

# 生物が有する筋骨格構造の特性解析と ロボティクスへの応用

福岡工業大学大学院 工学研究科 物質生産システム工学専攻

越智 裕章

平成28年2月29日

# 目次

<b>1</b>	<b>序論</b>	<b>4</b>
1.1	ヒトとロボット	4
1.2	生物の運動生成	4
1.2.1	生物の運動生成原理	4
1.2.2	生物の運動機構 – 筋骨格構造–	5
1.3	本論文の内容	6
1.4	論文概要	6
<b>2</b>	<b>筋骨格構造と力学関係</b>	<b>8</b>
2.1	筋骨格構造	8
2.1.1	プーリモデルと非プーリモデル	8
2.1.2	筋の特性	10
2.2	対象とする筋骨格構造	11
2.2.1	2関節6筋構造	11
2.2.2	多関節多筋構造	12
<b>3</b>	<b>筋骨格構造の力学関係と筋内力により発生するポテンシャル</b>	<b>13</b>
3.1	筋骨格構造の運動学とヤコビ行列	13
3.2	フィードフォワード位置決め制御	14
3.3	ポテンシャル解析	16
3.4	システムの動的安定性	18
3.5	ポテンシャル解析の複雑性	19
<b>4</b>	<b>ポテンシャルによる収束安定筋配置の算出</b>	<b>20</b>
4.1	ポテンシャルの収束安定条件	20
4.2	テイラー展開による筋長さの近似	21
4.3	筋長の近似によるポテンシャルの安定条件	25
4.4	筋配置解析	27
4.4.1	収束条件を満たす単関節筋の条件	27
4.4.2	収束条件を満たす二関節筋の条件	29
4.5	シミュレーションによる安定条件の検証	35
4.6	実験機による検証	37
4.6.1	実験装置	37
4.6.2	実験結果	40
4.7	本章のまとめ	41
<b>5</b>	<b>多関節多筋を有する筋骨格構造への拡張</b>	<b>42</b>
5.1	対象とする多関節多筋構造	42
5.2	ポテンシャルの極小条件	43
5.3	ポテンシャルのヘッセ行列	43
5.4	複数の1自由度関節と単関節筋・二関節筋で構成される筋骨格システムの解析	44

5.5	実対称三重対角行列の正定条件	44
5.6	筋長の近似を用いた条件解析	45
5.6.1	式 (??) の条件解析	46
5.6.2	式 (??) の条件解析	46
5.7	3 関節 10 筋構造におけるポテンシャル	47
5.8	本章のまとめ	51
<b>6</b>	<b>結言</b>	<b>52</b>
	謝辞	54
	研究業績	55
	参考文献	58
	付録 A : 遺伝的アルゴリズムによる筋配置の最適化	61
	付録 A. 1 : 遺伝的アルゴリズム (GA)	61
	付録 A. 2 : GA の適応と評価関数	61
	付録 A. 3 : 計算結果	63

# 目 次

1	Virtual trajectory hypothesis . . . . .	5
2	Musculoskeletal structure . . . . .	6
3	Pulley model . . . . .	8
4	Non-pulley model . . . . .	8
5	Imagery of a Muscle in this paper . . . . .	10
6	Musculoskeletal system (two-links with six muscles) . . . . .	11
7	Parameters of 2-link arm . . . . .	12
8	Comparison between feedback and feedforward control . . . . .	14
9	Zero-space and Torque-space . . . . .	15
10	Muscular arrangement . . . . .	15
11	Simulation Result . . . . .	16
12	Potential field . . . . .	16
13	Potential . . . . .	18
14	Muscular length . . . . .	22
15	True potential energy ( $\theta_d = (90\ 90)^T[\text{deg}]$ , $\theta^* = (90\ 90)^T[\text{deg}]$ ) . . . . .	23
16	Approximate potential energy ( $\theta_d = (90\ 90)^T[\text{deg}]$ , $\theta^* = (90\ 90)^T[\text{deg}]$ ) . . . . .	23
17	True potential energy ( $\theta_d = (70\ 70)^T[\text{deg}]$ , $\theta^* = (90\ 90)^T[\text{deg}]$ ) . . . . .	24
18	Approximate potential energy ( $\theta_d = (70\ 70)^T[\text{deg}]$ , $\theta^* = (90\ 90)^T[\text{deg}]$ ) . . . . .	24
19	Symbols for $q_1$ 's muscular arrangement . . . . .	28
20	Geometric condition for the simple muscle $q_1$ . . . . .	29
21	Symbols for $q_5$ 's muscular arrangement . . . . .	30
22	The parameter of $Z_5$ . . . . .	31
23	The case of $Z_5 > 0$ . . . . .	31
24	The geometric relationship of condition (??) . . . . .	33
25	Geometric conditions for the biarticular muscle $q_5$ . . . . .	34
26	Potential shape of Muscular arrangement (A) ( $\theta^* = (90\ 90)^T[\text{deg}]$ , $\theta_d = (90\ 90)^T[\text{deg}]$ ) . . . . .	35
27	Potential shape of Muscular arrangement (A) ( $\theta^* = (90\ 90)^T[\text{deg}]$ , $\theta_d = (70\ 70)^T[\text{deg}]$ ) . . . . .	36
28	Potential shape of Muscular arrangement (B) ( $\theta^* = (90\ 90)^T[\text{deg}]$ , $\theta_d = (90\ 90)^T[\text{deg}]$ ) . . . . .	36
29	Potential shape of Muscular arrangement (B) ( $\theta^* = (90\ 90)^T[\text{deg}]$ , $\theta_d = (70\ 70)^T[\text{deg}]$ ) . . . . .	36
30	Linear DC servomotor LM1247(FAULHABER) . . . . .	37
31	Controller for Linear DC servomotor . . . . .	38
32	Musculoskeletal tendon-driven robot . . . . .	38
33	Musculoskeletal tendon-driven robot (top view) . . . . .	39
34	Defined parameters of muscular arrangement . . . . .	39
35	Trajectory of joints angles . . . . .	40
36	Standard deviation of experimental results . . . . .	41
37	Musculoskeletal system ( $m$ -link and $n$ muscles) . . . . .	42
38	Musculoskeletal structure with three-link and ten muscles (Stable structure) . . . . .	47
39	Potential of stable structure . . . . .	48
40	Musculoskeletal structure with three-link and ten muscles (Unstable structure) . . . . .	49

41	Potential of unstable structure . . . . .	50
42	Genetic Algorithm . . . . .	61
43	Assessment function . . . . .	62
44	Result of SGA . . . . .	63
45	Muscle arrangement (GA) . . . . .	64
46	Trajectory of end effector (E) ( $\mathbf{x}_o = (-400, 100)$ , $\mathbf{x}_d = (-200, 300)$ ) . . . . .	65
47	Trajectory of end effector (F) ( $\mathbf{x}_o = (-400, 100)$ , $\mathbf{x}_d = (-200, 300)$ ) . . . . .	65
48	Joint Angle Trajectory $\theta_1$ ( $\mathbf{x}_o = (-400, 100)$ , $\mathbf{x}_d = (-200, 300)$ ) . . . . .	65
49	Joint Angle Trajectory $\theta_2$ ( $\mathbf{x}_o = (-400, 100)$ , $\mathbf{x}_d = (-200, 300)$ ) . . . . .	65
50	Potential (E) ( $\mathbf{x}_d = (-200, 300)$ ) . . . . .	65
51	Potential (F) ( $\mathbf{x}_d = (-200, 300)$ ) . . . . .	65
52	Trajectory of end effector (E) ( $\mathbf{x}_o = (100, 500)$ , $\mathbf{x}_d = (-400, 100)$ ) . . . . .	66
53	Trajectory of end effector (F) ( $\mathbf{x}_o = (100, 500)$ , $\mathbf{x}_d = (-400, 100)$ ) . . . . .	66
54	Joint Angle Trajectory $\theta_1$ ( $\mathbf{x}_o = (100, 500)$ , $\mathbf{x}_d = (-400, 100)$ ) . . . . .	66
55	Joint Angle Trajectory $\theta_2$ ( $\mathbf{x}_o = (100, 500)$ , $\mathbf{x}_d = (-400, 100)$ ) . . . . .	66
56	Potential (E) ( $\mathbf{x}_d = (-400, 100)$ ) . . . . .	66
57	Potential (F) ( $\mathbf{x}_d = (-400, 100)$ ) . . . . .	66
58	Trajectory of end effector (E) ( $\mathbf{x}_o = (-400, 100)$ , $\mathbf{x}_d = (100, 500)$ ) . . . . .	67
59	Trajectory of end effector (F) ( $\mathbf{x}_o = (-400, 100)$ , $\mathbf{x}_d = (100, 500)$ ) . . . . .	67
60	Joint Angle Trajectory $\theta_1$ ( $\mathbf{x}_o = (-400, 100)$ , $\mathbf{x}_d = (100, 500)$ ) . . . . .	67
61	Joint Angle Trajectory $\theta_2$ ( $\mathbf{x}_o = (-400, 100)$ , $\mathbf{x}_d = (100, 500)$ ) . . . . .	67
62	Potential (E) ( $\mathbf{x}_d = (100, 500)$ ) . . . . .	67
63	Potential (F) ( $\mathbf{x}_d = (100, 500)$ ) . . . . .	67
64	Trajectory of end effector (E) ( $\mathbf{x}_o = (-100, 200)$ , $\mathbf{x}_d = (-400, 200)$ ) . . . . .	68
65	Trajectory of end effector (F) ( $\mathbf{x}_o = (-100, 200)$ , $\mathbf{x}_d = (-400, 200)$ ) . . . . .	68
66	Joint Angle Trajectory $\theta_1$ ( $\mathbf{x}_o = (-100, 200)$ , $\mathbf{x}_d = (-400, 200)$ ) . . . . .	68
67	Joint Angle Trajectory $\theta_2$ ( $\mathbf{x}_o = (-100, 200)$ , $\mathbf{x}_d = (-400, 200)$ ) . . . . .	68
68	Potential (E) ( $\mathbf{x}_d = (-400, 200)$ ) . . . . .	68
69	Potential (F) ( $\mathbf{x}_d = (-400, 200)$ ) . . . . .	68

# 表 目 次

1	Configuration of 2-link system . . . . .	12
2	Muscular arrangement (for validation of approximating muscular length) . . . .	21
3	Musular arrangement (A) . . . . .	35
4	Musular arrangement (B) . . . . .	35
5	Parameters of muscular arrangement for experiment . . . . .	40
6	Muscular arrangement parameters with three-link and ten muscles (stable structure) . . . . .	47
7	Stable condition parameters of three-link and ten muscles (stable structure) . . .	47
8	Muscular arrangement parameters with three-link and ten muscles (Unstable structure) . . . . .	49
9	Stable condition parameters of three-link and ten muscles (stable structure) . . .	49
10	Configuration of Simple Genetic Algorithm . . . . .	62
11	Parameter of muscle arrangement (E) . . . . .	64
12	Parameter of muscle arrangement (F) . . . . .	64

# 1 序論

## 1.1 ヒトとロボット

“人の代わりに労働する機械”。これは“ロボット”の語源であり、ロボット研究における究極の目標である。この目標を実現するために、数多くの研究・開発がなされ、現実に応用されている。例えば産業用ロボットは、日本国内では1960年代から、ティーチングプレイバック方式をベースに、人の代わりに作業を行うロボットとして現在も活躍している [1, 2, 3, 4]。近年では、人と協調して作業を行う産業用ロボットなども報告され [5]、こうしたロボットは工場生産での一役を担っている。

近年のロボットの活躍は、生産現場での単純作業用のみに留まらず、人間の日常生活にまで及んでいる。例えば、犬型ロボット「AIBO」 [6] はアミューズメントを目的としており、ロボット技術のアミューズメントへの応用はますます増えている。介護分野においても、パワーアシストスーツやソーシャルロボットが研究開発されて、一般への普及が心待ちにされている。こうした介護・医療分野へのロボット導入は、日本政府・経済産業省の主導の下でも促進されており [7]、今後こうしたますます分野は活気づくものと思われる。

このように、ロボットは人間に非常に身近な存在となりつつある。そのため、人の身近な場での作業が益々増加することとなる。こうした場合、ロボットは外環境に対して臨機応変に対応し、生物のように柔軟に動作することが求められる。生物のような運動生成を行うためには、計測・運動計画などさまざまな課題があり、ロボットで実現するために様々な研究がなされている。

## 1.2 生物の運動生成

生物のような運動をロボットにおいて実現するために様々な研究がなされている。例えば、把持動作はロボット工学における基礎的な研究課題でありながら、把持対象物の計測・モデル化、軌道計画、把持対象の力学的な拘束といったさまざまなタスクが必要となり、多くの研究課題がある [8, 9]。

生物のような運動をロボットにおいて実現するためには、生物の運動生成について多角的に検証し、工学的な解析が必要となる。ここでは、1) 生物の運動生成原理の解析、2) 生物の運動生成機構の工学的な解析に焦点を当てて説明する。

### 1.2.1 生物の運動生成原理

通常のロボットは、関節に配されたアクチュエータを関節座標や手先位置座標を基にPDフィードバックすることにより、運動生成を行う。こうした通常的手法によって生成されるロボットの運動は、生物の生成する運動とは異なる。例えば手先の位置決め運動について、運動のはじめから徐々に速度を上げ、終点に近づくにつれて速度が徐々に減速する。こうした運動に着目し、“躍度最小モデル [10]”などが提案され、ロボットに生物のような運動をさせるための軌道生成モデルとして用いられている。

また、生物の運動制御メカニズムについても、運動生理学の観点から、様々な仮説が立てられている。Feldman [11] らは筋をばねとみなし、筋のばね特性を手先の目標位置で平衡となるよう設定することで位置制御を行う”EP(Equilibrium Point) 仮説”を提唱した。Hogan [12] らはEP

仮説を拡張した”仮想軌道仮説”を提唱し、フィードフォワード軌道制御に拡張した (Fig. 1). 一方, 川人ら [13] は目標運動を実現するような動作出力を逆ダイナミクスを用いて算出するという”内部モデル仮説”を提唱した.

工学的な手法からのアプローチとして, 有本ら [14] は関節駆動型ロボットにおいて関節の粘弾性を適切にとれば, 単純なPDコントロールで人に近い動作ができることを示している.

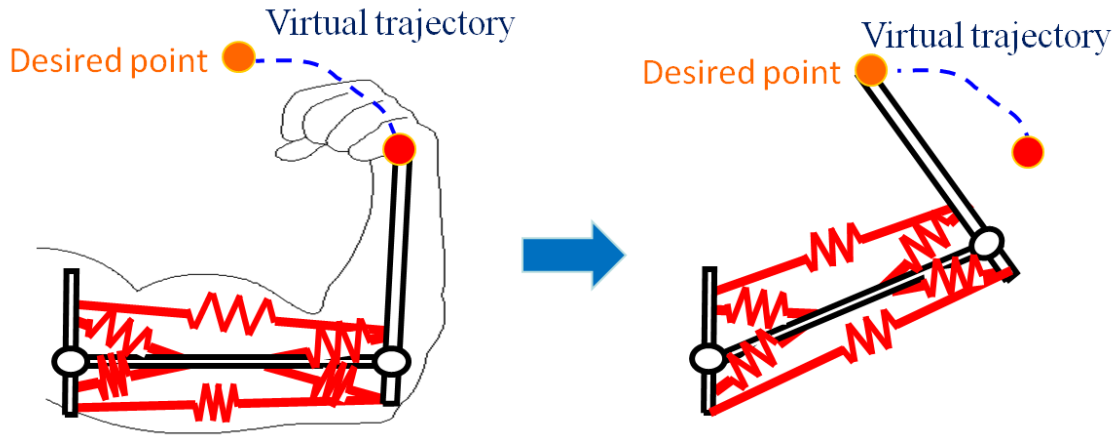


Fig. 1 Virtual trajectory hypothesis

### 1.2.2 生物の運動機構 – 筋骨格構造–

通常関節駆動型ロボットは, 関節に配されたアクチュエータによって運動を生成する. 一方, 生物の筋骨格構造は, 関節周りにある多数の筋を協調させて動作させることにより運動を生成する. 複数の関節駆動を多数の筋張力によって生成することから, 関節自由度に対してアクチュエータの自由度が非常に多く, 冗長駆動系であるといえる. また, 生物の筋骨格構造では, Fig. 2のように, ひとつの関節に作用する“単関節筋”と二関節に対して同時に作用する“二関節筋”が存在する. 熊本ら [15] はこの二関節筋に着目し, 筋骨格構造が通常のロボットとは異なる出力特性を有し, 生物と似た出力特性となっていることを示した.

また, 筋骨格構造の特徴を積極的に利用したヒューマノイドロボット [16, 17] や, 腱駆動ロボット [18, 19] などが研究されている. こうした機械システムでは一般に, 腱や筋肉の代わりに, アクチュエータでワイヤケーブルを巻き取るなどのアクチュエータユニットを用い, 骨格に相当するリンク部へ張力を伝達させることにより, 関節トルクを生成する. 腱や筋肉, ワイヤケーブルは張力のみしか伝達できないため, テンショナーや重力などの外力を利用しない場合には, 冗長駆動となる [20]. つまり,  $n$  自由度の制御に対し, 最低で  $n + 1$  本以上の筋肉に相当するアクチュエータユニットが必要となる. この冗長性は, ワイヤケーブル間に内力を発生させる. 実際の人体では, 筋肉間の内力を調整することで, 手先の見かけの機械インピーダンスを自在に変化させ, 外環境に適応している. 実際の腱駆動ロボット等においても, ワイヤケーブル間の内力を調整することで, 手先の剛性調整が可能となっている [18, 19].



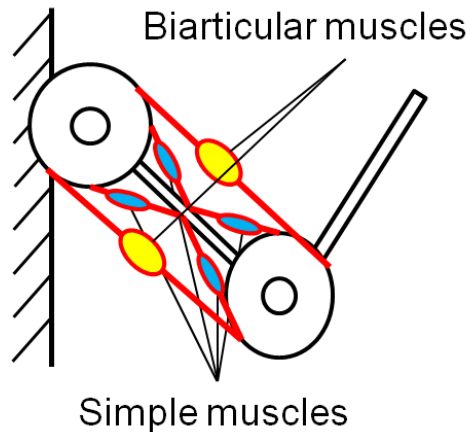


Fig. 2 Musculoskeletal structure

### 1.3 本論文の内容

これらを踏まえ木野らは，筋骨格構造の特徴を積極的に利用することにより，学習や逆ダイナミクスを用いないフィードフォワード位置決め制御を提案し，目標姿勢への収束性を議論した [21, 22, 23, 24]．このフィードフォワード制御手法では，筋冗長性における筋内力の存在をフィードフォワード入力として積極的に利用し，目標姿勢で釣り合う筋内力を一定の筋張力として入力することでセンサ情報によるフィードバック無しで位置決め制御を行う．木野らの提案したフィードフォワード位置決め手法は，Horgan らが提案した EP 仮説と似た手法であるが，EP 仮説は筋のばね特性を変化させることによって，手先の釣り合い平衡点を変化させて運動生成を行うと説明しているのに対し，筋構造の特性のみで同様の手法が実現されており，大変興味深い．

この内力を利用したフィードフォワード制御手法の解析は，現在の筋骨格構造ロボットにおける不安定な釣り合い内力による制御性能の劣化防止，フィードバック制御と組み合わせることによるフィードバック要素の安定性の向上 [25]，変位センサ故障時の危険回避動作などへの応用が期待できる．また，筋骨格構造の有する特性を明らかにすることで，将来的にはヒトの動作生成とロボティクスとの溝を埋め，次世代のロボット開発にも応用が期待できる．

しかしながら，木野らが提案する筋骨格構造のフィードフォワード制御手法では，構造的な特性を積極的に利用するため，目標位置への収束性が筋配置の影響を強く受ける．また，筋構造によっては制御不安定となる場合がある．生物の持つ筋構造をロボティクスへ応用する場合には，こうした制御不安定となることを避ける必要があり，安定となる筋構造解析が不可欠となる．本論文では筋構造と筋内力の安定性について焦点を当てて，筋内力が安定となる筋配置条件を解析する．

### 1.4 論文概要

本論文では筋骨格システムにおける筋内力の安定性ならびに筋内力を利用したフィードフォワード位置決め制御手法の目標位置での安定性を対象とし，これらが安定となる筋配置の条件を解析する．第 1 章では，本研究の背景，目的，先行研究について述べた．第 2 章では，本論

文で取り扱う筋骨格構造における仮定と、筋骨格構造の各パラメータ、ダイナミクスについて説明する。第3章では、筋骨格構造の力学関係を示す。また、筋内力を利用したフィードフォワード位置決め制御手法について説明する。また、筋内力により発生するポテンシャルによって筋内力の安定性が証明されることを示す。第4章では、ポテンシャルが目標位置で極小となる条件について説明し、2関節6筋を有する場合の筋構造を例に、ポテンシャルが極小となるような筋構造の条件を解析する。また、具体的な筋配置の条件を導出する。加えて、シミュレーションと、製作した筋骨格構造ロボットを用いて、ポテンシャルを利用したフィードフォワード位置決めを行う。第5章では、2-4章で論じた議論を多関節多筋を有するモデルに拡張し、ポテンシャルが目標位置で極小となる条件を多関節多筋を有する一般のモデルに拡張する。その際、筋構造を限定することにより解析が簡略化され、2関節6筋を有する筋骨格構造と同様に条件が導かれることを示す。第6章で本論文のまとめを行う。

## 2 筋骨格構造と力学関係

本章では本研究で用いる筋骨格システムの構造と構造を構成する要素である骨格と筋の特性について言及する。

### 2.1 筋骨格構造

通常のリアルリンク機構においては、関節に配されたアクチュエータにより運動を生成する。この構造は手先の自由度に対して関節自由度が多いため、冗長駆動系となる。

一方、人体の持つ筋骨格構造は、骨格の周りにある多数の筋によって運動を生成する。関節自由度よりも多数の筋を有することから、通常のリアルリンク機構よりも冗長性が高い構造となっている。熊本らは、こうした筋骨格構造の特徴によって人間らしい運動生成が行われているものと考えた。特に、二関節に作用する筋である“二関節筋”に着目し、工学的な観点から生物の運動生成についてアプローチを行っている。これらの研究で熊本らは、作業点の出力特性に二関節筋が大きく関係していることや、剛性に寄与していることを突き止めた [15]。

こうした特徴が生物の繊細かつダイナミックな運動に関わっていると考えられ、筋骨格構造に着目することは生物のような動作の実現というロボティクスの課題解決のみならず、生物の運動生成原理の解明といったサイエンスの分野の発展につながるものと考えられる。

#### 2.1.1 プーリモデルと非プーリモデル

人体では筋は骨格を覆うように付着し、複雑に入り組んだ筋構造となっている。そのため、複雑な筋骨格構造を簡略にモデル化し、筋骨格構造特有の性質について研究がなされている。

代表的なモデルとして Fig. 3 のような、関節部分にプーリが配されたようなモデルが挙げられる [26, 27, 28]。本論文ではこれを「プーリモデル」と呼ぶこととする。

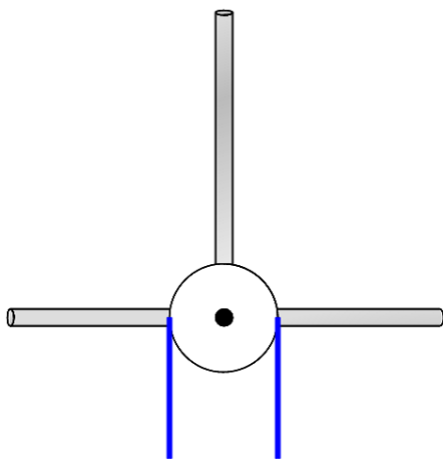


Fig. 3 Pulley model

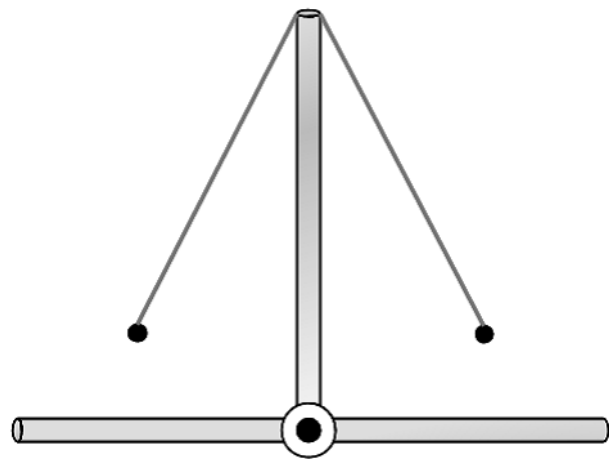


Fig. 4 Non-pulley model

このプーリモデルは Fig. 3 の 1 自由度モデルのように、生体の関節部分の骨格と筋の干渉をプーリ状に近似し、関節にあるプーリを筋やワイヤ、ベルトのような張力伝達物によって駆動させることで関節を駆動させる。このモデルではプーリは基本的に円であるのでモーメントアームは一定である。そのため、目標位置までの制御では筋のバネ要素を変化させ、目標位置で筋張力が等しくなるようバネ係数を決定して運動を実現する。このモデルでは筋の付き方、すなわちプーリの径は筋出力の増幅の比率を調整しているに過ぎない。このプーリモデルは、プーリ形状が円である場合、筋長と関節角度は線形関係であるため解析が容易である。また、機械構造として再現する場合には、関節に配されたプーリまでワイヤケーブルを伝達させれば、アクチュエータをベース部に配することもでき、リンク部分を軽量に設計できる。

満田らは人の目から見た座標空間である視空間座標系と関節角度が線形関係であることを示し [29]、視空間と筋長の関係を示す行列を対角行列とするような楕円形状のプーリモデルを提案した [30]。このようにプーリ形状を設計することで運動学の簡略化や動作の最適化を図る研究がなされており、大変興味深い。

他の筋骨格モデルとして非プーリ型の筋骨格構造が挙げられる。1 自由度非プーリ型の筋骨格構造を Fig. 4 に示す。この構造ではリンクに筋が直線的に付着しており、関節角度に応じてモーメントアームが変化する。そのため関節トルクは筋張力だけでなく姿勢にも依存し、通常のプーリモデルより構造が工学的に複雑なシステムとなる。

実際の生物の筋骨格構造では、筋付着位置の間を直線的に作用する“非プーリ型”と、筋が骨格周りに巻きつくために近似的に“プーリ型”とみなせる箇所が混在している。また、姿勢によってどちらに近似できるかが変わる。しかしながら筋骨格シミュレータでは、生物の筋付着位置が明らかであり、筋の干渉計算は計算コストが高いことから、筋付着位置間で直接的に駆動する非プーリモデルが多く採用されている。

本論文で取り扱う筋骨格構造では、生物の持つ構造的な特徴に着目するため、“非プーリモデル”を用いる。

## 2.1.2 筋の特性

生物の筋は張力を発生させ、運動を生成する。この際、筋は張力のみを発生させる。また、生物の筋は粘弾性を有する。粘弾性を有する筋の出力モデルについては、生物の筋の出力特性を基に様々な運動モデルが提案されている [31, 32]。

本論文では、Fig. 5のように、伸びのないワイヤケーブルをアクチュエータによって引っ張るような機械構造を“筋”と定義する。第3章のダイナミクスの安定性解析においては、通常のアクチュエータと同様に、筋は質量・粘性特性を有するものとする（第3章にて詳細を説明）。第4章以降の検証シミュレーションでは、本論文の特徴である筋構造特性に焦点を当てるため、筋の特性については無視し、筋構造の特性によって目標収束することを確かめる。具体的には、以下のような仮定を設定する。

- 実際の人間の筋肉は、関節・骨格のまわりを複雑に覆っているが、本システムにおいては、筋は近似的にリンクとの付着位置である二端点から直線として配置されているものと近似する。また、筋張力を関節角度に変換する際、プーリなどは介さず、リンクに筋が直接的に付着しているものとする。
- 筋は張力のみ伝達可能とする。動作中は十分な内力により、筋肉は緩まないものとする。
- 簡略化のためにクーロン摩擦は無視し、重力の無い平面内で運動するものと仮定する。ただし、関節部分には適切な粘性摩擦が存在するものとする。
- 対象とするシステムは、運動中に常に“Vector Closure [20]”を満足するとし、特異点およびその近傍での論議は本論文では行わない。
- 筋配置を議論する上で、対象とする2リンクシステムはFig. 6に示すような人間の上腕を想定する。従って、著しく人体と形状が異なるような筋配置は想定しないものとする。

