

2013年度 卒業論文

触動作による弾性マッピング

2014年2月18日

大阪大学 基礎工学部
システム科学科 生物工学コース
川口 純輝

主査: _____ 日付: _____

触動作による弾性マッピング

川口 純輝

概要

本研究では生体信号の一つである筋電位を用いた、触動作による物体の弾性マッピングシステムを提案する。筋電位から推定した筋の張力とカメラで計測した物体の変位を用いて物体の弾性分布を推定することで、人の手で物体に直接触れる動作によって物体の弾性を定量的に推定し、表示するシステムを構築する。触動作は人が日常的に行う動作であるため、本システムによってユーザは簡便に弾性分布を知ることができる。また計測機器は小型な無線筋電計測デバイスとカメラであり、ユーザの動作や使用環境を制限しない。

筋電位と筋の張力には相関があるため、筋電位から手が物体に及ぼす外力を推定することができる。また、物体にマーカを貼りつけ、カメラを用いてマーカを追跡することで力を加えられた物体の変位を計測する。マーカの追跡は Lucas-Kanade 法を用いて行う。推定された外力と計測された変位を用いて、有限要素法で逆問題を解き、弾性分布を推定する。弾性分布の最適化は遺伝的アルゴリズムを用いて行う。また推定した弾性分布は物体のメッシュに重畳することで可視化する。

本システムの有効性を検証するために被験者実験を行った。実験では、弾性率の異なる二種類の素材で作製された物体の弾性分布を推定した。遺伝的アルゴリズムを用いて第 1000 世代まで弾性分布の更新を行った。実験の結果、全体の約 61 %の要素に正しい弾性率を割り当てることができ、物体内部の素材の違いを確認することができた。

キーワード：筋電位，弾性分布，Lucas-Kanade 法，有限要素法，遺伝的アルゴリズム

Elasticity mapping by touching

Junki Kawaguchi

Abstract

This paper proposes a novel elasticity mapping system by touching, and the system uses EMG which is one of the biosignals generated by the muscular contraction. The author constructs the system to estimate elasticity distribution by using the external force estimated from EMG and the displacement of the object measured by a camera. The system needs only touching manipulation which is the daily action. Therefore, the system is easy to use, and shows the elasticity distribution conveniently. Furthermore, the system can be used in an unconstrained manner because of the compact and wireless measurement device.

Since there is the correlation between EMG and muscle tension, it is possible to estimate the applied force from EMG. At the same time, the object deformation is captured by a camera, and the displacement is measured by the Lucas-Kanade algorithm. The estimated force and the measured displacement are used for solving the inverse problem by the finite element method to estimate the elasticity distribution.

In the experiment, the author prepared the phantom which was made from two materials. The elasticity distribution was calculated by the iteration using genetic algorithm. As a result, about 61 % of all elements acquired the accurate elastic modulus. The author could confirm the difference of the materials.

Keywords : EMG, elasticity distribution, Lucas-Kanade algorithm,
finite element method, genetic algorithm

目次

第1章	はじめに	1
第2章	生体信号の計測と応用	3
2.1	生体信号の特性	3
2.2	生体信号の計測	4
2.3	生体信号の応用	6
第3章	弾性分布推定	10
3.1	弾性	10
3.2	エラストグラフィ	10
3.3	エラストグラフィの種類	12
3.4	弾性分布の逆解析	13
第4章	弾性マッピングシステムの構築	19
4.1	システム概要	19
4.2	手を用いた荷重手法	20
4.3	カメラを用いた変位測定手法	22
4.4	弾性分布の再構成手法	27
第5章	システムの実装と評価	35
5.1	システムの実装	35
5.2	実験	37
5.3	考察	46
第6章	おわりに	47
	謝辞	48
	参考文献	49

目次

1.1	触動作による弾性分布推定	2
2.1	差動増幅器	4
2.2	インストゥルメンテーションアンプ	5
2.3	カフ圧迫血圧計	7
2.4	ホルター心電図	7
2.5	マット型センサ	8
2.6	筋電義手	9
3.1	ひずみ画像	10
3.2	組織の励起方法	11
4.1	システム概要	19
4.2	計測に用いる筋肉	21
4.3	手指-前腕モデル	21
4.4	計測した変位のメッシュへの適用	26
4.5	節点を配置し要素分割した対象物体	27
4.6	表示画像	28
4.7	遺伝的アルゴリズムの概要	30
4.8	交叉	32
4.9	突然変異	33
5.1	実装したシステムの概要	35
5.2	使用した筋電計測デバイス	35
5.3	実験ファントム	37
5.4	実験ファントムの計測面	38
5.5	実験ファントムとメッシュ	38
5.6	ディスプレイ電極の貼付	39
5.7	推定した手の外力	39
5.8	使用した圧力センサ	40

5.9	圧力計測の回路	40
5.10	圧力センサの電位差と抵抗値	41
5.11	圧力センサの力と抵抗の関係	41
5.12	変位計測時のカメラ画像	42
5.13	弾性分布の比較	44
5.14	適合度	45
5.15	正解率	45

表 目 次

5.1	パーソナルコンピュータの仕様	36
5.2	筋電計測デバイスの仕様	36
5.3	カメラの仕様	36
5.4	実験ファントムの仕様	37
5.5	圧力センサの仕様	40

第1章 はじめに

生体信号は生体の全ての活動を誘因する信号である。例えば、人は筋電位や脳波など多様な生体信号を発生させ、情報伝達や運動指令を行っている。また、生体が帯びる磁気や、生体から生じる熱、音なども生体信号である。発生している生体信号を計測することにより、生体の活動状態を推定することができる。

近年の計測技術の進歩により計測機器が小型・無線化したことで、計測機器が人の動作を妨げたり、使用環境を制限したりすることなく、非拘束な生体信号の計測が可能となった。さらに生体信号計測の非拘束化によって、日常生活における様々な行為を行いつつ生体信号を継続的に計測することが可能となり、生体信号を健康管理や物体操作、環境計測など様々な用途で応用したシステムが広く研究されている。病気の予防や早期発見のために個人が自宅で自身の健康状態を検診し、管理することが望まれており、日常生活の中で計測された生体信号を用いた健康状態の日常モニタリングが提案されている。また、BMI(Brain Machine Interface)に代表される、生体信号を用いた物体操作手法が提案され、電気信号を用いた機器の駆動や、熱や音を用いた機器の起動・終了など、生体信号をインタフェースとして用いる研究が広く行われている。さらに、生体信号は外界の影響を受けて変化するため、外界に対する作用や応答に関わる生体信号を計測することにより、外界の認識も可能になると考えられる。人が生活をする上で重要な外界情報の一つに硬さがある。古来より人は手や口など体のあらゆる部分で物体に触れ、物体特有の硬さを感じてきた。硬さは全ての物体の持つ力学的特性であるため、物体の性質を表す。硬さは医学や工学など、様々な分野で利用されている。例えば、医学分野では正常な組織と異常な組織の硬さの違いを利用して組織の異常を発見する触診などに応用されている。また、工学分野では物を作製する際の素材や構造の決定に重要である。

物体の硬さには弾性、塑性、圧縮性、粘性な多様な特性が存在する。弾性とは力を加えれば変形し、力を取り除けば元の状態に戻る性質であり [1]、物体に加わる力と変形量を対応付ける主要な物性値が弾性率である。物体内部の弾性分布を推定する方法は提案されている。しかし、物体内部のひずみや変位の計測を必要とする場合が一般的である。物体内部の計測には超音波エコーやMR(Magnetic Resonance)などが用いられる。超音波エコーやMRを用いた計測には、超音波診断装置や磁気共鳴診断装置のような高価で大型な装置や実験を行う広い空間など、特殊な機器や環境が必要であるため、弾性分布の計測を行うことができる計測環境は制限されている。したがって既存の技術では個人が簡便に弾性分布を推定するこ

とは困難であるため、弾性分布を日常的に計測し、日常モニタリングなどに用いることは困難である。また、触診は健康状態の日常モニタリング手法として行われているが、硬さの認識は個人の判断で行われるため、経験の不足した個人には難しく、弾性分布の定量的な評価が必要であるといえる。したがって個人が日常的に弾性分布を計測して適切に利用するためには、デバイスの操作が簡便で、ユーザがデバイスや計測環境によって拘束されない、定量的な弾性分布計測システムが必要である。人の自然な動作によって生じる生体信号を用いた弾性分布計測が考えられる。

本研究では、生体信号の一つである筋電位とカメラで計測した物体表面に生じた変位を用いて、物体の弾性分布を推定するシステムを提案する。触動作は人が日常的に行う動作であるため、本システムによってユーザは簡便かつ定量的に弾性分布の推定を行うことができる。また、本システムは物体内部のひずみ計測を必要とせず、小型な無線筋電計測デバイスとカメラを用いて弾性分布を推定するため、計測環境を制限しない弾性分布推定が可能である。

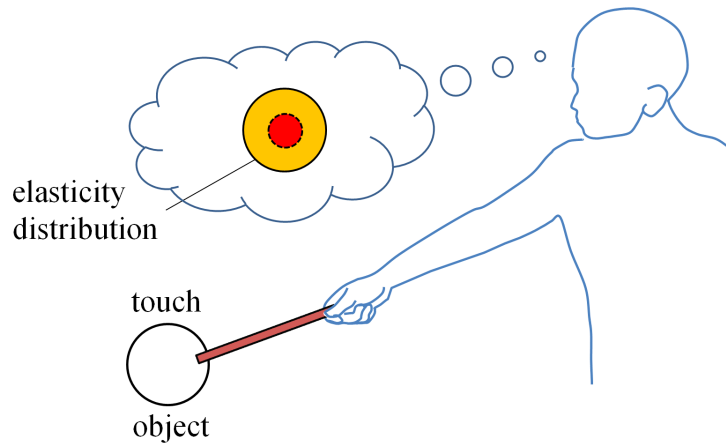


図 1.1: 触動作による弾性分布推定

物体に力を加える際の筋電位を用いて筋の張力を推定し、手が物体に加える力を推定する。またカメラを用いて物体表面に生じる変位を計測する。推定した力と計測した変位を用いて有限要素法を解き、弾性分布の逆解析を行う。境界条件を適用し、反復して計測を行うことで、物体の弾性分布を推定し、可視化する。

第2章 生体信号の計測と応用

本章では、生体信号の計測と応用について述べる。

2.1 生体信号の特性

人は筋電位や脳波など多様な生体信号を発生させ、情報伝達や運動指令を行っている。また、生体が帯びる磁気や、生体から生じる熱、音なども生体信号である。発生する生体信号を計測することにより、生体の活動状態を推定することができる。生体信号の特性には、性別、年齢、生活習慣、環境などが影響し、個体差が存在する。したがって、生体信号をシステムに組み込んだり、インタフェースとして利用する際には、個体差に依存しない一般的な生体信号の特性を用いる必要がある。しかし、生体は様々な器官や組織によって構成されており、生体现象は複雑に影響し合っているため、生体を構成する個々の要素を分離して抽出し、計測された個々の要素から生体现象全体を表現することは不可能である。したがって、生体信号は非線形性を有しているといえる。また、生体信号の解析では、ある状況下での特性変化のような非定常な信号を利用することが多い。さらに生体の恒常性は日内変動や日差変動と呼ばれるゆらぎを有しており、時間帯や体調などが生体信号に影響を及ぼしているため、生体信号は再現性が低い [2]。以上のように、生体信号は様々な特性を有しているため、必要に応じた解析を行う必要がある。

2.2 生体信号の計測

筋電位や脳波などの生体信号は電気信号であり、ハム雑音を取り除くために基準電極を持つ差動増幅器を用いて増幅され、計測されている。次の図 2.1 に一般的な差動増幅器を示す。

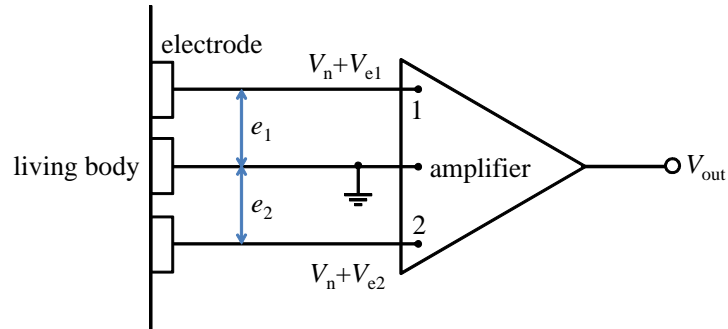


図 2.1: 差動増幅器

ハム雑音は同相信号であるため、差動増幅器の端子 1, 端子 2 において等しい振幅となる。ハム雑音の電位 V_n を、端子 1 に入力される筋電位を V_{e1} 、端子 2 に入力される筋電位を V_{e2} とすると、端子 1 における信号 e_1 と端子 2 における信号 e_2 はそれぞれ以下の式 (2.1), (2.2) で表せる。

$$e_1 = V_n + V_{e1} \quad (2.1)$$

$$e_2 = V_n + V_{e2} \quad (2.2)$$

増幅器の増幅率を α とすると、差動増幅器による出力信号 V_{out} は以下の式 (2.5) のようになる。

$$V_{out} = \alpha (e_1 - e_2) \quad (2.3)$$

$$= \alpha \{ (V_n + V_{e1}) - (V_n + V_{e2}) \} \quad (2.4)$$

$$= \alpha (V_{e1} - V_{e2}) \quad (2.5)$$

生体信号の増幅にはインストゥルメンテーションアンプが広く用いられている。インストゥルメンテーションアンプを次の図 2.2 に示す。

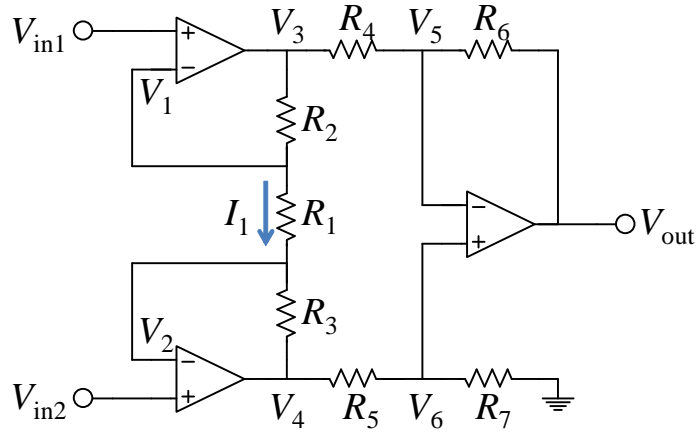


図 2.2: インストゥルメンテーションアンプ

図 2.2 のように各点における電位と抵抗を設定する．また抵抗 R_1 を流れる電流を I_1 とする．電流 I_1 は以下の式 (2.6) で表せる．

$$I_1 = \frac{V_1 - V_2}{R_1} \quad (2.6)$$

また増幅器の入力インピーダンスは高く，電流が流れ込まないため抵抗 R_2 ， R_3 にも同様に電流 I_1 が流れる．したがって V_3 ， V_4 は以下の式 (2.7)，(2.8) で表される．

$$V_3 = V_1 + I_1 R_2 \quad (2.7)$$

$$V_4 = V_2 - I_1 R_3 \quad (2.8)$$

仮想短絡より， $V_1 = V_{in1}$ ， $V_2 = V_{in2}$ であるから V_3 ， V_4 は以下の式 (2.9)，(2.10) で表される．

$$V_3 = V_1 + \frac{R_2}{R_1}(V_1 - V_2) = V_{in1} + \frac{R_2}{R_1}(V_{in1} - V_{in2}) \quad (2.9)$$

$$V_4 = V_2 - \frac{R_3}{R_1}(V_1 - V_2) = V_{in2} - \frac{R_3}{R_1}(V_{in1} - V_{in2}) \quad (2.10)$$

$R_2 = R_3$ とすると，以下の式 (2.11) が得られる．

$$V_4 - V_3 = (V_{in2} - V_{in1}) \left(1 + \frac{2R_2}{R_1} \right) \quad (2.11)$$

V_3 ， V_5 ， V_{out} ， R_4 ， R_6 は以下の式 (2.12) の関係を満たす．

$$\frac{V_3 - V_5}{R_4} = \frac{V_5 - V_{out}}{R_6} \quad (2.12)$$

式 (2.12) より式 (2.13) が得られる．

$$V_5 = \frac{R_4 V_{out} + R_6 V_3}{R_6 + R_4} \quad (2.13)$$

また V_4, V_6, R_5, R_7 は以下の式 (2.14) の関係を満たす.

$$V_6 = \frac{R_7}{R_5 + R_7} V_4 \quad (2.14)$$

V_5 は差動増幅器の正の入力端子に, V_6 は負の入力端子にそれぞれ入力される. したがって仮想短絡より, $V_5 = V_6$ であるから, $R_4 = R_5, R_6 = R_7$ とすると式 (2.13), (2.14) より出力 V_{out} は以下の式 (2.15) で表される.

$$V_{\text{out}} = \frac{R_6}{R_4} (V_4 - V_3) \quad (2.15)$$

したがって式 (2.11), (2.15) より, インストゥルメンテーションアンプの出力信号 V_{out} は以下の式 (2.16) のようになる.

$$V_{\text{out}} = \frac{R_6}{R_4} \left(1 + \frac{2R_2}{R_1} \right) (V_{\text{in}2} - V_{\text{in}1}) \quad (2.16)$$

インストゥルメンテーションアンプの利点としては一つの抵抗 R_1 によって増幅率を変更できる点や, 全ての入力信号が増幅器の入力端子に直接入力されるため入力インピーダンスが高い点が挙げられる.

