

NAIST-IS-MT9551111

## 修士論文

# 筋肉モデルを用いた動力的計算に基づく 腕動作アニメーションの作成

宮部 素明

1997年2月14日

奈良先端科学技術大学院大学  
情報科学研究科 情報システム学専攻

本論文は奈良先端科学技術大学院大学情報科学研究科に  
修士(工学) 授与の要件として提出した修士論文である。

宮部 素明

指導教官： 横矢 直和 教授  
千原 國宏 教授  
竹村 治雄 助教授

# 筋肉モデルを用いた動力的計算に基づく 腕動作アニメーションの作成\*

宮部 素明

## 内容梗概

本論文では筋-骨格モデルを用い、骨格の運動とそれに伴う外観変化のアニメーションを、筋肉モデルに基づいた動力的な計算によって生成する手法を提案する。本論文で提案する手法は、与えられた動作を満足する筋肉の状態を、逆動力学計算により算出される関節軸方向の駆動力から推定する。その過程で筋肉の変形を特徴付ける筋線維長の時間変化が得られるため、力学的に動作と矛盾のない筋肉の変形を自動的に作成することが可能である。本論文ではまた、アニメーションの作成例として、2つの可動関節をもつ筋-骨格モデルを使用した実験結果を紹介する。

## キーワード

コンピュータグラフィクス, アニメーション, 外見変化, 筋肉モデル, 逆動力学

---

\*奈良先端科学技術大学院大学 情報科学研究科 情報システム学専攻 修士論文, NAIST-IS-MT9551111, 1997年2月14日.

# Animation of Arm Motion Based on Dynamics Using Muscle Model \*

Motoaki Miyabe

## Abstract

This thesis presents a method for generating computer animations of animals based on a musculoskeletal model. The proposed method estimates internal state of muscles. This estimation is done so as to satisfy a given conditions of motion by using inverse-dynamics. The method can generate the deformation of muscles automatically from estimated muscle fiber length. This thesis finally presents examples of computed animation with an arm model which is constructed of two joints.

## Keywords:

computer graphics, animation, shape changes, muscle model, inverse dynamics

---

\*Master's Thesis, Department of Information Systems, Graduate School of Information Science, Nara Institute of Science and Technology, NAIST-IS-MT9551111, February 14, 1997.

# 目次

|                         |    |
|-------------------------|----|
| 1. はじめに                 | 1  |
| 2. 提案手法の概略              | 3  |
| 2.1 既存手法                | 3  |
| 2.2 提案手法の概略             | 5  |
| 3. 筋-骨格モデルと中間パラメータ導出    | 7  |
| 3.1 筋-骨格モデル             | 7  |
| 3.2 関節の駆動力と筋力の方向の導出     | 9  |
| 4. 筋肉の状態量の導出            | 12 |
| 4.1 筋肉の力学的な特性           | 12 |
| 4.2 Zajac の筋肉モデル        | 13 |
| 4.2.1 筋線維の力学的な特性        | 14 |
| 4.2.2 腱の力学的な特性          | 17 |
| 4.3 動力学的な計算に基づく筋肉の状態量推定 | 18 |
| 5. 実験                   | 21 |
| 5.1 筋肉形状の可視化            | 21 |
| 5.2 設定条件                | 22 |
| 5.3 実験結果                | 24 |
| 5.4 考察                  | 31 |
| 6. おわりに                 | 32 |
| 謝辞                      | 33 |
| 参考文献                    | 34 |
| 付録                      | 37 |



## 目 次

|      |  |    |
|------|--|----|
| 2.1  | 処理の流れ  | 6  |
| 3.1  | 筋-骨格モデル構成図   | 8  |
| 3.2  | 骨格に対する筋肉接続位置   | 9  |
| 3.3  | 骨格の姿勢の決定   | 10 |
| 3.4  | 筋力と関節駆動力   | 11 |
| 4.1  | 筋線維と腱の接続の様子  | 12 |
| 4.2  | Zajac の筋肉モデル   | 14 |
| 4.3  | 筋線維活性度 $a = 1$ における筋線維長 $\tilde{l}^M$ と筋力 $\tilde{F}^M$ の関係    | 15 |
| 4.4  | 筋線維活性度 $a = 1$ における筋線維収縮速度 $\tilde{v}^M$ と筋力 $\tilde{F}^M$ の関係 | 16 |
| 5.1  | 筋肉形状の近似表現  | 22 |
| 5.2  | 入力動作   | 23 |
| 5.3  | 環境の設定  | 24 |
| 5.4  | 作成された時系列画像 (0ms~400ms)   | 25 |
| 5.5  | 作成された時系列画像 (500ms~900ms)                                       | 26 |
| 5.6  | 筋肉 $M_0$ の筋線維活性度の時間変化  | 27 |
| 5.7  | 筋肉 $M_1$ の筋線維活性度の時間変化  | 27 |
| 5.8  | 筋肉 $M_2$ の筋線維活性度の時間変化  | 28 |
| 5.9  | 筋肉 $M_3$ の筋線維活性度の時間変化  | 28 |
| 5.10 | 筋肉 $M_0$ の筋線維長の時間変化  | 29 |
| 5.11 | 筋肉 $M_1$ の筋線維長の時間変化  | 29 |
| 5.12 | 筋肉 $M_2$ の筋線維長の時間変化  | 30 |
| 5.13 | 筋肉 $M_3$ の筋線維長の時間変化  | 30 |

# 1. はじめに

コンピュータグラフィクス (CG : Computer Graphics) を用いた生物のアニメーションが数多く作成されている。計算機の演算性能や CG 作成技術の向上に伴い、幅広い分野において生物の CG が使用されている。

生物の CG が盛んに使用される分野として、映画など仮想的な世界の中における生物を描写する分野が代表的である。この場合、CG を用いる利点としては映像に加工を施すことが比較的容易であること、想像上の生物も極めて自然に表現可能であることなどが挙げられる [1]。次に、科学的な可視化手段としての生物の CG アニメーションも注目を集めている。既に絶滅してしまった生物の動作を計算機上で復元する場合において、モデル計算による生物の動作を分かりやすく提示する手段として CG アニメーションが使用されている [2, 3]。また、近年、人間の顔の表情変化の CG アニメーションをユーザインタフェースとして使用する動きが盛んである [4]。表情の変化をユーザインタフェースとして提示することで、現在実装されている様々なユーザインタフェースよりも円滑なコミュニケーションが行えるものとして注目されている。

これら生物の CG アニメーションを作成する場合、その要素は以下のものが挙げられる。

- 動作の作成
- 生物の形状のモデリング

これらの要素は生物に限らず、CG アニメーションを作成する際に必要とされる一般的な要素であるといえる。生物はその動作や姿勢に伴い力こぶなどのように外見が変形する。したがって上述した要素に加え、

- 動作・姿勢に伴う外見の変形の作成

も必要であると筆者は考えた。人間などの内骨格生物は、その名が示すように骨格を複数の筋肉が取り囲み、これら筋肉が骨を引っ張ることにより動作を行う。内骨格生物の複雑かつ滑らかな形状は、皮膚下に存在する筋肉により形作られている。そのため、内骨格生物が動作を行う場合、筋肉の伸縮によって皮膚が盛り上が



るなどの外見の変形が見られる。本論文では、筋肉の収縮状態を動力的に推定し、このような外見の変形を作成する手法を提案する。

以下、本論文は次のように構成される。まず、2章において生物のCGアニメーション作成を目的とした既存手法と本論文で提案する手法の概略について述べる。次に、3章において動作の力学的な計算を行うために定義している筋-骨格モデルに関して、剛体のリンク構造として扱う関節-骨格系の定義と力学的・幾何学的な変量の導出手順について述べる。4章において筋肉の力学的なモデルとその状態量の導出手順について説明した後、5章において提案手法の動作確認を目的とした実験について述べる。最後に、6章においてまとめと今後の課題について述べる。

## 2. 提案手法の概略

本章では、これまでに生物の CG アニメーションの作成を目的として提案されてきた既存手法について述べた後、提案手法の概略について述べる。前章で簡単に述べたが、生物の CG アニメーションを作成する場合、動作、形状、変形の作成が必要である。以下 2.1 節でそれら各々を作成するために提案されてきた手法を幾つか紹介し、2.2 節で既存手法を用いる場合の問題点と提案手法の概要について述べる。

### 2.1 既存手法

**動作を作成する手法：** 動作を作成するための手法は多くの研究が報告されている。まず、広く使用されている手法として、実際の生物の動作を計測するモーションキャプチャが挙げられる。モーションキャプチャとは、実際の生物の肘や膝などの運動を特徴付ける部位に計測装置を設置し、生物が運動を行っている間の計測点の移動を記録する手法である。モーションキャプチャは自然な生物の動作を簡易に提供する一方、幾つかの問題点が指摘されている。まず、恐竜など CG の作成対象となる生物が存在しない場合は適用不可能である。その解決策として、生物の骨組みを模型として実際に製作し、伝統的なコマ撮りアニメーションの技法を使う手法 [1, 5] が提案されているが、動作が自然であるか否かは専門のアニメーション製作者の技量に依存する。次に、CG の作成対象となる生物に計測機器を設置するため、測定可能な動作が制限されるという問題がある。この問題に対して、動画像中の生物を 3 次元モデルと 3 次元モデルマッチングにより適合させ、その結果得られる 3 次元モデルの運動から生物の動作を獲得する手法が提案されている [6]。また、モーションキャプチャには、動作毎に計測を行うが必要であることや、計測して得られる動作が CG の作成者の要求した動作と一致する保証がないという問題点がある [1, 5]。そこで、動作のキーとなるフレームにおける生物の姿勢を与え、そのフレーム間の姿勢を計算により滑らかに補間することにより、動きを作成する手法が提案されている。

そのような手法として、骨格の幾何学的な制約条件のみから動作を作成する運動学的な手法が代表的である。運動学的な手法は簡易な計算で動作の作成が可能であるが、骨格や筋肉の質量や重力の影響などを考慮していないため、力学的に整合性のある計算結果を得ることが困難である。その解決策として、CGによる生物の姿勢を補間する関数に工夫を凝らす手法が提案されており、実際の生物の動作を計測した結果や経験的な手段による関数パラメータの導出がなされている [7, 8, 9, 10]。さらに、こういったパラメータ設定の煩わしさを低減する目的で、腕や脚などを近似的に剛体として扱い、運動学的な手法により作成された動作に対し逆動力学演算を行い、力学的に整合性のある動作へと修正をする手法が提案されている [11, 12]。

**形状・変形を作成する手法：** 前章でも述べたように、生物のCGアニメーションにおいては形状とその変形の作成も必要である。

人間のような内骨格生物においては、関節の屈曲は骨格の周囲に配置している筋肉の収縮によって行われ、筋肉は収縮に伴い変形する。内骨格生物の外見とその変形を作成するために、筋肉のもつ弾性的な性質に着目した手法が提案されている [13]。この場合、生物の体の各部の大まかな形状を弾性体でモデリングし、関節の屈曲による腕や脚の形状変化を計算する。同様のアプローチは、魚や蛇など腕や脚などといった構造を持たない生物が運動を行う様子や、人間の顔表情の作成についても用いられ良好な結果が得られている [4, 14, 15]。さらに、筋肉の弾性的な性質のみでなく、生理学的知見に基づく性質も付加した筋肉モデルを応用した研究例 [16] も報告されている。

生物の外見の変形を作成する目的でこれまで提案されてきた手法の多くは、外見(筋肉)の変形を関節や制御点の幾何学的な状態から受動的に決定している。したがって、CGの作成対象となる生物が運動している/いないに関わらず、関節の屈曲状態が同一であれば変形の度合も同一である。しかし、実際の生物においては各々の筋肉が発生している筋力が異なるため、筋肉の変形の度合も異なるはずである。

## 2.2 提案手法の概略

本論文では次章以降, 内骨格生物の腕や脚などといった構造に焦点を絞り, その動作に対応した各筋肉の変形を作成する手法を提案する. 提案手法においては, 動作と力学的に矛盾しない筋肉の変形を獲得するために, 与えられた動作から各々の筋肉が発生すべき筋力を推定し, 筋肉の力学的なモデルを用いて筋肉の変形を特徴付けるパラメータの獲得を行う. このような逆動力学的なアプローチをとることにより, 従来手法では表現できなかった筋肉の力学的な状態の表現が可能である.

