

東京農工大学 工学府 情報工学専攻 2018 年度 修士論文 要旨

題目 手指使用量の常時計測のためのウェアラブルデバイスの開発

A wearable device for continuous monitoring of fingers activity

学籍番号 17646137 氏名 松本 崇斗 (Takato MATSUMOTO)

提出日 2019 年 1 月 31 日

脳卒中麻痺リハビリテーションの目標は、食事、更衣、入浴などの日常生活動作ができるように患者の麻痺肢機能を改善することである。麻痺肢機能の改善を促進する介入方法を評価するためには、介入後の日常生活において、患者の麻痺肢使用量が増えたか否かといった、リハビリテーションの効果を定量的に測る手法が必要である。しかしながら、診療所や研究所で実施する検査では、質問紙やヒアリングによる調査が主体であり、日常生活における麻痺肢使用量を正確には評価することができない。例えば、片上肢麻痺患者の日常生活上の麻痺肢使用量を測る標準的手法として MAL と Accelerometry がある。MAL は、医師が患者に対し、麻痺肢使用の量と質について問う、質問形式の手法であり、測定結果が患者の主観的影響を受ける問題がある。そのため、客観的な測定手法が必要である。また、Accelerometry は、加速度計が埋め込まれた腕時計型の装置であり、上肢の使用量を測る手法であるが、加速度計に混入するノイズのため、指の使用量の測定には向かない。指の使用量を測定する手法として、Data Glove や Motion Capture System などがあるが、これら手法は、指の動きの阻害、コストが大きく空間的な制限がある、といった問題がある。さらに、磁力計と磁石の指輪を用いて指の使用量を測定する Manumeter や、手の甲の皮膚の皺によって、ジェスチャを識別する Behind The Palm といった手法が発表されているが、依然として指の使用量を測定する手法は確立していない。本研究では、日常生活下の上肢片麻痺患者の麻痺肢使用、特に指の使用量を測る手法を提案し、手指使用量の常時測定のためのウェアラブルデバイスの開発を目的とする。本研究の手指使用量の測定手法は、指の関節角度の変化が、指の使用を示すという仮定に基づく。関節角度の変化の推定には、ウェアラブルデバイスに搭載されたセンサを用いる。予備実験として健常者を対象に、手指を閉じた状態、開いた状態、人差し指と親指で輪を作った状態、計 3 つのジェスチャの識別が可能か調査した。5 分割交差検証を行った結果、ジェスチャの平均正解率は 98.9% であった。結果から本手法により 3 つのジェスチャの識別が可能であることが示唆された。

目次

第 1 章	序論	1
1.1	はじめに	1
1.2	日常生活動作 (ADL)	1
1.3	上肢機能評価結果を用いた臨床判断	1
1.4	診療所や研究所で行われる上肢機能の評価手法	2
1.5	セルフレポート評価手法	4
1.6	定量的上肢使用量計測に関する研究	6
1.7	リング型デバイス	11
1.8	本論文の構成	13
第 2 章	手指使用量常時計測の理論と計測システム構築	14
2.1	ハンドジェスチャーインターフェース	14
2.2	手指使用量の常時計測方法	14
2.3	指の関節角度計測	14
2.4	ウェアラブルデバイスのハードウェア	15
2.5	ピン配置	20
2.6	ファームウェアデザイン	21
2.7	センシングキャリブレーション	23
2.8	センシング情報の処理方法	25
第 3 章	実験手法	31
3.1	指の長さ計測	31
3.2	ジェスチャ識別精度の評価	31
3.3	関節角度推定精度の評価	32
3.4	Accelerometry との日常生活、リハビリ動作評価の比較	33
第 4 章	実験結果と考察	35
4.1	ジェスチャ識別結果	35
4.2	関節角度推定結果	36
4.3	Accelerometry との日常生活、リハビリ動作評価の比較	40
4.4	考察	42
第 5 章	結論と課題	43
5.1	結論	43
5.2	課題	43

第1章 序論

1.1 はじめに

脳卒中麻痺リハビリテーションの目標は、食事、更衣、入浴などの日常生活動作ができるように患者の麻痺肢機能を改善することである。麻痺肢機能の改善を促進する介入方法の有効性を評価するためには、介入後の日常生活において、患者の麻痺肢使用量が実際に増えたか否かについて、リハビリテーションの効果を定量的に測る手法が必要である。しかしながら、病院やリハビリ施設で実施する検査では、質問紙やヒアリングによる調査が主体であり、日常生活下における麻痺肢使用量を正確に評価することができない [1, 2]。さらに、診療所や研究所で行われるテストでは、日常生活上の患者の麻痺肢使用量を計測することができない。現在、日常生活上の麻痺肢使用量を測定する手法として、Accelerometry が一般的である。この手法は加速度センサを用いるものであるが、手指の使用量を正確に計測、評価することはできない。そのため、本研究では日常生活において、麻痺患者の麻痺肢使用、特に、手指の使用量を計測、評価する手法を提案する。

1.2 日常生活動作 (ADL)

日常生活動作 (ADL) とは起居動作、移動、食事、更衣、排泄、入浴、整容など、日常生活を営む上で不可欠な基本動作のことである。上肢麻痺患者の多くは、日常生活動作をするのに必要な上肢機能が健常者に比べて低いため、ADL が低くなる傾向がある [3]。ADL が低下すると患者の活動性が低下し、さらに身体機能の低下を招いてしまう [4]。リハビリテーションの目的は、ADL の低下を防ぎ、身体機能を改善することで、ADL が行えるようにすることである。ADL の多くは上肢を使用するため、ADL の向上には、特に上肢機能の改善が不可欠である。上肢を使用する動作の多くは、腕や手首、指といった様々な部位を使用するため、これらの部位の総合的な回復が望まれる。

1.3 上肢機能評価結果を用いた臨床判断

臨床医やセラピストは、麻痺肢機能評価を元に患者の麻痺肢機能を治療、回復させる計画を立てる。麻痺障害の段階や、麻痺肢機能によって患者に効果的なリハビリテーションの手法や時間が違う。また、麻痺の回復は時間経過と関係があると示唆されており、最も障害の回復が見込める期間は、障害が引き起こってから三ヶ月以内であると言われている。さらに、麻痺の早期の障害の度合いは、最終的な運動障害に関係しているため、障害が引き起こってから、素早く麻痺障害の回復を促す必要がある [5]。これらの理由から、リハビリテーションの計画を立て、患者の麻痺障害を回復する上で麻痺肢機能評価は非常に重要である [6]。

1.4 診療所や研究所で行われる上肢機能の評価手法

Action Research Arm Test

Action Research Arm Test [6–13] は片側不全麻痺の患者の上肢機能評価手法である。この手法は 19 項目を握る、把持、ピンチ、全身運動の四つのサブスケールに分け評価する手法である。上肢機能は各項目ごと 0 から 3 の四段階で評価され、各項目の評価が 3 であり、合計評価が 57 である場合、健常者と同等の上肢機能であると評価される。

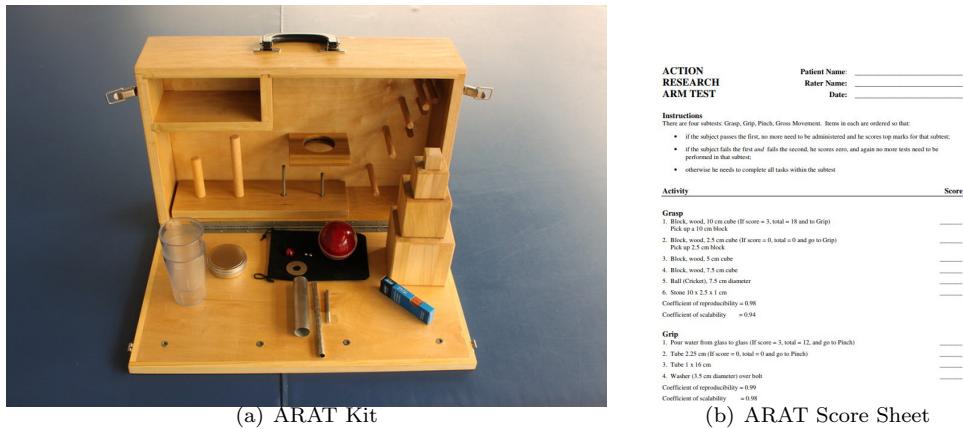


Fig.1.1 Action Research Arm Test [7]

Box and Block Test

Box and Block Test [14–17] は実施が簡単かつ実施時間が短い上肢機能評価手法であり、ブロックの把持、移動、解放動作を評価する手法である。被験者は、1 分間で多くのブロックを箱から別の箱に移動させることを指示される。この手法では、上肢機能の能力を 1 分間に動かしたブロックの個数で評価する。



Fig.1.2 Block and Block Test [14]

Chedoke Arm and Hand Activity Inventory

Chedoke Arm and Hand Activity Inventory [18–21] は腕、手の麻痺障害後の回復度合いを評価する指標である。両手の使用を必要とするタスク 13 項目により、評価を行う。項目ごとに 1~7 の 7 段階で評価され、1 は 7 の 25% 以下の腕、手のパフォーマンスを意味する。よって、高いスコアは、高い、腕や手のパフォーマンスを示す。タスクを行う時間が患者への負担となる場合、この手法を短時間で実施する手法として、Chedoke Arm and Hand Activity Inventory-9、Chedoke Arm and Hand Activity Inventory-8 や Chedoke Arm and Hand Activity Inventory-7 といった手法がある。

Nine-Hole Peg Test

Nine-Hole Peg Test [15, 22, 23] は手の器用さを測る簡単な手法である。被験者はペグをホールに刺し、刺した九つのペグを全て抜き取ることを指示される。テストの開始からペグを全て取り終えるまでの時間を計測し、その時間により、被験者の上肢機能を評価する。



Fig.1.3 Nine-Hole Peg Test [24]

Wolf Motor Function Test

Wolf Motor Function Test [7, 10, 17, 25] は 15 個のタスクを含む上肢機能と患者の活動度合いを評価する手法である。1~6 のタスクは関節の動きについて、7~15 のタスクは総合的な上肢機能の評価項目である。患者は時間内にタスクをどれだけ遂行できたか (Functional Ability Score) で評価され、0 はタスクを全く完了できないことを意味し、5 はタスクを完全に完了できたことを意味する。時間での評価では、短い時間でタスクを完了できた場合、高い上肢機能であると評価する。

上記の診療所や研究所で行われる上肢機能の評価手法は、患者の麻痺肢機能を診療所や研究所でいずれかのテストを行うことにより評価しているため、テストの実施により患者に負担がかかる問題や、日常生活上の患者の麻痺肢使用量を計測することができない問題がある。

1.5 セルフレポート評価手法

Motor Activity Log

片上肢麻痺患者の日常生活上での麻痺肢使用量を測る標準的手法として Motor Activity Log(MAL) [1, 26–29] がある。MAL は、医師が患者に対し、麻痺肢使用の量と質について直接問う、質問形式の手法である。MAL の質問項目は、一般的な日常生活動作に関する質問である。日常生活動作とは、電気のスイッチをオンにする動作や引き出しを開ける動作といった、日常生活を営む上で最低限必要な動作である。MAL の評価用紙を Fig.1.4 に示す。MAL の質問項目は 30 項目あり、日常生活動作時の麻痺肢使用の量と質について 11 段階の評価で患者が答える。研究所や診療所で行われるリハビリテーションテストは正確に患者の日常生活上の上肢機能を測定できない問題があるが、MAL は上記の問題を解決できる上肢機能測定評価の標準的な手法の一つである。

Amount Scale How Well Scale

1. Turn on a light with a light switch	—	—	if no, 'Com'
2. Open drawer	—	—	if no, 'Comr'
3. Remove an item of clothing from a drawer	—	—	if no, 'Comn'
4. Pick up phone	—	—	if no, 'Comn'

(a) Score sheet

Amount Scale (AS)

- 0 - Did not use my weaker arm (**not used**).
 .5
 1 - Occasionally used my weaker arm, but only very rarely (**very rarely**).
 1.5
 2 - Sometimes used my weaker arm but did the activity **most of the time** with my stronger arm (**rarely**).
 2.5
 3 - Used my weaker arm about half as much as before the stroke (**half pre-stroke**).
 3.5
 4 - Used my weaker arm almost as much as before the stroke (**3/4 pre-stroke**).
 4.5
 5 - Used my weaker arm as often as before the stroke (**same as pre-stroke**).