近年では, 通信技術の進歩により無線通信を利用した計測機器が開発されている. 無線計測機器において, 計測された生体信号は A/D 変換され, デジタル信号が Wi-Fi や Bluetooth, ZigBee などを用いて, パーソナルコンピュータなどに接続された受信機に送信される. 計測機器が商用電力駆動からバッテリー駆動になったことで, ハム雑音の影響が少なくなった.

2.3 生体信号の応用

計測機器が小型・無線化したことで, 計測機器が人の動作を妨げたり, 使用環境を制限したりすることが少なくなった. そのため, 非拘束な計測が可能となり, 生体信号の応用の可能性が広がっている. 日常生活における様々な行為を行いつつ生体信号を継続的に計測することが可能となり, 例えば, 健康状態の日常モニタリングや, 生体信号に基づいた物体操作インタフェースが提案されている [3] [4]. また, 外界に対する作用や応答に関わる生体信号を計測することにより, 外界の認識も可能になると考えられる.

2.3.1 健康状態の日常モニタリング

日常的に健康状態をモニタリングすることは、健康管理を行う上で重要な役割を担う。

健康状態の日常モニタリングの一つに、血圧測定がある。血圧とは血液によって血管壁に生じる圧力のことである。血圧測定によって、動脈や心臓に関する疾患の発症を評価することができる。また加齢や生活習慣病に伴って血管壁が硬化することで血圧が高くなるため、測定対象者の年齢や健康状態を評価する指標として用いることもできる。さらに、血圧は気温や体温によっても変化するため、外界や計測対象者の活動状況のモニタリング指標としても用いられている。家庭においては非侵襲的な血圧計であるカフ圧迫血圧計が広く普及しており、血圧の日常モニタリングに用いられている [5]。カフ圧迫血圧計は、カフによって上腕の動脈を圧迫した際と減圧した際の血管音であるコロトコフ音を用いて血圧を測定する血圧計である。市販のカフ圧迫血圧計を図 2.3 に示す。



図 2.3: カフ圧迫血圧計 [6]

心電図は心臓の活動状態を表す生体信号である。心電図の日常モニタリングにはホルター心電計が広く利用されている。ホルター心電計とは、アメリカの Holter によって開発された、携帯型長時間心電図記録計であり、日常生活下で 24 時間以上の心電図の計測と記録を行うことができる。心電図は心臓疾患の診断や眠気やストレスの検出、生活習慣病疾患の評価などに用いられている。市販のホルター心電計を図 2.4 に示す。



図 2.4: ホルター心電図 [7]

さらに近年では、手軽に継続して健康状態の日常モニタリングを行うために、無侵襲・無拘束な生体計測の研究が盛んに行われている。渡辺らはベッド上の空気マットの圧力を測るベッドセンサを用いて、心拍、呼吸、体動を計測し、使用者の入眠判定や睡眠深度、覚醒予測、居眠察知などの判定を行う技術を開発している [8]。加藤らは図 2.5 に示すマット型センサに足を乗せるだけで心電図や容積脈波を計測する技術を開発している [9]。脈波とは、心臓から送り出された血液によって拡張した血管に生じたこぶが、末端まで伝播していく現象を波形として表した生体信号である。脈波は心臓疾患や末梢動脈疾患の診断に用いられ、心電図と伴に用いることで血圧の推定に使われたりしている。



図 2.5: マット型センサ [9]

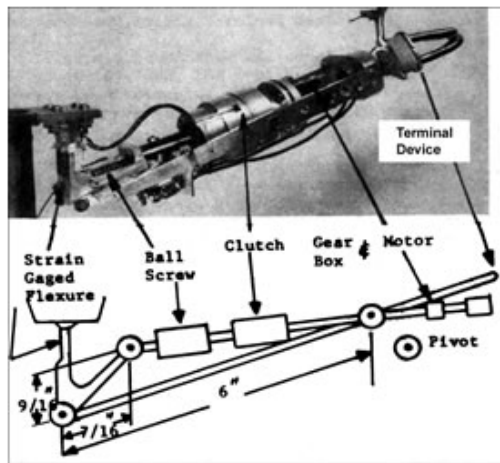
2.3.2 物体操作

生体信号は人の活動状況を表している。したがって、生体信号を計測し、コンピュータやロボットへの入力として用いることで、人の意思に応じた物体操作が可能となる。

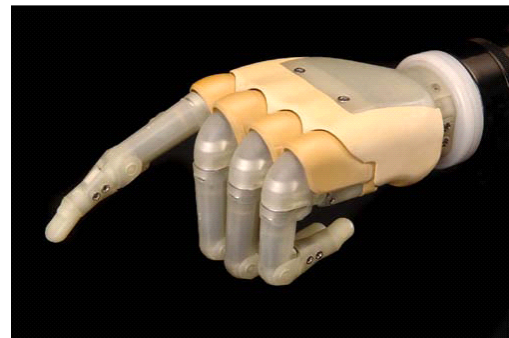
例えば、脳の活動状態を表す生体信号である脳波を利用して機器を操作する技術を BMI という。脳内部に埋め込んだ電極や、脳表面に貼り付けた電極、頭皮に接着したセンサなどを用いて脳波を計測し、計測した脳波を用いてコンピュータやロボットを操作する。ラットやサルを対象にした BMI の研究ではすでに基本的な技術が確立しており、現在では人への応用も行われつつある。例えば、サルの大脳皮質内に電極を埋め込み、コンピュータ画面上のカーソルを操作させたり [10]、義手を操作させるといった研究が行われている [11]。

筋電義手は筋電位を用いて操作する義手である。筋電位は筋の活動状態を表す生体信号である。筋の中で運動神経を用いて収縮を制御することが可能な最小単位をモーターユニットと呼び、モーターユニットが駆動することによって筋線維に生じる電気信号をモーターユニット活動電位という。筋電位は表面電極もしくは筋組織中においた電極によって、それぞれの時刻に筋繊維を伝わっているモーターユニット活動電位を、電極における代数和として

記録したものである [12]. 表面電極によって計測された筋電位を表面筋電位という. 単一のモーターユニット活動電位の振幅はおよそ $100 \mu\text{V}$ であり, 表面筋電位の最大振幅値はおよそ 2.5 mV である. また, 表面筋電位の周波数帯域幅は $5 - 500 \text{ Hz}$ である [13]. 上記を考慮し, 増幅器の増幅率や周波数帯域幅が決められ, 筋電位の計測が行われる. 計測した筋電位を用いて動作の推定や, 義手やロボットなどの操作を行うためのインタフェースとして利用することができる [3]. 筋電義手の研究は 1970 年代から行われており [14] [15], 近年では小型軽量で多自由度を持つ筋電義手も開発されている [16]. 筋電義手を図 2.6 に示す.



(a) 初期の筋電義手 [17]



(b) 多自由度の筋電義手 [16]

図 2.6: 筋電義手

筋電位は動作に先行して計測することができるため, 義手やロボットが駆動するまでの時間遅れを少なくすることが可能である. また, 筋電位は情報機器への入力インタフェースとしても利用されており, 例えば, 筋電位を用いてマウスカーソルを動かす研究が行われている [18]. また, 顔の筋電位を計測し, 発話内容を認識する試みもある [19] [20].

2.3.3 外界の認識

人と外界は互いに作用し合っている. したがって, 生体信号にも外界の影響が現れるため, 生体信号によって外界を認識することが可能となる. 例えば, 血圧は気温によって変化するため, 環境を理解するための指標の一つとなる. 外界の認識に用いられる生体信号の一つに筋電位がある. 筋電位は筋の張力と相関があるため, 筋電位を用いることで筋が外界に及ぼす作用を推定することができる. 人は体を用いて常に外界に物理的な影響を及ぼしているため, 筋電位を用いて体が外界に及ぼす物理的な作用を計測することにより, 手指の運動を拘束することなく, 操作対象の物体の有する力学特性や運動に関わる情報の獲得が可能になると考えられる.

第3章 弾性分布推定

本章では弾性分布推定について述べる。

3.1 弾性

物体の硬さは物体の持つ力学特性の一つであり，重要な外部情報である．人は物体に触れて作用を及ぼし，物体の硬さから様々な情報を取得したり，利用してきた．正常な組織と異常な組織の硬さは異なるため [21]，生体の硬さを計測することで病気を発見したり，病変部位を特定したりすることができる．また，物体の硬さは物体を作製する際の構造や素材の決定に不可欠であるため，定量的に硬さを計測することは工学的にも重要である．物体の硬さには弾性，塑性，圧縮性，粘性な多様な特性が存在する．弾性とは力を加えれば変形し，力を取り除けば元の状態に戻る性質である [1]．物体に加わる力と変形量を対応付ける主要な物性値を弾性率という．物体内部の弾性分布を推定する様々な方法が提案されている．

3.2 エラストグラフィ

組織の粘弾性を計測し，画像化する技術をエラストグラフィという．エラストグラフィは1980年代後期から1990年代前期に，超音波エコーを用いた手法として発展し，その後，MRエラストグラフィや光コヒーレンスエラストグラフィなど，様々な手法が考案されてきた．超音波エラストグラフィを用いて取得したひずみ画像を図 3.1 に示す．

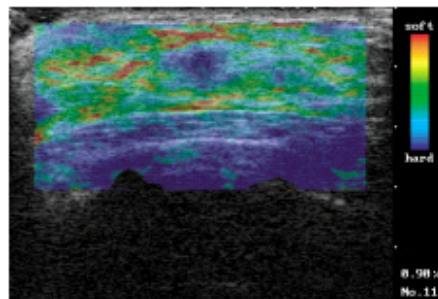


図 3.1: ひずみ画像 [22]

エラストグラフィでは，組織にひずみを与えた際の組織の状態変化を用いて組織の弾性分布を測定する．組織にひずみを与える方法には，組織を準静的に圧縮する方法と，一定の周波数の振動を与えて組織を調和振動させる方法，そして局所的に組織を励起して過渡的にひずみを与える方法がある [23]．それぞれの方法を図 3.2 に示す．それぞれの方法を以下では準静的な励起，調和的な励起，過渡的な励起とし，それぞれの方法を用いたエラストグラフィを本論文では準静的エラストグラフィ，調和的エラストグラフィ，過渡的エラストグラフィと呼ぶ．

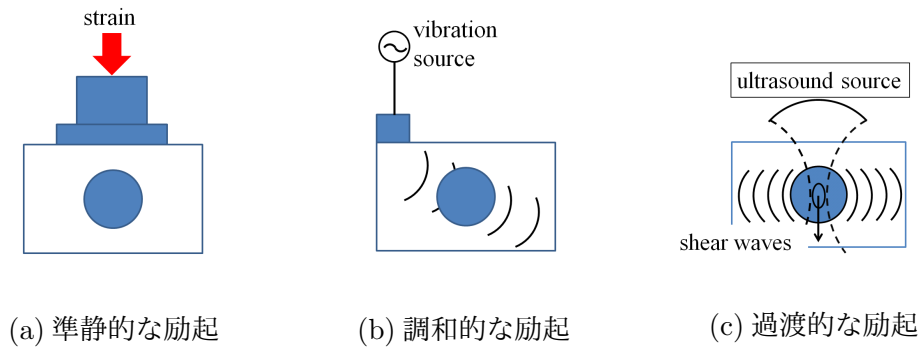


図 3.2: 組織の励起方法

エラストグラフィは大きく次の三つの手順に区分される [23]．

1. 準静的，調和的，もしくは過渡的な励起によって組織に力，もしくは変位を与える．
2. 組織内部に生じた変位を超音波エコーや MR，光干渉などを用いて計測する．
3. 簡易化したモデルや連続体モデルと計測した力学応答を用いて逆問題を解き，力学特性を推定して画像化する．

3.3 エラストグラフィの種類

せん断弾性率の近似推定値を得るために用いられるエラストグラフィについて説明する。せん断弾性率の線形近似を用いるため正確性には欠けるが、迅速かつロバストに計測できることから臨床的に有用である。

3.3.1 準静的エラストグラフィ

準静的エラストグラフィは Ophir らによって提唱され [24]、超音波エコーを用いた技術として発展し、その後、MR や光干渉を用いた手法が考案された。準静的なエラストグラフィは外部もしくは内部から発生させた組織内の軸ひずみを測定し、画像化する技術である。準静的な力を加えて組織内部を変形させ、変位の軸方向成分を計測する。そして変位の軸方向成分を空間的に識別してひずみ弾性画像を生成する。準静的なエラストグラフィでは、軟組織を連続した1次元のばねによる簡易なモデルで表すため、測定されたひずみ ϵ はフックの法則より以下の式 (3.1) のように表される。

$$\sigma = E\epsilon \quad (3.1)$$

E は組織のヤング率、 σ は応力である。生体内部の応力分布を測定する方法は存在しないため、準静的なエラストグラフィでは組織内部の応力分布は一定と仮定している。準静的エラストグラフィは加えた力によって物体が硬化することが欠点である。しかし、Kallel らは欠点がある場合でも一様な応力が荷重されていれば、準静的なエラストグラフィによって病変部位の優れたせん断弾性率推定を行うことができることを示している [25]。

3.3.2 調和的エラストグラフィ

調和的エラストグラフィは、準静的エラストグラフィと同様に超音波エコーを用いた手法として提唱された。1995年には Muthupillai らによって MR を用いた手法も発表されている [26]。調和的エラストグラフィでは、低周波の波が組織内部に送られ、伝播する波の位相と振幅が可視化される。せん断波が平面波として伝播することを仮定すると、局所的なせん断弾性率 μ の近似推定値は式 (3.2) を用いて計算される。

$$c_s = \sqrt{\frac{\mu}{\rho}} \quad (3.2)$$

c_s はせん断波の速度で、 ρ は組織の密度である。せん断弾性率の近似推定に基づく方法は測定時の雑音にはあまり影響されないが、エラストグラフィ画像の空間分解能が限られている。また、複雑な構造を持つ器官では、組織の境界で波が反射するため、平面波の近似が成り立たないことも欠点である。

3.3.3 過渡的エラストグラフィ

調和的エラストグラフィの欠点は、せん断は軟組織内では急速に減衰するため、計測可能な組織の深度が限られていることであった。より深く位置する組織の弾性分布を計測するために、Sarvazyan らは超音波を集束して生じた音響放射力 (Acoustic Radiation Force) によって、せん断波を局所的に発生させて組織に変位を与える過渡的エラストグラフィを提案した [27]。調和的エラストグラフィと同様に、過渡的エラストグラフィでは、せん断弾性率の局所的推定値は式 (3.2) によって求められる。しかし、組織内部の境界でせん断波が反射するため、せん断波の速さの測定は困難である。Ji らは音波の到着時間から直接計算できる、波の速さを用いた手法を提案している [28]。

3.4 弾性分布の逆解析

物体のモデルと計測した力学応答を用いて逆解析を行い、組織の弾性分布を計測する。正確な逆解析を行うために、物理法則を考慮し、生体力学特性と測定された力学応答を関連付ける支配方程式を導出する。

3.4.1 支配方程式の解析

導出した支配方程式を解析するためには、複雑な幾何形状と境界条件を用いて解析を行うことができる。有限要素法という数値解析手法が多く用いられる。支配方程式を有限要素法で用いる形式に変形するために、まず、組織の幾何形状に合わせたメッシュを生成し、組織を要素に分割する。次に、変分法や重み付き残差法を用いて支配方程式の弱形式を導出する。弱形式とは支配方程式を重み付き積分して得られる式である。そして、支配方程式の弱形式に要素形状関数を代入し、有限要素法で用いられる線形代数方程式が導出される。

3.4.2 有限要素法

有限要素法では物体を幾何形状に合わせた要素に分割し、節点に加わる力や物体の変形、また弾性分布や要素の形状に関する剛性行列を用いて解析を行う。有限要素法には弾性分布が既知のモデルを用いて力が加えられた際の変形をモデリングする順問題と、物体に加えられた力と物体に生じた変位を用いて物体の弾性特性を再構成する逆問題が存在する [29].

