

# 手首変形に基づく指運動推定

2016年3月

川口純輝

# 手首変形に基づく指運動推定

川口純輝

## 概要

人の体の運動計測は、体の構造や力学的特性の理解など、バイオメカニクスに関する研究に有用である。近年では、マスタスレーブロボットの操作など、計測した体の運動を入力として用いるシステムが広く開発されており、ヒューマンコンピュータインタフェースに関する研究においても無拘束な体の運動計測の必要性が高まっている。体の様々な部位の計測が行われているが、特に手は物を操作する主要な器官であり、重要な計測対象である。従来の主要な手指の運動計測手法はカメラや曲げセンサを用いた手法であるが、ユーザの動作や計測環境が制限される問題がある。

本研究では、手指の運動時に筋肉や腱などが連動して生じる手首の変形に基づき、ユーザの動作や計測環境の制限が小さい手指の運動推定を行う。提案手法では、手首の変形を電気接触抵抗によって検出する。ユーザはデバイスを手首に装着する。皮膚とデバイスの接触部には溝が設置されており、各溝に電極が配置されている。人の皮膚は柔軟であるため、手指の運動に伴う変形によって手首と各電極の接触面積が変化する。接触面積と接触抵抗は反比例するため、接触抵抗の変化は手首の変形および手指の運動に関係がある。接触抵抗に応じた出力電圧と指の関節角度の重回帰モデルを使用し、計測した出力電圧から手指の運動を推定する。

16個の電極を配置したデバイスで各指を動かした際の出力電圧を計測し、出力電圧から指の関節角度を導出するための重回帰モデルのパラメータを算出した。出力電圧と指の関節角度の重回帰モデルに基づき、計測した出力電圧から運動中の指の関節角度を推定し、手指運動を可視化するシステムを作製した。全ての指を同時に動かした際に手指の運動を推定する実験を行ったところ、平均 20-35 deg の誤差で実際の指の動きに則した指の関節角度を推定できることが確認された。また、物体を把持した状態で計測を行い、推定結果を可視化することで、物体を把持した場合でも手指の運動を推定できることを確認した。

キーワード：生体計測，手指運動，副運動部位，電気接触抵抗，手首変形，  
重回帰モデル

# Electromechanical Sensing of Finger Motion

Junki Kawaguchi

## Abstract

Body motion sensing is beneficial for the study of biomechanics and human-computer interaction. Therefore, motions of various parts of the body are measured and used in such fields. Because the hand is a frequently moved organ, hand motion sensing is important. The major methods of hand motion sensing use a camera or bending sensors. However, these methods can measure the limited action in the restricted environments. It is also the problem that a device disturbs user's motion.

This study proposes a novel hand motion sensing method without restrictions of usage environment and user's action. A user mounts a device on his/her wrist. The device has grooves on the contact part, and electrodes are arranged at each groove. Due to the flexibility of the skin, contact area between the wrist skin and each electrode changes according to the wrist deformation. Because the electrical contact resistance is inversely proportional to the contact area, finger motion corresponding to wrist deformation is related to the contact resistance according to the contact area. The hand motion is estimated from the measured output voltage corresponding to the contact resistance using a multiple regression model.

The author fabricated the hand motion sensing device with sixteen electrodes. The output voltage corresponding to the finger motion was measured with the device. The parameters of the regression model were calculated by using the output voltage and finger joint angles measured with a data glove. With the calculated parameters of regression model, finger motion was estimated with the mean error of 20-35 degrees when the user bended and straightened their five fingers. Furthermore, finger motion was successfully visualized when a user grasped an object.

**Keywords : bioinstrumentation, hand motion, sub-motion part,  
electrical contact resistance, wrist deformation,  
multiple regression model**

# 目次

第1章	序論	1
第2章	手の構造と運動計測	4
2.1	手の構造	4
2.2	従来の手指の運動計測手法	11
2.3	提案する手指の運動推定手法	20
第3章	接触抵抗による手指運動推定	22
3.1	システムの概要	22
3.2	指関節角度と手首の変形	24
3.3	手首の変形と出力電圧	26
3.4	出力電圧と指関節角度の重回帰モデル	33
第4章	手指運動推定モデルの精度調査	38
4.1	手指運動推定システムの実装	38
4.2	手姿勢に応じた手首形状計測実験	42
4.3	重回帰モデルの推定精度調査実験	44
4.4	推定した手指の運動の可視化	58
4.5	考察	63
第5章	結論	65
	謝辞	66
	参考文献	67
	業績	75

# 目次

1.1	動作や計測環境制限の小さい体の運動推定	2
2.1	体の運動時の各器官の様子	4
2.2	皮膚の変形が生じる部位	6
2.3	手・前腕・手首の構造	7
2.4	右手指の関節	8
2.5	手首の変形	9
2.6	非接触型主運動部位計測手法	13
2.7	接触型主運動部位計測手法	15
2.8	接触型副運動部位計測手法	19
2.9	各接触型副運動部位計測手法の比較	20
3.1	システム概要	22
3.2	システムの構成要素	23
3.3	筋肉および腱	24
3.4	指の筋長と関節角度	24
3.5	手首付近の筋肉および腱の収縮	26
3.6	筋肉および腱とデバイス面の接触	27
3.7	皮膚インピーダンスと皮下組織の抵抗	29
3.8	生体インピーダンス	29
3.9	生体と電極の等価回路	30
3.10	デバイス装着の様子と接触抵抗計測回路	31
3.11	インスツルメンテーションアンプ	31
3.12	指の関節角度の定義	34

4.1	16 個の電極を配置したデバイス	38
4.2	作製したデバイスの装着の様子	39
4.3	実装した接触抵抗計測回路	40
4.4	マルチプレクサ	41
4.5	マルチプレクサと選択信号	41
4.6	形成した手姿勢	43
4.7	手および手首の石膏像と計測した形状	43
4.8	計測した手首形状	44
4.9	使用したデータグローブ	46
4.10	データグローブと作製したデバイスを装着した様子と装着位置	47
4.11	計測の様子	47
4.12	接触抵抗に応じた出力電圧と指の関節角度の同一時刻への補正	48
4.13	時系列データの選択	49
4.14	16 電極のデバイスで計測した出力電圧	50
4.15	出力電圧と中指の曲げ総量の時間変化	51
4.16	出力電圧と中指の曲げ総量の関係	52
4.17	相関係数	53
4.18	$\mathbf{k}_0$ を除く係数行列	55
4.19	各指の曲げ総量の実測値と推定値	56
4.20	指の曲げ総量の二乗平均平方根誤差	57
4.21	各関節角度の二乗平均平方根誤差	58
4.22	描画する手	59
4.23	可視化した手指の運動	61
4.24	示指・中指もしくは小指のみを屈曲・伸展させる運動の推定	62
4.25	物体を把持する運動の推定	62

# 表 目 次

4.1	真理値表 . . . . .	41
4.2	接触抵抗計測回路に使用した実験機器 . . . . .	42
4.3	係数行列 . . . . .	54

# 第1章 序論

人は体を動かして様々な活動を行っている。例えば、手を動かして物を操作し、足を動かして歩行・走行するなど、人が日常生活で行う多くの活動において体の運動は不可欠である。人の体は筋肉や腱、皮膚、骨など、複数の器官によって極めて複雑に構成されており、各器官が連動することで体の運動が発生している。体の運動を計測することは、バイオメカニクスやヒューマンコンピュータインタフェースに関する研究などにおいて非常に有用である。例えば、バイオメカニクスに関する研究は、体の運動を計測して数理モデルや実験結果の解析によってその機序について明らかにすることで、人の体の構造や各器官の連動性の理解やロボットの姿勢制御など工学分野での応用が期待されており [1,2]、無拘束な体の運動計測はその発展に貢献すると考えられる。また、近年では、人の体の運動の簡易な計測手段が確立されたことで、例えばマスタスレーブロボットの操作のように、計測した体の運動の情報を入力として利用するシステムが広く開発されており、ヒューマンコンピュータインタフェースに関する研究においても、無拘束な体の運動計測の必要性が高まっている [3-6]。

現在研究されている体の運動計測手法の多くはカメラを用いた光学的手法である。カメラを用いた光学的手法は、計測対象である主運動部位を直接的に計測する非接触型主運動部位計測手法であり、可視光線カメラや赤外線カメラが用いられている [7-10]。しかし、非接触型主運動部位計測手法には、運動を行う空間がカメラの視野内に制限される問題や、計測対象が自己や周囲の物体によって遮蔽される場合のように計測可能な動作が制限される問題などが存在する。また、他の体の運動計測手法として、曲げセンサなどを用いた機械的手法も研究されている。機械的手法は曲げセンサなどで構成したデバイスを計測対象に直接装着する接触型主運動部位計測手法であるが、装着するデバイスがユーザの動作を制限し、感覚を阻害する問題が存在する [11,12]。主運動部位を直接的に計測する手法では、手でボールを把持

する場合や靴を履いて歩行する場合など、介在物が存在し、感覚の障害が問題となる状況下では体の運動計測を行うことができない。したがって、体の構造と各器官の連動性に基づいて、計測対象である主運動部位に連動する副運動部位を計測することで、間接的に主運動部位を推定する接触型副運動部位計測手法のように、ユーザの動作の制限が小さい体の運動推定手法が必要である。さらに、接触型副運動部位計測手法の中でも、計測環境の制限が小さい推定手法が有用であると考えられる。接触型副運動部位計測手法の例としては、こめかみの皮膚の変形から目の開閉を推定するこめかみスイッチ [13] などが挙げられる。動作や計測環境の制限が小さい体の運動推定を図 1.1 に示す。



図 1.1: 動作や計測環境制限の小さい体の運動推定

体の様々な部位の運動計測が行われているが、特に手は人が物を操作する際に用いる主要な器官であり、計測した運動の情報をバイオメカニクスやヒューマンコンピュータインタフェースに関する研究に利用するために極めて重要な計測対象である。しかし、手の運動は自由度が高く、また、カメラによる計測の場合では自己や把持した物体によって遮蔽される場合もあるため、ユーザの動作や計測環境を制限することなく運動計測を行うことが困難である。したがって、本研究では、従来手法の問題を解決する新たな接触型副運動部位計測手法を開発し、ユーザの動作や計測環境の制限が小さい手指の運動推定を実現する。本研究で想定する手指の運動は、物理量としては指の関節角度であり、各指の各関節角度を推定することで、多自由度な手指の運動推定を目指す。手指運動の接触型副運動部位計測手法において着目すべき現象に、手指を動かした際の筋肉や腱の連動による手首の変形がある。ユー

ザの手首の変形を計測する手法によって、ユーザの動作や計測環境の制限が小さい状態で手指の運動を推定できると考えられる。手首の変形に着目した手姿勢の推定に関する主要な研究では、フォトリフレクタを用いた距離計測によって初期状態からの手首の変形を計測しているが [14,15]、赤外線を用いているため太陽光のような環境光などの影響を受ける可能性があり、計測環境が制限されている。

本研究では、手首の変形に基づいて手指の運動を推定するための手法として、人の皮膚の柔軟性や導電性に基づく電気的手法を提案する。従来体動アーチファクトとして問題とされてきた皮膚と電極の電気接触抵抗の変化を積極的に利用して手指の運動に付随する手首の変形を検出し、手指の運動を推定する。具体的には、電極を配置したデバイスを手首に装着して手首の皮膚と電極間の接触面積の変化を接触抵抗の変化によって検出し、各指の関節角度を算出することで手指の運動を推定する。本研究では、指を屈曲・伸展させる運動を想定し、各指の屈曲・伸展に関わる14自由度の手指の運動を推定する。電気的手法では、薄く軽量の電極で構成される小型デバイスを用いることで、簡便に手指の運動推定を行うことが可能である。提案手法は、手首の変形から手指の運動を推定する接触型副運動部位計測手法であり、運動計測対象に直接センサを設置することなく手指の運動を推定することが可能であるため、センサの遮蔽や動作の制限が小さい。提案手法を用いて各指の各関節角度を推定することで動作や計測環境の制限が小さい手指の運動推定を実現する。本研究では、手指の14自由度の関節角度を推定し、手指の運動を可視化することを目標とする。また、提案手法で推定可能な各関節角度の推定精度を明らかにする。

## 第2章 手の構造と運動計測

本章では，手の構造について述べた後に，手指の運動計測手法を主運動部位計測手法と副運動部位計測手法に大別して説明する．

### 2.1 手の構造

手指の運動時に筋肉や腱などが連動して生じる手首の変形を用いて手指の運動を推定するため，手の構造および運動と手首の変形の関係について概説する．

#### 2.1.1 体の構造と運動・変形

人の体は皮膚 (Skin)，筋肉 (Muscle) や腱 (Tendon)，骨 (Bone) などが複雑に組み合わさって構成されている．体を形作る骨に腱を介して筋肉が付着し，全体を皮膚が覆っている．骨に付着した骨格筋が駆動し，腱が筋肉の動きに伴って移動することで体の運動を発生させている．体の運動時の各器官の様子を図 2.1 に示す．

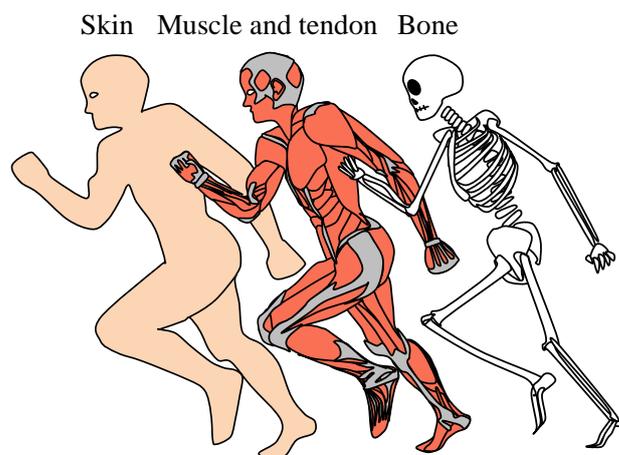


図 2.1: 体の運動時の各器官の様子

体の運動は筋肉や腱，皮膚，骨などが連動して生み出されるものであり，個々の器官は筋肉の収縮に付随して動く．したがって，体の運動を理解するためには，体の構造や各器官の連動性を理解することが重要である．人の意識によって運動神経が活動し，筋繊維に活動電位が発生すると筋肉の収縮が生じる [16, 17]．筋肉は非圧縮性を有しているため，筋肉が収縮する際に収縮方向と垂直な方向に伸張が生じ，筋肉の断面積が増加する．体の一部位が運動した場合，筋肉の断面積が変化し，また，筋肉の動きに伴って腱が移動することで体の別の部位に変形が生じる．体の一部位の運動によって生じる変形は皮膚に表れる．体の一部位を動かした際に皮膚の変形が生じる部位を図 2.2 に示す．3.2 節で述べるように，体の構造や各器官の連動性のモデル化を行い，体の一部位が運動した際に体の別の部位に生じる変形から体の一部位の運動を推定する．

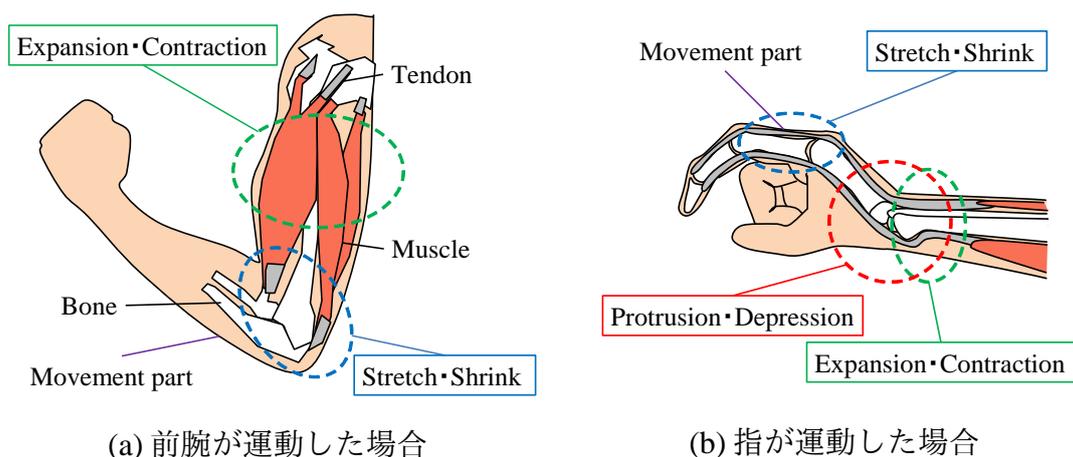


図 2.2: 皮膚の変形が生じる部位

皮膚の主な変形の種類は、運動部位と観察部位の位置に関係している。

### 伸縮 (Stretch · Shrink)

図 2.2(a) の青色の点線で囲まれた領域のように観察部位が運動部位から一つの関節を介して近位に存在する場合、もしくは図 2.2(b) の青色の点線で囲まれた領域のように観察部位が運動部位と同一である場合、観察部位の皮膚は主に伸縮する。

### 膨張・収縮 (Expansion · Contraction)

図 2.2(a) の緑色の点線で囲まれた領域のように観察部位が運動部位から一つの関節を介して遠位に存在する場合、もしくは図 2.2(b) の緑色の点線で囲まれた領域のように観察部位が運動部位から二つ以上の関節を介して存在し、かつ皮下の筋肉や腱が同一である場合、連動した筋肉の動きによって観察部位の皮膚は主に膨張・収縮する。

### 隆起・沈降 (Protrusion · Depression)

図 2.2(b) の赤色の点線で囲まれた領域のように観察部位が腱の密集する関節上に位置し、かつ皮下の腱が運動部位の腱と同一である場合、連動した腱の動きによって観察部位の皮膚は隆起・沈降する。

上記のような3種類の変形を統合的に含む皮膚の変形を計測することで、皮膚の変形を生じさせる多自由度な動きの推定に利用する。

## 2.1.2 手・前腕・手首の構造と運動・変形

図 2.3 に手と前腕および手首の構造を示す。

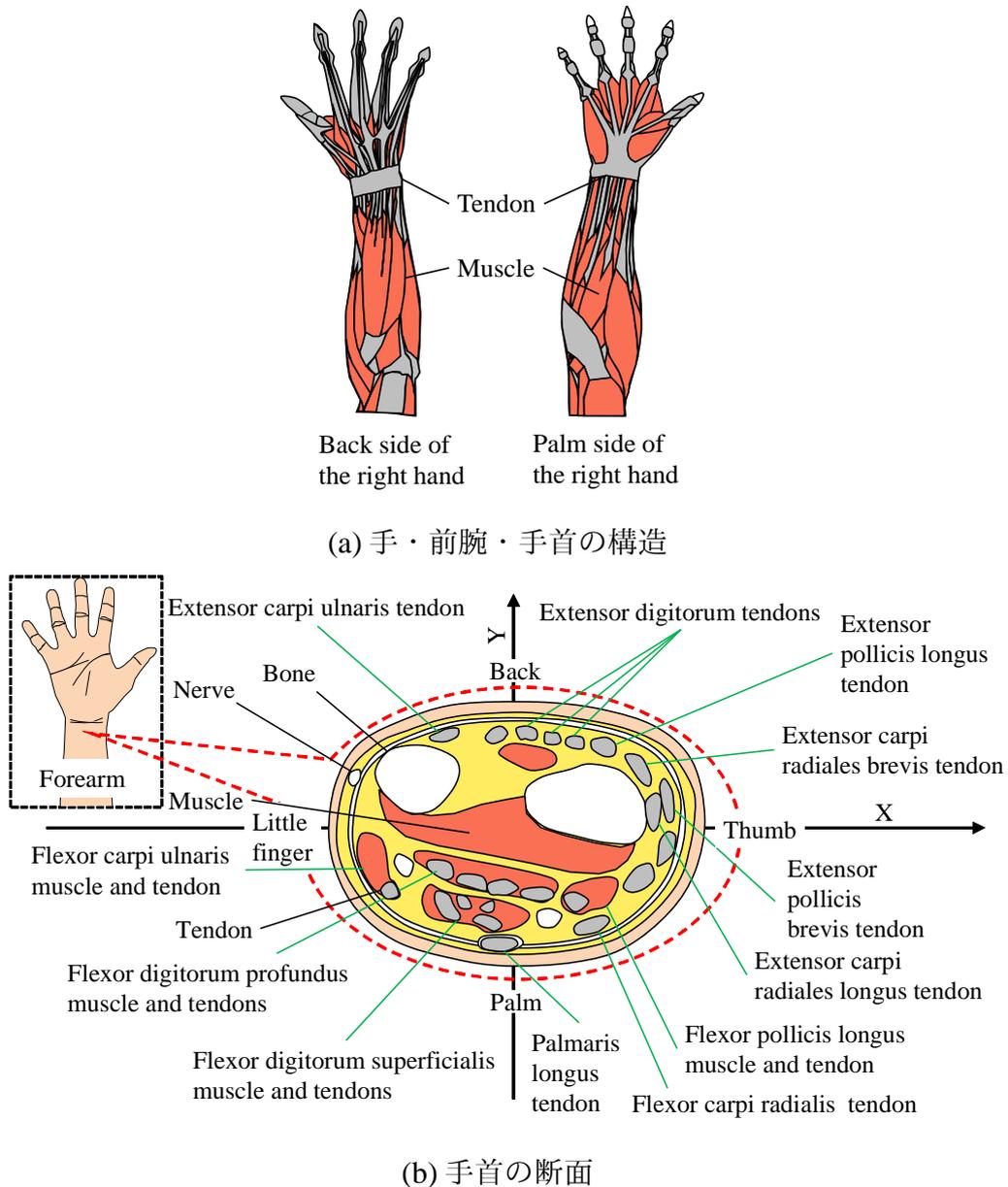


図 2.3: 手・前腕・手首の構造

図 2.3 に示すように手首近傍には筋肉や腱が密集しており、それぞれの腱や筋肉が指や手首を駆動している。手には 27 種類の骨が存在し、38 種類の筋肉が存在する [18]。指を屈曲する筋肉には、深指屈筋 (Flexor digitorum profundus muscle) や浅指屈筋 (Flexor digitorum superficialis muscle)、長母指屈筋 (Flexor pollicis longus muscle) などがある。指を伸展する筋肉には総指伸筋 (Extensor digitorum muscle) や長母指伸

筋 (Extensor pollicis longus muscle), 短母指伸筋 (Extensor pollicis brevis muscle) などがある。また, 手首を掌屈する筋肉には, 橈側手根屈筋 (Flexor carpi radialis muscle) や尺側手根屈筋 (Flexor carpi ulnaris muscle), 長掌筋 (Palmaris longus muscle) などがある。手首の背屈には長橈側手根伸筋 (Extensor carpi radiales longus muscle) や短橈側手根伸筋 (Extensor carpi radiales brevis muscle), 尺側手根伸筋 (Extensor carpi ulnaris muscle) などがある。また, 各筋肉の腱が手首に密集している。手には 19 の関節があり, 手の運動の自由度は 21 である [18]。右手指の関節を図 2.4 に示す。