ある物体の各時刻における運動状態が与えられたとき, その状態を発生するために必要な力などの導出を行う計算方法は逆動力学演算と呼ばれる. 提案手法は生物のモデルとその動作および動作が行われる環境 (重力・荷重) を基に, 各時刻における生物のモデルの運動状態について逆動力学演算を行い, その結果から筋肉の力学的な状態の推定を行う. 提案手法の処理の流れは図 2.1 のようになる. 図 2.1 中最上段に置かれている, “筋-骨格モデル”, “動作”, “環境” に対し, 各時刻毎に “逆動力学演算”, “筋肉の状態量推定” を行い, “筋肉の変形” を作成するために必要なパラメータを獲得する. 最終的に “筋-骨格モデル” の “動作” に加え, 力学的に矛盾のない “筋肉の変形” を付加した CG アニメーションを出力する.

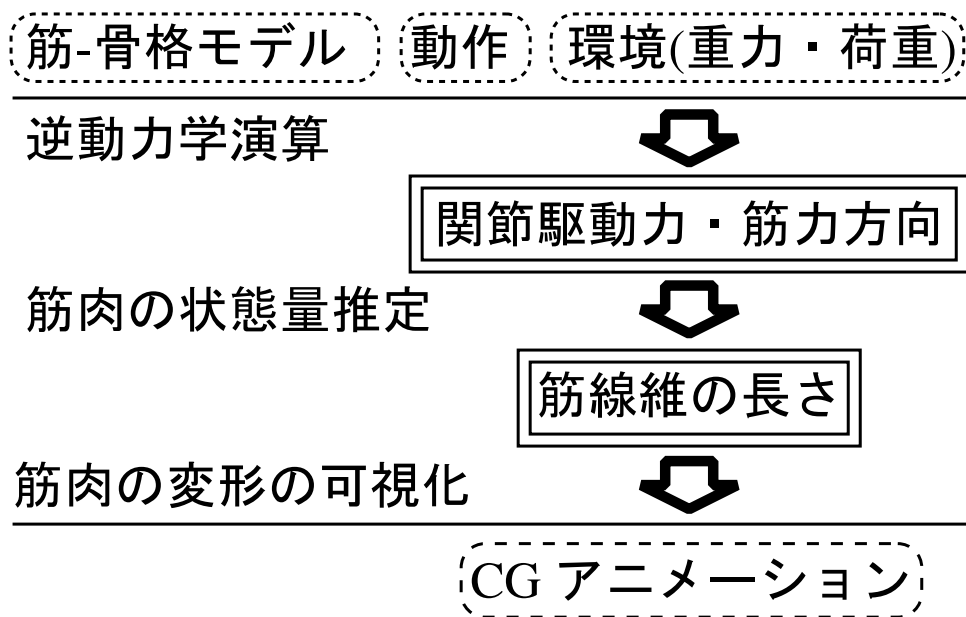


図 2.1 処理の流れ

### 3. 筋-骨格モデルと中間パラメータ導出

提案手法においては、内骨格生物の腕や脚の動作を動力的に解析し、筋肉の状態を推定する。そのためにはまず、腕や脚の物理的なモデルが必要である。

以下 3.1 節で逆動力学演算を行うためのモデルについて説明した後、3.2 節で図 2.1 中 “関節駆動力・筋力方向” で示した動力的・幾何学的な変量の導出を行う手順について述べる。力学的に筋肉の状態量を推定する手順は次章において述べる。

#### 3.1 筋-骨格モデル

提案手法では、腕や脚のモデルを筋-骨格モデルと呼ぶ。その構成図を図 3.1 に示す。骨格のモデルは、図中  $J_0 \sim J_3$  で示した関節が  $L_0 \sim L_2$  で示した骨 (リンク) を介して連鎖的につながった構造とする。骨格の両端を除く関節の両側に、図中  $M_0 \sim M_3$  で示した筋肉を配置する。これらの筋肉のうち、筋肉  $M_0, M_1$  は関節  $J_1$  に、筋肉  $M_2, M_3$  は関節  $J_2$  に駆動力を発生させる筋肉である。

**関節の定義：** 各関節  $J_i (i = 0, 1, 2, \dots, n + 1)$  において各々関節座標系  $E_i$  を定義し、関節の回転軸の方向は関節座標系  $E_i$  の  $x$  軸に設定する。骨 (リンク) を介し接続される次の関節  $J_{i+1}$  は、関節  $J_i$  の関節座標系  $E_i$  における  $z$  軸上距離  $l_i$  の位置に存在する。座標系  $E_i$  における  $x$  軸方向の単位ベクトルを  $\mathbf{e}_{ix}$ 、 $z$  軸方向の単位ベクトルを  $\mathbf{e}_{iz}$  で表す。関節  $J_i$  の関節軸が  $\theta_i$  回転した状態にある時、次の関節  $J_{i+1}$  の位置  $\mathbf{p}_{i+1}$  は次のように決定される。

$$\mathbf{p}_{i+1} = l_i \cdot \text{Rot}(\mathbf{e}_{ix}, \theta_i) \cdot \mathbf{e}_{iz}$$

ここで、 $\text{Rot}(\mathbf{v}, \theta)$  はあるベクトル  $\mathbf{v}$  のまわりに角度  $\theta$  の回転をおこなう変換行列を表す。また、関節  $J_0$  の関節座標系  $E_0$  は絶対座標系と一致し、この関節を基準にして骨格の姿勢を決定する。

**骨 (リンク) の定義：** 骨 (リンク)  $L_i (i = 0, 1, 2, \dots, n)$  は関節  $J_i$  と関節  $J_{i+1}$  を接続し、質量をもつ均質な剛体として定義する。また、骨 (リンク) においては筋肉の接続位置の設定を行う。筋肉は半径  $r_i$ 、長さ  $l_i$  の円柱で表される

骨の表面に接着しているものとする。筋肉の接続位置は図 3.2 で示すように、関節  $J_i$  と接続している側を基準面とした円筒座標系で表される。筋肉  $M_k (k = 0, 1, 2, \dots, m)$  の骨 (リンク)  $L_i$  における接続位置を関節  $J_i$  の関節座標系  $E_i$  の原点からの位置ベクトル  $\mathbf{c}_{ik}$  で表すと、

$$\mathbf{c}_{ik} = (r_i, \varphi, h)$$

のように表現される。骨 (リンク)  $L_i$  の質量・体積は筋肉が持つべき量も含めて定義する。

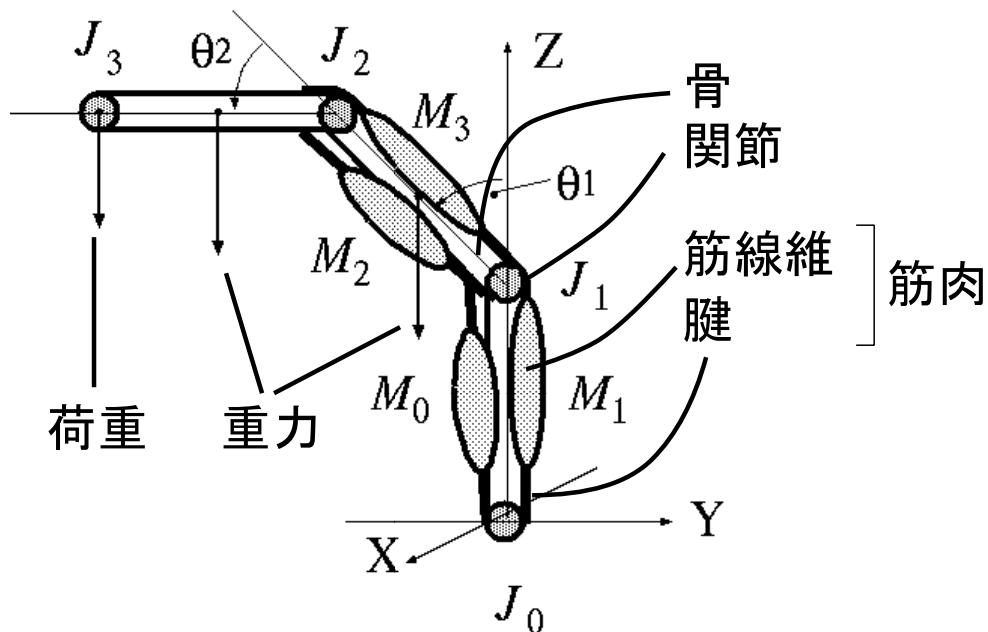


図 3.1 筋-骨格モデル構成図

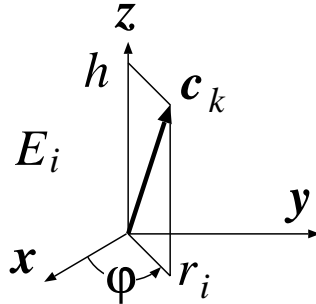


図 3.2 骨格に対する筋肉接続位置

### 3.2 関節の駆動力と筋力の方向の導出

動作が与えられた時, 各時刻  $t$  における各関節  $J_i$  の回転角  $\theta_i(t)$  が決定する. ある時刻  $t$  における骨格の関節位置 (姿勢)  $\mathbf{p}_i(t)$  は, 図 3.3 のように関節  $J_0$  を基準として, 各関節  $J_i$  の回転角  $\theta_i(t)$  により決る.

$$\begin{aligned}
 \mathbf{p}_0(t) &= \mathbf{O} \\
 \mathbf{p}_1(t) &= l_0 \cdot \text{Rot}(\mathbf{e}_{0x}, \theta_0(t)) \cdot \mathbf{e}_{0z} \\
 \mathbf{p}_2(t) &= \mathbf{p}_1(t) + l_1 \cdot \text{Rot}(\mathbf{e}_{1x}, \theta_1(t)) \cdot \mathbf{e}_{1z} \\
 &\dots \\
 \mathbf{p}_{n+1}(t) &= \mathbf{p}_n(t) + l_n \cdot \text{Rot}(\mathbf{e}_{nx}, \theta_n(t)) \cdot \mathbf{e}_{nz}
 \end{aligned}$$

ここで  $\mathbf{O}$  は絶対座標系の原点である.



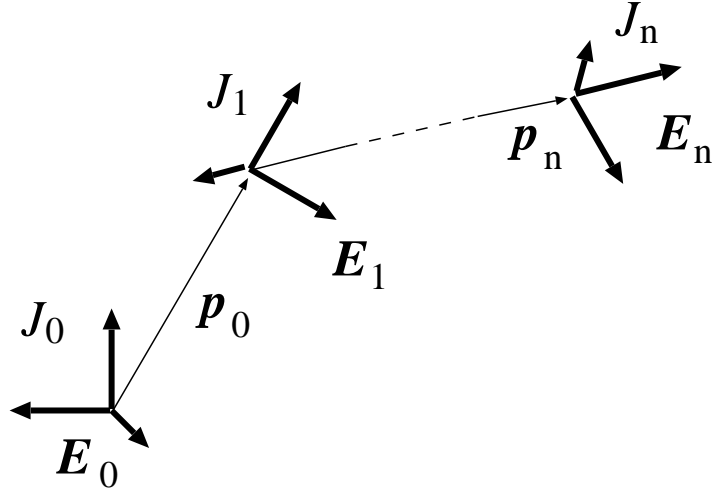


図 3.3 骨格の姿勢の決定

骨格の姿勢の導出と同様に, 骨 (リンク)  $L_i$  に対する筋肉  $M_k$  の接続位置  $\mathbf{c}_{ik}(t)$  が導出される. 筋肉  $M_k$  が骨格  $L_i$  と  $L_{i+1}$  に接続されているとき, 筋肉の長さ  $l_k^{MT}$  と筋力の方向  $\mathbf{F}_k^M / |\mathbf{F}_k^M|$  を次のように計算する.

$$l_k^{MT} = \begin{cases} |\mathbf{c}_{ik}(t) - \mathbf{c}_{i+1k}(t)| \\ l_i - \mathbf{c}_{ik} \cdot \mathbf{h}(t) + \mathbf{c}_{i+1k} \cdot \mathbf{h}(t) + \theta_i(t) \frac{r_i}{\pi} \end{cases} \quad (1)$$

$$\frac{\mathbf{F}_k^M}{|\mathbf{F}_k^M|} = \begin{cases} (\mathbf{c}_{i+1k} - \mathbf{c}_{ik}) / l_k^{MT} \\ \mathbf{p}_{i+1} / l_{i+1} \end{cases} \quad (2)$$

ここで  $\mathbf{c}_{ik} \cdot \mathbf{h}$  は円筒座標系における高さ成分 (図 3.2 の  $h$ ) を表し,  $\theta_i$  の単位は  $deg$  である. (1) 式, (2) 式ともに上段は筋肉が真直である場合 (図 3.4 の “筋肉 2”), 下段は関節の屈曲により筋肉が折れ曲がっている場合 (図 3.4 の “筋肉 1”) における筋肉の長さおよび筋力の方向である.

