節はその働きによりさらに幾つかの関節に分けることができる。例えば下腿の骨である脛骨、腓骨と、足部関節の骨の1つである距骨が作る関節は距腿関節と呼ばれ、足の底屈、背屈を可能にしている。他にも、足の内外旋と内外反を可能にする距骨下関節が足部関節にはある。この距腿関節と距骨下関節の動きは外部からは足首の運動として観察される。

足部を近位(身体の中心側)から遠位(身体の末端側)にかけて後部、中部、前部に分けて考える場合、ショパール関節とリスフラン関節という大きな2つの関節グループによって分けられる。ショパール関節は後部と中部の間の関節で、距舟関節と踵立方関節を合わせた関節であり、近位側に距骨と踵骨、遠位側に舟状骨と立方骨を有する。リスフラン関節は中部と前部の間の関節で、足根中足関節のことであり、近位側に3つ楔状骨と立方骨、遠位側に5つの中足骨を有する。

ショパール関節は足部の後方と前方の間の内外転および内外反に関わる関節である。

リスフラン関節は爪先立ち時に大きな負荷が加わる関節であるため、長時間爪先立ち姿勢をとった場合や爪先立ち姿勢で大きな負荷が加わった場合にこの関節周りの靭帯を損傷することがある。

また足部関節の骨の形状は個人差が大きいとされ、特に第五趾の骨において中節骨と末節骨が癒着を起こしている人は多いとされる⁽¹⁾。

足部関節の損傷で最も多くみられるのは足首の捻挫であり、捻挫による外来受診は全国で1日あたり3,200人にのぼり、治療中の患者も含めた総患者数は9,800人にもなる⁽²⁾⁽³⁾。

足首の捻挫は主に外側の靭帯である外側靭帯の損傷として生じる。外側靭帯は前距腓靭帯、後距腓靭帯、踵腓靭帯の3つの靭帯からなるが、外側靭帯損傷は主に前距腓靭帯の損傷として生じ、症状が重い場合は踵腓靭帯も損傷を示す。後距腓靭帯が損傷することは稀である⁽⁴⁾⁽⁵⁾。

外側靭帯損傷はその発生件数の多さ故に発生要因や治療法について古くから多くの研究がされている。外側靭帯損傷は足首の底屈と内旋と内反の3つを組み合わせた姿勢変化である内返しを過度に生じた場合において生じるとされるが、中でも内旋と内反が外側靭帯損傷の発生への寄与が大きいとされる⁽³⁾⁽⁴⁾。

捻挫は足首の急激な姿勢変化により生じるが、外部からの影響による足部の姿勢変化の速度は筋肉により制御される。しかし速度が速くなると姿勢制御が上手く行われないとされ⁽⁶⁾⁽⁷⁾、Chuら⁽⁸⁾は内反速度が300[deg/s]を超えると捻挫になる可

能性があると報告している。また捻挫は反復横跳び中に発生することがあるが、踵接触時より 130～180[ms]の間において足首の内旋と内反角度がピークに達するため、その時に捻挫は発生する可能性が高いとされる⁽⁹⁾。

また捻挫に伴う足部への悪影響として、足首周りの内外転に作用する筋肉の筋力は減少を示し⁽¹⁰⁾、片足立位時に姿勢保持の不安定性を示すことがある⁽¹¹⁾。

捻挫の治療の際には靭帯に負荷が加わらないように石膏やテーピングを用いた姿勢の制御が行われる⁽³⁾⁽⁶⁾。特に伸縮性テーピングやサポータは急激な姿勢変化を抑制できるため、捻挫発生の予防にも用いられる⁽¹²⁾⁽¹³⁾。ただし関節を強固に固定するわけではないため静止立位時の姿勢制御に対しては効果がないという報告もある⁽¹⁴⁾。

また足部の損傷として足趾を骨折する人も多く、外来受診者は1日当たり1,500人、総患者数は14,000人にもものぼる⁽²⁾。他にも足部は体重による負荷を長時間、日常的に受け続ける部位であるため、足底腱膜炎や疲労骨折といった長期負荷が原因となる疾患が多い。特に第五中足骨の骨底と骨幹の境に生じる疲労骨折はジョーンズ骨折と呼ばれ、激しい運動を行うスポーツ選手に生じやすい骨折である。ジョーンズ骨折の治療にはギプス固定での保存的療法(手術など肉体を傷つけることを行わない治療)が行われるが、スポーツ選手など足部に負荷が加わりやすい患者の場合には再発を防ぐためボルトを埋め込む外科手術が行われることもある⁽¹⁵⁾⁽¹⁶⁾。

足部関節の代表的な変形に扁平足と外反母趾がある。

扁平足は足部のアーチが低下し土踏まずが地面と接触してしまう変形であり、その原因として先天的な骨形状の異常によるものの他に、外傷や炎症、麻痺を要因とするものがあるが、体重や活動量の増加、靭帯機能や筋力の低下により力学的に姿勢を支えられなくなったために生じる静力学的扁平足が90%を占めるとされる⁽¹⁷⁾。

外反母趾は第一中足骨頭が内側に広がると同時に第一趾骨が内側を向く変形で、第一中足骨頭が内側方向へ突き出るために第一趾根元に大きな膨らみを生じることと、第一趾の指先が内側を向くことが大きな特徴である⁽¹⁵⁾⁽¹⁸⁾。

扁平足と外反母趾は軽度であればテーピングやサポータを用いた姿勢制御による治療が行われるが、重度なものになると骨切りや筋付着部位の変更といった大きな手術が必要になる⁽¹⁸⁾⁽¹⁹⁾。

これらのことから、足部関節は大きな負荷を受ける損傷や変形を生じやすい複雑な構造物であると言える。そこで足部関節の各部の姿勢や働く負荷を解析することができれば、足部の損傷や変形が発生しやすい姿勢の解明や、損傷や変形による負荷の集中する部位を判明させることができ、足部関節の補助や治療に役立てられるサポータやテーピング手法などの治療法の提案に役立てることができる。またサポータやテーピングなどを足部に施した場合をモデル化することで、各部の姿勢や働く負荷の変化からその効果を数値で示すことができる。

しかし足部関節の解析としてはFEMを用いた数値解析⁽²⁰⁾が見られるが主に骨

内部の応力解析に主眼が置かれており、足部の各骨の姿勢の変化や靭帯など足部の姿勢を維持するための組織が受ける負荷について解析を行ったものは見あたらない。

そこで本研究では足部の各骨の挙動や各靭帯・軟骨に働く負荷の解析を主眼に置いた足部関節の3次元力学モデルを構築し、足部の姿勢変化や損傷、変形による各骨の姿勢や各靭帯に働く負荷を解析することで、姿勢変化や損傷、変形による足部への影響について解析することを目的とする。また損傷と変形についてはテーピングを施した場合についても解析することで、テーピングによる治療効果と問題点の考察を行う。

足部関節に外力が作用した場合、骨の変形は靭帯および軟骨の変形と比べて非常に小さいため、骨は剛体とし、靭帯は引張力のみで抵抗するバネ要素、軟骨は圧縮力のみで抵抗するバネ要素であると単純化できる。このモデルは剛体バネモデルと呼ばれ骨間の接触状態の解析⁽²¹⁾や力に対する骨の姿勢の解析⁽²²⁾⁽²³⁾に用いられている。そこで本研究では足部関節の力学モデルは三次元剛体バネを用いる。

本論文は以下の第2～7章から構成される。

第2章では、研究の対象とした足部関節について、足部関節の代表的な変形と損傷について述べる。

第3章では、足部関節モデルとして使用する三次元剛体バネモデルの構築方法とその物性、および解析手法について述べる。

第4章では、水平面上に起立した姿勢を想定した静止立位姿勢と、ハイヒールシューズの様に踵の床面を高くした踵上げ姿勢について解析を行い、踵上げ姿勢による足部への影響について考察を行う。また下腿三頭筋を作用させ爪先立ち姿勢をとらせた際の足部についても解析を行う。

第5章では、足部関節のアーチ構造を構成する主要な靭帯・腱膜要素を除去したモデルを構築し健常足モデルと比較することで、主要な靭帯・腱膜によるアーチ支持への寄与を考察する。またテーピングモデルも構築し、解析することでテーピングによる姿勢保持効果についても考察した。また外側靭帯損傷モデルを構築することで足首捻挫による影響と足首捻挫に対するテーピングの効果についても考察した。

第6章では、足部底側の靭帯要素を弛緩させることで扁平足モデルを構築し、健常足モデルと比較することで立位姿勢における扁平足の影響について考察した。また爪先立ちについて筋電図を参考に筋張力を与えることで爪先立ち姿勢をとらせた場合の足部関節について解析を行い、扁平足による運動機能低下についても考察した。

第7章では、研究の成果についてまとめた。

第2章 足部関節

2.1 はじめに

本章では研究対象である足部関節の構造について文献を引用して簡単に述べることにする。

また足部関節は損傷や変形を生じ易い部位である⁽¹⁾⁽²⁾⁽³⁾。そこで足部関節の疾患および変形のうち、特によくみられるものについて文献を引用して簡単に説明する。

2.2 足部関節の代表的な挙動

本節では足部関節の挙動について述べる⁽¹⁾⁽²⁴⁾⁽²⁵⁾。

足部関節の主要な運動は足首の底背屈, 内外旋, 内外反である。底背屈は足首の挙動の中で最も大きな関節の動きであり, 70° の大きな可動域を持つ。爪先立ちをする様に足先を伸ばす姿勢を底屈と呼び, その逆に足先を持ち上げる姿勢を背屈と呼ぶ(Fig.2.1(a))。

内外旋は脛骨軸周りに対する足部の回転運動で, 内旋は足先が内側を向く方向, 外旋は足先が外側を向く方向への変化をさす(Fig.2.1(b))。

内外反は踵から足先に向かう足部の軸周りの回転運動であり, 外側(小趾側)を地面に押し付ける様な動きを内反, 内側(拇趾側)を地面に押し付ける様な動きを外反と呼ぶ。内反は回外, 外反は回内とも呼ばれる(Fig.2.1(c))。

また底屈, 内旋, 内反を合わせた動きを内返しと呼び, 逆に背屈, 外旋, 外反を合わせて外返しと呼ぶ。

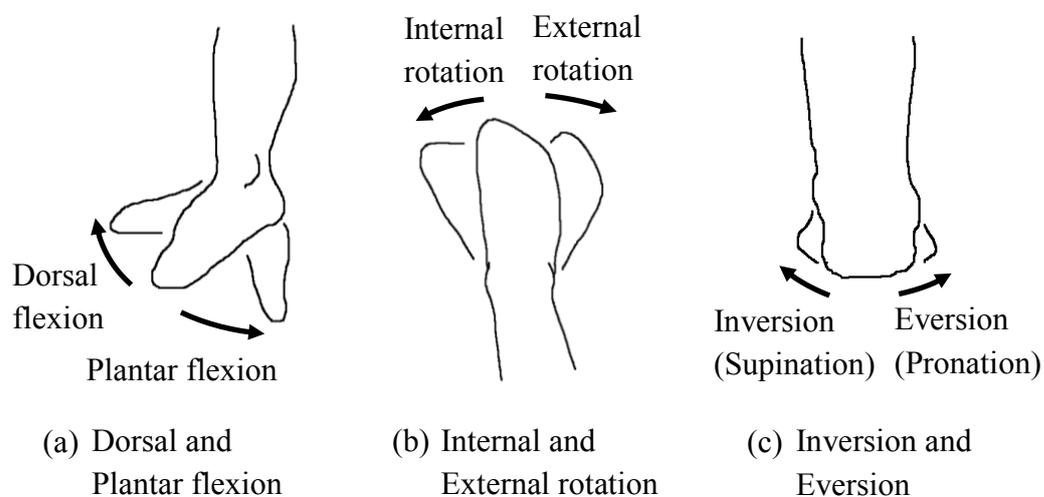


Fig.2.1 Ankle joint motion

足部において他に大きな挙動を示す関節は足趾である。足趾の関節は手の指の関節と同様に第二, 第三関節は底屈しかできないものの, 第一関節は背屈

も可能となっている。しかし内外反や内外旋の動きは小さな範囲でしか動かせない。

足部関節は多数の骨からできているため多数の関節を有するが、上述のもの以外は強固に固定されているためほとんど稼動しない。

2.3 足部関節の構造

本節では足部関節の構造について述べる。

最初に足部関節を構成する 28 個の骨について述べる。続いて足部関節に含まれる関節群とそれらを構成する主要な靭帯について述べる。最後に足部関節の運動にかかわる筋肉について述べる。

2.3.1 足部関節の構成

足部関節は大きく分けて脛骨(Tibia)と腓骨(Fibula)の 2 個の骨からなる下腿(Leg)部とその他の 26 個の骨から成る足(Foot)部の 2 つに分けられる。足部はさらに足根骨(Tarsus), 中足骨(Metatarsal), 趾節骨(Phalanx)の 3 つのグループに分けられる。Figure 2.2 に足部関節を示す。

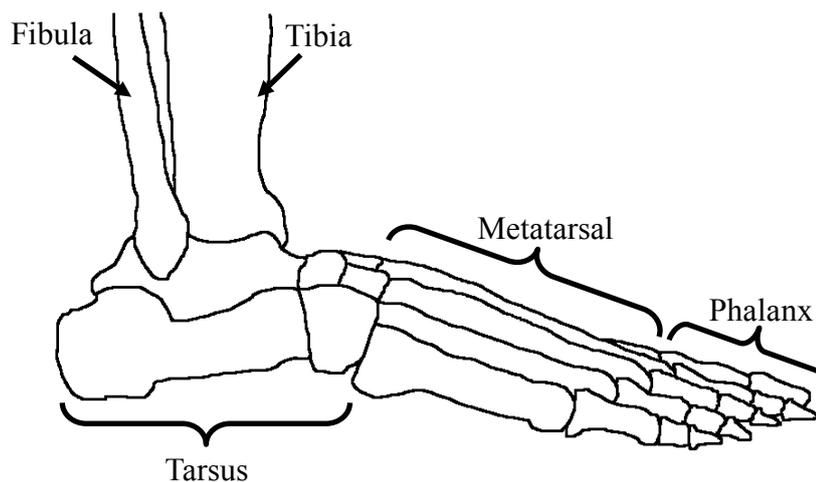
足根骨は距骨(Talus), 踵骨(Calcaneus), 舟状骨(Navicular), 立方骨(Cuboid)と 3 つの楔状骨(Cuneiform)の合計 7 個の骨から成る。中足骨は第一趾から第五趾までの 5 個の骨から成る。趾節骨は基節骨(Proximal phalanx), 中節骨(Middle phalanx), 末節骨(Distal phalanx)の 3 つの骨の組み合わせとして第一趾から第五趾の 5 つから成る。ただし第一趾に中節骨は存在しない。

また足部は近位(身体の中心側)から遠位(身体の末端側)にかけて後足部, 中足部, 前足部に分ける場合もある。後足部と中足部は両方とも足根骨に含まれ, 後足部は距骨と踵骨から成り, 中足部は舟状骨と立方骨と楔状骨から成る。前足部は中足骨と趾節骨を合わせた部位である。

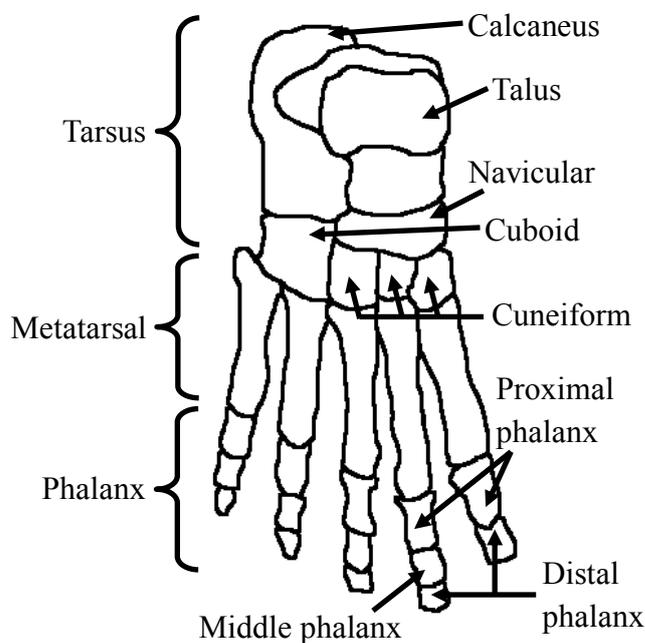
足部は足底弓と呼ばれるアーチ構造を持ち, 踵から第一中足骨頭部にかけての内側アーチ, 踵から第五中足骨頭部にかけての外側アーチ, そして第一中足骨頭部から第五中足骨頭部にかけての横アーチの 3 つに分類される。また内側アーチと外側アーチは合わせて縦アーチとも呼ばれる。

内側アーチは外部からは土踏まずとして観測され, また立位や歩行において拇趾に荷重を加えることが多いことから注目されやすいアーチ構造である。

足底弓は足部が受ける衝撃を吸収する働きがあるとされる⁽¹⁾。



(a) Side view



(b) Top view (Removed tibia and fibula)

Fig.2.2 Foot and ankle joints

続いて足部関節を構成する各骨について簡単に述べる⁽¹⁾⁽²⁴⁾⁽²⁵⁾.

まず下腿の骨である脛骨と腓骨について述べる. Figure 2.3 に脛骨と腓骨を示す. 脛骨は膝から足首までを繋ぐ長骨であり, 断面がほぼ三角形となっている骨幹部(脛骨体:Body of the tibia)と膨らんだ上下端からなる. 特に下端(足部側)の膨らみの一部は内果(Medial malleolus)となる. 脛骨は荷重を支える荷重骨であるため非常に強固である.

腓骨は脛骨の外側に沿うような形で存在する腸骨で、その構造は脛骨と同じく骨幹である腓骨体(Body of the fibula)と膨らんだ上下端からなる。また下端の膨らみの一部は外果(Lateral malleolus)となる。腓骨は細長く脆い骨であり、体重を支えるのに適さない。そのため立位時において腓骨に加わる荷重は小さく、ほとんどの荷重は脛骨が支えている。

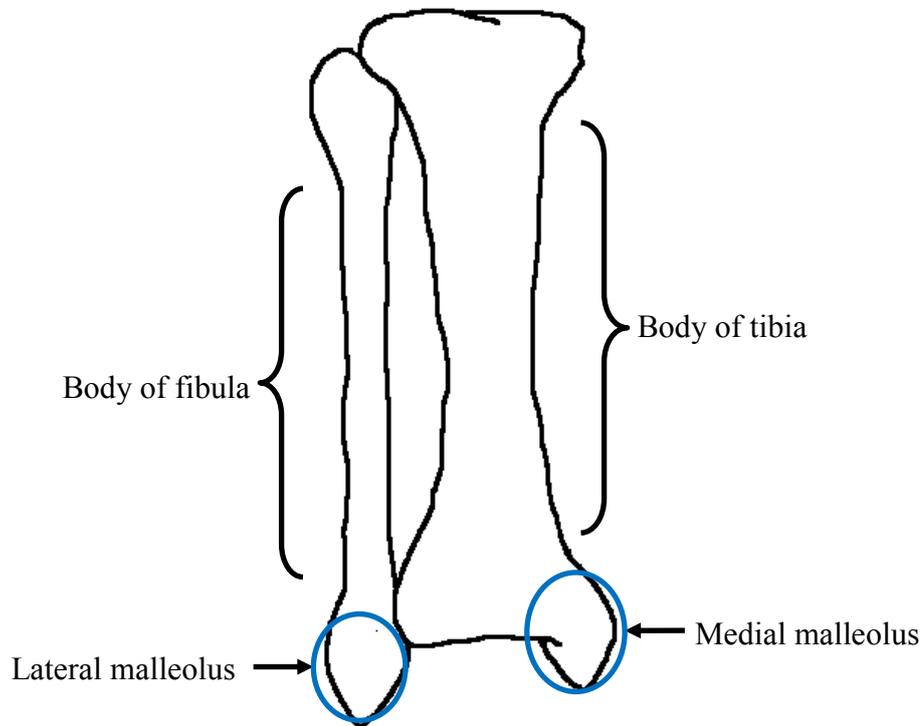


Fig.2.3 Tibia and Fibula

続いて足根骨の7つの骨について述べる。足根骨の各骨について Fig.2.4 に示す。

足根骨において脛骨および腓骨と接するのは距骨である。距骨と脛骨および腓骨の接触は距骨上方の距骨滑車(Trochlea of talus)と呼ばれる滑らかな曲面において生じる。ここから分かる通り、距骨は足部でも特に大きな荷重が加わる骨である。距骨は下方において踵骨と、前方において舟状骨と接している。

踵骨は足根骨の中で最も大きな骨であり、特に後方の踵骨隆起(Calcaneal tuberosity)と呼ばれる大きな膨らみは踵の主要部として地面と接する。この踵骨隆起の後面にはアキレス腱が付着し足部関節の底屈に大きく関与し、また底面においては長足底靭帯、足底腱膜といった足底弓の形成に関わるとされる強力な靭帯、腱膜の付着点の一端となるなど、足部関節の働きの中核となる部位である。特にアキレス腱を介した強力な筋張力と地面との接触という負荷が繰り返し加わる部位であるため、疲労骨折が生じることもある。また踵骨の内側には距骨

との接触面を形成するために載距突起(Sustentaculum tali)と呼ばれる大きな膨らみがある。

舟状骨は近位側で距骨と接し、遠位側で3つの楔状骨と関節を成す骨である。舟状骨の内側には舟状骨粗面(Tuberosity of navicular)と呼ばれる突き出た部位があり、この部位は扁平足や外反母趾といった足部関節の変形や舟状骨自身の過剰発達により、足部内側の膨らみとして突出することがある。また舟状骨粗面の高さはしばしば扁平足の判断基準として用いられる。

楔状骨は内側、中間、外側の3つの骨から成り、近位側は全て舟状骨と接し、遠位側は第一から第三中足骨と接する。楔状骨の中で最も大きいのは内側楔状骨で、最も小さいのは中間楔状骨である。そのため中間楔状骨の遠位において中間楔状骨と関節を成す第2中足骨は、内側、外側の両楔状骨に対しても小さく接する。また外側楔状骨は外側面において立方骨と接する。

立方骨は近位側で踵骨、内側面で外側楔状骨および舟状骨の一部と接し、遠位側で第四と第五中足骨と関節を成す。

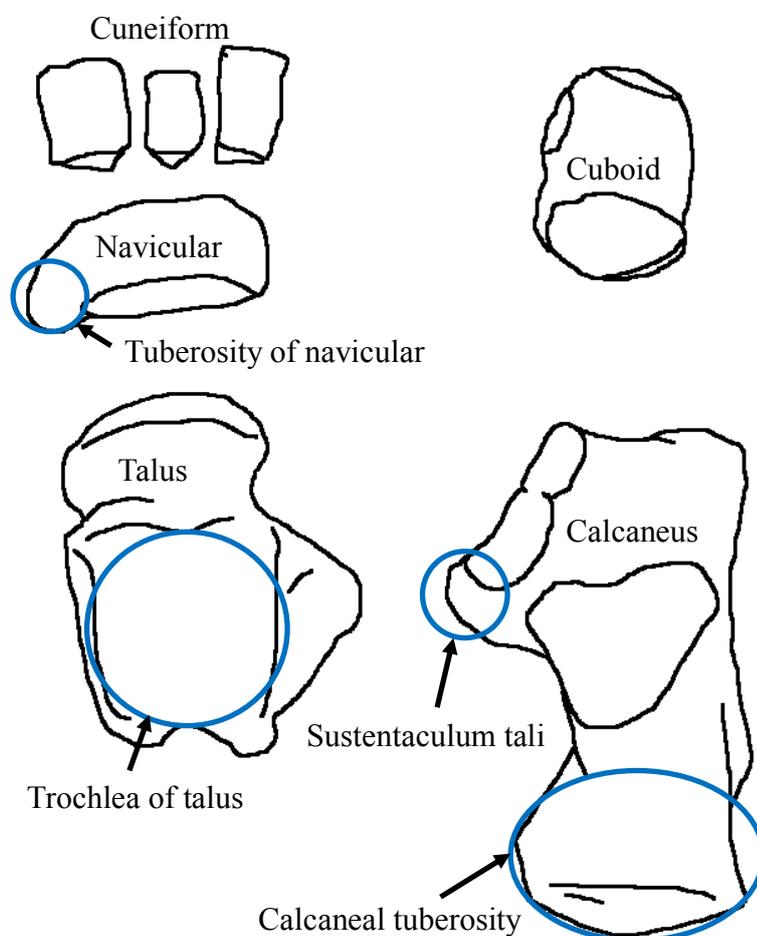


Fig.2.4 Bones of tarsus

次に中足骨と趾節骨について述べる。Figure 2.5 に第一中足骨および第一趾節骨と第二中足骨および第二趾節骨を示す。

中足骨は足の甲から足先に向かって弓なりになった 5 個の長骨であり、近位側の膨らみを底(Base)ないしは基部、遠位側の丸い膨らみを頭(Head)、底と頭を繋ぐ細長い軸状部分を体(Body)と呼ぶ。中足骨の中で最も大きい骨は第一中足骨で、最も長い骨は第二中足骨である。また中足骨は頭の部分で地面と接するが、第五中足骨は底の部分でも地面と接する。そのため第五中足骨底は下方と外側方向に大きく膨らんでいる。

趾節骨は趾を構成する骨であり、第一趾から第五趾の 5 つに分けられ、第一趾は 2 個、他の第二から第五趾は 3 個の骨から成る。趾骨は近位側から基節骨、中節骨、末節骨の順で存在するが、第一趾においては中節骨がない。また第五趾において中節骨と末節骨が癒着していることも多い。趾節骨を構成する 3 種類の骨も中足骨と同様に底、体、頭の 3 つの要素からなるが非常に短い。

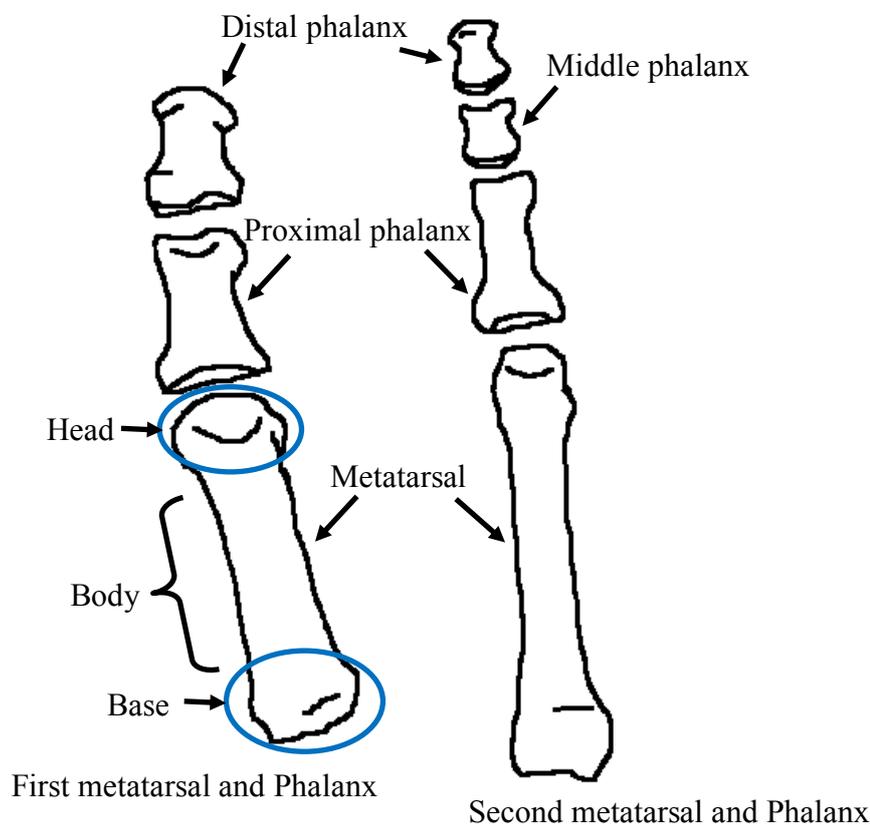


Fig.2.5 Metatarsal and Phalanx

足部関節にはこのほかにも種子骨(Sesamoid)と呼ばれる豆状の小さな骨が存在しており、ほとんどの場合第一中足骨頭の足底面に 2 個、第一基節骨の底面に 1 個みられる。稀に第五中足骨底面などにみられることもある。種子骨は筋肉端の腱に付着し、滑車の役割を果たすことで筋肉や腱の動きを手助けする。

2.3.2 足部関節を構成する関節と主要な靭帯

関節は骨と骨が連結する部位を指し、多少の可動性を有している。関節は靭帯と呼ばれる組織に牽引され、保持されている。また部位によっては関節包 (Articular capsule) と呼ばれる膜組織に覆われ、保持されている。これは特に可動域の大きい部位によくみられる。足部関節は構成する骨の数が多いこともあり、必然的に関節の数も多くなる。以降で足部関節の中でも主要な関節について述べる⁽¹⁾⁽²⁴⁾⁽²⁵⁾。Figure 2.6 に足部関節を構成する関節を示す。

足部関節の最も主要な運動は足首の底背屈であり、その運動は下腿と足部の間の関節である距腿関節 (Talocrural articulation) において生じる。距腿関節は脛骨の内果と腓骨の外果が距骨滑車を挟み込む蝶番状の構造になっており、一軸上の回転運動を行う蝶番関節として機能しており、その可動域は 70° にもなる。

また他にも主要な運動として内外転と内外反がある。これらの運動は距骨と踵骨の間の関節である距骨下関節 (Talocalcaneal articulation) において生じる。距骨下関節は距骨と踵骨の間の関節である。

足部の後方と前方の間の内外転および内外反については横足根関節 (Transverse tarsal articulation) において生じる変形が大きい。横足根関節はショパール関節 (Chopart's articulation) と呼ばれ、後足部と中足部の間の関節であり、距骨および踵骨と舟状骨の間の関節である距踵舟関節 (Talocalcaneonavicular articulation) と踵骨と立方骨の間の関節である踵立方関節 (Calcaneocuboid articulation) を合わせたものである。

中足部と前足部の間、すなわち足根骨と中足骨の間の足根中足関節 (Tarsometatarsal articulation) はリスフラン関節 (Lisfranc's articulation) と呼ばれる。足根中足関節は変形の小さい関節であるが、歩行時の衝撃などを足底弓が吸収するためのクッションの働きをするとされている。

足部には他にも舟状骨と楔状骨の間の楔舟関節 (Cuneonavicular articulation)、3 つの楔状骨のそれぞれの間の楔状骨間関節 (Intercuneiform articulation)、外側楔状骨と立方骨の間の楔立方関節 (Cuneocuboid articulation)、第二～第五中足骨の底部間の関節である中足間関節 (Intermetatarsal articulation) があるが、強固な関節であり動きが小さいため着目されることは少ない。

趾の関節は中足骨の趾骨の間の中足趾節関節 (Metatarsophalangeal articulation)、趾節骨の各骨の間の中足趾節間関節 (Interphalangeal articulation: IP 関節) がある。特に第二趾から第五趾は基節骨と中節骨の間と、中節骨と末節骨の間の 2 つの趾節骨間関節を持つことになるため、前者を近位趾節間関節 (Proximal interphalangeal articulation: PIP 関節)、後者を遠位趾節間関節 (Distal interphalangeal articulation: DIP 関節) と呼ぶ。中足趾節関節と趾節間関節は一軸上の回転運動のみを示す蝶番関節であり、足部の中でも大きな可動域を持つ関節である。

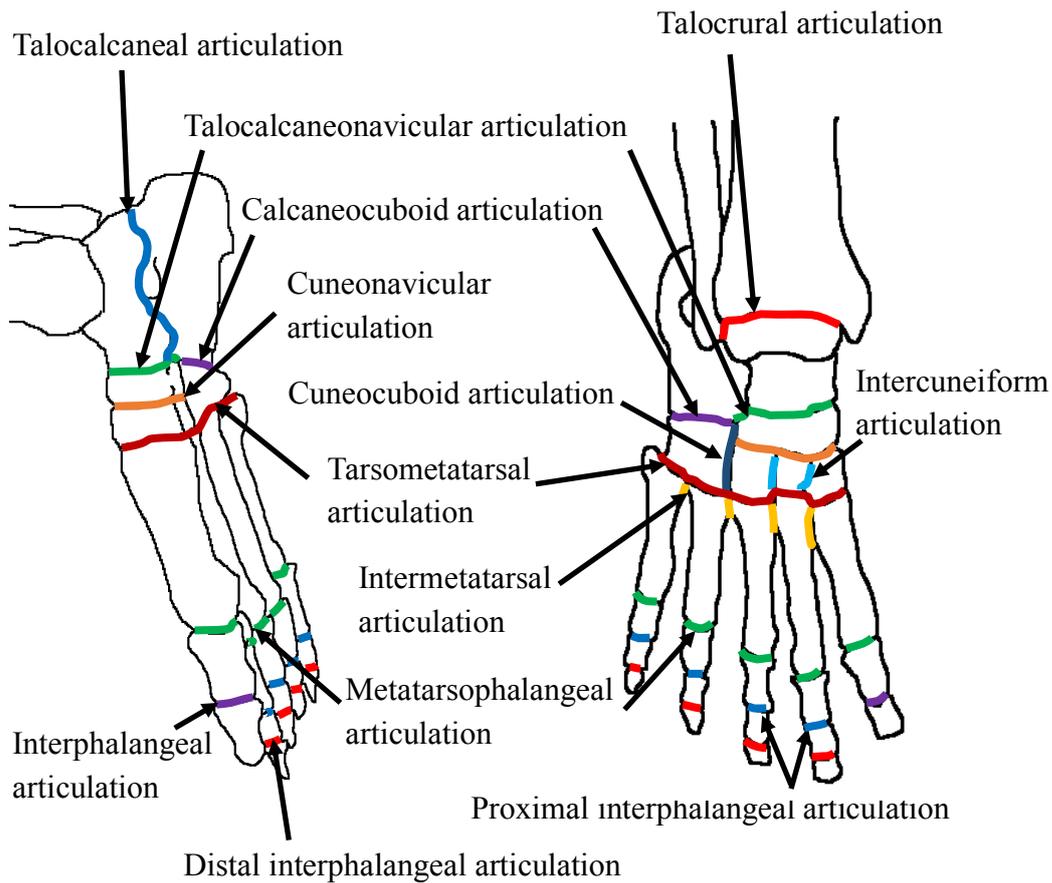


Fig.2.6 Articulations of foot

続いてこれらの関節を構成する主要な靭帯について述べる⁽¹⁾⁽²⁴⁾⁽²⁵⁾. 靭帯において近位側の付着点を起始, 遠位側を停止と呼ぶ. 主要な靭帯について Fig.2.7 でも示す. ただし足部関節を構成する靭帯は数が多く, 全ての靭帯を図示するのは困難なため, 主要でない靭帯については図を省いている.

距腿関節を構成する靭帯は内側と外側に大きく分けられる. 内側の靭帯は(内側)三角靭帯((Medial) deltoid ligament)と呼ばれ, 足部の靭帯の中でも非常に強固な靭帯である. 三角靭帯は脛骨の内果を起始として4つの部に分けられ, それぞれ舟状骨の内側に停止する脛舟部(Tibionavicular part), 踵骨の載距突起に停止する脛踵部(Tibiocalcaneal part), 距骨内側の前方に停止する前脛距部(Anterior tibiotalar part)と後方に停止する後脛距部(Posterior tibiotalar part)と呼ばれる.

