

身体装着型慣性センサによる スポーツ動作計測に関する研究

(A study on motion capture system of various sports using
body-mounted inertial sensors)

弘前大学大学院理工学研究科

博士後期課程

博士論文

2013年 12月

北村 政嗣

目次

第1章 序論	1
第2章 無線慣性計測装置の開発	10
2.1 緒言	10
2.2 無線慣性計測装置の概要	13
2.3 ハードウェア構成と試作	14
2.4 ソフトウェア構成	22
2.5 試作機の動作実験	27
2.5.1 単体での動作実験	27
2.5.2 複数台での動作実験	35
2.5.3 動作実験に対する考察	40
2.6 表面実装によるWIMUの小型化	42
2.7 結言	57
第3章 投球時上肢の動作計測	58

3.1	緒言	58
3.2	計測原理	59
3.2.1	固定座標系での加速度導出	59
3.2.2	セットポジション時のFM算出法	61
3.2.3	前腕，上腕および胸部WIMUのFMの関係	63
3.2.4	肘屈曲伸転軸および肩内外転軸の推定	64
3.2.5	初期姿勢導出	65
3.2.6	FMと腕および体幹の関係	67
3.2.7	前腕，上腕および胸部の軌道推定方法	68
3.2.8	速度および位置修正方法	69
3.3	実験方法	80
3.4	結果	80
3.5	考察	82
3.6	結言	83
第4章 ジャンプ時下肢の動作計測		84
4.1	緒言	84
4.2	計測原理	87
4.2.1	ジャンプ動作推定方法概要	87
4.2.2	初期姿勢推定方法	87

4.2.3	運動中の姿勢推定方法	89
4.2.4	各関節角度の定義	91
4.3	実験方法	96
4.4	結果	97
4.5	考察	110
4.6	結言	112
第5章 結論		113
参考文献		116

第1章

序論

計測環境を限定せずにヒトの動作を計測・解析する技術の確立は、医療、福祉、健康、スポーツを含む様々な分野において重要となっている。特にスポーツ分野では、アスリートの怪我や故障を防ぐために、動作を定量的に分析し、その結果に基づいて動作の改善を行っていくことが必要となる [1]。現在、動作計測には光学式動作解析装置の利用が一般的である。光学式動作解析装置は、測定対象を取り囲むように複数台の赤外線カメラを設置し、測定対象の被験者の関節位置等に赤外線反射マーカをテープなどで貼り付け、それぞれのカメラで撮影したマーカの2次元座標を利用することで、3次元空間でのマーカの位置を1[mm]以下の誤差で測定することが可能であり、大規模病院、大学などの研究機関、人間工学分野、心理学分野など、幅広い分野で利用されている。光学式動作解析装置を利用した例とし

て、投球動作の計測や、投球障害の診断が行われている [2-5]。投球障害はスポーツ障害の1つであり、その主な原因は適切ではない投球動作であるため、投球障害を予防するためには、適切な投球動作の指導が不可欠である。このとき、投球動作の指導には、腕の軌道推定や関節トルクの算出などを行う動作解析が有用である。しかし、投球動作は高速であり、市販のビデオカメラでは計測が困難であるため、専用の計測装置が必要となる。現在、投球動作の解析に主に使用されている光学式動作解析装置は、高額で取扱に専門的知識が必要とあるため、学校の部活などでの利用は困難であり、さらに、計測に赤外線を使用するため屋外は使用が困難 [4,5]、マーカが外れやすい、複雑な動作を行ったり障害物が存在したりすると、マーカが撮影できず動作計測が不可能となる [6] など、様々な問題が存在している。

一方、これまで身体に装着した加速度センサやジャイロ（角速度センサ）といった慣性センサ、気圧センサ、地磁気センサ等を利用した身体装着型動作計測装置の研究が行われている [7-32]。ICタイプの加速度センサは、弾性要素と粘性減衰要素によって保持される質量に加速度が作用したとき、質量の慣性力による変位を材料のひずみ量や電気容量の変化として捕らえることで、物体に作用する加速度を測定することができる。ジャイロ

は、往復運動する振動素子が回転したときのコリオリ力を測定することで、角速度を測定することができる。これらのセンサを使用した動作計測は、前述の光学式装置と比較して、簡便、安価、低拘束という利点を持つため、スポーツ分野はもちろんのこと、福祉、理学療法分野等からも期待されており、現在までに、ヒトの動作時の関節角度を推定する方法 [7–10] や、行動・活動内容を判別する方法 [11–18]、歩行時の歩行速度等を計測する方法 [19–28] が報告されている。また、近年のMEMS(Micro Electro Mechanical Systems)技術の発展により、スマートフォンや腕時計などにも組み込むことが可能となるほど小型・軽量・高精度化が進んでいることから、今後様々な目的のため、あらゆる装置へ組み込まれることが予想される。このように、身体装着型センサは今後ますます広く利用されることが予想されるが、高速なスポーツの3次元高精度無拘束動作計測に関しては以下のような問題点が存在する。

従来の計測システムは有線のため動作計測に悪影響

慣性センサを利用してヒトの動作を計測するためには、身体の上肢に多数のセンサを装着し、測定データを記録する必要があるが、これを1カ所のデータロガーに記録するためには複数本の信号ケーブルが必要となるため、動作の

妨げとなる可能性がある。

無線通信技術を用いた実時間でのデータ送信は困難

有線での計測が動作に悪影響を及ぼすという問題を解決するためには、測定データの無線送信が考えられる。しかし、高サンプリング周波数では単位時間あたりに計測されるデータ量が多く、更に測定箇所が増大すると、現在の無線通信技術を利用して実時間でのデータ送信は困難である。

高速なスポーツ動作の高精度計測には工夫が必要

スポーツ動作は歩行動作よりも高速であり、生じる加速度や角速度も広い範囲で発生することから、測定範囲の広い慣性センサを使用して高サンプリング周波数で計測を行う必要がある。一方で、測定範囲の広い慣性センサはSN比が小さく電氣的ノイズの影響を受けやすいため、動作が低速の時にも精度良く計測を行うためには工夫が必要である。

積分誤差の影響により高精度の経路推定が困難

慣性センサを利用して運動時の姿勢や移動経路を推定するためには、加速度や角速度の数値積分が必要である。しかし、高精度化が進む加速度センサやジャイロを利用して、回路のノイズやセンサドリフトなどによる積分誤差を完全

に除去することは不可能であり，高精度の経路推定は困難である。

そこで本論文では，身体装着型慣性センサによる高速なスポーツの3次元高精度無拘束動作計測を実現することを目的として，高速動作に対応する無線慣性計測装置 (Wireless Inertial Measurement Unit: WIMU) を作成し，上半身の運動である投球動作および下半身の運動であるジャンプ動作を計測・解析する3次元動作解析システムを開発する。

まず，高速動作に対応するために，高いサンプリング周波数を有し，測定範囲の広い慣性センサと，大容量のデータ記録領域を有するWIMUの開発を行う。本論文では，市販のセンサモジュールを統合し，新たな計測装置を設計，作成する。測定データの扱いについては，microSDカードなどの小型ストレージデバイスの高容量化と低価格化に伴い，大容量の測定データを実時間で無線送信せず，装着型センサシステム内にデータを保存する方法が実用的であると考えられる。このとき，身体各部に装着したセンサの測定開始や終了などの制御は，無線で行うものとする。また，1対多の無線通信が可能なプロトコルを利用することで，速い通信速度を必要とせず，かつ装着されたセンサの数に制限はなくなる。このような無線センサシステムを利用

することで、高速なスポーツの3次元無拘束動作計測が可能になると考える。試作機によりハードウェアおよびソフトウェアの評価を行った上で、試作機を基にして、大きさ $50\times 50\times 30$ [mm]以下、質量 50 [g]以下と小型軽量化を実現することを目指し、表面実装基板を利用したセンサシステムを開発し、スポーツ動作計測の適用可能性について調査する。

本論文で対象とするスポーツ動作は、野球の投球動作時の上半身の動作と、両足ジャンプ時の下半身の動作とする。有線式の慣性センサによる投球動作の計測は、小田らによって提案されている [29]。本論文では、WIMUを利用して投球動作時の慣性情報を測定するとともに、小田らの方法を適用して投球姿勢および関節トルク推定を行い、WIMUの適用可能性について調査する。また、スポーツ動作計測の際には、姿勢に加え、身体が空中に浮いているジャンプ時の経路や飛距離を正確に測定することが重要である。これまでに、ジャンプ動作を放物運動と仮定し、腰部に装着した加速度センサから求めた跳躍時間を使用して垂直跳びにおける跳躍高を算出する方法 [30] や、メジャーによって実測した跳躍距離を利用して立ち幅跳びにおける跳躍角度を算出する方法 [31] が提案されているが、いずれも離陸時と着陸時のセンサの高さが同じであるという仮定や、放物運動

を仮定しているため，着陸時のセンサの高さが異なる場合や，姿勢変化による重心位置の移動，外力の作用による軌道の変化に対しては正確な軌道の推定は困難であった。この問題を解決するためには身体加速度の積分が有効であるが，積分誤差の蓄積により，推定経路に大きな誤差が生じる可能性がある。一方佐川らは，足爪先に取り付けた慣性センサから効果的に積分誤差を除去して歩行時爪先の3次元軌跡を導出する方法を考案した[32]。そこで本論文では，その方法をジャンプ動作の計測に応用するとともに，両脚の拘束条件，離陸時の速度ベクトルの導出方法，足の接地状態に対応した姿勢推定などの新たなアルゴリズムを提案して，立ち幅跳びを行った時の体幹と下肢の動作推定を試みる。

本研究は，高速動作に対応するWIMUの開発を行い，上半身の運動である投球動作と，下半身の運動であるジャンプ動作の動作計測法を構築することにより，身体装着型慣性センサによる高速なスポーツの3次元高精度無拘束動作計測を実現することを目的とする。高精度である光学式動作解析装置の使用が困難な環境で人間の経路や姿勢の計測が実現すれば，光学式モーションキャプチャでは困難な屋外でのスポーツ動作のモニタリングが可能となり，従来の光学式モーションキャプチャと比較し

て安価で取扱が簡便であるため，スポーツ動作のモニタリングが一般の病院や学校の部活動など広く普及することが期待される。そして，パフォーマンスの向上の確認や故障の予防法の検討，リハビリテーション効果の確認などに利用することで，スポーツや医学，工学などの様々な分野に貢献できると考える。

本論文の各章の構成は以下の通りである。

第2章 無線慣性計測装置の開発

身体装着型の無線慣性計測装置の開発について述べる。無線慣性計測装置のハードウェア及びソフトウェア開発を行い，その性能を評価する。また，試作機を基にして表面実装により小型化を実現する。

第3章 投球時上肢の動作計測

慣性センサを使用して投球時の姿勢変化や軌道を推定する方法を用いて，屋外での投球動作計測について述べる。人間の上肢を3セグメントモデルとしてモデル化し，体幹および前腕・上腕に装着した慣性センサの加速度・角速度より，投球時の姿勢変化や軌道を推定して，WIMUの適用可能性について述べる。

第4章 ジャンプ時下肢の動作計測

慣性センサを使用してジャンプ時の姿勢変化や軌道を推定する方法を提案する。人間の下肢を5セグメントモデルとしてモデル化し、踵下に装着した圧力センサにより足の接地状況を検出し、体幹および両側の大腿・下腿に装着した慣性センサの加速度・角速度より、ジャンプ時の姿勢変化や軌道を推定する。また、光学式モーションキャプチャシステムとの同時計測実験により、本手法の計測精度評価を行う。

第5章 結論

本論文の結果をまとめる。慣性センサにより人間の動作計測を行う本研究の手法により、臨床へ応用させる可能性について述べる。

第2章

無線慣性計測装置の開発

2.1 緒言

現在，スポーツ等の動作計測にはモーションキャプチャのような光学式動作解析装置の利用が一般的である。光学式動作解析装置は，測定対象を取り囲むように複数台の赤外線カメラを設置し，測定対象の被験者の関節位置等に赤外線反射マーカをテープなどで貼り付け，それぞれのカメラで撮影したマーカの2次元座標を利用することで，各時刻における3次元空間でのマーカの位置を1[mm]以下の誤差で測定することが可能である。一方で，光学式動作解析装置は，高額で取扱に専門的知識が必要であるため，学校の部活などでの利用は困難であり，さらに，計測に赤外線を使用するため屋外は使用が困難 [4,5]，マーカが外れやすい，複雑な動作を行ったり障害物が存在したりすると，マーカが撮影できず動作計測が不可能となる [6] な

ど、様々な問題が存在している。そのため、身体に装着した加速度センサやジャイロ（角速度センサ）といった慣性センサ、気圧センサ、地磁気センサ等を利用した身体装着型動作計測装置の研究が行われている [7-32]。一方で、身体装着型の装置を利用した高速なスポーツの3次元高精度無拘束動作計測を実現するには、以下のような問題点が存在する。

従来の計測システムは有線のため動作計測に悪影響

慣性センサを利用してヒトの動作を計測するためには、身体の上肢に多数のセンサを装着し、測定データを記録する必要がある。従来、無線慣性計測装置は一般的ではなく、身体に装着した慣性センサはADコンバータを内蔵したデータ計測用のコンピュータとケーブルにより有線接続されていたため、ケーブルによる拘束感により動作計測に悪影響を及ぼす点や、ケーブルの長さによって計測場所が拘束される点が問題であった。

高速なスポーツ動作の高精度計測には工夫が必要

野球の投球動作において、例えば150[km/s]での投球の場合の1サンプル間の手先の移動量は、サンプリング周波数が100[Hz]の場合は42[cm]であり、1[kHz]の場合は4[cm]である。このことから、野球の投球動作のような高速動作では、高

速な動作を計測するためには1[kHz]という高サンプリング周波数での計測が必要である。また，高速動作では，加速度や角速度は広い範囲で発生することから，測定範囲の広い低感度タイプの慣性センサを使用する必要がある。一方，低感度タイプの慣性センサは電氣的ノイズの影響を受けやすいため，動作が低速の時は，狭い測定範囲を高精度で計測可能な高感度タイプの慣性センサを併用するなど，工夫が必要である。しかし，計測する信号の本数が増加するため，ケーブルが幅が太くなり，重量が増すことで拘束感が増加するという問題もある。また，当時市販されていた無線慣性計測装置では100[Hz]程度のサンプリング周波数までしか利用できず，慣性センサの測定範囲も狭く，スポーツ動作計測には不適であった。

無線通信技術を用いた実時間でのデータ送信は困難

慣性センサで計測したデータの無線送信を考える。例えば，1カ所の動作を測定する際，サンプリング周波数を1[kHz]とし，測定範囲の異なる3軸加速度センサおよび3軸ジャイロを2種類利用し，12[bit]の精度でデータロガーに測定データを無線送信する場合，無線通信速度は通信失敗が全くない状態でも最低240[kbit/s]程度必要である。測定箇所がさら

に増大すると、現在の無線通信技術を利用しても実時間でのデータ送信は困難である。

そこで本章では、身体装着型慣性センサによる高速なスポーツの3次元高精度無拘束動作計測を実現することを目的として開発した、無線慣性計測装置(Wireless Inertial Measurement Unit: WIMU)について述べる。WIMUの仕様を決定し、作製した試作機によりハードウェア及びソフトウェアの評価を行った。また、試作機を基にして表面実装により小型化を実現した。

2.2 無線慣性計測装置の概要

装着式動作解析装置は、慣性センサ(加速度センサ・ジャイロ)、センサからの信号を計測・保存するマイコン・メモリ、計測制御のための無線通信モジュール(Radio Frequency module: RFモジュール)によって構成されるWIMUと、WIMUによって計測されたデータを処理・解析するコンピュータシステムから構成される。計測された加速度と角速度を用いて数値計算を行うことで、動作中の3次元位置や姿勢などを推定する。

投球動作のような高速動作の場合、光学式動作解析装置のフレームレートに相当するサンプリング周波数は1[kHz]以上という要求がある。また、動作に影響を与えないためにはWIMUが

小型・軽量である必要があり，ケーブルによる拘束感はなるべく抑えられなければならない。さらに，低速動作から高速動作まで，広い範囲での加速度および角速度の測定が必要である。これら全ての要求を満足するため，以下の仕様を実現するWIMUを開発する。

1. 計測の開始と終了はRFモジュールによって制御される。
2. 慣性センサの計測データは高感度，低感度の両方ともマイコンでAD変換して取り込まれる。
3. 加速度100[G]以上，角速度6000[deg/s]以上に対応。
4. 取り込まれたデータはバイナリ形式でmicroSDカードに書き込まれる。

2.3 ハードウェア構成と試作

WIMUのハードウェア構成をFig.2.1に示す。前節で述べた機能を実現するWIMUを開発するため，マイコンはMicrochip Technology社のdsPIC33FJ128GP802を使用する。このマイコンは，12ビットのAD変換に使用できるピンは10本であり，RAMは16384バイトである。また，このマイコンは電源電圧が3.3[V]であり，5[V]の電源を使用するセンサの電圧を直接AD変換す

ることはできず，センサの出力インピーダンスも無視できないため，Fig.2.2に示すように，センサの出力端子にボルテージフォロアを通した後に抵抗により分圧し，3.3[V]以下に電圧を低下させる必要がある。加速度センサやジャイロは3軸のデータを計測するため，1種類あたり3本の出力となる。また，広範囲で加速度や角速度を検出するセンサは検出感度が低く，ノイズによる影響が大きいため，検出範囲の広いセンサと検出感度が高いセンサを併用する必要がある。このことから，使用する3Dセンサは2種類の加速度センサと2種類のジャイロを使用する。加速度センサは高感度タイプ(MMA7261QT, Freescale Semiconductor 社, 検出範囲5[G], 感度480[mV/G], 3軸低加速度センサ)を1個と，低感度タイプ(ADXL193, ANALOG DEVICES 社, 検出範囲120[G], 感度18[mV/G], 1軸高加速度センサ)を3個使用する。ジャイロは高感度タイプ(ENC-03RC, 富山村田製作所, 検出範囲300[deg/sec], 感度0.67[mV/deg/sec], 1軸圧電振動ジャイロ)3個と，低感度タイプ(MG3-01Ab, MicroStone 社, 検出範囲4000[deg/sec], 感度0.2[mV/deg/sec], 3軸ジャイロセンサ)を1個使用する。これらのセンサの出力数の合計は12本となる。一方，使用するマイコンでは，AD変換用の入力ピンを10本しか持っていない。そのため，6入力3出力のマルチプレクサ(MUX)

を使用し，仮想的に入力を12本以上にする。ここでは，マルチプレクサはマイコンのAD変換入力のチャンネル8, 9, 10に接続し，入力を13本とする。センサで計測された電圧データはマイコンによって12ビットでAD変換されるため，12chのデータを1[kHz]サンプリングで取得する場合のデータ量は1秒間あたり24000バイトとなる。これを無線で通信する場合，スタートビットやストップビットなどを考慮すると，転送速度は240[kbps]以上必要であるため，AD変換したデータを無線で逐次送信するのは困難であると考えられる。このため，microSDカードにデータを書き込む方法を使用する。RFモジュールはIEEE802.15.4規格に準拠したMaxStream社のXBeeを使用する。これまで述べたハードウェア構成の回路を実際に組み立てた試作機の写真を図2.3に，部品表をTable.2.1に示す。基板中央にマイコンを配置し，microSDカードにデータを記録するためのカードライタは基板右上，RFモジュールは基板右下に配置した。写真左下にあるのがジャイロセンサであるMG3-01Abで，その右隣にあるのは他のセンサを実装したセンサユニットである。また，写真右側にあるのは単4電池が3本入る電池ケースであり，これを2個直列に接続し，3端子レギュレータを使用することで5[V]や3.3[V]の電圧を生成する。この試作機によってハードウェア並び

に次節で述べるソフトウェアに関して、動作検証を行った後に、表面実装によって小型化を行う。

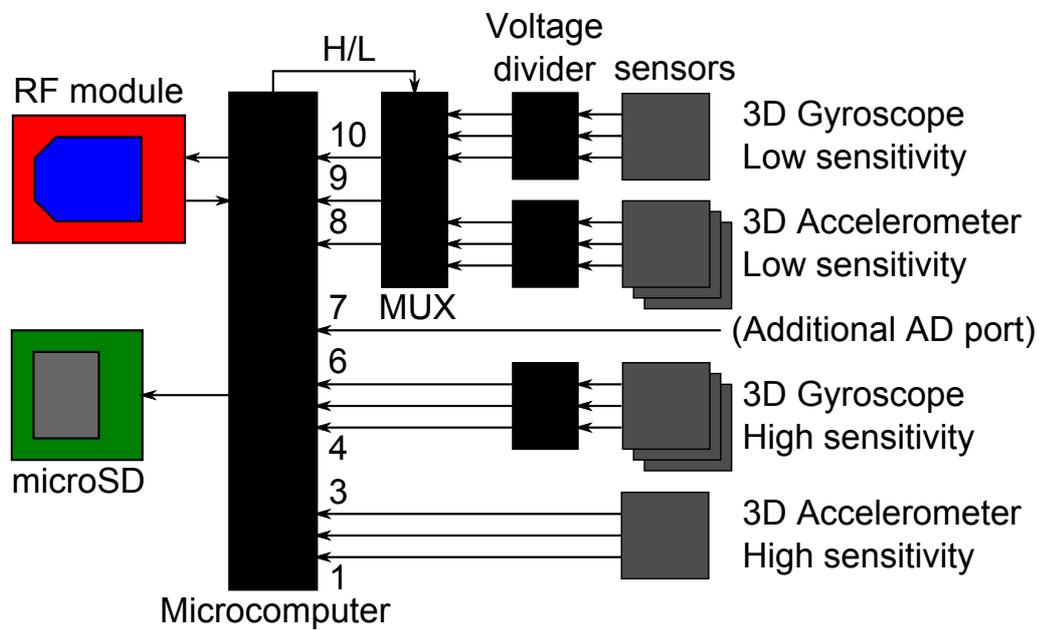


Fig.2.1: WIMU のハードウェア構成

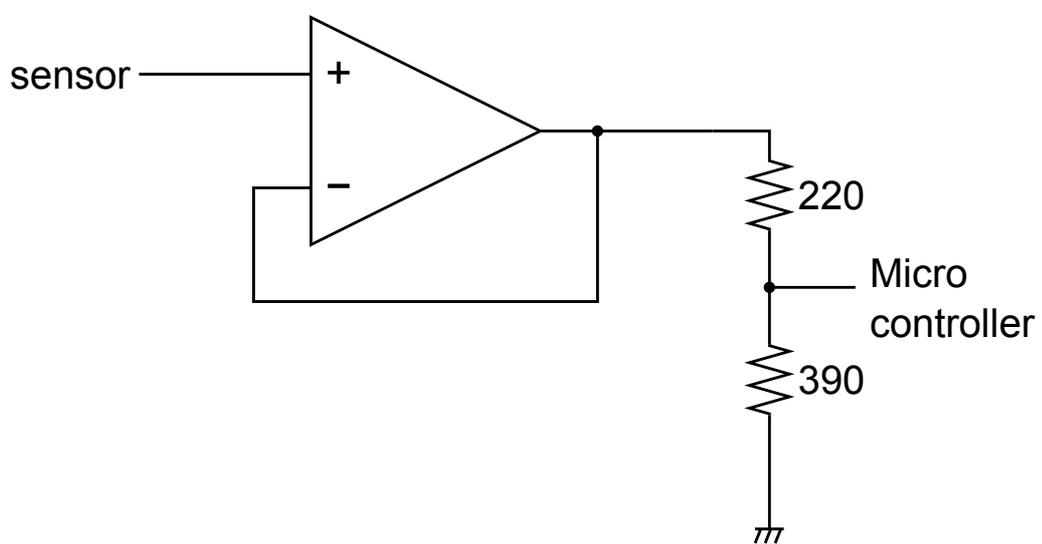


Fig.2.2: 分圧回路。分圧比 390/610

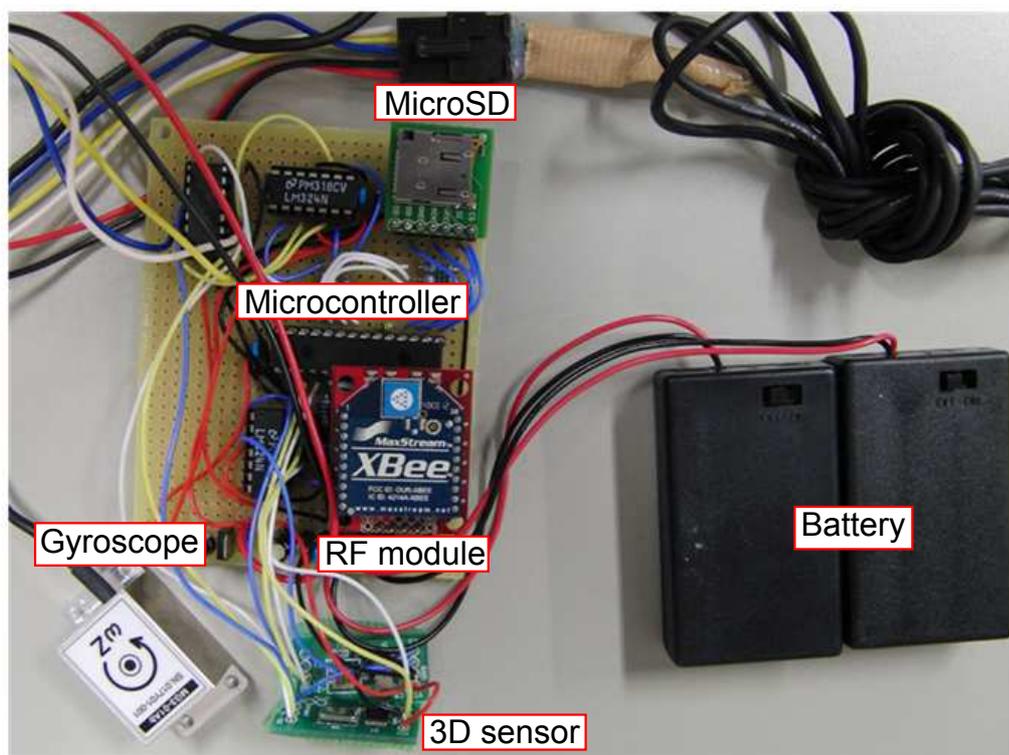


Fig.2.3: 動作検証のための WIMU 試作機

Table.2.1: WIMU 試作機の部品表

部品名	型番	メーカー	仕様
マイコン	dsPIC33FJ128GP802	Microchip Technology	
加速度センサ	MMA7261QT	Freescale Semiconductor	$\pm 5[G]$
加速度センサ	ADXL193	ANALOG DEVICES	$\pm 120[G]$
ジャイロ	ENC-03RC	富山村田製作所	$\pm 300[\text{deg/s}]$
ジャイロ	MG3-01Ab	MicroStone	$\pm 4000[\text{deg/s}]$
RF モジュール	XBee	MaxStream	

2.4 ソフトウェア構成

Fig.2.4にWIMUの計測の流れを示す。WIMUは、計測開始信号を受信すると、UARTの割り込みにより動作を開始する。はじめにmicroSDカードの初期化を行い、計測データを記録するファイルを開き、計測のためのタイマー割り込みを開始させる。1[ms]のタイマー割り込みにより、マルチプレクサ(MUX)を使用して13ch分の12bit AD変換を行い、情報量の圧縮などは行わずに、1chあたり2バイトのバイナリデータとしてバッファに一時保存し、バッファにデータが溜まったらmicroSDカードへの書き込みを行う。WIMUが計測終了信号を受信すると、タイマー割り込みを停止させて計測を終了する。

マルチプレクサを使用して13ch分のセンサ出力のAD変換を行う方法について説明する。Fig.2.1に示すように、高感度タイプの加速度センサがチャンネル1, 2, 3に、高感度タイプのジャイロがチャンネル4, 5, 6に接続されており、チャンネル7は外部のセンサが接続可能な拡張入力である。また、マルチプレクサの制御信号がLレベルの時は低感度の加速度センサ、Hレベルの時は低感度のジャイロの出力が選択されてチャンネル8, 9, 10に入力される。このため、まず、マルチプレクサの制御信号がLの状態、チャンネル1から10まで順にAD変換を行い、高

