

## 二関節筋型ゴム人工筋を用いた支援装置モデルの解析と制御\*

稲葉 智也<sup>\*1</sup>, 則次 俊郎<sup>\*2</sup>

### Analysis and Control of Model to Develop Support Device Using Biarticular Muscle with Rubber Artificial Muscles

Tomoya INABA<sup>\*1</sup> and Toshiro NORITSUGU

<sup>\*1</sup> Okayama Univ. Dept. of System Engineering  
3-1-1 Kitaku Tsushimanaka, Okayama, 700-8530 Japan

In this paper, the authors aim at developing a wearable power assist wear for lower limb. The system requires compact size and lightweight to achieve a practical application, therefore we discuss its effective structure using biarticular muscle. At first, two model of targeting at support device for human lower limb is described, followed by showing each alignment of rubber artificial muscles. Next, construction force generated by rubber artificial muscles to achieve static balance is calculated. At the end, Experiment apparatus is designed from calculation and experimental results is showed.

**Key Words**: Biarticular Muscle, Rubber Artificial Muscles, Pneumatic Actuator

### 1. 緒言

現在, 我が国は急激な高齢化社会に向かっており, 作業や福祉医療サービスを行うための人手不足が深刻な社会問題になっている. 様々な日常生活・福祉・医療支援作業を支えるロボット技術が注目を集め, 操作の安全性, 装置自体の柔軟性を含めて人間親和性の高い装置が求められている. しかし, 現状では, 小型化・軽量化など実用化のためには解決すべき課題が残されている.

そこで本研究は, 空気圧ゴム人工筋を用いた身体着用型パワーアシストウェアの開発を目的として, 二関節筋のみを用いての静的な釣り合い制御を扱う. 空気圧ゴム人工筋は空気の圧縮性等の性質から支援装置への応用が期待されている<sup>(1)</sup>. そこで空気圧ゴム人工筋を二関節筋として用いて, 二関節筋のみで制御することによって単関節筋の拮抗構造に比べて必要となるアクチュエータの数が減少し, 小型・軽量化が図れるなど実用化のために寄与する利点がある. しかし, 二関節筋のみで制御することは, 単関節筋を用いて制御する場合に比べて2つの関節による相互作用が存在することなど二関節筋の性質を理解する必要がある. このため, 2リンクの倒立振子に, 2本のゴム人工筋を二関節筋となるように配置した力学モデルを作成し, これに基づいて, 静的な釣り合いを満たすために必要な発生力に対する人工筋の配置場所の影響などを解析によって明らかにする. また, 試作した実験装置に対して静的な釣り合い制御を行うことにより解析の妥当性を検証する.

### 2. 二関節筋に関する研究動向

本モデルで用いている二関節は人間の筋配列にも見られるものであるが, 足首関節と膝関節の両方に作用する筋は, 人間の場合, 腓腹筋だけである. この筋は跳躍<sup>(2)(3)(4)</sup>などに用いられ, 膝関節から足首関節へエネルギーを伝達する要素として働く. また, 二関節筋の機能はアニマル型跳躍メカニズム<sup>(5)</sup>やスポーツ科学<sup>(6)</sup>の分野などで検証されている.

\* 原稿受付 2010年7月8日

<sup>\*1</sup> 学生員, 岡山大学大学院 (〒700-8530 岡山県岡山市北区津島中三丁目1番1号)

<sup>\*2</sup> 正員, フェロー, 岡山大学大学院

E-mail: toshiro@sys.okayama-u.ac.jp



本モデルは立位状態を維持するための支援装置への応用を目的とし、人間が装着するために必要な小型で軽量のシステムを実現するため複数関節に作用するという二関節筋の特性に注目している。二関節筋のみでこの目的を達成するために下腿の前面に人間には存在しない二関節筋を付与することによって実現する。二関節筋の配置を3章で述べるように2つ設定する。これは支援装置への応用に必要な小型化を模索した結果である。人工筋の配置は、前後でシンメトリーを構築するように設定する。シンメトリーを構築することにより設計パラメータの低減を図る。

### 3. モデルの構成

図1に示す2リンクの倒立振り子モデルを設定し、このモデルを用いて解析を行う。

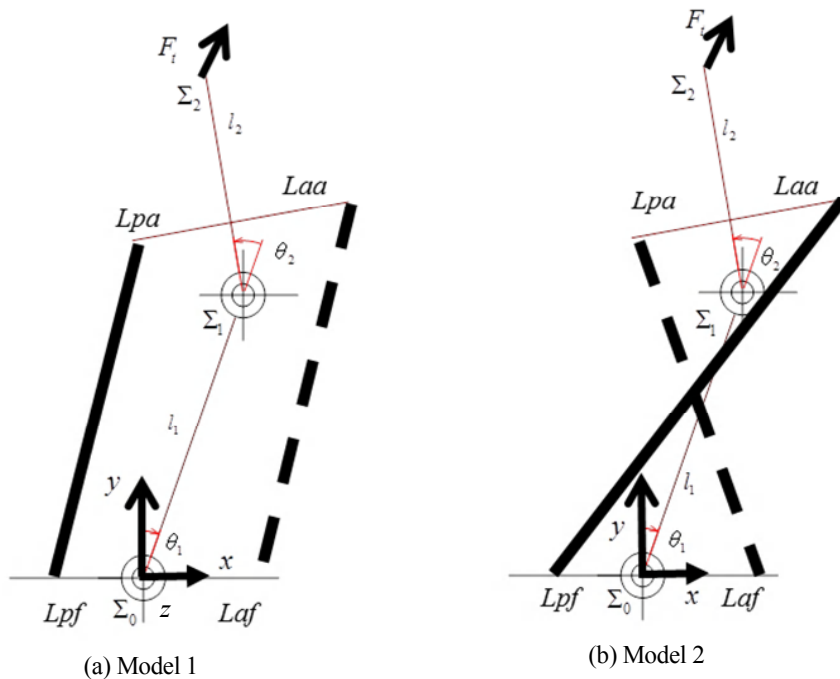


Fig.1 2 linkage model

2つの関節をそれぞれ足首関節と膝関節とする。人工筋は、二関節筋を構築するように太線と太い破線で示したように配置する。破線を Artificial muscle1, 実線を Artificial muscle2 と定義する。座標系を  $\Sigma_0$ ,  $\Sigma_1$ ,  $\Sigma_2$  の3つを定義する。

