

2020年度 修士論文

**全身運動を対象とした IMU 式モーションキャプチャシステム  
の正確性の検証**

早稲田大学 大学院スポーツ科学研究科  
スポーツ科学専攻 身体運動科学研究領域

5019A013-7

**小野 夏実**

研究指導教員： 矢内 利政 教授

# 目次

|                |    |
|----------------|----|
| 第一章 緒言 .....   | 1  |
| 第二章 研究小史 ..... | 3  |
| 第三章 方法 .....   | 10 |
| 第四章 結果 .....   | 22 |
| 第五章 考察 .....   | 35 |
| 第六章 結論 .....   | 49 |
| 参考文献 .....     | 50 |
| 謝辞 .....       | 54 |

## 第一章 緒言

全身運動を対象にしたキネマティック分析は臨床や労働安全、スポーツバイオメカニクスなど多くの分野における実験的研究で行われている。全身運動の動作計測には高速カメラや光学式モーションキャプチャシステムが広く用いられており (Morrow et al. 2017), 取得した身体標認点の位置データをもとにした数値解析により必要なキネマティック変数が算出されている。特に光学式システムは、身体に貼付した反射マーカを赤外線カメラで撮影することで取得される位置データの精度が極めて高いため (Merriau et al. 2017), 専門研究機関において広く活用されている。一方、この機器は高価で測定可能範囲の制限などの欠点があるため、スポーツの実践現場や障害物が多くある環境で撮影することは困難である。

近年のセンサ技術の進歩と小型化に伴い、比較的安価で、撮影可能範囲に制限が少ない『IMU 式モーションキャプチャシステム』の開発が進んでいる (Jung, Kang, and Kim 2010; Tsai et al. 2010)。IMU 式モーションキャプチャシステムは角速度を実測するジャイロセンサをはじめ複数の慣性センサを組み合わせた慣性測定装置 (Inertial Measurement Unit, 以下 IMU) と、生体力学モデルやセンサ融合アルゴリズムをまとめたものであり、光学式システムでは微分処理を経て算出されていた角速度や加速度といった変数を実測することができる。また、計測データを無線でコンピューターに送信することで、スポーツ実践現場や日常生活など従来のカメラや光学式システムでは計測困難な環境下で容易にデータ取得できる。

IMU を用いてセンサ座標系について計測された加速度や角速度から、位置・速度・角度といったスポーツ動作分析によく用いられる変数を算出するには、積分処理を行い、データを静止座標系について表し直す必要がある。そのため、市販の IMU 式システムには、IMU が計測したデータを処理するための独自のアルゴリズムが搭載され、一度にさまざまな変数を算出できるようになっている(Roetenberg, et al., 2013)。IMU 式モーションキャプチャシステムの精度を検証した研究の多くは、セグメントの向きまたは関節角度を対象としている(Lopez-Nava and Munoz-Melendez 2016)。これらの研究では、歩行やスクワット試技中の膝関節角度において光学式システムとの差分が 3 度以下であったことが報告されている(Bakhshi, et al., 2011)。一方、全身運動における重心運動の精度を検証した研究はなく、歩行試技中の身体を 1 つの剛体とみなして分析したもの(Esser et al. 2009)や身体を 3 つの剛体からなるリンクとみなして簡易的に分析したもの(Yuan and Chen 2014)に限られている。そのため、スポーツ動作解析に用いられるような複数セグメントの剛体リンクモデルを用いた全身のキネマティック変数の正確性や信頼性は明らかになっていない。そこで本研究では、スクワット・歩行・垂直跳びの 3 つの全身運動について、IMU 式モーションキャプチャシステムを用いて計測・算出したキネマティック変数の正確性を光学式モーションキャプチャシステムによる計測・算出値を参考値として検証することとした。正確性は、真値がわかるもの（静止している身体部位の運動や自由落下している際の重心運動など）についてはこれとの比較、真値が不明なものについては参考値との一致度をもって検証した。

## 第二章 研究小史

全身運動の動作計測にはさまざまな機器・手法が用いられている。その代表的な計測機器・手法の主な概要、利点、欠点をまとめることで、本研究で用いる IMU 式システムの利用価値を示す。また、今まで行われてきた IMU 式システムの精度検証の傾向をまとめることで、本研究を実施する意義を示す。

高速度ビデオカメラは、対象者への侵襲なく、カメラ以外の特別な実験設定を必要としないため、他の機器では分析の難しい試合中のスポーツ動作(小山 et al. 2008)などを撮影、分析することができる。身体標認点の位置データの取得のため、動画分析ソフトなどを用いた手動デジタイズまたは人工知能を活用した自動身体モデル認識が必要である。手動デジタイズにおいては、映像の解像度(Brodie, Walmsley, and Page 2008)や、分析に要する膨大な時間(Ganter et al 2010)などの問題から、大量の映像を対象に分析することは困難である。自動身体モデル認識システムを用いる場合は、デジタイズする対象とカメラとの間の障害物によって画像データに欠損が生じることや、複数人が同時に映ることや部位同士の接近・接触による誤認識などの問題がある(Cao et al. 2018)。また、人工知能によりプログラムされていない姿勢（逆立ちやスポーツ特有の動作）では、身体として対象を認識しないなどの問題もある。使用するデータによっては頻繁に起こりうるこれらの誤認識を修正するためには、すべてのフレームを確認し修正しなければならず、多くの労力と時間がかかる。

動作計測においてゴールドスタンダードと呼ばれる機器として、光学式モーションキャプチャシステムがある。光学式モーションキャプチャシステムでは、身体に貼付した

反射マーカを赤外線カメラで撮影することにより、身体標認点の3次元座標位置を取得している。反射マーカを用いることで手動デジタイズにかかる時間やデジタイズ位置のばらつきをなくすることができる。光学式システムから取得される位置データは、誤差が静的試技において 0.15 mm、動的試技においても 2 mm 未満(Merriau et al. 2017)と非常に精度が高いことが知られており、専門研究機関において広く活用されている。また、他の計測機器の精度検証の参考システムとして多く使用されており(Lopez-Nava and Munoz-Melendez 2016)、動作計測においてゴールドスタンダードと呼ばれている。光学式モーションキャプチャシステムでは、手動デジタイズの必要はないが、撮影した複数のマーカがそれぞれどの身体標認点であるかは示されていないため、各マーカに身体標認点をラベリングする必要がある。光を反射することからパッシブマーカとも呼ばれる反射マーカの代わりに、発光ダイオードが内蔵され、自ら発光するアクティブマーカを用いた光電子式モーションキャプチャシステムもある(Robert-Lachaine et al. 2017)。このシステムは、発光する順番によってマーカを区別し、自動でラベリングを行うことができるため、ラベリング作業やソフトウェアによる誤認識の確認作業なしに解析を行うことができる(佐藤 2008)。しかし、これらのシステムは非常に高価で、持ち運びが困難であり(Kim and Nussbaum 2013)、データ処理やマーカの貼付位置などに関する技術的な専門知識が必要である(Boddy et al. 2019)。また、カメラでマーカを撮影する必要があるため、マーカが身体部位などによって隠れることでデータに欠損が生じることや、キャプチャボリュームに制限がある(Krüger and Edelmann-Nusser 2009)ことなどの欠点も存在する。

近年、センサ技術の発達に伴い小型の慣性センサを用いた動作分析が行われるようになってきている。慣性センサは他からの力を受けない限り、物体の運動状態は変化しないという慣性の性質を利用して計測を行うデバイスの総称である(Luinge 2002)。慣性センサは物体から装着することで直接データを取得するため、動作範囲の制限が少なく、短時間でデータを取得することができる。その中でも、動作分析には、加速度センサと角速度センサがよく用いられる。加速度センサは、内部に6面にばねによって重りが取り付けられている立方体であり、フックの法則と、ニュートンの第二法則によって加速度を計測するデバイスである(Kavanagh and Menz 2008)。加速度を計測しているため、速度や変位を算出することができ、素早い動作や小さい変位も検出できるため、動作の識別などに効果的に用いられる。一方角速度センサは、回転ローター型、輪状レーザー型、質量振動型の3タイプがあり(Gouwanda and Senanayake 2008)、最も携帯に適している質量振動型は回転時のコリオリ力を検知することで角速度を計測するデバイスである(Luinge 2002)。加速度センサや角速度センサから速度や変位、角度といった動作分析で用いられる変数を算出する場合は積分誤差が含まれ、さらに初期値が不明であるといった問題もある。

慣性センサを用いてより複雑な動作を計測できるようにするために、複数の慣性センサを融合したデバイスが開発されている。その多くは、加速度センサと角速度センサに加えて、さらに磁気センサを融合させたデバイスであり(Lopez-Nava and Munoz-Melendez 2016)、inertial measurement unit (IMU)、あるいは慣性センサと磁気センサを区別して magneto-inertial measurement units (MIMUs) などと呼ばれている(Pavei et al. 2020)。

このような複数のセンサを融合したデバイスを開発するうえで、それぞれのセンサの強みを生かして弱みを克服できるように、さまざまなデータ融合フィルタが開発されている(Buonocunto and Marinoni 2014). 一般的に、加速度センサ、角速度センサ、磁気センサの3つのデバイスを融合するIMUにおいては、カルマンフィルタをもとにしたセンサ融合アルゴリズムが、他のアルゴリズムおよび他のデバイスの組み合わせによる計測よりも精度が高いことから(Lopez-Nava and Munoz-Melendez 2016), IMUを用いた動作計測および市販のIMUの開発において多く用いられている(Buonocunto and Marinoni 2014). カルマンフィルタは、予測値と観測値から最適な推定値を算出する手法である. IMUを用いた速度や角度などの変数の計測において、複数の慣性センサから計測される誤差を含んだ観測値と、微積分などによる計算誤差を含んだ予測値を用いて、最適な推定値を算出している. カルマンフィルタには、非線形システムに適用することができる拡張カルマンフィルタやアンセンテッドカルマンフィルタといったものもあり、肩関節をモデルとした実験装置において、関節角度をより高精度に計測できることを示した研究(Kondo, Doki, and Hirose 2013)などもあるが、一般的には(線形)カルマンフィルタが使用されている. また、生体力学モデルには、セグメント長や関節中心位置の定義などが含まれており、その定義をもとに複数のセンサの位置関係を計算している. IMUを用いた動作計測に生体力学モデルを組み込むことで、複数の身体部位に装着したセンサから、全身の運動をより詳細に計測することができる. このように、センサ融合アルゴリズムと生体力学モデルの適用により、複数の身体部位に装着したIMUから身体セグメントの完全な三次元運動学を取得することができるようになる(Ganter et al 2010).



IMU とセンサ融合アルゴリズム，全身の生体力学モデルをまとめた「IMU 式モーションキャプチャシステム」は光学式モーションキャプチャシステムの代替システムとしての可能性を秘めている。IMU 式モーションキャプチャシステムは比較的安価で，小さく，軽く，キャプチャボリュームの制限がないため屋外でも使用することができる。そのため，より基本的，臨床的，スポーツ関連の研究において近年広く探求されている(Kim and Nussbaum 2013)。IMU を用いた計測精度は，位置（変位），速度，向き，角度（相対向き）などを対象とし，その多くは光学式システムを用いて検証されている(Lopez-Nava and Munoz-Melendez 2016)。Bakhshi et al. (2011) は，遠隔での膝関節角度の評価を目的として，大腿部と下腿部に装着した IMU を用いて算出した膝関節角度を評価した。対象試技は座位での下肢スイングや起立着席といった動作であり，分析の結果，光学式システムとの相関は高く ( $r > 0.94$ )，誤差は 5 度以下であった。Leardini et al. (2014) は，下肢の怪我や関節再建手術後のリハビリの評価に使用することを目的として，全身に装着した IMU 式モーションキャプチャシステムを用いて算出した膝関節角度と胴体傾斜角を評価した。対象試技はランジやスクワットであり，分析の結果，膝関節角度の誤差は 5 度以下，胴体傾斜角の誤差は 3 度以下であった。これらの検証は，IMU を用いた計測を臨床現場で行うことを目的とした精度検証であり，誤差 5 度以下という臨床において十分な精度を示す結果となった。上肢の計測において，Morrow et al. (2017) は，外科医の手術動作の計測を目的として，上肢と体幹部に装着した IMU を用いて計測した関節角度および傾斜角を評価した。RMSE は胴体傾斜角が最も小さく 2 度以下，肘関節角度が最も大きく 10 度以下であった。関節角度や傾斜角と比較して，位置や速度の

精度検証は少ない。Yuan and Chen (2014) は、歩行やジャンプ動作における骨盤の位置と速度を、下肢と骨盤に装着した IMU を用いて算出するアルゴリズムを開発し、その計測精度を検証した。開発したアルゴリズムは、骨盤に装着した IMU が計測した加速度の微分値と、下肢のセグメント長と角速度から計算される速度にカルマンフィルタを適用するというもので、位置の誤差は全移動距離の 2 %、速度の誤差は最高速度の 3 % を示した。また、Najafi et al. (2015) はゴルフのスイング中の身体重心位置を、全身を股関節で接続される上肢と下肢の 2 つの剛体リンクにモデリングして算出した。光学式システムとの比較の結果、RMSE は前後方向において 2 cm 以下、左右方向において 3cm 以下であった。これら二つの研究は、いずれも身体重心位置の計測を目的としており、全身を 2~3 つの剛体リンクにモデリングすることで算出している。以上のように、IMU を用いた計測値の精度検証は多くなされているが、少数のセンサを用いた特定の部位に対するものが多く、また、身体重心に対しても身体を簡単なモデルとして捉えることで簡易的に行われているものが多い。

全身動作の分析では、計測する試技、必要とする計測精度、収集する試技数、試技の行われる環境などさまざまな条件を考慮して計測機器を選択する必要がある。その中でも、IMU 式モーションキャプチャシステムは、近年研究に用いられることが多くなった計測機器のひとつである。比較的安価で手軽にデータを取得することのできる IMU 式モーションキャプチャシステムを用いることで、今まで計測困難であった環境や動作の分析だけではなく、多くの人に全身運動を計測・分析する機会ができ、さまざまな研究への発展や新しい発見などが期待できる。そこで本研究では、全身運動を、IMU 式モー

ションキャプチャシステムから計測した全身の IMU データを用いて評価することで、全身のキネマティック変数の正確性や信頼性を検証し、IMU 式モーションキャプチャシステムの全体的な精度を検証できると考えられる。

## 第三章 方法

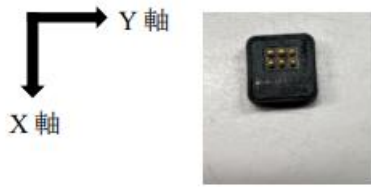
IMU 式モーションキャプチャシステムから計測, 算出されたキネマティック変数について, 光学式モーションキャプチャシステムから計測, 算出されたデータおよび理論的真値 (重力加速度や立脚時の足部速度) を比較対象として一致度を分析した. 全身運動を分析するため, 身体は頭部, 胴体, 左右の上腕, 前腕, 手部, 大腿, 下腿, 足部からなる 14 の剛体リンクとしてモデリングした.