感度タイプの加速度センサ，高感度タイプのジャイロ，拡張入力，低感度の加速度センサ，合わせて10ch分のセンサの出力を取り込む。次に，マルチプレクサの制御信号をHとして，チャンネル8から10まで順にAD変換を行い，低感度のジャイロの出力3ch分を取り込む。この方法を用いることで，マイコン単体では10本であるAD変換用の入力を仮想的に13本に増やすことが可能となり，加速度センサとジャイロについて，それぞれ高感度タイプと低感度タイプをあわせて12chと，拡張入力の1chの合計13chの計測が可能となる。

次に，計測データを一時保存するバッファについて説明する。一般に，記憶装置にデータの書き込みを行っている間に，新たに計測したデータが書き込み中のデータを上書きすると，データが正常に記録されない。そのため，2個のバッファを使用するダブルバッファ方式を採用する。一方のバッファに計測データを溜めていき，そのバッファが埋まったら，計測データを溜めるバッファを他方のバッファに切り替え，空き時間を見つけて埋まったバッファのデータをmicroSDカードに書き込む。マイコンのRAMが16384バイトであり，プログラムに必要な領域もあることを考慮し，ダブルバッファとして7000バイトのバッファを2個使用する。12ビットの精度で13チャンネルのアナログデータ

を1[kHz]のサンプリング周波数で計測すると、バッファへのデータの蓄積速度は26[kByte/s]である。一方、マイコンから microSD カードへのデータ転送速度はSPI通信プロトコルの仕様より最高400[kbit/s]であるから、およそ40[kByte/s]と見積もることができる。このことから、測定データの microSD カードへの転送速度は十分であると考ええる。

計測開始信号や計測終了信号といったWIMU制御信号は1文字の半角英字(1バイト)とした。試作機の動作実験では、計測開始と計測終了の両方とも's'とした。本研究ではターミナルエミュレータ(TeraTerm)によりシリアル通信を行った。

WIMUの開発環境は、Microsoft Windows XP上でMicrochip Technology社のMPLAB IDEを使用し、C言語で記述したプログラムをMPLAB C30 Cコンパイラによってコンパイルする。XBeeの設定はDigi International社のX-CTUによって行う。また、microSDカードへの書き込みはMicrochip Technology社のFile I/O Functions Using Microchip's Memory Disk Drive File System Libraryを利用する。このライブラリを使用することにより、microSDカードにFAT形式でデータの読み書きを行うことが可能となる。

RFモジュールのXBeeで1対多の通信を実現するため、送信側のXBeeの送信先アドレスには同一のPAN(Personal Area Network)

ID内でのブロードキャストを意味する 0xFFFF を設定した。また、受信側の XBee の PAN ID は送信側の PAN ID と同一の値を設定した。

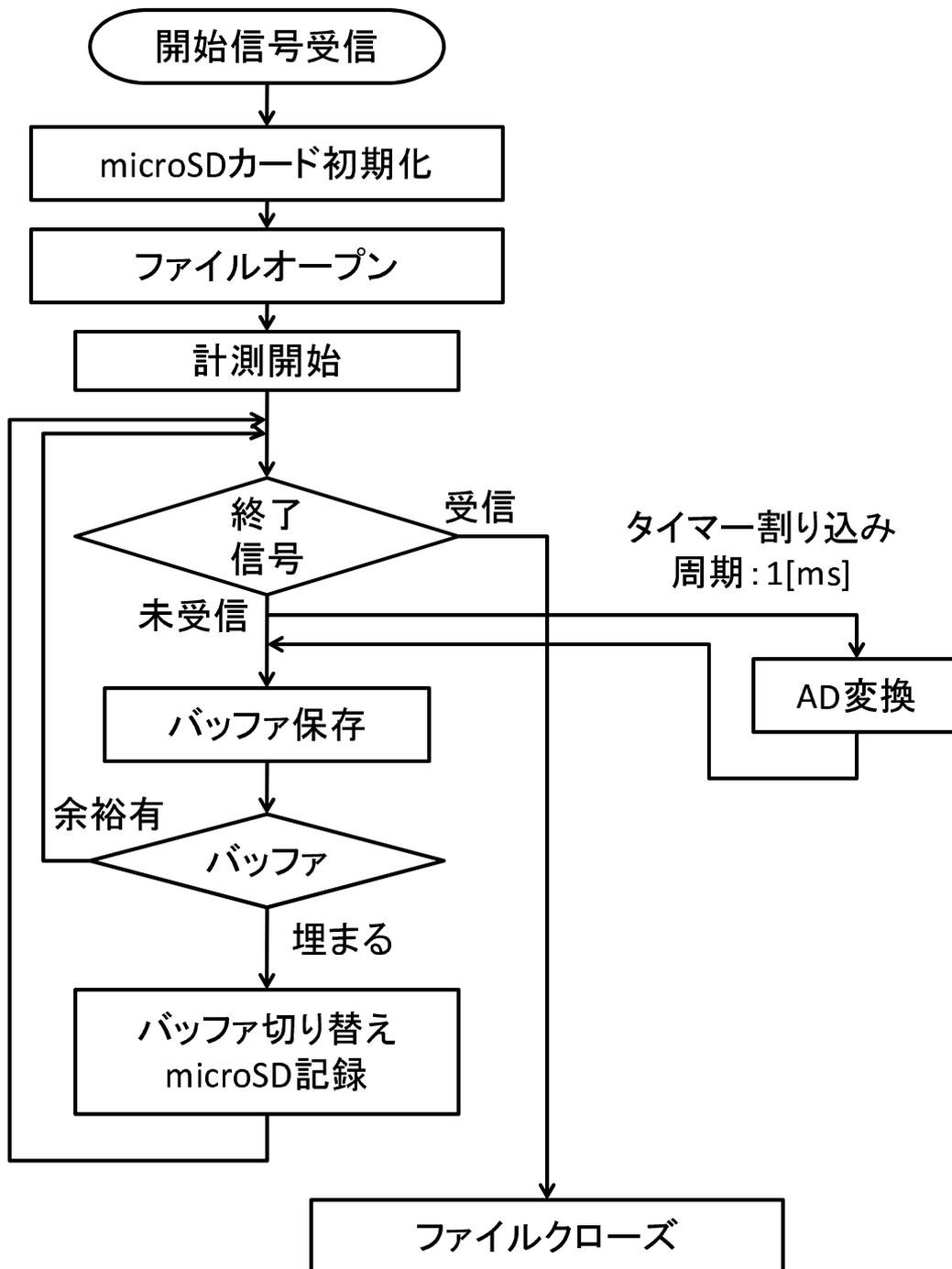


Fig.2.4: データ計測のフローチャート

2.5 試作機の動作実験

複数のWIMUを用いて同時に計測を行い、開発したWIMUの同時サンプリングに関する適応性を評価する。スタート及びストップ信号は、TeraTerm上でキーボードの‘s’を押すことにより、USBで接続されたRFモジュールから送信される。今回はセンサのキャリブレーションは行わず、データシートに記載されている感度とオフセット電圧を用いることで、センサの出力電圧から加速度や角速度に変換する。

2.5.1 単体での動作実験

はじめに、WIMU単体での動作確認を行う。WIMUの座標軸の取り方はFig.2.5のように定義する。計測する動作は次の通りである。

1. WIMUを机の上に静止させる。
2. WIMUを持ち上げ、 x 軸回りに $+90$ 度だけ回転させて、机に2, 3秒ほど置く。
3. 2.の動作を4回行い、 x 軸周りに1回転させる。
4. z 軸回りに $+90$ 度だけ回転させて、机に2, 3秒ほど置く。

5. 4. の動作を4回行い，z軸周りに1回転させる。

このような動作を行った時の3軸加速度 a_x, a_y, a_z をFig.2.6，3軸角速度 $\omega_x, \omega_y, \omega_z$ をFig.2.7に示す。各センサの校正値はTable.2.2で示されるカタログ値を使用した。そのため，ゼロレベルが実際の値と異なっている。実験動作に対応して，x軸回りの角速度 ω_x ，z軸回りの角速度 ω_z の順で4回ずつピークが発生し，そのタイミングでy軸方向の加速度 a_y とz軸方向の加速度 a_z が変化していることから，加速度センサとジャイロについて，それぞれ高感度タイプと低感度タイプをあわせて12ch分の測定データの保存と単体での動作が正常に行われていることが確認できる。また，高感度センサの波形のほうが，低感度センサの波形よりもノイズの影響が少ないことがわかる。

また，シグナルジェネレータで生成した振幅1[V]，周期10[ms]ののこぎり波を全てのチャンネルに接続することで，同一サンプル時刻における，任意のチャンネルにおける計測終了時刻と，その次のチャンネルにおける計測終了時刻との間の時間差を意味する，チャンネル間スキューを測定した。チャンネル1とチャンネル7で計測された波形をFig.2.8に示す。各時刻における2つのチャンネル間の電圧の差の平均 $\Delta V = 13.2[\text{mV}]$ であるため，こ

の間の時間差は

$$\begin{aligned}\Delta t &= \frac{T}{V} \times \Delta V \\ &= \frac{10[\text{ms}]}{1[\text{V}]} \times 13.2[\text{mV}] \\ &= 132[\mu\text{s}]\end{aligned}\tag{2.1}$$

となり，チャンネル間スキューは

$$\frac{132[\mu\text{s}]}{7 - 1[\text{ch}]} = 22[\mu\text{s}]\tag{2.2}$$

となった。このことから，13ch分を計測するのに要する時間は

$$22[\mu\text{s}] \times (13 - 1[\text{ch}]) = 264[\mu\text{s}]\tag{2.3}$$

となる。これは，サンプリング周期の1[ms]と比較して十分に小さいことから，開発したWIMUはサンプリング周波数1[kHz]で利用可能であることがわかる。

Table.2.2: センサの校正値

部品名	型番	感度	オフセット電圧
加速度センサ	MMA7261QT	120[mV/G]	1.65[V]
加速度センサ	ADXL193	18[mV/G]	120[V]
ジャイロ	ENC-03RC	0.67[mV/deg/s]	1.35[V]
ジャイロ	MG3-01Ab	0.2[mV/deg/s]	2.4[V]

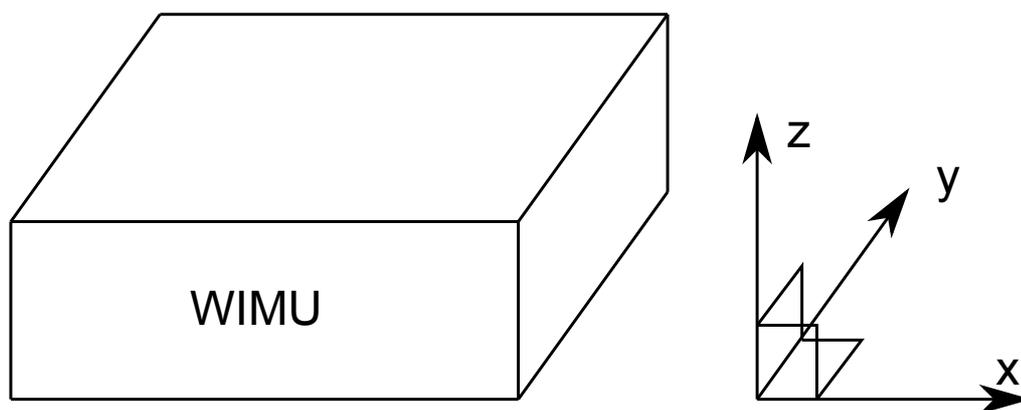


Fig.2.5: WIMU の座標系

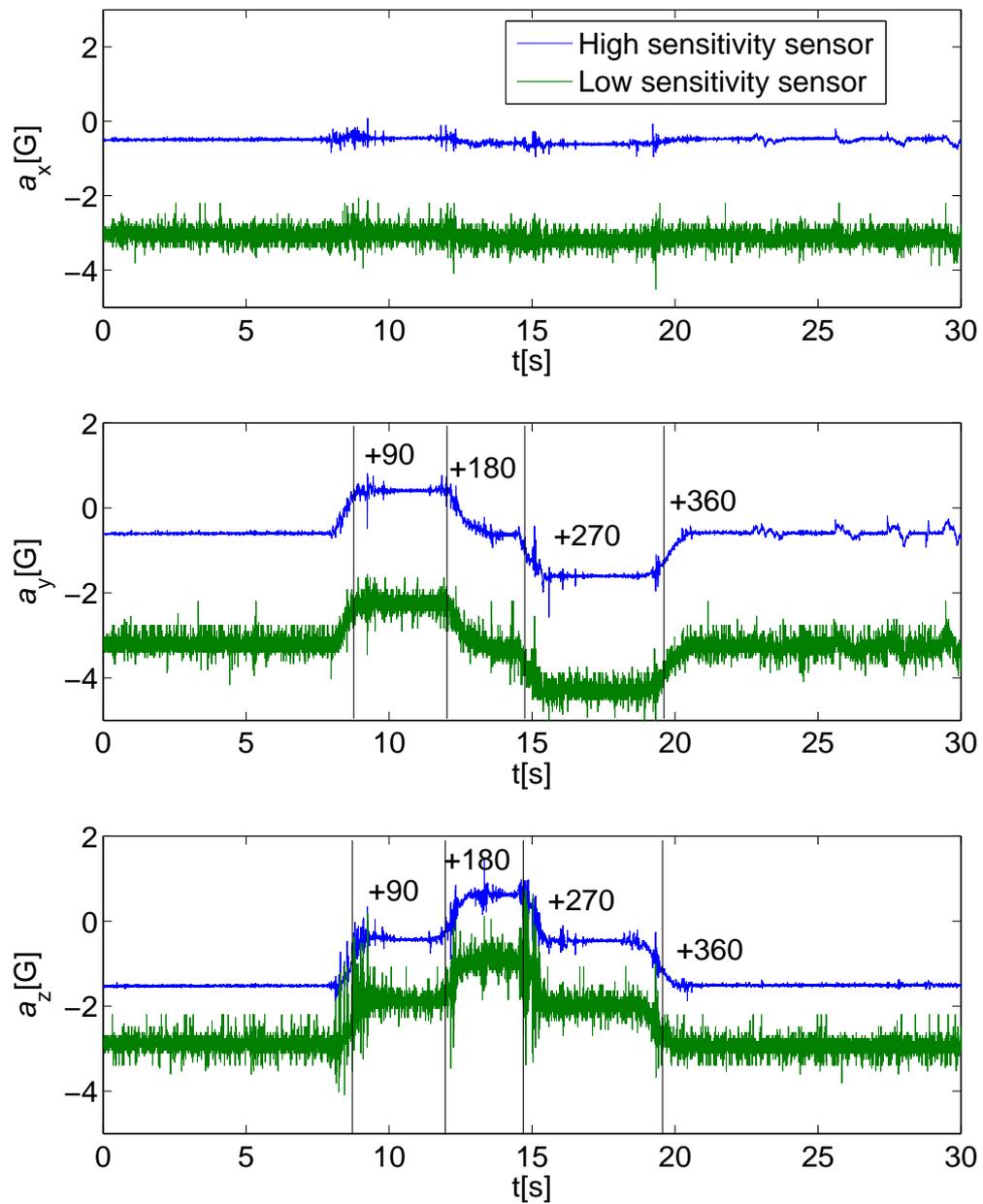


Fig.2.6: 単体のWIMUでの動作実験(加速度)

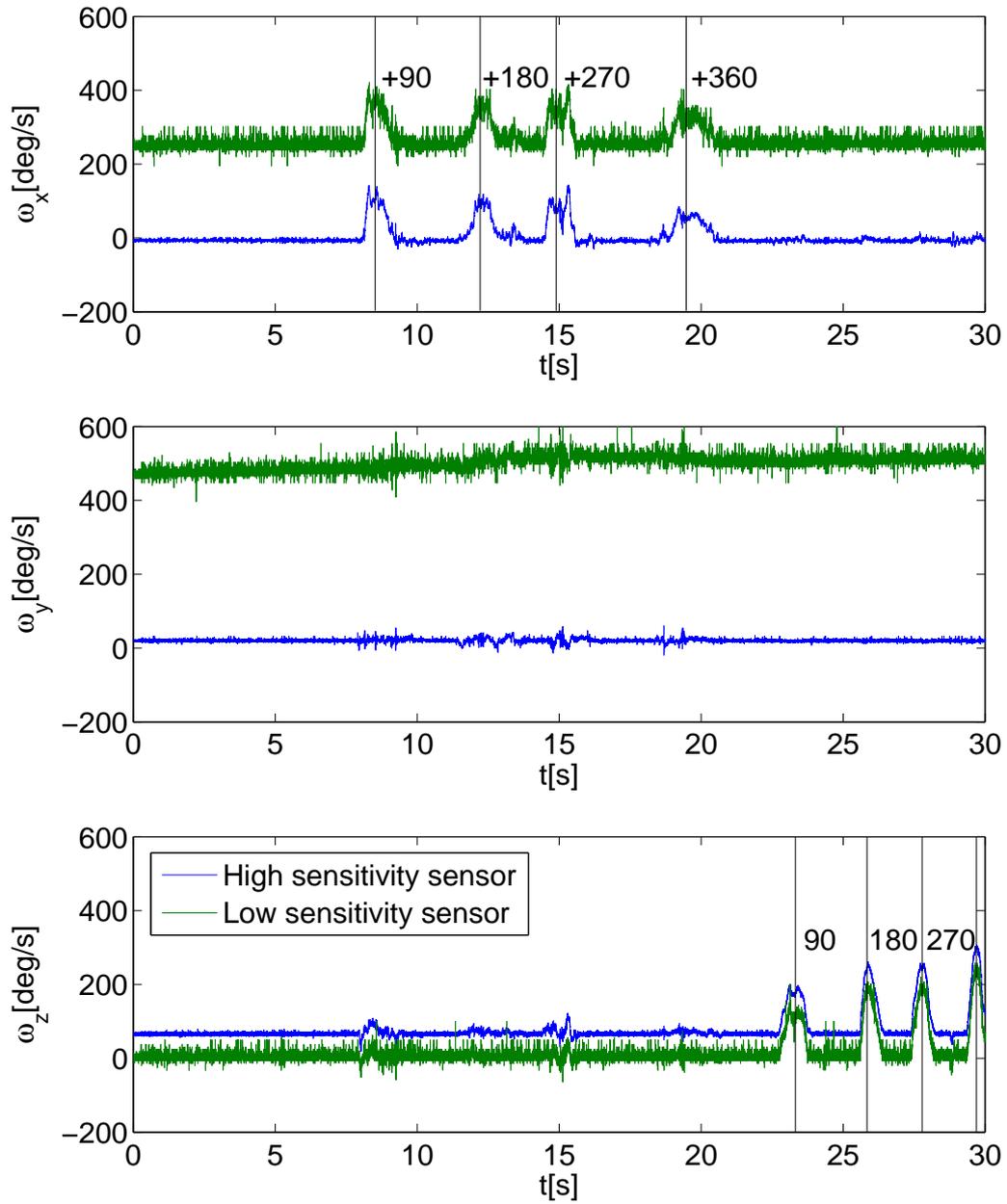


Fig.2.7: 単体のWIMUでの動作実験(角速度)

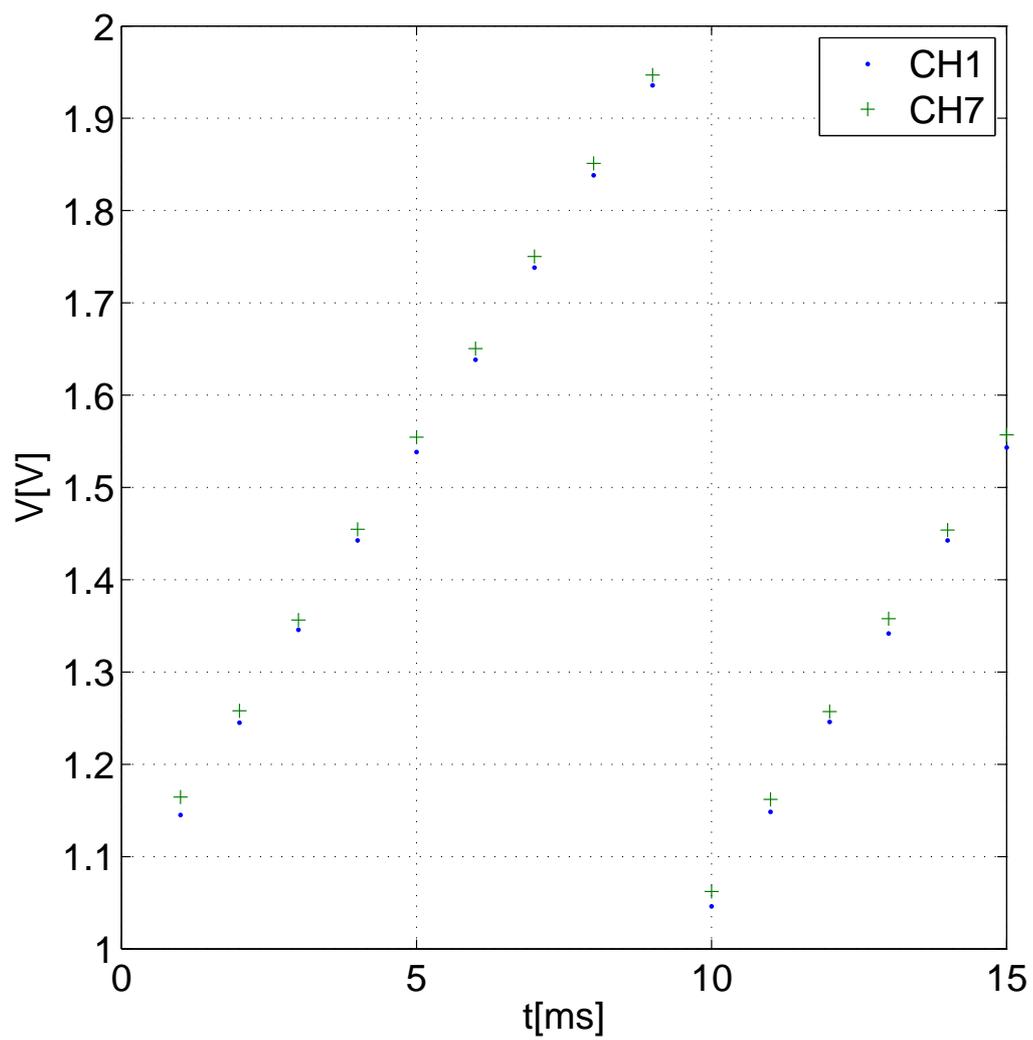


Fig.2.8: チャンネル間スキューの確認

2.5.2 複数台での動作実験

次に，WIMUを2台同時に使用した場合について調査する。ここでは，2台のWIMUの姿勢(センサの座標軸の方向)を一致させ，2台を重ねたまま動作させることで，2台の間で計測される時間の差を調べる。計測動作は，単体での実験と同じ要領でx軸，y軸，z軸の順に回転を行う。microSDカードの容量はどちらのWIMUとも同じ1GBのものを使用した。高感度センサで計測された加速度をFig.2.9，高感度センサで計測された角速度をFig.2.10に示す。ここでグラフの線の色は別のWIMUで計測されたデータを示している。単体の実験と同様に，加速度や角速度が計測されていることを確認できるので，2台同時に使用可能であるといえる。

次に，3台の間の時間差を調べる。ここでは3台のWIMUをそれぞれWIMU1，WIMU2，WIMU3と呼ぶことにする。microSDカードは，WIMU1ではKingston社の2GB，WIMU2とWIMU3ではA-DATA社の1GBのものを使用する。また，投球時のリリース時刻を測定するリリースセンサの代わりに，シグナルジェネレータを接続し，全てのWIMUに同一の電圧波形を入力した時の計測波形を調べる。これにより，各WIMU間での測定開始のタイミングや，サンプリング周波数の差を調査できる。シグ

ナルジェネレータで生成した波形は0[V]から3[V]まで変化する1[Hz]ののこぎり波である。計測された電圧波形をFig.2.11に示す。Fig.2.11上はmicroSDカードへの記録開始時刻が等しいと仮定した場合であるが、WIMU1は他のWIMUと比べて500[ms]以上先に波形が表れている。同じ実験を5回行ったが、WIMU1で計測された波形は他のWIMUで計測された波形よりも常に500[ms]から600[ms]だけ早いことが確認された。実際には同一の波形であるから、このことはWIMU1の計測開始時刻が遅れていることを意味する。この主な原因として考えられるのは、microSDカードの容量が異なるため、カードの初期化にかかる時間に差が現れたということである。この問題の解決法は、次節で述べる。一方、Fig.2.11下はmicroSDカードへの記録終了時刻が等しいと仮定した場合であるが、5回の実験で3回が40[ms]以内の差に収まり、最大でも200[ms]の差であった。また、WIMU1と他のWIMU間でのデータ数の一致は見られなかったが、WIMU2とWIMU3のデータ数は5回の実験で3回で一致した。このことから、各WIMUのサンプリング周波数に差はないと考える。

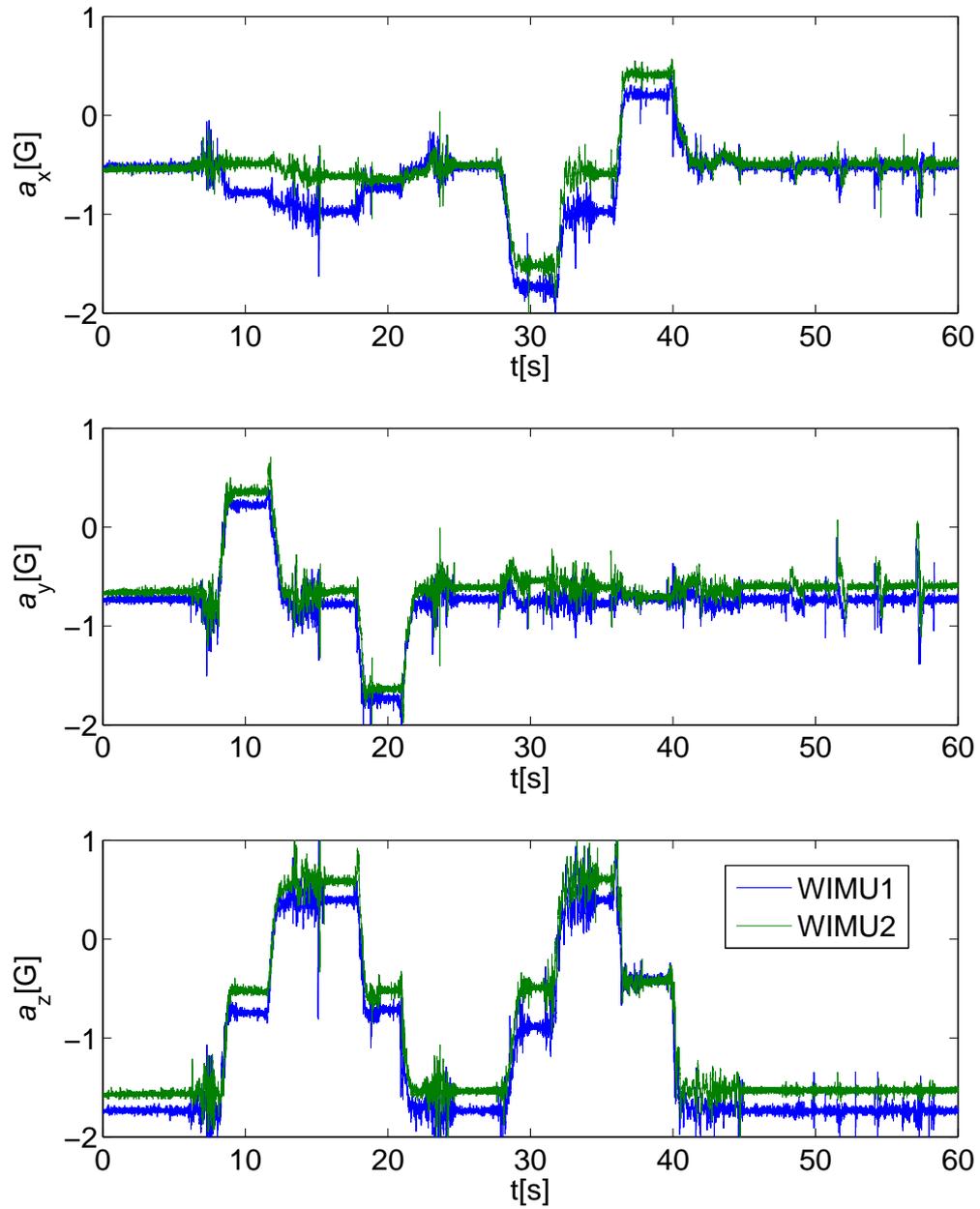


Fig.2.9: 2台のWIMUでの動作実験(加速度)

