

博士学位論文

Doctoral thesis

義足機能リアルタイム計測・評価システムによる

義足足部・足継手部の機能計測・評価への応用

担当指導教員名 森本 正治 ㊞

申請年月日 2014年 2月 3日

申請者専攻名 医療福祉工学専攻

学生番号 DL09A606

氏 名 藤田 良平 ㊞



大阪電気通信大学大学院

Graduate School, Osaka Electro-Communication University

目次

第1章 序論	1
1.1 義足足部・足継手部機能	1
1.2 義足足部・足継手部の研究	2
1.3 義足足部・足継手部機能の計測の問題点	5
1.4 義足機能の計測・評価に使用する fcp(force contact point)の計算手法	7
1.5 Roll-over Shape(RoS)による歩行計測の計算手法	11
1.6 論文の構成	15
第1章の参考文献	16
第2章 可搬型の義足機能計測・評価システム	20
2.1 はじめに	20
2.2 義足足部・足継手部機能	22
2.3 義足足部・足継手部機能の計測方法	23
2.3.1 Load line の計算手法	23
2.3.2 可搬型の義足機能リアルタイム計測・評価システムの構成	26
2.3.3 義足機能リアルタイム計測・評価ソフトウェアの機能	29
2.3.4 横歩き義足歩行による義足足部・足継手部機能の計測	30

2. 4	傾斜路を横歩き義足歩行したときの Load line による 義足足部・足継手部機能の計測結果	32
2. 5	横歩き義足歩行の考察	37
2. 5. 1	義足脚を支持脚にして傾斜路昇降	37
2. 5. 2	健足脚を支持脚にして傾斜路昇降	38
2. 5. 3	足部の接床位置をそろえず横歩き義足歩行で傾斜路昇降	39
2. 6	おわりに	40
	第2章の参考文献	41
第3章	Roll-over Shape による義足足部・足継手部機能の計測	42
3. 1	はじめに	42
3. 2	義足足部・足継手部機能の計測実験方法	44
3. 2. 1	義足足部・足継手部機能の計測に用いた RoS	44
3. 2. 2	義足足部・足継手部機能の計測に用いた RoS の計算手法	45
3. 3	RoS による義足歩行したときの義足足部・足継手部機能の計測結果	48
3. 3. 1	義足歩行の fcp と CoP から計算する RoS の比較結果	49
3. 3. 2	歩幅を変化させ義足歩行したときの RoS の比較結果	52
3. 4	fcp で算出した RoS の考察	55
3. 4. 1	義足歩行の fcp と CoP から計算した RoS の比較結果	55
3. 4. 2	歩幅を変化させ義足歩行したときの RoS の比較結果	56
3. 4. 3	6種類の義足足部・足継手部機能の RoS による計測結果	56
3. 4. 3. 1	踵接床(Heel contact)	56
3. 4. 3. 2	足底接床(Foot flat)	57
3. 4. 3. 3	つま先離床(Tou off)	57
3. 4. 3. 4	1歩目と2歩目の評価	58

3. 4. 3. 5 傾斜路の昇降	58
3. 5 おわりに	58
第3章の参考文献	59
第4章 傾斜路義足歩行の Roll-over Shape による	
義足足部・足継手部機能の計測	61
4. 1 はじめに	61
4. 2 傾斜路義足歩行したときの義足足部・足継手部機能の 計測に用いる RoS の計算手法	63
4. 3 RoS による義足足部・足継手部機能の計測	64
4. 3. 1 義足足部・足継手部の義足アライメントを変化させ 平坦路義足歩行したときの RoS の計測	65
4. 3. 2 義足歩行で傾斜路昇降したときの義足足部・足継手部機能 の RoS による計測	66
4. 4 平坦路, 傾斜路義足歩行したときの RoS の考察	69
4. 4. 1 義足足部・足継手部の義足アライメントを変化させ 平坦路義足歩行したときの RoS の計測結果	69
4. 4. 2 傾斜路4度を昇降したときの義足歩行の RoS の計測結果	69
4. 4. 3 傾斜路7度を昇降したときの義足歩行の RoS の計測結果	71
4. 4. 4 義足アライメントを変化させ傾斜路7度を昇降したときのときの 義足歩行の RoS の計測結果	73
4. 5 おわりに	75
第4章の参考文献	76
第5章 結 論	77
5. 1 まとめ	77

5. 2 今後の課題	78
謝 辞	80
付 録 「義足機能リアルタイム計測・評価ソフトウェア」のプログラム	

第 1 章

序 論

1. 1 義足足部・足継手部機能

下肢切断者や下肢麻痺者は福祉機器である義足や下肢装具を使用することで歩行という移動手段を再獲得する。歩行を再獲得するために義足使用者や装具使用者の運動能力や生活習慣に合ったものを適切に製作して、立位動作や歩行のリハビリテーション訓練を行い社会復帰する。しかし義足や下肢装具は適切なものを製作することが難しい。義足使用者や装具使用者に義足や下肢装具が適切なヒトの下肢機能の代償ができていないかの判断は、義肢装具士の視覚や感覚の経験で行われており客観的な評価することが難しい。その原因に挙げられることは、義足機能や下肢装具機能が適切なヒトの機能代償できているかを判断する定量的な計測・評価手法が無いこと、容易に義足機能や下肢装具機能を計測・評価できるシステムが無いことである。本研究の目的は、

1. 容易に義足機能を計測・評価できるシステムを開発する。その開発するシステムが義足機能の計測・評価に使用できることを示す。
2. 義足機能が定量的に計測・評価できる手法を提示する。この提示する手法によりにより義足足部・足継手部の種類の違いで義足足部・足継手部機能が異なることを明らかにする。

これら 2 テーマを本研究成果として示す。

現在の義足や下肢装具はヒトの足部・足関節機能を再現することに至っていない。これはヒトの足部・足関節部機能が非常に複雑なためであると考えられる。ヒトの足部は 28 個

の骨により形成されており，それらを大小の靭帯で結び複雑な動きを可能にしている．ヒトの足底部の形状はアーチ形状で，歩行や走行をしたときに足底部のアーチ形状の変化が床からの衝撃の緩和を可能にしていると考えられている．このためヒトの歩行やヒトの足部・足関節部機能は運動学解析，力学的解析，生理学的解析，数値によるモデル解析が行われており，数多くの研究が行われている．加倉井¹¹⁾はヒトの足底部のアーチ形状を動的に計測する研究を行っており，歩行したときの足底部のアーチ形状の高さが平坦路，階段，傾斜路で異なることを明らかにしている．また，高嶋¹²⁾はヒトの足部の3次元の力学モデル化を行っている．このモデルにより歩行したときの足底部のアーチ形状の粘弾性特性についての違いを明らかにしている．これらの様々な研究結果をもとに複雑なヒトの歩行に近づけ，ヒトの歩行を再現するためにメカトロニクス技術を取入れた高機能義足の研究¹⁾⁻⁷⁾や高機能下肢装具の研究⁸⁾⁻¹⁰⁾が進められている．しかし，一般に使用されている義足や下肢装具は，歩行したときヒトの足部・足関節部機能を受動的な義足の機構や下肢装具の機構で代償している．下肢の能動的な力が大きく必要とする坂道や階段における歩行では，義足足部・足継手部や下肢装具継手部でヒトの足部・足関節部の機能代償ができていない．このため，ヒトの歩行により近づけるため平坦路の歩行と異なり負担となる坂道や階段などの不整地で歩行したときの義足足部・足継手部機能や下肢装具継手部機能を計測できる研究が必要と考えられる．

1. 2 義足足部・足継手部の研究

義足はヒトの下肢機能の代償する必要があるため，義足使用者の運動能力，生活習慣などに義足を適切に選択することで義足使用者の負担が大きく変化する．このため義足についての研究が数多く行われている．義足足部・足継手部の研究では大きく3テーマに分類することができる．

1. 能動義足(動力義足)の足部・足継手部の開発.
2. 従来の義足足部・足継手部機能の改良・改善.
3. 義足足部・足継手部機能の定量的な計測・評価手法の提示.

これら3テーマの中の本論文では、「3. 義足足部・足継手部機能の定量的な計測・評価手法の提示」について研究を行った.

義足機能の計測の研究は義足ソケット部, 義足膝継手部, 義足足部・足継手部機能の計測が行われている. 義足ソケット部は個々の義足使用者の下肢の切断端に合わせたものを独自に義肢製作所が製作する. 下肢の切断端は義足使用者により異なり適切な義足ソケットを製作しなければ切断端の皮膚が損傷する問題がある. そのため義足ソケットとヒトの皮膚との内圧計測する研究¹³⁾や義足ソケットの内圧を変化させる構造の研究¹⁴⁾⁻¹⁶⁾が行われている. 一方, 義足足部・足継手部や義足膝継手部はモジュラー型になっており義足メーカーが開発したものを義足使用者の運動能力や生活習慣に合うものを選択する必要がある.

義足足部・足継手部は義足膝継手部と比較すると多種であり機能調整が複雑である. 義足足部にはキールや足継手部が組込まれている. このキールや足継手部の種類・有無・調整等で義足歩行の揺動, 安定性が変化する. Fig. 1.1 に義足足部・足継手部を示す. Fig. 1.1 (a)に従来の単純な機構の義足足部・足継手部を示す. これはキールが木製で足継手部が含



Fig.1.1 Prosthetic ankle and joint

まれない。木製のキールをゴム製の足部のカバーで覆い、弾性変形により義足足継手部機能を代償する。Fig. 1.1 (b)に高機能の義足足部・足継手部に含まれているカーボン製のキールを示す。Fig. 1.1 (c)のメカトロニクス技術を取入れた義足足部・足継手部を示す。

これら義足足部・足継手部はヒトの足部・足関節機能である底屈位、背屈位などの代償を行っている。底屈位、背屈位などの機能代償を義足足部・足継手部に含まれるキールやゴムバンパーやウレタンなどの弾性変形により行っており、義足使用者の運動能力、活動度、使用目的に合うように取替えることで機能代償している。近年では、それらの代わりとなる反発力が大きいカーボン製のキールにより衝撃を緩和することで、ヒトの足部・足関節機能の代償を行っている。現在、一般に使用されている義足足部・足継手部は従来型の単純な機構で日常生活に用いるものから、反発力が大きいカーボ製のキールを取入れた義足足部・足継手部がある。Fig.1.2 に示すカーボン製の義足(今仙技術研究所)は走る・跳ぶ動作が可能となる。このような義足はスポーツ用で義足膝継手部と義足足部・足継手部が



Fig.1.2 Sport prosthesis (IMASEN engineering corporation)

一体となっている。このスポーツ用の義足を使用して両下腿切断者である Oscar Pistorius が健常者と同様に短距離走の選手としてロンドンオリンピックに出場した実績がある。また、Laura ら²⁰⁾はカーボン製のキールの下腿部に一軸ダンパーを組込んだ義足足部・足継手部の研究を行っている。Samuel ら²¹⁾は義足足継手部にブラシレスモータを組込み階段や傾斜

路を健常者の歩行に近づけるための足継手部にトルクを発生させる義足足部・足継手部の研究を行っている。これら義足足部・足継手部を高機能化することで限定した動きであればヒトの足部・足関節機能が代償できつつある。しかし、メカトロニクス技術を導入した高機能義足足部・足継手部は値段が高く、公的給付の対象外のために使用されていない。一般に使用されている義足の多くは、義足足部に含まれているゴムバンパーやカーボンキールが義足歩行したとき外力を受け、弾性変形することでヒトの足部・足関節機能を部分的に代償している。また、能動的な力が必要とする傾斜路や階段での義足歩行は現在も義足使用者に負担となっている問題がある。これら数多くある義足足部・足継手を義肢装具士が義足使用者に適切に選択して、正確な義足アライメントの調整をすることは難しい問題がある。このため義足足部・足継手機能を計測する研究や義足アライメントの調整の研究¹⁷⁾⁻¹⁹⁾が行われている。

1. 3 義足足部・足継手部機能の計測の問題点

床反力計と空間座標計測装置は多くの運動解析で用いられ、義足歩行の研究²²⁾にも用いられている。これらの装置は非常に高価である。床反力計は数十万円から数百万円のもの販売されている。そして床反力計を使用するためには、床全体を床反力計の高さにすることや床に埋め込んで設置する必要がある。1台の床反力計で歩行の連続した歩行計測をするには、計測空間に数台の床反力計を敷詰めるか大型床反力計²⁵⁾を設置しなければならない。また、空間座標計測装置は数十万円から数千万円までの高価なものが販売され、歩行計測に使用するために専用の大きな部屋が必要となる。このため義足製作現場や医療機関での義足歩行解析や義足アライメントの調整等の支援ができるが費用や広い計測空間の確保することの問題で大学や研究機関での限定された施設のみで使用されている。

一般に販売されている床反力計用いた力学解析は平坦な床面に設置することで、床反力（力とモーメント）や圧力中心（CoP）の軌跡や床反力線にして可視化し「歩行」や「立ち上がり」動作などの計測・評価に数多く使用されている。しかし、傾斜路、階段などの不

整地に床反力計の大きさや構造上の問題により設置することは難しいため不整地での力学解析の研究が少ない。そのため負担となる不整地で義足歩行したときの床反力計を使用した研究は少ない。本来、義足使用者は日常生活において室内外の坂道、階段、悪路などで義足歩行をするため、室内の平坦な床の義足歩行の計測だけでは十分といえない。日本国内の生活環境では、公共場所でバリアフリー経路の設置がすすめられエレベータやエスカレータの設置が行われている。しかしながら多くの公共場所では傾斜路や段差での義足歩行による移動が必要となっている。

構造物である義足はヒトの脚と異なり義足にセンサを組込むことが可能なため床反力計の問題点が解決できる。義足にセンサを組込み義足歩行したときの連続した外力の負荷による応力の計測をして義足の様々な部位の負荷を推定するパイロスタディ計測手法²⁴⁾がある。この手法は高機能義足膝継手や高機能義足足部・足継手部の制御や義足部品の耐久疲労試験に用いられている。6分力計を義足に組込んだ義足の耐久試験機の開発は世界中で行われ義足の規格化に利用されている²³⁾。

このように義足にセンサを組込み臨床現場、義足製作現場でデータを得て定量的な評価手法を提示することができれば義足アライメントの調整などに応用して簡単に支援することができ、義足の機能の改善、開発に利用することが可能になると考えられる。しかし、これを実現するには、低価格で簡便に使用できる計測システムや義足機能の定量的な評価手法が必要となる。

これらの問題を解決するために本論文では、床反力計の代替装置として市販の小型の6分力計を義足下腿部に組込んだ。小型の6分力計を組込んだ義足を用いて平坦路や義足歩行で負担となる傾斜路で義足歩行したときの義足足部・足継手部機能を計測・評価した。傾斜路や階段などの不整地でリアルタイムの義足歩行を計測できるシステムを LabVIEW 開発環境で開発した。この開発した可搬型の「義足機能リアルタイム計測・評価システム」により義足歩行したときの義足足部・足継手部機能を計測した。計測したデータを PC に表示して義足足部・足継手部の機能の計測・評価できるように独自に開発したソフトウェア

の「リアルタイム義足機能計測・評価ソフト」により提示を可能にした。義足足部・足継手部の機能を計測するために Load line, および平坦路, 傾斜路, 階段で計測できる計算手法の Roll-over Shape により評価を行った。それらの2種類の手法により義足足部・足継手部の機能を評価した。義足足部・足継手部の機能を明らかにすることで, 義足足部・足継手部の義足アライメントの調整や義足歩行したときのヒトの足部・足関節機能に近い義足足部・足継手部の開発に役立てることを示した。

1. 4 義足機能の計測・評価に使用する fcp(force contact point)の計算手法

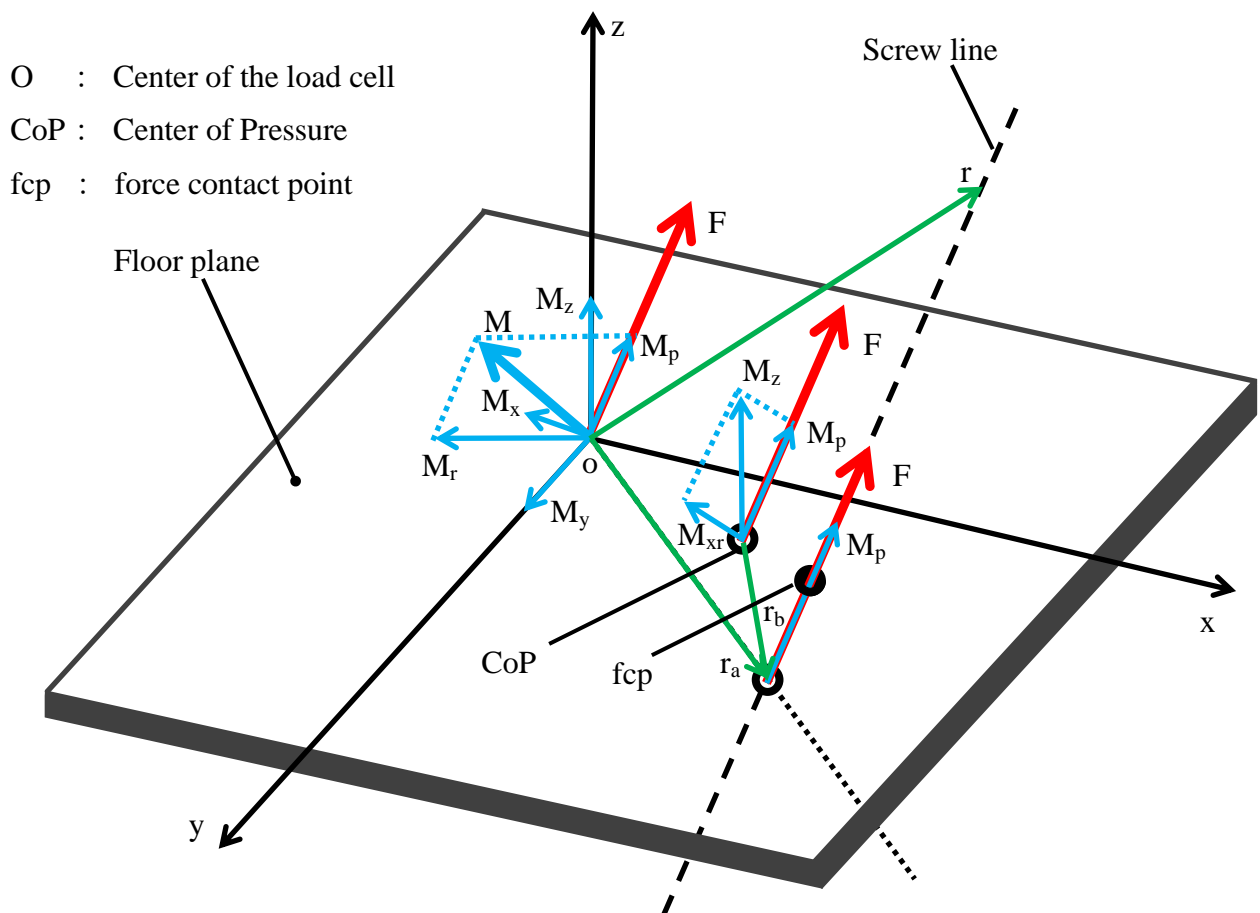


Fig. 1.1 Screw line model

本論文では、数多くのヒトの力学解析の研究で用いられている床反力計で計測する圧力中心(CoP : center of Pressure)でなく, fcp(force contact point)で義足歩行したときの義足足部・足継手部機能の計測・評価に用いる. fcp を用いた研究は義足歩行, 義足アライメントの調整の研究, 義足の耐久構造試験機に用いられている. fcp は Screw line と平面と交差する位置を示す. Screw line は力ベクトルとこの力ベクトルと平行となるモーメントベクトル成分の作用線を示す. CoP は力ベクトルと鉛直方向のモーメントベクトル成分が 2 方向に作用する位置となる. このため fcp は CoP より, 剛体に作用する純粋な位置を計算しているためより正確と考えられる. Fig. 1.1 に fcp と CoP が平面の位置ある計算モデルを示す.

Eq. (1-1)~Eq. (1-22)で Screw line と平面が交差する位置である fcp を求められる. この Fig. 1.1 に示す fcp を求めるには, 空間座標の原点としたセンサの中心に作用する合力 F ベクトルと合モーメント M ベクトルを計算する. このとき合モーメント M ベクトルを合力 F ベクトルと平行になるように分解する. 合モーメント M ベクトルの成分は Eq. (1-1)に示す. 合モーメント M ベクトルを分解することで Eq. (1-2)となる.

$$M = (M_x M_y M_z)^t \quad (1-1)$$

$$M = M_p + M_r \quad (1-2)$$

このとき Eq. (1-3) ~Eq. (1-7)とする.

$$M_p // F \quad (1-3)$$

$$M_r \perp F \quad (1-4)$$

$$M_p = (a) F \quad (1-5)$$

$$M_r = r_a \times F \quad (1-7)$$

次に fcp を求めるため Screw line を求める. Screw line と合力 F ベクトルが平行になるため Eq. (1-8)となる. Eq. (1-8)を解くことで Eq. (1-9)となり, Eq. (1-9)に Eq. (1-7)を代入

して Eq. (1-10)となる。その Eq. (1-10)に Eq. (1-2)を代入することで Eq. (1-11)になる。
 Eq. (1-11)に Eq. (1-5)を代入することで Eq. (1-12)が空間を通る Screw line の式になる。

$$(r - r_a) \times F = 0 \quad (1-8)$$

$$r \times F - r_a \times F = 0 \quad (1-9)$$

$$r \times F - M_r = 0 \quad (1-10)$$

$$r \times F - (M - M_p) = 0 \quad (1-11)$$

$$r \times F - M + a \cdot F = 0 \quad (1-12)$$

このとき Eq. (1-13)~Eq. (1-17)とする。

$$r = (x \ y \ z)^t \quad (1-13)$$

$$F = (F_x \ F_y \ F_z)^t \quad (1-14)$$

$$M = (M_x \ M_y \ M_z)^t \quad (1-15)$$

$$a = M \cdot F / F \cdot F \quad (1-16)$$

$$= (M_x F_x + M_y F_y + M_z F_z) / (F_x^2 + F_y^2 + F_z^2) \quad (1-17)$$

Eq. (1-12)を解くことで矢状面と前額面から投影した平面の Screw line の Eq. (1-18)と Eq. (1-19)を得ることができる。

$$\text{Sagittal plane : } x F_z - z F_x - M_y + a F_y = 0 \quad (1-18)$$

$$\text{Frontal plane : } z F_y - y F_z - M_x + a F_x = 0 \quad (1-19)$$

Eq. (1-18)と Eq. (1-19)を解くことで空間内にある fcp の位置座標を求めることができる。

また、CoP の位置を求めるには、Eq. (1-20)~Eq. (1-22)を用いて fcp と同様に計算することで求めることができる。

$$M_y = M_z = 0 \quad (1-20)$$

$$M_z = M_p + M_{xr} \quad (1-21)$$

$$M_{xr} = r_b \times F \quad (1-22)$$

Fig. 1.2 に健常者の実験参加者 4 名が床反力計の上で歩行した fcp と CoP の軌跡の結果を示す。Fig. 1.2 は右足部の踵接床～つま先離床までの水平面で投影した fcp と CoP の軌跡の変化を示す。Eq. (1-18) と Eq. (1-19) を用いて fcp を求めた結果である。fcp と CoP の軌跡の形状に違いを示した。しかしながら、多くの先行研究に用いられている CoP の軌跡の変化と同様に実験参加者により fcp の軌跡の変化に違いを示した。このため歩行機能の計測・評価に用いることが可能といえる。

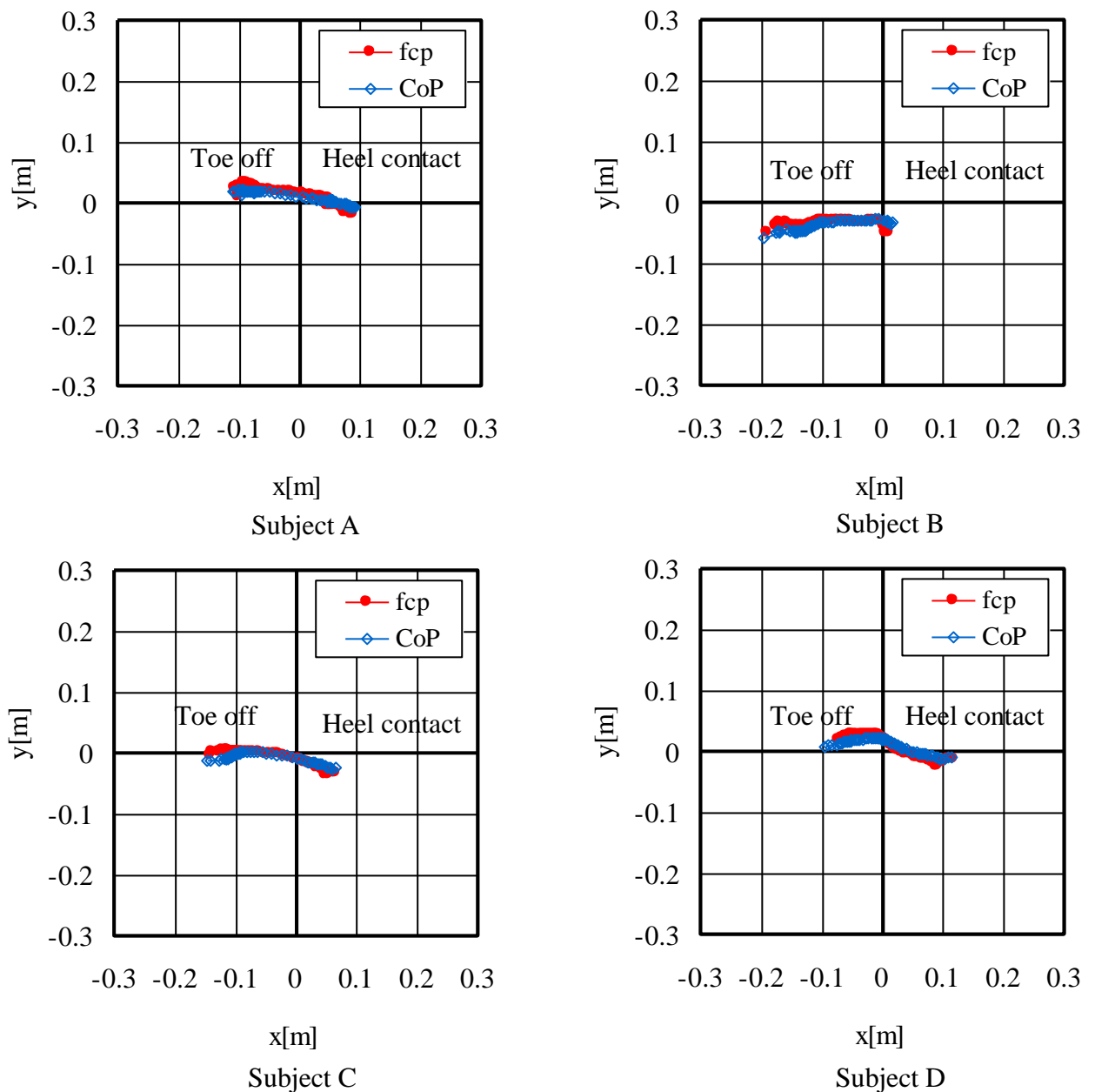


Fig 1.2 Comparison of the locus of fcp and CoP in gait

1. 5 Roll-over Shape(RoS)による歩行計測の計算手法

Roll-over Shape は圧力中心 (CoP) を任意の位置からを固定した点から見たときの圧力の軌跡を示す. 先行研究では, 床反力計で計測した CoP を足関節, 膝関節, 股関節などの位置を固定して, その固定した位置からみた圧力中心の軌跡を RoS としている. 本論文では, fcp で CoP の代替して足関節, 膝関節, 股関節から見た軌跡を RoS として義足足部・足継手部機能の計測に用いる.

