

2018年度 博士論文

モーションセンサを用いた義足走行の解析手法に関する研究

**Study on analysis method of prosthetic running using motion sensors**

新潟大学大学院自然科学研究科  
電子情報工学専攻

高橋 素彦

# 目次

第1章 序論 .....	1
1.1 本研究の背景と目的 .....	1
1.2 従来の床反力推定法 .....	3
1.3 モーションセンサ .....	5
1.4 本研究の構成 .....	5
第2章 義足走行に対するモーションセンサを用いた床反力推定法 .....	6
2.1 緒言 .....	6
2.2 義足 常用義足と走行用義足 .....	7
2.3 義足足部の撓みを利用した床反力推定法 .....	10
2.3.1 モーションセンサ姿勢角と座標変換 .....	10
2.3.2 床反力推定 .....	12
2.4 3種足部の床反力推定 .....	14
2.4.1 実験概要 .....	14
2.4.2 実験方法 .....	14
2.4.3 実験結果 .....	19
2.4.4 走行用義足足部の特性と踏み込み動作に関する考察 .....	21

2.4.5 床反力形態と走行状態に関する考察.....	23
2.5 結言 .....	26
<b>第3章 全走行距離を対象とした床反力推定.....</b>	<b>27</b>
3.1 緒言 .....	27
3.2 下肢切断者3名を対象とした走行実験.....	28
3.2.1 実験概要.....	28
3.2.2 実験方法.....	28
3.2.3 実験結果.....	32
3.2.4 体幹と義足側下肢の運動量に関する考察.....	37
3.2.5 体幹と義足側下肢の速度に関する考察.....	41
3.3 結言 .....	54
<b>第4章 走行用義足足部の効率について.....</b>	<b>55</b>
4.1 緒言 .....	55
4.2 ホッピング (Pogo stick) を用いた実験.....	56
4.2.1 実験概要.....	56
4.2.2 実験方法.....	56
4.2.3 実験結果.....	59
4.2.4 実験結果の一考察.....	62
4.3 線形振動系の応答シミュレーション.....	64
4.3.1 シミュレーションの概要.....	64
4.3.2 シミュレーションの方法.....	64
4.3.3 シミュレーションの結果.....	65
4.3.4 シミュレーション結果の一考察.....	68
4.4 結言 .....	69

第5章 結論 .....	71
5.1 モーションセンサを用いた床反力推定について .....	71
5.2 本システムを用いたフィールドテストについて .....	72
5.3 バネ特性を有する走行用義足足部の効率について .....	72
謝辞 .....	74
参考文献 .....	75

## 目次

Fig. 1.1	Calculation of ground reaction force using gravitational acceleration.	4
Fig. 1.2	Motion Sensor.	5
Fig. 2.1	Component parts of the prosthesis.	8
Fig. 2.2	Component parts of the prosthesis for sprint.	8
Fig. 2.3	Pseudo-prosthesis for trans-tibial.	9
Fig. 2.4	The sensor coordinates system and the global coordinates system.	10
Fig. 2.5	The model of trans-tibial prosthesis for sprint.	12
Fig. 2.6	Sensors installation point and sensor axes.	16
Fig. 2.7	Installing the L3 motion sensor.	17
Fig. 2.8	Markers and Sensors posting point.	17
Fig. 2.9	System configuration.	18
Fig. 2.10	Ground reaction force (GRF) result.	20
Fig. 2.11	Foot displacement amount result.	20
Fig. 2.12	Basic waveform and double waveform.	22
Fig. 2.13	The relationship between the waveform of the vertical component of GRF and the anteroposterior component of GRF.	24
Fig. 2.14	Results of 3D motion analysis system.	26

Fig. 3.1	Sensor posting points and each axis direction for trans-tibial. ....	30
Fig. 3.2	Device arrangement. ....	30
Fig. 3.3	Sensor posting points and each axis direction for trans-femoral. ....	31
Fig. 3.4	Results of the entire sprint process (60m). The vertical axis the GRF(N). ....	34
Fig. 3.5	Result of the GRF vertical component of each runner at 1 step, 2 step, 3 step, 20 m, 40 m, and 60 m from the start. ....	35
Fig. 3.6	Results of the entire sprint process (60m). The vertical axis represents the displacement of the prosthetic foot(cm). ....	36
Fig. 3.7	Result of wavelet transformation. ....	39
Fig. 3.8	Result of angular velocity in the longitudinal direction of the prosthesis and GRF vertical direction component. ....	40
Fig. 3.9	Velocity of Motion sensor L3. ....	43
Fig. 3.10	Velocity of Motion sensor Socket. or Below-knee ....	44
Fig. 3.11	Velocity of the error of motion sensor L3 and Socket. ....	45
Fig. 3.12	Relationship between vertical and velocity and foot displacement amount. ....	47
Fig. 3.13	Result of the vertical velocity of trunk of IC and TO. ....	50
Fig. 3.14	Result of the vertical velocity of the prosthetic limb of IC and TO. ....	50
Fig. 3.15	The trajectory of the prosthesis side swing phase of each subject. ....	51
Fig. 3.16	Acceleration of prosthetic foot contact. ....	52
Fig. 3.17	Stick pictures of the prosthesis side stance phase of each subject. ....	53
Fig. 4.1	Markers and EMG sensor posting point. ....	58
Fig. 4.2	Result of the ground reaction force and EMG. ....	60
Fig. 4.3	Result of ground reaction force, knee joint angle. and hip joint angle. ....	61
Fig. 4.4	Result of continuous vertical jump. ....	63
Fig. 4.5	Spring model of forced vibration. ....	64
Fig. 4.6	Result of forced vibration simulation with pulse signal. ....	66
Fig. 4.7	Result of forced vibration simulation with cosine curve. ....	67
Fig. 4.8	Relationship between simulation result and EMG result of hopping experiment. ....	67
Fig. 4.9	Result of vertical velocity and foot displacement amount of subjects A and B ....	69

## 表目次

Table 2.1	Root mean square error result of 3D motion analysis system and motion sensor. ....	19
Table 3.1	Subject information. ....	28
Table 3.2	Subject result. ....	33
Table 3.3	Comparison of GRF impulse. ....	38
Table 3.4	Results of the momentum of each sensor (L3, Socket) from the beginning of the 1st step to the 11th step. ....	38
Table 3.5	Relationship between depression motion and kicking-out motion during running. ....	47
Table 3.6	Result of Acceleration of prosthetic foot contact. (30 m point~60 m point) ....	52

# 記号一覧

本論文で使用する記号を以下に記す.

$a$	: 線形近似の傾きの値
$g$	: 重力加速度
$k$	: バネ定数
$m$	: 身体質量
$r$	: 床面から義足ソケットに設置したモーションセンサまでの距離
$u$	: 外力による変位量
$x$	: 義足足部の変位量
cf	: Cutoff frequency, 遮断周波数
$t_1$	: 初期接地の時間
$t_2$	: つま先離地の時間
$p_x$	: 義足足部変位量の積分値
$p_{L3}$	: 従来法を適用した床反力鉛直方向成分推定値の力積
$v_0$	: 初速度
$G$	: モーションセンサ出力値から算出した重力方向の加速度
$F_z$	: 身体にかかる正味の力の上下方向成分
$W_z$	: 床反力の上下方向成分
$\Sigma_S$	: センサ座標系
$\Sigma_g$	: 絶対座標系
$acc_z$	: 上下方向の加速度
$X_s$	: モーションセンサ角速度 X 軸周り成分
$X_{accs}$	: モーションセンサ加速度 X 軸成分の出力値
$X\omega_s$	: モーションセンサから得られた角速度 X 軸成分
$Y_{accs}$	: モーションセンサ加速度 Y 軸成分の出力値
$Z_{accs}$	: モーションセンサ加速度 Z 軸成分の出力値
$Z_{accg}$	: モーションセンサ絶対座標系 $\Sigma_g$ の加速度鉛直方向成分



$Z_{accsL3}$	:	第3腰椎部に設置したモーションセンサ加速度 Z 軸成分
$\bar{\theta}_{Xacc}$	:	X 軸周りのモーションセンサ初期角度
$\theta_{Xgyro}$	:	角速度 X 軸の出力値から算出したモーションセンサの角度
$\theta_{cXgyro}$	:	線形近似により補正した角度
IC	:	Initial contact
TO	:	Toe Off
Foot	:	Prosthetic foot toe, 義足足部つま先
Below-knee	:	Below knee, 膝継手遠位
GRF	:	Ground reaction force
L3	:	Third lumbar vertebra : 第3腰椎部
Socket	:	Under the socket, 義足ソケット下部
%BW	:	身体質量を 100%とした時の比

# 第1章

## 序論

### 1.1 本研究の背景と目的

パラリンピックに代表される障害者陸上競技で使用される義足足部は、通常、走者の体重を目安に選定している。しかし、遠藤らは、疾走には体重だけではなく、身長や体重、各セグメントの長さ、筋量などの身体的なパラメータに加え、ストライドやピッチなどの運動パラメータが多く存在するとしている[1]。また、足部の機能を最大に活かすには、最高速度時だけではなく、加速過程もまた重要であるとしている[2]。近年、定量的評価の報告は増加しているが、数走行周期の計測に留まっている。短距離疾走は、スタートダッシュ、加速走、定速走（最高速度）、そして速度が低下する局面に分けられ、身体動作は時々刻々と変化する[3]。そのため、全走行過程を対象とした計測と評価が必要である。

動作計測には、赤外線カメラと床反力計を用いた三次元動作解析装置が多く使用されている。しかし、赤外線カメラと床反力計の台数により制限を受け、計測範囲が限定されるといった問題がある。一方で、MEMS（Micro Electric Mechanical Systems）の技術により、小型化、低価格化に伴い、慣性センサを用いた計測法が行われている。しかし、MEMS センサは、その出

力値の扱いには十分な検討が必要である。例えば、角速度を単純積分し角度を算出した場合には、ドリフト成分が含まれ、そのままの値では意味を持たない。また、加速度センサの重力成分を用いて姿勢角を導出する場合、静止状態であれば可能だが、運動状態では並進加速度や遠心加速度の影響を受けるため、これらを考慮した導出法の検討が必須となる。このような問題に対して、姿勢計測では、加速度センサの重力加速度と地磁気センサの磁場を用いて情報を統合的に処理する手法[4]や並進加速度を伴う姿勢計測において、アンセンテッドカルマンフィルターを用いた三次元姿勢推定法[5][6]、加速度センサと角速度センサの互いの短所を補いドリフト補正する相補フィルターが提案されている[7]。しかし、これらの手法は、センサ姿勢角の推定には参考となるが、義足走行の分析で重要となる床反力の推定には用いられていない。

義足を使用した走行は、ヒトの生体力学的要素と機械的要素である義足が組み合わされたものである。生体における骨、筋の構造は、トレーニングや食事法により、その能力を強化および改善することが可能である。走行用義足足部のエネルギー効率は90%以上とされているが[8]、使用するパーツの機能や特徴に依存するため、使用する義足によってパフォーマンスは左右される。ヒトと機械の融合を最大限に発揮させることが課題であり、機械的要素である義足を使用した動作解析には、加速度計や角速度計のような慣性センサを用いることで、全走行過程の無拘束な状態を評価することが可能になる。走行パフォーマンスの向上には、床反力鉛直方向成分と支持脚の接地時間が重要であり、接地時間を減少させ、かつ接地中の床反力鉛直方向成分を大きくすることで、ストライドを維持しながらピッチが向上し、走行パフォーマンスの向上が得られたと報告されている[9]。通常、床反力計を設置していない陸上トラックでは、床反力を計測することは難しい。義足歩行では、義足足部の踵部で接地時の衝撃を吸収し、フォアフットロッカーで前足部にエネルギーを蓄え、つま先離れと同時にそのエネルギーを開放して推進力を得る。しかし、走行用の義足足部には、踵部がなく一枚の板状である。そのため、接地時の衝撃をロスなくエネルギーとして足部に蓄積し、つま先離れと同時にそのエネルギーを開放することが、効率良く推進力を得ることになる。これらのことから、義足走行中の床反力鉛直方向成分を推定し可視化することは、走者やトレーナー、義足パーツの選定にとって大変重要である。これまでに、身体重心位置に設置した加速度センサ出力値を用いて、重力加速度と身体質量から床反力を推定する方法[10][11]や体幹部、大腿部、下腿部、足部の計7つのセグメントにおける釣り合いを用いて、左右分離床反力を推定する方法[12]が報告されているが、これらは歩行動作に限定したものである。

本研究では、モーションセンサを応用して、一定の回転運動である走動作と走行用義足足部の特性を利用した導出法を用いて、全走行過程を対象とした義足走行の解析手法を構築すること

を目的とする。モーションセンサを直接体表および義足本体に設置することで、全走行過程の無拘束な計測が可能となる。本論文では、床反力計が設置されていない陸上トラックにて、モーションセンサを用いて、走行パフォーマンスの向上に重要とされる床反力鉛直方向成分を推定し可視化する。さらに、三次元動作解析装置との比較を行い、本導出法の精度を示すとともにその特性を解析し、義足走行のパフォーマンスとの関係を提示する。これらの結果より、本計測手法の有用性を示すことで、トレーニング法等の指導や義足の設定およびパーツ選択の一助となることが期待される。

## 1.2 従来の床反力推定法 [10]

本論文で従来法と定義する床反力推定法を以下に示す。

現在までに、慣性センサを用いた床反力の推定は数多く報告されている。その一つとして、重心位置の加速度を基に床反力を推定する方法がある (図 1.1)。運動する身体には外部から重力と床反力が作用しており、床反力の上下方向成分を  $W_z$  とすれば、身体にかかる正味の力の上下方向成分  $F_z$  は式(1.1)となる。

$$F_z = W_z - m_g \quad (1.1)$$

ここで  $m$  は身体質量、 $g$  は重力加速度である。ニュートンの運動方程式から、力を質量で除すれば加速度が求まる。すなわち、式(1.2)となり、床反力から重心加速度を導出できる。

$$acc_z = F_z / m = (W_z - m_g) / m \quad (1.2)$$

この重心加速度は、骨盤に貼付した慣性センサの加速度値と同様であり、慣性センサから出力された上下方向の加速度を  $acc_z$  とすれば式(1.3)となり、床反力を導出することが可能である。

$$W_Z = m \cdot acc_Z + m_g \quad (1.3)$$

しかしながら、歩行の場合では、左右の脚が同時に床接地する期間（両脚支持期）が存在する。そのため、従来法によって得られた床反力値は、左右脚の合成値であり、その値を分離する必要がある。

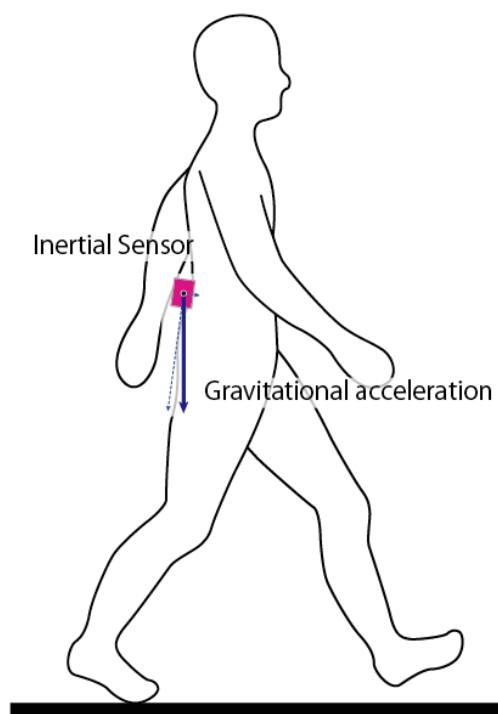


Fig. 1.1 Calculation of ground reaction force using gravitational acceleration.

## 1.3 モーションセンサ

本計測実験では、小型9軸ワイヤレスモーションセンサ（LP-WSD11010A，ロジカルプロダクト社：現スポーツセンシング社.）を用いた（図1.2）。加速度センサ，角速度センサ，地磁気センサをそれぞれ3軸搭載しており，無線を使用した遠隔計測およびデータロギングが可能である。電池を含めた総重量は約30g，外径寸法は40×20×30mmである。

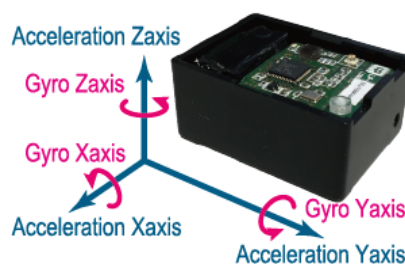


Fig. 1.2 Motion Sensor.

## 1.4 本研究の構成

本論文では，前節の研究背景と目的を基に，複数のモーションセンサを用いて義足走行における床反力を推定し，その走動作について研究している。以下では，第2章以降の概要を示す。

第2章では，走行用義足足部の撓みを利用した新たな床反力推定法について示し，形状や剛性の異なる3種類の義足足部を用いて，三次元動作解析装置の出力値を基準値とした精度評価を提示する。さらに，床反力鉛直方向成分の異なる波形形態の特徴について考察する。

第3章では，第2章で構築したシステムを用いて，下腿義足走者と大腿義足走者に対してフィールドテストを実施し，本計測手法を検証する。加えて，体幹と下肢の運動量や速度変化，スティックピクチャーの結果を基に被験者間を比較し，その特徴について考察する。

第4章では，走動作は上肢や健側下肢動作による慣性力や並進運動といった複合した運動のため解析は複雑となる。走行用義足足部はバネ特性を有しているため，バネと質量の関係からバネの固有振動に合わせた入力と出力のタイミングが重要であり，Pogo stickを用いて単純な鉛直方向成分のみに着目して検証する。走行用義足足部の効率について，ホッピング動作の実験結果を基に，線形振動系の応答シミュレーションを行い，接地時の踏み込み（入力）と離床時の蹴り出し（出力）のタイミングについて提案している。

第5章では，本研究で得られた結果の総括をしている。

## 第2章

# 義足走行に対するモーションセンサを用いた床反力推定法

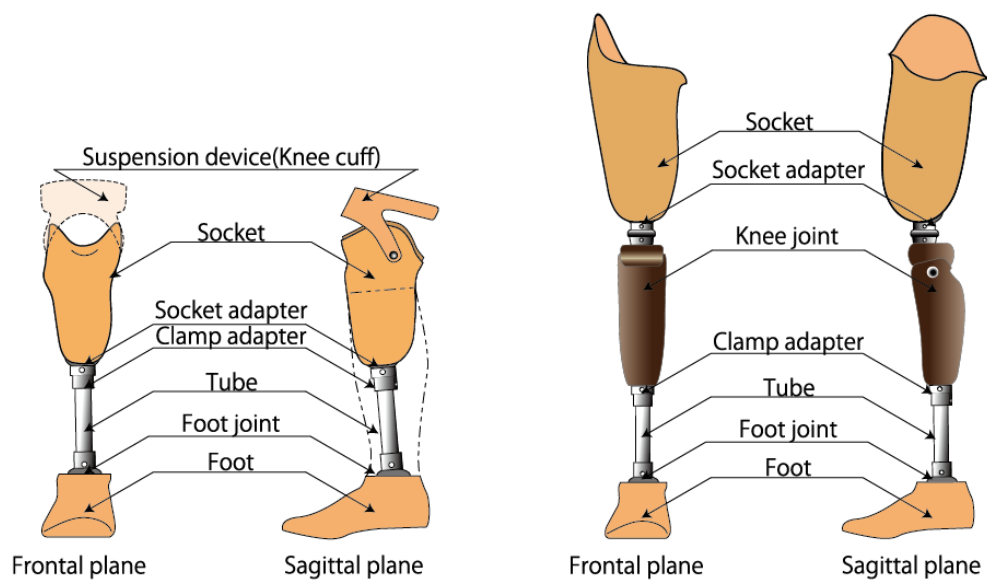
### 2.1 緒言

走速度の向上には、ストライドとピッチの両方を高めるか、またはどちらか一方をできる限り下げずに、もう片方を高めることが必要となる。ピッチの向上には、立脚期を減少させ、その一方で、ストライドはできる限り維持しなくてはならない。義足走行では、義足足部にエネルギーを蓄えることで推進力を得る。そのため、床反力鉛直方向成分の力積を維持しながら立脚期を減少させるには、床反力鉛直方向成分を高める必要がある。そこで、特に床反力鉛直方向成分に着目し、モーションセンサを用いてその値を推定し可視化する。本章では、常用義足と走行用義足の違いについて説明した後、走行用義足足部のバネ特性を利用して、モーションセンサの加速度鉛直方向成分と角速度の出力値から床反力鉛直方向成分の推定を行う。

## 2.2 義足 常用義足と走行用義足[13][14][15][16]

常用義足とは、断端を快適に収納し、かつ義足遠位に効率良く力を伝達する目的のソケットと義足足部、それらを接続する支持部からなり、大腿義足では膝関節の代替となる膝継手から構成される（図 2.1）。義足に用いられる足部は、活動度や個々の生活様式に対応した足部が数多く存在する。また、日常生活において使用することを目的としており、人の移動手段である歩行獲得を前提とした各パーツの選択と義足のアライメント設定が行われる。義足のアライメントは、歩行及び立位の安定性に深く関係し、義足のアライメント不良により、異常歩行を生じるばかりか義足使用者の精神的苦痛、ソケットと切断端との間で接触圧が増加することにより圧痛を誘起する原因となる[13][14][15][16]。走行用義足は、義足ソケットと板バネと呼ばれる走行専用の義足足部から構成され、大腿義足ではこれらに加えて膝継手から構成される（図 2.2）。現在では、10 種以上の走行専用の義足足部が販売されている。これら義足足部は、常用のそれとは異なり、踵部分がなく、一度のエネルギー吸収と一度のエネルギーの開放により推進力を得る。そのため、床反力の情報は、重要な指標となると考える。また、足部形状は、各メーカーにより異なり、その形状は様々である。しかし、この形状的相違点による足部の力学的特性については明らかにされていない。義足のアライメント設定と義足足部の選定は、各メーカーから提示されている指標を基に、経験のある義肢装具士やトレーナーの観察的評価と走者の主観的評価により判断される。常用義足と同様に、義足のアライメント不良や足部特性の不一致により、パフォーマンスの低下は勿論、怪我の危険性が増すことになる。また、健常者が擬似的に義足歩行や義足走行などを体験できる義足を模擬義足と言う（図 2.3）。本章の実験は、走行用義足足部を取り付けた下腿用模擬義足（図 2.3(c)）にて実施している。

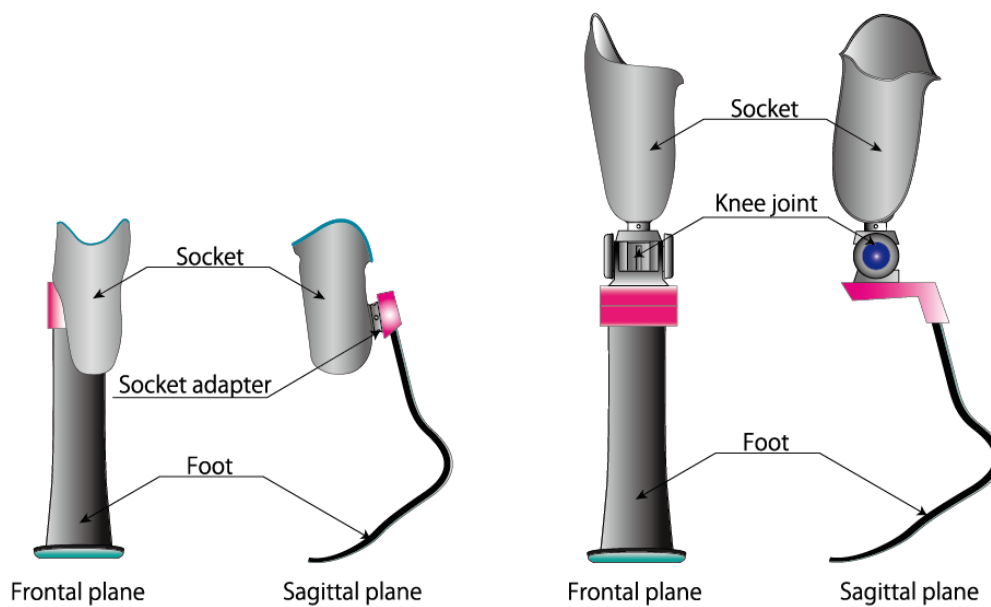




(a) The trans-tibial Prosthesis

(b) The trans-femoral Prosthesis

Fig. 2.1 Component parts of the prosthesis



(c) The trans-tibial Prosthesis for sprint

(d) The trans-femoral Prosthesis for sprint

Fig. 2.2 Component parts of the prosthesis for sprint



(a) Prosthesis for walking



(b) Prosthesis for sprint



(c) Prosthesis for sprint used in this experiment

Fig. 2.3 Pseudo-prosthesis for trans-tibial.

## 2.3 義足足部の撓みを利用した床反力推定法

### 2.3.1 モーションセンサ姿勢角と座標変換

モーショセンサは義足ソケットに直接設置しており，三次元動作解析装置を用いて比較するため，絶対座標系に変換する必要がある．本論文では，重力加速度軸を基準として，モーショセンサ姿勢角を近似的に補正し，センサ座標系  $\Sigma_s$  から絶対座標系  $\Sigma_g$  へ変換する．センサ座標系は，加速度  $Z$  軸を下方とした右手座標系である．回転方向は，加速度軸原点から正方向に対して右周りが正である（図 2.4）．ドリフト誤差や遠心加速度，並進加速度を完全に補正したとは言えないが，一定の回転運動と周期的な走動作では，近似的に補正することは適当であり，その妥当性を確認した．

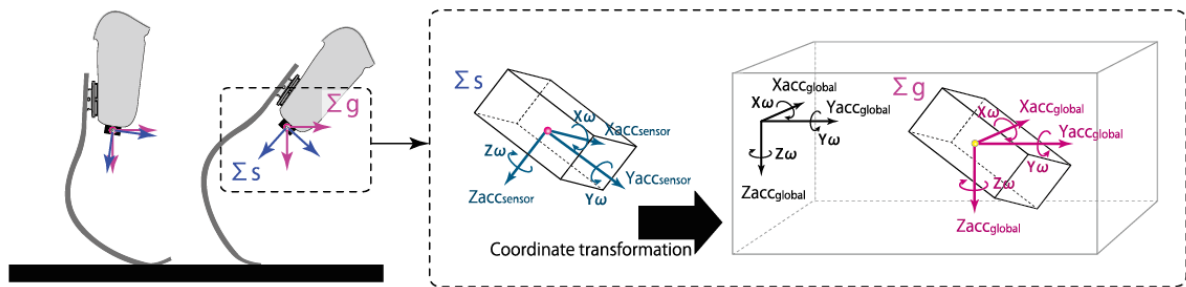


Fig. 2.4 The sensor coordinates system and the global coordinates system.