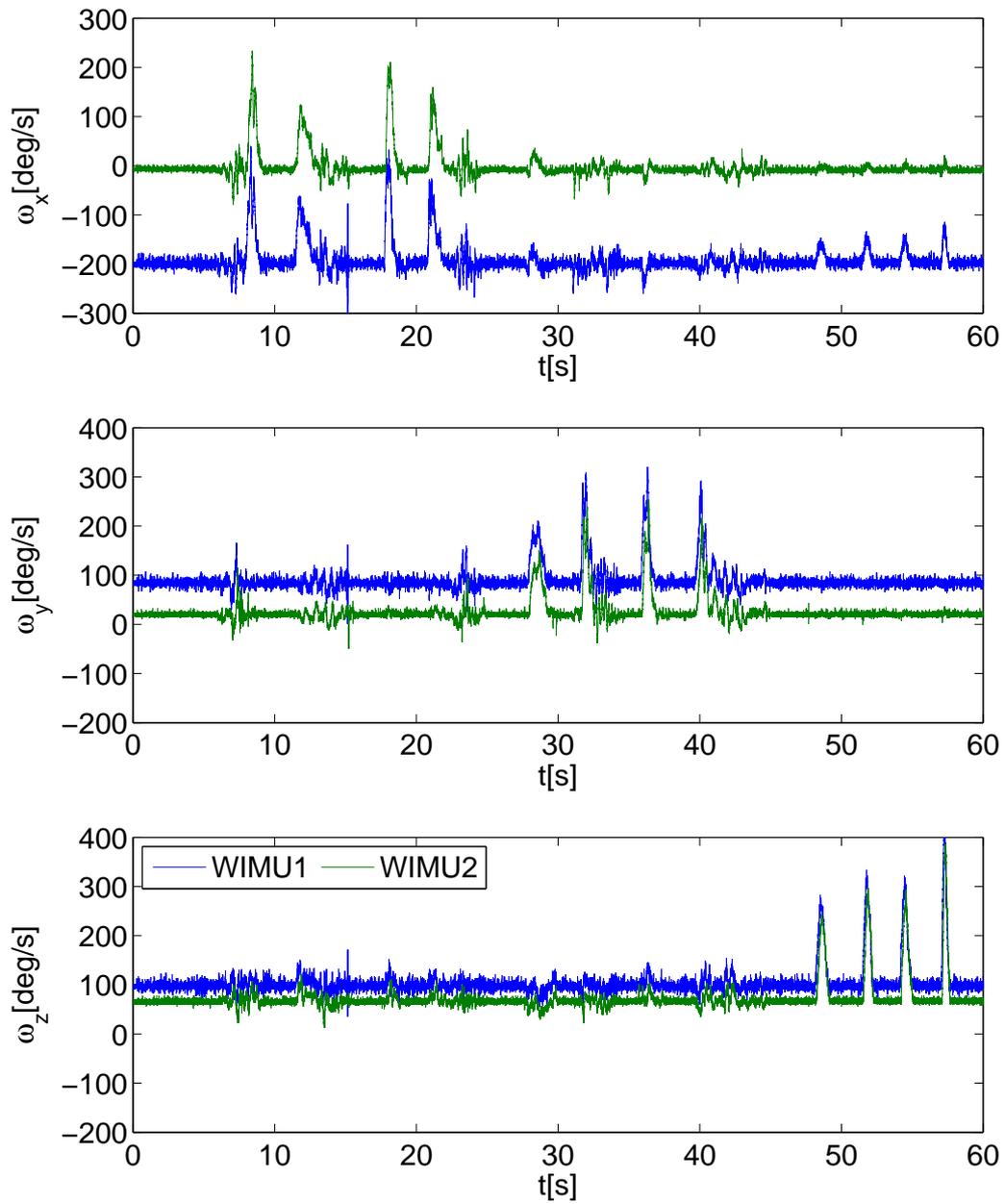


Fig.2.10: 2台のWIMUでの動作実験(角速度)

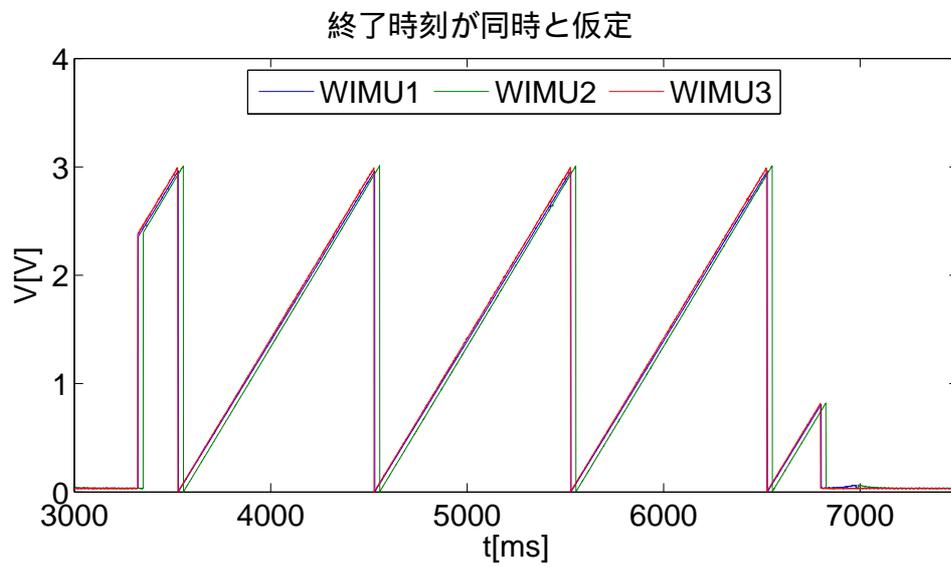
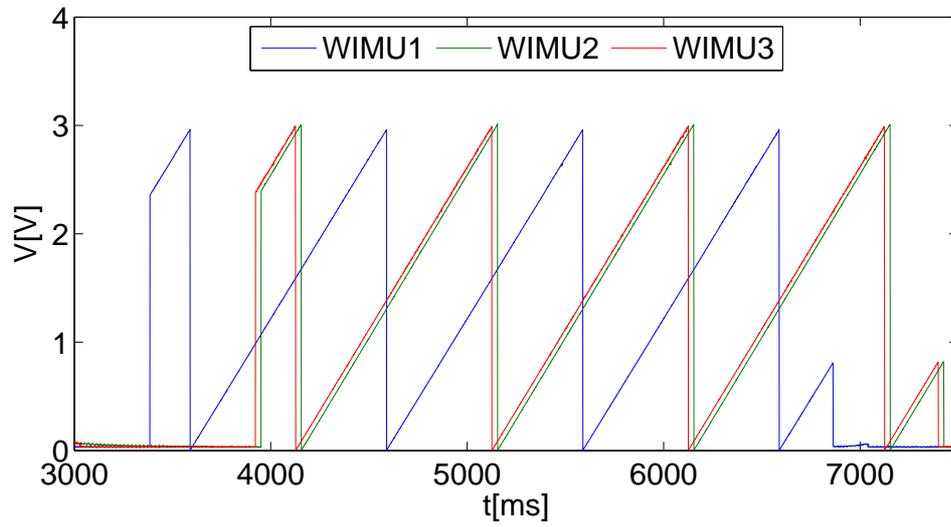


Fig.2.11: 3台のWIMUでの動作実験(同期調査)

2.5.3 動作実験に対する考察

複数のWIMUを同時に使用した場合、複数のWIMUはほぼ同時に測定を開始・終了し、センサで計測したデータを取得できたことから、今回開発したWIMUの回路及びプログラムを用いることで投球動作を計測できる可能性が高いことがわかった。しかし、複数のWIMUで、計測開始時刻、計測終了時刻のどちらも一致していないという問題がある。計測開始時刻が遅れる主な原因は上で述べたように、microSDカードの初期化に要する時間がカードの容量に依存するからである。そのため、初期化を行ってから改めて計測開始信号を送る方法を検討する必要がある。また、計測終了時刻が一致しない原因として推測されるのは、マイコン側が受信成功したことをコンピュータに知らせるために無線通信を行っていることである。1台のRFモジュール(親機)から複数のRFモジュール(子機)にブロードキャストした場合、子機に到着する信号の子機間での時間差を測定した結果、1[ms]以下の値となった。一方、この時の親機と子機間の通信時間は4[ms]程度であった。このことから、数十ミリ秒の時間差の原因は、親機と子機の通信が何度か発生していることが考えられる。そのため、センサが動作しているか確認する必要がある場合には、RFモジュールによる無線通信を使わ

ずに，LEDを点灯させるなど別の方法を選択する必要がある。

これらの考察より，microSDカードの初期化を行った後に改めて計測開始信号を送る方法に変更し，計測開始時にはRFモジュールによる無線通信を行わないことで，計測開始時の同期問題は解決された。また，計測開始に‘ s ’，計測終了に‘ e ’を使用し，それ以外の文字によりファイル作成を行うことにした。6面の重力加速度によるキャリブレーション用のファイル作成に‘ c ’を割り当てるなど，数種類の文字には特定の動作計測用のファイル名を設定し，それ以外のアルファベットでは，入力したアルファベットと計測の試行番号を組み合わせたファイル名（例：B2.DAT）となるようにした。ファイル名として試行番号のみ記録されている場合，複数回の計測を行う際に通信障害により計測を行わなかったWIMUが存在した場合，何回目の試行において計測が行われなかったのかを特定することは困難である。一方，入力したアルファベットと計測の試行番号を組み合わせたファイル名とする方法により，複数のWIMUで同時計測を行う時に，通信障害により計測を行わなかったWIMUが存在した場合でも，何回目の試行において計測が行われなかったのかを特定することが容易となり，通信障害により計測が行われなかった試行以外のデータを確保することが可能となる。

2.6 表面実装によるWIMUの小型化

ハードウェア及びソフトウェアの動作確認を行い，機能的にはWIMUの仕様を満たすことを確認した。そこで，WIMUの小型化・軽量化を実現するために，表面実装によって基板を作成することを考える。1軸センサを直交する3方向に向けるため，水平に配置する基板と垂直に配置する基板の2種類に分けて設計する。Table.2.3は水平部と垂直部それぞれに搭載した部品を示す。表面実装の際，高感度加速度センサはMMA7340L(Freescale Semiconductor社，検出範囲11[G]，感度117.8[mV/G]，3軸低加速度センサ)に変更した。また，低感度ジャイロはLPR5150AL(STMicroelectronics社，検出範囲6000[deg/sec]，感度0.167[mV/deg/sec]，2軸ジャイロセンサ(ロール，ピッチ))およびLPY5150AL(STMicroelectronics社，検出範囲6000[deg/sec]，感度0.167[mV/deg/sec]，2軸ジャイロセンサ(ピッチ，ヨー))に変更した。また，マルチプレクサの出力を分圧することで，オペアンプの数を少なくした。電池はS.T.L.JAPAN社のリチウムイオン充電電池(LI-725SP，7.4[V]，250[mAh]，38.8×10.6×19.6[mm]，15[g])を使用する。WIMU基板の回路図はFig.2.12，Fig.2.13に，配置図はFig.2.14，Fig.2.15，Fig.2.16に示す。また，慣性センサの3つの感度軸が直交した状態を維持するためのマウンタ及び

WIMUのケースはAUTOCADにより設計し、樹脂造形により作成した。Fig.2.17はマウンタ、Fig.2.18はケース、Fig.2.19は蓋の設計図である。最終的なWIMUの外観をFig.2.20に示す。WIMUの寸法は $45.2 \times 47.3 \times 25.7$ [mm]、重量は48[g]となり、当初の目標($50 \times 50 \times 30$ [mm]以下、50[g]以下)を達成した。

WIMUがスタート信号を受信してからデータ取得の開始時期の同期の精度を調査するため、シグナルジェネレータからのこぎり波を3台のWIMUに同時に入力し、取得した波形を比較した。結果をFig.2.21に示す。結果より、のこぎり波の立ち下がりのタイミングが3台のWIMUとも一致しており、同時に計測開始を行っていることが確認できる。

作成したWIMUを前腕に装着して投球動作を行った時に計測した加速度と角速度の一例をFig.2.22に示す。WIMUに搭載されている加速度センサの出力に対しては重力加速度によるキャリブレーションにより校正した。ジャイロセンサの出力は、動作前と動作後は静止状態とすることでゼロレベルの校正を行い、感度の校正値はカタログ値を使用した。高速動作時には、高感度センサの出力はそれぞれ ± 100 [m/s²]、 ± 2000 [deg/s]の範囲までしか計測されていないが、低感度センサの出力はこれらの範囲を超えて計測を行っていることが確認できる。低速動作

時には、校正により高感度センサと低感度センサの出力はほぼ一致している。このため、データ処理の際には、加速度データは $100[\text{m/s}^2]$ を境に高感度センサと低感度センサの出力を切り替え、角速度データは $300[\text{deg/s}]$ を境に切り替えて使用する。

Table.2.3: 表面実装版 WIMU の部品表

水平部

部品名	型番	メーカー	仕様
マイコン	dsPIC33FJ128GP802	Microchip Technology	
加速度センサ (3軸)	MMA7340L	Freescale Semiconductor	± 11 [G]
加速度センサ (X)	ADXL193	ANALOG DEVICES	± 120 [G]
ジャイロ (X)	ENC-03RC	富山村田製作所	± 300 [deg/s]
RF モジュール	XBee	MaxStream	
オペアンプ	LMV324MT	National Semiconductor	
マルチプレクサ	TC4053BFT	東芝	
レギュレータ	AZ1086H-3.3	BCD SEMI	

垂直部

部品名	型番	メーカー	仕様
加速度センサ (Y,Z)	ADXL193	ANALOG DEVICES	± 120 [G]
ジャイロ (Y,Z)	ENC-03RC	富山村田製作所	± 300 [deg/s]
レギュレータ	AZ1086H-5.0	BCD SEMI	

外部

部品名	型番	メーカー	仕様
ジャイロ (X+Y)	LPR5150AL	STMicroelectronics	± 6000 [deg/s]
ジャイロ (X+Z)	LPY5150AL	STMicroelectronics	± 6000 [deg/s]

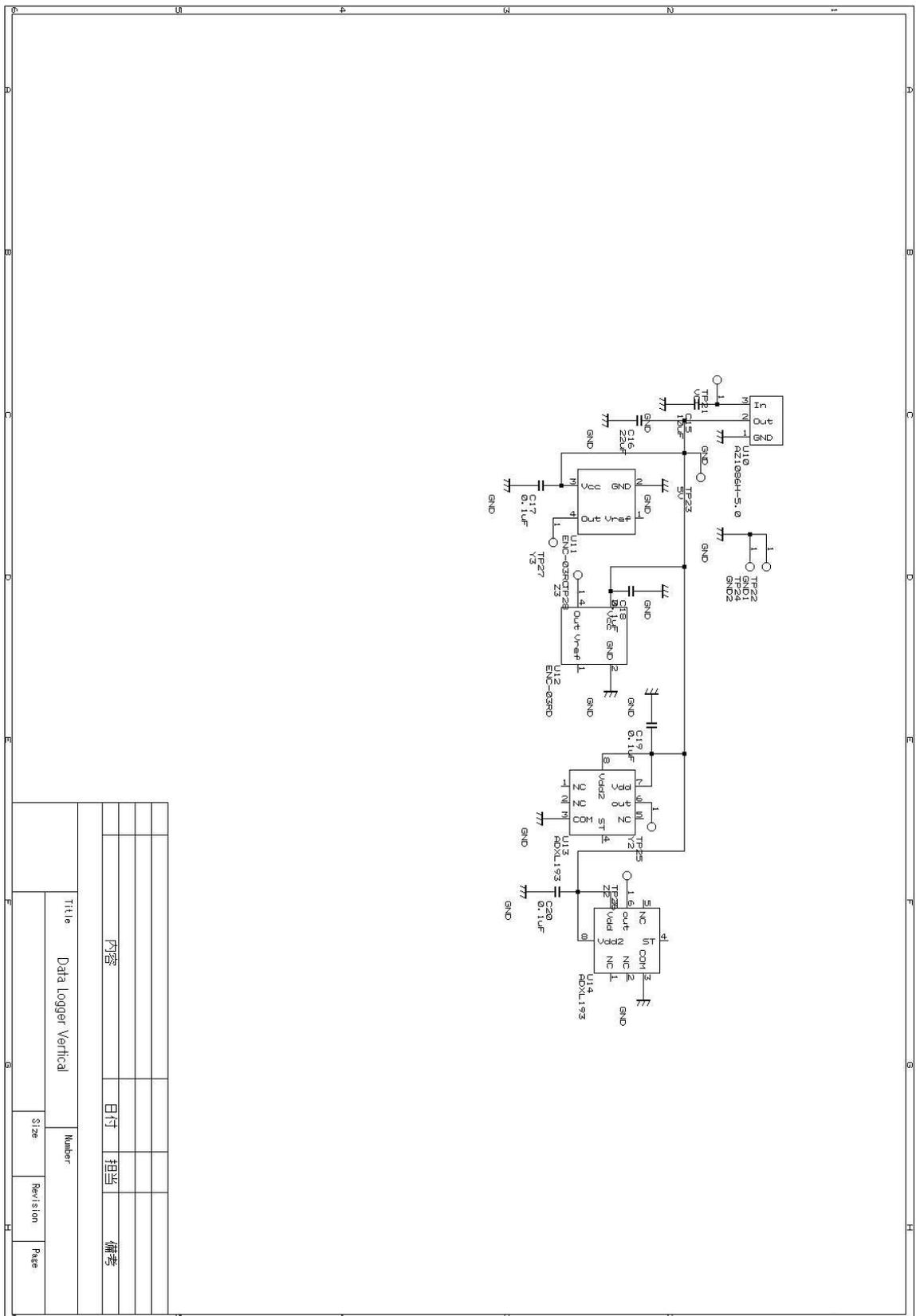


Fig.2.13: WIMU 基板（垂直部）の回路図

Title		Data Logger Vertical	
Number			
Size			
Revision			
Page			
内容			
日付		担当	
備考			

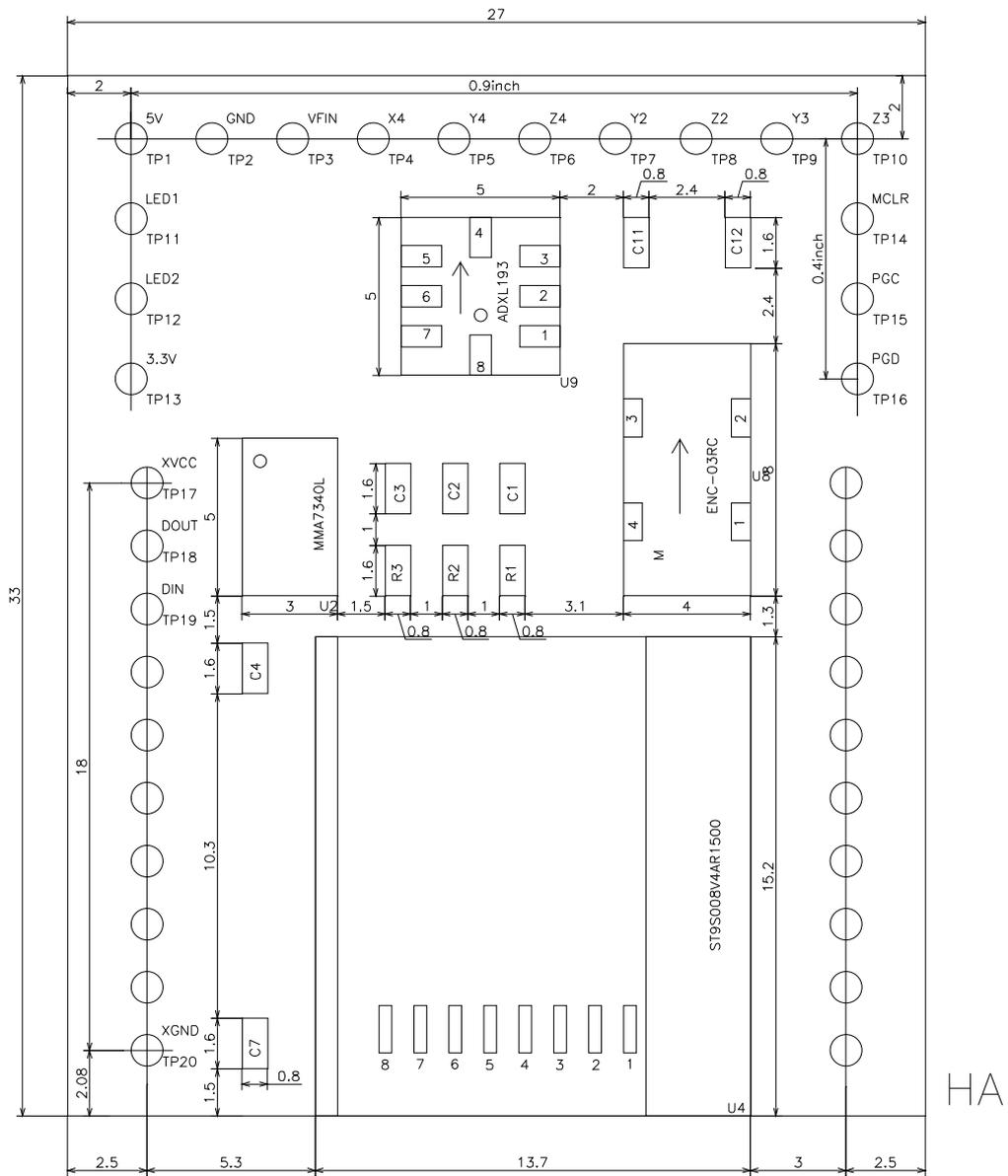


Fig.2.14: WIMU 基板 (水平部) の配置図 (表面)

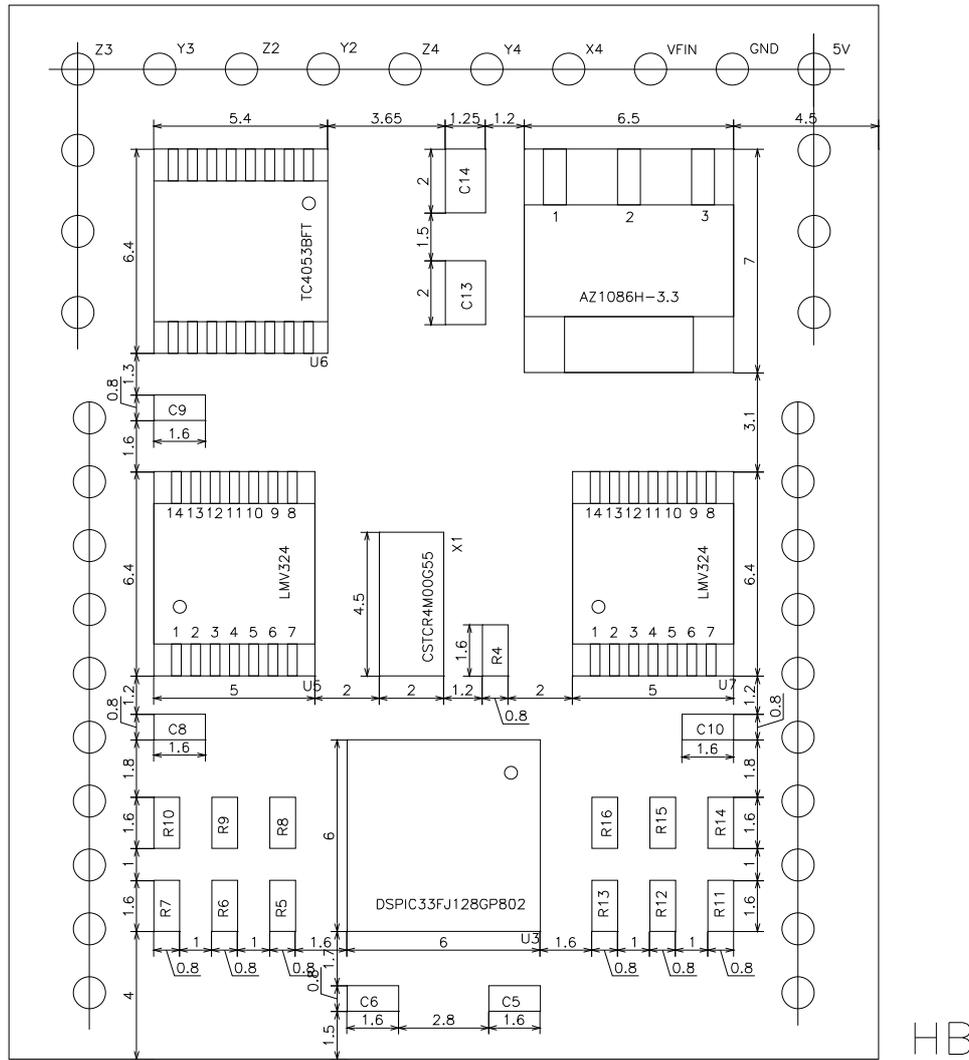


Fig.2.15: WIMU 基板 (水平部) の配置図 (裏面)