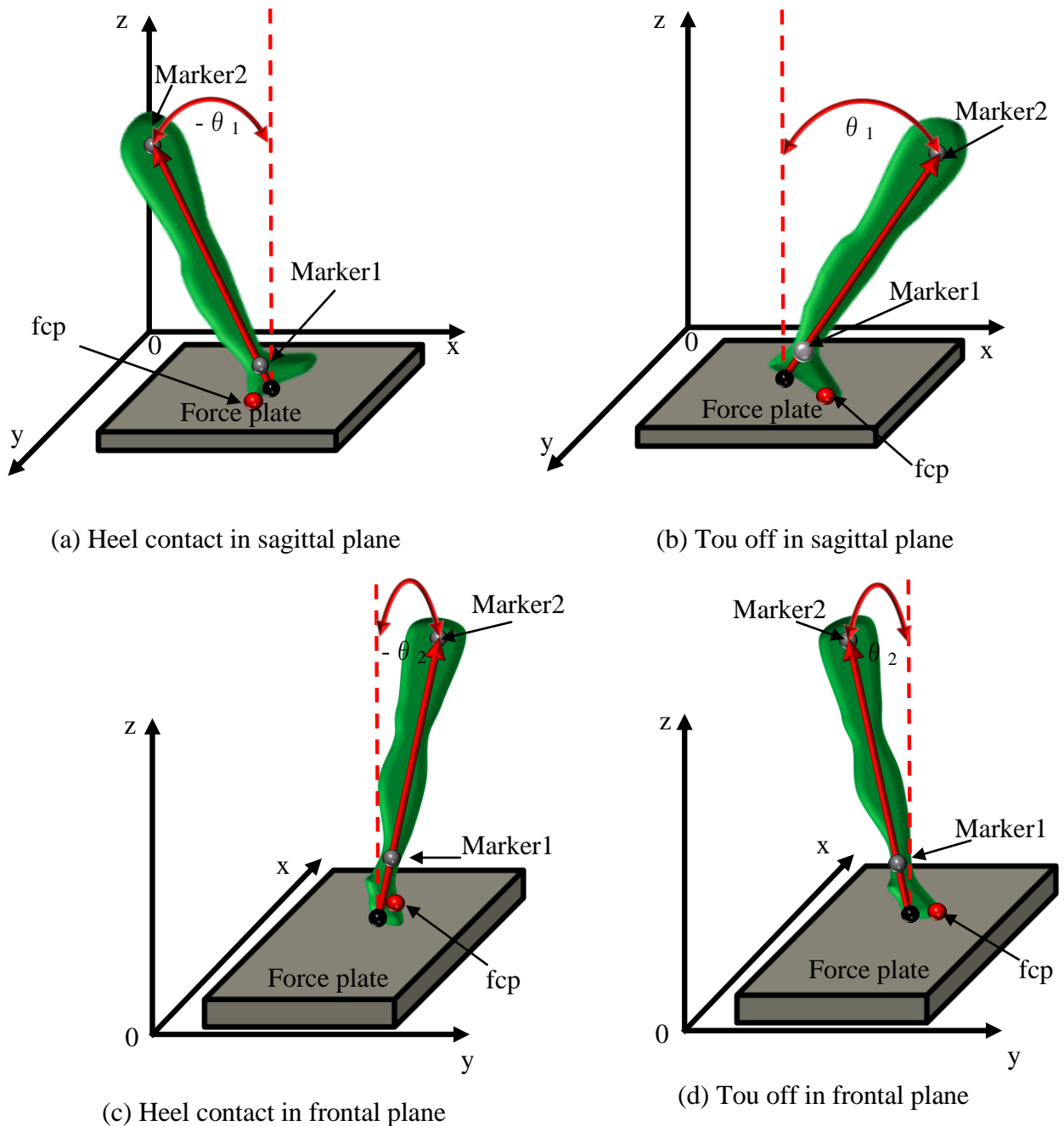


Fig. 1.3 Gait model

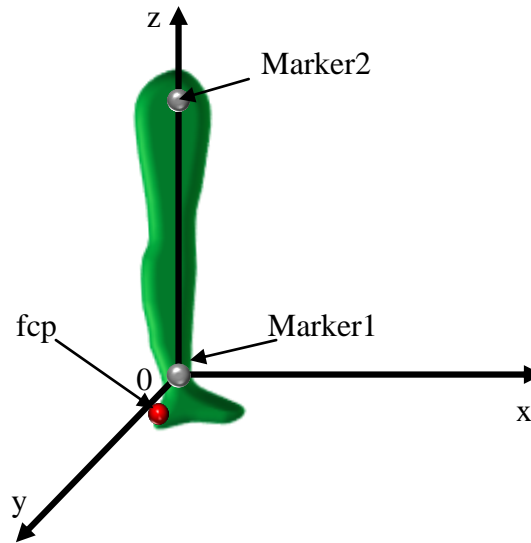


Fig. 1.4 Roll-over Shape model

Fig. 1.3 に空間座標計測システム内で歩行したときの様子を示す。 Fig. 1.3 (a), Fig. 1.3 (b) に矢状面の歩行した下肢の様子， Fig. 1.3 (c), Fig. 1.3 (d)に前額面の歩行した下肢の様子を示す。足関節部に Marker1，膝関節部に Marker2 を取付け，床反力計の上で歩行したときの fcp の位置を示す。 Fig. 1.4 に Marker1 を原点としたときの RoS を示す。RoS を求めるには Marker1 と Marker2 を通る直線として考え，Eq. (1-23)～Eq. (1-31)を用いる。2 点を通る直線が床面と交差する位置を点 g とする。矢状面と前額面の 2 平面として考える。

RoS を求める。床面に対する下腿部の角度を Eq. (1-23)で矢状面，Eq. (1-24)で前額面を計算する。

矢状面：

$$\theta_1 = \tan^{-1} \left(\frac{x_g}{z_g} \right) \quad (1-23)$$

前額面：

$$\theta_2 = \tan^{-1} \left(\frac{y_g}{z_g} \right) \quad (1-24)$$

座標の原点からみた位置に座標変換を Eq. (1-25)~Eq. (1-31)で行う. Marker1 を Eq. (1-25)
で矢状面の座標変換を行い, 次に Eq. (1-26)で前額面の座標変換を行う.

$$\begin{bmatrix} X'_{M1} \\ Z'_{M1} \end{bmatrix} = R_1 \begin{bmatrix} X_{M1} \\ Z_{M1} \end{bmatrix} \quad (1-25)$$

$$\begin{bmatrix} Y'_{M1} \\ Z''_{M1} \end{bmatrix} = R_2 \begin{bmatrix} Y_{M1} \\ Z'_{M1} \end{bmatrix} \quad (1-26)$$

fcp を Eq. (1-27)で矢状面の座標変換を行い, 次に Eq. (1-28)で前額面の座標変換を行う.

$$\begin{bmatrix} X'_{fcp} \\ Z'_{fcp} \end{bmatrix} = R_1 \begin{bmatrix} X_{fcp} \\ Z_{fcp} \end{bmatrix} \quad (1-27)$$

$$\begin{bmatrix} Y'_{fcp} \\ Z''_{fcp} \end{bmatrix} = R_2 \begin{bmatrix} Y_{fcp} \\ Z'_{fcp} \end{bmatrix} \quad (1-28)$$

このとき R_1 の θ_1 と R_2 の θ_2 は Eq. (1-29)と Eq. (1-30)とする.

$$R_1 = \begin{bmatrix} \cos \theta_1 & -\sin \theta_1 \\ \sin \theta_1 & \cos \theta_1 \end{bmatrix} \quad (1-29)$$

$$R_2 = \begin{bmatrix} \cos \theta_2 & -\sin \theta_2 \\ \sin \theta_2 & \cos \theta_2 \end{bmatrix} \quad (1-30)$$

Fig. 1.4 に示すように Marker1 を原点とした位置からみた fcp の軌跡の RoS を Eq. (1-31)で
求めることができる.

$$\begin{bmatrix} X_{RoS} \\ Y_{RoS} \\ Z_{RoS} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} X'_{fcp} \\ Y'_{fcp} \\ Z''_{fcp} \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} X'_{M1} \\ Y'_{M1} \\ Z''_{M1} \end{bmatrix} \quad (1-31)$$

Fig. 1.5 に Eq. (1-20)～Eq. (1-31)を解き，床反力計で歩行したときの fcp の RoS を示す．
Fig. 1.5(a)に空間座標系を歩行したときの fcp と Marker1 と Marker2 の連続した位置を示す．
Fig. 1.5(b)に Marker1 を原点として fcp をみた固定座標系を示す．歩行したときの fcp を連続して示すと fcp の軌跡はアーチ状になり，これを RoS とする．

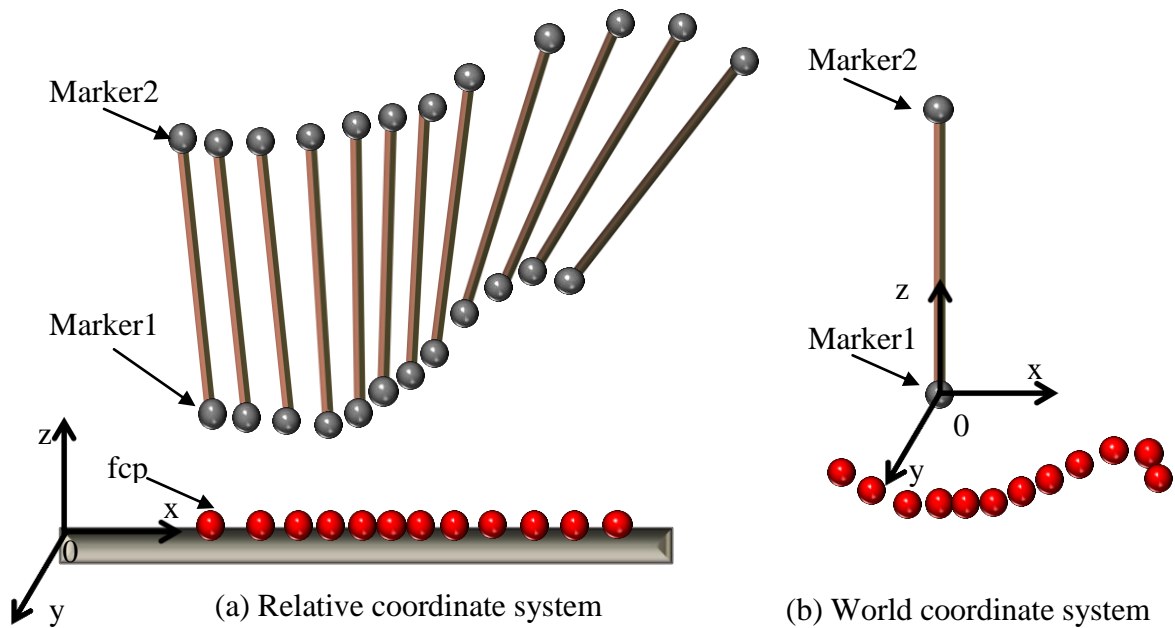
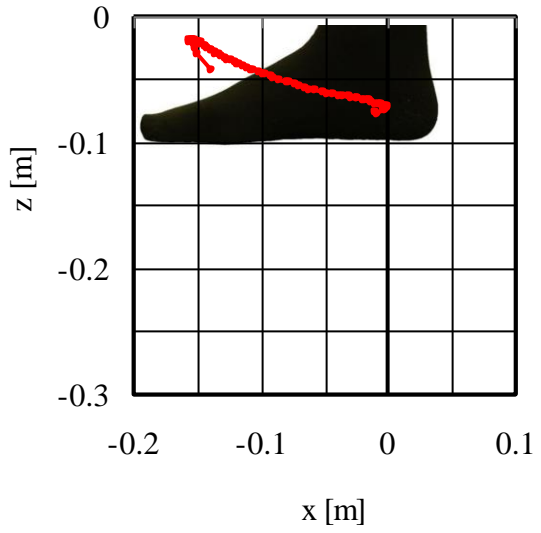
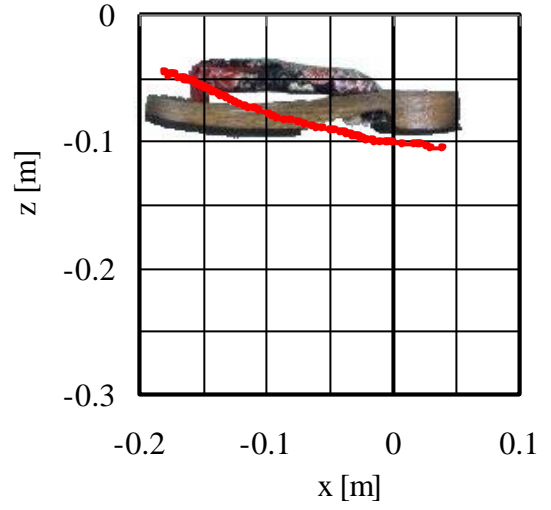


Fig. 1.5 Roll-over Shape coordinate system model

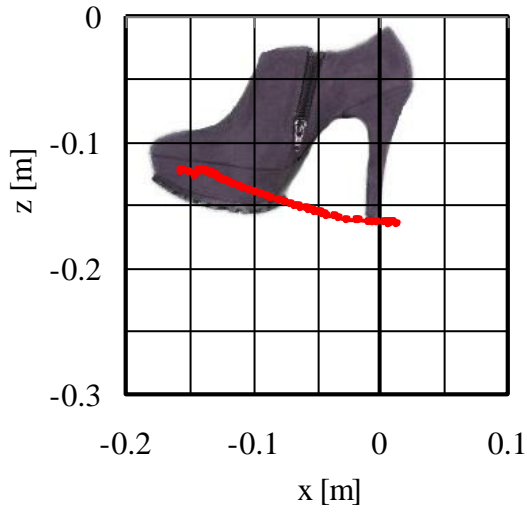
Fig. 1.6 に実験参加者 1 名の裸足と履物 4 種類の計 5 状態で歩行した．RoS を計算する．
Eq. (1-20)～Eq. (1-31)を用いて，歩行したときの fcp から求める RoS の結果を示す．Fig. 1.6 (a)に裸足で歩行， Fig. 1.6 (b)に女性用下駄で歩行， Fig. 1.6 (c)に Pumps (0.12[m] heel)で歩行， Fig. 1.6 (d)に Pumps (0.07[m] heel)で歩行， Fig. 1.6 (d)に Pumps (0.05[m] heel)で歩行したときの右足部の踵接床～つま先離床までの RoS の結果を示す． fcp から求める RoS は先行研究で用いられている CoP から求める RoS と同様に履物の有無，履物の違いにより変化を示した．このため fcp から求める RoS は歩行機能の計測・評価に使用できることを示した．



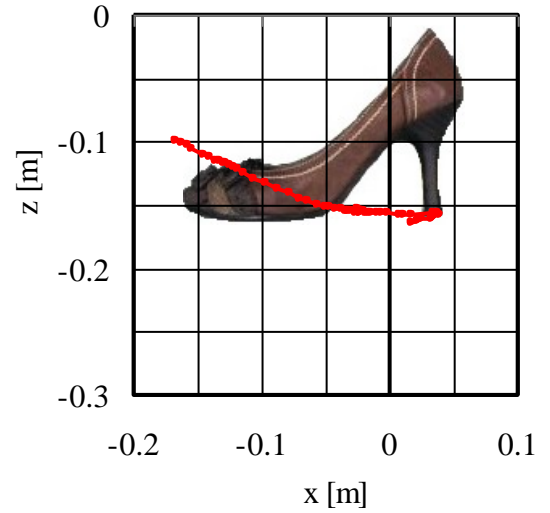
(a) Barefoot



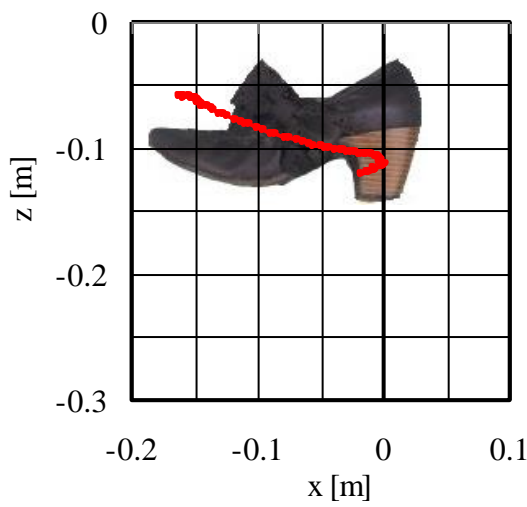
(b) Geta



(c) Pumps(0.12[m] heel)



(d) Pumps(0.07[m] heel)



(e) Pumps(0.05[m] heel)

Fig. 1.6 Result of Roll-over Shape in sound gait

1. 6 論文の構成

本論文の構成は、以上の研究内容についてまとめたものである。第 2 章では、LabVIEW 開発環境で開発した連続した義足歩行を計測できる可搬型の「義足機能リアルタイム計測・評価システム」の構成について述べた。この開発したシステムを使用して傾斜路で義足により横歩きしたときの 6 分力を計測した。また、開発した「義足機能リアルタイム計測・評価ソフトウェア」により計測した 6 分力から fcp の計算を行った。この計算結果を Load line として PC に表示して義足足部・足継手部機能の計測・評価に使用できることを示した。

第 3 章では、第 2 章で述べた「義足機能リアルタイム計測・評価システム」を使用して、平坦路で連続した義足歩行を計測した。この計測結果から小型 6 分力計の出力から求める fcp を計算して、fcp から求める RoS の計算手法を提示した。この計算手法を用いた RoS で義足足部・足継手部機能の計測・評価について述べた。

第 4 章では、第 3 章で述べた RoS の計算モデルを使用した。この RoS の計算モデルに傾斜角度を考慮して、傾斜路で義足歩行したときの RoS の計測が可能であることを示した。傾斜路で連続した義足歩行をして、義足足部・足継手部の種類により RoS の変化で義足足部・足継手部の機能の違いがあることを明らかにした。

第 5 章では、開発した「義足機能リアルタイム計測・評価システム」を用いて平坦路、傾斜路で連続した義足機能の計測・評価を行った。義足歩行して義足足部・足継手部機能の計測するために「Load line」, 「RoS」を用いた。RoS は先行研究の床反力計の 6 分力から計算する CoP でなく、fcp が計算することができる「義足機能リアルタイム計測・評価ソフトウェア」開発して使用した。また、「Load line」, 「RoS」を用いて義足歩行したときの義足足部・足継手部機能を計測・評価した。それらの結果をまとめ、今後の課題を述べた。

第 1 章の参考文献

- 1) 李成求, 森本正治, 古荘純次, 小柳健一, 徳田美和, 中川昭夫, 赤澤康史, 橋本泰典 :

- インテリジェント義足足継手の研究開発, 第3報, インテリジェント足継手二次試作機の開発及び歩行実験, 日本機械学会論文集C編, 2533-2539, 2006.
- 2) 島田洋一, 寺山幸誠: マイクロプロセッサを用いた能動下腿義足用制御システム, 電子情報通信学会技術研究報告. MBE, ME とバイオサイバネティクス, 106(80), 17-20, 2006.
 - 3) 二宮誠, 増田勝也, 鈴木光久, 後藤学, 石松隆和: 階段や坂を歩ける大腿義足膝継手 NAL-Knee の開発, 日本義肢装具学会誌, Vol.24, No.4, 228-236, 2008.
 - 4) 中川昭夫: 電子制御義足膝継手の開発, 日本義肢装具学会, Vol.15, pp.23-25, 1999.
 - 5) Amol M. Karmarkar, Diane M. Collins, Todd Wichman, Allison Franklin, Shirley G. Fitzgerald, Brad E. Dicianno, Paul F. Pasquina, Rory A. Cooper.; Prosthesis and wheelchair use in veterans with lower-limb amputation, *Journal of Rehabilitation Research & Development*, Volume 46, Number 5, 567-576, 2009.
 - 6) Ernesto C. Martinez-Villalpando, Hugh Herr, Agonist-antagonist active knee prosthesis A preliminary study in level-ground walking, *Journal of Rehabilitation Research & Development*, Volume 46, Number 3, 361-374, 2009.
 - 7) Ava D. Segal, Michael S. Orendurff, Glenn K. Klute, Martin L. McDowell, Janice A. Pecoraro, Jane Shofer, Joseph M. Czerniecki.; Kinematic and kinetic comparisons of transfemoral amputee gait using C-Leg® and Mauch SNS® prosthetic knees, *Journal of Rehabilitation Research & Development*, Volume 43, Number 7, 857-870, 2006.
 - 8) 古荘純次, 菊池武士, 森本正治, 徳田美和, 李成求, 橋本泰典, 中川昭夫, 赤澤康史: せん断型コンパクト MR ブレーキを用いたインテリジェント下肢装具の研究開発 (第1報) せん断型コンパクト MR ブレーキの開発と制御型短下肢装具への応用, 日本ロボット学会誌, Vol.25, No.6, 867-873, 2007.
 - 9) 芝田京子, 井上喜雄, 亀山裕生, 金澤一成: DC モータによるエネルギー回生を用いた短下肢装具の開発, 生活生命支援医療福祉工学系学会連合大会講演論文集 (CD-ROM) 巻, 2010.
 - 10) 赤澤康史, 中川昭夫, 中村俊哉, 大塚博: 脳卒中片麻痺者のための短下肢装具の研究, 福祉のまちづくり工学研究所報告集, 168-172, 1999.

- 11) 加倉井周一：人の足底アーチの動的機能及び足部センサの開発に関する研究，基盤研究(C)(2)研究成果報告書，2002.
- 12) 高嶋孝倫：歩行中のヒト足部に着目した力学モデル解析とその応用に関する研究，2003.
- 13) 森本正治：低干渉小型 3 分力計による義足ソケットと断端の接触適合性の計測評価の試み，福祉工学シンポジウム講演論文集， 61-62,2002.
- 14) 小川淳夫，大日方五郎，長谷和：徳接触圧力制御機能を持つ義足ソケットの設計，福祉工学シンポジウム講演論文集， 189-192,2008.
- 15) 佐々木一彦，中村浩平，藤田欣也：義足製作におけるファジィ調整則自動適合採型システムの開発，日本機械学会論文集 C 編， 71(705), 1661-1668, 2005.
- 16) 佐々木一彦，中村浩平，藤田欣也：義足製作におけるファジィ調整則を用いた即時適合採型システムの開発，福祉工学シンポジウム講演論文集， 77-80, 2004.
- 17) David A.Boone, Toshiki Kobayashi, Teri G. Chou, Adam K. Arabian, Kim L. Coleman, Michael S. Orendurff, Ming Zhang.: Influence of Malalignment on Somet reaction moment during gait in amputees with transtibial prostheses, *Giit and Posture*37, 620-626,2013.
- 18) 森本正治，山下保，荷重線リアルタイム表示システムの開発と下腿義足アライメント調整への応用 4 部計測，バイオメカニズム (13), 267-277, 1996.
- 19) 坂本律子，隆島研吾，前野里恵，大久保 一恵，東城真由美，秋山洋子，藤谷尚子，佐鹿博信，Total Surface Bearing (TSB)式下腿義足の 5 症例適応と処方における工夫，理学療法学， 25(3), 135-142, 1998.
- 20) Laura A. Miller, MS and Dudley S. Childress.: Analysis of a vertical compliance prosthetic foot, *Journal of Rehabilitation Research and Development*, Vol.34, No.1, January,52-57,1997.
- 21) Samuel Au, Max Berniker, Hugh Herr.: Powered ankle-foot prosthesis to assist level-ground and stair-descent gaits, *Neural Networks*21, 654-666, 2008.
- 22) 幸幹夫，澤村誠志，雨森邦夫，中川昭夫，小島功，長倉祐二：足部交換の臨床比較，日本義肢装具学会， Vol.7,185-191,1991.
- 23) 吉田晴行，森本正治，橋本泰典：3ISO22675 に基づく義足足部・足継手部の歩行機能

試験機の開発（三軸 Pylon ロードセルを用いた動的 Roll-over 特性解析），日本機械学会
論文集 C 編，78 巻 795 号， 3642-3649,2012.

- 24) 森本正治：義足歩行機能計測・評価システムの開発と応用に関する研究， 6-19,1989.
- 25) 野口哲夫，長尾竜郎，山本敏泰：大型床反力計による正常歩行の研究 特に坂道と階段歩行について，日本リハビリテーション医学会誌 26(2)， 105-111,1989.

第2章

可搬型義足機能計測・評価システムの開発

2.1 はじめに

義足歩行では、負担となる傾斜路や階段で正面を向いて昇降するのではなく、義足膝継手の急な膝折れが起きにくい横歩き義足歩行（カニ歩き）がある。横歩き歩行は、義足歩行を獲得するためのリハビリテーション訓練や義足歩行を獲得したのちに段差、傾斜路、階段などで急な膝折れが起きにくいいため使用する重要な義足歩行である。義足足部・足継手部の機能は、義足歩行したときかかる負荷によりヒトの足部・足関節機能を代償するように開発されている。しかし、横歩き義足歩行したときの義足足部・足継手部機能は、適切であるか、また、どのような負担があることかは計測されていない。その原因として、傾斜路や階段での義足歩行したときの義足足部・足継手部の負荷計測するシステムがないこと、義足機能を評価する手法が確立されていないことが考えられる。

横歩き歩行は立脚期で足がそろう重要な歩行のひとつである。横歩き義足歩行で傾斜路を昇った様子を Fig. 2.1 に示す。健足脚を先に出して支持脚にしてから義足脚を健足脚の

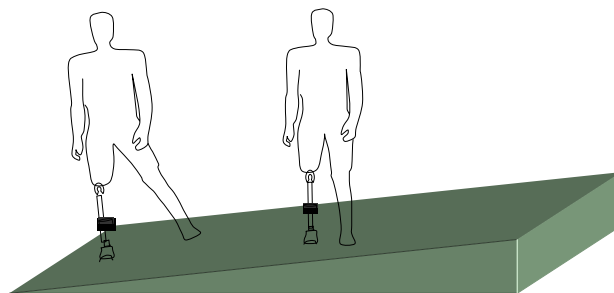


Fig.2.1 Side step walking

位置まで引寄せて傾斜路や階段を昇降する。また、義足脚を先に出してから健足脚を義足脚の位置まで引寄せ傾斜路を昇降することも可能である。その 2 状態の傾斜路を横歩き義足歩行で昇降したときの義足足部・足継手部機能についてはわかっていない。そのため、傾斜路を横歩き義足歩行したときの負荷を計測して義足足部・足継手部の底背屈する機能や内外反する機能について評価する必要があると考えられる。

傾斜路や階段などで歩行計測する研究では、小住⁶⁾による 2 台の床反力計と空間座標計測装置を用いて段昇降の義足歩行を力学計測して歩行評価した報告がある。段昇降したときの体幹の移動が異なることを明らかにしている。高島ら⁷⁾は、試作した義足足部を評価するために 4 台の床反力計と空間座標計測装置を用いている。義足歩行したときの義足の足裏の圧力中心を計測して、試作した義足足部の安定性についての報告を行っている。

しかし、床反力計は傾斜路や階段などの不整地での歩行計測や連続した歩行計測が難しい。連続した歩行計測するには、計測空間に数台の床反力計を敷き詰める必要がある。大掛かりになるため設置費用も高価なため特定の施設でしか計測ができないため、不整地での義足歩行の報告や連続した義足歩行の力学解析は少ない。そのため、甲斐ら⁴⁾や井上ら⁵⁾は靴底に装着できる 6 軸力覚センサを開発して靴底に装着し、傾斜路や階段で歩行計測できる研究を行っている。著者ら^{1),2),3),8),9)}は、義足下腿部に荷重センサを組込むパイロン・スタディ計測手法で荷重線を表示して、傾斜路を義足歩行したときの義足アライメント調整を支援する報告を行ってきた。このように被験者に荷重センサを装着することで連続した歩行の計測は有効であると考えられる。

本章では、各メーカーの義足足部・足継手部が義足歩行の横歩きに適した機能であることを計測・評価する。義足の機能の計測・評価に用いる Load line の計算手法を提示する。この計算手法を組込んだ動的な義足機能の計測・評価ができる可搬型のシステムの構成について述べ、横歩き義足歩行で傾斜路を昇降したときの義足足部・足継手部の機能の計測・評価した結果を示す。

2. 2 義足足部・足継手部機能

一般に使用する義足足部・足継手部は、一軸の可動域で底背屈ができる単軸足部、底背屈と内外反ができる多軸足部、足継手に可動域が無い SACH (Solid Ankle Cushion Heel) 足部に分類することができる。義足足部・足継手部に組み込まれているキール、ゴムバンパーの弾性変形でヒトの足部・足関節機能を代償する。一般に使用するものから高機能の義足足部・足継手部が日本や海外のメーカーで開発が行われ市販されている。そのため、平坦路を義足歩行することは、義足使用者にとって負担が少なくなっている。しかしながら、義足は平坦路を歩行するために作られているため義足歩行で負担となる傾斜路、階段、坂道横歩きを十分に考慮して、歩きやすさを実現した義足足部・足継手部はない。また、義足アライメントは平坦路で歩行することを第一に考慮して調整が行われている。



Fig. 2.2 Prosthetic foot of SACH foot

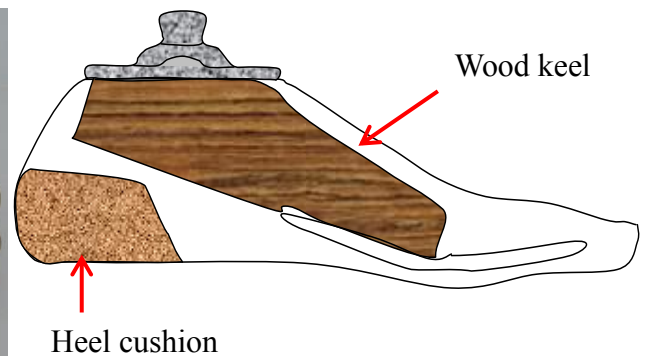


Fig. 2.3 Structure of SACH foot



Fig. 2.4 Prosthetic foot of Single axis foot



Fig. 2.5 Structure of Single axis foot

Fig. 2.2 に SACH 足部を示す. Fig. 2.3 に SACH 足部の構造を示す. SACH 足部は古くから最も使用されている義足足部であり, 木製のキールが使用され, 足継手部の可動域が無いいため, 踵接床時にウレタン製の踵が圧縮され変形することで義足歩行したときの衝撃の吸収や底屈位を可能にしている. また, Fig. 2.4 に Single axis foot を示す. Fig. 2.3 に Single axis foot の構造を示す. Single axis foot は義足に含まれているゴム製のバンパーの弾性変形により底背屈をする. 踵接床したときに後方バンパーが弾性変形して義足足部が底屈位となり, つま先離床に移るにつれて前方バンパーが弾性変形して義足足部が背屈位となる.

