

東京大学 大学院工学系研究科

電気系工学専攻

平成 24 年度

修士論文

# 二関節筋 Mono-Bi システムの 短下肢装具への応用

Application of Biarticular Mono-Bi Mechanism  
to Anklefoot Orthosis

平成 25 年 2 月提出

担当教員 堀 洋一 教授

37116456 園川 真太

# 内 容 梗 概

本研究では、福祉分野への工学的支援を目指して、生体機構の特徴である二関節筋を用いたロボティクスの応用を目指す。特に高齢者や身体的障害をもった方に多く見られる片麻痺歩行アシストのための短下肢装具への応用を目標とする。日本のような少子高齢化が急速に進展した国において、福祉分野への工学的支援は大きく期待されている。

まず生体機構の特徴である二関節筋を利用した本研究グループが提案するモデル Mono-Bi システムについて運動学、静力学と動力学の導出を行う。従来二関節筋を有するマニピュレータにおいて、上腕あるいは大腿部に適用した上でアームや脚先の出力特性を解析することが主であるが、本研究においては Mono-Bi システムを下腿部に適用した上で人の重心へ歩行アシストのための出力を得ることを目的とする。さらに関節に跨る二関節筋の機構を利用してバネによって表現することで、使用者にとって軽量で安価なものを作ることができる。この受動要素二関節筋と足関節の一関節筋による歩行アシストのための制御を提案し、シミュレーションと実験により検証する。さらに脚切り替えアルゴリズムにより歩行動作への拡張を行い、歩幅推定アルゴリズムの提案による検討をシミュレーションにより行う。これらの検証をもとに作製した歩行装具試作機も最後に紹介する。

従来二関節筋の研究はその特性に着目され解析することが主であった。その特性をヒューマノイドロボットや動物型ロボットなどに応用した研究も多々存在するが、生物や人体構造解明に尽力するバイオメカニクス分野とは方向性の違いから隔たりが存在する。本研究で扱う福祉工学を通してロボット工学とバイオメカニクス分野の関係性を示唆し、二関節筋のみならず、生体機構と結びつけた工学分野介入による社会貢献への一石となれば幸いである。

# 目次

内容梗概 . . . . .	i
第 1 章 序論 . . . . .	1
1.1 研究背景 . . . . .	1
1.2 外骨格型 (Exoskeleton) アシストと 二関節筋を応用したロボット . . . . .	2
1.2.1 人の力や耐久性を増強させる Exoskeleton . . . . .	3
1.2.2 高齢者や障害者支援のための Exoskeleton . . . . .	3
1.2.3 生物特有の二関節筋構造を取り入れたロボット . . . . .	8
1.3 研究の目的 . . . . .	9
第 2 章 3 対 6 筋モデルによる 2 リンクマニピュレータの特性 . . . . .	13
2.1 3 対 6 筋モデルを有する 2 リンクマニピュレータの表現 . . . . .	13
2.2 3 対 6 筋モデルによる手先出力特性 . . . . .	14
2.3 筋の特性：粘弾性モデルと拮抗構造 . . . . .	14
第 3 章 Mono-Bi システムと脚座標 空間による運動の表現 . . . . .	17
3.1 人や生物の運動実現に向けたロボット制御 . . . . .	17
3.2 Mono-Bi システムの運動学と力学 . . . . .	18
3.2.1 Mono-Bi システムの運動学 . . . . .	18
3.2.2 Mono-Bi システムの静力学 . . . . .	21
3.2.3 Mono-Bi システムの動力学 . . . . .	22
第 4 章 マニピュレータ先端出力を用いた歩行アシスト推進力 . . . . .	25
4.1 重心速度制御による歩行アシスト推進力 . . . . .	25
4.1.1 脚座標空間を利用した重心速度制御 . . . . .	25
4.1.2 受動要素二関節筋 $\tau_{12}$ を有する場合の重心速度制御 . . . . .	27

4.2	先端剛性を考慮した位置制御系に基づく歩行推進力 . . . . .	33
4.2.1	先端剛性を考慮した入力トルク $\tau_1$ の設計 . . . . .	33
4.2.2	動特性に見る入力トルク $\tau_1$ の影響 . . . . .	34
4.2.3	先端剛性を考慮した位置制御の有効性の確認 . . . . .	35
4.2.4	先端剛性を考慮した位置制御に基づく推進力発生 シミュレーション . . . . .	35
第 5 章	二関節筋を装備した実験機による検証	43
5.1	3 対 6 筋装備型アームロボット : BiWiII . . . . .	43
5.1.1	BiWiII の構成 . . . . .	43
5.1.2	Mono-Bi システムに基づく速度制御の BiWiII による検証 . .	45
5.1.3	角度の違いによる剛性楕円の実験的検証 . . . . .	45
5.1.4	提案位置制御の静的実験 . . . . .	46
5.1.5	提案位置制御の動的実験 . . . . .	49
5.2	Mono-Bi システムによる歩行装具試作機 . . . . .	50
第 6 章	脚切り替え動作を取り入れた歩行への拡張	52
6.1	倒立振子による歩行モデルの定義 . . . . .	53
6.1.1	歩行モデルの線形化と非干渉化 . . . . .	55
6.1.2	歩行モデルの離散化と脚切り替え方程式 . . . . .	57
6.2	歩行動作切り替えシミュレーション . . . . .	58
6.2.1	歩幅指令値の決定法 : 従来法 . . . . .	59
6.2.2	歩幅指令値の決定法 : 提案法 . . . . .	62
第 7 章	結論	63
7.1	まとめ . . . . .	63
7.2	今後の展望と課題 . . . . .	64
謝辞		65
参考文献		66
発表文献		71



# 第1章 序論

## 1.1 研究背景

現在日本は少子高齢化社会となっており，既に人口の20%以上が高齢者（65歳以上）となっている．図1.1に厚生労働省による人口推移図を示す[1]．この推移図によれば1990年には高齢者が14歳以下人口を上回り，その後その差は次第に開き，2055年にはおよそ40%の人口が高齢者により締められると予測されている．それに加え生産年齢人口も減少をたどる一方であり，同時期の2055年には人口の半数にまで落ち込むと推測されている．このような少子高齢化と生産年齢人口の現象が重なり，社会保障の維持や，日本の労働力の確保は今現在も大きな課題となっている．そこで様々なロボットの研究がなされている日本では，従来のアミューズメント目的ばかりでなく，福祉や介護現場，労働力の確保や過酷な環境での作業といった様々な分野での活躍が期待されている．

現在日本には身体的なハンディキャップを持った人や高齢者が多く，歩行困難者の人口も多く存在する．リハビリテーションセンターでの入院や，理学療法士同伴でのリハビリが行われている．しかし社会福祉制度の変遷により長期間入院が困難になり，常に介護者が側にいてくれる状況ではなくなった．歩行困難者は歩行が困難な上に，麻痺側に転倒しやすく脱臼や骨折といった高齢者には致命傷になりかねない重症になる危険性もあり，一人での外出の機会も減る傾向にある．このような現状に対し，社会ではバリアフリーの推進が行われており，駅の階段やバスに取り付けられた昇降機，歩行困難者のための小型電動車や電動車椅子などが多数存在する．

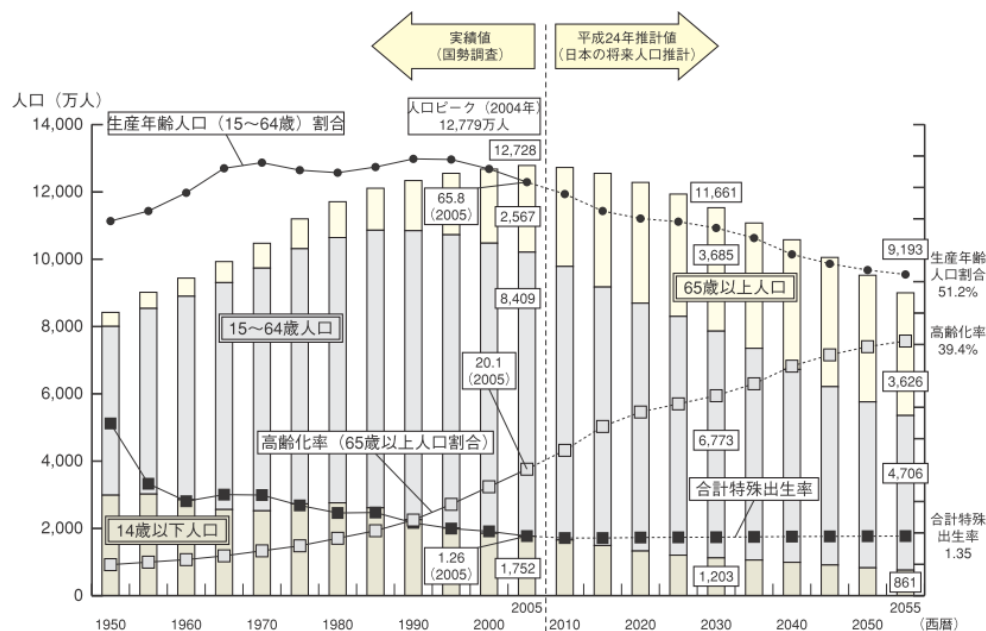


図 1.1: 我が国の人口推移

## 1.2 外骨格型 (Exoskeleton) アシストと 二関節筋を応用したロボット

広く産業用や娯楽用としてマニピュレータやヒューマノイド型ロボットなどが研究・開発されている一方で、人と直接関わることを目的とした外骨格型 (Exoskeleton) パワーアシストシステムに対する研究・開発も盛んに行われている。Exoskeleton は人の四肢の構造を真似て構成されたものであり、特定の作業を達成するために人の力をアシストするものである。世界初の Exoskeleton に 1960 年代に GE で開発された Hardiman[2] があるが、その後およそ 2000 年頃から様々な Exoskeleton が研究されるようになってきた。

Exoskeleton の目的は主に三つあり、一つ目は人の力や耐性を増強するためのものであり、兵士や介護福祉で活躍する人、また重労働や災害地での救助を目的としたものである。二つ目は高齢者や障害者の支援を目的としたもの、また三つ目はリハビリテーションや身体トレーニングをアシストすることを目的として用いられる。このような目的を達成するために、Exoskeleton には人と接する上での安全や快適などの柔軟性が非常に重要な課題となる。

### 1.2.1 人の力や耐久性を増強させる Exoskeleton

人の力や耐久の増強のために用いられるウェアラブルパワードスーツについて紹介する．兵士や工場などの重労働，また介護福祉従事者など様々な分野において個人の能力を増強，あるいは疲労低減を目的とすることが多い．

図 1.2 は BLEEX (Barkley Lower Extremity Exoskeleton) [3][4] というものであり，車両などが侵入しにくいような地形で，重量物の運搬を行うことを目的とした下肢に装着するパワードスーツである．動力は小型で大出力が可能な油圧アクチュエータを採用している．またアクチュエータは図 1.2(b) にあるように，二つの関節を同時に駆動させる二関節筋のようにリニアに配置しており，この BLEEX では外部から与えられる人の力やトルクをポジティブフィードバックによって利用している．

図 1.3 は Raytheon により研究・開発された XOS2 [5] である．この Exoskeleton は兵士が重量物を長距離運ぶことや，荷物の積み降ろしを楽に行うことを目的にしたものである．

介護福祉支援に向けた Exoskeleton として図 1.4 のようなものがある．いずれも日本で研究・開発されたものである．図 1.4(a) は筑波大学で開発された HAL [6] であり，被験者の生体電位情報を元にした関節の位置制御を行っているものである．また図 1.4(b) は神奈川工科大学で開発されたパワードスーツ KIST [7] であり，肘と膝の動きをアシストするように空気圧アクチュエータを備え，空気圧アクチュエータを用いることでより人に対して自然な動きが実現できるとされている．

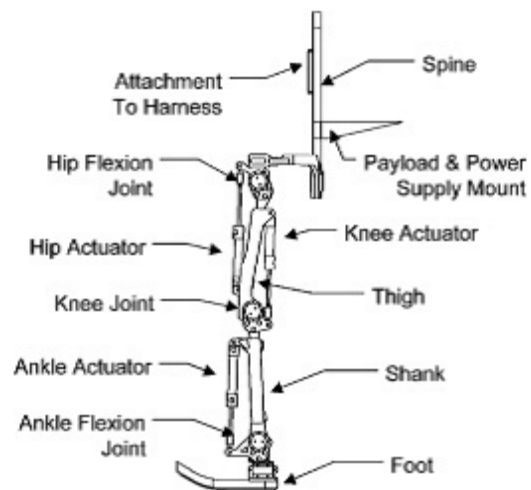
図 1.5 は東京大学で開発されたものであり，農業従事者への支援を目的としたものである [8]．この Exoskeleton は両腕と両足の各関節ごとに直流モータを備えており，二つの制御モードが存在する．一つは人が動作する際の関節角度に追従するようにモータの回転角度を位置制御するというものであり，もう一つは Exoskeleton 自身に行動パターンを記憶させて人を動かすというものである．使用する状況により二つのモードをスイッチングにより切り替えている．

### 1.2.2 高齢者や障害者支援のための Exoskeleton

高齢者や障害者の生活支援を目的とした Exoskeleton 型の装具を紹介する．上肢や下肢の装具は特に高齢化が進行している日本のような国では必要不可欠なものであり，今後ますますの発展が期待されている．



(a) BLEEX



(b) BLEEX モデル

図 1.2: BLEEX とそのモデル [3][4]



図 1.3: XOS2[5]



(a) HAL[6]



(b) KIT[7]

図 1.4: 介護福祉支援用 Exoskeleton



図 1.5: 農業支援 Exoskeleton[8]

図 1.6 は MR 流体を用いた肘関節用ポータブルデバイスである [9]。MR（磁気粘性）流体は磁場を調節することにより磁気粘性を制御できるというものであり、アクチュエータに適用した際に電圧を調節することで出力トルクを制御できる。また、MR 流体は高出力が期待できるうえ、出力側からみたインピーダンスが低いため人と安全に接することができる。

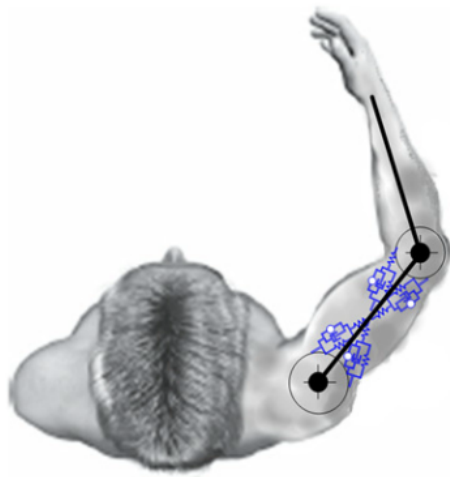
図 1.10 は人の筋の特徴に考慮して開発された支援具 NEUROExos である [10]。この支援具では図 1.7(a) で示されるような一関節筋の特徴を再現している。関節に付属する筋は屈筋と伸筋の筋対で構成されており、拮抗筋構造となっている。また各筋は筋の収縮力に対する粘弾性を有している。このような筋の特徴を再現した上肢の支援具が図 1.7(b) である。関節に対して拮抗構造となるようにプーリとワイヤで構成されている。また動力は拮抗駆動筋として二つの流体アクチュエータを用いており、関節に取り付けられた力センサ情報を元に推定された関節角度の位置制御を行っている。

図 1.8 は筑波大学で開発された把持特性を考慮したウェアラブルパワーハンドであり [11]、老化や怪我などにより把持特性が低下した人を対象とした外骨格型の腱駆動型把持特性機能支援システムとなっている。構成は直流モータと各関節間をつなぐワイヤ、また生体電位系と各関節ごとにロータリポテンショメータが取り付けられている。ワイヤは多関節筋のように配置されており、把持力変化に応じた指先コンプライアンスによって、力センサを用いることなく安定した物体の把持が可能になるとしている。この支援システムでは作業に応じて力制御と追従制御の二つの制御手法を生体電位の閾値により切り替えている。



図 1.6: 肘関節用ポータブル Exoskeleton[9]





(a) Human muscles



(b) NEUROExos

図 1.7: 筋の拮抗構造をワイヤにより考慮した Exoskeleton[10]

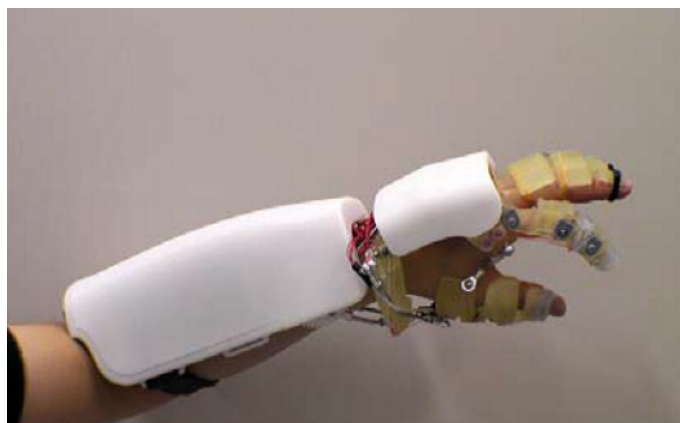


図 1.8: ウェアラブルパワーハンドシステム [11]

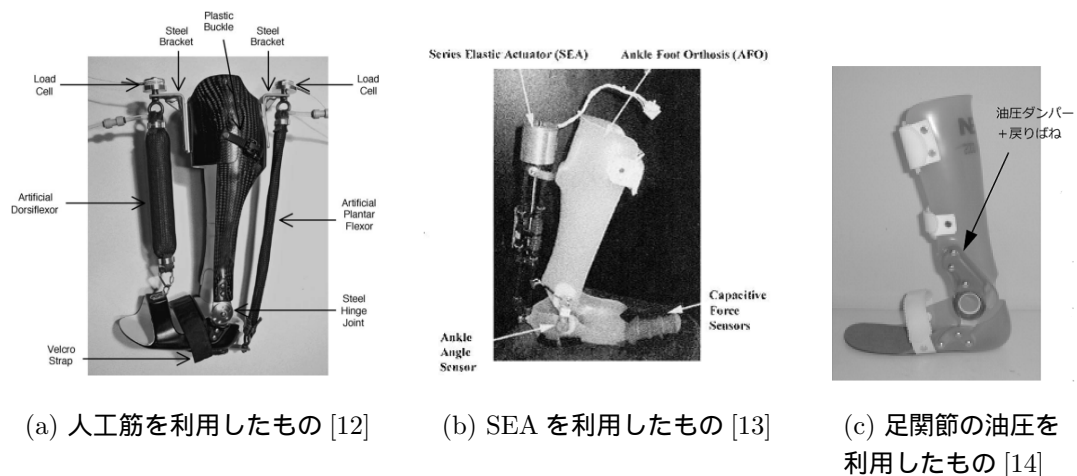


図 1.9: 様々な短下肢装具

最後に、本研究で対象とする短下肢装具について紹介する．片麻痺者のための歩行アシスト装具であり、膝からしたに装着するものである．図 1.9(b) は Blaya らによって開発された足首のインピーダンスが可変な短下肢装具である．Series Elastic Actuator(SEA) というアクチュエータを使用しており、モータとバネが連続的に結合した機構になっている．こうすることで人とアクチュエータ間のインピーダンスを低くできる．これは遊脚時の下垂足を防ぐことで、症状悪化や事故を防止するものである [12]．図 1.9(c) は山本らによって開発された足首の剛性が可変な油圧式短下肢装具であり、歩行時の背屈・底屈動作を補助するものである [13]．また図 1.9(a) は Ferris らによる、人の筋電位を利用した短下肢装具である．足関節と膝関節の間に二関節筋のように空気圧人工筋肉が装備されている [14]．この他様々な短下肢装具があるが、いずれのものも足元のバランス維持を助けるものである、歩行の推進力を生み出すものはほとんどない．これは全て関節に着目したものばかりであるためだと考えられる．そのため、人の筋を含む全身の動きを考慮し、歩行時の重心に推進力を生み出すような装具が必要である．

### 1.2.3 生物特有の二関節筋構造を取り入れたロボット

近年、二関節筋という生物四肢に特有な筋に注目が集まっている．二関節筋は二つの関節に跨って配置され、二つの関節を同時に駆動させる筋である．Ingen ya,Zatsulofsky はこの二関節筋が人の運動のエネルギー伝達に有効に働くことを明



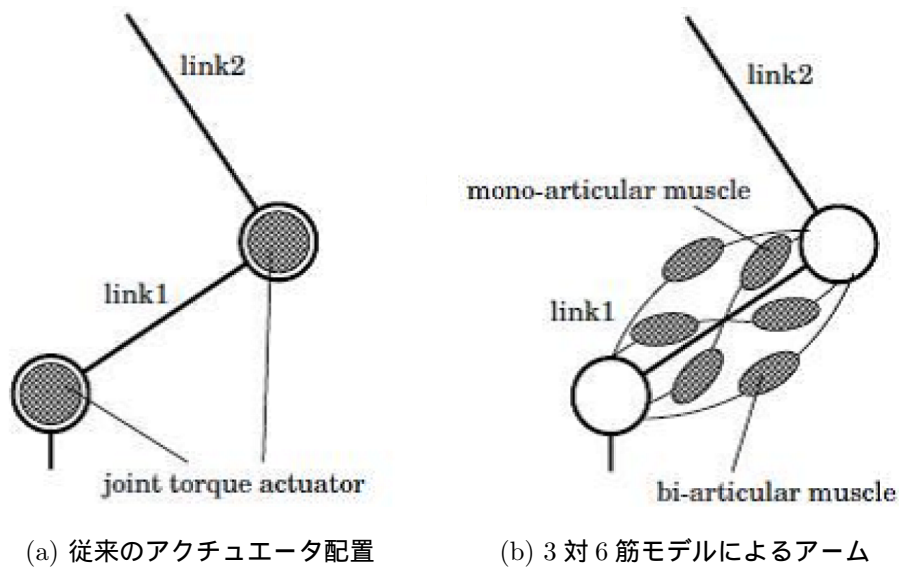


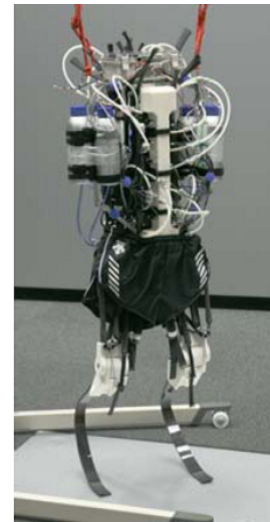
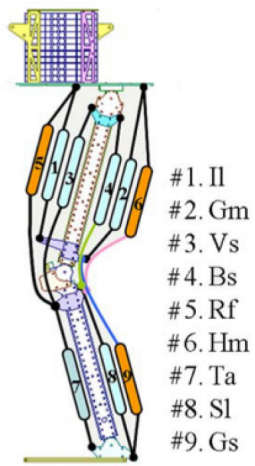
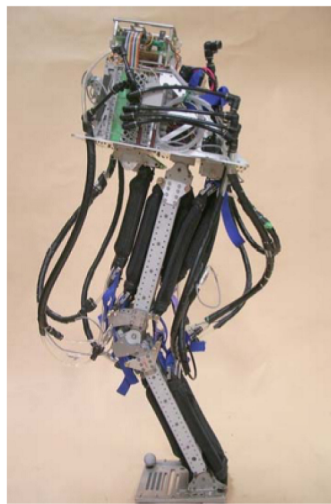
図 1.10: 生物四肢モデル

らかにし [15][16], Hogan は2リンクアームにおける先端の剛性の調整が筋の拮抗構造により可能であることを示している [17]. さらに Kumamoto らにより図 1.10(b) に示すような 3 対 6 筋のモデル化 [18] が行われたことをきっかけに, 二関節筋に関する研究が多くなされるようになった.

二関節筋構造をロボットに実装する際に考慮すべき点は, どのような構造で再現するかということである. これには様々なアプローチがなされている. Hosoda らや Niiyama らなどによる空気圧アクチュエータの出力の高さを活かしたもの [19][20], Seyfarth らや Iida らによるバネなどの粘性・弾性要素を歩行の特徴に活かしたもの [21][22], また Valerio らや Kimura らによる電気モータによる制御性で筋の粘弾性を再現したもの [24][25] など様々である. また生物の筋構造を利用したダイナミックな運動を再現するために, MIT によるチータロボットの開発も進められている [26].