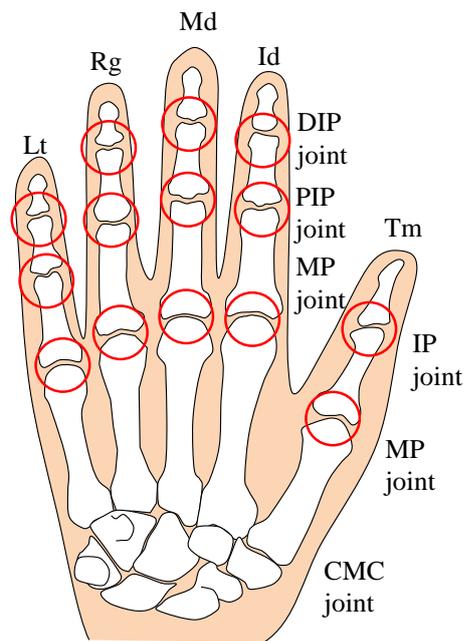
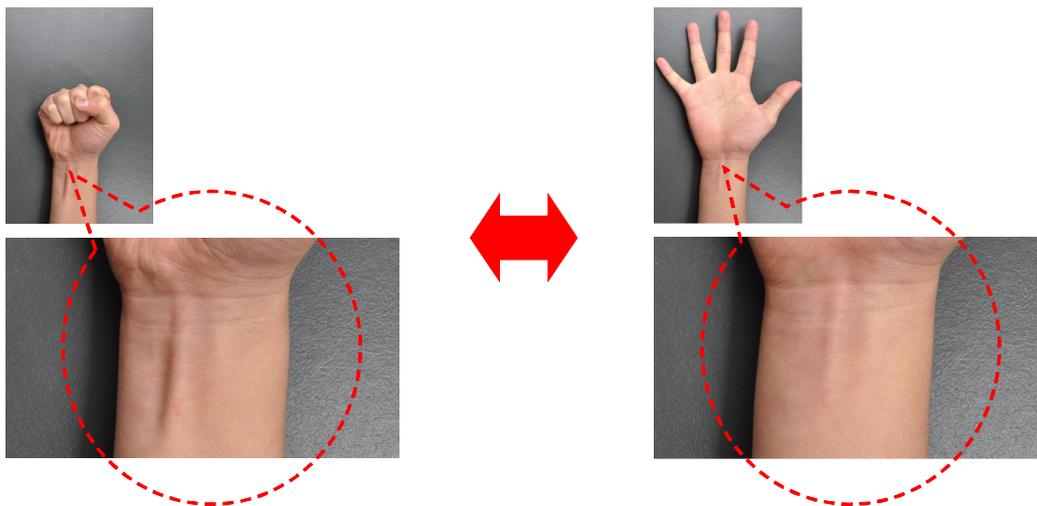
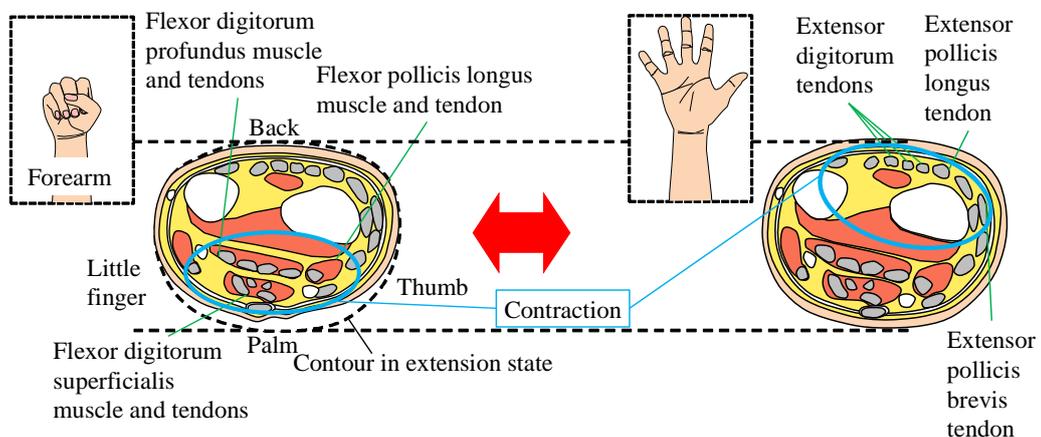


図 2.4: 右手指の関節

手の運動の自由度は極めて高いため, 多様な動作が可能である。本研究では, 各指の各関節角度を推定することを手指の運動推定と定義する。手の運動の自由度である 21 のうち, 図 2.4 に赤い丸で示す母指の指節間関節 (IP 関節) と中手指節関節 (MP 関節) の屈曲・伸展を実現するそれぞれ 1 自由度と, 母指を除く四本の指, すなわち示指・中指・薬指・小指の遠位指節間関節 (DIP 関節), 近位指節間関節 (PIP 関節), 中手指節関節 (MP 関節) の屈曲と伸展を実現するそれぞれ 1 自由度の, 計 14 自由度を推定する自由度として定義する。指や手首を動かす際に各筋肉が駆動し, 腱が筋肉の動きに伴って移動することで手首は変形する。指が運動した際の手首の変形を図 2.5 に示す。



(a) 表面



(b) 断面

図 2.5: 手首の変形

図 2.5(a) のように、指の運動時、手首は変形する。図 2.5(b) のように、指を屈曲させる場合、深指屈筋や浅指屈筋、長母指屈筋などが収縮する。したがって、肘側では深指屈筋や浅指屈筋、長母指屈筋の断面積が増加し、手首側では各筋肉の断面積が減少する。また、各筋肉に付随する腱が前腕の肘側へ移動するため、手首の皮膚の掌側には腱が表れる。指を伸展させる場合、総指伸筋や長母指伸筋、短母指伸筋などが収縮する。しかし、手首付近における総指伸筋や長母指伸筋、短母指伸筋の断面積は非常に小さく、主に各筋肉に付随する腱の動きのみが生じるため、手首の甲側の皮膚に大きな変形は生じない。全ての指を開いた場合と比較して、全ての指を閉じた場合は手首付近の筋肉の断面積が減少し、手首全体の断面積も減少する。

したがって、手指の運動は手首の各筋肉の断面積の変化や各腱の動きに関係している。手指の運動を手首の変形に基づいて推定する場合、指の屈曲に関与する手首付近の大きな筋肉である深指屈筋や浅指屈筋、長母指屈筋と各筋肉の腱、また、指の伸展に関与する総指伸筋や長母指伸筋、短母指伸筋の腱の影響を考慮することが重要である。

## 2.2 従来の手指の運動計測手法

手指の運動計測手法を，運動を行う部位を直接的に計測する主運動部位計測手法と運動を行う部位に連動する部位から間接的に運動を行う部位を計測する副運動部位計測手法に大別して説明する．

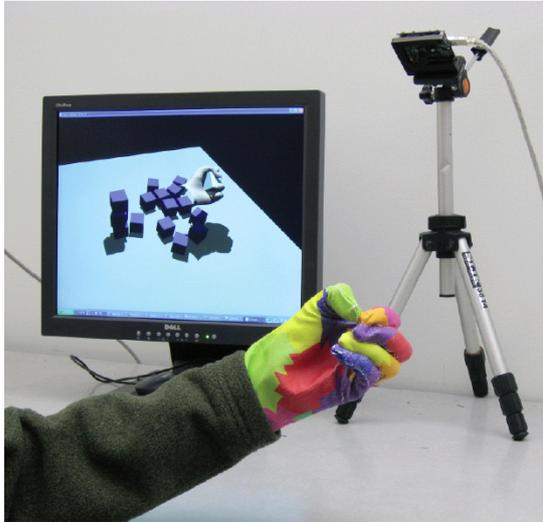
### 2.2.1 主運動部位計測手法

現在研究されている手指の運動計測手法の多くは，カメラを用いて手指の運動を直接計測する非接触型主運動部位計測手法である．手指またはグローブにマーカを貼付して手指の運動に伴うマーカの動きを計測する手法 [19,20] や，手指の特徴点や輪郭形状を抽出して追跡を行い，手指の運動を計測する手法 [21–24]，赤外線カメラを用いて手指の3次元位置を測定し，手指の運動を計測する手法 [25] などがある．非接触型主運動部位計測手法を図 2.6 に示す．

手指やグローブにマーカを貼付して手指の運動を計測する手法では，図 2.6(a) のように，計測したい手の運動の自由度に合わせて関節と骨など幾何形状に基づく位置にマーカを貼付して，マーカの位置をカメラを用いて測定する．測定したマーカの位置から手指の骨格モデルに基づいて手姿勢を推定し，手指の運動を計測する．マーカを用いた手指の運動計測手法には，手指にマーカを貼付することで高精度かつ頑健に手指の運動計測を行える利点がある．しかし，グローブ型のマーカを使用する場合にグローブによってユーザが物体を操作する際に触覚が阻害される問題や，カメラの視野内に運動を行う空間が制限される問題，マーカが自己や把持した物体によって遮蔽されると計測が困難になる問題などが存在する．

手指の特徴点や輪郭形状を用いる手法では，図 2.6(b) のように，カメラを用いて手指を計測し，手指の特徴点や輪郭形状を抽出する．抽出した特徴点や輪郭形状の移動を事前に測定した手指の3次元形状と対応付けることで，手指の運動の計測を行っている．特徴点を用いた手指の運動計測手法には，手指にマーカなどを貼付しなくても運動を計測できる利点がある．しかし，マーカを用いた手法と同様に，カメラの視野内に運動を行う空間が制限される問題，物体を把持すると手指の特徴点や輪郭形状の計測が困難になる問題などが存在する．また，特徴点や輪郭形状を利用するため，背景などの周囲の環境の影響を受ける問題も存在する．

図 2.6(c) のような赤外線カメラを用いた手法では、LED によって赤外線を照射し、手指での反射光を 2 台の赤外線カメラで計測する。取得したカメラ画像から手とカメラの距離を算出することで手の 3 次元位置を測定し、手指の運動を計測している。赤外線カメラを用いた手指の運動計測手法には、手指の 3 次元位置を計測できる利点に加え、環境光による影響や背景による影響が小さいという利点がある。しかし、カメラの視野内に運動を行う空間が制限される問題や手指が自己や把持した物体によって遮蔽されると計測が困難になる問題が存在する。また、常にカメラの視野内で計測を行うために、赤外線カメラを手首に装着して手指の運動を計測する手法 [26,27] も研究されているが、把持した物体によって手指が遮蔽される問題を解決できていない。



(a) マーカを用いた手法 [19]



(b) 特徴点を用いた手法 [23]



(c) 赤外線カメラを用いた手法 [25]

図 2.6: 非接触型主運動部位計測手法

手にデバイスを装着する接触型主運動部位計測手法としては、データグローブを用いた手法 [28–35] や、磁気センサを用いた手法 [36–38]、加速度センサを用いた手法 [39,40] が挙げられる。接触型主運動部位計測手法を図 2.7 に示す。

データグローブを用いた手法では、図 2.7(a) のように、手にグローブ状のデバイスを装着し、指の関節角度やセンサに対する手の相対位置を計測する。指の関節角度は曲げセンサとして光ファイバや電気抵抗素子などを用いて計測し、センサに対する手の相対位置などは加速度センサや磁気センサなどを用いて計測する。データグローブを用いた手指の運動計測手法には、手に直接デバイスを装着するため、指の関節角度や手の相対位置の精密な計測が行える利点がある。しかし、装着したデバイスによってユーザの動作が制限されてしまう問題や、物体を操作する際にユーザの触覚が阻害される問題がある。

磁気センサを用いた手指の運動計測手法では、図 2.7(b) のように手指および手首にセンサを設置し、磁場を用いて各センサの相対位置や相対角度を測定することで、手指の運動を計測する。データグローブを用いた手法と同様に、磁気センサを用いた手指の運動計測手法では、手指に装着したセンサによってユーザの動作が制限されてしまう問題が存在する。

加速度センサを用いた手指の運動計測手法では、図 2.7(c) のように手指および手の甲に加速度センサを設置し、手指および手の甲の加速度から、手の角度と手指の運動を計測する。運動を行っている指の識別は可能であるが、各指の各関節角度の計測は実現されていない。さらに、加速度センサを用いた手指の運動計測手法もデータグローブを用いた手法と同様に、手指に装着したセンサによってユーザの動作が制限されてしまう問題が存在する。

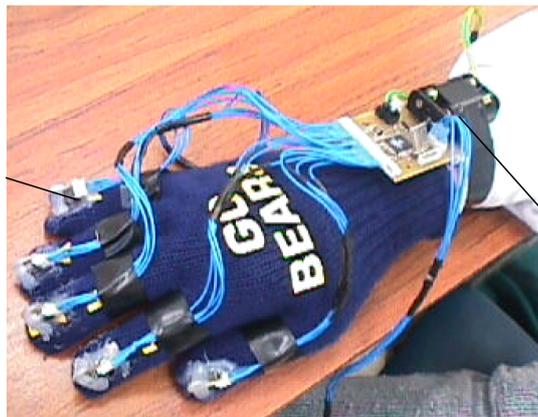
非接触型主運動部位計測手法には計測機器による運動可能な空間の制限や物体や運動計測対象自身による遮蔽などの問題が存在する。接触型主運動部位計測手法には、体の各部にセンサを取り付ける必要があるため、手指のように運動計測対象が複雑な運動を行い、複数の計測箇所が必要な場合には、ユーザに装着するデバイスによってユーザの動作が制限される問題が存在する。



(a) データグローブを用いた手法 [28]



(b) 磁気センサを用いた手法 [37]



(c) 加速度センサを用いた手法 [39]

図 2.7: 接触型主運動部位計測手法

## 2.2.2 副運動部位計測手法

運動可能な空間の制限や遮蔽、動作の制限などの問題を解決するためには、こめかみの皮膚の変形から目の開閉を推定するこめかみスイッチ [13] のように、運動計測対象にデバイスを装着せず、さらにカメラを使用することなく運動の推定を行う、接触型副運動部位計測手法が有効であると考えられる。接触型副運動部位計測手法としては、筋肉を駆動する際に発生する筋電位を用いて手姿勢を推定する手法 (EMG method) [41–44] や、赤外線を用いて手首の変形を計測し、手姿勢を推定する手法 (Infrared method) [14, 15] がある。また、手首の形状に応じて変化する、手首の皮膚とデバイス間の静電容量を用いて手姿勢を推定する手法 (Capacitance method) [45] や、手首の変形に伴ってデバイスに生じる圧力を用いて手姿勢を推定する手法 (Pressure method) [46, 47] がある。さらに、手指の運動に伴う骨導音を用いて手指の運動を推定する手法 (Passive sound method) [48, 49] や、超音波を用いて手首から指を動かす筋肉の活動を計測して手指の運動を推定する手法 (Active sound method) [50, 51] も存在する。また、手首を計測する手法以外に、手の甲の腱の動きによる皮膚の歪を用いて手姿勢を推定する手法 (Strain method) [52] も存在する。図 2.8 にそれぞれの接触型副運動部位計測手法を示す。

筋肉を駆動する際に発生する筋電位を用いて手姿勢を推定する手法では、図 2.8(a) のように筋電計を用いて筋電位を獲得する。筋電位は筋肉の単収縮を誘発する信号であるため、単収縮に先行して計測することができる。したがって、筋電位を計測することで、筋肉の活動を予測し、体の運動を事前に推定することが可能である。筋電位を計測するためには筋繊維に沿って複数の電極を貼付する必要がある。手指の運動の精密な推定を行うためには複数の筋肉の活動を計測する必要があるが、手首のように筋肉が小さく、構造が複雑な箇所では、手指を駆動する各筋肉より大きな電極は使用することができない。したがって、電極を前腕の広範囲に貼付する必要がある。ユーザへの負担が大きいという問題がある。また、デバイスの装着によるユーザへの負担を軽減するために、小型デバイスを用いた手法も開発されているが [44]、手姿勢の分類のみを行っており、指の関節角度の推定は実現されていない。

赤外線を用いて手首の変形を計測し、手指の運動を推定する手法では、図 2.8(b) のようにユーザが手首にデバイスを装着する。デバイスの手首との接触部にはフォト

リフレクタが並んでおり、赤外線を用いて手首とデバイスの距離を測定して手首形状を計測する。計測した手首形状を用いて手姿勢を推定している。赤外線を用いた手法は手姿勢の分類に留まっており、また、赤外線を用いて計測を行っているため、屋外での利用においては太陽光のような環境光などの影響を受ける可能性がある。

手首の形状に応じて変化する、手首の皮膚とデバイス間の静電容量を用いて手姿勢を推定する手法では、図 2.8(c) のようにユーザが手首にデバイスを装着する。手首に交流電圧を印加し、手姿勢によって変化する手首の形状に応じた、手首の皮膚とデバイス間の静電容量を計測することで、手姿勢を推定することができる。手首の皮膚とデバイス間の静電容量を用いた手法もまた手姿勢の分類のみを行っており、指の関節角度の推定は実現されていない。

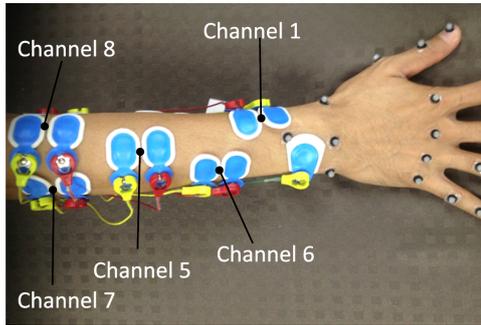
手首の変形に伴ってデバイスに生じる圧力を用いて手姿勢を推定する手法では、図 2.8(d) のデバイスを手首に装着する。手指を動かした際の手首の変形によってデバイスに生じる圧力が変化するため、圧力センサを用いてデバイスへの圧力を測定し、手首の形状を計測する。計測した手首の形状を用いて手姿勢を推定している。手首からデバイスへの圧力を用いた手法も赤外線を用いた手法と同様に、手姿勢の分類のみを行っており、指の関節角度の推定は実現されていない。また、感度良く圧力を計測するため、デバイスによって手首を圧迫する必要があり、デバイスの装着によってユーザに大きな負担が生じる問題がある。

手指の運動に伴う骨導音を用いて手姿勢を推定する手法では、図 2.8(e) のデバイスを手首に装着する。手指を動かした際に発生する骨導音を手首に装着した圧電センサで計測し、計測した骨導音を用いて手指の運動を推定している。骨導音を用いた手法では、指の関節角度の推定のような詳細な手指運動推定は実現しておらず、運動の種類のみが行われている。また、骨導音という極めて小さな振動を計測しているため皮膚に物体が接触するなどの外部要因による影響を受ける可能性や、体の別の部位で発生した振動による誤分類が発生する可能性がある。

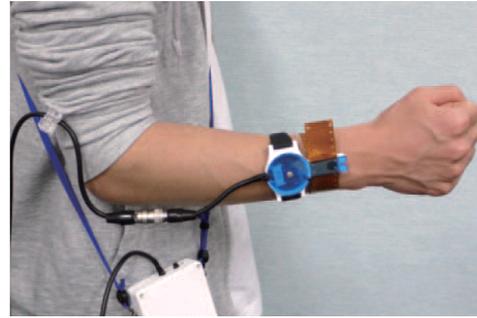
超音波を用いて手首から指を動かす筋肉の活動を計測して手指の運動を推定する手法では、図 2.8(f) のようにデバイスを手首に押し当てる。超音波によって手首に存在する各指を動かす筋肉の活動を計測することで、運動を行っている指の識別と各指の関節角度を推定することができる。超音波を用いた手法では、指の関節角度

の推定が可能であるが、デバイスの固定状態を一定に保つ必要があるため、ユーザの手の動きが推定に影響を与える可能性がある。

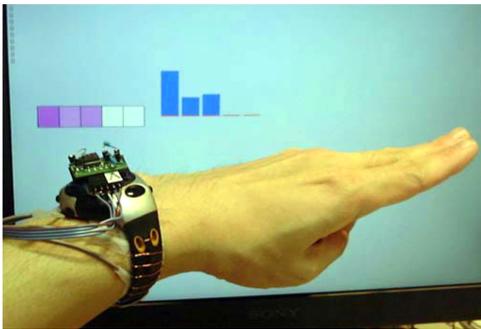
手の甲の腱の動きによる皮膚の歪を用いて手姿勢を推定する手法では、図 2.8(g)のデバイスを手の甲に装着する。歪ゲージを用いて手指の運動時の腱の動きによる皮膚の歪を計測し、手姿勢の推定を行っている。歪を用いた手法も赤外線を用いた手法と同様に、手姿勢の分類のみを行っており、指の関節角度の推定は実現していない。歪を用いた手法では、歪ゲージの変形を妨げないために柔軟な素材であるヒドロゲルを用いてデバイスの作製を行っている。ヒドロゲルの粘着性を利用してデバイスを手の甲に貼付しており、ユーザの汗などでデバイスの接着状態が変わり、推定精度に影響を与える可能性が考えられる。



(a) 筋電位を用いた推定の様子 [41]



(b) 赤外線を用いた推定の様子 [15]



(c) 静電容量を用いた推定の様子 [45]



(d) 圧力を用いた推定の様子 [46]



(e) 骨導音を用いた推定の様子 [48]



(f) 超音波を用いた推定の様子 [50]



(g) 歪を用いた推定の様子 [52]

図 2.8: 接触型副運動部位計測手法

## 2.3 提案する手指の運動推定手法

各接触型副運動部位計測手法を比較し，図 2.9 に示す．

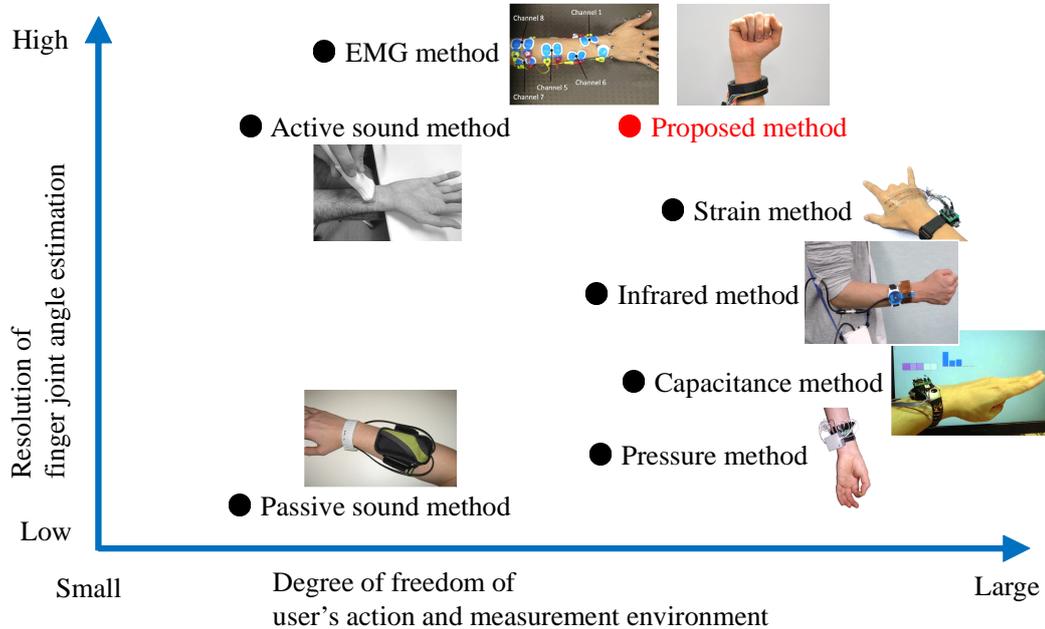


図 2.9: 各接触型副運動部位計測手法の比較 [15,41,45,46,48,50,52]