外側の靭帯はまとめて外側靭帯(Lateral ligament)とも呼ばれ, 前距腓靭帯(Anterior talofibular ligament : ATFL), 後距腓靭帯(Posterior talofibular ligament : PTFL), 踵腓靭帯(Calcaneofibular ligament : CFL)の3つから成る. 3つの靭帯は全て腓骨の外果を起始とし, 前距腓靭帯と後距腓靭帯はそれぞれ距骨外側の前方と後方に停止し, 踵腓靭帯は踵骨の外側に停止する. 外側靭帯

は足首の捻挫として損傷を生じやすい。

距骨下関節は距骨と踵骨を繋ぐ靭帯により構成されるが、その靭帯は前、後、内側、外側そして骨間の距踵靭帯(Anterior, posterior, medial, lateral and interosseous talocalcaneal ligament)と5つも存在する。

横足根関節(シヨパール関節)において特に強力な靭帯は、踵骨と舟状骨の底面を繋ぐ底側踵舟靭帯(Plantar calcaneonavicular ligament)である。底側踵舟靭帯は足底弓の内側アーチを支える役目を果たす重要な靭帯のうちの一つであるとされる。また横足根関節においては、踵骨外側上方を起始とし、二股に分かれ舟状骨と立方骨に停止する二分靭帯(Bifurcate ligament)も強力な靭帯である。

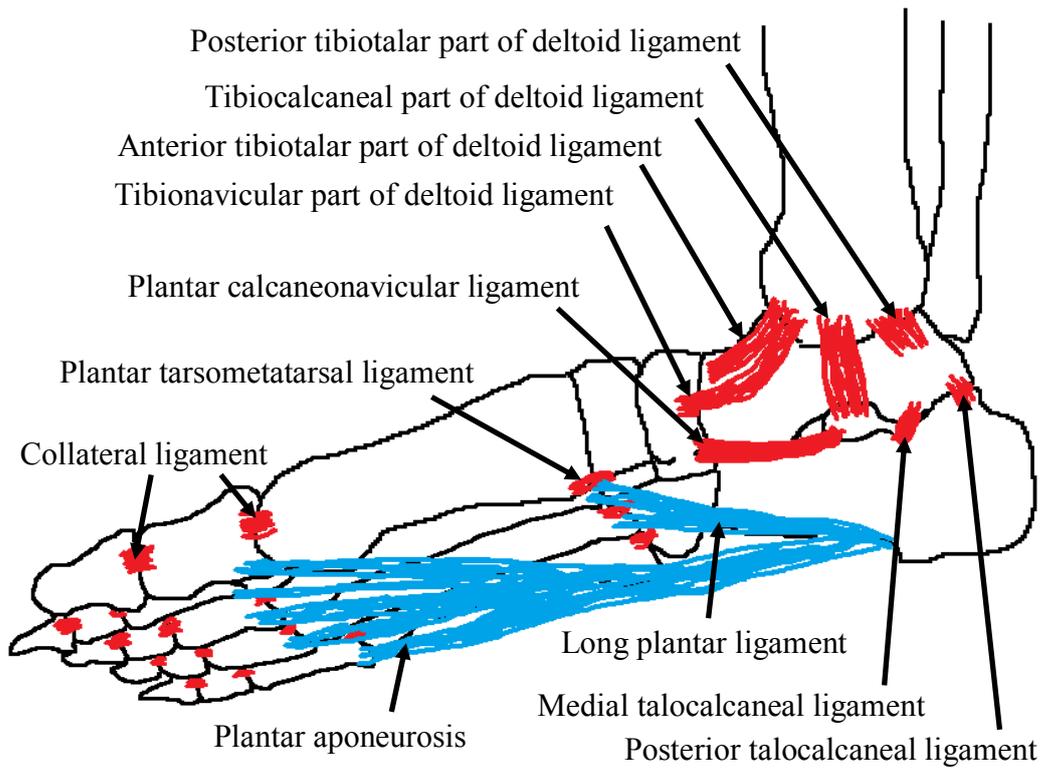
足根中足関節(リスフラン関節)の主要な靭帯は、足根骨と中足骨を結ぶ背側、底側足根中足靭帯(Dorsal, Plantar tarsometatarsal ligament)である。この靭帯は内側楔状骨と第一中足骨間、中間楔状骨と第二中足骨間、外側楔状骨と第三中足骨間、立方骨と第四中足骨間、立方骨と第五中足骨間の5つ存在する。また背側足根中足靭帯とは別に内側楔状骨と第二中足骨底の背側を繋ぐ靭帯があり、この靭帯はリスフラン靭帯と呼ばれ、第一中足骨と第二中足骨の間の開帳を制御する重要な靭帯である。リスフラン靭帯は爪先立ち姿勢などにおいて荷重が集中することで損傷することがあり、この損傷はリスフラン靭帯損傷と呼ばれ、足の甲の痛みとして感知され歩行が困難になるほどの激痛を生じることがある。

第二から第五中足骨の開帳は中足骨底同士を繋ぐ背側、底側、骨間中足靭帯(Dorsal, Plantar, Interosseous metatarsal ligament)により制御される。またリスフラン靭帯および各骨間中足靭帯の他に、第一から第五中足骨の骨頭間を繋ぐ深横中足靭帯も中足骨の開帳を制御するとされる。

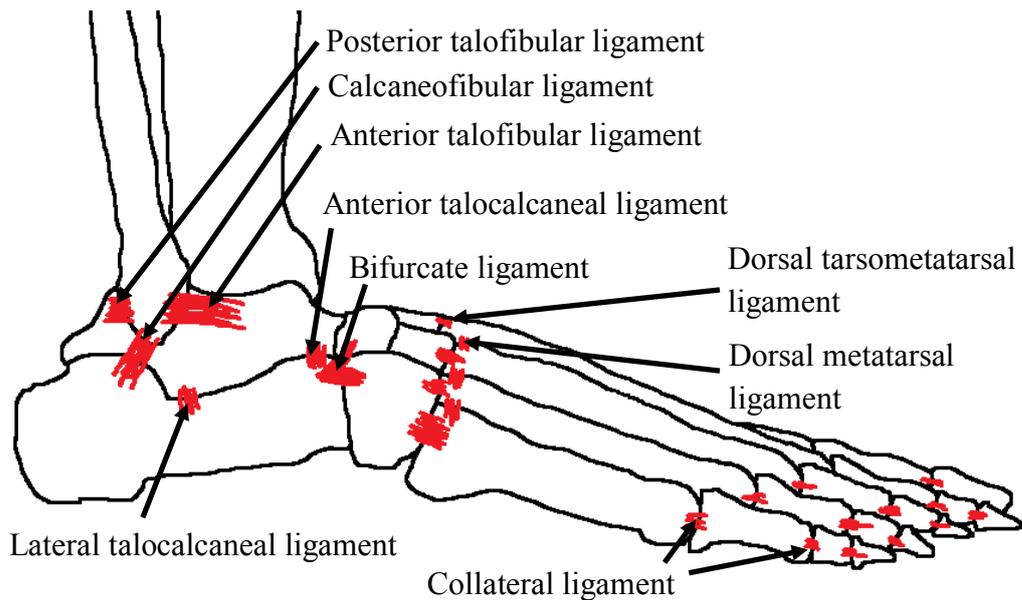
中足趾節関節と趾節間関節は外側と内側を側副靭帯(Collateral ligament)と呼ばれる強固な靭帯で支持することにより、関節が底背屈以外の方向へ曲がらないように制御している。

またこれらとは別に足底弓を支える重要な靭帯として長足底靭帯(Long plantar ligament)がある。これは踵骨底部を起始とし、第二から第四中足骨の底に停止する靭帯である。また足底弓を支持する重要な要素としては他にも足底腱膜(Plantar aponeurosis)と呼ばれる腱膜がある。これは踵骨底部を起始とし、第一から第五中足骨頭を通り各基節骨底に停止する。足底腱膜は足底弓の支持に大きく寄与しているとされ、長時間の歩行などにより足裏に負荷が加わると損傷し、炎症を起こすことがある。

また中足骨頭間は深横中足靭帯と呼ばれる靭帯により繋がれ、足趾間が大きく広がらないように制御される。



(a) Medial surface of foot



(b) Lateral surface of foot

Fig.2.7 Ligaments of foot ankle

2.3.3 足部関節を構成する主要な筋肉

筋肉のうち関節を動かす作用のあるものを骨格筋と呼ぶ。骨格筋は腱(Tendon)もしくは腱膜(Aponeurosis)と呼ばれる軟組織を介して骨に付着している。腱は特定の部位において摩擦低減と筋の引張力の伝達のため腱鞘(Peritenon)と呼ばれる軟組織に覆われている。また腱の経路は(筋)支帯(Retinaculum)と呼ばれる軟組織により制御されることがある⁽¹⁾。

腱の付着部位のうち動かない方を起始、動く方を停止と呼ぶ。四肢において起始は必ず近位にあり、停止は遠位にある。また筋は複数の起始を持つことがある。このとき起始に合わせて分割された筋束を頭と呼ぶ⁽¹⁾。以降で足部関節に関わる筋について述べる⁽¹⁾⁽²⁶⁾⁽²⁷⁾。

足部関節に作用する筋は脛骨や腓骨といった下腿部に起始を持つ長い筋(下腿筋)と足部関節内に起始がある短い筋(足の筋)がある。

下腿筋はその位置と働きにより分類される。まず第1に前方および後方の大きな群に分けられる。これら2つの群はさらに亜群または層に分けられる。前方の群は下腿前面にある伸筋群(Extensor group)と外側に位置する亜群の腓骨筋群(Peroneal muscle group)に分けられる。後方の群は浅層の筋(Shallower group)と深層の筋(Deeper group)に分けられる。この分類の中で足部関節を背屈させるのは伸筋群のみで、他の群および層は底屈筋として働く。その他の働きについては個々の筋による。また後方の浅層の筋以外の下腿筋の腱は支帯によりその経路の制御を受けている。

伸筋群は前脛骨筋(Anterior tibial muscle)、長母趾伸筋(Extensor hallucis longus muscle)、長趾伸筋(Extensor digitorum longus muscle)からなる。Figure 2.8 に伸筋群の筋肉を示す。

前脛骨筋は背屈では最強の筋であり、脛骨の外側面を起始とし、その腱は脛骨下端で脛骨前面を通り内側に向かい、舟状骨付近で2又に分岐し、内側楔状骨と第一中足骨の底面に停止する。また足部関節の内反にも関与する。

長母指伸筋は第一趾の背屈に作用する筋で、腓骨の内側面を起始とし、第一趾の末節骨底に停止する。

長趾伸筋は脛骨の外側上端から腓骨前縁に広がる広い起始を持ち、その腱は踝の高さで4本の細い腱に分かれ、第二から第五趾の末節骨と中節骨に停止する。この筋は足趾の背屈として働くほか、外反筋としても作用する。長趾伸筋は第五中足骨底に停止する余分な腱を1本持っている。この腱に作用する筋は第三腓骨筋(Third peroneal muscle)と呼ばれ、長趾伸筋から分裂した独自の筋束を持つ。第三腓骨筋は欠如していることもある。

腓骨筋群は長腓骨筋(Peroneus longus muscle)、短腓骨筋(Peroneus brevis muscle)の2つからなる。Figure 2.9 に腓骨筋群の筋肉を示す。

長腓骨筋は腓骨の上端方腓骨の外側面上半を起始とし、その腱は踵骨外側

を經由して立方骨を通りながら足部底面を外側から内側へ横断し、腱を2又に分岐し第一中足骨底と内側楔状骨の底面に停止する。この筋は強力な外反筋としても作用する。

短腓骨筋は腓骨体の外側面を起始とし、その腱は長腓骨筋と共に踵骨外側を通り、第五中足骨底に停止する。この筋も強力な筋であり足部の外反にも作用する。

後方の浅層の筋はヒラメ筋(Soleus muscle)、腓腹筋(Gastrocnemius muscle)、足底筋(Plantar muscle)からなる。これらの筋はすべてアキレス腱として踵骨後方に停止する。特にヒラメ筋と腓腹筋を合わせて下腿三頭筋(Triceps surae muscle)と呼ばれる。Figure 2.10 に浅層の筋肉を示す。

下腿三頭筋は足部関節における最強の底屈筋であり、歩行時に体重を持ち上げることができるのはこの筋の働きによる。下腿三頭筋のうち、ヒラメ筋は腓骨上端の後面から腓骨上部3分の1にかけての広い起始を持つ。腓腹筋は内側と外側の2つの筋束を持ち、内側は大腿骨下端後方の内側に、外側は大腿骨下端後方の外側に起始を持つ。腓腹筋は起始が大腿骨にあるため、膝が曲がっている状態では働きが小さくなってしまふ。

足底筋は大腿骨下端後方の外側部に起始を持つ。この筋は下腿三頭筋を補助する働きを持つが切除しても足部機能への影響はなく、生まれつき欠如していることもある。

深層の筋は後脛骨筋(Posterior tibial muscle)、長母趾屈筋(Flexor hallucis longus muscle)、長趾屈筋(Flexor digitorum longus muscle)からなる。Figure 2.11 に深層の筋肉を示す。

後脛骨筋は脛骨と腓骨の上部の背面に起始を持ち、その腱は内果の後ろを通り舟状骨の内側を通り足底に達し、舟状骨内側底面に停止する太い腱と3個の楔状骨に停止する細い腱に分岐する。この腱の停止はしばしば広がることがあり、第二から第四中足骨や立方骨に見られることもある。この筋は内反にも寄与する。

長母趾屈筋は腓骨の下方3分の2を起始とし、第一趾の末節骨底に停止する。長趾屈筋は脛骨の後面に起始を持ち、その腱は足底にて4本に分かれ、第二から第五趾の末節骨底で停止する。これらの筋はそれぞれの足趾の屈曲に作用するが、長趾屈筋は足部関節の内反にも寄与する。

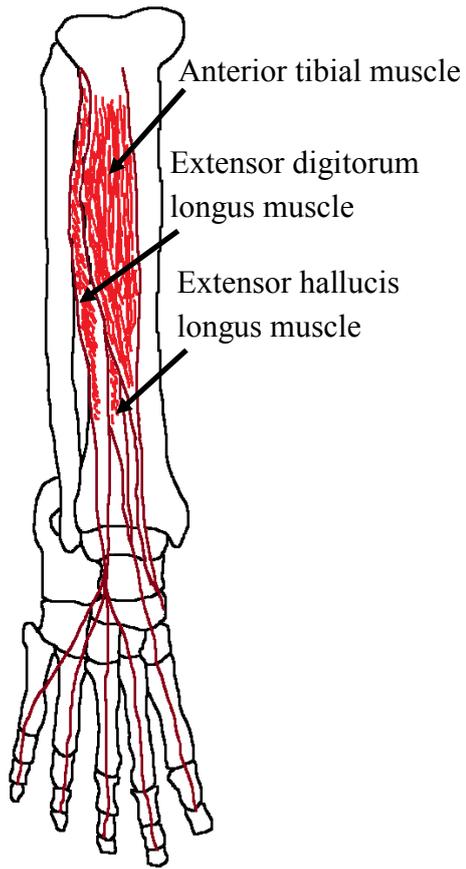


Fig.2.8 Extensor group

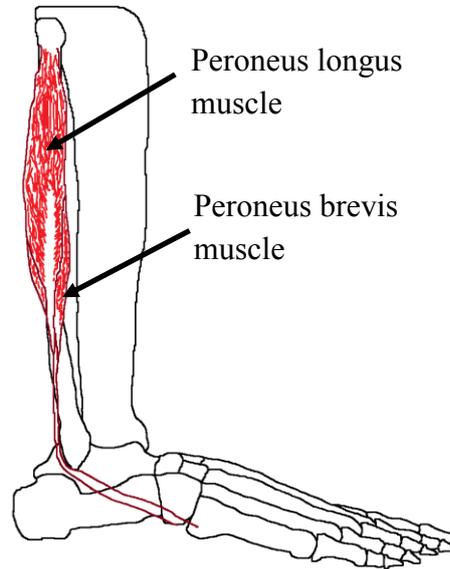


Fig.2.9 Peroneal muscle group

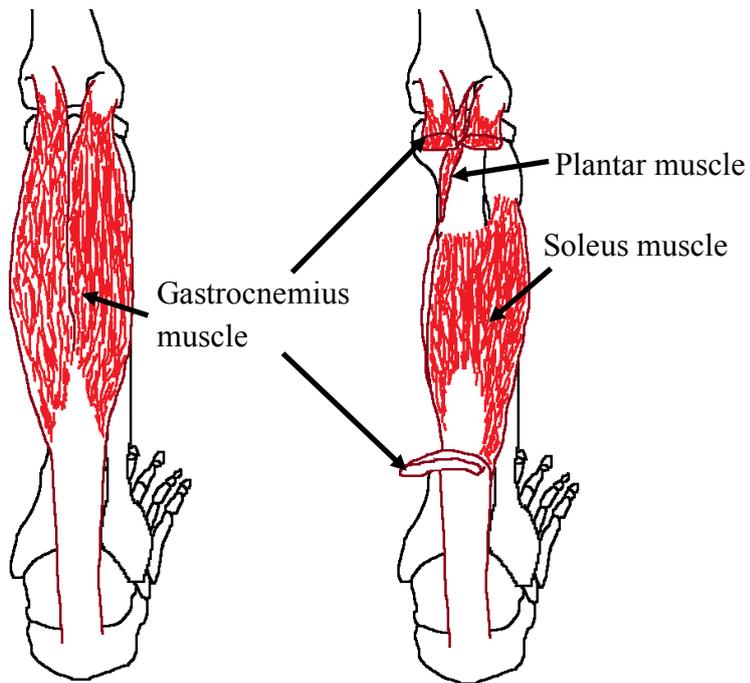


Fig.2.10 Shallower group

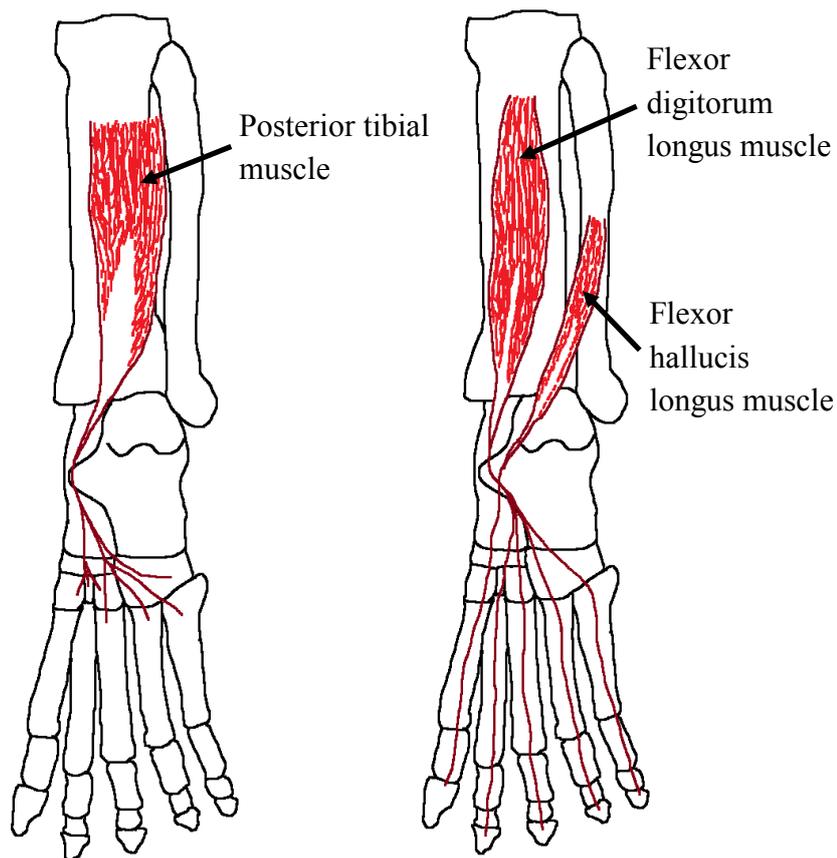


Fig.2.11 Deeper group

続いて足の筋について述べる。

足の筋は足趾の動きに関わる筋がほとんどである。足趾の伸展に関わる筋には短母趾伸筋(Extensor hallucis brevis muscle), 短趾伸筋(Extensor digitorum brevis muscle)があり, 屈曲に作用する筋として短母趾屈筋(Flexor hallucis brevis muscle), 短小趾屈筋(Flexor digiti minimi brevis muscle), 短趾屈筋(Flexor digitorum brevis muscle)がある。

また足趾を内外転させるための母趾内転筋(Adductor hallucis muscle, oblique head and transverse head), 母趾外転筋(Abductor hallucis muscle), 小趾外転筋(Abductor digiti minimi muscle), 背側骨間筋(Interossei dorsales muscle), 底側骨間筋(Interossei plantares muscle)がある。

また長趾屈筋(Long flexor muscle)の腱に付着することでその働きを補助する虫様筋(Lumbricales muscle), 足底方形筋(Quadratus plantae muscle)と呼ばれる筋もある。Figure 2.12 に足の筋を示す。

短母趾伸筋と短趾伸筋は踵骨の上面を共通の起始とする。短母趾伸筋は第一趾の基節骨底に停止する。短趾伸筋は第二から第四趾に作用する 3 束の筋

で基節骨のあたりでそれぞれが第二から第四趾の長趾伸筋の腱と結合し停止する。起始と働きが共通していることから短母趾伸筋は短趾伸筋としてまとめて取り扱われることもある。

短母趾屈筋は外側楔状骨と立方骨に起始を持ち、内外の 2 束に分かれ基節骨底の内側と外側に停止する。内側の束は拇趾外転筋と癒着し内側種子骨を含み、外側の束は拇趾内転筋と癒着し外側種子骨を含む。短小趾屈筋は第五中足骨底を起始とし、第五趾の基節骨底に停止する。短趾屈筋は踵骨の底面を起始とし、4 つの束に分かれ第二から第五中節骨に停止する。ただし第五趾に向かう筋は欠けていることもある。これらの筋はそれぞれ停止する足趾の屈曲に作用する。

母趾内転筋は斜頭(Oblique head)と横頭(Transverse head)からなり、起始が分かれるもののその停止は共通で短母趾屈筋の内側束と癒着して内側種子骨で行われる。斜頭は立方骨、外側楔状骨および第二、第三中足骨底を起始とし、横頭は 3 束に分かれ第三から第五中足骨頭を起始としている。この筋の起始はしばしば他部に広がることもある。母趾外転筋は踵骨を起始とし、短母趾屈筋と癒着して内側種子骨と基節骨底に停止する。母趾内転筋と母趾外転筋はその名の通り第一趾の内転と外転に作用するが、共に第一趾の底屈にも作用する。

小趾外転筋は踵骨を起始とし、第五基節骨底の外側に停止する。この筋は短小趾屈筋と癒着しており、第五趾の外反のほか屈曲にも作用する。

背側骨間筋は各足趾の足駄に配置された 4 つの筋から成り、それぞれ 2 束に分かれ各中足骨体の対向面を起始とする。第一、第二趾間の筋は第二基節骨の内側部に停止し、その他の筋はそれぞれ第二から第四基節骨の外側部に停止する。働きとしては第二趾を中心とした足趾の外転を行う。底側骨間筋は 3 つの筋から成り、それぞれ第三から第五中足骨の内側を起始とし、第三から第五基節骨底に停止する。この筋は第二趾を中心に内転を行う。

虫様筋は 4 つの筋から成り、それぞれ分岐した長趾屈筋の個々の腱の内側縁を起始とし、第二から第五基節骨の内側縁で長趾伸筋と結合する。この筋は変異がよく見られ、欠如や逆に多く存在していることがある。足底方形筋は踵骨底面の内側と外側の 2 か所を起始として、長趾屈筋腱の外側縁に停止する。この筋は内側と外側で筋が分かれることもある。虫様筋と足底方形筋は長趾屈筋の補助として足趾の底屈に働く。

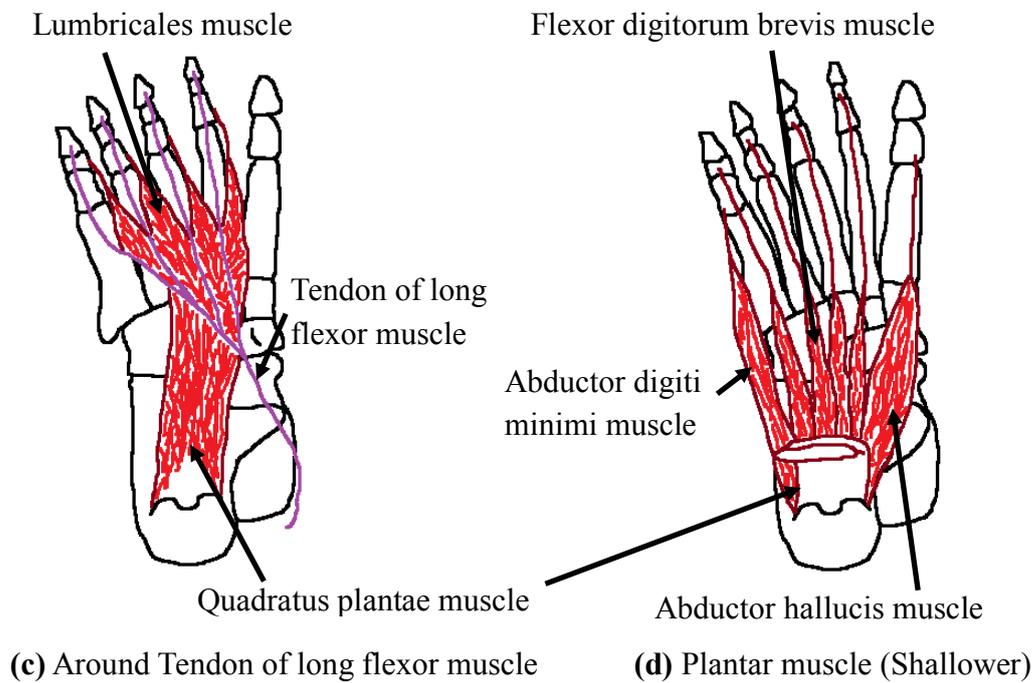
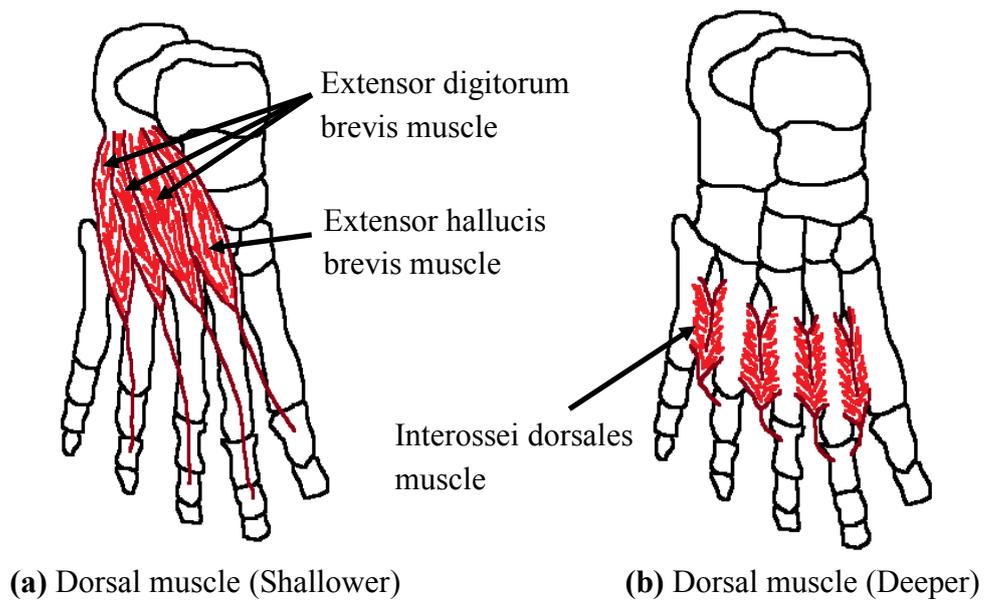


Fig.2.12 Muscle of the foot

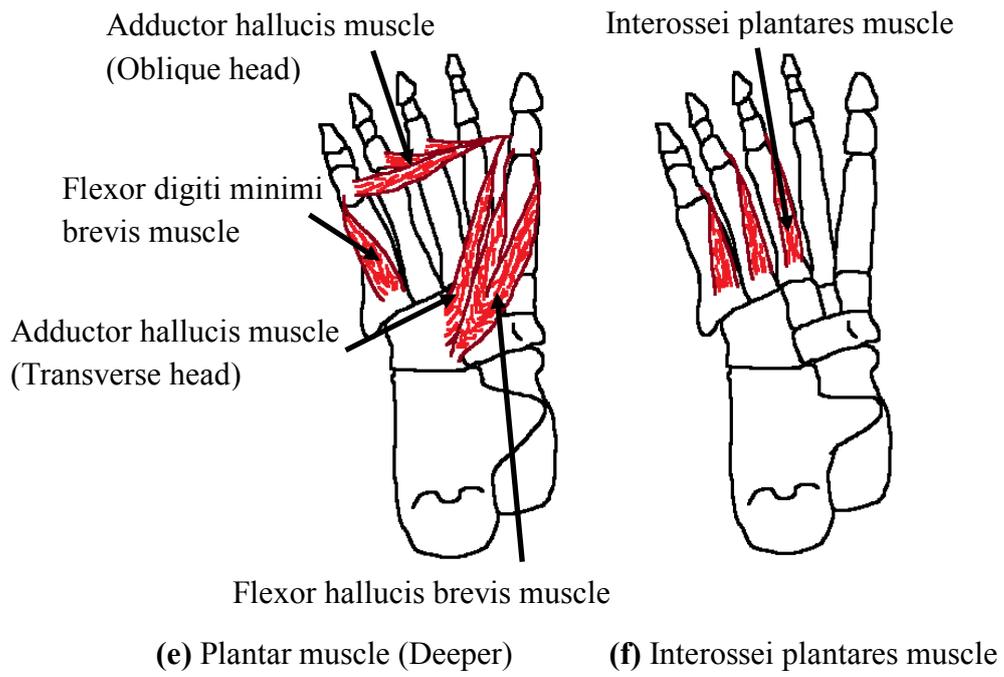


Fig.2.12 Muscle of the foot (continue)

2.4 足部関節の主な疾患

足部関節の疾患で特に多いのは足首の捻挫である。また歩行に大きく影響を及ぼす足底腱膜炎は足部関節に発生する重大な疾患の一つである。本節では上述の2つの疾患について⁽¹⁾⁽²⁾⁽⁴⁾⁽⁵⁾⁽²⁴⁾⁽²⁸⁾⁽²⁹⁾⁽³⁰⁾⁽³¹⁾簡単に述べる。

2.4.1 足首の捻挫

捻挫とは関節にその可動域を超えた動きが与えられたために、靭帯や関節包に生じる損傷のことを指し、その症状の度合いは1～3度に分けられる。特に足部関節においては足首の関節において捻挫を起こしやすい。

最も損傷の軽い1度の捻挫は靭帯が過度の伸長により炎症を起こした状態で、圧痛はあるものの日常生活において支障をきたすほどの痛みはないかあっても非常に小さい。2度の捻挫は中程度のものであり、靭帯に部分断裂を生じている状態で、激しい腫れや内出血による変色もよくみられる。関節そのものは能動的、受動的に動かすことはできるが激しい痛みを伴う。3度のものは重度損傷であり、靭帯が完全断裂を起こし、場合によっては骨折も生じている。腫れや変色を生じ、激しい痛みも発生する。また関節が不安定となり、正常では見られない異常可動性がみられることもある。

足首における捻挫は足の内返しにより生じる内反捻挫と、外返しにより生じる外反捻挫に分けられる。内反捻挫において損傷する靭帯は外側靭帯であり、外反捻挫においては三角靭帯である。捻挫の発生は筋力による姿勢保持により防がれているが、内返し方向への変化はこれを制御する筋力が外返しと比較して小さいため内反捻挫は生じやすく、足首の捻挫の8割は内反捻挫であるとされる。

内反捻挫は主に外側靭帯の損傷であり、これは前距腓靭帯、後距腓靭帯、踵腓靭帯を指す。外側靭帯損傷はほとんどの場合まず前距腓靭帯に生じ、重症の場合踵腓靭帯にも損傷を生じる。後距腓靭帯に損傷を生じることは珍しい。

また内反捻挫を起こした時に距骨を介して脛骨と腓骨を広げる力が生じることがあり、これにより脛骨と腓骨間の靭帯、特に前脛腓靭帯を損傷することがある。この損傷の頻度は高いものの外側靭帯の捻挫に比べて足部関節の前面に近い部位に生じるため、見落とされやすい。特にヒールのような踵の高い靴を履いた状態で内反捻挫を起こした場合や、足先をつっかけるようにして捻挫を起こしたときには二分靭帯を損傷してしまう場合もある。

外反捻挫は足部関節の可動域の関係上日常生活上では起こりにくく、生じる場合は不整な路面(でこぼこ道)での捻挫や足部関節のそのものに変形をきたしていることが多い。外反捻挫は主に内側三角靭帯の損傷として生じるが、三角靭帯は非常に強靱なためひどい捻挫になることは稀である。しかしその分強い外力により損傷した場合などにはしばしば周囲の骨の骨折を伴う。

足首の捻挫の中でも特に内反捻挫は生じやすい捻挫であるため、古くからその経過や治療法について幾つもの報告がなされている。

捻挫は軽度であれば一週間ほどで治るが重度であれば数か月を要する⁽²⁸⁾。また特に重度の捻挫においては完治に3年を要したという報告もある⁽³²⁾。また靭帯は損傷によりその強度が低下してしまうことがあるため、捻挫はしばしば再発することがあるが、その治療期間については新規と再発で差は見られない⁽³³⁾。

捻挫による足部関節への悪影響としては足首周りを内外転させる筋の筋力低下⁽³⁴⁾と片足立位時における不安定性⁽³⁵⁾が挙げられる。

捻挫の治療には固有受容器トレーニングが効果的であり、ウェイトトレーニングは効果が小さく、靭帯に負荷が加わる可能性を考慮すると症状が悪化してしまうことも考えられる⁽³⁶⁾⁽³⁷⁾。固有受容器とは膝の角度や指の開き具合といった身体の各部の姿勢を感じる感覚器のことであり、固有受容器トレーニングとはバランスボールなどを用いて姿勢に対する感覚を鍛えることである。また再発防止には神経系トレーニングが効果的である⁽³⁸⁾。神経系トレーニングは筋肉に働く神経を鍛えることで筋肉の反応を高めるトレーニングであり、身体のコントロール能力を高めることができる。

また捻挫の治療に際してはテーピングや補助具により関節を固定することも多い。Hedgesらは捻挫治療について、伸縮包帯を用いて可動域を残したまま靭帯を保護した短期治療グループと、石膏で足首を固めた長期治療グループに対して比較を行ったが、治療後の状態についてギプスを用いる利点は見受けられなかった⁽³⁹⁾。しかしHintermannらは足首を固定した方が再発は少ないという報告をしている⁽⁴⁰⁾。

他にも痛みや炎症を止めるための薬の研究など、足首の捻挫については数多くの研究が行われており、日々新しい治療法が考案されている。

2.4.2 足底腱膜炎

足底腱膜とは踵から足の5本の指の付け根までを結ぶ扇状の腱膜組織で、骨でいえば踵骨の底面を起始とし、各中足骨の頭を通り各基節骨底に停止する。足底腱膜は足底弓の曲面を形成する弦の役割を果たしているため、ジョギングなどで足裏に負担が加わり続けると疲労が蓄積して炎症を起こしてしまう。こうして生じる足底腱膜の炎症を足底腱膜炎と呼ぶ。

足底腱膜炎になると腱膜の起始である踵に痛みを感じるようになる。主な治療法は自然治癒に任せた保存療法であり、消炎鎮痛剤の服用とインソール等を用いた足底腱膜の補助が行われる。しかし足底腱膜は日常的に負荷がかかってしまう部位であるため症状の回復が遅れることもあり、場合によっては数か月間治らないこともある。どうしても治らない場合は足底腱膜を切除する外科治療が施されるが、足底腱膜は足底弓を支える働きをしているため術後に扁平足を発生してしまう可能性がある。

2.5 足部関節の主な変形

よくみられる足部関節の変形の一つに扁平足というものがある。近年この変形を持つ児童は増加傾向にあるとされる。また外反母趾もよくみられる変形であり特に女性に多いとされる。

本節では上述の二つの変形について⁽¹⁾⁽⁴⁴⁾⁽⁴⁵⁾⁽⁴⁶⁾簡単に述べる。

2.5.1 扁平足

扁平足は代表的な足部関節の変形の一つであり、足底弓が広がってアーチ構造が低下し土踏まず地面と接触してしまう変形であり、靭帯が緩むため足部の骨の配置にも変化が生じる。その原因として先天的な骨形状の異常によるもの他に、外傷や炎症、麻痺を要因とするものがあるが、体重や活動量の増加、靭帯機能や筋力の低下により力学的に姿勢を支えられなくなったために生じる静力学的扁平足が90%を占めるとされる⁽⁴⁴⁾。

静力学的扁平足の中には脛骨に対して足部が外反し、足部全体が内側方向へ倒れ込む外反扁平足がある。外反扁平足は足先が外側を向き距骨頭および舟状骨が内側へ飛び出すため、足部内側の痛みを生じることがある。また足部全体が外旋するため歩行時に足先が外側を向いた状態になりやすく、母趾へ荷重が過度に集中するなど足部への悪影響が生じることになる。

足底弓はそのアーチ構造により歩行時の衝撃の吸収や、接触点の荷重バランスから素早い姿勢制御を可能にしているとされる。そのため扁平足の人足が疲れやすく平衡感覚が悪いとも言われている。

足底弓の支持は足底腱膜、長足底靭帯、底側踵舟靭帯の3つの要素による寄与が大きいとされ、中でも足底腱膜炎の影響は大きいとされる⁽¹⁾。しかし足底腱膜を切除してもアーチの形態に影響がなかったという報告⁽⁴⁷⁾もある。また底側踵舟靭帯の損傷により外反扁平足を発症した事例⁽⁴⁸⁾も存在する。

扁平足への対処法としてテーピングやサポータにより靭帯、筋肉を補助する方法や、中敷きにより下から土踏まずの部分の骨を持ち上げることでアーチを作る方法があるが、筋力を鍛えることでアーチ構造を復活させなければ根本的な解決にはならない。また痛みを伴う扁平足に対しては筋肉腱付着位置の変更や骨切りといった大掛かりな手術が施されることもある⁽⁴⁸⁾⁽⁴⁹⁾。

Figure 2.13 に正常な足部関節と扁平足の単純な比較図を示す。

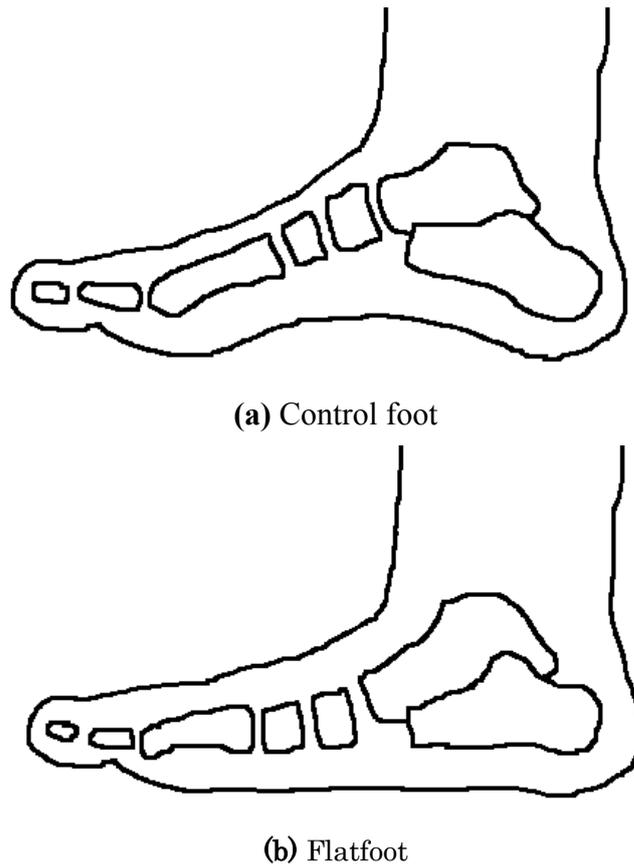


Fig.2.13 Normal and flatfoot

2.5.2 外反母趾

外反母趾もよくみられる足部関節の変形であり、第一中足骨頭が内側に広がると同時に第一趾骨が内側を向く変形で、第一中足骨頭が内側方向へ突き出るために第一趾根元に大きな膨らみを生じることと、第一趾の指先が内側を向くことが大きな特徴である。

外反母趾は小さい靴を履くなどにより足先が窮屈な状態で過ごすことと生じるとされ、特にハイヒールの様な踵の高い靴を長時間履いているとなりやすいとされる。また男女の比較では女性に多くみられる変形であり、その理由として環境要因と遺伝的要因の2種類が挙げられている。環境要因として女性はハイヒールという踵の高い靴をよく履くことが挙げられる。遺伝的要因として女性は男性と比べて関節が柔らかく筋力が劣るため、変形を起こしやすいと考えられている。

軽度であれば靭帯が伸びたために変形を起こしているだけであるが、重度になると第一趾骨が第一中足骨に対して常時脱臼を起こしているような状態になり、第一趾が第二趾の下に潜り込んだまま戻らないほどの変形を示す。また第一中足骨と第二中足骨の間の広がりも大きくなり、第一中足骨と内側、中間楔状骨の間の靭帯が伸展するため、足先に加わる負荷が上手く足底弓により吸収されず、

リスフラン関節に加わる負荷が増大し、リスフラン靭帯損傷などリスフラン関節周辺の靭帯の損傷を生じやすくなる。

外反母趾は軽度であればテーピングやサポータによる第一趾の姿勢の矯正とストレッチおよび筋力トレーニングにより改善するが、重度になると骨切りとスクリューによる骨姿勢の固定が必要となる⁽⁴⁹⁾⁽⁵⁰⁾。

