

足関節中立位および背屈位における足アーチ部の3次元運動解析*

川上 健作*¹, 中部 昇*²
大森 豪*³, 原 利昭*⁴Three-Dimensional Kinematic Analysis of the Arch of the Foot
under the Neutral and Dorsiflexion Ankle PositionKensaku KAWAKAMI*⁵, Noboru NAKABE,
Go OMORI and Toshiaki HARA*⁵ Graduate School of Science and Technology, Niigata University,
8050 Ikarashi 2, Niigata-shi, Niigata, 950-2181 Japan

We evaluated the joint related to the arch of the foot to study the arch transformation pattern under different ankle position. Five fresh-frozen cadaveric lower legs were used. Each specimen was amputated at about 150 mm from talocrural joint surface, and unnecessary dorsal soft-tissue of the foot excluding cardinal tendons was removed. The Direct Linear Transformation (DLT) technique was developed to determine three-dimensional motion of joints composed the arch of the foot during 0 (neutral) and 10 degrees dorsiflexion position under vertical load application. Results show that the arch transformation pattern at the neutral ankle position were planterflexion and eversion of calcaneus and dorsiflexion and eversion of transverse tarsal joint. In neutral position, cuneonavicular and tarsometatarsal joint motion were small. In ankle dorsiflexion, hindfoot and transverse tarsal joint were moved same pattern of the neutral position, cuneonavicular and tarsometatarsal joint motion were increased than neutral position.

Key Words: Biomechanics, Bio-Motion, Measurement, The Arch of the Foot, Motion Analysis, Transverse Tarsal Joint, Cuneonavicular Joint, Tarsometatarsal Joint

1. 緒 言

人の足部には、図1に示すように他の生体関節と比べて数多くの骨組織、靭帯、筋肉等が存在し、足部そのものが生体機械の一部と言える。足部の関節には、歩行等の運動動作において体重による衝撃の吸収、バランスの維持、歩行面への適応など極めて重要な機能が要求され、特に踵骨(Calcaneus)から中足骨(Metatarsal)により構成されるアーチ構造、即ち、土踏まずと呼ばれる足アーチ部が大きな機能的役割を果たしている。このアーチ構造は、通常足の縦アーチと呼ばれ、吊り橋状の構造をなしているため、荷重支持性に優れており、凹凸面や傾斜面に対しても最適な変形を行うと共に安定した歩行が可能となる。即ち、この足アーチ部の機能的変形により、足部関節の運動学的、生体力学的機能が保持され、スムーズな歩行動作が可

能となる。そのため、この足部関節が有する構造や機能をバイオメカニクスの観点から評価する事は、整形外科学や運動学のみならず、機械工学やロボティクスにおいても大変重要と思われる。

足部の荷重は、一般的に母趾球(Thenar)、小趾球(Hypothenar)、踵部(Heel)の3点により支持されていると言われている。解剖学的には母趾球と踵部の間を内側アーチ、小趾球と踵部の間を外側アーチ、母趾球と小趾球の間を前部アーチと呼び、これら3つのアーチが荷重支持において重要な役割を果たしている。これら足アーチ部の変形メカニズムを解析する場合、一般的にアーチ高とアーチ長に関するパラメータが用いられる。アーチ高とは内側アーチを構成する舟状骨(Navicular)の床面からの高さであり、アーチ長は踵骨から中足骨頭までの長さである。実際には、図2に示すように足部を単純なリンクモデルとしてとらえ、支点Bの高さをアーチ高、支点AおよびC間をアーチ長と定義している。このようなモデルでは、中足骨-舟状骨間の足根中足関節(Tarsometatarsal joint)を一体と考え、これらの運動はないものとされている。しかし、これは内側アーチに限定したモデルであり、従ってこ

* 原稿受付 2001年5月21日。

*¹ 正員, 新潟大学大学院自然科学研究科(☎950-2181 新潟市五十嵐二の町8050)。*² 正員, (株)アシックス(☎651-2271 神戸市西区高塚台6-2-1)。*³ 新潟大学医学部整形外科(☎951-8510 新潟市旭町通1-757)。*⁴ 正員, 新潟大学工学部。