下腿の前面に人間には存在しない二関節筋を付与する。図1(a)は腓腹筋の配置に加えて体の前面に線で示した二関節筋を加え図1(b)は2本の二関節筋を交差させたものである。これは  $Laa$  と  $Lpa$  を大きくすれば図1(a)の構造でも静的な釣り合いを満足する解が存在する、しかし、支援装置への応用のためには小型化を図るという点で問題がある。そこで図1(b)の構造を提案し、小型化を図る。この解析結果は4章で説明される。

表1に各パラメータの値を示す。このパラメータは5章で示す実験装置のパラメータと同じものであり、リンク長は、文献(7)を参考に人間の下肢部の長さと同しくなるようにした。

Table1 Parameters of model

Parameter	
Length of thigh	$L_1 = 420[\text{mm}]$
Length of lower thigh	$L_2 = 420[\text{mm}]$
Anterior alignment of artificial muscles about foot	$Laf = 100[\text{mm}]$
Posterior alignment of artificial muscles about foot	$Lpf = 100[\text{mm}]$
Anterior alignment of artificial muscles about thigh	$L_3 = 70[\text{mm}]$
Posterior alignment of artificial muscles about thigh	$L_3 = 70[\text{mm}]$
Length of Anterior alignment	$Laa:parameter$
Length of Posterior alignment	$Lpa:parameter$
Mass about thigh	$m_2 = 1.53[\text{kg}]$
Mass about lower thigh	$m_1 = 0.48[\text{kg}]$
Acceleration of gravity	$g = 9.81[\text{m/s}^2]$

### 3・1 解析モデル

次のように座標系と変数を定義する.

$\Sigma_0$ 座標系	: $l_1$ リンク重心までの位置ベクトル	$r_{Al_1} = [x_{1g}, y_{1g}, z_{1g}]$
	: $l_2$ リンク重心までの位置ベクトル	$r_{Al_2} = [x_{2g}, y_{2g}, z_{2g}]$
	: 重力加速度ベクトル	$g = [0, -9.8, 0]$
	: 膝関節までの位置ベクトル	$r_k = [x_k, y_k, z_k]$
$\Sigma_1$ 座標系	: $l_2$ リンク重心までの位置ベクトル	$r_{Kl_2} = [x_{2Kg}, y_{2Kg}, z_{2Kg}]$
関節空間	: 関節のトルクベクトル	$\tau = [\tau_A, \tau_K]^T$
	: 角度ベクトル	$\theta = [\theta_1, \theta_2]$
	: 足首関節のトルクベクトル	$\tau_{Axyz} = [\tau_{Ax}, \tau_{Ay}, \tau_{Az}]^T$
	: 膝関節のトルクベクトル	$\tau_{Kxyz} = [\tau_{Kx}, \tau_{Ky}, \tau_{Kz}]^T$
筋空間	: 人工筋の発生力ベクトル	$F = [f_1, f_2]^T$
	: 筋長ベクトル	$l_m = [l_{m1}, l_{m2}]$
$\Sigma_2$ 座標系	: リンク先端部の力ベクトル	$F_i = [f_{ix}, f_{iy}]^T$

図1のモデルが静的平衡状態にあるとき, 人工筋の微小収縮量ベクトル  $dl_m$ , 関節角度の微小変化量ベクトル  $d\theta$  を用いて, 仮想仕事の原理から次式が成り立つ.

$$F^T dl = \tau^T d\theta \quad (1)$$

関節角度に関する人工筋の収縮量のヤコビ行列

$$J = \begin{bmatrix} \frac{\partial l_{m1}}{\partial \theta_1} & \frac{\partial l_{m1}}{\partial \theta_2} \\ \frac{\partial l_{m2}}{\partial \theta_1} & \frac{\partial l_{m2}}{\partial \theta_2} \end{bmatrix} \quad (2)$$

を用いる.

人工筋の微小収縮量ベクトルはヤコビ行列を用いて次のように表すことができる.

$$dl_m = Jd\theta \quad (3)$$

を(1)式に代入すると

$$F^T J d\theta = \tau^T d\theta \quad (4)$$

が得られる。(4)式は任意の  $d\theta$  に対して成り立つので、 $d\theta$  が消え次式が得られる。

$$F^T J = \tau^T \quad (5)$$

両辺の転置をとると

$$\tau = J^T F \quad (6)$$

が得られる。

静的な平衡状態において、重心までの位置ベクトルと自重に関する力ベクトルの外積を用いて計算できる。

$$\tau_{xyz} = r_{A1} \times m_1 g + r_{A2} \times m_2 g \quad (7)$$

$$\tau_{xyz} = r_{K1} \times m_2 g \quad (8)$$

ここでは  $x, y$  平面上での静的な平衡状態を考えているため、(7)式、(8)式の  $z$  軸成分から自重による関節トルク  $\tau$  が計算できる。

(5)式より、次式が得られ

$$F = (J^T)^{-1} \tau \quad (9)$$

(9)式により静的な釣り合いを満足するために必要な人工筋の発生力が計算できる。

#### 4.解析結果と考察

静的な釣り合いを満足するために必要な人工筋の収縮力を図1に示した2つのモデルについて検討する。各パラメータは表1に示すものを用いた。 $Laf=Lpf=100\text{mm}$ の固定値とした。本研究は立位状態での支援を目的としているため、本モデルは、自由度が2であり、操作できる制御変数は2本の人工筋の圧力だけであるため解は一意的に決定される。また、本研究で今想定しているアクチュエータとしてマッキベン型空気圧ゴム人工筋は収縮力しか発生できないため、収縮力のみで範囲に限定される。以下で示す発生力は正を収縮力、負を膨張力とする。この章では足首角度を  $\theta_1 = -10^\circ$  とする。

##### 4・1 Model 1

図1(a)のモデルにおいて静的な釣り合い制御を行うために必要な人工筋の発生力は図2のようになる。ここで、 $Laa=Lpa=50\text{mm}$ である。 $Laa=Lpa=50\text{mm}$ では人工筋に求められる発生力は負となり、膨張力が必要であることを示している。これを用いて釣り合いを満足することはできない。図1(a)のモデルではシンメトリーを構成するために  $Laa=Lpa$ とした場合、静的な釣り合いを満足する収縮力は存在しない。一方、シンメトリーを構成しない  $Laa \neq Lpa$ とした場合、静的な釣り合いを満足する解が存在する。