義足足部・足継手部の機能は通常の歩行したときのヒトの足部機能を代償するように開発されている. しかし, 横歩き義足歩行したときの義足足部・足継手部の機能は適切な機能を示していることが評価されていない. このため, 機能を計測できるシステムを開発して義足足部・足継手部の機能を評価する必要がある.

2. 3 義足足部・足継手部機能の計測方法

2. 3. 1 Load line の計算手法

剛体に作用する複数の力とモーメントは「1本の作用線(Screw Line)に沿った力とトルクに等価変換できる」という剛体力学の法則を用いて, 義足に作用する力とモーメントを1本のScrew Line上の合力と合モーメントに置き換えることができ, この線をLoad line(荷重線)とする.

Fig. 2.4 に固定座標系で小型の6分力計を組込んだ義足下腿部とLoad lineを投影した様子を示す. Load lineを空間上に投影するために義足下腿部の各部位を剛体と考え, 膝継手部回転軸中心と足継手部回転軸中心のモーメントを小型の6分力計から得た6分力の出力($f_x, f_y, f_z, M_x, M_y, M_z$)より算出する. Eq. (2-1)~Eq. (2-4)より膝継手部回転軸中心と足継手部回転軸中心の曲げモーメントを求める.

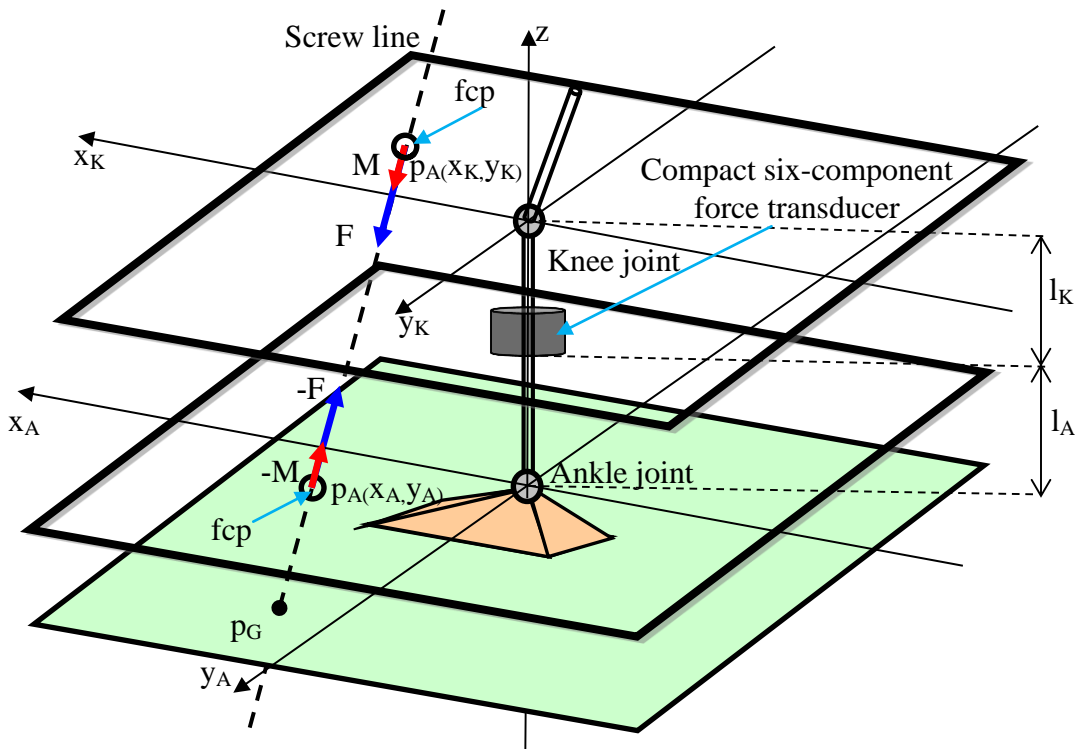


Fig. 2.4 Calculation mode of load line

膝継手部

$$M_{Kx} = M_x - F_y l_K \quad (2-1)$$

$$M_{Ky} = M_y - F_x l_K \quad (2-2)$$

足継手部

$$M_{Ax} = M_x + F_y l_A \quad (2-3)$$

$$M_{Ay} = M_y + F_x l_A \quad (2-4)$$

l_K : 小型 6 分力計から膝継手部回転中心までの距離

l_A : 小型 6 分力計から足継手部回転中心までの距離

Eq. (2-5)～Eq. (2-8)を用いて Screw line が膝軸参照面と交差する点 p_K (fcp), 足軸参照面と交差する点 p_A (fcp)を求め, 点 p_K と点 p_A の 2 点を通る足底部参照面の交点 p_G (fcp)を求めた. 点 p_G から点 p_K を結んだ直線上に力ベクトルやモーメントベクトルを加えたものを Load line とする.

p_K : Screw Line が膝軸手部回転軸中心参照面と交差する位置

p_A : Screw Line が足継手部回転軸中心参照面と交差する位置

p_G : Screw Line が足底面参照面と交差する位置

$$x_K = \frac{1}{f_z} \left(M_{Ky} - \frac{f_x \cdot M_{Kx} + f_y \cdot M_{Ky} + f_z \cdot M_{Kz}}{f_x^2 + f_y^2 + f_z^2} \cdot f_y \right) \quad (2-5)$$

$$y_K = \frac{1}{f_z} \left(M_{Ky} - \frac{f_x \cdot M_{Kx} + f_y \cdot M_{Ky} + f_z \cdot M_{Kz}}{f_x^2 + f_y^2 + f_z^2} \cdot f_x \right) \quad (2-6)$$

$$x_A = \frac{1}{f_z} \left(M_{Ay} - \frac{f_x \cdot M_{Ax} + f_y \cdot M_{Ay} + f_z \cdot M_{Az}}{f_x^2 + f_y^2 + f_z^2} \cdot f_y \right) \quad (2-7)$$

$$y_A = \frac{1}{f_z} \left(M_{Ax} - \frac{f_x \cdot M_{Ax} + f_y \cdot M_{Ay} + f_z \cdot M_{Az}}{f_x^2 + f_y^2 + f_z^2} \cdot f_x \right) \quad (2-8)$$

x_K : 膝軸参照面と Screw Line が交差する座標点 x

y_K : 膝軸参照面と Screw Line が交差する座標点 y

x_A : 足軸参照面と Screw Line が交差する座標点 x

y_A : 足軸参照面と Screw Line が交差する座標点 y

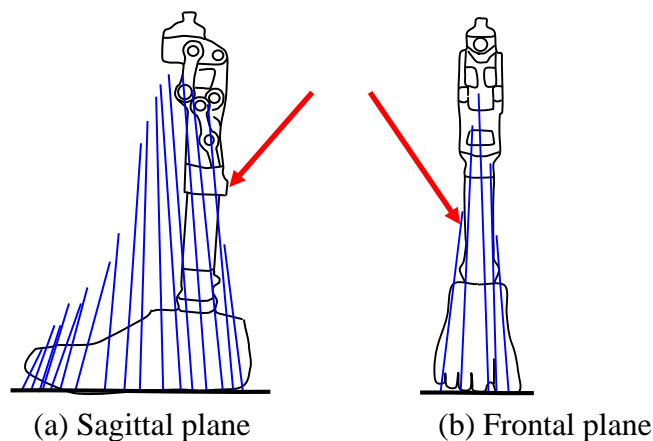


Fig. 2.5 View of load line

Fig. 2.5 (a), Fig. 2.5(b)に矢状面と前額面から連続で Load line を投影した様子を示す。荷重線は義足歩行したときの状態や義足足部・足継手部の種類や機能により大きさや位置が

変化する。また、義足足部の一定の位置に負荷がかかる時間が長いと Load line はその位置に集中する。この手法は義足下腿部に組込んだ 6 分力計の計測値から計算するため、傾斜路や段差での義足歩行機能の評価が可能である。本論文では、傾斜路を横歩き義足歩行して、義足足部の種類の違いに対応する Load line の大きさや変位を計測することで、義足足部・足継手部の機能を計測・評価する。

横歩き義足歩行は義足足部の内外側方向で接床、支持する。そのため、義足の踵からつま先に負荷がかかるだけでなく、足部の内外側方向にも負荷がかかると考えられる。そのため、Load line を矢状面の変化から機能の計測・評価することだけでなく、前額面からも機能の計測・評価する必要がある。

2. 3. 2 可搬型の義足機能リアルタイム計測・評価システムの構成

臨床現場、教育現場、義足製作現場で容易に使用できる可搬性を高めた「義足機能リアルタイム計測・評価システム」を開発した。Fig. 2.6 にシステムの構成を示す。それぞれの装置は小型で可搬性が高いものを使用した。

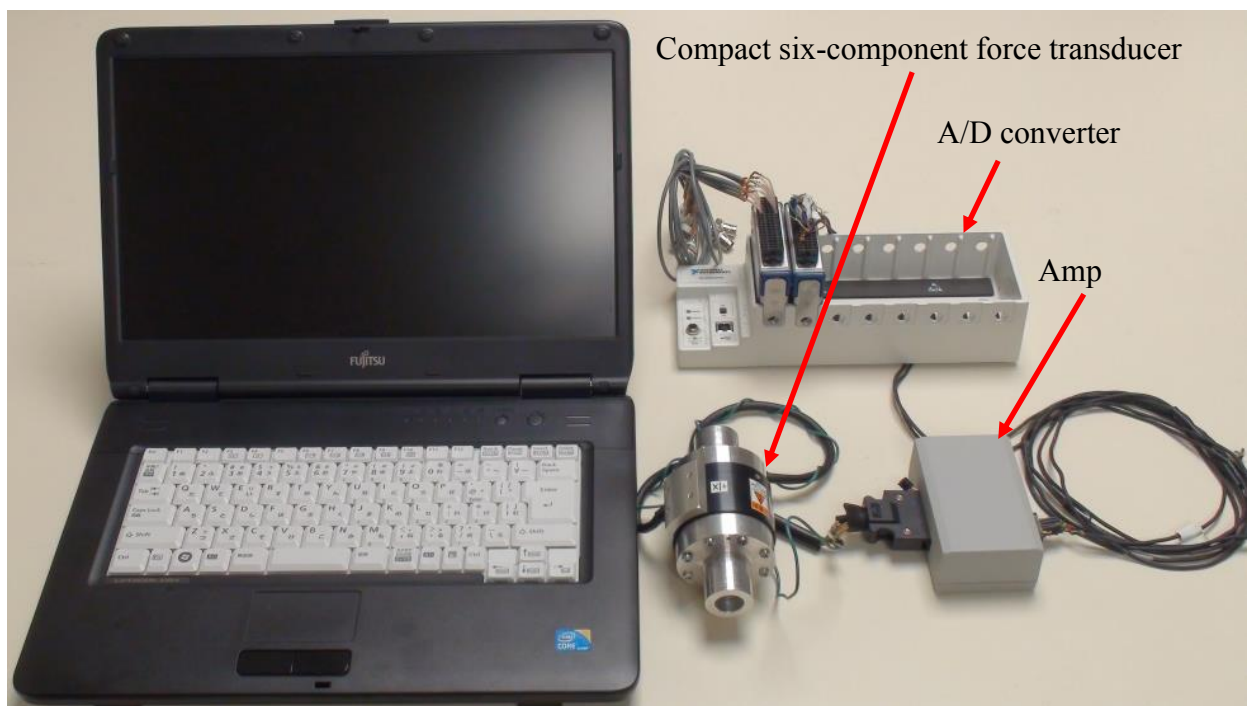


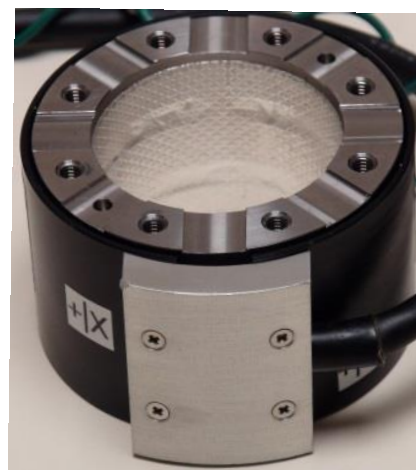
Fig. 2.6 Developed of ambulatory gait monitoring system

(1) 小型 6 分力計(共和電業 : LMF-A-3kn)

Fig. 2.7 に義足歩行の計測に用いた小型 6 分力計を示す. Fig. 2.7 (a)に小型 6 分力計の側面と Fig. 2.7 (b)に上面の小型 6 分力計を示す. 小型 6 分力計は直交 3 軸成分の力(f_x, f_y, f_z)と各軸回りのモーメント(m_x, m_y, m_z)の計測が可能である. 形状は直径 60[mm], 高さ 40[mm], 重さ 160[g]で円筒形状のセンターホール型である.



(a) Side view



(b) Upper view

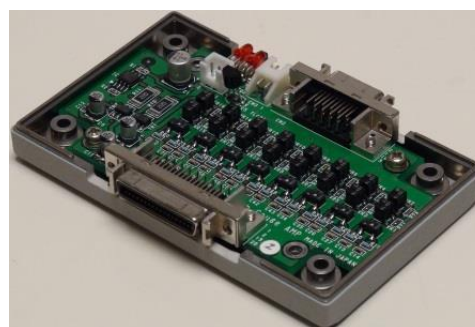
Fig. 2.7 Compact six-component force transducer

(2) 歪アンプ(梅田電機株式会社)

Fig. 2.7 に義足歩行の計測に用いた歪アンプを示す. Fig. 2.7 (a)に歪アンプを示す. Fig. 2.7 (b)に歪アンプの基板を示す. 歪アンプは出力 ch は最大 8ch が使用できる. 質量は 177[g], サイズは D63[mm] × W105[mm] × H83[mm]と小型で義足歩行したときに携帯が可能である.



(a) Outward form



(b) Circuit board

Fig. 2.8 AMP

3) A/D 変換器(NI : CompactDAQ - 9172)

Fig. 2.9 に義足歩行の計測に用いた A/D 変換機を示す. この A/D 変換器は USB 接続でノート型コンピュータにデータをリアルタイムで取込める. モジュールには分解能 16 ビット, 32 チャンネルアナログ入力 of モジュール(NI 9205)を用いた. このモジュールを使用してセンサの電圧値を PC に取込む.

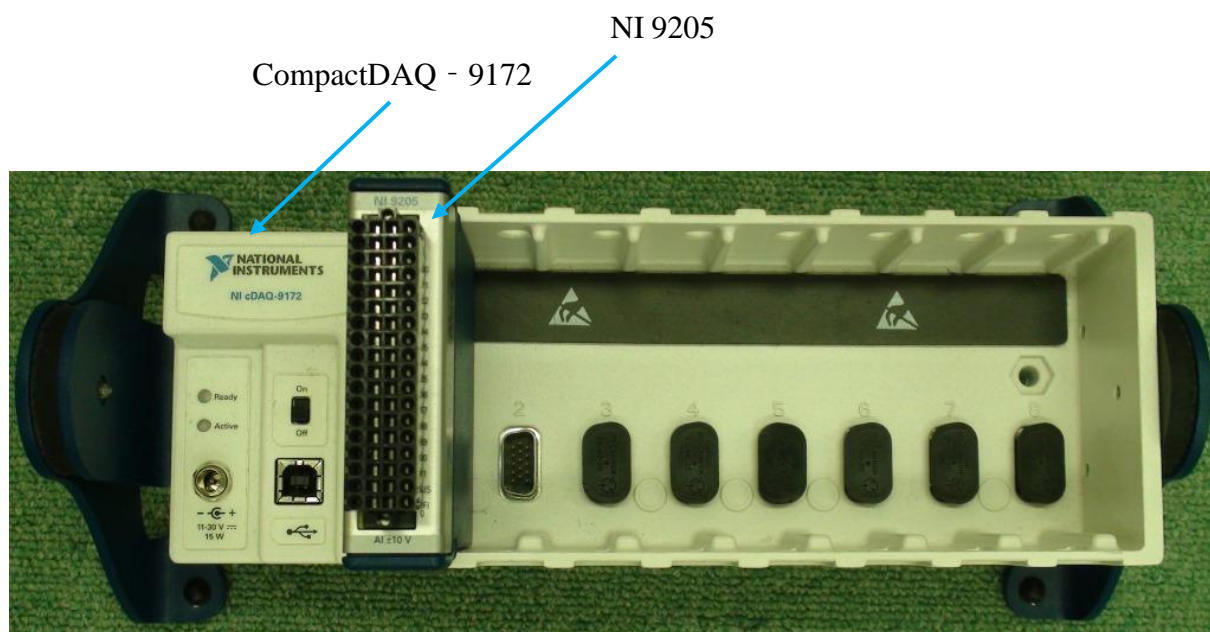


Fig. 2.9 A/D converter (NI : CompactDAQ - 9172)

2. 3. 3 開発した義足機能リアルタイム計測・評価ソフトウェア

Fig. 2.10 に開発した「義足機能計測・評価ソフトウェア」のインターフェイスを示す。「義足機能計測・評価ソフトウェア」の Version3.00 は、リアルタイムで義足下腿部に組込んだ小型 6 分力計の 8ch の電圧を歪アンプで増幅してコンピュータに取込む。リアルタイムの計測・保存が可能で、計測結果が表示できるソフトウェアを LabVIEW(NI : National Instruments)の開発環境で開発した。「義足機能計測・評価ソフトウェア」は WindowsPC に対応しており、低スペックのコンピュータでも荷重線や義足下腿部にかかる 6 分力の負荷のデータを表示しながら義足機能を計測・評価できるようにした。Load line の表示を 1 ステップ間隔で連続表示が可能で、最大サンプリング周波数は、1000[Hz]まで設定ができる。保存データはテキスト形式で出力を可能にした。

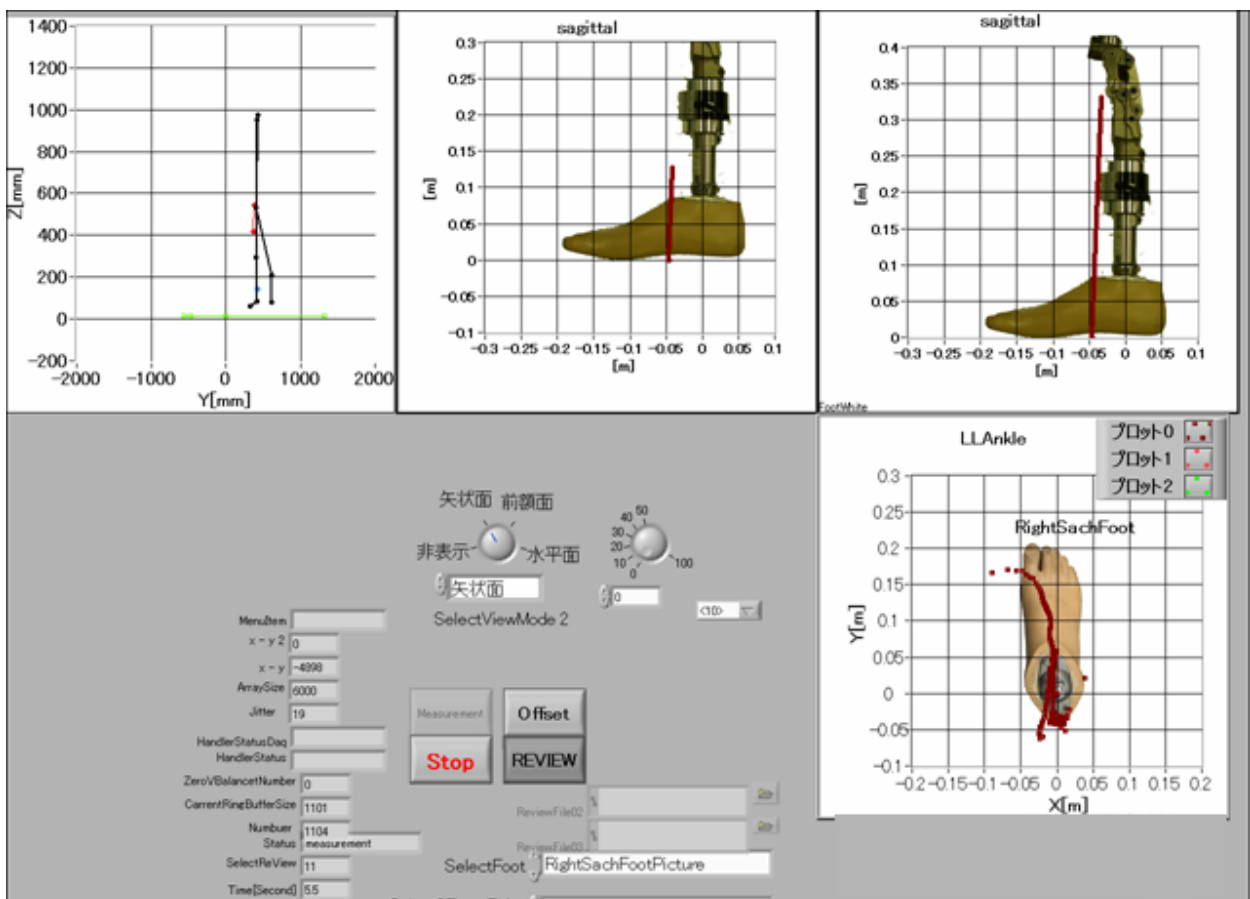


Fig. 2.10 Userinterface of ambulatory gait monitoring system

2. 3. 4 横歩き義足歩行による義足足部・足継手部の機能計測

Fig. 2.11 に実験の様子を示す。横歩き義足歩行したときの義足足部・足継手部の機能を評価するために、義足下腿部に小型 6 分力計を組込んだ。3 名の健常者の実験参加者により模擬大腿義足を用いて義足歩行した。義足足部・足継手部は 3 種類の一般に使用されるものを選択した。膝継手は膝折れが起きにくいマルチリンク膝継手を用いた。模擬大腿義足は健常者が義足歩行を模擬できる右脚模擬大腿義足を用いた。

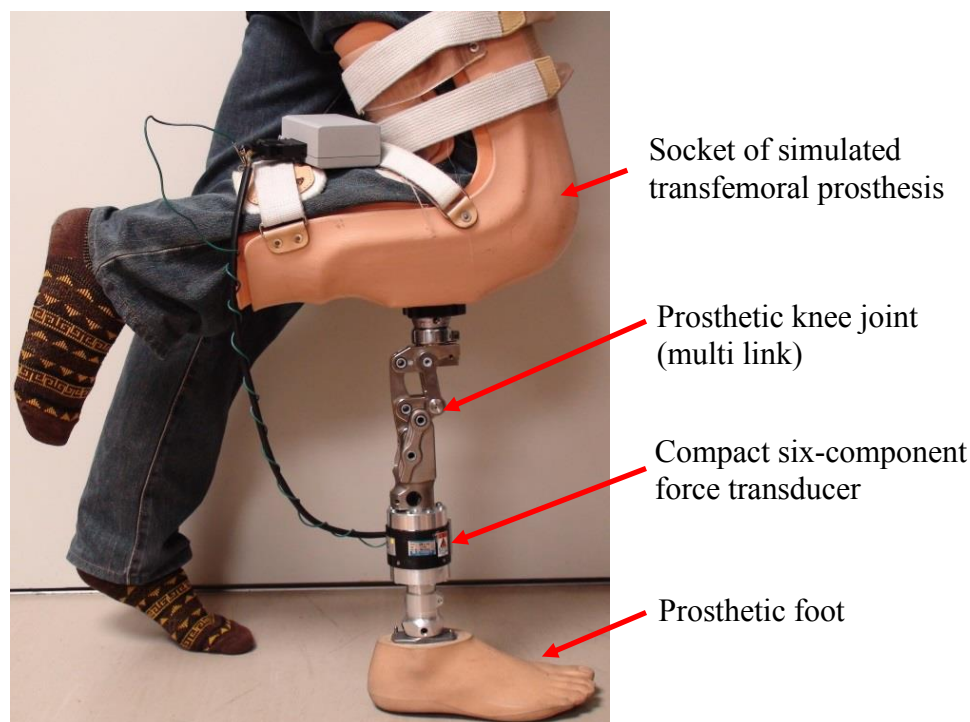


Fig. 2.11 Experiment view of prosthetic gait

横歩き義足歩行の条件

ソケット : 模擬大腿ソケットは、大腿部を 1 ヶ所、下腿部の 2 ヶ所を布製のベルトで固定するタイプのものを用いた。

義足膝継手 : マルチリンク膝継手

義足足部・足継手 :

SACH foot(足部サイズ 0.25[m])

特徴 : 足継手が無い。

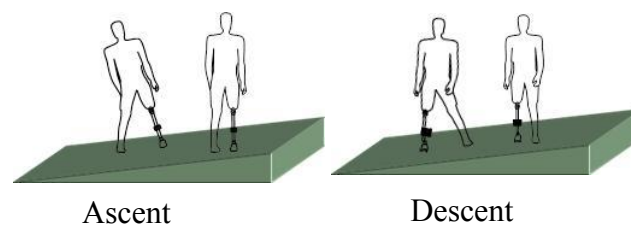
Single axis foot(足部サイズ 0.25[m])

特徴：底屈位に作用するゴムバンパーを含んでいる。

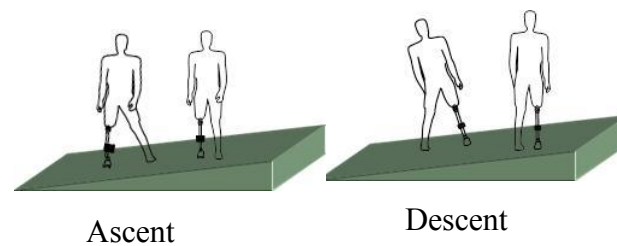
Multi axis foot(足部サイズ 0.25[m])

特徴：非常に軟らかい底背屈位のゴムバンパーを含んでいる。

これらの義足で、平坦路を通常の義足歩行するときの義足アライメントに調整する。その後、同じ義足アライメントにより Fig. 2.12 に示す 2 種類の条件で、リハビリテーション訓練や傾斜路で昇降する歩行方法である、膝折れが起こりにくい横歩き義足歩行を行う。



(a) Side step walking of prosthetic leg that supports body for ascending or descending on slope



(b) Side step walking of sound leg that supports body for ascending or descending on slope

Fig. 2.12 The ascent and descent of slope with side step walking

条件 1：義足脚側を支持脚にして傾斜路を横歩きで昇降

義足脚を先に出して支持脚にして健足脚を義足脚の位置まで運ぶ。横歩き義足歩行で傾斜路を Fig. 2.12 (a)に示すように昇降する。

条件 2：健足脚側を支持脚にして傾斜路を横歩きで昇降

健足脚を先に出して支持脚にして義足脚を健足脚の位置まで運ぶ。横歩き義足歩行で傾斜路を Fig. 2.12 (b)に示すように昇降する。

2 条件とも傾斜角度を 4 度として横歩き義足歩行で昇降する。

2. 4 傾斜路を横歩き義足歩行したときの Load line による義足足部・足継手部機能の計測結果

傾斜路の昇降を横歩で義足歩行でしたときの義足足部・足継手部の機能を計測・評価した。3種類の一般に使用する義足足部・足継手部の機能を計測・評価した。代表となるデータとして、Fig. 2.13～Fig. 2.26に被験者1名(男性, 年齢20代, 身長165[cm], 体重68[kg])の Load line を矢状面, 前額面で投影した立脚期の一步の横歩き義足歩行の結果を示す。Fig. 2.13, Fig. 2.15, Fig. 2.17に義足脚から傾斜路を昇ったときの Load line の結果を示す。Fig. 2.14, Fig. 2.16, Fig. 2.18に義足脚から傾斜路を降りたときの Load line の結果を示す。Fig. 2.19, Fig. 2.21, Fig. 2.23に健足脚から傾斜路を昇ったときの Load line の結果を示す。Fig. 2.20, Fig. 2.22, Fig. 2.24に健足脚から傾斜路を降りたときの Load line の結果を示す。Fig. 2.25, Fig. 2.26に Single axis foot で義足脚から傾斜路を昇降したとき, 健足部が義足足部より足部の半分のほど前方で接床するように横歩き義足歩行したときの Load line の結果を示す。Load line は赤色を示し, 最初の Load line は黄色, 中間の Load line は緑色, 最後の Load line は青色を示す。Load line の長さは0.4[m]で1000[N]を示す。