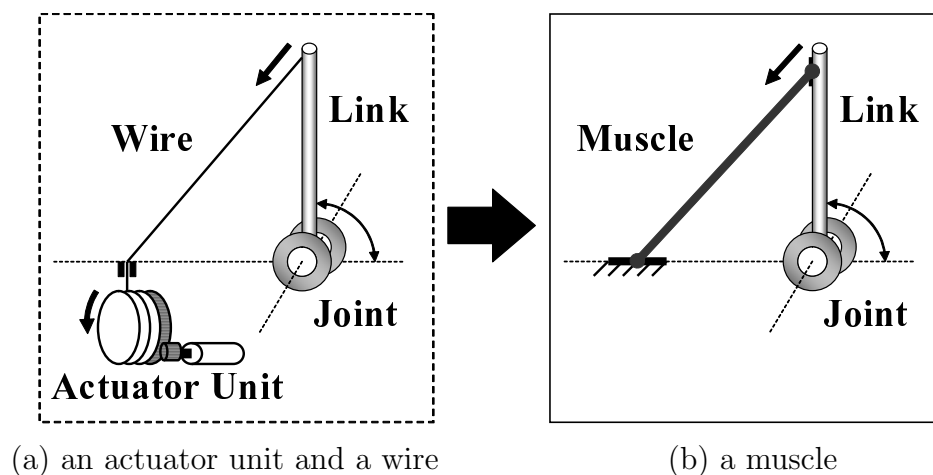


Fig. 5 Imagery of a Muscle in this paper

## 2.2 対象とする筋骨格構造

本論文では、非プリー型の筋骨格構造に焦点を当てる。ここでは、第4章で解析を行う2関節6筋構造と、第5章で解析を行う多関節多筋モデルについて説明する。なお、本論文では筋骨格構造の構造的な特性について着目して解析を行うため、どちらの解析も重力の影響はないものとする。

### 2.2.1 2関節6筋構造

#### 筋構造パラメータ

Fig. 6 に2関節6筋を有する筋骨格構造を示す。関節と筋の番号は Fig. 6 のように定義する。関節角度は  $\theta = (\theta_1, \theta_2)^T$  とする。リンク長さは  $L = (L_1, L_2)^T$ ，筋長さは  $q = (q_1, \dots, q_6)^T$  とする。

筋は骨格に直接付着しており、筋付着位置の間を直線的に収縮する。筋付着位置は、各章の解析、実験、シミュレーションの説明の際に述べる。

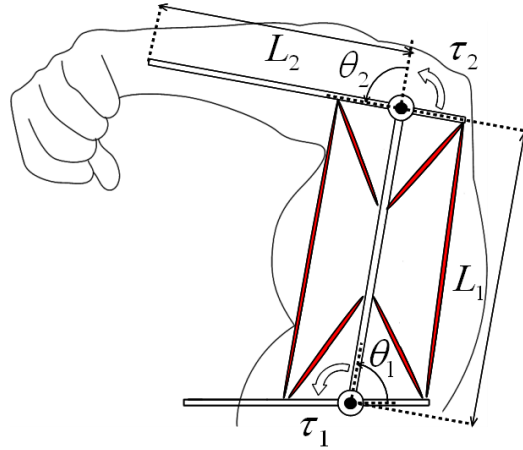


Fig. 6 Musculoskeletal system (two-links with six muscles)

#### 2関節アームのダイナミクス

本研究で対象とする筋骨格構造は Fig. 6 に示す2自由度の非プリー型筋骨格構造である。ここでは、2.1.2の条件を考慮し、骨格部のダイナミクスについて考慮する。骨格のみに着目すると、単純な2リンクアームと同等である。リンクの各パラメータを Fig. 7 とすると、ラグランジュの運動方程式より以下の式 (1) を得る [33]。

$$M\ddot{\theta} + h(\theta, \dot{\theta}) + B\dot{\theta} = \tau \quad (1)$$

$$\begin{pmatrix} M_{11} & M_{12} \\ M_{21} & M_{22} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \ddot{\theta}_1 \\ \ddot{\theta}_2 \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} h_1 \\ h_2 \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} \mu_1 & 0 \\ 0 & \mu_2 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \dot{\theta}_1 \\ \dot{\theta}_2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \tau_1 \\ \tau_2 \end{pmatrix} \quad (2)$$

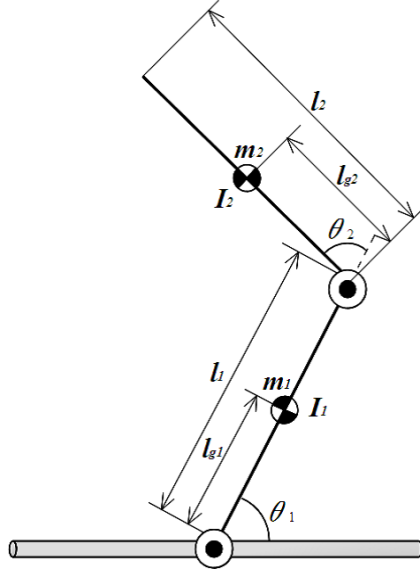


Fig. 7 Parameters of 2-link arm

Table 1 Configuration of 2-link system

Mass[kg]	1.93 1.32
Length[mm]	310 270
Mass center[mm]	165 135
Inertia moment[kgm <sup>2</sup> ]	0.014 0.012
Joint viscosity[Ns/rad]	0.01 0.01

$$M_{11} = m_1 l_{g1}^2 + I_1 + m_2(l_1^2 + l_{g2}^2 + 2l_1 l_{g2} \cos \theta_2) + I_2 \quad (3)$$

$$M_{12} = M_{21} = m_2(l_{g2}^2 + l_1 l_{g2} \cos \theta_2) + I_2 \quad (4)$$

$$M_{22} = m_2 l_{g2}^2 + I_2 \quad (5)$$

$$h_1 = -2m_2 l_1 l_{g2} \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 \sin \theta_2 - m_2 l_1 l_{g2} \dot{\theta}_2^2 \sin \theta_2 \quad (6)$$

$$h_2 = m_2 l_1 l_{g2} \dot{\theta}_1^2 \sin \theta_2 \quad (7)$$

$M\ddot{\theta}$  は慣性力， $h(\theta, \dot{\theta})$  は遠心力およびコリオリ力を表す非線形項である．また， $B\dot{\theta}$  は関節粘性による摩擦力を表す項である．

以降，シミュレーションで用いる 2 リンクのパラメータを Table 1 に示す．

### 2.2.2 多関節多筋構造

第 5 章では，筋骨格構造についての解析を多関節多筋を有する構造モデルに拡張して議論する．ダイナミクスは式 (1) と同様となる．詳細な定義は第 5 章において説明する．

### 3 筋骨格構造の力学関係と筋内力により発生するポテンシャル

本章では、筋骨格構造における筋張力とトルクの関係や冗長性により発生する筋内力について説明する。また、本研究での筋骨格構造解析の基幹となる筋内力により発生するポテンシャルについて説明し、ポテンシャルを用いたフィードフォワード位置決め制御手法を示す。

#### 3.1 筋骨格構造の運動学とヤコビ行列

運動学より算出される筋長を筋長ベクトル  $\mathbf{q} = (q_1, \dots, q_6)^T$  とする。  $\mathbf{q}$  を時間微分すると、筋長の変化速度ベクトル  $\dot{\mathbf{q}}$  と関節角速度ベクトル  $\dot{\boldsymbol{\theta}} = (\dot{\theta}_1, \dot{\theta}_2)^T$  の関係は以下のようになる。

$$\dot{\mathbf{q}} = \mathbf{W}^T(\boldsymbol{\theta})\dot{\boldsymbol{\theta}} \quad (8)$$

$\mathbf{W}$  は関節角度空間から筋空間への変換を示す  $2 \times 6$  のヤコビ行列であり、関節角度ベクトル  $\boldsymbol{\theta} = (\theta_1, \theta_2)^T$  と筋長ベクトル  $\mathbf{q}$  によって式 (9) のように表される。

$$\mathbf{W}(\boldsymbol{\theta}) = -\left(\frac{\partial \mathbf{q}}{\partial \boldsymbol{\theta}}\right)^T \quad (9)$$

このとき、式 (8) より関節トルクベクトル  $\boldsymbol{\tau} = (\tau_1, \tau_2)^T$  と筋張力ベクトル  $\boldsymbol{\alpha} = (\alpha_1, \dots, \alpha_6)^T$  の関係は式 (10) となる。

$$\boldsymbol{\tau} = \mathbf{W}(\boldsymbol{\theta})\boldsymbol{\alpha} \quad (10)$$

筋は張力のみしか発揮できないため、このシステムでは筋張力  $\boldsymbol{\alpha}$  の各要素は 0 以上となる。

式 (10) の逆関係より、筋張力  $\boldsymbol{\alpha}$  は以下のように表せる。

$$\boldsymbol{\alpha} = \mathbf{W}(\boldsymbol{\theta})^+\boldsymbol{\tau} + \mathbf{v} \quad (11)$$

$\mathbf{W}^+$  は  $\mathbf{W}$  のムーア=ペンローズの擬似逆行列であり  $\mathbf{W}^+ = \mathbf{W}^T(\mathbf{W}\mathbf{W}^T)^{-1}$  である。また、 $\mathbf{W}^+\boldsymbol{\tau}$  は筋張力のうち駆動トルクとして作用する成分である。 $\mathbf{v}$  は作業座標系においてゼロ空間に属するベクトルで、筋張力のうち駆動トルクと関係の内力成分である。 $\mathbf{v}$  は関節角度に依存する関数で次のように定義できる。

$$\mathbf{v} = (\mathbf{I} - \mathbf{W}(\boldsymbol{\theta})^+\mathbf{W}(\boldsymbol{\theta}))\mathbf{k}_e \quad (12)$$

ただし、 $\mathbf{k}_e$  は任意のベクトルである。



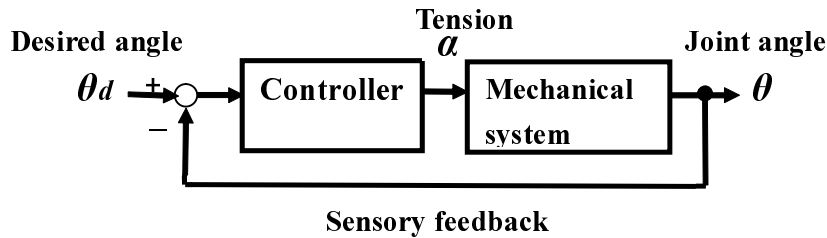
### 3.2 フィードフォワード位置決め制御

通常のフィードバック制御では、Fig. 8(a)のように、関節角度などをフィードバックし、筋出力を制御する。しかしながら筋骨格構造ロボットの制御では、その冗長性により筋の出力が一意に決まらない。筋出力は、式(12)の内力に関する任意のベクトル  $\mathbf{k}_e$  によって冗長性を有することとなる。こうした問題は「ベルシュタイン問題」の一つであり、生物の運動生成における一つの課題となっている。ロボット工学においては、このベルシュタイン問題について、生物の運動解析や数学的手法を用いて生物の運動生成メカニズムの解明が試みられている [34, 35]。また、冗長性を利用し、筋肉間の内力を調整することで、外環境に適応するように手先の見かけの機械インピーダンスを変化させることも可能となる [18, 19]。本論文ではこうした筋出力の不良設定問題については議論せず、筋出力が発揮できるように、筋張力が正となるような  $\mathbf{k}_e$  が選択されているものとする。

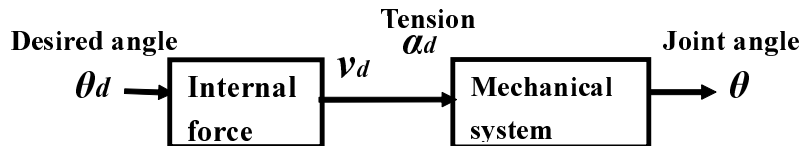
本研究の対象とするフィードフォワード位置決め制御手法では式(12)の内力項を利用する。式(12)の  $\mathbf{v}$  は姿勢によって変化する。そのため目標位置で釣り合うような内力  $\mathbf{v}_d$  を目標位置以外の姿勢の時に入力するとゼロ空間に属さない、関節トルクとして作用する成分が発生する (Fig. 9)。このとき発生する関節トルクで位置決め制御を行う。制御入力は式(13)となる。

$$\boldsymbol{\alpha} = \mathbf{v}_d = (\mathbf{I} - \mathbf{W}(\boldsymbol{\theta}_d)^+ \mathbf{W}(\boldsymbol{\theta}_d)) \mathbf{k}_e \quad (13)$$

通常のフィードバック位置決め制御では Fig. 8(a) のように関節角度をセンシングし、目標関節角度との誤差に応じて筋張力を制御するが、我々が提案するフィードフォワード位置決め制御では Fig. 8(b) のように、目標位置  $\boldsymbol{\theta}_d$  で釣り合う筋内力ベクトル  $\mathbf{v}_d = (v_{d1} \dots v_{d6})^T$ ,  $v_{di} > 0$  を式(13)で計算し、筋張力ベクトル  $\boldsymbol{\alpha}$  としてステップ入力する。



(a) Feedback control



(b) Feedforward control

Fig. 8 Comparison between feedback and feedforward control

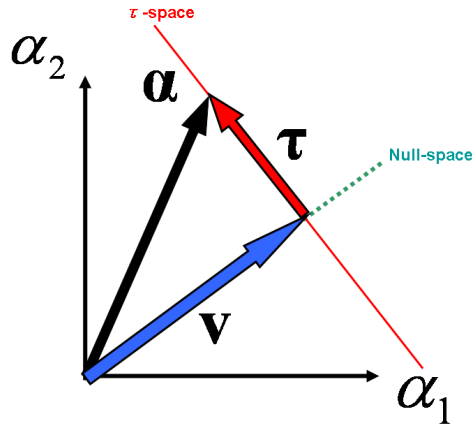


Fig. 9 Zero-space and Torque-space

例として Fig. 10 のような 2 つの筋配置を用いて、釣合内力を与えたときのフィードフォワード位置決めを示す。Fig. 10(a) はリンクの長さ 310mm に対して 20mm ほどリンクと筋の間にオフセットを設けている。Fig. 10(b) にはオフセットがない。オフセットがある場合とない場合の動作中の手先位置の軌道シミュレーションを Fig. 11 に示す。これを見ると、オフセットがある筋配置ではほぼ目標位置に収束している。このことから Fig. 10(a) の筋構造の場合、筋内力を利用したフィードフォワード位置決めが可能であることが分かる。しかしながら、Fig. 10(b) の筋配置では目標位置の方向に力が発生せず、目標位置に収束しない。このように、筋内力を利用したフィードフォワード位置決め手法の収束性は、筋構造に強く依存する。

この現象は、フィードフォワード位置決めのみでなく、フィードバック系においても悪影響を及ぼす可能性がある。筋骨格システムの制御では、通常のフィードバック制御などに、筋内力  $v$  を加えて制御を行う。これは、筋が張力のみしか伝達できないため、筋張力  $\alpha$  を正とし、筋が緩まないようにするためである。筋内力  $v(\theta_d)$  は目標姿勢  $\theta_d$  では、 $W(\theta_d)v(\theta_d) = \mathbf{0}$  となるためトルクは発生しないが、 $\theta_d$  以外の姿勢  $\theta$  だと  $v(\theta_d)$  は  $W(\theta)$  のゼロ空間に属するベクトルではないため、 $W(\theta)v(\theta_d) \neq \mathbf{0}$  となりトルクが発生する。 $W(\theta)v(\theta_d)$  の発生トルクが目標位置方向へ作用しない場合、 $\theta_d$  は不安定平衡点となり、制御の安定性が劣化してしまう恐れがある。

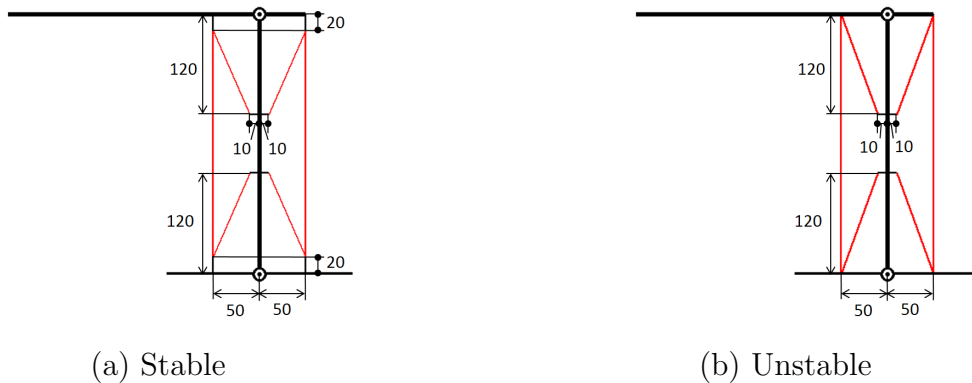


Fig. 10 Muscular arrangement

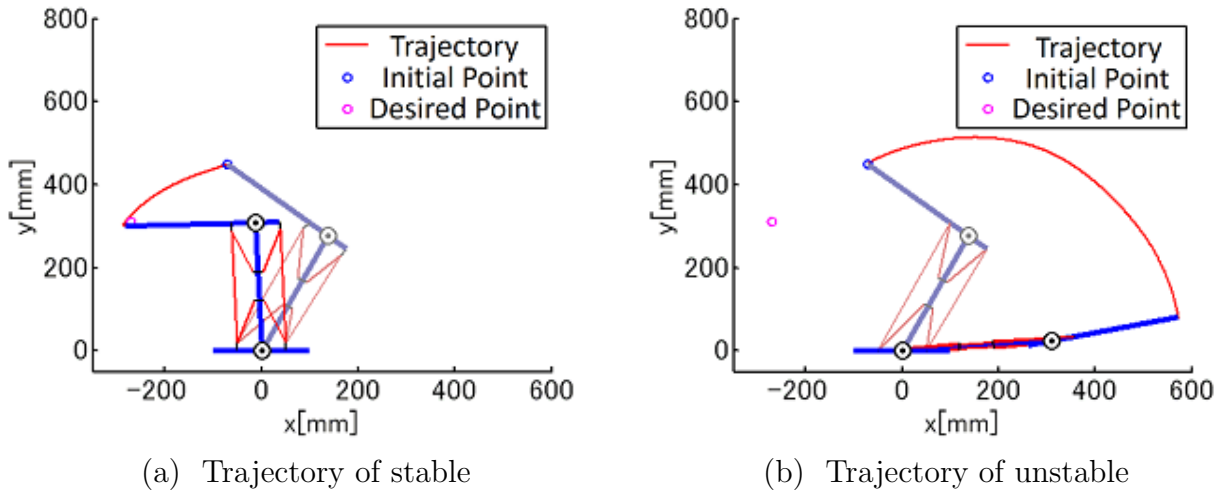


Fig. 11 Simulation Result

### 3.3 ポテンシャル解析

解析を簡略化するため、本節の解析ではまず、システムの静止摩擦、クーロン摩擦、重力等の影響を考えず準静的な状態を考える。次節にて、本節の議論を動的なシステムに拡張して解析を行う。

通常のフィードバックP制御は、制御入力として二次のポテンシャル場を入力することを意味する [36]。同様に筋内力によるフィードフォワード位置決めについて、制御入力により発生するポテンシャルを考慮し、制御の安定性について考える。

筋内力のフィードフォワード位置制御において、一定の筋内力ベクトル  $\mathbf{v}_d$  をステップ入力することに注意すると、力と変位の関係よりポテンシャル  $P$  を以下のように定義できる。

$$P(\boldsymbol{\theta}) = (\mathbf{q}(\boldsymbol{\theta}) - \mathbf{q}(\boldsymbol{\theta}_d))^T \mathbf{v}_d \quad (14)$$

目標位置における釣合筋内力ベクトル  $\mathbf{v}_d$  を入力したとき、式 (14) で定義したポテンシャルが目標関節角度  $\boldsymbol{\theta}_d$  で極小となればポテンシャルの勾配によりエネルギーの小さい方にトルクが

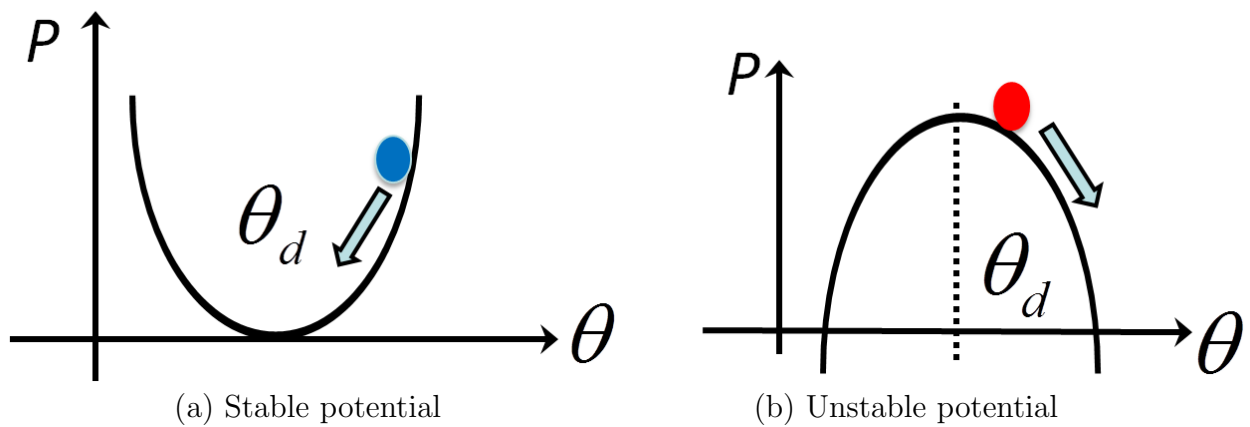


Fig. 12 Potential field

発生し、準静的にシステムは目標関節角度で安定となる (Fig. 12 (a)). すなわち、目標位置では  $\mathbf{W}\mathbf{v}_d = \mathbf{0}$  となるが、他の姿勢においては  $\mathbf{W}\mathbf{v}_d \neq \mathbf{0}$  となり、トルクが発生することとなる。しかしながら、ポテンシャルが目標位置で極小でない場合、目標位置以外に収束してしまうこととなる (Fig. 12 (b)).

ポテンシャルの形状は筋配置と内力に関する任意のベクトル  $\mathbf{k}_e$  により決まる。特に筋配置がポテンシャルの形状に大きく影響することが先行研究でわかっている [21].

例として、前節の Fig. 10 のような筋配置で釣合内力を与えたときの関節角度空間でマッピングしたポテンシャルを示す。Fig. 13 (a) では、目標角度で極小となるようなポテンシャル形状となっている。ポテンシャルが大きいところから小さいほうへ状態量に変化することから、Fig. 13 (a) のようなポテンシャル形状の場合、目標角度へ収束し、目標姿勢で安定な状態となる。一方、Fig. 13 (b) の筋配置の場合、目標角度で極大となっている。この場合、目標角度は不安定平衡点となり、目標姿勢では釣り合うが、外力などが加わることによって釣り合い状態が崩れ、目標角度以外に収束してしまうこととなる。

このように、筋内力を利用したフィードフォワード位置決めにおいて、目標収束するかどうか判別するにはポテンシャル形状が目標位置で極小となっているかどうか判別することによって行うことができる。

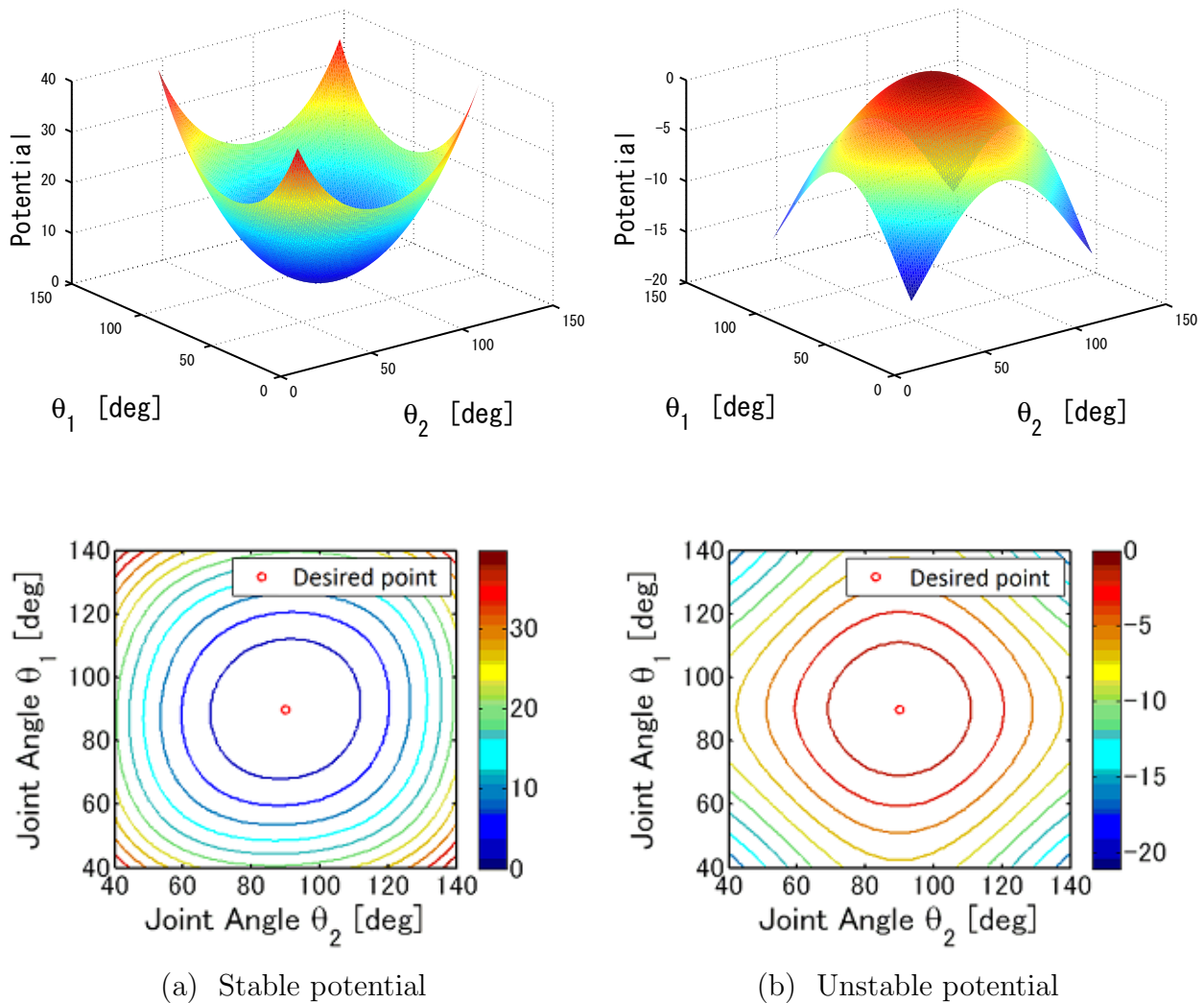


Fig. 13 Potential

### 3.4 システムの動的安定性

筋骨格構造の安定性について、筋の粘性特性により自己安定性のある構造であることが示されている [37]. しかしながら、筋構造のみの特性によって安定性は証明されていない. そこで、式 (13) を対象とするシステムに入力した際の、システムの動的な安定性を解析する. ただし、筋肉の伸長によって生じる各リンクの慣性モーメントの変化は十分に小さく、無視できるとする. また、実際の筋肉は弾性を有しているが、本報告では弾性要素を無視できるものと仮定する. はじめにリンクシステムのダイナミクスを以下で示す.

$$M_o(\theta)\ddot{\theta} + \left( \frac{1}{2}\dot{M}_o(\theta) + S_o(\theta, \dot{\theta}) \right) \dot{\theta} = \tau \quad (15)$$

ここに、 $M_o$  は骨格系の慣性行列、 $S_o$  は骨格系の遠心力・コリオリ力に関する係数となる歪対称行列を表している.