Figure 2.14 に正常な足部関節と外反母趾のある足部関節の比較図を示す。

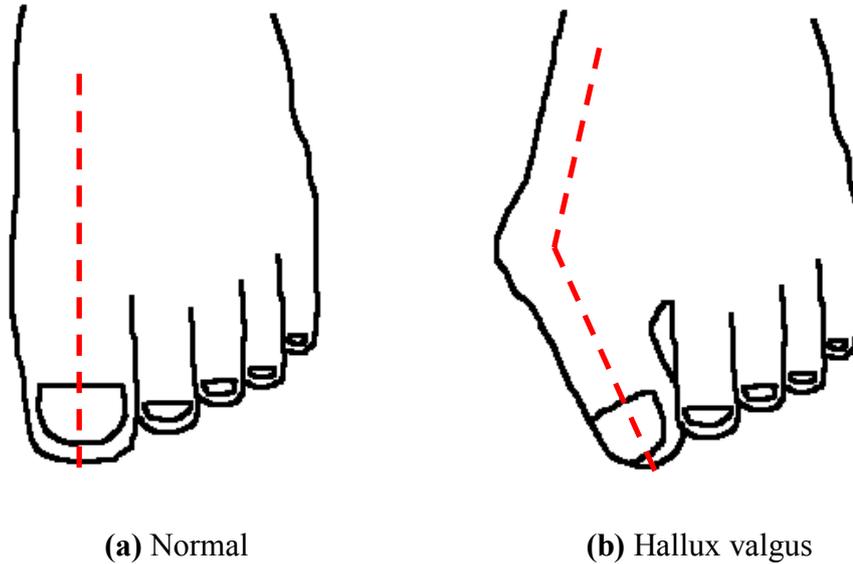


Fig.2.14 Normal and hallux valgus foot

第3章 足部関節モデル

3.1 はじめに

本章では、シミュレーションで用いる足部関節モデルについて述べる。モデル化は骨、靭帯、軟骨および筋肉に対して行う。

関節に外力が加わった場合、骨自体の変形は軟骨および靭帯の変形と比べて非常に小さいと考えられるため、骨は変形しない剛体、靭帯は引張にのみ抵抗するバネ要素、軟骨は圧縮のみに抵抗するバネ要素であるとした。

3次元モデルには、三角形パッチで表面形状のみを3次元化した3次元表面形状モデルと、3次元要素により中実の体積モデルとした3次元体積モデルの2種類が存在する。応力解析において剛体はモデル形状が分かれば十分であるため、骨モデルは3次元表面形状モデルとした。表面形状は多数の三角形平面を並べることで形成される。

また解析の計算手法とモデルの物性について述べ、構築したモデルの妥当性の評価を行う。

3.2 足部関節の骨モデル

足部関節モデルには健常な成人男性(20歳代, 体重 60[kg])の右足部関節を用いた。対象となる足部のCT断層画像(仰臥位, 撮像スライス 1[mm])を取得し(Fig.3.1), 医療用画像解析ソフト「3D Slicer」(<http://www.slicer.org/>)を用いて脛骨, 腓骨, 7個の足根骨, 5個の中足骨, 14個の趾骨の合計28個の骨の表面形状モデルを構築した。

まずCT断層画像を3D Slicerに取り込み(Fig.3.2(a)), その画像すべての骨部分を着色化することでモデル化する部分の区別化を行った(Fig.3.2(b))。続いて骨ごとに色を変え, 個別にモデル化が行えるようにした(Fig.3.2(c))。こうして構築された足部関節モデルを Fig.3.3 に示す。

CT断層画像の撮像範囲の都合上, 脛骨と腓骨は別にモデル化を行っている。また脛骨と腓骨のモデル化は距腿関節に関わる下部のみとした。

解析は「MATLAB 7.0.4」(<http://www.mathworks.co.jp/products/matlab/>)に構築したモデルを取り込むことで行った。Figure 3.4にMATLAB上で再現されたモデルの全体図を示す。また Fig.3.5 に足根骨モデル, Fig.3.6 に中足骨モデル, Fig.3.7 に趾骨モデルを示す。加えて各骨の節点数と三角形形状のパッチ数を Table 3.1 に示す。

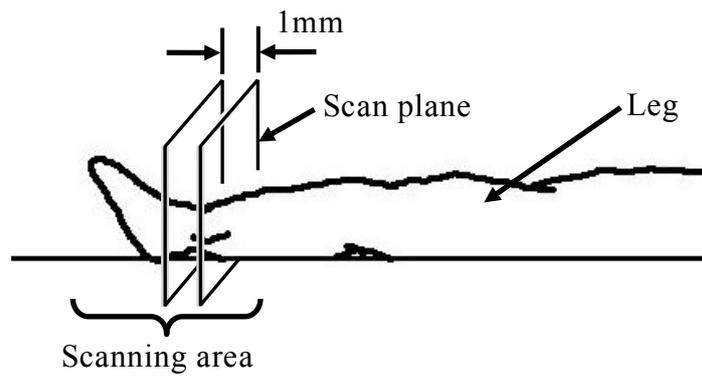
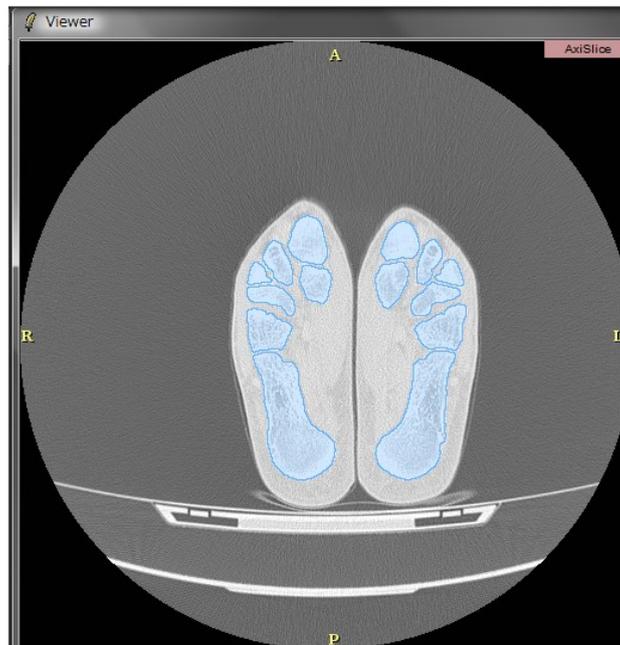


Fig.3.1 Acquisition of CT tomographic image of foot and ankle joint

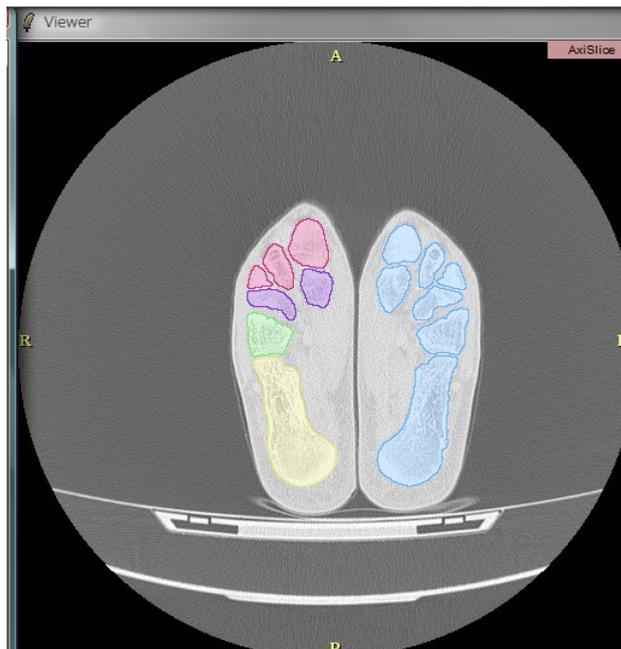


(a) Beginning

Fig.3.2 Construction of the bone models

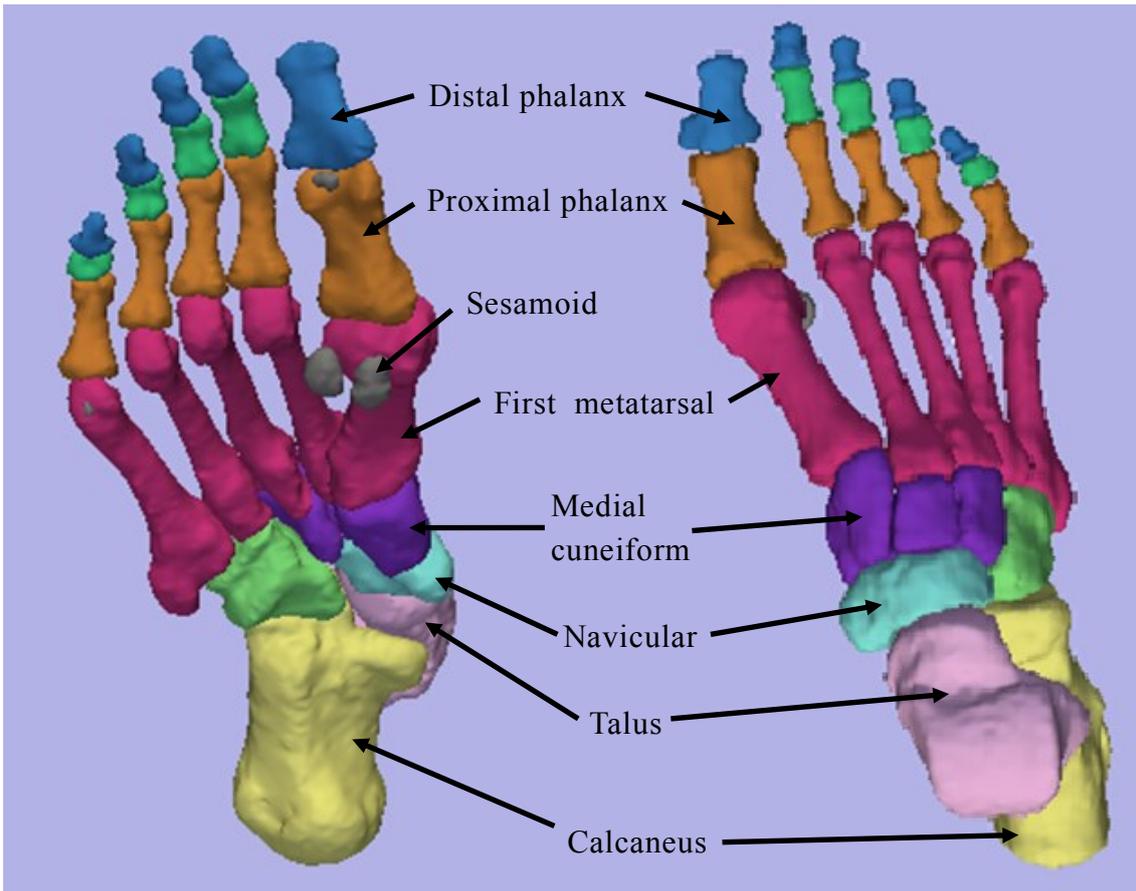


(b) Coloring



(c) Sorting

Fig.3.2 Construction of the bone models (continue)



(a) Bottom view

(b) Top view

Fig.3.3 3D foot model

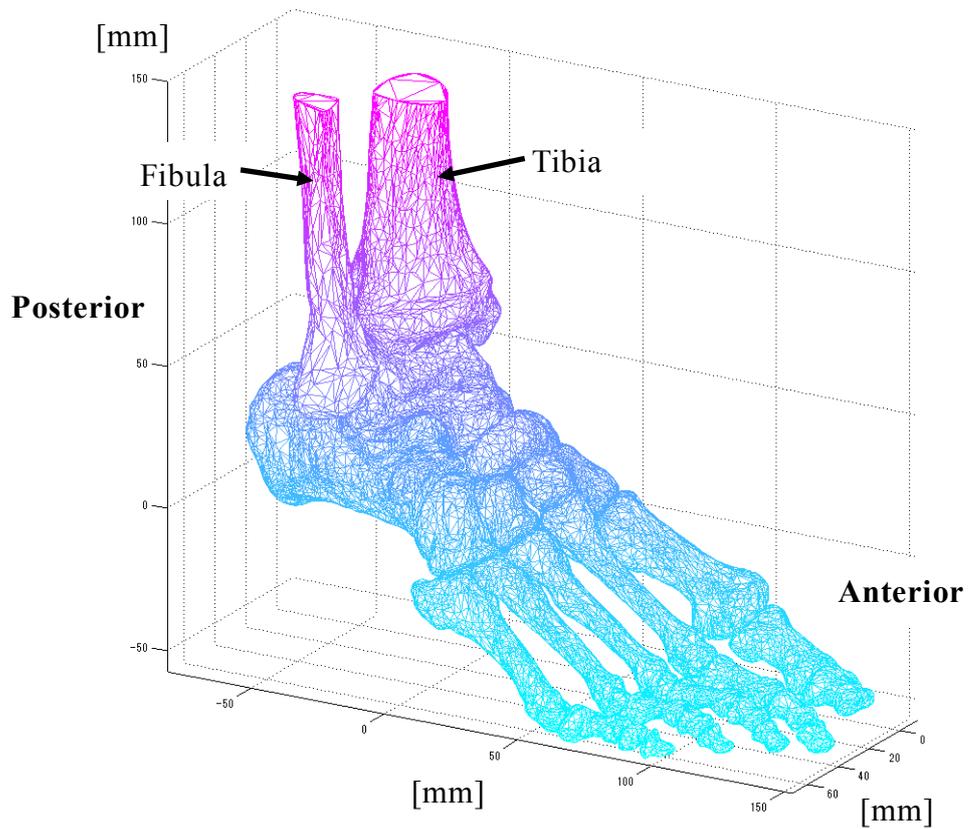


Fig.3.4 3D foot and ankle model

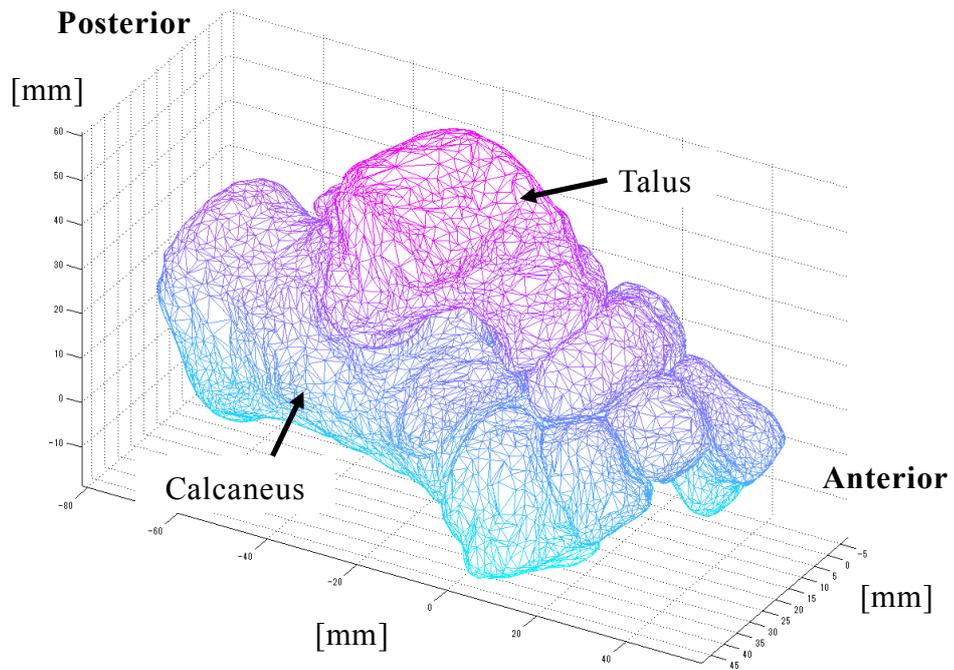


Fig.3.5 3D Tarsus model

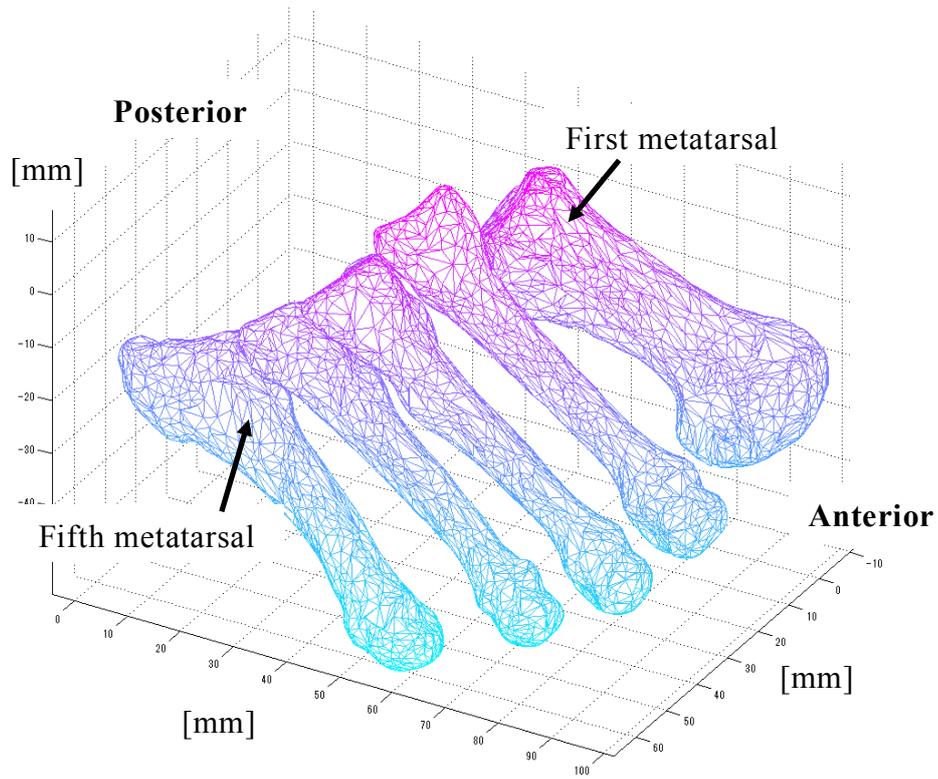


Fig.3.6 3D Metatarsal model

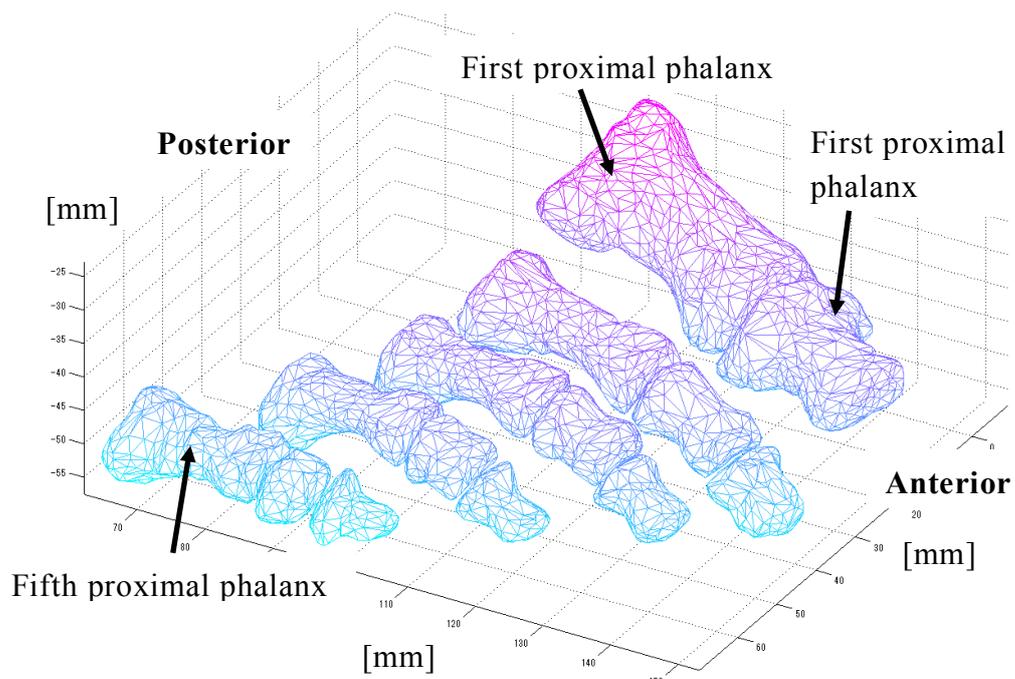


Fig.3.7 3D Phalanx model

Table 3.1 Number of nodal point and patch

Bone type	Bone name	Bone position	Number of nodal point	Number of patch
	Tibia		2375	4746
	Fibula		621	1238
	Talus		2394	4784
	Calcaneus		3449	6894
	Navicular		1063	2122
Tarsus	Cuboid		1066	2128
		Medial	1497	2990
	Cuneiform	Internal	776	1548
		Lateral	960	1916
		1	1730	3456
		2	1286	2568
Metatarsal	Metatarsal	3	1253	2502
		4	1143	2282
		5	1274	2544
		1	947	1890
	Proximal phalanx	2	479	954
		3	428	852
		4	386	768
		5	386	768
		2	248	492
Phalanx	Middle phalanx	3	197	390
		4	165	326
		5	128	252
		1	498	992
	Distal phalanx	2	174	344
		3	169	334
		4	141	278
		5	135	266

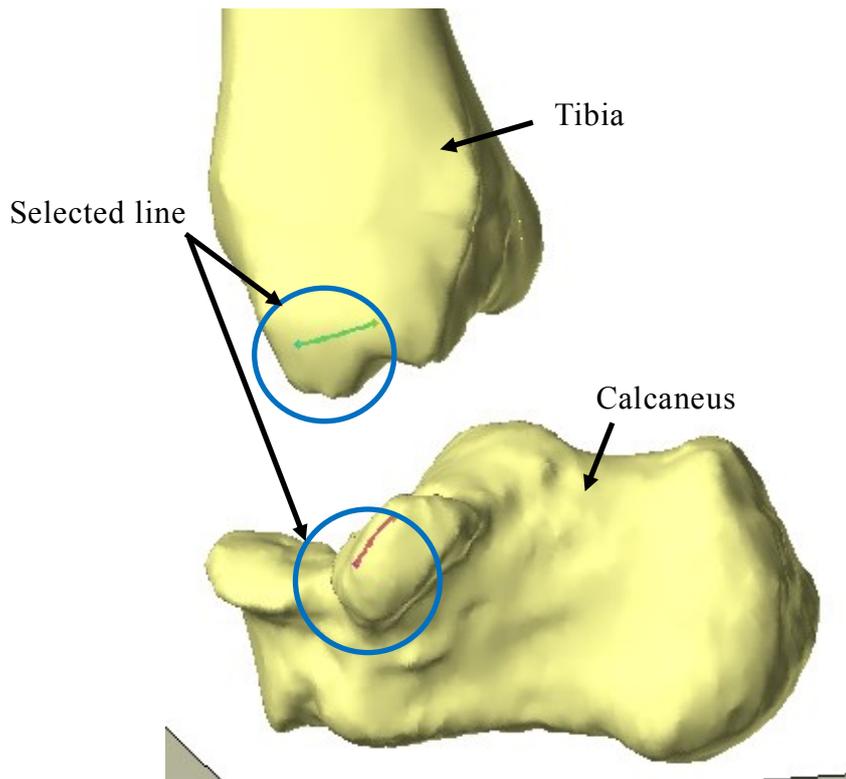
3.3 足部関節の靭帯モデル

本節では靭帯モデルの構築方法を述べる。

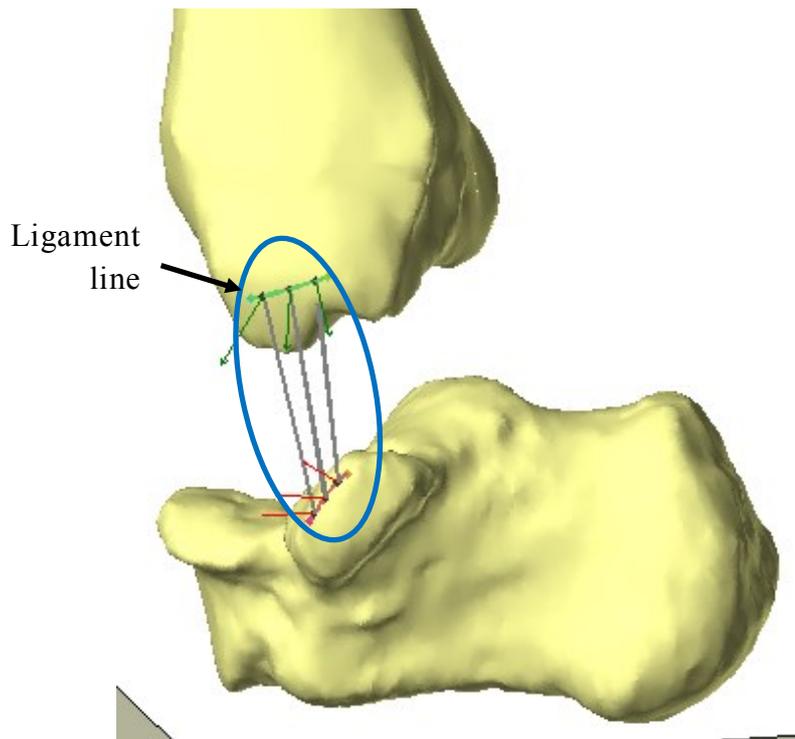
靭帯は本来帯状であるが、本研究ではモデル化に際して靭帯の幅に応じてすべて1本ないし数本の線要素とした。靭帯モデルは靭帯の付着する部位を骨モデル上に曲線で指定し、その線上に代表点を求めてその点同士を結ぶ線分として構築した。Figure 3.8に靭帯付着点の求め方を示す。ここで示す靭帯は三角靭帯の脛踵部であるが他の靭帯についても同様である。

靭帯モデルの構築にはまず解剖図⁽¹⁾⁽²⁴⁾⁽²⁵⁾⁽²⁶⁾を参考にして3次元骨形状モデル上から靭帯付着部位を曲線として選択し(Fig.3.8(a))、その曲線上に代表点を求めその点同士を繋ぐ曲線を考えればそれが靭帯モデルとなる(Fig.3.8(b))。脛踵部の靭帯は3つの曲線としてモデル化しているが、靭帯の大きさによってその本数は変えている。また Fig.3.8(b)中において靭帯付着部位から出ているベクトルは付着部位を示す曲線の曲がる方向と平行、かつ曲線と垂直な単位ベクトルである。

しかし直線で結ぶと骨モデルの形状によっては骨と靭帯が干渉する部分が出てくるため(Fig.3.9(a))、そのような場合は靭帯を骨表面上に迂回させなければならない(Fig.3.9(b))。Figure 3.9で示している例は三角靭帯の後距踵部である。

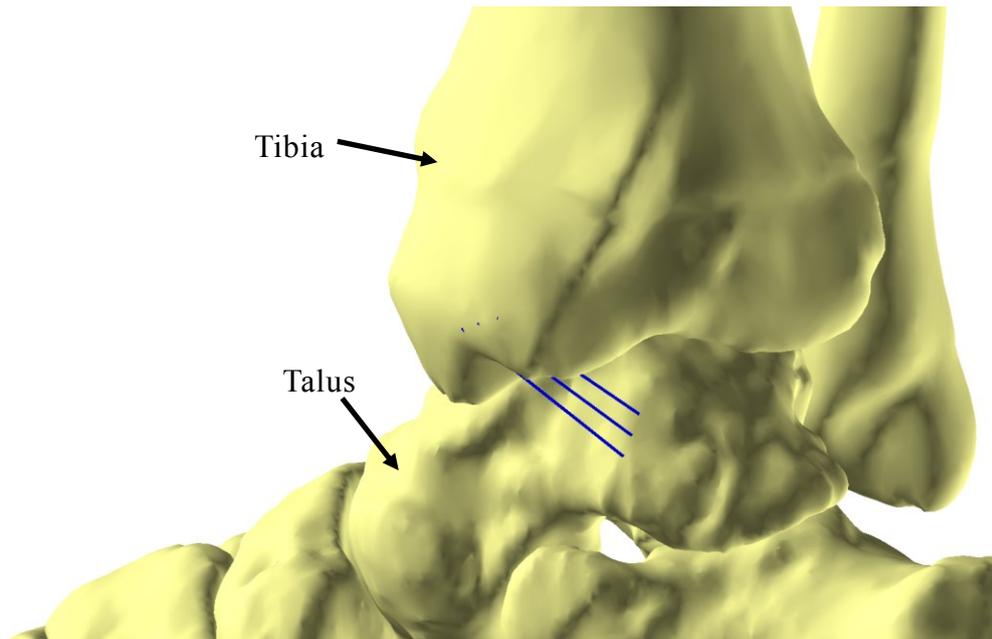


(a) Draw attachment line of the ligament

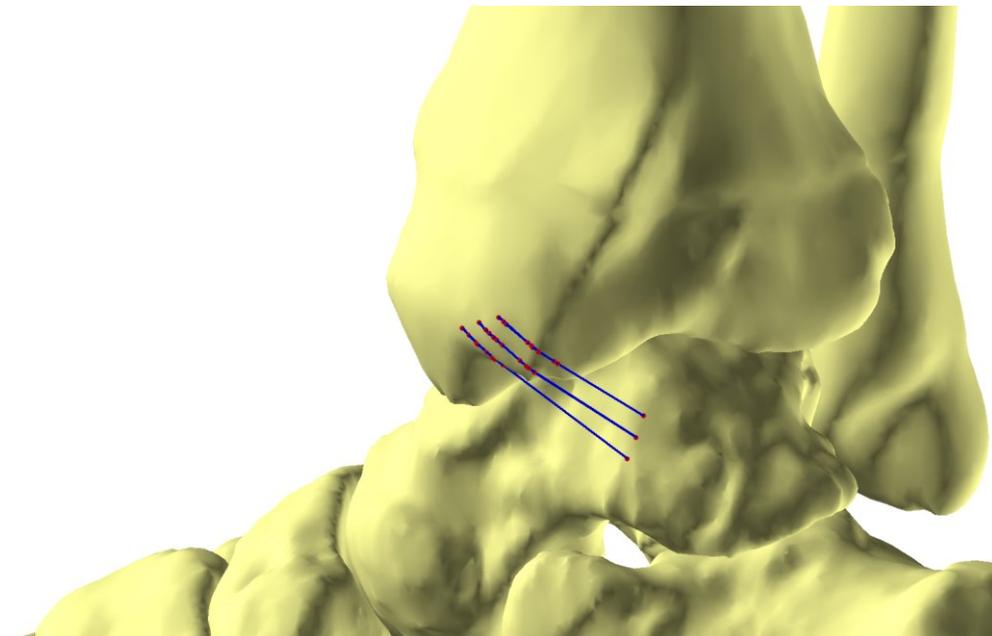


(b) Make ligament lines

Fig.3.8 Construction of the ligament model



(a) Straight line crosses bone model



(b) The line passes outside bone model

Fig.3.9 Straight line might cause a problem

続いて靭帯経路の導出方法について述べる。

ここで靭帯の付着する骨モデル 2 つをそれぞれ Bone1 と Bone2 とし、2 つの骨モデル上の靭帯付着部の各 1 点ずつの代表点を結ぶ場合を考える。Figure 3.10 にその模式的な図を示す。靭帯の付着部は Fig.3.10 中で A, D と表されている。靭帯はその一部(Fig.3.10 中 AB, CD)がそれぞれ Bone1, Bone2 に巻きついた状態であり、経路の両端 A, D で付着している。

また足部関節の靭帯は骨の小ささも付着点間の距離が狭く、靭帯のねじれが小さいため、本研究において靭帯経路は 1 つの平面上に表現することが可能な曲線であると仮定した。これは Fig.3.10 における始点 A と終点 D を結ぶ経路 ABCD が同一の平面上に存在するということである。

この平面を求めるために骨モデルの靭帯付着部に対して垂直方向のベクトルを用いた。ただし垂直ベクトルは付着する 2 個の骨ごとに存在しており、その方向は異なっているのが一般的である。そこで実際にはこの 2 つのベクトルの中間の方向を基準とした(Fig.3.11)。

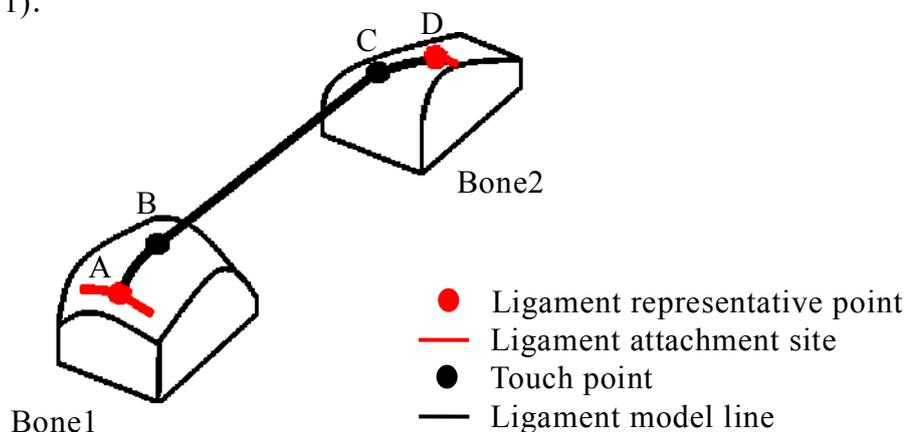


Fig.3.10 Ligament line model

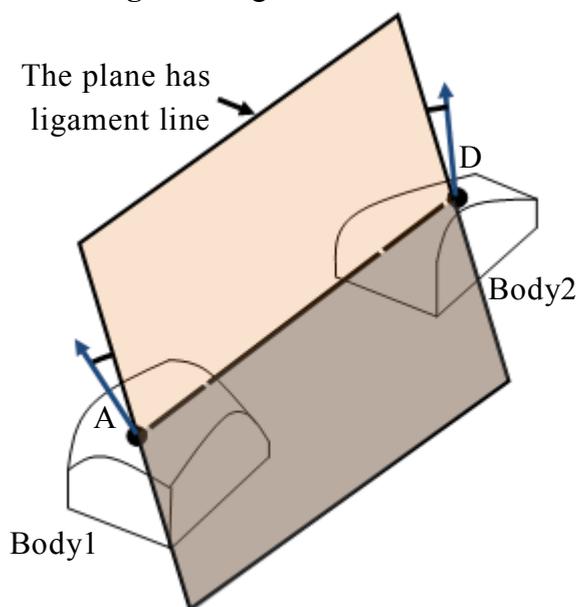


Fig.3.11 Plane including ligament line

また骨モデルの表面形状が三角形パッチで表わされることより、最短経路を通るとき、曲線 AB および曲線 CD は、モデル表面の三角形平面に沿う複数の線分の集まりで表される。そこで各点から終点 D までの線分と各点間を結ぶ線分のなす角度が最大となるようにモデル断面上の点を繋いでいけば、靭帯最短経路が求まる。その様子を Fig.3.12 に示す。

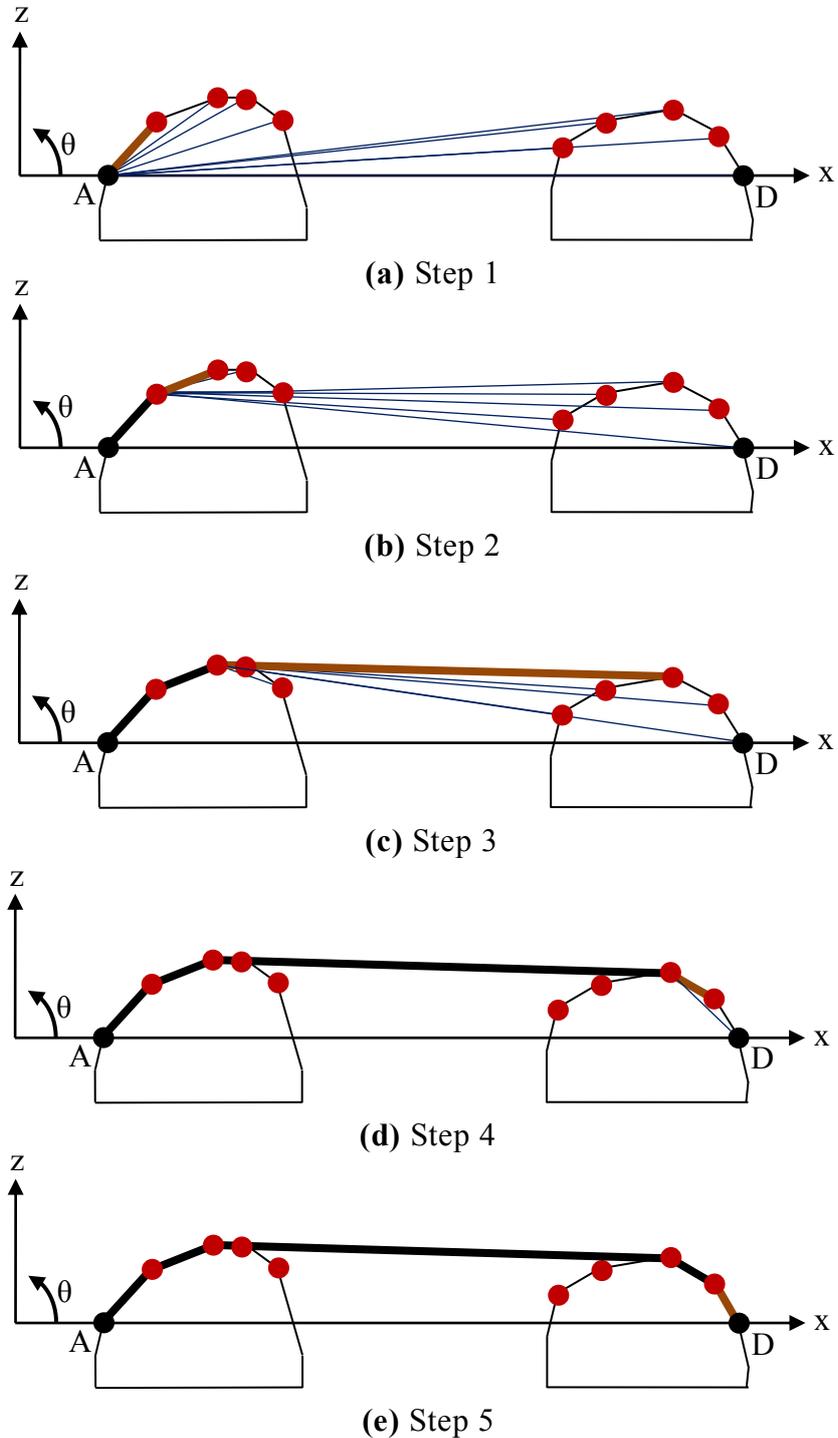


Fig.3.12 Minimum rooting procedure of ligament model

3.4 足部関節の軟骨モデル

軟骨は骨の関節面を覆うように存在している軟組織である。

軟骨要素は軟骨の形状そのものを求めることはせず、関節部の骨間距離を考える際に軟骨厚みを考慮することで軟骨による反力を再現することにした。

本研究では骨間距離を求める際には対象とする2つの骨の内、どちらか一方の骨から表面を形成する三角形パッチごとに法線ベクトルを求め、そのベクトルがもう一方の骨の表面形成パッチと交差する大きさを骨間距離として用いていることにする。その際考慮する三角形パッチは軟骨が作用すると予想される範囲のみを抜き出して用いる。Figure 3.13 にその例を示す。

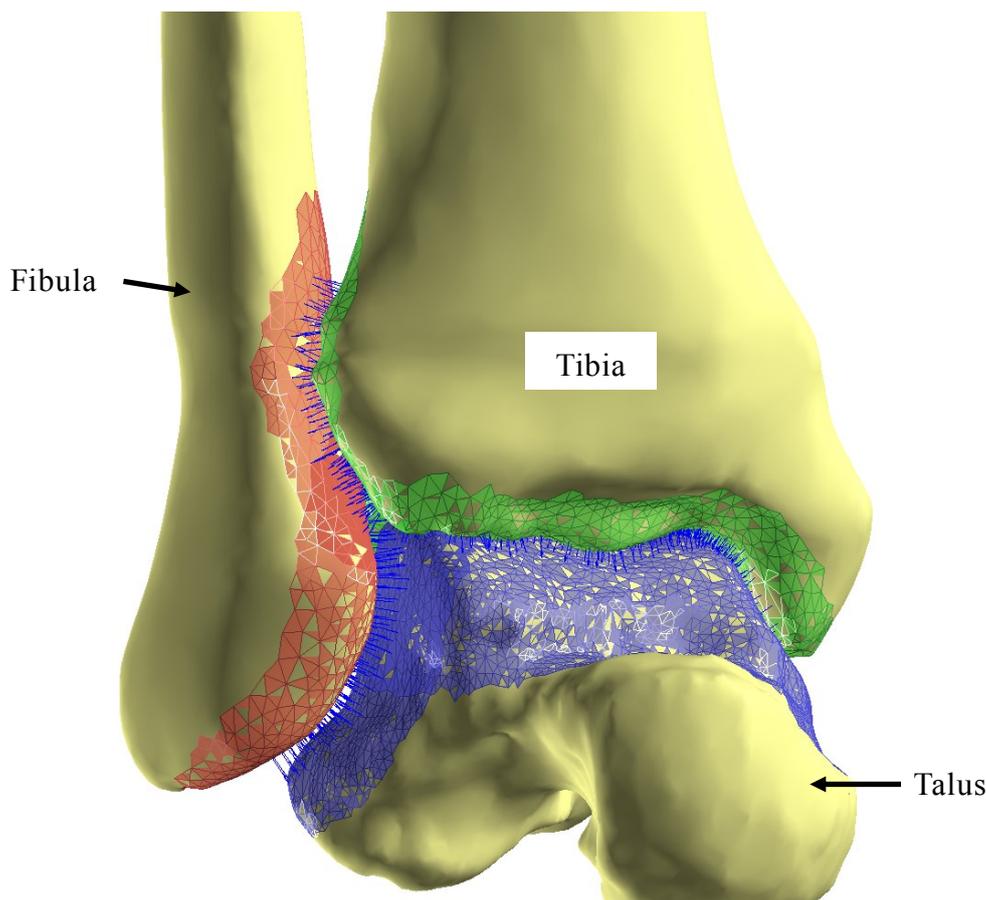


Fig.3.13 Interosseous distance

続いて骨間距離の導出方法について述べる。

ここで、骨間距離を求めることになった2つの骨をそれぞれBody1, Body2とおき、前述の方法によりBody1側の骨表面形状の法線成分とBody2側の骨表面形状三角形パッチの交点を考え、骨間距離を求める場合を考える。

Body1の任意の法線がBody2のある三角形パッチと交差するとき、法線を含む平面は交差する三角形パッチを分断する。このことを用いて交差する可能性のある三角形パッチを抽出する(Fig.3.14(a))。またそのための平面として相互に垂直と

なる任意の2つの平面を用いた。

続いて求めた三角形パッチの各点と法線ベクトルの距離ベクトルを求め、その方向からどのパッチと法線が交差するのかを判断する(Fig.3.14(b)).

