

床反力計測用身体装着型 6 軸力センサの開発 (実験的検討)

Development of a wearable six-axis force sensor system to measure the ground reaction forces of human
(Experimental study on the sensor system)

○学 花田真裕 (東海大院) 正 甲斐義弘 (東海大)

学 岸田和道 (東海大院)

Masahiro HANADA, Yoshihiro KAI, Kazumiti KISHIDA
Tokai University, Kitakaname 4-1-1, Hiratsuka, kanagawa

Key Words: Biomechanics, Gait analysis, Rehabilitation, Ground reaction force, Force Sensor

1. 緒言

床反力の連続計測は、歩行分析や歩行障害の定量的評価・診断などに非常に有効である。現在、床反力の計測には、一般的に据え置き型の床反力計が用いられている⁽¹⁾。しかし、据え置き型の床反力計は高価であり、歩行路に敷き詰める必要がある等の問題がある。これらの問題を解決するために、身体装着型の床反力計の研究が行われてきている^{(2),(3)}。しかし、その研究の多くはひずみゲージを用いたものであり、次章で示すひずみゲージの問題点により、軽量・薄型化・低コスト化が困難である。

そこで、本研究ではこれまでに感圧式導電性センサ（以下、導電性センサ）を使用した床反力計測用身体装着型 6 軸力センサを提案・試作した⁽⁴⁾。また試作した装置を用いて静的応答実験、1[Hz]と 5[Hz]における動的応答実験を行ってきた。これらは全て単一方向の荷重である。しかし、床反力は単一方向で無く複合的な荷重が作用する。

本報告では、試作した床反力計測用身体装着型 6 軸力センサを 7 名の被験者（健康者）の足底部に装着し歩行実験を行い、その実験結果から床反力計測用身体装着型 6 軸力センサの有用性を検証する。

2. ひずみゲージの問題点とコンセプト

図 1 (a)に示すひずみゲージを用いた力センサには、(1) ひずみ部に高い加工精度が必要である、(2) ひずみ部を設置する空間が必要である等のひずみ部があるが故の問題点がある。本研究では、図 1(b)に示す部材のひずみ部を必要としない導電性センサ（厚さ約 0.2[mm]）を用いることにより、装置の薄型化・軽量化・低コスト化を試みる。しかし、市販の導電性センサには、バリエーションが少なく、最大計測範囲が限定されるという問題点がある。この問題を解決する手法を次章で示す。

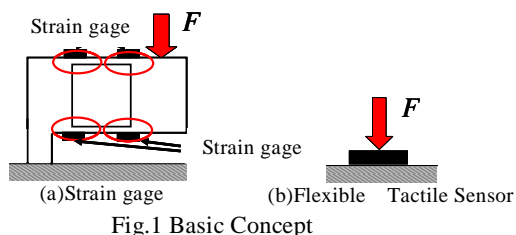


Fig.1 Basic Concept

3. 導電性センサの最大計測荷重拡大

図 2 に導電性センサを用いた力の計測方法を示す。従来の計測方法では、図 2 に示すように鋼板に作用する力が全

てセンサの感圧面のみに掛かるようにするため、鋼板をセンサの感圧面内に納まるように接着している。このような構成では、鋼板に作用する力はセンサで計測できる最大荷重までは計測できるが、それ以上の力を計測することは困難である。そこで、図 3 に示すように、センサと同じ厚みの弾性体をセンサ周囲に配置し、感圧面より大きな鋼板を設置する。このように作製したセンサ（以下、センサモジュール）の鋼板に作用する力は、センサ感圧面だけでなく弾性体にも分散され、センサ感圧面へ作用する力は弾性体に分散された分だけ減少する。結果として、鋼板にセンサの計測範囲以上の力を掛けることが可能となる。

