

慣性センサを用いた最大速度歩行時の歩行パラメータ推定

Estimation of Walking Parameter During Fastest Walking Utilizing Inertial Sensor

○ Amir Mukhriz（弘前大） 久我拓史（弘前大） 佐川貢一（弘前大）

Mukhriz AMIR, Hirosaki University
Hirofumi KUGA, Hirosaki University
Koichi SAGAWA, Hirosaki University

Abstract: The measurement system of stride length, toe's height and toe's angle at each step during fastest walking using inertial sensor is proposed. During fastest walking, acceleration and angular velocity of the toe exceed the measuring range of conventional sensor in some cases. To estimate parameters of a walk, inertial sensor that is composed of two triaxial accelerometer and two triaxial gyroscope with different measuring range each is developed. Two inertial sensors are attached to the left and right toe to observe the motion of fastest walking quantitatively. Two subjects were asked to walk at their fastest speed while the inertial sensors are mounted on both of their toes and position of the toes was compared with reference obtained by optical motion capture system. As a result of the operation measurement of the toe during fastest walk, the precision of the estimation system is improved.

Key Words: Prediction of Dementia, Fastest Gait, Inertial Sensor, Gait Analysis

1. 緒言

近年，運動機能と認知症リスクとの関係性が注目されており，認知症の予兆や軽度認知障害発見の指標として歩行状態の調査が行われている⁽¹⁾⁽²⁾。歩行状態は，歩行速度や歩幅等といった歩行パラメータを用いて評価する。歩行パラメータの計測には，光学式三次元動作計測装置が一般に用いられているが，計測環境が限定されたり計測準備に時間がかかる等，多くの被験者を対象とした大規模調査には不向きであるといった問題がある。最近，装着型無線慣性センサ（Wireless Inertial Measurement Unit; WIMU）が小型化され計測精度が改善されたことから，歩行の定量的評価に広く用いられるようになってきた。WIMUは3軸加速度センサと3軸角速度センサ（ジャイロ）で構成されており，この2つのセンサから得られたデータを利用することで，WIMUの位置および姿勢の時間変化を3次元空間に再構成することが原理的に可能である。著者らは，足部爪先に装着したWIMUを用いて歩行パラメータの計測を試みており，歩行速度が2.8[m/sec]程度の一般的な歩行速度での計測に成功している⁽³⁾。しかし，歩行速度が4[m/sec]程度の速い歩行になると，望ましい解析結果が得られない。これは，一般的な歩行では歩行周期の判別が比較的容易であるが，高速歩行では歩行周期の判別が困難であることと，センサの測定範囲を超える場合があるためである。

本研究では，速い歩行に対応した新たな爪先装着型慣性センサと解析アルゴリズムを提案する。開発した手法を用いて最大速度歩行実験を行い，計測精度を検討する。また，計測した歩行運動から重複歩距離や爪先高さ，爪先角度等の歩行パラメータを推定し，従来法との比較を行う。

2. 原理

本研究で求める歩行パラメータは，重複歩距離（Stride length; SL），爪先高さ，爪先角度である（図1）。重複歩は，片側の踵が接地してから同側の踵が接地するまでの動作であり，その距離が重複歩距離SLである⁽⁴⁾。重複歩の一連の動作を歩行周期と呼び，立脚相と遊脚相からなる。立脚相は，踵接地から爪先接地までをいい，足部が支持面と接している時間をさしている。また，遊脚相は，爪先離地から踵接地までをいい，足部が地面から離れている時間である。

人間の歩行時の爪先高さには，一般に極大値が2つ，極小値が1つ存在する⁽⁵⁾。爪先離陸時にすぐ第1の極大値に到達し，遊脚時に足を前に振ると極小値に到達，足が接地する直前に第2の極大値に到達する。本研究では，爪先高さとして，遊脚相での爪先高さの2つの極大値を P_1, P_3 ，1つの極小値を P_2 とする。爪先角度は床からの爪先方向の角度であり，最大角度を θ_{max} ，最小角度を θ_{min} とする。

