

—修士学位論文—

OpenSim を用いた歩行シミュレーションに基づく
単動力腱駆動機構の歩行アシスト装置に関する
研究

Study on Walking Assist Device with Single Power
Tendon Drive Mechanism Based on OpenSim

令和4年度

三重大学大学院工学研究科
博士前期課程 電気電子工学専攻
有賀 光紀

目次

第1章 緒言	1
1.1 研究背景と目的	1
1.2 論文の構成	3
第2章 アシストタイミングの決定	4
2.1 歩行シミュレーション	4
2.1.1 CMC (Computed Muscle Control) 機能	4
2.1.2 CMC 機能を用いた他研究	8
2.2 アシストタイミングの決定	9
2.2.1 最適なアシストタイミング	9
2.2.2 アクチュエータを追加したシミュレーション	9
第3章 装置のモデリング	15
3.1 アシスト装置の構造	15
3.2 アシストトルク	15
第4章 力学モデルの確認	19
4.1 定常状態における動力学モデル検証	19
4.1.1 検証条件	19
4.1.2 検証結果	21
第5章 模擬歩行シミュレーション	23
5.1 人体下肢の力学モデル	23
5.1.1 アシスト歩行時のブロック線図	27
5.2 歩行アシストシミュレーション	28
5.2.1 シミュレーション条件	28
5.2.2 シミュレーション結果と考察	29

第6章 結言	34
6.1 まとめ	34
6.2 今後の課題と展望	34
参考文献	36
謝辞	38
論文目録	39

第1章 緒言

1.1 研究背景と目的

近年、高齢化の進展に伴い、総人口に占める高齢者の割合が増加している。2019年では高齢者の数は3589万人となり総人口に占める割合は28.4%となり今後も増加しつづけ2036年には3人1人が高齢者となると予想されている。高齢者の中には、老化による筋力や骨密度の低下が原因で下肢の動きが鈍くなり、要介護者となる高齢者が増加している。また、高齢化に伴い要介護者が増加する一方で、介護者が相対的に減少しているため、要介護者に十分な介護ができず、介護者の身体的負担が増加している現状である。この問題を解決するためには、高齢者の歩行を支援する機器が有効であると考えられる。老化によって低下する歩行能力や日常的な動作をアシスト装置によってアシストすることで、高齢者の自立した生活を支援し要介護状態となることを避け、介護に関わる負担を減らすことができる。

今日でも歩行アシスト装置の研究は数多くなされている。歩行アシスト装置の先行研究は大きく分けて動力源を持たない装置と動力源をもつ装置に分類できる。動力源を持たない装置は制御を用いず、人が歩行する際のエネルギーを歩行時の他の動作へ再分配しアシストを行う手法となっている。重力とバネの力を利用して歩行時のエネルギーを弾性エネルギーに変換し、脚の振り出しを支援する装置 [1],[2] 等がある。しかしながら、これらの装置では動力源や制御器を持たないため装着者に応じてアシスト量を決定できない。

一方で、動力を持つ装置には制御器によりアクチュエータの出力を制御することで装着者ごとにアシスト量の調整が可能である。動力源を持つアシスト装置には、複数の動力やセンサを用いて正確なアシストを可能としている装置がある [3]~[5]。しかし、各関節にモータなどの動力源を配置することで脚全体の慣性が大きくなり随意歩行を阻害する可能性がある。

そこで、一つの動力で股関節と膝関節の二関節をアシストする単動力腱駆動機構の装置が開発された [6]。この装置は装着者の後背部に取り付けられた一つのモータの力で股関節と膝関節の二関節をアシストする機構である。装置の重量の多くを脚の付け根

に近い部分に集約することで脚全体の慣性の増加を抑えている。また、ワイヤとプーリを使用して各関節にモータの力を伝えることで軽量の装置で単動力多関節アシストを実現している。しかし、具体的なアシストのタイミングが確立されていないこと、装置のモデルが正確でないことや一つの筋肉のみで装置の評価をしているなどの問題点がある。そこで本論文では、OpenSim を利用して脚全体の筋肉を考慮した歩行シミュレーションを行い、装置の最適なアシスト力発揮のタイミングを決定した。また単動力で二関節をアシスト可能な装置の数学モデルの検証およびシミュレーションによってその有用性の検証と確認を行った。

1.2 論文の構成

本論文は全 6 章で構成されており，各章の構成は以下の通りである．

第 2 章

OpenSim を用いた歩行シミュレーションによりアシストの最適なタイミングを決定する．

第 3 章

提案する機構を示し，装置のモデリングについて説明する．

第 4 章

既存の実機装置を使用して力学モデルの検証を行う．

第 5 章

下肢剛体 3 リンクモデルを用いた人歩行モデルをアシスト対象として Simulink を使用してシミュレーションで装置の有用性の検証を行う．

第 6 章

まとめと今後の課題について述べる。

第2章 アシストタイミングの決定

本章では,OpenSim を用いて人の歩行を解析,シミュレーションすることで歩行アシスト装置の最適なアシストトルクを求める.

2.1 歩行シミュレーション

本研究では人の歩行シミュレーションのために OpenSim を使用する. OpenSim はスタンフォード大学の Dipe 教授らによって開発された筋骨格モデルの開発,解析,視覚化することができるソフトウェアである [7]. これは筋骨格構造を持ったモデルの構築と,それを用いた動力学計算を行うことで人や動物の動作中にはたらく筋の張力や筋活動をシミュレーション,推定することができる. そのためアシスト装置の開発や病理学的運動の解析に利用されている [8].

2.1.1 CMC (Computed Muscle Control) 機能

人が歩行する際に必要な筋力,筋活動度をシミュレーションするために OpenSim 内の CMC 機能を利用する. CMC 機能とは動作中の関節角度などの歩行データ,及び床反力やアシスト装置のアシスト力等の外力からその動作を実現するために必要な関節トルク,筋力を筋肉のモデルを用いて計算し,筋活性度を算出する機能である. 図 2.1 に CMC 機能のアルゴリズムを,パラメータ定義を表 2.1 に示す.

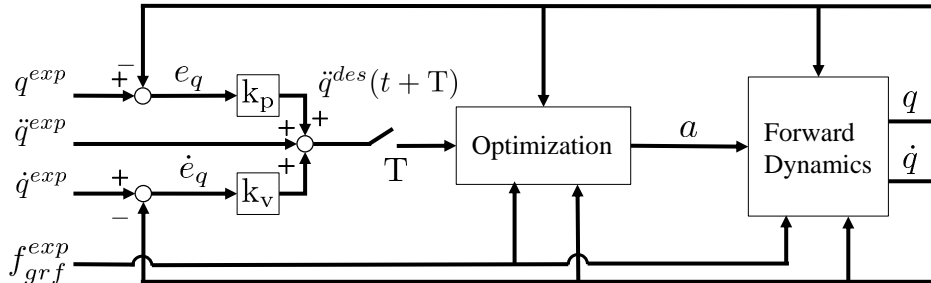
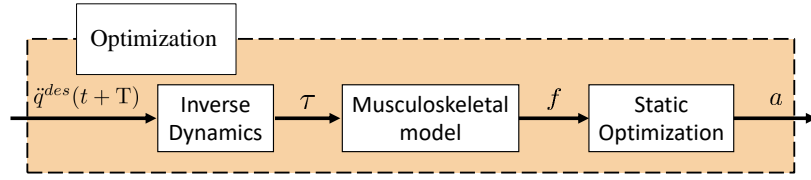


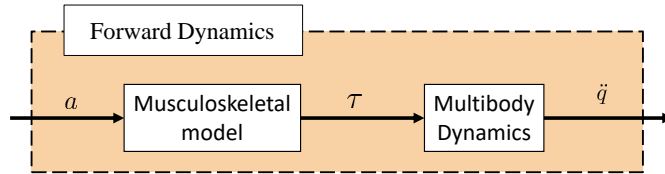
図 2.1: CMC アルゴリズムの概略図

表 2.1: 図 2.1 のパラメータ定義

事前に測定された歩行データの関節角度	q^{exp}
望みの関節角加速度	\ddot{q}^{des}
外力	$f_{gr.f}^{exp}$
サンプリング時間	T
位置誤差	e_q
位置誤差のフィードバックゲイン	k_p
速度誤差のフィードバックゲイン	k_v
筋活性度	a



(a) Optimization



(b) Forward Dynamics

図 2.2: CMC アルゴリズム

CMC 機能ではモーションキャプチャによって測定された関節角度等の歩行データを入力として、その動作に OpenSim 内の筋骨格モデルを追従させるように計算を行っている。そのため、関節角度 q と角速度 \dot{q} をフィードバックし Forward Dynamics からの応答値が歩行データに追従するよう制御される。

$$\ddot{q}^{des}(t+T) = \ddot{q}^{exp}(t+T) + k_v(\dot{q}^{exp}(t) - \dot{q}(t)) + k_p(q^{exp}(t) - q(t)) \quad (2.1)$$

式 (2.1) によって求められた望みの加速度 \ddot{q}^{des} は Optimization ブロックに入力される。Optimization ブロックでは望みの加速度 \ddot{q}^{des} を達成するために必要な各筋肉の活性化度が計算される。

Optimization

Optimization ブロック内の計算フローを図 2.2(a) に示す。 τ は関節トルク、 f は筋力を表している。望みの加速度 \ddot{q}^{des} は Inverse Dynamics ブロックに入力され運動方程式から関節に必要なトルク τ が計算される。また、その関節トルク τ を満たすために発揮しなければならない筋力 f 、その筋力 f を発揮するために必要な筋活性化度 a がそれぞれ

Musculoskeletal model ブロック, Static Optimization ブロックで計算される。この時関節の自由度よりも筋肉の数が多いため、その冗長性を解決するために最適化計算が取り入れられている。以下で各ブロックの計算について説明する。

Inverse Dynamics ブロック：望みの加速度を達成するために必要な関節トルク τ は次の運動方程式によって求められる。

$$\tau = M\ddot{q} + G(\theta) + C(\theta, \dot{\theta}) + A \quad (2.2)$$

ここで $M\ddot{q}$ は慣性項, $G(\theta)$ は重力項, $C(\theta, \dot{\theta})$ はコリオリ, 遠心力項, A は床反力などにより外部から加えられたトルクである。