物体内の点での応力の状態は応力ベクトル $\boldsymbol{\sigma}$ として以下の式 (3.3) のように定義される。

$$\boldsymbol{\sigma} = \begin{pmatrix} \sigma_x \\ \sigma_y \\ \sigma_z \\ \tau_{xy} \\ \tau_{yz} \\ \tau_{zx} \end{pmatrix} \quad (3.3)$$

$\sigma_x, \sigma_y, \sigma_z$ は垂直応力であり、 $\tau_{xy}, \tau_{yz}, \tau_{zx}$ はせん断応力である。

応力は物体の内部で釣り合うため、以下の式 (3.4), (3.5), (3.6) が得られる。

$$\frac{\partial \sigma_x}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{xy}}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{zx}}{\partial z} + \xi_x = 0 \quad (3.4)$$

$$\frac{\partial \tau_{xy}}{\partial x} + \frac{\partial \sigma_y}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{yz}}{\partial z} + \xi_y = 0 \quad (3.5)$$

$$\frac{\partial \tau_{zx}}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{yz}}{\partial y} + \frac{\partial \sigma_z}{\partial z} + \xi_z = 0 \quad (3.6)$$

ξ_x, ξ_y, ξ_z は単位体積あたりに働く体積力である。

物体内の点でのひずみの状態はひずみベクトル $\boldsymbol{\epsilon}$ として以下の式 (3.7) で定義される。

$$\boldsymbol{\epsilon} = \begin{pmatrix} \epsilon_x \\ \epsilon_y \\ \epsilon_z \\ \gamma_{xy} \\ \gamma_{yz} \\ \gamma_{zx} \end{pmatrix} \quad (3.7)$$

$\epsilon_x, \epsilon_y, \epsilon_z$ は垂直ひずみであり、 $\gamma_{xy}, \gamma_{yz}, \gamma_{zx}$ はせん断ひずみである。

軟組織が線形弾性を持つと仮定すると、ひずみベクトルと応力ベクトルには次の (3.8) のような関係がある。

$$\boldsymbol{\sigma} = \mathbf{D}\boldsymbol{\epsilon} \quad (3.8)$$

\mathbf{D} は材料特性を示す行列である [30].

ヤング率 E とポアソン比 ν を用いて、次式 (3.9), (3.10) のように表される定数 λ と μ をラメ定数という。

$$\mu = \frac{E}{2(1+\nu)} \quad (3.9)$$

$$\lambda = \frac{\nu E}{(1+\nu)(1-2\nu)} \quad (3.10)$$

λ はラメの第一定数, μ はラメの第二定数であり, ラメの第二定数はせん断弾性率ともいわれている。 \mathbf{D} はラメ定数を用いて以下の式 (3.11) のように表せる。

$$\mathbf{D} = \begin{pmatrix} \lambda + 2\mu & \lambda & \lambda & 0 & 0 & 0 \\ \lambda & \lambda + 2\mu & \lambda & 0 & 0 & 0 \\ \lambda & \lambda & \lambda + 2\mu & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \mu & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \mu & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \mu \end{pmatrix} \quad (3.11)$$

節点の x 方向成分の変位を u , y 方向成分の変位を v , z 方向成分の変位を w とすると, 変位とひずみには以下の式 (3.12), (3.13), (3.14), (3.15), (3.16), (3.17) の関係が成り立っている。

$$\epsilon_x = \frac{\partial u}{\partial x} \quad (3.12)$$

$$\epsilon_y = \frac{\partial v}{\partial y} \quad (3.13)$$

$$\epsilon_z = \frac{\partial w}{\partial z} \quad (3.14)$$

$$\gamma_{xy} = \frac{\partial v}{\partial x} + \frac{\partial u}{\partial y} \quad (3.15)$$

$$\gamma_{yz} = \frac{\partial v}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial y} \quad (3.16)$$

$$\gamma_{zx} = \frac{\partial w}{\partial x} + \frac{\partial u}{\partial z} \quad (3.17)$$

要素内の節点の変位ベクトルを \mathbf{u} とすると, 節点変位とひずみには以下の式 (3.18) のような関係がある。

$$\boldsymbol{\epsilon} = \mathbf{B}\mathbf{u} \quad (3.18)$$

\mathbf{B} は幾何学的特性を表す行列である。

式 (3.7) に式 (3.12), (3.13), (3.14), (3.15), (3.16), (3.17) を代入すると以下の式 (3.19) が得られる。

$$\boldsymbol{\epsilon} = \begin{pmatrix} \frac{\partial u}{\partial x} \\ \frac{\partial v}{\partial y} \\ \frac{\partial w}{\partial z} \\ \frac{\partial v}{\partial x} + \frac{\partial u}{\partial y} \\ \frac{\partial v}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial y} \\ \frac{\partial w}{\partial x} + \frac{\partial u}{\partial z} \end{pmatrix} \quad (3.19)$$

式 (3.19) を節点 i の形状関数 G_i を用いて節点毎に表記すると式 (3.20) が得られる.

$$\boldsymbol{\epsilon} = \sum_{i=1}^n \begin{pmatrix} \frac{\partial G_i}{\partial x} u_i \\ \frac{\partial G_i}{\partial y} v_i \\ \frac{\partial G_i}{\partial z} w_i \\ \frac{\partial G_i}{\partial x} v_i + \frac{\partial G_i}{\partial y} u_i \\ \frac{\partial G_i}{\partial z} v_i + \frac{\partial G_i}{\partial y} w_i \\ \frac{\partial G_i}{\partial x} w_i + \frac{\partial G_i}{\partial z} u_i \end{pmatrix} \quad (3.20)$$

n は節点数である. 要素内の各節点の変位ベクトルを $\mathbf{u}_i = (u_i, v_i, w_i)^T$ として式 (3.20) に代入すると, 式 (3.21) のように表せる.

$$\boldsymbol{\epsilon} = \sum_{i=1}^n \begin{pmatrix} \frac{\partial G_i}{\partial x} & 0 & 0 \\ 0 & \frac{\partial G_i}{\partial y} & 0 \\ 0 & 0 & \frac{\partial G_i}{\partial z} \\ \frac{\partial G_i}{\partial y} & \frac{\partial G_i}{\partial x} & 0 \\ 0 & \frac{\partial G_i}{\partial z} & \frac{\partial G_i}{\partial y} \\ \frac{\partial G_i}{\partial z} & 0 & \frac{\partial G_i}{\partial x} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} u_i \\ v_i \\ w_i \end{pmatrix} \quad (3.21)$$

\mathbf{B}_i を以下の式 (3.22) のように定義する.

$$\mathbf{B}_i = \begin{pmatrix} \frac{\partial G_i}{\partial x} & 0 & 0 \\ 0 & \frac{\partial G_i}{\partial y} & 0 \\ 0 & 0 & \frac{\partial G_i}{\partial z} \\ \frac{\partial G_i}{\partial y} & \frac{\partial G_i}{\partial x} & 0 \\ 0 & \frac{\partial G_i}{\partial z} & \frac{\partial G_i}{\partial y} \\ \frac{\partial G_i}{\partial z} & 0 & \frac{\partial G_i}{\partial x} \end{pmatrix} \quad (3.22)$$

式 (3.22) より, 式 (3.21) は以下の式 (3.23) のように表せる.

$$\boldsymbol{\epsilon} = \left(\mathbf{B}_1 \quad \mathbf{B}_2 \quad \dots \quad \mathbf{B}_n \right) \begin{pmatrix} \mathbf{u}_1 \\ \mathbf{u}_2 \\ \vdots \\ \mathbf{u}_n \end{pmatrix} \quad (3.23)$$

したがって \mathbf{B} は以下の式 (3.24) で与えられる.

$$\mathbf{B} = \left(\mathbf{B}_1 \quad \mathbf{B}_2 \quad \dots \quad \mathbf{B}_n \right) \quad (3.24)$$

式 (3.8), (3.18) より, 要素の体積を W とすると要素剛性行列 \mathbf{K}_e は以下の式 (3.25) で表される [31] [32].

$$\mathbf{K}_e = W \mathbf{B}^T \mathbf{D} \mathbf{B} \quad (3.25)$$

要素を構成する k 番目の節点が, 物体全体において n_k 番目の節点である時, 全節点の内該当する節点を選択するための選択行列 \mathbf{J} の各要素 $J_{i,k}$ は以下の式 (3.26) のように表される.

$$J_{i,k} = \begin{cases} 1 & (i = n_k) \\ 0 & (i \neq n_k) \end{cases} \quad (3.26)$$

物体を構成する全ての要素で, 式 (3.25) で表される要素剛性行列を足し合わせることで, 全ての節点における力と変位の関係を表す \mathbf{K} を導出することができる. 全体剛性行列 \mathbf{K} は以下の式 (3.27) で表すことができる [33].

$$\mathbf{K} = \sum \mathbf{J} \mathbf{K}_e \mathbf{J}^T \quad (3.27)$$

物体が線形弾性体である時, 全体剛性行列 \mathbf{K} , 物体の節点に加わる力 \mathbf{f} , 物体の節点に生じる変位 \mathbf{u} には以下の式 (3.28) で表される関係がある.

$$\mathbf{K} \mathbf{u} = \mathbf{f} \quad (3.28)$$

物体表面の境界条件が与えられ，境界条件下で式 (3.28) を用いて弾性分布が計測される．
超音波プローブなどを用いた組織の圧迫・弛緩による準静的な励起や，振動子などを用いた組織の調和的，もしくは過渡的な励起によって物体の節点に加わる力 \mathbf{f} は与えられ，物体の節点に生じた変位 \mathbf{u} は超音波エコーや MR，光干渉を用いて測定される．したがって，物体への荷重には超音波プローブや振動子などのアクチュエータが必要であり，変位を計測するためには超音波診断装置や磁気共鳴診断装置などの特殊な機器が必要である．特殊な機器を必要としない荷重手法や変位の計測方法によって，より簡便な弾性分布の計測が可能になると考えられる．

第4章 弾性マッピングシステムの構築

本章では、本研究で提案する弾性マッピングシステムについて説明する。

4.1 システム概要

システム概要を以下の図 4.1 に示す。ユーザは無線筋電計測デバイスを腕に装着し、物を押し込んだ際の筋電位を取得する。筋電計測デバイスは小型の表面電極と受信機で構成されている。受信機はパーソナルコンピュータに USB 接続されており、表面電極で取得された筋電位情報は無線通信で受信機に送られて処理される。処理した筋電位から筋の張力を測定する。またユーザが物を押し込んだ際の物体の変位をカメラによって測定する。物体の変位と加えた力から有限要素法で逆問題を解いて物体の各部位の弾性を定量化し、弾性率に応じた色を要素毎に表示して可視化する。本システムでは物体内部の変位を計測する必要がないため、超音波診断装置や磁気共鳴診断装置などの大型で高価な機器を必要としていない。また筋電位を用いることでユーザが触動作によって物体の弾性を計測することが可能であり、操作が簡便であるため、ユーザは日常的に物体の弾性分布を計測することができる。

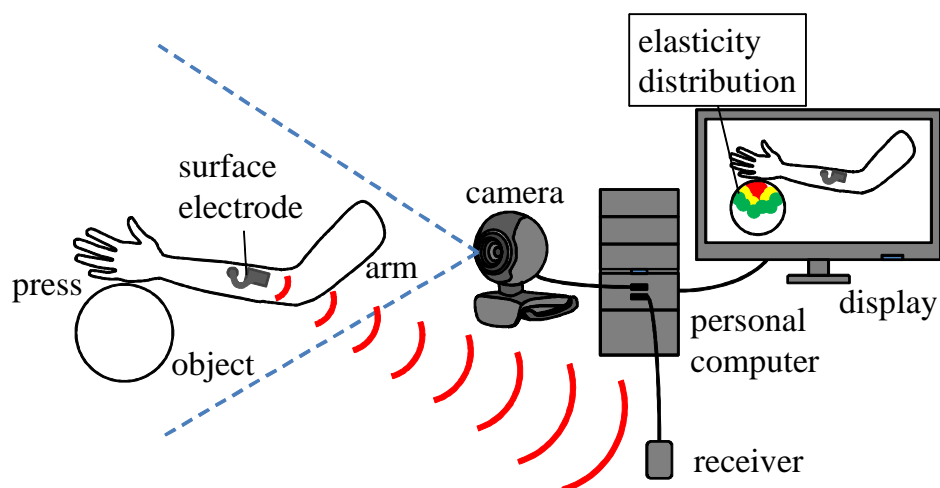


図 4.1: システム概要

4.2 手を用いた荷重手法

4.2.1 筋の張力の推定

手を用いて物体に力を加える際に腕に発生する筋電位を取得する。取得した筋電位を増幅すると、全波整流や包絡線検出などの信号処理が可能となる。そして信号処理によって筋電位を他の生理学的信号やバイオメカニクスの信号と比較したり相関を分析したりすることが可能となる。筋電位の包絡線と筋の張力曲線は形状が似ており、筋電位と筋の張力には相関がある。特に非等張性かつ等尺性の筋収縮においては高い相関がある。したがって、筋電位を測定し、解析することで筋の張力を推定することができる [12]。全波整流信号は筋電位の絶対値をとった信号であり、ローパスフィルタに通すことで包絡線が検出できる。筋電位を $e(t)$ とすると、全波整流を施した筋電位は $|e(t)|$ で表される。さらにローパスフィルタの関数を $m(t)$ とすると、包絡線 $\psi(t)$ は全波整流信号とローパスフィルタ関数の畳み込みによって得られ、以下の式 (4.1) で表す [34]。

$$\psi(t) = |e(t)| * m(t) \quad (4.1)$$

* は畳み込みを表し、 $\psi(t)$ は EMG 強度である。

収縮要素の張力の時間変化を活動状態という。活動状態 $\hat{a}(t)$ は EMG 強度 $\psi(t)$ を用いて畳み込みによって以下の式 (4.2) のように推定される。

$$\hat{a}(t) = C_f \exp\left(-\frac{t}{s_1}\right) * \sqrt{\psi(t)} \quad (4.2)$$

C_f は任意の定数で、 s_1 は活動状態の立ち上がり時間に関する時定数である。また、活動状態 $\hat{a}(t)$ を用いると筋の張力 $T(t)$ は畳み込みによって以下の式 (4.4) のように推定される。

$$T(t) = \left(\frac{1}{s_2} \exp\left(-\frac{t}{s_2}\right)\right) * \hat{a}(t) \quad (4.3)$$

$$= \left(\frac{1}{s_2} \exp\left(-\frac{t}{s_2}\right)\right) * \left(C_f \exp\left(-\frac{t}{s_1}\right)\right) * \sqrt{\psi(t)} \quad (4.4)$$

s_2 は筋の単収縮時間に関する時定数である。

4.2.2 外力の推定

前腕の掌屈を司る筋肉は長掌筋，尺側主根屈筋，橈側主根屈筋であり，前腕の背屈を司る筋肉は総指伸筋，尺側主根伸筋，短橈側主根伸筋，長橈側主根伸筋である。

本実験では，簡易化のために手首の掌屈，背屈を司る筋肉をそれぞれ尺側手根屈筋，総指伸筋としたモデルを考案する．尺側手根屈筋と総指伸筋はそれぞれ次の図 4.2 のように位置している．