最後に交差する点を求め、そのときの法線ベクトルの大きさから骨間距離を求める(Fig.3.14(c)). この動作を Body1 のすべての法線に対して行うことで、骨の各部における骨間距離を求める。

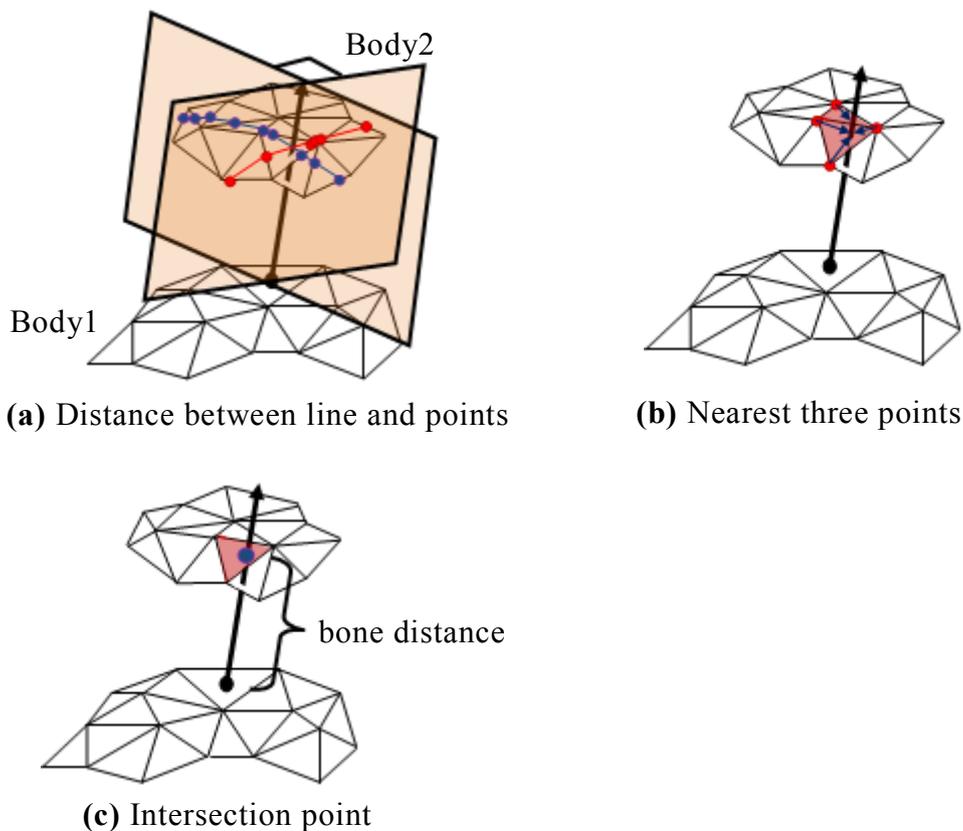


Fig.3.14 Work out bone distance

3.5 足部関節の筋肉モデル

本節では筋肉モデルの構築方法を述べる。

筋肉モデルは筋力による働きのみを考慮するために1本の線要素であるとした。これは筋力による足部への作用は、腱と呼ばれる細長い紐状の組織を介して行われていることによる。筋肉モデルの構築は靭帯モデルと同様の方法で解剖図⁽¹⁾⁽²⁴⁾⁽²⁶⁾⁽²⁷⁾⁽⁵¹⁾を参考に腱の付着点を求めることで行った。

筋肉によっては筋支帯や腱鞘により腱の経路が制御されている。また腱によってはその経路が長くなるものもある。そこで腱経路の構築の参考のために、経路の途中に経路参考点も指定した。また筋肉によっては腱が分岐している。分岐は経路参考点の一部として分岐する点を求めることで行った。

腱の経路も靭帯の経路と同じく骨との干渉を考慮して迂回させる必要がある。そこで靭帯経路導出に用いたものと同じ手法により腱経路の導出を行った。ただし腱によっては長い経路を通るためひとつの平面上に経路を求めることが不可能である。その場合は経路の曲線を付着点および経路参考点間ごとに個別に求めた後つなげることで再現した。

3.6 足部関節モデルの各要素の条件

足部関節の各部に働く力を求めるためには境界条件や靭帯の弾性係数といった、様々な条件を設定する必要がある。本節では、設定した様々な条件について述べる。

3.6.1 骨、靭帯、軟骨、皮下組織の物性

足部関節の靭帯のバネ定数は文献⁽⁴⁵⁾に記載された複数の靭帯の弾性率の平均から各靭帯の断面積を与えることで求めた。弾性率の平均は 265[MPa]である。靭帯の断面積は幾つかの報告⁽¹¹⁾⁽⁴⁵⁾⁽⁵¹⁾を使用し、一部靭帯に関しては解剖図⁽²⁴⁾⁽²⁵⁾⁽⁵¹⁾を参考に付着部位の大きさから靭帯の幅を割り出すことで与えた。その際、靭帯の厚みは部位ごとに 1~5[mm]であるとした。軟骨の弾性率は文献⁽⁵²⁾より 24.5[MPa]とした。軟骨の厚みは一律 1[mm]であるとし、CT 断層画像を撮影した仰臥位において靭帯は自然長、軟骨は変形なく接しているものとした。

立位状態を考えるためには足裏の皮下組織の弾性についても考慮する必要がある。被験者の足部において、地面と強く接触することになる踵と中足骨頭の皮下組織の厚みがレントゲン写真より 11[mm]であったので、足底部には厚み 11[mm]の皮下組織に相当する弾性体が存在するものとした。弾性体のヤング率は静止立位姿勢における皮下組織の変形量より 4.7×10^{-2} [N/mm²]とした。文献⁽⁵³⁾より指の表皮、真皮、皮下脂肪のヤング率はそれぞれ 1.36×10^{-1} [N/mm²]、 8.0×10^{-2} [N/mm²]、 3.4×10^{-2} [N/mm²]であるので、本研究で用いた値はおおむね妥当であると考えられる。

3.6.2 骨要素の境界条件と拘束条件

足部関節の拘束条件として、脛骨は鉛直方向にのみ移動するものとした。鉛直方向の拘束条件には床面と足の接触を考慮した。

また立位姿勢において荷重の殆どは脛骨を伝って距骨に伝わるため、腓骨に伝わる力は非常に小さいとされる。そこで腓骨は脛骨に追従するものとした。

姿勢の変化を確認しやすくするため地面と足部関節の間に働く摩擦は本研究では無視した。

3.7 力学解析の手法

足部関節の各部位に働く力の解析は各骨に作用する力とモーメントを求めて、力とモーメントが釣り合う姿勢を求めることで行った。しかし足部関節は要素が多く厳密解を求めるのが非常に困難なため、解法にはニュートン法を用いた。本節では、ニュートン法について簡単に説明する。

ニュートン法はニュートン・ラプソン法とも呼ばれる解析手法で、繰り返し計算を行うことで近似解を求める反復法の一つである。この手法を行うためには、対象となる数式が微分可能である必要がある。

ニュートン法で解を求めるためには、まず数式を $f(x)=0$ の形に整える。続いて解 x に近いと思われる値 x_0 をとり、このときの値 $f(x_0)$ と微分値 $f'(x_0)$ を用いて一次近似式の式(3.1)を導出する。

$$f(x_0)+f'(x_0)\cdot(x_1-x_0)=0 \quad (3.1)$$

式(3.1)を解くことで x_1 が得られる。この x_1 は、一般に x_0 よりも解 x に近い値をとる。この計算を解が十分に収束するまで繰り返すことで近似解 x を得る。

Figure 3.15 に収束の様子を示す。

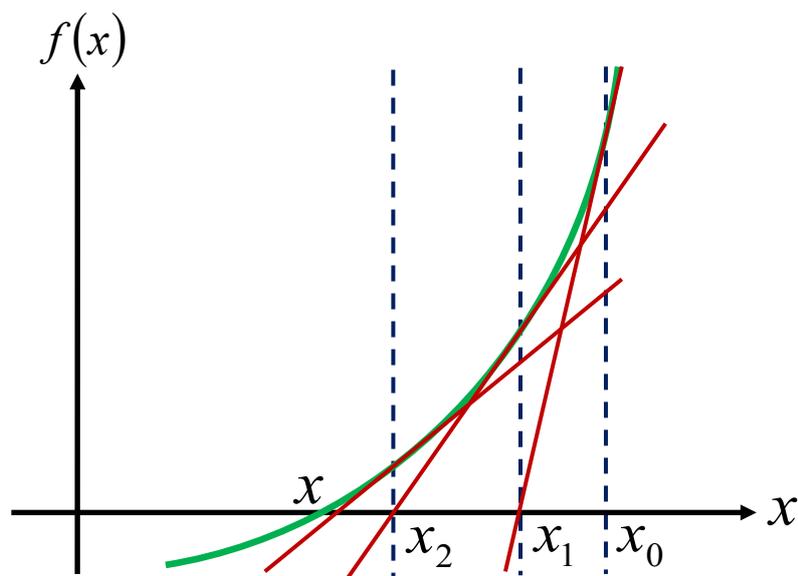


Fig.3.15 Newton's method

今回扱う足部関節のように、対象となる要素や変数系が複数あるものをニュートン法で解く場合、各方程式に対して各変数の偏導関数から近似解を求める。

例えば、 f_1 から f_m までの m 個の方程式と、 x_1 から x_n までの n 個の変数からなる場合を考える。このとき m 個の連立方程式をたてることができる。この連立方程式をベクトルで表わすと、式(3.2)のようになる。

$$\mathbf{f}(\mathbf{x}) = \begin{pmatrix} f_1(x_1, x_2, \dots, x_n) \\ f_2(x_1, x_2, \dots, x_n) \\ \vdots \\ f_m(x_1, x_2, \dots, x_n) \end{pmatrix} = \mathbf{0} \quad (3.2)$$

この連立方程式の各方程式に対し、その偏導関数を並べることで $m \times n$ 行列のヤコビ行列が得られる。

$$\mathbf{J}_f(\mathbf{x}) = \begin{pmatrix} \frac{\partial f_1}{\partial x_1} & \frac{\partial f_1}{\partial x_2} & \dots & \frac{\partial f_1}{\partial x_n} \\ \frac{\partial f_2}{\partial x_1} & \frac{\partial f_2}{\partial x_2} & \dots & \frac{\partial f_2}{\partial x_n} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ \frac{\partial f_m}{\partial x_1} & \frac{\partial f_m}{\partial x_2} & \dots & \frac{\partial f_m}{\partial x_n} \end{pmatrix} \quad (3.3)$$

ヤコビ行列を用いることで、式(3.4)の形で一次近似式を求めることができる。

$$\mathbf{f}(\mathbf{x}_0) + \mathbf{J}_f(\mathbf{x}_0) \cdot (\mathbf{x} - \mathbf{x}_0) = \mathbf{0} \quad (3.4)$$

特に $m = n$ のとき、ヤコビ行列は正方行列となり、逆行列を用いることで簡単に解を求めることができる。三次元剛体バネモデルにおいて、方程式は対象とした骨モデルに加わる力の和およびモーメントの和を表わす。この力とモーメントは、骨モデルに付着した靭帯の張力および軟骨の反力より与えられる。また、変数は各骨モデルの位置と回転角度を表わす。

ニュートン法の適用においては、計算を終了させる収束条件を設定する必要がある。足部関節の代表的な姿勢である静止立位姿勢を考えると、モデルのもとになった成人男性の体重が約 600[N]であったことより、片足には体重の半分に相当する 300[N]の荷重が加わっている。そこで各骨モデルの力の釣り合いの誤差がそれぞれ荷重の 20%, 10%, 5%, 3%, 1%以下になったときを収束条件とした解析を行い、床反力の比較を行った。ただし、ここで用いる足部関節モデルは計算速度を上昇させるために足趾部を除いたモデルとした。Table 3.2 に踵および各足趾に働く床反力と、収束条件 1%を基準とした各条件における各部の床反力の差の荷重 300[N]に対する比を示す。ここで最も差が大きい踵骨に注目すると 20%と 10%の収束条件では床反力の差の比が 1%を超えてしまうが、5%と 3%の収束条件では差の比は 0.5%以下の小さな差しか生じない。このことより、収束条件が 5%以下であれば計算値は十分収束していると考えられるため、本研究では力の釣り合い誤差が加えた荷重の 5%以下の値となったときを収束条件とした。また 300[N]の 0.5%は 1.5[N]であることより、本研究において床反力の小数点以下の値は信頼性が低いものとし、第 4 章以降の計算結果では小数点以下を丸めることとした。

Table 3.2 Ground reaction force in different convergence condition

	Ground reaction force [N]				
	(Difference from 1% condition [%])				
	20%	10%	5%	3%	1%
Heel	223.52 (3.04)	229.00 (1.21)	231.20 (0.48)	231.70 (0.31)	232.64 (-)
1st toe	12.50 (0.50)	11.83 (0.28)	11.37 (0.13)	11.25 (0.15)	10.98 (-)
2nd toe	4.06 (0.21)	3.77 (0.12)	3.42 (0.00)	3.42 (0.00)	3.42 (-)
3rd toe	14.43 (0.25)	14.05 (0.12)	13.86 (0.06)	13.77 (0.03)	13.68 (-)
4th toe	18.08 (0.24)	17.76 (0.13)	17.57 (0.07)	17.52 (0.05)	17.37 (-)
5th toe	23.80 (0.62)	23.13 (0.40)	22.52 (0.20)	22.32 (0.13)	21.93 (-)
Total	296.37 (1.21)	299.55 (0.15)	299.91 (0.03)	299.98 (0.01)	300.00 (-)

立位姿勢においては足部底側の靭帯の作用が大きい。そこで収束条件 5%と1%のときの足部底側の靭帯に働く張力を比較すると Table 3.3 となった。靭帯張力の差を求めると最も大きいのは底側足根中足靭帯の立方骨-第五中足骨間における 0.73[N]であった。このことより、本研究において靭帯張力も小数点以下の値は信頼性が低いものとし、第 4 章以降の計算結果では小数点以下を丸めることとした。

Table 3.3 Tension of ligaments

Part		Tension [N]	
		5%	1%
Plantar calcaneonavicular ligament		65.08	64.69
Plantar calcaneocuboid ligament		40.04	39.74
Plantar cuneonavicular ligament	Medial	46.69	46.15
	Intermediate	3.14	3.22
	Latelal	8.30	7.74
Plantar cuneocuboid ligament		0.00	0.00
Plantar intercuneiform ligament	Medial – Intermediate	4.85	3.93
	Intermediate – Latelal	0.00	0.00
Plantar tarsometatarsal ligament	Medial cuneiform – First metatarsal	21.43	21.00
	Intermediate cuneiform – Second metatarsal	5.93	5.99
	Latelal cuneiform – Second metatarsal	0.91	0.92
	Cuboid – Forth metatarsal	7.61	7.42
	Cuboid – Fifth metatarsal	49.88	49.15
	Plantar metatarsal ligament	Second – Third	0.00
Plantar metatarsal ligament	Third – Forth	0.00	0.00
	Forth – Fifth	0.00	0.00
Long plantar ligament	To Second metatarsal	4.16	3.89
	To Third metatarsal	13.75	13.61
	To Forth toe metatarsal	22.65	22.31
	To Cuboid	29.70	29.09
Plantar aponeurosis	To First toe	0.54	0.34
	To Second toe	1.16	1.28
	To Third toe	10.26	10.06
	To Forth toe	14.34	14.13
	To Fifth toe	16.41	16.24

続いて舟状骨粗面(Fig.3.16 中 Point 1), 踵骨の下端(Fig.3.16 中 Point 2), 第一中足骨の前方(Fig.3.16 中 Point 3)に代表点を求め, 3点間の距離と各点をむすぶ線分(Fig.3.16 中 Line1, 2, 3)がなす角度が収束条件 5%のときと1%のときでどれだけ異なるかを求めることで, 位置と角度の精度を求める. 各点間の距離と, 各点を結ぶ直線がなす角度を求めると Table 3.4 となり, 距離の差が大きいのは Point 1, 2 間と Point 2, 3 間の 0.05[mm]であり, 角度の差が大きいのは Line 2 と Line 3 の間の角度の 0.1[deg]であった. これらのことより, 本研究では位置と角度は小数点第一位まで求め, 第二位以下は丸めるものとした.

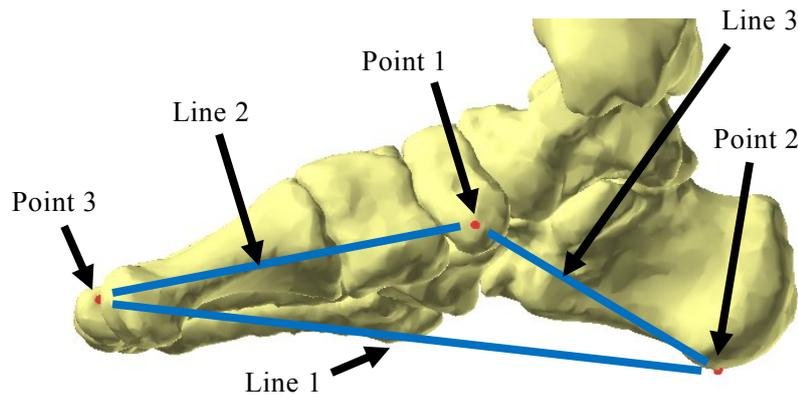


Fig.3.16 Red points are representative points

Table 3.4 Foot position

	Part	5%	1%
Distance between points [mm]	Point 1 – Point 2	84.83	84.88
	Point 2 – Point 3	164.43	164.38
	Point 1 – Point 3	96.41	96.41
Angle between lines [deg]	Line 2 - Line 3	130.11	130.01
	Line 1 - Line 3	26.63	26.69
	Line 1 - Line 2	23.23	23.29

本研究において靭帯付着部は解剖図⁽¹⁾⁽²⁴⁾⁽²⁵⁾⁽²⁶⁾を参考に決定している。そのため靭帯の付着部は実際の足部とは多少異なっていることが考えられる。そこで靭帯付着部を変化させた際の足部関節モデルの状態の変化を解析し、靭帯付着部による感度の解析を行う。

Table 3.3 より静止立位姿勢において特に負荷が大きい靭帯は底側踵舟靭帯、底側踵立方靭帯、底側楔舟靭帯の内側部、底側足根中足靭帯の内側楔状骨-第一中足骨間部と立方骨-第五中足骨間部の 5 つであった。そこでこの 5 つの靭帯の付着部を変化させた場合の影響について解析することにした。ここで骨は小さな骨が複数の靭帯により拘束させる構造をしているため、靭帯付着部は他の骨や靭帯との位置の関係により大きく動かさない。また靭帯付着部を変化させる 5 つの靭帯は全て後方から前方へ伸びる靭帯である。そこで付着部を靭帯幅方向に沿って内側または外側方向へ靭帯幅の 2 分の 1 移動させた状態について解析を行い、踵および各足趾に加わる床反力と、Fig.3.16 に示した各点と線分から求まる足部の姿勢と、足部底側の靭帯に作用する張力を比較すると Table 3.5 となった。

床反力を比較すると、靭帯を内側方向に移動させた状態において最も差が大きいのは第 5 趾で 22.52[N]から 20.56[N]に 2.04[N]低下しており、外側方向に移動させた状態では踵部で 231.20 [N]から 233.64[N]に 2.44[N]増加している。これらの差は加えた荷重 300[N]の 1%に満たない大きさであるため、靭帯付着部の違いは床反力の分布の傾向に与える影響は小さいと考えられる。

足部の姿勢について比較すると、靭帯を内側方向に移動させた状態において点間距離と角度のそれぞれにおいて元の姿勢からの変化の比を求めると、最も差の比が大きいのは Point 1, 2 間距離の 0.13%と Line 1, 2 間角度の 0.47%の差であり、外側方向に移動させた状態においてはそれぞれ、Point 1, 3 間距離の 0.28%との差と Line 1, 2 間角度の 0.86%の差であった。姿勢の変化が 1%以下であることより、靭帯付着部の違いが姿勢の違いに与える影響は小さいと考えられる。

靭帯張力について付着部を変えた靭帯について通常状態と靭帯を内側に移動させた状態と外側に移動させた状態について比較すると、底側踵舟靭帯ではそれぞれ 65.08[N], 68.31[N], 61.66[N], 底側踵立方靭帯ではそれぞれ 40.04[N], 8.06[N], 217.4[N], 底側楔舟靭帯の内側部ではそれぞれ 46.69[N], 26.80[N], 122.5[N], 底側足根中足靭帯の内側楔状骨-第一中足骨間部ではそれぞれ 21.43[N], 22.33[N], 36.20[N], 底側足根中足靭帯の立方骨-第五中足骨間部ではそれぞれ 49.88[N], 78.65[N], 16.81[N]であった。

ここで底側踵舟靭帯に注目すると靭帯が内側へ移動した場合の張力の変化は +3.23[N]で、外側へ移動した場合は -3.42[N]であり、元の張力 65.08[N]の 10%未満であることより、緊張力の変化の傾向を見る際には問題のない範囲の変化に留まっていると考えられる。

底側足根中足靭帯の内側楔状骨-第一中足骨間部において靭帯が内側へ移動した状態の張力変化は 21.43[N]から 22.33[N]となり、こちらも靭帯付着位置の内側方向への違いによる影響は小さいものと考えられる。しかし外側へ移動した状

態では 36.20[N]になり+14.77[N]の大きな変化が生じている。また隣の靭帯である底側踵舟靭帯の中間楔状骨-第二中足骨間部も、それ自体は移動しない靭帯であるにも関わらず、靭帯が外側へ移動した状態では12.91[N]となり、元の状態における5.93[N]から6.98[N]も増加した。

また、底側踵立方靭帯と底側楔舟靭帯の内側部においても靭帯が外側に移動した状態では靭帯張力が増加し、さらに内側に移動した状態では靭帯張力が減少した。加えて、底側楔舟靭帯の内側部の隣の靭帯である底側楔舟靭帯の中間部も、それ自体は移動しない靭帯であるにも関わらず、靭帯が外側へ移動した状態では張力が増加し、内側へ移動した状態では張力が減少した。

荷重が加わると足部関節は内側へ倒れ込む⁽⁵⁴⁾ため、各関節の内側は大きく広がる。この広がりには各関節の外側の接触部を中心に回転することで生じると考えられるため、靭帯が内側にあると小さな張力で制御できるが、外側にあると大きな張力が必要になると考えられる。このことが内側楔状骨-第一中足骨間部と底側踵立方靭帯、底側楔舟靭帯の内側部は外側に移動すると靭帯張力が増加し、底側踵立方靭帯と底側楔舟靭帯の内側部は内側に移動すると減少する原因の一つであると考えられる。

また、底側足根中足靭帯の立方骨-第五中足骨間部は靭帯が内側に移動すると靭帯張力が増加し、外側に移動すると減少した。第五中足骨の底側部は内側が高く外側が低くなる。荷重が加わると足部アーチは広がるため、靭帯が底側に近いほど小さな張力でこの広がりを制御できると考えられるので、このことが底側足根中足靭帯の立方骨-第五中足骨間部は内側に移動すると張力が増加し、外側に移動すると張力が減少する原因の一つであると考えられる。

これらのことより、靭帯付着位置の変化による足部の姿勢への影響は小さいものの、靭帯張力への影響は大きなものであることが分かる。また足部関節の靭帯付着部は個人差が大きいとされている⁽¹⁾。そのため、本研究において示す靭帯張力の解析結果は一例であり、全ての足部関節に対して解析結果が適応されないことを留意する必要がある。

Table 3.5 Effect of ligaments attachment site

		Part	Ligaments attachment site		
			Normal	Medial	Lateral
Ground reaction force [N]		Heel	231.20	231.68	233.64
		1st toe	11.37	12.56	9.62
		2nd toe	3.42	3.44	4.58
		3rd toe	13.86	13.96	14.21
		4th toe	17.57	17.81	16.41
		5th toe	22.52	20.56	21.54
Foot position	Distance between points [mm]	Point 1 – Point 2	84.83	84.94	84.73
		Point 2 – Point 3	164.43	164.33	164.78
		Point 1 – Point 3	96.41	96.32	96.68
	Angle between lines [deg]	Line 2 - Line 3	130.11	129.98	130.45
		Line 1 - Line 3	26.63	26.69	26.52
		Line 1 - Line 2	23.23	23.34	23.03

Table 3.5 Effect of ligaments attachment site (continue)

	Part	Ligaments attachment site			
		Normal	Medial	Lateral	
Ligament tension [N]	Plantar calcaneonavicular ligament		65.08	68.31	61.66
	Plantar calcaneocuboid ligament		40.04	8.06	217.4
	Plantar cuneonavicular ligament	Medial	46.69	26.80	122.5
		Intermediate	3.14	1.80	10.91
		Latelal	8.30	8.26	8.34
	Plantar cuneocuboid ligament		0.00	3.37	0.00
	Plantar intercuneiform ligament	Medial – Intermediate	4.85	3.94	2.81
		Intermediate – Latelal	0.00	0.00	0.00
	Plantar tarsometatarsal ligament	Medial cuneiform – First metatarsal	21.43	22.33	36.20
		Intermediate cuneiform – Second metatarsal	5.93	4.72	12.91
		Latelal cuneiform – Second metatarsal	0.91	0.83	1.25
		Cuboid – Forth metatarsal	7.61	9.23	1.36
		Cuboid – Fifth metatarsal	49.88	78.65	16.81
		Second – Third	0.00	0.00	0.00
		Third – Forth	0.00	0.00	0.00
	Long plantar ligament	Forth – Fifth	0.00	0.00	0.00
		To Second metatarsal	4.16	3.78	5.06
		To Third metatarsal	13.75	13.38	14.29
		To Forth metatarsal	22.65	21.50	24.42
	Plantar aponeurosis	To Cuboid	29.70	26.11	39.02
To First toe		0.54	0.50	2.14	
To Second toe		1.16	1.35	1.41	
To Third toe		10.26	10.42	10.43	
To Forth toe		14.34	14.23	15.48	
	To Fifth toe	16.41	16.75	16.79	

3.8 モデルの妥当性の評価

静止立位姿勢において生じる床反力の分布を実測値と比較することで構築したモデルの妥当性の評価を行った。実測値は異なる床面における床反力を比較した文献⁽⁵⁵⁾の図 7-(b)に示された、10 番目の被験者が剛体平板上に起立した場合の床反力の分布図を用いた。

静止立位姿勢は水平な床面上で起立している状態を想定し、このときの脛骨角度は脛骨軸が地面と垂直な状態であるとした。この姿勢は健常な足部関節において、両足を 1 足分ほど開いた姿勢に近い姿勢である。脛骨には片足分の荷重として 300[N]の垂直荷重が加わっているものとした。

立位姿勢において、アキレス腱には姿勢保持力として加わる荷重の 50%の大きさの張力が作用することより、静止立位姿勢において腓腹筋が 150[N]の筋力を発揮しているものとした。腓腹筋は内外側に分かれるため、姿勢保持力は単位断面積あたりの筋力が同じになるように文献より内側は 102[N]、外側は 48[N]とした。Figure 3.17 に解析により求めた静止立位時の床反力を示す。

ここで踵部に加わる床反力の分布を比較すると、実測値では 64.9%、解析では 62.2%となり、実測と解析の差は 2.7%であった。次に第一趾から第五趾について比較すると、実測値ではそれぞれ 9.6%、4.3%、5.4%、6.4%、9.5%であり、解析ではそれぞれ 9.3%、3.7%、6.5%、7.0%、11.3%となり、各足趾に加わる床反力の分布割合も近いものになった。以上のことより解析に用いた足部関節は妥当性があると考えられる。これらの値は元田ら⁽²¹⁾の解析結果とも整合する。

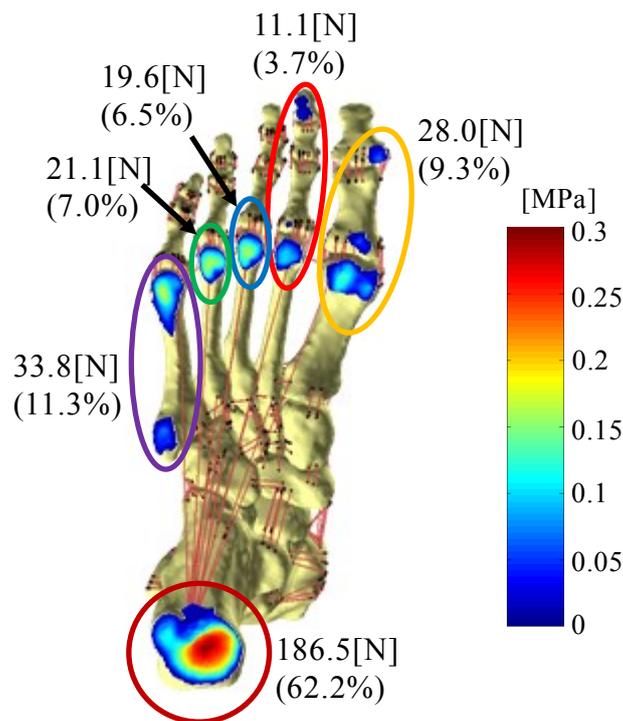


Fig.3.17 Planter pressure distribution of standing position

また静止立位姿勢のレントゲン画像より構築したモデルの妥当性の評価を行った。レントゲン画像はモデルの元となった成人男性の静止立位姿勢における足部を側面から撮影したものを使用した。

レントゲン画像と静止立位姿勢のモデルより第一中足骨軸の角度と踵骨軸，第五中足骨底部の接線について地面となす角度の比較を行った。それぞれのなす角度はレントゲン画像では 25[deg]，19[deg]，6[deg]であったのに対し，モデルでは 25[deg]，18[deg]，5[deg]であった(Fig.3.18)。レントゲン画像とモデルの足部姿勢の角度差は最大で 1[deg]と小さい値に収まっていることより，構築したモデルは妥当であると考えられる。

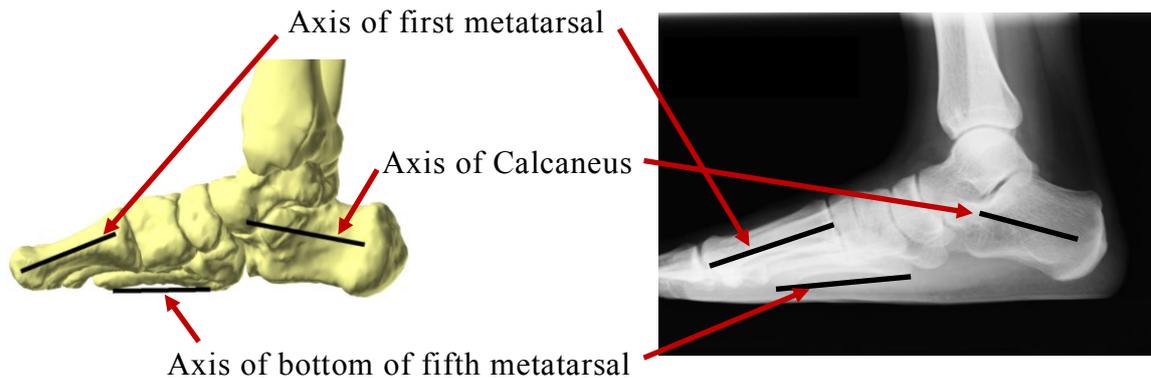


Fig.3.18 Comparison of bones angle

ここで静止立位姿勢において足部関節の靭帯に加わる引張応力を求めると，その値が最大となるのは内側距踵靭帯に作用する引張応力 4[MPa]であった。また軟骨に生じる圧縮力を，軟骨平面を構成する三角形パッチごとに求めると，その値が最大となるのは距舟関節の関節面の一部に生じる圧縮応力 15[MPa]であった。

靭帯の最大引張応力は文献⁽⁴⁵⁾に記載された複数の靭帯の最大引張応力の平均から 28[MPa]であることが求まり，軟骨の最大引張応力は文献⁽⁵⁶⁾より 30[MPa]であった。一般に最大圧縮応力は最大引張応力よりも大きいとされることより，静止立位姿勢において生じる靭帯の引張応力と軟骨の圧縮応力は許容される範囲に収まっており，モデルに過剰な負荷が生じていないことが分かった。

第4章 静止立位と踵上げ姿勢における足部の解析

4.1 はじめに

足部関節が受ける最も代表的な負荷は静止立位時の荷重である。そこで静止立位姿勢において足部関節に加わる負荷について解析を行う。ここで解析する静止立位姿勢は筋力による作用が一切加わっていない状態について解析を行った。これは足部関節の構造による荷重支持の働きについて解析することを目的としたためである。またハイヒールシューズが外反母趾の要因の一つとされていることより、踵部の床面を足趾部より 50[mm]高くした踵上げ姿勢の解析も行った。

足部がよくとる姿勢としては爪先立ち姿勢もある。そこで足部関節を底屈させる主要な筋である下腿三頭筋を作用させて踵上げ姿勢をとらせた場合、その筋力の大きさを変化させることで足部関節にどのような変化が出るのかを解析した。このとき脛骨に加える垂直荷重は筋力による姿勢変化を確認しやすくするため 100[N]と小さいものとした。

4.2 静止立位姿勢時の足部関節の力学解析

水平な平面上での静止立位姿勢について解析を行った。また踵部の床面を足趾部より 50[mm]高くした踵上げ姿勢についても解析を行った。ここで踵上げ姿勢について靭帯の引張応力と軟骨の圧縮応力を解析すると、それぞれの最大の値は前脛距靭帯の引張応力 4[MPa]と、距舟関節の圧縮応力 17[MPa]となり、それぞれの最大応力である 28[MPa]と 30[MPa]以下の値であり、モデルに過剰な負荷が生じていないことが分かった。静止立位姿勢の足部関節と踵上げ姿勢の足部関節を Fig.4.1 に示す。

踵と第1趾から第5趾に加わる床反力を求めると静止立位姿勢位においてそれぞれ 235[N], 17[N], 1[N], 14[N], 17[N], 17[N]となり、踵上げ姿勢においてそれぞれ 221[N], 12[N], 6[N], 17[N], 27[N], 18[N]となった。Fig 4.2 に床反力の比較図を示す。

リスフラン関節は足底弓による衝撃吸収に関わる関節であることと爪先立ち姿勢はリスフラン靭帯への負荷が大きいとされること、また足底弓の支持には足底腱膜、長足底靭帯、底側踵舟靭帯の3種類の靭帯の作用が大きいとされていることより、リスフラン関節の軟骨反力を Table 4.1 に、リスフラン関節周りの底側の靭帯とリスフラン靭帯、足底弓を支持する3種の靭帯に生じる張力を Table 4.2 に示す。またハイヒールシューズの様な踵の高い靴を履いていると外反母趾になりやすいとされる。外反母趾になると足先が開くため中足骨頭間を繋ぐ深横中足靭帯に伸展が見られることより、深横中足靭帯に作用する張力についても Table 4.2 にまとめた。