計測可能な荷重の上限が W_{lim} である導電性センサを用いて、所望の最大測定荷重 W_{max} まで計測できるセンサモジュールを作製する際に用いる弾性体は、次式を満たすヤング率 E_e の弾性体から選定することができる。

$$E_e \geq (W_{max} / W_{lim} - 1) E_s B / A \quad (1)$$

ただし、 E_s は感圧面のヤング率、 B はセンサ感圧部の面積、 A は鋼板と弾性体が接している面積である。

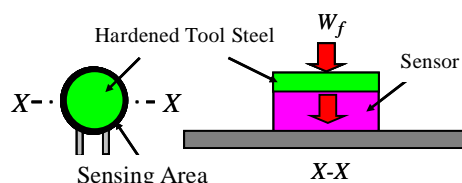


Fig.2 Flexible Tactile Sensor

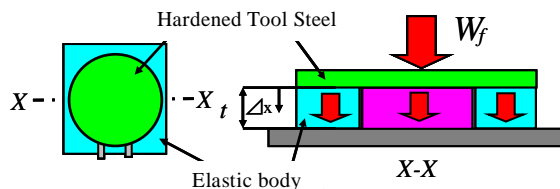


Fig.3 Sensor Module

4. 床反力計測用身体装着型 6 軸力センサ

床反力は、鉛直下方向の成分が他方向の成分と比較して非常に大きい。本研究では、3 章で示したセンサモジュールを鉛直下方向の力を計測するように配置(その他の力の計測には導電性センサを使用)した床反力計測用身体装着型 6 軸力センサ（以下、装置）を用いる。

4-1 構造

装置の構造を図4に示す。図4に示す部品aは上板に固定されており、L字形状の部品bは下板に固定されている。図4のA部の詳細を図5に示す。図5に示すように、上述したセンサモジュールは下板に接着されている。部品bに接着する感圧式導電性センサは装置の薄型化のため折り曲げて接着する。図6に図4のB部の詳細を示す。また、図7に本装置の側面図を示す。図6に示すように、コの字形の部品cには感圧式導電性センサが接着されており、センサの表面に鋼板が取り付けられている。部品cに取り付けられたセンサは、図7に示すように、部品aに取り付けられたボール（鋼球）から作用する力を計測する。

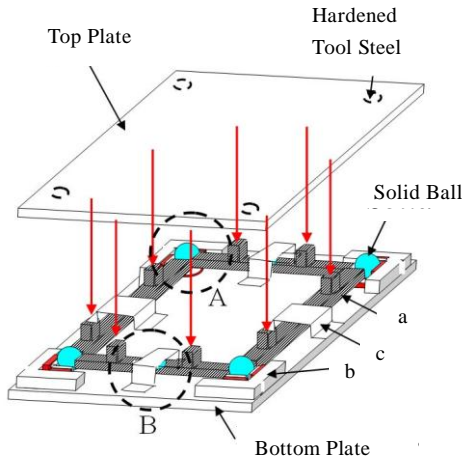


Fig.4 Proposed Sensor

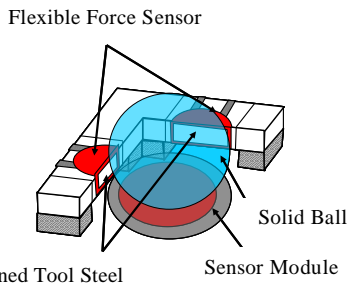


Fig.5 Details in "A"

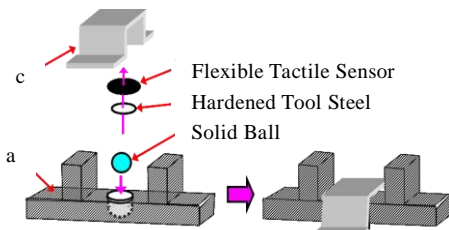


Fig.6 Details in "B"

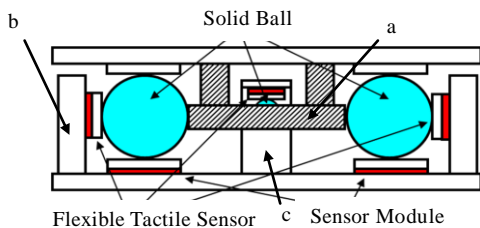


Fig.7 Ground Reaction Force Sensor (Side-view)

