

装着型センサによる投球時上腕の3次元位置計測

3D measurement of forearm movement during pitching utilizing body-mounted sensor

佐川貢一*, 森山靖子**, 塚本利昭*, 近藤和泉*

Koichi Sagawa*, Yasuko Moriyama**, Toshiaki Tsukamoto*, Izumi Kondo*

*弘前大学, **(株)富士通青森システムエンジニアリング

*Hirosaki University, **Fujitsu Aomori Systems Engineering Limited

キーワード: 投球 (pitching), 3次元(three-dimension), 無拘束計測 (non-invasive measurement), 加速度 (acceleration), 積分 (integration)

連絡先: 〒036-8561 青森県弘前市文京町3 弘前大学工学部 知能機械システム工学科
佐川貢一, Tel.: (0172)39-3691, Fax.: (0172)39-3691, E-mail: sagawa@cc.hirosaki-u.ac.jp

1. 緒言

近年スポーツを楽しむ人が増える一方で、スポーツによる障害に悩む人も増えている。野球の場合、スポーツ障害としては投球障害が挙げられる。これは特に、投手にとって選手生命に関わる重大な問題となっている。投球障害の主な原因としては、過度の練習における組織破壊や外傷などがある。これらは、無理な体勢からの投球によって障害が発生している場合が多く見られる。これを防ぐためには、正しい投球動作を身につけることが必要である。投手の投球動作では、直接の効果器である投球腕、特に肩関節に関する研究は数多く行われているが、これに対して投球動作における前腕部の動きを分析した研究はまだ少ない。現在、投球動作の測定・解析にはビデオによる画像解析が多く用いられているが、投球時の腕や手首の動きは高速であるため解析は非常に困難である。また、モーションキャプチャーを用いることによって、高

度な動作解析を行うことは可能であるが、使用する際大変大掛かりであるため、簡単に誰でも使えるものではないというのが現状である。一方、加速度センサや角速度センサは、積分誤差の問題があるものの、小型軽量、安価であるという特徴があるため、人間の行動把握のために使用されている^{1)–3)}。そこで本研究では、加速度センサと角速度センサによって構成される装着型センサシステムを使用し、投球時前腕の3次元動作とリリースポイントの計測を行う手法を提案する。

2. 原理

2.1 固定座標系での加速度導出⁴⁾

本研究では、手首位置に取り付けたセンサシステムから投球時の3軸加速度 a' を計測し、これを2階積分することによって3次元経路を求める。このとき、投球時の加速度は、基準となる固定座標系

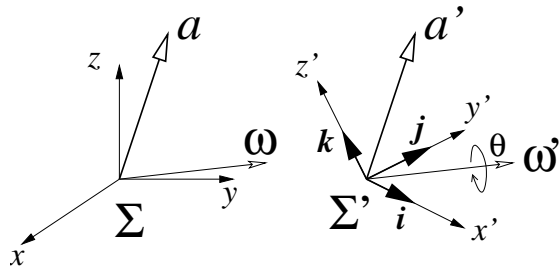


Fig. 1 Coordinate system Σ fixed and moving system of coordinate Σ'

の加速度 a に変換する必要がある．Fig.1 はセンサシステム上に設置した座標系 Σ' と建物などに設置された固定座標系 Σ を示す．このとき， Σ' 上で計測された加速度 a' 及び角速度 ω' は，次式のように Σ 座標系上の加速度 a と角速度 ω として表される．

$$a = E_n a' \quad (1)$$

$$\omega = E_n \omega' \quad (2)$$

$$E_n = \begin{bmatrix} i & j & k \end{bmatrix} \quad (3)$$

ここで， E_n は Σ' 座標系の基準単位ベクトル i, j, k を成分とするフレームマトリクス (FM) である．投球動作時の E_n は，1 サンプル毎にセンサシステムで計測した 3 軸角速度 ω から 3 次元回転行列 $R^{\omega\theta}$ を求め，次式のように更新する．

$$E_{n+1} = R^{\omega\theta} E_n \quad (4)$$

$R^{\omega\theta}$ はベクトル ω の回りに θ 回転させる行列であり，次式のように示すことができる．ただし， Δt はサンプリング周期である．

