

柔軟なウェアラブル床反力センサの開発

Development of a flexible and wearable sensor for ground reaction force

- 井上喜雄 (高知工大) 劉 淘 (高知工大) 芝田京子 (高知工大)
 塩島康造 (テック技販) 辻内伸好 (同志社大)

Yoshio INOUE, Kochi University of Technology
 Kyoko SHIBATA, Kochi University of Technology
 Tao LIU, Kochi University of Technology
 kozo SHIOJIMA, Tec Gihan
 Nobutaka Tsujiuchi, Doshisha University

Key Words: Wearable sensor, Ground reaction force, Force plate, Flexible sensor

1. まえがき

高齢化社会の到来とともに歩行障害を有する患者が増加しており、リハビリテーションの重要性が高まってきている。リハビリテーションの研究を進める上で、また医療の現場において理学療法士が患者を指導する場合に、歩行中あるいはその他の運動中の下肢の関節モーメントを把握することは、非常に有用な情報となる。また、スポーツのトレーニングなどにおいても関節モーメントは重要な情報であると位置づけられている。

現状では、関節モーメントの算出は床反力計と3次元動作解析装置(高速カメラシステム)を用いて得られたデータに逆動力学を適用し関節モーメントを算出する方法が広く用いられているが、これらの装置は据え置き型(以下では設置式)であるため使用場所や歩数に制限がある。歩数を確保するために複数の床反力計を設置する場合もあるが、その場合には大規模なシステムとなり高価になるとともに広いスペースが必要となる。また、多数並べた床反力計の上を、片足ずつ乗せて計測する必要があることから、自然な歩行が行いにくいという問題がある。

前述の問題を解決するために床反力計、3次元動作解析装置をウェアラブルなものに置き換えることが考えられる。動作解析については、3軸のジャイロセンサ、加速度計、地磁気センサの出力に信号処理を加えたウェアラブルなモーションセンサとして市販されているものもあり、それらを応用していくことが考えられるが、ウェアラブルな床反力計については実用化されているものではなく、関連した装置では履物のなかに挿入して圧力分布を計測するシステムが市販されているが、定性的な圧力分布の評価には適しているものの出力の時間変化や定量的な精度が十分でないなどの問題が存在するため床反力としての精度を確保することが困難であり、また上下方向の力しか得られない。

そこで、筆者らの研究グループでは、8年前から履物と一体化したウェアラブルな床反力センサに関する研究を進めている。最初は、柔軟な履物に圧力センサを6個埋め込み、履物の柔軟さや質量を元の状態と比べてほとんど変えることなく上下方向の床反力と荷重位置を推定するウェアラブルなセンサ⁽¹⁾を開発した。その結果上下方向の床反力としては十分な精度が得られ、また、履き心地もセンサを埋め込む前の履物とほとんど変わらない良好なものが得られたが、水平方向の床反力の推定ができなかったため、膝関節や股関節のモーメント推定に利用することができなかった。

その問題を解決するために、小型の平行型の6軸のロードセルを試作し、それを履物に内蔵した6軸の床反力センサ^{(2),(3)}を開発したが、センサの剛性が非常に高かったため、6軸センサとしての精度は確保できたものの、臨床実験では、医療関係者より、「ゲタのような履き心地でありそれを着用すると歩容が乱れてしまうため、被験者が日常的に使用している履物と同等の柔軟さを有することと軽量・薄型であることが必要がある」との指摘を受けた。

そこで、本研究では、精度と履き心地を両立させることをねらって、まず、床反力センサシステムのキーパーツとして超薄型・超軽量型で姿勢センサも内蔵した6軸の移動式フォースプレートM3Dを試作した。次に、試作したM3Dを2個、履物の柔軟さが確保できる場所に取り付けた履き心地がよいことと高精度であることを両立することが可能なウェアラブルな6軸の床反力センサシステムを開発した。

開発したウェアラブルな床反力センサシステムによる計測値を、従来法である設置式の床反力による計測値と比較検討した結果、両者はよく一致するとともに、良好な履き心地も確保することができたので、以下報告する。

