

—修士学位論文—

機能別実効筋力の信頼性及び姿勢変化に対する  
精度の下肢における評価

Evaluation of Reliability and Accuracy for Posture  
Change of Functionally Different Effective Muscle  
Force in Lower Limb



平成24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  
山本 和幸

# 目次

<b>第1章 緒言</b>	<b>1</b>
1.1 研究の背景と目的	1
1.2 本論文の構成	4
<b>第2章 機能別実効筋理論</b>	<b>5</b>
2.1 機能別実効筋理論	5
2.1.1 機能別実効筋と機能別実効筋力	5
2.1.2 先端出力分布	8
2.2 4点計測法による機能別実効筋力の推定	9
2.2.1 4点計測法	9
2.2.2 機能別実効筋力の推定	10
2.2.3 姿勢(関節角度)に応じた出力分布の変形	11
<b>第3章 下肢筋力評価システムの開発</b>	<b>12</b>
3.1 下肢筋力評価システム	12
3.2 出力分布推定実験	14
3.2.1 実験条件	14
3.2.2 実験結果	15
<b>第4章 機能別実効筋力評価の信頼性検証(疫学調査)</b>	<b>16</b>
4.1 疫学調査	16
4.2 膝伸展筋トルクとの比較	16
4.2.1 測定条件	17
4.2.2 測定結果	18
<b>第5章 関節角度を考慮した機能別実効筋力の算出</b>	<b>20</b>
5.1 出力分布変形における問題	20
5.2 関節角度の変化に応じた機能別実効筋力の算出	24

5.3	関節トルク値を用いた筋力変動比率算出法(手法 )	25
5.4	筋骨格モデルを用いた筋力変動比率算出法(手法 )	26
5.4.1	筋骨格モデル	26
5.4.2	筋長-筋力特性	33
5.4.3	筋モデルを用いた筋張力算出法	34
5.4.4	モーメントアーム長を考慮した発揮トルクの算出	36
5.4.5	機能別実効筋力の比率の算出	37
<b>第6章</b>	<b>出力分布推定手法の検証</b>	<b>39</b>
6.1	測定条件	39
6.1.1	手法 及び 共通の測定条件	39
6.1.2	手法 における検証条件	41
6.1.3	手法 における検証条件	43
6.2	検証結果	43
<b>第7章</b>	<b>結言</b>	<b>48</b>
	<b>研究業績</b>	<b>54</b>
	<b>参考文献</b>	<b>55</b>
	<b>謝辞</b>	<b>57</b>

# 第1章 緒言

## 1.1 研究の背景と目的

怪我や病気などにより日常生活動作が行えない人に対して 身体の機能回復を図ることや、筋力の衰退による転倒等の身体の機能衰退を防止することによって、日常復帰ができるようにリハビリテーションと呼ばれる機能回復訓練を行う。リハビリテーションは、理学療法、作業療法、言語療法の三つに大きく分けることができる。理学療法は、医師の指示を受けた理学療法士 (Physical Therapist, 以下 PT) の下で実施するものであり、さらに運動療法と物理療法に分類される。運動療法は、規則的な運動により体の麻痺した部分の回復、関節の動きの改善、筋力の向上等を図るものである。物理療法は、温熱、電気光線などの物理的な刺激を用いて痛みの軽減などを行うものである。

理学療法では、PT と患者のコミュニケーションが円滑に行われ、かつ PT が立てた効果的かつ無理のない治療計画を患者が十分に理解し、治療や治療成果に対し共通の問題意識を持ち、両者が共通の目標を持つことで治療成果の向上や回復時間の短縮につながる。しかし、実際の医療現場では、少子高齢化により患者の数に対して医師や PT の数が相対的に少ないこと、PT によって経験や知識・技術に差異があり、均一な治療が行えないことや治療効果が患者自身では分からず、治療に対するモチベーションが上がらないことなどの問題があるため、治療成果の向上や回復時間の短縮を実現することは困難である。

これらの問題を解決するために近年では、患者の生体情報を外部に抽出し、患者にフィードバックすることで治療効果の向上が期待できるバイオフィードバック療法が注目されている。この療法により、客観的な患者の体内情報を得ることで患者と PT の知識差を埋め、さらにその情報をわかりやすく画像表示することで患者は治療成果を確認でき、治療に対する意欲が向上することが期待される。

また、バイオフィードバック療法を実現できる機器を開発することにより、前述したリハビリテーションにおける問題が解決できると考えられる。事実、実際の臨床現場では、関節トルクを測定できる機器が用いられている。この機器では、患者の手や足を固定し、測定したい関節の回転軸を、トルクを測定する部分 (図 1.1 中央右部分) の

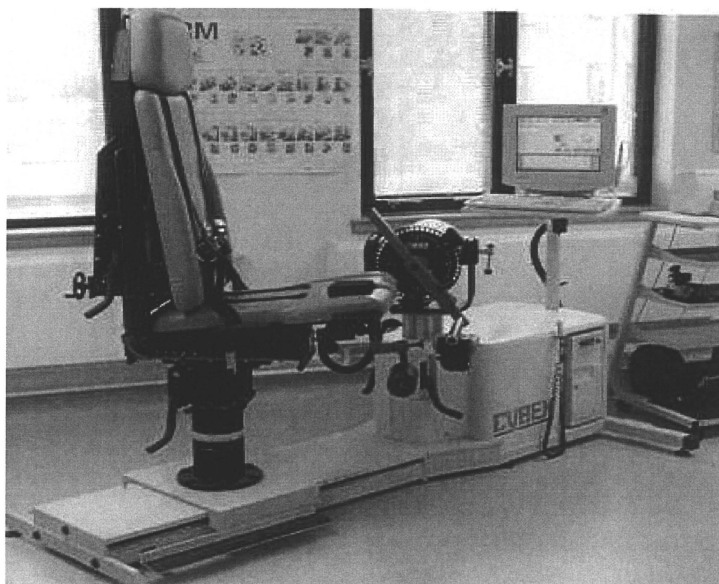


図 1.1: 関節トルク測定機器 (CYBEX)

回転軸に合わせ、関節を屈曲・伸展させることによって関節トルクを測定することができる。この機器で定期的に測定し、得た関節トルク値をバイオフィードバックすることによって、患者の筋力がどれだけ回復したかを視覚的に分かりやすく表示することが可能となり、より効果的なリハビリが実現できる。

しかし、これらの測定機器では、測定できる関節トルクは1度に1種類に限定されるため、四肢を構成する筋肉のうち、どの筋の筋力が衰退しているかを把握できず、効果的に鍛えることができる運動・治療を提案することができない。

そこで、熊本らがよ提案する機能別実効筋理論 [1][2][3] を新たな筋力評価法として用いる。機能別実効筋理論は、等尺性運動時において、人体の四肢を3対6筋の機能別実効筋と呼ばれる役割別に分類した筋群に対して提案された理論であるため、二関節筋を考慮でき、従来バイオフィードバックで用いてきた関節トルクより細かい筋群で人体運動の解析が可能となる。よって、鍛えるべき筋肉を筋群レベルで把握することが可能となり、より効果的な運動・治療を提案できる。

この理論を利用して、機能別実効筋力から各筋の筋張力を推定する手法 [4] や、筋活動制御手法を用いた筋力トレーニングの提案 [5]、下肢動力装置の開発 [6] などが行われている。また、この理論は静的状態で成り立つ理論に対し、これらの手法では、動的運動を考慮した筋張力推定手法 [7] も提案されている。

しかし、前述のような新たな人体運動解析法として研究が進められている機能別実効

筋理論であるが、解決すべき課題もいくつかある。まず一つ目の課題は、機能別実効筋理論を用いた筋力評価における信頼性の有無である。現段階では、機能別実効筋理論による筋力評価は、筋力評価法としてどの程度信頼のおけるものであるかは検証されていない。よって、得た筋力値から衰退している筋を把握することは困難であり、トレーニング・治療を施すことはできない状況である。そこで、本論文では、機能別実効筋理論を用いた筋力評価の信頼性を検証するために、現在主流である関節トルク測定器で得られる値と比較し、両者間の関係性を解明することを目的の一つとする。

また、二つ目の課題としては、姿勢変化時における出力分布の推定精度が低いことである。機能別実効筋力を求める手法として、一般的な測定法に 4 点計測法がある。この 4 点計測法を基に人間の四肢の先端力を出力分布として表すことができる。従来の機能別実効筋理論では、ある姿勢で得た出力分布を基に、任意姿勢における出力分布を推定してきた。この場合では、姿勢に関わらず機能別実効筋力は変化しないという条件を設けている。つまり、機能別実効筋力の和で表せる関節トルクも姿勢に関係なく一定である。しかし、実際には、関節トルクは姿勢により変化することが関節トルク測定器による測定より確認できる。つまり、機能別実効筋力は姿勢により変化すると判断できる。そのため、従来の理論では、姿勢に応じた機能別実効筋力変化を考慮した出力分布の推定が精確でないため、機能別実効筋や出力分布を利用した筋張力推定手法や筋活動制御手法が精確に実現できないという問題が生じている。そこで、本論文では、姿勢に応じた機能別実効筋力を算出し、複数人において出力分布推定精度の向上を図り、有効性を確認することを二つ目の目的とする。

## 1.2 本論文の構成

本論文の構成は以下の通りである。まず第 2 章では、機能別実効筋理論について述べる。第 3 章では、機能別実効筋理論による筋力評価を実現する下肢筋力評価装置について述べ、さらに、開発した装置が筋力評価を実施するにあたって十分な再現性を有していることを述べる。第 4 章では、機能別実効筋理論による筋力評価を医療現場において主流な筋力評価である膝伸展筋トルク評価と比較することで、筋力評価法としての信頼性(妥当性)を有することを述べる。第 5 章では、姿勢を変化させた状態での機能別実効筋力を評価を行う上での問題点を論じ、それを解決するための関節角度に応じた機能別実効筋力の変動比率の算出手法について述べる。第 6 章では、複数の健常者を被験者として、出力分布推定実験を行い、提案手法の有効性について述べる。そして、最後の第 7 章で結論について述べる。

## 第2章 機能別実効筋理論

本章では、熊本らによって提案されている機能別実効筋理論を用いることで、機能別実効筋力を算出する手法について述べる。また、機能別実効筋力を算出するために必要な先端出力及び出力分布、そして出力分布を描く手法について述べる。

### 2.1 機能別実効筋理論

#### 2.1.1 機能別実効筋と機能別実効筋力

これまで複雑で冗長であるとされてきた四肢の筋群を四肢の見かけ上の2関節2自由度の2次元的な運動に対して図2.1のように、各関節に独立に作用する2対の拮抗一関節筋と、両関節に作用する1対の拮抗二関節筋に分類し、これらの3対6筋を機能別実効筋 (Functional Effective Muscle: FEM) と定義する [1]。そして、機能別実効筋によって各関節に発揮されるトルクを機能別実効筋力 (Functional Effective Muscular Strength: FEMS) とする。ここで、リンクは基底部 (体幹)、第一リンク (上腕あるいは大腿)、第二リンク (前腕あるいは下腿) からなる。

関節 J1 および関節 J2 の単関節筋を表す機能別実効筋が、 $e1$  と  $f1$ ,  $e2$  と  $f2$ , 関節 J1 および関節 J2 の両関節に作用する二関節筋を表す機能別実効筋が  $e3$  と  $f3$  である。また、これらの機能別実効筋が先端で発揮する力を先端出力と呼ぶ。関節中心と実効筋のモーメントアームが等しい時、各実効筋力と先端出力の関係は以下の式で表すことができる。

$$\begin{aligned} |\mathbf{F}_{e1}| &= \frac{T_{e1}}{l_1 \sin \theta_2} & |\mathbf{F}_{f1}| &= \frac{T_{f1}}{l_1 \sin \theta_2} \\ |\mathbf{F}_{e2}| &= \frac{T_{e2}}{l_2 \sin \theta_3} & |\mathbf{F}_{f2}| &= \frac{T_{f2}}{l_2 \sin \theta_3} \\ |\mathbf{F}_{e3}| &= \frac{T_{e3}}{l_2 \sin \theta_2} & |\mathbf{F}_{f3}| &= \frac{T_{f3}}{l_2 \sin \theta_2} \end{aligned} \quad (2.1)$$

ここで、 $T_{e1}, T_{e2}, T_{e3}, T_{f1}, T_{f2}, T_{f3}$  は、機能別実効筋力であり、 $\mathbf{F}_{e1}, \mathbf{F}_{e2}, \mathbf{F}_{e3}, \mathbf{F}_{f1}, \mathbf{F}_{f2}, \mathbf{F}_{f3}$  は先端出力ベクトルである。また、 $l_1, l_2$  はそれぞれ第1リンクと第2リンクの長さ、 $\theta_2$

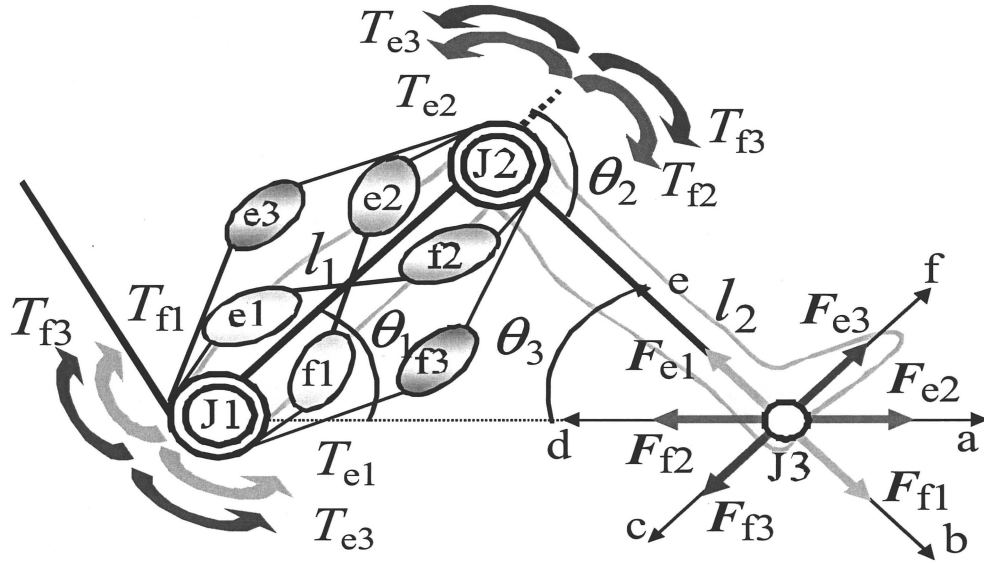


図 2.1: 機能別実効筋

は関節 J2 の角度,  $\theta_3$  は関節 J1 と先端 J3 を結ぶ線分と関節 J2 と先端 J3 を結ぶ線分のなす角度である. また, 各実効筋の先端出力方向は以下のようなになる.