### 2-1 IMU 式モーションキャプチャシステムを用いた計測とデータ処理

使用した IMU 式モーションキャプチャシステムは, NOITOM 社製 Perception Neuron 2.0 (以下, PN) であった. この IMU 式システムは, 3 軸加速度計, 3 軸角速度計, 3 軸磁力計を備え, 大きさが約 12.5 mm×13.1 mm×4.3 mm の小型 IMU を最大 32 個使用して全身運動を計測するシステムであり, 市販の IMU 式システムの中でも比較的安価なシステムである. 使用する IMU の測定可能範囲は, 3 軸加速度計が±16g, 3 軸角速度計が±2000 dps (degree per second), 静的精度は, センサ座標系 (図 1a) の X, Y, Z 軸周りの回転角度についてそれぞれ 1 度未満, 1 度未満, 2 度未満と仕様書に記されている. 各 IMU データは一つの HUB (59 mm × 41 mm × 23 mm) に集約された後に Wi-Fi 経由して PC に転送される. 転送されるデジタルデータの周波数は使用するセンサの数によって異なり, 18 個以上では 60 Hz, 17 個以下では 120 Hz となっている. PN は, 使用するセンサの個数および装着位置に合わせて複数の計測モード (Full Body Mode,

Single Arm Mode, Upper Arm Mode 等) が選択できるように設定されており, 本研究では 17 個の IMU を使用した Full Body Mode を用いた. この IMU 式システムによる計測の基準となる静止座標系 (以下, IMU 座標系) は, 3 軸磁力計によって北方向が X 軸, 東方向が Y 軸, 重力方向が Z 軸と定義されている.

17 個の IMU はシステムの規定に従って頭部 (後部), 胴体上部 (背面), 骨盤 (後部), 左右の肩, 上腕, 前腕, 手部, 大腿, 下腿, 足部に装着した (図 1). IMU の身体への装着には付属の専用ストラップを用いた. ストラップは黒の両ファスナーでできており, IMU を接続するための端子の両側の穴に通し, 身体へ巻き付け, オス面とメス面を貼り合わせることで身体に装着した. ストラップの裏側にはゴム製の滑り止め加工が施されている. 各端子には該当する各身体部位が割り当てられており, すべての端子はコイル状のケーブルを介して HUB と連結されている. 前腕部と手部はストラップの代わりに付属の手袋にベルクロテープでとめる仕様になっている. 本研究では, 前腕部と手部の装着には手袋を使わず, 前腕部は手首よりやや近位部で手関節の掌屈背屈の影響を受けない部分の手の甲側, 手部は MP 関節よりやや近位部の手の甲側に, センサの付いた端子部分を, テーピングを用いて皮膚に直接貼付した (図 1b).



a. センサ座標系



b. 前腕部と手部への装着



c. IMU 式システム装着図

図 1. IMU 式システムのセンサ座標系・装着方法

PN の専用アプリケーションソフト「Axis Neuron」にはセンサ融合アルゴリズムと生体力学モデルが組み込まれており、センサ装着者の身体セグメント長、肩幅、股関節幅、足関節外果の高さなどの人体計測データを入力することにより各被験者に合わせた身体モデルを作成することができる。そのため、本研究では、PN のマニュアルに従ってあらかじめ巻尺を用いて直接計測した被験者の人体計測データを入力して作成したモデルを使用した。また、「Axis Neuron」の手順に従い4つのキャリブレーション姿勢をそれぞれ数秒間保持することによって IMU のキャリブレーションを行った。キャリブレーション姿勢を図 2 に示す：①センサを動かさない「安定ポーズ」（椅子に座る姿勢

が推奨されている), ②足をやや開いて, 手の平を足の側面に向けるように手をおろして立つ「A ポーズ」, ③A ポーズから肩を 90 度外転させて手の平を床に向けて立つ「T ポーズ」, ④A ポーズから肩を 90 度前方挙上し, 手のひらを床に向け, 膝を約 45 度屈曲して立つ「S ポーズ」.



図 2. キャリブレーション姿勢

(左から, 「安定ポーズ」「A ポーズ」「T ポーズ」「S ポーズ」)

PN が出力する位置, 速度, 加速度, 方位 (四元数) を用いて以下の変数 (身体重心の位置・速度, セグメント重心の位置・速度・長軸の上下・左右角) を算出した. なお, 出力したベクトルはすべて IMU 座標系について表されているものである. PN は IMU を装着したセグメントに加えて, 首と複数のセクションに分けられた脊椎についてのデータも提供する (Sers et al. 2020). 身体をモデリングした 14 個の剛体セグメントのうち, 剛体セグメントに関してのみ直接対応するデータがないため, 位置, 速度, 加速度は,

PN の出力における「首」の下に位置する「脊椎 3」を胴体上端、「骨盤」を胴体下端と定義し、阿江ら（1992）が算出した身体部分慣性特性を用いて算出した胴体セグメント重心の位置、速度、加速度を、方位（四元数）は、PN が算出する「脊椎 3」のデータを分析に用いた。胴体セグメント以外の 13 セグメントに関しては、対応する PN の出力値を分析に用いた。

PN が算出した各セグメントの位置、速度、加速度をそれぞれのセグメント重心の位置、速度、加速度とみなし、阿江ら（1992）が算出した身体部分慣性特性を用いて身体全体の重心位置 ( $\vec{r}_{CM}$ )、重心速度 ( $\vec{v}_{CM}$ )、重心加速度 ( $\vec{a}_{CM}$ ) を、式 (1) ~ (3) を用いて算出した。

$$\vec{r}_{CM} = \sum_{i=1}^{14} (m_i \vec{r}_i) / \sum_{i=1}^{14} (m_i) \quad (1)$$

$$\vec{v}_{CM} = \sum_{i=1}^{14} (m_i \vec{v}_i) / \sum_{i=1}^{14} (m_i) \quad (2)$$

$$\vec{a}_{CM} = \sum_{i=1}^{14} (m_i \vec{a}_i) / \sum_{i=1}^{14} (m_i) \quad (3)$$

PN が算出した加速度は単位が g で表されており、さらに重力加速度が含まれていたため、単位を m/s<sup>2</sup> になるように変換し、IMU 座標系の Z 軸成分（上下方向）の値から重力加速度として 9.8 を減じてから計算を行った。



各セグメントの長軸ベクトルの方位を PN が出力した方位（四元数）から算出した。

PN が出力した四元数 $q$ を式 (4)，式 (5) のように展開することで求めた。

$$q = q_0 + q_1\mathbf{i} + q_2\mathbf{j} + q_3\mathbf{k} \quad (4)$$

$$\mathbf{R} = \begin{bmatrix} q_0^2 + q_1^2 - q_2^2 - q_3^2 & 2(q_1q_2 - q_0q_3) & 2(q_1q_3 + q_0q_2) \\ 2(q_1q_2 + q_0q_3) & q_0^2 - q_1^2 + q_2^2 - q_3^2 & 2(q_2q_3 - q_0q_1) \\ 2(q_1q_3 - q_0q_2) & 2(q_2q_3 + q_0q_1) & q_0^2 - q_1^2 - q_2^2 + q_3^2 \end{bmatrix} \quad (5)$$

ここで、 $q_0$ は四元数のスカラー部、 $[q_1, q_2, q_3]$ は四元数のベクトル部、 $\mathbf{R}$ は IMU 座標系に対する各セグメントの方位を表す行列である。先述したように、式 (5) における各セグメントの方位を表す座標系は PN によりあらかじめ定義されているものである。光学式システムとの比較のため、各セグメントの方位を表す座標系を、長軸が X，左右軸が Y，前後軸が Z，それぞれ A ポーズ時の下方（遠位），左方向，前方向が正となるように再定義し，行列を変換した。この変換後の方位を表す行列において，長軸に相当する 1 列目の値を第 1 フレームにおける長軸の方位として使用した。以上により，IMU 座標系における身体全体の重心位置と重心速度，セグメントの重心位置，重心速度，長軸の方位を IMU 式システムから算出した。

## 2-2 光学式モーションキャプチャシステムを用いた計測とデータ処理

参考値を取得するため、光学式 3 次元動作解析システム (MAC 3D System, Motion Analysis 社製) を用いて同時に計測を行った。被験者の身体標認点位置を取得するため、全身に反射マーカ (FKN-RM15A, 4Assist 社製) を計 35~37 個貼付した。貼付位置は、頭頂、両耳、左右の肩峰、肘関節内・外側上顆、尺骨・橈骨茎状突起、第 3 中手骨、第 7 頸椎、鎖骨間関節、第 8 胸椎、胸骨下端、上前腸骨棘、上後腸骨棘、大転子、膝関節内・外側上顆、足関節内・外果、踵、つま先であった。歩行試技のみ、足部におけるマーカ貼付位置を、踵とつま先の 2 点ではなく第 3 中足骨上 1 点とした。撮影には、撮影速度 240Hz に設定した 8 台の赤外線カメラ (Eagle, Motion Analysis 社製) を用いた。このシステムにおける基準座標系 (以下、OPT 座標系) は、直立静止状態の被験者から見て正面を X 軸、左側を Y 軸、鉛直上向きを Z 軸とした。

各変数の算出には、光学式システムから算出されたマーカの位置データを使用した。IMU 式システムとサンプリング周波数が異なるため、光学式システムから取得した位置の生データを間引くことで 120Hz に変更した。120Hz に間引きされたマーカ位置データを、バターワースフィルタを用いて遮断周波数 10Hz で平滑化した後に、阿江ら (1992) が算出した身体部分慣性特性を用いて各セグメントの重心位置と身体全体の重心位置を算出し、それぞれを 1 階微分、2 階微分することで、各セグメント重心の速度、加速度、身体重心の速度、加速度を算出した。

各セグメントの方位を表す座標系を、PN と同様に長軸が X、左右軸が Y、前後軸が Z、それぞれ下方 (遠位方向)、左方向、前方向が正となるように定義した。頭部座標系

は頭頂と両耳の 3 点，胴体座標系は左右の肩峰と左右の大転子の 4 点，上腕座標系は肩峰と肘関節内・外側上顆の 3 点，前腕座標系は肘関節内・外側上顆と手関節内・外果の 4 点，手部座標系は手関節内・外果と第三中手骨の 3 点，大腿座標系は大転子と膝関節内・外側上顆の 3 点，下腿座標系は膝関節内・外側上顆と足関節内・外果の 4 点，足部座標系は足関節内・外果とつま先の 3 点を用いて定義した．歩行試技のみ，足部座標系はつま先のマーカーの代わりに第三中足骨上のマーカーを用いた．この定義をもとに，長軸の値を長軸の方位として使用した．以上により，OPT 座標系における身体重心の位置と速度，セグメントの重心位置，重心速度，長軸の方位を光学式システムから算出した．

### 2-3 データ収集

分析対象は，スクワット，歩行，垂直跳び，前方跳びの 4 動作とした．スクワット，垂直跳び，前方跳びは 3 回を 1 試技として計 3 試技ずつ，歩行は 5 歩前進する歩行試技を計 3 試技行った．全試技，直立静止状態（A ポーズ）から試技を実行し，スタートの合図の後 1 秒ほど初期姿勢を保ち，その後試技者にとって好ましい速度で試技を実行し，試技終了後は再び初期姿勢に戻った．スクワットの足幅は凡そ試技者の肩幅に合わせ，歩行は，左足から 5 歩進み，その後足をそろえるようにして初期姿勢に戻った．全試技，OPT 座標系の X 軸方向を向いた状態で試技を行った．試技者は成人男性 2 名で，1 名（身長 1.66 m，体重 64 kg）はスクワット，垂直跳び，前方跳び試技を行い，もう 1 名（身長 1.65 m，体重 60 kg）は歩行試技のみを行った．なお，本研究は新規導入した

IMU 式システムを研究グループで研究利用するための準備段階（精度検証）であったことに加え侵襲性はなく研究グループ構成員が試技者を担当したことから、実験参加への同意は研究グループ構成員の有する共通認識を前提に口頭で得ることとした。

## 2-4 両システムのデータ処理

IMU 式モーションキャプチャシステムと光学式モーションキャプチャシステム、2 つのシステム間の比較を行うため、座標系の定義、撮影開始時間、原点について、出力されたデータセットを対応させるべく数値処理を行った。ここで、OPT 座標系を共通の座標系（以下、基準座標系）とし、IMU 座標系を基準座標系と一致するよう変換した。まず、各システムで算出された身体重心位置、速度、セグメントの重心位置、重心速度、長軸の方位に対して、同期と座標系変換を行った。初めに、Z 軸方向を一致させるために、IMU 座標系の Z 軸が重力方向、基準座標系の Z 軸が鉛直上向き方向であることから、IMU 座標系について計測された PN のデータを Y 軸周りに 180 度回転させ、Z 軸方向を基準座標系と一致させた。次に、両システムは外部同期がなされていなかったため、算出した頭部重心位置の、一致させた Z 成分の速度を用いて相互相関解析を行い、位相が最もよく合致するように時間の同期を行った。最後に、セグメント重心位置や身体重心位置といった変数を算出した後、水平方向の座標軸を一致させるため、平面上の移動の少ないスクワットと垂直跳び試技においては各座標系それぞれに対する開始フレームにおける左足重心位置から右足重心位置に向かうベクトルを、平面上を移動する歩行

