

片麻痺者の足関節 FES 制御時の動作評価の検討 -ウェアラブルセンサによるストライド長計測-

A Study on Movement Evaluation with FES Control of the Ankle Joint with a Hemiplegic Subject -Measurement of Stride Length with Wearable Sensors-

○新田和樹 (東北大) 渡邊高志 (東北大) 三浦尚人 (東北大) 赤坂清和 (埼玉医科大)

Kazuki NITTA, Takashi WATANABE, Naoto MIURA, Tohoku University
Kiyokazu AKASAKA, Saitama Medical University

Abstract: The purpose of this study is to develop a measurement system of lower limb movements using wearable inertial sensors for rehabilitation. In this paper, measurement of stride length was tested. In comparing to values measured with optical motion measurement system with healthy subjects, mean absolute error of estimated stride length was $4.0 \pm 3.0\%$. Then, the measurement was tested with a hemiplegic subject with and without foot drop correction by FES. Although the small number of strides were detected automatically for the healthy side, error of estimated stride length, which was calculated from value measured with portable walkways with embedded, pressure-sensitive sensors, was similar to the results with healthy subjects for the healthy side. However, for the paralyzed side, since the error was large, improvement of stride detection rate and stride length estimation error in various walking of several subjects will be required.

Key Words: Stride Length, Accelerometer, Gyroscope, Hemiplegic Gait

1. 緒言

脳卒中や事故などによって運動機能障害が生じた場合に、動作を補助、再建する方法として機能的電気刺激(FES)があり、近年では FES を用いたリハビリテーション⁽¹⁾も注目されている。いずれの場合も、FES を適切に利用するためには FES の効果を定量的な指標により評価することが有効になると考えられる。そのためには、身体運動を適切に計測する必要がある。身体運動を計測するには、光学動作計測システムや電気角度計、圧力センサなどを用いた手法があるが、これらはセンサの扱いが煩雑であったり、計測環境が制限されたりするなどの問題がある。

一方、小型かつ安価で、身体に装着可能な慣性センサを用いた身体運動計測に関する研究が行われている。慣性センサを主な計測手法とする研究には、歩行期の検出⁽²⁾や、身体部位の傾斜角や関節角度⁽³⁾⁽⁴⁾、ストライド長の推定⁽⁵⁾⁽⁶⁾など数多くある。これまで、我々も慣性センサを用いたウェアラブル計測システムを構築し、健常者で、関節角度計測法とストライド長計測法の評価を行ってきた⁽⁷⁾。このような慣性センサを用いた運動計測法は、着脱の容易さや運動の妨げにならないなどの観点からも、リハビリテーションの分野で有効であると期待される。

本研究では、FES を用いた下肢リハビリテーションの効果を定量的に評価するため、ウェアラブルセンサによる下肢運動計測システムの開発を目的としている。本報告では、ウェアラブルセンサによるストライド長計測について、最初に、健常者の歩行での評価を行った。次に、片麻痺者を対象に足関節 FES 制御の有無においてストライド長を計測した。そして、これらの結果から、本手法の有効性と課題を検討した。

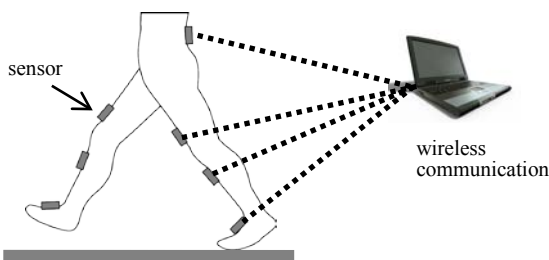


Fig.1 Outline of lower limb motion measurement system using wearable sensors.