Figure 4.2 の床反力の比較より、踵を上昇させると第4趾に加わる荷重が 17[N]から 27[N]に顕著に大きくなっていることが分かる。対して Table 4.1 に示したリスフラン関節における軟骨反力の比較では第一から第三中足骨における反力増加が大きく、特に内側楔状骨から第二中足骨に対する反力の増加が 0[N]から 24[N]と

大きい。

Table 4.2 の靭帯張力の比較より、踵上げ姿勢は底側足根中足靭帯に加わる靭帯張力が全体として減少し、リスフラン靭帯の張力増加が 12[N]から41[N]と大きいことが分かる。また爪先立ち姿勢における深横中足靭帯は第一趾と第二趾間のみ靭帯張力が増加するものの、他趾間の靭帯張力は全て減少を示した。

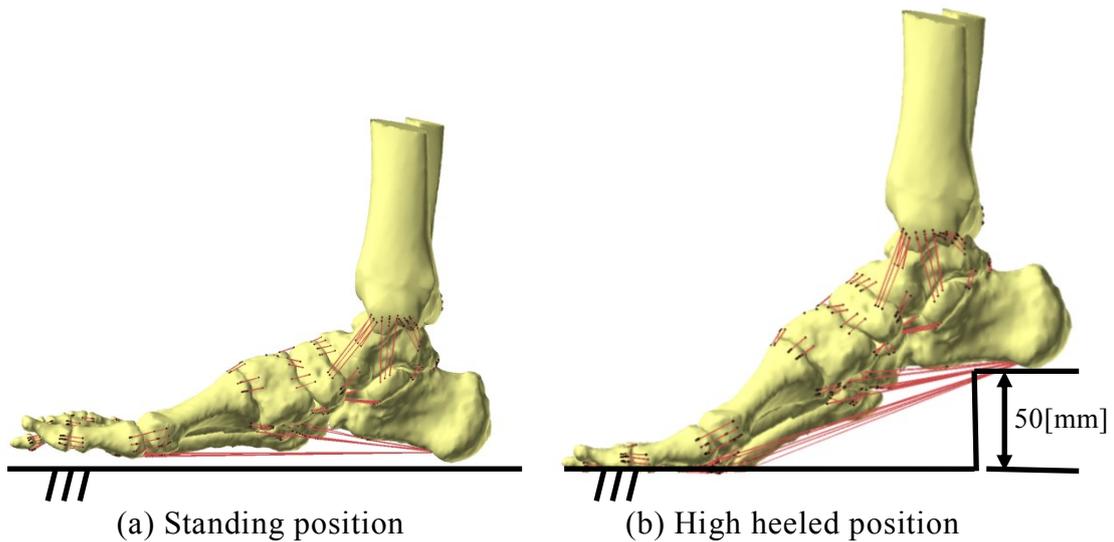


Fig.4.1 Static standing foot and ankle joints model

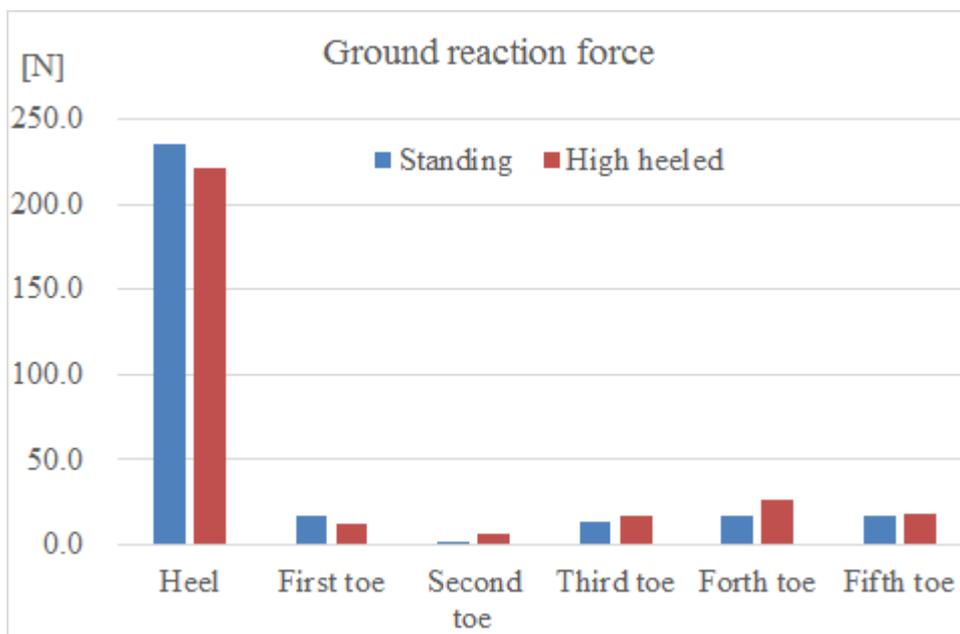


Fig.4.2 Ground reaction force

Table 4.1 Reaction force of Lisfranc's articulation

Part	Compression force [N]	
	Standing	High heeled
Medial cuneiform – First Metatarsal	12	26
Medial cuneiform – Second Metatarsal	0	24
Intermediate cuneiform – Second Metatarsal	19	25
Lateral cuneiform – Second Metatarsal	4	0
Lateral cuneiform – Third Metatarsal	45	65
Cuboid – Forth Metatarsal	55	59
Cuboid – Fifth Metatarsal	31	27

Table 4.2 Tension of ligaments

Part		Tension [N]	
		Standing	High heeled
Plantar calcaneonavicular ligament		78	63
Plantar cuneocuboid ligament		0	8
Plantar intercuneiform ligament	Medial – Intermediate	9	5
	Intermediate – Latelal	0	0
Plantar tarsometatarsal ligament	Medial cuneiform – First metatarsal	31	23
	Intermediate cuneiform – Second metatarsal	4	0
	Latelal cuneiform – Second metatarsal	0	0
	Cuboid – Forth metatarsal	0	0
	Cuboid – Fifth metatarsal	33	35
Plantar metatarsal ligament	Second – Third	0	4
	Third – Forth	22	45
	Forth – Fifth	24	34
Lisfranc's ligament		12	41
Long plantar ligament	To Second toe	30	21
	To Third toe	0	3
	To Forth toe	7	5
	To Cuboid	17	15
Plantar aponeurosis	To First toe	0	9
	To Second toe	0	8
	To Third toe	15	18
	To Forth toe	18	22
	To Fifth toe	28	27
Deep transverse metatarsal ligament	First – Second	6	7
	Second – Third	7	5
	Third – Forth	6	3
	Forth – Fifth	3	3

4.3 静止立位姿勢時の足部関節の力学解析結果の考察

踵上げ姿勢の床反力は Fig.4.2 に示すように静止立位姿勢と比較して、踵部に加わる床反力が235[N]から221[N]に減少し足趾に加わる床反力が増加しており、足趾においては特に第4趾に加わる床反力の増加が17[N]から27[N]と大きい。このことより踵上げ姿勢は荷重が外側に偏りやすい姿勢であると考えられる。これは爪先立ちにおいて拇趾球荷重と小趾球荷重で発揮筋力を比較した文献⁽⁵⁷⁾より、外側荷重である小趾球荷重の方が小さな筋力で爪先立ちを行うことができ、内側荷重である拇趾球荷重にするためには足部関節を内反させる筋力が必要になるという報告と一致する。

足根中足関節の軟骨反力に注目すると、内側から外側の三つの楔状骨第一から第三中足骨に関わる内側の反力増加が生じた。しかし底側足根中足靭帯に働く張力については、Table 4.2 に示すように静止立位では内側楔状骨-第一中足骨間、中間楔状骨-第二中足骨間、外側楔状骨-第三中足骨間、立方骨-第四中足骨間、立方骨-第五中足骨間のそれぞれについて31[N], 4[N], 0[N], 0[N], 33[N]だったものが、踵上げ姿勢ではそれぞれ23 [N], 0[N], 0[N], 0[N], 35[N]に変化しており、立方骨-第五中足骨間において微量の張力増加がみられる以外は全体で靭帯張力の減少が生じる。軟骨反力の増加は、踵上げによりリスフラン関節の各関節面が静止立位時よりも地面に対して水平に近づいたため、軟骨間で伝達される荷重の割合が増加したためであると考えられる。またそのために靭帯により伝達される荷重が減少したことが靭帯張力の減少に影響していると考えられる。

他の靭帯に注目するとTable 4.2 に示すように踵上げにより内側楔状骨と第二中足骨を繋ぐ靭帯であるリスフラン靭帯が12[N]から41[N]に大きく増加しており、深横中足靭帯の第一と第二中足骨間が6[N]から7[N]と増加していた。このことより踵上げ姿勢は第一中足骨と第二中足骨の間を広げる作用があると考えられる。またリスフラン靭帯の張力が大きく増加したことは、リスフラン靭帯損傷が爪先立ち姿勢において生じやすいとされる⁽⁵⁸⁾ことに一致する。

外反母趾はハイヒールシューズを履いていると生じやすいとされ、この変形は深横中足靭帯の伸展を伴う。そこで静止立位と踵上げにおける深横中足靭帯の張力を比較するとTable 4.2 に示すように内側からそれぞれ6[N], 7[N], 6[N], 3[N]から7[N], 5[N], 3[N], 3[N]に変化しており、最内側である第一と第二中足骨間のみ張力の増加が見られるものの、第二と第三中足骨間および第三と第四中足骨間においては逆に張力が減少しており、第四と第五中足骨間では張力の変化は生じていなかった。本解析で考慮した姿勢はハイヒールシューズを履いた場合と異なり、足部を覆う靴の内壁の要素が存在しない。また外反母趾はハイヒールシューズの他にもサイズの合わない窮屈な靴を使用した際に生じるとされる。これらのことより、ハイヒールシューズによる外反母趾の変形はただ踵を高くしたために発生するのではなく、踵を高くした結果、足趾が靴に強く押し付けられることにより変形が強要されることが、その発生原因の一つであると考えられる。

4.4 爪先立ち姿勢時の足部関節の力学解析

足部を底屈させる主要な筋である下腿三頭筋のみを作用させて爪先立ち姿勢をとらせた場合、その筋力の大きさにより姿勢がどのように変化するのかを解析した。このとき足部に加わる荷重を筋力による変化を確認しやすいように 100[N]と小さいものとした。

また下腿三頭筋は内外の腓腹筋とヒラメ筋が組み合わさった筋であるが、本解析においてその筋力は腱経路が脛骨軸と平行になるような一つの力として近似した。これは下腿三頭筋の停止が全てアキレス腱として一つにまとまって踵骨に作用することによる。筋力に対する踵の高さは Fig.4.3 のようになった。

ここで最も大きな外力が生じている、下腿三頭筋が 600[N]の力を発揮している姿勢について靭帯の引張応力と軟骨の圧縮応力を解析すると、それぞれの最大の値は前距腓靭帯の引張応力 16[MPa]と、距踵関節の圧縮応力 13[MPa]となり、それぞれの最大応力である 28[MPa]と 30[MPa]以下の値であり、モデルに過剰な負荷が生じていないことが分かった。静止立位姿勢の足部関節と踵上げ姿勢の足部関節を Fig.4.1 に示す。

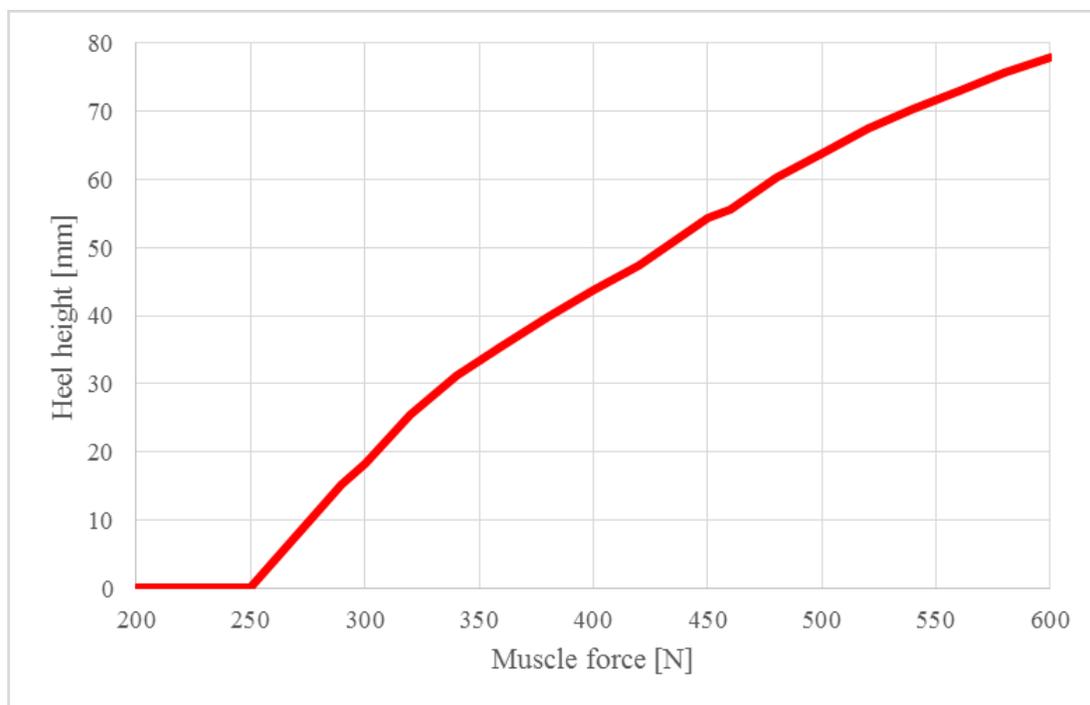


Fig.4.3 Heel height

ここで踵および第 1 趾から第 5 趾に作用する床反力の比率の変化を求めると Fig.4.4 のようになった。Figure 4.4 より踵が床から離れる直前においては第 5 趾に働く床反力が一番大きくなっているのに対し、踵が離れると第 5 趾に働く床反力は減少し、代わりに第 3, 4 趾に加わる床反力が増加し、踵が離れた姿勢において最

も床反力が大きいのは第3趾となり、2番目に大きいのが第4趾となった。また第1趾と第2趾に着目すると踵が床から離れた直後においては第1趾に加わる床反力の減少と第2趾に加わる床反力の増加が見られたものの、踵を持ち上げる筋力の増加に伴い、第1趾に加わる床反力は増加し、第2趾に加わる床反力は減少した。

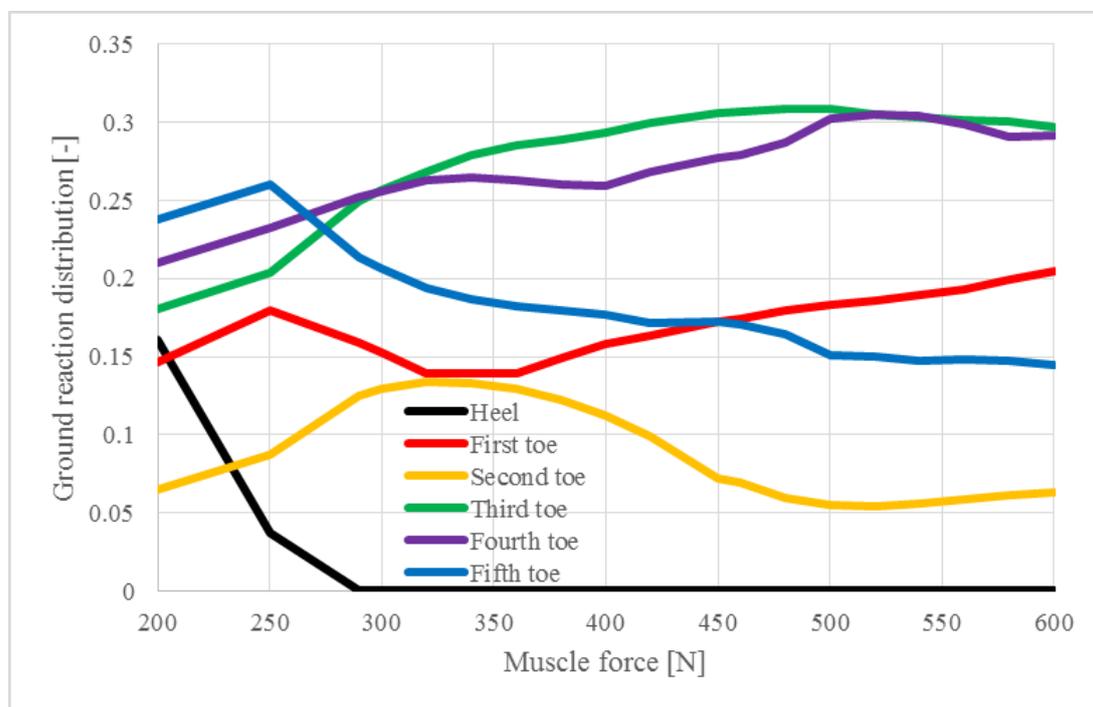


Fig.4.4 Ground reaction distribution of heel and five toes

4.5 爪先立ち姿勢時の足部関節の力学解析結果の考察

Figure 4.4より爪先立ち姿勢において最も大きな負荷が加わるのは第3趾であり、次に第4趾、3番目は踵の高さに応じて第5趾か第1趾になることが分かる。最も荷重が加わる第3趾が中間の足趾であり、2番目の第4趾が外側の足趾であることより、爪先立ち姿勢は外側に荷重が偏る姿勢であることが確認できた。これは内側荷重よりも外側荷重の方が爪先立ちにおいて作用させる筋力が小さくなるとする文献⁽⁵⁷⁾の結果に一致する。

また爪先立ち姿勢は筋力が大きくなる、すなわち踵が高くなるほど第5趾に加わる床反力が小さくなることが確認できた。解析の爪先立ち姿勢において最も大きな負荷の加わる足趾が第3趾であったことより、足部は第3趾の接触面周りを中心とした回転により踵を上昇させていると考えられる。ここで足首から各足趾までの距離を考えると、第5趾は足部において一番短い足趾であるため、踵の高さが高くなると他趾よりも早く地面から浮いて離れてしまう。そのため第5趾に働く床反力は踵が高くなるほど小さくなると考えられる(Fig.4.5)。また床反力が減少した第5趾に代

わって荷重は第4趾が支えるため、踵が上昇するほど第4趾に働く床反力は増加すると考えられる。

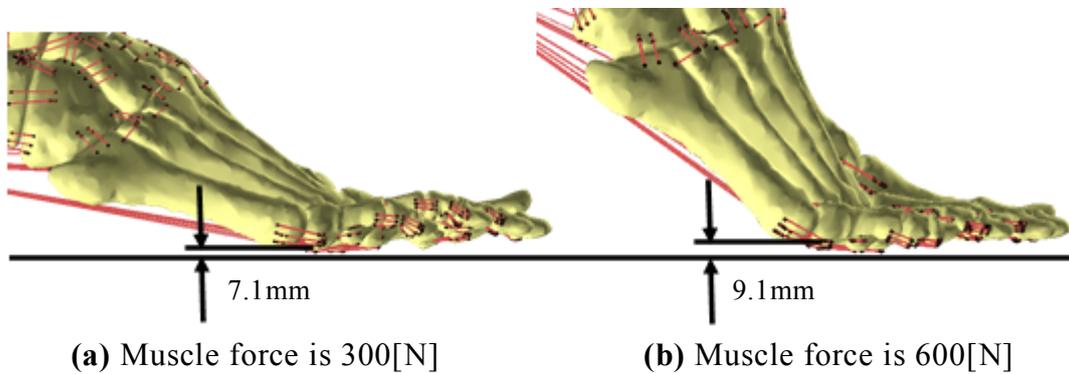


Fig.4.5 Height of fifth metatarsal bone head in heel-rise position

また第1趾と第2趾に注目すると踵が浮いた直後は第2趾に加わる床反力が増加し、第1趾に加わる床反力は減少するが、踵がある程度上昇すると逆に第1趾に加わる床反力が増加し、第2趾に加わる床反力は減少した。第1趾と第2趾の足首からの距離を比較すると、第2趾の方が長いため、踵の上昇角度が低い場合においては、第5趾に加わる床反力の減少と同じ理由で第1趾の床反力が減少し、第2趾の床反力が増加したものと考えられる。しかし足部において第1趾は他趾よりも大きいため、中足骨頭である足趾の根元部分だけではなく、趾の腹でも他趾より大きな荷重を支えることができる。そして第1趾の腹は第2趾の根元よりも足首から遠い位置にある。このことより踵が十分に上昇した姿勢において第1趾は趾の腹による荷重支持を行うため、第2趾に加わっていた荷重が第1趾により支えられるため、第1趾に加わる床反力が増加すると考えられる。

第5章 足部靭帯機能の低下と扁平足発生の関係の力学的解析

5.1 はじめに

足部関節は変形を生じやすく、代表的なものに扁平足がある。扁平足は足部のアーチが低下し土踏まずが地面と接触してしまう変形で、その要因として体重や運動量の増加による足部関節に加わる荷重の増大や、靭帯機能や筋力の低下により力学的に姿勢を支えられなくなったために生じる静力学的扁平足が90%を占めるとされる⁽⁴⁴⁾。扁平足の中には下腿に対し足部が外反と外旋を生じる外反扁平足もある。

足部のアーチ構造は足部の底側の靭帯と腱膜により支えられるとされるが、中でも足底腱膜による支持は大きいとされる⁽¹⁾。しかし足底腱膜を切除してもアーチの形態に変化が見られないという報告⁽⁴⁷⁾もある。また長足底靭帯、底側踵舟靭帯もアーチ支持に貢献しているとされ⁽¹⁾、底側踵舟靭帯の損傷により外反扁平足を生じたという報告⁽⁴⁸⁾もある。

扁平足への対処としてはしばしば中敷きや補助器具を用いたアーチ構造の支持を行うにとどまる。特にテーピングによるアーチ支持はよく用いられる手技である。

本章では足底腱膜、長足底靭帯、底側踵舟靭帯を除去したモデルを用いて、各々の欠損が足部のアーチ構造に及ぼす影響を解析することで扁平足発生の原因について解析することを目的とした。また内側アーチ支持テープのモデルを構築し、テープによるアーチ支持効果についても解析を行った。

5.2 内側アーチ支持テープモデルの構築

扁平足への対処として用いられるテーピング手技には様々⁽⁵⁹⁾⁽⁶⁰⁾なものが存在するが、本研究では鈴木らの研究⁽⁵⁴⁾を参考に内側アーチ支持テープを施した場合について解析を行うことにした。このテーピングは舟状骨を引き上げるテープと踵骨の外反を制御するテープを組み合わせたものである。テープモデルは幅35[mm]の弾性テープ(EBテープ:ニトリート)を再現したもので、5[mm]間隔に付着点を求め皮膚形状モデルを用いて Fig.5.1 のように複数の四角形を並べた形状として構築した。テープの厚みは無視した。テープは伸びに対して17.5[N/mm]の張力が発生するものとした。ただし実物のテープの伸展の際に長じる張力は20%の伸展を境に増加し、25%以上の伸展が生じなかったことと、テープの強度が20[N/mm]であったことより、20%以上の伸展の際には伸びに対して400[N/mm]の張力が生じるものとし、テープが破壊される張力が作用しないとテープは25%以上伸展しないようにした。

弾性テープを用いたテーピングはテープを伸展させた状態で施すことが多いことより、テープモデルはテーピングを施した初期姿勢においても伸展を生じているものとした。その伸展量は鈴木らの研究の計測結果と本研究における解析結果の

比較により、舟状骨引き上げ部分が 17%、踵骨外反制御部分が 13%と求めた。

テーピングは皮膚の上から施すため皮膚や皮下組織の影響を受ける。特にテープの引っ張りによるテープを施していない部位の動作や、皮膚の動きによるテープのずれによりテープの伸び量が均一化されることが考えられる。今回施したテープの端は脛骨、踵骨、第五中足骨のいずれかの表面に位置する皮膚上に停止するため、テープの引っ張りによる他部位の運動は生じにくいと考えられる。また皮膚の動きは足首周りや足の甲では大きいですが足の裏では小さい。そのため足の裏の足部以外の部位に貼られたテープは皮膚の動きにより伸展量が均一化されると考えられる。また足の裏は脂肪や筋肉といった皮下組織が多く、皮膚に加えられた強制力は皮下組織の働きにより均一化され骨に作用することが考えられる。そこで本研究ではテープは足の裏とその他の部分でグループ分けを行い、共通のグループ内では伸展量が均一化されるものとした。またテープの張力による影響はテープの部位ごとに対応する骨モデルに直接作用するものとした。

テープモデルの評価は鈴木らの研究⁽⁵⁴⁾で示されていた片足立ちにおける舟状骨粗面の高さ(Fig5.2(a))と、両足立位時の後足部の角(Fig5.2(b))より行った。舟状骨粗面高さの計測値はテーピングなしにおいて 31.8 ± 7.1 [mm]、テーピングありにおいて 36.9 ± 5.2 [mm]であり、後足部の角の計測値はテーピングなしにおいて 5.7 ± 1.6 [deg]、テーピングありにおいて 3.5 ± 1.4 [deg]である。片足立ちは脛骨に荷重 600[N]が加わっている静止立位状態、両足立位は脛骨に荷重 300[N]が加わっている静止立位状態として解析を行った。結果は Fig.5.3 のようになり、解析で求めた骨粗面の高さはテーピングなしにおいて 37.5 [mm]、テーピングありにおいて 40.9 [mm]であり、後足部の角はテーピングなしにおいて 5.9 [deg]、テーピングありにおいて 4 [deg]であり、両方とも実測値の範囲に収まっていることが確認できた。このことより構築したテープモデルは再現性があると考えられる。

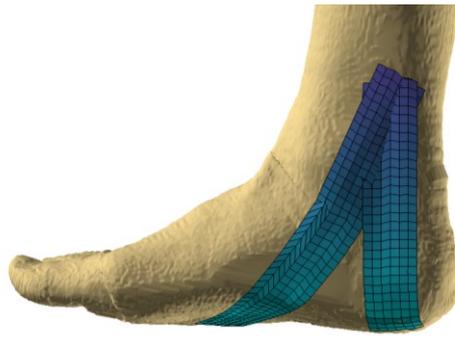
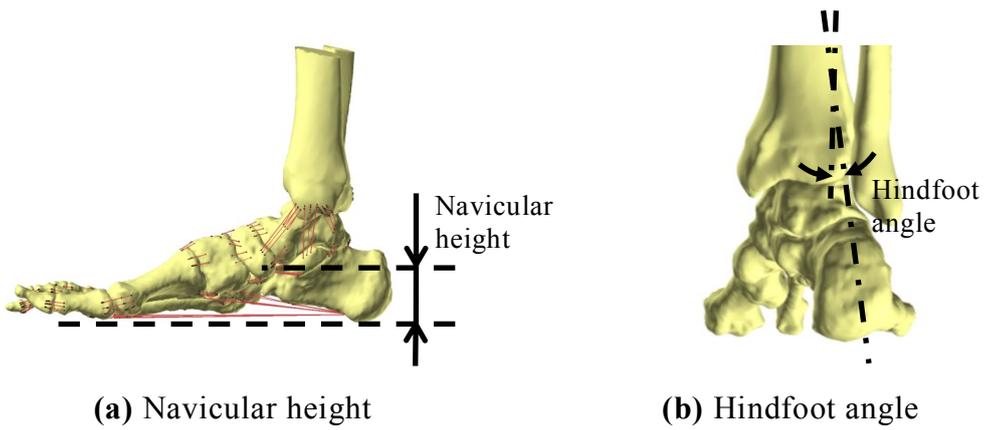


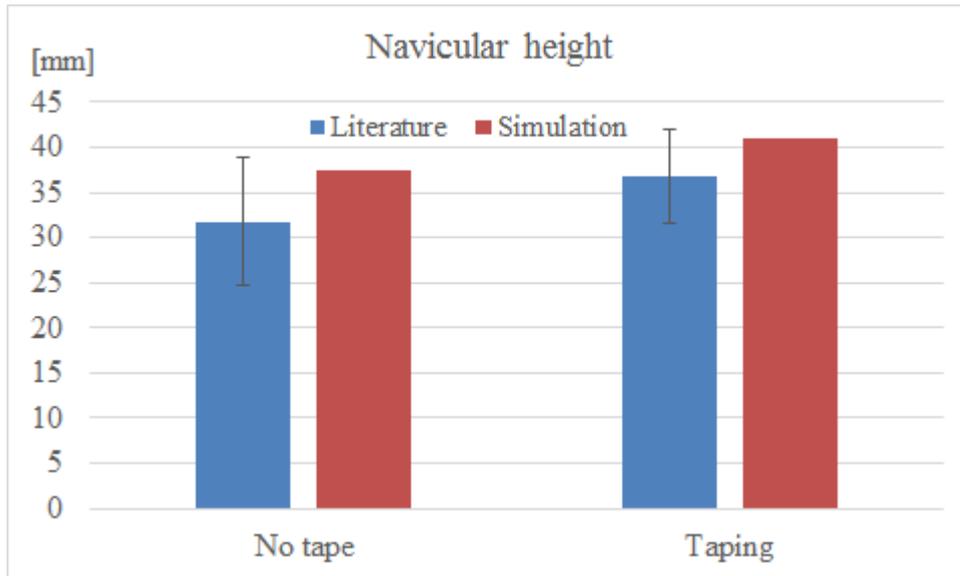
Fig.5.1 Medial arch support tape



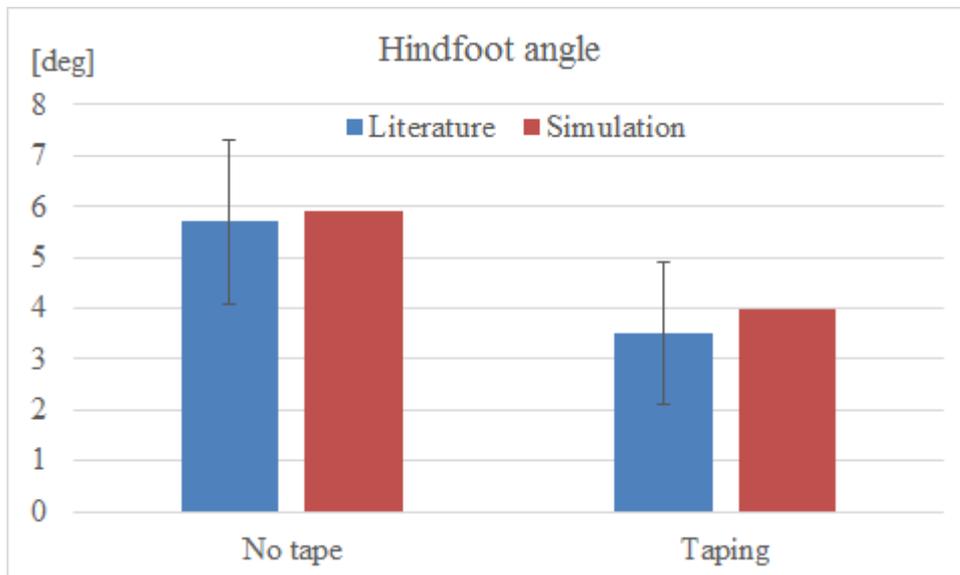
(a) Navicular height

(b) Hindfoot angle

Fig.5.2 The values used for calculation of validity



(a) Navicular height



(b) Hindfoot angle

Fig.5.3 Compare literature data with simulation

5.3 靱帯の欠損がアーチ構造に及ぼす影響の力学解析

足部関節に対して足底腱膜、長足底靱帯、底側踵舟靱帯を個別に、または全て除去することにより健常状態と比較して姿勢にどのような変化が生じるのかを解析する。体重による影響は片足立位状態を想定し、600[N]の垂直荷重を脛骨に加えた。また足部は歩行や走行により体重よりも大きな衝撃を日常的に受けており、段降り動作や下り坂では体重の2倍程度の衝撃が発生している。そこで高荷重による影響も考慮するため1200[N]の荷重が加わっている場合についても解析を行う。

ここで最も負荷が大きい1200[N]荷重時の足部について、健常状態と3つの要素を全て除去した状態について、靱帯の引張応力と軟骨の圧縮応力を解析し、過剰な負荷が加わっていないか確認した。まず健常状態について解析すると、それぞれの応力の最大値は底側楔舟靱帯の14[MPa]と距踵関節の12[MPa]であり、それぞれの最大応力28[MPa]と30[MPa]以下であり過剰な負荷が生じていない。続いて3つの要素を全て除去した状態について解析すると、それぞれの応力の最大値は底側距踵靱帯の24[MPa]と距踵関節の12[MPa]であり、最大応力を超えてはいないものの、底側距踵靱帯に加わる負荷が限界に近いことが分かった。このことより靱帯損傷は他の靱帯への負荷を増加させることが分かる。

アーチの低下は一般に舟状骨の高さにより判断される。そこで舟状骨粗面の地面からの高さについて比較を行うと、健常状態におけるその高さは荷重600[N]のとき37.5[mm]、荷重1200[N]のとき32.3[mm]であったのに対し、足底腱膜、長足底靱帯、底側踵舟靱帯をそれぞれ除去した高さはそれぞれ36.8[mm]と30.8[mm]、37.3[mm]と31.6[mm]、37.1[mm]と30.2[mm]となり、最大でも0.7[mm]と1.9[mm]の小さな降下しか生じていなかった。しかし3種全てを除去した場合の舟状骨高さは荷重600[N]と1200[N]においてそれぞれ34.3[mm]と26.2[mm]となり、健常状態と比較した降下は3.2[mm]と6.1[mm]となり大きく姿勢が変化した。

また扁平足には外反足を伴う外反扁平足もあり、このとき足部は足首周りの外旋と外反を生じる。そこで下腿に対する第一中足骨軸の外旋角度(Fig.5.4(a))と踵骨の外反角度(Fig.5.4(b))についても比較した。ここで第一中足骨の外旋角度と踵骨の外反角度は脛骨に荷重が30[N]加わっているときを基準として求めた。これは下腿の重さが人体の5%程度であることより、イスに座って軽く足が地面に接している状態を想定したもので、荷重による変化がほとんど生じていない姿勢として用いた。その結果、健常状態において荷重600[N]および1200[N]のとき6.9[deg]および10.7[deg]の外旋と、2.46[deg]および4.37[deg]の外反を生じていたのに対し、足底腱膜を除去した場合の角度は6.0[deg]および9.7[deg]の外旋と2.22[deg]および4.62[deg]の外反となり、健常状態よりも内旋方向に姿勢が変化した。また長足底靱帯を除去した場合は7.3[deg]および11.4[deg]の外旋と1.78[deg]および3.96[deg]の外反となり、こちらは内反方向に姿勢が変化した。対して底側踵舟靱帯を除去した場合は10.3[deg]および16.1[deg]の外旋に3.43[deg]および6.71[deg]の外反となり、健常状態から3.4[deg]および5.4[deg]の外旋と0.97[deg]および2.34[deg]の外反となり、外旋と外反方向に大きな姿勢変化が生じた。

Figure 5.5 に舟状骨の高さ, 第一中足骨の外旋角度, 踵骨の外反角度の解析結果をまとめる.

