静的および動的荷重位における 足内側縦アーチの動きと機能

Changes and Functions of the Medial Longitudinal Arch during Static and Dynamic Loading

中村 浩¹⁾ 加倉井 周一¹⁾

HIROSHI NAKAMURA, MS, PT¹⁾, SHUICHI KAKURAI, PhD, MD¹⁾

¹⁾Department of Rehabilitation, Graduate School of Medical Sciences, Kitasato University: 1-15-1 Kitasato, Sagami-hara city, Kanagawa 228-8555, Japan. TEL +81 42-778-9568

Rigakuryoho Kagaku 17(4): 253-258, 2002. Submitted June 12, 2002. Accepted Aug. 23, 2002.

ABSTRACT: There is little research evidence concerning the dynamic function of the foot arch. We described the characteristics of the medial longitudinal arch (MLA) in 34 healthy subjects using a six-camera Vicon motion analysis system while they were sitting, supported and non-supported single-limb standing, and during walking. We also measured the length of the MLA in nine men using an electro arch gauge (EAG) during walking. The results showed that the maximum increase of the MLA during the stance of walking was influenced by the vertical components of ground reaction force. We confirmed the MLA as a dynamic structure, which provides the capacity to absorb some of the increased shock and propulsive balance during walking.

Key words: medial longitudinal arch, three-dimensional analysis, electro arch gauge, dynamic function

要旨: 足アーチに関する研究では動的変化の特徴を明らかにすることが重要であるが、その解析は未だ十分ではない。健康男女34名を対象に3次元動作解析装置 (Vicon) を用いて、内側縦アーチ (MLA) の坐位、つまみ片脚立位、片脚立位および歩行における変化を明らかにした。そのうちの男性9名に電気アーチ測定器 (EAG) を装着し、歩行における MLA の長さ変化を計測した。その結果、MLA の動的変化は床反力の鉛直分力の影響を受けており、足アーチが人の動きや歩きかたを特徴づける重要な機能因子として、衝撃の吸収、推進・バランス作用を合目的に調整する機能を有することが確認された。

キーワード: 内側縦アーチ, 3次元動作解析装置, アーチ測定器 (EAG), 動的機能

¹⁾ 北里大学大学院医療系研究科臨床医科学群リハビリテーション医学専攻: 神奈川県相模原市北里1-15-1 (〒228-8555)
TEL 042-778-9568

I. はじめに

ヒトの歩行を特徴付けているものに足のアーチ構造がある。足アーチを支える構造は骨、関節包・靱帯による保守的な支持と筋による自主的な支持がある¹⁾。その中で内側縦アーチ (Medial longitudinal arch, 以下MLA) は比較的伸縮性に富む組織であり、歩行に際し十分体を支えるとともに荷重による衝撃を吸収することで凹凸の地面にも良く適合することから臨床上の重要な意義をもつ²⁾。

MLAの静的な支持機構について、梅木³⁾は靱帯や骨などの構築学的因子と下腿・足部筋群の活動などの機能的因子が複雑に関与していると報告した。また、鈴木⁴⁾は体重ほどの圧がかかってもアーチの保持には靱帯や足底腱膜だけで十分であり、荷重が大きくなって、はじめて筋がアーチ保持に参加すると述べた。一方、Kayano⁵⁾は歩行におけるMLAの動的機能について自らが考案した電気アーチ測定器 (Electro Arch Gauge, 以下EAG) により検討し、立脚期の変化には体重、下腿・足部筋群および足底腱膜による巻き上げ現象⁶⁾の関与が重要であると報告した。また、Cashmereら⁷⁾はMLAの静的および動的な機能因子を検討し、静的評価より歩行における変化を予測することは困難であると指摘した。