### 1.3 研究の目的

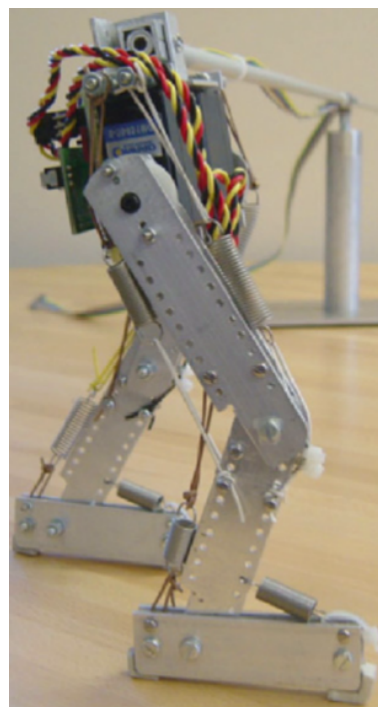
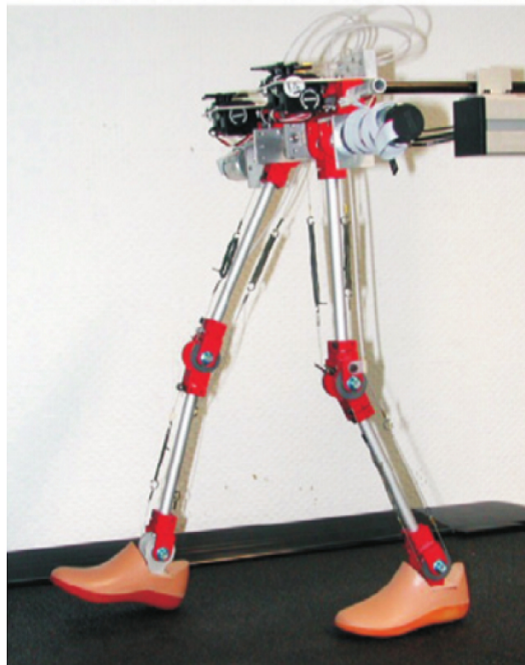
人の歩行は下肢の筋による推進力によって重心速度を得るとされている [30]. 一方で, 関節トルクを中心とした従来のロボット工学の概念は装具の分野にも用いられている. 現在の短下肢装具の多くは関節トルクにのみ着目しており, 生物四肢



(a) 脚筋配列の再現 [19]

(b) 大腿の筋を再現  
[20]

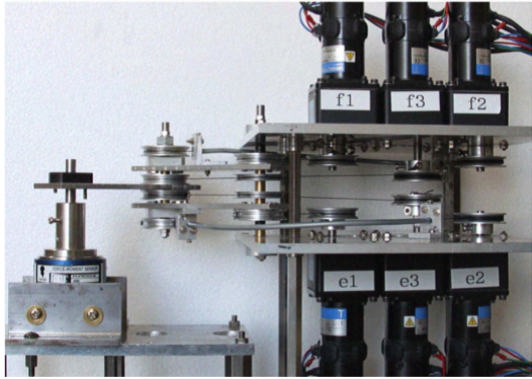
図 1.11: 空気圧アクチュエータによる再現



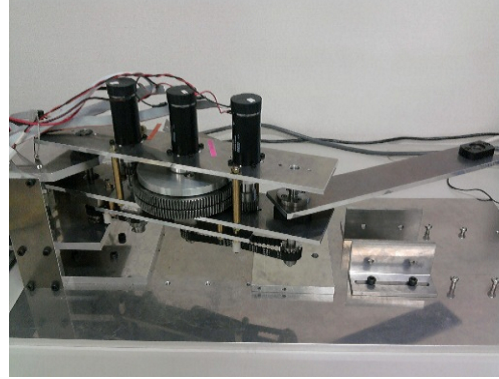
(a) 下肢の筋をばねで再現 [21]

(b) ゴムとバネによる再現 [22]

図 1.12: 粘性・弾性要素による再現



(a) ワイヤ機構によるアーム [24]



(b) 遊星歯車機構によるアーム [25]

図 1.13: 電気モータによる再現

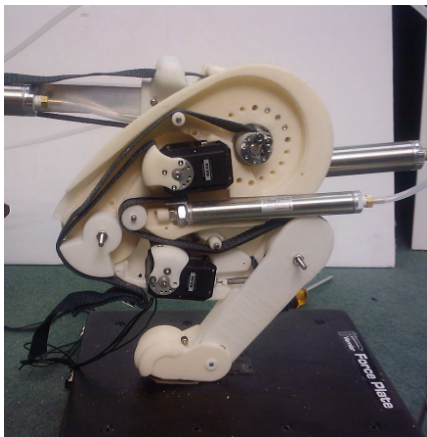


図 1.14: 生物の筋構造を利用したチータロボット [26]

モデルとの対応は成されていない．そのため本稿では二関節筋駆動を考慮した新しい装具が必要と考え，二関節筋駆動を活かした座標変換を施したうえで，2リンクマニピュレータにおける先端出力を用いた簡単な速度制御法を提案する．またこれに伴い，下肢に存在する二関節筋である腓腹筋をバネによって再現した，簡単な機構の短下肢装具の開発を目指す．座標変換によって簡単化された運動の記述，制御法と機構の簡単化により，患者の負担軽減が可能な短下肢装具の開発を目的とする．

## 第2章 3対6筋モデルによる2リンク マニピュレータの特性

### 2.1 3対6筋モデルを有する2リンクマニピュレータの 表現

生物の身体は様々な筋によって駆動されているが、生物四肢の平面運動に限定すると、Kumamoto が提案する図 2.1 のような三対六筋モデルで表すことができる [18] .  $f_i, \{i = 1, 2, 3\}$  は屈曲筋 (flexor muscle) であり、 $e_i$  は伸展筋 (extensor muscle) を表している .  $f_1, e_1$  は第一関節の一関節筋拮抗対、 $f_2, e_2$  は第二関節の一関節筋拮抗対、そして  $f_3, e_3$  は二つの関節に跨る二関節筋拮抗対である . 一関節筋は一つの関節のみにその収縮力を発揮し、二関節筋は跨いでいる二つの関節に同時に等しい収縮力を発揮する . 一関節筋は拮抗駆動であることを除けば、従来型マニピュレータにおける各関節を駆動させるアクチュエータと同様の働きをする . 一方、二関節筋は生物四肢特有の構造であり、二関節同時駆動は従来マニピュレータには存在しない機構である .

各筋で生じる収縮力が関節に及ぼすトルクについて述べるが、各筋の各関節への付着点はそれぞれ等しい位置にあると仮定する . すなわち、各関節第一関節、第二関節における関節半径は一定であり、それぞれ  $r_1, r_2$  とする . またそれぞれの関節に生じる関節トルクを  $T_1, T_2$  とし、各筋による収縮力を  $F_j \{j = f_1, f_2, f_3, e_1, e_2, e_3\}$  とすると、各関節トルクは以下の式 (2.1)(2.2) で表される .

$$T_1 = (F_{f_1} - F_{e_1})r_1 + (F_{f_3} - F_{e_3})r_1 \quad (2.1)$$

$$T_2 = (F_{f_2} - F_{e_2})r_2 + (F_{f_3} - F_{e_3})r_2 \quad (2.2)$$

ここで各筋の収縮力によって発揮されるトルクを  $\tau_i, \{i = 1, 2, 3\}$  とすれば、第一

関節と第二関節の関節半径が  $r_1 = r_2 = r$  で等しいとした場合，

$$\tau_1 = (F_{f_1} - F_{e_1})r \quad (2.3)$$

$$\tau_2 = (F_{f_2} - F_{e_2})r \quad (2.4)$$

$$\tau_3 = (F_{f_3} - F_{e_3})r \quad (2.5)$$

となる．従ってこれらと式 (2.1)(2.2) により，各関節に生じるトルクは，各筋によるトルクを用いて以下のように表すことが出来る．

$$T_1 = \tau_1 + \tau_3 \quad (2.6)$$

$$T_2 = \tau_2 + \tau_3 \quad (2.7)$$

この式から分かるように，二関節筋同時駆動機構においては一関節筋が他の関節に干渉することなく，二関節筋は二つの関節に同時に等しいトルクを発揮していることが言えるため，二関節同時駆動機構をロボットに実装する際に考慮すべき点となる．

## 2.2 3対6筋モデルによる手先出力特性

二関節筋を装備した3対6筋型アームの手先出力は図 2.2 のように出力される．式 (2.5) で表される関節トルクを静力学に適用すると，各筋対による出力は，第一関節の一関節筋対は第二リンクと並行な方向に，第二関節の一関節筋対は付け根と先端を結んだ方向に，二関節筋対は第一リンクと並行な方向にそれぞれ収縮力を発揮する．これにより手先出力特性が体幹に対して対称な六角形となり，手の押し引きの他に，走行や跳躍に至るまで生物の重要な運動に寄与した構造であることは明らかである．これに対して従来ロボットで主であった関節ごとにアクチュエータを備えたものだと，四角形でなおかつ体幹に対して対象は形ではないため，これを補うための制御が必要となる．すなわち二関節筋の存在により，手先の出力を活かした機構的な制御が既に行われていると言える．

## 2.3 筋の特性：粘弾性モデルと拮抗構造

これらの筋が持つ特徴は，筋自体が粘弾性を有するアクチュエータであること，また伸筋と屈筋の二つの種類の筋による拮抗構造ということである．

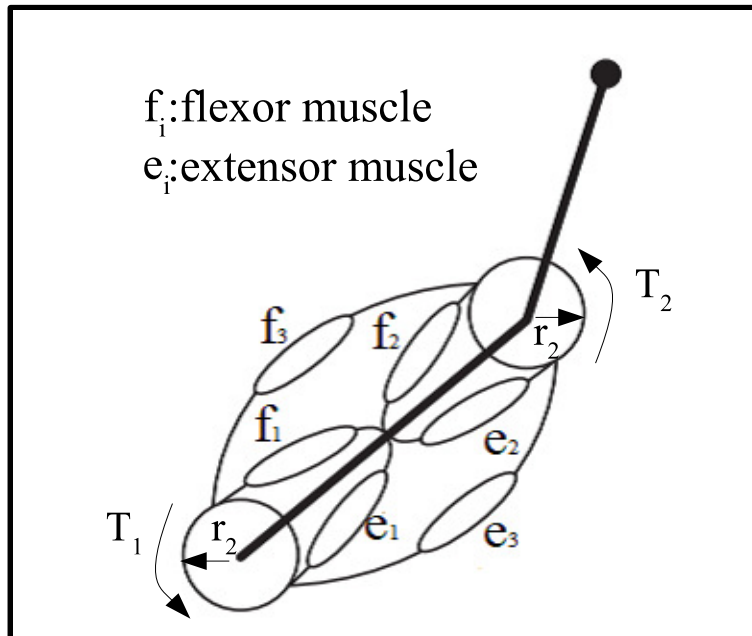


図 2.1: 生物四肢モデル

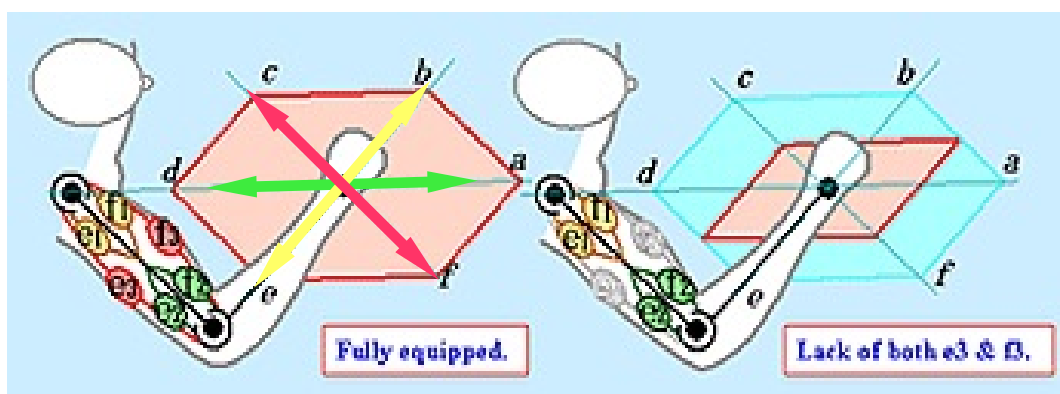


図 2.2: アーム先端出力特性

生物の筋は化学エネルギーを力学エネルギーに変換するアクチュエータである。巨視的に見れば図 2.3 に示すような出力特性を有することが実験的に知られている [27]。筋長と収縮速度はそれぞれ筋の出力に非線形的な関係をもつ。さらに伊藤らは筋の自然長と収縮速度においてテイラー展開することにより、筋が収縮力  $u$  を発生した時の張力  $F$  を以下の式 (2.8) ように線形関数として表現している [28]。

$$F = u - kux_m - bu\dot{x}_m \quad (2.8)$$

ここで  $k, b$  は比例定数であり、この式より筋はバネ成分とダンパ成分を有するモデルとして扱うことができる。

また、筋の特徴の一つとして拮抗構造がある。筋は収縮方向にもに力を発するため、ほとんどの関節には伸筋と屈筋による拮抗駆動となっている。この拮抗駆動により、関節トルクは収縮力の和と差のモードにより表現され、差のモードはフィードフォワード的に、和のモードは関節角度変位に対してフィードバック的に作用し、制御工学的に見れば二自由度制御系になっている。Oh らはこの二自由度制御を利用した関節角度制御をシミュレーションにより検証している [29]。

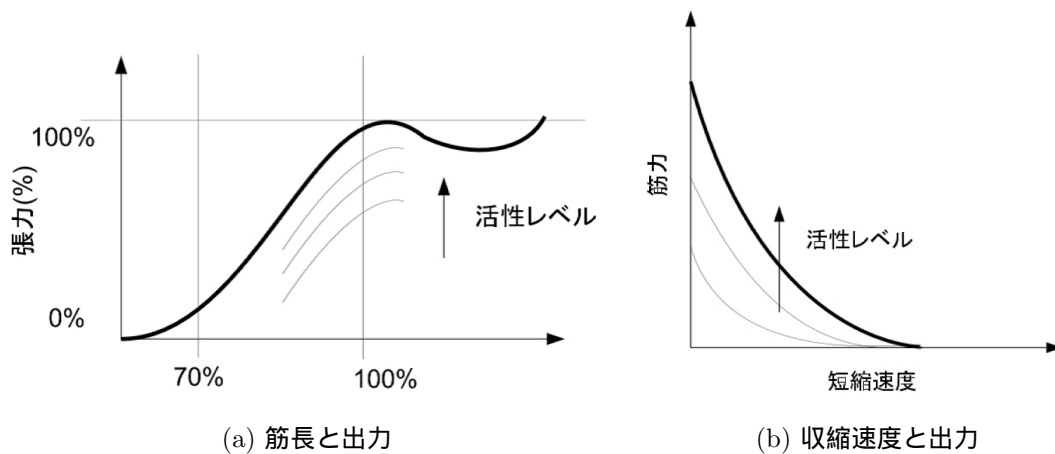


図 2.3: 筋の出力特性



## 第3章 Mono-Biシステムと脚座標空間による運動の表現

### 3.1 人や生物の運動実現に向けたロボット制御

人や生物の歩行をモデル化した研究は多数存在するが，そのモデル化には大きく分けて二つに分けられる．一つは Vukobratovic により提案された Zero Moment Point(ZMP) であり，もう一つは生物独自の特徴を Natural Dynamics としてロボットに応用する技術である．

ZMP はロボットが倒れないように重心位置を推定し，逐次軌道生成を行いながら安定な歩行を行う制御法である．しかしこの方法は膨大な計算量であり，生物の神経フィードバックでは到底行うことができないものである．そのため人や生物とは異なり，ロボット独自の歩行となっている．

一方，Natural Dynamics は生物が自然に持つ特徴を活かした歩行，あるいは走行や跳躍などの運動を生み出そうという考えに基づく制御法である．特に走行や跳躍はバネのような動きをしていることに着目し，バネを持った倒立振り子モデルによる Spring Loaded Inverted Pendulum(SLIP) モデルが提案されている [43]．この SLIP モデルによる研究は盛んに行われ，人の歩行軌道，エネルギーや弾性特性を比較するなどし，この SLIP モデルを用いたロボットも多数研究されている．その代表例として Raibert によるホッピングロボット [31] や，Boston dynamics 社による Big Dog，PETMAN[32][33] がある．いずれのロボットも油圧アクチュエータを用いている．

SLIP モデルは人の歩行においても重要な考えであり，従来の装具のような関節レベルでのアシストではなく，より Natural Dynamics を活かせるよう，筋レベルでの大きな枠で人の歩行支持脚モデルに適用したアシストへの応用を考える．そのため，この SLIP モデルと整合性の良いと考えられる二関節筋配置モデルと座標空間の定義を行う．

## 3.2 Mono-Biシステムの運動学と力学

しかし各筋が発揮する出力特性を見てみると，生物が直立や歩行，走行や跳躍に必要な出力を得るには，第二関節の一関節筋のみを用いるか，第一関節の一関節筋と二関節筋を互いに協調させるかのいずれかでよいことがわかっている．また，二関節同時駆動機構は2自由度2リンクマニピュレータに対して入力3つという冗長性を有しているため，出力パターンによる効率や実装の面で不利な点も見受けられる．2平面の運動に限った際に各筋トルクの入力パターンに関する研究もされている [34]-[38]．しかしこのような冗長性の議論を排除するために，第二関節の一関節筋対を取り除いた構造を考える．この機構は従来の3対6筋モデルと同じように手先出力や剛性楕円の制御に関して有利であることが分かっている [39]．この筋配置モデルを Mono-Bi システムと呼び，本研究ではこの Mono-Bi システムを歩行支持脚モデルに適用することを考える．

本章ではこの Mono-Bi システムにおける運動学と力学の関係について，数式により記述する．

### 3.2.1 Mono-Biシステムの運動学

2リンクマニピュレータの運動学を論じる際，絶対座標系での議論が一般的があるが，ここでは図 3.2 のように第一リンクを固定した座標系での運動を考える． $J_1, J_2$  は第一関節，第二関節を表し，各リンク長は  $l_1, l_2$ ，関節角度は  $\theta_1, \theta_2$  とする．ここで扱う二つの筋を考慮する際，このような座標系を考えることで先端  $P$  の  $\Sigma_l$  座標系での運動が論じやすくなる．この  $\Sigma_l$  座標を脚座標空間 (Leg Space) と呼ぶ．

図 3.2 の脚座標系において， $l_m$  は第一関節  $J_1$  と先端  $P$  を結ぶ直線の長さ， $\theta_1$  は絶対座標系と  $\Sigma$  座標系との角度， $\theta_{12} = \theta_1 + \theta_2$  である．また  $\Delta x_l, \Delta y_l$  を各軸方向での変位， $\Delta\theta_1, \Delta\theta_{12}$  を角度  $\theta_1, \theta_{12}$  の変位とする．まず点  $P$  の  $\Sigma_l$  座標上の運動は，以下のように表すことができる．

$$\begin{pmatrix} \Delta x \\ \Delta y \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0 & -\sin \theta_2 \\ 1 & \cos \theta_2 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} l_1 & 0 \\ 0 & l_2 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \Delta\theta_1 \\ \Delta\theta_{12} \end{pmatrix} \quad (3.1)$$

$$\begin{pmatrix} \Delta\theta_1 \\ \Delta\theta_{12} \end{pmatrix} = \frac{1}{\sin \theta_2} \begin{pmatrix} \frac{1}{l_1} & 0 \\ 0 & \frac{1}{l_2} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \cos \theta_2 & \sin \theta_2 \\ -1 & 0 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \Delta x \\ \Delta y \end{pmatrix} \quad (3.2)$$

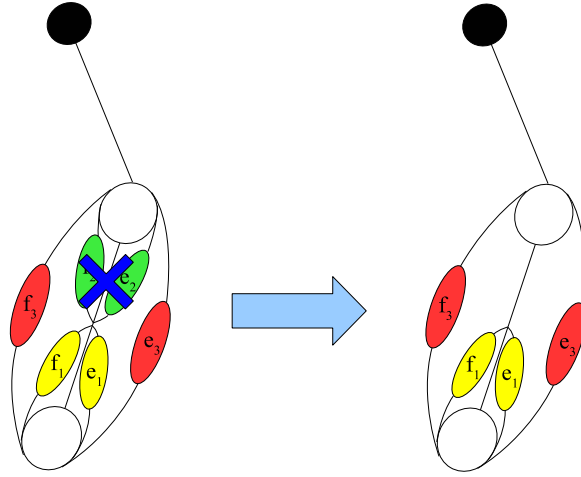


図 3.1:  $\tau_2$  を排除した”Mono-Bi システム”

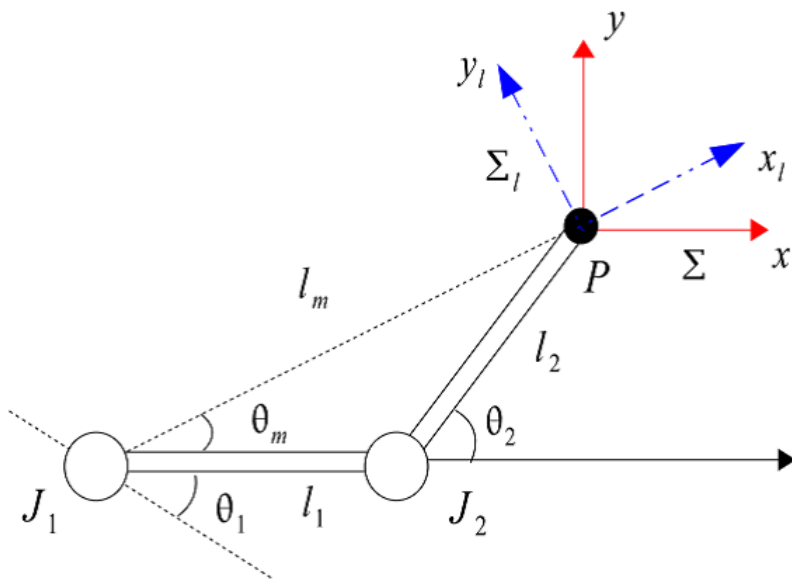


図 3.2: 脚座標による 2 リンクマニピュレータの定義

この関係式に回転座標を掛け合わせることで，脚座標空間での運動に変換する．

$$\begin{pmatrix} \Delta x \\ \Delta y \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos \theta_m & -\sin \theta_m \\ \sin \theta_m & \cos \theta_2 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \Delta x_l \\ \Delta y_l \end{pmatrix} \quad (3.3)$$

ここで， $\cos \theta_m = \frac{l_1 + l_2 \cos \theta_2}{l_m}$ ， $\sin \theta_m = \frac{l_2 \sin \theta_2}{l_m}$ ， $l_m^2 = (l_1 + l_2 \cos \theta_2)^2 + l_2^2 \sin^2 \theta_2$  である．  
この変換により，脚座標空間上での運動は以下のように表される．

$$\begin{pmatrix} \Delta x_l \\ \Delta y_l \end{pmatrix} = \frac{1}{l_m} \begin{pmatrix} l_1 l_2 \sin \theta_2 & -l_1 l_2 \sin \theta_2 \\ l_1 (l_1 + l_2 \cos \theta_2) & l_2 (l_1 \cos \theta_2 + l_2) \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \Delta \theta_1 \\ \Delta \theta_{12} \end{pmatrix} \quad (3.4)$$

$$\begin{pmatrix} \Delta \theta_1 \\ \Delta \theta_{12} \end{pmatrix} = \frac{1}{l_m \sin \theta_2} \begin{pmatrix} \cos \theta_2 + \frac{l_2}{l_1} & \sin \theta_2 \\ -\cos \theta_2 - \frac{l_2}{l_1} & \sin \theta_2 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \Delta x_l \\ \Delta y_l \end{pmatrix} \quad (3.5)$$

ここで  $l_1 = l_2 = l$  とすると，以下のように簡単化できる．

$$\begin{aligned} \begin{pmatrix} \Delta x_l \\ \Delta y_l \end{pmatrix} &= \frac{1}{l_m} \begin{pmatrix} l^2 \sin \theta_2 & -l^2 \sin \theta_2 \\ l^2 (1 + \cos \theta_2) & l^2 (1 + \cos \theta_2) \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \Delta \theta_1 \\ \Delta \theta_{12} \end{pmatrix} \\ &= \frac{l^2}{l_m} \begin{pmatrix} \sin \theta_2 (\Delta \theta_1 - \Delta \theta_{12}) \\ (1 + \cos \theta_2) (\Delta \theta_1 + \Delta \theta_{12}) \end{pmatrix} \end{aligned} \quad (3.6)$$

$$\begin{aligned} \begin{pmatrix} \Delta \theta_1 \\ \Delta \theta_{12} \end{pmatrix} &= \frac{1}{l_m \sin \theta_2} \begin{pmatrix} \cos \theta_2 + 1 & \sin \theta_2 \\ -\cos \theta_2 - 1 & \sin \theta_2 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \Delta x_l \\ \Delta y_l \end{pmatrix} \\ &= \frac{\cos \theta_2 + 1}{l_m \sin \theta_2} \begin{pmatrix} 1 \\ -1 \end{pmatrix} \Delta x_l + \frac{1}{l_m} \begin{pmatrix} 1 \\ 1 \end{pmatrix} \Delta y_l \end{aligned} \quad (3.7)$$

従来型マニピュレータにおいても各リンク長を合わせた簡単化を行うことはあるが，この Mono-Bi システムにおいては，各一般化座標により表される  $\Delta \theta_1$ ， $\Delta \theta_{12}$  の差のモードと和のモードがそれぞれ  $x_l$  軸， $y_l$  軸に独立に作用しているということである．さらに変換行列  $J_L$  を以下のように定める．

$$J_L = \frac{l^2}{l_m} \begin{pmatrix} \sin \theta_2 & -\sin \theta_2 \\ 1 + \cos \theta_2 & 1 + \cos \theta_2 \end{pmatrix} \quad (3.8)$$

$$J_L^{-1} = \frac{1}{l_m} \begin{pmatrix} \frac{1 + \cos \theta_2}{\sin \theta_2} & \frac{1 + \cos \theta_2}{\sin \theta_2} \\ 1 & 1 \end{pmatrix} \quad (3.9)$$