2. ウェアラブルなセンサシステムと従来法の違い

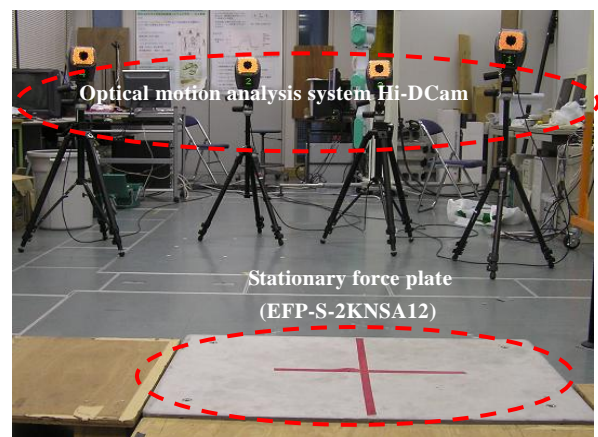


Fig.1 Conventional Optical motion analysis system and force plate

整形外科分野の研究やリハビリテーションの分野でよく用いられる歩行分析を行う場合には、逆動力学を用いた歩行者の関節モーメントの推定がよく行なわれるが、現状で

は、そのためのセンサシステムとして、図1のようなカメラシステムと床反力計が広く用いられている。これらは、いずれも設置式の計測装置であることから歩数や場所の制限を大きく受ける。また、歩数ある程度確保するために複数の床反力計を用いる場合には、両足が同時に一つの床反力計を踏まないように留意しなければならない、自然な歩行を行ないにくいという問題や、非常に大掛かりでかつ高価なシステムになってしまうという問題などがある。

これらの計測装置の代わりにウェアラブルな床反力計とモーションセンサを用いれば、前述の場所や歩数の制限がなくなり、センサを意識せずに自然な歩行が可能となると考えられる。さらに、リハビリテーション支援機器など人間との力学的相互作用を有するシステムへの組み込みも容易になる。

上述のようにウェアラブルなセンサシステムには、従来の設置式のセンサシステムにはない長所が存在するが、それ以外にも、両者の根本的な違いとして、基準とする座標系が異なることが挙げられる。

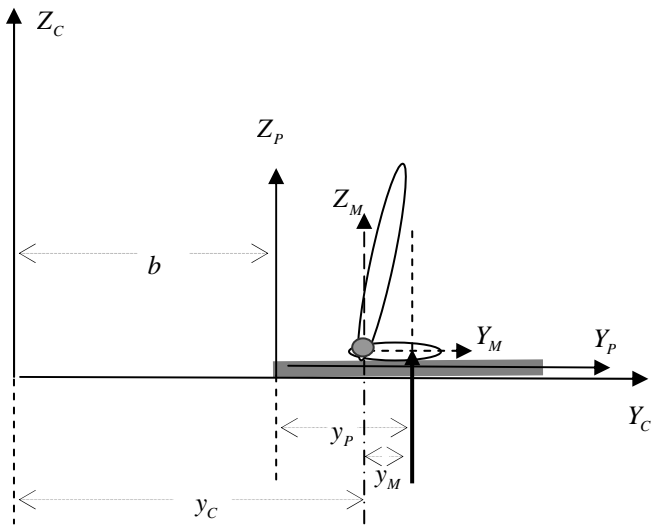


Fig.2 Coordinate of each sensor system

従来法であるカメラシステムで計測される3次元座標および設置式床反力計で計測される荷重位置は、図2に示すように、それぞれの計測装置に固定された静止座標系（図2においてカメラは $Y_c Z_c$ 座標系、設置式のフォースプレートは $Y_p Z_p$ 座標系）での数値として出力される。（簡単のため図は2次元で示している）それらの座標系は時間とともに変化することはなく、いずれのセンサもその座標系での位置を出力する。一方、ウェアラブルなセンサの基準となる座標系は、それらと大きく異なる。床反力センサの場合には、人間の足裏を基準とする局所座標系（図では $Y_m Z_m$ 座標系）であり、設置式の場合と異なり全体座標系との関係は時々刻々変化していき、足裏が傾斜すれば座標系も傾斜する。また、ウェアラブルなモーションセンサの場合には、センサ自身は、センサ取り付け位置での全体座標系に対する傾斜角を算出する。

以上のように従来法とウェアラブルなセンサシステムでは座標のとりかたが異なる。ここで、逆動力学を用いて歩行者などの関節モーメントを算出する場合に、前述の相違点が、推定精度などにどのように影響するかを考えてみる。

