

-修士論文-

可変剛性機構と健常脚の歩容情報を用いた
動力義足に関する基礎研究

指導教官 堀 洋一 教授

東京大学 大学院工学系研究科 電気工学専攻

06362 畠 直輝

2002年2月1日

内容梗概

現在、二足歩行ロボットの登場により歩行技術に対する注目が高まっている。ヒューマノイドの登場は、技術の進歩だけによるものではなく、先進国が陥りつつある高齢化社会における、人材不足解消、介護支援需要の高騰の背景から望まれているものである。歩行技術の進歩の方向がヒューマノイドなどのロボットの分野に限られるものではなく、より単純な働きを目的とした分野を開拓する必要があると考える。本論文ではいままでにあまり行われていない、二足歩行理論を用いた歩行支援技術についての基礎研究を述べている。足首トルクを用いないセミパッシブな歩行モデルを用いて、シンプルで、使用者が理解しやすい倒立振子の挙動を利用した歩行予測システムについて数値シミュレーションと人の歩行実験により、歩行予測の可能性についての検討を行っている。また、本研究の有用性を調べるために製作した歩行予測システムを実装する動力義足についての紹介も記している。さらに、動力義足において、エネルギー消費を抑えるための機構について考察を行っている。

目次

第 1 章	序論	1
1.1	本論文の背景	1
1.1.1	高齢化に伴う肢体不自由者の増加	1
1.1.2	福祉制御工学の提唱	1
1.2	本研究の目的	2
1.3	本論文の構成	3
第 2 章	大腿義足技術のこれまでの動向と現状	4
2.1	義足のメカトロ化に対する研究動向	5
2.2	動力義足の研究動向	6
第 3 章	動力義足の歩行安定概念	8
3.1	歩行モデルの定義	8
3.2	歩行モデルの非干渉化と線形化	11
3.3	歩行モデルの離散化と歩行予測システムの導出	12
3.4	歩行パラメータの決定法	14
3.5	シミュレーションによる種々の歩行の検討	15
3.5.1	脚部質点の位置及び質量の変化による歩行への影響	16
3.5.2	斜面での歩行シミュレーション	19
3.5.3	歩行中外乱を加えた場合のシミュレーション	19
第 4 章	実験による検討	21
4.1	実際の歩行の解析	21
4.1.1	実験準備	21
4.1.2	歩行動作の解析	22
4.1.3	シミュレーションと実際の歩行による予測システムの評価	23
4.1.4	歩行位相平面での解析	24
4.2	予測不確実な歩容についての考察	28
第 5 章	動力義足実験装置の紹介	39
5.1	実験装置諸元	40
5.2	実験装置解説	41
第 6 章	可変剛性機構を用いた膝関節機構の一考察	42
6.1	膝関節におけるエネルギー消費	42
6.2	可変剛性機構 [11][12][13] の必要性の検討	43

目次

第7章 結言	48
7.1 まとめ	48
7.2 他の歩行支援への適用について	49
7.3 課題	49
付録A 空気アクチュエータによる拮抗構造による可変剛性制御	53
参考文献	55

第1章 序論

1.1 本論文の背景

1.1.1 高齢化に伴う肢体不自由者の増加

現在，日本における肢体不自由者の数は，参考文献 [1] の統計によれば，およそ 250 万人にまで及んでいる (図 1.1 参照)．程度は様々であるが，その原因としては疾病が 6 割を占めている．事故よりも 2 倍程多く，中高年にそのウェイトが集中している (図 1.2, 1.3 参照)．このような状況において，義肢の，国による交付は，毎年およそ 1 万件である．同様に下肢装具では，年間 2 万件の交付が報告されている．このような現状から，将来には，高齢者の増加により肢体不自由者はさらに加速して増えて行くことが予想される．

今後，超高齢社会への移行に伴って起きる様々な問題を解決するために，医療福祉への工学的技術の導入が期待されている．

歩行に関する技術は，近年発展がめざましく，ロボットの斬新な機構，歩行理論の研究が多く報告されている．そして，特に人に対して，医療の分野でも歩行技術が必要とされる．主に，半身不随患者の歩行のリハビリや，下肢切断者の義足の訓練もしくは，義足そのものに対して重要な技術である．70 年代ごろから，メカトロ化が多くの義足使用者やリハビリテーションスタッフから切望されるようになった．このようなことから，医療分野に工学的支援が必要であるという意識が確立しはじめたのである．現在では，手術の現場で，低侵襲治療が可能となることからロボットマニピュレータが用いられていることも，医療分野に対する工学支援のひとつである．

1.1.2 福祉制御工学の提唱

我々は，計測・制御の技術を基盤に高齢者や障害者を支援することを目指す「福祉制御工学」という分野を提唱しており，安全性，使いやすさ，安価，ロバスト性，小電力などをキーワードとして取り組んでいる．この「福祉制御工学」に基づき，本研究では高齢者を含めた肢体不自由者の歩行支援を目的に，より良い動力義足の実現を目指す．この目的から，義足に関するこれまでの研究を整理し，問題点を明らかにすると共に，動力義足の新しい制御手法やその機構を提案する．

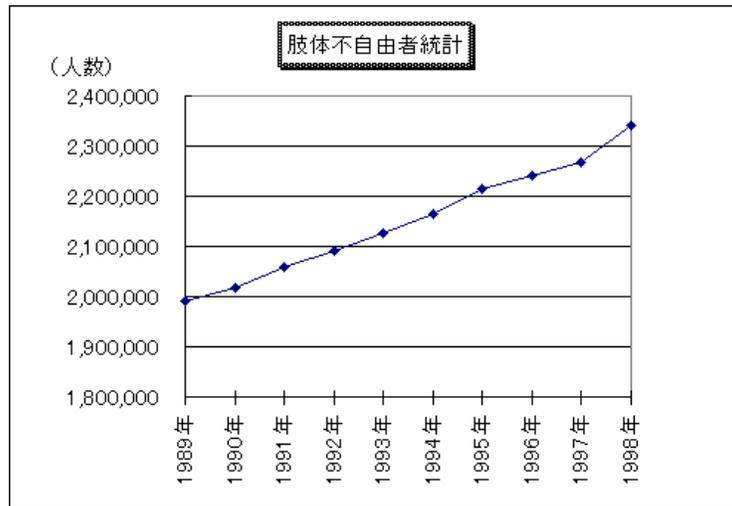


図 1.1: 年別肢体不自由者数統計

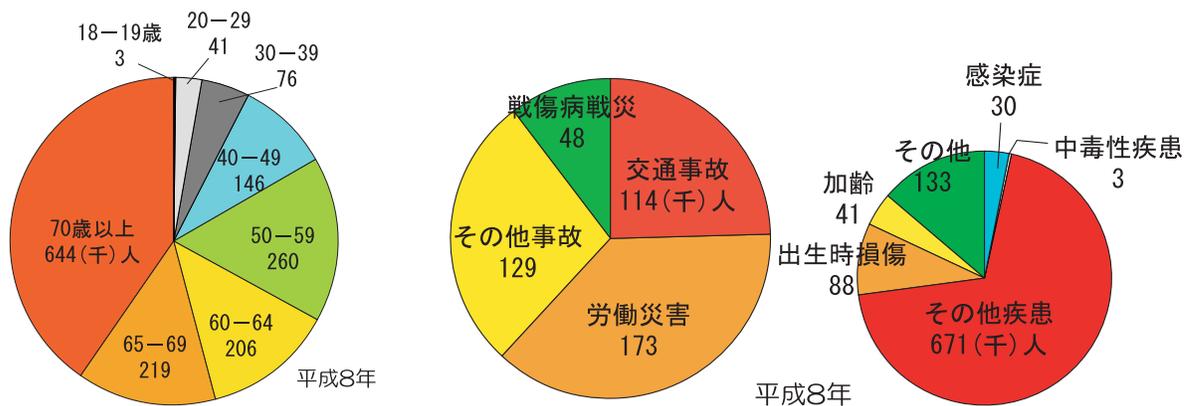


図 1.2: 年齢別に見た肢体不自由者の統計 (平成8年) 図 1.3: 原因別肢体不自由者の統計 (平成8年)

1.2 本研究の目的

上述したように、今後、高齢化が進むことを考えると肢体不自由者の人口は加速すると見られている。いずれかの要因により、歩行困難となった人でも、その他においては全く健常である場合も多い。むしろ、歩けないことから、体が衰えてゆき、寝たきりとなってしまうケースも少なくない。よって、歩くことを広く支援する工学的応用が重要かつ必要となっていくと考える。前節で提唱している福祉制御工学の一貫として、歩くことへの取り組みとなる本研究は始まったばかりであるが、最終的な目的は、健常者であっても足腰の衰えが始まり歩行に難を持った時に使用できる歩行支援装置を開発することである。その取り掛かりとして、まず歩行アルゴリズムの確立が重要と考え、歩行アルゴリズムの働きが如実に歩行に関係する義足を研究対象とした。

義足のメカトロ化が70年代の大学、国の研究機関による研究により盛んに行なわれ始め、

特に大腿義足の研究が主に行なわれていた。大腿義足とは、膝より上部で切断した場合に用いる義足である。大腿義足に求められる機能は、立位保持の安定と遊脚期における自然な振りを制御することである。

現在実用化されている義足は、そのほとんどが機械式の膝継手で、義足使用者の活動の度合によって3種類の義足を使い分ける必要がある。

- 低活動度: 立脚期制御に重点を置き、固定膝などが代標的である。
- 中活動度: 義足の中で最も使用頻度の高い活動度で、立脚期と遊脚期をそれぞれ適度に補助する必要がある。
- 高活動度: 遊脚期制御機構を充実させ、立脚期制御は切断者の筋力に委ねたもの。

機械式の義足は、義足の特性を大きく変えられないため、使用目的に応じて義足の構造を選ばなければならない。義足の特性を自由に変えるためには、動力義足を用いることが有効である。動力義足とは、膝継手などに駆動装置を備えた義足で、様々な歩容を実現可能である。しかし、現在実用化された動力義足はなく、研究そのものも少なくなっている。その原因として、主に、つぎの2点が挙げられる。

1. 動力義足の制御手法が確立されていないこと
2. 高消費エネルギーによる大容量電池の使用

これら2つの問題点を解決することが本研究の目的である。

1.3 本論文の構成

本論文では足首トルクを用いないセミパッシブ二足歩行モデルによる倒立振子近似型の歩行予測システムを提案している。本章で、本研究の背景と高齢化社会に対する工学的取り組みとして、福祉制御工学の提唱を行った。2章では、これまでの大腿義足の技術の変遷と、動力義足の研究動向について述べる。3章では本研究の提案手法である歩行予測システムについてまとめている。人の歩行をモデル化し、その立脚期に着目した歩行モデルを導き、予測システムを提案する。4章において、3章で用いた歩行モデルと、人の歩行を比較ならびに、予測システムによる予測結果についての考察をまとめる。5章では本研究の実用性を確認する目的で製作した動力義足についての紹介を行う。6章では、動力義足において問題となるエネルギー消費についての考察をシミュレーションを用いて行う。最後に、7章で結言として、本研究のまとめと今後の課題について述べる。

第2章 大腿義足技術のこれまでの動向と現状

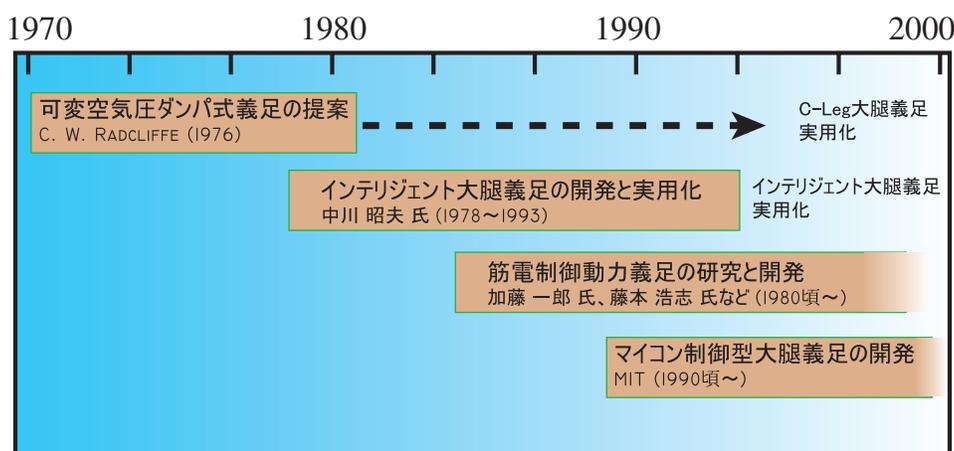


図 2.1: 義足研究の動向

義足の誕生は、古く紀元前までさかのぼる。脚部断端に杖を付けた義足からはじまり、その後、機械的に動作する膝関節機構（膝継手）の研究・開発が行われて来た。義足の機能として、重要なポイントは、安定な歩行を可能とすることである。そのために、膝関節機構には、義足の着地時において健全脚から義足に重心を移す際、膝関節が屈曲して転倒してしまう危険を防止する対策が必要である。この対策機構を“膝折れ防止機構”と呼び、機械的な義足の開発において主要な機能となっている。現在市場に出ている大腿義足は、この膝折れ防止機構の各個独自構造による特徴を有している。つまり、現在一般的な義足の大半が“メカ”の概念で構築されている。

一方、義足のメカトロ化が、多くの義足使用者やリハビリテーションスタッフから強く望まれるようになるのが、1900年代前半のことである。図 2.1 に 1900 年代後半から、現在までの研究開発の動向を代表的な研究例を示してまとめた。

2.1 義足のメカトロ化に対する研究動向

従来の機械的な義足では、義足使用者は、自分の歩行を義足に合わせる必要があり、かつ歩行の習得に数ヵ月のトレーニングを要した。これらの問題解決のため、義足のメカトロ化により、使用者の意志を反映した歩容を短期間で実現できると考えられる。このような研究の先駆けとなったのが、図 2.1 にも示すように、1976 年頃に C. W. Radcliffe 氏の提唱した可変空気圧ダンパ式の膝関節機構である。文献 [18] にその詳細が述べられている。この文献において、膝折れ防止機構の一般的手法である“回転中心遷移機構”の一提案と、可変空気圧ダンパモデルの理論的解析が非常に良くまとめられている。この研究を足掛かりに、可変ダンパ式膝関節機構を備えた義足の研究が日本などでも行われることとなった。日本で代表される可変ダンパ式義足の研究では、兵庫リハビリテーションセンターの中川 昭夫氏らの行ったインテリジェント大腿義足システムである [3][4]。図 2.1 に示すように、1978 年頃に始まり、1993 年に実用化となった。また、MIT の Woodie C. Flowers 氏らによって 90 年代にマイコン制御による電磁式パウダブレーキを用いた義足の研究が行われていた。これらは、いずれも遊脚期 (swing phase) における義足の振り速度の制御に主眼を置いており、負荷の軽い制御であるため、非常に軽量に、少ないエネルギーで実現可能であった。

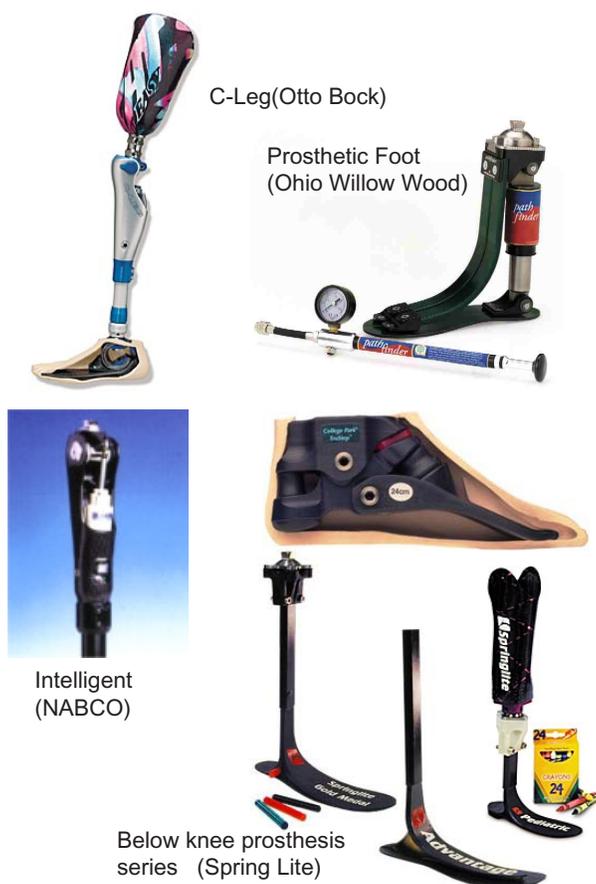


図 2.2: 市販化された義足の実例

2.2 動力義足の研究動向

以上のような直接的には関節を駆動しないタイプの義足を，“受動義足”と呼ぶ．これに対し，何らかの動力を有し，関節を直接駆動するタイプの義足を，“能動義足”または，“動力義足”と呼ぶ．動力義足に関する研究も，1980年代に入り，日本で行われるようになった．受動義足に比べ，実用化に至る道のりが険しいため，企業などよりむしろ，大学や国立の研究機関で主に行っている．1984年に加藤 一郎 氏らによる，筋電制御大腿義足 [2] の論文が発表された．この文献では，遊脚期における動力義足の有効性を示しており，筋電位を用いて遊脚時の，膝の伸展制御を行っている．ただし，筋電位のみでは，入力信号として不安定であることなどの理由から，歩行周期予測アルゴリズムを用いていた．これは，一歩前の歩行周期を基準にして，筋電位のフィードバックを考慮するといったものである．

2.2 動力義足の研究動向

1990年代に入り，アクチュエータの改良，新開発やコンピュータの発達などから，ロボットの性能が向上し，ロボットの歩行技術も進化を続けていた．この流れの中で，義足も，遊脚期の制御に留まらず，立脚期における制御が検討され始めた．その主要な研究に，階段の歩行支援を目的とした動力義足の研究が挙げられる．文献 [4][5] にある，多機能動力義足で，立脚期の制御を目的とした新しい研究であった．この研究の特徴として，入力信号

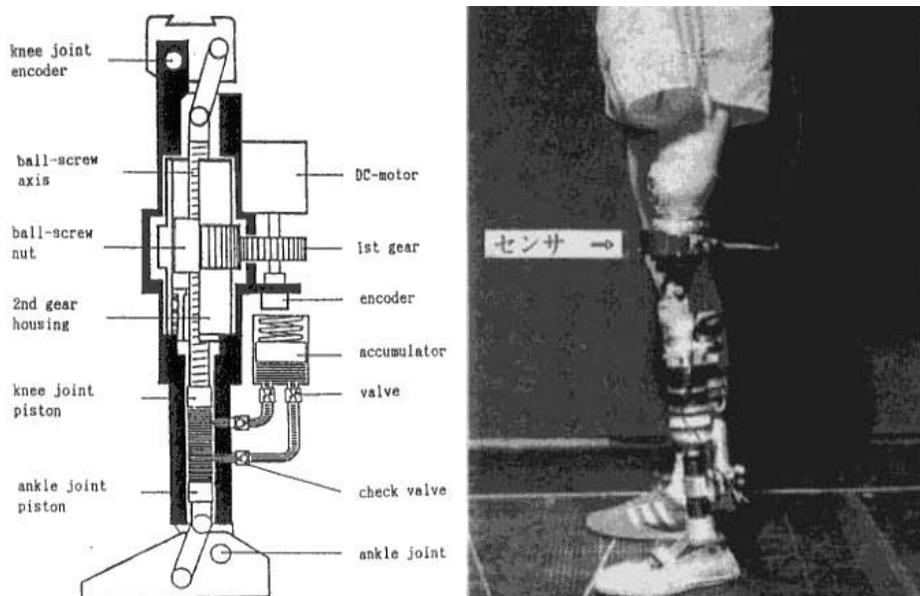


図 2.3: 多機能動力義足

に，筋電位ではなく，脚部切断端に位置する部位に備えた，力センサからの入力を用いて膝の屈伸を制御したことが挙げられる．切断端に力センサを備えることにより，義足装着者の随意に制御できる股関節の動作を，立脚期の義足の制御に使えるようになるのである．

以上が、これまで行われていた主な義足の研究である。概して、脚部の切断端の情報を基に、膝関節の屈伸動作を制御している。もちろん、切断端の情報は非常に有力であるが、人間の歩行を、両脚の協調により行われていると考え、人間の歩行モデルを用いて、歩行動作を安定化する、より知的な制御を義足に加えることで、さらに安全で快適な歩行を実現できると考える。

第3章 動力義足の歩行安定概念

動力義足による歩行安定化の概念について述べる．具体的なモデルとして，片足に動力義足を装着した場合を想定する．

本稿で目的とする動力義足に必要な働きは，健康な脚の歩行を基に，歩行が滑らかにつながる様に，義足の着地時の脚の長さ，角度を計算し，膝の角度を制御することである．図3.1にその様子を示す．実線の脚（健康な脚）が着地した瞬間に，各関節の情報を用いて，点線の脚（義足）の着地時に必要な脚の長さ r と，鉛直方向からの傾き ϕ を計算する．その後，点線の脚は，遊脚期を経て所定の r と ϕ の状態で，着地する．