モーショセンサの初期角度は，スタート直前の静止状態 1.0 s 間を平均し，重力方向の加速度から姿勢角を算出する（式(2.1)，(2.2)）．

$$G(n) = \sqrt{X_{acc_s}(n)^2 + Y_{acc_s}(n)^2 + Z_{acc_s}(n)^2} \quad (2.1)$$

$$\bar{\theta}_{X_{acc}} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \sin^{-1} \left( \frac{Y_{acc_s}(n)}{G(n)} \right) \quad (2.2)$$

ここで、 $X_{accs}$  は、義足ソケットに設置したモーションセンサ加速度 X 軸成分の出力値であり、 $Y_{accs}$  は、同じくモーションセンサ加速度 Y 軸成分の出力値、 $Z_{accs}$  は、加速度 Z 軸成分の出力値である。 $G(n)$  は、前述したモーションセンサ出力値から算出した  $n$  番目の重力方向の加速度である。 $\bar{\theta}_{X_{acc}}$  は、スタート直前の静止状態 1.0 s 間を平均した X 軸周り（矢状面）のモーションセンサ初期角度である。続いて、走行中の角度変化は、モーションセンサ角速度 X 軸周りの出力値を積分した値となる（式(2.3)）。

$$\theta_{X_{gyro}}(n) = (X_{\omega_s}(n) + X_{\omega_s}(n-1)) \cdot (\Delta t / 2) + \theta_{X_{gyro}}(n-1) \quad (2.3)$$

ここで、 $\theta_{X_{gyro}}(n)$  は、モーションセンサの角速度 X 軸の出力値から算出した  $n$  番目のモーションセンサの角度であり、 $X_{\omega_s}(n)$  は、モーションセンサから得られた  $n$  番目の角速度 X 軸成分である。しかしながら、 $\theta_{X_{gyro}}(n)$  には、積分誤差であるドリフト成分が含まれており、誤差の補正が必要となる。走行中のドリフト成分は線形であり、線形近似を用いてドリフト成分のトレンド除去を行う[17]（式(2.4)）。

$$\theta_{cX_{gyro}} = \theta_{X_{gyro}} - a \cdot t \quad (2.4)$$

ここで、 $\theta_{cX_{gyro}}(n)$  は、線形近似により補正した角度であり、 $a$  は線形近似の傾きの値である。つまり、座標変換に用いるモーションセンサの姿勢角は、式(2.5)に示す  $\theta_X$  であり、式(2.8)に代入する。

$$\theta_X = \bar{\theta}_{X_{acc}} + \theta_{cX_{gyro}} \quad (2.5)$$

### 2.3.2 床反力推定

本項では、走行中の義足足部の変位量を基に義足肢の床反力鉛直方向成分の導出法を示す。義足ソケット下部に設置したモーションセンサの出力値より、義足足部の変位量と床反力鉛直方向成分を推定する。

走行用の義足足部は板バネ形状をしており、義足ソケットに設置したモーションセンサの加速度鉛直方向成分と足部接床地点を中心とした角速度の情報が必要となり、図 2.5 のようにモデル化することができる。

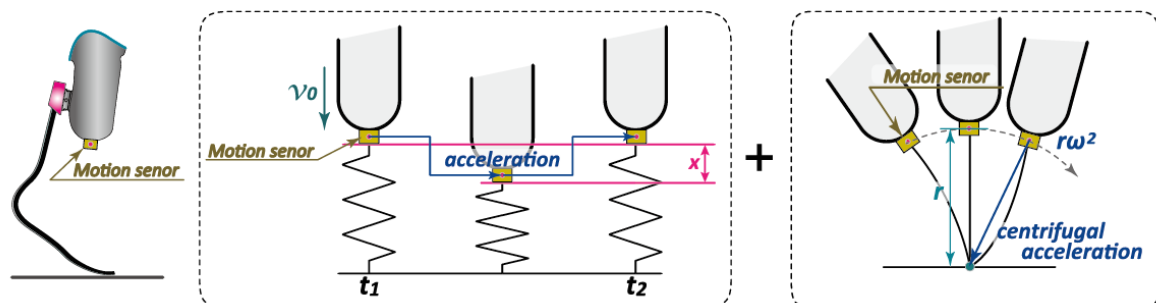


Fig. 2.5 The model of trans-tibial prosthesis for sprint.

次に床反力鉛直方向成分の推定値の導出について示す。前述したように走行用義足足部は、板バネ形状をしており、走行中の床反力をフックの法則より導出することができる（式(2.6)）。

$$F = -kx \quad (2.6)$$

ここで、 $k$  はバネ定数であり、 $x$  は義足足部の変位量である。走行用義足足部のバネ定数は、個々の剛性や取付け位置の違いにより未知数であり、実験によって求める必要がある。つま先離地時における義足足部の変位量は、義足ソケットに設置したモーションセンサ出力値の加速度鉛直方向成分と角速度 X 軸周り成分、接地直前の初速度より導出することができる（式(2.7)～(2.9)）。

$$x = \iint_{t_1}^{t_2} Z_{acc_g} dt dt + \int_{t_1}^{t_2} v_0 dt \quad (2.7)$$

$$Z_{acc_g}(n) = (Z_{acc_s}(n) - 1.0[G]) \cdot 9.8[m/s^2] \cdot \cos\theta_X(n) + rX_{\omega_s}(n)^2 \cdot \cos\theta_X(n)^2 \quad (2.8)$$

$$v_0 = \iint_{t_1}^{t_2} Z_{acc_g} dt dt / (t_2 - t_1) \quad (2.9)$$

$Z_{acc_g}$  は、モーシオンセンサの加速度 Z 軸成分と角速度 X 軸周り成分のモーシオンセンサ姿勢角を考慮した、絶対座標系  $\Sigma_g$  の加速度鉛直方向成分である。モーシオンセンサから出力される加速度 Z 軸成分  $Z_{acc_s}$  は、重力方向を 1.0 G として出力されるため、重力方向の加速度を補正した後に単位変換を行っている。  $r$  は床面から義足ソケットに設置したモーシオンセンサまでの初期設定時の距離であり、  $X_s$  は、同じく義足ソケットに設置したモーシオンセンサから出力された角速度 X 軸周り成分である。  $t_1$  は初期接地 (Initial contact, IC) の時間、  $t_2$  はつま先離地 (Toe Off, TO) の時間である。  $v_0$  は IC 直前の初速度であり、式 (2.9) より求める。

$$k = p_{L3} / p_x \quad (2.10)$$

$$p_{L3} = \int_{t_1}^{t_2} Z_{acc_{sL3}} \cdot m dt \quad (2.11)$$

$$p_x = \int_{t_1}^{t_2} x dt \quad (2.12)$$

バネ定数  $k$  は、式 (2.10) より算出する。ここで、  $p_{L3}$  は従来法を適用した床反力鉛直方向成分推定値の力積であり、  $p_x$  は義足足部変位量の積分値である。  $Z_{acc_{sL3}}$  は第3腰椎部に設置したモーシオンセンサ加速度 Z 軸成分であり、  $m$  は被験者の身体質量である。

## 2.4 3種足部の床反力推定

### 2.4.1 実験概要

本計測実験の目的は、三次元動作解析装置と床反力計を基準値とし、本導出法を用いた義足足部変位量の推定値と、それを基に導出した床反力鉛直方向成分の推定値の精度評価である。実験に使用した義足足部は、形状や剛性の異なる3種類とした。なお、本計測実験では模擬義足（図 2.3(c)）を用いて実施した。これは、絶対数が少ない義足走者の計測においては、健常者を被験者として、様々な実験が行えるといった利点がある。さらに、切断肢に用いるソケットと健常脚に装着する部分に違いはあるものの、義足足部のバネ特性の原理は同様であるためである。計測環境の制限により必ずしも疾走状態ではないが、基礎データ取得のため、様々な接地状態においても本導出法が適切に推定可能か検討する。

### 2.4.2 実験方法

被験者には、事前に実験内容について十分に説明を行い、同意が得られた健常男性1名とした。さらに、新潟医療福祉大学倫理審査委員会の承認（承認番号：17808-170517）の後に実施した。

計測実験で用いる模擬義足は、左右の脚長を揃えるために両側に装着した。計測に用いた走行用義足足部は、形状や剛性の異なる3種（1E90, otto bock, Genesis, Xiborg, 刀β, 今仙技術研究所。）である。模擬義足のアライメントは、被験者が安全で安定した最も走りやすいとする設定とし、実験前には十分に練習を行った後に実施した。モーションセンサ設置位置は、第3腰椎部（Third lumbar vertebra）、義足ソケット下部（Under the socket）、義足足部つま先（Prosthetic foot toe）とし、計3台を用いた。各モーションセンサの加速度軸方向は、各セグメントに対して上下方向をZ軸（下方+）、前後方向をY軸（前方+）、左右方向をX軸（左+）とした。角速度は、加速度軸原点から正方向に対して右回りが正である（図 2.6）。各モーションセンサの固定方法は、L3では、3Dプリンターで製作した専用センサボックスを腰椎用サポーターに取り付け、センサボックス内にモーションセンサを挿入して固定した後に腰椎サポーターを身体腰部に装着した（図 2.7）。Socket および Foot は、義足側とモーションセンサ側に面ファスナーを貼付し、双方を張り合わせた後に非伸縮テープにてしっかりと固定した。三次元動作解析装置（Three dimensional motion analysis device, VICON MX, Oxford Metrics Inc.）は、13台の赤外

線カメラと床反力計6枚 (Force plate, OR6-6-2000, Advanced Mechanical Technology Inc.) を同期して計測した。座標軸は、鉛直方向を Z 軸 (上方+)、進行方向を Y 軸 (前方+)、左右方向を X 軸 (右+) である。計測用反射マーカは直径 9mm を用い、体表および模擬義足、モーションセンサへ 45 箇所貼付した (図 2.8)。各分析項目の算出には、専用ソフト NEXSUS (VICON Motion System 社) と VISUAL3D (C-Motion 社) を用いた。計測機器のサンプリング周波数は 200 Hz である。各モーションセンサ間と同期パルス発生装置 (LP-WSDSY02-0A, ロジカルプロダクト社; 現スポーツセンシング社) は、専用アプリケーション (ロジカルプロダクト社; 現スポーツセンシング社) にて同期した。モーションセンサと三次元動作解析装置の同期は、専用アプリケーションの計測開始と同時に、同期パルス発生装置からパルス信号が三次元動作解析装置に送信される。三次元動作解析装置の計測開始後にパルス信号が入力されたことを確認した後に課題動作を開始した。本章のシステム構成を図 2.9 に示す。

実験は計測範囲の関係上、自由走行 (低速) とし、3 ストライドの助走の後、右脚が床反力計に接地する課題動作を各 10 試行実施した。IC と TO の判別は、モーションセンサ Foot の加速度 Z 軸成分の衝撃的加速度から決定する。IC と TO 直後には、加速度センサ出力値は衝撃値を示し、IC と TO は、その直前の 0 G を示す点となる [17][18]。義足足部の変位量は、モーションセンサ Socket に貼付した反射マーカ RSKT と RSKT2 の中点と RprosFTMP5 と RprosFTMP1 の中点を基準とした座標から距離を算出した。モーションセンサと床反力計、モーションセンサと三次元動作解析装置の各結果の比較は、平均二乗誤差 (Root mean square error : RMSE) にて評価した。



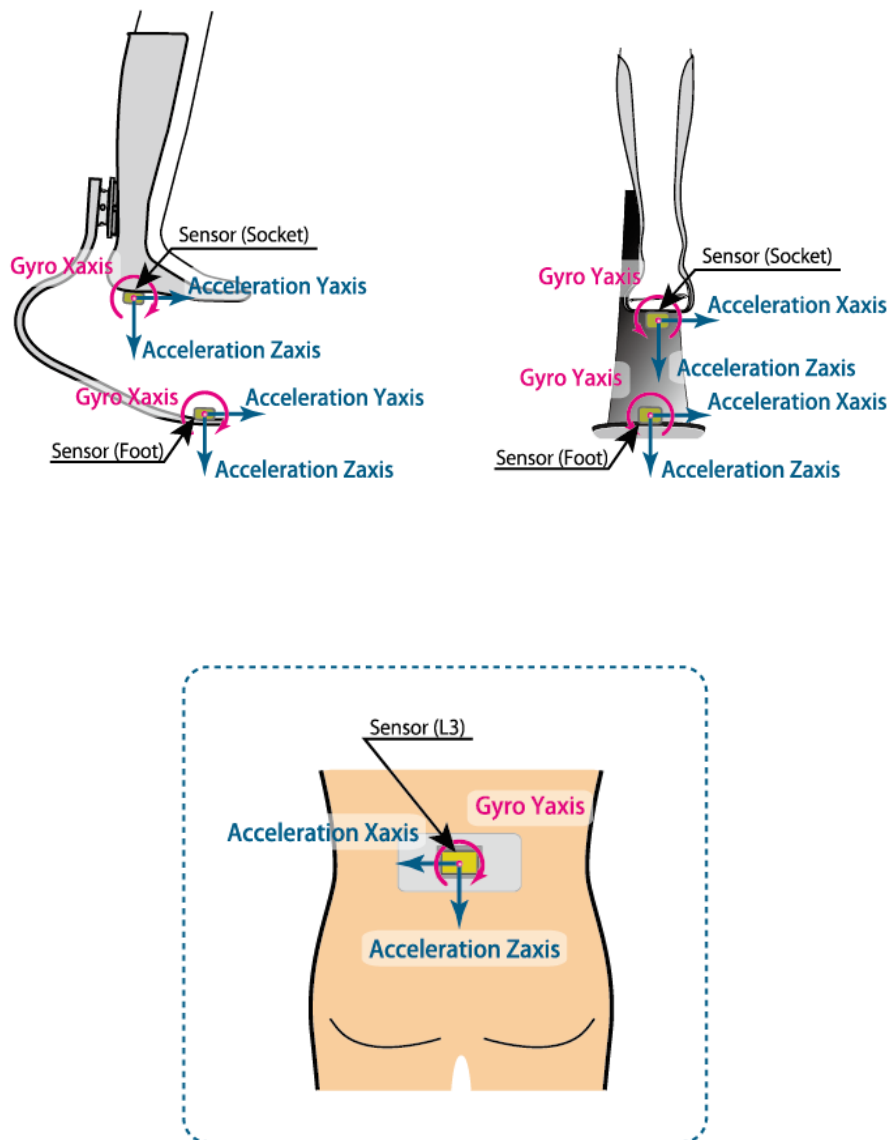


Fig. 2.6 Sensors installation point and sensor axes. There are three points where sensors are installed the L3, Socket, and Foot. It is the axial direction of each acceleration sensor and around the gyro sensor's axes.

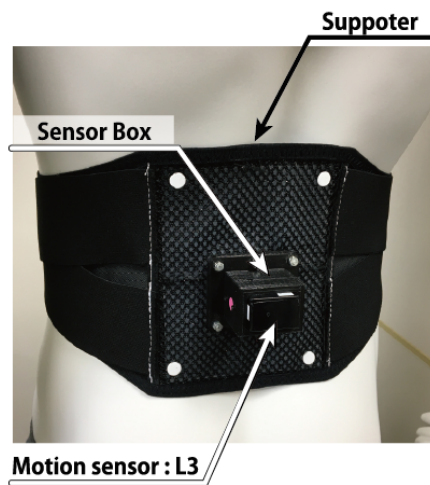


Fig. 2.7 Installing the L3 motion sensor . Fix sensor box made with 3D printer to the supporter. The motion sensor is inserted into the sensor box and fixed with a screwed.

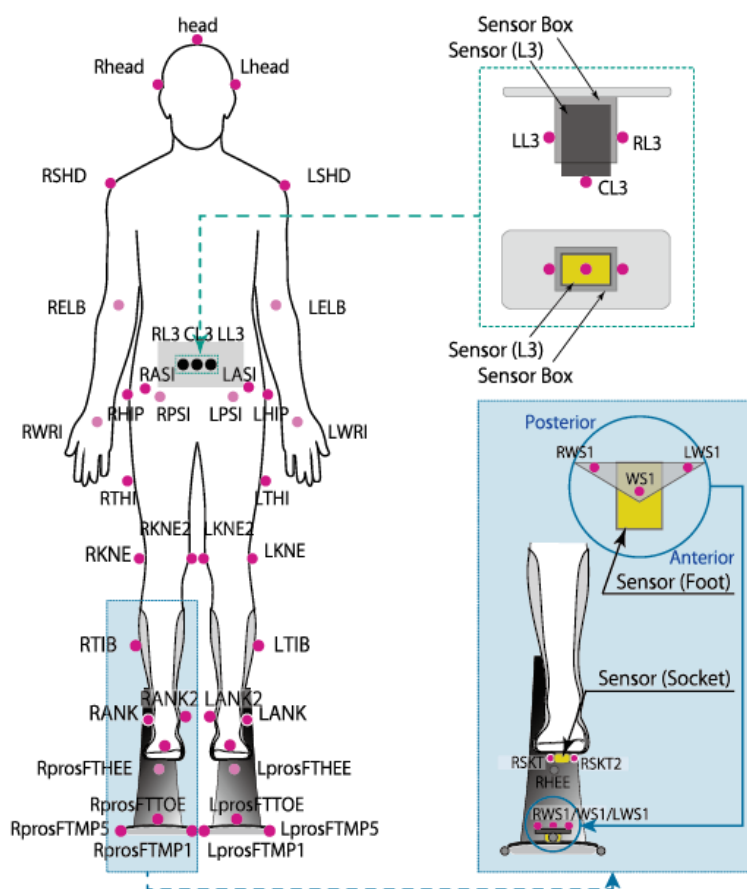


Fig. 2.8 Markers and Sensors posting point.

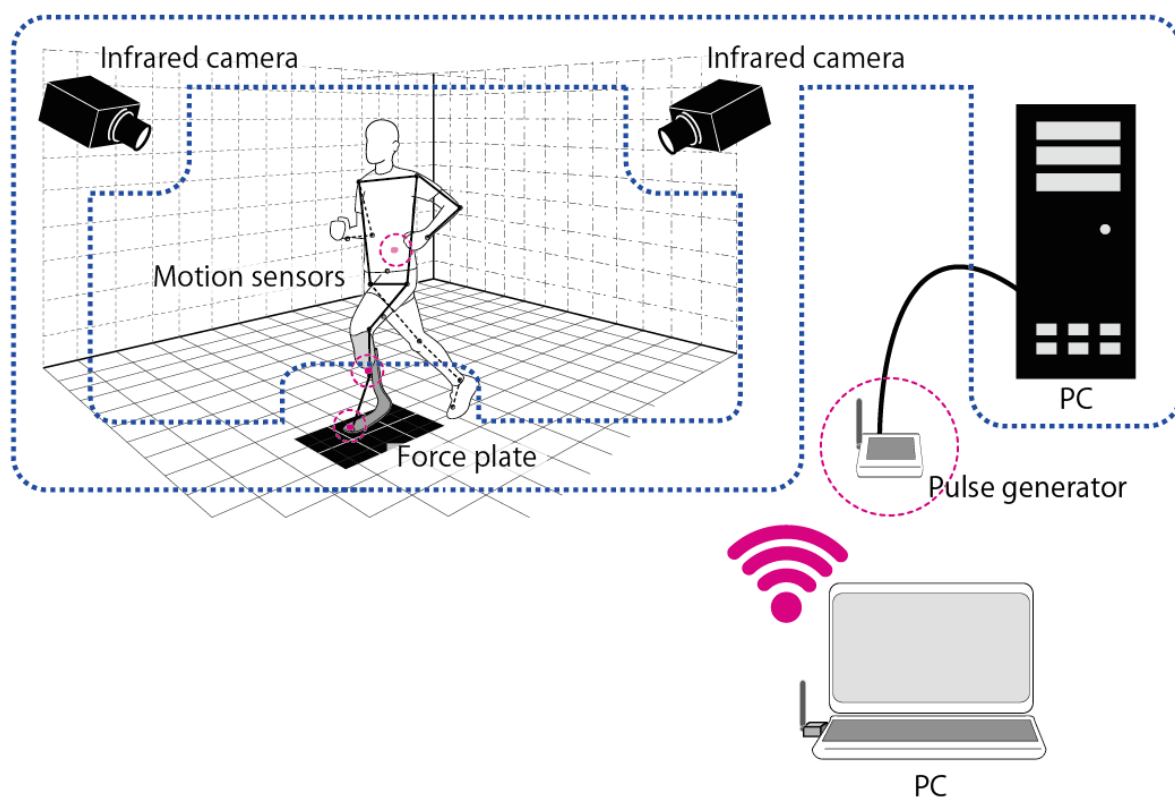


Fig. 2.9 System configuration.

### 2.4.3 実験結果

実施した 30 試行の平均速度は、 $3.85 \text{ m/s} \pm 0.42$  である。表 2.1 は、床反力計の出力値を基準とし、モーションセンサ出力値から本導出法（Proposed method）を適応して算出した床反力推定値と、重心位置加速度と身体質量から算出した床反力推定値（従来法、Conventional method）の平均二乗誤差の結果である。加えて、三次元動作解析装置の出力値を基準とし、モーションセンサ出力値から本導出法を適応して算出した義足足部の変位量の平均二乗誤差の結果である。図 2.10 に立脚期の床反力計出力値と本導出法、従来法によって導いた推定値の比較を示す。また、本計測に使用した義足足部を種類別に分けて、結果を図 2.10.(a), (b), (c) に示す。ここで、従来法の算出に必要なモーションセンサ L3 出力値は、身体と完全に固定することが極めて難しく、各間のズレがノイズとして含まれる。そのため、FFT (Fast fourier transform) と残差分析の結果を基に、遮断周波数 (Cutoff frequency) を 12 Hz とし、IIR (Infinite impulse response) フィルターのローパスフィルターに通過させた結果も同図に示す。縦軸は床反力鉛直方向成分 (N) であり、横軸は義足足部が床に接地している立脚期の時間 (s) である。本導出法を適用した床反力推定値は、基準値とする床反力計の出力値と概ね同様の結果を示している。また、従来法と比較すると、表 2.1 の結果からも本導出法を適応した床反力推定精度は高いことが言える。図 2.11 に義足足部の変位量の基準値である三次元動作解析装置の出力値と本導出法を適用した結果を示す。縦軸は、義足足部の変位量 (cm) であり、正は義足足部が伸張した長さ、負は縮んだ長さである。横軸は立脚期の時間 (s) である。結果より、推定した義足足部の変位パターンは、三次元動作解析装置の出力値と概ね同様の結果であった。従来法の床反力推定は、身体を各リンクの剛体とみなして導出する。しかしながら、弾性変形が伴う義足走行の場合では、推定精度に影響を与えることになる。そのため、義足足部の変位量を用いた本導出法は、従来法よりも精度の高い床反力推定値を得ることが可能であった。

Table 2.1 Root mean square error result of 3D motion analysis system and motion sensor.

	GRF vertical component [N]		Foot displacement amount [cm]
	Proposed method	Conventional method (Lowpass filter, $c_f=12\text{Hz}$ )	
1E90	$142.23 \pm 13.99$	$270.38 \pm 34.64$	$1.03 \pm 0.77$
Genesis	$88.18 \pm 19.68$	$218.12 \pm 39.71$	$0.67 \pm 0.16$
Katana $\beta$	$88.86 \pm 22.11$	$205.03 \pm 45.42$	$1.10 \pm 0.77$

(n=10)

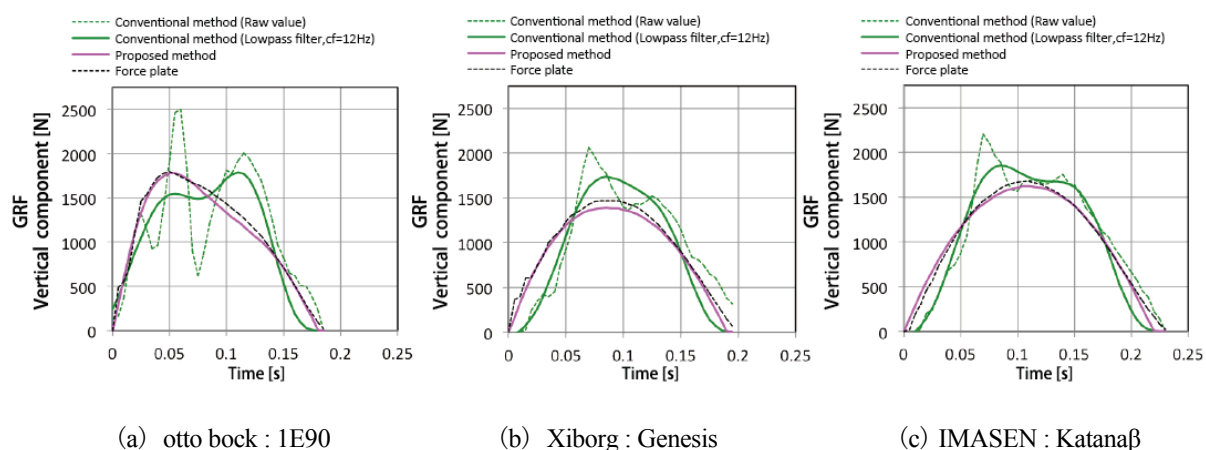


Fig. 2.10 Ground reaction force (GRF) result. The vertical axis shows the GRF (N), and the horizontal axis is the time (s) of the stance phase. The black dashed line is the reference value output from the force plate. The red solid line is the estimated GRF calculated using the derivation method. The green dashed line is the conventional method (raw data), and the green solid line is the conventional method (cf = 12 Hz) calculated from the output value of motion sensor L3.

