

慣性センサのみを用いた人の運動推定

Human Motion Estimation Using Only Inertial Sensors

青木 治雄¹

Haruo AOKI

要 旨

慣性センサを用いた人の運動推定は、長時間の計測においてヨー角方向の誤差が蓄積するため、地磁気センサを用いてこれを補正する手法があるが、磁気の乱れる環境下では有効でない。そこで地磁気センサを使わずヨー角方向の誤差を補正する手法を検討した。全身の各リンクのヨー角が時間平均的に同一となる動作を計測対象とし、リンク間のヨー角の差を低減するよう補正する手法を考案した。歩行運動に対し、慣性センサと地磁気センサを用いた推定手法と光学モーションキャプチャで推定した関節角の差の root mean square が 8.4 deg であるのに対し、慣性センサのみの本手法は 8.9 deg となり、同等の精度であることを示した。また、長時間の歩行運動計測において、ヨー角の積分計算誤差を同等に抑えることを確認した。

ABSTRACT

When human motion is estimated using inertial sensors, measurement over long periods of time results in the accumulation of errors in yaw angle direction. There is a method of compensating for this using magnetometers, but this method is not effective in environments where the magnetism is unstable. A method of compensating for errors in yaw angle direction without using magnetometers was therefore investigated. A method was devised in which the measurement object is defined as motion in which every link of the body has the same yaw angle when averaged over time. Compensation is then applied by reducing the differences in yaw angle between the links. When estimating walking motion, the difference in joint angle estimated by the method using inertial sensors and magnetometers and that estimated by optical motion capture has a root mean square of 8.4 deg, while the corresponding figure with the present method using only inertial sensors is 8.9 deg. This indicates equal levels of accuracy. It was also confirmed that the integral calculation error in yaw angle when measuring walking motion over a long period of time was equally reduced.

1. 序論

人の運動を正しく計測することは、様々なバイオメカニクス解析⁽¹⁾の第一歩となる。リハビリテーション⁽²⁾やスポーツトレーニング⁽³⁾において、身体の運動を定量的に把握することができれば、適切な指導方法の検討や効果の評価が可能になる。また、スポーツ選手や重作業に従事する労働者への身体負荷が及ぼすけがや疾病リスクを予測⁽⁴⁾することにも応用できる。近年、人の動作をアシストする装着型ロボットが身体負荷の軽減や、リハビリテーションに用いられている。人の運動を基にアシスト力が制御⁽⁵⁾されるため、運動推定は装着型ロボットの重要な機能である。

既存の運動計測手法として、光学式モーションキャプ

チャが広く用いられている⁽¹⁾。これは身体に取り付けた反射マーカを複数の赤外線カメラで撮影することで三次元位置を計算し、身体姿勢を推定する方法である。この手法は高い位置精度で計測が可能だが、計測対象を複数のカメラで囲う必要があり、計測可能な範囲に制限がある。また、カメラと計測対象との間に遮蔽物があると、反射マーカ的位置が特定できなくなる場合がある。近年では一般的なカメラで撮影した RGB 画像から機械学習を用いて関節位置を推定する手法⁽⁶⁾があるが、外部から撮影することが必要のため光学式モーションキャプチャと同様の制限がある。

上記制限のない方法として、小型で身体に装着が可能な慣性センサ (inertial measurement unit: IMU) を用いて 3 次元姿勢を推定する方法⁽⁷⁾がある。IMU は加速度と角速度を

¹ 先進技術研究所

E-mail: haruo_aoki@jp.honda

計測することができ、角速度を数値積分することで姿勢を推定できる。この方法は光学式モーションキャプチャや画像から骨格推定を行う機械学習ベースの方法と比較し、演算量が少ないため、安価な演算装置で高速に処理できる。しかし、角速度の計測誤差や数値積分誤差が蓄積し、時間の経過と共に推定姿勢と実際の姿勢が乖離してしまう問題がある。この問題を解決するため、計測した加速度から推定した重力方向を頼りに、ロール・ピッチ方向の姿勢を補正する方法^{(8),(9)}が提案されている。さらにヨー方向の姿勢を補正するため、地磁気センサを組み合わせた Magnetic, Angular Rate, and Gravity (MARG) センサによる姿勢推定手法^{(10),(11)}が提案されている。しかし、地磁気を使用したヨー角補正は、安定して地磁気を計測できる環境でのみ有効である。建造物の鉄骨や金属製什器などの磁性体の周辺では磁場が大きく変化するため、しばしば地磁気を正しく計測できないことがある。また、装着型ロボットを着用した人の運動を計測する際、機体の金属製フレームやモーターの影響により地磁気の計測精度が低下してしまう。