E-mail: kawakami@tmbio7.eng.niigata-u.ac.jp

のモデルを用いて外側および前部アーチについての評価は困難である。また、歩行動作中の様に荷重方向が変化する場合においても、このモデルの有効性は極めて少ない。しかしながら、これらのパラメータを用いて、歩行時のアーチ機能を解析した研究^{①②}が数多く報告されている。更には、アーチ変形とアーチを構成する各関節の運動を関連づけて解析した研究^{③④}も報告されているが、いずれも2方向X線撮影を行うことにより関節角度を算出しているため、歩行運動のような動的かつ連続的な解析は極めて困難である。Magnetic tracking systemを用いて動的な運動を測定した例^⑤も見られるが、このシステムのセンサは骨に対して大きいため測定対象が制限され易い。更に、上述の殆どが内側アーチの変形解析に基づいた研究例であり、外側および前部アーチをも解析対象に含む研究例は極めて少ない様である。

このような観点から本研究では、ヒト切断下肢を用いて、足アーチ部を構成する骨の詳細な運動解析を行うと共に、中立位および前方荷重作用下での前部および外側アーチを含む足アーチ部全体の変形を測定し、

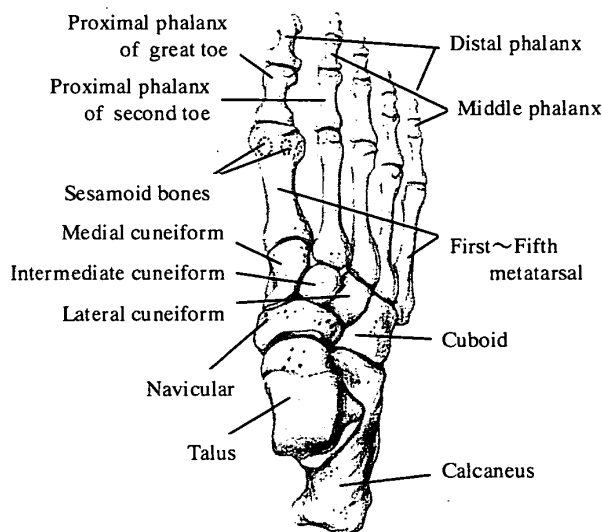


Fig.1 Anatomy of the foot.

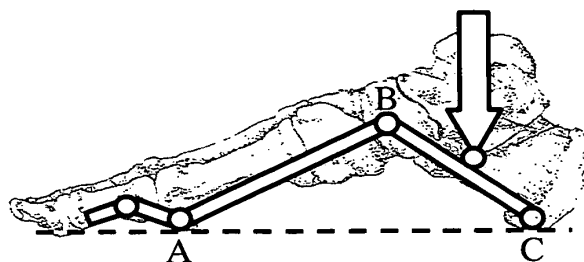


Fig.2 Arch model of the foot.

それぞれの変形パターンについて検討した。

2. 実験方法

足部は、距腿関節(Talocrural joint)も含めると計 30 個の骨から構成されており、それぞれの骨が関節を構成する複合体である。また、構成する骨が極めて小さいため電気角度計や magnetic tracking system のような大きなセンサ類では、その重さや大きさが影響して正確な運動評価は困難である。更には、オープン MRI を利用する方法も提案されているが、足部の関節構成要素は重なり合っているため、個々の判別は困難な状況にある。そこで本実験では、DLT法(Direct Linear Transformation technique)^{⑥⑦}を応用した多方向同時ビデオ撮影法^⑧および2方向X線撮影法^{⑨⑩}を用い、運動解析を行った。

試料として新鮮凍結ヒト切断下肢3体を使用した。試料の脛骨(Tibia)および腓骨(Fibula)を距腿関節面から 150 mm の位置で切離し、足部背側の皮膚組織を運動に影響しない範囲内で切除した。また、足の縦アーチ

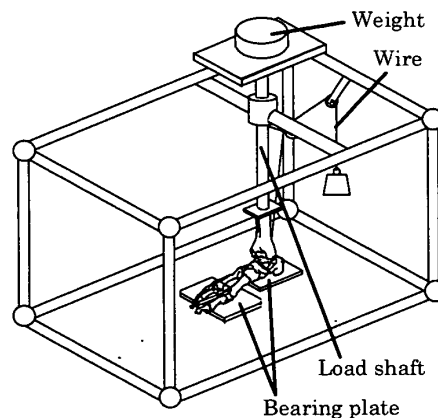


Fig.3 Experimental set up for neutral position.