- $F_{f1}, F_{e1}$ : b-e direction that connects joint J2 and tip point J3
- $F_{f2}, F_{e2}$ : a-d direction that connects joint J1 and tip point J3
- $F_{f3}, F_{e3}$ : c-f direction that connects joint J1 and joint J2

また，下腿に存在する筋をその役割別に分類した図を図 2.2 に示す．ここで，脚関節を固定して運動を行った場合，図 2.2 の e5 と f5 については足関節のみに働く筋であるため除外し，足関節と膝関節に働く筋 e4 のみを考える (図 2.3)．この e4 は筋電位計を用いた測定にて膝関節屈曲時に働く筋であることがわかっているため [7]，e4 の筋を f2 と見なして考えることとする．

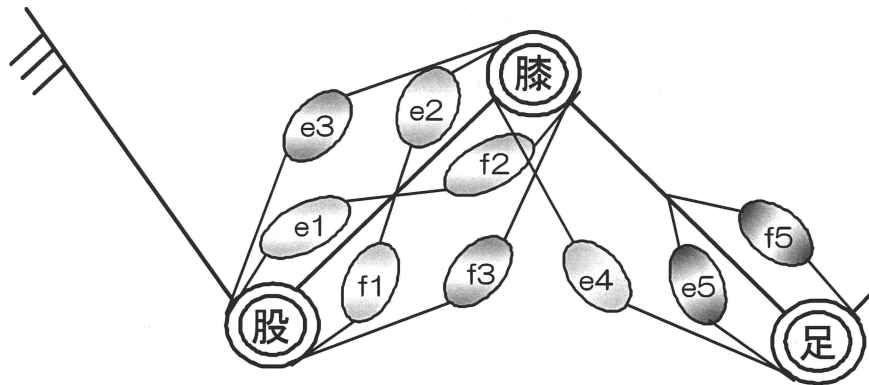


図 2.2: 人体下肢モデル

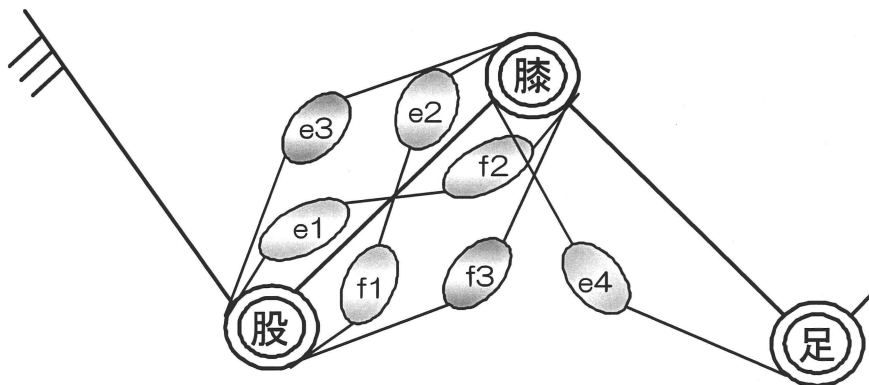


図 2.3: 人体下肢モデル (足関節固定時)

### 2.1.2 先端出力分布

個々の実効筋は、単独では図 2.1 に示したように、作業座標系においてそれぞれ特定  
 の方向に、それぞれの筋収縮力に見合った外部出力を発揮することができる。そこで、  
 四肢先端において 3 対 6 筋により全方向、つまり  $360^\circ$  の方向に最大合成出力を理論的  
 に、また幾何学的作図法によって求めると六角形が描かれることが示された [2]。この  
 六角形は、先端出力ベクトルを足し合わせることで得られる。そこで、得られ  
 る六角形を出力分布と定義し図 2.4 に示す。出力分布とは、ヒトが出すことのできる力  
 の大きさと方向を表すものであり、出力分布の各辺は、以下の条件を満たす。

$$\begin{aligned}
 F_{f1} + F_{e1} &= AF = CD, & AF // CD // be \\
 F_{f2} + F_{e2} &= EF = BC, & EF // BC // ad \\
 F_{f3} + F_{e3} &= DE = AB, & DE // AB // cf
 \end{aligned}
 \tag{2.2}$$

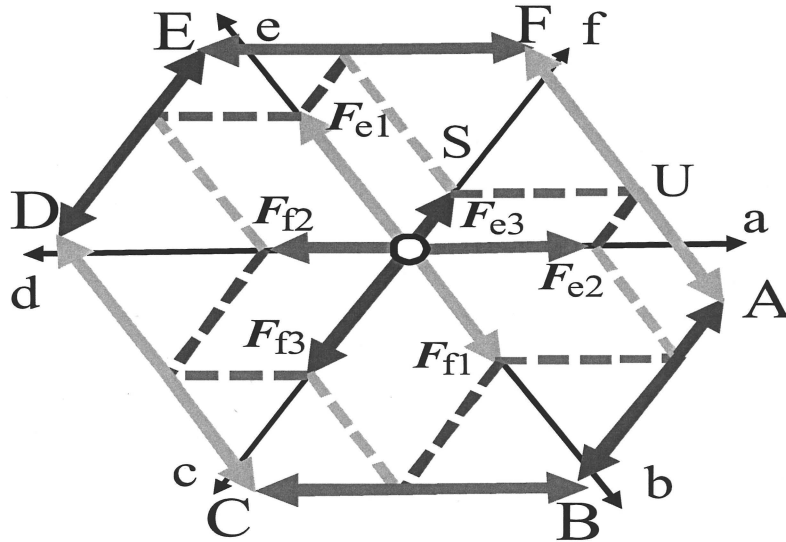


図 2.4: 先端出力分布

## 2.2 4点計測法による機能別実効筋力の推定

### 2.2.1 4点計測法

機能別実効筋力を推定するためには、まず先端出力分布を描かなければならない。先端出力分布を精度良く描くためには、被験者の最大筋力値を測定する必要があるが、被験者が最大努力で押したり引いたりといった運動をあらゆる方向に行うと、測定回数が非常に多く被験者の疲労により実用性に欠け、再現性や信頼性を大きく減少させる。そこで、本研究では、信頼性と再現性を満足し、計測点を極力少なくして被験者への負担を軽減することを目的として考案された図2.5に示す4点計測法[3]により先端出力分布を測定する。

4点計測法では、ある姿勢において、六角形の伸展先端方向への力 $F_1$ と後端方向への力 $F_2$ 、関節J1と先端J3を結ぶ線に直交する上方向への力 $F_3$ 、下方向への力 $F_4$ の4力を等尺的、最大努力で計測する。さらに、(2.2)式の出力分布の幾何学的特徴を利用し、以下の手順で出力分布を描くことができる。

step 1  $F_1$ をA点とし、A点を通り第1リンクおよび第2リンクに平行な線を引く。

step 2  $F_3$ 、 $F_4$ を通り、関節J1と先端J3を結ぶ線に平行な線を引く。

step 3  $F_2$ が六角形の直線上にくるように、かつ、(2.2)式の関係を満たすように直線を引く。

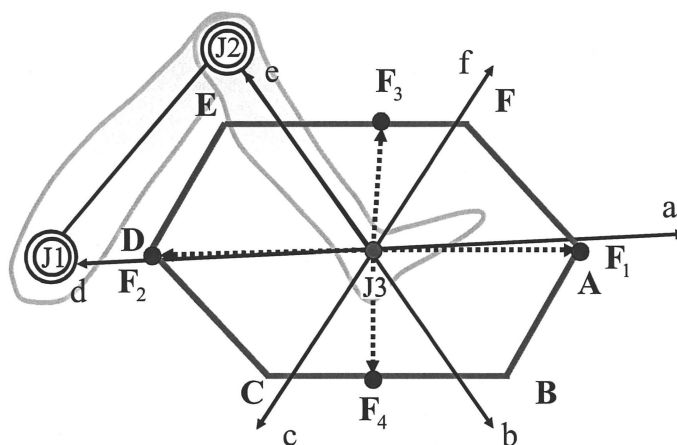


図 2.5: 4点計測法

### 2.2.2 機能別実効筋力の推定

次に、4 点計測法により得られた出力分布から各実効筋の先端出力の推定法について述べる。ここで、先端出力推定法として、一対の実効筋の先端出力比と (2.2) 式に示す出力分布の幾何学的構造から推定する手法を用いる。

図 2.4 に示すように、出力  $|\mathbf{F}_{e1}|$  と  $|\mathbf{F}_{f1}|$  の比が与えられれば、

$$|\mathbf{F}_{e1}| = FU, \quad |\mathbf{F}_{f1}| = AU \quad (2.3)$$

として、点 U を定めることができる。これより、

$$|\mathbf{F}_{e2}| = SU, \quad |\mathbf{F}_{e3}| = TU \quad (2.4)$$

として、出力  $|\mathbf{F}_{e2}|$ ,  $|\mathbf{F}_{e3}|$  を求めることができる。同様にして、 $|\mathbf{F}_{f1}|$ ,  $|\mathbf{F}_{f2}|$ ,  $|\mathbf{F}_{f3}|$  を求めることができる。このように、1 対の実効筋の先端出力比が与えられれば、すべての実効筋の先端出力を出力分布から推定することができる。今回、 $|\mathbf{F}_{f3}|$  と  $|\mathbf{F}_{e3}|$  の先端出力比を生理学的筋断面積 (PCSA)[8] から 100 : 45 とし、各実効筋の先端出力の推定を行う。ここで、得られる先端出力は最大先端出力であるため、(2.1) 式より機能別実効筋力  $T_s$  を求めることができる。

$$\begin{aligned} T_{e1} &= |\mathbf{F}_{e1}| \cdot l_1 \sin \theta_2 & T_{f1} &= |\mathbf{F}_{f1}| \cdot l_1 \sin \theta_2 \\ T_{e2} &= |\mathbf{F}_{e2}| \cdot l_2 \sin \theta_3 & T_{f2} &= |\mathbf{F}_{f2}| \cdot l_2 \sin \theta_3 \\ T_{e3} &= |\mathbf{F}_{e3}| \cdot l_2 \sin \theta_2 & T_{f3} &= |\mathbf{F}_{f3}| \cdot l_2 \sin \theta_2 \end{aligned} \quad (2.5)$$

### 2.2.3 姿勢 (関節角度) に応じた出力分布の変形

四肢の先端出力は関節角度が変化すると、それに伴って変化する。しかし、関節角度が変わる度に先端出力を 4 点計測法で測定すると、被験者の疲労により実用性に欠けてくる。そこで、予め測定した先端出力を用いて関節角度を考慮した先端出力を計算することにより、関節角度変化後の出力分布を作成する [2]。

関節角度によって機能別実効筋力  $T_{e1}, T_{e2}, T_{e3}, T_{f1}, T_{f2}, T_{f3}$  は変化しないものとする、関節角度変化前後による機能別実効筋力の関係は (2.5) 式を用いて以下のように表わすことができる。

$$\begin{aligned} F_{e1} \sin \theta_2 &= F'_{e1} \sin \theta'_2 & F_{f1} \sin \theta_2 &= F'_{f1} \sin \theta'_2 \\ F_{e2} \sin \theta_3 &= F'_{e2} \sin \theta'_3 & F_{f2} \sin \theta_3 &= F'_{f2} \sin \theta'_3 \\ F_{e3} \sin \theta_2 &= F'_{e3} \sin \theta'_2 & F_{f3} \sin \theta_2 &= F'_{f3} \sin \theta'_2 \end{aligned} \quad (2.6)$$

$F'_{e1}, F'_{e2}, F'_{e3}, F'_{f1}, F'_{f2}, F'_{f3}$  は関節角度変化後の各実効筋の先端出力であり、 $\theta'_2, \theta'_3$  は関節角度変化後の角度である。(2.6) 式から、関節角度変化後の各実効筋の先端出力は以下の関係式から求めることができる。

$$\begin{aligned} F'_{e1} &= \frac{F_{e1} \sin \theta_2}{\sin \theta'_2} & F'_{f1} &= \frac{F_{f1} \sin \theta_2}{\sin \theta'_2} \\ F'_{e2} &= \frac{F_{e2} \sin \theta_3}{\sin \theta'_3} & F'_{f2} &= \frac{F_{f2} \sin \theta_3}{\sin \theta'_3} \\ F'_{e3} &= \frac{F_{e3} \sin \theta_2}{\sin \theta'_2} & F'_{f3} &= \frac{F_{f3} \sin \theta_2}{\sin \theta'_2} \end{aligned} \quad (2.7)$$

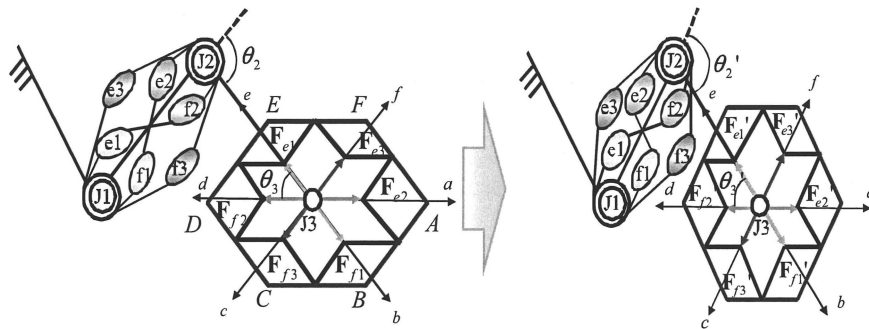


図 2.6: 出力分布の変形

## 第3章 下肢筋力評価システムの開発

本章では、機能別実効筋理論による筋力評価が可能な下肢筋力評価システムについて述べる。また、このシステムにより得た筋力評価結果の再現性について示す。

### 3.1 下肢筋力評価システム

機能別実効筋力評価を行うためには、2.3 で述べた四点計測法を実現できるシステムが必要である。ここで、開発した下肢筋力評価装置の概略図面を図 3.1 に示す。下肢筋力評価装置は、ガイドレールを設けることにより前後動作、そして上下動作を実現できる機構となっており、電磁ディスクブレーキを各動作機構において設けることにより、任意姿勢で足置き台を固定でき、多岐に亘る姿勢で測定できる。よって、等尺的運動下での測定が実現できる機構となっている。さらに、体幹部、足置き台や測定対象でない足(左足)を置く部分に固定ベルトを設けることによって、体幹及び下肢を可能な限り固定する。

また、各関節の角度情報(下肢の位置情報)は、設置した二つエンコーダで得られた値より算出する。四点計測法に必要な先端力(下肢先端での発揮力)の大きさと出力方向は、足置き台下部に設けた力センサより取得する。また、足置き場にかかる下肢の荷重においては、測定前に脱力した状態での荷重を除去することにより、重力補償を実現する。以上より、開発した下肢筋力評価システムは、等尺的運動下で下肢先端力とその時の姿勢を計測することが可能であり、これらの取得情報から実効筋力を算出するために必要となる出力分布を作図することが可能である。ここで、実際に開発した下肢筋力評価装置を図 3.2 に示す。

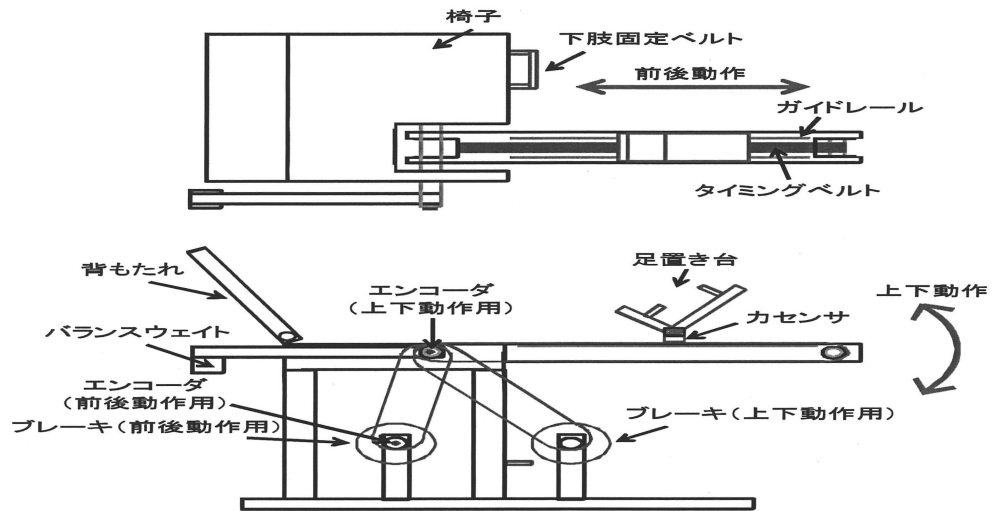


図 3.1: 下肢筋力評価装置の概略図面

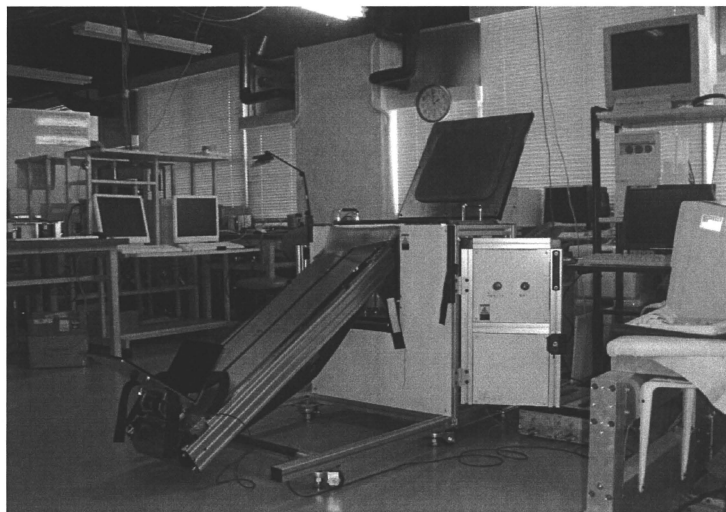


図 3.2: 開発した下肢筋力評価装置

## 3.2 出力分布推定実験

製作した機能別実効筋理論による筋力評価可能な実機が筋力評価において必要不可欠な再現性を有していることを出力分布を四点計測法により推定することで確認する。

### 3.2.1 実験条件

実験における測定条件を以下に示す。

被験者：24 歳成人男性 (身長 178cm, 体重 76kg, 上腿部 0.44[m], 下腿部 0.44[m])

測定姿勢：股関節角度 45[deg], 膝関節角度-90[deg], 体幹 56.3[deg] (図 3.3 参照)

試行測定回数：3 回

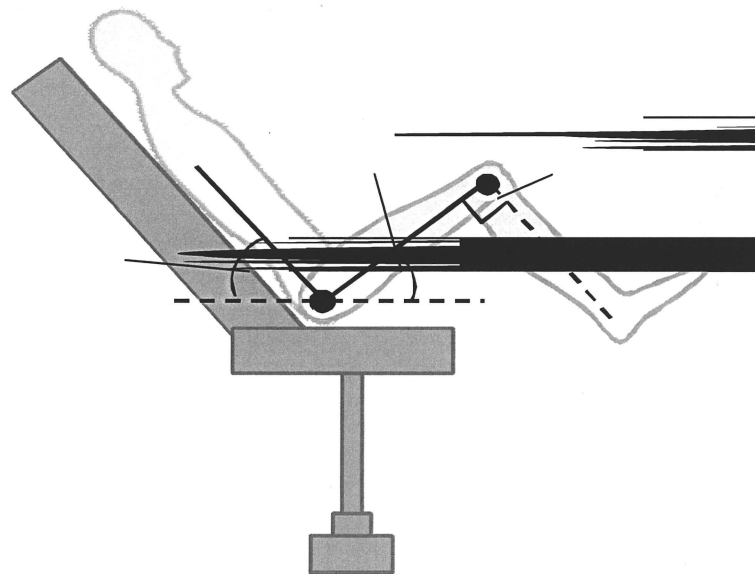


図 3.3: 測定姿勢

### 3.2.2 実験結果

各測定時における出力分布の推定結果を図 3.4 に、また出力分布から各実効筋力を算出した結果を表 3.1 に示す。図 3.4 より、3 回における測定を通して、得られる出力分布はほぼ同じものと捉えることができる。また、表 3.1 に示す各実効筋力は、一回目の測定値を基準とした場合に、残りの測定回数における値が 20 % 以内に収まる。出力分布の測定誤差は一般的に約 20 % であることから、本測定結果より、開発した下肢筋力評価装置は筋力評価において、十分な再現性を有していることが確認できる。これより以降、機能別実効筋力評価 (出力分布推定) は、この下肢筋力評価装置により測定する。