次に筋肉のダイナミクスを以下に示す.

$$A\ddot{q} + B\dot{q} + \alpha_{out} = \alpha_{in} \quad (16)$$

また  $A$ ,  $B$  はそれぞれ、筋に関する慣性行列と粘性行列を表している. ここでヤコビ行列  $W$  を用いて筋長と関節角度の関係を示すと式 (17), (18) となる. なお、表記を簡略にするため、

ヤコビ行列  $\mathbf{W}$  は特に記述がない限り  $\mathbf{W}(\boldsymbol{\theta})$  を意味するものとする.

$$\dot{\mathbf{q}} = \mathbf{W}^T \dot{\boldsymbol{\theta}} \quad (17)$$

$$\ddot{\mathbf{q}} = \mathbf{W}^T \ddot{\boldsymbol{\theta}} + \dot{\mathbf{W}}^T \dot{\boldsymbol{\theta}} \quad (18)$$

式 (15)~式 (18) を用いてシステム全体のダイナミクスを求めると式 (19) となる.

$$\begin{aligned} & (\mathbf{M}_o(\boldsymbol{\theta}) + \mathbf{WAW}^T) \ddot{\boldsymbol{\theta}} \\ & + \left( \frac{1}{2} \dot{\mathbf{M}}_o(\boldsymbol{\theta}) + \mathbf{S}_o(\boldsymbol{\theta}, \dot{\boldsymbol{\theta}}) + \mathbf{WAW}^T + \mathbf{WBW}^T \right) \dot{\boldsymbol{\theta}} = \mathbf{Wv}_d \end{aligned} \quad (19)$$

今, 以下のスカラ関数  $V$  を考える.

$$V = \frac{1}{2} \dot{\boldsymbol{\theta}}^T (\mathbf{M}_o(\boldsymbol{\theta}) + \mathbf{WAW}^T) \dot{\boldsymbol{\theta}} + P \quad (20)$$

ただし,  $P$  は以下で与えられる.

$$P = (\mathbf{q}(\boldsymbol{\theta}_d) - \mathbf{q}(\boldsymbol{\theta}))^T \mathbf{v}_d \quad (21)$$

ここで  $\mathbf{q}(\boldsymbol{\theta})$  は逆運動学によって求められる関節角度ベクトル  $\boldsymbol{\theta}$  に対応する筋長ベクトルである. 上式において重要な点は,  $\mathbf{q}(\boldsymbol{\theta}_d)$  と  $\mathbf{v}_d$  が定数であることである.  $P$  は制御入力  $\mathbf{v}_d$  によって, システム内部に形成されるポテンシャルを意味する. 従って, 式 (20) において以下の条件を満たせば,  $V > 0$  となりスカラ関数  $V$  はリアプノフ関数の候補となる.

$$\text{条件 1 : } P > 0 \quad (22)$$

次に, 式 (21) をシステムの解軌道に沿って時間  $t$  で微分すると, 次式を得る.

$$\dot{V} = -\dot{\boldsymbol{\theta}}^T \mathbf{WBW}^T \dot{\boldsymbol{\theta}} \quad (23)$$

従って,  $\dot{V} < 0$  となり, 条件 1 を満たす限りスカラ関数  $V$  はリアプノフ関数となる. この際,  $t \rightarrow \infty$  の時に  $\boldsymbol{\theta} \rightarrow \mathbf{0}$  となる. この時, 関節角度ベクトル  $\boldsymbol{\theta}$  は式 (19) より

$$\mathbf{Wv}_d = 0 \quad (24)$$

を満たす  $\boldsymbol{\theta}$  に収束する. 従って,  $\boldsymbol{\theta} = \boldsymbol{\theta}_d$  は上式を満たす解の 1 つではあるが,  $\boldsymbol{\theta} = \boldsymbol{\theta}_d$  以外にも解が存在する可能性もあり, 必ずしも  $\boldsymbol{\theta} = \boldsymbol{\theta}_d$  に収束することを保証できない.

しかしながら筋内力の安定性は, 動的な場合においてもポテンシャルに依存することを示しており, 準静的な場合と同様にポテンシャル形状を解析すれば, 筋内力の安定性の安定性を示せることを意味する.

### 3.5 ポテンシャル解析の複雑性

前述したように, ポテンシャル形状が目標位置で極小となっていれば, 筋内力は目標位置で安定であると判別できる. このポテンシャルを決定づけるパラメータには筋配置, 任意に決定できる内力の係数ベクトル  $\mathbf{k}_e$ , 初期位置, 目標位置がある. 特に筋配置のパラメータは筋内力の安定性に大きく影響する [21]. また, ポテンシャルに影響するパラメータのうち, 筋配置のパラメータは筋骨格構造ロボットを構築する際に必要となる.

しかしながら, 筋骨格構造に筋配置に関するパラメータは, 例えば 2 リンク 6 筋構造の場合では, 筋付着位置の 1 2 点を決定する必要があり計算が複雑となる. 本研究ではポテンシャルに基づいて, 個々の筋が満たすべき十分条件を解析する.

## 4 ポテンシャルによる収束安定筋配置の算出

ここまでで、筋骨格構造の筋内力の安定性はポテンシャルによって判別でき、ポテンシャル形状は筋配置に大きく依存することを示した。本章ではポテンシャル形状と筋配置の関係に着目し、2関節6筋構造に対してポテンシャルが目標位置で極小となるような条件を導出する。また、導出した条件をもとに、ポテンシャルが目標位置で極小となるために筋構造が満たすべき幾何学的な条件を示す。

### 4.1 ポテンシャルの収束安定条件

ここではポテンシャル  $P$  について解析を行う。第3章で述べたように目標位置でポテンシャルが極小となれば、ポテンシャルの勾配によって目標位置に向かうような関節トルクが発生する。関節角度空間において、ポテンシャルが目標関節角度  $\theta_d$  近傍で局所的に極小となる条件式は式 (25), (26) となる。

$$\left. \frac{\partial P(\boldsymbol{\theta})}{\partial \boldsymbol{\theta}} \right|_{\boldsymbol{\theta}=\boldsymbol{\theta}_d} = \mathbf{W}(\boldsymbol{\theta}) \mathbf{v}_d \Big|_{\boldsymbol{\theta}=\boldsymbol{\theta}_d} = \mathbf{0} \quad (25)$$

$$\mathbf{H}(\boldsymbol{\theta}_d) = \left. \frac{\partial^2 P(\boldsymbol{\theta})}{\partial \boldsymbol{\theta}^2} \right|_{\boldsymbol{\theta}=\boldsymbol{\theta}_d} > \mathbf{0} \quad (26)$$

$\mathbf{H}(\boldsymbol{\theta}_d)$  は関節角度  $\boldsymbol{\theta}$  についてのヘッセ行列である。ここで、式 (25) の  $\mathbf{v}_d$  はヤコビ行列  $\mathbf{W}(\boldsymbol{\theta}_d)$  のゼロ空間に属するベクトルであるため、式 (25) は必ず  $\mathbf{0}$  となる。ゆえに目標角度で収束するポテンシャルの条件は式 (26) のヘッセ行列  $\mathbf{H}(\boldsymbol{\theta}_d)$  が正定であるかどうかの条件のみとなり、正定である条件は以下となる。

$$\text{trace}(\mathbf{H}(\boldsymbol{\theta}_d)) > 0 \quad (27)$$

$$|\mathbf{H}(\boldsymbol{\theta}_d)| > 0 \quad (28)$$

式 (26) に式 (14) を代入すると以下となる。

$$\mathbf{H}(\boldsymbol{\theta}_d) = \left[ \begin{array}{cc} \frac{\partial^2 \mathbf{q}^T(\boldsymbol{\theta})}{\partial \theta_1^2} \mathbf{v}_d & \frac{\partial^2 \mathbf{q}^T(\boldsymbol{\theta})}{\partial \theta_1 \partial \theta_2} \mathbf{v}_d \\ \frac{\partial^2 \mathbf{q}^T(\boldsymbol{\theta})}{\partial \theta_1 \partial \theta_2} \mathbf{v}_d & \frac{\partial^2 \mathbf{q}^T(\boldsymbol{\theta})}{\partial \theta_2^2} \mathbf{v}_d \end{array} \right] \Big|_{\boldsymbol{\theta}=\boldsymbol{\theta}_d} \quad (29)$$

式 (29) を式 (27), (28) に代入すると式 (27) は  $\mathbf{v}_d$  の一次形式、式 (28) は  $\mathbf{v}_d$  の二次形式となる。したがって式 (28) は以下のように書き改めることができる。

$$|\mathbf{H}(\boldsymbol{\theta}_d)| = \mathbf{v}_d^T \mathbf{N}(\boldsymbol{\theta}_d) \mathbf{v}_d > 0 \quad (30)$$

ここで  $\mathbf{N}(\boldsymbol{\theta}_d)$  は筋配置と関節角度によって決まる行列となる。 $\mathbf{N}(\boldsymbol{\theta}_d)$  が正定であれば制御入力  $\mathbf{v}_d$  によらず式 (28) の収束条件を満たす。このことから筋配置が非プリー型筋骨格システムの動作に大きく影響することがわかり、大変興味深い。

## 4.2 テイラー展開による筋長さの近似

4.1 節では、ポテンシャル  $P$  が下に凸となるように、ヘッセ行列  $H$  の目標関節角度近傍の局所的な収束条件について述べた。収束条件を実際に求めるには、ヘッセ行列  $H$  を計算する必要がある。その際、式 (29) を計算する必要があるが、筋長ベクトル  $\mathbf{q}$  は関節角度ベクトル  $\boldsymbol{\theta}$  に関して非線形であり、解析が困難である。

満田らは運動発現モデルの解明を目的に、複数の筋骨格モデルにおいて筋長を視空間座標系で線形近似し、筋収縮と空間座標との間の関係を示した [38]。

本節では、ポテンシャル解析の簡略化のため、関節角度ベクトル  $\boldsymbol{\theta}$  に対する筋長  $q_i$  の計算を二次までのテイラー展開により近似する。近似した筋長を  $q_i^*$  ( $i = 1 \dots 6$ ) とし、以下に示す。

$$q_i^*(\boldsymbol{\theta}) = q_i^T(\boldsymbol{\theta}^*) + \nabla q_i^T(\boldsymbol{\theta}^*)(\boldsymbol{\theta} - \boldsymbol{\theta}^*) + \frac{1}{2}(\boldsymbol{\theta} - \boldsymbol{\theta}^*)^T \nabla^2 q_i(\boldsymbol{\theta}^*)(\boldsymbol{\theta} - \boldsymbol{\theta}^*) \quad (31)$$

$$\nabla q_i^T(\boldsymbol{\theta}^*) = \left[ \frac{\partial q_i(\boldsymbol{\theta})}{\partial \theta_1} \quad \frac{\partial q_i(\boldsymbol{\theta})}{\partial \theta_2} \right] \Bigg|_{\boldsymbol{\theta}=\boldsymbol{\theta}^*} \quad (32)$$

$$\nabla^2 q_i(\boldsymbol{\theta}^*) = \left[ \begin{array}{cc} \frac{\partial^2 q_i(\boldsymbol{\theta})}{\partial \theta_1^2} & \frac{\partial^2 q_i(\boldsymbol{\theta})}{\partial \theta_1 \partial \theta_2} \\ \frac{\partial^2 q_i(\boldsymbol{\theta})}{\partial \theta_1 \partial \theta_2} & \frac{\partial^2 q_i(\boldsymbol{\theta})}{\partial \theta_2^2} \end{array} \right] \Bigg|_{\boldsymbol{\theta}=\boldsymbol{\theta}^*} \quad (33)$$

ただし、 $\boldsymbol{\theta}^*$  はテイラー展開の近似点を表す。この近似が有効であることを示すため、筋配置を極座標系でとり Table 2 の筋配置で近似筋長と実際の筋長を比較した。なお、 $\boldsymbol{\theta}^* = (90 \ 90)^T$  [deg] としている。近似筋長と実際の筋長の比較を Fig. 14 に示す。これらの結果をみると、筋長は単関節筋、二関節筋ともに関節角度が 60[deg] から 120[deg] の間では十分に近似できることが分かる。

次に、今回用いた筋長の近似がポテンシャルによる解析に有効であることを示す。近似筋長  $\mathbf{q}^*$  をポテンシャル  $P$  の式 (14) にあてはめた以下の式 (34) を近似ポテンシャル  $P^*$  とする。

$$P^*(\boldsymbol{\theta}) = (\mathbf{q}^*(\boldsymbol{\theta}) - \mathbf{q}^*(\boldsymbol{\theta}_d))^T \mathbf{v}_d \quad (34)$$

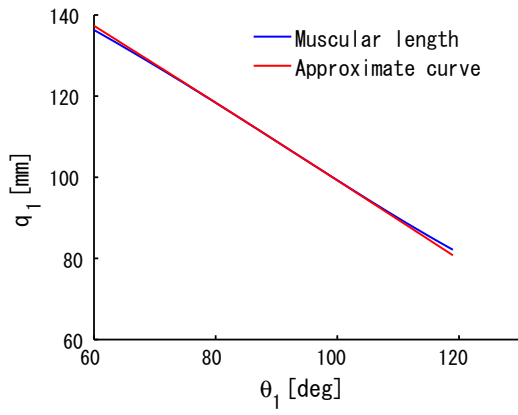
Table 2 の筋配置におけるポテンシャル  $P$  と近似ポテンシャル  $P^*$  の比較を Fig. 15～Fig. 18 に示す。なお、 $\mathbf{k}_e = (1 \ 1 \ 1 \ 1 \ 1 \ 1)^T$ 、 $\boldsymbol{\theta}^* = (90 \ 90)^T$  [deg] とし、目標関節角度は  $\boldsymbol{\theta}_d = (90 \ 90)^T$  [deg] の場合を Fig. 15, Fig. 16 に、 $\boldsymbol{\theta}_d = (70 \ 70)^T$  [deg] の場合を Fig. 17, Fig. 18 に示す。

結果を見ると Fig. 15, Fig. 16 では  $60 < \theta_1, \theta_2 < 120$  [deg] の領域ではポテンシャル形状がほぼ一致している。また Fig. 17, Fig. 18 を見ると、誤差が見られるものの、ポテンシャル形状がほぼ一致していることが分かる。筋長の近似はポテンシャルを用いた収束性解析においても有効に用いることができる。

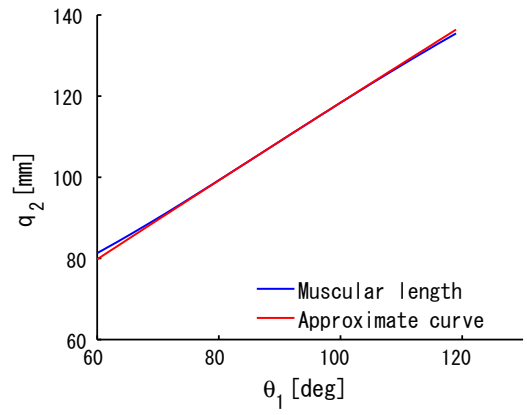
Table 2 Muscular arrangement (for validation of approximating muscular length)

$r_{1..6}$ [mm]	55, 55, 55, 55, 55, 55
$l_{1..6}$ [mm]	120, 120, 120, 120, 55, 55
$\phi_{1..6}$ [deg]	20, 20, 20, 20, 20, 20
$\varphi_{1..6}$ [deg]	5, 5, 5, 5, 20, 20

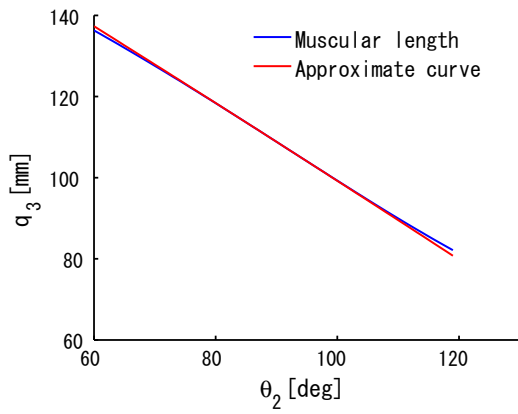




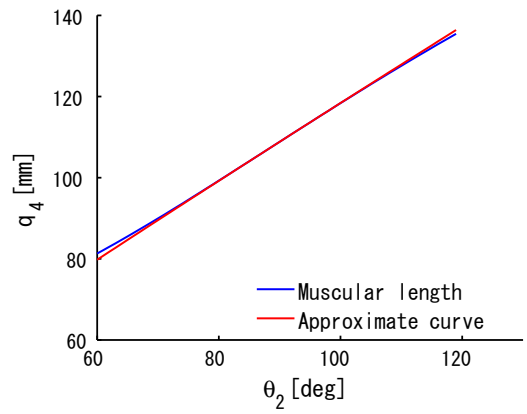
(a)  $q_1$



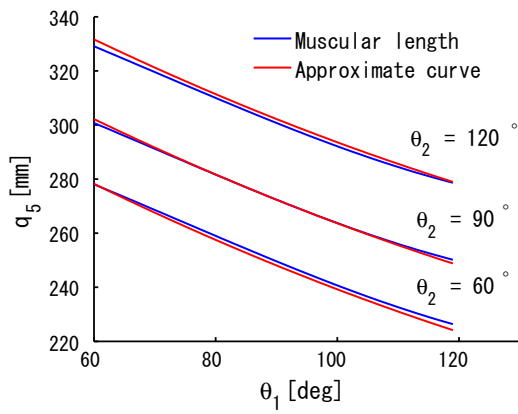
(b)  $q_2$



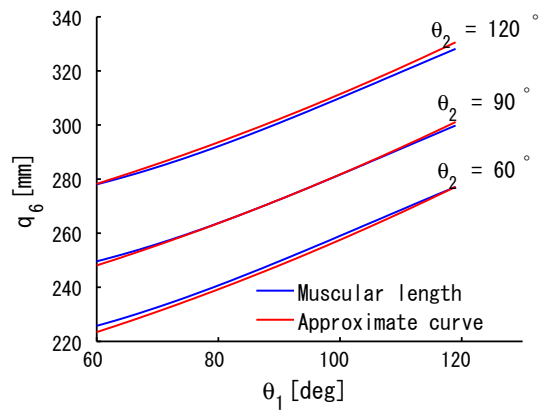
(a)  $q_3$



(b)  $q_4$



(a)  $q_5$



(b)  $q_6$

Fig. 14 Muscular length

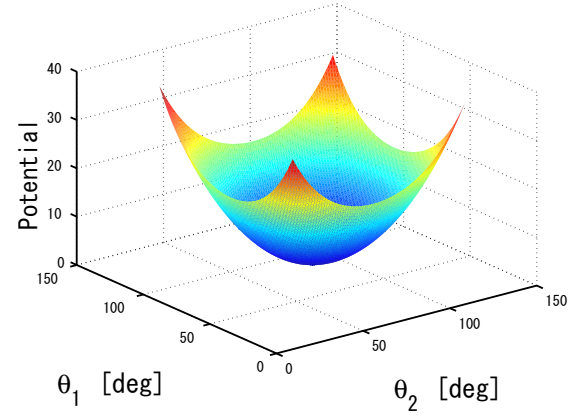
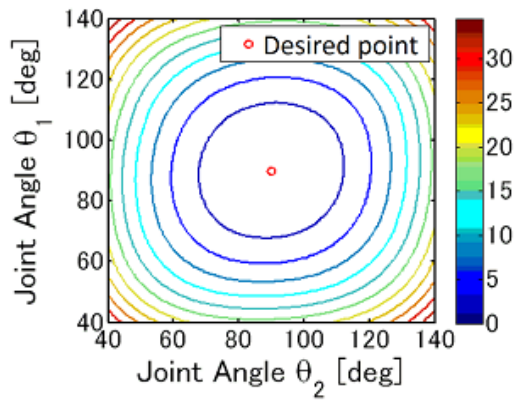


Fig. 15 True potential energy ( $\theta_d = (90 \ 90)^T[\text{deg}]$ ,  $\theta^* = (90 \ 90)^T[\text{deg}]$ )

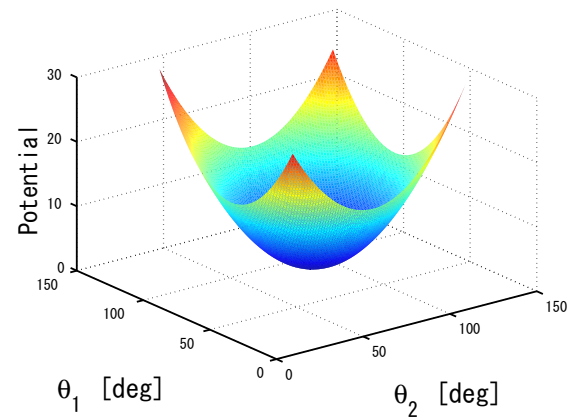
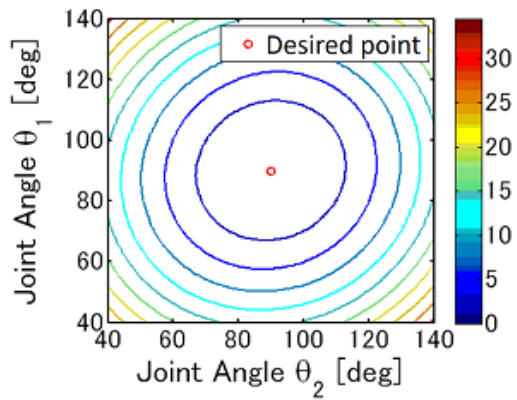


Fig. 16 Approximate potential energy ( $\theta_d = (90 \ 90)^T[\text{deg}]$ ,  $\theta^* = (90 \ 90)^T[\text{deg}]$ )

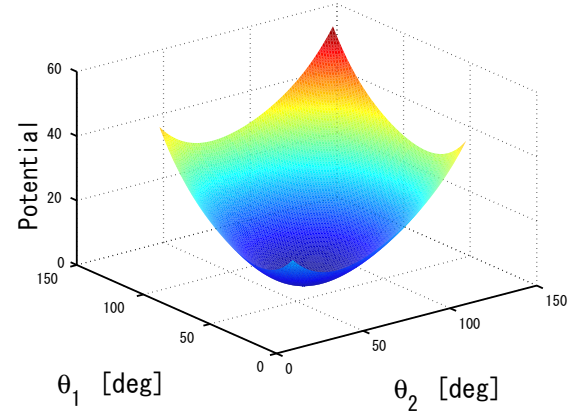
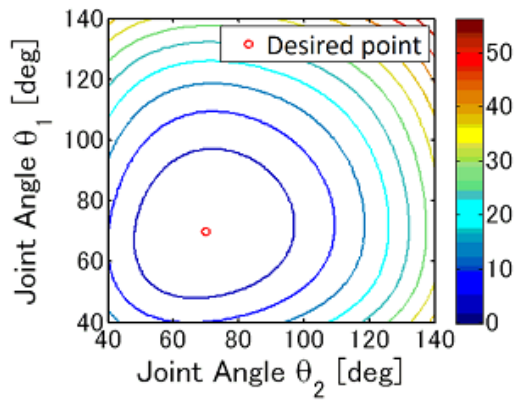


Fig. 17 True potential energy ( $\theta_d = (70 \ 70)^T[\text{deg}]$ ,  $\theta^* = (90 \ 90)^T[\text{deg}]$ )

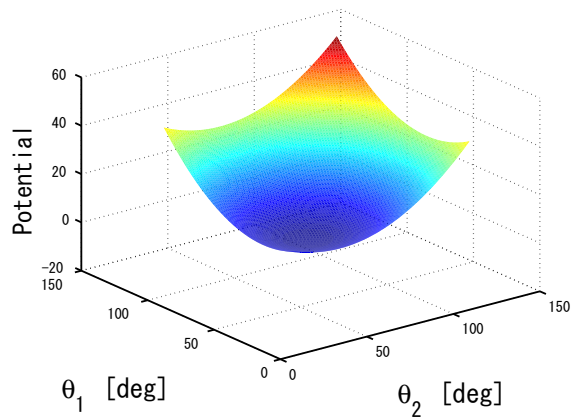
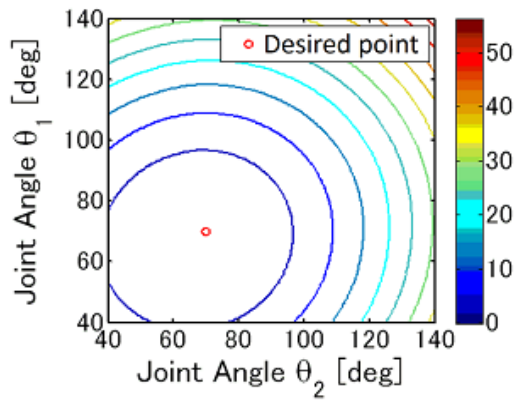


Fig. 18 Approximate potential energy ( $\theta_d = (70 \ 70)^T[\text{deg}]$ ,  $\theta^* = (90 \ 90)^T[\text{deg}]$ )

### 4.3 筋長の近似によるポテンシャルの安定条件

前節で筋長  $q_i$  の近似の有効性について確認した．次に  $\mathbf{q}^* = (q_1^* \dots q_6^*)^T$  を用いてヘッセ行列  $H$  の条件式，式 (27)，(28) を計算する．解析にあたって，記号を簡略化するため式 (33)，(33) を改めて以下と置く．

$$\nabla q_i^T(\boldsymbol{\theta}^*) = [d_i \ e_i] \quad (i = 1 \dots 6) \quad (35)$$

$$\nabla^2 q_i(\boldsymbol{\theta}^*) = \begin{bmatrix} a_i & b_i \\ b_i & c_i \end{bmatrix} \quad (i = 1 \dots 6) \quad (36)$$

$q_i(\boldsymbol{\theta}^*) = f_i$  とすると，式 (31) で近似した  $q_i^*$  は以下のように展開できる．

$$q_i^* = \frac{1}{2}a_i(\theta_1 - \theta_1^*)^2 + b_i(\theta_1 - \theta_1^*)(\theta_2 - \theta_2^*) + \frac{1}{2}c_i(\theta_2 - \theta_2^*)^2 + d_i(\theta_1 - \theta_1^*) + e_i(\theta_2 - \theta_2^*) + f_i \quad (37)$$

式 (27)，(28) を解くと式 (38)，(39) となる．

$$\begin{aligned} \text{trace}(\mathbf{H}) &= a_1v_{d1} + a_2v_{d2} + c_3v_{d3} + c_4v_{d4} \\ &\quad + (a_5 + c_5)v_{d5} + (a_6 + c_6)v_{d6} \end{aligned} \quad (38)$$

$$\begin{aligned} |\mathbf{H}| &= a_1c_3v_{d1}v_{d3} + a_1c_4v_{d1}v_{d4} + a_1c_5v_{d1}v_{d5} \\ &\quad + a_1c_6v_{d1}v_{d6} + a_2c_3v_{d2}v_{d3} + a_2c_4v_{d2}v_{d4} \\ &\quad + a_2c_5v_{d2}v_{d5} + a_2c_6v_{d2}v_{d6} + a_5c_3v_{d5}v_{d3} \\ &\quad + a_5c_4v_{d5}v_{d4} + (a_5c_5 - b_5^2)v_{d5}^2 \\ &\quad + (a_5c_6 + a_6c_5 - 2b_5b_6)v_{d5}v_{d6} + a_6c_3v_{d3}v_{d6} \\ &\quad + a_6c_4v_{d4}v_{d6} + (a_6c_6 - b_6^2)v_{d6}^2 \end{aligned} \quad (39)$$

ここで，釣合内力ベクトル  $\mathbf{v}_d$  は張力しか発生できないため， $v_{di} > 0$  ( $i = 1 \dots 6$ ) となり必ず正である．そのため，式 (38)，式 (39) の  $v_{di}$  にかかる各係数が正となれば必ずポテンシャル  $P$  が極小となる十分条件となる．以上より各係数が正となる条件は以下となる．

$$a_{1,2,5,6} > 0 \quad (40)$$

$$c_{3,4,5,6} > 0 \quad (41)$$

$$a_5c_5 > b_5^2 \quad (42)$$

$$a_6c_6 > b_6^2 \quad (43)$$

$$a_5c_5 + a_6c_6 > 2b_5b_6 \quad (44)$$

これらの十分条件を満たせばフィードフォワード位置決め制御において目標収束するようなポテンシャル形状となる．これらの条件式は筋長を近似したことにより，関節角度に依存せず，筋配置とテイラー展開の近似点  $\boldsymbol{\theta}^*$  にのみ依存することに注目できる．そのため，筋長が近似できる範囲では，これらの条件は筋配置にのみ依存することとなり，条件式を満たすように筋配置を設計すれば安定した内力が生成できるシステムが構築できることとなる．

ただし、式 (44) は式 (40) – (43) を満たせば必ず成立する。以下の解析では、式 (44) が式 (40) – (43) を満たせば必ず成立することを示す。式 (42) と式 (43) の両辺同士を掛けると以下の関係式を得られる。

$$a_5 a_6 c_5 c_6 > b_5^2 b_6^2 \quad (45)$$

式 (40), (41) より  $a_5 > 0$ ,  $a_6 > 0$ ,  $c_5 > 0$ ,  $c_6 > 0$  であり、以下を得ることができる。

$$\sqrt{a_5 a_6 c_5 c_6} > |b_5 b_6| \quad (46)$$

ここで、 $\sqrt{a_5 c_5} - \sqrt{a_6 c_6} > 0$  より、次式を得る。

$$a_5 c_5 + a_6 c_6 > 2\sqrt{a_5 a_6 c_5 c_6} \quad (47)$$

式 (46), 式 (47) より、

$$a_5 c_5 + a_6 c_6 > 2\sqrt{a_5 a_6 c_5 c_6} > 2|b_5 b_6| \quad (48)$$

式 (48) は式 (44) の十分条件となる。以上より、式 (40) – (43) を満たせば式 (44) が成立することが分かる。これ以降の解析では、式 (44) は考慮せず、式 (40) – (43) について解析する。

## 4.4 筋配置解析

二次近似を用いた式 (40) – (43) の収束安定条件はあくまでも、筋長  $q_i$  を関節角度  $\theta$  で二次近似した際の各係数が満たすべき条件である。従って、条件式 (40) – (43) のままでは、具体的な筋配置の条件が不明である。