上記のように IMU を用いた姿勢推定は、カメラの画角や遮蔽物の影響を受けないものの、地磁気を指針としたヨー角補正には課題がある。そこで、本研究では地磁気センサによらず、計測対象の運動に制限を設けることで、その制限を利用してヨー角を補正することを検討した。まず、関節を境に身体を分節化し、人の身体を剛体リンク系として考える。各リンクのヨー角が時間平均的に同一方向となる運動に計測対象を限定すれば、各リンクの姿勢の相対関係をヨー角補正の指針にできる。この考え方に基づき、IMU のみから身体座標系におけるヨー角を補正する手法を構築できたため報告する。

2. 身体姿勢の推定手法

2.1. センサ配置と身体モデル

IMU で運動推定をするため、まず人の身体を剛体リンク系としてモデル化する。Fig. 1 に身体を胴体、骨盤、左右の大腿、下腿、足部をそれぞれ剛体リンクとしてモデル化した例を示す。各リンク間は直交する三つの回転軸をもつ関節で連結されている。各リンクに IMU が取り付けられており、IMU とリンクの座標系は常に一致しているものとする。すなわち IMU の姿勢を推定すれば、リンクの姿勢と関節角度が明らかになる。リンクには固有の番号 i が割り振られており、Fig. 1 の例では $i \in \{0, 1, 2, \dots, 6, 7\}$ となる。なお、リンク 0 は後述するヨー角補正量を計算する際の基準となるリンクであり、ベースリンクと呼ぶ。

Fig. 2 に示すように、IMU はそれぞれ独自のセンサ座標系を持っている。IMU から得られる加速度、角速度は、センサ座標系で観測されたものである。ここで、リンク i の IMU で観測されたセンサ座標系における X, Y, Z 方向の加速度

を、それぞれ $a_{i,x}$, $a_{i,y}$, $a_{i,z}$ とする。同様にセンサ座標系における X, Y, Z 軸回りの角速度を、それぞれ $\omega_{i,x}$, $\omega_{i,y}$, $\omega_{i,z}$ とする。

2.2. 3次元姿勢表現

一般的に広く使用される姿勢表現として 3 次元要素で構成されるオイラー角と、4 次元要素で構成される単位クォータニオンがある。オイラー角は少ない要素数で姿勢を表すことができるが、数値的に不安定になり表現できない姿勢(特異点)を持つ。よって、本研究では特異点を持たない単位クォータニオンを用いて姿勢を表現する。

座標系 A から座標系 B までの回転を単位クォータニオン ${}^A_B\hat{e}$ として式 (1) のように表記する。ここで、座標系 B は座標系 A の正規化された回転軸 $r = [r_x \ r_y \ r_z]$ に対して θ だけ回転しているものとする。姿勢は常に式 (2) のように正規化された単位クォータニオンとなる。

$$\begin{aligned} {}^A_B\hat{e} &= [e_1 \ e_2 \ e_3 \ e_4] \\ &= [\cos \frac{\theta}{2} \ -r_x \sin \frac{\theta}{2} \ -r_y \sin \frac{\theta}{2} \ -r_z \sin \frac{\theta}{2}] \end{aligned} \quad (1)$$

$$\hat{e} = \frac{e}{\|e\|} \quad (2)$$

また、式 (3) のようにクォータニオン積 $\otimes$ を用いて、座標系 A のベクトル ${}^A v$ を座標系 B で表現した ${}^B v$ に変換^{(10),(11)}することができる。

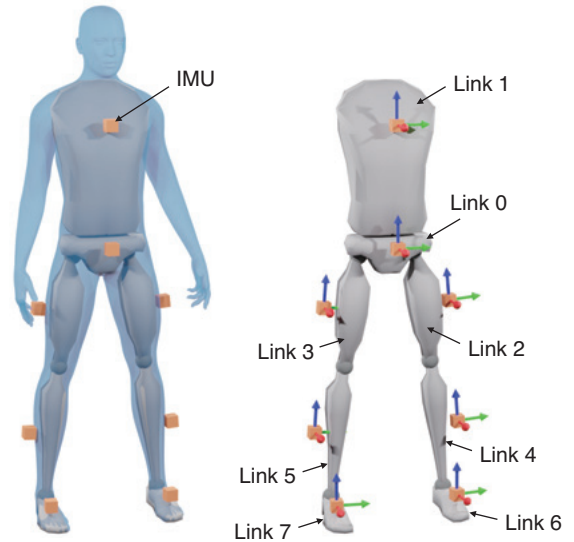


Fig. 1 Articulated human body and IMU allocation

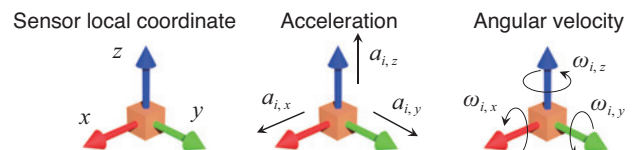


Fig. 2 Sensor coordinate systems

$${}^B\mathbf{v} = {}^A_B\hat{\mathbf{e}} \otimes {}^A\mathbf{v} \otimes {}^A_B\hat{\mathbf{e}}^* \quad (3)$$