各時刻  $t$  における各関節  $J_i$  の回転角  $\theta_i(t)$  から, 角速度  $\dot{\theta}_i(t)$  ・角加速度  $\ddot{\theta}_i(t)$  が導出される.  $\theta_i(t)$ ,  $\dot{\theta}_i(t)$ ,  $\ddot{\theta}_i(t)$  および骨格の姿勢  $\mathbf{p}_i(t)$  が既知となり, その状態を発生するために必要な関節軸における駆動力  $\mathbf{N}_i(t)$  (図 3.4 の “関節駆動力”) が逆動力

学演算により導出可能である。提案手法ではニュートン-オイラー法 [17] を用いて逆動力学演算を行っている。

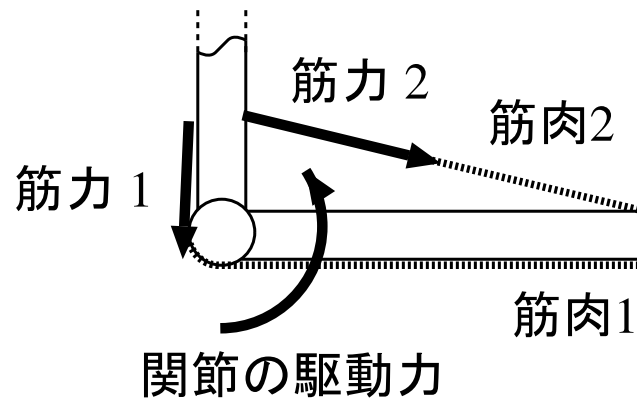


図 3.4 筋力と関節駆動力

以上のように各時刻  $t$  における, 骨格の姿勢  $\mathbf{p}_i(t)$ , 筋肉の接続位置  $\mathbf{c}_{ik}(t)$ , 筋肉の長さ  $l_k^{MT}(t)$ , 筋力の方向  $\mathbf{F}_k^M(t)/|\mathbf{F}_k^M(t)|$  および与えられた動作を行うために必要な関節駆動力  $\mathbf{N}_i(t)$  が導出される (付録 A. “ニュートン-オイラー法による逆動力学演算” 参照).

## 4. 筋肉の状態量の導出

前章で述べたように、与えられた動作から各時刻  $t$  において各関節  $J_i$  に必要とされる駆動力  $N_i(t)$  と各筋肉  $M_k$  の骨  $L_i$  に対する接続位置  $c_{ik}(t)$  が導出される。

本章では、これらを基に筋肉の状態を推定する手法について説明する。以下、4.1節で筋肉の力学的な特性について簡単に説明した後、4.2節でその力学モデルである Zajac の筋肉モデル [20, 21] の概略を述べる。4.3節で、各々の筋力の推定と筋肉の状態を導出する手順について述べる。

### 4.1 筋肉の力学的な特性

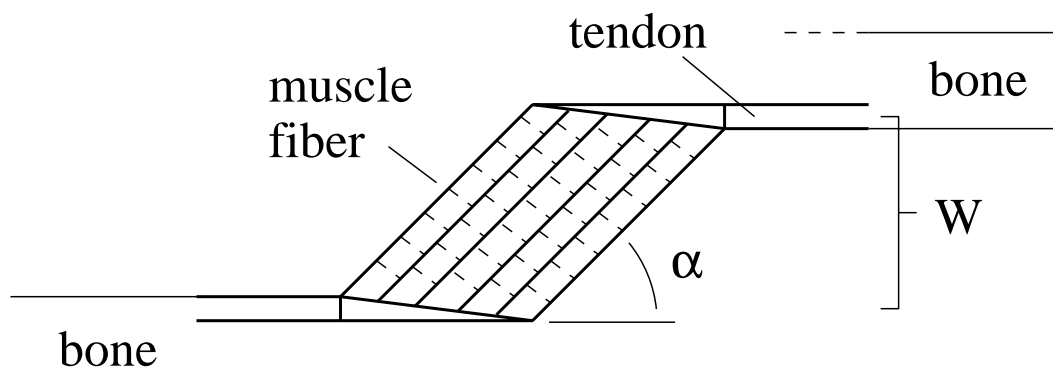


図 4.1 筋線維と腱の接続の様子

内骨格生物において関節に駆動力を発生させる筋肉は、生物種に依らず力学的な性質はほぼ同様であり、以下の特徴を持つ [20, 21, 22]. 筋肉は筋線維 (muscle fiber) が束になった構造を持ち、筋線維の両端は多くの場合腱 (tendon) を介して骨 (bone) に接続されている (図 4.1 参照). 一般に筋線維と腱は角度をなして接続されており (図 4.1 中の  $\alpha$ ), 筋肉が弛緩している状態において、その角度は平均して約  $25^\circ$  程度であり、腱と筋肉の高さは一定とみなせる (図 4.1 中の  $W$ ). 筋肉が発生する最大筋力は筋肉の断面積 ( $\approx$  筋線維の本数) に比例し、その強さは  $1\text{cm}^2$  あ

たり約 3.5kg 重である。腱は最大筋力の約 3.5 倍の荷重まで耐えることができ、伸び率が 10% 以上になると腱は断裂する。

筋線維と腱は力学的に次のような特性を持つ。

**非線形バネ：** 筋線維はゴム紐のように、「長さ」に対して非線形な張力を発生する。

**ポンプ：** 筋線維は興奮状態にあるとき自発的に収縮する。ただし、その収縮する強さは筋線維の「長さ」と興奮の度合を表す「活性度」に依存し、極端に引き延ばされたり縮んだりしている状態では、収縮力は発生しない。

**ダンパ：** 筋線維は減衰機構としての性質も合わせ持ち、「収縮速度」が大きいほど収縮力の強さは小さくなる。

**緩衝機構：** 腱は緩衝機構としての役割をし、「伸び率」にほぼ線形な張力を発生する。

すなわち、筋力は、筋線維の長さ  $l^M$ 、筋線維の活性度  $a$ 、時間  $t$  の関数として表される。

## 4.2 Zajac の筋肉モデル

本研究では筋肉の力学的なモデルとして、Zajac のモデル [21] を使用する。Zajac のモデルは正規化した無次元量によって記述されるため、どのような筋肉についても適用できるという利点がある。この際、長さは弛緩状態における筋線維長  $l_0^M$ 、速度は筋線維の最大収縮速度  $v_0^M$ 、力は筋線維の最大筋力  $F_0^M$  を用いて状態量の正規化を行う。本節以降、チルダのついた記号は、

$$\tilde{l}^M = \frac{l^M}{l_0^M}$$

のように正規化した無次元量であることを表す。弛緩状態にあるとき正規化された筋線維の長さ  $\tilde{l}^M$  は 1 であり、同様に筋線維の伸縮速度  $\tilde{v}^M$ 、筋力  $\tilde{F}^M$  は値が 1 である場合、各々最大伸縮速度、最大筋力である。

Zajac のモデルは模式的に図 4.2 のように表される. 図中  $l^{MT}$ ,  $l^M$ ,  $l^T$ ,  $F^M$ ,  $F^T$  は各々, 筋肉全体の長さ, 筋線維の長さ, 腱の長さ, 筋線維が発生する張力, 腱が発生する張力を表す. 図 4.2 中 “Muscle” で示した部分は筋線維の力学特性のモデルであり, “Tendon” で示した部分は腱をモデル化した弾性要素である.

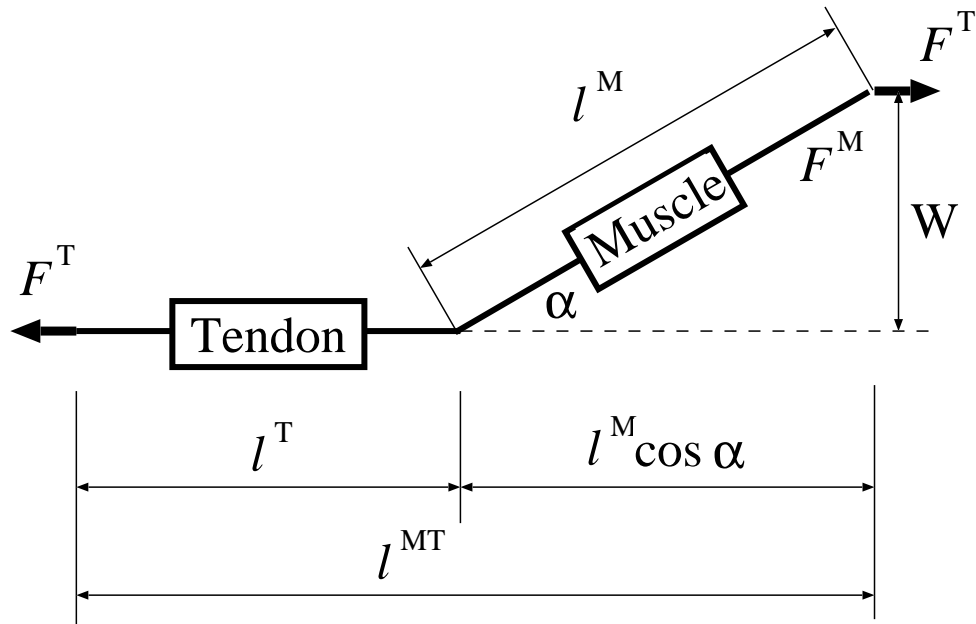


図 4.2 Zajac の筋肉モデル

#### 4.2.1 筋線維の力学的な特性

筋力  $F^M$  はその特性により, 次のように表される.

$$F^M = F_p^M + F_{a_{iso}}^M F_{a_{dmp}}^M \quad (3)$$

ここで, 非線形バネとしての張力を  $F_p^M$ , ポンプとしての収縮力を  $F_{a_{iso}}^M$ , ダンパとしての減衰効果を  $F_{a_{dmp}}^M$  で表す.

$F_p^M$  は筋線維の長さ  $l^M$  の関数,  $F_{a_{iso}}^M$  は筋線維の長さ  $l^M$  と筋線維の活性度  $a$  の関数であり, とともに筋線維の長さが一定である静的な状態における筋肉の出力特

性を表す. 正規化された筋線維の長さ $\tilde{l}^M$  と発生する筋力 $\tilde{F}^M$ の関係を図 4.3に示す. この場合の筋力 $\tilde{F}^M$ (図 4.3の実線)は, 非線形バネとしての張力 $\tilde{F}_p^M$ (図 4.3の破線)とポンプとしての収縮力 $\tilde{F}_{a\ iso}^M$ (図 4.3の鎖線)の和である.

