

—修士学位論文—

膝・足関節のための単動力腱駆動形アシスト装置  
における張力・動力学のモデルの提案

Proposal for Tension and Kinetics Models in a  
Single-Power Tendon-Driven Assist Device for the  
Knee and Ankle Joints

令和5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  
渡邊 晃康

# 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	2
第2章	アシストタイミングの決定	3
2.1	歩行シミュレーション	3
2.1.1	最適なアシストタイミング	3
2.1.2	アクチュエータを追加したシミュレーション	4
第3章	アシスト装置のモデリング	6
3.1	アシスト装置の構造	6
3.2	アシストトルクの定式化	8
3.3	$l_w, L_t, \theta_s, \theta_t, \theta_{t'}$ の導出	9
3.4	アシスト装置の力学モデル	12
第4章	実機検証	13
4.1	張力測定	13
4.2	静的動作での検証	14
4.2.1	実験条件	14
4.3	動的動作での検証	14
4.3.1	実験条件	15
4.3.2	結果	15
第5章	歩行実験	24
5.1	実機製作	24
5.2	装着実験	24
第6章	結言	30
6.1	まとめ	30

6.2 今後の課題と展望 . . . . .	31
参考文献	32
謝辞	34
論文目録	35

# 第1章 緒言

## 1.1 研究背景と目的

近年,日本では高齢化が進行している. 高齢化の進行に伴い筋力・骨密度の低下により下肢の動きが鈍くなり, 要介護状態となる高齢者が増加している. さらに筋力低下・関節軟骨や半月版のすり減りによる関節の痛みから歩行時間が徐々に減少し, 要介護状態における重度が進み, 寝たきり状態となることもある. また, 要介護高齢者が増加している一方で, 介護者が相対的に減少しており, 要介護高齢者に十分な介護ができない現状である.

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] や踵の接地によりバネの伸縮をコントロールして足関節のアシストを行う装置の開発 [2] 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.

一方で動力源を持つアシスト装置は, 制御器により装着者ごとにアシスト量の調整が可能であるという利点を持つ. 動力源を持つアシスト装置には, 動力から発揮された力を対象者に装着された外骨格フレーム通じて発揮することで高アシストを可能とする装置がある [3][4]. しかし, 外骨格フレームにより生じる大きな慣性力が装着者の随意歩行を妨げてしまう. また着脱性が悪いために装着者に負担がかかるといった問題があり, 日常的なアシストを実現するには装置が軽量かつ装着が容易である必要がある.

これに対し下肢の骨構造を利用して装置全体をつなぐ剛性フレームを持たないことで装置を軽量化し, 装着者の負担を軽減している装置がある [5][6]. しかしこれらの装置

は複数の動力を使用しているために装置の重量が重くなってしまうという問題がある. そこで文献 [7] ではアシスト装置の動力の数を減らし, 脚に対して一つの動力で膝と足関節のアシストが可能な機構を開発した. しかし, アシスト装置のモデルにおいてモータの装着を膝の回転中心としていたが実際の装着は膝の回転中心の上部であったため, 各関節回転によるワイヤのたるみ量の考慮が必要となった. また, アシスト装置の力学モデルにも誤りがあることや具体的なアシストのタイミングが確立されていないなどの問題点がある. そこで, 本稿では文献 [7] で提案された数学モデルの再導出を行い, ロボットアームを対象とした実験による有用性の検証と確認を行った. また, 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.

## 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.

### 第 4 章

提案を基に, ロボットアームを使用して実機のモデリング確認を行う.

### 第 5 章

提案を基に製作した実機について説明し, 装置の有用性の確認のため人に装着して実験を行う.

### 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, ソフトウェアの 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 ソフトウェアを使用した. OpenSim はスタンフォード大学の Delp 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 [8]. これにより筋骨格構造を持ったモデルの構築と, それら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 [9].

#### 2.1.1 最適なアシストタイミング

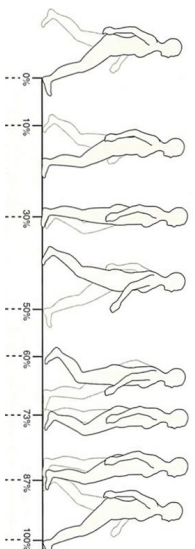
本研究では [10] を参考に歩行シミュレーションを作成し, アシスト装置の最適なアシストタイミングを決定する. 本研究で用いる装置は膝関節と足関節の屈曲をアシストする機構である. そのため, OpenSim の筋骨格モデルの膝関節軸と足関節軸の部分に屈曲動作のみに力を発揮するアクチュエータを左右の膝関節, 足関節の合計四つ追加した. また, それぞれのアクチュエータの質量は無く独立して動作する. これらアクチュエータを追加したモデルを使用して CMC 機能によって最適なアシストタイミングを導出する. 目的の動作に追従するために最も筋肉の負荷が少なくなるように筋力と筋活性度  $a$  を計算するための目的関数  $J$  を式 (2.1) に示す.

$$J = \sum_{i=1}^n a_i^2 + \left( \frac{\tau_{rk}}{w_{rk}} \right)^2 + \left( \frac{\tau_{ra}}{w_{ra}} \right)^2 + \left( \frac{\tau_{lk}}{w_{lk}} \right)^2 + \left( \frac{\tau_{la}}{w_{la}} \right)^2 \quad (2.1)$$

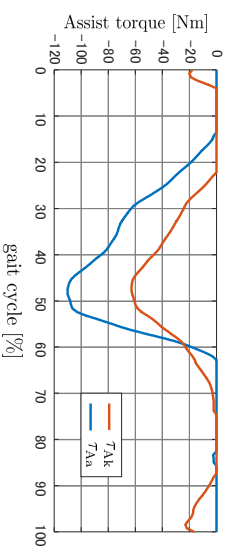
ここで,  $n$  はモデル内の筋肉の数,  $a_i$  は  $i$  番目の筋肉の活性度である. また,  $w$  はアクチュエータの重み係数を表し, 今回のシミュレーションではすべて 100 とした. 添え字の r, l はそれぞれ右脚, 左脚を, k, a はそれぞれ膝関節, 足関節を表している.

### 2.1.2    アクチュエータを追加したシミュレーション

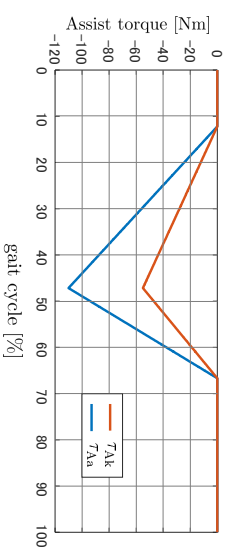
膝関節と足関節の屈曲動作をアシストするアクチュエータを追加した筋骨格モデルを使用して歩行シミュレーションを行った。シミュレーションに使用したモデルは Frank C. Anderson と Scott L. Delp 氏らによって作成された三次元 23 自由度歩行モデルに基づき、下肢のモデルを 10 自由度、18 の筋肉で表現した筋骨格モデルとなっている。このモデルは上肢は、体幹、腕、および頭すべてが胴体として 1 つにまとめられており、モデル内の筋肉の数は下肢の主要な伸展筋、屈曲筋をまとめることで削減され 18 の筋肉で下肢のモデルを表現している。身長 1.8m、体重 72kg の男性の歩行データで、トレッドミルを速さ 1.2m/s で歩いているものを使用した。シミュレーションでは右脚のかかところが地面に接地したタイミングから再度かかところが接地するまでの期間のデータを使用した。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を図 2.1b に示す。股関節のアクチュエータは歩行周期の 13 – 62 %, 膝関節のアクチュエータは歩行周期の 22 – 72 % の期間に主にアシスト力を発揮している。用いるアシスト装置は足関節と膝関節には同じタイミングでしか力を発揮できないためアクチュエータの力発揮は図 2.1c として Opensim でシミュレーションを行った。アシストの対象である膝関節屈曲筋と足関節底屈筋の発揮力の変化を確認した。膝関節の屈筋を図 2.1d に、足関節の足底屈筋を図 2.1e に示す。いずれもアシスト期間中に筋力の低下が認められた。



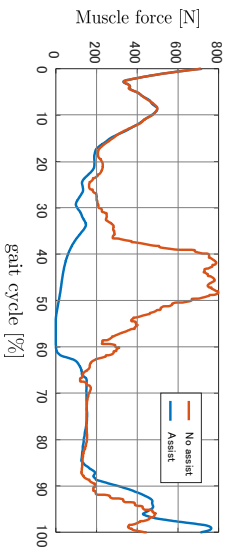
(a) 人の歩行周期



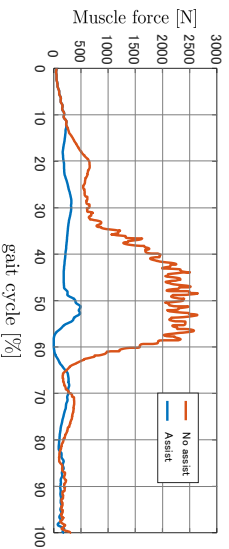
(b) CMC による最適なアシスト力



(c) 決定されたアシストトルク



(d) 膝関節屈曲のハムストロング



(e) 足関節底屈の腓腹筋

図 2.1: opensim によるシミュレーション



## 第3章 アシスト装置のモデリング

本章では本研究で提案する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必要なトルクと同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