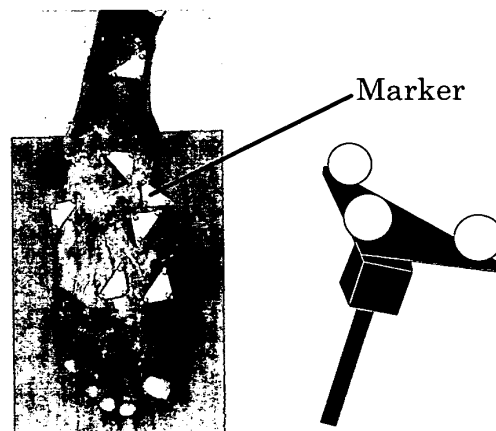


Fig.4 Location of the video markers.

を挙上させる役割を有する後脛骨筋腱、長趾屈筋腱、長母趾屈筋腱は温存した。図3に実験装置の概略を示す。試料の脛骨および腓骨は、歯科用レジンにより荷重シャフトに連結した。足裏と床面との摩擦を極力小さくするために、母趾球、小趾球、踵部をいずれの方向にも独立して移動可能となるように bearing plate 上に足部を設置した。

測定対象とした脛骨、距骨(Talus)、踵骨、舟状骨、立方骨(Cuboid)、内側・中間・外側楔状骨(Medial・Intermediate・Lateral cuneiform)、第1・第2・第5中足骨(First・Second・Fifth metatarsal)のいずれにも、図4に示すような、3つの鋼球から成るマーカーを取り付けた。この鋼球マーカーは、重さ 3.6 g と極めて軽量で骨の運動を拘束することなく、足部を構成する小さな骨にも取り付け可能である。マーカーを取り付けた試料を、全てのマーカーが正しく評価できる様に、4方向から同時にビデオカメラで撮影した。その画像データより DLT 法を適用してマーカーの3次元座標を算出し、これに基づいてマーカー間の相対運動を求

めた。その後、正面および側面からX線撮影を行い、マーカー座標系と骨座標系を変換する事により各関節の相対運動を算出した。本実験で考慮した関節の運動パラメータを図5に示す。ここでは、Cassら⁹が定義した距腿関節の運動パラメータを参考にして、それぞれの関節に内外側軸回りの底屈(Plantarflexion)–背屈(Dorsiflexion)、遠近位軸回りの内転(Adduction)–外転(Abduction)、前後軸回りの内反(Inversion)–外反(Eversion)の各運動を定義した。また、切断肢では筋肉や靭帯の緊張が存在しないため、アーチの高さが生体に比べて低くなっている。そこで生理学的状況を可能な限り再現するように留意し、アーチを挙上させる役割を有する後脛骨筋腱、長趾屈筋腱、長母趾屈筋腱にワイヤを介してそれぞれ 12 N 牽引を行った。足関節中立位においては、距腿関節を中立位に保持し、荷重シャフト上に錘をのせることにより最大 300 N の荷重を鉛直方向に作用させた状態で足アーチ部を構成する骨の挙動を測定した。

一方、足関節背屈位における実験装置の概略を図6に示す。足関節背屈位における実験では、試料の脛骨および腓骨と荷重シャフトをユニバーサルジョイントを介して連結し、荷重シャフトの取付部をモータ駆動により前後させる事により足関節の背屈運動を再現した。また、中立位の実験と同様、母趾球、小趾球および踵部をいずれの方向にも独立して移動可能な bearing plate 上に設置し、背屈に伴い足部が滑り落ちないように第2基節骨(Proximal phalanx)を K-wire により測定台に固定した。本実験で測定したのは、立脚期において足アーチ部の変形が起り、特にその機能を発揮すると考えられる足底接地から踵離床にかけての期間である。測定に際して、足底接地時あるいは踵離床時における足関節の屈曲角度等の条件は、歩行解析の足関節角度 θ のデータをもとに設定した。通常、歩行時には足関節の背屈角度が約 10° になったところで踵離床の状態となり、踵に作用する荷重がゼロとなるという結果が得られている。そこで、本実験においてはアキレス腱にターンバックルを連結し、脛骨の傾きが 10° になったところで踵に作用する荷重がゼロになる様にアキレス腱に張力を作用させた。また、後脛骨筋腱、長趾屈筋腱、長母趾屈筋腱にワイヤを介してそれぞれ 12 N ずつ同様に負荷した。

実験条件として、基準となる中立位で無負荷時の足底接地の状態、足底接地の状態に垂直荷重を 200 N 負荷した状態、荷重を 200 N で一定として背屈 10° の運動を与えた踵離床の状態の3条件を考慮し、測定を行った。以上の測定結果より、足関節背屈位におけ

