

インソール型足底圧計測装置（iPMS）の開発

Development of insole Planter Pressure Measurement System

○ 江口僚（慶大院） 萬礼応（慶應大） 福本貴彦（畿央大院） 高橋正樹（慶應大）

Ryo EGUCHI, Graduate School of Science and Technology, Keio University
 Ayanori YOROZU, Keio Advanced Research Centers, Keio University
 Takahiko FUKUMOTO, The Graduate School of Health Sciences, Kio University
 Masaki TAKAHASHI, Faculty of Science and Technology, Keio University

Abstract: Long-range, continuous, and accessible kinetic measurement system is required for evaluation of gait disorders. Although force plates are gold standard methods, they are often limited their measurement range and cost-prohibitive for general clinics. In contrast, instrumented insole-based gait analysis systems using accessible sensors have been provided in previous works. However, those systems rely upon the use of force plates to construct models to estimate ground reaction force. This study describes the method to construct models without using force plates and its evaluation. Subject-specific linear least squares regression models (with bounds and linear constraints) using data from single-leg standing task were used. Comparison with force plate data for straight walking demonstrated %RMSE that indicates estimation accuracy of the models were generally 15–25% and not as high accuracy as previous ones. However, we found the possibility that voluntary weight shifting during single-leg standing can improve estimation accuracy of models.

Key Words: Gait Analysis, Force Sensitive Resistor, Insole, Ground Reaction Force, Single-Leg Standing

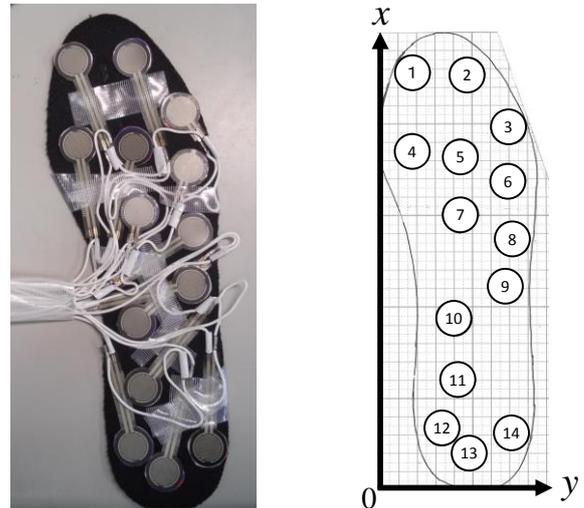
1. 緒言

力学的歩行解析は、ヒトの歩行中の床接地面に生じる床反力ベクトルや、その床面への作用点である足底圧中心 (COP: Center of Pressure) と、姿勢や関節角度などの運動学的な計測情報から、関節モーメントを推定する手法であり、変形性関節症やパーキンソン病、脳卒中片麻痺など、歩行障害を呈する疾患の臨床的評価やリハビリテーションを行ううえで有効な手段となる(1)-(3)。

床反力計は3次元の床反力を高精度に計測することが可能な装置であり、力学的な歩行解析の手法として一般的に用いられてきた。しかし、この装置は床に設置するため計測できる範囲が制限されてしまい、長距離にわたる歩行を連続的に計測することが困難である。

一方、長距離の歩行中の床反力や COP を計測する装置として、Pedar (novel, DE) や F-Scan (Tekscan, US) などのインソール型の足底圧計測装置が開発されている。これらは圧力センサが埋め込まれたインソール型の計測シートを靴の中に挿入し、床反力垂直分力 (vGRF: vertical ground reaction force) に相当する足底圧を計測する装置である。したがって、一方向の床反力のみしか計測できない反面、ウェアラブルな計測が可能である。また近年、これらの計測装置を用いて、3次元の床反力のある程度の精度で推定可能であることが報告されており(4)、長距離歩行中の力学的歩行解析の手段として活用が期待される。しかしながら、これらの市販の計測装置はセンサシステム全体が高価であり、一般的な臨床現場への導入や個人での利用は難しい。

