

— 修士論文 —

生体構造の特徴を取り入れた
仮想伸縮脚モデルによる効率的二足歩行制御

Efficient life-inspired motion control
for biped walking based on virtual stretching leg model

平成25年2月6日 提出

指導教員 古関 隆章 准教授

東京大学大学院 工学系研究科
電気系工学専攻 修士課程
学籍番号 37-116436

河邊 貴之

内容梗概

近年、生体の特徴をロボットに取り入れ、より高度な運動機能を実現しようとする試みがなされている。従来のヒューマノイドロボットは、各関節に独立なアクチュエータを配置し、それらを協調的に駆動させることで、高度な運動機能を達成してきた。しかし、生体は二つの関節を同時駆動する二関節筋を持っているため、ロボットとは根本的に異なる構造および制御方法による運動を実現しているのである。このように、生体とロボットの間には大きな隔りがあり、それらの間を埋めるような理論の登場が期待されてきた。

先行研究において、二関節筋に代表されるヒトの構造的特徴を取り入れることで、ロボットアームの制御性能が向上することが実験的に検証された。そこで、本論文ではヒトの特徴を取り入れたヒューマノイドロボットの二足歩行制御を提案する。特にエネルギー効率の良い準受動的歩行に基づき、ヒトの筋骨格構造と制御的な効率に着目することで、歩行と筋骨格構造の本質的特徴を見出し定式化することにより、仮想伸縮脚コンパスモデルの概念に基づく直感的な歩行制御が可能となる。

歩行立脚期においては、支点と先端を結ぶ方向への力制御において大きなメリットを持つことを明らかにし、足首を受動関節とした提案する立脚の歩行制御が、ヒトの構造的特徴を取り入れることで単純化されることを示す。提案手法が、ヒトに近い動作となることをモーションキャプチャによる実際のヒトの歩行との比較により評価を行なった。歩行遊脚期においては、支点と先端を結ぶ方向への運動とハムストリングスの筋活動について考察し、ダイナミクスを活用したより直感的な着地位置制御の定式化を行なった。提案手法の評価を従来法とのエネルギー効率および外乱応答の比較により定量的に示し、提案制御法の優位性を明らかにした。これらの歩行制御手法により、エネルギー効率に優れた準受動的歩行を、支点と先端を結んだ方向への運動に基づく運動制御によって簡単に実現することができる。

さらに、提案する歩行制御の実機への適用を行なう際に問題となるのが、バックドライバビリティであり、一般的な減速機付きモータではほとんどバックドライバビリティが失われてしまう。そこで、この問題を解決するための関節受動化制御を導入し、シミュレーションにより詳細な検討を行った。本手法は試験機を用いた実機検証を行い、設計上の問題点により、十分な性能を発揮することはできなかったものの、制御的にバックドライバビリティを持たせることに成功した。

以上の検討より、ヒトに学んだ歩行立脚期・遊脚期における運動制御が、支点と先端を結ぶ直線方向の運動に基づくことが導かれ、ヒトが歩行モデルとして仮想伸縮脚コンパスモデルを用いた制御を行なっていることを理論づけた。これらの提案する歩行制御則は、よりヒトらしい歩行に対して、構造的・運動的特徴からアプローチした結果であり、ロボットにおける効率の良い二足歩行の運動制御に大きく貢献する。

目次

| | |
|---|-----------|
| 第1章 序論 | 1 |
| 1.1 研究の背景 | 1 |
| 1.2 研究の目的 | 1 |
| 1.3 本論文の構成 | 3 |
| 第2章 二足歩行とヒトの筋骨格構造 | 4 |
| 2.1 歩行の定義 | 4 |
| 2.2 ヒトの歩行における周期活動の分類 | 4 |
| 2.3 ヒトの筋骨格構造 | 5 |
| 2.4 提案する仮想伸縮脚コンパスモデル | 7 |
| 第3章 歩行立脚期における運動制御 | 10 |
| 3.1 単・二関節筋を取り入れたマニピュレータにおける先端力特性 | 10 |
| 3.1.1 単・二関節筋を取り入れた2リンクマニピュレータ先端出力 | 10 |
| 3.1.2 ヒトの特徴を取り入れたマニピュレータの先端力制御 | 11 |
| 3.2 単・二関節筋を取り入れたマニピュレータにおける先端力の動特性 | 13 |
| 3.2.1 マニピュレータの運動方程式 | 13 |
| 3.2.2 先端力とマニピュレータの運動に必要な関節トルクの重ね合わせによる運動制御 | 13 |
| 3.3 立脚期における支点と先端を結ぶ方向の運動制御に基づく歩行 | 14 |
| 3.4 片脚支持期における支点と先端を結ぶ方向への運動による歩行制御 | 15 |
| 3.4.1 片脚支持期における運動方程式 | 15 |
| 3.4.2 上体質量と脚部質量の分離に関する考察 | 17 |
| 3.4.3 上体質量に対する力制御系と脚部移動に伴うトルク補償による片脚支持期の歩行制御 | 18 |
| 3.5 両脚支持期における支点と先端を結ぶ方向への運動による歩行制御 | 19 |
| 3.5.1 両脚支持期における運動方程式 | 19 |
| 3.6 立脚期における歩行運動のシミュレーション | 21 |
| 3.7 立脚制御のまとめ | 23 |
| 第4章 歩行遊脚期における運動制御 | 24 |
| 4.1 遊脚期における運動の筋電図による分析 | 24 |
| 4.2 下肢の筋骨格特性とハムストリングスの役割 | 25 |
| 4.2.1 筋肉の粘弾性モデル | 25 |
| 4.2.2 モーメントアーム長 | 27 |
| 4.2.3 二関節筋におけるモーメントアーム長の違いと腰と足首を結ぶ直線方向の動作との関係 | 28 |
| 4.3 動的な粘弾性調節に基づくハムストリングス指令型遊脚着地位置制御 | 30 |
| 4.3.1 筋配置の違いによる釣り合いの位置の決定 | 31 |

| | | |
|--------------|--|-----------|
| 4.3.2 | ハムストリングス指令型遊脚制御 | 33 |
| 4.4 | 提案する遊脚着位置制御のシミュレーション | 36 |
| 4.4.1 | 筋パラメータ (θ_n, k, b) の決定 | 37 |
| 4.4.2 | ハムストリングス筋収縮力 u_{f3} の決定 | 38 |
| 4.4.3 | 入力着位置を変化させた場合のシミュレーション結果 | 38 |
| 4.4.4 | 歩行速度を変化させた場合のシミュレーション結果 | 39 |
| 4.4.5 | エネルギー効率の評価 | 39 |
| 4.4.6 | 提案手法における外乱応答の相違 | 43 |
| 4.5 | 遊脚制御のまとめ | 44 |
| 第 5 章 | ダイナミクスを利用した歩行のための関節受動化制御 | 46 |
| 5.1 | 関節のモデル化 | 47 |
| 5.2 | 減速機付き受動関節化制御の検討 | 48 |
| 5.3 | Series Elastic Actuator 方式による関節受動化 | 49 |
| 5.4 | 受動化された関節によるトルク制御 | 51 |
| 5.4.1 | 摩擦モデル | 51 |
| 5.4.2 | 関節トルク制御系の設計 | 52 |
| 5.4.3 | 関節トルク制御シミュレーション結果 | 54 |
| 5.5 | 実験系の概要 | 56 |
| 5.6 | 試験機のパラメータ同定 | 57 |
| 5.7 | 関節の受動化制御の実機検証とその評価 | 59 |
| 5.8 | 関節受動化制御実験のまとめ | 60 |
| 第 6 章 | 結論と今後の課題 | 61 |
| 6.1 | 結論 | 61 |
| 6.2 | 今後の課題 | 62 |
| | 参考文献 | 63 |
| | 本研究に関する発表論文 | 65 |
| | 謝辞 | 66 |

第1章 序論

1.1 研究の背景

現在、ロボット工学に基づく機械的構造やサーボモーター技術、検出センサー・計測技術、座標演算や軌道制御技術などといった幅広い分野の総合技術を用いたヒューマノイドロボットの性能は極めて高く、様々な試みがなされている。例えば、本田技研工業株式会社の ASIMO[1] や、市販されているヒューマノイドロボットでは近藤科学株式会社の KHR シリーズ [2] などがその代表である。ASIMO や P2 は、当時としては最先端の合金鋳造リンク構造や大型のハーモニックドライブ減速機などのハードウェア技術を取り入れている。さらに高精度な姿勢制御のための加速度センサとジャイロセンサ、人体と同レベルの体重加圧と衝撃に耐えることの出来る 6 軸力センサといったセンシング技術、動力学的な安定性を取り入れた Zero Moment Point(ZMP) 制御や着地位置制御、コンプライアンス制御などのソフトウェア技術といった様々な技術が組み込まれている [1]。

このようなヒューマノイドロボットの目標とは、生体の持つ高度な運動機能を機械的に実現しようとするものであり、非常に効率の良い動力源とされる筋肉や、視覚や触覚といった数多くの感覚機能、手先の軌道制御や姿勢・歩行の協調的な制御などの能力を、高度な総合技術により達成しようとするものである。生体の持つ優れた運動性能をヒューマノイドロボットへ適用させることを考える際、“生体に学ぶ”ということは自然な発想であり数多くの研究がなされている。

例えばハードウェア面では、生体の筋肉の受動性を取り入れたマッキベン型空気圧アクチュエータ [3] などの筋肉を模擬したアクチュエータによって、筋骨格ヒト型ロボットの走行 [4] や、筋骨格構造を持つロボットによる連続跳躍 [5] などが実現されている。ソフトウェア面では、ヒトの歩行アルゴリズムの特徴を取り入れた研究として、神経系を模擬した中枢パターン発生器 (Central Pattern Generator: CPG) による不整地歩行の研究 [6] などがある。

このように、従来のロボットの構造および制御手法に生体のメカニズムを取り入れることで、ヒューマノイドロボットの更なる進化を目指しているのが、近年のロボット分野の研究動向である。その中でも特に、生体の持つ“二関節筋”のロボットへの応用を試みる研究が脚光を浴びている [7]。二関節筋とは、二つの関節にまたがり二つの関節を同時に駆動するような筋肉であり、上肢では上腕二頭筋、下肢ではハムストリングスなどが該当する。このような二関節筋は、一つの関節を独立して駆動する単関節筋と共に協調して活動しており、ヒトの運動制御に欠かせない存在であると言われている。一方で従来のヒューマノイドロボットは、一つの関節に対して一つのアクチュエータを用いて駆動する方法が主であり、二関節筋を無視した単関節筋のみを考慮した構造となっていた。そのため、この二関節筋に代表される生体機構を取り入れたヒューマノイドロボットの発展が強く期待されている。

1.2 研究の目的

先行研究 [8] において、ヒトの基本的な曲げ伸ばし運動において単・二関節筋による協調制御が果たす役割が工学的に検証された。このように、ヒトの基本的な運動の実現と二関節筋に代表される筋骨格構造の間には密接な関係が存在する。特に歩行というのは、ヒトの最も基本的な運動の一つであり、ヒトの下肢の筋骨格構造は歩行

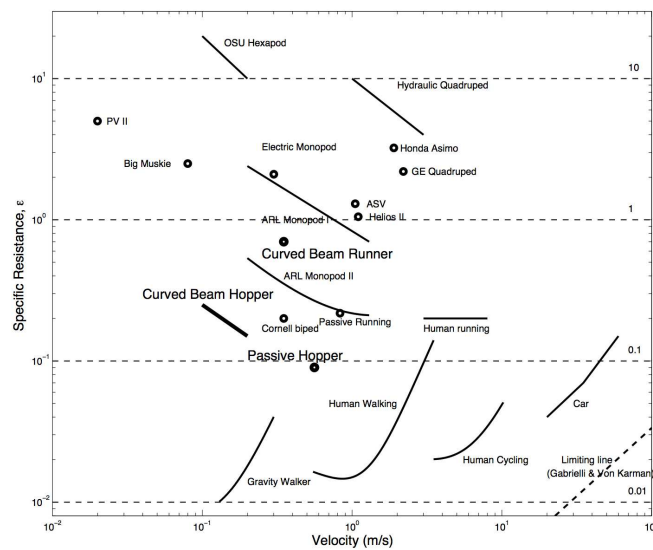


図 1.1: 移動仕事率 [9](右下ほどエネルギー効率が良い)

制御に適するように進化したはずである。

ヒトと従来のヒューマノイドロボットの違いは数多く存在するが、実用面での大きな違いとして歩行時のエネルギー効率が挙げられる。図 1.1 に移動仕事率と呼ばれるエネルギー効率の評価指標を用いた歩行ロボットの比較を示す [9]。移動仕事率は、入力電力 p [J/s]、全質量 M [kg]、重力加速度 g [m/s²]、歩行速度 v [m/s] を用いて、

$$\epsilon = \frac{p}{Mgv} \quad (1.1)$$

で表され、単位距離移動するのに必要な消費エネルギーを示している。図 1.1 より、ASIMO などの従来型ヒューマノイドロボットはヒトの歩行エネルギー効率より大きく劣っている。一方でヒトの歩行効率に近いロボットも見受けられ、これらはほとんどが受動歩行ベースのロボットである。受動歩行とは、T. McGeer により提案された [10] 非常にシンプルな機構を用いて、アクチュエータトルクなしに坂道を安定して歩行し続けることが可能な移動機械である。この受動歩行では、円弧状足裏が必要かつ下り斜面でなければならないといった制約があるため、平面状足裏を持たせ平地でも歩行が出来るように駆動源を追加したものは準受動歩行などと呼ばれる。この分野の研究においては、エネルギー追従制御による歩行 [11] や、受動歩行時に得られる位置エネルギーを各関節トルクに分配したもの [12] などがあり、このような受動歩行ベースの二足歩行はヒトの歩行に近い歩き方だと言われている。しかし、これらの方法においては従来の ZMP による方法と同様に足首トルク主体の制御となったりするなど、エネルギー効率ではヒトに近い半面、本来のヒトとは異なる制御方法と取っているものが多い。

そこで本論文では、よりヒトらしい歩行を実現することを目的とし、特にエネルギー効率の良い準受動的歩行とヒトの筋骨格構造と制御的な効率に着目した歩行制御について述べる。ヒトの歩行のメリットを活かすためには、ヒトの構造的特徴と歩行アルゴリズムにおける特徴の両側面を活かしたロボットの歩行制御が必要不可欠である。さらに、進化の途中にあった高度な知能を持たない時代のヒトが、ロボット工学に基づく逆運動学演算などの複雑な歩行制御を行っていたとは考えにくい。歩行自体が、筋骨格ハードウェア構造を巧みに利用することで、より簡単かつ直感的に行なわれていたはずである。我々は、歩行と筋骨格構造の本質的特徴を見出し、それを定式化することにより効率的な歩行制御側を提案し、二足歩行ロボットへ応用することを目指す。

1.3 本論文の構成

本論文の構成は以下の通りである。

第 1 章において研究の背景と目的と構成について述べる。

第 2 章においてヒトの歩行と筋骨格特性、提案する仮想伸縮脚コンパスモデルについて述べる。ここで、歩行を立脚期と遊脚期の 2 つの区間へと分割する。

第 3 章において、提案する立脚期における歩行制御について、第 4 章において、提案する遊脚期における歩行制御について述べる。

第 5 章において、第 3 章および第 4 章にて述べた受動的ダイナミクスを利用した歩行を実現するために必要な関節の受動化制御について述べ、さらにその実機検証について述べる。

最後に、第 6 章にて本論文の成果と今後の課題について述べる。

第2章 二足歩行とヒトの筋骨格構造

本章では、本論文で用いる歩行に関する用語の説明と、生体の構造的特徴である二関節筋に関して述べる。さらに、これら歩行と二関節筋に代表される生体の特徴を取り入れることで導かれる、仮想伸縮脚コンパスモデルの概念を提案する。

2.1 歩行の定義

歩行の定義は、「歩行とは、一方の足が持ち上がっているあいだ他方が地面に接するように、穏やかな周期で左右の足を交互に上下させて移動する」などと記述されている [13]。

さらに厳密な定義としての歩行は、すべての足が地面から離れる瞬間を持たない移動手段である。言い換えるならば、脚が地面に付いている期間(立脚期)が脚が地面を離れている期間(遊脚期)より長い場合の事である。一般的なヒトの移動手段としては「歩行」と「走行」の二種類が存在する。「走行」はすべての足が地面から離れる瞬間を持つため、脚が地面に付いている期間(立脚期)が脚が地面を離れている期間(遊脚期)より短い。このような違いは歩容の違いと呼ばれる。このような歩容の違いは、四足歩行動物などにも見られ、例を挙げると、ウマは「ウォーク」「トロット」「ペース」「キャンター」「ギャロップ」と多くの歩容を持つ [14]。ただし、同じ四足歩行動物であっても歩容の種類はまちまちである。これは脚の長さや、重量、骨格構造などの身体特性により、最適な歩容を進化の過程で獲得したものと考えられている。では、歩容の違いがなぜ生じるのか、という疑問に対しては歩行速度とエネルギー効率との関係に起因するものだと解釈されている。図 2.1 に歩行速度と歩容の違いによる消費エネルギー変化を示す [15]。ヒトの場合では、歩行速度が閾値より遅いときの歩行時のエネルギー消費は走行時の消費エネルギーより低くなる。歩行速度がある閾値を超えると、この関係は逆転して走行のほうが消費エネルギーを抑えることができる。つまり、ヒトは歩行と走行のような歩容の違いを、消費エネルギーを最小にするために適宜選択しているのである。

2.2 ヒトの歩行における周期活動の分類

前節において、ヒトの歩行においてエネルギー効率を最も重要な指標であることを示した。では、ヒトの歩行の特徴とはどのようなものか、エネルギーに着目して以下に述べる。

ヒトの歩行は、片脚の周期的運動において、地面に脚が付いている立脚期・地面から脚が離れる遊脚期により構成される。つまり歩行中は、図 2.2 に示すように、地面と脚先との関係から立脚期と遊脚期が交互に表れるようになる。さらに、この立脚中には片側の脚と反対側の脚が同時に地面に付いている立脚期が重複する両脚支持期が存在する。

歩行開始から定常歩行へ移行するまでの力学的エネルギー変化を表したものを図 2.3 に示す [17]。歩行始めの立脚期(このとき反対側の脚は遊脚期)において、運動エネルギーが上昇すると同時に位置エネルギーが減少するものの、力学的エネルギーはほぼ保存されている。その後、両脚支持期において全力学的エネルギーが増加してい

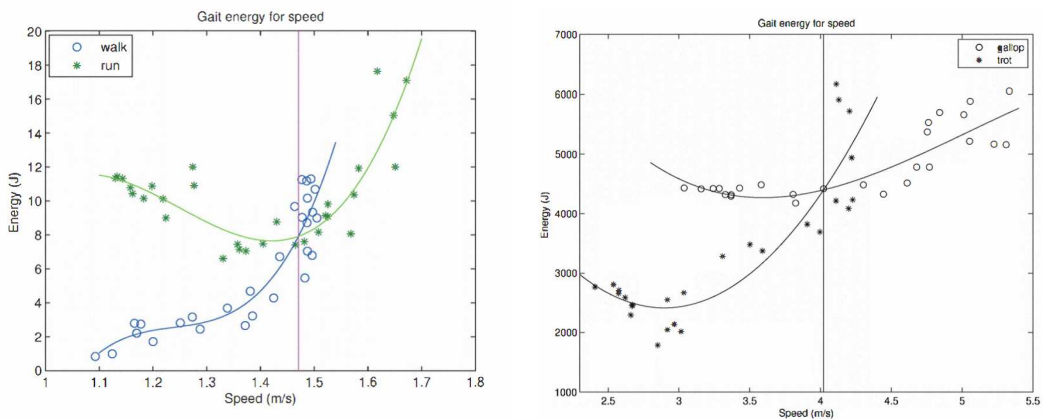
ることがわかる。一旦定常状態に入った後、基本的に運動エネルギーと位置エネルギーを交換するだけで周期的な歩行を行なっている。つまり、各歩行期間の役割としては、

- (片脚) 立脚期および遊脚期において、運動エネルギーと位置エネルギーを交換しながら前へ進む。
- 両脚支持期において、力学的エネルギーの不足分を補う。

といった傾向が見られる。

2.3 ヒトの筋骨格構造

生体の筋骨格構造は、多数の筋肉から構成される。その中には、一つの関節を駆動するために存在する単関節筋、二つの関節にまたがりそれぞれを同時駆動する二関節筋、さらにはより多くの関節を駆動する多関節筋も存在する。関節単位でみると、基本的に筋肉は拮抗するように複数分布しており、それらの拮抗する筋肉は単関節拮抗筋対だけで構成される場合や、単関節拮抗筋・二関節拮抗筋で複数個存在する場合もある。これらの筋群の分布は、3対6筋の協調制御モデルとよばれる熊本ら [7] によって提案されたモデルで示すことができ、ヒトの上肢の筋肉を図 2.4(a) に、下肢の筋肉を図 2.4(b) に掲載する。ただし、これらは矢状面における二次元方向の運動に



(a) ヒトの歩容と消費エネルギーの関係

(b) ウマの歩容と消費エネルギーの関係

図 2.1: 歩行速度と歩容の違いによる消費エネルギー変化 (文献 [15] より引用)

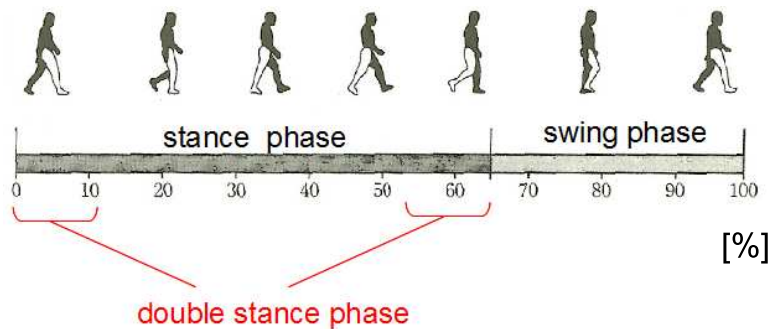


図 2.2: 歩行の周期活動の分類 (文献 [16] より引用)

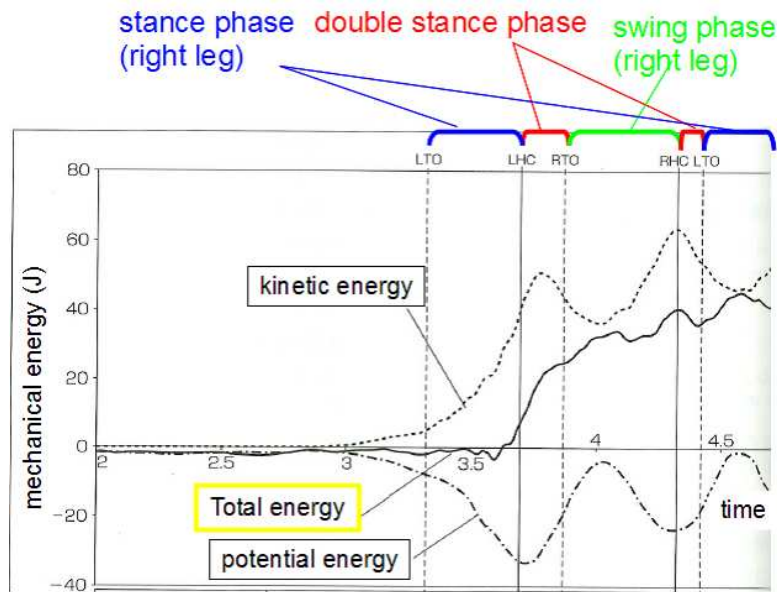


図 2.3: 歩行の周期活動の分類 (文献 [17] より引用)

寄与する筋群のみをモデル化したものである。上肢では、肩関節と肘関節にそれぞれ拮抗する単関節筋 $f1, e1$ と $f2, e2$ が存在し、さらに肩関節と肘関節を同時に駆動する二関節筋 $f3, e3$ によりモデル化される。 f と e はそれぞれ屈筋 (flexor) と伸筋 (extensor) を表しており、筋は収縮方向にのみ力を出すため、正転・逆転の両方向に関節を回転させるため互いに拮抗して存在する。(ただし、力を出しながら伸張することを我々は日常で多く経験しており、このような収縮は伸張性筋収縮などと呼ばれる。) 下肢においても同様に、腰関節・膝関節・足首関節に対してそれぞれ拮抗する単関節筋 $f1, e1, f2, e2, f5, e5$ が存在し、腰関節と膝関節を同時に駆動する二関節筋 $f3, e3$ および膝関節と足首関節を同時駆動する二関節筋 $e5$ によりモデル化される。上肢と下肢で大きく異なるのが、膝関節と足関節の間にひふく筋と呼ばれる二関節筋が存在することである。

このような二関節筋の存在により、四肢先端で発生される力の出力特性が大きく変化することが、先行研究により示されている [7]。ある手先位置 (関節角度) で腕を固定し、手先先端から任意の方向に力を出すときの力をロードセルを用いて測定し、皮膚表面電極誘導法を用いて $f1-e3$ の各筋肉に相当する実際の筋肉活動を測定した結果が図 2.5 である。D1-D6 の各点で結ばれた六角形がヒトの持つ先端力特性であり、力の出力方向とそのとき発生する力の大きさを表す。それぞれの力の方向は、D1 と D4 が肩関節と手先を結ぶ方向、D2 と D5 が肘関節と手先を結ぶ方向、D3 と D6 が肩関節と肘関節を結ぶ方向と対応している。また、図 2.5 中にある右のグラフは、最大出力発生時の先端力出力方向と対応する筋電位であり、任意の先端力出力方向に対して一意に各筋肉の活動が定まることを表す。このように筋活動と先端出力方向が線形な関係で表されることで、非常に簡単に先端出力制御が可能であることが明らかとなっている。

一方で、二関節筋の存在を無視した場合には、図 2.5 中の平行四辺形のような先端力特性となる。これが従来のロボットが持っていた先端力特性であり、六角形で表される二関節筋を持つヒトの先端力特性とは大きく異なる。特に、二関節筋を持つことで肩関節と手先を結んだ直線方向の力が大きくなっている。ヒトが日常的に行なう動作、例えば何かを押すときであったり、何かを持ち上げるときであったりと、このような肩関節と手先を結ぶ方向への力制御は非常に多く利用されていることがわかる。つまり、ヒトが日常的に行なう極めて基本的な動作に対して、二関節筋の存在が貢献しているのである。

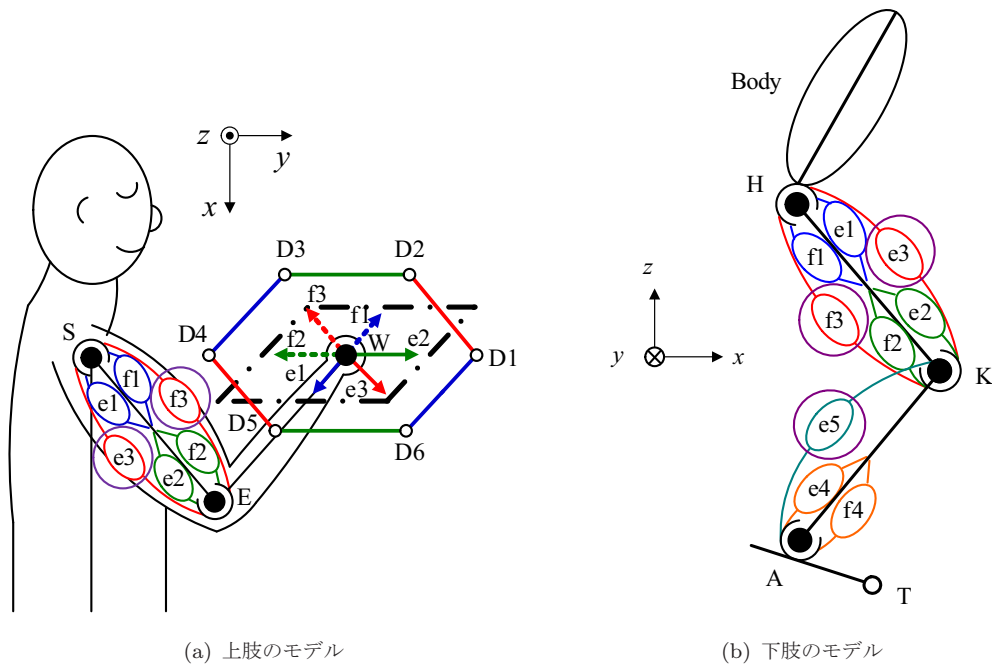


図 2.4: 3 対 6 筋協調制御モデル [7]

2.4 提案する仮想伸縮脚コンパスモデル

以上より、二関節筋が貢献する最も基本的な運動である、「支点と先端を結ぶ方向の運動」を利用した歩行制御を提案する。下肢においても、上肢において示された支点と先端を結ぶ方向の力の利点が存在する。ただし、歩行運動においては動力学的な効果も考慮しなければならないため、動力学を考慮した支点と先端を結ぶ方向への力制御により立脚の制御を行なう。

一方で、遊脚期においては二関節筋を導入することの利点である力制御則を利用することはできない。これは、位置の拘束が存在する状態では力制御が、力の拘束が存在する状態では位置制御のみが定義されるためである [18]。つまり、地面に脚先が着いている状態 (すなわち立脚期) においては、地面方向に進むことが出来ないという位置拘束が存在するため、地面に対する力を制御できる。逆に地面から自由空間に浮いている状態 (すなわち遊脚期) においては、自由空間から反力を得られないという力拘束が存在するため、自由空間に対する位置を制御できる。この拘束により、2.3 節において述べたような二関節筋による先端方向の力の利点が利用できない。しかしながら我々は、下肢二関節筋が遊脚期においても何らかの役割を持つとの想定に基づき、後に述べる遊脚期の位置制御においても二関節筋が「支点と先端を結ぶ方向の運動」に貢献することを導いている。

これらの検討より、「支点と先端を結ぶ方向の運動」に着目した歩行制御則を用いることで、図 2.6 の仮想コンパスモデルが導かれる。これは歩行制御を考える際、実際の脚部モデルではなく簡略化されたコンパスモデルをイメージとして持ち、このイメージに基づいた指令を与えることで、ヒトはより単純かつ直感的な歩行計画を達成しているとの仮定に基づく。原始的な人類は、複雑な運動学計算が可能なほど脳が発達していない中で歩行を実現していた。これはヒトのもつ筋骨格ハードウェア構造そのものが、提案モデルに基づく単純化された制御を効率的に実現するように進化していたからであり、本論文では特にこのような生体構造の特徴を活かした制御の実現に重点を置いて述べる。

実際の脚部を含んだモデルを仮想伸縮脚コンパスモデル化することの利点としては、非常に見通しの良い歩行計画が可能となることのほかにも、脚部を無視または近似した単純コンパスモデルにより構成された歩行理論を