爪先の3次元移動経路は，測定した加速度を地球を基準とした座標系の成分に変換し，2階積分して推定する⁽⁴⁾。その際，移動距離の正確な推定のためには，遊脚相と立脚相を正確に判別し，積分区間を決定する必要がある。本研究では，足部底背屈方向の角速度に着目し積分区間を決定する。図2は，足部底背屈方向の角速度と足の動きの関係を示したものである。図中の点cは，遊脚時に足を前方に振り出しているときに発生する角速度の極小値である。点cの前には爪先離陸時に発生する角速度の極大値a，点cの後には踵接地時に発生する角速度の極大値bが表れる。積分区間は，この極大値a，bを含むように決定する。通常歩行時の歩行パラメータを推定する従来法⁽⁴⁾では，爪先離地時刻から一歩前の爪先離地時刻まで遡った時間 T_a と，一歩後の爪先離地時刻まで経過した時間 T_b に，歩行周期で決定される係数A，Bをそれぞれ乗じることにより，積分区間開始時刻と終了時刻を求め，積分区間を導出する。しかし，

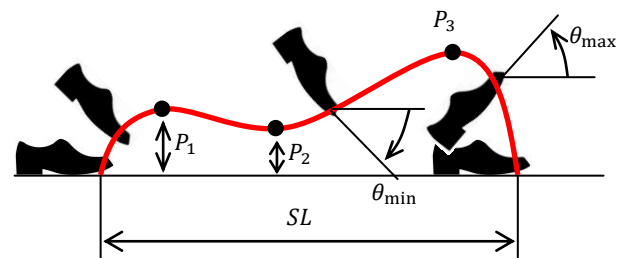


Fig. 1 Gait parameters estimated in this study. Waveform shows the tip-toe trajectory from a stance phase to the next stance phase during each stride. SL indicates stride length. Max. angle and min. one are θ_{max} and θ_{min} , respectively. There are two local maximum (P_1 and P_3) and one local minimum (P_2) in toe clearance.

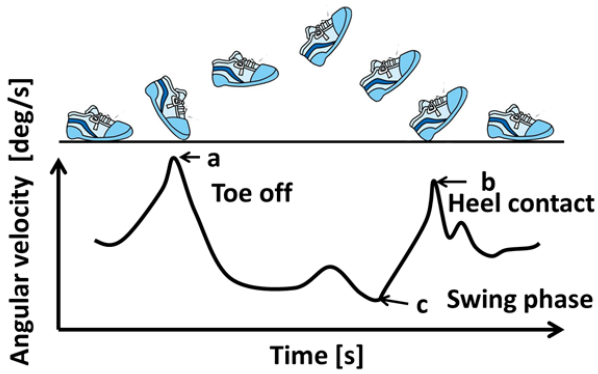


Fig. 2 Relationship between posture of foot and angular velocity of plantar/dorsal flexion

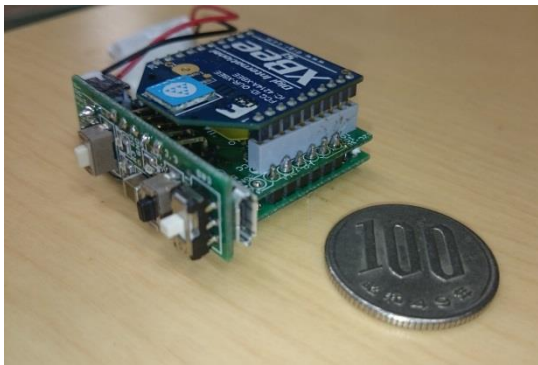


Fig. 3 WIMU with switch board. In case remote controller failed to function, sensor can be operated directly with these switches. 2 sensor boards are layered. The upper layer is high sensitivity sensor while the lower layer is low sensitivity sensor.

Table 1 Components utilized in WIMU

Sensitivity	Accelerometer	Gyroscope
High	MPU-6050, InvenSense Inc. ($\pm 16G$, $\pm 2000\text{deg/sec}$)	
Low	ADXL375, Analog Devices Inc. ($\pm 200G$)	LPY4150AL, STMicroelectronics Inc. ($\pm 6000\text{deg/sec}$)

高速歩行時の短い歩行周期には対応していなかった。そこで本研究は、高速歩行時の推定歩行距離の誤差が最小になるような積分区間を新たに探索した。その結果、遊脚相の時間を基準として、爪先離地時刻前後の一定間隔での合成角速度の最小値の時刻を積分開始および終了時刻とすることとした。

