

# 他動底背屈時の足関節角度-負荷トルク 特性のモデリング



三重大学大学院工学研究科  
電気電子工学専攻

2018(平成30)年度修士論文

学籍番号 417M209

小栗 淳生

# 目 次

<b>1</b>	<b>序論</b>	<b>3</b>
1.1	研究背景及び目的 . . . . .	3
1.2	本論文の構成 . . . . .	4
<b>2</b>	<b>モデリング</b>	<b>5</b>
2.1	足関節周りの動力学 . . . . .	5
2.2	機器の動力学 $\tau_e$ の同定 . . . . .	6
2.3	足の重力項 $\tau_g(\theta_f)$ の同定 . . . . .	8
2.4	従来モデル . . . . .	8
2.5	提案モデル . . . . .	9
2.6	足関節弾性のヒステリシス特性 . . . . .	10
<b>3</b>	<b>実験</b>	<b>11</b>
3.1	実験条件 . . . . .	11
3.2	実験結果 . . . . .	12
3.2.1	背屈時のモデルフィッティング . . . . .	12
3.2.2	足関節弾性のヒステリシス . . . . .	12
<b>4</b>	<b>結論</b>	<b>19</b>
	参考文献	<b>20</b>
	謝辞	<b>22</b>

# 第 1 章

## 序論

---

### 1.1 研究背景及び目的

脳卒中等により皮質脊髄路に障害が生じると，痙縮と呼ばれる伸張反射の増強を主体とする筋緊張が亢進した状態になることがある．痙縮は速い他動運動時に異常な筋活動が発生する [1]．この抵抗力 (痙縮トルク) を測定することは，抗痙縮薬による治療を行うのかストレッチによる治療を行うかの方針を決定するために必要である [2]．

そこで近年，足関節の痙縮トルクを自動計測する装置開発が進められている [3], [4]．足関節周りで生じるトルクは痙縮トルクに加え，弾性，粘性，慣性トルクを含む．よって，痙縮トルクを計測するためには，足関節トルクを複数のトルクに分離する必要がある．

しかしながら，従来の装置はこれらのトルク分離に成功していないため，純粋な痙縮の評価とは言えなかった．そこで本論文では，足関節トルクと足関節角度を計測する装置を開発し，手始めに弾性トルクと関節角度の関係を定式化した．

足関節に生じる他動運動時のトルクを足関節角度の 1 次関数としてモデル化している [5], [6]．しかしながら，GC と SL の自然長は異なるため，ある足関節角度において両方の筋が伸ばされ始め，その角度において弾性の振る舞いは変化するべきであり，線形関係は成り立たない．

そこで足関節の弾性を指数関数で近似したものがある [7], [8]．Robert らのモデル [7] は，同定するパラメータが 7 つと多く複雑なモデルとなっている．それに対して Erwin らのモデル [8] は同定

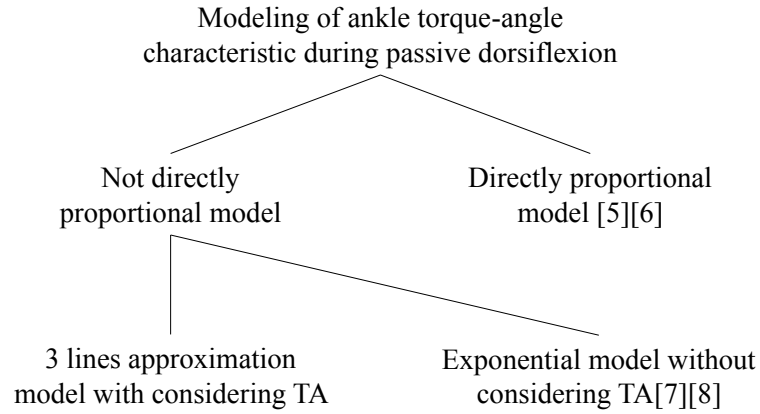


Fig. 1-1: Logic tree diagram

するパラメータが5つと安易なモデルで近似精度も良い。そのモデルは GC と SL の弾性モデルを用いているが、足関節の運動には背屈時に収縮する前脛骨筋 (TA)、底屈時に収縮する腓腹筋 (GC) とヒラメ筋 (SL) の3つの筋が関係しているため、底屈位でのモデル化誤差が大きい。また、背屈時と底屈時の弾性特性に差異があるヒステリシス特性を示すことが報告されているが [10], [11], そのモデル化はなされていない。

そこで本研究では、GC,SL,TA の弾性モデルを用いて受動運動時の弾性トルクと足関節角度の関係および足関節弾性のヒステリシス特性の一部を定式化した。以下に本稿の構成を示す。

## 1.2 本論文の構成

以下に本稿の構成を示す。2章では、足関節周りの動力学、機器の重力項の同定、先行研究で用いられていたモデルおよび提案モデル、ヒステリシス特性について説明する。3章では、実験条件および結果について説明する。4章では、結論を述べる。

## 第 2 章

# モデリング

---

この章の構成を以下に示す．2.1 節では足関節周りの動力学, 2.2 節では機器の動力学  $\tau_e$  の同定, 2.3 節では足関節の重力項  $\tau_g(\theta_f)$  の同定, 2.4 節では先行研究のモデル, 2.5 節では提案モデル, 2.6 節では足関節のヒステリシス特性について説明する．

### 2.1 足関節周りの動力学

本論文で用いられる他動背屈装置は Fig.2-1 のようになっており, 足置き場の回転中心周りの動力学は (2.1) 式と表せる．

$$j_h \ddot{\theta}_f = \tau_m + \tau_e + \tau_g + \tau_k + \tau_d \quad (2.1)$$

ここで  $j_h, \tau_m, \tau_e, \tau_g, \tau_k, \tau_d, \theta_f$  はそれぞれ足部の慣性モーメント, モータのトルク, 機器の動力学 (回転軸周りの重力, 粘性および慣性), 足部の重力項, 足関節の弾性, 粘性, Fig.2-2 の "leg 座標系 ( $\Sigma_f$ )" で定義される足関節の角度である (脚と足が直角になる角度を 0 とし, 背屈方向を正とする)．あらかじめ同定した機器の動力学を  $\hat{\tau}_e$  とする．さらに測定をする際は弾性にのみ着目したため, 等角速度かつ低角速とすることで以下の条件を得る．