(b) Amount Scale

How Well Scale (HW)

- 0 - The weaker arm was not used at all for that activity (**never**).
 .5
 1 - The weaker arm was moved during that activity but was not helpful (**very poor**).
 1.5
 2 - The weaker arm was of some use during that activity but needed some help from the stronger arm or moved very slowly or with difficulty (**poor**).
 2.5
 3 - The weaker arm was used for the purpose indicated but movements were slow or were made with only some effort (**fair**).
 3.5
 4 - The movements made by the weaker arm were almost normal, but were not quite as fast or accurate as normal (**almost normal**).
 4.5
 5 - The ability to use the weaker arm for that activity was as good as before the stroke (**normal**).

(c) How Well Scale

Fig.1.4 Motor Activity Log [1]

MAL は、質問形式といった測定結果が患者の認知レベルによる影響や質問者の主観的影響を受ける問題がある。例えば How well スケールの質問では、患者に対しあるタスクをどれほど良くできたかを問う。タスクを良くできたか悪くできたかは、患者の主観によって左右される。さらに Amount スケールの質問では、患者に対しあるタスクをどれほど多く、麻痺肢を使い行なったかを問う。この質問に答えるためにはタスク行なったかどうかを認知しておく必要がある。加えて MAL は質問の回答に患者の記憶が依存するため、患者がタスクを行なったことを忘れてしまう問題がある他、患者に日常生活上でどんなタスクを行なったかを覚えておくよう指示しなければならず、患者に負担がかかる問題がある。これらの理由から、客観的かつ患者に負担がかかりにくい日常生活上の上肢機能測定手法が必要である。

Stroke Impact Scale

Stroke Impact Scale(SIS) [30–35] は脳卒中のセルフレポート評価手法である。SIS の評価項目は、強度、手の機能、ADL、IADL、モビリティ、コミュニケーション、感情、記憶と思考、そして参加/役割機能の 8 つの分野に分かれている。患者は自分で 5 点のリッカート尺度を使用して各項目の能力を評価する。手の機能と

ADL, IADL のサブスケールは、上肢機能の測定に最も関連性があるとされている。各サブスケールのスコアは 0 から 100 の範囲であり、健常者のセルフレポートスコアは各サブスケールにおいて 100 で示される。SIS の実施は対面式のインタビュー形式、電話、または郵便により行われる。郵便で行われた大規模な SIS は被験者への負担が大きく、脳卒中の被験者の 50% が自分でアンケートを完成させることができない問題がある。

1.6 定量的上肢使用量計測に関する研究

Accelerometry

Accelerometry [11, 12, 36–40] を Fig.1.5 に示す。Accelerometry は、加速度計が埋め込まれた腕時計型のウェアラブルデバイスで上肢の使用量を測る手法である。Accelerometry は麻痺肢の手首に装着することで、麻痺肢の使用量を測定する。Accelerometry は腕の使用量が多ければ、大きな加速度が記録され、腕の使用量が少なければ、記録される加速度は小さいといったことを仮定したシンプルな腕の使用量の評価手法である。日常生活動作とともに発生する、腕の加速度を記録する。データ記録装置とバッテリーが内蔵されているため、麻痺肢使用量の常時計測に向いている [11]。また、Accelerometry はリハビリ介入後の上肢使用量の増加、減少を示すことができる事が示されている [41]。また、Accelerometry による上肢機能の評価は、診療所や研究所で行われる上肢機能の評価と高い相関を持っている。Accelerometry での評価と、診療所や研究所で行われる上肢機能評価との相関を以下の Table1.1 に示す。

Table 1.1 Relationships Between Accelerometer Metrics and Measures

Measure	Correlation
Action Research Arm Test	$r = 0.40 - 0.59$ [42, 43]
Wolf Motor Function Test	$r = 0.62$ [42]
Box and Block Test	$r = 0.62$ [43]
Motor Activity Log	$r = 0.52 - 0.91$ [26, 27, 41]
Stroke Impact Scale	$r = 0.61$ [43]

Accelerometry で計測される加速度データはノイズを多く含み、信頼性の高いデータを得ることができない。加速度データに混入するノイズは、測定された加速度が所定の時間内に、閾値を超える場合にのみ、麻痺肢使用のスコアを増加するといった手法の閾値フィルタを用いて低減することができる。このアプローチによって得られたスコアは日常生活において、Table 1.1 に記すように、腕を動かした時間と高い相関を持つことが示されている。しかし、閾値フィルタを使用したノイズ低減を行った場合、加速度が閾値に達しない小さな手の動きが見落とされる可能性がある。また、加速度計が手首に装着されているため、手指の精密な動きを計測できない問題がある。これらの理由から、Accelerometry は指の使用量の測定には向かない [27]。また、Accelerometry はタスクを行なっているのか、歩行時に手を振っているのかということを見分けられない。歩行時に腕を振っていることを検知する手法があるが、この手法は、足やつま先などに追加の Accelerometry を装着することを必要とする [44]。さらに、Accelerometry は、患者がどういった動作をしているのかを見分けることが難しい問題がある [37]。



Fig.1.5 Accelerometry [36]

Data Glove

Data glove [45, 46] は手袋型のセンシング機器である。手袋の中に、曲げセンサまたは光ファイバーが内蔵されているタイプと慣性計測装置 (IMU センサ) が手袋に配置されているタイプが存在する。手袋の指の部分に曲げセンサや光ファイバーが搭載されており、曲げセンサが曲がったことによる抵抗値の変化や、光ファイバーが曲がったことによる光量の変化を計測し、指のトラッキングを行う。IMU センサが配置されているタイプは、IMU センサで指の加速度や角加速度を計測し、指のトラッキングを行う。Fig.1.6 は IMU センサが手袋に配置されたタイプの Data glove である。Data glove は手全体を覆うセンサが存在しているため、センサによる指や手の動きの阻害や、Data glove の取り外しによる煩雑といった問題がある。また、水で手を洗えないと、日常生活上での使用に向かない。

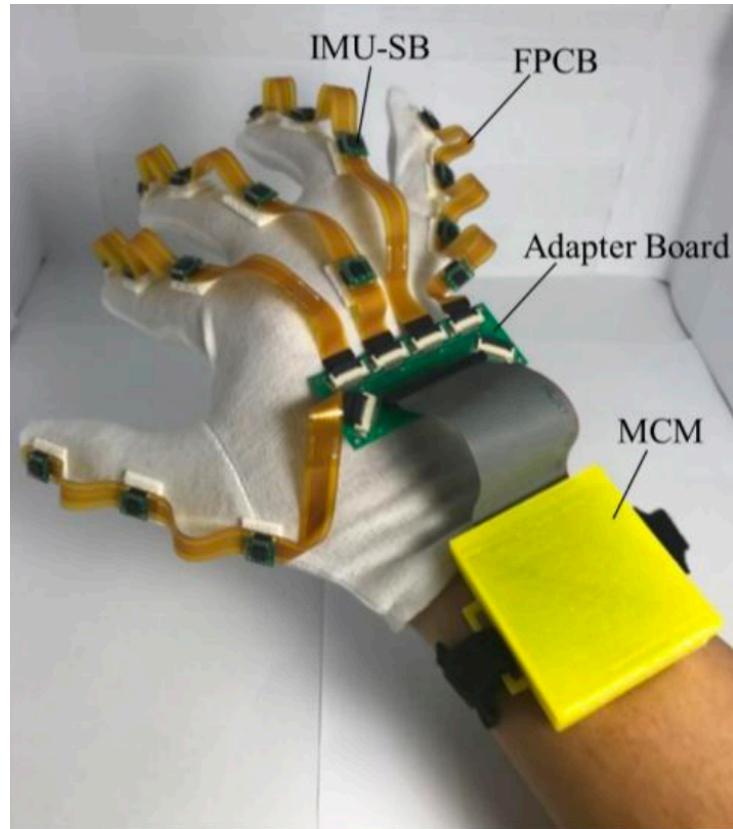


Fig.1.6 Data glove [45]

Motion Capture System

Motion capture system はカメラ画像や赤外線距離センサによって、人体の動きをデジタルデータ取得するシステムである。手のモーショントラッキングに特化した、モーションキャプチャシステムに Leap Motion や UbiHand, Digits [47, 48] がある。これらの手法は赤外線カメラにより、手の動きをトラッキングするシステムである。しかし、精度の問題から指の動きといった小さな動きを取得するのは難しい。また、モーションキャプチャシステムを構成する計測機器を常に持ち運んで運用することは難しい。そのため、常に持ち運びができる、精度よく指のトラッキングが行えるシステムが必要である。



Fig.1.7 Motion Capture System(Leap Motion)

Manumeter

Manumeter [49] は磁力計と磁石の指輪を用いて手首や指の使用量を測定する手法である。 Manumeter を Fig.1.8 に示す。 手首に取り付けてあるデバイスは磁力計、 加速度計とデータ記録のためのストレージ、 マイクロコンピュータで構成されている。 指の動きを磁石と磁力計間の磁力変化により推定し、 指の使用量を測定する。 Manumeter は手首の橈屈、 尺屈と掌屈、 背屈、 指の伸展と屈曲を識別する。 Manumeter は、 指の角度の推定値と正解の相関係数が $R^2 = 0.39 - 0.61$ であり、 指の使用量の測定精度が低いという問題点がある。 また、 磁石を用いた手法であるために、 複数の指の角度計測を同時にを行うことが難しい。



Fig.1.8 Manumeter [49]

Behind The Palm

手の甲の皮膚の皺をパターン認識することによって、指ジェスチャを識別する Behind The Palm [50] といった手法が発表されている。99.5% の確率で 20 個ものジェスチャを認識することができるが、キャリブレーションによるユーザーへの負担が大きい。また、手の動作の認識ができないため、日常生活上での指の使用量の計測には向かない。