そこで、Howellらは安価な圧力センサ (FSR402) をインソール上の12箇所に配置した足底圧計測装置を開発した(5)。このような装置は足裏全体をセンサ部で覆うことが難しく、vGRFを計測するためには推定を行う必要がある。そこでHowellらは、インソール型足底圧計測装置と床反力計によって同時計測した直進歩行のデータから、最小二乗法を用いてインソール上の各センサの計測値に対する重みづけをしてvGRFを算出する線形回帰モデルを構築した。そして、床反力計の計測値を真値とした際に、モデルの推定値の%RMSEが10%以下となり、市販のインソール型計



(a) Instrumented insole including 14 force resistor sensors (b) Sensor number and coordinate of instrumented insole

Fig. 1 Instrumented insole including 14 force resistor sensors.

測装置と比較して精度が大きく劣化することなく vGRF が推定できることを示した。しかし、Howellらの手法は推定モデルを構築する際に床反力計を使用する必要があり、先行研究において、床反力計を用いずに推定モデルを構築する手法を検討した報告は少ない。

そこで本研究は、床反力計を用いずに、インソール型足底圧計測装置の計測データから vGRF を推定するモデルの構築手法を提案することを目的とする。はじめに、圧力センサ14枚を用いたインソール型足底圧計測装置 (iPMS: insole Planter Pressure Measurement System) を開発した。次に、開発装置を用いて vGRF が体重にほぼ一致する片足立ち課題の計測を行い、計測データと体重情報を用いて最小二乗法を用いて線形回帰モデルを構築した。このとき、iPMSによって計測した定常歩行時のデータと体重情報を用いた線形不等式制約と、重み係数の範囲の制約を考慮した。最後に、iPMSと床反力計を用いた直進歩行の同時計測により、構築した iPMS の推定モデルの精度を評価した。また、直進歩行時のデータから先行研究の手法を構築した



Fig. 2 Integrated measurement system

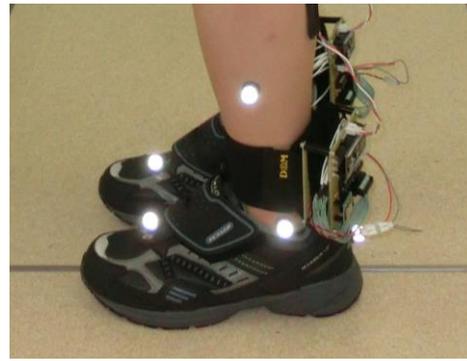


Fig. 3 Mounted markers and iPMS

推定モデルと比較することで，提案手法により構築したモデルの妥当性を検証した。

2. 方法

2.1 開発装置

本研究では，Fig. 1 (a) に示すような 14 枚の圧力センサを用いた iPMS を開発した。12 枚のセンサを Howell らの開発装置と同様の位置に配置し，Fig. 1 (b) に示す 3 番と 7 番の 2 枚を本研究で新たに追加した。また，すべてのセンサは左右のインソールで位置が対称になるように配置した。

圧力センサには Force Resister Sensor (FSR402, Interlink Electorics Inc., US) を使用した。このセンサは，センサ部に圧力を印加することで抵抗値が減少するため，圧力と抵抗値の関係から印加された圧力を逆算することができる。しかし，圧力に対する抵抗値の変化はセンサ間で個体差があるため，初めにロードセル (Press Force Sensor 9131AA2, Kistler, CH) を用いてキャリブレーションを行った。

被験者による靴のサイズの違いに対応するため，3 種類のサイズのインソール (23 cm, 25 cm, 27 cm) を作製し，Fig. 2 のように各サイズの靴に挿入した。また，歩行中の各センサの抵抗値の変化を計測するため，マイクロコントローラ (mbed NXP LPC1768, ARM, UK) と記録用 SD カードを含む電子回路基板を作製し，Fig. 3 に示すように被験者の足首に装着できる機構を取り付けた。