試技と前方跳び試技においては各座標系それぞれに対する左足重心位置の開始フレームから最終フレームに向かうベクトルを用い、二つのベクトルのなす角が最小となるように IMU 座標系について表されていたセグメント重心位置や身体重心位置といった全変数を変換し、基準座標系について表した。次に、各システムから算出した身体重心とセグメント重心の位置に対して、原点を一致させるための処理を行った。各座標系で定義されている原点（光学式システムは、キャリブレーション用 L 字ゲージ上のマーカーの中心、IMU 式システムはキャリブレーション時の、被験者のセグメント長から算出された骨盤中心）から地面までの高さを計測することにより、両座標系に対して算出した全変数における原点を地面の高さに移動した。

## 2-5 分析変数と分析処理

本研究では、両システムから算出した身体重心の位置、速度、各セグメントの重心位置、重心速度、長軸の方位（上下角と左右角）を比較した。各セグメントの長軸の方位は、矢状面上（XZ 平面）に投影した長軸ベクトルと基準座標系の-Z 軸ベクトル（鉛直下向き）とのなす角を上下角、前額面上（YZ 平面）に投影した長軸ベクトルと基準座標系の-Z 軸のなす角を左右角と定義した。尚、足部のみ、水平面上（XY 平面）に投影した長軸ベクトルと OPT 座標系の X 軸のなす角を左右軸と定義した。上下角は、鉛直下向きを 0 度、X 軸方向を正として -180~180 度の範囲、左右角は、鉛直下向きを 0 度、Y 軸方向を正として -180~180 度の範囲、足部の左右角は、X 軸方向を 0 度、Y 軸方向を正として -180~180 度の範囲で算出した（図 3）。

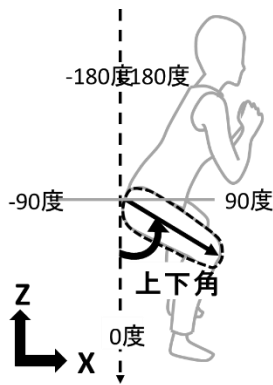


図 3-1. 上下角

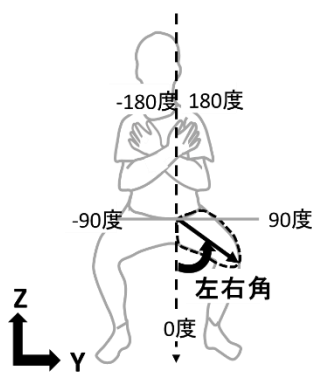


図 3-2. 左右角

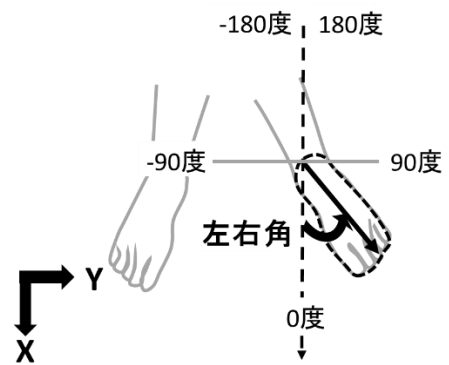


図 3-3. 左右角 (足部)

図 3. 角度の定義

真値がわかる変数については、真値との比較を行った。静止している身体部位の速度が  $0\text{ m/s}$  であることが自明であるため、これを真値としてスクワット試技と歩行試技における接地区間の両足部速度の精度検証を行った。接地区間は、スクワット試技の全区間と歩行試技の各足部速度  $0.05\text{ m/s}$  以下の区間と定義した。スクワット試技の各足部速度は、全区間で  $0.05\text{ m/s}$  以下であった。真値との比較として、左右の足部それぞれに対し、全接地区間における IMU 式システムと光学式システムから算出された速度の平均値を算出した。また、重力加速度が自明 ( $9.8\text{ m/s}^2$ ) であるため、これを真値として垂直跳びと前方跳び試技における身体重心加速度の Z 軸成分の精度検証を行った。自由落下区間は、各ジャンプにおける身体重心速度の最大値の 10 フレーム後から最小値の 5 フレーム前までの区間と定義した。真値との比較として、全自由落下区間にお

る IMU 式システムと光学式システムから算出された身体重心加速度の平均値を算出した。

PN から算出した全身のキネマティック変数と光学式システムからの算出値の一致度を検証するため、両システムから算出した各変数の 3 回分の試技における級内相関係数 (ICC (3,1)), 3 回分の試技それぞれにおける差分 (光学式システムの値 - IMU 式システムの値) を算出した。加えて、位置については動作範囲、速度については速度範囲、角度については角度範囲を算出した。また、真値がわかる変数に関しては、3 回分の試技における両システムからの平均値を算出した。級内相関と動作範囲、速度範囲、角度範囲は、3 回分の試技の平均値を代表値とした。分析はすべて MATLAB (R2020a, The MathWorks 社製) で行った。

## 第四章 結果

### 3-1 身体重心位置

IMU 式システムと光学式システムから算出した身体重心位置の経時変化（図 4）と ICC・差分（動作範囲に対する割合）・動作範囲（表 1），横軸を ICC，縦軸を差分とする散布図（図 5）を示す。スクワット，垂直跳び，前方跳びにおける上下運動や，歩行，前方跳びにおける前方移動といった各試技における主要な運動方向成分に着目すると，0.93 を上回る ICC が得られた。光学式システムに対する IMU 式システムの差分は，上下成分については 0~2 cm 高く，前後成分については，歩行については 6~8 cm 大きく，前方跳びについては 4~16 cm 小さいことが示されたが，動作範囲に対する差分の大きさの割合は 14%以内であった。差分の標準偏差も，上下成分については 1~4 cm ，前後成分については 3~16 cm であったが，動作範囲に対する割合は 14%以内であった。そのほかの成分については，ICC は 0.60 以下であり，差分，差分の標準偏差ともに，スクワット，歩行，前方跳びと比べて，垂直跳び試技は大きかった。



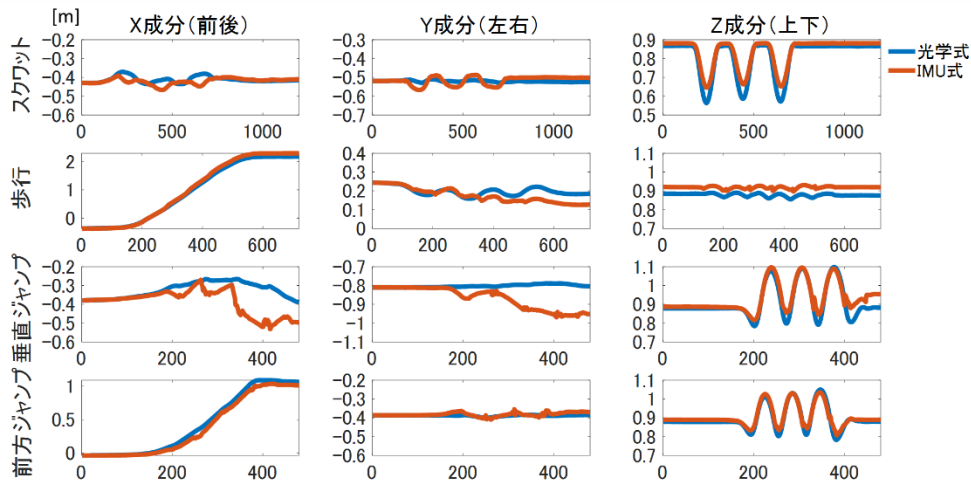


図 4. 各試技中の身体重心位置の時系列変化

表 1. 各試技における身体重心位置の ICC と差分（動作範囲に対する割合）と動作

範囲

|        | ICC | 差分[m]  |       |        | 動作範囲[m]                 |                          |                             |       |        |        |
|--------|-----|--------|-------|--------|-------------------------|--------------------------|-----------------------------|-------|--------|--------|
|        |     | 前後     | 左右    | 上下     | 前後                      | 左右                       | 上下                          |       |        |        |
| スクワット  | 平均値 | 0.26   | 0.05  | 0.96   | 0.01~0.02<br>(16~30%)   | 0.01~0.02<br>(29~88%)    | -0.02<br>(-8%)              | 0.07  | 0.02   | 0.30   |
|        | SD  | ±0.23  | ±0.09 | ±<0.01 | ±0.02<br>(27~31%)       | ±0.02<br>(106~122%)      | ±0.02<br>(7%)               | ±0.01 | ±<0.01 | ±0.01  |
| 歩行     | 平均値 | 1.00   | 0.44  | 0.60   | -0.08~-0.06<br>(-3~-2%) | 0.02~0.03<br>(29~39%)    | -0.05~-0.04<br>(-122~-107%) | 2.59  | 0.08   | 0.04   |
|        | SD  | ±<0.01 | ±0.10 | ±0.08  | ±0.05~0.06<br>(2%)      | ±0.02~0.03<br>(28~37%)   | ±0.01<br>(18~19%)           | ±0.04 | ±0.01  | ±<0.01 |
| 垂直ジャンプ | 平均値 | 0.13   | 0.02  | 0.93   | 0.05~0.07<br>(44~59%)   | 0.07~0.08<br>(232~294%)  | -0.02~0.00<br>(-6~-1%)      | 0.12  | 0.03   | 0.32   |
|        | SD  | ±0.11  | ±0.20 | ±0.03  | ±0.05~0.07<br>(46~61%)  | ±0.06~0.09<br>(228~303%) | ±0.02~0.04<br>(7~12%)       | ±0.01 | ±0.01  | ±0.02  |
| 前方ジャンプ | 平均値 | 0.97   | 0.36  | 0.97   | 0.04~0.16<br>(4~14%)    | -0.01~0.02<br>(-32~29%)  | -0.01<br>(-4~-2%)           | 1.15  | 0.06   | 0.27   |
|        | SD  | ±0.05  | ±0.38 | ±0.03  | ±0.03~0.16<br>(3~14%)   | ±0.01~0.05<br>(13~39%)   | ±0.01~0.02<br>(4~8%)        | ±0.06 | ±0.05  | ±0.01  |

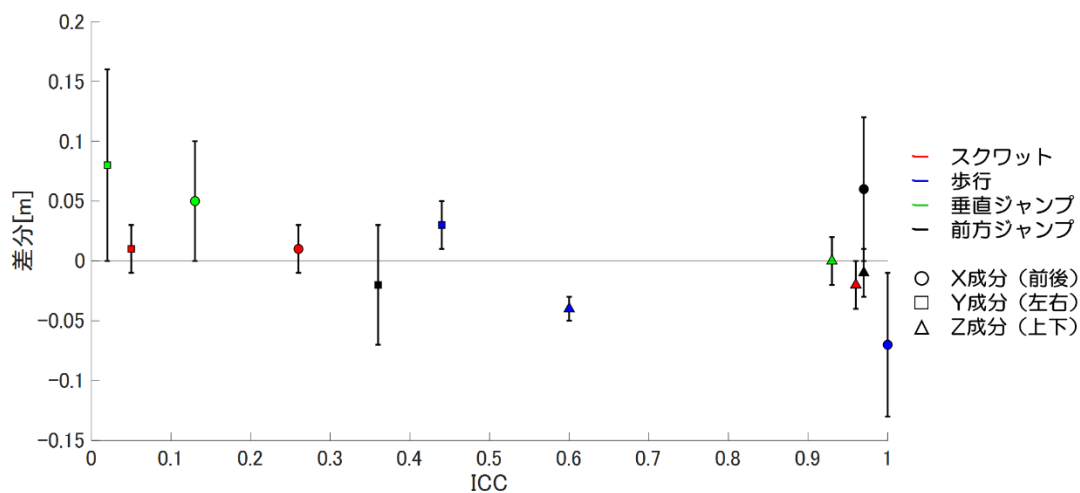


図 5. 身体重心位置の ICC と差分の散布図

### 3-2 身体重心速度

IMU 式システムと光学式システムから算出した身体重心の速度の経時変化 (図 6) と ICC・差分 (速度範囲に対する割合)・速度範囲 (表 2), 横軸を ICC, 縦軸を差分とする散布図 (図 7) を示す. 各試技における主要な運動方向成分に着目すると, ICC は, 前方跳び (ICC = 0.85) を除き 0.98 以上と非常に高い値を示した. 全成分において, 差分は歩行の前後成分以外ほとんどが光学式システムの方が大きいことを示し, その大きさは, スクワットと歩行については 3 cm/s 以内, 垂直跳びと前方跳びについては 12 cm/s 以下であった. 差分は, 歩行のみ IMU 式システムの方が大きいことが示され, 差分の大きさはスクワットと歩行については 3 cm/s 以内, 垂直跳びと前方跳びにおいては 12 cm/s 以下であった. 差分の標準偏差は, スクワットと歩行においては 7 cm/s 以下であり, 垂直跳びと前方跳びにおいては 7~20 cm/s であった. そのほかの成分については,

ICC は歩行の上下成分で 0.91 と高い値を示したが、その他は 0.55 以下であり、差分はほとんど光学式システムの方が大きく、その値は 6 cm/s 以下であった。差分の標準偏差は、スクワットと歩行については 8 cm/s 以内、垂直跳びと前方跳びについては 13~24 cm/s であった。