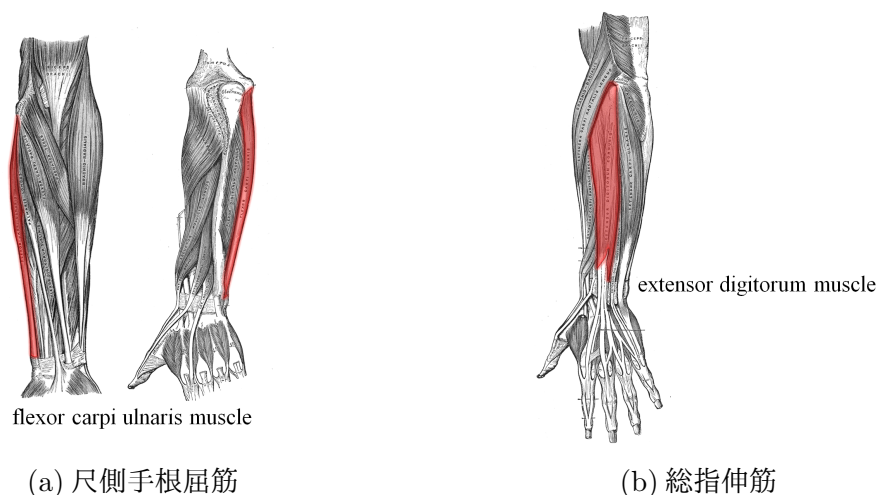


図 4.2: 計測に用いる筋肉 [35]

尺側手根屈筋と総指伸筋によって手首を掌屈させ，物体に力を加える．また，指を曲げると手首を掌屈させるための筋電位だけでなく，指を曲げるための筋電位も発生するため，指を曲げず，手を開いた状態で物体に力を加えることとする．この時，手が触れる全ての節点に同様の外力が働くと考える．

考案したモデルは図 4.3 のようになる．

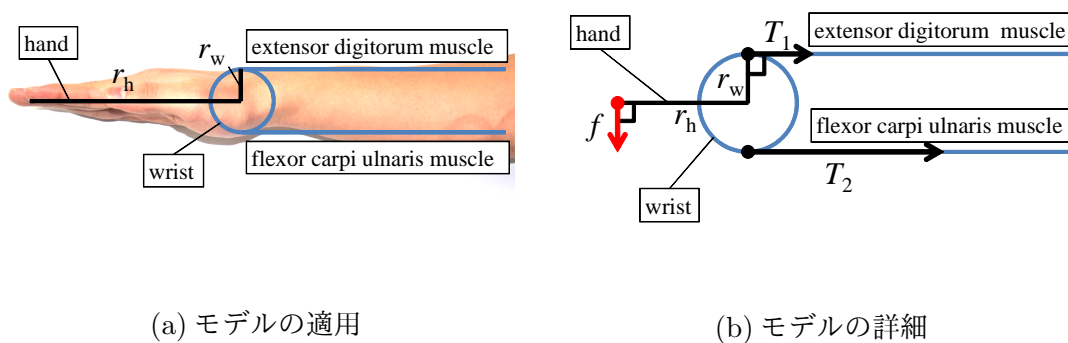


図 4.3: 手指-前腕モデル

総指伸筋，尺側手根屈筋で計測した張力の大きさをそれぞれ T_1, T_2 とし，回転中心となる手首から各筋肉までの距離を r_w ，手首から作用点となる指先までの距離を r_h とする．張力 T_1, T_2 によって発生する外力の大きさ f は以下の式 (4.5) によって表すことができる．

$$f = \frac{r_w}{r_h} (T_2 - T_1) \quad (4.5)$$

手首が掌屈する場合，尺側手根屈筋が発生させる張力は総指伸筋が発生させる張力よりも大きく，手首が背屈する場合，総指伸筋が発生させる張力が尺側手根屈筋が発生させる張力よりも大きいと考えられる．したがって図 4.3 のモデルでは，手首が背屈する際に力が負の値となる．本研究では推定した力が正の値となる場合のみ，手が物体に外力を加えていると考える．

4.3 カメラを用いた変位測定手法

4.3.1 特徴点の抽出

点 q において二つの直交する方向で微分値が大きい場合， q を特徴点という [36]．最も頻繁に用いられる特徴点抽出手法は，Harris によって発表された手法である [37]．画像内の全ての点で画像の輝度を二次微分することでヘッセ画像を形成し，相関を取る．ヘッセ画像は点 q の周りのヘッセ行列に由来しており，時刻 t におけるピクセルの輝度を $P(x(t), y(t), t)$ とするとヘッセ行列 $\mathbf{H}(q)$ は以下の式 (4.6) で表される．

$$\mathbf{H}(q) = \begin{pmatrix} \frac{\partial^2 P}{\partial x^2} & \frac{\partial^2 P}{\partial x \partial y} \\ \frac{\partial^2 P}{\partial x \partial y} & \frac{\partial^2 P}{\partial y^2} \end{pmatrix} \quad (4.6)$$

Harris 特徴点に関しては，各点の周りの小さな領域上における二次微分画像の自己相関行列を考える．自己相関行列 \mathbf{M} は以下の式 (4.7) で与えられる．

$$\mathbf{M} = \begin{pmatrix} \sum_{i,j} \chi_{i,j} P_x^2 & \sum_{i,j} \chi_{i,j} P_x P_y \\ \sum_{i,j} \chi_{i,j} P_x P_y & \sum_{i,j} \chi_{i,j} P_y^2 \end{pmatrix} \quad (4.7)$$

$\chi_{i,j}$ は重みであり，また P_x, P_y はそれぞれ $P(x(t), y(t), t)$ の x, y 方向の偏微分である．Harris 特徴点は定義によると，画像内の二次微分の自己相関行列が二つの大きな固有値を持つ点であり，特徴点の周りを中心として少なくとも二方向に向かうエッジが存在することを意味している．また，自己相関行列の固有値だけを考える場合には，回転に対しても不変な量を考えていることになり，回転したり移動したりする物体を追跡するために重要である．

固有値は輝度値の分散を表しており，二つの固有値が大きいほど周囲との差が明瞭な特徴点であるため，Shi と Tomasi は二つの固有値のうち小さい方が閾値よりも大きければ優れ

た特徴点であることを示した [38]. 本研究では Shi と Tomasi の定義に基づいて二つの固有値の最小値を計算し、固有値の最小値が大きい点を特徴点として抽出する.

4.3.2 Lucas-Kanade 法を用いた特徴点の変位の計測

Lucas-Kanade 法は 1981 年に Lucas と Kanade によって発表された特徴点追跡アルゴリズムの一つである [39]. 動画を構成する各画像をフレームという. Lucas-Kanade 法では連続したフレーム間で特徴点の類似性を評価し、微分変化量を用いて特徴点の動きを計算していくことで追跡対象の位置を高速に導き出す. 山登り法を用いて相関度が最大となる方向へ移動を繰り返す, 特徴点を追跡している.

Lucas-Kanade 法は明るさの不変性, 時間的な連続性, 空間的な一様性の三つの前提に基づいて特徴点を追跡するアルゴリズムである [36]. 明るさの不変性とは, 追跡対象のピクセルの輝度が連続したフレーム間で変わらないことを表している. ピクセルの輝度 $h(x, y, t)$ を $P(x(t), y(t), t)$ と定義すると, 以下の式 (4.8) のように表せる.

$$h(x, y, t) \equiv P(x(t), y(t), t) = P(x(t + \delta_t), y(t + \delta_t), t + \delta_t) \quad (4.8)$$

式 (4.8) は追跡対象のピクセルの輝度が時間変化しないことを意味しており, 式 (4.9) のようにも表せる.

$$\frac{\partial h(x, y, t)}{\partial t} = 0 \quad (4.9)$$

時間的な連続性とは, 追跡対象が連続したフレーム間で大きく動かず, 時間の進み方が画像内の追跡対象の動きに対して十分に速いことを表している.

相関関数として SSD(Sum of Squared Difference) を用いる. SSD はあるピクセルの連続したフレーム間での輝度値の差の二乗の合計である. 時刻 t における入力フレーム画像を $P(x(t), y(t), t)$ とし, 追跡対象が微小時間 δ_t の間に x, y 方向に δ_x, δ_y だけ移動したとすると, SSD は以下の式 (4.10) のように表せる.

$$S = \sum_{(x,y) \in U} (P(x(t) + \delta_x, y(t) + \delta_y, t + \delta_t) - P(x(t), y(t), t))^2 \quad (4.10)$$

U は追跡対象を表すピクセルの集合である. 次に $P(x(t) + \delta_x, y(t) + \delta_y, t + \delta_t)$ をテイラー展開し, 二次以降の項を微小とすると以下の式 (4.11) を得る.

$$P(x(t) + \delta_x, y(t) + \delta_y, t + \delta_t) = P(x(t), y(t), t) + \delta_x P_x + \delta_y P_y + \delta_t P_t \quad (4.11)$$

$$P_x = \frac{\partial P(x(t), y(t), t)}{\partial x}, \quad P_y = \frac{\partial P(x(t), y(t), t)}{\partial y}, \quad P_t = \frac{\partial P(x(t), y(t), t)}{\partial t} \text{ である.}$$

追跡対象の微小時間 δ_t での x, y 方向への移動量が δ_x, δ_y であるので, δ_x, δ_y はそれぞれ x, y 方向の速度と考えることができ, $\delta_x = \frac{\partial x(t)}{\partial t} = u, \delta_y = \frac{\partial y(t)}{\partial t} = v$ と表せる. また, $\delta_t = 1$ として, 式 (4.11) を式 (4.10) に代入すると式 (4.12) が得られる.

$$S = \sum_{(x,y) \in U} (uP_x + vP_y + P_t)^2 \quad (4.12)$$

時間的な持続性が成り立つ時, つまり追跡対象が連続したフレーム間で大きく動かない場合, S を変数 u, v に対して微分した値が 0 となればよいので, 以下の式 (4.13), (4.14) が与えられる.

$$\frac{\partial S}{\partial u} = \sum_{(x,y) \in U} 2P_x (uP_x + vP_y + P_t) = 0 \quad (4.13)$$

$$\frac{\partial S}{\partial v} = \sum_{(x,y) \in U} 2P_y (uP_x + vP_y + P_t) = 0 \quad (4.14)$$

式 (4.13), (4.14) より, 以下の式 (4.15) が得られる.

$$uP_x + vP_y + P_t = 0 \quad (4.15)$$

最後に空間的な一様性について説明する. 空間的な一様性とは, 隣接する点が同じ面に属し, 似たような動きをして, 画像平面内の近くの点に投影されることを意味している. したがって, あるピクセルの周囲のピクセルを用いて連立方程式を組み立てることで, 中央のピクセルの動きを求めることができる. あるピクセルの周り $n_p \times n_p$ の領域内の輝度を用いた場合, $x_{ij} = x_{ij}(t), y_{ij} = y_{ij}(t)$ ($i, j = 1, 2, \dots, n_p$) とし, 式 (4.13), (4.14) を (u, v) について整理して, 以下の式 (4.16) が得られる.

$$\begin{pmatrix} P_x(x_{11}, y_{11}, t) & P_y(x_{11}, y_{11}, t) \\ P_x(x_{12}, y_{12}, t) & P_y(x_{12}, y_{12}, t) \\ \vdots & \vdots \\ P_x(x_{n_p n_p}, y_{n_p n_p}, t) & P_y(x_{n_p n_p}, y_{n_p n_p}, t) \end{pmatrix} \begin{pmatrix} u \\ v \end{pmatrix} = - \begin{pmatrix} P_t(x_{11}, y_{11}, t) \\ P_t(x_{12}, y_{12}, t) \\ \vdots \\ P_t(x_{n_p n_p}, y_{n_p n_p}, t) \end{pmatrix} \quad (4.16)$$

式 (4.17), (4.18), (4.19) のように $\mathbf{A}, \mathbf{d}, \mathbf{b}$ を与える.

$$\mathbf{A} = \begin{pmatrix} P_x(x_{11}, y_{11}, t) & P_y(x_{11}, y_{11}, t) \\ P_x(x_{12}, y_{12}, t) & P_y(x_{12}, y_{12}, t) \\ \vdots & \vdots \\ P_x(x_{n_p n_p}, y_{n_p n_p}, t) & P_y(x_{n_p n_p}, y_{n_p n_p}, t) \end{pmatrix} \quad (4.17)$$

$$\mathbf{d} = \begin{pmatrix} u \\ v \end{pmatrix} \quad (4.18)$$

$$\mathbf{b} = - \begin{pmatrix} P_t(x_{11}, y_{11}, t) \\ P_t(x_{12}, y_{12}, t) \\ \vdots \\ P_t(x_{n_p n_p}, y_{n_p n_p}, t) \end{pmatrix} \quad (4.19)$$

式 (4.17), (4.18), (4.19) より, 式 (4.16) は以下の式 (4.20) のように表せる.

$$\mathbf{A}\mathbf{d} = \mathbf{b} \quad (4.20)$$

式 (4.20) に左から \mathbf{A} の転置行列 \mathbf{A}^T を作用させて以下の式 (4.21) が得られる.

$$\mathbf{A}^T\mathbf{A}\mathbf{d} = \mathbf{A}^T\mathbf{b} \quad (4.21)$$

したがって, $\mathbf{A}^T\mathbf{A}$ の逆行列が存在すれば, 式 (4.21) を解くことができ, 追跡対象のオプティカルフロー \mathbf{d} は以下の式 (4.22) ように表せる.

$$\mathbf{d} = \begin{pmatrix} u \\ v \end{pmatrix} = (\mathbf{A}^T\mathbf{A})^{-1}\mathbf{A}^T\mathbf{b} \quad (4.22)$$

$\mathbf{A}^T\mathbf{A}$ は 2×2 行列であるため, 最大階数が 2 である場合, 正則行列であり, 逆行列を持つ. また, 最大階数が 2 である場合, 0 でない固有値が二つ存在する. したがって, 少なくとも二つの方向に向かうエッジが存在する画像領域内でオプティカルフローを計算することができる.