本論文では、対象とする 2 リンク 6 筋システムに対し、二次近似から得られた (40) ~ (43) の条件式をさらに解析することで、フィードフォワード位置決めが任意の目標位置  $\theta_d$  へ収束する筋配置の幾何学条件を求める。

### 4.4.1 収束条件を満たす単関節筋の条件

はじめに単関節筋 (Fig. 37 中の  $q_1$ – $q_4$ ) の条件について明らかにする。ここでは例として、単関節筋 1 の筋配置の幾何学条件を解析する。

まず、単関節筋 1 の筋配置のパラメータとして、筋肉 1 とリンクとの結合点の座標を Fig. 19 のような極座標系で定義する。 $r_1$ ,  $l_1$  は関節 1 の回転中心から筋肉 1 の上端点・下端点のリンク付着位置までのベクトルとし、各ベクトル長さを  $r_1$ ,  $l_1$  とする。 $\varphi_1$  はベクトル  $r_1$  からベース部までの角度、 $\psi_1$  はリンク 1 の中心線からベクトル  $l_1$  までの角度とする。また、 $r_1$  と  $l_1$  の間の角度を  $\theta_{q_1} = \pi - \theta_1 - \varphi_1 - \psi_1$  と置く。ここで、筋肉の伸縮によって生じる運動により角度  $\theta_1$  と  $\theta_{q_1}$  は変化するが、角度  $\varphi_1$  と  $\psi_1$  は一定となる。このとき、筋長  $q_1$  は余弦定理より以下の式で表される。

$$q_1 = \sqrt{r_1^2 + l_1^2 - 2r_1l_1 \cos \theta_{q_1}} \quad (49)$$

先述した収束条件式 (40) – (43) のうち、単関節筋 1 に関する条件は式 (40) の  $a_1 > 0$  のみである。 $a_1$  は式 (33) より  $a_1 = \left. \frac{\partial^2 q_1(\theta)}{\partial \theta^2} \right|_{\theta=\theta^*}$  で定義され、式 (49) を代入して計算すると以下を得る。

$$\begin{aligned} a_1 &= \left. \frac{\partial^2 q_1}{\partial \theta^2} \right|_{\theta=\theta^*} \\ &= -\frac{r_1 l_1 (r_1 \cos \theta_{q_1}^* - l_1)(l_1 \cos \theta_{q_1}^* - r_1)}{q_1^{*3}} \end{aligned} \quad (50)$$

ただし、 $\theta_{q_1}^*$ ,  $q_1^*$  はテイラー展開の基準点  $\theta = \theta^*$  における  $\theta_{q_1}$ ,  $q_1$  の値であり、定数である。ここで定義より明らかに  $q_1^* > 0$ ,  $r_1 > 0$ ,  $l_1 > 0$  であるので、式 (50) において、 $a_1 > 0$  となる条件は、

$$\text{条件 (A): } r_1 \cos \theta_{q_1}^* < l_1 \quad \text{かつ} \quad l_1 \cos \theta_{q_1}^* > r_1$$

$$\text{条件 (B): } r_1 \cos \theta_{q_1}^* > l_1 \quad \text{かつ} \quad l_1 \cos \theta_{q_1}^* < r_1$$

のどちらかを満たせばよい。

今、条件 (A) に注目すると  $r_1 > 0$  と  $\max\{\cos \theta_{q_1}^*\} = 1$  より、 $l_1 \cos \theta_{q_1}^* > r_1$  を満たすとき、必ず  $l_1 > r_1$  となる。そのため結果的に、 $r_1 \cos \theta_{q_1}^* < l_1$  を満たす。一方、条件 (B) に注目すると、同様に  $r_1 \cos \theta_{q_1}^* > l_1$  を満たせば、結果的に  $l_1 \cos \theta_{q_1}^* < r_1$  を満たす。従って、上記の条件 (A) と (B) は下記の条件 (A') と (B') に書き直すことが出来る。

$$\text{条件 (A') : } l_1 \cos \theta_{q_1}^* > r_1 \quad (51)$$

$$\text{条件 (B') : } r_1 \cos \theta_{q_1}^* > l_1 \quad (52)$$

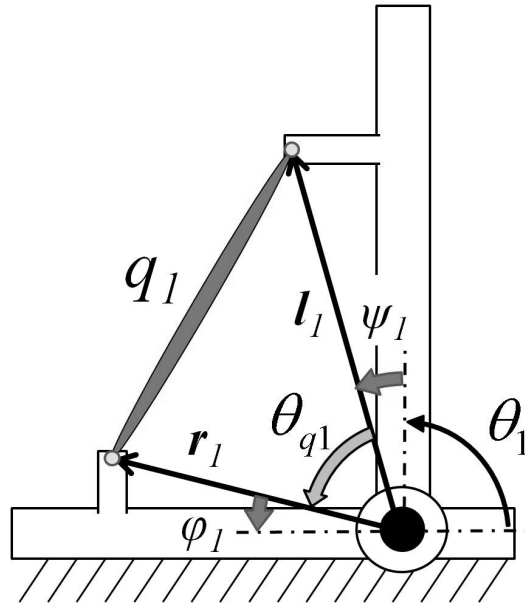


Fig. 19 Symbols for  $q_1$ 's muscular arrangement

ここで、式 (51), (52) の条件を満たすような筋肉 1 の幾何学関係を考える. 初めに条件 (A') を考える. このとき, Fig. 20 (a) のように, ベクトル  $r_1$  が属する直線上にベクトル  $l_1$  を投影したときの,  $r_1$  方向を正としたときの長さ  $l_1 \cos \theta_{q_1}^*$  が  $r_1$  より大きいことが条件となる. ここで筋 1 と  $r_1$ ,  $l_1$  のなす三角形を考える. ベクトル  $r_1$  と筋 1 との間の角度を  $\beta_1$  とすると, 角度  $\beta_1$  が鈍角となることが条件 (A') が成立することと同義となる. 同様に条件 (B') の場合も Fig. 20 (b) に図示する. ベクトル  $l_1$  と筋 1 との間の角度を  $\gamma_1$  とすると, 角度  $\gamma_1$  が鈍角となることが条件 (B') が成立することと同義となる.

他の単関節筋についても同様に解析すると以下のような結果となる.

結果として単関節筋について, 以下の条件が成立すれば筋張力  $v_d$  を入力したさいに, ポテンシャルが目標位置で極小となり, フィードフォワード位置決め制御の収束条件を満たす.

### I. 単関節筋の収束条件

$n$  番目 ( $n = 1, 2$ ) の関節周りの単関節筋について, 関節から単関節の付着位置までのベクトルを  $r_s$ ,  $l_s (s = 1, \dots, 4)$  とし, それらのベクトル長さを  $r_s$ ,  $l_s$  とする. また, テイラー展開の基準となる関節角度ベクトル  $\theta^*$  における,  $r_s$ ,  $l_s$  ベクトルの間の角度を  $\theta_{q_i}^*$  とすると, 収束条件を満たす筋配置条件は, 以下のどちらかの条件を満たすこととなる.

$$\text{条件 (A): } l_s \cos \theta_s^* > r_s \quad (s = 1, \dots, 4) \quad (53)$$

$$\text{条件 (B): } r_s \cos \theta_s^* > l_s \quad (s = 1, \dots, 4) \quad (54)$$

これらの条件を満たすような筋の幾何学的条件は, ベクトル  $r_s$ ,  $l_s$  と筋の成す角度  $\beta_s$ ,  $\gamma_s$  のうち一方が鈍角となることである.

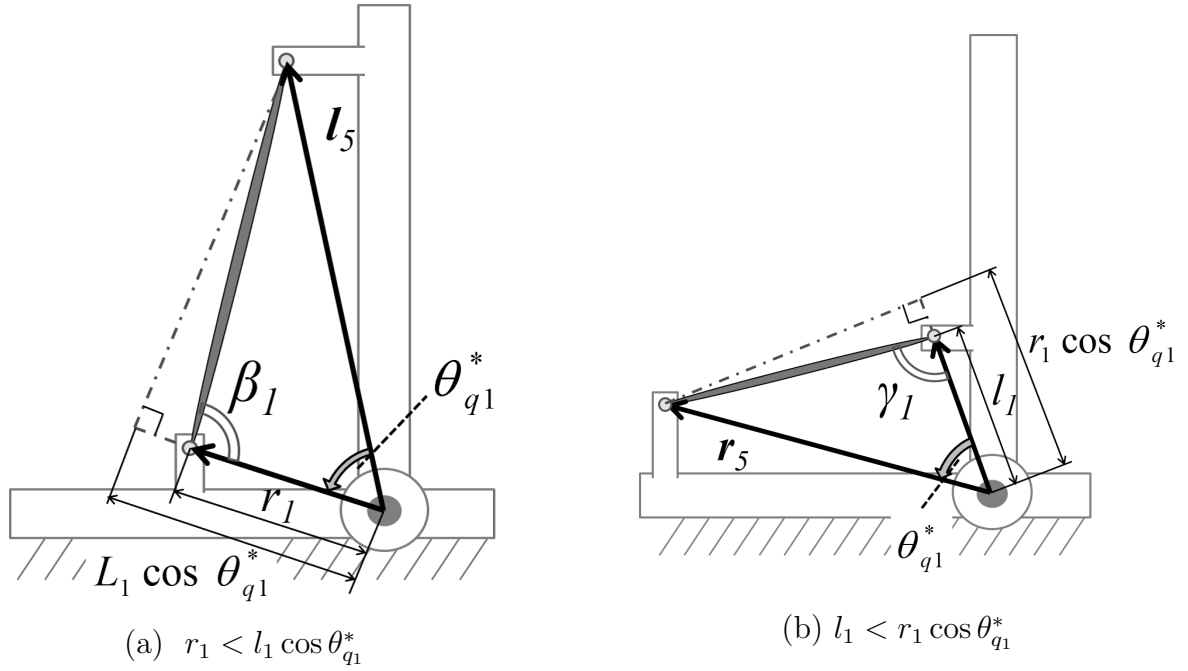


Fig. 20 Geometric condition for the simple muscle  $q_1$

#### 4.4.2 収束条件を満たす二関節筋の条件

次に二関節筋の条件について、二関節筋5を例に挙げ、解析を行う。二関節筋5の筋配置のパラメータを Fig. 21 と置く。関節中心から筋付着位置までのベクトルを  $\mathbf{r}_5$ ,  $\mathbf{l}_5$  とし、それらのベクトル長さを  $r_5$ ,  $l_5$  とする。  $\varphi_5$ ,  $\psi_5$  はリンクと筋付着位置との間の角度を表している。また、関節1から関節2までのベクトルを  $\mathbf{L}_1$  とする。

ここで、各関節を基準としたリンクと筋付着位置の角度を  $\theta_{\varphi_5} = \pi - \theta_1 - \varphi_5$ ,  $\theta_{\psi_5} = \pi - \theta_2 - \psi_5$  と置く。これらの角度は関節角度  $\theta_1$  と  $\theta_2$  に依存し、変化する。これらの新たに定義した変数を用いて、  $q_5$  の筋長は以下のように表せる。

$$\begin{aligned} q_5 &= |\mathbf{r}_5 - (\mathbf{l}_5 + \mathbf{L}_1)| \\ &= \sqrt{R - 2r_5L_1C_{\varphi_5} - 2l_5L_1C_{\psi_5} + 2r_5l_5C_{\varphi\psi_5}} \end{aligned} \quad (55)$$

ただし、  $R = r_5^2 + l_5^2 + L_1^2$ ,  $C_{\varphi_5} = \cos \theta_{\varphi_5}$ ,  $C_{\psi_5} = \cos \theta_{\psi_5}$ ,  $C_{\varphi\psi_5} = \cos(\theta_{\varphi_5} + \theta_{\psi_5})$  とする。

次に上式を式 (33) に代入し、二関節筋5に関する条件の係数  $a_5$ ,  $b_5$ ,  $c_5$  を計算すると、以下の式が導出される。

$$a_5 = \left. \frac{\partial^2 q_5}{\partial \theta_1^2} \right|_{\boldsymbol{\theta} = \boldsymbol{\theta}^*} = \frac{-r_5 X_5 (l_5 Y_5 + L_1 Z_5)}{q_5^{*3}} \quad (56)$$

$$b_5 = \left. \frac{\partial^2 q_5}{\partial \theta_1 \partial \theta_2} \right|_{\boldsymbol{\theta} = \boldsymbol{\theta}^*} = \frac{-r_5 l_5 X_5 Y_5}{q_5^{*3}} \quad (57)$$

$$c_5 = \left. \frac{\partial^2 q_5}{\partial \theta_2^2} \right|_{\boldsymbol{\theta} = \boldsymbol{\theta}^*} = \frac{-l_5 Y_5 (r_5 X_5 + L_1 Z_5)}{q_5^{*3}} \quad (58)$$



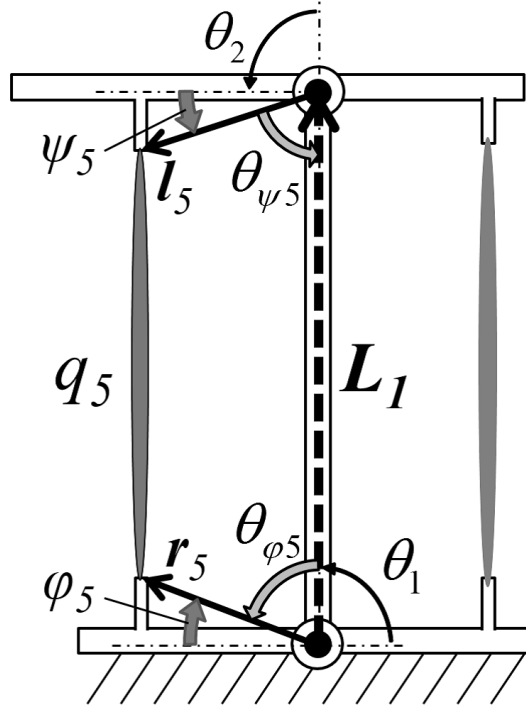


Fig. 21 Symbols for  $q_5$ 's muscular arrangement

ただし,

$$X_5 = L_1 C_{\varphi_5}^* - l_5 C_{\varphi\psi_5}^* - r_5 \quad (59)$$

$$Y_5 = L_1 C_{\psi_5}^* - r_5 C_{\varphi\psi_5}^* - l_5 \quad (60)$$

$$Z_5 = r_5 C_{\varphi_5}^* + l_5 C_{\psi_5}^* - L_1 \quad (61)$$

であり,  $C_{\varphi_5}^*$ ,  $C_{\psi_5}^*$ ,  $C_{\varphi\psi_5}^*$ ,  $q_5^*$  は  $C_{\varphi_5}$ ,  $C_{\psi_5}$ ,  $C_{\varphi\psi_5}$ ,  $q_5$  を  $\theta = \theta^*$  としたときの値であり, 式 (31) のテイラー展開の基準点である  $\theta^*$  の数値を決めれば,  $X_5$ ,  $Y_5$ ,  $Z_5$  は定数となる.

ここで, 二関節筋 5 に関する安定条件は, 式 (40) - (42) の  $a_5 > 0$ ,  $c_5 > 0$ ,  $a_5 c_5 > b_5^2$  である.

初めに, 式 (42) の安定条件に式 (56) - (58) を代入し, 展開すると次式を得る.

$$\frac{r_5 l_5 L_1 X_5 Y_5 Z_5 (r_5 X_5 + l_5 Y_5 + L_1 Z_5)}{q_5^{*3}} > 0 \quad (62)$$

一方, 式 (55) に式 (59) - (61) を代入すると, 以下の関係式を得ることができる.

$$r_5 X_5 + l_5 Y_5 + L_1 Z_5 = -q_5^{*2} \quad (63)$$

従って, 式 (62) に式 (63) を代入することで, 式 (62) を新たに以下のように書き直すことができる.

$$-\frac{r_5 l_5 L_1 X_5 Y_5 Z_5}{q_5^*} > 0 \quad (64)$$

$q_5^*$ ,  $r_5$ ,  $l_5$ ,  $L_1 > 0$  より式 (64) を満たすための条件は, 最終的に

$$X_5 Y_5 Z_5 < 0 \quad (65)$$

となる。

ここで、式 (61) で定義される  $Z_5$  の幾何学的関係に着目する。  $Z_5$  は Fig. 22 のように、テイラー展開の基準角度  $\theta^*$  において、関節から筋付着位置のベクトル  $\mathbf{r}_5$ ,  $\mathbf{l}_5$  を、リンクベクトル  $\mathbf{L}_1$  上の直線状に投影した長さ、  $\mathbf{L}_1$  の長さについての関係式である。

もし  $Z_5 > 0$  ならば、テイラー展開の基準関節角度  $\theta^*$  において Fig. 23 のように骨格同士が干渉する、あるいは人体構造と著しく異なる構造となる。そのため、以降の解析では  $Z_5 < 0$  が成り立つと仮定する。  $Z_5 < 0$  を考慮すると式 (65) より、  $X_5$ ,  $Y_5$  が同符号であることが条件となる。

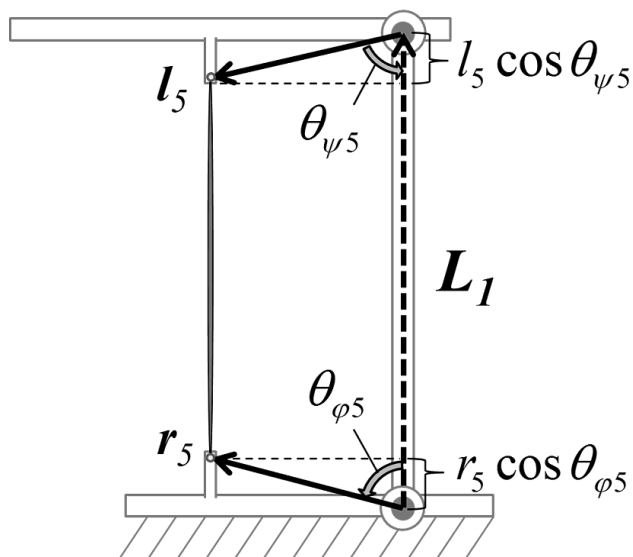


Fig. 22 The parameter of  $Z_5$

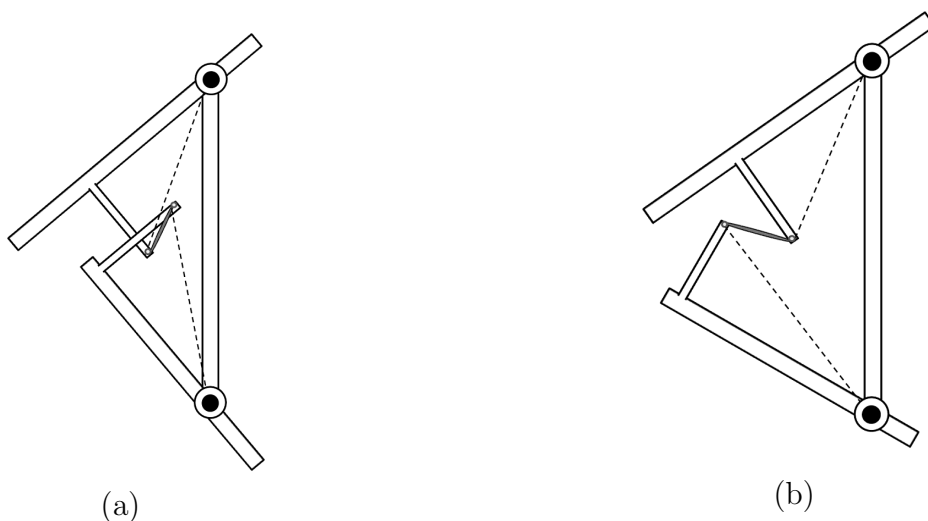


Fig. 23 The case of  $Z_5 > 0$

初めに,  $X_5 < 0$ ,  $Y_5 < 0$  の場合を考える. 式 (40) の条件式に式 (56) を代入して展開すると,  $-r_5 X_5 > 0$  より以下の条件を得る.

$$l_5 Y_5 > -L_1 Z_5 \quad (66)$$

同様に式 (41) に式 (58) を代入すると,  $-l_5 Y_5 > 0$  より以下の条件を得る.

$$r_5 X_5 > -L_1 Z_5 \quad (67)$$

しかし, 仮定より  $X_5 < 0$ ,  $Y_5 < 0$ ,  $Z_5 < 0$  なので  $l_5 Y_5 < 0$ ,  $r_5 X_5 < 0$ ,  $-L_1 Z_5 > 0$  となり, 結果として式 (66), (67) は仮定と矛盾して成立しない.

次に  $X_5 > 0$ ,  $Y_5 > 0$  と仮定し, 式 (40), 式 (41) の条件式に式 (56), 式 (58) を代入して同様に展開すると,

$$l_5 Y_5 < -L_1 Z_5 \quad (68)$$

$$r_5 X_5 < -L_1 Z_5 \quad (69)$$

となる. 式 (63) に留意して, 両辺に  $-r_5 X_5 - l_5 Y_5$  を加えると次式を得る.

$$-r_5 X_5 < -(r_5 X_5 + l_5 Y_5 + L_1 Z_5) \quad (70)$$

$$-l_5 Y_5 < -(r_5 X_5 + l_5 Y_5 + L_1 Z_5) \quad (71)$$

従って,

$$-r_5 X_5 < q_5^{*2} \quad (72)$$

$$-l_5 Y_5 < q_5^{*2} \quad (73)$$

を得る. 仮定より  $X_5 > 0$ ,  $Y_5 > 0$  であることに注目すると,  $-r_5 X_5 < 0$ ,  $-l_5 Y_5 < 0$ ,  $q_5^{*2} > 0$  となる.

条件をまとめると, 二関節筋 5 に対して筋内力の安定条件が成り立つためには, 以下の条件が成立する必要がある.

$$\text{条件 (C): } \begin{cases} X_5 = L_1 C_{\varphi 5}^* - l_5 C_{\varphi \psi 5}^* - r_5 > 0 & (74) \\ \text{かつ} \\ Y_5 = L_1 C_{\psi 5}^* - r_5 C_{\varphi \psi 5}^* - l_5 > 0 & (75) \end{cases}$$

次に式 (74), (75) の条件式について, 幾何学的に考察する.

初めに式 (74) を考える. 式 (74) の中辺第一項  $L_1 C_{\varphi 5}^*$  は Fig. 24 (a) のように, ベクトル  $\mathbf{L}_1$  をベクトル  $\mathbf{r}_5$  の属する直線上に投影したときの,  $\mathbf{r}_5$  方向を正としたときの長さを意味する. 次に中辺第二項  $-l_5 C_{\varphi \psi 5}^*$  について考える. Fig. 24 (b) のように, 各角度を考慮すると,  $l_5$  をベクトル  $\mathbf{r}_5$  の属する直線上に投影したときの,  $\mathbf{r}_5$  方向を正としたときの長さ<sup>1</sup> となる. 結果として式 (74) は, Fig. 24 (c) のように, ベクトル  $\mathbf{r}_5$  の属する直線上にベクトル  $\mathbf{l}_5 + \mathbf{L}_1$  を投影したとき,  $\mathbf{r}_5$  方向を正としたときの長さ  $L_1 C_{\varphi 5}^* - l_5 C_{\varphi \psi 5}^*$  が  $r_5$  より大きいことが条件とな

<sup>1</sup>ベクトル  $\mathbf{l}_5$  をベクトル  $\mathbf{r}_5$  の属する直線上に投影したときの,  $\mathbf{r}_5$  方向を正としたときの長さは  $l_5 \cos((\pi - \theta_\psi^*) - \theta_\varphi^*)$  となる. 展開すると,  $l_5 \cos((\pi - \theta_\psi^*) - \theta_\varphi^*) = -l_5 \cos(-\theta_\psi^* - \theta_\varphi^*) = -l_5 \cos(\theta_\psi^* + \theta_\varphi^*)$  となり, 式 (74) の中辺第二項  $-l_5 C_{\varphi \psi 5}^*$  と同じとなる.

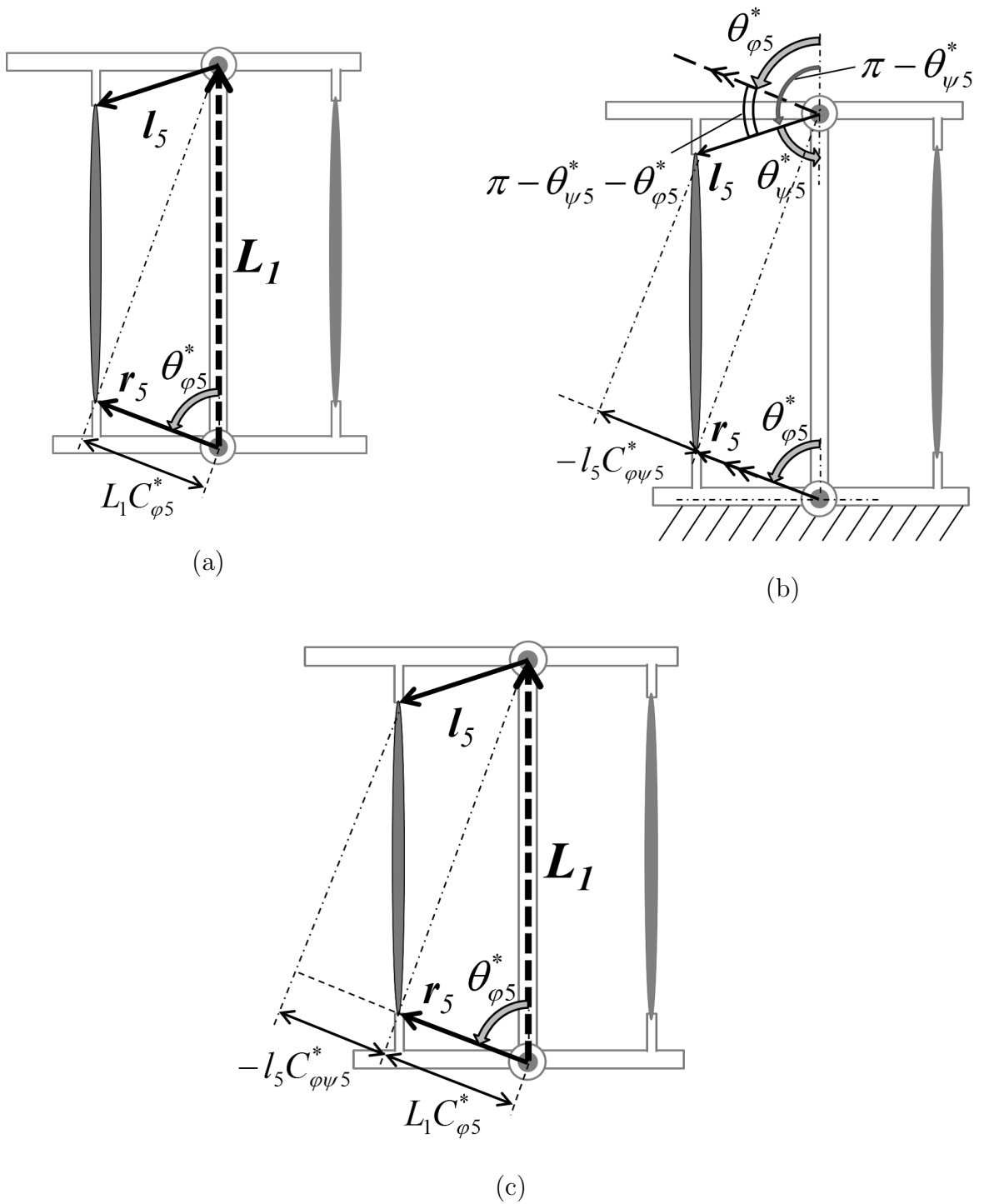


Fig. 24 The geometric relationship of condition (74)