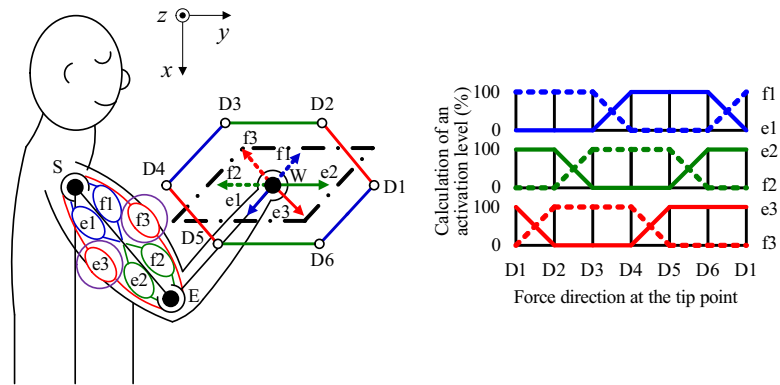


図 2.5: 上肢における先端力特性とそのときの筋電図との関係 [7]

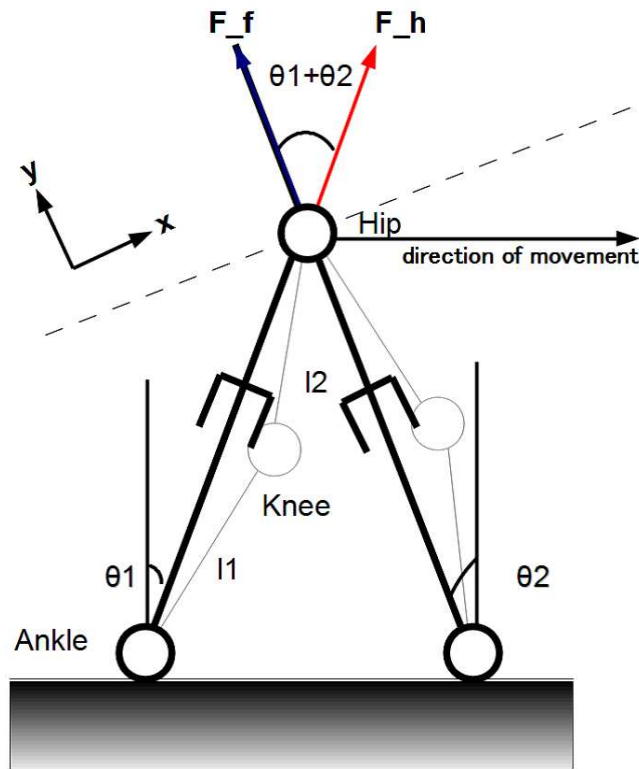


図 2.6: 仮想コンパスモデル

そのまま適用できることである。例えば、畠らの提案する歩行安定化制御法 [19] は、歩行を脚部質量を無視したコンパスモデルに基づき、歩行を安定化するような歩幅を極配置理論により導いた。この理論を実際に適用しようとする、無視していた脚部を実時間で移動させるような運動制御を新たに考える必要が生じる。しかしながら、我々の提案する実在する脚部を意識することのない仮想的なコンパスモデルであるため、例のような歩行理論がそのままの形で利用できるようになる。

また、2.1 節にて述べたように、ヒトはエネルギー効率を最も重要な評価量として歩行している。このようなエネルギー効率を最大化する歩行を、ロボットにおいて達成しようとする試みとして受動歩行があるものの、受動的歩行とヒトの二関節筋などに代表される筋骨格構造が果たす役割についてはあまり考察されていない。そこで、

我々は平地における受動的歩行を基本としたエネルギー効率の良い歩行とヒトの筋骨格構造の関係に着目し、よりヒトらしくシンプルで効率的な歩行制御を提案する。

第3章 歩行立脚期における運動制御

本章では、先行研究 [7][8] により理論的に導かれた、単・二関節筋協調駆動によるメリットである先端力制御を活かした立脚期の歩行制御について述べる。ヒトのような動歩行を行なうためには、特に支点と先端を結ぶ方向の力制御が重要であり、それに加えて動的な運動の補償が必要となる。この際にヒトの構造的・運動的特徴を取り入れた準受動的な歩行を行なうとの仮定を用いれば、動的な運動の補償を簡略化することができることを示す。さらに、提案する準受動的歩行を行なうとした立脚期の歩行が、ヒトに近い位置・速度軌道となることの比較検証を行なう。

3.1 単・二関節筋を取り入れたマニピュレータにおける先端力特性

本節では、通常の単関節筋に加えて二関節筋の存在する2リンクマニピュレータ先端に出力される力の特性について述べる。

3.1.1 単・二関節筋を取り入れた2リンクマニピュレータ先端出力

本節で用いる2リンクマニピュレータのモデルを図3.1に示す。先端位置は原点を $[x, y]^T = [0, 0]^T$ として、

$$\begin{bmatrix} x \\ y \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} l_1 \cos \theta_1 + l_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) \\ l_1 \sin \theta_1 + l_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) \end{bmatrix} \quad (3.1)$$

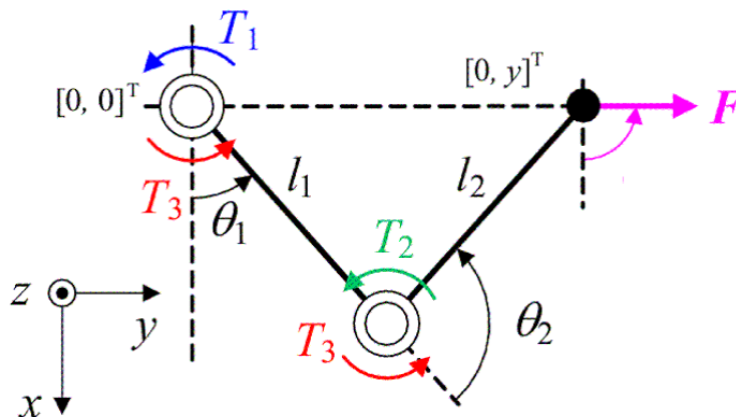


図 3.1: 単・二関節筋同時駆動の2リンクマニピュレータ

より求まる。これより、ヤコビ行列は、

$$\mathbf{J}(\boldsymbol{\theta}) = \begin{bmatrix} J_{11} & J_{12} \\ J_{21} & J_{22} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -\{l_1 \sin \theta_1 + l_2 \sin(\theta_1 + \theta_2)\} & -l_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) \\ l_1 \cos \theta_1 + l_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) & l_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) \end{bmatrix} \quad (3.2)$$

となり、ヤコビ行列から次の関係

$$\boldsymbol{\tau} = \mathbf{J}^T \mathbf{F} \quad (3.3)$$

を用いて図 3.1 に示すマニピュレータ先端において、アクチュエータトルクにより発揮される力は以下の式で表される。ここで、単関節筋トルク T_1, T_2 に加えて、二関節筋によるトルク T_3 を導入している。

$$\begin{aligned} \begin{bmatrix} F_x \\ F_y \end{bmatrix} &= (\mathbf{J}^T)^{-1} \boldsymbol{\tau} \\ &= \frac{1}{l_1 l_2 \sin \theta_2} \begin{bmatrix} l_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) & -\{l_1 \cos \theta_1 + l_2 \cos(\theta_1 + \theta_2)\} \\ l_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) & -\{l_1 \sin \theta_1 + l_2 \sin(\theta_1 + \theta_2)\} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} T_1 + T_3 \\ T_2 + T_3 \end{bmatrix} \end{aligned} \quad (3.4)$$

3.1.2 ヒトの特徴を取り入れたマニピュレータの先端力制御

ヒトの構造的特徴に着目すると、二関節筋などの筋配置に加えて、腕や脚の各リンクの長さがほぼ等しいことは目に見て明らかである。さらにヒトの基本的な動作に着目すると、物を押ししたり、物を持ち上げたりと、支点と先端を結ぶ方向へまっすぐ伸縮させる動作が多い。先端力特性が二関節筋の有無により大きく異なることは前章にて述べたが、二関節筋がある場合、特にこのような支点と先端方向への力が大きくなるのである。

以上のことを数値計算により示す。二関節筋のない場合、式 (3.4) 中において $T_3 = 0$ となる。(I) 二関節筋がある場合と (II) 二関節筋がない場合において、同一条件で比較するため以下の最大トルク制約条件を設ける。

$$(I) \quad |T_1| + |T_2| + |T_3| = |T_{sum}|, 3|T_1| = 3|T_2| = 3|T_3| = |T_{sum}| \quad (3.5)$$

$$(II) \quad |T_1| + |T_2| = |T_{sum}|, 2|T_1| = 2|T_2| = |T_{sum}| \quad (3.6)$$

すなわち、トルク総和が等しくなるように関節トルクを分配する。(I)(II) における式 (3.4) によって導出される先端力は、 $|T_{sum}| = 20$ [Nm], $\theta_1 = \frac{\pi}{4}$ [rad], $\theta_2 = \frac{\pi}{2}$ [rad], $l_1 = l_2 = 0.4$ [m] としたとき、図 3.2 のようになる。六角形状の先端力特性を持つ赤点で示されたものが (I) 二関節筋がある場合であり、平行四辺形状の先端力特性を持つ黒点で示されたものが (II) 二関節筋がない場合である。

先程述べた、支点と先端を結ぶ方向への力に着目すると、(I) のほうが (II) と比較して大きな力を出すことが可能である。一方で、トルク総和が等しいとの条件であれば、(II) の二関節筋がない場合のほうが大きな力が出せる方向も存在し、これらはトレードオフの関係である。つまり、ヒトの持つ二関節筋の存在は、特に日常動作で多く利用される支点と先端を結ぶ方向への力を大きくすることに役立っている、ということが示された。

さらに、図 3.1 において、ヒトの特徴である各リンク長が等しいこと、先端が y 軸上にあり支点と先端を結ぶ方向への運動の関係を式で表すと次のようになる。

$$l_1 = l_2 \quad (3.7)$$

$$\theta_1 + \frac{1}{2}\theta_2 = \frac{\pi}{2} \quad (3.8)$$

この関係を式 (3.4) に代入することで、

$$\begin{bmatrix} F_x \\ F_y \end{bmatrix} = \frac{1}{2l \sin \theta_1 \cos \theta_1} \begin{bmatrix} -T_1 \cos \theta_1 - T_3 \cos \theta_1 \\ T_1 \sin \theta_1 - 2T_2 \sin \theta_1 - T_3 \sin \theta_1 \end{bmatrix}, \quad (\because 2\theta_1 + \theta_2 = \pi) \quad (3.9)$$

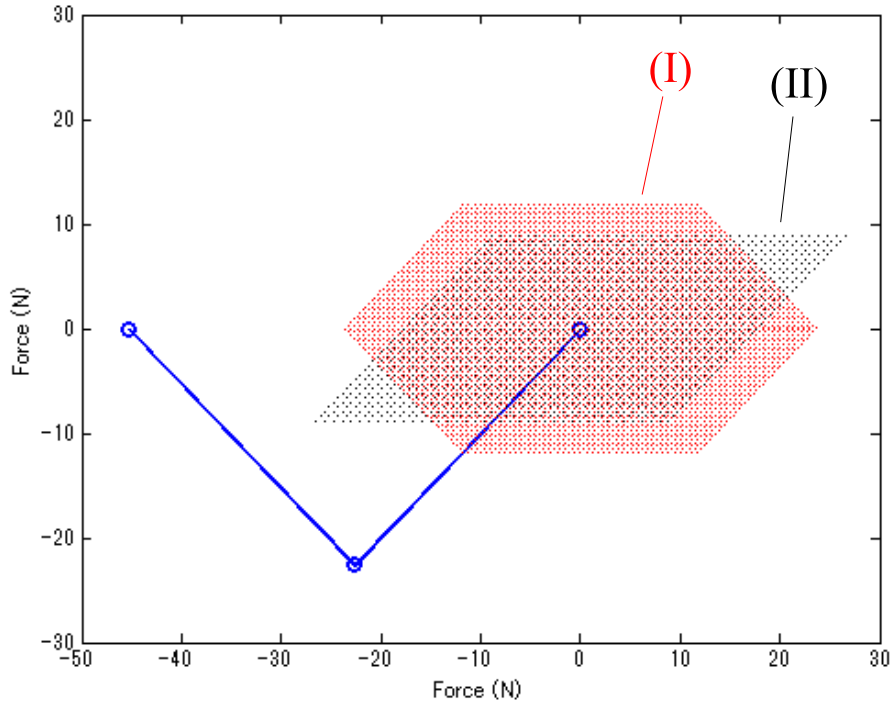


図 3.2: 二関節筋の有無による先端出力特性の相違 (文献 [7] に基づき計算)
 (I) 二関節筋がある場合を赤点、(II) 二関節筋がない場合を黒点で示す。

そして、この姿勢において y 軸方向にのみ真っ直ぐ力を出す場合、 $F_x = 0$ とするようなアクチュエータトルクにより、先端力は以下ようになる。

$$\begin{bmatrix} F_x \\ F_y \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 \\ \frac{-(T_1+T_2)}{l \cos \theta_1} \end{bmatrix}, \quad (T_1 = -T, T_3 = T) \quad (3.10)$$

つまり、各リンク長が等しく支点と先端を結ぶ y 軸方向にまっすぐ力を出す場合、 $-T_1 = T_3$ の関係を保ちつつ力を出せばよい。この $-T_1 = T_3$ の関係は、図 2.5 中の D1 (D4) 方向に力を発生する場合には、肩の単関節筋と二関節筋の f_1, e_3 (e_1, f_3) がそれぞれ最大出力を発生し、肘の単関節筋 e_2 (f_2) が最大出力を発生しているといった、同図中の筋電図測定により得られた結果と同様である。

二関節筋がない場合、同じく y 軸方向にのみ真っ直ぐに力を出す場合、 $F_x = 0$ とするようなアクチュエータトルクにより、先端力は以下ようになる。

$$\begin{bmatrix} F_x \\ F_y \end{bmatrix} = \frac{1}{2l \sin \theta_1 \cos \theta_1} \begin{bmatrix} -T_1 \cos \theta_1 \\ T_1 \sin \theta_1 - 2T_2 \sin \theta_1 \end{bmatrix}, \quad (\because 2\theta_1 + \theta_2 = \pi) \quad (3.11)$$

$$= \begin{bmatrix} 0 \\ \frac{-T_2}{l \cos \theta_1} \end{bmatrix} \quad (T_1 = 0) \quad (3.12)$$

つまり、 $T_1 = 0$ の関係を保ちつつ T_2 により y 軸方向の力が発揮される。

これらの違いが、二関節筋による支点と先端を結ぶ方向への運動における、もう一つのメリットである。二関節筋がある場合、第一関節において $-T_1 = T_3$ となるように両方向に掛かるトルクで引っ張り合うため、マニピュレー

タに外乱が加わった場合でも容易に動かない。一方で、二関節筋がない場合、第一関節にかかるトルクは $T_1 = 0$ となってしまう、外乱に対して無防備である。

以上より、日常で頻繁に現れる最も基本的な動作である支点と先端を結ぶ方向への運動と二関節筋との関係が明らかになった。二関節筋が存在することにより、支点と先端を結ぶ方向への力が大きくなること、さらに力を出す場合に外乱に対してロバストになること、といった利点が生まれる。

3.2 単・二関節筋を取り入れたマニピュレータにおける先端力の動特性

マニピュレータが運動しながら力を出すとき、力を発生させるために必要な関節トルクに加えてマニピュレータの運動方程式に起因する自身の運動のための関節トルクも必要となる。前節までの議論では、非常にゆっくりとした静的な先端力の制御についてのみ扱うことが出来た。本節では動的な特性も考慮した先端力の制御について考慮する。

3.2.1 マニピュレータの運動方程式

まず始めにマニピュレータの運動に起因する関節トルクを求める。運動方程式はラグランジュ法により一般的に次のように求めることができる。

自由度 n のシステムが一般化座標 $\mathbf{q} = (q_1, q_2, \dots, q_n)$ で表される場合に、運動方程式はラグランジュ関数 $L = K - P$ を用いて次のように表される。

$$\tau_i = \frac{d}{dt} \left(\frac{\delta L}{\delta \dot{q}_i} \right) - \frac{\delta L}{\delta q_i} \quad (3.13)$$

τ_i は一般化力であり、 K と P はそれぞれシステムの運動エネルギーとポテンシャルエネルギーを表す。

一般化座標として関節角度を取り、マニピュレータの運動方程式を導出すると、一般的に以下のように表現することができる。

$$\boldsymbol{\tau} = \mathbf{M}(\boldsymbol{\theta})\ddot{\boldsymbol{\theta}} + \mathbf{h}(\boldsymbol{\theta}, \dot{\boldsymbol{\theta}}) + \mathbf{g}(\boldsymbol{\theta}) \quad (3.14)$$

ここで、 $\mathbf{M}(\boldsymbol{\theta})$ は慣性行列、 $\mathbf{h}(\boldsymbol{\theta}, \dot{\boldsymbol{\theta}})$ は遠心力・コリオリ力項、 $\mathbf{g}(\boldsymbol{\theta})$ は重力項を表しており、 τ_i は各関節単位のトルクであり、二関節筋を考慮すれば単関節筋と二関節筋トルクの和で表されるため、駆動冗長性が存在する形となる。

3.2.2 先端力とマニピュレータの運動に必要な関節トルクの重ね合わせによる運動制御

3.1 節において、2リンクマニピュレータにおける支点と先端を結ぶ方向への先端力を制御する上で、二関節筋を取り入れることに大きなメリットがあることを示した。先端力を制御しつつマニピュレータがまっすぐ運動する場合に必要な関節トルクを、ダランベールの原理による重ねあわせ理論を用いて導出する。

仮想仕事の原理を拡張させたダランベールの原理を用いることで、動的な運動の問題を力の釣り合いの問題に帰着することが出来る。質量 m の質点を考え、そこに外部から力 \mathbf{F} が加わり加速度 $\frac{d^2\mathbf{r}}{dt^2}$ で運動する場合を考えると、ニュートンの運動方程式から、外力と質点の関係は次式で表される。

$$\mathbf{F} - m \frac{d^2\mathbf{r}}{dt^2} = 0 \quad (3.15)$$

これは、みかけ上の力 $-m\frac{d^2\mathbf{r}}{dt^2}$ を仮定し、運動の問題を力の釣り合いに帰着させられることを意味する。つまり、力を出しながら伸縮するような運動に必要な関節トルクは、先端力の制御と自身の運動に必要な関節トルクの重ね合わせで実現する。

ここで、2リンクマニピュレータが物を押すような動作、すなわち支点と先端を結ぶ方向へ運動しながら先端力の制御により物を動かす場合を考える。マニピュレータ自身の運動に必要な関節トルクは、目標とするデカルト座標における先端加速度指令 $\ddot{\mathbf{x}}^*$ を用い、加速度分解制御法 [20] の考え方より求まる。まず、ヤコビ行列を用いた先端速度と関節角速度の関係は以下ようになる。

$$\dot{\mathbf{x}} = \mathbf{J}(\boldsymbol{\theta})\dot{\boldsymbol{\theta}} \quad (3.16)$$

式 (3.16) を時間微分すると、

$$\ddot{\mathbf{x}} = \mathbf{J}(\boldsymbol{\theta})\ddot{\boldsymbol{\theta}} + \dot{\mathbf{J}}(\boldsymbol{\theta})\dot{\boldsymbol{\theta}} \quad (3.17)$$

より先端加速度と関節座標系との関係が求まる。もしヤコビ行列が逆行列を持つ場合、両辺に逆行列をかけることで関節角加速度に関する式を得る事が可能である。一般的に運動学的な冗長性が無く、マニピュレータが特異点付近でない限りヤコビの逆行列が存在するという仮定は成り立つ。

これより式 (3.17) と式 (3.14) から関節角速度 $\dot{\boldsymbol{\theta}}$ を消去して、

$$\boldsymbol{\tau} = \mathbf{M}(\boldsymbol{\theta})\mathbf{J}(\boldsymbol{\theta})^{-1}\{\ddot{\mathbf{x}}^* - \dot{\mathbf{J}}(\boldsymbol{\theta})\dot{\boldsymbol{\theta}}\} + \mathbf{h}(\boldsymbol{\theta}, \dot{\boldsymbol{\theta}}) + \mathbf{g}(\boldsymbol{\theta}) \quad (3.18)$$

が得られる。もし目標加速度 $\ddot{\mathbf{x}}_d$ 、目標速度 $\dot{\mathbf{x}}_d$ 、目標位置 \mathbf{x}_d が与えられれば、加速度指令値 $\ddot{\mathbf{x}}^*$ に

$$\ddot{\mathbf{x}}^* = \ddot{\mathbf{x}}_d + K_v(\dot{\mathbf{x}}_d - \dot{\mathbf{x}}) + K_p(\mathbf{x}_d - \mathbf{x}) \quad (3.19)$$

となるようなフィードバック入力を考えれば、目標軌道に対して安定な制御系となる。

以上より、目標角加速度指令が与えられればダランベールの原理による重ねあわせの式より、マニピュレータの運動制御に伴う関節トルク式 (3.18) と、負荷に対する先端力制御に必要な関節トルク式 (3.9) を用いて、動特性を考慮した運動制御が可能となる。

3.3 立脚期における支点と先端を結ぶ方向の運動制御に基づく歩行

第2章にて述べたように、歩行は立脚期と遊脚期に分かれる。ここでは、二関節筋を取り入れたことで支点と先端を結ぶ方向への運動性能が向上することを踏まえた、立脚期における歩行計画について述べる。

片脚支持期を考えると、日常生活で実感しているように、足首関節を軸として上腿・下腿の2リンクが円運動を行なうような軌道を描いている。さらに、両脚支持期においては、足首関節・膝関節を伸展する動作が見られる。つまり、関節を伸展させることで脚長を長くして蹴り出す動作、すなわち第2章にて述べたように両脚支持期においては、力学的エネルギーの供給を行なっていると考えられる。足裏の存在は両脚支持期における蹴り出しおよび安定性に深く寄与することが知られているが、前者は脚長を伸ばすことと同義であり、後者は静的安定性を用いないヒトのような動歩行を行なうため本論文では考慮しない。よって、今後の議論は足首以下を省略したモデルにおいて行なうとする。同様に、上肢の動的挙動の影響や矢状面 (歩行進行方向に平行かつ身体を左右に分ける面) 以外の運動も歩行の本質を捉えるという本論文の目的から省略するが、これらは我々の対象とする比較的低速な受動的歩行においては特に大きな違いとならないとの仮定に基づく。

上記片脚支持期および両脚支持期における歩行運動が、我々の着目する支点と先端を結ぶ直線方向の運動である事を図 3.3 に示す。

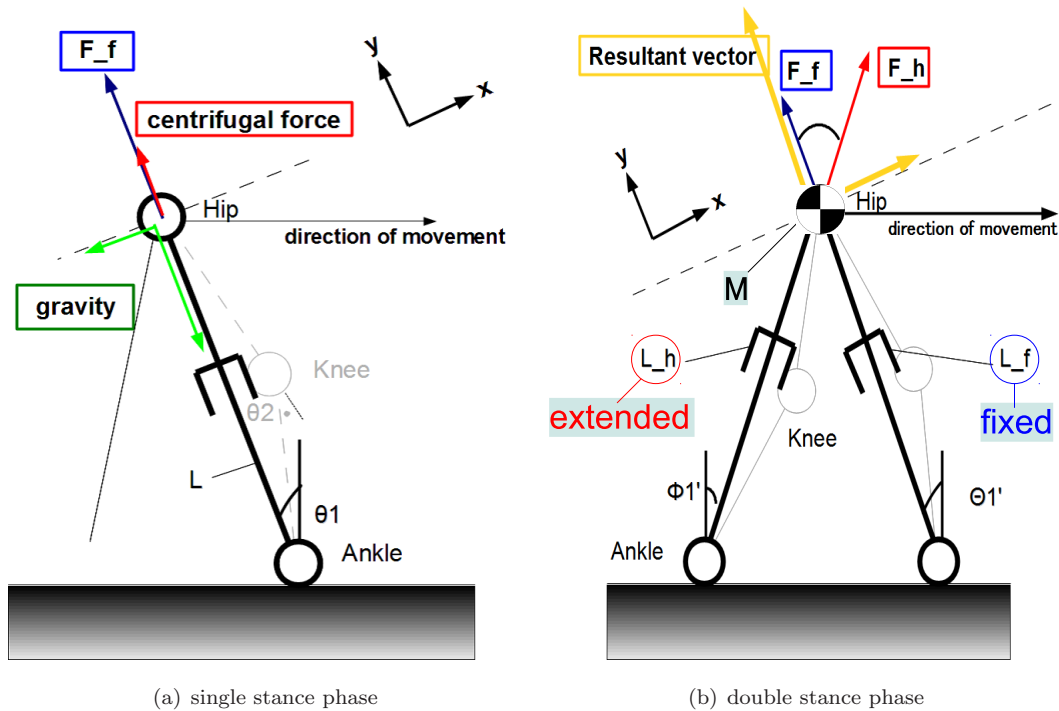


図 3.3: 立脚期における歩行計画

図 3.3(a) が片脚支持期の歩行を表す。腰と足首を結ぶ直線方向を表す図中 y 軸方向に掛かる重力と、マニピュレータより発生させる床反力を釣り合わせることで、膝関節を固定とした径方向の円運動を行なう。図中 x 方向に関しては、受動的ダイナミクスをそのまま活かすことで、慣性と重力による円運動が実現する。図 3.3(b) が両脚支持期の歩行を表し、地面に脚が付いている立脚側は前述の脚長固定の片脚支持となり、反対側の脚を伸ばすことにより地面を蹴り上げ、歩行推進力を与える。

以上のようにして、支点と先端つまり腰関節と足首関節を結ぶ方向の力による立脚期の歩行制御を行なう。本方式の利点としては、図 3.3 のように腰・足首方向に伸縮する仮想的なコンパスモデルとして扱える上、筋骨格構造の利点である仮想コンパスモデルにおける伸縮方向の力を活用できる。さらに、3.2 節に示した重ね合わせの理論より、重心を運ぶためのトルクと脚部の運動に伴うトルクを分けて考えることで、荷物を持つなどの上体質量の変化にも対応できるようになる。

3.4 片脚支持期における支点と先端を結ぶ方向への運動による歩行制御

3.4.1 片脚支持期における運動方程式

図 3.4 に片脚支持期におけるモデルを示す。脚部重量 m_1, m_2 、腰重心に存在する質点 M を運ぶためのトルクを与える。このときの運動方程式は、付録に記す。

一般に複数リンクマニピュレータの運動方程式は非線形項を多数含む複雑な式となる。さらに、変数が $\theta_1, \dot{\theta}_1, \ddot{\theta}_1, \theta_2, \dot{\theta}_2, \ddot{\theta}_2$ と多く、リアルタイムで演算する場合高い計算処理能力が要求される。しかし、ヒトの立脚軌道より、重心軌道が足首関節を軸とし半径一定の非等速円運動を行なうとの仮定から運動方程式を簡略化することが可能となる。円運動の半径が変わらないとの仮定から、脚長が一定すなわち膝関節角度 θ_2 が一定となる条件 $\dot{\theta}_2 = \ddot{\theta}_2 = 0$

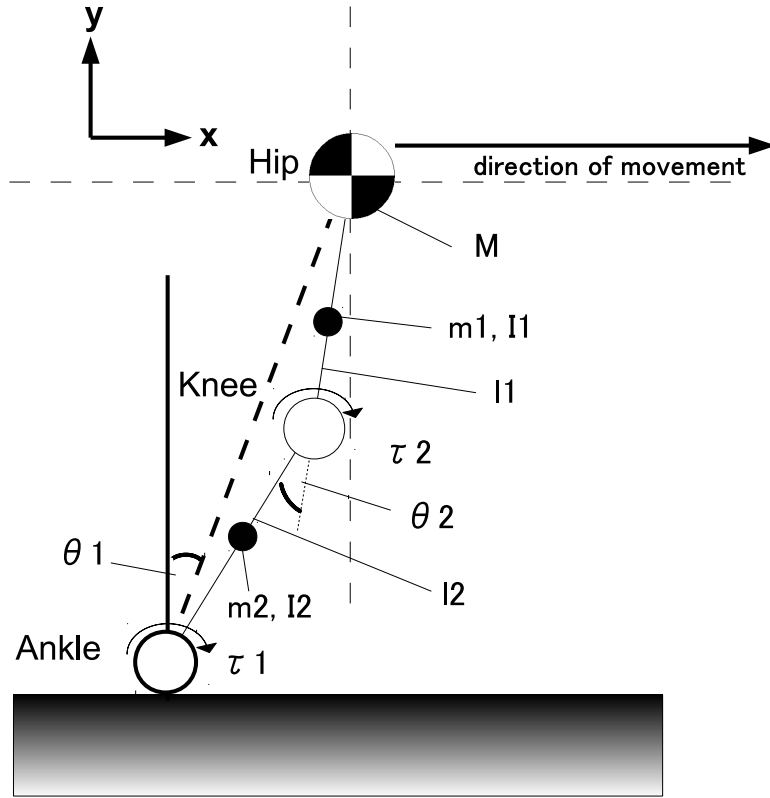


図 3.4: 片脚支持期の 2 リンクモデル

より、運動方程式は、以下のように簡略化される。

$$\begin{bmatrix} \tau_1 \\ \tau_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{1}{4}m_2l^2 + (\frac{5}{4} + \cos \beta)m_1l^2 + (2 + 2 \cos \beta)Ml^2 + I_1 + I_2 \\ (-\frac{1}{4} - \frac{1}{2} \cos \beta)m_1l^2 - (1 + \cos \beta)Ml^2 - I_1 \end{bmatrix} \ddot{\theta}_1 + \begin{bmatrix} 0 \\ (\frac{1}{2}m_1 + M)\dot{\theta}_1^2l^2 \sin \beta \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} -(\frac{1}{2}m_2 + m_1 + M)gl \sin \theta_1 + (\frac{1}{2}m_1 + M)gl \sin (\beta - \theta_1) \\ -(\frac{1}{2}m_1 + M)gl \sin (\beta - \theta_1) \end{bmatrix} \quad (3.20)$$

ここで、足首はアクチュエータなしの自由関節であり準受動的歩行を行なうとすれば、 $\tau_1 = 0$ なので、以下の足首関節を中心とした準受動歩行の拘束条件が求まる。

$$\ddot{\theta}_1 = \frac{(\frac{1}{2}m_2 + m_1 + M)gl \sin \theta_1 - (\frac{1}{2}m_1 + M)gl \sin (\beta - \theta_1)}{\frac{1}{4}m_2l^2 + (\frac{5}{4} + \cos \beta)m_1l^2 + (2 + 2 \cos \beta)Ml^2 + I_1 + I_2} \quad (3.21)$$