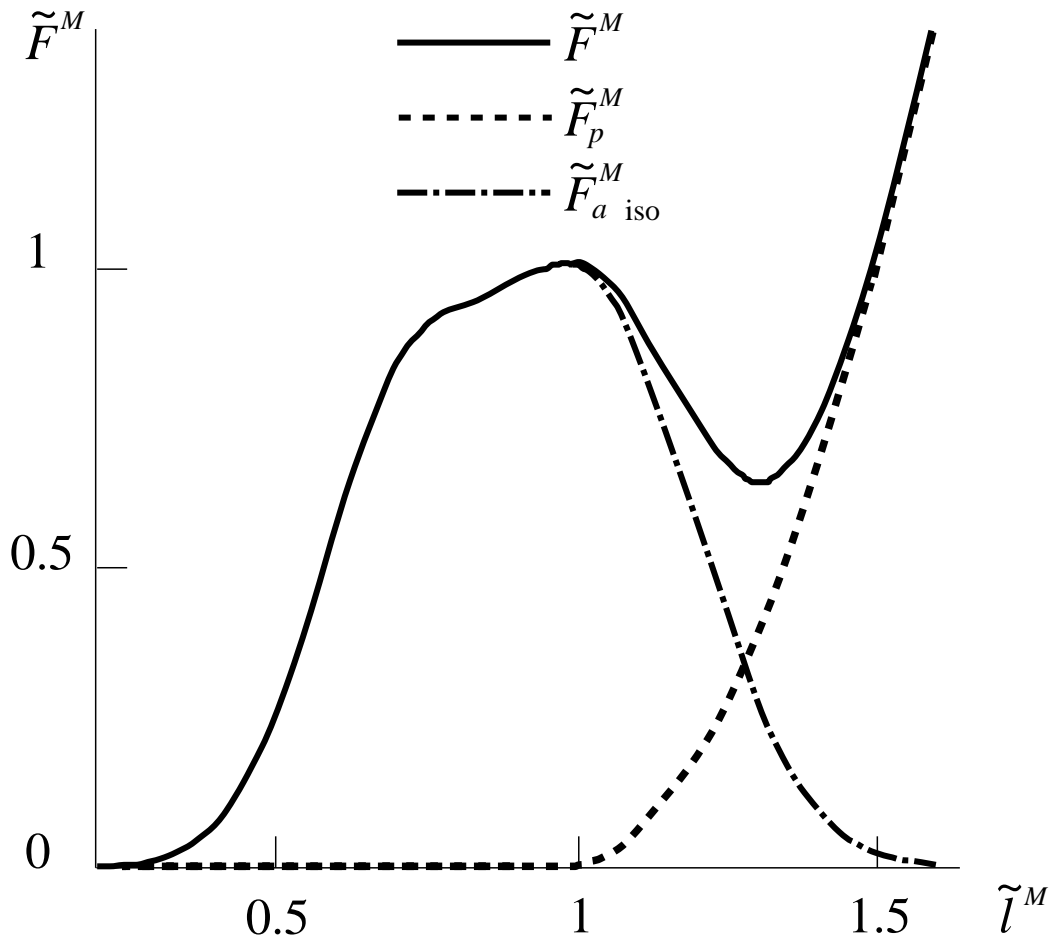


図 4.3 筋線維活性度  $a = 1$  における筋線維長 $\tilde{l}^M$ と筋力 $\tilde{F}^M$ の関係

$F_p^M$ および $F_{a\ iso}^M$ が静的な状態における筋肉の出力特性を表しているのに対し, $F_{a\ dmp}^M$ は筋線維の伸縮速度 $v^M(= dl^M/dt)$ の関数であり,筋線維が収縮を行う動的な状態における筋線維の減衰特性を表す. 正規化された筋線維の収縮速度 $\tilde{v}^M$

と発生可能な筋力 $\tilde{F}^M$ の関係を図 4.3に示す.

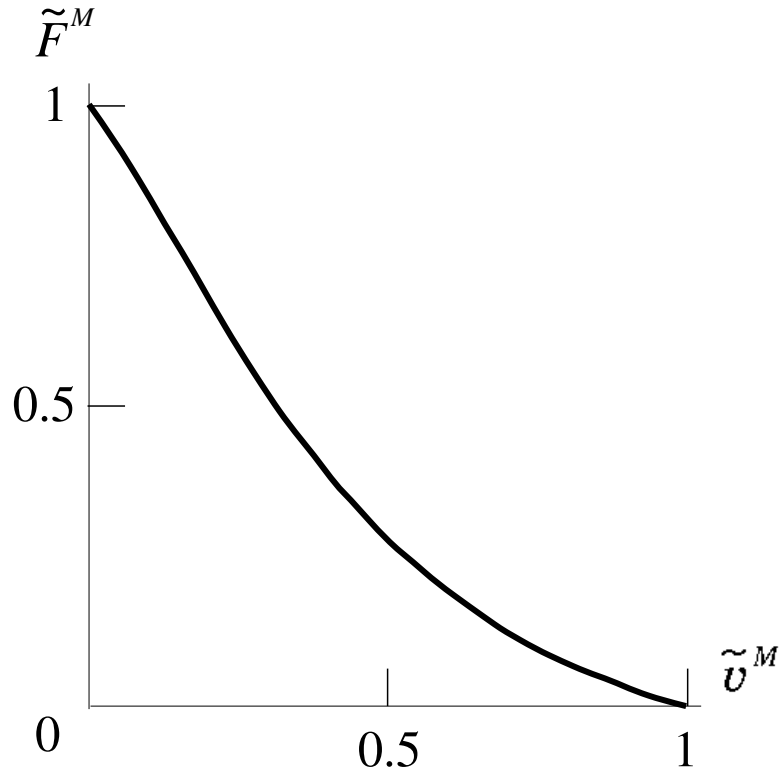


図 4.4 筋線維活性度  $a = 1$  における筋線維収縮速度 $\tilde{v}^M$ と筋力 $\tilde{F}^M$ の関係

以上まとめると, 筋肉の力学的な特性は次のように表される.

$$F^M(a, l^M, t) = F_p^M(l^M) + F_a^M(a, l^M, t) \quad (4)$$

ここで,

$$\begin{aligned} v^M &= dl^M/dt \\ F_a^M(a, l^M, t) &= F_{a \text{ iso}}^M(a, l^M) F_{a \text{ dmp}}^M(a, v^M) \end{aligned} \quad (5)$$

は筋線維が興奮することによって発生する筋力をまとめて表している。

本論文では以上述べた筋線維の力学的な特性  $F_p^M, F_{a\ iso}^M, F_{a\ dmp}^M$  を, 生理学的な知見 [21, 22] と合致するように以下の関数で近似的に定式化する。

$$\tilde{F}_p^M(\tilde{l}^M) = \begin{cases} 4(\tilde{l}^M - 1)^2 & \text{if } \tilde{l}^M > 1.0 \\ 0 & \text{Otherwise} \end{cases} \quad (6)$$

$$\tilde{F}_{a\ iso}^M(a, \tilde{l}^M) = 0.95a \{ e^{-(4\tilde{l}^M - 4.1)^2} + 0.7e^{-(5\tilde{l}^M - 3.5)^2} \} \leq 1 \quad (7)$$

ここで  $e$  は自然対数の底である。

$$\tilde{F}_{a\ dmp}^M(a, \tilde{v}^M) = \frac{1}{B} \arctan \frac{D - \tilde{v}^M}{A} + C \quad (8)$$

ただし,

$$\begin{aligned} A &= a \cdot \frac{\cos(B \cdot a - C) \cdot \cos(-C)}{\sin(B \cdot a)} \\ B &= 1.5 \\ C &= 1.8B \cdot a - \frac{\pi}{2} \\ D &= \frac{a}{2} \cdot \frac{1 + \sin(B \cdot a - 2C)}{\sin(B \cdot a)} \end{aligned}$$

である。

#### 4.2.2 腱の力学的な特性

腱が弛緩状態にある時の長さを  $l_0^T$  で表す。腱の張力  $F^T$  は腱の伸び率  $\sigma (= (\tilde{l}^T - \tilde{l}_0^T) / \tilde{l}_0^T)$  にほぼ線形である。腱の張力  $F^T$  は骨格筋の両端にかかる荷重  $F^{load}$  または筋線維の収縮力  $F^T$  とつりあいの関係にある [20, 21]。腱は筋線維に対する緩衝機構としての役割を持ち, 筋線維に対し腱の長さが長くなるほど, 筋肉は大きく引き延ばされた状態においても (7) 式の収縮力を発生することができる。本研究で



は生理学において得られた知見 [21] と合致するように, 次の関数で近似した.

$$\tilde{F}^T(\sigma) = \begin{cases} 25 \cdot \sigma & \text{if } 0 \leq \sigma \leq 0.02 \\ 37.5 \cdot \sigma - 0.25 & \text{if } 0.02 < \sigma \leq 0.1 \\ 0 & \text{Otherwise} \end{cases} \quad (9)$$

### 4.3 動力学的な計算に基づく筋肉の状態量推定

本節では, 筋肉の状態量を関節-骨格モデルの姿勢と逆動力学演算の結果より推定する手順について述べる.

これまでに既知であるものは,

- 関節軸における駆動力  $\mathbf{N}_i(t)$
- 関節-骨格モデルの幾何学的な姿勢から計算される筋肉全体の長さ  $l_k^{MT}(t)$
- 同じく筋力の方向  $\mathbf{F}_k^M / |\mathbf{F}_k^M|$

である.

筋肉  $M_k$  が関節  $J_i$  の回転軸に発生する駆動力  $\mathbf{n}_{ik}(t)$  は, 筋肉  $M_k$  の筋力のベクトルを  $\mathbf{F}_k^M(t)$ , 関節座標系  $E_i$  における筋肉  $M_k$  の接続位置ベクトルを  $\mathbf{c}'_{ik}(t)$  で表したとき, これらのベクトル積で表される.

$$\mathbf{n}_{ik}(t) = \mathbf{c}'_{ik}(t) \times \mathbf{F}_k^M(t) \quad (10)$$

関節  $J_i$  の回転軸にトルクを発生する筋肉が  $m$  本存在する場合, 関節駆動力  $\mathbf{N}_i(t)$  はこれらの和に相当する.

$$\mathbf{N}_i(t) = \sum_{k=1}^m \mathbf{n}_{ik}(t) \quad (11)$$

したがって,  $m$  本の筋肉が発生する筋力の組合せは何通りも存在し, 各筋肉の筋力を一意に決定することはできない.

そこで本研究では, (11) 式を満たす最小の筋力を求める. この場合, 図 3.4 を例にすると “筋肉 1” の収縮のみで関節に駆動力を発生することになる. “筋肉 2” が

発生する筋力  $F^M(t)$  (図 3.4 中 “筋力 2”) は非線形バネとしての張力  $F_p^M$  のみである。このとき筋肉の両端に加わる張力は骨格が回転しようとする力と一致し、

$$F_k^T(M)^2 = \frac{|\mathbf{N}_i(t)|^2}{|\mathbf{c}'_{ik}(t)|^2 - (\mathbf{c}'_{ik}(t) \cdot \mathbf{F}_k^M / |\mathbf{F}_k^M|)^2} \quad (12)$$

である。腱の伸び率  $\sigma$  を (9) 式の逆関数により求め正規化された腱の長さ  $\tilde{l}^T$  を計算する。

$$\tilde{F}^T = \tilde{F}^{MT}$$

$$\sigma(t) = \begin{cases} \tilde{F}^T(t)/25 & \text{if } 0 \leq \tilde{F}^T(t) \leq 0.5 \\ (\tilde{F}^T(t) + 0.25)/37.5 & \text{if } 0.5 < \tilde{F}^T(t) \leq 3.5 \\ 0 & \text{Otherwise} \end{cases} \quad (13)$$

$$\tilde{l}^T(t) = (1 + \sigma(t)) \quad (14)$$

したがって、筋線維の長さ  $l_k^M(t)$  は筋肉の長さ (13) 式から一意に決定される。

$$l_k^M(t) = l_k^{MT}(t) - l_k^T(t) \quad (15)$$

もう一方の、関節に駆動力を発生する “筋肉 1” の状態量は、以下の手順に従い近似的に計算する。このとき、筋力  $F^M(t)$  (図 3.4 中 “筋力 1”) が (11) 式を満たすよう決定する。

$$F_k^T(M)^2 = \frac{|\mathbf{N}_i(t) - \mathbf{n}_i(t)|^2}{|\mathbf{c}'_{ik}(t)|^2 - (\mathbf{c}'_{ik}(t) \cdot \mathbf{F}_k^M / |\mathbf{F}_k^M|)^2} \quad (16)$$

