

## 足部 MP 関節可動域計測装置を用いた歩行特性の評価

### Evaluation of walking characteristics obtained by the measurement device of MP joint range of motion

○ 三田隆広（東京電機大学） 山下和彦（東京医療保健大学） 小山裕徳 川澄正史（東京電機大学）

Takahiro MITA, Tokyo Denki University

Kazuhiko YAMASHITA, Tokyo Healthcare University

Hironori KOYAMA and Masashi KAWASUMI, Tokyo Denki University

**Abstract:** During walking, the movement of the toe plays an important role. The purpose of this study is the development of devices that can easily measure dynamic range of motion of MP joint during walking. To measure the dynamic range of motion of MP joint during walking, we used an angle sensor that is capable of convert to voltage. The field experiments were conducted with healthy 8 younger. In the results of the experiments, there was a difference between the movement of the toe in the left and right foot. However, the difference between the left and right foot in the time of the gait cycle was not. These results are considered to be a difference in the walking characteristics of the left and right foot. Consequently, it is considered that the device and system can be used to measure the dynamic range of motion of the MP joint during walking.

**Key Words:** MP joint, Range of motion, Walking characteristics

#### 1. はじめに

高齢者の転倒は歩行中に発生することが多いため，歩行の立脚後期の前足部の蹴りだしなど，歩行周期を通した前足部の動的動作に着目することが求められる<sup>(1,2)</sup>。

歩行のメカニズムと足底部の解剖学的見地から，歩行の推進力を得るための蹴りだし時は，第1中足骨と足母指が最後まで地面に接地することで力の伝達を進めると考えられる。このとき，注目すべき重要な要素として，中足指節関節(以下，MP 関節)が大きく背屈すると足底腱膜，足部内在筋を緊張させ，内側縦アーチを強固にし，歩行時の推進力を発生させる windlass 機構が挙げられる<sup>(3)</sup>。そして，地面に接地していない遊脚中期においても MP 関節は背屈しており，MP 関節は踵接地に備え，背屈角度を増大させることで運動連鎖が効率的に進められる<sup>(4)</sup>。そのため，MP 関節の可動域に制限があると歩行能力に影響を与え，つまずきなどが発生すると考えられる<sup>(2)</sup>。これらのことから，歩行中の MP 関節の動作に着目し，計測することで蹴り出しやつまずきなど歩行能力に関する議論ができると考えられる。

現在の MP 関節の計測方法として静止時，角度計を直接関節部に当て，背屈，底屈動作を行わせ計測する一般的な関節可動域計測が挙げられる。しかし，角度計を用いた方法では，歩行など動作中での計測は行えない。歩行中など動作中の MP 関節の可動域計測方法として，3次元モーションキャプチャなどが挙げられる。足の複数の骨特徴点上にマーカを設置し，その位置関係を複数台のカメラから計測するものである。3次元モーションキャプチャを用いた方法では高精度で計測できるが専用の設備や大きなスペースを必要とし，地域在住の高齢者に対して使用することは難しい。そのため，地域在住の高齢者の歩行能力を詳細に計測するためには，大規模な計測方法ではなく，簡便に地域で活用できる計測方法が求められる。

以上のことから本研究では，専用の設備，スペースを必要とせず，動的な MP 関節の可動を定量的に計測可能な装置を開発した。さらに，開発装置の計測精度の検証および開発装置を用いて若年健常者の歩行計測を行い，立脚期，遊脚期などの歩行周期の時間パラメータと MP 関節の可動特性との関係を検証し，歩行特性の評価を試みた。

#### 2. 方法

##### 2-1 計測装置の概要

MP 関節可動域計測装置において，MP 関節の角度検出にはポテンシオメータ方式の回転角度検出センサ(ALPS 社製 RDC50 シリーズ)を使用した。センサの角度検出範囲は±160°であり回転角度によって抵抗値が変化する。踵接地，つま先離床の検知には圧力センサ(SparkFun 社製)を使用した。使用したセンサを Fig.1 に示す。各センサの出力値はマイコン基板である Arduino を用いて PC 上に読み込んだ。また，無拘束での計測を可能にするためマイコン基板から Bluetooth の無線通信(最大 25m)を行えるよう構成した。