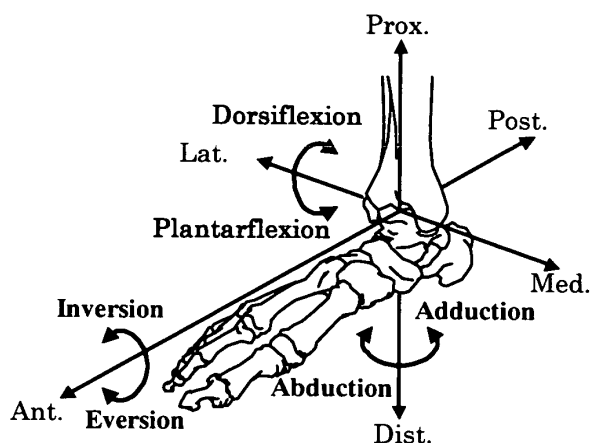


Fig.5 Motion parameter of the midfoot joint.

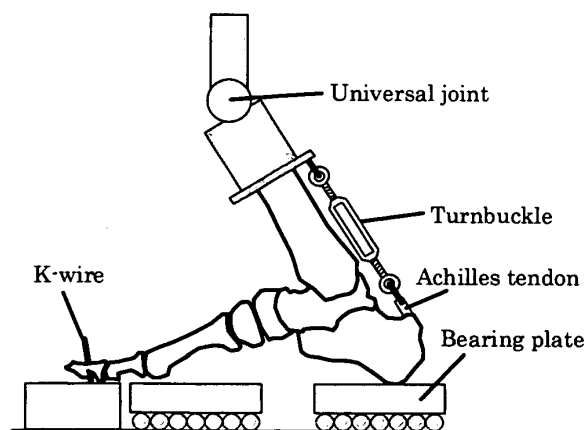


Fig.6 Experimental set up under ankle dorsiflexion.

る足アーチ部変形による各関節の運動パターンの違いについて検討した。

なお、全ての条件において5回ずつ測定を行い、実験の再現性を確認すると共に、その平均値を測定結果とした。また、生体の運動には個体差があるため、3体の平均値として関節角度を示す。

3. 結果および考察

3.1 実験系の妥当性

図7に荷重と共に変化するアーチ高およびアーチ長の結果を示す。図の縦軸には、アーチ高およびアーチ長の変化量、横軸には作用させた軸荷重をそれぞれ示した。作用荷重が増加すると共に、アーチ高は減少するが、アーチ長は増加する。作用荷重300Nでは、アーチ高は29mm減少し、アーチ長は3.8mm増加した。この結果は、Kitaokaら⁶⁾がmagnetic tracking systemにより測定した報告にほぼ一致しており、本実験系は足アーチ部の挙動を解析する上で妥当と思われる。

3.2 足関節中立位における関節運動

図8に荷重に伴う各関節の回転運動パラメータの変化を示す。図8(a)は後足部の距腿関節および距骨下関節(Subtalar joint)、図8(b)は横足根関節(Transverse tarsal joint)における距舟関節(Talonavicular joint)、踵立方関節(Calcaneocuboid joint)のパラメータ変化をそれぞれ示している。同様に、図8(c)および(d)は内側・中間・外側楔舟関節(Medial・Middle・Lateral cuneonavicular joint)および足根中足関節における第1・第2・第5足根中足関節の運動パラメータの変化をそれぞれ示している。縦軸には各関節の回転角度を、横軸には作用させた垂直荷重を示した。同図(a)~(d)のいずれも、左から順に各関節の底背屈、内外反、内外転運動の変化を示している。