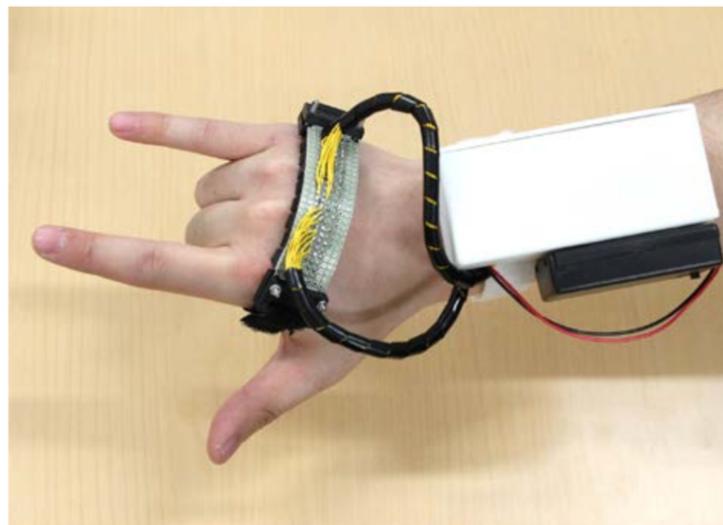


Fig.1.9 Behind The Palm [50]

研究レベルでは Data glove や Goniometer, Motion capture system [51–54] などが手首や手の使用量を測定するために使用される。しかしながら、これらの手法は指の動きの阻害、空間的な制限といった問題があるため、日常生活における長時間の常時計測には向いていない。

以上の評価手法の強みと日常生活上動作の計測における問題点を表 1.2 と表 1.3 にまとめた。

Table 1.2 Strength of each measurement

上肢機能の評価手法	強み
診療所や研究所で行われるテスト	簡単に短い時間で評価可能
セルフレポート	日常生活上の麻痺肢使用を測定できる
Accelerometry	定量的に日常生活上の麻痺肢使用を測定可能、患者の動作を阻害しにくい
Data Glove	定量的な手指の測定が可能
Motion Capture System	定量的、患者の動きを阻害しない
Manumeter	定量的な手指の測定が可能
Behind The Palm	多くのジェスチャの識別が可能

Table.1.3 Problem of each measurement

上肢機能の評価手法	日常生活上動作の計測における問題点
診療所や研究所で行われるテスト	定量的でない、日常生活上の麻痺肢使用を測定できない
セルフレポート	患者の主観や記憶、認知レベルに評価が左右される、定量的でない
Accelerometry	ノイズのため、小さな動きや、手指の測定に向かない
Data Glove	高価、手を手袋が覆うため、日常生活上の使用に向かない
Motion Capture System	高価、空間的な制限がある、高い精度のトラッキングができない
Manumeter	磁石を用いるため、複数の指の測定に向かない、精度が低い
Behind The Palm	キャリブレーションの患者への負担が大きい、ジェスチャのみの測定

1.7 リング型デバイス

本研究手法はリング型のデバイスによって、指の使用量を計測する手法であるが、既存のリング型デバイスには、脈拍センサ、体温センサを用いた睡眠計測や、加速度センサを用いたジェスチャ認識を行うデバイスが存在する。

OURA

OURA [55] はリング型の睡眠トラッカーである。OURA は脈拍をセンシングし、脈拍によって、睡眠の質を評価するデバイスである。脈拍の計測には、光電脈拍法を利用している。光電脈拍法は 550nm 付近の赤外線を生体に向かって照射し、フォトトランジスタを用いて、生体内を反射した光を計測する手法である。OURA は、リングを装着した指に向かって光電脈拍法を適用し、脈拍の計測を行なっている。OURA は 96% の精度で、ユーザの睡眠時間を脈拍から測定できる。また、デバイスの大きさは、厚さ 2.55mm、幅 18mm で、重さは 6g である。フル充電にかかる時間は 30-60 分であり、3 日間の連続使用が可能である。日常生活上で生体トラッキングをするデバイスの中でもユーザビリティが高い。



Fig.1.10 OURAB [55]

Magic Ring

Magic Ring [56] は加速度センサが埋め込まれたリング型デバイスである。加速度計測により、ユーザのジェスチャ認識を行う手法である。この手法は歩行、走行、食事、料理、歯磨き、洗顔、洋服を畳む、掃除、書き取りといったジェスチャを KNN モデルを使用することで、97.2% の確率で識別が可能である。

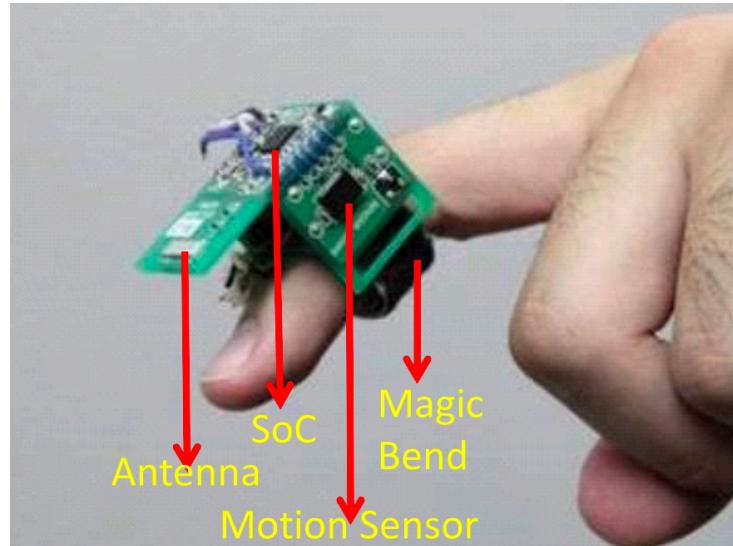


Fig.1.11 Magic Ring [56]

iRing

iRing [57] は、赤外線距離センサが埋め込まれたリング型デバイスである。iRing はユーザのジェスチャ認識を目的とした手法である。赤外線距離センサで、リングと皮膚の距離を計測し、リングが外部から押された時の力の大きさや指を曲げた時の力の大きさを計測する。また、リングの回転角度を計測する手法である。

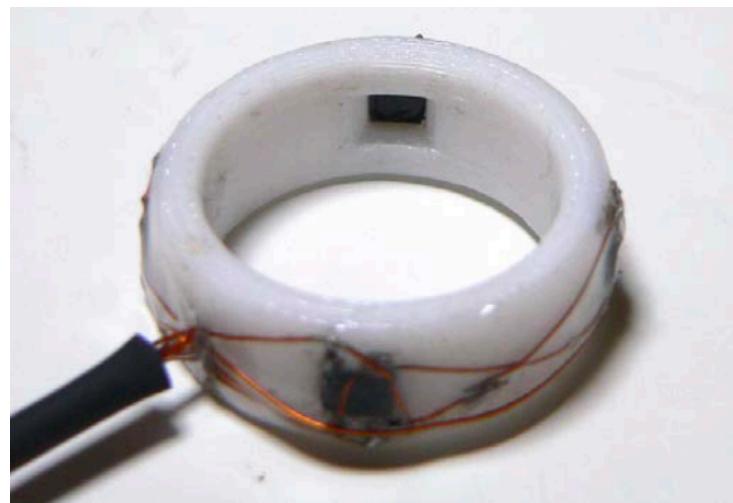


Fig.1.12 iRing [57]

様々なリング型デバイスがある中で、指の使用量の測定精度が高いデバイスは未だに存在していない。また、診療所や研究所で行われる上肢機能の評価手法では、上肢機能のパフォーマンス評価やセルフレポートが標準的であり、定量的な指使用量の測定はなされていない。日常生活上の腕の使用量を計測する最も一般的な手法である Accelerometry は、加速度計を用いた腕の使用量の計測を主としており、指の使用量は測定できない。これらの理由から、依然として日常生活下の指の使用量を常時計測する手法は確立していない。本研究では、日常生活下の上肢片麻痺患者の麻痺肢使用、特に指の使用量を測る手法を提案し、手指使用量の常時測定のためのウェアラブルデバイスの開発を目的とする。

1.8 本論文の構成

本論文の構成を以下に記述する。第1章では本研究の背景と麻痺肢使用を評価する手法や既存の研究について紹介する。第2章では、本研究で開発するデバイスの開発方法や、計測されたセンサデータの信号処理について記述する。第3章では、実験方法や本デバイスの評価方法について記述する。第4章では実験によって得られた結果と、結果に対する考察を記述する。第5章では、本研究のまとめと課題を記述する。

第2章 手指使用量常時計測の理論と計測 システム構築

2.1 ハンドジェスチャーインターフェース

ハンドジェスチャーインターフェースの開発は、主に Data glove 型と Motion Capture System 型の二つがベースとなっている。Data glove 型は各指の関節の曲がりの正確な測定するために、いくつかのフレックスセンサーを組み込んでいるが、これらは使用時にユーザが折り曲げる必要があり、スムーズな手指の動きを阻害している。また、正確な関節角度の測定に使われるフレックスセンサーは一般的に高価である。一方、ビジョンベースの Motion Capture System 型アプローチでは、ユーザーは特別な機器を着用する必要がない。ただし、固定カメラを使用したビデオベースの Motion Capture System では、一般に指のトラッキングが正確ではなく、ユーザーの手の動きがカメラの視野に制限される。また、カメラを利用したシステムは高価であり、常にユーザの手指運動を測定するためにはユーザの腕に重さのあるカメラを装着する必要がある。そのため、日常生活上での麻痺肢の使用量を測定することに向かない。

2.2 手指使用量の常時計測方法

既存の手法の問題点を考察すると、手指使用量の常時計測に向いた計測手法は以下の要件を満たす必要がある。

- 計測機器が持ち運びやすい
- ノイズに対してロバストである
- 定量的である
- キャリブレーションが簡単でユーザへの負担が少ない
- 安価である
- 精度の高い指の関節角度測定ができる

そのため、これらの要件を満たし、手指使用量が計測可能なウェアラブルデバイスの開発を目的とする。計測機器を持ち運びやすくするには軽量でコンパクトな設計が求められる。

2.3 指の関節角度計測

本研究の手指使用量の測定手法は、指の関節角度の変化が、指の使用量を反映するという仮定に基づく。これは、指の関節角度が変化している場合、指が動いており、指を使っていると考えられるためである。

関節角度の変化の推定には、ウェアラブルデバイスに搭載された赤外線距離センサを用いる。本デバイスは指の基節に装着して使用し、赤外線距離センサで、デバイスから中節までの距離を常時計測する。式 2.2 の関