ただし、 ${}^A_B\hat{\mathbf{e}}^*$ は ${}^A_B\hat{\mathbf{e}}$ の共役であり、式 (4) のように定義される。

$${}^A_B\hat{\mathbf{e}}^* = [e_1 - e_2 - e_3 - e_4] \quad (4)$$

2.3. ロール・ピッチ角の補正

IMU により計測した角速度を積分することで求めた姿勢の誤差を、加速度から推定した重力方向を頼りに補正することができる。Madgwick ら⁽¹¹⁾はロール・ピッチ角の誤差を最小化する最適化問題を考え、目的関数の勾配から補正方向を決定する手法を提案した。本研究のロール・ピッチ角補正も同様の手法を採用した。まず、リンク i の推定姿勢から計算した重力方向と計測した加速度の差を表す関数 f_g を次のように定義する。

$$f_g({}^S\hat{\mathbf{e}}_i, {}^S\hat{\mathbf{a}}_i) = {}^S\hat{\mathbf{e}}_i^* \otimes {}^G\hat{\mathbf{d}}_g \otimes {}^S\hat{\mathbf{e}}_i - {}^S\hat{\mathbf{a}}_i \quad (5)$$

$${}^G\hat{\mathbf{d}}_g = [0 \ 0 \ 0 \ 1] \quad (6)$$

$${}^S\hat{\mathbf{a}}_i = [0 \ a_{i,x} \ a_{i,y} \ a_{i,z}] \quad (7)$$

${}^G\hat{\mathbf{d}}_g$ を絶対座標系における重力方向、 ${}^S\hat{\mathbf{a}}_i$ は IMU により計測した加速度ベクトルとする。式 (5) を用いてリンク i の姿勢 ${}^S\hat{\mathbf{e}}_i$ を目的変数とした最適化問題を式 (8) のように定義する。これは、計測した加速度と重力方向が一致する姿勢 ${}^S\hat{\mathbf{e}}_i$ を求める最小二乗問題である。式 (8) の目的関数の勾配を式 (9) のように定義する。ただし、 J_g は f_g のヤコビ行列である。

$$\min_{{}^S\hat{\mathbf{e}}_i} \frac{1}{2} \|f_g({}^S\hat{\mathbf{e}}_i, {}^S\hat{\mathbf{a}}_i)\|^2 \quad (8)$$

$$\begin{aligned} \text{grad}_g({}^S\hat{\mathbf{e}}_i, {}^S\hat{\mathbf{a}}_i) &= \nabla \left\{ \frac{1}{2} \|f_g({}^S\hat{\mathbf{e}}_i, {}^S\hat{\mathbf{a}}_i)\|^2 \right\} \\ &= J_g^T({}^S\hat{\mathbf{e}}_i) f_g({}^S\hat{\mathbf{e}}_i, {}^S\hat{\mathbf{a}}_i) \end{aligned} \quad (9)$$

式 (9) の勾配から、以下のように角速度を補正⁽¹¹⁾することができる。ここで、時刻 t におけるリンク i の角速度を ${}^S\dot{\mathbf{e}}_{i,t}$ 、加速度を ${}^S\hat{\mathbf{a}}_{i,t}$ とする。

$${}^S\dot{\mathbf{e}}_{i,t} \leftarrow {}^S\dot{\mathbf{e}}_{i,t} - \beta_g \frac{\text{grad}_g({}^S\dot{\mathbf{e}}_{i,t}, {}^S\hat{\mathbf{a}}_{i,t})}{\|\text{grad}_g({}^S\dot{\mathbf{e}}_{i,t}, {}^S\hat{\mathbf{a}}_{i,t})\|} \quad (10)$$