従って，この変換行列を用いて，式 (3.4),(3.5) は以下のように表すことができる．

$$\begin{pmatrix} \Delta x_l \\ \Delta y_l \end{pmatrix} = J_L \begin{pmatrix} \Delta \theta_1 \\ \Delta \theta_{12} \end{pmatrix} \quad (3.10)$$

$$\begin{pmatrix} \Delta \theta_1 \\ \Delta \theta_{12} \end{pmatrix} = J_L^{-1} \begin{pmatrix} \Delta x_l \\ \Delta y_l \end{pmatrix} \quad (3.11)$$

### 3.2.2 Mono-Bi システムの静力学

前節で記述した運動学を用いて，脚座標空間上での静力学も導くことができる．  
まず，絶対座標上での静力学の関係は，以下ようになる．

$$\begin{pmatrix} \tau_1 \\ \tau_{12} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} l_1 & 0 \\ 0 & l_2 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} 0 & 1 \\ -\sin \theta_2 & \cos \theta_2 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} f_x \\ f_y \end{pmatrix} \quad (3.12)$$

$$\begin{pmatrix} f_x \\ f_y \end{pmatrix} = \frac{1}{\sin \theta_2} \begin{pmatrix} \cos \theta_2 & -1 \\ \sin \theta_2 & 0 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \frac{1}{l_1} & 0 \\ 0 & \frac{1}{l_2} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \tau_1 \\ \tau_{12} \end{pmatrix} \quad (3.13)$$

ただし，第一関節の一関節筋トルクを  $\tau_1$ ，二関節筋トルクを  $\tau_{12}$  としている．これに運動学と同様の回転行列も用いて変換することにより，

$$\begin{pmatrix} \tau_1 \\ \tau_{12} \end{pmatrix} = \frac{1}{l_m} \begin{pmatrix} l_1 l_2 \sin \theta_2 & l_1 (l_1 + l_2 \cos \theta_2) \\ -l_1 l_2 \sin \theta_2 & l_2 (l_1 \cos \theta_2 + l_2) \end{pmatrix} \begin{pmatrix} f_{lx} \\ f_{ly} \end{pmatrix} \quad (3.14)$$

$$\begin{pmatrix} f_{lx} \\ f_{ly} \end{pmatrix} = \frac{1}{l_m \sin \theta_2} \begin{pmatrix} \cos \theta_2 + \frac{l_2}{l_1} & -\cos \theta_2 - \frac{l_2}{l_1} \\ \sin \theta_2 & \sin \theta_2 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \tau_1 \\ \tau_{12} \end{pmatrix} \quad (3.15)$$

となる．さらに簡単化のために  $l_1 = l_2 = l$  とすれば，

$$\begin{aligned} \begin{pmatrix} \tau_1 \\ \tau_{12} \end{pmatrix} &= \frac{1}{l_m} \begin{pmatrix} l^2 \sin \theta_2 & l^2 (1 + \cos \theta_2) \\ -l^2 \sin \theta_2 & l^2 (1 + \cos \theta_2) \end{pmatrix} \begin{pmatrix} f_{lx} \\ f_{ly} \end{pmatrix} \\ &= \frac{l^2 \sin \theta_2}{l_m} \begin{pmatrix} 1 \\ -1 \end{pmatrix} f_{lx} + \frac{l^2 (\cos \theta_2 + 1)}{l_m} \begin{pmatrix} 1 \\ 1 \end{pmatrix} f_{ly} \end{aligned} \quad (3.16)$$

$$\begin{aligned} \begin{pmatrix} f_{lx} \\ f_{ly} \end{pmatrix} &= \frac{1}{l_m \sin \theta_2} \begin{pmatrix} \cos \theta_2 + 1 & -\cos \theta_2 - 1 \\ \sin \theta_2 & \sin \theta_2 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \tau_1 \\ \tau_{12} \end{pmatrix} \\ &= \frac{1}{l_m \sin \theta_2} \begin{pmatrix} (1 + \cos \theta_2) (\tau_1 - \tau_{12}) \\ \sin \theta_2 (\tau_1 + \tau_{12}) \end{pmatrix} \end{aligned} \quad (3.17)$$

となり，運動学の場合と同様にそれぞれ差のモードと和のモードにより表すことが出来る．さらに変換行列  $J_L$  を用いることによる，以下のように表現できる．

$$\begin{pmatrix} \tau_1 \\ \tau_{12} \end{pmatrix} = J_L^T \begin{pmatrix} f_{lx} \\ f_{ly} \end{pmatrix} \quad (3.18)$$

$$\begin{pmatrix} f_{lx} \\ f_{ly} \end{pmatrix} = (J_L^T)^{-1} \begin{pmatrix} \tau_1 \\ \tau_{12} \end{pmatrix} \quad (3.19)$$

### 3.2.3 Mono-Bi システムの動力学

静力学に続き，Mono-Bi システムによる動力学の導出も行う．一般的に 2 リンクマニピュレータの動力学の運動方程式は以下で表される．

$$\begin{aligned} & \begin{pmatrix} J_1 + J_2 + m_2 l_1^2 + 2m_2 l_1 d_2 \cos \theta_2 & J_2 + m_2 l_1 d_2 \cos \theta_2 \\ J_2 + m_2 l_1 d_2 \cos \theta_2 & J_2 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \ddot{\theta}_1 \\ \ddot{\theta}_2 \end{pmatrix} \\ & + \begin{pmatrix} -m_2 l_1 d_2 \sin \theta_2 (\ddot{\theta}_2^2 + 2\ddot{\theta}_1 \ddot{\theta}_2) \\ m_2 l_1 d_2 \sin \theta_2 \ddot{\theta}_1^2 \end{pmatrix} \\ & + \begin{pmatrix} g(m_1 d_1 + m_2 l_1) \cos \theta_2 + g m_2 d_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) \\ g m_2 d_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) \end{pmatrix} \\ & = \begin{pmatrix} T_1 \\ T_2 \end{pmatrix} \end{aligned} \quad (3.20)$$

ここで慣性行列の要素を以下のように記述する．

$$A_1 = J_1 + m_2 l_1^2, A_2 = J_2, A_{12} = m_2 l_1 d_2 \cos \theta_2 \quad (3.21)$$

すると，慣性行列は

$$\begin{aligned} & \begin{pmatrix} J_1 + J_2 + m_2 l_1^2 + 2m_2 l_1 d_2 \cos \theta_2 & J_2 + m_2 l_1 d_2 \cos \theta_2 \\ J_2 + m_2 l_1 d_2 \cos \theta_2 & J_2 \end{pmatrix} \\ & = \begin{pmatrix} A_1 + A_2 + A_{12} & A_{12} + A_2 \\ A_{12} + A_2 & A_2 \end{pmatrix} \end{aligned} \quad (3.22)$$

と表される．

この 2 リンクマニピュレータのダイナミクスを二関節筋を用いて表現すると以

下のように表される．

$$\begin{pmatrix} \tau_1 \\ \tau_3 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} J_1 + m_2 l_1^2 & J_2 + m_2 l_1 d_2 \cos \theta_2 \\ m_2 l_1 d_2 \cos \theta_2 & J_2 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \ddot{\theta}_1 \\ \ddot{\theta}_2 \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} -m_2 l_1 d_2 \sin \theta_2 \ddot{\theta}_{12}^2 \\ m_2 l_1 d_2 \sin \theta_2 \ddot{\theta}_1^2 \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} g(m_1 d_1 + m_2 l_1) \cos \theta_2 \\ g m_2 d_2 \cos \theta_{12} \end{pmatrix} \quad (3.23)$$

従って，慣性行列は以下の通りである．

$$\begin{pmatrix} A_1 & A_{12} \\ A_{12} & A_2 \end{pmatrix} \quad (3.24)$$

これを回転行列により，以下のように脚座標空間での慣性行列  $\Lambda_L$  に変換する．

$$\begin{aligned} \Lambda_L &= (J_L^T)^{-1} A J_L^{-1} \\ &= \begin{pmatrix} \cos \theta_m & \sin \theta_m \\ -\sin \theta_m & \cos \theta_m \end{pmatrix} \frac{1}{\sin \theta_2} \begin{pmatrix} \cos \theta_2 & -1 \\ \sin \theta_2 & 0 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \frac{1}{l_1} & 0 \\ 0 & \frac{1}{l_2} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} A_1 & A_{12} \\ A_{12} & A_2 \end{pmatrix} \\ &\quad \frac{1}{l \sin \theta_2} \begin{pmatrix} \frac{1}{l_1} & 0 \\ 0 & \frac{1}{l_2} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \cos \theta_2 & \sin \theta_2 \\ -1 & 0 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \cos \theta_m & -\sin \theta_m \\ \sin \theta_m & \cos \theta_m \end{pmatrix} \end{aligned} \quad (3.25)$$

さらに  $l_1 = l_2 = l$  の場合，

$$\begin{aligned} \Lambda_L &= (J_L^T)^{-1} A J_L^{-1} \\ &= \frac{1}{l \sin \theta_2} \begin{pmatrix} \cos \theta_m & -\cos \theta_m \\ \sin \theta_m & \sin \theta_m \end{pmatrix} \begin{pmatrix} A_1 & A_{12} \\ A_{12} & A_2 \end{pmatrix} \frac{1}{l \sin \theta_2} \begin{pmatrix} \cos \theta_m & \sin \theta_m \\ -\cos \theta_m & \sin \theta_m \end{pmatrix} \\ &= \frac{1}{2l^2} \begin{pmatrix} \frac{M_1^L}{2 \sin^2 \theta_m} & \frac{M_{12}^L}{\sin \theta_2} \\ \frac{M_{12}^L}{\sin \theta_2} & \frac{M_2^L}{2 \cos^2 \theta_m} \end{pmatrix} \end{aligned} \quad (3.26)$$

となる．ここで慣性行列の各要素は以下の通りである．

$$M_1^L = A_1 - 2A_{12} + A_2 = J_1 + m_2 l_1^2 + J_2 - 2m_2 d_2 l \cos \theta_2 \quad (3.27)$$

$$M_2^L = A_1 + 2A_{12} + A_2 = J_1 + m_2 l_1^2 + J_2 + 2m_2 d_2 l \cos \theta_2 \quad (3.28)$$

$$M_{12}^L = A_1 - A_2 = J_1 + m_2 l_1^2 - J_2 \quad (3.29)$$

慣性項  $M_{12}^L$  は脚座標空間での  $x_l, y_l$  の両方の運動に依存するお互いの干渉項になっている．

最終的に，脚座標空間上でのコリオリ・遠心力項と重力項を合わせた動力学方程式は以下の導出できる．

$$\begin{pmatrix} f_{lx} \\ f_{ly} \end{pmatrix} = \Lambda_l \begin{pmatrix} \ddot{x}_l \\ \ddot{y}_l \end{pmatrix} + \frac{g}{l_m \sin \theta_2} \begin{pmatrix} (1 + \cos \theta_2) \left( \frac{m_1 d_1 + m_2 l_1}{l_1} \cos \theta_2 - \frac{m_2 d_2}{l_2} \cos \theta_{12} \right) \\ \sin \theta_2 \left( \frac{m_1 d_1 + m_2 l_1}{l_1} \cos \theta_2 + \frac{m_2 d_2}{l_2} \cos \theta_{12} \right) \end{pmatrix} \\ - \frac{1}{l_m} \begin{pmatrix} (1 + \cos \theta_2) \left( \frac{\dot{\theta}_{12}^2}{l_1} + \frac{\dot{\theta}_1^2}{l_2} \right) \\ \sin \theta_2 \left( \frac{\dot{\theta}_{12}^2}{l_1} - \frac{\dot{\theta}_1^2}{l_2} \right) \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} \dot{T}_1 \dot{\theta}_2 (\omega_1 - \omega_2) \\ \dot{T}_1 \dot{\theta}_2 (\omega_1 + \omega_2) \end{pmatrix} \quad (3.30)$$

Kimura らはこの動力学を用いて脚座標空間オブザーバを設計し，マニピュレータ先端にかかる外力を正確に推定できるようにした [40] ．



## 第4章 マニピュレータ先端出力を用いた歩行アシスト推進力

図 4.1 に本研究で用いる上体も含めた 2 リンク支持脚モデルの概念図を示す．支持脚モデルの運動は矢状面に限定する．また人が歩行を行う際に上体の傾きはほとんど変化しないが，片麻痺の患者であっても体幹の筋によって上体が倒れないように制御することが可能であり，これは支持脚の制御により実現するものではない．そのため本稿では，重心にあたる上体をリンク先端 P の質点と見なす． $J_1$  が人の足関節， $J_2$  が人の膝関節，また第一，二リンクの質量はそれぞれ  $m_1, m_2$ ，慣性モーメントは  $I_1, I_2$ ，上体の重心となる質点 P の質量を  $m_0$  とする．簡単化のため各リンク長は  $l_1 = l_2 = l$  で等しいものとする．また  $v_{lx}, v_{ly}$  は脚座標系の各方向における速度である．支持脚モデルの運動を考える際には  $J_1$  は地面に固定されており，重心の運動は脚長  $l_m$  を半径とした円周方向の運動となる．

### 4.1 重心速度制御による歩行アシスト推進力

#### 4.1.1 脚座標空間を利用した重心速度制御

用いた制御法では，歩行中に支持脚に脚長指令値  $l_m^{ref}$  を与えつつ，脚座標系における点 P での出力を用いて重心速度制御を行う．

脚座標系での各方向の実際の重心速度  $v_{lx}, v_{ly}$  は脚長  $l_m = 2l \cos \theta_m$  と運動学の関係式により

$$v_{lx} = l \sin \theta_m (\dot{\theta}_1 - \dot{\theta}_{12}) \quad (4.1)$$

$$v_{ly} = l \cos \theta_m (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_{12}) \quad (4.2)$$

と表すことができる．脚長誤差に対するゲインを  $K_l$ ，各方向の速度誤差に対するゲインをそれぞれ  $K_{vx}, K_{ay}$ ，加速度誤差に対して  $K_{ax}, K_{ay}$  として点 P に発生する

各方向の制御入力  $f_{lx}, f_{ly}$  を以下のように表す．

$$f_{lx} = K_l(l_m^{ref} - l_m) + K_{vx}(v_{lx}^{ref} - v_{lx}) - K_{ax}a_{lx} \quad (4.3)$$

$$f_{ly} = K_{vy}(v_{ly}^{ref} - v_{ly}) - K_{ay}a_{ly} \quad (4.4)$$

ただし本論文においては重心を維持するため，常に  $v_{lx}^{ref} = 0$  とする．

したがって式 (4.3)，(4.4) で表される制御入力により，各筋対トルク  $\tau_1, \tau_{12}$  は脚座標系における静力学の関係式により以下のように表される．

$$\tau_1 = l \sin \theta_m f_{lx} + l \cos \theta_m f_{ly} \quad (4.5)$$

$$\tau_{12} = -l \sin \theta_m f_{lx} + l \cos \theta_m f_{ly} \quad (4.6)$$

ただしこれまで二関節筋によるトルクを  $\tau_3$  と表していたが，これ以降  $\tau_{12}$  と表すことにする．こうして得られたトルク  $(\tau_1, \tau_{12})$  を入力トルクとする．図 4.2 にこの制御系のブロック図を示す．

まず健常な人の歩行動作一步分の脚の挙動と，その時の足関節角度  $\theta_1$ ，膝関節角度  $\theta_2$  をそれぞれ図 4.3 に示す．

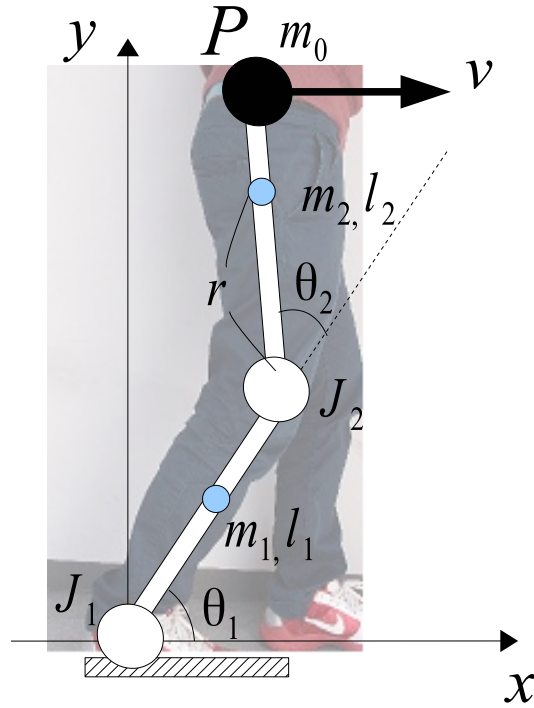


図 4.1: 歩行支持脚モデルの概念図

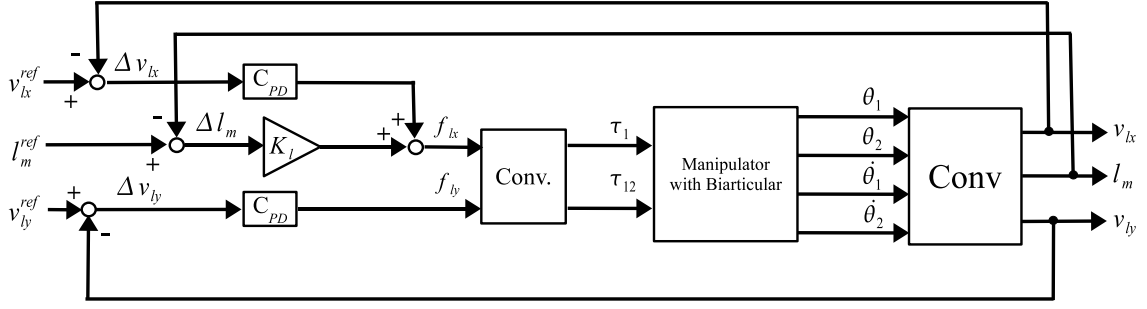


図 4.2: 脚座標系での制御系ブロック図

表 4.1: シミュレーションの各パラメータ

$g = 9.8[\text{m/s}^2]$	$m_0 = 50[\text{kg}]$	$m_1 = 3.6[\text{kg}]$
$m_2 = 1.8[\text{kg}]$	$l_1 = 0.4[\text{m}]$	$l_2 = 0.4[\text{m}]$
$I_1 = 0.434[\text{kgm}^2]$	$I_2 = 0.217[\text{kgm}^2]$	$l_m^{ref} = 0.78[\text{m}]$

次にシミュレーション結果を図 4.4 に示す．1 歩分の歩行周期は  $T = 0.5[\text{s}]$ ，初期姿勢は  $(\theta_1, \theta_2) = (1.8, 0.4)[\text{rad}]$  とし，歩行支持脚モデルのシミュレーションは支持脚踏込時から蹴り出し時までとする．また各軸方向の速度指令値は前進方向に与え，その大きさは  $(v_{lx}^{ref}, v_{ly}^{ref}) = (0, 1.0)[\text{m/s}]$  である．シミュレーションのパラメータは文献 [41] を参考にした値を用い，表 4.1 に示す．

制御系の各ゲインは極配置により決定した．このときプラントは重心をモデルの質量として，以下の (4.7) 式で表されるマスモデルとした．

$$P(s) = \frac{1}{Ms^2 + Ds + K} \quad (4.7)$$

ここで  $M$  は重心の質量  $m_0$  に等しく， $D = 0, K = 10000$ ，また極の周波数は  $8[\text{Hz}]$  とした．歩行動作一歩分における支持脚の挙動と各関節角度を見てみると，いずれの場合でも人の実際の挙動と似た結果が得られている．また各文献によれば，各関節駆動域は  $\theta_1$  はおよそ  $1.0 \sim 2.0[\text{rad}]$ ， $\theta_2$  はおよそ  $0.35 \sim 0.7[\text{rad}]$  ということであり，このことから適切な結果が得られていることが分かる．

#### 4.1.2 受動要素二関節筋 $\tau_{12}$ を有する場合の重心速度制御

前節までは，第一関節の一関節筋トルク  $\tau_1$  と二関節筋トルク  $\tau_{12}$  の両方が制御できるものとして重心速度制御を提案し，その有効性を検証した．しかし，本研

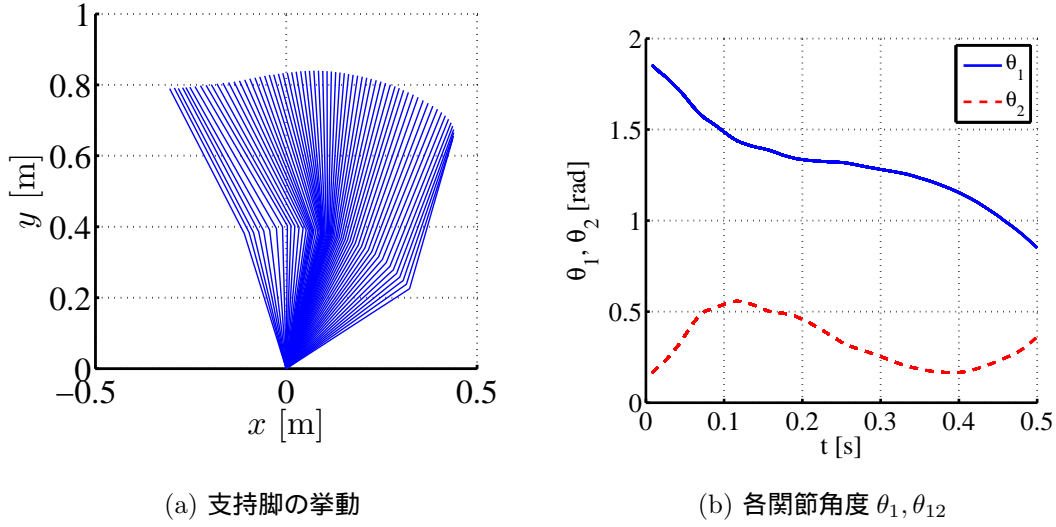


図 4.3: 人の歩行支持脚の挙動と関節角度

究で目的とするものは二関節筋トルク  $\tau_{12}$  が運動に対して受動的な入力，すなわち本研究ではバネによる弾性力しか入力できない場合を考える．そのためそのような入力に対する一関節筋トルクの設計法について提案する．はじめに重心速度制御に基づいたトルクの設計法を提案し，次に生じた問題点を解決するために重心位置制御に基づくトルクの設計法を提案する．第一関節の一関節筋トルク  $\tau_1$  と二関節筋トルク  $\tau_{12}$  で表される Mono-Bi システムで表現された歩行支持脚モデルにおいて，二関節筋トルク  $\tau_{12}$  が運動に対して弾性トルクを発生させる受動要素であると仮定する．二関節筋による入力トルクが  $\tau_{12}$

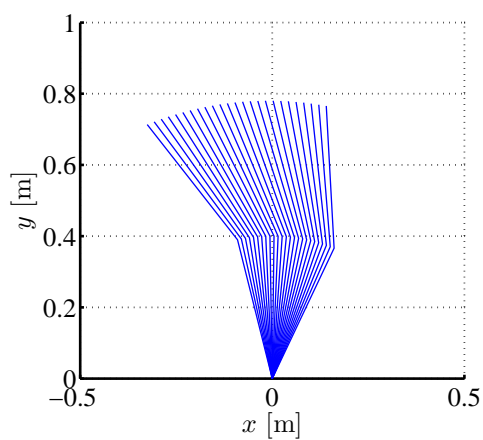
$$\tau_{12} = K_{fix} \Delta\theta_{12} \quad (4.8)$$

と表される場合である．このとき  $K_{fix}$  は弾性係数を表し， $\Delta\theta_{12}$  はバネのつり合い位置  $\theta_{12}^0$  からの角度変位であり，以下のように定義される．

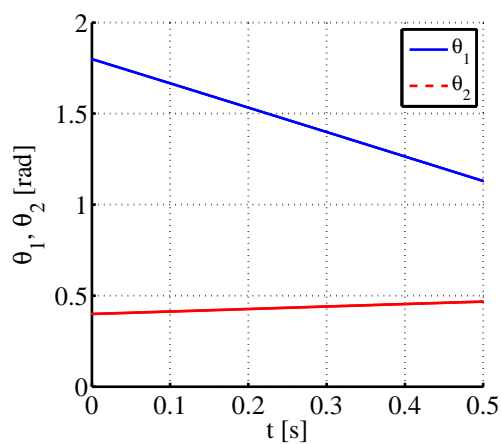
$$\Delta\theta_{12} = \theta_{12}^0 - \theta_{12} \quad (4.9)$$

このときのつりあい位置は図 4.5 に示すように，歩行中期の脚が地面に対して垂直に立っている時であると定義し， $\theta_{12}^0 = \theta_1^0 + \theta_2^0$  である．このような入力のとき，重心の運動は弾性定数によるゲインに依存してしまい，所望の運動を行うことは困難である．そのため，歩行アシストへの適切な推進力を得るような入力トルク  $\tau_1$  の設計が必要である．