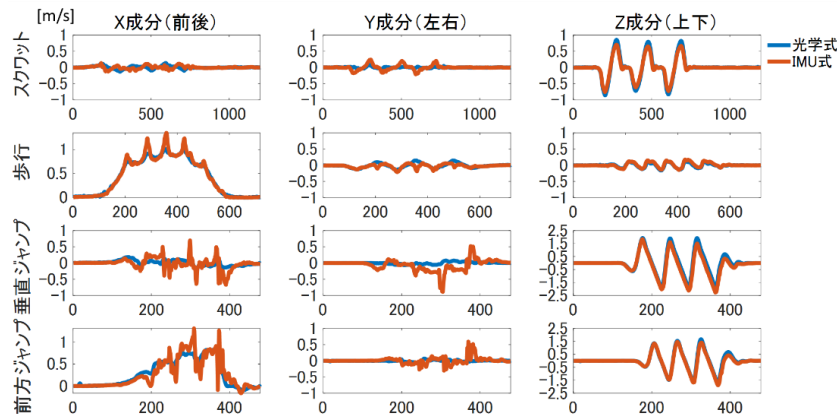


図 6. 各試技中の身体重心速度の時系列変化

表 2. 各試技における身体重心速度の ICC と差分（速度範囲に対する割合）と速度

|        | ICC | 差分 [m/s] |       |        | 速度範囲 [m/s]              |                          |                       |        |       |       |
|--------|-----|----------|-------|--------|-------------------------|--------------------------|-----------------------|--------|-------|-------|
|        |     | 前後       | 左右    | 上下     | 前後                      | 左右                       | 上下                    |        |       |       |
| スクワット  | 平均値 | -0.09    | 0.11  | 0.98   | <0.01<br>(0~1%)         | <0.01<br>(-1~1%)         | 0.01<br>(0%)          | 0.27   | 0.09  | 1.63  |
|        | SD  | ±0.04    | ±0.11 | ±<0.01 | ±0.05~0.06<br>(20~23%)  | ±0.06<br>(63~71%)        | ±0.06<br>(3~4%)       | ±<0.01 | ±0.03 | ±0.07 |
| 歩行     | 平均値 | 0.98     | 0.55  | 0.91   | -0.03~-0.01<br>(-3~-1%) | 0.01<br>(4~8%)           | -0.01~0.00<br>(-4~0%) | 1.05   | 0.30  | 0.30  |
|        | SD  | ±<0.01   | ±0.04 | ±0.07  | ±0.07<br>(6~7%)         | ±0.06~0.08<br>(19~25%)   | ±0.02~0.04<br>(7~13%) | ±0.04  | ±0.02 | ±0.01 |
| 垂直ジャンプ | 平均値 | 0.19     | -0.01 | 0.98   | 0.02~0.04<br>(6~11%)    | 0.05~0.06<br>(42~53%)    | 0.06~0.12<br>(2~3%)   | 0.37   | 0.12  | 3.77  |
|        | SD  | ±0.14    | ±0.04 | ±<0.01 | ±0.16~0.40<br>(42~107%) | ±0.12~0.23<br>(100~190%) | ±0.12~0.17<br>(3~4%)  | ±0.01  | ±0.02 | ±0.07 |
| 前方ジャンプ | 平均値 | 0.85     | -0.03 | 0.99   | 0.00~0.08<br>(0~8%)     | -0.01~0.03<br>(-4~17%)   | 0.03~0.09<br>(1~3%)   | 0.91   | 0.18  | 3.42  |
|        | SD  | ±0.09    | ±0.17 | ±0.01  | ±0.14~0.20<br>(15~22%)  | ±0.10~0.16<br>(56~88%)   | ±0.07~0.14<br>(2~4%)  | ±0.12  | ±0.06 | ±0.15 |

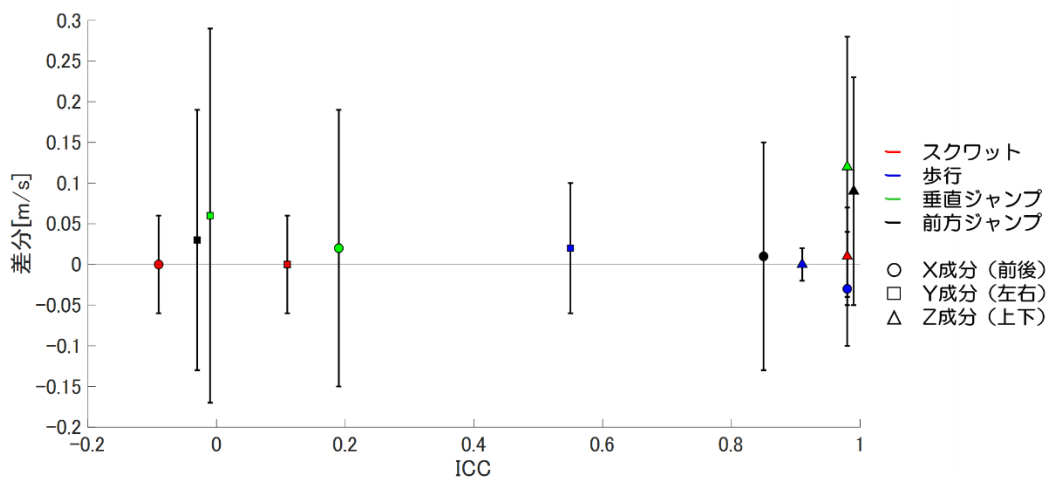


図 7. 身体重心速度の ICC と差分の散布図

### 3-3 セグメント重心位置

IMU 式システムと光学式システムから算出した各セグメント重心位置について、横軸を ICC，縦軸を差分とする散布図（図 8）を示す．主要な運動方向成分に着目すると，スクワット，垂直跳び，前方跳びにおけるセグメント重心位置の上下成分の ICC は全試技の足部とスクワットの下腿部・手部を除くと 0.91 以上，歩行と前方跳びにおける前後成分の ICC は 0.96 以上であった．差分は，上下成分については 0.10 m 以下であり，IMU 式システムの方が小さい傾向を示した．前後成分については，歩行は負，前方跳びは正の値を示す傾向があり，差分の大きさは 0.23 m に及ぶものもあった．全試技において，差分の標準偏差は，上下方向で 0.05 m 以内，前後成分では，スクワットと歩行については 0.04 m 以内，垂直跳びと前方跳びについては 0.10 m 以内であった．

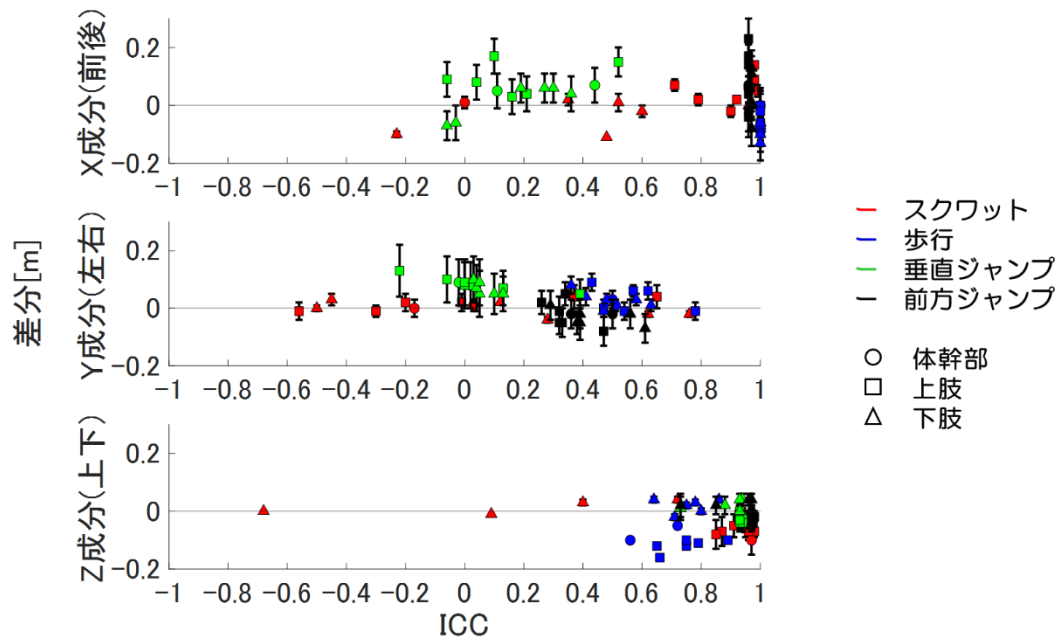


図 8. 各セグメント重心位置の ICC と RMSE の散布図

表 3. 足部とそのほかのセグメント重心位置の ICC ・ 差分 ・ 動作範囲

|        | ICC | 差分[m]      |            |            | 動作範囲[m]    |            |            |            |            |           |
|--------|-----|------------|------------|------------|------------|------------|------------|------------|------------|-----------|
|        |     | 前後         | 左右         | 上下         | 前後         | 左右         | 上下         |            |            |           |
| スクワット  | その他 | 0.00~0.99  | -0.56~0.76 | 0.40~0.98  | -0.3~0.16  | -0.02~0.05 | -0.11~0.04 | 0.05~0.37  | 0.02~0.12  | 0.04~0.65 |
|        |     | ±0.00~0.34 | ±0.05~0.11 | ±0.00~0.14 | ±0.01~0.03 | ±0.01~0.05 | ±0.01~0.05 | ±<0.03     | ±<0.02     | ±<0.04    |
|        | 足部  | -0.23~0.48 | 0.12~0.28  | -0.68~0.09 | -0.11~0.08 | -0.04~0.03 | -0.01~0.00 | 0.01       | 0.01       | 0.00      |
|        |     | ±0.03~0.05 | ±0.14~0.15 | ±0.06~0.23 | ±<0.01     | ±<0.01     | ±<0.01     | ±<0.01     | ±<0.01     | ±<0.01    |
| 歩行     | その他 | 1.00       | 0.36~0.62  | 0.65~0.89  | -0.11~0.01 | -0.02~0.09 | -0.16~0.04 | 2.53~2.86  | 0.06~0.11  | 0.04~0.09 |
|        |     | ±<0.01     | ±0.03~0.30 | ±0.03~0.16 | ±0.05~0.07 | ±0.02~0.04 | ±0.01      | ±0.01~0.07 | ±<0.02     | ±<0.01    |
|        | 足部  | 1.00       | 0.58~0.63  | 0.64~0.75  | -0.14~0.10 | -0.02~0.04 | 0.00~0.04  | 2.58~2.60  | 0.06~0.07  | 0.06      |
|        |     | ±<0.01     | ±0.05~0.14 | ±0.08~0.17 | ±0.06~0.07 | ±0.02~0.04 | ±0.01~0.02 | ±0.07~0.08 | ±<0.03     | ±<0.01    |
| 垂直ジャンプ | その他 | -0.06~0.52 | -0.22~0.39 | 0.93~0.96  | 0.03~0.19  | 0.05~0.14  | -0.06~0.04 | 0.09~0.19  | 0.04~0.09  | 0.26~0.36 |
|        |     | ±0.05~0.19 | ±0.10~0.24 | ±0.02~0.03 | ±0.05~0.08 | ±0.06~0.09 | ±0.02~0.04 | ±<0.04     | ±<0.02     | ±<0.02    |
|        | 足部  | -0.06~0.03 | 0.05~0.13  | 0.73~0.88  | -0.07~0.03 | 0.05~0.10  | 0.00~0.03  | 0.11       | 0.06       | 0.21~0.22 |
|        |     | ±0.11~0.13 | ±0.15~0.24 | ±0.05~0.12 | ±0.05~0.08 | ±0.05~0.09 | ±0.02~0.05 | ±0.03~0.05 | ±<0.02     | ±0.02     |
| 前方ジャンプ | その他 | 0.96~0.97  | 0.26~0.56  | 0.96~0.98  | -0.04~0.28 | -0.08~0.09 | -0.05~0.04 | 1.15~1.24  | 0.06~0.13  | 0.22~0.31 |
|        |     | ±0.04~0.6  | ±0.29~0.59 | ±0.02~0.03 | ±0.02~0.18 | ±0.01~0.06 | ±0.01~0.02 | ±0.03~0.05 | ±0.03~0.05 | ±<0.02    |
|        | 足部  | 0.97       | 0.38~0.61  | 0.73~0.85  | -0.09~0.08 | -0.07~0.01 | 0.01~0.02  | 1.13~1.14  | 0.09~0.10  | 0.18      |
|        |     | ±0.04      | ±0.16~0.33 | ±0.09~0.11 | ±0.03~0.16 | ±0.03~0.05 | ±0.02~0.04 | ±0.07      | ±0.03      | ±0.02     |

### 3-4 セグメント重心速度

IMU 式システムと光学式システムから算出した各セグメント重心の速度について、横軸を ICC、縦軸を差分とする散布図（図 9）を示す。各試技における主要な運動方向成分に着目すると、ICC は、前後成分において、歩行試技で 0.97 以上、前方跳び試技で 0.71 以上であり、上下成分は、全試技の足部とスクワットの下腿部を除くと 0.92 以上であった。また、歩行試技の上下成分の ICC は、両足部を除いて 0.82 以上であった。全体の差分の標準偏差は、水平面上の成分（前後成分と左右成分）においては、スクワット・歩行試技と垂直跳び・前方跳び試技の 2 群において違いがあり、スクワットと両足部を除いた歩行においては、0.12 m/s 以下、垂直跳びと前方跳びにおいては 0.13～0.54 m/s であった。全体の差分の標準偏差の上下成分においては、垂直跳びと前方跳びの両足部（0.31～0.43 m/s）がそのほか（0.19 m/s 以下）と比較して大きな値を示した。