$$\ddot{\theta}_f = 0 \quad (2.2)$$

$$\tau_d = 0 \quad (2.3)$$

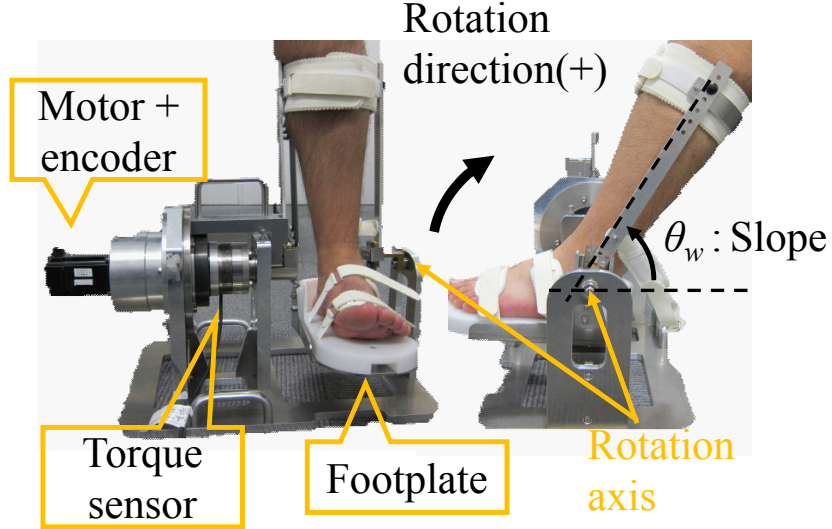


Fig. 2-1: Evaluation equipment

事前に同定した足部の重力項を  $\hat{\tau}_g$  とする．これらにより，足関節周りの動力学は以下のように示される．

$$0 = \tau_m + \hat{\tau}_e + \hat{\tau}_g + \tau_k \quad (2.4)$$

(2.4) 式より，トルクセンサでモータトルク  $\tau_m$  を計測できれば弾性トルク  $\tau_k$  を推定できる．

## 2.2 機器の動力学 $\tau_e$ の同定

前の節で説明したように，足関節の弾性のみに着目するためには  $\tau_m$  から機器の動力学  $\tau_e$  を取り除く必要がある．例として，世界座標系での機器の傾き  $\theta_w$  が  $30[\text{deg}]$  の時の機器の動力学を Fig.2-3 に示す．これは機器が回転している際の角度-負荷トルクの特性である．ここで得られた  $\hat{\tau}_e$  を用いて  $\tau_m$  から機器の動力学を取り除く．

$$0 = \tau_m + \hat{\tau}_g + \tau_k(\theta_f) \quad (2.5)$$

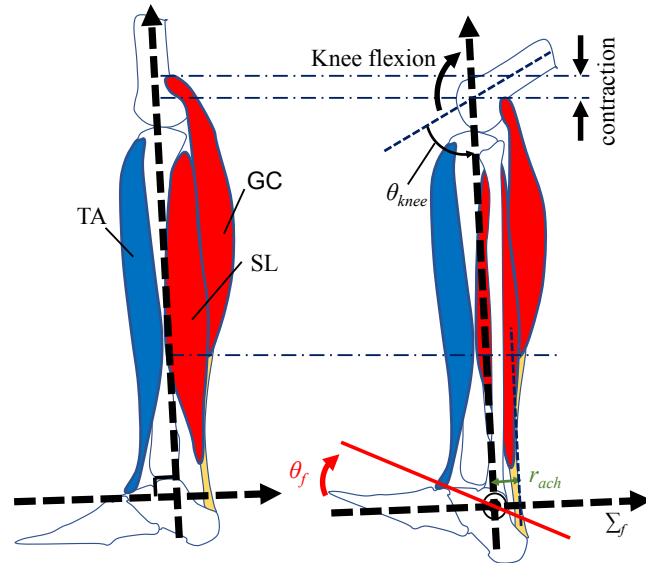


Fig. 2-2: Muscle

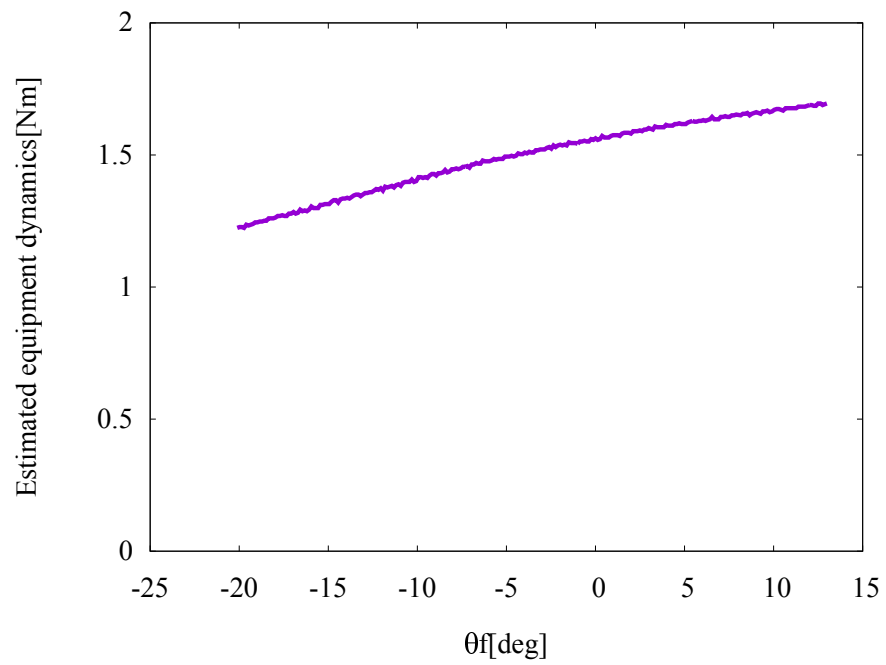


Fig. 2-3: Example of equipment dynamics

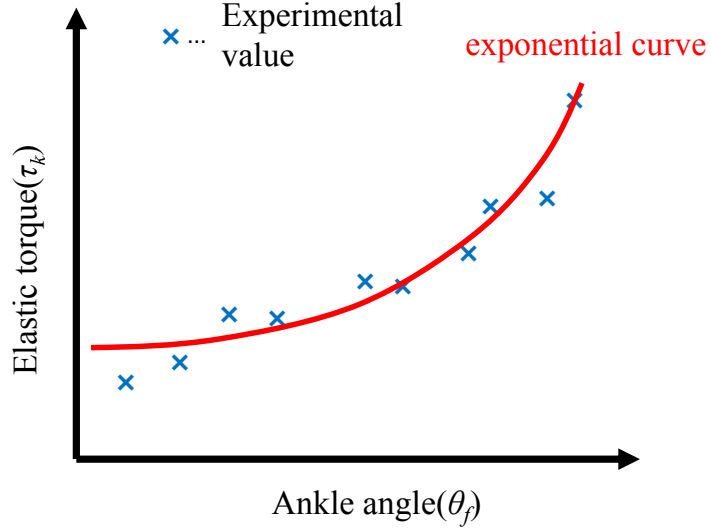


Fig. 2-4: Image of previous model

## 2.3 足の重力項 $\tau_g(\theta_f)$ の同定

足部の質量は体重の 1.8% [13], 質量中心比は足先から 59.5% [14] と報告されている. これらの情報を元に幾何学的に計算し, 下式のように足部の重力項  $\hat{\tau}_g$  を同定した.

$$\hat{\tau}_g = 0.018m_w g(l_f(1 - 0.595) - l_a) \quad (2.6)$$

ここで,  $m_w, l_f, l_a$  はそれぞれ被験者の体重, 足の長さ, 踵からくるぶし (回転中心) の長さである.