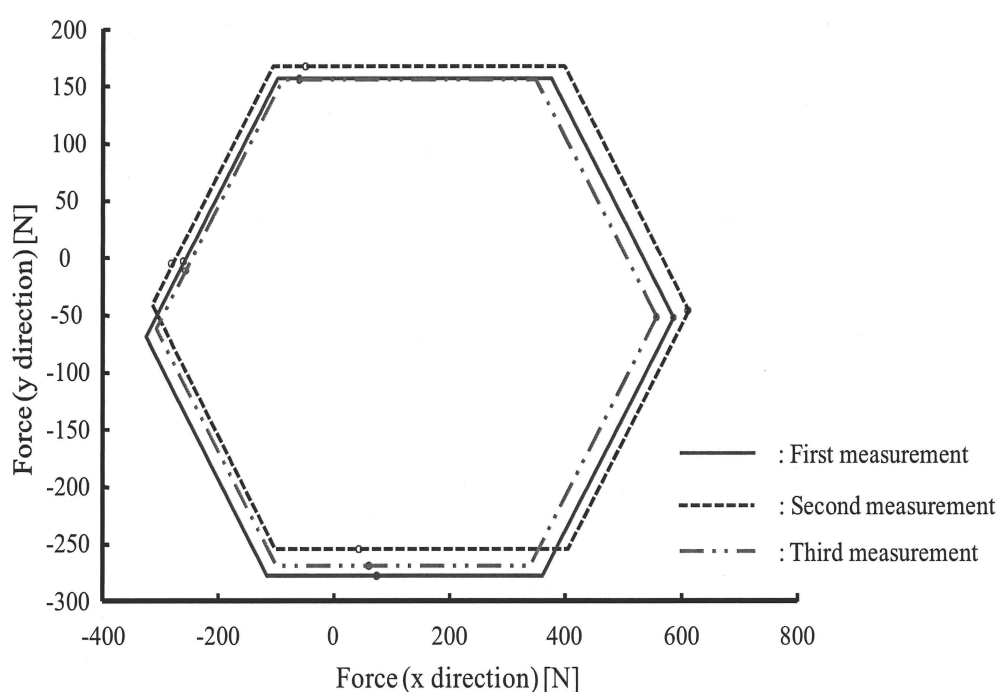


図 3.4: 再現性評価のための出力分布推定結果

表 3.1: 実効筋力測定結果

測定回数	e1	e2	e3	f1	f2	f3
一回目	64.19	135.55	40.19	68.76	21.51	89.30
二回目	54.43	122.30	43.60	76.07	25.44	96.89
三回目	54.97	115.09	41.97	73.99	21.27	93.28

## 第4章 機能別実効筋力評価の信頼性検証(疫学調査)

本章では、機能別実効筋における筋力評価がどの程度信頼性があるのかを多人数下において検証を行う。検証方法としては、医療分野で現在主流である下肢筋力評価(膝伸展筋トルク)と比較し、どの程度相関があるかを確認する。

### 4.1 疫学調査

疫学調査とは、集団を対象として人間の健康および異常の原因を宿主・病因・環境あるいは遺伝の各面から包括的にかつ統計的に研究・調査する方法である。共同研究者である西村氏は1997年から2年に一度の頻度で、骨粗しょう症・変形性膝関節症などの高齢者の運動器疾患の頻度と危険因子の解明のために三重県旧宮川村で疫学調査を行っている。旧宮川村は2008年の時点で総人口が約3600人に対し、65歳以上の高齢者の人口が約1500人と高齢化が進んでいる村であり、また、住民の出入りが少ないため、高齢者を対象とした継続的な疫学調査に適している場所である。この疫学調査では、過去に約1200人が参加しており、前回(2009年実施)の調査では、転倒に関連する運動機能検査を行い、易転倒高齢者の歩行速度が遅く、歩幅が小さいことを解明している[9]。この疫学調査に参加し、機能別実効筋理論による筋力評価を実施することで、機能別実効筋力評価の信頼性を検証する。

### 4.2 膝伸展筋トルクとの比較

機能別実効筋理論による筋力評価が実際にどの程度信頼性を有する評価法であるかを膝伸展筋トルク評価と比較することで検証する。今回は、膝伸展筋トルクを測定する際に、図4.1に示す簡易下肢筋力測定装置(アルケア社製)を用いる。この装置による測定は、図4.1に示すように、膝裏に装置を置き、下肢をベルト等で固定し、装置に荷重を加えるように動作を行う。

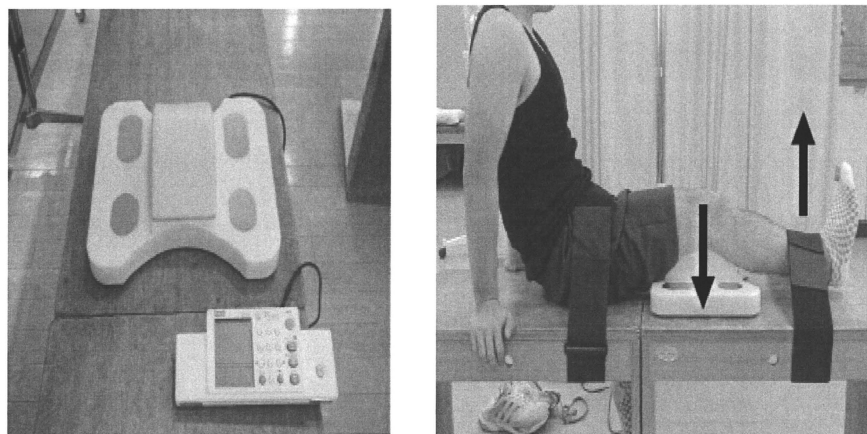


図 4.1: アルケア社の簡易下肢筋力測定装置

#### 4.2.1 測定条件

実験における測定条件を以下に示す.

**被験者:** 65 歳から 74 歳までの前期高齢者 52 名 (被験者の安全面を考慮したため, 事前調査において, 拡張期血圧: 100[mmHg], 収縮期血圧: 180[mmHg] 以上の高齢者に対しては測定を実施しなかった)

**測定姿勢:** 股関節角度 45[deg], 膝関節角度 -90[deg], 体幹 56.3[deg] (図 4.2 参照)

**測定下肢:** 右足

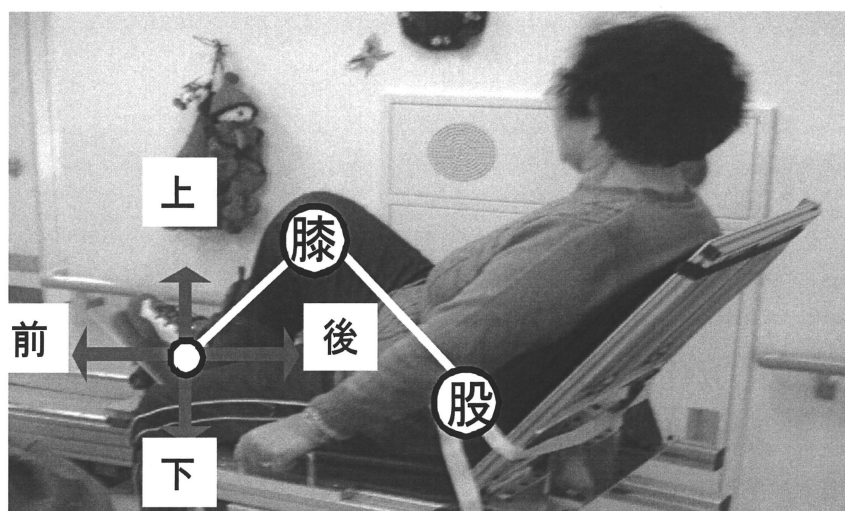


図 4.2: 疫学調査時の様子

### 4.2.2 測定結果

各被験者における下肢筋力評価装置で得た機能別実効筋力とアルケア社の装置で得た膝伸展筋トルクの値を図 4.3 の散布図で表す。散布図で用いた機能別実効筋力による膝伸展筋トルクは、膝伸展運動を担う役割を有する実効筋の和  $e2+e3$  で表す。また、測定値よりピアソンの相関係数を次式を用いて導出する。

$$\text{相関係数 } r = \frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})}{\sqrt{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2} \sqrt{\sum_{i=1}^n (y_i - \bar{y})^2}} \quad (4.1)$$

$n$  は標本数,  $x$  と  $y$  は各変数におけるデータの値,  $\bar{x}$  と  $\bar{y}$  は各変数におけるデータ値の平均値を表す。その結果、相関係数  $r$  は 0.675 となる。

ここで、相関関係の評価を表す指標を表 4.1 に示す。これより、機能別実効筋力と膝伸展筋トルクの相関係数の値は正の相関を有することが分かる。よって、機能別実効筋力評価は、実効筋  $e2$  と  $e3$  の和で表す膝伸展トルクにおいて従来の関節トルク評価との高い関係性を有していると判断できる。

表 4.1: 相関関係の強さ

相関係数	判断の目安
0.0～±0.2	ほとんど相関がない
±0.2～±0.4	やや相関がある
±0.4～±0.7	相関がある
±0.7～±0.9	強い相関がある
±0.9～±1.0	極めて強い相関がある

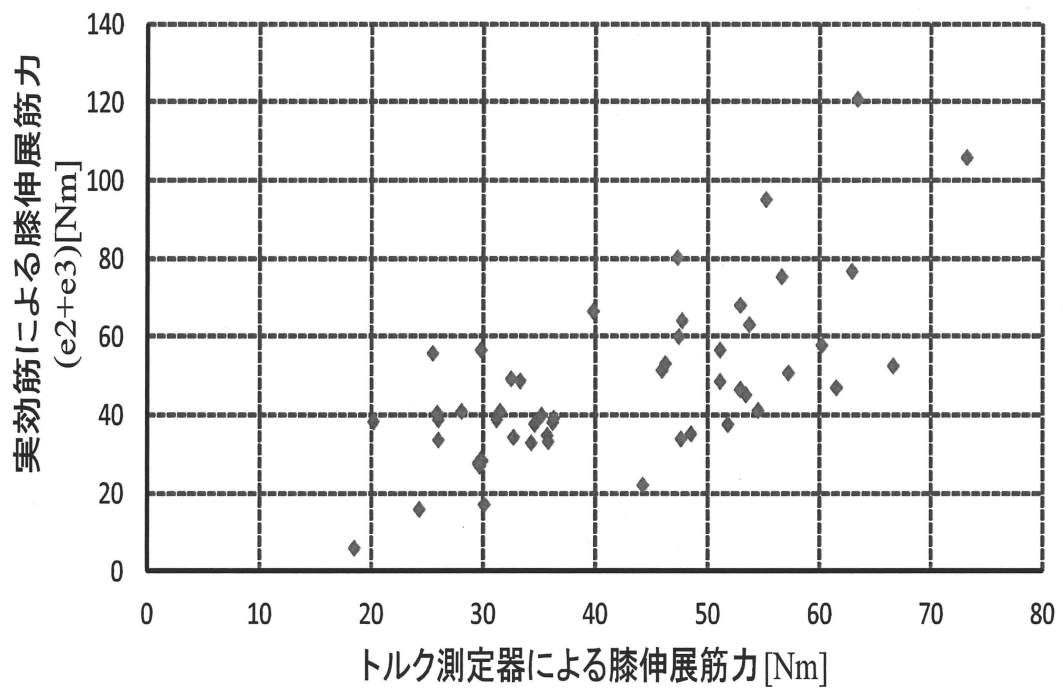


図 4.3: 機能別実効筋力評価結果

## 第5章 関節角度を考慮した機能別実効筋力の算出

本章では、人間の四肢の出力分布を姿勢に応じて変形させる際に生じる問題点について述べ、その問題を解決する関節角度を考慮した機能別実効筋力の算出手法を述べる。

### 5.1 出力分布変形における問題

下肢先端での力発揮範囲を表す出力分布は、姿勢に応じて変化する。よって、出力分布を描写するためには、姿勢が変化するたびに逐一測定(四点計測法)を行う必要がある。しかし、姿勢ごとに逐一測定すると、被験者の疲労により測定の精確性の欠如が生じることなどの面で、筋力評価法として実用性に欠ける。この問題を解決する方法として、2.3.3で述べた姿勢変化に対する出力分布の変形が提案されている。この方法は、各機能別実効筋力が関節角度(姿勢)によって変化せず、常に一定値として扱うことで、求めたい姿勢における先端出力は、(2.6)式のように姿勢の関数として導出できる。そして、導出した先端出力より出力分布を推定する。この方法より、姿勢に応じて逐一測定する必要がなく、ある姿勢での出力分布を測定するだけで、別姿勢の出力分布が推定可能となる。

しかし、この手法より、ある姿勢の出力分布を基に別姿勢の出力分布推定を行うと、精確性に欠ける結果となる。その推定結果を図5.1に示す。図5.1より、この手法では、測定による出力分布と比較すると、精確性に欠け、筋力評価法の実用性を有していないことが確認できる。

推定した出力分布において精確性が欠ける要因としては、機能別実効筋力を姿勢に関わらず一定として扱うことが指摘できる。関節J1, J2の関節トルク $T_{J1}$ ,  $T_{J2}$ は機能別実効筋力を用いて以下のように求めることができる。