4.3.3 計測した変位のメッシュへの適用手法

Lucas-Kanade 法によって計測した物体の変位を有限要素法で用いるメッシュの節点に変位として与える．概要を図 4.4 に示す．

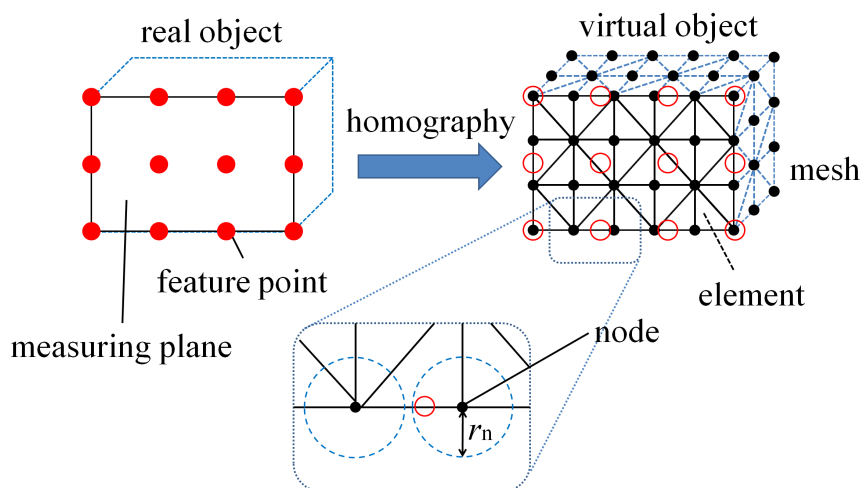


図 4.4: 計測した変位のメッシュへの適用

実物体にマーカーを貼り，Lucas-Kanade 法を用いてマーカーを特徴点として追跡する．計測面における実物体の四つの頂点と，メッシュが存在する三次元空間において実物体の計測面と同様の面の四つの頂点を用いて，実空間における二次元平面からコンピュータ内の三次元空間におけるモデルの平面に座標変換するために，射影行列を導出する．Lucas-Kanade 法を用いて追跡している，実物体上の各特徴点の最初の位置座標を射影行列を用いてコンピュータ内の三次元空間における位置座標に変換する．メッシュの計測平面上の各節点の半径 r_n 以内に存在する，座標変換後の特徴点を各節点に対応付ける．Lucas-Kanade 法を用いて特徴点の変位を算出し，対応付けられた各節点に変位として与える．各節点の半径 r_n 以内に存在し，各節点に対応付けられた座標変換後の特徴点が複数存在する場合，対応付けられた特徴点の変位の平均をメッシュの節点に変位として与える．カメラを用いて観測される画像における座標系をデジタル画像座標系，デジタル画像座標系における座標をデジタル画像座標と呼ぶ [40]．カメラを用いて計測される変位はデジタル画像座標系における変位であるため，デジタル座標系における変位を実空間の座標系における変位に対応付けるために校正を行う必要がある．

4.4 弾性分布の再構成手法

4.4.1 有限要素法の逆解析を用いた再構成手法

手が物体に加える外力と，計測した物体の変位を用いて逆解析を行い，物体の弾性率を求める．対象物体には生体のような非圧縮性の高い弾性体を想定する．対象となる物体に図 4.5 のように節点を配置し要素に分割する．

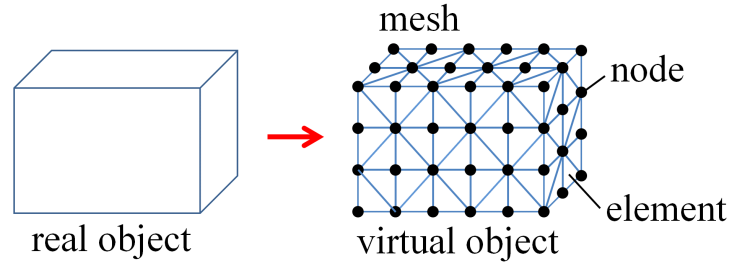


図 4.5: 節点を配置し要素分割した対象物体

節点数を n ，要素数を N_e ，各節点における変位を $\mathbf{u} = (u_1^x, u_1^y, u_1^z, u_2^x, u_2^y, u_2^z, \dots, u_n^z)^T$ とする．また節点に加わる外力を $\mathbf{f} = (f_1^x, f_1^y, f_1^z, f_2^x, f_2^y, f_2^z, \dots, f_n^z)^T$ とする．この時，全体剛性行列 \mathbf{K} は $3n \times 3n$ 行列となり，変位 \mathbf{u} ，外力 \mathbf{f} ，全体剛性行列 \mathbf{K} は以下の式 (4.23) を満たす．

$$\mathbf{K}\mathbf{u} = \mathbf{f} \quad (4.23)$$

\mathbf{K} の逆行列を \mathbf{L} ，すなわち $\mathbf{L} = (\mathbf{K})^{-1}$ とする．式 (4.23) は以下の式 (4.24) のようになる．

$$\mathbf{L}\mathbf{f} = \mathbf{u} \quad (4.24)$$

式 (4.24) は以下の式 (4.25) のように表せる．

$$\begin{pmatrix} \mathbf{L}_{mm} & \mathbf{L}_{mo} \\ \mathbf{L}_{om} & \mathbf{L}_{oo} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \mathbf{f}_m \\ \mathbf{f}_o \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \mathbf{u}_m \\ \mathbf{u}_o \end{pmatrix} \quad (4.25)$$

式 (4.25) から式 (4.26), (4.27) が求められる．

$$\mathbf{L}_{mm}\mathbf{f}_m + \mathbf{L}_{mo}\mathbf{f}_o = \mathbf{u}_m \quad (4.26)$$

$$\mathbf{L}_{om}\mathbf{f}_m + \mathbf{L}_{oo}\mathbf{f}_o = \mathbf{u}_o \quad (4.27)$$

下付き文字 m , o はそれぞれ変位が既知の節点と未知の節点を表す． \mathbf{u}_m は計測によって求められる．また \mathbf{f}_m , \mathbf{f}_o は筋電位によって推定され，接触点では一定の値 f_c ，非接触点では 0 であると仮定する．各要素が既知の数種類のヤング率 E_1, E_2, E_3, \dots を持つとする．各要

素毎にヤング率を当てはめて全体剛性行列 \mathbf{K} を導出し、逆全体剛性行列 \mathbf{L} を計算する。したがって、 \mathbf{L}_{mm} は既知である。また \mathbf{u}_m も既知であり、 \mathbf{f}_m も既知であるので、式 (4.26) を用いて弾性分布を最適化する。

各要素に番号をつけ、要素の番号順にヤング率を並べたベクトルを $\boldsymbol{\zeta} = (E^1, E^2, E^3, \dots, E^{N_e})^T$ とする。また、式 (4.26) より、 $\mathbf{L}_{\text{mm}}, \mathbf{L}_{\text{mo}}, \mathbf{f}_m, \mathbf{f}_o, \mathbf{u}_m$ で構成されるノルム l を式 (4.28) のように表す。

$$l = \|\mathbf{L}_{\text{mm}}\mathbf{f}_m + \mathbf{L}_{\text{mo}}\mathbf{f}_o - \mathbf{u}_m\| \quad (4.28)$$

式 (4.28) を最小とするベクトル $\boldsymbol{\zeta}$ を最適な弾性分布を表すベクトル $\boldsymbol{\zeta}^*$ とし、式 (4.29) のように表す。

$$\boldsymbol{\zeta}^* = \arg \min_{\boldsymbol{\zeta}} \|\mathbf{L}_{\text{mm}}\mathbf{f}_m + \mathbf{L}_{\text{mo}}\mathbf{f}_o - \mathbf{u}_m\| \quad (4.29)$$

推定した弾性分布は次の図 4.6 のようにヤング率に基づいて各要素に重畳することで可視化する。

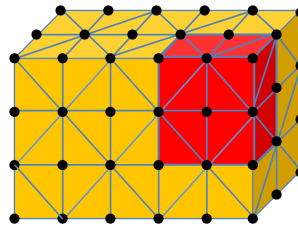


図 4.6: 表示画像

当てはめるヤング率の種類を Q とする。物体を構成する全ての要素にヤング率を当てはめるため、考えられるヤング率の組み合わせ数は Q^{N_e} となる。今回の実験では計算量を減らすためヤング率の種類は二種類とする。ただし、二種類であってもヤング率の組み合わせ数は 2^{N_e} であり、要素数によってはヤング率の割り当てに膨大な計算量を必要とする。

4.4.2 逆全体剛性行列の直接更新

式 (3.11) に式 (3.9), (3.10) を代入して, D は以下の式 (4.30) のように表される.

$$\mathbf{D} = \frac{E(1-\nu)}{(1+\nu)(1-2\nu)} \begin{pmatrix} 1 & \frac{\nu}{1-\nu} & \frac{\nu}{1-\nu} & 0 & 0 & 0 \\ \frac{\nu}{1-\nu} & 1 & \frac{\nu}{1-\nu} & 0 & 0 & 0 \\ \frac{\nu}{1-\nu} & \frac{\nu}{1-\nu} & 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1-2\nu}{2(1-\nu)} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1-2\nu}{2(1-\nu)} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1-2\nu}{2(1-\nu)} \end{pmatrix} \quad (4.30)$$

したがって, $\mathbf{D} = E\mathbf{D}'$ として, 式 (3.25) より, 要素剛性行列 \mathbf{K}_e は以下の式 (4.31) で表される.

$$\mathbf{K}_e = E\mathbf{W}\mathbf{B}^T\mathbf{D}'\mathbf{B} \quad (4.31)$$

式 (4.31) より, 更新前のヤング率を E , 更新後のヤング率を E' とすると, 更新後の要素剛性行列 \mathbf{K}'_e は以下の式 (4.32) で表せる.

$$\mathbf{K}'_e = \frac{E'}{E}\mathbf{K}_e \quad (4.32)$$

したがって, 各要素のヤング率を変更すれば, 要素剛性行列 \mathbf{K}_e を更新することが可能であることが分かる.

弾性分布の各組み合わせで全体剛性行列を再構成し, 逆行列を算出する場合, 極めて計算量が多くなる. 計算量を減らすために, 弾性分布を部分的に変化させ, 逆全体剛性行列を直接更新することができる Sherman-Morrison-Woodbury(SMW) 公式 (4.33) を用いる [33].

$$(\mathbf{K}')^{-1} = (\mathbf{K} + \mathbf{J}\Delta\mathbf{K}_e\mathbf{J}^T)^{-1} = \mathbf{K}^{-1} - \mathbf{K}^{-1}\mathbf{J}\Delta\mathbf{K}_e(\mathbf{I} + \mathbf{J}^T\mathbf{K}^{-1}\mathbf{J}\Delta\mathbf{K}_e)^{-1}\mathbf{J}^T\mathbf{K}^{-1} \quad (4.33)$$

\mathbf{J} は選択行列, \mathbf{I} は単位行列である. また, 式 (4.32) より, $\Delta\mathbf{K}_e$ は以下の式 (4.34) で表せる.

$$\Delta\mathbf{K}_e = \mathbf{K}'_e - \mathbf{K}_e = \left(\frac{E'}{E} - 1\right)\mathbf{K}_e \quad (4.34)$$

したがって, 各要素のヤング率の組み合わせを変更して, 式 (4.34) より変更前と変更後の要素剛性行列の差分 $\Delta\mathbf{K}_e$ を算出し, 式 (4.33) を用いて, 逆全体剛性行列を直接更新することができる.

4.4.3 遺伝的アルゴリズムを用いた弾性分布の最適化

メンデルの遺伝法則によれば、生物の進化は環境に適合するように個体が変わるのではなく、突然変異や個体の交叉により遺伝子の多数の組み合わせが偶然の要素を持って発生し、それが環境に適合すれば増殖し、適合することができなければ消滅するというメカニズムによって行われる。生物の進化のメカニズムを工学的に取り入れ、問題に対する適合度に応じてより優れた個体を生成するのが遺伝的アルゴリズムである [41]。遺伝的アルゴリズムは次の図 4.7 のように表せる。具体的には、ある世代を形成している個体の集合、すなわち個体群の中で、環境への適合度が高い個体が高確率で生き残るように再生される。さらに、交叉や突然変異によって、次の世代の個体群が形成されていく。遺伝的アルゴリズムにおいて各個体は遺伝子型と表現型を持つ。各個体を識別するための形式が遺伝子型であり、各個体が持つ形質を表す形式が表現型である。表現型から遺伝子型へ写像することをエンコード、遺伝子型から表現型へ写像することをデコードという。

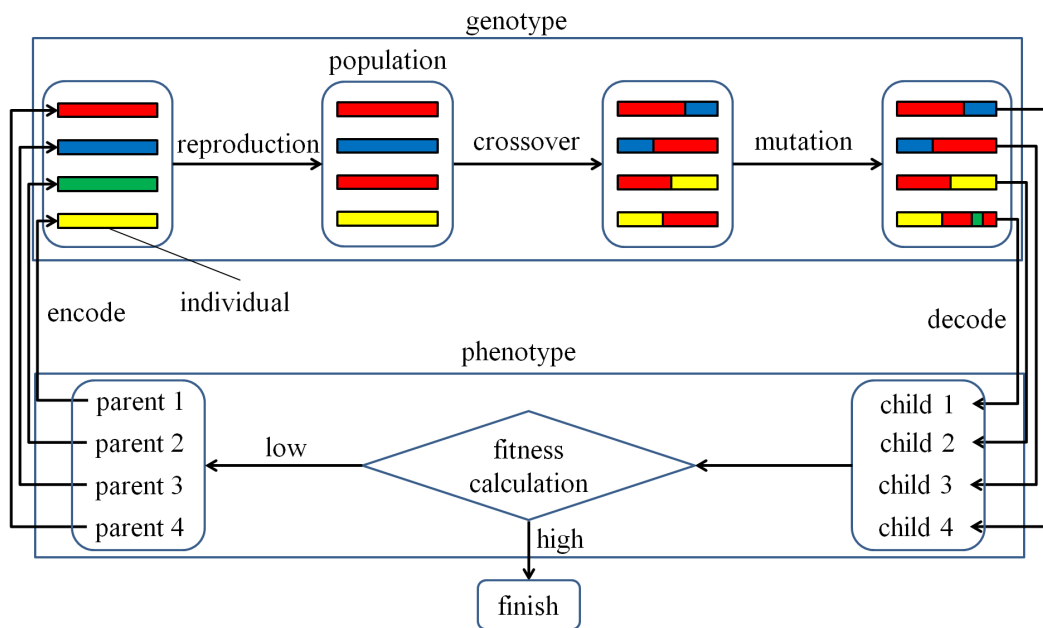


図 4.7: 遺伝的アルゴリズムの概要

遺伝的アルゴリズムで行われる再生，交叉，突然変異という三つの操作について説明する。

再生

環境への適合度の高い個体を次の世代により多く残すという自然淘汰の考えを用い，適合度に基づいて次世代に残す個体を選別することを再生という。再生する個体の選択方法には，ルーレット方式，トーナメント方式，ランキング方式が存在する。

ルーレット方式は，個体群の中の各個体の適合度と適合度の総計を求め，適合度の総計に対する各個体の割合を選択確率として用いる方法である。個体数を N ，各個体を κ_i ，各個体の適合度を $F(\kappa_i)$ とすると，各個体の選択確率 p_i は以下の式 (4.35) で表せる。

$$p_i = \frac{F(\kappa_i)}{\sum_{j=1}^N F(\kappa_j)} \quad (4.35)$$

ルーレット方式では適合度の低い個体でも次世代の個体として選ばれる可能性があるため，個体群の多様性を維持し，局所解に陥るのを防ぐことができる。

トーナメント方式は個体群の中から定められた個数の個体を無作為に選択し，選択された個体の中で最も適合度の高い個体を次世代に残すという手続きを次世代に残す個体の数が満たされるまで繰り返す方法である。

ランキング方式は適合度の大きな個体から順に再生する個体数をあらかじめ決めておき，個体群の中の各個体の適合度に基づいて各個体に順位をつけて，各個体の順位に応じてあらかじめ決めておいた数の個体を再生する方法である。線形に再生する個体数を決める場合，選択確率 p_i は以下の式 (4.36) で表される。

$$p_i = \frac{1}{N} \left(\eta^+ - (\eta^+ - \eta^-) \cdot \frac{i-1}{N-1} \right) \quad (4.36)$$