4-2 カ・モーメント・力の作用点の算出法

図8に示すように各センサより計測される力を定義すると x 方向の力は次式より求めることができる。

$$F_x = f_{1x} - f_{2x} - f_{3x} + f_{4x} \quad (2)$$

y 方向、 z 方向の力も同様に求められる。また、各センサの位置が既知であるので各軸周りのモーメント M_x, M_y, M_z も求めることができる。さらに、力とモーメントの式より力の作用点(ZMP: Zero Moment Point)も次式より求めることができる。

$$X = M_y / F_z \quad (3)$$

$$Y = M_x / F_z \quad (4)$$

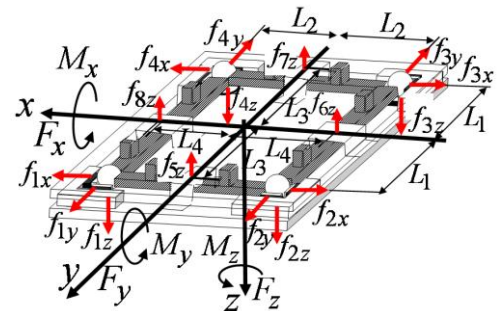
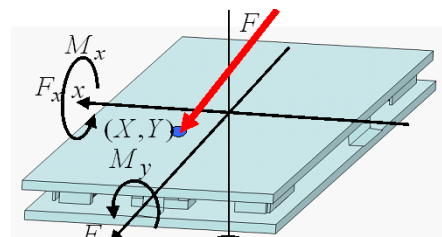


Fig.8 Calculation of Six-axis Force

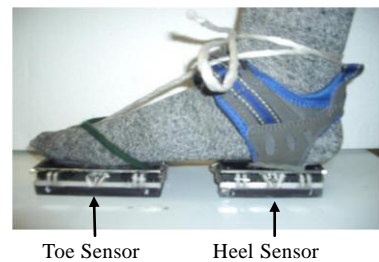


Fig.9 Ground Reaction Force Sensor System

4-3 試作した床反力計測用身体装着型6軸力センサ

本研究では、図9に示すように、足に踵部と爪先部の2つの装置(以下、踵部装置・爪先部装置)を装着することを考え、各々の装置を試作した。鉛直下方向の荷重計測には、計測範囲 $0 \sim 440$ [N] の導電性センサ (Flexi Force Sensor A201-100) を用いて 700 [N] まで計測可能にしたセンサモジュールを使用した。その他の荷重計測するセンサには、同センサ A201-100 (3章で示した従来の方法を適用) を用いた。装置の重量においては、踵部装置約 120 [g]、爪先部装置約 220 [g] である。装置の厚さは共に 15.4 [mm] である。装置の縦・横長さにおいて、踵部装置は 100 [mm]、 90 [mm] また、爪先部装置は 80 [mm]、 72 [mm] である。

5. 実験

5-1 実験方法

図10に示した実験装置を使用し、本装置を身体に装着して歩行実験を行った。同図に示すように踵部・爪先部装置にLED Lightを取り付け、高速度カメラ（カトウ光研社製 HAS-500）により装置の動きを計測した。歩行路には市販の力センサ(IFS-100M40A ニッタ株式会社製)を設置した。被験者は健康者7名で、各被験者5回ずつ実験を行った。

5-2 実験結果と考察

図11, 12, 13に、実験結果の代表例として3名分（被験者A, 被験者B, 被験者C）のデータを示す。各図において、黒色のデータは本装置（+カメラ）から計測された力・作用点を示している。また、灰色のデータは市販の力センサから得られた力・作用点を示している。各図より、本装置（+カメラ）と市販の力センサより得られた力・作用点のデータはほぼ一致していることが分かる。