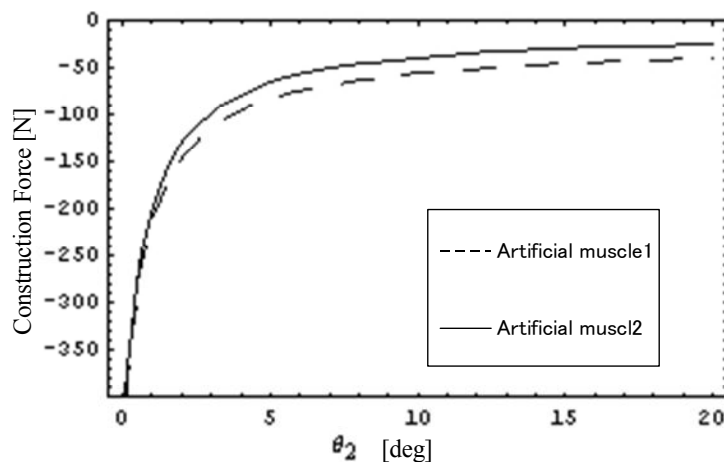


Fig.2 Needed force in Symmetry of model 1

図3は  $L_{aa}=200\text{mm}$ ,  $L_{pa}=50\text{mm}$  の場合である. 釣り合いに必要な人工筋の発生力は収縮力の範囲に存在する. しかし  $L_{aa}=200\text{mm}$  は, 小型化の観点からは問題があり, 引き出し量  $L_{aa}$ ,  $L_{pa}$  ができるだけ小さな値で静的な釣り合いを満足することが望ましい.

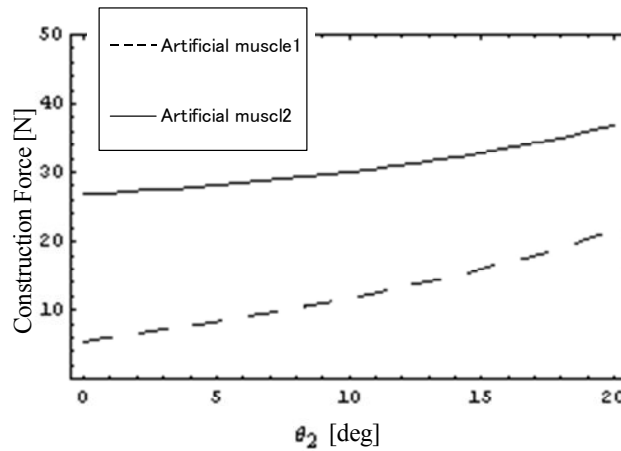


Fig.3 Needed force in non-Symmetry of model 1

#### 4・2 Model 2

引き出し量  $L_{aa}$ ,  $L_{pa}$  が小さな値で静的な釣り合いを満足するモデルとして Model 2 を提案する. 人工筋の交差により設置スペースの減少など構造的な利点も存在する. 図1(b)のモデルにおいて, 引き出し量  $L_{aa}=L_{pa}=50\text{mm}$  の場合において必要となる人工筋の発生力を図4に示す. 発生力は収縮力となり想定する人工筋により釣り合いが実現できる.

$\theta_2 = 1.8^\circ$  のとき(2)式のヤコビ行列の行列式が  $|J|=0$  の姿勢は特異姿勢となり収縮力は発散する. このときヤコビ行列の逆行列は発散し解が存在しない.

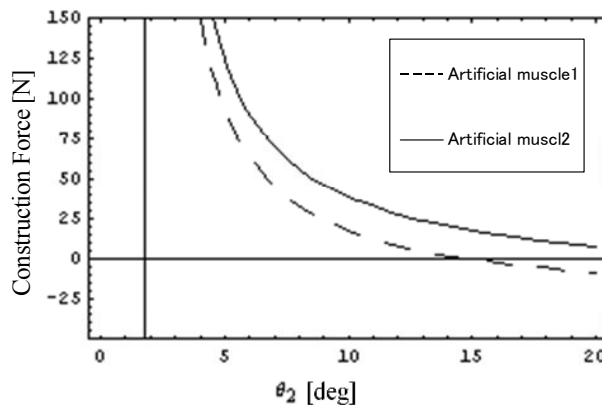


Fig.4 Needed force in Symmetry of model 2

一般的なロボットアームは関節角度  $\theta = 0[\text{deg}]$  のとき特異姿勢となるが, ここでは引き出し量を用いているため特異姿勢が変化している. また  $\theta_2 \geq 15^\circ$  のときに破線で示した力が負になっている.  $\theta_2 = 15^\circ$  以上では膨張力が必要となる. この引き出し量では, 釣り合いを実現できる範囲は  $\theta_2 = 1.8 \sim 15^\circ$  となる. 引き出し量を変えることにより釣り合いを実現できる範囲と必要な発生力がどのような変化するか調べる. 引き出し量が  $L_{aa}=L_{pa}=100\text{mm}$  の場合の人工筋の発生力を図5に示す.

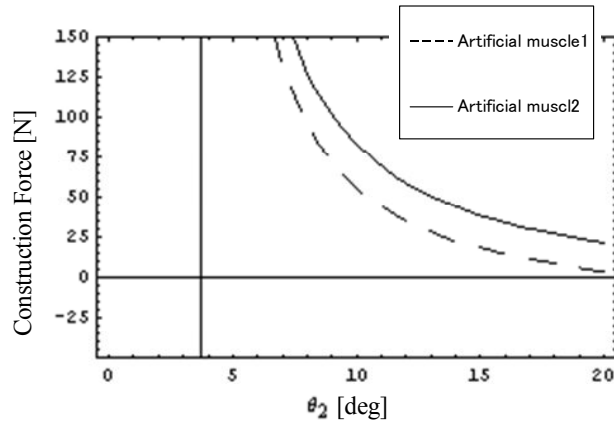


Fig.5 Needed force in non-Symmetry of model 2

$\theta_2 = 3.7^\circ$  のときに  $|J|=0$  となり発散する．引き出し量を変化させたことで発散する角度が変化する．

図4と図5を比較すると，図4のほうが必要となる収縮力が小さくなる．小さな引き出し量と収縮力で釣り合いが可能なことは有効である．

$\theta_1 = -10^\circ, \theta_2 = 10^\circ$  の場合について引き出し量の変化による必要な発生力の変化を図6に示す．

引き出し量を小さくするほど静的な釣り合いに必要な力が減少することが分かる．また図6は  $L_{aa}$  が負の部分が存在する．本来，引き出し量は長さを示しているため負になることは存在しない．しかし図6の場合，負の部分はシンメトリーを構築する Model2 の場合の引き出し量の結果となる．