2.4. ヨー角補正の目的関数

各リンクの方位 (ヨー角方向) が時間平均的に同一である運動が計測対象であることを利用して、ヨー角補正の目的関数を定義する。まず、リンク i のヨー角方向を示すベクトル ${}^G\hat{\mathbf{v}}_i$ を定義する。 ${}^G\hat{\mathbf{v}}_i$ は式 (12) によって計算され、リンク i の Y 軸方向の単位ベクトル ${}^S\hat{\mathbf{n}}_i = [0 \ 0 \ 1 \ 0]$ と、グローバル座標系における Z 軸方向の単位ベクトル ${}^G\mathbf{d}_g$ のそれぞれに直交するベクトルである。Fig. 3 に示すように ${}^G\hat{\mathbf{v}}_i$ は X-Y 平面 (水平面) 上の単位ベクトルである。

$${}^G\mathbf{v}_i = ({}^S\hat{\mathbf{e}}_i \otimes {}^S\hat{\mathbf{n}}_i \otimes {}^S\hat{\mathbf{e}}_i^*) \times {}^G\mathbf{d}_g \quad (11)$$

$${}^G\hat{\mathbf{v}}_i = \frac{{}^G\mathbf{v}_i}{\|{}^G\mathbf{v}_i\|} \quad (12)$$

次にロール・ピッチ角と同様に勾配降下法によって補正方向を導出する。 ${}^G\hat{\mathbf{v}}_i$ とベースリンク座標系の Y 軸方向 ${}^S\hat{\mathbf{n}}_0$ を用いて、ヨー角補正の目的関数を式 (13) のように定義する。なお、この目的関数はベースリンク以外のリンク ($i \neq 0$) に対して定義される。

$$f_{yaw}({}^S\hat{\mathbf{e}}_i) = ({}^S\hat{\mathbf{e}}_0 \otimes {}^S\hat{\mathbf{n}}_0 \otimes {}^S\hat{\mathbf{e}}_0^*) \cdot {}^G\hat{\mathbf{v}}_i \quad (13)$$

目的関数 f_{yaw} はスカラー値である。Fig. 4 のようにリンク 0 のローカル座標系で見た X-Z 平面 (矢状面) とリンク i のヨー角方向ベクトル ${}^G\hat{\mathbf{v}}_i$ が平行のときに $|f_{yaw}|$ は 0 となり、直交するときに 1 となる。これは、リンク i のヨー角方向がベースリンクのヨー角方向と、どの程度一致しているかを示す指標となる。

2.5. ヨー角の補正

式 (13) の目的関数はリンク $i \neq 0$ とベースリンク $i = 0$ の二つのリンクの姿勢から定義されている。全身のリンクのヨー角補正を考えたとき、ベースリンク以外の各リンクはベースリンクを経由して互いに影響する。従って、全ての

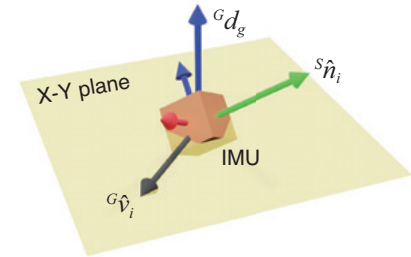


Fig. 3 Yaw angle direction of Link i

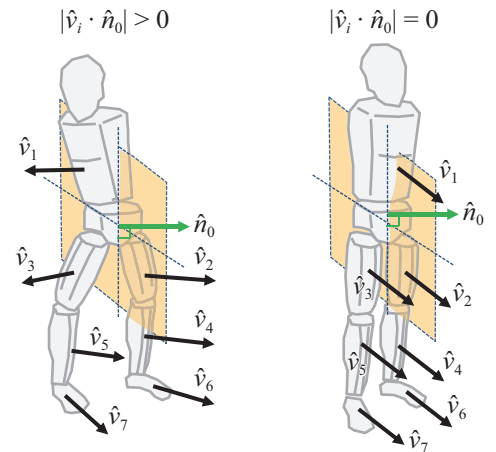


Fig. 4 Objective function for yaw compensation

リンクを考慮したヨー方向補正量の計算が必要である。全リンクのヨー角補正の目的関数を統合し、勾配から補正量を計算することを考える。次式のように、全てのリンクの姿勢をまとめて姿勢 Q と表現する。

$$Q = [\hat{e}_0 \ \hat{e}_1 \ \hat{e}_2 \ \cdots \ \hat{e}_{N-2} \ \hat{e}_{N-1}] \in \mathbb{R}^{4N} \quad (14)$$

全身のヨー角補正量を決定するにあたり、目的関数を次のように定義する。

$$\min_Q \frac{1}{2} \|F_{yaw}(Q)\|^2 \quad (15)$$

ただし、

$$F_{yaw}(Q) = \begin{bmatrix} f_{yaw}(\hat{e}_1) \\ f_{yaw}(\hat{e}_2) \\ \vdots \\ f_{yaw}(\hat{e}_{N-2}) \\ f_{yaw}(\hat{e}_{N-1}) \end{bmatrix} \in \mathbb{R}^{N-1} \quad (16)$$