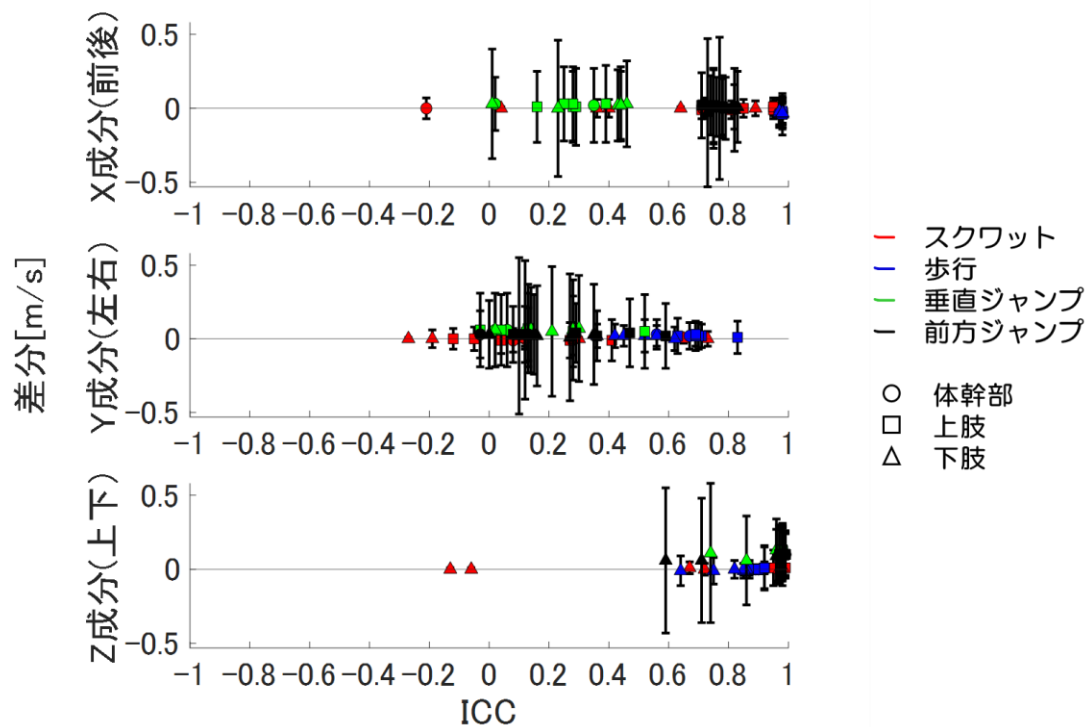


図9. 各セグメント重心速度の ICC と差分の散布図

表4. 足部とそのほかのセグメント重心速度の ICC・差分・速度範囲

|        | ICC | 差分[m/s]    |            |            | 速度範囲[m/s]  |            |            |            |            |            |
|--------|-----|------------|------------|------------|------------|------------|------------|------------|------------|------------|
|        |     | 前後         | 左右         | 上下         | 前後         | 左右         | 上下         |            |            |            |
| スクワット  | その他 | -0.21~0.97 | -0.19~0.73 | 0.67~0.99  | -0.01~0.01 | -0.01~0.01 | 0.00~0.01  | 0.20~1.32  | 0.12~0.59  | 0.26~2.62  |
|        |     | ±0.01~0.17 | ±0.02~0.14 | ±<0.05     | ±0.05~0.07 | ±0.03~0.14 | ±0.03~0.15 | ±0.01~0.15 | ±0.01~0.14 | ±0.02~0.15 |
|        | 足部  | 0.04~0.64  | -0.27~0.30 | -0.13~0.06 | <0.01      | <0.01      | <0.01      | 0.05~0.08  | 0.06       | 0.06~0.08  |
| 歩行     | その他 | 0.97~0.98  | 0.36~0.83  | 0.82~0.92  | -0.04~0.01 | 0.00~0.02  | -0.01~0.01 | 1.08~2.45  | 0.26~0.84  | 0.36~0.68  |
|        |     | ±<0.02     | ±0.01~0.20 | ±0.07~0.11 | ±0.07~0.16 | ±0.06~0.12 | ±0.03~0.08 | ±0.02~0.07 | ±0.02~0.10 | ±0.00~0.15 |
|        | 足部  | 0.98       | 0.52~0.62  | 0.64~0.75  | -0.04~0.02 | 0.00~0.02  | -0.02~0.01 | 3.19~3.30  | 0.41~0.60  | 1.00~1.13  |
| 垂直ジャンプ | その他 | 0.02~0.46  | -0.03~0.52 | 0.96~0.98  | 0.01~0.06  | 0.04~0.08  | 0.06~0.16  | 0.32~1.20  | 0.15~1.02  | 3.13~4.13  |
|        |     | ±0.06~0.22 | ±0.04~0.15 | ±<0.01     | ±0.17~0.50 | ±0.14~0.37 | ±0.12~0.21 | ±0.04~0.38 | ±0.01~0.23 | ±0.02~0.16 |
|        | 足部  | 0.01~0.23  | 0.12~0.21  | 0.74~0.86  | -0.03~0.05 | 0.03~0.08  | 0.04~0.12  | 1.62~1.83  | 0.66~0.80  | 2.77~2.90  |
| 前方ジャンプ | その他 | 0.71~0.83  | -0.03~0.36 | 0.96~0.99  | -0.01~0.11 | -0.02~0.04 | 0.05~0.10  | 0.84~1.73  | 0.21~1.34  | 2.75~3.81  |
|        |     | ±0.02~0.18 | ±0.05~0.29 | ±<0.02     | ±0.15~0.32 | ±0.11~0.41 | ±0.08~0.20 | ±0.03~0.54 | ±0.01~0.13 | ±0.03~0.20 |
|        | 足部  | 0.73~0.77  | 0.10~0.27  | 0.59~0.71  | -0.01~0.07 | <0.02      | 0.01~0.06  | 2.36~2.71  | 0.63~0.78  | 2.36~2.51  |
|        |     | ±0.04~0.07 | ±0.04~0.08 | ±0.07~0.09 | ±0.32~0.50 | ±0.27~0.53 | ±0.31~0.49 | ±0.09~0.10 | ±0.10~0.17 | ±0.16~0.22 |

### 3-5 長軸の向き

両システムから算出した各セグメントの長軸の向きの上下角と左右角について、横軸を ICC、縦軸を差分とする散布図 (図 10) と ICC (表 5,8), 差分 (表 6,9), 動作範囲 (表 7,10) を示した. ICC は, 上下角においては, 0.90 以上のセグメントがあるものの, 上下角・左右角ともに 0.50 以下のセグメントもあった. 上下角, 左右角ともに, 差分において 3 回の試技の中で極めて大きい値のあるセグメントが複数見受けられ, そのようなセグメントではこの差分の違いに伴い差分の標準偏差も大きい値を示している. しかし, 差分の標準偏差は, このような差分の違いに伴うもの以外はほとんど 5 度以下であった.

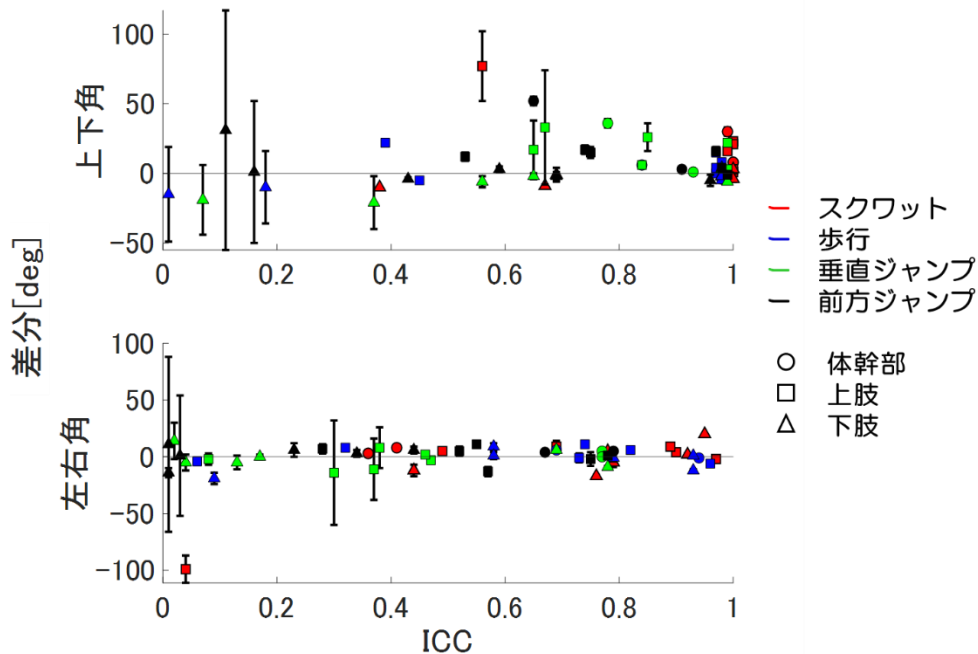


図 10. 長軸の上下角と左右角の ICC と RMSE の散布図



表 5. 各セグメント長軸の上下角における ICC

|     |     | スクワット        | 歩行          | 垂直ジャンプ       | 前方ジャンプ       |
|-----|-----|--------------|-------------|--------------|--------------|
| ICC | 頭部  | 0.99 ± <0.01 | 0.98 ± 0.03 | 0.78 ± 0.10  | 0.65 ± 0.25  |
|     | 胴体  | 1.00 ± <0.01 | 0.84 ± 0.09 | 0.93 ± 0.02  | 0.91 ± 0.01  |
|     | 右上腕 | 1.00 ± <0.01 | 0.45 ± 0.91 | 0.99 ± <0.01 | 0.99 ± <0.01 |
|     | 右前腕 | 1.00 ± <0.01 | 0.39 ± 0.62 | 0.99 ± <0.01 | 0.97 ± 0.02  |
|     | 右手部 | 0.56 ± 0.40  | 0.98 ± 0.02 | 0.67 ± 0.45  | 0.75 ± 0.35  |
|     | 左上腕 | 1.00 ± <0.01 | 0.97 ± 0.02 | 0.84 ± 0.25  | 0.98 ± 0.02  |
|     | 左前腕 | 1.00 ± <0.01 | 0.97 ± 0.02 | 0.85 ± 0.25  | 0.53 ± 0.78  |
|     | 左手部 | 0.99 ± <0.01 | 0.97 ± 0.03 | 0.65 ± 0.45  | 0.74 ± 0.41  |
|     | 右大腿 | 1.00 ± <0.01 | 0.98 ± 0.02 | 0.98 ± 0.01  | 0.59 ± 0.69  |
|     | 右下腿 | 0.69 ± 0.05  | 0.98 ± 0.02 | 0.56 ± 0.48  | 0.69 ± 0.46  |
|     | 右足部 | 0.67 ± 0.13  | 0.18 ± 0.42 | 0.37 ± 0.34  | 0.11 ± 0.08  |
|     | 左大腿 | 1.00 ± <0.01 | 0.98 ± 0.01 | 0.99 ± <0.01 | 0.43 ± 0.49  |
|     | 左下腿 | 0.98 ± <0.01 | 0.98 ± 0.03 | 0.65 ± 0.57  | 0.96 ± 0.04  |
|     | 左足部 | 0.38 ± 0.14  | 0.01 ± 0.87 | 0.07 ± 0.21  | 0.16 ± 0.13  |

表 6. セグメント長軸上下角のシステム間差 (差分の平均値 ± 標準偏差)

| 差分[deg] |     | スクワット    |          |          | 歩行      |          |         | 垂直ジャンプ   |          |          | 前方ジャンプ   |         |         |
|---------|-----|----------|----------|----------|---------|----------|---------|----------|----------|----------|----------|---------|---------|
|         |     |          |          |          |         |          |         |          |          |          |          |         |         |
|         | 頭部  | 27 ± 3   | 30 ± 3   | 27 ± 3   | -3 ± 1  | -4 ± 1   | -4 ± 1  | 36 ± 3   | 36 ± 3   | 37 ± 3   | 46 ± 3   | 52 ± 3  | 49 ± 3  |
|         | 胴体  | 7 ± 1    | 8 ± 1    | 8 ± 2    | 7 ± 1   | 6 ± 1    | 5 ± 1   | 2 ± 2    | 1 ± 2    | 1 ± 2    | 3 ± 2    | 3 ± 2   | 3 ± 2   |
|         | 右上腕 | -1 ± 1   | 1 ± 1    | 0 ± 1    | -5 ± 2  | -5 ± 2   | -3 ± 16 | 3 ± 1    | 3 ± 1    | 3 ± 1    | -1 ± 1   | -1 ± 1  | 1 ± 1   |
|         | 右前腕 | 22 ± 1   | 23 ± 1   | 23 ± 1   | 24 ± 12 | 22 ± 1   | 29 ± 17 | 22 ± 1   | 22 ± 1   | 22 ± 1   | 17 ± 2   | 16 ± 3  | 18 ± 1  |
|         | 右手部 | 18 ± 1   | 77 ± 25  | -48 ± 81 | 7 ± 2   | 8 ± 2    | 9 ± 3   | 16 ± 4   | 33 ± 41  | 15 ± 4   | 20 ± 12  | 15 ± 4  | 15 ± 3  |
|         | 左上腕 | 3 ± 1    | 3 ± 1    | 2 ± 1    | 0 ± 1   | 0 ± 1    | -1 ± 2  | 9 ± 7    | 6 ± 1    | 4 ± 1    | 4 ± 1    | 4 ± 1   | 3 ± 1   |
|         | 左前腕 | 22 ± 1   | 21 ± 1   | 22 ± 1   | 15 ± 1  | 15 ± 2   | 15 ± 4  | 20 ± 1   | 26 ± 10  | 20 ± 1   | 12 ± 1   | 12 ± 3  | 13 ± 12 |
|         | 左手部 | 16 ± 1   | 16 ± 1   | 17 ± 1   | 3 ± 2   | 4 ± 2    | 5 ± 4   | 18 ± 2   | 17 ± 21  | 20 ± 3   | 17 ± 2   | 17 ± 3  | 2 ± 17  |
|         | 右大腿 | 3 ± 1    | 3 ± 2    | 3 ± 2    | 4 ± 2   | 4 ± 2    | 4 ± 3   | 4 ± 1    | 3 ± 2    | 3 ± 1    | 7 ± 14   | 3 ± 2   | 2 ± 1   |
|         | 右下腿 | -1 ± 5   | -1 ± 5   | -1 ± 2   | -6 ± 2  | -5 ± 1   | -5 ± 4  | -6 ± 4   | -6 ± 4   | 30 ± 69  | -2 ± 2   | -2 ± 3  | 39 ± 36 |
|         | 右足部 | -9 ± 1   | -9 ± <1  | -10 ± 1  | -5 ± 20 | -10 ± 26 | 4 ± 15  | -21 ± 17 | -21 ± 19 | -11 ± 8  | 4 ± 66   | 31 ± 86 | 21 ± 83 |
|         | 左大腿 | -5 ± 1   | -4 ± 3   | -4 ± 1   | -1 ± 2  | -1 ± 2   | -1 ± 3  | -7 ± 1   | -6 ± 1   | -5 ± 1   | -22 ± 32 | -4 ± 1  | -5 ± 80 |
|         | 左下腿 | -2 ± 2   | -2 ± 3   | -2 ± 2   | -3 ± 1  | -2 ± 1   | -3 ± 5  | -2 ± 2   | -2 ± 2   | 52 ± 76  | -3 ± 2   | -5 ± 4  | -3 ± 2  |
|         | 左足部 | -10 ± <1 | -10 ± <1 | -10 ± 1  | 2 ± 2   | -15 ± 34 | -4 ± 16 | -25 ± 36 | -19 ± 25 | -40 ± 39 | -13 ± 38 | 1 ± 51  | 12 ± 65 |