図 2.9 のように，ユーザの動作や計測環境の制限が少なく，かつ指の運動を精密に推定している接触型副運動部位計測手法は存在していない．本研究では，体の構造と各器官の運動性に基づく接触型副運動部位計測手法を用いて手首から手指の運動推定を行う．提案手法では，手首の皮膚と電極の電気接触抵抗を用いて手指の運動を推定する．従来の赤外線を用いた手法等とは異なり，電気接触抵抗に応じた出力電圧の変化を用いて回帰モデルに基づき指の関節角度を算出することで，手指の運動の精密な推定を目指す．ユーザは手首にデバイスを装着する．手指の運動時に各筋肉や腱の活動によって手首に生じる変形によって，デバイスと手首の接触面積が変化する．接触面積と接触抵抗には反比例の関係があるため，手指が運動した際の筋肉と腱の活動による手首の変形を接触抵抗を用いて検出し，指の関節角度を算出して手指の運動を推定する．提案手法では，ユーザの手首から手指の運動を推定するため，デバイスがユーザの手指の運動を妨げることはない．また，デバイスを薄く軽量の電極で構成しており，デバイス全体の質量も小さいため，デバイスの装着

によるユーザの動作の制限は小さい。さらに、電極と手首の皮膚が接触していれば計測が可能であるため、デバイスで手首を強く圧迫する必要もない。また、電気的手法であるため、環境光の影響も受けない。ただし、漏電を防ぎ、電流経路を一意に定める必要があるため、導電物体を使用する動作時の計測や水中での計測は困難である。また、手首や前腕のような手指以外の体の部位の運動や、汗の量などのユーザの皮膚の状態が推定に影響を与えてしまう可能性も考えられる。本論文では、提案システムを構築し、提案手法による手指の運動推定の可能性を明らかにする。デバイスの装着時に較正を行うことでユーザの皮膚の状態に対応し、安定した手指の運動推定を行う。

## 第3章 接触抵抗による手指運動推定

本章では、本研究で提案する電気接触抵抗を用いた手指の運動推定手法について概説し、接触抵抗の計測システムおよび接触抵抗に基づく指の関節角度推定について詳細に述べる。

### 3.1 システムの概要

手指の運動時に連動する手首の変形を用いて計測環境やユーザの動作の制限が小さい手指の運動推定を行う。システムの概要を図3.1に示す。

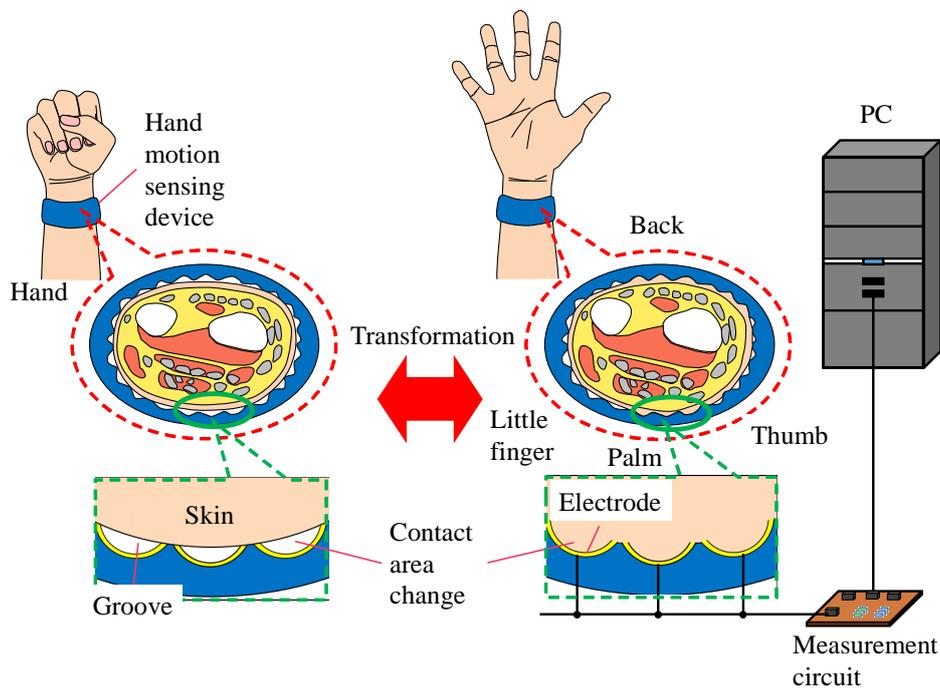


図 3.1: システム概要

図3.1のように、ユーザはデバイスを手首に装着する。人の皮膚は柔軟であり、筋肉や腱の活動によって容易に変形するため、デバイスの皮膚との接触部に溝を設置

することで、手指の動きに応じた各筋肉の断面積の変化や各腱の移動によって、手首の皮膚がデバイスの溝に合わせて変形してデバイスと手首の皮膚の接触面積が変化する。デバイスに設置した複数の溝にそれぞれ電極を配置することで手首の皮膚は電極と接触する。接触した電極と皮膚の間には電気接触抵抗が存在する。接触抵抗は電極と手首の皮膚の接触面積に応じて変化するため [53]、手指の運動時、手首の変形による電極と手首の皮膚の接触面積の変化に伴って接触抵抗も変化する。接触抵抗は心電や筋電計測などにおいてはアーチファクトが生じないように値を小さく一定に保つ必要があるが、本研究では手首の変形に伴う接触抵抗の変化を利用する。手首に電圧を印加して、それぞれの電極で接触抵抗に応じた出力電圧を計測する。各電極を使用した際に構成される回路は生体内部を含んでいるため、動作電極を一度に複数個使用した場合、各電極に電流が同時に流れ、各電極の接触抵抗に応じた出力電圧を計測することができない。したがって、電流が流れる電極を一つ選択し、各電極の接触抵抗に応じた値を計測するために、各電極に対応したチャンネルをスイッチを用いて時分割で切り替え、各電極を使用した際の出力電圧を計測する。手首が変形した際の接触抵抗の変化に応じて出力電圧は変化するため、各電極で計測される出力電圧の変化は手首の変形に対応しており、手指の運動時に手首に生じる筋肉や腱の活動を反映している。したがって、計測した出力電圧を用いて重回帰モデルに基づいて指の関節角度を算出し、手指の運動を推定する。システムの構成要素を図 3.2 に示す。

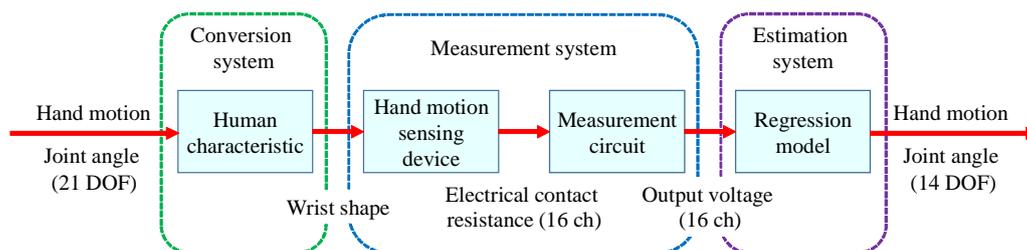


図 3.2: システムの構成要素

図 3.2 のように、システムの入力は手指の運動である。手指の運動時、人の体の連動性によって手首は変形する。手首の変形によって皮膚との接触状態が変化するデバイスを用いて、手首の形状を皮膚とデバイスの接触抵抗に変換し、接触抵抗計測回路を用いて接触抵抗に応じた出力電圧を計測する。デバイスの構造、接触抵抗

計測回路の特性，手の筋骨格モデル等に基づいて構築した出力電圧と指の関節角度の重回帰モデルを用いて，計測した出力電圧から指の関節角度を算出することで手指の運動を推定する．

### 3.2 指関節角度と手首の変形

出力電圧と指の関節角度の重回帰モデルを作製するために，まず指の関節角度と手首の変形の間を説明する．

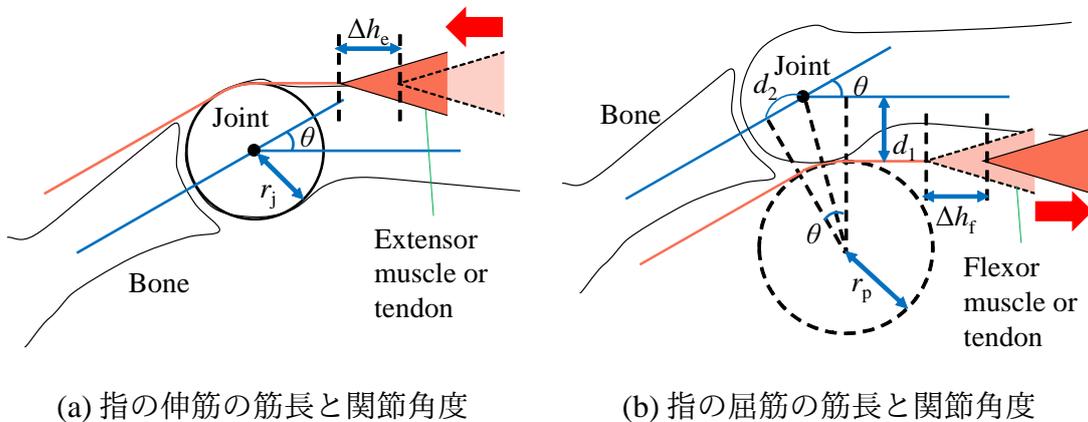
#### 3.2.1 指の関節角度と筋長

手指の運動は筋肉の活動によって生じる．したがって，筋肉の活動に伴う指の関節角度の変化と筋肉の長さの変化の関係をモデル化する．本研究では，手首の紡錘状の筋肉および腱を図 3.3 のような円錐で表す．



図 3.3: 筋肉および腱

指の伸筋の筋長と関節角度の関係および指の屈筋の筋長と関節角度の関係を図 3.4 に表す．



(a) 指の伸筋の筋長と関節角度

(b) 指の屈筋の筋長と関節角度

図 3.4: 指の筋長と関節角度

図 3.4 の  $\theta$  は関節角度,  $r_j$  はモーメントアームの長さであり,  $r_p$  は補間円の半径である. 初期状態は  $\theta = 0$  すなわち指を伸展させた状態とする. また, 腱の付着位置が変動しないと仮定し,  $d_1, d_2$  は一定とする.  $r_j = d_1, r'_j = \frac{d_2}{6}$  とし, また, 関節角度が  $\theta$  となる際の伸筋および屈筋の筋長の変位をそれぞれ  $\Delta h_e, \Delta h_f$  とすると, 指の伸筋と関節角度の関係および指の屈筋と関節角度の関係をそれぞれ式 (3.1), (3.2) の Landsmeer モデルで表すことができる [54,55].

$$\Delta h_f = r_j \theta \quad (3.1)$$

$$\Delta h_e = (r_j + r'_j \theta) \theta \quad (3.2)$$

式 (3.1), (3.2) において, 指の運動時に筋肉が弛緩した場合は正, 収縮した場合は負の符号を右辺に付ける. 式 (3.1), (3.2) を指の運動に関わる各筋肉・腱および各関節に適用することで, 指の解剖学的構造に基づいて指の関節角度と筋長のモデルを作製することが可能である [55–57]. 本研究では, 指の関節角度と手首の変形の間係を決定するために, 指の関節角度と筋長の間係を表す式 (3.1), (3.2) を利用する.

### 3.2.2 筋長と手首の変形

筋肉は非圧縮性を有しているため, 指の運動時に筋肉が活動して筋長が変化すると, 筋肉の太さも変化する. 手首に存在する筋肉は紡錘状筋であるため, 筋肉の収縮時, 各筋肉の中央付近では断面積が増加し, 腱付近では断面積が減少する. したがって, 筋肉の収縮時, 手首付近では筋肉の断面積は減少する. また, 筋肉の収縮によって腱が引っ張られて肘方向に移動することで, 手首付近における腱の断面積も減少する. 本研究では, 図 3.5 のように筋肉の収縮を円錐の平行移動で表し, 手首付近での筋肉および腱の断面積の減少を円錐の断面積の減少として表現する.

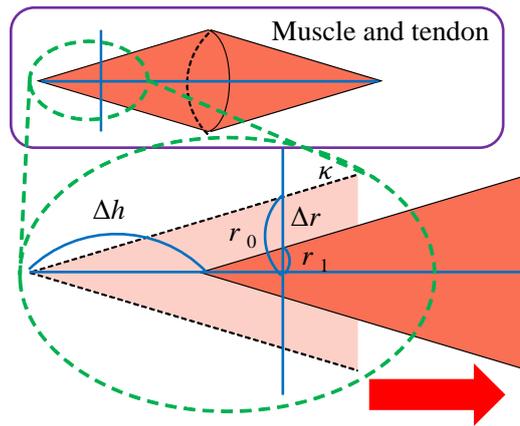


図 3.5: 手首付近の筋肉および腱の収縮

手指の運動時，図 3.5 のように，筋肉および腱の変位が  $\Delta h$  であるとする．筋肉を表す円錐の高さと底面の半径の比を  $1:\kappa$  とすると，ある位置における筋肉および腱の半径の変化  $\Delta r$  は式 (3.3) のように表せる．

$$\Delta r = \kappa \Delta h \quad (3.3)$$

したがって，式 (3.1), (3.2), (3.3) より，指の関節角度と手首の変形の間係を表すことができる．本研究では，筋肉の種類に関わらず，指の関節角度と筋長が式 (3.1) に基づくと仮定し，指の関節角度と手首の変形の間係を式 (3.5) のように表す．

$$\Delta r = \kappa \Delta h \quad (3.4)$$

$$= \kappa r_j \theta \quad (3.5)$$

### 3.3 手首の変形と出力電圧

出力電圧と指の関節角度の重回帰モデルを作製するために，次に手首の変形と出力電圧の間係を説明する．また，出力電圧の計測システムについても説明する．

#### 3.3.1 手首の変形と接触面積の変化

図 3.1 のように，提案するデバイスには皮膚との接触部に溝が設置してあり，各溝に電極が配置されている．手指の運動時，手首の筋肉が収縮して各腱が移動すると，デバイスとの接触部の皮下における筋肉や腱の断面積が変化し，手首の皮膚も筋肉

や腱の断面積の変化に伴ってデバイスの溝に合わせて変形する。したがって、提案するデバイスを用いることで、筋肉の活動に伴って生じるデバイスの装着位置における筋肉や腱の半径の変化を、手首の皮膚とデバイスに配置された電極の接触面積の変化に変換して検出することができる。

接触面積と手首の変形の関係の説明のために、デバイス上に位置する筋肉および腱の半径が増加した際の接触面積の変化を導出する。手首およびデバイス的一部分における現象を、図 3.6 のように筋肉および腱を模擬した円錐がデバイスを模擬した平面と接触する場合として考え、筋肉および腱を模擬した円錐をデバイスを模擬した平面で切断した際の断面を、筋肉および腱とデバイスの接触面とする。

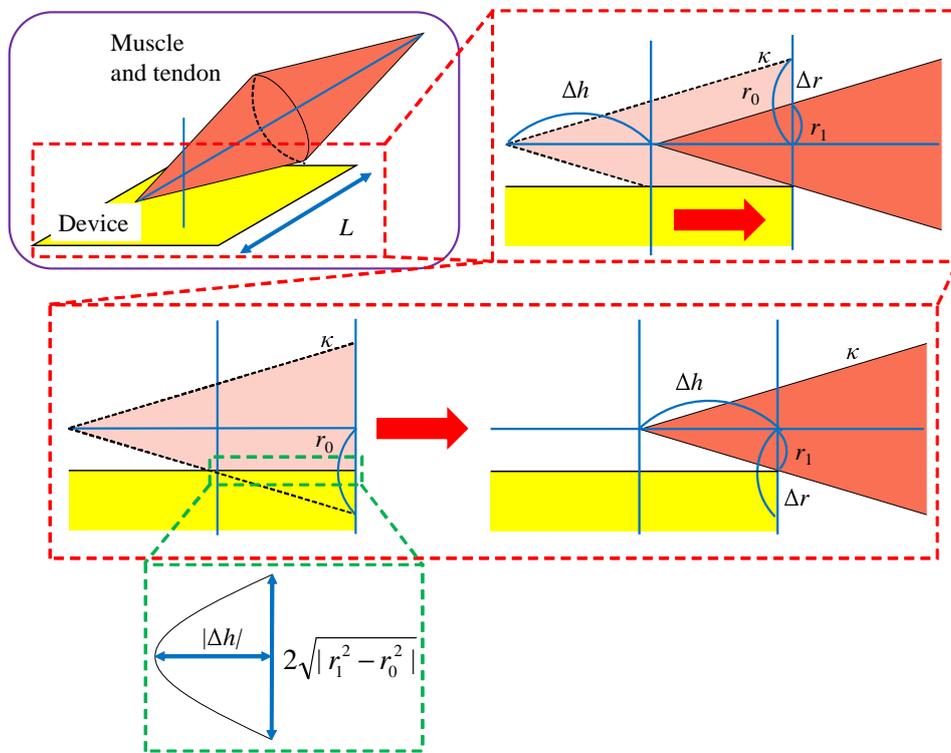


図 3.6: 筋肉および腱とデバイス面の接触

初期状態を筋肉および腱とデバイスが面接触した状態とし、ある位置における筋肉および腱の半径が  $r_0$  であるとする。筋肉および腱が  $\Delta h$  変位することで、同位置における筋肉および腱の半径が  $r_1$  となり、筋肉および腱とデバイスが点接触した状態に変化したとすると、初期状態における接触面は、高さが  $|\Delta h|$ 、底辺が  $2\sqrt{|r_1^2 - r_0^2|}$  で、湾部が双曲線の山形状となる。山形状の接触面を三角形と仮定すると、筋肉お

よび腱の変位が  $\Delta h$  となる際の接触面積  $S_c$  の変化  $\Delta S_c$  は式 (3.6) で表される.

$$\Delta S_c = \Delta h \sqrt{|r_1^2 - r_0^2|} \quad (3.6)$$

式 (3.6) より, 初期状態のある位置における筋肉および腱の半径  $r_0$  を一定とすると, 同位置における筋肉および腱の半径  $r_1$  が増加した際, 接触面積  $S_c$  も大きくなる.

### 3.3.2 接触面積と電気接触抵抗

電気接触抵抗とは二つの物体を接触させて電流を流す際に, 物体の境界面に存在する抵抗であり, 熱や接触力, 接触面積などの変化の影響を受ける. また, 物体の素材によっても値が異なる. 特に, 皮膚と電極の接触抵抗は汗の量や角質層の厚さ, 傷の有無などによっても異なり, 皮膚の表面状態の影響を受ける. 皮膚と電極の接触面積に対する接触抵抗の大きさは数  $100 \text{ k}\Omega \cdot \text{mm}^2$  から数  $100 \text{ M}\Omega \cdot \text{mm}^2$  である [58]. 接触抵抗は物体の接触面積の増加に伴って減少するため, 本研究では手首の皮膚とデバイスの電極の接触面積  $S_c$  と接触抵抗  $R_c$  に式 (3.7) の関係があるとする [53].

$$R_c = \frac{A}{S_c} \quad (3.7)$$

$A$  は皮膚と電極の物性によって決まる定数である.

### 3.3.3 電気接触抵抗と出力電圧

式 (3.7) の関係に基づいて電気接触抵抗の変化から接触面積の変化を検出するために, 電気接触抵抗に応じた出力電圧を計測する. 生体インピーダンスのような, 人の体の電気特性を加味して出力電圧の計測を行う.

## 生体インピーダンス

図 3.7 に生体の皮膚の等価回路を示す。

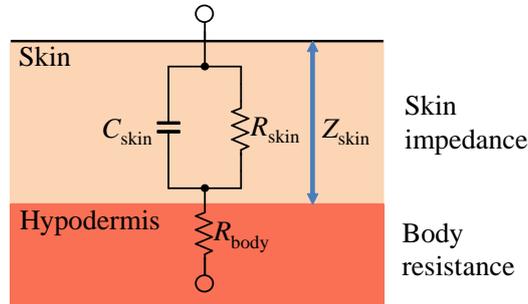


図 3.7: 皮膚インピーダンスと皮下組織の抵抗

図 3.7 に示すように、生体には皮膚インピーダンス  $Z_{\text{skin}}$  と皮下組織の抵抗  $R_{\text{body}}$  が存在する [59]。皮膚に角周波数  $\omega$  の電圧を印加した場合、図 3.7 の皮膚インピーダンス  $Z_{\text{skin}}$  は式 (3.8) のように表せる。

$$Z_{\text{skin}} = \frac{R_{\text{skin}}}{1 + j\omega R_{\text{skin}} C_{\text{skin}}} \quad (3.8)$$

$j$  は虚数単位である ( $j^2 = -1$ )。また、 $R_{\text{skin}}$ 、 $C_{\text{skin}}$  はそれぞれ皮膚の抵抗と静電容量である。印加する電圧の角周波数が高い場合と低い場合の生体インピーダンスを図 3.8 に示す。

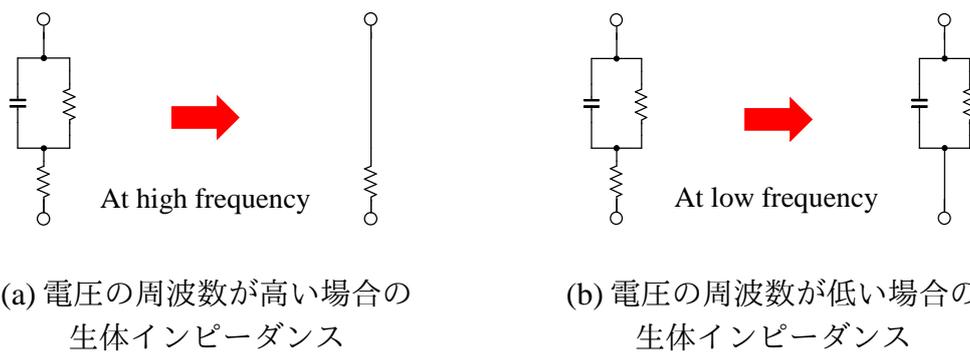


図 3.8: 生体インピーダンス

印加する電圧の角周波数  $\omega$  が高い場合、式 (3.8) より皮膚インピーダンス  $Z_{\text{skin}} = 0$  となり、生体インピーダンスは図 3.8(a) のように表される。印加する電圧の角周波数  $\omega$  が低い場合、皮下組織の抵抗  $R_{\text{body}}$  は皮膚インピーダンス  $Z_{\text{skin}}$  と比較して極めて

小さいため、図 3.8(b) のように皮膚インピーダンス  $Z_{\text{skin}}$  のみを考慮すれば良い。特に、直流の電圧源を用いた場合、 $Z_{\text{skin}} = R_{\text{skin}}$  となる。したがって、図 3.8(b) のように皮下組織の抵抗を無視し、皮膚インピーダンスのみを生体インピーダンスとして扱うために、低周波や直流の電圧源の使用によって、皮膚インピーダンスを皮下組織の抵抗と比較して十分に大きくする必要がある。本研究では、直流の電圧源を使用し、動作電極に対応したチャンネルを切り替えながら計測を行う。動作電極の面積を  $200 \text{ mm}^2$ 、切り替え周波数を  $60 \text{ Hz}$  とする。また、皮下組織の抵抗、接触面積に対する皮膚の抵抗および皮膚の静電容量をそれぞれ  $R_{\text{body}} = 750 \Omega$ 、 $R_{\text{skin}} = 100 \text{ M}\Omega \cdot \text{mm}^2$ 、 $C_{\text{skin}} = 2.0 \text{ pF/mm}^2$  とする [59]。皮膚インピーダンスの大きさ  $|Z_{\text{skin}}|$  は式 (3.9) のように表せる。

$$|Z_{\text{skin}}| = \frac{R_{\text{skin}}}{\sqrt{1 + \omega^2 R_{\text{skin}}^2 C_{\text{skin}}^2}} \quad (3.9)$$