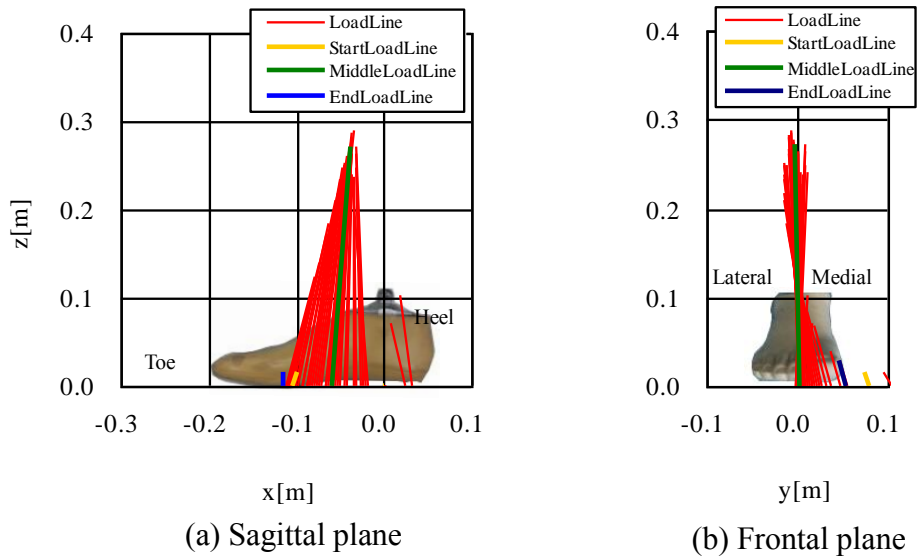


Fig. 2.13 SACH foot : Prosthetic leg supports body in ascent of slope

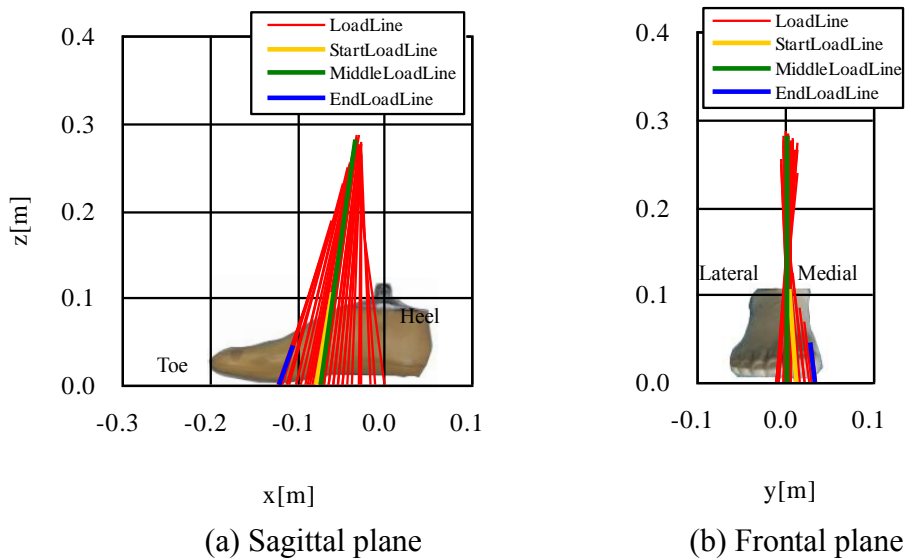


Fig. 2.14 SACH foot : Prosthetic leg supports body in descent of slope

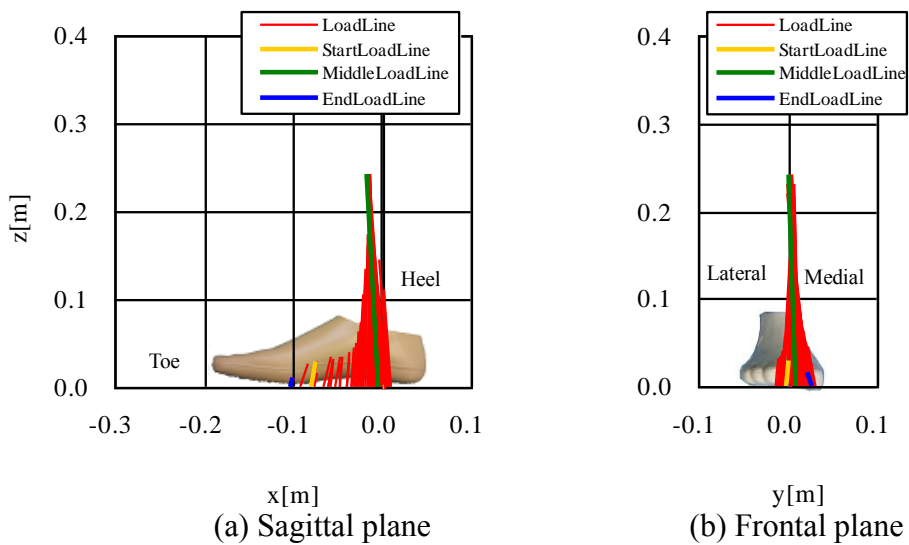


Fig. 2.15 Multi axis foot : Prosthetic leg supports body in ascent of slope

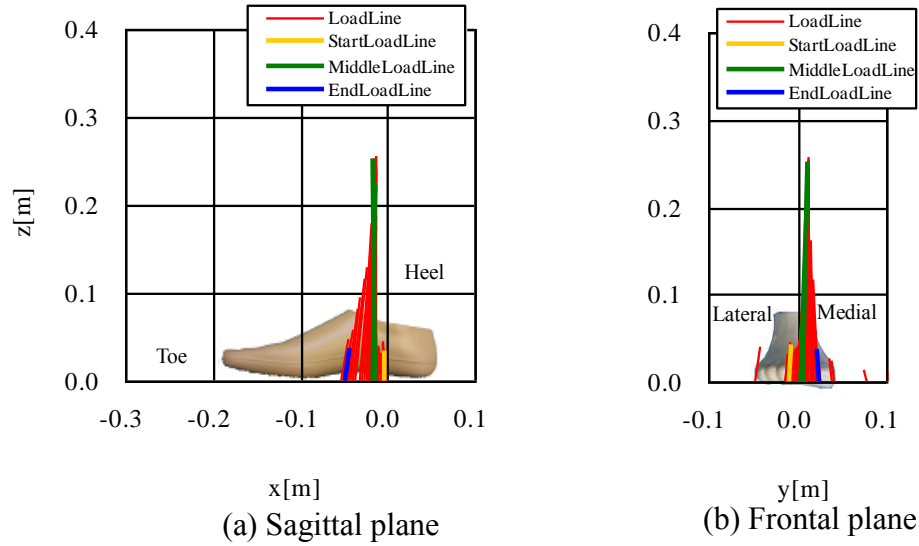


Fig. 2.16 Multi axis foot : Prosthetic leg supports body in descent of slope

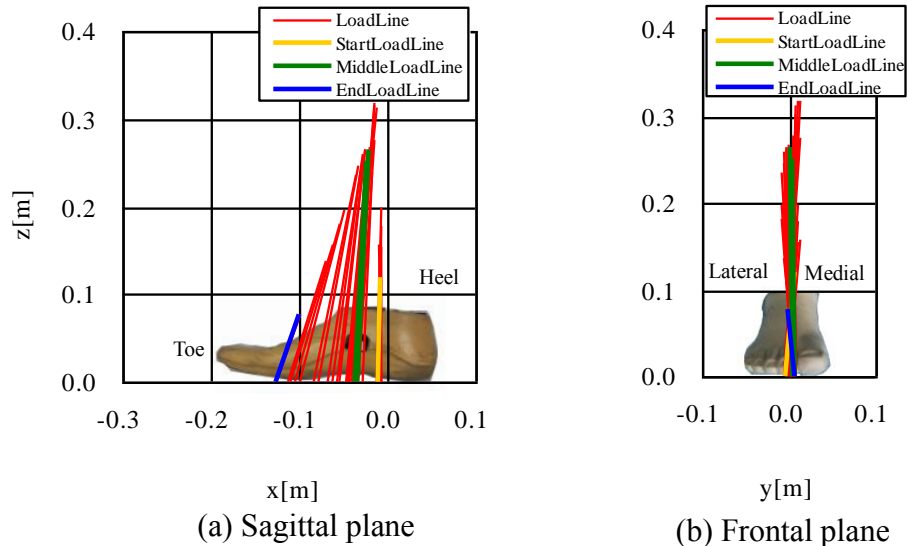


Fig. 2.17 Single axis foot : Prosthetic leg supports body in ascent of slope

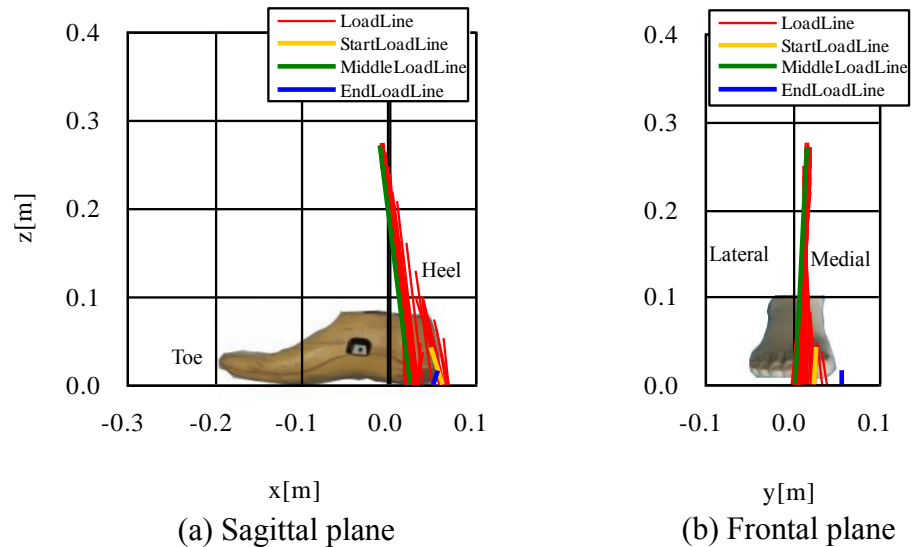


Fig. 2.18 Single axis foot : Prosthetic leg supports body in descent of slope

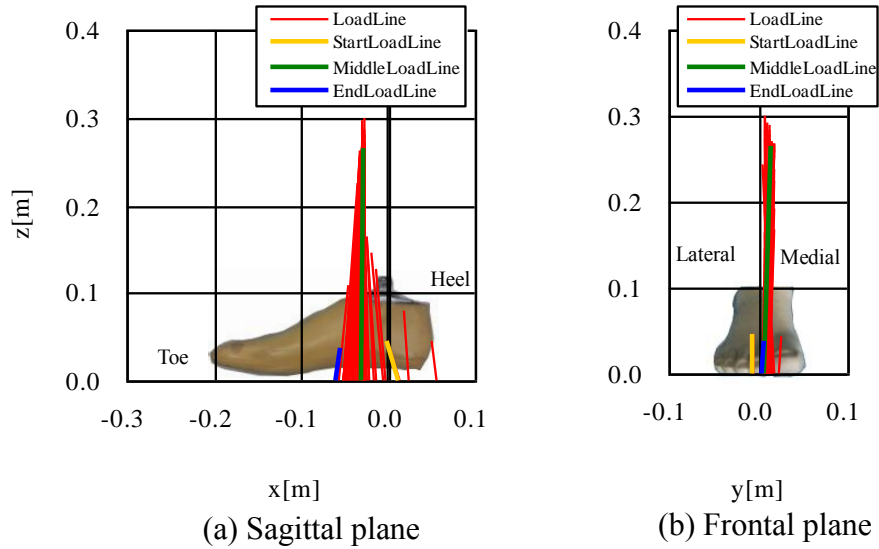


Fig. 2.19 SACH foot : Actual leg supports body in ascent of slope

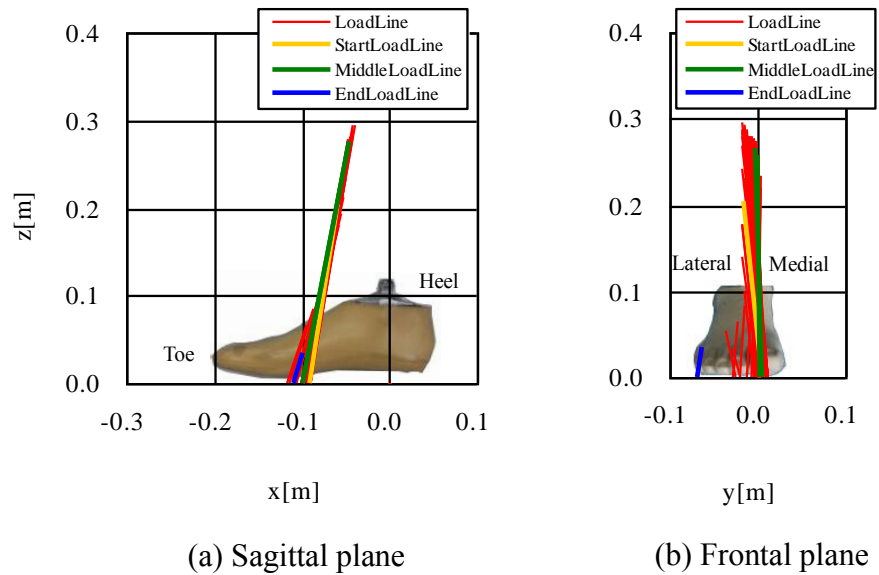


Fig. 2.20 SACH foot : Actual leg supports body in descent of slope

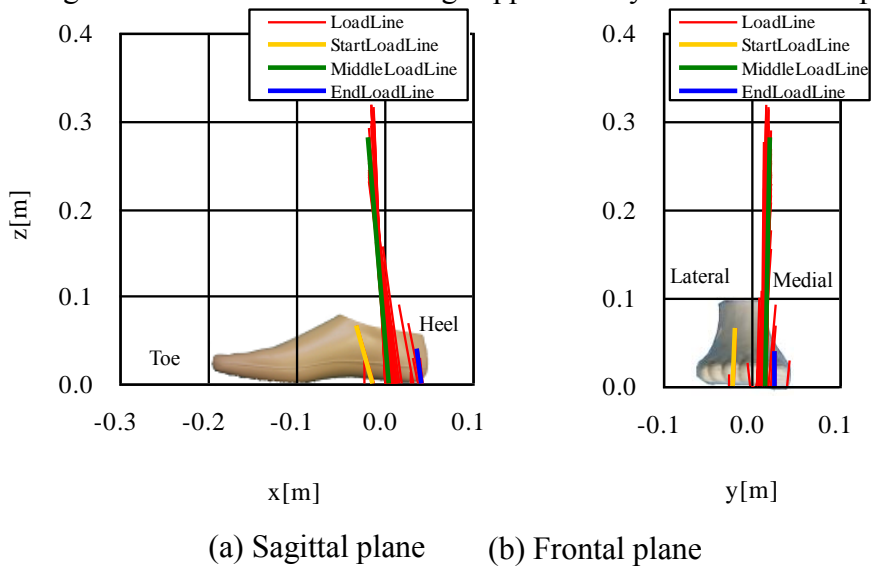


Fig. 2.21 Multi axis foot : Actual leg supports body in ascent of slope

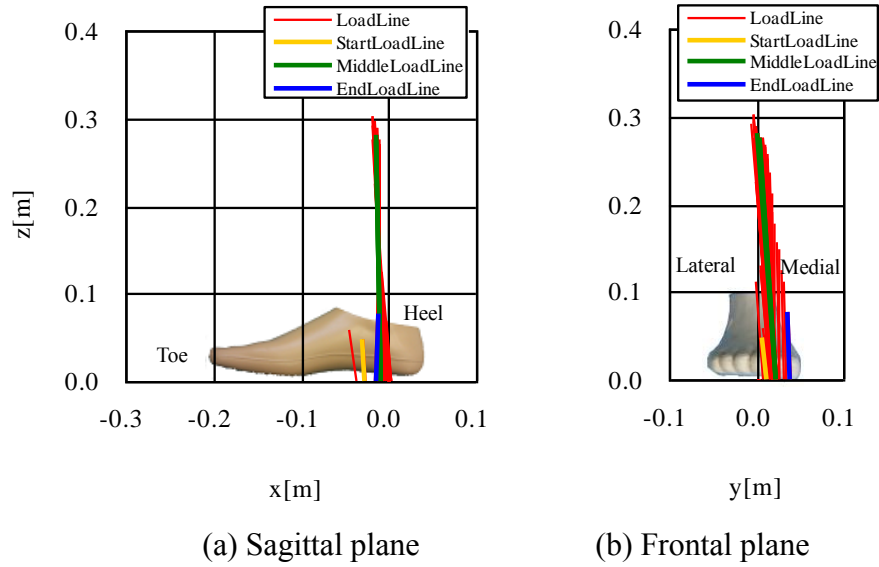


Fig. 2.22 Multi axis foot : Actual leg supports body in descent of slope

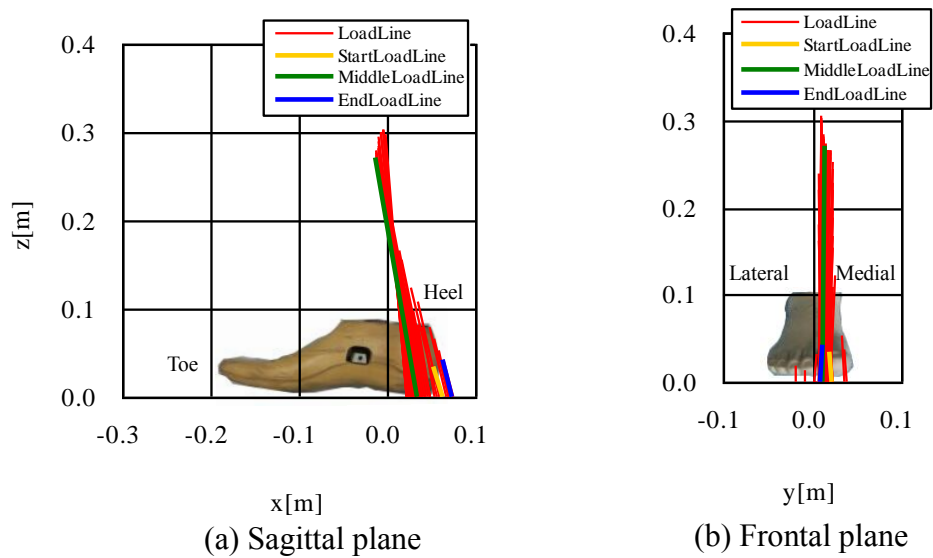


Fig. 2.23 Single axis foot : Actual leg supports body in ascent of slope

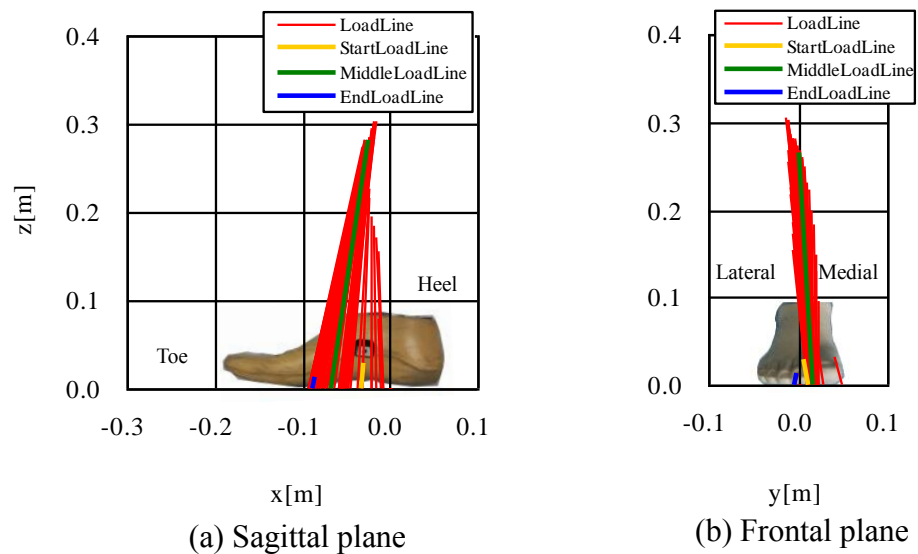


Fig. 2.24 Single axis foot : Actual leg supports body in descent of slope

2. 5 横歩き義足歩行の考察

2. 5. 1 義足脚を支持脚にして傾斜路昇降

SACH foot : Fig. 2.13 (a)の Load line はつま先側に集中した. Fig. 2.13 (b)の Load line は義足足部の内足側から中心に示した. 底屈位にならないような義足歩行ができることを示した. 健足脚側が傾斜面に接床するまで, 義足足部のつま先側と内足側に負荷をかけながら横歩き義足歩行できることを示した. Fig. 2.14 (a)の Load line は義足足部の中央からつま先側へ負荷かけたことを示した. Fig. 2.14 (b)の Load line は義足足部の中央から内足側に負荷くわえたことを示した. 義足足部の中心からつま先に負荷をかけて義足歩行できることを示した. Fig. 2.13, Fig. 2.14 の義足足部・足継手部は足継手がなく, 義足足部が硬いため傾斜面を横歩き義足歩行でも義足足部の中心から接床して, つま先で離床できる横歩き義足歩行が可能な義足足部・足継手部の機能があることを示した.

Multi axis foot : Fig. 2.15 (a), Fig. 2.15 (b)の Load line は原点の位置から広がらなかった. 底背屈位にならないような義足歩行したことを示した. 義足足部は非常に柔らかいゴムバンパーのため義足足部に負荷がかかると大きく底背屈位になる. 底背屈が起きないように義足足部に負荷をかけないで義足歩行したことを示した. 降りの Fig. 2.16 (a), Fig. 2.16 (b)は, 昇りと同様な Load line の軌跡を示した. Fig. 2.15, Fig. 2.16 は足継手のゴムバンパーが非常に柔らかいため小さな負荷で大きく底背屈位になる. そのため, 義足足部・足継手部の機能が使用されていないことが示された.

Single axis foot : Fig. 2.17 (a)の Load line は踵に負荷をかけていないことを示した. Fig. 2.17 (b)の Load line は左右方向に負荷がかからない横歩き義足歩行したことを示した. 踵部に底屈位が生じるゴムバンパーを含んでいる. 義足足部の中心より前方に負荷をかけて義足歩行できることを示した. Fig. 2.18 (a)の Load line は踵に集中した. Fig. 2.18 (b)の Load line は, 義足足部の内足側に負荷がかかったことを示した. 接床して踵に負荷をかけて底屈位の状態で健足脚側を引寄せた横歩き義足歩行ができることを示した. Fig. 2.17, Fig. 2.18 の

義足足部・足継手部は前後方向に負荷をかけながら横歩き義足歩行できることを示した。降りでは底屈位となるゴムバンパーを含んでいるため、前方に倒れこまないように、踵部に負荷をかけながら底屈位を生じることで左右方向に負荷をかけずに横歩き義足歩行ができる義足足部・足継手部であることを示した。

2. 5. 2 健足脚を支持脚にして傾斜路昇降

SACH foot : Fig. 2.19 (a), Fig. 2.19 (b)の Load line は足部の中央に集中した。義足足部の中心に負荷をかけて横歩き義足歩行したことを示した。義足足部に足継手がないため、健足脚側が接床する間に義足足部の中央で支えることができる義足足部の機能があることを示した。Fig. 2.20 (a)の Load line はつま先付近に集中した。健足脚側が接床するまで、義足脚側がつま先で支えられることを示した。SACH foot は横歩き義足歩行で義足のつま先や踵で体重を支えることができる義足足部・足継手部があることを示した。

Multi axis foot : Fig. 2.21 (a), Fig. 2.21 (b)の Load line は足部の中央に集中した。義足足部・足継手部に底背屈位を生じる非常に柔らかいゴムバンパーが含まれているため義足足継手の変形が起きやすい。健足脚が接床するまで、義足の踵に負荷がかかると背屈位が大きく生じる。また、つま先に負荷がかかると底屈位が大きく生じる。そのため、横歩きでは、底背屈位にならないように歩行している。Fig. 2.22 (a)は、昇りと同様な Load line が示された。Fig. 2.22 (b)の荷重線は広く内側に傾いて示された。内足側に負荷をかけた横歩き義足歩行ができることを示した。Multi axis foot は足継手の機能が非常に軟らかいため底背屈位にならないような横歩き義足歩行する必要があることを示した。

Single axis foot : Fig. 2.23 (a)の Load line は踵部に集中した。Fig. 2.23 (b)の Load line は義足足部の内側に集中した。義足足部・足継手部の踵部にゴムバンパーが含まれている。踵に負荷がかかるとゴムバンパーの弾性変形で義足足部が底屈位になる。そのため前方に転倒しないように後方に荷重をかけて底屈位の状態ができる。義足の内足側に負荷をかけながら横歩き義足歩行ができることを示した。Fig. 2.24 (a)の Load line は足部の中央に集中し

た. Fig. 2.24 (b)の Load line は内側に傾いた. つま先方向に負荷をかけた状態で横歩きをしたことを示した. Fig. 2.23, Fig. 2.24 の義足足部は昇りで踵に負荷をかけ底屈位状態を生じ義足の内側に負荷をかけながら前方に倒れこまないような横歩き義足歩行が可能な義足足部・足継手部があることを示した.

横歩き義足歩行したときの Load line の軌跡は, 義足足部の踵, つま先, 足部中央の同じ位置に負荷をかけ続けながら横歩き歩行していることを示した. このことは, 各義足足部・足継手部の機能を利用して, バランスをとりながら横歩き義足歩行していることを示した.