装置は足部の第1中足骨頭側面，母指基部側面の2点を基点とし，第1中足骨頭側面にセンサが固定できるように設計した。第1中足骨側面を固定軸，母指部を可動軸として MP 関節の背屈，底屈運動を計測可能である。圧力センサ Fig.2 に示すように踵，母指部に貼付し，踵接地，つま先離床の検知を行えるようにした。Fig.3 に右足部に装置を取り付け，足底全接地，足指背屈を行わせた様子を示した。

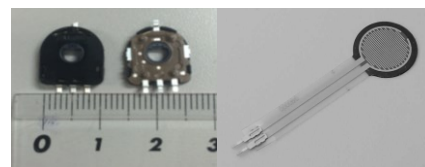


Fig.1 Angle sensor(left) and pressure sensor(right)



Fig.2 Placement of pressure sensor



Fig.3 Placement position of the measurement device

## 2-2 精度検証実験

本研究で開発した装置の計測精度を検証するため，歩行時の MP 関節可動域の計測と同時に足部にマーカーを貼付し，その様子をビデオカメラで撮影する実験を行った。

計測では，歩行路の中央から右側方 0.5m の地点に汎用のデジタルビデオカメラ 1 台を設置し，対象者の裸足歩行を毎秒 120 フレームのカラー画像として撮影し，オフラインで PC に記録し解析した。開発装置は Fig.3 のように足部に取り付け，マーカーは母指基節部，第 1 中足骨頭部，第 1 中足骨部の 3 点にそれぞれに貼付した。マーカー貼付部を Fig.4 に示す。開発装置のサンプリング周波数は 100Hz とした。対象者は若年健常者男性 1 名(24 歳)である。計測は左足部 1 歩行周期を対象とし，5 試行実施した。

解析の対象はビデオカメラから得られた動画から足底全接地時，つま先離床時(MP 関節角度最大時)，遊脚期間時(つま先離床後)の 3 点を目視で読取，静止画として抽出し，その画像中のマーカーのなす角度とした。角度の算出にはユーザが定めた選択範囲に対して，距離や角度を算出可能である画像解析ソフト ImageJ を用いて，上記 3 点の静止画からそれぞれの角度を求めた。開発装置からも同様に足底全接地時，つま先離床時(MP 関節角度最大時)，遊脚期間時(つま先離床後)の角度を求め，比較を行った。

対象者には計測前に，研究の内容について十分な説明を行うとともに，体調状況の把握に努めた上で，個人からの同意を得た後に実施した。

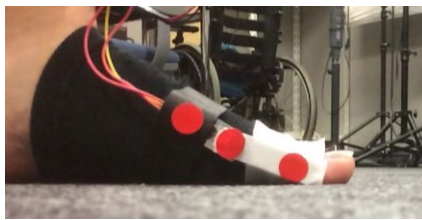


Fig.4 Placement of color marker

## 2-3 歩行計測実験

本研究で開発した装置を用いて，歩行時の MP 関節可動域の計測をするためフィールド実験を行った。対象者は自立歩行に障がいのない若年健常者 8 名(23.1±1.3 歳)とした。

本実験では開発した計測装置を両足部の第 1 中足骨頭側面(センサ部)，母指基部側面に Fig.3 のように固定し，裸足で往復 10m 自由歩行をしてもらい，サンプリング周波数 100Hz で計測した。

対象者には計測前に，研究の内容について十分な説明を行うとともに，体調状況の把握に努めた上で，個人からの同意を得た後に実施した。

## 3. 結果

### 3-1 精度検証実験結果

開発した装置の精度検証実験 5 試行の結果をまとめたものを Table 1 に示す。ImageJ による解析結果は足底全接地時を 0° とし，つま先離床時(MP 関節角度最大時)，遊脚期間時(つま先離床後)の角度を求めた。開発装置からは足底全接地時，つま先離床時(MP 関節角度最大時)，遊脚期間時(つま先離床後)をそれぞれ出力値から求めた。