以上が，動力義足の歩行安定化の概念である．次節より，この概念を具体的に検討する．

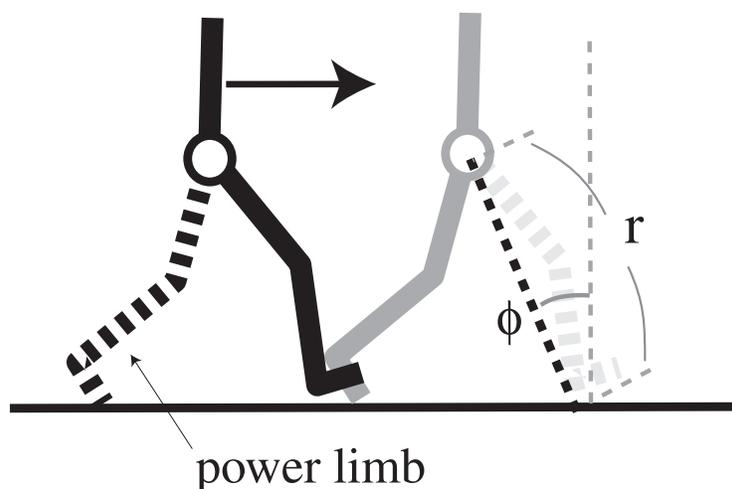


図 3.1: 動力義足の働きの概念図

3.1 歩行モデルの定義

歩行モデルの定義には様々な手法が用いられている．線形化を用いた歩行モデルの場合，その多くは倒立振り子近似モデルに帰着させる手法が主である [7][8][16]．本研究もその倒立振り子近似モデルへの帰着を採用している．本歩行モデルで行う制御は，歩行時に上半身の姿勢を一定に保ち，常に片足支持で一定時間ごとに脚の切替えを行い，人間と同等な歩行を実現し，歩行速度を安定にすることである．簡単のため，モデルは，矢状面（進行方向を

含む面)に限定する．また，仮定として歩行モデルにおいて足の持つ質量は，無視する．これは人間の脚質量が全体重の約10%であるということから，歩行に際して脚質量が歩行運動に影響を与えにくいと考えたためである．したがって，歩行中は上半身の運動に比べ，脚部の運動は十分小さいと仮定する．歩行モデルを図3.2に示す．

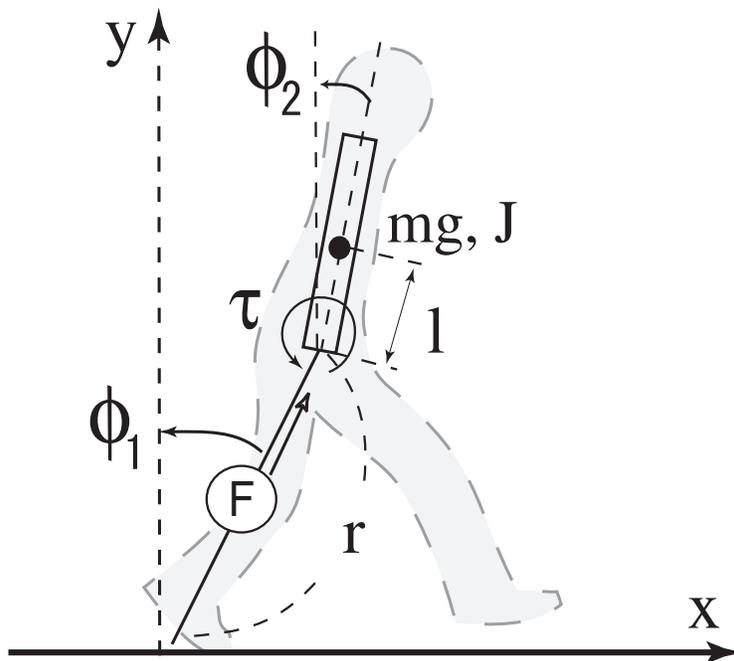


図 3.2: 歩行モデルの概要

図3.2のモデルの運動方程式を求めると，ラグランジ法を用いることにより，式(3.1)-(3.5)の操作で式(3.6),(3.7),(3.8)が導かれる．

$$P_s(t) = (P_{sX}, P_{sY}) = (-r(t) \sin \phi_1(t) - l \sin \phi_2(t), l \cos \phi_2(t) + r(t) \cos \phi_1(t)) \quad (3.1)$$

$$K(t) = \frac{1}{2} J m \left(\frac{\partial \phi_2(t)}{\partial t} \right)^2 + \frac{1}{2} m \left(\frac{\partial P_s(t)}{\partial t} \right)^2 \quad (3.2)$$

$$P(t) = mg P_{sY}(t) \quad (3.3)$$

$$L = K(t) - P(t) \quad (3.4)$$

$$\begin{bmatrix} \frac{\partial}{\partial t} \left(\frac{\partial L}{\partial r'(t)} \right) - \frac{\partial L}{\partial r(t)} \\ \frac{\partial}{\partial t} \left(\frac{\partial L}{\partial \phi_1'(t)} \right) - \frac{\partial L}{\partial \phi_1(t)} \\ \frac{\partial}{\partial t} \left(\frac{\partial L}{\partial \phi_2'(t)} \right) - \frac{\partial L}{\partial \phi_2(t)} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} F \\ -\tau \\ \tau \end{bmatrix} \quad (3.5)$$

式(3.1)で重心の座標を求め，式(3.2)で重心の運動量を，式(3.3)で位置エネルギーを求め，式(3.4)でラグランジアン L を定義し，式(3.5)でラグランジ運動方程式を導いている．

$$\begin{aligned} \ddot{r} + l \sin(\phi_1 - \phi_2) \ddot{\phi}_2 + g \cos \phi_1 \\ - r \dot{\phi}_1^2 - l \cos(\phi_1 - \phi_2) \dot{\phi}_2^2 = \frac{F}{m} \end{aligned} \quad (3.6)$$

$$r^2 \ddot{\phi}_1 + l \cos(\phi_1 - \phi_2) r \ddot{\phi}_2 - gr \sin \phi_1 + rl \sin(\phi_1 - \phi_2) \dot{\phi}_2^2 + 2r\dot{r}\dot{\phi}_1 = -\frac{\tau}{m} \quad (3.7)$$

$$l \sin(\phi_1 - \phi_2) \ddot{r} + rl \cos(\phi_1 - \phi_2) \ddot{\phi}_1 + (l^2 + J) \ddot{\phi}_2 + gl \sin \phi_2 = \frac{\tau}{m} \quad (3.8)$$

式 (3.6)(3.7)(3.8) をまとめて，より簡単に表し $M(\phi)\ddot{\phi} + G(\phi, \dot{\phi}) = Bu$ とする． M, G, B は，以下のように表される．

$$M = \begin{bmatrix} 1 & 0 & l \sin(\phi_1 - \phi_2) \\ 0 & r^2 & lr \cos(\phi_1 - \phi_2) \\ l \sin(\phi_1 - \phi_2) & lr \cos(\phi_1 - \phi_2) & l^2 + J \end{bmatrix} \quad (3.9)$$

$$G = \begin{bmatrix} -r\dot{\phi}_1^2 - l \cos(\phi_1 - \phi_2) \dot{\phi}_2^2 + g \cos \phi_1 \\ lr \sin(\phi_1 - \phi_2) \dot{\phi}_2^2 - gr \sin \phi_1 + 2r\dot{r}\dot{\phi}_1 \\ -lr \sin(\phi_1 - \phi_2) \dot{\phi}_1^2 + 2l \cos(\phi_1 - \phi_2) \dot{r}\dot{\phi}_1 - gl \sin \phi_2 \end{bmatrix} \quad (3.10)$$

$$B = \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & -1 \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.11)$$

ここで， $\phi = [r, \phi_1, \phi_2]$ ， $u = [F/m, \tau/m]$ である．図 3.3 に歩行制御系のブロック概念を示す．図中の r_{ref}, ϕ_r, v_0, T は，それぞれ，脚の長さの目標値，目標倒れ込み角，目標前進速度，1 歩当たりの時間である．

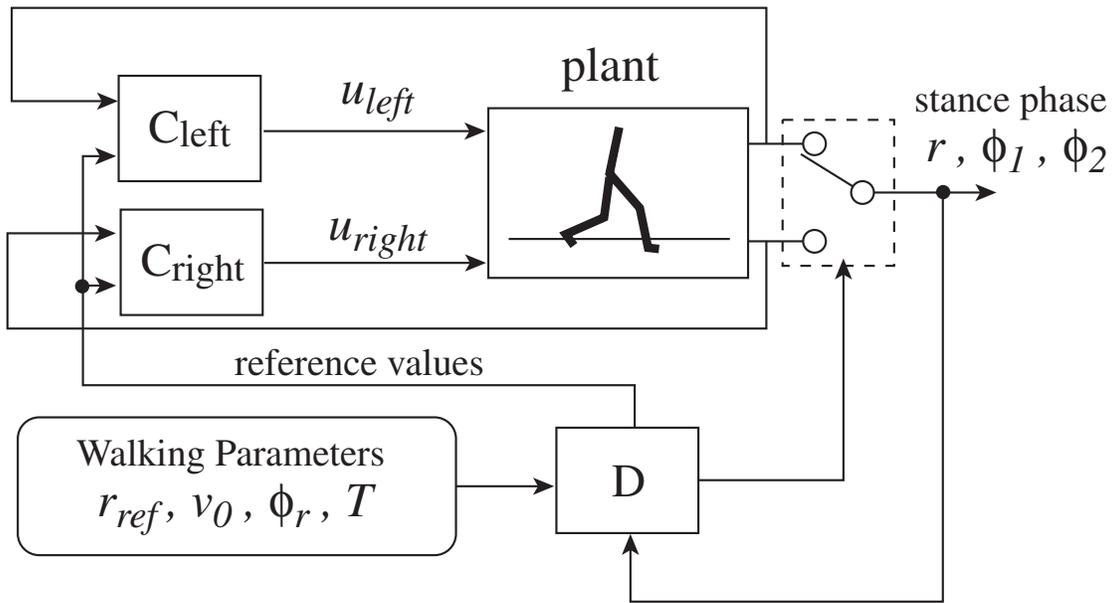


図 3.3: 歩行モデルのシステム概念図

3.2 歩行モデルの非干渉化と線形化

状態方程式 $\dot{\phi} = M^{-1}(-G + Bu)$ を非干渉化，線形化し，漸近安定となる極配置法を適用する．まず， $\dot{\phi} = M^{-1}(-G + Bu)$ は次式となる．

$$\dot{\phi} = \begin{bmatrix} \ddot{r} \\ \ddot{\phi}_1 \\ \ddot{\phi}_2 \end{bmatrix} = - \begin{bmatrix} -r\dot{\phi}_1^2 - l \cos(\phi_1 - \phi_2)\dot{\phi}_2^2 + g \cos \phi_1 \\ (l \sin(\phi_1 - \phi_2)\dot{\phi}_2^2 - g \sin \phi_1 + 2r\dot{\phi}_1)/r \\ 0 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \frac{-\cos(2(\phi_1 - \phi_2))l^2 + l^2 + 2J}{2J} & \frac{-l(r + l \cos(\phi_1 - \phi_2)) \sin(\phi_1 - \phi_2)}{Jr} \\ \frac{l^2 \sin(2(\phi_1 - \phi_2))}{2Jr} & -\frac{l^2 \cos^2(2(\phi_1 - \phi_2)) + l^2 + 2rl \cos(\phi_1 - \phi_2) + 2J}{2Jr^2} \\ -l \sin(\phi_1 - \phi_2)/J & (r + l \cos(\phi_1 - \phi_2))/Jr \end{bmatrix} \mathbf{u} \quad (3.12)$$

まず，モデルに対し線形化の影響を低減するために非干渉化を施す．

はじめに，状態変数 r に注目し，脚部に加わる上体重みを表す項 $g \cos \phi_1$ が支配的であることから，まず ϕ_1 の非干渉化を考慮する．

$$\ddot{r} = 0 + \begin{bmatrix} \frac{-\cos(2(\phi_1 - \phi_2))l^2 + l^2 + 2J}{2J} & \frac{-l(r + l \cos(\phi_1 - \phi_2)) \sin(\phi_1 - \phi_2)}{Jr} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} u_1 + \frac{-2Jg \cos \phi_1}{-\cos(2(\phi_1 - \phi_2))l^2 + l^2 + 2J} \\ u_2 \end{bmatrix} \quad (3.13)$$

式 (3.13) による非干渉化から，状態変数 ϕ_2 についても，同様に非干渉化を試みる．

$$\ddot{\phi}_2 = \frac{-l \sin(\phi_1 - \phi_2)g \cos \phi_1}{J} + \frac{r + l \cos(\phi_1 - \phi_2)}{Jr} u_2 \quad (3.14)$$

これより，非干渉項において状態変数 ϕ_1 が ϕ_2 より大きい場合は，次式で表せる．

$$\ddot{\phi}_2 = \frac{gl \cos \phi_1 \sin \phi_2}{J} + \frac{r + l}{Jr} \left[u_2 - \frac{rlF \sin \phi_1}{m(r + l \cos(\phi_1 - \phi_2))} \right] \quad (3.15)$$

上記の非干渉化により，状態変数 ϕ_1 の線形化された運動方程式は，以下のように求まる．

$$\begin{aligned} \ddot{\phi}_1 &= \frac{g(J + l^2)}{Jr} \phi_1 - \frac{gl^2}{Jr} \phi_2 - \frac{J + lr + l^2}{Jr^2} u_2 \\ &= \frac{g}{r + l} \phi_1 - \frac{gl^2}{Jr} \phi_2 - \frac{J + lr + l^2}{Jr^2} \left(u_2 - \frac{rlg\phi_1}{r + l} \right) \end{aligned} \quad (3.16)$$

以上をまとめると非干渉化を考慮した入力 \mathbf{u} は式 (3.18) に示すようにフィードフォワード項を加えたものである．

$$\mathbf{u} = \begin{bmatrix} \frac{F}{m} \\ \frac{\tau}{m} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} u_1 - g \cos \phi_1 \\ u_2 - \frac{rlF \sin(\phi_1 - \phi_2)}{m(r + l \cos(\phi_1 - \phi_2))} \end{bmatrix} \quad (3.17)$$

$$(3.18)$$

非干渉化の後，平衡点 $(r - r_{ref}, \dot{r}, \phi_1, \dot{\phi}_1, \phi_2, \dot{\phi}_2) = (0, 0, 0, 0, 0, 0)$ において，式 (3.12) に
対し $\dot{\phi} = A_l \phi + B_l u_l$ になるよう線形化を施すと， A_l, B_l の行列は以下のように導かれる．

$$A_l = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 \\ 0 & \frac{g}{r+l} & -\frac{gl^2}{Jr} \\ 0 & 0 & \frac{gl}{J} \end{bmatrix} \quad (3.19)$$

$$B_l = \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & -\frac{J+rl+l^2}{Jr^2} \\ 0 & \frac{r+l}{Jr} \end{bmatrix} \quad (3.20)$$

ここで， $u_l = (u_1, u_2)$ である．

このシステムにおいて各状態変数は， $(r - r_{ref}, \dot{r}), (\phi_2, \dot{\phi}_2)$ のようにサブシステムとして
扱うことが，非干渉化により可能となっている． $(r - r_{ref}, \dot{r})$ においては，任意の極 λ_1, λ_2 を
用いて，極配置法を適用する． u_1 を式 (3.21) に示す．

$$u_1 = -\lambda_1 \lambda_2 (r_{ref} - r) + (\lambda_1 + \lambda_2) \dot{r} \quad (3.21)$$

また， $(\phi_2, \dot{\phi}_2)$ においても同様で，任意の極 λ_5, λ_6 により， u_2 は式 (3.22) で表せる．

$$u_2 = -\frac{Jr}{r+l} (\lambda_5 \lambda_6 + \frac{gl}{J}) \phi_2 + \frac{Jr}{r+l} (\lambda_5 + \lambda_6) \dot{\phi}_2 \quad (3.22)$$

この状態フィードバックで上半身は安定化可能である． $\phi_2 \rightarrow 0$ であることから， $\ddot{\phi}_1 - \frac{g}{r+l} \phi_1 = 0$
となり， ϕ_1 は不安定極を持つ．この倒れこみ角 ϕ_1 の不安定極が人の行なう動歩行を表す．

3.3 歩行モデルの離散化と歩行予測システムの導出

歩行の安定性や歩容を満足するコントローラを考察する．歩行を離散時間系の運動であ
ると捉え，1歩進むのに必要な時間をサンプリング時間として，サブシステム $(\phi_1, \dot{\phi}_1)$ を以
下のように表す．

$$\begin{bmatrix} \dot{\phi}_1 \\ \ddot{\phi}_1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & 1 \\ \frac{g}{r+l} & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \phi_1 \\ \dot{\phi}_1 \end{bmatrix} \quad (3.23)$$

式 (3.23) を離散化すると，

$$\begin{aligned} \phi_D(k+1) &= \begin{bmatrix} \cosh bT & \frac{1}{b} \sinh bT \\ b \sinh bT & \cosh bT \end{bmatrix} \phi_D(k) \\ &\quad - \begin{bmatrix} \cosh bT \\ b \sinh bT \end{bmatrix} u_D(k) \end{aligned} \quad (3.24)$$

ここで， $b^2 = \frac{g}{r+l}$ ， T はサンプル時間である．また，この系への入力足は脚の切り替えを行な
うため，インパルスとしている．連続系には存在しなかった入力を用いるため，時間 T ごとに

との安定化が可能となる．離散系も同様に，極配置法により安定化をおこなう．実際に u_D は，切り替える直前の ϕ_1 を ϕ_{end} として，式 (3.25),(3.26) となる．

$$u_D = h_3(\phi_{end}(k) - \frac{\phi_r}{2}) + h_4(\dot{\phi}_{end}(k) - \frac{v_0}{r}) + \phi_r \quad (3.25)$$

$$h_3 = 1 - \lambda_3 \lambda_4 \quad (3.26)$$

$$h_4 = [(1 + \lambda_3 \lambda_4) \cosh bT - \lambda_3 - \lambda_4] / (b \sinh bT)$$

ここで， λ_3, λ_4 は離散系における任意の極である． ϕ_r, v_0 はそれぞれ，目標歩幅，目標前進速度である．また，式 (3.24) において入力項 u_D を省くと，脚を切り替える直前の倒れこみ角 ϕ_1 や， $\dot{\phi}_1$ が得られる．図 3.4 を参考に，切り替え直後の各状態を推定すると，式 (3.27)(3.28)(3.29) が導かれる．

$$\phi_{st} = \phi_{end} - u_D \quad (3.27)$$

$$r_{st} = r_{end} \cos \phi_{end} / \cos \phi_{st} \quad (3.28)$$

$$\dot{\phi}_{st} = \frac{r_{end}}{r_{st}} \sin u_D + \frac{r_{end}}{r_{st}} \dot{\phi}_{end} \cos u_D \quad (3.29)$$

実際に，この線形化モデルによるコントローラを非線形モデルに用いたシミュレーション結果を図 3.5 に示す．実線は，連続系の出力で，鎖線は，離散系の出力である．横軸は時間，縦軸は各状態変数とする．

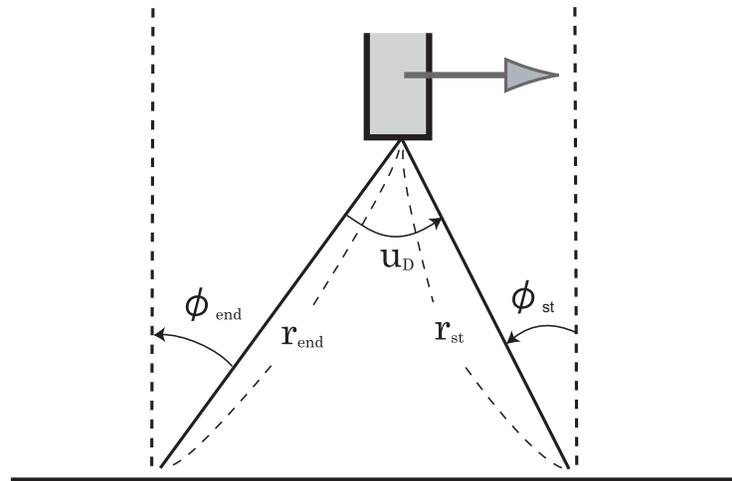


図 3.4: 支持脚切替え時の歩行モデル

図 3.5 によれば，毎ステップごとの始めに離散系の出力が，ステップ終了時の連続系出力を表していることが示されている．よって，離散系の出力により次のステップに向けて，遊脚期の脚を準備することが可能となる．

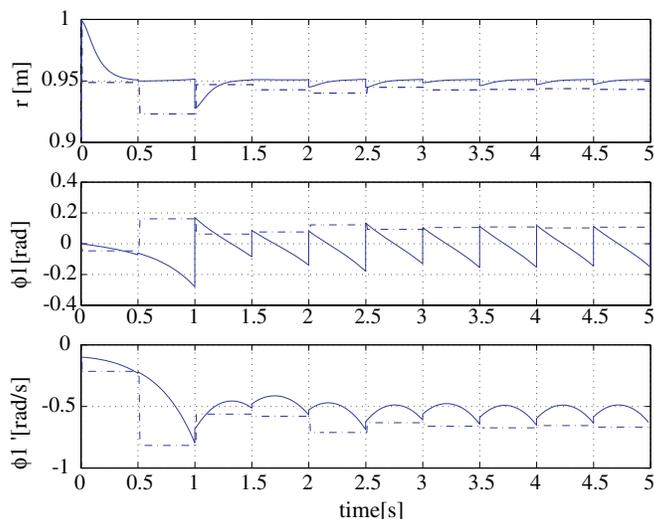


図 3.5: 歩行シミュレーション結果: $r_0 = 1.0[m]$, $\phi_1 = -0.1[rad/s]$, $\lambda_1 = -10$, $\lambda_2 = -20$, $\lambda_3 = 0.1$, $\lambda_4 = 0.1$, $\lambda_5 = -5$, $\lambda_6 = -6$, $r_{ref} = 0.95[m]$, $\phi_r = -0.5[rad]$, $v_0 = -1.0[m/s]$, $T = 0.5[s]$