数を用い、測定された距離を指の関節角度に変換し、指の使用量を測る。距離を角度変換する模式図を Fig.2.1 に示す。

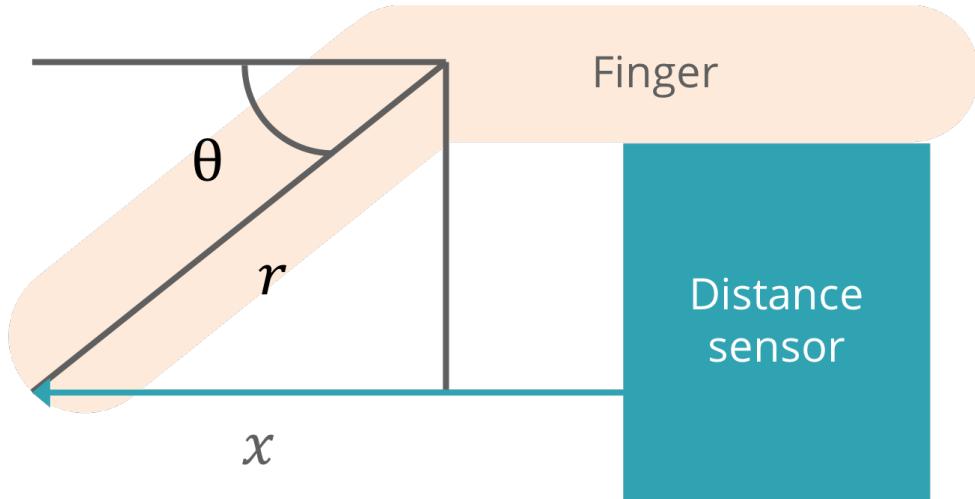


Fig.2.1 Measurement principle

Fig.2.1 のパラメータの関係を以下の式に表す。

$$\cos \theta = \frac{x}{r} \quad (2.1)$$

より

$$\theta = \cos^{-1} \frac{x}{r} \quad (2.2)$$

である。

ここで、 r は第二関節から指先までの長さ、 x は最大屈曲時からの変化距離、 θ は最大伸展時からの変化角度である。 r は定数であり、デバイス使用前に物差しやスケール等を用い測定しておく必要がある。 x は本デバイスの赤外線距離センサによって推定する。 x の推定方法は後述する。この r, x の二つのパラメータと式 2.2 を用いることで、関節角度 θ を推定する。

2.4 ウェアラブルデバイスのハードウェア

本デバイスは加速度計と赤外線距離センサの 2 つのセンシング部と、センシングされたデータを格納するデータ記録部からなるウェアラブルデバイスである。本研究で開発したウェアラブルデバイスを Fig.2.2 に示す。

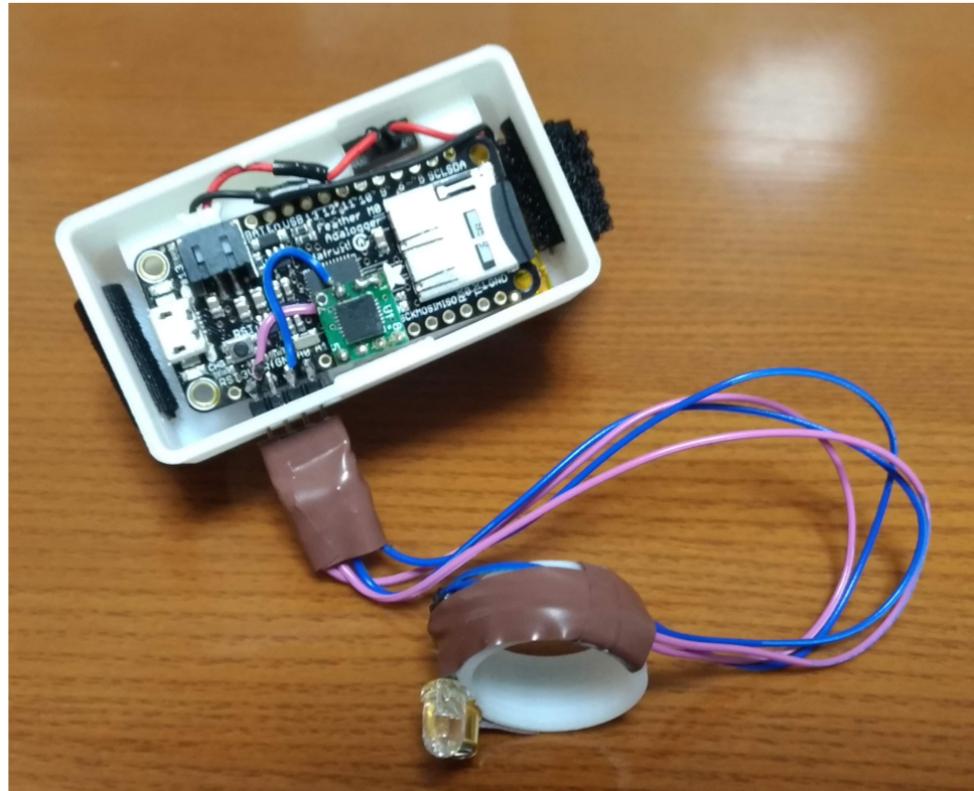


Fig.2.2 Hardware of the wearable device

ハードウェアとしては、赤外線距離センサが取り付けられた指輪部と、加速度センサが搭載されたマイクロコンピュータで成る腕輪部に分かれている。デバイスの重さは、指輪部が 5g(ワイヤ含む)、腕輪部は 30g である。また、デバイスの大きさは、指輪部が直径 20mm、厚さ 2mm、長さ 10mm である。腕輪部は 63mm,34mm,20mm である。本デバイスの指輪型の装着部分及び、バッテリーとマイコン基盤を収納するためのケースを 3DCAD(Fusion 360) で設計し、3D プリンタ (Dimension 1200es) で印刷し作成した。

センシング部

距離計測と加速度計測を行うため、赤外線距離センサと加速度計の二つのセンサを利用した。

赤外線距離センサ

指関節角度の変化をセンシングするため赤外線距離センサを使用した。赤外線距離センサは発光ダイオード(Osram SFH4550)とフォトトランジスタセンサ(Honeywell SD5410)で構成されている。赤外線距離センサは発光ダイオードが発光した際に出た光をフォトトランジスタで受光することで、距離を計測するセンサである。フォトトランジスタの受光量は、ランベルトの反射の性質を有し、光が反射物に反射し受光素子に当たるまでの距離と角度、反射物の反射率により決定される(逆自乗の法則)。そのため、センシングキャリブレーションを行った。センシングキャリブレーションに関しては後述する。外部から入る光によるノイズを抑えるため、発光ダイオードとフォトトランジスタはそれぞれ 6° と 12° の狭い視覚野を持つパーツを選定した。手指の関節角度を測定するため、赤外線距離センサを指に取り付ける必要がある。しかし、直接、テープや手袋などで赤外線距離センサを、ユーザの指に取り付けると、デバイスの装着や取り外しが煩雑になり、ユーザへの負担が大きくなる問題が生じる。そのため、指輪型のハードウェアへ赤外線距離センサを取り付けた。これ

により、ユーザにかかるデバイスの着脱による負荷を低減した。指輪型のハードウェアは3DCADで設計後、3Dプリンタを用いて作成した。

指輪型ハードウェアの大きさが、ユーザの指の太さと合っていない場合、センサのずれやユーザビリティの低下等の問題が発生する。ユーザごとに指の太さが異なることが予想されるため、指輪の直径が異なる複数の指輪型のハードウェアを作成した。日本人の平均的な食指の直径は、男性の場合 19.6mm, SD=1.1, 女性の場合 17.5, SD=0.8 である [65]。そのため 17, 18, 19, 20, 21mm の直径を持つ指輪型ハードウェアを作成した。

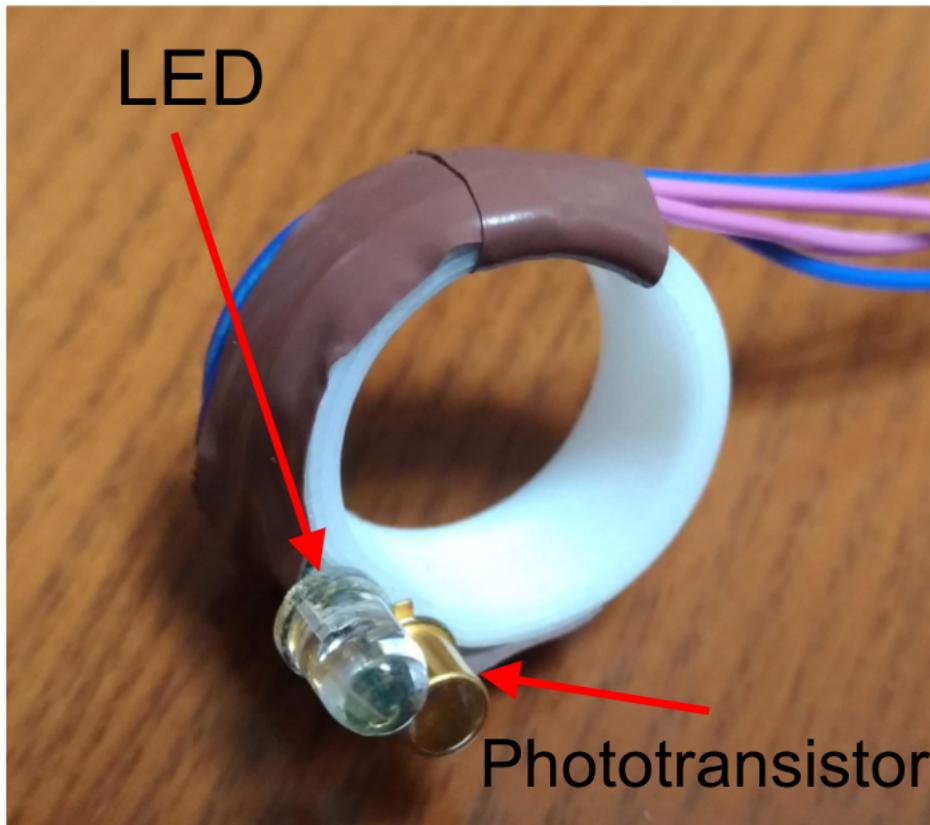


Fig.2.3 Infrared distance sensor consists of LED and Phototransistor

赤外線距離センサはマイクロコンピュータとワイヤーで接続されており、マイクロコンピュータから給電を行なっている。また、フォトトランジスタがセンシングしたデータをマイクロコンピュータへ出力している。以下の Fig.2.9 に、赤外線距離センサとマイクロコンピュータ (Arduino) の接続を示す。フォトトランジスタのサンプリング解像度は 10bit のアナログ値であり 100Hz のサンプリングレートでセンサ値を取得する。

三軸加速度センサ

マイコン基盤に三軸加速度センサ (Kinonix KXR94-2050) を追加した。三軸加速度センサは Accelerometry と同様に、ユーザの腕の加速度を取得するために使用する。本実験で行うタスクは日常生活動作を踏襲したものとなっており、三次元の腕の動きが予想されるため、三軸の加速度センサを選定した。また、ウェアラブルデバイスに搭載するため、小型のセンサを選んだ。三軸加速度センサのスペックを以下に示す。

Table.2.1 Kinonix KXR94-2050 の仕様

測定レンジ	± 2G
感度	660mV/g
測定出力	3 軸アナログ出力 (X,Y,Z)
非直線性誤差	0.1%FS
出力帯域幅	800Hz
定格電源電圧	3.3V
動作電圧範囲	2.5~5.25V