$$R^{\omega\theta} = \begin{bmatrix} C_\theta + \lambda^2 v_\theta & \lambda \mu v_\theta - \nu S_\theta & \nu \lambda v_\theta + \mu S_\theta \\ \lambda \mu v_\theta + \nu S_\theta & C_\theta + \mu^2 v_\theta & \mu \nu v_\theta - \lambda S_\theta \\ \nu \lambda v_\theta - \mu S_\theta & \mu \nu v_\theta + \lambda S_\theta & C_\theta + \nu^2 v_\theta \end{bmatrix} \quad (5)$$

$$S_\theta = \sin \theta, \quad C_\theta = \cos \theta, \quad v_\theta = 1 - \cos \theta$$

$$\theta = \Delta t |\omega|$$

$$\begin{bmatrix} \lambda & \mu & \nu \end{bmatrix}^T = \frac{\omega'}{\|\omega'\|}$$

2.2 静止状態でのフレームマトリクス

投球時に角速度を積分して FM を更新する際，投球開始直前の FM の姿勢を知る必要がある．Fig.2

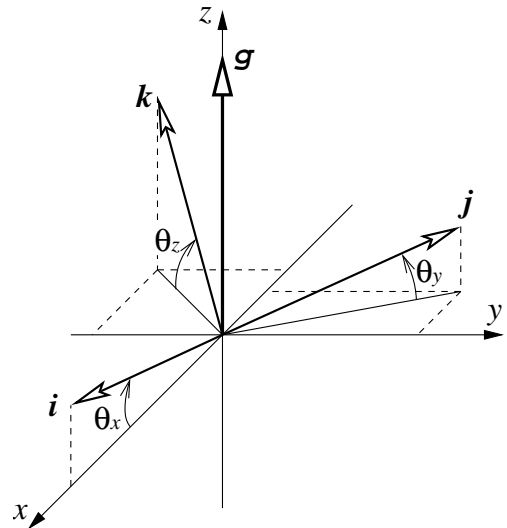


Fig. 2 Derivation of frame matrix while standing still

は，静止状態での FM の導出方法である．静止時の FM の i は， Σ 座標系の x 軸方向を向くように定義する．単位ベクトル i, j, k と， xy 平面とのなす角をそれぞれ $\theta_x, \theta_y, \theta_z$ とする．また，重力加速度 g の i, j, k 方向成分を a_x, a_y, a_z とすると， $\theta_x, \theta_y, \theta_z$ は次式のように表すことができる．

$$\theta_x = \sin^{-1} \frac{a_x}{g} \quad (9)$$

$$\theta_y = \sin^{-1} \frac{a_y}{g} \quad (10)$$

$$\theta_z = \sin^{-1} \frac{a_z}{g} \quad (11)$$

FM を構成する 3 つのベクトル i, j, k が全て単位ベクトルであり，それぞれが直交することを考慮すると，静止時の FM $E_0 = [i, j, k]$ は次式のように表すことができる．

$$i = \begin{bmatrix} \cos \theta_x \\ 0 \\ \sin \theta_x \end{bmatrix} \quad (12)$$

$$j = \begin{bmatrix} -\tan \theta_x \sin \theta_y \\ \sin \theta_z / \cos \theta_x \\ \sin \theta_y \end{bmatrix} \quad (13)$$

$$k = \begin{bmatrix} -\tan \theta_x \sin \theta_z \\ -\sin \theta_y / \cos \theta_x \\ \sin \theta_z \end{bmatrix} \quad (14)$$

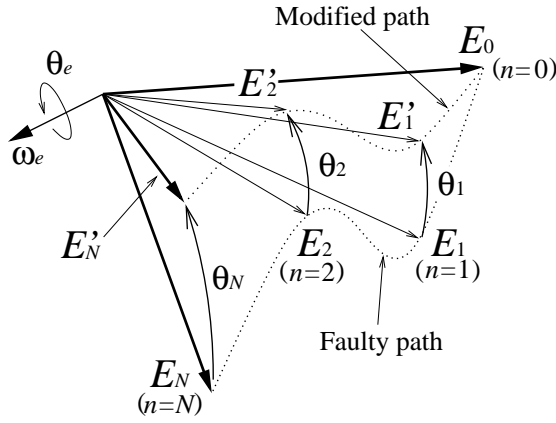


Fig. 3 Modification of FM with integral error during pitching

2.3 誤差の修正

センサシステムの3次元移動経路は，加速度を積分して速度を求め，さらに，速度を積分することによって求める．FMの更新は， ω を積分した結果を利用して行うが，ノイズなどの影響により誤差を含んだFMを得る可能性がある．Fig.3は，投球時のFM E_0 が，ノイズの影響で投球終了後に誤差を含んだ E_N に移動する過程を図示したものである．一方， E'_n は正しいFMの動きである．本報告では，動作終了時の実際のFM E'_N と，誤差を含んだFM E_N との関係を利用し，以下のようにして，誤差を含んだFMを修正する．