この研究の目的はMLAの静的および動的変化を各種計測装置をもって定量的に解析し、これらに関与する機能因子を明らかにすることである。

II. 対象と方法

足部に骨折や捻挫の既往がない健康な成人男女34名 (男性18名、女性16名) を対象とした。被験者の平均年齢は26.6歳 (20~33歳)、平均体重は57.4 kg (43~75 kg) であった。MLAの計測には6台の赤外線カメラ (サンプリング周期は60 Hz) と床反力計 (Kistler 9281, Kistler JAPAN) で構成された3次元動作解析装置 Vicon370 (Oxford Metrics, UK) およびMLAの長さ測定装置であるEAGを使用した。EAGの信頼性については、これまでの多くの研究で電気学的およびX線学的に確認された^{3,5,15)}。

直径8 mmの反射マーカーを左足の内果、舟状骨結節、踵骨内側面、第1中足骨頭および第1基節骨のそれぞれの皮膚面上に貼付し、MLAの計測パラメータを以下のように定義した。1) 長さは踵骨内側面と第1中足骨頭を結んだ線の距離、2) 高さは舟状骨結節よりMLAの長さ線分に降ろした垂線の距離、3) 舟状骨上角⁹⁾は内果、舟状骨結節および第1中足骨頭の3点がなす角、4) 第1中足趾節 (1st metatarsalphalangeal, 以下MTP) 関節背屈角は舟状骨

図1 MLAの計測パラメータ (a) と電気アーチ測定器 (b)

結節、第1中足骨頭および第1基節骨の3点がなす角とした (図1a)。また、2つの計測装置によるMLAの長さ変化を比較するため、全例のうち男性9名の左足内側面にEAGを固定した (図1b)。

実験条件は、まず坐位における計測を基準値とした。坐位姿勢は足底全体を静かに床に置き、膝関節90度屈曲位、足関節は底背屈中間位、足部内外反中間位とし、この肢位を10秒間保持させた。次に、左足の片脚立位で、つかまり支持がある場合 (つかまり片脚立位) とない場合 (片脚立位) の肢位を10秒間保持させた。その後、床反力計の設置された約6 mの歩行路を裸足で被験者の自然な速度にて歩行させた。各条件において5~10回の計測を行い、それぞれの平均値を算定してMLAの4つの計測パラメータが基準値 (坐位) に対してどれくらい変化したか百分率で表した。立脚周期の確認は床反力鉛直分力より接踵 (Heel Contact, 以下HC) から離床 (Toe Off, 以下TO) を立脚期の0~100%とし、全足底接地 (Foot Flat, 以下FF) は第1中足骨頭マーカーの垂直座標が最小となる時期、踵離床 (Heel Off, 以下HO) は踵骨内側面マーカー

の垂直座標が最小値より増加しはじめる時期と定義した。記録された床反力の前後分力、左右分力および鉛直分力を数値化するために、それぞれの分力に3つの測定点X1, X0, X2, Y1, Y0, Y2, Z1, Z0, Z2を定め、立脚期全体を100%とし、それぞれの測定点がHCより何%の時点で出現したか調べた。Xは前後分力であり、X1は制動期のピーク、X2は駆動期のピーク、X0は制動期から駆動期への転換時期を表した。Yは側方分力であり、Y1は制動期のピーク、Y2は駆動期のピーク、Y0は制動期から駆動期への転換時期を表した。Zは鉛直分力であり、Z1は制動期のピーク、Z2は駆動期のピーク、Z0は制動期から駆動期への転換時期を表した。このようにして算出された床反力測定点の出現時期をそれぞれT(X1), T(X0), T(X2), T(Y1), T(Y0), T(Y2), T(Z1), T(Z0), T(Z2)と定義した¹⁰⁾。MLAの長さ、高さ、舟状骨上角および第1MTP関節背屈角を分析し、これらの変化と床反力測定点の出現時期との関係を調べた。

統計手法は一元配置分散分析およびPearsonの相関係数を用い、解析には統計解析用ソフトSPSS 8.0Jを使用し、5%未満の危険率を有意水準とした。

III. 結 果

1. 静的荷重位におけるMLAの変化

坐位を基準値として、つままり片脚立位と片脚立位を比較すると、MLAの長さは片脚立位で有意に短くなった ($p<0.001$)。これらの肢位の間にMLAの高さおよび舟状骨上角では有意な差はなかった。また、第1MTP関節背屈角は、つままり片脚立位に比べ片脚立位で有意に減少した ($p<0.01$)。