$$T_{J1} = T_{e1} + T_{e3} - T_{f1} - T_{f3} \quad (5.1)$$

$$T_{J2} = T_{e2} + T_{e3} - T_{f2} - T_{f3} \quad (5.2)$$

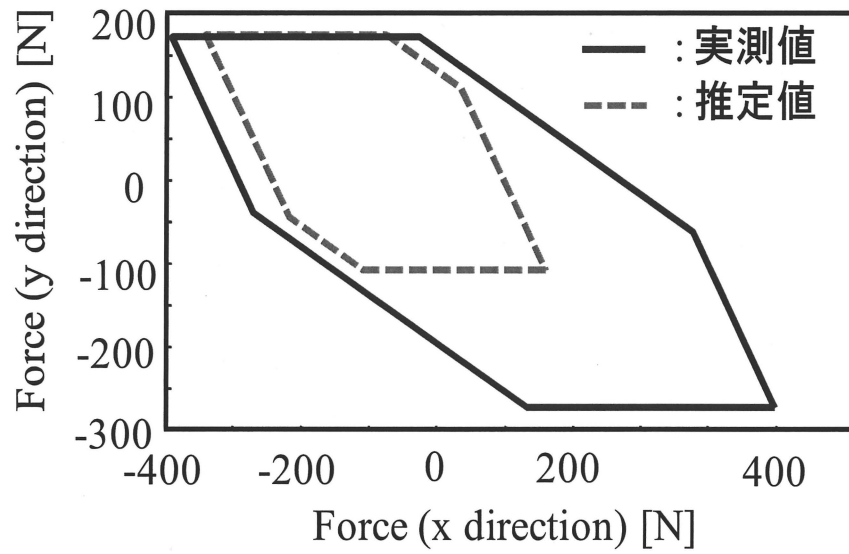


図 5.1: 従来手法における出力分布推定

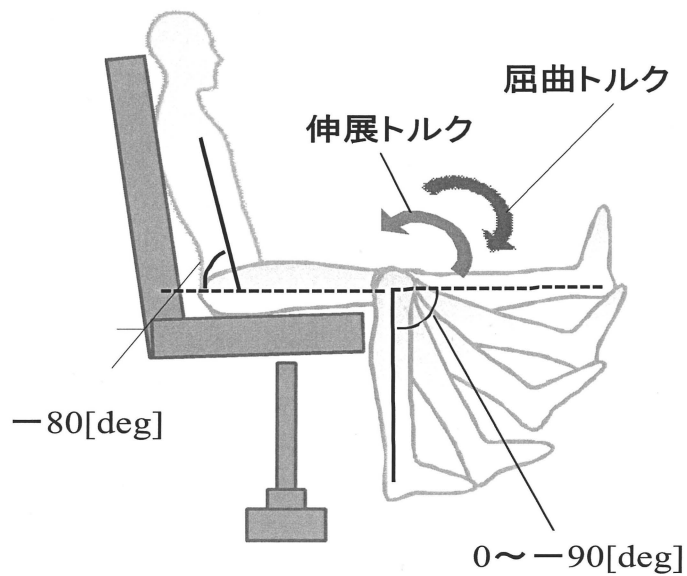


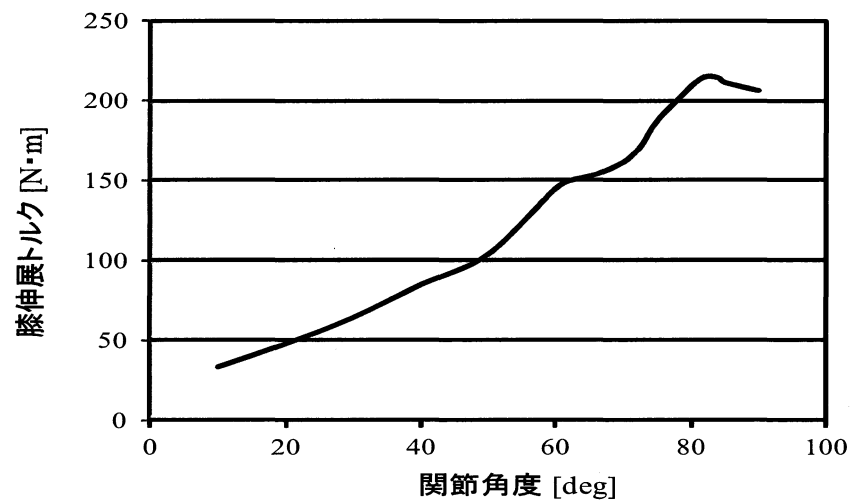
図 5.2: Cybex における測定姿勢

また、同様に膝伸展筋トルクや膝屈曲筋トルクは以下のように導出することができる。

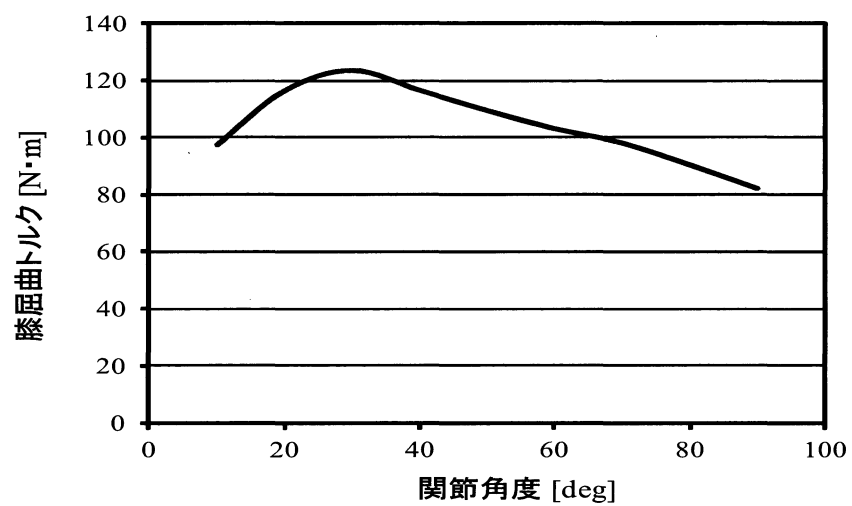
$$T_{\text{膝伸展}} = T_{e2} + T_{e3} \quad (5.3)$$

$$T_{\text{膝屈曲}} = T_{f2} + T_{f3} \quad (5.4)$$

ここで、膝関節周りの発揮トルクを測定することができる Cybex により得た膝関節トルクを図 5.3 に示す。図 5.3 に示す膝伸展・膝屈曲トルクは、膝関節角度の変化に応じて、変化していることが確認できる。よって、機能別実効筋力においても、姿勢変化に応じて、一定値ではなく変化することが分かる。なお、この測定は図 5.2 に示す姿勢で行い、健常者である 24 歳成人男性 (身長 179cm, 体重 76kg) の右脚を対象下肢としている。以上より、他の姿勢における出力分布の推定精度が悪いのは、機能別実効筋力を一定値として扱い、出力分布を変形することが要因であると考えられる。従って、出力分布の推定精度の向上を図るためには、姿勢に応じて変動する機能別実効筋力の導出が必要である。次節より、姿勢に応じて変動する機能別実効筋力の導出について説明する。



(a) 膝伸展運動



(b) 膝屈曲運動

図 5.3: Cybex による膝関節トルクの測定値

## 5.2 関節角度の変化に応じた機能別実効筋力の算出

関節角度変化前に対する関節角度変化後の機能別実効筋力の比率  $P_s$  ( $s = e1, e2, e3, f1, f2, f3$ ) を求め、 $P_s$  を関節角度変化前の機能別実効筋力  $T_s$  に掛け合わせることによって、関節角度を考慮した機能別実効筋力  $T'_s$  を算出する。つまり、図 5.4 に示すように、これまで姿勢に関わらず不変として扱ってきた実効筋力を姿勢によって変化する値として扱うようにする。しかし、この手法を実現するためには、姿勢に応じた実効筋の値を得る必要があり、さらに各姿勢ごとで逐一測定が必要となる。そのため、被験者の疲労蓄積という問題が生じる。そこで、次節より、少ない測定回数で姿勢に応じた実効筋力を得て、機能別実効筋力の変動比率  $P_s$  を導出する方法について述べる。

$$T'_s = P_s T_s \quad (5.5)$$

$$\begin{aligned} |\mathbf{F}_{e1}| &= \frac{P_{e1} T_{e1}}{l_1 \sin \theta'_2} & |\mathbf{F}_{f1}| &= \frac{P_{f1} T_{f1}}{l_1 \sin \theta'_2} \\ |\mathbf{F}_{e2}| &= \frac{P_{e2} T_{e2}}{l_2 \sin \theta'_3} & |\mathbf{F}_{f2}| &= \frac{P_{f2} T_{f2}}{l_2 \sin \theta'_3} \\ |\mathbf{F}_{e3}| &= \frac{P_{e3} T_{e3}}{l_2 \sin \theta'_2} & |\mathbf{F}_{f3}| &= \frac{P_{f3} T_{f3}}{l_2 \sin \theta'_2} \end{aligned} \quad (5.6)$$

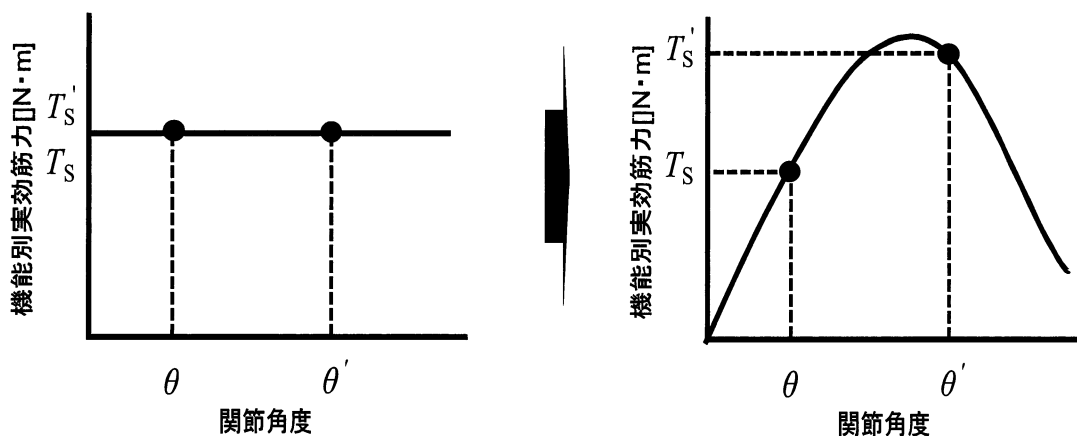


図 5.4: 機能別実効筋力の扱い方の変更

### 5.3 関節トルク値を用いた筋力変動比率算出法(手法 )

本節では、実際の測定で得た膝関節トルクを用いた実効筋力変動比率導出方法について述べる。この手法では、実効筋力の変動比率を導出するために、図 1.1 に示した Cybex を用いて測定した膝関節トルクを用いる。Cybex による測定では、図 5.5 に示すような膝伸展トルクの値が一回の測定で得られる。この図において、基準姿勢における膝関節角度を  $\theta$ 、膝伸展トルクを  $T_J$ 、また出力分布を推定したい姿勢の膝関節角度を  $\theta'$ 、膝伸展筋トルクを  $T_J'$  とする。そして、次式に示すように  $T_J'$  を  $T_J$  で除することにより、基準姿勢から出力分布を推定したい姿勢までの膝伸展筋トルク変動比率  $P_J$  を導出する。

$$P_J = \frac{T_J'}{T_J} \quad (5.7)$$

この導出した  $P_J$  を実効筋力の変動比率  $P_s$  として扱う。つまり、膝伸展筋を担う実効筋である e2 及び e3 の実効筋力変動比率  $P_{e2}$ 、 $P_{e3}$  は、膝伸展筋トルク変動比率  $P_J$  とする。また膝屈曲筋トルクを用いることにより、膝屈曲筋を担う実効筋である f2 と f3 の実効筋力変動比率を同じ手順で導出できる。

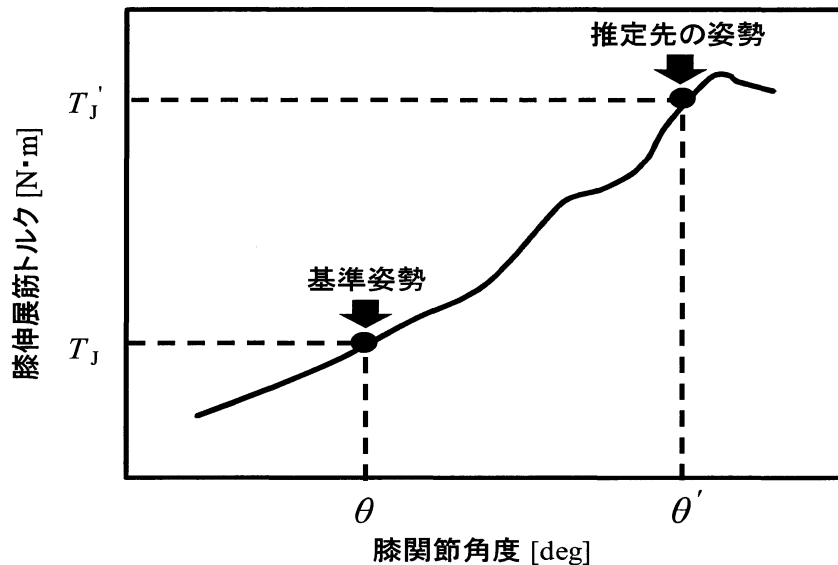


図 5.5: 姿勢変化に応じた膝伸展筋トルクの変動

## 5.4 筋骨格モデルを用いた筋力変動比率算出法(手法 )

この手法は、筋骨格モデルを定式化することにより機能別実効筋の比率を算出する手法である。この手法で被験者が測定する必要があるのは、基準とする姿勢での4点計測法による下肢先端出力、骨盤の幅、大腿の長さ、下腿の長さ、筋の自然長だけである。よって、被験者に負担をかけずに関節角度を考慮した機能別実効筋力を求めることができる。また、膝伸展筋や膝屈曲筋などのようにひとまとめとしてトルク変動比率を導出する手法とは異なり、この手法では、各実効筋に変動比率を導出することが可能である。次項より、関節角度によって変化する要素と、その定式化について述べる。

### 5.4.1 筋骨格モデル

まず、機能別実効筋の対象となる筋を選択し、関節角度に応じて変化する各筋の筋長や筋付着点間を結ぶ線上の単位方向ベクトル、関節中心を始点とした筋付着点間の位置ベクトルを取得するための筋骨格モデルを構築する [11]。

筋骨格モデルの身体運動面として矢状面 (図 5.6(a) 参照) に垂直な一軸周りの回転を考えた2リンクの二次元下肢剛体モデル (図 5.7 参照) を用いる。ここで、足関節は90度固定であり、股関節は屈伸運動だけでなく回旋なども行う6自由度を持った関節であるが矢状面に垂直な1自由度関節であり、下肢は  $x$ - $y$  平面内で運動するものとする。人体下肢股関節及び膝関節の屈曲・伸展の運動に関わりの深い大腿部周りの単関節筋及び二関節筋として選択した筋を図 5.8 に示す。

具体的には、単関節筋として膝関節伸展に関与する大腿部表側の外側広筋 (Muscle 1, vastus lateralis), 内側広筋 (Muscle 3, vastus medialis), 中間広筋 (Muscle 4, vastus intermedius), 膝関節屈曲に関与する大腿部裏側の二頭筋短頭 (Muscle 8, biceps femoris short head), 下腿部裏側の腓腹筋内側頭 (Muscle 12, gastrocnemius medial head), 腓腹筋外側頭 (Muscle 13, gastrocnemius lateral head), 股関節屈曲に関与する骨盤部表側の大腰筋 (Muscle 9, psoas major), 腸骨筋 (Muscle 10, iliacus), 股関節伸展に関与する骨盤部裏側の大臀筋 (Muscle 11, gluteus maximus) を選択し、膝関節と股関節に跨る二関節筋として膝関節伸展・股関節屈曲に関与する大腿部表側の大腿直筋 (Muscle 2, rectus femoris), 膝関節屈曲・股関節伸展に関与する大腿部裏側の半腱様筋 (Muscle 5, semitendinosus), 半膜様筋 (Muscle 6, semimembranosus), 大腿二頭筋長頭 (Muscle 7, biceps femoris long head) の計13本の筋についてモデル化を行った。このうち、大腿部表側に存在する外側広筋、大腿直筋、内側広筋、中間広筋の4本から成る

筋群を大腿四頭筋 (群), 大腿部裏側に存在する半腱様筋, 半膜様筋, 大腿二頭筋長頭及び短頭の 4 本から成る筋群をハムストリングスと呼ぶ. また, 図 5.8 に示すように, それぞれの筋肉は起始点と停止点を結ぶ直線上にあるとし, 直線で結べない大臀筋については経由点を設けた. なお, 起始点および経由点, 停止点は解剖図 [12] を参考にし, 体節長で正規化して表 5.2 のように定めた. これにより, それぞれの座標系を図 5.9 に示した基準座標系へと変換し, 付着点間に距離の公式を適用することにより各筋長が算出され, 付着点同士の座標の差をその距離で割れば付着点間の単位ベクトルが得られる. また, 関節中心を始点とした筋付着点の位置ベクトルは, 図 5.9 に示した各座標系の原点を関節の中心に設けているため, その座標系で見た筋付着点の座標そのものとなる.

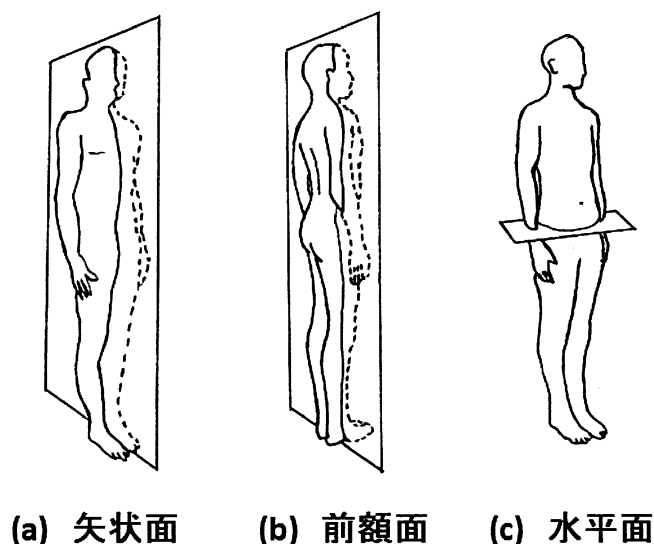


図 5.6: 身体運動面

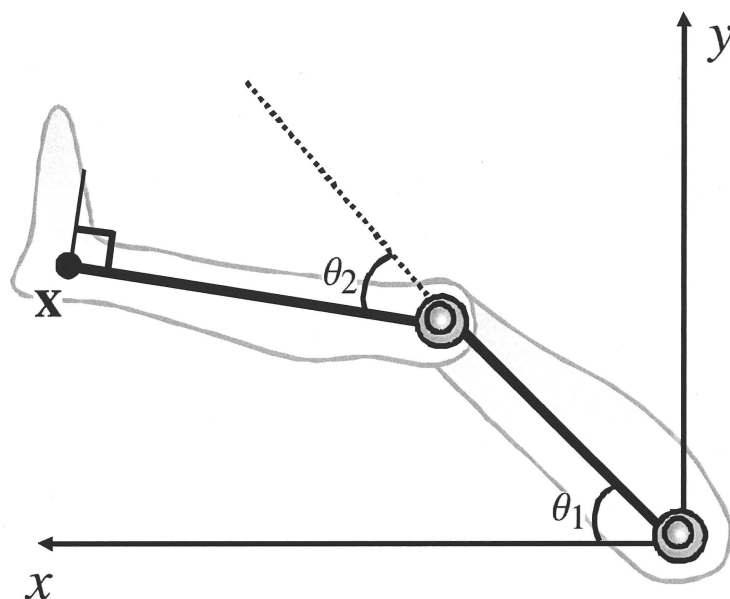


図 5.7: 下肢剛体リンクモデル

表 5.1: 大腿部・下腿部・骨盤部の筋肉と PCSA

FEM	Muscle No.	Muscle Name	PCSA[cm <sup>2</sup> ]
e	1	M.psoas major	-
		M.iliclus	-
	2	M.vastus lateralis	99.2
		M.vastus medialis	74.5.
		M.vastus intermedius	74.4
3	2	M.rectus femoris	43.5
f	1	M.gluteus maximus	-
	2	M.biceps femoris short head	8.7
		M.gastrocnemius medial head	50.6
		M.gastrocnemius lateral head	14.3
	3	M.semitendinosus	16.2
		M.semimembranosus	44.0
		M.biceps femoris	33.0