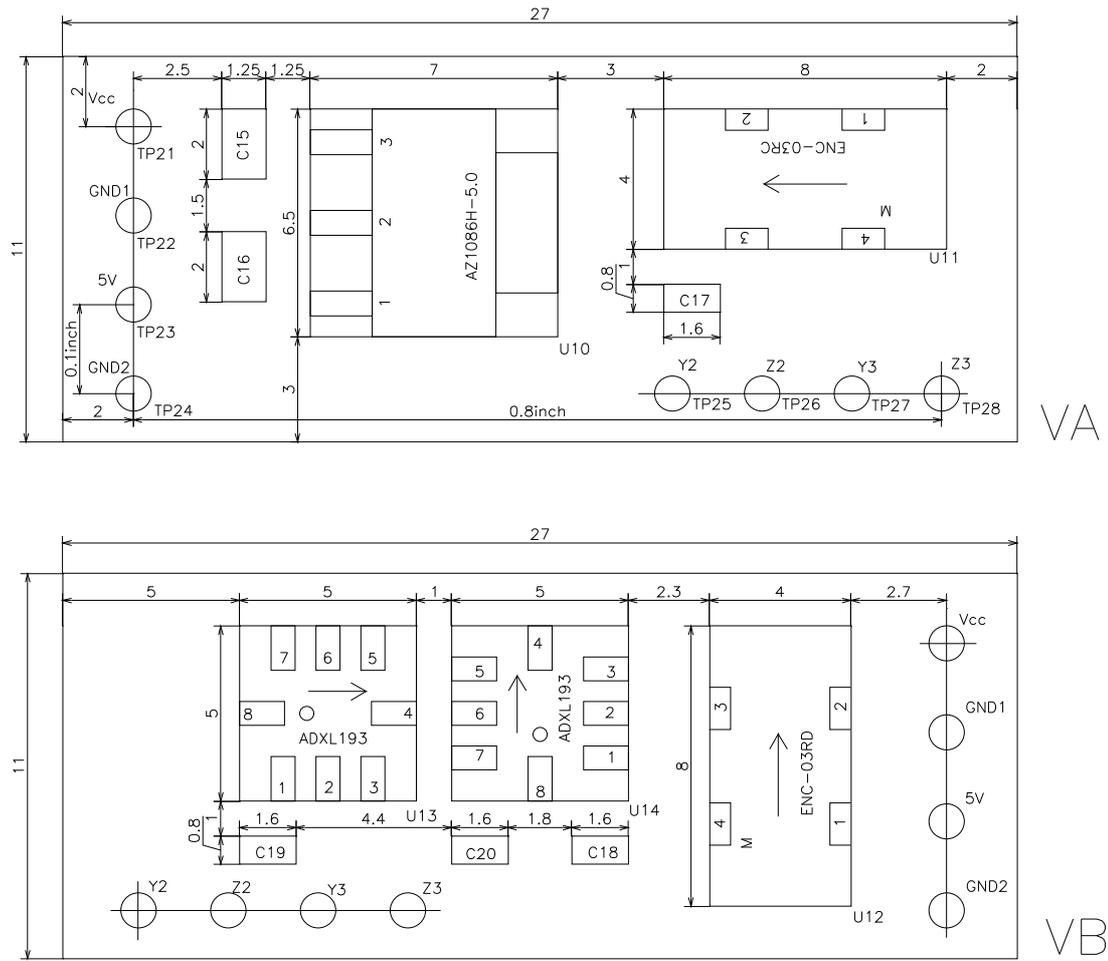


Fig.2.16: WIMU 基板 (垂直部) の配置図。VA は表面,VB は裏面を意味する。

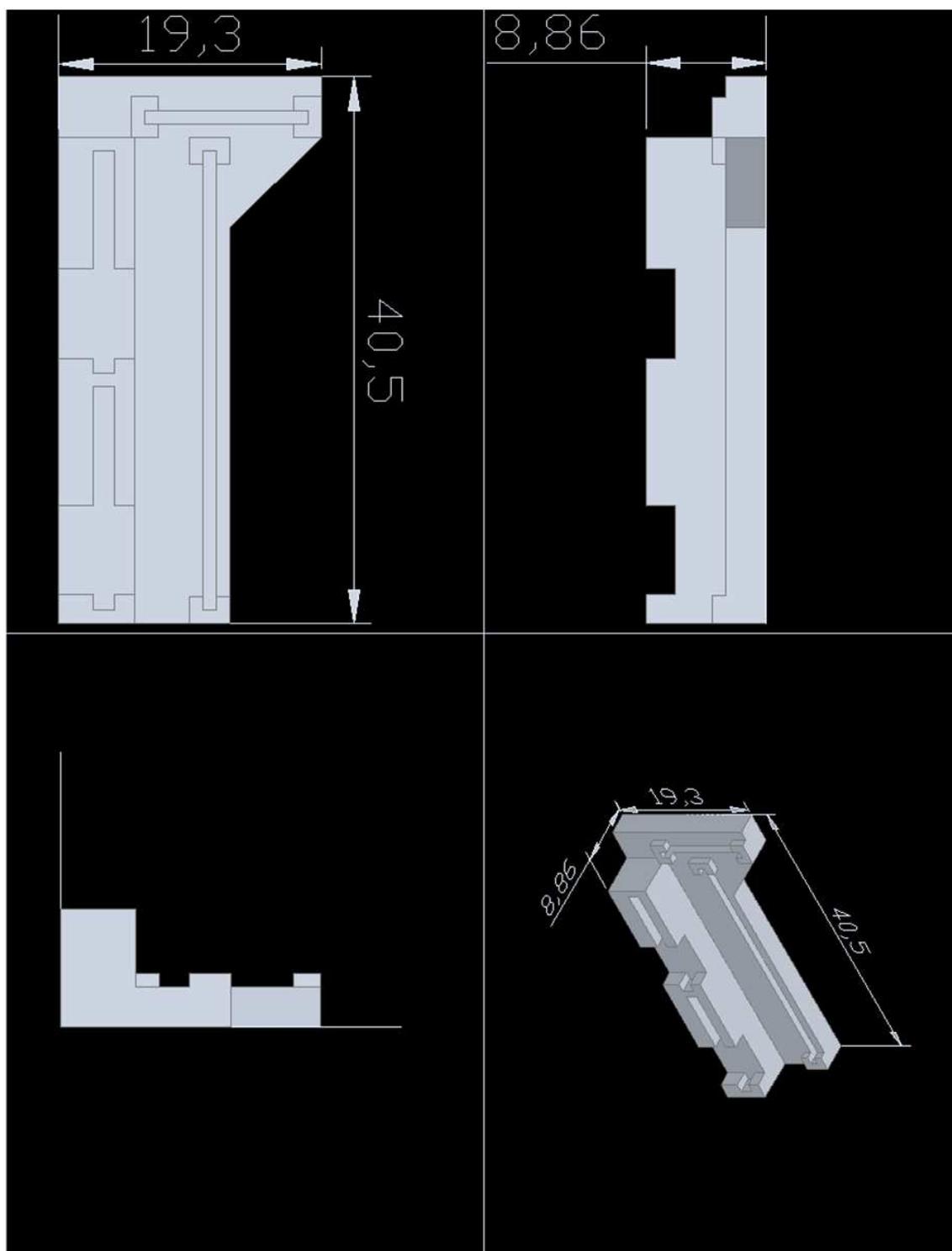


Fig.2.17: マウンタの設計図

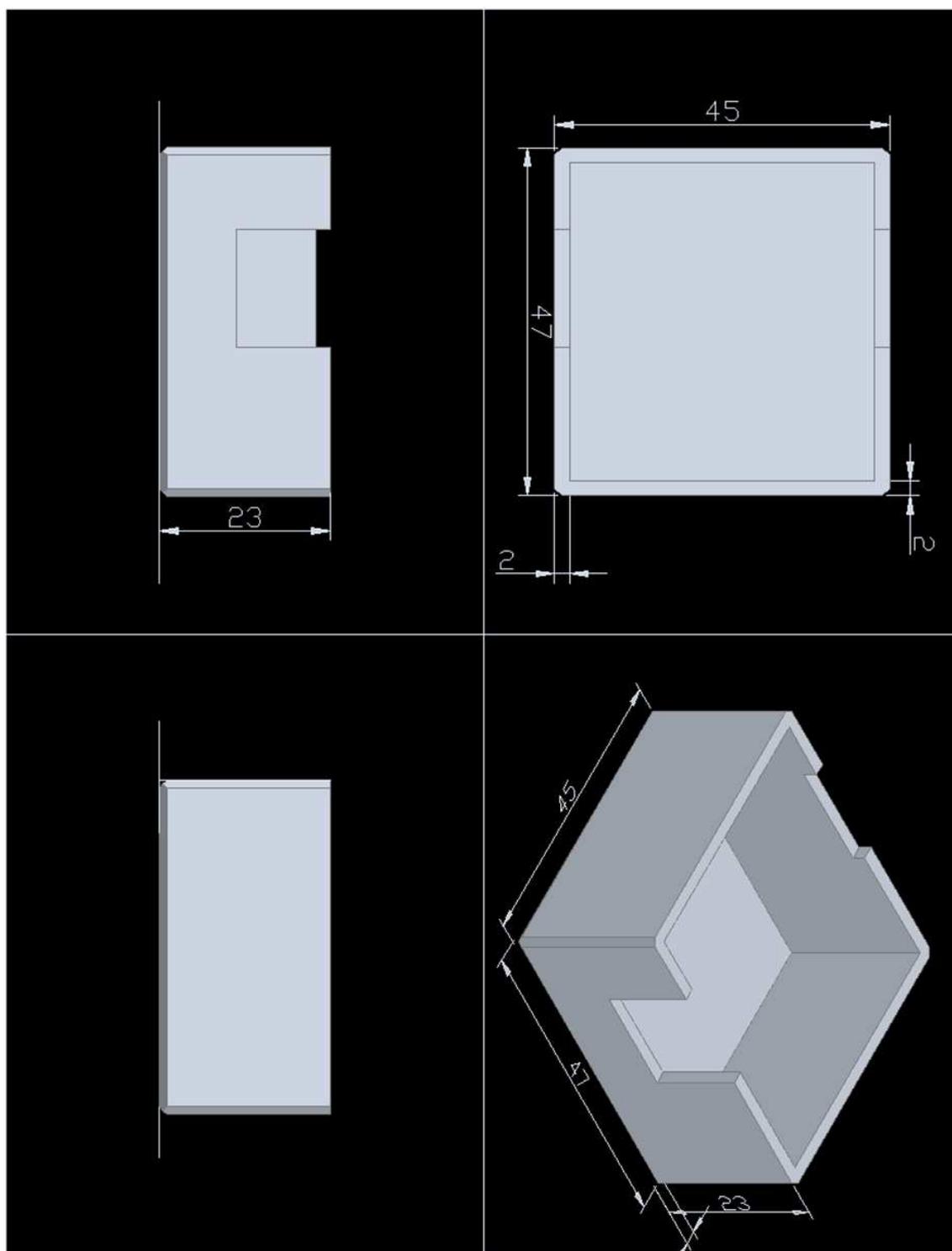


Fig.2.18: ケースの設計図

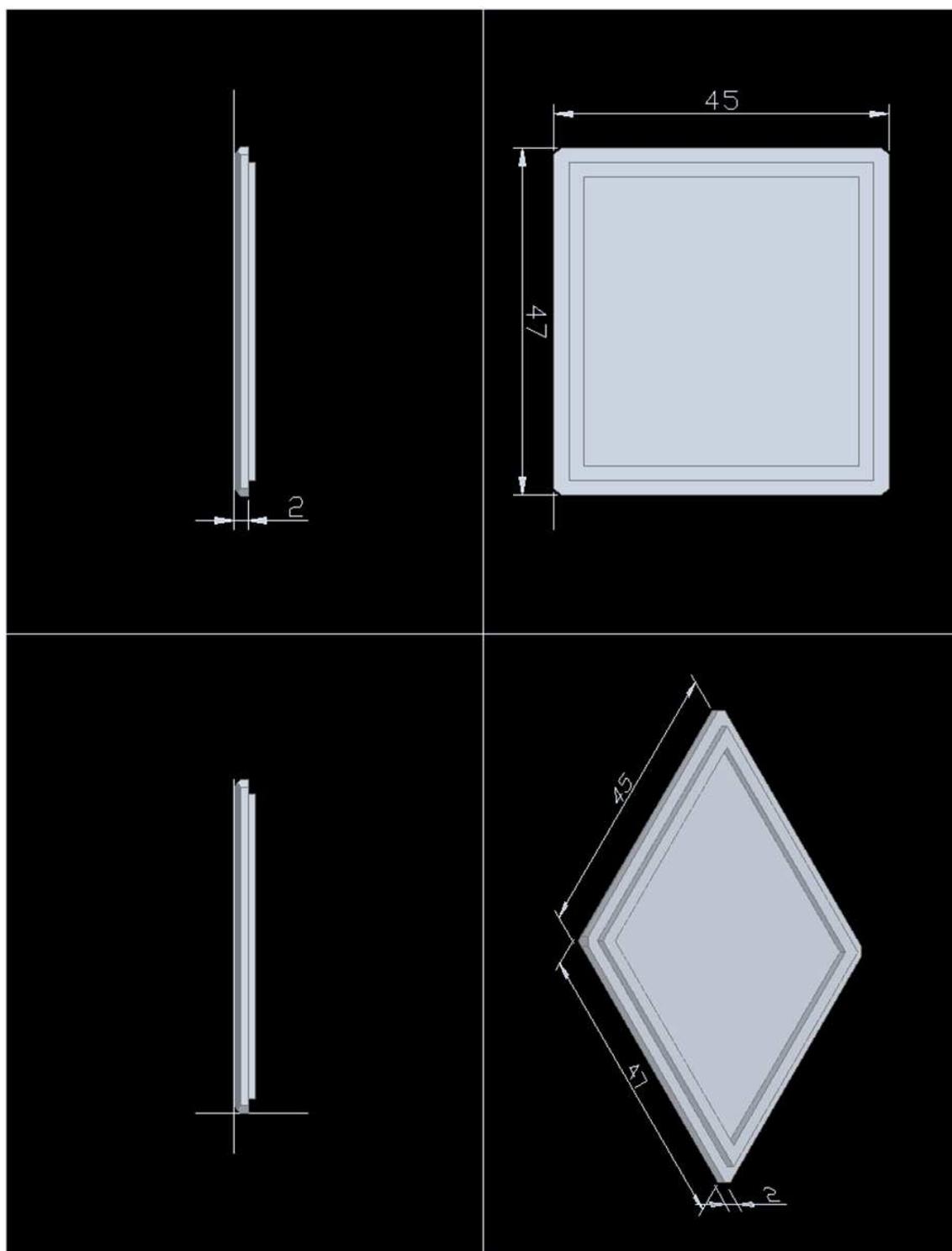
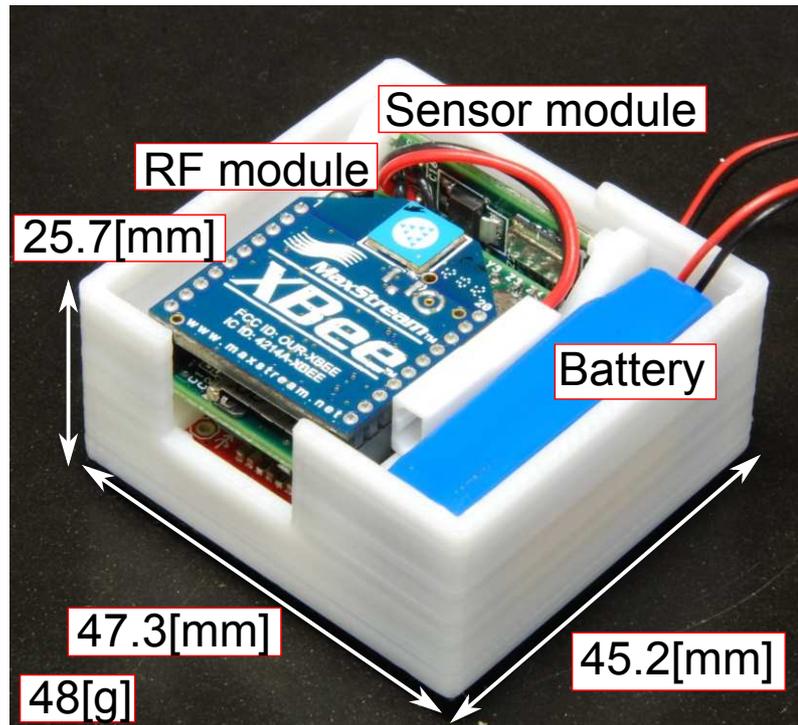
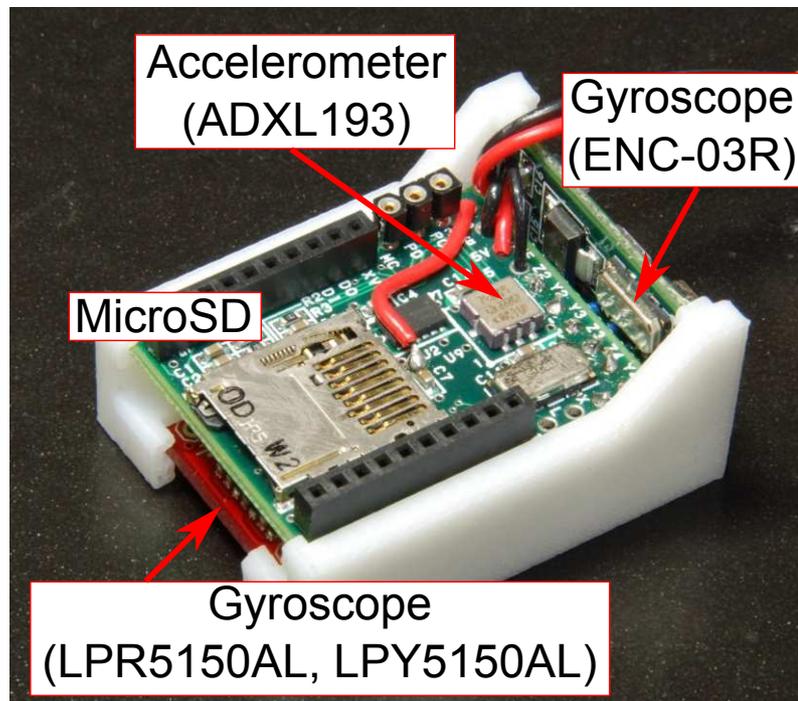


Fig.2.19: 蓋の設計図



(a) Overview of the WIMU



(b) Sensor module

Fig.2.20: (a)WIMU の外観 (b) センサモジュールの外観

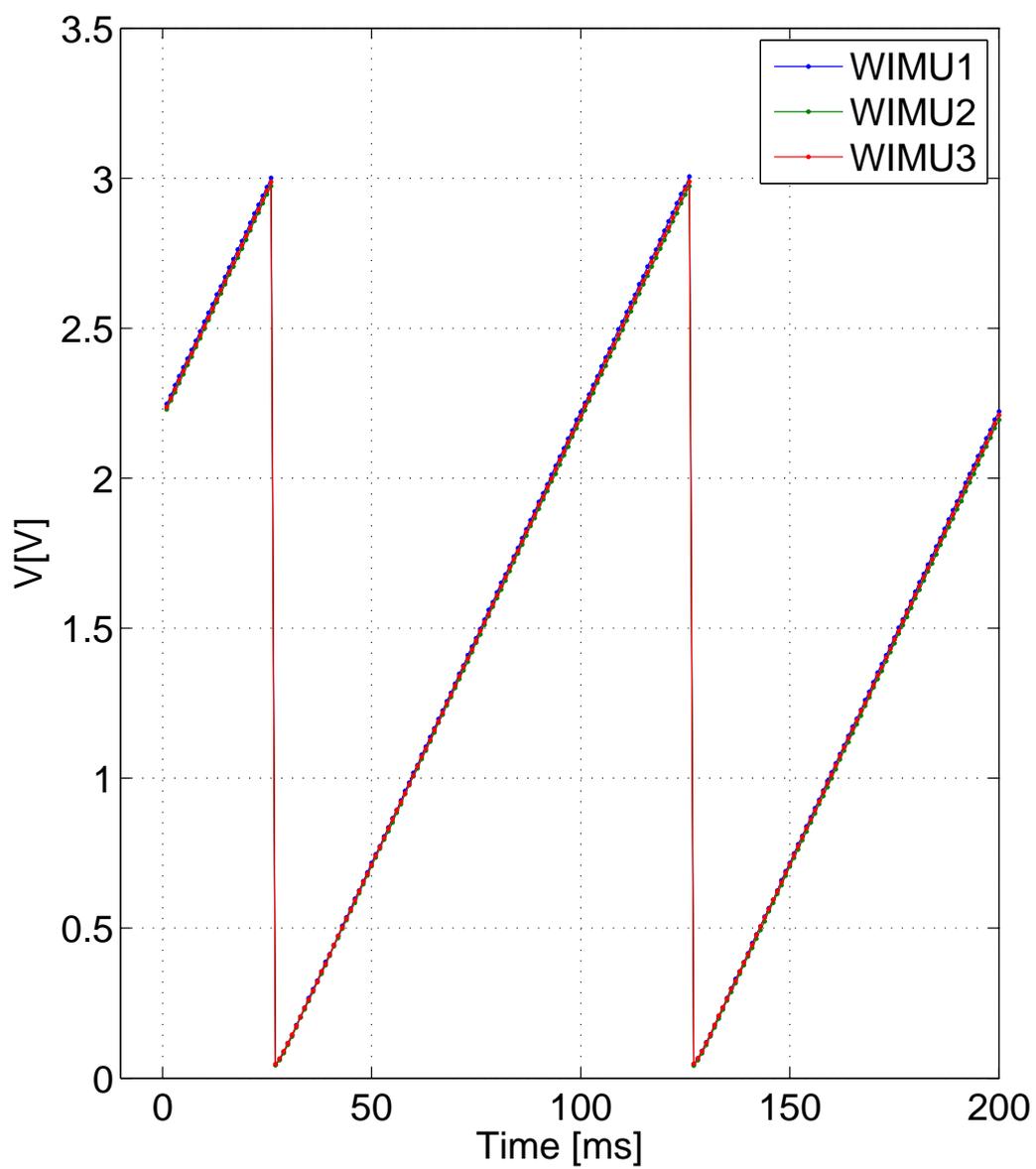


Fig.2.21: WIMUの同期調査結果

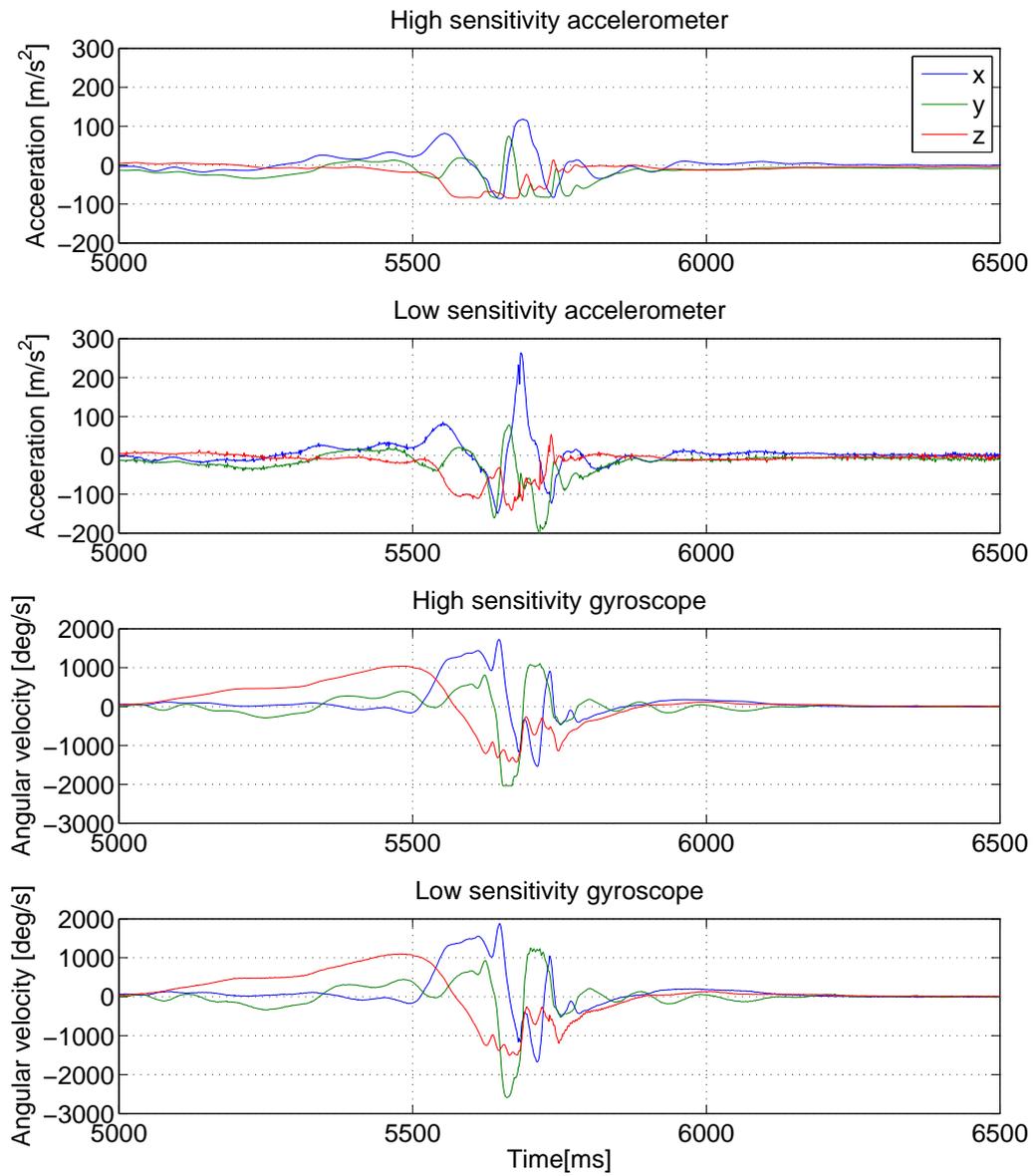


Fig.2.22: WIMU による高速動作時の加速度および角速度の計測例

2.7 結言

本章では，高速なスポーツの3次元高精度無拘束動作計測を実現するためのWIMUの開発について述べた。動作計測に悪影響を及ぼすケーブルを使用しない，小型で軽量の無線慣性計測装置WIMUを開発した。設計した回路を表面実装することにより，電池を含めた大きさは $50 \times 50 \times 30$ [mm]以下，質量 50 [g]以下を実現し，実用的な規模まで小型化することに成功した。高感度タイプと低感度タイプの2種類の慣性センサを併用し，サンプリング周波数 1 [kHz]とすることで，高速なスポーツ動作における加速度と角速度を，最大 120 [G]および 6000 [deg/s]と広範囲で，高精度で計測することが可能となった。大容量の計測データを実時間で無線送信せず，計測開始や終了などの制御のみを無線で行い，WIMU内のmicroSDカードに計測データを保存する方法により，複数のWIMUでの同時計測を実現した。開発したWIMUを用いて投球時前腕の慣性計測を行った結果，高速なスポーツの3次元無拘束動作計測が可能であることを確認した。次章では，開発したWIMUを用いた投球動作計測を行い，WIMUのスポーツ動作計測の適用可能性について調査する。

第3章

投球時上肢の動作計測

3.1 緒言

投球障害はスポーツ障害の1つであり、その主な原因は適切ではない投球動作である [33]。投球障害を予防するためには、適切な投球動作の指導が不可欠である。投球動作の指導には、腕の軌道推定や関節トルクの算出などを行う動作解析が有用である。しかし、投球動作は高速であり、市販のビデオカメラでは計測が困難であるため、専用の計測装置が必要となる。現在、投球動作の解析には主に光学式動作解析装置が利用されている [2-5]。しかし、計測に赤外線を使用するため屋外での使用は困難であることや [4,5]、取扱に専門的知識が必要とあることなどが問題となり、普及の妨げとなっている。

そこで本章では野球の3次元投球動作の解析のための無線慣性計測システムを提供する。開発された無線慣性計測装置

(WIMU)は、大きさが $45.2 \times 47.3 \times 25.7$ [mm]、重さがリチウムイオン充電池を含んで48[g]で、2種類の3次元加速度センサ、2種類の3次元ジャイロ、リリースセンサ、マイコン、メモリ、無線モジュールから構成される。複数のWIMUのための計測手順の開始と終了の同期はホストコンピュータによって無線で制御される。上肢と体幹の3次元投球フォームは、小田らが開発した有線の慣性センサを用いた高速動作計測法 [29] を適用し、開発したWIMUを使用しても同様の結果が得られるか確認する。

3.2 計測原理

3.2.1 固定座標系での加速度導出

本論文では、上腕に取り付けたWIMUから投球時の3軸加速度を計測し、これを2階積分することによって上肢および体幹の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の加速度に変換する必要がある。Fig.3.1はWIMU上に設置した座標系 Σ_i と地球上に設置された固定座標系 Σ_0 の関係である。右下添字は各座標系の番号を表し、0は固定座標系、1は前腕センサ座標系、2は上腕センサ座標系、3は胸部センサ座標系である。このとき、 Σ_i 上で計測された加速度 ${}^i a_i$ 及び角速度 ${}^i \omega_i$ は次式のように固定座標系上の加速度 ${}^0 a_i$ と角速度 ${}^0 \omega_i$

として表される。ここで左上添字は観測された座標系を表し，0は固定座標系，1は前腕センサ座標系，2は上腕センサ座標系，3は胸部センサ座標系である。また， n はサンプル番号である。

$${}^0a_i(n) = {}^0E_i(n)^i a_i(n) \quad (3.1)$$

$${}^0\omega_i(n) = {}^0E_i(n)^i \omega_i(n) \quad (3.2)$$

ここで， E_i は Σ_i 座標系の基準単位ベクトル i_i, j_i, k_i を成分とするフレームマトリックス(FM)である。投球動作時の E_i は，1サンプル毎にセンサシステムで計測された3軸角速度 ${}^i\omega_i$ に，回転変換マトリクス $R^{0\omega_i\theta_i}$ を適用して次式のように更新する。

$${}^0E_i(n+1) = R^{0\omega_i(n)\theta_i(n)} {}^0E_i(n) \quad (3.3)$$

$$\theta_i(n) = \{ {}^i\omega_i(n) - {}^i\omega_i(n-1) \} \times \Delta t \quad (3.4)$$

ここで， Δt はサンプリング周期であり， $R^{0\omega_i\theta_i}$ はベクトル ${}^0\omega_i$ の回りに θ_i 回転させる行列である。ただし，

$$R^{0\omega_i\theta_i} = \begin{bmatrix} C_{\theta_i} + \lambda^2 v_{\theta_i} & \lambda \mu v_{\theta_i} - \nu S_{\theta_i} & \nu \lambda v_{\theta_i} + \mu S_{\theta_i} \\ \lambda \nu v_{\theta_i} + \nu S_{\theta_i} & C_{\theta_i} + \mu^2 v_{\theta_i} & \mu \nu v_{\theta_i} - \lambda S_{\theta_i} \\ \nu \lambda v_{\theta_i} - \mu S_{\theta_i} & \mu \nu v_{\theta_i} + \lambda S_{\theta_i} & C_{\theta_i} + \nu^2 v_{\theta_i} \end{bmatrix} \quad (3.5)$$

$$S_{\theta_i} = \sin \theta_i, C_{\theta_i} = \cos \theta_i, v_{\theta_i} = 1 - \cos \theta_i \quad (3.6)$$

$$\begin{pmatrix} \lambda \\ \mu \\ \nu \end{pmatrix} = \frac{{}^0\omega_i}{\|{}^0\omega_i\|} \quad (3.7)$$