## 2.4 従来モデル

先行研究 [8] で用いられている足関節弾性のモデルを以下に示す.

$$\hat{\tau}_k = ((e)^{k(x_{tri}-x_0)} - f_0)r_{ach}(\theta_f) \quad (2.7)$$

$$x_{tri} = r_{ach}(\theta_f) \tan(\theta_f) \quad (2.8)$$

$$r_{ach}(\theta_f) = (a - b\theta_f) \quad (2.9)$$

ここで  $k$  は弾性係数,  $x_{tri}$  は下腿三頭筋 (GC+SL) の長さ,  $x_0$  は筋の長さのオフセット,  $f_0$  は力のオフセット,  $r_{ach}$  はアキレス腱のモーメントアーム,  $a, b$  は多項式の係数である. このモデルで



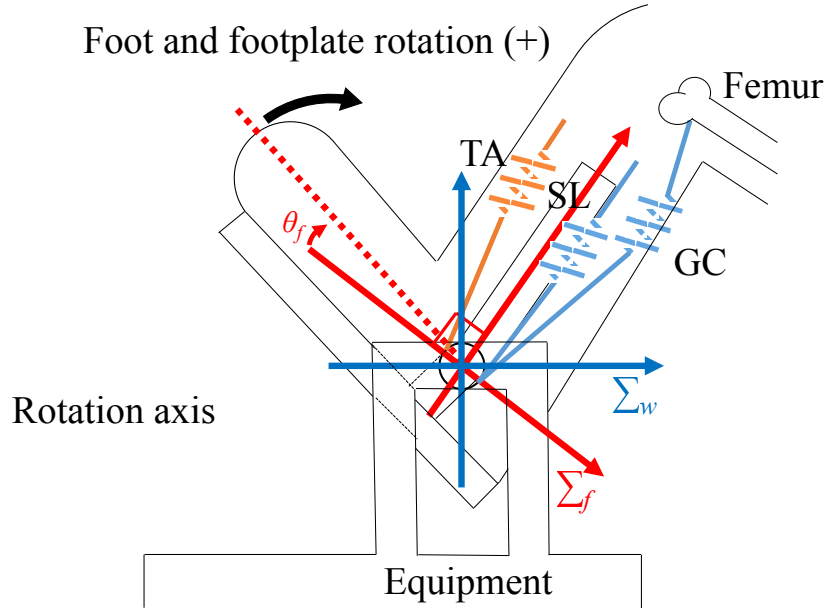


Fig. 2-5: Conceptual diagram of proposed model

は下腿三頭筋の弾性はモデル化しているが、TA の弾性はモデル化していない。

## 2.5 提案モデル

足関節の底背関わる筋は主に単関節筋である TA・SL，二関節筋である GC の3つである．Fig.2-5 に示されるように GC は大腿骨に付着しているため，膝関節角度  $\theta_{knee}$  によって GC は伸ばされる．たとえば，膝関節が伸ばされると，GC は伸ばされるが，TA,SL は伸ばされない．底背屈に関係する3つの筋肉をそれぞれ弾性要素とする．これらより，本研究で扱う下腿の弾性モデルを以下に示す．

$$\hat{\tau}_k = \begin{cases} k_1\theta_f & (\theta_f \leq \theta_1) \\ k_2\theta_f & (\theta_1 \leq \theta_f \leq \theta_2) \\ (k_2 + k_3)\theta_f & (\theta_2 \leq \theta_f) \end{cases} \quad (2.10)$$

ここで上式で  $k_1, k_2, k_3$  はそれぞれ TA, SL, GC による弾性係数を表している．また GC は二関節筋であるので Fig.2-2 のように膝の角度により筋が伸張される．膝角度を変化させることにより腓腹筋の自然長が変化するので， $k_2$  の値が増加すると考えられる．

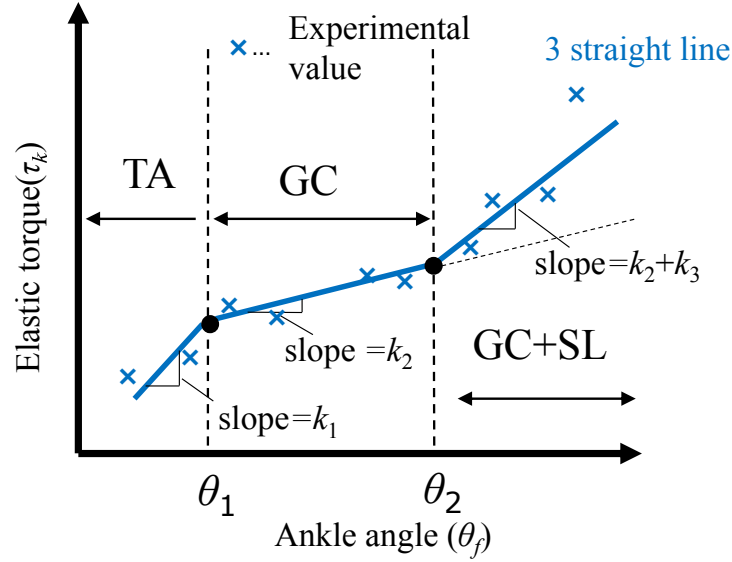


Fig. 2-6: Image of proposed model

## 2.6 足関節弾性のヒステリシス特性

足関節の弾性は背屈時と底屈時とは異なるヒステリシス特性を示すと報告されている [10], [11]. また背屈位で保持した場合、保持開始時から弾性が低下しある一定値へ漸近する特性を示す [12] ため、下式とモデル化する.

$$\tau_k(t) = \frac{c}{t} + \tau_{k,min} \quad (2.11)$$

ここで  $\tau_{k,min}$  は漸近する弾性トルクの値、 $c$  は比例定数を示す. 痙縮はクローヌスという筋肉や腱を不意に伸張したときに生じる規則的かつ律動的に筋収縮を反復する症状も見られ、不意に収縮した際にはこのヒステリシス特性が現れるため、正確にモデル化することで痙縮評価精度を向上させる.