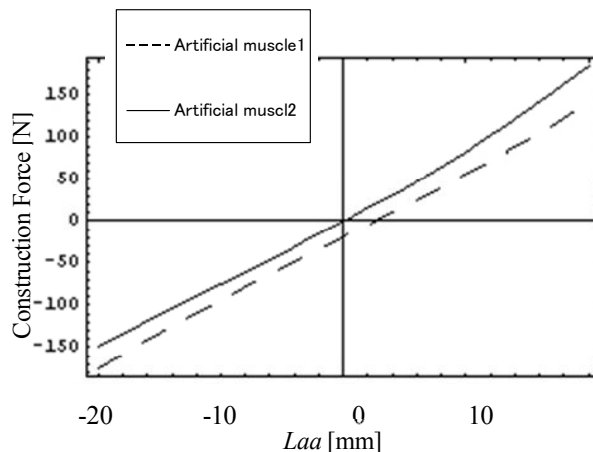


Fig.6 Needed force in non-Symmetry of model 2

#### 4・3 解析結果の考察

解析結果により支援装置を設計する上で次の知見が得られる．Model1 では，シンメトリーを構築した状態では静的な釣り合いを満足する解は存在しないが，シンメトリーを崩すことで静的な解が存在する．Model2 ではシンメトリーを構築した状態で静的な釣り合いを満足する人工筋の発生力が存在し，引き出し量が短いほど静的な釣り合いを満足する解の値は小さくなる．また，Model 1 と Model 2 の2つのモデルの静的な釣り合いを満足する解を図6のように1つの図で表現できる．この結果から引き出し量  $L_{aa} = L_{pa} = 50\text{mm}$  が支援装置の小型化の観点からも妥当と考え，この場合について静的な釣り合い実験を行い解析結果の妥当性を検証する．

## 5.実験装置

### 5.1 2リンク倒立振り子

実験装置は2リンクの倒立振り子で引き出し量を変えることができるように設計した。製作した実験装置を図7に示す。空気圧ゴム人工筋を二関節筋として交差して配置した。取り付けた空気圧ゴム人工筋の内径10mmとした。図7に示す空気圧ゴム人工筋は撓んでおり制御を行うためには関節部にトルクを与えるために必要な長さまで圧縮空気を供給する必要がある。表1に示したようにリンクの長さは文献を参考に人間の下肢部の長さになるように設計、製作した。関節角度はロータリーエンコーダーによって取得する。総重量は2.2kgである。

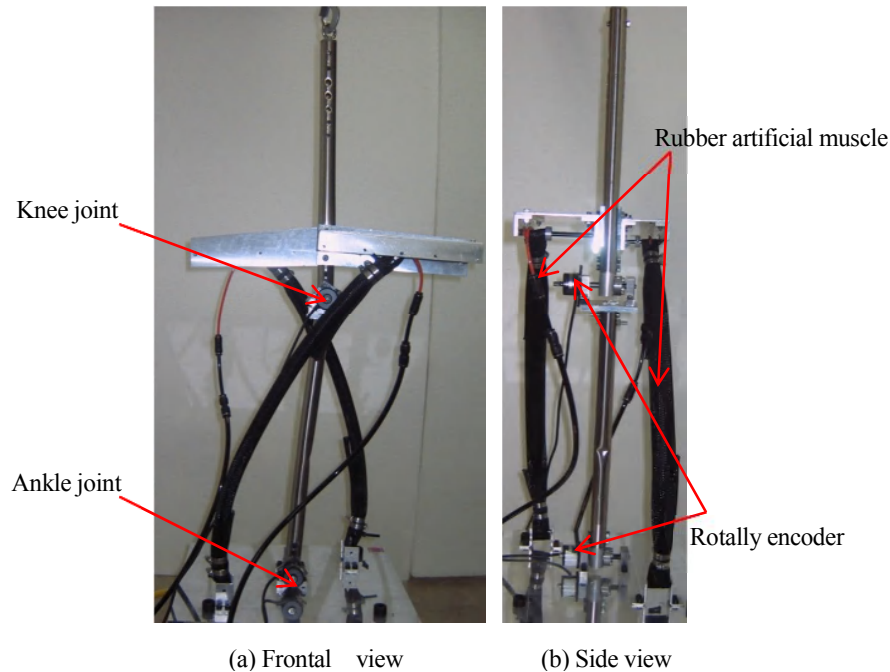


Fig.7 Experimental instrument

### 5.2 空気圧ゴム人工筋の特性

空気圧ゴム人工筋には個体差が存在するため使用する人工筋の物性を調べ数式モデルで表わす。制御のために必要な特性は、収縮量によって供給圧力と発生力の関係がどのように変化するかである。そこで、各収縮量で供給圧力を変えて発生力を調べた結果を図8に示す。自然長の状態から3mmごとに27mmまで測定したがここでは4点のみを示す。帰り側を白抜きで示した。

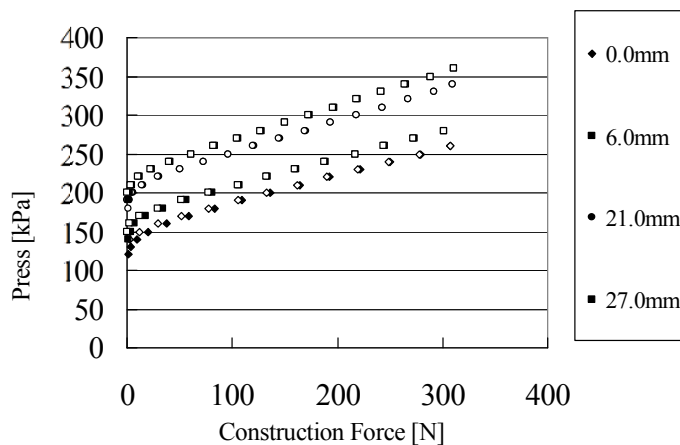


Fig.8 Characteristic about artificial muscle 1

図8の特性を収縮量ごとに線形近似を行い、傾き $\alpha$ と切片 $\beta$ を算出する。図8から収縮量が小さな範囲ではヒステリシスが見られるが、この範囲では制御に用いる収縮量は15mm程度からでありヒステリシスの影響はないと考えられる。そこで線形近似は、ヒステリシス特性の増加側に対して行う。線形近似特性に基づいて任意の収縮量に対して所要の力を発生させるための圧力を算出する。傾き $\alpha_1$ は収縮量に関して図9のように変化する。切片 $\beta_1$ は収縮量に関して図10のように変化する。

