

# 健足情報によって制御する義足

## -靴に内蔵したセンサによる膝部の角度推定-

松本悠<sup>†</sup> 村田嘉利<sup>‡</sup> 鈴木彰真<sup>‡</sup> 佐藤永欣<sup>‡</sup>

<sup>†</sup>岩手県立大学ソフトウェア情報学部

### 1. はじめに

駆動義足としては、事前学習タイプの他、筋電位センサで制御するものも出てきた。これらの駆動義足には、動作遅延、多様な歩行形態への対応の難しさ、筋肉の動きによる義足制御の難しさ、等の問題がある。我々の研究室では、歩行時の右足と左足の動作がほぼ同じであることに着目し、健足側の歩行情報を基に制御する駆動義足の開発を進めている。それに先立ち、靴の踵部に内蔵させた加速度およびジャイロセンサを用いた膝角度の推測に取り組んだ。MS-KINECT<sup>®</sup>を用いて計測した値と比較した結果、個人毎ではあるが、靴の踵部に内蔵させた加速度とジャイロセンサの値から膝の最大角度を推定可能であることが分かったので、報告する。

### 2. 関連研究

近年実用化されている義足は筋電位により義足を制御するバイオニック義足 [1] また事前に歩行データを学習させ、そのデータを基に義足を制御する事前学習タイプ[2]が一般的である。

しかし、バイオニック義足は筋電位の制御及び検知に時間を要するため、義足が動き出すまでに遅延がある。事前学習タイプでは多様な歩行形態に対応できないため柔軟性に欠ける問題がある。

### 3. 膝角度の推定

我々の目指している駆動義足では、膝関節部の角度変化および踝部の角度変化を半歩前の健足側の動きと同様にすることを目指している。それを実現するためには、健足側の膝および踝の動きを計測する必要がある。健足の膝関節角度を測定

する方法としては、膝関節に直接曲げセンサを取り付ける方法もあるが、取り付けが大変であり、見た目としても宜しくない。この問題を解決するため、我々は靴の踵部に内蔵させた加速度とジャイロセンサを利用して推定することとした。

1 歩毎の大腿部の垂線に対する最大値  $\theta_1$  は、蹴り出し時の踵部の上下方向の加速度の最大値、前後方向の加速度の最大値  $Y$  および角速度の最大値  $R$  からなる下記の多項式で決定されると仮定した。

$$\theta_1 = a_1 \cdot X + b_1 \cdot Y + c_1 \cdot R \quad (1)$$

同様に脛部の垂線に対する最大値  $\theta_2$  は、

$$\theta_2 = a_2 \cdot X + b_2 \cdot Y + c_2 \cdot R \quad (2)$$

によって決定されると仮定した。

膝部の角度  $\theta$  は以下となる。

$$\theta = \pi - \theta_1 + \theta_2 \quad (3)$$

$\theta$ ,  $\theta_1$  および  $\theta_2$  の関係を図 1 に示す。

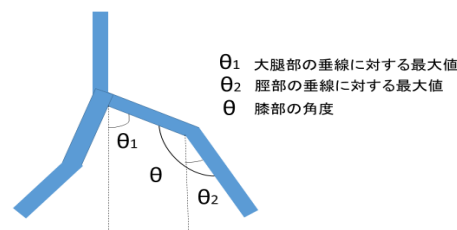


図 1.  $\theta$ ,  $\theta_1$ ,  $\theta_2$  の関係図

マイクロソフトのモーションセンシングデバイス KINECT<sup>®</sup> を、腰、膝および踝の位置を精度良く計測するため、図 2 に示すようにほぼ腰の高さでカメラ面が床に対して垂直に向くように設置した。被験者に 25, 50, 75, 100 cm の歩幅で歩行してもらい、一歩毎の大腿部および脛部の垂線に対する角度  $\theta_1$  および  $\theta_2$  を MS-KINECT<sup>®</sup> を用