## 第 3 章

# 実験

---

本研究の目的は、正確な痙縮評価の足がかりとすることである。足関節の他動運動時のトルクは、関節組織による粘性トルクや弾性トルク、神経による異常な筋活動による痙縮トルクからなると考えられている。したがって、粘性と弾性要素を正確にモデル化することは、痙縮トルクのみを抽出するために必要不可欠である。本研究では、他動背屈時の弾性トルクおよびその後の他動底屈時の弾性トルクをモデル化する。この章の構成を以下に示す。3.1 節では実験条件、3.2 節では実験結果について説明する。

### 3.1 実験条件

被験者は 24 歳の健常者であり、右足関節を測定対象とした。また、実験結果の再現性を確保するため、測定の前に 20 分間のストレッチを行った。足関節角度  $\theta_f$  とモータトルク  $\tau_m$  はエンコーダおよびトルクセンサにより測定した。モデルフィッティングの際は足関節は-20[deg] から 13[deg] まで等角速度で他動的に背屈された。ヒステリシス特性の測定では、足関節は-23[deg] から 15[deg] まで等角速度で他動的に底背屈された。従来モデルのパラメータ  $k, x_0, f_0, a, b$  および提案モデルのパラメータ  $k_1, k_2, k_3, \theta_1, \theta_2$  は以下の式のように実測値  $\tau_k$  と (2.7) 式および (2.10) 式から得られるモデル値  $\hat{\tau}_k$  の誤差が最小となるように探索した。

$$e_{sum} = \text{minimize} \left( \sum_{i=1}^N |\tau_k[i] - \hat{\tau}_k[i]| \right) \quad (3.1)$$

$e_{sum,i,N}$  は測定値とモデル値の絶対誤差の和，データの番号，データ数である．

## 3.2 実験結果

実験は大きく分けて，従来・提案モデルのフィッティングとヒステリシス特性の定式化の2項目について行われた．本節の構成を以下に示す．3.2.1 項では従来および提案モデルでのフィッティングの結果，3.2.2 項では足関節弾性のヒステリシス特性測定結果を示す．

### 3.2.1 背屈時のモデルフィッティング

従来モデルおよび提案モデルのフィッティング結果を Fig.3-1,3-2，および推定したパラメータを Table.3.3,3.2 に示す．Fig.3-1,3-2 において，破線はそれぞれ膝角度  $\theta_k$  を 90,48,8[deg] とした時に装置により他動的に背屈された際の値，実線は太いものから順に膝を膝を 90,48,8[deg] とした時のモデル値である．どちらの図も横軸は足関節の角度  $\theta_f$ [deg]，縦軸はトルク  $\tau_k$ [Nm] であり，角度に関するトルク特性である弾性を表している．従来モデルのフィッティング結果は  $\theta_{fi}$ -15[deg] のときでモデル値  $\hat{\tau}_k$  と実測値  $\tau_k$  の誤差が大きくなっている．これは，TA のモデルを考慮していないため，底屈位で誤差が大きくなったと考えられる．これらの結果より，提案モデルのほうが誤差が少なくなっており，より正確にモデル化できていると言える．

### 3.2.2 足関節弾性のヒステリシス

Fig.3-3,3-4 は，それぞれ  $\dot{\theta}_f = const.$  で背屈させた後  $\theta_f=15$ [deg] で停止する時間を 0,5,10,20[s] とした際の足関節角度-トルク特性およびトルクの時間応答を示す．長く停止するほど弾性トルク値が落ちてゆき，その後の装置によって底屈している際の 0[deg] 付近ですべて合流し，それ以降は同様の特性を示している．このことから，筋は伸張される際には収縮する方向へと抵抗（バネの復元力のようなもの）し，自然長より長い筋長で維持させると時間関数として減少していることが分かる．0[deg] 付近で合流しているのは，筋長が自然長となり収縮方向の復元力が発生しなくなったためであると考えられる．また，10，20[s] の停止期間を設けた場合の装置による底屈し始めでは急激なトルクの減少が見られるが，静的ストレッチにより筋の柔軟性が高まり復元力が低下したためではないと考えられる．0[s] のときは，時間関数による減少と上記の抵抗力が足し合