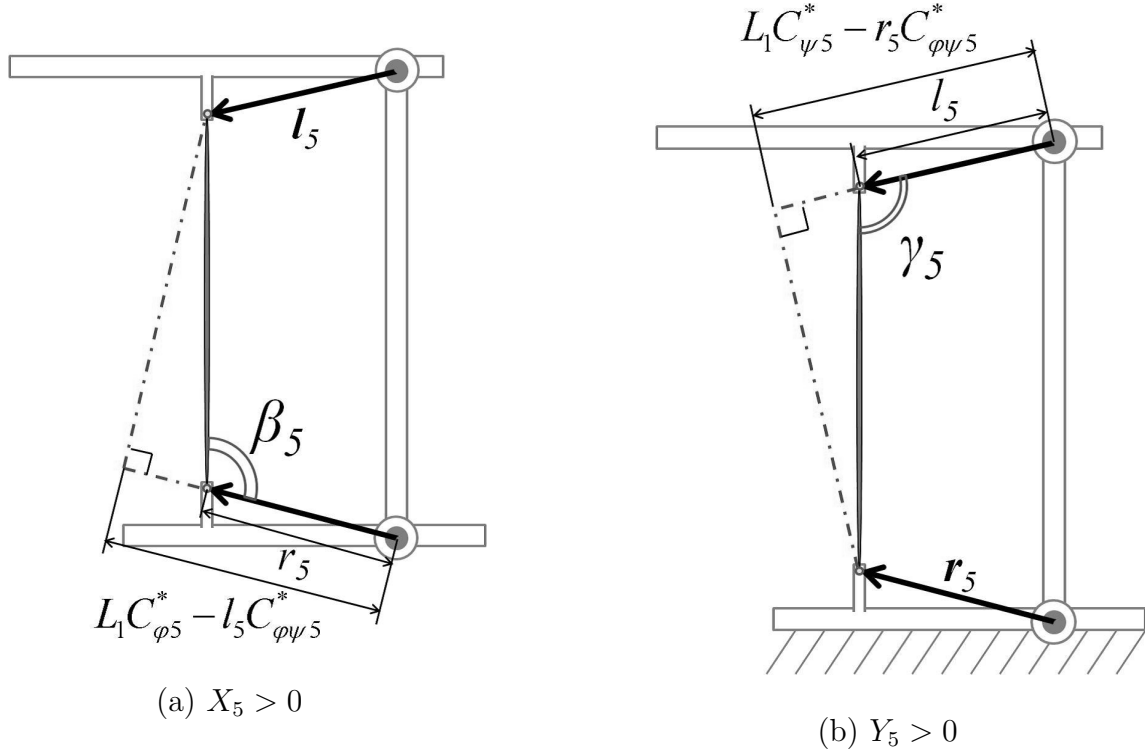


Fig. 25 Geometric conditions for the biarticular muscle  $q_5$

る。ここで Fig. 25 (a) 中に示す、筋5と  $r_5$  のなす角  $\beta_5$  に着目する。式 (74) の成立条件は、幾何学的な条件を考慮すると、角度  $\beta_5$  が鈍角となることと同義となる。

式 (75) も式 (74) と同様に解析を行うと、Fig. 25 (b) のように、ベクトル  $l_5$  の属する直線上にベクトル  $r_5 + L_1$  を投影したとき、 $r_5$  方向を正としたときの長さ  $L_1 C_{\psi 5}^* - r_5 C_{\phi 5}^*$  が  $l_5$  より大きいことが条件となる。この条件は、ベクトル  $l_5$  と筋5との間の角度を  $\gamma_5$  とすると、角度  $\gamma_5$  が鈍角となることと同義となる。

なお、もう一方の二関節筋6についても同様の結果となる。詳細については紙面の都合により省略する。結果として二関節筋について、以下の条件が成立すればフィードフォワード位置決め制御の収束条件を満たす。

## II. 二関節筋の収束条件

関節1から二関節筋のベース側の付着位置までのベクトルを  $r_{bi}$  ( $bi = 5, 6$ )、関節2から二関節筋の2リンク側の付着位置までのベクトルを  $l_{bi}$  とし、それらのベクトル長さを  $r_{bi}$ ,  $l_{bi}$  とする。また、テイラー展開の基準となる関節角度ベクトル  $\theta^*$  における、 $r_{bi}$  とリンク1の間の角度を  $\theta_{\phi bi}^*$ ,  $l_{bi}$  とリンク1の間の角度を  $\theta_{\psi bi}^*$  とすると、収束条件を満たす筋配置条件は以下となる。

$$\text{条件 (C): } \begin{cases} L_1 \cos \theta_{\phi bi}^* - l_{bi} \cos(\theta_{\phi bi}^* + \theta_{\psi bi}^*) - r_{bi} > 0 & (76) \\ \text{かつ} \\ L_1 \cos \theta_{\psi bi}^* - r_{bi} \cos(\theta_{\phi bi}^* + \theta_{\psi bi}^*) - l_{bi} > 0 & (77) \end{cases}$$

これらの条件を満たすような筋の幾何学的条件は、ベクトル  $r_{bi}$ ,  $l_{bi}$  と筋の成す角度  $\beta_{bi}$ ,

$\gamma_{bi}$  の両方が鈍角となることである。

#### 4.5 シミュレーションによる安定条件の検証

ここでは例として2つの筋配置を用い、前章で導いた十分条件について考察する。筋配置の例として Table 3, 4 ( (A), (B) とする) の筋配置を用いる。それぞれ  $\theta^* = (90 \ 90)^T$  [deg] とし、式 (40)~(44) の十分条件を満たすかどうかを確かめた。Table 3 の筋配置 (A) では十分条件を満たすが、Table 4 の筋配置 (B) では条件を満たさないことが分かった。

次にそれぞれの筋配置 (A), (B) のポテンシャル  $P$  を Fig. 26–Fig. 29 に示す。(A) ではポテンシャルは収束性を示し、(B) の筋配置では収束性を示さなかった。これらの結果より、前項で求めた十分条件を満たせば目標位置に収束するようなポテンシャル形状になることが分かる。

Table 3 Musular arrangement (A)

$r_{1...6}$ [mm]	55, 55, 55, 55, 55, 55
$l_{1...6}$ [mm]	120, 120, 120, 120, 55, 55
$\phi_{1...6}$ [deg]	30, 30, 30, 30, 30, 30
$\varphi_{1...6}$ [deg]	5, 5, 5, 5, 30, 30

Table 4 Musular arrangement (B)

$r_{1...6}$ [mm]	55, 55, 55, 55, 55, 55
$l_{1...6}$ [mm]	120, 120, 120, 120, 55, 55
$\phi_{1...6}$ [deg]	0, 0, 0, 0, 0, 0
$\varphi_{1...6}$ [deg]	5, 5, 5, 5, 0, 0

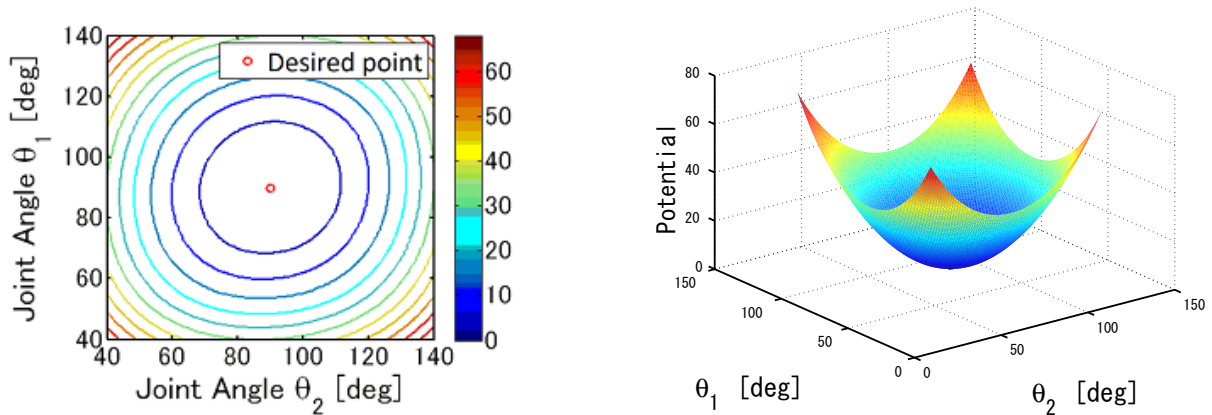


Fig. 26 Potential shape of Muscular arrangement (A) ( $\theta^* = (90 \ 90)^T$  [deg],  $\theta_d = (90 \ 90)^T$  [deg])

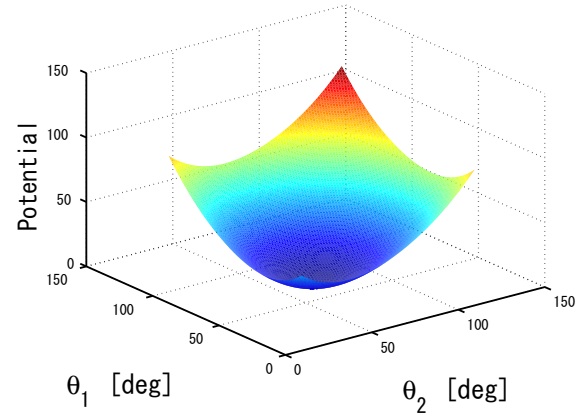
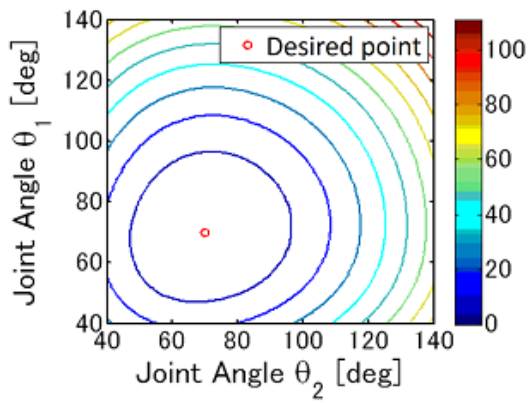


Fig. 27 Potential shape of Muscular arrangement (A) ( $\theta^* = (90 \ 90)^T$ [deg],  $\theta_d = (70 \ 70)^T$ [deg])

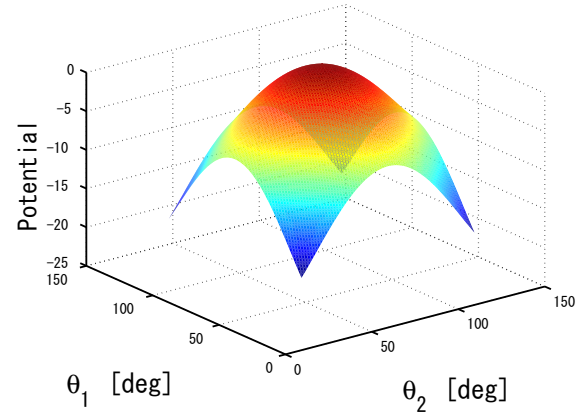
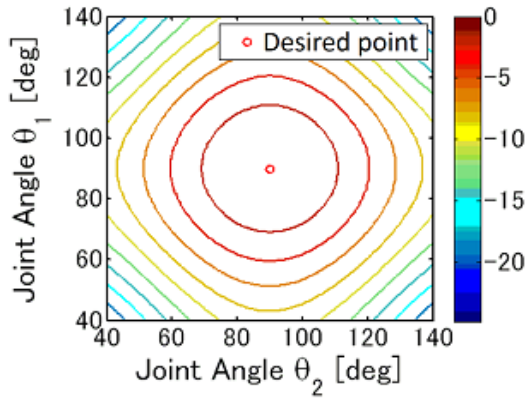


Fig. 28 Potential shape of Muscular arrangement (B) ( $\theta^* = (90 \ 90)^T$ [deg],  $\theta_d = (90 \ 90)^T$ [deg])

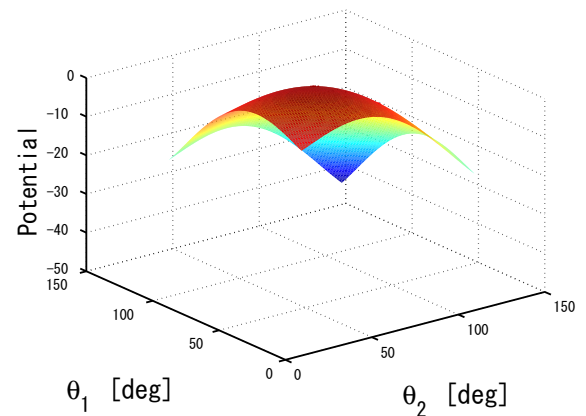
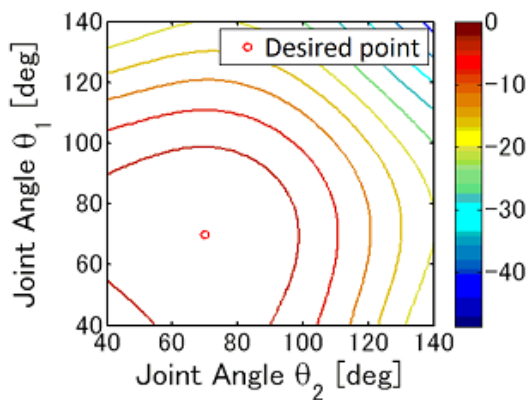


Fig. 29 Potential shape of Muscular arrangement (B) ( $\theta^* = (90 \ 90)^T$ [deg],  $\theta_d = (70 \ 70)^T$ [deg])

## 4.6 実験機による検証

本節では、リニアアクチュエータを用いた2関節6筋構造の筋骨格ロボットについて説明し、筋内力を利用したフィードフォワード位置決め制御実験の結果を示す。

### 4.6.1 実験装置

前節で述べた制御手法を行うための筋骨格構造の実験機を製作した。製作した実験機では筋肉と同様に張力のみ伝達する、アクチュエータとワイヤのユニットを筋の代わりとして用いている。

本制御手法では、目標位置で釣り合う内力をフィードフォワード入力することによって位置決め制御を行う。そのため目標姿勢では筋張力は内力となり、ギア等の機械構造部品を介して張力を伝達すると摩擦が発生し、動作を妨げる可能性がある。また、ワイヤ駆動ロボットではガイドプーリなどを介してワイヤを引っ張ることがあるが、こちらも同様の理由によって動作を妨げる可能性がある。そこで筋の代わりのアクチュエータとして、駆動力を直接リンクに伝達できるリニアDCサーボモータ LM1247 (FAULHABER 社製: Fig. 30) を使用した。

本アクチュエータはS極とN極のピッチを持つ磁石芯と3層のコイルによって構成されている。このアクチュエータは制御装置であるモーションコントローラ MCLM3006S を用い、アクチュエータに内蔵されたホール素子センサによって動作を簡略に制御できる。コイルによって直線的かつほぼ非接触で駆動するため、摩擦が少なく直接的にリンクに駆動力を伝達できる。今回は Fig. 31 のようにモーションコントローラの初期設定をシリアル通信によって設定し、DA ボードからの電圧に応じてリニアDCサーボモータの最大電流値を制御することにより、擬似的に力制御を行っている。モーションコントローラとアクチュエータ間はフィードバックを行っていることとなるが、コンピュータとアクチュエータ間ではセンサフィードバックしないことによってフィードフォワード位置決めを行う。

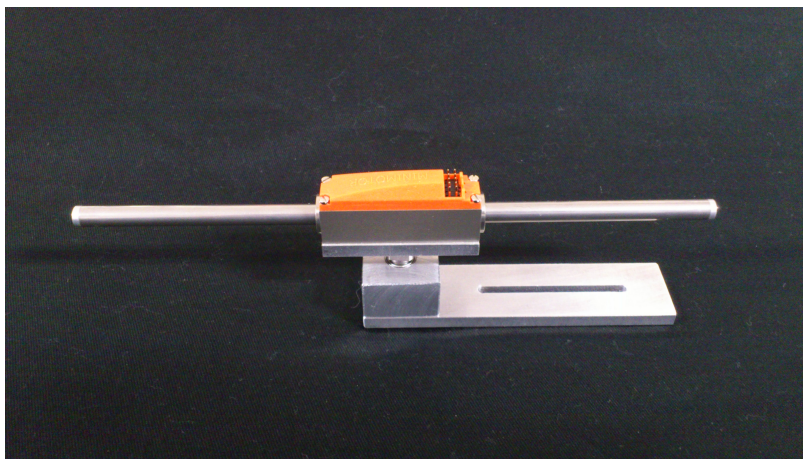


Fig. 30 Linear DC servomotor LM1247(FAULHABER)



このリニア DC サーボモータを使用して製作した 2 リンク 6 筋構造アームを Fig. 32, 33 に示す. Fig. 32, 33 のように 4 つの単関節筋と 2 つの二関節筋をリニア DC サーボモータとワイヤを用いて構成している. 関節部には動作確認用のエンコーダが取り付けられており, 実験結果の測定に用いる. 制御では関節角度フィードバックをせず, 前述したフィードフォワード位置決め制御を行う. リンク長さは  $L_1 = 260[\text{mm}]$  であり, アクチュエータの位置は実験のために調整できるようにしている. なお, このシステムにおける筋付着位置のパラメータを Fig. 34 のように設定する.

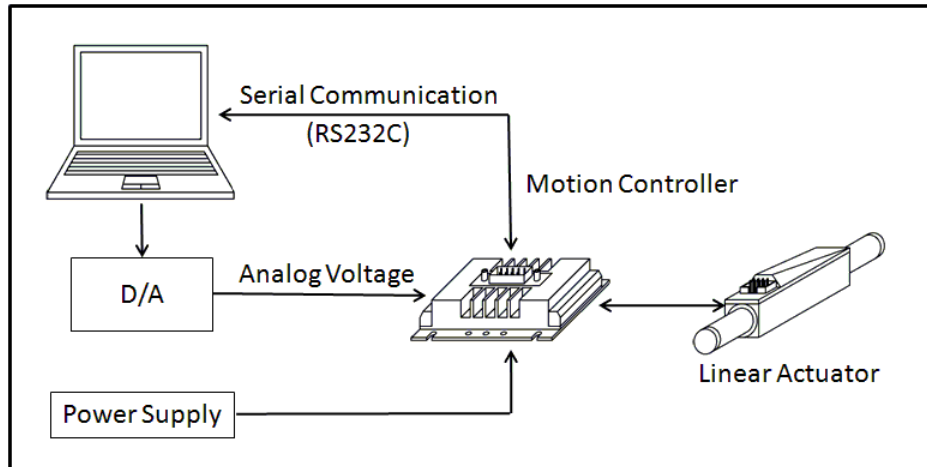


Fig. 31 Controller for Linear DC servomotor

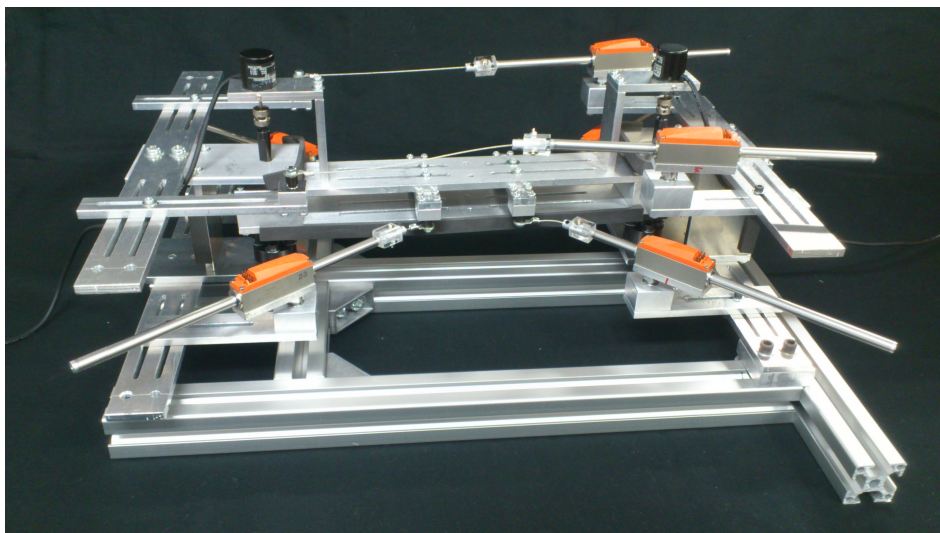


Fig. 32 Musculoskeletal tendon-driven robot

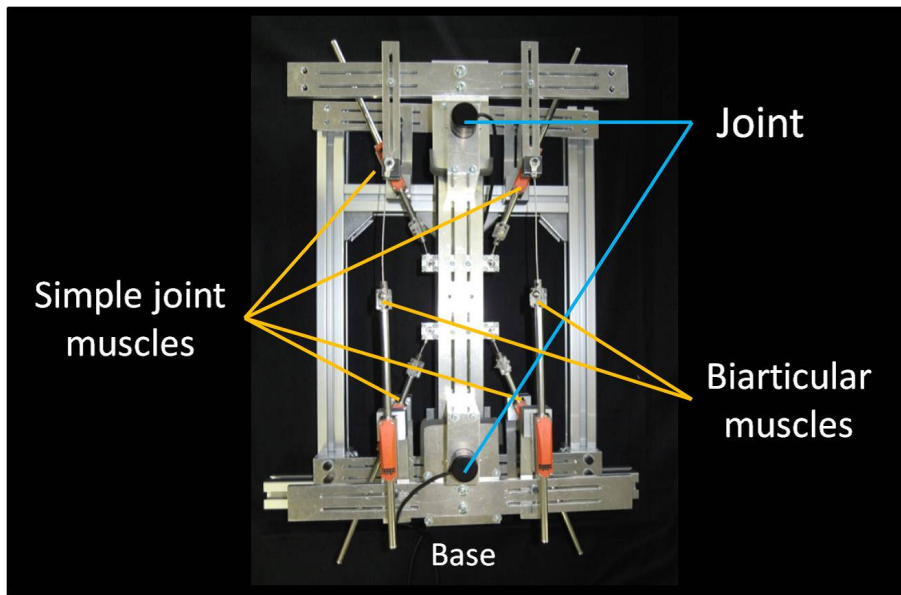


Fig. 33 Musculoskeletal tendon-driven robot (top view)

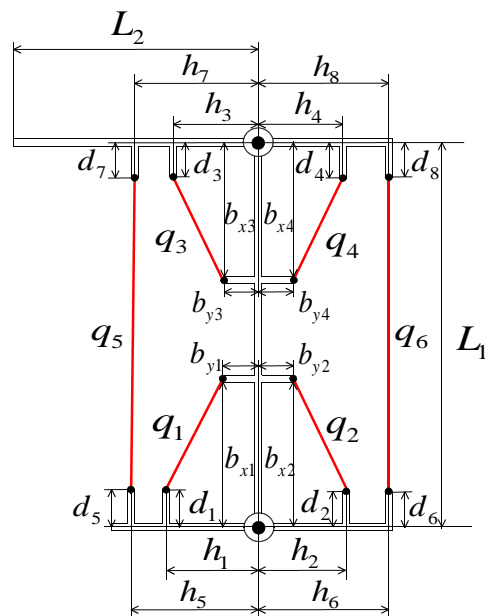


Fig. 34 Defined parameters of muscular arrangement

## 4.6.2 実験結果

式 (12) で求められる張力をステップ入力し、筋配置によって収束性が大きく変化することを実験で確認する。実験で用いた筋配置を Table 5 (C), (D) に示す。Table 5 (C) の筋配置では  $d_i = 30[\text{mm}] (i = 1 \dots 8)$  としており、前節までの解析によりフィードフォワード位置決め制御可能な筋配置であることが分かっている。一方、Table 5 (D) の筋配置では  $d_i = 0[\text{mm}]$  としており、フィードフォワード位置決め制御が不可能な筋配置である。初期角度  $\theta_o = (70, 70)^T [\text{deg}]$ ・目標角度  $\theta_d = (110, 110)^T [\text{deg}]$  として実験を行った。なお、 $\mathbf{k}_e = 2.3 \times (1, 1, 1, 1, 1, 1)^T$  として制御を行った。式 (13) で求められる制御入力 (C) の配置では  $\boldsymbol{\alpha} = (2.39, 2.21, 2.39, 2.21, 2.45, 2.11)^T [\text{N}]$ 、(D) の配置では  $\boldsymbol{\alpha} = (2.23, 2.36, 2.23, 2.36, 2.16, 2.44)^T [\text{N}]$  となる。実験結果の一例を Fig. 35 に示す。(C) の筋配置ではどちらの関節角度も目標位置に向かうような動作をしていることが分かる。一方、(D) の筋配置では目標位置に向かうような動作は見られず、ほぼ静止している。

(C), (D) の筋配置で 10 回ずつフィードフォワード位置決め制御を行ったときの平均と標準偏差を Fig. 36 に示す。慣性や摩擦などを考慮しないフィードフォワード制御なので、試行によって結果にばらつきがみられたが、筋配置によって大きく動作が変わっていることが確認できる。この結果は過去の研究とも一致している [21, 22]。

Table 5 Parameters of muscular arrangement for experiment  
(C) (D)

$d_{1\dots 8}$ [mm]	30, ..., 30
$h_{1\dots 8}$ [mm]	60, ..., 60
$b_{x1\dots 4}$ [mm]	100, ..., 100
$b_{y1\dots 4}$ [mm]	28, ..., 28

$d_{1\dots 8}$ [mm]	0, ..., 0
$h_{1\dots 8}$ [mm]	60, ..., 60
$b_{x1\dots 4}$ [mm]	100, ..., 100
$b_{y1\dots 4}$ [mm]	28, ..., 28

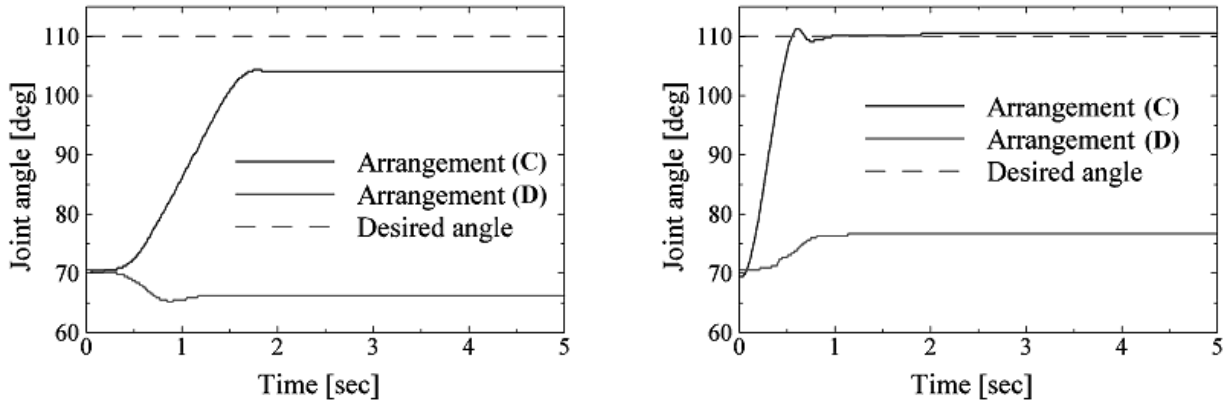


Fig. 35 Trajectory of joints angles

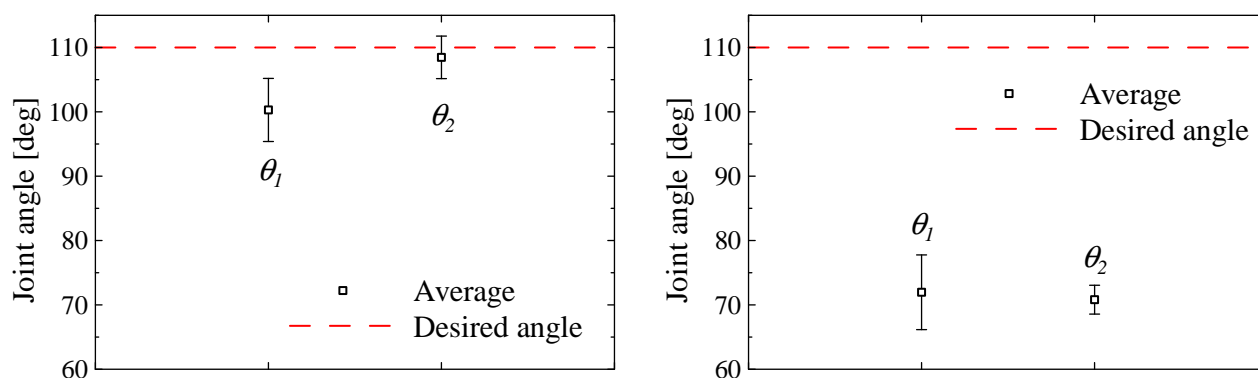


Fig. 36 Standard deviation of experimental results

## 4.7 本章のまとめ

本章では2関節6筋構造を対象に、ポテンシャルが目標姿勢で極小となるような筋配置条件を解析した。結果として、関節から筋付着位置までの直線と、筋との間の角度を見ればよいことが分かった。この条件は非常に分かりやすい条件であり、この条件を満たすよう筋配置を設計することで安定した筋内力が生成が可能となることが分かった。しかしながら得られた条件は、2関節6筋構造に限定した解析である。また、十分条件であるため、パラメータ設定によっては条件を満たさない場合でも安定したポテンシャルが形成される可能性があることに留意する必要がある。

## 5 多関節多筋を有する筋骨格構造への拡張

第4章では、2関節6筋構造を例に、筋内力が安定となるような筋配置の条件を解析した。しかしながら、これらの議論は2関節6筋構造のみに焦点を当てているため、一般的ではない。

生物の筋骨格構造においても、多数の関節と筋で構成されていることから、第4章の議論を一般化することが望ましい。そこで本章では、多関節多筋を有する一般的なモデルに対して、ポテンシャルが目標位置で極小となる条件を解析する。また、解析対象とする構造のクラスを「単関節筋・二関節筋と1自由度関節を有する筋骨格構造」に限定することによってヘッセ行列の解析が簡略化され、多自由度モデルにおいても第4章と同様に議論できることを示す。