2. 計測・制御システム

2-1 計測システム

本研究で用いたウェアラブルセンサによる下肢運動計測システムは、7つの無線センサ(WAA-006, Wireless Technologies)とポータブルPCで構成される(Fig.1)。無線センサは3軸の加速度センサと2軸+1軸のジャイロスコープを内蔵しており、このセンサを両下肢の足部、下腿、大腿および腰部に装着する。それぞれの加速度と角速度の信号は100Hzでサンプリングし、Bluetooth接続でPCに送信され、保存される。

2-2 ストライド長計測

ストライド長は、足部に装着した加速度計とジャイロスコープを用いて1歩毎の推定を行った(Fig.2)。ストライド長の推定は、踵離地から足底接地までをストライド時間 T とし、その間の加速度を積分することで算出した。踵離地は加速度の3軸絶対値合計が3時刻連続で0.15Gを超えた時とし、足底接地は加速度の3軸絶対値合計が連続した10時刻中3時刻で0.15Gを下回った時とした。また、足部は移動に伴い傾斜角度が変化するため、ジャイロスコープの座標軸周りの回転行列によって加速度センサの出力 \mathbf{a} を基準座標系での加速度に変換した。ここで、基準座標系は積分開始時点において、XZ平面がセンサのxz平面と一致し、Z軸が床面と鉛直になるように設定した。変換後の加速度から重力加速度 \mathbf{g} を減算することで、運動加速度 \mathbf{a}_m を算出した(式(1))。

$$\mathbf{a}_m(t) = \mathbf{R}_z(\theta_z)\mathbf{R}_y(\theta_y)\mathbf{R}_x(\theta_x)\mathbf{a}(t) - \mathbf{g} \quad (1)$$

この座標軸周りの回転行列は、ジャイロスコープの出力 $\boldsymbol{\omega}$

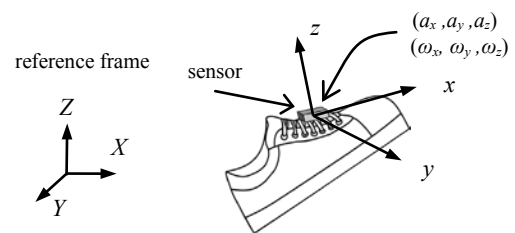


Fig.2 Attachment of the sensor on the foot.

から算出した(式(2)).

$$\theta(t) = \int_0^t \omega(\tau) d\tau + \theta_{init} \quad (2)$$

ここで、 x 軸と y 軸周りの初期傾斜角度 θ_{init} は、加速度の重力成分から初期角度を求め、積分開始時より前の 6 時刻分の平均値を用いて決定した(式(3)). また、 z 軸周りの初期傾斜角度は重力加速度から求められないため、 0° とした.

$$\theta_{init_x} = \frac{1}{6} \sum_{n=-5}^0 \tan^{-1} \left(\frac{a_z(n)}{a_y(n)} \right), \quad (3)$$

$$\theta_{init_y} = \frac{1}{6} \sum_{n=-5}^0 \tan^{-1} \left(\frac{a_z(n)}{a_x(n)} \right)$$

運動速度の算出においては、足底接地時における足部は静止していると仮定し、初期速度を 0m/s とした(式(4)).

$$\mathbf{v}(t) = \int_0^t \mathbf{a}_m(\tau) d\tau \quad (4)$$

また、積分終了時の足底接地においても速度が 0m/s と仮定し、線形近似によって速度の補正を行い、運動速度 \mathbf{v}_m を算出した. そして、補正された運動速度 \mathbf{v}_m を積分することで変位を算出し、各軸の変位を合成することでストライド長 L を算出した(式(5)).

$$L = \sqrt{\left(\int_0^T \mathbf{v}_m(t) dt \right)^2} \quad (5)$$

また、歩行速度は、計測されたストライド長 L を検出されたストライド時間 T で割ることにより算出した.

2-3 FES による足関節の制御

足関節の制御システムは計測システムに加え、無線型表面電気刺激装置によって構成した(Fig.3). 刺激装置は 2.4GHz 帯の無線モジュールによって PC と接続している. 刺激タイミングは麻痺側の下腿部に装着した慣性センサから得られたデータを用いて決定しており、 0.3ms 幅の単極性パルスの刺激を 50ms 間隔で与えた⁽⁸⁾. 刺激強度は被験者に合わせ調整を行った.