提案するアシスト装置を図 3.1 に示す。

本装置は外骨格フレームをもたない単動力腱駆動機構でモータが膝関節付近の大腿部、プーリが下腿部にベルトで取り付けられ、プーリは自由に回転できる機構となっている。ワイヤは膝関節上部に取り付けられたモータから伸びて下腿部に取り付けたプーリを這い、靴の踵部にワイヤ固定点に繋がっている。モデルを簡単に扱うため、プーリとワイヤ間の摩擦は非常に大きく接触点が変わらないものとした。

装置の動作は装着者が歩行する際、アシスト対象脚の支持脚開始を検知した際、モータが回転しワイヤを巻き取る。このワイヤがワイヤ固定点を介して足部を引っ張り、プーリにより膝へ力を発揮することで膝関節の屈曲方向、足関節の底屈方向にトルクを発生させる。本装置は支持脚時のアシストをする。

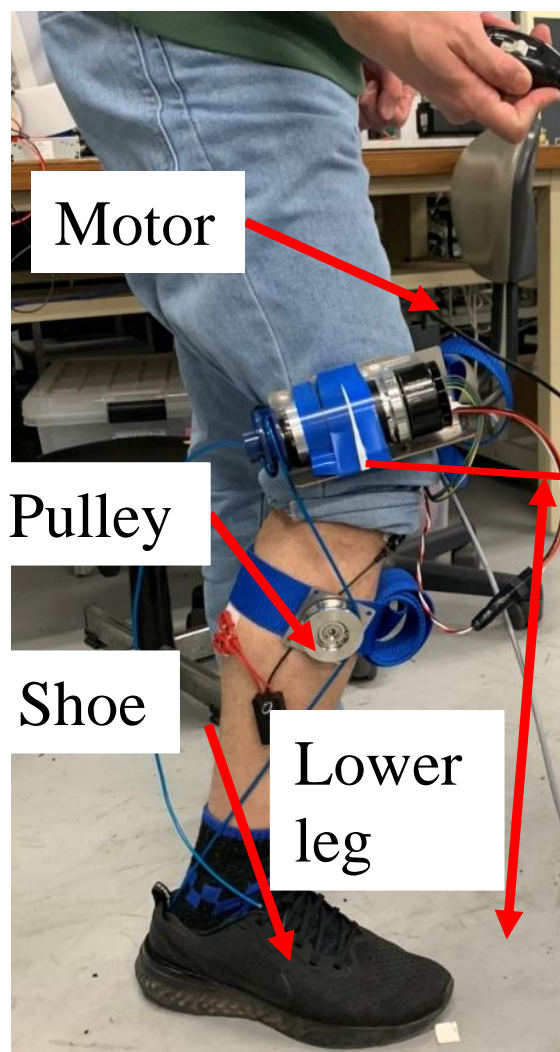


図 3.1: 腱駆動歩行アシスト装置

表 3.1: 装置のパラメータ

$r_m$	モータプーリの半径
$r_p$	下腿部のプーリの半径
$r_f$	足関節の回転半径
$\theta_m$	モータの回転角度
$\theta_{Ak}$	膝関節の回転角度
$\theta_{Aa}$	足関節の回転角度
$\tau_{Ak}$	膝関節のアシストトルク
$\tau_{Aa}$	足関節のアシストトルク
$l_k$	膝関節とプーリの距離
$L_k$	膝関節と足関節の距離
$L_f$	足関節とつま先の距離
$R_m$	膝関節とモータプーリの距離
$L_t$	膝関節とワイヤ固定点の距離
$l_f$	足関節と足の重心の距離
$l_w$	ワイヤの長さ
$m_p$	プーリの質量
$m_f$	靴の質量

## 3.2 アシストトルクの定式化

アシスト装置による関節トルクの発生原理について述べる. 装置の各部パラメータを表 3.1 と定義する. モータ回転によってワイヤが巻き取られる量  $x_m$  は (3.1) 式で表せる.

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

各関節の回転によってワイヤがたるむ量  $x_s$  は (3.2) 式で表される.

$$x_s = l_{w0} - l_w \quad (3.2)$$

ここで  $l_w$  はワイヤの長さ,  $l_{w0}$  は  $\theta_{Ak}$  と  $\theta_{Aa}$  が 0 の時のワイヤの長さである. ワイヤーの張力  $f$  は,  $x_m$  と  $x_s$  の差の関数  $K()$  として依存するため, 式 (3.3) で表される.

$$f = \begin{cases} 0 & (x_m < x_s) \\ K(x_m - x_s) & (x_m \geq x_s) \end{cases} \quad (3.3)$$

表 3.2: 装置の座標

$A$	モータプーリの回転中心
$B$	靴とワイヤの固定点
$O_p$	プーリの回転中心
$O_f$	足関節の回転中心
$A'$	上側のワイヤとプーリの接触点
$B'$	下側のワイヤとプーリの接触点

ここで  $f$  はプーリのワイヤ接地点  $B$  において図 3.2 のように働き, プーリにかかる力  $f_p$  が生じる.  $f_p$  は図 3.2 中の  $\theta_s$  を用いて (3.4) 式で表される.

$$f_p = 2f \cos \theta_s \quad (3.4)$$

$f_p$  により, 膝関節のトルク  $\tau_{Ak}$  は (3.5) 式のように与えられる.

$$\tau_{Ak} = f_p l_k \cos(\theta_s - \theta_t) - f \cos \theta_{t'} L_t \quad (3.5)$$

また, 足関節のトルク  $\tau_{Aa}$  は式 (3.6) で与えられる

$$\tau_{Aa} = f r_f \sin(\theta_t + \theta_{Aa}) \quad (3.6)$$

これらの式からアシスト装置はモータでワイヤを巻き上げることにより, 膝関節と足関節に同時にアシストトルク  $\tau_{Aa}$ ,  $\tau_{Ak}$  を発揮することが可能である. また, 発揮するトルク方向は図 3.2 のように時計回りのみである.  $\tau_{Aa}$ ,  $\tau_{Ak}$  はそれぞれ  $r_f$ ,  $l_k$  により装着者の筋力状況に応じて関節のアシスト量が決定される.

### 3.3 $l_w$ , $L_t$ , $\theta_s$ , $\theta_t$ , $\theta_{t'}$ の導出

x-y 座標の原点を膝回転中心に, y 軸を大腿部に合わせて図 3.2 のようにとる. 表 3.2 に示された各部位の座標を以下に示す.

$$A = (-R_m \cos \theta, R_m \sin \theta) \quad (3.7)$$

$$B = \begin{pmatrix} -L_k \sin \theta_{Ak} - r_f \cos(\theta_{Ak} + \theta_{Aa}), \\ -L_k \cos \theta_{Ak} + r_f \sin(\theta_{Ak} + \theta_{Aa}) \end{pmatrix} \quad (3.8)$$