2. 5. 3 足部の接床位置をそろえず横歩き義足歩行で傾斜路昇降

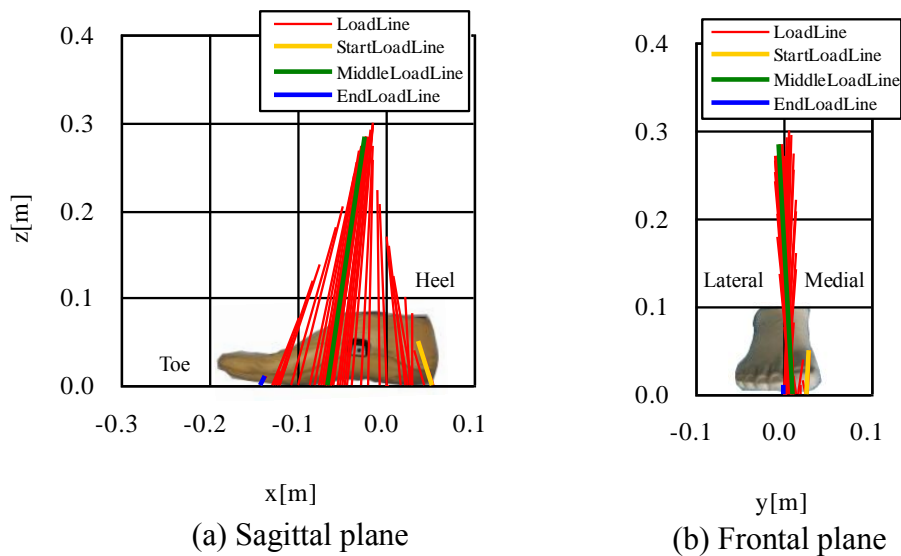


Fig. 2.25 Single axis foot : Prosthetic leg supports body in ascent of slope

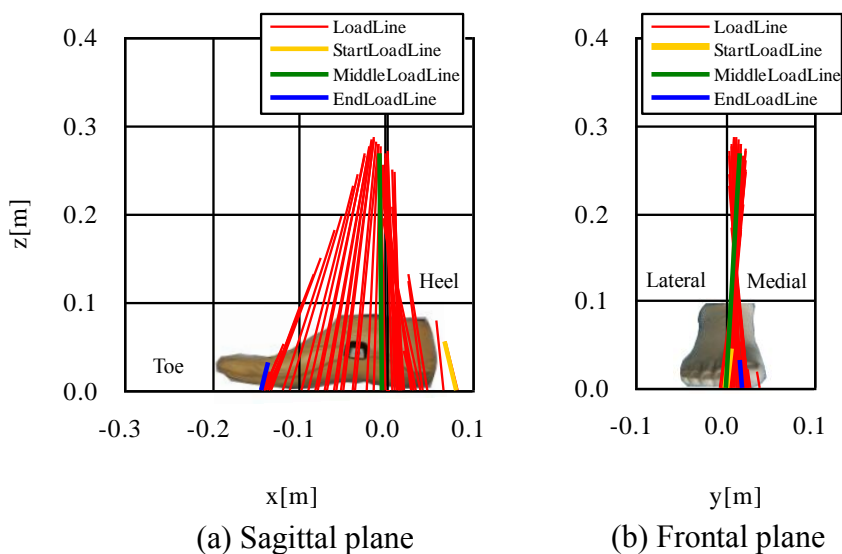


Fig. 2.26 Single axis foot : Prosthetic leg supports body in descent of slope

Fig. 2.25, Fig. 2.26 に Single axis foot で義足脚から傾斜路を昇降したとき, 健足部は義足足

部より足部半部ほど前方で踵が接床するように横歩き義足歩行したときの Load line の結果を示す。Load line は平坦を歩行したときのような軌跡を示した。踵に負荷をかけて底屈位の状態からつま先へ負荷をかけながら健足脚を引寄せられることを示した。接床位置をずらすことで、踵から接床することになり前方に体重心を移動できるようになるので、平坦路で歩行したときのような義足継手部の機能を使用できたと考えられる。

2. 6 おわりに

本章では、開発した可搬型の「義足機能計測・評価システム」で横歩き義足歩行の義足足部・足継手部の機能の計測・評価を Load line で可能にした。3 種類の義足足部・足継手部を平坦路の義足歩行に合わせた義足アライメントに調整をした。その調整した 3 種類の義足足部・足継手部で、傾斜路の昇降を 2 種類の状態により横歩き義足歩行したときの Load line の変化で義足足部・足継手部の機能の違いを明らかにした。

2 種類の状態により横歩き義足歩行したとき、義足脚を支持脚の昇降では、義足足部の中央に負荷をかけて昇降していた。健足脚の昇降では、健足脚から降りるときに義足足部・足継手部にゴムバンパーを含んでいる Multi axis foot や Single axis foot で底背屈しないように降りることがわかった。また、義足足部・足継手部の種類の違いでは、Multi axis foot や Single axis foot で底背屈が起きないように調整しながら横歩き義足歩行をする必要があることがわかった。唯一、3 種類の義足足部・足継手部のなかで足継手が含まれていない SACH foot では、底背屈が起きにくいいため、つま先、義足足部の中央で体重の支持や蹴りだしができることがわかった。足をそろえて横歩き義足歩行するには義足足部・足継手部が大きく底背屈しない機能が必要と考えられる。

一方、Single axis foot では接床位置をずらした横歩き歩行では、踵から接床することになり前方に体重心を移動できるようになるので、他の義足足部・足継手部にも足継手部の機能を利用できる有効な歩行方法と考えられる。

今後の課題は、義足足部・足継手部の機能が横歩き義足歩行したときの形状変形につい

て調べる必要がある。踵接地からつま先離床までに義足足部・足継手部の機能が変化して底背屈することが横歩きでは負担となる。その変化を調べ義足アライメントの調整するときの支援に役立つと考えられる。

第 2 章の参考文献

- 1) 森本正治, 山下保: 荷重線リアルタイム表示システムの開発と下腿義足へのアライメント調整への応用, バイオメカニズム(13), 267-277, 1996.
- 2) 森本正治, 土屋和夫: 義足構造部品の簡易型耐久強度試験装置, バイオメカニズム(9), 253-263, 1988.
- 3) 森本正治, 山下保, 土屋和夫: 移動型義足歩行機能計測評価システム各種歩行路における義足の足部・足継手機能評価, バイオメカニズ(10), 185-193, 1990.
- 4) 甲斐義弘: 床反力計用身体装着型 6 軸センサの開発, 福祉工学シンポジウム 2007 講演論文集, 250-253, 2007.
- 5) 井上 喜雄, 松田 拓也, 他: 足底圧センサを用いた鉛直床反力と関節モーメントの推定, ジョイント・シンポジウム講演論文集, 57-62, 2003.
- 6) 小住兼弘: 下腿切断者における段昇降の動作解析, リハビリテーション医学会誌, 35(3), 170-177, 1998.
- 7) 高嶋 孝倫, 星野 元訓, 他: 歩行時の安定性を重視した高齢切断用義足足部の開発(福祉機器の開発事例・適合事例): 福祉工学シンポジウム講演論文集, 73-76, 2004.
- 8) 藤田良平, 森本正治, 他: 小型 6 分力計を用いた義足歩行時の荷重線リアルタイム表示システムの試作と義足機能調整への応用, 第 21 回バイオメカニズムシンポジウム予稿集, 325-331, 2009.
- 9) 藤田良平, 森本正治: 傾斜路を横歩き義足歩行したときの義足足部・足継手の機能評価, 実験力学, Vol.13, No3, 293-299, 2013.

第 3 章

Roll-over Shape による義足足部・足継手部機能の計測

3. 1 はじめに

義足足部・足継手部の機能は、形状や機構でヒトの足部・足関節の機能を代償する重要なパーツである。様々な機能がある義足足部・足継手部を適切に選択することは難しい。その原因は、義肢装具士が経験と感覚で選択・機能調整するためバラつきが生じること。義肢装具士は各義足メーカーが独自に行った平坦路の義足歩行の評価情報を参考にして機能調整すること、義足歩行したときの機能評価法の情報が少ないことが問題と考えられる。適切に義足足部・足継手部を選択・機能調整することは、義足使用者の歩行動作に大きく影響するため、客観的に評価できる手法により情報を提示する必要がある。

義足足部の立脚期機能は踵接床(Heel contact), 足底接床(Foot flat), つま先離床(Toe off)の間に底背屈, 内外反動作などを義足足部・足継手部に組込まれているキール, ゴムバンパーやゴム製の義足足部の弾性変形で, ヒトの足部機能を代償する。踵接床は義足足部の踵部やゴムバンパーの変形で衝撃を吸収して, 底屈状態をつくる。足底接床に移るにつれて踵の変形は, 少なくなり, 全体重を義足脚側で支えることにより義足足部全体の変形が起こる。徐々につま先離床に移るにつれて, 義足足部・足継手部が弾性変形したエネルギーを開放して推進力にする。義足足部・足継手部に組込まれているキール, ゴムバンパーの有無や弾性係数の違いで義足歩行は変化する。しかし, 義足歩行したときの形状変形した義足足部・足継手部機能についての計測が行われていないため機能情報がない。そのため平坦路や負担になる坂道や階段で義足歩行して義足足部・足継手部機能を計測する必要

がある。近年では、様々な義足機能の定量評価の研究が行われており、数多くある歩行の機能評価の手法のひとつとして、Roll-over Shape(RoS)による研究が行われている。

Fig. 3.1 に RoS の歩行モデルを示す。Fig. 3.1 (a)のように移動座標系で股関節，膝関節，

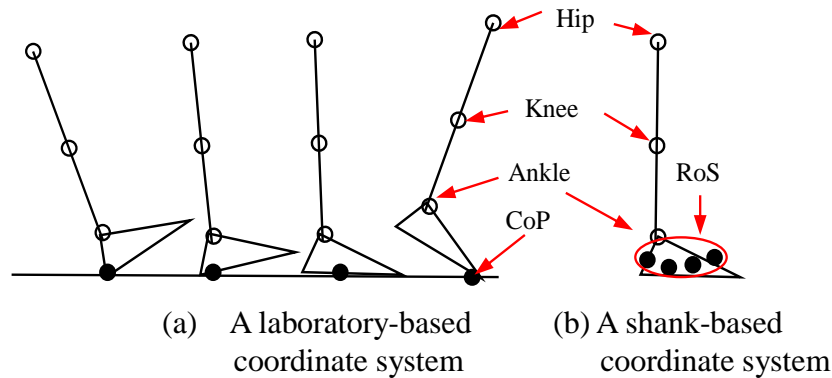


Fig. 3.1 RoS walking model

足関節などを任意で選択して、その選択した位置を中心とした固定座標系からみた足裏に作用する圧力中心(Center of Pressure : CoP 歩行したときの足裏に作用する鉛直方向の力を合成して1本の床反力ベクトルが通る点のことを示す。)の軌跡を RoS という (Fig.3. 1 (b)). 通常の歩行したとき RoS は、円弧形状の軌跡になることを Hansen ら¹⁾ が示している。歩行速度や靴底の高低で RoS が変化することが示され²⁾，被験者の体重の変化では RoS の円弧形状が変化しない報告³⁾ も行われている。この RoS の変化を応用して義足やリハビリテーション機器の開発に役立つことを示している。一方、著者らは義足下腿部に 6 分力計を組み込み可搬型の義足の機能評価の研究を行ってきた。義足歩行したときの義足足部・足継手部の負荷を計測して Load line で平坦路, 坂道, 段差で歩行評価できることを示してきた^{4),5)}。しかし、負荷の計測では、義足歩行で形状変形した義足足部・足継手部機能を評価することが難しい。

先行研究の RoS の計測は、床反力計と空間座標計測装置で行われている。床反力計を用いて CoP を計測することは歩行空間が限定されるため、連続した歩行計測が難しくなる。連続した歩行計測は、歩数の違いで変化する歩行機能を評価ができる。しかし、大掛かり

な施設や費用を必要とするため限られた施設でしか歩行計測ができない。

本章では、動的な計測で各義足メーカーの義足足部・足継手部の機能について RoS で評価できることを示す。先行研究で行われている床反力計を用いて計測する CoP の代替計測装置として小型6分力計を用いる。小型6分力計の計測結果から床反力の作用点である force contact point(fcp)を計算して、fcp から求める RoS の計算手法を提示する。小型6分力計を義足下腿部に組込むことで可搬性を高めた義足歩行計測システムで義足歩行して、動的な義足足部・足継手部の機能の評価をする。そのシステムで傾斜面や平坦路で連続した義足歩行を計測して、従来型の義足足部・足継手部から高機能型の義足足部・足継手部の機能評価を RoS で行う。

3. 2 義足足部・足継手部機能の計測実験方法

3. 2. 1 義足足部・足継手部機能の計測に用いた RoS について

先行研究の RoS の計算手法は、移動座標系を基準にして、回転している円と床の接点を連続して表示するモデルを用いて計算をする¹⁾。このモデルは空間座標計測装置で基準とする位置の座標変位、床反力計で CoP を求める。ヒトの歩行は、基準位置の変位量や CoP の軌跡で RoS が変化する。この変化で歩行の評価を行っており、RoS の特徴を利用して義足足部・足継手部の機能評価が行われている。

Curtze ら⁶⁾は、義足足部の違いで RoS が変化することを示している。支柱を取付けた義足足部を床反力計の上に設置して、矢状面方向に支柱を手動で揺らし、数種類の義足足部や靴と組合せたときの機能評価を RoS でした報告がある。RoS の曲率半径、重心の移動、支柱を傾けた角度で RoS の変化を評価して、人の歩行と同様に義足足部の違いで RoS が変化することを示している。また、Hansen ら⁷⁾は、義足の設計や義足アライメントの調整やリハビリテーション訓練で使用できる可能性を示している。一定の負荷を義足足部に加える装置で、下腿の角度を踵接床～つま先離床に変化させ、RoS が義足足部の種類で変化することを示している。それらの先行研究は、静的・準静的な計測で行われおり、動的な計

測が行われていない。本章は、開発した動的に義足歩行が計測できるシステムで、義足足部・足継手部機能を RoS で評価する。

3. 2. 2 義足足部・足継手部機能の計測に用いた RoS の計算手法

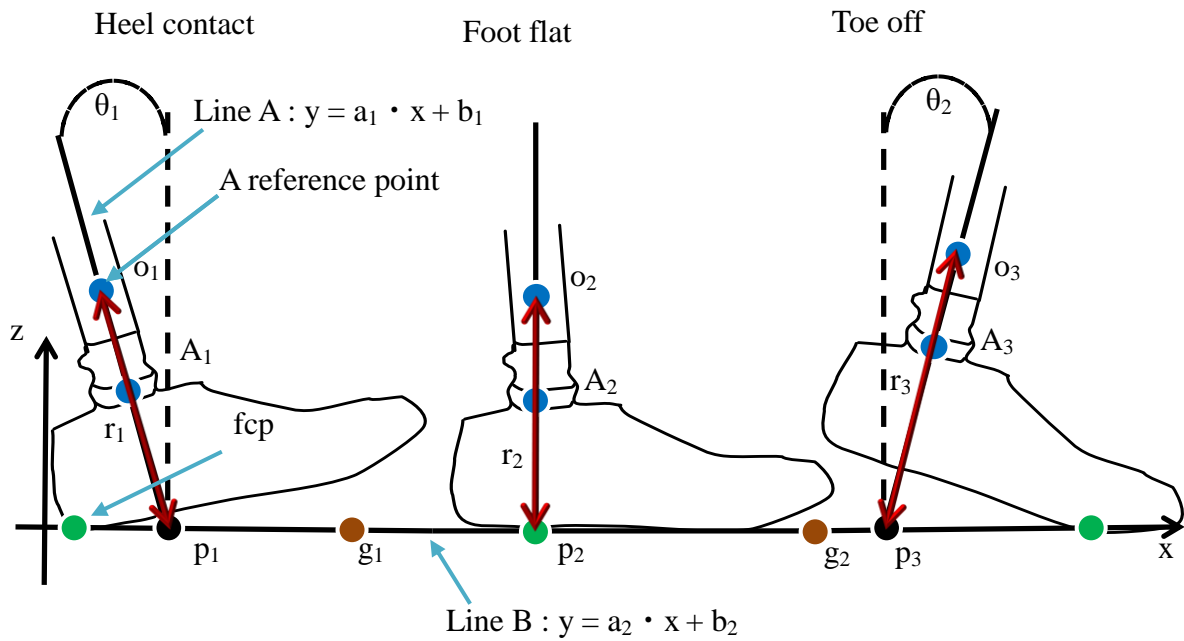


Fig. 3.2 Prosthetic walking model

本論文の RoS の計算手法は、移動座標系の歩行を固定座標系として考える。足部を固定状態として、床面が歩行に応じた角度で足部に接床して足裏に沿って移動する計算手法を提示する。床面の条件(角度, 位置)を考慮することで傾斜路や階段などの不整地の計測も可能な計算手法である。義足歩行の立脚期における踵接床～つま先離床したときの動作を移動座標系の矢状面から投影した様子を Fig. 3.2 に示す。直立位を基準にして、歩行したとき下腿部の傾く角度は、角度 $\theta_1 \sim \theta_2$ に変化する。そのとき、基準とした点 $o_1 \sim o_3$ は変位する。下腿部の傾く角度 θ と基準とした点 o の位置を計測して fcp を計算することで先行研究と同等な RoS を投影することが可能である。

Load line の計算は、義足下腿部に組込んだ小型 6 分力計を基準とする固定座標のため、小型 6 分力計の位置を基準としたときの RoS の計算手順を以下に示す。

1) Fig. 3.2 に示す. 基準点から下腿部に沿った床面までの長さ r と下腿部の傾き角度 θ を求める. 長さ r と下腿部の傾き角度 θ を計算するため, 基準点 $o_1 \sim o_3$ から下腿部に沿り, 床面と交差する点 $p_1 \sim p_3$ を計算する.

下腿部を直線 Line A, 床面を直線 Line B とする. Line A は, 下腿部上の点 o と点 A を用いて傾き a_1 , 切片 b_1 を求める. Line B は, 床面の点 g_1 , 点 g_2 を用いて傾き a_2 を, 切片 b_2 を求める. Line A と Line B の交点 p を求める.

2) 基準点 o を原点 o' として, 義足歩行を固定座標系で示した様子を Fig. 3.3 に示す. 床面が歩行に応じた角度と位置で足裏に沿って, 踵接床～つま先離床したときの動作の様子を示す. そのときに Load line が通る点を計算する. 義足の下腿部に取付けた小型 6 分力計を用いて歩行の立脚期の 6 分力 ($f_x, f_y, f_z, M_x, M_y, M_z$) を計測して, 膝継手と足継手のモーメント ($M_{Kx}, M_{Ky}, M_{Ax}, M_{Ay}$) を計算する^{1),2)}. 小型 6 分力計を原点とした位置から Load line が通る膝継手回転軸参照面の交点 x_K を Eq. (3-1) と足継手回転軸参照面の交点 x_A を Eq. (3-2) を計算する^{4),5)}.

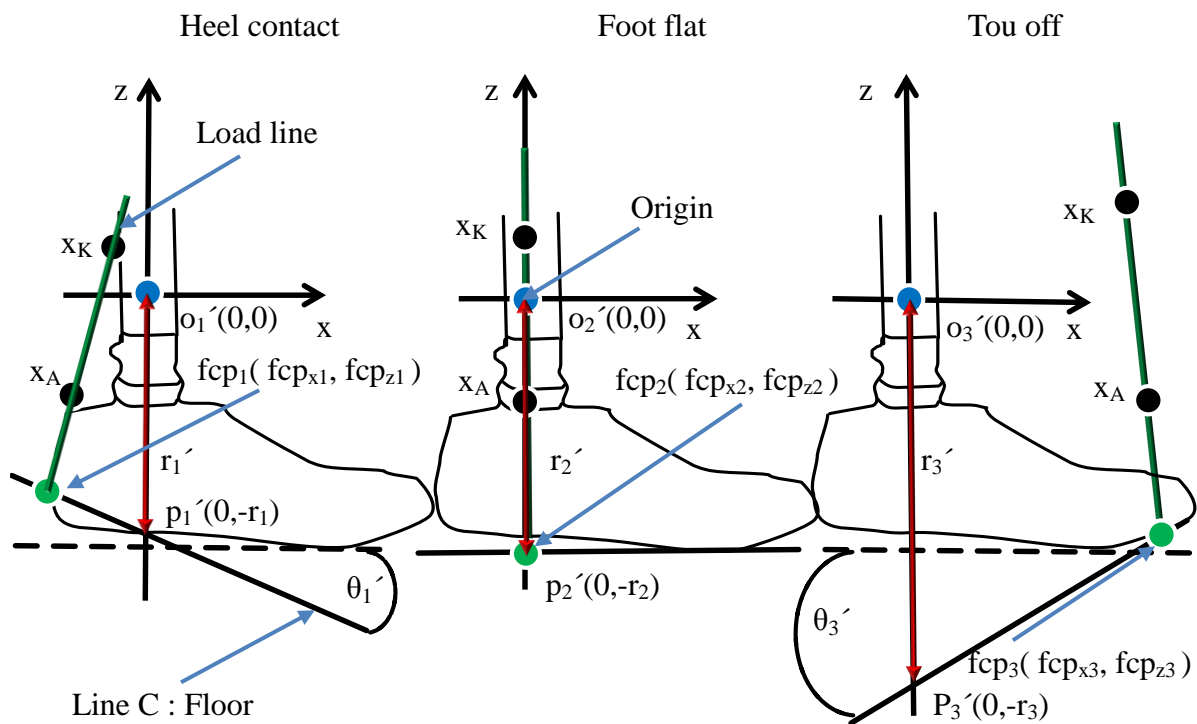


Fig. 3.3 RoS on calculation model of swing and sifting floor-like as fixed state of the foot

$$x_K = \frac{1}{f_z} \left(M_{Ky} - \frac{f_x \cdot M_{Kx} + f_y \cdot M_{Ky} + f_z \cdot M_{Kz}}{f_x^2 + f_y^2 + f_z^2} \cdot f_y \right) \quad (3-1)$$

$$x_A = \frac{1}{f_z} \left(M_{Ay} - \frac{f_x \cdot M_{Ax} + f_y \cdot M_{Ay} + f_z \cdot M_{Az}}{f_x^2 + f_y^2 + f_z^2} \cdot f_y \right) \quad (3-2)$$

3) 床面と Load line を直線として, Fig. 3.3 の踵接床したときの計算例を示す. 原点 o_1' から見下ろした床面の直線は, Fig. 3.2 の下腿角度 θ_1 が角度 θ_1' になる. 基準点 o_1 から点 p_1 までの長さ r_1 は, 原点 o_1' から座標点 $p'(0, -r_1)$ を通る直線が, 床面を直線とした Line C になる. Line C は傾き a_3 を $\tan\theta_1'$, 切片 b_3 を $-r_1$ の直線になる. 次に, x_K と x_A の 2 点を通る Load line の傾き a_4 , 切片 b_4 の Line D となる. Line C と Line D の交点を Eq. (3-3) で求める. その交点が固定座標の $fcp(fcp_{x1}, fcp_{z1})$ になる.

$$\begin{bmatrix} fcp_{x1} \\ fcp_{z1} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & -a_3 \\ 1 & -a_4 \end{bmatrix}^{-1} \begin{bmatrix} b_3 \\ b_4 \end{bmatrix} \quad (3-3)$$

歩行したときの踵接床～つま先離床したときの fcp の軌跡を矢状面で投影すると, Fig. 3.4 に示す円弧形状になり, それを Roll-over Shape とする.

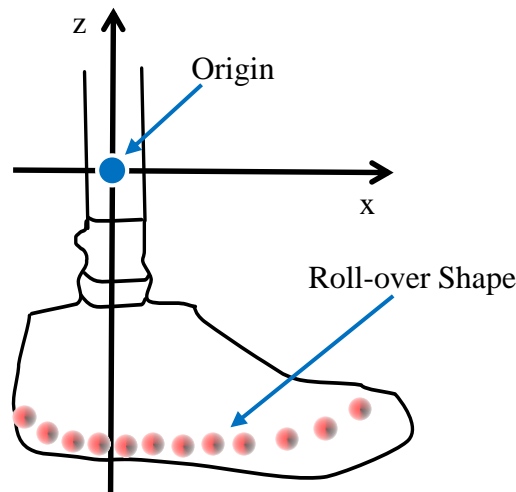


Fig. 3.4 Roll-over Shape in the sagittal plane

RoS は, 義足歩行したとき義足足部・足継手部の弾性変形で, Fig. 3.3 に示す長さ r と角度 θ の関係により fcp の位置が変わり, 軌跡が変化すると仮定する.

義足足部・足継手部の弾性変形により Eq. (3-4) の関係になると, fcp は Line C に角度が

無いため座標の原点に近づく.

$$r_1 < r_2, \theta' = 0 \quad (3-4)$$

義足足部・足継手部の弾性変形により Eq. (3-5) の関係になると, fcp は Line C が角度を有するため, 足部の中になる.

$$r_1 < r_2, \theta' > 0 \quad (3-5)$$

義足足部・足継手部の弾性変形により Eq. (3-6) と同じ角度 θ で Eq. (3-7) の関係になると fcp は足部の外側になる.

$$r_2 < r_1, \theta' > 0 \quad (3-6)$$

RoS の軌跡の変化は, 基準とする長さ r の変位と角度 θ' の変化量が関係する. そのため義足足部・足継手部の機能を評価ができると考えられる.

3. 3 RoS による義足歩行したときの義足足部・足継手部機能の計測結果

開発した可搬型義足歩行計測・評価システムで義足歩行した様子を Fig. 3-5 に示す²⁾. 義足歩行の計測に用いた計測器は 3 種類を用いた.

1) 小型 6 分力計(株式会社 共和電業 LFM - 3KN)は, 円筒型 (直径 0.06[m], 重さ 160[g]) で直交 3 軸成分の力と各軸回りのモーメント($f_x, f_y, f_z, M_x, M_y, M_z$) の 6 分力を計測できる. 計測した 6 分力から fcp を計算する.

2) 床反力計(株式会社テック技販 TF-4060-B)は, 床反力による足裏の CoP を計測する.

3) 空間座標計測装置(Motion Analysis 社 Mac3D システム)は, 義足歩行したときの義足の下腿角度を計測するために小型 6 分力計の位置, 足継手の位置の 2 点を計測する. 義足下腿部に小型 6 分力計を組込むことで, 平坦路, 不整地(傾斜路, 段差) で連続した義足歩行のリアルタイム計測を可能にした. このシステムで右脚の模擬大腿義足を用いて, 健常

者の被験者 4 名により平坦路, 傾斜角 7 度の傾斜路で義足歩行を計測(サンプル周波数 100[Hz])した. その被験者 4 名のなかの被験者 1 名(男性, 年齢 22 歳, 身長 170[cm], 体重 55[kg])の義足歩行の結果を示す.

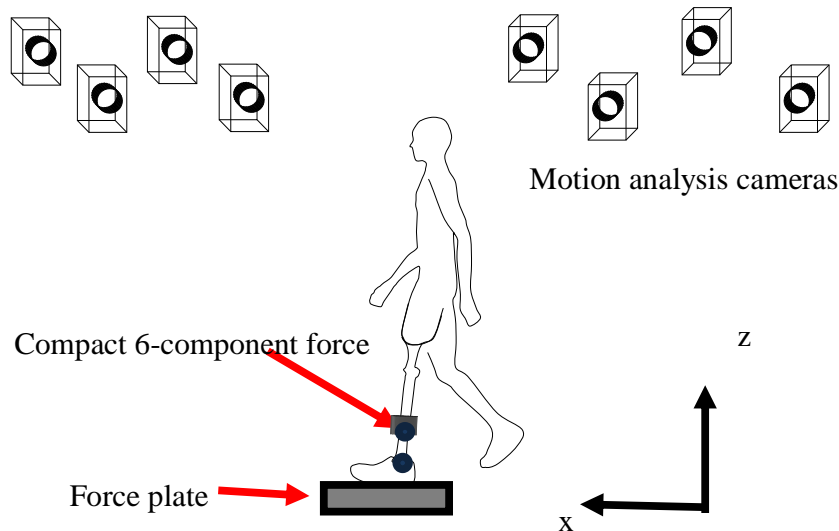


Fig. 3.5 Developed of ambulatory gait monitoring system of lower limb prostheses

3. 3. 1 義足歩行の fcp と CoP から計算する RoS の比較結果

義足歩行したときの fcp と CoP の 2 種類の軌跡を計算した. その計算結果からそれぞれの RoS が同等な円弧形状の軌跡になることを確認した.

歩行条件

歩幅 : 1.0[m]

義足歩行速度 : Cadence 100[step/min]

義足足部 : SACH Foot Ottbock(義足足部サイズ 0.25[m])

RoS は本章の計測手法で用いる小型 6 分力計から得る fcp の軌跡により計算した. 同時に, 先行研究の計測手法で用いる床反力計から得る CoP の軌跡で RoS を計算した. Fig. 3.6 に水平面に投影した fcp と CoP の軌跡を示す. Fig. 3.6 の fcp の軌跡と CoP の軌跡から計算した 2 種類の RoS を Fig. 3.7 に示す. RoS は座標 x 軸の正方向で踵接床を示す. 負方向に進むにつれてつま先離床を示す.