2. 歩行におけるMLAの変化

ViconおよびEAGの計測による歩行立脚期におけるMLAの長さ変化を図2に示した。図中の実線は平均値、点線は1標準偏差の範囲を示す。ViconとEAGによるMLAの長さ変化では同様なパターンを呈し、HC後に急速に伸張されFF後に最大となる変曲点 (Lmax) がみられた。その後、徐々に短縮してHO後の立脚期末で急速に短縮しTO時に最も短縮した。立脚期における変化がどの程度であるかを調べるために最大値と最小値の差を変化量とした。Viconによる全例の長さ変化量の平均値は $6.7 \pm 1.3\%$ (10.6 ± 2.1 mm) であった。EAGによる男性9例の長さ変化量の平均値は $4.2 \pm 1.7\%$ (6.6 ± 2.7 mm) であった。ViconによるMLAの長さ変化量と比較すると9例とも有意に小さくなった ($p<0.01$)。そこで、これら計測装置の基準値

図2 歩行におけるMLAの長さ変化
(a ; Viconによる計測 n=34, b ; EAGによる計測 n=9)

に対するMLAの伸張量と短縮量の関係を調べた。ViconによるMLAの伸張量の平均値は $1.9 \pm 0.3\%$ (3.2 ± 0.04 mm)、短縮量の平均値は $4.3 \pm 1.2\%$ (7.2 ± 1.2 mm) であり、EAGでは、それぞれ $3.0 \pm 1.1\%$ (4.6 ± 1.7 mm), $1.2 \pm 1.5\%$ (1.9 ± 1.0 mm) であった。伸張量の程度はViconによる計測で有意に小さく ($p<0.05$)、短縮量は有意に大きくなった ($p<0.001$)。Viconでは相関係数 -0.7573 となり負の相関関係が認められ、MLAの伸張量が多い場合には短縮量が小さくなる傾向を示した (図3)。すなわち、Viconによる計測において、MLAの長さ変化は短縮する傾向が大きかったが、個体間の違いをみると、短縮量と伸張量は、どちらかが有意となる関係が認められた。EAGの伸張量と短縮量の間には相関係数 0.1712 となり相関関係は認められなかった。

歩行におけるMLAの高さ、舟状骨上角および第1MTP関節背屈角の変化を図4に示した。MLAの高さ変化はHC時に基準値とほぼ等しく、徐々に低下してHO後の立脚期末に最小となる変曲点 (Hmin) がみられ、その後、急速に高くなりTO時に最高となった。全例の高さ変化量の平均値は $33.9 \pm 14.8\%$ (7.5 ± 2.5 mm) であった。舟状骨

図3 歩行におけるMLA長の伸張量と短縮量の相関関係
(Viconによる計測 n=34)

上角の変化はMLAの高さ変化と同様なパターンがみられた。HC時から徐々に減少しHO後の立脚期終末に最小となる変曲点 (Nmin) を呈し、その後、急速に増大してTO時に最大となった。全例の坐位時の平均角度は $152.3 \pm 7.6^\circ$ であり、立脚期における舟状骨上角の変化量の平均値は $11.2 \pm 3.1\%$ ($16.9 \pm 4.3^\circ$)であった。第1MTP関節背屈角の変化はHC時に軽度の背屈を呈し、その後、急速に底屈平坦となりHO後の立脚期終末で急激に背屈位となった。全例における第1MTP関節背屈角の変化量の平均値は $373.4 \pm 228.0\%$ ($43.2 \pm 7.5^\circ$)であった。