F_{yaw} は N 次元のベクトルであり、ベースリンクの矢状面と各リンクのヨー角方向 ${}^G\hat{v}_i$ がどの程度直交しているかを表す。全てのリンクのヨー角方向 ${}^G\hat{v}_i$ がベースリンクの矢状面に平行となると、 F_{yaw} は全ての要素が 0 のベクトルとなる。式 (9) と同様に F_{yaw} の勾配はヤコビ行列を用いて次のように計算できる。

$$\text{grad}_{yaw}(Q) = J_{yaw}^T(Q) F_{yaw}(Q) \quad (17)$$

時刻 t の全身姿勢 Q_t と式 (17) を用いて、ヨー角補正量 ΔQ_t は以下のように計算できる。

$$\Delta Q_t = \frac{\text{grad}_{yaw}(Q_t)}{\|\text{grad}_{yaw}(Q_t)\|} \quad (18)$$

ΔQ_t は各リンクの IMU のヨー角補正量をまとめたベクトルであり、リンク i の補正量 $\Delta e_{i,t}$ を要素として次のように構成されている。

$$\Delta Q_t = [\Delta e_{0,t} \ \Delta e_{1,t} \ \Delta e_{2,t} \ \cdots \ \Delta e_{N-2,t} \ \Delta e_{N-1,t}] \quad (19)$$

式 (19) をリンクごとの要素に分解し、式 (10) のロール・ピッチ補正と同様に次式のようにリンク i のヨー角を補正する。ただし、 $\beta_{yaw} > 0$ は補正量のフィードバックゲインである。

$${}^S\hat{e}_{i,t} \leftarrow {}^S\hat{e}_{i,t} - \beta_{yaw} \Delta e_{i,t} \quad (20)$$

2.6. フィルタ構成

本研究で提案する手法 (提案手法) は、個々の IMU センサの角速度を数値積分し姿勢を計算する演算と、式 (10) と式 (20) によって姿勢を補正する演算に大別される。まず、前者について説明する。次式により IMU で計測した角速度をクォータニオンの時間微分形式に変換⁽¹¹⁾する。

$${}^S\dot{\hat{e}}_{i,t} = \frac{1}{2} {}^S\hat{e}_{i,t-1} \otimes {}^S\omega_{i,t} \quad (21)$$

$${}^S\omega_{i,t} = [0 \ \omega_{i,t}^x \ \omega_{i,t}^y \ \omega_{i,t}^z] \quad (22)$$

ただし、式 (22) の ${}^S\omega_{i,t}$ は時刻 t のリンク i の角速度であり、第 1 要素を 0 とした 4 次元ベクトルである。 ${}^S\hat{e}_{i,t}$ と前回値の姿勢 ${}^S\hat{e}_{i,t-1}$ を用いて、次のように姿勢を更新する。なお、 Δt はサンプリング時間である。 ${}^S\hat{e}_{i,t}$ は単位クォータニオンでないため、正規化が必要なることに注意する。

$${}^S\hat{e}_{i,t} = {}^S\hat{e}_{i,t-1} + {}^S\dot{\hat{e}}_{i,t} \Delta t \quad (23)$$

$${}^S\hat{e}_{i,t} = \frac{{}^S\hat{e}_{i,t}}{\|{}^S\hat{e}_{i,t}\|} \quad (24)$$

上記の計算により推定した姿勢 ${}^S\hat{e}_{i,t}$ は、IMU により計測した角速度を単純に数値積分したものである。この推定姿勢は計測値の誤差により、時間経過と共に実際の姿勢から乖離してしまう。この誤差を低減するため、式 (10) と式 (20) より求めた補正量を用いて以下のように角速度 ${}^S\dot{\hat{e}}_{i,t}$ を補正する。

$$\begin{aligned} {}^S\dot{\hat{e}}_{i,t} &= \frac{1}{2} {}^S\hat{e}_{i,t-1} \otimes {}^S\omega_{i,t} \\ &\quad - \beta_g \frac{\text{grad}_g({}^S\hat{e}_{i,t-1}, {}^S\hat{a}_{i,t})}{\|\text{grad}_g({}^S\hat{e}_{i,t-1}, {}^S\hat{a}_{i,t})\|} \\ &\quad - \beta_{yaw} \Delta e_{i,t-1} \end{aligned} \quad (25)$$