また、従来法で使用したセンサシステムは高感度センサのみを使っていたが、速い歩行の場合は加速度や角速度が使用している高感度センサの測定範囲を超えてしまうことがあった。この場合、歩行解析の精度が低下する可能性がある。そこで本研究では、高感度センサに加えて測定範囲の広い低感度センサを導入し、高感度センサの測定範囲を超えた値を低感度センサで補間することにより速い歩行への対応を試みた。

3. 実験

3.1 計測システム

WIMU は、高感度加速度センサ、高感度ジャイロ、MPU

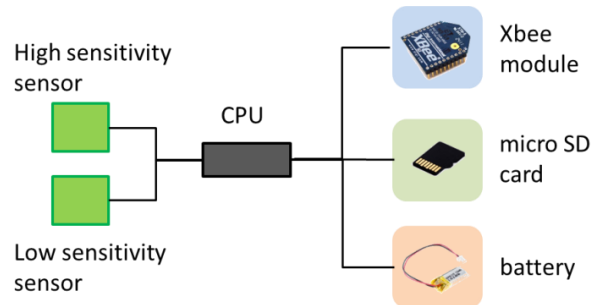


Fig. 4 Configuration of WIMU

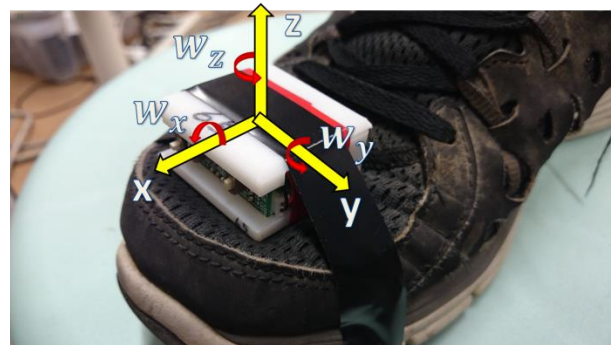


Fig. 5 WIMU mounted on tip-toe of shoe using adhesive tape

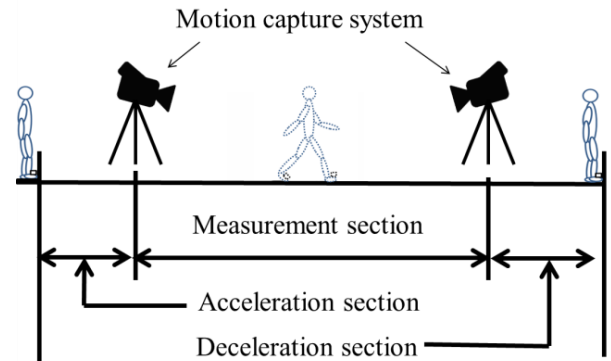


Fig. 6 Layout of the experimental site

(dsPIC33FJ128GP802, Microchip Technology Inc.), 無線通信モジュール (Xbee, MaxStream, Digi International Inc.), microSD カードを搭載した基板と、低感度加速度センサおよび低感度ジャイロを搭載した基板の2枚を重ねて接続し、さらに USB 充電機能と制御スイッチ、情報表示用 LED を備えた垂直基板、リチウムイオンバッテリーと共に構成されている (図 3)。慣性センサは、表 1 に示すように計測レンジが異なる 2 種類のセンサを用いた。計測レンジが狭いセンサを「高感度センサ」、計測レンジが広いセンサを「低感度センサ」と呼ぶこととする。センサシステム全体の概略を図 4 に示す。サンプリング周波数は 100[Hz] に設定した。このセンサは、図 5 のように足部爪先にビニールテープで固定し、歩行時の加速度、角速度情報を記録する。図 6 は、実験環境全体の概略図である。光学式三次元動作計測装置 (OptiTrack, 8 Cameras, OptiTrack Inc.; MCS) を用いて爪先軌道と爪先角度を測定し、WIMU の計測精度を検証する。

3.2 評価実験

被験者は若年健常者 2 名であり、直線歩行路を最大速度で歩行する。直線歩行路は、助走区間 2[m]、計測区間 3[m]、減速区間 2[m] の計 7[m] で構成される。WIMU は両足の爪