関節モーメントを求める場合には、図2のように人間の足裏のどの位置に荷重が加わっているかを知ることが重要である。すなわちモーメントを計算する場合の座標の基準は全体座標ではなく人間に付随した座標である。図3のように、設置式の従来法の足の位置情報はカメラシステムの座標系で y_c として計測され、設置式の床反力計により鉛直荷重の荷重位置の情報は、床反力計の座標系で y_p として計測される。関節モーメントを逆動力学を用いて算出する場合には、前述のような空間に固定された静止座標系ではなく、足裏に固定された座標系での数値が重要である。例えば、鉛直床反力が足関節モーメントは、荷重位置と足首の間の距離に相当する y_m と荷重の大きさにより大きく影響を受ける。従来法の場合には、各座標系で計測した y_c 、 y_p と b を用いて

$$y_m = (y_p + b) - y_c$$

により算出する必要がある。 y_c 、 y_p は、それぞれの座標系でそれぞれのフルスケールに対してかなりの精度があったとしても、両者の差をとること、かつ各計測装置のフルスケールと比べてかなり小さい y_p の算出に用いられることを考えれば、精度的には苦しくなると考えられる。特にカメラシステムで歩数を確保するためにフルスケールを大きくとれば、精度が低下する可能性がある。足関節モーメントは、荷重位置が足裏の数cmのなかのどの位置であるかによりその値がきまることから、例えば、荷重位置が5mm程度ずれても大きい誤差につながることになる。

一方、ウェアラブルなシステムの場合には、座標の基準が人間（センサ取り付け部）となっている。床反力センサについては、人間の足裏に固定された座標系 $Y_m Z_m$ 系で荷重位置を計測することになる。したがって、足関節モーメントを計算するために必要な量を直接計測しているので、センサの出力の精度が足関節モーメント推定の精度と同等となるため、精度的には設置式の場合と比べて本質的に有利になる。ただし、足裏、すなわち、センサの姿勢が変化するので、センサの傾斜角を計測しておく必要がある。

膝関節モーメントや股関節モーメントを算出する場合には、下肢の姿勢を把握しておく必要がある。設置式のカメラを用いる場合には、床反力計との関係での精度低下の心配はあるものの、姿勢だけをとれば、かなりの精度で計測される。

一方、ウェアラブルなモーションセンサの場合には、センサ取り付け部の傾斜角を計測しているので、身体全体の姿勢については、マルチボディとしての被験者の各部の寸法を別途把握しておき、それと傾斜角の情報を用いて姿勢を計算することになる。したがって、マルチボディの精度が悪ければ、姿勢の精度低下の要因となり得る。

また、逆動力学を適用する場合には、慣性力を計算するために各部の加速度（回転も含めて）が必要となる。カメラシステムの場合は、変位を時間で2度微分して求める必要があるが、ウェアラブルなモーションセンサでは、加速度や角速度を計測していることから、加速度の算出が簡単である。

以上のように、設置式の計測装置とウェアラブルな装置には、計測機器自身の性能以外の本質的な相違点が存在し、逆動力学に使用する場合に、ウェアラブルなシステムの長所が活用できると考えられる。

3. 試作したウェアラブルな床反力計測システム

逆動力学を用いて下肢の関節モーメントを算出するためのウェアラブルなセンサシステムとして、現在、図4のような履物と一体化し姿勢センサも内蔵した床反力センサと、下腿と大腿に取り付けるモーションセンサとをまとめた下肢のウェアラブルセンサシステムの開発を進めているが、本報では、そのうちの床反力センサについて報告する。

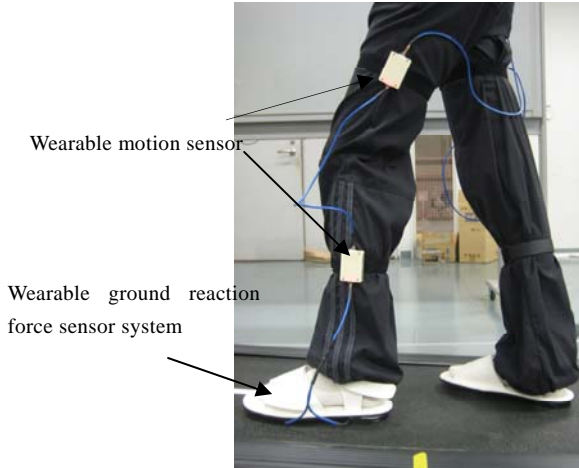
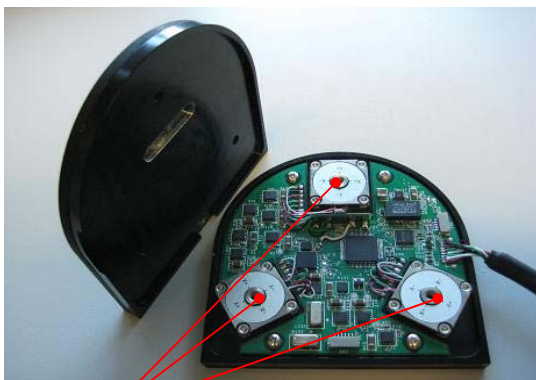


Fig. 4 Wearable sensor system for lower limbs



Fig. 5 Wearable ground reaction force sensor system (2 mobile force plates M3D attached to a flexible foot wear).