式 (3.9) より、皮膚インピーダンスの大きさ  $|Z_{\text{skin}}| = 499 \text{ k}\Omega$  であり、また皮下組織の抵抗  $R_{\text{body}} = 750 \Omega$  であるから、 $60 \text{ Hz}$  で動作電極に対応したチャンネルの切り替えを行った場合でも角周波数は十分に低く、図 3.8(b) に示すように皮下組織の抵抗を無視し、皮膚インピーダンスのみを生体インピーダンスとして扱うことができる。

### 接触抵抗に応じた出力電圧計測

人に電極を装着した際の等価回路を図 3.9 に示す。

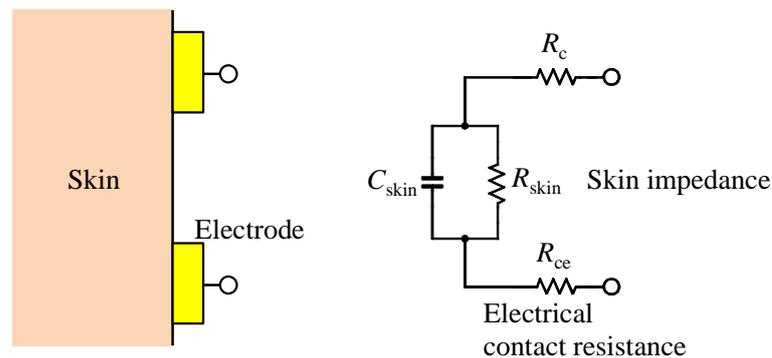
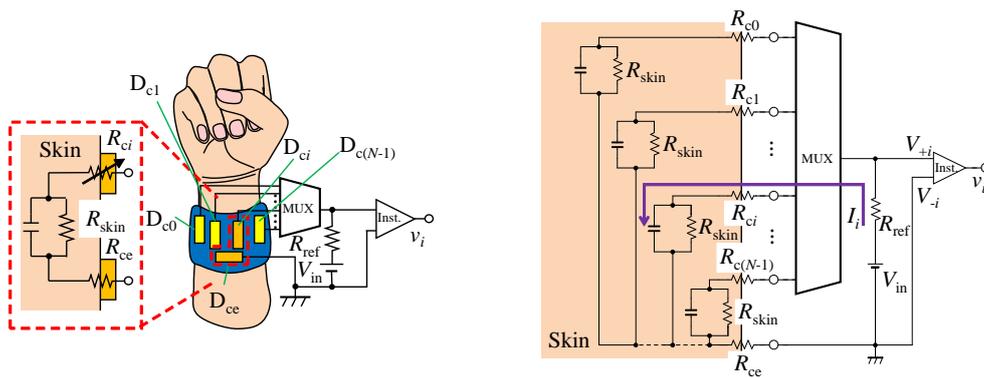


図 3.9: 生体と電極の等価回路

図 3.9 の電極と皮膚の境界面に存在する接触抵抗に応じた出力電圧を計測するための回路を構成する。デバイス装着時の様子と接触抵抗計測回路を図 3.10 に示す。



(a) デバイス装着の様子

(b) 接触抵抗計測回路

図 3.10: デバイス装着の様子と接触抵抗計測回路

図 3.10 の橙色の電極は閉回路を構成する電極を表し、黄色の電極は閉回路を構成しない電極を表している． $N$  は電極数である．また、使用するインストルメンテーションアンプを図 3.11 に示す．

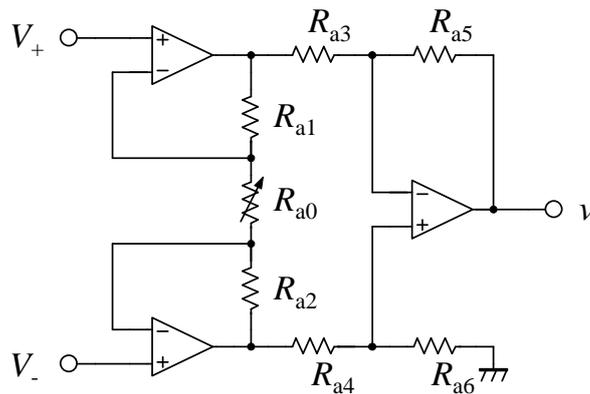


図 3.11: インストルメンテーションアンプ

$D_{ci}$  ( $i = 0, 1, \dots, N - 1$ ) は接触面積が変化する動作電極であり、 $D_{cc}$  は接地電極である． $I_i$  ( $i = 0, 1, \dots, N - 1$ ) は電極  $D_{ci}$  を使用した際の電流、 $V_{in}$  は電源電圧であり、 $v_i$  ( $i = 0, 1, \dots, N - 1$ ) は出力電圧である．また、 $R_{ci}$  ( $i = 0, 1, \dots, N - 1$ )、 $R_{cc}$  は電極  $D_{ci}$  ( $i = 0, 1, \dots, N - 1$ )、 $D_{cc}$  の接触抵抗である．接触面積に対する皮膚抵抗  $R_{skin}$  の大きさは約  $100 \text{ M}\Omega \cdot \text{mm}^2$  以下であり、本研究では一定として扱う [59]．

図 3.11 より、インストルメンテーションアンプの入力電圧を  $V_+$ 、 $V_-$  とすると、イ

インスツルメンテーションアンプの出力電圧  $v$  は以下の式 (3.10) のように表せる。

$$v = \frac{R_{a5}}{R_{a3}} \left( 1 + \frac{2R_{a1}}{R_{a0}} \right) (V_+ - V_-) \quad (3.10)$$

インスツルメンテーションアンプの利点には一つの抵抗  $R_{a0}$  によって増幅率を変更できる点と，入力電圧がオペアンプ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。

図 3.10 において，電極  $D_{ci}$  を使用した際に構成される回路を電流  $I_i$  が流れている場合を考える。また，インスツルメンテーションアンプの入力電圧を  $V_{+i}, V_{-i}$  とする。インスツルメンテーションアンプの入力インピーダンスは極めて大きいため，電流  $I_i$  はインスツルメンテーションアンプの入力端子に流れ込まない。インスツルメンテーションアンプの入力端子間の電位差を  $V_{diffi} = V_{+i} - V_{-i}$  とすると， $V_{+i} = V_{in} - I_i R_{ref}$ ， $V_{-i} = 0$  より， $V_{diffi}$  は式 (3.11) のように与えられる。

$$V_{diffi} = V_{in} - I_i R_{ref} \quad (3.11)$$

また，電流  $I_i$  が流れる経路から，式 (3.12) が与えられる。

$$V_{in} = I_i (R_{ci} + R_{ce} + R_{ref} + R_{skin}) \quad (3.12)$$

式 (3.11), (3.12) より，式 (3.13) が導出される。

$$V_{diffi} = \frac{(R_{ci} + R_{ce} + R_{skin}) V_{in}}{R_{ci} + R_{ce} + R_{ref} + R_{skin}} \quad (3.13)$$

インスツルメンテーションアンプの増幅率を  $\frac{R_{a5}}{R_{a3}} \left( 1 + \frac{2R_{a1}}{R_{a0}} \right) = \alpha$  とすると出力電圧  $v_i = \alpha V_{diffi}$  であるため，出力電圧  $v_i$  は式 (3.14) のように表される。

$$v_i = \frac{\alpha (R_{ci} + R_{ce} + R_{skin}) V_{in}}{R_{ci} + R_{ce} + R_{ref} + R_{skin}} \quad (3.14)$$

電極  $D_{ce}$  の接触面積は変化せず， $R_{ce}$  は定数として扱う。式 (3.14) より，出力電圧  $v_i$  は接触抵抗  $R_{ci}$  を反映している。また，式 (3.7) より，接触抵抗は手首の皮膚と電極の接触面積を反映している。したがって，出力電圧は手首の変形を反映しており，手首が変形して手首の皮膚と電極の接触面積が大きくなると出力電圧は低くなる。動作電極を一度に複数個使用すると各電極に電流が同時に流れるため，式 (3.14) を用い

て各電極の接触抵抗に応じた出力電圧を計測することができない。したがって、動作電極に対応したチャンネルを時分割で切り替えることで複数の電極における接触抵抗の計測を行うことが可能になる。式(3.6), (3.7), (3.14)より各電極を用いて得られる出力電圧は手指の運動に伴う手首の変形を反映しているため、接触抵抗に応じた出力電圧を用いて指の関節角度を算出して、手指の運動を推定する。

## 3.4 出力電圧と指関節角度の重回帰モデル

3.2節および3.3節で説明した指の関節角度と手首の変形の関係および手首の変形と出力電圧の関係に基づき、出力電圧から各指の関節角度を推定するための重回帰モデルについて説明する。

### 3.4.1 推定する指関節角度

図2.4に示す母指の指節間関節（IP関節）と中手指節関節（MP関節）の屈曲・伸展を実現するそれぞれ1自由度と、母指を除く四本の指の遠位指節間関節（DIP関節）、近位指節間関節（PIP関節）、中手指節関節（MP関節）の屈曲と伸展を実現するそれぞれ1自由度の、計14自由度を推定する自由度とし、全ての指を同時に動かした際の出力電圧を用いて指の関節角度を推定する。指の各関節角度の上限は母指の指節間関節（IP関節）、中手指節関節（MP関節）はそれぞれ約73, 56 degであり、母指を除く四本の指の遠位指節間関節（DIP関節）、近位指節間関節（PIP関節）、中手指節関節（MP関節）はそれぞれ約85, 105, 100 degである[60]。また、Kuboyamaらは、指を屈曲・伸展させる運動の周波数の上限を約8 Hzとしている[61]。図3.12に、推定する指の各関節角度の定義を示す。

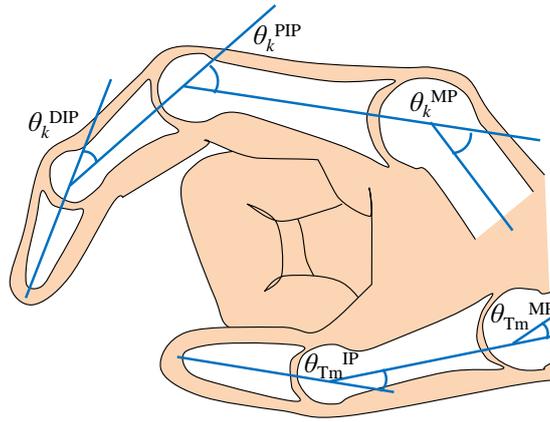


図 3.12: 指の関節角度の定義

図 2.4 のように，母指，示指，中指，薬指，小指をそれぞれ Tm, Id, Md, Rg, Lt とする．母指に関しては指節間関節（IP 関節）の角度を  $\theta_{Tm}^{IP}$ ，中手指節関節（MP 関節）の角度を  $\theta_{Tm}^{MP}$  と定義し，母指を除く四本の指に関しては遠位指節間関節（DIP 関節）の角度を  $\theta_l^{DIP}$  ( $l = Id, Md, Rg, Lt$ )，近位指節間関節（PIP 関節）の角度を  $\theta_l^{PIP}$  ( $l = Id, Md, Rg, Lt$ )，中手指節関節（MP 関節）の角度を  $\theta_l^{MP}$  ( $l = Id, Md, Rg, Lt$ ) と定義する．母指を除く四本の指の関節角度  $\theta_l^{DIP}$ ,  $\theta_l^{PIP}$ ,  $\theta_l^{MP}$  には式 (3.15), (3.16) に示す拘束条件がある [62, 63].

$$\theta_l^{DIP} = \frac{2}{3} \theta_l^{PIP} \quad (l = Id, Md, Rg, Lt) \quad (3.15)$$

$$\theta_l^{MP} = \frac{1}{2} \theta_l^{PIP} \quad (l = Id, Md, Rg, Lt) \quad (3.16)$$

計測された出力電圧から推定する指の関節角度の数を減少させるために，式 (3.15), (3.16) に示す拘束条件を利用する．また，母指に関しては  $\theta_{Tm}^{IP}$ ,  $\theta_{Tm}^{MP}$  の二つの関節角度，母指を除く四本の指に関しては  $\theta_l^{DIP}$ ,  $\theta_l^{PIP}$ ,  $\theta_l^{MP}$  の三つの関節角度の和によって式 (3.17), (3.18) のように各指の曲げ総量  $\theta_l^{TTL}$  ( $l = Tm, Id, Md, Rg, Lt$ ) を定義する．

$$\theta_{Tm}^{TTL} = \theta_{Tm}^{IP} + \theta_{Tm}^{MP} \quad (3.17)$$

$$\theta_l^{TTL} = \theta_l^{DIP} + \theta_l^{PIP} + \theta_l^{MP} \quad (l = Id, Md, Rg, Lt) \quad (3.18)$$

式 (3.15), (3.16), (3.18) より，指の曲げ総量  $\theta_l^{TTL}$  ( $l = Id, Md, Rg, Lt$ ) を用いることで母指を除く各指の各関節角度を式 (3.19), (3.20), (3.21) のように算出することがで

きる.

$$\theta_l^{\text{DIP}} = \frac{4}{13} \theta_l^{\text{TTL}} \quad (l = \text{Id, Md, Rg, Lt}) \quad (3.19)$$

$$\theta_l^{\text{PIP}} = \frac{6}{13} \theta_l^{\text{TTL}} \quad (l = \text{Id, Md, Rg, Lt}) \quad (3.20)$$

$$\theta_l^{\text{MP}} = \frac{3}{13} \theta_l^{\text{TTL}} \quad (l = \text{Id, Md, Rg, Lt}) \quad (3.21)$$

### 3.4.2 重回帰モデルによる指関節角度推定

式 (3.1), (3.2), (3.3) で表される指の関節角度と手首の変形と, 式 (3.6), (3.7), (3.14) で表される手首の変形と出力電圧の関係に基づいて, 各指の関節角度と出力電圧の関係を重回帰モデルで表し, 出力電圧を用いて指の関節角度を推定する. 定常状態を考え, 指の動きの速さに応じて出力電圧の大きさは変化しないと仮定する. 任意の時刻  $t$  における出力電圧と全ての指の曲げ総量の計測値および全ての指の曲げ総量の推定値をそれぞれ式 (3.22), (3.23), (3.24) のように表す.

$$\mathbf{v}_t = (v_{0,t} \ v_{1,t} \ \cdots \ v_{N-1,t})^T \quad (3.22)$$

$$\boldsymbol{\theta}_t^{\text{TTL}} = (\theta_{\text{Tm},t}^{\text{TTL}} \ \theta_{\text{Id},t}^{\text{TTL}} \ \theta_{\text{Md},t}^{\text{TTL}} \ \theta_{\text{Rg},t}^{\text{TTL}} \ \theta_{\text{Lt},t}^{\text{TTL}})^T \quad (3.23)$$

$$\hat{\boldsymbol{\theta}}_t^{\text{TTL}} = (\hat{\theta}_{\text{Tm},t}^{\text{TTL}} \ \hat{\theta}_{\text{Id},t}^{\text{TTL}} \ \hat{\theta}_{\text{Md},t}^{\text{TTL}} \ \hat{\theta}_{\text{Rg},t}^{\text{TTL}} \ \hat{\theta}_{\text{Lt},t}^{\text{TTL}})^T \quad (3.24)$$

$\mathbf{B}_t$  を行列とする時,  $\mathbf{B}_t^T$  は転置行列を表している.  $\mathbf{v}_t$ ,  $\boldsymbol{\theta}_t^{\text{TTL}}$ ,  $\hat{\boldsymbol{\theta}}_t^{\text{TTL}}$  はそれぞれ  $N$  次元, 5次元, 5次元のベクトルである. また, 出力電圧で構成される基底関数を  $\phi_m(\mathbf{v}_t)$  ( $m = 1, 2, \dots, M$ ) で表す.  $M$  は基底関数の個数である. 式 (3.5), (3.6), (3.7), (3.14) より, 指の関節角度は出力電圧の増加に伴って非線形かつ単調に増加する. したがって, 本論文では, 基底関数を, 各動作電極を使用した際の出力電圧を乗算した交互作用項を含む 1 次および 2 次のスプライン関数とする. 基底関数をスプライン関数とした時,  $\Gamma$  を基底関数の次数とすると, 基底関数の個数  $M$  は式 (3.25) で表される.

$$M = \sum_{\gamma=1}^{\Gamma} \frac{(N + \gamma - 1)!}{(N - 1)! \gamma!} \quad (3.25)$$

! は階乗を表している. 全ての指の曲げ総量と出力電圧の関係を  $(M + 1)$  個の 5 次元の係数ベクトル  $\mathbf{k}_m$  ( $m = 0, 1, \dots, M$ ) を用いて, 線形重回帰モデルとして式 (3.26)

のように定義する.

$$\begin{aligned}\hat{\boldsymbol{\theta}}_t^{\text{TTL}} &= \mathbf{k}_0 + \sum_{m=1}^M \mathbf{k}_m \phi_m(\mathbf{v}_t) \\ &= \mathbf{k}_0 + \mathbf{k}_1 \phi_1(\mathbf{v}_t) + \cdots + \mathbf{k}_M \phi_M(\mathbf{v}_t)\end{aligned}\quad (3.26)$$

値が 1 の要素および  $M$  個の基底関数  $\phi_m(\mathbf{v}_t)$  ( $m = 1, 2, \dots, M$ ) を並べ, 式 (3.27) の  $(M+1)$  次元の基底関数ベクトルとして表す.

$$\tilde{\boldsymbol{\phi}}(\mathbf{v}_t) = (1 \ \phi_1(\mathbf{v}_t) \ \cdots \ \phi_M(\mathbf{v}_t))^{\text{T}} \quad (3.27)$$

また,  $(M+1)$  個の係数ベクトル  $\mathbf{k}_m$  ( $m = 0, 1, \dots, M$ ) を並べて 5 行  $(M+1)$  列の係数行列  $\tilde{\mathbf{K}}$  とし, 式 (3.28) と表す.

$$\tilde{\mathbf{K}} = \{\mathbf{k}_0 \ \mathbf{k}_1 \ \cdots \ \mathbf{k}_M\} \quad (3.28)$$

式 (3.27), (3.28) より, 式 (3.26) は式 (3.29) のように表される.

$$\hat{\boldsymbol{\theta}}_t^{\text{TTL}} = \tilde{\mathbf{K}} \tilde{\boldsymbol{\phi}}(\mathbf{v}_t) \quad (3.29)$$

任意の時刻の全ての指の曲げ総量と出力電圧の関係は式 (3.29) の重回帰モデルによって表され, 係数行列  $\tilde{\mathbf{K}}$  を算出することで出力電圧から指の曲げ総量を推定することができる. 重回帰モデルのパラメータである係数行列  $\tilde{\mathbf{K}}$  の各要素は, 提案するデバイスで計測した出力電圧と, 較正された他のデバイスで計測した指の曲げ総量  $\hat{\boldsymbol{\theta}}_t^{\text{TTL}}$  を利用した最小二乗法によって算出する. 計測した出力電圧と全ての指の曲げ総量の時系列データを用いて式 (3.30), (3.31) のように表すと, 式 (3.29) より式 (3.32) が与えられる.

$$\boldsymbol{\Phi} = \{\tilde{\boldsymbol{\phi}}(\mathbf{v}_1) \ \cdots \ \tilde{\boldsymbol{\phi}}(\mathbf{v}_\tau)\} \quad (3.30)$$

$$\boldsymbol{\Theta} = \{\boldsymbol{\theta}_1^{\text{TTL}} \ \cdots \ \boldsymbol{\theta}_\tau^{\text{TTL}}\} \quad (3.31)$$

$$= \tilde{\mathbf{K}} \boldsymbol{\Phi} \quad (3.32)$$

$\tau$  は計測された各時系列データ数である.  $\boldsymbol{\Phi}$ ,  $\boldsymbol{\Theta}$  はそれぞれ  $(M+1)$  行  $\tau$  列の行列と 5 行  $\tau$  列の行列である. また,  $p$  行  $q$  列 ( $p \leq q$ ) の実行列  $\mathbf{H}$  の擬似逆行列  $\mathbf{H}^+$  は式 (3.33) のように定義される.

$$\mathbf{H}^+ = \mathbf{H}^{\text{T}} (\mathbf{H} \mathbf{H}^{\text{T}})^{-1} \quad (3.33)$$

$\mathbf{B}_i$  を正則行列とする時、 $\mathbf{B}_i^{-1}$  は逆行列を表している。入力と計測された出力を用いて擬似逆行列によって係数行列を算出することは、最小二乗法によって係数行列を推定することと等価であるため、算出した係数行列と計測した出力電圧を用いて推定した指の曲げ総量と計測した指の曲げ総量の誤差は最小となる。式 (3.32), (3.33) より、各指の曲げ総量と出力電圧の関係を表す係数行列  $\tilde{\mathbf{K}}$  は式 (3.34) のように表せる。

$$\begin{aligned}\tilde{\mathbf{K}} &\approx \mathbf{\Theta}\mathbf{\Phi}^+ \\ &= \mathbf{\Theta}\mathbf{\Phi}^T(\mathbf{\Phi}\mathbf{\Phi}^T)^{-1}\end{aligned}\quad (3.34)$$

式 (3.34) によって係数行列  $\tilde{\mathbf{K}}$  の各要素の値を算出するためには、係数行列  $\tilde{\mathbf{K}}$  の要素数よりも多くの出力電圧および指の曲げ総量の時系列データが必要である。係数行列  $\tilde{\mathbf{K}}$  の要素数は  $5(M+1)$  であるため、出力電圧および指の曲げ総量の時系列データ数が  $\tau \geq 5(M+1)$  を満たすように計測を行う。また、推定する指の曲げ総量は五つ存在するため、係数行列  $\tilde{\mathbf{K}}$  を用いて各指の曲げ総量を算出するためには、基底関数の個数が  $M \geq 5$  を満たす必要がある。したがって、式 (3.25) において  $M \geq 5$  となるように電極数  $N$  を決定する。式 (3.19), (3.20), (3.21) より、母指を除く各指の各関節角度は各指の曲げ総量を用いて算出される。係数行列は個人の手首の構造によって異なると考えられるため、各ユーザがデバイスを装着した際に個人毎の係数行列を算出して校正する。

## 第4章 手指運動推定モデルの精度調査

本章では，出力電圧と指の関節角度の関係を表す重回帰モデルの推定精度の調査と，算出した重回帰モデルのパラメータを用いて推定した手指運動の可視化について述べる．

### 4.1 手指運動推定システムの実装

接触抵抗に応じた出力電圧を計測するためのデバイスおよび回路を作製し，出力電圧から指の関節角度を推定する手指運動推定システムの実装を行った．以下では，計測デバイスおよび計測回路の実装に関して詳細に述べる．