この条件から $\ddot{\theta}_1$ を消去することで、脚長固定のために必要な膝関節トルクは以下ようになる。

$$\tau_2 = \frac{\{(-\frac{1}{4} - \frac{1}{2} \cos \beta)m_1l^2 - (1 + \cos \beta)Ml^2 - I_1\}\{(\frac{1}{2}m_2 + m_1 + M)gl \sin \theta_1 - (\frac{1}{2}m_1 + M)gl \sin (\beta - \theta_1)\}}{\frac{1}{4}m_2l^2 + (\frac{5}{4} + \cos \beta)m_1l^2 + (2 + 2 \cos \beta)Ml^2 + I_1 + I_2} + (\frac{1}{2}m_1 + M)\dot{\theta}_1^2l^2 \sin \beta - (\frac{1}{2}m_1 + M)gl \sin (\beta - \theta_1) \quad (3.22)$$

ここで、各脚長 l 、質量 m_1, m_2, M 、慣性モーメント I_1, I_2 および膝関節角度 β は定数であるから定数項でまと

めて、

$$\tau_2 = k_1 \left\{ \left(\frac{1}{2} m_2 + m_1 + M \right) gl \sin \theta_1 - \left(\frac{1}{2} m_1 + M \right) gl \sin (\beta - \theta_1) \right\} + k_2 \dot{\theta}_1^2 - \left(\frac{1}{2} m_1 + M \right) gl \sin (\beta - \theta_1) \quad (3.23)$$

$$k_1 = \frac{\left(-\frac{1}{4} - \frac{1}{2} \cos \beta \right) m_1 l^2 - (1 + \cos \beta) M l^2 - I_1}{\frac{1}{4} m_2 l^2 + \left(\frac{5}{4} + \cos \beta \right) m_1 l^2 + (2 + 2 \cos \beta) M l^2 + I_1 + I_2} \quad (3.24)$$

$$k_2 = \left(\frac{1}{2} m_1 + M \right) l^2 \sin \beta \quad (3.25)$$

で表される。

式 (3.23) が、足首関節を軸とした半径一定の円運動を保持するために必要な立脚膝関節トルクである。ヒトの立脚条件を考慮したことで、変数が $\theta_1, \dot{\theta}_1$ のみになる。二変数は歩行中の関節可動域により最大最小値は一定の領域に限定される。また、脚部に関する定数項は β 以外すべてヒトあるいはロボットを設計した段階で既知かつ不変である。そこで、変数の数が少なく動作領域が限定されているため、あらかじめオフライン計算したトルクテーブルを持たせればよい。ヒトの場合も歩行のような限定した動作、特に周期性の強い立脚期においては、トルクテーブルに相当する筋の動きというものをあらかじめ学習により習得していると考えられる。よって、以後のシミュレーションではこのトルクテーブルに基づいた補償を行なうことを考える。

3.4.2 上体質量と脚部質量の分離に関する考察

ここで、ヒトが学習により習得したトルクテーブルを持っていると考えた場合、下肢のパラメータは不変であり、変数 $\theta_1, \dot{\theta}_1$ に依存したテーブルを持つとした。しかし、ヒトは荷物を持つなどして質量 M が変化することが多々ある。このような場合においても安定した歩行を可能とする場合には、質量 M もテーブル中の変数として持つ必要が生じるが、荷物を持つなどの動作は一時的なものである。一時的な変化に対応するためだけに上体質量を補償するためのテーブルをもたせることは極めて非効率的である。

そこで、上体質量 M はアクティブに負荷重量に対応した力指令により移動させ、上体を移動させるのに必要なトルクと脚部を移動させるのに必要なトルクテーブルを分離することを考える。式 (3.23) 中の定数項 k_1 であるが、もし上体質量 M が脚部の質量 m_1, m_2 と比較して十分大きいとすると、

$$\begin{aligned} k_1 &= \frac{\left(-\frac{1}{4} - \frac{1}{2} \cos \beta \right) m_1 l^2 - (1 + \cos \beta) M l^2 - I_1}{\frac{1}{4} m_2 l^2 + \left(\frac{5}{4} + \cos \beta \right) m_1 l^2 + (2 + 2 \cos \beta) M l^2 + I_1 + I_2} \\ &= \frac{-(1 + \cos \beta) M l^2}{2(1 + \cos \beta) M l^2} = -\frac{1}{2}, \quad (if \ M \gg m_1, m_2) \end{aligned} \quad (3.26)$$

と近似できる。このことを確認するため、表 3.1 のパラメータで $\beta = \frac{\pi}{12}, \frac{\pi}{6}, \frac{\pi}{4}, \frac{\pi}{3}$ の場合において、脚部質量 m_1, m_2 を固定して M を変化させ、 k_1 との関係プロットした。結果を図 3.5 に示す。およそヒトの上体質量と同じ $M = 40[\text{kg}]$ 程度ならば、ほぼ定数項を $k_1 = -0.5$ と近似できることがわかる。そこで、次節以降、近似できるものとして扱う。

以上より、定数項 k_1 が一定と近似できる範囲では、式 (3.23) を上体質量に由来する部分と脚部質量に由来する部分とを分割することができる。図 3.3(a) に示すように、腰と足首を結ぶ方向への上体質量に掛かる重力・遠心力と釣り合うような床反力を出すすると、

$$F_y = Mg \cos \left(\theta_1 - \frac{\beta}{2} \right) - \sqrt{2(1 + \cos \beta) l^2} M \dot{\theta}_1^2 \quad (3.27)$$

であることが容易にわかる。上体質量の力の釣り合いから導いたこの式は、同様の運動を表す式 (3.23) 中の上体質量成分に対応しているはずである。そこで、膝関節トルクの関係および三角関数の変換を用いてこの式を変形

表 3.1: シミュレーションに用いた物理パラメータ

| symbol | value |
|---------------------------|--------|
| l_1 (m) | 0.4 |
| l_2 (m) | 0.4 |
| m_1 (kg) | 3.6 |
| m_2 (kg) | 1.8 |
| M (kg) | 50 |
| I_1 (kgm ²) | 0.0434 |
| I_2 (kgm ²) | 0.0217 |

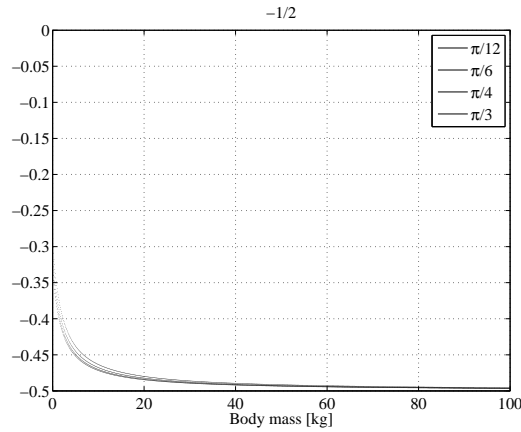


図 3.5: 上体質量を変数とした定数項 k_1 の分析

すれば、

$$\tau_f = -\frac{1}{2}Mgl\{\sin\theta_1 + \sin(\beta - \theta_1)\} + Ml^2\dot{\theta}_1^2 \sin\beta \quad (3.28)$$

となり、定数項 k_1 の近似が成り立つ範囲内において、式 (3.23) 中の上体質量成分と等価であることがわかる。式 (3.23) からこの部分を減じて、上体質量の移動に対応する部分と脚部質量に対応する部分を以下のように独立に分離できる。

$$\tau_2 = \tau_{upper} + \tau_{lower} \quad (3.29)$$

$$\tau_{upper} = -\frac{1}{2}Mgl\{\sin\theta_1 + \sin(\beta - \theta_1)\} + Ml^2\dot{\theta}_1^2 \sin\beta \quad (3.30)$$

$$\tau_{lower} = -\frac{1}{2}\left\{\left(\frac{1}{2}m_2 + m_1\right)gl \sin\theta_1 - \frac{1}{2}m_1gl \sin(\beta - \theta_1)\right\} + \left(\frac{1}{2}m_1\right)\dot{\theta}_1^2 l^2 \sin\beta - \left(\frac{1}{2}m_1\right)gl \sin(\beta - \theta_1) \quad (3.31)$$

3.4.3 上体質量に対する力制御系と脚部移動に伴うトルク補償による片脚支持期の歩行制御

以上より、オフラインで計算した脚部移動に伴うトルクを補償することで、上体質量のみを円運動させるように向心方向の釣り合いを保つような力制御を考えるだけの問題となる。モデルパラメータのずれなどにより生じ

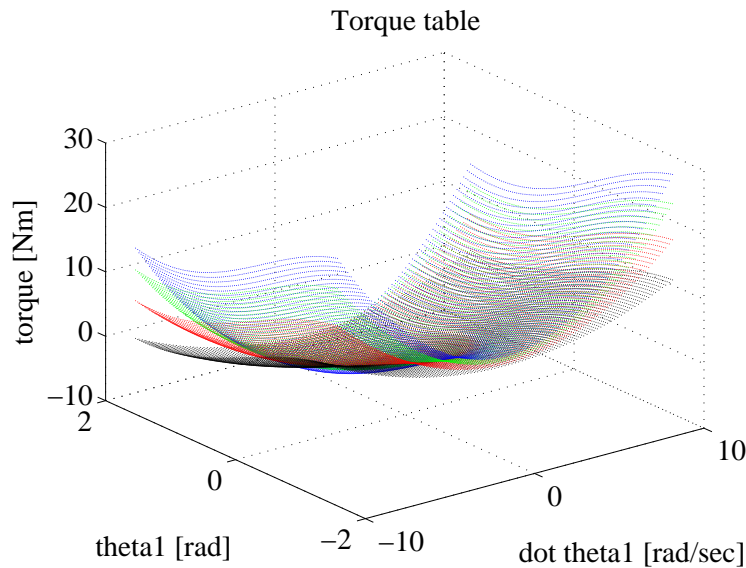


図 3.6: 片脚支持期の脚部移動に伴う補償トルクテーブル

た脚長変化は、図 3.7 に示すインピーダンス制御による上体質量に対する力制御系ループにて、目標位置への粘弾性フィードバックにより補償される。

片脚支持期における脚部移動に伴うトルク補償テーブルを図 3.6 に示す。固定される立脚膝関節角度 θ_2 を $\frac{\pi}{12}, \frac{\pi}{6}, \frac{\pi}{4}, \frac{\pi}{3}$ [rad] とした場合において、歩行時の立脚可動範囲を参考に θ_1 を $-\frac{\pi}{2}$ から $\frac{\pi}{2}$ [rad] まで、 $\dot{\theta}_1$ を -10 から 10 [rad/sec] まで変化させ特性を計算した。数値計算には MATLAB を用いた。これを見てわかるように、非常に簡単な二次関数状のテーブルとなっている。例えば、高次関数で近似される場合などではヒトが学習によりテーブルを持っているとの仮定は現実味を帯びなくなるだろう。我々のヒトが学習によりテーブルを持っているとの仮定は、このような二次関数上の極めて簡単なテーブルとして補償できることに基づく。

図 3.7 は、上体質量を円軌道上に保持するために与える力の制御系であり、式 (3.27) により指令値を与える。その後、3.1 節にて示した単・二関節筋の協調制御則によって駆動される。目標出力 F_{ref} は単・二関節筋同時駆動の式より、 T_1, T_2, T_3 の成分に分解される。今までの議論では、片脚支持期においては膝関節トルク τ_{knee} のみ考えていたが、図 3.7 では腰関節トルク τ_{hip} も考慮するものの、常に入力単関節筋トルク T_1 と二関節筋トルク T_3 指令によりゼロとなるように働く。これは、3.1 節にて述べた単・二関節筋の協調制御による利点である、出力はゼロであるが常に $T_1 = -T_3$ となるようにすることで関節剛性を高めることに相当する。つまり従来のような単関節筋のみによる方法よりも腰関節のずれに対して強くなり、腰関節と足首関節を結ぶ直線方向にまっすぐに力を出すことに貢献する。さらに、トルクテーブルを用いて脚部移動に伴う補償トルクが加算され、モデル化誤差などによって生じた脚長変化は、目標脚長 r_{ref} によりインピーダンスループ中にて修正される。

3.5 両脚支持期における支点と先端を結ぶ方向への運動による歩行制御

3.5.1 両脚支持期における運動方程式

両脚支持期においては、3.4 節にて述べた制御方式により立脚は脚長一定で円運動をしていると仮定する。反対側の脚により両脚支持期は蹴り出しによる推進力の付与を行なう。本来は立脚も含めた運動方程式を立てなけれ

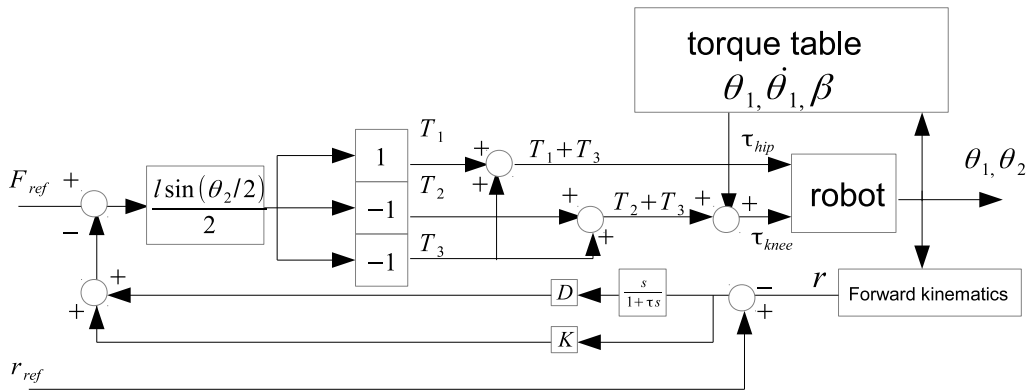


図 3.7: 片脚支持期における制御系のブロック線図

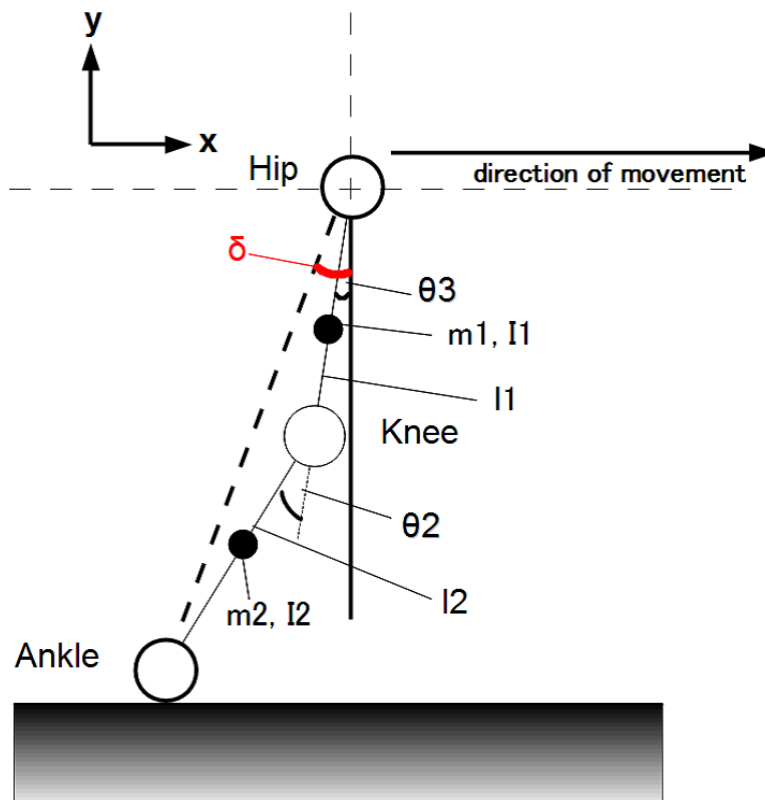


図 3.8: 両脚支持期における脚の 2 リンクモデル

ばならないが、短期間であるため前述の制御系によりモデルの相違による誤差は吸収されるとする。片脚のモデルを図 3.8 に示す。このときの運動方程式を付録に記す。

腰関節と足首関節を結ぶ方向への伸縮運動に着目をした運動計画を行うため、図 3.8 中の点線で示される伸縮運動の基準となる軸と鉛直軸のなす角度を δ とすれば、この伸縮方向の運動は常に $2\theta_3 + \theta_2 = 2\delta$ を満たす。さらにヒトの下肢では、各リンク長が等しく $l_1 = l_2 = l$ 、リンクの質量比は $m_1 = 2m_2 = m$, ($I_1 = 2I_2 = I$) となることがわかっている [16]。これらの条件を代入することで、運動方程式は以下のように簡略化される。

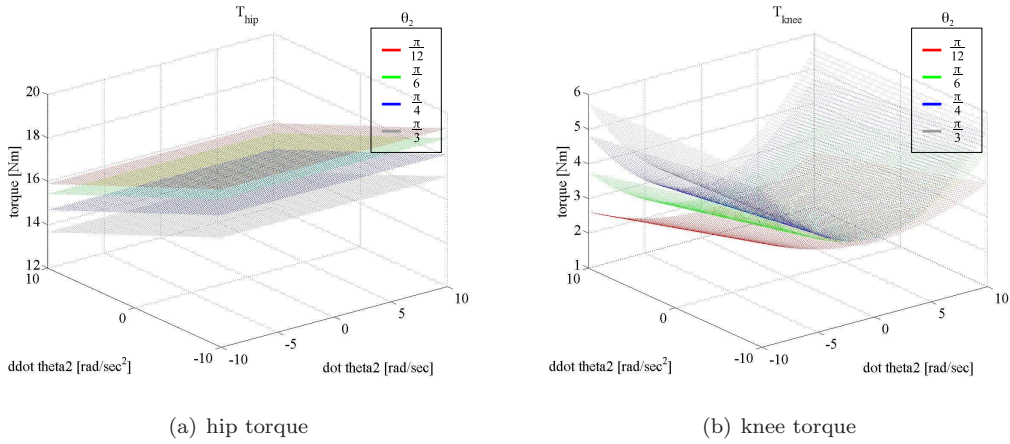


図 3.9: 両脚支持期の脚部伸縮に伴う補償トルクテーブル

$$T_{hip} = \left(-\frac{5}{16}ml^2 - \frac{1}{4}I\right)\ddot{\theta}_2 + mgl\left\{\sin\left(\delta - \frac{\theta_2}{2}\right) + \frac{1}{4}\sin\left(\delta + \frac{\theta_2}{2}\right)\right\} \quad (3.32)$$

$$T_{knee} = \left(\frac{1}{16}ml^2 - \frac{1}{8}ml^2 \cos \theta_2 + \frac{1}{4}I\right)\ddot{\theta}_2 + \left(\frac{1}{16}ml^2 \sin \theta_2\right)\dot{\theta}_2^2 + \frac{1}{4}mgl \sin\left(\delta + \frac{\theta_2}{2}\right) \quad (3.33)$$

運動の方向を腰・足首関節を結ぶ方向へと限定したことで、式 (3.33) に示すようにある程度簡略化される。この各関節トルクの特性を分析するため、表 3.1 のパラメータにおいて歩行時の動作を考慮し、変数 θ_2 [rad] を $\frac{\pi}{12}$ から $\frac{\pi}{3}$ まで、 $\dot{\theta}_2$ [rad/sec]、 $\ddot{\theta}_2$ [rad/sec²] を -10 から 10 まで 0.1 刻みで変化させ特性を計算した。なお、脚部の鉛直軸からの角度 δ は両脚支持期における変化が少ないため $\delta = \frac{\pi}{4}$ [rad] として計算した。結果を図 3.9 に示す。

図 3.9(a) および図 3.9(b) から、 T_{hip} は主に $\ddot{\theta}_2$ に比例し、 T_{knee} は主に $\dot{\theta}_2$ の二乗に比例する特性を持つことがわかる。これは、リンク長や質量比などによるヒトの構造的特徴より単純化されたためである。つまりリンク移動に伴う各関節トルクが比較的単純な特性により構成されることで、脚伸縮の際のトルク補償は非常に簡単な関数になる。片脚支持期と同様に、このトルクテーブルを用いて脚部移動に伴うトルクを重ね合わせの原理を用いて補償する。

3.6 立脚期における歩行運動のシミュレーション

本節では、提案する立脚期における歩行計画に基づき、両脚支持期および片脚支持期における半歩間の歩行をシミュレーションにより確認した。各パラメータは、表 3.1 に示したものをを用いている。各関節角は初期値 $\theta_1 = -\frac{\pi}{27}$ [rad], $\theta_2 = \frac{\pi}{6}$ [rad], $\phi_1 = \frac{\pi}{5}$ [rad], $\phi_2 = \frac{\pi}{4}$ [rad] となる姿勢とする。また、単関節筋・二関節筋トルクの合計値より大きなトルクは発生できないように、関節あたり 60 Nm の制限を掛け遊脚の運動は無視する。さらに定常歩行中は初速度を持つことから初速度のある状態よりシミュレーションを開始する。シミュレーションにおいては、誤差なく脚部移動に伴う関節トルクの補償がされた理想的な状況としていることに注意されたい。

初速度 $\dot{\theta}_1 = 1.3$ [rad/sec] を与え、速度特性および各関節トルク特性を見積もる。この初期姿勢と初速度では立脚中期のポテンシャルバリアを乗り越えることが出来ないため、両脚支持期における蹴り出しによりエネルギーを与えなければ、後ろに倒れてしまう状態である。そのため、両脚支持期においてはトルク制限内で最大力で推進力を与える。歩行軌道と重心水平方向速度を図 3.10 に示す。

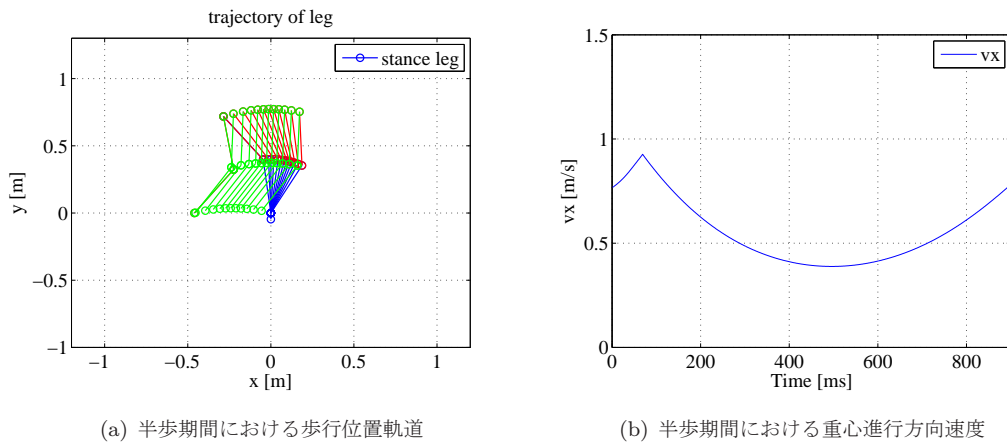


図 3.10: 立脚期シミュレーション

ここで、着目すべき点は歩行軌道が円軌道となるだけでなく、歩行速度軌跡もヒト類似形状となることである。従来のヒトらしい歩行軌道として与えられるものは、重心位置軌道においてヒトを真似たサイクロイド状の軌道となるように位置制御されたものであった。しかし、位置の次元だけでなく速度の次元においてもヒト類似となることが重要であり、そのような速度軌道は我々の提案する方法のように、脚長を一定とした足首トルクゼロの準受動的歩行により容易に達成される。ヒトの歩行時の重心水平方向速度軌道は図 3.10(b) のようになり、これはヒトの速度軌道とほぼ同様である [17]。これは前述した通り、ヒトが受動的歩行を行なっていることを裏付けるものである。

続いて、実際のヒトの歩行軌道と比較を行なう。市販のモーションキャプチャ装置 (Microsoft Kinect for Windows) を用いて実験を行い、測定環境を表 3.2 に示す。サンプリングタイムは 32 ms であり、二次元の腰・膝・足首関節の平面位置データを記録した。得られた位置情報データを、MATLAB を用いて適切な座標変換後スティック線図への処理を行った。

表 3.2: Motion capture measurement

| | |
|--------------------|----------------------------|
| OS | windows7 SP1 64bit |
| CPU | Intel Core i3 M350 2.27GHz |
| Memory | DDR3 8.00 GB |
| Sampling time | 32 ms |
| Measuring distance | 2 m |

実際の歩行の様子をモーションキャプチャにより計測した結果を図 3.11 に示す。

図 3.10(a) は 900 ms 間、図 3.11 は 832ms 間の両脚支持期および立脚期の歩行である。(図 3.11 はノイズが多く計測値そのままでは軸足がずれるため、軸足を固定して再変換している。) モーションキャプチャでは、ノイズが大き過ぎて細かい動作が解りづらいものの、立脚期に重心が足首を軸に円軌道を描いている様子を読み取れる。また目視ではあるが、歩き出しの際は両脚支持期の蹴り出し動作も見られた。一方で定常歩行時にはほとんど蹴り出しは見られなかったが、十分大きな歩行速度においてはシミュレーションでも同様に両脚支持期の蹴り出し期間は短くなる。双方の両脚支持期間・立脚期間の割合を調べたところほぼ同じであり、提案する歩行計画がヒトの立脚期の歩行に近い動作であると言える。

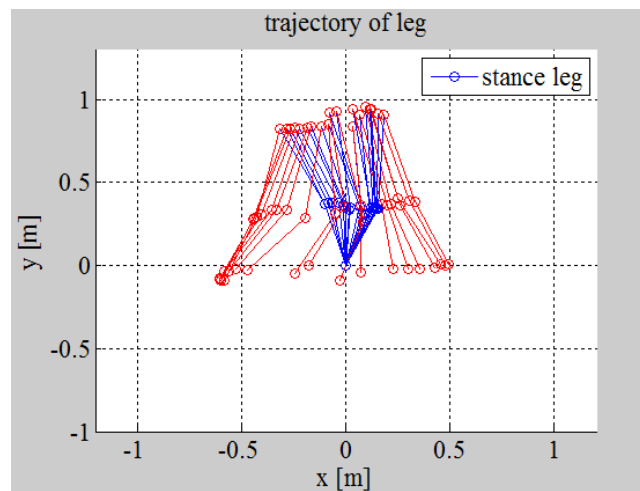


図 3.11: Stick diagram of real walking model.

3.7 立脚制御のまとめ

本章では、単・二関節筋同時駆動による利点について述べ、さらに支点と先端を結ぶ方向への力制御において特に二関節筋の存在が貢献することを示した。この支点と先端を結ぶ方向への運動が、ヒトの歩行立脚期において役立つとの仮定の下に、同方向への伸縮運動による動特性について、仮想伸縮脚コンパス型二足歩行モデルを用いた運動計画を提案した。本手法により二足歩行時の蹴り出しによる歩行推進が達成されることを、シミュレーションにより示した。モーションキャプチャや既知のヒトの歩行特性の研究と類似した歩行軌道特性が、提案する伸縮方向への運動を基本とする準受動的な歩行によって実現されることが示された。

第4章 歩行遊脚期における運動制御

遊脚期では前章までの立脚期とは異なり、地面との接触が無いいため接触力制御は利用できない。ヒトの遊脚運動を考えると、ほぼ無意識に脚を前に運ぶ動作が行なわれていると我々は感じている。これは図 4.1 に示すようなダイナミクスを利用することで複雑な制御則なしに効率の良い歩行が行なわれているからであり、従来のロボット制御則のようにダイナミクスを外乱と見なした上で、遊脚の軌道追従位置制御をする方法とは根本的に異なる。しかし、例えば障害物が目の前にある場合などにヒトは着床位置を前にずらせたりと、着床位置に関してはある程度コントロールすることが可能である。この違いは、ヒトの筋骨格自体が本質的に持つ性質により、着床位置を簡単かつ直感的にコントロールすることが出来るからである。特に、下肢の二関節筋群であるハムストリングスが大きな役割を果たしており、このハムストリングスに着目することで、前章にて提案した腰と足首を結ぶ直線の関係が再び重要な指標となりうる。

以上より、ハムストリングスに着目した腰と足首を結ぶ直線を基準とする、仮想コンパスモデルによるダイナミクスを利用した可変粘弾性着地位置制御を本章では提案する。

4.1 遊脚期における運動の筋電図による分析

はじめに、遊脚期中にどのような筋活動が行なわれているかを調査する。遊脚期の筋活動を計測する方法として、筋電図 (electromyography: 以下、EMG) によるデータを参考にする。これらのデータは各筋肉個々の活動の強弱のみが計測でき、他の筋肉との絶対的な大きさでは比較できないことに注意されたい。また、議論を簡単化するため図 2.4(b) の実効筋モデル [7] を導入し、これ以降この実効筋モデルを基準に議論を進める。

ヒトの歩行筋電図を計測したデータを引用したものを図 4.2 に示す [16]。通常の方法では表層筋の計測に限定

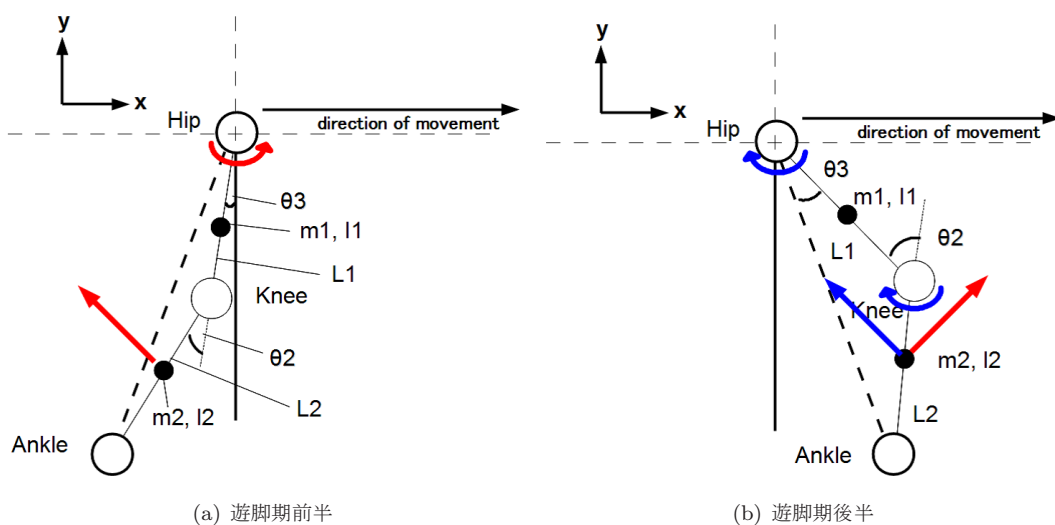


図 4.1: 遊脚期におけるダイナミクスの影響

されるため、深層筋を計測した文献 [21] より得られたデータを図 4.3 に追加する。図 4.2 より遊脚期に着目すると、筋肉の活動がかなり限定されていることがわかる。まず足首周りの筋群では、Tibialis anterior、Extensor hallucis longus、Extensor digitorum longus (f4) の筋群は常に働いているそれと対照的に Gastrocnemius(e4) や Soleus(e5) などの筋群の活動は小さいように見える。そこで、これらの足首に作用する筋群の遊脚期における役割は、単純に地面とのクリアランスを確保するために足先を持ち上げる程度であり、遊脚期の歩行の本質にはかかわらないと仮定し今後の議論では割愛する。同様に、我々の着目する二関節筋は主に sagittal 平面に平行に分布していることや歩行運動自体がこの方向の動きに特化していることから、adductor magnus などの内転筋群の動きは無視する。これらの内転筋群は女性のように脚を交錯する場合にとっても強く働く [22] が、歩行の本質には大きく影響はしないだろう。ただし、理想的な三次元歩行を行なう場合はすべての筋活動が重要なのは言うまでもなく、あくまでも前進歩行に着目して簡略化された議論に限定するのが目的である。

