床反力と足裏変形同時計測のための6軸力センサの開発

Development of 6-axis Force Sensor for Simultaneous Measurement of Floor Reaction Force and Plantar Deformation

○学 関口 健太郎 (東理大) 植田 真裕 (東理大)
正 竹村 裕 (東理大) 正 溝口 博 (東理大)

Kentaro SEKIGUCHI, Tokyo University of Science, j7504058@ed.noda.tus.ac.jp
Msahiro UEDA, Tokyo University of Science
Hiroshi TAKEMURA, Tokyo University of Science
Hiroshi MIZOGUCHI, Tokyo University of Science

This paper describes development of 6-axis force sensor. This aims at development of the walk analysis equipment which took into consideration the influence which a sense organ has. Concurrent use with picture acquisition of skin modification of the sole is aimed at. Therefore, a sensor needs to be small. Otherwise, the view of a camera will be barred. Sensor form was used as the beam. This sensor uses a distortion gauge. In order to centralize distortion, it has a balanced monotonous structure. It proofread by building a sensor. The subject's weight was measured.

Key Words 6-axis Force Sensor, Walking Analysis

1. 緒言

歩行は人間の日常生活の根幹をなす動作である。バスや電車など都市交通が高度に発達した現代においても自らの足で移動を行うことの重要さは全く失われていない。さらに近年では健康促進や美容のため、有酸素運動としての歩行が注目を集めている。しかし歩行は、時として転倒などの危険を伴う。高齢者や乳幼児は特に転倒のリスクが大きく、捻挫や骨折、場合によっては死につながる可能性も否定できない。日本国内においては少子高齢化が進んでおり、それに伴って高齢者の事故事例が増加することは想像に難くない。このため、歩行のメカニズムを研究し、転倒予防策を提唱することは有意義である。

これまでも歩行解析の研究は報告されている。それは、歩行時における全体の軌道や筋肉、骨格の動きを精査に観察することで行われてきた。歩行は大きく分けると荷重を担う立脚期と足を前へ運ぶ遊脚期に分けられ[1]、高度に筋肉や関節を制御することにより行われている。歩行を理解するにはこれらの運動を仔細に観察する必要がある。

そのために本研究では、歩行解析装置の開発に取り組んできた。そのひとつに、足の裏の皮膚変形を高速度カメラにより取得する手法がある[2]。これは足の感覚器が得る触覚の情報が歩行にどのような影響を与えるのかを観察する目的である。これに加えて床反力のような力学的データを同時に取得し、歩行の情報をより詳細に得ることを目指す。そこで、本稿ではカメラでの画像取得と同時使用が可能な6軸力センサの製作について述べる。

2. 歩行解析装置

被験者の通常歩行を観察するための歩行解析装置について説明する。本研究では図1のような全身、腕や足関節の変位を観測するためのモーションキャプチャ装置、床との接地の際における足裏皮膚変形計測、及び6軸力の測定を目的とする。被験者は直線上の歩行路を歩行する。直立し、静止していた人間が足を前に踏み出して歩き出してから通常歩行状態に移行するには、文献[3]では歩数にして4歩必要であるといわれている。このため、被験者が測定領域に入る前に十分な歩行路長が必要である。また、測定領域を通過後の床面の状

Fig.1 Image of walking analysis

態は、被験者の歩行に対して影響をあたえることが考えられる。測定領域通過後も歩行路の状態は一樣にする必要がある。

このような要求を満たし、かつ被験者の身長や体格に応じて歩行路長を変化できるようにするため、歩行路にはアルミ骨格を持つボックス複数を使用した。このボックスを直線状に並べ、歩行回廊を形成する。歩行路に使用するボックスの数を変化させることで、任意の長さの歩行路を得ることができる。このボックスの天板には透明なアクリル板を使用しており、鉛直上向き方向の視野が確保される。このアクリル板を床として、高速度カメラによる皮膚変形画像の撮影と6軸力の測定を行う。

3. 歩行解析のための6軸力センサ

3.1 計測対象としての6軸力

ここで測定対象としての6軸力とはそれぞれ直交する x, y, z 軸方向に働く力と、 x, y, z 軸周りの回転モーメントを合わせた力のことをさす。

図2が6軸の座標系である。原点を中心にして、 x 方向の長さが $2L_1$ 、 y 方向の長さが $2L_2$ の長さの平面を考える。この平面上を歩行し、長方形の各頂点のセンサが3軸力を測定する。この図は、 $x-y$ 平面上の1点に外力が与えられたことを示している。この $x-y$ 平面は面の頂点で支持されている。この頂点上に1番から4番まで番号の振られた4つの力センサを設置する。各センサは与えられた外力に対して x, y, z 軸方向の力を測定する。第 n 番のセンサが観測した値を (F_{xn}, F_{yn}, F_{zn})