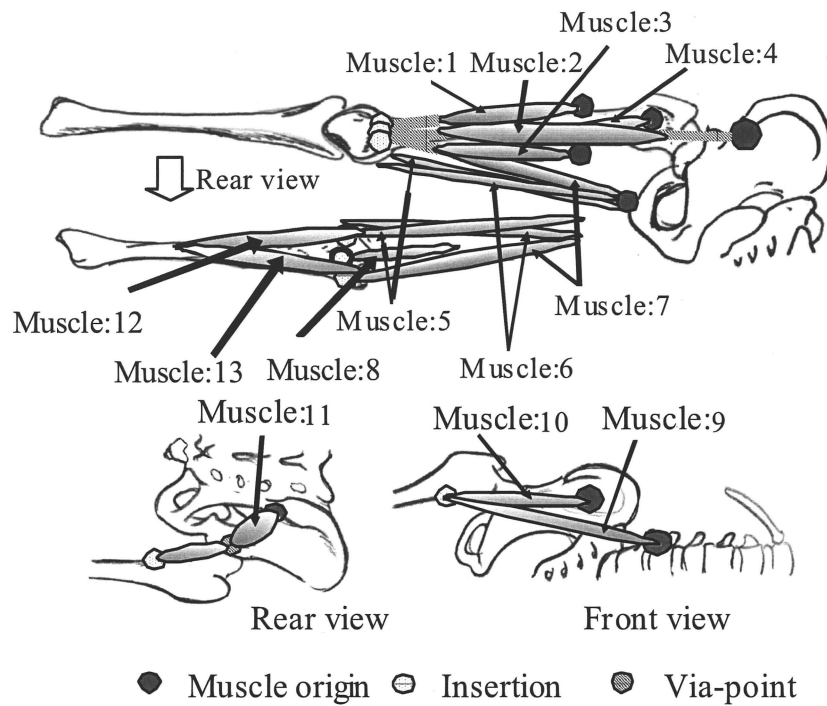


図 5.8: 下肢筋骨格モデル

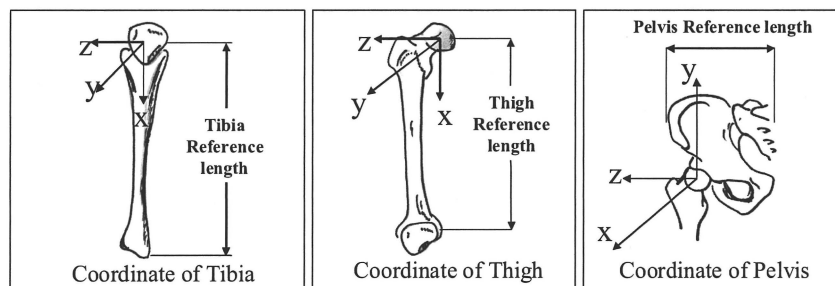


図 5.9: 下肢骨格別座標

表 5.2: 大腿部・下腿部・骨盤部における筋肉の起始・経由・停止点の座標

(a) 大腿部

Muscle No.	Muscle origin/insertion	Coordinate	X	Y	Z
1	Origin	Thigh	0.302	0.000	0.135
	Insertion	Tibia	-0.083	0.09375	0.025
2	Origin	Pelvis	0.24	0.231	0.179
	Insertion	Tibia	-0.083	0.09375	0.000
3	Origin	Thigh	0.313	0.000	0.038
	Insertion	Tibia	-0.083	0.09375	-0.025
4	Origin	Thigh	0.192	0.038	0.104
	Insertion	Tibia	-0.083	0.09375	0.000
5	Origin	Thigh	-0.299	-0.498	-0.328
	Insertion	Tibia	0.138	-0.060	-0.092
6	Origin	Pelvis	-0.336	-0.443	-0.246
	Insertion	Tibia	0.138	-0.042	-0.108
7	Origin	Pelvis	-0.369	-0.369	-0.164
	Insertion	Tibia	0.145	-0.06	0.085
8	Origin	Pelvis	0.442	-0.038	0.074
	Insertion	Tibia	0.145	-0.06	0.085

(c) 下腿部

Muscle No.	Muscle origin/insertion	Coordinate	X	Y	Z
12	Origin	Tibia	-0.031	-0.080	-0.067
	Insertion	Tibia	1.13	-0.264	0.01
13	Origin	Tibia	-0.021	-0.080	0.078
	Insertion	Tibia	1.13	-0.264	0.01

(c) 骨盤部

Muscle No.	Muscle origin/insertion	Coordinate	X	Y	Z
9	Origin	Pelvis	-0.308	1.614	-0.509
	Insertion	Tibia	0.188	-0.009	0.038
10	Origin	Pelvis	-0.167	0.61	0.0
	Insertion	Tibia	0.229	-0.009	0.038
11	Origin	Pelvis	-0.612	0.134	-0.44
	Via-point	Pelvis	-0.179	-0.216	-0.12
	Insertion	Tibia	0.265	-0.046	0.158

また、膝のモデルを作る上で重要となってくるのが膝蓋骨である。膝蓋骨とは大腿四頭筋の停止点に繋がる骨であり、大腿四頭筋と脛骨を繋ぐ重要な働きをする骨である。この骨が存在することで、大腿骨と脛骨間の関節間力を抑え、関節がスムーズに伸展屈曲できるようになっている。また図 5.10(a) に示すように、単純に大腿四頭筋の筋付着点を膝関節の回転に合わせて回転させると、屈曲角度が大きくなる場合には関節と筋肉間のモーメントアームが極端に短くなり、同じ関節トルクを発揮するのに余分な力が必要となるため、膝蓋骨は図 5.10(b) に示すようにモーメントアームが短くなるのを防ぐ役割を持つ。そこで、このモデルでは大腿四頭筋の筋付着点から脛骨に繋がるまでに存在する膝蓋骨及び膝蓋骨と脛骨を結ぶ膝蓋腱を定義する。この時、膝蓋骨には図 5.11 に示す膝関節角度が  $-2.443[\text{rad}]$  可動した場合に、膝蓋骨自体が  $0.611[\text{rad}]$  傾斜する特性を持つように座標設定し [13]、大腿四頭筋の筋長についても、膝関節角度  $\theta_2$  が  $-0.726[\text{rad}]$  以下となった時、これ以上モーメントアームが短くならないように配慮するため、次式のモデルを定義する。

$$L_m = \tilde{L}_m + \chi_m \quad (\theta_2 < -0.726, m = 1, 2, 3, 4) \quad (5.8)$$

ここで、 $L_m$  は筋番号  $m$  の筋長、 $\tilde{L}_m$  は  $\theta_2 = -0.726[\text{rad}]$  の時の筋長、 $\chi_m$  は  $\theta_2 = -0.726[\text{rad}]$  の時の筋付着点から現在の筋付着点までの円周の長さを表わす。また、 $m$  には表 5.1 に従って番号付けされた筋肉の番号が代入される。

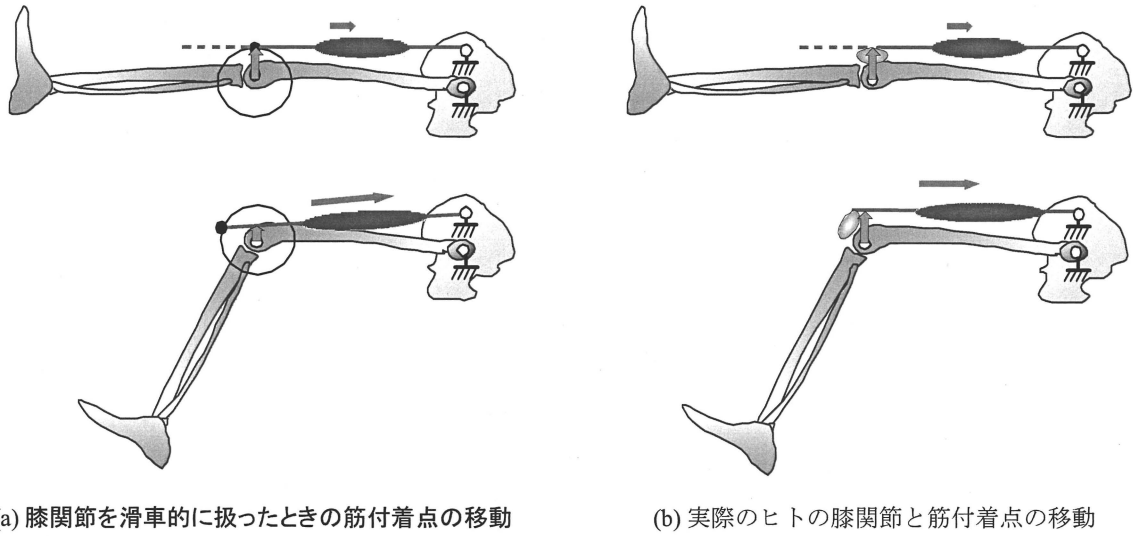


図 5.10: 膝蓋骨の有無による筋付着点の扱い

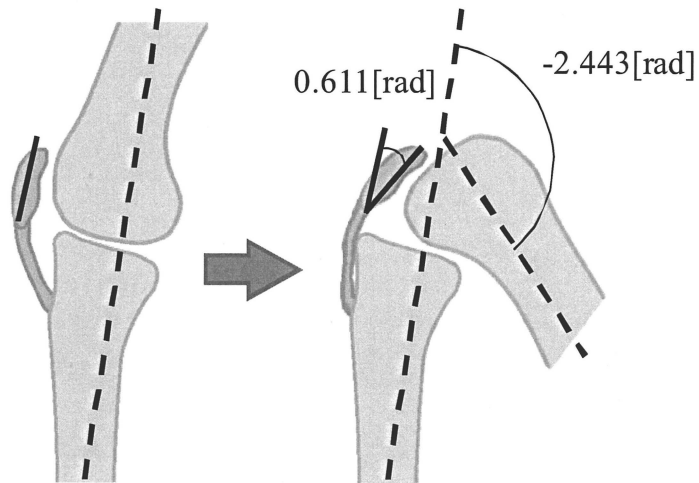


図 5.11: 膝関節角度の変化に伴う膝蓋骨の脛骨に対する傾き

### 5.4.2 筋長-筋力特性

前項によって求めた筋長を用いて、関節角度を考慮した各筋の筋張力を求める。筋肉には、図 5.12 のように筋の長さによって筋肉がどれだけの力を発揮することができるかを示した筋長力発揮割合  $\beta$  が変化する筋長-筋力特性を持っている [14]。筋長は関節角度によって生理的範囲内の値を取り、筋長がその筋の自然長と同じ長さである時、 $\beta$  は最大値すなわち 100 % となる。この筋長-筋力特性を考慮した筋張力の算出には長谷 [15] らによって提案された筋モデルを用いた筋張力算出手法を用いる。

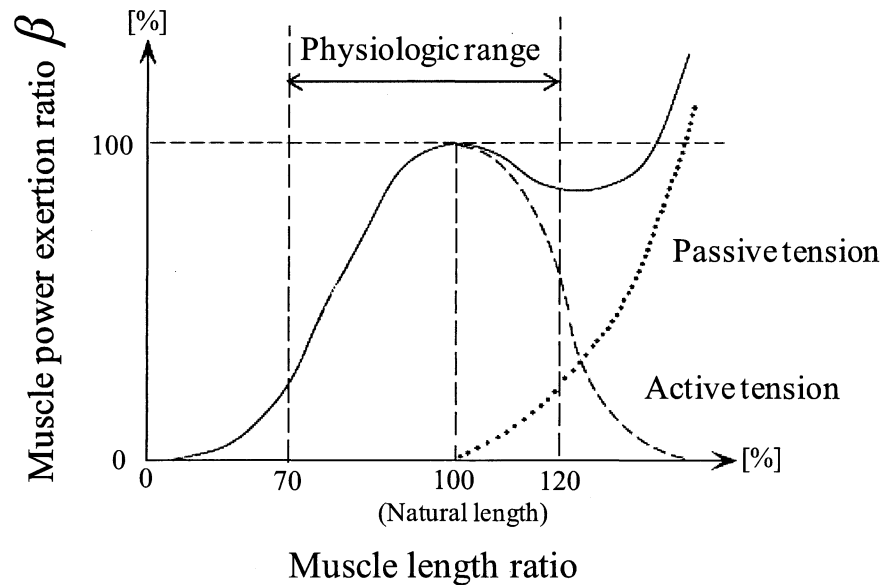


図 5.12: 筋長-筋力特性

### 5.4.3 筋モデルを用いた筋張力算出法

図 5.13 に示す筋モデルは、神経系からの指令  $q_m$  により能動的に動くアクチュエータの役割をする収縮要素 CE および受動的な直列弾性要素 SE, 並列弾性要素 PE および腱 T から成り、さらに収縮要素 CE は遅筋線維 SO, 速筋線維 FO, 中間線維 FG の 3 つの筋線維から構成される。

各筋線維ごとの収縮力  $F_{lm}^{CE} (l = SO, FO, FG)$  は  $u_m$  の各筋線維への正規化筋活動状態  $u_{lm}$  を用いて (5.9) 式のように与えられる。

$$F_{lm}^{CE} = \bar{F}_{lm}^{CE} k(\xi_m) h_l(\dot{\eta}_m, \xi_m) u_{lm} \quad (5.9)$$

ここで、 $\bar{F}_{lm}^{CE}$  は各筋線維ごとの等尺性最大収縮力、 $k(\xi_m)$  は筋長-筋力特性、 $h_l(\dot{\eta}_m, \xi_m)$  は筋肉のもう一つの特性である筋収縮速度-筋力特性であり、それぞれ

$$\bar{F}_{lm}^{CE} = \bar{A}_m^M R_{lm} \lambda_m \quad (5.10)$$

$$k(\xi_m) = 0.32 + 0.71 \exp\{-1.112(\xi_m - 1)\} \sin\{3.722(\xi_m - 0.656)\} \quad (5.11)$$

$$h_l(\dot{\eta}_m, \xi_m) = \{1 + \tanh(a_{1l} \dot{\eta}_m)\} / a_{2l} - a_{3l} \exp\{-2.6(\xi_m - 1)\} \quad (5.12)$$

で与えられる。なお、 $\bar{A}_m^M$  は筋の平均断面積、 $R_{lm}$  は筋線維の構成比、 $\lambda_m$  は各筋線維の単位面積当たりの最大収縮力であり、Pierrynowski[16] らによって算出された値を参考に決定される。また、 $\xi_m$  は収縮要素の自然長  $\bar{L}_m^{CE}$  で正規化した収縮要素長 ( $\xi_m = L_m^{CE} / \bar{L}_m^{CE}$ )、 $\dot{\eta}_m$  は最大収縮速度  $\dot{\bar{L}}_m^{CE}$  で正規化した収縮速度 ( $\dot{\eta}_m = \dot{L}_m^{CE} / \dot{\bar{L}}_m^{CE}$ , 収縮が負) である。最大収縮速度  $\dot{\bar{L}}_m^{CE}$  は各筋で 3.0[m/s] と一定とし、係数  $a_{1l}, a_{2l}, a_{3l}$  はそれぞれ

$$a_{1l} = 3.30, 2.55, 2.55$$

$$a_{2l} = 0.997, 0.988, 0.988$$

$$a_{3l} = 0.00272, 0.0123, 0.0123$$

で与えられる。本論文では、筋肉が静的運動時、即ち等尺性運動を行っている時の最大筋張力を扱うため、 $\dot{L}_m^{CE}$  は 0 と見なされる。そのため、(5.12) 式より、 $\eta_m$  は 1 に近似されるため筋収縮速度-筋力特性を考慮する必要がなく、正規化筋活動状態についても最大値、すなわち 1 となる。よって、(5.9) 式は以下のように書き換えられる。

$$F_{lm}^{CE} = \bar{F}_{lm}^{CE} k(\xi_m) \quad (5.13)$$

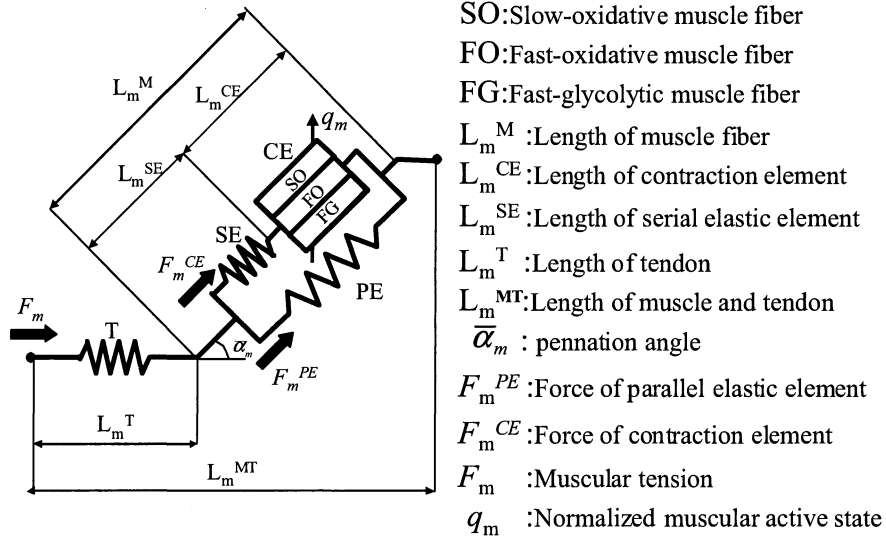


図 5.13: 筋モデル

従って、収縮要素  $F_m^{CE}$  は、各筋線維の収縮力を合計することにより

$$\begin{aligned}
 F_m^{CE} &= \sum_{l=1}^3 F_{lm}^{CE} \\
 &= \bar{F}_m^{CE} k(\xi_m)
 \end{aligned} \tag{5.14}$$