3. 健常者による精度評価実験

3-1 方法

ウェアラブルセンサシステムを用いて、健常者 3 名(男性, 23 歳)においてストライド長計測の精度評価実験を行った. 被験者は歩行路(約 3.5m)上を 3 種類の歩行速度(slow, normal, fast)で各 5 回歩き、慣性センサと 3 次元動作解析装置

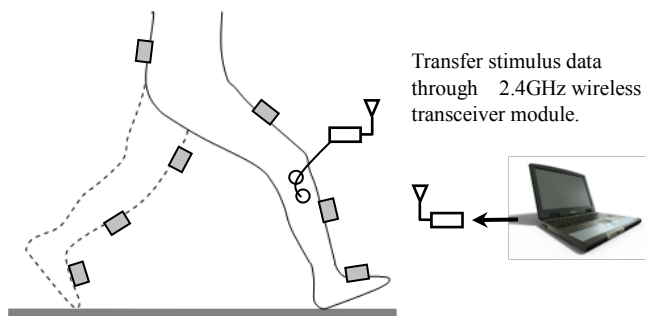


Fig.3 Outline of wireless FES system.

置(OPTOTRAK, Northern Digital Inc.)を用いて同時計測した. それぞれの歩行速度は被験者の感じる速度とし、全ての歩行は左足から歩き始めた. 3 次元動作解析装置のマーカは左側に装着し、 100Hz でサンプリングした. また、ストライド長は踵に装着したマーカを用いて算出した.

3-2 結果

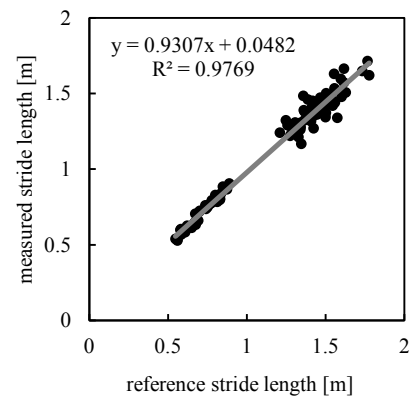
センサで計測されたストライド長は、全被験者の合計で 93 歩であった. この他、自動検出できなかった 21 歩があったが、解析から除いてある. Fig.4(a)は計測されたストライド長と参照ストライド長との関係であり、高い相関関係が見られた. Fig.4(b)に参照ストライド長に対する、計測したストライド長の絶対誤差の関係を示す.

次に Fig.5(a)に参照歩行速度と計測された歩行速度の関係、及び、Fig.5(b)に参照歩行速度に対する計測した歩行速度の絶対誤差の関係を示す. この結果は、ストライド長に比べ、相関係数、絶対誤差共に精度が低く、ばらつきが大きくなる傾向であった.

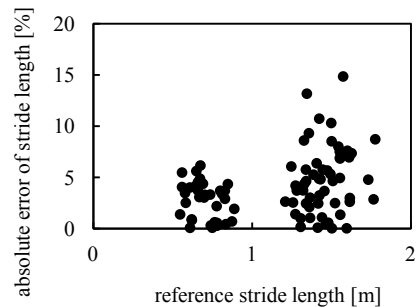
4. 片麻痺者の足関節 FES 制御時のストライド長計測

4-1 方法

ウェアラブルセンサシステムを用いて、右片麻痺者 1 名(男性, 52 歳)において、FES による足関節制御時のストライド長の計測を行った. 被験者は約 15m の歩行路を被験者の歩きやすい速度で歩いた. 電気刺激は総腓骨神経(CPN)か前脛骨筋(TA)のどちらかに与えた. 歩行路を 1 往復 1 セットとし、最初の 3 セットは電気刺激を与えずに、足関節を制動するサポータを装着して歩行を行った. その後サポータを外し歩行 1 セットと FES 歩行 1 セットを交互に行い、



(a)



(b)

Fig.4 Evaluation results of measured stride length with healthy subjects.