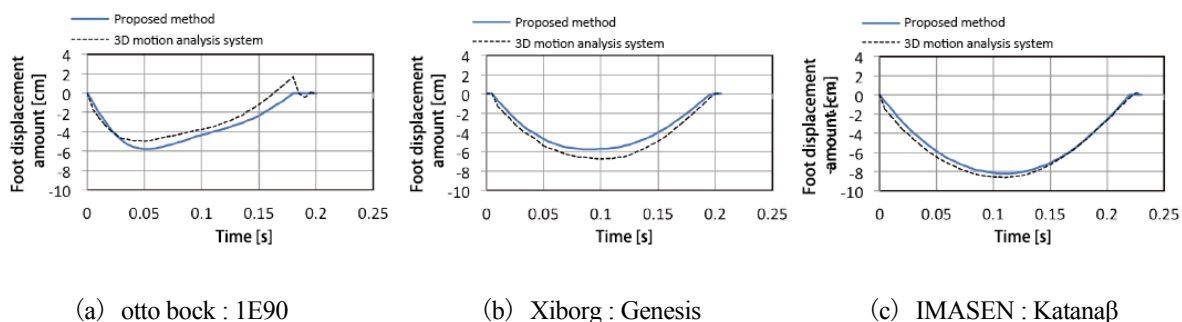


Fig. 2.11 Foot displacement amount result. The vertical axis is the GRF (N), and the horizontal axis is the time (s) of the stance phase. The black dashed line is a reference value the output value of the 3D motion analysis system is, the blue solid is the foot displacement amount value estimated from the motion sensor.

#### 2.4.4 走行用義足足部の特性と踏み込み動作に関する考察

走行で用いられる義足足部は、バネ特性を有し、走者の体重を基に固有周期が決定される。そのため、義足足部の固有周期と踏み込みのタイミングを合わせることに加えて、踏み込む力の大きさが走行時の足部効率を決定する。図2.12は、体重60 kgの被験者が、高さ30 cmの台から自由落下した時の床反力鉛直方向成分の結果である。縦軸は、床反力鉛直方向成分(N)であり、横軸は時間(s)である。黒破線は、膝関節を伸展した状態で着地し、義足足部の跳ね返りのみを実験的に行った結果である。緑実線は、着地後に体幹および下肢筋力を働かせて、再度踏み込み動作を加えた試技の結果である。黒破線を基準形態とし、赤塗り範囲は、義足足部の固有周期とする。緑実線を双峰型とし、青塗り範囲は体幹および下肢筋力を働かせた踏み込み動作を示している。赤丸で示す箇所は、義足足部の固有周期における床反力鉛直方向成分の最大値である。この時、義足足部は最も撓み、その後、義足足部は復元する。0.12 s地点までは、基準形態と双峰型は同様の傾向にあり、この周期に合わせて、体幹および下肢筋力を働かせて踏み込みを行うことが効率の良いタイミングとなる。しかし、この周期に踏み込み動作と蹴り出しのタイミングが一致しない場合には、次の周期に合わせて再度踏み込み、エネルギーを蓄えることになる。その間、義足足部は地面に接地した状態であり、結果的に立脚期は増加する。つまり、緑実線で示す双峰型となる。疾走時における立脚期の増加は、ピッチの減少となり走速度の低下を招く。義足足部の効率と走行パフォーマンスの向上には、基準形態である義足足部の固有周期に合わせて、体幹と下肢筋力による踏み込み動作によって義足足部を共振させることである。加えて、踏み込みの力を増やし、床反力鉛直方向成分を高めることが義足走行では重要であると考えられる。

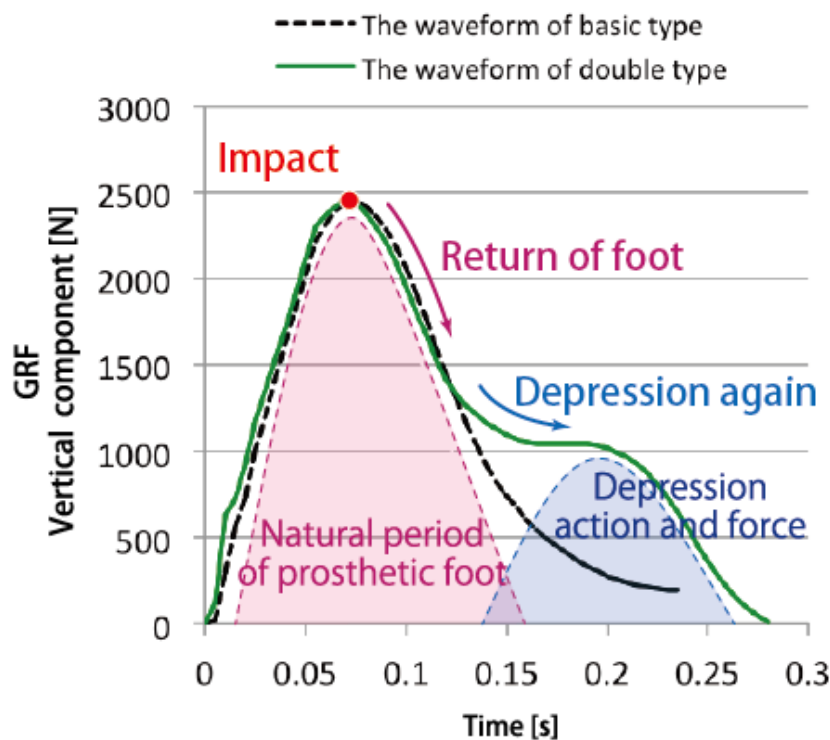


Fig. 2.12 Basic waveform and double waveform. This is the output value of the GRF vertical component when a subject with a body mass of 60 kg freely falls from a table with a height of 30 cm. The vertical axis is the GRF vertical component (N), and the horizontal axis is time (s). The black dashed line is the result of experimentally performing only the rebound of the prosthetic foot by extending the knee joint and landing. The solid green line is the result of the trial that added a stepping action again after landing. The point indicated by the red circle is the maximum value of the GRF vertical component.

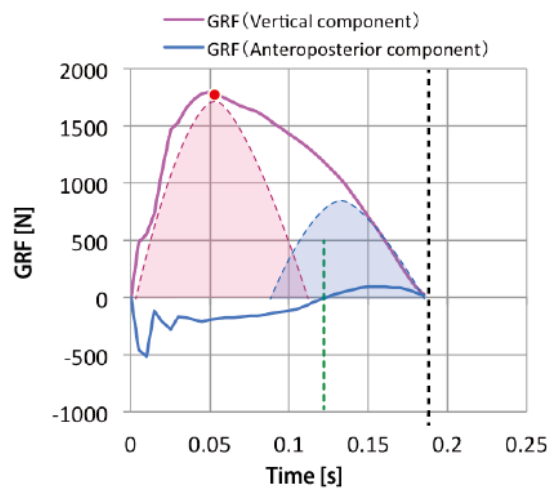
### 2.4.5 床反力形態と走行状態に関する考察

計測実験の結果より、床反力計から出力された床反力鉛直方向成分には、4種の特徴ある形態が示された。前述した義足足部の固有周期と踏み込みのタイミングを基に考察する。加えて、床反力計出力値の前後方向成分への影響について示し、前述した立脚期の床反力鉛直方向成分の重要性を示す。図 2.13 は、床反力計から出力された床反力鉛直方向成分と床反力前後方向成分の時間的相違と、義足足部の固有周期と踏み込み動作の関係をイメージ的に示した図である。縦軸は、床反力 (N) であり、横軸は立脚期の時間 (s) である。赤実線は、床反力計から出力された床反力鉛直方向成分であり、青実線は床反力前後方向成分である。なお、床反力前後方向成分においては正が加速成分、負が減速成分である。赤丸で示す位置は、義足足部の固有周期と考えられる最大値であり、緑破線は、床反力前後方向成分の値が負から正に替わる点の時間である。赤塗り範囲を義足足部の固有周期とし、青塗り範囲を踏み込み動作としている。計測範囲の関係上、定速走ではなく、加速局面にあたる部分ではあるが、全走行過程にみられる局面（スタートダッシュ、加速走、定速走、減速走）に関連する3種の形態と、歩行でみられる1種の形態を得た。図 2.13 (a)～(d) を以下のように定義する。

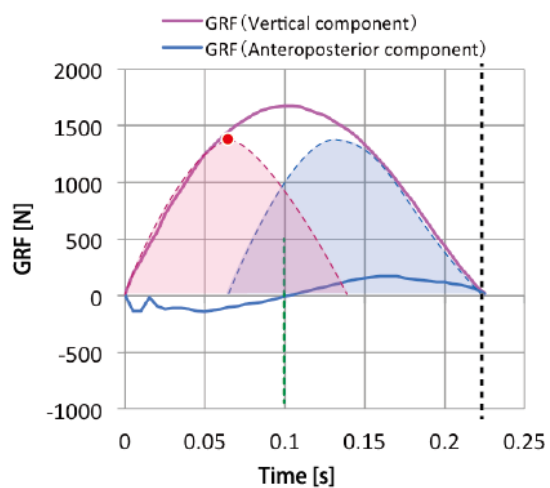
- (a) **Fore 型** : 床反力鉛直方向成分のピークが立脚期前半に訪れる形態。
- (b) **Mid 型** : 床反力鉛直方向成分のピークが立脚期中央付近に訪れる形態。
- (c) **Terminal 型** : 床反力鉛直方向成分のピークが立脚期後半に訪れる形態。
- (d) **Double 型** : 床反力鉛直方向成分が双峰性の形態。

床反力鉛直方向成分の義足足部固有周期の基準形態と、踏み込み動作のタイミングとその力の大きさにより、床反力鉛直方向成分の変位形態は異なる。**Fore 型**では、接地直後の衝撃が大きく、義足足部の固有周期に遅れて踏み込みを行っている。さらに、踏み込み力が小さいため、床反力前後成分の減速から加速に移行する点は、立脚期後半に示しており減速傾向である。**Mid 型**では、義足足部の固有周期に対して踏み込みのタイミングは遅れてはいるものの、踏み込みの力は適切であると考えられる。踏み込みのタイミングを一致させることで、立脚期は減少しピッチの向上が期待できる。**Terminal 型**においては、義足足部の接地時の衝撃が少なく、その後身体全体による踏み込みが行われており、床反力前後成分は減速成分に比較して加速成分の時間は長くなっている。これは、義足足部にエネルギーが蓄積されていないスタートダッシュ時にみられる形態であることが考えられる。

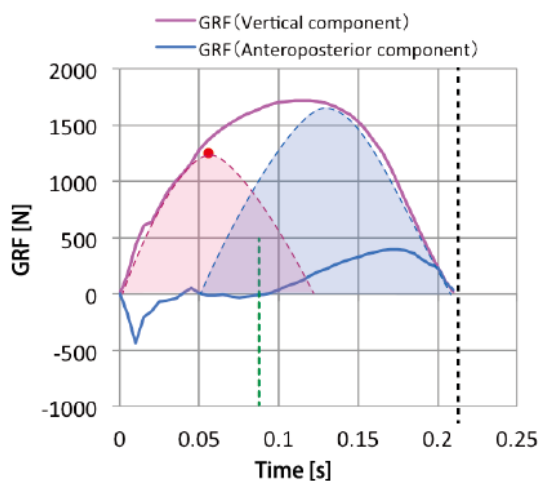




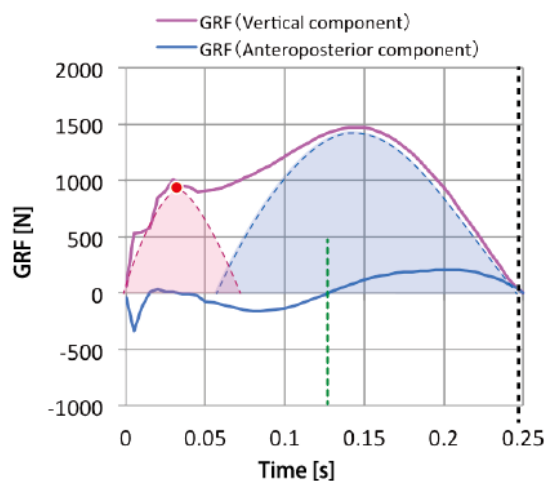
(a) Fore type



(b) Mid type



(c) Terminal type



(d) Double type

Fig. 2.13 The relationship between the waveform of the vertical component of GRF and the anteroposterior component of GRF. The red solid line is the GRF vertical component, and the blue solid line is the GRF anteroposterior component output from the force plate. The green dashed line is the time at which the value of the GRF anteroposterior component is zero.

ここで、図 2.14 に三次元動作解析装置の結果より、**Fore 型**と **Terminal 型**の床反力ベクトルと体重心の関係を示す。図 2.14(a)は、**Fore 型**の床反力鉛直方向成分が最大値を示す床反力ベクトルと体重心の関係を示しており、図 2.14(b)は **Terminal 型**を示している。結果より、**Fore 型**の床反力鉛直方向成分最大値と体重心の関係は、体重心の前方を床反力ベクトルが通過し減速状態であり、**Terminal 型**の床反力鉛直方向成分最大値と体重心の関係は、体幹を前傾して、体重心の後方を床反力ベクトルが通過し加速状態であることが理解できる。義足足部の固有周期と踏み込み動作の関係より、スタートダッシュでは義足足部の固有周期の利用はできないため、主に体幹と下肢筋力を利用して、義足足部にエネルギーを蓄積し推進力を得ることになる。この時の床反力鉛直方向成分の形態は、**Terminal 型**となり立脚期の時間は長くなる。加速走と定速走では、義足足部にエネルギーが蓄積され、義足足部の固有周期と踏み込みのタイミングと力が一致し **Mid 型**に移行する。さらに、立脚期の時間は短くなることが予想され、結果的にピッチの向上に繋がる。短距離疾走時の床反力鉛直方向成分の形態は、スタートダッシュでは **Terminal 型**を示し、加速走と定速走では **Mid 型**を示す。さらに、減速区間とされる 80 m 以降では、**Fore 型**を示すことが予想される。このことから、基準形態は、接地直前の速度と身体質量により決定され、加えて身体および下肢の踏み込みのタイミングとその力によって、床反力鉛直方向成分の形態は変化する。そのため、義足足部の固有周期に踏み込みのタイミングを一致させる一方で、踏み込み力の大きさにより、床反力鉛直方向成分の最大値を決定する。さらに、義足足部の剛性選択は、この踏み込み力が重要となる。**Double 型**は、他の形態とは異なり、1 度目のピーク値は初期接地時の衝撃であり、その衝撃を吸収し、再度体幹と下肢を利用して踏み込みを行い、エネルギーを再蓄積して推進力を得ている。つまり、歩行にみられる形態であり、走行においては大きな減速要素となる。

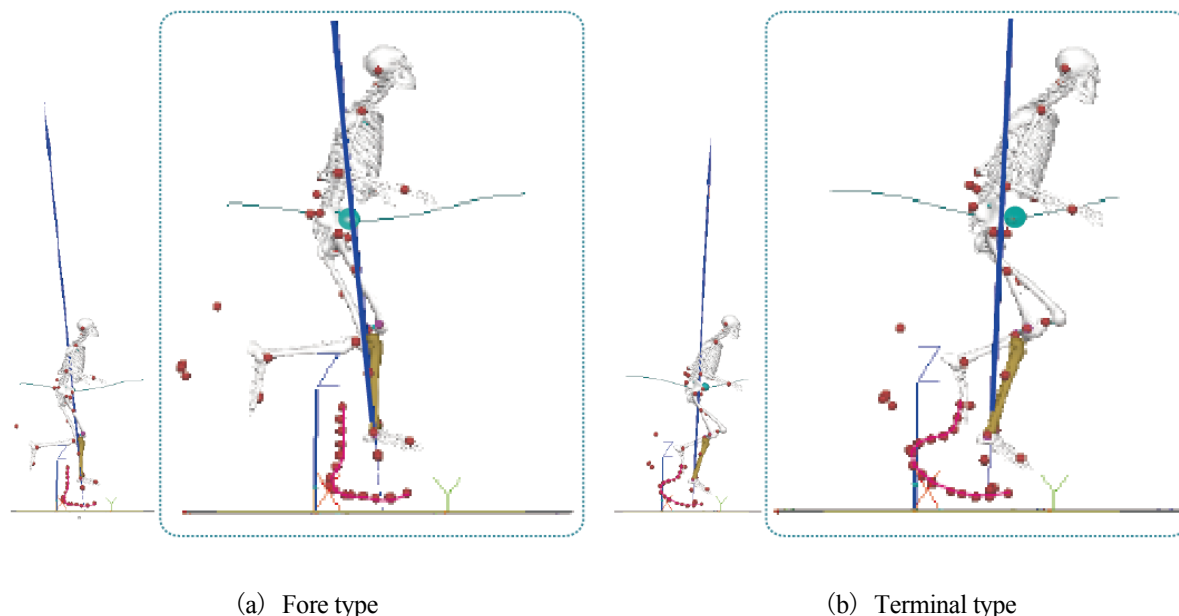


Fig. 2.14 Results of 3D motion analysis system. The relationship between the center of gravity and the GRF vector at the time of GRF peak value. The blue solid arrow is the GRF vector, and the green circle is the center of gravity. The leg indicated by yellow is the measuring side, that is, the right foot. The red circle is the position of the marker label, and the line connecting the markers is the prosthetic foot.

## 2.5 結言

義足に設置したモーションセンサの加速度鉛直方向成分と矢状面の角速度から、床反力鉛直方向成分と義足足部の変位量の推定を行った。推定精度の検討を行うため、3種類の形状および剛性の異なる走行用義足足部に対して、三次元動作解析装置と床反力計を用いて比較および検討を行った。その結論を以下に記す。

- 各義足足部の変位量と床反力鉛直方向成分の推定値は、基準値とする三次元動作解析装置および床反力計の出力値と概ね同様の結果を得た。
- 義足走行における床反力鉛直方向成分には、疾走過程におけるスタートダッシュ、加速走、定速走、減速局面に関連する4種の形態があり、その定義と特徴について示した。
- バネ特性を有する義足足部では、固有周期に合わせた踏み込みと蹴り出しによって共振させることが重要であることを示した。

## 第3章

# 全走行距離を対象とした床反力推定

### 3.1 緒言

義足走行では、切断部位や断端長、残存筋の長さが、身体能力に大きく影響を与える。そのため、本解析手法は、他者との比較を第1に考慮したものではなく、走者個々の走動作に対して評価することを第1の目的としている。そのため、義足のアライメントやパーツ選択などの義足製作に関わる指標となり、さらには指導法の一指標として活用可能なシステムである。本章では、本解析法の評価およびその有用性を検討するため、競技レベルの異なる下腿切断者2名と走行練習を開始して約1年となる大腿切断者1名に対して、全走行過程（60 m）を対象に比較および評価する。

## 3.2 下肢切断者3名を対象とした走行実験

### 3.2.1 実験概要

被験者は、パラリンピック出場経験のある片側下腿切断者 (T44 クラス), 男性1名と, ジャパンパラ出場経験のある片側下腿切断者 (T44 クラス), 男性1名, 義足走行練習を開始して約1年になる片側大腿切断者の女性1名の計3名とした. 被験者の情報を表3.1に示す. 被験者には, 事前に実験内容について十分に説明を行い同意を得た. さらに, 新潟医療福祉大学倫理審査委員会の承認 (承認番号: 17808-170517) 後に実施した.

Table 3.1 Subject information.

	Subject A	Subject B	Subject C
Height [cm]	173.0	165.0	167.0
Weight [kg]	62.0	63.0	58.0
Best Time [s] (100m)	11.94	13.07	15.88 (50m)

### 3.2.2 実験方法

計測実験で用いた走行用義足は, 被験者が普段の練習や大会で使用しているものとした. 本章では, 実使用を想定し, 最小限のモーションセンサ数で走行評価を行うため, 片側下腿切断者のモーションセンサ設置位置は, L3, Socket の計2台とした (図3.1). モーションセンサ Socket から得られる加速度 Z 軸成分とモーションセンサ Foot の加速度 Z 軸成分は, 類似したトレンドであり, 本章ではモーションセンサ Socket の加速度 Z 軸成分の出力値から, IC および TO の判別を行った. 各モーションセンサの加速度軸方向は, 各セグメントに対して上下方向を Z 軸 (下方+), 前後方向を Y 軸 (前方+), 左右方向を X 軸 (左+) とした. 角速度は, 加速度軸原点から正方向に対して右回りを正としている (図3.1). また, 片側大腿切断者のモーションセンサ設置位置は, L3, Below-knee, Foot の計3台とした (図3.3). サンプルング周波数は 200Hz である. 各モーションセンサの固定方法は, L3 では, 3D プリンターで製作した専用センサボックスを腰椎用サポーターに取付け, センサボックス内にモーションセンサを挿入して固定した後に腰椎サポーターを身体腰部に装着した. Socket は, 義足側とモーション

センサ側に面ファスナーを貼付し，双方を張り合わせた後に非伸縮テープにてしっかりと固定し，その上からニスリーブで固定した．Below-knee は，義足足部の上部にモーションセンサを設置し，非伸縮テープにてしっかりと固定した．Foot は，義足側とモーションセンサ側に面ファスナーを貼付し，双方を張り合わせた後に非伸縮テープにてしっかりと固定した．

課題動作は，被験者の負担を考慮し，下腿切断者では直線 60 m の陸上トラックにて最大努力走 3 試行とし，大腿切断者では直線 60 m の陸上トラックにて最大努力走 2 試行とした．また，各計測間には十分なインターバルをおいた．スタート姿勢はスタンディングとした．計測には，モーションセンサの他にストップウォッチ 1 台とハイスピードデジタルカメラ (300Hz, EXILIM EX-F1, CASIO) 1 台を用いた．ハイスピードデジタルカメラは，スタート地点から 35m 先の右側方に設置し，全走行過程が収まるようパンニングして撮影を行った (図 3.2)．大腿切断者では，ハイスピードデジタルカメラの代わりにスマートフォン内蔵の動画カメラ (240Hz) 1 台を用いて，スタート地点からゴールまでを並走して撮影した．

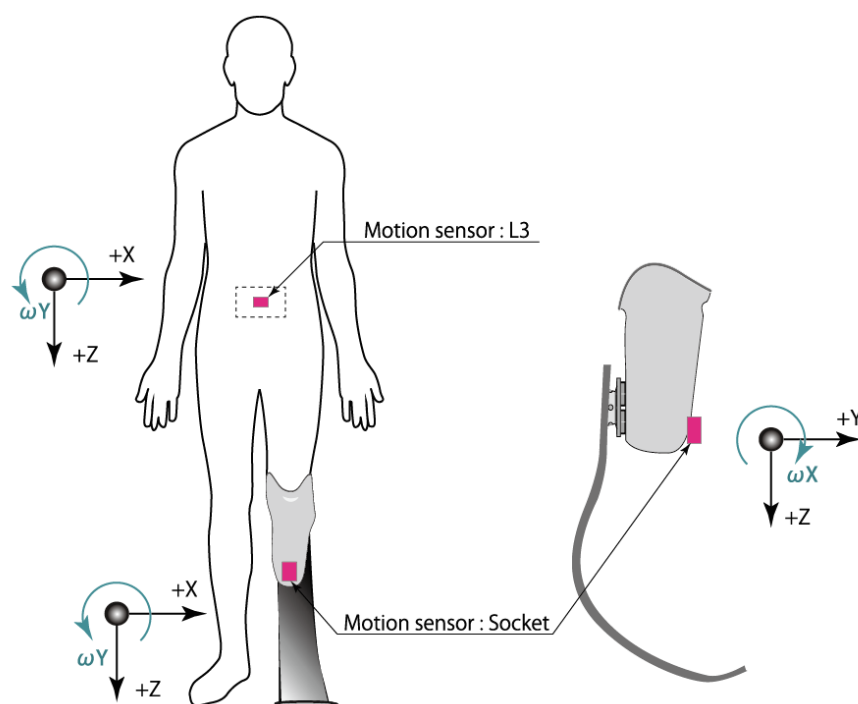


Fig. 3.1 Sensor posting points and each axis direction for trans-tibial. The motion sensor installation positions are L3 and Socket. The acceleration axis direction of each motion sensor is the Z axis in the vertical direction with respect to the segment (downward direction positive), the Y axis is the anteroposterior direction (forward direction positive), the X axis is the mediolateral direction (left direction positive). The angular velocity is positive clockwise with respect to the positive direction from the origin of the acceleration axis.

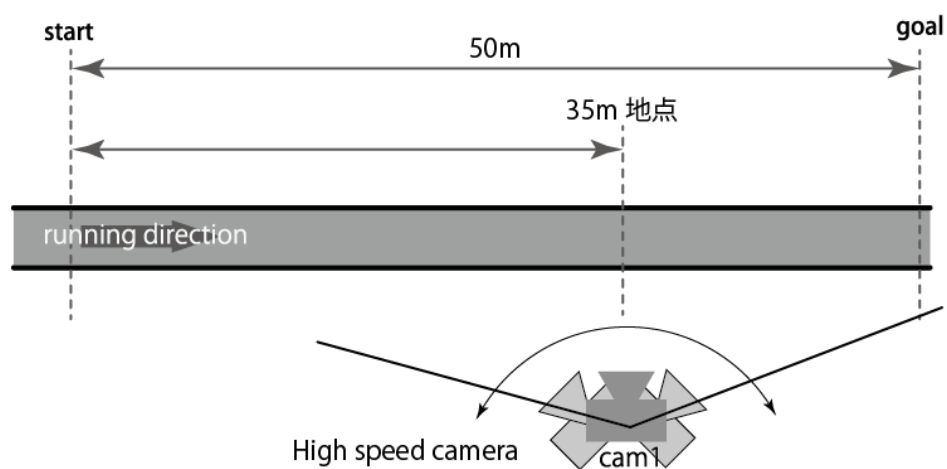


Fig. 3.2 Device arrangement.

