

慣性計測ユニットを用いた歩行中の関節角度パターンの計測

○高津柚那 (名古屋大学), 秋山靖博 (名古屋大学), 山田陽滋 (名古屋大学)

Measurement of Walking Pattern on Joint Angle Using IMU

○Yuna Takatsu (Nagoya Univ.), Yasuhiro Akiyama (Nagoya Univ.), Yoji Yamada (Nagoya Univ.)

Abstract: The purpose of study is developing portable mechanical unit that measure walking pattern. We conduct walking experiment with inertial measurement unit and joint angle while walking. We calculate posture of unit within three-dimensional space using measured quaternion. We also verify accuracy of data using motion capture.

1. 緒言

1.1 研究背景

近年先進国では平均寿命の増加と出生率の減少により、少子高齢化が進行している。特に日本では諸外国と比較してその進行は著しく、労働力不足や要介護者の増加といった問題が生じている。こういった問題の解決策として、安定した歩行を支援する歩行支援機器の開発が進められている。それにともなって、歩容解析や歩行時の空間的・時間的な指標として表現される諸パラメータを用いた安定性指標の研究も様々になされている。

1.2 人体動作解析

歩行は運動の周期的な繰り返しの結果であるため、一般的に歩行周期単位で解析される。通常、足部接地は踵で行われるため、踵接地 (HC: Heel Contact) を歩行周期の始まり (0%)、同じ脚による次の踵接地を歩行周期の終わり (100%) とし、1歩行周期を定義する。関節運動は、主に矢状面上で起こる。Fig. 1 に通常歩行時の矢状面、水平面および前額面における、1歩行周期あたりの股関節の関節角度の軌道を示す。屈曲伸展角度においては、歩行周期の 0% 付近に屈曲のピーク値が起き、歩行周期の約 50% で最大伸展が起きる。最大伸展角度は 50% で約 10° となる。その後再び屈曲のピーク値を持ち、最大屈曲角度は 35° となり、1周期が終了する⁽¹⁾。

現在、歩容解析に用いる動作解析システムとしては 3次元動作解析装置 (モーションキャプチャー) が主に用いられており、高解像度、高精度であることが利点である。一方で、高価で解析に時間がかかること、設備が大きく解析できる環境に制限があることが欠点である⁽²⁾。

そこで近年、慣性計測装置 (IMU: Inertial Measurement Unit) を用いた歩行解析が増加している。IMU は 3 方向の加速度計と 3 軸のジャイロセンサを内蔵してい

ることから、3次元の加速度および角速度が計測可能である。本研究において用いる Fig. 2 に示す IMU センサは、加えてクォータニオン値を得ることができるものである。IMU は小型で軽量であることから、計測者に直接取り付け可能であり、計測場所の制限を受けずにリアルタイムでの安定性解析が可能になると考えられる。

1.3 研究目的

本研究の目的は、IMU によるポータブルな動作計測システムを新たに開発することである。特に歩行中の関節角度パターンに着目し、IMU で得られるクォータニオンデータから装置の空間上の姿勢を算出することでそれを計測する。またモーションキャプチャーでのデータと比較することで、その精度についても検証する。

2. 歩行実験

2.1 実験概要及び目的

本実験は名古屋大学工学部倫理部会の許可のもと実施した。本実験の目的は、IMU で歩行中の関節角度パターンを計測し、その精度を検証することである。本実験は、神経系および筋骨格系に異常のない 20 代成人男性 1 名に対して行い、被験者は、実験室の動作測定エリア内に設置されたトレッドミル上を歩行した。直立静止状態から徐々に速度を上げ、2.5 km/h、4.5 km/h の定常歩行を 30 秒間、各歩行速度 3 回ずつ行った。本実験の中では、加速区間は除いて定常歩行区間のみを解析した。

2.2 実験装置

本研究では、被験者はトレッドミル上を歩行する。6 つの IMU センサ (ATR-Promotions 社製 小型無線多機能センサ TSND151)、モーションキャプチャーシステム (アキュイティー社製 Optitrack) を用いた。IMU は被験者の前腕、骨盤、大腿、下腿、足部に装着した。足部の