2.2 計測手順

被験者は男性 1 名と女性 2 名 (体重 58.3 ± 4.9 kg, 身長 1.70 ± 0.1 m, 靴サイズ 27 cm, 25 cm, 25 cm) であった。各被験者の両足に iPMS を挿入した靴を装着し，以下の 3 つのタスクを行った。

- (1) 被験者は 1 枚の床反力計上に立ち，30 秒間の閉眼片足立ちを行った。この課題を，左右脚をそれぞれ支持脚として 1 施行ずつ行った。
- (2) 被験者は直進歩行を行い，4 枚の床反力計上を 3, 4 歩目が床反力計上に乗るように通過した。このタスクを 5 施行行った。
- (3) 被験者は直進歩行を行い，4 枚の床反力計上を 5, 6 歩目が床反力計上に乗るように通過した。このタスクを 5 施行行った。

各実験タスクの計測は，被験者に赤外線再起性反射マーカを全身 35 箇所貼付し，マーカの 3 次元空間中の座標を取得する 6 つの三次元動作解析カメラ (VICON, Oxford, UK) と 4 枚の床反力計 (BP400600, AMTI, US) から構成された実験環境で行った。ここで，VICON と床反力計，インソールのデータは全て 80 Hz で取得し，電圧入力により各装置を同期した。

2.3 解析

三次元動作解析装置と床反力計，iPMS から取得したデータについて，MATLAB を用いて解析した。なお，Howell らの開発した装置との計測精度の比較を行うため，本研究で iPMS に新たに追加した 2 枚のセンサは解析の対象から除外した。

本研究では，歩行中の vGRF を推定するモデルの構築手法として，入力データを片足立ち時の iPMS の各センサの計測データ，出力データを被験者の体重とする線形回帰モデルを，制約付き最小二乗法により構築することとした。

そこで，はじめに入力データを生成するため，片足立ち課題の計測データのうち，反対側の足の離床から着床までを支持脚による片足立ちの計測データとし，さらに開始直後と終了直前の 1 秒間のデータを過渡状態として除外した。また，iPMS 座標系内の COP 位置を次式から計算した。

$$COP_x = \frac{\sum_{i=1}^{12} X_i F_i}{\sum_{i=1}^{12} F_i}, COP_y = \frac{\sum_{i=1}^{12} Y_i F_i}{\sum_{i=1}^{12} F_i} \quad (1)$$

ここで， F_i は i 番目のセンサに印加された力の計測値， X_i, Y_i は iPMS 座標系内の i 番目のセンサの座標である。

次に，歩行中の vGRF の推定モデルを構築した。制約付き線形最小二乗法を解くことで，片足立ち時の iPMS の各センサの計測値へ重みづけを行った総和と，被験者の体重との差の 2 乗和が最小になるような各センサへの係数重みを算出した。計算には MATLAB Optimization Toolbox を用い，最小二乗法とその制約は次式で与えた。

$$\min_a \frac{1}{2} \sqrt{\sum_{j=1}^N \left(\sum_{i=1}^{12} x_{si} a_i - w \right)^2} \quad \text{such that} \quad \begin{cases} \sum_{i=1}^{12} x_i a_i \leq 1.1w \\ lb \leq a_i \end{cases} \quad (2)$$

ここで， x_{si} は片足立ち時の iPMS の各センサの計測データ， a_i は各センサの計測値に対する係数重みであり， w は被験者の体重， N は計測データ数を示す。また，線形不等式制約の x は直進定常歩行時の iPMS の 12 枚のセンサの計測値であり， $1.1w$ は被験者体重の 110% である。この条件は，一般的に定常歩行時の vGRF の最大値が体重の約 110% になることから，係数重みが大きな値を取りすぎないように設定した。また，推定モデルの係数重みの下限値 lb を 1 とした。これは，係数重みが 1 以下になることは，センサの計測値よりも小さな値を用いて vGRF の計算を行うことを意味し，現実的ではないためである。以上の手順により，各被験者の各足について推定モデルを構築した。

