

装着型歩行センシングによる歩行診断支援システムの開発 (第1報)

4 センサソフトウェアによる計測方法の検討

横山詔常*, 小玉龍*, 弓場憲生**, 橋本晃司*, 佐々木憲吾*, 岩谷稔*, 門藤至宏***, 長谷川正哉****

Development of gait diagnosis system using wearable sensing (1st report)
Investigation of measurement method by the prototype sensor footwear

YOKOYAMA Noritsune, KODAMA Ryu, YUBA Norio, HASHIMOTO Koji, SASAKI Kengo,
IWATANI Minoru, MONDOU Munehiro and HASEGAWA Masaki

In order to evaluate the detailed gait function handily, we developed a wearable sensor footwear consists of pressure sensors, bending sensors, and acceleration sensors, that measures the movement and deformation of the foot (rocker function, inboard foot, change in arch structure). The positions of the sensor were specified with reference to anatomical body feature points and Japanese body size database. The measuring application can wirelessly receive 20 channel signals from both feet at sampling frequency of 100 Hz. Using this system, we were able to visualize the difference between walking in the elderly and normal walking.

キーワード：歩行計測, 足部変形, ウェアラブルセンシング, フットウェア

1 結 言

足腰の運動機能の低下した状態を運動器症候群（ロコモティブシンドローム；以下ロコモ）と言い、ロコモ対策を必要とする高齢者は国内に 4700 万人いると推定されている¹⁾。ロコモを早期に発見し適切に予防処置するためには、歩行を正確に診断することが重要である。歩行診断は理学療法士などの専門家が目視で評価しているが、エビデンスの確保のため、計測機器による歩行機能の定量化が望まれている。

歩行を詳細に計測する機器としては、モーションキャプチャ、足圧分布測定装置などが主流であるが、大掛かりで高価なため大規模な病院や大学等での利用に留まり、小規模病院、介護施設、介護予防教室など地域リハ現場まで普及していない。この課題を解決するために、加速度センサなどのウェアラブルセンシング^{2)・3)}や距離画像センサ（キネクトなど）を用いた非装着型のセンシングシステム^{4)・5)}も上市されてきているが、足部の詳細な動きを計測できないという課題も残る。

そこで、「どこでもだれでも簡単に、詳細かつ分かりやすく」を目標に、専門家の目視診断の知見を取り入れた歩行診断支援システムの開発を目指した。本報告では、歩行に重要な足部の動き（ロッカーファンクション、足部の回内など）を計測する装着型のセンサソフトウェアの開発について述べる。

*:西部工業技術センター, **:林業技術センター
:東部工業技術センター, *:県立広島大学

2 センサソフトウェアの検証

2.1 歩行と足部の動き

歩行は前方への加速と減速だけでなく、上下、左右方向の動きも伴う複合的な運動である。足部は床面にならうように変形し身体を前方へ運ぶ。踵、足関節、中足骨関節を中心とした回転運動にて身体荷重を前方へ受け継ぐことにより、はじめて前方へ移動することができる。この3つの連動した回転運動のことをロッカーファンクション（揺りてこの働き）という⁵⁾（図1 (a)）。また、足部の左右方向の動きとして、距骨下関節を中心とした回内・回外運動があり（図1 (b)）、上下方向の動きとして、足部アーチ構造の変化がある（図1 (c)）。これらは、主として足部が床に接地した期間（以下「立脚期」）で起こる現象であるが、反対足は、床から離れている期間（以下「遊脚期」）であり、この期間にも足部の変形は起こる。このように歩行は立脚期と遊脚期が反復する周期性のある運動であり、これを歩行周期と言う。そのため立脚期を3つのロッカーファンクション（ヒールロッカー、アングルロッカー、フォアフットロッカー）期間に分けて、各期間における足部や歩行状態を数値化する必要がある。