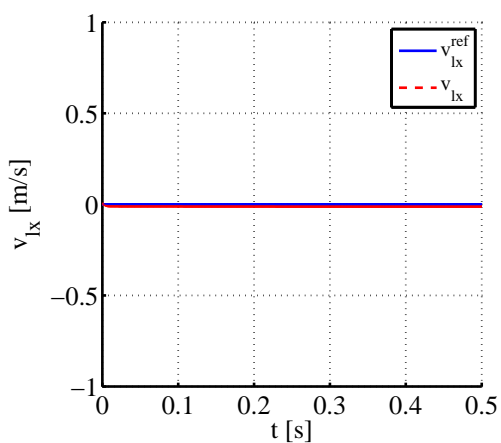
式 (4.3)(4.4) で表される制御入力において  $v_{lx}^{ref} = 0$  であることに留意すると，各筋対トルク  $\tau_1, \tau_{12}$  は脚座標系における静力学の関係式と脚長  $l_m$  を用いて以下のよ



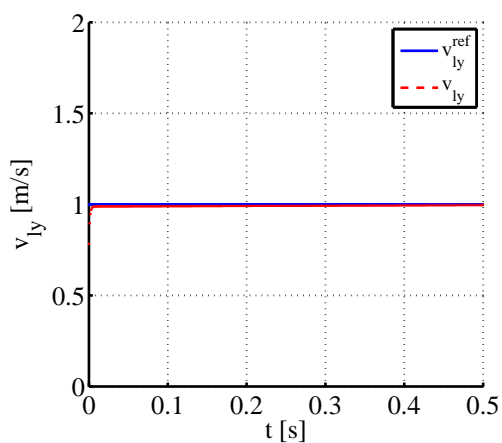
(a) 支持脚の挙動



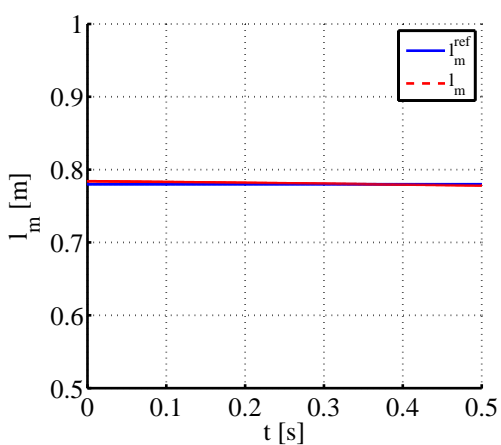
(b) 各関節角度  $\theta_1, \theta_{12}$



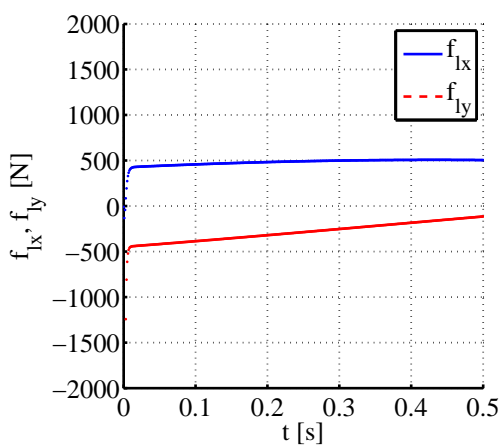
(c) 脚長維持の重心速度  $v_{lx}$



(d) 歩行推進の重心速度  $v_{ly}$



(e) 脚長  $l_m$  の変化



(f) 脚座標系での重心にかかる力  $f_{lx}, f_{ly}$

図 4.4: シミュレーションによる重心速度制御

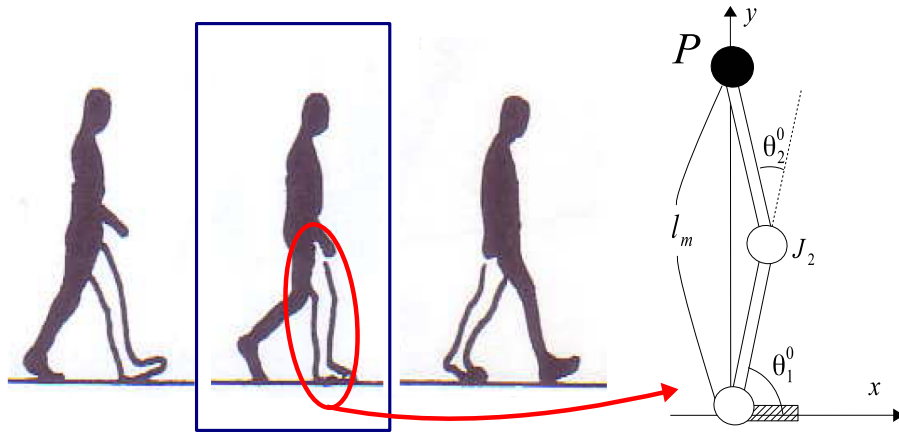


図 4.5: パネによるつりあい位置  $\theta_1^0, \theta_2^0$  の定義

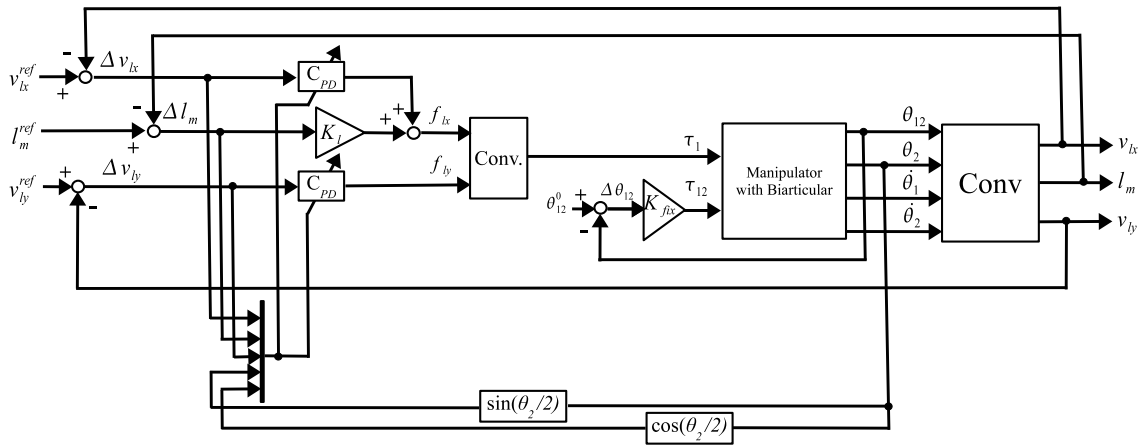


図 4.6: 受動機構二関節筋を有する場合の制御系ブロック図

うに表される．

$$\begin{aligned} \tau_1 &= K_l l \sin \theta_m (l_m^{ref} - l_m) + K_v l \cos \theta_m v_{ly}^{ref} \\ &\quad - K_v l^2 (\dot{\theta}_1 - \cos \theta_2 \dot{\theta}_{12}) - K_a l (\sin \theta_m + \cos \theta_m) \end{aligned} \quad (4.10)$$

$$\begin{aligned} \tau_{12} &= -K_l l \sin \theta_m (l_m^{ref} - l_m) + K_v l \cos \theta_m v_{ly}^{ref} \\ &\quad - K_v l^2 (\cos \theta_2 \dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_{12}) - K_a l (-\sin \theta_m + \cos \theta_m) \end{aligned} \quad (4.11)$$

ただしそれぞれの微分ゲインは  $K_{vx} = K_{vy} = K_v, K_{ax} = K_{ay} = K_a$  とした．

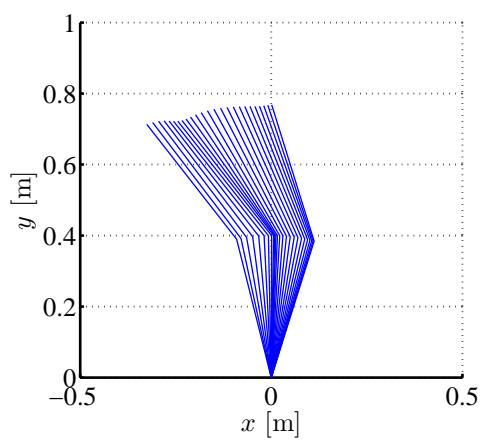
弾性係数  $K_{fix}$  の導入に伴い，式 (4.8) と (4.11) を比較することにより，速度誤

差に対するゲイン  $K_d$  を以下の式 (4.12) のように定めることができる．

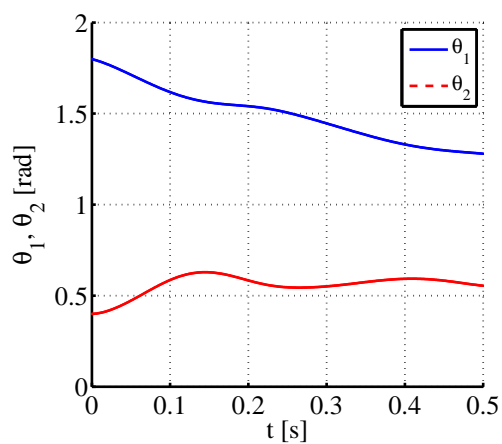
$$K_v = \frac{\tau_{12} + K_l l \sin \theta_m \Delta l_m - K_a l (-\sin \theta_m a_{lx} + \cos \theta_m a_{ly})}{l (\cos \theta_m \Delta v_{lx} + \cos \theta_m \Delta v_{ly})} \quad (4.12)$$

この式 (4.12) に含まれる各ゲイン  $K_l, K_a$  は式 (4.7) での極配置によって求め、そのゲインを用いて運動に対して可変なゲイン  $K_v$  を決定する．これらより、運動に対する受動要素として二関節筋トルク  $\tau_{12}$  を含む場合には、式 (4.8), (4.10) で表される入力トルクとなる．このときのブロック図を図 4.6 に示す．

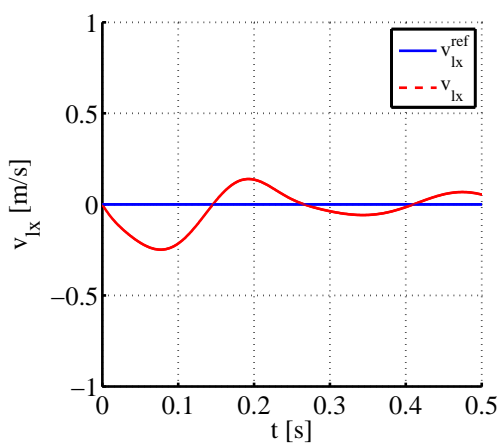
シミュレーション結果を図 4.7 に示す．初期姿勢やシミュレーション条件は先のもと同様である．また、バネ定数は  $K_{fix} = 600[\text{Nm/rad}]$  である．支持脚の挙動や各関節角度を見てみると、二関節筋が受動要素でないばあいと同様に、人の可動域に含まれており、人の実際の挙動とも近いものになっていると言える．また重心速度を見てみても、歩行推進速度である  $v_{ly}$  は指令値に追従しようとしているのが分かる．しかし、脚長維持方向である速度  $v_{lx}$  については多少の動揺が見られる．これは入力である  $f_{lx}$  を見ても大きく変動しており加速度の変動が見られる．この加速度の変動は装具使用時に不快感となることが予想される．また、式 (4.12) で表される可変ゲイン  $K_v$  において分母がゼロになってしまい発散してしまうことがあり、そのためこの設計によって重心速度制御が行えているとは言い難い．



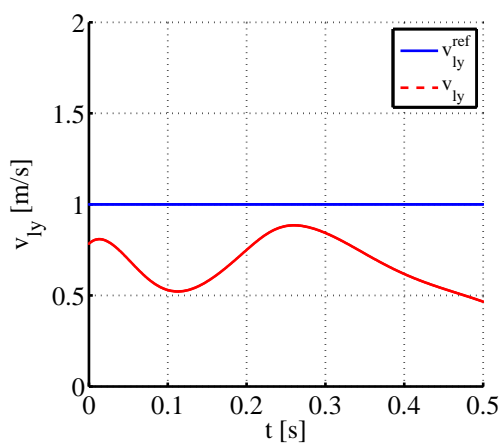
(a) 支持脚の挙動



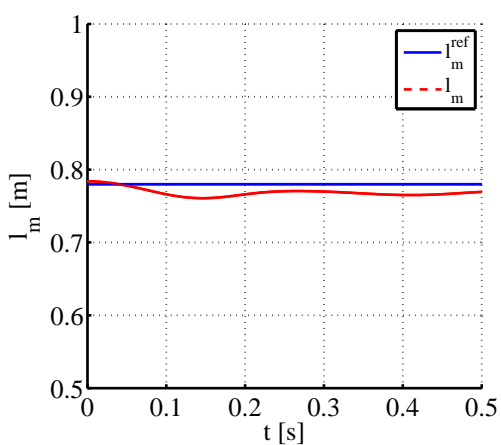
(b) 各関節角度  $\theta_1, \theta_{12}$



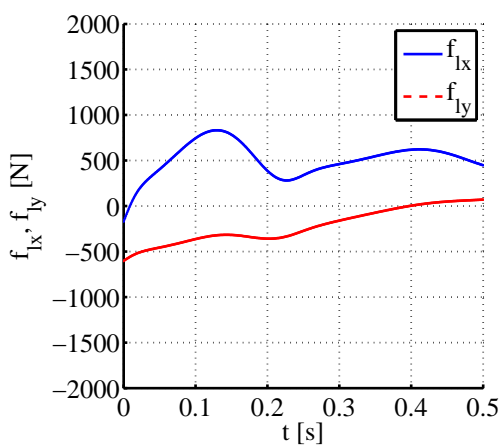
(c) 客長維持の重心速度  $v_{lx}$



(d) 歩行推進の重心速度  $v_{ly}$



(e) 脚長  $l_m$  の変化



(f) 脚座標系での重心にかかる力  $f_{lx}, f_{ly}$

図 4.7: 二関節筋トルクが受動要素である場合の重心速度制御



## 4.2 先端剛性を考慮した位置制御系に基づく歩行推進力

### 4.2.1 先端剛性を考慮した入力トルク $\tau_1$ の設計

二関節筋トルクによる位置次元での制約を受けていることから，入力として設計できる一関節筋トルク  $\tau_1$  も位置制御に基づくトルクとして以下の式 (4.13) として表す．

$$\tau_1 = K_1 \Delta\theta_1 + K_2 \Delta\theta_{12} \quad (4.13)$$

これと式 (4.8) によるトルクにより，位置変位  $\Delta\theta_1, \Delta\theta_{12}$  に弾性力  $(f_{lx,e}, f_{ly,e})$  は以下のように表現することができる．

$$\begin{aligned} \begin{pmatrix} f_{lx,e} \\ f_{ly,e} \end{pmatrix} &= (J_L^T)^{-1} \begin{pmatrix} \tau_1 \\ \tau_{12} \end{pmatrix} \\ &= (J_L^T)^{-1} \begin{pmatrix} K_1 & K_2 \\ 0 & K_{fix} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \Delta\theta_1 \\ \Delta\theta_{12} \end{pmatrix} \\ &= (J_L^T)^{-1} \begin{pmatrix} K_1 & K_2 \\ 0 & K_{fix} \end{pmatrix} J_L^{-1} \begin{pmatrix} \Delta x_l \\ \Delta y_l \end{pmatrix} \\ &= \begin{pmatrix} \frac{K_1 - K_2 + K_{fix}}{4l^2 \sin^2 \theta_m} & \frac{K_1 + K_2 - K_{fix}}{4l^2 \sin \theta_m \cos \theta_m} \\ \frac{K_1 + K_2 - K_{fix}}{4l^2 \sin \theta_m \cos \theta_m} & \frac{K_1 + K_2 + K_{fix}}{4l^2 \cos^2 \theta_m} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \Delta x_l \\ \Delta y_l \end{pmatrix} \end{aligned} \quad (4.14)$$

この弾性力において，干渉項は以下の通りである．

$$\frac{K_1 + K_2 - K_{fix}}{4l^2 \sin \theta_m \cos \theta_m} \quad (4.15)$$

この干渉項が存在することにより，それぞれの位置変位に対する弾性がお互いに影響を及ぼすことになる．そのため干渉項を消去するためには  $K_1 = K_{fix}, K_2 = 0$  であればよく，このとき弾性力は以下ようになる．

$$\tau_1 = K_1 \Delta\theta_1 \quad (4.16)$$

これと式 (4.8) によるトルクにより，位置変位  $\Delta\theta_1, \Delta\theta_{12}$  に弾性力  $(f_{lx,e}, f_{ly,e})$  は以下のように表現することができる．

$$\begin{aligned} \begin{pmatrix} f_{lx,e} \\ f_{ly,e} \end{pmatrix} &= \begin{pmatrix} \frac{K_{fix}}{2l^2 \sin^2 \theta_m} & 0 \\ 0 & \frac{K_{fix}}{2l^2 \cos^2 \theta_m} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \Delta x_l \\ \Delta y_l \end{pmatrix} \\ &= K_{L,de} \begin{pmatrix} \Delta x_l \\ \Delta y_l \end{pmatrix} \end{aligned} \quad (4.17)$$

ここで  $K_{L,de}$  は脚座標空間上での剛性行列を表す．

最終的に，以下の式 (4.18)(4.19) で表される粘性項を加えたトルクを入力トルクとする．

$$\tau_1 = K_{fix} (\theta_1^{ref} - \theta_1) - K_{da} \dot{\theta}_1 \quad (4.18)$$

$$\tau_{12} = K_{fix} \Delta \theta_{12} \quad (4.19)$$

ここで  $\theta_1^{ref}$  は推進力を生み出すための指令値であり，運動学の関係より得られる以下の式 (4.20) で与える．

$$\theta_1^{ref} = \frac{x_l^{ref}}{2l \sin \theta_m} + \frac{y_l^{ref}}{2l \cos \theta_m} \quad (4.20)$$

この  $\theta_1^{ref}$  はバネによる釣り合い位置からの変位を表しており，ここでは歩行アシストの推進力発生のための指令値であるため，これ以降  $x_l^{ref} = 0$  とする．また振動を抑えるためにも追加した粘性項において，ゲインの値は極配置における重根の場合を想定し， $K_{da} = 2K_{fix}$  として扱う．

#### 4.2.2 動特性に見る入力トルク $\tau_1$ の影響

設計した一関節筋入力トルク  $\tau_1$  により重心位置がどのような影響を受けるか，動特性による考察をどのような動力学により導出した脚座標空間上での慣性行列  $\Lambda_L$  を用いると，弾性項まで含めた際の運動方程式は，

$$\begin{aligned} \begin{pmatrix} f_{lx} \\ f_{ly} \end{pmatrix} &= \Lambda_L \begin{pmatrix} \ddot{x}_l \\ \ddot{y}_l \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} f_{lx,e} \\ f_{ly,e} \end{pmatrix} \\ &= \Lambda_L \begin{pmatrix} \ddot{x}_l \\ \ddot{y}_l \end{pmatrix} + K_{L,de} \begin{pmatrix} \Delta x_l \\ \Delta y_l \end{pmatrix} \end{aligned} \quad (4.21)$$

となる．また，一関節筋トルク  $\tau_1$  により発生する力は

$$\begin{pmatrix} f_{lx} \\ f_{ly} \end{pmatrix} = (J_L^T)^{-1} \begin{pmatrix} \tau_1 \\ 0 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \frac{\tau_1}{2l \sin \theta_m} \\ \frac{\tau_1}{2l \cos \theta_m} \end{pmatrix} \quad (4.22)$$

となる．したがって，式 (4.21)(4.22) により，一関節筋トルク  $\tau_1$  と位置の関係は以下のように表すことができる．

$$\begin{pmatrix} x_l \\ y_l \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 2l \sin \theta_m \left( \frac{(M_2^L - M_m^L) s^2 + 2K_{fix}}{D(s)} \right) \\ 2l \cos \theta_m \left( \frac{(M_1^L - M_m^L) s^2 + 2K_{fix}}{D(s)} \right) \end{pmatrix} \quad (4.23)$$

ここで  $D(s) = (M_1^L M_2^L - (M_m^L)^2) s^4 + 2K_{fix} (M_1^L + M_2^L) s^2 + 4K_{fix}^2$  である．

この導出された式 (4.23) から分かることは，膝関節角度  $\theta_2$  が十分小さいと考えられるときは，一関節筋トルク  $\tau_1$  はほとんど推進方向である  $y_l$  にしか作用しないということである．すなわち，脚長維持方向の  $x_l$  に対しては高い剛性を発揮することになる．

#### 4.2.3 先端剛性を考慮した位置制御の有効性の確認

まず提案する位置制御の有効性を確認するため，バネの釣り合い位置からのずれである指令値  $y_l^{ref}$  を与えたときのシミュレーションを行った．

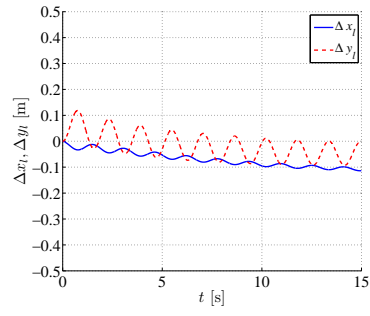
図 4.8 ~ 4.11 は位置指令値  $(x_l^{ref}, y_l^{ref}) = (0.0, -0.1)[\text{m}]$  としたとき，位置制御のゲインでもあるバネ定数  $K_{fix}$  を変化させていった場合の追従特性の比較である．図 4.8(a)，4.9(a)，4.10(a)，4.11(a) で示される  $\Delta x_l, \Delta y_l$  に注目すれば，ゲイン  $K_{fix}$  が小さい時は指令値の方向へは動くが，追従性は良くない．ゲイン  $K_B$  を上げれば追従性は徐々に良くなるが，このゲインを大きくすることは弾性係数を大きくすることなので次第に振動周波数も大きくなってしまいうため，減衰振動になる． $\theta_2 \simeq 0$  の条件のもとでは  $x_l$  方向への剛性が非常に高くなることから，ゲイン  $K_B$  を大きくするとこの特性がよく表れる．ただし高い剛性を得るためには  $\theta_2$  をなるべく小さくしたほうが良いが，実際のシミュレーションでの角度はおよそ  $\theta_2 = 0.2[\text{rad}]$  程度としたが，これは 2 リンクマニピュレータの不安定な特異点を防ぐためである．

また，重心の質量は  $M = 50[\text{kg}]$  のため，力  $f_{lx}$  も  $500[\text{N}]$  程出力していることは正しいと言える．入力トルクもお互いがほぼ同じ大きさずつ担っており，協調制御が行えている．

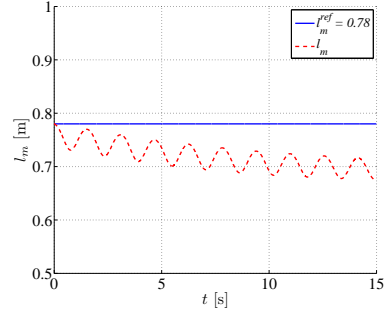
#### 4.2.4 先端剛性を考慮した位置制御に基づく推進力発生

##### シミュレーション

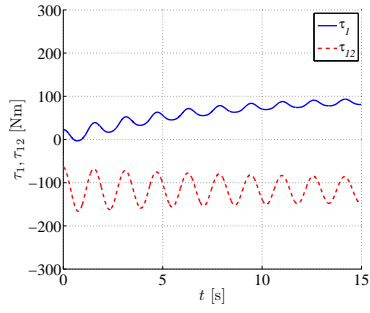
次にこの位置制御を利用して歩行のための推進力を発生させることにより，人の歩行に近い支持脚の挙動結果を得ることを目標にシミュレーションを行った．先のシミュレーションの結果を見てみると，指令値への追従特性は見られるが，歩行周期  $T$  に対してその収束速度に時間がかかり過ぎている．そのため所望の歩行速度から算出した位置指令値では，歩行に適切な推進力は得られない．しかしこ