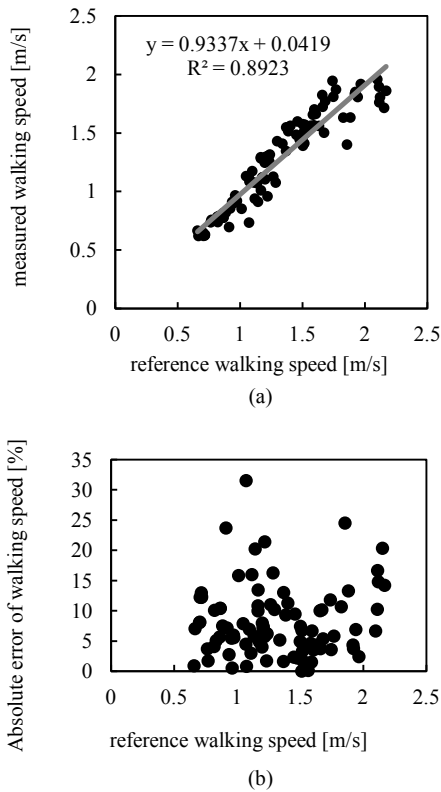


Fig.5 Evaluation results of measured walking speed with healthy subjects.

FES 歩行は CPN, TA それぞれランダムに 3 セット行った。
 ストライド長の参照信号は、歩行路の中間点に圧力分布計測システム(walk way MW-1000, ANIMA Corp., 約 2.4m)を設置して計測した。

4-2 結果

Table 1 にストライド長と歩行速度の絶対値誤差平均、及び、自動検出された歩数と計測された参照ストライド数を、FES 有無の歩行について示す。誤差の計算では、自動検出できなかったものは除いてある。また、Fig.6 に左右それぞれの参照ストライド長に対する推定したストライド長の絶対誤差を、Fig.7 に左右それぞれの参照歩行速度に対する、推定した歩行速度の絶対誤差を示す。また、サポータの有無による精度は同様の傾向であったため、Fig.6 (b)と Fig.7 (b)には両方の結果を記載している。これらの結果から、ストライド長と歩行速度とも健側は健常者と同等の結果であったが、自動検出できたストライド数が少なかった。一方、患側については、高い割合で自動検出できていたが、刺激の有無に関係なく誤差とばらつきが大きくなり、健常者での計測結果に比べて、計測精度が低かった。

Table 1 Evaluation results in measurement with a hemiplegic subject with and without FES.

	no FES		with FES	
	Left	Right	Left	Right
Mean absolute error of stride length [%]	5.5±1.9	11.6±6.3	-	10.3±8.4
Mean absolute error of walking speed [%]	7.8±5.0	16.0±8.8	-	16.0±11.0
The number of strides Sensor / Reference	8/29	30/30	0/12	12/14

5. 考察

健常者におけるストライド長の計測精度は、絶対値誤差平均が $4.0 \pm 3.0\%$ であり、この結果は以前の結果⁽⁷⁾に比べ精度とばらつき共に良好な精度であった。これは、ストライド長の算出法を以前から変更したことと、センサの足部装着法を変更したことが効果的であったと考えられる。本報告の結果は、健常者のストライド長のばらつきが 10%程度であるという報告があり⁽⁹⁾、概ね、その半分以下に誤差が収まっていることから、十分な精度で計測できていると考えられる。一方、他の研究では平均誤差によって評価している報告があり、Mariani らの踵に装着した慣性センサで計測した結果は $1.6 \pm 6.5\%$ であった⁽¹⁰⁾。また、Doheny らの下腿部に装着したジャイロスコプと下肢モデルによる計測では $6.0 \pm 4.1\%$ ⁽¹¹⁾となっていた。これらに対して、本報告での平均誤差の結果は $-2.3 \pm 4.4\%$ であり、誤差の平均値、もしくは、ばらつきが他の報告より良い結果であった。さらに、これら他の方法の場合、専用の靴が必要であったり、精度がモデルに依存したりする。それに対し、我々の計測システムは装着が容易であり、モデルを使用しないため、被験者の身体条件による依存性は低いと考えられる。

一方、片麻痺者におけるストライド長の計測精度は、検出率が低いものの、健側では健常者と同等の精度で計測できていた。しかし、患側においては計測精度が低く、ばらつきが大きい結果となった。以前片麻痺者において計測し