ここで、遊脚期を遊脚期前半と後半の二つに分割する。遊脚期前半においては比較的弱い筋活動が散見され、内転筋を除けば、iliacus、psoas major などの股関節屈筋 (e1)、二関節筋である rectus femoris(e3) が活動する。これらの筋群は、歩行速度が上昇するにつれて筋活動も大きくなる [21]。しばらくすると、biceps femoris (short head) が働くが、これは長頭の二関節筋ではなく短頭の単関節筋であり、図 2.4(b) 中では (f2) の役割を持つ。以上より、遊脚期前半の各筋群の役割は単純であり、脚を前に出しつつ膝を屈曲させることで足先が地面と衝突しないようにクリアランスを稼ぐためにあると推測される。

一方、遊脚期後半における筋活動は複雑である。特に活発なのが二関節筋である biceps femoris、semimembranosus、semitendinosus により構成される hamstrings(f3) である。また psoas(e1)、vastus medialis、vastus lateralis(e2)、popliteus(f2)、着床直前には gluteus maximus、gluteus medius(f1) なども補助的に働いている。

以上の検討は、EMG 自体がノイズの影響を避けられないものであったり、個人差や歩行速度依存性があるため [23]、一般性を保証するものではない。しかし、ある程度の傾向がみられることから、遊脚期における歩行の本質を見極めるのに役立つであろう。遊脚期前半は筋電図から歩行における役割は明らかであるが、遊脚期後半においては筋活動からの納得のいく解釈が難しい。しかし、特徴的な活動が見られたハムストリングスが、何らかの重要な役割を持っていることが予想される。二関節筋全般に言えることではあるが、一般的なロボットのように単関節筋だけでもあらゆるモーションが実現できる。この場合においても、単関節筋群だけで実現できることを、なぜハムストリングスで実現しなければならないのか？という疑問が残る。

以下では、この遊脚期後半におけるハムストリングスの特徴的な活動の役割について考察を行なう。

4.2 下肢の筋骨格特性とハムストリングスの役割

本節では、下肢の筋骨格特性から鑑みたハムストリングスが持つ役割について考察する。

4.2.1 筋肉の粘弾性モデル

まず、筋肉の粘弾性モデルを導入する。筋の粘弾性モデルは図 4.4 のように、筋の収縮力を u 、筋の自然長 l_0 からの変位を $x = l_0 - L$ 、弾性係数を k 、粘性係数を b と置いたとき、筋出力を F とすれば、

$$F = u - kux - bu\dot{x} \quad (4.1)$$

にて基準長付近におけるテーラー展開により近似的に表現することができる [26]。つまり筋出力 F は、入力である筋収縮力 u とそれに比例する粘弾性により自然長を基準としたフィードバックにより決定される。直感的には、

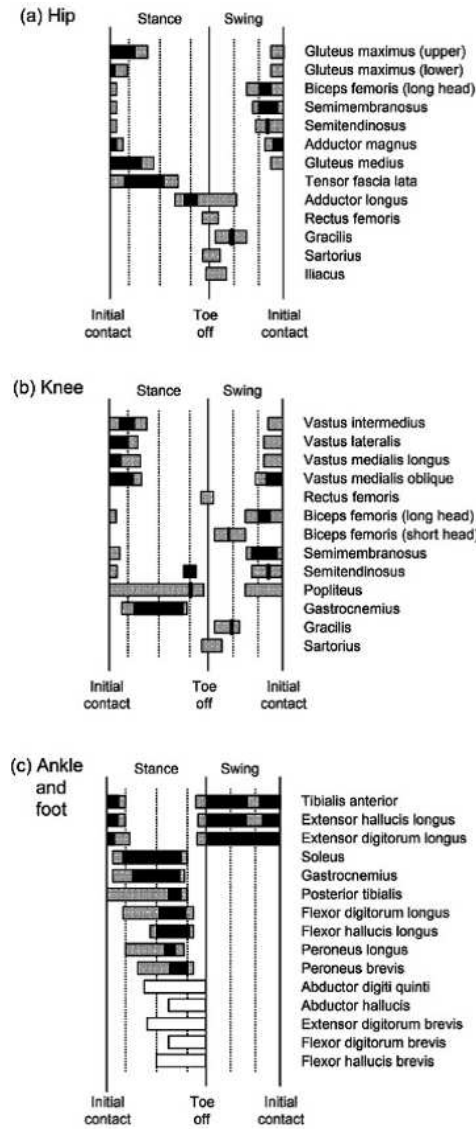


図 4.2: 歩行中における下肢筋群の EMG 出力

(文献 [16] より引用。濃淡は活動の程度を示し、濃い部分が 20%以上淡い部分が 20%以下の活動を表す。)

筋肉が伸びすぎたり縮みすぎたりすると自然長に戻そうとするフィードバックがかかり、やがて自然長に戻るような特性である。

前述のようにヒトの筋肉は屈筋と伸筋がお互いに拮抗しており、屈筋・伸筋収縮力を u_f 、 u_e と置く。屈筋と伸筋それぞれの弾性係数 k_f, k_e 、粘性係数 b_f, b_e とすれば、関節に働く屈筋出力 F_f と伸筋出力 F_e の合力 F は、

$$F_f = u_f - k_f u_f x - b_f u_f \dot{x} \quad (4.2)$$

$$F_e = u_e - k_e u_e (-x) - b_e u_e (-\dot{x}) \quad (4.3)$$

$$F = F_f - F_e = (u_f - u_e) - (k_f u_f + k_e u_e) x - (b_f u_f + b_e u_e) \dot{x} \quad (4.4)$$

となる。簡単のため、屈筋と伸筋それぞれの弾性係数と粘性係数がほぼ同一で等しいとすれば、

$$F = F_f - F_e = (u_f - u_e) - k(u_f + u_e) x - b(u_f + u_e) \dot{x} \quad (4.5)$$

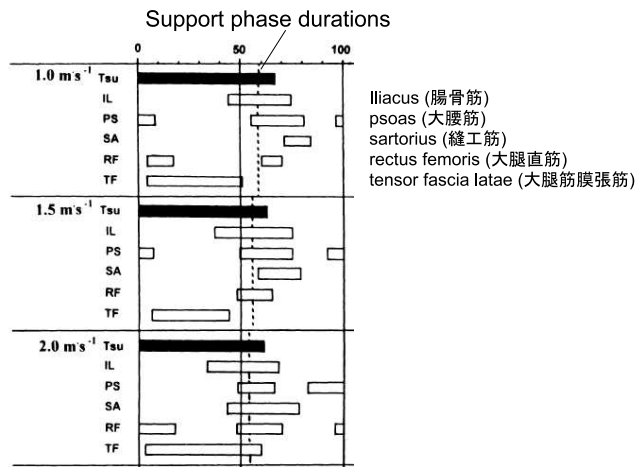


図 4.3: 歩行中における下肢深層筋群の EMG 出力 (文献 [21] より引用)

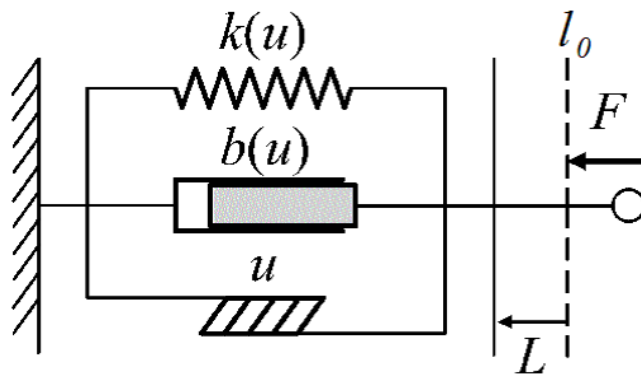


図 4.4: 筋の粘弾性モデル

のように拮抗筋対の差が直接出力、拮抗筋対の和が粘弾性係数を調節する役割を持つ性質を持つ。

4.2.2 モーメントアーム長

モーメントアーム長とは、筋出力に対する関節の回転中心半径を表し、図 4.5 に示すように回転中心から筋の付着位置 (起始・停止) を結ぶ直線間の距離で定義される。モーメントアーム長は、それぞれの筋肉の付着位置によってほぼ決定されるが、骨格は歪な形をしていることからリンク間の相対的変位より長さが変化する関節角度依存性がある [24]。

ここで、モーメントアーム長を一定と仮定して r とおけば、図 4.5 から明らかなように式 (4.4) より得られた筋出力から関節発揮トルク T が求まり、さらに、筋の自然長からの変位 x は関節角度の変位 θ を用いて $x = r\theta$ と変換できるから、

$$\begin{aligned}
 T &= r \times F = ru - krux - bru\dot{x} \\
 &= ru - kr^2u\theta - br^2u\dot{\theta}
 \end{aligned}
 \tag{4.6}$$

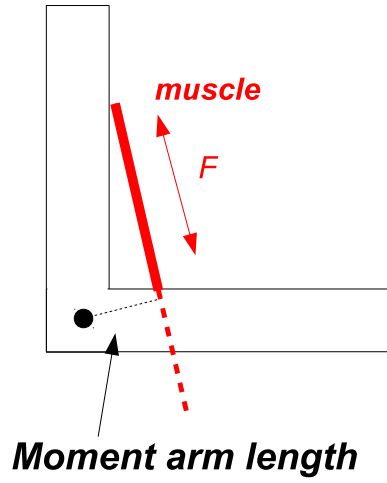


図 4.5: モーメントアーム長

として関節トルク T と関節角度 θ の関係が得られる。ただし、筋長を自然長からの変位で表したので、筋の自然長 l_0 時の関節角度 θ_n の角度と変位 θ を用いて絶対的な関節角度は $\theta_n + \theta$ により与えられる。筋の自然長時の関節角度 θ_n は関節可動域の中間点とし、以後の議論は関節角度変位を θ として、絶対角度は $\theta_n + \theta$ で与えられるとする。

しかし、このようなモーメントアーム長の違いは単関節筋では大きく影響はしない。筋の収縮強度を表す u を $u' = ru$ と、 k, b を $k' = rk, b' = rb$ とおけば、

$$T = u' - k'u'\theta - b'u'\dot{\theta} \quad (4.7)$$

となり、式 (4.4) と同様の形になる。結局、モーメントアーム長の違いは各筋肉の持つ筋収縮強度や粘弾性係数の違いと等価であることを示している。少なくとも、ヒトの筋の粘弾性係数を外部から計測した場合にはこのようなモーメントアーム長や筋収縮力を含んだ形として現れる。以上より、単関節筋におけるモーメントアーム長は大きな意味を持たないとする。

4.2.3 二関節筋におけるモーメントアーム長の違いと腰と足首を結ぶ直線方向の動作との関係

前節までに、単関節筋におけるモーメントアーム長の違いの定式化を行なったが、筋特性の違いと同義であることがわかった。二関節筋についても同様に考えるならば、単関節筋の場合とは異なり、筋肉がまたがるふたつの関節に対するモーメントアームを考慮しなければならない。二関節筋がまたがるふたつの関節に対するモーメントアーム長を r_1, r_2 、関節角度を θ_1, θ_2 とすれば、二関節筋出力 F_{bi} より、

$$F_{bi} = u_{bi} - k_{bi}u_{bi}(r_1\theta_1 - r_2\theta_2) - b_{bi}u_{bi}(r_1\dot{\theta}_1 - r_2\dot{\theta}_2) \quad (4.8)$$

$$T_1 = r_1 \times F_{bi} = r_1\{u_{bi} - k_{bi}u_{bi}(r_1\theta_1 - r_2\theta_2) - b_{bi}u_{bi}(r_1\dot{\theta}_1 - r_2\dot{\theta}_2)\} \quad (4.9)$$

$$T_2 = r_2 \times (-F_{bi}) = -r_2\{u_{bi} - k_{bi}u_{bi}(r_1\theta_1 - r_2\theta_2) - b_{bi}u_{bi}(r_1\dot{\theta}_1 - r_2\dot{\theta}_2)\} \quad (4.10)$$

として、二関節筋により与えられる各関節トルクが求まる。ただし、二関節筋出力 F_{bi} は両関節角度の方向の定義により正負が変わることに注意する。ここでは、後の議論の関係で互いに逆向き与えられると定義した。

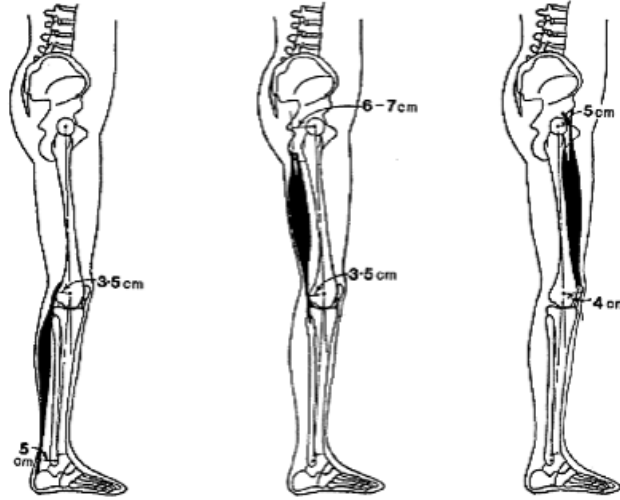


図 4.6: 下肢二関節筋群のモーメントアーム長 (文献 [16] より引用)

このとき、単関節筋とは異なり有意に差が生じる。一つ目の違いは、単独の筋肉の活動がモーメントアーム長の違いにより、各関節に発揮する出力トルクに差が出ることである。二つ目は、粘弾性フィードバックが $(r_1\theta_1 - r_2\theta_2)$ より決まる変位に対して作用することである。

しかしながら、モーメントアーム長 r_1, r_2 がそれぞれ等しい場合、二関節筋による筋出力は単関節筋が二つある場合における特性とほとんど変わらない。上肢の二関節筋の場合、二関節筋によるモーメントアーム長は筋がまたがる両関節でほぼ等しいと言われている [7]。下肢の二関節筋の場合について図 4.6 に示す [16]。左よりひふく筋 (e5)、ハムストリングス (f3)、大腿直筋 (e3) である。図 4.6 より、ハムストリングス以外はほぼ同一のモーメントアーム長であるが、ハムストリングスのみ約 1.5-2 倍程度の差が存在する。この差が 4.1 節にて述べたようなハムストリングスの役割に大きく関係している。

先程述べたように、モーメントアーム長は関節角度依存性が存在するが、本章で着目する遊脚期における関節可動域を考慮すると、ハムストリングスにおける筋両端のモーメントアーム長の比率は、腰関節と膝関節でほぼ $r_h : r_k = 2 : 1$ の関係を満たしている [24]。そこで、それぞれのモーメントアーム長を正規化し、 $r_h : r_k = r : \frac{1}{2}r$ とする。このとき、ハムストリングスによる筋出力を考えると、筋長の変位 x は $r_h\theta_h - r_k\theta_k$ として腰と膝の関節角変位により与えられ、二つの関節角に対する変位を制御する役割を持つ。関節角正負を図 4.7 のように設定し、式 (4.8) を以下のように変形する。

$$F_{hamstrings} = u - kur(\theta_h - \frac{1}{2}\theta_k) - bur(\dot{\theta}_h - \frac{1}{2}\dot{\theta}_k) \quad (4.11)$$

$$T_{hip} = r \times -F_{bi} = -r\{u - kur(\theta_h - \frac{1}{2}\theta_k) - bur(\dot{\theta}_h - \frac{1}{2}\dot{\theta}_k)\} \quad (4.12)$$

$$T_{knee} = \frac{1}{2}r \times F_{bi} = \frac{1}{2}r\{u - kur(\theta_h - \frac{1}{2}\theta_k) - bur(\dot{\theta}_h - \frac{1}{2}\dot{\theta}_k)\} \quad (4.13)$$

式 (4.11) より、二つの効果が導かれる。

一つ目は、ハムストリングスが活動するときに各関節に与えられるトルクは、逆方向で腰のほうが膝に与えられるトルクの倍大きいということである。この効果による利点は単純明快である。もしモーメントアーム長が 1:1 である場合、腰から先を動かすほうが膝から先を動かすよりもよりトルクが必要であるため、同じ筋出力を与えると膝がより大きく動いてしまうだろう。そのため、単関節筋と拮抗させることでトルクの調節をする必要が生

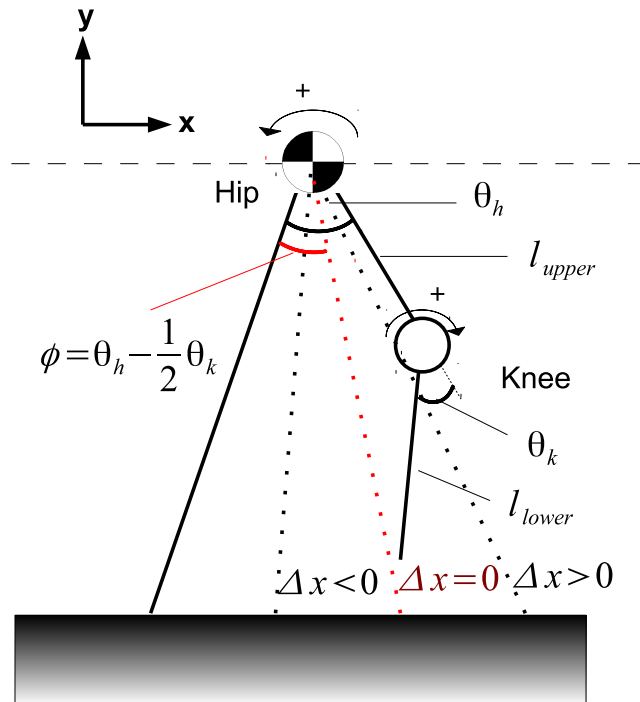


図 4.7: ハムストリングスの筋長変位と腰と足先を結ぶ直線の関係

じるが、モーメントアーム長が 2:1 の場合、腰に掛かるトルクが膝より大きいことである程度バランスよく動かすことができる。

二つ目は、粘弾性フィードバックが $(\theta_h - \frac{1}{2}\theta_k)$ に対して作用することである。もし、ヒトのように上腿と下腿のリンク長がほぼ同じ ($l_{upper} = l_{lower}$) であると仮定すると、 $\phi = (\theta_h - \frac{1}{2}\theta_k)$ は、幾何学的な関係より図 4.7 のように示す腰と足先を結ぶ直線と立脚間の角度を表す。図 4.7 中の赤線はハムストリングス自然長時 ($\Delta x = 0$) の ϕ であり、自然長より長く ($\Delta x > 0$)、または短く ($\Delta x < 0$) になると、この赤線で表現される直線上に戻そうとする粘弾性フィードバックがかかることが、式 (4.11) より導かれる。

つまり、ハムストリングスのハードウェア的に備えられた性質を利用することで、腰関節と足関節を直線で結んだ仮想的なコンパスモデルに基づき、立脚・遊脚間の角度 ϕ を指令値とした歩行が非常に簡単に実現できる。このことは、単純化されたコンパスモデルをヒトは意識して歩行しているという我々の仮説と一致する。4.1 節にてハムストリングスの活動が遊脚期後半に活発になっていたのは、この腰と足先を結ぶ直線の関係を用いたフィードバック制御を利用しているためであり、他の単関節筋や二関節筋にはない性質を持つハムストリングスの特徴を活かした遊脚の制御が行なわれていることが示唆される。

以上より、ヒトが他の冗長な筋群で実現可能な動作を、ハムストリングスを選択的に用いて実現する理由が明らかになった。続いて、ハムストリングスと腰と足先を結ぶ直線の関係を利用した遊脚着地位置制御則について述べる。

4.3 動的な粘弾性調節に基づくハムストリングス指令型遊脚着地位置制御

前節にて筋モデルを取り入れることで、自然長に対するフィードバック構造が利用できることがわかったが、常に自然長に向かうため任意の位置へ移動させることは出来ない。そこで、任意の位置へのフィードバックを実現

するために、拮抗筋構造を用いて筋肉の釣り合いの位置(平衡点)を変化させることで着地位置制御を行なう。直感的には、拮抗筋モデル式中の筋収縮力の差分項を使うことにより、釣り合いの位置(平衡点)を移動させる。ここで平衡点とは、自然長時の関節角度からの変位角で表すことに注意する。本手法は伊藤ら[26]により詳細に検討され、さらに吉田ら[27]により二関節筋を含めた3対6筋拮抗型アームの制御が実証されている。しかし、これらの手法はすべてロボットアームに限定されており、遊脚のように慣性や重力などのダイナミクスによる影響が支配的になる場合については検証されていない。ヒトのような歩行をするためには、平衡点まで移動すると同時に受動的なダイナミクスを利用することが最も重要なことである。さらに、4.1節や4.2節に述べたように、遊脚の制御においてハムストリングスが果たす役割を十分考慮する必要があるだろう。

本節では、ハムストリングスの情報に基づき受動的ダイナミクスを利用した遊脚の着地位置制御則について説明する。

4.3.1 筋配置の違いによる釣り合いの位置の決定

遊脚期において、特に顕著な活動が見られるのがハムストリングスであることは前に述べた。図4.2と図4.3より、他の筋で少なくとも活動が比較的大きいと見られる筋は、vastus medialis, vastus lateralis(e2)である。深層筋ゆえに活動の強弱は不明だが、歩行速度に比例して活動が増加しているpsoas(e1)もおそらく遊脚制御に加担していると見られる。他に、弱いものの活動が見受けられたのが、popliteus(f2)やgluteus maximus, gluteus medius(f1)である。自由度に対して冗長性があるため、これらすべてが遊脚制御に本質的に必要な筋ではないだろう。そのため、場合分けを行い検討を行なうことにする。

- ・ハムストリングス(f3)と膝関節伸筋(e2)が協調して働く場合(ケースII)
- ・ハムストリングス(f3)と腰関節伸筋(e1)と膝関節伸筋(e2)が協調して働く場合(ケースIV)

について検討を行なう。さらに、単関節筋と二関節筋による違いを考察するために、

- ・膝関節屈筋(f2)と膝関節伸筋(e2)が協調して働く場合(ケースI)
- ・腰関節屈筋(f1)と伸筋(e1)、膝関節屈筋(f2)と伸筋(e2)が協調して働く場合(ケースIII)

についても検討を行なう。

ただし、以下の検討では簡単のため、単関節筋のモーメントアーム長・粘弾性係数 r 、 k 、 b はすべて等しいとした。各筋肉の粘弾性係数の違いは特性に影響は与えるものの、実用的には無視しても構わない。重要なのは二関節筋であるハムストリングス出力が $r_h : r_k = 2 : 1$ の関係で働くことであり、他の単関節筋群のモーメントアーム長は、筋収縮力・粘弾性係数を変化させることと等価である。さらに、遊脚の運動には非線形特性を持つマニピュレータの運動方程式が大きく影響する。運動方程式自体は後に記述するが、ここでは定常状態における非線形項から各関節に影響を及ぼす立脚からの干渉項や重力項などをまとめて d_i と置く。従来のロボットでは、 d_i の影響を抑えることで正確な位置追従を果たしており、受動歩行では逆に d_i の影響のみ利用することで歩行を行っていた。前者は着地位置制御は可能であるが消費エネルギーが大きく、後者は消費エネルギーは小さいが着地位置制御は不可能である。平地歩行を行なうヒトの場合は両方の利点を併せ持ち、 d_i の影響を最大限利用しつつ正確な着地位置制御が行なえることを示す。

最終的な結論から言うとEMGデータから得られる知見と同様に、図2.4(b)中における(f3)・(e1)・(e2)の筋があれば良く、(f1)・(f2)の筋は補助的に働くことで着地位置および粘弾性の微調整を行なっているものと推測された。

- Case.I - 膝関節屈筋(f2)と膝関節伸筋(e2)が協調して働く場合

筋モデルを用いた式 (4.5) により関節トルクが与えられる。

$$T_{knee} = r(u_{f2} - u_{e2}) - kr^2(u_{f2} + u_{e2})\theta_k - br^2(u_{f2} + u_{e2})\dot{\theta}_k + d_k \quad (4.14)$$

十分時間が経ちある位置に収束したとすると、 $\dot{\theta}$ と $\ddot{\theta}$ はゼロになるから、このときの釣り合いの位置 θ_k は、

$$\theta_k = \frac{u_{f2} - u_{e2}}{kr(u_{f2} + u_{e2})} + \frac{d}{kr(u_{f2} + u_{e2})} \quad (4.15)$$

となる。この場合には θ_k を任意の位置に平衡点を設計できる。(ただし 4.2 節にて述べたように、この釣り合いの位置は自然長時の関節角度 θ_n からの変位である。) つまり、 u_f と u_e の出力比を変化させることにより、任意の位置 $\theta_n + \theta$ へ収束させることが可能となる。直感的には、片側の筋肉の力を強めるとそちら側に釣り合いの位置が動くヒトの運動を表したものである。それと同時にダイナミクス d_k の影響は u_f と u_e の出力和により軽減される。直感的には、筋肉に力を込めている状態では他人から押されたりしても影響を受けなくなることと同義である。

仮に片側の筋が欠けると釣り合いの位置が設定できなくなることは、この式より明らかである。そのため、少なくとも一つの関節に対して一組の拮抗筋対がなければ釣り合いの位置を設計できないことがわかる。

- Case.II - ハムストリングス (f3) と膝関節伸筋 (e2) が協調して働く場合

ケース II では、ケース I と同じく膝関節周りで拮抗筋対が出来る組み合わせである。しかし、ケース I では単関節筋同士での組み合わせであったのに対して、片側に二関節筋を用いて拮抗させる。各関節トルクは、次式のように定められる。

$$T_{hip} = -ru_{23} - r^2ku_{23}(\theta_2 - \frac{1}{2}\theta_3) - r^2bu_{23}(\dot{\theta}_2 - \frac{1}{2}\dot{\theta}_3) + d_2 \quad (4.16)$$

$$T_{knee} = (\frac{1}{2}ru_{23} - ru_3) - r^2ku_3\theta_3 + \frac{1}{2}r^2ku_{23}(\theta_2 - \frac{1}{2}\theta_3) - r^2bu_3\dot{\theta}_3 + \frac{1}{2}r^2bu_{23}(\dot{\theta}_2 - \frac{1}{2}\dot{\theta}_3) + d_3 \quad (4.17)$$

このとき、釣り合いの位置は、

$$\theta_h = -\frac{3}{2kr} + \frac{(u_{e2} + \frac{1}{4}u_{f3})\frac{d_2}{r} + \frac{1}{2}\frac{d_3}{r}}{kru_{e2}u_{f3}} \quad (4.18)$$

$$\theta_k = -\frac{1}{kr} + \frac{\frac{1}{2}\frac{d_2}{r} + \frac{d_3}{r}}{kru_{e2}} \quad (4.19)$$

となる。この場合には任意の位置に平衡点を設計できない。これは、 θ_k を拮抗させようとしても二関節筋を通して θ_h が動いてしまい、結局 (自然長より決まる) 元の位置に戻ってしまうことを表す。また非線形項による定常誤差に対しては、 u_{e2} と u_{f3} 共に強くすることで、 θ_h と θ_k の両関節に対する剛性を大きくできる。

ケース I と同じく膝関節周りに拮抗するような二つの筋肉を動かす場合であるが、異なる結果となった。このケースでは、平衡点は設計できないものの、外力に対する剛性を腰関節と膝関節の二自由度を変化させることが可能である。

- Case.III - 腰関節屈筋 (f1) と伸筋 (e1)、膝関節屈筋 (f2) と伸筋 (e2) が協調して働く場合

各関節トルクは、

$$T_{hip} = r(u_{f1} - u_{e1}) - kr^2(u_{f1} + u_{e1})\theta_k - br^2(u_{f1} + u_{e1})\dot{\theta}_k + d_h \quad (4.20)$$

$$T_{knee} = r(u_{f2} - u_{e2}) - kr^2(u_{f2} + u_{e2})\theta_k - br^2(u_{f2} + u_{e2})\dot{\theta}_k + d_k \quad (4.21)$$

このときの釣り合いの位置 θ_k は、

$$\theta_h = \frac{u_{f1} - u_{e1}}{kr(u_{f1} + u_{e1})} + \frac{d_h}{kr(u_{f1} + u_{e1})} \quad (4.22)$$

$$\theta_k = \frac{u_{f2} - u_{e2}}{kr(u_{f2} + u_{e2})} + \frac{d_k}{kr(u_{f2} + u_{e2})} \quad (4.23)$$

にて二つの関節に独立して釣り合いの位置を設計できる。二つの関節に対して設計するため、必要な筋は二対の拮抗筋、すなわち四つの筋が必要となることに注目する。

- Case.IV - ハムストリングス (f3) と腰関節伸筋 (e1) と膝関節伸筋 (e2) が協調して働く場合

各関節トルクは、

$$T_{hip} = (ru_{e1} - ru_{f3}) - r^2ku_{e1}\theta_h - r^2ku_{f3}(\theta_h - \frac{1}{2}\theta_k) - r^2bu_{e1}\dot{\theta}_h - r^2bu_{f3}(\dot{\theta}_h - \frac{1}{2}\dot{\theta}_k) + d_h \quad (4.24)$$

$$T_{knee} = (\frac{1}{2}ru_{f3} - ru_{e2}) - r^2ku_{e2}\theta_k + \frac{1}{2}r^2ku_{f3}(\theta_h - \frac{1}{2}\theta_k) - r^2bu_{e2}\dot{\theta}_k + \frac{1}{2}r^2bu_{f3}(\dot{\theta}_h - \frac{1}{2}\dot{\theta}_k) + d_k \quad (4.25)$$

平衡点は、 $(u_{e1} + u_{f3}) = S_h$ 、 $(\frac{1}{2}u_{f3} + u_{e2}) = S_k$ 、 $(u_{e1} - u_{f3}) = D_h$ 、 $(\frac{1}{2}u_{f3} - u_{e2}) = D_k$ として

$$\theta_h = \frac{\{(u_{e2} + \frac{1}{4}u_{f3})D_h + \frac{1}{2}u_{f3}D_k\} + \{(u_{e2} + \frac{1}{4}u_{f3})\frac{D_h}{r} + \frac{1}{2}u_{f3}\frac{D_k}{r}\}}{rk\{(u_{e2} + \frac{1}{4}u_{f3})u_{e1} + \frac{1}{2}u_{f3}(2u_{e2})\}} \quad (4.26)$$

$$\theta_k = \frac{\{\frac{1}{2}u_{f3}D_h + S_hD_k\} + \{\frac{1}{2}u_{f3}\frac{D_h}{r} + S_h\frac{D_k}{r}\}}{rk\{\frac{1}{2}u_{f3}(\frac{1}{2}u_{e1}) + S_hu_{e2}\}} \quad (4.27)$$