Musculoskeletal model ブロック：Hill-type の筋モデルから関節トルクを満たすように各筋肉の筋力 f , 筋活性度 a が計算される。

$$\tau = \sum_{i=1}^n d_i f_i \quad (2.3)$$

ここで, n はモデル内の筋肉の数, d_i は i 番目の筋肉の関節軸を中心としたモーメントアーム, f_i は i 番目の筋肉の筋力である。ここで筋力 b_i は次式によって求められる。

$$f = f_m [b(l)b(v)a(t) + b_p(l)] \cos \phi(t) \quad (2.4)$$

ここで, f_m は最大等尺性力, $b(l)$ は筋力と筋の長さの特性, $b(v)$ は筋力と筋の速度の特性, $b_p(l)$ は筋の受動的な力 b と長さ l の特性, $\phi(t)$ は羽状角を表している。

Static Optimization ブロック:個々の筋力は筋活性度 a の二乗をすべて合計した値が最小になるよう最適化することによって計算される。つまり CMC 機能では, 目的の動作に追従するために最も筋肉の負荷が少なくなるよう筋力と筋活性度 a が計算される。この時の目的関数 J は式 (2.5) となる。

$$J = \sum_{i=1}^n a_i^2 \quad (2.5)$$

ここで, a_i は i 番目の筋肉の活性度である。計算された筋活性度は Forward Dynamics ブロックに入力される。

Forward Dynamics

Forward Dynamics ブロック内の計算フローを図 2.2(b) に示す. Optimization ブロックで求められた筋活性度 a が筋骨格モデルに適用され, Musculoskeletal model, Multibody Dynamics と, Optimization ブロックと逆の課程を経て関節角度に変換されフィードバックされる.

Multibody Dynamics ブロック: 関節トルク τ が Inverse Dynamics ブロックで使用した運動方程式を加速度において整理した式に入力され脚の関節角加速度を応答として出力する.

$$\ddot{q} = M^{-1}(\tau + C(q, \dot{q}) + G(q) + A) \quad (2.6)$$

2.1.2 CMC 機能を用いた他研究

CMC 機能を用いた研究として, 仮想のアクチュエータを追加した筋骨格モデルを使用して, 歩行の代謝コストを削減する理想的なアシスト装置の筋活動と代謝コストへの影響について予測する研究がある [10]. 質量のない七つの仮想的なアシスト装置について CMC 機能を利用して, それぞれ負荷をかけて歩いたシミュレーションを行い, 各筋肉の発揮力の変化や代謝の変化について調査している. シミュレーションでは七人の男性からモーションキャプチャを用いて歩行データを収集し, 被験者それぞれの筋骨格モデルを作成している. それぞれの被験者にスケーリングされた筋骨格モデルの関節軸に仮想的なアクチュエータを追加しアシスト力を発揮させ, 装置と筋肉両方の活性度を同時に最適化することでアシスト装置の最適なアシスト量を予測している. この時, 図 2.2(a) 内の Static Optimization の目的関数 J は式 (2.5) に装置によって適用される左右の脚のアシストトルク $\tau_{\text{left}}, \tau_{\text{right}}$ が追加され次式のようになり, この目的関数 J を最小化することで装置と筋肉両方の最適化を行う.

$$J = \sum_{i=1}^n a_i^2 + \left(\frac{\tau_{\text{left}}}{w_{\tau, \text{left}}} \right)^2 + \left(\frac{\tau_{\text{right}}}{w_{\tau, \text{right}}} \right)^2 \quad (2.7)$$

ここで, w はアクチュエータの重み係数を表している. 重み w が大きいほどそのアクチュエータのトルク τ が大きくなり, 目的の動作に追従させるために必要な関節トルクをアクチュエータがより多く負担することで筋肉の負荷を減らす. 七つの理想的なアシスト装置においてそれぞれ CMC 機能を利用した歩行シミュレーションを行うと, 結

果としてアクチュエータを取り付けた関節軸に関する筋肉だけでなく、他の部位の筋肉の筋活性度の減少を確認している。また、筋活性度の減少に伴って歩行時の代謝の減少も確認されている。

2.2 アシストタイミングの決定

CMC 機能を利用して、筋肉の発揮力を考慮したアシスト装置の最適な力発揮のタイミングを決定した。

2.2.1 最適なアシストタイミング

本研究では前節の論文を参考に歩行シミュレーションを作成し、アシスト装置の最適なアシストタイミングを決定した。本研究で用いる装置は股関節と膝関節の伸展をアシストする機構である。そのため、OpenSim の筋骨格モデルの股関節軸と膝関節軸の部分に伸展動作のみに力を発揮するアクチュエータを追加する。アクチュエータは CoordinateActuators で構成され、左右の股関節、膝関節の合計四つに追加した。また、それぞれのアクチュエータは質量は無く独立して動作する。このアクチュエータを追加したモデルを使用して CMC 機能によって最適なアシストタイミングを導出する。最適化の目的関数は式 (2.5) に股関節、膝関節の伸展をアシストするアクチュエータの項を追加した式となる。シミュレーションに使用した目的関数 J を式 (2.8) に示す。

$$J = \sum_{i=1}^n a_i^2 + \left(\frac{\tau_{rh}}{w_{rh}}\right)^2 + \left(\frac{\tau_{rk}}{w_{rk}}\right)^2 + \left(\frac{\tau_{lh}}{w_{lh}}\right)^2 + \left(\frac{\tau_{lk}}{w_{lk}}\right)^2 \quad (2.8)$$

ここで、 w はアクチュエータの重み係数を表している。添え時の r と l はそれぞれ右脚と左脚を、 h と k はそれぞれ股関節と膝関節を表している。

2.2.2 アクチュエータを追加したシミュレーション

股関節と膝関節の伸展動作をアシストするアクチュエータを追加した筋骨格モデルを使用して歩行シミュレーションを行った。シミュレーションに使用したモデルは Frank C. Anderson と Scott L. Delp 氏らによって作成された三次元 23 自由度歩行モデルに基づき、下肢のモデルを 10 自由度、18 の筋肉で表現した筋骨格モデルとなっている。このモデルは上肢は、体幹、腕、および頭すべてが胴体として 1 つにまとめられており、モデル内の筋肉の数は下肢の主要な伸展筋、屈曲筋をまとめることで削減され 18 の筋肉

表 2.2: CMC シミュレーションに使用したパラメータ

k_p	100
k_v	20
$w_{rh}, w_{rk}, w_{lh}, w_{lk}$	163

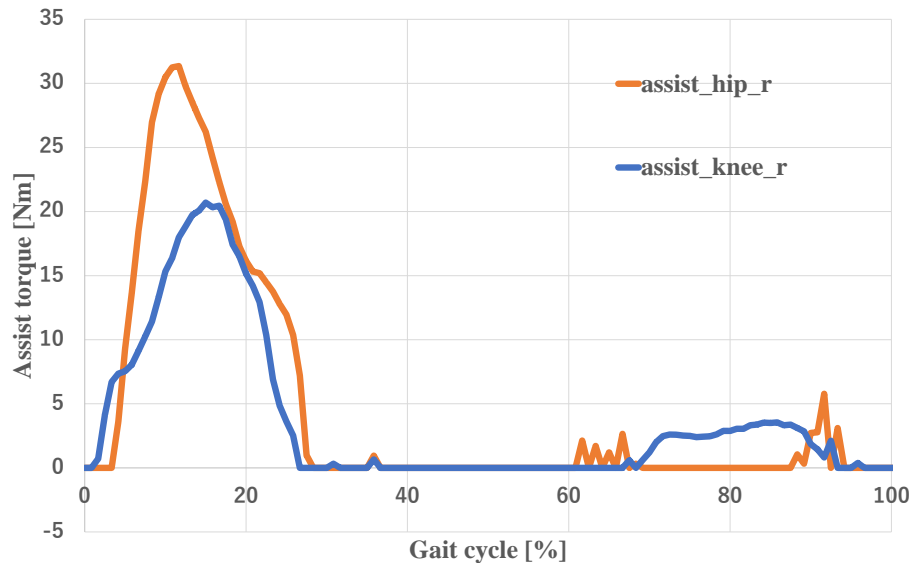


図 2.3: 最適なアシストトルク

で下肢のモデルを表現している．使用したデータは身長 1.8m, 体重 72kg の男性の歩行データで, トレッドミル上を速さ 1.2m/s で歩いているものを使用した．CMC シミュレーションでは右脚のかかとが地面に接地したタイミングから再度かかとが接地するまでの期間のデータを使用した．CMC シミュレーションに使用したパラメータを表 2.2 に示す．歩行シミュレーションによって得られたアシスト装置の最適なアシスト力のセットを図 2.3 に示す．図に示す結果は右脚に追加したアクチュエータのアシストトルクであり, オレンジの線が股関節伸展, 青線が膝関節伸展のアクチュエータの結果を表し, 各関節の伸展方向への力を正としている．また, 横軸は歩行周期であり歩行の一周期を 0~100% で表しており, 今回は 0% が右脚のかかと接地のタイミングとなっている．図 2.3 を見ると, 股関節のアクチュエータは歩行周期の 3~27%, 膝関節のアクチュエータは歩行周期の 1~26% の期間に主にアシスト力を発揮している．この期間でアシスト対象である股関節伸展と膝関節伸展に関わる筋肉の発揮力の変化を確認する．股関節の伸展筋を図 2.4 に, 膝関節の伸展筋を図 2.5 に示す．どちらもアシスト期間において筋発揮力が減少しており, 平均して約 40% の筋力の低下がみられた．

アシストによる他の関節や屈曲筋の発揮力への影響の確認のため右脚全体の筋肉の結果を図 2.6 に示す。大腰筋は股関節の屈曲, 大腿直筋は股関節の屈曲と膝関節の伸展, 大腿二頭筋長頭は股関節の伸展と膝関節の屈曲, 大腿二頭筋短頭は膝関節の屈曲, 腓腹筋は膝関節の屈曲と足首の底屈, ヒラメ筋は足首の底屈, 前脛骨筋は足首の背屈に関する筋肉である。図からアシスト対象としている股関節と膝関節の伸展筋以外には大きく影響を与えていないことが分かる。