三軸加速度センサの設置位置と、X,Y,Z の各軸を Fig.2.4 に示す。

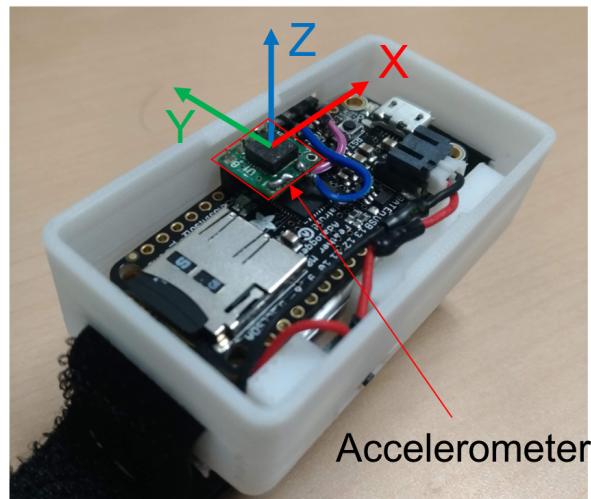


Fig.2.4 Accelerometer

データ記録部

Arduino

データ記録のため、マイクロコンピュータ基盤 (Adafruit Faether M0 Adalogger) [58] と 32GB の SDcard を使用する。本デバイスで使用するマイクロコンピュータ基盤である Adafruit Feather M0 Adalogger は、Adafruit 社製の小型 Arduino 互換ボードである。3.3V で動作するプロセッサには ATSAMD21G18 ARM Cortex M0 プロセッサを搭載している。また、RAM には 256KB のフラッシュメモリを搭載している。寸法が 51 x 23 x 8 mm と小さく、軽いためウェアラブルデバイス作成に適している。また、USB インターフェース、リチウムポリマー電池用の JST PH 型 2 ピンコネクタを標準搭載しており、リチウムポリマー電池での駆動と充電が可能であるため本マイクロコンピュータ基盤を選定した。

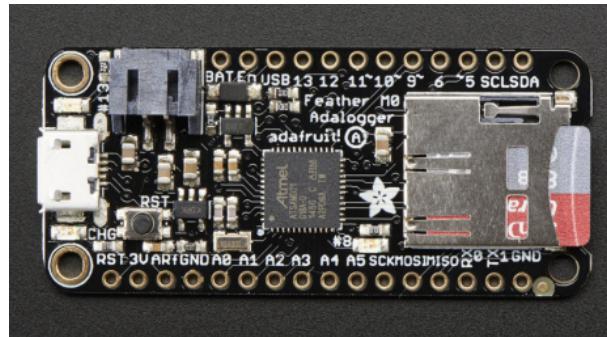


Fig.2.5 Adafruit Faether M0 Adalogger [58]

Micro SD card

赤外線距離センサと加速度センサからの信号は、信号の入力時間とともにマイコン基盤に接続された Micro sd カードへ保存される。コンピュータへ USB2.0 A Male Micro ケーブルで接続することで、Micro sd カードに記録されたデータの転送が可能である。また、Micro SDcard は 8GB のストレージ容量があり（最大で 32GB に増設可能），365 日以上分のデータの保存が可能である。

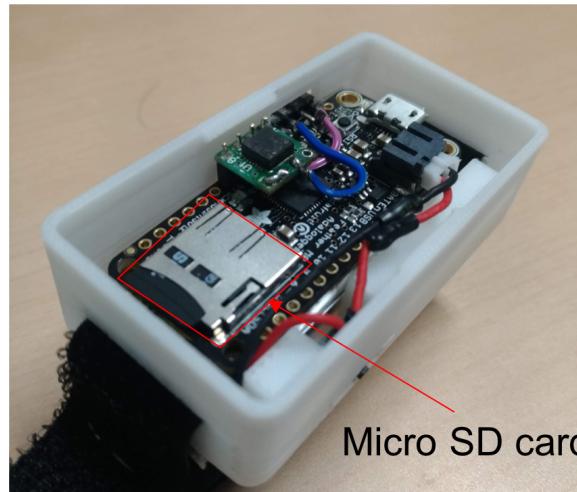


Fig.2.6 Micro SDcard

LiPo battery

デバイスの電源として 3.7V, 400mAh のリポバッテリーを利用した。このバッテリーより 24 時間以上の連続電源供給が可能である。また、ウェアラブルデバイスとコンピュータまたは、AC アダプターを USB2.0 A Male Micro ケーブルで繋ぐことで、LiPo battery の充電が可能である。LiPo battery は 30 分でフル充電が可能である。



Fig.2.7 A LiPo battery

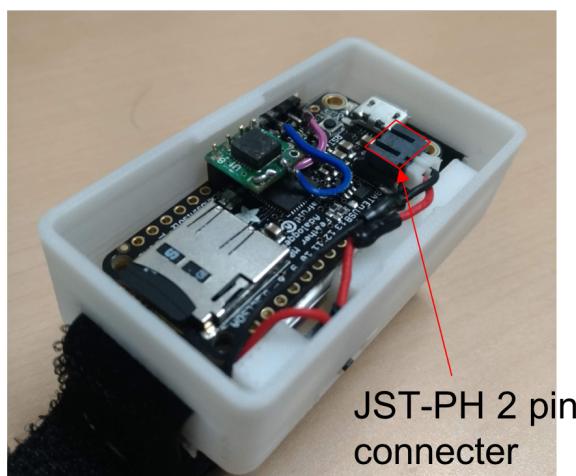


Fig.2.8 connecter

2.5 ピン配置

Adafruits Feather M0 adalogger はアナログ入力ピンが 6 チャンネルあり、10 ビットの A/D 変換が可能である。そのため、0-3.3V の入力電圧を 0-1023 の整数値に変換することが可能である。これにより、単位当たり 0.0032V(3.2 mV) の分解能を持つ。

赤外線距離センサを Adafruit Feather M0 adalogger へ接続する際のピンヘッダを以下の表 2.2 に示す。Adafruit Feather M0 adalogger の 3v3 と GND ピンは電源供給を行うため、Adafruit Feather M0 adalogger の A0 ピンはアナログピンであり、赤外線距離センサの電圧値を読み取る。Adafruit Feather M0 adalogger の A2 ピンはアナログピンであり、加速度センサの電圧値を読み取る。

Table.2.2 Pin Installation

Adafruit Feather M0 adalogger Pin	Infrared Distance Sensor Pin	Accelerometer Sensor Pin
3v3	Vcc	Vcc
GND	GND	GND
A0	Vout	-
A2	-	Vout

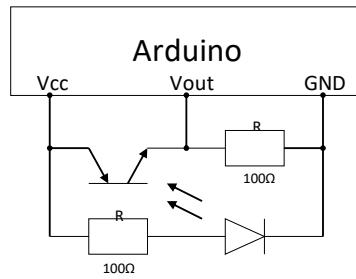


Fig.2.9 Circuit of Infrared distance sensor

2.6 ファームウェアデザイン

ファームウェアは Arduino ボード, Adaruits Feather M0 を Arduino 言語でプログラムした。電源を入れると、ファームウェアは Arduino ボードが USB によってコンピュータと接続しているか、確認する。USB で接続されている場合、自動で LiPo battery の充電を行う。

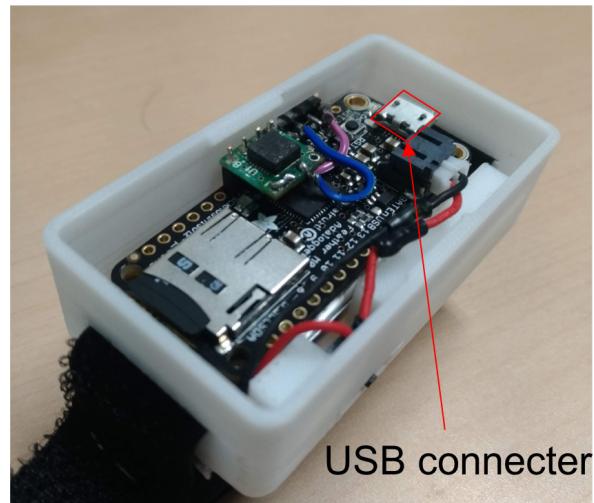


Fig.2.10 USB connecter

USB 接続がない場合は、データロガーモードに入る。microSD カードへの記録装置が有効になり、新しい csv ファイルが作成される。新しく作成された csv ファイルには、三軸加速度センサと赤外線距離センサのセンシング情報と、電源がオンになってからの時間が記録される。つまり、csv ファイルのカラムは加速度 X,Y,Z 軸それぞれ三つと、赤外線距離センサの一つ、さらにそれらのタイムスタンプを加えた五つのカラムである。三軸加速度センサと赤外線距離センサはともに 10 ビットの分解能で加速度、距離を検知するようプログラムされている。また、センシングのサンプリングレートは 100Hz でプログラムされている。

2.6.1 ウェアラブルデバイスの使用法

コネクタの接続方法

本デバイスは、赤外線距離センサが取り付けられた、指輪型ハードウェアと加速度センサが搭載されたデータ記録部の腕輪型ハードウェアに分けられている。腕輪型ハードウェアは、単体でも利用でき、加速度センサによるセンシングが可能である。赤外線距離センサを利用するためには二つのハードウェアをコネクタで接続する必要がある。コネクタを Fig.2.8 に示す。本デバイスのコネクタは QI (2550) コネクタである。腕輪型ハードウェアから出ているオス側のコネクタを、指輪型ハードウェアのメス型コネクタへ接続して使用する。

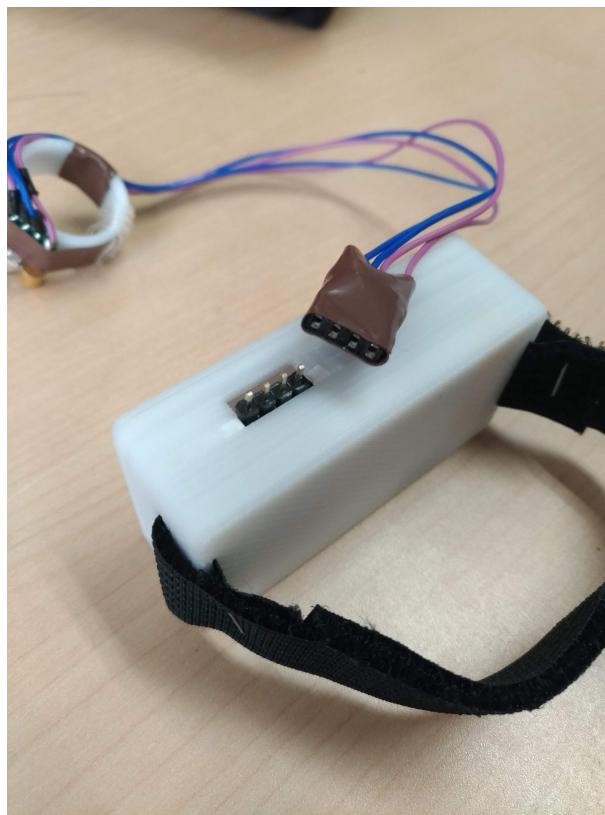


Fig.2.11 QI connecter

本デバイスの装着方法

本デバイスの装着方法を Fig.2.12 に示す。指輪型のセンシング部は、食指の第二関節に装着し、ストレージ部は手首にマジックテープを使用し取り付ける。この際、指輪の大きさは、ユーザに合わせたものを選ぶ。また、赤外線距離センサ部が 2.1 に示すように、手掌側になるよう装着する。