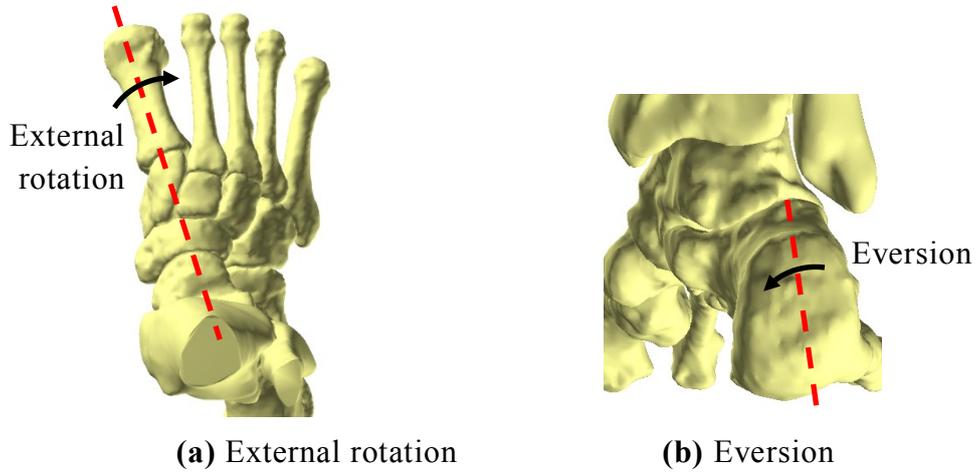


Fig.5.4 Posture change of splayfoot

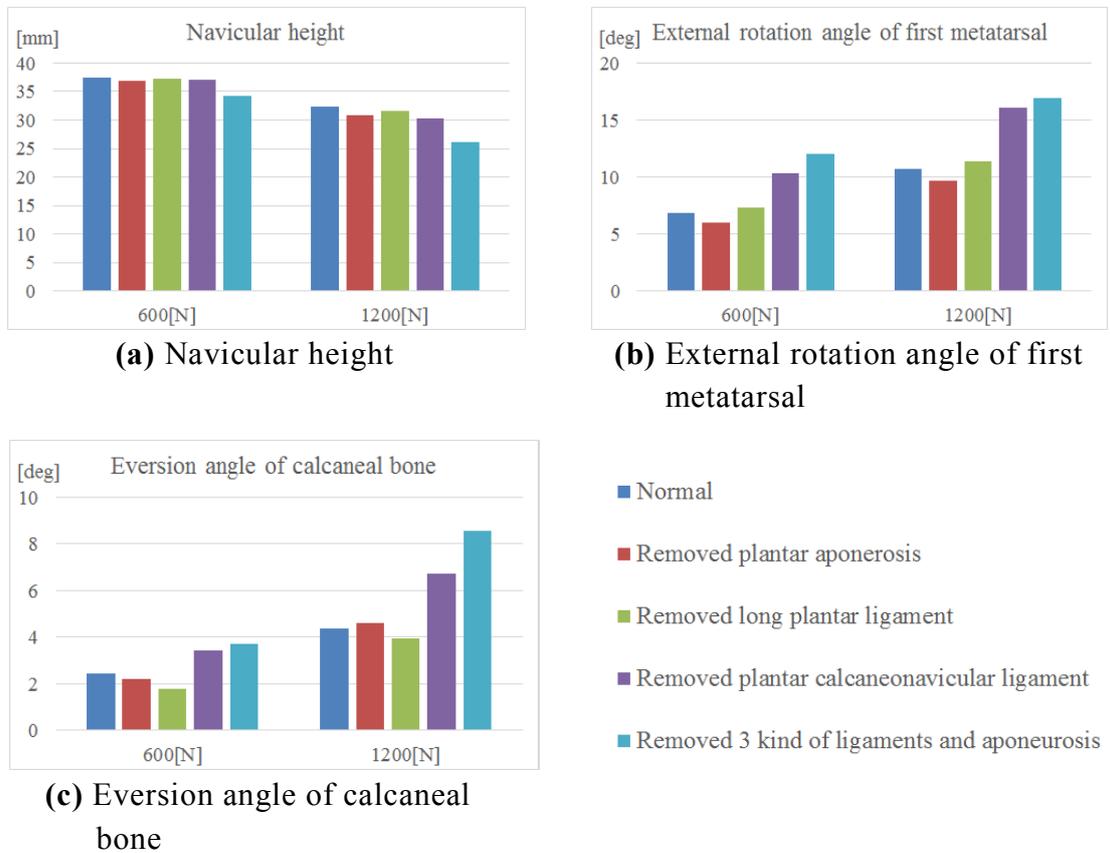


Fig.5.5 Difference of foot position cause of ligament and aponeurosis condition

アーチの低下により足部の姿勢に変化が生じると床反力にも変化が生じることが考えられる。そこで荷重 600[N]において各状態における床反力を比較すると Fig.5.6 に示すように、健常状態のとき踵部と第1趾から第5趾にそれぞれ468[N], 47[N], 15[N], 22[N], 25[N], 22[N]の床反力が作用していたのに対し、足底腱膜を除去した場合は 468[N], 44[N], 15[N], 22[N], 28[N], 29[N], 長足底靭帯を除去した場合は 469[N], 53[N], 14[N], 24[N], 21[N], 25[N], 底側踵舟靭帯を除去した場合は 465[N], 44[N], 20[N], 25[N], 26[N], 20[N]となり、健常状態と大きな違いは見られなかった。しかし 3 種全てを除去した場合において各部に作用する床反力は436[N], 33[N], 1[N], 27[N], 19[N], 83[N]となり、踵部と第1, 第2趾に働く床反力が減少し、第5趾に加わる床反力が大きく増加した。

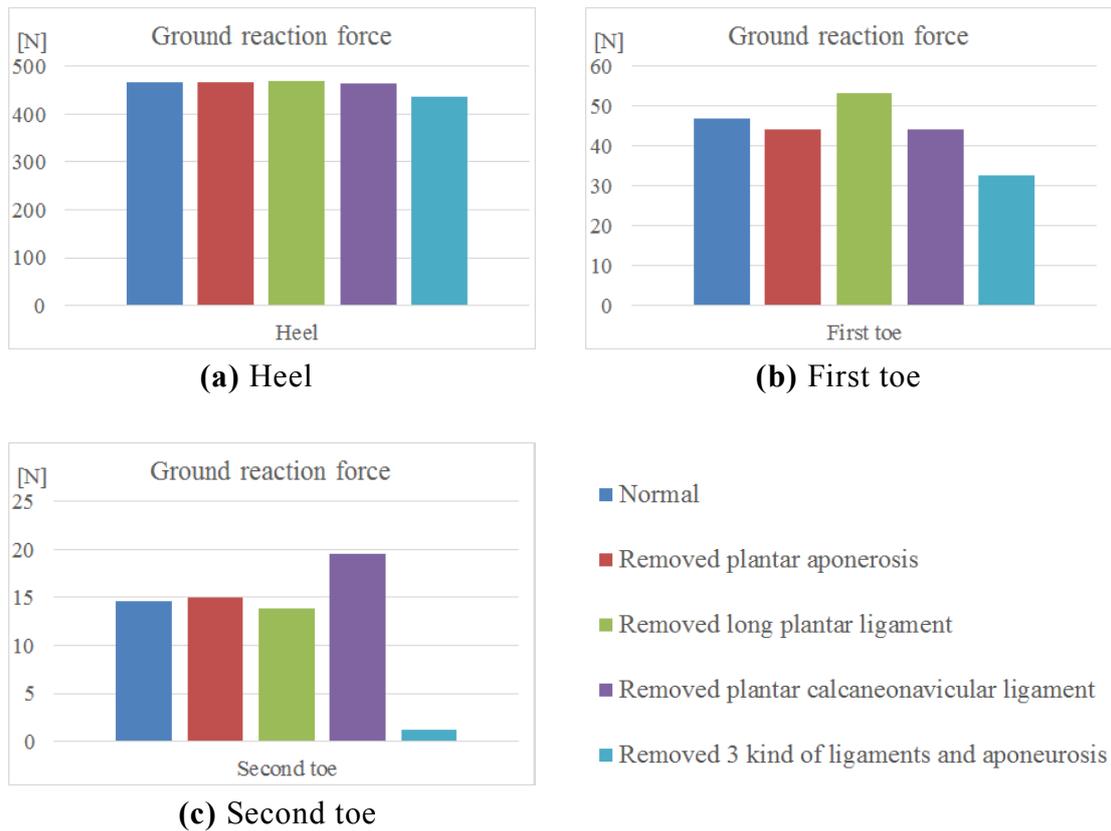
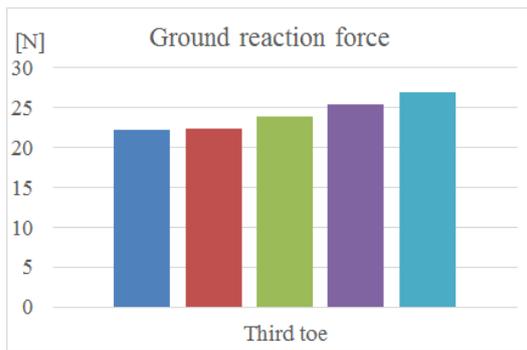
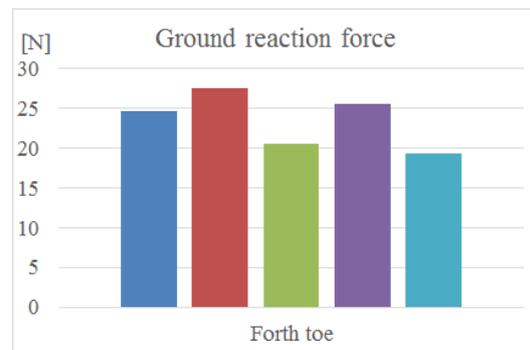


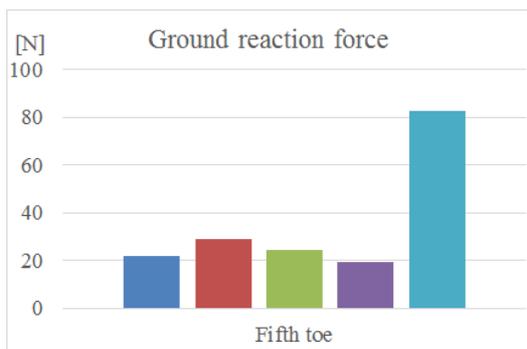
Fig.5.6 Difference of reaction force cause of ligament and aponeurosis condition



(d) Third toe



(e) Forth toe



(f) Fifth toe

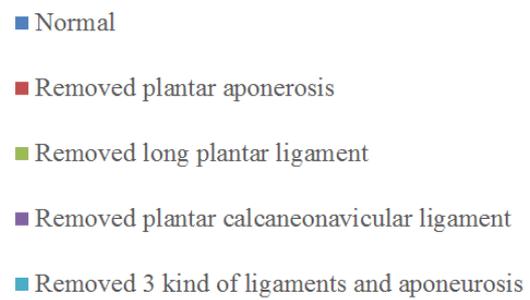


Fig.5.6 Difference of reaction force cause of ligament and aponeurosis condition (continue)

5.4 靭帯の欠損がアーチ構造に及ぼす影響の力学解析結果の考察

足底弓は主に足底腱膜、長足底靭帯、底側踵舟靭帯の3つの靭帯・腱膜要素により支持されるとされ、その中でも足底腱膜の寄与は大きいとされる⁽¹⁾。しかし足底腱膜を切除しても扁平足の発生がみられない事例⁽⁴⁷⁾や、底側踵舟靭帯の損傷により外反扁平足の発生がみられた事例⁽⁴⁸⁾もある。そこで3つの靭帯・腱膜要素の除去による姿勢の変化を比較すると Fig.5.5 に示す結果となり、特定の靭帯・腱膜要素を除去しただけでは舟状骨の降下は生じず、3種全ての要素を除去した状態においてのみ舟状骨の降下が生じた。しかし前述のように特定の靭帯・腱膜の損傷により扁平足が発生する臨床事例もある。この違いは靭帯の弾性力と自然長の個人差が関わっているのではないかと考えられる。靭帯・腱膜の断面積とヤング率は個人によって大きく異なっており、同じ負荷が加わった場合でも個人によって靭帯・腱膜の伸展量がことなる。また足部は大きな負荷を長期に渡り受ける部位であるため、その構造を支える靭帯・腱膜が弛緩し、自然長に大きな伸展が生じている場合があり、特に靭帯・腱膜を損傷した場合は損傷していない靭帯・腱膜に加わる負荷が集中することで伸展が促されると考えられる。

本研究で用いた靭帯・腱膜要素の断面積およびヤング率は文献を参照したものであり、平均的な強度を持つといえる。また自然長はモデル構築に用いたCT断層画像を取得した姿勢である仰臥位における足部の姿勢を基に求めているため、靭帯・腱膜に大きな伸展が生じていない状態であるといえる。このことより靭帯・腱膜に十分な強度があり大きな伸展が生じていない足部においては、特定の靭帯・腱膜が損傷を起こしても他の要素を健全に保つことができれば足底弓は保持され、扁平足の発生を防ぐことができると考えられる。

扁平足には足部の外旋と外反を伴う外反扁平足と呼ばれるものがある。そこで靭帯・腱膜要素の除去による下腿に対する足部の外旋および外反を比較すると、Fig.5.5 より底側踵舟靭帯を除去した場合において第一中足骨の外旋と踵骨の外反が表れることが分かる。このことより底側踵舟靭帯の機能低下は外反足の発生に関係しているものと考えられる。前述の様に底側踵舟靭帯の断裂により扁平足が生じていたという報告⁽⁴⁸⁾もあることより、足部関節姿勢保持のために底側踵舟靭帯のなす役割は非常に大きいものと考えられる。

靭帯・腱膜要素の切除により足部の姿勢が変わると足底と地面との接触状態が変化し、足部に働く床反力も変わることが考えられる。そこで踵部と各足趾に働く床反力を比較すると Fig.5.6 に示す結果となり、3種の靭帯・腱膜要素を全て除去した姿勢において床反力が外側に偏ることが分かる。Figure 5.5 より3種の要素を除去した姿勢は舟状骨の降下がみられており、このことより内側部のアーチの曲りが弱くなっていると考えられる。このとき内側の足趾を地面に押し付ける力は減少すると考えられ、それが第1、第2趾の床反力が低下し、第5趾に床反力が集中した原因ではないかと考えられる。

5.5 内側アーチ支持テープによるアーチ制御効果の力学解析

足部に内側アーチ支持テープを施した場合について解析する。解析は片足立位を想定した荷重 600[N]の状態に対して行った。靭帯・腱膜要素を除去した場合の解析において底側踵舟靭帯を除去した場合と 3 種の要素全てを除去した場合において足部関節の姿勢に大きく変化が生じていたことより、この 2 つの状態に健全状態を加えた 3 つの状態について比較を行った。ここで 3 種の要素全てを除去した場合においてテープに生じる張力を解析すると 11[N/mm]で、テープの最大張力 20[N/mm]以下であり、テープに過剰な張力が生じていないことを確認した。

テーピングを施していない状態において舟状骨高さは Fig.5.7 に示すように、健全状態から 3 種要素除去により 37.5[mm]から 34.3[mm]に降下したのに対し、テーピングを施した場合の変化は 40.9[mm]から 40.3[mm]となり、テーピングにより舟状骨の降下が制御されることが確認できた。

また Fig.5.7 に示すように、底側踵舟靭帯除去による第一中足骨の外旋角度が 6.9[deg]から 10.3[deg]に、踵骨の外反角度が 2.5[deg]から 3.4[deg]に変化したのに対し、テーピングを施すことにより外旋角度変化は -0.2[deg]から 0.6[deg]に、外反角度変化は 1.2[deg]から 1.5[deg]に制御された。

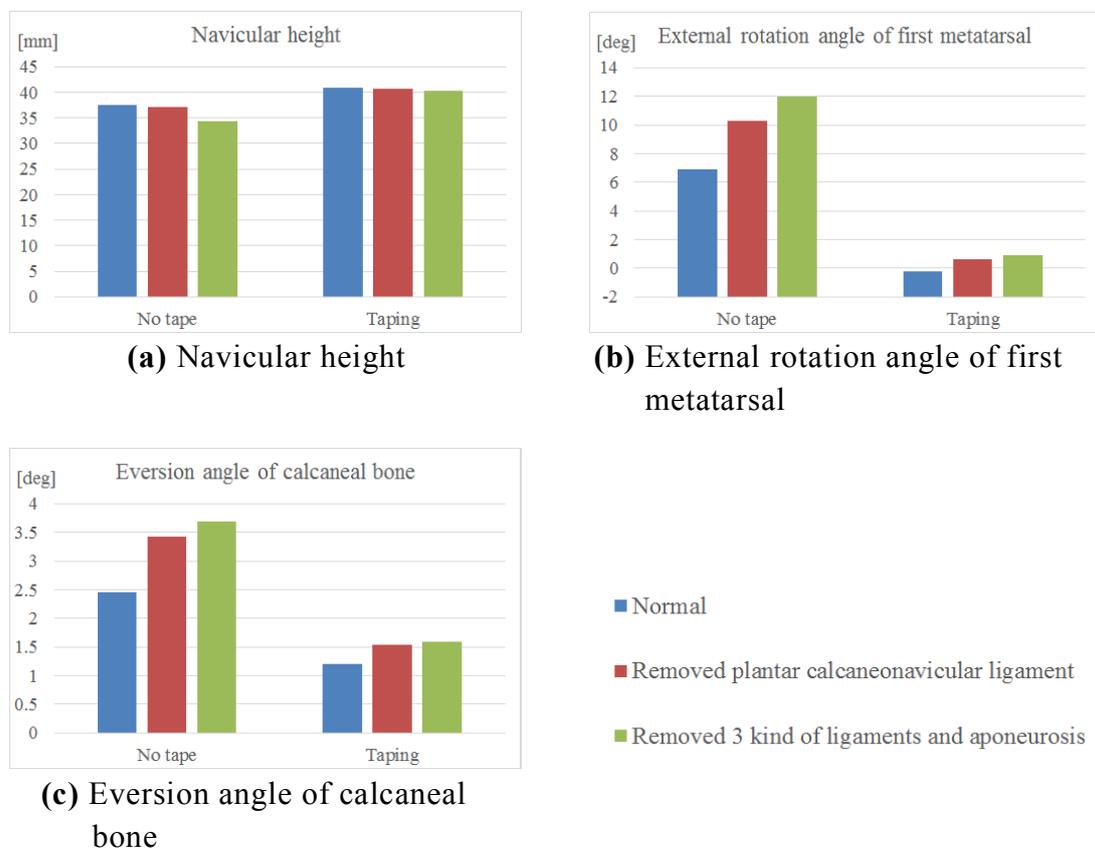


Fig.5.7 Difference of foot position cause of ligament and aponeurosis condition and presence or absence of tape

内側アーチ支持テープは足部の内側を引き上げるため、内側が持ち上がることにより床反力が外側に偏ることが予測される。そこで健常状態において内側支持テープを施した場合の踵部および第1趾から第5趾に加わる床反力を解析すると435[N], 3[N], 0[N], 5[N], 51[N], 104[N]となり、健常状態においてはそれぞれ468[N], 47[N], 15[N], 22[N], 25[N], 22[N]であったことより荷重が外側に偏っていることが確認できた。そこで Fig.5.8 に示すような内側アーチの曲りを補強するテープを施すことにより第1趾の地面への接触を強くした場合について解析を行った。このテーピングは扁平足に対してしばしば行われている手技である。その結果、床反力はそれぞれ437[N], 35[N], 0[N], 1[N], 46[N], 80[N]となり、第1趾に働く床反力の増加と外側の足趾に働く床反力の減少が確認された。Figure 5.9 に床反力の解析結果を示す。

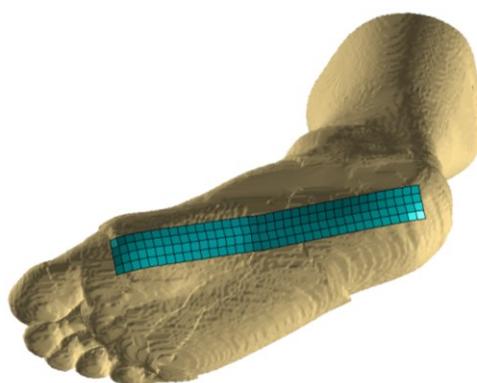
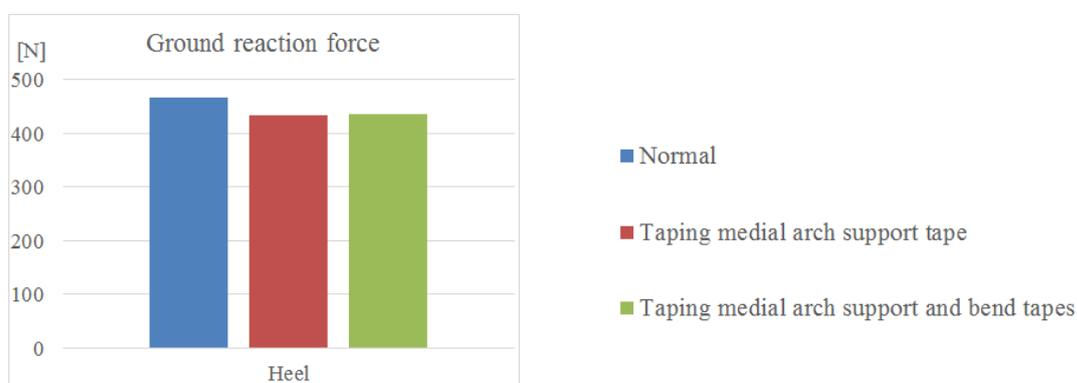
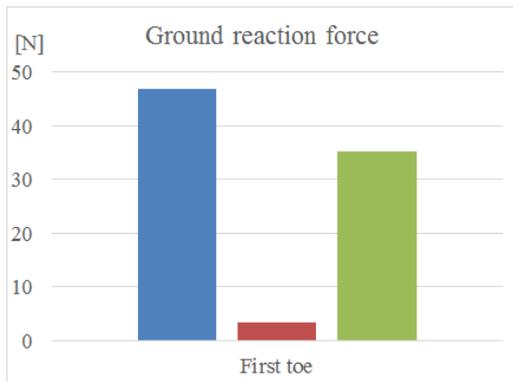


Fig.5.8 Medial arch bend tape

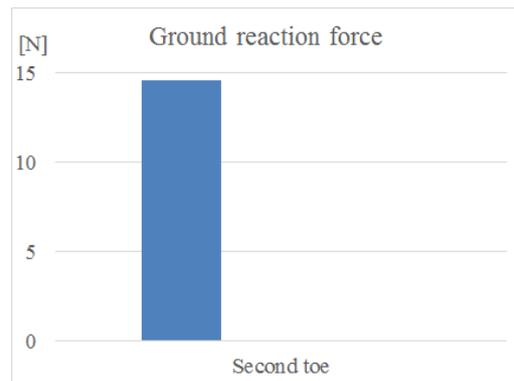


(a) Heel

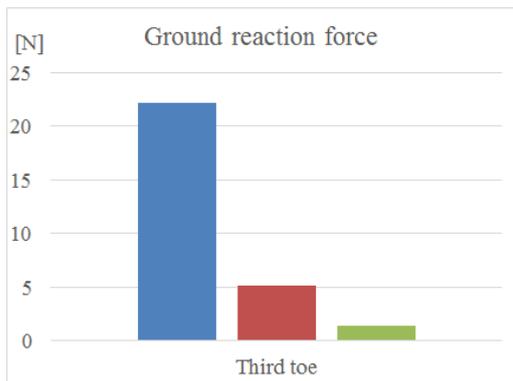
Fig.5.9 Difference of ground reaction cause of presence or absence of tape



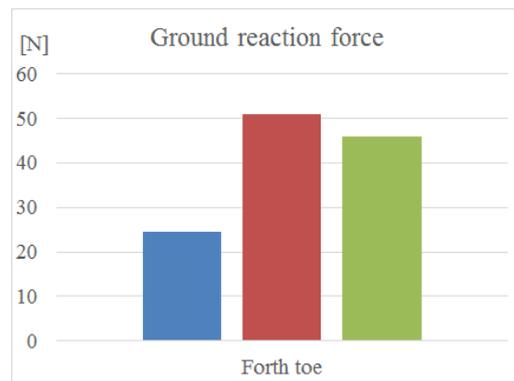
(b) First toe



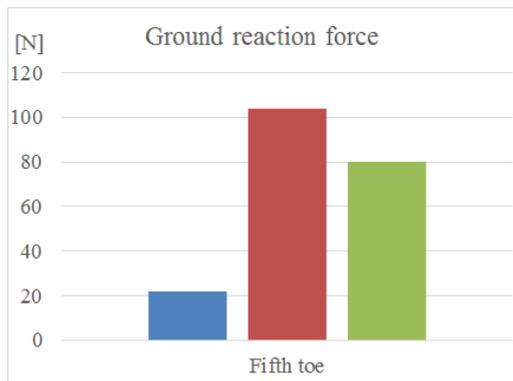
(c) Second toe



(d) Third toe



(e) Forth toe



(f) Fifth toe



Fig.5.9 Difference of ground reaction cause of presence or absence of tape (continue)

5.6 内側アーチ支持テープによるアーチ制御効果の力学解析結果の考察

内側支持テープによる姿勢変化を解析すると Fig.5.7 に示す結果となり、テープにより靭帯・腱膜除去による姿勢変化が制御されることが確認できた。ここでテーピングしたテープは舟状骨の降下と踵骨の外反を抑えるものであり、第一中足骨の外旋については考慮されていない。しかし第一中足骨の外旋もテープにより変形が小さくなる。第一中足骨の外旋が踵骨の外反と同時に生じたことより、第一中足骨の外旋は底側踵舟靭帯の機能低下により直接発生するのではなく、踵骨の外反による姿勢バランスの変化によるところが大きいのではないかと考えられる。

健常状態においてテーピングすることによる足部に働く床反力の変化を比較すると、テープにより内側部が引き上げられるため床反力が外側に偏った。そこで内側アーチの曲りを補強するテープを施すと Fig.5.9 に示す結果となり、第1趾に働く床反力が増加し、第4, 5趾に働く床反力が減少したことが分かる。このことよりアーチ補強テープは足部の内外側の荷重バランスを整えるために有効ではないかと考えられる。

5.7 外側靭帯損傷とテーピングによる効果の力学解析

足首の捻挫は足部関節の損傷の中でも特によく見られる損傷であり、その多くは外側の靭帯を損傷する外側靭帯損傷として生じる⁽²⁸⁾。外側靭帯損傷はまず前距腓靭帯(ATFL)に損傷を生じ、続いて踵腓靭帯(CFL)に損傷を示し、最後に後距腓靭帯(PTFL)を損傷するとされる。しかし PTFL まで損傷を生じるのは稀である。また外側靭帯損傷は足首の内返し状態で生じるとされることより内返し捻挫とも呼ばれる。

捻挫の治療法は多くの研究が行われており、石膏による保護やテーピングによる保護など複数の手法が確立されている⁽³⁾⁽⁶⁾。中でも、テーピングによる手法は施しやすい手法である。そこで本節では扁平足の解析の際に構築したテーピングモデルの手法を用いて、テーピングによる外側靭帯損傷に対する効果を解析することにした。またそのために健常足、ATFL 損傷、ATFL+CFL 損傷の足部関節の三次元剛体バネモデルを構築した。靭帯損傷モデルはそれぞれ該当する靭帯を健常足モデルより除去することで ATFL 除去モデルおよび ATFL+CFL 除去モデルとして構築した。

5.7.1 テーピングモデルの構築

外側靭帯損傷への対処としてしばしばテーピングが用いられる。その手技としてはスタートアップ、ホースシュー、フィギュアエイト、ヒールロックの4つを組み合わせたものがよく用いられるため、この手技を解析することにした。Figure 5.10 に4つのテーピング手技について示す。スタートアップ(Fig.5.10(a))は脛の内側から開始し踵をくぐり、脛の外側で停止する。このテーピングは3枚のテープの組み合わせにより行われ、一枚は脛骨軸に沿って貼られるが、残り2枚は開始を脛骨軸より

前方ないし後方にずらし踵底部で交差するようにして脛外側の後方ないし前方に停止する. ホースシュー(Fig.5.10(b))は足首を後方から U の字形で覆う. このテーピングは数枚のテープを上下にずらして貼り付けることで足首全体を大きく覆うため, 本解析では 3 枚のテープを用いたモデルとした. フィギュアエイト(Fig.5.10(c))は外果の上部から始まり, 足の甲を斜めに横切って土踏まずに至り, そのまま足の裏を横切り, 再び足の甲を斜めに横切って内果の上部に終わる. ヒールロック(Fig.5.10(d))は外果の上部より始まり, 脛部前方を通り内果とアキレス腱を覆いながら踵の外側に至り, そのまま踵の外側も通りながら足の裏を外側から内側に横切り, 足の甲と足首を斜めに横切り外果を覆い, 今度はアキレス腱と踵の内側を通り足の裏を内側から外側に横切り, 足の甲と足首を斜めに横切り内果を通り, 足首に巻き付いて終わる.

解析に用いるテープは幅 38[mm]の非伸縮性テープ(DC テープ:D&M)とした. モデル化した非伸縮性テープは最大で 2%程度の伸展しか生じず, その強度は 20[N/mm]であったことより, テープは伸展量に対して 1000[N/mm]の張力が生じるものとしてモデル化した.

テープは厚みを無視し, 1 辺 4.75[mm]の四角形メッシュを並べた形に構築し, メッシュの各頂点を付着点とし, 骨表面から皮下組織の厚みを考慮した位置に固定した. テープは内側アーチ支持テープと同じく, 足の裏とその他の部分でグループ分けを行い, 共通のグループ内では伸展量が均一化されるものとし, テープの張力による影響はテープの部位ごとに対応する骨モデルに直接作用するものとした. Figure 5.11 にテープモデルを示す.

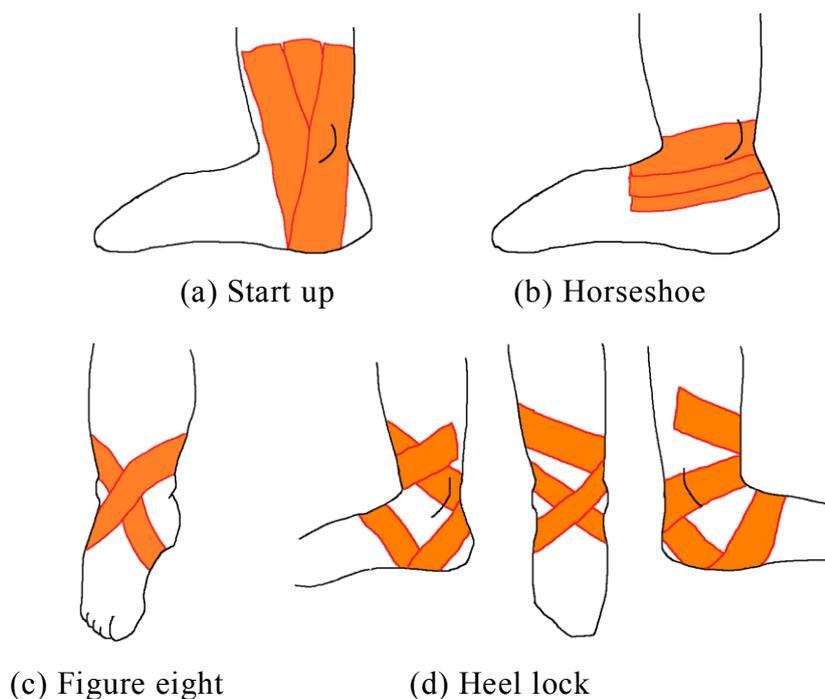


Fig.5.10 Four types of taping procedure for support of sprained ankle

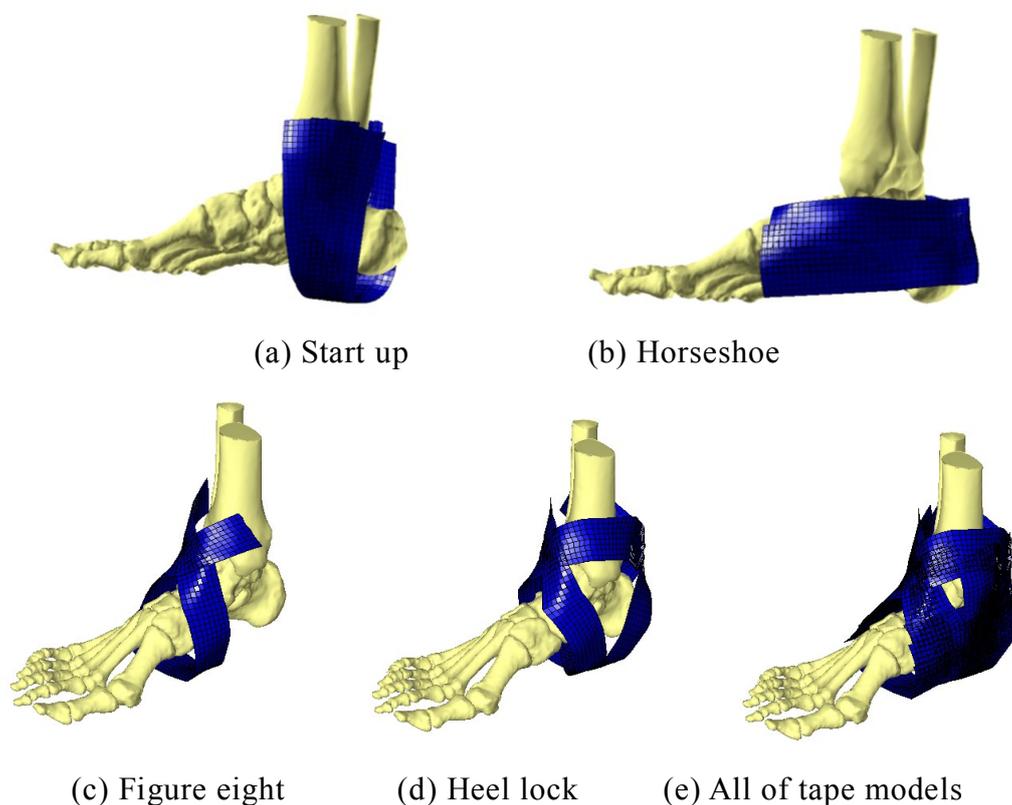


Fig.5.11 The tape models that were used in this study

5.7.2 解析方法

解析方法は健常者の冷凍屍体四肢を用いた小笠原らの研究⁽⁶¹⁾を参考にした。この研究は冷凍屍体の下腿部を用い、健常な状態、ATFLを切断した状態、ATFLとCFLを切断した状態の3つの状態に対して、テーピングの有無による可動域の違いを解析したものである。

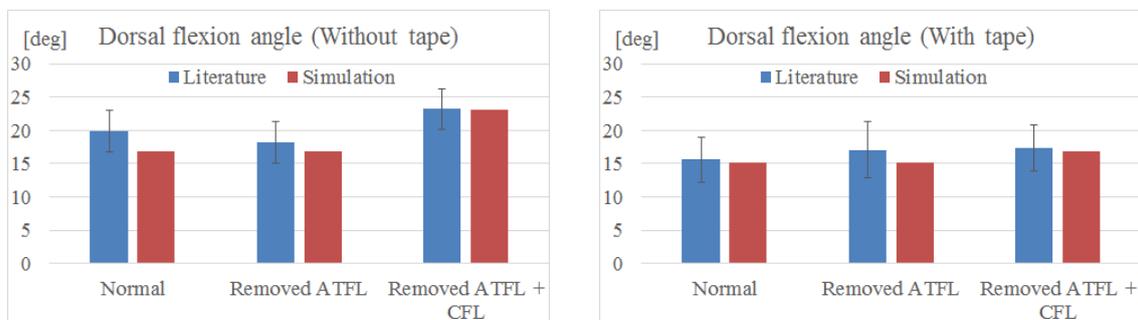
解析は踵骨と第一、第五中足骨を固定とし、下腿を地面に対し垂直にした状態において、地面から300[mm]の高さの脛骨前面に39.1[N]の背屈方向の力を加えたときの脛骨の背屈と、脛骨軸に 1.96×10^3 [Nmm]の内旋方向のトルクを加えたときの足関節の内旋について、健常足 ATFL 除去、ATFL+CFL 除去の3つのモデルに対して解析する。またテーピングを施した場合のそれぞれの状態における姿勢についても解析する。

外側靭帯損傷は足部関節が内反と内旋の状態で起こりやすいとされる。そこで脛骨を内反方向に5 [deg]および10 [deg]傾けた時についても内旋を解析する。

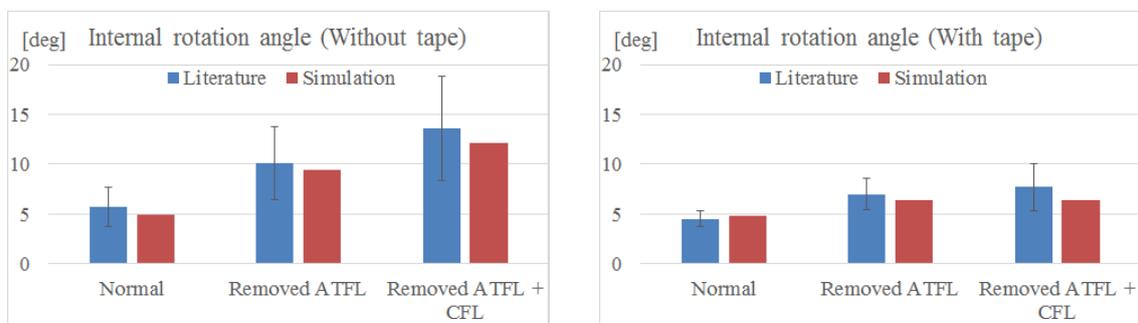
5.7.3 外側靭帯損傷の力学解析

解析より背屈方向の力を加えた時の健全, ATFL切断, ATFL+CFL切断状態のそれぞれの背屈角度は 16.9[deg], 16.9[deg], 23.1[deg]で, テープありが 15.2[deg], 15.2[deg], 16.9[deg]となり, 内旋方向のモーメントを加えた時のそれぞれの内旋方向の角度変化は 4.9[deg], 9.5[deg], 12.1[deg]で, テープありが 4.9[deg], 6.4[deg], 6.4[deg]となった. ここで冷凍屍体四肢を用いた小笠原らの研究⁽⁶¹⁾と比較すると Fig.5.12 となり, 小笠原らの研究においてテープなしにおける健全, ATFL切断, ATFL+CFL切断状態のそれぞれの背屈角度が 19.9 ± 3.1 [deg], 18.2 ± 3.1 [deg], 23.2 ± 3.1 [deg]で, テープありが 15.6 ± 3.4 [deg], 17.1 ± 4.2 [deg], 17.4 ± 3.5 [deg]であったことと, テープなしにおける内旋角度が 5.7 ± 2.0 [deg], 10.1 ± 3.7 [deg], 13.6 ± 5.2 [deg]でテープありが 4.5 ± 0.8 [deg], 7.0 ± 1.6 [deg], 7.7 ± 2.4 [deg]であったことより, 解析結果は全て妥当な範囲に収まっているため, 構築したモデルと解析手法は妥当であると考えられる. 背屈角度についての解析結果を Fig.5.13 に, 内旋角度についての解析結果を Fig.5.14 に独立して示す.

また, ATFL+CFL 除去において内旋時にテープに作用する最大張力は 4[N/mm]で, 底屈時に作用する最大張力は 6[N/mm]であり, テープの強度である 20[N/mm]を下回っており, テープに過剰な張力が生じていないことが確認できた.



(a) Comparison of dorsal flexion angles



(b) Comparison of internal rotation angles

Fig.5.12 Comparison of the joints position between literature and simulation

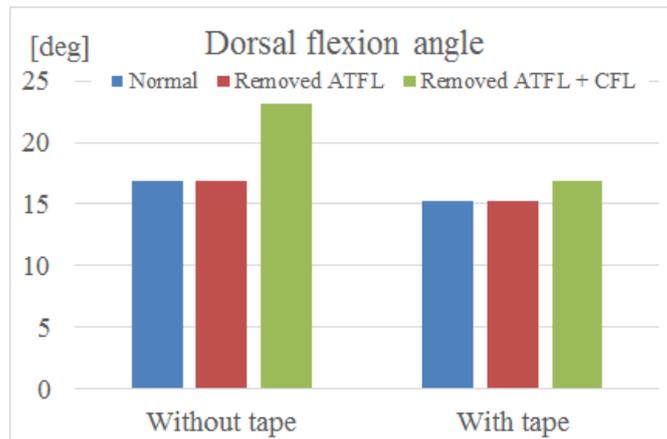


Fig.5.13 Comparison of removed ligaments with or without tape for dorsal flexion angles

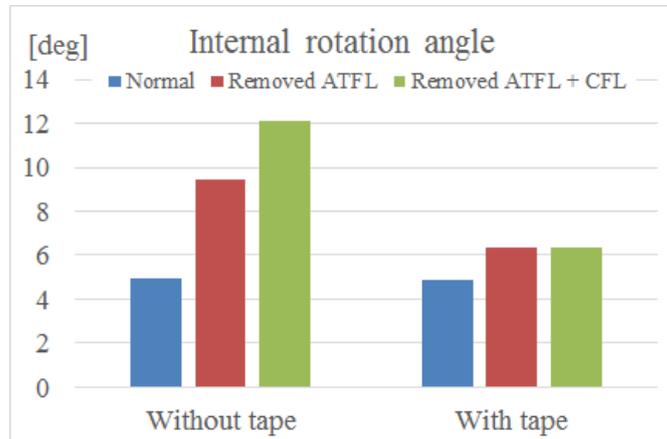


Fig.5.14 Comparison of removed ligaments with or without tape for internal rotation angles

靱帯損傷は足部関節の内返し時に靱帯に過剰な張力が加わることで生じるとされる。そこで内返しの要素の一つである内旋方向の変化について、外側靱帯の各靱帯に生じる靱帯張力についても解析すると Table 5.1 に示す結果となった。

外側靱帯損傷は内返し姿勢において生じるとされ、内返し姿勢は内反、内旋、底屈を組み合わせた姿勢である。中でも内反姿勢において外側靱帯損傷は生じやすいとされる。そこで足部を 10[deg]内反させた姿勢について解析を行ったところ、足部を内反させただけでは ATFL に負荷が生じないことが確認できた。

このことより内反姿勢は直接靱帯の損傷に関係しているのではなく、足部の内旋を生じやすくするために靱帯損傷が生じやすくなると考えられるため、内反姿勢時に内旋させた場合の内旋角度を解析した。結果は Fig.5.15 に示すようになり、内反姿勢では内旋角度が大きくなることが確認できた。また内反姿勢時における健常足の内旋角度と前距腓靱帯および踵腓靱帯に作用する張力について比較すると Fig.5.16 に示すようになり、内反姿勢では内旋角度と ATFL の靱帯張力が増加していることが分かった。

また、ATFL+CFL を除去した 10[deg]内反姿勢においてテープに作用する最大張力は 12[N/mm]で、テープの強度である 20[N/mm]を下回っており、テープに過剰な張力が生じていないことが確認できた。

Table 5.1 Tension of lateral ligaments

Tape	Lateral ligament tension [N]					
	ATFL		CFL		PTFL	
	w/o*	w*	w/o	w	w/o	w
Normal	13	14	0	0	0	0
Removed ATFL	—	—	19	0	0	0
Removed ATFL + CFL	—	—	—	—	0	0

* w/o: without tape, w: with tape.