である。

3.2.2 セットポジション時のFM算出法

角速度を積分してFMを更新する際、投球開始直前、つまりセットポジション時のFMの姿勢を知る必要がある。セットポジション時のセンサのFMは、動作開始前に数秒間静止したときの重力加速度から算出する。Fig.3.2に静止状態でのFMと重力加速度の関係を示す。重力加速度 g の i_i, j_i, k_i 方向成分を a_{ix}, a_{iy}, a_{iz} とすると、xy平面と i_i, j_i, k_i それぞれがなす角 $\theta_{ix}, \theta_{iy}, \theta_{iz}$ は次式のように表すことができる。

$$\theta_{ix} = \sin^{-1} \frac{{}^i a_{ix}}{g} \quad (3.8)$$

$$\theta_{iy} = \sin^{-1} \frac{{}^i a_{iy}}{g} \quad (3.9)$$

$$\theta_{iz} = \sin^{-1} \frac{{}^i a_{iz}}{g} \quad (3.10)$$

このとき、 i_i を xy 平面に投影したベクトルと x 軸がなす角を γ としたとき、慣性センサからの情報だけでは γ を決定することができない。そこで静止時のFMの i_i 軸は、 Σ_0 座標系の x 軸方

向を向くように定義する ($\gamma = 0$)。FMを構成する3つのベクトル i_i, j_i, k_i がすべ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である 0E_i は幾何学的関係から次式のようになる。

$${}^0E_i = \begin{bmatrix} \cos \theta_{ix} & -\tan \theta_{ix} \sin \theta_{iy} & -\tan \theta_{ix} \sin \theta_{iz} \\ 0 & \frac{\sin \theta_{iz}}{\cos \theta_{ix}} & -\frac{\sin \theta_{iy}}{\cos \theta_{ix}} \\ \sin \theta_{ix} & \sin \theta_{iy} & \sin \theta_{iz} \end{bmatrix} \quad (3.11)$$

以上の式で、セットポジション時のWIMUの初期姿勢が推定可能である。しかし一般的に、セットポジションにおいて、全てのFMの i_i がx軸上になることはなく、前腕センサの姿勢 0E_1 と上腕センサの姿勢 0E_2 および胸部センサの姿勢 0E_3 の正しい位置関係を知る必要がある。また、センサFMと腕の長軸方向の関係は未知である。そこで、上肢および体幹の正しい初期姿勢を求めるために、 0E_1 と 0E_2 および 0E_2 と 0E_3 の関係、 0E_1 と 0E_2 それぞれからみた肘屈曲伸展軸の方向、 ${}^0E_1, {}^0E_2$ それぞれからみた肩内外転軸の方向、さらに ${}^0E_1, {}^0E_2$ と前腕、上腕の長軸方向の関係を、4つの動きから推定する。

3.2.3 前腕，上腕および胸部 WIMU の FM の関係

まず，それぞれのセンサ座標系を Fig.3.3 のように定義する。 Σ_0 は固定座標系， E_1 ， E_2 および E_3 はそれぞれ前腕センサ，上腕センサおよび胸部センサの FM である。 Σ_0 上で計測された角速度をそれぞれ， ${}^0\omega_1$ ， ${}^0\omega_2$ および ${}^0\omega_3$ ，センサ座標系で計測された角速度をそれぞれ ${}^1\omega_1$ ， ${}^2\omega_2$ および ${}^3\omega_3$ とすると，

$${}^0\omega_1 = {}^0E_1{}^1\omega_1 \quad (3.12)$$

$${}^0\omega_2 = {}^0E_2{}^2\omega_2 \quad (3.13)$$

$${}^0\omega_3 = {}^0E_3{}^3\omega_3 \quad (3.14)$$

と表される。いま，セットポジションをとった状態で，それぞれのセンサの位置関係を変えないように，上半身を回転運動させると，

$${}^0\omega_1 = {}^0\omega_2 = {}^0\omega_3 \quad (3.15)$$

$${}^0E_1{}^1\omega_1 = {}^0E_2{}^2\omega_2 = {}^0E_3{}^3\omega_3 \quad (3.16)$$

となる。ここで Σ_2 からみた Σ_1 の姿勢を 2E_1 ， Σ_3 からみた Σ_2 の姿勢を 3E_2 とすると， 2E_1 および 3E_2 は上式を変形して次式のよう

に推定される。

$$\begin{aligned} {}^2\omega_2 &= {}^0E_2^{T0} E_1 {}^1\omega_1 \\ &= {}^2E_1 {}^1\omega_1 \end{aligned} \quad (3.17)$$

$${}^2E_1 = {}^2\omega_2 {}^1\omega_1^T ({}^1\omega_1 {}^1\omega_1^T)^{-1} \quad (3.18)$$

$$\begin{aligned} {}^3\omega_3 &= {}^0E_3^{T0} E_2 {}^2\omega_2 \\ &= {}^3E_2 {}^2\omega_2 \end{aligned} \quad (3.19)$$

$${}^3E_2 = {}^3\omega_3 {}^2\omega_2^T ({}^2\omega_2 {}^2\omega_2^T)^{-1} \quad (3.20)$$

3.2.4 肘屈曲伸転軸および肩内外転軸の推定

座標系を Fig.3.4 のように定義する。 1e_1 , 2e_2 はそれぞれ Σ_1 , Σ_2 からみた肘屈曲伸転軸である。いま, 肩と肘の位置を固定し, 肘の屈曲伸転運動をしたとき, 1e_1 は,

$${}^1e_1 = \frac{{}^1\omega_1}{\|{}^1\omega_1\|} \quad (3.21)$$

と表され, 式 (3.18) を利用すると 2e_2 は,

$${}^0E_2 {}^2e_2 = {}^0E_1 {}^1e_1 \quad (3.22)$$

$$\begin{aligned} {}^2e_2 &= {}^0E_2^{T0} E_1 {}^1e_1 \\ &= {}^2E_1 {}^1e_1 \\ &= {}^2\omega_2 {}^1\omega_1^T ({}^1\omega_1 {}^1\omega_1^T)^{-1} {}^1e_1 \end{aligned} \quad (3.23)$$

と導出される。ただし，屈曲が+，伸転が-とする。

次に，Fig.3.5のように座標系を定義する。 2s_2 ， 3s_3 はそれぞれ Σ_2 ， Σ_3 からみた肩内外転軸である。いま，肩の位置を固定し，肩の内外転運動をしたとき， 2s_2 は，

$${}^2s_2 = \frac{{}^2\omega_2}{\|{}^2\omega_2\|} \quad (3.24)$$

と表され，式(3.20)を利用すると 3s_3 は，

$${}^0E_3 {}^3s_3 = {}^0E_2 {}^2s_2 \quad (3.25)$$

$$\begin{aligned} {}^3s_3 &= {}^0E_3^T {}^0E_2 {}^2s_2 \\ &= {}^3E_2 {}^2s_2 \\ &= {}^3\omega_3 {}^2\omega_2^T ({}^2\omega_2 {}^2\omega_2^T)^{-1} {}^2s_2 \end{aligned} \quad (3.26)$$

となる。ただし，内転が+，外転が-とする。

腕全体の姿勢を決定するためには，固定座標系に変換した 1e_1 と 2e_2 が重なるように鉛直軸周りに前腕センサFMを回転させる。また，固定座標系に変換した 2s_2 と 3s_3 が重なるように胸部センサFMを回転させればよい。

3.2.5 初期姿勢導出

動作開始前の腕の初期姿勢を決定するため，動作前の重力加速度を利用して式(3.8)–(3.11)により，センサ i_i 軸が固定座標系

の x 軸上に上腕センサ 0E_2 , 前腕センサ ${}^0E_{1tmp}$ および胸部センサ ${}^0E_{3tmp}$ を求める。次に前節で求めた 1e_1 , 2e_2 , 2s_2 および 3s_3 を固定座標系から見た回転軸に変換すると ,

$${}^0e_{1tmp} = {}^0E_{1tmp} {}^1e_1 \quad (3.27)$$

$${}^0e_2 = {}^0E_2 {}^2e_2 \quad (3.28)$$

$${}^0s_2 = {}^0E_2 {}^2s_2 \quad (3.29)$$

$${}^0s_{3tmp} = {}^0E_{3tmp} {}^3s_3 \quad (3.30)$$

となる。正しい前腕センサ 0E_1 は , ${}^0e_{1tmp}$ と 0e_2 の方向が一致するように垂直軸まわりに E_{1tmp} を回転させる。具体的には , Fig.3.6 に示すように , ${}^0e_{1tmp}$, 0e_2 を xy 平面に投影して , ベクトルの方向が一致するように ${}^0e_{1tmp}$ を z 軸周りに α だけ回転する。そのときの回転角 α は ,

$${}^0e_{1tmp} = \begin{pmatrix} e_{1tmpx} & e_{1tmpy} & e_{1tmpz} \end{pmatrix}^T \quad (3.31)$$

$${}^0e_2 = \begin{pmatrix} e_{2x} & e_{2y} & e_{2z} \end{pmatrix}^T \quad (3.32)$$

とすると ,

$$\alpha = \tan^{-1} \left(\frac{e_{2x} \cdot e_{1tmpy} - e_{2y} \cdot e_{1tmpx}}{e_{2x} \cdot e_{1tmpx} + e_{2y} \cdot e_{1tmpy}} \right) \quad (3.33)$$

となる。これにより正しい前腕センサ 0E_1 は ,

$${}^0E_1 = R^{z\alpha} E_{1tmp} \quad (3.34)$$

と求めることができる。 $R^{z\alpha}$ は、 z 軸周りに α 回転させる回転変換マトリクスである。同様に正しい胸部センサ 0FME_3 は、 0s_2 と ${}^0s_{3tmp}$ の方向が一致するように z 軸まわりに E_{3tmp} を回転させることで得ることができる。

3.2.6 FMと腕および体幹の関係

ここでは、前腕センサおよび上腕センサそれぞれのFMから見て、腕の長軸がどちらの方向を向いているかを推定する。WIMUを、取り付け方向を考慮せずに腕に装着した場合、FMと腕の方向の関係が未知である。そこで、Fig.3.7のように腕を真下に向けて下ろして静止しているときの重力加速度から、FMと腕の方向の関係を求める。それぞれのFMで計測された重力加速度を 1g_1 、 2g_2 とすると、前腕および上腕の方向を表す単位ベクトル 1L_1 、 2L_2 は、

$${}^1L_1 = -\frac{{}^1g_1}{\|{}^1g_1\|} \quad (3.35)$$

$${}^2L_2 = -\frac{{}^2g_2}{\|{}^2g_2\|} \quad (3.36)$$

となる。さらに，固定座標系で見た前腕および上腕を表すベクトル 0L_1 ， 0L_2 は，

$${}^0L_1 = {}^0E_1 {}^1L_1 \quad (3.37)$$

$${}^0L_2 = {}^0E_2 {}^2L_2 \quad (3.38)$$

と求めることができる。

3.2.7 前腕，上腕および胸部の軌道推定方法

上腕の3次元軌道は，上腕センサで計測された加速度を2階積分することで求められる。しかし，前腕および胸部の軌道もそれぞれのセンサで計測された加速度の2階積分によって算出すると，積分誤差の蓄積により，上腕と前腕，あるいは上腕と体幹の軌道が徐々に離れていくという問題がある [34]。そこで，手首軌道は上腕センサで推定した肘軌道を用いて，胸部軌道は上腕センサで推定した肩軌道を用いてそれぞれ推定する。それぞれの体節がFig.3.8のように表わされるとすると，肩の軌道 S_{TR} は，固定座標系から見た上腕加速度 0a_2 および上腕ベクトル 0L_2 を用いて，

$$S_{TR} = \int \int {}^0a_2 dt dt - l_3 {}^0L_2 \quad (3.39)$$

と表すことができる。ここで l_3 は上腕センサから肩までの距離である。肘の軌道および手首の軌道をそれぞれ E_{TR} ， W_{TR} とす

ると、前腕ベクトル 0L_1 および上腕ベクトル 0L_2 を用いて、

$$E_{TR} = S_{TR} + l_2 {}^0L_2 \quad (3.40)$$

$$W_{TR} = E_{TR} + l_1 {}^0L_1 \quad (3.41)$$

と決定できる。ここで、 l_1, l_2 はそれぞれ前腕の長さおよび上腕の長さである。また、胸部の軌道 T_{TR} は肩軌道 S_{TR} と固定座標系から見た胸部センサ ${}^FM^0E_3$ および胸部から肩へ向かうベクトル L_3 を用いて、

$$T_{TR} = S_{TR} - {}^0E_3 {}^3L_3 \quad (3.42)$$

となる。 l_1, l_2, l_3 および L_3 は、メジャーによる直接計測で決定する。

3.2.8 速度および位置修正方法

数値積分による軌道推定では、加速度の積分によって発生する速度の積分誤差および速度の積分によって発生する位置の積分誤差を除去する必要がある。本論文では、投球終了後に、投球開始前から一定距離の位置に数秒間静止するよう指示し、投球後の速度が0になるようにした。まず、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 $a_r(t)$ の関係が次式によっ

て表されると仮定する。

$$a_m(t) = a_r(t) + a_e \quad (3.43)$$

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.3.9のように, 投球動作区間を T_s , 積分によって得られる動作区間終了時の速度を 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 v_m との関係は以下のようなになる。

$$\begin{aligned} v_r(t) &= \int_0^t a_m(\tau) d\tau - a_e t \\ &= \int_0^t a_m(\tau) d\tau - \frac{v_e}{T_s} t \end{aligned} \quad (3.44)$$

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決めておくことにより, 同様の式で速度積分の誤差も除去する。