後足部の距腿関節においては、図8(a)に示すように、垂直荷重の作用により最大6.8°底屈する傾向が

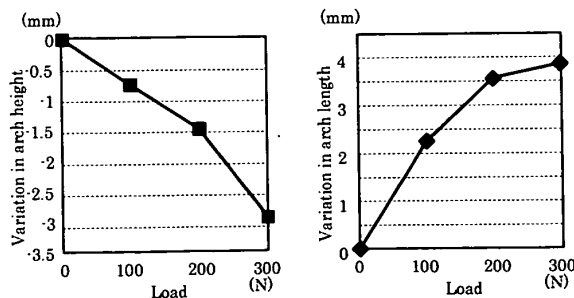
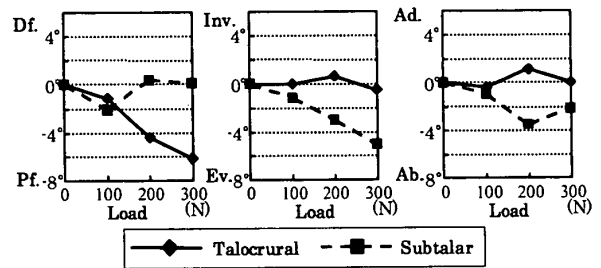
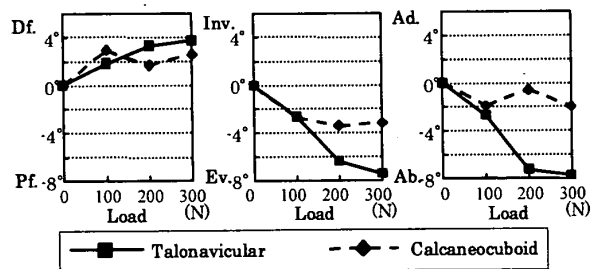


Fig.7 Variation arch height and length with load application

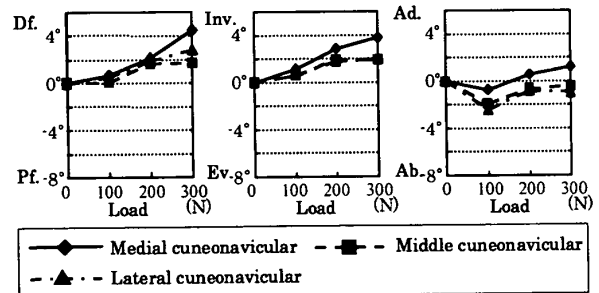
認められたが、内外反、内外転方向の運動は殆ど認められなかった。また、距骨下関節において底背屈は殆ど認められず、3.4°の外転および4.3°の外反運動が認められた。一方、中足部後方の横足根関節においては、図8(b)に示すように、距骨に対して舟状骨が7.3°背屈し、7.4°外反、4.4°外転する傾向が距舟関節には認められ、踵立方関節においても踵骨に対して立方骨が3.7°背屈および2.5°外反する傾向が認めら



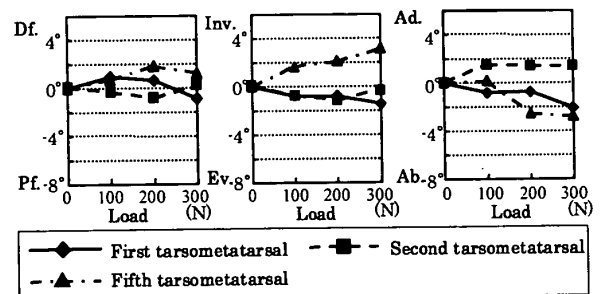
(a) Rearfoot.



(b) Transverse tarsal joint.



(c) Cuneonavicular joint.



(d) Tarsometatarsal joint.

Fig.8 Typical variation of the motion parameter with load application.

れた。また、立方舟関節では底背屈および内外反方向の相対運動は僅かに見られる程度であった。図8(c)より、中足部前方の内側・中間・外側楔舟関節では、それぞれ3つの楔状骨が舟状骨に対して44°, 24°, 28°背屈し、3.7°, 20°, 21°内反する傾向が認められ、その背屈と内反運動は内側楔舟関節で最大であった。図8(d)より前足部の足根中足関節では、楔状骨と第1, 第2中足骨間の運動はいずれも後足部や中足部に比べて小さく、第5足根中足関節では、立方骨に対して第5中足骨が3.0°内反していた。また、第5中足骨において2.0°外転が見られた。

3.3 中立位におけるアーチ変形パターン

後足部では踵骨の接地位置と荷重作用点である距腿関節面のアライメント、即ち、距腿関節面が踵骨の接地位置に対して前方内側に位置するため、荷重が作用すると踵骨が床面に対して底屈、外反方向に傾斜すると考えられる。横足根関節では舟状骨と立方骨が、ほぼ一体となって運動し、垂直荷重が作用することにより背屈および外反運動をすることが推測される。従って、舟状骨・立方骨レベルでの横アーチは、アーチ外側に位置する立方骨の接地点を支点として内側に倒れるように、変形することが考えられる。また、足根中足関節では内側縦アーチ変形に対する第1足根中足関節の運動は余り影響しないと考えられる。図2に示したアーチのリンクモデルにおいても、舟状骨から中足骨までをほぼ一体で運動すると考えられており、本研究でもこれらを裏付ける傾向が認められた。このことは Kitaoka ら⁶⁾の報告とも一致している。また、第5中足骨が外転することにより前足部における横アーチの変形が明らかであり、安定な状態で荷重支持を行うために前足部が広がるものと考えられる。