Small triaxial force sensors

Fig. 6 Prototype of a mobile force plate,

図5に示しているのは、履物と一体化したウェアラブルな床反力センサシステムであり、履物の裏側に試作した2個の移動式フォースプレートM3Dが取り付けられている。M3Dは超軽量・超薄型であり、図のように、履物の中央部は履物が十分変形できるようなスペースを確保することにより、精度の追求だけでなく、センサを内蔵した履物としての良好な履き心地を確保するようにしている。

図6に試作した移動式フォースプレートM3Dの内部を示している。図のように(株)テック技販製の超薄型・小型の3軸の力センサ(USL06-H5-500N-C)3個と3軸ジャイロセンサ、加速度センサ(最新型には地磁気センサも内蔵)を、金属製の薄板でサンドイッチした薄型の構造に内蔵しており、自身の姿勢角が測定可能な6軸で移動式フォースプレートになっている。この移動式フォースプレートM3Dの寸法は82mm×88mm×9mmで、重量は110gである。M3Dに内蔵した3個の3軸の力センサは、それぞれセンサの中心で定義した局所座標系で計測した出力が得られるので、それらに信号処理を施すことにより、フォースプレートとしての局所座標系での6軸の出力が得られる。

ただし、2章で述べたように、履物の裏に取り付けられたフォースプレート上の局所座標系は、従来法の設置式のフォースプレートで用いられている全体座標系の座標軸の方向からは傾斜している場合がある。また、それらの傾斜角は、姿勢とともに変化する。したがって、床反力センサに取り付けられた移動式フォースプレートの出力を逆動力学に用いるには、それぞれのフォースプレートの傾斜角が必要である。本センサシステムでは、それぞれの移動式フォースプレートに内蔵した姿勢センサにより計測し、その結果を用いて、局所座標系でのフォースプレートの出力を、全体座標系の座標軸と平行な方向に座標変換している。

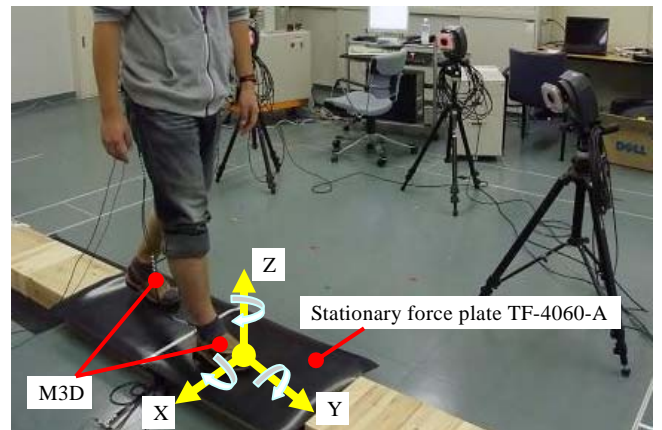
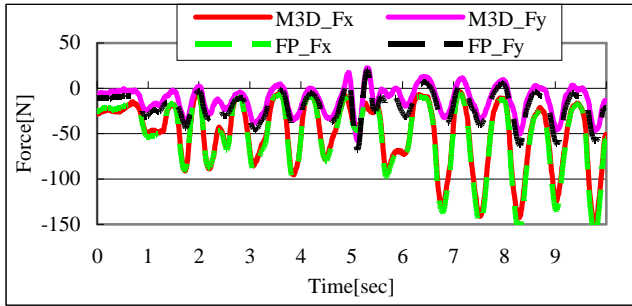


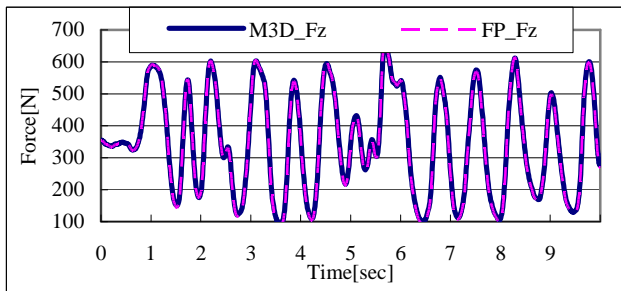
Fig. 7 Verification experiments to validate the measurements of the M3D