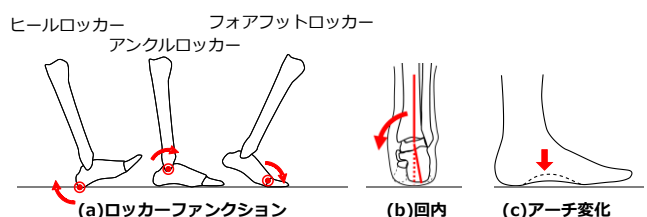


図1 歩行における足部の動き

2.2 仕様検討

2.2.1 システム構成

歩行周期における足部の前後, 左右, 鉛直方向の動きを捉えるために, 本システムはデータ取得装置 (センサフットウェア) とデータ計測装置の構成とした (図2)。

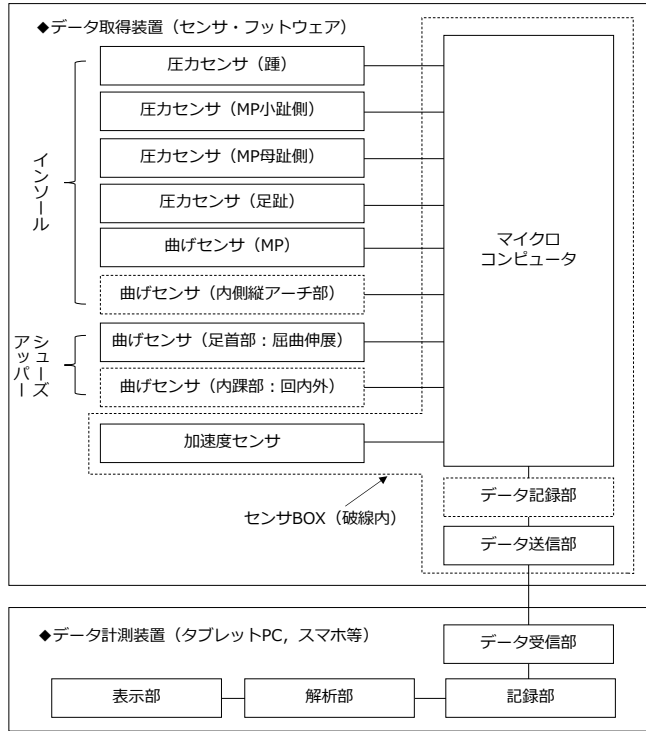


図2 システム構成

データ取得装置におけるセンサの役割を表1に示す。健康な人の歩行における足圧中心の移動は踵, 小趾球, 母趾丘, 母趾の順であり, その位置に圧力センサを配置した。圧力値から, 歩行周期並びにロッカー期の時間的な区間分けを行う。足部の変形, 関節の動きを捉えるために曲げセンサを使用し, 各関節軸や変形様態に沿うように配置した (詳細は次項で説明)。足部全体の動きを捉えるためにセンサBOX内に加速度センサを配置した。

センサBOXは, PCへのデータ転送, 各部品への電源供給, 加速度計測を行う。データは片足で10chの信号をサンプリング周波数100Hz以上で計測し転送する必要がある。センサBOXの仕様は以下のとおりである。

- ・マイクロコントローラ: STM32 Cortex-M0 (STMicroelectronics 製)
- ・圧力センサ: FSR402 (Interlink Electronics 製)
- ・曲げセンサ: FS-L-0055-253-ST (SPECTRASymbol 製)
- ・加速度センサ: ADXL345 (Cixi Borui Technology 製)
- ・通信方法: Bluetooth 通信

データ計測装置は, 両足から20chの信号を受信し, リアルタイムで波形表示し, データを保存する。

表1 センサの役割

センサ	部位	役割
圧力	踵部	接地(ヒールロッカー開始)のタイミング, フォアフットロッカー開始のタイミング
	MP部小趾側 MP部母趾側	アングルロッカーの開始のタイミング
	母趾部	蹴り出し, 離地のタイミング
曲げ	MP部	MP関節の屈曲伸展
	足首部	足関節の底屈背屈
	内踝部	足関節の回内
	内側縦アーチ部	アーチ構造の変化
加速度 (三軸)	外踝部	足部の加速度変化, 歩きはじめ, 歩き終わりの検出