$$E'_n = R^{\omega_e \theta_n} E_n \quad (15)$$

$$\theta_n = \frac{\theta_e n}{N} \quad (16)$$

ただし， $R^{\omega_e \theta_n}$ はベクトル ω_e の周りに θ_n 回転させる等価回転マトリックスである．これにより誤差を除去したFMが得られ，固定座標から見た加速度を導出することが可能になる．

次に，加速度や速度を積分することによって発生する誤差の除去について説明する．本報告では，投球動作終了後にセンサの速度がゼロになると仮定する．すなわち，加速度センサによって計測される加速度 $a_m(t)$ と真の加速度 $a_r(t)$ との関係が，次

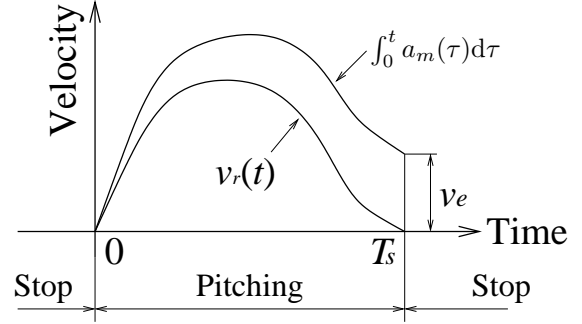


Fig. 4 Modification of velocity

式のように表されると仮定する．

$$a_m(t) = a_r(t) + a_e \quad (17)$$

ここで， a_e は加速度データに含まれる計測誤差である．Fig.4のように，投球動作の継続時間を T_s ，積分によって得られる動作終了時の速度を v_e とすると，真の速度 $v_r(t)$ と加速度積分によって求めた速度との関係は以下ようになる．

$$\begin{aligned} v_r(t) &= \int_0^t a_m(\tau) d\tau - a_e t \\ &= \int_0^t a_m(\tau) d\tau - \frac{v_e}{T_s} t \end{aligned} \quad (18)$$

実際の3次元動作は，速度 $v_r(t)$ を積分して求める．さらに，投球動作終了時の位置を予め決めておくことにより，速度積分の誤差も除去する．

3. 実験

3.1 実験装置

本研究で使用したセンサシステムは，Fig.5のように3軸加速度センサ(Crossbow ADXL150EM-3)と3つのジャイロ(Murata ENC-03J)をそれぞれ i, j, k 方向に配したものである．また，投球時のボールのリリース点と，上腕との関係を把握するため，使用するボールに接触センサを装着した(Fig.6)．センサシステムを手首に取り付ける際は，センサシステムの j 軸(y' 軸)と前腕が平行になるように取り付ける．これにより，前腕の3次元動作を把握することが可能となる．