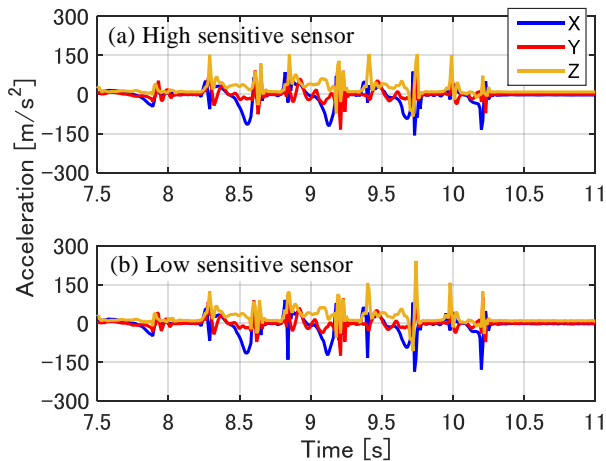


Fig. 7 Example of acceleration waveform

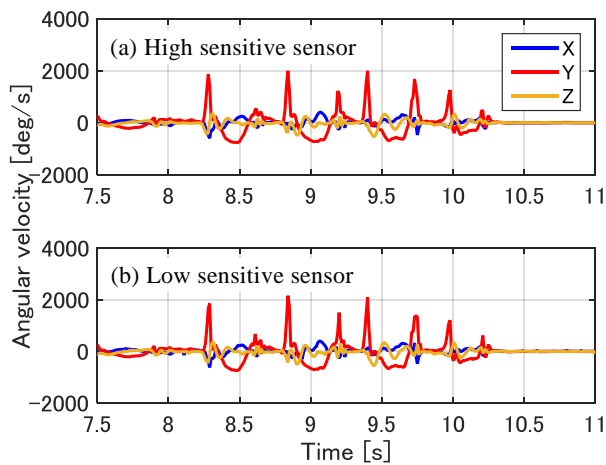


Fig. 8 Example of angular velocity waveform

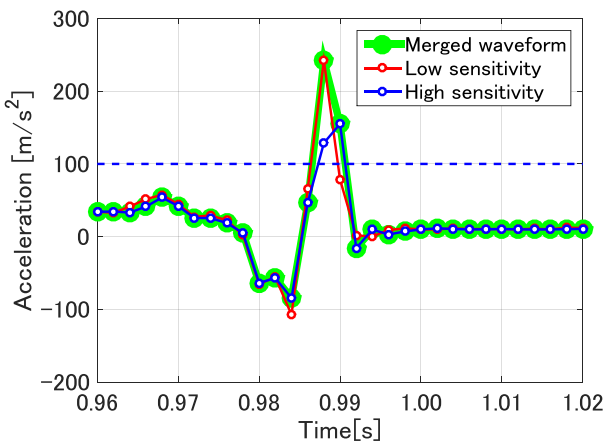


Fig. 9 Z-directional acceleration measured by the high sensitivity sensor (blue line) and low sensitivity sensor (red line). Merged waveform is illustrated by green line. Dotted line is the threshold of acceleration.

先に装着した。WIMUには反射マーカを取り付け、MCSでの計測結果と比較を行う。WIMUにより導出される歩行距離から、2[m]地点を先に通過した足の通過時刻と5[m]地点を先に通過した足の通過時刻を求め、その差から計測区間(3[m])の歩行時間を算出した。この計測区間(3[m])の最大速度歩行のデータをMCSで計測したデータと比較し精度推定を行う。

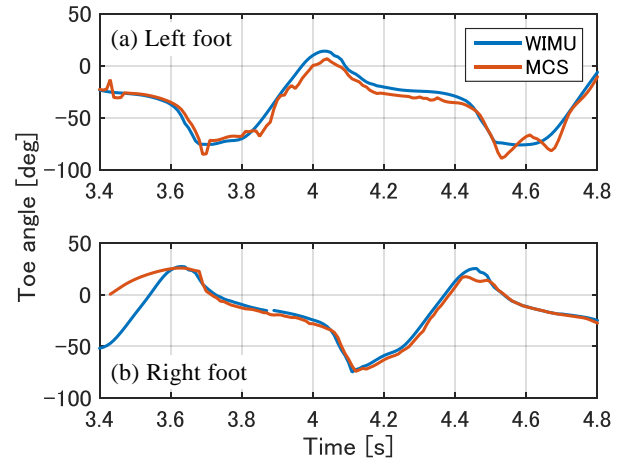


Fig. 10 Relation of toe angle of both foot between WIMU (blue) and MCS (red)