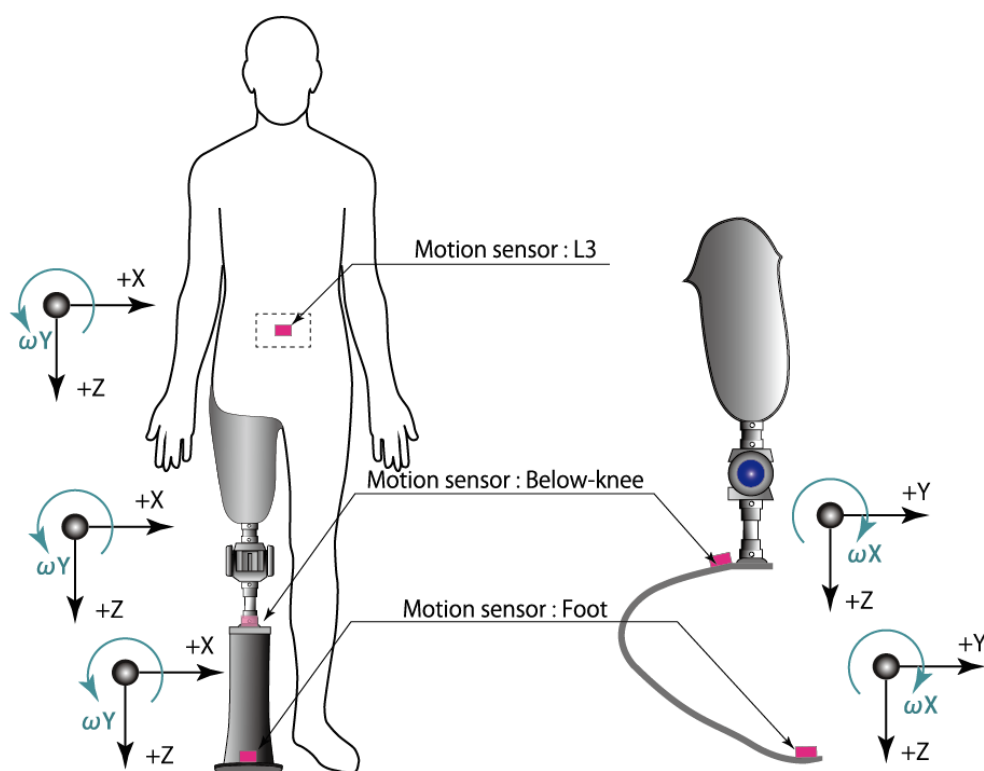


Fig. 3.3 Sensor posting points and each axis direction for trans-femoral. The motion sensor installation positions are L3, Below-knee and Foot. The acceleration axis direction of each motion sensor is the Z axis in the vertical direction with respect to the segment (downward direction positive), the Y axis is the anteroposterior direction (forward direction positive), the X axis is the mediolateral direction (left direction positive). The angular velocity is positive clockwise with respect to the positive direction from the origin of the acceleration axis.



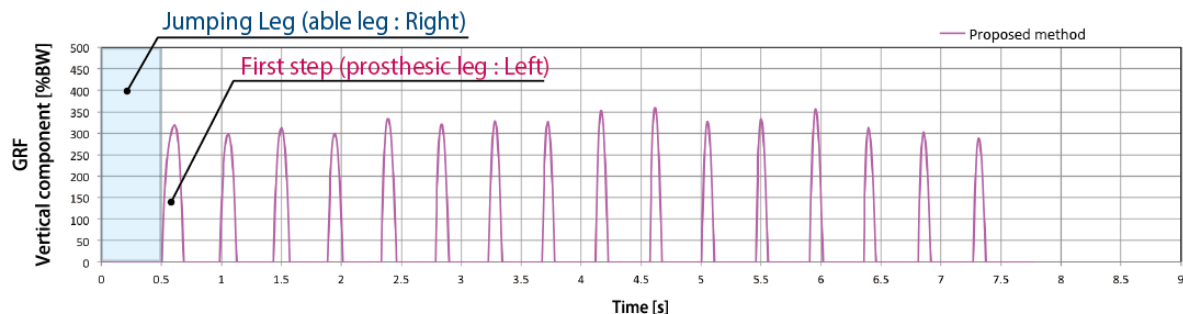
### 3.2.3 実験結果

被験者 A および被験者 B, 被験者 C の走行データを表 3.2 に示す. 歩数およびラップタイム, 平均ストライド, 平均速度において被験者 A は, 被験者 B および被験者 C より走行パフォーマンスが優れている結果であった. 被験者 A と被験者 B のラップタイムには, 1.15 s の差がみられた. 被験者 C の平均速度は 2.78 m/s とジョギング程度のスピードであった. 加えて, 全走行距離 (60 m) を通した床反力鉛直方向成分の推定値を図 3.4 に示す. 縦軸は床反力鉛直方向成分 (%BW) であり, 横軸はスタートからゴールまでの時間 (s) である. ここで, 被験者 C は, 他 2 名の被験者に比べてラップタイムの差が大きいため, 図 3.4(c) の横軸の時間範囲が異なることを付け加えておく. 赤実線は, 本導出法を適用して算出した床反力鉛直方向成分推定値である. 被験者 A の走行中床反力鉛直方向成分は, 2.8 倍から 3.5 倍の値を示しているのに対して, 被験者 B では体重のおよそ 1.8 倍から 2.5 倍の値であった. 被験者 C の走行中床反力鉛直方向成分は, 体重の 1.5 倍から 3.2 倍であった. 義足側の 7 歩目, 16 歩目では, 歩行と同程度の値であった. 図 3.5 にスタートダッシュの 1 歩目から 3 歩目, 20 m 地点, 40 m 地点, ゴール直前の (60 m 地点) の床反力鉛直方向成分の結果を示す. 縦軸は, 床反力鉛直方向成分 (%BW) であり, 横軸は立脚期の時間 (s) である. 赤丸で示す箇所は, 床反力鉛直方向成分の最大値である. 結果より, スタート時には義足足部にエネルギーが蓄えられておらず, 義足足部の固有周期にタイミングを合わせることができないため, 走者の踏み込み力が主となる **Terminal 型** を示している. この **Terminal 型** は, 義足側 4 歩目から 5 歩目には収束し加速局面に移行する. 足部の固有周期に踏み込みのタイミングが一致すると立脚期の減少とピッチの向上につながり, 基準形態に近い **Mid 型** に推移する. つまり, 立脚期中の踏み込み力を増し, 床反力鉛直方向成分の最大値が上昇することで, 結果的に推進力が得られることを意味する. 被験者 B に対して被験者 A のパフォーマンスが高い理由の一つとして, 被験者 A では床反力鉛直方向成分が走行距離と共に増大しているのに対して, 被験者 B と被験者 C では全走行過程を通して踏み込み力が弱く, 床反力鉛直方向成分の値が小さい. 加えて, 被験者 C では, **Terminal 型** は 3 歩目には収束し, 定速走時の固有周期に近い形態に移行している. これは, スタートダッシュに必要なエネルギーの蓄積が不十分であると言える. 走行パフォーマンスには, 床反力鉛直方向成分の最大値の大きさと如何に少ない歩数でエネルギーを蓄積して, **Mid 型** の加速走に移行するかが重要となる. 被験者 A と被験者 B, 被験者 C では, 定速走の局面における床反力鉛直方向成分の違いが, ラップタイムの差となっていることが言える. 本計測実験では, 60 m 走であり, 減速走でみられる **Fore 型** を確認することはできなかった. しかし, 前章で述べた仮説と概ね

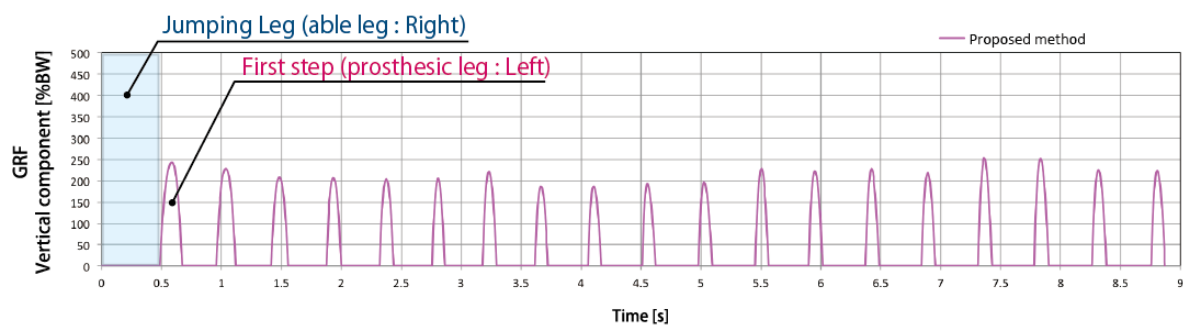
一致した結果であった。義足足部の変位量の結果を図 3.6 に示す。縦軸は義足足部の変位量である (cm)。横軸はスタートからゴールまでの時間 (s) である。全走行過程を通した被験者 A の平均は $-14.4 \text{ cm} \pm 0.9$ であり、被験者 B の平均は $-12.8 \text{ cm} \pm 1.1$ 、被験者 C の平均は $-5.9 \text{ cm} \pm 0.9$ であった。ここで、被験者 C は、全走行過程を通して義足足部の撓みを活かしていないことが考えられ、足部剛性であるカテゴリーを下げる必要があると考えられる。このように、義足足部の変位量を推定することは、義足足部の特性や剛性の違いを比較し、義足の構成や設定を行うための指標となる。本実験では、各走者に対して異なる足部や剛性を用いた実験には至っていないが、走行用義足の製作や調整に関わる重要な一指標となることが期待される。

Table 3.2 Subject result.

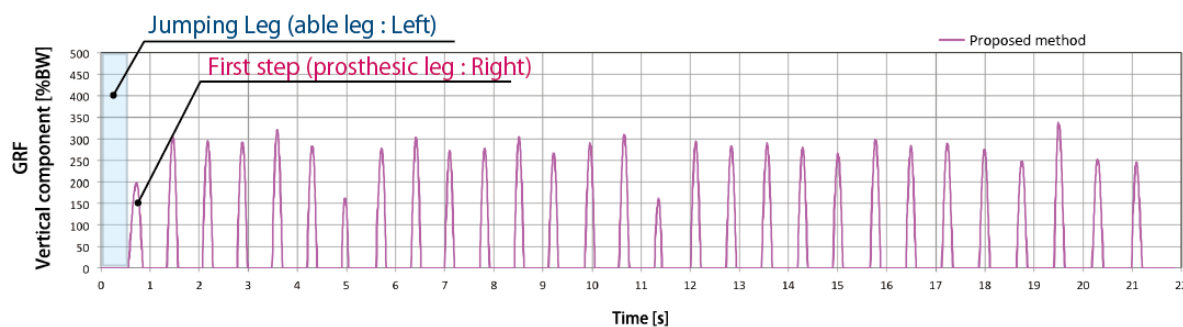
	Subject A	Subject B	Subject C
Running distance [m]	60	60	60
Total number of steps [step]	33	38	59
Number of steps on the prosthesis side [step]	16	19	29
Lap time [s]	7.72	8.87	21.55
Average stride [m]	1.82	1.58	1.02
Average pitch [step/s]	4.27	4.28	2.74
Average speed [m/s]	7.77	6.76	2.78



(a) Subject A



(b) Subject B



(c) Subject C

Fig. 3.4 Results of the entire sprint process (60m). The vertical axis is the GRF (%BW). The horizontal axis is the time (s) from the start to the goal. The red solid line is the estimated GRF vertical component (Proposed method).

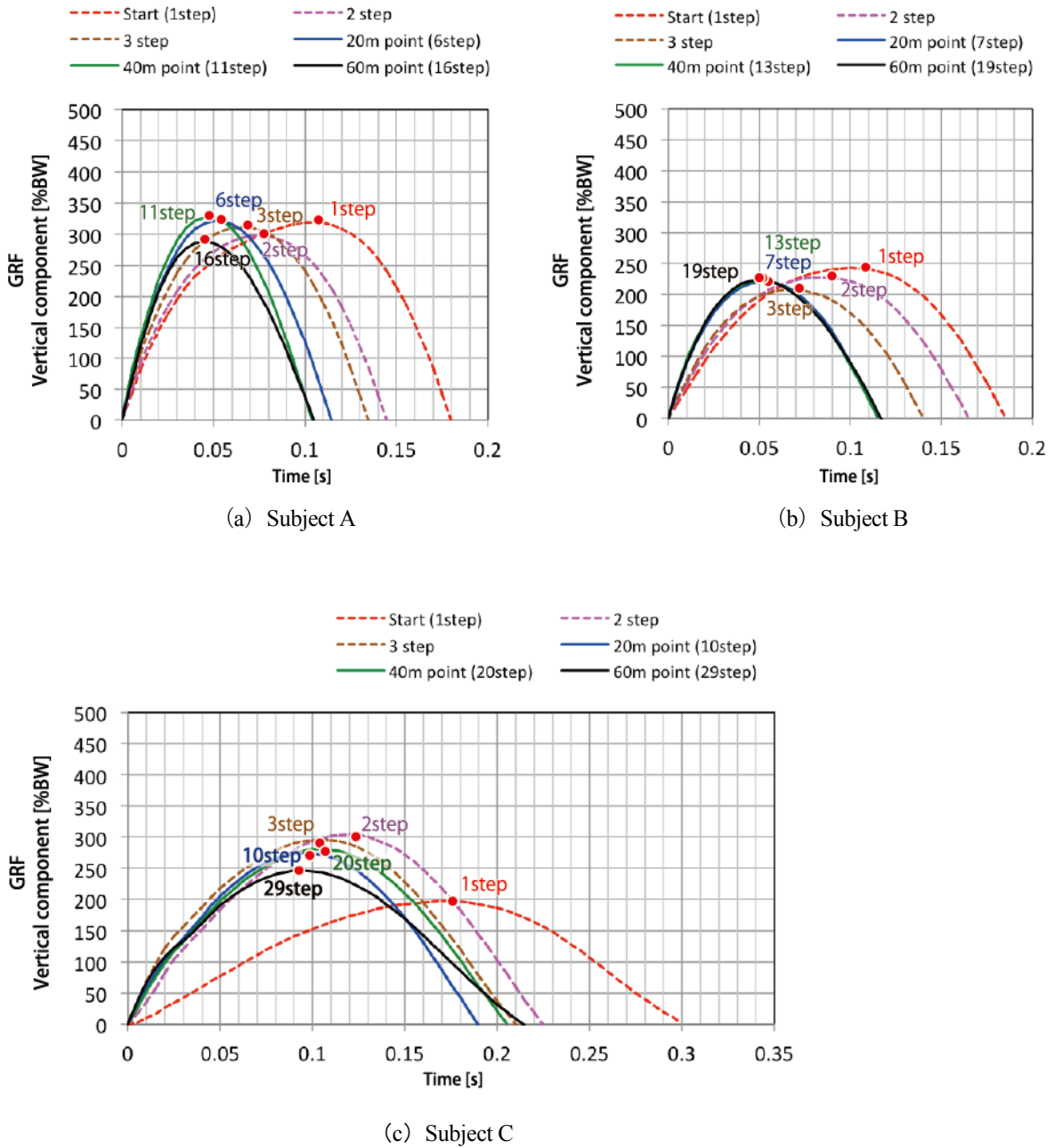
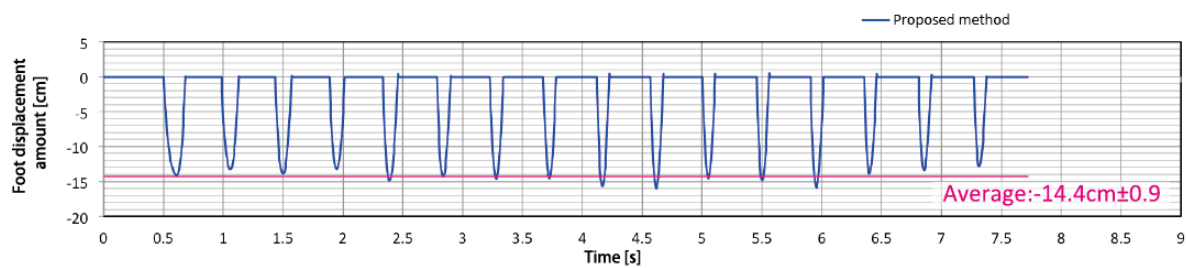
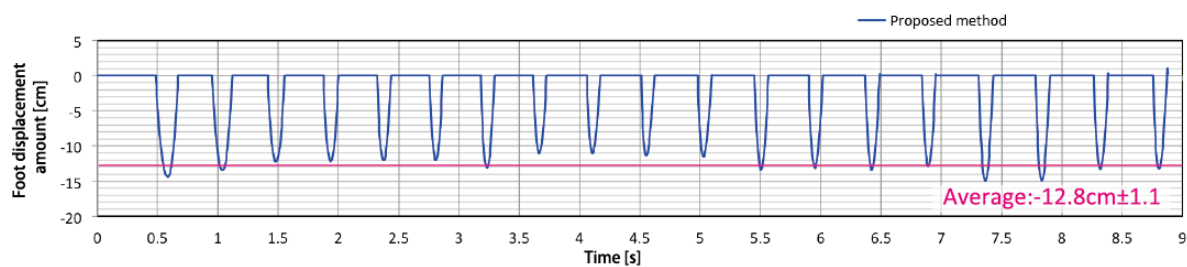


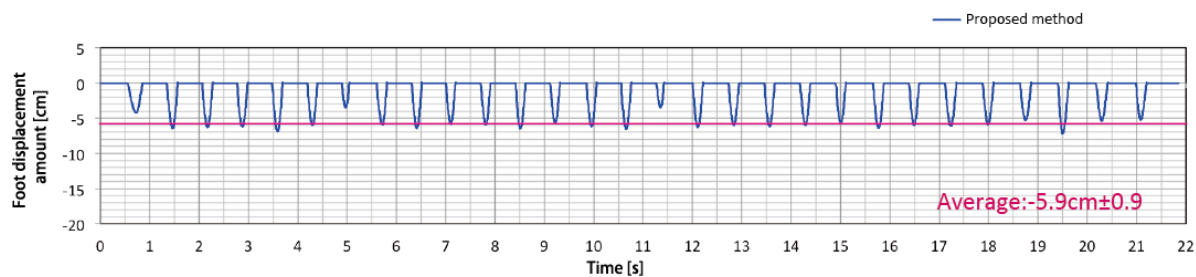
Fig. 3.5 Result of the GRF vertical component of each runner at 1 step, 2 step, 3 step, 20 m, 40 m, and 60 m from the start. The vertical axis is the GRF vertical component, and the horizontal axis is time. The plotted line is the result.



(a) Subject A



(b) Subject B



(c) Subject C

Fig. 3.6 Results of the entire sprint process (60m). The main vertical axis represents the displacement of the prosthetic foot (cm). The horizontal axis is the time (s) from the start to the goal. The blue solid line is the foot displacement amount (proposed method).

### 3.2.4 体幹と義足側下肢の運動量に関する考察

表 3.3 に被験者 A および被験者 B, 被験者 C の義足側立脚期の力積の総和と 1 歩当りの平均を示す. ここで, ラップタイムが良い結果の被験者 A は, 被験者 B に比べて 5 歩少ないものの, 1 歩当りの力積は, 被験者 A で有意に大きい結果であった. これは, 被験者 B に比べて, 効率良く義足足部にエネルギーを蓄えて推進力へと変換しており, 義足足部の固有周期に対して共振させるタイミングで踏み込みが行われているためである. さらに, 別の要因として, 体幹の上下動と義足側下肢の踏み込みのタイミングの影響が考えられる. 表 3.4 にモーションセンサ L3 とモーションセンサ Socket の 1 歩目から 11 歩目までの鉛直方向の運動量の結果を示す. 被験者 B は, 4 歩目から 10 歩目にかけて, L3 の運動量は負の値を示している. つまり, 体幹と下肢は反対の動作であり, IC から TO にかけて体幹と下肢動作のタイミングが合っていないと言える. その結果, 義足足部にエネルギーが十分に蓄積されず, 足部の効率を効果的に利用できていないと考えられる. 被験者 C においては, 体幹の運動量に対する義足側下肢の運動量の比は  $0.95 \pm 0.36$  であり, ほぼ同値であった. つまり, 義足側下肢は, 立脚期には下肢筋力を用いて踏み込みが行われていないことが考えられる. そのため, 体幹上下動のみで義足足部の撓みを得て推進力としていることになる. さらに, 表 3.3 の義足側立脚期の力積の総和と 1 歩当りの平均の結果では, 被験者 A と被験者 B よりも大きい値である. ラップタイムが遅い要因は, 一つ目に歩数が多いこと, 二つ目に立脚期の時間が長いこと. そして, 義足足部に蓄えたエネルギーは, 推進方向ではなく鉛直方向に作用していることが考えられる. これらに対して, 被験者 A は, 体幹と義足側下肢のタイミングが一致しており, エネルギーを十分に義足足部に蓄積し, 推進方向へ足部効率を効果的に利用している. この差について, 各被験者のモーションセンサ L3 の運動量をウェーブレット解析にて評価した (図 3.7). ウェーブレット解析は, 時間領域を残した周波数解析が行える. つまり, この結果より, 全走行過程において, どの局面で通常と異なる動作が生じているか判断することが可能である. 被験者 A の結果を図 3.7(a) に示し, 被験者 B の結果を図 3.7(b) に示す. 走動作の主成分と考えられる周波数帯は, 4~6 Hz であり (図 3.7(a).b), それよりも高い周波数域では, 左右脚 IC の振動成分が現れている (図 3.7(a).a). 加えて, 図 3.7(c).a' に示す被験者 C は, 安定した走動作が行われているが, 走動作の主成分と考えられる周波数帯が 3 Hz であり, 被験者 A, 被験者 B に比べて, 動作が遅いことが理解できる. これに対して, 被験者 B の走動作の主成分が 4~6 Hz ではあるものの (図 3.7(b).b'), 被験者 A に比べて, 図 3.7(b).a' の周波数域で強い値を示した. つまり, 走動作とは別の動作が作用していることが考えられ, この影響が走行パフォーマンスの低下を招いてい

ることが考えられる。ここで、被験者 A と被験者 B、被験者 C のモーションセンサ Socket と Below-knee の角速度 Z 軸成分を比較した (図 3.8)。モーションセンサ Socket および Below-knee の角速度 Z 軸成分は、義足長軸方向に対する回転方向である。図 3.8 の主縦軸は、角速度 (deg/s) であり、第 2 縦軸は床反力鉛直方向成分 (%BW) である。横軸は 60 m 走のスタートからゴールまでの時間 (s) である。黄色で示す部分は、義足側の遊脚期である。赤実線は、モーションセンサ Socket および Below-knee の義足長軸方向の角速度成分であり、黒破線は義足側の床反力鉛直方向成分の推定値である。60 m 走の全過程で、被験者 A の結果 (図 3.8(a).a) と被験者 C の結果 (図 3.8(c).a') に対して、被験者 B (図 3.8(b).a') では、義足長軸方向の角速度が、1.8 倍~2.0 倍程度大きい値を示している。つまり、義足側の遊脚期に義足長軸に対する回転が大きいことが言える。これは、進行方向に対して下腿を真っ直ぐに振り出しが行えていないと言える。この要因として、股関節屈曲と伸展動作に加えて、股関節内旋と外旋動作の影響が考えられる。

Table 3.3 Comparison of GRF impulse.

	Sum of impulse [N·s]	Average impulse of one step [N·s]	p < 0.01							
Subject A	2485.07	155.32 ± 28.84	<table style="border: none;"> <tr> <td style="border: none;">}</td> <td style="border: none;">**</td> <td rowspan="3" style="border: none;">**</td> </tr> <tr> <td style="border: none;">}</td> <td style="border: none;">**</td> </tr> <tr> <td style="border: none;">}</td> <td style="border: none;">**</td> </tr> </table>	}	**	**	}	**	}	**
}	**	**								
}	**									
}	**									
Subject B	2127.14	111.95 ± 25.22								
Subject C	6034.12	208.07 ± 35.55								

Table 3.4 Results of the momentum of each sensor (L3, Socket (Below-knee)) from the beginning of the 1st step to the 11th step.