以上のことより、中立位における足アーチ部変形パターンを図9に示す。図は後足部および内外側アーチ

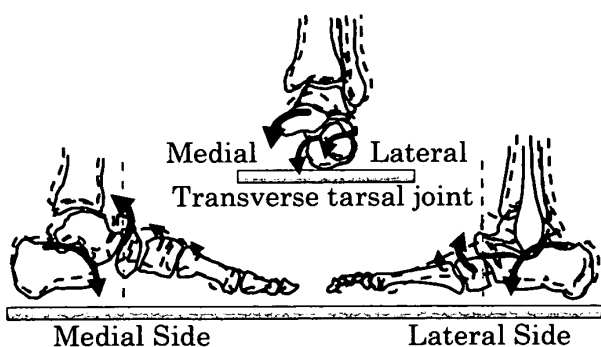


Fig.9 Transformation pattern of the arch with axial load.

変形を示しており、図中の矢印の向きと大きさは運動方向と運動の大きさをそれぞれ定性的に示している。中立位のアーチ変形は後足部における踵骨の底屈および外反、中足部における横足根関節の背屈および外反により内外側アーチが下降する変形であり、楔舟関節および足根中足関節の小さな運動が特徴的であると言える。前部アーチでは、第1中足骨が内転し、第5中足骨が外転して前足部を広げ、荷重を支持している。このことから、内外側の縦アーチのメカニズムを考え

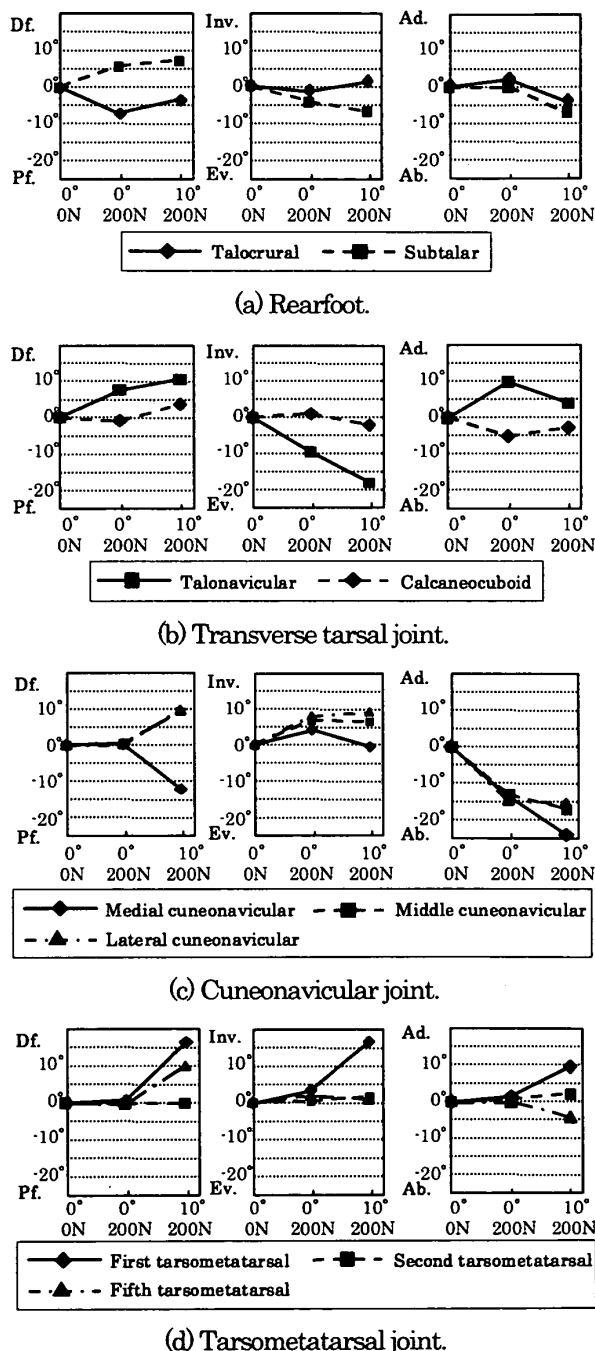


Fig.10 Typical variation of the motion parameter with dorsiflexion angle.