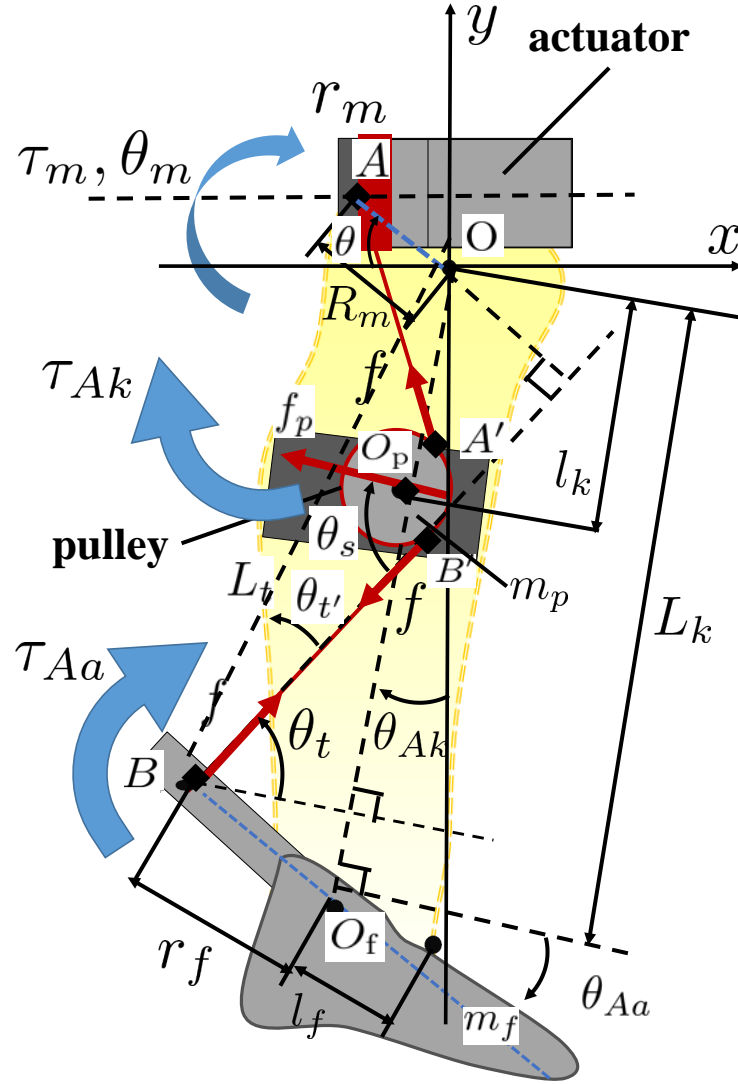


図 3.2: アシスト装置の装着時のモデル

$$O_p = (-l_k \sin \theta_{Ak}, -l_k \cos \theta_{Ak}) \quad (3.9)$$

$$O_f = (-L_k \sin \theta_{Ak}, -L_k \cos \theta_{Ak}) \quad (3.10)$$

$$A' = \begin{pmatrix} r_p \frac{X_{A'} r_p - Y_{A'} \sqrt{X_{A'}^2 + Y_{A'}^2 - r_p^2}}{X_{A'}^2 + Y_{A'}^2} - l_k \sin \theta_{Ak}, \\ r_p \frac{Y_{A'} r_p - X_{A'} \sqrt{X_{A'}^2 + Y_{A'}^2 - r_p^2}}{X_{A'}^2 + Y_{A'}^2} - l_k \cos \theta_{Ak} \end{pmatrix} \quad (3.11)$$

ここで,  $X_{A'} = -R_m \cos \theta + l_k \sin \theta_{Ak}$ ,  $Y_{A'} = R_m \sin \theta + l_k \cos \theta_{Ak}$  である.

$$B' = \begin{pmatrix} r_p \frac{X_{B'} r_p - Y_{B'} \sqrt{X_{B'}^2 + Y_{B'}^2 - r_p^2}}{X_{B'}^2 + Y_{B'}^2} - l_k \sin \theta_{Ak}, \\ r_p \frac{Y_{B'} r_p - X_{B'} \sqrt{X_{B'}^2 + Y_{B'}^2 - r_p^2}}{X_{B'}^2 + Y_{B'}^2} - l_k \cos \theta_{Ak} \end{pmatrix} \quad (3.12)$$

ここで,  $X_{B'} = -(L_k \sin \theta_{Ak} r_f \cos(\theta_{Ak} + \theta_{Aa})) + l_k \sin \theta_{Ak}$ ,  $Y_{B'} = -L_k \cos \theta_{Ak} + r_f \sin(\theta_{Ak} + \theta_{Aa}) + l_k \cos \theta_{Ak}$  である.

上記で導出した座標を用いて,  $l_w$ ,  $L_t$ ,  $\theta_s$ ,  $\theta_t$ ,  $\theta_{t'}$  を求める.  $A$  地点から  $B$  地点までのワイヤの長さ  $l_w$  は (3.13) 式で求められる.

$$l_w = |AA'| + |BB'| + \widehat{A'B'} \quad (3.13)$$

膝の中心  $O$  からワイヤの固定点  $B$  までの長さ  $L_t$  は (3.14) 式で求められる.

$$L_t = |OB| \quad (3.14)$$

$\theta_s$  は  $\triangle A', B', O_p$  において余弦定理を用いて導出される.

$$\theta_s = \frac{\pi}{2} - \frac{1}{2} \cos^{-1} \left( \frac{|A'B'|^2 - |O_p B'|^2 - |O_p A'|^2}{4|O_p A'| |O_p B'|} \right) \quad (3.15)$$

$\theta_t$  は  $\triangle B, B', O_f$  において余弦定理を用いて導出される.

$$\theta_t = \cos^{-1} \left( \frac{|O_f B'|^2 - |O_f B|^2 - |B'B|^2}{2|O_f B| |B'B|} \right) - \theta_{Aa} \quad (3.16)$$

$\theta_{t'}$  は  $\triangle B, B', O$  において余弦定理を用いて導出される.

$$\theta_{t'} = \frac{1}{2} \cos^{-1} \left( \frac{|BB'|^2 - |OB'|^2 - |OB|^2}{2|BB'| |OB'|} \right) \quad (3.17)$$

これらを (3.5), (3.6) 式に代入することで  $\tau_{Ak}$ ,  $\tau_{Aa}$  が求まる.

### 3.4 アシスト装置の力学モデル

ここではアシスト装置の力学モデルを導出する．現在は膝関節の上にモータを装着する実験を行ったが，今後はモータを腰の位置に移動することを考えているため力学モデルはプーリと靴を装着した膝から下部分を考える．装置に外骨格はないため人の骨をプーリと靴をつなぐ骨格とした．また，装置の膝から下部分のモデルを導出したいため，質量はプーリと靴部分のみで考えた．アシスト装置の力学モデルは動力学を用いて (3.18) 式より導出した．

$$\boldsymbol{\tau}_A = \mathbf{H}(\boldsymbol{\theta}_A) \ddot{\boldsymbol{\theta}}_A + \mathbf{C}(\boldsymbol{\theta}_A, \dot{\boldsymbol{\theta}}_A) + \mathbf{G}(\boldsymbol{\theta}_A) \quad (3.18)$$

$$\boldsymbol{\tau}_A = \begin{bmatrix} \tau_{Ak} & \tau_{Aa} \end{bmatrix}^T, \quad \boldsymbol{\theta}_A = \begin{bmatrix} \theta_{Ak} & \theta_{Aa} \end{bmatrix}^T$$

$$\mathbf{H}(\boldsymbol{\theta}_A) = \begin{bmatrix} H_{11} & H_{12} \\ H_{21} & H_{22} \end{bmatrix}$$

$$H_{11} = m_p l_p^2 + m_f (L_k^2 + l_f^2 + 2L_k l_f \sin \theta_{Aa}) + I_p + I_f$$

$$H_{12} = H_{21} = m_f (l_f^2 + L_k l_f \sin \theta_{Aa}) + I_f$$

$$H_{22} = m_f l_f^2 + I_f$$

$$\mathbf{C}(\boldsymbol{\theta}_A, \dot{\boldsymbol{\theta}}_A) = \begin{bmatrix} C_1 \\ C_2 \end{bmatrix}$$

$$C_1 = m_f L_k l_f \cos \theta_{Ak} (2\dot{\theta}_{Ak} \dot{\theta}_{Aa} + \dot{\theta}_{Aa}^2)$$

$$C_2 = m_f L_k l_f \cos \theta_{Ak} \dot{\theta}_{Ak} \dot{\theta}_{Aa}$$

$$\mathbf{G}(\boldsymbol{\theta}_A) = \begin{bmatrix} G_1 \\ G_2 \end{bmatrix}$$

$$G_1 = m_p g l_k \sin \theta_{Ak} + m_f g (-L_k \sin \theta_{Ak} + l_f \cos(\theta_{Ak} + \theta_{Aa}))$$

$$G_2 = m_f l_f g \cos(\theta_{Ak} + \theta_{Aa})$$

## 第4章 実機検証

本章では, 提案するアシスト装置のモデリングを確認するため, 静的実験と動的实验の二種類の実験を行った. 実機実験では安全を考慮し, 図 4.1 に示すロボットアームをアシスト対象として検証を行った. また, 実験とシミュレーションでは表 4.1 の装置パラメータを用いた.

### 4.1 張力測定

本節ではワイヤの巻き取り量と張力の関係を実験により求める. ワイヤはモータに巻き付け, 図 4.2 のように力センサに固定して測定した. 結果は図 4.3 となり, 張力  $f$  と巻き取り量  $x_m$  の関係を 4 次式で表現した.

$$\begin{aligned} f = & 3 \times 10^8 (x_m - x_s)^4 - 178078 (x_m - x_s)^3 \\ & - 54529 (x_m - x_s)^2 + 711.24 (x_m - x_s) \end{aligned} \quad (4.1)$$

表 4.1: 実機のパラメータ

$r_m$ [m]	0.021	$l_p$ [m]	0.26
$r_p$ [m]	0.021	$l_f$ [m]	0.1
$r_f$ [m]	0.043	$m_p$ [kg]	0.62
$l_k$ [m]	0.17	$m_f$ [kg]	0.53
$L_k$ [m]	0.39	$L_f$ [m]	0.44
$K_\tau$ [Nm/A]	0.0525	$J_m$ [kgm <sup>2</sup> ]	$8.32 \times 10^{-5}$
$K$	74		



## 4.2 静的動作での検証

本節ではアシスト装置のモデル式 (3.1) – (3.6) を確認するため, 関節を固定した状態でアシスト装置を動作させる静的アシスト実験を行った.