#### 4.1.1 デバイスの作製

16個の電極を手首全周に等間隔に配置したデバイスの作製を行った．デバイスの作製は3Dプリンタ（3D Touch, Bits From Bytes 社製）を用いて行った．作製したデバイスの装着部を図4.1に示す．

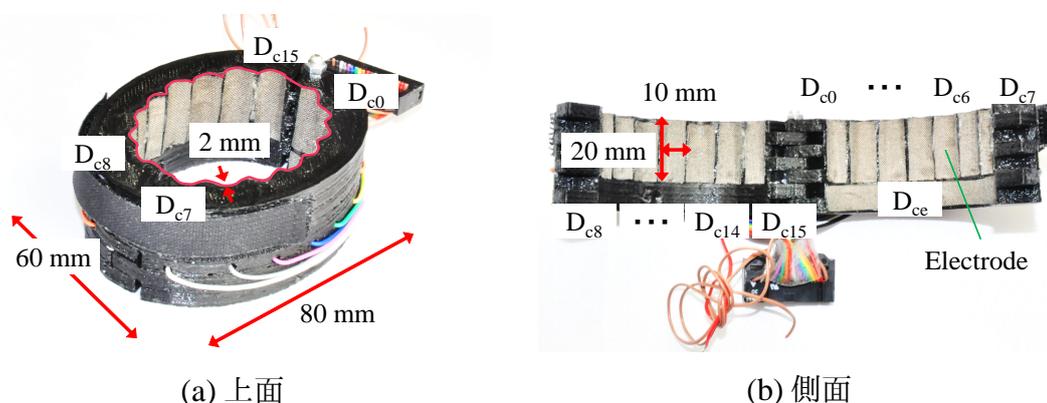


図 4.1: 16 個の電極を配置したデバイス

デバイスの湾曲は，実験に参加した被験者 1 名の手首形状を考慮し，切り取る円

弧の高さが手首の厚みに、円弧の弦の長さが手首の幅に対応するように、円のうち一部の弧の形状を切り出すことで設計した。電極の素材は導電性布であり、電極の面積は  $200 \text{ mm}^2$  である。また、デバイスの素材は PLA (Polylactic acid) 樹脂である。PLA 樹脂のヤング率は数 GPa と高いため、手首の変形によってデバイスが変形することはない。デバイスの質量は  $0.067 \text{ kg}$  である。作製したデバイスの装着の様子を図 4.2 に示す。



図 4.2: 作製したデバイスの装着の様子

#### 4.1.2 接触抵抗計測回路の実装

手指の運動に関わる筋肉や腱は手首全周に位置しており、各指の運動は各筋肉や腱の活動の組み合わせによって生じている。したがって、自由度の高い手指の運動を推定するために、手首全周に複数の電極を配置したデバイスを作製した。複数の電極で独立した接触抵抗に応じた値を計測するために、動作電極に対応したチャンネルを時分割で切り替え、各電極の接触抵抗に応じた出力電圧を計測する。動作電極に対応したチャンネルの切り替えはマルチプレクサを用いて行った。実装した接触抵抗計測回路を図 4.3 に示す。

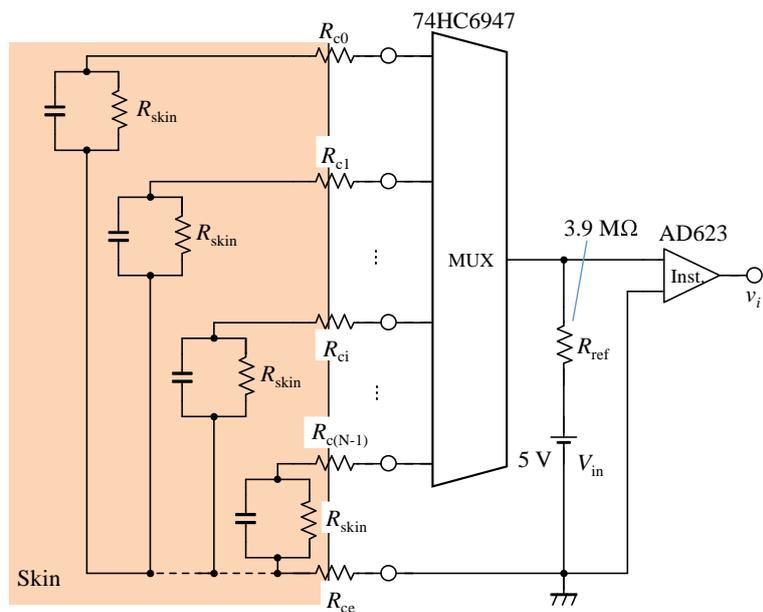


図 4.3: 実装した接触抵抗計測回路

インスツルメンテーションアンプには AD623 を使用した。また、マルチプレクサは 74HC4067 を使用した。マルチプレクサは選択信号に応じて使用するチャンネルを切り替え、複数の入力信号から一つの信号を選択して出力する IC である。本実験では、16 個の電極を配置したデバイスを使用し、0 番から 15 番までの各電極に対応した 16 のチャンネルをマルチプレクサを用いて切り替える。マルチプレクサが使用するチャンネルを対応した電極の番号で表すとし、マルチプレクサと 16 チャンネルの選択信号をそれぞれ図 4.4, 4.5 に、マルチプレクサの真理値表を表 4.1 に示す。

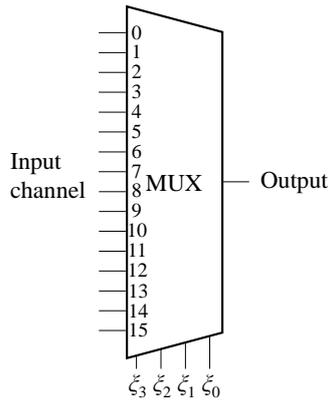


図 4.4: マルチプレクサ

表 4.1: 真理値表

$\xi_3$	$\xi_2$	$\xi_1$	$\xi_0$	選択チャンネル
L	L	L	L	0
L	L	L	H	1
L	L	H	L	2
L	L	H	H	3
L	H	L	L	4
L	H	L	H	5
L	H	H	L	6
L	H	H	H	7
H	L	L	L	8
H	L	L	H	9
H	L	H	L	10
H	L	H	H	11
H	H	L	L	12
H	H	L	H	13
H	H	H	L	14
H	H	H	H	15

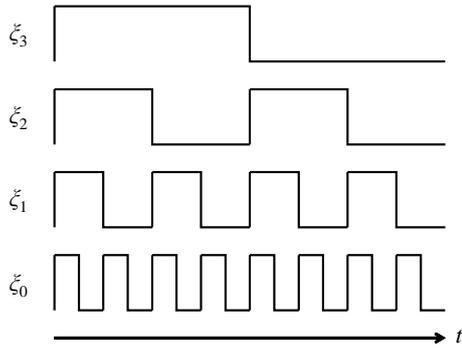


図 4.5: マルチプレクサと選択信号

### 4.1.3 接触抵抗計測回路に使用した実験機器

接触抵抗計測回路に使用した実験機器を表 4.2 に示す。電源として商用電力を使用した場合はハム雑音が入るため、インスツルメンテーションアンプおよびマルチプレクサを駆動させる電源には 5 V の充電式バッテリーを使用した。AD 変換器は出力電圧の計測を行うために使用した。マルチプレクサへの選択信号は、DA 変換器を介して PC を用いて出力した。また、インスツルメンテーションアンプの出力電圧の確認にはデジタルオシロスコープを用いた。

表 4.2: 接触抵抗計測回路に使用した実験機器

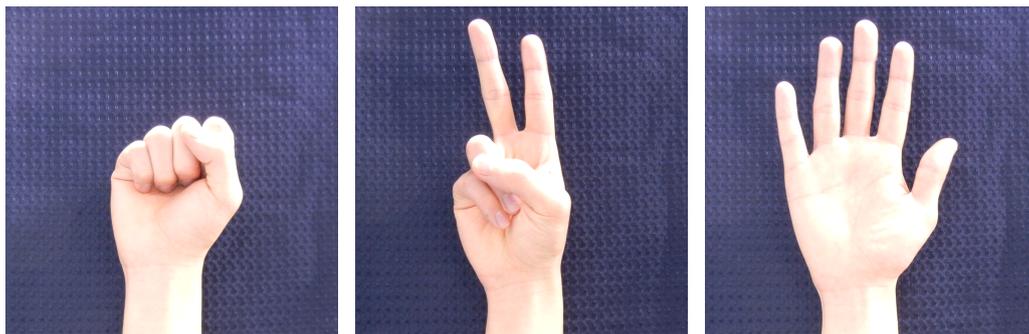
機器名	型番
電源	ANKER Anker AstroE3 AK-79AN7917
AD/DA 変換器	Interface PCI-3523A
オシロスコープ	IWATSU DS-5104

## 4.2 手姿勢に応じた手首形状計測実験

数種類の手姿勢を形成した際の手首形状を計測し、手姿勢に応じた手首の変形を確認する実験を行った。以下では、実験の内容および結果に関して詳細に述べる。

### 4.2.1 実験内容

本実験では、手指の運動に伴う手首の変形に基づいて手指の運動推定を行うために、手姿勢に応じて手首が変形することを確認する。数種類の手姿勢を形成した際の手首形状を計測し、手姿勢の変化による手首の変形を確認した。1 名の被験者に対して、肘の位置と前腕の角度を固定し、各手姿勢を形成した際の手および手首の石膏像を作製した。作製した石膏像の手首形状は、3 次元形状計測装置 (MakerBotDigitizer, MakerBot 社製) を用いて計測した。形成する手姿勢は全ての指を閉じた場合 (Rock)、示指・中指を開いた場合 (Scissors)、全ての指を開いた場合 (Paper) の 3 種類である。それぞれの手姿勢を図 4.6 に示す。



(a) 全ての指を閉じた場合

(b) 示指・中指を開いた場合

(c) 全ての指を開いた場合

図 4.6: 形成した手姿勢

## 4.2.2 実験結果

それぞれの手姿勢を形成して作製した手および手首の石膏像と計測した形状を図 4.7 に示す.



(a) 全ての指を閉じた場合の石膏像

(b) 示指・中指を開いた場合の石膏像

(c) 全ての指を開いた場合の石膏像



(d) 全ての指を閉じた場合の形状

(e) 示指・中指を開いた場合の形状

(f) 全ての指を開いた場合の形状

図 4.7: 手および手首の石膏像と計測した形状

使用した3次元形状計測装置の計測範囲の制限により、図4.7(b), (c)の指先の3次元形状の計測は不可能であるため、図4.7(e), (f)には反映されていない。計測した手首の3次元形状を手動で位置合わせし、手首の楕円の形状を表した結果を図4.8に示す。

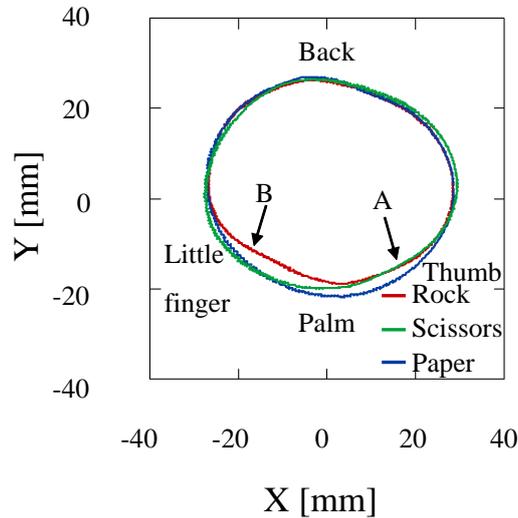


図 4.8: 計測した手首形状

図4.8より、各手姿勢に応じた手首の変形が確認できる。全ての指を開いた場合、手首の周囲長が増加し、母指側に位置するAの部位において接触面積が大きく増加している。また、全ての指を閉じた場合は、手首の周囲長が減少し、小指側に位置するBの部位において接触面積が大きく減少している。

### 4.3 重回帰モデルの推定精度調査実験

接触抵抗に応じた出力電圧を計測し、重回帰モデルを用いて各指の関節角度を算出することで、実装した手指運動推定システムによる指の関節角度の推定精度を確認する実験を行った。以下では、実験の内容および結果に関して詳細に述べる。

### 4.3.1 実験内容

#### 目的

本実験では，接触抵抗に応じた出力電圧と指の関節角度の関係を表す重回帰モデルによる各指の関節角度の推定精度を明らかにすることを目的とする．重回帰モデルを用いて接触抵抗に応じた出力電圧から指の関節角度を算出するために，重回帰モデルの各パラメータを算出する必要がある．母指の指節間関節（IP 関節）の角度  $\theta_{Tm}^{IP}$  と中手指節間関節（MP 関節）の角度  $\theta_{Tm}^{MP}$ ，および母指を除く四本の指の近位指節間関節（PIP 関節）の角度  $\theta_l^{PIP}$  ( $l = Id, Md, Rg, Lt$ ) と中手指節間関節（MP 関節）の角度  $\theta_l^{MP}$  ( $l = Id, Md, Rg, Lt$ ) の 10 自由度を計測可能なデータグローブと図 4.1 の 16 個の電極を配置したデバイスによって，式 (3.34) の係数行列  $\tilde{\mathbf{K}}$  の算出を行った．本実験では，モデルの複雑さやパラメータ最適化手法を決定するために，式 (3.27) において各動作電極を使用した際の出力電圧を乗算した交互作用項を含むスプライン関数を基底関数とし， $\Gamma = 1$  とした場合，また，重回帰モデルの推定精度を向上させるために  $\Gamma = 1$  および  $\Gamma = 2$  として RANSAC (Random sample consensus) を用いた場合で重回帰モデルのパラメータを算出し，それぞれの推定精度を確認した．さらに，計測した出力電圧から重回帰モデルを用いて運動中の各指の関節角度を推定する実験を行った．

RANSAC はロバスト推定法であり，電極毎の出力電圧および各指の曲げ総量の外れ値を除去してパラメータ推定を行うことが可能である．算出した係数行列をパラメータに持つ重回帰モデルと指の曲げ総量の各点の距離を算出し，閾値  $\epsilon_{th}$  より大きな距離を持つ点を除去する．閾値を越えた点の除去後に残った点を用いて，係数行列を算出する操作を繰り返すことで，重回帰モデルの推定精度を向上させることができる．

#### 条件

重回帰モデルの各パラメータを算出するために，作製したデバイスとデータグローブを用いて，接触抵抗に応じた出力電圧と各指の関節角度を計測した．動作電極に対応したチャンネルを切り替えた際の出力電圧の立ち上がり時間を計測した結果，立ち上がり時間  $t_r = 1.58 \times 10^{-2}$  s であったことから，動作電極に対応したチャンネルの

切り替え周期は  $t_r$  より長く、すなわち  $1.67 \times 10^{-2}$  s とし、切り替え周波数を 60 Hz とした。インストルメンテーションアンプの増幅率は  $\alpha = 10$  とした。データグローブによる計測の量子化数は 12 bit、標本化周波数は 60 Hz であり、指を屈曲・伸展させる運動の周波数の上限が約 8 Hz であること、および指の各関節角度の上限が母指の中手指節関節（MP 関節）において最小で 56 deg であることを考慮すると、十分な出力分解能と標本化周期を確保できていると考えられる。また、作製したデバイスによる計測の量子化数は 12 bit、標本化周波数は 1 kHz であり、指の関節の可動域や出力電圧の大きさ、指の運動の周波数、動作電極に対応したチャンネルを切り替えた際の出力電圧の立ち上がり時間などを考慮すると、十分な出力分解能と標本化周期を確保できていると考えられる。さらに、DA 変換器により出力されるマルチプレクサへの選択信号の分解能は 12 bit であり、マルチプレクサの閾値電圧を加味すると、十分な出力分解能を確保できていると考えられる。

各指の各関節角度の計測に使用したデータグローブを図 4.9 に示す。



図 4.9: 使用したデータグローブ

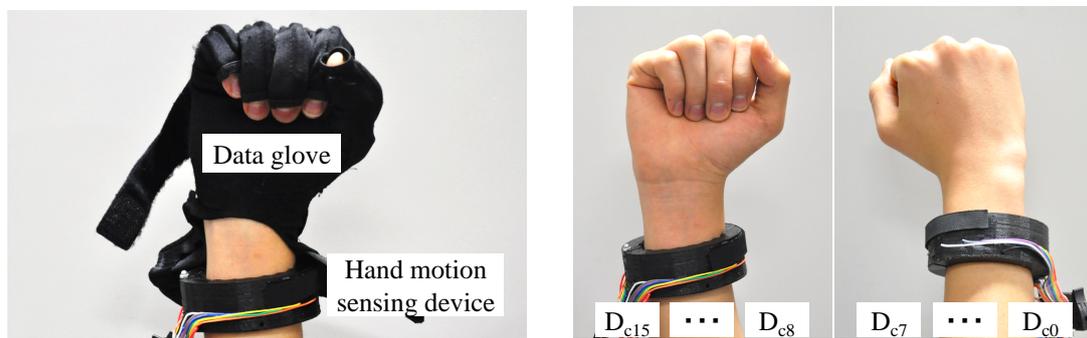
使用したデータグローブは 5DT 社の Data Glove 14 Ultra である。データグローブは内蔵した曲げセンサによって指を屈曲・進展させた際の関節角度を計測することができるデバイスである。Data Glove 14 Ultra では、曲げセンサによって図 3.12 に示す母指の指節間関節（IP 関節）の角度  $\theta_{Tm}^{IP}$  と中手指節関節（MP 関節）の角度  $\theta_{Tm}^{MP}$ 、および示指、薬指、中指、小指の近位指節間関節（PIP 関節）の角度  $\theta_l^{PIP}$  ( $l = Id, Md, Rg, Lt$ ) と中手指節関節（MP 関節）の角度  $\theta_l^{MP}$  ( $l = Id, Md, Rg, Lt$ ) を計測することができる。示指、薬指、中指、小指の遠位指節間関節（DIP 関節）の角度  $\theta_l^{DIP}$  ( $l = Id, Md, Rg, Lt$ ) に関しては、曲げセンサの配置上、直接計測することができないため、指の関節の拘束条件を用いて推定する必要がある。データグローブによって計測する指の関節

角度を真値として用いるために，二次の拘束条件である式 (4.1) を用いて近位指節間関節（PIP 関節）の角度から遠位指節間関節（DIP 関節）の角度を推定する [64].

$$\theta_l^{\text{DIP}} = 0.0080\theta_l^{\text{PIP}} + 0.0014\theta_l^{\text{PIP}^2} \quad (l = \text{Id, Md, Rg, Lt}) \quad (4.1)$$

## 手順

図 4.10 にデータグローブと作製したデバイスを右手前腕に装着した様子と作製したデバイスの装着位置を示す．また，図 4.11 に計測の様子を示す．



(a) データグローブと作製したデバイスの装着の様子      (b) 作製したデバイスの装着位置

図 4.10: データグローブと作製したデバイスを装着した様子と装着位置



図 4.11: 計測の様子

実験は 20 代の健常な男性 5 名に対して行い，各被験者に対し 3 試行計測を行った．5 名の被験者はそれぞれ図 4.10 のようにデータグローブと作製したデバイスを右手前腕に装着し，指の関節角度以外の要因が手首の形状に影響を与えないように，肘の位置と前腕および手首の角度を固定した図 4.11 の姿勢で各指の各関節角度と出力

電圧を同時に計測した。1 試行中、被験者は、各電極を 400 回使用して出力電圧を計測するまで、全ての指を同時に屈曲・伸展する運動を約 30 回繰り返した。被験者はメトロノームの音に合わせて一定の周期で指を屈曲・伸展させた。各電極を 400 回使用して計測した出力電圧の内、最初の 200 回で計測した値を重回帰モデルのパラメータの算出に使用し、残りの 200 回で計測した値を算出したパラメータの評価に使用した。

### 4.3.2 解析

式 (3.34) を用いて重回帰モデルの各パラメータを算出するために、同一時刻に計測した、各動作電極の接触抵抗に応じた出力電圧および各指の関節角度を使用する必要がある。しかし、作製したデバイスとデータグローブの標本化周波数が異なるため、接触抵抗に応じた出力電圧と指の関節角度を同一時刻の計測値に補正して解析を行った。接触抵抗に応じた出力電圧と指の関節角度を同一時刻の計測値に補正する様子を図 4.12 に示す。

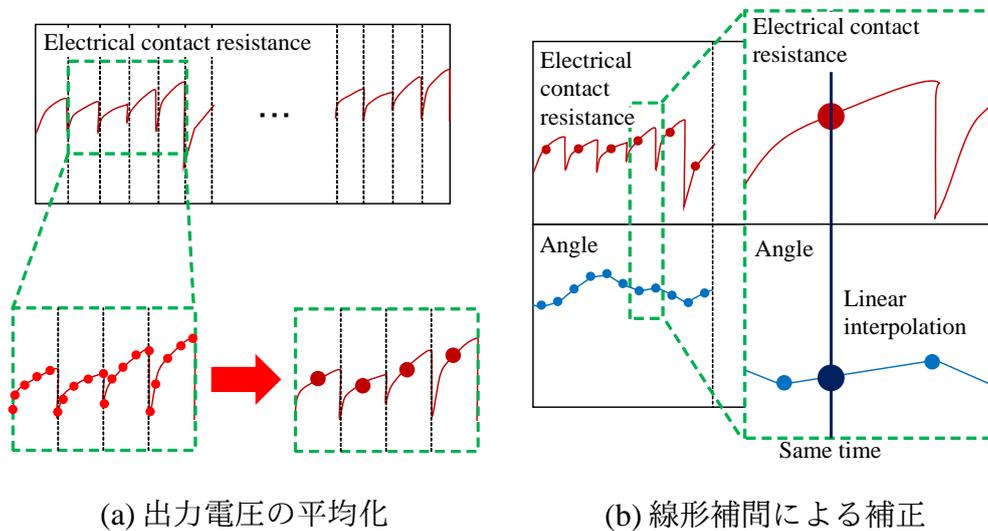


図 4.12: 接触抵抗に応じた出力電圧と指の関節角度の同一時刻への補正

図 4.12(a) に示すように、作製したデバイスを用いて動作電極が切り替わるまでの間に計測された、動作電極毎の接触抵抗に応じた出力電圧の平均値と出力電圧計測の平均時刻を算出した。図 4.12(b) に示すように、接触抵抗に応じた出力電圧計測の平均時刻の前後にデータグローブで計測された 2 点の指の関節角度から、線形補間

によって接触抵抗に応じた出力電圧計測の平均時刻における指の関節角度の値を算出する。接触抵抗に応じた出力電圧計測の平均時刻における動作電極毎の接触抵抗に応じた出力電圧の平均値と算出した指の関節角度の値を、作製したデバイスおよびデータグローブによる同一時刻の計測値として扱う。

また、動作電極に対応したチャンネルを時分割で切り替えるため、異なる時刻における動作電極毎の接触抵抗に応じた出力電圧の平均値を同一時刻の計測値とする必要がある。図 4.13 に各時系列データの選択方法を示す。

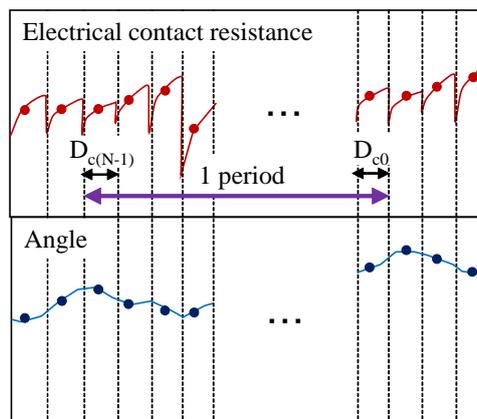


図 4.13: 時系列データの選択

図 4.13 のように動作電極  $D_{c(N-1)}$  から  $D_{c0}$  をそれぞれ一度使用して接触抵抗に応じた出力電圧を計測するまでを 1 周期とする。1 周期の間に計測された、動作電極毎の接触抵抗に応じた出力電圧の平均値を、同時に計測された接触抵抗に応じた出力電圧として扱い、式 (3.22) の各列に代入する。また、式 (3.17), (3.18) より、1 周期の間に計測された各指の関節角度の平均値から接触抵抗に応じた出力電圧と同一時刻に計測された各指の曲げ総量を算出し、式 (3.23) の各列に代入する。各電極を 400 回使用して計測を行うため、動作電極毎の接触抵抗に応じた出力電圧の平均値および接触抵抗に応じた出力電圧と同一時刻に計測された各指の曲げ総量はそれぞれ 400 点取得される。RANSAC で用いる閾値は  $\epsilon_{th} = 25$  とした。

接触抵抗に応じた出力電圧から推定された指の関節角度の評価は、二乗平均平方根誤差 (RMSE, Root mean squared error) に基づいて行う。推定した各指の曲げ総量  $\hat{\theta}_{i,t}^{TL}$  とデータグローブで計測した各指の曲げ総量  $\theta_{i,t}^{TL}$  の二乗平均平方根誤差  $E_l$  は

式 (4.2) で算出される.

$$E_l = \sqrt{\frac{1}{\tau} \sum_{t=1}^{\tau} (\hat{\theta}_{l,t}^{\text{TTL}} - \theta_{l,t}^{\text{TTL}})^2} \quad (l = \text{Tm, Id, Md, Rg, Lt}) \quad (4.2)$$

$\tau$  は時系列データの数である.