式 (25) の補正を用いた姿勢推定フィルタの構成を Fig. 5, Fig. 6 に示す。Fig. 5 はリンク i の角速度を積分し、加速度からロール・ピッチ角を補正する演算に相当する。また、Fig. 6 はヨー角補正量を求める演算である。ここで、

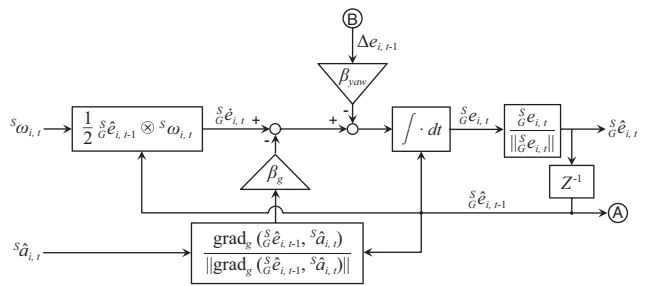


Fig. 5 Block diagram of orientation estimation

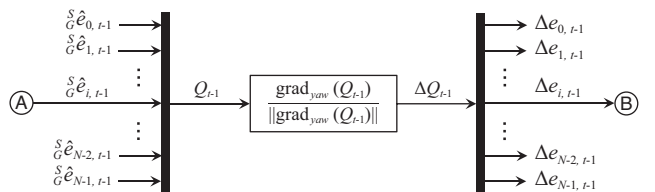


Fig. 6 Block diagram of yaw compensation

Q_{t-1} と ΔQ_{t-1} は、それぞれ全リンクの推定姿勢の前回値とヨー角補正量である。各リンクの推定姿勢の前回値 ${}^S\hat{e}_{i,t-1}$ が Fig. 5 の㉔に出力され、Fig. 6 の㉔にされる。各リンクの推定姿勢 ${}^S\hat{e}_{i,t-1}$ を集約した Q_{t-1} を用いて、式 (18) により補正量 ΔQ_{t-1} を計算する。これを各リンクのヨー角補正量 $\Delta e_{i,t-1}$ に分解し、Fig. 6 の㉔から Fig. 5 の㉔にする。Fig. 5 にて $\Delta e_{i,t-1}$ は角速度にフィードバックされ、ヨー角方向の補正量として反映される。

3. 実験

歩行動作を対象に提案手法と既存の計測手法の比較を行った。運動計測で広く用いられる光学式モーションキャプチャを比較対象とし、Fig. 7 のように IMU と光学式モーションキャプチャ用の反射マーカーを設置し、同時に計測を行った。IMU は Xsens 社製の MTw Awinda を用いた。同社が提供する software development kit を経由して角速度と加速度のデータを取得し提案手法の演算を実施した。光学式モーションキャプチャは nac Image Technology 社製の MAC3D System を用いた。2名の被験者に対して、トレッドミル上で歩行計測を行った。立位静止状態からトレッドミルの速度を上げ、被験者の快適歩行速度に達してから 30 秒間の歩行を計測した。

なお、本実験は Honda の研究開発における生命倫理委員会の承認を得て行った。被験者は自由意志での参加であり、事前に実験責任者から口頭および書面で本研究の目的、内容および参加者の権利を十分に説明し、書面にて参加の同意を得ている。

IMU と光学式モーションキャプチャにより推定した歩行開始から 10 秒間の股関節、膝関節の伸展 / 屈曲角と、足関節の底屈 / 背屈角度を Fig. 8 に示す。また、両手法により推定した関節角度の差の root mean square (RMS) を Table 1 に示す。この表は股関節、膝関節、足関節それぞれ

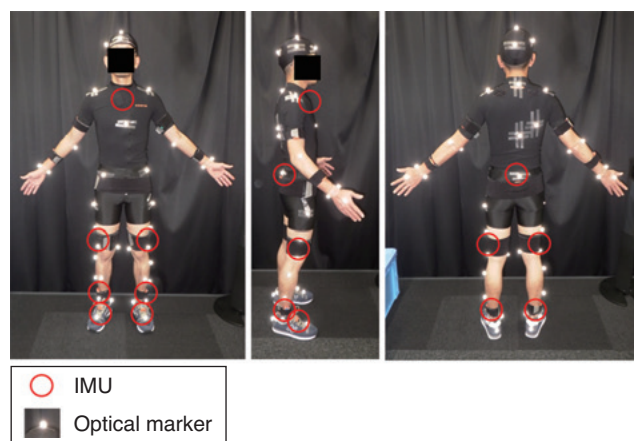


Fig. 7 IMU and optical marker allocation

Table 1 RMS differences between IMU and optical motion capture

Joint		RMS differences [deg]	
		MARG ⁽¹¹⁾	Proposed method
Hip	Extension/ Flexion	4.8	3.8
	Abduction/ Adduction	3.7	4.9
	External/ Internal	5.7	4.4
Knee	Extension/ Flexion	3.7	4.8
	Abduction/ Adduction	4.4	5.1
	External/ Internal	8.4	5.7
Ankle	Plantarflexion/ Dorsiflexion	4.7	5.8
	Abduction/ Adduction	7.2	5.3
	External/ Internal	5.7	8.9