### 4.2.1 実験条件

本実験では膝関節トルクと足関節トルクを測定するために二種類の実験を行った. 両実験とも  $\theta_{Ak}$  と  $\theta_{Aa}$  を 0 deg に固定した. モータ指令値は  $\tau_{Aa} = 0.8$  Nm となるように (3.1) – (3.6) 式により計算し, 34.7 deg と決定した. その時のワイヤの巻き取り量を図 4.4 に示す.

#### $\tau_{Ak}$ の測定

$\tau_{Ak}$  の計測装置を図 4.5(a) に示す. ロボットアームは力センサにネジで固定され, 姿勢は一定となっている. 各プーリにはワイヤが巻かれ, 支柱に固定されている. 図 4.6, 4.8 にシミュレーション結果と実験結果を示す. 定常値は (3.5) 式から求めた値に収束していることが確認できた.

#### $\tau_{Aa}$ の測定

$\tau_{Aa}$  の計測装置を図 4.5(b) に示す. ロボットアームは力センサにネジで固定され, 姿勢は一定となっている. 各プーリにはワイヤが巻かれ, 支柱に固定されている. 図 4.7, 4.8 にシミュレーション結果と実験結果を示す. この実験でも, 定常値は (3.6) 式から求めた値に収束していることが確認できた.

## 4.3 動的動作での検証

本節ではアシスト装置のモデル式 (3.1) – (3.18) を確認するため, 関節を固定せずにアシスト装置を動作させる動的アシスト実験を行った.

### 4.3.1 実験条件

それぞれの関節角度  $\theta_{Aa}$ ,  $\theta_{Ak}$  についてシミュレーションでの応答と比較する. 図 4.9 においてワイヤはそれぞれのプーリに一周巻き付けていて二リンク目のプーリにねじ止めた. 今回の実験では 図 4.10 のように 3 つの指令値で実験した.

### 4.3.2 結果

関節角度  $\theta_{Aa}$ ,  $\theta_{Ak}$  の結果をそれぞれ 図 4.11, 4.12 に示す. 図 4.12 より足関節はシミュレーション値と実験値が概ね一致している. しかし, 図 4.11 より膝関節ではシミュレーション値に比べて実験値の 1 周期目の値が大きくなっていることがわかる. これは初期姿勢時にワイヤにたるみがあり, ワイヤが張り切った時に考慮しきれていない力がロボットアームに伝わってしまったからではないかと考えられる. 今回導出したモデルは人のモデルと組み合わせて使用するため, 十分な重量のある人のモデルでは影響が少ないと考える. これらからモデル (3.1) – (3.18) 式が確認できたといえる.