### 4.3.3 実験結果

図 4.14 に 1 名の被験者が 1 試行中に 16 個の電極を配置したデバイスで計測した出力電圧の例を示す.

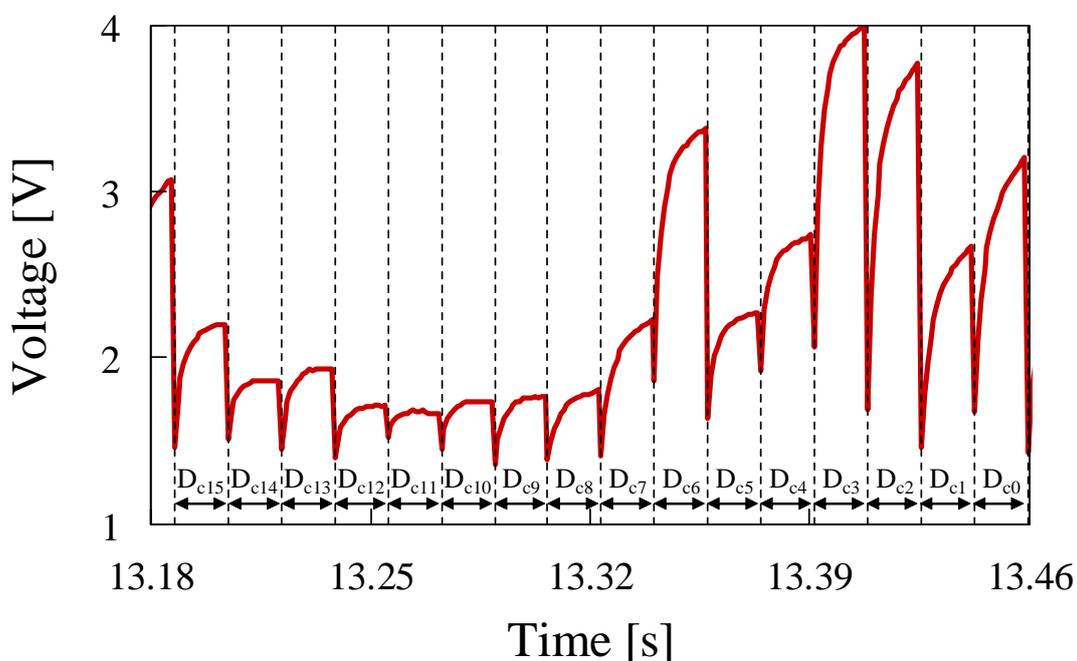


図 4.14: 16 電極のデバイスで計測した出力電圧

図 4.14 より, 16 個の動作電極をそれぞれ使用した際の接触抵抗に応じた出力電圧の大きさが異なることから, 手首全周の 16 箇所皮膚と電極の接触面積が異なることが確認できる. また, 1 名の被験者が 1 試行中に, 作製したデバイスで計測した各動作電極を用いた際の出力電圧とデータグローブで計測した指の曲げ総量の時間変化の例を図 4.15 に示す. また, 1 名の被験者が 1 試行中に計測した各動作電極を

用いた際の実出力電圧と指の曲げ総量の内、最初の 30 s の計測値を用いて、出力電圧と指の曲げ総量の関係の例を図 4.16 に示す。

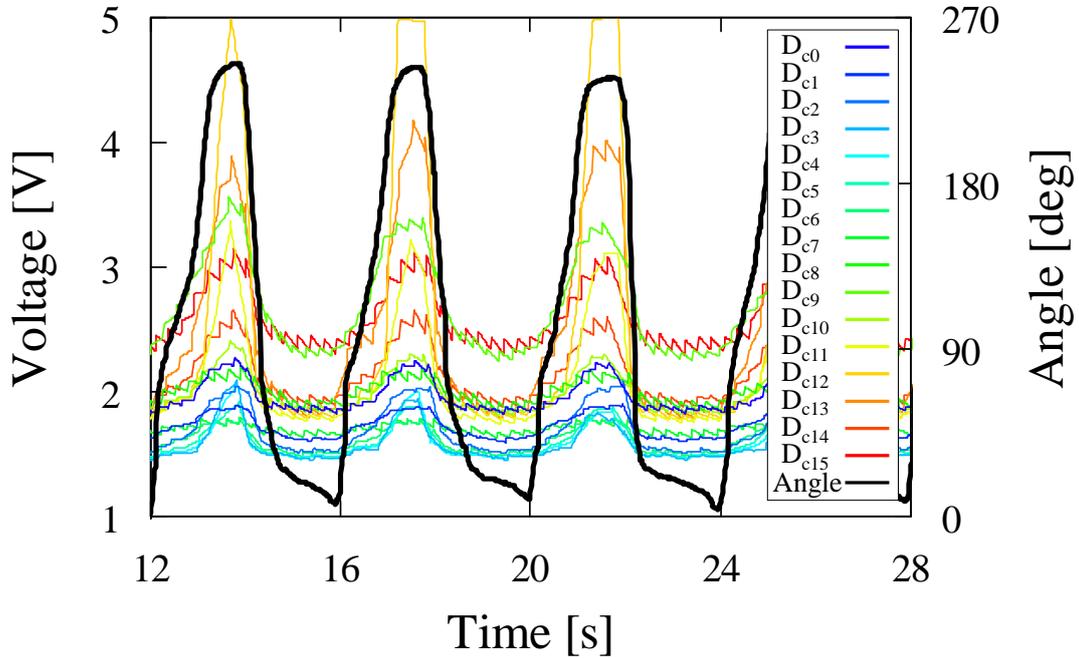


図 4.15: 出力電圧と中指の曲げ総量の時間変化

図 4.15, 4.16 より、指の曲げ総量が増えるに伴って、出力電圧も増えることが確認できる。また、指の曲げ総量が増える際の出力電圧の増え方が各動作電極によって異なっている。また、図 4.16 より、出力電圧と指の曲げ総量の関係は 1 次もしくは 2 次の関係に従っていることが確認できる。1 名の被験者が 1 試行中に計測した各動作電極を使用した際の出力電圧と指の曲げ総量の内、最初の 30 s の計測値を用いて算出した相関係数を図 4.17 に示す。

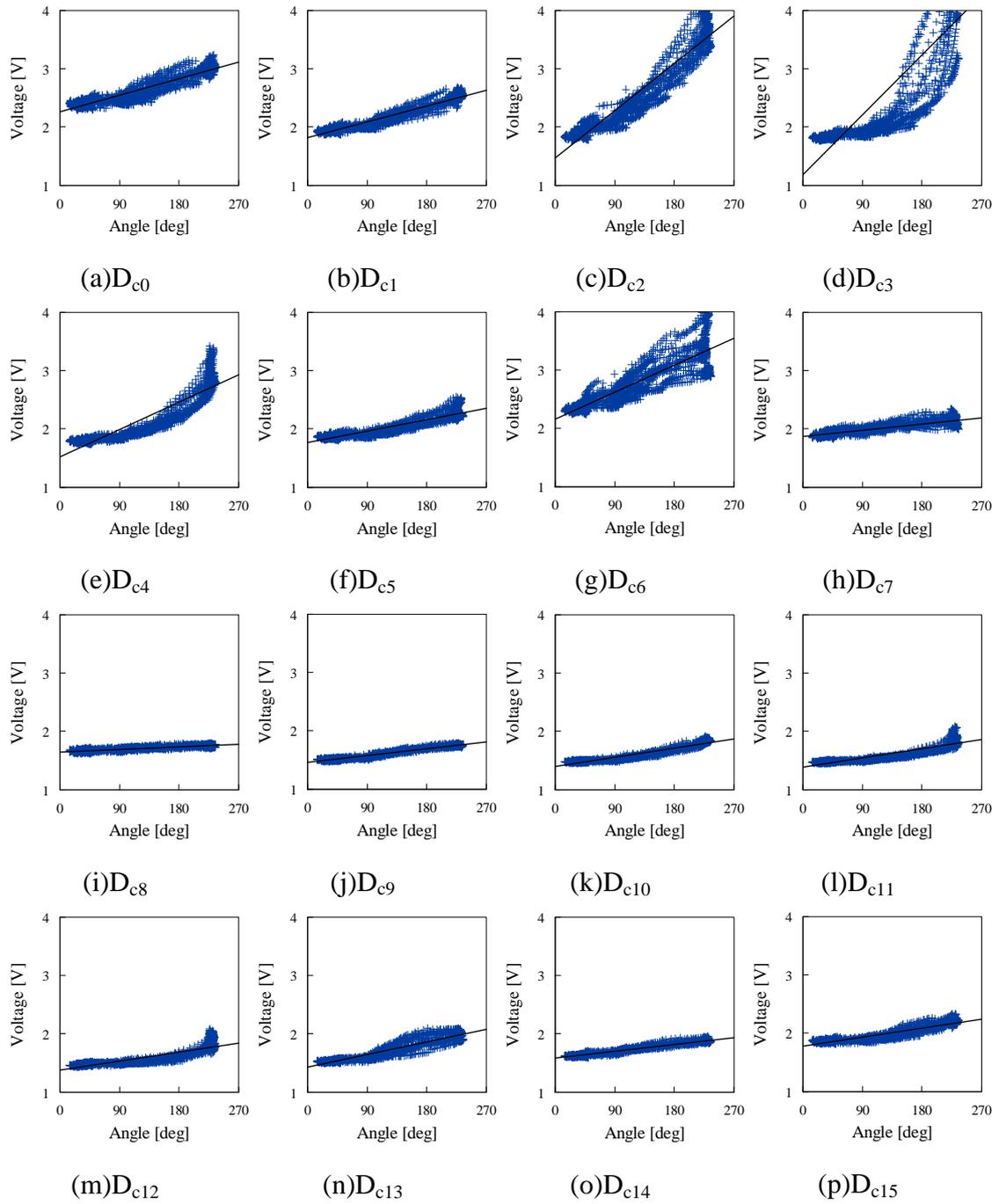


図 4.16: 出力電圧と中指の曲げ総量の関係

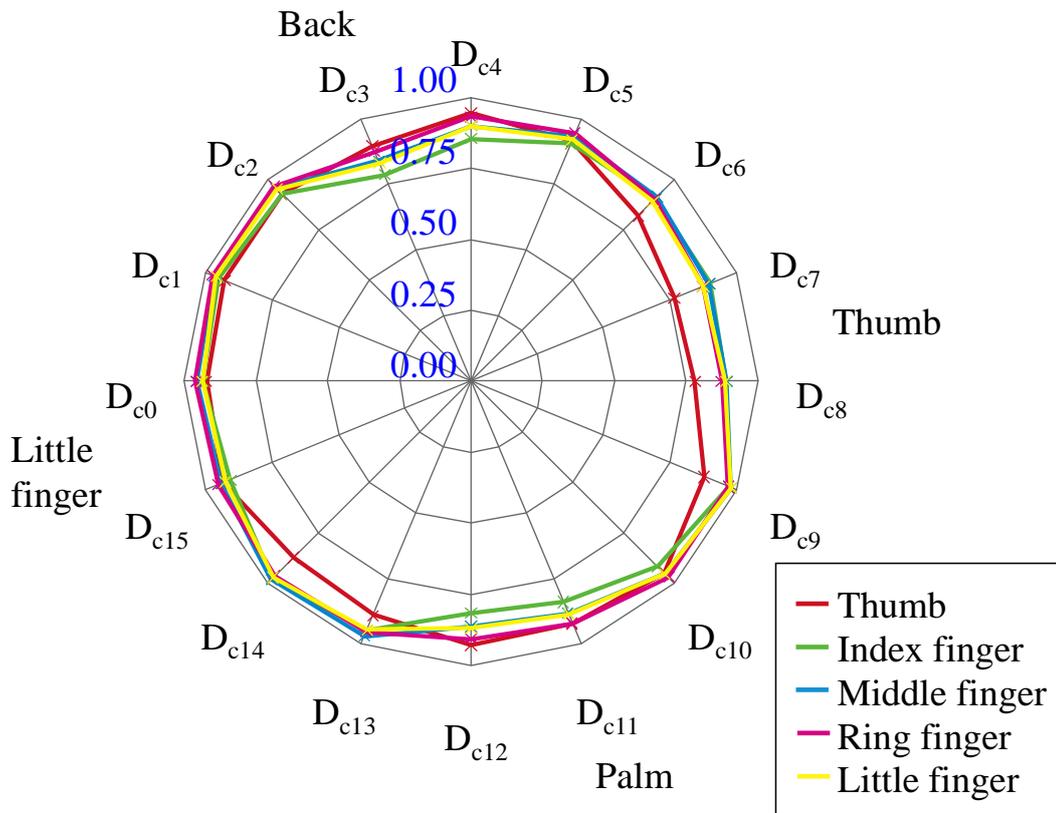


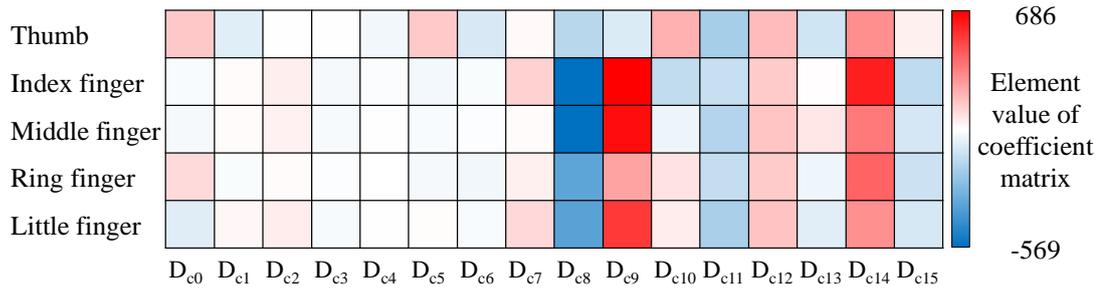
図 4.17: 相関係数

図 4.17 より，指の曲げ総量と出力電圧の相関係数の大きさが各動作電極によって異なっている．特に，母指の曲げ総量と出力電圧の相関係数は母指を除く四本の指と大きく異なることが確認できる．さらに，指を動かした際に同時に計測した出力電圧と指の各関節角度を用いて各指の曲げ総量と出力電圧の関係を確認するために，1 名の被験者が 1 試行中に計測した各指の曲げ総量と出力電圧の時系列データをそれぞれ 200 点ずつ用いて式 (3.34) より全ての指の曲げ総量と出力電圧の関係を示す係数行列  $\tilde{\mathbf{K}}$  を算出した． $\Gamma = 1$  で RANSAC を用いた際の係数行列  $\tilde{\mathbf{K}}$  を表 4.3 に示す．

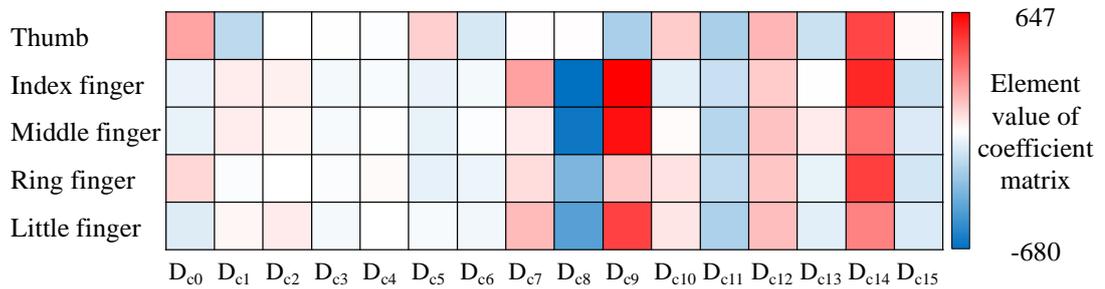
表 4.3: 係数行列

		指				
		母指	示指	中指	薬指	小指
$\mathbf{k}_0$		-690	-921	-568	-625	-658
$\mathbf{k}_1$	$D_{c0}$	153	-8.52	-16.8	105	-64.7
$\mathbf{k}_2$	$D_{c1}$	-63.1	16.3	16.4	-6.53	28.6
$\mathbf{k}_3$	$D_{c2}$	9.10	52.5	43.0	16.8	54.5
$\mathbf{k}_4$	$D_{c3}$	8.88	-16.8	-11.2	0.34	-13.3
$\mathbf{k}_5$	$D_{c4}$	-26.2	-5.44	3.43	6.68	8.51
$\mathbf{k}_6$	$D_{c5}$	149	-20.7	-9.87	-16.2	14.5
$\mathbf{k}_7$	$D_{c6}$	-81.0	-6.78	-0.23	-24.2	-10.4
$\mathbf{k}_8$	$D_{c7}$	22.8	127	16.7	45.1	108
$\mathbf{k}_9$	$D_{c8}$	-154	-568	-569	-356	-367
$\mathbf{k}_{10}$	$D_{c9}$	-73.8	686	653	254	539
$\mathbf{k}_{11}$	$D_{c10}$	217	-132	-35.1	82.1	56.5
$\mathbf{k}_{12}$	$D_{c11}$	-191	-122	-166	-127	-188
$\mathbf{k}_{13}$	$D_{c12}$	188	149	162	148	167
$\mathbf{k}_{14}$	$D_{c13}$	-99.0	11.7	70.2	-31.4	-60.7
$\mathbf{k}_{15}$	$D_{c14}$	308	606	364	423	303
$\mathbf{k}_{16}$	$D_{c15}$	45.9	-139	-88.0	-109	-83.6

行列の基本変形を行って一次独立な行ベクトルの個数を数えることで、係数行列  $\tilde{\mathbf{K}}$  の階数を調査したところ、階数は5であり、 $\tilde{\mathbf{K}}$  と計測した出力電圧によって各指の関節角度を一意に算出できることが示された。  $\Gamma = 1$  として RANSAC を用いる前後の  $\mathbf{k}_0$  を除く係数行列を正值が赤、負値が青として彩度の違いで表した結果を図 4.18 に示す。



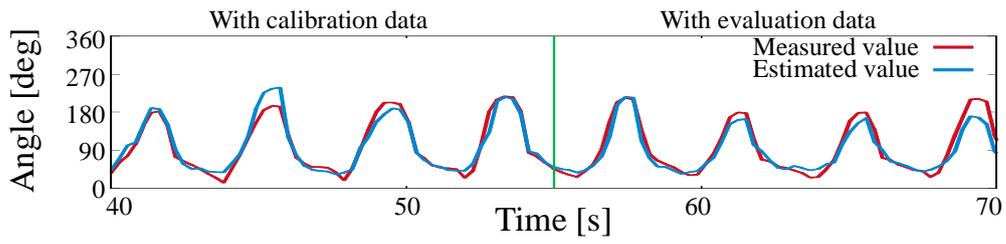
(a)  $\Gamma = 1$



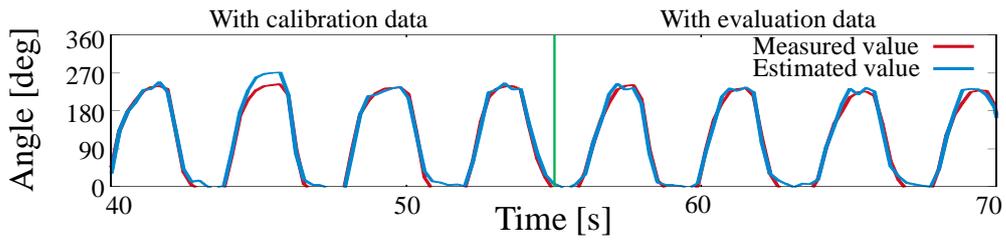
(b)  $\Gamma = 1$  (RANSAC)

図 4.18:  $\mathbf{k}_0$  を除く係数行列

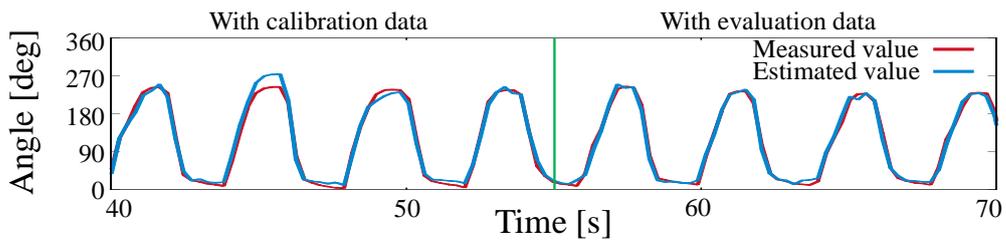
図 4.18 より，指毎に影響の大きな動作電極の分布が異なることが確認できる．また，図 4.18(a), (b) より，RANSAC の使用によって  $\mathbf{k}_0$  を除く係数行列の各要素の最大値の絶対値は小さくなり，最小値の絶対値は大きくなっていることが確認できる．1 名の被験者が計測した出力電圧の時系列データの前後半それぞれ 200 点に対して  $\Gamma = 1$  で RANSAC を用いた際の係数行列を用いて指の曲げ総量を推定した．計測した指の曲げ総量と推定した各指の曲げ総量の時系列データを図 4.19 に示す．