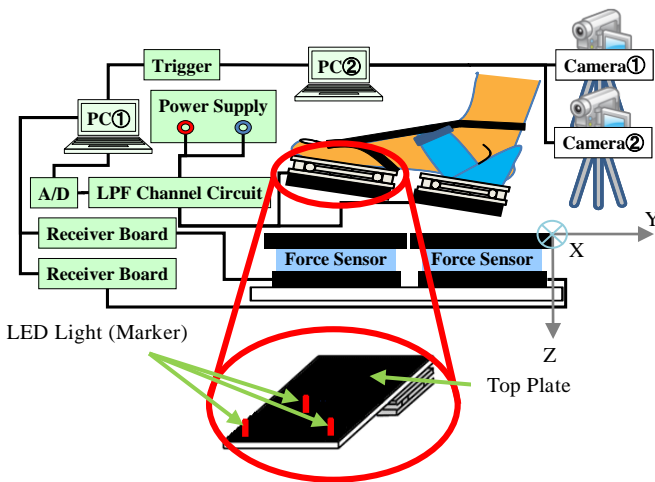


Fig.10 Experimental Setup

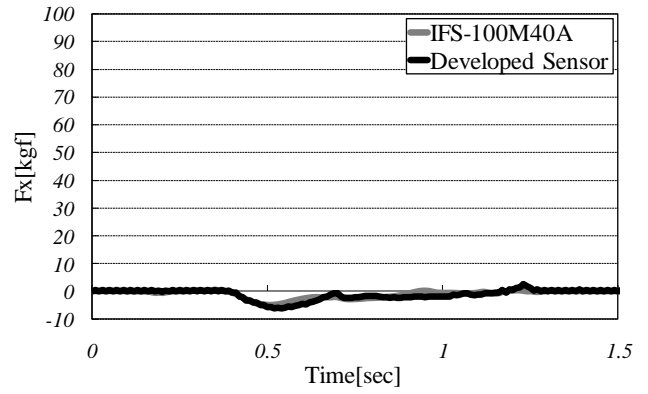
6. 結言

本研究では、安価・薄型化・軽量化を狙い、導電性センサを用いた床反力計測用身体装着型6軸力センサを提案・試作し、実際に身体に装着して歩行実験を行った。その結果、市販の力センサより得られた力・作用点のデータはほぼ一致した。このことから、提案した装置は床反力計測用身体装着型6軸力センサとして使用できる可能性が高いと考えられる。

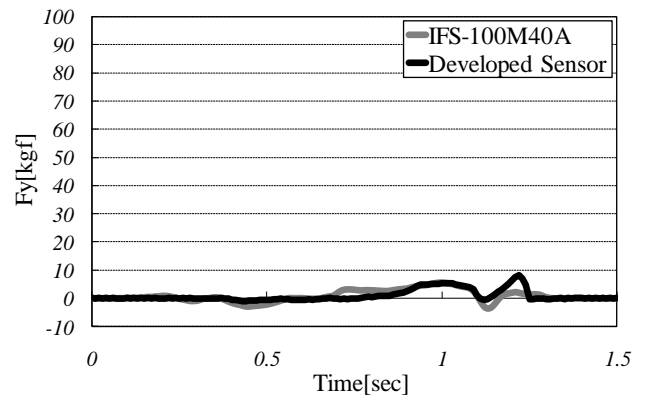
今後は、装置の薄型化・軽量化を行う予定である。

参考文献

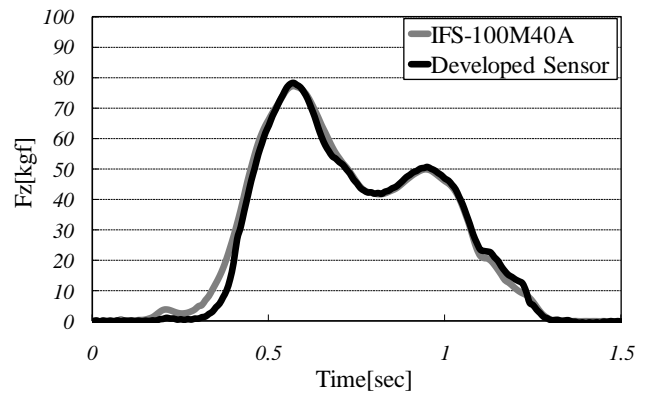
- (1) 土屋和夫, 臨床歩行分析入門, 医歯薬出版株式会社, pp.61-200, 1989.
- (2) 島津秀昭, 山越憲一, 神谷瞭, 戸川達男, 土屋喜一, 床反力3成分の連続測定計測靴, 医用電子と生体工学, vol.20, no.3, pp.170-176, 1982.
- (3) K. Nishiwaki, Y. Murakami, S. Kagami, Y. Kuniyoshi, M. Inaba, H. Inoue, Six-axis Force Sensor with Parallel Support Mechanism to Measure the Ground Reaction Force of Humanoid Robot, Proc. of the 2002 IEEE Int. Conf. on Robo. & Automation, pp.2277-2282, 2002.
- (4) 岸田和道, 甲斐義弘, 床反力計測用身体装着型6軸力センサの開発(実験に基づく有効性の検討), 第21回バイオメカニズムシンポジウム, pp.57-68, 2009.