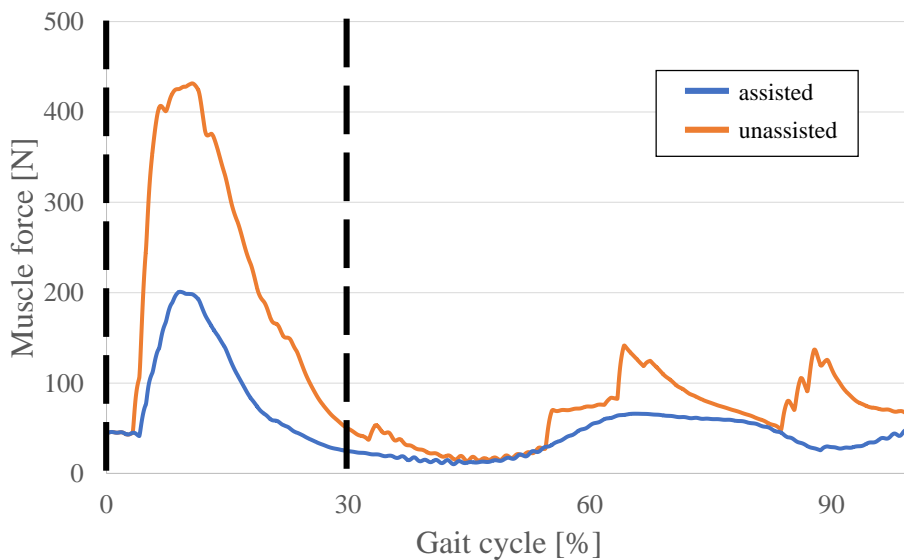


図 2.4: アシスト対象の股関節伸展筋の発揮力

次に, 式 (2.8) の重み w を変化させた場合のアシストタイミングについても確認する。重み w の値を 50, 100, 200, 300, 500, 800 と変化させ, 歩行シミュレーションを行うことで求められたアシストトルクを図 2.7 に示す。シミュレーションでは重み w は四つのアクチュエータすべてで同じ値に統一した。これらから支持脚の前半が最も大きく力を発揮するタイミングであり, アシストトルクの大きさが変化しても最適なタイミングは大きく変化しないことが分かったため, 本研究では歩行周期の 5~25% の間でアシストを行う。

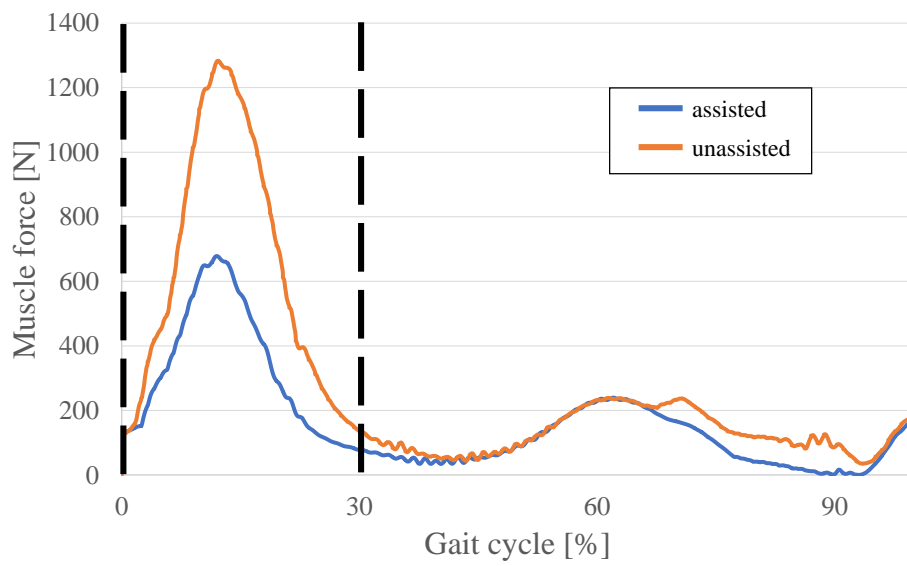
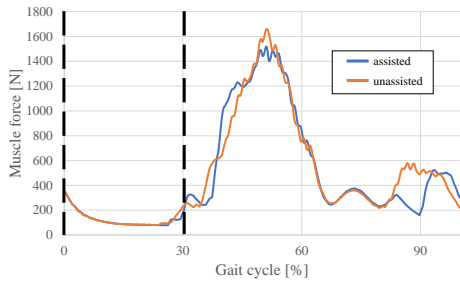
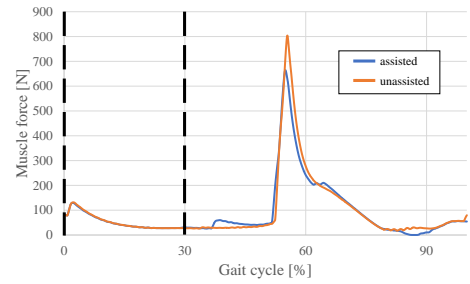