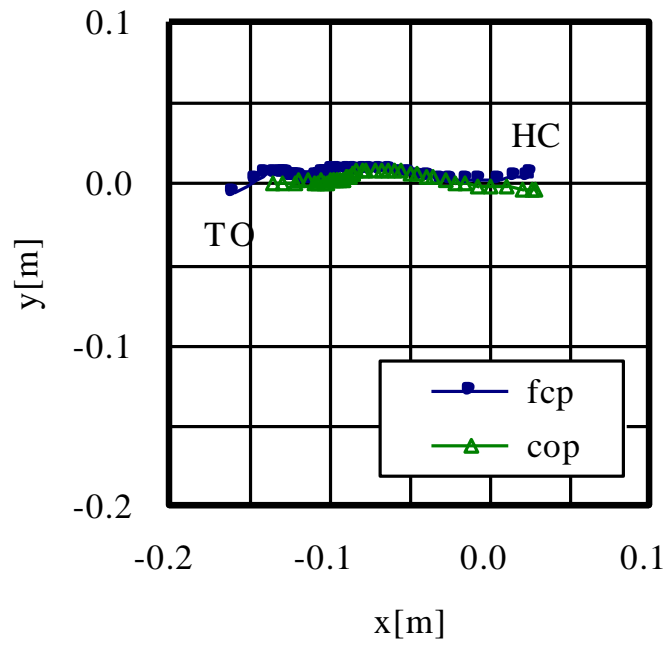


Fig. 3.6 Comparison of the fcp and CoP in horizontal plane

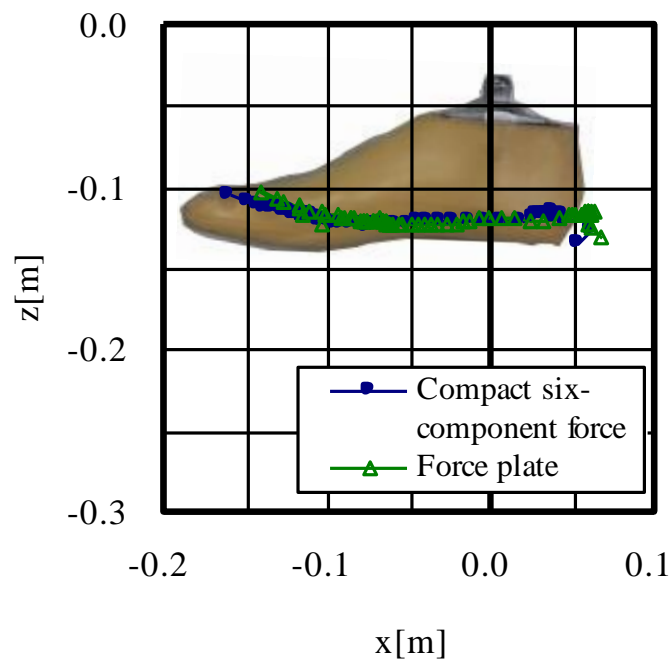


Fig. 3.7 Comparison of RoS using a compact six-component forces and a force plate in the same time

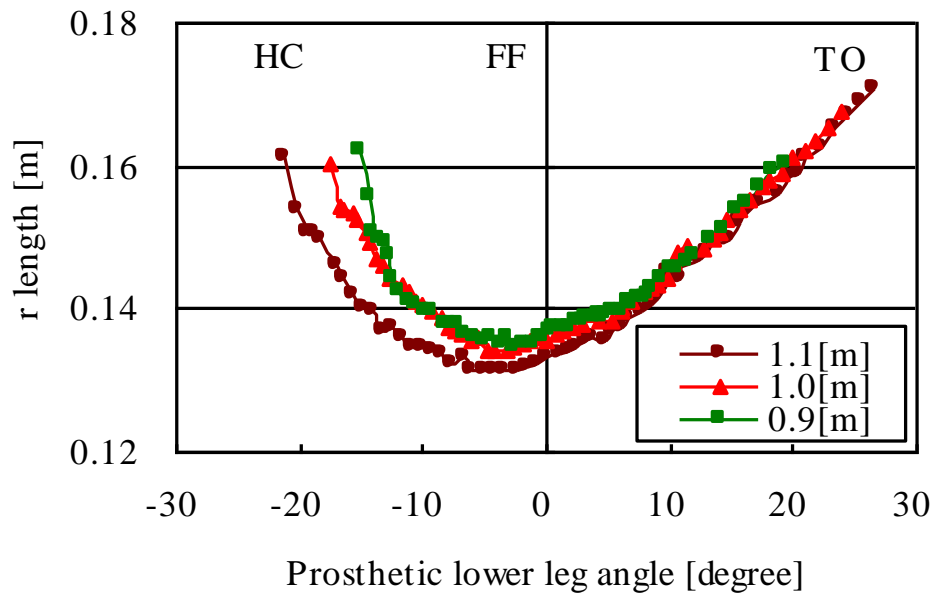


Fig. 3.8 Measurement of r-length between a referencepoint and floor plane in prosthetic gait

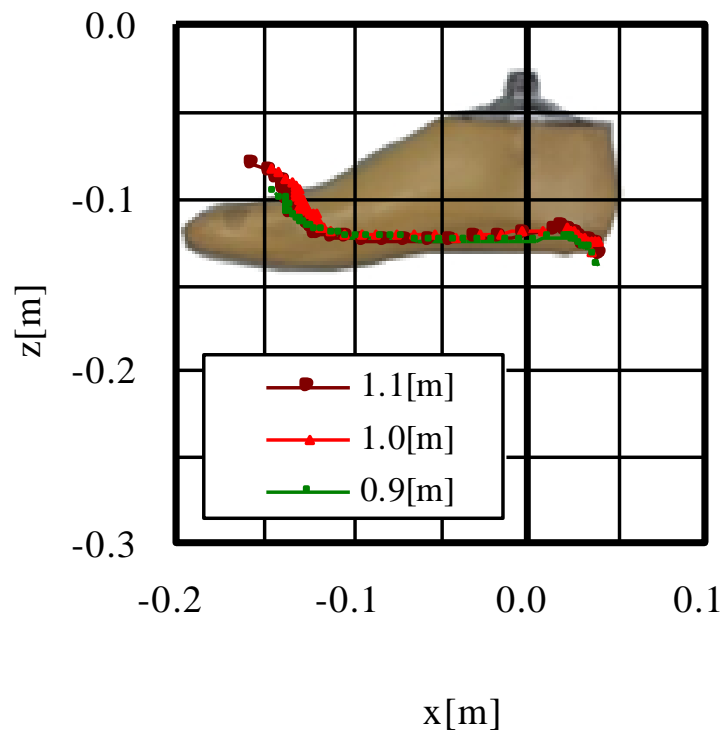


Fig. 3.9 Comparison of RoS on changing the length of three walking stride

3. 3. 2 歩幅を変化させ義足歩行したときの RoS の比較結果

3 種類の歩幅で義足歩行をして、RoS の軌跡が変化することを確認した。

歩行条件

歩幅 : 0.9[m], 1.0[m], 1.1[m]

義足歩行速度 : Cadence 100[step/min]

義足足部 : SACH Foot Ottbock(サイズ 0.25[m])

Fig. 3.8 に歩幅を変え義足歩行したときの義足下腿部の傾き角度と基準位置から義足下腿部に沿った床面までの長さの変化を示す。義足足部・足継手部の弾性変形や踵接床～つま先離床までの状態で基準位置の変位を確認することができる。義足の踵部が硬いとすると、踵接床したときに基準位置の変化は足底接床の位置に対しての変位が大きくなることを示す。義足の踵部が柔らかいとすると基準位置の変化は小さくなることを示す。Fig. 3.9 に 3 状態の歩幅で義足歩行したときの RoS の計算結果を示す。

3. 3. 3 6 種類の義足足部・足継手部機能の RoS による計測結果

義足足部・足継手部の機能の違いで RoS が変化することを確認する。6 種類の一般的に使用する義足足部・足継手部から高機能の義足足部・足継手部を用いて義足歩行を計測した。義足足部の種類、キールの種類、足継手の前後にあるゴムバンパーの有無を Table 3.1 に示す。

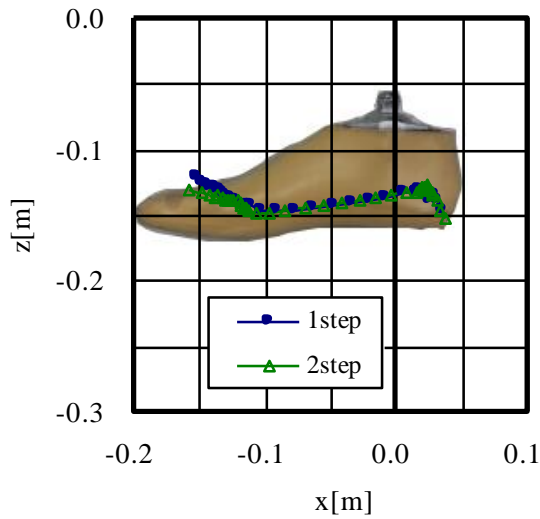
歩行条件

平坦路, 傾斜路を右脚の模擬大腿義足により義足歩行する。

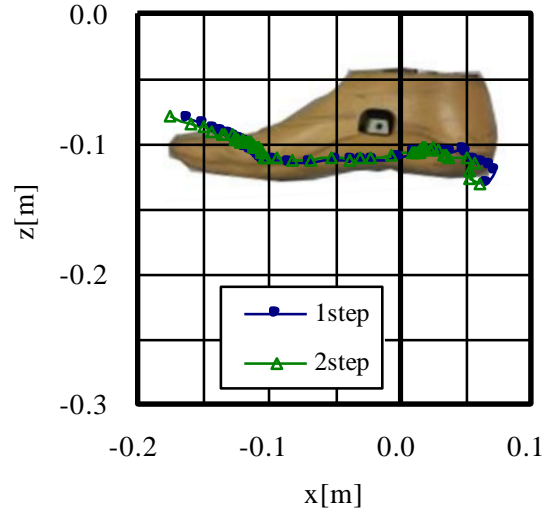
歩幅 : 1.0[m]

義足歩行速度 : Cadence 100[step/min]

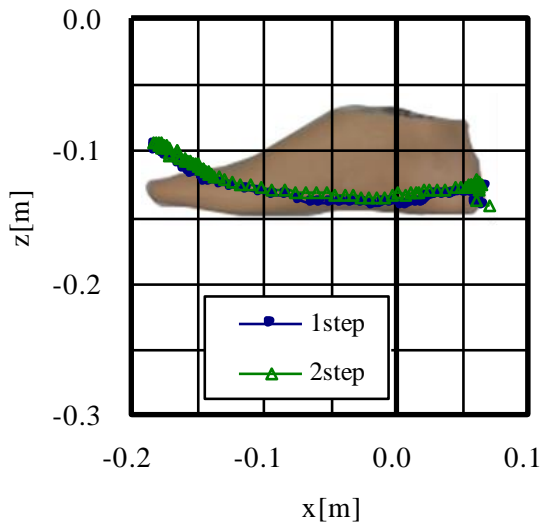
義足足部 : Table 3.1 に示す。



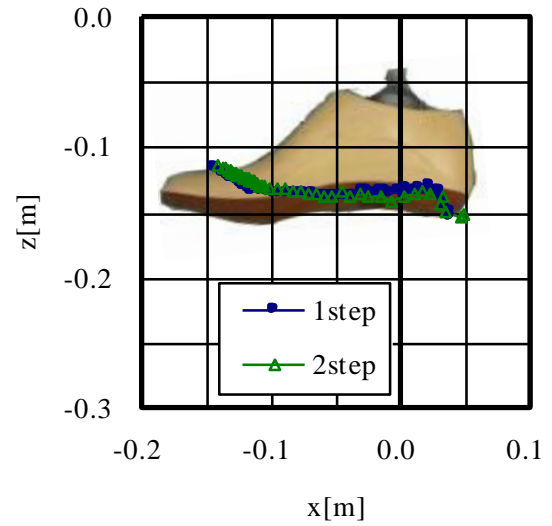
(a) SACH foot 1D10(Ottbock)



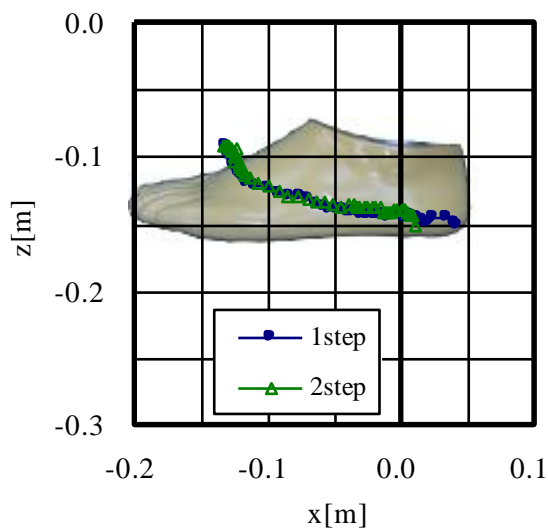
(b) Single axis foot (Ottbock)



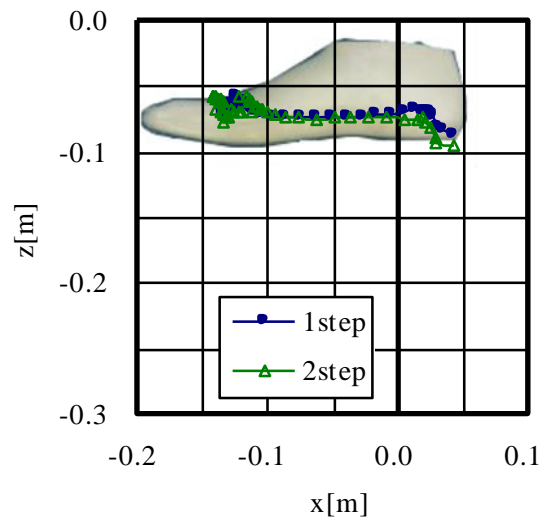
(c) Tributo foot (CPI)



(d) Greissinger foot (Ottbock)



(e) Multi axis foot (IMASEN)



(f) SACH J foot (IMASEN)

Fig. 3.11 Results of RoS on the six types of prosthetic foot

各 6 種類の義足足部・足継手部で義足歩行した結果を示す。1 歩目の義足下腿部の傾き角度と基準点から義足下腿部に沿った床面までの長さの変化を Fig. 3.10 に示す。矢状面から投影した 2 歩の RoS を Fig. 3.11 に示す。また、Fig. 3.12 にリハビリテーション訓練で 사용되는 SACH foot により、傾斜路を義足歩行で昇降したときの RoS を示す。

Table 3.1 Characteristics of prosthetic feet

Prosthetic foot (Manufacturer)	Keel	Bumper posterior	Bumper anterior
SACH foot (Ottbock)	Wood	—	—
Single axis foot (Ottbock)	—	Soft	—
Tribute foot (CPI)	Cabon	Hard	Hard
Greissinger foot (Ottbock)	—	Hard	Hard
Multi axis foot (IMASEN)	Cabon	Soft	Soft
SACH J-foot (IMASEN)	Cabon	—	—

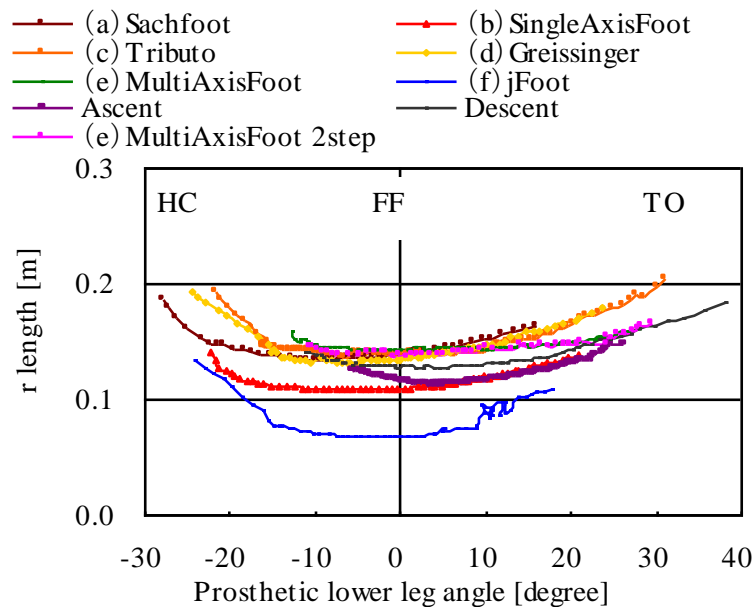


Fig. 3.10 Measurement of r-length between a reference point and floor plane in prosthetic gait

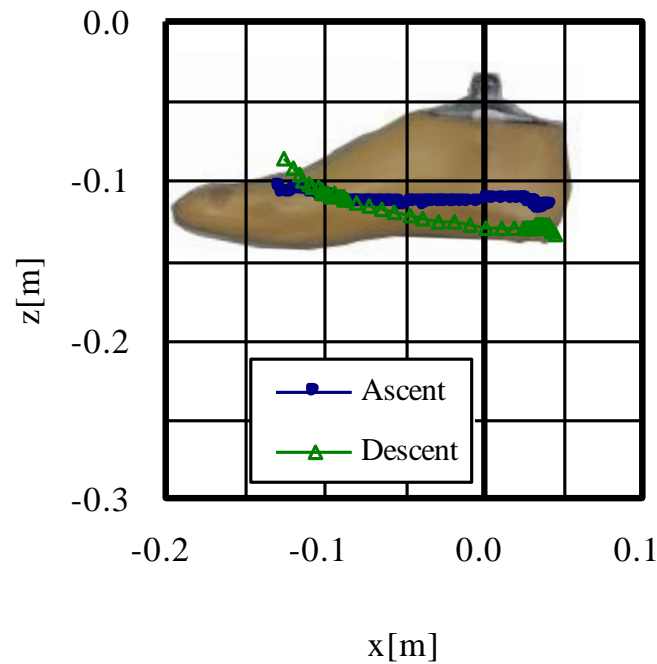


Fig. 3.12 Comparison of RoS in ascent or descent of the slope with prosthetic gait

3. 4 fcp で算出した RoS の考察

歩行条件を合わせること、歩行速度、歩幅により RoS は同様の軌跡になったため代表となる被験者 1 名のデータを掲載して考察を行う。

3. 4. 1 義足歩行の fcp と CoP から計算する RoS の比較結果

Fig. 3.6 の fcp の軌跡は、CoP の軌跡より長くなった。小型 6 分力計は TO までの下腿部の負荷を計測するため、CoP より 0.02 [m]大きくなったと考えられる。

Fig. 3.7 は踵接床～足底接地で、誤差範囲が±2%以下であった。つま先離床に移るにつれて誤差範囲は±7%以上になった。fcp から計算した RoS は、CoP から計算した RoS より軌跡が大きく、同等の円弧形状の軌跡を示した。fcp から計算した RoS が CoP から計算した RoS より軌跡が大きく、同等の円弧形状の軌跡を示した。義足足部のサイズに近い RoS が計算できたと考えられる。

3. 4. 2 歩幅を変化させ義足歩行したときの RoS の比較結果

Fig. 3.8 は踵接床で歩幅が大きくなると下腿部が傾く角度が大きくなり、基準位置は変化しなかったことを示した。踵の変形で基準位置の変化が一定になったと考えられる。つま先離床に進むにつれて、各歩幅は下腿部の傾き角度と基準位置の変化が同様になった。足底接床～つま先離床に移るにつれて同様な義足歩行をしたことを示した。

Fig. 3.9 の歩幅 0.9[m]の踵接床～つま先離床では、基準点の位置と義足下腿部の傾き角度の変化が小さいため、RoS が外側になることを示した。基準位置の変化は小さく、義足下腿部角度の変化量も小さいため、3 種類の歩幅で最も外側に RoS が示された。各歩幅の踵接床で示すと、床面までの長さが同じであると義足下腿部の傾き角度が異なると RoS の軌跡の大きさに変化が示された。歩幅 0.9[m]の義足歩行は、歩幅が狭いため、義足下腿部の傾き角度の変化が小さかった。そのため、RoS が外側になったことが示された。義足下腿部の傾き角度で RoS は、大きさが変化することが確認できた。

3. 4. 3 6 種類の義足足部・足継手部機能の RoS による計測結果

踵接床、足底接床、つま先離床の 3 種類の歩行状態で義足足部・足継手部の機能を評価した。RoS の違いを考察した。

3. 4. 3. 1 踵接床 (Heel contact)

RoS は義足足部・足継手部の踵接床の位置や踵の柔らかさで底屈位になるため変化した。

踵部が柔らかい足部の Fig. 3.11 (b), Fig. 3.11 (d), Fig. 3.11 (e)の踵部の RoS は平坦になった。義足下腿部の傾き角度は、大きくなるにつれて、基準位置の長さの変化が少ないことを Fig. 3.10 に示す。足継手に回転軸とゴムバンパーの底屈位機構があるため、踵接床したときにゴムバンパーの変形と回転軸の動きで足継手が底屈位になる。そのため、基準位置の変位が小さくなった。RoS は義足足継手の機能により底屈位が起きたことを示した。

Fig. 3.11 (a), Fig. 3.11 (f)は、踵部がウレタン製の義足足部で回転軸がないため、踵部が固く義足足部の変形で底屈位の状態になる。下腿部の傾く角度と基準点から床面までの長さ

が大きいことを Fig. 3.10 に示した。踵接床したとき下腿部の傾く角度は大きくなった。そのため、踵接床では、RoS が足底接床の位置より高い位置になり、踵を支点とした踵接床で転がるように足底接床に移れることを示した。

Fig. 3.11 (c)は、踵部にカーボンキールと義足足継手にゴムバンパー、回転軸が組込まれている義足足部・足継手部である。踵の先端で接床しているため、義足足下部の傾き角度と基準点からの長さが大きいことを Fig. 3.10 に示した。RoS は原点から離れた座標 x 軸 0.07[m]が軌跡の始点となった。RoS が大きくなることを示した。踵の先端で踵接床して、ゴムバンパーの変形でゆっくりと転がるように足底接床に移れることを示した。

3. 4. 3. 2 足底接床 (Foot flat)

義足足継手のゴムバンパーの有無により RoS の変化を示した。

Fig. 3.11 (b)は、平坦でプロット間隔が広い軌跡になった。足継手部に背屈位を調整するゴムバンパーが含まれていないため、下腿の移動が速くつま先離床の状態に移ったことを示した。Fig. 3.11 (a), Fig. 3.11 (f)も足継手が無いためプロット間隔が広くなった。Fig. 3.11 (c), Fig. 3.11 (d), Fig. 3.11 (e)は、背屈位の変化に作用するゴムバンパーを有するため、プロット間隔が広がらないことを示した。

Fig. 3.11 (e)は、非常に柔らかい背屈ゴムバンパーを組込んでいるため、Fig. 3.10 に示すように基準点から床面までの長さに変化が少なく、義足足下部の傾き角度のみが変化した。そのため、RoS は座標 x 軸の原点の位置から軌跡が上がり始め、足底接床から短時間で背屈位に移れることを示した。

3. 4. 3. 3 つま先離床 (Toe off)

Fig. 3.11 (c)は、原点から離れた座標 x 軸-0.19[m]の位置で軌跡が終了した。この義足足部は先端の近くまでカーボンキールが組込まれている。Fig. 3.10 に下腿の角度 30 度まで大きくなり、床面までの距離がつま先離床につれて大きくなることを示した。RoS は義足足部のつま先のたわみが小さく、つま先の先端まで床面を蹴れる義足足歩行ができることを示した。

Fig. 3.11 (e)は、背屈ゴムバンパーが非常に柔らかいため、背屈位が早く始まり、原点から近い x 軸の座標-0.13[m]でつま先離床なることを示した。Fig. 3.10 では、角度が大きくなるにつれて床面までの距離に変化が少ない。RoS は、x 軸上の原点から近い位置で変化したため床をつま先で蹴れていないことを示した。この義足足部は、強くつま先離床ができないことを示した。

3. 4. 3. 4 1 歩目と 2 歩目の評価

各歩行状態の 1 歩目と 2 歩目の義足歩行で Fig. 3.11 (e)は、踵接床したときの RoS が異なった。踵を床に押付ける踵接床ができなかったため、Fig. 3.10 に義足下腿部の傾き角度が小さいことを示した。Fig. 3.11 (e)は、最も柔らかい踵のため不安定な踵接床になるので異なった RoS を示した。

3. 4. 3. 5 傾斜路の昇降

次に、本章で提示した計算手法で可能な傾斜路を義足歩行で昇降したときの RoS を Fig. 3.12 に示す。足継手が含まれていない義足足部の SACH foot で傾斜角 7 度の傾斜路を昇降した。昇りの RoS は、踵接床～つま先離床まで直線のような軌跡を示した。降りの RoS は座標 x 軸の原点から足底接床～つま先離床に進むにつれて RoS が円弧形状を示した。Fig. 3.10 に昇りでは下腿の角度の変化が小さく、降りでは下腿の角度の変化が大ききことを示した。昇りは義足足部のつま先を乗り上げるような義足歩行する。降りは転がるような義足歩行したことを示した。RoS は傾斜路を義足歩行で昇りと降りしたときの違いで変化をした。

3. 5 おわりに

本章で提示した RoS の計算手法は、義足歩行の動的計測による義足足部・足継手部の機能の評価できることを示した。動的計測から計算した RoS の変化は、義足足部・足継手部機能の違いで起きる基準位置の変位と下腿部の傾きにより変化したことを明らかにした。RoS の計算するため小型 6 分力計を義足下腿部に組込み、可搬性を高め連続した義足歩行

の計測を可能にしたシステムを用いた。そのシステムでこれまで行われていなかった傾斜路の昇降や平坦路を連続して義足歩行したときの RoS の変化で義足足部・足継手部機能を確認できた。平坦路を義足歩行したときの義足足部・足継手部に含まれるゴムバンパー、キールの有無や義足足部の柔硬で起きる義足足部の形状変形で RoS は変化した。6 種類の中で最も義足使用者の歩行機能に細かな調整ができる Tributo foot の RoS は、大きな円弧形状になった。踵接床～つま先離床まで基準位置を中心となる、転がるような義足歩行ができる機能であることを示した。

一方、つま先離床したとき、つま先で強く蹴ることをできない義足足部では、RoS が x 軸の原点に近い位置から変化することがわかった。また、踵部が硬い義足足部では、踵接床したときの RoS が円弧形状になることがわかった。本章の RoS 計算手法は、先行研究で行われている床反力計を用いた RoS 計算手法と同様に義足足部・足継手部機能の評価に用いることができた。

今後の課題は、義足歩行で左右に動揺したときの義足機能を明らかにすることと考えられる。義足歩行したときの義足足部・足継手部機能は、矢状面方向に大きな変形が起きる。そのとき、左右の動揺がおきることで、義足歩行が変化する。本章の実験でも左右の動揺がおきていた。そのため、RoS を空間に投影することで矢状面からの機能計測だけでなく、前額面からの機能も明らかにする必要があると考えられる。

第3章の参考文献

- 1) Andrew H. Hansen, Dudley S. Childress and Erick H. Knox.: Roll-over Shapes of Human Locomotor Systems: Effects of Walking Speed, *Clinical Biomechanics* **19**,407-414,2004.
- 2) Andrew H. Hansen and Dudley S. Childress.: Effects of Shoe Heel Height on Biologic Rollover Characteristics During Walking, *Journal of Rehabilitation Research & Development*,547-554,2004.
- 3) Andrew H. Hansen and Dudley S. Childress.: Effects of Adding Weight to the Torso on Roll-over Characteristics of Walking, *Journal of Rehabilitation Research & Development*,pp.381-390,2005.
- 4) 森本正治, 山下保: 荷重線リアルタイム表示システムの開発と下腿義足へのアライメン

- ト調整への応用, バイオメカニズム(13), 267-277, 1996.
- 5) 藤田良平, 森本正治: 荷重線リアルタイム表示システムによる義足足部の機能計測・評価, 第22回バイオメカニズムシンポジウム予稿集, pp.300-310, 2011.
 - 6) Carolin Curtze, At L.Hof, Helco G. van Keeken, Jan P.K. Halbertsma, Klaas Postema and Bert Otten.: Comparative Roll-over Analysis of Prosthetic Feet, *Journal of Biomechanics***42**, 1746-1753, 2009.
 - 7) A. H. Hansen, D. S. Childress and E. H. Knox.: Prosthetic Foot Roll-over Shapes with Implications for Alignment of Transtibial Prostheses, *Prosthetics and Orthotics International***24**, 205-215, 2000.