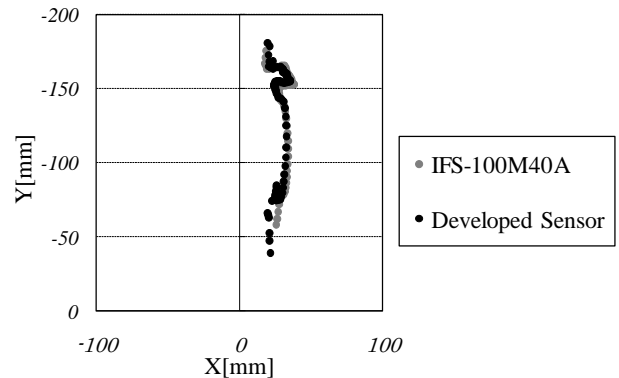
(a) F_x



(b) F_y

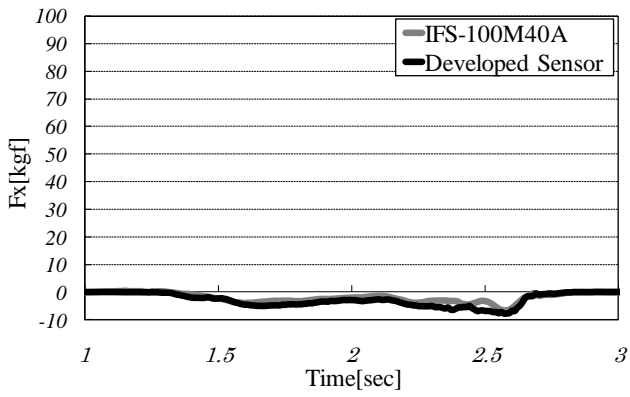


(c) F_z

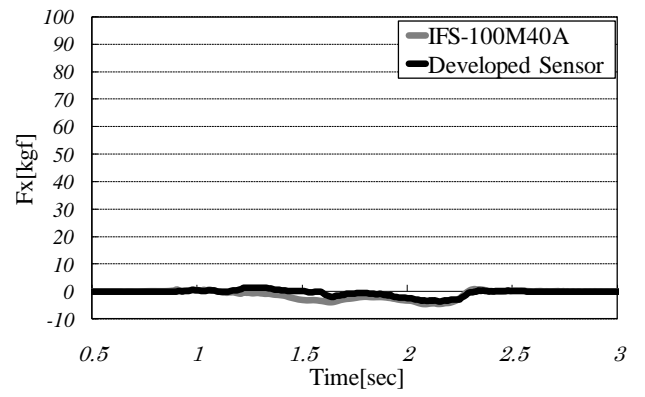


(d) ZMP

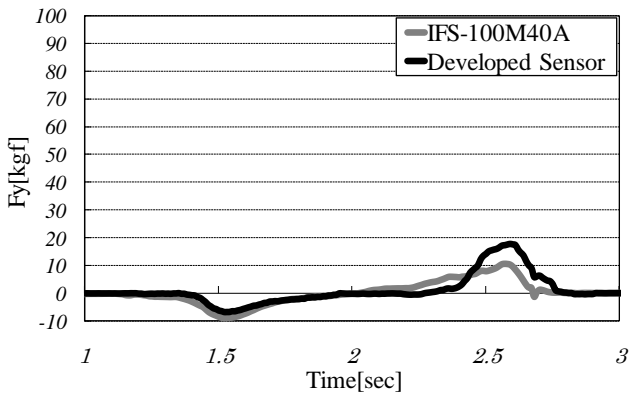
Fig.11 Experimental Result (Subject A)



