

図 2 センサの基板への実装

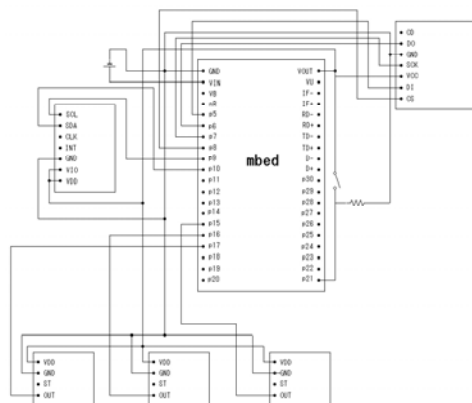


図 6 試作プロトタイプ回路図



図 3 センサと mbed



図 4 ケース内実装

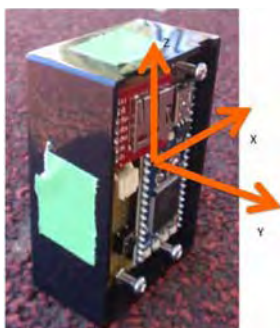


図 5 センサ座標系

D.2 ロジカルプロダクト社製センサ装置

SD カードに記録するロギング方式の試作機による予備実験結果を踏まえて、前述したようにロジカルプロダクト社製センサ装置の高加速度／高角速度対応スペックを加速度においては 3 軸ともに 120G、角速度に対しては 6000deg/s と確定し、計測に用いた。同社の 9 軸モーションセンサの基本的性能は、URL (<http://www.lp-d.co.jp/products/motionsensor.html>) を参照のこと。なお、サンプリング周波数は 1kHz 対応が実験実施までに準備出来なかった事から、200Hz にて行った。

E. 開発方法

すでに前項までに述べたように、開発した計測装置は、被験者の義足または身体に装着することを想定して作られている。

F. モニター評価

F.1 ロガー式計測装置による被験者実験

研究室内で開発したプロトタイプ計測装置の評価は健常者にて行い、十分に計測に使用できることを確かめた上で、下腿義足者を対象にして実験を行った。

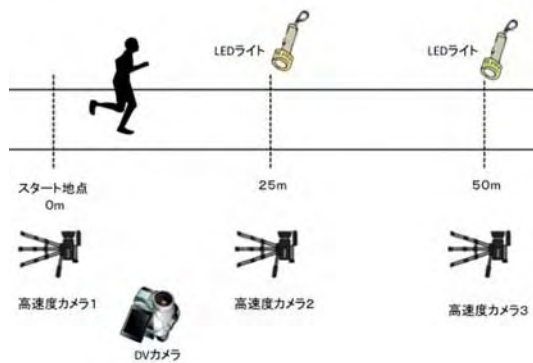


図 7 フィールド実験 1 概要図

表 1 フィールド実験 1 被験者緒元

被験者	A	B	C
性別	男	男	男
年齢(才)	40	41	37
身長(cm)	167	171	178
体重(kg)	65	63	74
スポーツ用義足競技歴(年)	7	1	—
板/バネメーカー名	IMASTIK	IMASTIK	—
普段の運動強度	月4	月1	週5
100メートルベストタイム	13秒30	19秒05	11秒54



図 8 センサを装着した被験者の義足とセンサ座標系

実験日は2010年12月23日(木),東京都障害者総合スポーツセンター陸上競技場で行った。被験者は3名であり,そのうち2名は下腿義足者,1名は健常者である。当日の実験装置の配置は図7に示した。下腿義足の板バネとソケットの結合部に,製作した計測器を装着して測定を行った。

被験者はスタートから50メートルまでを

3回走行した。試技1ではジョギング程度の速度で走行した。試技2では中程度の走行をした。試技3では全力疾走をした。センサは各試技の走行全体を計測した。被験者の緒元を表1に示す。被験者A,Bは下腿義足者,被験者Cは健常者である。

3軸の加速度,角速度を測定した。3軸については図8のように被験者から見て進行方向左がX軸プラス,進行方向前がY軸プラス,垂直軸上方をZ軸プラスとした。角速度についてはそれぞれの軸の右回転方向を正とした。また,高速度カメラ(CASIO EX-F1)をスタート位置から0m,25m,50mの地点に計3台設置して矢状方向から撮影した。DVカメラを記録用として実験全体を撮影した。