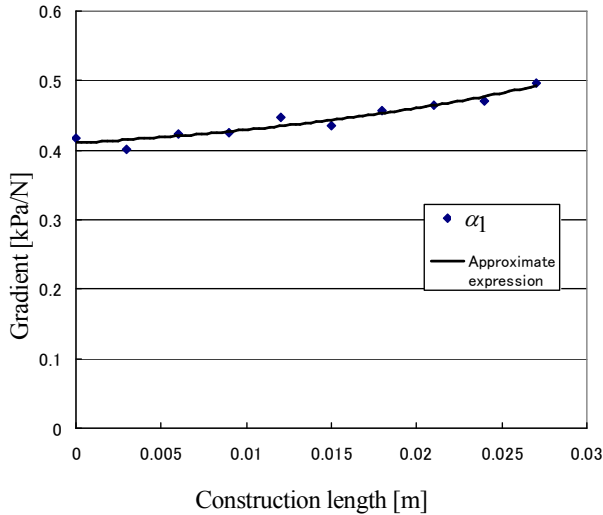


Fig.9 Gradient about artificial muscle 1

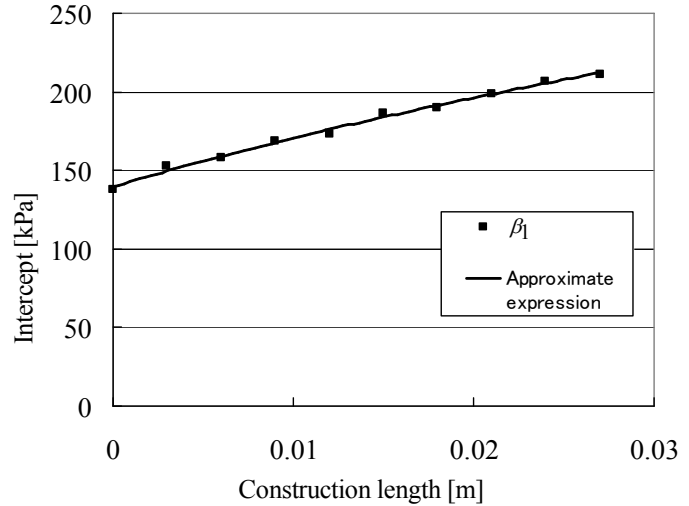


Fig.10 Intercept about artificial muscle 1

必要な発生力を生じさせるための圧力は次式で与えられる。

$$P = \alpha_1 F + \beta_1 \quad (10)$$

ここで、Artificial muscle1 について、 $\alpha$ 、 $\beta$ は図9と図10より次のように算出される。 $l_{1N}$ は人工筋の自然長、 $l_1$ は設置点間の長さである。

$$\alpha_1 = 4400 (l_{1N} - l_1)^3 - 140 (l_{1N} - l_1)^2 + 4 (l_{1N} - l_1) + 0.4 \quad (11)$$

$$\beta_1 = -280000 (l_{1N} - l_1)^3 - 501 (l_{1N} - l_1)^2 + 2950 (l_{1N} - l_1) + 140 \quad (12)$$

Artificial muscle2 について $\alpha$ 、 $\beta$ は次のように算出される。 $l_{2N}$ は人工筋の自然長、 $l_2$ は設置点間の長さである。

$$\alpha_2 = 19202 (l_{2N} - l_2)^3 - 710 (l_{2N} - l_2)^2 + 8.2 (l_{2N} - l_2) + 0.398 \quad (13)$$

$$\beta_2 = 5000000 (l_{2N} - l_2)^3 - 25000 (l_{2N} - l_2)^2 + 6500 (l_{2N} - l_2) + 121 \quad (14)$$

また図8を圧力に関する収縮力のグラフに書き直すことにより同様に次の式が得られる。

$$F = \alpha_2 P + \beta_2 \quad (15)$$

制御では、(10)、(15)式を用いて制御を行う。

## 6. 静的な釣り合い制御

4章で述べた解析結果の妥当性を検証するため静的な釣り合い制御実験を行う。制御則はPまたはPD制御法を用いる。

### 6・1 制御方法

4章で示した実験装置を用いて静的な釣り合い制御実験を行う。図11に制御系を示す。目標角度を満足する人工筋の収縮力を(9)式を基に算出し、これをフィードフォワードする。また、角度を関節部に設置しているロータ



リーエンコーダーを用いて計測し、目標角度との誤差を P または PD 制御によってフィードバック制御する。また、1 次の高パスフィルタを組み込む。安定性が低いため微小な振動で実験装置が倒れてしまうことが多かったため大きな変化が生じたときに高パスフィルタで動作を制限したいためである。

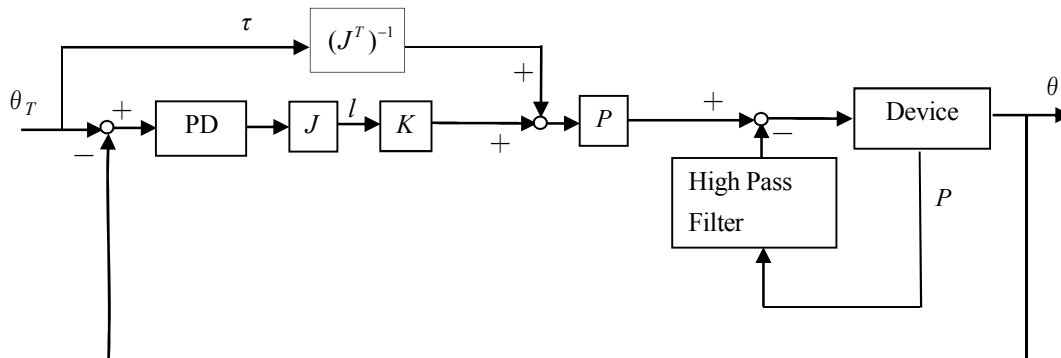


Fig.11 Block diagram

$(J^T)^{-1}$  は(9)式のヤコビ行列であり、目標角度の釣り合いを満足するために人工筋が発生させるべき力を算出する  $J$  は角度に対する人工筋の長さのヤコビ行列であり(2)式で表される。 $J$  のブロックには目標角度との偏差が入り、人工筋の収縮量が出力される。 $K$  は人工筋の長さ変化に対する発生力の変化の行列であり、次式の行列で定義する。

$$K = \begin{bmatrix} \frac{\partial F_1}{\partial l_1} & \frac{\partial F_2}{\partial l_2} \\ \frac{\partial F_2}{\partial l_2} & \frac{\partial F_2}{\partial l_2} \end{bmatrix} \quad (16)$$