図 2.5: アシスト対象の膝関節伸展筋の発揮力

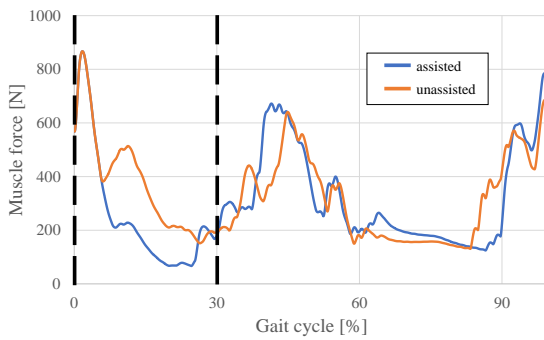
第 2 章 アシストタイミングの決定



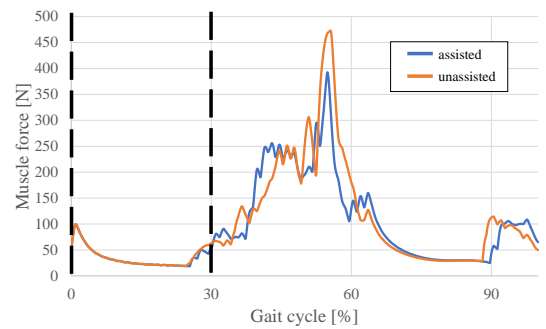
(a) 大腰筋



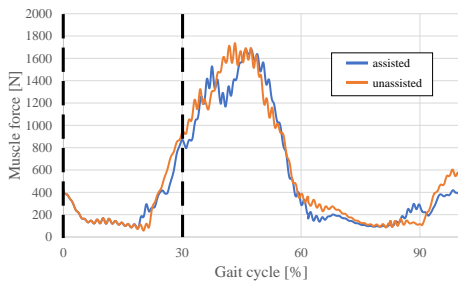
(b) 大腿直筋



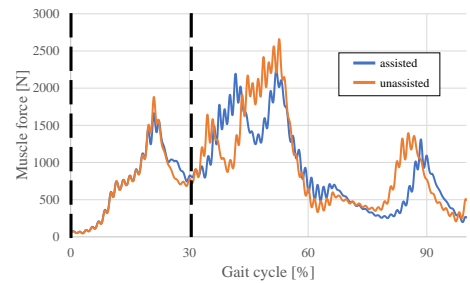
(c) 大腿二頭筋長頭



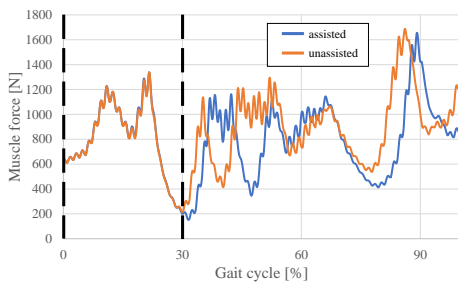
(d) 大腿二頭筋短頭



(e) 腓腹筋

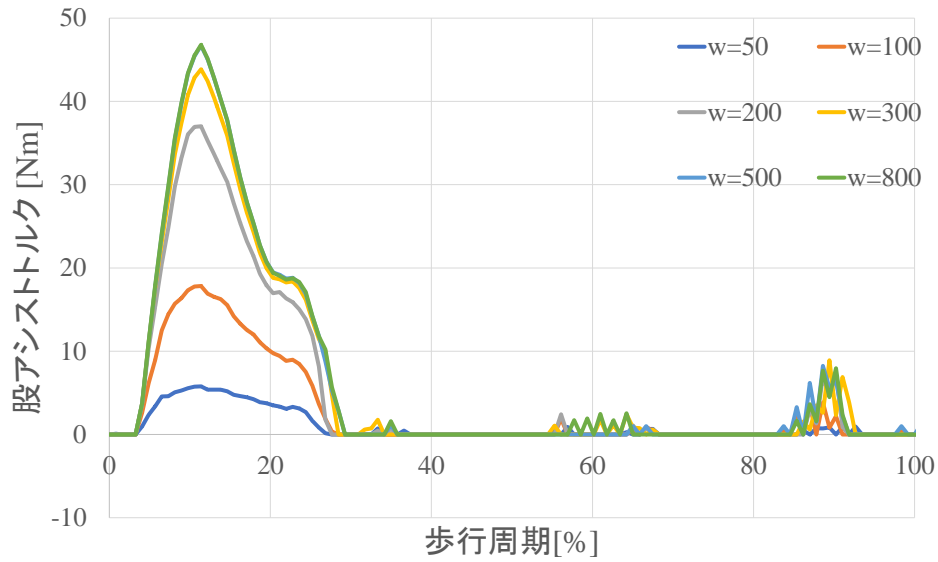


(f) ヒラメ筋

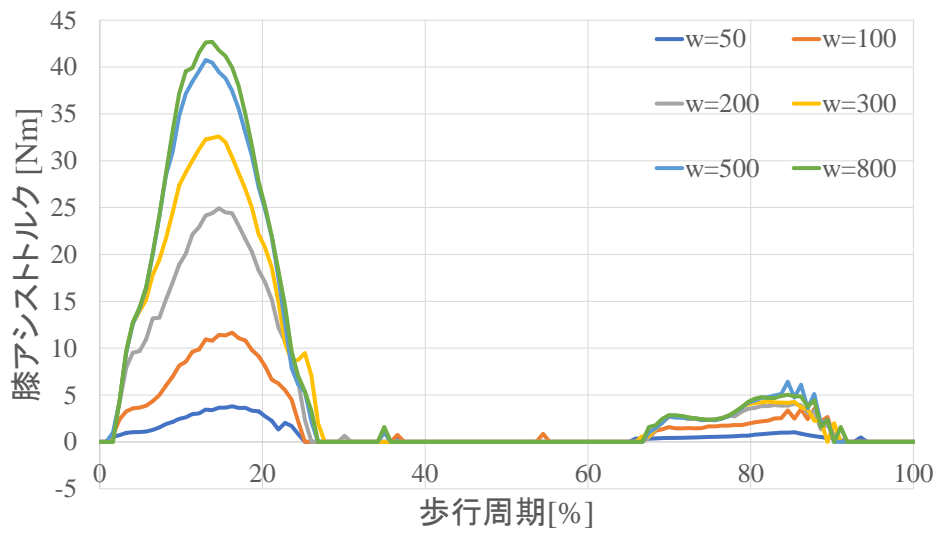


(g) 前脛骨筋

図 2.6: アシストのありとなしの場合の右脚全体の筋力



(a) 股関節アシストトルク



(b) 膝関節アシストトルク

図 2.7: 式 (2.8) の重みを変化させた際のアシストトルク

第3章 装置のモデリング

本章では単動力腱駆動機構を用いた歩行アシスト装置について説明する。本研究ではアシスト対象の歩行期間において各関節の伸展方向のトルクを発揮する装置の提案を行う。

3.1 アシスト装置の構造

アシスト装置の概略図を図3.1に示す。アシスト装置本体はモータとモータを身体に固定するフレーム、大腿部リンク、下腿部リンクから構成される。モータは装着者の後背部付近に配置する。モータから各関節に力を伝える手段としてワイヤを使用し、股関節軸、膝関節軸、モータ軸にはそれぞれ半径 r_h [m], r_k [m], r_m [m] の回転可能なプーリを取り付ける。ワイヤは二本使用されており、一方は端点をモータ軸に固定して股関節プーリに這わせ大腿部リンクに固定する。もう一方は端点をモータ軸に固定して股関節プーリと膝関節プーリに這わせ下腿部リンクに固定する。装着者とアシスト装置は腰、大腿部、下腿部でベルトにより固定される。

3.2 アシストトルク

アシスト時の各関節に発生するアシストトルクの発生原理について述べる。図3.2と表3.1にアシスト時のワイヤの張力によって発生する力と各パラメータをまとめて示す。本機構は腰部に取り付けられたブラシレスモータと各リンクのワイヤ固定点がワイヤで接続された機構を用いる。モータを回転させワイヤを巻き取ることでワイヤに張力が生じ各リンクを引っ張ることで関節に回転トルクを発生させる。張力の分配から発揮されるトルクにはプーリ部に生じるトルクと各リンクのワイヤ固定点に生じるトルクとがある。

はじめにモータ回転によってワイヤが巻き取られる量 x_m は式 (3.1) で示す。

$$x_m = r_m \theta_m \quad (3.1)$$

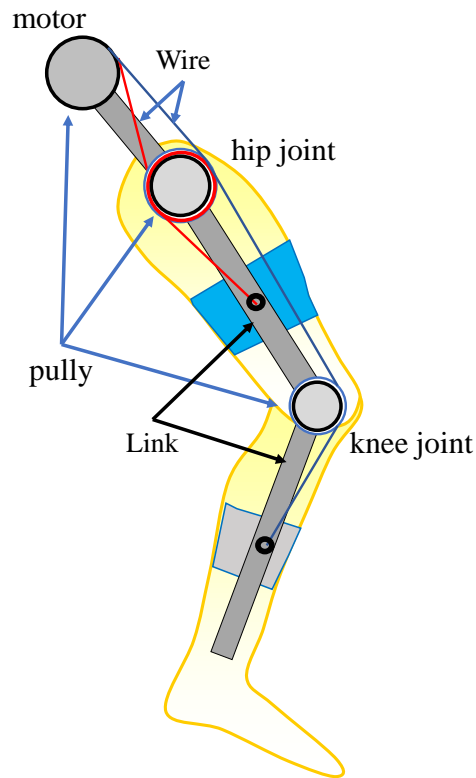


図 3.1: アシスト装置

同様に, 各関節が θ_i 回転することによりワイヤが巻き取られる量 x_i を, 式 (3.2) で示す.

$$x_i = r_i \theta_i \quad (3.2)$$

この時ワイヤに生じる力 f はワイヤの弾性係数 k と x_m, x_i を用いて式 (3.3) で表せる.

$$f = k(x_m - x_i) \quad (3.3)$$

ここでワイヤ張力 f がリンクのワイヤ固定点に作用することで, プーリ中心とワイヤ固定点間の距離 l_{pi} をモーメントアームとして式 (3.4) のように関節に回転トルクを発生させる.

$$\tau_{pi} = f l_{pi} \sin \theta_{pi} \quad (3.4)$$

このとき $\sin \theta_{pi} = \frac{r_i}{l_{pi}}$ であるため, 式 (3.4) は式 (3.5) と変形でき, ワイヤ固定点に発生するトルク τ_{pi} は張力 f とプーリ半径 r の積となることが分かる.

$$\tau_{pi} = f r_i \quad (3.5)$$

表 3.1: 装置パラメータ

大腿部リンク長さ	l_h
股関節プーリの回転中心とワイヤ固定点間の距離	l_{ph}
膝関節プーリの回転中心とワイヤ固定点間の距離	l_{pk}
股関節角度	θ_h
膝関節角度	θ_k
股関節アシストトルク	τ_{ah}
膝関節アシストトルク	τ_{ak}

また, 膝関節プーリではワイヤ張力の分力からプーリに対して垂直抗力 f_N が加わる. この力 f_N は大腿部リンクをを介して股関節軸に回転トルク τ_N を発生させる. この時モーメントアームは大腿部リンク長 l_h となる.

$$f_N = f \sin(\theta_k + \theta_{pk}) \quad (3.6)$$

$$\tau_N = f_N l_h \quad (3.7)$$

そして, 下腿部リンクのワイヤ固定点にはたらく張力のうちリンクに垂直な成分は下腿部リンクを通じて大腿部リンクに作用する. この力は l_h をモーメントアームとして式 (3.8) で表される股関節の回転トルク τ_p となる.

$$\tau_p = f \cos \theta_{pk} \sin \theta_k l_h \quad (3.8)$$

これらのトルクによって一つの動力から股関節と膝関節の二関節へアシストトルクを発揮することができる. この時各関節にはたらくアシストトルク τ_{ai} は関節の伸展方向を正としてそれぞれ式 (3.9), (3.10) となる.

$$\tau_{ah} = \tau_{ph} + \tau_N + \tau_p \quad (3.9)$$

$$\tau_{ak} = \tau_{pk} \quad (3.10)$$

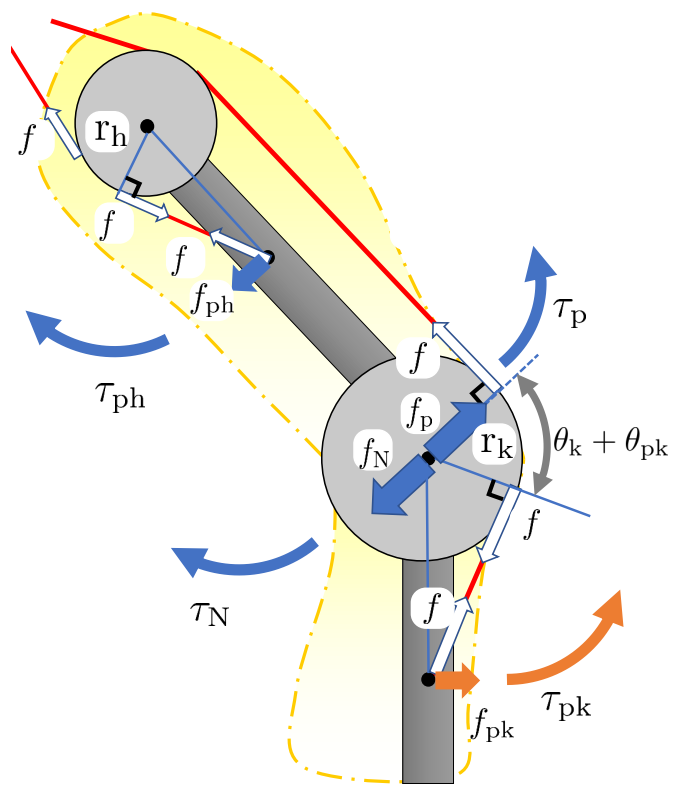


図 3.2: アシスト時の装置モデル

第4章 力学モデルの確認

本章では既存の実機装置において、3章で導出した装置の力学モデルについて静的動作の条件下で検証する。

4.1 定常状態における動力学モデル検証

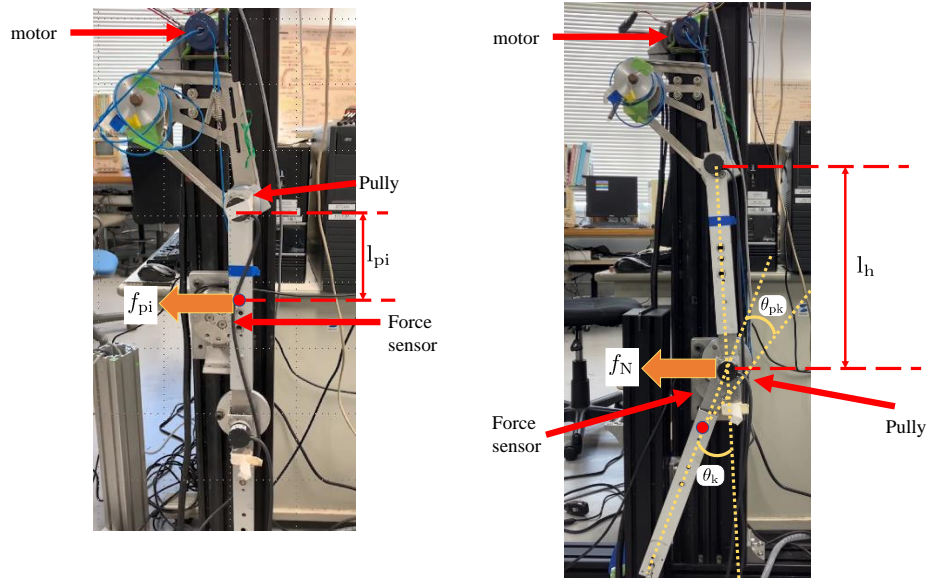
3章で導出したアシスト力のモデル式(3.5),(3.6),(3.8)について確認を行う。装置のロボットアームの関節を固定した状態でモータを動作させワイヤに張力を発揮させる。その際のリンク部分にかかる力を力センサを用いて測定し、モデルの式から導出される力と比較する。