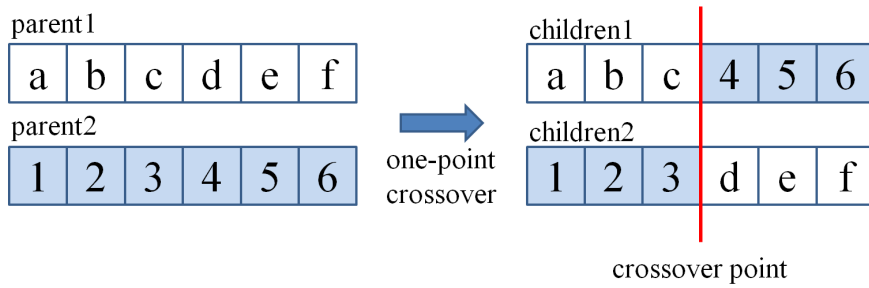
η^+ と η^- は最大期待値と最小期待値を表しており， $\sum_{i=1}^N p_i = 1$ より $1 \leq \eta^+ \leq 2$ ， $\eta^- = 2 - \eta^+$ となる。また，非線形に再生する個体数を決める場合，選択確率 p_i は以下の式 (4.37) で表される。

$$p_i = \beta \cdot (1 - \beta)^{i-1} \quad (4.37)$$

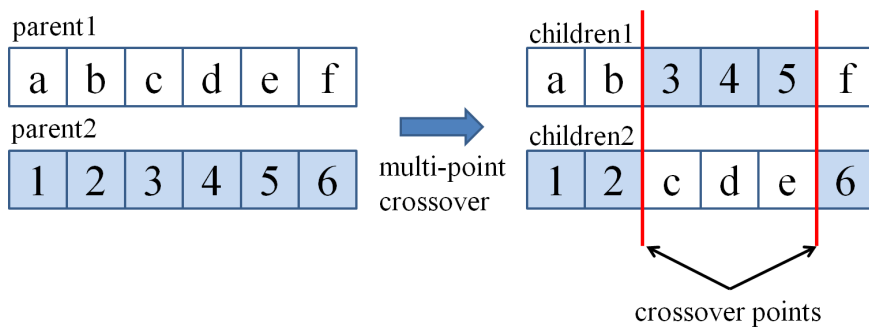
β はランク 1 の個体を選択される確率である。

交叉

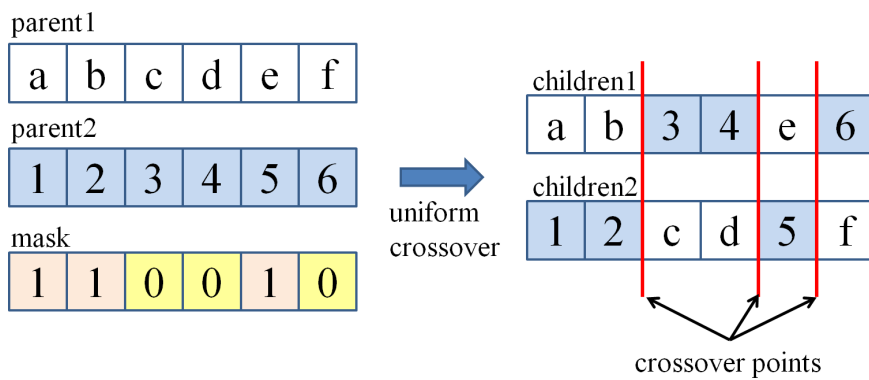
交叉の様子を図 4.8 に示す。個体群の中から任意の二つの親となる個体を選択し、無作為に選ばれた一点あるいは多点の交叉点で個体の文字列を入れ替え、新しい二つの子となる個体を生み出す操作を交叉という。



(a) 一点交叉



(b) 多点交叉



(c) 一様交叉

図 4.8: 交叉

交叉には一点交叉，多点交叉，そして一様交叉が存在する．一点交叉は最も単純な交叉である．一点交叉では親となる個体の文字列上で交叉点を一つ無作為に選択し，二つの親となる個体の交叉点の右側に位置する文字列を交換して新たな二つの子となる個体を生成する方法である．多点交叉は親となる個体の文字列上に交叉点を無作為に複数個選択し，交叉点の間で交互に二つの親となる個体の文字列を交換して新たな二つの子となる個体を生成する方法である．一様交叉は任意のビット列でマスクパターンを生成し，マスクパターン上の1の位置には親1の遺伝子を，0の位置には親2の遺伝子を組み込んだ子1と，マスクパターン上の1の位置には親2の遺伝子を，0の位置には親1の遺伝子を組み込んだ子2を生成する方法である．

突然変異

個体の文字列の一部を変化させる操作を突然変異という．突然変異の様子を次の図 4.9 に示す．



図 4.9: 突然変異

交叉だけでは，親の個体に依存する限られた範囲の子しか生成できず，局所解に陥る可能性がある．局所解に陥らずに最適解を発見するために，一定確率で遺伝子型の文字列上のある値を他の値に置き換えることで突然変異を引き起こし，交叉だけでは生成できない子を生成して個体群に多様性をもたらす．例えば，個体の遺伝子型がビット列である場合，突然変異確率 p_m で遺伝子型の値である 0 もしくは 1 を，他の値，すなわち 1 もしくは 0 に置き換える．

遺伝的アルゴリズムを用いて，弾性分布の効率的な最適化を行う．遺伝的アルゴリズムで用いる表現型として，各要素に番号をつけて要素の番号順にヤング率を並べたベクトル $\zeta = (E^1, E^2, E^3, \dots, E^{N_e})^T$ を適用する．遺伝子型にはヤング率に対応した文字列を用いる．表現型である ζ によって逆全体剛性行列 \mathbf{L} を構成し，式 (4.38) を評価関数 ϕ として用いて，個体の適合度を評価する．

$$\phi = \frac{1}{1 + \|\mathbf{L}_{mm}\mathbf{f}_m + \mathbf{L}_{mo}\mathbf{f}_o - \mathbf{u}_m\|} \quad (4.38)$$

式 (4.38) の値は式 (4.28) で表されるノルム l が最小となる場合は 1 に漸近し、最大となる場合は 0 に漸近する。したがって式 (4.38) の値が 1 に漸近する程、推定した力と測定した変位を関係付ける逆全体剛性行列 \mathbf{L} が適切な値であり、最適な弾性分布であるといえる。表現型である ζ を更新し、式 (4.38) に基づいて適合度の評価を行い、効率的に最適な弾性分布を導出する。

第5章 システムの実装と評価

本章では第4章で提案した弾性マッピングシステムの実装と評価について述べる。

5.1 システムの実装

本システムはパーソナルコンピュータ、筋電計測デバイス、カメラで構成されている。実装したシステムの概要を図5.1に、使用した筋電計測デバイスを図5.2示す。

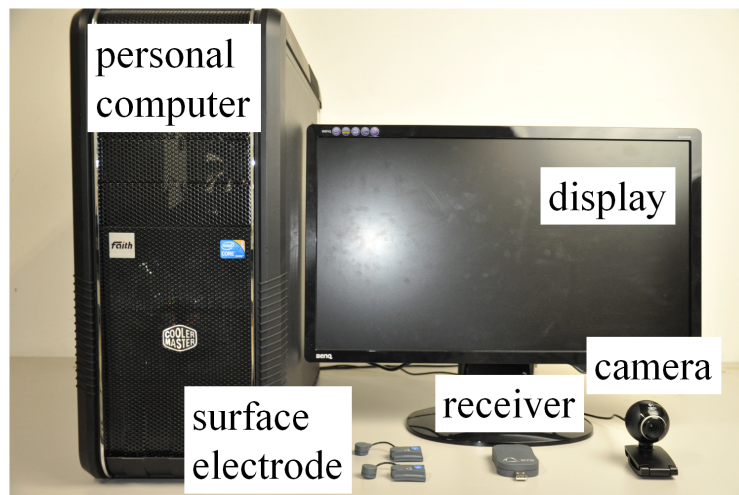


図 5.1: 実装したシステムの概要

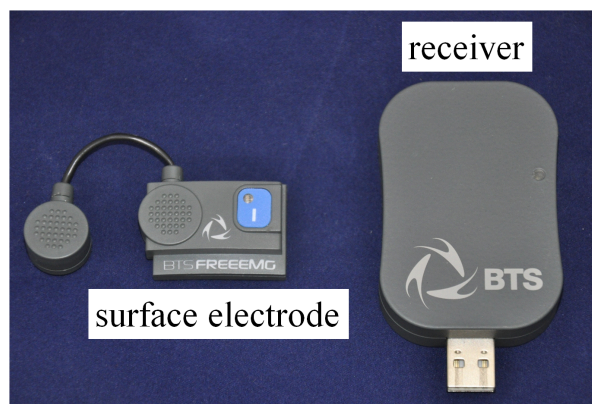


図 5.2: 使用した筋電計測デバイス

また、実装に用いたパーソナルコンピュータ、筋電計測デバイス、カメラの仕様をそれぞれ表 5.1, 表 5.2, 表 5.3 に示す。

表 5.1: パーソナルコンピュータの仕様

項目	性能
OS	Microsoft Windows 7
CPU	Intel Core i7-950 3.07 GHz
Memory	12.0 GB

表 5.2: 筋電計測デバイスの仕様

製品名	
FreeEMG 100RT (BTS Bioengineering 社)	
項目	性能
無線筋電プローブ	
最大サンプリング周波数	1000 Hz
無線通信	ZigBee(IEEE802.15.4)
電源	バッテリー駆動
重量	0.009 kg
大きさ	主電極 23.8×37×10 mm
	付随電極 16.5mm \varnothing ×10 mm
受信機	
最大接続可能プローブ数	6
重量	0.08 kg
大きさ	82×44×22.5 mm

表 5.3: カメラの仕様

製品名	
Qcam E3500 (Logicool 社)	
項目	性能
最大フレームレート	30 Hz
有効画素数	30 万画素

5.2 実験

5.2.1 実験準備

実験ファントムの作製を行い、作製した実験ファントムの三次元データを作成した。また、手の外力の校正と、変位の校正を行った。

実験ファントムの作製

計測対象として実験ファントムを作製した。作製した実験ファントムを図 5.3 に示す。

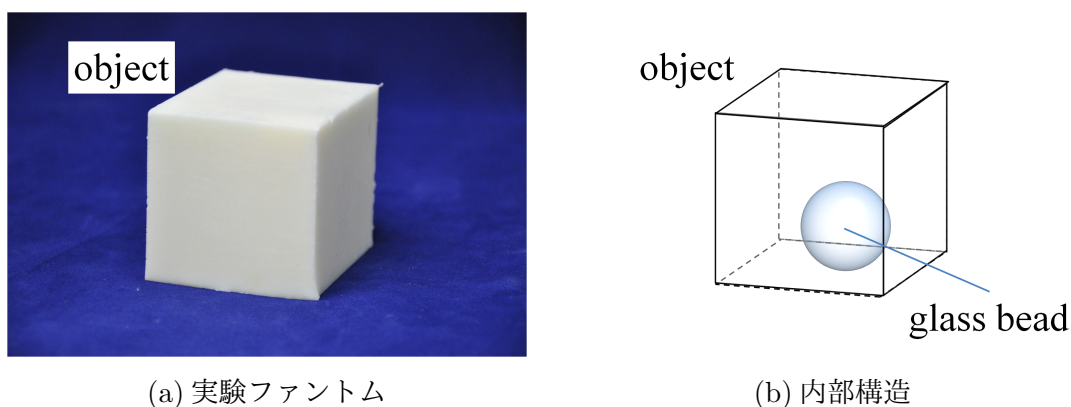


図 5.3: 実験ファントム

ウレタン樹脂の内部にガラス球を埋め込み、実験ファントムを作製した。ウレタン樹脂には株式会社エクシールコーポレーションの人肌のゲル原液 硬度 0 を使用した。ウレタン樹脂は人体に近い硬さであり、粘弾性を有する。物体の変形に対する粘性による影響を小さくするため、物体には準静的に力を加える。ウレタン樹脂のヤング率は 340 kPa であり [42]、ガラス球のヤング率は 80.1 GPa である [43]。実験ファントムの仕様を表 5.4 に示す。

表 5.4: 実験ファントムの仕様

素材	寸法	ヤング率
ウレタン樹脂	53×53×60 mm	340 kPa
ガラス球	17 mm \varnothing	80.1 GPa

実験ファントムの計測面には Lucas-Kanade 法で追跡する特徴点として以下の図 5.4 のようにマーカを貼り、特徴点とした。

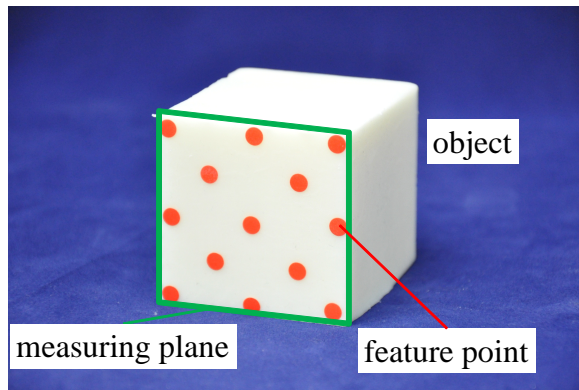
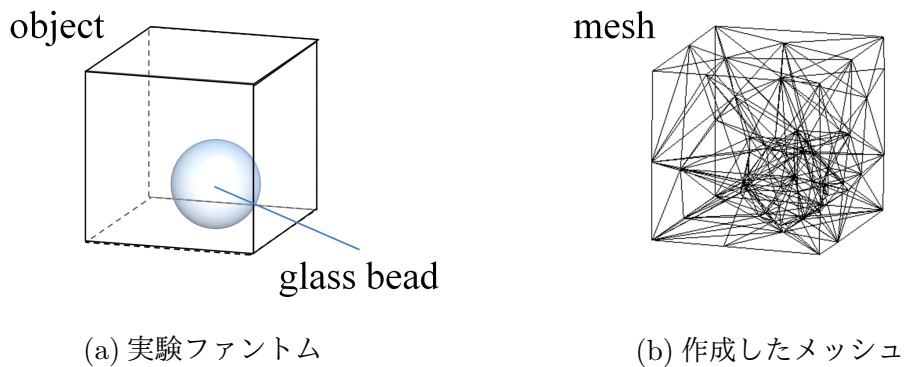


図 5.4: 実験ファントムの計側面

三次元データとメッシュの作成

作製した実験ファントムの内部構造を X 線 CT を用いて測定した。空間分解能は 0.39×0.39 mm で、スライス厚は 0.5 mm とした。測定した内部構造をもとに物体の三次元データを作成し、有限要素法で用いるメッシュを作成した。作成したメッシュを図 5.5 に示す。作成したメッシュの節点は 65 で、要素は 238 であった。



(a) 実験ファントム

(b) 作成したメッシュ

図 5.5: 実験ファントムとメッシュ

手の外力の校正

圧力センサを用いて、推定した手の外力の校正を行った。まず、図 5.6 のように図 4.2 で示す尺側手根屈筋と総指伸筋にディスポ電極を貼付し、筋電位の計測を行った。筋電計測デバイスのサンプリング周波数は 1000 Hz であり、A/D 変換の分解能は 16 bit である。また、無線通信の周波数は 2.4 GHz であり、通信速度は 250 kbps である。

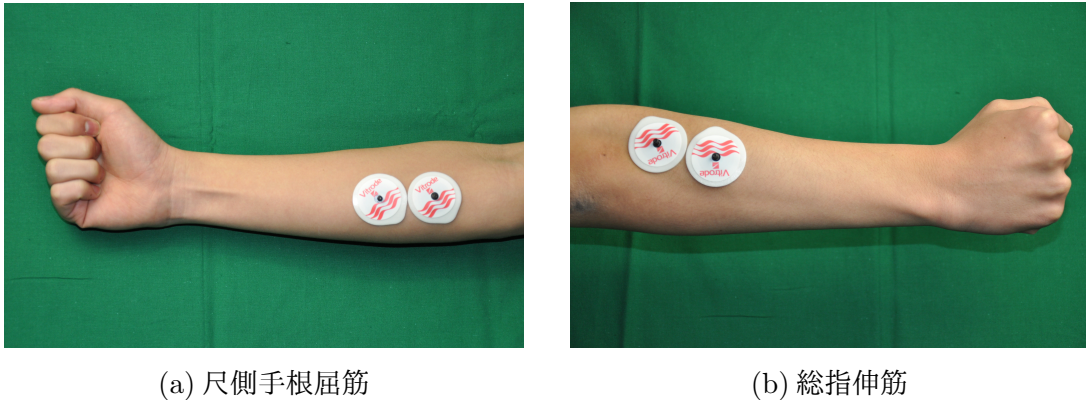


図 5.6: ディスポ電極の貼付

実験時の押下条件に近づけるため、人差し指、中指、薬指、小指を用いて 50 mm 四方の範囲に同様の力を加えるように腕を動かした。筋電位によって推定した手の外力を図 5.7 に示す。