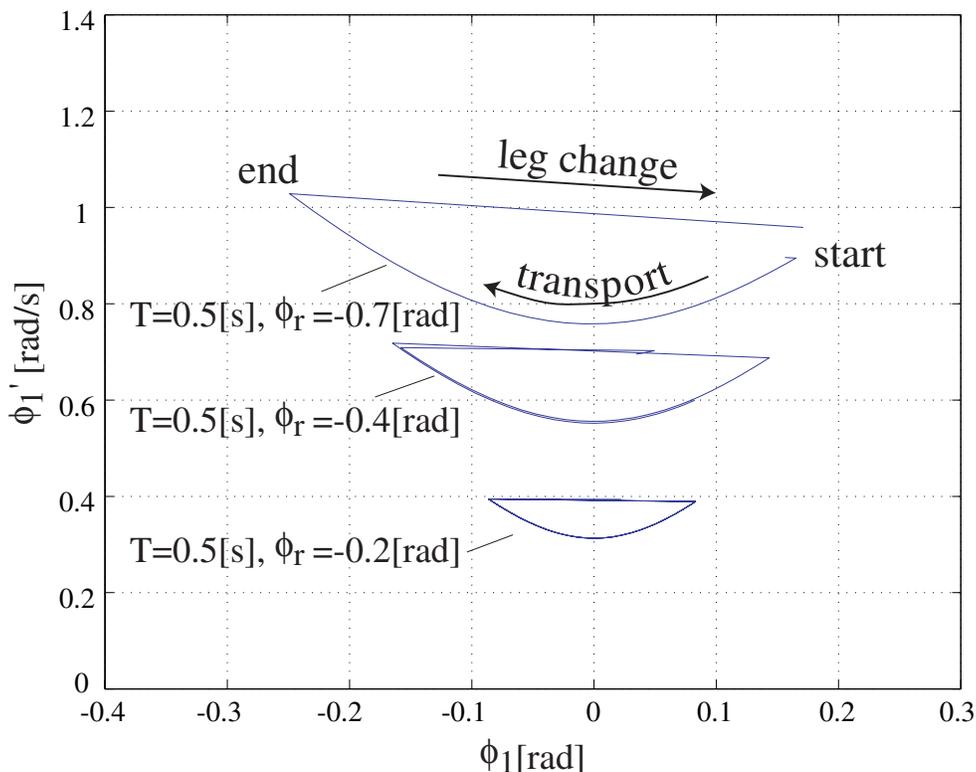
3.4 歩行パラメータの決定法

歩行において、必要となる制御入力は、目標前進速度 v_0 と歩幅 ϕ_r 、そして1歩あたりの時間 T であることに着目する。本節では、この3つのパラメータを歩行パラメータと呼ぶことにする。歩行パラメータは、普段私達の歩行においても重要なパラメータである。前節までは、歩行パラメータをそれぞれ独立に設定していた。しかし、 v_0 、 ϕ_r 、 T は、独立ではなく、相互に作用し合っている。直感的には、狭すぎる歩幅では、速く移動できないことや、広すぎる歩幅では、低速での移動が困難であることなどが挙げられる。ここでは、歩行パラメータの相互作用について考察し、歩行制御に必要な入力を導出する。

制御入力に用いる歩行パラメータは、歩行が安定し、歩行速度や歩幅が離散システムにおいて一定となる場合の目標値である。倒れ込み角 ϕ_1 と、その速度 $\dot{\phi}_1$ の関係を図 3.6 に示す。横軸に倒れ込み角 ϕ_1 、縦軸に倒れ込み角速度 $\dot{\phi}_1$ としている。図 3.6 では、本稿のモデルの座標系において、立脚期の倒れ込み角 ϕ_1 が、正の値より、負の値に遷移し、脚の入れ換えに伴い再び、正の値へと移る様子が示されている。図中に示すグラフは、3種類の歩幅を用いて、シミュレーションを行なった結果である。この結果により、歩行速度が増すにつれて、グラフの形状が傾いて行くことが分かる。また、歩幅の目標値からの誤差も小さくなることが示されている。低速、短い歩幅においては、歩行が安定している場合、立脚期の始めと終わりの倒れ込み角速度がほぼ等しいことが、この図より示されている。この様子を式 (3.24) を用いて表すと、 $\dot{\phi}_1(k+1) = \dot{\phi}_1(k)$ であることから、式 (3.30) が導かれる。

$$\dot{\phi}_{end} = \frac{b \sinh bT}{1 - \cosh bT} \phi_{st} \rightarrow \dot{\phi}_r \quad (3.30)$$

ここで、目標倒れ込み速度 $\dot{\phi}_r = v_0/(r+l)$ である。歩行が安定となる場合、 $\phi_{st} \rightarrow \phi_r/2$ に

図 3.6: $\phi_1, \dot{\phi}_1$ 位相平面

接近すると考えられるから，歩行パラメータの相互関係が示される．

$$\dot{\phi}_r = \frac{b \sinh bT}{2(1 - \cosh bT)} \phi_r \quad (3.31)$$

式 (3.31) により，脚の歩幅 ϕ_r と一歩に掛かる時間 T と目標となる歩行速度 $\dot{\phi}_r (= v_0 / (r + l))$ の関係が一意に求まる．図 3.7 に歩行 1 歩当たりの時間 $T = [1.0; 0.5; 0.3]$ における歩行パラメータの相互関係を示す．横軸が目標歩幅 ϕ_r で，縦軸が $\dot{\phi}_r$ である．また，実線が目標歩幅を用いたシミュレーション結果であり，鎖線が式 (3.31) における計算結果である．歩幅が狭い部分で，計算結果とシミュレーション結果がよく一致しているのが分かる．

3.5 シミュレーションによる種々の歩行の検討

本節では，前節までで導出した歩行予測システムを用いて歩行のシミュレーションを行う．用いる歩行モデルは図 3.2 を拡張し，両脚部の質量を考慮した非線形モデルとする．図 3.8 にその歩行モデルの構成を示す．上体の質量を M_c とし，拡張前と同様の質点である．さらに，遊脚・立脚共に質量 M_l を有し，股関節から r_c の位置に存在するものとする． M_l, r_c を変化させ，予測システムと歩行モデルのシミュレーション結果を比較する．ここで，歩行中，上体長さ l_c と r_c は固定である．

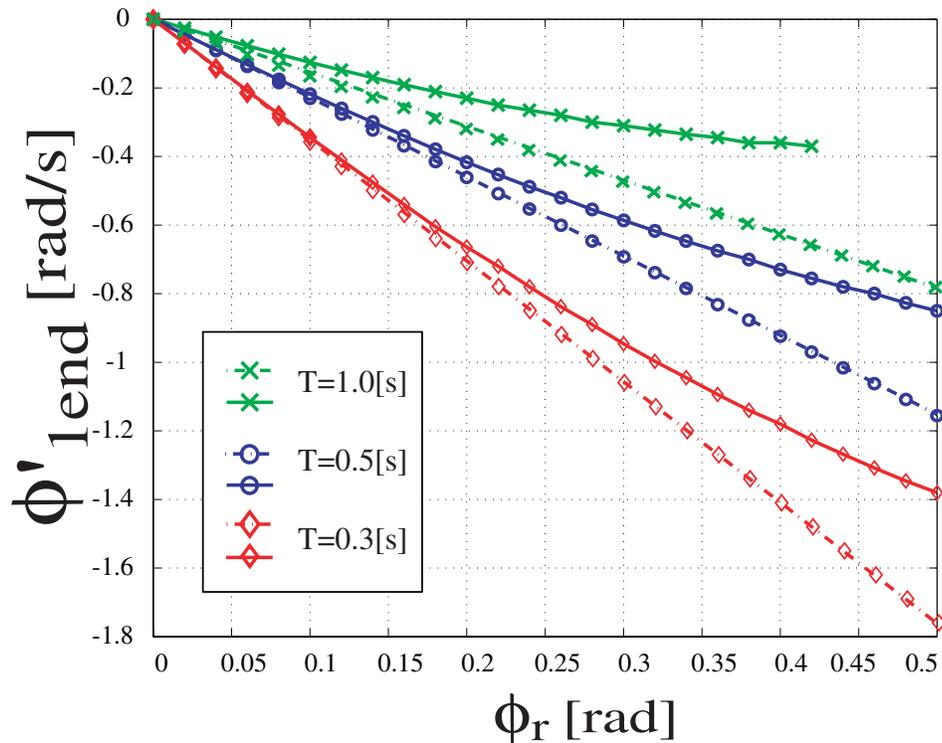


図 3.7: 提案式 (eqn(3.31)) 結果とシミュレーション結果との比較

3.5.1 脚部質点の位置及び質量の変化による歩行への影響

シミュレーションに用いる歩行モデルは、上体の質量 M_c を 50kg、股関節から上体質点までの長さ l_c を 0.5m としている。そして、脚部の質量 M_l を 0kg ~ 25kg に変化させたものを質点位置 $r_c = 0.5m, 0.3m$ とした時における歩行の様子と予測システムの実出力結果を調べる。歩行環境は、平面で、1.0 秒後に目標歩幅 $\phi_r = -0.12\text{rad}$ 、2.0 秒後に -0.23rad 、6.2 秒後に -0.10rad 、7.0 秒後に 0.0rad とし停止に至る指令を与える。結果を図 3.9 ~ 3.14 に表す。

図 3.9 から図 3.12 までは、股関節から脚部質点までの長さ r_c を 0.5m としている。これは、直立した状態の脚長 92cm のほぼ中間であり、実際の人の歩行でも足首におもりを取り付けた状態に酷似している。このような歩行は、直観的にも不安定である。シミュレーション結果においても脚部の質量が増加するにつれて、歩行が不安定になっていることが確認できる。このことから、脚部の質点が膝付近から、足首にかけて位置する歩行環境では、提案手法である予測システムが歩行を安定にする補償がなくなることが考えられる。

しかし、脚部の質点位置を膝上、正確には股関節から ($r_c = 0.3m$) に配置すると、図 3.13、図 3.14 に示すように、非常に高重量であるにも関わらず、脚の質量を無視した場合から大きくは変化していない。このことから、人の歩行においても、その歩行システムは大腿部に脚の質点が存在する場合は、脚部の質量を無視した歩行モデルとして扱えると考えられる。

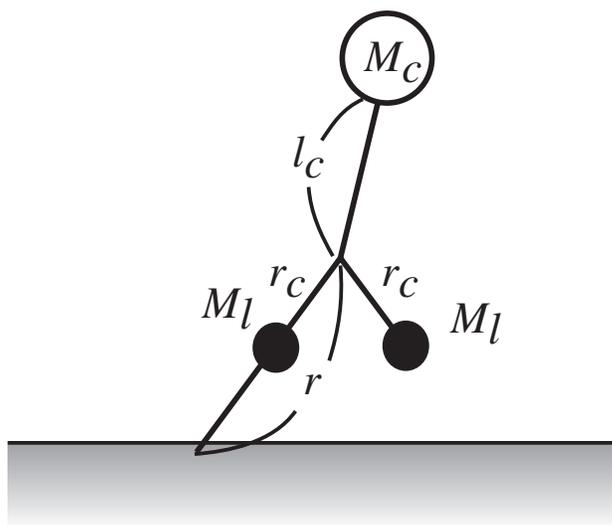


図 3.8: 両脚の質量を考慮した歩行モデルの概念図

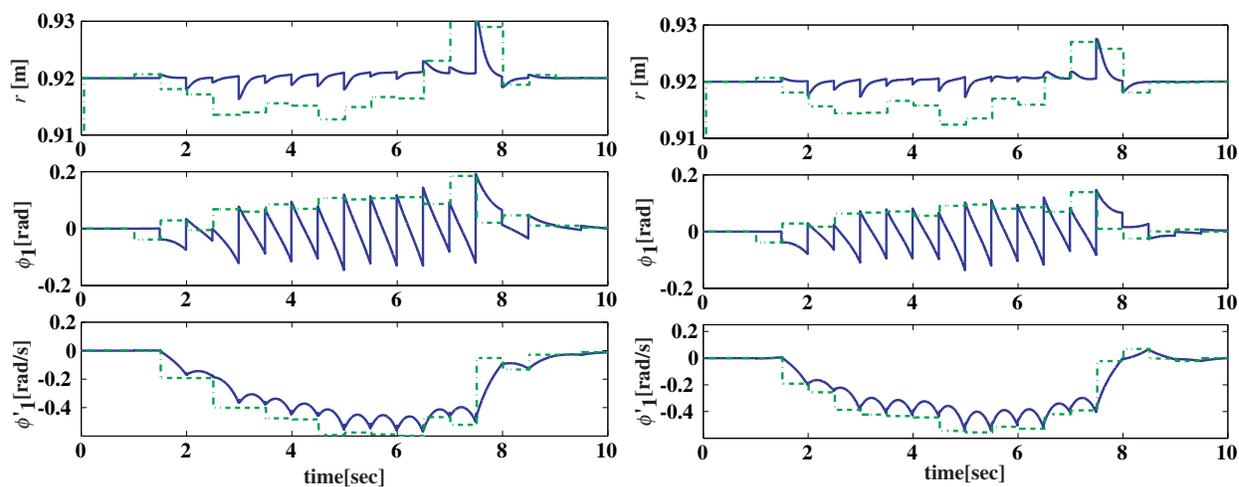


図 3.9: 脚質量を考慮した歩行シミュレーション : $M_c = 50[kg], M_l = 0[kg]$ 図 3.10: 脚質量を考慮した歩行シミュレーション : $M_c = 50[kg], M_l = 10[kg], r_c = 0.5[m]$

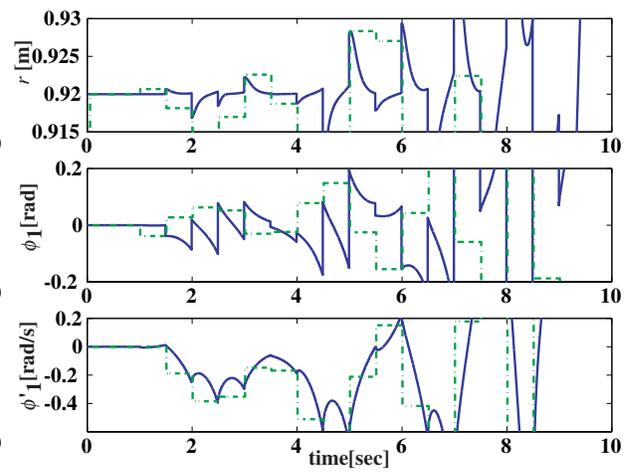
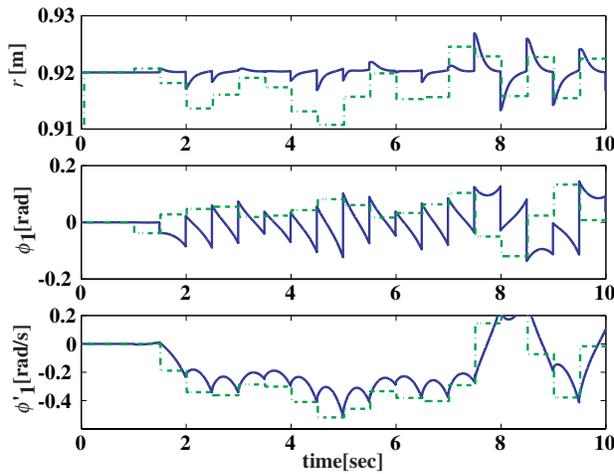


図 3.11: 脚質量を考慮した歩行シミュレーション : $M_c = 50[kg], M_l = 20[kg], r_c = 0.5[m]$ 図 3.12: 脚質量を考慮した歩行シミュレーション : $M_c = 50[kg], M_l = 25[kg], r_c = 0.5[m]$

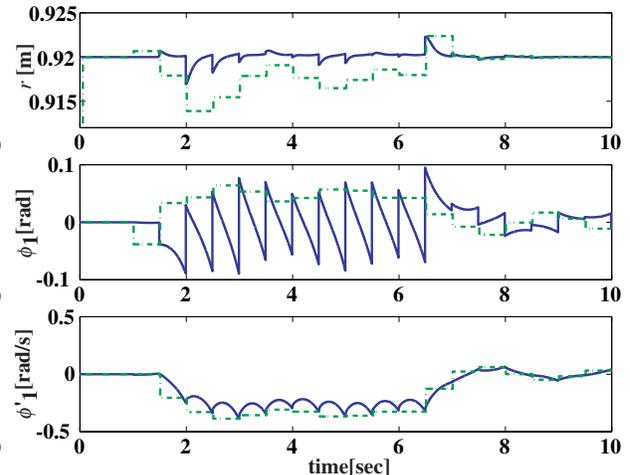
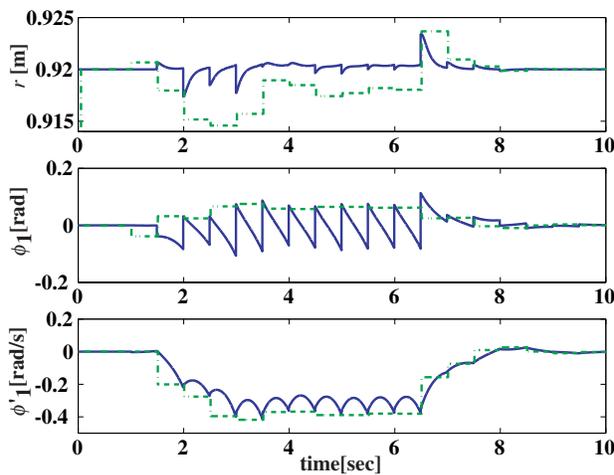


図 3.13: $M_c = 50[kg], M_l = 15[kg], r_c = 0.3[m]$ 図 3.14: $M_c = 50[kg], M_l = 25[kg], r_c = 0.3[m]$

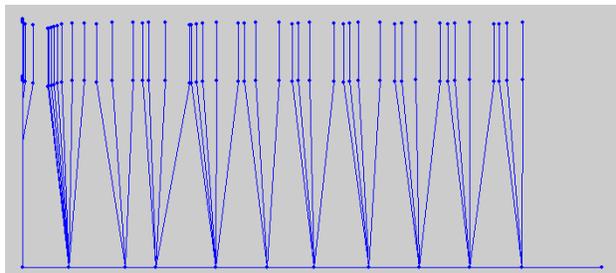


図 3.15: 平面歩行時のスティック線図

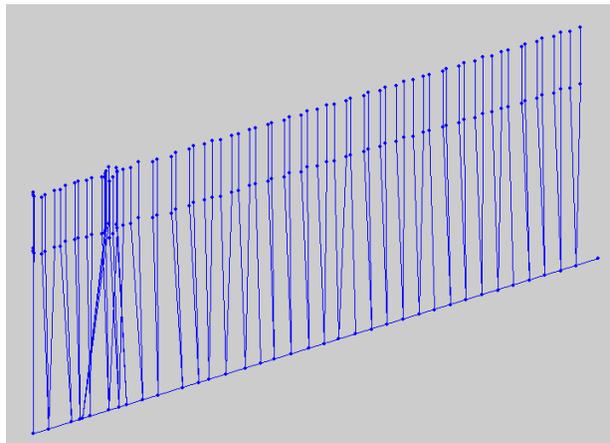


図 3.16: 傾斜面歩行時のスティック線図

3.5.2 斜面での歩行シミュレーション

次に、脚部の質量を無視した非線形の歩行モデルを用いて傾斜面においての歩行においてもシミュレーションを行った。予測システムには、次の一步でも傾斜面は同様の勾配で続いているという仮定を加えた。シミュレーション結果を図 3.17, 図 3.18 に示す。

図 3.17 では、緩やかな傾斜面を上ってゆくシミュレーションを行った。4 秒付近で歩行が乱れていることが確認できる。図 3.18 では、さらに歩行が不安定になっていることがわかる。これは、着地した脚の伸展するタイミングに問題があると考えられる。屈曲した脚の伸展が早すぎると上体を後方へ押しやってしまう問題がでてくる。この脚の伸展のタイミングを歩行の安定化と組み合わせる必要があり、今後の課題とする。

3.5.3 歩行中外乱を加えた場合のシミュレーション

歩行中に体勢を崩したり、何かと衝突した場合についてシミュレーションを用いて考察する。歩行予測においては、脚が着地した時点で計算を行っているため、何らかの要因で歩行動作が変化した場合は歩行モデルと予測の値が大きく異なることが考えられる。そのような状況をシミュレーション上で確認する。

脚の質量を無視した非線形モデルを平面上で歩かせ、あるタイミングで進行方向と逆向きに力を加える。タイミングにおいては、図 3.19 では 3.5 秒の時点予測の前としており、図 3.20 では 3.3 秒の時点である。これらの違いは、予測を行わない時点で体勢を崩す場合と、予測後の倒れ込み途中で体勢を崩す場合との比較を行うためである。シミュレーションの結果、どちらも 4 秒間程度、7 秒まで予測値とモデルの値が一致しなくなっていることがわかる。しかしながら、歩行モデルは転倒することなく最終的に停止まで至っている。今後、人がバランスを崩した場合にどのようにしてバランスを立て直すかの検討も含めて、歩行モデルのバランス補償の手法も明らかにする。