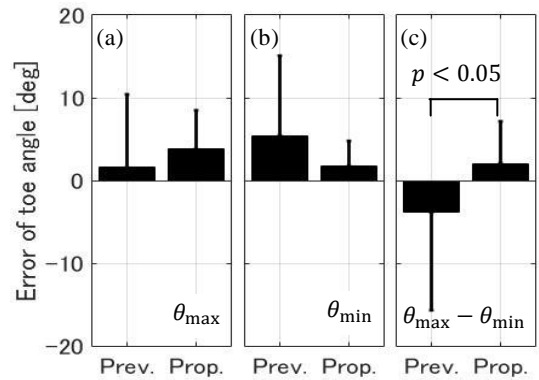


Fig. 11 The left and the center graphs show the error of maximum toe angle and minimum toe angle of a walk estimated using the previous method and proposed method. The graph on the right represents the error in amplitude of the tip-toe angles.

4. 結果と考察

図7、図8は、高感度および低感度の加速度センサ、ジャイロセンサで測定した波形である。高感度センサの測定範囲は16[G]($\pm 156.8[m/s^2]$)であるが、図8(b)の9.7[s]付近で、高感度センサの測定範囲を超える加速度が発生していることがわかる。図9は、高感度加速度センサ(青)と低感度加速度センサ(赤)の計測結果を融合させた結果(緑)の一例である。加速度の閾値を $\pm 100[m/s^2]$ 、角速度の閾値を $\pm 1000[deg/s]$ に設定する。高感度センサの計測値が設定した閾値を超えた時、閾値以上の値を同時刻の低感度センサの計測値を用いて補間する。

WIMUの計測精度を評価するために、歩行時の爪先角度、爪先高さ、重複歩距離を算出し、MCSで計測した結果と比較した。図10は、被験者が高速歩行をしたときに計測した両足の爪先角度の一例である。WIMUで推定した爪先角度の波形(青)は、MCSで計測した波形(赤)とほぼ一致している。図11(a)、(b)は、一歩行周期中での爪先角度の極大値、極小値について、MCSから求めた角度と従来法(Prev.)および提案法(Prop.)のそれぞれから求めた角度との誤差を比較した結果である。その結果、提案法の適用により誤差の分散は有意に減少したが、誤差の平均については有意差は確認されなかった。そこで、極大値から極小値を引いて

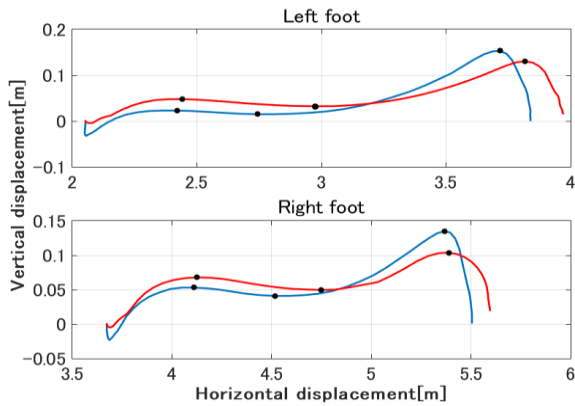


Fig. 12 Comparisons of the foot trajectory of a subject reconstructed based on the proposed sensor unit system (blue line) with the MCS reference trajectory (red line). The black points show the position of maximum foot clearance (P1), minimum foot clearance (P2), and second maximum foot clearance (P3) respectively for each waveform.

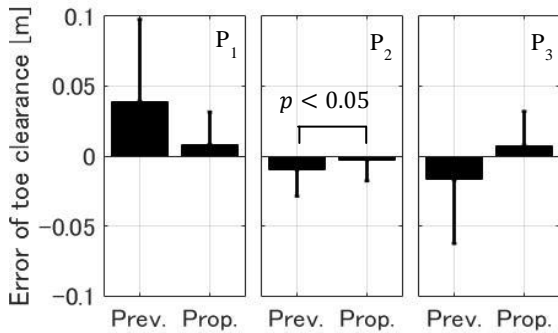


Fig. 13 Error of tip-toe's height estimated by the sensor using previous method and proposed method for P1, P2, and P3 respectively.