この行列の成分は、解析だけでは求まらず実験的に求める必要がある。そこで(10)、(15)式を用いる。(10)、(15)式は人工筋の長さに関する関数であるため、(16)式は(10)、(15)式を偏微分することにより求まる。ただし、(16)式の非対角成分は人工筋同士の干渉はないため 0 となる。そのため(16)式は次のように書き直せる。

$$K = \begin{bmatrix} \frac{\partial F_1}{\partial l_1} & 0 \\ 0 & \frac{\partial F_2}{\partial l_2} \end{bmatrix} \quad (17)$$

$K$  のブロックには目標角度との偏差を人工筋の収縮量に換算した値が入り、制御に必要なとなる人工筋の収縮力が出力される。この収縮力とフィードフォワードによって出力された収縮力の合力が  $P$  のブロックに入り、(10)、(15)式に基づいて制御に必要なとなる圧力に換算される。この圧力は電圧に換算されて比例制御弁に入力され人工筋の圧力が制御される。

## 6・2 実験結果

目標角度  $\theta_1 = -11^\circ$ 、 $\theta_2 = 14^\circ$  の場合の静的な釣り合い実験結果を図 12 に示す。制御則は PD 制御法を用いた。システムの自己平衡性を調べるために 14 秒に外乱を与えた。関節角度が外乱の影響で振れているが平行状態に復帰していることが分かる。解析による人工筋の圧力は Artificial muscle1 では 246kPa、Artificial muscle2 では 183kPa となり図 12 の結果とかなり近いものである。

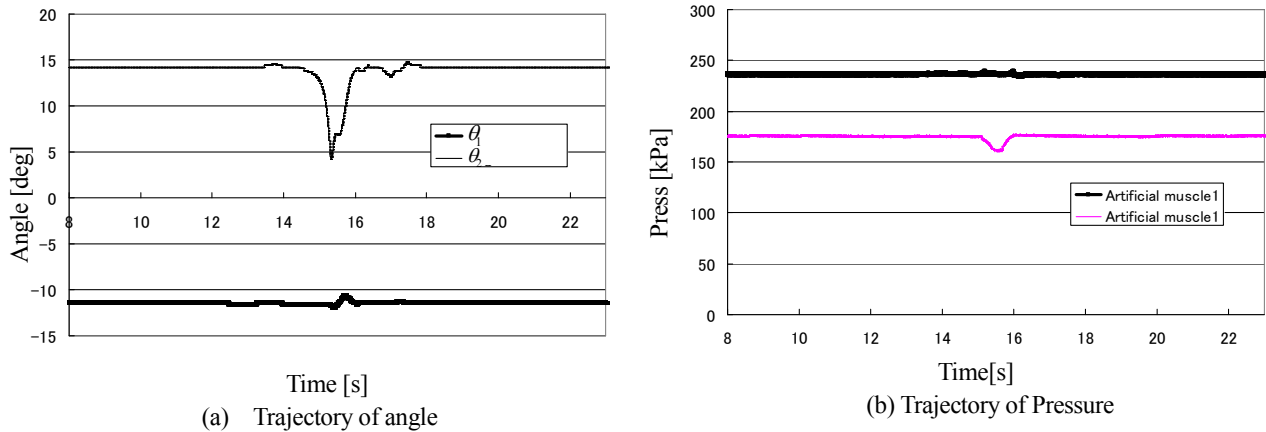


Fig.12 Experimental result 1

目標角度が  $\theta_1 = -10^\circ$ 、 $\theta_2 = 12^\circ$  であったが PD 制御によるために定常偏差が残っている。

目標角度  $\theta_1 = -9^\circ$ 、 $\theta_2 = 5^\circ$  の場合についての実験結果を図 13(a)に関節角度, 図 13(b)に圧力センサーの値を示す。制御則は P 制御を用いた。

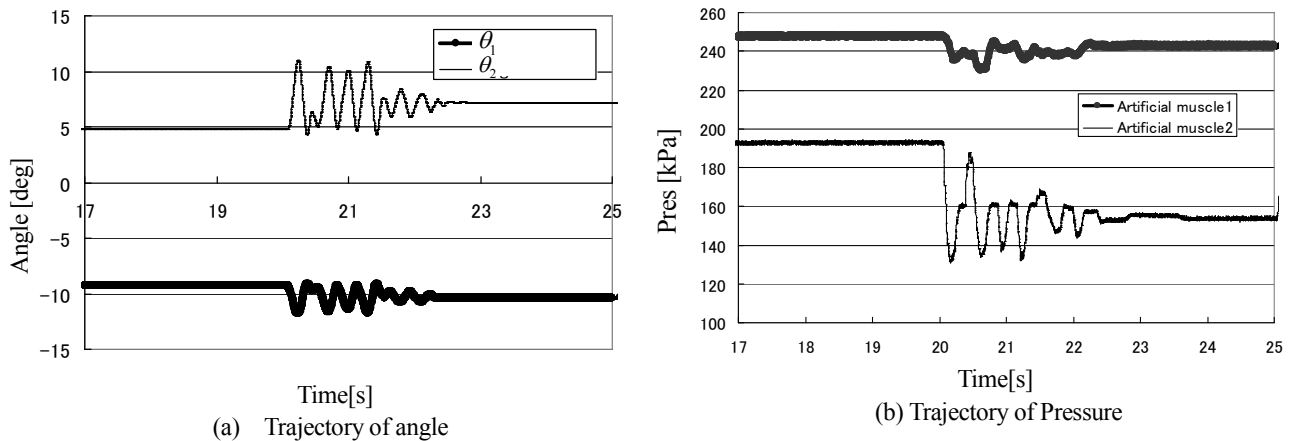


Fig.13 Experimental result 2

システムの自己平衡性を調べるために 20 秒に外乱を与えた。関節角度が外乱の影響で振れているが平行状態に復帰している。解析による人工筋の圧力は, Artificial muscle1 で 250kPa, Artificial muscle2 で 203kPa であったが, 実験結果 1 とは異なり減衰振動が生じている。比例ゲインの値が高かったものと思われる。また, 摩擦などの影響であると考えられるが, 振動後目標角度まで復帰しなかった。しかし, 振動後にも安定して静止している。2つの実験結果から PD 制御は P 制御に比べて微分項の影響で振動が抑えられている。P 制御による実験によって大きく振動しても平衡状態に復帰することが分かり自己平衡性が存在することが示された。