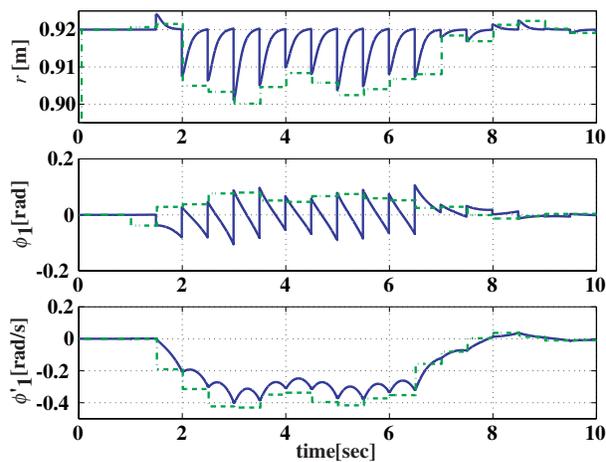


図 3.17: 傾斜角 0.1[rad]: 一步あたり約 2cm の段差に相当

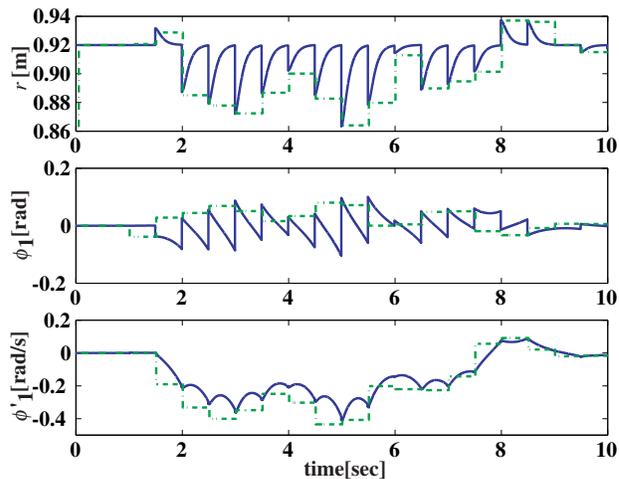


図 3.18: 傾斜角 0.3[rad]: 一步あたり約 6cm の段差に相当

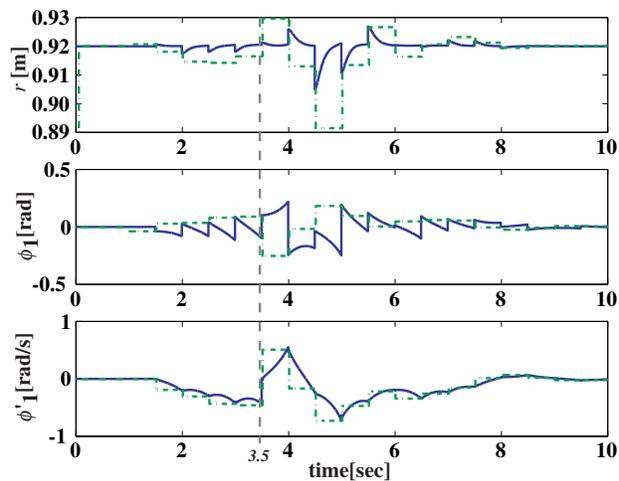


図 3.19: 3.5 秒の時点で後方へ力を加えた場合

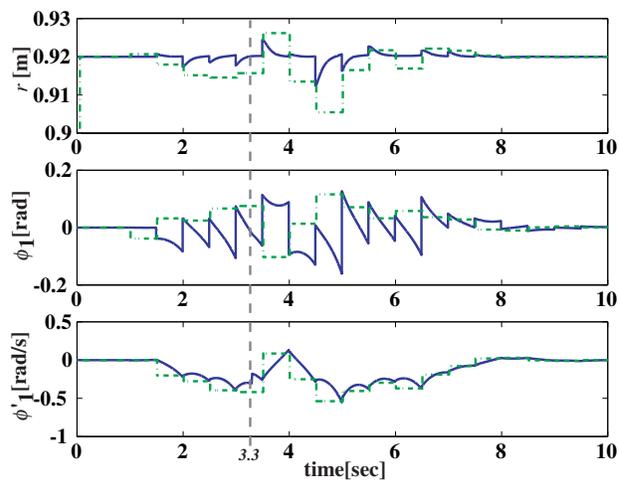


図 3.20: 3.2 秒の時点で後方に力を加えた場合

第4章 実験による検討

4.1 実際の歩行の解析

4.1.1 実験準備

一般に、歩行の解析には、床反力を測定する方法を用いるが、そのような装置は使用場所や、有効な測定範囲が限られるなどの制限がある。義足と共に用いる事も考慮すると、測定装置は小型軽量かつ装着可能で、どのような場所においても測定できるのが理想である。よって、実際の歩行動作を得る方法として、次のような測定装置を製作した。使用したセンサは、ロータリエンコーダを四つと、フットスイッチ二つである。エンコーダは、両側の股関節に一つずつ装着し、矢状面上の股関節角度を測定するものと、残りの二つのエンコーダは、両側の膝関節に装着し、膝関節の屈伸角度を測定する。フットスイッチは、歩行中に踵が地面と接触し、再び離れるまでの時間を測定することに使用する。計測装置の装着の様子を図4.1に、フットスイッチの外観を4.2に示す。フットスイッチの構造は、薄いゴム板の下面にフレキシブルコードスイッチを埋め込んだもので、ある程度以上の圧力が掛かると導通し、着地を検出する。



図 4.1: 計測装置装着の様子

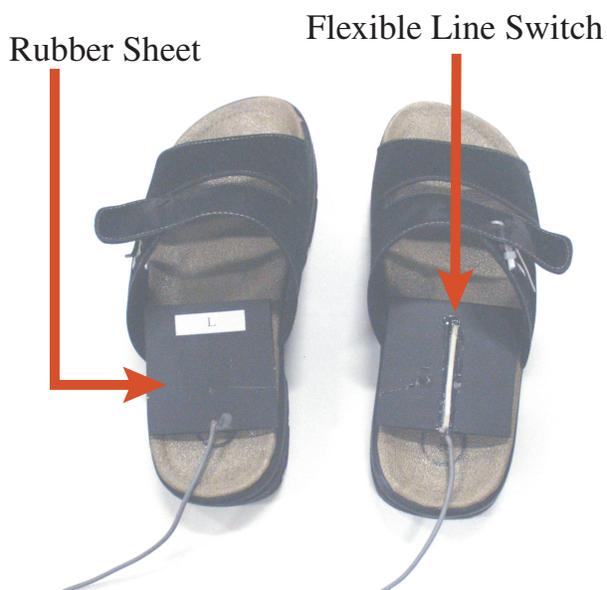


図 4.2: フットスイッチの外観

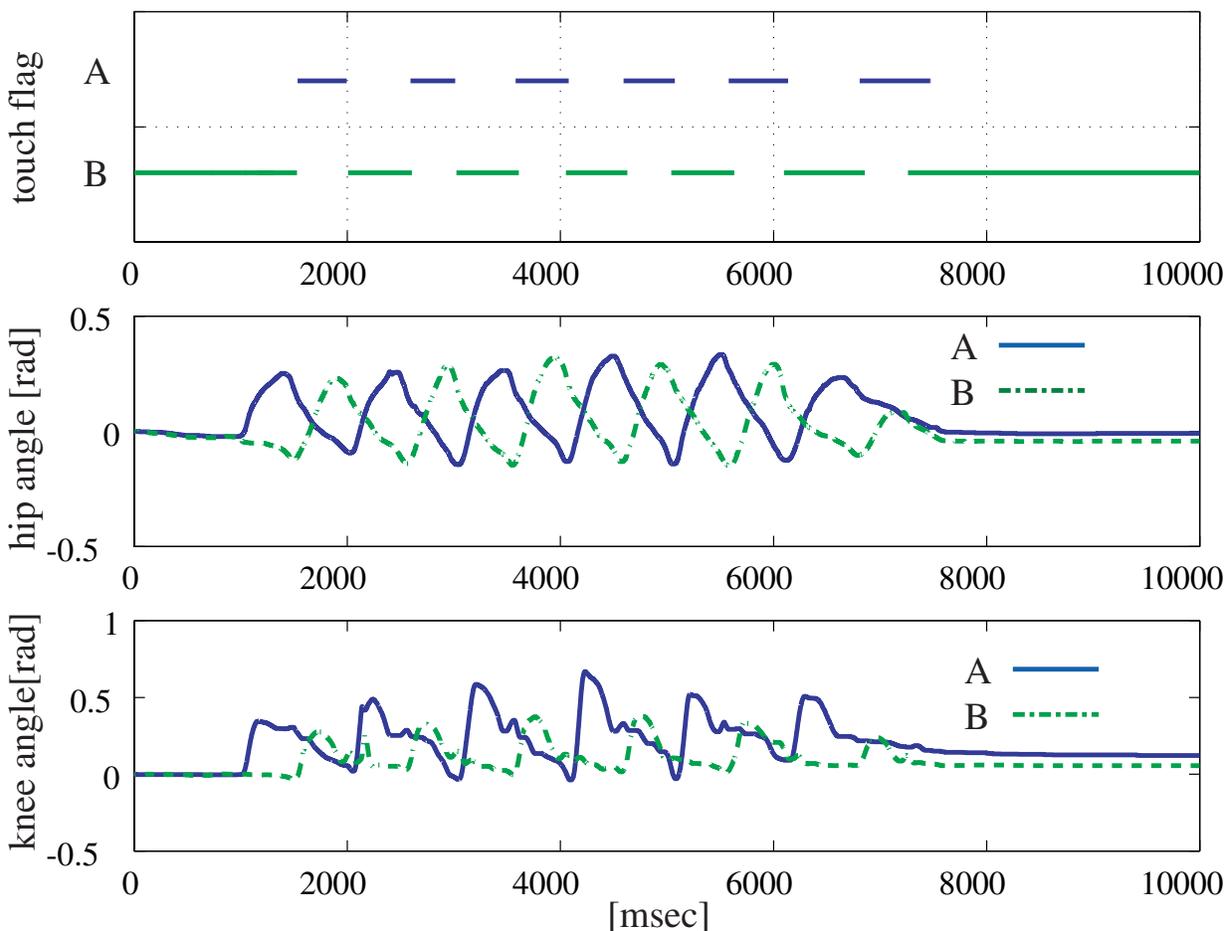


図 4.3: 股関節・膝関節角度測定結果

4.1.2 歩行動作の解析

実際に歩いた時の両脚の関節角度を計測し、前章で述べた歩行モデルとの比較を行う。実験の内容は、平地において10秒間の歩行を行うというものである。実験の結果を、図4.3に示す。図4.3において、縦軸の“touch flag”は、踵が床に着地した事を示し、“hip angle”、“knee angle”は、それぞれ股関節、膝関節の角度である。また、本研究では、両脚をA-sideとB-sideとに呼び分けをする。A-sideの脚は、歩容予測の結果と比較する対象であり、最終的には動力義足として扱われる脚である。B-sideの脚は、予測に用いるためのパラメータ取得に利用される脚であり、義足を使用する際の健常脚である。図4.3に示したグラフは、センサより得たそのままの記録であり、提案手法と同様に扱うために、提案するモデルのパラメータに変換する必要がある。図4.3の結果を変換したものを、図4.4に示す。図4.4における縦軸の r 、 ϕ_1 は、股関節軸と踵を結んだ直線長さ、脚の振り角度である。直立した状態の脚長は、およそ92.0 cmであり、遊脚期では2cm~4cmの短縮が見られる。しかし、立脚期における脚の屈伸は数mmの変動が見られるものの、ほぼ変化しないことがわかる。脚の振り角度 ϕ_1 は鉛直軸をほぼ対称に $\pm 0.25[\text{rad}]$ という歩行結果を得た。横軸は時間[msec]を示

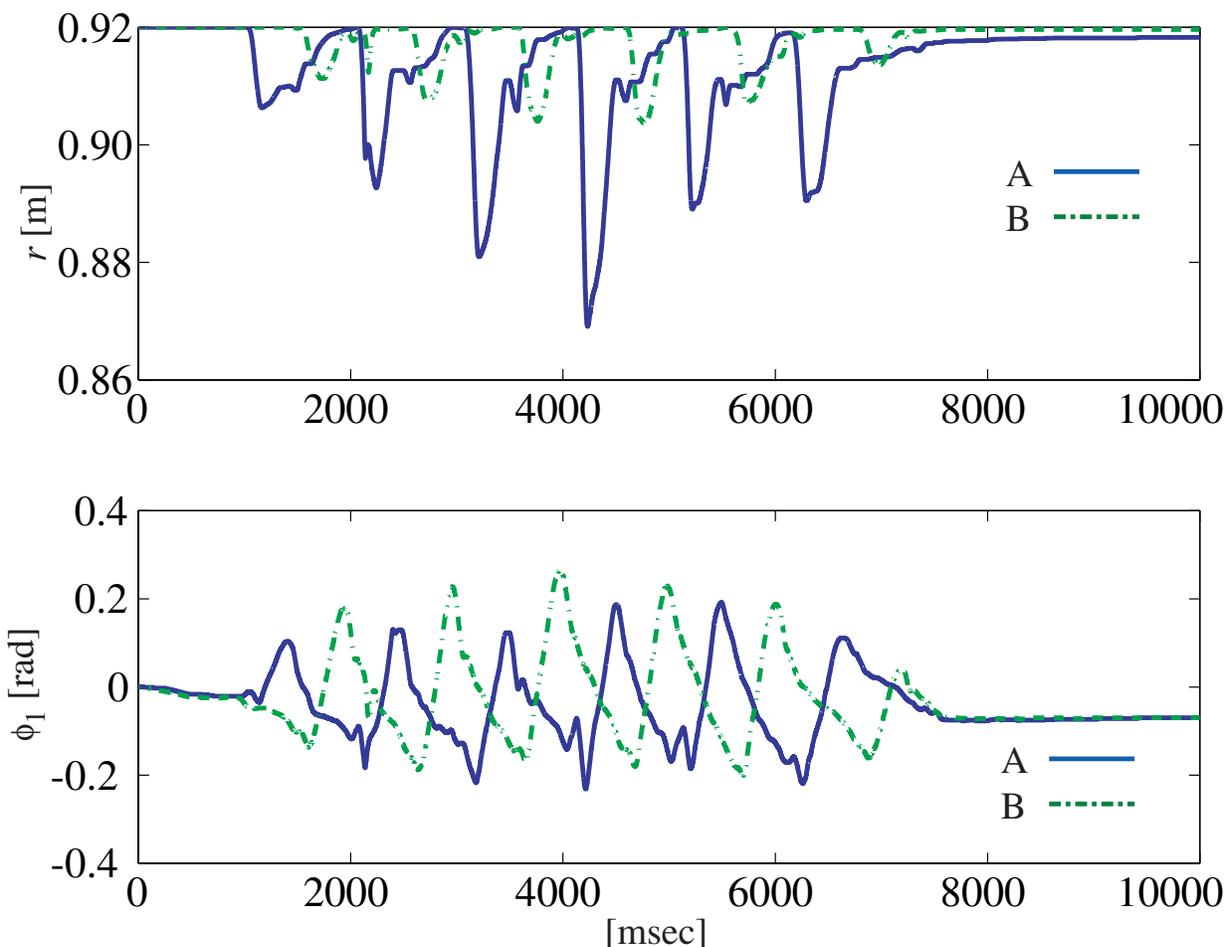


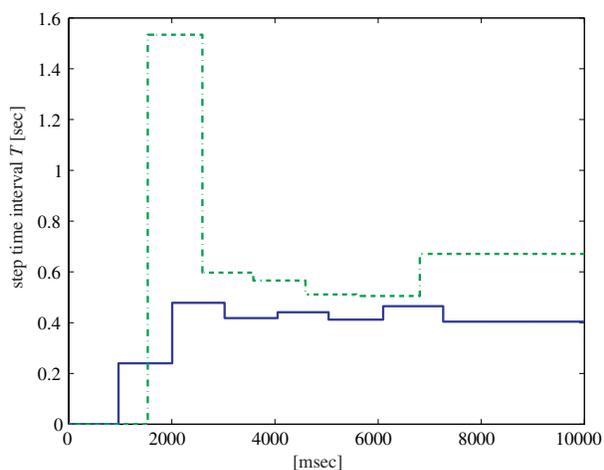
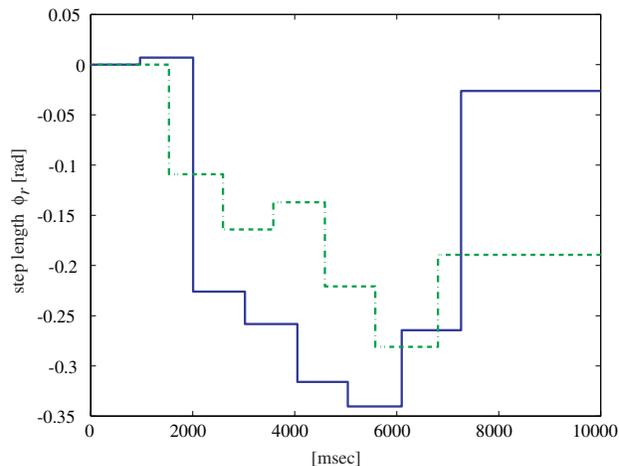
図 4.4: 各関節角度からの脚長・倒れ込み角変換後

している。

4.1.3 シミュレーションと実際の歩行による予測システムの評価

次に、歩行結果をより詳細に検討する。まず、1歩あたりに掛かる時間を A , B の両脚において比較すると、図 4.5 に示される結果となる。歩行開始付近で歩行周期が平均の 0.5 秒から外れていて、安定した歩行中では、ほぼ一定であることがわかる。 B -side 脚の着地で得られる目標歩幅 ϕ_r の 10 秒間の歩行での様子を図 4.6 に示す。通常の歩行においては、図 4.6 に示されるように、歩幅は緩やかに変化するものと考えられる。次に、このような歩行において、歩容の予測が実際に可能であるか確認する。

まず、得られた歩行パラメータを参考に、歩行モデルではどのような歩行と予測を行うかシミュレーションにより確認する。モデルに与えるパラメータは、単位歩行時間 $T = 0.5[\text{sec}]$ 、目標歩幅 $\phi_r = -0.35[\text{rad}]$ 、これらを式 (3.31) に代入し算出した目標速度 $\dot{\phi}_r[\text{rad}/\text{sec}]$ を使用する。予測は、支持脚が入れ替わった直後に行い、次の着地に必要な脚長 r 、歩幅 ϕ_1 と、入れ

図 4.5: 歩行中歩行周期 T 変化の様子図 4.6: 歩行中歩幅 ϕ_r 変化の様子

替わる前の倒れ込速度 $\dot{\phi}_1$ を示している。モデルの歩行シミュレーションと予測の結果を図 4.7 に示す。実線でモデルのシミュレーションにおける立脚期の結果を表し、破線でモデルの歩行に対しての予測結果を表している。

実際の歩行に対しての予測結果を歩行結果に付して図 4.8 に示す。歩行中の立脚期に着目したグラフである。実線が歩行データであり、点線が予測を行った結果である。灰色で囲まれた部分は予測システムが働いていることを意味している。縦軸に示す r で、着地時の接地点から股関節の回転中心までの長さを表している。 r の結果を観察すると、ほぼ 4mm までの変化で着地していることがわかる。予測も良好に行われている。しかしながら、実値と予測値の誤差が実際に義足を用いた歩行にどの程度影響を与えるか、今後検討する必要がある。縦軸の $\phi_1, \dot{\phi}_1$ は着地時の歩幅、着地寸前の倒れ込み速度を表している。予測を行うタイミングについては、歩行周期の半分が経過したところで、開始しその後、引続き予測する方法をとっている。これは、シミュレーションでは確認出来なかった歩行速度の変化が存在するためである。つまり、支持脚入れ換え直後では倒れ込み角速度が決定しないことから、歩行周期の半分が経過した時点から予測を行う対策をとったものである。

4.1.4 歩行位相平面での解析

ここでは、どのような歩行が予測可能であるのかを、歩行の位相平面を用いて検討する。図 4.9 と、図 4.10 に倒れ込み角 ϕ_1 、倒れ込み角速度 $\dot{\phi}_1$ を軸にしたグラフを示す。図 4.9 では、立脚期と遊脚期での位相グラフの切り替わりを特徴的に表している。図 4.10 では実際の歩行の位相と歩行モデルによるシミュレーションの位相を比較出来るように描画されている。シミュレーションでは遊脚期を考慮していないため、立脚期のみが表示となっている。上述したように、実際の歩行とシミュレーションでは、立脚期の初期において、特徴的な差異があり、図 4.10 においてもその様子が確認できる。しかしながら、立脚期後期では、シミュレー

4.1 実際の歩行の解析

シヨンの倒れ込み動作と実歩行動作とが酷似している。この互いの立脚期後期での類似性が予測を可能にする重要な要素であると考え。次節で、どのような歩行では予測が不可能となるのかについて取り上げる。