2.2.2 曲げセンサの設置位置の特定

適切な曲げセンサの位置とセンサ素子部の長さを特定するために, 様々な位置に設置 (図3) し, 足部の動きに対する感度 (抵抗値) を求めた。被験者は足腰に傷害のない健康な男性 (44歳) 1名であり, 計測足は右足 (足長 25.6cm) とした。使用した曲げセンサはSPECTRASymbol 製 FS-L-0055-253-ST である。

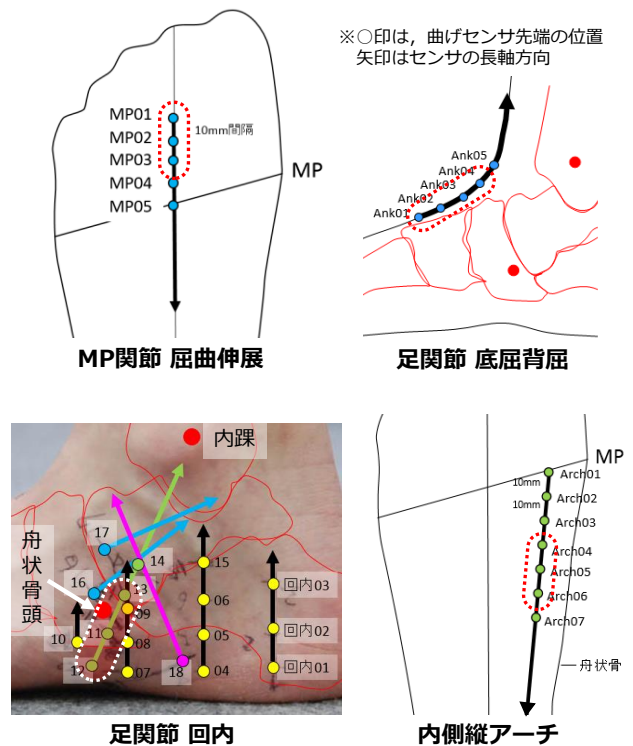


図3 曲げセンサの配置位置の特定

図4に一例として、足関節の底屈背屈時の結果を示す。抵抗値の感度のよい曲げセンサの先端の位置は次のとおりであった(図3中の点線で囲まれた箇所)。

- ・中足骨関節(MP関節)屈曲伸展:MPラインより1~4cm遠位(つま先側)
- ・足関節(距腿関節)底屈背屈:足関節中心(Ank05)より1~4cm遠位(つま先側)
- ・足関節(距骨下関節)回内:内踝から舟状骨頭に向かう線と踵から足関節中心(Ank05)を結ぶ「交点」より、舟状骨側に2~4cm遠位
- ・内側縦アーチ:MPラインから3~5cm近位(踵側)

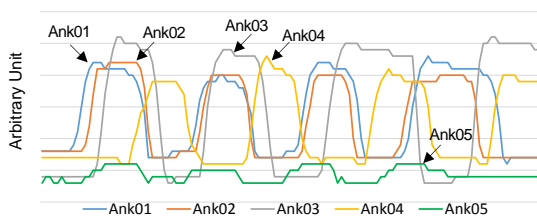


図4 足関節底屈背屈時の抵抗値の例

2.2.3 計測アプリケーション

データ計測装置にて波形表示並びに通信制御する計測アプリケーションを Visual Studio 2013 C#で試作した(図5)。左部に歩行者の氏名 ID の入力や利用するセンサソフトウェアの ID (サイズ), センサ BOX を選択するボタン等を配置し, 上部に通信設定, 右部に記録開始・終了・解析ボタンを配置した。中央部に左右センサの圧力, 曲げ, 加速度の信号をリアルタイムに表示する。