第4章

傾斜路義足歩行の Roll-over Shape による 義足足部・足継手部機能の計測

4.1 はじめに

傾斜路，階段などの不整地で義足歩行したときの義足足部・足継手部の機能を計測する必要がある。ヒトは傾斜路でスムーズな歩行するために平坦路歩行と異なった足関節トルクを発生させる。義足歩行においても傾斜路，平坦路で歩行することが必要となる。義足足部・足継手部は義足歩行したときの外力を受けて，義足足部の変形，義足足部・義足足部に含まれているキールやゴムバンパーの形状や弾性変形でヒトの足部機能を代償する。義足足部・足継手部はヒトの足関節機能と異なり，受動的な要素でヒトの足部機能の代償しているため足関節トルクを保持することができない。そのため，義足使用者にとって傾斜路を歩行することは大きな負担となる。しかし，傾斜路で義足歩行したときの義足足部・足継手部機能については明らかにされていない。明らかにされていない原因として，不整地で義足歩行したときの力学計測ができるシステムが無いこと，義足歩行したときの義足足部の形状変化の評価方法が確立されていないことが挙げられる。そのため，義足足部・足継手部機能の計測するために多くの研究が行われている^{1),2),3),6)}。歩行機能の計測手法の一として，通常のヒトが歩行したときの円弧形状になる RoS がある。この RoS の軌跡の変化により義足歩行したときの義足足部・足継手部機能の計測をする研究が行われている。

義足足部・足継手部は弾性変形によりヒトの足部・足関節部機能の代償をしているため力学計測する必要がある。このため義足歩行で傾斜路，階段の昇降歩行することは非常に

負担になる。また、義足アライメントは平坦路を義足歩行するために調整され、義足足部・足継手部も平坦路を義足歩行するために開発が行われている。義足使用者の経験や運動能力により傾斜路、階段歩行したときの負担は変化するため傾斜路や階段で義足機能を明らかにして、義足歩行の情報を定量化して提示することにより義足歩行を支援できると考えられる。

このため義足足部・足継手部機能の計測を Hansen ら^{4),5)}は RoS により行っている。RoS は空間座標系を基準にして、回転している円と床の接点を連続して表示するモデルを用いて RoS を計算している⁴⁾。このモデルは空間座標計測装置で基準とする位置の座標変位、床反力計で CoP を求める。ヒトの歩行は基準位置の変位量や CoP の軌跡で RoS が変化する。この変化で歩行の評価を行っており、RoS の特徴を利用して義足足部・足継手部機能の評価している。RoS は股関節、膝関節、足関節などの位置を任意で決定して、固定座標とした位置からみた圧力中心の軌跡である。RoS は通常の歩行したとき、円弧形状の軌跡になる。任意で決定した位置より圧力中心を見たとき円弧形状は、ほとんど変わらないことを提示している⁴⁾。我々¹⁾は義足下腿部に小型 6 分力計を組み込み傾斜路や段差などの不整地を義足歩行したときの力学計測ができる可搬型の「義足機能リアルタイム計測システム」を開発してきた。この開発したシステムで計測した Load line の推移や RoS の円弧形状の軌跡の変化により平坦路を義足歩行したときの義足足部・足継手部機能を計測して明らかにしてきた。また、2 足歩行ロボットの歩行の研究で花澤ら⁷⁾は、受動歩行するロボットの足部形状の評価を RoS により行っている。この研究では、傾斜路を降ったとき両支持脚を含めた歩行一周期のエネルギー効率を評価している。評価するために受動歩行するロボットで傾斜路を降りさせて RoS の変化を計算している。この RoS の円弧変化により足部と平坦足部がもつ優位性について明らかにしている⁷⁾。

本章では、傾斜路で義足歩行したときの RoS の軌跡の変化による義足足部・足継手部機能を明らかにする。このための義足足部・足継手部機能の計測に用いる RoS の計算手法を提示する。義足アライメントを変化させたときの RoS により義足足部・足継手部機能につ

いて考察を行う。

4. 2 傾斜路義足歩行したときの義足足部・足継手部機能の 計測に用いる RoS の計算手法

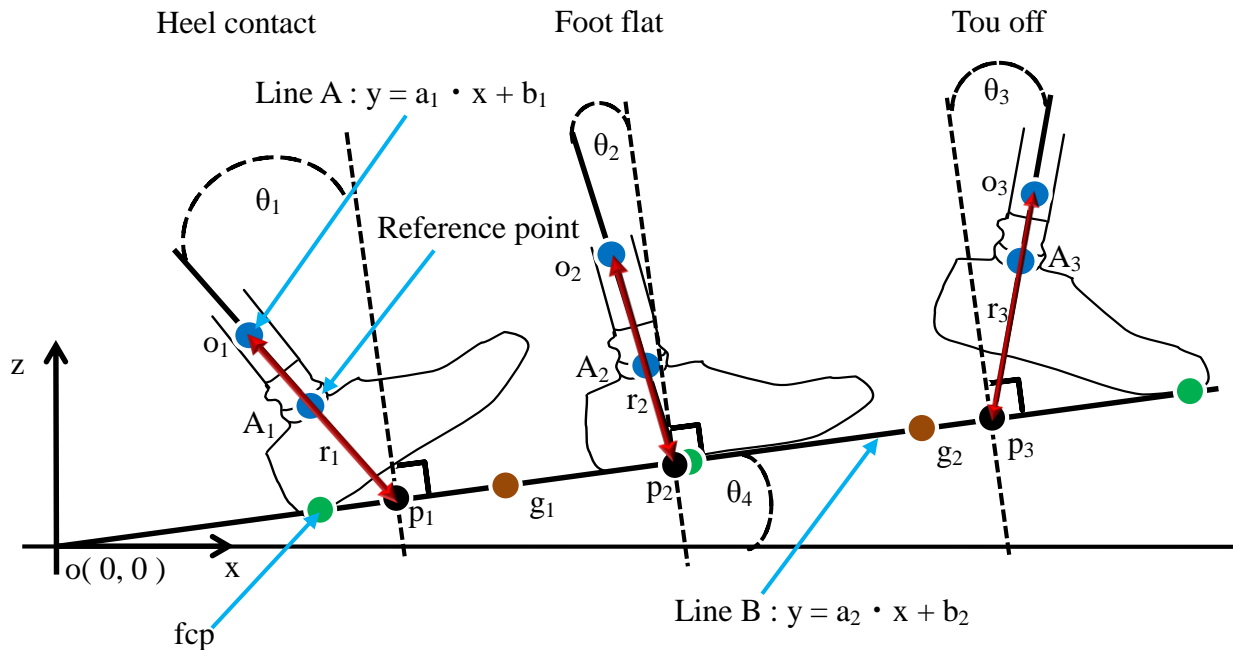


Fig. 4.1 Prosthetic walking model on the slope

Fig. 4.1 に傾斜路で踵接床～つま先離床したときの義足歩行の RoS の計算手法を示す。本章の RoS の計算手法は、第 3 章で示した計算手法と同様に移動座標系の歩行を固定座標系として考える。足部を固定状態として計算するため、傾斜面を昇降したときの下腿部が傾斜面に対して傾く角度を計算する必要がある。この下腿部の傾く角度を求めることで傾斜路で昇降歩行したときの RoS を計算することができる。傾斜面に対して下腿部が直角の位置を基準として歩行したときの下腿部の角度を計算する。

第 3 章と同様に Load line の計算は、義足下腿部に組込んだ小型 6 分力計の位置を基準とする固定座標のため、小型 6 分力計の位置を基準としたときの傾斜路で義足歩行したときの RoS の計算手順を以下に示す。

1. Fig. 4.1 に傾斜路を義足歩行したときの計算手法を示す. 基準点から下腿部に沿った床面までの長さ r と下腿部の傾き角度 θ を求める. 長さ r と下腿部の傾き角度 θ を計算するため, 基準点 $o_1 \sim o_3$ から下腿部に沿り, 床面と交差する点 $p_1 \sim p_3$ を計算する. 下腿部の傾き角度 θ_4 は傾斜面を直線として点 p を通る位置の垂線とした直線を基準とした下腿部の傾きとする.

下腿部を直線 Line A, 床面を直線 Line B とする. Line A は, 下腿部上の点 o と点 A を用いて傾き a_1 , 切片 b_1 を求める. Line B は, 床面の点 g_1 , 点 g_2 を用いて傾き a_2 を切片 b_2 を求める. Line A と Line B の交点 p を求める.

4. 3 RoS による義足足部・足継手部機能の計測

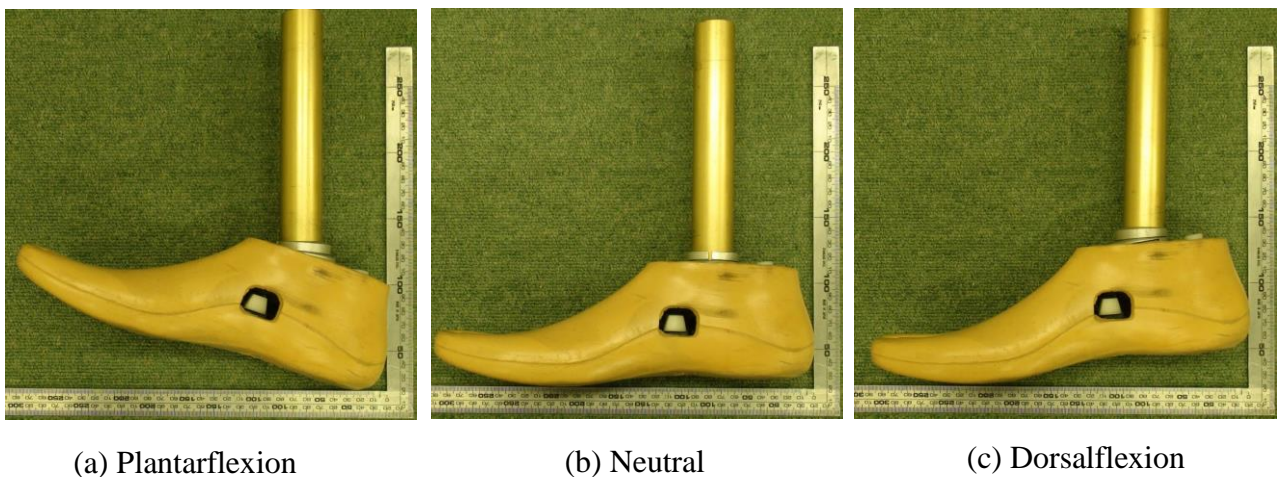


Fig. 4.2 Three state of the prosthetic ankle and foot of alignment

Fig. 4.2 に義足足部・足継手部の義足アライメントを 3 状態に変化させたときの Single axis foot の義足足部・足継手部を示す. Fig. 4.2(a)に底屈位, Fig. 4.2(b)に中立位, Fig. 4.2(c)に背屈位を示す. 平坦路と傾斜路で Single axis foot と SACH foot の義足アライメントを Fig. 4.2 のように変化させ義足歩行を行った.

本章では, 義足歩行の計測に開発した可搬型の「義足機能リアルタイム計測・評価システ

ム」を用いた。義足歩行の計測には 2 種類の計測器を用いた。

1) 小型 6 分力計(株式会社共和電業 LFM - 3KN)は, 円筒型 (直径 0.06[m], 重さ 160[g]) で直交 3 軸成分の力と各軸回りのモーメント($f_x, f_y, f_z, M_x, M_y, M_z$)の 6 分力を計測できる。計測した 6 分力から f_{cp} を計算する。

2) 空間座標計測装置(Motion Analysis Mac3D System)は, 傾斜路を義足歩行で昇降したときの義足の下腿角度と傾斜路の傾斜角度を計測するために小型 6 分力計の位置, 義足足継手部の位置, 傾斜面の角度の 3 点を計測する。

義足下腿部に小型 6 分力計を組込み右脚の模擬大腿義足を用いた。健常者の実験参加者 2 名により傾斜路の傾斜角 4 度と 7 度の傾斜路で義足歩行を計測(サンプル周波数 100[Hz])した。この実験参加者 2 名のなかの実験参加者 1 名(男性, 年齢 22 歳, 身長 1.75[m], 体重 65[kg])の義足歩行の結果を示す。

4. 3. 1 義足足部・足継手部の義足アライメントを変化させ

平坦路義足歩行したときの RoS の計測

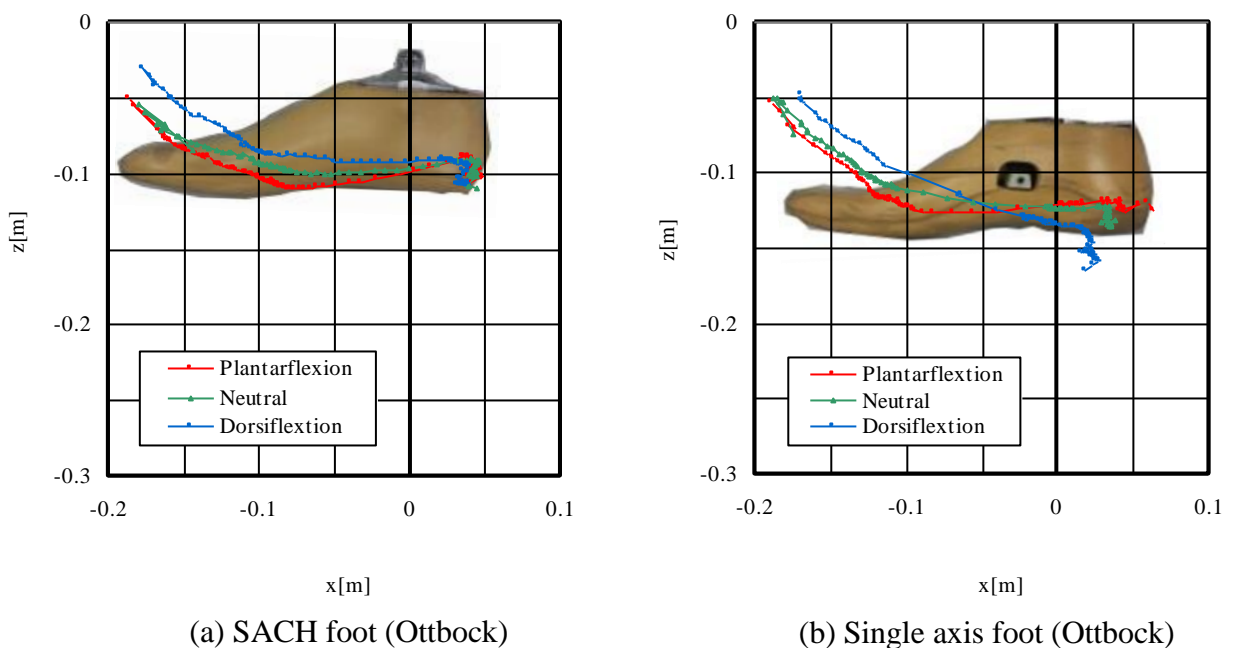


Fig. 4.3 Result of Changing prosthetic alignment of prosthetic gait on level ground

4. 3. 2 義足歩行で傾斜路昇降したときの義足足部・足継手部機能の RoSによる計測

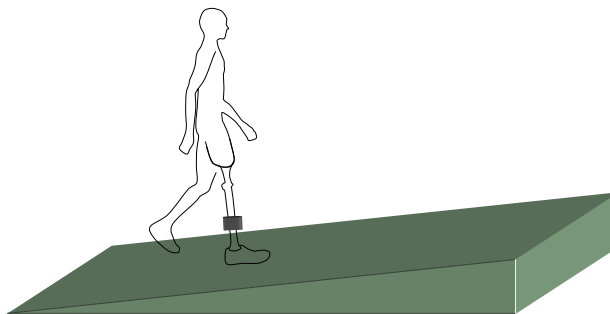
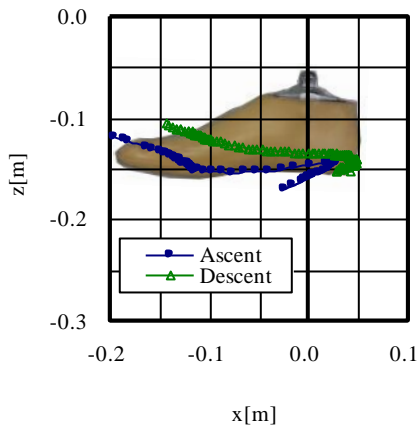
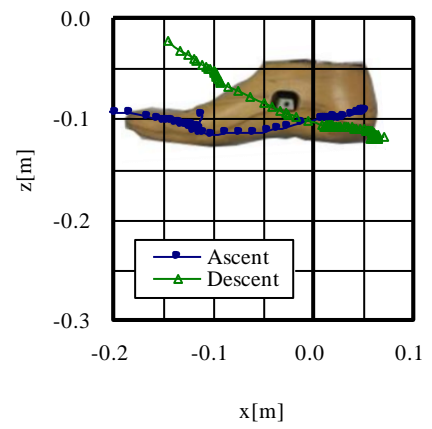


Fig. 4.4 Prosthetic gait on the slope

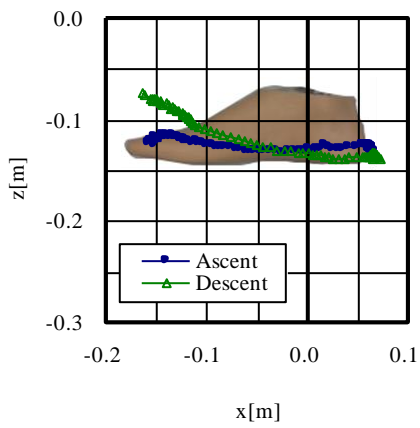
Fig. 4.4 に傾斜路を義足歩行で昇降したときの様子を示す. Fig. 4.5 と Fig. 4.6 に傾斜角度4度と7度で傾斜路を義足歩行したときの歩行結果を示す. 実験参加者は2名で義足歩行を行った. そのときの代表となる義足歩行の結果を Fig. 4.5 に示す.



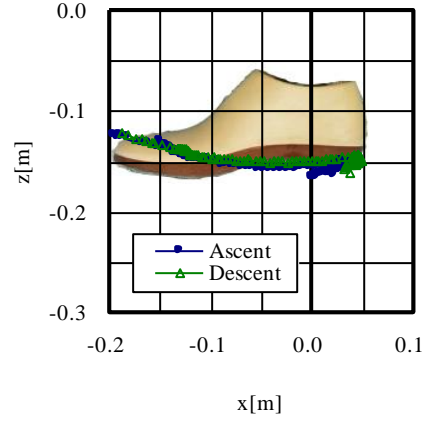
(a) SACH foot (Ottbock)



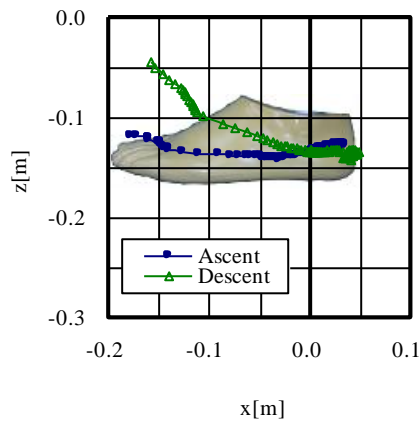
(b) Single axis foot (Ottbock)



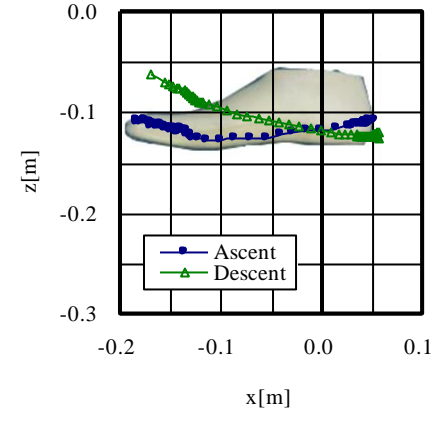
(c) Tributo foot (CPI)



(d) Greissinger foot (Ottbock)



(e) Multi axis foot (IMASEN)



(f) SACH J foot (IMASEN)

Fig. 4.5 Comparison of RoS in ascent or descent of the slope with prosthetic gait(4dgree)

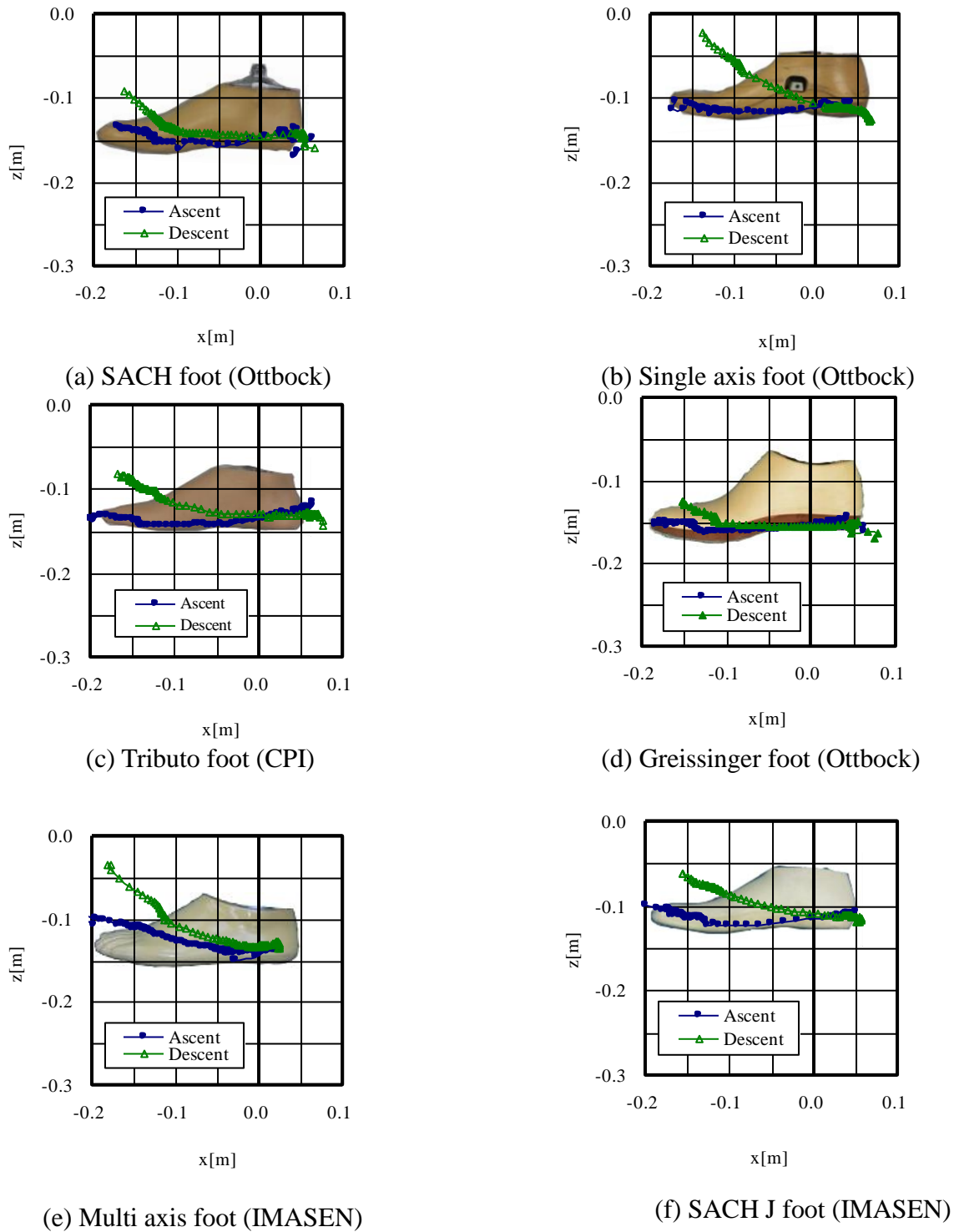


Fig. 4.6 Comparison of RoS in ascent or descent of the slope with prosthetic gait(7degree)

4. 4 平坦路，傾斜路義足歩行したときの考察

4. 4. 1 義足足部・足継手部の義足アライメントを変化させ

平

平坦路義足歩行したときの RoS の計測結果

平坦路で義足歩行の義足足部・足継手部の義足アライメントを底屈位，中立位，背屈位の3状態に変化させた。Fig. 4.3 に義足足部・足継手部の3状態の RoS の結果を示す。義足歩行に用いた義足足部・足継手部は SACH foot と Single axis foot の2種類を用いた。基準位置は小型6分力計を原点(0,0)としたときの RoS になる。

Fig. 4.3(a)に SACH foot の義足歩行の RoS の結果を示す。背屈位の RoS の軌跡は原点に近い軌跡を示した。底屈位の RoS の軌跡は原点より離れる軌跡を示した。

Fig. 4.3(b)に Single axis foot の義足歩行の RoS の結果を示す。背屈位の RoS の軌跡は原点に近い軌跡を示した。底屈位の RoS の軌跡は原点よりより離れる軌跡を示した。平坦路を義足歩行で義足アライメントを変化させたときの Fig. 4.3(a)と Fig. 4.3(b)の2種類の義足足部・足継手部の RoS の軌跡は同様な変化を示した。背屈位は基準位置に近い RoS を示し，底屈位は基準位置より離れる RoS を示した。中立位の RoS の軌跡は背屈位と底屈位の RoS の軌跡の間になることを示した。

4. 4. 2 義足歩行で傾斜路4度を昇降したときの RoS の計測結果

傾斜角4度の傾斜路で義足歩行したときの RoS の 1Step(踵接床～つま先離床)の結果を Fig. 4.5(a)～Fig. 4.5(e)に示す。義足足部・足継手部の義足アライメントは中立位で義足歩行をした。基準位置は小型6分力計を原点(0,0)としたときの RoS になる。

SACH foot (Ottbock) : Fig. 4.5(a)に義足足部・足継手部の SACH foot の RoS の結果を示す。昇りでは，Fig. 4.5(a)の踵接床～足底接床までの x 軸 0.1[m]の位置で RoS の軌跡の一定の変化を示した。RoS の軌跡はつま先離床に近づく x 軸-0.1[m]の位置から変化した。降りでは，x 軸の原点付近から RoS の軌跡が変化を示した。Fig. 4.5(a)の義足足部・足継手部の

SACH foot は義足足継手がないため義足足部の変形で底背屈をする。このため傾斜面をつま先で蹴る義足歩行ができたと考えられる。

Single axis foot : Fig. 4.5(b)に義足足部・足継手部の Single axis foot の RoS の結果を示す。昇りでは RoS の軌跡は踵接床した後、足底接床に移るにつれて RoS の軌跡が踵接床したときの位置より低くなった。その後、つま先離床するにつれて RoS の軌跡は上昇を示した。降りでは、x 軸原点付近から RoS の軌跡の変化を示した。つま先離床に向かう x 軸-0.1[m] の位置付近から RoS が大きく変化を示した。この義足足部・足継手部はつま先が柔らかいため足底接床から大きな下腿角度で義足歩行したと考えられる。

Tributo foot : Fig. 4.5(c)に義足足部・足継手の Tributo foot の RoS の結果を示す。昇りの RoS の軌跡は踵接床～つま先離床まで一定の変化を示した。降りの RoS の軌跡は踵接床の位置が最も低く、足底接床～つま先離床に移るにつれて RoS は円弧形状を示した。Fig. 4.5(c) はカーボンキールが義足のつま先部まで組込まれている。このため義足のつま先で傾斜面を蹴ることができたと考えられる。

Greissinger foot : Fig 4.5(d)に義足足部・足継手部の Greissinger foot の RoS の結果を示す。昇りと降りとも同様の RoS の軌跡を示した。RoS の軌跡は踵接床～足底接床まで一定の変化の RoS を示した。つま先離床に移るにつれて RoS の軌跡は大きな変化を示した。Fig 4.5(d) の義足足部・足継手部は義足の足底面が硬く足継手がないため義足のつま先で傾斜面を蹴る義足歩行したと考えられる。

Multi axis foot : Fig 4.5(e)に義足足部・足継手部の Multi axis foot の RoS の結果を示す。RoS の軌跡は昇りで踵接床～足底接床に移るまで減少勾配であった。足底接床～つま先離床に移るにつれて RoS の変化は一定となり、つま先離床に移るにつれて RoS の軌跡は増加勾配であった。降りの RoS の軌跡は大きく変化をした。踵接床後の x 軸-0.03[m] の付近から RoS が変化をした。x 軸-0.15[m] 位置から大きく RoS が変化を示した。この義足足部・

足継手部は非常に義足足部が柔らかく、キールが含まれてない。このため義足足部の変形により底背屈を行う。傾斜路で義足歩行したとき底背屈するため義足足部の大きな変形が起きたと考えられる。

SACH J foot : Fig. 4.5(e)に義足足部・足継手部の SACH J foot の RoS の結果を示す。昇りの RoS の軌跡の変化は踵接床～足底接床まで高い位置から下がりつま先離床に移る位置が最も低くなり、つま先離床するにつれて RoS の軌跡は増加勾配であった。降りでは踵接床～つま先離床するまで RoS の円弧形状の変化を示した。義足足部は柔らかく、足継手部がない。義足足部の踵の変形、つま先の変形により底背屈を義足足部で行っていることを示した。

4. 4. 3 傾斜路7度を昇降したときの義足歩行の RoS の計測結果

傾斜角7度の傾斜路で義足歩行したとき RoS の 1Step の義足歩行の結果を Fig. 4.6(a)～Fig. 4.6(e)に示す。義足足部・足継手部の義足アライメントは中立位で義足歩行をした。基準位置は小型6分力計位置を原点(0,0)としたときの RoS になる。

SACH foot : Fig. 4.6(a)に義足足部・足継手部の SACH foot の 義足歩行の RoS の結果を示す。傾斜路の昇降は RoS の軌跡が x 軸 0.13[m]の位置から変化を示した。Fig. 4.2(a)の SACH foot は義足継手部が組込まれていない。このため義足足部のつま先部の変形により背屈を行う。SACH foot は義足足部の形状が硬いたため変形が小さく義足歩行で傾斜路を昇降したときの RoS の変化が小さなことを示した。Fig. 4.6(a)の義足足部・足継手部は傾斜路を義足歩行で昇降したとき義足足部のつま先で傾斜面を蹴れていると考えられる。

Single axis foot : Fig. 4.6(b)に義足足部・足継手部の Single axis foot の 義足歩行の RoS の結果を示す。Fig. 4.6(b)の義足足部・足継手部には踵部にゴムバンパーが組込まれおり、義足足部のつま先にはキールが含まれていないため非常に軟らかい義足足部となっている。このため義足歩行で降ったときの RoS は大きく変化を示した。x 軸の原点付近から RoS の

軌跡の変化を示した。義足足部・足継手部は義足足部のつま先が大きく変化した義足歩行したと考えられる。

Tributo foot : Fig. 4.6(c) に義足足部・足継手部の Tributo foot の義足歩行の RoS の結果を示す。Fig. 4.6(c)の義足足部・足継手部はカーボンキールが義足足部に組込まれており、6種類の中で最も高機能の義足足部・足継手部である。義足歩行で傾斜路を昇降したとき、昇りでは大きく広がる円弧形状の RoS を示した。降りでは大きな円弧形状の RoS を示した。この義足足部・足継手部は踵接床～つま先離床の間に平坦路の義足歩行したときと同様に傾斜面を蹴ることができた義足歩行したと考えられる。

Greissinger foot : Fig. 4.6(d)に義足足部・足継手部の Greissinger foot の 義足歩行の RoS の結果を示す。Fig. 4.6(d)の踵接床～足底接床までの RoS の軌跡は一定の変化を示した。この義足足部・足継手部は義足足部の足底部が硬い。傾斜路の昇降でつま先離床するとき RoS の軌跡の変化を示した。Fig. 4.6(d)の義足足部・足継手部は傾斜路を昇降したとき義足足部・足継手部の形状の変化が少ないと考えられる。

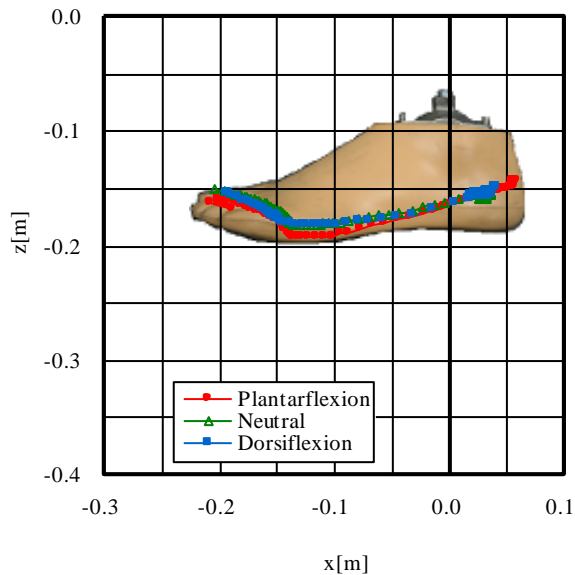
Multi axis foot : Fig. 4.6(e)に義足足部・足継手部の Multi axis foot の 義足歩行の RoS の結果を示す。Fig. 4.6(e)は義足足部・足継手部が柔らかいゴムのために大きく底背屈が可能である。このため義足歩行の昇りでは RoS の変化が x 軸 0.5[m]位置から RoS の軌跡の変化を示した。降りでは踵接床から RoS の軌跡の変化を示した。つま先離床に移るにつれて RoS の軌跡は大きく変化を示した。非常に軟らかい義足足部のため傾斜路で昇降したとき大きく義足足部が変形したと考えられる。

SACH J foot : Fig. 4.6(e)に義足足部・足継手部の SACH J foot の 義足歩行の RoS の結果を示す。Fig. 4.6(e)の義足足部のつま先部は柔らかく義足足部にキールと義足継手部が含まれていない。このため義足足部の変形で底背屈をする。昇りの義足歩行の RoS は踵接床したときより足底接床したときの RoS の軌跡の勾配が小さかった。降りでは x 軸原点の付近

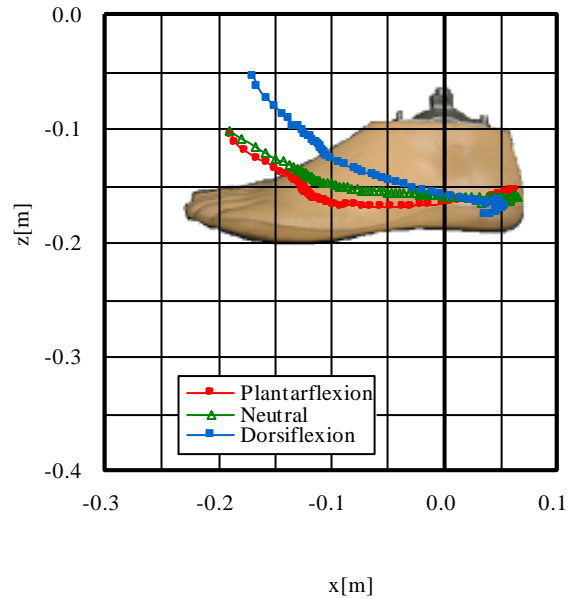
から RoS の軌跡の変化を示した. Fig. 4.6(e)の義足足部・足継手部は傾斜路の昇降で義足歩行したとき義足足部が変形したことを示した.