となる。ここで、 $\bar{F}_m^{CE}$  は各筋線維における等尺性最大収縮力  $\bar{F}_{lm}^{CE}$  の総和である筋線維全体の等尺性最大収縮力である。この式は、図 5.12 の”Active tension”の波形を示す。

他方、並列弾性要素  $F_m^{PE}$  は、 $\bar{F}_m^{CE}$  及び筋線維長  $L_m^M$  とその自然長  $\bar{L}_m^M$  を用いて

$$F_m^{PE} = 0.00159 \bar{F}_m^{CE} [\exp\{5.40(L_m^M - \bar{L}_m^M)/\bar{L}_m^M\} - 1] \tag{5.15}$$

と与えられる。この式は、図 5.12 の”Passive tension”の波形を示す。以上より、筋張力  $F_m$  は、筋線維の傾斜角  $\bar{\alpha}_m$  を考慮して

$$\begin{aligned}
 F_m &= (F_m^{CE} + F_m^{PE}) \cos \bar{\alpha}_m \\
 &= \bar{F}_m^{CE} \cos \bar{\alpha}_m (k(\xi_m) + 0.00159 [\exp\{5.40(L_m^M - \bar{L}_m^M)/\bar{L}_m^M\} - 1])
 \end{aligned} \tag{5.16}$$

となる。また、各筋における筋繊維の傾斜角  $\bar{\alpha}_m$  の値は、文献により提示されている共通の値を用いる [12][17]。この式が、図 5.12 に示す筋長-筋力特性による筋張力を導出するものである。ここで、

$$\bar{F}_m = \bar{F}_m^{CE} \cos \bar{\alpha}_m \quad (5.17)$$

$$\beta_m = (k(\xi_m) + 0.00159[\exp\{5.40(L_m^M - \bar{L}_m^M)/\bar{L}_m^M\} - 1]) \quad (5.18)$$

とすると, (5.16) 式は, 筋番号  $m$  そのものが発揮することができる力  $\bar{F}_m$  と筋長-筋力特性を表わす筋張力発揮割合  $\beta_m$  の積で表わすことができる.

$$F_m = \beta_m \bar{F}_m \quad (5.19)$$

#### 5.4.4 モーメントアーム長を考慮した発揮トルクの算出

次に, 前節にて求めた筋番号  $m$  の筋張力から, 筋番号  $m$  が関節に発揮するトルクを計算する. 図 5.14 に関節周りに働く力のつり合い関係を示す.

図 5.14 より, 筋番号  $m$  の発揮トルクの算出式は以下のように表わすことができる.

$$\tau_m \mathbf{e}_z = -F_m R_m (\mathbf{r}_m \times \mathbf{f}_m) \quad (5.20)$$

ここで,  $\mathbf{e}_z$  は  $\tau_m$  の回転軸方向の単位ベクトル,  $R_m$  は関節と筋付着点間の距離,  $\mathbf{r}_m$  は  $R_m$  の単位方向ベクトル,  $\mathbf{f}_m$  は  $F_m$  の発揮方向の単位方向ベクトルを表わす. ここで, 関節角度に関わらず一定の値となる  $R_m$  と, 関節角度により変化する  $\mathbf{r}_m$  と  $\mathbf{f}_m$  の外積から, 関節中心から筋の付着点間の線分に下ろした垂線の距離, 即ちモーメントアーム長  $A_m$  を次式のように求める.

$$A_m \mathbf{e}_z = -R_m (\mathbf{r}_m \times \mathbf{f}_m) \quad (5.21)$$

よって (5.20) 式は, (5.19), (5.21) 式より, 以下のように置き換えることができる.

$$\tau_m = \beta_m \bar{F}_m A_m \quad (5.22)$$

以上の手順により, 関節角度を考慮に入れた各筋の発揮トルクを算出する.

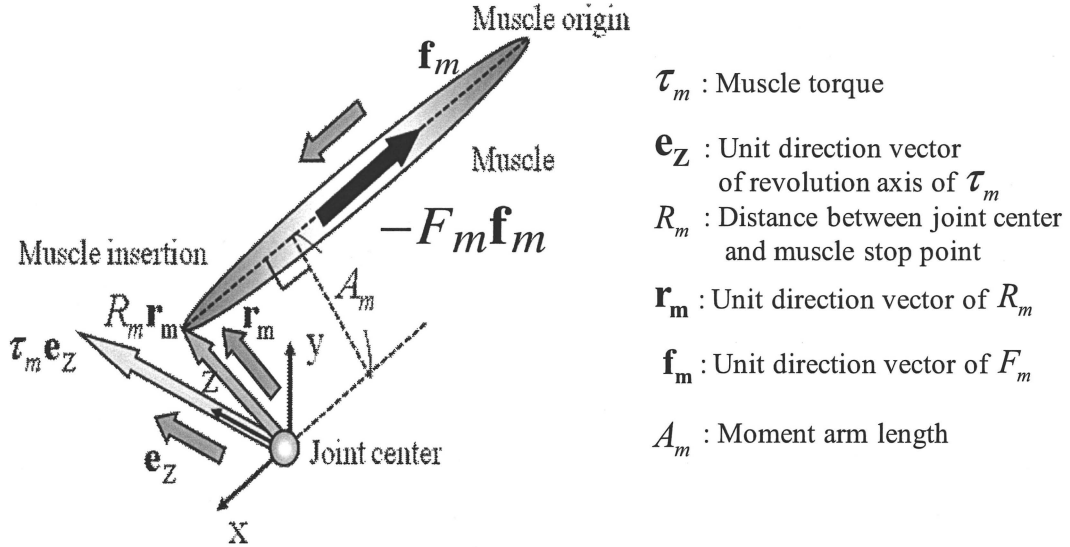


図 5.14: 関節周りの力のつり合い関係

#### 5.4.5 機能別実効筋力の比率の算出

最後に、各筋の発揮トルクから各筋群力に変換し、機能別実効筋力の比率  $P_s$  を算出する。まず、機能別実効筋力の算出式は以下で与えられる。

$$T_{e1} = \tau_9 + \tau_{10} = \sum_{m=9,10} \beta_m \bar{F}_m A_m \quad (5.23)$$

$$T_{e2} = \tau_1 + \tau_3 + \tau_4 = \sum_{m=1,3,4} \beta_m \bar{F}_m A_m \quad (5.24)$$

$$T_{e3} = \tau_2 = \beta_2 \bar{F}_2 A_2 \quad (5.25)$$

$$T_{f1} = \tau_{11} = \beta_{11} \bar{F}_{11} A_{11} \quad (5.26)$$

$$T_{f2} = \tau_8 + \tau_{12} + \tau_{13} = \sum_{m=8,12,13} \beta_m \bar{F}_m A_m \quad (5.27)$$

$$T_{f3} = \tau_5 + \tau_6 + \tau_7 = \sum_{m=5,6,7} \beta_m \bar{F}_m A_m \quad (5.28)$$

膝関節トルクを発揮する複数の筋がそれぞれどれだけの割合で  $\bar{F}_m$  を発揮しているかを求める。その割合は、次式のように算出する。

$$\bar{F}_m = \frac{S_m}{\sum_m S_m} \quad (5.29)$$

ここで、 $S_m$  は筋番号  $m$  の PCSA を表わし、鍛錬した成人男性 22 名の平均 PCSA 値 [4] を用いる。関節角度変化前に対する関節角度変化後の機能別実効筋力の比率  $P_s$  は (5.23)～(5.29) 式を用いて以下のように表わされる。

$$P_{e1} = \frac{T'_{e1}}{T_{e1}} = \frac{\sum_{m=9,10} \frac{S_m}{\sum_{m=9,10} S_m} \beta'_m A'_m}{\sum_{m=9,10} \frac{S_m}{\sum_{m=9,10} S_m} \beta_m A_m} \quad (5.30)$$

$$P_{e2} = \frac{T'_{e2}}{T_{e2}} = \frac{\sum_{m=1,3,4} \frac{S_m}{\sum_{m=1,3,4} S_m} \beta'_m A'_m}{\sum_{m=1,3,4} \frac{S_m}{\sum_{m=1,3,4} S_m} \beta_m A_m} \quad (5.31)$$

$$P_{e3} = \frac{T'_{e3}}{T_{e3}} = \frac{\beta'_2 A'_2}{\beta_2 A_2} \quad (5.32)$$

$$P_{f1} = \frac{T'_{f1}}{T_{f1}} = \frac{\beta'_{11} A'_{11}}{\beta_{11} A_{11}} \quad (5.33)$$

$$P_{f2} = \frac{T'_{f2}}{T_{f2}} = \frac{\sum_{m=8,12,13} \frac{S_m}{\sum_{m=8,12,13} S_m} \beta'_m A'_m}{\sum_{m=8,12,13} \frac{S_m}{\sum_{m=8,12,13} S_m} \beta_m A_m} \quad (5.34)$$

$$P_{f3} = \frac{T'_{f3}}{T_{f3}} = \frac{\sum_{m=5,6,7} \frac{S_m}{\sum_{m=5,6,7} S_m} \beta'_m A'_m}{\sum_{m=5,6,7} \frac{S_m}{\sum_{m=5,6,7} S_m} \beta_m A_m} \quad (5.35)$$

ここで、 $T_s$ ,  $\beta_m$ ,  $A_m$  はそれぞれ関節角度変化前の機能別実効筋力、筋張力発揮割合、モーメントアーム長を、 $T'_s$ ,  $\beta'_m$ ,  $A'_m$  はそれぞれ関節角度変化後の機能別実効筋力、筋張力発揮割合、モーメントアーム長を表わす。

## 第6章 出力分布推定手法の検証

本章では、姿勢（関節角度）に応じた出力分布の変形手法において、5章で説明した手法の有効性検証を行う。検証方法としては、推定したい姿勢における出力分布を実際にその姿勢で測定を行い、その出力分布を基準と定め、そして、別姿勢で測定した出力分布を基に提案手法と従来手法の両手法において出力分布を変形し、どちらがより実際の測定で得られた出力分布に近似できるのかを確認する。

### 6.1 測定条件

#### 6.1.1 手法 及び 共通の測定条件

ここでは、手法 及び に共通する測定条件を以下に示す。

**被験者：**22～24歳の健常男性5名（各被験者の下肢の長さは表6.1を参照）

**測定姿勢1(基準姿勢)：**体幹 56.3[deg], 股関節角度 23.7 [deg], 膝関節角度 -40 [deg]

**測定姿勢2(推定姿勢)：**体幹 56.3[deg], 股関節角度 23.7 [deg], 膝関節角度 -80 [deg]

**測定下肢：**右脚

**検証対象：**基準姿勢において測定した出力分布より、手法 及び を用いて推定した膝関節角度変化後（推定先姿勢）の出力分布

**比較対象：**四点計測法より、推定先姿勢において得た出力分布

表 6.1: 各被験者の上腿部と下腿部の長さ

被験者	上腿部 $l_1$ [m]	下腿部 $l_2$ [m]
A	0.44	0.44
B	0.37	0.37
C	0.32	0.34
D	0.40	0.41
E	0.40	0.42

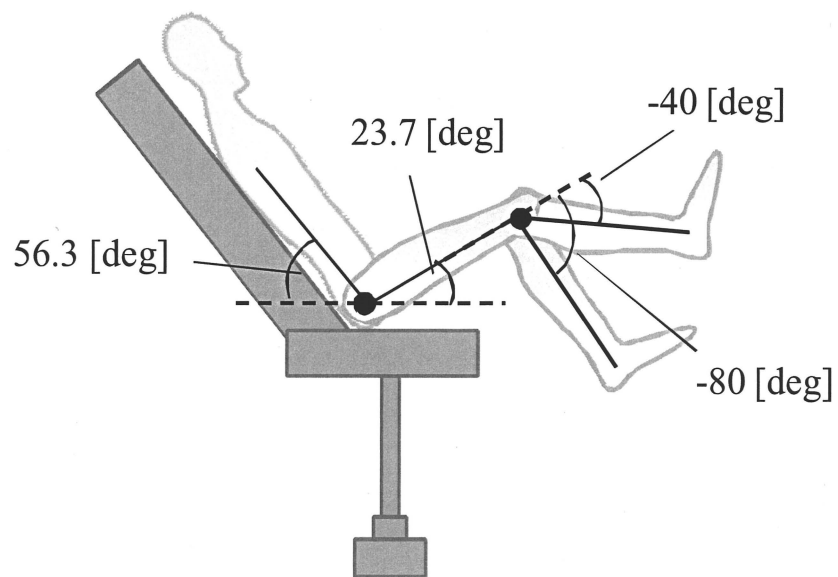


図 6.1: 検証時における基準姿勢と出力分布を推定したい姿勢

### 6.1.2 手法 における検証条件

ここでは、手法 における検証条件を記す。まず、Cybex により各被験者の膝伸展・屈曲トルクの測定を三回行い、その平均値によるトルク波形を図 6.2 に示す。この測定における被験者の姿勢は、図 5.2 に示すものと同じ姿勢とする。次に、図 6.2 と式 (5.7) より、膝関節トルク変動比率を導出する。導出した膝関節トルク変動比率を表 6.2 に示す。なお、今回用いた Cybex による膝関節トルクの値は、等速性運動 (膝関節角速度 = 60[deg/s]) においての測定結果であるが、トルク発揮傾向が比較的等尺性運動と同様の傾向を有することが報告されている [10]。よって、変動比率導出のために、等速性運動による測定で得た膝関節トルク値を用いる。

表 6.2: Cybex による膝関節トルク変動比率

被験者	膝伸展筋トルク変動比率 $P_{\text{knee-ex}}$	膝屈曲筋トルク変動比率 $P_{\text{knee-fl}}$
A	2.460	0.782
B	1.881	0.776
C	1.945	0.713
D	2.410	0.678
E	2.102	0.777

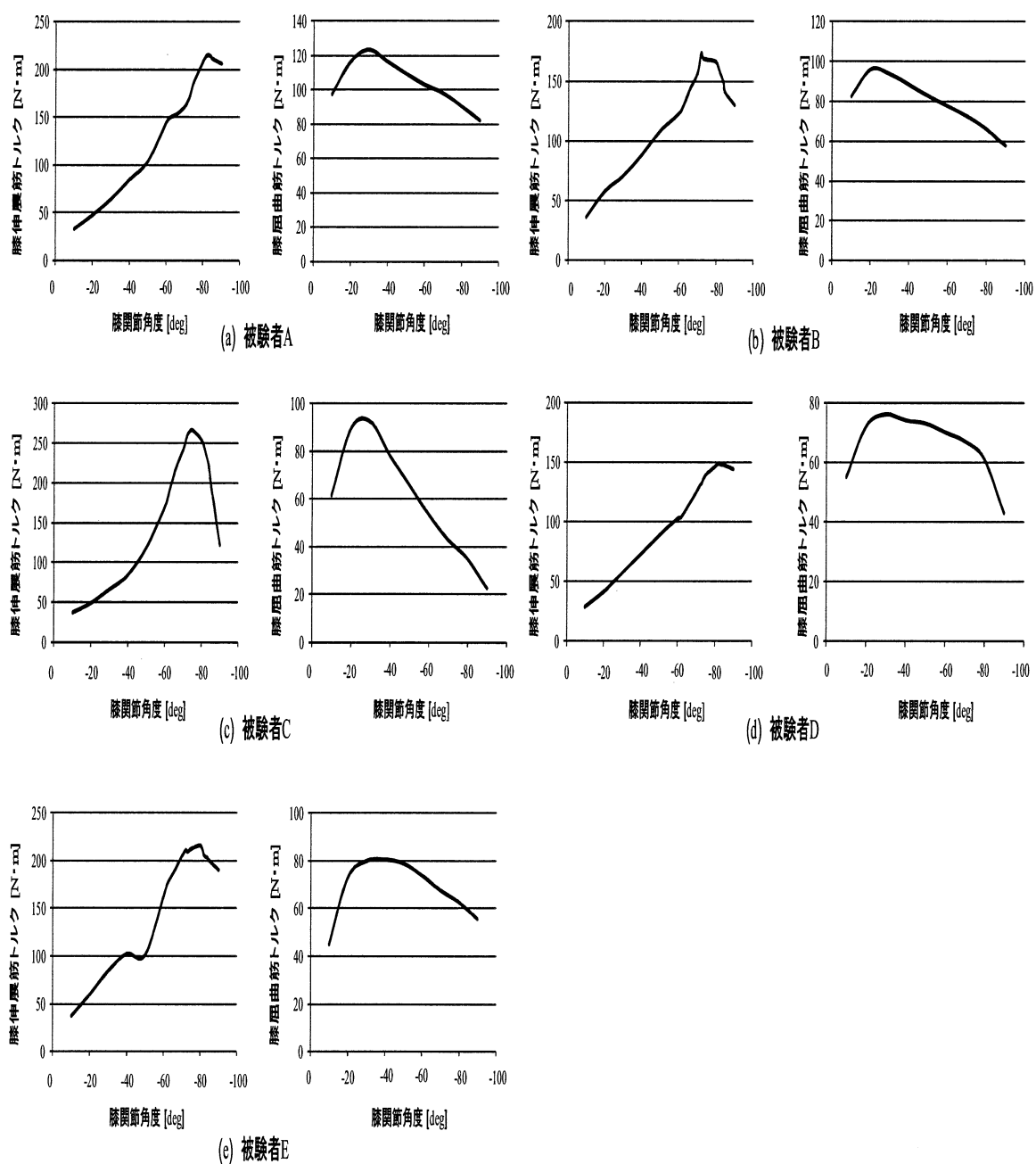


図 6.2: Cybex による膝伸展筋・屈曲トルク測定結果

### 6.1.3 手法 における検証条件

まず, 各被験者におけるモデル化した筋の筋長が自然長となる膝関節角度を表 6.3 に示す. この値は, Cybex による膝関節トルク測定結果における膝伸展筋・屈曲筋トルクのピーク値となる場合の膝関節角度である. 以上の条件より算出した機能別実効筋力の変動比率を表 6.4 に示す.