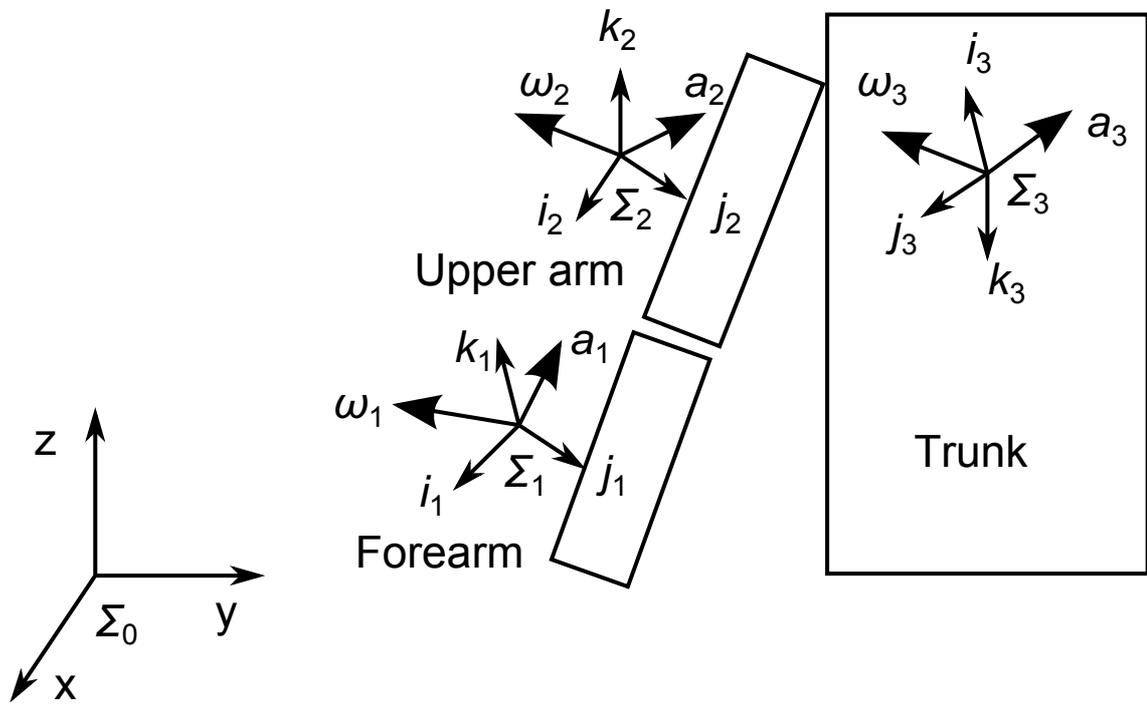


Fig.3.1: 固定座標系とセンサ座標系の関係

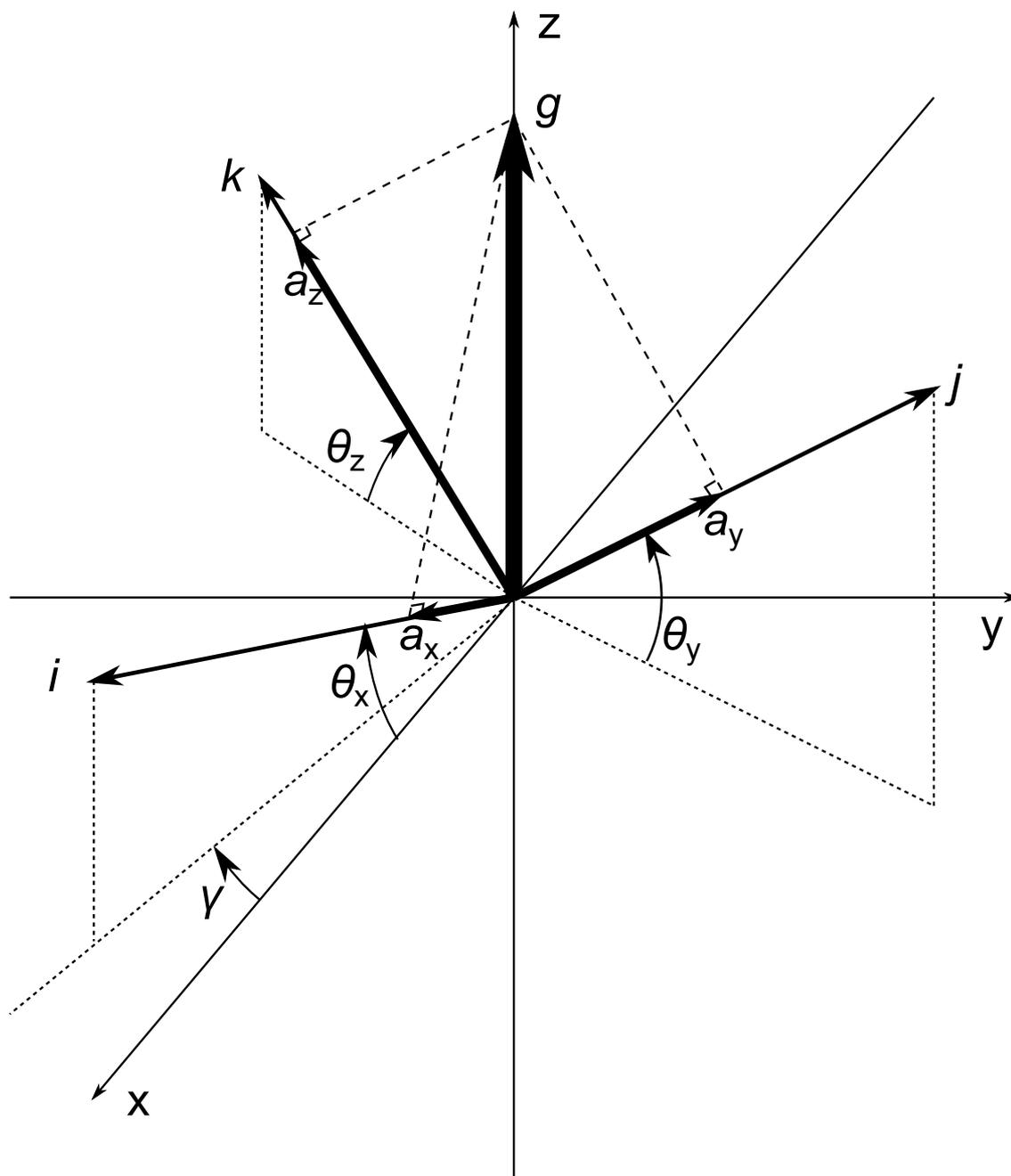


Fig.3.2: 重力加速度とセンサ座標系の関係

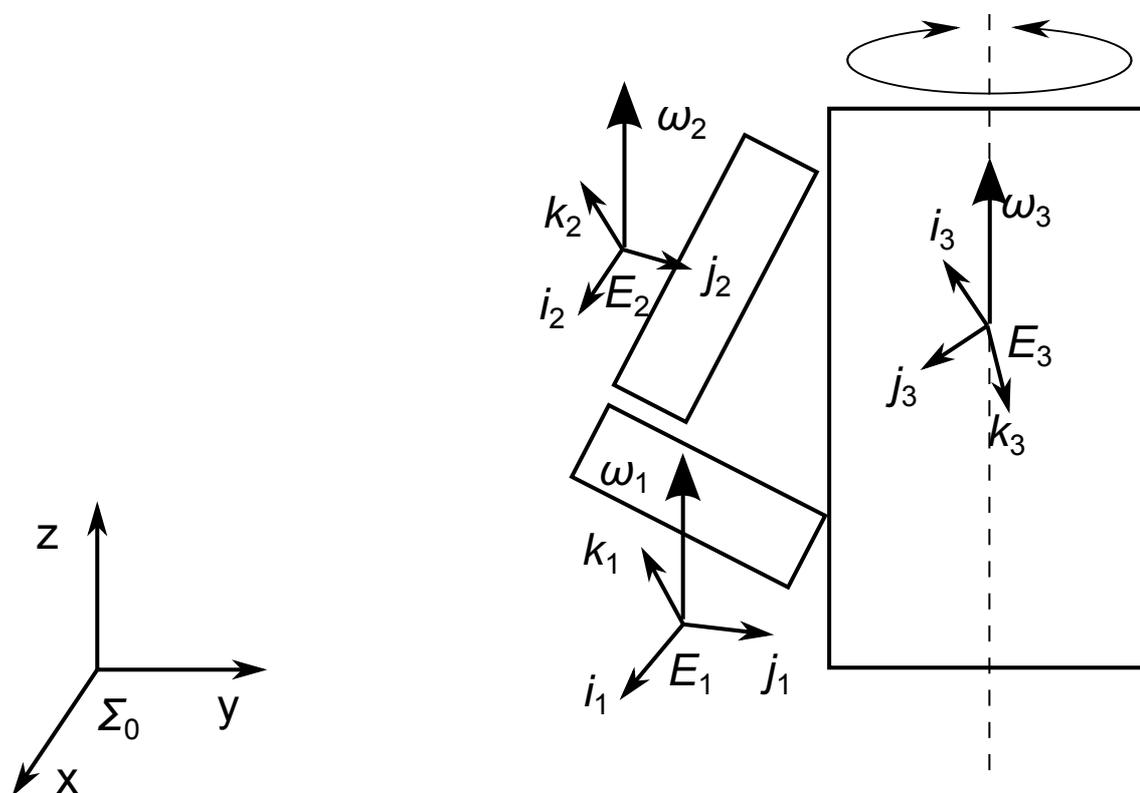


Fig.3.3: セットポジションにおける各座標系の決定

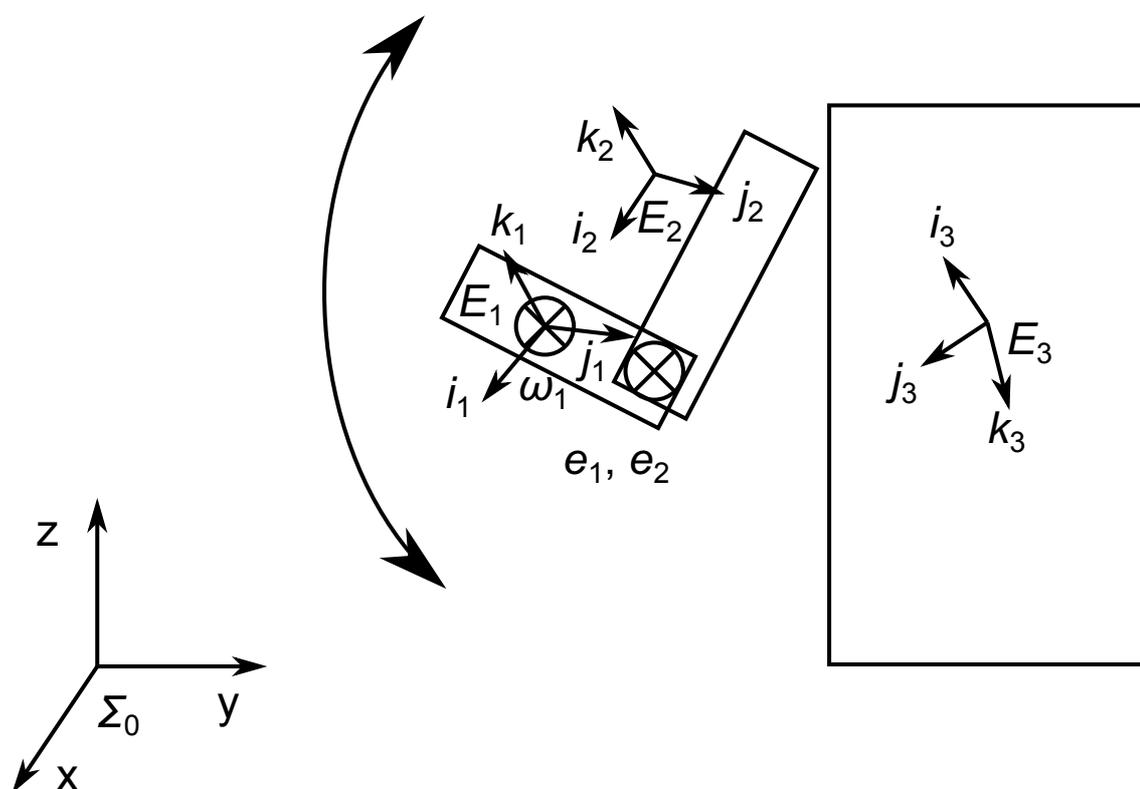


Fig.3.4: 肘関節屈曲伸展軸と各座標系の関係

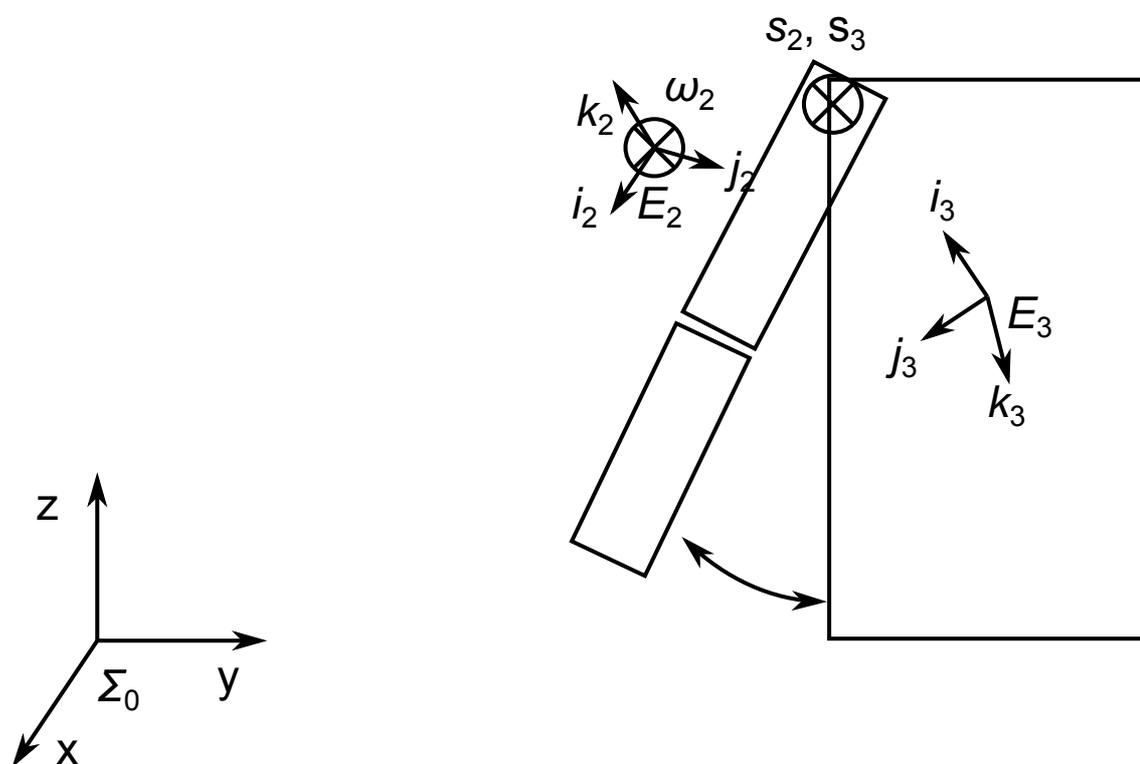


Fig.3.5: 肩関節内外転軸と各座標系の関係

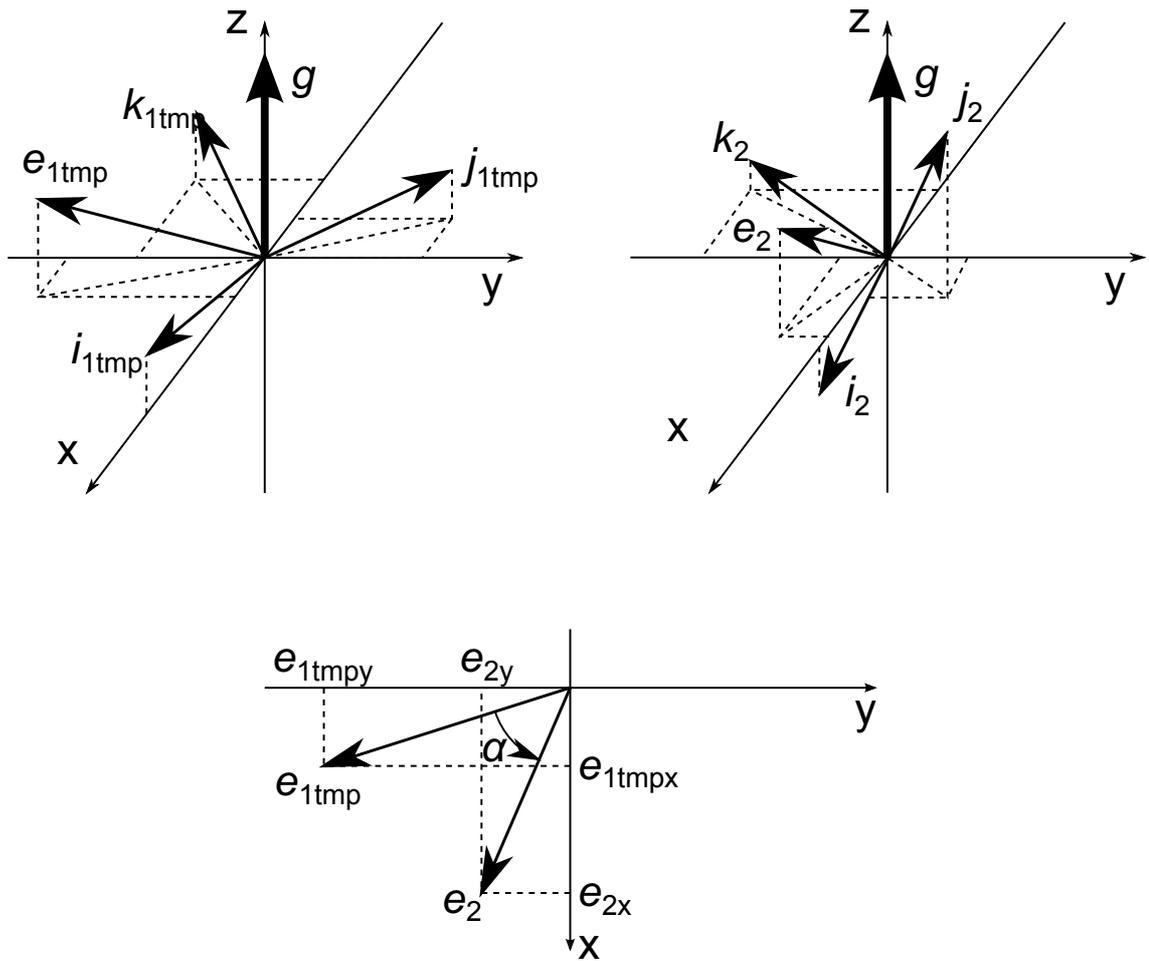


Fig.3.6: 真の座標系と一時的な座標系の関係

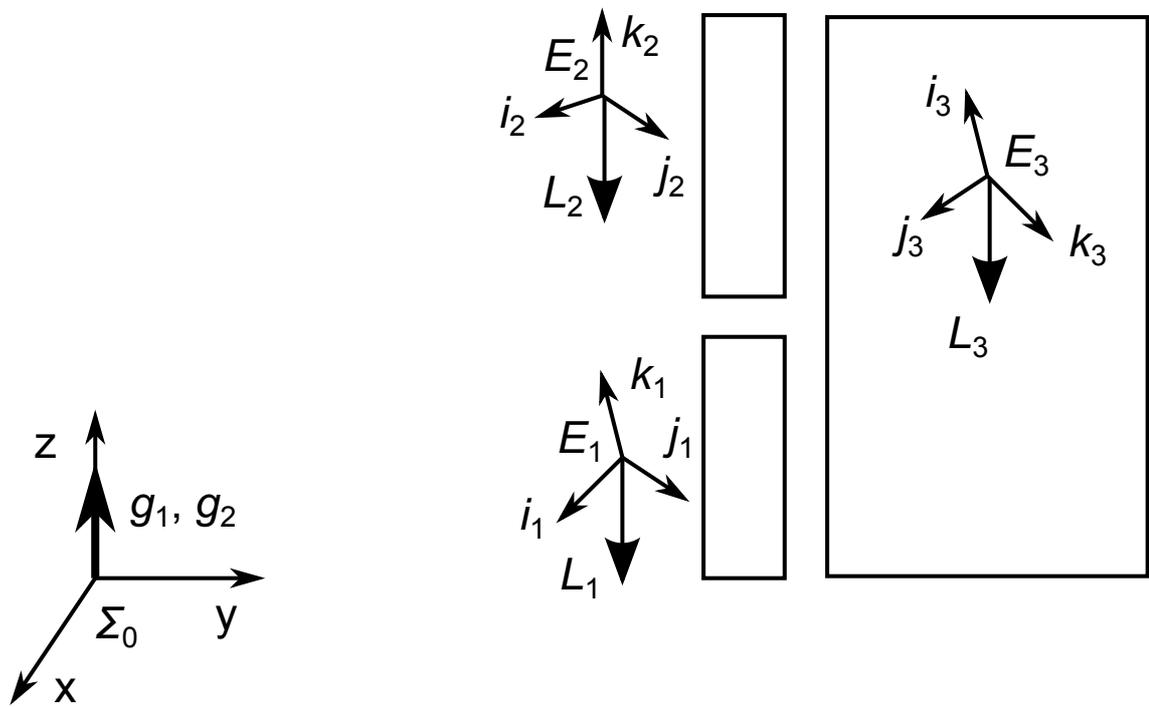


Fig.3.7: 重力加速度と上肢の長軸の関係

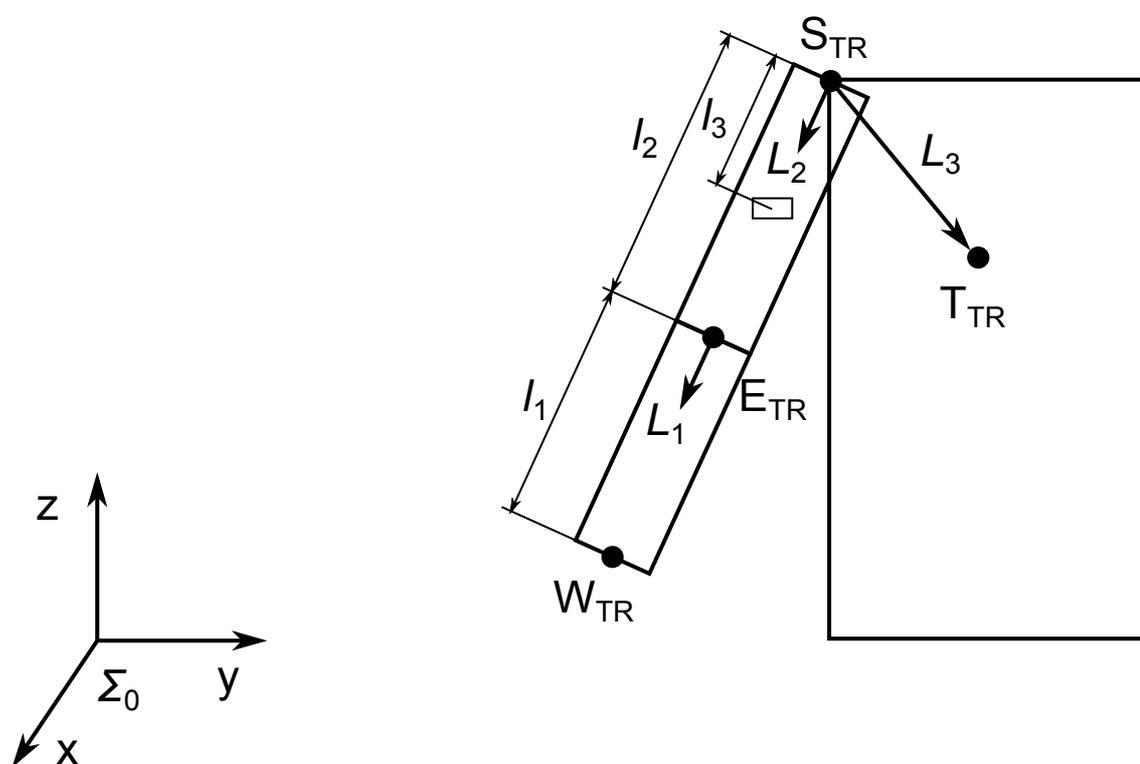


Fig.3.8: 体のランドマークの位置

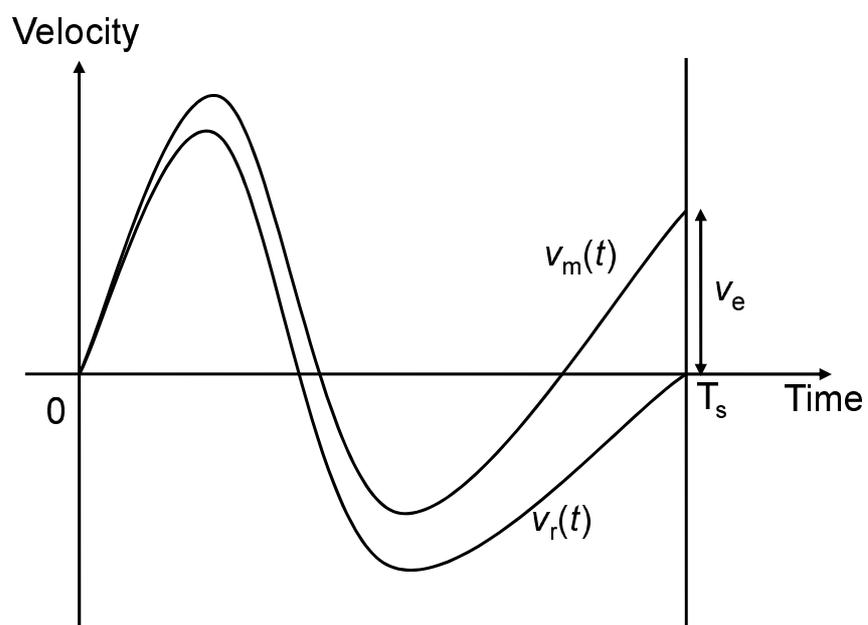


Fig.3.9: 積分誤差の修正

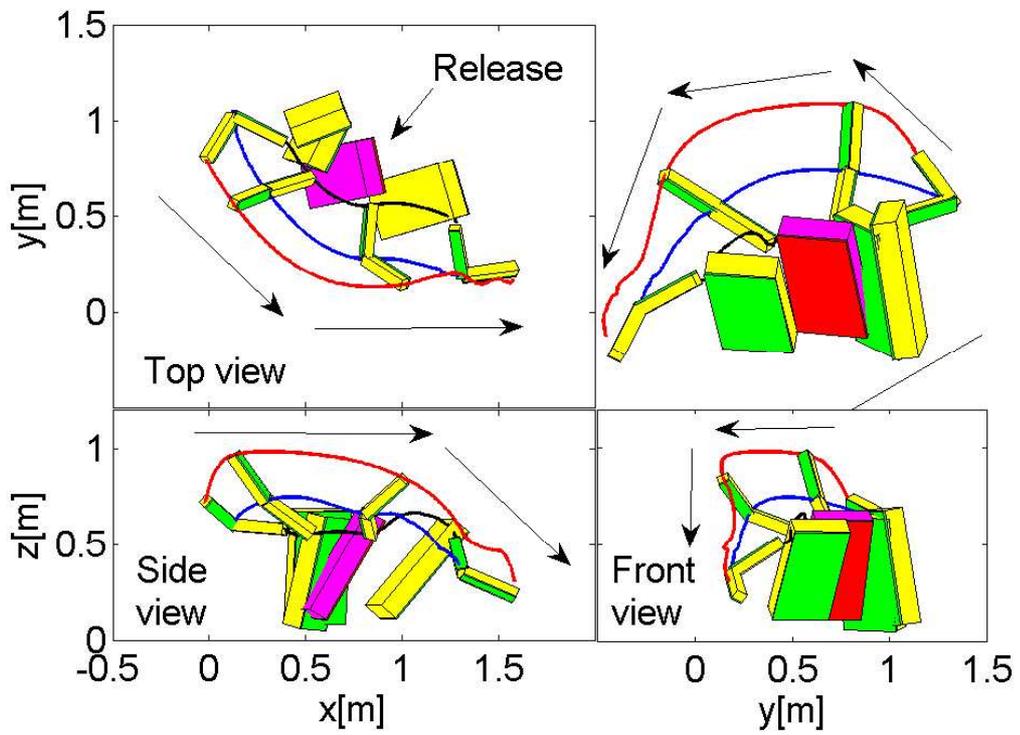
3.3 実験方法

開発したWIMUを使用して、屋外で投球動作の計測が可能かどうかを確認することが本実験の目的である。被験者には前腕，上腕および胸部にWIMUを装着し，投球動作を実施した。

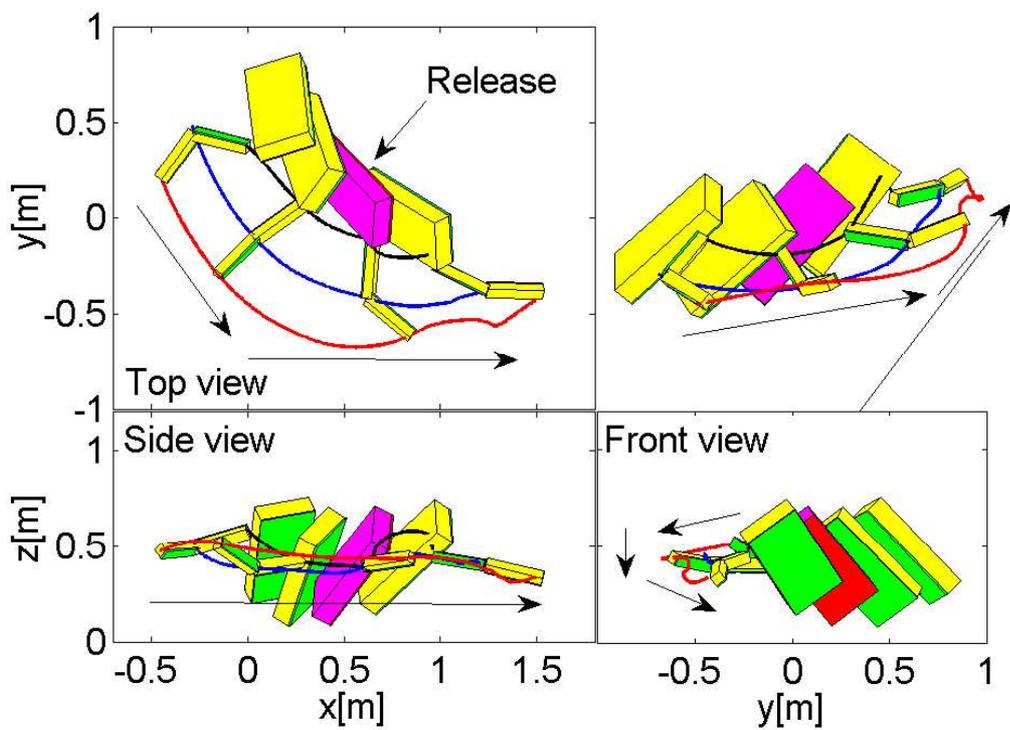
被験者は野球経験のない健常成人男性1名（年齢:21歳，175[cm]，54[kg]）である。5割程度の力で，オーバーハンドスローとサイドハンドスローの2種類の投球動作を実施した。また投球前の直立静止姿勢の重力加速度を計測し初期姿勢を決定すべく，被験者は投球動作の前後でそれぞれ数秒ずつ静止した。なお，各セグメントの長さは，巻尺を使用することにより直接求めた。

3.4 結果

Fig.3.10は21歳健常男性を対象とした投球動作の計測例であり，Fig.3.10(a)はオーバーハンドスロー，Fig.3.10(b)はサイドハンドスローの計測結果である。リリースセンサにより検出したリリース時刻のスティックピクチャは色を変えて表示した。図から分かるように，2種類の異なる投球フォームについて，それぞれ定性的にはあるが良好に計測されていることが分かる。



(a) オーバーハンドスロー



(b) サイドハンドスロー

Fig.3.10: 投球フォームの計測例

3.5 考察

実験結果より、投球時の姿勢推定に関しては良好な結果が得られ、慣性センサを用いて投球フォームの計測が可能であることが確認された。一方で、経路推定に関しては、上腕のセンサにより計測された加速度を数値積分して求めるため、積分誤差の影響が無視できない。この問題を解決するために、下肢を含めた全身の動作計測を考える必要がある。すなわち、投球側の前腕、上腕および体幹に加えて、両足の大腿および下腿に慣性センサを装着し、本章の姿勢推定方法を両下肢に拡張することで、下肢の姿勢推定を行うと共に、上腕加速度の二階積分による方法と比べて良好な経路推定が実現できると考える。また、投球動作においては一般的に、少なくとも一方の足が常に地面に接地していると考えられるが、垂直跳びや立ち幅跳びに代表されるようなジャンプ動作では、両足とも地面から離れている時間が存在する。そのため次章では、全身の動作計測の実現に向けて、ジャンプ動作の計測方法を提案し、その結果を評価する。

3.6 結言

本章では、投球時の前腕、上腕、体幹の3次元動作を対象として、従来有線でのセンサシステムによる動作解析の可能性が確認されていた手法を、前章で開発した無線センサシステムに適用し、上手投げと横手投げの3次元姿勢および軌道の推定を試みた。実験の結果、提案した無線センサシステムは、有線センサシステム同程度の結果を得ることが可能であることを確認した。しかし、上半身の動作を常に加速度積分によって導出しているため、加速度積分誤差の影響が無視できない。この問題を解決するためには、足が接地しているときには加速度積分を行わずに姿勢の決定が可能な下半身の動作を利用するのが有効である。そこで次章では、ジャンプ動作も考慮した下半身の動作計測システムの開発を行う。

第4章

ジャンプ時下肢の動作計測

4.1 緒言

計測環境を限定せずにヒトの動作を計測・解析する技術の確立は、医療、福祉、健康、スポーツを含む様々な分野において重要となっている。特にスポーツ分野では、アスリートの怪我や故障を防ぐために、動作を定量的に分析し、その結果に基づいて動作の改善を行っていくことが必要となる [1]。現在、光学式3次元動作解析装置の利用が一般的であるが、計測環境が限定され、特に屋外スポーツ時の自然な動作を計測することが困難であるという問題がある。

一方、従来身体に装着した慣性センサを用いたヒトの動作計測手法が考案されている [7-32]。慣性センサを使用した動作計測は、光学式システムと比較して、簡便、安価、計測環境を限定しない、という利点を持つため、スポーツ分野はもちろんの

こと、福祉、理学療法分野等からも期待されており、現在までに、ヒトの動作時の関節角度を推定する方法 [7-10] や、行動・活動内容を判別する方法 [11-18]、歩行時の歩行速度等を計測する方法 [19-28] が報告されている。特に、スポーツ動作計測の際には、姿勢に加え、身体が空中に浮いているジャンプ時の経路や飛距離を正確に測定することが重要である。ジャンプ動作の計測は、ジャンプ動作を含むスポーツにおけるパフォーマンスの向上の確認や、スポーツ障害の予防法の検討などに有用である。例えば、膝前十字靭帯 (ACL) 損傷予防のための診断として、モーションキャプチャを使用したドロップジャンプ着地時の膝動作解析が行われている [35]。一方で、慣性センサを使用してドロップジャンプ着地時の膝動作解析の方法が研究されているが [36]、膝関節の角度のみの検討であり、跳躍高を含む跳躍経路の検討は行われておらず、慣性力により膝関節に作用するトルクや負荷などのバイオメカニクス解析には不十分であった。また、ジャンプ時の経路や飛距離の計測方法としては、これまでに、ジャンプ動作を放物運動と仮定し、腰部に装着した加速度センサから求めた跳躍時間を使用して垂直跳びにおける跳躍高を算出する方法 [30] やメジャーによって実測した跳躍距離を利用して立ち幅跳びにおける跳躍角度を算出する方法 [31] が提

案されているが、いずれも離陸時と着陸時のセンサの高さが同じであるという仮定や、放物運動を仮定しているため、着陸時のセンサの高さが異なる場合や、姿勢変化による重心位置の移動、外力の作用による軌道の変化に対しては正確な軌道の推定は困難であった。この問題を解決するためには身体加速度の積分が有効であるが、積分誤差の蓄積により、推定経路に大きな誤差が生じる可能性がある。一方佐川らは、足爪先に取り付けた慣性センサから効果的に積分誤差を除去して歩行時爪先の3次元軌跡を導出する方法を考案した [32]。

そこで本章では、積分誤差除去法に加え、両脚の拘束条件、離陸時の速度ベクトルの導出方法、足の接地状態に対応した姿勢推定などを考慮した、新たなアルゴリズムを構築する。そして、体幹および両側の大腿・下腿に装着した慣性センサと、足裏に装着した圧力センサを利用して、ジャンプ時の両下肢の姿勢や経路の推定法を提案する。また健常男性7名を対象とした動作解析装置との同時計測実験により、本手法の計測精度評価を行う。

4.2 計測原理

4.2.1 ジャンプ動作推定方法概要

本手法におけるジャンプ動作計測方法の概要について以下に示す。

1. 足が地面に着いている時には、初期姿勢は重力加速度を利用して決定し、動作中は角速度を積分することで体節の方向を求め、下肢全体の姿勢を推定する。
2. 両足が地面から離れているときには、離陸時の体幹の位置を時間微分して初速度を求め、身体加速度を2階積分して空中での移動軌跡を求める。同時に角速度を積分することで、体幹および下肢の姿勢を推定する。なお、体が宙に浮いているかの判断は、足裏に設置した圧力センサにより行う。
3. 足が地面に着地した時には、足首の高さおよび速度を0として補正することにより、動作・軌道推定における誤差を軽減する。

4.2.2 初期姿勢推定方法

人間の体を Fig.4.1 に示す5セグメントモデルとして扱い、各セグメントの姿勢を求めるため、両下肢の大腿部および下腿

部と、腰の背面の5ヶ所に無線型慣性センサ (Wireless Inertial Measurement Unit, WIMU) を装着し、各部の加速度および角速度を計測する。

次に以下の手順に従ってジャンプ動作前の初期姿勢を求めていく。下肢の姿勢を求めるために、初期姿勢における各セグメントの長軸方向を求める。セグメントの長軸方向と慣性センサのy軸方向が平行となるように慣性センサを各セグメントに装着しているため、セグメントの長軸方向はy軸方向の単位ベクトルを意味するフレームマトリックス2列目jから知ることができる。しかし、セグメントの長軸方向と完全に平行となるように慣性センサを装着することは困難である。そのため、直立静止状態では各セグメントが地面と垂直であると仮定し、センサ座標系から見た重力加速度の方向をセグメントの長軸方向と考える。更に、大腿と下腿が一直線となるように膝関節を伸展させた状態で股関節の屈曲伸展動作を行うことで、センサ座標系から見た股関節の屈曲伸展軸を求め、セグメントに対するセンサの取り付け方向を決定する。

次に両足とも着地している時は、右足首の初期位置を $A_r(0) = (A_{rx}, A_{ry}, 0)$ と与え、各関節の位置は、センサ座標系から見た各セグメントの長軸単位ベクトル L 、各セグメントの長さ l とフレーム

マトリックス E を用いて，式 (4.1)~ (4.7) のように右足首から順番に計算される。

$$K_r = A_r - l_S E_{S_r}^S L_r \quad (4.1)$$

$$H_r = K_r - l_T E_{T_r}^T L_r \quad (4.2)$$

$$B = H_r - l_H E_B^B L_H \quad (4.3)$$

$$U = B + l_U E_B^B L_U \quad (4.4)$$

$$H_l = B - l_H E_B^B L_H \quad (4.5)$$

$$K_l = H_l + l_T E_{T_l}^T L_l \quad (4.6)$$

$$A_l = K_l + l_S E_{S_l}^S L_l \quad (4.7)$$

4.2.3 運動中の姿勢推定方法

運動中では，慣性センサで計測される加速度は重力加速度と運動による加速度の両方が含まれるため，加速度からフレームマトリックスを求めることはできない。そこで慣性センサで計測した角速度を用いて，式 (3.5) のようにフレームマトリックス E を更新する。なお，右足が着地している時，右足首の位置は変化しない。そのため，右足が着地している時の更新式は式 (4.8) となる。

$$A_r(t + \Delta t) = A_r(t) \quad (4.8)$$

右足だけが着地している時、または両足が着地しているが、フレームマトリックスから求めた右足が左足よりも低い位置にあると推定された時の関節位置と下肢の姿勢は、初期姿勢を求める場合と同様、右足首から順番に計算される。

また、左足だけが着地している時、または両足が着地しているが、左足が右足よりも低い位置にあると推定された時は、下肢の姿勢は、左足首から順番に計算される。左足首が着地している時の更新式は式(4.9)、各関節の位置は式(4.10)~(4.16)となる。

$$A_l(t + \Delta t) = A_l(t) \quad (4.9)$$

$$K_l = A_l - l_S E_{Sl}^S L_l \quad (4.10)$$

$$H_l = K_l - l_T E_{Tl}^T L_l \quad (4.11)$$

$$B = H_l + l_H E_B^B L_H \quad (4.12)$$

$$U = B + l_U E_B^B L_U \quad (4.13)$$

$$H_r = B + l_H E_B^B L_H \quad (4.14)$$

$$K_r = H_r + l_T E_{Tr}^T L_r \quad (4.15)$$

$$A_r = K_r + l_S E_{Sr}^S L_r \quad (4.16)$$

次に、両足が離地している時は、式(4.17)~(4.24)のように体幹加速度の二階積分によって身体中心の位置を求め、各関

節の位置は各セグメントの長軸ベクトル L 、各セグメントの長さ l とフレームマトリックス E を用いて身体中心から順番に計算される。

$$B = \int_0^t \left\{ \int_0^\tau a(\tau) d\tau \right\} d\tau + v_j t + B_j \quad (4.17)$$

$$U = B + l_U E_B^B L_U \quad (4.18)$$

$$H_r = B + l_H E_B^B L_H \quad (4.19)$$

$$K_r = H_r + l_T E_{Tr}^T L_r \quad (4.20)$$

$$A_r = K_r + l_S E_{Sr}^S L_r \quad (4.21)$$

$$H_l = B - l_H E_B^B L_H \quad (4.22)$$

$$K_l = H_l + l_T E_{Tl}^T L_l \quad (4.23)$$

$$A_l = K_l + l_S E_{Sl}^S L_l \quad (4.24)$$

ここで $a(t)$ は体幹の3次元加速度であり、 B_j 、 v_j はそれぞれ離陸時の身体中心の位置と速度である。

4.2.4 各関節角度の定義

本研究では、股関節、膝関節および足関節の屈曲角を求め、光学式3次元モーションキャプチャシステムから得られた値と比較して、精度評価を行う。股関節および膝関節の屈曲角は、セグメントの長軸を体幹の矢状面に投影して求める。固定座標系