推定モデルの構築後，使用した入力データを推定モデルに印加することで，体重への近似精度を次式で表され

る%RMSE_{sls}を用いて検証した。

$$\%RMSE_{sls} = \frac{\sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (w - w_{est})^2}}{w} \times 100 \quad (3)$$

ここで、 w_{est} は片足立ち時の iPMS の計測データから推定モデルを用いて推定した被験者の体重である。また、すべての被験者について式(3)のように体重で除算することで、標準化を行った。

次に、各被験者の左右の足について構築した推定モデルを用いて、直進歩行時の vGRF の推定精度を検証した。直進歩行の計測データのうち、各足が床反力計上に完全に乗っていた立脚期について、床反力計の vGRF データを真値、iPMS のデータから推定モデルを用いて算出した vGRF を推定値として両者を比較し、次式で計算される%RMSE_{walk}を用いてモデルの推定精度を検証した。

$$\%RMSE_{walk} = \frac{\sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (F_{plate} - F_{est})^2}}{w} \times 100 \quad (4)$$

ここで、 F_{plate} は床反力計で計測した vGRF の真値であり、 F_{est} は iPMS のデータから推定モデルを用いて算出した vGRF の推定値である。

最後に、片足立ちの計測データを用いて構築した vGRF 推定モデルの妥当性を検証するため、先行研究と同様に、直進歩行時の iPMS のデータを入力、床反力計の vGRF の計測値を出力とする線形回帰モデルを構築した。構築したモデルの出力である床反力計のデータへの近似精度を式(4)と同様の式を用いて検証した。次に、直進歩行時に各

足が床反力計上に完全に乗っていた立脚期それぞれにおいて、各センサの計測値に二つの推定モデルの係数重みの差を乗算した値を推定誤差とし、その値の最大値を次式より算出した。

$$\%Error_i = \max \left(\frac{|a_{vi} - a_i| x_{si}}{w} \times 100 \right), i = 1 \sim 12 \quad (5)$$

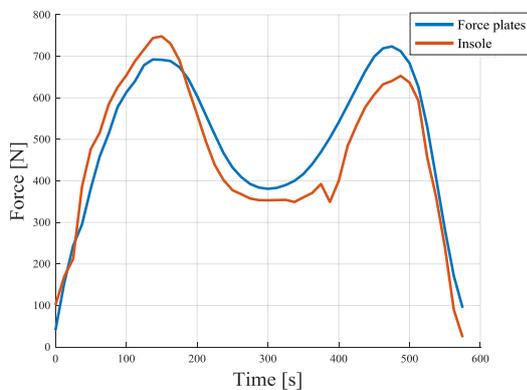
ここで、 a_{vi} は直進歩行時の床反力計の vGRF データを用いて構築した推定モデルである。各被験者の直進歩行時の全ての立脚期について、各センサの計測データに対して%Errorを計算し、平均と標準偏差を算出した。

3. 結果

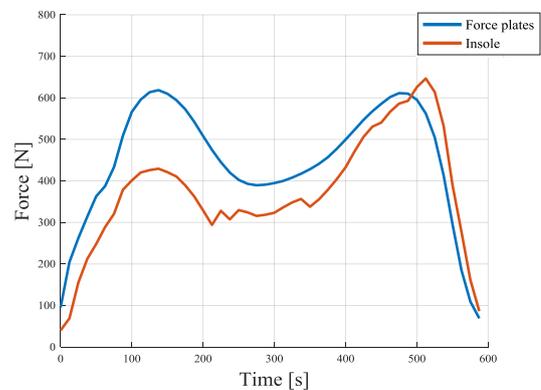
はじめに、片足立ちデータと被験者の体重情報を用いて構築した vGRF 推定モデルについて、体重への近似精度を示す%RMSE_{sls}、および、直進歩行中の vGRF の推定精度を示す%RMSE_{walk}の結果を、それぞれTable 1に示す。