## 7.支援効果検証実験

本研究で対案したシステムが支援装置として有用であることを実験で検証するため, 装置先端部において装置の姿勢を維持するために必要な力を測定する。

### 7・1 解析

図 14 において, リンク先端部の力ベクトル  $F_i = [f_{ix}, f_{iy}]^T$  と(7)式の自重によるトルクベクトル  $\tau$  の関係は, リンク先端部の微小変位量ベクトル  $dl_i = [dl_{ix}, dl_{iy}]^T$ , 関節角度の微小変化量ベクトル  $d\theta$  を用いて次式のようなになる。

$$F_i^T dl_i = \tau^T d\theta \quad (18)$$

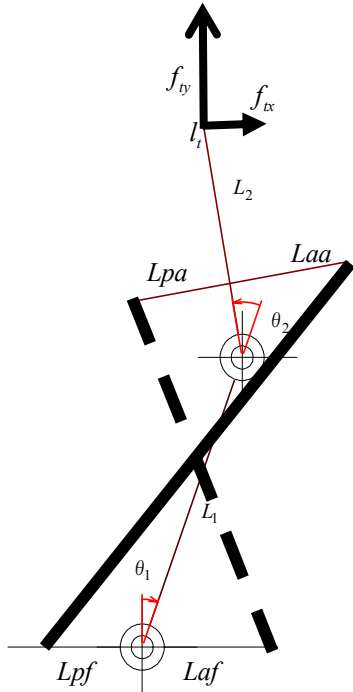


Fig. 14 Model of Experiment

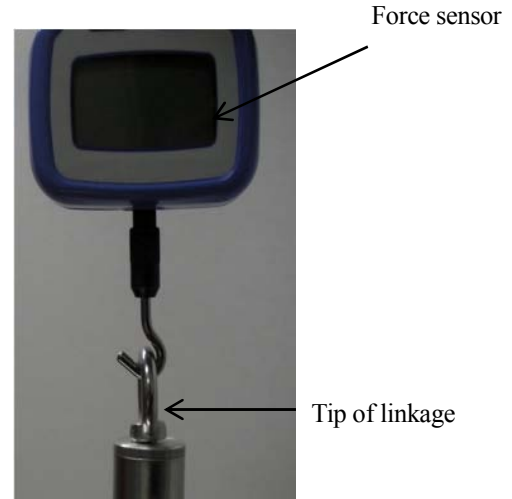


Fig. 15 Experimental methodology

(18)式に関節角度に関するリンク先端部の変位量のヤコビ行列  $J_t$

$$J_t = \begin{bmatrix} \frac{\partial l_{tx}}{\partial \theta_1} & \frac{\partial l_{tx}}{\partial \theta_2} \\ \frac{\partial l_{ty}}{\partial \theta_1} & \frac{\partial l_{ty}}{\partial \theta_2} \end{bmatrix} \quad (19)$$

を用いて, (4)式から(9)式までと同様の変形を行うと次式が得られる.

$$F_t = (J_t^T)^{-1} \tau \quad (20)$$

目標角度  $\theta_1 = -10^\circ$ ,  $\theta_2 = 14^\circ$  の場合, (20)式より  $f_{tx} = 1.1\text{N}$ ,  $f_{ty} = -18\text{N}$  となる. 水平方向の力  $f_{tx}$  は, 垂直方向の力  $f_{ty}$  に比べてきわめて小さい. そこで実験では垂直方向の力  $f_{ty}$  のみを計測する. 水平方向の力は実験誤差を考えると大きな影響を及ぼさないためである.

## 7・2 実験方法

図7で示した実験装置の先端に姿勢を維持するために必要な力を加える. 外から加重を支えた状態で制御を開始し, 荷重を支える力が減少すれば姿勢を維持するために必要となる人工筋の発生力が減少することになり支援効果が確認できる. 図15に示すように力センサーを接続するためのリングをリンク先端部に取り付け, 自重によってリンク先端部  $l_t$  に加わる力と釣り合うように力  $f_{ty}$  を加えた.

### 7・3 実験結果

図16(a)に与えた圧力を示す. 39秒で関節角度 $\theta_1 = -10^\circ$ ,  $\theta_2 = 14^\circ$ で静的な釣り合いを満たす圧力に到達する. また, 関節角度には, 5度以下の変動があるのみで, カセンサーの値には大きな影響はない.