いて計測した。同時に踵部に内蔵させた、加速度およびジャイロセンサを用いて加速度および角速度も計測した。



図2. 計測環境図

被験者事に、計測値から異なった3つの角度を選択し、式(1)および(2)に当てはめ、 $a_1, b_1, c_1, a_2, b_2, c_2$ を求めた。その上で、異なった3つの組み合わせから、同様に $a_1, b_1, c_1, a_2, b_2, c_2$ を求め、平均化した。被験者毎では、各組合せの間で各係数の値に大きな違いはなかったが、被験者間では大きな違いがあった。その結果を表1に示す。

被験者3人について、同一歩幅で歩行した時の最大膝角度時における大腿部および脛部の位置関係を図3に示す。同じ歩幅でも膝および踝の位置は被験者間で大きく異なることが分かる。それ故、表1に示すように被験者間で大きな違いが生じたと考えている。

表1. 被験者事の係数

係数表 氏名	大腿部			ふくらはぎ		
	a	b	c	a	b	c
A	4.546644	3.291991	0.111156	-4.56475	-1.79143	0.063679
B	5.098989	-6.24147	0.077686	4.732628	-5.08257	0.086117
C	2.758608	-11.8157	0.040049	-0.63848	-16.7516	0.018198
D	-6.50741	-6.04115	-0.00329	57.71919	2.433725	0.368369
E	-8.69577	36.01699	0.194512	-2.5923	21.65016	0.159027
F	-2.26278	70.34422	0.292375	-4.08268	10.67686	0.106907
G	-3.29771	7.544149	0.104717	-2.90484	-1.49665	0.071677

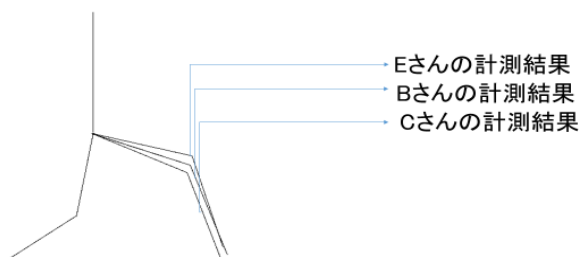


図3. 関節部の位置関係

#### 4. 膝角度の推定結果

被験者毎に表1に示す係数とその時の加速度および角速度の値から推定した膝角度と MS-KINECT で測定した角度の関係を図4に示す。横軸が計測角度、縦軸が推定角度である。一人の被験者を除き、計測値と推定値の誤差は10度以内に収まっていた。誤差が大きい1名は、指定した歩幅で歩行した際に不安定な歩行動作をしていたため、誤差が大きくなったと考えている。

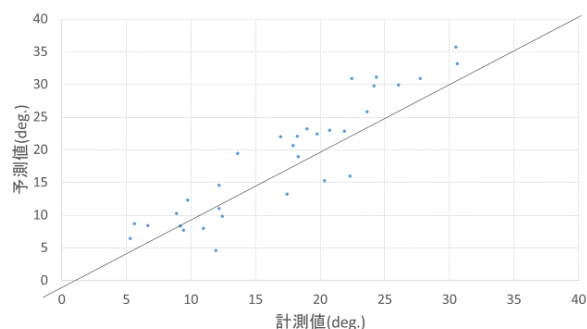


図4. 膝角度の計測結果と推定値

#### 5. まとめと今後の展望

歩行形態は人によって異なり、靴の踵部に内蔵させた加速度とジャイロセンサを用いて、全ての人に共通する膝角度の推定は難しいが、個人毎であれば推定できる可能性が高いことが分かった。今後は、その場での足踏みや階段の昇降時、ジョギング時でも予想可能か調査する。今回の推定では最大10度の誤差があった。同一被験者が同一歩幅で歩いても、膝角度の計測結果に6度程度のバラつきがあり、10度程度の誤差は致し方ないと考えている。その一方、各歩行時に推定係数の補正を繰り返すことで、誤差を抑えることを考えている。また、本提案方式では健足側の歩行形態の特徴量(係数)を両足ともに健常である時の動きから求める必要がある。それを可能にする計測器についても開発する予定である。

#### 参考文献

- 1)横井浩史, 他:筋電位制御型の義手:バイオメカニズム学会誌, p39-46(2014)
- 2)李成求, 他:インテリジェント義足足継ぎ手の研究開発:日本機械学会論文集, 72巻720号(2006-8).