3. 歩行におけるMLA形態変化の出現時期と床反力および立脚周期時間との関係

MLAの歩行立脚期における変化がどの時期に出現したかを調べるため、それぞれの変曲点Lmax, Hmin, Nminの時間を立脚期に対する百分率で表したものを T (Lmax), T (Hmin), T (Nmin) と定義し、全例の平均値を算出した。これらの出現時期と床反力の各分力の出現時期およびFFとHOの出現時期との関係を男女別に示した (表1)。それぞれの平均値の男女間には有意な差はなかった。

MLAが最大に伸張される時期は、立脚期開始から約23%経過した時期に起こっていた。このT (Lmax) と床反力鉛直分力の制動期のピーク出現時期T (Z1) との関係調べた結果、T (Lmax) とT (Z1) 間には危険率5%にて有意な差は認められなかった。すなわち、MLAの長さが最大伸張される時期は床反力鉛直分力の制動期のピーク出現時期と時間的に関係していた。MLAの高さおよび舟状骨上角が最も低下するのは立脚期開始から約75%経過した時期に起こっていた。これらT (Hmin), T (Nmin) および床反力鉛直分力駆動期のピーク出現時期T (Z2) の

図4 歩行におけるMLAの高さ、舟状骨上角および第1MTP関節背屈角の変化 (Viconによる計測 n=34)

関係を調べた結果、T (Nmin) とT (Z2) およびT (Hmin) とT (Nmin) の間には危険率5%にて有意差は認められなかった。すなわち、舟状骨上角が最小となる時期は床反力鉛直分力の制動期のピーク出現時期と時間的に関係していた。また、舟状骨上角が最小となる時期はMLAの高さが最小となる時期と時間的に関係していた。

IV. 考 察

1. 静的荷重位におけるMLAの変化

MLAの長さ変化は、つまり片脚立位に比べて片脚立位で有意に短縮した。つまり支持が得られない片脚立位では身体バランスを調整するために下腿・足部筋群が

表1 歩行におけるMLAの形態変化の出現時期と床反力、歩行周期時間との関係

	男性 (%) n=18	女性 (%) n=16	全例 (%) n=34
立脚初期			
T (Lmax)	23.3 ± 2.6	21.6 ± 2.5	22.5 ± 2.7
T (X1)	15.5 ± 2.2	14.1 ± 1.8	14.9 ± 2.1
T (Y1)	22.1 ± 6.2	22.7 ± 4.3	22.4 ± 5.3
T (Z1)	21.2 ± 3.1	20.6 ± 2.4	20.9 ± 2.8
T (FF)	18.5 ± 3.3	16.5 ± 3.1	17.6 ± 3.3
立脚中期			
T (X0)	52.6 ± 4.4	52.2 ± 3.5	52.4 ± 3.9
T (Y0)	50.9 ± 7.0	52.5 ± 5.4	51.6 ± 6.3
T (Z0)	47.5 ± 4.6	48.0 ± 2.8	47.7 ± 3.8
T (HO)	60.5 ± 5.7	61.9 ± 5.9	61.2 ± 5.8
立脚後期			
T (Hmin)	77.3 ± 10.3	73.7 ± 8.8	75.6 ± 9.6
T (Nmin)	74.9 ± 5.4	74.4 ± 6.3	74.6 ± 5.8
T (X2)	86.9 ± 2.3	87.2 ± 2.5	87.1 ± 2.4
T (Y2)	76.6 ± 4.7	81.7 ± 4.5	79.0 ± 5.2
T (Z2)	77.1 ± 3.7	77.6 ± 2.7	77.3 ± 3.2

数値は平均±標準偏差を示し、立脚時間全体を100%としたときの接踵からの経過時間の比率を表す。

活動し³⁾、MLAが短縮したものとする。また、第1MTP関節背屈角の変化は、つかまり片脚立位に比べ片脚立位で有意に減少しており、片脚立位における身体バランスの調整には第1MTP関節を支点とした第1列の運動が影響しているものとする。