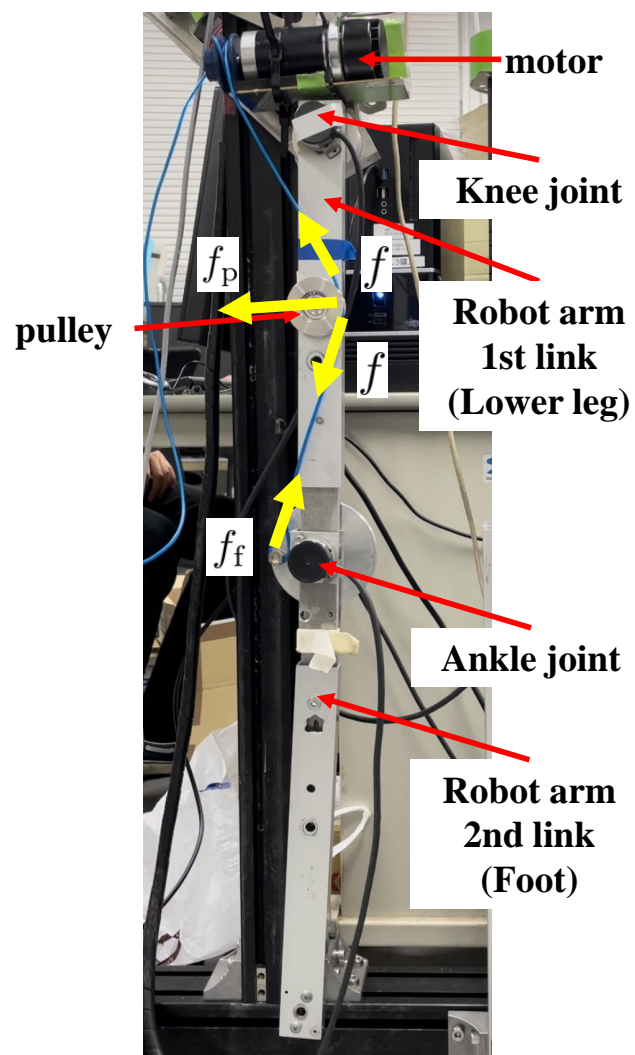


図 4.1: アシスト装置が装着されたロボットアーム

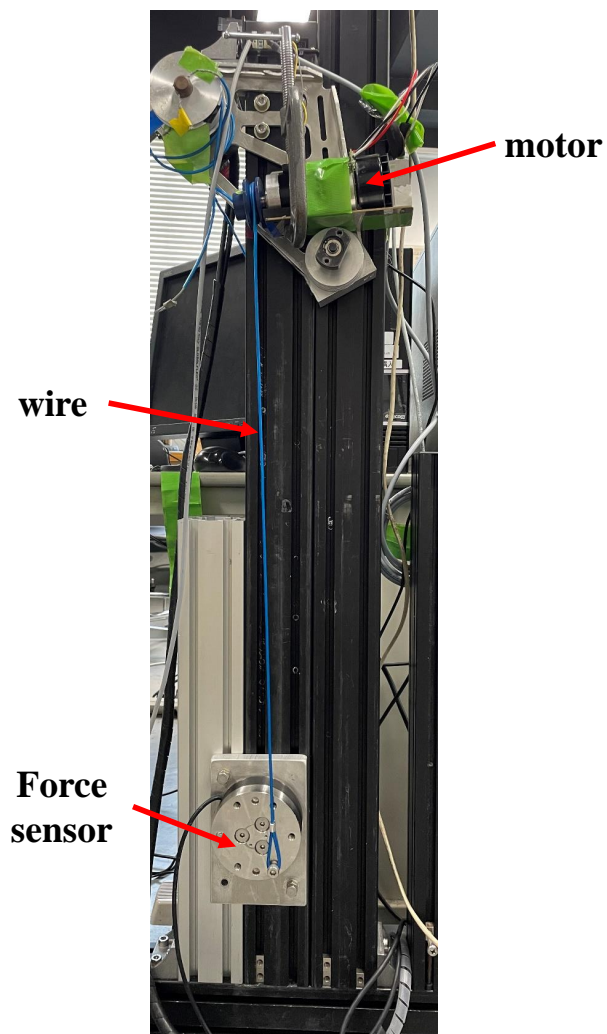


図 4.2: 張力実験と近似式

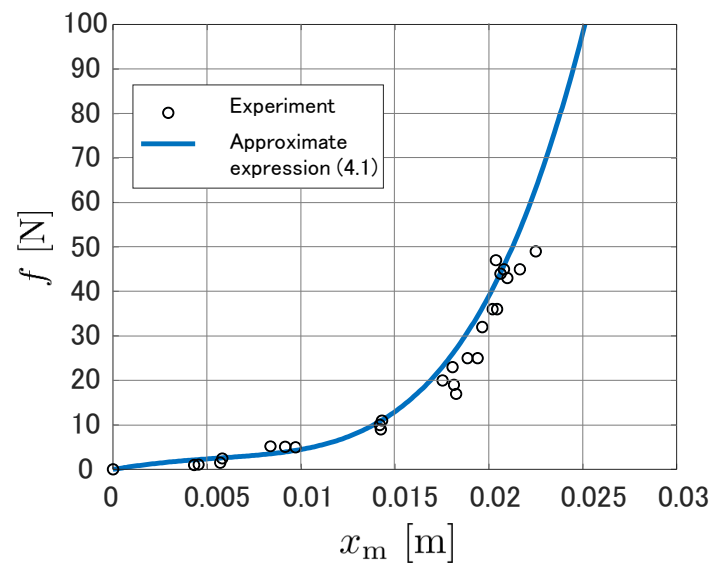


図 4.3: 張力結果

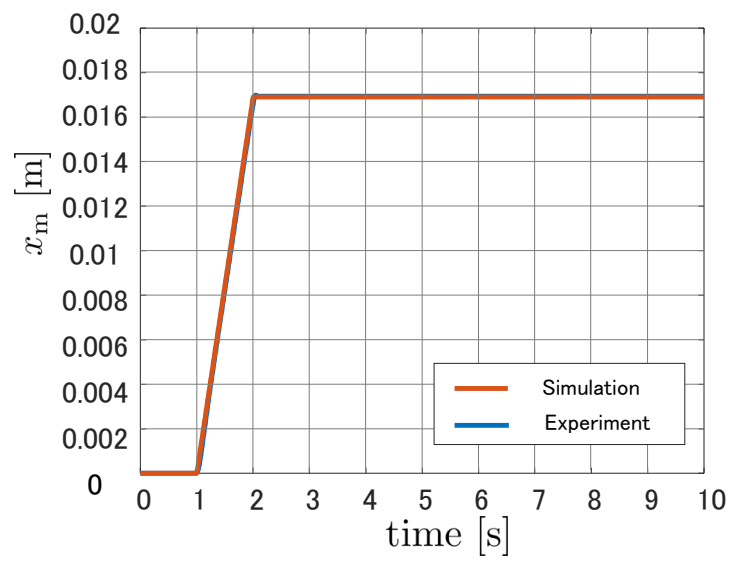


図 4.4: ワイヤの巻き取り量

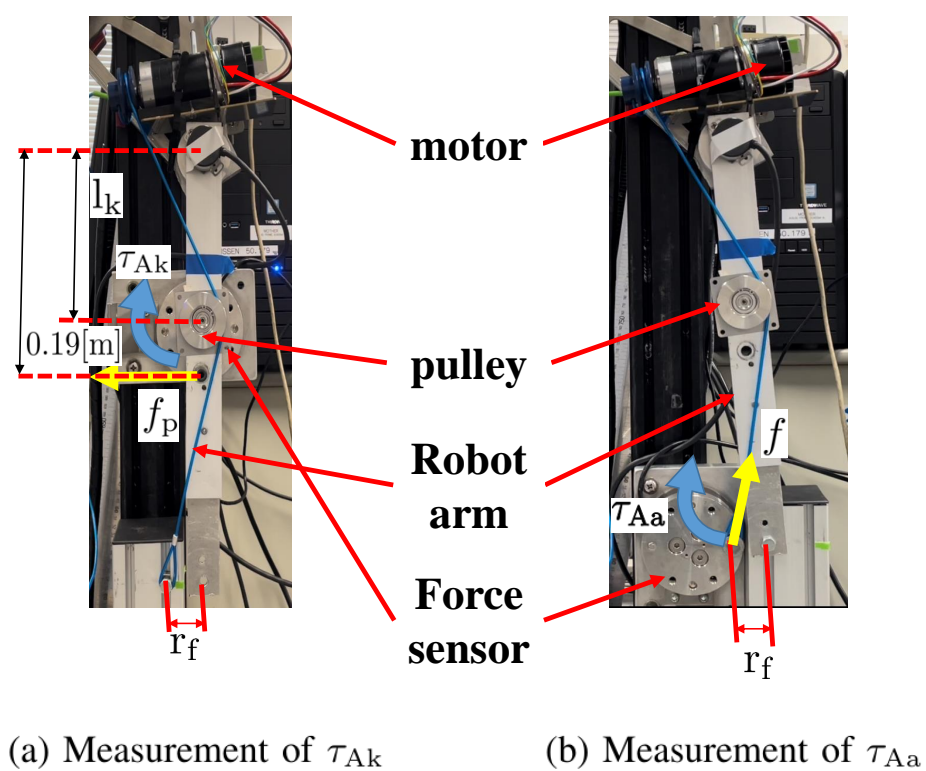


図 4.5: 静的動作実験

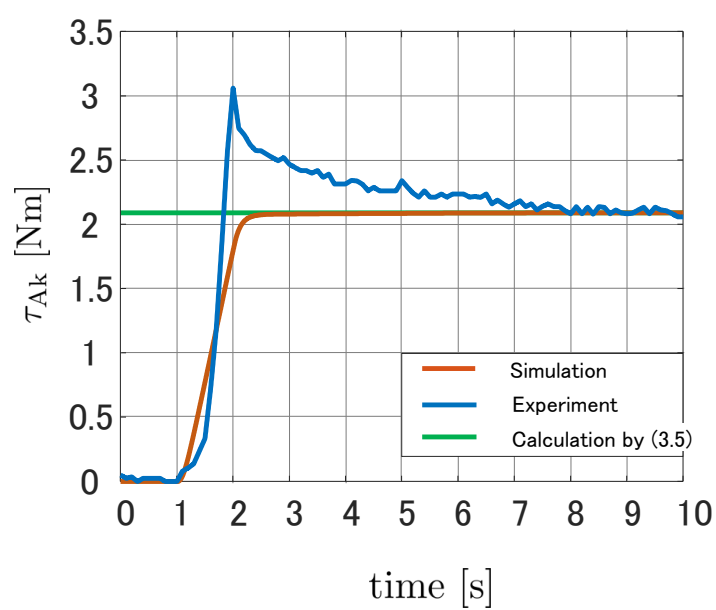


図 4.6: 静的時の  $\tau_{Ak}$  の比較

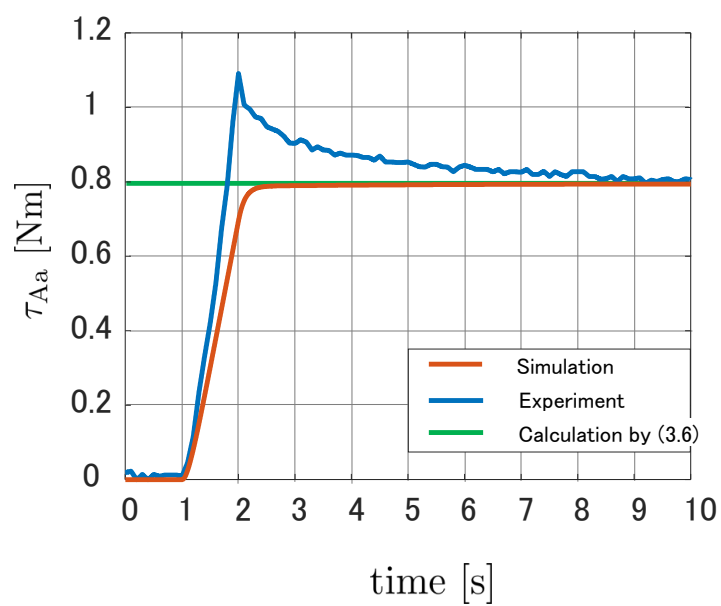


図 4.7: 静的時の  $\tau_{Aa}$  の比較

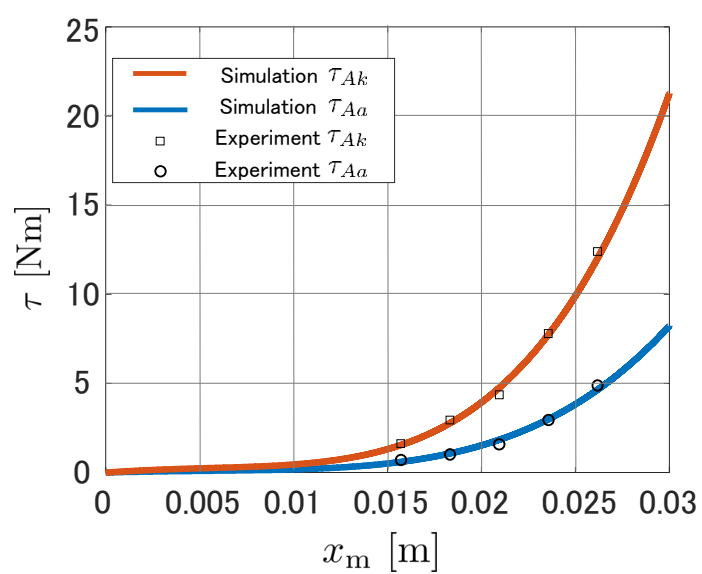


図 4.8: 両関節トルクの定常値の比較

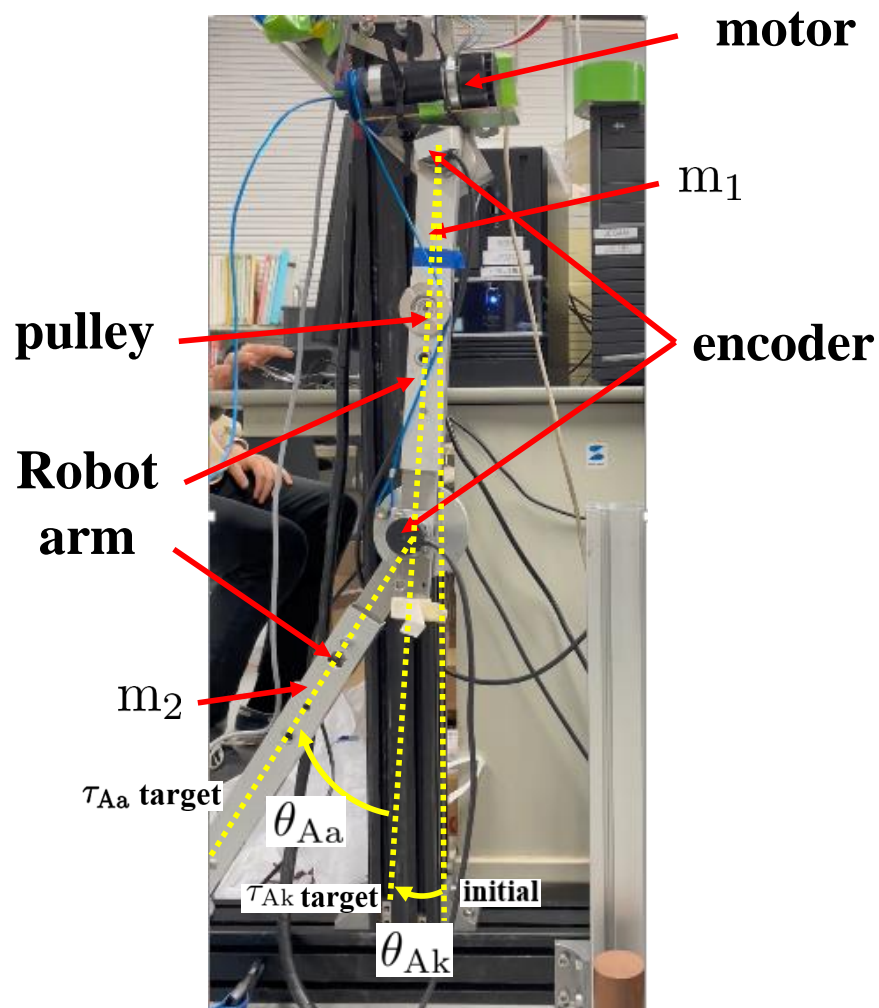


図 4.9: 動の実験



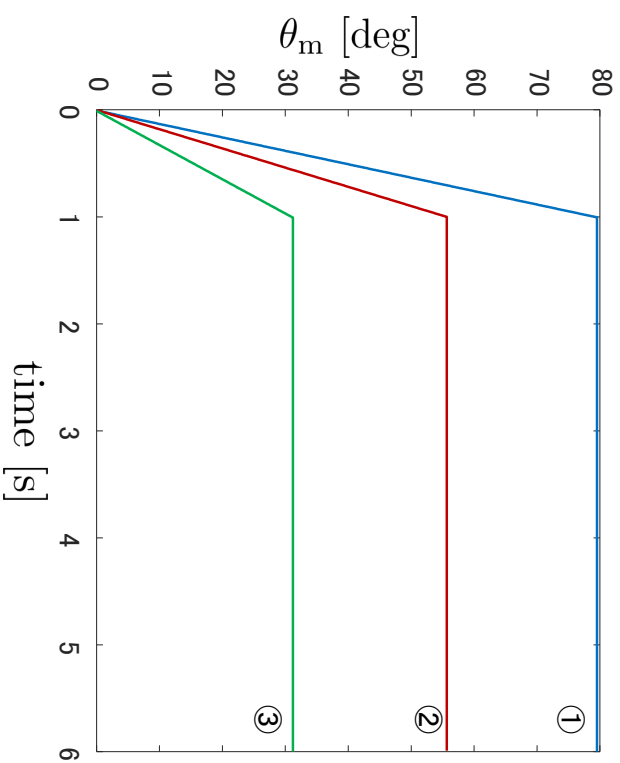


図 4.10: モータ角度

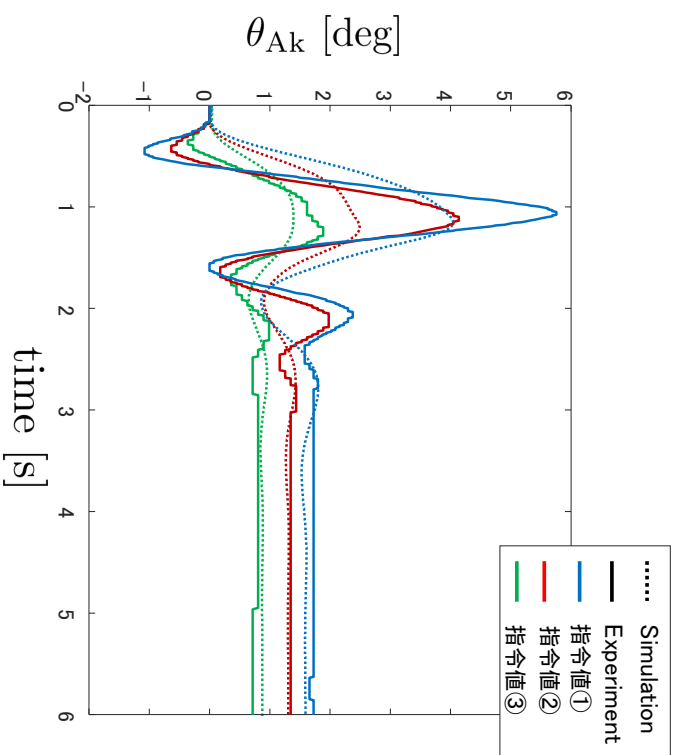


図 4.11: 膝関節角度

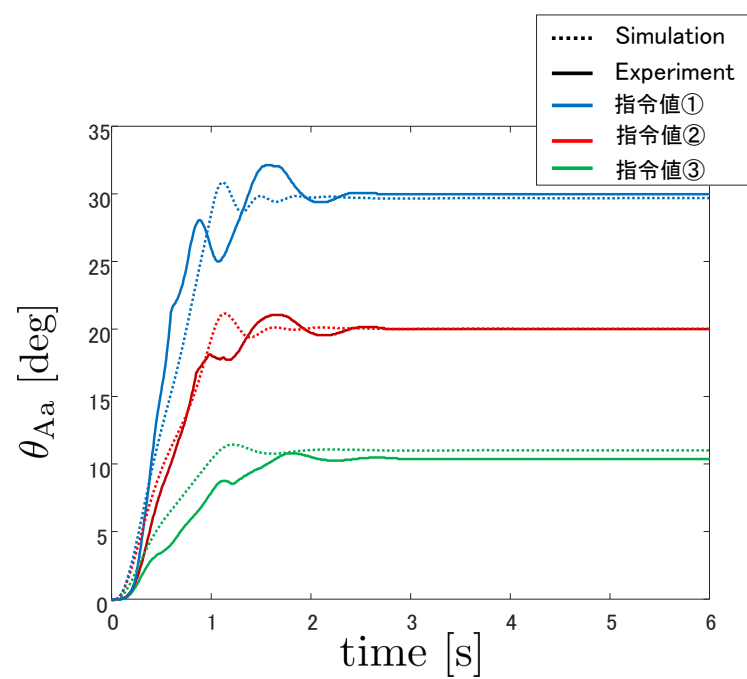


図 4.12: 足関節角度

## 第5章 歩行実験

本章では製作した実機の概要を説明し、人に装着して歩行実験を行い、装置の有用性を確認する。

### 5.1 実機製作

3章で示した図3.2の提案モデルをもとに実機を作成した。装置が装着者に及ぼす負担をできる限り軽減するため、できるだけコンパクトな構造を設計した。モータ取り付け部分は装着がしやすいようにフレームで覆い、ベルトで固定できるようになっている。プーリ部もベルトで固定できるようにフレームを製作した。また、靴にはつま先と足首を直線で結ぶフレームを製作した。そして製作した実機を図5.1に示す。