表 6.3: 筋長が自然長となる場合の膝関節角度

被験者	膝関節角度 [deg]	
	膝伸展筋	膝屈曲筋
被験者 A	-82	-30
被験者 B	-72	-20
被験者 C	-82	-30
被験者 D	-82	-30
被験者 E	-80	-40

表 6.4: 筋骨格モデルによる実効筋力変動比率

被験者	$P_{e1}$	$P_{e2}$	$P_{e3}$	$P_{f1}$	$P_{f2}$	$P_{f3}$
A	1	1.070	1.047	1	0.983	1.048
B	1	1.039	1.028	1	0.941	1.019
C	1	1.080	1.058	1	0.963	1.015
D	1	1.075	1.049	1	0.978	1.039
E	1	1.065	1.049	1	1.028	1.056

## 6.2 検証結果

各被験者における出力分布の推定結果を図 6.3～図 6.7 にそれぞれ示す. これらの図における座標軸である  $x$  軸と  $y$  軸はそれぞれ水平方向と垂直方向を示す.

この検証では, 図 6.8 に示すように, 推定した出力分布が実測定で得られた出力分布に対してどの程度力発揮範囲を覆うことができているのかを確認する. つまり, 互いの出力分布において一致する出力範囲を導出する. そこで, 求めた出力範囲面積の値が大きいほど, その手法が実測定で得られた出力分布に近づいていると判断する.

表 6.5 に各被験者において従来手法, 手法Ⅰ, 手法Ⅱ を用いて推定した出力分布が実測定で得られた出力分布と互いに一致する出力範囲面積の比を示す. この比は, 実測定で得られた出力分布に対して従来法による出力分布が一致する面積値を 1 とする場合の数値である. つまり, 手法Ⅰ 及び 手法Ⅱ における比が 1 よりも大きい値であると, 従来手法よりも精度の良い出力分布推定が実現できていることを示す. この結果より, 手法Ⅰ を用いて推定した出力分布は, 従来手法を用いて推定した出力分布より実測定で得られた出力分布と一致する面積値の比が 1 より大きいことが被験者全員で確認できる. よって, 手法Ⅰ は, 従来手法よりも精度の良い出力分布を推定することができる手法であるといえる. また, 手法Ⅱ を用いて推定した出力分布に対しても, 従来手法を用いて推定した出力分布より実測定で得られた出力分布と一致する面積の比が 1 より大きいことが被験者全員で確認できる. よって, 手法Ⅱ は, 従来手法よりも精度の良い出力分布を推定することができる手法であるといえる. 以上より, 手法Ⅰ 及び 手法Ⅱ を用いることで, 出力分布は従来手法を用いて推定した出力分布よりも実測定で得た出力分布に近づき, 推定精度が向上したことを複数人において立証したため, 従来手法より有効な出力分布推定手法であるといえる.

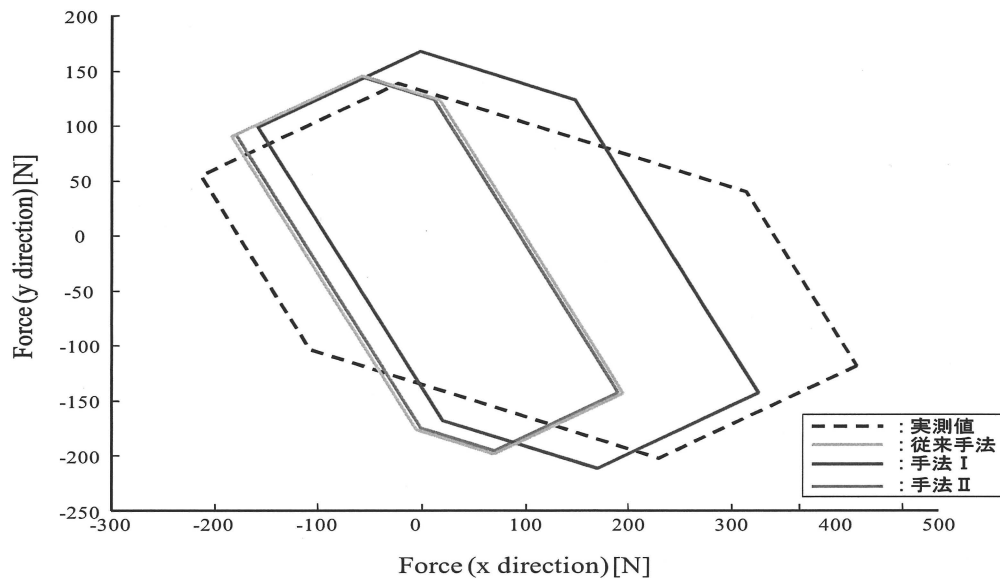


図 6.3: 膝関節角度変化後の姿勢の出力分布 (被験者 A)

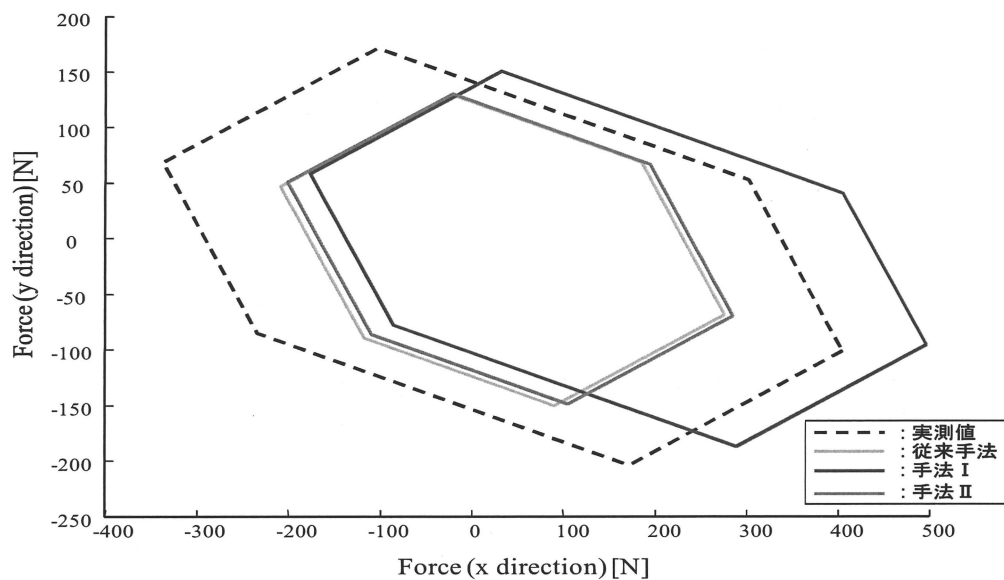


図 6.4: 膝関節角度変化後の姿勢の出力分布 (被験者 B)

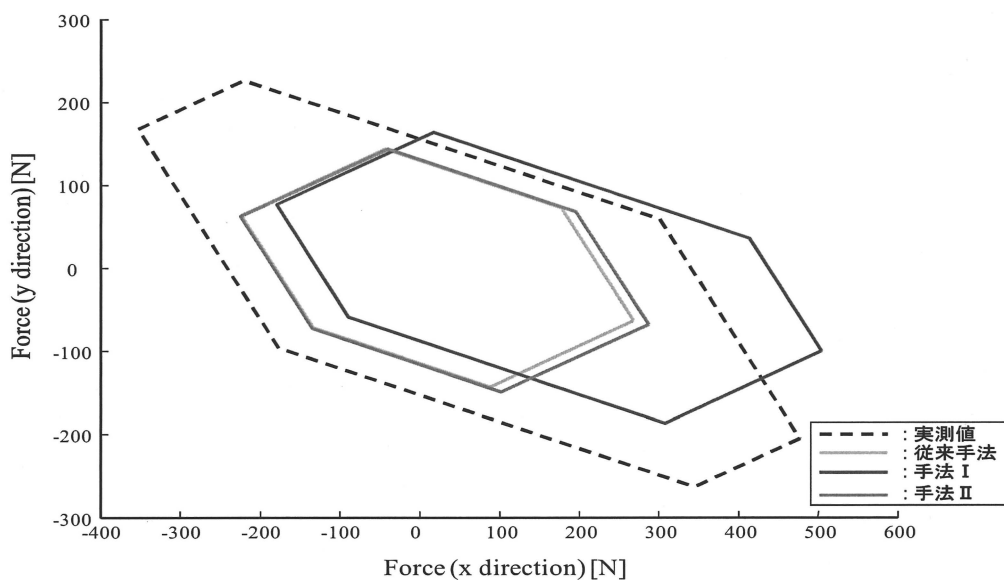


図 6.5: 膝関節角度変化後の姿勢の出力分布 (被験者 C)

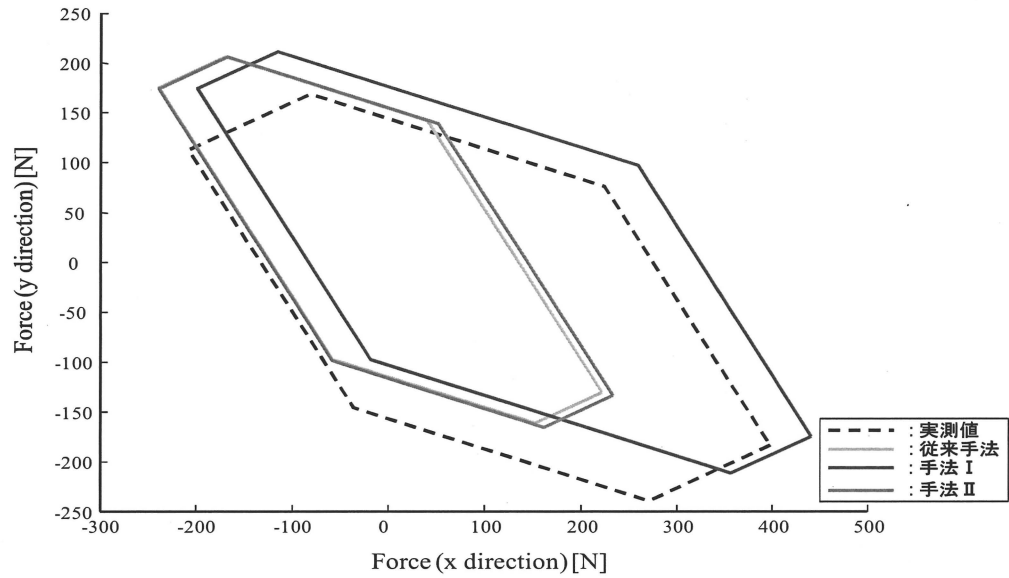


図 6.6: 膝関節角度変化後の姿勢の出力分布 (被験者 D)

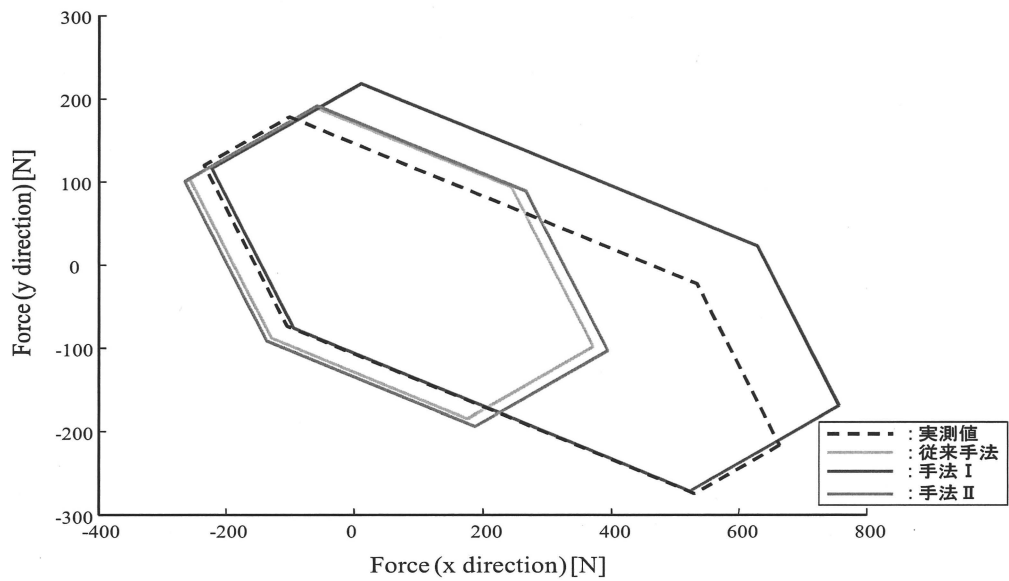


図 6.7: 膝関節角度変化後の姿勢の出力分布 (被験者 E)

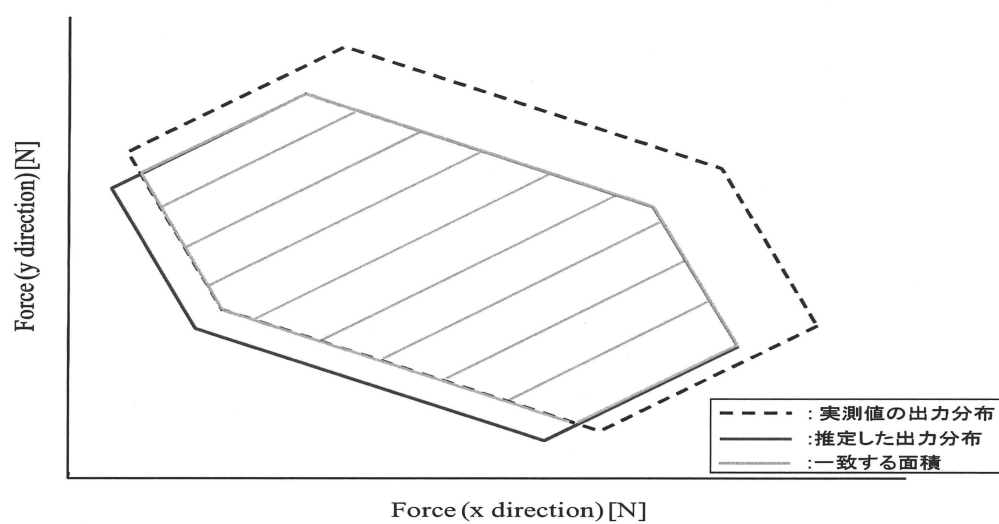


図 6.8: 推定した出力分布の検証方法

表 6.5: 実測で得た出力分布と一致する面積値の比

被験者	出力分布一致面積値の比		
	従来法	手法	手法
被験者 A	1	1.349	1.170
被験者 B	1	1.203	1.081
被験者 C	1	1.096	1.053
被験者 D	1	1.726	1.019
被験者 E	1	1.450	1.040

## 第7章 結言

機能別実効筋理論による筋力評価は以下の問題を有している。一つ目の問題は、機能別実効筋力の信頼性の不透明さである。つまり、実効筋力を得たとしても、その値が人の発揮力をどの程度反映しているかが分からず、信頼性に欠ける。二つ目の問題は、可能な限り少ない測定回数で実効筋力評価を実現する手法における精度の低さである。

そこで、一つ目の問題に対しては、四点計測を実現可能な下肢筋力評価装置を開発し、52名において実効筋力評価を行った。そして、関節トルクと比較し、従来の筋力評価法との関係性を調査を行った。今回は、膝伸展筋を対象とし評価を行った結果、相関係数は0.675となり、ある程度高い正の相関を確認できた。よって、機能別実効筋力評価により得られる筋力値は、膝伸展トルクとしては、従来の関節トルク評価に対して関係性を有していることを示した。