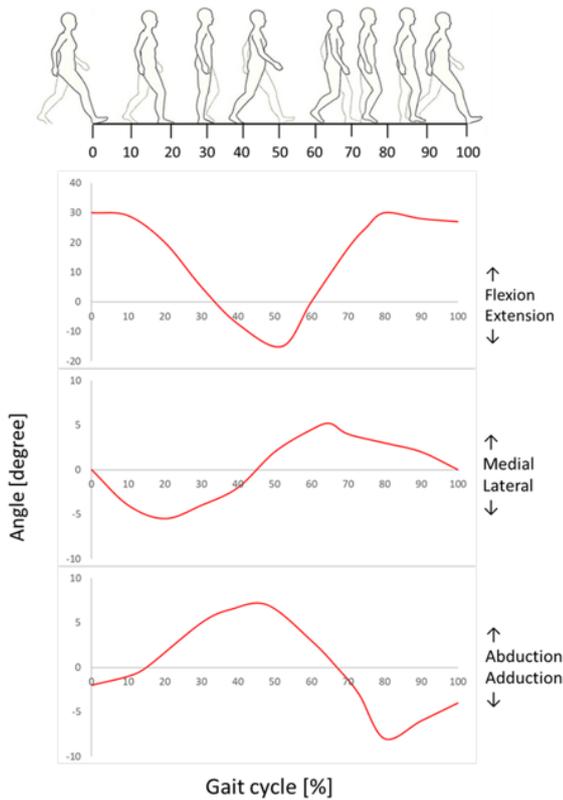


Fig. 1 Gait cycle



Fig. 2 IMU sensor

IMU は甲部に直接、それ以外の IMU は治具を介して装着した。モーションキャプチャー用のマーカーは、各治具の四隅及び靴のつま先とかかとに貼付した。サンプリング周波数は IMU, モーションキャプチャーともに 100 Hz で計測した。

2.2 解析手法

2.3.1 IMU のデータ解析

本実験で利用したグローバル座標系を Fig. 3 に示す。トレッドミルの進行方向は X 軸の方向であり、XZ 平面がトレッドミルの矢状面である。IMU からはクォータニオンデータが得られる。その IMU 座標系の X, Y 軸は計測開始時の姿勢で計測される。これをグローバル

座標系回転行列に変換すると、IMU 自身のもつ座標軸の方向がわかる。これを Fig. 4 ように XZ 平面に投影し、基準座標系 Z 軸に対してなす角を矢状面上の回転角とした。その後、次のように各関節角度を求める。

$$(Shoulder) = r_{upper arm} - r_{waist}$$

$$(Elbow) = r_{lower arm} - r_{upper arm}$$

$$(Hip) = r_{thigh} - r_{waist}$$

$$(Knee) = r_{leg} - r_{thigh}$$

$$(Ankle) = r_{foot} - r_{leg}$$

2.3.2 モーションキャプチャーの解析

治具に鉛直方向に並べて貼付した 2 つのマーカーの位置情報から、2 点を通るベクトルを算出し、Fig. 3 のようにこのベクトルの XZ 平面への投影を求める。この投影が基準座標系 Z 軸に対してなす角の大きさを治具の矢状面上の回転角とし、関節角度を算出、IMU における角度と比較する。

3. 実験結果と考察

3.1 実験結果

2.5 km/h の歩行から得られた 1 歩行周期における各 IMU 及びモーションキャプチャー治具の矢状面上の回転角度と関節角度の波形の概形を Fig. 6 及び Fig. 7 に示す。歩行周期は、股関節角度が極大となる点に HC が行われていると仮定して抽出している。また、装置の電気的誤差を排除するために、6 Hz でローパスフィルター処理を行っている。

精度を評価するために、得られた関節角度パターンから任意の 9 歩行周期と HC での角度(極大値)を抽出し、波形について平均平方二乗誤差 $RMSE$, 相関係数 R , 極大値について平均平方二乗誤差 $RMSE_p$ を算出し、その結果を Table 1 に示す。回転角度の平均平方二乗誤差 $RMSE_z$ についても Table 2 に示す。