ここで  $\mathbf{n}_i(t)$  はこの筋肉以外の筋肉によって関節軸に発生する駆動力の総和を表す。

ある時刻  $t$  における、筋肉全体の長さ  $l^{MT}(t)$  および筋肉が骨に作用する力 (= 腱の張力)  $F^M(t)$  が与えられた時、筋線維の長さ  $l^M(t)$ 、筋線維の活性度  $a(t)$  は以下の手順により求められる。

### ステップ 1： 腱の長さの計算

腱の張力  $F^T$  は筋肉全体が発生する張力  $F^M$  と一致する。腱の伸び率は腱の張力  $F^T$  から一意に決るため、腱の長さ  $l^T$  が決る。

## ステップ2：筋線維長の推定

4.1節でも述べたように腱と筋線維は角度 $\alpha$ を成している。弛緩状態にあるときの筋線維の高さ $W$ (図4.1参照)が一定であるとし、筋線維の長さ $l^M$ を筋肉全体の長さ $l^{MT}$ と先に求めた腱の長さ $l^T$ から見積もる。

$$l^M = \sqrt{(l^{MT} - l^T)^2 + W^2} \quad (17)$$

## ステップ3：筋線維活性度の推定

筋線維の活性度 $a$ による筋力は $F_{a\ iso}^M$ と $F_{a\ dmp}^M$ の積であり、その特性の非線形性から逆関数は一意に定まらない。筋肉に要求される筋力 $F^M$ と釣合うように、筋線維の活性度 $a$ を以下のアルゴリズムによって数値的に近似計算する。

$$\begin{aligned} \cos \alpha &= \sqrt{1 - \tilde{W}^2 / \tilde{l}^M(t)^2} \\ a &= 1 \\ \mathbf{while} \ \tilde{F}^{MT} < \tilde{F}^M \ \{ \\ &\quad \tilde{F}^M = \tilde{F}^M(a(t), \tilde{l}^M, t) \cos \alpha \\ &\quad a- = 0.001 \\ &\} \end{aligned}$$

ただし、筋線維の収縮速度 $v^M$ は前時刻 $t-1$ における筋線維の長さ $l^M(t-1)$ から、単位時間を $\Delta t$ とした場合、

$$v^M(t) = \frac{l^M(t) - l^M(t-1)}{\Delta t} \quad (18)$$

のように筋線維の長さ $l^M$ と時間 $t$ の関数で表す。

以上のステップにより時刻 $t$ における各筋肉の状態量を動作から推定する。これらの状態量のうち、筋線維の長さ $l^M(t)$ は筋肉の変形の度合を、筋線維の活性度 $a(t)$ は筋肉がどれ程の筋力を必要としていたかを表す。

## 5. 実験

前章までに述べた提案手法が、動作と力学的に矛盾しない筋肉の状態を推定しているかを確認する目的で、最低限の要素をもつ筋-骨格モデルを作成し実験を行った。筋-骨格モデル・動作の設定は固定とし動作環境の変更により、動作が行われる力学的な状態を変化させた。

以下、5.1節で筋肉の変形と収縮状態の可視化手段について述べ、5.2節で今回行った実験の設定について述べる。5.3節で実験結果をまとめた後、5.4節で実験により得られた結果に対する考察を行う。

### 5.1 筋肉形状の可視化

筋肉の形状は図 5.1 に示すような筋肉の接続方向に偏平した回転楕円体で近似し、弛緩状態において計算される筋肉の体積を一定に保つように、 $l^M$  の変化に伴い長軸半径と単軸半径を調節する。弛緩状態において計算される筋肉の体積を  $V^M$ 、回転楕円体の中心における断面積を  $S_0^M$ 、長軸半径を  $r_{a0}$ 、単軸半径を  $r_{b0}$  で表す。4.1節で述べたように、筋肉が発生する最大の筋力は筋肉の断面積に比例し、約  $3.5\text{kg重}/\text{cm}^2$  である。したがって、弛緩状態における回転楕円体の断面積は、

$$S_0^M = \frac{F_0^M}{3.5 \times 9.8} \quad (19)$$

$$= \pi r_{b0}^2 \quad (20)$$

と近似的に見積もることができる。 $r_{a0} = \frac{l_0^M}{2}$  と近似して、弛緩状態における筋肉の体積  $V^M$  は、

$$\begin{aligned} V^M &= \frac{4}{3} \pi r_{a0} r_{b0}^2 \\ &= \frac{2}{3} l_0^M S_0^M = \text{const.} \end{aligned} \quad (21)$$

となる。この体積を保存するように、各時刻における回転楕円体の長軸半径  $r_a$ 、単軸半径  $r_b$  を次のように計算する。

$$r_a = \frac{l^M}{2} \quad (22)$$

$$r_b = \sqrt{\frac{3V^M}{4\pi r_a}} \quad (23)$$

また、描画色は RGB カラーで決定し、各色素の値は筋線維活性度  $a$  の値に応じて次のように設定する。

$$(Red, Green, Blue) = (1, 1 - a, 1 - a) \quad (24)$$

したがって、筋線維活性度が 1 に近く、発生する筋力が大きい程赤く表示される。

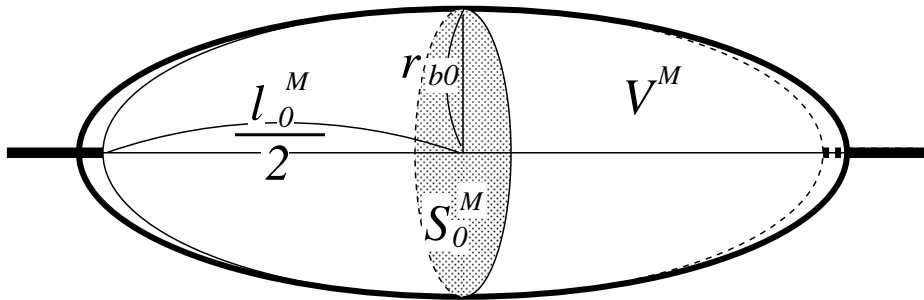


図 5.1 筋肉形状の近似表現

## 5.2 設定条件

**筋-骨格モデル：** 筋-骨格モデルの構成は、2章で例として提示した図 3.1 であり、2次元平面内に可動範囲を限定した。各々の関節間の距離は  $20\text{cm}$ 、可動関節の可動範囲は関節  $J_1$  が  $\pm 70^\circ$ 、 $J_1$  が  $0 \sim 140^\circ$  とした。骨(リンク)はすべて直径  $6\text{cm}$ 、長さ  $20\text{cm}$ 、質量  $500\text{g}$  の円柱として近似している。各筋肉が発生可能な最大筋力は  $40\text{kg}$  重であり、弛緩時における筋肉全体の長さは  $20\text{cm}$ 、筋線維の長さは  $7\text{cm}$  である。

**動作：** 今回の実験で入力とした動作は運動学的に作成した。各可動関節の角度  $\theta_i$ 、角速度  $\dot{\theta}_i$ 、角加速度  $\ddot{\theta}_i$  が動作開始時(図 5.2 左)から終了時(図 5.2 右)の状態へ  $1\text{s}$  間で滑らかに変化するように次の関数で作成した。

$$\theta_i(t) = \frac{9\Delta\theta_i}{16} \left( -\cos \frac{t}{T}\pi + \frac{1}{9} \cos \frac{3t}{T}\pi \right) + \theta_i(0) + \frac{\Delta\theta_i}{2} \quad (25)$$

$$\dot{\theta}_i(t) = \frac{9\Delta\theta_i}{16}(\sin \pi t - \frac{1}{3}\sin 3\pi t) \quad (26)$$

$$\ddot{\theta}_i(t) = \frac{9\Delta\theta_i}{16}(\cos \pi t - \cos 3\pi t) \quad (27)$$

時刻  $0s$  における関節  $J_1, J_2$  の回転角は、各々  $-70^\circ, 140^\circ$  とし、 $1s$  間に各々  $140^\circ, -140^\circ$  の回転を行う。

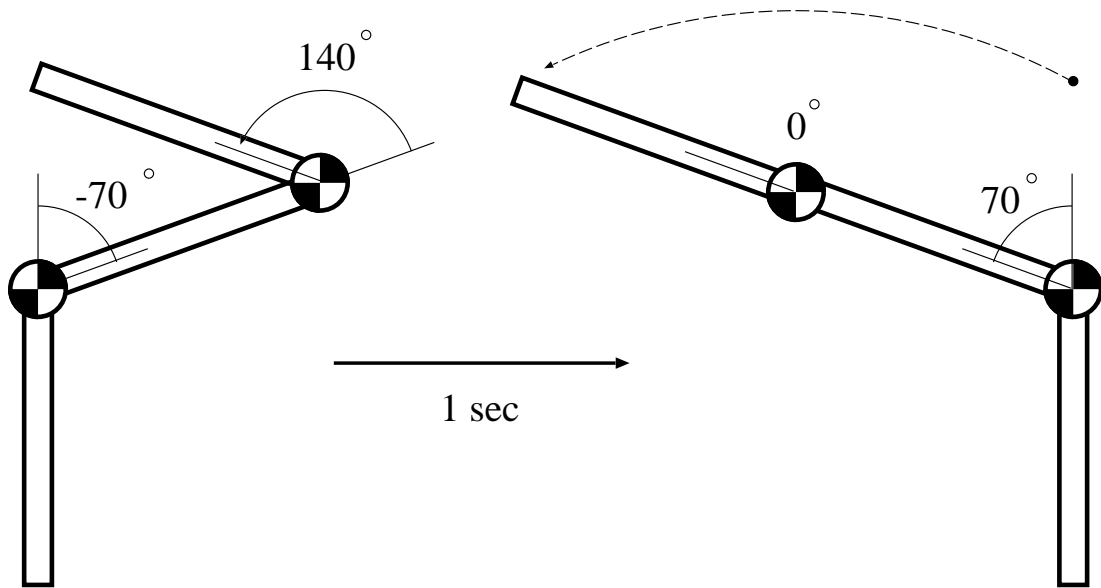


図 5.2 入力動作

**環境：** 動作が行われる環境は図 5.3 に示した重力・荷重が存在する/しないを変更することで異なる状態を用意した。

- A: 重力が存在せず,  
末端関節  $J_3$  に荷重がない場合
- B:  $-z$  軸方向に重力が存在し,  
末端関節  $J_3$  に荷重がない場合
- C:  $-z$  軸方向に重力が存在し,  
末端関節  $J_3$  に荷重  $1kg$  がかかる場合

の3つの場合について実験を行った。

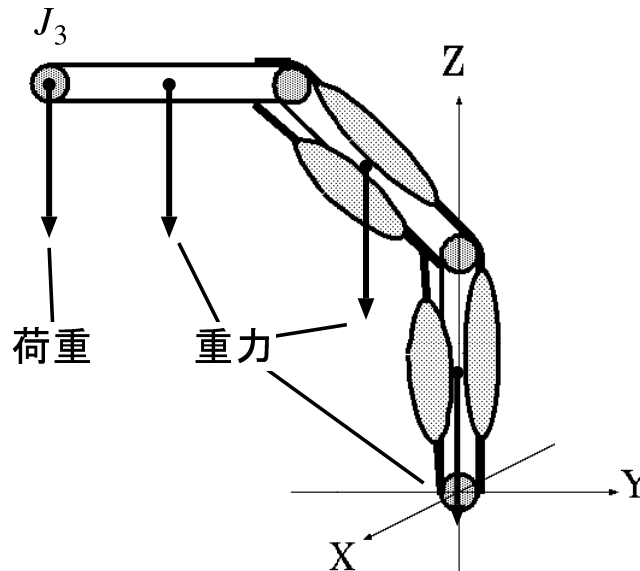


図 5.3 環境の設定

### 5.3 実験結果

図 5.4, 図 5.5に実際に作成された CG アニメーションの時系列画像を示す。左から“重力・荷重がともに存在しない場合”, “重力のみ存在する場合”, “重力・荷重がともに存在する場合”の画像であり,  $0ms$  から  $900ms$  まで  $100ms$  毎に描画を行っている。動作に伴い, 回転楕円体で近似表現した筋肉が変形している様子が確認できる。また動作が行われる環境により, 各筋肉が赤く表示されるパターンが違うことも同時に確認できる。