### 5.1 対象とする多関節多筋構造

対象システムの力学関係を説明する。Fig. 37のように  $m$  個のリンク・関節と  $n$  個の筋で構成された筋骨格構造を考慮する。ただし、Fig. 37は関節自由度は1であり、単関節筋と二関節筋のみで構成されている図となっているが、5.4節の解析までは、関節自由度は問わず、三関節以上に作用する筋があったとしても同様に解析が可能である。リンク長さを  $L_1, L_2, \dots, L_m$  とし、各筋長を  $q_i (i = 1, \dots, n)$  とする。これらをまとめた筋長ベクトルを  $\mathbf{q} = (q_1, \dots, q_n)^T$  とする。  $i$  番目の筋肉に発生する張力を  $\alpha_i$  とし、筋張力ベクトルを  $\boldsymbol{\alpha} = (\alpha_1, \dots, \alpha_n)^T$  とする。

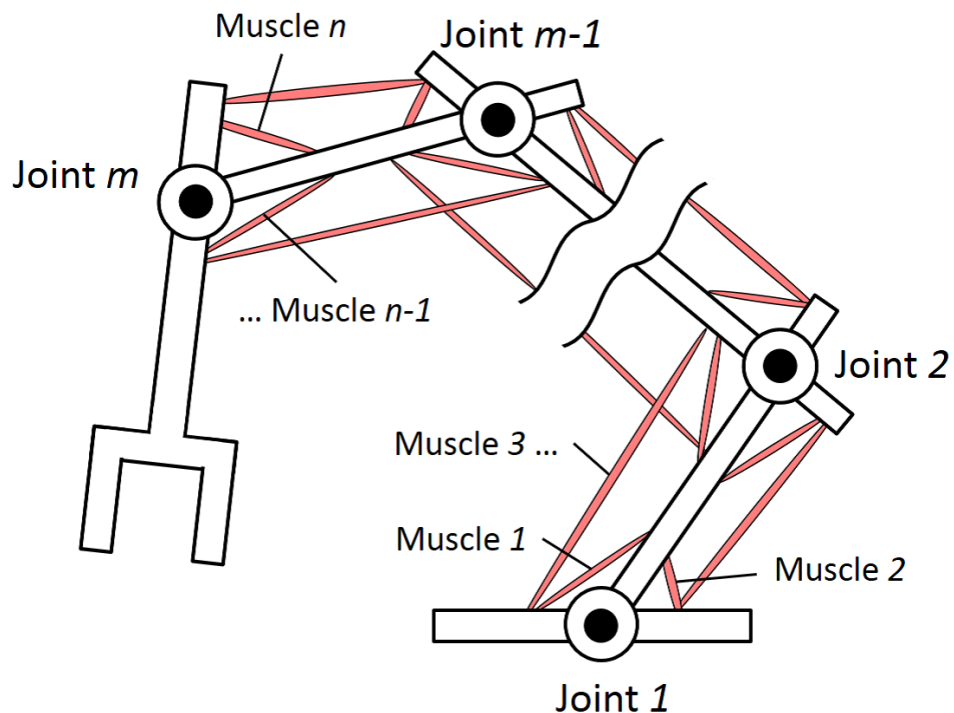


Fig. 37 Musculoskeletal system ( $m$ -link and  $n$  muscles)

## 5.2 ポテンシャルの極小条件

筋骨格システムにおける式 (10) のヤコビ行列  $\mathbf{W}(\boldsymbol{\theta})$  は、関節角度  $\boldsymbol{\theta}$  と筋の幾何学的な配置によって決定される。また、式 (13) より筋張力への入力  $\mathbf{v}_d$  は、目標角度  $\boldsymbol{\theta}_d$  を与えれば、あとは筋配置に依存する  $\mathbf{W}(\boldsymbol{\theta})$  と  $\mathbf{k}_e$  で決定される。つまり、目標角度への収束性を示すポテンシャルの形状は、筋配置と  $\mathbf{k}_e$  によって決定される。本論文ではポテンシャルについて、安定した平衡状態となる条件を解析する。

次に式 (14) に表されるポテンシャル  $P$  について解析を行う。制御入力によって生成される式 (14) のポテンシャル  $P$  について、目標関節角度で下に凸である形状を有せば、内力は安定した平衡状態となる。従って、以下の2つの条件式を考える。

$$\text{条件 1: } \quad -\mathbf{W}(\boldsymbol{\theta})\mathbf{v}_d|_{\boldsymbol{\theta}=\boldsymbol{\theta}_d} = \frac{\partial P(\boldsymbol{\theta})}{\partial \boldsymbol{\theta}} \Big|_{\boldsymbol{\theta}=\boldsymbol{\theta}_d} = \mathbf{0} \quad (78)$$

$$\text{条件 2: } \quad \mathbf{H}(\boldsymbol{\theta}_d) = \frac{\partial^2 P(\boldsymbol{\theta})}{\partial \boldsymbol{\theta}^2} \Big|_{\boldsymbol{\theta}=\boldsymbol{\theta}_d} > \mathbf{0} \quad (79)$$

条件式 (78), (79) を同時に満たせば、ポテンシャル  $P$  は目標関節角度  $\boldsymbol{\theta}_d$  にて極小値を持ち、システムは目標位置で釣り合い平衡状態を保つことができる。ここで第一の条件式 (78) に注目すると、制御入力  $\mathbf{v}_d$  は式 (12) より、 $\mathbf{W}(\boldsymbol{\theta}_d)$  の零空間に属するベクトルであるため、式 (78) は常に満足している。従って、ポテンシャル  $P$  が目標姿勢  $\boldsymbol{\theta}_d$  で極小値を持つための条件は、式 (79) のヘッセ行列  $\mathbf{H}(\boldsymbol{\theta}_d)$  の正定性のみが論点となる。

## 5.3 ポテンシャルのヘッセ行列

本論文で対象とするシステムは  $n$  本の筋肉と  $m$  自由度の関節数を有する。ここで式 (79) にポテンシャル  $P(\boldsymbol{\theta})$  を代入すると、ヘッセ行列  $\mathbf{H}(\boldsymbol{\theta}_d)$  は以下のように表される。

$$\mathbf{H}(\boldsymbol{\theta}_d) = \left[ \begin{array}{cccc} \frac{\partial^2 \mathbf{q}(\boldsymbol{\theta})^T}{\partial \theta_1^2} \mathbf{v}_d & \frac{\partial^2 \mathbf{q}(\boldsymbol{\theta})^T}{\partial \theta_1 \partial \theta_2} \mathbf{v}_d & \cdots & \frac{\partial^2 \mathbf{q}(\boldsymbol{\theta})^T}{\partial \theta_1 \partial \theta_m} \mathbf{v}_d \\ \frac{\partial^2 \mathbf{q}(\boldsymbol{\theta})^T}{\partial \theta_1 \partial \theta_2} \mathbf{v}_d & \frac{\partial^2 \mathbf{q}(\boldsymbol{\theta})^T}{\partial \theta_2^2} \mathbf{v}_d & \ddots & \vdots \\ \vdots & \ddots & \ddots & \frac{\partial^2 \mathbf{q}(\boldsymbol{\theta})^T}{\partial \theta_{m-1} \partial \theta_m} \mathbf{v}_d \\ \frac{\partial^2 \mathbf{q}(\boldsymbol{\theta})^T}{\partial \theta_m \partial \theta_1} \mathbf{v}_d & \cdots & \frac{\partial^2 \mathbf{q}(\boldsymbol{\theta})^T}{\partial \theta_m \partial \theta_{m-1}} & \frac{\partial^2 \mathbf{q}(\boldsymbol{\theta})^T}{\partial \theta_m^2} \mathbf{v}_d \end{array} \right] \Big|_{\boldsymbol{\theta}=\boldsymbol{\theta}_d} \quad (80)$$

ただし、入力する筋内力ベクトル  $\mathbf{v}_d$  は定数ベクトルである。多関節を有する筋骨格モデルでは、一般的に上式で示すヘッセ行列の正定性を満たす筋の配置条件を見つけ出すことは困難である。しかしながら、筋骨格構造では一つの筋が作用する関節数は限定されるため、ヘッセ行列の右上、左下には0となる要素が現れ、帯行列となる。そのため、対象とする筋配置に構造的な制約を加えることにより、解析が容易になる場合がある。次節からは、対象とする多関節多筋システムの構造を「複数の1自由度関節と単関節筋・二関節筋で構成されるクラス」に限定することで、解析を単純化することができ、収束条件が容易に導き出せることを示す。

## 5.4 複数の1自由度関節と単関節筋・二関節筋で構成される筋骨格システムの解析

ここでは、本論文で対象とする Fig. 37 に示す筋骨格構造を想定し、解析を行う。この構造では、個々の関節は1自由度のみを有し、筋肉は単関節筋と二関節筋のみで構成されている。なお、図中では手先が平面のみを動作するモデルとなっているが、解析上では、手先位置が3次元空間上を動作するようなモデルの場合でも同様の解析を行うことができる。

本節で考慮するシステムは単関節筋と二関節筋のみで構成されているため、一つの筋は多くとも隣り合った2つの関節自由度のみにしか作用しない。そのため、ヘッセ行列  $\mathbf{H}$  は実対称三重対角行列として以下のように表すことができる。ただし、添え字の  $k$  ( $k = 1, \dots, m$ ) ,  $l$  ( $l = 2, \dots, m$ ) はヘッセ行列の各要素に関係する関節の番号を意味している。

$$\mathbf{H}(\boldsymbol{\theta}_d) = \begin{bmatrix} C_1 & D_{1,2} & & & \\ D_{2,1} & C_2 & \ddots & & \\ & \ddots & \ddots & D_{m-1,m} & \\ & & & D_{m,m-1} & C_m \end{bmatrix} \quad (81)$$

$$C_k = \left. \frac{\partial^2 \mathbf{q}(\boldsymbol{\theta})^T}{\partial \theta_k^2} \mathbf{v}_d \right|_{\boldsymbol{\theta}=\boldsymbol{\theta}_d} \quad (82)$$

$$D_{l-1,l} = D_{l,l-1} = \left. \frac{\partial^2 \mathbf{q}(\boldsymbol{\theta})^T}{\partial \theta_{l-1} \partial \theta_l} \mathbf{v}_d \right|_{\boldsymbol{\theta}=\boldsymbol{\theta}_d} \quad (83)$$

## 5.5 実対称三重対角行列の正定条件

ここで、式 (81) に示したヘッセ行列に着目すると、この行列は実対称三重対角行列となる。実対称三重対角行列の正定条件は以下ようになる。

実対称三重対角行列の正定条件 [39]

実対称三重対角行列  $\mathbf{Z}$  を以下のように定義する。

$$\mathbf{Z} = \begin{bmatrix} x_1 & y_1 & & & \\ y_1 & x_2 & \ddots & & \\ & \ddots & \ddots & y_{r-1} & \\ & & & y_{r-1} & x_r \end{bmatrix} \quad (84)$$

このとき、以下の条件が成り立てば実対称三重対角行列  $\mathbf{Z}$  は正定である [39].

$$\text{COND 1} : x_s > 0 \quad (\text{for } s = 1, \dots, r) \quad (85)$$

$$\text{COND 2} : ux_{t-1}x_t > y_{t-1}^2 \quad (86)$$

(for  $t = 2, \dots, r$ )

$$u = \frac{1}{4 \cos^2 \left( \frac{\pi}{r+1} \right)} \quad (87)$$

以上の実対称三重対角行列の正定条件を，式 (81) に適用すると，式 (81) のヘッセ行列が正定となる条件は，すべての  $k, l$  に対して以下が成立することが条件となる．

$$C_k > 0 \quad (88)$$

$$uC_l C_{l-1} > D_{l-1,l}^2 \quad (89)$$

なお，本論文の筋骨格システムの解析の場合，実対称三重対角行列の大きさは関節数に依存するため， $u$  は関節数に依存する係数となる．2 関節以上のシステムを考慮すると， $s \geq 2$  となり，係数  $u$  は  $\frac{1}{4} \leq u \leq \frac{1}{2}$  となる．

## 5.6 筋長の近似を用いた条件解析

ここで筋長を，ある関節角度  $\theta^*$  周りにおいて，二次のテイラー展開により近似する．テイラー展開による  $i$  番目の筋の近似筋長  $q_i^*$  を以下のように定義する．

$$\begin{aligned} q_i^*(\theta) &= q_i(\theta^*) + \mathbf{Q}_{1i}(\theta^*)(\theta - \theta^*) \\ &\quad + \frac{1}{2}(\theta - \theta^*)^T \mathbf{Q}_{2i}(\theta^*)(\theta - \theta^*) \end{aligned} \quad (90)$$

ただし，テイラー展開における係数行列  $\mathbf{Q}_{1i}$ ， $\mathbf{Q}_{2i}$  は以下のように表される．

$$\mathbf{Q}_{1i}(\theta^*) = (c_{1,i}, c_{2,i}, \dots, c_{m,i}) \quad (91)$$

$$\mathbf{Q}_{2i}(\theta^*) = \begin{bmatrix} a_{1,i} & b_{1,2,i} & & & \\ b_{2,1,i} & a_{2,i} & \ddots & & \\ & \ddots & \ddots & b_{m-1,m,i} & \\ & & b_{m,m-1,i} & a_{m,i} & \end{bmatrix} \quad (92)$$

式 (92) の構造に注目すると， $\mathbf{Q}_{2i}$  は対称行列となる．今回の想定するクラスでは単関節筋・二関節筋のみで構成されているため，係数行列  $\mathbf{Q}_{1i}$ ， $\mathbf{Q}_{2i}$  中の多くの成分は 0 となる．単関節筋の場合は，その単関節筋が作用する第  $\hat{k}$  関節 ( $\hat{k} = 1, \dots, m$ ) に関する成分 ( $a_{\hat{k},i}$ ， $c_{\hat{k},i}$ ) 以外の要素はすべて 0 となる．また，第  $\hat{l}-1$ ， $\hat{l}$  関節 ( $\hat{l} = 2, \dots, m$ ) に作用する二関節筋の場合を考えると， $a_{i-1,i}$ ， $a_{i,i}$ ， $b_{i-1,\hat{l},i}$ ， $b_{i,\hat{l}-1,i}$ ， $c_{i-1,i}$ ， $c_{i,i}$  以外の要素はすべて 0 となる．

テイラー展開で近似した筋長式 (90) をヘッセ行列の成分である式 (82)，式 (83) に代入して計算すると以下ようになる．

$$C_k = \sum_{i=1}^n a_{k,i} v_{di} \quad (93)$$

$$D_{l-1,l} = \sum_{i=1}^n b_{l-1,l,i} v_{di} \quad (94)$$

なお，式 (93)，(94) は，筋長を二次近似することにより，目標姿勢  $\theta_d$  に依存しない式となる．そのため，式 (93)，(94) を用いた以降の解析結果では，ポテンシャルの極小条件は目標姿勢  $\theta_d$  に依存しない解として求めることができる．

次に，ポテンシャルのヘッセ行列式 (81) が正定となる条件について考慮していく．



### 5.6.1 式 (88) の条件解析

ここで、式 (88) のヘッセ行列の正定条件について、式 (93) を代入して解析を行う。

$k$  番目の関節に作用しない筋  $\bar{i}$  と  $k$  番目の関節に作用する筋  $\hat{i}$  に分けて式 (93) 中の  $a_{k,i}v_{di}$  を考慮する。まず、 $k$  番目の関節に作用しない筋  $\bar{i}$  については、筋長  $q_{\bar{i}}^*$  は関節角度  $\theta_k$  に依存しないため、筋長の近似係数  $a_{k,\bar{i}}$  は 0 となる。ゆえに、 $a_{k,\bar{i}}v_{d\bar{i}} = 0$  となる。したがって、 $k$  番目の関節に作用する筋  $\hat{i}$  に関して、すべての  $\hat{i}$  について  $a_{k,\hat{i}}v_{d\hat{i}} > 0$  となれば式 (88) の条件を十分に満たす。ここで筋張力  $v_{d\hat{i}} > 0$ 、2.1 節で設定したように、筋は張力のみしか発生できないため  $v_{d\hat{i}} > 0$  となる。そのため、すべての  $\hat{i}$  について  $a_{k,\hat{i}} > 0$  となれば、十分条件として式 (88) を満たすことになる。

結果として、式 (88) を満たすための十分条件は、 $k$  番目の関節に作用する筋  $\hat{i}$  について以下の条件を満たせばよい。

$$a_{k,\hat{i}} > 0 \quad (\forall h, \hat{i}) \quad (95)$$

### 5.6.2 式 (89) の条件解析

ここでは式 (89) の条件について、解析する。

まず、 $l-1$ ,  $l$  番目の関節間で二関節筋が作用しない場合を想定すると、式 (94) 右辺の  $b_{l-1,l,i}$  は 0 となるため、式 (89) 右辺の  $D_{l-1,l}$  は 0 となる。そのため、式 (88) を満たせば  $uC_l C_{l-1} > 0$  となり式 (89) は成立する。

次に  $l-1$  番目と  $l$  番目の関節の間で二関節筋が作用する場合を考える。筋の番号を  $i, j$  で表現すると、式 (89) に式 (93), 式 (94) を代入することにより以下の条件が導出される。

$$\begin{aligned} & u \sum_{i=1}^n a_{l-1,i} a_{l,i} v_{di}^2 + u \sum_{j=1}^n \sum_{i=1}^n (a_{l-1,i} a_{l,j} + a_{l-1,j} a_{l,i}) v_{di} v_{dj} > \\ & \sum_{i=1}^n b_{l-1,l,i}^2 v_{di}^2 + 2 \sum_{j=1}^n \sum_{i=1}^n b_{l-1,l,i} b_{l-1,l,j} v_{di} v_{dj} \end{aligned} \quad (96)$$

ここで、右辺と左辺には  $v_{di}^2$ ,  $v_{di}v_{dj}$  が同様に掛けられる項が存在し、 $v_{di} > 0$  のため、すべての  $i, j$  に対して以下の条件が成立すれば、十分条件として式 (96) を満たす。

$$u a_{l-1,i} a_{l,i} > b_{l-1,l,i}^2 \quad (97)$$

$$u (a_{l-1,i} a_{l,j} + a_{l-1,j} a_{l,i}) > 2 b_{l-1,l,i} b_{l-1,l,j} \quad (98)$$

ただし、式 (98) は式 (95), (97) が成立すれば必ず成立する条件となるため、以降の解析では式 (98) を考慮しない。 $l-1$ ,  $l$  番目の関節間で作用する二関節筋以外の筋  $\bar{i}$  に関する係数  $a_{l,\bar{i}}$ ,  $b_{l-1,l,\bar{i}}$ ,  $c_{l,\bar{i}}$  は、すべて 0 となるが、 $l-1$ ,  $l$  番目の関節に作用する二関節筋  $\hat{i}$  に関する係数が式 (97) を満たせば、結果として式 (96) を満たす。したがって、 $l-1$  番目と  $l$  番目の関節の間で作用する二関節筋  $\hat{i}$  について、以下の条件を満たせば、式 (89) の条件を満足する。

$$u a_{l-1,\hat{i}} a_{l,\hat{i}} > b_{l-1,l,\hat{i}}^2 \quad (99)$$

## 5.7 3関節10筋構造におけるポテンシャル

本節では例として、 $\mathbf{L} = (350, 200, 200)[\text{mm}]$ の3リンク構造に、10の筋が付着している筋骨格モデルを用い、前節における条件の検証を行う。

まず、安定したポテンシャルが形成される筋配置として、Fig. 38のような筋骨格構造を考える。筋配置についてのパラメータはTable 6となる。この場合、筋長に関する係数がTable 7のようになり、前節までで示した条件をすべて満たす。

目標姿勢 $\boldsymbol{\theta} = (90, 90, 90)[\text{deg}]$ 、 $\mathbf{k}_e = (1, 1, 1, 1, 1, 1, 1, 1, 1, 1)^T$ としたときのポテンシャルはFig. 39のようになり、目標姿勢において極小となっている。そのため、安定な内力が生成されていることが分かる。

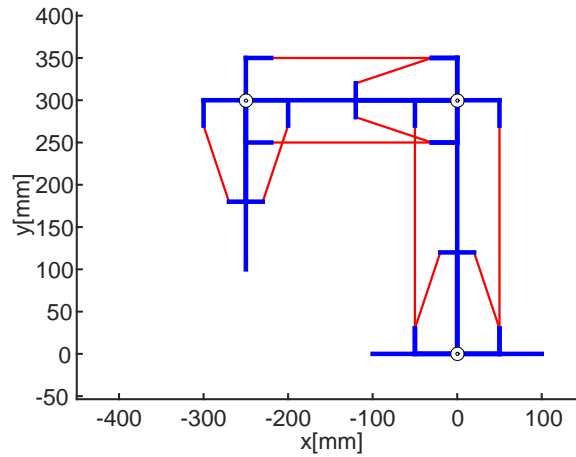


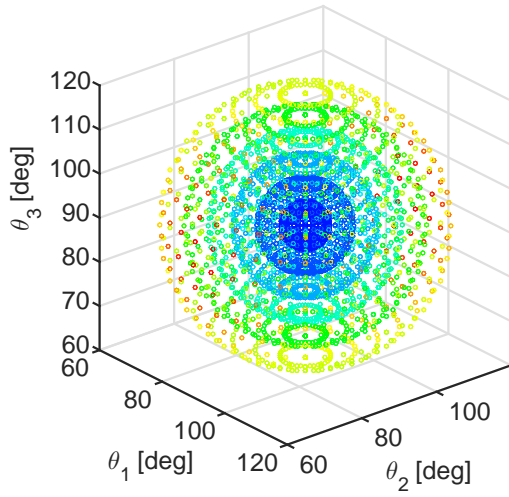
Fig. 38 Musculoskeletal structure with three-link and ten muscles (Stable structure)

Table 6 Muscular arrangement parameters with three-link and ten muscles (stable structure)

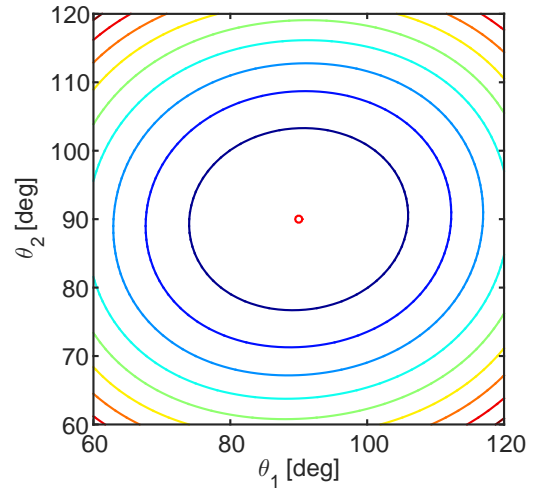
$r_{1\dots 10}$ [mm]	58.3, 58.3, 58.3, 58.3, 58.3, 58.3, 58.3, 58.3, 58.3, 58.3
$l_{1\dots 10}$ [mm]	121.7, 121.7, 121.7, 121.7, 121.7, 121.7, 58.3, 58.3, 58.3, 58.3
$\phi_{1\dots 10}$ [deg]	31.0, 31.0, 31.0, 31.0, 31.0, 31.0, 31.0, 31.0, 31.0, 31.0
$\varphi_{1\dots 10}$ [deg]	9.5, 9.5, 9.5, 9.5, 9.5, 9.5, 31.0, 31.0, 31.0, 31.0

Table 7 Stable condition parameters of three-link and ten muscles (stable structure)

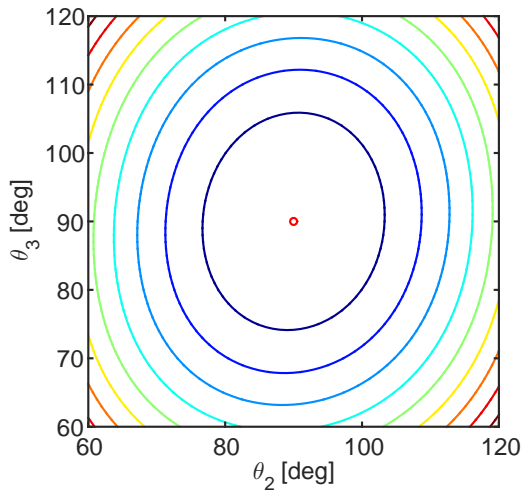
$a_{1,1}, a_{1,2}, a_{2,3}, a_{2,4}, a_{3,5}, a_{3,6}$	3.6, 3.6, 3.6, 3.6, 3.6, 3.6
$a_{1,7}, a_{1,8}, a_{2,7}, a_{2,8}, a_{2,9}, a_{2,10}, a_{3,9}, a_{3,10}$	33.8, 33.8, 33.8, 33.8, 34.7, 34.7, 34.7, 34.7
$b_{1,2,7}, b_{1,2,8}, b_{2,3,9}, b_{2,3,10}$	-3.75, -3.75, -4.74, -4.74
$ua_{1,7}a_{2,7}, ua_{1,8}a_{2,8}, ua_{2,9}a_{3,9}, ua_{2,10}a_{3,10}$	569.5, 569.5, 603.4, 603.4
$b_{1,2,7}^2, b_{1,2,8}^2, b_{2,3,9}^2, b_{2,3,10}^2$	14.1, 14.1, 22.5, 22.5



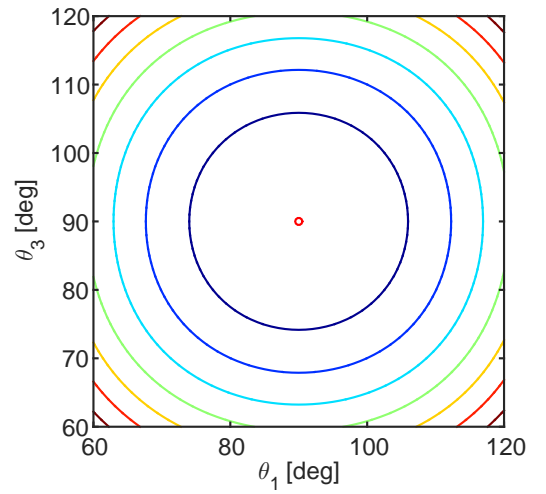
(a) Potential



(b)  $\theta_1 - \theta_2$  plane



(c)  $\theta_2 - \theta_3$  plane



(d)  $\theta_1 - \theta_3$  plane

Fig. 39 Potential of stable structure

次に、不安定なポテンシャルが形成される筋配置として、Fig. 40のような筋骨格構造を考える。筋配置についてのパラメータはTable 8となる。この場合、筋長に関する係数がTable 9のようになり、前節までで示した条件をすべて満たさない。

目標姿勢  $\theta = (90, 90, 90)[\text{deg}]$ ,  $\mathbf{k}_e = (1, 1, 1, 1, 1, 1, 1, 1, 1, 1)^T$  としたときのポテンシャルはFig. 41のようになり、目標姿勢において極大となっている。そのため、不安定な内力が生成されていることが分かる。

これらの例のように、前節までの条件をすべて満たすよう筋配置を設定した場合、安定したポテンシャルが生成されることがわかる。しかしながら、これらの条件を満たさない場合でも、安定したポテンシャルが生成される可能性があることに留意する必要がある。

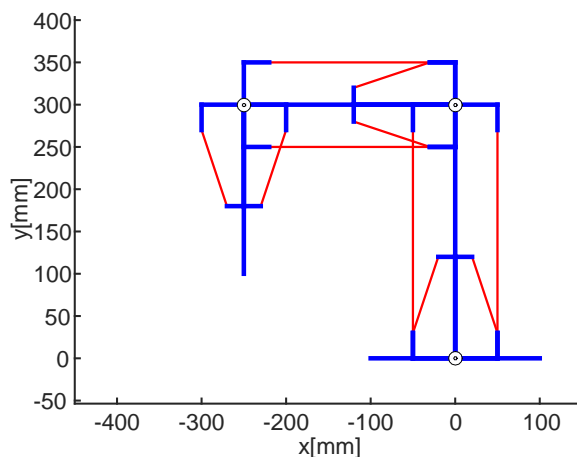


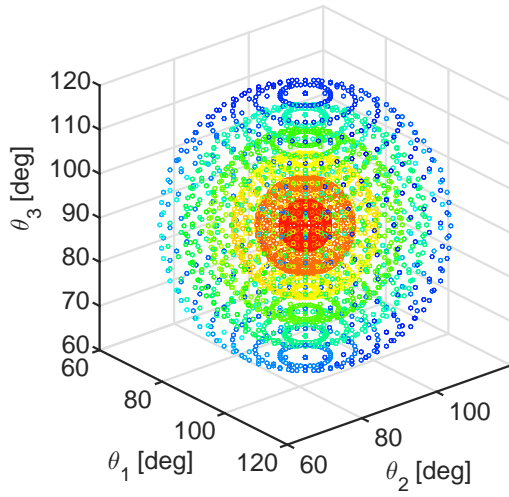
Fig. 40 Musculoskeletal structure with three-link and ten muscles (Unstable structure)