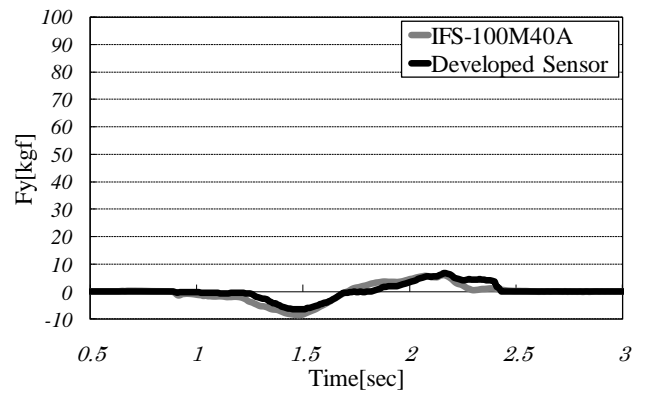
(a) Fx



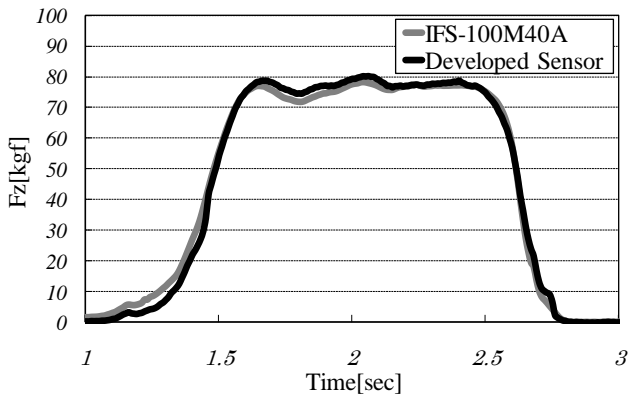
(a) Fx



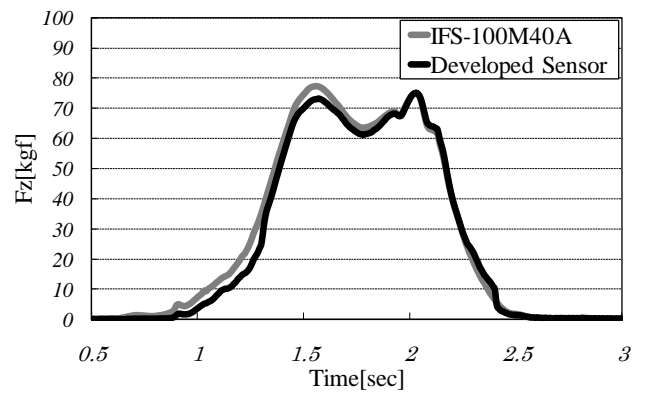
(b) Fy



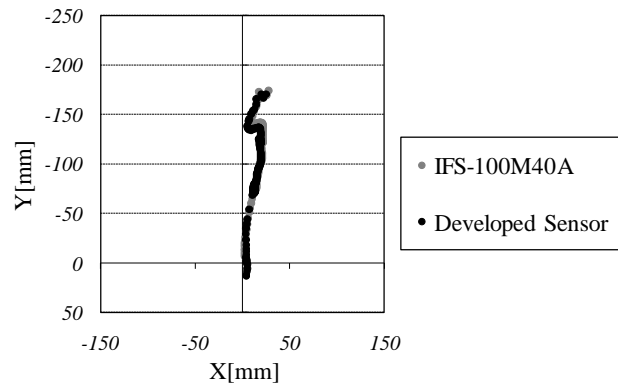
(b) Fy



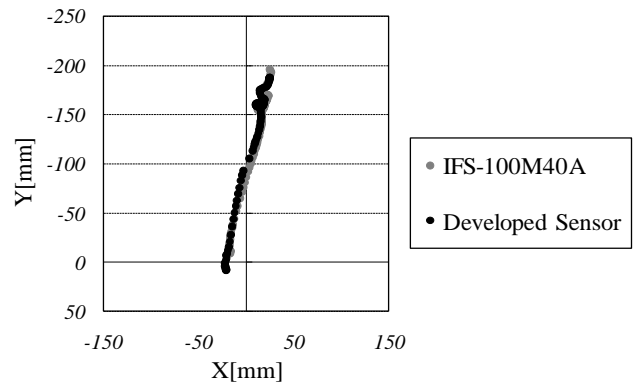
(c) Fz



(c) Fz



(d) ZMP



(d) ZMP

Fig.12 Experimental Result (Subject B)

Fig.13 Experimental Result (Subject C)