図 5.6~5.9に各々の筋肉の筋線維活性度の時間変化を, 図 5.10~5.13に筋線維長の時間変化を示す。図 5.6~5.13中, “重力・荷重がともに存在しない場合”を青色で, “重力のみ存在する場合”を緑色で, “重力・荷重がともに存在する場合”を赤色で表示している。環境の設定により計算される筋線維活性度および筋線維長の時系列が異なることが確認できる。

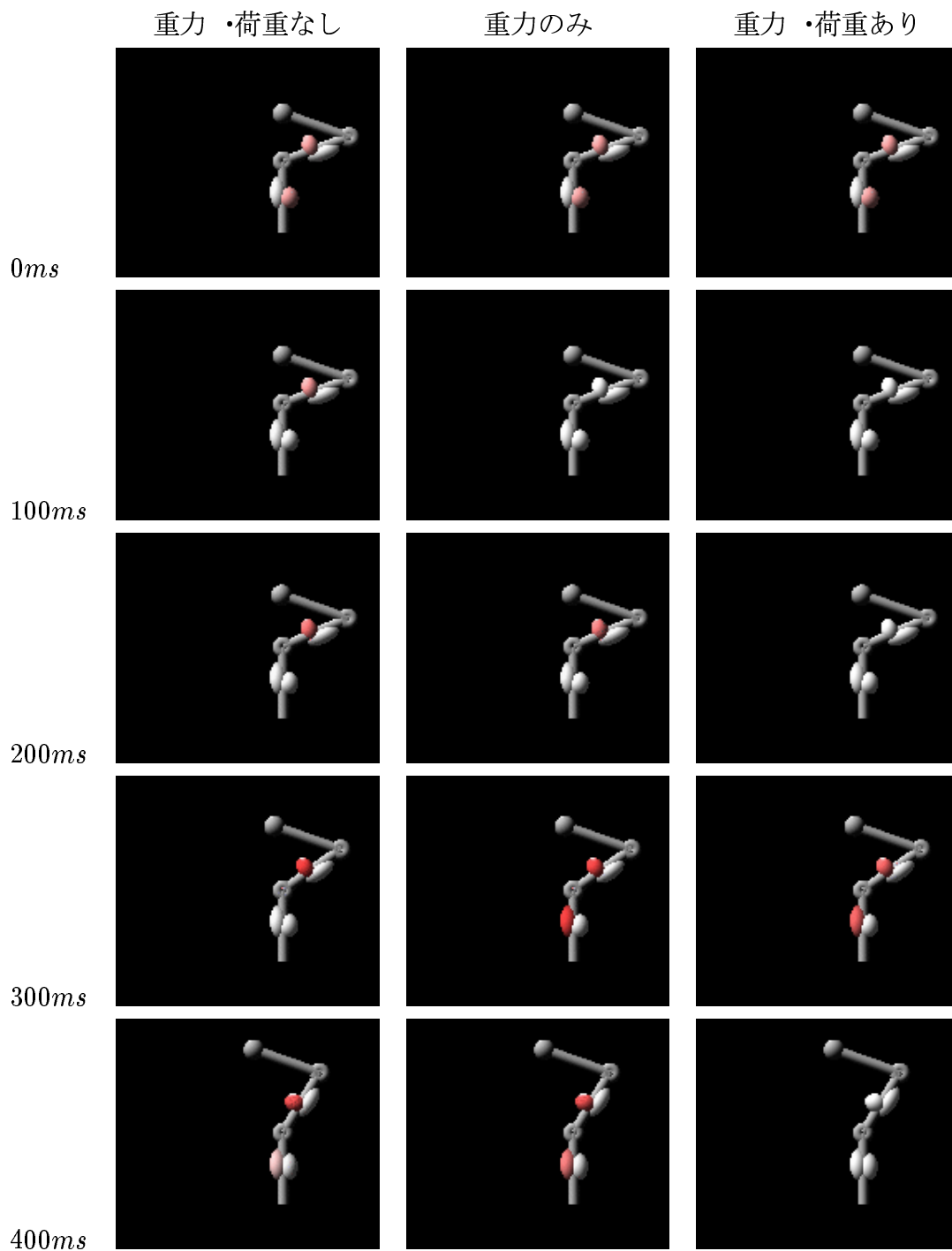


図 5.4 作成された時系列画像 (0ms~400ms)



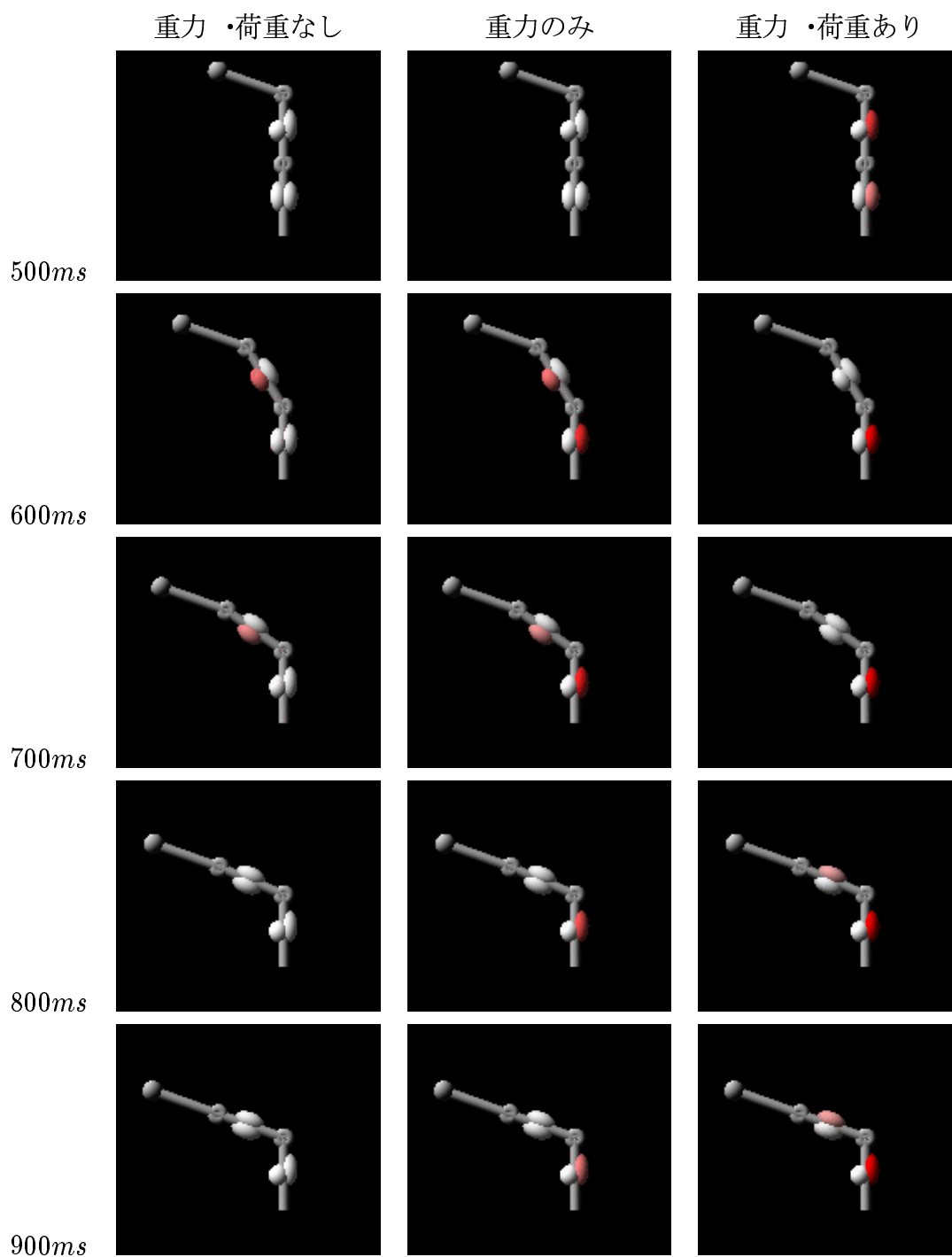


図 5.5 作成された時系列画像 (500ms~900ms)