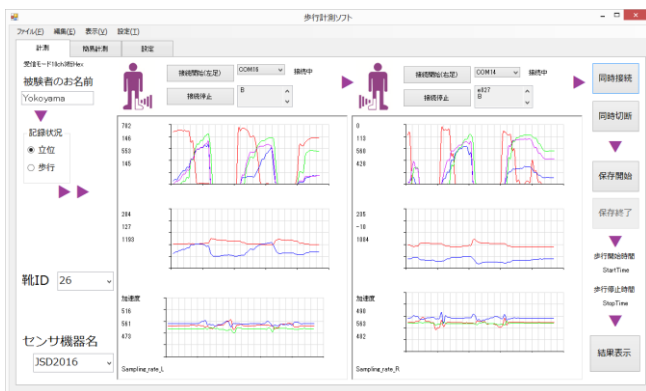


図5 計測アプリケーション

2.2.4 解析方法

解析は R 言語にて処理した。1 歩行周期を 100%に時間正規化することで, 歩行時間の異なるデータを歩行周期の各相で比較することができる。複数の歩行周期データを加算平均することにより, 平均並びに標準偏差波形を

得る。図6に各歩行周期波形とその平均波形を示す。これらから, 立脚期(3つのロッカー期), 遊脚期(前半, 後半)の5つの区間に分けて, 所要時間や区間毎の最大値, 最小値(並びにその時間), 振幅, 傾きなど, 歩行評価のための特徴量を抽出した。

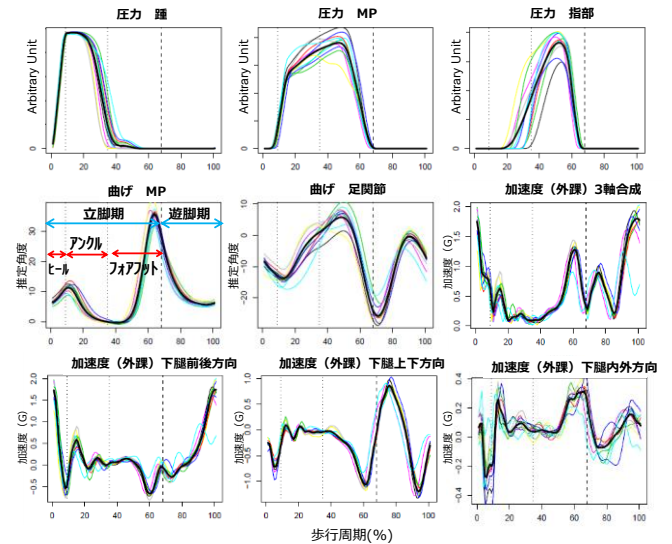


図6 歩行周期波形

運動靴タイプでは足部の形状変化に靴の形状が追従できず靴内での状況を的確に捉えることができないため, 足部形状にフィットするニット編み生地の履物を採用した。この靴底にゴム張りをしたもの「足袋タイプ」, 靴底加工なしの「靴下タイプ」の2種類を試作した。なお, 足袋タイプは市販品(商品名レイトアップ, デバイスクリエーション製)を改良した。それぞれ先に求めた部位に曲げセンサ収納ポケットを配置するとともに, 着脱性を考慮してファスナーやケーブル処理を行った。インソールには, ショア A 硬度 20 程度の EVA シートに圧力センサと曲げセンサを配置した。足袋タイプ, 靴下タイプ, インソールを図7に示す。

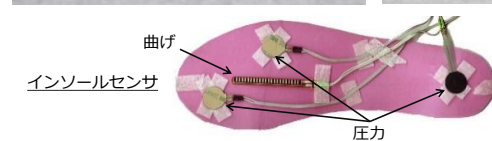


図7 足袋タイプ(左), 靴下タイプ(右), インソール(下)

3 計測事例

3.1 通常歩行と高齢者歩行の比較

試作したセンサソフトウェアを装着して、通常歩行と高齢者歩行を計測した。加齢による変化は、ストライド長が短く、歩隔が増大、ケーデンス（歩調）の減少傾向となることが知られている⁶⁾。ここでの高齢者歩行は、通常歩行と同一人物が、加齢による歩行変化のポイントを押まえて意識的に行った。