Table 8 Muscular arrangement parameters with three-link and ten muscles (Unstable structure)

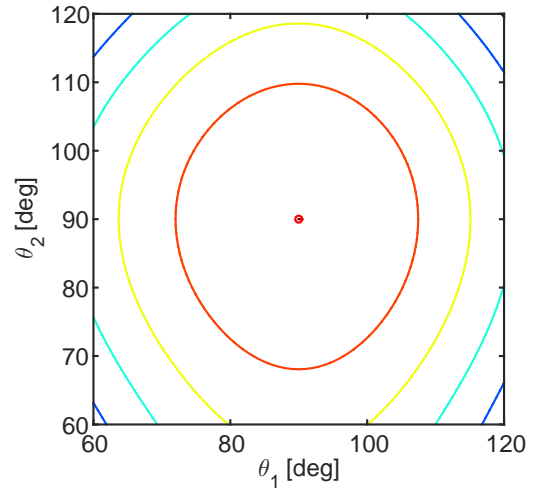
$r_{1...10}$ [mm]	50.0, 50.0, 50.0, 50.0, 50.0, 50.0, 50.0, 50.0, 50.0, 50.0
$l_{1...10}$ [mm]	121.7, 121.7, 121.7, 121.7, 121.7, 121.7, 50.0, 50.0, 50.0, 50.0
$\phi_{1...10}$ [deg]	0.0, 0.0, 0.0, 0.0, 0.0, 0.0, 0.0, 0.0, 0.0, 0.0
$\varphi_{1...10}$ [deg]	9.5, 9.5, 9.5, 9.5, 9.5, 9.5, 0.0, 0.0, 0.0, 0.0

Table 9 Stable condition parameters of three-link and ten muscles (stable structure)

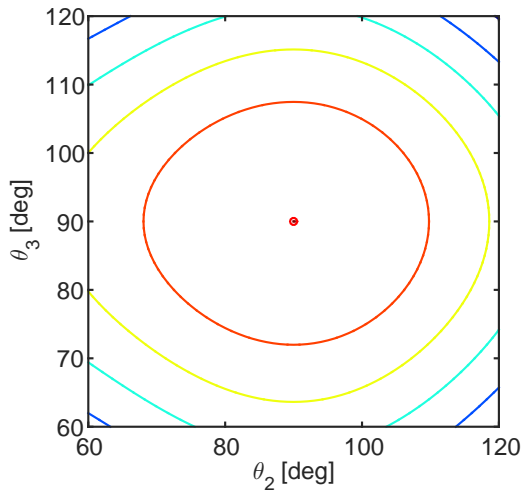
$a_{1,1}, a_{1,2}, a_{2,3}, a_{2,4}, a_{3,5}, a_{3,6}$	-11.2, -11.2, -11.2, -11.2, -11.2, -11.2
$a_{1,7}, a_{1,8}, a_{2,7}, a_{2,8}, a_{2,9}, a_{2,10}, a_{3,9}, a_{3,10}$	0.0, 0.0, 0.0, 0.0, 0.0, 0.0, 0.0, 0.0
$b_{1,2,7}, b_{1,2,8}, b_{2,3,9}, b_{2,3,10}$	0.0, 0.0, 0.0, 0.0
$ua_{1,7}a_{2,7}, ua_{1,8}a_{2,8}, ua_{2,9}a_{3,9}, ua_{2,10}a_{3,10}$	0.0, 0.0, 0.0, 0.0
$b_{1,2,7}^2, b_{1,2,8}^2, b_{2,3,9}^2, b_{2,3,10}^2$	0.0, 0.0, 0.0, 0.0



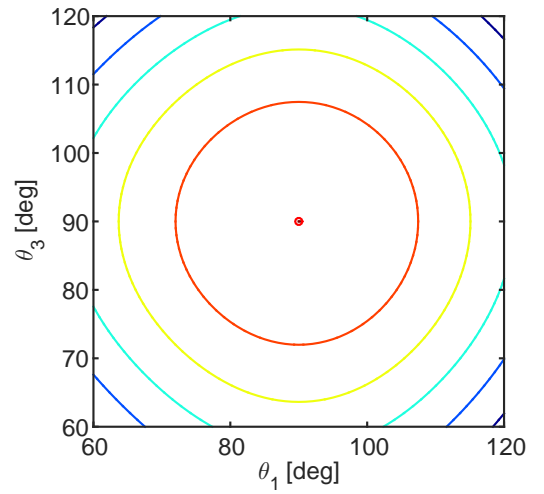
(a) Potential



(b)  $\theta_1 - \theta_2$  plane



(c)  $\theta_2 - \theta_3$  plane



(d)  $\theta_1 - \theta_3$  plane

Fig. 41 Potential of unstable structure

## 5.8 本章のまとめ

本章の解析より、「複数の1自由度関節と単関節筋・二関節筋で構成されるクラス」に分類できる筋骨格システムでは、以下の条件が成立すればフィードフォワード位置決め制御の収束性が保証される。

複数の1自由度関節と単関節筋・二関節筋で構成される筋骨格システムの収束条件

「複数の1自由度関節と単関節筋・二関節筋で構成されるクラス」に分類できる筋骨格システムでは、すべての関節と筋に対して以下の条件が成り立てば、ポテンシャルの極小条件を満たし、フィードフォワード位置決めが目標位置に収束する。

$$a_{k,\hat{i}} > 0 \quad (\forall k, \hat{i}) \quad (100)$$

ただし、 $k$  ( $k = 1, \dots, m$ ) は関節の番号、 $\hat{i}$  は  $k$  番目に作用する筋を表し、 $a$  は筋長の近似係数を示す。

また、筋  $\hat{i}$  が  $l-1$  番目と  $l$  番目に作用する二関節筋の場合 ( $l = 2, \dots, m$ )、式 (100) の条件に加え、以下の条件も満たす必要がある。

$$ua_{l-1,\hat{i}}a_{l,\hat{i}} > b_{l-1,l,\hat{i}}^2 \quad (101)$$

$b$  は筋長の近似係数、 $u$  は関節自由度に依存する係数を表す。

この解析により、第4章での議論を「複数の1自由度関節と単関節筋・二関節筋で構成されるクラス」に限定されるものの、一般的に拡張ができた。この解析により、例えば背骨のような多関節多筋構造の構築の際に、上記の条件に則して設計すれば、安定した筋内力の生成が可能となる。

## 6 結言

本論文では生物の持つ筋骨格構造の特徴について焦点を当て、構造の持つ安定性について議論した。生物の持つ筋骨格構造はその冗長性から筋内力が生じ、筋内力によってポテンシャル場が形成され、構造に依存して安定性が変化する。本論文では、安定性が向上するような筋配置の条件を解析した。

第1章では、人間の生活環境に進出するロボットの活躍について述べた。しかしながら、生物のような運動をロボットにおいて生成させるには多くの課題があり、さまざまなアプローチで研究されていることについて説明した。生物の運動制御の特徴として、構造と運動生成についてまとめ、本研究の研究背景について述べた。

第2章では、本研究で対象とする筋骨格構造について説明し、筋配置やダイナミクス、筋の特性といった、解析に必要な前提条件について述べた。

第3章では、関節トルクと筋張力の力学的な関係について説明した。また、筋内力を利用したフィードフォワード位置決め手法や筋内力の必要性について述べた。これらの安定性については、筋内力によって生じるポテンシャルを用いて安定性が示される。ここでは、いくつかの例を挙げ、安定性が筋配置に強く依存することを示した。

第4章では、2関節6筋構造を対象に、内力により発生するポテンシャルが安定となる、つまり、ポテンシャル形状が目標位置で極小となる条件を解析した。その際に、筋長を二次のテイラー展開で近似し、近似係数で表される安定条件を導出した。また、近似係数は筋構造に依存するパラメータであるため、近似係数で示される条件から筋構造パラメータで表される条件を求めた。その後、安定した内力生成が可能となる筋構造について、関節から筋付着位置までのベクトルと、筋の方向ベクトルの間の角が鈍角となればよいことを示した。この結果によって、2関節6筋構造に限定されているものの、筋骨格システムにおける筋内力が安定となる筋構造の条件が明らかとなった。

第5章では、第4章の議論を拡張し、多関節多筋を有する筋骨格構造に対して、安定な筋内力が発生できる筋配置の条件を解析した。この際、解析の対象とするクラスを「複数の1自由度関節と単関節筋・二関節筋で構成される筋骨格構造」に限定することで、筋内力安定性を示すヘッセ行列の解析が簡略化され、2関節筋と同様に条件が解析できることを示した。この章における解析によって、筋構造の幾何学的な条件は不明であり、クラスが限定されるものの、より一般的な筋骨格構造へ適用できることとなる。

本論文のように筋骨格構造を解析を行い、設計することにより、安定した筋内力生成が可能なシステムの構築が可能となる。筋内力が安定となるよう設計することにより、筋骨格構造の安定性の向上などが期待できる。また、本論文で議論した筋骨格構造の特性は、生物の筋骨格構造においても同様に作用している可能性があり、ロボティクスにおける“生物のような運動生成”実現への一歩となるかもしれない。そのため、生物の有する筋骨格構造との比較は今後必要となる課題の一つである。

解析の面においては、今回の多関節多筋を有するモデルに関して、筋構造のパラメータにまで解析を進める必要がある。また、一つの筋が三関節以上に作用する場合や、関節の自由度が高い場合など、より広い範囲での解析が必要となる。

本論文では、ポテンシャルに基づいて解析を行っている。その結果、筋構造の満たすべき条件は解析できたが、筋骨格構造を設計する際、筋構造をタスクに応じて最適化する必要がある。生物の筋骨格構造は、進化によって最適化された構造であると考えられることから、数値解析

的な手法による最適化と、その結果と生物の筋骨格構造と比較を行うと、新たな知見が得られるかもしれない。参考として、手先軌道を最適化するように、数値計算を行った結果を付録 A に掲載する。今後さらにこうした手法を検討する必要がある。

今回用いた筋骨格モデルは筋付着位置の間で筋が直線的に作用するモデルを用いたが、生物の筋骨格構造では、筋は骨格などと干渉を起こし、直線的には収縮しない場合がある。こうした場合の構造解析についても、筋骨格構造をロボティクスへ応用するために必要な課題である。



## 謝辞

本研究を行うにあたり、多くの方々からのご支援、ご指導を頂きました。ここに感謝の意を示します。

学部4年生の卒業研究から博士後期課程までの6年間にわたりご指導していただいている木野仁教授には、ロボット工学の知識だけでなく、研究・教育活動についてのご指導等をしていただきました。大変感謝しています。博士審査に当たり、副査を担当していただいた河村良行教授、藤岡寛之教授、加藤友規准教授の3名には、添削、公聴会での質疑応答などで鋭い御指摘をして頂いたことに感謝致します。

また、知能機械工学科の教員の方々や福岡工業大学職員の方々には、博士課程での研究活動についていろいろとお気づかいいただき誠に感謝しています。

共同研究者である九州大学の田原健二准教授にはミーティングを通じて本研究へのご指摘等の相談を受けました。福岡工業大学修士課程を木野研究室で過ごし、現在は熊本工業大学で助教をなさっている松谷祐希先生は、共同研究者としてのアドバイス等を受けました。ここに感謝いたします。

最後に、ともに研究を行った木野研究室の皆様に感謝致します。

## 研究業績

### 投稿論文

- [1] 木野仁, 越智裕章, 田原健二, 松谷祐希, 石橋良太: “筋骨格システムのフィードフォワード位置決め制御における筋長の近似を用いた準静的収束条件の解析”, 日本ロボット学会誌, Vol. 32, No. 4, pp. 372-379, 2014.
- [2] 松谷祐希, 田原健二, 木野仁, 越智裕章, 山本元司: “筋骨格システムを対象にした筋内力フィードフォワード位置制御法における強化学習を用いた筋内力決定法”, 日本機械学会論文誌, Vol. 81, No. 822, 14-00313, 2015.
- [3] 越智裕章, 木野仁, 田原健二, 松谷祐希: “2リンク6筋を有する筋骨格システムにおけるフィードフォワード位置決めのための筋配置条件”, 日本ロボット学会誌, Vol. 34, No. 2, 2016. 採録決定
- [4] 松谷祐希, 田原健二, 木野仁, 越智裕章, 山本元司: “むだ時間を含む感覚フィードバックと筋内力フィードフォワードの相補的組み合わせによる筋骨格アームの位置制御”, 日本ロボット学会誌, Vol. 34, No. 2, 2016. 採録決定

### 国際会議

- [1] Yuki Matsutani, Kenji Tahara, Hitoshi Kino, Hiroaki Ochi, Motoji Yamamoto: “Linear Combination of Feedforward and Feedback Manners to a Musculoskeletal System for Robust Set-Point Control”, The 9th Joint Workshop on Machine Perception and Robotics, pp.2-19, Kyoto, Japan, 2013.
- [2] Hitoshi Kino, Hiroaki Ochi, Kenji Tahara, Yuki Matsutani, Ryota Ishibashi: “Study of human motion generation based on redundancy of musculoskeletal structure”, 2013 IEEE Workshop on Advanced Robotics and its Social Impacts (ARSO), pp.1-6, Tokyo, Japan, November, 2013.
- [3] Yuki Matsutani, Hiroaki Ochi, Hitoshi Kino, Kenji Tahara, Motoji Yamamoto: “Feedforward Positioning of Musculoskeletal-like Robotic Systems with Muscular Viscosity: Determination of an Adequate Internal Force”, 2013 IEEE Workshop on Advanced Robotics and its Social Impacts (ARSO), pp.7-12, Tokyo, Japan, November, 2013.
- [4] Y. Matsutani, K. Tahara, H. Kino, H. Ochi and M. Yamamoto: “Set-point control of a musculoskeletal arm by the complementary combination of a feedforward and feedback Manner,” Proc. IEEE Int. Conf. Robotics and Automation (ICRA'14), pp. 5908–5914, May 31 - June 7, Hong Kong, China, 2014.
- [5] Hiroaki Ochi, Hitoshi Kino, Kenji Tahara, Yuki Matsutani: “Geometric conditions for feedforward positioning of musculoskeletal tendon-driven structure,” IEEE, IECON 2015 - 41th Annual Conference of the IEEE, Proceeding on Industrial Electronics Society, pp.001109-001114, 2015.

- [6] Hiroaki Ochi, Hitoshi Kino, Kenji Tahara, Yuki Matsutani: “Determination Method of Tendon Arrangement using Genetic Algorithm for Feedforward Positioning of Musculoskeletal System,” The 47th ISCIE International Symposium on Stochastic Systems Theory and Its Applications, pp161–162, Hawaii, USA, Dec. 8-5, 2015.

## 国内学会

- [1] 松谷祐希, 越智裕章, 木野仁, 石橋良太, 田原健二, 山本元司: “筋骨格型ロボットの筋内力フィードフォワード位置制御における関節トルクに基づく筋配置設計法”, ロボティクス・メカトロニクス講演会 2013, 1P1-N05, 茨城, 5月, 2013.
- [2] 松谷祐希, 田原健二, 木野仁, 越智裕章, 山本元司: “むだ時間を含む視覚フィードバックと筋内力フィードフォワードの組み合わせによる位置制御”, 第31回ロボット学会学術講演会, 2G1-01, 東京, 9月, 2013.
- [3] 越智裕章, 木野仁, 田原健二, 松谷祐希, 石橋良太: “非プーリ型筋骨格構造アームの製作とフィードフォワード位置決め制御実験”, 第31回ロボット学会学術講演会, 2G1-02, 東京, 9月, 2013.
- [4] 木野仁, 越智裕章, 田原健二, 松谷祐希, 石橋良太: “筋骨格構造におけるフィードフォワード位置決め制御の収束性の解析”, 第31回ロボット学会学術講演会, 2G1-03, 東京, 9月, 2013.
- [5] 木野仁, 越智裕章, 田原健二, 松谷祐希, 石橋良太: “筋骨格構造におけるフィードフォワード位置決め制御の収束性の解析”, 計測自動制御学会システム・情報部門学術講演会 2013, SS4-1, 滋賀, 11月, 2013.
- [6] 松谷祐希, 田原健二, 木野仁, 越智裕章, 山本元司: “むだ時間を含む視覚フィードバックと筋内力フィードフォワードの組み合わせによる位置制御”, 計測自動制御学会システム・情報部門学術講演会 2013, SS4-5, 滋賀, 11月, 2013.
- [7] 越智裕章: “2リンク6筋構造の筋骨格システムにおけるフィードフォワード位置決め制御の収束安定条件解析”, ヒューマンセントリックロボティクス研究専門委員会 第六回若手研究会, 熊本, 1月, 2014.
- [8] 越智裕章, 木野仁, 田原健二, 松谷祐希, 石橋良太: “フィードフォワード位置決め制御における収束条件を満たす筋骨格構造の決定法”, 第19回ロボティクスシンポジウム, pp140-146, 神戸, 3月, 2014.
- [9] 松谷祐希, 田原健二, 木野仁, 越智裕章, 山本元司: “筋内力フィードフォワードと視覚フィードバックによる相補的複合位置制御”, 第19回ロボティクスシンポジウム, pp491-496, 神戸, 3月, 2014.
- [10] 松谷祐希, 田原健二, 木野仁, 越智裕章, 山本元司: “筋内力フィードフォワードとむだ時間を含む視覚フィードバックの可変比率による複合位制御”, 第32回日本ロボット学会学術講演会予稿集, 2D1-03, 9月, 2014.

- [11] 越智裕章, 木野 仁, 田原健二, 松谷祐希: “多関節多筋の筋骨格システムにおけるフィードフォワード位置決め制御の収束安定条件”, 第32回日本ロボット学会講演会予稿集, 2D1-04, 9月, 2014.
- [12] 木野仁, 大久保暢浩, 吉武翼, 越智裕章, 池田明之: “パラレルワイヤ駆動システムの逆運動学近似における手先位置の誤差評価”, 第32回日本ロボット学会講演会予稿集, 3N2-07, 9月, 2014.
- [13] 越智裕章: “筋骨格システムにおける安定な釣り合い平衡点生成と筋配置の関係性”, ヒューマンセントリックロボティクス研究専門委員会 第七回若手研究会, 大分, 1月, 2015.
- [14] 越智裕章, 大久保暢浩, 木野仁: “パラレルワイヤ駆動システムを用いた産業用ロボットの研究・開発”, ロボティクス・メカトロニクス講演会 2015 産学連携企画, 京都, 5月, 2015.
- [15] 木野仁, 今井拓郎, 小澤隆太, 越智裕章: “TST法を用いた人体の慣性パラメータ推定法におけるノイズの誤差解析”, ロボティクス・メカトロニクス講演会 2015, 京都, 5月, 2015.
- [16] 越智裕章: “筋骨格構造における筋内力の安定条件解析” ヒューマンセントリックロボティクス研究専門委員会 第八回若手研究会, 大分, 1月, 2016

## 参考文献

- [1] 日本ロボット学会,「日本のロボット研究開発の歩み」, [http://rraj.rsj-web.org/ja\\_history](http://rraj.rsj-web.org/ja_history), (2015年11月にアクセス)
- [2] 松元逸郎, 久良修郭, 仁尾理, 藤井肇, 鈴木健生: “産業用ロボット Motoman-L”, 安川電機, 通巻第161号 Vol.42 No.3, pp. 184-193, 1978.
- [3] 高野悠敬, 安藤文蔵, 安藤司文, 上野雅弘, 荒谷雄, 榎本勝雄, 土橋亮: “アーク溶接用ロボット「ミスターアロス」”, 日立評論, Vol. 57, No. 10, pp. 17-22,, 1975.
- [4] 小林政己, 久保山隆志, 山角覚, 小池 雅司, “村上 幹夫: 罫書き・切断および溶接ロボットシステムの開発”, 日本ロボット学会誌, Vol. 20 , No. 1, pp. 51-52, 2002.
- [5] 例えば 村山英之, 武居直行, 松本邦保, 鴻巣仁司, 藤本英雄: “自動車組立ラインのウィンドウ搭載支援ロボット”, 日本ロボット学会誌, Vol. 28,, No.5, pp. 624-630, 2010.
- [6] 藤田雅博, 景山浩二, 大槻正, 天貝佐登史, 土井利忠: “エンターテインメントロボット A I B Oの開発”, 日本ロボット学会誌, Vol. 21, No. 1, pp. 55-56, 2003.
- [7] 経済産業省ホームページ, [http://www.meti.go.jp/policy/mono\\_info\\_service/mono/robot/](http://www.meti.go.jp/policy/mono_info_service/mono/robot/), (2015年11月にアクセス)
- [8] 平井慎一, 若松栄史: ハンドリング工学, コロナ社, 2005.
- [9] 例えば 原田研介: “マニピュレーション研究 —把持計画を中心とした研究動向—”, 日本ロボット学会誌, Vol. 31, No. 4, 320-325, 2013.
- [10] T. Flash, N. Hogan, “ The coordination of arm movements: An experimentally confirmed mathematical model, ” The Journal of Neuroscience, vol. 5, no. 7, pp.1688–1703, 1985.
- [11] A. G. Feldman : “Once more on the equilibrium point hypothesis ( $\lambda$  model) for motor control,” Journal of Motor Behavior, vol. 18, no. 1, pp. 17-54, 1986.
- [12] N. Hogan : “An organizing principle for a class of voluntary movements,” Journal of Neuroscience, vol. 4, no. 11, pp. 2745-2754, 1984.
- [13] M.Kawato, K.Furukawa, and R.suzuk : “A Hierarchical Neural-Network Model for Control and Learning of Voluntary Movemant”, Biol. Cybern., vol.57, pp. 169-185, 1982.
- [14] S.Arimoto and M.Sekimoto : “Human-like movements of robotic arms with redundant DOFs: Virtual spring-damper hypothesis to tackle the Bernstein problem”, Proc. IEEE Int. Conf. Robot. Automat., pp. 1860-1866, 2006.
- [15] 熊本水瀬: ヒューマノイド工学, 東京電機大学出版局, 2006.
- [16] T. Kozuki, H. Mizoguchi, Y. Asano, M. Osada, T. Shirai, J. Urata, Y. Nakanishi, K. Okada and M. Inaba: “Design Methodology for Thorax and Shoulder of Human Mimetic Musculoskeletal Humanoid Kenshiro -A Thorax with Rib like Surface-,” Proc. IEEE Int. Conf. IROS, pp.4367-4372, 2012.

- [17] K. Hosoda, S. Sekimoto, Y. Nishigori, S. Takamuku, and S. Ikemoto: “Anthropomorphic Muscular-Skeletal Robotic Upper Limb For Understanding Embodied Intelligence,” *Adv. Robotics*, Vol.26, No.7, pp.729-744, Apr. 2012.
- [18] H. Kobayashi and R. Ozawa: “Adaptive Neural Network Control of Tendon-Driven Mechanisms with Elastic Tendons,” *Automatica*, 39, pp.1509-1519, 2003.
- [19] K. Koganezawa and Y. Shimizu: “Stiffness Control of Tendon Driven Multi-DOF Joint by Actuator with Non Linear Elastic System (ANLES),” in *Proc. IEEE The 11th ICAR*, pp. 1184-1189, 2003.
- [20] H. Kino, T. Yahiro, F. Takemura and T.Morizono: “Robust PD Control Using Adaptive Compensation For Completely Restrained Parallel-wire Driven Robots: Translational Systems Using the Minimum Number of Wires Under Zero-gravity Condition,” *IEEE T. Robot.*, Vol. 23, No. 4, pp. 803–812, August, 2007.
- [21] H.Kino, S. Kikuchi, T.Yahiro and K.Tahara : “Basic Study of Biarticular Muscle ’s Effect on Muscular Internal Force Control Based on Physiological Hypotheses”, *IEEE ICRA*, pp. 4195-4200, 2009.
- [22] H.Kino, T.Yahiro, S.Taniguchi, and K.Tahara, Sensorless : “Position Control Using Feedforward Internal Force for Completely Restrained Parallel-wire Driven Systems”, *IEEE TRO*, 25, 2, pp. 467-474, 2009.
- [23] H. Kino, S. Kikuchi, Y. Matsutani, K. Tahara and T. Nishiyama: “Numerical Analysis of Feedforward Position Control for Non-pulley-musculoskeletal System: a case study of macular arrangements of a two-link planar system with six muscles,” *Adv. Robotics*, vol.17, No.16, pp.1235–1248, Aug. 2013
- [24] 木野仁, 越智裕章, 田原健二, 松谷祐希, 石橋良太; “筋骨格システムのフィードフォワード位置決め制御における筋長の近似を用いた準静的収束条件の解析”, *日本ロボット学会誌*, Vol. 32, No. 4, pp. 372-379, 2014.
- [25] 松谷祐希, 田原健二, 木野仁, 越智裕章, 山本元司 : “筋骨格システムを対象にした筋内力フィードフォワード位置制御法における強化学習を用いた筋内力決定法”, *日本機械学会論文誌*, Vol. 81, No. 822, 14-00313, 2015.
- [26] M. Kumamoto, T. Oshima and T. Yamamoto : “Control properties induced by the existence of antagonistic pairs of bi-articular muscles - Mechanical Engineering Model Analyses”, *HumanMovementScience*, vpl. 13, no. 5, pp. 611-634, 1994
- [27] S. Kawamura, Y. Hayashi, T. Mitsuda, M. Uemura, M. Sekimoto, and T. Isaka : “Stability Conditions of Feedback Robot Motion Control Based on Linear Transformation from Vision to Motion”, *Proc.Int.Symp.onMobiligence*, pp. 387-392, Awaji, Japan, Nov. 19-21, 2009.
- [28] T. Mitsuda, S. Kawamura, M. Uemura, and M. Sekimoto, Role of bi-articular muscles in linearized joint kinematics, *Proc.Int.Symp.onMobiligence*, pp. 403-408, Awaji, Japan, Nov. 19-21, 2009.

- [29] 満田隆, 丸典明, 富士川和延, 宮崎文夫: “視空間に基づくビジュアルサーボイング”, 計測自動制御学会論文集, vol. 33, no. 1, pp. 35–41, 1997.
- [30] 満田隆, 川村貞夫, 植村充典, 関本昌鈺: “二関節筋による上肢運動学の対角化”, 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会, 2A1-A08(CD-ROM)(旭川), 2010.
- [31] 田原健二, 羅志偉, 有本卓: “筋肉の非線形特性を考慮した冗長多関節筋骨格システムのリーチング動作”, システム制御情報学会論文誌, vol. 19, no. 8, pp. 301-308, 2006.
- [32] 松谷祐希: “筋の粘弾性を考慮した筋骨格システムにおけるフィードフォワード位置制御と筋内力の決定法”, 平成23年度福岡工業大学修士論文, 2012.
- [33] 例えば 吉川恒夫: コンピュータ制御機械システムシリーズ10 ロボット制御基礎論, コロナ社, 1988.
- [34] S. Arimoto, M. Sekimoto, H. Hashiguchi, and R. Ozawa: “Natural resolution of ill-posedness of inverse kinematics for redundant robots: A challenge to Bernstein’s degrees-of-freedom problem”, *Advanced Robotics*, Vol. 19, No. 4, pp. 401-434, 2005.
- [35] 平井宏明, 飯村太紀, 井上恵太, 宮崎文夫: “筋拮抗比の概念に基づくヒト歩行動作の運動要素分解”, *日本ロボット学会誌*, Vol. 30, No. 5, pp. 524-533, 2012.
- [36] 有本卓: ロボットの力学と制御, 朝倉書店, pp. 114-119, 1994.
- [37] H. Chang, Y. Sugimoto, K. Osuka, Y. i Sankai: “Self-stabilizing function of two dimensional human lower limb musculoskeletal system”, *IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO)*, pp. 390-395, 11-14 Dec. 2012.
- [38] 満田隆, 川村貞夫, 関本昌鈺, 植村充典, 伊坂忠夫: “筋骨格モデルにおける手先座標から筋長へのマッピングの線形性評価”, 計測自動制御学会システムインテグレーション部門講演会, 1A1-4(CD-ROM)(岐阜), 2008.
- [39] Milica Andelic, C. M. da Fonseca: “Sufficient conditions for positive definiteness of tridiagonal matrices revisited,” *Positivity*, Volume 15, Issue 1, pp 155-159, March, 2011.