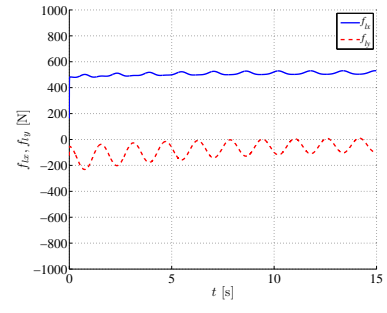
(a) つりあい位置からのずれ



(b) 脚長の変化  $l_m$

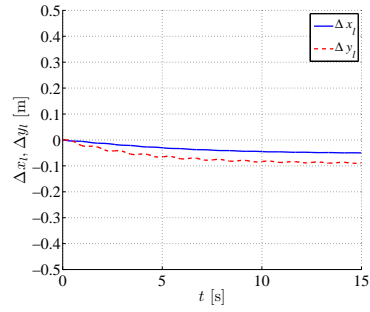


(c) 入力トルク  $\tau_1, \tau_{12}$

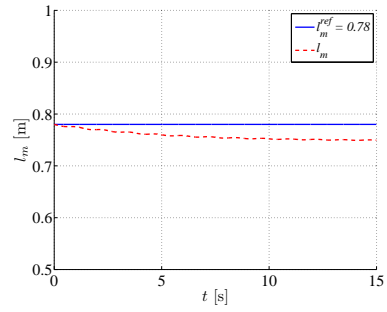


(d) 重心にかかる力  $f_{lx}, f_{ly}$

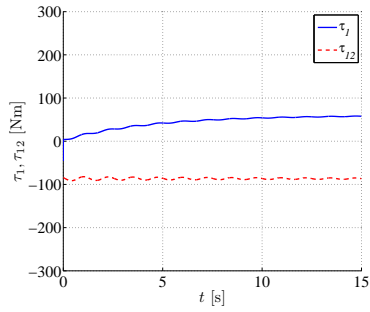
図 4.8: 二関節筋バネ定数:  $K_{fix} = 300$



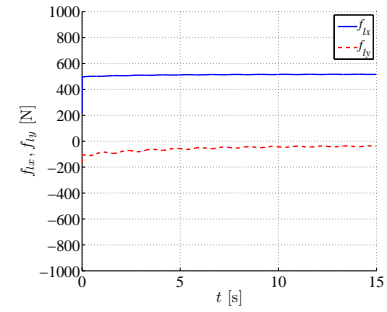
(a) つりあい位置からのずれ



(b) 脚長の変化  $l_m$

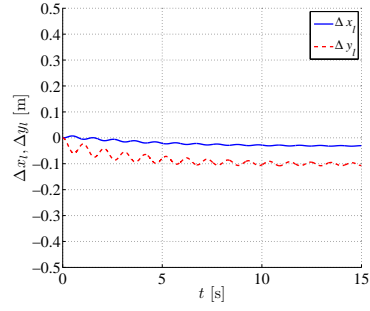


(c) 入力トルク  $\tau_1, \tau_{12}$

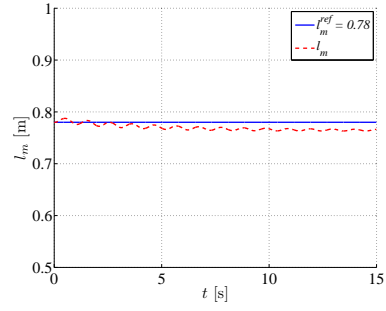


(d) 重心にかかる力  $f_{lx}, f_{ly}$

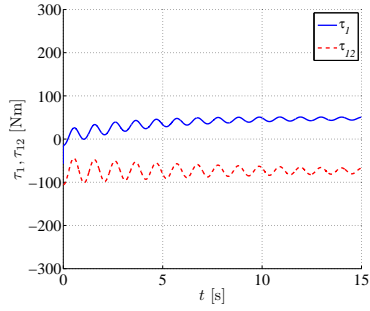
図 4.9: 二関節筋バネ定数:  $K_{fix} = 400$



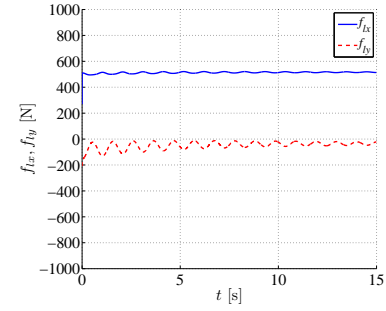
(a) つりあい位置からのずれ



(b) 脚長の変化  $l_m$

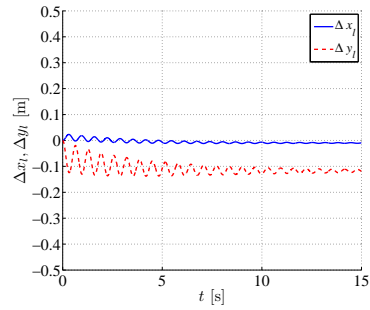


(c) 入力トルク  $\tau_1, \tau_{12}$

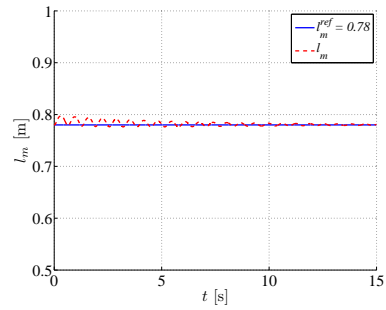


(d) 重心にかかる力  $f_{lx}, f_{ly}$

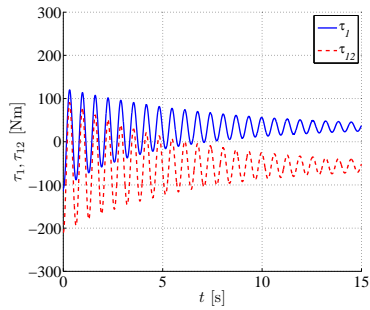
図 4.10: 二関節筋バネ定数:  $K_{fix} = 500$



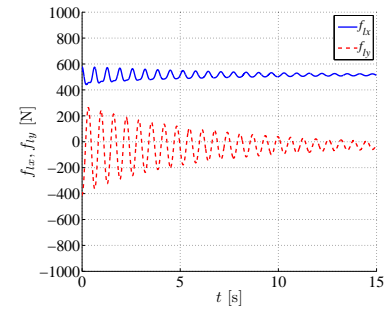
(a) つりあい位置からのずれ



(b) 脚長の変化  $l_m$



(c) 入力トルク  $\tau_1, \tau_{12}$



(d) 重心にかかる力  $f_{lx}, f_{ly}$

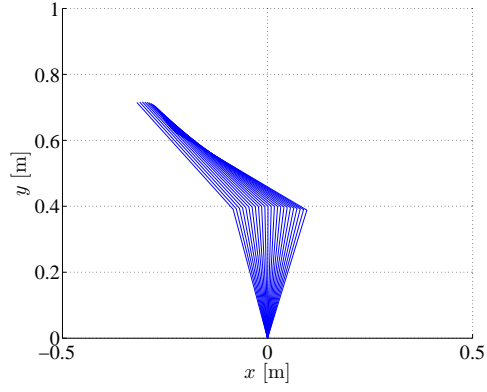
図 4.11: 二関節筋バネ定数:  $K_{fix} = 1000$

の位置指令値を大きくすることで応答速度は変化し、この速度を利用した推進力生成を行うことにする。

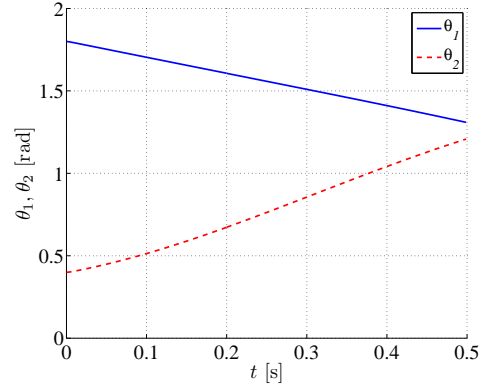
シミュレーション条件として、1歩分の歩行周期は  $T = 0.5$  であり、初期姿勢は二関節筋がバネ要素でない場合と同様に  $(\theta_1, \theta_2) = (1.8, 0.4)[\text{rad}]$  とした。また初期姿勢は遊脚からの着地なので速度を有しており、その初期値を  $(\dot{\theta}_1, \dot{\theta}_2) = (-0.5, 0.0)[\text{rad/s}]$  とした。さらに提案する位置制御では収束に時間を有するため、歩行の推進力を発生させるための位置指令値を  $y_l^{ref} = -1.5[\text{m}]$  と大きくとり、バネ定数  $K_{fix}$  の変化に伴う検証を行った。

図 4.12 ~ 4.15 にバネ定数  $K_{fix}$  を変化させた場合のそれぞれのシミュレーション結果を示す。それぞれの結果において各関節角度を見てみると、バネ定数  $K_{fix}$  を大きくするほど人の挙動に近くなっている。しかし  $K_{fix} = 300$  のときにおいては、十分に脚長を維持できていないと思われる。また図 4.12(d), 図 4.13(d), 図 4.14(d), 図 4.15(d) はそれぞれ重心速度を表しており、 $v_{lx}$  は脚長維持に関わる速度、 $v_{ly}$  は歩行のための推進速度である。ただし座標の都合上  $v_{ly}$  の実際の符号は負であるが、表示のため反転させている。 $K_{fix}$  を上げるにつれ推進速度が大きくなり、歩行のための推進力が得られていることが分かる。ここで注目すべき点は脚長の変化速度  $v_{lx}$  である。推進速度に対してほとんどゼロに近い値に収まっている。これは脚長方向の剛性が高くなっているためであり、提案する位置制御が適切であることを示している。またこのときの重心にかかる力を見ても、 $f_{lx}$  でほとんど変動なく重心を支え、かつ  $f_{ly}$  で歩行のための推進力を生み出していることがわかる。

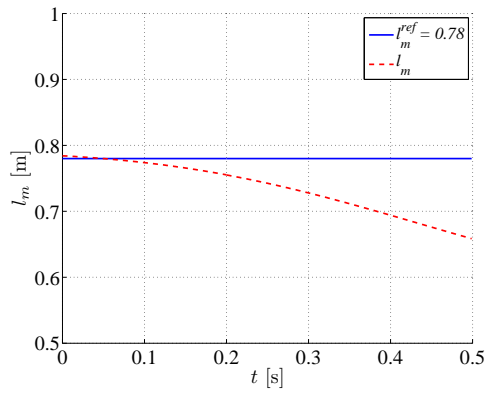
これらの結果より、提案する位置制御が正しいことが確認でき、またバネ要素による制約の中では速度制御ではなく、位置制御の方が歩行アシストには有効であることが言える。



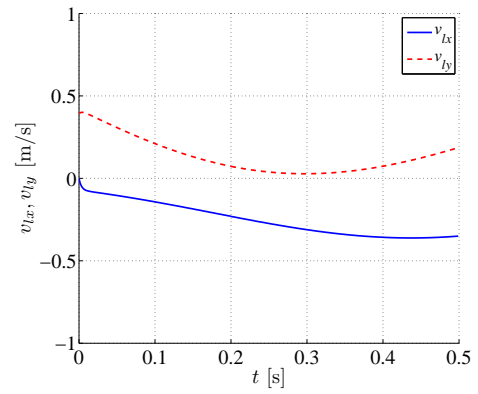
(a) 支持脚の挙動



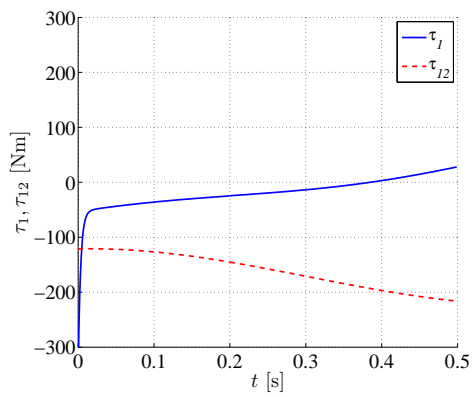
(b) 各関節角度  $\theta_1, \theta_2$



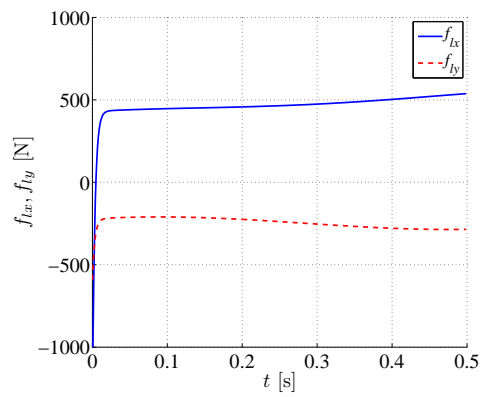
(c) 脚長の変化  $l_m$



(d) 重心での各速度  $v_{lx}, v_{ly}$

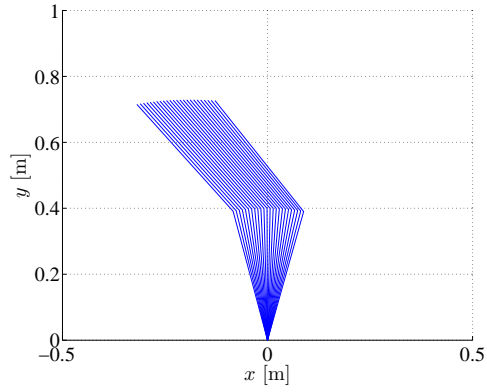


(e) 入力トルク  $\tau_1, \tau_{12}$

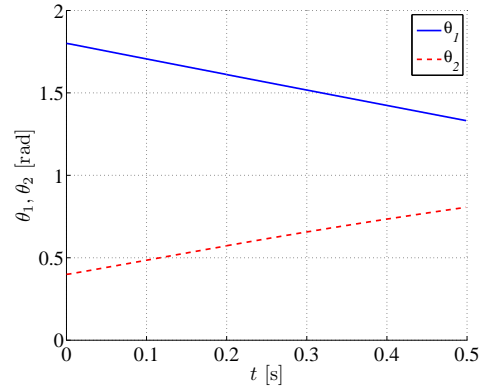


(f) 重心にかかる力  $f_{lx}, f_{ly}$

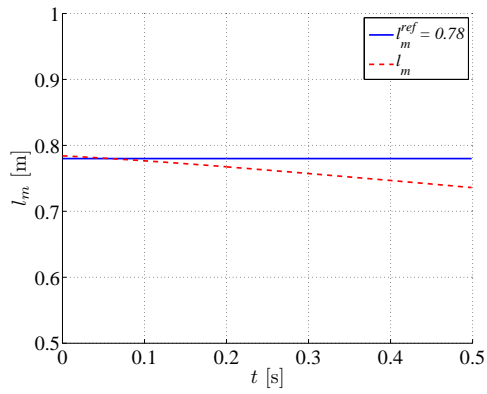
図 4.12: 二関節筋バネ定数:  $K_{fix} = 300$



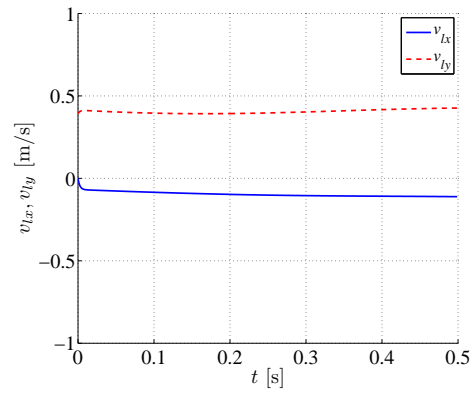
(a) 支持脚の挙動



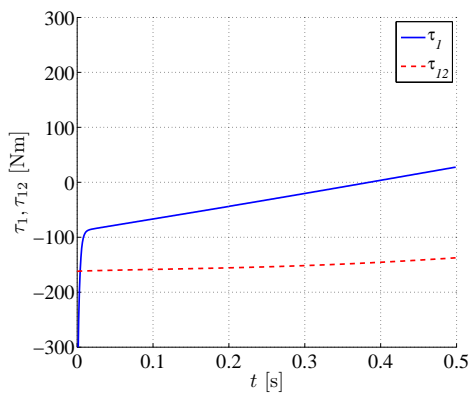
(b) 各関節角度  $\theta_1, \theta_2$



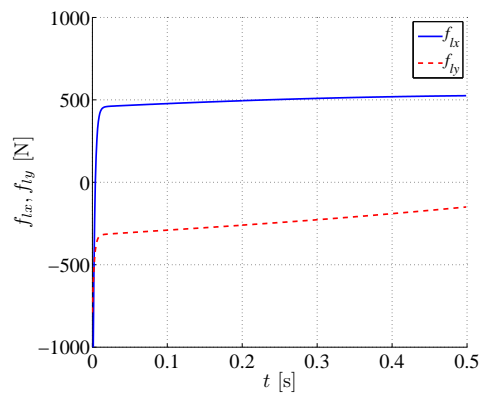
(c) 脚長の変化  $l_m$



(d) 重心での各速度  $v_{lx}, v_{ly}$



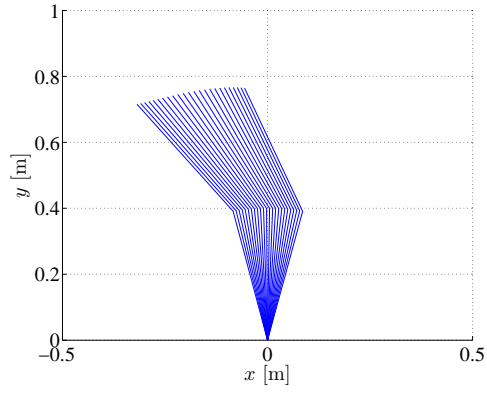
(e) 入力トルク  $\tau_1, \tau_{12}$



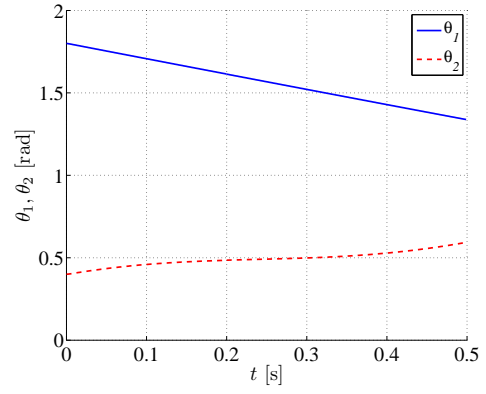
(f) 重心にかかる力  $f_{lx}, f_{ly}$

図 4.13: 二関節筋バネ定数:  $K_{fix} = 400$

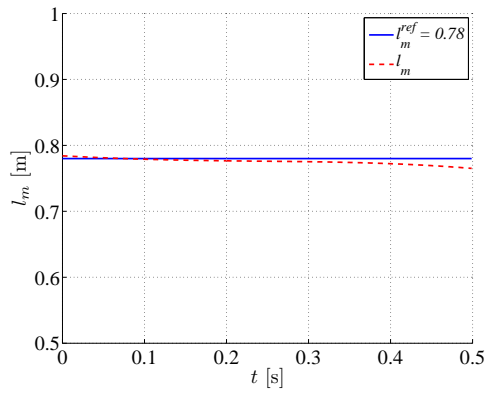




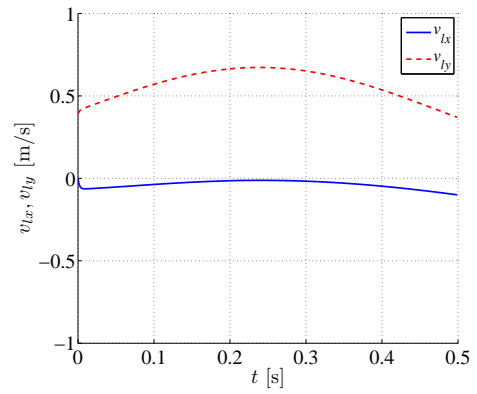
(a) 支持脚の挙動



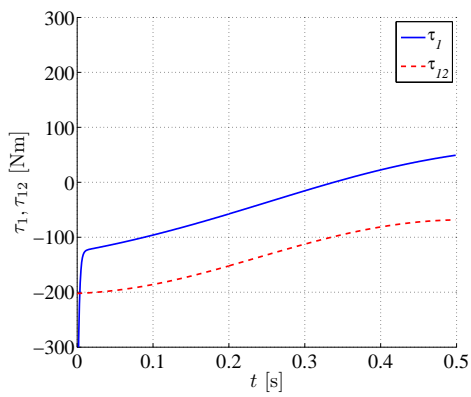
(b) 各関節角度  $\theta_1, \theta_2$



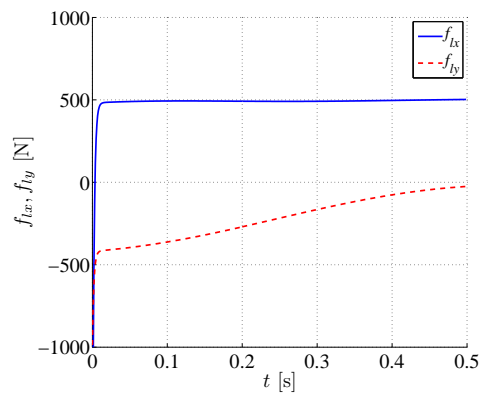
(c) 脚長の変化  $l_m$



(d) 重心での各速度  $v_{lx}, v_{ly}$

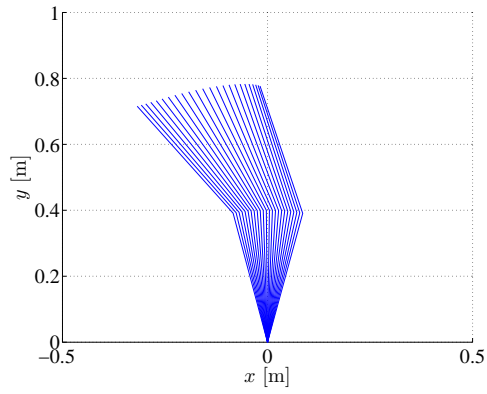


(e) 入力トルク  $\tau_1, \tau_{12}$

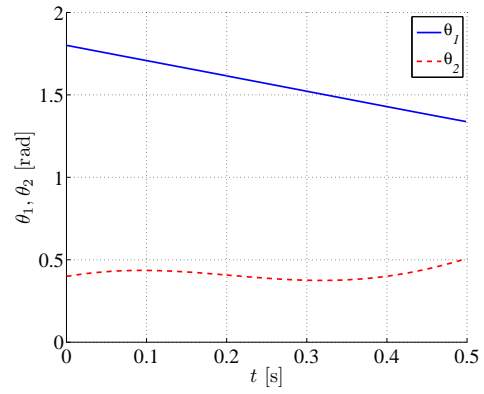


(f) 重心にかかる力  $f_{lx}, f_{ly}$

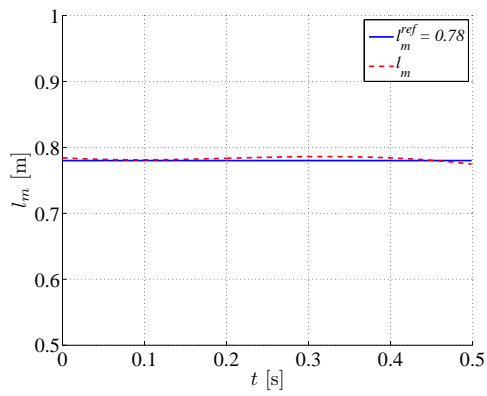
図 4.14: 二関節筋バネ定数:  $K_{fix} = 500$



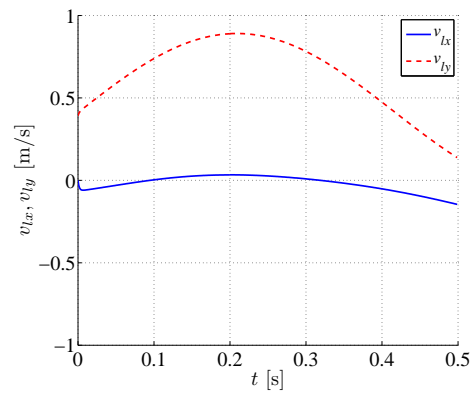
(a) 支持脚の挙動



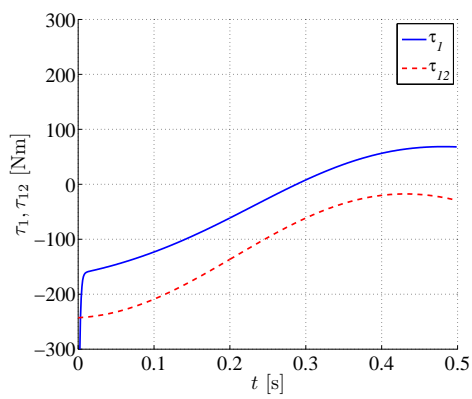
(b) 各関節角度  $\theta_1, \theta_2$



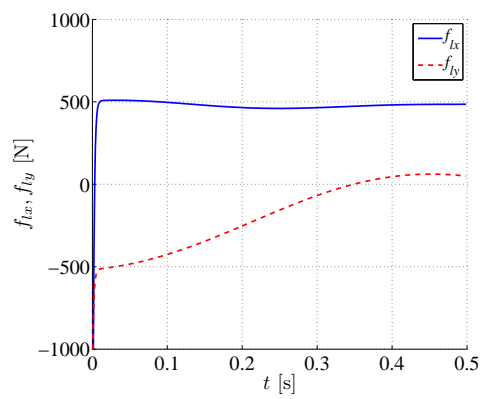
(c) 脚長の変化  $l_m$



(d) 重心での各速度  $v_{lx}, v_{ly}$



(e) 入力トルク  $\tau_1, \tau_{12}$



(f) 重心にかかる力  $f_{lx}, f_{ly}$

図 4.15: 二関節筋バネ定数:  $K_{fix} = 600$

## 第5章 二関節筋を装備した実験機による検証

この章では本研究の実験的考察するために作製した二関節筋装備型ロボットの紹介と、歩行アシストのために提案した制御の実験的検証を行う。

### 5.1 3対6筋装備型アームロボット：BiWiII

#### 5.1.1 BiWiII の構成

図 5.1 は作製したアームロボット BiWiII の構成を示す。上下にそれぞれ 3 本ずつ付属しているモータはすべて DC モータであり、その全てが筋の出力を行う 3 対 6 筋を備えたアームロボットである。それぞれのモータのシャフトにはプーリが付属しており、各関節のシャフトに付属しているプーリとワイヤで結合することにより駆動している。一関節筋はそれぞれの関節のプーリに結合しており、二関節筋は両方の関節のプーリに結合している。