3.2 考察

波形を見ると、関節角度がピーク値を取るときに誤差が大きくなっていることが分かる。 $RMSE_p$ を見ると、 $3^\circ \sim 10^\circ$ の関節角度の誤差は歩容計測において大きいと考える。決定係数 R^2 について、下肢において $R^2 > 0.9$ となっており、歩行全体としては追うことができていると評価した⁽⁴⁾。また、動きの細かい足首や腰で回転角度の誤差が大きくなる傾向も見られた。解析手法が内旋の要素を排除できておらず IMU における極大値が

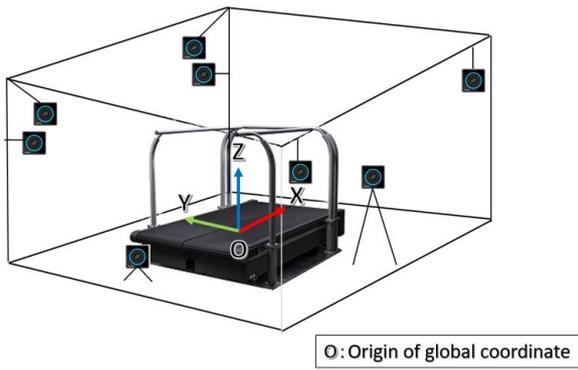
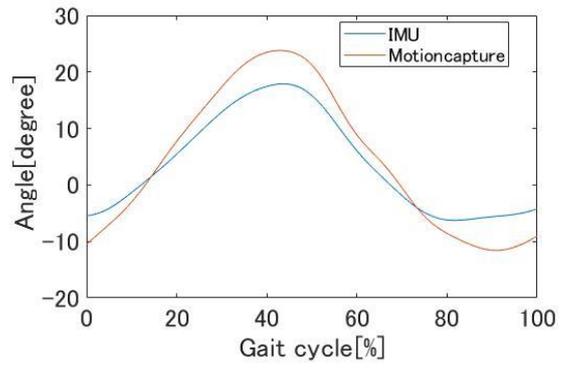


Fig. 3 Global coordinate



(a) Upper arm

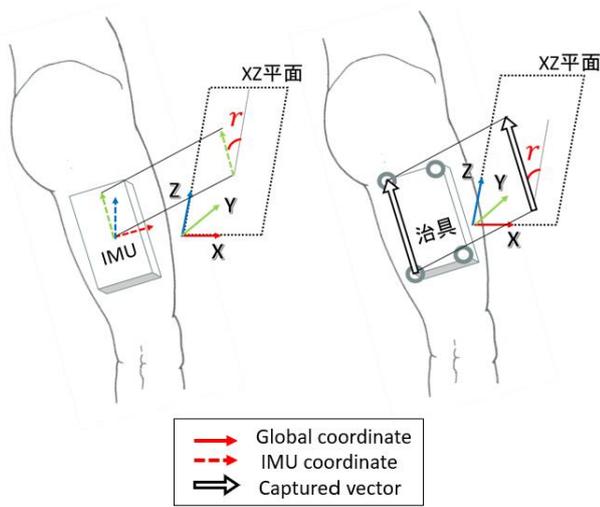
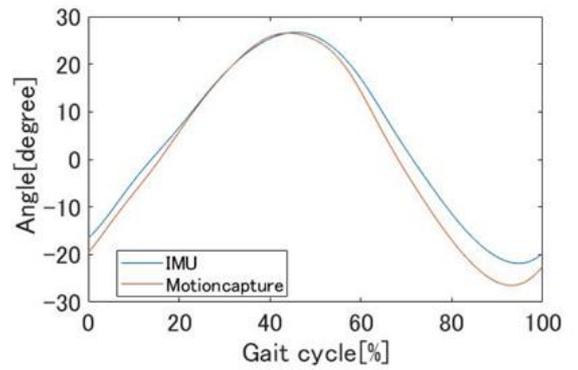
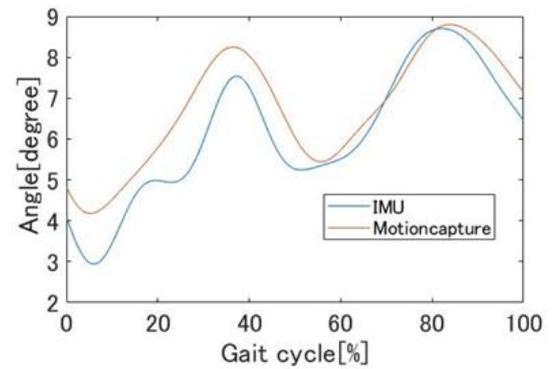