	Sensor position	1 step	2 step	3 step	4 step	5 step	6 step	7 step	8 step	9 step	10 step	11 step
Subject A	L3 [kg m/s]	831.30	2222.90	1240.65	398.28	833.04	592.33	1221.64	1289.72	1725.74	2115.56	2324.56
	Socket [kg m/s]	28763.25	29715.32	32653.38	21503.00	35534.34	31103.49	17300.74	17712.60	34577.23	38652.60	30111.52
Subject B	L3 [kg m/s]	590.66	505.53	946.03	-110.11	-316.25	-412.30	-295.44	-817.14	-1022.23	-470.53	231.59
	Socket [kg m/s]	22958.49	23651.67	23095.87	25396.78	25583.88	25368.45	25119.86	21589.98	21005.23	19040.81	21670.74
Subject C	L3 [kg m/s]	-81.04	3614.47	5652.75	6111.86	6488.41	3802.26	4951.62	5566.40	5288.61	5332.66	3637.65
	Below-knee [kg m/s]	117.55	3935.20	4752.42	4600.46	4687.01	4669.17	4327.79	4251.86	4624.94	5375.54	4816.71

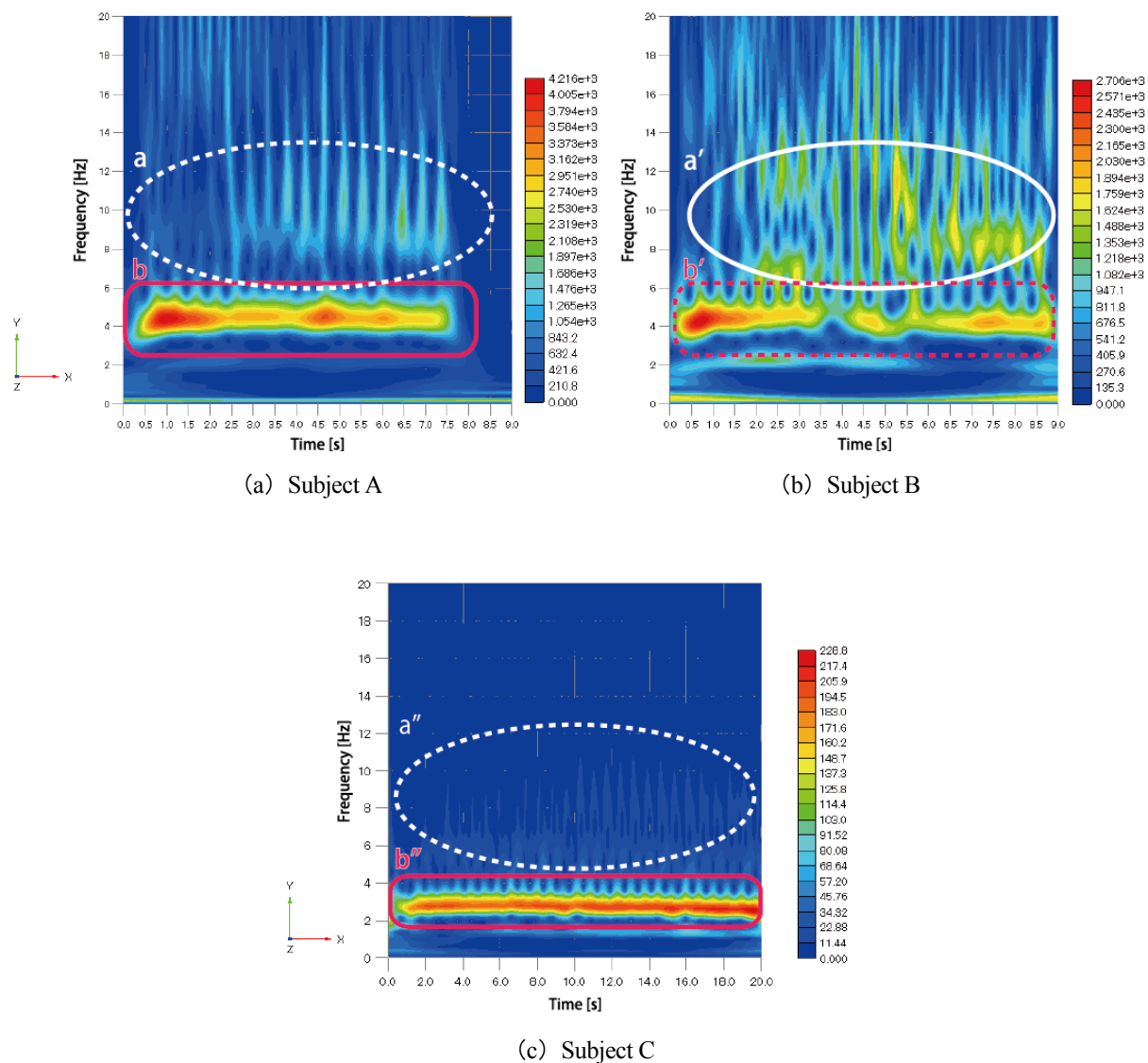
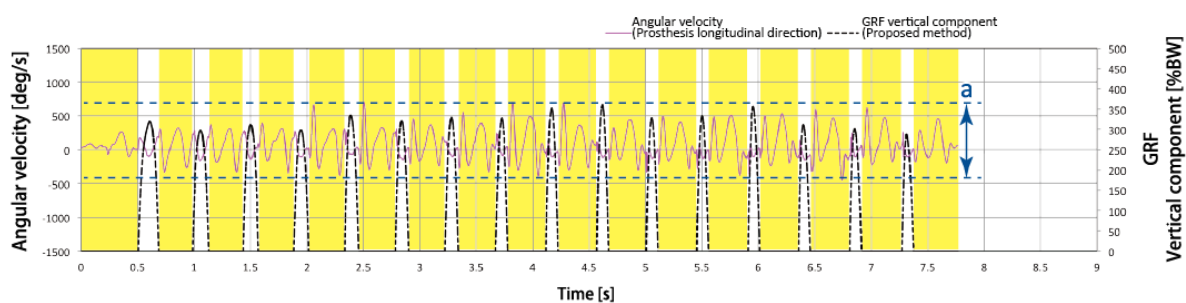
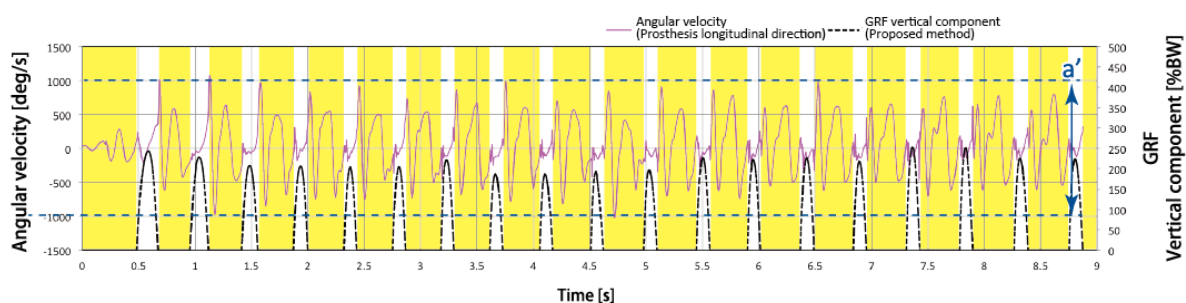


Fig. 3.7 Result of wavelet transformation. The result of subject A is (a), (b) is the result of subject B, and (c) is the result of subject C. The vertical axis is the frequency (Hz), and the horizontal axis is the time (s) when running 60 m. Frequency intensity is indicated by color; red is shown as strongest and blue as weakest.

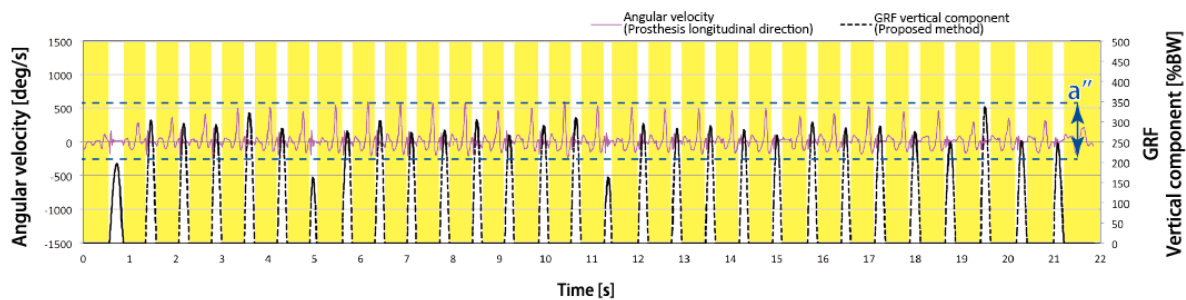




(a) Subject A



(b) Subject B



(c) Subject C

Fig. 3.8 Result of angular velocity in the longitudinal direction of the prosthesis and GRF vertical direction component. The result of subject A is (a), and (b) is the result of subject B. The main vertical axis is an angular velocity (deg/s), the second vertical axis is the GRF vertical direction component (%BW). The horizontal axis is the time (s) when running 60 m. The swing phase of the prosthetic side is shown in yellow. The red solid line is the angular velocity in the longitudinal direction of the prosthesis. The black dashed line is the GRF vertical direction component (proposed method) on the side of the prosthesis.

### 3.2.5 体幹と義足側下肢の速度に関する考察

義足走行に用いる義足足部はバネ特性を有している。足部は地面に接地した後、変形しながらエネルギーを蓄積する。床反力が最大に達した後、蓄積されたエネルギーは開放され、足部は復元する。義足走行はその繰返し動作によって推進力を得る。このバネ特性を効率良く効果的に利用するためには、体幹と下肢筋力の踏み込みと蹴り出しのタイミングが重要となる。

図 3.9 は、義足側立脚期のモーションセンサ L3 の値より算出した鉛直方向と前後方向の速度ベクトルの結果である。横軸は、モーションセンサに保存された立脚期のフレーム番号であり、縦軸は速度 (m/s) である。義足側 1 歩目は、義足足部にエネルギーが蓄積されていない。そのため、体幹と下肢筋力によって、義足足部の板バネを撓ませるための踏み込み動作が必要となる。結果より、図 3.9(a) の被験者 A と図 3.9(b) の被験者 B では、共に体幹の速度ベクトルは立脚期を通して下方を示している。しかしながら、図 3.9(c) の被験者 C においては、上方への速度となり、義足足部へのエネルギーの蓄積が不十分であることが考えられる。義足足部にエネルギーが蓄積し始めると、床反力が最大となる立脚中期の速度ベクトルは上方へと変化する。図 3.9(a) に示す被験者 A の 7 歩目から 16 歩目までは、立脚中期以前では体幹速度は下方を示しており、義足側に体重を加え、義足足部へエネルギーを蓄積している。その後、エネルギーの開放とともに速度ベクトルは上方を示している。一方で、図 3.9(b) に示す被験者 B の義足側 7 歩目では、立脚期を通して速度ベクトルは下方を示している。理由として、板バネの撓みを得られず、義足足部のエネルギー蓄積に時間を要していると考えられる。さらに、義足側 10 歩目、14 歩目、19 歩目では、地面接地時に義足側へ体重を加えることができず、義足足部へのエネルギー蓄積が不十分であり、足部効率の低下を招いていると言える。図 3.9(c) に示す被験者 C については、1 歩目から 29 歩目の全てが同様の傾向であった。さらに、被験者 A、被験者 B と比較すると被験者 C の体幹速度鉛直方向が速い結果であった。理由として、被験者 C は、体幹上下動が大きく、身体質量で義足足部を撓ませていることが考えられ、結果的に推進方向への速度が抑えられていることになる。

図 3.10 は、義足側立脚期のモーションセンサ Socket および Below-knee の値より算出した鉛直方向と前後方向の速度ベクトルの結果である。横軸は、モーションセンサに保存された立脚期のフレーム番号であり、縦軸は速度 (m/s) である。ここで、図 3.10(c) に示す被験者 C の縦軸は、他の 2 走者と速度範囲が異なることを付け加えておく。義足側 1 歩目は、義足足部にエネルギーが蓄積されていないため、体幹と義足側の下肢筋力での踏み込み動作が必要となる。そのため、体幹の速度ベクトルの結果と同様に、被験者 A と被験者 B は踏み込み動作により、

速度ベクトルは下方を示している。しかしながら、被験者 C では、下肢筋力による踏み込み動作がほぼ行われていない結果であった。被験者 A は被験者 B に比べて、踏み込み速度（鉛直方向）が約 1.3 倍速い結果であった。さらに、定速走となる義足側 10 歩目、14 歩目においても被験者 A が被験者 B に比べて約 1.5 倍速い結果であった。被験者 A と被験者 B は、図 3.9 に示す体幹の速度ベクトルと図 3.10 に示す下肢の速度ベクトルの結果より、下肢の速度鉛直方向が体幹の速度鉛直方向に比較して 2 倍から 20 倍以上速い値であった。この結果に対して、被験者 C では下肢の鉛直方向速度が体幹速度より遅い値であった。ここで、図 3.11 に義足側立脚期の下肢速度ベクトルの値から体幹速度ベクトルの値を減算した結果、つまり、下肢筋力を利用した踏み込み速度と蹴り出し速度を示す。被験者 A と被験者 B は非常に類似した特徴を示している。しかし、被験者 A は被験者 B よりも IC の速度が約 1.2 倍から 1.4 倍速い結果であった。これは、被験者 A は被験者 B に比べて踏み込み速度が速く、より大きなエネルギーを義足足部に蓄積していることになる。また、被験者 C は、被験者 A と被験者 B とは反対の形態を示し、下肢動作よりも体幹動作が優位に働いていることを意味する。そのため、被験者 C の走動作は、義足側下肢筋力を利用した踏み込みはせず、身体質量を利用した体幹上下動により、義足足部の固有周期に合わせた走行をしていると考えられる。さらに、義足側の股関節屈曲筋と伸展筋は、主に遊脚期前期の股関節屈曲と、IC の膝折れを防止するために遊脚後期の股関節伸展に作用していると考えられる。そのため、被験者 C の走動作は中・長距離に適した走動作であると示唆する。股関節周囲筋のトレーニングによって、立脚期の踏み込みと蹴り出し動作が可能となればパフォーマンスの向上が期待できると考える。

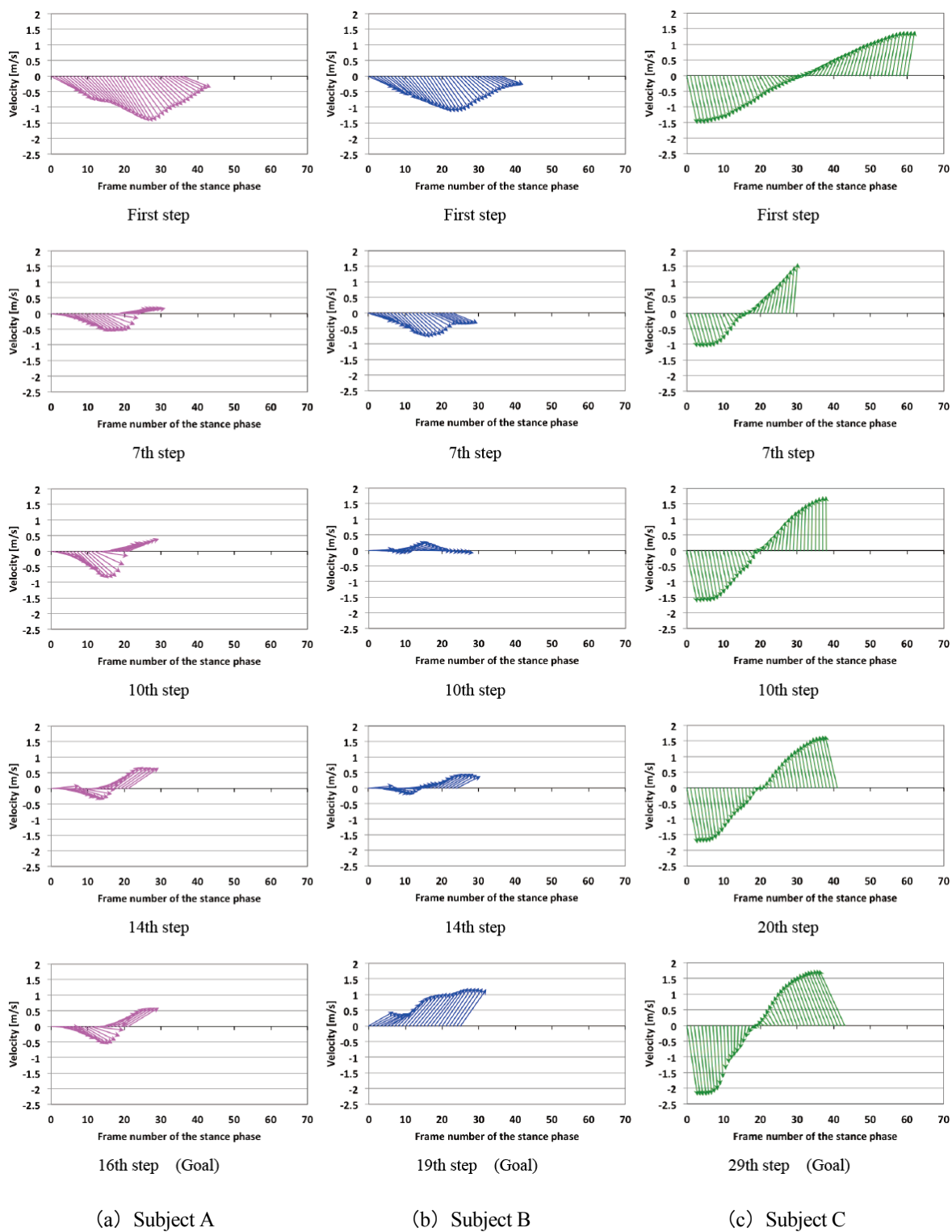


Fig. 3.9 Velocity of Motion sensor L3.

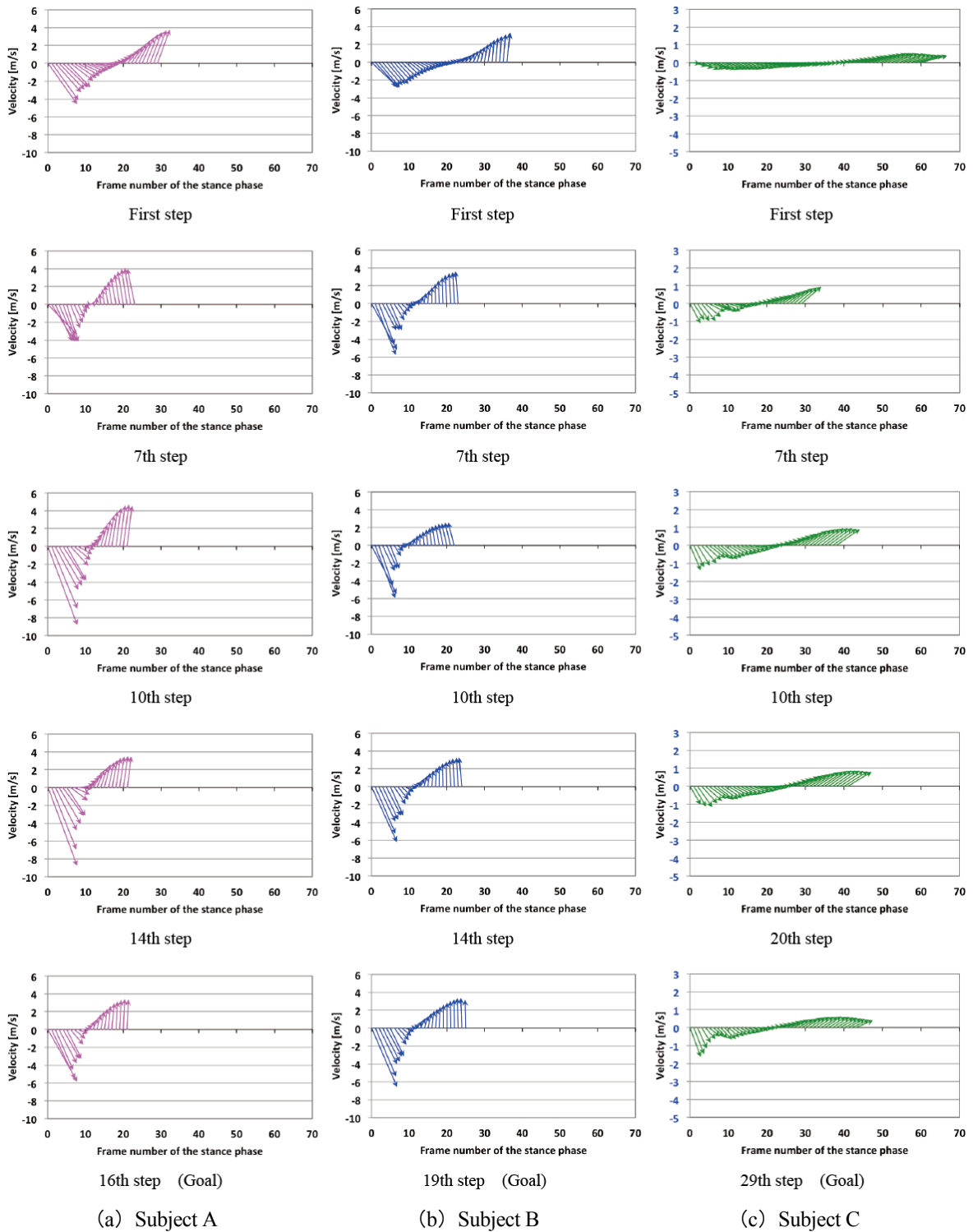


Fig. 3.10 Velocity of Motion sensor Socket or Below-knee.

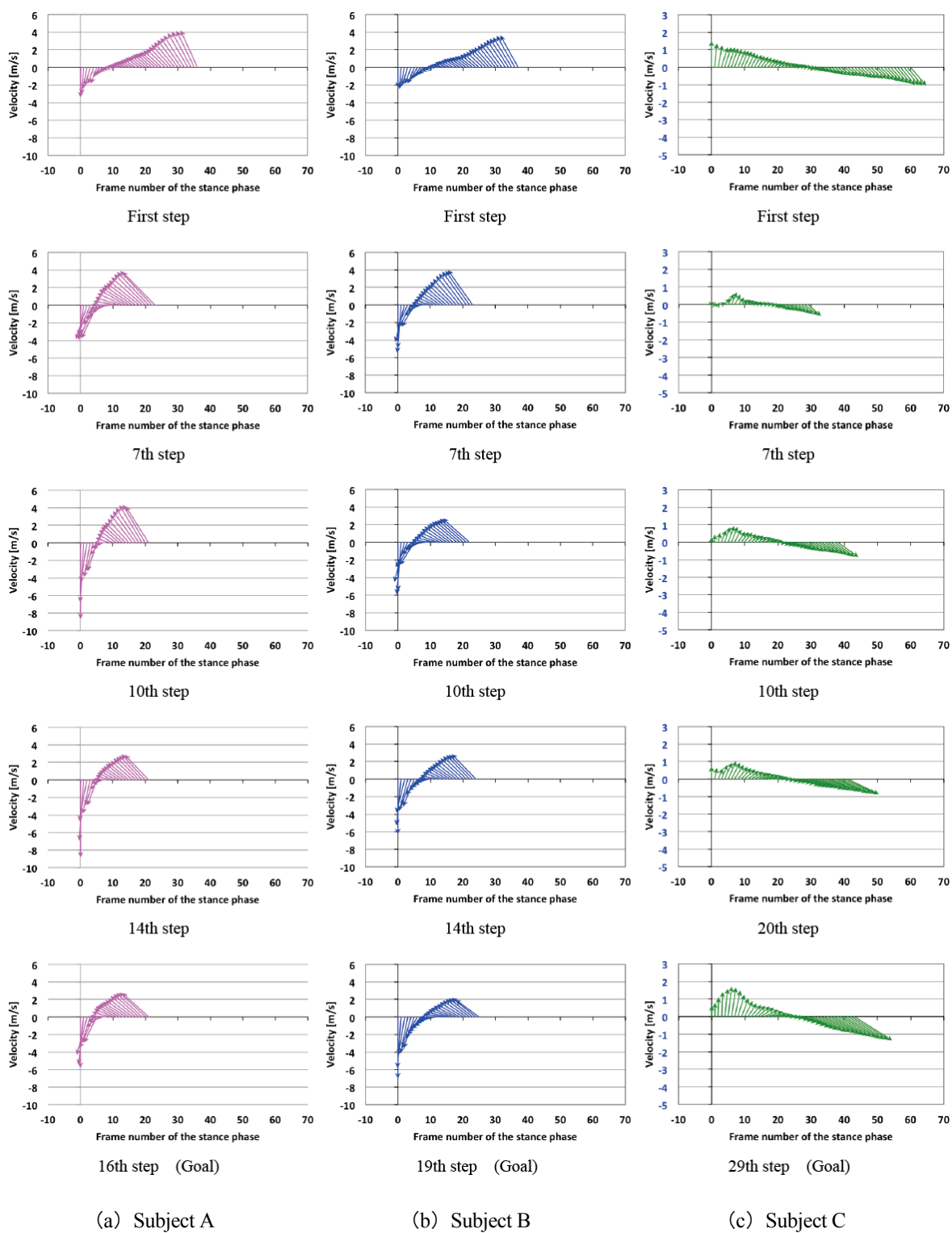


Fig. 3.11 Velocity of the error of motion sensor L3 and Socket.

ここで、図 3.11 の結果を基に、図 3.12 に被験者 A、被験者 B、被験者 C の義足側立脚期の下肢速度鉛直方向の値から体幹速度鉛直方向の値を減算した結果、つまり下肢筋力を利用した踏み込みと蹴り出しの速度鉛直方向と足部変位の結果を示す。主縦軸は下肢速度鉛直方向 (m/s)、第 2 縦軸は義足足部の変位量 (cm) であり、横軸は立脚期の時間 (s) である。黒破線は、義足足部の変位を示し、赤実線と青実線、緑実線は各被験者の下肢筋力を利用した踏み込みと蹴り出しの速度鉛直方向である。また、赤破線は踏み込みと蹴り出しを矩形波で示している。速度の正は上方への速度、負は下方への速度である。図 3.12(a) は被験者 A、図 3.12(b) は被験者 B、図 3.12(c) は被験者 C の結果である。

被験者 A と被験者 B の結果は概ね同様の特徴を示している。しかし、被験者 A は被験者 B に比べて、踏み込み速度が速く、速度が負から正へ切り替わる点も速い段階となっている。そのため、足部変位量はそれほど変わらないものの立脚期を短縮していると考えられ、ピッチを減少させ、かつ義足足部へ十分にエネルギーを蓄積し、ストライドの増加に繋がっていると考えられる。被験者 A と被験者 B に対して、被験者 C は反対の結果であった。これは、下肢速度よりも体幹速度が優位であることを意味する。つまり、被験者 C は前述した通り、下肢筋力を利用した踏み込みは行わず、身体質量を利用した体幹上下動主体による走行である。そのため、下肢筋力を利用した踏み込み動作と蹴り出し動作の訓練により、パフォーマンスを向上することが可能になると考える。

ここで、表 3.5 に各被験者の定速走時の踏み込み動作と蹴り出し動作の関係を示す。足部の最大変位量の時期は各被験者間に大きな差はみられないが、踏み込みと蹴り出しの切り替わり時期においては、被験者 A が最も早い時期であり、次いで被験者 B、被験者 C の順であった。この結果はラップタイムの結果と同順である。さらに、踏み込み動作の運動量を 1 とした時の蹴り出し動作の運動量の比は、被験者 A が最も良い結果であり、義足足部のエネルギー効率を最も活かした走動作であると言える。

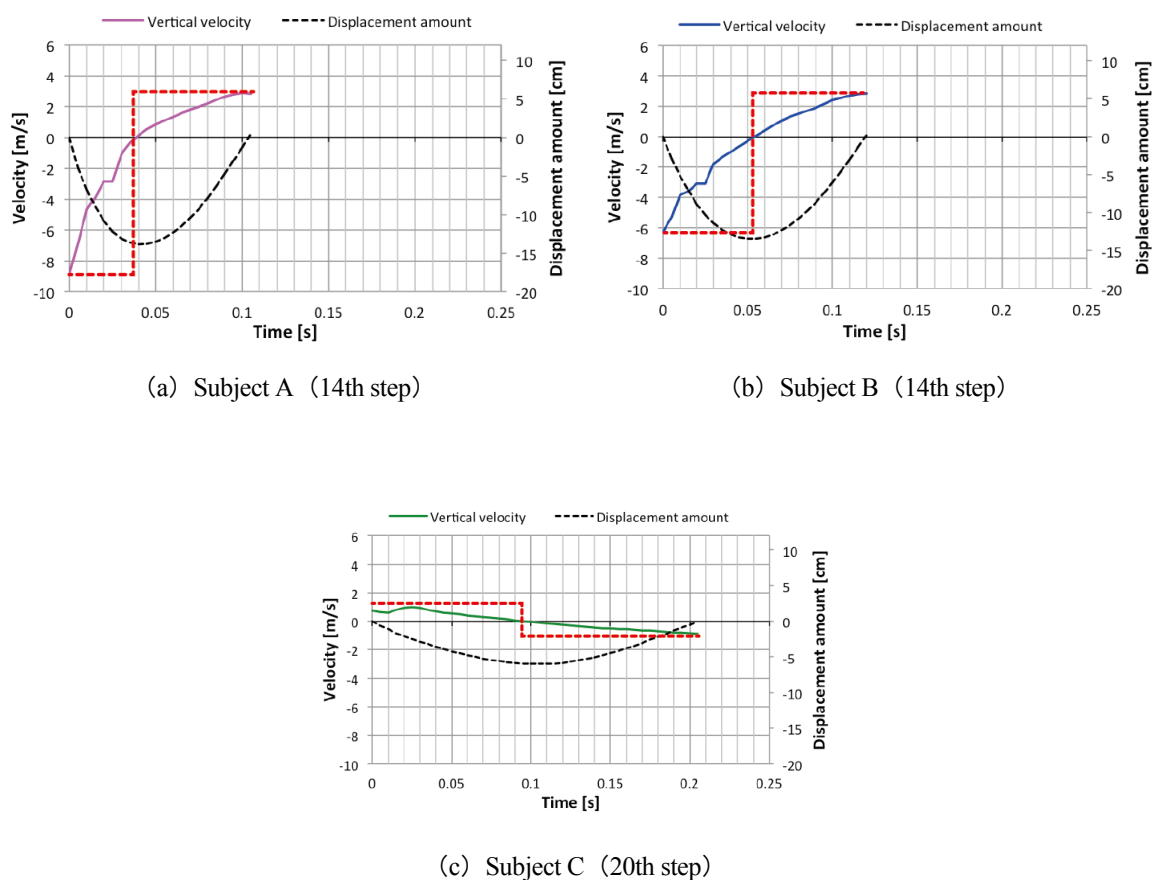


Fig. 3.12 Relationship between vertical velocity and foot displacement amount.