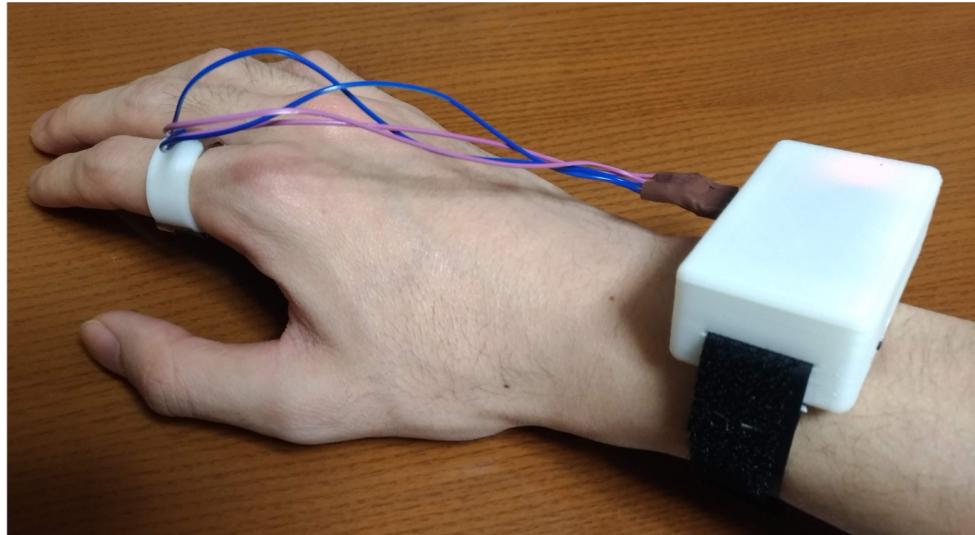


Fig.2.12 Ring worn on the index finger and Strange worn on the wrist

電源の入れ方とデータ記録

本デバイスに取り付けられたスイッチをスライドし電源をオンにした時より、赤外線距離センサと加速度センサのセンサ値の記録を開始する。また、センサ値は、スイッチをオフにするまで連続計測、記録される。各センサのセンサ値と、センサ値が計測された時間を保持するデータは CSV ファイルで SD card 内に保存される。本デバイスに記録されたデータは、コンピュータと本デバイスを USB ケーブルで直接繋ぐか、Micro SDcard をコンピュータに移すことで、アクセスが可能である。

2.7 センシングキャリブレーション

赤外線距離センサのキャリブレーション

赤外線距離センサは物体に反射し、フォトトランジスタで受光した赤外線の強度を計測することで、距離を推定する。しかし、同じ距離であっても赤外線が反射する物体によっては、違う受光量となる場合がありえる。これは物体によって光の反射率が違い、同じ距離で計測したとしても、フォトトランジスタで受け取る受光量が違ってくるためである。つまり、人によって、指の長さや皮膚の色が違うため、同じセンサ値であっても、本来の距離が変わる問題がある。この問題を解決するために、被験者ごとに皮膚の反射率を調べることが望ましいが、本システムは日常生活での使用を目的としており、キャリブレーションがユーザに負荷をかけないことが求められる。そのため、本システムでは計測される距離と受光量の関係を求め、キャリブレーションが可能な方法を提案する。キャリブレーションには以下の 3 つのパラメータを用いる。

Table.2.3 赤外線距離センサのキャリブレーションに必要なパラメータと計測方法

Parameter	Measurement
デバイスを装着する指の長さ	デバイスを装着している指の、第二関節から指先までの長さをメジャーにより計測
指伸展時のセンサ情報	指の伸展を 3 秒間保持し、その間、デバイスの電源を入れ赤外線距離センサで計測
指屈曲時のセンサ情報	指の屈曲を 3 秒間保持し、その間、デバイスの電源を入れ赤外線距離センサで計測

デバイスを装着する指の長さは、第二関節から指先までの長さをメジャーを用い、計測した。計測で得られ

た第二関節から指先までの長さのデータについては後に記述する。指伸展時のセンサ情報と指屈曲時のセンサ情報については、ユーザに指輪型センシング部を装着し、ユーザに指を伸展または屈曲し、3秒間保持してもらう。指姿勢保持中に赤外線距離センサの計測を行い3秒間センシングする。このとき得られたセンサ値をそれぞれ、指伸展時のセンサ情報と指屈曲時のセンサ情報とした。得られたセンサ情報と指の長さのデータにより、線形近似を行い、ユーザごとのキャリブレーションを行った。Fig.2.13は指の伸展時のセンサ情報が0.2V、屈曲時のセンサ情報が1.05V、第二関節から指先までの長さが5cmのユーザのキャリブレーションを行った時の線形近似モデルである。この方法により、ユーザの肌の色が異なることによる、反射物の反射率の違いや、ユーザの指の長さによる計測誤差のキャリブレーションが可能である。

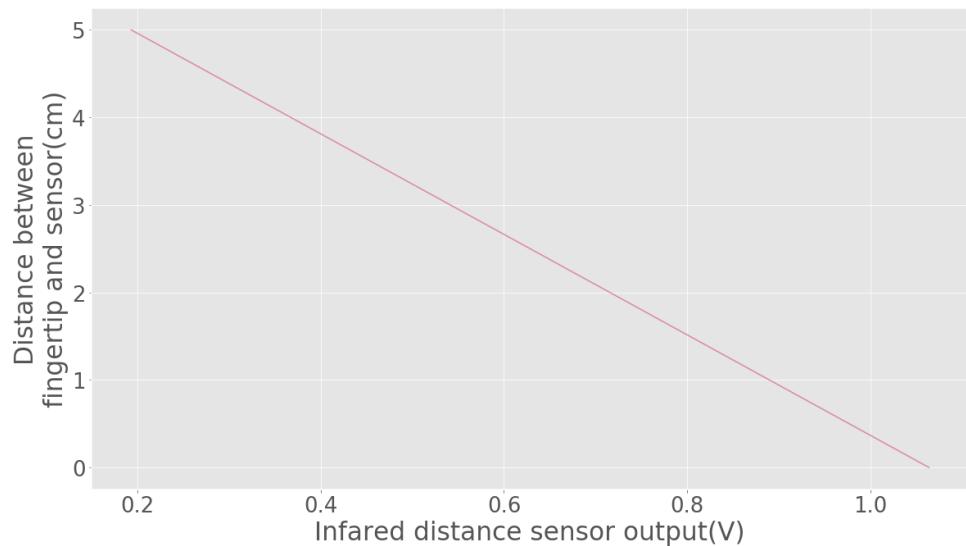


Fig.2.13 Infrared distance sensor linear model

加速度センサのキャリブレーション

加速度センサはユーザごとにキャリブレーションをする必要がない。しかし、センサからマイクロコンピュータボードへ出力されるのは電圧値であるため、電圧値を加速度へ変換する必要がある。加速度センサのキャリブレーションは、重力加速度が $9.8m/s^2$ であることを利用し行なった。加速度センサの各軸ごとに平面と平行になるようセンサの向きを合わせ、平面にデバイスを置いた状態で3秒間電源をオンにし、センサ情報を記録した。さらに、加速度センサの各軸ごとにセンサの向きを、先ほどの記録時とは反対向きにした。その後、センサから3秒間出力された電圧値を平均し、重力加速度の $9.8m/s^2$ を用いて、線形近似 Fig.2.14 し、電圧値から加速度への変換を行なった。この操作を、加速度センサの各軸を行い、キャリブレーションをした。

重力加速度 $9.8m/s^2$ がかかっている時の、センサ値を、加速度センサの各軸において記録し、線形モデルを作成した。

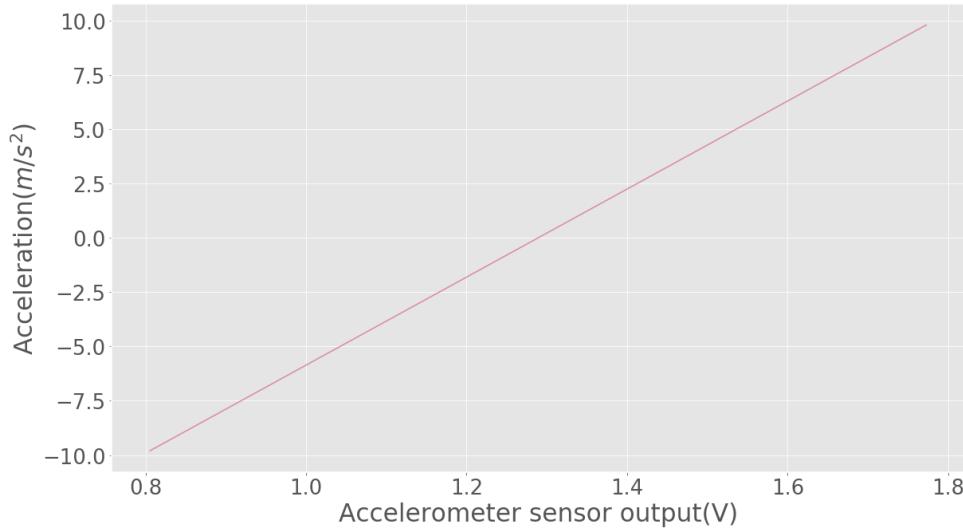


Fig.2.14 Accelerometer sensor linear model

2.8 センシング情報の処理方法

アナログセンサの電圧値は 2^{10} の分解能を持つデジタル信号に変換される。センサ情報の前処理として、複数の処理を行った。まず始めに、センシング情報の補完を行なった。センシングのサンプルレートは100Hzであるが、Arduinoにより得られる赤外線距離センサと加速度センサ情報のタイムスタンプは正確に、0.01秒刻みで得ることができない。なぜならば、センサ情報の取得にはArduino内部のプログラムを用いており、センサ情報を取得するために、0.01秒ごとにプログラムをループしているため、プログラムの実行時間にずれが生じるからである。また、本実験で用いている、Arduinoボード(Adafruit's Feather M0)は48MHz動作のArduinoボードであり、このArduinoの時間分解能は12マイクロ秒であることも理由の一つである。よって、得られたセンシング情報を線形補完し、100Hzのセンシング情報を変換した。次に、デバイスにより取得できるセンシングデータは、環境ノイズを含んでいるため、ノイズの除去を行った。ノイズの除去はバターワイエローパスフィルターにより、25Hz以上の周波数を持つシグナルをカットオフした。カットオフする周波数は人の最も速い動作の周波数である25Hz[49, 59–61]に設定した。次に、キャリブレーション時に求めた、線形近似モデルにより、加速度センサ、赤外線距離センサから得られた電圧値をそれぞれ、加速度、距離に変換する。

赤外線距離センサのセンシングデータから指間接角度を推定する際、いくつかの信号処理を行った。さらに、指の使用量へ変換する処理も行った。それら処理を以下に示す。

1. 線形補間により、センシングデータを100Hzのデータに変換した。
2. 100Hzのサンプリングレートをもつセンシングデータに対し25Hzのローパスフィルタをかけノイズを除去した。
3. 関節角度が90度、0度のときのセンシングデータを利用し、キャリブレーションを行った。
4. 1次元線形回帰により、センシングデータを、センサから指までの距離へ変換した。
5. 光の強さが光源からの距離の2乗に反比例する(逆二乗の法則)ため、距離データの補正を行なった。
6. 式2.2により、距離を角度に変換した。
7. 角度を時間微分し、0.01秒間の変化角度(角速度)を導出した。
8. 加速度を時間微分し、0.01秒間の加加速度(躍度)を導出した。

9. 導出した角速度の絶対値を導出した.
10. xyz 軸の躍度のノルムをとった.
11. タスクごとに、角速度、躍度を合計し、使用量を導出した.