4.1.1 検証条件

f_{pi} , f_N , f_p の測定姿勢をそれぞれ図 4.1(a), (b), (c) に、実機のパラメータを表 4.1 に示す。それぞれの姿勢は表 4.1 に示す角度で固定されており、実験中に姿勢は変化しない。今回、モータは一定の電流で動作させワイヤに張力を発生させた。この時ワイヤには図 4.2 に示すような張力が発生した。ワイヤ張力の立ち上がり時にオーバーシュートが発生しているため比較の際には定常状態の 8[s] 時点の張力 ($f = 60[N]$) を使用した。

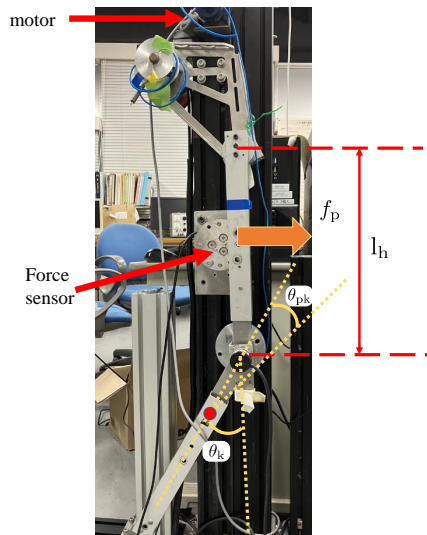
表 4.1: 実験パラメータ

r_m	0.03[m]
r_i	0.029[m]
l_{pi}	0.18[m]
l_{pk}	0.14[m]
θ_k	30[deg]
θ_{pk}	22[deg]



(a) 測定姿勢 (f_{pi})

(b) 測定姿勢 (f_N)



(c) 測定姿勢 (f_p)

図 4.1: 静的動作実験の測定姿勢

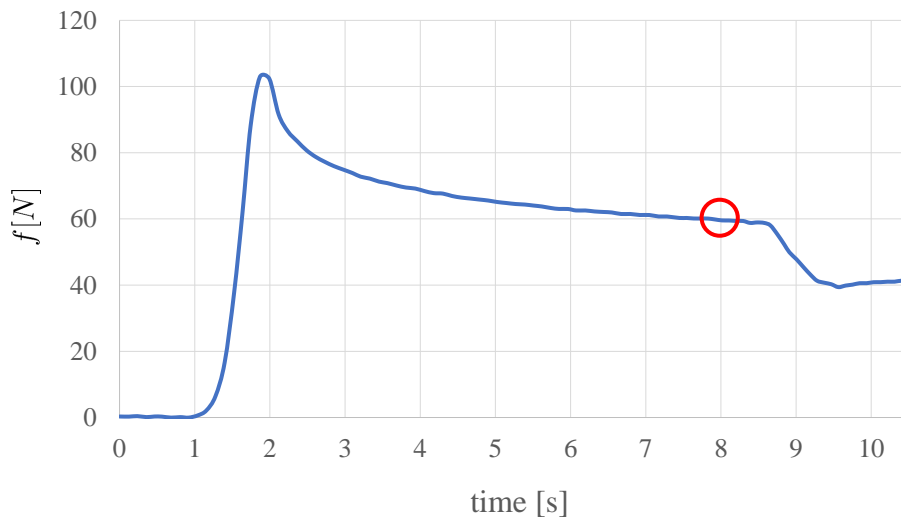
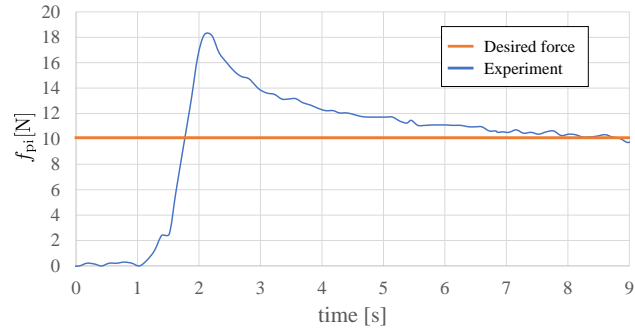


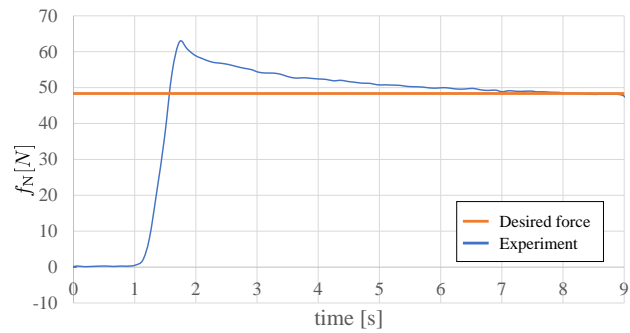
図 4.2: ワイヤ張力

4.1.2 検証結果

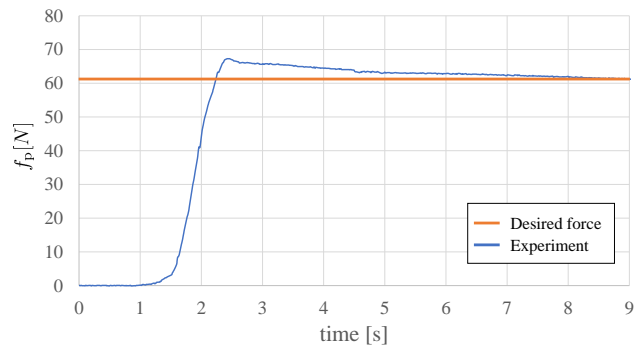
実機装置の姿勢を固定させた状態でアシスト力を発揮させた時にリンクにかかる力の測定結果を図 4.3 に示す. 図 4.3(a),(b) 及び (c) はそれぞれワイヤ固定点にはたらく力 f_{pi} , 膝関節プーリにはたらく力 f_N 及び下腿部リンクと大腿部リンクの接合部にはたらく力 f_p を表す. 橙線が計算値, 青線が測定値を表す. 8 秒時点で計算値と近い値を発揮していることが分かる. この結果から 3 章の式 (3.5),(3.6),(3.8) のモデリングについて確認できた.



(a) ワイヤ固定点にはたらく力 (f_{pi})



(b) プーリ部にはたらく力 (f_N)



(c) リンクの接合部にはたらく力 (f_p)

図 4.3: 静的動作での力応答

第5章 模擬歩行シミュレーション

本章では, アシスト装置モデルのアシストにおける有用性について, 下肢剛体3リンクモデルを用いた人歩行モデルをアシスト対象として Simulink を使用してシミュレーションでの検証を行う. 本研究では, 人歩行モデルが模擬歩行している状態に対してアシスト装置モデルがアシストした際の装置の有用性についてシミュレーションにより検証する.

5.1 人体下肢の力学モデル

慶応義塾大学の山崎氏は, 歩行における人体の動力学モデルを以下のように定義している [11].

- 歩行に伴う身体各部の運動は垂直面内で起こり, 身体の回転も無視可能である.
- 各節は剛体リンクで表示する.
- 関節は一軸ジョイントで表現する.
- 各節重心は関節間軸上に位置する.
- 上体は上肢を含め適当な単一質量にまとめられる.

この定義を考慮し, アシスト装置の力学モデルを構築する. アシスト装置を提案するにあたり, アシスト対象とした山崎氏の人歩行モデルを図 5.1 に示す. 図 5.1 は下肢を2次元剛体リンクモデルとして近似した下肢剛体3リンクモデルを表す. 歩行運動において, 足関節, 膝関節, 股関節の三つの関節運動に着目し, 股関節を原点とする. 足部は足関節, 踵点 Q, 中足点 R の三点より構成される三角板と S を端点とする質量のない指部で表わす.