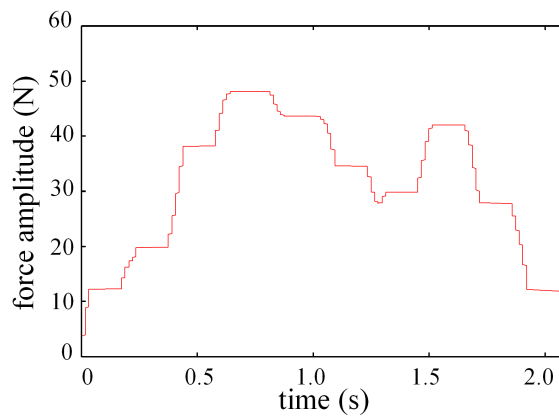


図 5.7: 推定した手の外力

式 (4.4) において、時定数 $s_1 = 0.1$ s, $s_2 = 0.1$ s とし、また $C_f = 1$ N \cdot s/ \sqrt{V} とした。さらに、式 (4.5) において、回転中心となる手首から各筋肉までの距離 $r_w = 20$ mm, 手首から作用点となる指先までの距離を $r_h = 180$ mm とした。推定した力は約 45 N であった。

また，筋電位の計測と同時に圧力センサを用いて手の外力の大きさを測定した．使用した圧力センサを図 5.8 に示す．また圧力センサの仕様を表 5.5 に示す．

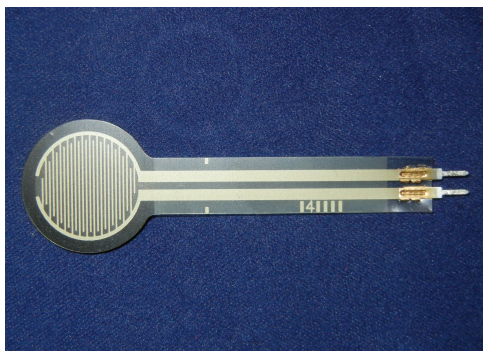


図 5.8: 使用した圧力センサ

表 5.5: 圧力センサの仕様

製品名	
FSR402	
項目	性能
力の感知範囲	0.1–100 N

圧力センサを用いた圧力の計測に使用した回路を図 5.9 に示す．

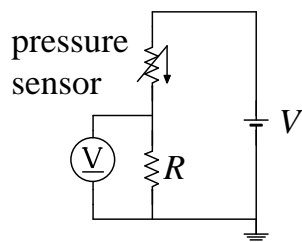


図 5.9: 圧力計測の回路

図 5.9 より，圧力センサの電位差 V_{fsr} ，圧力センサの抵抗 R_{fsr} ，電源 V ，抵抗 R は以下の式 (5.1) で示される関係を持つ．

$$R_{\text{fsr}} = \frac{RV_{\text{fsr}}}{V - V_{\text{fsr}}} \quad (5.1)$$

電源 $V = 10 \text{ V}$ ，使用した抵抗 $R = 10 \text{ k}\Omega$ とした．測定した圧力センサの電位差と，式 (5.1) を用いて算出した圧力センサの抵抗値を図 5.10 に示す．

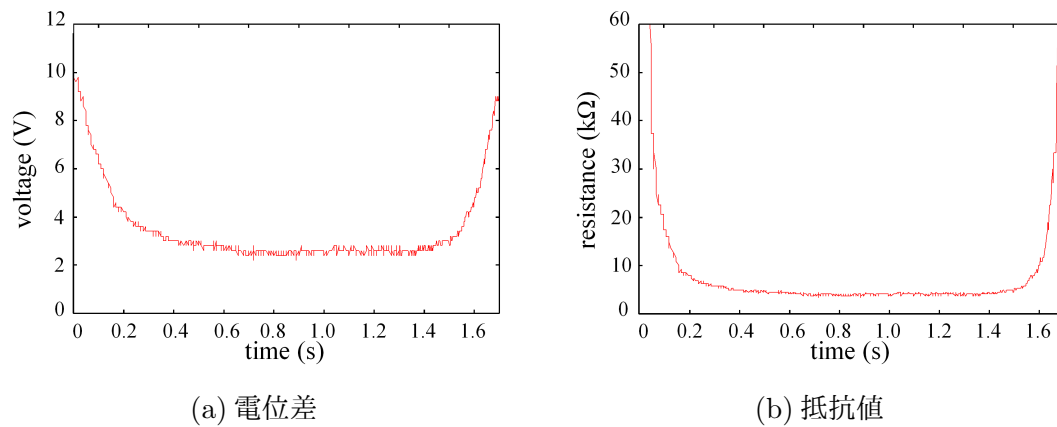


図 5.10: 圧力センサの電位差と抵抗値

図 5.10 より、抵抗の最小値は約 4 kΩ であったため、力が加わった際の抵抗値として約 4 kΩ を用いた。圧力センサの力と抵抗の関係を図 5.11 に示す。

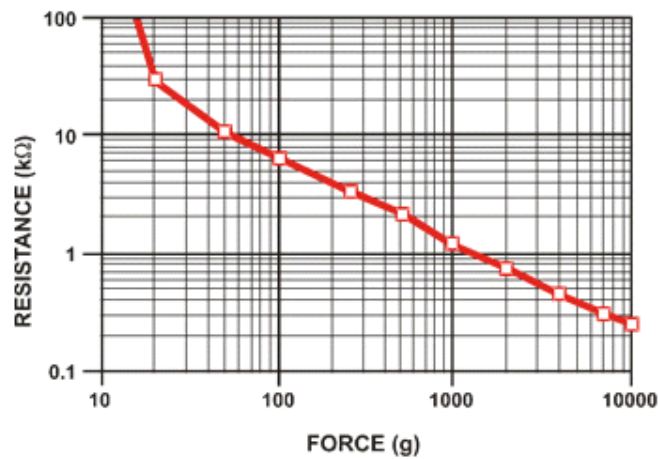


図 5.11: 圧力センサの力と抵抗の関係 [44]

図 5.11 より、抵抗値が 4 kΩ の場合、圧力センサで測定した力は約 1.96 N であることが分かった。

図 5.7 における力の最大値と圧力センサを用いて計測した力を比較した。推定した力は約 45 N であり、圧力センサで測定した力は約 1.96 N であるため、本実験では、式 (4.4) において、 $C_f = 4.36 \times 10^{-2} \text{ N} \cdot \text{s} / \sqrt{\text{V}}$ を用いて手の外力を校正した。

カメラで計測する変位の校正

カメラを用いて計測されるデジタル画像座標系における変位を実空間の座標系における変位に対応付けるための校正を行った。カメラ画像において二点を決定し、デジタル画像座標系における二点間の距離 r_d を算出する。また、実空間の座標系における二点間の距離を r_t とすると、変位の校正を行うための係数 C_d は式 (5.2) によって表される。

$$C_d = \frac{r_t}{r_d} \quad (5.2)$$

係数 C_d をカメラによって計測したデジタル画像座標系における特徴点の変位に乗算することで、デジタル画像座標系における変位を実空間の座標系における変位に変換する。

実験ファントムの計測面の二つの頂点座標を取得し、デジタル画像座標系における二点間の距離 r_d を算出した。 $r_d = 241.8$ であった。実験ファントムの計測面の一辺の長さは 53 mm であるため、実空間の座標系における二点間の距離を $r_t = 53$ mm とし、式 (5.2) を用いて係数 C_d を算出すると、 $C_d = 0.22$ mm となった。本実験では $C_d = 0.22$ mm を用いて変位の校正を行った。変位計測時のカメラ画像を図 5.12 に示す。

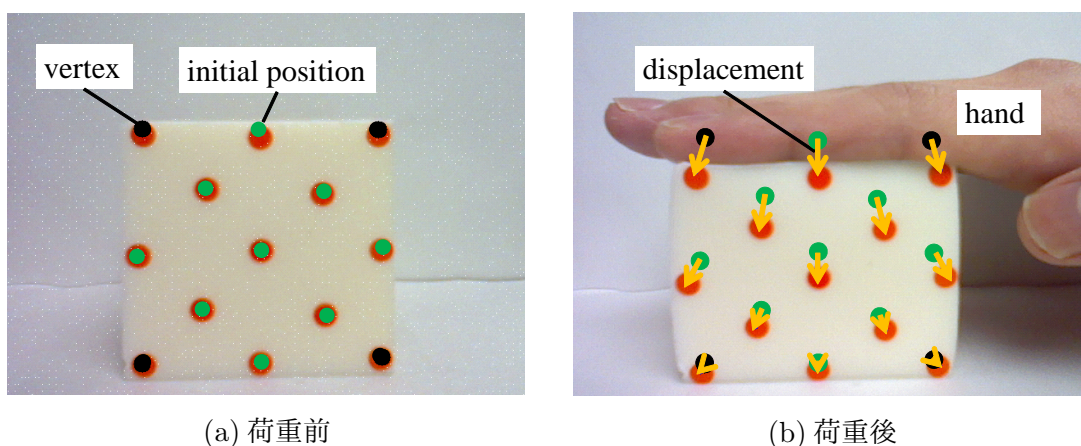


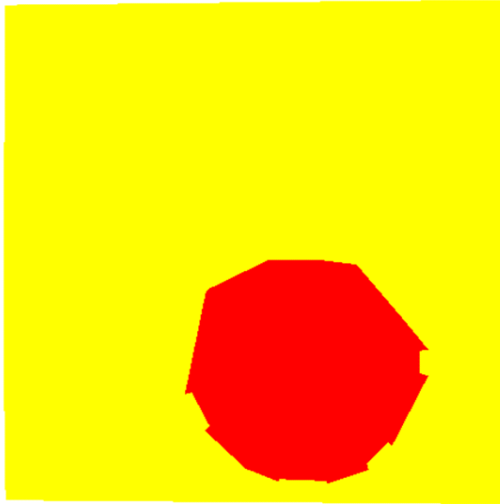
図 5.12: 変位計測時のカメラ画像

また、特徴点を 10 mm 動かして、追跡を行ったところ、誤差は約 1.1 mm であった。

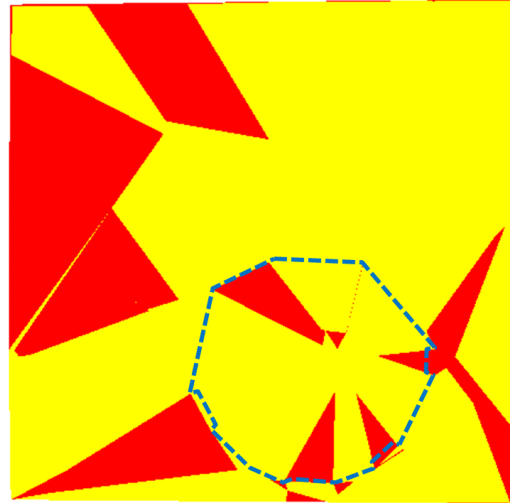
5.2.2 実験結果

実装したシステムと作製した実験ファントムを用いて弾性分布を推定した。

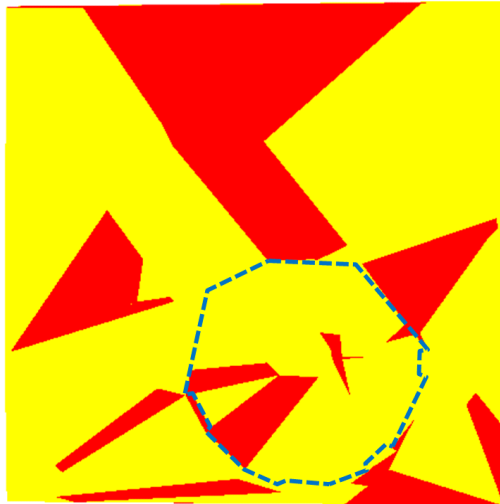
カメラによる実験ファントムの計側面は 53×53 mm の面とし、カメラはレンズと物体の距離が約 100 mm となる位置に計側面と真直になるように設置した。図 4.4 における $r_n = 30$ とした。ディスプレイ電極は図 5.6 と同様の位置に貼付した。また、人差し指、中指、薬指、小指を用いて同様の大きさの力を加えるように腕を動かし、実験ファントムに荷重を行った。正解として実験で用いるヤング率には、表 5.4 に示す、ウレタン樹脂とガラス球のヤング率を使用した。また、遺伝的アルゴリズムで再生する世代数は 1000 とし、各世代における個体数は 100 とした。第 1000 世代まで更新を行うための所要時間は約 38 分であった。最適な弾性分布と推定した弾性分布を図 5.13 に示す。



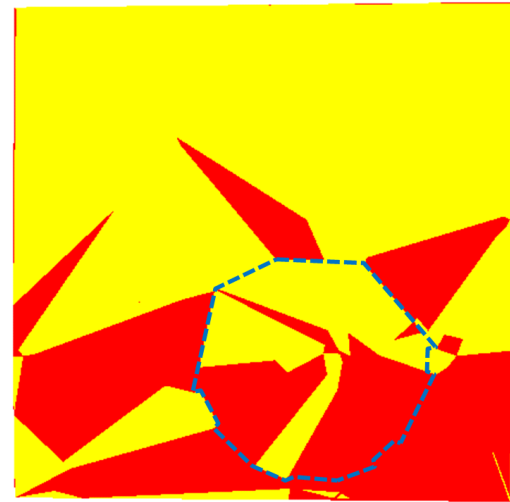
(a) 最適な弾性分布



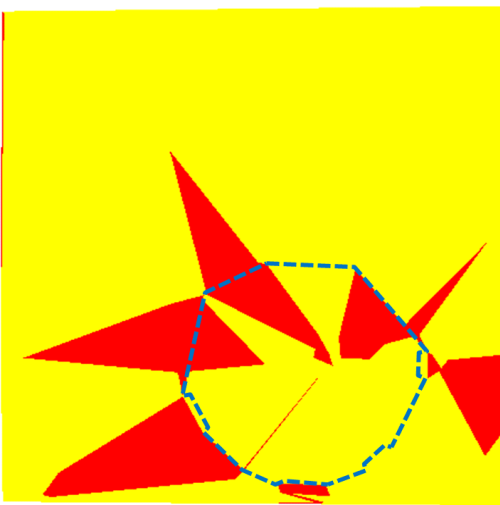
(b) 推定した弾性分布 (第 1 世代)



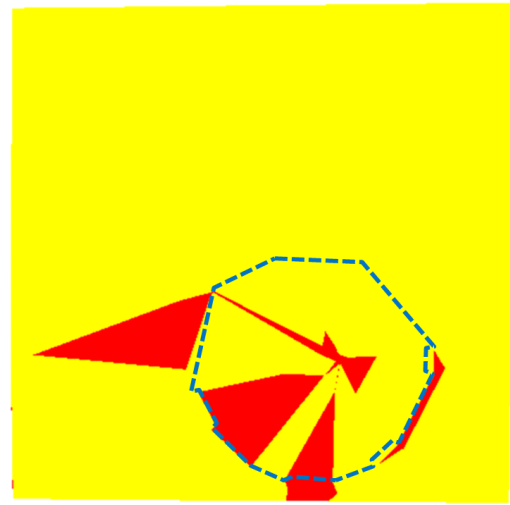
(c) 推定した弾性分布 (第 100 世代)



(d) 推定した弾性分布 (第 200 世代)



(e) 推定した弾性分布 (第 500 世代)



(f) 推定した弾性分布 (第 1000 世代)

図 5.13: 弾性分布の比較

図 5.13 は、図 5.4 の計側面と平行な断面画像にヤング率に応じた色を要素毎に重畳した画像であり、図 5.13(a), (b), (c), (d), (e), (f) は全て、同一深度における画像である。赤の要素がヤング率が 80.1 GPa である要素を、黄の要素がヤング率が 340 kPa である要素を表している。また、図 5.13(b), (c), (d), (e), (f) における青の点線は最適な弾性分布においてガラス球が位置する要素を示している。

遺伝的アルゴリズムによる世代更新時の適合度の推移を図 5.14 に示す。

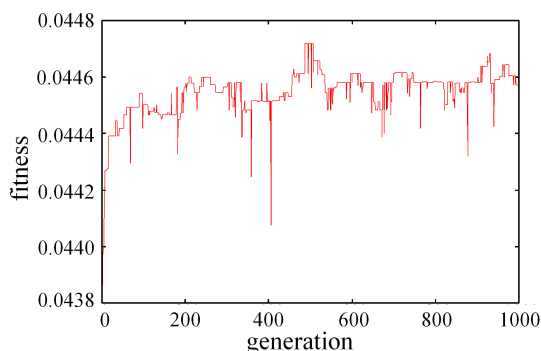


図 5.14: 適合度

図 5.14 において、第 1 世代の適合度は 4.38×10^{-2} であるのに対し、第 1000 世代の適合度は 4.46×10^{-2} であることから、適合度が上昇したことが分かった。各世代で増減はあるが、世代を更新するにしたがって全体的に適合度が上昇しているといえる。

次に最適な弾性分布の場合に各要素が持つヤング率と、本システムによって導出したヤング率を比較し、全要素中で正確なヤング率を導出することができた要素の割合を算出した。世代更新時の正解率の推移を図 5.15 に示す。

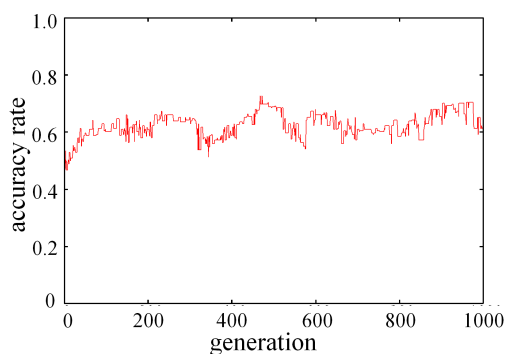


図 5.15: 正解率

正解率も適合度の増減に伴って増減しており、第 1 世代の正解率は約 0.46 であるのに対し、第 1000 世代の正解率は約 0.61 であり、世代の更新に伴って正解率が上昇していることが分かった。

5.3 考察

図 5.13(f) より, 第 1000 世代ではガラス球の周囲に高いヤング率を持つ要素が集中していることが分かる. ガラス球の正確な形状を見分けることはできていないが, ガラス球の大凡の位置は確認することができる. また, 図 5.13(b), (c), (d), (e), (f) を比較してみると, 遺伝的アルゴリズムを用いて世代を更新するに伴い, 弾性分布が図 5.13(a) に表される最適な弾性分布に近づいていることが分かる.