から見た体幹の長軸方向の単位ベクトル e_L ，体幹の左方向および前方方向の単位ベクトル e_H ， e_F は，各関節の位置を用いて式(4.25)～(4.27)で表される。

$$e_L = \frac{U - B}{\|U - B\|} \quad (4.25)$$

$$e_H = \frac{H_l - H_r}{\|H_l - H_r\|} \quad (4.26)$$

$$e_F = e_H \times e_L \quad (4.27)$$

体幹，大腿，下腿それぞれの長軸方向の単位ベクトル L_B ， L_T ， L_S は各関節の位置を用いて式(4.28)～(4.30)で表される。

$$L_B = \frac{B - U}{\|B - U\|} = -e_L \quad (4.28)$$

$$L_T = \frac{K - H}{\|K - H\|} \quad (4.29)$$

$$L_S = \frac{A - K}{\|A - K\|} \quad (4.30)$$

体幹，大腿，下腿それぞれの長軸方向の単位ベクトル，および鉛直下方を向いた単位ベクトルを体幹の矢状面に投影したベクトル L_{Bsp} ， L_{Tsp} ， L_{Ssp} ， L_{Gsp} は式(4.31)～(4.34)となる。

$$L_{Bsp} = (L_B \cdot e_L)e_L + (L_B \cdot e_F)e_F \quad (4.31)$$

$$L_{Tsp} = (L_T \cdot e_L)e_L + (L_T \cdot e_F)e_F \quad (4.32)$$

$$L_{Ssp} = (L_S \cdot e_L)e_L + (L_S \cdot e_F)e_F \quad (4.33)$$

$$L_{Gsp} = (L_G \cdot e_L)e_L + (L_G \cdot e_F)e_F \quad (4.34)$$

Fig.4.2 に示される股関節屈曲角 θ_H , 膝関節屈曲角 θ_K , 足関節屈曲角 θ_A は , 式 (4.35) ~ (4.43) のように計算できる。

$$\theta_H = \tan^{-1} \left(\frac{\sin \theta_H}{\cos \theta_H} \right) \quad (4.35)$$

$$\theta_K = \tan^{-1} \left(\frac{\sin \theta_K}{\cos \theta_K} \right) \quad (4.36)$$

$$\theta_A = \tan^{-1} \left(\frac{\sin \theta_A}{\cos \theta_A} \right) \quad (4.37)$$

ただし ,

$$\cos \theta_H = \frac{L_{Bsp} \cdot L_{Tsp}}{\|L_{Bsp}\| \|L_{Tsp}\|} \quad (4.38)$$

$$\sin \theta_H = -\frac{(L_{Bsp} \times L_{Tsp}) \cdot e_H}{\|L_{Bsp}\| \|L_{Tsp}\|} \quad (4.39)$$

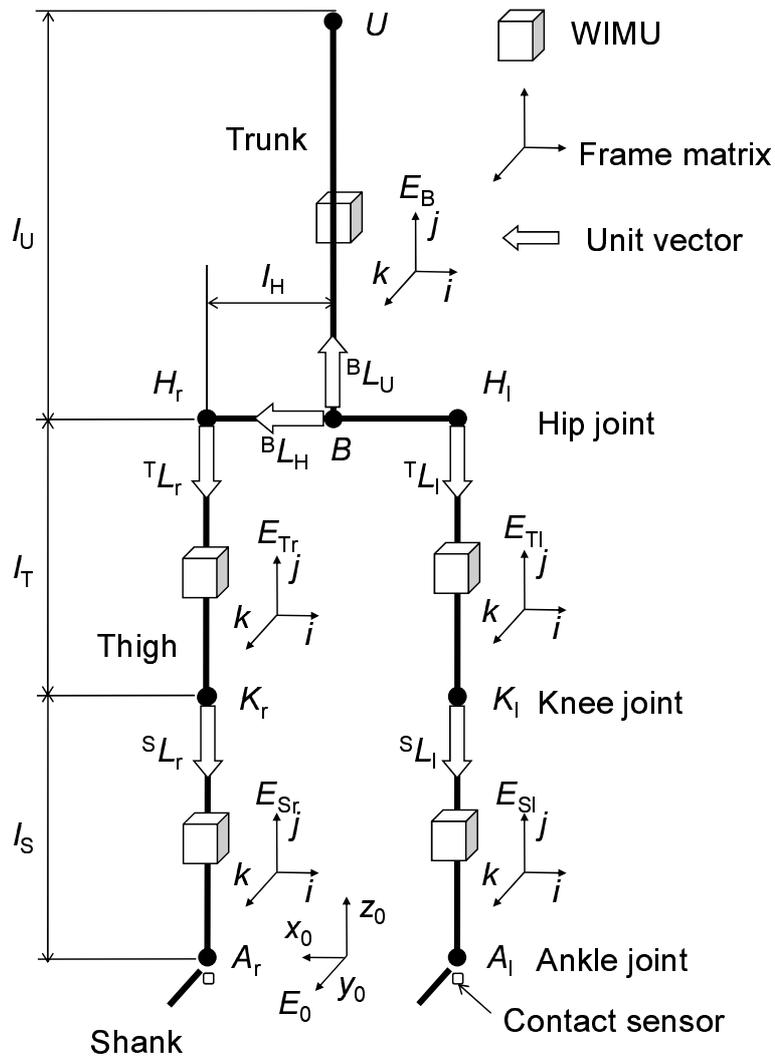
$$\cos \theta_K = \frac{L_{Tsp} \cdot L_{Ssp}}{\|L_{Tsp}\| \|L_{Ssp}\|} \quad (4.40)$$

$$\sin \theta_K = \frac{(L_{Tsp} \times L_{Ssp}) \cdot e_H}{\|L_{Tsp}\| \|L_{Ssp}\|} \quad (4.41)$$

$$\cos \theta_A = \frac{L_{Ssp} \cdot L_{Gsp}}{\|L_{Ssp}\| \|L_{Gsp}\|} \quad (4.42)$$

$$\sin \theta_A = -\frac{(L_{Ssp} \times L_{Gsp}) \cdot e_H}{\|L_{Ssp}\| \|L_{Gsp}\|} \quad (4.43)$$

である。



- $U, B, H_r, H_l, K_r, K_l, A_r, A_l$: Position of upper body, body center, right hip, left hip, right knee, left knee, right ankle and left ankle
- l_U, l_T, l_S, l_H : Segment length of upper body, thigh, shank, and hip.
- i, j, k : Unit vector of x, y and z axis in sensor coordinate system based on world frame
- ${}^B L_H, {}^B L_U, {}^T L_r, {}^T L_l, {}^S L_r, {}^S L_l$: Unit vector of the longitudinal axis based on sensor coordinate system
- $E_B, E_{Tr}, E_{Sr}, E_{Tl}, E_{Sl}$: Frame matrix of segment
- E_0 : World frame matrix consisting $x_0, y_0,$ and z_0

Fig.4.1: 姿勢変化推定のための5セグメントモデル

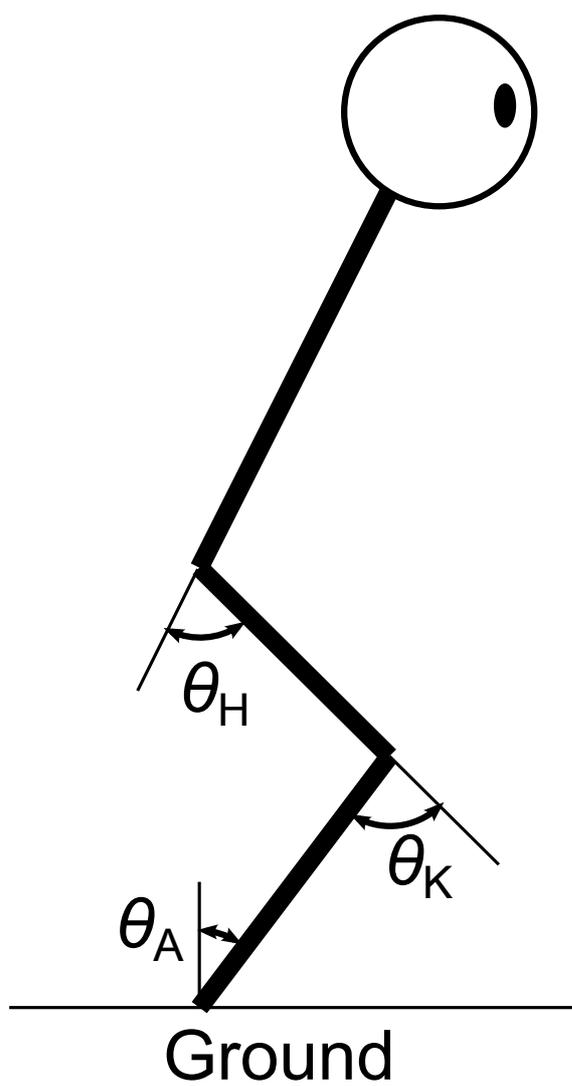


Fig.4.2: 各関節の屈曲角の定義

4.3 実験方法

本提案法の計測精度評価のため、本システムと光学式モーションキャプチャシステム (Motion Capture System: MCS, MAC3D, Motion Analysis) を使用して、ジャンプ動作の同時計測を行った。被験者にはセンサホルダー (バンド型、面ファスナーでサイズ調整可能) を使用して、体幹 (腰部背面) および両側大腿・下腿に WIMU を装着し、離着陸の時刻を計測するための薄型圧力センサ (圧力感知型抵抗素子、自作) を踵裏に装着した。また、モーションキャプチャシステムのため、マーカを肩峰、大転子、大腿骨外側上顆、外果に装着した。これらの状態でジャンプ動作を実施した。モーションキャプチャシステムはサンプリング周波数 100 Hz であり、サンプリング周波数 1kHz の WIMU よりもサンプリング周波数は低いですが、各時刻において 3次元空間でのマーカの位置を 1[mm] 以下の誤差で測定することが可能であるため、各関節の位置に関連する姿勢や経路の真値として利用する。また、WIMU の計測データから計算した位置および姿勢のデータ数を 1/10 に間引くことでサンプリング周期をモーションキャプチャシステムに揃えることで、上記動作解析装置との比較を行った。

被験者は男性 7 名 (年齢: 21~ 45 歳) であり、7 割程度の力での

垂直跳びと、1 m先の目印に向けた立ち幅跳びを、それぞれ最低5回（垂直跳びの合計53回、立ち幅跳びの合計51回）行った。またジャンプ前の直立静止姿勢の重力加速度を計測し初期姿勢を決定すべく、被験者はジャンプの前後でそれぞれ数秒ずつ静止した。各セグメントの長さは、初期姿勢での反射マーカ間の距離から求めた。

なお、本計測を実施する際には、ヘルシンキ宣言の倫理的原則に則ると共に、被験者への実験趣旨の説明及びインフォームドコンセントを実施後、書面にて同意を得た後に実施した。

4.4 結果

Fig.4.3およびFig.4.4は21歳健常男性を対象とした立ち幅跳びの計測例であり、Fig.4.3は3次元的に、Fig.4.4(a)および(b)は前方・側面から見たスティックピクチャである。ジャンプ前の直立静止状態($t_1 = 0.10[s]$)、ジャンプ前の身体中心の高さが最も低くなった時刻($t_2=0.89[s]$)、ジャンプ中に身体中心の高さが最も高くなった時刻($t_3=1.29[s]$)、着地後に身体中心の高さが最も低くなった時刻($t_4=1.61[s]$)、ジャンプ後の直立静止状態($t_5=3.50[s]$)の時の姿勢を示した。なお、図中実線は本システムによる結果を、破線はモーションキャプチャシステムによる結果を示した。こ

これらの結果より、両者は良好に一致していることがわかる。

Fig.4.5は21歳健常男性を対象とした立ち幅跳びにおいて、動作から得られた、身体中心位置 B の3次元変位 B_x, B_y, B_z 、股関節屈曲角度 θ_H 、膝関節屈曲角度 θ_K 、足関節屈曲角度 θ_A 、離陸判定用圧力センサ出力の検出結果 P である。まず圧力センサ出力から、1.01[s]で足が離地した際に信号が低下しており、ジャンプのタイミングを検知可能であることが確認できる。また、1.53[s]で一度接地後再び離地しているのは、わずかに踵が浮いていたためであると考えられる。次に身体中心位置については、左右方向に最大0.05[m]程度の差が見られるものの、全体として実測値とほぼ一致した動作となっている。また角度については、離陸前には各関節を屈曲させ、その後急激に伸展させていることがわかる。空中では、脚を後方に蹴り出すために股関節はわずかに負値となっているが、その後脚全体を前方に移動させるため正值となっている。膝関節は、離陸直後に伸展した後、足を素早く前方に移動させるため屈曲させ、その後着地のために伸展させるとともに、着地時の衝撃を吸収するため大きく屈曲している。足関節も、着地前後の動きは膝関節と同様となっている。なお、立ち幅跳びの特徴として、離陸時に地面を後方に蹴る点、前方へ跳躍して足から着地する点が挙げら

れ [39] , 得られた結果も同様の傾向を示した。

Table.4.1 , Table.4.2 は垂直跳びおよび立ち幅跳びでの , 両脚股関節 , 膝関節 , 足関節の屈曲角度および身体中心位置 B の初期姿勢からの変化量について , 全被験者の全サンプル時刻における , モーションキャプチャで求めた実測値と本システムにより求めた推定値との差の二乗平均平方根値 (RMS) と , Fig.4.6 , Fig.4.7 , Fig.4.8 , Fig.4.9 に示される , 実測値を横軸 , 推定値を縦軸として求めた回帰直線の傾き a , 切片 b , および相関係数 r を示したものである。ここで , モーションキャプチャで求めた垂直跳びの跳躍高は 0.298 ± 0.036 [m] , 立ち幅跳びの跳躍高は 0.188 ± 0.04 [m] である。RMS が 5 [deg] 未満 , 相関係数 r が 0.98 以上となり , 本システムは慣性センサを使用した角度推定に関する先行研究と同程度の精度を有することを確認した [40]。また , 身体中心位置の移動経路については , ほとんど変化のない垂直跳び時の前後・左右方向および立ち幅跳び時の左右方向の移動量の RMS は最大 0.13 [m] となり , 相関係数は実測値と比較して推定値のばらつきが相対的に大きいため低値となった。立ち幅跳び時の前後方向移動量については , RMS が 0.2 [m] , 回帰直線の傾き a は 0.78 程度となり約 20 [%] の推定誤差が認められたが , 相関係数は 0.98 となり , 移動経路の特徴把握には充分利用可能であると

考える。上下方向の移動量については、加速度積分誤差の影響を除去する手法を適用したため、RMSおよび相関係数 r は良好な結果となった。

さらに、最大跳躍高と、各関節屈曲角度のRMSとの相関係数を計算し、その絶対値の平均を求めたところ、垂直跳びでは0.306、立ち幅跳びでは0.269となった。このことから、最大跳躍高と各関節屈曲角度との相関は低く、最大跳躍高が本方法で計測した各関節屈曲角度に与える影響は少ないと考える。

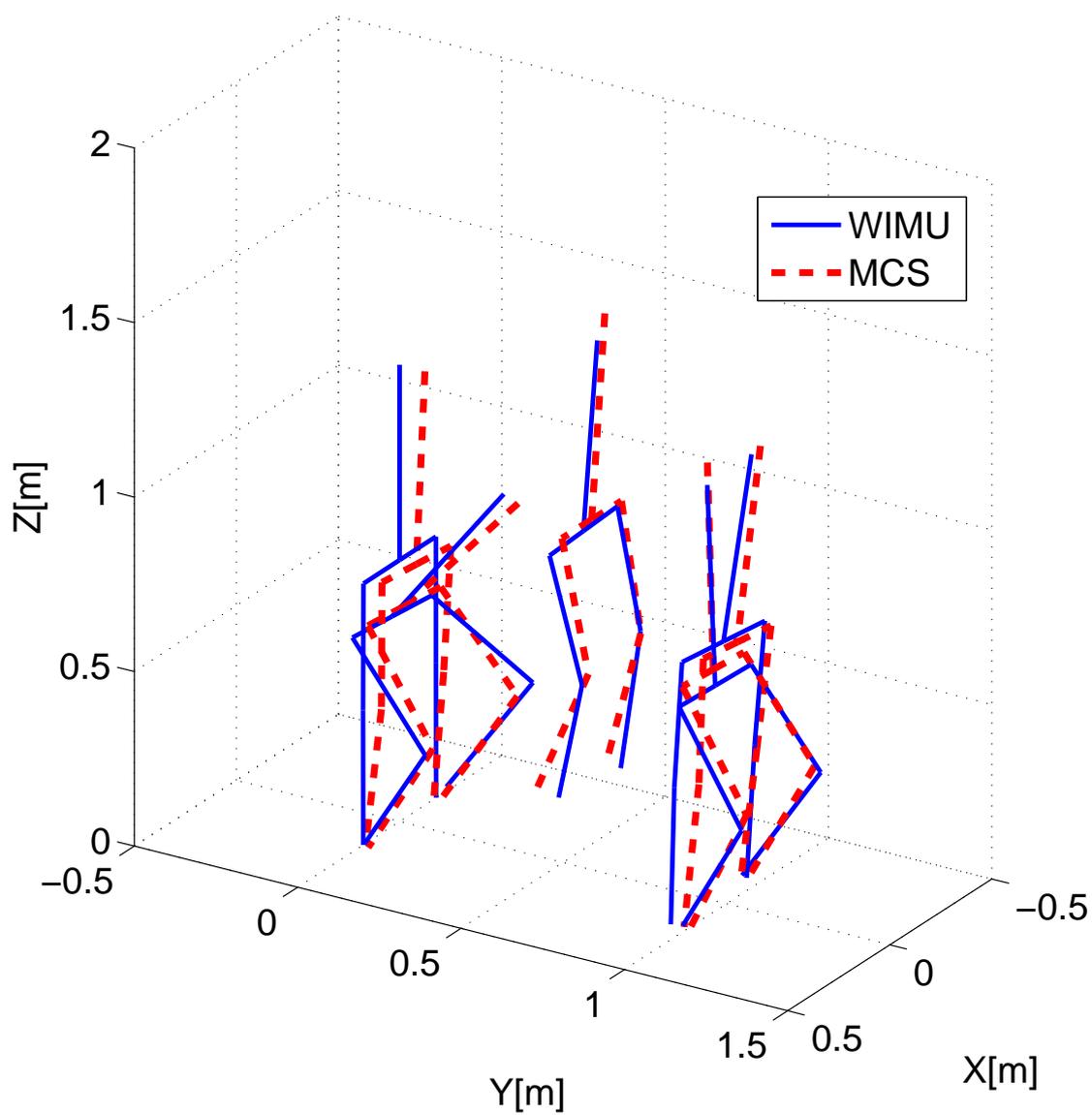


Fig.4.3: 21歳健康男性を対象としたスティックピクチャによる立ち幅跳び動作計測例

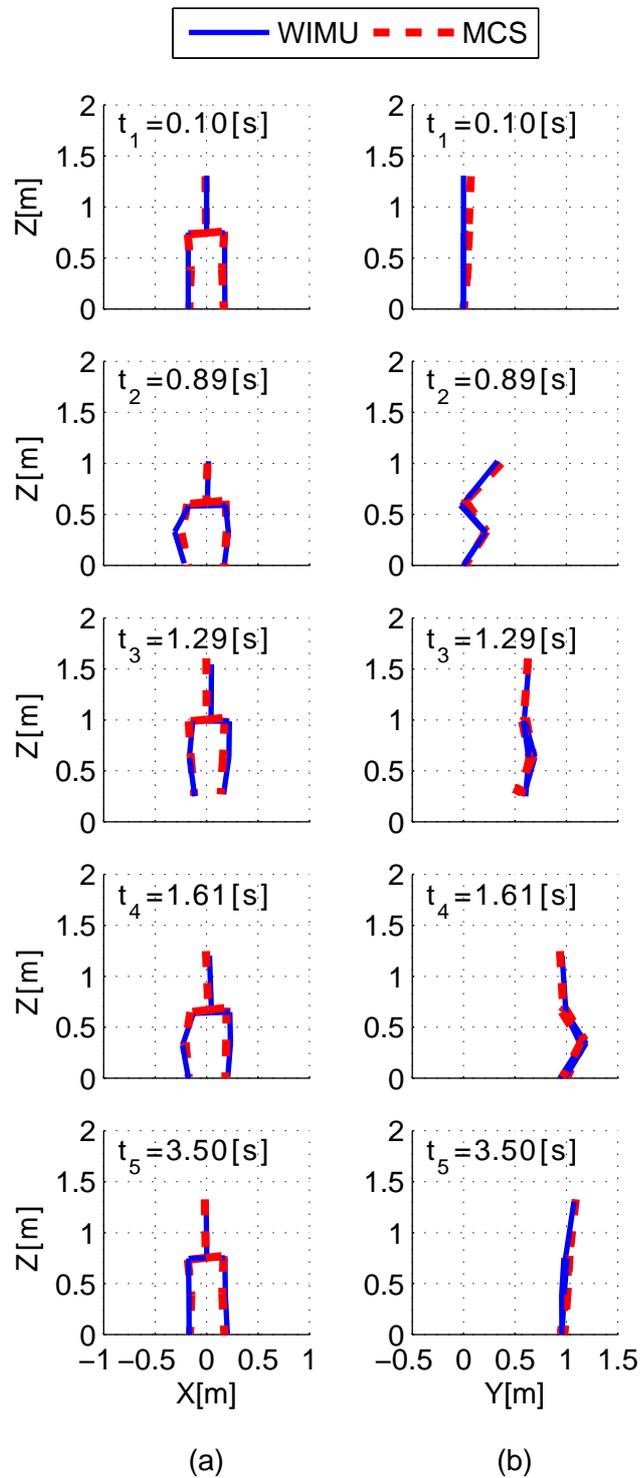


Fig.4.4: 21歳健康常男性を対象としたスティックピクチャによる立ち幅跳び動作計測例，(a)正面図，(b)側面図。

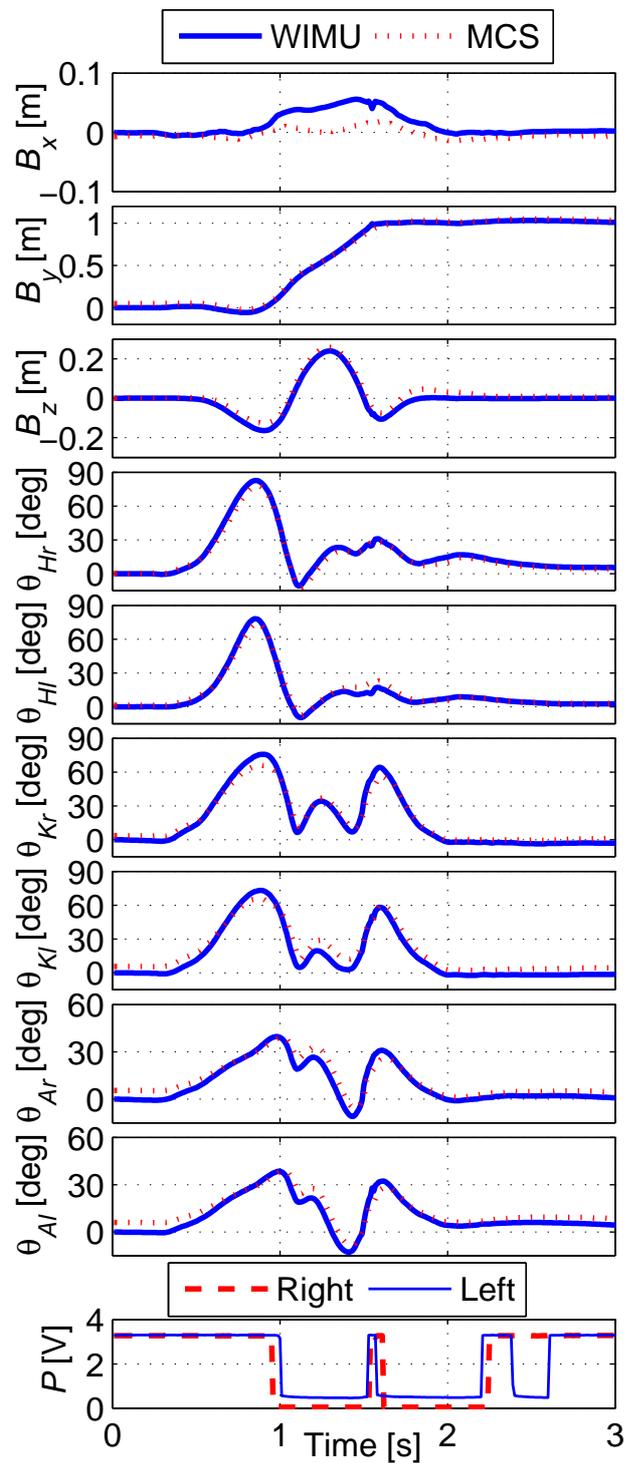


Fig.4.5: 21歳健常男性を対象とした立ち幅跳びの動作計測結果例。上段から身体中心の各軸方向の変位量 B_x , B_y , B_z , 右・左の股関節, 膝関節および足関節の屈曲角 θ_{Hr} , θ_{Hl} , θ_{Kr} , θ_{Kl} , θ_{Ar} , θ_{Al} , 圧力センサの出力電圧 P を示す。