Table 1 Fitting and estimation accuracies of models

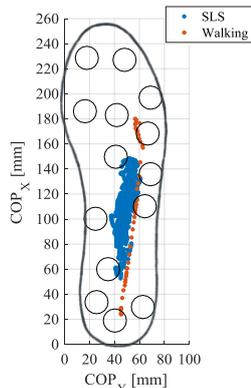
Sub.	Side	%RMSE _{sls}	%RMSE _{walk}		
			Straight 3rd-4th steps	Straight 5th-6th steps	Over all
1	L	11.3	23.1±1.8	22.7±1.0	22.9±1.5
	R	4.1	13.2±2.1	13.5±2.8	13.4±2.5
2	L	7.1	15.7±3.0	21.1±1.8	18.4±3.7
	R	8.5	16.7±2.4	20.9±3.5	18.8±3.7
3	L	4.1	25.1±2.7	26.0±0.4	25.5±2.1
	R	3.9	25.1±3.5	22.3±0.8	23.8±3.0



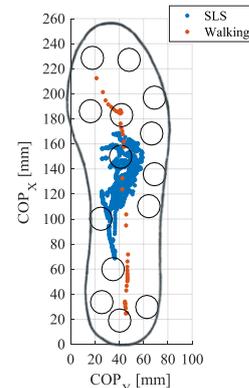
(a) vGRF plot of Foot on right side of Subject 1



(b) vGRF plot of Foot on right side of Subject 3



(a) COP plot of foot on right side of Subject 1



(b) COP plot of foot on right side of Subject 3

Fig. 5 COP trajectory during single-leg standing (SLS) and straight walking

Table 2 Fitting accuracy of validation models

Sub.	Side	%RMSE _{walk}		
		Straight 3rd-4th steps	Straight 5th-6th steps	Over all
1	L	9.9±1.8	10.4±1.9	10.2±1.9
	R	6.4±2.1	7.6±1.6	7.1±1.6
2	L	8.1±1.6	8.2±0.9	8.2±1.3
	R	6.4±1.4	6.9±2.4	6.7±2.0
3	L	11.3±1.3	11.3±1.3	11.3±1.3
	R	12.1±4.9	12.1±4.9	9.8±4.6

Table 3 %Error of 12 sensors

Sensor number	%Error _i	Sensor number	%Error _i
1	16.2±9.8	9	10.4±13.9
2	4.2±4.7	10	—
4	14.5±8.2	11	19.6±25.2
5	13.8±12.4	12	10.5±10.2
6	24.2±14.8	13	9.0±6.1
8	5.2±6.6	14	18.7±14.2

構築した推定モデルの，被験者の体重への近似精度を示す%RMSE_{slk}は，被験者1の左足を除いて10%以下となった。一方，直進歩行時のvGRFの推定精度を示す%RMSE_{walk}は15-25%とばらつきが大きくなった。特に，被験者1,3の右足の推定精度に着目すると，体重への近似精度は4.1%，3.9%と同等でありながら，直進歩行時のvGRFの推定精度は13.4%，23.8%と差がみられた。そこで，被験者1と被験者3の右足の1立脚期について，床反力計を用いて計測したvGRFの真値と，iPMSのデータから推定モデルを用いて算出した推定値との比較をFig. 4に，同立脚期中のCOPの軌跡，および，両被験者の片足立ち時のCOP位置をFig. 5に示す。

次に，直進歩行時の床反力計のvGRFデータから構築した推定モデルの，使用したデータへの近似精度をTable 2に示す。すべての被験者において近似精度は約10%となり，Howellら(5)の報告と同等の精度となった。

最後に，この推定モデルと片足立ちのデータから構築したモデルの比較を行い，%Errorを用いて提案手法の妥当性を検証した結果をTable 3に示す。なお，10番のセンサは，二つのモデルの重み係数の差がすべて0となったため，%Errorを算出しなかった。