表 7. 各セグメント長軸の上下角における角度範囲

|              | スクワット  | 歩行      | 垂直ジャンプ  | 前方ジャンプ |
|--------------|--------|---------|---------|--------|
| 角度範囲[deg] 頭部 | 93 ± 8 | 33 ± 18 | 25 ± 6  | 24 ± 8 |
| 胴体           | 58 ± 1 | 7 ± <1  | 21 ± 4  | 20 ± 1 |
| 右上腕          | 53 ± 1 | 27 ± 1  | 23 ± 3  | 25 ± 4 |
| 右前腕          | 46 ± 2 | 42 ± 2  | 30 ± 5  | 36 ± 6 |
| 右手部          | 45 ± 3 | 46 ± 2  | 35 ± 3  | 42 ± 6 |
| 左上腕          | 50 ± 1 | 26 ± <1 | 17 ± 3  | 24 ± 2 |
| 左前腕          | 39 ± 2 | 43 ± 3  | 21 ± 2  | 33 ± 4 |
| 左手部          | 39 ± 2 | 49 ± 4  | 20 ± 4  | 40 ± 6 |
| 右大腿          | 59 ± 3 | 34 ± 1  | 32 ± 2  | 37 ± 1 |
| 右下腿          | 29 ± 2 | 67 ± 1  | 30 ± 1  | 35 ± 3 |
| 右足部          | 2 ± <1 | 76 ± 4  | 46 ± 8  | 44 ± 3 |
| 左大腿          | 61 ± 3 | 32 ± <1 | 32 ± 2  | 36 ± 2 |
| 左下腿          | 30 ± 1 | 68 ± 1  | 33 ± <1 | 37 ± 3 |
| 左足部          | 3 ± 1  | 74 ± 1  | 44 ± 5  | 50 ± 1 |

表 8. 各セグメント長軸の左右角における ICC

|        | スクワット        | 歩行          | 垂直ジャンプ      | 前方ジャンプ      |
|--------|--------------|-------------|-------------|-------------|
| ICC 頭部 | 0.41 ± 0.31  | 0.94 ± 0.01 | 0.77 ± 0.12 | 0.67 ± 0.10 |
| 胴体     | 0.36 ± 0.30  | 0.69 ± 0.13 | 0.77 ± 0.12 | 0.79 ± 0.08 |
| 右上腕    | 0.90 ± 0.04  | 0.32 ± 0.55 | 0.47 ± 0.28 | 0.78 ± 0.12 |
| 右前腕    | 0.69 ± 0.08  | 0.73 ± 0.17 | 0.08 ± 0.38 | 0.75 ± 0.19 |
| 右手部    | 0.04 ± 0.79  | 0.96 ± 0.03 | 0.30 ± 0.27 | 0.57 ± 0.32 |
| 左上腕    | 0.97 ± 0.02  | 0.06 ± 0.07 | 0.46 ± 0.39 | 0.28 ± 0.14 |
| 左前腕    | 0.49 ± 0.08  | 0.82 ± 0.05 | 0.37 ± 0.38 | 0.52 ± 0.17 |
| 左手部    | 0.89 ± 0.02  | 0.74 ± 0.04 | 0.38 ± 0.16 | 0.55 ± 0.32 |
| 右大腿    | 0.78 ± 0.21  | 0.58 ± 0.04 | 0.69 ± 0.19 | 0.44 ± 0.49 |
| 右下腿    | 0.79 ± 0.04  | 0.58 ± 0.06 | 0.13 ± 0.16 | 0.34 ± 0.29 |
| 右足部    | 0.76 ± 0.03  | 0.79 ± 0.05 | 0.04 ± 0.35 | 0.01 ± 0.02 |
| 左大腿    | 0.44 ± 0.05  | 0.93 ± 0.01 | 0.78 ± 0.05 | 0.01 ± 0.02 |
| 左下腿    | 0.92 ± 0.03  | 0.93 ± 0.04 | 0.17 ± 0.15 | 0.23 ± 0.20 |
| 左足部    | 0.95 ± <0.01 | 0.09 ± 0.18 | 0.02 ± 0.36 | 0.03 ± 0.04 |

表 9. セグメント長軸左右角のシステム間差 (差分の平均値±標準偏差)

| 差分[deg] | スクワット |        |       |       | 歩行    |       | 垂直ジャンプ |        |        |        | 前方ジャンプ |       |     |
|---------|-------|--------|-------|-------|-------|-------|--------|--------|--------|--------|--------|-------|-----|
|         | 頭部    | 胸部     | 右上腕   | 右前腕   | 右手部   | 左上腕   | 左前腕    | 左手部    | 右大腿    | 右下腿    | 右足部    | 左大腿   | 左下腿 |
|         | 9±4   | 8±1    | 7±4   | -1±1  | -1±<1 | 0±1   | 6±1    | 6±1    | 5±1    | 5±2    | 9±3    | 4±2   | 6±3 |
|         | 4±1   | 3±3    | 1±4   | 6±1   | 6±1   | 6±1   | 1±1    | 0±1    | 1±1    | 4±1    | 5±2    | 3±1   |     |
|         | 5±3   | 4±2    | 3±2   | 7±2   | 8±2   | 8±4   | -1±2   | -3±3   | -5±3   | 2±2    | 1±2    | 0±1   |     |
|         | 9±5   | 9±5    | 8±4   | -2±5  | -1±4  | -1±7  | -1±4   | -2±5   | -2±4   | -1±3   | -2±6   | -2±3  |     |
|         | -6±2  | -99±12 | 59±80 | -6±1  | -6±1  | -6±2  | -12±4  | -14±46 | -14±5  | -10±5  | -13±4  | -13±3 |     |
|         | -1±1  | -2±1   | -1±1  | -5±2  | -4±3  | -4±2  | -5±18  | 2±2    | 4±2    | 7±4    | 7±4    | 6±3   |     |
|         | 4±3   | 5±2    | 4±3   | 7±3   | 6±3   | 6±2   | 5±2    | -11±27 | 5±2    | 6±2    | 5±4    | 8±4   |     |
|         | 8±2   | 9±2    | 7±2   | 10±3  | 11±3  | 11±3  | 13±3   | 8±18   | 14±4   | 11±2   | 11±3   | 8±6   |     |
|         | 4±2   | 5±1    | 5±1   | 10±2  | 9±3   | 9±2   | 6±2    | 6±1    | 8±3    | 9±6    | 6±3    | 7±2   |     |
|         | -6±4  | -5±4   | -5±3  | 1±3   | 1±3   | 1±3   | -4±5   | -5±6   | -41±64 | 2±2    | 3±3    | 39±37 |     |
|         | -21±1 | -17±1  | -16±1 | -7±3  | -1±3  | -4±4  | -11±11 | -5±7   | -3±11  | -2±57  | 11±77  | 25±66 |     |
|         | -12±7 | -12±5  | -12±6 | -11±1 | -12±1 | -12±1 | -10±1  | -9±1   | -9±1   | -31±34 | -14±4  | -7±86 |     |
|         | 2±2   | 2±1    | 1±1   | 1±1   | 1±1   | 1±1   | 1±2    | 0±2    | -59±81 | 5±5    | 6±6    | 3±3   |     |
|         | 17±<1 | 20±<1  | 21±<1 | -19±6 | -19±5 | -19±4 | 24±8   | 14±16  | -2±25  | -4±35  | 1±53   | 29±67 |     |

表 10. 各セグメント長軸の左右角における角度範囲

| 角度範囲[deg] | スクワット |      |      |       | 歩行   |      | 垂直ジャンプ |       | 前方ジャンプ |      |      |     |      |      |
|-----------|-------|------|------|-------|------|------|--------|-------|--------|------|------|-----|------|------|
|           | 頭部    | 胸部   | 右上腕  | 右前腕   | 右手部  | 左上腕  | 左前腕    | 左手部   | 右大腿    | 右下腿  | 右足部  | 左大腿 | 左下腿  | 左足部  |
|           | 8±<1  | 5±1  | 15±3 | 15±2  | 17±2 | 15±2 | 14±2   | 18±2  | 9±2    | 11±1 | 5±<1 | 7±1 | 9±<1 | 4±<1 |
|           | 11±5  | 4±<1 | 10±1 | 35±2  | 27±1 | 6±2  | 23±1   | 21±<1 | 10±2   | 8±1  | 26±3 | 7±1 | 8±1  | 30±3 |
|           | 9±1   | 5±1  | 7±2  | 13±1  | 22±3 | 7±1  | 11±3   | 20±3  | 8±1    | 7±2  | 22±5 | 7±1 | 7±1  | 22±1 |
|           | 14±3  | 5±<1 | 9±2  | 18±<1 | 28±5 | 6±<1 | 12±2   | 23±5  | 10±1   | 7±2  | 25±6 | 5±1 | 9±4  | 25±5 |
|           |       |      |      |       |      |      |        |       |        |      |      |     |      |      |

### 3-6 真値との比較

表 11 は、自由落下中の上下方向の身体重心加速度を示す。光学式システム、IMU 式システムからの算出値はそれぞれ、垂直跳び試技においては  $9.68 \text{ m/s}^2$ 、 $0.75 \text{ m/s}^2$ 、前方跳び試技においては  $9.68 \text{ m/s}^2$ 、 $9.72 \text{ m/s}^2$  であり、両試技、両システムともに同程度の

高い精度が示された。表 12 は、接地区間の足部速度を示す。両試技、両システムともに全成分において 1 cm/s 未満であった。

表 11. 自由落下中の身体重心加速度

| [m/s <sup>2</sup> ] | 光学式システム                  | IMU式システム                 |
|---------------------|--------------------------|--------------------------|
| 垂直ジャンプ試技            | 9.64～9.73<br>(0.48～0.84) | 9.67～9.83<br>(0.67～0.84) |
| 前方ジャンプ試技            | 9.67～9.69<br>(0.66～0.69) | 9.71～9.73<br>(0.95～1.11) |

表 12. 接地期における足部速度

|         | × 0.01[m/s] | 光学式システム                    |                            | IMU式システム                   |                           |
|---------|-------------|----------------------------|----------------------------|----------------------------|---------------------------|
|         |             | 右足部                        | 左足部                        | 右足部                        | 左足部                       |
| スクワット試技 | 前後成分        | 0.01<br>(1.00)             | 0.01<br>(0.57～0.70)        | -0.12～-0.10<br>(0.52～0.56) | -0.03<br>(0.40～0.56)      |
|         | 左右成分        | -0.01～0.01<br>(0.65～0.72)  | -0.01～0.01<br>(0.62～0.67)  | -0.07～0.02<br>(0.50～0.73)  | 0.03～0.04<br>(0.74～0.98)  |
|         | 上下成分        | -0.01～0.01<br>(0.48～0.60)  | -0.01～0.01<br>(0.50～0.84)  | 0.10～0.19<br>(0.61～0.93)   | 0.03～0.04<br>(0.70～0.95)  |
| 歩行試技    | 前後成分        | -0.55～-0.01<br>(1.07～4.10) | 0.17～0.22<br>(1.00～1.39)   | 0.35～0.75<br>(1.81～5.79)   | 0.67～0.90<br>(2.49～3.99)  |
|         | 左右成分        | -0.05～0.27<br>(1.52～1.72)  | 0.19～0.52<br>(0.85～1.53)   | -0.11～0.47<br>(1.33～2.63)  | -0.18～0.23<br>(1.13～1.92) |
|         | 上下成分        | -0.61～-0.28<br>(0.99～2.06) | -0.41～-0.20<br>(0.55～1.00) | -0.23～-0.10<br>(0.56～3.12) | -0.27～0.10<br>(1.07～2.58) |

## 第五章 考察

本研究では、スクワット・歩行・垂直跳び・前方跳びの4つの全身運動について、市販のIMU式モーションキャプチャシステムの1つであるPNを用いて計測・算出したキネマティック変数の正確性を光学式モーションキャプチャシステムによる計測・算出値を参考値として検証することを目的とした。身体重心位置と身体重心速度においては、歩行と前方跳びの前後成分、スクワット・垂直跳び・前方跳びの上下成分において高い信頼性が示された。IMU式システムの計測精度は、4つの動作に共通して、身体重心位置の上下成分において計測システム間の差分が5 cm 以下、身体重心速度の上下成分において計測システム間のICCが0.91以上、差分が速度範囲の4%以内と、上下成分における高い信頼性および妥当性が示された。さらに空中期における身体重心加速度においても高い測定精度を持つことが示された。しかし、インパクトを伴う着地動作を含む運動の足部の速度においては計測システム間の差の標準偏差が0.30~0.70 m/s、各セグメントの長軸の方位においては計測システム間の差分が14セグメント中9セグメントで20度以上であり、計測精度は低かった。

### 4-1 位置と速度

計測システム間の一致度を身体重心位置と身体重心速度について表したICCは、スクワット、垂直跳び、前方跳びにおける上下成分と歩行、前方跳びにおける前後成分という各試技の主要な運動方向を意味する成分については、前方跳び試技における身体重心速度の前後成分については0.85、それ以外は0.93以上と全試技において高い値を示し

た。これは、IMU 式システムと光学式システムとの高い相対一致を示すものであり、主要な運動方向の成分における身体重心位置、速度の計測に関する IMU 式システムの十分な信頼性が示された。

身体重心位置の上下成分において、上下成分を主要な運動方向とする 3 試技（スクワット・垂直跳び・前方跳び）については、ICC は 0.93 以上、計測システム間の差分は最大 2 cm であり、この差分の大きさは動作範囲の 8% 以下であった。一方、上下成分が主要な運動方向ではない歩行試技においては、ICC は 0.60 と低く、計測システム間の差分は動作範囲の約 115 % であり、Pavei ら（2020）が歩行試技において示した 15% を大きく上回る。上下成分を主要な運動方向とする 3 試技と比較すると、本研究における身体重心位置の上下成分の動作範囲は歩行試技の 0.04 m に対して、他の 3 試技は約 0.30 m であった。この大きな動作範囲の違いにもかかわらず各試技における計測値のシステム間差は 0.05 m 以内に収まり、試技間に顕著な差はみられなかった。すなわち、IMU 式システムの身体重心位置の上下成分の計測誤差は、動作範囲に関係なく 0.05 m 以下の過大評価にとどまると考えられる。身体重心位置と微積分の関係にある身体重心速度においても、上下成分について ICC が 0.91 以上と高い信頼性を示し、差分も速度範囲の 4% 以内にとどまった。