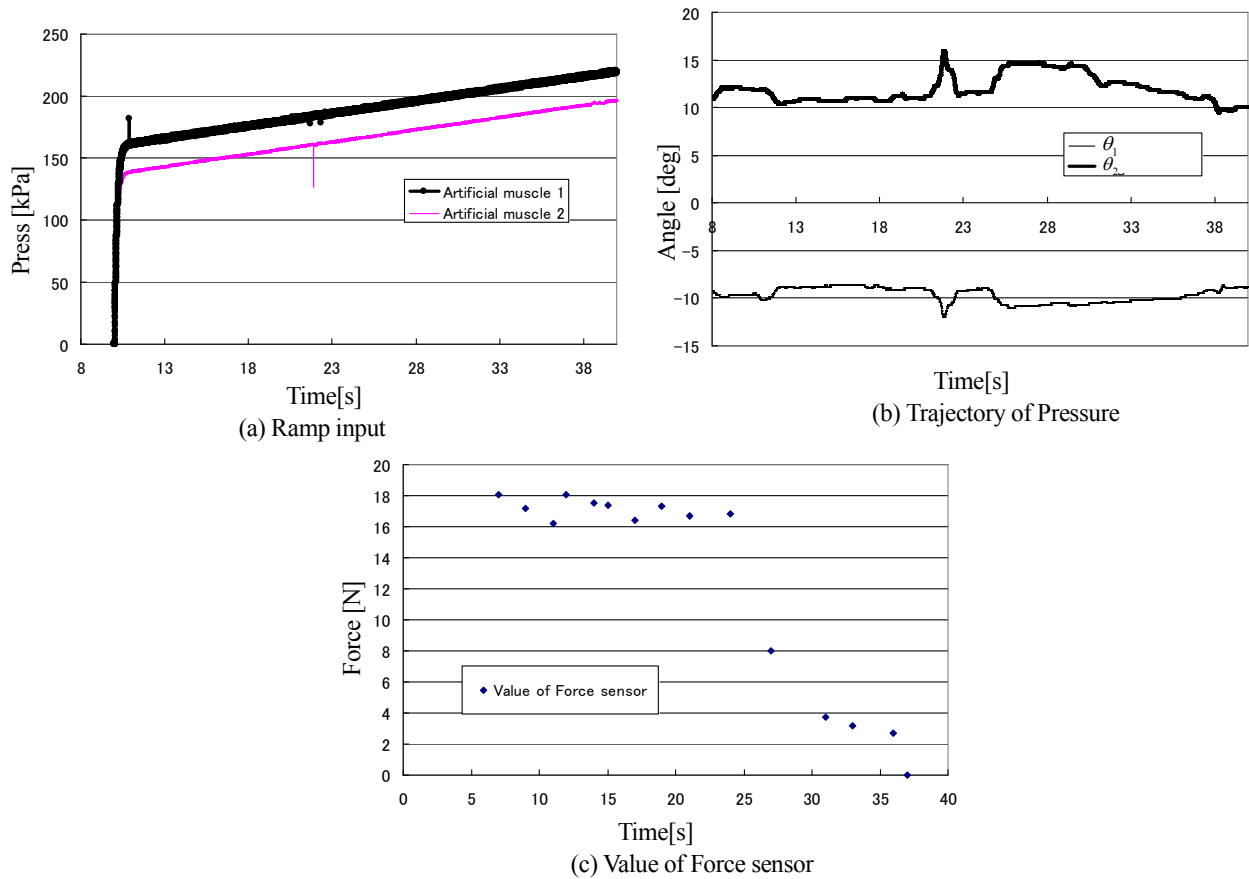


Fig.16 Experimental result

人工筋は 25 秒で関節にトルクを与えるのに必要な圧力に達する. 図 16(c)に示されるようにカセンサーの値は 27 秒で急激に小さな値を示している. 図 16(c)に示されているカセンサーの値は, 目標圧力で 0 の値をとることから本論文の解析結果が支援に有効であることを示している.

## 8.結言

身体着用型パワーアシストウェアの開発を目的としたバイオメタリック骨格機構を作成し, 空気圧ゴム人工筋を用いての静的な釣り合い制御のシミュレーションを行い, 二関節筋と人工筋の配置場所の関係から静的な釣り合いを満足するために必要となる収縮力を算出できた. この結果より人間の下肢の長さ等に等しい 2 リンクの倒立振子を製作した. 製作した実験装置を用いて静的な釣り合い実験を行い二関節型空気圧ゴム人工筋で静的な釣り合いを保ち, 提案システムに自己平衡性が存在することで解析の妥当性を実証できた. また, リンク先端部において装置の姿勢を維持するために必要な力を計測し, 実際に力が減少していることを確認できたことから支援装置として期待できると考えられる.

## 参考文献

- (1) 佐々木大輔, 則次俊郎, 高岩昌弘, 中西克文, 丸田紘史, 空気圧ゴム人工筋を用いた上肢動作支援ウェアラブルマスタスレーブ装置の開発, 日本ロボット学会誌, Vol.28, No. 2, pp. 76-82, 2010
- (2) 熊本水頼, “ヒューマノイド工学—生物進化から学ぶ2 関節筋ロボット機構”, 104/108, 東京電機大学出版局, 2006
- (3) Minayori Kumamoto, Toru Oshima, Tomohisa Yamamoto, Control properties induced by existence of antagonistic pairs of bi-articular muscles – Mechanical engineering model analyses, Human Movement Science, Vol. 13, pp. 611-634, 1994
- (4) Arthur J. van Soest, Arend L. Schwab, Maarten F. Bobbert, Gerrit Jan van Ingen Schenau, The Influence of the biarticularity of the gastrocnemius muscle on vertical-jumping achievement, J. Biomechanics, Vol. 26, NO. 1, pp. 1-8, 1993
- (5) 大島徹, 鳥海清司, 藤川智彦, 百生登, “足首関節と膝関節の二関節筋による協調制御機能を用いた跳躍メカニズム”, 日本機械学会論文集C編, Vol.71, pp3510-3516, 2005
- (6) Osama Kameyama, Ryokei Ogawa, Minayori Kumamoto, Sports injuries in terms of bi-articular muscle function, Human Movement Science, vol. 13, pp. 683-695, 1994
- (7) M.Williams, H.LissnerP, バイオメカニクス生体力学とその応用, 194/199, 医歯薬出版株式会社, 1974

## 付録

具体的には(2)式のヤコビ行列の成分は次のように表すことができる.

$$\frac{\partial l_1}{\partial \theta_1} = \frac{Laf(L_1 \cos(\theta_1) + L_3 \cos(\theta_1 + \theta_2) - Lp \sin(\theta_1 + \theta_2))}{Le1} \quad (a-1)$$

$$\frac{\partial l_1}{\partial \theta_2} = \frac{-(L_1 Lp \cos(\theta_2) - L_3 Laf \cos(\theta_1 + \theta_2) + L_1 L_3 \sin(\theta_2))}{Le1} + \frac{Laf Lp \sin(\theta_2 + \theta_2)}{Le1} \quad (a-2)$$

$$\frac{\partial l_2}{\partial \theta_1} = \frac{-Lpf(l_1 \cos(\theta_1) + L_3 \cos(\theta_1 + \theta_2) + La \sin(\theta_1 + \theta_2))}{Le2} \quad (a-3)$$

$$\frac{\partial l_2}{\partial \theta_2} = \frac{L_1 La \cos(\theta_2) - L_3 Lpf \cos(\theta_1 + \theta_2)}{Le2} - \frac{L_1 L_3 \sin(\theta_2) + La Lpf \sin(\theta_1 + \theta_2)}{Le2} \quad (a-4)$$

$Le1$  は人工筋 Artificial muscle1 の長さについての式であり次のように表わすことができる.

$$Le1 = \sqrt{A_1^2 + B_1^2} \quad (a-5)$$

ここで  $A_1$ ,  $B_1$  は次のような式で表すことができる.

$$A_1 = Laf + Lp \cos(\theta_1 + \theta_2) - L_1 \sin(\theta_1) - L_3 \sin(\theta_1 + \theta_2) \quad (a-6)$$

$$B_1 = L_1 \cos(\theta_1) + L_3 \cos(\theta_1 + \theta_2) + Lp \sin(\theta_1 + \theta_2) \quad (a-7)$$

$Le2$  は人工筋 Artificial muscle2 の長さについての式であり次のように表わすことができる.

$$Le2 = \sqrt{A_2^2 + B_2^2} \quad (a-8)$$

ここで  $A_2$ ,  $B_2$  は次のような式で表すことができる.

$$A_2 = Lpf + La \cos(\theta_1 + \theta_2) + L_1 \sin(\theta_1) + L_3 \sin(\theta_1 + \theta_2) \quad (a-9)$$

$$B_2 = L_1 \cos(\theta_1) + L_3 \cos(\theta_1 + \theta_2) - La \sin(\theta_1 + \theta_2) \quad (a-10)$$