4. 実験

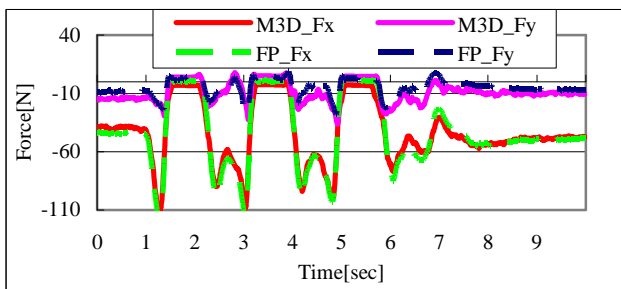
提案した床反力計システムの測定結果を、従来法である設置式の床反力計による結果と比較するための実験を行った。図7のように、健康な成人男性(体重:66kg,身長170cm)1名が計測装置を装着した状態で、設置式のフォースプレートでも同時に床反力が計測できるようにして、2種類の実験を実施した。



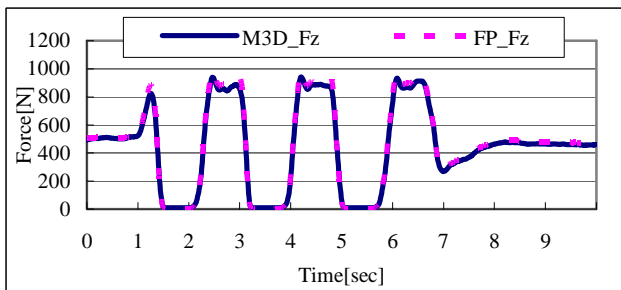
(a) X and Y - axial forces when standing on the stationary force plate



(b) Z-axis force when standing on the stationary force plate
Fig.8 Experiment results of the static test.



X and Y - axial forces when stepping on the stationary force plate



(b) Z-axis force when stepping on the stationary force plate
Fig.9 Experiment results of the dynamic test.

その一つは、ウェアラブルな床反力センサであるM3Dを裏面に取り付けた柔軟な履物を履いた被験者が、設置式の床反力計上に履物を履いたほうの足を乗せ、足をフォースプレート上に置いたままで、足への荷重を変動させる準静的な実験であり、もう一つは歩行実験である。

図8に準静的な実験の場合の提案法と従来法による実験の比較結果を示す。図8(a)に水平方向の F_x , F_y , 図8(b)に鉛直方向の F_z についての結果を示している。図7に示すように、静止座標系のZ軸は上下方向、Y軸は水平方向のうちの進行方向、X軸は水平方向で進行方向と直角方向を示す。図8より、3方向とも提案法(M3D)による計測値は、従来法による結果(FP)とほとんど重なっており、非常によく一致していることがわかる。

図9に歩行中の3方向の床反力について提案法および従来法による実験の比較結果を示す。図8の場合と同様に、図9(a)に水平方向の F_x , F_y , 図9(b)に鉛直方向の F_z を示しているが、図より、提案法による結果は、従来法による結果とよく一致しており、試作したウェアラブルな床反力センサが十分な精度を有することがわかった。また、被験者の感覚によれば、履き心地も非常によいことが確認できた。

5. まとめ

歩行中や運動中の人の関節モーメントを算出する方法に関して、歩数や場所の制約がないウェアラブルな床反力センサで精度と履き心地の両方を満足させるシステムについて検討した。まず、超薄型・超軽量型で姿勢センサも内蔵した6軸の移動式フォースプレートM3Dを試作し、次に、試作したM3Dを2個履物の柔軟さが確保できる場所に取り付け、履き心地がよいことと高精度であることを両立することが可能なウェアラブルな6軸の床反力センサシステムとして試作した。

開発したウェアラブルな床反力センサシステムによる計測値を、従来法である設置式の床反力計による計測値と比較検討した結果、両者はよく一致し十分な精度を有することおよび良好な履き心地であることを確認することができた。現在、床反力センサとともにウェアラブルな姿勢センサの開発を進めており、次報では、それらのシステムを用いたウェアラブルな関節モーメントの推定システムについて報告する予定である。

参考文献

- (1) 井上喜雄, 松田拓也, 芝田京子, 山崎陽平, 甲斐義弘, “足底圧センサを用いた鉛直床反力と関節モーメントの推定” ジョイント・シンポジウム講演論文集, pp.57-62, 2003.
- (2) T. Liu, Y. Inoue, K. Shibata, “Wearable Force Sensor with Parallel Structure for Measurement of Ground-reaction Force,” Measurement 40, pp.644-653, 2007.
- (3) R. Zheng, T. Liu, Y. Inoue, K. Shibata, K. Liu, Kinetics Analysis of Ankle, Knee and Hip Joints Using a Wearable Sensor System, JSME, Journal of Biomechanical Science and Engineering, vol.3, No.3, 2008. pp.343-355.