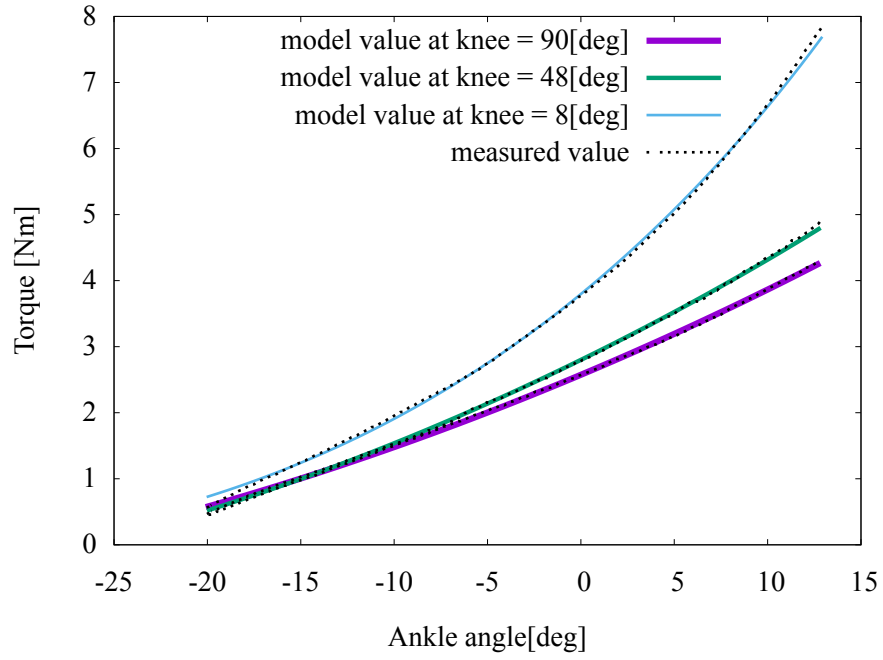


Fig. 3-1: Previous model fitting result

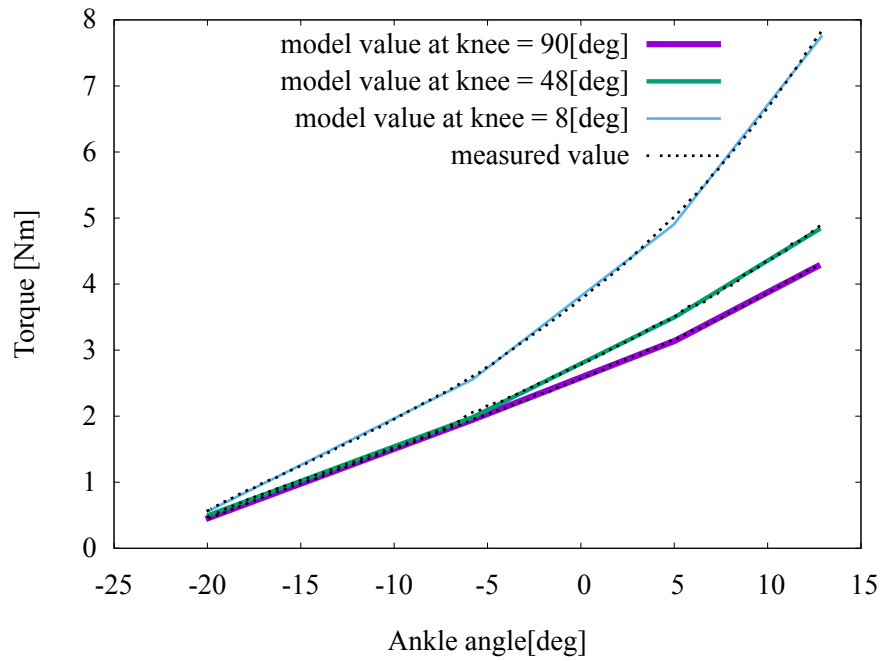


Fig. 3-2: Proposal model fitting result

Table 3.1: Each parameters of previous model

$\theta_{knee}[\text{deg}]$	90	48	8
$k$	46.8	48.9	72.3
$x_0$	4.2	4.3	4.4
$f_0$	-15.2	-17.7	-5.5
$e_{sum}$	8.04	6.02	11.88
$a$	0.05		
$b$	0.0191		

Table 3.2: Each parameters of proposal model

$\theta_{knee}[\text{deg}]$	90	48	8
$k_1$	0.105	0.105	0.141
$k_2$	0.110	0.140	0.218
$k_3$	0.0374	0.0321	0.143
$e_{sum}$	2.27	4.69	8.24
$\theta_1$	-5.9		
$\theta_2$	4.8		

され緩やかに減少している．ここで，それぞれの測定値のオフセット誤差は装置への足の置き方が多少異なってしまったためであると考えられる．また測定の開始と終末区間に上に伸びるトルクが出ている．この原因は装置の回転動作に遊びが生じているため，機器の動力学を引く際にすこしズレが生じたことである．この結果より，ある一定の停止期間を設けることでトルクの減少が落ち着き，収束する時間が存在すると考えられる．

Fig.3-5 は，等速で背屈させた後に底屈に折り返す角度を 7,10,13,15[deg] とした際の足関節-トルク特性を示す．折り返す角度を変化させても-7~-6[deg] 付近で合流し，同様な軌道を描いている．このことより，足関節が-7~-6[deg] 付近の筋の長さに自然長が存在することを示唆している．これは 3.2.1 項で  $\theta_1 = -5.9[\text{deg}]$  と同定された値と合致している．

Fig.3-6 は，-23[deg] から 15[deg] まで背屈し，その後-23[deg] まで底屈した際の足関節角度-トルク特性のデータである．そのときの底背屈の速度を 3.45, 7.8, 14.8, 20.0, 50.0[deg/s] とした．ここで測定値に脈動が生じてしまっているが，これは装置に遊びがあることと速度指令をステップ