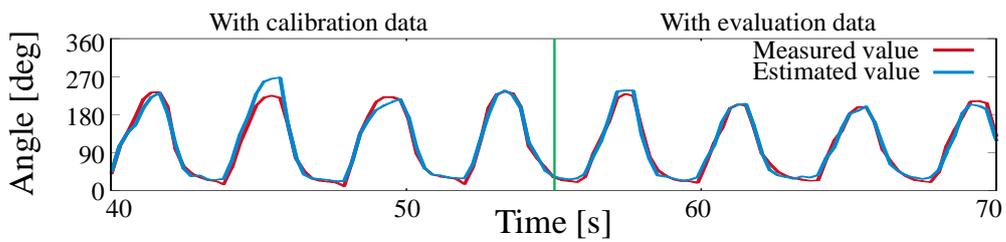
(a) 母指



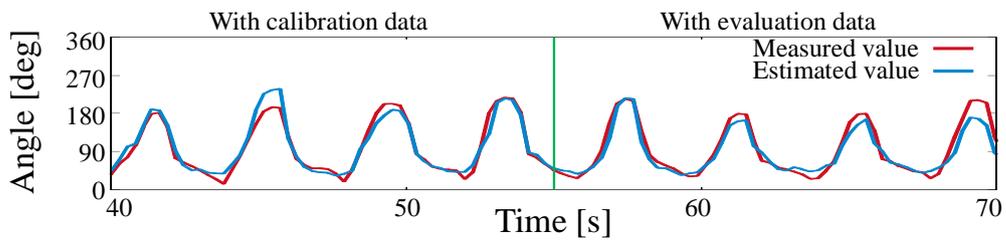
(b) 示指



(c) 中指



(d) 薬指



(e) 小指

図 4.19: 各指の曲げ総量の実測値と推定値

図 4.19 より，指の曲げ総量を高い精度で推定できていることが確認できる． $\Gamma = 1$  として RANSAC を用いる前後の係数行列および  $\Gamma = 2$  として RANSAC を用いた際の係数行列をパラメータに持つモデルで推定した指の曲げ総量  $\hat{\theta}_{k,t}^{\text{TTL}}$  とデータグループで計測した指の曲げ総量  $\theta_{k,t}^{\text{TTL}}$  の二乗平均平方根誤差を式 (4.2) より算出した．二乗平均平方根誤差の算出には，5 名の被験者がそれぞれ 3 試行中に計測した各指の曲げ総量と出力電圧の時系列データの内，後半の 200 点ずつを用いた．算出した二乗平均平方根誤差を図 4.20 に示す．

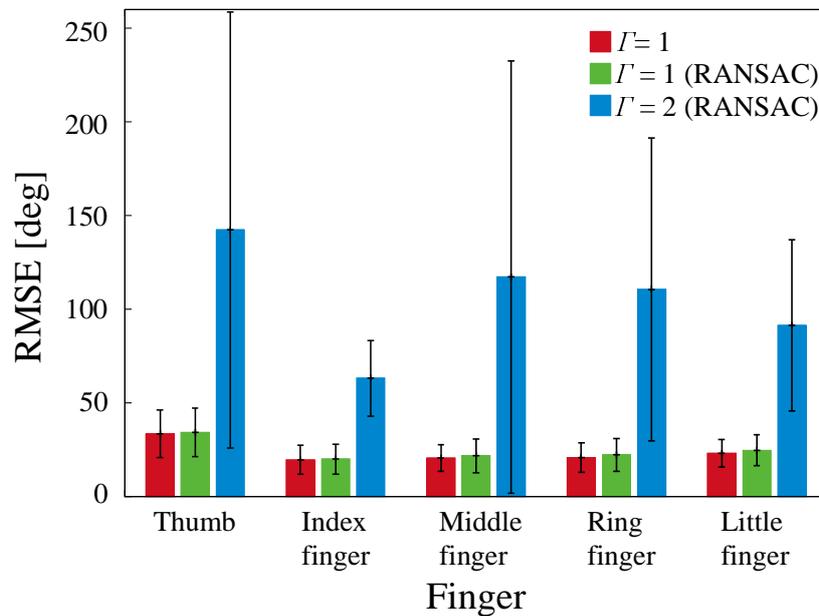


図 4.20: 指の曲げ総量の二乗平均平方根誤差

図 4.20 より， $\Gamma = 1$  とした場合は RANSAC の使用に関わらず，各指の曲げ総量を平均 20-35 deg の誤差で計測できることが確認できる．また， $\Gamma = 1$  として RANSAC を用いる前後の結果を比較すると，RANSAC によって二乗平均平方根誤差が増加していることが確認できる． $\Gamma = 2$  として RANSAC を用いた場合は，各指の曲げ総量指定に平均 60-143 deg の誤差が発生していた．また， $M$  の値や RANSAC の使用に関わらず，母指の曲げ総量の二乗平均平方根誤差が最も大きくなっており，示指の曲げ総量の二乗平均平方根誤差が最も小さい．式 (3.19), (3.20), (3.21) に基づいて母指を除く各指の各関節角度を算出し，各関節における二乗平均平方根誤差を算出した結果を図 4.21 に示す．ただし，母指の関節角度は，式 (3.15) を参考に  $\theta_{\text{Tm}}^{\text{IP}} = \frac{2}{3} \theta_{\text{Tm}}^{\text{MP}}$  と仮定して算出した．

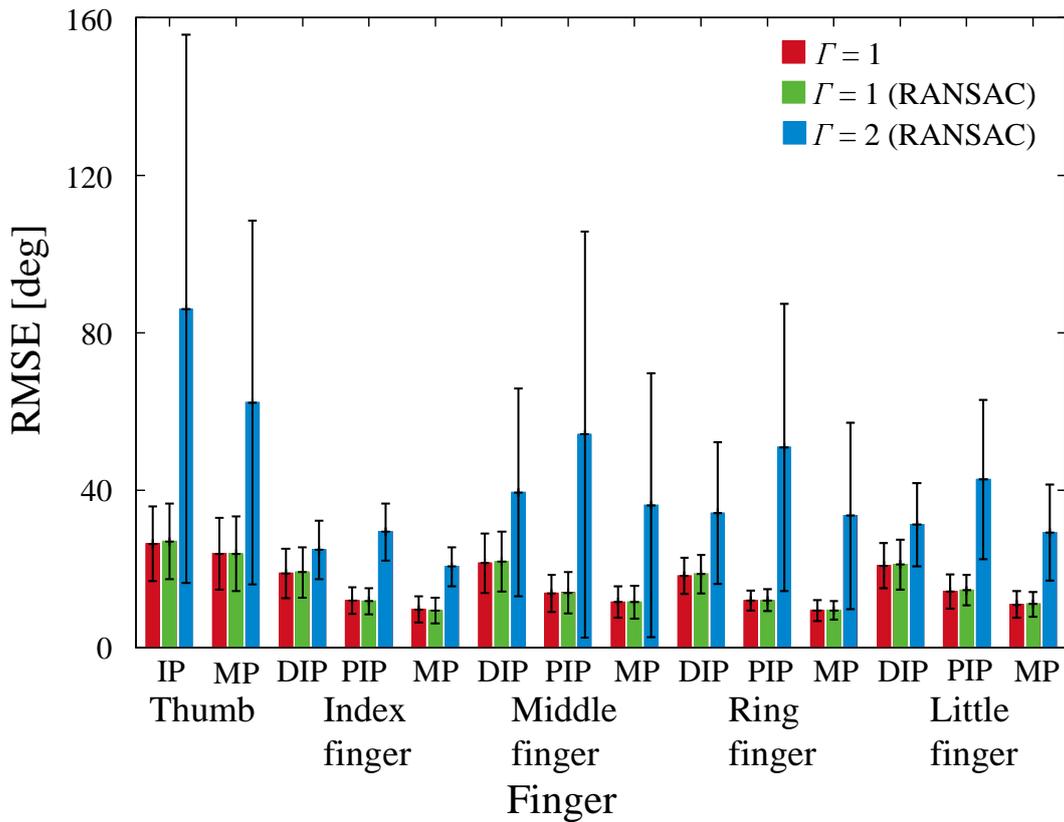


図 4.21: 各関節角度の二乗平均平方根誤差

図4.21より、 $\Gamma = 1$ とした場合はRANSACの使用に関わらず、各指の各関節角度を平均10-27 degの誤差で計測できることが確認できる。また、 $\Gamma = 2$ としてRANSACを用いた場合は、各指の各関節角度推定に平均21-87 degの誤差が発生していた。図4.20と同様に、母指の各関節角度の二乗平均平方根誤差が最も大きく、示指の各関節角度の二乗平均平方根誤差が最も小さい。また、各指で遠位指節間関節（DIP関節）の二乗平均平方根誤差が最も小さく、中手指節関節（MP関節）の二乗平均平方根誤差が最も大きくなった。

#### 4.4 推定した手指の運動の可視化

実装した手指運動推定システムによって実時間で指の関節角度を推定し、可視化する実験を行った。以下では、実験の内容および結果に関して詳細に述べる。

#### 4.4.1 実験内容

本実験では、作製したデバイスによって計測した出力電圧と算出した係数行列を用いて指の曲げ総量を算出し、運動中の指の関節角度を推定して可視化することで、実時間での手指の運動推定が可能であることを確認する。推定した指の関節角度に基づき、母指に関しては末節骨・基節骨・中手骨を、母指を除く各指に関しては、末節骨・中節骨・基節骨・中手骨を描画して手指の運動を可視化した。各指の手根中手関節（CMC 関節）の角度を 0 deg とし、他の関節角度に関しては推定した各指の関節角度を用いた。描画する手を図 4.22 に示す。

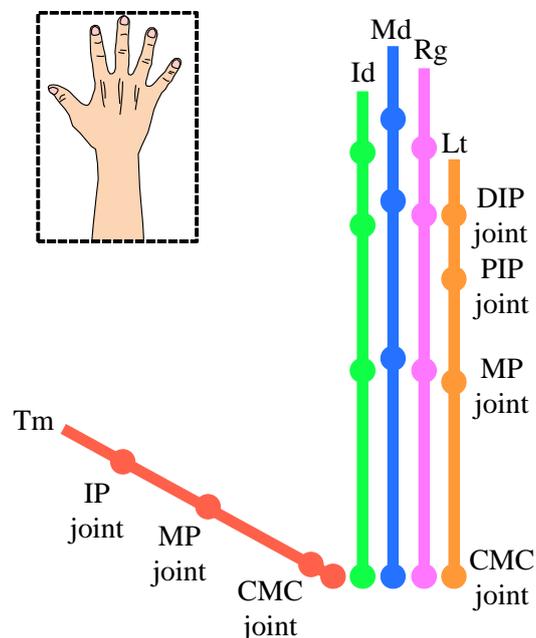


図 4.22: 描画する手

計測は 4.3 節の実験に参加した被験者の内、1 名に対して行った。被験者は全ての指を同時に屈曲・伸展させる運動を行って重回帰モデルの各パラメータを算出し、全ての指を同時に屈曲・伸展させる運動、示指・中指もしくは小指のみを屈曲・伸展させる運動、物体を把持する運動の、3 種類の運動時に推定した各指の関節角度を基に手指の運動を可視化した。使用した重回帰モデルは  $\Gamma = 1$  として RANSAC を用いるものとした。

## 4.4.2 実験結果

全ての指を同時に屈曲・伸展させた際に推定した各指の関節角度を基に手指の運動を可視化した結果を図4.23に示す。図4.23より、重回帰モデルの各パラメータ算出時と同様かつ簡便な動きを行った場合は、推定した手指の運動が実際の手指の運動に追従して行われる様子を観測することができた。示指・中指もしくは小指のみを屈曲・伸展させる運動を行い、手指の運動を推定した結果を図4.24に示す。図4.24のように、全ての指の同時に屈曲・伸展させる以外の運動を行った場合、手指の運動を推定することはできなかった。全ての指を同時に屈曲・伸展させた際の実出力電圧および指の関節角度を用いて重回帰モデルのパラメータを算出しているため、複数の指を同時に動かした際の各指の各関節角度を精密に推定できなかったことが原因であると考えられる。さらに、物体を把持した際の手指の運動推定を行った結果を図4.25に示す。図4.25より、物体を把持した場合においても、手指の運動推定を行うことができることを確認した。

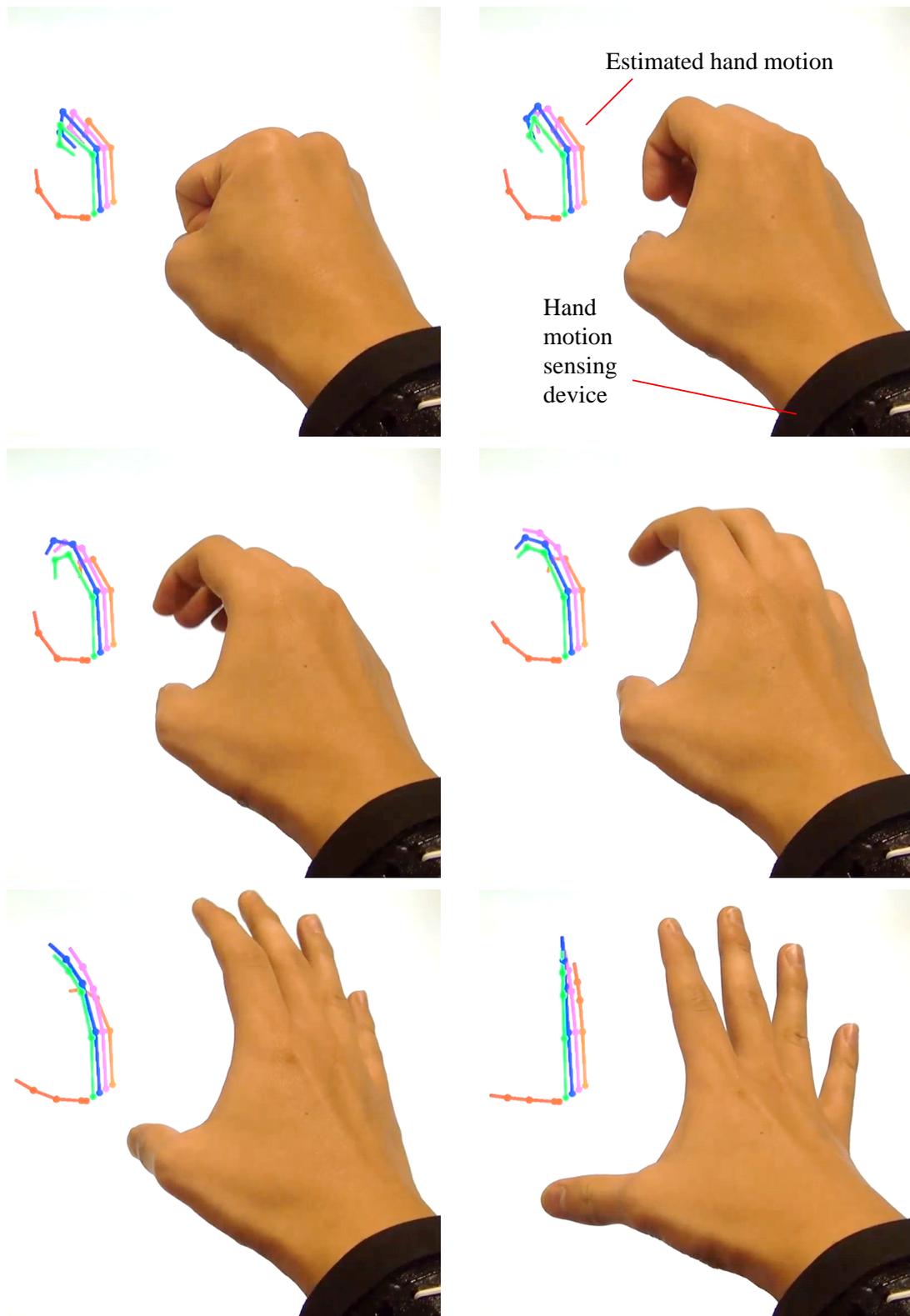


図 4.23: 可視化した手指の運動

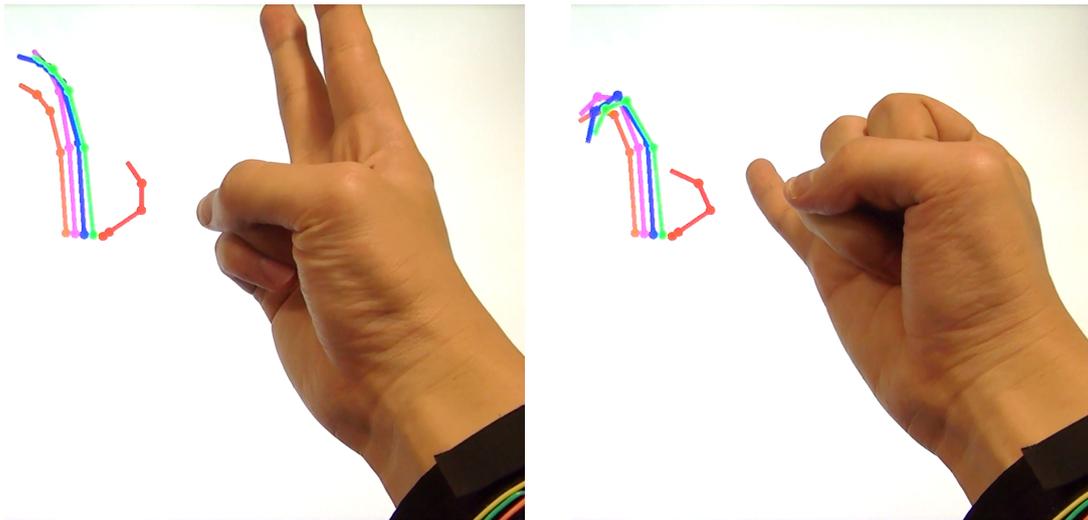


図 4.24: 示指・中指もしくは小指のみを屈曲・伸展させる運動の推定

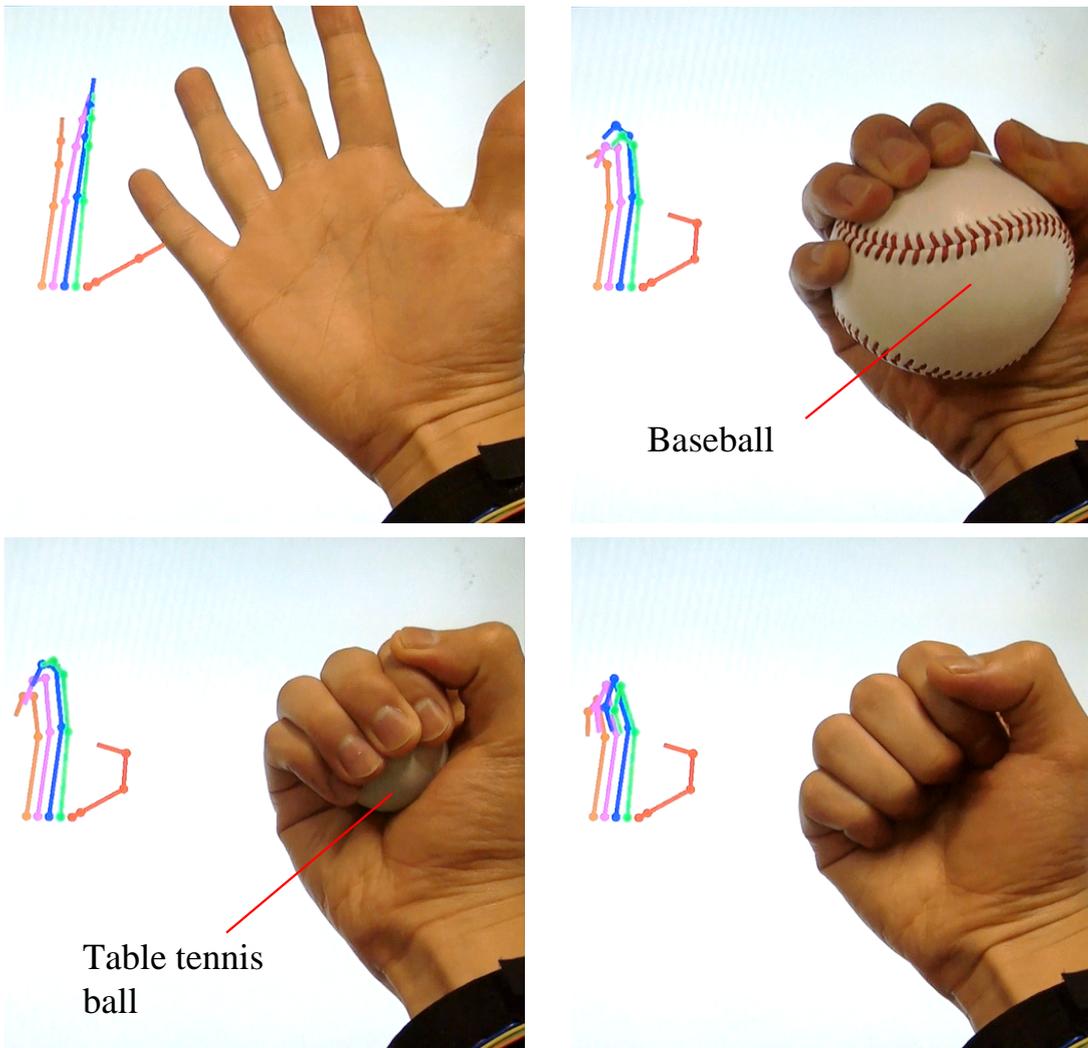


図 4.25: 物体を把持する運動の推定

## 4.5 考察

図 4.21 より、 $\Gamma = 1$  とした場合、RANSAC の使用に関わらず、各指の曲げ総量を平均 20-35 deg の誤差で計測できることが確認できるため、各指の曲げ総量を各指の関節の数で等分割すると、各指の各関節角度を平均 7-18 deg の誤差で計測できていると考えられるが、図 4.20 より、式 (3.19), (3.20), (3.21) を用いて算出した各指の各関節角度には平均 10-27 deg の誤差があった。指の各関節角度の線形な関係式である式 (3.19), (3.20), (3.21) を用いて各関節角度を推定したことで誤差が大きくなったと考えられるため、式 (4.1) のような二次の関係式を各関節間の拘束条件として使用することで各関節角度の誤差を小さくできると考えられる。また、図 4.20, 4.21 より、RANSAC を用いることで各指の曲げ総量の誤差が大きくなっている。RANSAC による誤差の増加は、外れ値を除去する際に全ての指で同一時刻の計測値を除去するため、他の指では閾値を越えていない点まで除去されてしまったことが原因だと考えられる。 $\Gamma = 2$  の重回帰モデルを使用した場合の指の曲げ総量および各関節角度の推定誤差は、 $\Gamma = 1$  の推定誤差よりも大きい結果となった。2 次基底関数のパラメータ数と比較して計測値の数が十分でないことや、出力電圧の 2 乗の項では誤差も 2 乗されてしまうことが原因だと考えられる。

図 4.8 より、全ての指を開いた場合および示指・中指を開いた場合と比較して、全ての指を閉じた場合は小指側に位置する B の部位において手首の変形が大きい。B の部位は図 4.17 においては電極  $D_{c13}$ ,  $D_{c14}$  上に位置しており、電極  $D_{c13}$ ,  $D_{c14}$  の相関係数は大きいことから、指の関節角度の変化に伴って出力電圧も大きく変化していることが確認できる。したがって、手指の運動に伴う変形の大きい部位では接触面積の変化が大きくなり、出力電圧の変化も同様に大きくなることが確認された。図 4.17 および図 4.18 の相関係数と  $\mathbf{k}_0$  を除く係数行列の要素の大きさを電極毎に比較したところ、相関係数の大きさと  $\mathbf{k}_0$  を除く係数行列の要素の大きさには関係が確認されなかった。したがって、指の曲げ総量の推定には相関の高い電極を用いた際の出力電圧のみを使用するのではなく、全ての電極を用いた際の出力電力を使用することが重要であることが確認された。本論文では、肘の位置と前腕および手首の角度を固定して実験を行うことで、指の関節角度以外の要因が手首の形状に与える影響を小さくしている。したがって、ユーザの手や腕の動きが提案手法による手指の