とすれば、このときの力の作用点にかかる i 軸方向の力は式(1)のように表すことができ、各軸まわりのモーメント(M_x , M_y , M_z) は原点からセンサまでの長さ L_1, L_2 として式(2)のように表せる。力の作用点はモーメントと力から式(3)のように算出される。

$$F_i = \sum_{n=1}^4 F_{in} \quad (1)$$

$$\begin{aligned} M_x &= (F_{z1} - F_{z2} - F_{z3} + F_{z4})L_1 \\ M_y &= (-F_{z1} - F_{z2} + F_{z3} + F_{z4})L_2 \\ M_z &= (F_{x1} - F_{x2} - F_{x3} + F_{x4})L_1 + (-F_{y1} - F_{y2} + F_{y3} + F_{y4})L_2 \end{aligned} \quad (2)$$

$$X = \frac{M_y}{F_z}, \quad Y = \frac{M_x}{F_z} \quad (3)$$

3.2.6 軸力センサの構成

図 3 がセンサの本体の全体図である。センサが搭載されたボックスの大きさは寸法幅 600[mm]、奥行き 400[mm]、高さ 330[mm]である。このボックスの骨格は幅 30[mm]であり、センサはこの幅と同等以下の大きさである必要がある。

力の測定法について述べる。物体に応力を作用させたとき、その物体は応力に比例したひずみを生じる。これをひずみゲージを利用して力情報を電気抵抗変化として取得する。ひずみゲージを用いる利点は精度が良く、応力の急激な変化に追従可能なことである。センサは、天板に加えられた外力を測定用の梁に伝達し、生じたひずみをひずみゲージにより検出する。ひずみを集中させるために梁は平行平板構造を持つ。こうして単軸方向についての力情報を得る。3 軸力を測定するためには、3 方向に平衡平板構造を持つ必要がある。

平行平板構造のひずみが集中する表面に 4 個のひずみゲージを貼る。これらを用いて 4 ゲージ全てがアクティブなホイートストーン・ブリッジを形成し、電位差を取得する。取得する電位差は微小なため、アンプ回路により増幅する。

作成した梁は図 3 下のように T 字型をしていて、5 箇所の平衡平板構造を x , y , z 軸方向に持つ。T 字型梁は天板と並列に設置され、2つの頂点の 3 軸力を測定することができる。T 字型梁をアクリル天板を挟みこむように左右に配置する。こうして 4 頂点の 3 軸力が測定でき、結果 6 軸力を計測できるものである。この T 字型梁はボックスのフレームの幅とほぼ同じ大きさであり、カメラの視野を邪魔することなく測定が可能である。

4. z 軸出力を用いた歩行実験

4.1 実験方法

z 軸の出力を使用して歩行開始直後第一歩における床反力を測定した。被験者はセンサ手前で直立し静止した状態から歩行を開始する。その後そのまま被験者は歩行路上を歩行する。予め第一歩目をセンサ上に左足で踏み出すよう指示した。歩行速度、その他の歩き方に関しては被験者の任意とした。

4.2 実験結果

実験により得られた z 軸方向の床反力の測定結果を図 4 に示す。横軸は時間[s]、縦軸は体重に対する床反力比を表す。実験結果 3 例表示する。測定した床反力は 2 つのピークが観察された。それは第一歩目の接地の瞬間における踵の衝撃、及び離床時における足先部が床面を蹴り出すときの衝撃である。前者は 0.2~0.5[s]の部分、後者は 0.6~0.9[s]の部分で確認された。歩行に対して出力の応答が十分に追従していると考えられる。このため本センサは歩行解析装置として使用可能である。

5. 結言

本研究では足裏変形画像取得と同時に使用できる 6 軸力センサを製作し、 z 軸の計測用センサを用いて歩行開始直後の床反力を測定した。動荷重に対して良い応答性を示し、歩行特有の二つのピークが観測された。このためセンサは歩行解析装置として使用可能であると考えられる。今後はセンサの校正作業を進め、試験装置としての完成、評価を行っていく。

文 献

- [1] Kirsten Götz-Neumann, 月城慶一・山下澄子・江原義弘・盆子原秀三訳, “観察による歩行分析”, 医学書院, 2005.
- [2] 宇野晴貴, 植田真裕, 竹村裕, 溝口博, “足底冷却が与える歩行と足底接触面積への影響”, 計測自動制御学会システムインテグレーション部門講演会, pp.1055-1056, 2007.
- [3] 江原義弘, 山本澄子, “ボディダイナミクス入門歩き始めと歩行の分析”, 医歯薬出版株式会社, pp.27, 2002.

Fig.2 Forces and moments

Fig.3 6-axis force sensor

Fig.4 Ground reaction force at first step