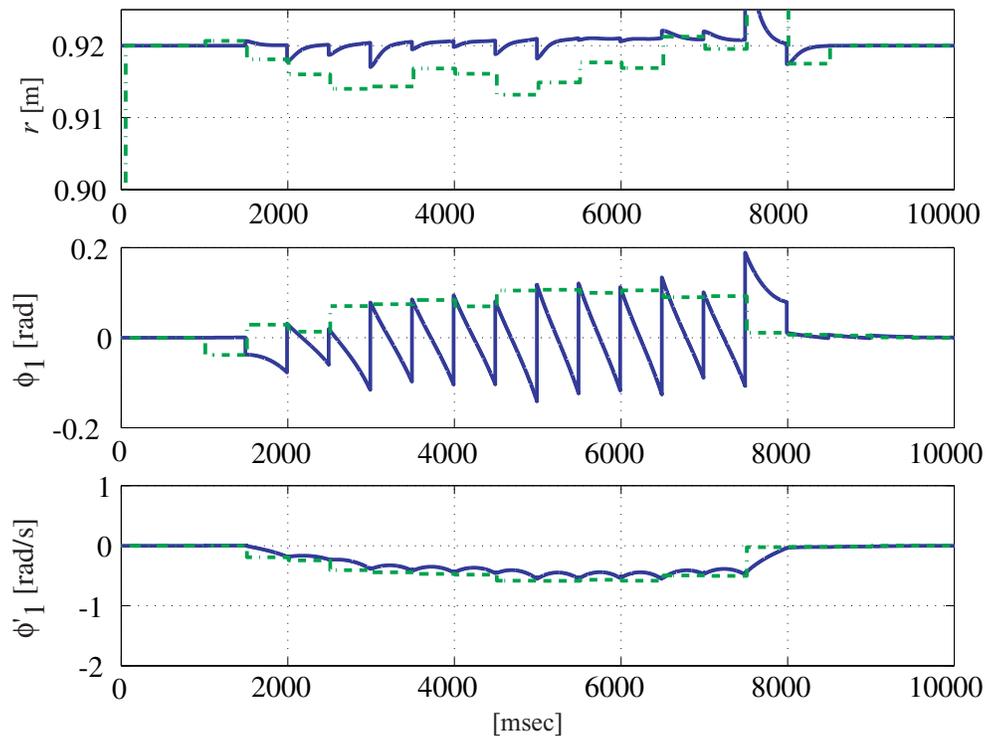


図 4.7: 非線形歩行モデルによるシミュレーション結果

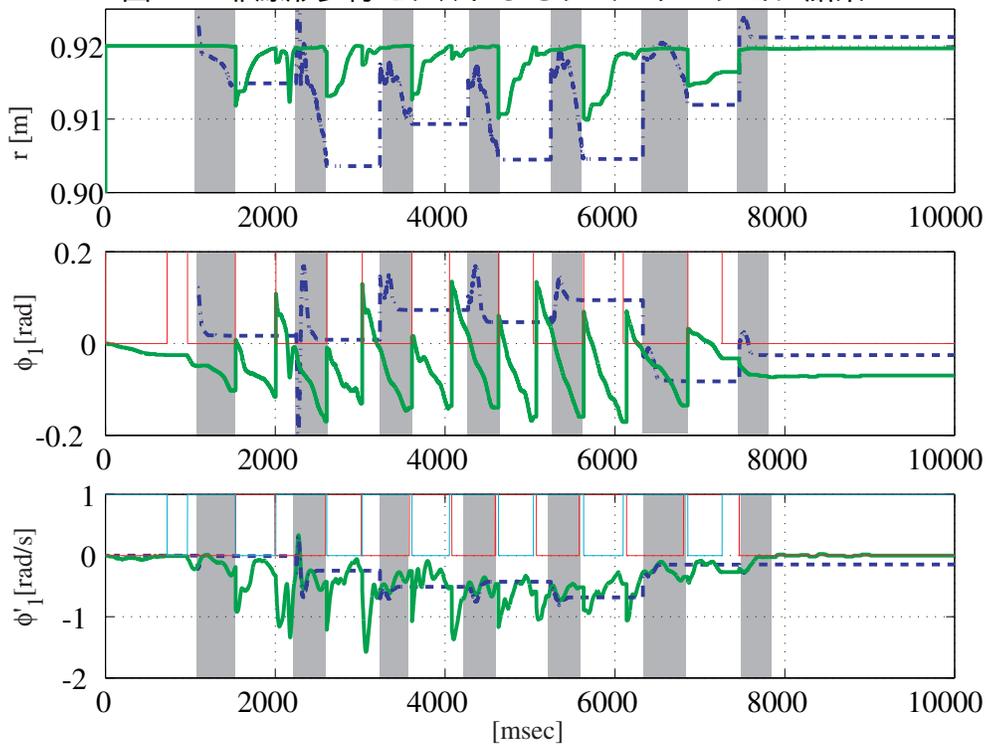


図 4.8: 人の実歩行結果

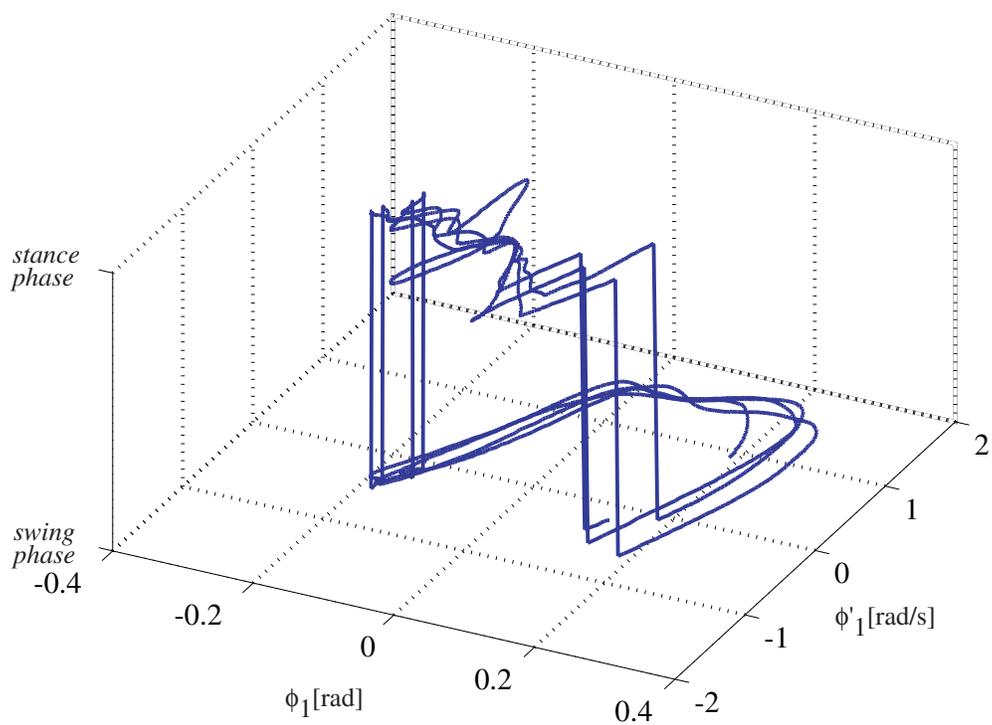


図 4.9: $\phi_1, \dot{\phi}_1$ 歩行位相平面 (立脚期・遊脚期による立体表示)

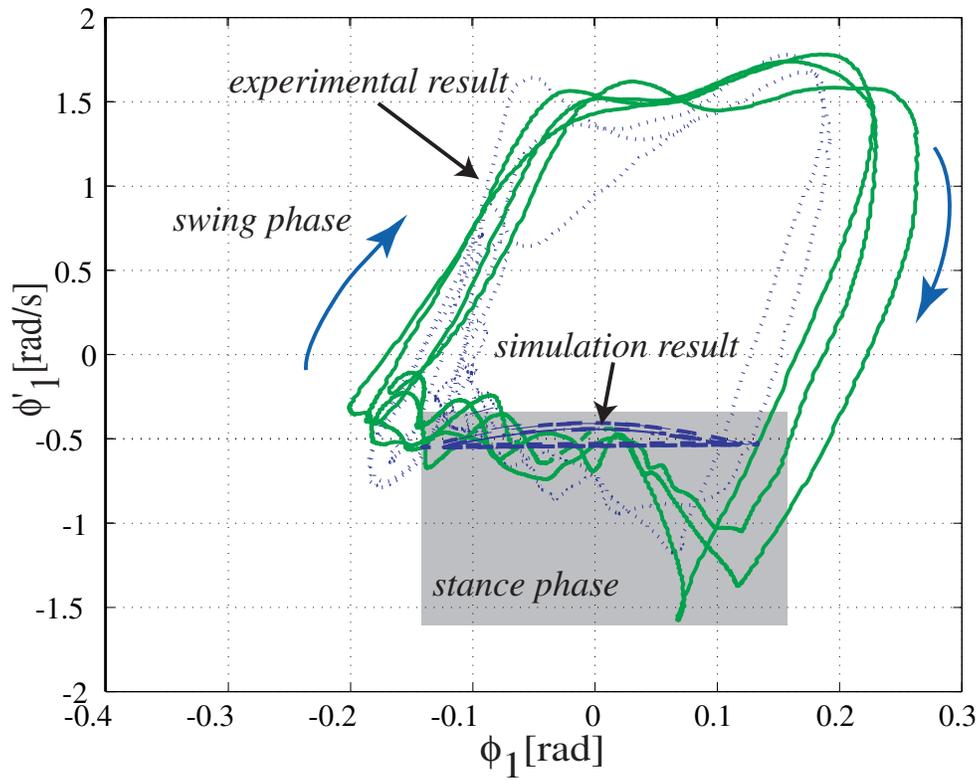


図 4.10: $\phi_1, \dot{\phi}_1$ による歩行位相平面

4.2 予測不確実な歩容についての考察

ここでは、どのような歩き方が予測に使えないのかを考察する。前節で用いた、歩行の実験結果は、あくまでも理想的な結果の一例である。実際には、さまざまな環境、状態から、歩行は一樣な歩容を維持できない。そのような外乱が加わる状況では、予測不可能な歩行結果を得ることがある。予測不可能である原因には、幾つか挙げることができる。

- (a) 角度センサの取り付け不良。
- (b) 実際の歩行が、歩行モデルと大きく異なるものであったとき。
- (c) 上体が鉛直から前後に振れてしまうための誤差。

(a) の角度センサ取り付け不良の問題に関しては、取り付け器具の改良などが必要であり、現段階の短時間の歩行実験であれば、実験開始時に確実に装着することで、取り付け精度が問題になることは少ないと考える。次に、(b) の歩行モデルから異なってしまう歩行とは、本実験の仮定に、被験者の歩行は倒立振子の倒れ込みの要領で歩行を行うこととしていて、この倒れ込みの変化が歩行モデルと異なることを意味する。被験者の能力によるものであり、いくらかの訓練が必要と思われる。この問題に関しては、今後より多くの実験と訓練が必要であるため、ここでは議論の対象にせず、実験の歩行はほぼモデルと同じように行われているものとする。最も明確で深刻な問題として、(c) の上体が前後に傾くことによる、実験データの誤差が挙げられる。実験では、被験者が直立でかつ、静止した状態で、角度センサが初期化される。歩行が開始した後も、上体が前後に振れずに直立を保つのであれば平面と傾斜面との区別が可能であるが、実際には、そのような歩行は難しく、上体は前後に振れてしまう。したがって、平面の歩行であるにも関わらず、斜面を歩いているような予測結果を得てしまう。問題解決としては、ジャイロや、傾斜センサで上体の振れ角を測定することも考えられる。

本稿では、追加の測定装置を用いた実験は今後の課題として残しておき、既存の装置で可能な手法を用いて誤差の修正を検討する。

誤差修正の検討

上体が振れると、具体的にどのような問題が生じるかについて、図 4.11, 4.12 に示す。図 4.11 に示す概念にある θ が問題の値である。上体が θ で振れると、着地した両脚で平面であるにも関わらず、高低差が発生する。図 4.12 が上体の振れが起こっている歩行実験結果である。ここで示す実験結果は、平面での歩行を記録したものをを用いている。高低差は、簡単な幾何学的な関係から、次式で表せる。

$$h = r_b \cos \phi_b - r_f \cos \phi_f \quad (4.1)$$

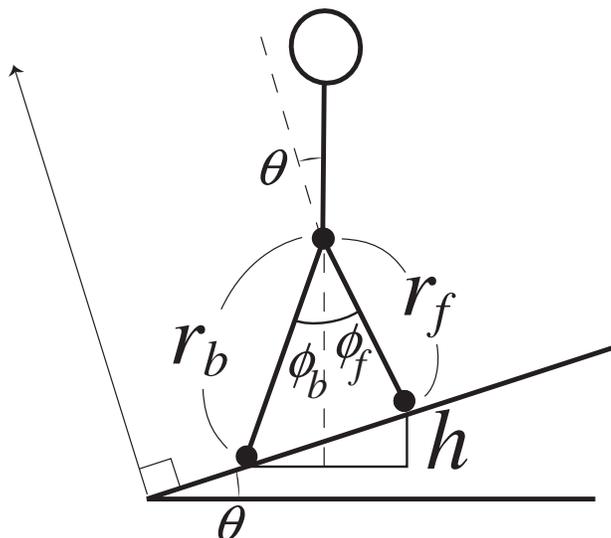


図 4.11: 両脚支持期中の着地点高低差

同様に、歩行環境が平面であれば、上式から上体の傾き角度が分かる。

$$\theta = \tan^{-1} \frac{h}{r_b \sin \phi_b + r_f \sin \phi_f} \quad (4.2)$$

B-side 脚が着地した際に、両支持脚の高低差を計算し、式 (4.2) の θ が求まることにより、上体の振れ角を修正した予測計算が可能となる。

実験結果を 3 例挙げ、上体の振れ角を考慮した誤差修正を用いた予測の結果を、誤差修正する前の結果と併せて図 4.12 から 4.26 に示す。3 例は、(a), (b), (c) に分けられていて、それぞれ五つのグラフで構成されている。上述したように、図 4.12 や、図 4.17, 図 4.22 は、両支持脚の高低差を表したもので、それぞれにおいて、2, 3cm 以上の高低差が検出されていることが分かる。図 4.13, 図 4.18, 図 4.23 では、それぞれにおける歩幅、1 歩の所要時間を示している。図 4.14, 図 4.19, 図 4.24 では、歩行の倒れ込み角と角速度による歩行位相平面を示していて、図 4.10 と比べて、グラフが正方向、つまり上体が前屈みの方にあることが分かる。そして、各 (a), (b), (c) の残りの二つグラフは、それぞれ、誤差修正前の予測結果と修正後の予測結果を表している。修正前と修正後での特徴的な違いは、脚長 r である。修正後では、実際の数値と比べても 1cm 程度の範囲となっている。本研究で用いる歩行モデル、予測システムでは上体の倒れ込み角の補償が重要となることがわかる。