モータは MAXON 社製のギアード DC モータを用いており、ギアヘッドの減速比は 1:18 である。エンコーダもモータ付随のものであり、使用したモータドライバ ADS50/5 とともに MAXON 社製のものをを用いる。その他エンコーダ駆動用電源、モータ駆動用電源がある。また上位のコントローラとして Vine-Linux を搭載した PC を用いている。この PC にはモータ駆動、エンコーダの読み取り、また力センサの読み取りのために AD/DA ボード、カウンタボード、力センサ用レシーバが備えられている。図 5.2 は実際に作製した 3 対 6 筋装備型のロボットアームである。

表 5.1 と 5.2 にそれぞれ BiWiII の諸元と制御用 PC の構成を示す。

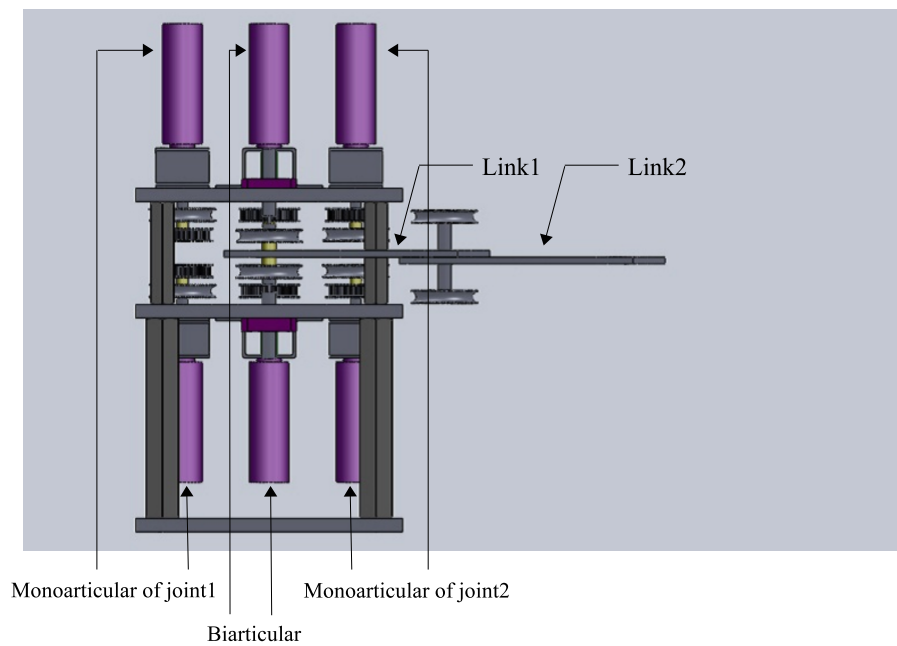


図 5.1: 3 対 6 筋装備型アームロボット : BiWiII の構成

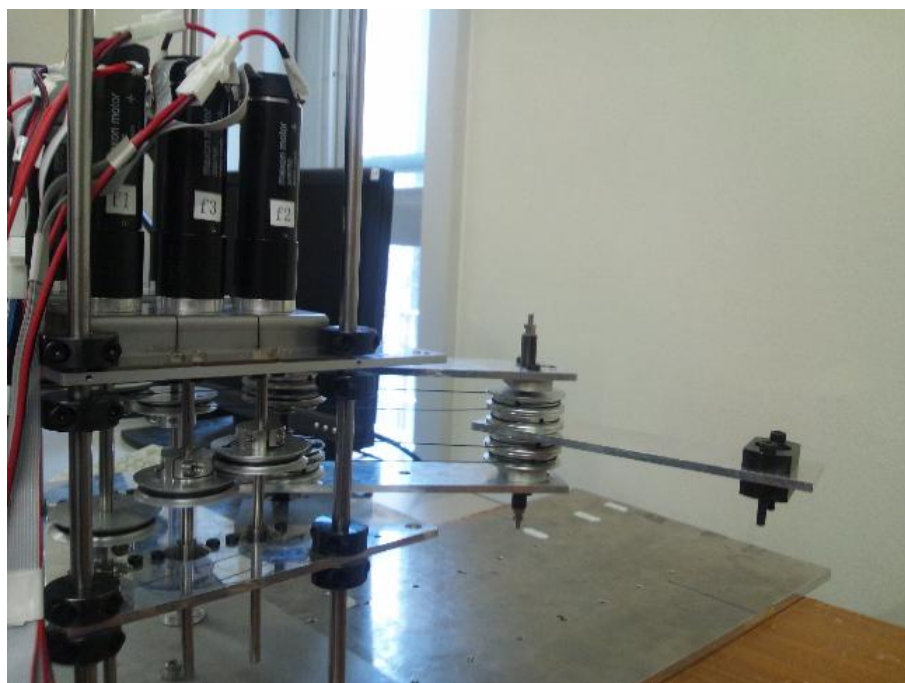


図 5.2: 作製したアームロボット : BiWiII

表 5.1: BiWiII の諸元

Total height	360[mm]
Total length	485[mm]
Length of link 1	150[mm]
Length of link 2	150[mm]
Torque coefficient	0.058[Nm/A]

表 5.2: 制御用 PC の構成

Motor Driver	MAXON ADS 50/5
OS	Vine Linux 4.2(kernel 2.4.31)
AD/DA board	Interface PCI-3329
Counter board	Interface PCI-6205C
Receiver of force sensor	Nitta IFS-PCI-2184S

### 5.1.2 Mono-Bi システムに基づく速度制御の BiWiII による検証

一関節筋トルク，二関節筋トルクがともに入力として制御できる場合において実験を行った．この実験では Mono-Bi システムに基づいて提案した速度制御を実験的に検証した．ただしアームロボット BiWiII は地面に対して水平に設置してあるため，歩行シミュレーションでは考慮すべき重力項を除いた検証となっている．

実験では初期値として  $(v_{lx}, v_{ly}) = (0.0, 0.0)[\text{m/s}]$ ，速度指令値として  $(v_{lx}^{ref}, v_{ly}^{ref}) = (0.0, 0.5)[\text{m/s}]$  を与えた．図 5.3 にそのときの実験結果を示す．前進速度  $v_{ly}$  においてはシミュレーションと異なり，立ち上がりの際にややオーバーシュートが見られるが， $v_{lx}, v_{ly}$  のいずれもよい追従性を示してしていることが実験により確認できた．

### 5.1.3 角度の違いによる剛性楕円の実験的検証

図 5.4，5.5 はそれぞれ  $\theta = \pi/3, \pi/6$  の場合の剛性楕円である．剛性楕円とは，マニピュレータ先端の外力に対する剛性を表した楕円であり，楕円中心から弧までの距離が大きいほど高い剛性を表している．

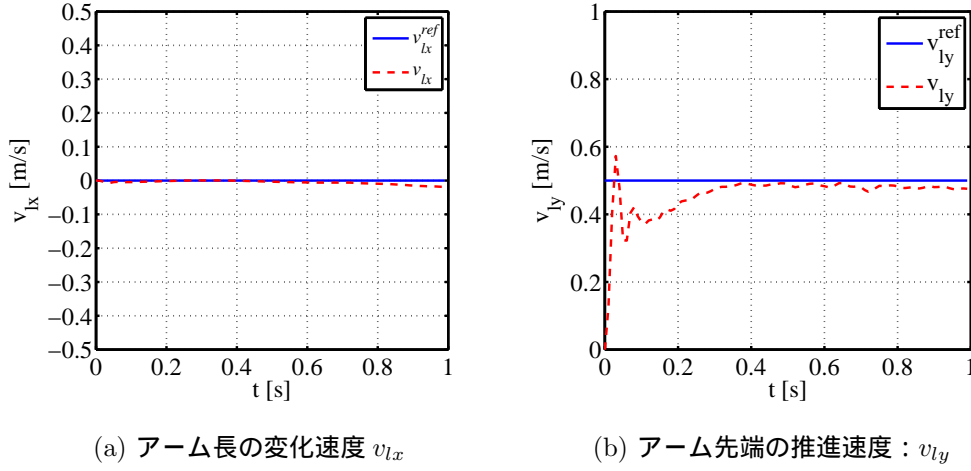


図 5.3: 実験による速度制御の結果

実験条件は，アームを各角度に固定した状態で先端にソフトウェア的に位置変位を与えることで外力を加え，位置制御を元に入力トルクを設計した式 (4.18)(4.19) を用いている．そのときの剛性を力センサにより計測した．力センサは WACOHTECH 社製の 6 軸力センサ WDF-6A100-2-AG2 を使用した．この実験により提案する制御アルゴリズムにおいて，第二関節の角度  $\theta_2$  が小さいほど，アーム長方向，すなわち歩行における重心の維持に対する剛性が高くなっていることが分かり，体重変動などに対する外乱にもロバスト性のあるアルゴリズムになっていることが確認できる．一方で，歩行の推進方向に対しては  $\theta_2$  が小さいほど剛性も小さく，推進力が発生しやすいアルゴリズムとなっている．

#### 5.1.4 提案位置制御の静的実験

入力トルクが式 (4.18)(4.19) で表される二関節筋がバネにより表される場合において実験を行った．図 5.6 ~ 5.8 に結果を示す．各指令値はアーム長を維持し，アーム長を半径とする円弧状にのみ動くように与えており，それぞれ  $(x_l^{ref}, y_l^{ref}) = (0.0, -0.005), (0.0, -0.01), (0.0, -0.05)[m]$  としている．ただしこのときのアームの第二関節の角度指令値は  $\theta_2^0 = \pi/12$  とし，およそアームが伸びている状態である．

アーム先端の円弧方向である  $y_l$  軸への指令値を変化させているにもかかわらず，いずれの結果においてもアーム長方向の変化  $\Delta x_l$  はおよそ 0 となっており，アーム長は維持されていると言える．また，アーム先端が円弧方向  $y_l$  に対して位置指令値  $y_l^{ref}$  におおよそ追従していることも確認できる．これらの結果より，提案す

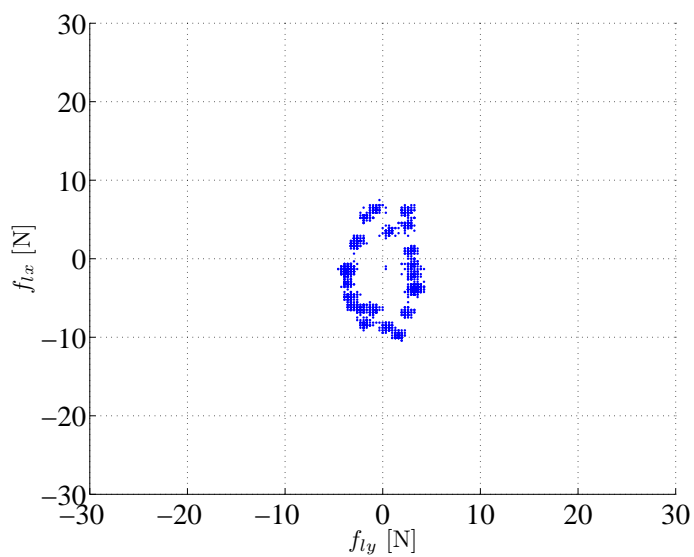


図 5.4:  $\theta = \frac{\pi}{3}$  の場合の剛性楕円

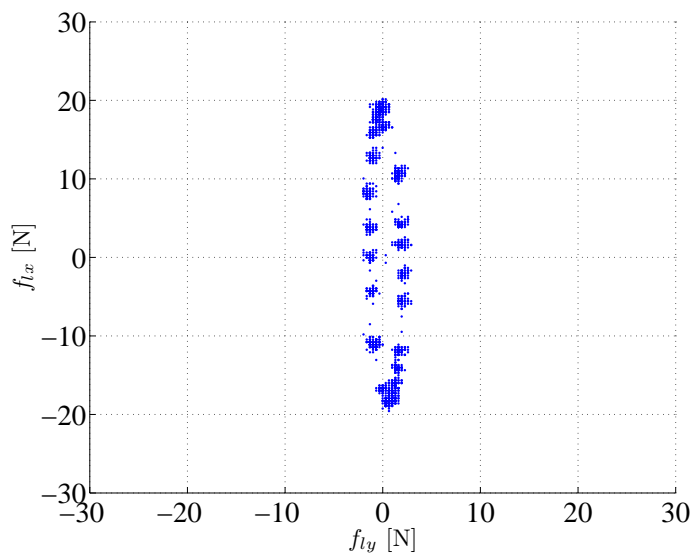
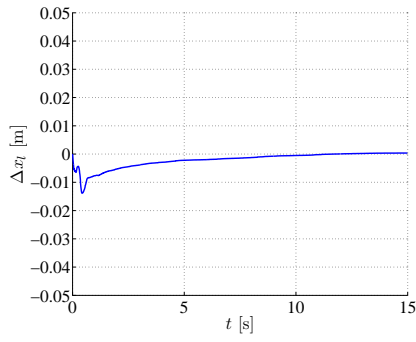
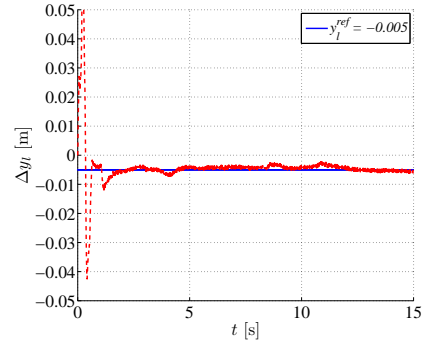


図 5.5:  $\theta = \frac{\pi}{6}$  の場合の剛性楕円

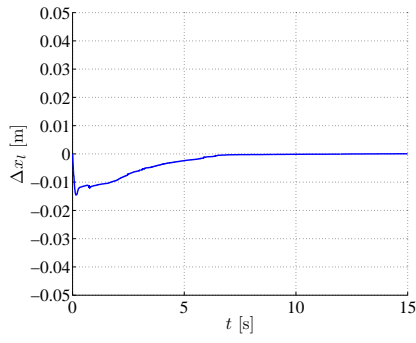


(a) アーム長の変化  $\Delta x_l$

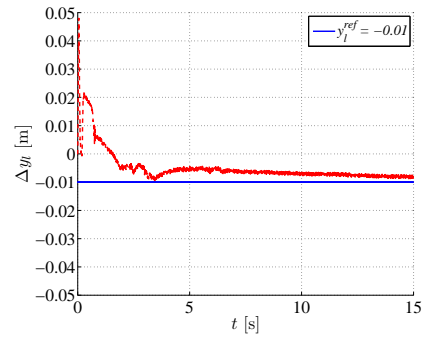


(b) アーム先端の円弧方向の変化  $\Delta y_l$

図 5.6: 位置制御の検証：位置指令値  $(x_l^{ref}, y_l^{ref}) = (0.0, -0.005)[m]$

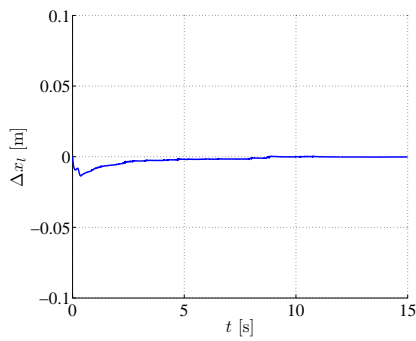


(a) アーム長の変化  $\Delta x_l$

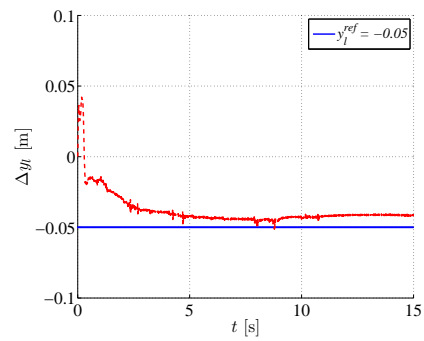


(b) アーム先端の円弧方向の変化  $\Delta y_l$

図 5.7: 位置制御の検証：位置指令値  $(x_l^{ref}, y_l^{ref}) = (0.0, -0.01)[m]$



(a) アーム長の変化  $\Delta x_l$



(b) アーム先端の円弧方向の変化  $\Delta y_l$

図 5.8: 位置制御の検証：位置指令値  $(x_l^{ref}, y_l^{ref}) = (0.0, -0.05)[m]$



る入力トルク  $\tau_1$  を用いた位置制御が正しいことが実験によって確認できた。

### 5.1.5 提案位置制御の動的実験

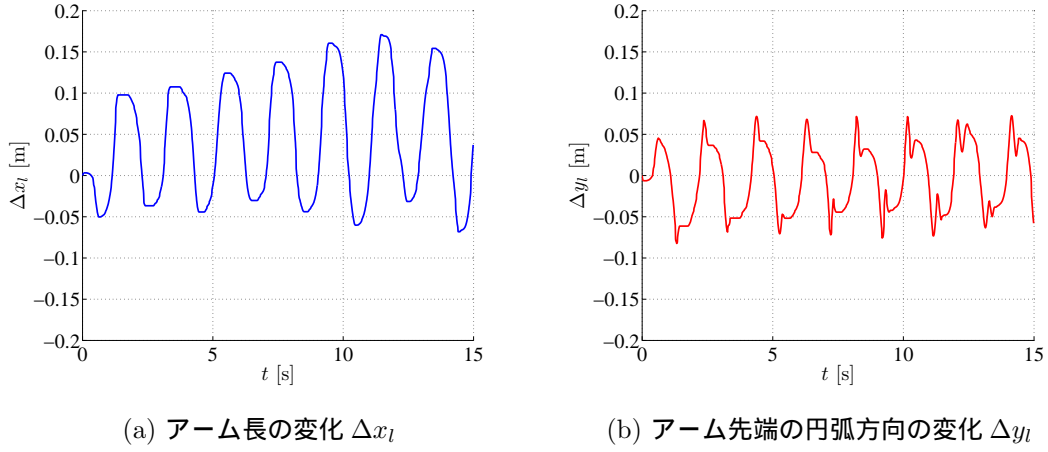


図 5.9: 第二関節のつりあい角度  $\theta_2^0 = \frac{\pi}{2}[\text{rad}]$  の場合

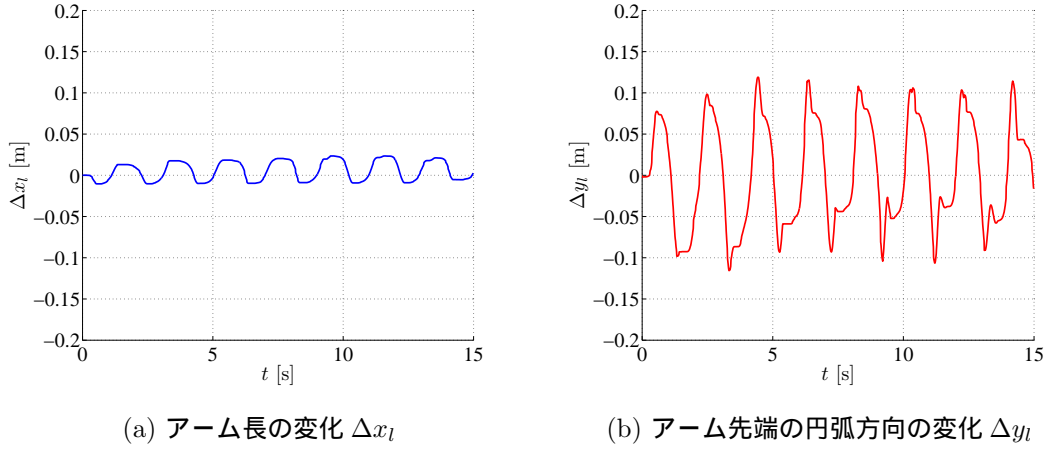


図 5.10: 第二関節のつりあい角度  $\theta_2^0 = \frac{\pi}{12}[\text{rad}]$  の場合

静的実験に続き，動的実験により検証を行った．動的実験を行うために，以下の式のように追加的に正弦波を代入する．ただし振幅は  $A = 1.5[\text{Nm}]$ ，周波数は  $f = 1.0[\text{Hz}]$  とした．

$$\tau_1 = K_{fix}\Delta\theta_1 + A\sin(2\pi ft) \quad (5.1)$$

$$\tau_{12} = K_{fix}\Delta\theta_{12} \quad (5.2)$$

図 5.9, 5.10 はそれぞれ第二関節の角度指令値が  $\theta_2^0 = \frac{\pi}{2}, \frac{\pi}{12}[\text{rad}]$  の場合である．この図よりアーム長方向のである  $x_l$  軸の変化が大きく変化していることがわかる．アーム長が伸びた状態，すなわち  $\theta_2^0 = \frac{\pi}{12}[\text{rad}]$  の場合だと，この  $x_l$  方向の変動が小さくなっており，アーム長方向の影響が小さくなっていることがわかる．

したがって静的状態，動的状态のいずれの場合においても，アームが伸びている状態であればアーム長方向への剛性が高くなると見ることができる．これらの結果において注目すべきことは，歩行において脚が伸びている状態だと，脚長方向への影響は小さくなることで重心の維持が適切にできるということである．そのためこの位置制御による特性は歩行アシストに非常に適していると言える．

## 5.2 Mono-Bi システムによる歩行装具試作機

これまで二関節筋を利用した Mono-Bi システムに基づき，歩行支持脚モデルでの推進力生成のための制御を行った．さらに短下肢装具に適用するため，二関節筋が運動に対する受動要素である場合の一関節筋トルク的设计法について提案した．それらの制御を装具の実用するため，受動機構二関節筋を装備した装具試作機を作製した．

図 5.11 に作製した実験機を示す．Mono-Bi のうち，青色で囲んだ部分が Mono である一関節筋を表しており，Maxon 製 DC モータにより駆動，ウォームギアを用いて脚と平行に配置することで重みによる慣性を少なくした．また赤色で囲んだ部分が Bi である二関節筋を表しており，運動に対する受動機構でを再現するために引張りバネを用いた．引張りバネは付け替え可能な構造になっており，バネ定数を任意に変更することができる．このようにして Mono-Bi システムを実装した装具を作製した．脚に装着して使用することを考慮すれば，足部の重みを少なくするためにアクチュエータ等は腰などの上部配置の方が好ましいが，今回の試作機では提案する支持脚の重心速度制御の検証を行うことが目的であるため，基礎的な実験機として足部に配置することにした．実験機の諸元は表 5.3 に示す．ただしモータ付随の下腿部にあたるリンクが第 1 リンク，大腿部にあたるリンクが第 2 リンクである．

本研究では作製のみに留まってしまったが，この歩行試作機を用いた実験的検証は今後の課題としたい．

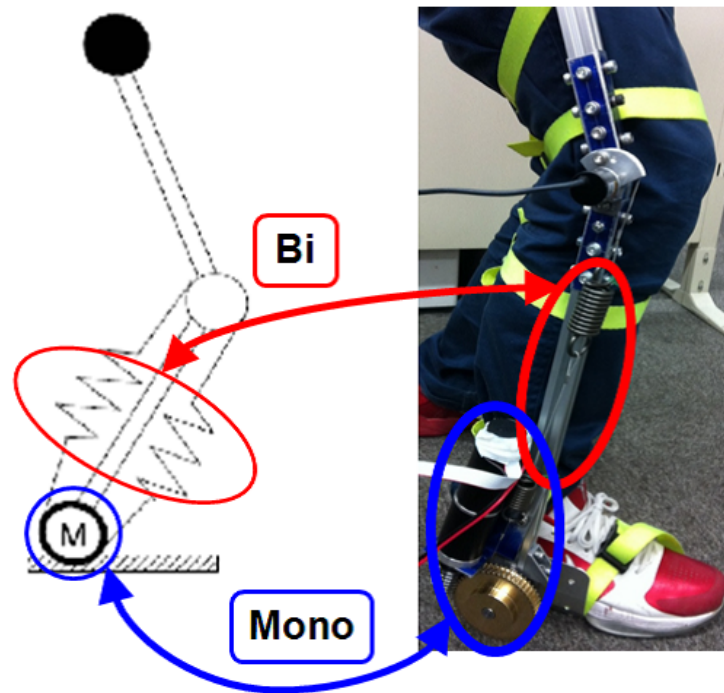


図 5.11: 作製した装具試作機

表 5.3: 装具試作機の諸元

Weight of link 1	2.3[kg]
Weight of link 2	0.25[kg]
Length of link 1	430[mm]
Length of link 2	230[mm]

## 第6章 脚切り替え動作を取り入れた 歩行への拡張

前章までは，歩行支持脚モデルを用いて，歩行中の片足のみを用いた重心速度制御の検証を行ってきた．しかし，実際の歩行に適用する際には脚切り替えによる歩行動作への拡張が必要である．歩行安定化アルゴリズムは様々な手法があるが，本研究では歩行状況に応じて可変な歩幅を用いるアルゴリズムに着目した．