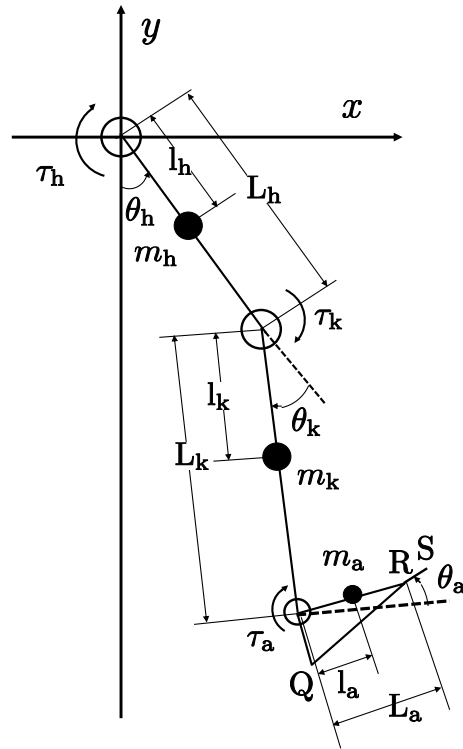


図 5.1: 下肢剛体 3 リンクモデル

表 5.1: 人パラメータ

i	h, k, a
m_i	リンク質量 [kg]
τ_i	関節トルク [Nm]
θ_i	関節角度 [deg]
l_i, L_i	各部長 [m]
g	重力加速度 [m/s ²]

図 5.1 の各部パラメータを表 5.1 と定義する．添え字 h は股関節，添え字 k は膝関節，添え字 a は足関節を表している．座標の取り方は，いずれも進行方向 (x 軸)，鉛直方向 (y 軸) を正とし，回転運動に関しては時計周りの回転を正とする．図 5.1 中の黒円は重心位置，白円は関節中心位置を示す．図 5.1 の人歩行動力学モデルは動力学を用いて式 (5.1) となる．

$$\tau_H = H_H(\theta_H)\ddot{\theta}_H + C_H(\theta_H, \dot{\theta}_H) + G_H(\theta_H) + F_H(\theta_H) \quad (5.1)$$

ここで, $\boldsymbol{\tau}_H = [\tau_h \ \tau_k \ \tau_a]^T$, $\boldsymbol{\theta}_H = [\theta_h \ \theta_k \ \theta_a]^T$ とし, \mathbf{H} は慣性項, \mathbf{C} はコリオリ項, \mathbf{G} は重力項, \mathbf{F} は床反力項を表している. \mathbf{H} , \mathbf{C} , \mathbf{G} , \mathbf{F} はそれぞれ式 (5.2) にて表される行列となっていて各要素は式 (5.3) から式 (5.5) で表される. F は歩行データより得られる床反力 [N] を表す. I_i は各関節軸周りの慣性モーメントを表している.

$$\mathbf{H}_H = \begin{bmatrix} H_{11} & H_{12} & H_{13} \\ H_{21} & H_{22} & H_{23} \\ H_{31} & H_{32} & H_{33} \end{bmatrix} \quad \mathbf{C}_H = \begin{bmatrix} C_{11} & C_{12} & C_{13} \\ C_{21} & C_{22} & C_{23} \\ C_{31} & C_{32} & C_{33} \end{bmatrix} \quad \begin{bmatrix} \theta_h^2 \\ \theta_k^2 \\ \theta_a^2 \end{bmatrix}$$

$$\mathbf{G}_H = \begin{bmatrix} G_1 \\ G_2 \\ G_3 \end{bmatrix} \quad \mathbf{F}_H = \begin{bmatrix} F_1 \\ F_2 \\ F_3 \end{bmatrix} \quad (5.2)$$

$$\begin{aligned} H_{11} &= m_h l_h^2 + I_h + (m_k + m_a) l_h^2 \\ H_{12} &= -L_h (m_k l_k + m_a L_k) \cos(\theta_k + \theta_h) \\ H_{13} &= m_a L_h^2 l_a \cos(\theta_h - \theta_a) \\ H_{21} &= (-m_k l_k + m_a L_k) L_h \cos(\theta_h + \theta_k) \\ H_{22} &= m_k l_k^2 + I_k + m_a L_k^2 \\ H_{23} &= -m_a L_k l_a \cos(\theta_k + \theta_a) \\ H_{31} &= m_a L_h l_a \cos(\theta_h - \theta_a) \\ H_{32} &= -m_a L_k l_a \cos(\theta_k + \theta_a) \\ H_{33} &= m_a l_a^2 + I_a \end{aligned} \quad (5.3)$$

$$\begin{aligned}
 C_{11} &= 0 \\
 C_{12} &= L_h(m_k l_k + m_a L_k) \sin(\theta_h + \theta_k) \\
 C_{13} &= m_a L_h l_a \sin(\theta_h - \theta_a) \\
 C_{21} &= (m_k l_k + m_a L_k) L_h \sin(\theta_h + \theta_k) \\
 C_{22} &= 0 \\
 C_{23} &= m_a L_k l_a \sin(\theta_k + \theta_a) \\
 C_{31} &= m_a L_k l_a \sin(\theta_a - \theta_h) \\
 C_{32} &= m_a L_k l_a \sin(\theta_k + \theta_a) \\
 C_{33} &= 0
 \end{aligned} \tag{5.4}$$

$$\begin{aligned}
 G_1 &= (m_h l_h + (m_k + m_a) L_h) g \sin \theta_h \\
 G_2 &= (m_k l_k + m_a L_k) g \sin \theta_k \\
 G_3 &= m_a l_a g \sin \theta_a
 \end{aligned} \tag{5.5}$$

$$\begin{aligned}
 F_1 &= F_2 - m_h(\ddot{\theta}_h + g) \\
 F_2 &= F_3 - m_k(\ddot{\theta}_k + g) \\
 F_3 &= N - m_a(\ddot{\theta}_a + g)
 \end{aligned} \tag{5.6}$$

5.1.1 アシスト歩行時のブロック線図

アシスト歩行時の数学モデルを図 5.2 に示す. 図の上部のブロック線図は人の歩行を模擬したモデルを表している. 図 5.2 中の $\theta_{\text{H}}^{\text{cmd}}$ は人の歩行動作における関節角度指令値, $\theta_{\text{H}}^{\text{res}}$ はその応答値を表し, $\mathbf{P}_{\text{Human, Assist}}$ は前節で示した人歩行の力学モデルを表す. 今回のシミュレーションでは装置が人の脚に固く固定されていると考えているため, 人の力学モデルに装置の重量や慣性も含まれる. $\theta_{\text{H}}^{\text{cmd}}$ には第 2 章で用いた歩行データを用いる. \mathbf{C}_{H} は (5.7) 式で表される PD 形の制御器を示す.

$$\mathbf{u} = \ddot{\theta}_{\text{H}}^{\text{cmd}} + \mathbf{K}_{\text{Hd}}(\dot{\theta}_{\text{H}}^{\text{cmd}} - \dot{\theta}_{\text{H}}^{\text{res}}) + \mathbf{K}_{\text{Hp}}(\theta_{\text{H}}^{\text{cmd}} - \theta_{\text{H}}^{\text{res}}) \quad (5.7)$$

式 (5.8) は式 (5.1) の $\ddot{\theta}_{\text{H}}$ について式 (5.7) より得られる \mathbf{u} を新たな入力として人歩行のフィードフォワード補償を行う.

$$\boldsymbol{\tau}_{\text{H}} = \mathbf{H}_{\text{H}}(\boldsymbol{\theta}_{\text{H}})\mathbf{u} + \mathbf{C}_{\text{H}}(\boldsymbol{\theta}_{\text{H}}, \dot{\boldsymbol{\theta}}_{\text{H}}) + \mathbf{G}_{\text{H}}(\boldsymbol{\theta}_{\text{H}}) \quad (5.8)$$

図の下部のブロック線図はアシスト装置のブロック線図を表す. 膝関節のアシストトルクを目標としてワイヤ張力 f を制御する. controller は次式で表される PI 形の制御器を示す.

$$\theta_{\text{m}} = \frac{f + K_{\text{p}}(f^{\text{cmd}} - f^{\text{res}}) + K_{\text{i}}(\int (f^{\text{cmd}} - f^{\text{res}}) dt) - kr_{\text{k}}\theta_{\text{k}}}{kr_{\text{m}}} \quad (5.9)$$

wire 部と Assist torque ブロックでは式 (3.2)~(3.3), (3.5)~(3.10) のアシスト装置の力学モデルからアシストトルクが計算され, 式 (5.1) に入力される.

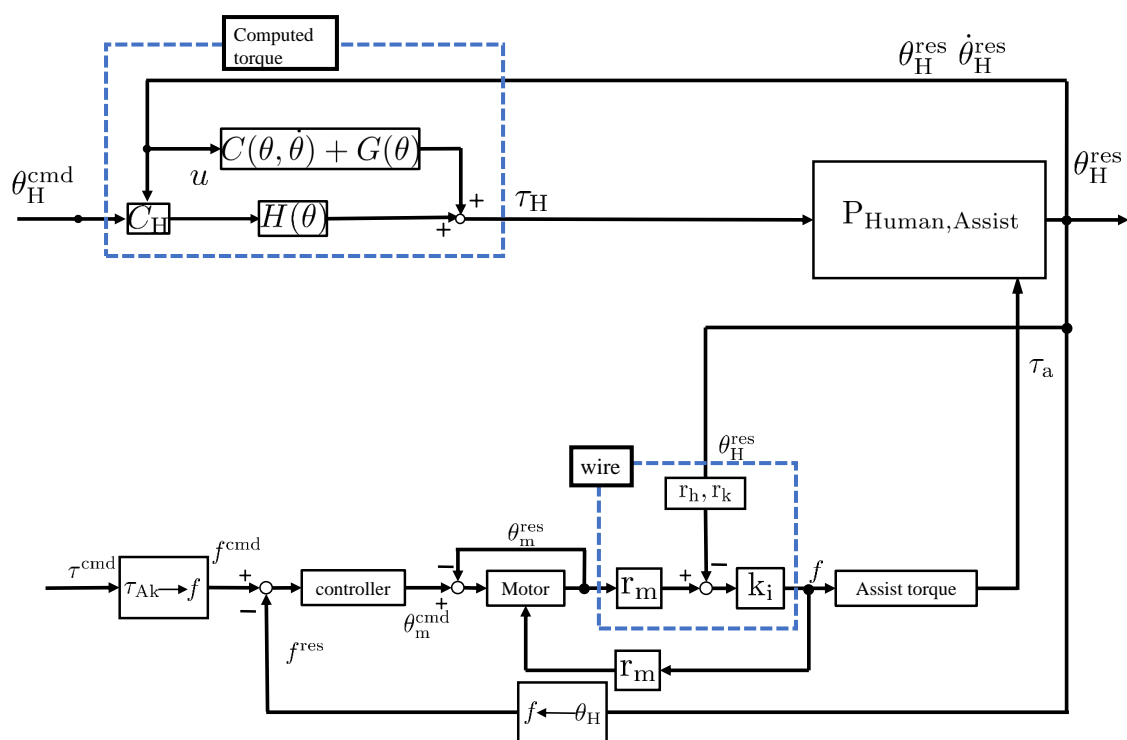


図 5.2: アシスト歩行のブロック線図

5.2 歩行アシストシミュレーション

前節の下肢剛体3リンクモデルに対して、アシスト装置モデルがアシストトルクを発揮した場合に人モデルの発揮する各関節のトルクの応答をシミュレーションし、アシストありとなしの条件で比較を行う。また、アシストトルク指令値の大きさを変化させた場合のシミュレーションを行う。