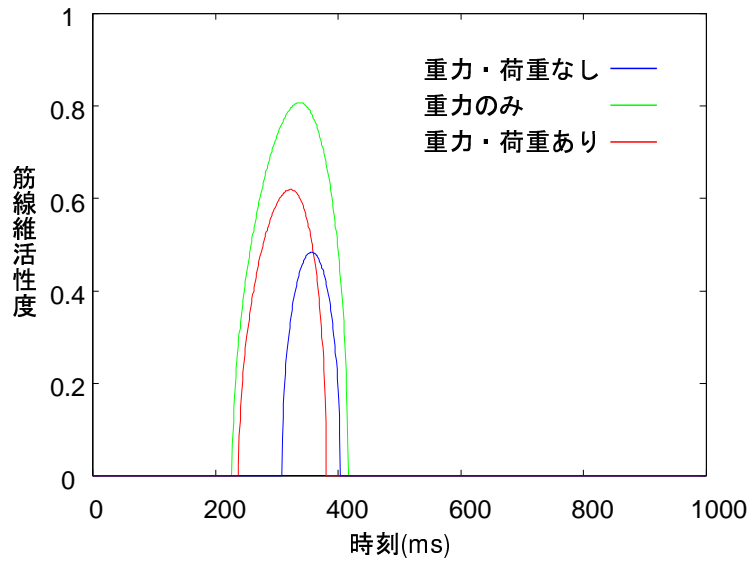


図 5.6 筋肉  $M_0$  の筋線維活性度の時間変化

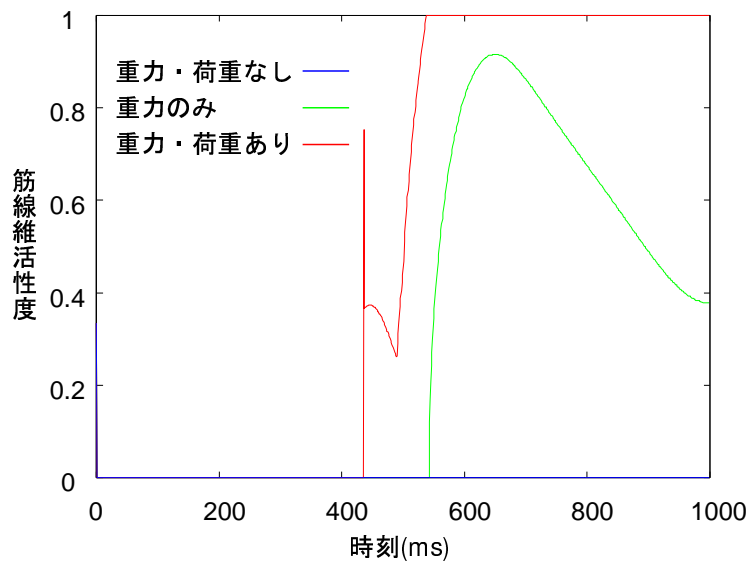


図 5.7 筋肉  $M_1$  の筋線維活性度の時間変化

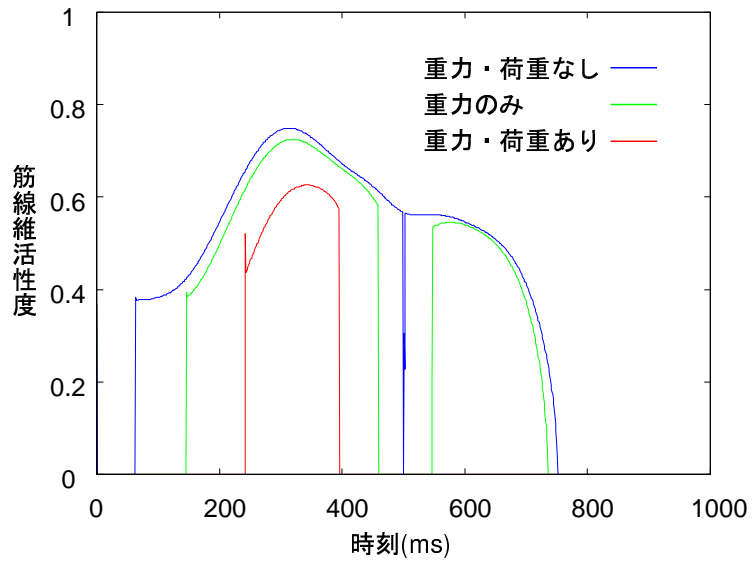


図 5.8 筋肉  $M_2$  の筋線維活性度の時間変化

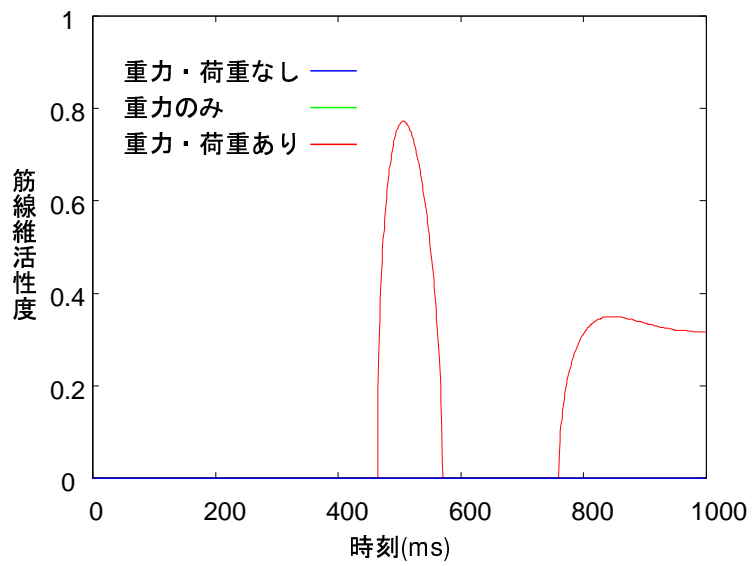


図 5.9 筋肉  $M_3$  の筋線維活性度の時間変化

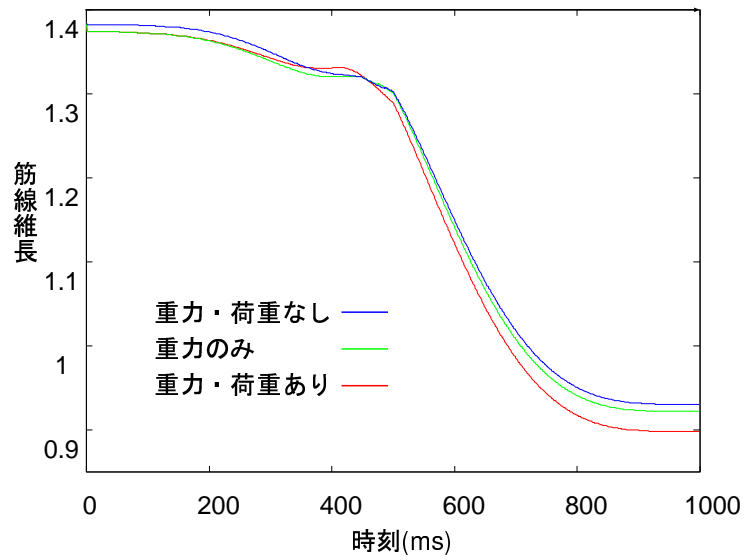


図 5.10 筋肉  $M_0$  の筋線維長の時間変化

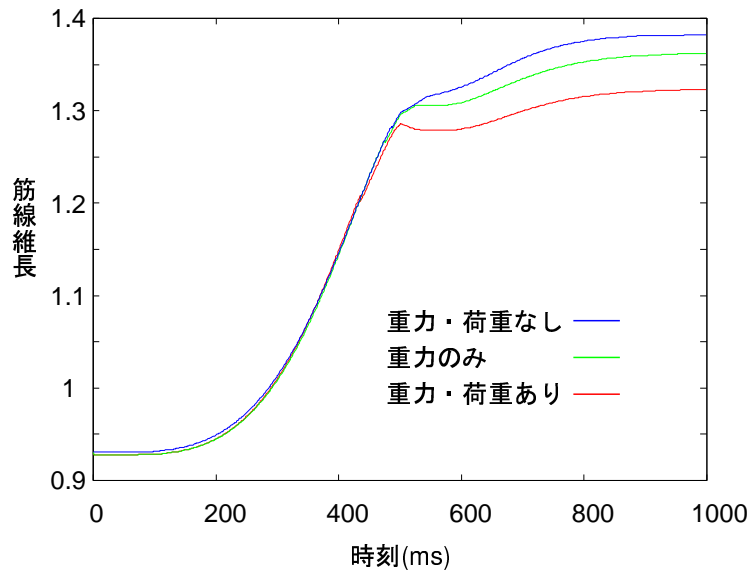


図 5.11 筋肉  $M_1$  の筋線維長の時間変化

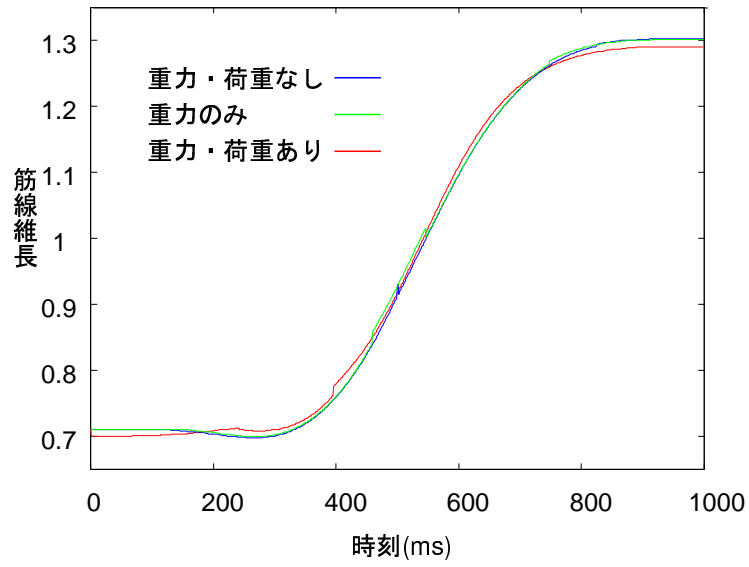


図 5.12 筋肉  $M_2$  の筋線維長の時間変化

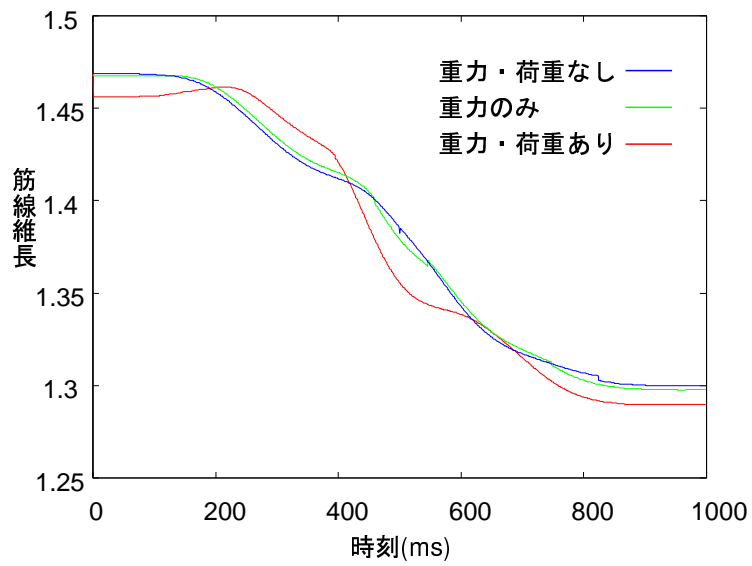


図 5.13 筋肉  $M_3$  の筋線維長の時間変化

## 5.4 考察

**重力・荷重がともに存在しない場合：** 図 3.1 中  $M_2$  で示した筋肉がほぼ全時刻にわたり赤く表示され、筋肉が収縮している様子が確認できる (図 5.4, 5.5 左列, および図 5.8 青色の線). この場合, 外力は一切存在せず筋肉の収縮のみで動作が行われる. 筋肉  $M_2$  が常時収縮を行うのは, 図 3.1 中  $J_2$  で示した関節が, 慣性により大きく開こうとするのを抑えようとする力であると理解できる.

**重力のみ存在する場合：** この場合, 図中下向きに重力が存在するため, 図 3.1 中  $J_2$  で示した関節が慣性により開こうとするのを抑えようとする力は比較的小さく済む. そのため, “重力・荷重がともに存在しない場合” において特徴的であった, 筋肉  $M_2$  の収縮は比較的時間が短く, 値も小さくなっている (図 5.8 緑色の線). また, 重力が存在するため, 動作の後半において骨格の動作を止めるための力, および, 動作の終了時において骨格の姿勢を保持するための力が必要となる. 図 3.1 中  $M_1, M_3$  で示した筋肉はこのような力を発生していることが確認できる (図 5.7, 5.9 緑色の線).

**重力・荷重がともに存在する場合：** この場合, 図 3.1 中  $J_3$  で示した末端関節において下向きの荷重が加わるため, 上述した 2 つの場合と比較して, 動作の後半において骨格の動作を止めるための力, および, 動作の終了時において骨格の姿勢を保持するための力はより大きな力が必要となる. 筋肉  $M_1, M_3$  が発生する筋力はより大きな値をとり, その時間も長いことが確認できる (図 5.7, 5.9 赤色の線).

筋線維長の変化については, 3 つの環境間でそれほど大きな差は得られなかった. しかし, 図 5.11 を例にとると, 大きな筋力が発生している時刻 (500ms 付近から 1000ms まで) の筋線維長は最大筋力を発生できる長さ 1 に近い値をとっていることが確認できる.

以上の結果は, 設定した動作が行われる環境と矛盾無く一致しており, 提案手法を用いることで, 動作と矛盾の無い筋肉の状態の推定が可能であることを確認した.

## 6. おわりに

本論文では、生物の CG アニメーションの作成において、生物の動作と対応した外見変化の作成を目的とし、筋-骨格モデルの動作を逆動力学演算により解析した結果から筋肉の伸縮状態の推定を行う手法を提案した。提案手法の利点は腕や脚の力学的な状態と矛盾しない筋肉の変形が作成可能であることである。また、本論文では、4本の筋肉をもつ筋-骨格モデルを実装し、動作の力学的な状態と矛盾のない筋肉の状態が推定可能であることを確認した。

提案手法の問題点は、自然な筋肉の形状を表現する手段を提供していないこと、および、力学的な計算を簡略化する目的で筋-骨格モデルに関して幾つか制約を設けていることである。これら問題点のため、提案手法は実際の生物の腕や脚に近い形状または筋肉の変形を表現するには不十分であるといえる。

今後の課題として、上述した問題点の解消がまず挙げられる。自然な筋肉の形状の表現については、従来手法 [13, 16] に倣いゴム掬のような弾性体で筋肉の形状を作成し、提案手法を用いて筋肉の変形量を導出する方法が考えられる。筋-骨格モデルとその動作に関する制約については、マニピュレータ制御に関する研究例を参考にし、制約の削減を行えるのではないかと筆者は考える。更に、これら提案手法の問題点が解消された後、提案手法の利点である力学的な状態を反映した筋肉の変形の作成が、CG アニメーション作成において有効であるかを検証することが必要である。検証手段としては、上述した自然な筋肉形状の表現を実現した後、従来手法を用いて作成した CG アニメーションと提案手法を用いた結果とを比較し、変形が自然であるか等の主観的な評価実験が考えられる。