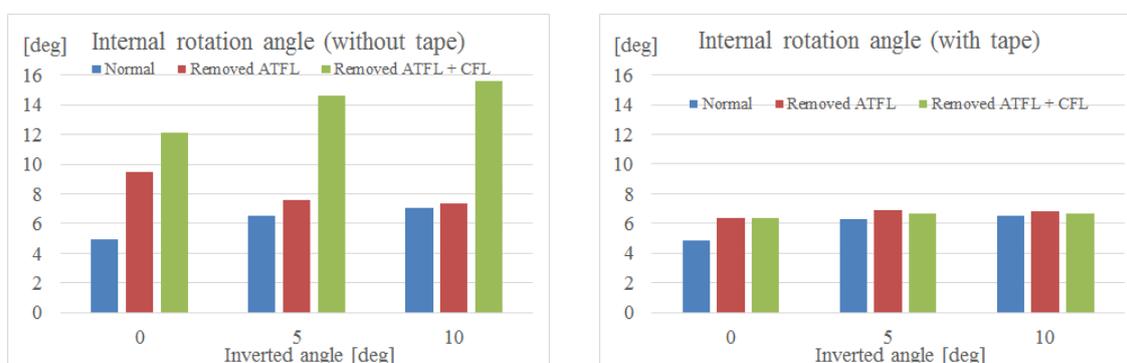
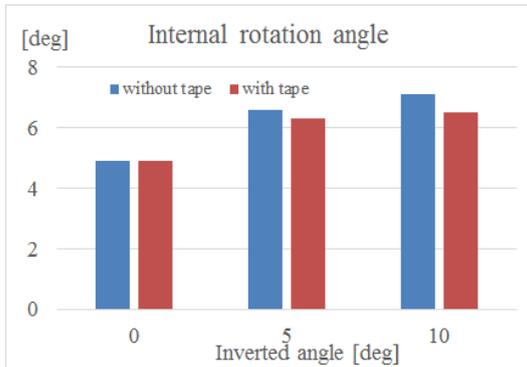
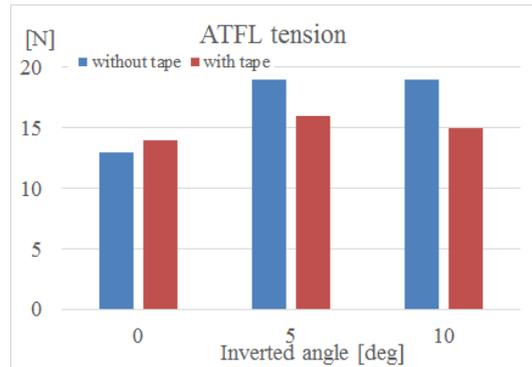


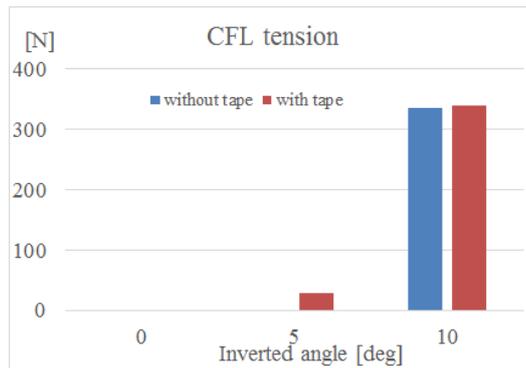
Fig.5.15 Comparison of removed ligaments with or without tape for internal rotation angles in non-inverted and inverted posture



(a) Internal rotation angle



(b) ATFL tension



(c) CFL tension

Fig.5.16 Internal rotation angles and tensions of lateral ligament in Normal model with and without tape

5.7.4 外側靭帯損傷の力学解析結果の考察

背屈の制限は通常の歩行や運動時に不利に働くため生じさせないことが望ましい。Figure 5.13 より健常足と ATFL 切断状態では背屈角度に違いがないことが分かった。このことより背屈方向の変形に際して ATFL は作用しないことが分かるので、ATFL にのみ損傷を生じた外側靭帯損傷の場合は背屈方向の制限を行わないことが望ましいと考えられる。しかしテーピングを行った際の背屈角度は 15.2[deg]であり、テーピングを行っていない場合の 16.9[deg]と比較して 1.7[deg]と小さい角度の制限しか生じていないことより、CFL 損傷を予防するために本解析で使用しているテーピング手技を行うことは有効であると考えられる。特に ATFL+CFL 損傷時のテーピングによる背屈制限は 16.9[deg]となり健常な場合の背屈角度と同じ角度となることより、本解析で用いた手技は背屈制限を生じずに CFL を補助するのに適していると考えられる。

Figure 5.14 よりテーピングなしにおける内旋角度は健常、ATFL 除去、ATFL+CFL 除去のそれぞれにおいて 4.9[deg], 9.5[deg], 12.1[deg]であったのに対し、テーピングありではそれぞれ 4.9[deg], 6.4[deg], 6.4[deg]となり、テーピングを施すことで内旋角度が小さくなることが確認できた。このことよりテーピングは内旋角度を制御できることが分かった。またテーピングをしていない場合、靭帯を切断するほど内旋角度が増加しているのに対し、テーピングを行った場合は ATFL 切断状態と ATFL+CFL 切断状態において内旋角度に変化がないことが分かった。このことより、内旋角度が 6.4[deg]以下の時 CFL は伸展していないと考えられる。ここで Table 5.1 より、テーピングにより姿勢が制御された状態では、CFL に負荷が加わっていないことが分かった。

外側靭帯損傷はまず ATFL 損傷を生じ、次に CFL に損傷が及ぶとされる⁽⁴⁾⁽⁵⁾。Figure 5.14 と Table 5.1 より足部関節が内旋すると、まず ATFL に負荷が生じ、続いて内旋角度が大きくなると CFL にも負荷が生じることより、内旋が外側靭帯損傷の原因の一つであると考えられる。

外側靭帯損傷はしばしば内反姿勢において生じるとされるが、足部を内反させるだけでは ATFL に負荷が生じなかった。そこで内反姿勢時に内旋させた場合の内旋角度を比較すると Fig.5.15 となり、テーピングなしにおける内反していない姿勢での健常、ATFL 除去、ATFL+CFL 除去の内旋角度がそれぞれ 4.9[deg], 9.5[deg], 12.1[deg]であったのに対し、5[deg]内反させるとそれぞれ 6.6[deg], 7.6[deg], 14.6[deg]となり、10[deg]内反させるとそれぞれ 7.1[deg], 7.4[deg], 15.6[deg]となり、内反角度が大きくなるほど内旋角度も大きくなることが確認できた。このことより内反姿勢は外側靭帯損傷を生じやすい姿勢であると考えられる。

またテーピングありにおける健常、ATFL 除去、ATFL+CFL 除去の内旋角度は、内反していない姿勢においてそれぞれ 4.9[deg], 6.4[deg], 6.4[deg]であり、5[deg]内反姿勢においてそれぞれ 6.3[deg], 6.9[deg], 6.7[deg], 10[deg]内反姿勢においてそれぞれ 6.5[deg], 6.8[deg], 6.7[deg]となり、テーピングなしと比較すると、内反角度に関わらずテーピングにより内旋角度が小さくなっていることが確認できた。

このことより本研究で用いたテーピングは内反姿勢においても効果があると考えられる。

内反姿勢時における健常足の内旋角度と各靭帯に作用する張力を比較した Fig.5.16 より、テーピングの有無にかかわらず内反すると内旋角度と ATFL の張力が増加していることが確認できた。このことより内反姿勢は外側靭帯損傷を生じやすい姿勢であると考えられる。

しかし内反 5[deg]の姿勢と 10[deg]の姿勢では内旋角度と ATFL の張力に違いは生じておらず、さらに内反 10[deg]においては CFL にも張力が生じていた。これらることより、内反角度が増加すると内旋制御に作用する主要な靭帯が ATFL から CFL に変化していると考えられる。このことより内反角度が小さい時は ATFL のみ損傷を生じるが、内反角度が増加すると ATFL と CFL 双方の損傷を生じると考えられる。

また Fig.5.16 より、内反 5[deg]においてテーピングなしでは CFL に張力は生じていないのに、テーピングを行うと CFL に張力が生じている。このことより過度のテーピングは特定の部位への負荷を増加させる恐れがあるため、その施行には注意が必要であると考えられる。

第 6 章 扁平足による足部関節の姿勢変化とそれに伴う各部位に作用する荷重変化の解析

6.1 はじめに

前章にて足部アーチを支持する主要な靭帯・腱膜要素を除去した際の足部姿勢の解析を行うことで、扁平足はどれか一つの靭帯・腱膜の張力が弱まることで発生するのではなく、複数の靭帯・腱膜が弱まることで発生することが考察された。

そこで本章では扁平足モデルを構築し、静止立位姿勢および爪先立ち姿勢において健常足と扁平足で姿勢や各部位に働く力がどのように異なるのかを解析する。

なお本章の扁平足モデルは靭帯機能の低下で生じる扁平足を対象としたので、筋力低下や体重増加などによる負荷の増大で発生する扁平足については未検討である。

6.2 扁平足モデルの構築

扁平足の典型とされる静力学的扁平足は靭帯機能や筋力の低下により骨の並びが変化することで生じる。靭帯機能の低下の原因として靭帯損傷や長時間の負荷、老化による靭帯の弛緩が挙げられ、靭帯の弛緩はモデル上での再現が容易となる。そこで本研究では健常足モデルから底側の靭帯・腱膜の自然長を 1.1 倍にしたものを扁平足モデルとした。

続いて構築した扁平足モデルの妥当性の評価を行う。妥当性の評価に際して、静止立位姿勢における扁平足モデルの姿勢を解析により求めた。静止立位姿勢の状態は第 3 章 3.8 節で行った足部関節モデルの妥当性の評価と同様に、脛骨に静止立位姿勢における体重を考慮した 300[N]の垂直荷重を加え、アキレス腱に姿勢保持力として荷重の半分の 150[N]の緊張力を与えた。

扁平足とは「土踏まずが地面に接触する足部関節」を指すものの、健常足と扁平足を区別する明確な数値指標があるわけではないが、評価指標の一つとして舟状骨粗面の高さ(Fig.6.1 中 lc , lf)を足長(Fig.6.1 中 Lc , Lf)で割ったアーチ高率がある。静止立位姿勢でのアーチ高率は健常足モデルで 15.5%、扁平足モデルで 13.1%となり、その差は 2.4%であった。扁平足の原因が筋力や靭帯機能の低下にあることと、文献⁽⁶²⁾より健常足のアーチ高率は疲労により $1.96 \pm 1.52\%$ 低下することから、本解析で扁平足モデルに生じた変形の程度は臨床と整合する範囲にあると考えられる。

次に、足部モデルの被験者とは異なる扁平足の被験者(成人男性, 20 歳代, 体重 63[kg])の静止立位時の右足部レントゲン画像より扁平足モデルの妥当性を検討する。静止立位姿勢における第一中足骨軸, 第五中足骨底部, 踵骨軸が地面となす角度は、レントゲン画像ではそれぞれ 20[deg], 4[deg], 15[deg]であるのに対し、扁平足モデルでは 22[deg], 1[deg], 12[deg]となった(Fig.6.2)。レントゲン画像と比較して扁平足モデルでは、第一中足骨の角度が大きく、第五中足骨の角度が

小さいことから、レントゲン画像は荷重が内側に偏っていると予想される。角度差は最大 3[deg]であったが、足部の形状は個人差が大きいため⁽¹⁾、妥当な範囲であると考えられる。

以上から、本解析で用いる扁平足モデルは妥当であると考えられる。

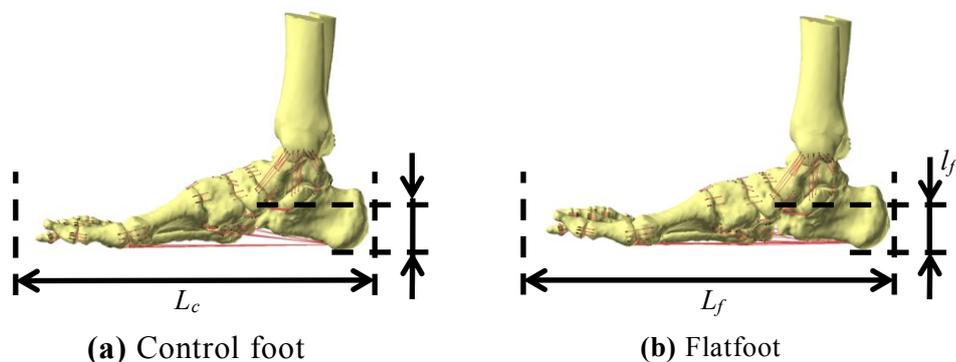


Fig.6.1 Standing position of foot and ankle

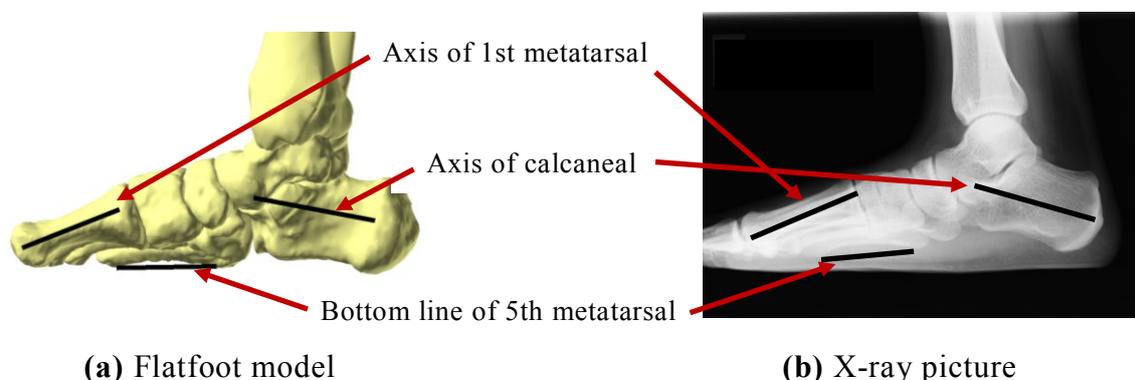


Fig.6.2 Comparison of bones angle

6.3 爪先立ち姿勢の解析方法

本章では筋力を作用させて爪先立ち姿勢をさせた場合の足部関節についても解析を行った。そこで作用させる筋力値は石田らの報告⁽⁵⁷⁾にある拇趾球荷重時の筋電の%MVC(随意収縮強度:最大随意収縮時に対する筋電の割合)を参考に、体重を考慮して各筋の生理的断面積(PCSA)⁽⁶³⁾⁽⁶⁴⁾と、筋の断面積あたりの最大筋力(筋ストレス)⁽⁶⁵⁾から式(6.1)を用いて求めた。

$$F_i = \%MVC_i * A_i * \sigma \quad (6.1)$$

式(6.1)で F は筋張力、 A は PCSA、 σ は筋ストレスを示す。作用させる筋力は文

献において筋電が計測された前脛骨筋, 腓腹筋, 長腓骨筋, 後脛骨筋, 長母趾屈筋, 長趾屈筋の 6 つの筋とした. ただし文献において後脛骨筋, 長母趾屈筋, 長趾屈筋の筋電はまとめて一つの筋電として計測されていたため, この 3 筋の%MVC は同じ大きさとした. 式(6.1)を用いてそれぞれの筋に生じる筋張力を計算した結果を Table 6.1 に示す. 筋は 1 本の線要素としてモデル化するため(第 3 章 3.5 節), 筋電が計測された筋は Fig.6.3 の様にモデル化され, 筋張力はこの筋に沿って作用する.

Table 6.1 Muscular tension

Muscle	Force [N]	
Tibialis anterior muscle	60.7	
Gastrocnemius muscle	Medial	712.9
	Lateral	152.9
Peroneus longus muscle	498.5	
Tibialis posterior muscle	190.6	
Flexor hallucis longus muscle	46.4	
Flexor digitorum longus muscle	134.4	

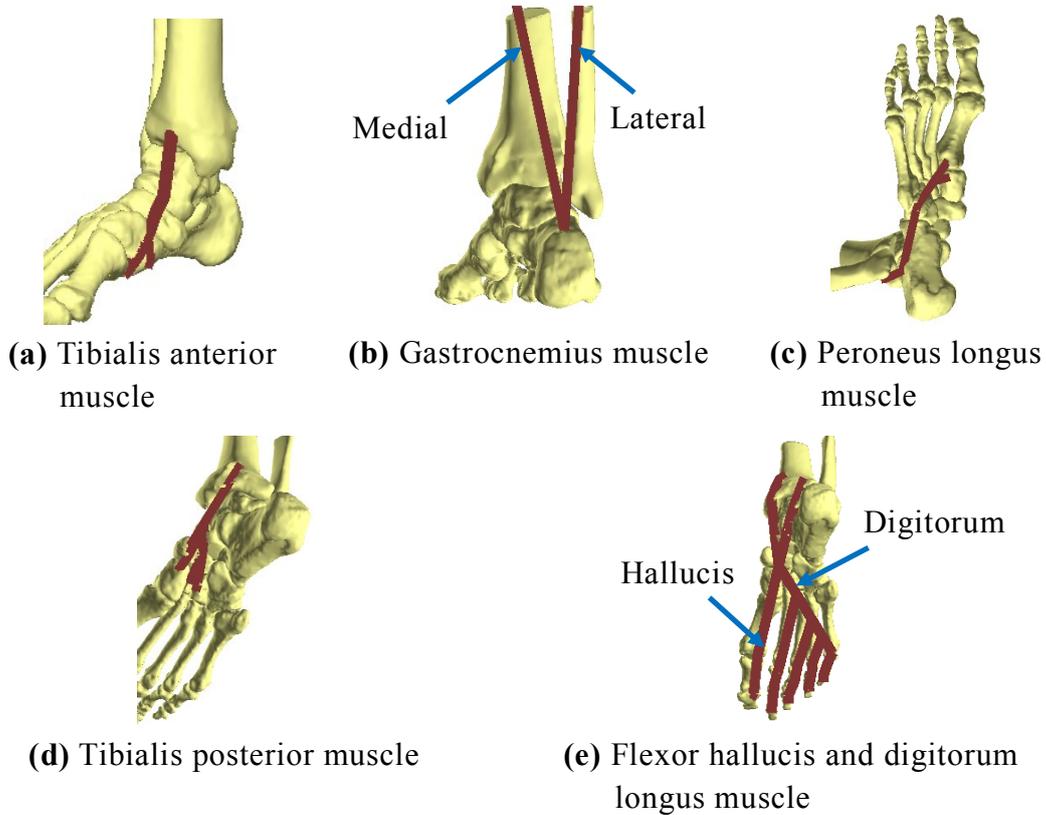


Fig.6.3 Modeled muscles

6.4 静止立位姿勢時の力学解析

健全足モデルと扁平足モデルに 300[N]の垂直荷重と 150[N]の姿勢保持力を与えることで静止立位姿勢を再現し、両モデルを比較することで扁平足による足関節への影響を解析した。静止立位姿勢は扁平足モデルの妥当性の評価で求めたものと同じ姿勢である。ここで扁平足の足部について靭帯と軟骨に過剰な負荷が加わっていないか解析すると、靭帯の引張応力が最も大きいのは底側踵立方靭帯でその値は 8[MPa]であり、軟骨の圧縮応力が最も大きいのは距踵関節の 18[MPa]であった。この値はそれぞれの最大応力 28[MPa]と 30[MPa]以下であり過剰な負荷が生じていないことが分かった。

床反力を比較すると Fig.6.4 となり、各趾骨と中足骨に加わる床反力を比較すると、特に第四中足骨頭に加わる力が 21[N]から 9[N]に減少し、代わりに第五中足骨底部に加わる力が 6[N]から 40[N]に増加した。

底側足根中足靭帯は内側楔状骨-第一中足骨間、中間楔状骨-第二中足骨間、外側楔状骨-第三中足骨間、立方骨-第四中足骨間、立方骨-第五中足骨間の 5つの靭帯があり、健全足におけるそれぞれの靭帯張力は 42[N], 12[N], 0[N], 8[N], 72[N]であり、扁平足においてはそれぞれ 74[N], 1[N], 0[N], 10[N], 95[N]であった。Figure 6.5 に比較を示す。

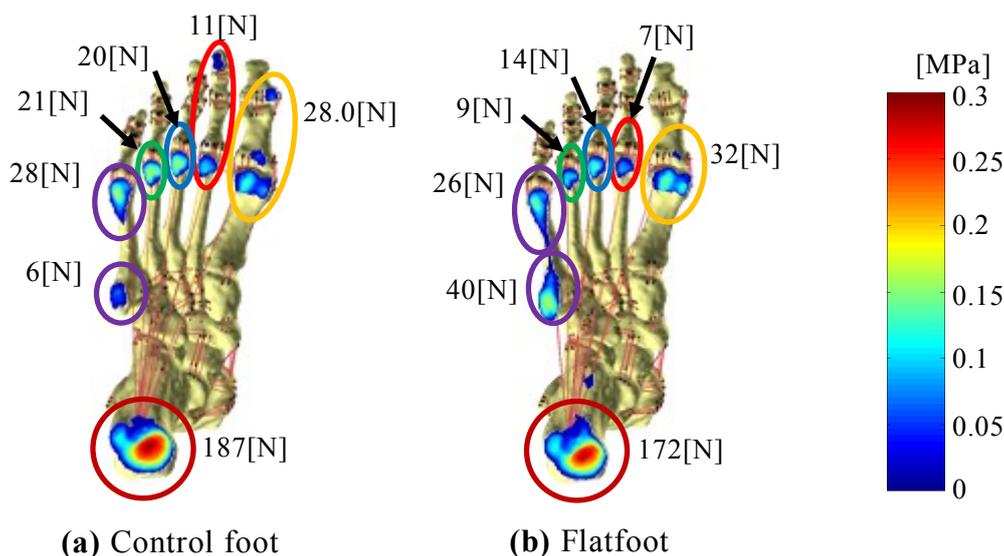


Fig.6.4 Planter pressure distribution of standing position

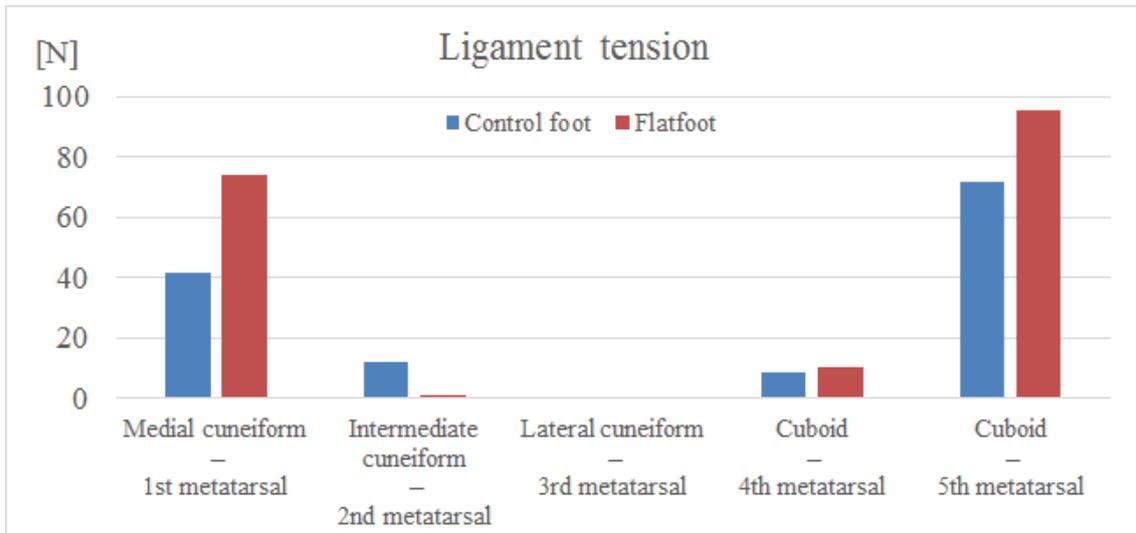


Fig.6.5 Tension of plantar tarsometatarsal ligaments

6.5 静止立位姿勢時の力学解析結果の考察

Figure 6.4 に示すように、扁平足モデルでは第四中足骨頭に加わる床反力が減少し、第五中足骨底に加わる床反力が増加した。

扁平足ではアーチの崩壊で舟状骨が沈下して骨底と地面の接触が強まることにより、第五中足骨底に加わる荷重の増加する理由と考えられる。この荷重増加によって第四中足骨に働いていた荷重を第五中足骨が支えることとなり、第四中足骨頭に働く荷重が減少したと考えられる。

第五中足骨底は足部の中部に位置するため、扁平足モデルでは足部外側の床反力が増加すると考えられる。これは扁平足では外側中部の床反力が増加するという文献⁽⁶⁶⁾の結果と整合する。

一方、ある文献⁽⁶⁷⁾では扁平足は荷重が内側に変移すると指摘しているが、本解析結果と整合しない。本研究で用いた扁平足モデルはアーチ高率が13.1%で、土踏まずが地面と接触しない軽度から中度の扁平足をモデル化している。それに対して文献で示された扁平足はアーチ高率の平均が11.8%となり、本研究での扁平足モデルよりも重度の扁平足を対象としている。この違いによる結果の違いと考えられる。

Figure 6.5 に示した底側足根中足靭帯に働く張力より、扁平足モデルは内側楔状骨-第一中足骨間および立方骨-第五中足骨間の靭帯張力が増加した。底側足根中足靭帯は足アーチが広がると伸展する。Figure 6.4 に示す床反力より、扁平足モデルでは健常足モデルと比較して、第一趾および第一中足骨に加わる床反力が28[N]から32[N]に増加し、第五中足骨全体に加わる床反力も34[N]から66[N]に増加した。床反力は足部に対してアーチを広げる方向に作用するため、扁平足モデルでは床反力が増加した第一および第五中足骨ではアーチが広げられ、底側足根中足靭帯に働く張力が増加したと考えられる。また扁平足モデルで

は健常足モデルと比較して、内側楔状骨-第一中足骨間の靭帯張力の増加が立方骨-第五中足骨間よりも大きかった。扁平足モデルでは床反力の増加が骨底部に生じた第五中足骨に対して、第一中足骨は骨頭の床反力が増加し、床反力の増加によるアーチの広がりが大きいと考えられる。

6.6 爪先立ち姿勢時の比較

Table 6.1 に示した筋力値を健常足モデルと扁平足モデルに作用させることで、両モデルの爪先立ち姿勢を得た。得られた爪先立ち姿勢を Fig.6.6 に示す。

本研究で用いる扁平足モデルでは靭帯の自然長を伸ばして弛緩させることで扁平足を再現している。そこで、扁平足の程度と踵の上昇の関係を比較するため、靭帯の自然長を 0.95~1.20 倍まで 0.05 刻みで変化させたときの爪先立ち姿勢の変化を比較した。Figure 6.7 に靭帯の自然長と踵の上昇角度 θ_F および踵骨の底屈角度 θ_C の関係を示す。ここで、1.00 倍が健常足モデルで、1.10 倍が扁平足モデルの靭帯の自然長を示す。また靭帯張力を変化させた足部について靭帯と軟骨に過剰な負荷が加わっていないか解析すると、0.95~1.20 倍において靭帯の引張応力が最も大きいのはそれぞれ背側距踵靭帯の 15[MPa]、前脛距靭帯の 10[MPa]、前脛距靭帯の 9[MPa]、底側踵舟靭帯の 12[MPa]、底側踵舟靭帯の 13[MPa]、底側踵舟靭帯の 13[MPa]となり、軟骨の圧縮応力が最も大きいのはそれぞれ距踵関節の 19[MPa]、距踵関節の 20[MPa]、距踵関節の 20[MPa]、距踵関節の 23[MPa]、距踵関節の 23[MPa]、距踵関節の 23[MPa]であった。この値はそれぞれの最大応力 28[MPa]と 30[MPa]以下であり過剰な負荷が生じていないことが分かった。

踵の上昇角度は足部全体の底屈角度となり、この角度が小さくなると踵骨の底屈角度も追従して小さくなることが予想される。Figure 6.7 より靭帯が伸びるほど踵の上昇が低くなり、それに伴い踵骨の底屈角度も小さくなった。しかし、踵の上昇の低下に対して踵骨の底屈角度の低下が少ない。靭帯の弛緩がない 1.00 倍において $\theta_F=33.6[\text{deg}]$ に対して $\theta_C=32.5[\text{deg}]$ と近い値となったのに対し、扁平足状態である靭帯自然長 1.10 倍では、 $\theta_F=16.6[\text{deg}]$ に対して $\theta_C=22.4[\text{deg}]$ となり、踵の上昇角度と踵骨の底屈角度の間に 5.8[deg]の大きな差が生じた。この差は靭帯が弛緩するほど大きくなり、自然長 1.20 倍では $\theta_F=8.3[\text{deg}]$ に対して $\theta_C=18.6[\text{deg}]$ と 10.3[deg]の差になった。

爪先立ち姿勢における健常足モデルと扁平足モデルの各足趾に加わる床反力を比較すると Fig.6.8 となり、第 1 趾に加わる床反力が 78[N]から 188[N]に大きく増加し、第 2 趾、第 3 趾および第 4 趾に加わる床反力がそれぞれ 50[N]、78[N] および 65[N]から 31[N]、26[N]および 33[N]に大きく減少した。このことより扁平足は荷重が内側に偏ることが分かる。ここで足部の上面図を比較すると Fig.6.9 となり、爪先立ち姿勢において健常足モデルと扁平足モデルでは足関節において下腿に対する足部の外旋角度が異なる結果を得た。脛骨の内果と腓骨の外果を結ぶ線分に垂直な直線と第一中足骨がなす角を比較すると、爪先立ち姿勢では健常足

モデルで 60.5[deg]に対して扁平足モデルで 24.2[deg]となった。静止立位姿勢における健全足モデルと扁平足モデルの第一中足骨の角度を求めると、それぞれ 22.3[deg]と 17.8[deg]となり、扁平足モデルでは足関節において下腿に対して足部が外旋する。

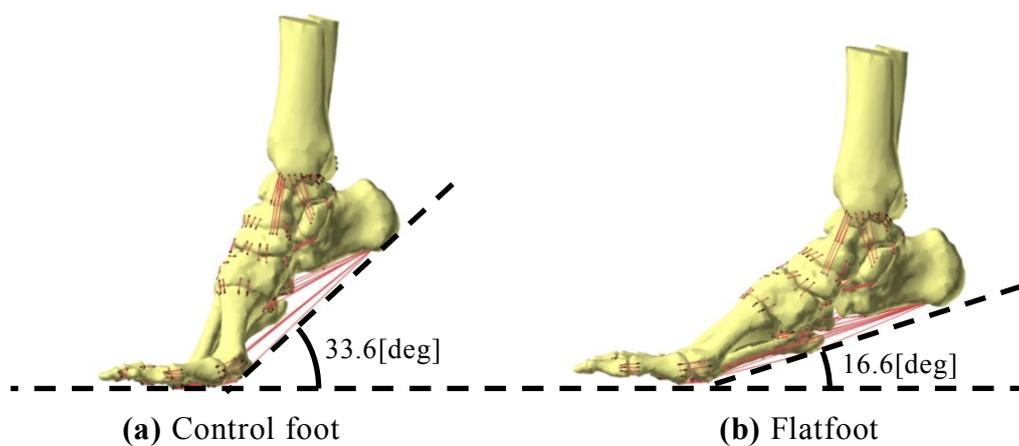


Fig.6.6 Heel-rise position of foot and ankle joints

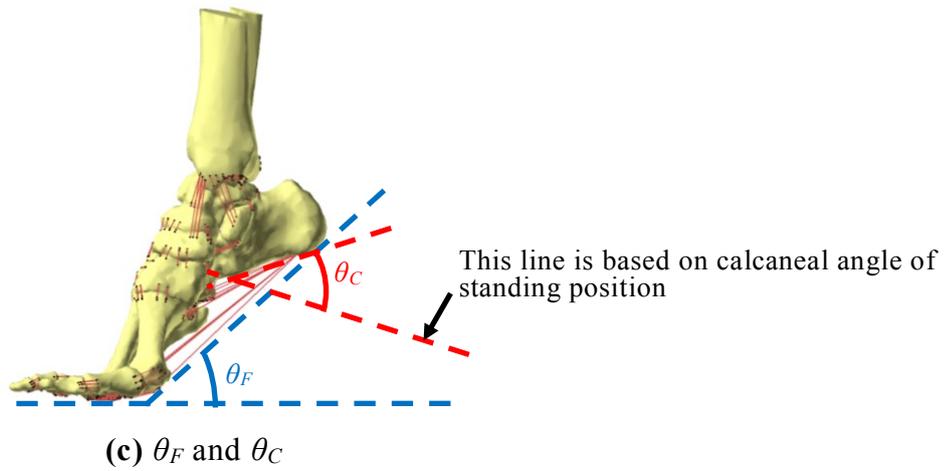
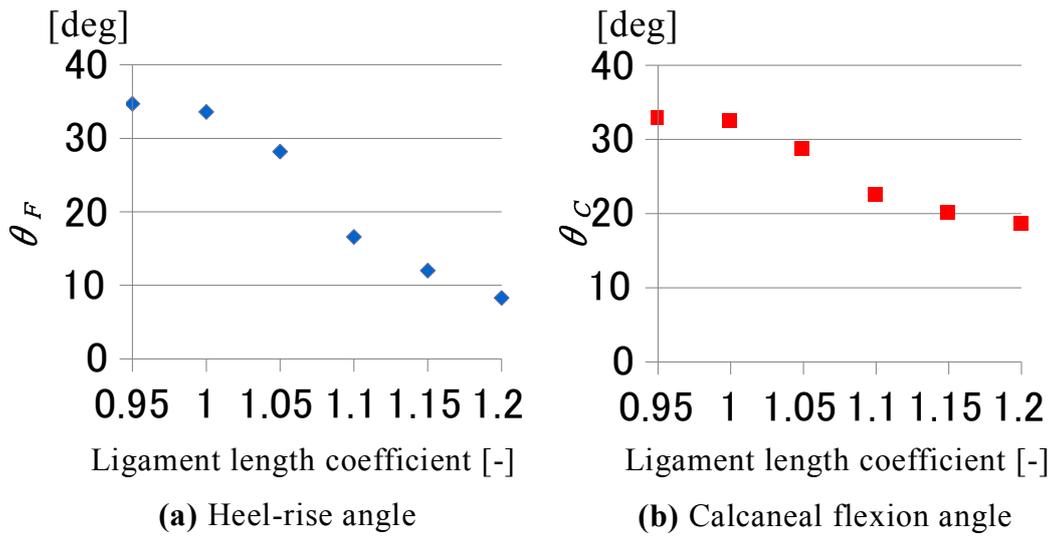


Fig.6.7 Comparison of changed length of ligaments for heel-rise and calcaneal flexion angles

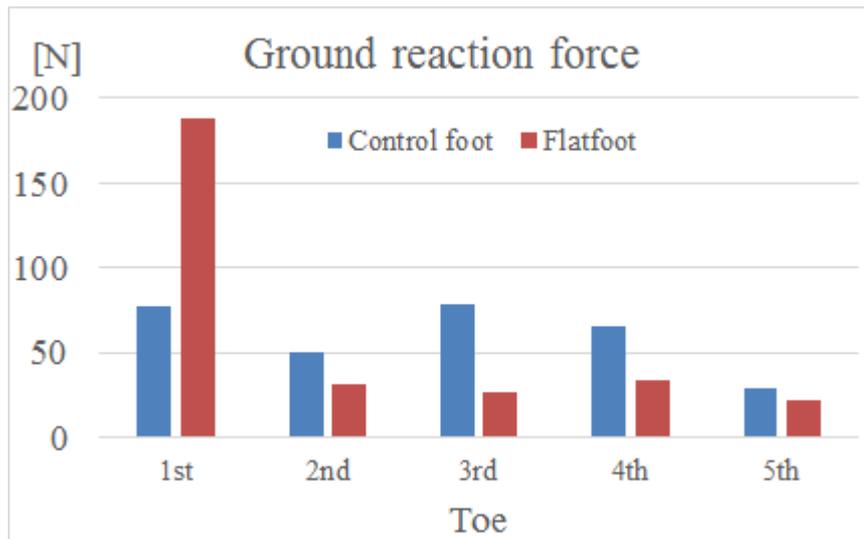


Fig 6.8 Planter pressure of heel-rise position

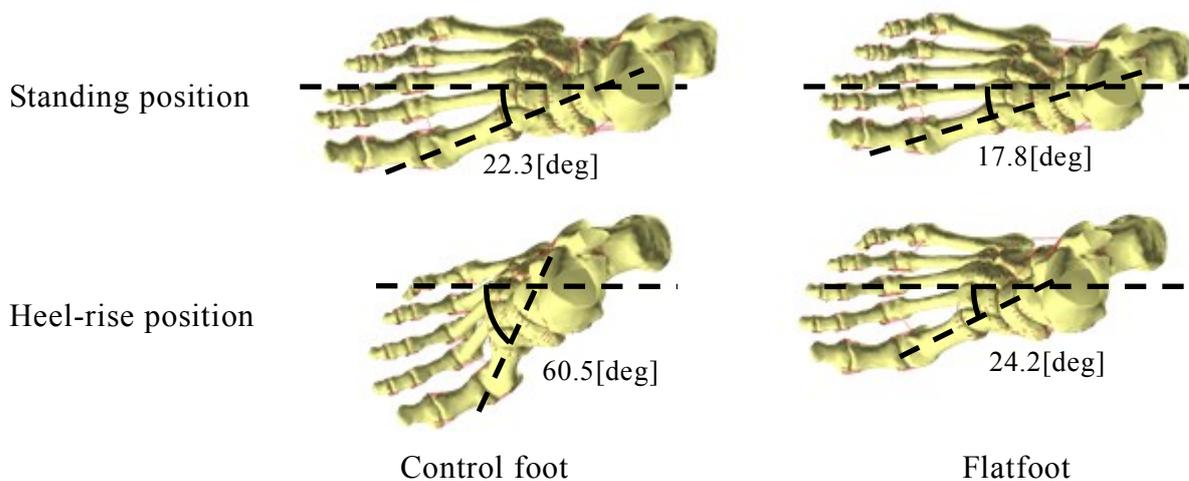


Fig.6.9 Top view of the model and comparison of angle of axis of 1st metatarsal bone

これらの結果は扁平足の踵の上昇が健常足よりも小さいことより、踵の上昇角度の違いにより生じている可能性がある。そこで扁平足の足部に作用させる筋力を増加させ、健常足と同じ角度まで踵を上昇させた場合についても解析を行った。

そこでまず全ての筋力を元の筋力よりも同じ割合で増加させた場合について解析した。筋力を3%上昇させると足部の角度は33.8[deg]となり健常足と同じ角度になった(Fig.6.10(a))。

次に踵の上昇に必要な筋力を制約条件付き最適化により求めた場合について解析した。

筋力を最適化で求める場合には一般に各筋の筋張力 F を筋の生理的断面積 $PCSA$ で除した値の 2 乗和が最小になるように設定する⁽⁶⁴⁾.

$$J = \sum_i \left(\frac{F_i}{PCSA_i} \right)^2 \rightarrow \min \quad (6.2)$$

式(6.1)の値を式(6.2)の F に代入できることと筋ストレスが定数であることより、式(6.2)は次式のように変形できる.

$$J = \sum_i (\%MVC_i)^2 \rightarrow \min \quad (6.3)$$

制約条件は踵の上昇角度が健常足のものと同じ角度になることである. また求めるべき値が筋張力の増加量であることより、各筋の筋張力は Table 6.1 に示した値よりも小さくならないことも制約条件とした.