### 5.2 装着実験

通常歩行とアシスト装置を装着した非アシスト状態での歩行とアシスト状態の3パターンで歩行を行い、歩行時における下肢の筋電位を計測する。このとき、筋電位を比較し、筋活動度の波形の変化を見ることで装着者の負担の増加・減少を確認する。歩行アシスト装置を用いた実験条件について、以下のように定義する。

- 測定対象は健常な成人男性を対象とする。
- 危険に備え、被験者はモータの緊急停止ボタンを持ちながら測定を行う。
- 足底屈に影響のある腓腹筋を対象とした。
- 歩行は右脚支持脚開始時から開始し、右脚支持脚後期から遊脚へ移行し、右脚支持期へ移行する。
- 歩行において右脚支持脚開始時から右脚遊脚終了時までを1周期とする。
- 実機のアシスト対象となる期間は支持脚期である。
- 右脚支持脚開始時をアシストの開始時とする。
- アシスト時にはボタンを押すことでEMGをONとする。

筋電位計測にはDFRobotの表面筋電位計測装置（SRN0240）を用いた。測定対象となる筋にあたる皮膚に乾式センサを貼り付け計測を行う装置である。センサは図5.2の



図 5.1: 装着時の実機

表 5.1: EMG の二乗平均平方根

通常歩行	1314.297392
非アシスト時	1873.52967
アシスト時	1240.086127

ように貼り付けた。筋電位の測定には通過帯域  $20 - 150$  [Hz] のノッチフィルタを用いた。また、関節角度の測定にはモーションキャプチャーを用いた。図のようにしてそれぞれの座標を測定し、角度を導出した。今回、実験に参加した被験者は身長  $170$  [cm] 体重  $55$  [kg] であり、装置を装着した被験者が先に定義した実験条件をもとに 3 パターンでの計測を行った結果を示す。

実験結果を図 5.3 – 5.5，モータの角度指令値を図 5.6 に示す。この結果はデータ取得を行った後、支持脚開始から遊脚終了時までの 1 周期を抽出したデータとなっている。



図 5.2: EMG センサの装着

EMG の計測結果を評価する手法として, 今回は筋活動の二乗平均平方根を算出し評価を行った. そのときの結果を表 5.1 に示す.