Fig. 4 Coordinate for analysis



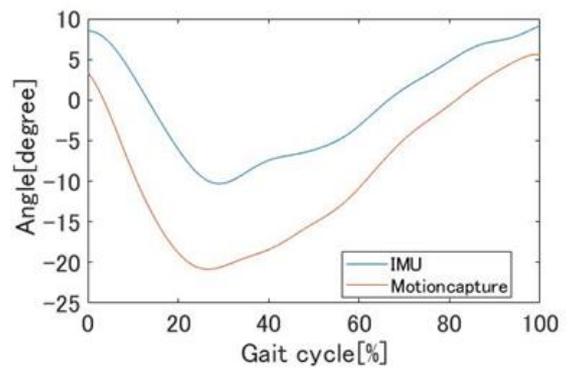
(b) Lower arm



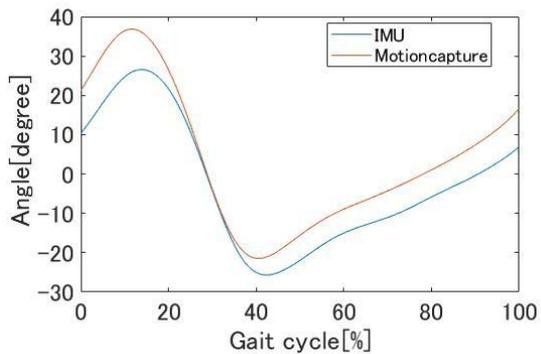
(c) Waist



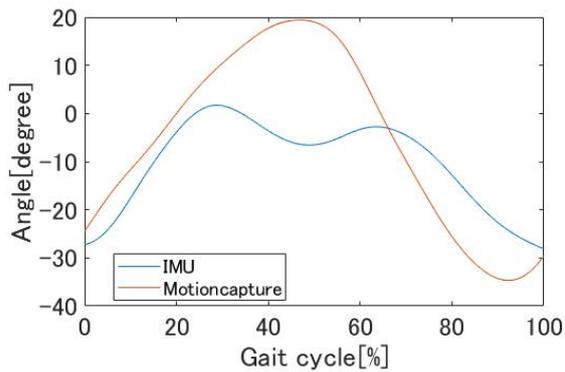
Fig. 5 Experiment view



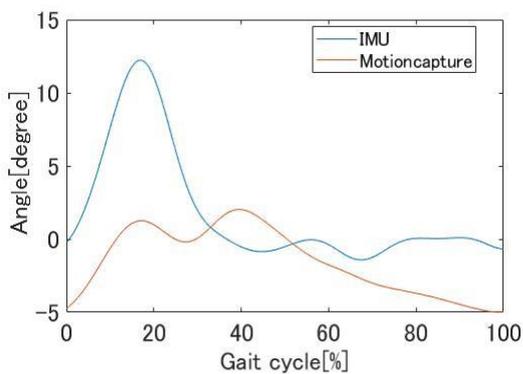
(d) Thigh



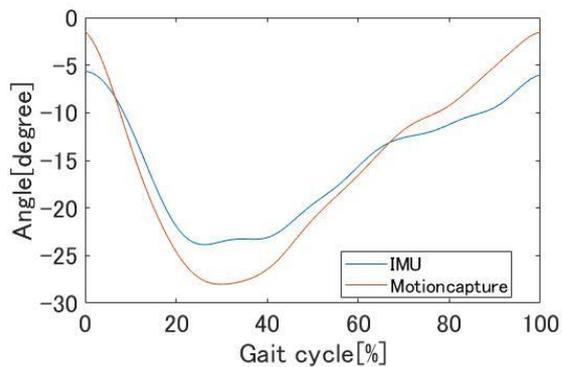
(e) Leg



(b) Elbow

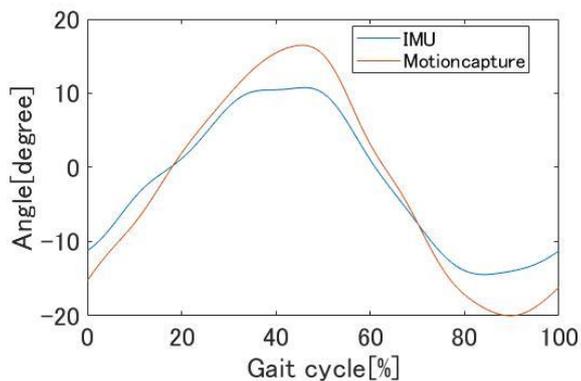


(f) Foot

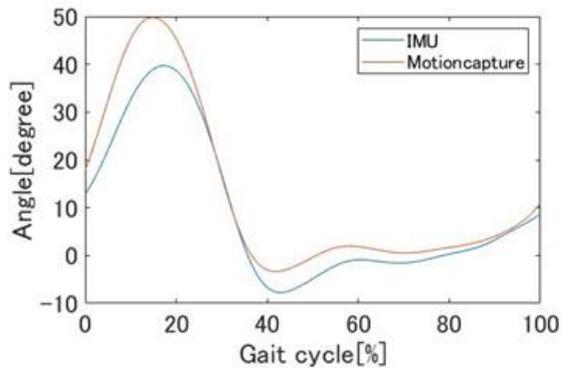


(c) Hip

Fig. 6 Angle in sagittal plane

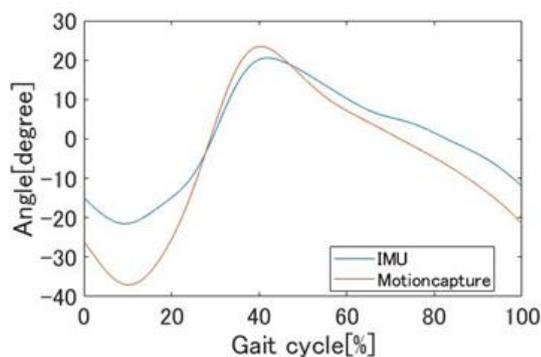


(a) Shoulder



(d) Knee

- 発, 長根尾太朗(2020)
 [3] Isabelle Poitras, Validity and Reliability of Wearable Sensors for Joint Angle Estimation: A Systematic Review, sensors, (2019)



(e) Ankle

Fig. 7 Joint angle

Table 2 Values for joint angle

	Shoulder	Elbow	Hip	Knee	Ankle
<i>RMSE</i>	3.77	9.27	3.88	5.41	7.93
<i>R</i>	0.98	0.88	0.94	0.99	0.98
<i>RMSE_p</i>	3.47	8.90	4.46	11.17	3.27

Table 1 Values for rotation angle

	Upper arm	Lower arm	Waist	Thigh	Leg	Ankle
<i>RMSE</i>	4.47	3.40	1.44	8.56	7.33	4.84
<i>R</i>	0.97	0.99	0.83	0.97	0.99	0.56

小さくなっている可能性があり, 見直しが必要である. 加速度が大きい部分での精度を保つ手法や時間遅れの程度についても検討が必要である.

4. 結言

本研究では, IMU を用いた直接的な関節角度パターンの計測を行うことができた. 今後の展望としては, より複雑な動きでの計測も検証し, 歩容を表すパラメータとして十分な精度で関節角度パターンを計測可能にしたい.

参考文献

- [1] Donald A. Neumann, 筋骨格系のキネシオロジー, 医歯薬出版, (2005)
 [2] リアプノフ指数を用いた歩行安定性評価指標の開