この場合、二つの関節に独立して釣り合いの位置を設計できるようになる。注目すべきことは、ケース III では二つの関節における釣り合いの位置を設計するのに、四つの筋が必要であったが、二関節筋を利用することで三つの筋で同様のことが可能になる点である。

以上をまとめると、

- 1リンクマニピュレータの位置を制御する場合
単関節筋のみの場合、釣り合い位置決定には最低2つの筋が必要であるが、二関節筋を取り入れた場合には3つの筋が必要となる。
- 2リンクマニピュレータの位置を制御する場合
単関節筋のみの場合、釣り合い位置決定には最低4つの筋が必要であるが、二関節筋を取り入れた場合には3つの筋で済む。

ということがわかる。

遊脚の着地位置を決定することを考えると、単関節筋のみの場合には (e1)・(e2)・(f1)・(f2) の4筋必要であるが、二関節筋を利用することで (f3)・(e1)・(e2) の3筋で着地位置を決定できるという利点が生まれる。それに加えて、4.2節にて導いたハムストリングスと腰と足先を結ぶ直線の関係が利用できるといったメリットがある。これらの二関節筋 (ハムストリングス) のメリットを十分活かした歩行をするために、筋の運動学的冗長性のある中から4.1節より得られたような筋指令をヒトは選択していたのだろう。

4.3.2 ハムストリングス指令型遊脚制御

4.3.1節より、ヒトの遊脚步行時のEMGと類似なCase.IVのパターンにより関節の釣り合い点 (平衡点) の設計が可能である事を導いた。そこでこのパターンを用いた、動的な粘弾性調節によりダイナミクスを利用することが可能な遊脚着地位置制御について述べる。

式(4.26)、(4.27)よりダイナミクスのよる外力項 d_i による影響は、筋出力の比率を保ちつつ u の値を大きくすれば影響を抑えることができることがわかる。逆に u が小さければ、非線形ダイナミクスが支配的となり受動歩

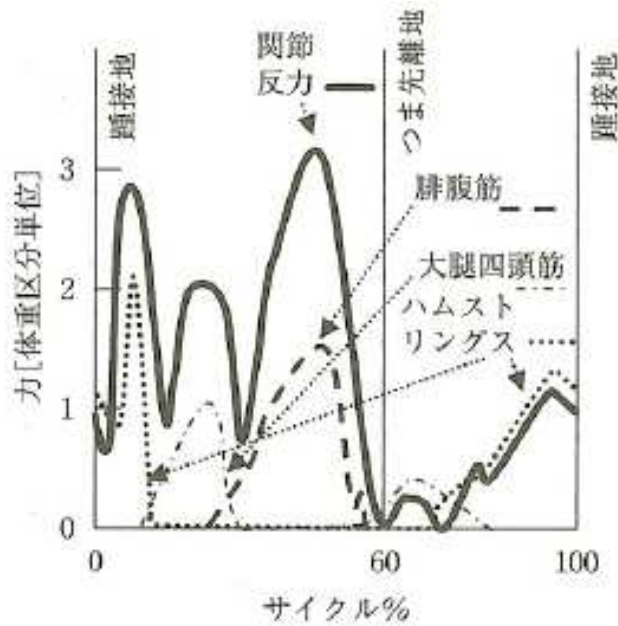


図 4.8: 歩行時のハムストリングス出力変化 (文献 [16] より引用)

行に近づく。変数 3 つに対して自由度が 2 つあるため、 $\alpha = \frac{u_{e1}}{u_{f3}}$ 、 $\beta = \frac{u_{e2}}{u_{f3}}$ において整理すれば、

$$\theta_h = \frac{(\beta + \frac{1}{4})(\alpha - 1 + \frac{1}{u_{f3}} \frac{d_h}{r}) + \frac{1}{2}(\frac{1}{2} - \beta + \frac{1}{u_{f3}} \frac{d_k}{r})}{rk(\alpha\beta + \frac{1}{4}\alpha + \beta)} \quad (4.28)$$

$$\theta_k = \frac{\frac{1}{2}(\alpha - 1 + \frac{1}{u_{f3}} \frac{d_h}{r}) + (\alpha + 1)(\frac{1}{2} - \beta + \frac{1}{u_{f3}} \frac{d_k}{r})}{rk(\alpha\beta + \frac{1}{4}\alpha + \beta)} \quad (4.29)$$

となる。ここで、目標平衡点を θ_h^* 、 θ_k^* とする。ハムストリングス出力 u_{f3} が大きく d_i による影響が無視できると一時的に仮定すると、 $\Theta_i = rk\theta_i^*$ として、 α と β について方程式を解くことで、

$$\alpha = \frac{1 + \Theta_2 - \frac{1}{2}\Theta_3}{1 - \Theta_2} \quad (4.30)$$

$$\beta = \frac{1 + \Theta_2 - \frac{1}{2}\Theta_3}{2(1 + \Theta_3)} \quad (4.31)$$

のように目標平衡点を実現するために必要な筋出力比 α と β が求まる。

この α と β は、目標平衡点 Θ_i が与えられれば一意に決定される。さらに、 u_{f3} が与えられることですべての入力 (u_{e1}, u_{e2}) が一意に決定される。

以上の検討より得られた知見より、図 4.9 にハムストリングス指令型遊脚制御のブロック線図を示す。指令値はハムストリングス長変位 $(\theta_h - \frac{1}{2}\theta_k)^*$ とハムストリングス筋収縮力 u_{f3}^* である。

ハムストリングス長は、4.2 節の図 4.7 中に示される腰と足先を結ぶ直線であり、簡易コンパスモデルとして着地位置を指定できることになる。ただし、無数ある直線上の一点を定めるために $(\theta_h - \frac{1}{2}\theta_k)^*$ を差分情報ではなく、 θ_h^* と θ_k^* を独立に与えなければならない。歩行中のヒトは着地するとき、必ず膝を伸ばして着地している。(これは膝が曲がると脚交換後の立脚において重心が低くなり、効率の悪い歩行となってしまうことが要因であると推測される。) そのため、 θ_k^* はある程度膝を伸ばした状態でほぼ一定の値を持つとみなし、 θ_h^* を目標着地位置として与えるのと等価である。しかし、簡易コンパスモデルによる立脚との相対角を表す腰と足先を結ぶ直線の関係

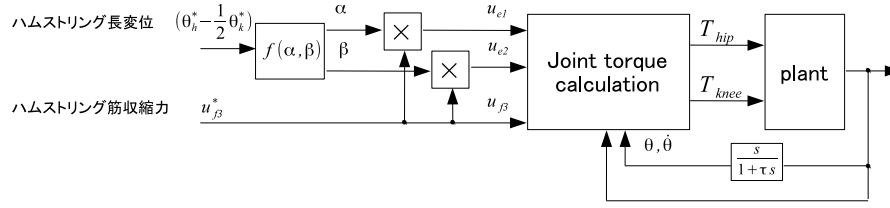


図 4.9: ハムストリングス指令型遊脚制御のブロック線図

を用いる方が直感的に理解しやすい。上記理由により、 θ_k^* を固定で $(\theta_h - \frac{1}{2}\theta_k)^*$ の差分情報を指令値として与えることにする。

ハムストリングス筋収縮力は、外力 (= 外乱、つまりダイナミクス) の影響に対する特性を、動的な “passive” から “active” へのモード変換の指令値として用いられる。ヒトの歩行より、この筋収縮力 u は時変の関数で与えられ、特にハムストリングスの筋収縮力 u_{f3} は図 4.8 より、遊脚期においてほぼ時間比例で出力を増加させ、脚交換直前において若干減少させていることがわかっている [16]。式 (4.28),(4.29) より、ハムストリングスの筋収縮力 u_{f3} を時間比例で増加させることは、定常状態において外力の影響 d_i を徐々に抑えるような働きをすることを意味する。このとき、制御系の過渡特性も変化する。簡単のため $\alpha = 1, \beta = \frac{1}{2}$ として、自然長に収束するような角度指令値を与えたとき、式 (4.24),(4.25) を状態空間表現に変換すると、以下ようになる。

$$\begin{bmatrix} \dot{\theta}_h \\ \dot{\theta}_k \\ \ddot{\theta}_h \\ \ddot{\theta}_k \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \\ -\frac{r^2k}{J_h}u_{e1} - \frac{r^2k}{J_h}u_{f3} & \frac{r^2k}{2J_h}u_{f3} & -\frac{r^2b}{J_h}u_{e1} - \frac{r^2b}{J_h}u_{f3} & \frac{r^2b}{2J_h}u_{f3} \\ \frac{r^2k}{2J_k}u_{f3} & -\frac{r^2k}{J_k}u_{e2} - \frac{r^2k}{4J_k}u_{f3} & \frac{r^2b}{2J_k}u_{f3} & -\frac{r^2b}{J_k}u_{e2} - \frac{r^2b}{4J_k}u_{f3} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \theta_h \\ \theta_k \\ \dot{\theta}_h \\ \dot{\theta}_k \end{bmatrix} \quad (4.32)$$

α, β の条件より $u_{e1} = u_{f3}, u_{e2} = \frac{1}{2}u_{f3}$ であるから、状態行列は u_{f3} の関数で表されることになる。 u_{f3} を変数としてシステムの根軌跡を描くと、図 4.10 のようになる。図 4.10 より、 u_{f3} を変数としたことで、システムの過渡応答も変化させることが可能になる。ヒトのように、 u_{f3} を時間比例で増加させる場合、二次系の応答に例えるならば減衰係数 ζ と自然周波数 ω を共に大きくすることに相当する。つまり、非常に振動的かつ弱い制御により外力に逆らわずうまく利用しつつ、徐々に減衰のかつ強い制御力により外力を押さえ込むといった、極めて合理的な制御系をヒトは筋収縮力を上げるという簡単な指令だけで実現できる構造をハードウェア的に備えている。このような動作は、ゲインを時間と共に増加させることで定常誤差を取り除く I 制御のようなものである。筋肉の弾性・粘性項による PD フィードバックと合わせて、PID 制御と似たような制御をヒトはごく自然に行なっているのである。

すなわち、ヒトのようにハムストリングス筋収縮力 u_{f3} を時間比例で大きくすることは、最初は外力の影響を大きくとり “passive” なモードで、徐々に外力の影響を抑えながら “active” なモードに切り替えることで、受動性を活かした効率の良い歩行と正確な位置制御を両立していることを示す。そしてこの “passive” から “active” へのモード変更は、式 (4.28),(4.29) よりハムストリングス出力 u_{f3} によって自由に決定できる。

以上をまとめると、ハムストリングス長指令は着地位置を、ハムストリングス筋収縮力指令は “passive” から “active” へのモード変換を決めるパラメータである。

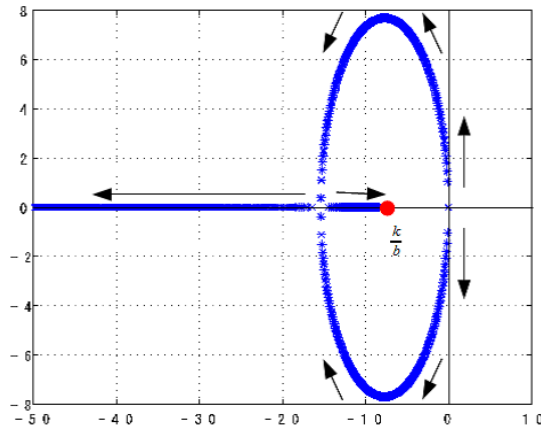


図 4.10: ハムストリングス筋収縮力 u_{f3} を変数としたときの根軌跡

表 4.1: シミュレーションで用いた物理パラメータ

| symbol | value | symbol | value |
|---------------------------|--------|---------------------------|--------|
| a_1 (m) | 0.47 | b_1 (m) | 0.33 |
| a_2 (m) | 0.20 | b_2 (m) | 0.20 |
| a_3 (m) | 0.20 | b_3 (m) | 0.20 |
| M (kg) | 40.0 | m_1 (kg) | 4.8 |
| m_2 (kg) | 3.2 | m_3 (kg) | 1.6 |
| I_M (kgm ²) | 0.192 | I_1 (kgm ²) | 0.0651 |
| I_2 (kgm ²) | 0.0434 | I_3 (kgm ²) | 0.0217 |
| r (m) | 0.03 | | |

4.4 提案する遊脚着地位置制御のシミュレーション

4.3 節の制御系のシミュレーションを行う。二足歩行モデルを図 4.11 に、用いたパラメータを表 4.1 に示す。表 4.1 以外の筋肉のパラメータ (θ_n, k, b) については後に定める。また、このモデルにおける運動方程式は付録に示した。本節以降、二足歩行モデルを図 4.11 に基づき腰関節トルク・角度を T_h, θ_h より T_2, θ_2 と改める。膝関節に関しても同様とする。

また、遊脚期前半には 4.1 節にて述べたように特に着地点を意識してはおらず、単純に脚の振り上げを行なっている。そこで、 $\dot{\theta}_1$ に比例するトルクを T_2 に与えている。例えば、立脚側の角速度 $\dot{\theta}_1$ に適当なゲインをかけて

$$T_2 = k\dot{\theta}_1 \tag{4.33}$$

のように腰関節トルク指令を遊脚期前半に与え、トルク指令を滑らかにするためのローパスフィルタ $\tau = 50$ [ms] を介して 0.2 sec 間駆動する。

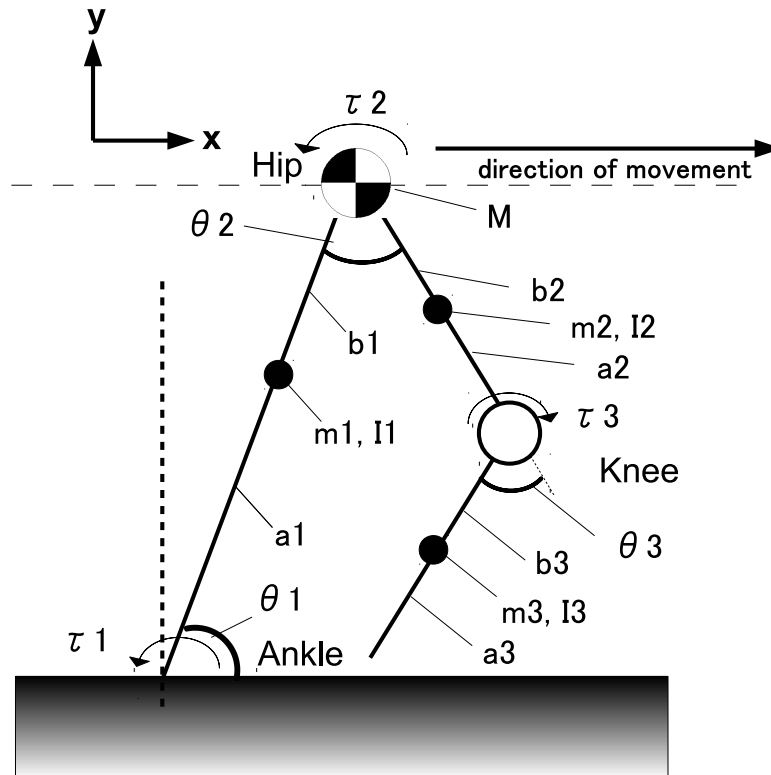


図 4.11: 二足歩行モデル

4.4.1 筋パラメータ (θ_n, k, b) の決定

本シミュレーションでは、筋の基準長 l_0 、弾性係数 k と粘性係数 b はすべて一定の値とする。一般的に筋の基準長時の関節角度は、関節可動域中間位となり $\theta_{2n} = 55$ [deg]、 $\theta_{3n} = 65$ [deg] とし、 l_0 がこの関節角時の筋長 (すなわち自然長) となる。しかしこれらのパラメータは実測が難しく個人差があることから、運動特性にどのように影響するかを明確にしなければならないだろう。そもそも、自然長の概念を取り入れなくても提案する着地位置制御は実現可能である。

そこで、自然長を考慮した場合と考慮しない場合を仮定する。同じ座標系で同じ着地位置を指定するならば絶対座標 $\theta_n + \theta_i^*$ は同じ値になるはずである。つまり、自然長の変化は式 (4.30), (4.31) 中の θ_i^* が変化することと等価となる。

同式より θ_2^* が大きく、 θ_3^* が小さくなるほど、 α, β が大きくなる。すなわち、 u_{f3} に対する u_{e1}, u_{e2} の比が大きくなる。言い換えれば、図 4.7 における目標着地点を遠くへ移動させるほど u_{e1}, u_{e2} を大きくすることになる。この場合、目標着地点が遠いほど重力項の影響が大きくなるが、それと同時に筋出力和も大きくなるため、着地位置での定常誤差が抑えられる利点がある。

一方で、基準長を設けない場合 ($\theta_n = 0$)、 θ_i^* からの偏差に対するフィードバックが掛かる。このとき、 α, β は固定となる。目標着地点が変化しても u_{f3} が一定ならば u_{e1}, u_{e2} も一定となり、前述した利点なくなる。そのため、ヒトと同じく基準長の概念を取り入れることで、より正確な着地位置制御が実現できる。

続いて、筋肉の粘弾性係数 k, b について述べる。式 (4.4) から、粘弾性係数 k, b は実測する際に筋収縮力に比例する作用が働くため、独立して実測するのは難しい。しかし、ある程度推測することはできる。例えば、式 (4.15) において u_i が常に正であるという条件 (筋は収縮方向にしか力を出せない) から、釣り合いの位置を指定で

きる範囲が k を変数として求まる。ヒトの関節可動域と矛盾しないためには、この釣り合いの位置を指定できる範囲内に関節可動域が含まれていなければならない。 $r = 0.03$ とすれば、 $k = 30$ [N/m] 前後でほぼヒトの関節可動域と重なり、それ以上大きくすると可動域が狭くなってしまい実体と合わなくなる。したがって、 $k < 30$ [N/m] でなければならず、 $k = 10$ [N/m] とした。粘性と弾性の比は式 (4.4) より筋収縮力の大きさによらないため、文献 [28] と弾性係数の値を参考に $b = 1.3$ [Ns/m] とした。

4.4.2 ハムストリングス筋収縮力 u_{f3} の決定

先に述べたとおり、ヒトの遊脚期の筋電位図によるとハムストリングス出力 u_{f3} は時変であり、ほぼ時間に比例して単調増加している [16]。 u_{f3} を単調増加させているということは、過渡特性を振動系から減衰系へ変えると同時に、ダイナミクスによる支配から、徐々にダイナミクスを抑え制御ゲインを大きくする方へと状態を遷移させる。また u_{f3} の最終的な大きさにより、式 (4.26),(4.27) 右項に表された外乱項により生じる定常誤差の影響が決まる。

シミュレーションでもヒトの筋電図と同様に u_{f3} は時変とし、単純に $u_{f3} = a(t - t_0)$ の直線時間比例関数で近似的に与える。ただし、 t は時間、 t_0 は目標値を与える時間 (=遊脚期前半が終わる時刻) とし、 $t_0 = 0.2$ [s] となる時間として与えた。また他の関数の形で与えることも考えられ、特に u_{23} を着床前に大きく・それ以外では低く取ることが、消費エネルギーを低減しつつ収束後の誤差をゼロにする理想的な特性が得られると予想される。実際には u_{f3} は個人個人の歩き方の違いを指定するのと同義であり、歩行の癖があるように人それぞれ自由に関数を与えられて良い。

歩行速度に対する筋出力変化は、他の筋肉と比較してハムストリングスの放電量変化は著しく少ないという結果が得られている [29]。これはヒトが歩行速度に比例して歩幅を大きくするとき、我々のモデルにおいても歩幅を大きくすると、式 (4.30),(4.31) 中の α, β は大きくなる。すると、今回のように u_{f3} の筋出力が歩行速度の変化に対して独立に設計されている場合、 u_{f3} を除く他の筋出力は歩行速度 (歩幅) に比例して大きくなるが、 u_{f3} のみ歩行速度 (歩幅) 依存性が無く変化しない。つまり、我々の提案するハムストリングス指令型制御は、歩行速度 (歩幅) 変化に対してもヒトと同じよう特性が得られる。

4.4.3 入力着地位置を変化させた場合のシミュレーション結果

初期姿勢は $\theta_1 = 110$ [deg]、 $\theta_2 = -30$ [deg]、 $\theta_3 = 15$ [deg] とした。さらに立脚は指定歩行速度を満たすような初速度を与えた後、足首を軸に受動的に回転するとした。シミュレーションには MATLAB/simulink を用い、サンプリングタイムは 1 [ms] とした。

機械的効率の良い歩行速度は $v = 1.0 - 1.5$ [m/s] 程度と言われており [29]、まずは受動歩行に近い歩行速度 $v = 1.0$ [m/s] でシミュレーションを行なった。前述の通り、ハムストリングス筋収縮力 u_{f3} は、時間変数として比例係数 $a = 1 \times 10^4$ として与えた。同様に、着地時に膝を伸ばすため $\theta_3^* = -60$ [deg] とする。

着地位置が目標値通りに整定できているのか確認するため、目標位置を変化させ以下のケーススタディを行なった。

(I) 目標値 ($\theta_2^* - \frac{1}{2}\theta_3^*$) = 30 deg の場合。このときのスティック線図と目標値誤差の時間変化を図 4.12 に示す。

(II) 目標値 ($\theta_2^* - \frac{1}{2}\theta_3^*$) = 45 deg の場合。このときのスティック線図と目標値誤差の時間変化を図 4.13 に示す。

(III) 目標値 ($\theta_2^* - \frac{1}{2}\theta_3^*$) = 15 deg の場合。このときのスティック線図と目標値誤差の時間変化を図 4.14 に示す。

結果より、どの場合においてもほぼ誤差ゼロで着地出来ていることがわかる。

4.4.4 歩行速度を変化させた場合のシミュレーション結果

歩行速度の変化に対してどの程度まで追従性を保証できるのか確認するため、先程より大きな歩行速度 $v = 1.2$ [m/s] に設定し、シミュレーションを行なった。

(IV) 目標値 $(\theta_2^* - \frac{1}{2}\theta_3^*) = 30$ deg の場合。このときのスティック線図と目標値誤差の時間変化を図 4.12 に示す。

(V) 目標値 $(\theta_2^* - \frac{1}{2}\theta_3^*) = 45$ deg の場合。このときのスティック線図と目標値誤差の時間変化を図 4.13 に示す。

(VI) 目標値 $(\theta_2^* - \frac{1}{2}\theta_3^*) = 15$ deg の場合。このときのスティック線図と目標値誤差の時間変化を図 4.14 に示す。

特に (V) のとき、着地時に誤差が残ってしまっている。一方で、(VI) のように歩幅が大きい場合は正確に着地できる。これは目標値に収束する前に地面についてしまっているのが原因である。ヒトと同じように歩行速度を上げる場合には、歩幅も大きくしなければ躓いてしまうのである。結局、歩行速度を上げる場合は単純に着地目標点を遠くへ変化させるべきであり、無理に手前に着地しようとするヒトのように躓くか不安定な姿勢となってしまう。

4.4.5 エネルギー効率の評価

提案手法と従来法とのエネルギー効率の観点から比較を行なう。従来法として、目標関節角度 θ_2^* and θ_3^* に対する PD フィードバック制御を用いた。定常状態において同一の条件で比較するため、PD ゲインを (I) の条件における着地前の粘弾性ゲインの値と等しく与えた。他の条件はすべて (I) における条件と同一である。

このときの、目標値誤差の時間変化を図 4.18 に示す。比較のため (I) の条件において提案手法を用いた場合の結果を再掲する。従来手法では、ダイナミクスの影響を押さえ込むようにハイゲインで制御されるため、よりすばやく目標値に収束する。しかしながら、着地時においては差は見られず、実用上大きな違いは無い。

入力トルクの時間変化を図 4.19 に、総消費エネルギーの評価量を図 4.20 に示す。ここで、総消費エネルギーの評価は $= \int |\tau\omega| dt$ として与えている。結果より明らかなように、提案手法ではダイナミクスをうまく利用することで、ピークトルク・ピークパワーを抑えつつ総消費エネルギーも 50%ほど低くなる。一方で、従来手法ではダイナミクスを外乱と見なし抑え込むために、大きな消費エネルギーが必要となり、このような歩行をヒトが実現しているとは思えない。