4. 4. 4 義足アライメントを変化させ傾斜路 7 度を昇降したときの

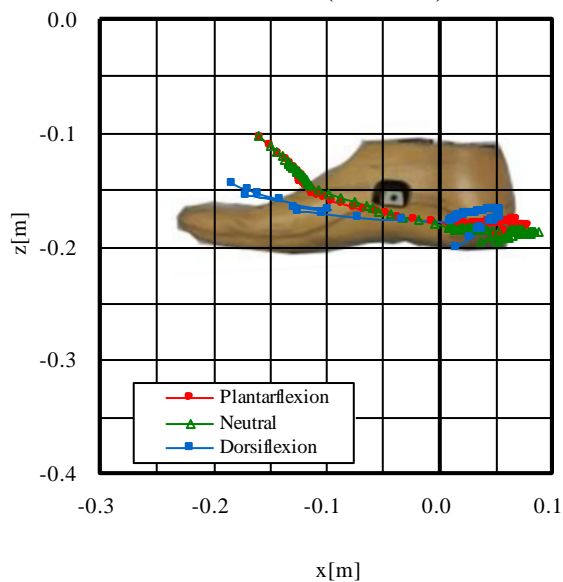
義足歩行の RoS の計測結果



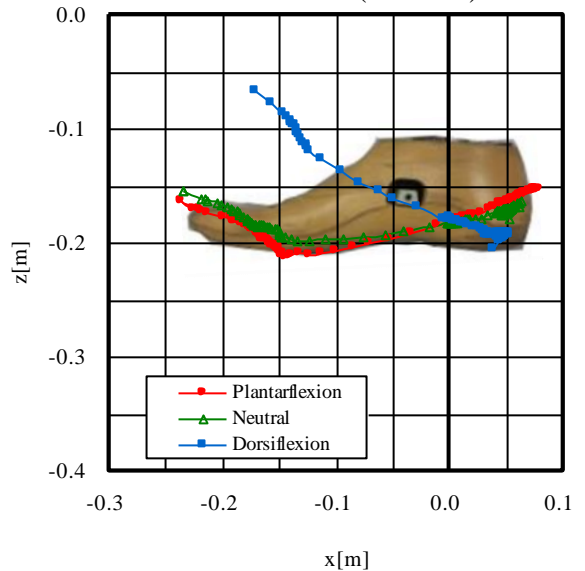
(a) Ascending on the slope by SACH foot (Ottbock)



(b) Descending on the slope by SACH foot (Ottbock)



(c) Ascending on the slope by Single axis foot (Ottbock)



(d) Descending on the slope by Single axis foot (Ottbock)

Fig. 4.7 Result of comparison of changing prosthetic alignment of RoS in ascending and descending of the slope with prosthetic gait (7degree)

Fig. 4.7 に義足足部・足継手部の義足アライメントを変化させたときの RoS の義足歩行の結果を示す。RoS は傾斜路の傾斜角度 7 度で義足歩行したときの結果を示す。原点(0,0)は小型 6 分力計の位置を示す。Fig. 4.7(a), Fig. 4.7(b)は SACH foot で傾斜路を昇降したときの RoS の義足歩行の結果を示す。Fig. 4.7(c), Fig. 4.7(d)は Single axis foot で傾斜路を昇降したときの RoS の義足歩行の結果を示す。2 種類の義足足部・足継手部の義足アライメントを底屈位, 中立位, 背屈位の 3 状態に変化させ各状態の義足歩行の RoS の結果を示す。

Fig. 4.7(a)の SACH foot で傾斜路を昇ったとき底屈位, 中立位, 背屈位の 3 状態では, 大きな RoS の軌跡の変化を示さなかった。

Fig. 4.7(b)の SACH foot で傾斜路を義足歩行で降ったときの底屈位, 中立位, 背屈位の 3 状態では, RoS の軌跡の変化を示した。背屈位では, 足底接床～つま先離床するまで RoS の軌跡の変化を示した。x 軸-0.15[m], y 軸 0.08[m]の位置から RoS の軌跡が大きな変化を示した。傾斜面を蹴ることができたため背屈位では RoS が大きな変化を示した。底屈位では足底接床～つま先離床の間の RoS の軌跡が中立位の RoS の軌跡より原点より離れることを示した。底屈位では傾斜面と義足の足底面と斜面との距離が近くなるため原点とした小型 6 分力計の位置より離れることを示した。

Fig. 4.7(c)の Single axis foot で傾斜路を昇ったときに底屈位, 中立位の 2 状態では, RoS の軌跡の大きな変化を示さなかった。踵接床～つま先離床したときの RoS の軌跡の変化は同様な軌跡を示した。底屈位は足底接床～つま先離床になるにつれて原点に近づくことを示した。義足の足底面と傾斜面との距離がなくなるため RoS の軌跡は中立位より原点より離れる軌跡を示した。

Fig. 4.7(d)の Single axis foot で傾斜路を昇ったときの底屈位, 中立位の 2 状態の RoS の軌跡は大きな変化を示さなかった。背屈位では大きな変化を示した。x 軸 0 [m]位置から足底接床後の RoS の軌跡は一定の変化になった。その後つま先離床に移るにつれて大きく RoS の変化を示した。背屈位は足底面と傾斜面の距離が離れるため RoS の軌跡が変化を示した。この義足足部のつま先部が柔らかいため RoS の軌跡はつま先離床のときに RoS の軌跡の変

化を示した。

4. 5 おわりに

本章では、傾斜路で義足歩行したときの RoS 算出手法を提示した。その計算手法により傾斜角度 4 度と 7 度の傾斜路で義足歩行したときの RoS の軌跡の変化で義足足部・足継手部機能を評価することができた。傾斜路で昇降したときの 6 種類の義足足部・足継手部の機能を計測した。傾斜路の昇りの RoS の軌跡は踵接床～足底接床に移るまで基準位置を原点とした小型 6 分力計の位置から一定の軌跡の変化であった。傾斜路の降りの RoS の軌跡は足底接床～つま先離床する間に大きな RoS の軌跡の変化を示した。義足足部・足継手部を中立位で昇降したとき、昇りは傾斜面を義足足部のつま先で蹴っていないことを明らかにした。降りは傾斜面を足底接床～つま先離床の間に急な転がりによる義足歩行していることを明らかにした。

また、平坦路と傾斜角度 7 度の傾斜路で義足足部・足継手部の義足アライメントを底屈位、中立位、背屈位の 3 状態に変化させ義足歩行をした。2 種類の義足足部・足継手部機能の計測で RoS の軌跡の変化を示すことができた。平坦路で義足歩行したとき背屈位では、つま先離床に移るにつれて RoS を変化した。底屈位では、原点より離れていく RoS の変化を示した。背屈位にすることで足底接床～つま先離床になるにつれて原点にした小型 6 分力計を中心に転がる義足歩行を示した。

一方、傾斜路で義足歩行したとき、昇りでは足底接床したときに大きく義足下腿部が傾いた状態で足底接床したため大きな円弧形状となる RoS の軌跡を示した。降りでは背屈位にすることで足底接床～つま先離床の間では傾斜路を転がるような義足歩行していることを示した。

今後は傾斜路を義足歩行したときの適切な義足足部・足継手部の義足アライメントの調整の支援できる RoS の軌跡の変化を提示する必要があると考えられる。傾斜角度と義足足部・足継手部の義足アライメント変化(底背屈角度, 内外転)の関係を詳細に調べる必要が

あると考えられる。

第4章の参考文献

- 1) 藤田良平, 森本正治: 傾斜路を横歩き義足歩行したときの義足足部・足継手の機能評価, 実験力学, Vol.13, No3, 285-292, 2013.
- 2) 藤田良平, 森本正治: 可搬型義足歩行計測・評価システムを用いた Roll-over Shape による義足足部・足継手の機能評価, 実験力学, Vol.13, No3, 293-299, 2013.
- 3) 森本正治, 土屋和夫: 義足構造部品の簡易型耐久強度試験装置, バイオメカニズム(9), 253-263, 1988.
- 4) Andrew H. Hansen, Dudley S. Childress and Erick H. Knox.: Roll-over Shapes of Human Locomotor Systems: Effects of Walking Speed, *Clinical Biomechanics*19(2004), 407-414.
- 5) A. H. Hansen, M. R. Meier, M. Sam, D. S. Childress and M. L. Edwards.: Alignment of Trans-Tibial Prostheses Based on Roll-over Shape Principles.: *Prosthetics and Orthotics International*27, 89-99, 2003.
- 6) 森本正治, 山下保, 土屋和夫: 移動型義足歩行機能計測評価システム各種歩行路における義足の足部・足継手機能評価, バイオメカニズ(10), 185-193, 1990.
- 7) Charles C.Wanga, Andrew H.Hansen.: Response of Able-Bodied Persons to Changes in Shoe Rocker Radius during Walking: Changes in Ankle Kinematics to Maintain a Consistent Roll-over Shape, *Journal of Biomechanics*43, 2288-2293, 2010.

第 5 章

結 論

5. 1 まとめ

本論文では 2 テーマを研究目的とした。

1. 容易に義足機能を計測・評価できるシステムを開発した。その開発したシステムが義足機能の計測・評価に使用できることを示しめした。
2. 義足機能を定量的に計測・評価できる手法を提示した。提示した手法で義足足部・足継手部の種類により義足足部・足継手部の機能が異なることを明らかにした。

これら 2 テーマを研究成果としてまとめた。

第 2 章では、開発した可搬型の「義足機能リアルタイム計測・評価システム」について述べた。このシステムは市販製品の小型 6 分力計(共和電業 LMF-A-3KN)を義足下腿部に組み込み、小型の歪アンプと小型の A/D 変換器を用いることで平坦路、傾斜路で義足歩行したときの義足足部・足継手部の機能を評価することができた。計測ソフトウェアの「義足機能リアルタイム計測・評価ソフトウェア」の開発は独自に LabVIEW9.0 の開発環境で行った。開発した「義足機能リアルタイム計測・評価ソフト」は、義足下腿部に組込んだ小型 6 分力計の出力データのリアルタイム計測を可能にした。また、小型 6 分力計の出力データの 6 分力の表示・保存を可能にした。この開発した可搬型の「義足機能リアルタイム計測・評価システム」は、Load line の推移により傾斜路で横歩き義足歩行したときの義足足部・足継手部機能の計測・評価を可能にした。

第 3 章では、開発した「義足機能リアルタイム計測・評価ソフト」により空間座標計測

装置と同期させることで RoS の計測を可能にした。これまでの先行研究では、床反力計で CoP から求める RoS で歩行の動的な計測を行っていた。義足下腿部に組込んだ小型 6 分力計の出力データから求める 6 分力より fcp を計算し、Load line から求める RoS 計算手法により先行研究と同等な RoS を計算した。この計算手法をもとに 6 種類の義足足部・足継手部の機能の計測・評価を行った。平坦路で連続した義足歩行により各 6 種類の義足足部・足継手部の違いで RoS の変化を提示することができた。

第 4 章では、第 3 章で提示した Load line を計算して求める RoS 計算手法に傾斜路の傾斜角度を取入れ、義足歩行して傾斜路で昇降したときの RoS を求めた。RoS で傾斜角度を 4 度、7 度と変化させたときの 6 種類の義足足部・足継手部機能を計測・評価した。RoS の軌跡は傾斜角度の大きさ、傾斜路の昇り、降りにより変化することを示した。また、平坦路や傾斜路で義足歩行して義足足部・足継手部の義足アライメントを変化させたときの RoS で義足足部・足継手部のアライメント評価に使用できることを示した。

本研究成果では、義足機能の定量的な計測・評価手法として Load line と RoS を提示した。開発した「義足機能リアルタイム計測・評価システム」で Load line と RoS を計算した。このシステムで義足足部・足継手部機能の計測・評価できることを示した。従来の義足歩行の研究は義足歩行したときの義足足部・足継手部の機能・評価に床反力計が用いられる。本研究では、小型 6 分力計を床反力計の代替装置として用いた。小型 6 分力計を利用することで安価で簡便に不整地や連続した義足歩行の義足足部・足継手部機能の計測・評価や義足足部・足継手部のアライメント調整の支援ができることを示した。

5. 2 今後の課題

本研究成果では、小型 6 分力計からの出力データを有線により PC の取込んでいるため計測空間が狭くなる問題がある。この問題を解決するために Bluetooth 等の無線データ通信技術を取入れることで計測空間が限定されなくなる。また、不整地の義足歩行の RoS の計測には、空間座標計測装置で基準位置を計測しているため空間座標計測内に不整地を持ち込む

必要がある。加速度センサ，角速度センサ，地磁気センサ等を用いて義足歩行したときの基準位置の変位を計測することにより空間座標計測装置の代替装置になる。この環境を開発することで，可搬性が高まり義足製作現場や臨床現場でより安価でより簡便に用いることが可能となる。また，本研究で使用した RoS の計測・評価は RoS の変化が大きい矢状面のみで行った。義足歩行では前額面方向に動揺する。前額面方向の義足足部・足継手部の変化を計測・評価することでさらに義足足部・足継手部機能の改良・開発や義足足部・足継手部の適切なアライメント調整の支援に使用できることが可能となる。

謝 辞

本研究成果をまとめるにあたり研究指導して下さいました森本正治教授に感謝します。
このメンバーと楽しく過ごせることができたので長く研究室での研究を続けることができました。ここに感謝いたします。

また、義足耐久試験機の開発に共に行った半田裕貴氏(2012年度卒業, 吉田晴行研究室), 義士装具製作現場からの意見していただいた川村義肢製作所株式会社の堀口知彦様, 神田一憲様, 橋本義肢製作所株式会社の富山弘基様, フライス盤や旋盤等の工作機器の操作の指導していただいた工作センターの山根先生, LabVIEW 開発環境のソフトウェア開発の基礎を教えていただいた中央電機株式会社の浪越幹司様に感謝いたします。

付 録

「義足機能リアルタイム計測・評価ソフト」のプログラム

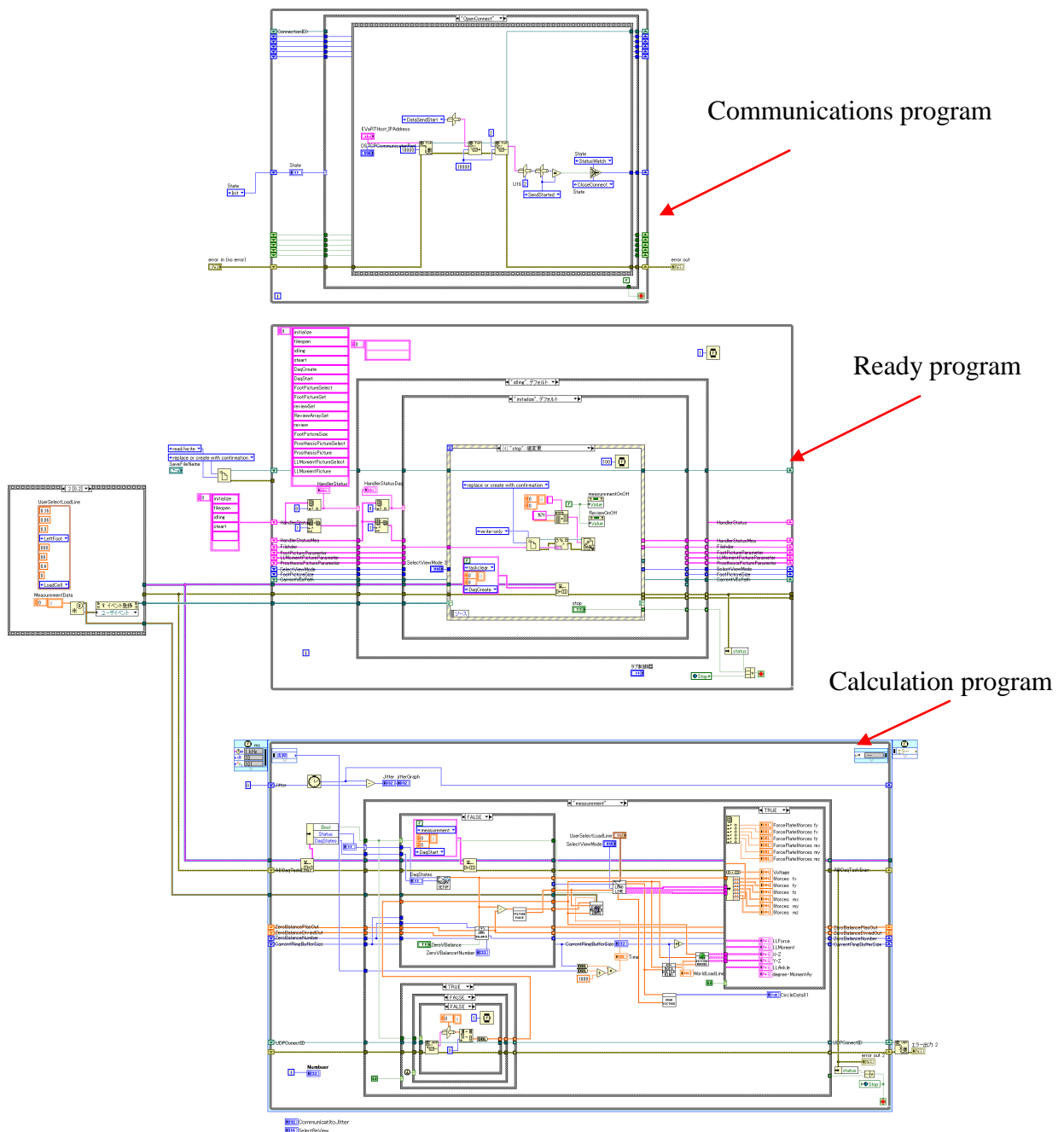


Fig. 1 Main program

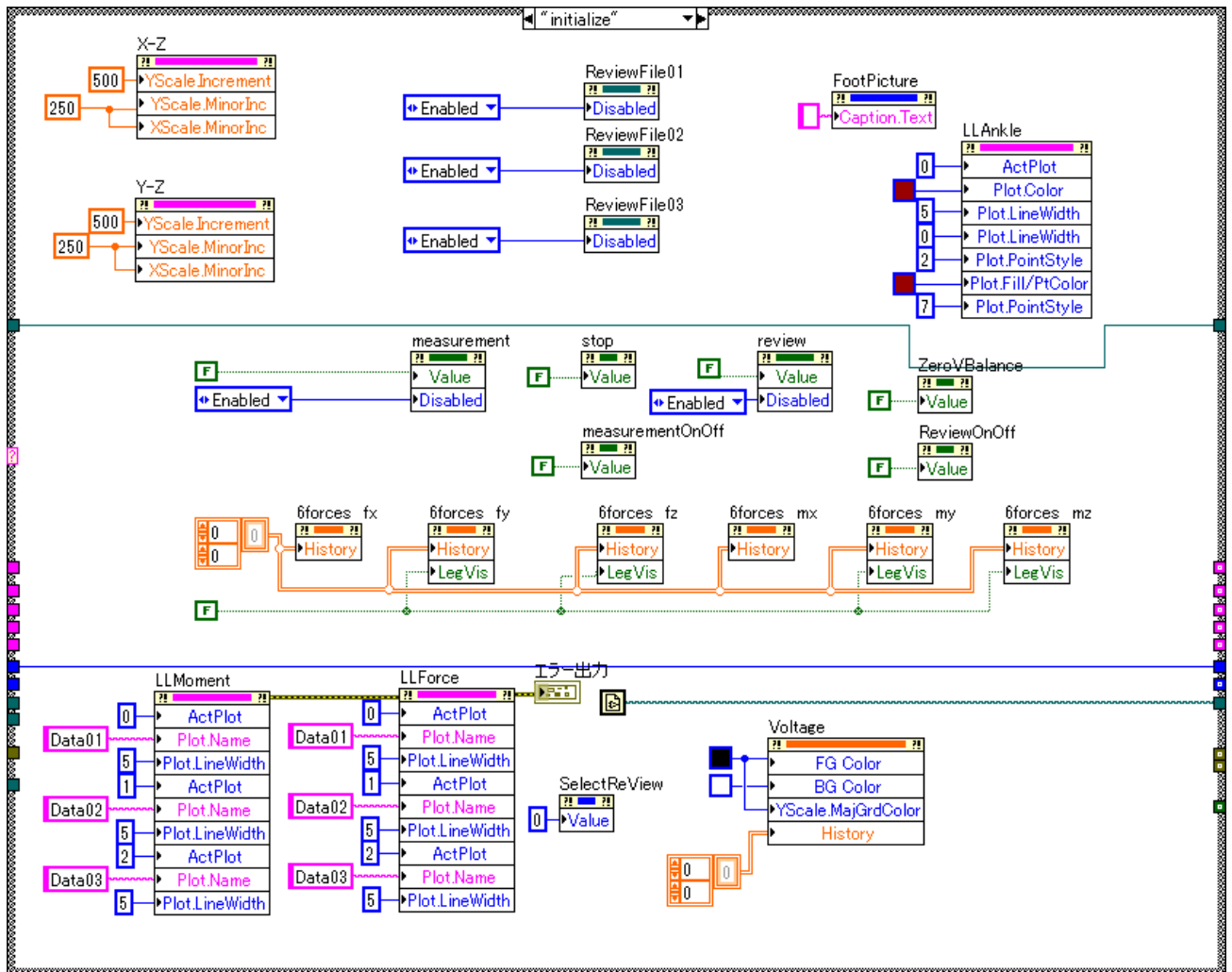
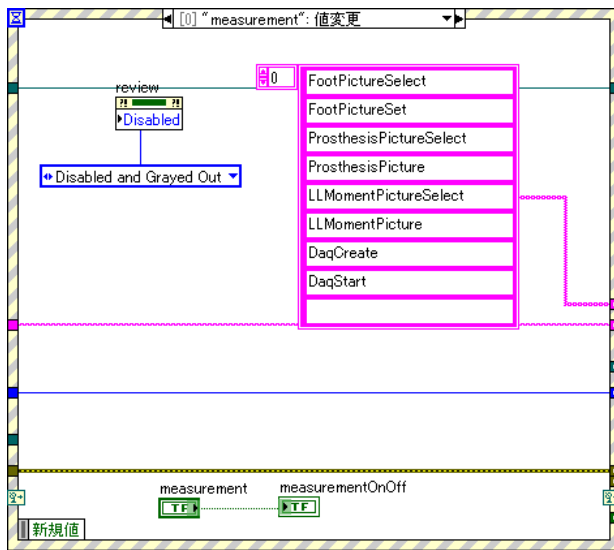
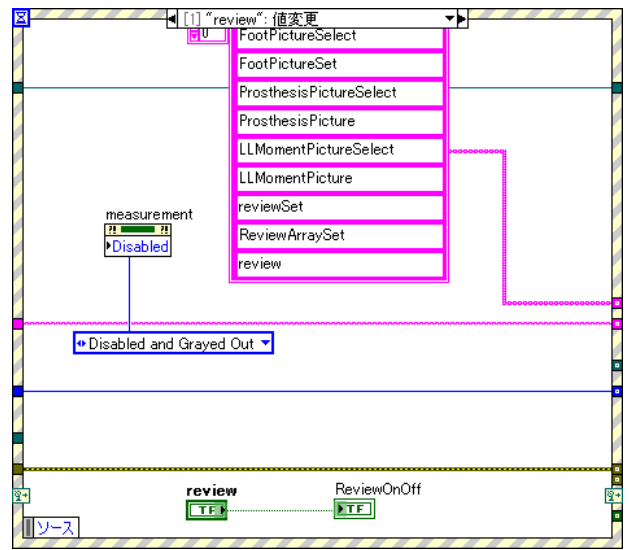


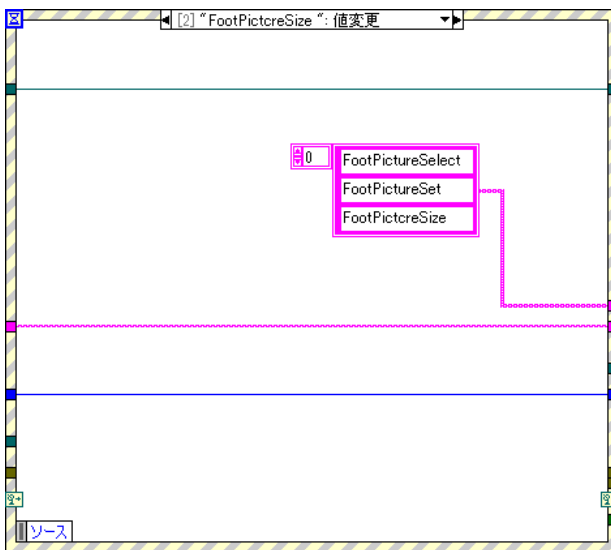
Fig. 2 Initialization program



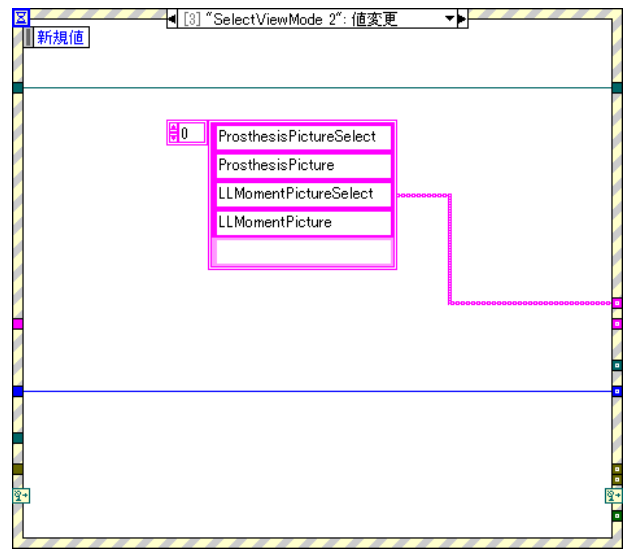
(a) State 1



(b) State 2



(c) State 3



(d) State 3

Fig. 3 State program