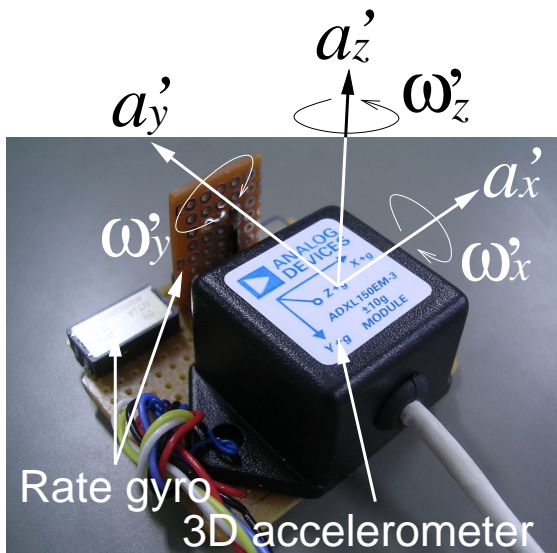


Fig. 5 Sensor system developed in this study

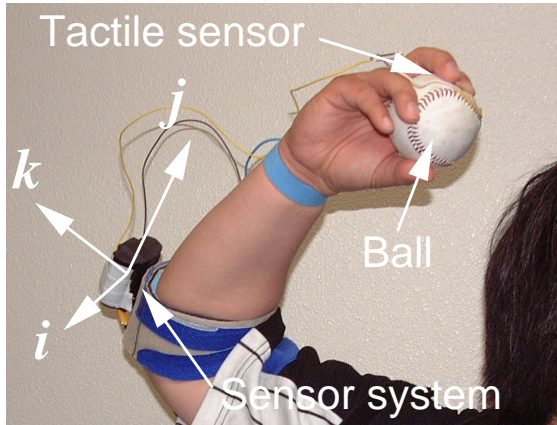


Fig. 6 Installation of sensor system

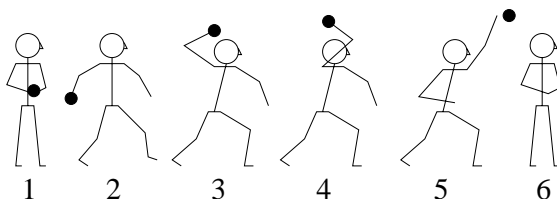


Fig. 7 Normal pitching form

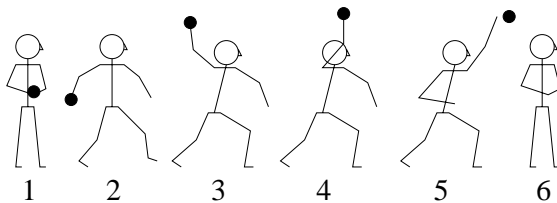


Fig. 8 Pitching form observed among children

3.2 実験方法

Fig.6は、センサシステムの装着例である。また、理想的な投球動作をFig.7に示す。すなわち、

- 1) ボールを両手で持ち、直立姿勢を数秒間保つ

- 2) ボールを後方に移動させながら左脚を前方に移動させる
- 3) 肘を上げて、ボールを頭の上まで移動させる
- 4) 肘を前方に向けるように腕を動かす
- 5) 肘を伸ばしながらボールを投げ出す
- 6) 1と同じ場所に戻って、同じ姿勢をとる

さらに、小学生のように肘を伸ばしたままの投球動作(Fig.8)の3次元推定も試みる。

センサシステム及び接触センサの出力電圧は、サンプリング周波数1000[Hz]でデータロガー(KEYENCE社製 NR-2000)に記録し、実験終了後に3次元動作を導出する。ここで、1000[Hz]で計測するのは、例えば30[frame/s]のビデオ画像によって球速130[km/h]を実現する動作を計測する場合、リリース時点での手先は1フレームあたり1[m]以上移動することになり、リリースポイントを捉えるのは困難であるためである。この場合、1000[Hz]での計測が実現できれば、1サンプルあたり約3.6[cm]の移動となり、詳細なリリース点の計測が可能となる。

被験者は、投球動作の病理学的評価に詳しい理学療法士である。また、使用したセンサシステムの測定範囲の制限から、実験では全力投球時の3割程度の力で投球を行った。

4. 実験結果

Fig.7のような投球動作を行ったときの3次元加速度(a_x, a_y, a_z)、3次元角速度($\omega_x, \omega_y, \omega_z$)、接触センサの出力波形 V_t をFig.9に示す。被験者は、時刻1[s]過ぎから投球動作を開始し、2.2[s]付近でボールをリリースしていることが分かる。その際、加速度の最大約100[m/s²](約10[G])、角速度は最大2000[deg/s]程度まで変化している。なお、文献⁵⁾によると、プロ野球レベルの選手がボールを投げる場合、角速度の最大値は8000[deg/s]に及ぶことが