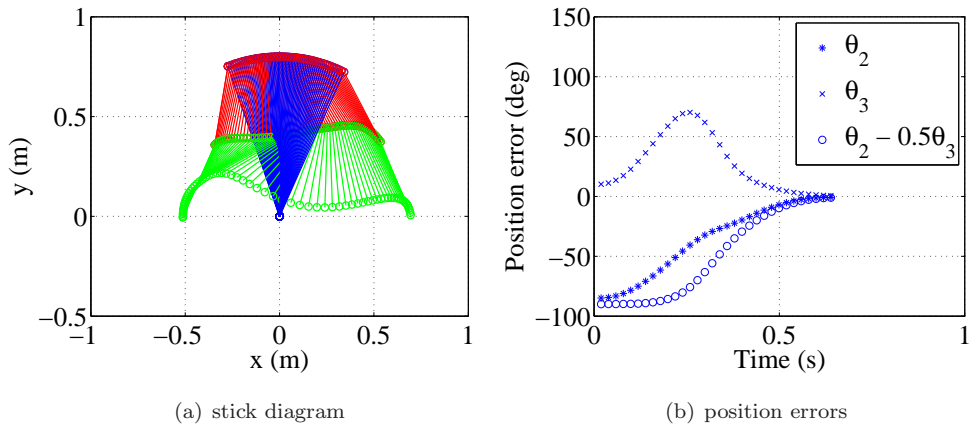


図 4.12: (I) スティック線図と目標値誤差の時間変化

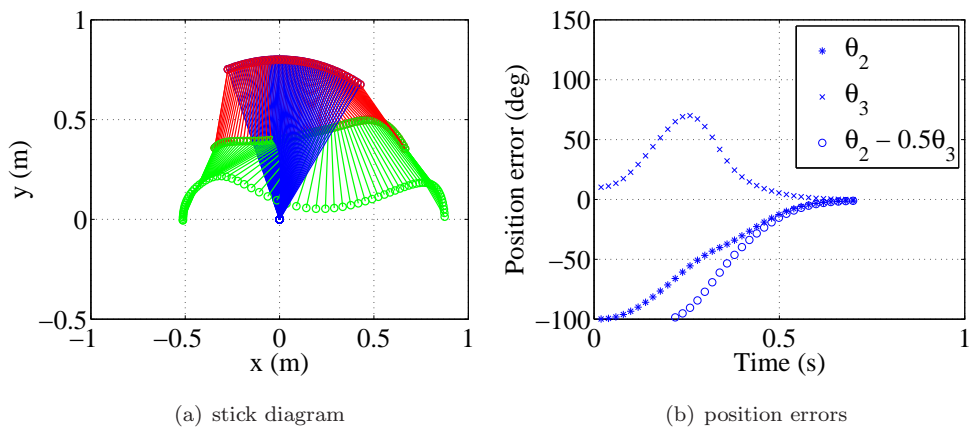


図 4.13: (II) スティック線図と目標値誤差の時間変化

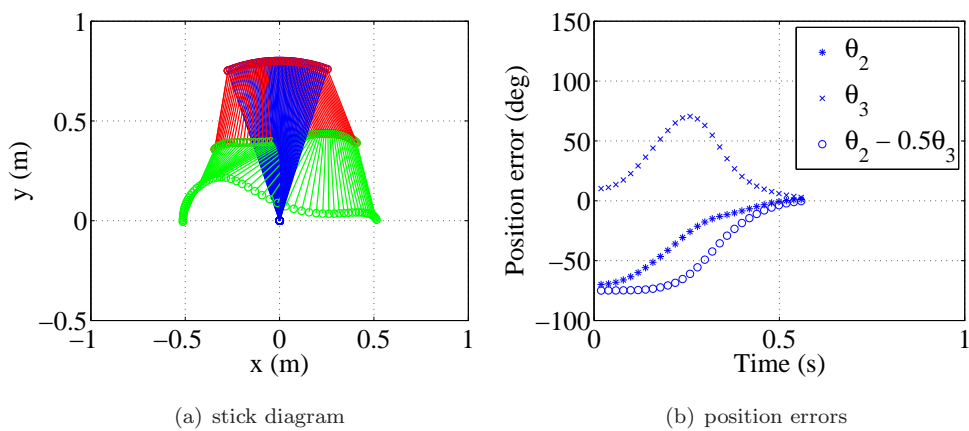


図 4.14: (III) スティック線図と目標値誤差の時間変化

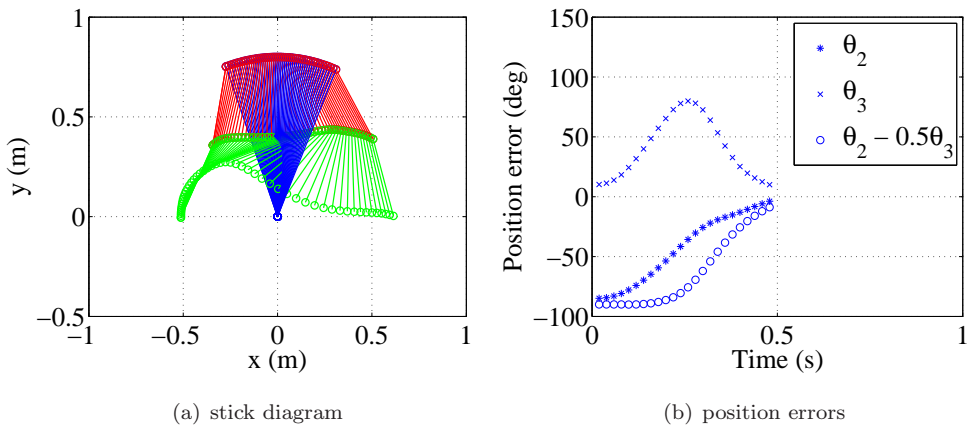


図 4.15: (IV) 歩行速度 $v = 1.2$ [m/s] 時のスティック線図と目標値誤差の時間変化

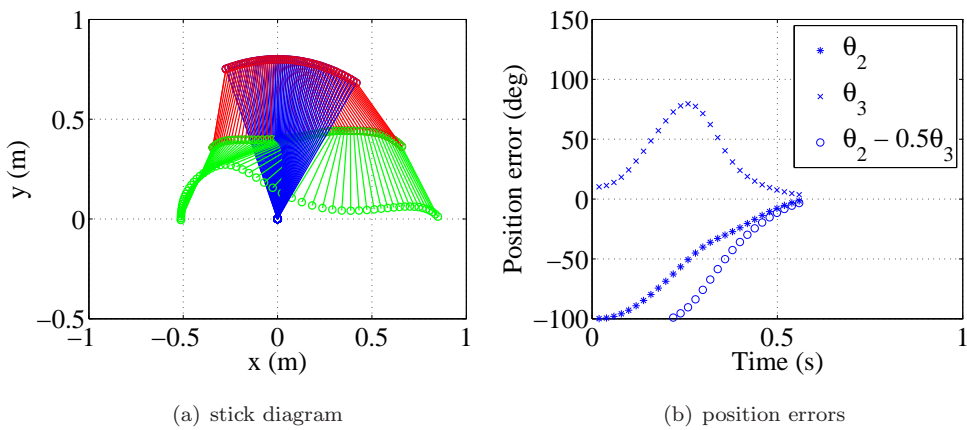


図 4.16: (V) 歩行速度 $v = 1.2$ [m/s] 時のスティック線図と目標値誤差の時間変化

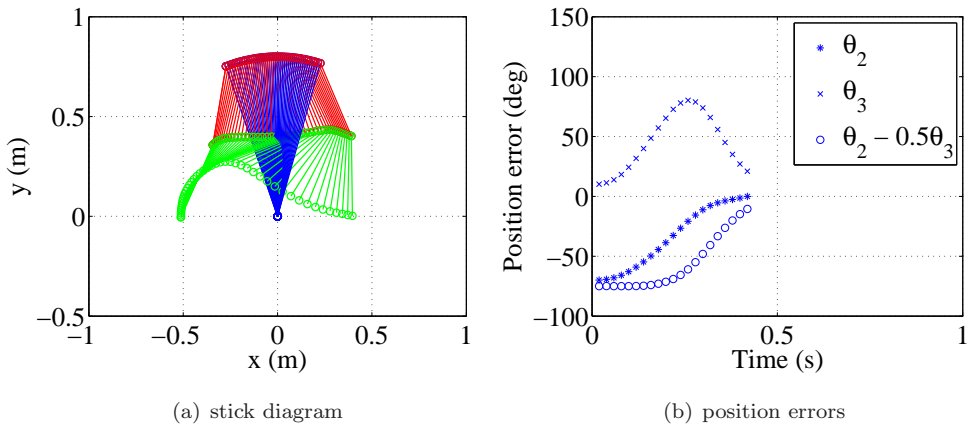


図 4.17: (VI) 歩行速度 $v = 1.2$ [m/s] 時のスティック線図と目標値誤差の時間変化

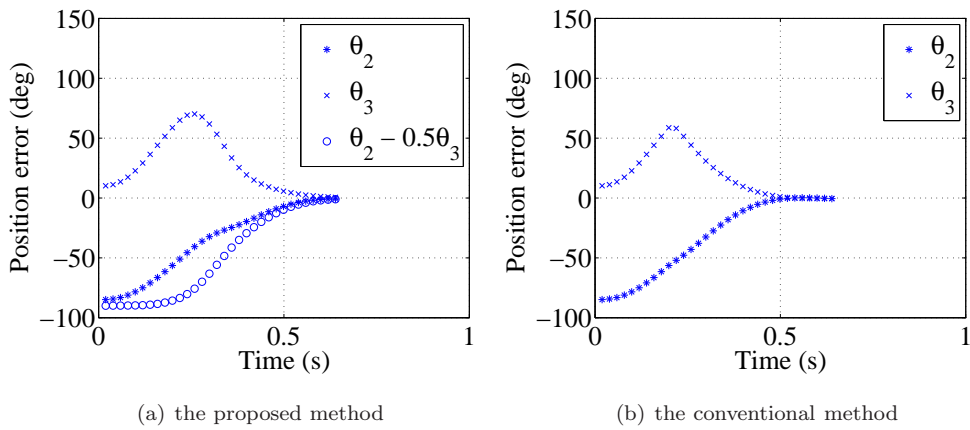


図 4.18: 提案手法と従来手法による目標値誤差の比較

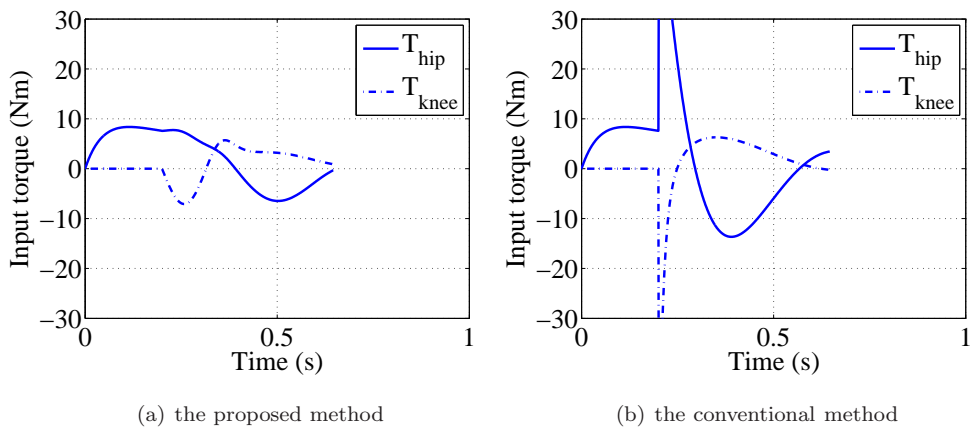


図 4.19: 提案手法と従来手法による入力トルクの比較

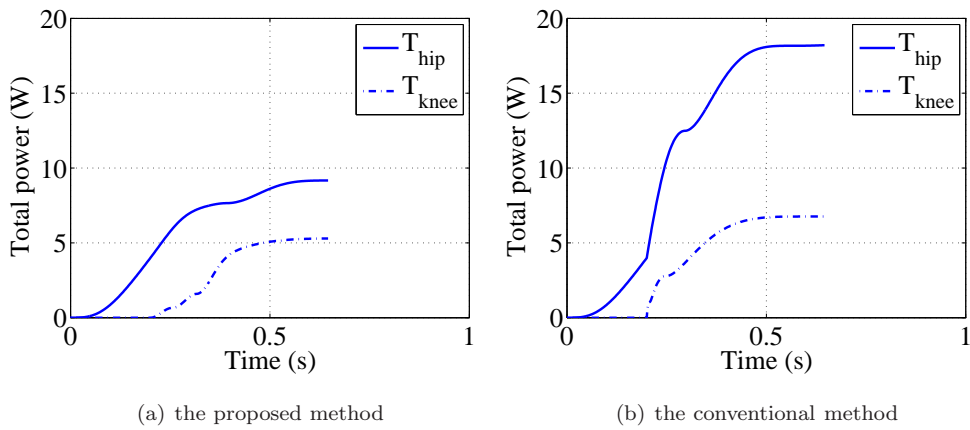


図 4.20: 提案手法と従来手法による消費エネルギー評価値の比較

4.4.6 提案手法における外乱応答の相違

同様に提案手法と従来法における違いを外乱応答の観点から示す。同一条件で比較するため、等価的なゲインをそれぞれ同一の値とし、従来法と同様に提案手法においても粘弾性は固定とした。つまり、提案手法において筋収縮力 u を一定とする。その他の条件は (I) の条件と同一である。以上より、シミュレーションにおける提案手法と従来法の相違点は、ハムストリングス制御の有無のみとなる。

足先が障害物等をつまずくような状況を仮定し、外乱トルクを 10 ms の短い間膝関節屈曲方向に加える。提案手法と従来法における外乱応答比較の結果を図 4.22 に示す。提案手法において、外乱トルクが入った瞬間に大きく遊脚が曲がっている。ヒトも脚がつまづいたとき、脚を上げるような動きをすることを日常生活において経験しているだろう。一方で、従来のように二関節節を無視した各関節単位のフィードバックでは、ほぼ膝関節は独立に動作するため、このような動きは起こらない。

同じ外乱に対する応答に違いが出る原因としては、直感的にはハムストリングスが存在することで、図 4.21 のように、膝関節が屈曲しても腰関節も屈曲させることで直線関係が保たれるからである。つまり、腰と足首を結ぶ直線を意味する $\theta_2 - \frac{1}{2}\theta_3$ の目標値に対するフィードバックがかかるため、膝関節角度における目標値との誤差が生じて、腰関節が変化することで $\theta_2 - \frac{1}{2}\theta_3$ の誤差を元に戻そうとするからである。関節角度変化を図 4.23 に示した。これを見てわかるように、従来法では腰関節角度 θ_2 は、外乱トルクによる膝関節角度 θ_3 の変化に対してほぼ独立であり大きく変動しない。一方で、提案手法では、腰関節角度 θ_2 も外乱トルクによる膝関節角度 θ_3 の変化により、大きく変動していることがわかる。

一見すると図 4.23 に示すように、提案手法は膝関節角度の誤差を許容するため大きな変位が生まれてしまうことから、より外乱に対する変動が大きくなるデメリットがあるように思われる。しかし、実際に歩行することを想定すると、遊脚に外乱が入る場合というのは、ほとんどが段差などの障害物と接触する場合である。つまり、衝突した後に従来法のように同じ軌道に戻ってしまうと、再度障害物に接触してしまうだろう。提案手法すなわちヒトのような場合には、特に意識することなく障害物を避けるような軌道に変更される。さらに大きく膝関節が屈曲してくれるため、より安全である。

以上より、外乱応答においてもハムストリングスの存在によって、障害物を避けるような軌道が自動的に生成されることを示した。

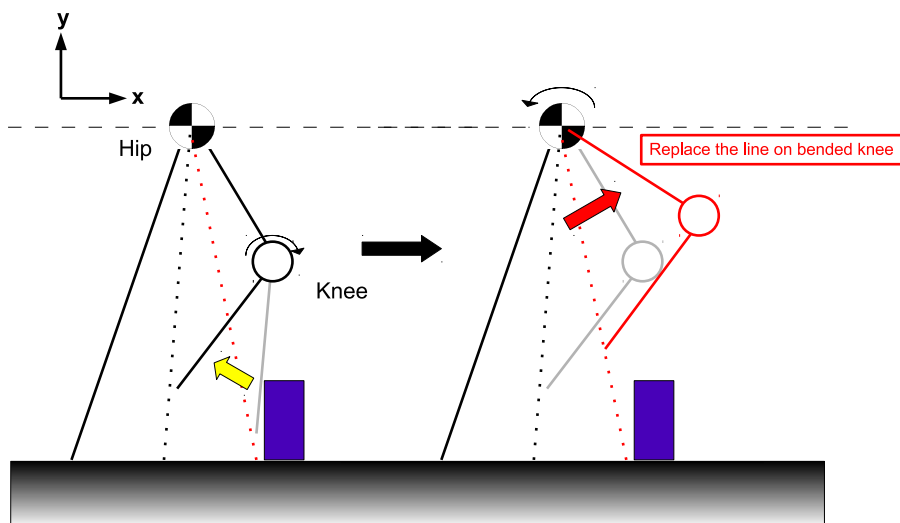


図 4.21: ハムストリングスの存在による外乱応答相違の説明

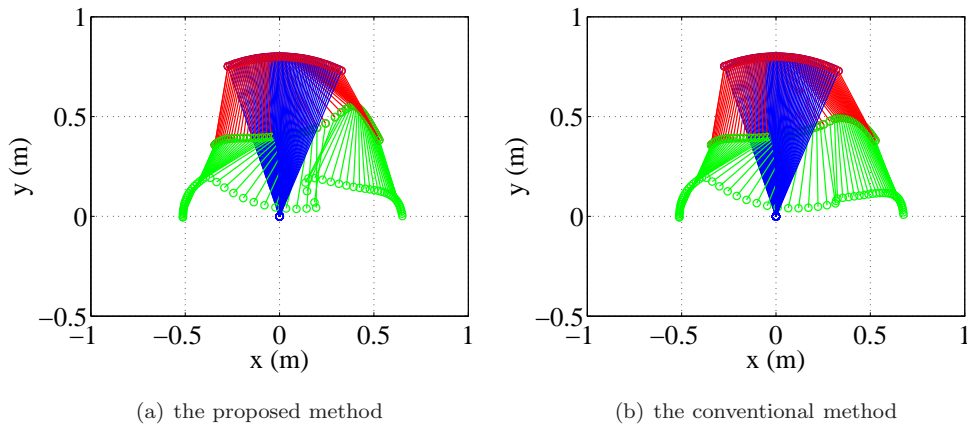


図 4.22: 提案手法と従来手法における外乱応答のスティック線図による比較

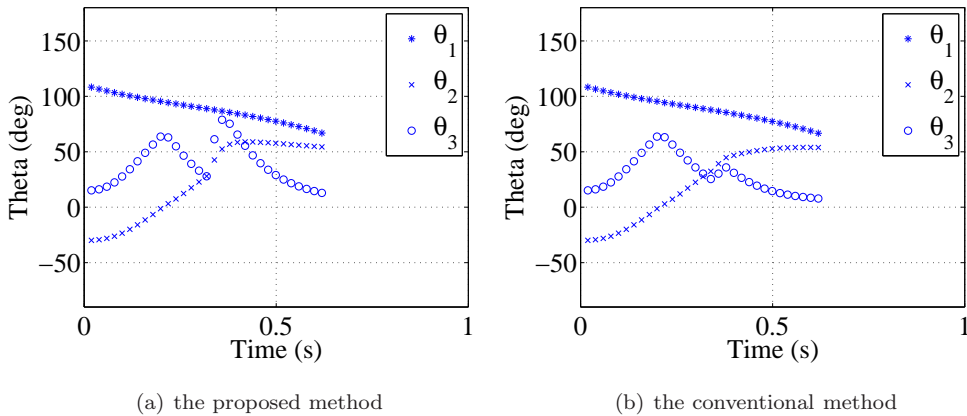


図 4.23: 提案手法と従来手法における外乱応答の関節角度による比較

4.5 遊脚制御のまとめ

本章では、ヒトの遊脚期の動作を分析することで得られた知見に基づく、ハムストリングスに着目した腰と足首を結ぶ直線を基準とする仮想コンパスモデルによるダイナミクスを利用した可変粘弾性着地位置制御の提案を行ない、その妥当性を評価した。提案手法によるメリットは以下の通りである。

- 腰と足首を結ぶ直線を基準とすることで、直感的な着地位置指令が可能である。
- ダイナミクスを利用することで準受動的な遊脚制御が実現され、エネルギー効率の良い歩行が可能である。
- 障害物に脚がつかまずくような場合において、自動的に障害物を避ける軌道が生成される。

そして、ヒトはこれらの利点を筋骨格ハードウェア自身に備えることで、非常にシンプルに実現できることがわかった。これらの利点をロボットに応用することを考えると、ハードウェアを変更する必要は無く、図 4.9 に示される制御側をソフトウェアで実装することで、ヒトと同じくエネルギー効率の良い直感的な遊脚制御が実現できる。

提案手法とヒトの遊脚制御則の関係は歩行速度がある程度遅めの場合にのみ一致するとしている。これは準受動的歩行を行なう効率の良い歩行速度の範囲では良いものの、より速く歩く場合には 4.3 節にて単純化された筋活

動パターンとは異なる筋活動となるからである [29]。それと同様に速く歩く場合には三次元方向の動きも利用しなければ、うまく歩くことは難しいだろう。さらに着地時に起きる衝突の影響を考慮すると、衝突時に粘弾性を変化させていると推測される。そのため遊脚期と衝突時の粘弾性変化が不連続にならないような筋指令を与えなくてはならなくなる。これも特に歩行速度が大きいときには問題となるだろう。しかしながら、我々の目的である準受動的な効率の良い歩行はすべて低速領域で行なわれることがわかっているため、提案する手法は歩行効率の良い速度範囲においては特に有効であると思われる。

第5章 ダイナミクスを利用した歩行のための関節受動化制御

前章までに提案した歩行制御は、ヒトの歩行と同じようにダイナミクスを利用することで効率の良い歩行を行なうためのものであった。しかし、従来型の二足歩行ロボットを考えると、ヒトのようにダイナミクスにより受動的に歩行を行なうことは極めて難しい。図 5.1 のような一般的な二足歩行ロボットに用いられるアクチュエータである回転式モータは、高回転・低トルクの特徴を持つため、減速機を用いてトルクを増幅する手法が最も盛んに用いられており、減速機を介することで負荷側から見た関節のやわらかさ(バックドライバビリティ)が損なわれてしまう。つまり、ヒトのようにダイナミクスを受けて受動的に動く機構を実現するためには減速機構をなるべく排除すべきであり、一方で二足歩行に必要なトルクを稼がなくてはならないといった、トルクとバックドライバビリティのトレードオフが存在する。

この問題を解決するために、ダイレクトドライブ用モータを利用する方法や、空気圧アクチュエータなどのアクチュエータ自体がやわらかさを持たせる方法 [3] などを利用する方法がある。しかし、低コストかつ導入への障壁を減らすためには、従来型の回転式モータをそのまま利用出来る事が望まれる。

本章では、バックドライバビリティを確保しつつ、二足歩行に必要なトルク要求を満たすための機構とその制御方法について述べる。

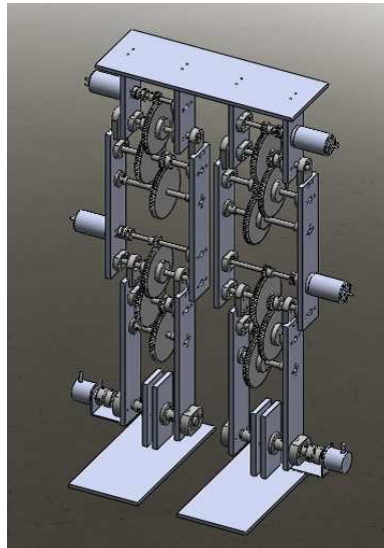


図 5.1: 二足歩行ロボットの機構の一例

5.1 関節のモデル化

ダイレクトドライブ方式を除き、一般的な回転式モータは減速機を用いて減速して利用される。ここでは、減速機を含めた関節のモデル化により、バックドライバビリティと減速機との関連性について述べる。バックドライバビリティ(または逆可動性)とは、負荷側に加えられた外力の入力軸(モータ)側への伝わり易さであり [30]、前述の通りヒトのような柔軟な動作を達成するために不可欠な要素である。

モータおよび減速機のモデルを図 5.2 に示す。

まず、モータ軸側の角度 θ_m と減速機出力軸の角度 θ_g に関する運動方程式を立てる。モータおよび減速機の慣性モーメントを J_i 、粘性係数を C_i 、摩擦力を F_i 、モータトルクを T_m とし、さらにモータと減速機間の内力を f 、回転軸中心からの距離を r_i として考えれば次のようになる。

$$\begin{aligned} J_m \ddot{\theta}_m + C_m \dot{\theta}_m + F_m &= T_m - f r_m \\ J_g \ddot{\theta}_g + C_g \dot{\theta}_g + F_g &= f r_g \end{aligned} \tag{5.1}$$

減速比を $N(> 1)$ とすると、

$$\begin{aligned} r_m &= \frac{1}{N} r_g \\ \dot{\theta}_m &= N \dot{\theta}_g \end{aligned} \tag{5.2}$$

が成り立つことから、式 (5.1) より内力を消去して θ_g について書けば、

$$(N^2 J_m + J_g) \ddot{\theta}_g + (N^2 C_m + C_g) \dot{\theta}_g + N F_m + F_g = N T_m \tag{5.3}$$

となる。さらに負荷側の慣性モーメントと外力トルク T_L を導入し、負荷側の角度 $\theta_L (= \theta_g)$ について書けば、

$$(N^2 J_m + J_g + J_L) \ddot{\theta}_L + (N^2 C_m + C_g) \dot{\theta}_L + N F_m + F_g = N T_m - T_L \tag{5.4}$$

となり、関節の運動方程式が導かれる。ただし、負荷側は固定されており摩擦項を持たないとしている。

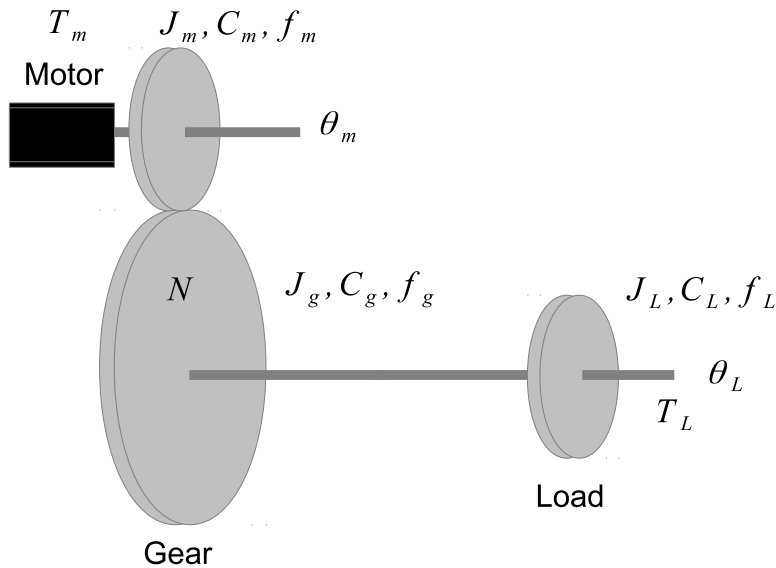


図 5.2: モータと減速機および負荷のモデル

式 (5.4) より、外力トルクから見たモータ軸の慣性モーメントや粘性抵抗力は減速比 N の二乗で大きく見え、大きな減速比を持つロボットは外部から関節を動かすことが出来なくなる。これがバックドライバビリティが失われる原因である。

バックドライバビリティがあり、ヒトと同じように受動的な運動が可能だとすると、外部からのトルク T_L に対して以下のように動作すればよい。

$$T'_m - T_l = J_l \ddot{\theta}_L \quad (5.5)$$

ここで、 T'_m は任意の駆動トルクとする。もしくは、運動に大きく影響しない程度の減衰力があるとして、

$$T'_m - T_l = J_l \ddot{\theta}_L + C' \dot{\theta}_L \quad (5.6)$$

とする。つまり、式 (5.4) に含まれる式 (5.5) 以外のすべての項は、外乱としてバックドライバビリティに影響する。

例えばダイレクトドライブの場合 (減速機を介さず直接モータ軸にトルクを印加する場合)、式 (5.4) は次のようになる。

$$T_m - T_L = (J_m + J_L) \ddot{\theta} + C_m \dot{\theta} + F_m \quad (5.7)$$

一般に $J_L \gg J_m$ が成り立ち、摩擦として働く項 C_m, F_m の補償を行なうか外力に対して十分小さいとして無視してしまえば、基本的に逆可動の理想的な特性式 (5.5) を満たす。つまり、バックドライバビリティを持たせる最も簡単な方法としては、ダイレクトドライブ方式のアクチュエータを使用することである。

5.2 減速機付き受動関節化制御の検討

5.1 節での検討より、バックドライバビリティを持つ受動関節を実現するには減速機構は不適切であり、ダイレクトドライブ方式を用いることが最も簡単な方法であることを述べた。しかし、低速・大トルクを実現するために必要なダイレクトドライブ用モータは、サイズが非常に大きく価格も高いことが一般的である。トルク対重量比で考えれば、明らかに高速・低トルクな特性を持つモータに減速機を組み込む従来の方式のほうが大幅に性能が良い。さらに、モータ自身に存在するコギングトルクなどの影響で、期待通りの効果が得られないこともある。

そこで、減速機付モータを用いる場合においてバックドライバビリティの問題を制御的に解決する手法を検討する。5.1 節における定式化より、単純に負荷側から関節を可動させるのには問題があることがわかった。最も単純な解決手段として、外乱として影響する項を入力トルクにより打ち消す方法が思い浮かぶが、摩擦などは正確な同定が難しいため、綺麗に打ち消すことは難しいだろう。よく知られている外乱オブザーバは位置変動の情報から推定するため、バックドライバビリティのない関節の受動化には利用できない。さらに外部からの入力トルク T_L と一緒に摩擦等も推定されてしまうので補償が難しくなる。

そこで、ダイレクトドライブ方式を用いるほかに以下の3つの案が考えられる。

1. ロボットのダイナミクスを計算し、関節に掛かる負荷を入力により再現する。
2. 力センサを用いることで、関節にかかる負荷を検出し、入力トルクにフィードバックする。
3. ばねを介在させ変位を制御することで、関節に掛かる負荷に追従するよう制御する。

1. は最も簡単に実現できる方法であり、時々刻々の変化を運動方程式から計算し、本来動くであろう場所に減速機付きモータを位置制御する手法である。しかし、この方法ではあらかじめ目標軌道が必要となる上、運動方程式の複雑なモデル化やオンラインでの補償が必要となってしまう。

2. は外力を検出するための力センサを取り付ける方法である。モータ側からみた関節の運動方程式はよく知られているように

$$T_m = (J_m + \frac{1}{N^2}J_g + \frac{1}{N^2}J_l)\ddot{\theta}_m + (C_m + \frac{1}{N^2}C_g)\dot{\theta}_m + F_m + \frac{1}{N}F_g + \frac{1}{N}T_l \quad (5.8)$$

となり、負荷の慣性が減速比の二乗分小さく見える特性を持つ。 $N \gg 1$ のとき、近似的に以下のモータの運動方程式が成り立つ。

$$\begin{aligned} T_m &= J_m\ddot{\theta}_m + C_m\dot{\theta}_m + F_m + \frac{1}{N}T_l \\ &= NJ_m\ddot{\theta}_L + NC_m\dot{\theta}_L + F_m + \frac{1}{N}T_l \end{aligned} \quad (5.9)$$

いま、外部からの負荷トルク T_L をセンサで検出できるため、インピーダンス制御 [31] の考え方が利用できる。この式と理想的な受動関節の式 (5.5) を比較し、両式から加速度を消去すれば理想状態にするために必要な入力トルクが求まり、

$$T_m = (C_m - \frac{J_m C'_m}{J_l})\dot{\theta}_m + (\frac{1}{N} - NJ_m)T_l + F_m + NJ_m T'_m \quad (5.10)$$

を入力すれば、外力に対して受動的に運動する関節を得る事が出来る。これらの値はすべて既知である必要があるが、粘弾性をすべて任意の値に設計できる力制御系となる。問題点としては、力検出器が高価であること、センサの感度と検出部の剛性がトレードオフであること、センシングに高い技術が必要であることなどがある。しかし、このような力・トルクセンサを利用することで関節にバックドライバビリティを持たせた例は多くあり、例えば、関節軸に歪みゲージを数個取り付けて計測した方法 [32] や、ウォームギアにかかる軸力を検出して補償する方法 [33] などが研究されている。

以上の問題点から、3. の方法を用いて関節受動化制御を行なう。この方法のメリットとしては、単純な機構で力の発生および検出ができ、負荷側と機構的に分離することができるため、減速機が入ることを考えた場合に負荷側の慣性が小さく見える式 (5.8) の位置制御のメリットを活かせることや、外力トルクとは独立してオブザーバを組めるため、制御がしやすいメリットがある。また、エンコーダおよびねじりばねを追加する以外に大幅に機構を変更する必要がなく、安価に従来の関節系へ導入することができる。以下では、これを SEA 方式と呼ぶ。

5.3 Series Elastic Actuator 方式による関節受動化

Series Elastic Actuator (以下、SEA) とは、図 5.3 のように減速機の最終出力段と負荷の間にバネをはさんだ機構であり、Pratt らによって提案されたものである [34]。特に歩行では、ヒトとの安全な接触が重要視される歩行補助装置として活用する研究などが進められている。

このシステムの原理は、モータ側と出力側にそれぞれエンコーダがついており、エンコーダより得られたねじりばねに生じるばねの変位によって、トルクセンサおよびトルク発生器として扱うことができる。例えば、モータ側の角度 θ_1 を位置制御により駆動し、外力により負荷側の角度 θ_2 の角度変位に追従するようにする。常にばねの変位 ($\theta_1 - \theta_2$) が平衡点にあるように制御すれば、外力に対して受動的に動く関節として振舞うことが出来る。また、ばねの変位 ($\theta_1 - \theta_2$) にオフセットを持たせることで、ばねを介して負荷側に $T = k(\theta_1 - \theta_2)$ のトルクを発生させることができる。これにより、負荷側から見ればこのシステムはバックドライバブルなモータとして解釈することができる。

続いて、本システムのモデル化を行なう。モータ側と負荷側がねじりばねを介して繋がれた二慣性系として扱うため、減速機最終出力段における有効慣性・粘性等を導出する。式 (5.1)(5.4) から、以下のように定義する。

$$\begin{aligned}
 T_1 &= NT_m \\
 J_1 &= N^2 J_m + J_g \\
 C_1 &= N^2 C_m + C_g \\
 T_{d1} &= NF_m + F_g \\
 \theta_1 &= \frac{1}{N} \theta_m
 \end{aligned} \tag{5.11}$$

これより、減速機側の運動方程式は、

$$J_1 \ddot{\theta}_1 + C_1 \dot{\theta}_1 = T_1 - T_d - T'_s \tag{5.12}$$

となる。ここで、 T'_s とは負荷軸との間に存在するねじりばねによる反力を表す。ねじりばね定数を k [Nm/rad]、ばねの粘性係数を c [Nm·s/rad] (ただし、 $k \gg c$ の微小な粘性を仮定) とすれば、

$$T'_s = -k(\theta_1 - \theta_2) - c(\dot{\theta}_1 - \dot{\theta}_2) \tag{5.13}$$

となる。

以上より、減速器側と出力側の方程式を合わせて記述すれば、

$$\begin{aligned}
 J_1 \ddot{\theta}_1 + C_1 \dot{\theta}_1 &= T_1 - T_{d1} - k(\theta_1 - \theta_2) - c(\dot{\theta}_1 - \dot{\theta}_2) \\
 J_2 \ddot{\theta}_2 + C_2 \dot{\theta}_2 &= T_L - T_{d2} - k(\theta_2 - \theta_1) - c(\dot{\theta}_2 - \dot{\theta}_1)
 \end{aligned} \tag{5.14}$$

がこのシステムの運動方程式となる。ここで、 T_{di} は摩擦等の外乱成分、 T_L が外部より加えられる負荷トルクを表す。もし、ねじりばねの変位 $\theta_2 - \theta_1$ を正確に制御できるならば、ばね変位は目標トルク発生器 T_2 と見なすことができ、負荷トルクから見た見かけ上の運動方程式は

$$J_2 \ddot{\theta}_2 + C_2 \dot{\theta}_2 = T_L - T_{d2} + T_2 \tag{5.15}$$

となるため、見かけ上ダイレクトドライブモータの式 (5.7) とほぼ同じように扱うことが可能になる。

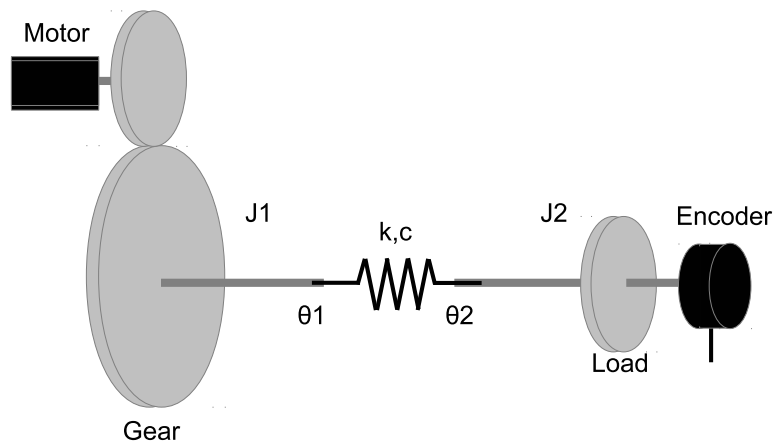


図 5.3: Series Elastic Actuator のモデル

5.4 受動化された関節によるトルク制御

このシステムを我々の提案する歩行制御に応用するためには、関節は外力 (歩行のダイナミクス) に対して自由に動きつつ、関節のトルク制御を行なえることが必要となる。つまり、図 5.3 中の θ_2 の位置は制御せず、 θ_1 のみをねじりばねが任意のトルクが発生できる位置へ、独立して制御することで目的が達成される。