二つ目の問題に対しては、出力分布の推定精度向上のため、姿勢による実効筋力の変動を考慮した推定手法を用いた。この手法は、姿勢変化前後の実効筋力における変動比率を導出し、姿勢変化後の実効筋力に乘じ、新たな実効筋力を算出し、出力分布を推定する手法である。この変動比率を求める手法として、関節トルク測定器を用いる手法と生体情報や筋の特性による筋骨格モデルを用いる手法を用いた。今回は、膝関節のみが変化した場合において、出力分布の精度検証を被験者5名で行った。その結果、両手法において従来手法よりも実際のその姿勢で測定した出力分布に近づくことが被験者全員で確認でき、両手法における有効性を確認することができた。また、両手法を比較した結果、前者の関節トルク測定による関節トルクを変動比率導出に用いる手法の方が、精度良く出力分布を推定できた。

### 今後の課題

一つ目の取り組みである機能別実効筋理論による筋力評価の信頼性の検証に関しては、今後は更に被験者を増やして同様の調査を行い、両筋力評価法間との関係性を検証する必要がある。また、膝屈曲や股関節まわりを担う筋や別の姿勢に対して同様の検証を行う必要がある。

二つ目の取り組みである姿勢に応じた実効筋力の変動を考慮した出力分布の推定における今後の課題を以下に示す。まずは、今回の実験における被験者数は 5 名であるため、今後は被験者数を増やすと共に、更なる任意姿勢先における出力分布推定を行い、手法の有効性を確認する必要がある。ここで、6 章において推定した出力分布から導出した実効筋力を表 7.1 に示す。また、表 7.1 より今回の実験において実効筋力変動を適用した実効筋  $e_2$ ,  $e_3$ ,  $f_2$  と  $f_3$  の実効筋力を実測定で出た実効筋力を基にそれぞれ割合で表し、整理したものを表 7.2 に示す。表 7.1, 7.2 より、各筋群における実効筋力の値で評価すると、必ずしも精度の向上が見られるとは限らない結果となっている。実効筋力の面で評価を行うと、両手法が有効であるとは断言できない。よって、今後は、実効筋力においても、実測定値に近似できる実効筋力変動比率導出法を考案する必要がある。

手法 では、用いる関節トルク波形について見直す必要があると考えられる。今回用いた関節トルク波形は、等速性運動下での測定値であり、これは等尺性運動下と等速運動下によるトルク波形の傾向は似ているという説を利用したものである。この説においては、関節トルク波形を比較したのは被験者一名のみとなっているので、汎用性があるとは限らない。一方、実効筋力を導出するための出力分布測定は、等尺性運動下で行われる。以上の点から、関節トルク波形が等速性運動下と等尺性運動下による測定間で、どのような関係性なのかを一度調査する必要がある。両測定間で異なる傾向を示すならば、等速性運動下における関節トルク波形を等尺性運動下における関節トルク波形に近似させる手法が必要となる。その一手法としては、姿勢により変化するパラメータを設けることによって、等速性運動下における関節トルク波形を等尺性運動下における関節トルク波形に近似する方法が考えられる。また、膝伸展筋・屈曲筋において一関節筋と二関節筋に同じ変動比率を適用していることが、問題であると考えられるため、その点においても考える必要がある。

手法 においては、筋骨格モデルにおける改良が求められる。手法 の方が精度良く出力分布を推定できている点から、まずは関節トルク測定器で得られる関節トルク波形に追従するような結果を得られるように改良するべきである。また、次に記す二関節筋のそれぞれの関節に対するモーメントアーム長を考慮した機能別実効筋力についても考察を行う必要がある。

表 7.1: 膝関節角度-80[deg] での機能別実効筋力

被験者	手法	機能別実効筋力 [N・m]					
		e1	e2	e3	f1	f2	f3
A	実測値	57.42	96.66	28.03	25.24	2.76	62.29
	従来手法	64.61	16.58	17.63	74.48	4.38	39.19
	手法	64.61	40.78	43.38	74.48	3.43	30.64
	手法	64.61	17.74	18.46	74.48	4.31	41.07
B	実測値	47.75	74.74	28.84	19.55	25.79	64.08
	従来手法	43.44	48.80	23.02	16.44	3.64	51.15
	手法	43.44	89.90	43.30	16.44	2.82	39.69
	手法	43.44	49.66	23.66	16.44	3.71	48.13
C	実測値	59.75	81.24	15.00	39.91	34.80	33.34
	従来手法	41.60	43.31	20.39	9.66	6.00	45.32
	手法	41.60	84.23	39.67	9.66	4.28	32.31
	手法	41.60	46.77	21.58	9.66	5.78	46.00
D	実測値	68.08	76.38	17.33	54.65	6.83	38.51
	従来手法	81.95	36.46	9.50	46.99	20.88	21.11
	手法	81.95	87.87	22.89	46.99	14.15	14.31
	手法	81.95	39.19	9.96	46.99	20.42	21.93
E	実測値	69.16	163.03	18.61	22.29	12.80	41.36
	従来手法	74.73	79.57	27.47	16.01	4.66	61.04
	手法	74.73	167.25	57.74	16.01	3.62	47.43
	手法	74.73	84.74	28.82	16.01	4.79	64.46

表 7.2: 実測定による実効筋力を基準とした各実効筋の割合

被験者	手法	実効筋力の割合 [%]			
		e2	e3	f2	f3
A	実測値	100	100	100	100
	従来手法	17.12	62.90	158.70	62.92
	手法	42.19	154.76	124.28	49.19
	手法	18.35	65.86	156.16	65.93
B	実測値	100	100	100	100
	従来手法	65.29	79.82	14.11	79.82
	手法	120.28	150.14	10.93	61.94
	手法	66.44	82.04	14.39	75.11
C	実測値	100	100	100	100
	従来手法	53.31	135.93	17.24	135.93
	手法	103.68	264.47	12.30	96.91
	手法	57.57	143.87	16.61	137.97
D	実測値	100	100	100	100
	従来手法	47.74	54.82	305.71	54.82
	手法	115.04	132.08	207.17	37.16
	手法	51.31	57.47	298.98	56.95
E	実測値	100	100	100	100
	従来手法	48.81	147.61	36.41	147.58
	手法	102.59	310.26	28.28	114.68
	手法	51.98	154.86	37.42	155.85

## 二関節筋のそれぞれの関節に対するモーメントアーム長を考慮した機能別実効筋力

2.1 章で記した機能別実効筋理論において、各実効筋力と先端出力の関係を求める際に関節中心と実効筋のモーメントアームが等しいとしている。しかし、手法 II において各筋の関節中心と筋の間のモーメントアームを求めることができる。股関節に及ぼす二関節筋  $m$  のトルクを  $\tau_m$ 、股関節におけるモーメントアーム長を  $A_m$  とすると、二関節筋の筋張力  $F_m$  が両関節に発揮するトルクは (5.22) 式を用いて以下のように表せる。

$$\tau_m = \beta_m \bar{F}_m A_m \quad (7.1)$$

$$\bar{\tau}_m = \beta_m \bar{F}_m \bar{A}_m \quad (7.2)$$

$$(m = 2, 5, 6, 7)$$

ここで、 $\bar{\tau}_m$  は膝関節に及ぼす二関節筋  $m$  のトルク、 $\bar{A}_m$  は膝関節におけるモーメントアーム長を表わす。モーメントアーム長が等しならば、(7.1)、(7.2) 式も等しくなり、(2.1) 式が成り立つ。しかし実際には股関節、膝関節からの筋の付着点の距離は異なっており、モーメントアーム長は関節角度により変化するため、双方のモーメントアーム長が等しくなることは稀である。そこで、二関節筋が股関節で発揮するトルク  $\tau_m$  から見た膝関節で発揮するトルク  $\bar{\tau}_m$  の比率  $\lambda_m$  を求め、機能別実効筋力に適応する。 $\lambda_m$  は以下の式で表わされる。

$$\lambda_m = \frac{\bar{A}_m}{A_m} \quad (7.3)$$

e3 の筋は単体であるため、 $\lambda_2 = \lambda$  として、膝関節に及ぼす二関節筋のトルク  $\bar{T}_{e3}$  は以下のように導出できる。

$$\bar{T}_{e3} = \lambda T_{e3} \quad (7.4)$$

一方で、f3 の筋は複数存在するため、膝関節に及ぼす二関節筋のトルク  $\bar{T}_{f3}$  は以下のように導出できる。

$$\begin{aligned} \bar{T}_{f3} &= \sum_{m=5,6,7} \lambda_m \tau_m \\ &= \mu T_{f3} \end{aligned} \quad (7.5)$$

以上より，先端出力  $\bar{F}_{e3}$ ， $\bar{F}_{f3}$  及び先端出力方向  $\bar{\theta}_{e3}$ ， $\bar{\theta}_{f3}$  は以下のように求められる．

$$\bar{F}_{e3} = \left| \frac{T_{e3}}{l_1 l_2 \sin \theta_2} \right| \sqrt{(1-\lambda)^2 l_2^2 + \lambda^2 l_1^2 - 2(1-\lambda)\lambda l_1 l_2 \cos \theta_2} \quad (7.6)$$

$$\bar{F}_{f3} = \left| \frac{T_{f3}}{l_1 l_2 \sin \theta_2} \right| \sqrt{(1-\mu)^2 l_2^2 + \mu^2 l_1^2 - 2(1-\mu)\mu l_1 l_2 \cos \theta_2} \quad (7.7)$$

$$\bar{\theta}_{e3} = \tan^{-1} \left( \frac{(1-\lambda)l_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) - \lambda l_1 \sin \theta_1}{(1-\lambda)l_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) - \lambda l_1 \cos \theta_1} \right) + \pi \quad (7.8)$$

$$\bar{\theta}_{f3} = \tan^{-1} \left( \frac{(1-\mu)l_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) - \mu l_1 \sin \theta_1}{(1-\mu)l_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) - \mu l_1 \cos \theta_1} \right) \quad (7.9)$$

また， $\lambda$  及び  $\mu$  が 0 及び無限大へ向かうと， $\bar{\theta}_{e3}$  及び  $\bar{\theta}_{f3}$  は以下の方向へ収束する．

$$\begin{aligned} \lim_{\lambda \rightarrow 0} \bar{\theta}_{e3} &\rightarrow e \text{ 方向} \\ \lim_{\lambda \rightarrow \infty} \bar{\theta}_{e3} &\rightarrow a \text{ 方向} \\ \lim_{\mu \rightarrow 0} \bar{\theta}_{f3} &\rightarrow b \text{ 方向} \\ \lim_{\mu \rightarrow \infty} \bar{\theta}_{f3} &\rightarrow d \text{ 方向} \end{aligned}$$

これらの算出した数値を用いて先端出力を図示すると，図 7.1 のようになる．図 7.1 に示すように， $\bar{\theta}_{e3}$  及び  $\bar{\theta}_{f3}$  によって， $\bar{F}_{e3}$  及び  $\bar{F}_{f3}$  出力方向が  $c$  や  $f$  の方向とずれることが確認できる．よって，先端出力の値から出力分布を描くことは可能ではあるが，更なる精度向上を実現する手段として， $\lambda$  及び  $\mu$  の値によって，出力分布の形が変化することも考慮にいれる必要がある．

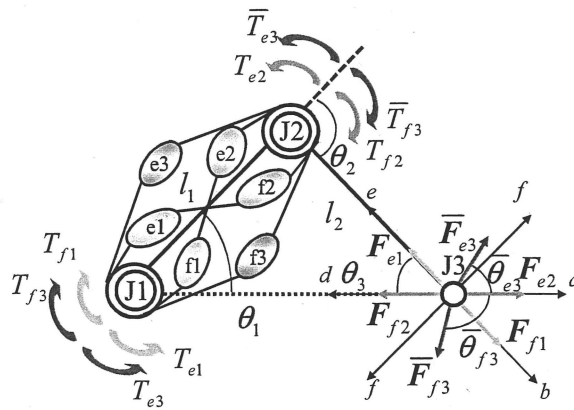


図 7.1: モーメントアーム長を考慮した場合の機能別実効筋力

## 研究業績

- (1) K. Yamamoto, S. Komada, J. Hirai and A. Nishimura: “ Clarification of fall factor for the elderly by muscle measurement for legs adapted muscle model of 3 to 6 for the limb”, The 1st International Symposium for Sustainability by Engineering at MIU, pp.59-62 (2011.12)
- (2) 山本, 駒田, 矢代, 平井, 西村: “姿勢による肢の関節トルク変化を考慮した出力分布推定法”, 生体医工学シンポジウム 2012 講演予稿集, pp.1-4 (2012.9)
- (3) K. Yamamoto, S. Komada, D. Yashiro, J. Hirai, A. Nishimura: “ An Estimation Method of Output Force Distribution Considering Variation of Joint Torque of Limbs according to Posture”, The 2nd International Symposium for Sustainability by Engineering at MIU, pp.64-67 (2012.11)
- (4) 山本, 駒田, 矢代, 平井, 西村: “姿勢による肢の関節トルク変化を考慮した機能別実効筋力推定法”, 三重地区計測制御研究会講演会講演論文集 (2012.12)

## 参考文献

- [1] 大島, 藤川, 熊本: “一関節筋および二関節筋を含む筋座標系による機能別実効筋力評価—筋力と四肢先端の出力—”, 精密工学会誌, Vol.65, No.12, pp.1772–1777, 1999
- [2] 大島, 藤川, 熊本: “一関節筋および二関節筋を含む筋座標系による機能別実効筋力評価—脚の筋力トレーニングによる出力分布特性の実験的検証—”, 精密工学会誌, Vol.71, No.9, pp.1162–1167, 2005
- [3] 大島, 藤川, 熊本: “一関節筋および二関節筋を含む筋座標系による機能別実効筋力評価—出力分布の簡便な測定法—”, 精密工学会誌, Vol.67, No.6, pp.944–948, 2001
- [4] Y. Hashimoto, S. Komada, and J. Hirai: “An Estimation Method of Muscular Tensions Using Functional Effective Muscle Strength”, The 10th International Workshop on Advanced Motion Control, pp.423–427, 2008
- [5] 村上, 駒田, 平井: “肢の動作中の筋活動レベル制御法の提案とその筋力トレーニングへの応用”, 電気学会論文誌 D, Vol.131, No.3, pp.291–296, 2011
- [6] 中井, 大島, 百生, 藤川, 齋藤, 羽根吉: “機能別実効筋理論による下肢動力装具の設計”, 日本機械学会 2004 年次大会講演論文集 2004, pp.171–172, 2004
- [7] 杉野 “動的状態を考慮した機能別実効筋理論を用いた筋群別筋張力推定手法”, 三重大学大学院修士論文, 2011
- [8] 秋間, 久野, 福永, 勝田: “MRI によるヒトの膝伸筋・膝屈筋における形態的特性および生理学的断面積当りの筋張力”, 体力科学, No. 44, pp.267–278, 1995
- [9] 西村明展, 須藤啓広, 長谷川正裕ほか: “変形性膝関節症の進行に関与する危険因子の検討-宮川村検診追跡調査-”, JOSKAS, Vol.35, No.1, pp.134–135, 2010
- [10] 丹羽 “関節角度を考慮した機能別実効筋力とその応用”, 三重大学大学院修士論文, 2012

## 研究業績

- [11] 奥山, 小田, 駒田, 平井: “バイオフィードバック型リハビリ支援マニピュレータ開発のための下肢筋張力推定”, 産業応用計測制御研究会論文集 I I C-06-45~54, pp.51-56, 2006
- [12] W. Platzer: “分冊解剖学アトラス 運動器 I”, 東京文光堂本郷, 1984
- [13] I.A.Kapandji: “カバンディ 関節の生理学 II 下肢”, 医歯薬出版株式会社, 1985
- [14] 真島英信: “生理学”, 文光堂, pp.47-72, 1978
- [15] 長谷, 山崎: “汎用3次元筋骨格モデルの開発”, 日本機械学会論文集, Vol.61, pp.295-300, 1995
- [16] Pierrynowski, M.R, Morrison, J.B: “Estimating the muscle forces generated in the human lower extremity when walking”, Math Biosci, pp.69-101, 1985
- [17] 伊藤 “動的運動における筋活動制御に関する研究”, 三重大学卒業論文, 2010

# 謝辞

本研究の遂行および本論文の作成にあたり，終始丁寧かつ適切な御指導・御鞭撻を賜りました三重大学教授工学博士 平井 淳之 先生に深く感謝致します。また，先生には機会のある度に研究者として，技術者として，そして社会人の先輩として，大変貴重な御意見を頂き，併せてこの場を借りて感謝致します。

本研究の遂行および本論文の作成にあたり，適切な御指導と御助言を頂きました同大学准教授工学博士 駒田 諭 先生に深く感謝致します。また日頃から本研究の遂行および学生生活において，貴重な御意見を頂きました，同大学准教授工学博士 弓場井 一裕 先生，日頃から研究に関する日常業務において御助力頂きました，同大学技術職員 中村 勝 氏に深く感謝致します。

本研究を遂行する際に助言等を賜りました同大学大学院医学系研究科 スポーツ整形外科助教 西村 明展 先生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 杉野 貴基 氏，臼井 伸充 氏，丹羽 弘樹 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石崎 将崇 君，荻田 拓 君，柏木 宏康 君，寺田 光博 君，西口 佳孝 君，宮嶋 啓伍 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西井 大騎 君，石田 翔平 君，土方 雄矢 君に深く感謝致します。

さらに，日頃から多くのご協力を頂き，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。