装置を装着した非アシスト状態と比較した場合のアシストによる減少を確認できた. しかし, 通常歩行と比較した場合は変化が少なかった. この原因として人の歩行速度に合わせてモータを動作させたためアシストトルク  $\tau_{Aa}$  と  $\tau_{Ak}$  は図 5.7 となり, OpenSim で求めた最適なアシストトルク図 2.1b の 20% となってしまったからだと考えられる. これはワイヤの摩擦などを考えず, 装置によるアシストトルクが理想的に人に伝わった場合である. モータを変更して人の発揮トルクに対して十分なアシストトルクを発揮する必要がある. また, 関節角度に関しては装置を装着した非アシスト状態とアシスト状態では同じような軌道となったが, 通常歩行の関節角度とは大きく違っている. この理由としてモータの重量や靴部分にフレームを作成したことが影響していると考えられる. 今後は歩行の妨げにならない装置の改良が必要だと考えられる.

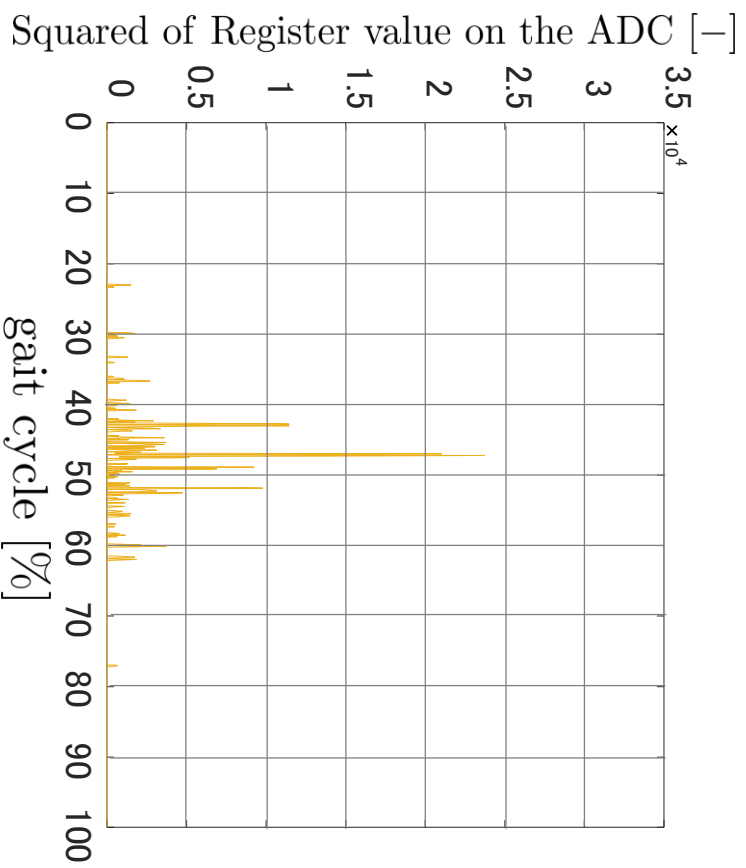


図 5.3: 通常歩行の表面筋電位

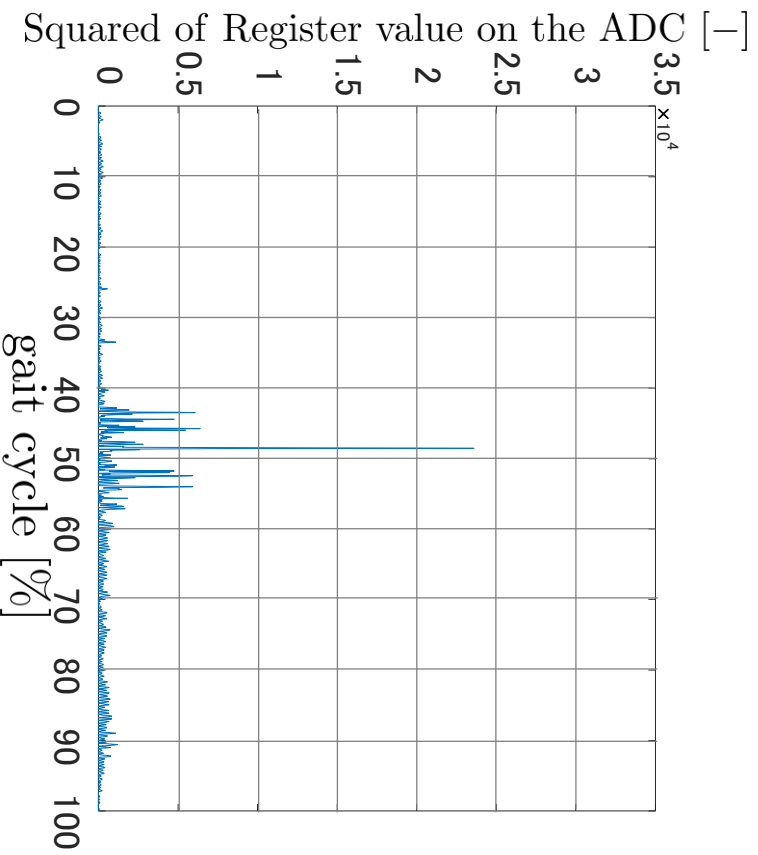


図 5.4: 装置を装着して非アシスト時の表面筋電位

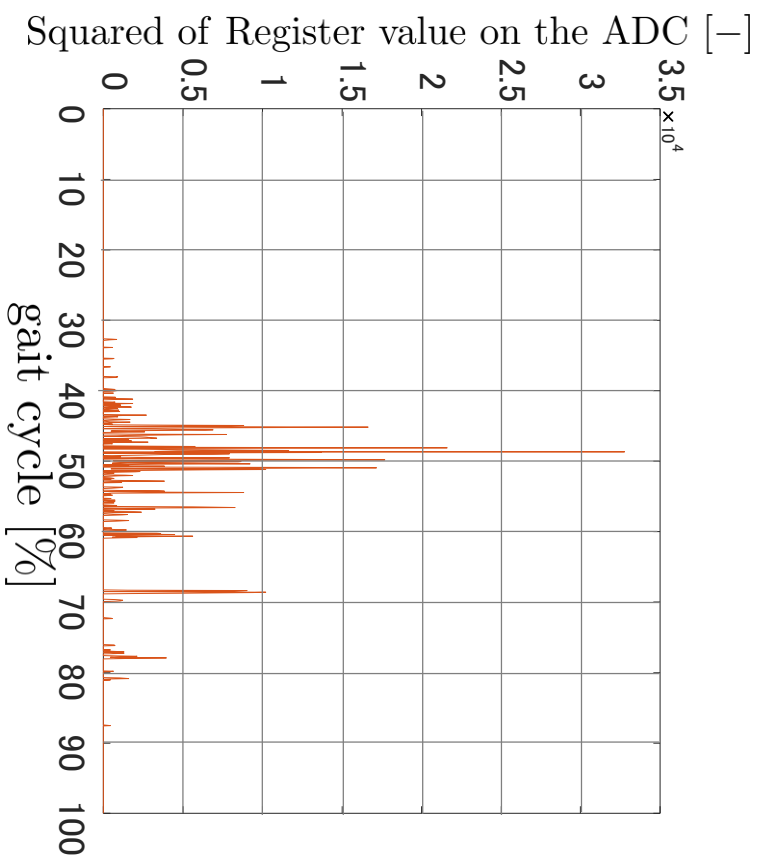


図 5.5: 装置を装着してアサスト時の表面筋電位

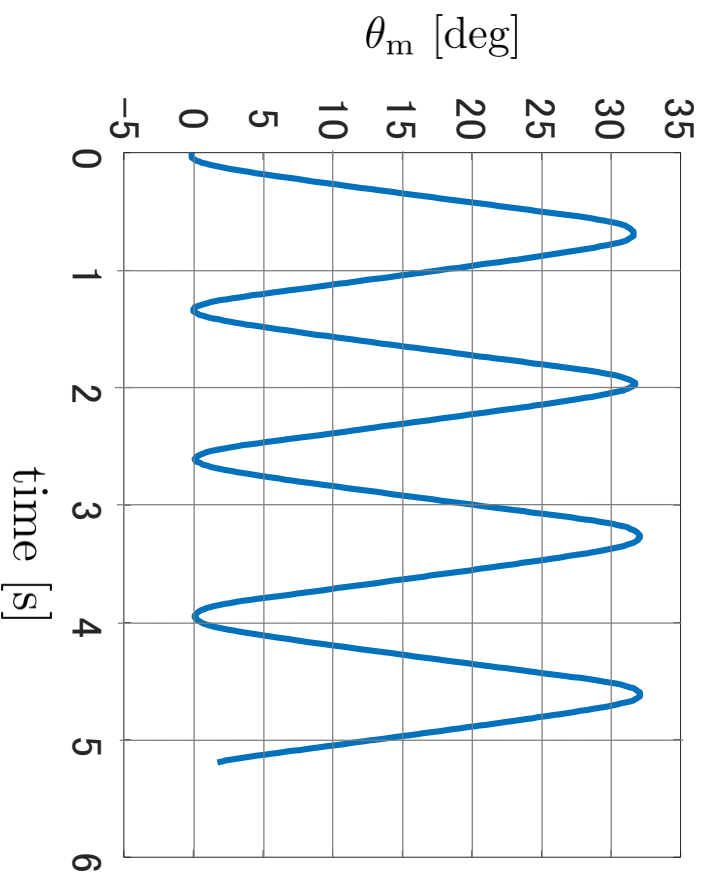


図 5.6: 実験時のモータの角度指令値

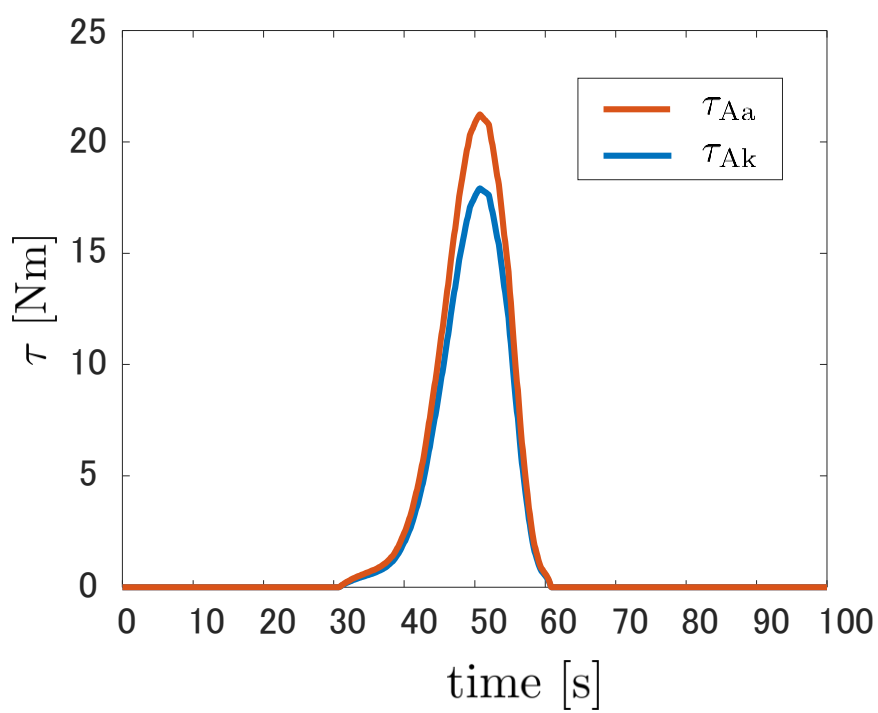


図 5.7: 装置によるアシストトルク



## 第6章 結言

### 6.1 まとめ

本論文では自立して歩行を行うことができる高齢者を対象者とし、低下した下肢筋力のアシストを行う装置の開発を行った。このとき、日常的なアシストを実現するには装置が軽量かつ装着が容易である必要がある点に着目し、1つの脚に対して1つの動力で膝と足関節のアシストが可能な剛性フレームをもたないアシスト装置モデルを考案した。そして提案された数学モデルの再導出を行い、ロボットアームを対象とした実験による有用性の検証と確認を行った。結果としては装置のリンク部分にはたらく力の応答値が定常時に計算値に収束し、リンクの角度が定常時と過渡時ともに導出モデルを用いたシミュレーション値に一致した。また、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。次に人をアシスト対象とした検証では腓腹筋の筋電図波形よりアシスト性能の考察を行った。検証においてアシストによる腓腹筋の活動の減少を確認できたため、人へのアシスト性能を確認できた。

## 6.2 今後の課題と展望

今後の課題を以下に示す.

- 導出した装置モデルによる制御器の作成.
- モータの選定と腰部への移動

今回の検証では腓腹筋を対象として支持脚開始時にアシストを開始することで実機検証を行ったが, モータの動作は一定の周期で行われており, 歩行に合わせた力発揮を行うことはできていない. そのため, 導出したモデルを使用して人を対象としたアシストのシミュレーションを行うことで制御器設計が可能となる. これにより, 装着者の歩行状態に適したアシストが実現できると考えている. 今回の実験時に歩行に必要な力発揮を十分に行うことができないという問題があった. そのため, 2 章で導出した最適なアシストトルクを発揮できるようなモータの選定を行う必要がある. また, モータを現在の位置に装着するとずれたり, 負荷が多くかかる. そこで, モータの位置を腰部に移すことで装着者の歩行の妨げを減少させることができると考えている.

## 参考文献

- [1] Akihito Sano, "ACSIVE : A Non-powered Gait Assist Suit Based on Passive Walking", *Spinal Surgery*, vol. 31, No. 3, pp.242-245, 2017.
- [2] Steven H. Collins, M. Bruce Wiggin and Gregory S. Sawicki, "Reducing the energy cost of human walking using an unpowered exoskeleton", *Nature* vol. 522, pp.212-215, 2015.
- [3] C Tefertiller, *et al* "Initial Outcomes from a Multicenter Study Utilizing the Indego Powered Exoskeleton in Spinal Cord Injury," *Top Spinal Cord Inj Rehabil*, vol. 24, No.1, pp. 78–85, 2018.
- [4] M Bortole, *et al* "The H2 robotic exoskeleton for gait rehabilitation after stroke: early findings from a clinical study," *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 12, No.54, 2015.