このとき式 (5.14) より、モータ軸側にはねじりばねの発生するトルク反力が外乱として入力される。基本的にこのトルク反力はモータの入力トルクと逆方向に働くため、常に反力を補償するための余分なトルクが必要となる。 θ_1 を独立して位置制御させるならば、この反力による影響は小さければ小さいほうが良い。つまり、関節自体はバックドライバビリティを持つべきであるが、モータ軸側はバックドライバビリティが無いほうが良い。この要求は想定するねじりばねの出力との関係もあり、減速機が入ることでほぼ自動的に満たされるが、この影響も考慮する。さらに、モータ・減速機の摩擦等も考慮し、より想定する状況に近い関節のトルク制御のシミュレーションを行なう。

5.4.1 摩擦モデル

図 5.4 に摩擦モデルを示す。摩擦力 f は静止摩擦・クーロン摩擦・粘性摩擦によりモデル化される。

静止摩擦力は、速度を v 、静止摩擦が適用される速度の閾値を v_{th} 、静止摩擦係数を f_s 、入力を u として以下のように表す。

$$f = \begin{cases} -u & \text{if } |v| \leq v_{th} \cap |u| \leq f_s \\ -sgn(u)f_s & \text{if } |v| \leq v_{th} \cap |u| \geq f_s \end{cases} \quad (5.16)$$

ただし、 $sgn(u)$ は入力の正負を表す記号である。これより、ある速度以下の領域において入力 u に摩擦によるオフセット f_s が掛かる。入力がオフセット値以下の場合、入力と等しい静止摩擦力により出力はゼロになる。

動摩擦力は、クーロン摩擦係数を f_c 、粘性摩擦係数を f_v として、以下のように表す。

$$f = \begin{cases} -sgn(u)(f_c + f_v|v|) & \text{if } |v| \geq v_{th} \end{cases} \quad (5.17)$$

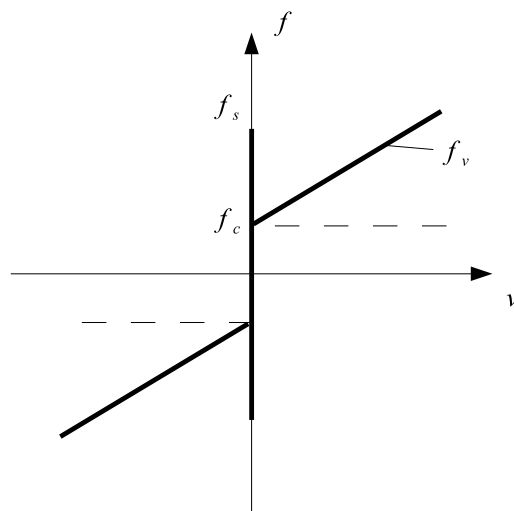


図 5.4: 摩擦モデル

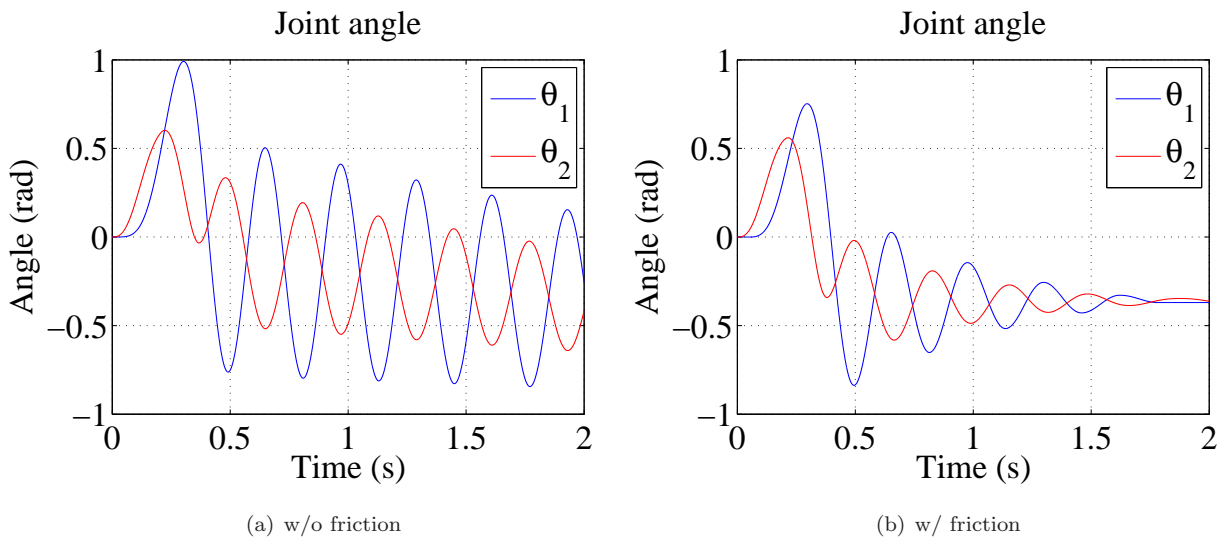


図 5.5: 摩擦モデルの有無による減衰特性

つまり、クーロン摩擦によるオフセットと、速度に比例する粘性摩擦による減衰力が働く。一般的に静止摩擦係数 f_s はクーロン摩擦係数 f_c より大きい。

SEA モデルにおいて、 θ_1 側の摩擦モデルの有無を切り替えた場合のシミュレーション結果を図 5.5 に示す。各摩擦の値は一般的な値を想定しており、 θ_2 側は図 5.5(a)、5.5(b) とともに摩擦はあると仮定している。図 5.5(a) の摩擦が無い場合は振動が θ_1 と θ_2 の間で継続するものの、図 5.5(b) の摩擦を考慮した場合には、徐々に減衰し最終的に静止摩擦により運動が止まる非線形な動きが見て取れ、妥当な結果が得られた。そこで、このモデルを用いて次節の関節トルク制御のシミュレーションを行なった。

5.4.2 関節トルク制御系の設計

簡略化したブロック図を図 5.6 に示す。ここでは、二慣性系システムとして扱うことも可能ではあるが、 θ_1 を独立して制御すればよいだけなので、より直感的な PID 位置制御系を組んだ。モータ軸側角度 θ_1 を、エンコーダにより取得された負荷軸側角度 θ_2 および目標トルク T_{ref} より与えられる角度指令値に追従させる位置制御系となり、ねじりばねより伝わる反力が減速機および摩擦を介してモータ軸側に外乱として入る。このねじりばねによる反力や非線形摩擦力は、 θ_1 における θ_2 に独立な外乱オブザーバにより補償される。

減速比は $N = 60$ とし、PID ゲインは Kessler 標準形より得られた値より位相余裕を考慮し、積分ゲインを少し小さくした値を用いた。 $(k_P = 14.3, k_I = 30.0, k_D = 0.114)$ 擬似微分のためのローパスフィルタの時定数を 2ms、外乱オブザーバの時定数を 5ms としている。また、モータ系のダイナミクスは τ_L の一次遅れで近似しており、その他の物理的パラメータは表 5.1 に示した。

さらに摩擦に加え、モータトルクの飽和を考慮し 0.3Nm で飽和が起きるとしている。

このときの周波数特性を開ループボード線図により表したものを図 5.7 に示す。周波数 10 - 60 [rad/sec] の範囲内にゲインの谷と山があり、これらは反共振周波数・共振周波数と呼ばれ、二慣性系における大きな特徴である。この周波数が外力に対する応答可能周波数と位置制御系の安定度を決定するが、詳細な設計は次章にて検討する。上記 PID ゲインによる制御系では、位相余裕が 30 度程度確保できるように設定しており、安定な系である。

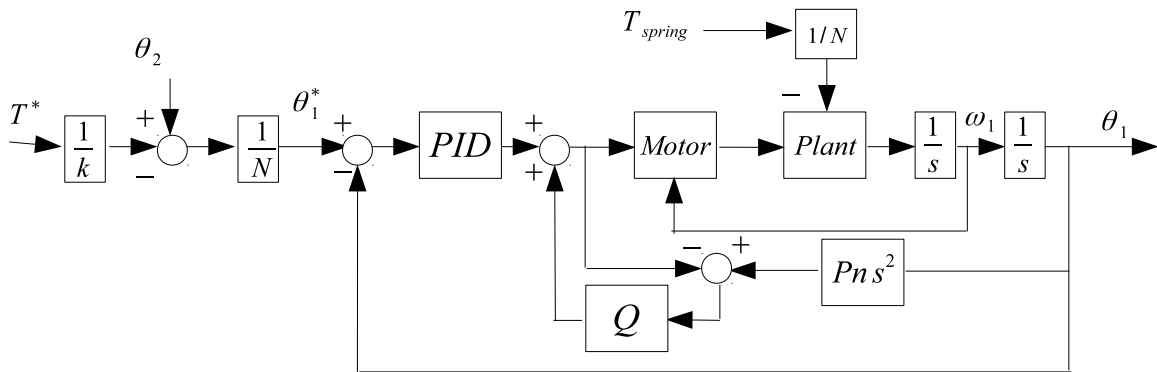


図 5.6: 関節トルク制御系のブロック図

表 5.1: 物理パラメータ

| symbol | value |
|-------------------|-----------------------|
| J_1 (kgm^2) | 1.38×10^{-5} |
| J_2 (kgm^2) | 8.57×10^{-3} |
| k (Nm/rad) | 14.0 |
| c (Nm · s/rad) | 0.01 |
| kt (Nm/A) | 0.0302 |
| τ_L (ms) | 0.5 |

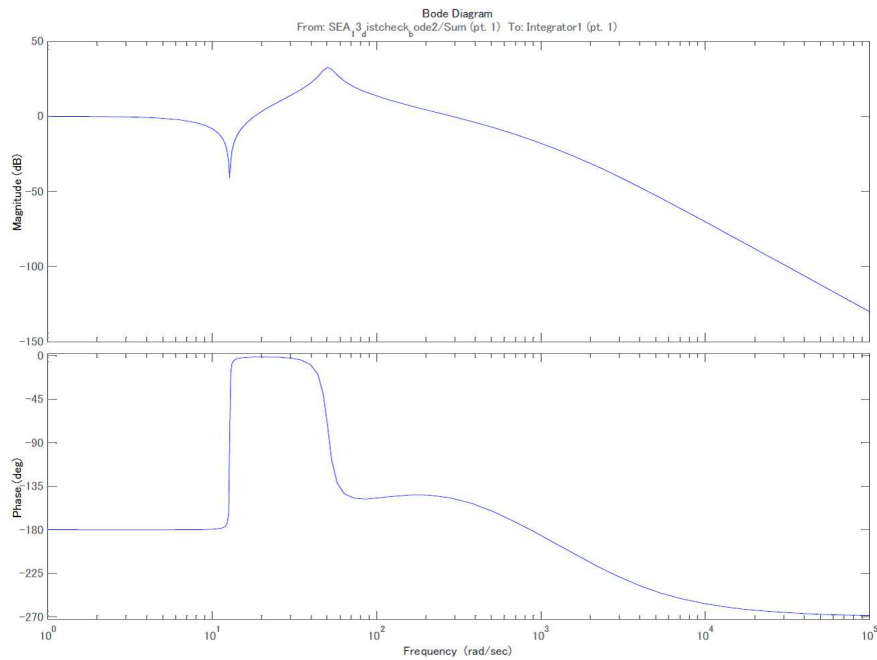


図 5.7: 関節トルク制御系の開ループボーデ線図

5.4.3 関節トルク制御シミュレーション結果

目標出力トルク $T_{ref} = 0$ Nm とした場合においてシミュレーションを行なった。負荷側 (θ_2) に遊脚時の膝にかかるダイナミクスを想定した外乱を与え、モータ軸側 (θ_1) が追従するように制御する。図 5.8(a) に各角度を、図 5.9(a) に入力トルクを、図 5.10(a) に出力トルクを示す。結果より、出力トルクゼロ、つまりバネを介した二慣性系の位置誤差がゼロで追従できていることがわかる。

さらに図 5.6 のシステムにおいて、目標出力トルク $T_{ref} = 5$ Nm を発生させた場合のシミュレーションを行なった。図 5.8(b) に各角度を、図 5.9(b) に入力トルクを、図 5.10(b) に出力トルクを示す。図 5.10(b) の出力トルクが時間経過後エラーを起こすのは、常に出力トルクが負荷側に入ることにより過回転し追いつけなくなっているからである。実用上このような動きはさせないため、無視してよい。

以上より、ねじりばねを介した二慣性システムにおいてもトルク制御系が実装できることが示された。しかしながら、実際のシステムには減速機のバックラッシュや摩擦係数の違い、機構自体の振動などの多くの要素が複雑に絡み合う。そのため、実機による検証が必要である。

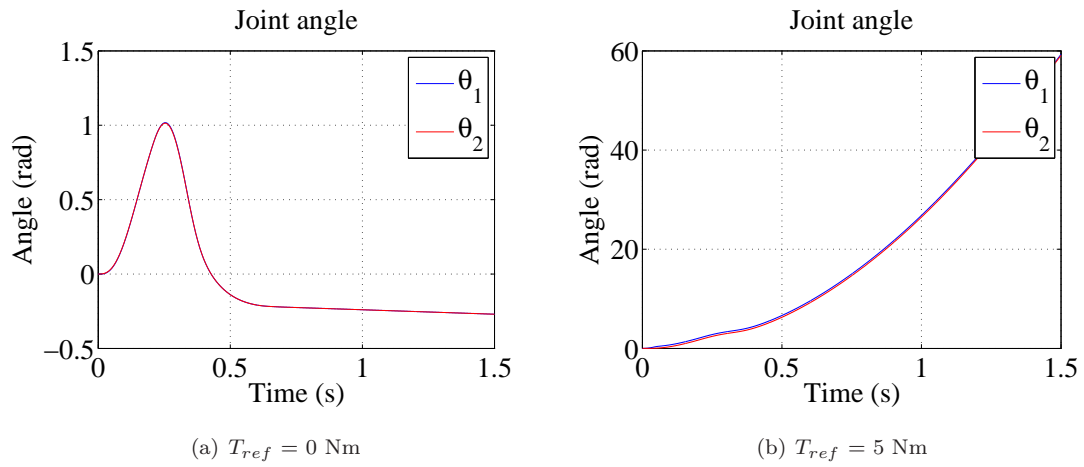


図 5.8: Position when $T_{ref} = 0$ Nm and $T_{ref} = 5$ Nm.

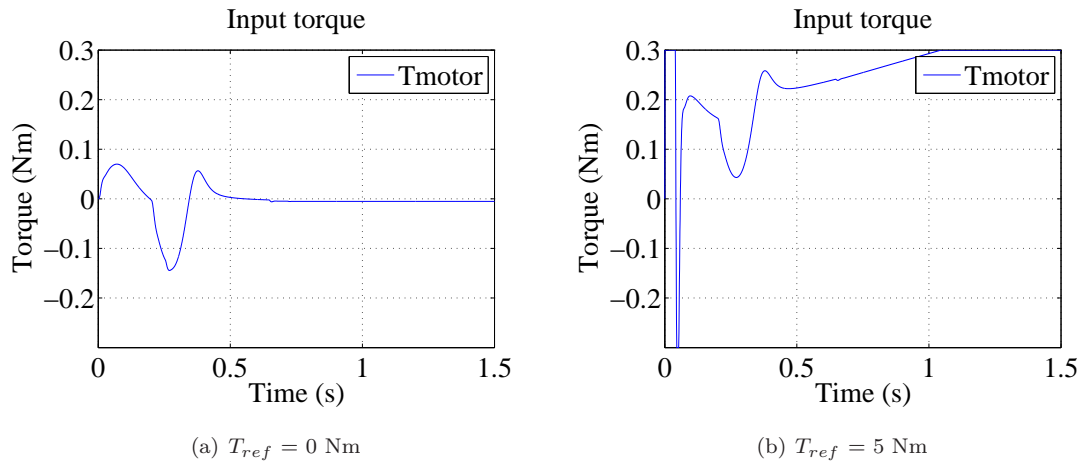


図 5.9: Input torque when $T_{ref} = 0$ Nm and $T_{ref} = 5$ Nm.

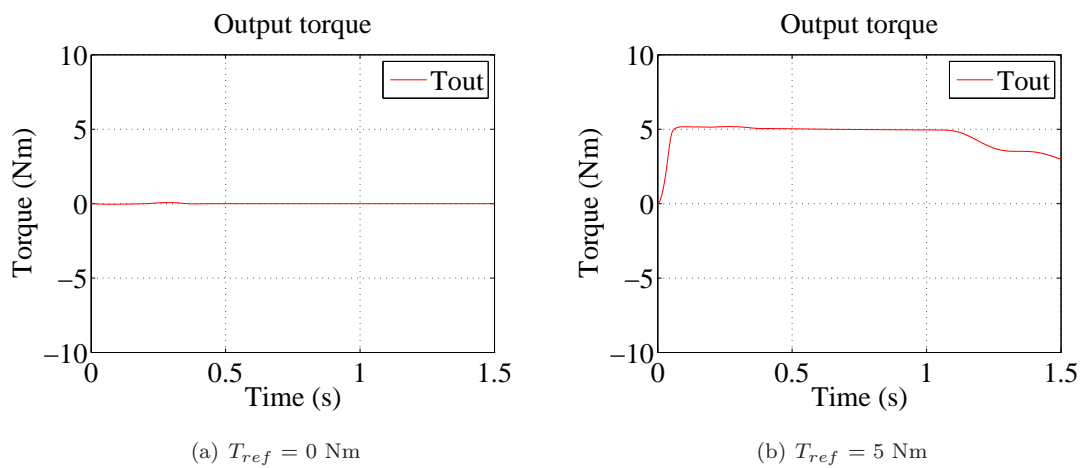


図 5.10: Output from torsion spring when $T_{ref} = 0$ Nm and $T_{ref} = 5$ Nm.

表 5.2: 製作したねじりばねのパラメータ

| | |
|----------------------------------|--------|
| 縦弾性係数 : E [N/mm ²] | 206000 |
| 線径 : d [mm] | 5.5 |
| コイル平均径 : D [mm] | 35.0 |
| コイル巻数 : N [turns] | 6.0 |
| ばね定数 : k [Nm/rad] | 14.0 |

5.5 実験系の概要

製作した実験機を図 5.11 に示す。本試験機は単一リンクではあるものの、ヒトの歩行制御を想定しているため、実機作成において出来る限りヒトに近いパラメータを持たせることが重要である。そのため、リンクの外側にモータを配置する図 5.1 のような形ではなく、リンクの内側にモータを配置して関節回転軸と直交するように配置している。

慣性モーメント等のパラメータは、後述する同定試験により導出を行なう。ねじりばねは図 5.12 に示すものであり、各パラメータを表 5.2 に示した。ねじりばね定数 k [Nm/rad] は以下の式、

$$k = \frac{Ed^4}{64DN} \quad (5.18)$$

より算出した。

このとき、ねじりばねの共振周波数 f_s は、

$$f_s = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{k}{J_L} \left(1 + \frac{J_L}{J_m}\right)} \quad (5.19)$$

により求めることが可能である。設計方針として、ヒトの歩行の周波数を f_h および制御系の周波数を f_c とすれば、

$$f_h < f_s < f_c \quad (5.20)$$

となるようにばね定数を設計した。我々の対象とする受動的歩行を行なう場合、ヒトの歩行周波数 f_h はおよそ 1Hz 程度であると見積もることができ、制御系の周波数 f_c は 100Hz 程度であるため、ばね定数の上限と下限がそれぞれ決まる。これらの条件に加えて、ばね自体のサイズにも制限があるため、それらを考慮してばねのパラメータを決定した。さらに重要なことが、ばねの最大許容応力により関節が出力可能なトルクが制限されることである。目的とする遊脚期における関節最大出力トルクより、10 Nm ほどの出力が可能となるように設計を行なっている。

また、減速機の選定に関してはバックドライバビリティがほとんどないウォームギアボックス WS 90R-050 (協育歯車工業株式会社製) を用いた。これは、ねじりばねからの反力がモータ軸側へ入力される場合、位置制御系に対する外乱となるためであり、ウォームギアの不可逆性を利用することでこの影響を抑える。実際に負荷側から手で回そうとしても、減速比 50 のウォームギアボックスは全く可動しなかった。さらに、設計上の問題から平歯車を一段追加した構造とした。

制御系は、PC で処理したデジタル信号を DSP によりアナログ変換した指令値を、電流アンプにより DC モータのトルクを制御する。モータ側と負荷側のエンコーダのパルス信号は DSP より PC 側で角度情報を処理する。PC と DSP、DC モータとエンコーダおよび電流アンプは表 5.3 に示したものを使用した。電流指令値および電流センサ値は、ノイズを避けるため絶縁アンプ (フィルタは 1kHz に設定) を介在させている。

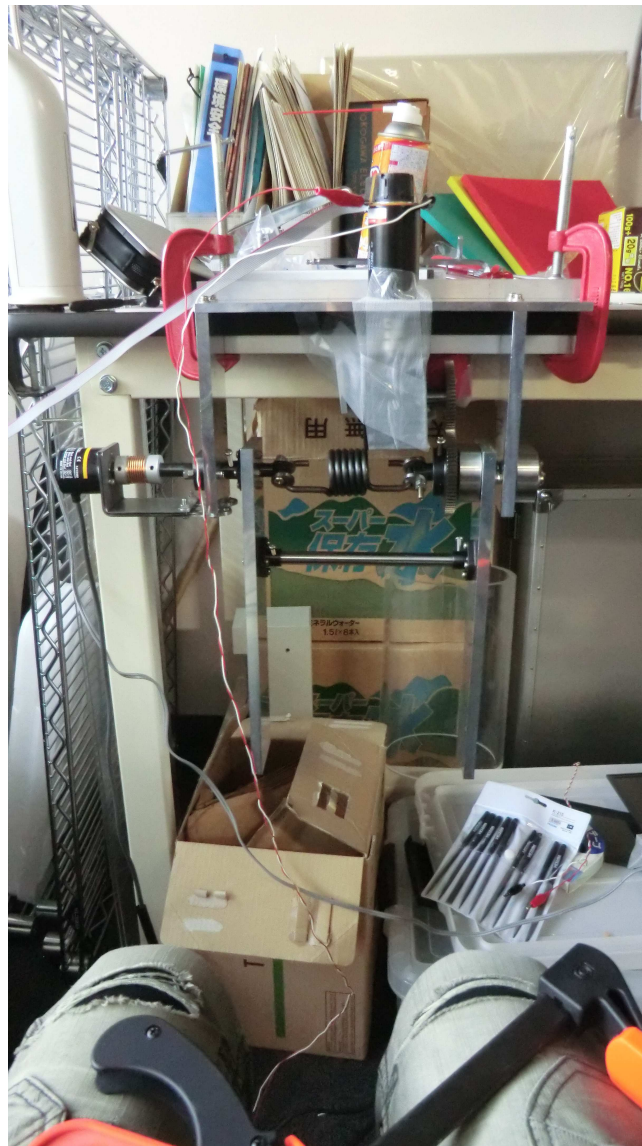


図 5.11: 関節受動化制御実験機

5.6 試験機のパラメータ同定

まず、ねじりばねを外した状態でモータと減速機を含めた慣性モーメントの同定を行なう。電流波形を正弦波状に印加し、速度情報から、トルク定数を k_t [Nm/A]、電流振幅を I [A]、周波数を f_0 [Hz]、速度振幅を Ω [rad/s] として、

$$I_1 (= I_m + \frac{1}{N^2} I_g) = \frac{k_t I}{2\pi f_0 \Omega} \quad (5.21)$$

より平均値を求めた。測定の結果、慣性モーメント I_1 は、 $3.06 \times 10^{-4} \text{kgm}^2$ と求めた。

同様に、負荷リンクのパラメータの同定を行なう。同定方法としては、ねじりばねを外しモータ軸と負荷軸を物理的に切り離した状態で、重力による単振り子運動をさせた。負荷軸エンコーダ情報が利用できるため、この値より周期を求めれば単振り子の方程式より、 T を周期 [s]、 m を質量 [kg] g を重力加速度 [m/s²]、 l を回転軸から



図 5.12: 実験機に用いたねじりばね

表 5.3: 実験用モータとセンサ類の諸元

| | |
|----------------------|--|
| DC モータ | MAXON MOTOR RE40 : 連続定格 170 mNm |
| DC モータの巻線の抵抗値 : R | 0.317 Ω |
| DC モータのインダクタンス : L | 0.0823 mH |
| DC モータのトルク定数 : K_t | 30.2 mNm/A |
| 絶縁アンプ | NEC Avio Infrared Technologies AL1101 |
| エンコーダ (motor) | Avago HEDL-5540 Resolution : 500.00 pulse/rev, Maximum response frequency : 100.00 kHz |
| エンコーダ (load) | OMRON E6B2-CWZ1X 2000P/R Resolution : 2000.00 pulse/rev, Maximum response frequency : 100.00 kHz |

表 5.4: 制御コントローラと電源の諸元

| | |
|--------------------------|--|
| PC | Windows XP SP3 |
| CPU | Intel Core2Quad Q8400 2.66 GHz |
| Memory | DDR2 2.00 GB |
| Digital Signal Processor | dSPACE CP1103 (AD: 4.00 μ sec, DA : 5.00 μ sec), Encoder : 1.65 MHz |
| Power Amplifier | MAXON MOTOR ADS 50/5 , Rated apparent power 250.00 W, Rated output current \pm 5.00 A |

重心までの距離として、

$$T = 2\pi \sqrt{\frac{I_L}{mgl}} \tag{5.22}$$

より慣性モーメント I_L [kgm²] を求める。測定値を用いた結果、慣性モーメントは、 4.5×10^{-2} kgm² と求めた。

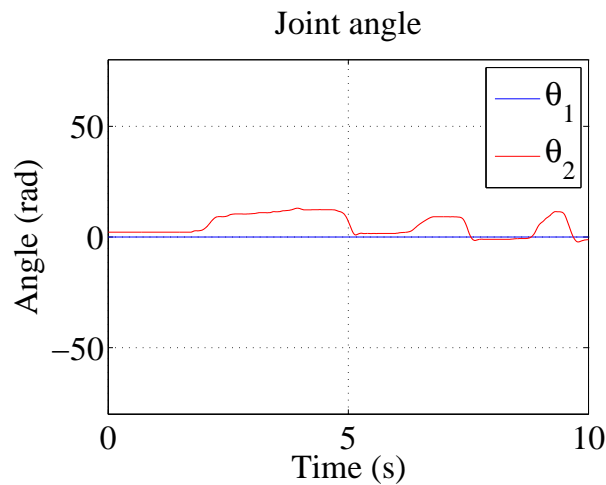


図 5.13: 制御なしの場合の実験結果

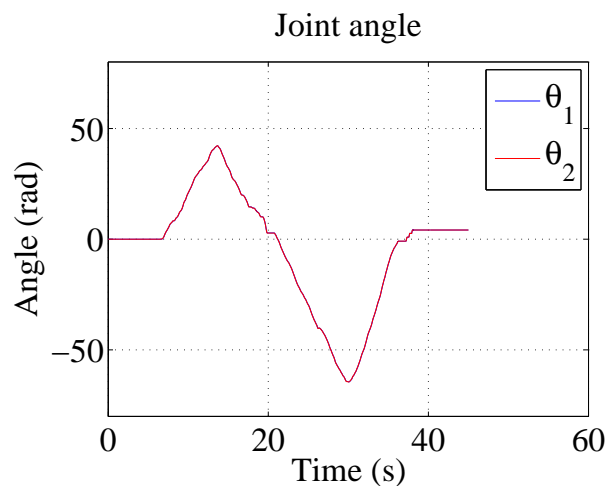


図 5.14: 関節受動化制御をかけた場合の実験結果

5.7 関節の受動化制御の実機検証とその評価

受動関節化制御の実機検証を行なった結果を示す。

まず手で軽く押すことで、関節が受動的に動作出来るか検証を行なった。制御なしの場合の関節角度測定結果を図 5.13 に示す。制御ありの場合の関節角度測定結果を図 5.14 に示す。ここで、関節角度の原点を鉛直方向としており、モータ軸側を θ_1 、負荷軸側を θ_2 としている。

図 5.13 より制御なしの場合、初期角度付近では受動的に動作することができるものの、ある程度以上になると手で押しても関節は曲がらなくなった。これは、ねじりばねの影響であり、ばね変位ゼロ付近では反力がゼロとなり可動するが、変位が大きくなるとばね反力により強く押し戻されるといった、想定された通りの結果が表れている。このとき、 θ_1 は微動だにしていない。これはウォームギアを用いたことで、ばね反力がモータ軸側に影響しないことを意味しており、設計通りの効果が得られた。

一方で、図 5.14 の制御ありの場合、受動的に動作することが可能である。手で押す力は指一本分であるが、容易に押すことが出来た。負荷リンクが水平に近付くほど、重くなる感触があるものの、これは重力の影響であり、

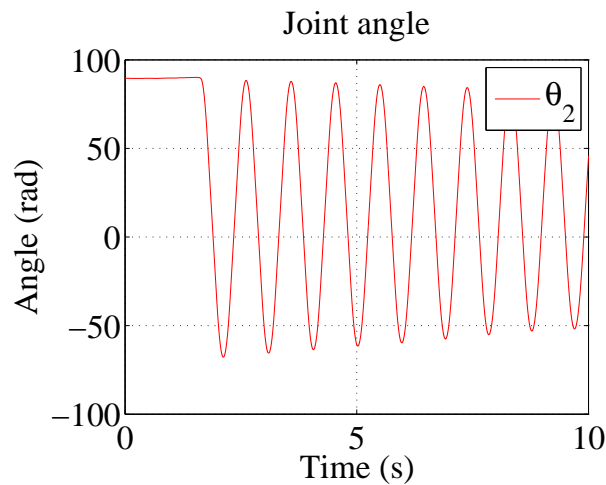


図 5.15: 自由関節における負荷リンク自由振動の計測結果

ほとんど自由関節に負荷を取り付けたものと同じ感触が得られた。

5.8 関節受動化制御実験のまとめ

以上より、関節の受動化には成功した。しかし次に述べる問題点があり、実用レベルでの受動性は得られていない。このことから関節トルク制御の実験は行なっていない。

問題点としては、手でゆっくりと押せば受動的に関節が可動してくれたものの、完全に重力のみで振り子運動を行なえるほどの受動性は得られていないことが挙げられる。ねじりばねを外して負荷を重力下で自由振動させた場合の関節角度測定値を図 5.15 に示す。これが理想的に関節が受動化された状態となる。しかし実験の結果、鉛直方向以外の初期角度であっても、そのまま静止してしまい自由振動を行なうことは無かった。原因として考えられるのが、静止摩擦等も考えられるが、一番大きな問題が実験機自体の剛性である。図 5.11 の実験機を見てわかるように、設計上非常に脆い点がありテープと万力で補強している。そのため、本来変形して欲しいばねが変形する前に、剛性の低い場所が容易に変形してしまう。