計算の結果、扁平足を十分に持ち上げるためには外側腓腹筋、後脛骨筋、長母趾屈筋の 3 つの筋の筋張力が元の 152.9[N], 190.6[N], 134.4[N]からそれぞれ 55.1[N], 10.6[N], 6.7[N]の増加により 208.0[N], 201.2[N], 136.6[N]に変化した. またこのときの踵の上昇角度は 33.4[deg]であった(Fig.6.10(b)).

筋力を増加させた足部について靭帯と軟骨に過剰な負荷が加わっていないか解析すると、筋力を 3%増加させた場合と最適化手法で筋力求めた場合において靭帯の引張応力が最も大きいのはそれぞれ前距舟靭帯の 15[MPa], 前脛距靭帯の 12[MPa]であり、軟骨の圧縮応力が最も大きいのはそれぞれ距踵関節の 17[MPa], 距踵関節の 22[MPa]であった. この値はそれぞれの最大応力 28[MPa]と 30[MPa]以下であり過剰な負荷が生じていないことが分かった.

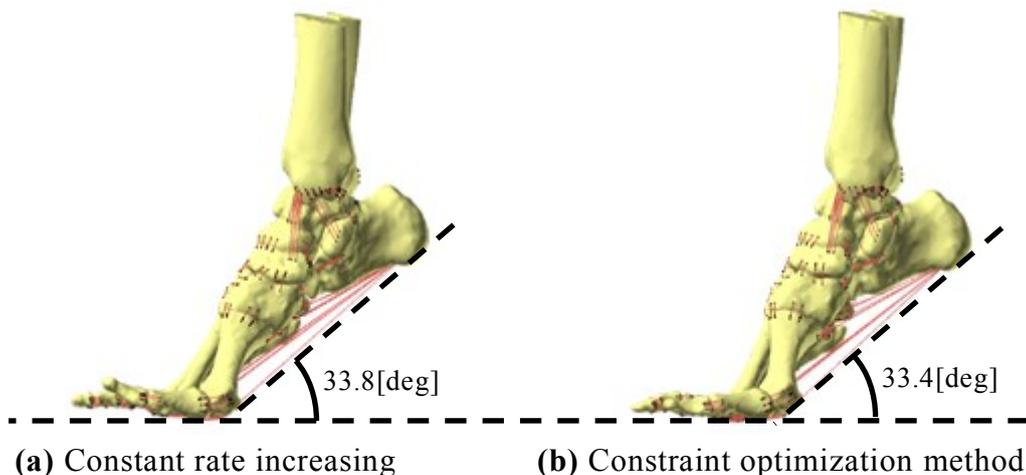


Fig.6.10 Heel-rise position of flatfoot increasing muscle force

踵が十分上昇するように筋力を増加させた扁平足の各足趾に働く床反力を求めると、筋力を 3%増加させた場合は第 1 趾から第 5 趾までそれぞれ 112[N], 53[N], 65[N], 54[N], 17[N]となり、最適化手法で筋力求めた場合はそれぞれ 112 [N], 54[N], 64 [N], 53 [N], 17[N]となり、二つの手法で床反力に大きな違いは生じなかった。

ここで Fig.6.8 で示した結果と筋力を増加させた扁平足の床反力の結果を Fig.6.11 にまとめると、筋力を増加させた扁平足は増加させていない扁平足よりも第 1 趾に加わる床反力が減り第 3, 4 趾に加わる床反力が増加しており、扁平足の荷重の内側への偏りが小さくなることが確認された。しかしそれでも健常足と比較すると荷重は内側に偏っている。

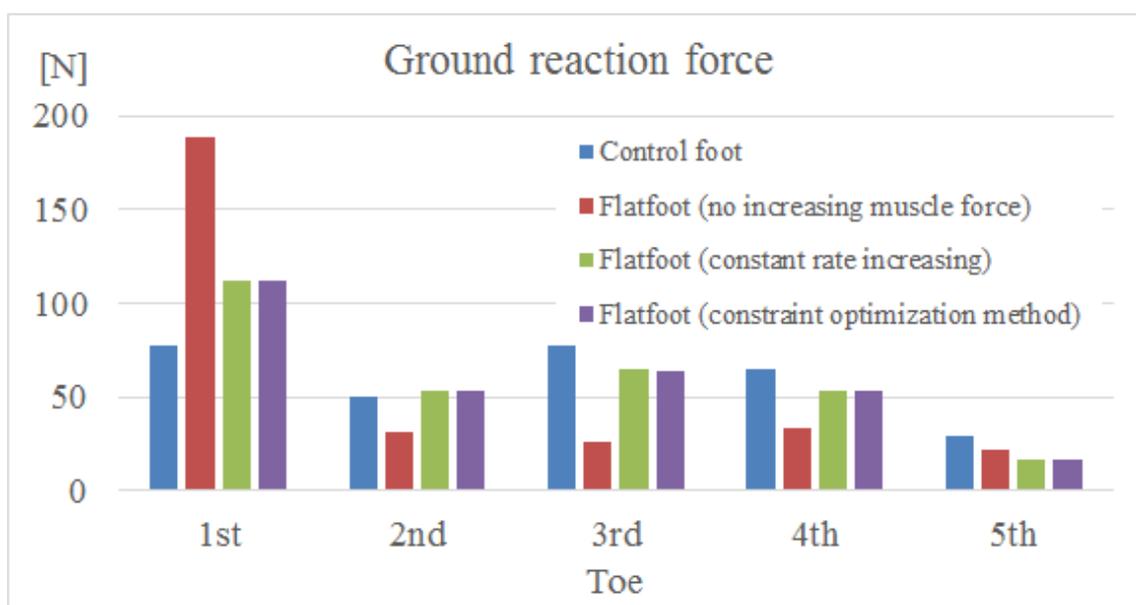


Fig.6.11 Planter pressure of heel-rise position

続いて爪先立ち姿勢の内旋角度を健常足と比較すると、健常足、筋力を 3%増加させた扁平足、最適化手法で筋力を求めた扁平足でそれぞれ 60.5[deg], 57.2[deg], 55.6[deg]となり、扁平足は若干の外旋が生じていることが分かる (Fig.6.9)。また脛骨の内果と第一中足骨頭の外側方向の距離を比較すると健常足、筋力を 3%増加させた扁平足、最適化手法で筋力を求めた扁平足でそれぞれ 38.6[mm], 35.7[mm], 35.7[mm]となり、扁平足は第一中足骨が外側へ移動していることが分かる (Fig.6.12)。

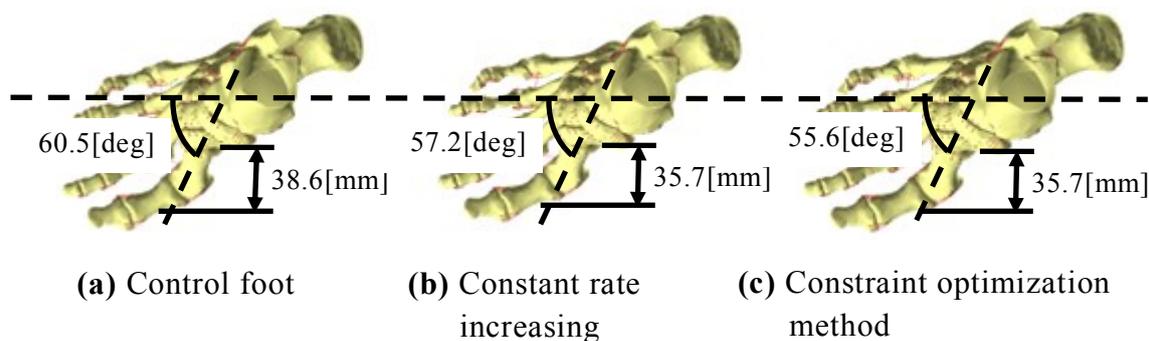


Fig.6.12 Comparison of angle of axis of 1st metatarsal and distance between 1st metatarsal head and medial malleolus

6.7 爪先立ち姿勢の比較の考察

Figure 6.6 および Fig.6.7 より踵を上昇させる場合、健全足モデルと同じ筋力では扁平足モデルの踵は十分に上昇せず、扁平足では健全足と同じだけ踵を上昇させるためにより大きな筋力が必要となることが分かった。扁平足は疲れやすいとされ、扁平足では足アーチによる歩行時の衝撃吸収が損なわれるために足部に加わる負荷が増加することや、姿勢バランスの低下により立位時に姿勢保持のための筋活動が活発になることなど、様々な要因が指摘⁽¹⁾⁽⁴⁶⁾⁽⁵⁷⁾⁽⁶⁷⁾されている。本解析結果より、踵の上昇に必要な筋力が増加することが、扁平足が疲れやすい要因の一つと考えられる。

Figure 6.7 より靭帯が弛緩するほど踵の上昇が低くなり、踵骨の底屈が小さくなることが示された。しかし踵の上昇角度の低下に対する踵骨の底屈角度の低下は小さく、靭帯が弛緩するほど両者の差が開く結果を得た。このことより、靭帯が弛緩するほど踵の上昇が抑制されるのは、靭帯の弛緩により踵骨が動きやすくなったことで踵を持ち上げる力である足部を底屈させる力が踵骨を底屈させる力として用いられ、足部の底屈が損なわれてしまうことが原因と考えられる。

爪先立ち姿勢において各足趾に加わる床反力を比較すると Fig.6.8 に示すように扁平足モデルでは第1趾へ床反力が集中し、第3趾、第4趾の床反力が減少した。また Fig.6.9 に示す足部の上面図より健全足モデルでは足首が大きく内旋した。足首が内旋すると足先は内側に移動することと、爪先立ち姿勢では拇趾球荷重を再現するため荷重が内側に偏っていることにより、健全足モデルでは足首の大きな内旋で第3趾、第4趾が内側に移動して第1趾の荷重が分散したと考えられる。扁平足モデルでは内旋が小さく第3趾、第4趾が外側に残り第1趾に荷重が集中したと考えられる。以上の違いが健全足モデルと扁平足モデルでの床反力の相異と考えられる。

一方、6.6 節で述べたように静止立位姿勢での比較より、扁平足モデルは足関節において下腿に対して足部は外旋を示したため(Fig.6.9)、扁平足は第1趾に荷重が集中しやすいと考えられる。

筋張力を3%増加させた場合と制約付き最適化手法により筋張力を増加させた

場合の 2 つの方法により、扁平足モデルの爪先立ち姿勢の踵を健常足の爪先立ち姿勢と同じ高さまで持ち上げたときの床反力を比較すると Fig.6.11 となり、2 つの手法において床反力には大きな違いが存在しないことが分かった。

Figure 6.11 よりそれぞれの床反力を比較すると、筋力を増加させた場合の扁平足の床反力は、増加させていない場合の扁平足の床反力よりも荷重が外側に偏っていることが分かった。爪先立ちは外側荷重の方が小さい筋力で行える⁽⁵⁷⁾ことより爪先立ちは荷重が外側に偏る姿勢であるといえるので、筋力を増加させた扁平足の床反力が外側に偏るのは、筋力の増加により十分踵が上昇したために爪先立ちによる荷重の外側への偏りが生じたためであると考えられる。

一方、健常足の爪先立ち姿勢と筋力を増加させることで健常足と同じ高さまで踵を上昇させた扁平足の爪先立ち姿勢の床反力を比較すると、健常足の方が扁平足よりも荷重が外側に偏っている。さらに健常足の爪先立ち姿勢と筋力を増加させた扁平足の爪先立ち姿勢の第一中足骨の足首周りにおける内旋角度を比較すると Fig.6.12 となり、扁平足は外旋を示すことが分かる。さらに脛骨内果と第一中足骨頭の距離を比較すると扁平足は足趾が外側に移動していることも分かる。

これらのことより扁平足は静止立位姿勢のみならず爪先立ち姿勢においても荷重が内側に偏りやすい姿勢であると考えられる。また爪先立ち姿勢は歩行中においても似たような姿勢が度々みられる姿勢であることより、扁平足は歩行中においても荷重が内側に偏りやすく、第 1 趾に加わる負荷が大きい足部関節の変形であると考えられる。

第 1 趾に荷重が集中することは内側アーチに大きな負荷が加わることになるため、扁平足は内側アーチを支える靭帯・腱膜に疲労を生じやすいと言え、さらに靭帯・腱膜の疲労の蓄積はその機能の低下にもつながる。そのため扁平足は内側アーチの低下が生じやすい足部の状態と言え、適切な施術を施さずにいると扁平足は悪化する可能性が高いと考えられる。

第7章 結言

足部関節は複数の骨とそれらを結ぶ複数の軟組織から成る複合関節で、歩行時などに全身の重量を支える働きをする。足部関節は損傷や変形を生じやすいとされ、足首の捻挫は特に多い足部関節の損傷である。そのため足部関節の損傷や変形に対する研究は古くから行われており、その中には FEM を用いた数値解析の例も見られる(例えば文献(20))。しかし多くの解析の主眼は骨内部に作用する応力の解析に置かれており、足部関節の各骨に働く力の伝達や姿勢変化についての考察は少ない。

そこで本研究では足部関節の三次元剛体バネモデルを構築し、様々な姿勢や状態における足部関節の各骨の姿勢と、各関節面に生じる反力および各靭帯・腱膜に生じる張力より各部に加わる負荷を解析することで、足部関節の状態が足部の姿勢や各部に与える影響について解明することを目的とした。三次元剛体バネモデルは健常な成人男性の右足部の CT 断層画像より構築した。

解析については、まず平面上に起立した静止立位姿勢と、ハイヒールを模して踵部を 50mm 高くした姿勢において足部の姿勢や各部に働く力について比較を行った。その結果、踵上げ姿勢はリスフラン靭帯に働く張力が増加した。これはリスフラン靭帯損傷が爪先立ち姿勢において生じやすいとされる報告(文献(58))に一致した。また外反母趾は踵の高いハイヒールを履いているとなりやすいとされるが、解析で得られた踵上げ姿勢は第一中足骨と第二中足骨の間が広がるものの、他趾間の開帳は生じておらず、外反母趾の兆候は見られなかった。

また踵上げ姿勢についてアキレス腱に筋力を作用させることで爪先立ちさせた場合についても解析を行った。その結果、爪先立ち姿勢は荷重が外側に偏ることが確認できた。これは内側荷重よりも外側荷重の方が小さな筋力で爪先立ちを行っているとする計測結果(文献(57))と一致した。

続いて、足部アーチは主に足底腱膜、長足底靭帯、踵腓靭帯の3つの腱膜・靭帯要素により支えられる(文献(1))ことより、これら3つの靭帯の欠損が足部関節の姿勢に与える影響について解析を行った。また扁平足の施術にしばしばテーピングが施されることより、テープモデルを構築することで内側アーチ支持テープによる姿勢保持についても解析を行った。その結果、3つの腱膜・靭帯要素のいずれかひとつが欠けただけではアーチの低下は起きず、扁平足は生じないことが確認できた。しかし底側踵舟靭帯の欠如は足部関節の足首周りの外旋と外反を示したため、底側踵舟靭帯の損傷は外反扁平足の発生への寄与が疑われる。また内側アーチ支持テープにより舟状骨を引き上げた場合、扁平足の症状は和らぐものの荷重が外側によることが確認できた。そこで内側アーチの曲がりを見補強するテーピングを行った場合について解析を行うと、第1趾に加わる荷重が増加し、床反力の内外のバランスが改善することが確認できた。

また足部関節の代表的な損傷である外側靭帯損傷についても解析を行った。さらに扁平足を補助するテープモデルを構築した手法を用いることで、外側靭帯損傷へのテーピングの効果の解析も行った。解析に用いたテーピング手技はスタート

アップ, ホースシュー, フィギュアエイト, ヒールロックの 4 種を組み合わせたものであり, 足首の補助によく用いられる手技である. 解析の結果, 足部を足首周りで内旋させると内旋角度が小さい場合は ATFL にのみ負荷が生じ, 内旋角度が一定以上に大きくなると CFL にも負荷が生じることが分かった. これは外側靭帯損傷がまず ATFL の損傷として生じ, 続いて重度になると CFL にも損傷が生じるとされる報告(文献(4)(5))に一致した.

最後に, 扁平足の多くが靭帯機能や筋力, 体重の増加によりアーチ構造を支持できなくなることで発生することより(文献(17)), 足部の底側の靭帯・腱膜要素を弛緩させることで扁平足モデルを構築し, 健常足モデルと比較することで扁平足による足部への影響を解析した. その結果, 扁平足はアーチが崩れることで第五中足骨底に加わる床反力が大きく増加することが確認できた. また文献(57)の筋電図を参考に求めた筋力を用いて, 健常足モデルと扁平足モデルに爪先立ち姿勢を取らせた場合の姿勢について解析を行った. その結果, 扁平足は同じ筋力では健常足よりも踵の上昇が低いことが確認できた. また足部底側の靭帯の弛緩の度合いを変えた場合の爪先立ち姿勢の足部の上昇角度を比較すると, 靭帯が弛緩するほど踵の上昇は低くなることが確認できた.

また筋力を増加させて扁平足の踵を健常足と同じ高さまで上昇させた爪先立ち姿勢について解析を行った. その結果, 扁平足は足部が足首周りで外旋し, 第 1 趾に加わる荷重が増加することが確認できた.

以上, 本研究では足部関節の三次元剛体バネモデルを構築し, 静止立位姿勢と踵上げ姿勢での姿勢変化や個々の靭帯の損傷を想定した解析を行い, 靭帯・軟骨に作用する負荷を明らかにするとともに, 扁平足発生の要因の一端を明らかにした. さらに健常足モデルと静力学的扁平足モデルに対して筋張力を考慮した爪先立ち姿勢の姿勢変化の解析を行い, 扁平足による足部関節の運動機能低下の一例を示した.

参考文献

- (1) W. Kahle, H. Leonhardt, and W. Platzer (監訳, 越智淳三), “分冊解剖学アトラス,” I巻 改訂第3版 (1984), pp.210-227, 224-227, 252-275, 文光堂.
- (2) 独立行政法人統計センター, “政府統計の総合窓口 GL08020103,” e-Stat,
http://www.e-stat.go.jp/SG1/estat/GL08020103.do?_toGL08020103_&listID=000001060228&requestSender=dsearch (参照日 2014年11月25日).
- (3) Per A.F.H. Renström, Pekka Kannus. “Management of ankle sprains,” *Operative Techniques in Sports Medicine*, Vol.2, No.1 (1994), pp.58-70.
- (4) 坪健司, “足関節のバイオメカニクス(Review も含めて),” *青森県スポーツ医学研究会誌*, Vol.8, No.2 (1999), pp.49-51.
- (5) 小笠原浩気, 鈴木大輔, 神谷智昭, “足関節外側靭帯損傷におけるテーピングの内旋制動性,” *日本臨床スポーツ医学会誌*, Vol.18, No.2 (2010), pp.290-296.
- (6) Dominic Gehring, Sabrina Wissler, Heinz Lohrer, Tanja Nauck, Albert Gollhofer. “Expecting ankle tilts and wearing an ankle brace influence joint control in an imitated ankle sprain mechanism during walking,” *Gait & Posture*, Vol.39, No.3 (2014), pp.894-898.
- (7) Daniel Tik-Pui Fong, Vikki Wing-Shan Chu, Kai-Ming Chan. “Myoelectric stimulation on peroneal muscles resists simulated ankle sprain motion,” *Journal of Biomechanics*, Vol.45 No.11 (2012), pp.2055-2057.
- (8) Vikki Wing-Shan Chu, Daniel Tik-Pui Fong, Yue-Yan Chan, Patrick Shu-Hang Yung, Kwai-Yau Fung, Kai-Ming Chan. “Differentiation of ankle sprain motion and common sporting motion by ankle inversion velocity,” *Journal of Biomechanics*, Vol.43, No.10 (2010), pp.2035-2038.
- (9) Eirik Kristianslund, Roald Bahr, Tron Krosshaug. “Kinematics and kinetics of an accidental lateral ankle sprain,” *Journal of Biomechanics*, Vol.44, No.23 (2011), pp.2576-2578.
- (10) Inese Pontaga. “Ankle joint evertor–invertor muscle torque ratio decrease due to recurrent lateral ligament sprains,” *Clinical Biomechanics*, Vol.19, No.7 (2004), pp.760-762.
- (11) Cailbhe Doherty, Chris Bleakley, Jay Hertel, Brian Caulfield, John Ryan, Eamonn Delahunt. “Balance failure in single limb stance due to ankle sprain injury: An analysis of center of pressure using the fractal dimension method,” *Gait & Posture*, Vol.40, No.1 (2014), pp.172-176.
- (12) P. Trégouët, F. Merland, M.B. Horodyski. “A comparison of the effects of ankle taping styles on biomechanics during ankle inversion,” *Annals of*

- Physical and Rehabilitation Medicine*, Vol.56, No.2 (2013), pp.113–122.
- (13) Janine Margarita R. Dizon, Josephine Joy B. Reyes. “A systematic review on the effectiveness of external ankle supports in the prevention of inversion ankle sprains among elite and recreational players,” *Journal of Science and Medicine in Sport*, Vol.13, No.3 (2010), pp.309-317.
- (14) Jay Hertel, Craig R. Denegar, W.E. Buckley, Neil A. Sharkey, Wayne L. Stokes, “Effect of rearfoot orthotics on postural sway after lateral ankle sprain,” *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Vol.82, No.7 (2001), pp.1000-1003.
- (15) 大久保衛, “足のトラブルとその対応-アスリートの場合, 一般中高年の場合,” *スポーツメディスン*, Vol.18, No.6 (2006), pp.6-10.
- (16) 横江清司, 亀山泰, “足部の疲労骨折のスポーツ復帰,” *日本臨床スポーツ医学会誌*, Vol.12, No.3 (2004), pp.401-405.
- (17) 三秋泰一, 加藤逸平, “アーチ高率の違いによる内外側方向における足圧中心位置の検討,” *理学療法科学*, Vol.22, No.3 (2007), pp.409-412.
- (18) 嶋洋明, 奥田龍三, “外反母趾,” *関節外科*, Vol.32, No.1 (2013), pp.36-44.
- (19) 栃木祐樹, 大関覚, “足部変性疾患の特徴と治療コンセプト,” *医学と薬学*, Vol.70, No.5/6 (2013), pp.941-947.
- (20) Jason Tak-Man Cheunga, Ming Zhanga, Aaron Kam-Lun Leunga, and Yu-Bo Fan, “Three-dimensional finite element analysis of the foot during standing-a material sensitivity study,” *Journal of Biomechanics*, Vol.38, No.5 (2005), pp.1045-1054.
- (21) 元田英一, 鈴木康雄, 笠原富美雄, 田中芳則, “足部関節の応力解析 3次元剛体バネモデルを使用して,” *日本臨床バイオメカニクス学会誌*, Vol.19 (1998), pp.215-218.
- (22) S. Fischlia, R.W. Sellensa, M. Beeka, and D.R. Pichora, “Simulation of extension, radial and ulnar deviation of the wrist with a rigid body spring model.” *Journal of Biomechanics*, Vol.42, No.9 (2009), pp.1363-1366.
- (23) Joseph M. Iaquinto, Jennifer S. Wayne, “Computational Model of the Lower Leg and Foot/Ankle Complex: Application to Arch Stability,” *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol.132, No.2 (2010), 021009(6 pages).
- (24) H. F. Frick, B. Kummer, and R. V. Putz (監訳, 内野滋雄, 田中重徳, 猪口清一郎, 河西達夫, 小林茂夫), “ヴォルフ人体解剖学アトラス,” (1993), pp.403-407, 419-425, 440-453, 小林共文堂.
- (25) 船戸和弥, “船戸和弥のホームページ,” <http://www.anatomy.med.keio.ac.jp/funatoka/anatomy.html/> (参照日 2014年 11月 25日).
- (26) John H Warfel (訳, 矢谷 令子, 小川 恵子), “図説 筋の機能解剖,”

- 改訂第4版 (1993), pp.90-117, 医学書院.
- (27) yoji.hirai, “下肢の筋肉 - 筋肉 .guide,” 筋肉 .guide, <http://www.musculature.biz/40/44/> (参照日 2014年11月25日).
- (28) 堀居昭, “足首の内反・外反捻挫のメカニズムと予防法(1),” *スポーツメディスン*, Vol.16, No.3 (2004), pp.36-38.
- (29) 桜庭景植, “足関節靭帯損傷の受傷機転と診断(定量的評価,画像診断を含む),” *臨床スポーツ医学*, Vol.19, No.2 (2002), pp.113-122.
- (30) 秋元接骨院, “秋元接骨院のホームページ,” <http://www.judo-akimoto.com> (参照日 2014年11月25日).
- (31) NPO 法人 WASEDA CLUB, “Vol.12 足関節捻挫,” WASEDA CLUB, http://www.wasedaclub.com/blog_detail/blog_id=8&id=315 (参照日 2014年11月25日).
- (32) Rogier M. van Rijn, Anton G. van Os, Roos M.D. Bernsen, Pim A. Luijsterburg, Bart W. Koes, Sita M.A. Bierma-Zeinstra. “What Is the Clinical Course of Acute Ankle Sprains? A Systematic Literature Review,” *The American Journal of Medicine*, Vol.121, No.4 (2008), pp.324-311.
- (33) Jennifer M. Medina McKeon, Heather M. Bush, Ashley Reed, Angela Whittington, Timothy L. Uhl, Patrick O. McKeon. “Return-to-play probabilities following new versus recurrent ankle sprains in high school athletes,” *Journal of Science and Medicine in Sport*, Vol.17, No.1 (2014), pp.23-28.
- (34) Inese Pontaga. “Ankle joint evertor–invertor muscle torque ratio decrease due to recurrent lateral ligament sprains,” *Clinical Biomechanics*, Vol.19 No.7 (2004), pp.760-762.
- (35) Cailbhe Doherty, Chris Bleakley, Jay Hertel, Brian Caulfield, John Ryan, Eamonn Delahunt. “Balance failure in single limb stance due to ankle sprain injury: An analysis of center of pressure using the fractal dimension method,” *Gait & Posture*, Vol.40 No.1 (2014), pp.172-176.
- (36) Y. Guillodo, A. Le Goff, A. Saraux. “Adherence and effectiveness of rehabilitation in acute ankle sprain,” *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, Vol.54, No.4 (2011), pp.225-235.
- (37) 堀居昭, “足首の内反・外反捻挫のメカニズムと予防法(2)-足首の捻挫からの復帰と強化,” *スポーツメディスン*, Vol.16, No.4 (2004), pp.38-41.
- (38) Chris M. Bleakley, Suzanne M. McDonough, Domhnall C. MacAuley. “Some conservative strategies are effective when added to controlled mobilisation with external support after acute ankle sprain: a systematic review,” *Australian Journal of Physiotherapy*, Vol.54, No.1 (2008), pp.7-20.
- (39) Jerris R. Hedges, Rebecca A.H. Anwar. “Management of ankle sprains,” *Annals of Emergency Medicine*, Vol.9, No.6 (1980), pp.298-302.

- (40) B. Hintermann, V. Valderrabano. "The effectiveness of rotational stabilization in the conservative treatment of severe ankle sprains: a long-term investigation," *Foot and Ankle Surgery*, Vol.7, No.4 (2001), pp.235-239.
- (41) 朝日山一男, "59 経絡ストレッチで症状を改善しよう 27 ランナーに起こりやすい傷害への対応(9)一足底筋膜炎," *スポーツメディスン*, Vol.24, No.10 (2012), pp.48-49.
- (42) 吉村一朗, "糖尿病とシャルコー(Charcot)関節, 肥満と足底腱膜炎," *プラクティス*, Vol.29, No.6 (2012), pp.658-663.
- (43) "足あし脚から元気者," <http://www.snmk1.net/ashi/index.html> (参照日 2014 年 11 月 25 日).
- (44) 三秋泰一, 加藤逸平, "アーチ高率の違いによる内外側方向における足圧中心位置の検討," *理学療法科*, Vol.22, No.3 (2007), pp.409-412.
- (45) 山崎信寿, "足の事典," (1999), pp.19, 24-27, 朝倉書店.
- (46) 阿久根猛, "扁平足の筋電図について," *整形外科と災害外科*, Vol.4, No.1 (1954), pp.27-29.
- (47) 佐々木聡, 菊池俊彦, 長谷川朗彦, 松浦裕史, 斉藤英知, 杉田暁大, 山内美佐, "足底腱膜の亜切除を行った plantar fibromatosis の 1 例," *東北整形災害外科学会雑誌*, Vol.53, No.1 (2009), pp.109-111.
- (48) DAVID C. BORTON, TERENCE S. SAXBY, "Tear of the plantar calcaneonavicular (spring) ligament causing flatfoot," *The Journal of bone and joint surgery British*, Vol.79, No.4 (1997), pp.641-643.
- (49) 栃木祐樹, 大関寛, "足部変性疾患の特徴と治療コンセプト," *医学と薬学*, Vol.70, No.5/6 (2013), pp.941-947.
- (50) 嶋洋明, 奥田龍三, "外反母趾," *関節外科*, Vol.32, No.1 (2013), pp.36-44.
- (51) P.H. Abrahams, R.T. Hutchings, and S.C. Marks Jr (監訳, 佐藤達夫), "人体解剖学カラーアトラス," 改訂第 4 版 (1999), pp.304-313, 南江堂.
- (52) 独立行政法人理化学研究所および静岡県工業技術研究所, "生体力学シミュレーション 身体組織物性値データベース," <http://cfd-duo.riken.go.jp/cbms-mp/j/index.htm> (参照日 2014 年 11 月 25 日).
- (53) 白土寛和, 前野隆司, "ヒト指の構造と触覚認識機構のモデリング," *計測と制御*, Vol.45, No.12 (2006), pp.1005-1009.
- (54) 鈴木由紀子, 山中正紀, 木田貴英, 松本尚, 堀内秀人, 中山尋絵, 奥山亜矢子, 工藤浩二, 宝満健太郎, "足部内側アーチ支持テープの効果~健常人における検討~, " *北海道理学療法*, Vol.19 (2002), pp.30-33.
- (55) Channa P. Witana, Ravindra S. Goonetilleke, Shuping Xiong, Emily Y.L. Au, "Effects of surface characteristics on the plantar shape of feet and subjects' perceived sensations," *Applied Ergonomics*, Vol.40, No.2 (2009), pp.267-279.

- (56) A. Robin Poole (訳, 藤沢隆一), “関節軟骨と骨関節炎,” 蛋白質 核酸 酵素, Vol.40, No.5 (1995), pp.56-67.
- (57) 石田弘, 安村拓人, 矢部慎太郎, 渡邊進, “立位にて足関節底屈位を保持した際の荷重位置が下腿筋活動に及ぼす影響,” スポーツ科学研究, Vol.8 (2011), pp.176-183.
- (58) 大森豪, “第 17 回 トップメディカルドクターにきくスポーツの落とし穴~サッカー~,” *Arthritis*, Vol.7, No.1 (2009), pp.64-68.
- (59) Rita Ator, Kay Gunn, Thomas G. McPoil, Harry G. Knecht, “The Effect of Adhesive Strapping on Medial Longitudinal Arch Support before and after Exercise,” *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, Vol.14, No.1 (1991), pp.18-23.
- (60) Macdonald R, “テーピングテクニック.In: Macdonald R (Ed.) ,” (2011), pp.56-57, ガイアブックス.
- (61) 小笠原浩気, 鈴木大輔, 神谷智昭, “足関節外側靭帯損傷におけるテーピングの内旋制動性,” 青森県スポーツ医学研究会誌. Vol.18, No.2(1999), pp.49-51.
- (62) 武田さおり, 長谷川至, 尾田敦, “長時間立位による足部アライメントの変化に関する検討—アーチ高率と足底圧から—,” 東北理学療法学, Vol.11 (1999), pp.36-41.
- (63) Richaed A. Brand, Douglas R. Pedersen, James A. Friederich, “The sensitivity of muscle force predictions to changes in physiologic cross-sectional area,” *Journal of Biomechanics*, Vol.19, No.8 (1986), pp.589-596.
- (64) M. D. Klein Horsman, H. F. J. M. Koopman, F. C. T. van der Helm, L. Poliacu Prosé, “Morphological muscle and joint parameters for musculoskeletal modelling of the lower extremity,” *Clinical Oral Implants Research*, Vol.22, No.2 (2007), pp.239-247.
- (65) 田中悠也, 江原義弘, 水澤一樹, 古川勝弥, “筋電図情報を取り入れた最適化手法により推定した歩行時の筋張力の妥当性,” 人間工学, Vol. 46, No.3 (2010), pp.215-222.
- (66) 光山孝, 渡會由恵, “健常成人女性における静的立位足底面積と内側縦アーチの関係,” 愛知県理学療法士会誌, Vol.16, No.1 (2004), pp.40-42.
- (67) 三秋泰一, 加藤逸平, “アーチ高率の違いによる内外側方向における足圧中心位置の検討,” 理学療法科学, Vol.22, No.3 (2007), pp.409-412.

謝辞

本博士論文の作成および研究には、多くの方々のご協力なしには遂行することはできませんでした。皆様には心よりの感謝を申し上げます。

まず、指導教員である機械工学専攻の松田光正元准教授ならびに安達和彦准教授には、ご多忙にもかかわらず日頃から多くのご指導ご鞭撻を頂きました。松田先生には研究室に配属してから先生がご退官されるまでの間、指導教員としてご指導、ご鞭撻を頂いたのみならず、さらにご退官後も様々な助言を頂きました。安達先生にはご多忙にも関わらず、松田先生退官後の指導教員を引き受けて頂きました。先生のご指導とご助言がなければ本論文の作成を遂行することはできませんでした。両先生に心より感謝いたします。

また、機械工学専攻の白瀬敬一教授、横小路泰義教授、ならびに応用化学専攻の西野孝教授におかれましては、ご多忙中にも関わらず副査を引き受けて頂き、多くの有用なコメントを頂きました。先生方の貴重なご意見により研究を向上させ、本論文を完成させることができました。心より感謝いたします。

また、足部関節のモデルを構築するにあたり、研究資料を提供して頂いたひろクリニックの坂井宏成院長、水野整形外科クリニックの水野清典院長に深く感謝いたします。両先生のご協力なくして本研究が始まることはなく、博士号取得に挑むこともなかったと思います。

また、機械ダイナミクス研究室の教員として、様々な面で研究活動を励まし、支えてくれた神野伊策教授、肥田博隆助教に感謝いたします。

最後に、共に学び、支えあった機械ダイナミクス研究室の皆様にご感謝いたします。

皆様、誠にありがとうございました。

研究業績

第 4 章は次の研究からなる.

【原著論文】

1. 柿ヶ原拓哉, 松田光正, 3 次元剛体バネモデルを用いた足部関節変形挙動の力学的解析, 日本臨床バイオメカニクス, 33, (2012), pp.215-221.

【口頭発表】

2. 柿ヶ原拓哉, 松田光正, 坂井宏成, 水野清典, 足関節変形挙動の力学的解析, 第 38 回日本臨床バイオメカニクス学会, 129, (2011).

第 5 章は次の研究からなる.

【原著論文】

1. 柿ヶ原拓哉, 松田光正, 安達和彦, 3 次元剛体バネモデルを用いた足部靭帯機能の低下と扁平足発生の関係の力学的解析, 日本臨床バイオメカニクス, 34, (2013), pp. 217-224.

【国際会議】

2. Takuya Kakigahara, Mitsumasa Matsuda and Kazuhiko Adachi, Multi Body Analysis of Effect of Injured Lateral Ligament, *Proceedings of the 37th Annual Meeting of the American Society of Biomechanics*, Paper No.260, (2013-9), Omaha, NE, USA.

【口頭発表】

3. 柿ヶ原拓哉, 松田光正, 3 次元剛体バネモデルを用いた靭帯機能の低下と扁平足発生の関係の力学的解析, 第 39 回日本臨床バイオメカニクス学会, O33-4, (2012)
4. 柿ヶ原拓哉, 松田光正, 安達和彦, 3 次元剛体バネモデルを用いた足部関節のテーピングによる影響の力学的解析, 日本機械学会 第 25 回バイオエンジニアリング講演会, (2013).

第 6 章は次の研究からなる.

【原著論文】

1. 柿ヶ原拓哉, 安達和彦, 松田光正, 扁平足による足部関節の姿勢変化とそれに伴う各部位に作用する荷重の変化の解析—3 次元剛体バネモデルを用いて—, 日本臨床バイオメカニクス, 35, (2014), pp.255-263.

【口頭発表】

2. 柿ヶ原拓哉, 安達和彦, 松田光正, 3 次元剛体バネモデルを用いた扁平足が足部関節の状態に与える影響の解析, 日本機械学会 第 24 回バイオフロンティア講演会, B204, (2013).
3. 柿ヶ原拓哉, 安達和彦, 松田光正, 扁平足による足部関節の姿勢変化とそれに伴う各部位に作用する荷重の変化の解析—3 次元剛体バネモデルを用いて—, 第 40 回日本臨床バイオメカニクス学会, O15-3, (2013).
4. 柿ヶ原拓哉, 安達和彦, 松田光正, 健常足と扁平足における足部姿勢の違い—3 次元剛体バネモデルを用いた解析—, 日本機械学会 第 26 回バイオエンジニアリング講演会, 1A24, (2014).

奥付

神戸大学博士論文 「三次元剛体バネモデルを用いた足部関節のバイオメカニクス解析に関する研究」 全一〇四頁

提出日 2015年1月20日

本博士論文が神戸大学機関リポジトリ **Kernel** にて掲載される場合、掲載登録日(公開日)はリポジトリの該当ページ上に掲載されます。

© 柿ヶ原 拓哉

本論文の内容の一部あるいは全部を無断で複製・転載・翻訳することを禁じます。