5.2.1 シミュレーション条件

アシスト歩行シミュレーションを行う上でシミュレーション条件を表5.2とした。歩行データ及び被験者のデータは2章のシミュレーションで用いたものと同じデータを使用した。アシスト期間は歩行周期の0[%] ~ 30[%]にあたる0.63[s] ~ 1.01[s]とした。アシスト装置のアシストトルク指令値 τ^{cmd} は動作の単純化のため図5.3で示すように2章で求められた最適なアシストトルクの力発揮開始時, 終了時とピーク時に合うような三角形になるように設定した。また、膝関節のアシストトルクの大きさに対する股関

表 5.2: 歩行シミュレーション条件

l_h [cm]	l_k [cm]	l_a [cm]
19.5031	18.4557	6.6762
L_h [cm]	L_k [cm]	L_a [cm]
45.4337	43.1626	13.3524
m_h [kg]	m_k [kg]	m_a [kg]
9.489	4.031	1.51315
K_{Hp}	K_{Hd}	
2.25×10^3	2.50×10^2	
r_m [m]	r_h [m]	r_k [m]
0.03	0.029	0.06
l_{ph} [m]	l_{pk} [m]	θ_{pk} [deg]
0.18	0.40	8.6
K_{Ap}	K_{Ai}	
20	10	

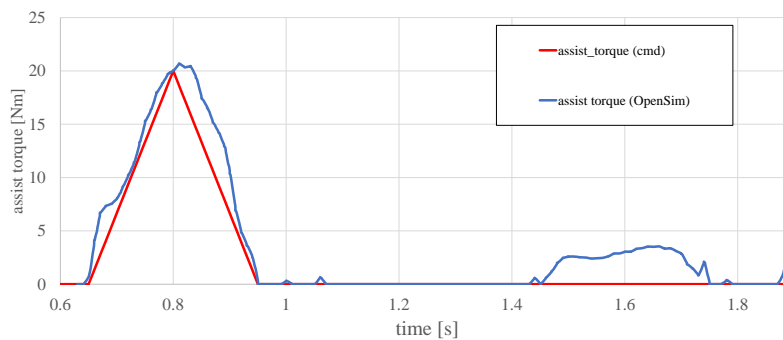


図 5.3: 膝関節アシストトルクトルク指令値 τ^{cmd}

節のアシストトルクの比率が最適なアシストトルクのピーク時の比率と等しくなるよう、装置パラメータを設計した。

5.2.2 シミュレーション結果と考察

アシスト歩行シミュレーション結果を図 5.4~5.6 に示す。図 5.4 はアシストトルクの応答値 τ^{res} の結果である。図 5.5 は各関節のアシスト装置なしと装置によるアシストありの場合の歩行時の応答角度を示す。関節角度応答はアシスト装置の有無に関わらずおおよそ同じ応答値を示した。図 5.6 は各関節のアシスト装置なしと装置によるアシストありの場合における股関節及び膝関節の関節トルク応答を示す。どちらも関節の伸

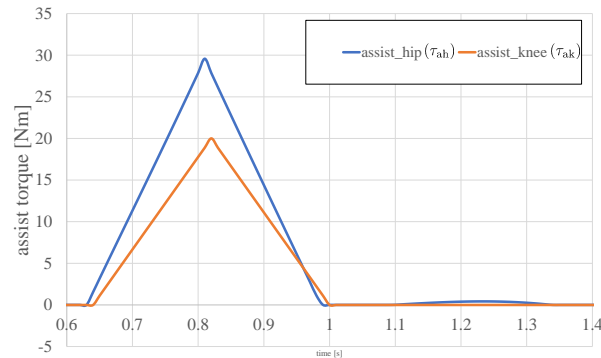
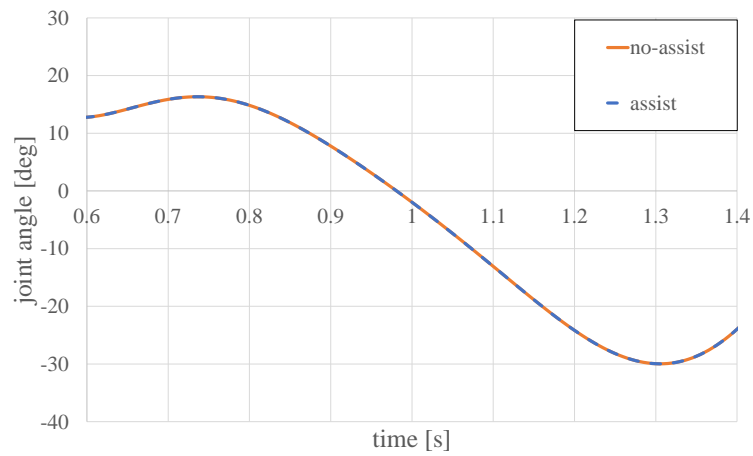


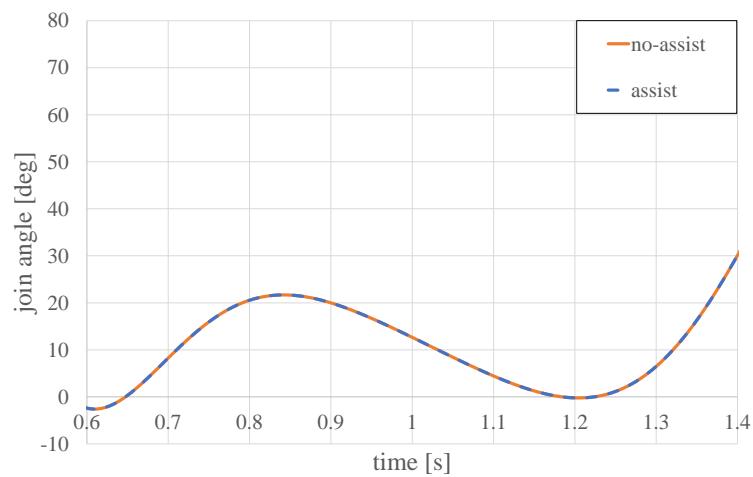
図 5.4: アシストトルクトルク応答値 $\tau_{ah,ak}$

展方向が正となっている。両トルクはアシスト期間 0.63[s] ~ 0.101[s] においてアシスト歩行時に関節トルクがアシストによって減少していることが分かる。これによりシミュレーション上で人の歩行に対する本装置のアシストの有用性が確認できた。しかし、図 5.6 ではどちらもアシスト区間において関節トルクの減少量がアシストトルクよりも少ないことや 1.2~1.4 秒でアシスト無しよりもアシストありの方が上回っていることが分かる。これは、装着している装置自体の重さと慣性が脚加わっているためだと考えられる。そのため、今後は装置の軽量化やワイヤを増やすなどして股・膝関節の伸展動作以外の歩行動作のアシストも検討する必要がある。

また、アシストトルクの大きさを変化させ歩行シミュレーションを行った際の人の発揮する各関節トルクの結果を図 5.7 に示す。シミュレーションは膝関節のトルク指令値をピーク時の値が 10, 20, 30, 40[Nm] になるよう変化させ、4 パターンで行った。シミュレーション条件は変えず表 5.2 の条件下で行った。結果はアシストタイミング周辺の 0.6 ~ 1.1[s] の範囲を示す。図 5.7 からアシストトルクが大きくなるに伴って人の発揮するトルクが負方向へ移動していることが分かる。そのため、アシストトルクを大きくすれば人の発揮する最大力は減少する可能性がある。しかし、47[Nm], 62[Nm] の大きさのアシストを行った場合では股関節においてアシスト期間の後半部分でトルクが負になっている。これは屈曲方向へ人が力を発揮していることを表している。そのためこの期間ではアシストを行うことで対象の筋肉の活動を減少させられるが、他の筋肉が活動してしまう可能性がある。この理由として、本シミュレーションでは歩行データに基づいて一定の歩行動作に人モデルが追従するように動作させているためアシスト力が大きい場合、脚の振りの速度や位置を歩行データに追従させるように人モデルが屈曲方向に力を発揮させるためだと考えられる。実際の歩行ではアシスト力を変化させた場



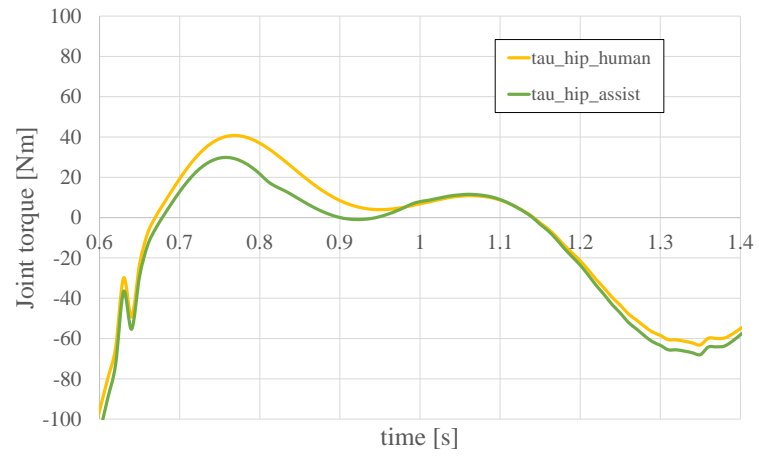
(a) 股関節角度



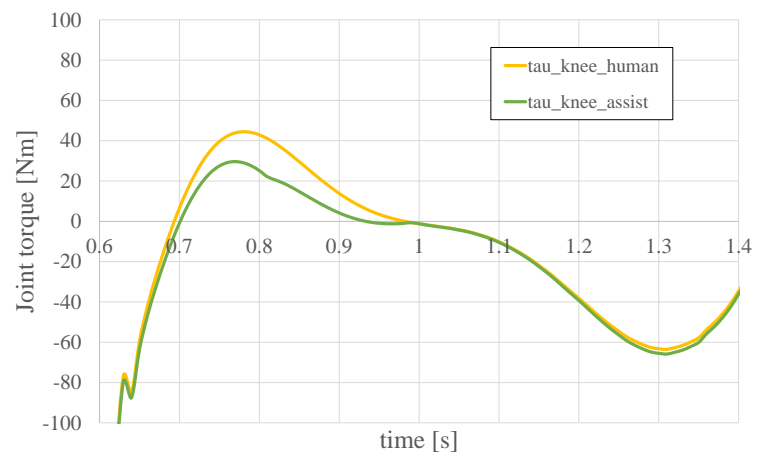
(b) 膝関節角度

図 5.5: 装置によるアシストありとなしの関節角度応答

合, 歩行速度の変化や歩幅が変化することが考えられるため, 実機装置を用いて実際に歩行することでアシストトルクの変化による歩行や筋肉への影響を調査する必要があると考える.