図 5.14 をみると, 遺伝的アルゴリズムで用いている適合度は世代数が少ない場合は大きく上昇しているが, 約 4.47×10^{-2} を上限として, 世代を重ねても多少の増減はあるが大きな上昇は生じなくなることが分かる. 一つの原因として局所解に陥っていることが考えられる. また, 適合度が全体的に 1 を大きく下回っていることが分かる. 適合度は式 (4.38) によって表されており, 適合度が 0 に近いことから式 (4.28) で表されるノルム l の値が大きくなっていることが分かる. 力の推定値が筋電位によって推定した筋の張力から簡単なモデルを用いて導出したものであり, 実際に生じている手の外力と比べて誤差があることや, 物体の上面全てに一様な力が生じているという仮定を用いているため, 実際の力の加え方が仮定上の力の加え方と必ずしも一致せず, 実際の力によって生じる変位が一様に力が加わった場合に生じる変位と同形でないことが適合度を低下させる原因だと考えられる. また, カメラによる変位の計測誤差やカメラと物体が厳密には真直でないことも適合度を下げる原因だと考えられる.

図 5.14 と図 5.15 をみると, 適合度の増減に伴って正解率が増減している. さらに, 適合度が 1 を大きく下回る場合においても, 正解率は適合度の上昇に伴って大きく上昇していることが分かる. したがって, 遺伝的アルゴリズムによって適合度を上昇させることで, 適合度が 1 に満たない場合においても, 正解率が上昇し, 弾性分布の最適解の効率的な探索が可能であることが分かった.

第6章 おわりに

本研究では、筋電計測デバイスとカメラを用いた、物体の弾性マッピングシステムを提案した。筋電位を用いて筋の張力を推定し、手の外力を推定した。また、カメラを用いて物体の変位を計測した。推定した力と計測した変位を用いて有限要素法の逆解析を行い、物体の弾性分布の推定を行った。推定した弾性分布に基づいてメッシュに弾性率を重畳し、弾性分布の可視化を行った。また、有限要素法の逆解析では逆全体剛性行列の直接更新と遺伝的アルゴリズムによって弾性分布の最適化の効率化を図った。

ウレタン樹脂内部にガラス球を埋め込んで実験ファントムを作製し、実験ファントムの弾性分布推定を行った。推定した弾性分布によって実験ファントム内部におけるガラス球の大凡の位置を確認することができた。力の推定や変位の計測技術を向上させることによって、より精度の高い弾性分布の推定が可能となり、物体の形状や位置のより正確な認識が行えると考えられる。

本システムによって計測環境を制限しない、簡便で定量的な物体の弾性分布推定が可能となり、生体信号を用いた健康状態の日常モニタリングや外界認識の幅が広がった。また、本システムは日常生活における触診の自己検診などへの応用が期待される。

謝 辞

本研究は、大阪大学基礎工学部で行ったものである。

大城研究室に配属して頂き、一年が経過しました。多忙な日々を送りながらも、研究を進め、学業に励むに連れて、自身の確かな成長を感じることができた一年でした。このように成長することができたのは、周りにいた多くの人々の支えと励ましのお陰だと考えています。

大阪大学大学院基礎工学研究科 大城理 教授には研究環境を提供して頂き、また本論文の執筆における添削や日々の進捗報告会などの際は多大なご指導を頂きました。さらに、工場見学など多くの貴重な体験もさせて頂きました。深く感謝すると共に、篤くお礼申しあげます。大阪大学大学院基礎工学研究科 井村誠孝 准教授には研究内容や進捗の程度に関心を寄せて頂くと共に、研究を進めるにあたり多くの適切な助言を頂きました。質問や相談をした際にはいつも親身になって対応して下さい、深く感謝致します。大阪大学サイバーメディアセンター 黒田嘉宏 准教授には担当教官として研究テーマの相談や研究内容のご指導など多大なお力添えを頂きました。大阪大学大学院基礎工学研究科から大阪大学サイバーメディアセンターに異動され、大変お忙しい中で、研究のミーティングや進捗のために多くのお時間を頂き、心よりお礼申し上げます。大阪大学大学院基礎工学研究科 浦西友樹 助教には研究内容に関する適切な助言に加え、研究室生活の送り方など多くを教えて頂きました。研究以外においても食事に誘って下さるなど、いつもお気遣い頂き、深く感謝致します。大阪大学大学院基礎工学研究科 吉元俊輔 助教には研究に対する心構えなど多くをご指導頂きました。大城研究室の先輩でもあるため、大城研究室に新しく配属された際には大変心強く感じました。心よりお礼申し上げます。

また、大城研究室の先輩方である高畑裕美氏、三宅正夫氏、井手口裕太氏、籾岡亮氏、松崎成敏氏、横畑亮輔氏、團原佑壮氏、長坂信吾氏、中藤寛己氏、豆野裕信氏、和田章宏氏には、本研究を進めるにあたって、更には普段の研究室生活において、大変多くの相談に乗って頂き、様々な助言と励ましを頂きました。心よりお礼申し上げます。研究生として大城研究室に配属された Rodrigues Victor Matsuguma 氏には、英語の添削をして頂き、感謝します。そして、研究や学業に行き詰まり苦悩している時も、支え合い、励まし合って、共に多くの困難を乗り越えてきた、同期の加藤高浩氏、上西健太氏、瀧澤洸氏、永田一真氏、藤浪明成氏、古澤大樹氏、脇田卓氏に出会えたことを喜ぶと共に、深く感謝します。

最後に、私を育て、見守り、いつも支え続けてくれた家族に心から感謝します。

本研究における被験者実験は、基礎工学研究科における人を対象とした研究に関する倫理委員会の承認（25-8）を得て行ったものである。

参考文献

- [1] 佐野理. 連続体力学. 朝倉書店, 東京, 2002.
- [2] 辻敏夫, 福田修, 卜楠. 生体信号解析の新展開. 日本 AEM 学会誌, Vol. 13, No. 3, pp. 201–207, 2005.
- [3] 真鍋宏幸. 筋電信号のインタフェースへの応用. 人工知能学会誌, Vol. 23, No. 3, pp. 320–325, 2008.
- [4] 早野順一郎. 日常生活下の生体情報モニタリング: ホルター心電図から見える未来像. *Nagoya medical journal*, Vol. 50, No. 2, pp. 93–99, 2009.
- [5] 久保田博南. 血圧測定 of 歴史. 医療機器学, Vol. 80, No. 6, pp. 615–621, 2010.
- [6] Omron. ”上腕式血圧計 HEM-7132”.
<http://www.healthcare.omron.co.jp/product/hem/hem-7132.html>, 2014.
- [7] Nihon Kohden. ”長時間心電図記録器 RAC-2512 カーディオメモリ”.
http://www.cardiofax.jp/iryo/products/physio/01_ecg/rac2512.html, 2014.
- [8] K. Watanabe, T. Watanabe, H. Watanabe, H. Ando, T. Ishikawa, and K. Kobayashi. Noninvasive measurement of heartbeat, respiration, snoring and body movements of a subject in bed via a pneumatic method. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, Vol. 52, No. 12, pp. 2100–2107, 2005.
- [9] 加藤雄樹. 生体情報のスマートセンシング. 大阪大学基礎工学研究科修士学位論文, 2012.
- [10] S. I. H. Tillery, D. M. Taylor, and A. B. Schwartz. The general utility of a neuroprosthetic device under direct cortical control. In *Engineering in Medicine and Biology Society, 2003. Proceedings of the 25th Annual International Conference of the IEEE*, Vol. 3, pp. 2043–2046, 2003.
- [11] M. Velliste, S. Perel, M. C. Spalding, A. S. Whitford, and A. B. Schwartz. Cortical control of a prosthetic arm for self-feeding. *Nature*, Vol. 453, No. 7198, pp. 1098–1101, 2008.

- [12] D. A. Winter, 吉岡伸輔, 長野明紀. バイオメカニクス 人体運動の力学と制御. ラウンドフラット, 原著第4版, 2011.
- [13] 木塚朝博, 木竜徹, 増田正, 佐渡山亜兵. 表面筋電図. 東京電機大学出版局, 東京, 2006.
- [14] R.W. Mann and S.D. Reimers. Kinesthetic sensing for the emg controlled "boston arm". *Man-Machine Systems, IEEE Transactions on*, Vol. 11, No. 1, pp. 110–115, 1970.
- [15] S. C. Jacobson, D. F. Knutti, R. T. Johnson, and H. H. Sears. Development of the utah artificial arm. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, Vol. BME-29, No. 4, pp. 249–269, 1982.
- [16] C. Connolly. Prosthetic hands from touch bionics. *Industrial Robot: An International Journal*, Vol. 35, No. 4, pp. 290–293, 2008.
- [17] R. W. Mann. Engineering design education and rehabilitation engineering. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, Vol. 39, No. 6, pp. 23–37, 2002.
- [18] T. Itou, M. Terao, J. Nagata, and M. Yoshida. Mouse cursor control system using emg. In *Engineering in Medicine and Biology Society, 2001. Proceedings of the 23rd Annual International Conference of the IEEE*, Vol. 2, pp. 1368–1369, 2001.
- [19] N. Sugie and K. Tsunoda. A speech prosthesis employing a speech synthesizer-vowel discrimination from perioral muscle activities and vowel production. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, Vol. BME-32, No. 7, pp. 485–490, 1985.
- [20] M. S. Morse, Y. N. Gopalan, and M. Wright. Speech recognition using myoelectric signals with neural networks. In *Engineering in Medicine and Biology Society, 1991. Vol.13: 1991., Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE*, pp. 1877–1878, 1991.
- [21] T. A. Krouskop, T. M. Wheeler, F. Kallel, B. S. Garra, and T. Hall. Elastic moduli of breast and prostate tissues under compression. *Ultrasonic imaging*, Vol. 20, No. 4, pp. 260–274, 1998.
- [22] 三竹毅, 松村剛, 脇康治, 村山直之, 山本佳子. Real-time tissue elastography 技術の開発. 医用画像情報学会雑誌, Vol. 23, No. 2, pp. 70–74, 2006.

- [23] M. M. Doyley. Model-based elastography: a survey of approaches to the inverse elasticity problem. *Physics in Medicine and Biology*, Vol. 57, No. 3, pp. R35–R73, 2012.
- [24] J. Ophir, I. Cespedes, H. Ponnekanti, Y. Yazdi, and X. Li. Elastography: a quantitative method for imaging the elasticity of biological tissues. *Ultrasonic imaging*, Vol. 13, No. 2, pp. 111–134, 1991.
- [25] F. Kallel, J. Ophir, K. Magee, and T. A. Krouskop. Elastographic imaging of low-contrast elastic modulus distributions in tissue. *Ultrasound in Medicine & Biology*, Vol. 24, No. 3, pp. 409–425, 1998.
- [26] R. Muthupillai, P. J. Rossman, J. F. Greenleaf, A. Manduca, R. L. Ehman, and D. J. Lomas. Magnetic resonance elastography by direct visualization of propagating acoustic strain waves. *Science*, Vol. 269, No. 5232, pp. 1854–1857, 1995.
- [27] A. P. Sarvazyan, O. V. Rudenko, S. D. Swanson, J. B. Fowlkes, and S. Y. Emelianov. Shear wave elasticity imaging: a new ultrasonic technology of medical diagnostics. *Ultrasound in Medicine & Biology*, Vol. 24, No. 9, pp. 1419–1435, 1998.
- [28] L. Ji, J. R. McLaughlin, D. Renzi, and J. Yoon. Interior elastodynamics inverse problems: shear wave speed reconstruction in transient elastography. *Inverse Problems*, Vol. 19, No. 6, p. S1, 2003.
- [29] O. Goksel, H. Eskandari, and S. E. Salcudean. Mesh adaptation for improving elasticity reconstruction using the fem inverse problem. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, Vol. 32, No. 2, pp. 408–418, 2013.
- [30] 田中道夫, J. J. Connor, C. A. Brebbia. 有限要素法の基本と応用. 理工学海外名著シリーズ: 36. ブレイン図書出版, 東京, 1980.
- [31] 日本塑性加工学会. 非線形有限要素法 線形弾性解析から塑性加工解析まで. コロナ社, 東京, 1994.
- [32] 三好俊郎. 有限要素法入門. 培風館, 東京, 1994.
- [33] 黒田嘉宏, 浦西友樹, 井村誠孝, 大城理. 力覚提示指向の大変形有限要素法シミュレーション. 日本バーチャルリアリティ学会論文誌, Vol. 18, No. 4, pp. 497–506, 2013.

- [34] T. W. Calvert and A. E. Chapman. The relationship between the surface emg and force transients in muscle: Simulation and experimental studies. *Proceedings of the IEEE*, Vol. 65, No. 5, pp. 682–689, 1977.
- [35] Henry Gray. *Anatomy of Human Body*. Lea and Febiger, Philadelphia, 1918.
- [36] G. Bradski, A. Kaehler, 松田晃一. 詳解 OpenCV : コンピュータビジョンライブラリを使った画像処理・認識. オライリー・ジャパン, 東京, 2009.
- [37] C. Harris and M. Stephens. A combined corner and edge detector. In *Proceedings of the 4th Alvey Vision Conference*, pp. 147–151, 1988.
- [38] J. Shi and C. Tomasi. Good features to track. In *Computer Vision and Pattern Recognition, 1994. Proceedings CVPR '94., 1994 IEEE Computer Society Conference on*, pp. 593–600, 1994.
- [39] B. D. Lucas and T. Kanade. An iterative image registration technique with an application to stereo vision. In *Proceedings of the 7th International Joint Conference on Artificial Intelligence*, Vol. 2, pp. 674–679, 1981.
- [40] 徐剛, 辻三郎. 3次元ビジョン. 共立出版, 東京, 1998.
- [41] 坂和正敏, 田中雅博. 遺伝的アルゴリズム. 朝倉書店, 東京, 1995.
- [42] EXSEAL Corporation. ”物理特性”. http://www.exseal.co.jp/_data/tokusei.pdf, 2014.
- [43] 小出昭一郎. 物理学. 裳華房, 東京, 1997.
- [44] Interlink Electronics. ”FSR 402”.
<http://www.interlinkelectronics.com/jp/FSR402.php>, 2014.