の伸展 / 屈曲 (底屈 / 背屈), 外転 / 内転, 外旋 / 内旋の各軸について計算した角度差の RMS を示している。また、比較のため角速度、加速度に加え地磁気を計測可能な MARG センサを用いた Xsens 社の手法⁽⁷⁾の結果を掲載した。

次に長時間計測におけるヨー角誤差の低減効果を評価

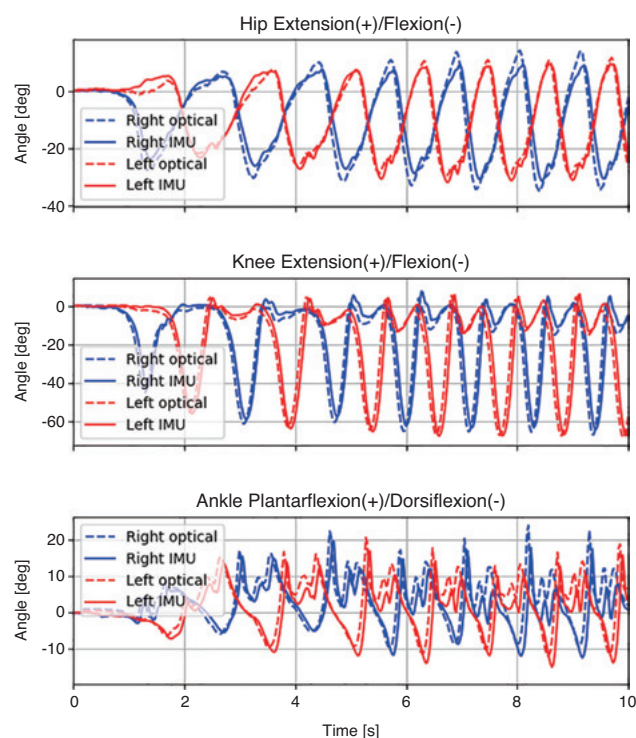


Fig. 8 Comparison of joint angles

するため、5分間の旋回動作を伴う歩行を計測した。この動作は直進歩行に比べ、ヨー方向の角速度が大きくなるため、推定誤差の影響が表れやすくなる。提案手法に対して2.5.節のヨー角補正量のフィードバックゲイン β_{yaw} を0としヨー角補正を無効にした場合と比較した。ヨー角補正なしと補正ありの場合の内旋・外旋角度を Fig. 9 に示す。

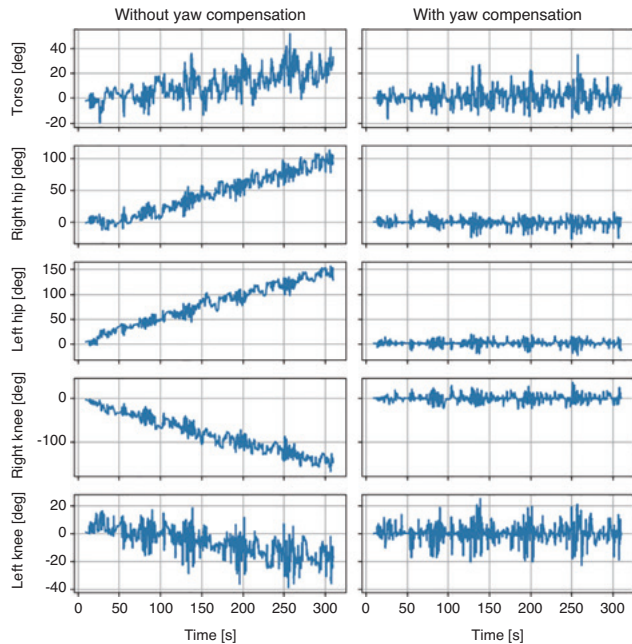


Fig. 9 Comparison of internal/external angles

4. 考察

歩行動作における光学式モーションキャプチャとの推定関節角度の比較 (Table 1) から、提案手法は関節角度の差の RMS が 3.8 から 8.9 deg となり、MARG センサによる Xsens 社の手法の RMS 3.7 から 8.4 deg と同等の結果となった。歩行動作のように各リンクのヨー角が時間平均的に同一となる動作であれば、市販のモーションキャプチャシステムと同様に提案手法を使用することができる。