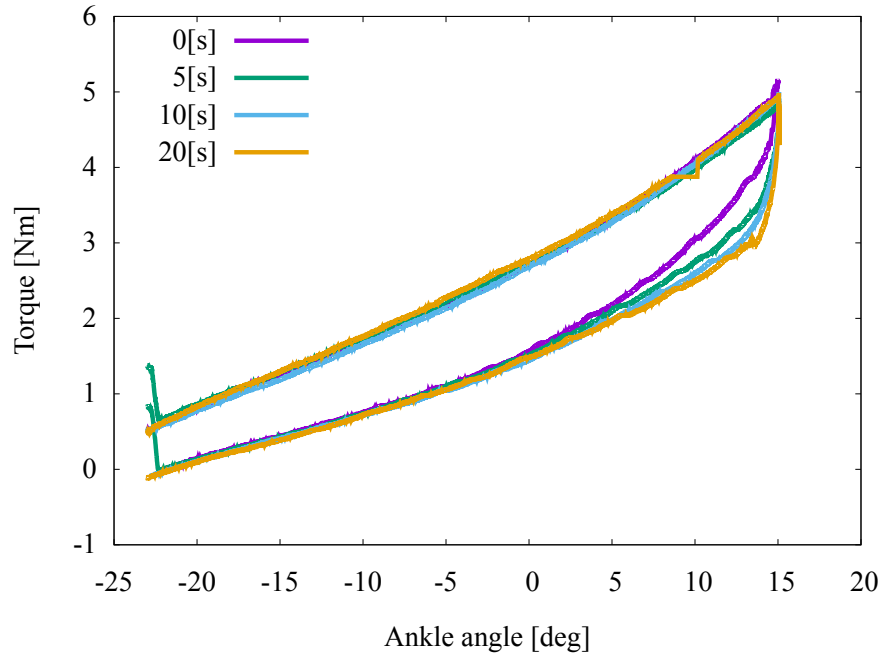


Fig. 3-3: ankle angle-torque characteristic with each stop period

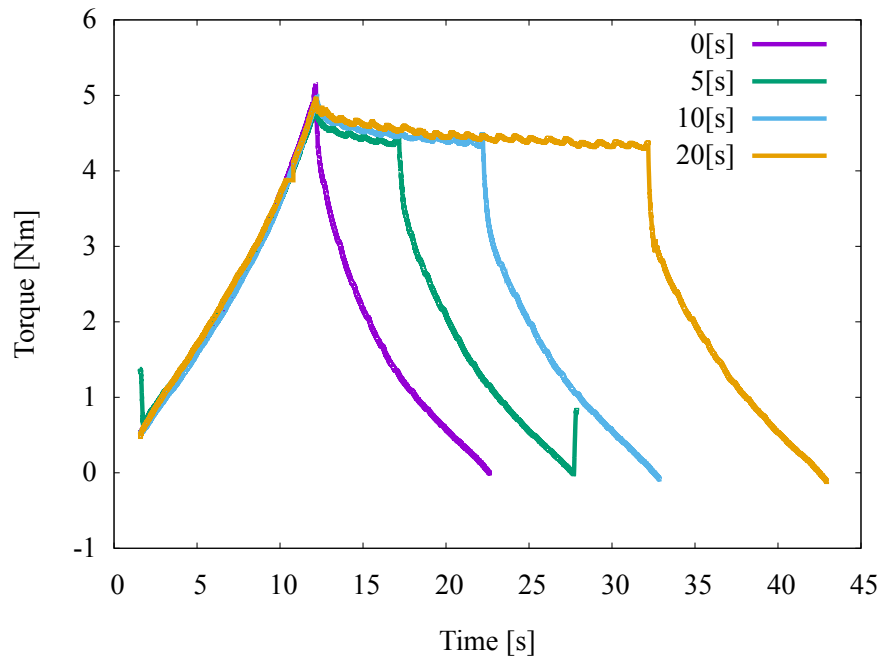


Fig. 3-4: torque response with each stop period

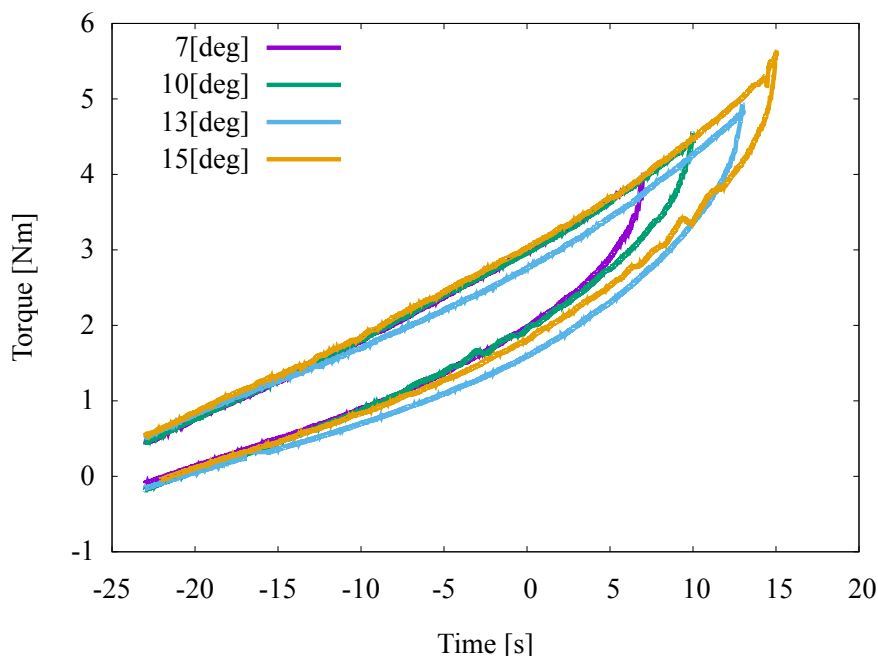


Fig. 3-5: ankle angle-torque characteristic with each stop angle

上に加えていることが原因である．そのため遊びをなくすか速度指令の加え初めと終りをランプ状にする必要がある．これらの結果より速度を変化させてもヒステリシスの幅が変化していないので，ヒステリシス特性を示すのは粘性が原因でなく，足関節弾性の特性であると結論付けられる．また，足関節の粘性はごく小さいものであることを示唆している．

そこで，Fig.3-7は15[deg]まで背屈した後100および160[s]停止期間を設け，その後底屈した際のトルクの応答値である．どちらの応答値も100[s]程度で一定値に収束している．この結果より背屈15[deg]で停止期間を設けると，90秒間ほど徐々に抵抗力を弱くなっている．また，両データのオフセットの様な差は，装置への足の置き方が変化したためである．160[s]の停止期間を設けた時のデータの100[s]以降の脈動は足になにかしらの力が加わってしまったことが原因である．

これらの結果を踏まえて足関節弾性のヒステリシス特性を(2.11)式モデルフィッティングを行い，その結果をFig.3-8および同定したパラメータをTable.3.3に示す．ここでvalue1,2はそれぞれFig.3-7のデータであり，value3,4はFig.3-4の10,20[s]の停止期間を設けた時のデータである．Fig.3-8は足関節を15[deg]で停止し維持し続けた時のトルクの時間応答値であり，破線はそれぞ



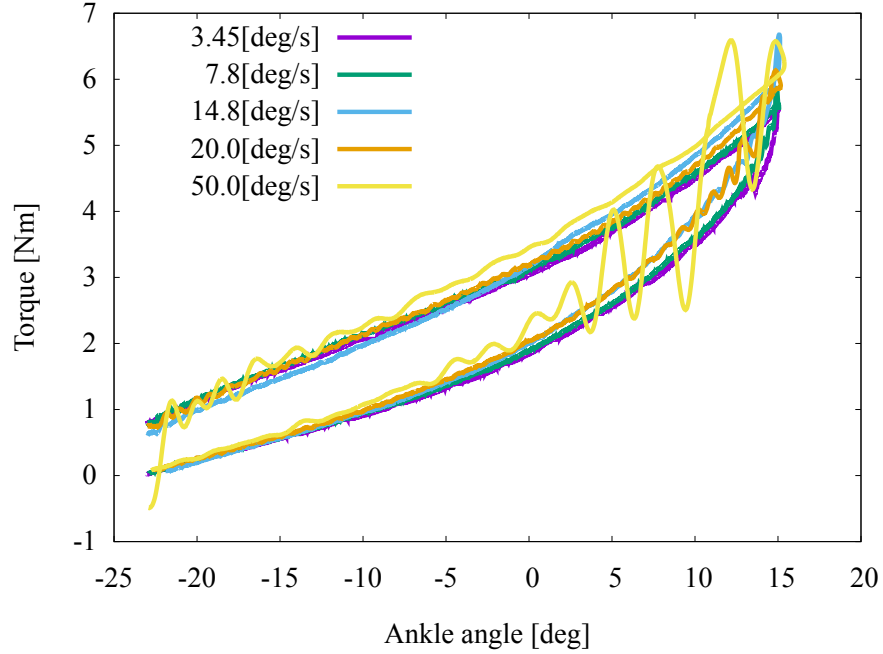


Fig. 3-6: ankle angle-torque characteristic with each angular velocity

Table 3.3: Each parameters of proposal model

Trial	1st	2nd	3rd	4th
$\tau_{k,min}$	3.93	3.48	3.95	4.08
$c$	9.819	10.204	9.576	8.358
Error per point	0.0378	0.0211	0.0368	0.0233