Table 3.5 Relationship between depression motion and kicking-out motion during running.

	Switching point of the kick-out and depression in the stance phase [%]	Position of the maximum displacement of the foot in the stance phase [%]	Ratio of momentum of kicking out motion in momentum of depression motion
Subject A (n=11)	39.1 ± 2.6	46.3 ± 2.9	1.128 ± 0.163
Subject B (n=13)	44.3 ± 4.8	46.1 ± 5.0	1.032 ± 0.432
Subject C (n=24)	51.1 ± 2.6	50.3 ± 2.5	0.996 ± 0.007



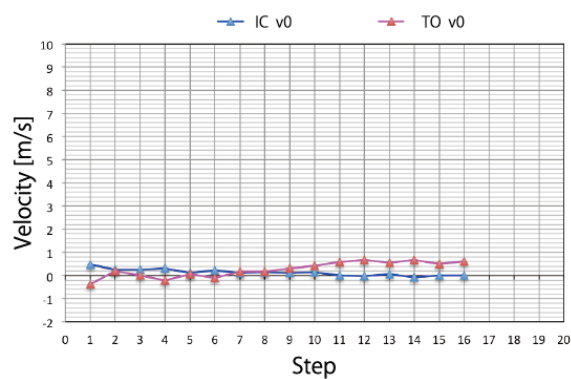
ここからは被験者 A と被験者 B について論じる。各ステップの鉛直方向の IC 初速度と TO 初速度の結果を図 3.13 と図 3.14 に示す。図 3.13 はモーションセンサ L3 の出力値から求めた体幹鉛直方向の IC 初速度と TO 初速度である。図 3.14 がモーションセンサ Socket の出力値から求めた義足側下肢鉛直方向の IC 初速度と TO 初速度である。縦軸は、速度 (m/s) であり、横軸がスタートからゴールまでの各ステップである。青実線が IC 初速度、赤実線が TO 初速度である。加えて、(a)が被験者 A、(b)が被験者 B である。体幹速度の結果 (図 3.13) より、被験者 A と被験者 B の体幹の IC 初速度と TO 初速度に大きな差はみられず一定に近い。さらに、IC 初速度は  $-0.5$  m/s から  $0.5$  m/s、TO 初速度においても  $-0.5$  m/s から  $1.0$  m/s であり、体幹の上下動は両走者共に少ないと言える。これに対して、図 3.14 の下肢の IC および TO 初速度の結果では、被験者 A は、ばらつきはあるものの IC 初速度が被験者 B に比べて平均で  $1.29$  m/s 速い結果であった。つまり、踏み込み力が大きく、義足足部に十分なエネルギーを蓄積していることが考えられる。しかしながら、TO 初速度では、平均で  $0.57$  m/s の差であった。加えて、IC 初速度に対する TO 初速度の比は、被験者 A では  $68.6\% \pm 26.3$ 、被験者 B で  $69.3\% \pm 19.9$  であり、鉛直方向での足部効率については被験者 A と被験者 B で差はみられない結果であった。この要因は、被験者 A は回復期となる前方への振り出しを早めるために、蹴り出し時に膝下が後方に高く蹴り上がることを抑えていることが考えられる。そのため、鉛直方向の速度は抑えられ、被験者間で差がみられなかったと考えられる。

以上の結果を基に、他の方法を用いて検証する。図 3.15 は、ハイスピードデジタルカメラ (サンプリング周波数:  $300$  Hz) で撮影した動画をサンプリング周波数  $150$  Hz に間引きした静止画を PC に取り込み、頭部前上方、顎、右耳、左右肩峰、L3 (モーションセンサ設置位置)、左右股関節、左右膝関節、右足関節、左右つま先、義足ソケット下の計 14 箇所に目視でマーカーを設置したスティックピクチャーの結果である。被験者 A と被験者 B 共に  $60$  m 疾走時の  $35$  m 地点の健足側の 1 走行周期である。図 3.15 (a) が被験者 A、図 3.15 (b) が被験者 B の結果である。この結果の着目点は、義足側 IC 前の義足足部と床のクリアランスである。被験者 A は被験者 B に比べて、高い位置から振り下ろしている。これは、義足足部に十分な力を加え、より大きな反発エネルギーを得るための動作であることが考えられる。一方で、被験者 B は、前方へ擦りだすような接地であり、結果的にエネルギーの蓄積不足になっていることが考えられる。健常者の走行では、被験者 B のように下肢を擦りだすような動作で上下動を少なくする走法がある。しかし義足走行においては、義足足部に十分なエネルギーを蓄えることが出来ず、結果的にパフォーマンスが低下することが考えられる。

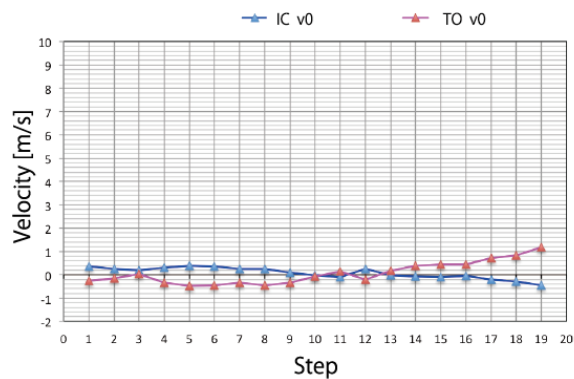
さらに、TO 後では、被験者 A のつま先の軌跡は、前上方に推移しているのに対して、被験者 B のその軌跡は、一度上方に推移した後に前方へ移行していることが確認できる。これは、前述した被験者 A が下肢の蹴り上げを抑え、前方への蹴り出しを早めているという仮説を裏付けるものである。図 3.16 に被験者 A と被験者 B の義足側遊脚期から義足足部が床に接地した直後の加速度前後方向成分(G)と加速度鉛直方向成分(G)の定速走時の代表する 1 例を示す。縦軸は加速度 (G) であり、横軸は時間 (s) である。被験者 A では、加速度鉛直方向成分が 60 G を示している (図 3.16(a). a) のに対して、被験者 B では、加速度鉛直方向成分が 20 G (図 3.16(b). a') となり、被験者 A が被験者 B に比べて 3 倍の値を示している。さらに、加速度前後方向成分においては、被験者 B が被験者 A より約 1.5 倍大きい値であった。加えて、表 3.6 に被験者 A と被験者 B の定速走時の加速度前後方向成分と加速度鉛直方向成分の平均を示す。被験者 A は、加速度前後方向成分に対して加速度鉛直方向成分が約 3 倍であるのに対して、被験者 B では約 1.4 倍となり、この結果からも前述した被験者 A は、高い位置から振り下ろし、義足足部に十分な力を加えて、大きな反発エネルギーを得ていると言える。

ここで、前方への蹴り出しを早める動作について論じる。図 3.17 は図 3.15 のスティックピクチャーから義足側立脚期のみを抜き出したものである。被験者 A (図 3.17(a)) は、義足側 IC には既に健足の膝関節は十分に屈曲しており、前方への振り出しが開始されている。義足側 TO 時には既に健足下肢が振り出されており、加速方向に慣性力が働く。これに対して、被験者 B (図 3.17(b)) の義足側 IC では、健足は後方に残されており、その後に健足の振り出しが開始されている。そのため、義足側 IC 時に身体重心が後方にあると仮定すれば、速度にブレーキがかかり減速することになる。加えて、立脚後期にようやく股関節屈曲が開始され、義足側 TO のタイミングにおいても振り出しが行われていない。そのため、義足側 TO 後に健足の振り出しが行われるため、減速方向の慣性力が働くと考えられる。股関節屈伸と膝関節屈伸の左右脚のタイミングは、加減速に関係すると言える。

以上より、義足走行では体幹上下動を少なくし、体幹上下動のタイミングと下肢の踏み込みと蹴り出しのタイミングを一致させることが重要である。さらに、左右脚の交互動作のタイミングが加減速に関係していることが考えられる。

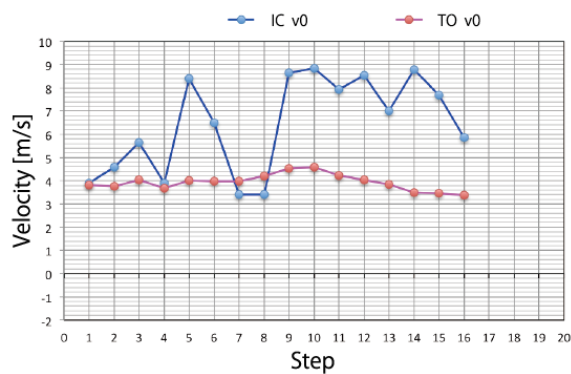


(a) Subject A

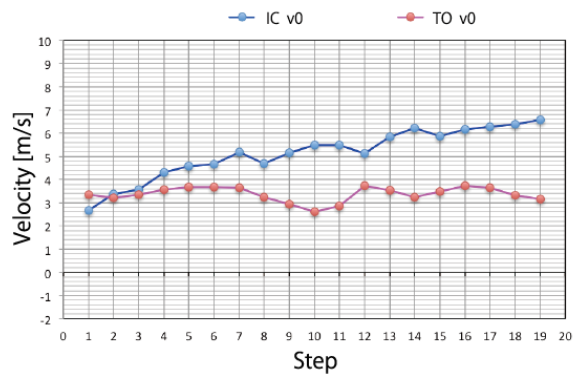


(b) Subject B

Fig. 3.13 Result of the vertical velocity of trunk of IC and TO.

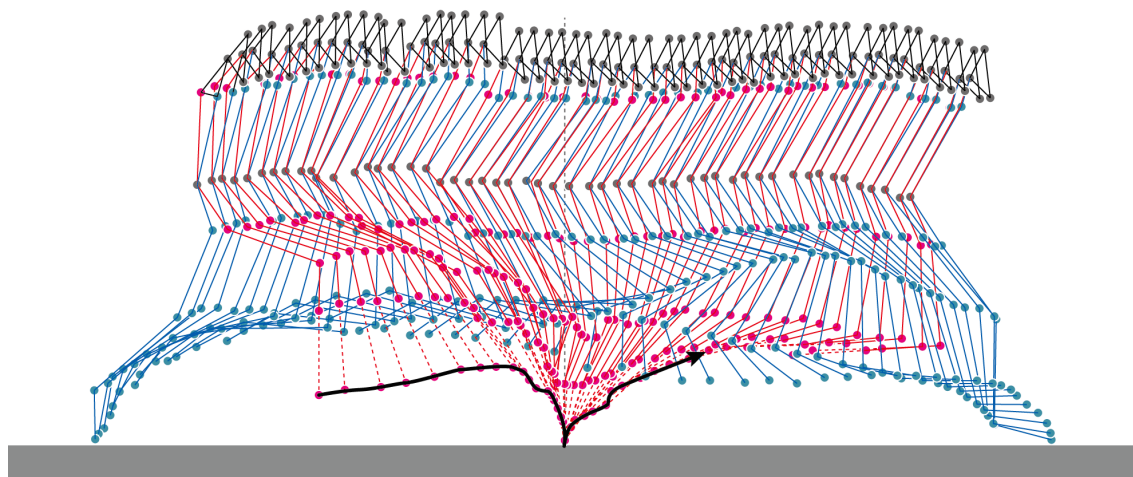


(a) Subject A

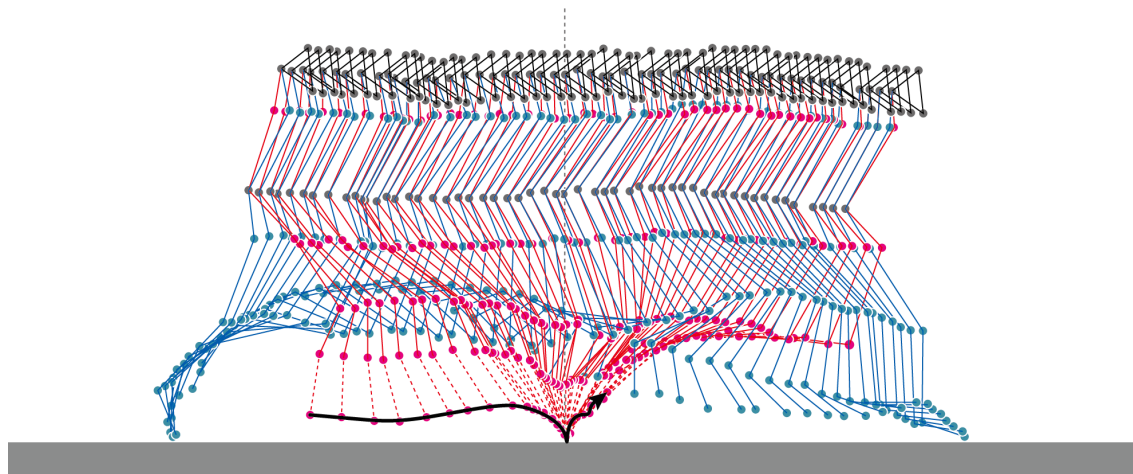


(b) Subject B

Fig. 3.14 Result of the vertical velocity of the prosthetic limb of IC and TO.

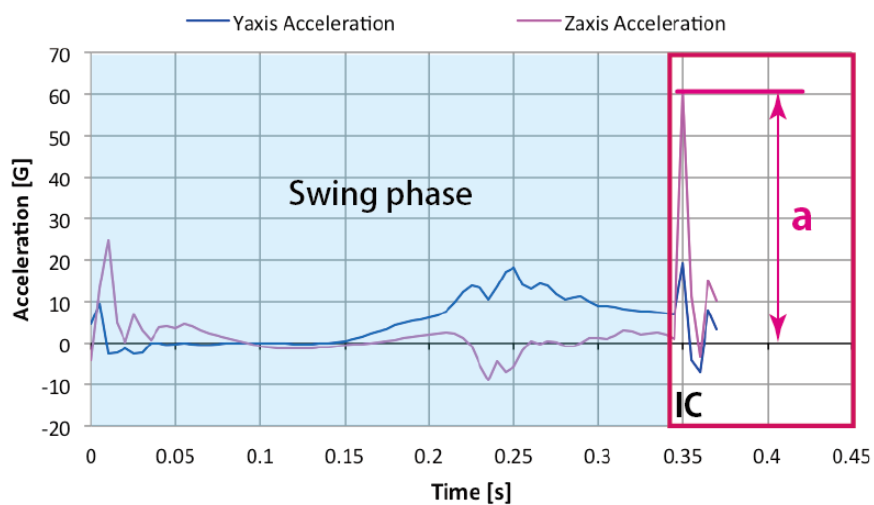


(a) Subject A

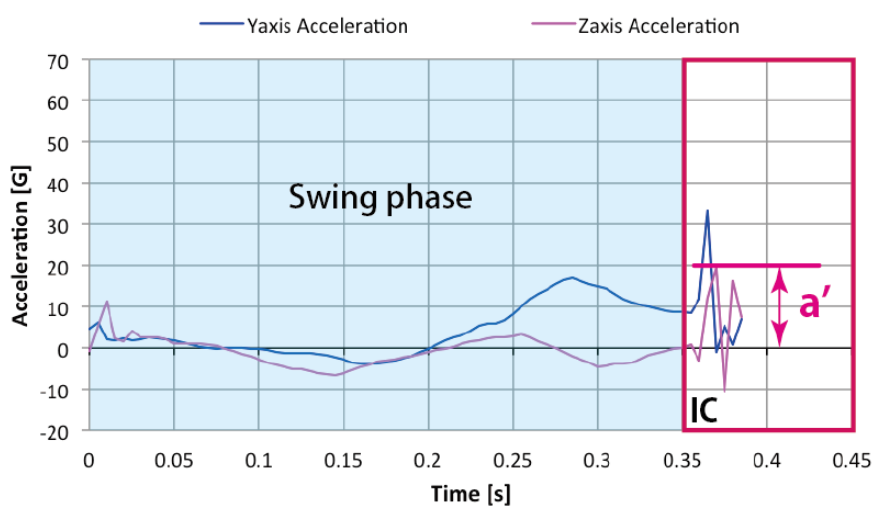


(b) Subject B

Fig. 3.15 The trajectory of the prosthesis side swing phase of each subject.



(a) Subject A

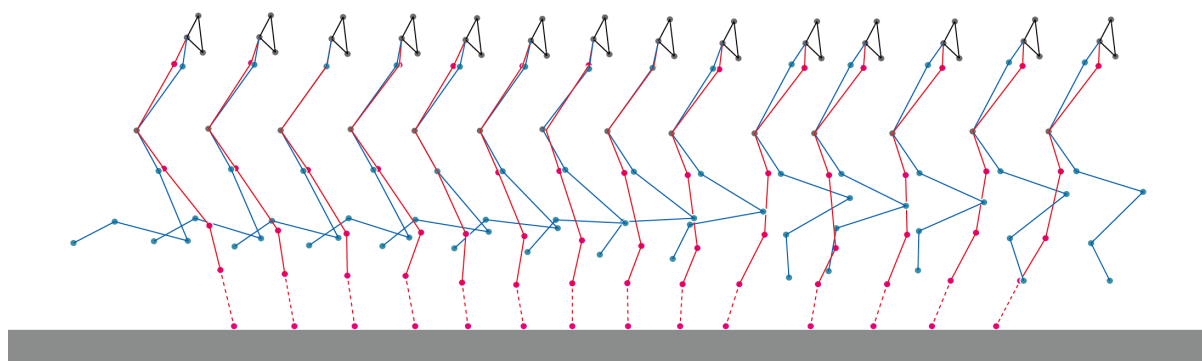


(b) Subject B

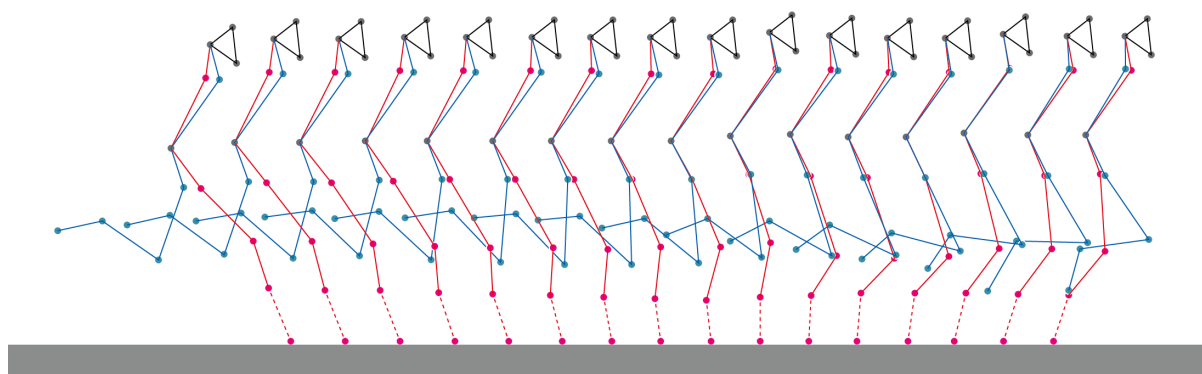
Fig. 3.16 Acceleration of prosthetic foot contact.

Table 3.6 Result of Acceleration of prosthetic foot contact. (30 m point~60 m point)

	Acceleration Yaxis [G]	Acceleration Zaxis [G]
Subject A (n=7)	19.87 ± 13.73	59.25 ± 6.79
Subject B (n=9)	31.62 ± 9.33	42.91 ± 15.76



(a) Subject A



(b) Subject B

Fig. 3.17 Stick pictures of the prosthesis side stance phase of each subject.

### 3.3 結言

本解析法を用いて、全走行過程を対象に片側下腿切断者2名と片側大腿切断者1名に対して、60 m の走行実験を実施した。以下に結論を示す。

- 義足走行では、義足足部の固有周期と体幹および下肢の踏み込みのタイミングとその力の大きさにより、床反力鉛直方向成分を増減し推進力に変換する。そのため、この相互関係が重要であることを示した。
- ウェーブレット解析は、時間領域での周波数解析であり、走行中のどの局面で問題が生じているのかを判別することができ、より詳細に評価することが可能であることを示した。
- 体幹と義足側下肢の速度比較より、体幹上下動と下肢の踏み込みと蹴り出しを一致させることが重要である。加えて、体幹上下動を抑えて下肢筋力を利用した走動作により、走行効率を向上することを示した。
- 義足側下肢の踏み込み動作は、上方から床に向けて振り下ろすように接地することで、より義足足部にエネルギーを蓄積することが可能になる。
- 左右脚の交互動作のタイミングが加減速に関係していることを示した。

以上のように、本章では、全走行過程の床反力鉛直方向成分の推定値を基に、体幹と下肢の運動量評価とウェーブレット解析、速度ベクトルの結果を基に走動作の特徴を特定した。

## 第4章

# 走行用義足足部の効率について

### 4.1 緒言

走行用の義足足部は、バネ特性を有し、これを利用してエネルギーの蓄積と開放により推進力を得る。そのため、各身体動作のタイミングや力の大きさと方向が、走行パフォーマンスを左右する要因となる。義足走行では、義足足部の問題のみならず、両上肢の振りや遊脚期の健側下肢動作の慣性力の影響があるため、その解析は複雑である。加えて、走行中の蹴り出し力を詳細に計ることは困難である。第2章で示す通り、踏み込みのタイミングによって床反力鉛直方向成分の波形は変化する。これは、各義足足部には最良のタイミングが存在することを意味する。

バネ特性を利用した道具には、トランポリンやホッピング (Pogo stick) などがあるが、これらも同様に踏み込みや蹴り出しのタイミング、力の大きさと方向が跳躍に影響する。ロボット分野では、古くから跳躍ロボット[19]に関する研究は行われており、跳躍ロボットの制御に関する報告[20]など多数あるが、身体動作のタイミングや大きさの最適値に関する報告はない。

そこで、解析はバネと質量の関係から踏み込みと蹴り出しを単純化した実験が必要であり、



本章では、複雑な義足走行を単純化したバネモデルを用いて、身体動作のタイミングが走行パフォーマンスにどのような影響を与えているのかをホッピングの実験とシミュレーションで踏み込みから蹴り出しのタイミングを確認する。結果より、理想的な板バネの使い方をシミュレーションして検討する。

## 4.2 ホッピング (Pogo stick) を用いた実験

### 4.2.1 実験概要

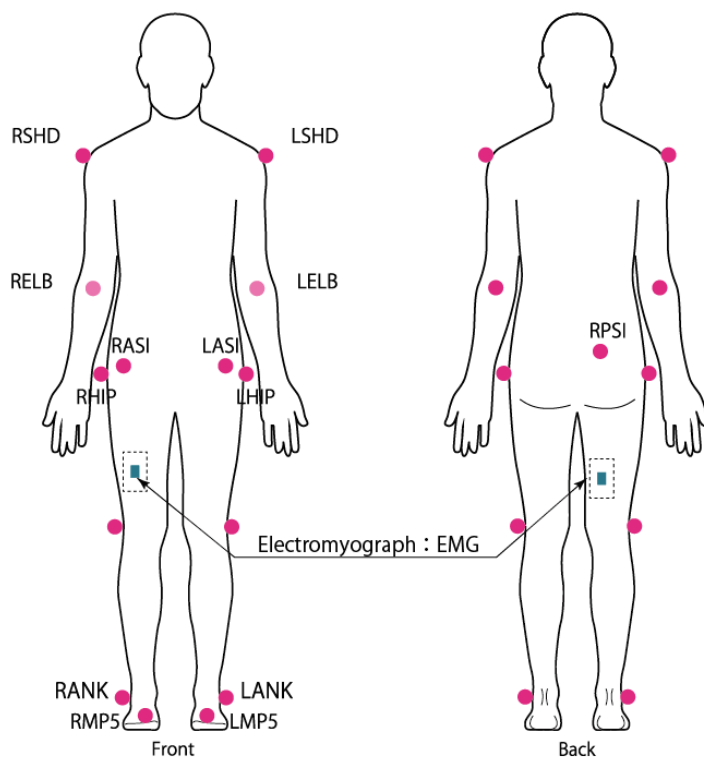
走行での加速度と力は、上下方向と前後方向、左右方向の3つの合成成分と上肢や健足の動きによる慣性力が影響する。そのため解析は複雑となる。そこで、本章では、上下方向成分のみに着目して解析および検討する。実験は、義足足部の特性と同様にバネ機構を有する Pogo stick を用いて3種の課題動作を行い、効果的な身体動作のタイミングを検討する。対象は Pogo stick を用いて課題動作のホッピングが可能な健常男性1名とした。被験者には、事前に実験内容について十分に説明を行い同意を得た。さらに、新潟医療福祉大学倫理審査委員会の承認(承認番号：18086-181010)後に実施した。

### 4.2.2 実験方法

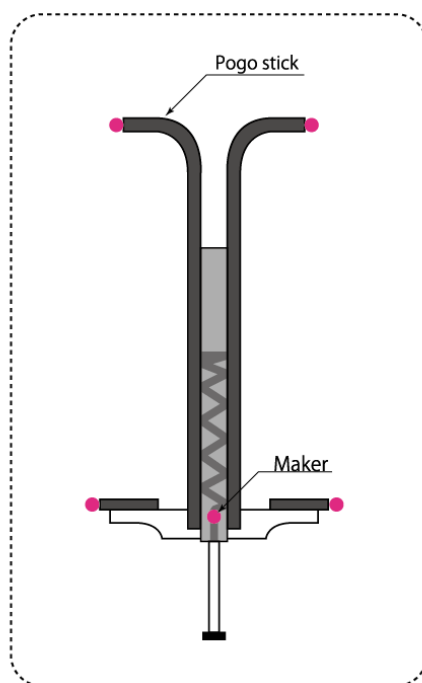
計測実験には、ホッピング用の Pogo stick (図4.1(b))を使用した。被験者には計測実験に際して、事前に十分な練習を行ってもらった後に実施した。計測機器は三次元動作解析装置と、膝関節屈曲と伸展動作のタイミングを計測するため筋電センサ(SS-EMGD-HM, スポーツセンシング社.)を2台用いた。三次元動作解析装置(Three dimensional motion analysis device, VICON MX, Oxford Metrics Inc.)は、12台の赤外線カメラと床反力計6枚(Force plate, OR6-6-2000, Advanced Mechanical Technology Inc.)を同期して計測した。座標軸は、鉛直方向をZ軸(上方+), 進行方向をY軸(前方+), 左右方向をX軸(右+)である。計測用反射マーカは直径9mmを用い、体表およびPogo stickへ20箇所貼付した(図4.1)。筋電センサは、膝関節屈曲筋である半腱様筋と膝関節伸展筋である外側広筋に専用両面テープにて皮膚表面に貼付し、その上から伸縮テープで固定した。各分析項目の算出には、専用プログラミングソフト Body Bilder (VICON Motion System 社)を用いた。床反力計および筋電センサのサンプリング周波数

は 1000 Hz とし、三次元動作解析装置のサンプリング周波数は 100 Hz とした。各筋電センサ間と同期パルス発生装置 (LP-WSDSY02-0A, ロジカルプロダクト社; 現スポーツセンシング社) は、専用アプリケーション (ロジカルプロダクト社; 現スポーツセンシング社) にて同期した。筋電センサと三次元動作解析装置の同期は、専用アプリケーションの計測開始と同時に、同期パルス発生装置からパルス信号が三次元動作解析装置に送信される。三次元動作解析装置の計測開始後にパルス信号が入力されたことを確認した後に課題動作を開始した。

課題動作は、通常ホッピング、通常ホッピングからタイミングをずらしたホッピング、通常より速いホッピング (110BPM) の 3 種類とした。ホッピングは、上肢の慣性力の影響をできるだけ除くため、肩関節および肘関節は動かさないようすること、2 枚の床反力計に跨がないことを口頭で指示した。ホッピングの回数は 5 回以上とし、データは安定したホッピングから 3 試行分とした。



(a) Subject's body



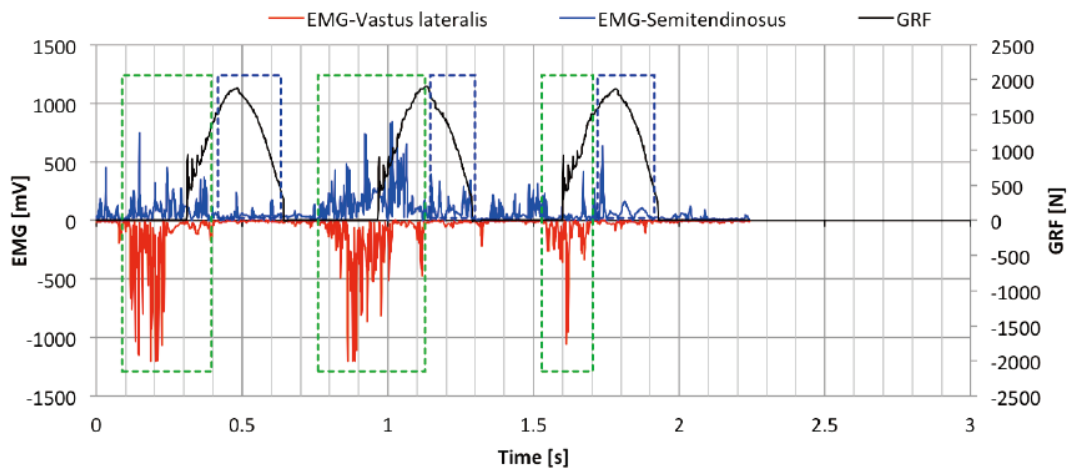
(b) Pogo stick

Fig. 4.1 Markers and EMG sensor posting point.