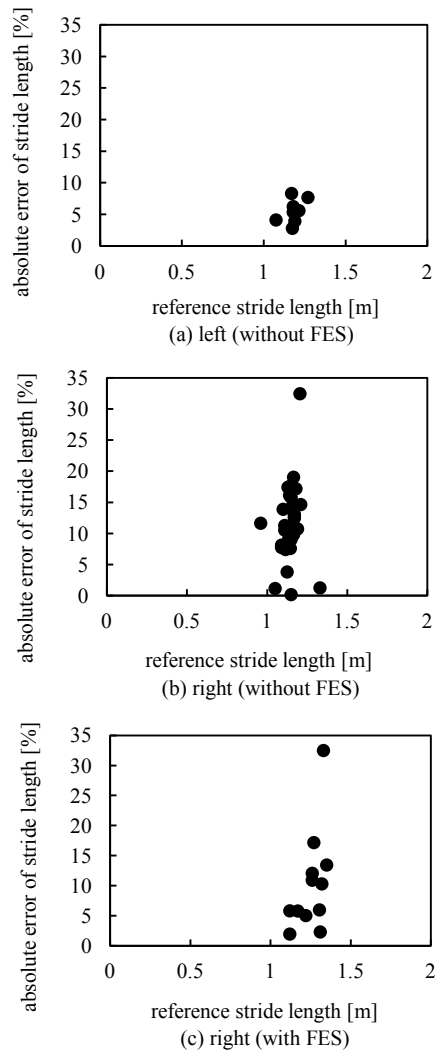


Fig.6 Evaluation results of measured stride length with a hemiplegic subject with and without FES.

た際にも、患側の計測精度が低い結果であった⁽¹²⁾。しかし、以前の計測では、片麻痺者においても全試行においてストライドが検出できており、被験者によってストライドの自動検出率に差が生じる結果となった。また、歩行速度の計測精度に関しては、Fig.5(a)から概ね良好な相関関係が得られているが、ストライド長に比べると、Fig.5(b)と Fig.7(b)(c)のように、FESの有無に関係なく絶対誤差平均やばらつきが大きい結果となっていた。これらの患側のストライド長やすべての歩行速度の計測精度、及び、自動検出率低下の要因として、ストライドの検出法に課題があることが考えられる。計測した信号を観察すると、ストライドの検出できなかった試行において、足底接地とみられる区間で閾値を越える加速度が生じており、そのため積分終了条件である足底接地が検出できず、ストライドの検出ができなかった。また、実際の片麻痺者の歩行を観察すると、麻痺側が分回しを行う際に、健側の足部が静止せずに動いていることが確認された。さらに、足底接地時の速度は0m/sと仮定しているが、いくらかの速度が生じたことで、初期速度や初期傾斜角度、及び、運動速度 v_m を求める際の誤差要因となり、ストライド長と歩行速度の計測誤差に繋がったと考えられる。今後、精度向上のためにはこのストライドを正確に検出できる手法の開発が重要になると考えられる。

6. 結言

ウェアラブルセンサシステムを用いて、健常者においてストライド長を計測し精度評価を行った結果、概ね良好な精度で計測できることを確認した。さらに、片麻痺者において足関節FES制御の有無でストライド長計測を行った結果、患側において、健常者の結果より計測精度が低かった。また、健側では、ストライドを検出できない試行が見られたが、健常者と同等の精度であった。