歩行状況による歩幅可変な歩行アルゴリズムは，1974年に Robert B. McGhee 氏らによって提案されたものであり [42]，コンパス型歩行ロボットなどの歩行制御アルゴリズムとして使用されるといった経緯がある．現在の歩行アルゴリズムは ZMP (Zero Moment Point) による制御が主流であり，足首トルクを主体とした制御法である．この制御法では基本的に一定歩幅で制御を行っており，環境の変化に対してロバストなヒューマノイドロボットに適用するには適している．

しかし，ZMP 制御では各関節が高剛性になっていることから，ヒューマノイドロボットに適用できても，人の歩行状況によって効果的な歩容生成すべき装具には適しているとは言えない．一方，可変な歩幅をアルゴリズムにおいては，最終的な着地までの姿勢が整っていれば歩行安定化が可能なため，人と装具の間での剛性の弱さを考慮する必要が少ない．

## 6.1 倒立振子による歩行モデルの定義

線形化された歩行モデルの多くは，倒立振子モデルによる近似を用いたものが一般的である [45][42][44]．本研究における検討においてもこの倒立振子による近似モデルを用い，基礎検討として，歩行する方向を含めた矢状面に限定する．また，人の脚の質量は全体の 10 % 程度であるということから，上体に比べて歩行への影響は少ないと考えられるので，脚の質量は無視したモデルとする．

図 6.1 は人の上体と下肢を倒立振子によって表したモデルである． $m, J, g, l$  はそれぞれモデル上体の質量，イナーシャ，モデルにかかる重力，腰から上半身の重心までの長さである． $r$  は足先から腰までの長さ， $\phi_1, \phi_2$  は垂直方向に対する脚と上半身の傾き角であり， $r, \phi_1, \phi_2$  は時間的に変化する状態変数である．また， $\tau$  は腰に加わるトルク， $F$  は脚の長さ  $r$  に対応する一般化力である．

図 6.1 の運動方程式を求めるためにラグランジュ法を用いる．まず式 (6.1) で表される  $P_s(t)$  は時刻  $t$  におけるモデルの重心座標であり， $P_{sX}, P_{sY}$  はそれぞれ重心

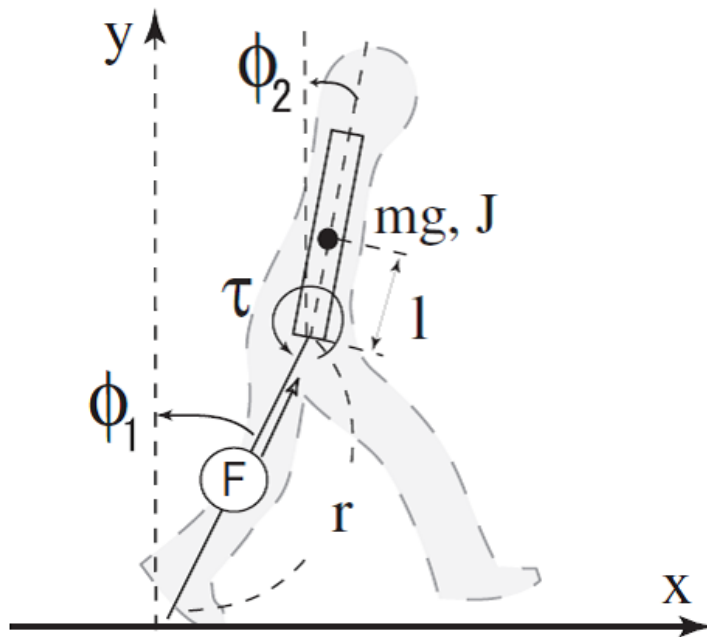


図 6.1: 歩行モデルの概要図

の  $x$  成分と  $y$  成分である .

$$P_s(t) = (P_{sX}, P_{sY}) \quad (6.1)$$

$$P_{sX} = -r(t) \sin \phi_1(t) - l \sin \phi_2(t) \quad (6.2)$$

$$P_{sY} = r(t) \cos \phi_1(t) + l \cos \phi_2(t) \quad (6.3)$$

式 (6.1)-(6.3) の重心座標に対し , 式 (6.4) の運動エネルギー  $K(t)$  と 6.5 の位置エネルギー  $P(t)$  を求め , 式 (6.6) によりラグランジアン  $L$  を定義し , 式 (6.7) により所望のラグランジュ方程式を導出する .

$$K(t) = \frac{1}{2} J m \left( \frac{\partial \phi_2}{\partial t} \right)^2 + \frac{1}{2} m \left( \frac{\partial P_s(t)}{\partial t} \right)^2 \quad (6.4)$$

$$P(t) = mg P_{sY}(t) \quad (6.5)$$

$$L = K(t) - P(t) \quad (6.6)$$

$$\begin{pmatrix} \frac{\partial}{\partial t} \left( \frac{\partial L}{\partial \dot{r}(t)} \right) - \frac{\partial L}{\partial r(t)} \\ \frac{\partial}{\partial t} \left( \frac{\partial L}{\partial \dot{\phi}_1(t)} \right) - \frac{\partial L}{\partial \phi_1(t)} \\ \frac{\partial}{\partial t} \left( \frac{\partial L}{\partial \dot{\phi}_2(t)} \right) - \frac{\partial L}{\partial \phi_2(t)} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} F \\ -\tau \\ \tau \end{pmatrix} \quad (6.7)$$

以上の操作により , 式 (6.8)-(6.10) で表されるモデルの運動方程式が得られる .

$$\begin{aligned} \ddot{r} + l \ddot{\phi}_1 \sin(\phi_1 - \phi_2) + g \cos \phi_1 \\ - r \dot{\phi}_1^2 - l \dot{\phi}_2^2 \cos(\phi_1 - \phi_2) = \frac{F}{m} \end{aligned} \quad (6.8)$$

$$\begin{aligned} r^2 \ddot{\phi}_1 + l r \ddot{\phi}_2 \cos(\phi_1 - \phi_2) - g r \sin \phi_1 \\ + l r \dot{\phi}_1^2 \sin(\phi_1 - \phi_2) - 2 r \dot{r} \dot{\phi}_1 = -\frac{\tau}{m} \end{aligned} \quad (6.9)$$

$$\begin{aligned} l \ddot{r} \sin(\phi_1 - \phi_2) + l r \ddot{\phi}_1 \cos(\phi_1 - \phi_2) \\ + (l^2 + J) \ddot{\phi}_2 + 2 l \dot{r} \dot{\phi}_1 \cos(\phi_1 - \phi_2) \\ - l r \dot{\phi}_1^2 \sin(\phi_1 - \phi_2) - g l \sin \phi_1 = -\frac{\tau}{m} \end{aligned} \quad (6.10)$$

式 (6.8)-(6.10) をまとめて  $\mathbf{M}(\phi) \ddot{\phi} + \mathbf{G}(\phi, \dot{\phi}) = \mathbf{B} \mathbf{u}$  とする . ここで ,

$$\phi = (r - r_{ref}, \phi_1, \phi_2, \dot{r}, \dot{\phi}_1, \dot{\phi}_2) \quad (6.11)$$

$$\mathbf{u} = \left( \frac{F}{m}, \frac{\tau}{m} \right) \quad (6.12)$$

であり，各行列式  $M, G, B$  は以下の様に表される．

$$M = \begin{pmatrix} 1 & 0 & l \sin(\phi_1 - \phi_2) \\ 0 & r^2 & lr \cos(\phi_1 - \phi_2) \\ l \sin(\phi_1 - \phi_2) & lr \cos(\phi_1 - \phi_2) & l^2 + J \end{pmatrix} \quad (6.13)$$

$$G = \begin{pmatrix} -r\dot{\phi}_1^2 - l\dot{\phi}_2^2 \cos(\phi_1 - \phi_2) + g \cos \phi_1 \\ lr\dot{\phi}_1^2 \sin(\phi_1 - \phi_2) - 2r\dot{r}\dot{\phi}_1 - gr \sin \phi_1 \\ -lr\dot{\phi}_1^2 \sin(\phi_1 - \phi_2) + 2l\dot{r}\dot{\phi}_1 \cos(\phi_1 - \phi_2) - gl \sin \phi_1 \end{pmatrix} \quad (6.14)$$

$$B = \begin{pmatrix} 1 & 0 \\ 0 & -1 \\ 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (6.15)$$

### 6.1.1 歩行モデルの線形化と非干渉化

状態方程式  $\ddot{\phi} = M^{-1}(G + Bu)$  に対して漸近安定となるような極配置を行うために，まず非干渉化と線形化を行う．状態方程式は以下の通りである．

$$\ddot{\phi} = \begin{pmatrix} \ddot{r} \\ \ddot{\phi}_1 \\ \ddot{\phi}_2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} -r\dot{\phi}_1^2 - l\dot{\phi}_2^2 \cos(\phi_1 - \phi_2) + g \cos \phi_1 \\ \frac{lr\dot{\phi}_1^2 \sin(\phi_1 - \phi_2) - 2r\dot{r}\dot{\phi}_1 - gr \sin \phi_1}{r} \\ 0 \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} \frac{-l^2 \cos(2(\phi_1 - \phi_2)) + l^2 + 2J}{2J} & \frac{l(r + l \cos(\phi_1 - \phi_2)) \sin(\phi_1 - \phi_2)}{Jr} \\ \frac{l^2 \sin(2(\phi_1 - \phi_2))}{2Jr} & -\frac{l^2 \cos^2(2(\phi_1 - \phi_2)) + l^2 + 2rl \cos(\phi_1 - \phi_2) + 2J}{2Jr^2} \\ \frac{-l \sin(\phi_1 - \phi_2)}{J} & \frac{r + l \cos(\phi_1 - \phi_2)}{Jr} \end{pmatrix} \quad (6.16)$$

この状態方程式に対して，モデルの線形化の影響を低減するために非干渉化を施す．

まず状態変数  $r$  に対し，脚部にかかる重力項  $g \cos \phi_1$  が支配的なため， $\phi_1$  の非干渉化を以下のように行う．

$$\ddot{r} = \begin{pmatrix} \frac{-l^2 \cos(2(\phi_1 - \phi_2)) + l^2 + 2J}{2J} & \frac{l(r + l \cos(\phi_1 - \phi_2)) \sin(\phi_1 - \phi_2)}{Jr} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} u_1 + \frac{-2Jg \cos \phi_1}{-l^2 \cos(2(\phi_1 - \phi_2)) + l^2 + 2J} \\ u_2 \end{pmatrix} \quad (6.17)$$

上式 (6.17) による非干渉化により，状態変数  $\phi_2$  についても同様に非干渉化を施す．

$$\ddot{\phi}_2 = \frac{-l \sin(2(\phi_1 - \phi_2)) g \cos \phi_1}{J} + \frac{r + l \cos(\phi_1 - \phi_2)}{Jr} u_2 \quad (6.18)$$

したがって，非干渉項において， $\phi_1$  が  $\phi_2$  よりも大きい場合は，以下のように表す

ことが出来る．

$$\ddot{\phi}_2 = \frac{gl \cos \phi_1 \sin \phi_2}{J} + \frac{J+r}{Jr} \left( u_2 - \frac{rlF \sin \phi_1}{m(r+l \cos(\phi_1 - \phi_2))} \right) \quad (6.19)$$

これらの非干渉化により，状態変数  $\phi_1$  の線形化された運動方程式は以下のようになる．

$$\begin{aligned} \ddot{\phi}_1 &= \frac{g(J+l^2)}{Jr} \phi_1 - \frac{gl^2}{Jr} \phi_2 - \frac{J+lr^2}{Jr^2} u_2 \\ &= \frac{g}{r+l} \phi_1 - \frac{gl^2}{Jr} \phi_2 - \frac{J+lr^2}{Jr^2} u_2 \left( u_2 - \frac{rlg\phi_1}{r+l} \right) \end{aligned} \quad (6.20)$$

このようにして非干渉化を考慮した入力  $\mathbf{u}$  を式 (6.21) に示す．

$$\mathbf{u} = \begin{bmatrix} \frac{F}{m} \\ \frac{\tau}{m} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} u_1 + g \cos \phi_1 \\ u_2 + \frac{rlF \sin(\phi_1 - \phi_2)}{m(r+l \cos(\phi_1 - \phi_2))} \end{bmatrix} \quad (6.21)$$

さらに非干渉化の後，平衡点  $(r-r_{ref}, \dot{r}, \phi_1, \dot{\phi}_1, \phi_2, \dot{\phi}_2) = \mathbf{0}$  において， $\dot{\phi} = \mathbf{A}_1 \phi + \mathbf{B}_1 \mathbf{u}_1$  となるよう線形化を施すと，各行列  $\mathbf{A}_1, \mathbf{B}_1$  以下のようになる．

$$\mathbf{A}_1 = \begin{pmatrix} 0 & 0 & 0 \\ 0 & \frac{g}{r+l} & -\frac{gl^2}{Jr} \\ 0 & 0 & \frac{gl}{J} \end{pmatrix} \quad (6.22)$$

$$\mathbf{B}_1 = \begin{pmatrix} 1 & 0 \\ 0 & \frac{J+rl+l^2}{Jr^2} \\ 0 & \frac{r+l}{Jr} \end{pmatrix} \quad (6.23)$$

ここで  $\mathbf{u}_1^T = (u_1, u_2)$  である．

この線形化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できる． $(r-r^{ref}, \dot{r})$  は任意の極  $\lambda_1, \lambda_2$  において， $(\phi_2, \dot{\phi}_2)$  は任意の極  $\lambda_5, \lambda_6$  においてそれぞれ極配置を行い，そのときの入力  $u_1, u_2$  は以下の式 (6.24), (6.25) のようになる．

$$u_1 = \lambda_1 \lambda_2 (r^{ref} - r) + (\lambda_1 + \lambda_2) \dot{r} \quad (6.24)$$

$$u_2 = -\frac{Jr}{r+l} \left( \lambda_5 \lambda_6 + \frac{gl}{J} \right) \phi_2 + \frac{Jr}{r+l} (\lambda_5 + \lambda_6) \dot{\phi}_2 \quad (6.25)$$

この極配置により上半身は安定化可能で  $\phi_2 \rightarrow 0$  であるから， $\ddot{\phi}_1 - \frac{g}{r+l} \phi_1 = 0$  となり  $\phi_1$  は不安定極をもつことになる．この倒れこみ角  $\phi_1$  の不安定極が，人の行う歩行動作を表す．



### 6.1.2 歩行モデルの離散化と脚切り替え方程式

人の歩行は倒立振子モデルによる近似が可能であることがわかっており，前節の線形化により，脚の倒れこみ角度である状態変数  $(\phi_1, \dot{\phi}_1)$  は以下のように表すことが出来る．

$$\begin{pmatrix} \dot{\phi}_1 \\ \ddot{\phi}_1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0 & 1 \\ \frac{g}{r+l} & 0 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \phi_1 \\ \dot{\phi}_1 \end{pmatrix} \quad (6.26)$$

一歩進むのに必要な時間をサンプリング時間  $T$  として歩行を離散時間系の運動であると考え，サブシステム  $(\phi_1, \dot{\phi}_1)$  を以下の式 (6.27) ように表すと，次の一歩の歩幅が推定される．

$$\begin{pmatrix} \phi_1(t) \\ \dot{\phi}_1(t) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cosh bT & \frac{1}{b} \sinh bT \\ b \sinh bT & \cosh bT \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \phi_1(0) \\ \dot{\phi}_1(0) \end{pmatrix} \quad (6.27)$$

式 (6.27) を健康な脚で得られた歩行周期  $T$  で離散化すると，以下の式 (6.28) となる．

$$\phi_D[k+1] = \begin{pmatrix} \cosh bT & \frac{1}{b} \sinh bT \\ b \sinh bT & \cosh bT \end{pmatrix} \phi_D[k] - \begin{pmatrix} \cosh bT \\ b \sinh bT \end{pmatrix} u_D[k] \quad (6.28)$$

ここで， $b^2 = \frac{g}{r+l}$  である．

この離散系に対しても同様に極配置を行う．一歩目の開始時刻  $t = 0$  から，次の一歩までの時刻  $t = T$  に対して極配置を行う．極配置は最適レギュレータによる設計により行い，以下にその設計の流れを示す．まず手順により，次式のように表される．

$$\begin{aligned} \begin{pmatrix} \phi_1(T) \\ \dot{\phi}_1(T) \end{pmatrix} &= \begin{pmatrix} \cosh bT & \frac{1}{b} \sinh bT \\ b \sinh bT & \cosh bT \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \phi_1(0) \\ \dot{\phi}_1(0) \end{pmatrix} - \begin{pmatrix} \cosh bT \\ b \sinh bT \end{pmatrix} \begin{pmatrix} h_3 & h_4 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \phi_1(0) \\ \dot{\phi}_1(0) \end{pmatrix} \\ &= \begin{pmatrix} (1 - h_3) \cosh bT & -h_4 \sinh bT + \frac{1}{b} \sinh bT \\ (1 - h_3) b \sinh bT & -h_4 \sinh bT + \cosh bT \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \phi_1(0) \\ \dot{\phi}_1(0) \end{pmatrix} \end{aligned} \quad (6.29)$$

ただし，状態フィードバックのため，入力  $u_D$  は状態変数  $(\phi_1, \dot{\phi}_1)$  としている．すると極配置のための所望の方程式は，

$$\begin{aligned} (z - \lambda_3)(z - \lambda_4) &= (z - (1 - h_3) \cosh bT)(z - \cosh bT + h_4 b \sinh bT) \\ &\quad - (1 - h_3) b \sinh bT \left( \frac{1}{b} \sinh bT - h_4 \cosh bT \right) \end{aligned} \quad (6.30)$$

となり，これにより係数  $(h_3, h_4)$  が決定される． $u_D$  は着地時に必要な歩幅のための両脚間の角度であり，切り替える直前の  $\phi_1$  を  $\phi_{end}$  として，式 (6.31) となる．

$$u_D = h_3 \left( \phi_{end}[k] - \frac{\phi_r}{2} \right) + h_4 \left( \dot{\phi}_{end}[k] - \frac{v^{ref}}{r} \right) + \phi_r \quad (6.31)$$

$$\begin{cases} h_3 = 1 - \lambda_1 \lambda_2 \\ h_4 = \frac{(1 + \lambda_1 \lambda_2) \cosh bT - \lambda_1 - \lambda_2}{b \sinh bT} \end{cases} \quad (6.32)$$

$\phi^{ref}, v^{ref}$  はそれぞれ歩幅指令値と前進速度指令値である．この倒立振子モデルにおける歩行動作を表す脚切り替え直前の  $\phi_1, r$  を  $\phi_{1,end}, r_{end}$ ，直後を  $\phi_{1,st}, r_{st}$  とすれば，図 6.2 により脚切り替え直後の各状態変数は以下の式 (6.33)-(6.36) のように推定される．

$$\phi_{1,st} = \phi_{1,end} - u_D \quad (6.33)$$

$$r_{st} = \frac{r_{end} \cos \phi_{1,end}}{\cos \phi_{1,st}} \quad (6.34)$$

$$\dot{\phi}_{1,st} = \frac{\dot{r}_{end}}{r_{st}} \sin u_D + \frac{r_{end}}{r_{st}} \dot{\phi}_{1,end} \cos u_D \quad (6.35)$$

$$\dot{r}_{st} = \dot{r}_{end} \cos u_D - r_{end} \dot{\phi}_{1,st} \sin u_D \quad (6.36)$$

これらの変数を Mono-Bi システムで使用している状態変数  $(\theta_1, \theta_2, \dot{\theta}_1, \dot{\theta}_2)$  に変換すると，関係式は以下ようになる．ただし  $\theta_m = \frac{\theta_2}{2}$  である．

$$\phi_{1,st} = \frac{\pi}{2} - \theta_1 - \theta_m \quad (6.37)$$

$$r_{st} = l_m \quad (6.38)$$

$$\dot{\phi}_{1,st} = -\dot{\theta}_1 - \dot{\theta}_m \quad (6.39)$$

$$\dot{r}_{st} = v_{lx} \quad (6.40)$$

以上の変換式より求められる状態変数  $(\theta_1, \theta_2, \dot{\theta}_1, \dot{\theta}_2)$  を用いることにより，Mono-Bi システムを用いた支持脚モデルの歩行動作への拡張を行う．

## 6.2 歩行動作切り替えシミュレーション

倒立振子を用いた歩行アルゴリズムにおいて，倒れ込み時の位置や速度を元に次の一步をどのように出すか，すなわちどの程度の歩幅で歩けば良いかフィードバックにより安定化を図っている．このとき制御アルゴリズムや FB ゲインの他に，どのような歩幅指令値を与えるかも重要な要因となってくる．

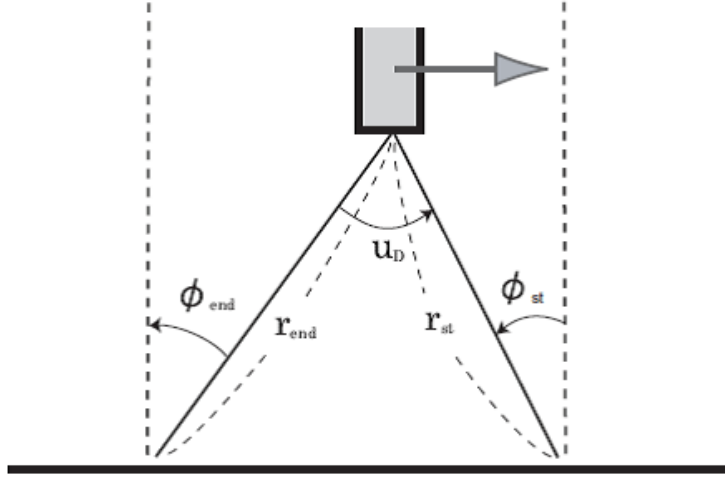


図 6.2: 支持脚切り替え時の歩行モデル

### 6.2.1 歩幅指令値の決定法：従来法

Hata は転ばぬ先の杖アルゴリズムを構築するにあたり，McGhee によって提案された歩行アルゴリズムを元に逐次歩幅推定を行っている．前述のように McGhee は式 (??) により脚の倒れ込み角を離散的に表現している．

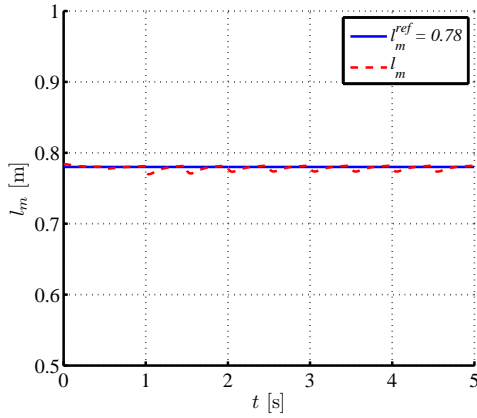
Hata は歩行が安定化している時には歩行切り替え時の左右の脚の倒れ込み角  $\phi_1$  が  $\phi_1 \rightarrow \phi_r/2$  となることから，式 (6.28) により以下の式 (6.41) で表されるような歩幅指令値を提案している [46]．

$$\phi_r = \frac{2(1 - \cosh bT)}{b \sinh bT} \phi_r \quad (6.41)$$

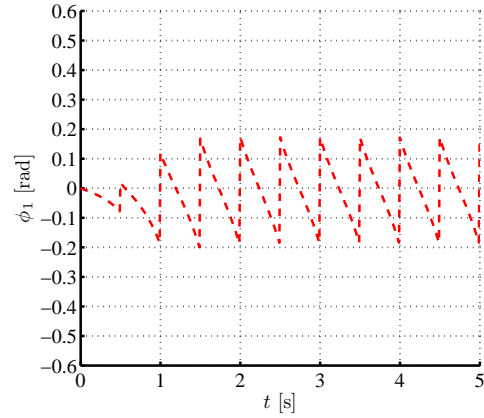
この歩幅決定式により行ったシミュレーション結果を図 6.3 に示す．ただしこのときのパラメータは表 6.1 の通りである．適切に脚を切り替えながら歩行動作を行っていることが分かる．しかし Hata が述べているように，この推定式 (6.41) では低速かつ歩幅が短い時にのみ成立しているとしている．またこのときの歩幅指令

表 6.1: シミュレーションで用いた各パラメータ

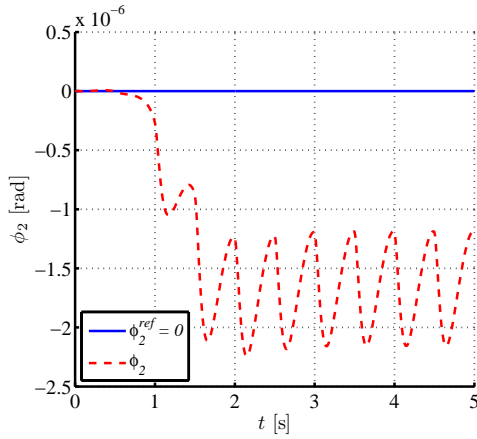
$\lambda_1 = -10$	$\lambda_2 = -20$	$\lambda_3 = 0.35$
$\lambda_4 = 0.35$	$\lambda_5 = -5$	$\lambda_6 = -6$
$r^{ref} = 0.78[\text{m}]$	$v^{ref} = 1.0[\text{m/s}]$	$T = 0.5[\text{s}]$