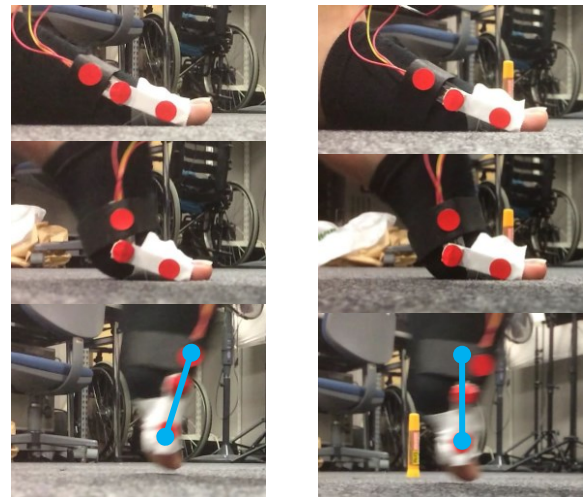
Table 1 より開発装置から得られた足底全接地時角度値と ImageJ の角度値の最大誤差は 0.4° であった。つま先離床時の最大誤差は 2.0°，遊脚期間時の最大誤差は 3.1° で

あることを確認した。

Fig.5(a)に 4 試行目，(b)に 5 試行目の抽出画像を示す。Fig.5 は上から順に足底全接地時，つま先離床時(MP 関節角度最大時)，遊脚期間時(つま先離床後)の画像である。Table 1 の 4, 5 試行目の遊脚期間時に着目すると 4 試行目は約 0°，5 試行目は約 10° MP 関節は背屈している。Fig.5(a)，(b)の遊脚期間時の画像に青色の補助線を描画した。これにより Fig.5(a)のマーカーが直線に配列しているのに対し，(b)では MP 関節が実際にやや背屈していることが確認できる。

Table 1 Experimental results of accuracy test

No	foot falt		toe off		swing phase	
	device value[deg]	Image J value[deg]	device value[deg]	Image J value[deg]	device value[deg]	Image J value[deg]
1	0.3	0	61.9	62.3	16.3	14.7
2	0.2	0	54.6	56.3	17.4	15.6
3	0	0	59.2	58.6	5.2	8.3
4	-0.4	0	53.8	53.3	0.2	0
5	0.4	0	60.8	58.9	12.8	15.8



(a) accuracy test of No.4

(b) accuracy test of No.5

Fig.5 Photograph of accuracy test

### 3-2 歩行計測実験結果

Fig.6 に対象者の歩行計測の結果の 1 例を示す。Fig.6 における青実線は MP 関節の角度，下部の黒実線は踵部，黒点線が母指部に設けた圧力センサの出力を示している。圧力センサはそれぞれが床面に接地している場合に正方向に出力する。

Fig.6 より，踵部，母指部が接地している足底全接地時，MP 関節の角度は 0° であり，踵の離床後に MP 関節が大きく背屈している。その後，遊脚期でも MP 関節は 10° 程度背屈している様子が確認できた。これは対象者全 8 名に同様の傾向を確認することができた。

角度センサ，圧力センサの値からそれぞれ MP 関節角度(つま先離床時)，歩行周期，立脚期，遊脚期および割合を算出した。被験者 8 名の左右足の結果をまとめたものを Table 2, 3 に示す。8 名中 6 名は左足の MP 関節角度が右足と比較して大きく，2 名は右足の MP 関節角度の方が大きい値を示した。歩行周期，立脚期，遊脚期の各時間，割合に関しては左右足間に大きな差異はみられなかった。

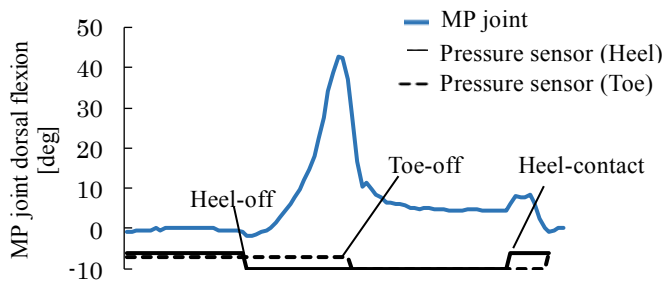


Fig.6 An experimental result of one gait cycle

Table 2 Subject data (Left foot)