運動推定に与える影響を検討する必要がある。人の手や腕の動きは多岐にわたるが、例えば赤外線を用いた手法 [65] では、前腕が回内運動を行った場合でも手首から手姿勢の推定が可能であることを示している。また、提案手法で使用するデバイスは薄く軽量な電極で構成されているため、システムの無線化や計測回路の小型化などによって、重力による影響を極めて小さくすることが可能であり、頑健な手指の運動推定が行えると考えられる。

本実験では、全ての指を同時に屈曲・伸展させて重回帰モデルのパラメータの算出を行っているため、図 4.23 のように全ての指を同時に動かした場合は手指の運動の推定が可能であるが、各指で異なる運動を行った際の各指の各関節角度は精密に計測できなかった。したがって、手指の複雑な運動に対応できる重回帰モデルのパラメータを算出することができるよう、校正時の適切な手指の運動を検討する必要がある。さらに、手首の構造の個人差やデバイスの装着位置の差、皮膚の状態の違いなどに対応するために、デバイス装着時に簡便な校正によって重回帰モデルの各パラメータを調整する手法が必要である。各ユーザがデバイスを最初に装着した際に、個人の標準値となるパラメータ、および各電極を使用した際の出力電圧の高さの分布を算出しておき、別途デバイスを装着した際の各パラメータと比較して校正を行うことで、手首の構造の個人差やデバイスの装着位置の差に対応できると考えられる。また、皮膚の状態の違いには、デバイス内に接触面積の変化しない基準電極を配置し、基準電極を使用した際の出力電圧によって正規化を行うことで対応できると考えられる。

## 第5章 結論

本研究では、手首の変形に基づく皮膚と電極の電気接触抵抗の変化を用いた手指の運動推定手法を提案し、16個の電極を配置して各電極の接触抵抗に応じた出力電圧を得ることができるデバイスを作製した。作製したデバイスとデータグローブを用いて、全ての指を同時に動かした際の出力電圧および指の関節角度を同時に計測することで、出力電圧から各指の関節角度を導出するための重回帰モデルのパラメータを算出した。さらに、出力電圧による指の関節角度の重回帰モデルに基づき、全ての指を同時に動かして、計測した出力電圧から運動中の指の関節角度を推定した。作製したデバイスとデータグローブを用いて同時に計測を行い、作製したデバイスで推定した指の曲げ総量とデータグローブで計測した指の曲げ総量を比較する実験を行ったところ、作製したデバイスによって各指の曲げ総量を平均 20-35 deg の誤差で推定することが可能であることを確認し、推定した指の曲げ総量に基づいて手指の運動を可視化することができた。また、物体を把持した際の手指の運動を推定することができた。本研究で提案した手法は、ユーザの動作および計測環境の制限が小さいため、従来手法では計測が困難な状況での手指の運動推定による、バイオメカニクスやヒューマンコンピュータインタフェースに関する研究の更なる発展が期待される。

# 謝 辞

本研究は大阪大学 大学院基礎工学研究科で行ったものである。

大城研究室に配属されて3年が経過しました。6年間の大学生活の中でも、研究室での生活・経験は殊に貴重なものであり、培った力と自信は私の礎として、春からの社会人生活においても私を支え続けるものであると確信しています。

大阪大学大学院基礎工学研究科 大城理 教授には、研究環境や研究発表の機会をご提供頂き、ゼミやレポート作成時には多大なるご指導・ご支援を頂きましたことを厚く御礼申し上げます。大阪大学大学院基礎工学研究科 野村泰伸 教授には、本論文の副査として様々なご指導を頂き、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、担当教員として研究の進捗や学会発表、論文作成などに際して多大なご指導を頂き、また、食事にお誘い頂くなど、研究以外においてもお心遣い頂き、心より御礼申し上げます。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、学部生の頃、卒業研究の担当教員として研究の進め方や考え方を熱心にご指導頂き、現在でも研究に関する多くの的確なご助言を頂き、心より感謝致します。大阪大学大学院基礎工学研究科 招へい 研究員 三宅正夫 先生、南部雅幸 先生には、学会などでお会いした際、気さくに話しかけて頂き、様々なご助言を頂きましたことを感謝致します。関西学院大学理工学部 井村誠孝 教授、京都大学医学部附属病院 浦西友樹 助教には、異なる研究室でありながら、お会いした際には研究に関してお気遣い頂き、数々の鋭いご意見を頂きましたことを心より御礼申し上げます。

研究室生活に関する多くの貴重なご助言を頂きました、大城研究室の先輩方である井手口裕太氏、加藤雄樹氏、北島利浩氏にお礼申し上げます。日々切磋琢磨して互いを高め合い、鼓舞し合い、常に心の支えであった研究室の同期である加藤高浩氏、上西健太氏、古澤大樹氏に深く感謝します。また、熱心に研究に取り組む姿勢から、いつも私に新鮮な刺激を与えてくれた後輩一同に感謝します。

最後に、いつも私を温かく優しく見守ってくれる家族に心より感謝します。

本研究における被験者実験は、大阪大学大学院基礎工学研究科 人を対象とした研究に関する倫理委員会の承認(26-4)を得て行ったものであり、被験者には実験内容について説明を行い、書面にて同意を得られた場合にのみ測定を行った。

## 参考文献

- [1] B. D. Argall, S. Chernova, M. Veloso, and B. Browning. A survey of robot learning from demonstration. *Robotics and Autonomous Systems*, Vol. 57, No. 5, pp. 469–483, 2009.
- [2] D. Matsui, T. Minato, K. F. MacDorman, and H. Ishiguro. Generating natural motion in an android by mapping human motion. In *Proceedings of the 2005 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pp. 3301–3308, 2005.
- [3] V. Pavlovic, R. Sharma, and T. S. Huang. Visual interpretation of hand gestures for human-computer interaction: A review. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, Vol. 19, No. 7, pp. 677–695, 1997.
- [4] G. K. M. Cheung, T. Kanade, J. Bouguet, and M. Holler. A real time system for robust 3D voxel reconstruction of human motions. In *Proceedings of IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition, 2000*, Vol. 2, pp. 714–720, 2000.
- [5] A. Jaimes and N. Sebe. Multimodal human-computer interaction: A survey. *Computer Vision and Image Understanding*, Vol. 108, No. 1, pp. 116–134, 2007.
- [6] J. P. Wachs, M. Kölsch, H. Stern, and Y. Edan. Vision-based hand-gesture applications. *Communications of the ACM*, Vol. 54, No. 2, pp. 60–71, 2011.
- [7] T. B. Moeslund and E. Granum. A survey of computer vision-based human motion capture. *Computer Vision and Image Understanding*, Vol. 81, No. 3, pp. 231–268, 2001.

- [8] T. B. Moeslund, A. Hilton, and V. Krüger. A survey of advances in vision-based human motion capture and analysis. *Computer Vision and Image Understanding*, Vol. 104, No. 2, pp. 90–126, 2006.
- [9] A. Erol, G. Bebis, M. Nicolescu, R. D. Boyle, and X. Twombly. A review on vision-based full DOF hand motion estimation. In *Proceedings of IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition-Workshops, 2005*, pp. 75:1–75:8, 2005.
- [10] A. Erol, G. Bebis, M. Nicolescu, R. D. Boyle, and X. Twombly. Vision-based hand pose estimation: A review. *Computer Vision and Image Understanding*, Vol. 108, No. 12, pp. 52–73, 2007.
- [11] D. J. Sturman and D. Zeltzer. A survey of glove-based input. *IEEE Computer Graphics and Applications*, Vol. 14, No. 1, pp. 30–39, 1994.
- [12] L. Dipietro, A. M. Sabatini, and P. Dario. A survey of glove-based systems and their applications. *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics, Part C: Applications and Reviews*, Vol. 38, No. 4, pp. 461–482, 2008.
- [13] 谷口和弘, 西川敦, 宮崎文夫. こめかみスイッチ: 瞬きパチパチでスイッチカチカチな常時着用入力装置. *インタラクション*, pp. 25–26, 2008.
- [14] 佐藤知正, 行田知晃, 森武俊. 装着型デバイスによる手首凹凸形状計測に基づく指関節角度推定. *ロボティクス・メカトロニクス講演会講演概要集*, Vol. 2008, pp. 1A1–I10(1)–1A1–I10(4), 2008.
- [15] R. Fukui, M. Watanabe, M. Shimosaka, and T. Sato. Hand shape classification with a wrist contour sensor - (comparison of feature types and observation of resemblance among subjects). In *Proceedings of the 13th International Symposium on Experimental Robotics*, Vol. 88, pp. 939–949, 2013.
- [16] 山本啓一, 丸山工作. 筋肉. *Bioscience series : 生命現象への化学的アプローチ*. 化学同人, 京都, 1986.

- [17] 御橋広真. 筋肉の動きを探る. パリティ物理学コース. 丸善, 東京, 1994.
- [18] L. A. Jones and S. J. Lederman. *Human Hand Function*. Oxford University Press, New York, 2006.
- [19] R. Y. Wang and J. Popović. Real-time hand-tracking with a color glove. *ACM Transactions on Graphics*, Vol. 28, No. 3, pp. 63:1–63:8, 2009.
- [20] R. Cipolla, Y. Okamoto, and Y. Kuno. Robust structure from motion using motion parallax. In *Proceedings of Fourth International Conference on Computer Vision, 1993*, pp. 374–382, 1993.
- [21] J. M. Rehg and T. Kanade. Visual tracking of high DOF articulated structures: an application to human hand tracking. In *Proceedings of Third European Conference on Computer Vision*, pp. 35–46, 1994.
- [22] F. Chen, C. Fu, and C. Huang. Hand gesture recognition using a real-time tracking method and hidden Markov models. *Image and Vision Computing*, Vol. 21, No. 8, pp. 745–758, 2003.
- [23] B. Stenger, A. Thayananthan, P. H. S. Torr, and R. Cipolla. Model-based hand tracking using a hierarchical bayesian filter. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, Vol. 28, No. 9, pp. 1372–1384, 2006.
- [24] E. Yoruk, E. Konukoglu, B. Sankur, and J. Darbon. Shape-based hand recognition. *IEEE Transactions on Image Processing*, Vol. 15, No. 7, pp. 1803–1815, 2006.
- [25] Leap Motion. “Leap Motion Controller”. <https://www.leapmotion.com/>, 2015.01.26.
- [26] B. Howard and S. Howard. Lightglove: Wrist-worn virtual typing and pointing. In *Proceedings of Fifth International Symposium on Wearable Computers, 2001*, pp. 172–173, 2001.
- [27] D. Kim, O. Hilliges, S. Izadi, A. D. Butler, J. Chen, I. Oikonomidis, and P. Olivier. Digits: Freehand 3D interactions anywhere using a wrist-worn gloveless sensor. In

*Proceedings of the 25th Annual ACM Symposium on User Interface Software and Technology*, pp. 167–176, 2012.

- [28] Cyber Glove Systems. “Cyber Glove II”. <http://www.cyberglovesystems.com/products/cyberglove-II/photos-video>, 2014.7.18.
- [29] T. G. Zimmerman, J. Lanier, C. Blanchard, S. Bryson, and Y. Harvill. A hand gesture interface device. *ACM SIGCHI Bulletin*, Vol. 18, No. 4, pp. 189–192, 1987.
- [30] F. Lorussi, E. P. Scilingo, M. Tesconi, A. Tognetti, and D. D. Rossi. Strain sensing fabric for hand posture and gesture monitoring. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, Vol. 9, No. 3, pp. 372–381, 2005.
- [31] M. Nishiyama and K. Watanabe. Wearable sensing glove with embedded hetero-core fiber-optic nerves for unconstrained hand motion capture. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, Vol. 58, No. 12, pp. 3995–4000, 2009.
- [32] K. Li, I. M. Chen, S. H. Yeo, and C. K. Lim. Development of finger-motion capturing device based on optical linear encoder. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, Vol. 48, No. 1, pp. 69–82, 2010.
- [33] A. F. Silva, A. F. Gonçalves, P. M. Mendes, and J. H. Correia. FBG sensing glove for monitoring hand posture. *IEEE Sensors Journal*, Vol. 11, No. 10, pp. 2442–2448, 2011.
- [34] N. Carbonaro, G. D. Mura, F. Lorussi, R. Paradiso, D. De Rossi, and A. Tognetti. Exploiting wearable goniometer technology for motion sensing gloves. *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, Vol. 18, No. 6, pp. 1788–1795, 2014.
- [35] Y. Park, J. Lee, and J. Bae. Development of a finger motion measurement system using linear potentiometers. In *Proceedings of 2014 IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics*, pp. 125–130, 2014.

- [36] C. Fahn and H. Sun. Development of a data glove with reducing sensors based on magnetic induction. *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, Vol. 52, No. 2, pp. 585–594, 2005.
- [37] K. Mitobe, T. Kaiga, T. Yukawa, T. Miura, H. Tamamoto, A. Rodgers, and N. Yoshimura. Development of a motion capture system for a hand using a magnetic three dimensional position sensor. In *Proceedings of ACM SIGGRAPH 2006 Research Posters*, 2006.
- [38] Y. Ma, Z. Mao, W. Jia, C. Li, J. Yang, and M. Sun. Magnetic hand tracking for human-computer interface. *IEEE Transactions on Magnetics*, Vol. 47, No. 5, pp. 970–973, 2011.
- [39] J. K. Perng, B. Fisher, S. Hollar, and K. S. J. Pister. Acceleration sensing glove (ASG). In *Proceedings of The Third International Symposium on Wearable Computers, 1999. Digest of Papers.*, pp. 178–180, 1999.
- [40] L. Jing, Z. Cheng, Y. Zhou, J. Wang, and T. Huang. Magic Ring: A self-contained gesture input device on finger. In *Proceedings of the 12th International Conference on Mobile and Ubiquitous Multimedia*, pp. 39:1–39:4, 2013.
- [41] J. G. Ngeo, T. Tamei, and T. Shibata. Continuous and simultaneous estimation of finger kinematics using inputs from an EMG-to-muscle activation model. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, Vol. 11, No. 122, pp. 1–14, 2014.
- [42] K. Nagata, K. Adno, M. Yamada, and K. Magatani. A classification method of hand movements using multi channel electrode. In *Proceedings of IEEE Annual International Conference of the Engineering in Medicine and Biology Society*, pp. 2375–2378, 2005.
- [43] F. V. G. Tenore, A. Ramos, A. Fahmy, S. Acharya, R. Etienne-Cummings, and N. V. Thakor. Decoding of individuated finger movements using surface electromyography. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 56, No. 5, pp. 1427–1434, 2009.

- [44] Thalmic Labs Inc. “Myo”. <https://www.thalmic.com/en/myo/>, 2014.6.19.
- [45] J. Rekimoto. GestureWrist and GesturePad: Unobtrusive wearable interaction devices. In *Proceedings of the Fifth IEEE International Symposium on Wearable Computers*, pp. 21–27, 2001.
- [46] A. Dementyev and J. A. Paradiso. WristFlex: Low-power gesture input with wrist-worn pressure sensors. In *Proceedings of the 27th Annual ACM Symposium on User Interface Software and Technology*, pp. 161–166, 2014.
- [47] E. Morganti, L. Angelini, A. Adami, D. Lalanne, L. Lorenzelli, and E. Mugellini. A smart watch with embedded sensors to recognize objects, grasps and forearm gestures. *Procedia Engineering*, Vol. 41, pp. 1169–1175, 2012.
- [48] T. Deyle, S. Palinko, E. S. Poole, and T. Starner. Hambone: A bio-acoustic gesture interface. In *Proceedings of 2007 11th IEEE International Symposium on Wearable Computers*, pp. 3–10, 2007.
- [49] B. Amento, W. Hill, and L. Terveen. The sound of one hand: A wrist-mounted bio-acoustic fingertip gesture interface. In *Proceedings of CHI '02 Extended Abstracts on Human Factors in Computing Systems*, pp. 724–725, 2002.
- [50] C. Castellini, G. Passig, and E. Zarka. Using ultrasound images of the forearm to predict finger positions. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, Vol. 20, No. 6, pp. 788–797, 2012.
- [51] S. Sikdar, H. Rangwala, E. B. Eastlake, I. Hunt, A. J. Nelson, J. Devanathan, A. Shin, and J. J. Pancrazio. Novel method for predicting dexterous individual finger movements by imaging muscle activity using a wearable ultrasonic system. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, Vol. 22, No. 1, pp. 69–76, 2014.
- [52] J. Lin, C. Wang, Y. Y. Huang, K. Chou, H. Chen, W. Tseng, and M. Y. Chen. Back-Hand: Sensing hand gestures via back of the hand. In *Proceedings of the 28th*

*Annual ACM Symposium on User Interface Software and Technology*, pp. 557–564, 2015.

- [53] S. Yoshimoto, Y. Kuroda, M. Imura, and O. Oshiro. Spatially transparent tactile sensor utilizing electromechanical properties of skin. *Advanced Biomedical Engineering*, Vol. 1, No. 1, pp. 89–97, 2012.
- [54] J. M. F. Landsmeer. Studies in the anatomy of articulation I. the equilibrium of the “intercalated” bone. *Acta Morphologica Neerlando-Scandinavica*, Vol. 3, p. 287, 1961.
- [55] H. J. Buchner, M. J. Hines, and H. Hemami. A dynamic model for finger interphalangeal coordination. *Journal of Biomechanics*, Vol. 21, No. 6, pp. 459–468, 1988.
- [56] 横川隆一, 原敬. 筋骨格モデルを用いた指先操作力集合と筋力との静力学的関係の図式化. 日本機械学会論文集 C 編, Vol. 67, No. 658, pp. 1919–1925, 2001.
- [57] N. Brook, J. Mizrahi, M. Shoham, and J. Dayan. A biomechanical model of index finger dynamics. *Medical Engineering & Physics*, Vol. 17, No. 1, pp. 54–63, 1995.
- [58] M. S. Spach, R. C. Barr, J. W. Havstad, and E. C. Long. Skin-electrode impedance and its effect on recording cardiac potentials. *Circulation*, Vol. 34, No. 4, pp. 649–656, 1966.
- [59] J. P. Reilly. *Applied Bioelectricity: From Electrical Stimulation to Electropathology*. Springer, New York, 1998.
- [60] M. C. Hume, H. Gellman, H. McKellop, and R. H. Brumfield. Functional range of motion of the joints of the hand. *The Journal of Hand Surgery*, Vol. 15, No. 2, pp. 240–243, 1990.
- [61] N. Kuboyama, T. Nabetani, K. Shibuya, K. Machida, and T. Ogaki. Relationship between cerebral activity and movement frequency of maximal finger tapping. *Jour-*

*nal of Physiological Anthropology and Applied Human Science*, Vol. 24, No. 3, pp. 201–208, 2005.

- [62] H. Rijkema and M. Girard. Computer animation of knowledge-based human grasping. *ACM SIGGRAPH Computer Graphics*, Vol. 25, No. 4, pp. 339–348, 1991.
- [63] J. J. Kuch and T. S. Huang. Vision based hand modeling and tracking for virtual teleconferencing and telecollaboration. In *Proceedings of Fifth International Conference on Computer Vision, 1995*, pp. 666–671, 1995.
- [64] J. W. Lee and K. Rim. Maximum finger force prediction using a planar simulation of the middle finger. *Journal of Engineering in Medicine*, Vol. 204, No. 3, pp. 169–178, 1990.
- [65] R. Fukui, M. Watanabe, M. Shimosaka, and T. Sato. Hand shape classification in various pronation angles using a wearable wrist contour sensor. *Advanced Robotics*, Vol. 29, No. 1, pp. 3–11, 2015.

# 業績

- 論文

1. 川口純輝, 吉元俊輔, 井村誠孝, 大城理, “手首形状に応じた電気接触抵抗からの指角度推定”, 電気学会論文誌 (論文誌 C), Vol. 135, No. 11, pp. 1314-1321, 2015.

- 国際発表

1. S. Yoshimoto, J. Kawaguchi, M. Imura, and O. Oshiro, “Finger Motion Capture from Wrist-Electrode Contact Resistance”, 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, pp. 3185-3188, 2015.
2. J. Kawaguchi, Y. Ideguchi, Y. Uranishi, S. Yoshimoto, Y. Kuroda, M. Imura, and O. Oshiro, “Oil Bubble Display: Oil Display for Flexible Interaction with Projected Images”, the merger of the 25th International Conference on Artificial Reality and Telexistence and the 20th Eurographics Symposium on Virtual Environments, 2015.
3. J. Kawaguchi, S. Yoshimoto, Y. Kuroda, and O. Oshiro, “Electromechanical Sensing of Finger Motion Using Wrist Mounted Device”, 12th International Conference on Ubiquitous Healthcare, pp. 132-135, 2015.

- 国内発表

1. 川口純輝, 加藤高浩, 上西健太, 古澤大樹, 井手口裕太, “Oil Bubble Display”, 第19回バーチャルリアリティ学会大会, pp. 148-149, 2014.
2. 加藤高浩, 上西健太, 川口純輝, 古澤大樹, 井手口裕太, “渡る世間は綱渡り”, 第19回バーチャルリアリティ学会大会, pp. 156-157, 2014.
3. 川口純輝, 吉元俊輔, 井村誠孝, 大城理, “皮膚と電極の接触抵抗による姿勢計測の基礎検討”, 平成26年電気関係学会関西連合大会, pp. 50-51, 2014.
4. 井手口裕太, 川口純輝, 和田章宏, 浦西友樹, 吉元俊輔, 井村誠孝, 大城理, “Oil Bubble Display: 油の変形・結合・分離による投影像の形状や色とのインタラクション”, インタラクション2015, pp. 1005-1009, 2015.
5. 川口純輝, 吉元俊輔, 井村誠孝, 大城理, “手首と電極の接触抵抗による指の関節角度推定”, 第54回日本生体医工学会大会, 2015.
6. 川口純輝, 吉元俊輔, 黒田嘉宏, 大城理, “皮膚と電極の電気接触抵抗による指運動推定の検討”, 平成27年電気関係学会関西連合大会, pp. 348-349, 2015.

- その他

1. 川口純輝, “手首からの手指運動センシング”, 河原研-大城研合同セミナー, 2015.
2. 川口純輝, “手首と電極の電気接触抵抗による手指運動センシング”, Bio-engineering Colloquium 2015, 2015.
3. 川口純輝, “手首の形状変化に基づく手指運動センシング”, ジョイントセミナー, 2015.

- 受賞

1. 加藤高浩，上西健太，川口純輝，古澤大樹，長坂信吾，和田章宏，井手口裕太，“IVRC 2014 川上記念特別賞”，2014.
2. 加藤高浩，上西健太，川口純輝，古澤大樹，長坂信吾，和田章宏，井手口裕太，“IVRC 2014 未来観客賞”，2014.
3. 川口純輝，“電気学会優秀論文発表賞”，2015.
4. 川口純輝，“日本機械学会三浦賞”，2016.