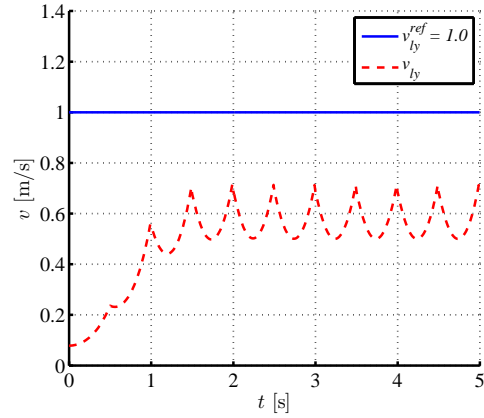
(a) 脚長  $r$



(b) 倒れこみ角度  $\phi_1$



(c) 上体角度  $\phi_2$



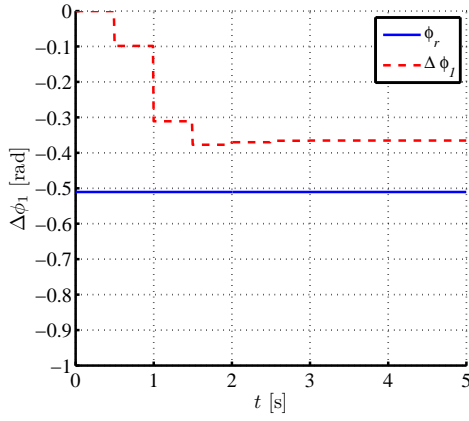
(d) 前進速度  $v$

図 6.3: Hata による従来式による歩行動作

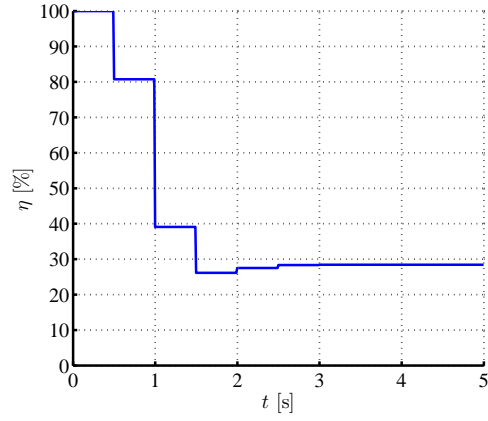
値  $\phi_r$  と実際のシミュレーションによる歩幅  $\Delta\phi_1$  との誤差率を  $\eta$  とし,  $\eta$  は以下の式 (6.42) で表す.

$$\eta = \left| \frac{\phi_r - \Delta\phi_1}{\phi_r} \right| \times 100[\%] \quad (6.42)$$

実際にこのとき式 (6.41) により推定された歩幅  $\phi_r$  と, シミュレーションにより得られた実際の歩幅  $\Delta\phi_1$  を図 6.4(a) に示す. 図 6.4(b) はそのときの歩幅誤差率  $\eta$  である. 定常状態において, 歩幅誤差率  $\eta$  はおよそ 30[%] 程度である. さらに前進速度指令値  $v^{ref}$  を変化させていった時の結果を見てみることにする. この Hata による従来式により, 速度指令値を変化させていったときの歩幅誤差率を図 6.5(a) は各速度指令値における目標歩幅  $\phi_r$  とシミュレーションでの実際の歩幅  $\Delta\phi_1$  であり,

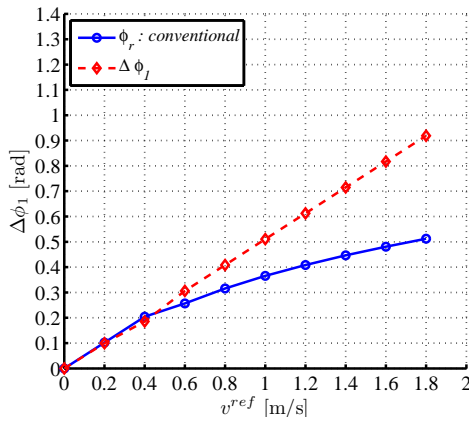


(a) 歩幅指令値  $\phi_r$  と実際の歩幅  $\Delta\phi_1$

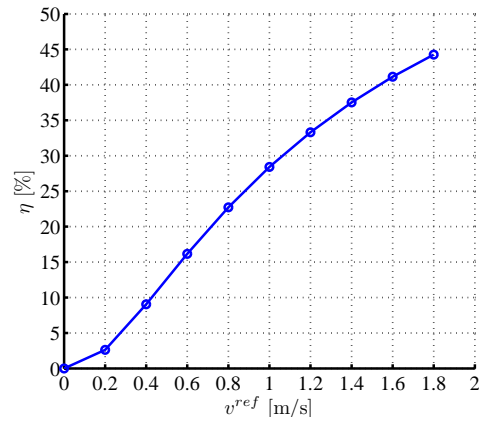


(b) 歩幅誤差率  $\eta$

図 6.4: Hata による歩幅誤差の結果



(a) 歩幅指令値  $\phi_r$  と実際の歩幅  $\Delta\phi_1$



(b) 歩幅誤差率  $\eta$

図 6.5: 各速度指令値における歩幅

図 6.5(b) はそれぞれの速度指令値における歩幅誤差率を示したものである．ただし各計算結果は定常状態におけるものとする．すると Hata の述べる通り，低速かつ短い歩幅のときには誤差率は小さいが，速度指令値を大きくするにつれて誤差率も大きくなっていることが見て取れる．

これらのことは歩行アルゴリズムの安定化を損なうとともに，使用者に違和感を与える要因となるため，実装するにあたって解決すべき問題である．そのため

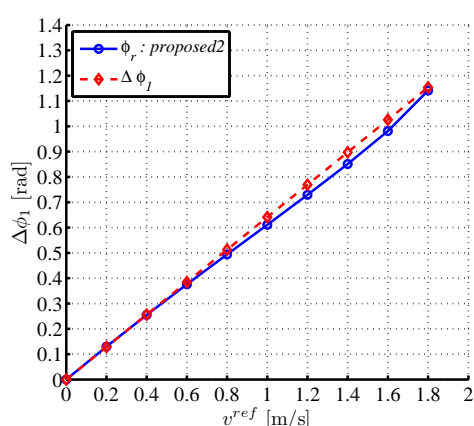
この問題に対し，歩幅指令値の与え方について検討を行った．

## 6.2.2 歩幅指令値の決定法：提案法

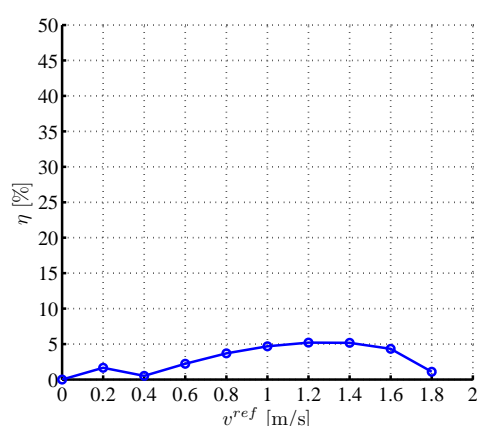
人の歩行は単振り子としてモデル化されるなど，重心が円軌道に近いとする文献もある [41]．そのためここでは重心が円軌道に近いと仮定する．この仮定では1ステップにかかる時間  $T$  での歩行の角速度指令値  $\dot{\phi}_r$  のとき，歩幅指令値は以下の式 (6.43) で表される．

$$\phi_r = \dot{\phi}_r T \quad (6.43)$$

これを歩幅指令値の提案式とする．この提案式を用いたシミュレーションによる歩行の挙動は Hata によるものと大差ないので割愛する．ここでは各速度指令値に対する実際の歩幅  $\Delta\phi_1$  を図 6.6(a) に示し，図 6.6(b) にはそのときの歩幅誤差率  $\eta$  を示す．Hata の場合と異なり，速度指令値が大きい領域でも歩幅誤差率はほとんどなく，歩幅指令値とシミュレーションによる歩幅が非常に良く一致しており，その誤差率  $\eta$  は大きくても 5[%] にとどまっている．これは従来式による 30[%] という結果に対して大きく改善されたと言える．これは人の歩行時の重心軌道が円弧状になっているという仮定に対する倒立振り子モデルによる近似が正しく，さらに人と装具が関わる場において違和感なくアシスト出来る可能性を示唆している．



(a) 歩幅指令値  $\phi_r$  と実際の歩幅  $\Delta\phi_1$



(b) 歩幅誤差率  $\eta$

図 6.6: 各速度指令値における歩幅

## 第7章 結論

### 7.1 まとめ

本研究では生物特有の二関節同時駆動機構を備えた2リンクマニピュレータにおいて、従来の3対6筋モデルに対して第二関節の一関節筋を除いた Mono-Bi システムと呼ぶモデルを用いた短下肢装具への応用を目指し、歩行時重心への推進力生成を行った歩行アシストへの有効性をシミュレーション・実験により検証した。

これまで二関節同時駆動モデルは静的な状態を中心に、手先の出力特性や剛性楕円、出力に対して冗長な入力トルクの決定アルゴリズムなど、マニピュレータ自身の特性に注目した研究が数多くなされてきた。さらにその特性を活かした歩行ロボットや生物を模擬したロボットも数多く作成され、二関節同時駆動機構の特徴を検証されてきた。また、このようなロボット工学者とバイオメカニクスの研究者が、双方に理解を伴った研究分野も徐々にであるが行われており、今後のアプリケーションが期待される分野である。

近年急速に進んでいる少子高齢化社会において、福祉分野への工学的支援は欠かせないものとなっている。そのため高齢者や障害を持った方に多く見られる片麻痺者のための歩行のアシストのため、二関節同時駆動機構の短下肢装具への応用を目指した。従来の脚モデルにおいては二関節筋を有するモデルは上腿部に用いて脚先の出力を得るが、著者はこの機構を Mono-Bi システムとした上で下腿部に適用し、人の重心部へ出力することに着目した。その結果、第一関節の一関節筋と両関節に跨る二関節筋の入力トルクにより、重心部の速度制御が可能であることをシミュレーションと実験により検証した。さらに実際の装具に適用する際に、使用者にとって軽量で安価なものを目指し、二関節筋をバネ要素により表現することで、歩行アシストのための一関節筋による入力トルクの設計を行った。まず先の検証と同様に速度制御を行ったが、脚長と重心速度により制御ゲインが可変となり不安定に陥りやすい結果となってしまった。これはバネによる位置制約があることとし、位置制御による歩行アシストのため推進力発生入力トルク設計を

行った．こうすることで脚長方向の剛性を高くした上で重心を維持し，歩行のための推進力を発生させた．またこのアルゴリズムを検証するための歩行装具試作機の作製も行った．

本研究により，二関節筋構造を利用することで従来の関節ごとに注目した短下肢装具に対して，筋を考慮した状態までの歩行アシストを行うことが可能であることを示した．本研究を通して，短下肢装具のみならず，二関節筋の様な生体の特徴が工学的支援として福祉分野へと活かされ，これからの社会に貢献できる研究を行われることを大きく期待する．

## 7.2 今後の展望と課題

### 外乱特性を考慮した重心速度制御

本研究では重心速度制御に設計上の問題があり，位置制御系による歩行アシストのための推進力発生を行った．しかし人の感覚は位置もさることながら速度も調節しながら歩行しているため，二関節筋がバネ機構を有する場合にいて，歩行速度による安定性の干渉を受けない重心速度制御アルゴリズムへの拡張が今後必要である．

### バネ機構を利用した短下肢装具の実験的検証

本研究では歩行アシストのためのアルゴリズムの検証として3対6筋装備型アームロボットを用いた．今後は作製した歩行装具試作機を用いたアルゴリズムの検証と，それを用いた被験者実験による評価が必要である．

### 脚切り替えアルゴリズムを実装した装具

最後に McGhee によるアルゴリズムを用いて歩行動作へ拡張の検証を行ったが，このアルゴリズムを装具に適用するためには，もう片方の健常な脚からのデータを逐次的にとる必要がある．またシミュレーションではデジタル制御での考えを用いたので，実装した際の問題点とその解決を含んだアルゴリズムの完成が必要とされる．



# 謝辞

まずはじめに，修士の2年間に渡り，研究はもちろん，エンジニアとしての考え方や生き方について厚くご指導ご鞭撻を頂いた堀洋一先生に厚く御礼申し上げます．藤本博志先生には毎回の確なご指導を頂き，研究者としての視点と貪欲さを教えていただきました．また，呉世訓先生には1年で当研究室をご退任されたにも関わらず，電気工学，ロボット工学，生体工学，実験機の取り扱いに至るまで最後までお世話していただき，感謝の念に堪えません．

技術職員の内田利之さんには実験機制作上のアドバイスや，研究生活に関わる様々な物品の購入に関して大変お世話になりました．また秘書の越智さん，松嶋さん，広盛さんには研究生活の事務処理や生活面の手助けをして頂き，改めてここに感謝致します．助教の居村岳広先生には研究への姿勢だけでなく，時には雑談もしていただき，日々の研究生活の心の支えとなりました．また星城大学の助教である阿部友和先生には，理学療法士という立場からリハビリテーションセンターの見学の機会や，研究に関わるデータをご提供いただきました．厚く御礼申し上げます．

また，福祉ロボットチームのメンバーには日頃から研究のアドバイスをいただき，時には親身に相談にのっていただくこともあり，研究生活に欠かせないチームでした．特に金潤河さん，バレリオ・サルブッチさん，青木元伸君には機械工学の知識に渡るまで様々な手助けをして頂き，誠に感謝致します．OBの木村康人さんには研究のお世話だけでなく，日々の生活への姿勢に至るまでご指導頂き，心より感謝いたしております．さらに，研究生活を共に過ごした先輩，同期，後輩の皆様に深く感謝申し上げます．

最後に，研究生活やプライベートを支えて下さった家族，友人をはじめ，大学院生活でお世話になった全ての人に深く感謝致します．

## 参考文献

- [1] 厚生労働省監修: “厚生労働白書”, 2012.
- [2] Specialty Materials Handling Products Operation General Electric Company: “HARDIMAN I PROJECT”, *National Technical Information Service*, May 1971.
- [3] H. Kazerooni, Jean-Louis Racine, Lihua Huang, Ryan Steger: “On the Control of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX)”, *IEEE International Conference on Robotics and Automation Barcelona, Spain*, April 2005.
- [4] Adam B. Zoss, H. Kazerooni, Andrew Chu: “Biomechanical Design of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX)”, *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, pp. 128-137, vol. 11, no. 2, April 2006.
- [5] “Raytheon Company”, Web site
- [6] Yoshiyuki Sankai: “HAL: Hybrid Assistive Limb based on Cybernetics”, *Springer Tracts in Advanced Robotics*, pp 25-34, vol. 66, 2011.
- [7] 石井峰雄, 山元圭治郎, 兵頭和人: “完全独立型パワーアシストスーツの開発 (機構の改良と実用可能性)”, *日本機械学会論文集 (C編)*, pp1725-182, vol 72, no 715, March, 2006.
- [8] Shigeki Toyama, Gohei Yamamoto: “Development of Wearable-Agri-Robot ~ Mechanism for Agricultural Work ~”, *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, St. Luis, USA*, 11-15, October 2009.
- [9] Constantinos Mavroidis et al.: “Smart portable rehabilitation devices”, *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 12, July 2005.

- [10] Tommaso Lenzi, Stefano De Rossi, Nicola Vitiello, Azzurra Chiri, Stefano Roccella, Francesco Giovacchini, Fabrizio Vecchi: “The Neuro-Robotics Paradigm: NEURARM, NEUROExos, HANDEXOS”, *IEEE EMBS Minneapolis, Minnesota, USA*, 2-6 September 1974.
- [11] 長谷川泰久: “把持特性を考慮したウェアラブルパワーハンドの研究開発”, 科学研究費補助金研究報告書, 5, May, 2009.
- [12] J. A. Blaya, H. Herr: “Adaptive Control of a Variable-Impedance Ankle-Foot Orthosis to Assist Drop-Foot Gait”, *IEEE Transactions on Neural System and Rehabilitation Engineering*, vol. 12, no. 1, pp. 24-31, March 2004.
- [13] 山本澄子: “動作分析にもとづく片麻痺者用短下肢装具の開発”, 理学療法科学, vol. 18, no. 3, pp. 115-121, 2003.
- [14] D. P. Ferris, K. E. Gordon, G. S. Sawicki, A. Peethambaran: “An improved powered ankle-foot orthosis using proportional myoelectric control”, *Gait & Posture*, vol. 23, pp. 435-428, 2006.
- [15] G. J. Van Ingen Schenau: “From rotation to translation: Constraints on multi-joint movements and the unique action of bi-articular muscles”, *Human Movement Science*, vol. 8, no. 8, pp. 301-337, Aug 1989.
- [16] B. I. Prilutsky and V. M. Zatsiorsky: “Tendon action of two-joint muscles: transfer of mechanical energy between joints during jumping, landing, and running”, *Journal of biomechanics*, vol. 27, no. 1, pp. 25-34, Jan 1994.
- [17] N. Hogan: “Adaptive control of mechanical impedance by coactivation of antagonist muscles”, *IEEE Transactions on Automatic Control*, vol. 29, no. 8, pp. 681-690, Aug. 1984.
- [18] 熊本水頼: “ヒューマノイド工学-生物進化から学ぶ2関節筋ロボット機構-”, pp. 103-118, 東京電機大学出版局.
- [19] K. Hosoda, Y. Sakaguchi, H. Takayama, and T. Takuma: “Pneumatic-driven jumping robot with anthropomorphic muscular skeleton structure”, *Autonomous Robots*, vol. 28, no. 3, pp. 307-316, Dec 2009.

- [20] R. Niiyama, S. Nishikawa, and Y. Kuniyoshi: “Musculoskeletal Force Control for Bipedal Running of an Athlete Robot”, in *Proceedings 2010 RSJ*, pp. 7-10, 2010.
- [21] A. Seyfarth, F. Iida, R. Tausch, M. Stelzer, O. von Stryk, and a. Karguth: “Towards Bipedal Jogging as a Natural Result of Optimizing Walking Speed for Passively Compliant Three-Segmented Legs”, *"The International Journal of Robotics Research"*, vol. 28, no. 2, pp. 257-265, Feb 2009.
- [22] F. Iida, J. Rummel, A. Seyfarth: “Bipedal walking and running with spring-like biarticular muscles”, *Journal of Biomechanics*, vol. 41, no. 3, pp. 656-667, 2008.
- [23] T. J. Klein, M. A. Lewis: “A robot leg based on mammalian muscle architecture”, in *2009 IEEE International Conference on Robotics and Biomechanics (ROBIO)*, IEEE, pp. 2521-2526, December, 2009.
- [24] V. Salvucci, Y. Kimura, S. Oh, and Y. Hori: “BiWi: Bi-articularly actuated and wire driven robot arm”, in *Mechatronics (ICM), 2011 IEEE International Conference on*, pp. 827-832, 2011.
- [25] 木村康人, 呉世訓, 堀洋一: “二関節筋と筋粘弾性を用いた反力方向制御の実証”, 第 29 回日本ロボット学会学術講演会, 2011.
- [26] M. A. Lewis, M. R. Bunting, B. Salemi, H. Hoffmann: “Toward Ultra High Speed Locomotions: Design and Test of a Cheetah Robot Hind Limb”, *2011 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, pp. 1990-1996, May, 2011.
- [27] M. Kumamoto, T. Oshima, T. Yamamoto: “Control properties induced by existence of antagonistic pairs of bi-articular muscles -Mechanical engineering model analyses”, *Human Movement Science 13*, pp. 611-1634, 1994.
- [28] 伊藤宏司, 辻敏夫: “筋骨格系の双線型特性と義肢制御への応用”, 電気学会論文誌 C 編, vol. 105, no. 10, pp. 201-208, 1985.

- [29] S. Oh, Y. Hori: “Development of two-degree-of-freedom control for robot manipulator with biarticular muscle torque”, *American Control Conference*, pp 325-330, 2009.
- [30] 江原義弘, 窪田俊夫, 土屋辰夫, 野坂利也, 山本澄子: “下肢装具のバイオメカニクス-片麻痺歩行と装具の基礎力学-”, 日本義肢装具学会編, 医歯薬出版株式会社.
- [31] M. H. Raibert: “The spring-mass model for running and hopping”, *Journal of Biomechanics*, vol. 22, no. 11-12, pp. 1217-1227, 1989.
- [32] M. Raibert, K. Blankespoor, G. Nelson, and R. Playter: “BigDog , the Rough-Terrain Quaduped Robot”, *Control*, 1995.
- [33] “Boston Dynamics, PETMAN - BigDog gets a Big Brother”, Web site
- [34] G. White, R. Bhatt, C. Tang, and V. Krovi,: “Experimental evaluation of dynamic redundancy resolution in a nonholonomic wheeled mobile manipulator”, *IEEE/ASME Trans. Mechatronics*, vol. 14, no. 3, pp. 349-357, Jun. 2009.
- [35] R. Patel, H. Talebi, J. Jayender, and F. Shadpey: “A robust position and force control strategy for 7-DOF redundant manipulators”, *IEEE/ASME Trans. Mechatronics*, vol. 14, no. 5, pp. 575-589, Oct. 2009.
- [36] A. Z. Shukor and Y. Fujimoto: “Modelling and control of redundant robot manipulator using spiral motor”, in *Proc. 6th Eur.-Asia Congr. Mechatron*, pp. 59-65, 2010
- [37] D. J. Braun, J. E. Mitchell, and M. Goldfarb: “Actuated dynamic walking in a seven-link biped robot”, *IEEE/ASME Trans. Mechatronics*, vol. 17, no. 1, pp. 147-156, Feb. 2012.
- [38] V. Salvucci, Y. Kimura, S. Oh, and Y. Hori: “Force Maximization of Biarticularly Actuated Manipulators Using Infinity Norm”, *IEEE/ASME Trans. Mechatronics*, 2012.

- [39] S. Oh, V. Salvucci, Y. Kimura, Y. Hori: “Verification of Efficient Force Transmission by Biarticular Muscle Actuator”, *Proc IFAC*, pp 13516-13521, 2011.
- [40] Y. Kimura, S. Oh, Y. Hori: “Leg Space Observer on Biarticular Actuated Two-Link Manipulator for Realizing Spring Loaded Inverted Pendulum Model”, *The 12th International Workshop on Advanced Motion Control*, March 2012.
- [41] 斎藤太朗, 高木建次 共訳: “人体物理学-動きと循環のメカニズムを探る-”, NTS, P102(2009)
- [42] F. Gubina, H. Hemami, R. B. McGhee: “On the Dynamic Stability of Biped Locomotion”, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. BME21, no. 2, pp. 102-108, March 1974.
- [43] R. Blickhan: “Legged robots”, *Communications of the ACM*, vol. 29, no. 6, pp. 499-514, 1986.
- [44] M. Vukobratovic, A. A. Frank, D. Juric: “On the Stability of Biped Locomotion”, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. BME17, no. 1, January 1979.
- [45] 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*, pp. 263-270, 東京電出版会.
- [46] 畠直輝, 堀洋一: “転ばぬ先の杖アルゴリズムによる歩行支援”, 第 23 回日本ロボット学会学術講演会, vol. 2, pp 125-130, 2005.

## 発表文献

[1] 園川真太, 木村康人, 呉世訓, 堀洋一: “二関節筋駆動機構を備えた歩行支持脚モデルにおける脚座標系での先端出力制御を用いた重心速度制御”, 電気学会産業計測制御研究会, IIC-12-130, 2012.

[2] 園川真太, 金潤河, 呉世訓, 堀洋一: “二関節筋駆動を備えた Mono-Bi システムに基づく速度制御を用いた歩行アシスト制御の有効性”, 日本ロボット学会第 30 回記念学術講演会, RSJ2012AC2C3-7, 2012.

[3] S. Sonokawa, Y. Kim, S. Oh, Y. Hori,: “Velocity Control for Walk Assistance by Endeffector Force in the Leg Coordinate on the Biarticularly-actuated System”, *2012 IEEE/RSJ International Workshop on Intelligent Robots and Systems* pp. 83-88, 2012.

[4] Y. Kim, S. Sonokawa, V. Salvucci, S. Oh, Y. Hori,: “Design and Propulsion Control of a Robotic Leg with Passive Bi-articular Actuators”, 日本ロボット学会第 30 回記念学術講演会, RSJ2012AC2C2-1, 2012.

[5] Y. Kim, S. Sonokawa, S. Oh, Y. Hori,: “JUMPBiE: Jumping Leg with Passive Bi-articular Elements, its Design and Propulsion Control using Equivalent Spring Model”, 平成 24 年電気学会産業応用部門大会, Vol. II, pp.155-158, 2012.

[6] 中村隆央, 園川真太, 青木元伸, 金潤河, 藤本博志, 堀洋一: “遊脚と支持脚で切り替えなしのインピーダンス制御にもとづく歩行支援制御”, 電気学会産業計測制御/メカトロニクス制御合同研究会, IIC-13-130, MEC-13-130, 2013.