以下に、関節角度のデータから指の使用量を導出する、データ処理方法を記述する。

Table.2.4 Tasks

Task	Detail
箸を使い食事	被験者は利き手に箸を持ち、三つの皿に分けられた食品を口に運び食す。
布巾でテーブルを拭く	被験者は利き手に布巾を持ち、70cm 四方のテーブルを拭く。
タイピング	被験者は両手を用い、タイピングゲームを行う。
ライティング	被験者は利き手にボールペンを持ち、文字の書き取りを行う。
布巾を畳む	被験者は両手を用い、布巾を四つ折りに畳む、広げるを繰り返す。
Hole peg test を行う	被験者は利き手で十本のペグをホールに入れ、全てのペグをホールから抜き出す。

Fig.2.15 は、被験者が Table2.4 のタスクを表の上のタスクから、各 5 分ごと行った時の、関節角度のデータのプロットである。

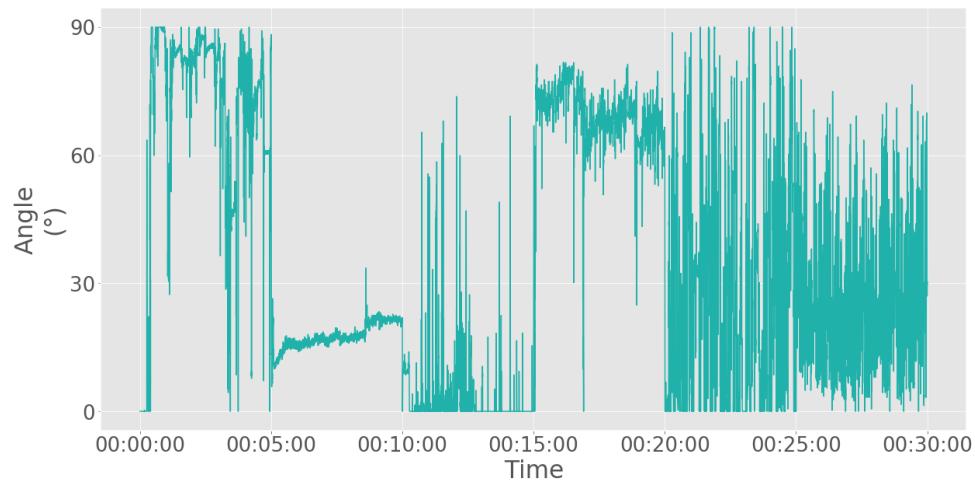


Fig.2.15 Data processing angle

関節角度 θ_i から、0.01 秒ごとの関節角度の変化量である角速度 ω_i を求める。

$$\omega_i = \theta_i / dt \quad (2.3)$$

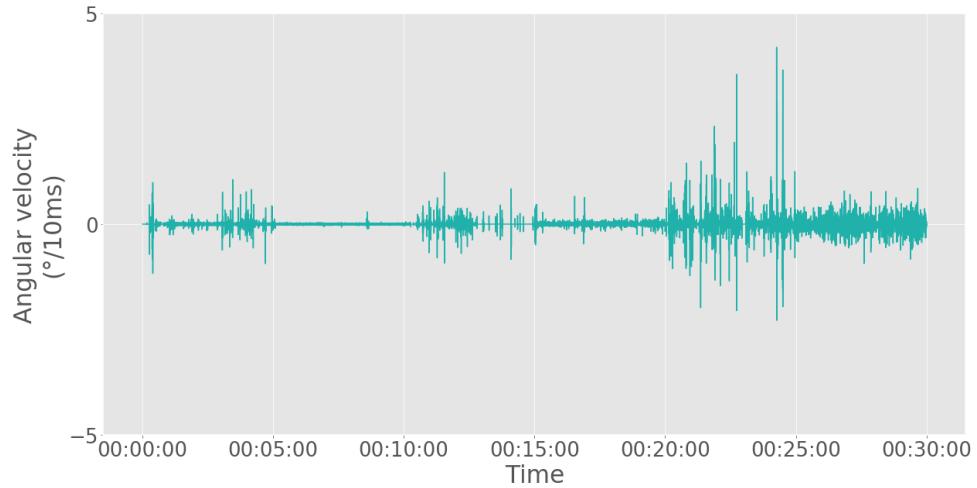


Fig.2.16 Data processing angle velocity

その後、角速度 ω_i の絶対値を導出する。

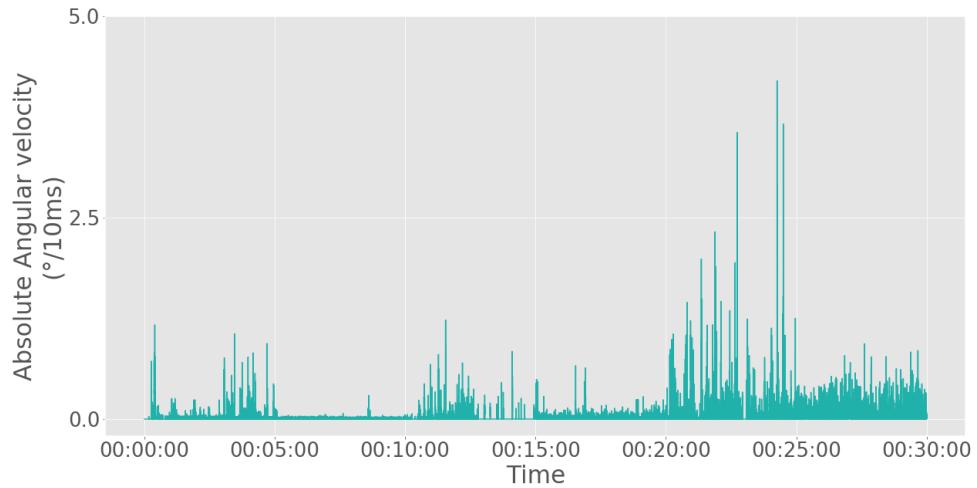


Fig.2.17 Data processing absolute angle velocity

5分間のタスクごとに、関節角度の変化量の合計を導出する。

$$\text{Aggrigated angle} = \sum_{i=1}^n |\omega_i| \quad (2.4)$$

ここで、n はタスクごとのサンプル数であるため、300 秒 × 100Hz より、 $n = 30000$ である。2.18 は 5 分間のタスクごとに、関節角度の変化量の合計を示したグラフである。

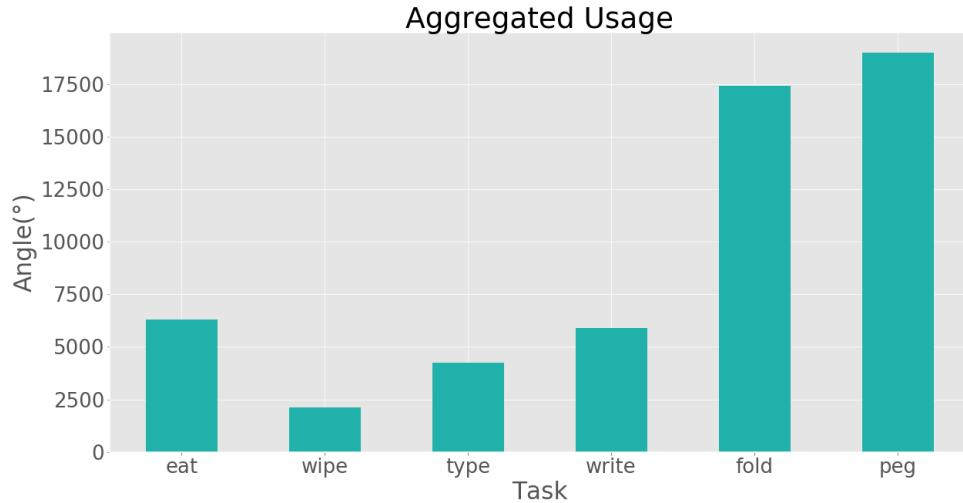


Fig.2.18 Data processing aggregated angle

以下に、加速度のデータから腕の使用量を導出する、データ処理方法を記述する。Fig.2.19は、被験者がTable2.4のタスクを表の上のタスクから、各5分ごと行った時の、加速度データのプロットである。

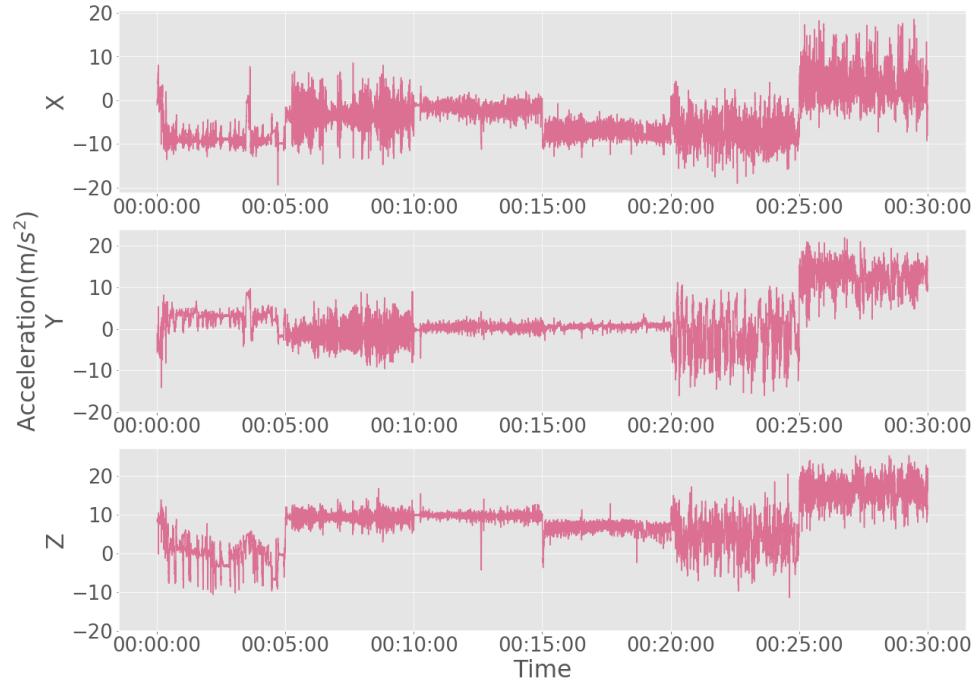


Fig.2.19 Data processing acceleration

それぞれの軸の躍度は以下の式 2.7 で表される。

$$j_x = da_x/dt \quad (2.5)$$

$$j_y = da_y/dt \quad (2.6)$$

$$j_z = da_z/dt \quad (2.7)$$

$a_{x,i}, a_{y,i}, a_{z,i}$ を x,y,z 軸の i 秒の時の加速度とする。また、サンプリングレート 100Hz より $dt = 0.01$ とす