上記の計測並びに解析ソフトウェアを介して、歩行周期の平均波形を算出した（図8）。これより、高齢者歩行の特徴は、立脚期が長く、踵離れが遅く蹴り出し時の力が弱い、フォアフットロッカー期のMP関節の屈曲が少なく、足関節の最大屈曲時間が遅い、また、伸展角度が少ないことが確認できた。

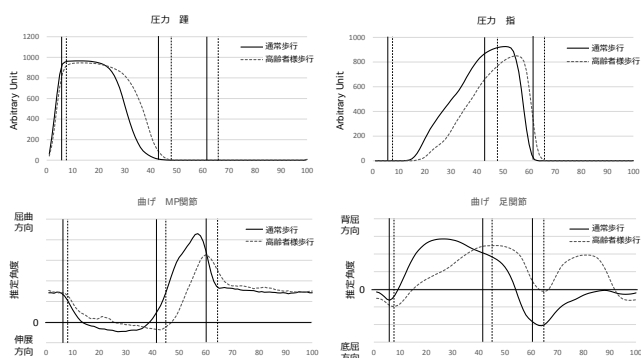


図8 通常歩行（実線）と高齢者歩行の比較（点線）

3.2 通常歩行と過剰な回内歩行の比較

通常歩行と過剰な回内運動が伴う歩行を計測した。回内歩行は初期接地後のヒールロッカーからアングルロッカー期にかけて、距骨下関節を軸に過剰な回内を意識的に行った。内踝部に配置した「回内曲げセンサ」と足裏の内側縦アーチ部に配置した「アーチ曲げセンサ」から得た波形を図9に示す。回内曲げセンサ（内踝-舟状骨間の曲げセンサ）波形は立脚期にかけて、内踝-舟状骨間の湾曲が大きくなり回内運動に差があることが分かる。アーチ曲げセンサも立脚期中期から後期にかけて、過剰な回内運動による内側縦アーチの喪失が把握できる。

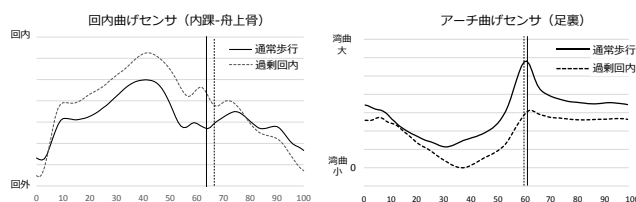


図9 通常歩行（実線）と過剰な回内歩行の比較（点線）

4 結 言

詳細な歩行を簡便に計測できるセンサソフトウェア並びに計測、解析アプリケーションを開発した。

歩行に伴う足部の複合的な動きを捉え、ロッカーファンクション、回内、アーチ構造などの状態を把握できることを示した。これを可能とするために、足部の変形に追従できるニット素材の履物やインソール、センサの構成や配置方法などを検証し、計測方法を確立することができた。なお、この成果は特許出願した（特願 2016-144833）。

今後は、センサデータから専門家の診断値を推定する手法の開発を進める。

文 献

- 1) 中村：ロコモティブシンドローム（運動器症候群），日老医誌 49(4)，393-401，2012
- 2) 茶川他：加速度センサを用いた歩行分析の妥当性，保健医療学，6(1)，10-14，2015
- 3) 河西他：着るだけで生体情報計測を可能とする機能素材 hitoe の開発及び実用化，電子情報通信学会通信ソサイエティマガジン，11 巻（2017-2018）1号，17-23，2017
- 4) 下久保他：Kinect を用いた歩行動作による個人認証，情報処理学会研究報告数理モデル化と問題解決（MPS），2014-MPS-101，11，1-2，2014
- 5) 安川他：Kinect を用いた歩行計測システム開発のための精度評価，理学療法学 Supplement 42(2)，2015
- 6) K. Neumann：観察による歩行分析，医学書院，2005