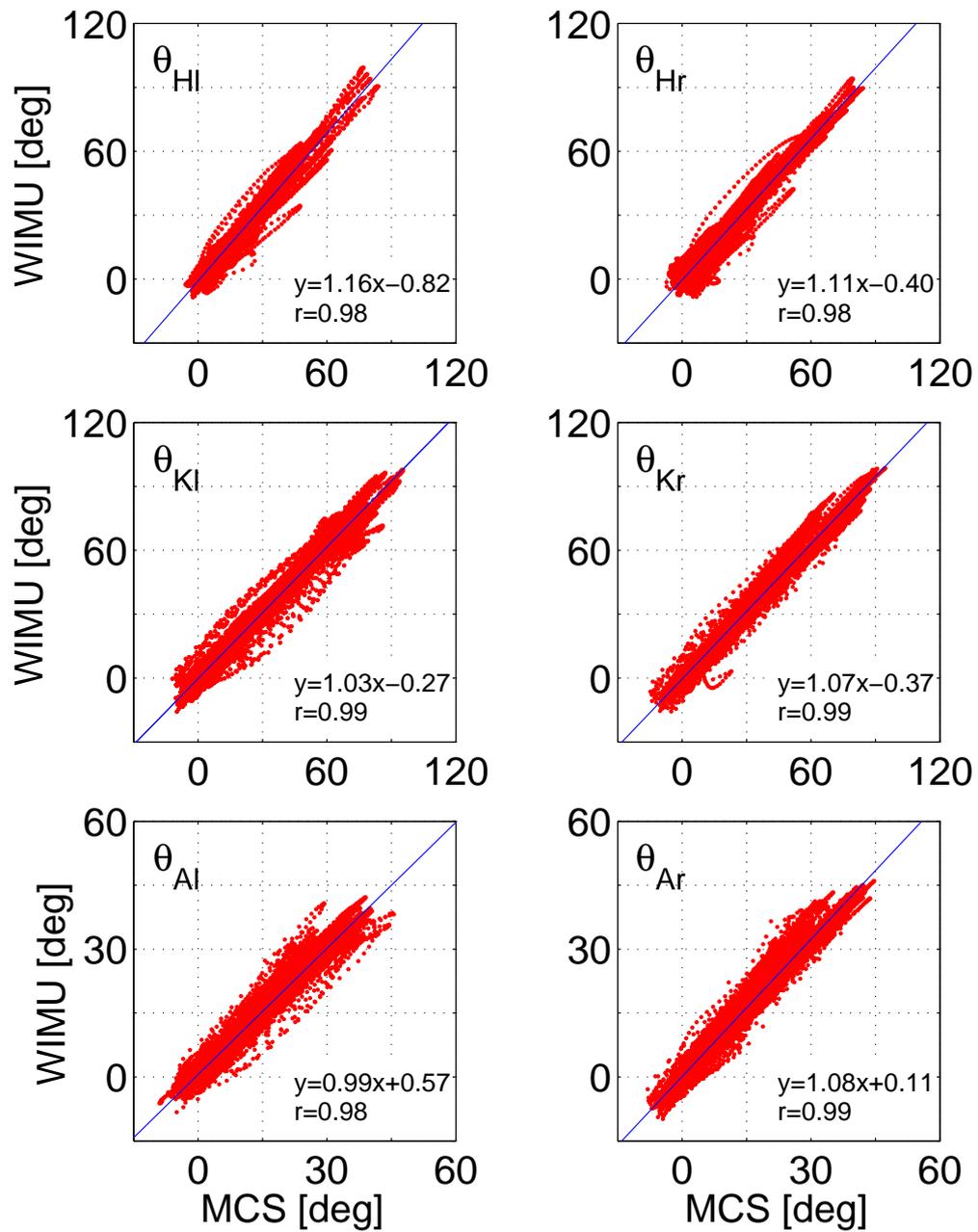


Fig.4.6: 全被験者の全サンプル時刻から求めた垂直跳び動作の関節角度に関する回帰直線

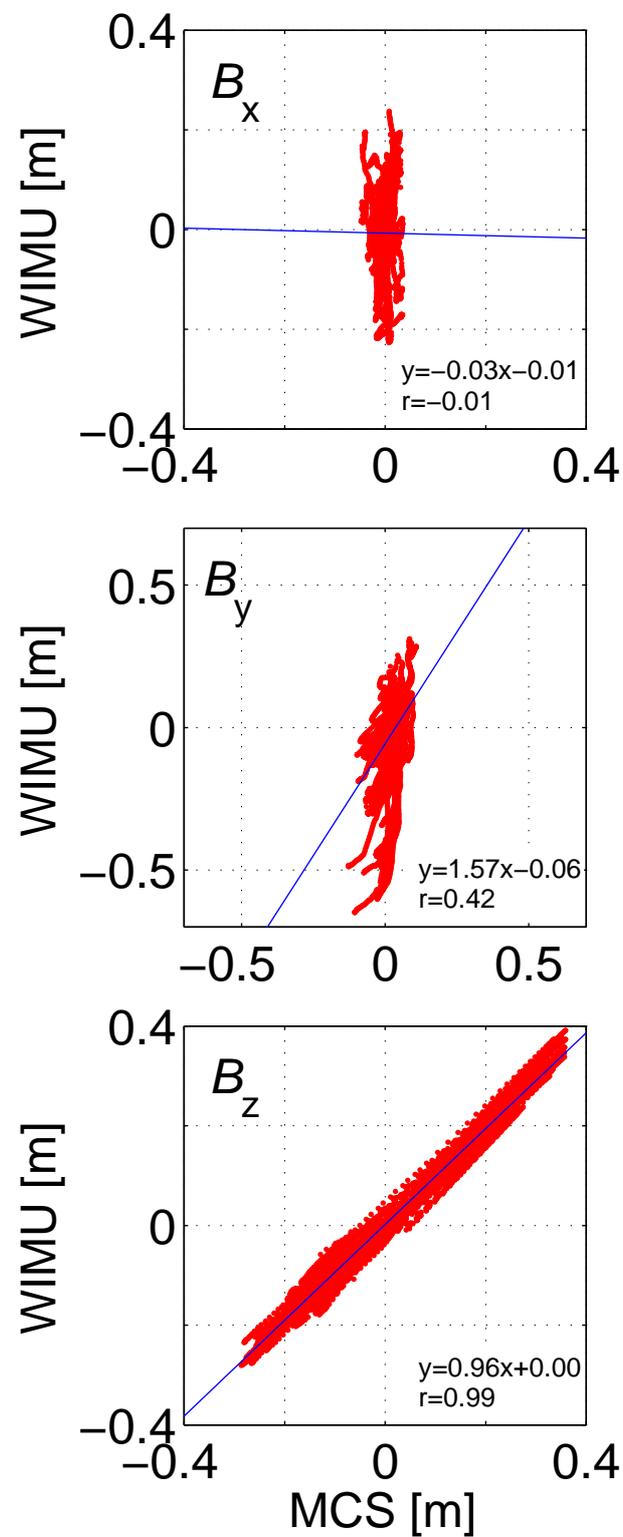


Fig.4.7: 全被験者の全サンプル時刻から求めた垂直跳び動作の変位に関する回帰直線

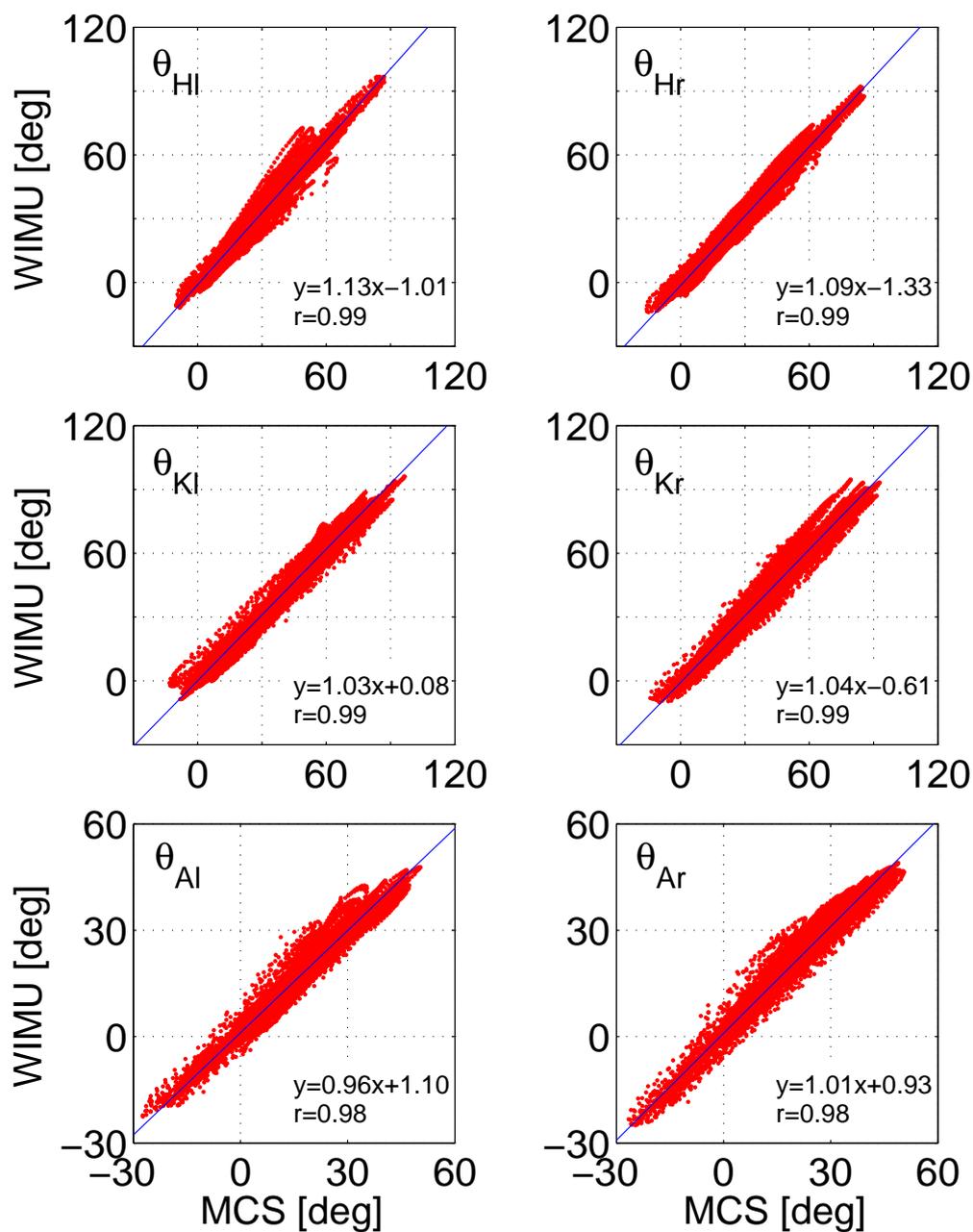


Fig.4.8: 全被験者の全サンプル時刻から求めた立ち幅跳び動作の関節角度に関する回帰直線

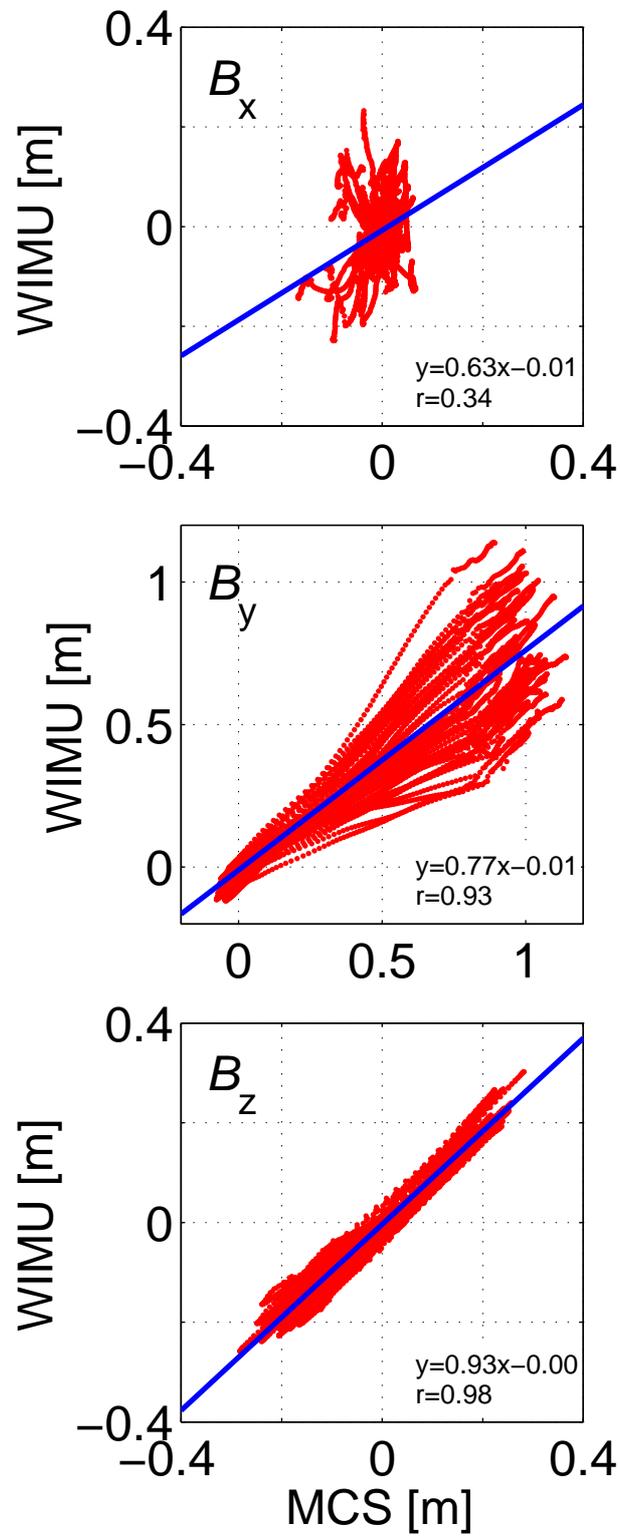


Fig.4.9: 全被験者の全サンプル時刻から求めた立ち幅跳び動作の変位に関する回帰直線

Table.4.1: 健常男性7名を対象とした垂直跳びにおける各関節屈曲角度及び身体中心位置の3次元変位の計測精度評価結果

	RMS	a	b	r
θ_{Hr}	4.774	1.106	-0.398	0.982
θ_{Kr}	4.513	1.066	-0.371	0.989
θ_{Ar}	2.667	1.075	0.107	0.986
θ_{Hl}	4.845	1.157	-0.818	0.980
θ_{Kl}	4.278	1.031	-0.271	0.988
θ_{Al}	2.456	0.988	0.566	0.980
B_x	0.071	-0.025	-0.007	-0.005
B_y	0.135	1.570	-0.056	0.424
B_z	0.018	0.961	0.002	0.991

Table.4.2: 健常男性7名を対象とした立ち幅跳びにおける各関節屈曲角度及び身体中心位置の3次元変位の計測精度評価結果

	RMS	a	b	r
θ_{Hr}	3.957	1.086	-1.330	0.989
θ_{Kr}	4.487	1.040	-0.613	0.987
θ_{Ar}	3.005	1.005	0.933	0.983
θ_{Hl}	4.637	1.127	-1.013	0.985
θ_{Kl}	3.939	1.031	0.082	0.990
θ_{Al}	2.682	0.961	1.102	0.984
B_x	0.058	0.629	-0.007	0.341
B_y	0.201	0.772	-0.011	0.928
B_z	0.019	0.933	-0.004	0.981

4.5 考察

本手法では、足が床に接地している場合には、より低い位置にある側の足を支点として、センサから推定されるセグメントの方向を連結させていくことにより姿勢を推定し、次に両足が地面から離れ身体が宙に浮いている状態では、加速度を2階積分して空中位置を推定するとともに、姿勢の推定も行う方法を提案した。これにより、跳躍動作時の関節角度と上下方向の移動量を精度よく推定可能であることが確認された。これは、角度推定では積分が1階であるため誤差蓄積の影響が少ないことや、加速度の2階積分による誤差を除去するアルゴリズムの適用の効果であると考えられる。一方、前後左右方向の移動量については、積分誤差の除去を行っていないため0.1~0.2[m]程度の推定誤差が確認されたが、移動量の特徴把握には充分であると考えられる。例えば、予備実験の段階ではあるが、壁に向かって立ち幅跳びを行い、離陸直後に壁を手で押して真下に着地するような、放物線とは異なる動作の特徴把握も可能であることを確認している。今後、水平方向の推定誤差を軽減させるため、着陸時の下肢の姿勢から身体中心位置の速度を求め、加速度を積分して求めた速度がこれと一致するように空中での速度を修正する方法を検討する。

ここで、各種センサの装着位置と推定誤差の関係について考える。加速度積分による移動量推定の誤差を少なくするためには、積分時間を適切に選択かつ可能な限り短くすることが有効である。そのためには、離陸と着陸のタイミングを精度よく求める必要がある。しかし、圧力センサの装着方法が不適切な場合、踵が接地しているにもかかわらず離れていると評価されたり、着陸しても離れていると評価される場合がある。このようなときには、誤った推定結果となる。確実に離地、接地のタイミングを評価するためには、圧力センサの装着方法は重要である。また、跳躍動作では、離陸時は踵が地面から離れ、その後爪先が離れる。着陸時には踵と爪先の接地のタイミングはほとんど同じであると予想される。踵下に圧力センサを装着して跳躍のタイミングを評価し、爪先が接地しているときも身体が空中を移動していると判断することにより、足部の動作を考慮する必要はなくなり、足部への慣性センサの装着は不要となるが、積分時間が長くなる。一方、足部にも慣性センサを装着して足部の動作も考慮し、かつ爪先裏に装着した圧力センサも利用することで、身体が空中を移動していると判断される時間が短縮され、積分誤差の影響が減少すると予想される。

今後、様々なスポーツにおける動作計測を実現していくため、

ジャンプ中に外力が加わり，軌道が大きく変わるような非等加速度運動における計測・精度評価も進めていく。また，さらなる精度向上のためカルマンフィルタ [41] を含む新たな慣性信号処理法も検討していく。一方，上肢を含めた全身の動作計測システムの構築も試みると共に，被計測者の負担軽減に向けたセンサの小型化を進めていく予定である。

4.6 結言

本章では，全身の動作計測を目標としたジャンプ動作計測実現のため，積分誤差を効果的に除去する方法をジャンプ動作の計測に応用した上で，両脚の拘束条件，離陸時の速度ベクトルの導出方法，足の接地状態に対応した姿勢推定などの新たなアルゴリズムを提案して，開発したWIMU及び圧力センサを使用したジャンプ動作計測を行った。姿勢および経路の推定に関して，同時計測を行ったモーションキャプチャとの良好な相関が確認されるなど，動作計測への有効性が確認された。

第5章

結論

本論文では，高速動作に対応する WIMU の開発を行い，上半身の運動である投球動作と，下半身の運動であるジャンプ動作の動作計測法を構築し，身体装着型慣性センサによる高速なスポーツの3次元高精度無拘束動作計測を実現した。

第2章では，高速なスポーツの3次元高精度無拘束動作計測を実現するための WIMU の開発について述べた。動作計測に悪影響を及ぼすケーブルを使用しない，小型で軽量の無線慣性計測装置 WIMU を開発した。設計した回路を表面実装することにより，電池を含めた大きさは $50 \times 50 \times 30$ [mm] 以下，質量 50 [g] 以下を実現し，実用的な規模まで小型化することに成功した。高感度タイプと低感度タイプの2種類の慣性センサを併用し，サンプリング周波数 1 [kHz] とすることで，高速なスポーツ動作における加速度と角速度を，最大 120 [G] および 6000 [deg/s] と広範囲

で、高精度で計測することが可能となった。大容量の計測データを実時間で無線送信せず、計測開始や終了などの制御のみを無線で行い、WIMU内のmicroSDカードに計測データを保存する方法により、複数のWIMUでの同時計測を実現した。開発したWIMUを用いて投球時前腕の慣性計測を行った結果、高速なスポーツの3次元無拘束動作計測が可能であることを確認した。

第3章では、屋外での投球動作計測実現のため、投球時の前腕、上腕、体幹の3次元動作を対象として、屋外での投球動作計測を行い、上手投げと横手投げの3次元姿勢および軌道の推定を行った。従来の有線での慣性センサ用に開発された投球動作解析用アルゴリズムを適用した結果、屋内で計測された結果と同様の良好な結果が得られた。

第4章では、全身の動作計測を目標としたジャンプ動作計測実現のため、積分誤差を効果的に除去する方法をジャンプ動作の計測に応用した上で、両脚の拘束条件、離陸時の速度ベクトルの導出方法、足の接地状態に対応した姿勢推定などの新たなアルゴリズムを提案して、開発したWIMU及び圧力センサを使用したジャンプ動作計測を行った。姿勢および経路の推定に関して、同時計測を行ったモーションキャプチャとの良好な相関が確認されるなど、動作計測への有効性が確認された。

本論文で実現したWIMUを使用することで、光学式モーションキャプチャでは困難な屋外でのスポーツ動作のモニタリングが可能となる。また、ジャンプを含んだ各種のスポーツ動作の高精度計測が可能となる。光学式モーションキャプチャと比較して安価で取扱が簡便であるので、スポーツ動作のモニタリングが一般の病院や学校の部活動など広く普及することが期待される。そして、パフォーマンスの向上の確認や故障の予防法の検討、リハビリテーション効果の確認などに利用することで、スポーツや医学、工学などの様々な分野に貢献できると考える。

今後は地磁気センサの追加や圧力センサの最適装着位置の検討、カルマンフィルタの使用等により更なる計測精度向上および連続的な動作の推定法の提案を試みる予定である。

参考文献

- [1] 柘幸伸, 加藤宗規, 佐藤仁, 丸山仁司: ”3軸角速度センサを用いた動作分析の試み”, 理学療法科学, Vol.20, No.2, pp.93-98, 2005
- [2] 瀧澤哲也, 飯塚大輔, 中村康雄, 中村真里, 林豊彦, 信原克哉: ”モーションキャプチャ・システムを用いた投球時肩関節負荷の逆動力学解析”, 電子情報通信学会技術研究報告, Vol.105, No.304, pp.23-26, 2005
- [3] 斎藤賢一, 飯田晋, 五百川威, 相田将宏, 古賀良生, 山本智章, 田中正栄, 西野勝敏, 塩崎浩之: ”三次元投球動作解析による投球側上肢の運動力学的特性について: リトル群とシニア・高校生群における肩・肘関節角度モーメントの相違点”, 理学療法学, Vol.34, No.2, p.665, 2007
- [4] 中村真里, 中村康雄, 林豊彦, 福田登, 駒井正彦, 橋本淳, 信原克哉, Chao EY: ”投球動作解析システムによる TOP ポジションの運動学的解析”, バイオメカニズム, No.16, pp.13-25, 2002
- [5] 中村康雄, 林豊彦, 中村真里, 中溝寛之, 信原克哉, 加藤直, 飯塚大輔: ”投球フォームとボール・リリース時の肩関節負荷”, バイオメカニズム, No.17, pp.123-132, 2004
- [6] 原田加奈, 小路裕史, 村上和人: ”類似動作を用いたモーションキャプチャデータ隠蔽部分の一補完手法”, 映像情報メディア学会技術報告, Vol.33,

- No.33, pp.25-28, 2009
- [7] Dejnabadi H, Jolles BM, Casanova E, Fua P, Aminian K: "Estimation and Visualization of Sagittal Kinematics of Lower Limbs Orientation Using Body-Fixed Sensors", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol.53, No.7, pp.1385-1393, 2006
- [8] Luinge HJ, Veltin PH: "Measuring Orientation of Human Body Segments Using Miniature Gyroscopes and Accelerometers", *Med. Biol. Eng. Comput.*, Vol.43, pp.273-282, 2005
- [9] Williamson R, Andrews BJ: "Detecting Absolute Human Knee Angle and Angular Velocity using Accelerometers and Rate Gyroscopes", *Med. Biol. Eng. Comput.*, Vol.39, pp.1-9, 2001
- [10] Fahrenberg J, Foerster F, Smeja M, Muller W: "Assessment of Posture and Motion by Multichannel Piezoresistive Accelerometer Recordings", *Psychophysiology*, Vol.34, pp.607-612, 1997
- [11] Tanaka S, Yamakoshi K, Rolfe P: "New Portable Instrument for Long-Term Ambulatory Monitoring of Posture Change Using Miniature Electro-Magnetic Inclinometers", *Med. and Biol. Eng. Comput.*, Vol.32, pp.357-360, 1994
- [12] Brooks JO, Friedman L, Bliwise DL, Yesavage JA: "Use of the Wrist Actigraph to Study Insomnia in Older Adults", *Sleep*, Vol.16, No.2, pp.151-155, 1993
- [13] Evans BD, Rogers AE: "24-hour Sleep/Wake Patterns in Healthy Elderly Persons", *Applied Nursing Research*, Vol.7, No.2, pp.75-83, 1994
- [14] Makikawa M, Izumi H: "Development of an Ambulatory Physical Activity Memory Device and its Application for the Categorization of Actions in Daily Life", in *Proc. Medinfo.*, Vol.95, pp.747-750, 1995

- [15] Veltink PH, Bussmann HB, de Vries W, Martens WL, Van Lummel RC: "Detection of Static and Dynamic Activities Using Uniaxial Accelerometers", IEEE Trans. Rehab. Eng., Vol.4, pp.375-385, 1996
- [16] Najafi B, Aminian K, Paraschiv-Ionescu A, Loew F, Bula CJ, Robert P: "Ambulatory System for Human Motion Analysis Using a Kinematic Sensor -Monitoring of Daily Physical Activity in the Elderly", IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol.50, No.6, pp.711-723, 2003
- [17] Mayagoitia RE, Lotters JC, Veltink PH, Hermens H: "Standing Balance Evaluation Using a Triaxial Accelerometer", Gait and Posture, Vol.16, pp.55-59, 2002
- [18] Zhu HS, Harris GF, Wertsch JJ, Tompkins WJ, Webster JG: "A Microprocessor-Based Data-Acquisition System for Measuring Plantar Pressures from Ambulatory Subjects", IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol.38, pp.710-714, 1991
- [19] 関根正樹, 桑江豊, 田村俊世: "ウェアラブルモーションセンサを用いた片麻痺患者における歩行自立度の定量化", 生体医工学, Vol.49, No.1, pp.212-219, 2011
- [20] 桑江豊, 三好寿顕, 関根正樹, 辻美和, 藤元登四郎, 田村俊世: "ウェアラブルモーションセンサを用いた要支援認定者の3ヶ月に亘る低頻度運動療法の前後比較", 生体医工学, Vol.50, No.6, pp.535-542, 2012
- [21] Tamura T, Sekine M, Ogawa M, Togawa T, Fukui Y: "Classification of Acceleration Waveforms during Walking by Wavelet Transform", Meth. Inform. Med., Vol.36, pp.356-359, 1997

- [22] Sekine M, Tamura T, Akay M, Fujimoto T, Togawa T, Fukui Y: "Discrimination of Walking Patterns Using Wavelet-Based Fractal Analysis", IEEE Trans. Rehab. Eng., Vol.10, No.3, pp.188-196, 2002
- [23] Moe-Nilssen R: "Test-Retest Reliability of Trunk Accelerometry during Standing and Walking", Arch. Phys. Med. Rehab., Vol.79, pp.1377-1385, 1998
- [24] Hendry A, Gilchrist W, Duncan G, Evans AL, Smith DC: "Measurement of Walking Speed in Elderly Inpatients", Med. Biol. Eng. Comput., Vol.28, No.6, pp.602-604, 1990
- [25] Miyazaki S: "Long-Term Unrestrained Measurement of Stride Length and Walking Velocity Utilizing a Piezoelectric Gyroscope", IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol.44, No.8, pp.753-759, 1997
- [26] Tong K, Granat MH: "A Practical Gait Analysis System Using Gyroscopes", Med. Eng. Phys., Vol.21, pp.87-94, 1999
- [27] Aminian K, Najafi B, Bula C, Leyvraz PF, Robert P: "Spatio-Temporal Parameters of Gait Measured by an Ambulatory System Using Miniature Gyroscopes", J. Biomech., Vol.35, pp.689-699, 2002
- [28] 鈴木明宏, 石井賢治, 永富良一: "腰部身体加速度を用いた歩行速度・歩幅推定法 -ウォーキング及びノルディクウォーキング-", 生体医工学, Vol.49, No.6, pp.957-961, 2011
- [29] Koda H, Sagawa K, Kuroshima K, Tsukamoto T, Urita T, Ishibashi Y: "3D Measurement of Forearm and Upper Arm during Throwing Motion using Body Mounted Sensor", Journal of Advanced Mechanical Design, Systems, and Manufacturing, Vol.4, No.1, pp.167-178, 2010

- [30] 田原亮二, 下永田修二: ”無線式加速度計測装置による垂直跳びの計測”, 千葉体育学研究, Vol.29, pp.17-24, 2005
- [31] 田原亮二, 下永田修二, 田口正公, 森本茂: ”加速度計を用いた計測による走幅跳における跳躍角度の推定”, 学校教育学研究論集, Vol.20, pp.85-96, 2009
- [32] 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次元無拘束計測”, 計測自動制御学会論文集, Vol.40, No.6, pp.635-641, 2004
- [33] 塚本利昭, 伊藤郁恵, 近藤和泉, 佐藤英樹, 石橋恭之: ”投球障害肩へのリハビリテーションアプローチ”, 青森県スポーツ医学研究会誌, Vol.12, No.2, pp.54-57, 2003
- [34] 黒嶋浩太, 小田英晴, 佐川貢一: ”装着型センサによる投球時上肢の動作解析”, Mechanical Engineering Congress, Vol.5, pp.237-238, 2008
- [35] Hewett TE, Myer GD, Ford KR, Heidt RS Jr, Colosimo AJ, McLean SG, van den Bogert AJ, Paterno MV, Succop P: ”Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: a prospective study.”, Am J Sports Med, Vol.33, No.4, pp.492-501, 2005
- [36] 吉田嶺, 佐川貢一, 塚本利昭, 石橋恭之: ”装着型センサによるドロップジャンプのモニタリング”, 日本機械学会東北支部秋季講演会講演論文集, No.44, pp.127-128, 2008
- [37] Ibata Y, Kitamura S, Motoi K, Sagawa K: ”Measurement of three-dimensional posture and trajectory of lower body during standing long jumping utilizing

- body-mounted sensors”, IEEE EMBS 2013, pp.4891-4894, 2013
- [38] Kitamura S, Sagawa K, Tsukamoto T, Ishibashi Y: ”Development of a Wireless Inertial Measurement System for Pitching Motion Analysis”, Advanced Engineering Forum, Vols.2-3, pp.452-457, 2012
- [39] 長沢光雄: ”跳躍運動時の姿勢に関するバイオメカニクス的研究”, 秋田大学教育部研究紀要 教育科学, Vol.39, pp.99-110, 1986
- [40] Shuozhi Y, Chris M, Qingguo L: ”Ambulatory running speed estimation using an inertial sensor”, Gait & Posture, Vol.34, No.4, pp.462-466, 2011
- [41] 近藤亜希子, 土岐仁, 廣瀬圭: 慣性センサを用いた身体運動計測における3次元姿勢推定法に関する研究”, 日本機械学会論文集, Vol.79, No.803, pp.2351-2361, 2013

謝辞

この研究は、平成21年10月から平成26年3月までの4年間半に渡り、弘前大学大学院理工学研究科博士後期課程安全システム工学専攻において行われたものである。

研究を進めるにあたり、終始懇切丁寧なご指導ならびにご鞭撻を賜りました指導教員の弘前大学大学院理工学研究科佐川貢一准教授に深く感謝の意を表します。

本論文についてご審査とご指導を頂きました、弘前大学大学院理工学研究科小野俊郎教授、笹川和彦教授、福田眞教授、岩谷靖准教授に深く感謝の意を表します。

研究を進める上でご指導を頂きました、弘前大学大学院理工学研究科本井幸介助教、弘前大学医学部付属病院塚本利昭先生に深く感謝の意を表します。

研究に用いた実験装置作成、データ収集および被験者として多大なるご協力を頂きました、研究室の卒業生および学生の皆様に深く感謝の意を表します。