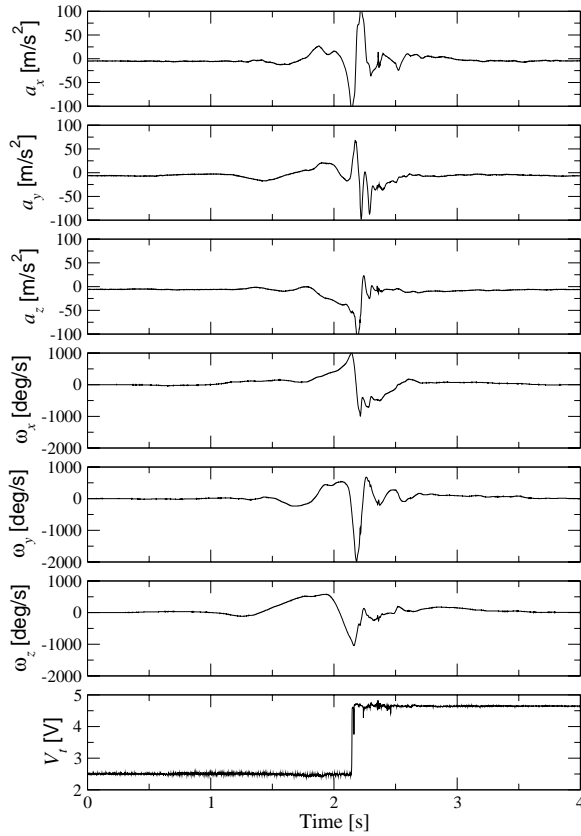
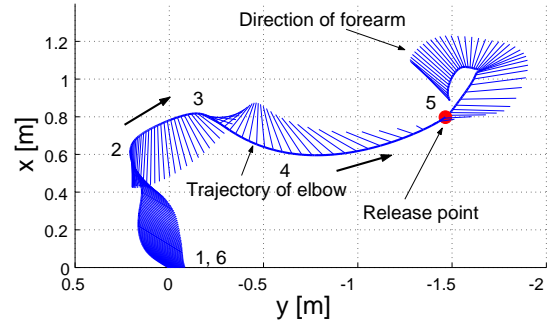


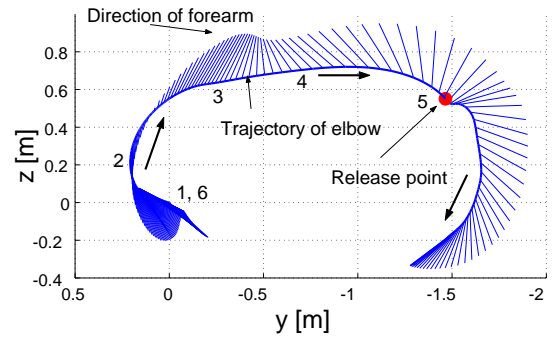
Fig. 9 An example of time trajectories of 3D acceleration and 3D angular velocity.

報告されている。本報告で行った実験では、全力投球の3割程度の力で投球しているため、2000[deg/s]程度の値となったと考えられる。

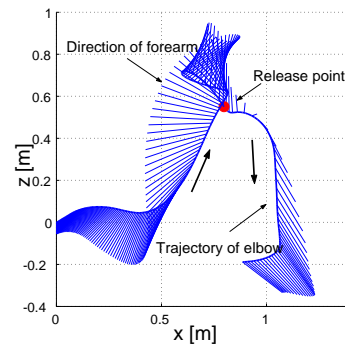
Fig.10は、Fig.9の結果を利用して求めた上腕の3次元動作である。投球動作は、 y 軸のマイナス方向（図中右側）に向けて行われている。Fig.10(a)は水平面内から見た動作、Fig.10(b)は側面から見た動作、Fig.10(c)は正面から見た動作である。図中の原点は、投球開始時のセンサの位置である。また、図中の太曲線は肘（センサシステム）の移動経路、多数の直線は10[msec]毎に描画した上腕の動き、はボールのリリース点を表す。Fig.10中の数字は、Fig.7の動作と対応している。Fig.7に示した理想的なフォームでは、3から4まではボールの位置はあまり移動せず、肘の向きが後方から



(a) Top view



(b) Side view



(c) Front view

Fig. 10 An example of 3D trajectory of forearm during throwing. Lines showing the direction of forearm are drawn every 10 [ms].