今後は、実用化を目指し、様々な歩行に対応できる自動検出法の検討が必要であると考えられる。

謝辞

本研究の一部は、イノベーションシステム整備事業の補助を受けた。記して感謝する。

参考文献

- (1) L. R. Sheffler and J. Chae, "Neuromuscular electrical stimulation in neurorehabilitation," *Muscle Nerve*, vol. 35, no. 5, pp. 562-590, May 2007.
- (2) H. Lau., K. Tong, The Reliability of Using Accelerometer and Gyroscope for Gait Event Identification on Persons with Dropped Foot, *Gait Posture*, vol.27, pp.248-257, 2008.
- (3) I. Cikajlo, Z. Matjačić and T. Bajd, Efficient FES Triggering Applying Kalman Filter during Sensory Supported Treadmill Walking, *J. Med. Eng. Technol.*, vol.32, pp.133-144, 2008.
- (4) A. Findlow, J.Y. Goulermas, et al., Predicting Lower Limb Joint Kinematics Using Wearable Motion Sensors, *Gait Posture*, vol.28, pp.120-126, 2008.
- (5) J.C. Alvarez, R.C. Gonzalez, et al., Multisensor Approach to Walking Distance Estimation with Foot Inertial Sensing, *Proc. 29th IEEE Eng. Med. Biol. Soc.*, pp.5719-5722, 2007.
- (6) S.J. Bamberg, A.Y. Benbasat, et al., Gait Analysis Using a Shoe-integrated Wireless Sensor System, *IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed.*, vol.12, pp.413-423, 2008.
- (7) T. Watanabe, H. Saito, et al., A Preliminary Test of Measurement of Joint Angles and Stride Length with Wireless Inertial Sensors

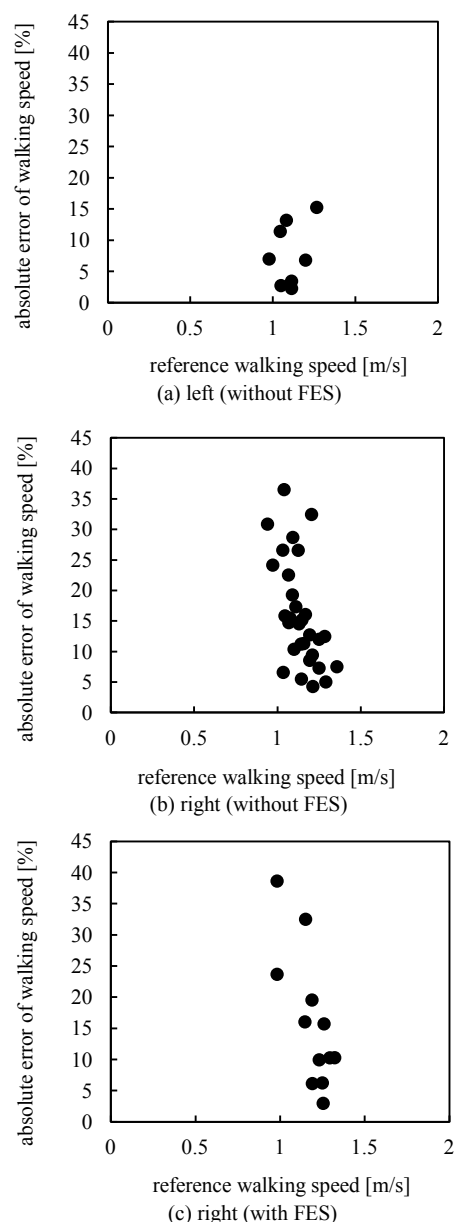


Fig.7 Evaluation results of measured walking speed with a hemiplegic subject with and without FES.

- for Wearable Gait Evaluation System, *Computational Intelligence and Neuroscience*, vol. 2011, (2011) (in press)
- (8) N. Miura, T. Watanabe, et al., A Clinical Trial of a Prototype of Wireless Surface FES Rehabilitation System in Foot Drop Correction, *Proc. 33th IEEE Eng. Med. Biol. Soc.*, pp.5461-5464, 2011.
- (9) M.P. Murray, R.C. Kory, et al, Comparison of free and fast speed walking patterns of normal men, *Am J Phys. Med.* vol.45, pp.8-24, 1966.
- (10) B. Mariani, C. Hoskovec, et al., 3D gait assessment in young and elderly subjects using foot-worn inertial sensors, *J Biomech.*, vol.43, pp.2999-3006, 2010.
- (11) E.P. Doheny, T.G. Foran, and B.R. Greene, A single gyroscope method for spatial gait analysis, *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.* 2010, pp.1300-1303, 2010.
- (12) K. NITTA, T. WATANABE, et al., A Basic Study on Stride Length Measurement of Hemiplegic Gait with Wearable Sensor System, 第50回日本生体医工学学会大会, 第49巻, 特別号, in CD-ROM, 2011.