## 謝辞

本研究の全過程を通して、直接懇切なる御指導、御鞭撻を賜ったソフトウェア基礎講座 横矢 直和教授 に衷心より感謝の意を表します。

本研究の遂行にあたり、終始有益な御助言と御鞭撻を頂いた像情報処理学講座 千原 國宏教授 に厚く御礼申し上げます。

本研究の全過程を通して、手取り足取り懇切丁寧なる御指導、御鞭撻を賜ったソフトウェア基礎講座 竹村 治雄助教授 に心より厚く御礼申し上げます。

そして本研究を通じて、有益な御助言を頂いたソフトウェア基礎講座 岩佐 英彦助手、並びに山澤 一誠助手 に厚く感謝します。

最後に、物心両面において常に温かい御助言を頂いた、ソフトウェア基礎講座の諸氏、ならびに、ソフトウェア基礎講座事務補佐員 村上 和代女史に深く感謝します。



## 参考文献

- [1] B. Knep, C. Hayes, R. Sayre and T. Williams: “Dinosaur input device”, *CHI'95 Conference Proceedings*, pp.304–309, 5 95.
- [2] 山崎: “ヒトの体形と歩行運動”, *バイオメカニズム*, 7, pp.287–294, 1987.
- [3] 山崎: “仮想人類学”, *数理科学*, pp.14–20, 4 1996.
- [4] Y. Lee, D. Terzopoulos and K. Waters: “Realistic modeling for facial animation”, *SIGGRAPH'95 Conference Proceedings*, pp.55–62, 1995.
- [5] C. Esposito, W. Parley and J. Ong: “Of mice and monkeys: A specialized input device for virtual body animation”, *Proceedings 1995 Symposium on Interactive 3D Graphics*, pp.109–114, 1995.
- [6] 山本, 川田, 近藤, 越川: “ロボットモデルに基づく人間動作の3次元動画像追跡”, *電子情報通信学会論文誌 D-II*, J79-D-II, 1, pp.71–83, 1 1996.
- [7] 水野, 村岡: “CGによる4脚動物の歩行動作生成する実装モデルの構築”, *電子情報通信学会論文誌 D-II*, J77-D-II, 6, pp.1076–1085, 6 1994.
- [8] K. Perlin: “Real time responsive animation with personality”, *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, 1, 1, pp.5–15, 3 1995.
- [9] J. Laszlo, M. Panne and E. Fiume: “Limit cycle control and its application to the animation of balancing and walking”, *SIGGRAPH'96 Conference Proceedings*, 1996.
- [10] 鵜沼, 竹内: “コンピュータアニメーションにおける感情を伴った人間の歩行動作の生成方法”, *電子情報通信学会論文誌 D-II*, J76-D-II, 8, pp.1822–1831, 8 1993.
- [11] H. Ko and N. Badler: “Animating human locomotion with inverse dynamics”, *IEEE Computer Graphics and Applications*, 16, 2, pp.50–59, 3 1996.

- [12] M. van de Panne: “Parameterized gait synthesis”, *IEEE Computer Graphics and Applications*, 16, 2, pp.40–49, 3 1996.
- [13] R. Turner: “Leman: A system for constructing and animating layered elastic characters”, *Computer Graphics: Developments in Virtual Environments*, Academic Press, chapter 14, pp.185–203, 1995.
- [14] D. Terzopoulos, T. Rabie and R. Grzeszczuk: “Perception and learning in artificial animals”, *Artificial Life V*, 5 1996.
- [15] R. Grzeszczuk and D. Terzopoulos: “Automated learning of muscle-actuated locomotion through control abstraction”, *SIGGRAPH '95 Conference Proceedings*, pp.63–70, 8 1995.
- [16] D. Chen and D. Zeltzer: “Pump it up: Computer animation of a biomechanically based model of muscle using the finite element method”, *SIGGRAPH '92 Conference Proceedings*, pp.89–98, 7 1992.
- [17] 広瀬: ロボット工学 (改訂版), 機械工学選書, 裳華房, 1996.
- [18] A. Hill: “The heat of shortening and the dynamic constants of muscle”, *Proceedings Royal Society of London*, 126, pp.135–195, 1938.
- [19] A. Hill: “The abrupt transition from rest to activity in muscle”, *Proceedings Royal Society of London*, 136, pp.399–420, 1949.
- [20] F. Zajac, E. Topp and P. Stevenson: “A dimensionless musculotendon model”, *Proceedings IEEE Engineering in Medicine and Biology*, pp.601–604, 1986.
- [21] F. Zajac: “Muscle and tendon: Properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control”, *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, 17, pp.359–411, 1989.
- [22] 山本, 丸山: 筋肉, Bioscience Series, 化学同人, 1986.

- [23] 平林: ANSI C 言語辞典, 技術評論社, 1994.
- [24] 工藤: C ユーザーのための C++入門, 技術評論社, 1993.
- [25] J. Neide, T. Davis and M. Woo: OpenGL Programming Guide(日本語版), アジソン・ウエスレイ・パブリッシャーズ・ジャパン, 1993.

## 付録

### A. ニュートン-オイラー法による逆動力学的演算

関節-骨格モデルについてある時刻  $t$  における各関節  $J_i$  の状態  $\theta_i, \dot{\theta}_i, \ddot{\theta}_i$  が与えられたとき, 各関節  $J_i$  においてその状態を生じるために必要とされるトルク  $\mathbf{N}_i$  の導出を行う. 以下, 本論文中 5 章で実装しているモデルを対象とした, ニュートン-オイラー法による各関節  $J_i$  の回転軸におけるトルク  $\mathbf{N}_i$  の導出手順について説明を行う. 関節  $J_i (i = 0, 1, 2, 3 = n)$  の角速度を  $\dot{\theta}_i$ , 骨格  $L_i$  の重心ベクトルを  $\mathbf{p}_{Gi}$ , 末端関節  $J_3$  に加わるべき力およびモーメント (駆動力) を  $\mathbf{F}, \mathbf{N}$  で表す.

ニュートン-オイラー法は以下に示す手順により, 既知である関節の状態  $\theta_i, \dot{\theta}_i, \ddot{\theta}_i$  からトルク  $\mathbf{N}_i$  を導出する.

ステップ 1: 骨格  $L_i$  の角速度  $\boldsymbol{\omega}_i$  の誘導

$$\begin{aligned}\boldsymbol{\omega}_0 &= \mathbf{0} \\ \boldsymbol{\omega}_1 &= \boldsymbol{\omega}_0 + \mathbf{e}_{1x} \dot{\theta}_1 \\ \boldsymbol{\omega}_2 &= \boldsymbol{\omega}_1 + \mathbf{e}_{2x} \dot{\theta}_2\end{aligned}$$

ステップ 2: 骨格  $L_i$  の角加速度  $\dot{\boldsymbol{\omega}}_i$  の誘導

$$\begin{aligned}\dot{\boldsymbol{\omega}}_0 &= \mathbf{0} \\ \dot{\boldsymbol{\omega}}_1 &= \dot{\boldsymbol{\omega}}_0 + \mathbf{e}_{1x} \ddot{\theta}_1 + \boldsymbol{\omega}_1 \times (\mathbf{e}_{1x} \dot{\theta}_1) \\ \dot{\boldsymbol{\omega}}_2 &= \dot{\boldsymbol{\omega}}_1 + \mathbf{e}_{2x} \ddot{\theta}_2 + \boldsymbol{\omega}_2 \times (\mathbf{e}_{2x} \dot{\theta}_2)\end{aligned}$$

ステップ 3: 関節  $J_i$  の速度  $\mathbf{v}_i$  の誘導

$$\begin{aligned}\mathbf{v}_1 &= \mathbf{0} \\ \mathbf{v}_2 &= \mathbf{v}_1 + \mathbf{e}_{1x} \dot{\theta}_1 \times \mathbf{p}_1 \\ \mathbf{v}_3 &= \mathbf{v}_2 + \mathbf{e}_{2x} \dot{\theta}_2 \times \mathbf{p}_2\end{aligned}$$

ステップ 4: 関節  $J_i$  の加速度  $\mathbf{a}_i$  の誘導

$$\begin{aligned}\mathbf{a}_1 &= \mathbf{0} \\ \mathbf{a}_2 &= \mathbf{a}_0 + \dot{\boldsymbol{\omega}}_1 \times \mathbf{p}_1 + \boldsymbol{\omega}_1 \times (\boldsymbol{\omega}_1 \times \mathbf{p}_1) \\ \mathbf{a}_3 &= \mathbf{a}_2 + \dot{\boldsymbol{\omega}}_2 \times \mathbf{p}_2 + \boldsymbol{\omega}_2 \times (\boldsymbol{\omega}_2 \times \mathbf{p}_2)\end{aligned}$$

ステップ 5: 骨格  $L_i$  重心の速度  $\mathbf{v}_{G_i}$  の誘導

$$\begin{aligned}\mathbf{v}_{G1} &= \mathbf{v}_1 + \boldsymbol{\omega}_1 \times \mathbf{p}_{G1} \\ \mathbf{v}_{G2} &= \mathbf{v}_2 + \boldsymbol{\omega}_1 \times \mathbf{p}_{G2}\end{aligned}$$

ステップ 6: 骨格  $L_i$  重心の加速度  $\mathbf{a}_{G_i}$  の誘導

$$\begin{aligned}\mathbf{a}_{G1} &= \mathbf{a}_1 + \dot{\boldsymbol{\omega}}_1 \times \mathbf{p}_{G1} + \boldsymbol{\omega}_1 \times (\boldsymbol{\omega}_1 \times \mathbf{p}_{G1}) \\ \mathbf{a}_{G2} &= \mathbf{a}_2 + \dot{\boldsymbol{\omega}}_2 \times \mathbf{p}_{G2} + \boldsymbol{\omega}_2 \times (\boldsymbol{\omega}_2 \times \mathbf{p}_{G2})\end{aligned}$$

ステップ 7: 骨格  $L_i$  重心に加わるべき力  $\mathbf{f}_{G_i}$  の誘導

$$\begin{aligned}\mathbf{f}_{G1} &= m_1(\mathbf{a}_{G1} - \mathbf{g}) \\ \mathbf{f}_{G2} &= m_2(\mathbf{a}_{G2} - \mathbf{g})\end{aligned}$$

ステップ 8: 骨格  $L_i$  重心に加わるべきモーメント  $\mathbf{n}_{G_i}$  の誘導

$$\begin{aligned}\mathbf{n}_{G1} &= \mathbf{I}_1 \dot{\boldsymbol{\omega}}_1 + \boldsymbol{\omega}_1 \times (\mathbf{I}_1 \boldsymbol{\omega}_1) \\ \mathbf{n}_{G2} &= \mathbf{I}_2 \dot{\boldsymbol{\omega}}_2 + \boldsymbol{\omega}_2 \times (\mathbf{I}_2 \boldsymbol{\omega}_2)\end{aligned}$$

ステップ 9: 関節  $J_i$  に加えるべき力  $\mathbf{f}_i$  の誘導

$$\begin{aligned}\mathbf{f}_3 &= \mathbf{F} \\ \mathbf{f}_2 &= \mathbf{f}_3 + \mathbf{f}_{G2} \\ \mathbf{f}_1 &= \mathbf{f}_2 + \mathbf{f}_{G1}\end{aligned}$$

ここで  $\mathbf{F}$  は関節  $J_3$  に加わる外力に抗すべき反作用力である。

ステップ 10: 関節  $J_i$  に加えるべきモーメント  $\mathbf{n}_i$  の誘導

$$\mathbf{N}_3 = \mathbf{N}$$

$$\mathbf{N}_2 = \mathbf{N}_3 + \mathbf{p}_3 \times \mathbf{f}_3 + \mathbf{p}_{G2} \times \mathbf{f}_{G2} + \mathbf{N}_{G2}$$

$$\mathbf{N}_1 = \mathbf{N}_2 + \mathbf{p}_2 \times \mathbf{f}_2 + \mathbf{p}_{G1} \times \mathbf{f}_{G1} + \mathbf{N}_{G1}$$

ここで  $\mathbf{F}$  は関節  $J_3$  に加わるモーメントに抗すべき反作用モーメントである.

以上の手順により導出される関節  $J_i$  に加えるべきモーメント  $\mathbf{n}_i$  は, 与えられた運動状態  $(\theta_i, \dot{\theta}_i, \ddot{\theta}_i)$  を発生するために必要な角関節軸における駆動力に相当する.