れの実測値，破線に沿った実線はモデル化した値を示す．まず試行によってトルク値が上下してしまっているが，これは試行ごとに足の置き方が変わってしまったためである． $c$ においては標準偏差が0.477と小さく，減衰の特性が似ていることを示している．また1測定点あたりの誤差は測定値の1%にも満たないため，そこそこの近似制度がある．しかしながら，1回目の試行での60秒以降では実験値とモデル値に差が生じている．痙縮評価において50秒以上かけて筋を伸張させ続けることは無いので問題にはならない．

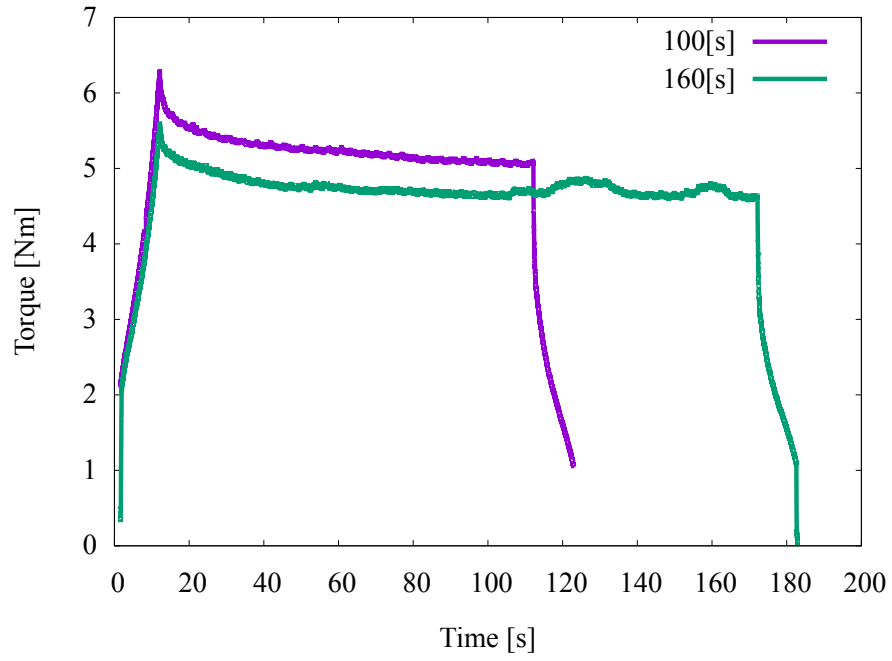


Fig. 3-7: torque response with each stop period

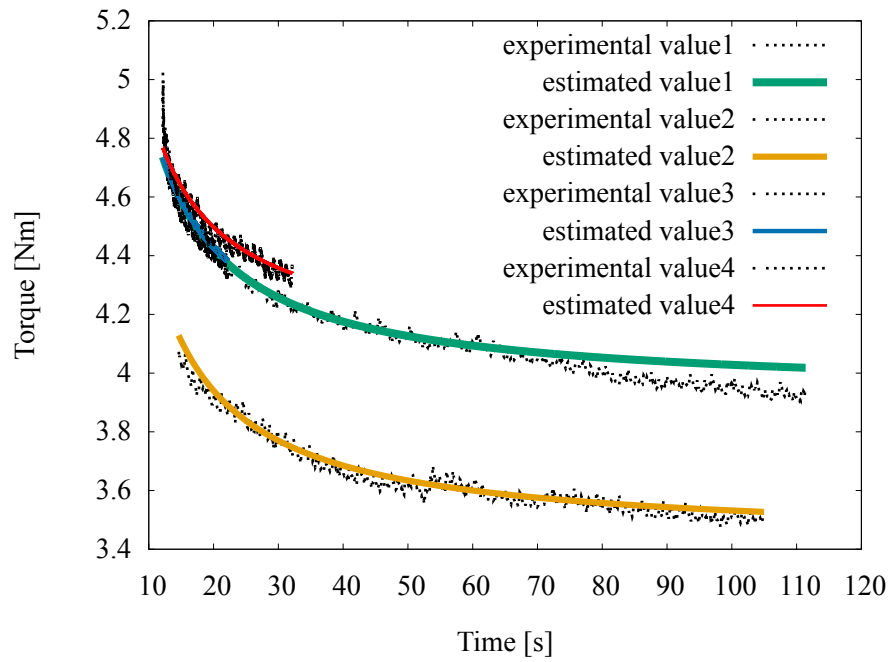


Fig. 3-8: hysteresis characteristic model

## 第 4 章

### 結論

---

組織に起因する拘縮および神経系に起因する痙縮も同様の症状が現れるが治療法は異なる．そのため，足関節に発生する抵抗力を測定し，適切な治療方針を決定する必要がある．痙縮の治療には痙縮トルクの正確な計測が必要なため，足関節の痙縮トルクを自動計測する装置の開発が進められているが，従来の装置は足関節周りの痙縮トルク，弾性トルク，粘性トルク，慣性トルクの分離に成功していない．そこで本研究足関節トルクと足関節角度を計測する装置を開発し，手始めに弾性トルクと関節角度の関係を定式化した．計測した弾性トルクと足関節角度の関係はモデル式に精度良くフィッティングし，モデルの妥当性を示した．また，足関節弾性のヒステリシス特性の一部である弾性の時間変化に着目し実験的にモデル式を模索しモデル化を行った．

しかしながら，本研究において背屈時の弾性モデルの被験者が一名のみであり信頼性に欠けるため，多人数での検証が求められる．また，背屈時の弾性特性のモデル化および弾性の時間経過の角度依存性についても検討する必要がある．先に後者を行い，その後測定プロトコルを作成し前者を検証し，最終的に統合し痙縮の評価をすることが最終目的となる．