歩行試技の身体重心位置において、主要な運動方向となる前後成分の計測値は最大 8 cm 程度過大評価をしており、その大きさは動作範囲の 2~3% であった。Yuan ら（2014）は 3 つの IMU を用いて身体の位置と速度を推定するシステムを製作し計測精度を検証したところ、歩行試技における計測誤差が全移動距離の 2% であったことを報告してい

る。このことは、IMU 式システムは、歩行試技の前後成分の身体重心位置に関して Yuan らが開発した独自のアルゴリズムと同程度の精度で計測できることを示すものである。

歩行動作のような水平移動の精度について、Roetenberg ら (2013) は市販の IMU 式システムのひとつである MVN システム (Xsens 社製) を用いた検証において、総移動距離の約 2 % の精度であったと報告している。MVN は、3 軸加速度計、3 軸角速度計、3 軸磁力計を備えた MTx センサと呼ばれる小型 IMU を 17 個使用して、全身動作を計測するシステムである。MTx センサの大きさは、約 38 mm × 53 mm × 21 mm と PN のセンサよりは大きく、全身への装着は全身スーツを用いて行う。市販の IMU 式システムには、IMU が計測したデータを処理するための独自のアルゴリズムが搭載されているため、各システムの計測精度が異なる可能性が考えられる。しかし、本研究の歩行試技における前方移動距離の計測精度の結果は、Roetenberg ら (2013) の結果と同程度であることから、IMU 式モーションキャプチャシステムを用いた歩行分析における移動距離の計測精度は凡そこの程度と考えられる。

身体重心位置と身体重心速度における水平面上の成分 (前後成分と左右成分) に着目する。ここでは、主要な運動方向の成分である歩行試技と前方跳び試技の前後成分は除く。水平面上の成分の ICC は 0.55 以下であった。身体重心位置における ICC の低さは各試技で身体重心が動作した範囲の狭さに、身体重心速度における ICC の低さは各試技における水平速度の範囲の狭さに起因するものと考えられる。身体重心位置と身体重心速度について、ICC の高い主要な運動方向および計測誤差の小さい上下方向と左右成分との間で範囲に対する差分の標準偏差に割合比較すると、運動方向および上下方向

においては、身体重心位置は動作範囲の約 20%以下、身体重心速度は速度範囲の約 15%以下であるのに対し、水平面上の成分においては、身体重心位置は動作範囲の 13~303%、身体重心速度は速度範囲の 19~190%であった。差分の標準偏差の動作範囲または速度範囲に対する割合が大きいことは、その範囲における計測値が計測誤差によって大きく歪むことを意味し、それによって ICC が低くなったと考えられる。

身体重心位置と身体重心速度の水平面上の成分は計測システム間の差分と標準偏差の大きさにおいて、垂直跳び試技はほかの 3 試技と比較して大きい値を示した。IMU 式システムで計測した身体重心位置と身体重心速度の水平面上の成分の計測精度に影響を及ぼす因子として、積分時間（動作時間）、最高速度(Pavei et al. 2020) , 空中期の有無(Yuan and Chen 2014), インパクトの有無などが考えられる。IMU 式システムから速度を算出するには計測した加速度を積分する必要がある、値には積分ドリフトが混入する。そのドリフトは時間の経過とともに蓄積されるため、IMU 式システムの計測誤差は積分時間が長くなるにつれて大きくなることが考えられる。本研究の積分時間（動作時間）は、垂直跳び試技が 4 秒、スクワット試技が 10 秒、歩行試技が 6 秒、前方跳び試技が 4 秒であった。垂直跳び試技の動作時間は他の試技より短かったことから、垂直跳びにおけるシステム間の差分が他の試技よりも大きかった原因が積分時間にあるとは考えにくい。垂直跳び試技における身体重心速度の最大値は、前後成分、左右成分ともに 3 番目に大きかった。前後成分において、歩行試技の速度範囲は垂直跳び試技の約 3 倍であったが、差分は垂直跳び試技と同程度かそれ以下であった。このことから、垂直飛び試技の重心速度における計測システム間の差分が他の試技における差分よりも大きか



ったことに対して、最高速度の影響は小さかったことが示された。IMU 式システムは身体の一部が地面との接地している期間はそのセグメントが移動しないものとみなして積分ドリフトの影響を補正している(Roetenberg et al. 2013)。そのため、常に接地期が存在する歩行試技に比べて両足共に離地する空中期の存在するジャンプ動作においては静止状態のセグメントが存在しないため速度データに表れる積分ドリフトを除去することができず、位置と速度に大きな誤差が表れたものと考えられる。さらに、接地などのインパクトによるセンサの振動やセグメント上での移動は、計測データの補正精度に影響を及ぼす。これらのことから、水平面上の成分に関しては、空中期とインパクトによって誤差が大きくなることが示唆された。身体重心位置と身体重心速度の計測システム間の差分が前後成分を主要な運動方向とする歩行試技と前方跳び試技の間に大きく異なった原因の一つはこの点にあるものと考えられる。垂直跳びに比べて前方跳び試技の差分が小さかったのは、センサの傾きによる影響の違いであると考えられる。ジャンプ時に特定の水平方向へ移動する前方跳びは、水平移動するために身体を一定方向に傾けていると想像できる。しかし、特定の水平方向への移動を行わない垂直跳びにおいては、ジャンプをするごとにさまざまな方向へ身体がわずかに傾く。このランダムな傾きによる重力ベクトルの不整合が計測値に誤差を含めている可能性がある。

スクワット試技の水平面上の成分の差分は、3つの慣性センサからゴルフスイング時の身体重心の水平方向への変位を推定した Najafi et al. (2015) の示した値と同程度であった。ゴルフスイングは10秒以内で終わると考えられ、左右方向への重心移動も含まれる動作であること、常に両足が接地している状態でおおきなインパクトの無い動作で

あることを考えると、スクワットと同様な結果が得られたことは、水平面上の成分の位置と速度が、積分時間や最高速度よりも、空中期とインパクトの有無によって影響されることを支持することであると考えられる。

身体重心位置における計測システム間の差分の標準偏差の値は、全試技において3成分のうち上下成分がもっとも小さかった。また、上下成分は ICC の値が 0.60 以上であり、差分も 0.05 m 以下であった。垂直跳びと前方跳び試技において計測値の水平面上の成分に影響を与えると考えられる空中期とインパクトは、ICC や差分から、上下成分にはそれほど影響を与えていないと考えられる。IMU 式システムに含まれるアルゴリズムの多くは、重力加速度ベクトルによって静止座標系の垂直方向を、地磁気によって静止座標系の水平方向を推定する(Roetenberg et al. 2013)。磁気センサは強磁性の物体の影響を受けやすく特に屋内での計測においては地磁気が不安定になると考えられる。そのため、センサ座標系によって計測された加速度から位置を算出する IMU 式システムにおいては、水平面上の成分と比較して、上下成分の計測誤差およびそのばらつきが小さいと考えられる。身体重心速度においても同様の傾向が見られた。

セグメント重心位置、セグメント重心速度は、身体重心位置や身体重心速度の算出もととなった値である。前後方向が主要な運動方向となる試技における計測値の前後成分は全セグメントで同程度の高い ICC を示し、上下方向が主要な運動方向となる試技については足部を除き高い ICC を示した。足部のみ低い ICC を示したことについて、スクワット試技については、動作範囲が 1cm 程度と狭かったことが原因であると考えられる。垂直跳び試技と前方跳び試技における足部については、IMU 式システムの接地検

出が原因であると考えられる。各セグメントの重心速度における計測システム間の差分は試技によって大きく異なり、垂直跳びと前方跳び試技の足部の値とその標準偏差は他のセグメントに比べてはるかに大きかった。IMU 式システムによる身体セグメントの接地検出は、各セグメントの位置座標の Z 成分をもとに判定される(Roetenberg et al. 2013)。歩行やジャンプといった動作では、人は足の弾性を用いて加速、減速をする。しかし、IMU 式システムは足を剛体として扱っているため、接地判定基準となる閾値によって接地離地を誤って判定し、その結果として足部の運動状態が急激かつ極端に変化したものと見なす可能性がある。これにより、接地判定を伴う動作の上下成分の足部の速度におおきな誤差が含まれたと考えられる。

#### 4-2 各セグメント長軸の上下角と左右角

2つのシステムの計測値から算出された各セグメント長軸の上下角と左右角の比較を行ったところ、ICC は 0.95 以上のセグメントがある一方、0.10 以下のセグメントもあった。本研究での試技は矢状面上の動作であるため、セグメントの左右角の変動が小さかった。そのため、上下角と比べて左右角の方が、全体的に ICC が小さくなったと考えられる。

上下角・左右角ともに、計測システム間の差分が 30 度以上であるセグメントや差分の標準偏差が 20 度以上であるセグメントが見受けられた。さらに同じ動作の 3 試技内においてもその差分や差分の標準偏差にばらつきの大きいセグメントも複数見受けられた。長軸の上下角・左右角の差分にはさまざまな要因が影響を与えられられる。

一つ目は、光学式システムと IMU 式システムの長軸の定義の違いである。Robert-Lachaine ら (2017) は、IMU 式システムと光学式システムから算出された関節角度において、二つのシステムが使用する生体力学モデルの違い (モデルエラー) による影響が大きいことを示した。本研究において、光学式システムは反射マーカを用いて計測した身体標認点の位置データを、IMU 式システムは組み込まれている生体力学モデルをもとに長軸を定義している。この生体力学モデルの違いが長軸の上下角・左右角の差分に影響を与えていると推察される。二つ目は、IMU 式システムが定義したキャリブレーション姿勢と実際の姿勢の違いである。IMU 式システムは、定義したキャリブレーション姿勢においてセグメントに対する IMU の位置関係を計算する (Roetenberg et al. 2013)。しかし、実際のキャリブレーション時には、被験者が正確に指定されたキャリブレーション姿勢を取るために自ら調整を行う必要があり、定義姿勢に対して多少の誤差が生じる可能性がある。その誤差が長軸の上下角・左右角の違いをもたらした一つであると考えられる。三つ目は、試技中にセグメント上で IMU が移動する問題である。IMU 式システムに使用されている IMU は小型でシステム全体が軽量であることから、さまざまな環境下で計測することができるという利点がある。一方、センサが小型でセグメント表面との接触面積が小さいため、わずかな力や皮膚の移動で大きなずれが生じるという欠点がある。また、ストラップを用いて各セグメントを一周通して IMU を装着したため、動作による皮膚の摂動や筋肉によるセグメント周囲の膨張収縮など、皮膚の一点に貼付するものよりも動作による影響を受けやすい。さらに本研究においては、衣服の上からセンサを装着したため、動作中の衣服のずれによる影響も受けている可能性がある。

そのため、IMU の装着方法を改善することによって計測誤差を減少させ得ると考えられる。上下角・左右角ともに見られた3回の試技間での差分の大きな違いは、このような試技中のIMUのずれによるものであると考えられる。

頭部の上下角についての計測システム間の差分は、歩行試技では-4~-3度であったのに対し、他の3試技においては27~52度であった。歩行以外の試技において極めて大きなシステム間の差分が観察された一方でICCは比較的高かった(>0.65)ことから、差分は試技全体を通してほぼ同程度の大きさを維持していたものと考えられる。この差分は指定されたキャリブレーション姿勢と実際の姿勢との違いによる影響が大きいと考えられる。本研究では、歩行試技のみ別の試技者によって行われており、すなわちキャリブレーションも別で行われている。頭部上下角の差分が大きな値を示した3試技は共通のキャリブレーション手順をもとに計測されており、そのキャリブレーション姿勢の頭部の向きが定義姿勢に対して大きな誤差を生んだ可能性が考えられる。Sersら(2020)は、IMU式システムから算出した首と肩の関節角度と体幹傾斜を、光学式システムと比較した結果、首の伸展は他の角度と比べて精度が低かったことを報告しており、首の伸展角の解釈に注意する必要があることを示唆している。このことから、IMUを用いて角度を算出する際には、頭部のIMU装着位置やキャリブレーション時の頭部の傾きに特に注意を払うべきである。

### 4-3 真値との比較

垂直跳びと前方跳び試技において、自由落下運動の原理に基づき、2システムによって算出された自由落下運動中の身体重心加速度の精度検証を行ったところ、両システムともに誤差が  $0.12 \text{ m/s}^2$  以内の高い精度を示した。光学式システムは加速度の算出の際に2階微分する必要があるため、微分によって誤差が増幅される。一方、IMU式システムは微分処理を経ずに加速度を直接計測することができるが、わずかに伸縮性のあるストラップによって身体に装着しているため、動作や衝撃によるセンサのずれによって計測誤差が含まれる可能性がある。二つのシステムにはこのようなデメリットがあるにもかかわらず、本研究において、誤差の大きさは真値の約1%以下であり、両システムとも同程度の高い精度が示された。

スクワット試技と歩行試技における、接地中の両足の速度を2システム間で比較すると、光学式システム、IMU式システムともに  $0.01 \text{ m/s}$  未満であった。IMU式システムに搭載されている接地判定アルゴリズムによって、IMU式システムによって算出された接地中の足部の速度が、計測精度が非常に高い光学式システムに匹敵する値を示したと考えられる。