- [5] S Hirano, *et al* "Effectiveness of Gait Exercise Assist Robot (GEAR) for stroke patients with hemiplegia," *Japanese Journal of Comprehensive Rehabilitation Science*, vol. 8, pp. 71–76, 2017.
- [6] A. Tsukahara, and M. Hashimoto, "Pilot study of single-legged walking support using wearable robot based on synchronization control for stroke patients," *Proceedings of the 2016 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics Qingdao*, 2016.
- [7] K Kashiwa, *et al* "Design of single-powered tendon drive mechanism for walking assist device," *International Workshop on Research and Education in Mechatronics*, 2020.
- [8] Delp S. L., Anderson F. C., Arnold A. S., Loan P., Habib A., John C. T., Gendelman E., Thelen D.G. OpenSim: Open-Source Software to Create and Analyze

- Dynamic Simulations of Movement. IEEE Trans. Biomed. Eng. 54, 1940?1950.  
10.1109/tbme.2007.901024
- [9] Sambhav, R., Jena, S., Chatterjee, A., Bhasin, S., Santapuri, S., Kumar, Roy, S. (2022). An Integrated Dynamic Closed Loop Simulation Platform for Elbow Flexion Augmentation Using an Upper Limb Exosuit Model. *Frontiers in Robotics and AI*, 9.
- [10] Mitsunori Ariga, Satoshi Komada, Masato Koyama “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

# 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 有賀 光紀 氏，富山 礁太 氏，山口 英也 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 遠藤 健史 君，高井 寛人 君，水谷 力也 君，田中 龍之介 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 岡田 達弥 君，澤木 篤哉 君，亀谷 幸汰 君，天野 将吾 君，佐藤 大翔 君，浅野 竜輝 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) Akiyasu Watanabe, Satoshi Komada, Masato Koyama, “Mathematical modeling and validation of output torques and dynamics for a knee/foot assistive device using a single actuator.”, Proceedings of International Symposium for Sustainability by Engineering at MIU, Dec. 1th, 2022
- (2) 渡邊 晃康, 駒田 諭, 小山 昌人, “歩行中の蹴り出し動作のための足・膝関節単動力アシスト装置の研究” 令和5年度電気・電子・情報関係学会東海市東海支部連合大会講演論文集, No.D3-4, Aug. 28th, 2023
- (3) Akiyasu Watanabe, Mitsunori Ariga, Satoshi Komada, Masato Koyama, “Mathematical modeling and validation of output torques and dynamics for a knee/ankle assistive device using a single actuator”, Proceedings of the 49th Annual Conference of the IEEE Industrial Electronics Society, Singapore, No.000828, Oct. 16th-19th, 2023