前方に移動する。さらに、4以降は肘が先行し、肘を伸ばしながらリリースする。Fig.10(a)(b)は、このような動作をよく表現している。

一方Fig.11は、小学生のように筋力の未発達の投手が行う動作を模擬したときの推定結果である。このような投手は、Fig.7の3や4に対応する肘の旋回動作が見られず、さらにリリースまで肘を伸ばしたままで投球動作を行う。Fig.11は、このような動作の特徴を捉えることができている。理想的

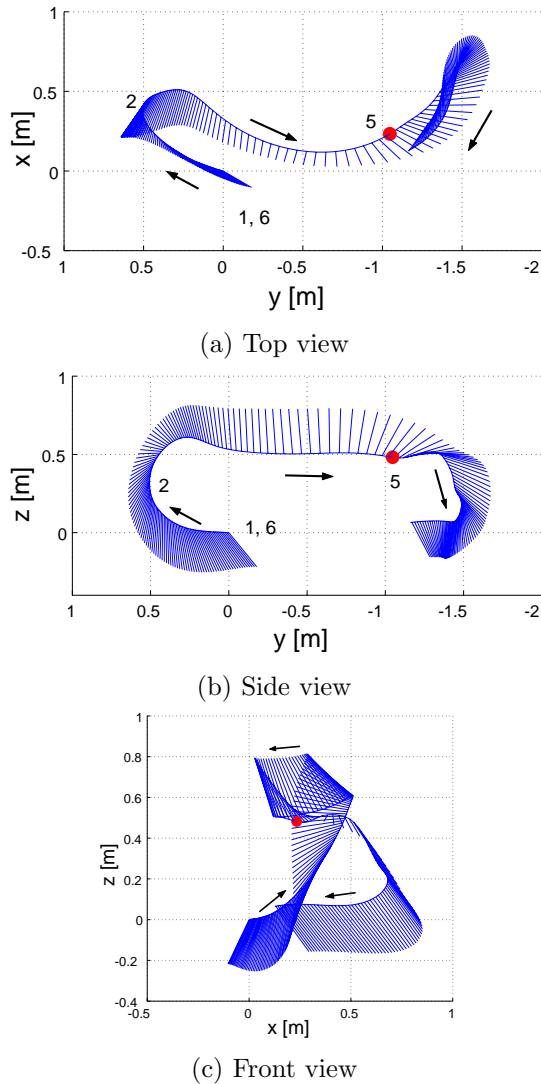


Fig. 11 An example of 3D trajectory of forearm during unusual throwing. Lines showing the direction of forearm are drawn every 10 [ms].

な投球動作を身に付けようとするものにFig.11のような図を示し，改善すべき動作のポイントを指示できれば，故障の少ないトレーニングが可能になるものと考える．

5. 結言

本報告では，装着型のセンサを使用することで，場所に依存せずに投球時上腕の3次元軌道を計測する手法を提案した．推定結果は，実際に行った投球動作時の軌道を表現することが可能であるこ

とが確認された．しかし，積分誤差の影響を完全には除去することができない．今後は，推定結果に含まれる誤差を定量的に評価するために，ビデオ画像を利用した3次元モーション解析システムによる計測結果との比較を行う予定である．

参考文献

- 1) Carlijn V. C. Bouten, Karel T. M. Koekoek, Maarten Verduin, Rens Kodde, and Jan D. Janssen, "A Triaxial Accelerometer and Portable Data Processing Unit for the Assessment of Daily Physical Activity", IEEE Transaction on Biomedical Engineering, Vol.44, No.3, pp.136-147, 1997
- 2) O. Perrin, T. Terrier, Q. Ladetto, B. Merminod, and Y. Schutz, "Improvement of walking speed prediction by accelerometry and altimetry, valudated by satellite positioning", Medical & Biological Engineering & Computing, Voll.38, pp.164-168, 2000
- 3) Shinji Miyazaki, "Long-Term Unrestrained Measurement of Stride Length and Walking Velocity Utilizing a Piezoelectric Gyroscope", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 44, No. 8, pp.753-759
- 4) 佐川貢一，煤孫光俊，大瀧保明，猪岡光，“足爪先加速度積分による歩行経路の3次元無拘束推定”，計測自動制御学会論文集，Vol.40, No.6, 2004 (掲載決定)
- 5) R. Escamilla, G. Fleisig, S. Barrentine, J. Andrews and C. Moorman, Kinematic and Kinetic Comparisons between American and Korean Professional Baseball Pitchers, Sports Biomechanics, Vol.1(2), pp.213-228