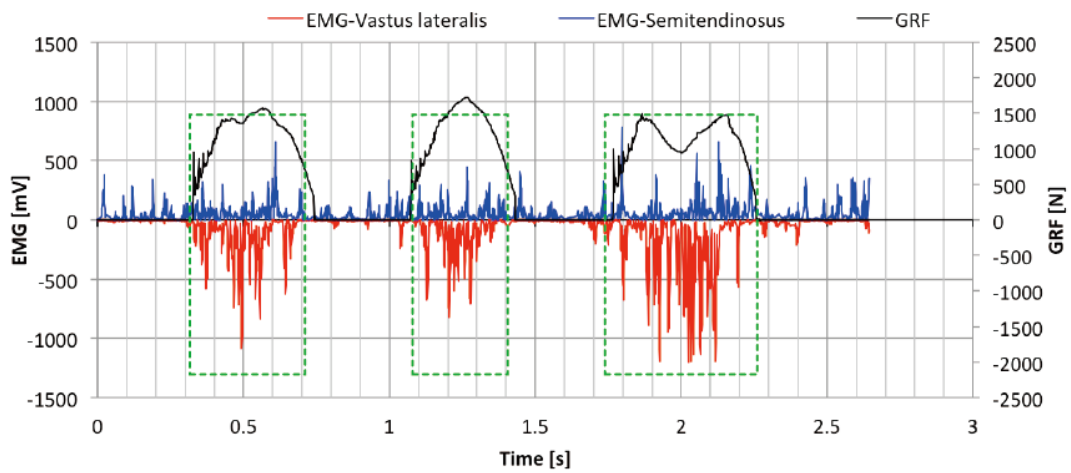
### 4.2.3 実験結果

図 4.2 にホッピング中の床反力鉛直方向成分 (N) と筋活動電位 (mV) の結果を示す。主縦軸は筋活動電位であり、第 2 縦軸は床反力鉛直方向成分である。横軸は時間 (s) である。赤実線は外側広筋、つまり膝関節伸展に作用する筋である。青実線は半腱様筋、つまり膝関節屈曲に作用する筋である。黒実線は床反力鉛直方向成分である。緑破線の範囲は膝関節屈曲筋と伸展筋が同時に作用する共収縮を示す箇所であり、青破線の範囲は膝関節屈曲筋が作用する箇所である。図 4.2(a) は通常ホッピング、図 4.2(b) は通常ホッピングからタイミングをずらしたホッピング、図 4.2(c) は通常より速いホッピング (110 BPM) の結果である。図 4.2(a) の通常ホッピングでは、床接地前の滞空期から膝関節屈曲筋と伸展筋が同時に作用する共収縮を示し、接地後には床反力鉛直方向成分が最大値を向かえる前には膝関節伸展筋の作用はなくなり、屈曲筋のみが作用している。図 4.2(c) の通常より速いホッピングも概ね同様の傾向であるが、共収縮が開始される時期は床接地した直後であり、膝関節伸展筋の作用がなくなるタイミングは、床反力鉛直方向成分が最大値を向かえた後であった。図 4.2(b) のタイミングをずらしたホッピングでは、床接地時全体を通して膝関節屈曲筋と伸展筋が同時に作用する結果であった。

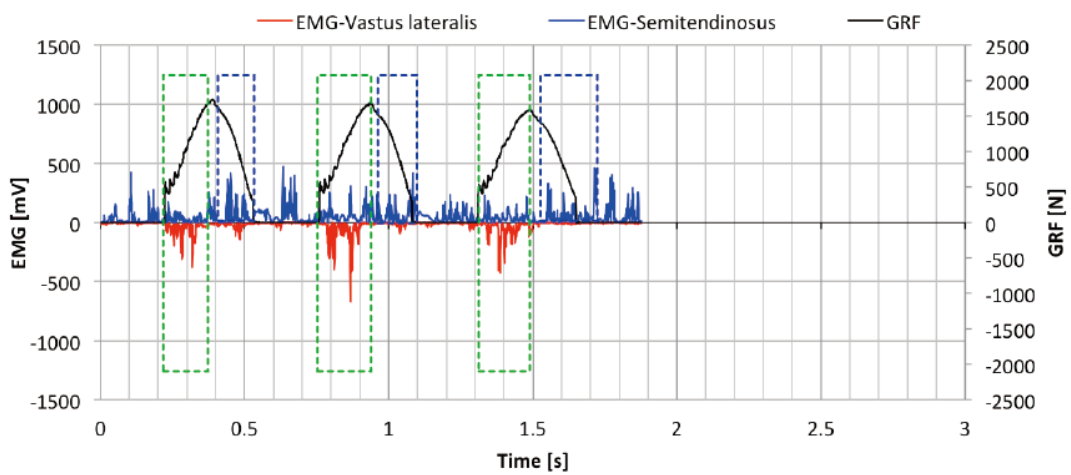
続いて、図 4.3 にホッピング中の床反力鉛直方向成分 (N) と右膝関節角度、右股関節角度 (Degree) の結果を示す。主縦軸は関節角度であり、第 2 縦軸は床反力鉛直方向成分である。横軸は時間 (s) である。赤実線は右膝関節角度、青実線は右股関節角度である。黒実線は床反力鉛直方向成分である。赤破線は、右膝関節が屈曲から伸展に切り替わる時間を示している。また、青破線は、右股関節が屈曲から伸展に切り替わる時間を示している。図 4.3(a) は通常ホッピング、図 4.3(b) は通常ホッピングからタイミングをずらしたホッピング、図 4.3(c) は通常より速いホッピング (110BPM) の結果である。床接地後に膝関節と股関節は、共に屈曲を開始する。図 4.3(a) の通常ホッピングと図 4.3(c) は通常より速いホッピングにおいては、床反力鉛直方向成分が最大値を向かえる前に膝関節と股関節は伸展に切り替わっている。図 4.3(b) に示す通常ホッピングからタイミングをずらしたホッピングでは、床接地中期で膝関節と股関節は伸展に切り替わる結果であった。床反力鉛直方向成分と筋活動電位、床反力鉛直方向成分と膝関節と股関節角度の関係から、共収縮時には踏み込み動作によってエネルギーを蓄え、共収縮から膝関節屈曲筋優位に移行するタイミングが蹴り出し動作であると言える。ここで、半腱様筋は、膝関節屈曲と股関節伸展に作用する二関節筋である。そのため、股関節伸展動作によって外側広筋の作用が消え、半腱様筋が優位となったと考えられる。



(a) Normal hopping

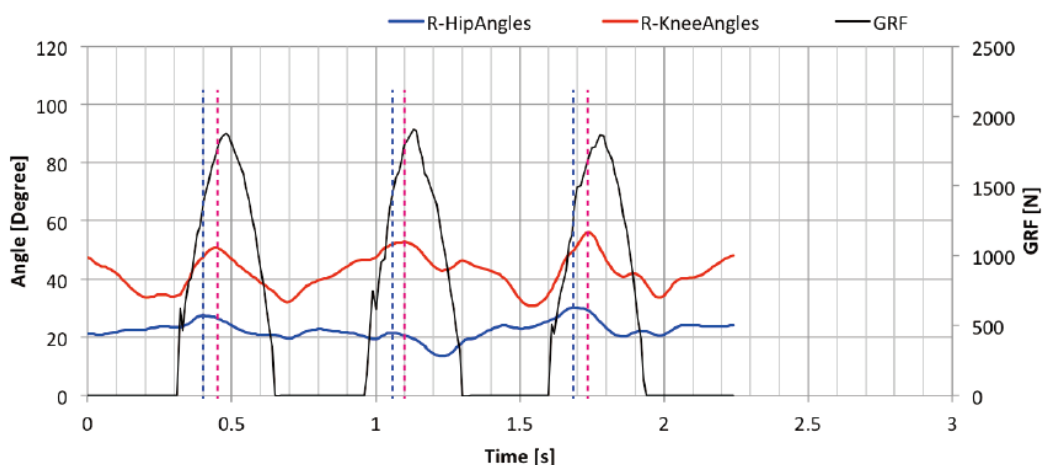


(d) Hopping by shifting the timing

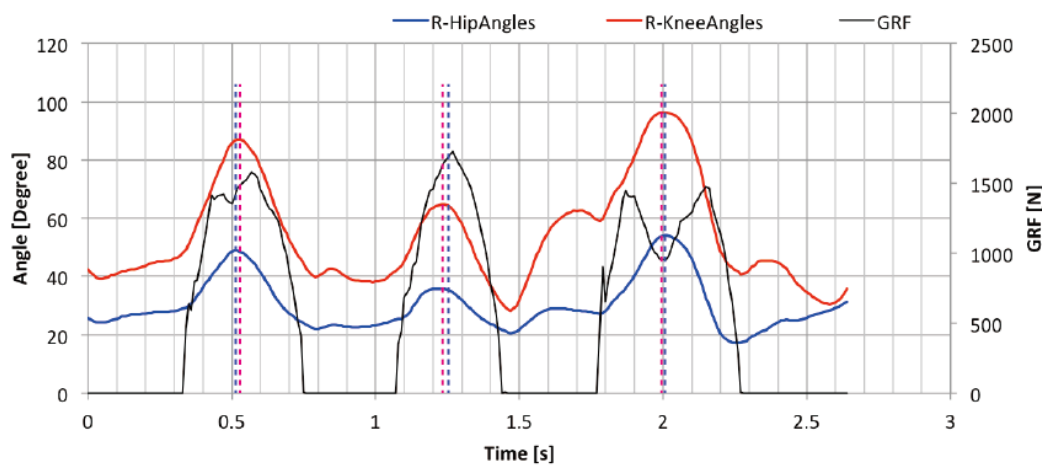


(c) Fast hopping

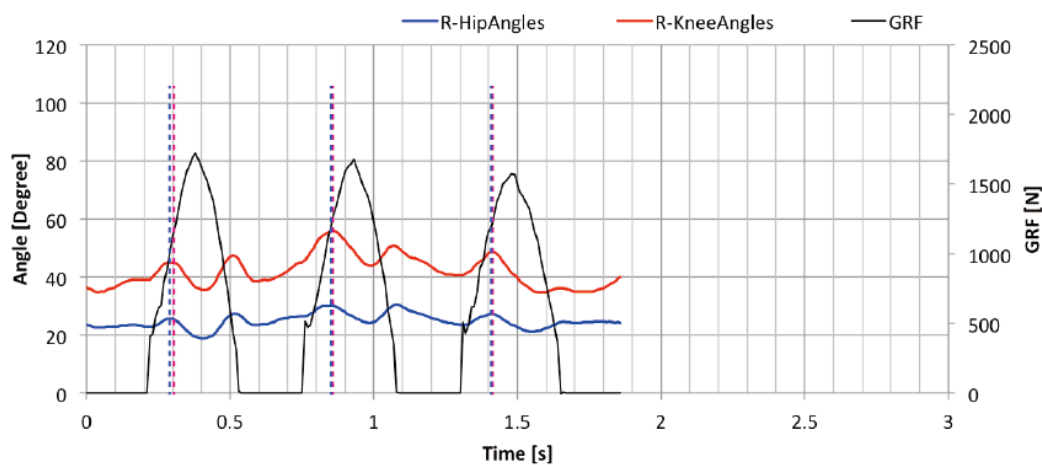
Fig. 4.2 Result of the ground reaction force and EMG.



(a) Normal hopping



(d) Hopping by shifting the timing



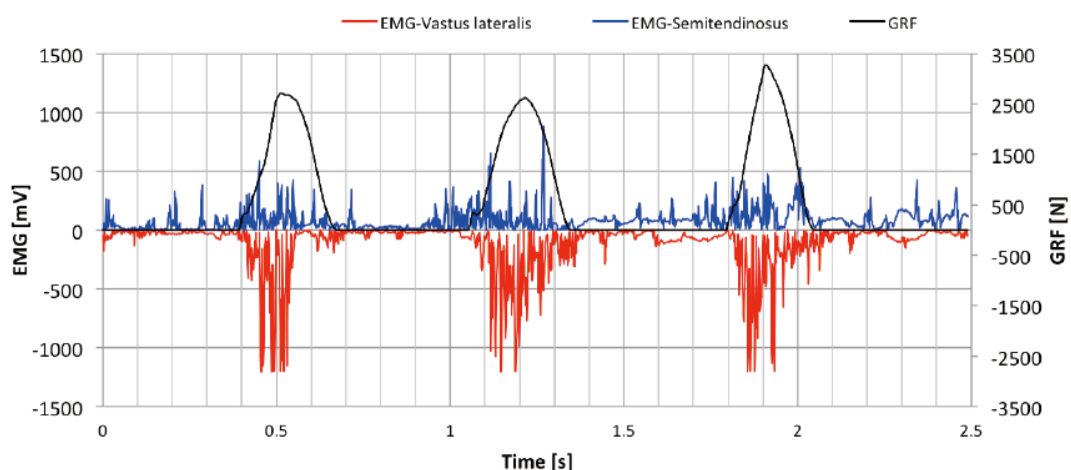
(c) Fast hopping

Fig. 4.3 Result of ground reaction force, knee joint angle, and hip joint angle.

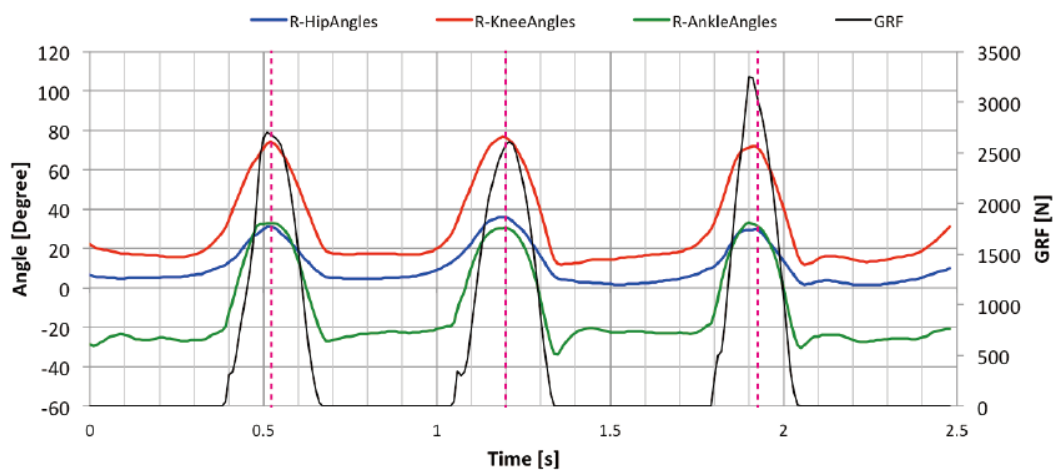
#### 4.2.4 実験結果の一考察

バネを利用したジャンプ動作の場合、通常とは筋力の使い方が異なる。バネの場合は、落下時の運動エネルギーを反力に変換し、バネの変位としてエネルギーを蓄える。このとき、膝関節と股関節の屈曲および伸展筋は、拮抗するため共収縮を示す。これは、落下時の運動エネルギーを発散させないように、入力インピーダンスを高めて床接地している。

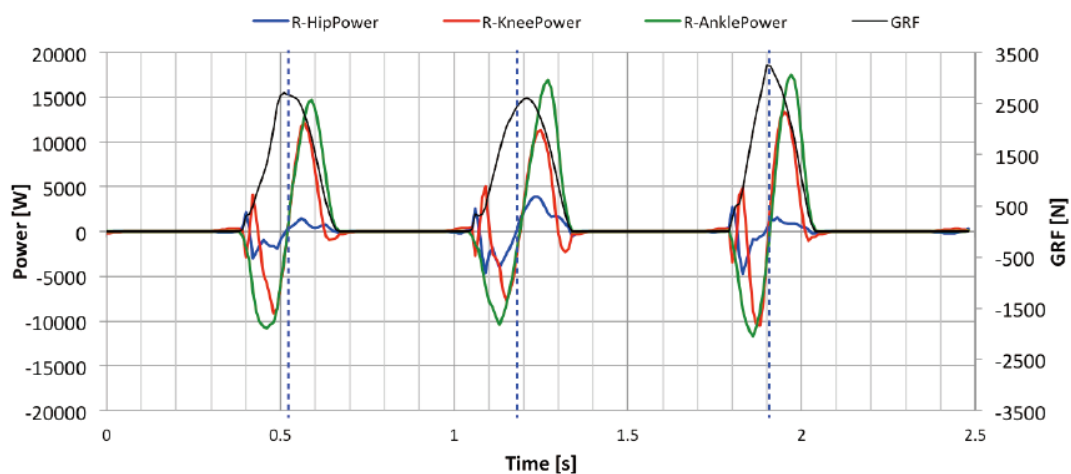
ここで、図4.4にPogo stickを使用しない通常の連続した垂直跳び動作の結果を示す。対象は、ホッピング実験と同様の被験者とした。図4.4(a)は、床反力鉛直方向成分(N)と筋活動電位(mV)の結果である。主縦軸は筋活動電位、第2縦軸は床反力鉛直方向成分である。横軸は時間(s)である。赤実線は外側広筋、青実線は半腱様筋である。黒実線は床反力鉛直方向成分である。図4.4(b)は、床反力鉛直方向成分(N)と下肢関節角度(Degree)の結果である。主縦軸は関節角度であり、第2縦軸は床反力鉛直方向成分である。横軸は時間(s)である。緑実線は右足関節角度、赤実線は右膝関節角度、青実線は右股関節角度である。黒実線は床反力鉛直方向成分である。赤破線は各関節最大屈曲時の時間である。図4.4(c)は、床反力鉛直方向成分(N)と関節パワー(W)の結果である。主縦軸は関節パワーであり、第2縦軸は床反力鉛直方向成分である。横軸は時間(s)である。緑実線は右足関節、赤実線は右膝関節、青実線は右股関節である。黒実線は床反力鉛直方向成分である。青破線は遠心性筋収縮から求心性筋収縮に移行する時間である。関節パワーは、求心性筋収縮を正とし、遠心性筋収縮を負として示している。Pogo stickのようなバネを有さない通常の垂直跳びでは、立脚期全体を通して膝関節の屈曲筋と伸展筋が作用している(図4.4(a))。床接地時は、膝関節伸展筋の遠心性筋収縮により衝撃を吸収する。その後、下肢関節角度が最大を向かえると求心性筋収縮により蹴り出しを開始する。それと同時に膝関節屈曲と股関節伸展に作用する半腱様筋は、主に股関節伸展動作の影響が考えられ、床接地時には遠心性筋収縮により衝撃を吸収し、その後求心性筋収縮により蹴り出しが行われていると考えられる(図4.4(c))。これらのタイミングは、立脚中期が移行点となっている。これに対して、バネ特性を有する場合、バネ力よりも大きい力で蹴り出すことは、バネの復元を妨げることとなり飛び上がることはできない。そのため、筋力は初動に作用するのみで、飛び出しはバネ力だけを利用し、バネの固有振動を阻害しないように踏み込みと蹴り出しのタイミングを一致させている。バネの固有周期と身体動作のタイミング、床接地時の運動エネルギーの大きさが重要である。以上のことから、バネ特性を有するPogo stickや走行用義足足部は、床接地する以前に膝関節屈曲筋と伸展筋の共収縮によって踏み込み準備を行い、床反力が最大に達する前に股関節伸展によって蹴り出すことが効果的であると言える。



(a) Result of the ground reaction force and EMG.



(d) Result of ground reaction force and joint angle.



(c) Result of ground reaction force and joint power.

Fig. 4.4 Result of continuous vertical jump.



## 4.3 線形振動系の応答シミュレーション

### 4.3.1 シミュレーションの概要

バネ特性を有する道具に対して, その効率を最大限に引き出すには, IC直前の速度に加えて, 踏み込み動作と蹴り出し動作のタイミングもまた重要となる. 本節では, 基本振動に対して外力を与えた時の強制振動をモデル化(図4.5)し, 踏み込みと蹴り出しのタイミングについてシミュレーションを行った. シミュレーション結果を基に最適な踏み込みと蹴り出しのタイミングを示す.

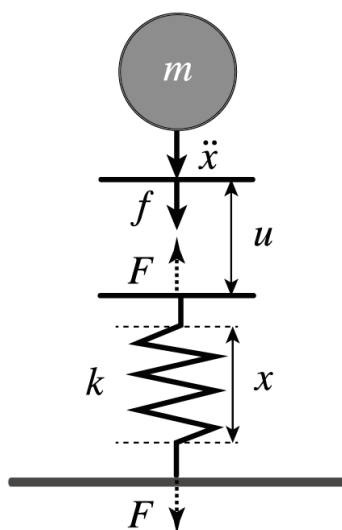


Fig. 4.5 Spring model of forced vibration.

### 4.3.2 シミュレーションの方法

図4.5にシミュレーションで用いるバネモデルを示す. バネモデルの関係式は式(4.1)である.

$$m\ddot{x} + kx = ku \quad (4.1)$$

ここで,  $m$  は質量,  $\ddot{x}$  は加速度であり加速度項である.  $k$  はバネ定数であり,  $kx$  はバネ力,  $u$  は外力に相当する変位であり,  $ku$  は外力(踏み込み力)に相当する. また, 本シミュレーションでは,  $m, k$  を1とした. バネの固有周期を基本波形とし, 加速度項の加速度に矩形波を入力した際の出力を  $ku$  とした.