## 参考文献

- [1] Lance, J.W.: Symposium synopsis, In: Feldmann, R., Young, R. and Koella, W. (Eds): "Spasticity disordered motor control", Year Book Medical Publishers, pp.485-494, 1980
- [2] 野平晴彦, 根武谷吾, 早川雅朗, 南谷晴之, 増森宣行, 白川守, 内田竜生: "簡易型足部背屈装置を用いた痙性評価法", 計測自動制御学会論文集, Vol.31, No.10, pp.1564-1572, 1995
- [3] Vaz D.V., Mancini M.C., Fonseca S.T., Vieira D.S.R., de Melo Pertence A.E.: "Muscle stiffness and strength and their relation to hand function in children with hemiplegic cerebral palsy", Developmental Medicine & Child Neurology, No.48, pp.728-733, 2006
- [4] 林良太, 須川誠也, 衛藤誠二, 野間知一, 余永, 下堂蘭恵, 川平知美: "他動運動による肘関節における筋緊張異常検査システムの開発", 日本機械学会論文集 (C 偏), Vol.78, No.796, pp.3936-3946, 2012
- [5] Shibata S, Yashiro D, Yubai K, Komada S, Takeda K. : "Quantitative Evaluation of Hemiplegic Ankle Spasticity Using Angular Velocity Control System with Torque Sensor and EMG", Proc IEEJ Intl Workshop SAMCON:, 1-6, 2016
- [6] Yutaka Tomita, Genichi Tanino, Shiho Mizuno, Hirofumi Maeda, Hiroyuki Miyasaka, Orand Abbas, Kotaro Takeda, Shigeru Sonoda: "Development of a stiffness measurement system and biomechanical model of ankle joint to evaluate viscoelasticity and muscle contraction", Jpn J Compr Rehabil Sci 5, pp.147-155, 2014
- [7] Robert Riener, Thomas Edrich: "Identification of passive elastic joint moments in the lower extremities", Journal of Biomechanics, Vol.32, No.5, 1999

- [8] Erwin de Vlugt, Jurriaan H de Groot, Kim E Schenkeveld, J Hans Arendzen, Frans CT van der Helm1, Carel GM Meskers: "The relation between neuromechanical parameters and Ashworth score in stroke patients", Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, 2010
- [9] Jules G. Becher, Jaap Harlaar, Gustaaf J . Lankhorst, Tanneke W. Vogelaar: "Measurement of impaired muscle function of the gastrocnemius, soleus, and tibialis anterior muscles in spastic hemiplegia: A preliminary study", J Neurosurg Psychiatry, Vol.35, No.3, pp.314-326, 1998
- [10] Wantana Vattanasilp, Louise Ada, Jack Crosbie: "Contribution of thixotropy, spasticity, and contracture to ankle stiffness after stroke.", J Neurol Neurosurg & Psychiatry, Vol. 69, No. 1, pp.34-38, 2000
- [11] Qiyu Peng, Hyung-Soon Park, Parag Shah, Nicole Wilson, Yupeng Ren, Yi-Ning Wu, Jie Liu, Deborah J. Gaebler-Spira, Li-Qun Zhang: "Quantitative evaluations of ankle spasticity and stiffness in neurological disorders using manual spasticity evaluator", J Rehabil Res Dev., Vol.48, No.4, pp.473-481, 2011
- [12] A. Esteki and J. M. Mansour: "An experimentally based nonlinear viscoelastic model of joint passive movement", J.Biomechanics, Vol.29, No.4, pp.443-450, 1996
- [13] "The A.S.P.E.N. nutrition support practice manual". ,1998.
- [14] 横井孝志: "剛体リンクモデルのための身体部分剛体特性定数". , バイオメカニズム学会誌, Vol.17, No.4, 1993

# 謝辞

本研究において指導していただいた三重大学 矢代 大祐 助教および藤田医科大学 武田 湖太郎 准教授に心から御礼申し上げます。先生は研究のアドバイスだけでなく、自分の頭で考えさせるような指導をしてくださったことで私自身も成長できました。全体検討会で多くのアドバイスとご鞭撻を賜りました 同大学 平井 淳之 教授，同大学 石田 宗秋 教授，同大学 駒田 諭 教授，同大学 弓場井 一裕 准教授，同大学 山村 直紀 准教授 小山 昌人助教に深く感謝いたします。研究内容が軽薄にならないよう研究に取り組むことができたのは先生方の様々なアドバイスがあったからこそだと思います。同じバイオ班のメンバーであった 阪 春輝 君，現メンバーである 北俣 康介 君にはとても助けられました。私の不十分なサポートで迷惑を掛けたかと思いますが，自身でしっかりと研究を進めてくれましたし，私の研究にも様々な意見をくれとても参考になりました。日常的にアドバイスと指導をしていただいた 浅井 裕成 先輩，今井 優 先輩，山本 優 先輩，土屋 洋輔 先輩，稲葉 洋介 先輩に深く感謝いたします。同研究室の修士1年 中村 俊哉 君，林 佑樹 君，学部4年 西井 勇輝 君，緒方 銀次郎 君，岩月 諒太 君に深く感謝します。また中国からの留学生で，研究室に所属していた蘇 明軒 君の姿勢には感心する物が多く，大変刺激を受けました。そして，3年間同じ研究室で研究を進めてきた同期の 米本 大輝 君，山際 創太 君のおかげで切磋琢磨し研究に励むことができました。学部で卒業した同期の 濱田 滉己 君，竹内 優斗 君，深川 青 君にも大変お世話になりました。最後に，私の大学生活を支えていただいた両親に心より感謝いたします。

平成 31 年 3 月 19 日

# 研究業績

## 国際学会発表論文

- [1] Atsuki Oguri, Daisuke Yashiro, Kazuhiro Yubai, and Satoshi Komada  
“Modeling of Ankle Torque-Angle Characteristic during Passive Dorsiflexion” Proceedings of the 7th International Symposium for Sustainability by Engineering at MIU, Dec. 21st-22nd, 2017
  
- [2] Atsuki Oguri, Daisuke Yashiro, Kazuhiro Yubai, and Satoshi Komada  
“Modeling of ankle angle-torque characteristic during passive dorsiflexion” Proceedings of 5th IEEJ international workshop on Sensing, Actuation, Motion Control, and Optimization, Chiba, Mar. 4th-6th, 2019

## 国内学会発表論文

- [1] 小栗淳生, 矢代大祐, 弓場井一裕, 駒田諭  
“機器の動力学を考慮した麻痺側足関節の痙性の特徴量推定” 機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会演論文集, 郡山, May. 10th-13th, 2017
  
- [2] 小栗淳生, 矢代大祐, 弓場井一裕, 駒田諭  
“機器の動力学を考慮した麻痺側足関節の痙性の特徴量推定” 平成 29 年電気学会産業応用部門大会論文集, 函館, Aug. 29th, 2017
  
- [3] 小栗淳生, 矢代大祐, 弓場井一裕, 駒田諭, 武田湖太郎

“他動背屈時の足関節角度-負荷トルク特性のモデリング” 第 57 回日本生体医工学会大会抄録集, 札幌, Jun. 19th-21st, 2018