4. 考察

Table 1に示すように，構築した推定モデルの%RMSE_{slk}はおおむね10%以下となり，精度良く体重への近似が行われたことがわかる。一方，%RMSE_{walk}は15-25%とばらつきがあり，特に被験者1,3の右足を比較すると，体重への近似精度が同等であるものの，直進歩行時のvGRFの推定精度は10%程度の差がみられた。このことから，推定モデルを構築する際，片足立ちデータを用いて体重へ精度良く近似ができた場合も，直進歩行時のvGRFの推定精度が高くなるとは限らないといえる。

一方Fig. 4より，被験者3では1立脚期中の1つ目のピーク付近でvGRFの推定誤差が大きくなっている。またFig. 5から，同被験者では片足立ち課題中のCOPの踵側への変位が被験者1よりも小さいことが分かる。COPの位置は支持脚の足底支持面の圧力分布を示すため，その変位は足底の圧力分布の変化を表していると考えられる。これらを踏まえると，被験者3では片足立ち中の足底圧分布の変化が小さく，推定モデルである各センサの計測値への重み係数が十分に調整されなかったため，歩行中のvGRFの

推定精度が低下したと考えられる。

またTable 3に示すように，各センサの片足立ちデータから構築したモデルと，妥当性検証用のモデルでの推定誤差は，つま先や中足骨頭，踵に配置されている1, 6, 11, 14番のセンサで特に大きくなった。このことから，片足立ち時に前後方向へ体重移動を行いCOPを移動させることで，係数重みの調整を改善し，直進歩行中のvGRFの推定精度を向上できることが考えられる。

5. 結言

本研究では，インソール型足底圧計測装置(iPMS)を開発し，片足立ちの計測データと被験者の体重情報からvGRFを推定するモデルの構築手法を提案した。

被験者の各足に対して推定モデルを構築し，直進歩行時のvGRFを推定した後，床反力計から取得した真値との比較を行い，%RMSEを用いて推定モデルの精度を検証した。その結果，先行研究で提案されている床反力計を用いた推定モデルの構築手法と比較して，推定精度は5-15%ほど低下した。一方で，二つの推定モデルによる各センサの推定値の差から，片足立ち時の前後方向への体重移動によって，つま先や踵側へCOPを変化させることで，モデルの推定精度を向上できる可能性を示した。

今後は片足立ち時に踵立ち，つま先立ちのような体重移動の指示を行うことでモデルの推定精度が向上するか検討を行う。また，本研究で用いた線形のモデルのみでなく，力を計測しているセンサの組み合わせによる線形モデルの切り替えや，非線形モデルの適用を検討する。

加えて，本研究で解析から除外した3,7のセンサを推定モデルの入力に加え，センサの組み合わせが変化することで推定精度がどのように変化するかを検証する。

謝辞

本研究の一部はJSPS科研費16H04290によるものであることを記し，謝意を表す。

参考文献

- (1) Astephen, J. L., Deluzio, K. J., Caldwell, G. E., and Dunbar, M. J., Biomechanical changes at the hip, knee, and ankle joints during gait are associated with knee osteoarthritis severity, *Journal of orthopaedic research*, Vol. 26, No. 3, pp. 332-341, 2008.
- (2) Sofuwa, O., Nieuwboer, A., Desloovere, K., Willems, A. M., Chavret, F., and Jonkers, I., Quantitative gait analysis in Parkinson's disease: comparison with a healthy control group., *Archives of physical medicine and rehabilitation*, Vol. 86, No. 5, pp. 1007-1013, 2005.
- (3) Kim, C. M., and Eng, J. J., Magnitude and pattern of 3D kinematic and kinetic gait profiles in persons with stroke: relationship to walking speed., *Gait & posture*, Vol. 20, No. 2, pp. 140-146, 2004.
- (4) Jung, Y., Jung, M., Lee, K., and Koo, S., Ground reaction force estimation using an insole-type pressure mat and joint kinematics during walking., *Journal of biomechanics*, Vol. 47, No. 11, pp. 2693-2699, 2014.
- (5) Howell, A. M., Kobayashi, T., Hayes, H. A., Foreman, K. B., and Bamberg, S. J., Kinetic gait analysis using a low-cost insole., *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 60, No. 12, pp. 3284-3290, 2013.