る場合、図2に示すリンクモデルのように、中足骨から舟状骨までを一体として考えても問題ないと思われる。

3.4 足関節背屈位における関節運動

図10にそれぞれの関節の運動パラメータ変化を示す。図8と同様に図10においても(a)は後足部の距腿関節および距骨下関節、(b)は横足根関節における距舟関節および踵立方関節、(c)および(d)は内側・中間・外側楔舟関節、足根中足関節における第1・第2・第5足根中足関節の運動パラメータ変化をそれぞれ示している。縦軸には各関節の回転角度、横軸には中立位一荷重0N、中立位一荷重200N、背屈10°一荷重200Nのそれぞれの条件を示している。(a)~(d)のいずれも、左から順に各関節の底背屈、内外反、内外転運動の変化を示している。

後足部においては、図10(a)に示すように、垂直荷重を作用させると距腿関節では底屈、距骨下関節では背屈および外反が認められた。足関節の背屈に伴い距腿関節では3.2°底屈角度が減少し、距骨下関節では、1.9°外反角度が増加する傾向が認められた。中足部後方に位置する横足根関節においては、図10(b)に示すように、垂直荷重により距舟関節の背屈、外反および内転運動が認められ、踵立方関節では外転運動が認められた。足関節の背屈に伴い、距舟関節の背屈角度が3.6°、外反角度が8.8°増加し、内転角度は5.9°減少していた。踵立方関節においては、足関節の背屈により3.5°の背屈運動が認められ、また3.1°外転角度が減少した。この横足根関節において足底接地時、踵離床時のどちらの場合にも距舟関節と踵立方関節は背屈、外反という同傾向の運動を示したが、いずれの場合にも距舟関節の運動が踵立方関節の運動に比較して大きくなる傾向が見られた。楔舟関節では図10(c)に示すように、荷重が作用しても3つの楔状骨の底背

屈運動は殆ど見られず、それぞれ内反と外転が認められた。また、足関節背屈に伴う内外反、内外転の変化は小さく、内側楔状骨が12.9°底屈し、中間・外側楔状骨がそれぞれ9.6°背屈した。足根中足関節では、図10(d)に示すように、足底接地時には第1中足骨が3.0°内反する程度であり、大きな運動は見られなかった。足関節の背屈に伴い、第1中足骨の背屈角度が16.3°、内反角度が14.6°、内転角度が7.6°それぞれ増加した。また、第5中足骨においても9.9°の背屈、5.0°の外転が認められた。

3.5 背屈位におけるアーチ変形パターン

背屈位では、踵離床において、荷重を支持する点が前方へ移動し、舟状骨にも荷重が作用したため、後足部では下方へ位置を下げるような運動、即ち、外反が大きくなったものと考えられる。その舟状骨の運動に伴い、立方骨の外反も増加したと思われる。また、舟状骨および立方骨で構成される横アーチでは、舟状骨の位置する内側が高くなっており、舟状骨の運動範囲が大きい。そのためアーチ変形の際にも、踵立方関節に比べて距舟関節の運動が大きいと考えられる。内側アーチにおいては舟上骨が最も上方に位置するため、距舟関節の内側アーチ変形に果たす役割は大きいと考えられる。足底接地から踵離床にかけての舟状骨と立方骨の外反は、舟状骨および立方骨で構成される横アーチ変形を表しており、舟状骨の運動に連動し立方骨が運動していると考えられる。足根中足関節の背屈運動の大きさを比較すると、背屈時において足底接地時よりも背屈が増加しており、背屈に伴い前足部に作用する荷重が増加し、運動も大きくなったと考えられる。第1中足骨の運動が第5中足骨よりも大きかったのは内外側縦アーチの高さの影響であると考えられる。第2中足骨の運動は、いずれの方向にもほとんど認められなかった。第2中足骨は、内側楔状骨の外側面、中間楔状骨の前面および外側楔状骨の内側面からそれぞれ形成されるほぞ穴に適合しているため、解剖学的にも動きの少ない関節であると考えられており、このことを裏付けていると思われる。また、第1中足骨の内転および第5中足骨の外転は、中立位における前部アーチと同様に、安定な状態で荷重支持を行うために前足部が広がる現象と考えられるが、その角度は中立位の結果よりも大きくなっていった。これは、足関節が背屈すると中立位よりも前方に多くの荷重が作用し、横アーチが大きく変形する事を示している。