2. 歩行におけるMLAの変化

Kayano⁵⁾はMLAの動的変化をEAGにより計測し、歩行立脚期における変化は二峰性のパターンを呈する4期に分けることができるとした。すなわち、HC後にMLAが急速に伸びてFF時に最長となる第一伸張期、続いてHO時まで続く第一短縮期、HO後は僅かに伸張のみられる第二伸張期を経てTO時直前に急速に短くなる第二短縮期である。第一伸張期の変化は足部にかかる体重によってMLAが単純に伸張されたものであるが、第一短縮期の変化は単に抜重効果によるだけではなくMLAの短縮には足趾屈筋群の収縮が大きく関与している。更に、第二伸張期では体重は前足部へ移動し、MLAには下腿三頭筋による強力な伸張力が加わり、これに対抗した足趾屈筋群の収縮力により、この時期の変化が生じるものとした。TO時直前の急速な短縮についてはHicks⁶⁾の述べた巻き上げ現

象が大きく関与している。今回の3次元動作解析装置(Vicon)およびEAGによる計測でみられたMLAの歩行立脚期における変化では、HC後に急速に伸張するとFF後、徐々に短縮してHO後の第二伸張期が起こらないで急速に短縮する一峰性のパターンを示す例が多かった。これまでの3次元動作解析装置を用いたMLAの長さ計測実験においても同様な一峰性のパターンが報告されている^{7,13)}。このようなMLAの長さ変化のパターンに違いがみられたことは、踵骨内側面におけるEAGの固定位置の問題⁵⁾が指摘されているが、踵骨内側面に貼付した反射マーカの位置の問題も考えられる。また、立脚期のHC後にみられる踵骨の内外反運動によりMLAの長さが変化することも報告されており¹³⁾、特に、第二伸張期の有無については下腿・足部筋群の活動も含めた詳細な検討が必要と考える。EAGによる計測では伸張量が有意に大きく短縮量が有意に小さくなった。特に、短縮の程度が有意に小さくなったことは、前述した踵骨の内外反運動により短縮量に制限が起こったものとする。EAGはMLAの長さ変化を直線的に捉えて計測する1軸型装置であることから前額面上の内外反運動により得られたMLAの長さ変化に対応できず、計測結果が過小評価されてしまった可能性も否定できない。一方、Viconによる計測では短縮量が伸張量の2倍程度であり、また、個体間では伸張量が多い場合は短縮量が小さくなる傾向が示された。筆者らは歩行と走行におけるMLAの長さ変化を計測し、歩行では短縮量が、走行では伸張量が相対的に大きくなることを報告した⁸⁾。これらのことよりMLAの動的な機能としては、歩行における荷重量や衝撃の吸収と前方への推進性を高める機能を有し、歩行様式や歩行スピードの違いによりMLAの伸張量と短縮量が合目的に調整され円滑な歩行が行われていると考える。宮原⁹⁾は健康者の歩行時足底圧分布を調べ、MLAの短縮の程度が小さい場合は第1中足骨頭部に、大きい場合は第2,3中足骨頭に圧が集中するタイプに分類できるとし、圧分布の様式は同一個体内でも各施行のたびに变化したと述べた。また、Matsusaka¹²⁾は床反力側方分力が大きいときは歩隔が大きくなり、立脚前期の距骨下関節の外がえしと立脚後期の内がえしは小さいとし、歩行における側方バランスの制御メカニズムを明らかにした。このように、正常歩行においても個体間ではもとより個体内での機能的なバリエーションが存在し、このバリエーションにMLAが大きく関与していると考えられる。

歩行におけるMLAの高さ変化量は全例の平均が7.5 mm (SD=2.5) と僅かであったが、立脚期におけるパターンは特徴的な変化を示していた。Niggら¹⁴⁾は静的な状態

でのMLAの高さ計測からは足部の動的な変化を予測することができないと述べており、特に、今回の立脚期終末におけるMLAの長さの短縮に伴った高さの増加という反比例的な関係においては、巻き上げ現象としてのMLAの重要な機能が示され、MLAを含めた足アーチの動的計測の必要性が示唆された。また、Norkinら¹⁰⁾は静止立位において舟状骨上角とMLAの高さには相関関係があるとしており、今回も歩行立脚期全般において同様な関係がみられたことから舟状骨上角がMLAの有用な機能因子であることが分かった。