(a) 誤差修正による実験結果その1

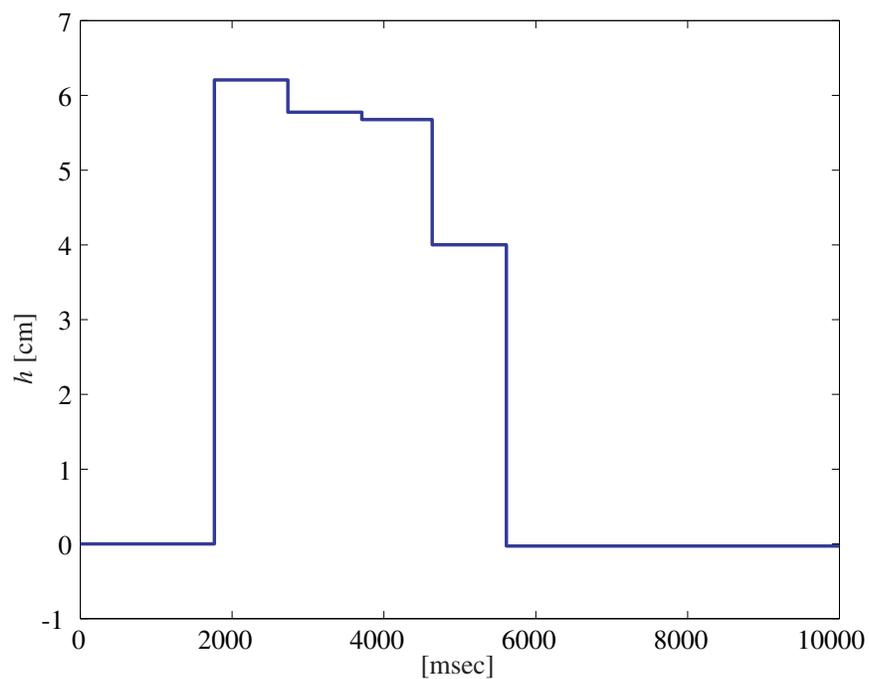


図 4.12: 高さ誤差その1

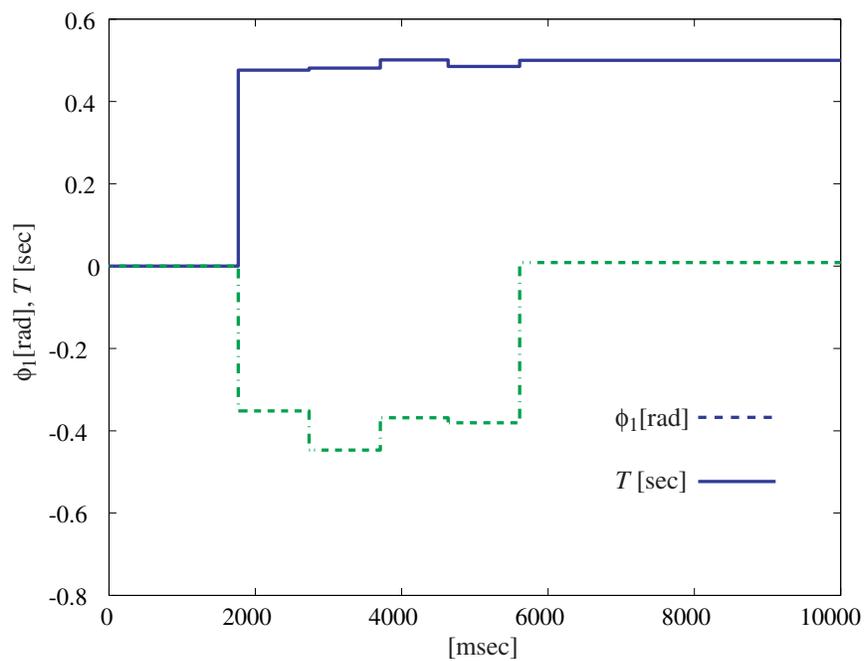


図 4.13: 歩行周期・歩幅その1

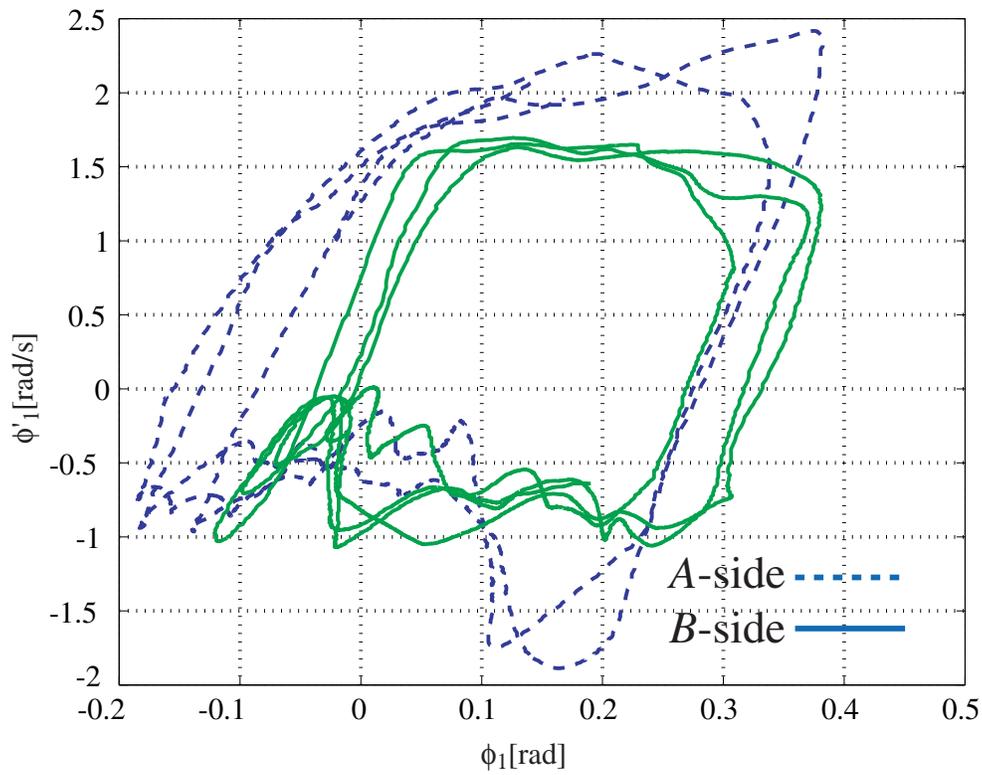


図 4.14: 歩行位相平面その 1

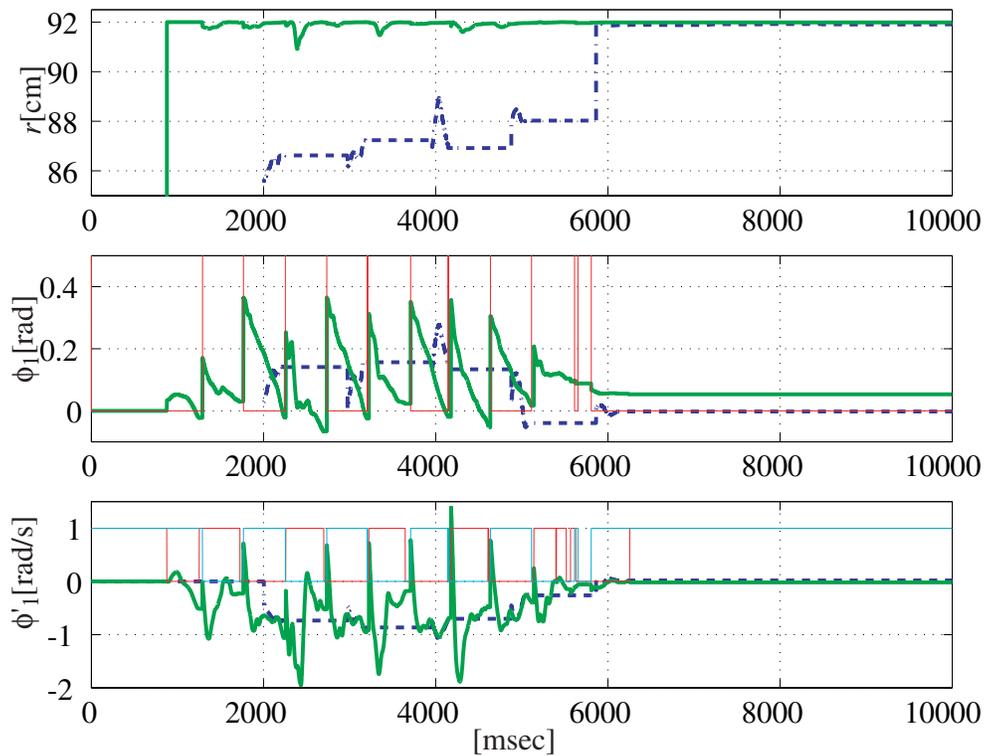


図 4.15: 上体倒れ込み角補償前その 1

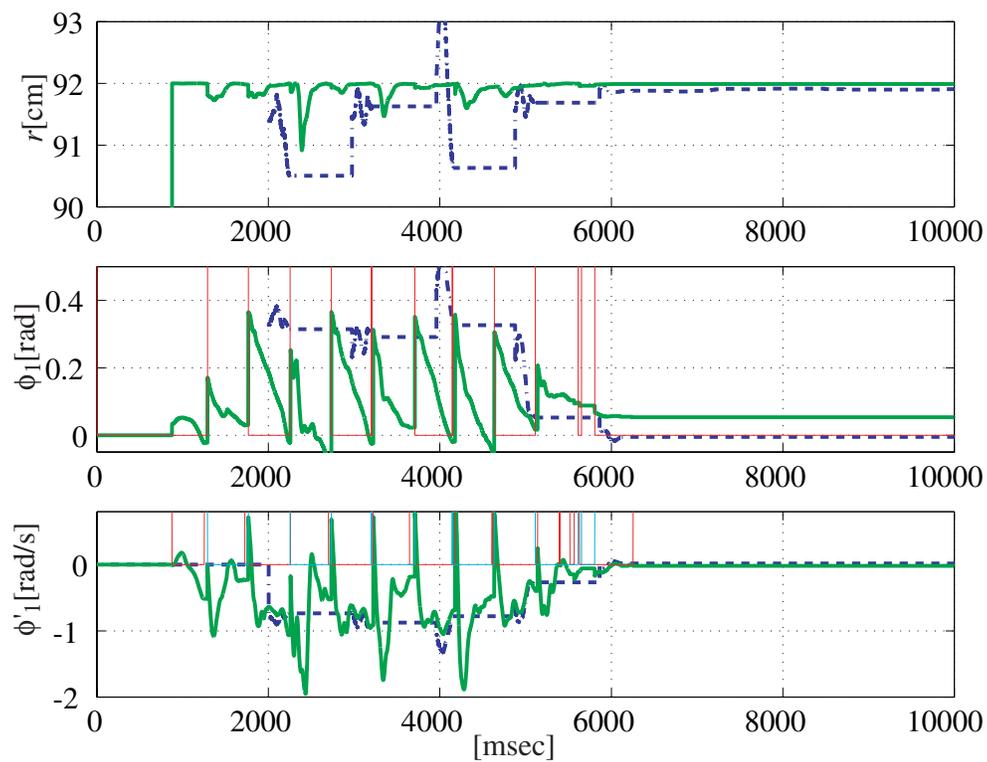


図 4.16: 上体倒れ込み角補償後その 1

(b) 誤差修正による実験結果その2

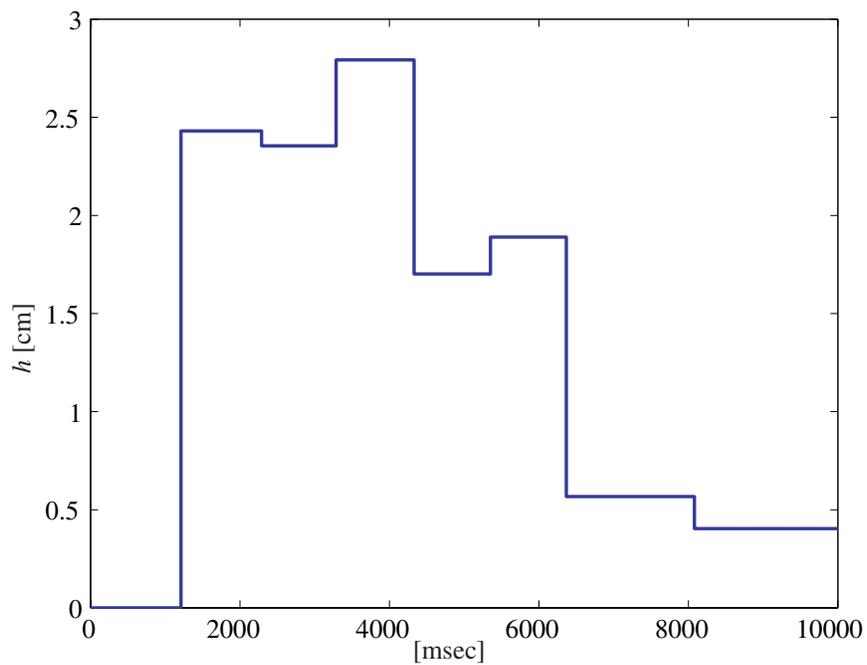


図 4.17: 高さ誤差その2

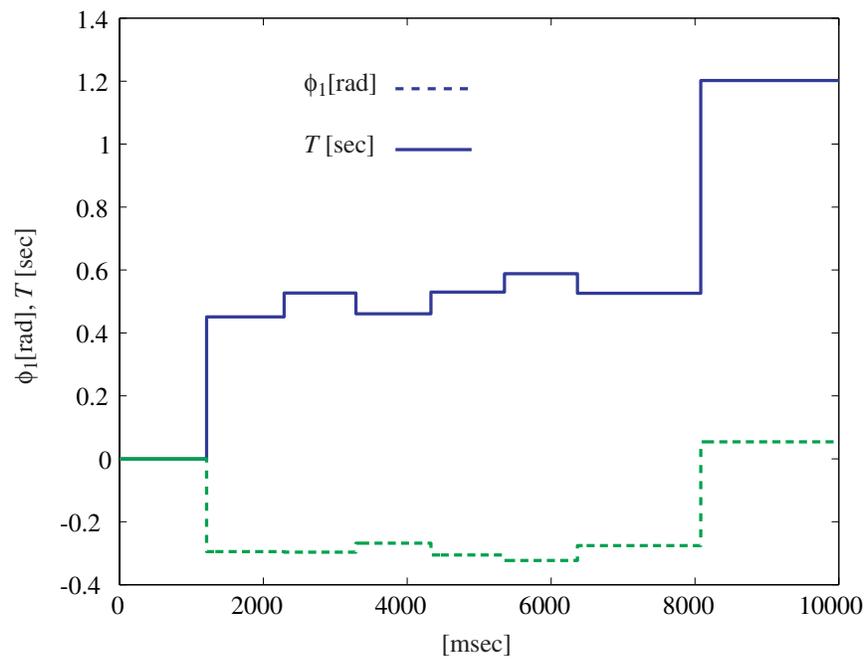


図 4.18: 歩行周期・歩幅その2

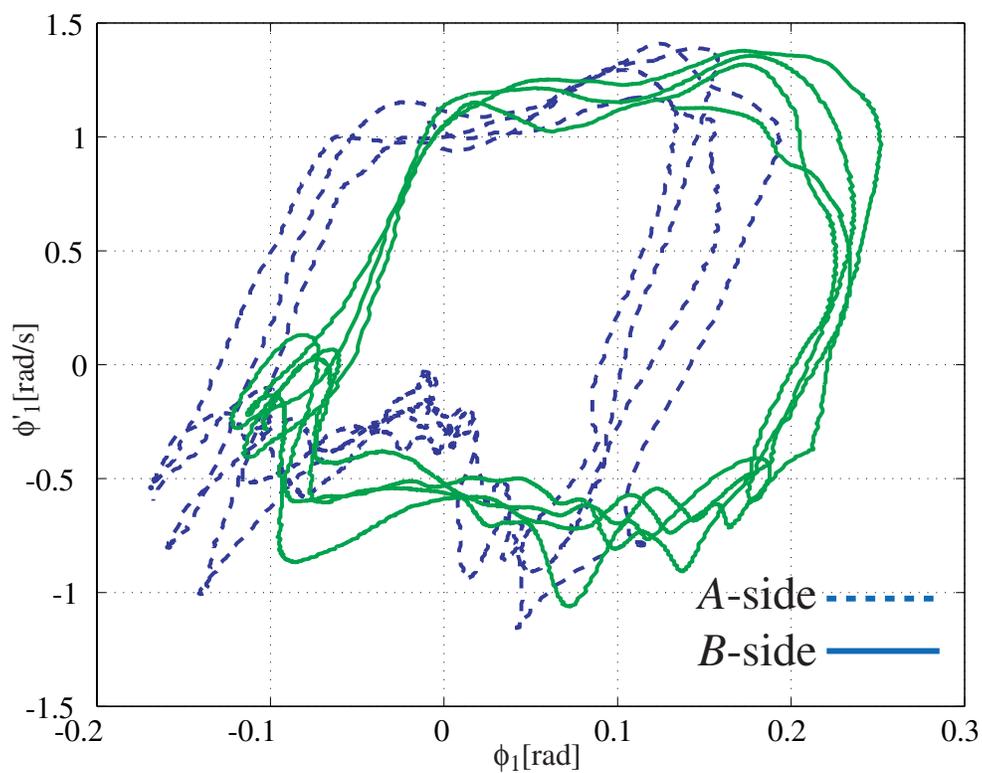


図 4.19: 歩行位相平面その 2

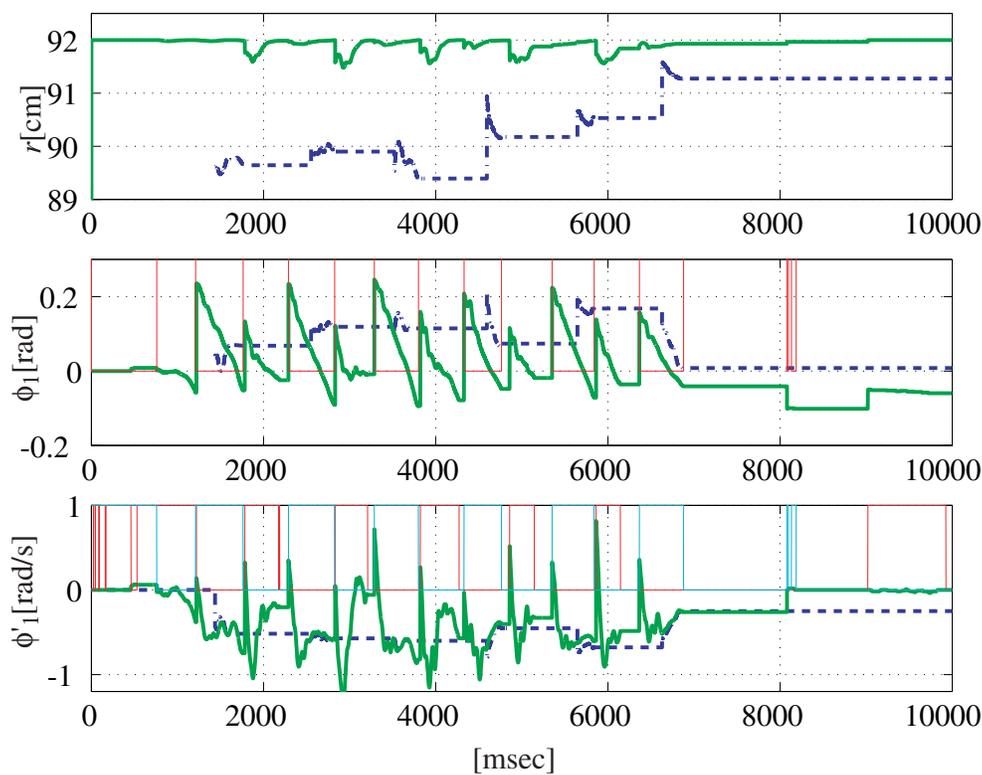


図 4.20: 上体倒れ込み角補償前その 2

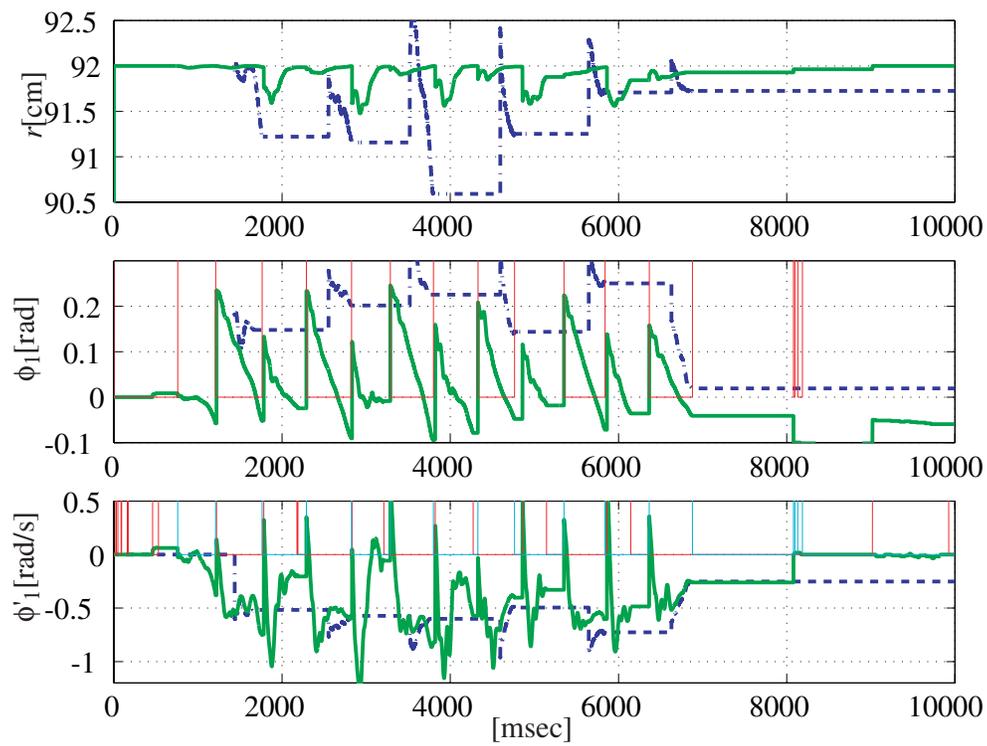


図 4.21: 上体倒れ込み角補償後その 2

(c) 誤差修正による実験結果その3

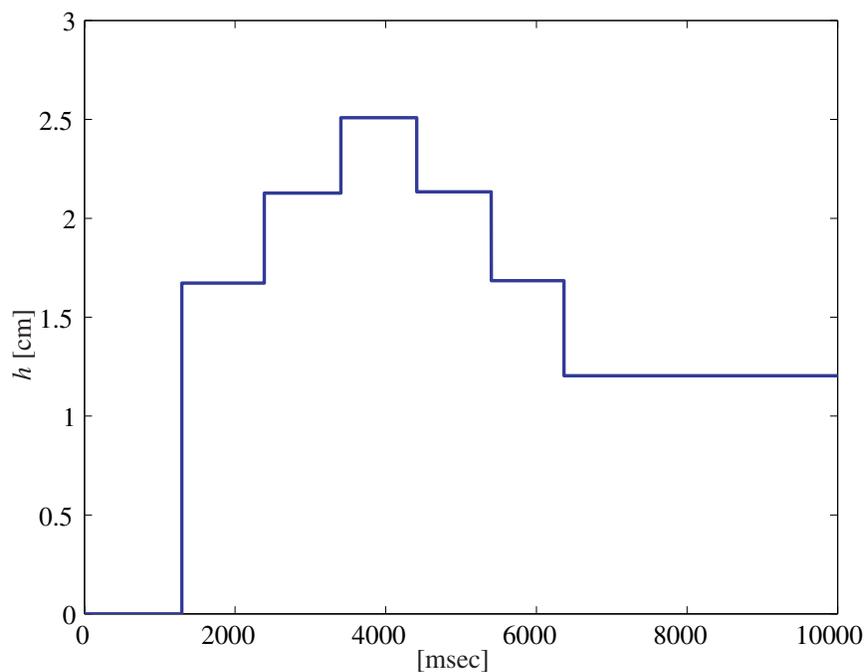


図 4.22: 高さ誤差その3

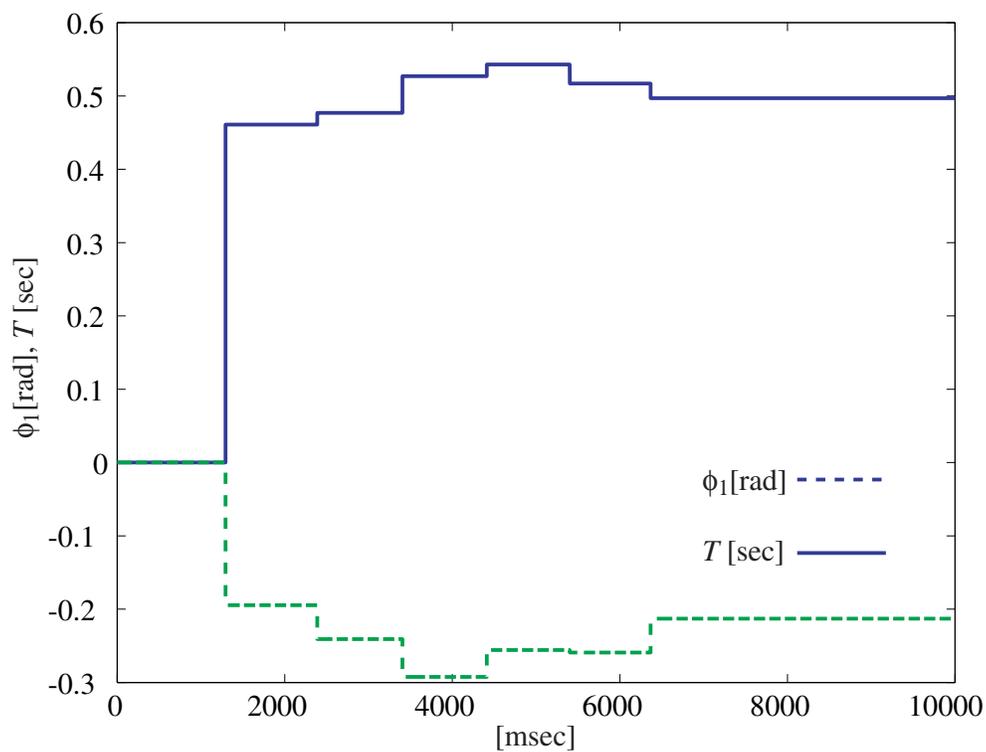


図 4.23: 歩行周期・歩幅その3

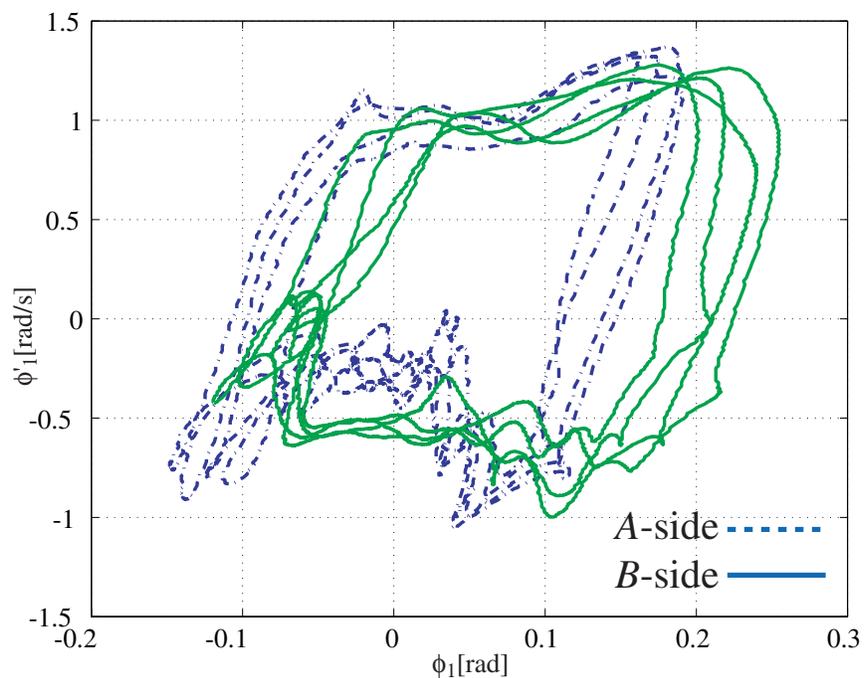


図 4.24: 歩行位相平面その 3

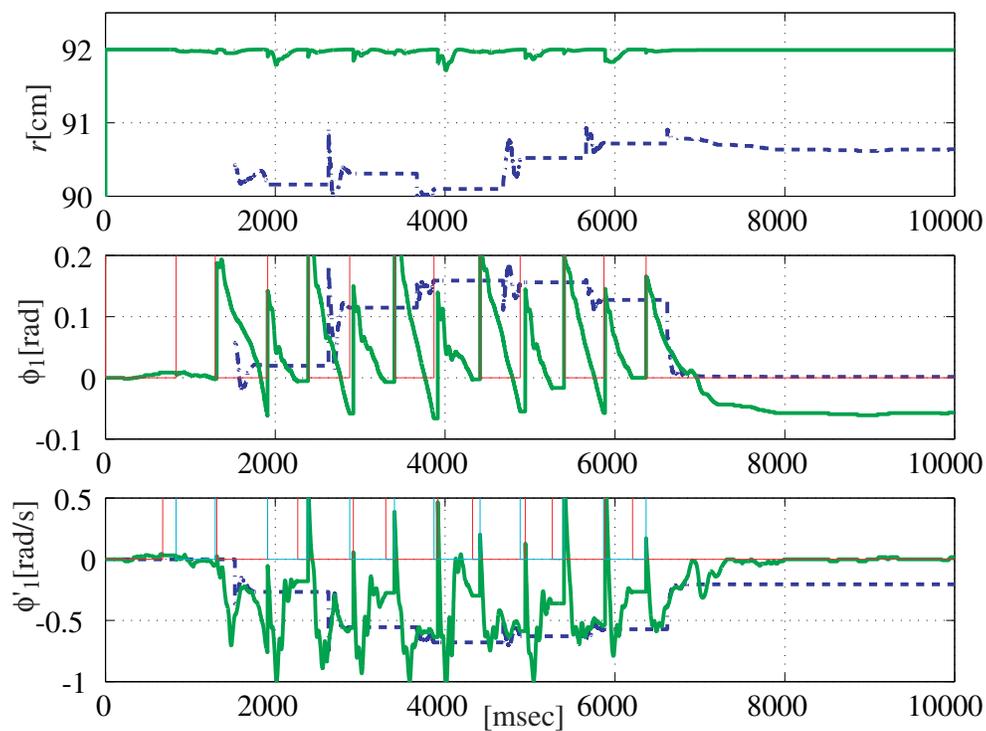


図 4.25: 上体倒れ込み角補償前その 3

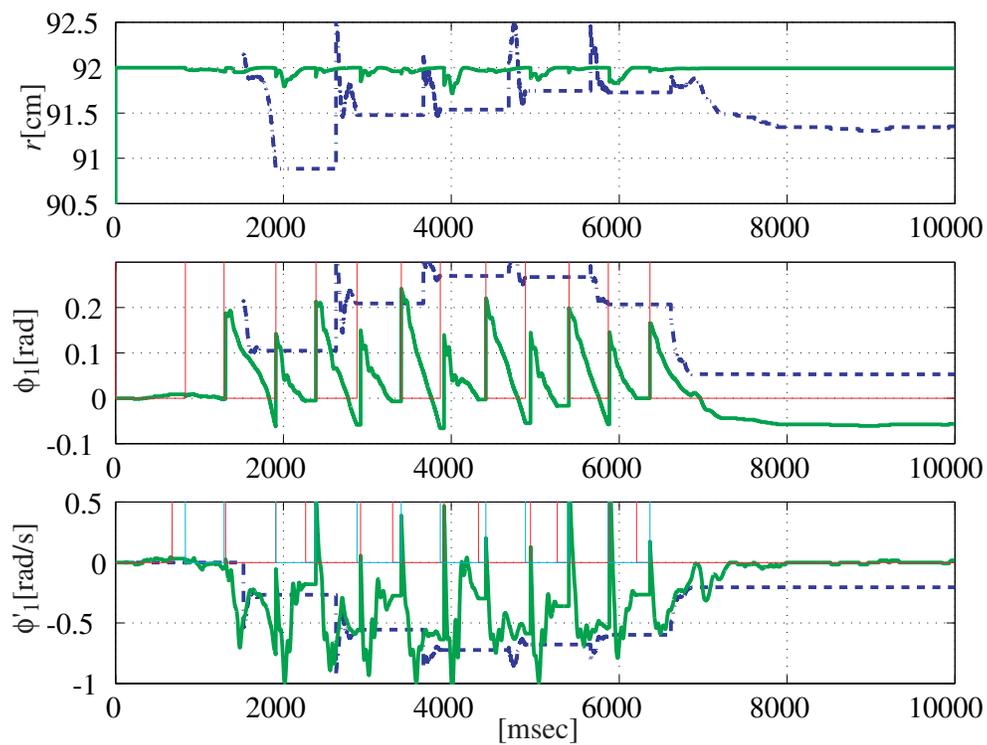


図 4.26: 上体倒れ込み角補償後その3

第5章 動力義足実験装置の紹介



図 5.1: 動力義足実験装置の全体像

現段階で、本研究で行ったシミュレーションや、歩行動作解析などで得た結果では、確実に誤差が生じていた。また、上体が振れてしまうことからの測定値変動が、実際にどの程度歩容を乱しているかについての検討が必要である。さらに、本手法を動力義足に適用した場合に発生する新たな問題の発見などの探索も今後の課題と考える。そこで、解析を行うと同時に、動力義足の試作機を設計、製作した。その実験機の概要について、本章では述べる。

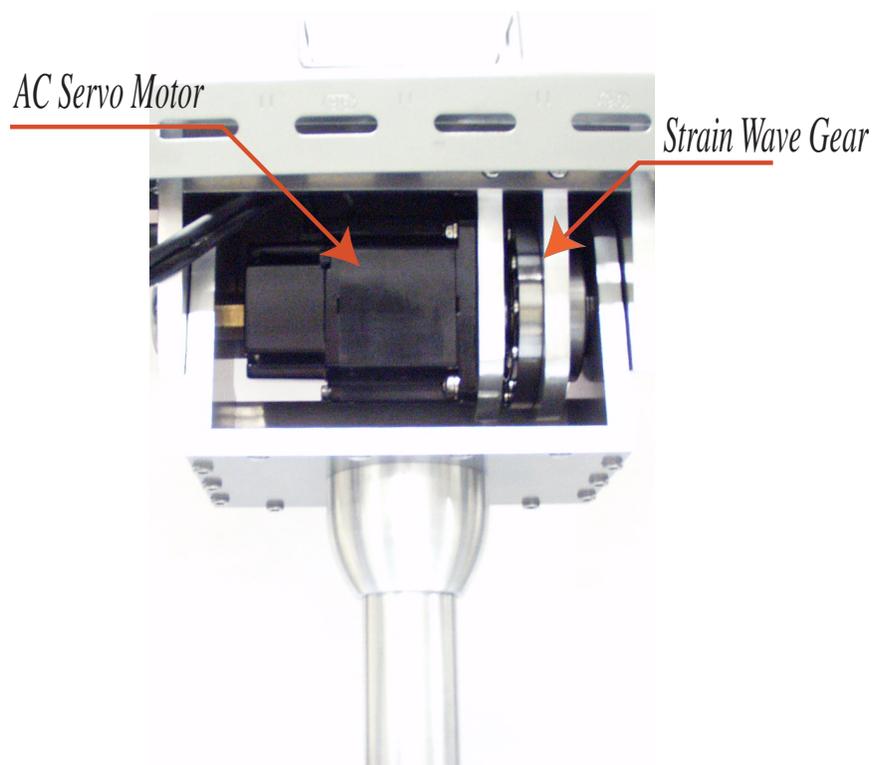


図 5.2: 動力義足実験装置駆動系

5.1 実験装置諸元

(a) 駆動系諸元

parameter	data
motor	Fuji Electric Co., Ltd GYC401DC1-S (AC motor)
mass	1.9 [kg]
normal power	0.4 [kW] 1.27 [Nm]
max torque	3.82 [Nm]
max rotary speed	5000 [rpm]
inertia moment	0.0412×10^{-3} [kgm ²]
speed reducer	strain wave gear
reduction ratio	80

(b) 本体フレーム諸元

parameter	data
size (width × thin × height)	218 × 115 × 500 [mm]
mass	5.2 [kg]

(c) 計算機器諸元

parameter	data
control system	CPU: Athron 400 [MHz] OS: ART-Linux (TurboLinux ver6.0)

5.2 実験装置解説

本動力義足は、大腿義足の駆動力を備えたもので、駆動系の構造は前節の諸元で記したように、ACサーボモータから、波動歯車減速器により約80分の1まで減速させている。人間の通常の歩行において、不自由のない速度とトルクとなるように、モータは400Wを選択した。また、ACモータとすることで、小型かつ軽量、高出力という利点がある。また、駆動方式として波動歯車減速器を選択した経緯には、着地などによる逆トルクがモータまで到達可能となる機構とする目的から、ボールネジ式直動駆動を選択しなかったということが挙げられる。逆トルクをモータに与えることでモータのトルク出力から外乱を予測しインピーダンス制御や、重心の推定など、センサレスな計測制御手法を採り入れられると考えている。実機を用いたさらなる研究で、予測システムの性能向上を図る。この実験機の短所となる重量およそ7kgがどれほど歩行に影響を与えるかが、実験機を使用する上で検討する必要がある。さらなる軽量化が必要となれば、次号機の製作も行う。