#### 4-4 IMU 式システムが出力した位置と速度の関係

分析過程で、IMU 式システムから出力された位置と速度には微分積分の関係が成り立たないことが示された。垂直跳びの上下方向において、IMU 式システムから出力された各セグメントの位置データを有限差分法で微分することにより算出した身体重心速度には離地時または接地時に大きな変動が見られたが、IMU 式システムが出力した各セグメントの速度より算出した身体重心速度にはそのような変動は見られなかった。このような違いは歩行と垂直跳び試技のすべての軸において見られた。このことから、IMU 式システムが出力した位置が速度を積分して得られたものではないことが示された。IMU 式システムは主にゲームや仮想現実アプリケーション向けに開発されたものであり (Sers et al. 2020)、アニメーションを重要視すると想定されることから、位置データについてのみ専用のアプリケーション内で補正が行われていると考えられる。IMU 式システムの出力する位置データを動作解析に用いる際には注意が必要であろう。

#### 4-5 追加分析

本研究では、各セグメント長軸の方位の算出に IMU 式システムから出力された方位を用いた。IMU 式システムは、加速度と角速度を計測するシステムであることから、出力された方位は IMU 式システムに搭載されたアルゴリズムによって積分、補正された値である。セグメント長軸の上下角、左右角に見られた大きな差分や差分の標準偏差は IMU 式システムの補正によるものである可能性も考えられる。そこで、IMU 式システ

ムから出力された角速度を積分することによりセグメント長軸の方位を新たに算出し、その値と光学式システムの算出値との比較を行ってみた。

まず、各セグメントの長軸ベクトルの方位を PN が出力した角速度から計算した。各セグメントの  $n^{\text{th}}$  frame の長軸ベクトルは、以下の式 (6) を用いることで、角速度ベクトルが一定であると仮定して 1 フレーム分積分することにより算出したセグメントの角変位分だけ、前フレーム ( $n-1^{\text{th}}$  frame) の長軸ベクトルを回転させることによって求めた。

$$\mathbf{f}' = \mathbf{f} \cos(\text{angle}) + \mathbf{u}(\mathbf{u} \cdot \mathbf{f})(1 - \cos(\text{angle})) + (\mathbf{u} \times \mathbf{f}) \sin(\text{angle}) \quad (6)$$

ここで、 $\mathbf{f}$  は  $n-1^{\text{th}}$  frame の各セグメントの長軸の方位を示す単位ベクトルで、 $\mathbf{f}'$  は回転後 ( $n^{\text{th}}$  frame) の長軸の方位を示す単位ベクトル、 $\mathbf{u}$  と  $\text{angle}$  は角変位の方向を表す単位ベクトルと角変位の大きさである。第 1 フレームにおける長軸の方位 (初期値) についてのみ、本研究の算出方法同様 PN が出力した四元数  $q$  を式 (4)、式 (5) のように展開することで求めた。上下角、左右角の算出方法や光学式システムとの比較など、各セグメントの長軸の方位を算出する方法以外は、本研究の方法と同様にして行った。その結果、上下角・左右角ともに、多くのセグメントの ICC が増大し、上下角においては、168 データ (14 セグメント  $\times$  3 試技  $\times$  4 動作) 中 127 データが 0.90 を超える結果となった。また、計測システム間の差分は頭部 (1~54 度) を除いて約 20 度以内であり、右手部の上下角で最大 60 度程度小さくなった。差分の標準偏差は、上下角においては 168 データ



中 157 データ, 左右角においては 168 データ中 153 データで 5 度以下であり大きなばらつきは見られなかった. IMU 式システムの出力値である方位は計測された角速度の積分・補正された値であり, 追加分析で算出した方位は計測された角速度の積分値である. このことから, IMU 式システムの出力値である方位と光学式システムから算出した方位との間の差分は, IMU 式システムのアニメーションを重要視した補正によって大きくなった可能性も考えられる. したがって, IMU 式システムを用いてセグメントの方位や関節角度を計測する場合は, IMU 式システムが独自に積分・補正して出力した方位ではなく, IMU 式システムが計測した角速度を積分して算出した方位を用いるべきであることが示された.

#### 4-6 本研究の限界

本研究の積分時間(動作時間)は 4-10 秒であった. 積分ドリフトは時間の経過とともに蓄積されるため, IMU 式システムの計測誤差は積分時間が長くなるにつれて大きくなることが考えられる. 労働者の実際の労働環境での計測を目的として, 32 分間の動作や 20 分×3 セットの動作など, より長時間の計測を行った研究もあるが(Kim and Nussbaum 2013; Robert-Lachaine et al. 2017), その計測対象は関節角度であり, 動作時間による位置や速度の計測誤差への影響は明らかになっていない. 実際にスポーツの実践現場や日常生活環境において IMU 式システムを用いて計測を行うためには, 今後, より長い時間の計測における IMU 式システムの精度を検証する必要がある.

本研究は2名の試技者によって行われた。2名の試技者の身体モデルは、直接計測したセグメント長などの人体計測と、IMU式システムに搭載されている生体力学モデルを用いて作成されている。そのため、本研究の結果がさまざまな体形や年齢の人に一般化できるかどうかは明らかとなっていない。

## 第六章 結論

本研究では、スクワット・歩行・垂直跳び・前方跳びの4つの全身運動について、IMU式モーションキャプチャシステムであるPNを用いて計測・算出したキネマティック変数の正確性を光学式モーションキャプチャシステムによる計測・算出値を参考値として検証することを目的とした。身体重心位置と身体重心速度においては、歩行と前方跳びの前後成分、スクワット・垂直跳び・前方跳びの上下成分において高い信頼性が示された。IMU式システムの計測精度は、4つの動作に共通して、身体重心位置の上下成分において計測システム間の差分が5 cm以下、身体重心速度の上下成分において計測システム間のICCが0.91以上、差分が速度範囲の4%以内と、上下成分における高い信頼性および妥当性が示された。さらに空中期における身体重心加速度においても高い測定精度を持つことが示された。しかし、インパクトを伴う着地動作を含む運動の足部の速度においては計測システム間の差の標準偏差が0.30~0.70 m/s、各セグメントの長軸の方位においては計測システム間の差分が14セグメント中9セグメントで20度以上であり、計測精度は低かった。したがって、安価で、さまざまな環境で計測することが可能であるIMU式システムは、光学式システムでは計測が困難であった日常生活環境やスポーツ実践現場において、上下方向の動作に着目した計測や空中期や激しいインパクトの含まない全身運動に対する剛体リンクモデルを用いた計測への応用の可能性が示唆された。

## 参考文献

- Bakhshi, Saba, Mohammad H. Mahoor, and Bradley S. Davidson. 2011. "Development of a Body Joint Angle Measurement System Using IMU Sensors." *33rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* 6923–26.
- Boddy, Kyle J., Joseph A. Marsh, Alex Caravan, Kyle E. Lindley, John O. Scheffey, and Michael E. O’Connell. 2019. "Exploring Wearable Sensors as an Alternative to Marker-Based Motion Capture in the Pitching Delivery." *PeerJ* 2019(1).
- Brodie, Matthew, Alan Walmsley, and Wyatt Page. 2008. "Fusion Motion Capture: A Prototype System Using Inertial Measurement Units and GPS for the Biomechanical Analysis of Ski Racing." *Sports Technology* 1(1):17–28.
- Buonocunto, Pasquale and Mauro Marinoni. 2014. "Tracking Limbs Motion Using a Wireless Network of Inertial Measurement Units." *Proceedings of the 9th IEEE International Symposium on Industrial Embedded Systems, SIES 2014* 66–76.
- Cao, Zhe, Gines Hidalgo, Tomas Simon, Shih-En Wei, and Yaser Sheikh. 2018. "OpenPose: Realtime Multi-Person 2D Pose Estimation Using Part Affinity Fields." *ArXiv* 2017-Janua(Xxx):1302–10.
- Esser, Patrick, Helen Dawes, Johnny Collett, and Ken Howells. 2009. "IMU: Inertial Sensing of Vertical CoM Movement." *Journal of Biomechanics* 42(10):1578–81.
- Ganter et al. 2010. "APPLICABILITY OF A FULL BODY INERTIAL MEASUREMENT SYSTEM FOR KINEMATIC ANALYSIS OF THE DISCUS THROW | ISBS -

- Conference Proceedings Archive.” *28 International Conference on Biomechanics in Sports*.
- Gouwanda, D. and S. M. N. A. Senanayake. 2008. “Emerging Trends of Body-Mounted Sensors in Sports and Human Gait Analysis.” *IFMBE Proceedings* 21 IFMBE(1):715–18.
- Jung, Yujin, Donghoon Kang, and Jinwook Kim. 2010. “Upper Body Motion Tracking with Inertial Sensors.” *2010 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics, ROBIO 2010* (3):1746–51.
- Kavanagh, Justin J. and Hylton B. Menz. 2008. “Accelerometry: A Technique for Quantifying Movement Patterns during Walking.” *Gait and Posture* 28(1):1–15.
- Kim, Sunwook and Maury A. Nussbaum. 2013. “Performance Evaluation of a Wearable Inertial Motion Capture System for Capturing Physical Exposures during Manual Material Handling Tasks.” *Ergonomics* 56(2):314–26.
- Kondo, Akiko, Hitoshi Doki, and Kiyoshi Hirose. 2013. “A Study on the Estimation Method of 3D Posture in Body Motion Measurement Using Inertial Sensors.” *Nihon Kikai Gakkai Ronbunshu, C Hen/Transactions of the Japan Society of Mechanical Engineers, Part C* 79(803):2351–61.
- Krüger, Andreas and Jürgen Edelmann-Nusser. 2009. “Biomechanical Analysis in Freestyle Snowboarding: Application of a Full-Body Inertial Measurement System and a Bilateral Insole Measurement System.” *Sports Technology* 2(1–2):17–23.
- Leardini, Alberto, Giada Lullini, Sandro Giannini, Lisa Berti, Maurizio Ortolani, and Paolo

- Caravaggi. 2014. "Validation of the Angular Measurements of a New Inertial-Measurement-Unit Based Rehabilitation System: Comparison with State-of-the-Art Gait Analysis." *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 11(1).
- Lopez-Nava, Irvin Hussein and Angelica Munoz-Melendez. 2016. "Wearable Inertial Sensors for Human Motion Analysis: A Review." *IEEE Sensors Journal* PP(99):7821–34.
- Luinge, H. J. 2002. *Inertial Sensing of Human Movement*. Vol. 168.
- Merriault, Pierre, Yohan Dupuis, Rémi Bouteau, Pascal Vasseur, and Xavier Savatier. 2017. "A Study of Vicon System Positioning Performance." *Sensors (Switzerland)* 17(7).
- Morrow, Melissa M. B., Bethany Lowndes, Emma Fortune, Kenton R. Kaufman, and M. Susan Hallbeck. 2017. "Validation of Inertial Measurement Units for Upper Body Kinematics." *Journal of Applied Biomechanics* 33(3):227–32.
- Najafi, Bijan, Jacqueline Lee-Eng, James S. Wrobel, and Ruben Goebel. 2015. "Estimation of Center of Mass Trajectory Using Wearable Sensors during Golf Swing." *Journal of Sports Science and Medicine* 14(2):354–63.
- Pavei, Gaspare, Francesca Salis, Andrea Cereatti, and Elena Bergamini. 2020. "Body Center of Mass Trajectory and Mechanical Energy Using Inertial Sensors: A Feasible Stride?" *Gait and Posture* 80:199–205.
- Robert-Lachaine, Xavier, Hakim Mecheri, Christian Larue, and André Plamondon. 2017. "Validation of Inertial Measurement Units with an Optoelectronic System for Whole-Body Motion Analysis." *Medical and Biological Engineering and Computing* 55(4):609–19.

- Roetenberg, Daniel, Henk Luinge, and Per Slycke. 2013. "Xsens Mvn: Full 6dof Human Motion Tracking Using Miniature Inertial Sensors." *Xsens Technologies* 1–9.
- Sers, Ryan, Steph Forrester, Esther Moss, Stephen Ward, Jianjia Ma, and Massimiliano Zecca. 2020. "Validity of the Perception Neuron Inertial Motion Capture System for Upper Body Motion Analysis." *Measurement: Journal of the International Measurement Confederation* 149:107024.
- Tsai, Yi Lung, Ting Ting Tu, Hyeoungho Bae, and Pai H. Chou. 2010. "EcoIMU: A Dual Triaxial-Accelerometer Inertial Measurement Unit for Wearable Applications." *2010 International Conference on Body Sensor Networks, BSN 2010* 207–12.
- Yuan, Qilong and I. Ming Chen. 2014. "Localization and Velocity Tracking of Human via 3 IMU Sensors." *Sensors and Actuators, A: Physical* 212:25–33.
- 佐藤春彦. 2008. "使いごころ快適 Optotrak 1." *バイオメカニズム学会誌* 32(4):247–51.
- 小山宏之, 阿江通良, 村木有也, 高本恵美, and 永原隆. 2008. "第 11 回世界陸上大阪大会における男女走幅跳のバイオメカニクスの分析." *陸上競技研究紀要* 4:104–14.
- 阿江通良, 湯海鵬, and 横井孝志. 1992. "日本人のアスリートの身体部分慣性特性の推定." *バイオメカニズム* 11(0):23–33.

## 謝辞

本修士論文は、矢内利政教授のご指導の下執筆いたしました。学部のゼミから約4年半、バイオメカニクスの基礎をはじめ、研究活動のやりがいから厳しさまでさまざまなことを経験・学ぶことができました。特に大学院は非常に辛かったと同時に何倍にも成長できた2年間でした。部活一筋だった私をここまで導いてくださり大変感謝しております。また、副査を快く引き受けてくださった誉田雅彰教授、彼末一之教授には本研究をより現場で活かすという視点からのご指導をして頂きました。心より感謝申し上げます。

研究室のメンバーには多くの面で支えていただきました。研究には無知で、さらに喜怒哀楽の激しい私に付き合い、支えてくださった皆様には大変感謝しております。たくさんのご迷惑をおかけしましたが、皆様のおかげでのびのびと自分らしく2年間を過ごすことができました。ありがとうございました。

研究室に同期がいなかった私にとって他研究室の同期の皆さんは心の支えでした。時には愚痴を言いあったり、時には研究について議論したりと、ともに支え高めあえる同期がいたからこそ、折れずに最後まで頑張れたと思っています。この同期と共に過ごせたことはとてもいい思い出です。本当にありがとうございました。

最後に、毎日お弁当を作り、ここまで見守り続けてくれた両親に感謝いたします。

2021年2月 小野 夏実