藤田ら¹⁵⁾は平地歩行にみられる立脚後期のMTP関節の働きについて、足趾屈筋群は積極的にpush offに関与せず、足底腱膜が緊張してMLAを高め、巻き上げ現象⁶⁾によりroll offとして働くと述べている。平地歩行でのMTP関節の機能はあくまで補助的なものであり、主にMLAを安定化させ、TO時までの床接地の維持に関与していると考え。また、今回の実験では、多くの被験者でHC時に第1MTP関節の背屈が確認された。このことは、HC時直後から足底腱膜の巻き上げ作用を働かせることでMLAが衝撃の吸収に寄与したものと考え。

3. 歩行におけるMLA形態変化の出現時期と床反力および立脚周期時間との関係

MLAが最大に伸張される時期T (Lmax) は立脚期開始から約23%経過したときに起こっており、この出現時期と床反力鉛直分力の制動期ピーク出現時期T (Z1) は時間的に関係していた。MLAの伸張には床反力の鉛直分力が影響し、荷重によりMLAが伸張することで荷重量の吸収が行われているものと考え。舟状骨上角が最小となる出現時期T (Nmin) は立脚期開始から約75%経過したときに起こっており、床反力鉛直分力の駆動期ピーク出現時期T (Z2) と時間的に関係していた。舟状骨上角の減少は床反力鉛直分力の影響を受けており、歩行の円滑な推進性に関与しているものと考え。また、T (Nmin) はT (Hmin) とは時間的に関係していおり、歩行におけ

るMLAの高さの低下は舟状骨上角の減少として表されることが判明した。今後は両者の関連性を調べることで動的な足アーチの機能を詳細に検討したい。

引用文献

- 1) 水野 祥太郎：ヒトの足 この謎にみちたもの、創元社、東京、1992、pp132-182.
- 2) 鈴木良平：歩行と足、整形外科、1988、**39**：257-262.
- 3) 梅木義臣：足内側アーチの静力学的研究、日整会誌、1991、**65**：891-901.
- 4) 鈴木良平：足のバイオメカニクスと歩行解析、日整会誌、1987、**61**：75-86.
- 5) Kayano J: Dynamic function of medial foot arch. 日整会誌、1986、**60**：1147-1156.
- 6) Hicks JH: The mechanics of the foot. II, The plantar aponeurosis and the arch. J Anat, 1954, **88**: 25-31.
- 7) Cashmere T, Smith R, Hunt A: Medial longitudinal arch of the foot, Stationary versus walking measures. Foot Ankle Int, 1999, **20**: 112-118.
- 8) 中村 浩, 加倉井周一：歩行及び走行における足内側縦アーチの動的機能、靴の医学、2000、**14**(2)：27-30.
- 9) 宮原健次：圧力分布測定器で測定した正常成人における歩行時の足底圧分布、日整会誌、1993、**67**：59-72.
- 10) Norkin CC, Levangie PK: Joint structure and function. FA Davis, New York, 1983, pp331-365.
- 11) 野口雅夫：小児期における歩行の発達—床反力から見た小児歩行の特徴—、日整会誌、1986、**60**：787-799.
- 12) Matsusaka N: Control of the medial-lateral balance in walking. Acta Orthop Scand, 1986, **57**: 555-557.
- 13) Hoshino T, Inokuchi S, Usami N, et al.: Measurement of medial longitudinal arch of the foot in walking. 日本臨床バイオメカニクス学会誌、1998、**19**：191-195.
- 14) Nigg BM, Cole GK, Nachbauer W: Effects of arch height of the foot on angular motion of the lower extremities in running. J Biomech, 1993, **26**: 909-916.
- 15) 藤田雅章, 松坂誠広, 千葉剛次・他：平地歩行時の足MP関節の運動と役割について、整形外科バイオメカニクス、1981、**3**：69-71.