Subject number	1 Gait cycle [sec]	Stance phase [sec]	Swing phase [sec]	MP joint [deg]	Stance phase [%]	Swing phase [%]
1	0.85	0.57	0.28	50.4	67	33
2	0.85	0.55	0.30	55.6	65	35
3	0.83	0.51	0.32	46.9	61	39
4	0.85	0.56	0.29	37.3	66	34
5	0.85	0.56	0.29	48.6	66	34
6	0.85	0.54	0.30	36.8	64	36
7	0.88	0.56	0.32	42.8	64	36
8	0.94	0.59	0.35	42.0	63	37
mean±SD	0.86±0.03	0.56±0.02	0.31±0.02	45.1±6.5	64±2	36±2

Table 3 Subject data (Right foot)

Subject number	1 Gait cycle [sec]	Stance phase [sec]	Swing phase [sec]	MP joint [deg]	Stance phase [%]	Swing phase [%]
1	0.85	0.55	0.30	34.7	65	35
2	0.85	0.53	0.32	35.6	62	38
3	0.82	0.52	0.30	37.3	63	37
4	0.87	0.55	0.32	50.0	63	37
5	0.86	0.55	0.31	39.1	64	36
6	0.85	0.55	0.30	50.3	64	36
7	0.87	0.54	0.33	37.8	62	38
8	0.92	0.55	0.37	33.6	60	40
mean±SD	0.86±0.03	0.54±0.01	0.32±0.02	39.8±6.6	63±2	37±2

4. 考察

本研究で開発装置と ImageJ を用いた画像解析による比較実験を行った。精度検証 5 試行中，開発装置から得られた足底全接地時角度値と ImageJ の角度値の最大誤差は 0.4°，つま先離床時の最大誤差は 2.0°，遊脚期間時の最大誤差は 3.1°であった。このことから，本研究で開発した装置は画像解析と比較しても，ほぼ同等の値を計測可能であると考えられる。

今回実施した画像解析は足底全接地時，つま先離床時 (MP 関節角度最大時)，遊脚期間時 (つま先離床後) の 3 点，5 試行のみの抽出であった。しかし，1 歩行周期の解析を行う場合，膨大な作業を要すると考えられる。複数歩分の解

析を行う場合，より多くの労力，作業が必要となる。動画像を自動的に読取，マーカ等の特徴点の解析を行える市販のソフトウェアも存在するが高額なものが多く，地域での活用することは難しいと考えられる。本研究で開発した装置においては装置を足部に付け，歩行するのみで，画像解析と同様の値を Fig.6 のように時系列順に計測可能である。また，安価かつ軽量であるため，無拘束での計測や計測範囲，場所を限定することなく使用することができる。画像解析と比較した際，これらの点において本研究で開発した装置は有用であると考えられる。

今回，開発装置を用いて歩行時における MP 関節可動域と歩行周期における時間パラメータを定量的に計測した。歩行中の MP 関節の動作特性は先行研究において，MP 関節が 29° 以上背屈した時点から windlass 機構が生じることを報告されている<sup>(5)</sup>。そのため，今回計測した 8 名の対象者において個人差はあるが左右足ともに 30° 以上背屈しており，適切に windlass 機構が生じていることが確認できる。

Fig.6 から歩行中のつま先離床時から踵接地までの遊脚期間においても MP 関節の背屈が確認された。先行研究<sup>(6)</sup>でもこの背屈動作は確認されている。通常の歩行のメカニズムにおいて，踵接地時にはつま先が挙上する，すなわち，MP 関節が大きく背屈することで，足底腱膜が緊張することで，足底部の内側縦アーチ (土踏まず) が大きくなり，踵接地の大きな衝撃を吸収する役割を果たしていることが考えられる。