爪先角度の振幅を求めた。結果を図 11(c)に示す。各推定法から求めた振幅を比較した結果、提案法から求めた振幅の誤差と分散は、従来法と比較して有意に小さくなるという結果が得られた。

次に、爪先高さの推定精度について比較する。実際に求めた爪先軌跡を図 12 に示す。WIMU で求めた重複歩距離は MCS で測定した重複歩距離より短く推定されたため、極小値の位置が若干ずれている。図 13 は各推定法から求めた爪先高さの誤差を比較した結果である。これより、提案法を適用することにより、 P_2 の推定誤差が減少した。 P_1 と P_3 については、推定誤差に有意差は見られなかったが、分散は有意に減少するという結果が得られた。

図 14 は、各推定法から求めた重複歩距離の誤差の比較である。その結果、有意差はないものの提案法によりわずかに誤差が増大する結果となった。また、誤差の分散についても有意差は認められなかった。

本論文で提案したセンサシステムの適用により、高速歩行時の歩行パラメータの推定精度は、爪先角度および爪先高さについては改善するという結果が得られた。これは、爪先軌道を推定するために適用する数値積分の範囲を適切に決定することが可能になったことが大きく貢献していると考えられる。また、高感度センサと低感度センサの併用によっても、歩行パラメータの推定精度が改善することが期待されるが、低感度センサの出力を使用するような動作が生じるのは一瞬であり、アルゴリズムの改善ほどの効果

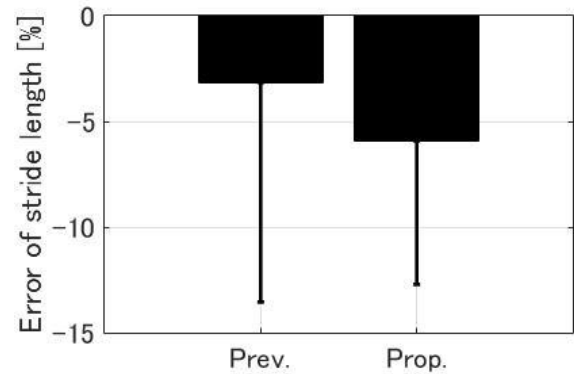


Fig. 14 Error of stride length estimated by unit sensor system for previous method and proposed method.

は少ないと予想する。

5. 結言

本研究では、速い歩行に対応した新たな爪先装着型慣性センサと解析アルゴリズムを開発した。開発した手法を用いて歩行実験を行い、計測精度を検討した。計測した歩行運動から、爪先角度、爪先高さ、重複歩距離を推定し、従来法との比較を行った。その結果、提案法の適用により、爪先角度と爪先高さの推定精度が向上し、また全ての歩行パラメータについて推定誤差の標準偏差が減少することを確認した。

今後は、重複歩距離の推定精度を改善するアルゴリズムを開発する必要がある。さらに、本研究で提案した慣性センサシステムを利用して求めた歩行パラメータを、他の医学的健診で得られたパラメータと比較検討することにより、病気の予兆発見に利用する予定である。

謝辞

本研究の一部は、JSPS 科学研究費補助金(25350663)の補助を受けて行われた。関係各位に感謝する。

参考文献

- (1) H. Kuga, K. Sagawa, Estimation of walking distance 10 meter fastest walk utilizing tiptoe-mounted inertial sensor, Proceedings of International Conference on Mechatronics and Information Technology (ICMIT2015), pp.201-205, 2015/12/02-04, Sokcho, Korea, 2015.
- (2) 三谷健, 太田恭平, 小松泰喜, 認知機能障害を呈する介護老人保健施設入所者の転倒特性について, 理学療法学, Vol. 36, No. 5, pp. 261-266, 2009.
- (3) 坂上滉哉, 佐藤駿祐, 本井幸介, 高橋一平, 澤田かほり, 中路重之, 佐川貢一, つま先センサを用いた10m歩行時間推定の精度について, 計測自動制御学会東北支部50周年記念学術講演会, pp. 59-62, 2014.
- (4) K. Sagawa, K. Ohkubo, 2D trajectory estimation during free walk using a tiptoe-mounted inertial sensor, Journal of Biomechanics, Vol. 48, Issue 10, pp. 2054-2059, 2015.
- (5) N. Kitagawa, N. Ogihara, Estimation of foot trajectory during human walking by a wearable inertial measurement unit mounted to the foot, Gait Posture, Vol. 45, pp.110-114, 2016.