また、旋回を伴う歩行動作を計測した結果 (Fig. 9) から、 $\beta_{yaw} = 0$ としヨー角補正を行わない場合は、各関節の外旋・内旋角度が大きくドリフトしていることが分かる。特に左股関節は、計測から 300 秒後に外旋方向に 150 deg ドリフトしている。歩行動作における外旋・内旋角は、重力方向を用いたロール・ピッチ角補正により改善することができず、ヨー角方向のバイアス誤差の影響を強く反映するためだと考えられる。これに対して提案手法であるヨー角補正を有効にした場合は、この誤差が解消された。旋回動作を伴う歩行はヨー角変化が大きく、非確定的なバイアス誤差の影

響が大きくなる。提案手法はそのような状況であっても、ベースリンク座標系におけるヨー角ドリフトを低減することができるため、外旋・内旋角は 300 秒後も平均的に 0 deg 付近を推移している。

5. まとめ

身体の各リンクに取り付けられた IMU のみから運動を推定する手法を構築するため、各リンクのヨー角が時間平均的に同一方向となる動作に計測対象を制限し、その制限を指針とするヨー角補正方法を検討した。

IMU が取り付けられた全リンクのヨー角がどの程度一致するかを表す目的関数を定義し、目的関数を最小化する補正方向を求めることで、ベースリンク座標系におけるヨー角を補正する手法を考案した。歩行動作に対して、従来の IMU と地磁気センサを用いた推定関節角と光学モーションキャプチャによる推定関節角の差の RMS が 8.4 deg であるのに対し、IMU のみの本手法は 8.9 deg となり、同等の精度であることを示した。

本研究により、上記の計測対象動作に対して、地磁気センサによらないベースリンク座標系でのヨー角補正を実現し、IMU のみでの長時間の運動推定が可能になると考える。

参考文献

- (1) Winter, D. A.: Biomechanics and Motor Control of Human Movement, Wiley, (2009)
- (2) Kawasaki, S., Ohata, K., Yoshida, T., Yokoyama, A., Yamada, S.: Gait improvements by assisting hip movements with the robot in children with cerebral palsy: a pilot randomized controlled trial, Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, Vol. 17, Article No. 87, (2020)
- (3) Bartlett, R.: Introduction to sports biomechanics: Analysing human movement patterns, Routledge, (2014)
- (4) Marras, W. S., Lavender, S. A., Leurgans, S. E., Fathallah, F. A., Ferguson, S. A., Allread, W. G., Rajulu, S. L.: Biomechanical risk factors for occupationally related low back disorders, Ergonomics, Vol. 38, No. 2, p. 377-410, (1995)
- (5) 池内康: 歩行アシスト制御系の構築, Honda R&D Technical Review, Vol. 19, No. 2, p. 154-159
- (6) Cao, Z., Hidalgo, G., Simon, T., Wei, S.-E., Sheikh, Y.: OpenPose: Realtime Multi-Person 2D Pose Estimation using Part Affinity Fields, IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, Vol. 43, Issue 1, p. 172-186, (2021)
- (7) Schepers, M., Giuberti, M., Bellusci, G.: Xsens MVN:

- Consistent Tracking of Human Motion Using Inertial Sensing, Xsens Whitepaper Document MV0424P.A, (2018)
- (8) Mahony, R., Hamel, T., Pflimlin, J.-M.: Nonlinear complementary filters on the special orthogonal group, IEEE Transactions on Automatic Control, Vol. 53, No. 5, p. 1203–1218, (2008)
- (9) Baerveldt, A.-J., Klag, R.: A low-cost and low-weight attitude estimation system for an autonomous helicopter, Proceedings of IEEE International Conference on Intelligent Engineering Systems, p. 391–395, (1997)
- (10) Marins, J. L., Yun, X., Bachmann, E. R., McGhee, R. B., Zyda, M. J.: An extended Kalman filter for quaternion-based orientation estimation using MARG sensors, Proceedings 2001 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems. Expanding the Societal Role of Robotics in the Next Millennium (Cat. No.01CH37180), Vol. 4, p. 2003–2011, (2001)
- (11) Madgwick, S. O. H., Harrison, A. J. L., Vaidyanathan, R.: Estimation of IMU and MARG orientation using a gradient descent algorithm, 2011 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics, p. 1–7, (2011)

■ 著 者 ■



青木 治雄