歩行周期は一般に立脚期 60%，遊脚期 40% の割合であるとされている。Table 2, 3 に示すとおり，それぞれの対象者から得られた歩行周期の時間比率は立脚期約 60%，遊脚期約 40% である。このことから，開発装置から得られた歩行周期に関する時間パラメータの結果は妥当であると判断できた。

つま先離床時の左右 MP 関節角度に着目すると，背屈角度に最大で約 20° の違いがみられ，左右足間の非対称性が確認された。一方で，歩行周期などの時間パラメータに着目した場合，左右足間に明確な差はみられなかった。これらのことから左右で MP 関節の可動，すなわち足指の可動に違いがあることが推測された。実際に先行研究では，健康成人において，下肢の筋力，歩行時の足幅，足隔，足角，ステップ時にも左右差がないものの支持性や機能性においては異なることが報告されている<sup>(7)</sup>。また，MP 関節モーメントを計測した先行研究においても左右足のモーメントに差があることが示されている<sup>(8)</sup>。そのため，今回得られた左右の MP 関節の可動の違いは支持性や機能性が影響したものであると考えられた。

以上のことから，本研究で開発した装置による歩行計測で左右足それぞれの歩行特性を個別に分析可能であると考えられる。

今回の計測対象者は若年健康者のみであったが，今後，開発装置を地域で活用することを想定した場合，得られた計測データをわかりやすい形で提示することが重要であると考えられる。その場でわかりやすいフィードバックを行うことで，高齢者個人にあった歩行の改善点を提示でき，高齢者自身の意識向上につなげることができると考えられる。歩行計測から歩行周期，立脚期，遊脚期，関節角度など，多くのパラメータがデータとして得られるが一般の高齢者に対し，歩行能力を知らせる指標としては複雑であると推測できる。そのため，今後は適切なフィードバック方法の考案が重要な課題であると考えられる。

## 5. おわりに

本研究では新しく歩行のメカニズムに基づいて歩行中のMP関節の関節角度を計測できる装置を開発した。今回、開発装置と画像解析の比較による計測精度の検証と歩行時におけるMP関節可動域と歩行周期の時間パラメータを計測し、若年健常者の歩行特性の評価を行った。その結果、以下の知見が得られた。

- 1) 開発装置は画像解析と比較し、同等の値を計測可能であると考えられる。
- 2) 歩行中のMP関節可動特性には左右差があり、機能性、支持性が影響している可能性がある。
- 3) 歩行周期における時間パラメータには明確な左右差はない。

以上のことから、開発した装置で歩行時のMP関節の可動特性および時間パラメータの定量評価が可能であり、左右足それぞれの歩行特性の評価が可能であることが示唆された。

## 謝辞

本研究の一部は、JSPS 科研費 15K01481 の研究助成により行われた。

## 参考文献

- (1) H.B.Menz, S.R.Lord, Gait instability in older people with hallux valgus, *Foot Ankle Int*, Vol.26, pp.283-489, 2005.
- (2) J.Zhang, S.Ying, The effects of restricting the flexion-extension motion of the first metatarsophalangeal joint on human walking gait, *Bio-Medical Materials and Engineering*, Vol.24, pp.2577-2584, 2014.
- (3) 河原勝博, 帖佐悦男, 臨床スポーツ医学, 文光堂, Vol. 31, pp. 623-627, 2014.
- (4) Kapandji I.A, カバンディ 関節の生理学 II. 下肢 原著第5版, 東京, 医歯薬出版, pp. 220-228, 1988.
- (5) 梅木義臣, 足内側アーチの静力学的研究, 日本整形外科学会雑誌, Vol. 65, No10, pp.891-901, 1991.
- (6) F.moller, L.amoreu, Significance of free dorsiflexion of the toes in walking, *Actaorthop. Scand*, Vol.50, pp.471-479, 1979.
- (7) 村田伸, 忽那龍雄, 北山智香子, 最適歩行速度と最速歩行の相違—GAITRiteによる解析—, 理学療法科学, Vol.19, No.3, pp.217-222, 2004.
- (8) 宮崎信次, 山本澄子, 健常者平地裸足歩行時の中足指節関節モーメント, *バイオメカニズム*, Vol.12, pp.243-252, 1982.