以上の結果より、背屈位における足アーチ部変形パターンを図11に示す。図の表し方は図9と同様で

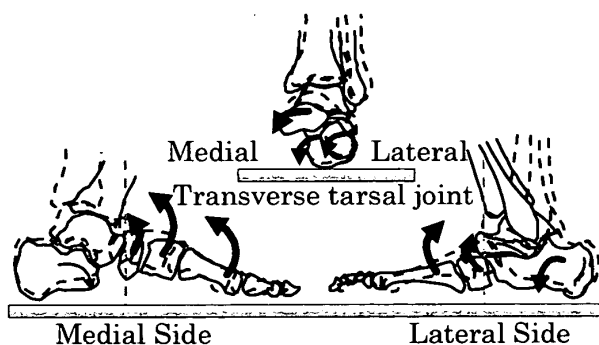


Fig.11 Transformation pattern of the arch under the dorsiflexion.

ある。背屈位のアーチ変形としては、踵部の底屈および外反、横足根関節の背屈および外反、楔舟関節および足根中足関節の背屈による変形を挙げることができる。中立位から背屈させると後足部および横足根関節での運動変化は少ないが、楔舟関節および足根中足関節の運動が大きくなる。従って、このことから背屈位における足アーチ部の変形を、図2に示すようなリンクモデルとして考える事は困難と思われる。また、前部アーチにおいては、中立位同様、第1中足骨の内転および第5中足骨の外転により前部アーチは広がるが、踵離床時には前方に荷重が多く作用するため更に大きく広がる。

4. 結 言

本実験では、中立位および背屈位において足アーチ部を構成する関節の運動を計測し、比較する事により以下の知見を得た。

- (1)中立位における縦アーチの変形様式は、踵部の底屈および外反、横足根関節の背屈および外反により内外側アーチが下降する変形であり、楔舟関節および足根中足関節の運動は小さい。
- (2)背屈位における縦アーチの変形様式は、踵部の底屈および外反、横足根関節の背屈および外反、楔舟関節および足根中足関節の背屈による変形である。
- (3)前部アーチでは、第1中足骨の内転および第5中足骨の外転によりアーチを広げて荷重を支持する。また、踵離床時には前方に荷重が多く作用するため更に前部アーチは大きく広がる。
- (4)中立位においては、従来より提唱されている中足骨から舟状骨までを一体としたリンクモデルで考えられるが、背屈位では前足部の運動が大きくなるため、このリンクモデルの利用は困難である。

参考文献

- (1) Steve M. Kidder, Faruk S. Abuzzahab, Jr., Gerald F. Harris, Jeffrey E. Johnson, A System for the Analysis of Foot and Ankle Kinematics During Gait, IEEE trans. rehabil. eng., 4(1996), 25-32.
- (2) I. G. Winson, A. Lundberg, C. Bylund, The pattern of motion of the longitudinal arch of the foot, The foot, 4(1994), 151-154.
- (3) Tye J. Ouzounian, Michael J. Shereff, In Vitro Determination of Midfoot Motion, Foot Ankle, 10(1989), 140-146.
- (4) Arne Lundberg, Ian Goldie, Bo Kalin, Goran Selvik, Kinematics of the Ankle/Foot Complex: Plantarflexion and Dorsiflexion, Foot Ankle, 9(1989), 194-200.
- (5) Harold B. Kitaoka, Arne Lundberg, Zong Ping Luo, Kai-Nan An, Kinematics of the Normal Arch of the Foot and Ankle Under Physiologic Loading, Foot Ankle Int., 16(1995), 492-499.
- (6) 池上 康男, 他2名, DLT法, J. J. sports sci., 10(1991), 191-195.
- (7) 服部 友一, 他4名, Direct Linear Transformation法による3次元運動解析, 整形外科バイオメカニクス(1991), 411-417.
- (8) T. Stähelin, B. M. Nigg, D. J. Stefanyshyn, A. J. van den Bogert, S.-J. Kim, A Method to Determine Bone Movement in the Ankle Joint Complex *in vitro*, J. Biomechanics, 30(1997), 513-516.
- (9) Joseph R. Cass, Bernard F. Morrey, Edmund Y. S. Chao, Three-Dimensional Kinematics of Ankle Instability Following Serial Sectioning of Lateral Collateral Ligaments, Foot Ankle, 5(1984), 142-149.
- (10) 近藤浩史, 他4名, ヒンジ型人工膝関節置換患者の歩行解析. 日本機械学会第9回バイオエンジニアリング講演会講演論文集(1997), 193-194.