高速度カメラ1とセンサモジュールの同期は,データの保存を始めてから試技を行う前に,高速度カメラ1の前でジャンプを行い,着地の瞬間のZ軸マイナス加速度が大きく変わることを利用して,その時刻を同期時刻とした。高速度カメラ2,高速度カメラ3とセンサの同期は,被験者の走行スタートと同時にLEDライト2つを点灯し,高速度カメラ2,高速度カメラ3にLEDライトの光を映りこませた。LEDライト2つは同期スイッチにより接続されている。高速度カメラ2,高速度カメラ3はLEDライトによりスタートの瞬間が分かるため,センサモジュールの計測時間からカメラに映る走行が何歩目かがわかる。

慣性センサの計測結果を確認するために二次元映像解析を行った。映像のキャリブレーションのために,走行するコースの中央に,スタート地点を0mとし,-1m,0m,2m,4m,5m,22m,25m,28m,46m,48m,50m,52m地点にキャリブレーションポールを立てた。キャリブレーションポールは地面から0m,0.5m,1m,1.5m,2mの高さを使用した。

本研究では重心の位置を求めるため,Chandlerの身体部分係数を用いた(Chandler,1975)。デジタイズするポイントは図9に示した。本研究では矢状方向から撮影するため,左右の耳下点,大転子は同じ位置に存在するもの

とみなした。

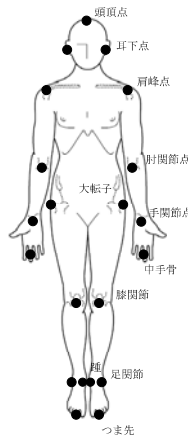


図 9 デジタイズポイント

高速度カメラの映像は研究室内で開発したデジタイズソフトウェア MovieDigitizer を使用して量子化した。このデジタイズしたデータ及び、センサから得られたデータの解析には数式処理ソフトの Mathematica 7.0 (Wolfram Research 社) を用いた。

試作した計測器で得られた角速度のデータが正確であるかを検証するために映像解析によって得られたデータと比較した。計測器を装着した右足の太ももから膝までを大腿部とし、膝から下腿切断部までを下腿とした。(健常者は膝から足首までを下腿とした。) 大腿と下腿との角度を式 1 を使用して算出し、式 2 を利用して角速度を算出した。

$$\cos\theta = \frac{a_x b_x + a_y b_y}{\sqrt{a_x^2 + a_y^2} + \sqrt{b_x^2 + b_y^2}} \quad \dots(\text{式 1})$$

$$v = r\omega \quad \dots(\text{式 2})$$

図 10 は映像から得られた関節座標データを用いて計算によって求めた、膝関節屈曲伸展角速度と義足被験者の下肢膝下部分に装着したジャイロセンサから得られた膝関節屈曲伸展角速度の時系列変化である。映像データよりも高速でサンプリングされたジャイロセンサのデータには、より高周波成分の波が記録されているが、全体の波形、およびその絶対値は概ね似

ており、センサデータは従前の映像解析法と比較しても信頼のできる定量化方法であると言える。

図 11 から図 16 までは、実験において得られた下腿加速度、角速度を描画している。試技 2 は中程度の走行速度、試技 3 は疾走状態の走行速度条件である。

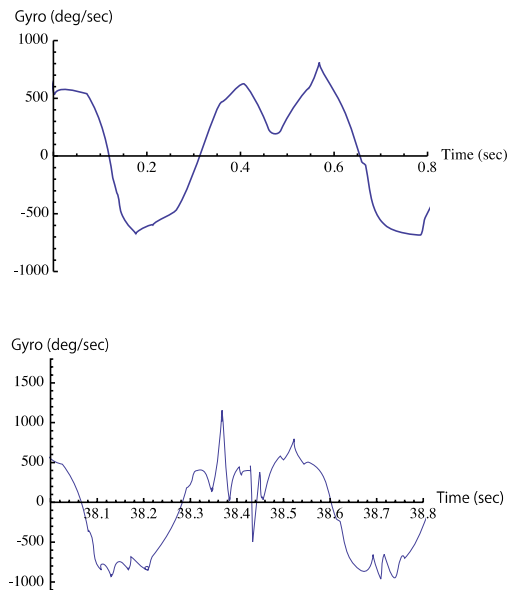


図 10 膝関節屈曲伸展角速度の比較(上段 二次元映像解析による, 下段 慣性センサ測定データ)

ここでは膝関節屈曲伸展動作に着目して、膝関節屈曲伸展を表す角速度 GyroX のデータと下腿長軸方向の加速度 Az および、膝関節屈曲伸展の際には接線方向となる加速度 Ay について描画している。

加速度データが示すように、非常に大きな加速度ピークが確認されるがこれは着地衝撃に由来するものである。これをもってして、ピッチの算出が容易に可能である。この着地衝撃に由来する接地時の加速度ピークは被験者によって大きく異なることが明らかになった。また同時に選手がもつ意識によって接地の状態が変わり、加速度の絶対値も変化する事を確認した。