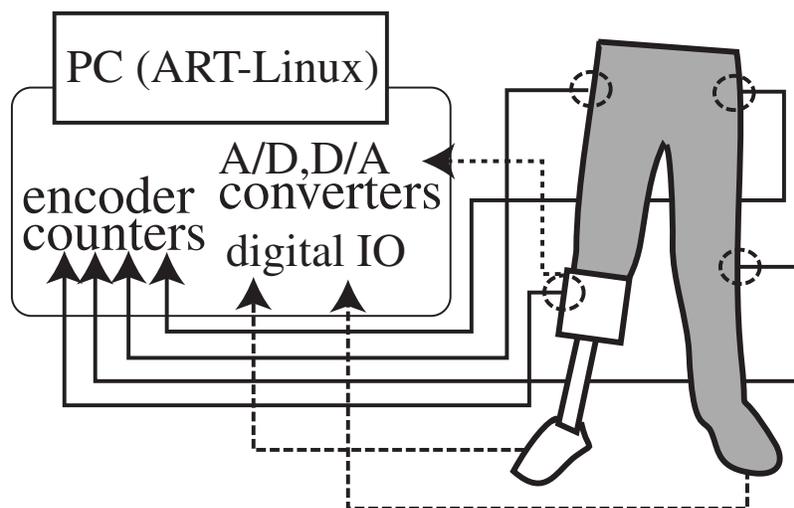


図 5.3: 実験装置構成概念図

第6章 可変剛性機構を用いた膝関節機構 の一考察

6.1 膝関節におけるエネルギー消費

現在の一般的な義足を受動義足と呼ぶが、これら動力を持たない義足は、立脚期において膝は完全に伸びきっていなければならない。この制限が義足使用者の歩容を狭めている。

本節では、より多様な歩容を可能とするために立脚期に膝の屈伸を考慮した義足について検討する。図 6.1 に歩行時立脚期側の膝関節の出力を示す。ここで用いた歩行は、長さ 1.0m の脚を 0.95m に膝を曲げた状態を定常状態としたものである。縦軸は膝関節におけるトルクで、横軸は時間である。この際、上半身の質量は、単位化してあり、1kg である。ここで示すのは、膝関節は常に正の値であることである。動力義足においては関節駆動部分でのエネルギー消費をどれだけ節約出来るかが重要な問題である。よって、本節では膝関節におけるエネルギー消費を抑える手法について考察を行なう。

膝を軽く曲げた状態で歩行することは、日常生活でも多く経験する。坂や階段が例に挙げられる。平坦な場所でも、ジョギングなどの場合には軽く膝を曲げた状態が必要になる。図 6.2 に、膝に掛かる負荷トルクと膝の角度との関係について示す。式により表すと以下のようになる。

$$\tau = -Fl \sin \frac{\theta}{2}$$

膝の角度が微小であるとすると、式 (6.1) に線形化可能である。

$$\tau = -\frac{Fl}{2}\theta \quad (6.1)$$

ここで、 F は、上半身の質量などの負荷であり、 l は腿やすねの長さ、 θ は膝の曲がり角である。このように、膝の曲がり角に応じて膝への負荷が増す現象に対して、何らかの機構を用いて、負荷を打ち消すことができれば、膝におけるエネルギー消費を抑えられると考える [19][20]。

この問題に対し、膝の角度に比例した力を発生させる機構として、バネ特性を用いたものが適切であると考えられる。

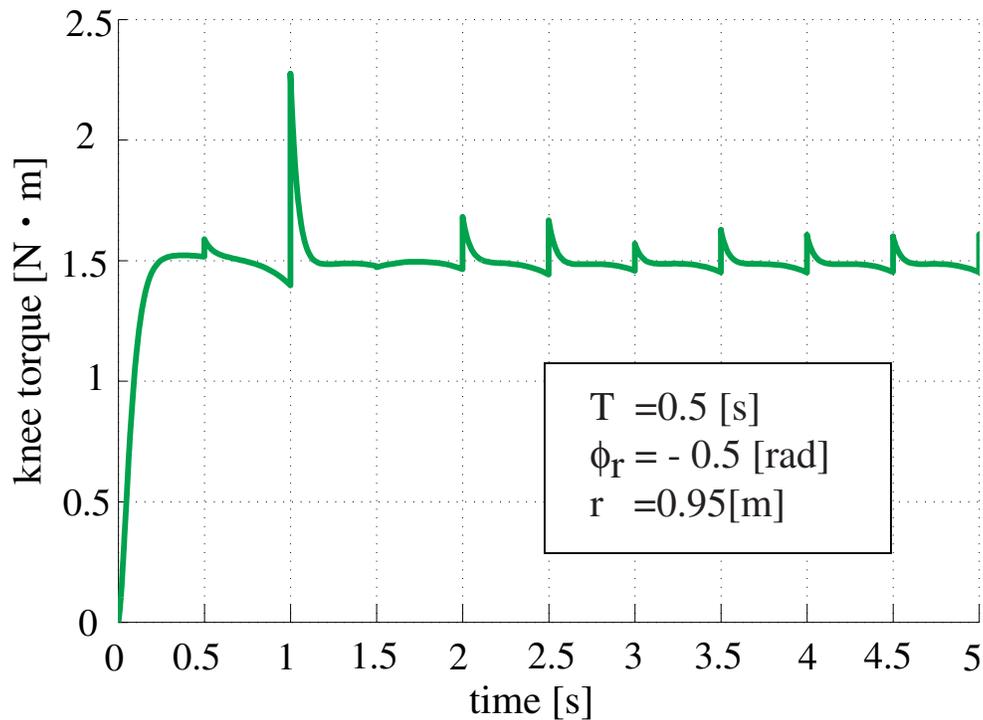


図 6.1: モータ駆動のみによる膝関節駆動機構におけるエネルギー消費

6.2 可変剛性機構 [11][12][13] の必要性の検討

膝関節において、バネ特性を考慮した場合、膝に掛かる負荷トルクは、式 (6.2) のように表せる。

$$\tau = \left(k_{ll} - \frac{Fl}{2}\right)\theta \quad (6.2)$$

バネ定数 k_{ll} を負荷 F とマッチングさせることにより、質量による定常的なエネルギー消費を抑えられるはずである。ここで定常的と表現したのは、バネ機構だけでは膝に発生した慣性モーメントによる運動は抑えられず、モータなどの駆動力が必要となるからである。膝関節にバネ機構を用いることは直感的に、図 6.3. 右に示すようなシーソーの両端に同じ重さの質量を付加した構造と等価である。ただし、慣性モーメントは増加しないと考えることができる。適切なパラメータ設定により、膝関節がどの角度でも、バネと負荷が釣り合う。実際に、バネ定数一定でかつ、一定の歩行において膝の曲げ角を変えて、膝に掛かる負担をシミュレートすると、図 6.4 の結果となる。

図 6.4 に示す結果では、バネを用いない、モータのみの歩行と、バネを適切に調節した場合の歩行を比較した。ここで注目すべきは、膝に掛かる負荷をほとんど無い程度まで打ち消していることと、直立した場合の脚の長さを 1.0m として、5cm ほど屈伸した場合でも膝の負担が抑えられていることである。つまり、膝に適切に調節されたバネ機構を用いた場合、立脚期において、通常の歩行での屈伸は、膝の負担に寄与しないのである。

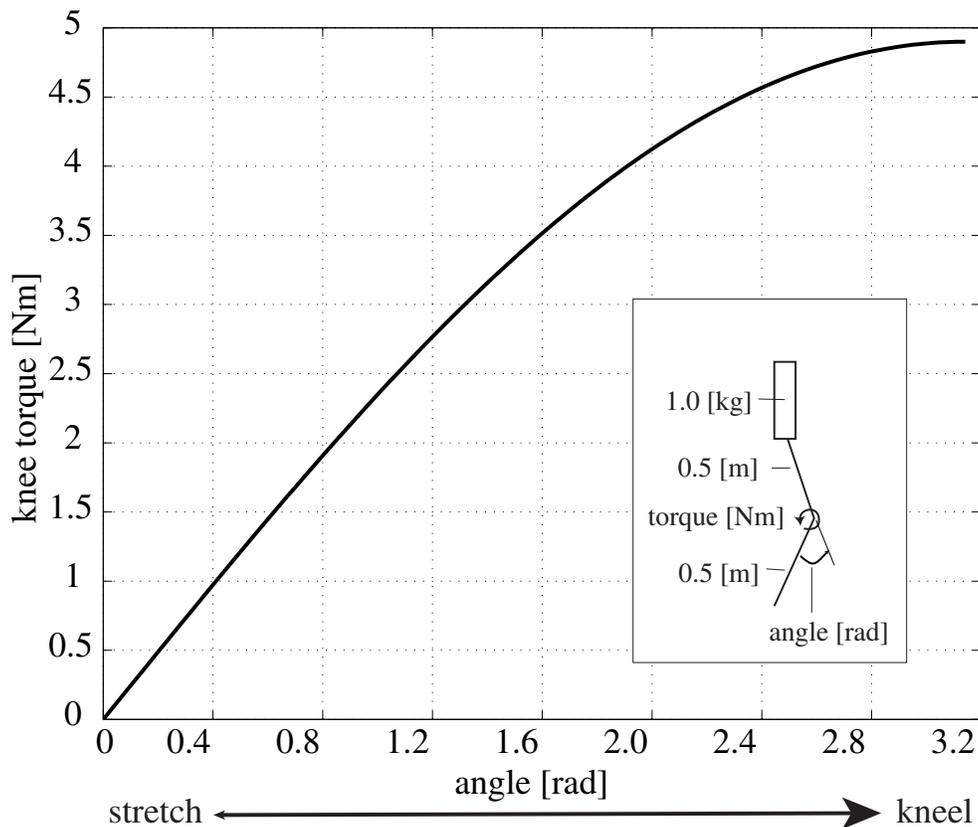


図 6.2: 膝関節曲げ量と膝にかかる負荷トルクの関係

次に、低い速度の歩行から軽いジョギングまでの速度範囲 (0km/h~5km/h 程度) で、バネ定数が膝関節にどのような影響を及ぼすかを検討する。膝の屈伸の変化はバネ定数と無関係であることを述べた。つぎにバネ定数と歩行速度との関係を述べる。

任意のバネ定数において、停止状態から 5km/h 程度までの歩行でシミュレーションを行った。結果を図 6.5 に示す。縦軸が膝トルクの絶対値であることに注意したい。図に示すように、あるバネ定数において、膝の負荷が最小となる歩行速度が存在する。また、歩行速度が遅いほどバネ定数を大きくする必要があることが確認できる。より詳細に、歩行速度に応じて、膝に掛かる負担を最小にするバネ定数を調べると、図 6.6 に表す結果となる。いずれの結果も、上半身の質点を 1kg に単位化しているのので、義足の着用者の体重に応じて考慮する必要がある。以上から、本節の結論を述べると、動力義足の高効率化を実現する場合、歩行速度に応じたバネ定数の適用が必要であることがシミュレーション上で確認できた。