### 4.3.3 シミュレーションの結果

結果を図 4.6 に示す。主縦軸は変位 (cm)，第 2 縦軸は加速度 (G) であり，横軸は時間 (s) である。黒破線はバネの固有周期とした基本波形であり，赤実線は外力である加速度，青実線が強制振動を与えた変位量の結果である。図 4.6(a) (b) (c) は，上方向に外力を与えた時の結果である。外力は，図 4.6(a) の立脚前期と図 4.6(b) の床反力鉛直方向成分の最大値，図 4.6(c) の立脚後期の時期に矩形波を入力した。結果，立脚前期では，変位と立脚期は減少した。また，床反力鉛直方向成分の最大値と立脚後期の結果では，変位に大きな変化はないが，蹴り出し速度の向上がみられた。図 4.6(d) (e) (f) は，下方向に外力を与えた時の結果である。結果，図 4.6(d) の立脚前期と図 4.6(e) の床反力鉛直方向成分の最大値では，変位量は増加したが蹴り出し速度が低下した。さらに，図 4.6(g) (h) (i) は立脚前期には上方向に外力を与え，床反力鉛直方向成分が最大値を向かえる前と床反力鉛直方向成分の最大値，立脚後期に下方向への外力を与えた結果を示し，図 4.6(j) (k) (l) には，立脚前期に下方向に外力を与え，床反力鉛直方向成分が最大値を向かえる前と床反力鉛直方向成分の最大値，立脚後期に上方向への外力を与えた結果を示す。前節の結果と同様に，固有周期に外力を加えた場合の踏み込みと蹴り出しは，立脚前期に下方向への外力を与え，床反力鉛直方向成分が最大値を向かえる前に上方向への力を与えた図 4.6(j) が最もバランスの良い結果であった。図 4.7 に前述した結果を基に余弦波の外力を加えた結果を示す。立脚前期に上方向への外力を与えた場合 (図 4.7(a) (c)) には，基本波形よりも変位および飛び出し後の速度も減少する結果であり，立脚前期に下方向への外力を与えた場合 (図 4.7(b) (d)) には，基本波形よりも変位は増大し，飛び出し後の速度も増大する結果であった。ここで，図 4.8 にシミュレーション結果で最も効果的な踏み込みと蹴り出しのタイミングと，通常ホッピングの床反力鉛直方向と筋電センサから出力された筋活動電位の結果を示す。図 4.8 上図は，シミュレーションで最良とする結果であり，図 4.8 下図が通常ホッピングの床反力鉛直方向と筋電センサ出力値の結果である。主縦軸は，筋活動電位 (mV)，第 2 縦軸は，床反力計から出力された床反力鉛直方向成分の値である。横軸は，立脚期を 100 % で正規化した割合である。シミュレーションの踏み込みに価する下方向への外力は，ホッピングの場合では図 4.8 下図の黄色破線で示す膝関節屈曲筋と伸展筋の共収縮により，入力インピーダンスを高めて運動エネルギーを床に伝達する。その後，二関節筋である半腱様筋のみが活動する時期が踏み込みから蹴り出しに切り替わる点である。つまり，シミュレーションとホッピング実験は概ね同様の結果を示した。

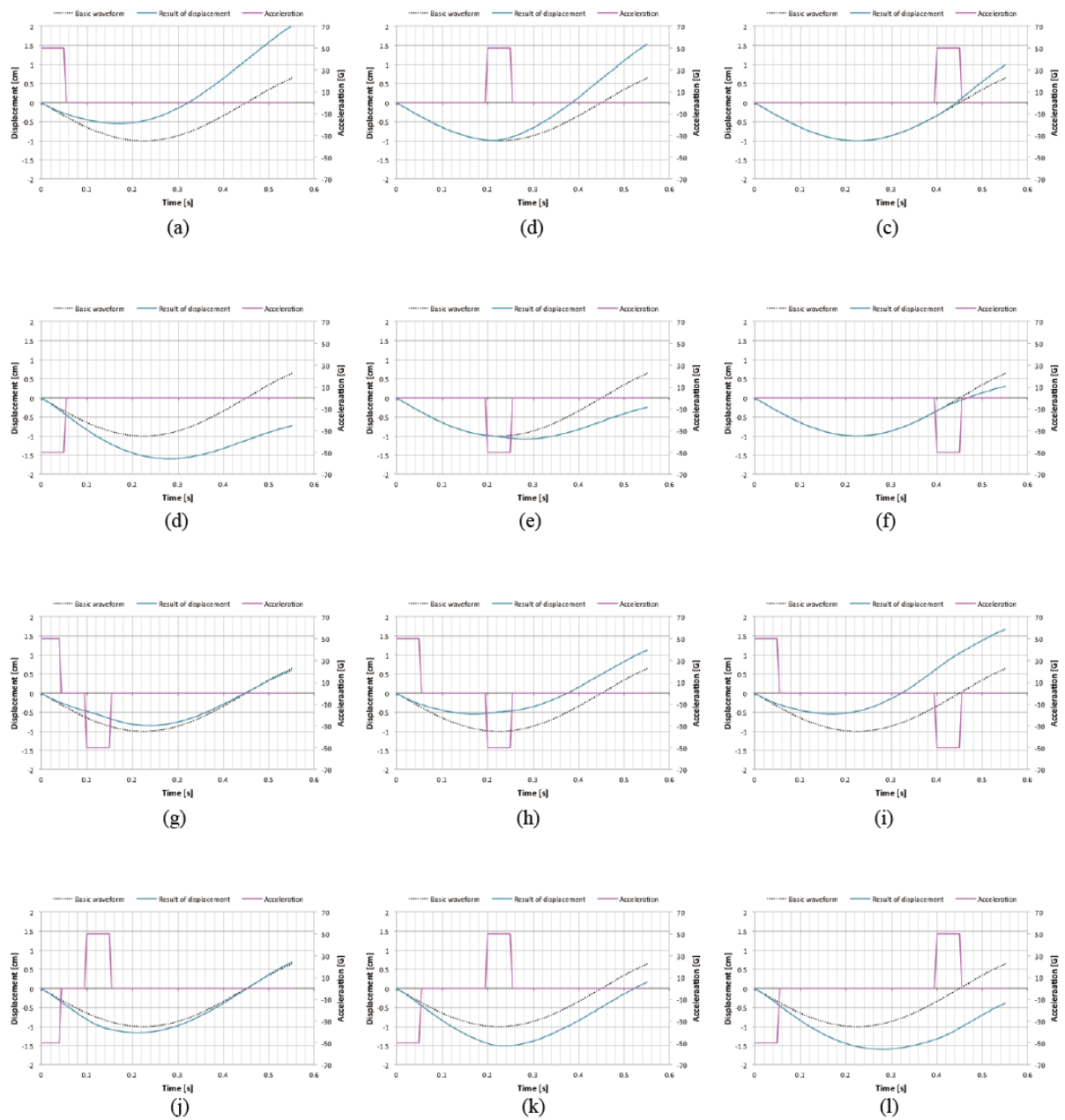


Fig. 4.6 Result of forced vibration simulation with pulse signal.

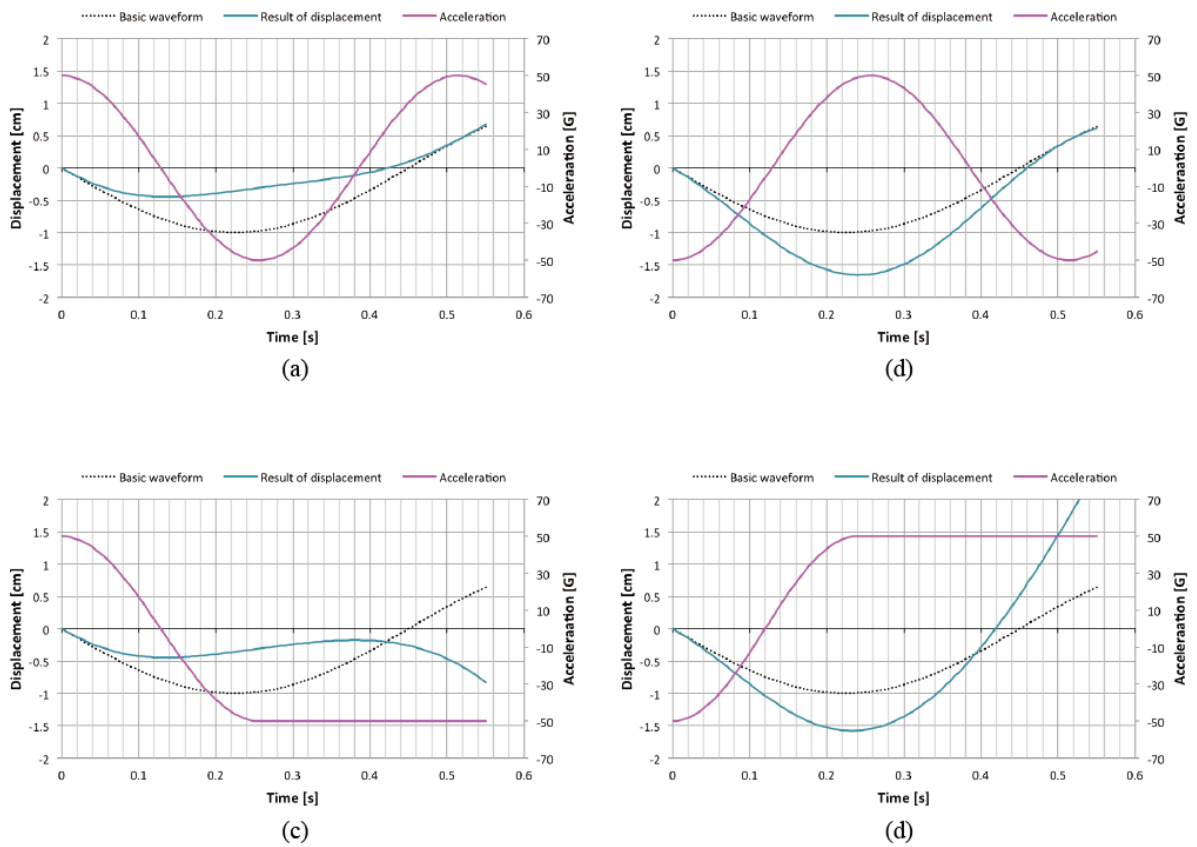


Fig. 4.7 Result of forced vibration simulation with cosine curve.

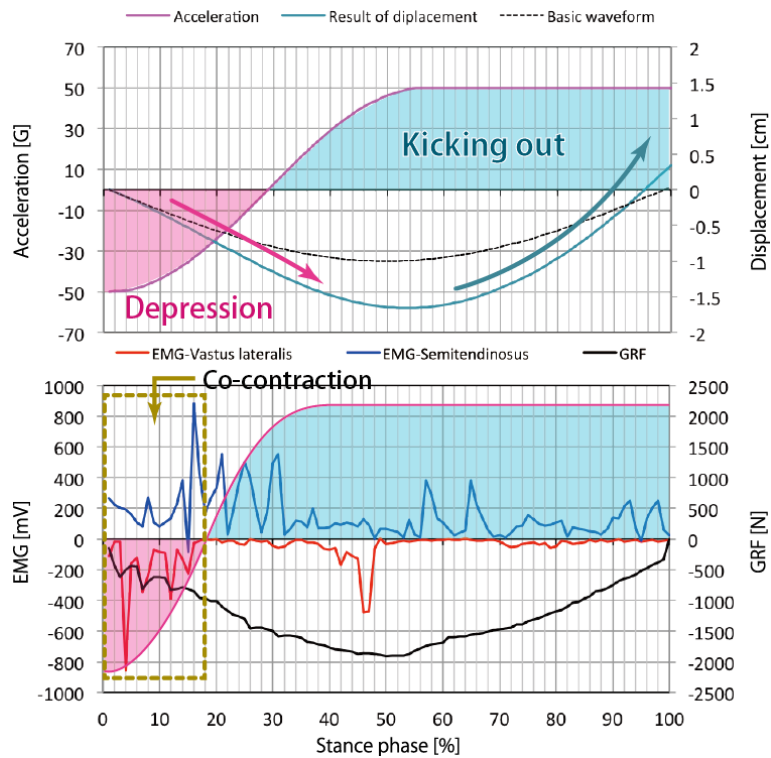


Fig. 4.8 Relationship between simulation result and EMG result of hopping experiment.

### 4.3.4 シミュレーション結果の一考察

基本波形に対して外力を与えた時の強制振動モデルを用いて、踏み込みと蹴り出しの最適なタイミングを検証した。シミュレーション結果においても立脚前期には下方への踏み込みを行い、床反力鉛直方向成分が最大値を向かえる前には、上方への外力を与えることで離地後の速度増加となった。つまり、バネを共振させるための最適なタイミングであることが考えられる。さらに、そのタイミングに加えて、力の大きさの違いによって変位量と離地後の速度は変化する。バネ剛性と身体質量の関係、バネ剛性と下肢筋力についても最適値が存在する。

図 4.9 に第 3 章で示した被験者 A と被験者 B の下肢踏み込み速度鉛直方向成分と義足足部変位量の関係を再度示す。赤実線は、被験者 A の義足側下肢の速度鉛直方向成分であり、正が蹴り出し速度、負が踏み込み速度である。赤破線は、被験者 A の義足足部の変位であり、赤丸が義足足部の変位の最大値である。赤実線の垂線は、踏み込みから蹴り出しに切り替わる点である。青実線は、被験者 B の義足側下肢の速度鉛直方向成分である。青破線は、被験者 B の義足足部の変位であり、青丸が義足足部の変位の最大値である。青実線の垂線は、踏み込みから蹴り出しに切り替わる点である。主縦軸は、速度 (m/s)、第 2 縦軸は義足足部の変位量 (cm) であり、横軸は立脚期を 100 % で正規化した割合である。この関係は、前節のホッピング実験の結果および線形振動系の応答シミュレーション結果と同様のタイミングで踏み込みと蹴り出しが行われており、被験者 A、被験者 B ともに効果的なタイミングで踏み込みと蹴り出しが行われている。しかしながら、被験者 A が被験者 B のラップタイムよりも優れている理由として、被験者 B は蹴り出しのタイミングが最適なタイミングよりも若干遅れていることが挙げられる。この要因として、左右脚の交互動作のタイミングが影響していることが考えられ、遊脚下肢の前方への振り出しを早めることで、推進方向への慣性力を得られると考える。さらに、義足走行では義足側下肢を擦りだす様な前方への振り出しではなく、上方から床へ押し込むような接地法によって、さらに高い運動エネルギーを義足足部に蓄え、蹴り出し時の反発を高めることが可能になると考える。

以上より、義足走行では、図 4.7(d) に示す通り、接地前から地面を踏み込む準備を開始し、床反力鉛直方向成分および義足足部の変位が最大に達する前には蹴り出しを開始することが最も理想的なタイミングであると言える。両被験者ともタイミングは概ね良好と言えるが、よりパフォーマンスの向上を目指すには、上肢や両脚の交互動作のタイミング、下肢の振り出しおよび蹴り上げのトレーニングが必要であると考えられる。

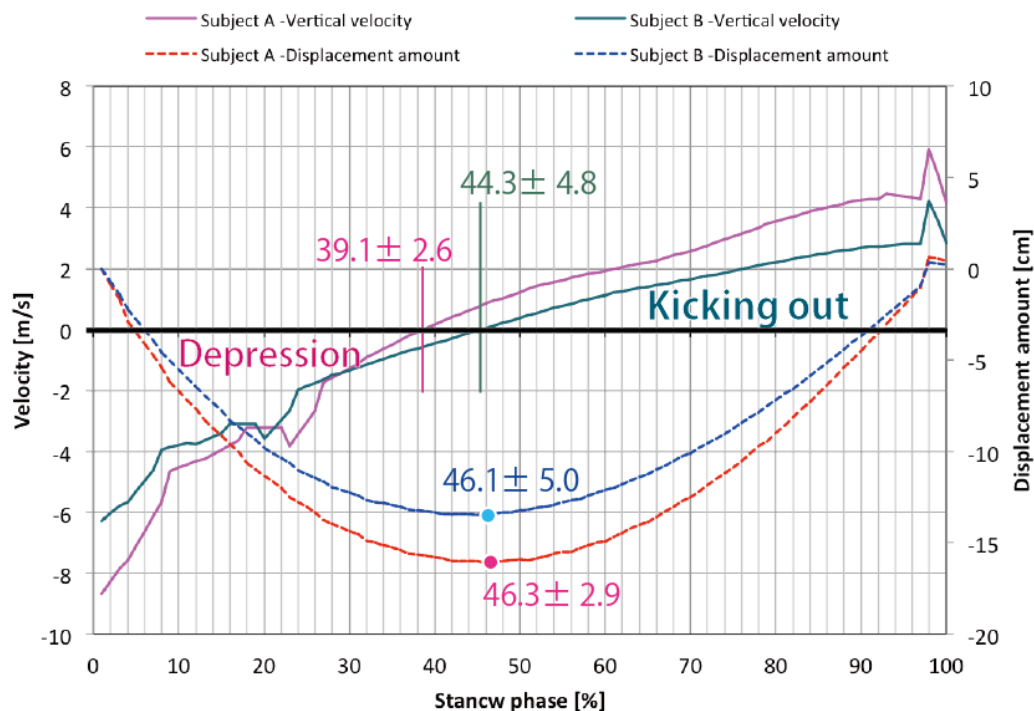


Fig. 4.9 Results of vertical velocity and foot displacement amount of subjects A and B.

## 4.4 結言

バネ特性を有する道具を用いた際の踏み込みと蹴り出しのタイミングについて、Pogo stickを用いたホッピング動作の実験と、強制振動モデルを用いたシミュレーションを実施した。その結論を以下に記す。

- Pogo stickを用いたホッピング動作は、床接地時の運動エネルギーを無駄なく蓄積するため、膝関節屈曲筋と伸展筋の共収縮によって入力インピーダンスを高めて反力に変換し、バネの変位としてエネルギーを蓄積している。
- 上記に加えて、蹴り出しはバネの復元にタイミングを合わせ、二関節筋である半腱様筋の股関節伸展によって蹴り出しが行われていることを示した。

- バネの固有振動を阻害しないように踏み込みと蹴り出しのタイミングを一致させて共振させることで、より大きな反発力を得られることが可能となる。
- 強制振動モデルを用いた線形振動系の応答シミュレーションの結果から、床接地時には踏み込みを行い、床反力鉛直方向成分が最大値を向かえる前に蹴り出しを行うタイミングが最適であることを示した。
- 被験者 A および被験者 B は、ホッピングの実験結果およびシミュレーション結果の最適なタイミングで踏み込みと蹴り出しが行われていることを明らかにした。
- 義足走行においても接地前から地面を踏み込む準備を開始し、床反力鉛直方向成分および義足足部の変位が最大に達する前には蹴り出しを開始することが最も理想的なタイミングであることを示した。

以上のように、本章では Pogo stick を用いて鉛直方向成分に着目した実験と強制振動モデルを用いたシミュレーションを行い、走行用義足足部の効率における最適なタイミングを特定した。

## 第5章

### 結論

本論文では、複数のモーショセンサを用いて義足走行時の床反力推定法を新たに提案し、それについて論じたものである。本システムは、モーショセンサから検出した情報から走行用義足足部の変位量を基に、全走行過程を通した床反力鉛直方向成分を推定するものである。以下に本論文の結論を示す。

#### 5.1 モーショセンサを用いた床反力推定について

- 1) 各義足足部の変位量と床反力鉛直方向成分の推定値は、基準値とする三次元動作解析装置および床反力計の出力値と概ね同様の結果を得た。
- 2) 義足走行における床反力鉛直方向成分には、疾走過程におけるスタートダッシュ、加速走、定速走、減速局面に関連する形態があり、その定義と特徴について示した。
- 3) バネ特性を有する義足足部では、固有周期に合わせた踏み込みによって共振させることが重要であることを示した。



## 5.2 本システムを用いたフィールドテストについて

- 1) 義足走行では、義足足部の固有周期と体幹および下肢の踏み込みのタイミングとその力の大きさにより、床反力鉛直方向成分を増減し推進力に変換する。そのため、この相互関係が重要であることを示した。
- 2) ウェーブレット解析は、時間領域の周波数解析であり、走行中のどの局面で問題が生じているのかを判別することができ、より詳細に評価することが可能であることを示した。
- 3) 体幹と義足側下肢の速度の比較より、体幹上下動と下肢の踏み込みと蹴り出しを一致させることが重要である。加えて、体幹上下動を抑えて下肢筋力を利用した走動作により、走行効率が向上することを示した。
- 4) 義足側下肢の踏み込み動作は、上方から床に向けて振り下ろすように接地することで、より大きなエネルギーを義足足部に蓄積することが可能になる。
- 5) 左右脚の交互動作のタイミングが加減速に関係していることを示した。

## 5.3 バネ特性を有する走行用義足足部の効率について

- 1) Pogo stick を用いたホッピング動作は、床接地時の運動エネルギーを無駄なく蓄積するため、膝関節屈曲筋と伸展筋の共収縮によって入力インピーダンスを高めて反力に変換し、バネの変位としてエネルギーを蓄積している。
- 2) 上記に加えて、蹴り出しはバネの復元にタイミングを合わせ、二関節筋である半腱様筋の股関節伸展によって蹴り出しが行われていることを示した。
- 3) バネの固有振動を阻害しないように踏み込みと蹴り出しのタイミングを一致させて共振させることで、より大きな反発力を得られることが可能となる。
- 4) 強制振動モデルを用いた線形振動系の応答シミュレーションの結果から、床接地時には踏み込みを行い、床反力鉛直方向成分が最大値を向かえる前に蹴り出しを行うタイミングが最適であることを示した。
- 5) 被験者 A と被験者 B は、ホッピング実験およびシミュレーション結果より、踏み込みと蹴り出しが最適なタイミングで行われていることを示した。

- 6) 義足走行においても床接地前から地面を踏み込む準備を開始し、床反力鉛直方向成分および義足足部の変位が最大に達する前には蹴り出しを開始することが、最も理想的なタイミングであることを示した。

以上のように、本論文では、床反力計が設置されていない陸上トラックにおいても無拘束に全走行過程を対象とした評価法を示した。走動作の解析には、床反力を知る他に義足足部を効果的に使用するためのタイミングが存在する。本論文では、ホッピング実験と線形応答系シミュレーションの結果を基に、理想的なタイミングを明らかにした。

日本の競技レベル向上には、普段のトレーニングから評価することが重要である。本システムは、各専門スタッフとの情報共有となり、走行フォームの評価や義足パーツの選定と設定、走者へのフィードバックの際に重要な一指標となることが期待される。そのためには、リアルタイム計測に近いシステム構築が今後の課題である。

## 謝辞

本研究を遂行するにあたり，多大なご尽力をいただき，ご指導とご鞭撻を賜りました三村宣治教授に深くお礼申し上げます。

また，本論文作成に対して貴重なご助言をいただきました新潟大学自然科学研究科林豊彦教授，堀潤一教授，渡辺哲也准教授に心より感謝申し上げます。鶴岡工業高等専門学校小野寺良二准教授には，博士前期課程の頃より，常々丁寧なご助言をいただきました。心より感謝申し上げます。オスポ義肢装具代表沖野敦郎氏には，スポーツ義足に関するご助言をいただきました。心より感謝申し上げます。新潟医療福祉大学義肢装具自立支援学科須田裕紀先生，前田雄先生には計測機器の拝借，論文作成に対するご助言をいただきました。同大学同学科勝平純司准教授，インターリハ株式会社霜鳥大希氏には，三次元動作解析装置についてご教授いただきました。心より感謝申し上げます。本研究に貢献してくれた寺田晃太郎君，ならびに本研究室の皆様に感謝いたします。実験補助を引き受けてくれた新潟医療福祉大学義肢装具自立支援学科学生の皆様に感謝申し上げます。加えて，新潟医療福祉大学リハビリテーション学部義肢装具自立支援学科教職員の皆様に心よりお礼申し上げます。

最後に，博士後期過程進学に対して，温かく見守って下さいました両親，姉，義兄に心より感謝申し上げます。

2019年2月

## 参考文献

- [1] 遠藤謙, 菅原祥平, 北野智士, 義足足部開発の動向, 日本ロボット学会誌, Vol.32, No.10(2014), pp.855-858.
- [2] Nolan, L., Carbon fibre prostheses and running in amputees : a review, *Foot and Ankle Surgery*, Vol.14 (2008), pp.125-129.
- [3] 金子公有, 福永哲夫, バイオメカニクス (身体運動の科学的基礎), (株)杏林書院 (2011), p.166.
- [4] 廣瀬圭, 土岐仁, 近藤亜希子, 慣性センサ・地磁気センサを用いたスポーツにおける姿勢計測に関する研究, *スポーツ産業学研究*, Vol.22, No.2 (2012), pp.255-262.
- [5] 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 C 編*, Vol.79, No.803 (2013), pp.2351-2361.
- [6] 齊藤亜由子, 宮脇和人, 木澤悟, 小林義和, 歩行動作におけるモーションセンサを用いた膝関節角度の推定に関する研究 (遠心加速度と接線加速度の影響に着目して), *日本機械学会論文集*, Vol.84, No.857 (2018), DOI:10. 1299/transjsme. 17-00488.
- [7] Baerveldt, A. J. and Klang, R., A low-cost and low-weight attitude estimation system for an autonomous helicopter, *Proceedings of the 1997 IEEE International Conference on Intelligent Engineering Systems* (1997), pp.391-395.

- [8] Brüggemann, G. P., Arampatzis, A., Emrich, F. and Potthast, W., Biomechanics of double transtibial amputee sprinting using dedicated sprinting prostheses, *Sports Technology*, Vol.1, No.4-5 (2008), pp.220-227.
- [9] 土江寛裕, アテネオリンピックに向けての「走りの改革」の取り組み, *スポーツ科学研究*, No.1 (2004), pp.10-17.
- [10] 江原義弘, 山本澄子, 臨床歩行計測入門, 医歯薬出版 (株) (2008), pp.72-76.
- [11] 芥川知彰, 榎勇人, 竹林秀晃, 室伏祐介, 小田翔太, 近藤寛, 細田里南, 永野靖典, 池内昌彦, 加速度センサを用いた歩行分析の妥当性 (体幹加速度と重心加速度の比較から), *保健医療学雑誌*, Vol.6, No.1 (2015), pp.10-14.
- [12] 森田祐也, 岡本淳, 川村和也, 関雅俊, Sessa, S., Zecca, M., Lin, Z., 石井裕之, 高杉伸一郎, 高西淳夫, 藤江正克, 加速度センサを用いた左右分離床反力推定方法の検討, *日本機械学会生活生命支援医療福祉工学系学会連合大会講演論文集*, No.10-52 (2010), pp.489-491.
- [13] 川村次郎, 陳隆明, 古川宏, 林義孝, 義肢装具学第4版, (株)医学書院 (2013), pp.120-156.
- [14] 澤村誠志, 切断と義肢, 医歯薬出版(株) (2007), pp.330-371.
- [15] 澤村誠志, 義肢学第2版, 医歯薬出版(株) (2013), pp.129-130.
- [16] 田澤英二, 義肢製作マニュアル, 医歯薬出版(株) (2014), pp.37-49.
- [17] 高橋素彦, 三村宣治, 小野寺良二, 須田裕紀, 前田雄, 霜鳥大希, 古俣創, 疾走用下腿義足の最適アライメント推定法の提案 (複数の多軸センサを用いた動作解析), *信学技報*, Vol.115, No.354 (2015), pp.87-90.
- [18] ゴードン ロバートソン, グラハム コールドウェル, ジョセフ ハミル, キャリー カーメン, ソーンダーズ ウィトルシー, 身体運動のバイオメカニクス研究法, (株)大修館書店 (2008), p.271.
- [19] 石川将人, 跳べ, ロボット! (衝突を含む機械システムの制御原理を求めて), ハイブリッドシステム研究交流会シンポジウム, 大阪(2004), pp.21-26.
- [20] 中野栄二, 大久保宏樹, 跳躍ロボット全般について, *日本ロボット学会誌*, Vol.11, No.3(1993), pp.342-347.