解決策としては、より剛性の高い設計にすることであるが、予想以上にねじりばね自体が固く手では曲げられないほどであるため、通常的设计以上に剛性に注意を払わなければならないだろう。さらに、二慣性系として制御系のモデリングを行なうこと、エンコーダ誤差やモータ振動とギアのバックラッシュなどについても詳細に解析すべきである。

第6章 結論と今後の課題

6.1 結論

本論文では、二足歩行ロボットの歩行制御においてヒトの構造的特徴に着目することで、より効率的な歩行制御が行なえることを工学的に明らかにした。特に、ヒトの構造的特徴を取り入れたことで、脚部を仮想的なコンパス型伸縮脚モデルとみなした制御が出来ることを示し、このモデルに基づいた受動的な歩行運動を行なうことで、ヒトに近い歩行パターンが得られることを明らかにした。さらに、提案する歩行制御を実現するために必要な関節系の制御方式について検討と実機試験による評価を行なった。

(1) 歩行立脚期における運動制御

ヒトの持つ二関節筋を導入することが、支点と先端を結ぶ方向への力制御において大きなメリットを持つことが先行研究 [8] により指摘されており、歩行立脚期においても同様にこの支点と先端を結ぶ方向への力制御が重要であることを明らかにした。このとき、ヒトの構造的特徴に加え周期的歩行運動の特徴を考慮することで、力制御系における動特性の補償が単純化されることを示した。特に受動歩行の考えを取り入れたことで、従来よりも効率的な歩行が非常に簡単に実現されるようになり、歩行位置軌道だけでなく歩行速度軌道においても、実際のヒトと同様になることを比較し示した。

(2) 歩行遊脚期における運動制御

遊脚期においては、いくつかの研究事例により知られている筋電図データを元にヒトの歩行遊脚期における筋活動を分析し、太腿の二関節筋であるハムストリングスの特徴的な活動に着目した。二関節筋であるハムストリングスにおいて、各関節のモーメントアーム長の相違がもたらす影響について考察し、ハムストリングスの活動と支点と先端を結ぶ直線方向の運動との関係について明らかにした。さらに、ヒトが筋肉を用いて遊脚の着地位置を巧みにコントロールする方法を参考に、ヒトの遊脚着地位置制御に学んだ遊脚のハムストリングス指令型運動制御の定式化を行なった。提案手法では、ハムストリングスの筋収縮力を動的な粘弾性調節パラメータ、ハムストリングス長を着地位置指令パラメータとし、運動制御モードを“passive”から“active”へと動的に変化させることで、ダイナミクスを活用した効率的な歩行が出来ることを解析的に示した。このような受動的運動の結果、従来法との比較によりおよそ半分程度の消費エネルギーで歩行できることを示した。加えて、提案手法では遊脚中に想定される外乱に対し、特徴的な応答を示すことを述べ、従来のような関節単位の制御則より優れていることを明らかにした。

(3) 提案する歩行制御を実現するための関節制御

提案する歩行制御を二足歩行ロボットで実現する上で大きな問題となるのが、関節のバックドライバビリティである。一般的なロボットの構造では、減速機によりバックドライバビリティが失われてしまい、受動性を活かし

た歩行は実現不可能となる。そこで、SEA 方式を用いることで、バックドライバビリティを持たせるための関節制御を行ない、シミュレーションにより実用性を定量的に明らかにした。さらに、実機にて関節の受動化制御実験を行い、設計上の問題点により、十分な性能が発揮することはできなかったものの、制御的にバックドライバビリティを持たせること成功した。

以上より、ヒトに学んだ歩行立脚期・遊脚期における運動制御が、支点と先端を結ぶ直線方向の運動に基づくことが導かれ、ヒトが歩行モデルとして仮想伸縮脚コンパスモデルを用いた制御を行なっていることを理論づけた。生体に学ぶことで、エネルギー的・制御的にも効率の良い“ヒトらしい”二足歩行ロボットの実現に有効であることを具体的に示し、さらにヒトがどのような歩行制御を行なっているのかという長年の疑問を解決する上でも大きく貢献するだろう。

6.2 今後の課題

本論文では、二足歩行ロボットの歩行制御理論について詳細に検討を行なったが、提案手法の利点を実機検証により証明する必要がある。そのためには、バックドライバビリティを持つ関節によるトルク制御系が必要となる。解決策はすでに述べた通り試験機の剛性をばねと比べて十分大きくすることが一番であるが、さらにエンコーダ誤差を考慮すること、二慣性系としてモデル化した制御系にすることなどの詳細な検討を行なうことが先決である。

そのほかに二足歩行を実現する上での問題点として、二関節筋の実装があるが、提案手法ではすべてソフトウェア上で模擬できるため、一般的なハードウェアから大きく変更する必要は無い。唯一、バックドライバビリティ補償機構のみ変更する必要がある。また、提案手法では足首に大きなアクチュエータが存在しないため、重心が高く下肢のヒトとロボットのモデルにおけるモデル誤差は、従来のロボットより緩和されるだろう。しかしながら、実機においてすべてのパラメータを完全にヒトと一致させることは不可能であり、歩行安定化なども考慮しなくてはならない。本論文において、歩行安定化についての理論的検討は行なわれていないため、提案手法を拡張する必要があるだろう。同様に、提案した理論はエネルギー効率が良いとされる受動的歩行が行なわれている速度領域において設計されており、ヒューマノイドロボットの実用的用途のために拡張されるべきである。しかし、これらの場合において、本論文では除外した矢状面以外の運動が大きく関わるようになるため、三次元方向の動作を十分考慮していく必要が生じるだろう。

参考文献

- [1] 竹中 透, “人間型ロボット「アシモ」開発の裏話”, 本田財団レポート No.99.
- [2] <http://kondo-robot.com/sys/>
- [3] Yasuhiro Sugimoto, Keisuke Naniwa and Koichi Osuka, “Static and Dynamic Characteristics of McKibben Pneumatic Actuator for Realization of Stable Robot Motions,” IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, 2011.
- [4] 新山龍馬, 西川鋭, 國吉康夫, “床反力制御による筋骨格ヒト型ロボットの走行,” 第28回日本ロボット学会学術講演会, 1P1-6, 2010.
- [5] 高山仁志, 田熊隆史, 細田耕, “二関節筋を含めた筋骨格系をもつロボットによる連続跳躍の実現,” ロボティクス・メカトロニクス講演会'08 予稿集, Vol.CD-ROM, 2008.(2P2-I17)
- [6] Y. Fukuoka and H. Kimura, “Dynamic locomotion of a biomorphic quadruped ‘ Tekken ’ robot using various gaits: walk, trot, free-gait and bound,” Applied Bionics and Biomechanics Vol. 6, No. 1, 2009.
- [7] 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,” 東京電機大学出版局, 2006.
- [8] 福正博之, “単・二関節筋同時駆動ロボットの四肢の運動制御,” 東京大学博士論文, 2010.
- [9] Fumiya Iida, Murat Reis, Nandan Maheshwari, Keith Gunura, Simon Hauser, “Legged robot locomotion based on free vibration ,” The 12th International Workshop on Advanced Motion Control, March 25-27, 2012.
- [10] T. McGeer, “Passive Dynamic Walking,” The International Journal of Robotics Research, Vol.9, No.2, pp.62-68, 1990.
- [11] A. Goswami, B. Espiau and A. Keramane, “Limit cycles in a passive compass gait biped and passivity-mimicking control laws,” Autonomous Robots, vol.4, no.3, pp.273-286, 1997.
- [12] 浅野文彦, 羅志偉, 山北昌毅, “受動歩行を規範とした2足ロボットの歩容生成と制御,” 日本ロボット学会誌, vol.22, no.1, pp.130-139, 2004.
- [13] 梶田 秀司, “ヒューマノイドロボット”, オーム社, 2005.
- [14] Hitoshi Nishi and Hidekazu Suzuki, “Animal Gait Generation Based on Human Feeling for Quadrupedal Robot”, IEEE International Conference on Fuzzy Systems, 2008.
- [15] Hyuk Kang, Byungchul An and Ee. Park, “A Switching Formula for Optimal Gait Transitions”, IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics, 2010.
- [16] Irving P. Herman, “Physics of the human body,” Springer, 2007.

- [17] 江原義弘、山本澄子, “ボディダイナミクス入門 歩き始めと歩行の分析,” 医歯薬出版株式会社, 2002.
- [18] J. J. Craig, “ロボティクス - 機構・力学・制御 -,” 共立出版, 1991.
- [19] 畠直輝, 堀洋一, “人の歩行機能補助を目的とした歩行安定化制御法・歩幅推定法の提案”, 平成 17 年電気学会産業応用部門大会, Vol.2, pp.125-130, 2005.
- [20] 小林ほか, “ロボット制御の実際” 計測自動制御学会, コロナ社, 1997.
- [21] E. A. Andersson, J. Nilsson, and A. Thorstensson, “Intramuscular EMG from the hip flexor muscles during human locomotion,” *Acta Physiol Scand*, 161, pp. 361-370, 1997.
- [22] 河合良訓, “肉単~ 語源から覚える解剖学英単語集~, ” NTS.
- [23] H.J.A. van Hedel, L. Tomatis, and R. Muller, “Modulation of leg muscle activity and gait kinematics by walking speed and bodyweight unloading,” *Gait Posture* 24, 35-45, 2006.
- [24] A. S. Arnold, S. Salinas, D. J. Asakawa, and S. L. Delp, “Accuracy of muscle moment arms estimated from MRI-based musculoskeletal models of the lower extremity,” *Computer Assisted Surgery*, Vol. 5, pp. 108-119, 2000.
- [25] N. Hogan, “Adaptive Control of Mechanical Impedance by Coactivation of Antagonist Muscles,” *IEEE Transactions on automatic control*, vol. AC-29, no. 8, 1984.
- [26] K. Ito, and T. Tsuji, “The bilinear characteristics of muscle skeletomotor system and the application to prosthesis control,” *The Transactions of Electrical Engineers of Japan* 105-C, No.10, pp. 201-206, 1985.
- [27] K. Yoshida, T. Uchida, and Y. Hori, “Novel FF Control algorithm of robot arm based on bi-articular muscle principle emulation of muscular viscoelasticity for disturbance suppression and path tracking,” *Proc. of Annual Conference of the IEEE Industrial Electronics Society*, pp. 310-315, 2007.
- [28] Uno Yoji and Mitsuo Kawato, “Dynamic Performance Indices for Trajectory Formation in Human Arm Movements,” *Technical report of IEICE*, NC94-28, 1994.
- [29] 後藤ほか, “歩行の筋電図的研究-各種歩行速度による筋電図の変化-, ” 大阪市立大学保健体育学研究紀要, 第 13 巻, 1978.
- [30] T. Ishida, A. Takanishi, “A robot actuator development with high backdrivability,” *IEEE conf. of robotics, automation and mechatronics*, Vol.1, pp.144 - 149, 2006.
- [31] N. Hogan, “Impedance control: An approach to manipulation,” *ASME, Journal of DSMC*, Vol. 107, 1985.
- [32] 川上, 鮎澤, 神永, 黒崎, オット, 中村, “ロボットのトルク制御関節のためのリニアエンコーダを用いた高剛性トルクセンサの開発,” 第 14 回ロボティクスシンポジウム, 1D5, 2009
- [33] T. Iwamoto, Y. Itai, K. Shiroyama and A. Nagano, “Realization of Pseudo Mechanism Function Using a Worm Gear,” *JRSJ*, Vol. 27 No.10, pp.1154 - 1159, 2009.
- [34] G. A. Pratt and M. M. Williamson, “Series elastic actuators,” in *Proc. IEEE/RSJ Int. Conf. Intell. Robotics Syst. (IROS)*, Pittsburgh, PA, 1995, pp. 399-406.

本研究に関する発表文献

査読付き国際学会

1. **Takayuki Kawabe**, Takuma Honda, Takafumi Koseki: “Swing leg control for efficient and repeatable biped walking to emulate biological mechanisms,” IEEE International Conference on Mechatronics (ICM 2013), Vicenza, ITALY, 2013.

国内学会

1. 河邊 貴之, 古関 隆章: “生体機構の単・二関節筋駆動の制御則を規範とする二足歩行の提案,” 平成 24 年 電気学会全国大会, 2012 National Convention Record IEEJ, Hiroshima, Mar 20th - 22nd 2012.

謝辞

本研究を進めるにあたり、多くの方から多大なるご支援・ご協力をいただきました。ここに深く感謝の意を表したいと思います。

指導教員の古関隆章准教授には、大変お世話になりました。研究に関する議論では、何度も暖かいアドバイスをいただきました。毎回議論が終わった後に振り返ると、先生がおっしゃられた事は、常に物事の本質を突いた捉え方をしていたものと驚かされました。親身に相談に乗っていただけたことで、楽しく研究を進めることが出来ました。本当にありがとうございます。また今後も研究室をよろしくお願い致します。

熊本水頼先生をはじめとする、生体機構に学ぶ運動制御協同研究委員会の皆様には、研究に関する深い知識を授かりました。特に、熊本先生には私どもを気に掛けていただき、大変嬉しく思っております。初めてお話したとき、研究者としての熱意に心を打たれました。先生の夢が叶うことを心待ちにしております。今後も二関節筋研究の第一人者としてのご活躍をお祈り申し上げます。

渋谷武夫助教、内田利之様には、お忙しい中何度も実験機の加工をしていただき、ありがとうございました。技術的な指導だけでなく、様々なお話を聞かせていただき勉強になりました。技術職員の高田康宏様には、研究室のエンジニアとして数え切れないほどのアドバイスをいただきました。困っているときに、知識と経験に基づいた確かな解決策をご教授いただけたことで、何度も救われました。日々の生活においても、研究室の雰囲気明るく楽しいものにしていただきました。本当にありがとうございました。古関研究室秘書の松崎由香子様には、手続きの際に何度もお世話になりました。おいしいお菓子を作っていたいだいたり、研究室生活全般において色々と気に掛けて頂きありがとうございます。研究員の Valerio Salvucci 様には、短い間でしたが二関節筋に関する研究テーマということもあり、よい刺激になりました。

博士課程の Weehong Ong さんには、モーションキャプチャ実験の際などでお世話になりました。いつも優しく話していただけて嬉しかったです。同じく博士課程の申重變さんには、研究室に配属されてから今まで、楽しいときも辛いときも尊敬できる先輩として心の拠り所でした。英文添削の際はお忙しい中何度もチェックしていただき助かりました。研究室で一番頼りになる先輩として、これからもよろしく願います。修士二年の山元雄太さんは、同期の私が頼りないせいで、色々と仕事を任せてしまっって申し訳ありませんでした。負担があっても顔に出さず、常に気配りをしていただけたおかげで、楽しい二年間を過ごせました。これからも共に社会人として頑張りましょう。卒業旅行楽しみにしております。同じく同期の楊哲さんは、とても優しい人で皆から好かれる存在でした。留学生ながらも共通の趣味を持つ仲間がいて嬉しかったです。帰国してからもご活躍できることをお祈りしています。お互い頑張りましょう。修士一年の Cuong Ninh Vang さんには日本語の上達に驚かされました。冗談も言い合えるようになり嬉しかったです。渡邊翔一郎さんには偏った知識でお世話になりました。まだまだ語り足りないので、また腹を割って話し合ひましょう。渡辺隆嗣さんには充実した生活を見せていただきました。研究室をまともな方向に導く存在として、今後もよろしく願います。Doan Van Duc さんはチューターとして沢山話が出来て嬉しかったです。これからも頑張ってください。Baratcart Travis Lee さんはロボットチームとしてバレリオさんと共に良い研究ができることを期待しています。学部生の本田拓馬さんは、同じ研究テーマの先輩として良いアドバイスが出来たかどうか不安ですが、本気で取り組む姿勢には感心しました。今後の活躍に期待しています。森拓哉さんには、主に遊びの面で多くのことを教えていただきました。暇があればまた付き合っていたらと思います。堀・藤本研究室の皆様には、勉強会を通じて大変お世話になりました。皆様の知識には何度も救われました。また、研究室を卒業していった先輩・後輩の皆様にも支えていただいたことに感謝致します。

最後に、大学生活を精神面、経済面において支えてくれた家族に心より感謝の意を表し、謝辞といたします。

平成 25 年 2 月 6 日

付録

本論文で用いたマニピュレータの運動方程式をここに記す。
(3章)

$$M(\theta)\ddot{\theta} + h(\theta, \dot{\theta}) + g(\theta) = \tau \quad (1)$$

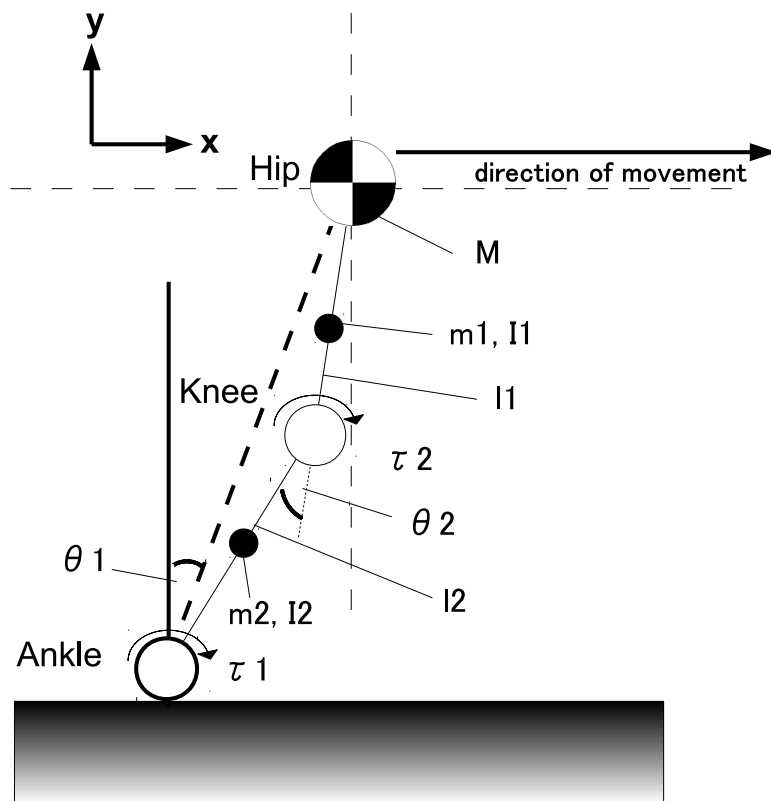


図 1: 片脚支持期の 2 リンクモデル

ただし、前述のヒトの特徴を取り入れ、各脚のリンク長は等しく $l_1 = l_2 = l$ とする。

$$\begin{aligned}
 \tau &= \begin{bmatrix} \tau_1 \\ \tau_2 \end{bmatrix}, \quad \theta = \begin{bmatrix} \theta_1 \\ \theta_2 \end{bmatrix} & (2) \\
 M_{11} &= \frac{1}{4}m_2l^2 + \left(\frac{5}{4} + \cos \theta_2\right)m_1l^2 + (2 + 2 \cos \theta_2)Ml^2 + I_1 + I_2 \\
 M_{12} &= \left(-\frac{1}{4} - \frac{1}{2} \cos \theta_2\right)m_1l^2 - (1 + \cos \theta_2)Ml^2 - I_1 \\
 M_{21} &= \left(-\frac{1}{4} - \frac{1}{2} \cos \theta_2\right)m_1l^2 - (1 + \cos \theta_2)Ml^2 - I_1 \\
 M_{22} &= \frac{1}{4}m_1l^2 + Ml^2 + I_1 \\
 h_1 &= \left(\frac{1}{2}\dot{\theta}_2 - \dot{\theta}_1\right)(m_1 + 2M)\dot{\theta}_2l^2 \sin \theta_2 \\
 h_2 &= \left(\frac{1}{2}m_1 + M\right)\dot{\theta}_1^2l^2 \sin \theta_2 \\
 g_1 &= -\left(\frac{1}{2}m_2 + m_1 + M\right)gl \sin \theta_1 + \left(\frac{1}{2}m_1 + M\right)gl \sin (\theta_2 - \theta_1) \\
 g_2 &= -\left(\frac{1}{2}m_1 + M\right)gl \sin (\theta_2 - \theta_1) & (3)
 \end{aligned}$$

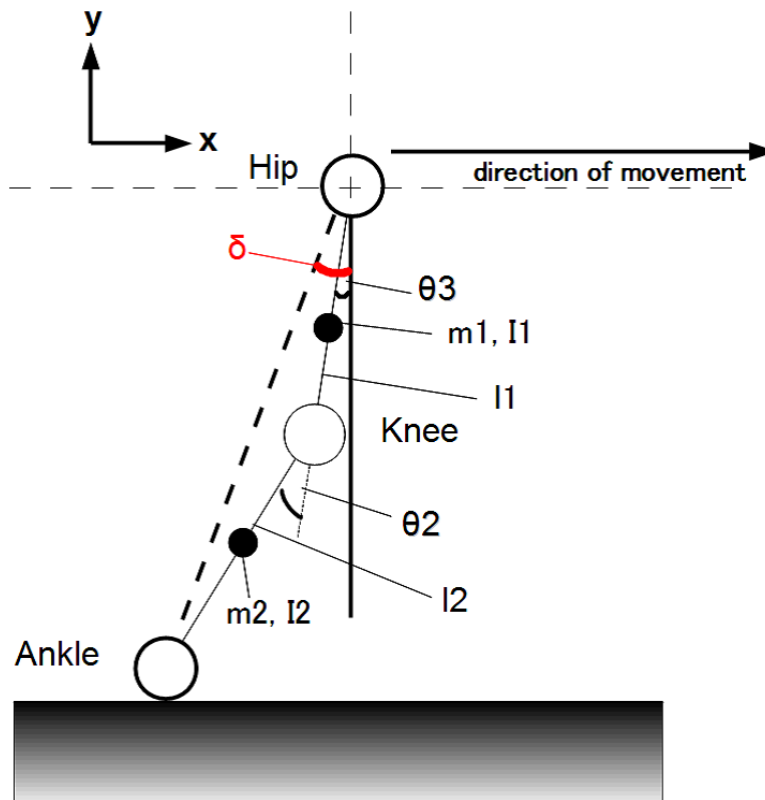


図 2: 両脚支持期における脚の 2 リンクモデル

$$\tau = \begin{bmatrix} T_{hip} \\ T_{knee} \end{bmatrix}, \quad \theta = \begin{bmatrix} \theta_3 \\ \theta_2 \end{bmatrix} \tag{4}$$

$$\begin{aligned} M_{11} &= \frac{1}{4}m_1l_1^2 + m_2l_1^2 + \frac{1}{4}m_2l_2^2 + m_2l_1l_2 \cos \theta_2 + I_1 + I_2 \\ M_{12} &= \frac{1}{4}m_2l_2^2 + \frac{1}{2}m_2l_1l_2 \cos \theta_2 + I_2 \\ M_{21} &= \frac{1}{4}m_2l_2^2 + \frac{1}{2}m_2l_1l_2 \cos \theta_2 + I_2 \\ M_{22} &= \frac{1}{4}m_2l_2^2 + I_2 \end{aligned} \tag{5}$$

$$\begin{aligned} h_1 &= -\frac{1}{2}m_2l_1l_2\dot{\theta}_2(2\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) \sin \theta_2 \\ h_2 &= \frac{1}{2}m_2l_1l_2\dot{\theta}_1^2 \sin \theta_2 \end{aligned} \tag{6}$$

$$\begin{aligned} g_1 &= \left(\frac{1}{2}m_1 + m_2\right)gl_1 \sin \theta_1 + \frac{1}{2}m_2gl_2 \sin (\theta_1 + \theta_2) \\ g_2 &= \frac{1}{2}m_2gl_2 \sin (\theta_1 + \theta_2) \end{aligned} \tag{7}$$

(第 4 章)

$$M(\theta)\ddot{\theta} + h(\theta, \dot{\theta}) + g(\theta) = \tau \tag{8}$$

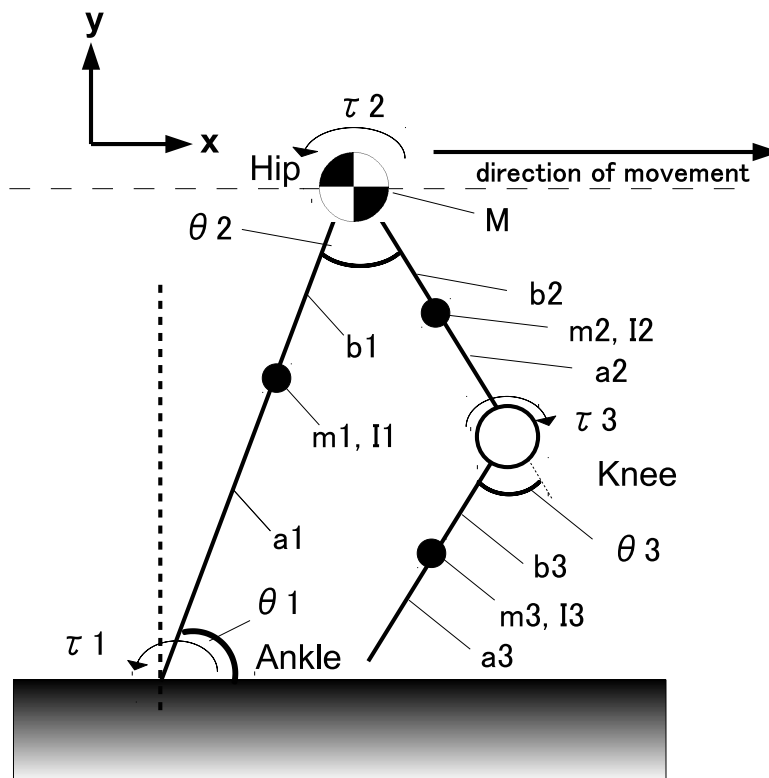


図 3: 二足歩行モデル

ただし、

$$\boldsymbol{\tau} = \begin{bmatrix} T_{ankle} \\ T_{hip} \\ T_{knee} \end{bmatrix}, \quad \boldsymbol{\theta} = \begin{bmatrix} \theta_1 \\ \theta_2 \\ \theta_3 \end{bmatrix} \quad (9)$$

$$M_{11} = m_1 a_1^2 + m_2 c_1^2 + m_3 (c_1^2 + b_2^2 - 2c_1 b_2 \cos \theta_2) + m_4 (c_1^2 + c_2^2 + b_3^2 - 2c_1 c_2 \cos \theta_2 - 2c_1 b_3 \cos(\theta_2 - \theta_3) + 2c_2 b_3 \cos \theta_3) + I_1 + I_2 + I_3 + I_4$$

$$M_{12} = m_3 (b_2^2 - c_1 b_2 \cos \theta_2) + m_4 (c_2^2 + b_3^2 - c_1 c_2 \cos \theta_2 - c_1 b_3 \cos(\theta_2 - \theta_3) + 2c_2 b_3 \cos \theta_3) + I_3 + I_4$$

$$M_{13} = m_4 (-b_3^2 + c_1 b_3 \cos(\theta_2 - \theta_3) - c_2 b_3 \cos \theta_3) - I_4$$

$$M_{21} = c m_3 (b_2^2 - c_1 b_2 \cos \theta_2) + m_4 (c_2^2 + b_3^2 - c_1 c_2 \cos \theta_2 - c_1 b_3 \cos(\theta_2 - \theta_3) + 2c_2 b_3 \cos \theta_3) + I_3 + I_4$$

$$M_{22} = m_3 b_2^2 + m_4 (c_2^2 + b_3^2 + 2c_2 b_3 \cos \theta_3) + I_3 + I_4$$

$$M_{23} = m_4 (-b_3^2 - c_2 b_3 \cos \theta_3) - I_4$$

$$M_{31} = m_4 (-b_3^2 + c_1 b_3 \cos(\theta_2 - \theta_3) - c_2 b_3 \cos \theta_3) - I_4$$

$$M_{32} = m_4 (-b_3^2 - c_2 b_3 \cos \theta_3) - I_4$$

$$M_{33} = m_4 b_3^2 + I_4 \quad (10)$$

$$h_1 = (2m_3 c_1 b_2 \sin \theta_2 + 2m_4 c_1 c_2 \sin \theta_2 + 2m_4 c_1 b_3 \sin(\theta_2 - \theta_3)) \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 + (-2m_4 c_1 b_3 \sin(\theta_2 - \theta_3) - 2m_4 c_2 b_3 \sin \theta_3) \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_3 + (m_3 c_1 b_2 \sin \theta_2 + m_4 c_1 c_2 \sin \theta_2 + m_4 c_1 b_3 \sin(\theta_2 - \theta_3)) \dot{\theta}_2^2 + (-m_4 c_1 b_3 \sin(\theta_2 - \theta_3) - 2m_4 c_2 b_3 \sin \theta_3 - m_4 c_1 b_3 \sin(\theta_2 - \theta_3)) \dot{\theta}_2 \dot{\theta}_3 + (m_4 c_1 b_3 \sin(\theta_2 - \theta_3) + m_4 c_2 b_3 \sin \theta_3) \dot{\theta}_3^2$$

$$h_2 = -(m_3 c_1 b_2 \sin \theta_2 + m_4 c_1 c_2 \sin \theta_2 + m_4 c_1 b_3 \sin(\theta_2 - \theta_3)) \dot{\theta}_1^2 - (2m_4 c_2 b_3 \sin \theta_3) \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_3 + (-2m_4 c_2 b_3 \sin \theta_3) \dot{\theta}_2 \dot{\theta}_3 + (m_4 c_2 b_3 \sin \theta_3) \dot{\theta}_3^2$$

$$h_3 = (m_4 c_1 b_3 \sin(\theta_2 - \theta_3) + m_4 c_2 b_3 \sin \theta_3) \dot{\theta}_1^2 + (2m_4 c_2 b_3 \sin \theta_3) \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 + (m_4 c_2 b_3 \sin \theta_3) \dot{\theta}_2^2 \quad (11)$$

$$g_1 = (m_1 a_1 + m_2 c_1 + m_3 c_1 + m_4 c_1) g \cos \theta_1 - (m_3 b_2 + m_4 c_2) g \cos(\theta_1 + \theta_2) - (m_4 b_3) g \cos(\theta_1 + \theta_2 - \theta_3)$$

$$g_2 = -(m_3 b_2 + m_4 c_2) g \cos(\theta_1 + \theta_2) - m_4 b_3 g \cos(\theta_1 + \theta_2 - \theta_3)$$

$$g_3 = m_4 b_3 g \cos(\theta_1 + \theta_2 - \theta_3) \quad (12)$$