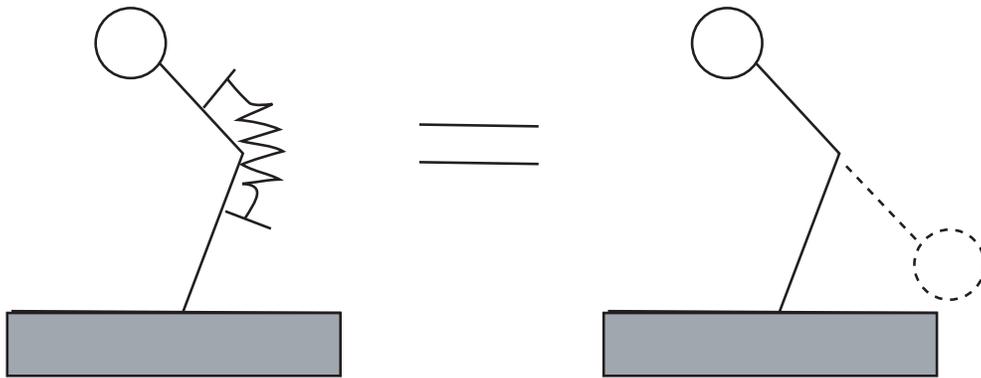


図 6.3: 膝関節にバネ機構を備えた場合の概念図

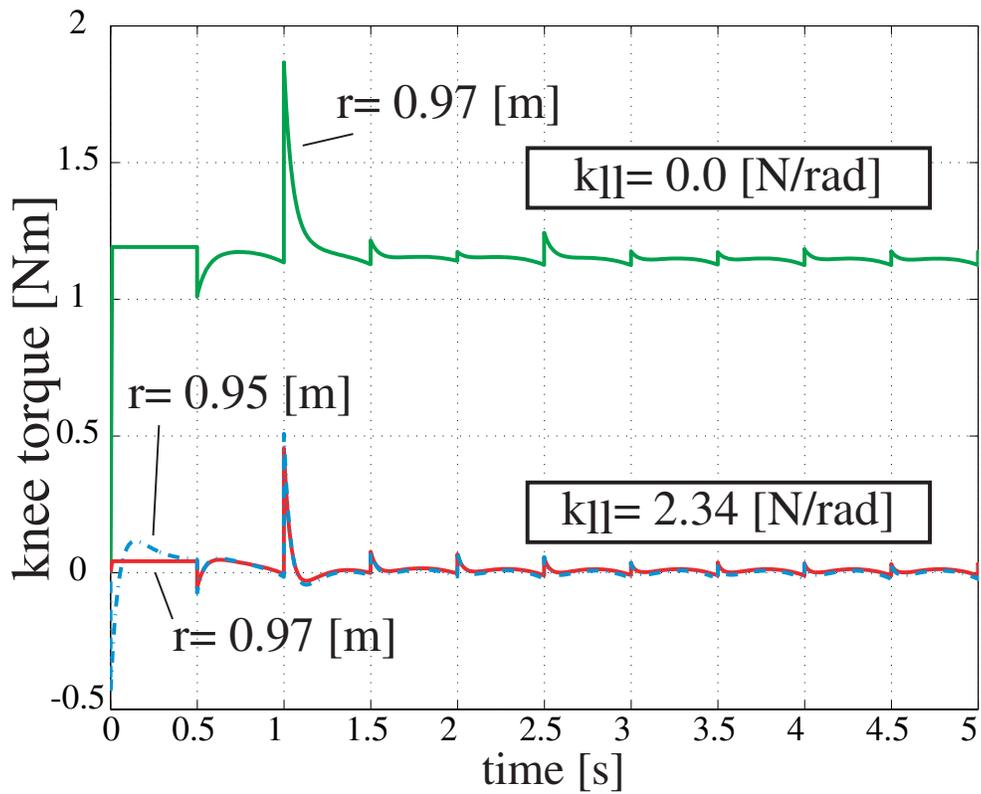


図 6.4: バネ機構によるエネルギー消費量の変化

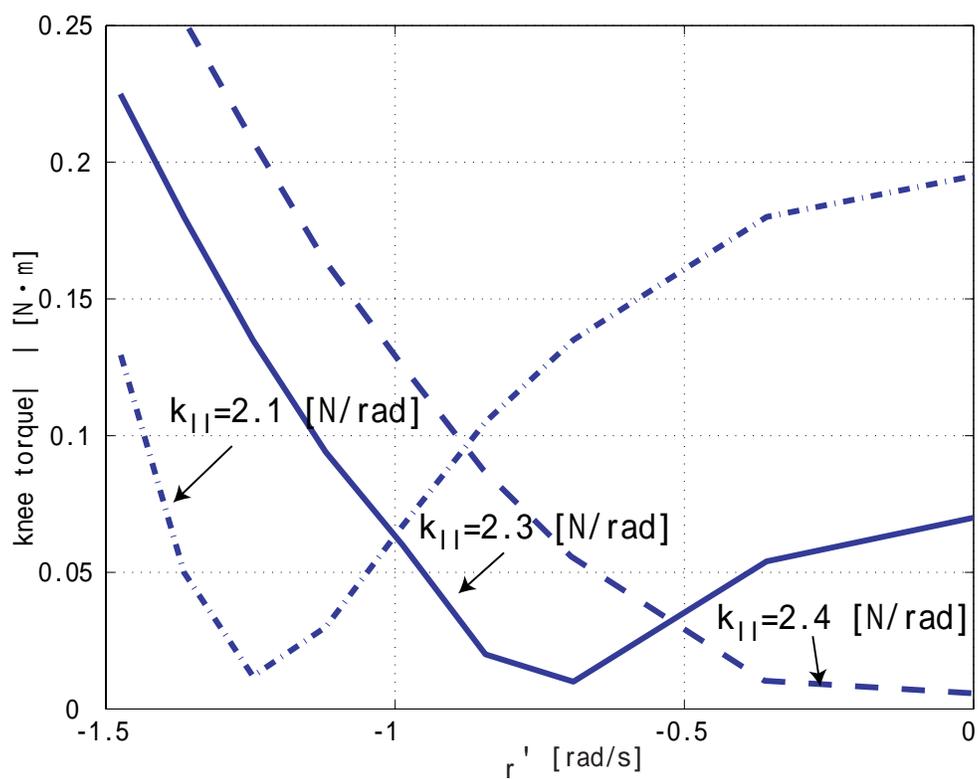


図 6.5: いろいろな歩行速度での膝関節負荷トルクとバネ剛性の相関

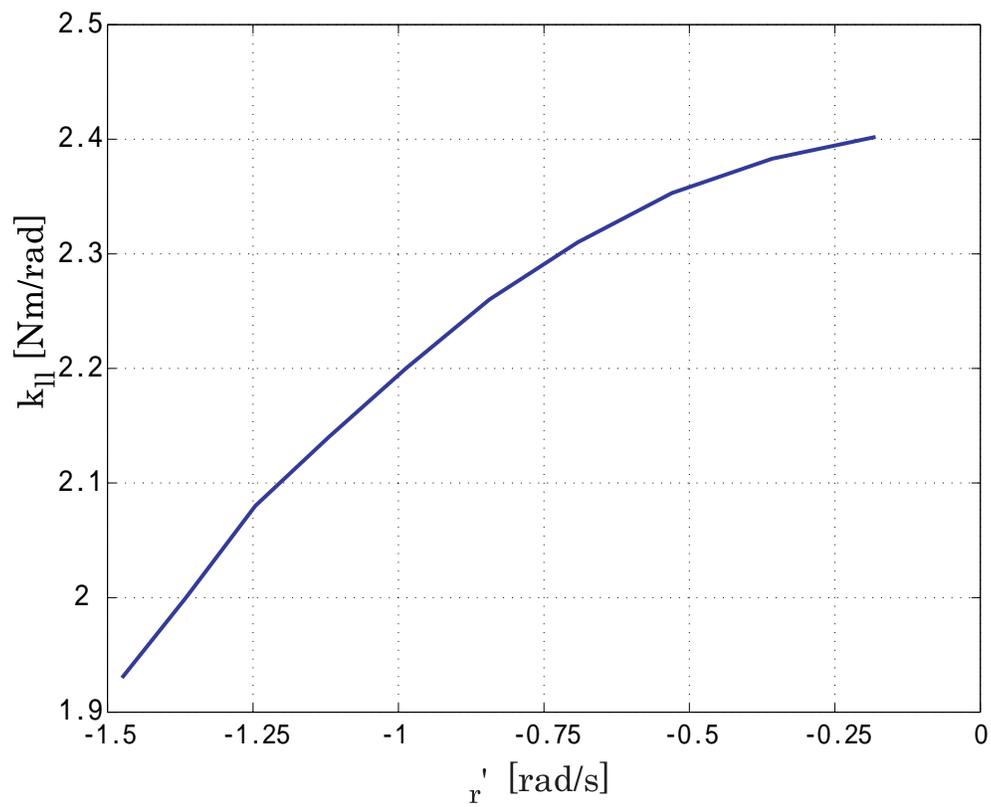


図 6.6: 歩行速度に見た最適バネ剛性の関係図

第7章 結言

7.1 まとめ

高齢化社会の進行する現状を背景に、歩行困難者に対する工学的な支援を目的とした研究を主幹に、片脚に障害を持つ場合の歩行支援装置の提案を行った。足首トルクを用いないセミパッシブ二足歩行理論から倒立振子モデルに帰着させ、使用者に理解され易い簡単な歩行予測システムを用いて人の歩行を実現可能であることをシミュレーションと実験により述べた。

[歩行予測システムの導出]

歩行予測システムの導出では、人の歩行時の立脚期に着目して立脚期における歩行のモデル化を行い、そのモデルの離散化を一步あたりの所要時間で行い、脚の適切な切替えを行えるように離散的なフィードバックによる安定化手法を用いて次歩の脚長、歩幅決定という意味の予測システムを提案した。

[歩行パラメータの決定について]

予測システムの重要なアイデアとして歩行パラメータを設定する手法について、歩行シミュレーションを用いて検討しその特性について述べた。歩行パラメータは、歩幅 ϕ_r と歩行速度 $\dot{\phi}_r$ 、一ステップ時間 T により成り立っていて、 T を固定することで ϕ_r と $\dot{\phi}_r$ との直線的な関係が求まり、歩行モデルに適用したシミュレーションと比較すると、徐々に歩行モデルとの誤差が広がる結果となった。

[歩行実験による提案手法の検討について]

歩行実験を行うことにより、実際に人が行っている歩行の特徴を調べ、歩行モデルとの比較や、歩行予測システムの有効性について検討した。上体の振れを補償することで、平地において、ほぼ予測システムが人の歩行を予測可能であることが示された。

[膝関節におけるエネルギー消費について]

義足で歩行する際の膝関節でのエネルギー消費について考察を行った。自由な歩容を可能にする場合には、立脚期でも膝を曲げている状態が必要になり、その際の膝関節の定常的なエネルギー消費量についてシミュレーションにより示し、その一解決法として、可変剛性機構の利用について述べた。

7.2 他の歩行支援への適用について

本研究では義足における歩行制御とその機構を検討したが、これらの技術は下肢切断者のみならず、健常者の歩行にも応用可能である。その一例として、アクティブ膝サポータが考えられる。歩行技術をより身近に、有用なものへと発展させるための可能性を見つきたい。

7.3 課題

本論文で行った内容は動力大腿義足の実現のための基礎研究であった。歩行理論の構築、歩行実験や歩行動作測定装置の製作などの各所に、今後さらに議論を要する点が多く見出された。それら今後の課題についてまとめる。

[動力義足への予測システムの適用について]

本研究で行った予測システムは、歩行モデルを離散化したシンプルで計算の単純なものであった。この予測システムは、平面での人の歩行に良い予測を与えてくれたが、このアルゴリズムにさらに、歩行モデルの非線形なままの連続時間モデルを用いることを検討している。歩行実験で見られた予測システムの誤差と、歩行モデルにも見られた予測システムの誤差が良く似ていることに注目すると、人の歩行に予測システム単体よりも、加えて歩行モデルことに利点がありそうである。

[装着型測定装置の改良]

本研究で用いた四つの角度センサと、二枚のフットスイッチで、歩行実験を行った。その際、認識された問題点について改良を行うことで、より確実に測定を行えると考えている。股関節において、階段を上る程度の膝上げを行ったときに正確な角度が採れていないことが確認された。これは、腰への固定が的確に行えていないものであるから、より確実に固定するための装具を用いて解決される。また、フットスイッチにおいても、踵と足先との接地を区別しつつも、測定することで、正確な両脚支持期を得ることができるものと

考えている。

[階段や坂の歩行についての追加研究]

本研究の目的に、動力義足の利用により、自由な歩容を実現するとしている。これは、様々な歩行環境においても、安心、安定して使用できるために、必ず階段、坂や、不整地などでの有効性を示さねばならない。

研究業績

[発表文献：1] 畠 直輝, 堀 洋一：「新しい動力義足の基礎研究-歩容設計と可変剛性機構の導入-」, 平成 13 年 電気学会産業応用部門大会 Vol. 1, pp. 593-596, 2001.

[発表文献：2] Naoki Hata, Yoichi Hori : “Basic Research on Power Limb Using Variable Stiffness Mechanism”, PCC-Osaka 2002 (to be accepted).

[発表文献：3] Naoki Hata, Yoichi Hori : “Basic Research on Power Limb Using Gait Information of Able-Side Leg”, AMC’02 (to be submitted).

謝辞

本研究の遂行にあたり，指導教官の堀 洋一教授には，御多忙の中さまざまな御指導・御助言を頂きました．研究以外の面においても非常に多くの事柄と機会を与えてくださいました．堀教授の下での学生生活，研究生活は非凡なものでありました．ここに深く畏敬と感謝の意を表します．

動力義足の製作に，忙しい最中1ヵ月以上も丁寧な御指導をくださいました，工作室の渋谷武夫助手，平素，動力義足の設計から製作において多くの御指摘・御提案くださいました，内田利之技官には，尊敬と感謝の意を持ちまして，御礼申し上げます．博士課程の及部さんには，研究生活のみならず，学生生活においても，多くの助言を頂きました．同じく博士課程の関さんには，福祉制御の議論に関しまして，多くの事柄を経験させて頂きました．同級生の坂東さんには，平素学生生活の拠り所として共に学ばせていただきました．後輩の井上君，岡野君，載君，チャン君，呉君，大埜君，磯君，佐藤君，高橋君には，豊富な知識と経験を与えて頂き，楽しい研究生活を過ごさせて頂きました．秘書の木村さんには平素御面倒をお掛けしており，大変感謝致しております．製作した動力大腿義足に用いたACサーボモータは，富士電機株式会社様から，御提供頂いたものです．この場をお借りして，篤く御礼申し上げます．

付録A 空気アクチュエータによる拮抗構造による可変剛性制御

可変剛性機構の研究：バネ特性を持ったアクチュエータ

古くから義足の関節部に、バネは使われているが、歩調に合わせたバネ定数に調節するような機構は持ち合わせていない。実際に製品化されたインテリジェント義足や前述のモータ駆動による動力義足には、ダンピング定数をボールネジとモータで、調節する機構を持つが、このため、エネルギーを有効利用しているとはいえない。

そこで、エネルギーの有効利用という観点から、バネ特性を有するアクチュエータによる義足が思い浮かぶ。このような特性に対する研究は主に空気圧ばね、非線形ばねを用いて行われているものが多い。特に、拮抗構造と呼ばれる配置により、バネ定数をある程度自由に調節できることが知られていて、拮抗構造に着目した研究が90年代後半から増えて来た [11]-[13]。図 A.1 に、拮抗構造の概念図を示す。拮抗構造とは、一つの関節に前後2つ

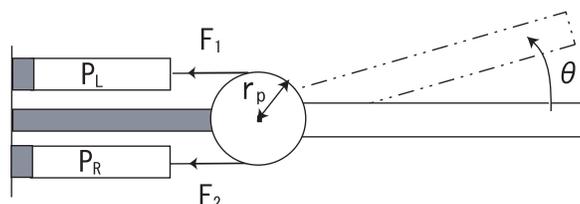


図 A.1: Antagonistic actuator model.

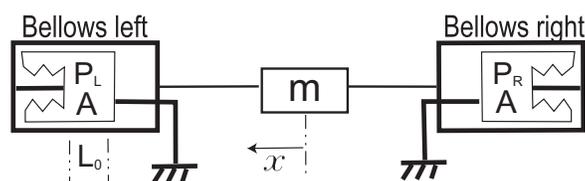


図 A.2: Pneumatic bellows model.

のアクチュエータを備えたものである。空気圧マニピュレータは、その軽重量さ、空気の圧縮性によるコンプライアンスから衝突力を緩和できることから注目されている。その構造

として、シリンダ型、チューブ型の2種類に分けられる [11][12]。特に、早川、川村による金属ペローズの特性を用いて拮抗駆動関節の剛性について述べる。

図 A.2 に空気圧ペローズを用いた拮抗駆動関節のモデルを示す。この場合、2つのペローズの圧力差により関節を駆動する。この構造において、ペローズの圧力の状態により剛性が、どのように変化するかを次に述べる。ペローズに空気を充填して、温度変化が無視できるものと仮定すると、次式を得る。

$$\begin{aligned}
 P_L(0)V_L(0) &= P_0 L_0 A \\
 &= P_L(t)(L_0 + x)A \\
 P_R(0)V_R(0) &= P_0(L_t - L_0)A \\
 &= P_R(t)(L_t - L_0 - x)A
 \end{aligned} \tag{A.1}$$

ここで、 $x = r_p \theta$ である。 L_0 は L 側の初期隙間で、 L_t は両チャンバーの初期隙間の和である。 A はチャンバーの断面積である。ここでは、アームは各チャンバー共に、圧力 P_0 、ある角度 θ で静止しているものとする。また、外部からのトルク τ_{ex} は、ペローズそのもののバネ剛性 K_b も含めて、

$$\begin{aligned}
 K_b \theta &= A(P_L - P_R)r_p + \tau_{ex} \\
 &= AP_0 \frac{-L_t x r_p}{(L_0 + x)(L_t - L_0 - x)} + \tau_{ex}
 \end{aligned}$$

で表せ、これより、

$$\frac{\delta \tau_{ex}}{\delta \theta} = K_c$$

$$K_c = K_b + \frac{P_0 L_t A r_p^2}{(L_0 + x)(L_t - L_0 - x)} \tag{A.2}$$

アームの剛性はペローズのバネ定数を最小に、 P_0 の増加に伴い、増加することが分かる。関節の半径を可変にする装置を用いれば、より広く調節できることが期待できる。

参考文献

- [1] 資料：厚生省統計情報部「平成10年度社会福祉行政業務報告」,
http://www.dbtk.mhlw.go.jp/toukei/kihon/indexy_3_3.html
- [2] 小金沢 鋼一, 青木 立, 加藤 一郎: “歩行周期に随意に適応する筋電制御大腿義足の開発”, バイオメカニズム 7, pp. 167-177, 1984, 東京大学出版会 .
- [3] 瀬口 靖幸, 中村 雅巳, 中川 昭夫, 北山 一郎: “空圧式大腿義足の特性とインテリジェンス化の可能性”, バイオメカニズム 6, pp. 183-192, 1982, 東京大学出版会 .
- [4] 北川 一郎, 中川 昭夫, 澤村 誠志, 他: “インテリジェント大腿義足システム”, バイオメカニズム 7, pp. 155-165, 1984, 東京大学出版会 .
- [5] 藤本 浩志: “多機能動力義足”, 日本ロボット学会誌, Vol.14, No.5, pp. 632-635, 1996.
- [6] 藤本 浩志: “動力義足による階段歩行支援”, 計測と制御, Vol.37, No.1, pp59-63, 1998.
- [7] 伊藤 宏司, 藤井 久一, 伊藤 正美: “2足歩行系のサーボモデルによる解析”, バイオメカニズム 4, pp. 263-270, 1978, 東京出版会 .
- [8] Ferdinand Gubina, Hooshang Hemami, Robert B. McGhee: “On the Dynamic Stability of Biped Locomotion”, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, pp. 102-108, vol. BME-21, no. 2, March 1974.
- [9] “関節モーメントによる歩行解析”, 1997, 医歯薬出版株式会社
- [10] 中川 昭夫: “義足開発の現状とメカトロ化の展望”, システム/制御/情報, Vol.41, No.11, pp.478-483, 1997.
- [11] 早川, 川村, 後藤, 永井: “力センシング機能を有する空気圧ベローズによるロボットマニピュレータ用回転駆動機構の開発”, 日本ロボット学会誌, Vol.14 No.2, pp. 271-278, 1996.
- [12] 山下, 武内, 奥野, 相良: “拮抗駆動関節による剛性とトルクの制御: 空気圧アクチュエータによる実験的検討”, 日本ロボット学会誌, Vol.13 No.5, pp. 666-673, 1995.
- [13] 小金沢 鋼一, 山崎 政道, 石川 夏男: “剛性可変機能を有する拮抗筋型腱駆動システムとその制御”, 日本ロボット学会誌, Vol.18, No.7, pp.1003-1010, 2000.
- [14] 山下 忠, 桜島 欣弥, 谷口 隆雄: “人間の平地歩行時のマクロ特性シミュレーション”, バイオメカニズム 5, pp. 193-202, 1980, 東京大学出版会 .

- [15] 広川 俊二, 加藤 清国, 竹本 信之: “感覚フィードバックや筋電制御を含む生理的な義足系の開発と適応評価に関する基礎的研究”, *バイオメカニズム* 5, pp. 78-87, 1980.
- [16] M. Vukobratović, A. A. Frank, D. Jurić: “On the Stability of Biped Locomotion”, *IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering*, pp. 25-36, vol. BME-17, no. 1, January 1979.
- [17] G. Belforte, L. Gastaldi, M.Sorli: “Pneumatic active gait orthosis”, pp. 301-323, *Mechatronics* 11, 2001.
- [18] M. Y. Zarrugh, C. W. Radcliffe: “Simulation of Swing Phase Dynamics in Above-Knee Prostheses”, *J. Biomechanics*, pp. 283-292, vol. 9, 1976.
- [19] Mojtaba Ahmadi and Martin Buehler: “Stable Control of a Simulated One-Legged Running Robot with Hip and Leg Compliance”, *IEEE Transactions on Robotics And Automation*, Vol.13 No.1, February 1997.
- [20] Richard Q. van der Linde: “Design, Analysis, and Control of a Low Power Joint for Walking Robots, by Phasic Activation of McKibben Muscles”, *IEEE Transactions on Robot and Automation*, Vol.15 No.4, August 1999.