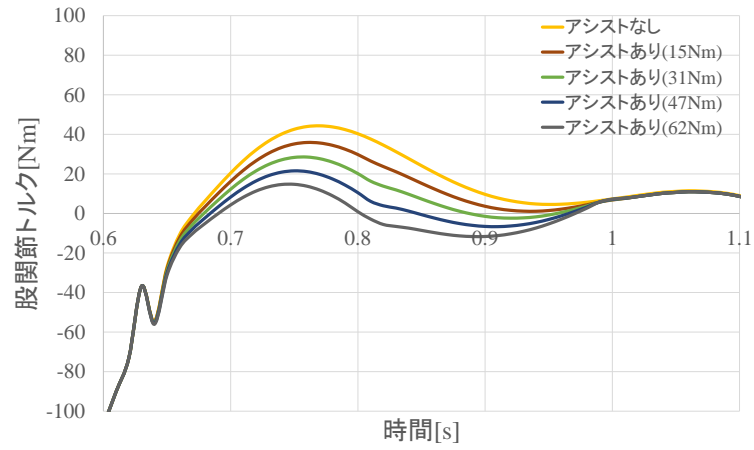


(a) 股関節トルク

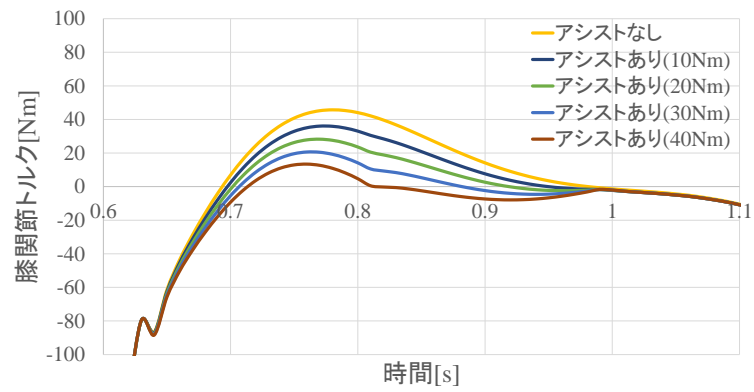


(b) 膝関節トルク

図 5.6: アシストありとなしの関節トルク応答値



(a) 股関節トルク



(b) 膝関節トルク

図 5.7: アシストトルクを変化させた時の関節トルク応答値

第6章 結言

6.1 まとめ

本論文では OpenSim 上で歩行シミュレーションを行い, その結果に基づいた股関節と膝関節の伸展動作のアシストを対象とした歩行アシスト装置の装着者に合わせた最適なアシストタイミングの決定を行った. CMC 機能を利用して筋モデルから下肢のすべての筋の活性度が最小となるようなアシストを求めた. そして, アシスト時にアシスト対象の股・膝関節の伸展筋の発揮力の減少と対象以外の筋への影響を確認した. また, 単動力腱駆動歩行アシスト装置の力学モデルを求め, Simulink を使用したシミュレーション上で人の関節トルクに対して与える影響を解析することにより装置モデルの有用性の検証を行った.

検証結果として, シミュレーション上で導出されたアシストタイミングにおいて股関節と膝関節へ同時に伸展方向にアシストトルクを与えた場合に, 人の発揮する関節トルクの減少を確認した. このことから, 装置を実際に人が装着しアシストした際に歩行時の筋発揮を装置が支援し, 負担を減らす可能性がある.

6.2 今後の課題と展望

今後の課題を以下に示す.

- アシストタイミングの検出方法の決定
- 実機装置を人に装着してのアシスト性能の検証
- 装置としての安全性の向上

今回のシミュレーションではアシストタイミングを歩行データに合わせ, 人の歩行周期の0~30%の間でアシストを行った. しかし, 実際に使用する場合には人の歩行は一定ではなく同じ速度で歩いていたとしてもばらつきがある. そのため人の歩行に合わせてアシストを調整するシステムが必要となる.

また, 現在の装置では簡単な構造であるため膝の関節が自由に回転可能である. そのため急に膝の伸展方向に力が加わった場合, 膝の可動域を超えて動作し装着者に危険が

及ぶ可能性がある。そこで、関節にストッパーなどをつけ人の可動域を考慮した安全性の向上が必要であると考えている。

参考文献

- [1] SPRING, Alexander N.; KOFMAN, Jonathan; LEMAIRE, Edward D. Design and evaluation of an orthotic knee-extension assist. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2012, 20.5: 678-687.
- [2] Akihito Sano, "ACSIVE : A Non-powered Gait Assist Suit Based on Passive Walking", *Spinal Surgery*, vol. 31, No. 3, pp.242-245, 2017.
- [3] Tefertiller, C., Hays, K., Jones, J., Jayaraman, A., Hartigan, C., Bushnik, T., & Forrest, G. F. Initial outcomes from a multicenter study utilizing the indego powered exoskeleton in spinal cord injury. *Topics in spinal cord injury rehabilitation*, 24(1), 78-85, 2018.
- [4] H.Kazorooni, R.Steger, "The Berkeley Lower Extremity Exoskeleton", *Journal of Dynamic systems, Measurement, and Control*, Vol. 128, No.1, 2006.
- [5] 林知広, 岩月幸一, 山海嘉之, 「神経・筋活動の制御に支障がある重度対麻痺患者の脚上げ意思推定と歩行アシスト」*日本機械学会論文集 (C 編)*, vol.77, No.774, pp.439-449, 2011.
- [6] Takashi Fuyuki, Satoshi Komada, Daisuke Yashiro, Kazuhiro Yubai: " Study on walking assist device that use a tendon driven mechanism focused on gait cycle ",*The 5th IEEJ International Workshop on Sensing, Actuation, Motion Control, and Optimization*, Chiba, 2019.3
- [7] Delp S. L., Anderson F. C., Arnold A. S., Loan P., Habib A., John C. T., Guendelman E., Thelen D.G. *OpenSim: Open-Source Software to Create and Analyze Dynamic Simulations of Movement. IEEE Trans. Biomed. Eng.* 54, 1950. 10.1109/tbme.2007.901024
- [8] Sambhav, R., Jena, S., Chatterjee, A., Bhasin, S., Santapuri, S., Kumar, Roy, S. An Integrated Dynamic Closed Loop Simulation Platform for Elbow Flexion

- Augmentation Using an Upper Limb Exosuit Model. *Frontiers in Robotics and AI*, 9, 2022.
- [9] Thelen, DG and Anderson, FC, "Using computed Muscle control to generate forward dynamic Simulations of human walking from experiment data, *J. Biomech.*, 2006, 39(6): 1107-1115
- [10] Delp, S. L., Loan, J. P., Hoy, M. G., Zajac, F. E., Topp, E. L., & Rosen, J. M. (1990). An interactive graphics-based model of the lower extremity to study orthopaedic surgical procedures. *IEEE Transactions on Biomedical engineering*, 37(8), pp.757-767.
- [11] 山崎 信寿: 「2足歩行の総合解析モデルとシミュレーション」, *バイオメカニズム*, 3巻, pp.261 ~ 269, 1975.

謝辞

本研究の遂行ならびに修士論文作成にあたり、終始丁寧なご指導を頂きました三重大学大学院工学研究科教授 駒田 諭 先生，同大学助教 小山 昌人 先生に深く感謝いたします。また、日頃から本研究の遂行および学生生活において、私達学生とのコミュニケーションを図り、様々な課題に対して貴重な御意見を頂きました同大学教授 弓場 井 一裕 先生に深く感謝致します。先生方には技術者，研究者，そして社会人の先輩として大変貴重なご意見を頂きましたことを，この場を借りて深く感謝致します。そして，全体検討会等の場にて，別の視点から貴重な御意見を頂きました同大学准教授 山村 直紀 先生，同大学助教 矢代 大祐 先生に心から感謝の意を表します。

日頃から実機作成にあたり大変お世話になりました技術職員 中村 勝 氏に深く感謝致します。

本研究の遂行にあたり，本研究グループの先輩として親身な御指導を頂きました同大学院卒業生 伊東 航平氏，加藤 進之介氏，田中 健太郎氏，田中 虹輝氏，長岡 佑馬氏に深く感謝致します。

研究室の同期として時には切磋琢磨し合い，時には互いを励まし合い，また時には馴れ合いながら研究を遂行してきた 富山 礁太君，山口 英也君には，共に研究室での生活が楽しく有意義に過ごせたことに深く感謝致します。

また，同じ研究グループとして共に研究を進め，貴重な経験を頂いた 高井 寛人君，田中 龍之介君，渡邊 晃康君，秋山佳森君，岡田達弥君，澤木篤哉君，水谷駿斗君に深く感謝致します。さらに，日頃から多くの御協力を頂き，学部から大学院までの三年間の研究生生活を充実したものにしてくれた電機システム研究室の皆さんに深く感謝致します。そして，電機システム研究室の更なる発展を心より願っております。

最後に，私の学生生活を援助し，快適な学生生活に尽力してくれた両親と，弱輩者の私を支えてくれた全ての方々に感謝致します。ありがとうございました。

論文目録

- (1) Mitsunori Ariga, Daisuke Yashiro, Kazuhiro Yubai, Satoshi Komada, “Evaluation of a mathematical model of a single-power tendon-driven walking assist device. ”, Proceedings of International Symposium for Sustainability by Engineering at MIU, Dec. 1th, 2022