角速度 GyroX が負から正に切り変わる瞬間が前方に降り出した下腿が降り戻される瞬間を意味している。すなわちこの瞬間がターミナルインパクトと呼ばれる事象が起こる時刻であると言える。この加速度の大きさは、被験者 A では、約 10G から 16G、被験者 B では、8G から 10G 程度であった。健常者の被験者 C においては、このターミナルインパクト時の加速度は、0G から 2G 程度と著しく小さく、義足との大きな違いを示した。

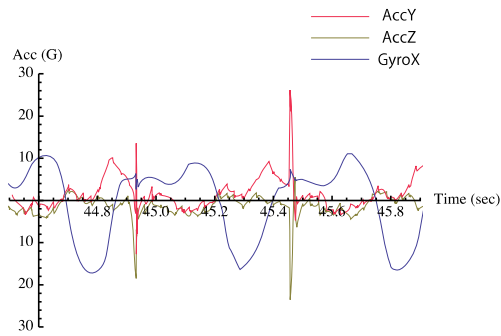


図 11 被験者 A の試技 2 回目

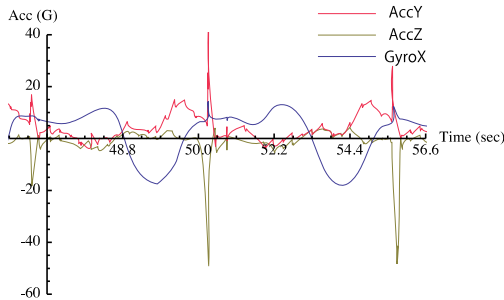


図 12 被験者 A の試技 3 回目

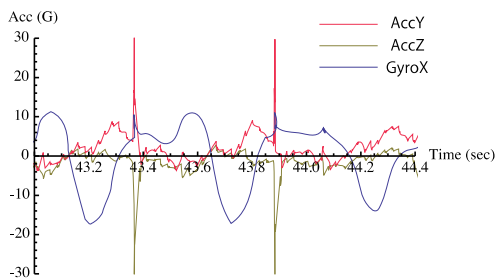


図 13 被験者 B の試技 2 回目

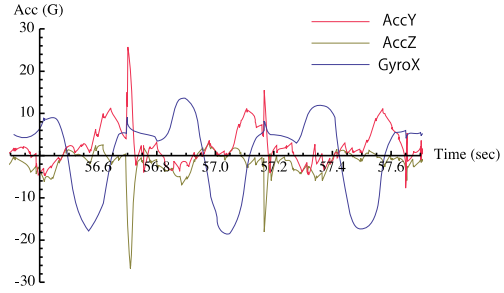


図 14 被験者 B の試技 2 回目

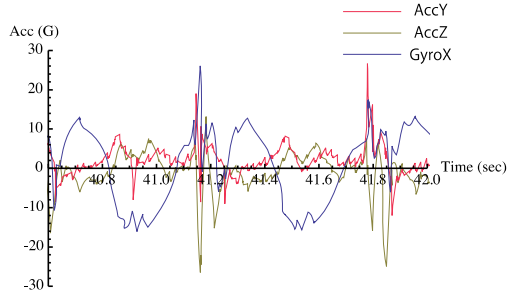


図 15 被験者 C の試技 2 回目

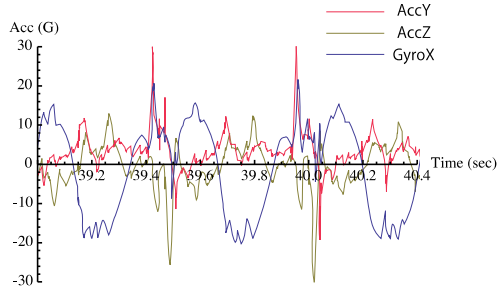


図 16 被験者 C の試技 3 回目

F.2 無線式計測装置による被験者実験

(株)ロジカルプロダクト社製の無線式慣性センサ装置を用いたフィールド実験は、2011年3月5日(土)に、F.1の実験同様に東京都障害者リハビリテーションセンターにおいて行った。映像解析による検証はここでは行わなかった。

被験者は2名の下腿義足ランナーであり、被験者 D は 2010 年アジア大会銀メダル獲得者であり、被験者 E は大腿義足を使用する初心者義足ランナーである。被験者 D は本研究プロジェクトの山中俊治グループが開発した新たな下腿義足を本実験では使用した。被験者 E については、板バネは今仙技術研究所製、膝継手はオ