## 付録 A : 遺伝的アルゴリズムによる筋配置の最適化

筋構造は複雑であり、ある最適な筋構造を解析的に求めることは難しい。例えば2関節6筋構造の場合、筋の付着位置に関するパラメータのみで12点の座標パラメータが必要となる。そのため、本論文とは別のアプローチとして、ここでは数値解析の手法により筋配置を決定する。手法としては遺伝的アルゴリズムを用い、動作中の手先軌道がすばやく・最短距離で収束するような評価関数を設定し、最適な筋配置を算出した。

### 付録 A. 1 : 遺伝的アルゴリズム (GA)

遺伝的アルゴリズム (GA:Genetic Algorithm) は生物の進化を模して最適化を行う手法である [40], [41]。GA の流れを Fig. 42 に示す。まず、初期集団を形成する。この初期集団は個体と呼ばれる最適化したいパラメータ情報の集合である。集団の中でペアを生成して交叉を行う。そして評価関数でその個体の適応度を算出し、適応度に応じて淘汰を行う。そして、再び交叉や淘汰を繰り返して最適な個体を算出し、最適個体を GA の解とする。解の探索空間を広めるため、交叉のときに一定確率で突然変異の動作を行い局所解に陥るのを避ける。

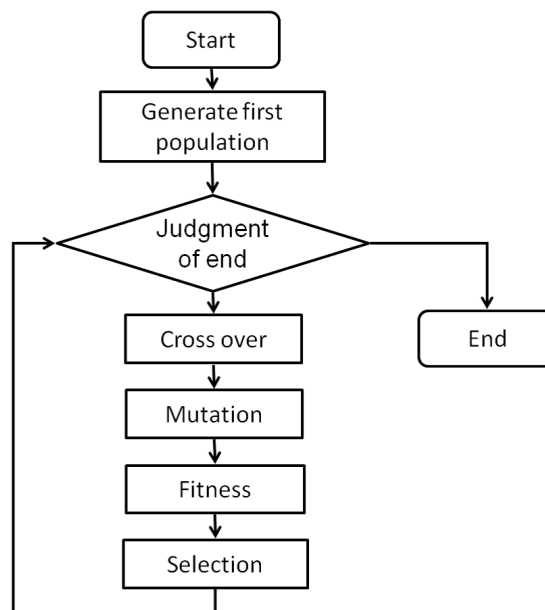


Fig. 42 Genetic Algorithm

### 付録 A. 2 : GA の適応と評価関数

今回 GA で最適化を行う対象は筋配置である。筋配置の決定パラメータは6本の両端の筋付着位置の12点、24の数である。決定が必要なパラメータが多く、探索空間が広がって GA で解に収束しない可能性があったため、ここでは筋配置は左右対称とし、6点、12の数を決定した。ここでは Fig. 34 で示した筋配置パラメータ  $h$ ,  $d$ ,  $b_x$ ,  $b_y$  を最適化する。



今回は各パラメータを 8bit で表現し、最適化しやすいよう Gray code で表現する。そのため、一つの個体の遺伝子長は 96 となる。そのほかの GA のパラメータは Table 10 のように設定した。

今回は手先が早く、オーバーシュートしないような評価関数を設定した。評価関数を式 (102) に示す。

$$f_1 = \sum_{i_{x_o}=1}^{n_{i_{x_o}}} \sum_{i_{x_d}=1}^{n_{i_{x_d}}} \int_0^T \|\mathbf{x} - \mathbf{x}_d\| dt \quad (102)$$

ここで  $x - x_d$  は目標位置と現在位置の距離である。  $i$  は Fig. 43(a) に示す可動範囲を設定し、可動範囲内の 17 点の座標位置で、これらを初期位置・目標位置として組み合わせ、GA 内部でシミュレーションを行い、評価関数を算出した (Fig.43(b))。なお、シミュレーションでは Hill の筋モデルを用い、シミュレーション時間は  $T = 15[\text{sec}]$  とした。

Table 10 Configuration of Simple Genetic Algorithm

Coding	Graycode
Cross over	5 points cross over
Selection	roulette wheel selection
Mutation	invert of 2 bit
Gene length	96
Calculate the number of generations	50
The number of individual	50
Crossover rate	0.70
Mutation rate	0.01

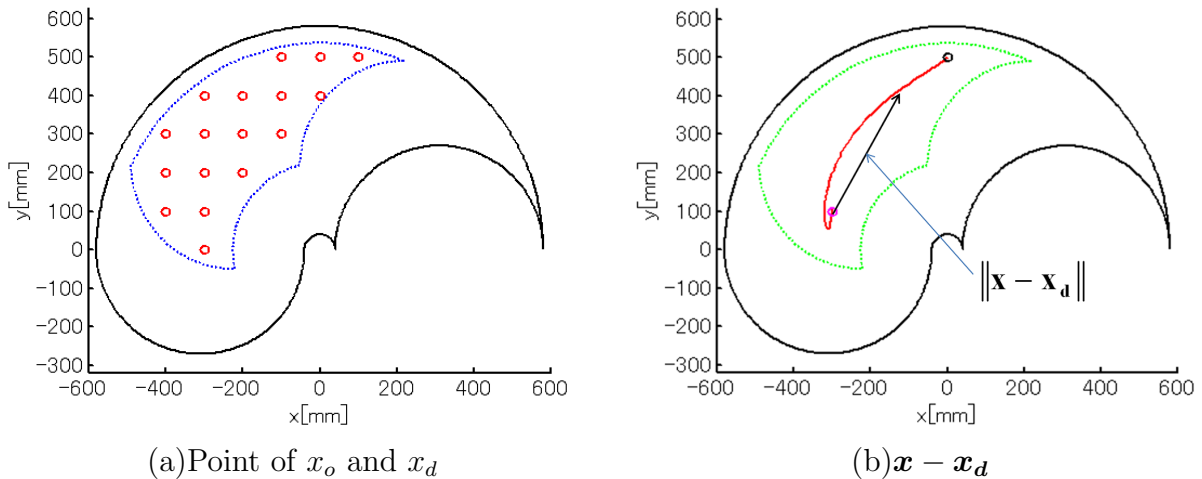


Fig. 43 Assessment function

## 付録 A. 3 : 計算結果

GA の計算過程を Fig. 44 に示す. Fig. 44 を見ると評価関数の数値が世代を重ねるごとに小さくなっていることが分かる. 48 世代目に評価関数を最小とする個体が現れた. 評価関数を最小とする個体での筋配置を Fig. 45(E) に示す. このときの筋配置と比較を行うため, Fig. 45(F) の筋配置と比較を行った. 各筋配置のパラメータを Table 11, Table 12 に示す. 各筋配置のときのシミュレーション中の手先軌道とポテンシャルを Fig. 46~Fig. 69 に示す.

結果を見ると GA で算出した筋配置のほうがポテンシャルの勾配が急になっており, 目標収束しやすくなっている. どの結果を見てもより早く, オーバーシュートが少なく収束している. 結果より, GA での最適化は筋配置の決定に十分効果的であることがわかった. GA の手法をより工夫することで, 更に解の精度をあげることが期待できる. しかし, この手法ではどんな評価関数でも結果が出て来るので評価関数の妥当性を更に検証する必要がある.

## 参考文献

- [40] 伊藤一之: 図解ロボット技術入門シリーズロボットインテリジェンス-進化計算と強化学習-. オーム社, 2007.
- [41] 三宮信夫, 喜多一, 玉置久, 岩本貴司: システム制御情報ライブラリー 17 遺伝的アルゴリズムと最適化, 朝倉書店, 1998.

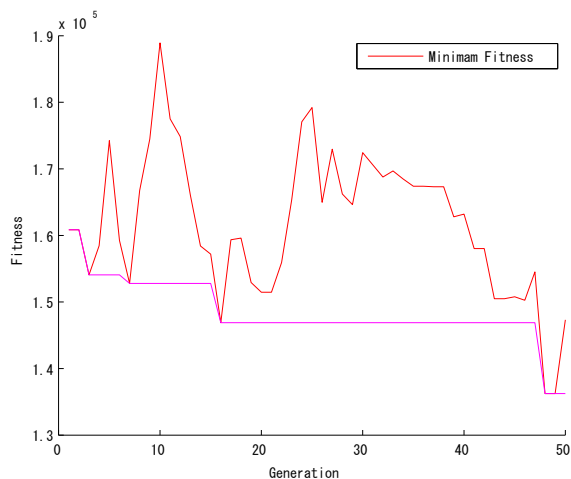
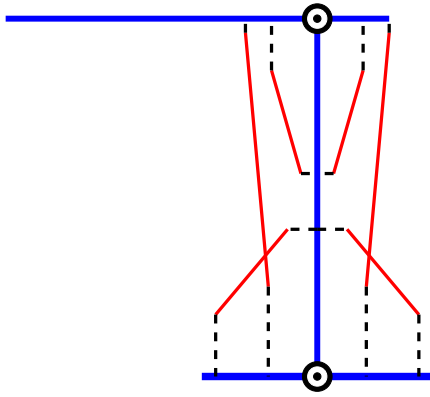
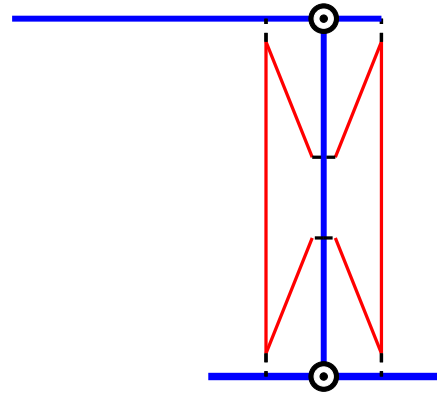


Fig. 44 Result of SGA



(E)GA result



(F)Comparing model

Fig. 45 Muscle arrangement (GA)

Table 11 Parameter of muscle arrangement (E)

$(h_1 h_2 h_3 h_4 h_5 h_6 h_7 h_8)$ [mm]	(88.0, 88.0, 39.6, 39.6, 42.5, 42.5, 62.2, 62.2)
$(d_1 d_2 d_3 d_4 d_5 d_6 d_7 d_8)$ [mm]	(53.7, 53.7, 44.9, 44.9, 77.8, 77.8, 12.2, 12.2)
$(bx_1 bx_2 bx_3 bx_4)$ [mm]	(127.5, 127.5, 134.2, 134.2)
$(by_1 by_2 by_3 by_4)$ [mm]	(25.8, 25.8, 14.1, 14.1)

Table 12 Parameter of muscle arrangement (F)

$(h_1 h_2 h_3 h_4 h_5 h_6 h_7 h_8)$ [mm]	(50.0, 50.0, 50.0, 50.0, 50.0, 50.0, 50.0, 50.0)
$(d_1 d_2 d_3 d_4 d_5 d_6 d_7 d_8)$ [mm]	(20.0, 20.0, 20.0, 20.0, 20.0, 20.0, 20.0, 20.0)
$(bx_1 bx_2 bx_3 bx_4)$ [mm]	(120.0, 120.0, 120.0, 120.0)
$(by_1 by_2 by_3 by_4)$ [mm]	(10.0, 10.0, 10.0, 10.0)

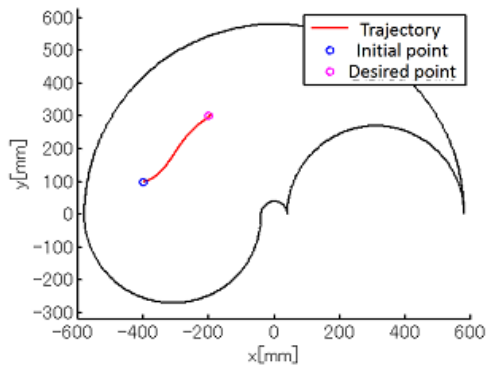


Fig. 46 Trajectory of end effector (E) ( $\mathbf{x}_o = (-400, 100)$ ,  $\mathbf{x}_d = (-200, 300)$ )

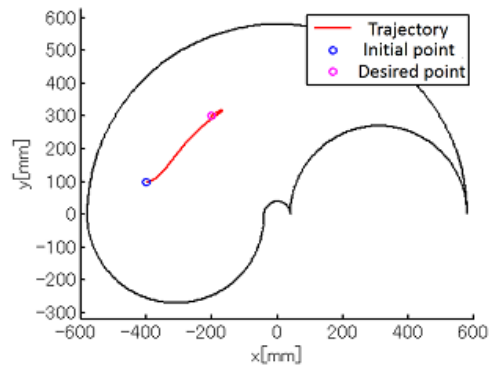


Fig. 47 Trajectory of end effector (F) ( $\mathbf{x}_o = (-400, 100)$ ,  $\mathbf{x}_d = (-200, 300)$ )

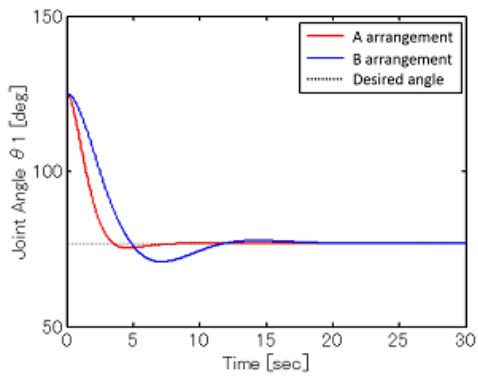


Fig. 48 Joint Angle Trajectory  $\theta_1$  ( $\mathbf{x}_o = (-400, 100)$ ,  $\mathbf{x}_d = (-200, 300)$ )

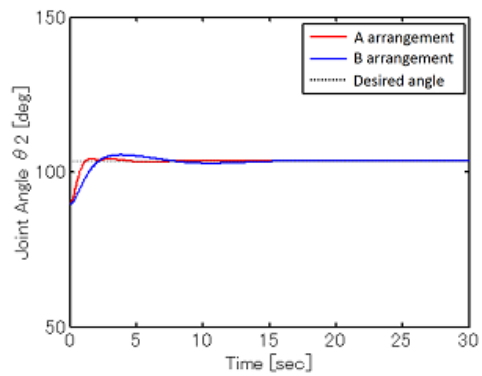


Fig. 49 Joint Angle Trajectory  $\theta_2$  ( $\mathbf{x}_o = (-400, 100)$ ,  $\mathbf{x}_d = (-200, 300)$ )

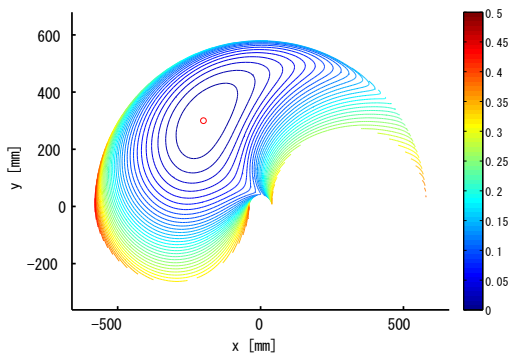


Fig. 50 Potential (E) ( $\mathbf{x}_d = (-200, 300)$ )

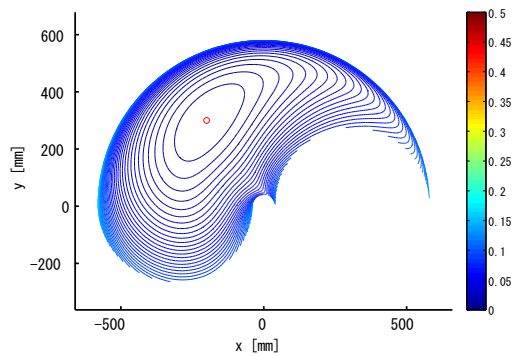


Fig. 51 Potential (F) ( $\mathbf{x}_d = (-200, 300)$ )

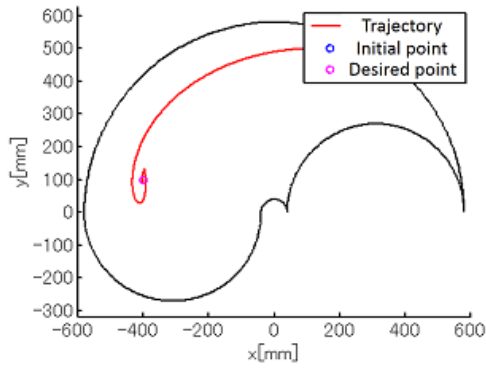


Fig. 52 Trajectory of end effector (E) ( $\mathbf{x}_o = (100, 500)$ ,  $\mathbf{x}_d = (-400, 100)$ )

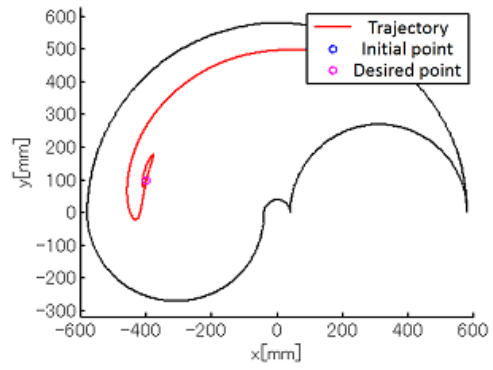


Fig. 53 Trajectory of end effector (F) ( $\mathbf{x}_o = (100, 500)$ ,  $\mathbf{x}_d = (-400, 100)$ )

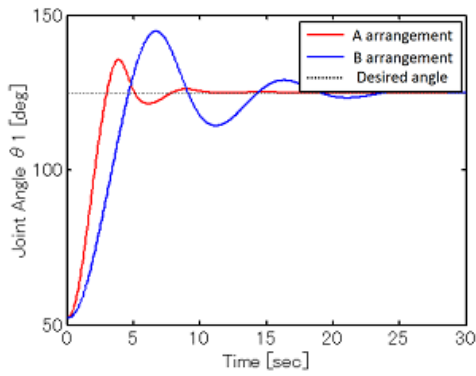


Fig. 54 Joint Angle Trajectory  $\theta_1$  ( $\mathbf{x}_o = (100, 500)$ ,  $\mathbf{x}_d = (-400, 100)$ )

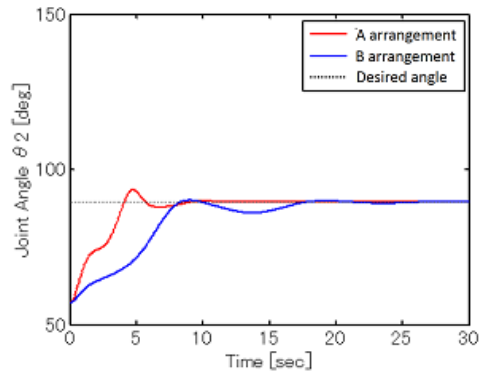


Fig. 55 Joint Angle Trajectory  $\theta_2$  ( $\mathbf{x}_o = (100, 500)$ ,  $\mathbf{x}_d = (-400, 100)$ )

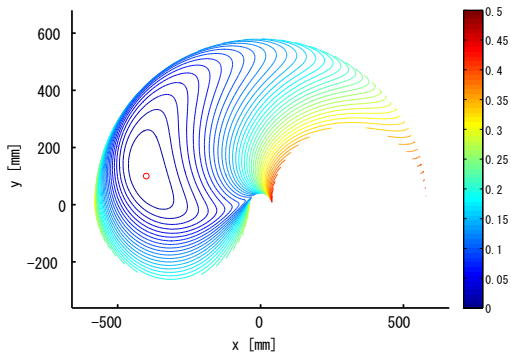


Fig. 56 Potential (E) ( $\mathbf{x}_d = (-400, 100)$ )

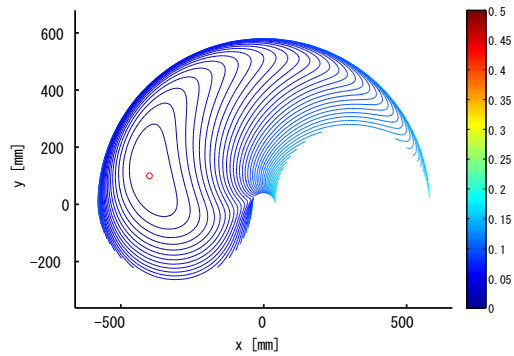


Fig. 57 Potential (F) ( $\mathbf{x}_d = (-400, 100)$ )

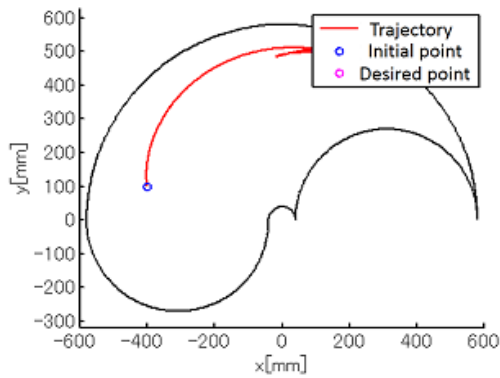


Fig. 58 Trajectory of end effector (E) ( $\mathbf{x}_o = (-400, 100)$ ,  $\mathbf{x}_d = (100, 500)$ )

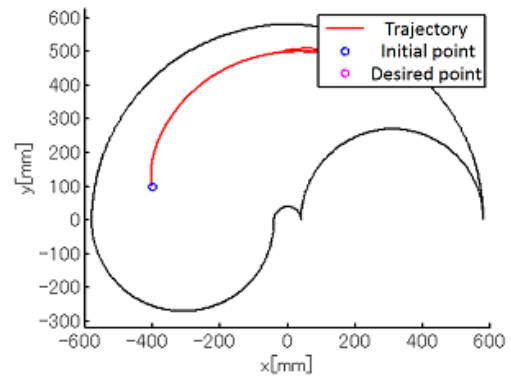


Fig. 59 Trajectory of end effector (F) ( $\mathbf{x}_o = (-400, 100)$ ,  $\mathbf{x}_d = (100, 500)$ )

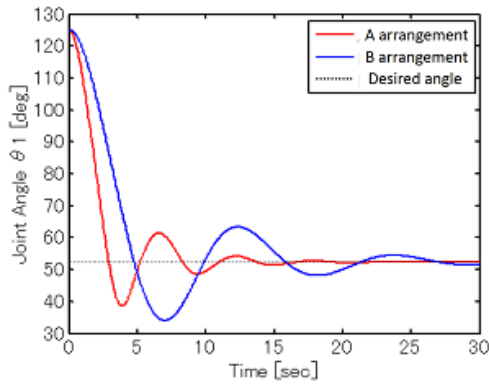


Fig. 60 Joint Angle Trajectory  $\theta_1$  ( $\mathbf{x}_o = (-400, 100)$ ,  $\mathbf{x}_d = (100, 500)$ )

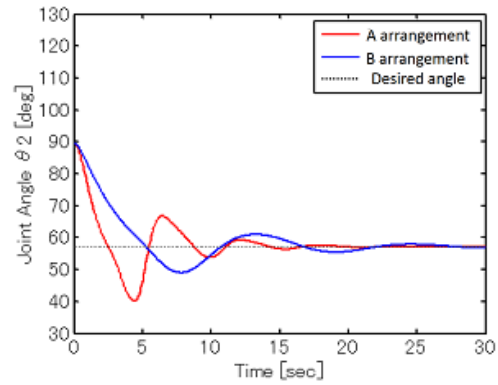


Fig. 61 Joint Angle Trajectory  $\theta_2$  ( $\mathbf{x}_o = (-400, 100)$ ,  $\mathbf{x}_d = (100, 500)$ )

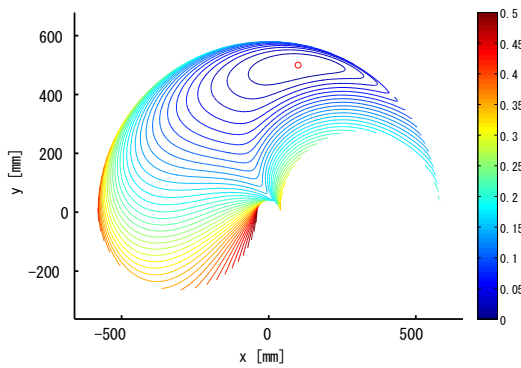


Fig. 62 Potential (E) ( $\mathbf{x}_d = (100, 500)$ )

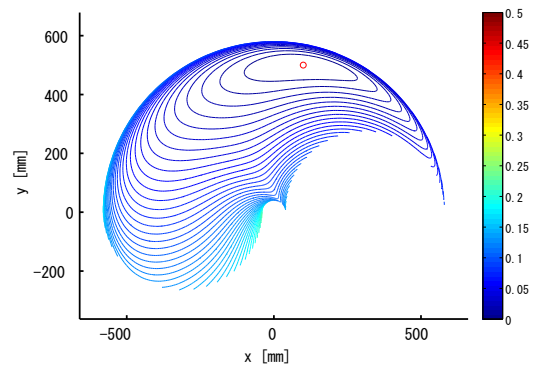


Fig. 63 Potential (F) ( $\mathbf{x}_d = (100, 500)$ )

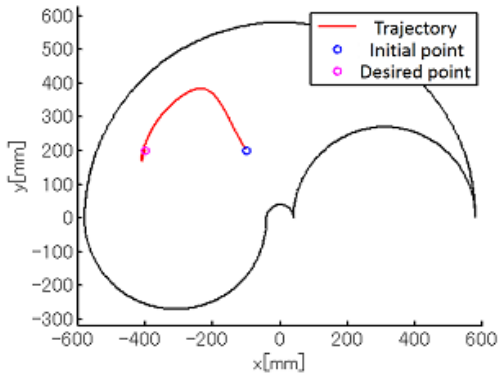


Fig. 64 Trajectory of end effector (E) ( $\mathbf{x}_o = (-100, 200)$ ,  $\mathbf{x}_d = (-400, 200)$ )

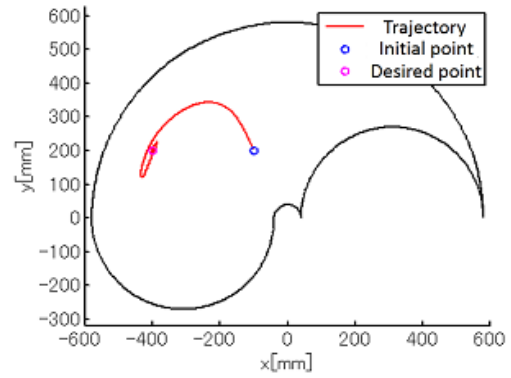


Fig. 65 Trajectory of end effector (F) ( $\mathbf{x}_o = (-100, 200)$ ,  $\mathbf{x}_d = (-400, 200)$ )

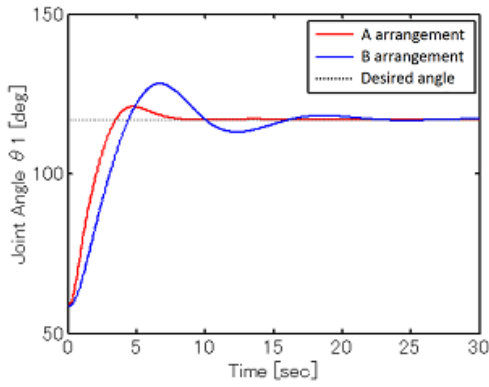


Fig. 66 Joint Angle Trajectory  $\theta_1$  ( $\mathbf{x}_o = (-100, 200)$ ,  $\mathbf{x}_d = (-400, 200)$ )

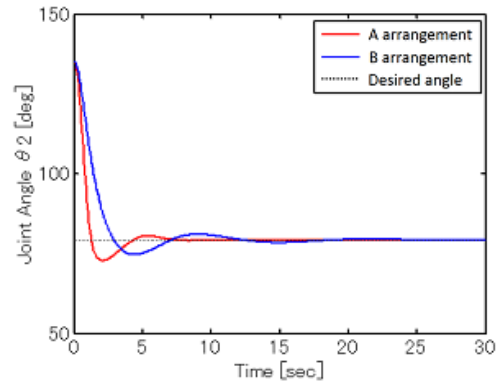


Fig. 67 Joint Angle Trajectory  $\theta_2$  ( $\mathbf{x}_o = (-100, 200)$ ,  $\mathbf{x}_d = (-400, 200)$ )

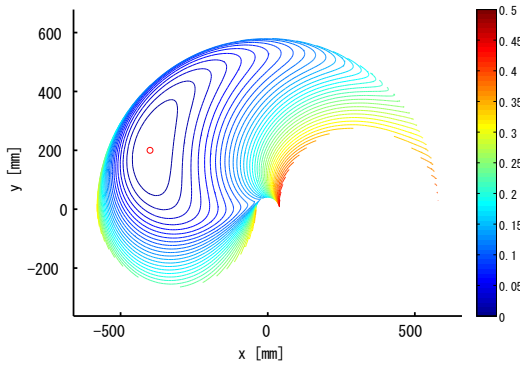


Fig. 68 Potential (E) ( $\mathbf{x}_d = (-400, 200)$ )

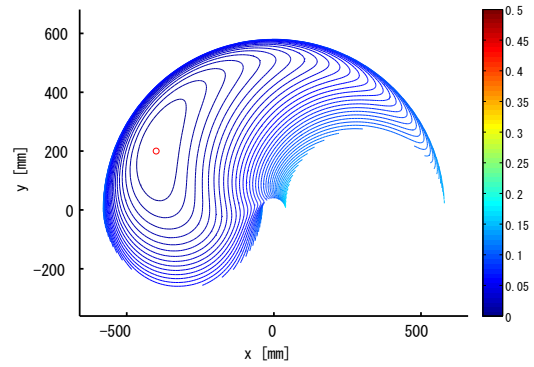


Fig. 69 Potential (F) ( $\mathbf{x}_d = (-400, 200)$ )