る。これらより、それぞれの軸の加速度から躍度を導出すると以下の Fig.2.20 が得られる。

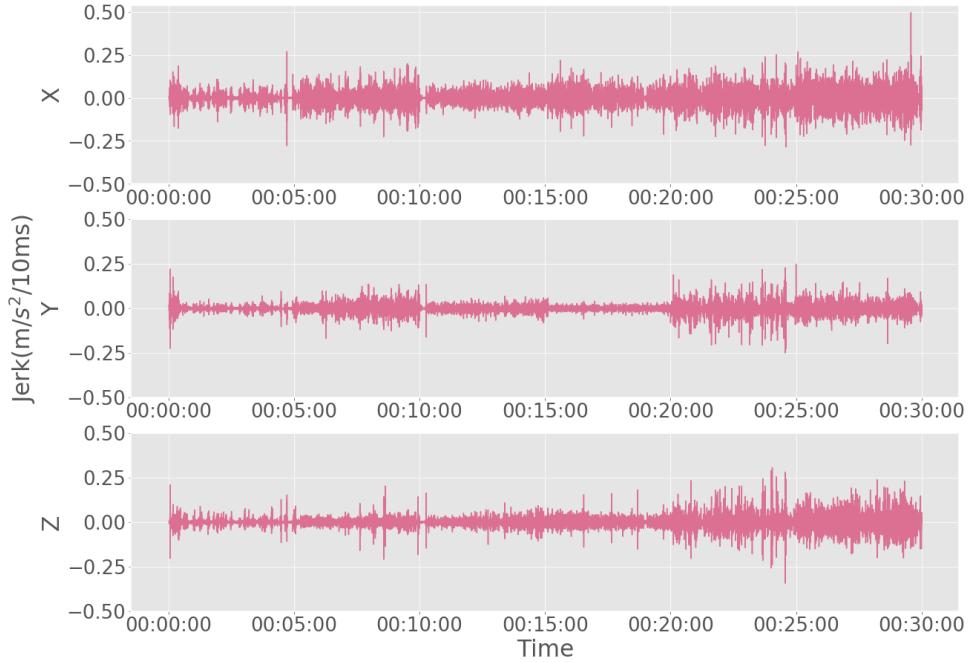


Fig.2.20 Data processing each axial jerk

それぞれの軸について得られた躍度のノルムを式 2.8 によって導出すると

$$j_{norm,i} = \sqrt{j_{x,i}^2 + j_{y,i}^2 + j_{z,i}^2} \quad (2.8)$$

であり、 $j_{norm,i}$ をプロットすると以下の Fig.2.21 が得られる。

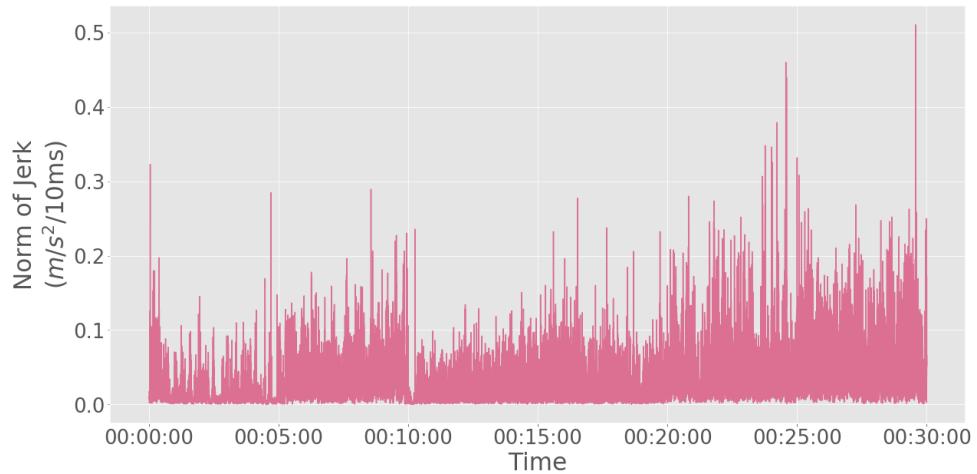


Fig.2.21 Data processing norm of jerk

5 分間のタスクごとに、加速度の変化量の合計を導出する。

$$\text{Aggrigated acceleration} = \sum_{i=1}^n j_{norm,i} \quad (2.9)$$

ここで, n はタスクごとのサンプル数であるため, 300 秒 \times 100Hz より, $n = 30000$ である. 2.22 は 5 分間のタスクごとに, 加速度の合計を示したグラフである.

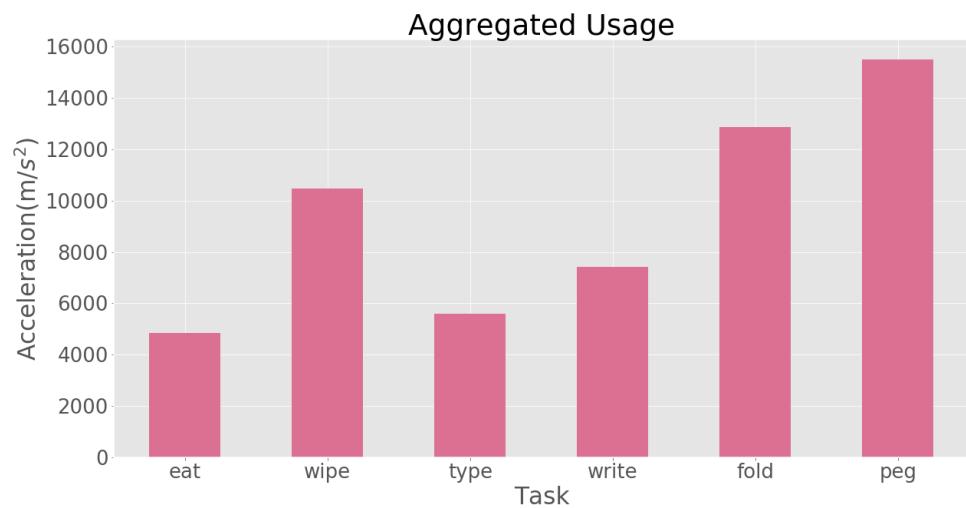


Fig.2.22 Data processing aggregated acceleration

第3章 実験手法

3.1 指の長さ計測

本デバイスのキャリブレーションには、ユーザの指の長さデータが必要である。そのため、ユーザの食指の第二関節から指先までの長さをメジャーを用い、計測した。実験の被験者の食指の第二関節から指先までの長さのデータを以下に示す。また、第二指長の計測結果を以下に示す。被験者は8名が男性、2名が女性である。

Table.3.1 Length between fingertip and proximal interphalangeal joint with index finger(n=10)

Subjects	Length(cm)	Sex	Dominant Hand
A	4.5	Female	Left
B	5.0	Male	Right
C	5.5	Male	Right
D	5.2	Male	Right
E	5.1	Male	Right
F	5.2	Male	Right
G	5.3	Male	Right
H	5.4	Male	Right
I	4.3	Female	Right
J	4.9	Male	Right

実験の被験者の食指の第二関節から指先までの長さの平均 5.04cm であり、標準偏差は 0.38cm であった。

3.2 ジェスチャ識別精度の評価

予備実験として健常者を対象に、本システムのジェスチャの認識精度を調査した。この実験の際は、LED(Osram SFH4550)とフォトトランジスタセンサ(Honeywell SD5410)の代わりに、赤外線距離センサ(Pololu QTR-1A)を2つ使用し,Fig.3.1の位置に取り付けた。

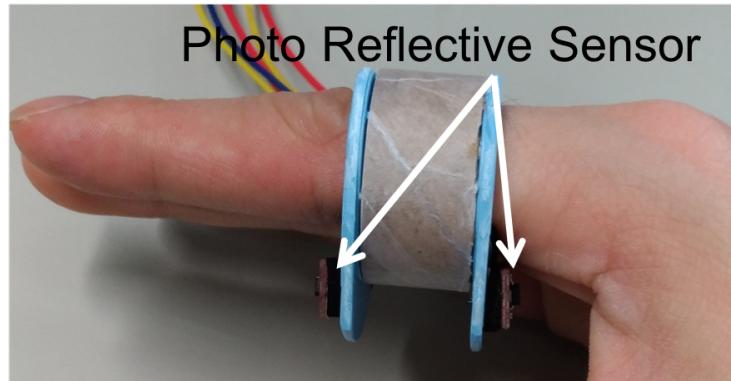


Fig.3.1 Mounting position of sensor

ジェスチャの種類を Fig.3.2 に示す。手指を閉じた状態 (Fig.3.2 の 1), 示指と母指で輪を作った状態 (Fig.3.2 の 2), 手指を開いた状態 (Fig.3.2 の 3), 計三つのジェスチャを指示し被験者に行ってもらった。これらのジェスチャは [62] を元にした。被験者は椅子に座った状態で、本デバイスを装着した手でジェスチャを行った。被験者がジェスチャをしている時のセンサーデータを収集した。5 秒間のセンサーデータを時間で平均したセンサ値をジェスチャ識別のために利用した。また、センサデータは各ジェスチャにつき 60 データ記録し、五人の被験者センサデータを収集した。センシングの際のサンプルレートは 100 Hz とした。合計で一人につき 180 データ (60 データ ×3 ジェスチャ) を収集した。

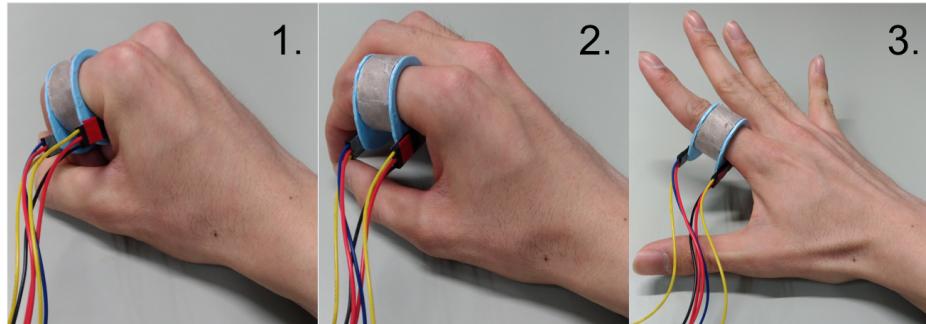


Fig.3.2 Prepared hand-gesture set

三つのジェスチャを識別するため、一対一分類法、線形 Support Vector Machine を用いた。五人すべて、900 データ (180 データ × 五人) をジェスチャごとにラベル分けし、ジェスチャ識別に利用した。これらのデータの内、各ラベルに対し、データの 80% をトレーニングデータ、20% をテストデータとし、五分割交差検証を行なった。

3.3 関節角度推定精度の評価

健常者十人を対象に本デバイスの関節角度の推定精度の評価を行なった。被験者の指の関節を 0~90°まで 15°刻みで固定し、その時の関節角度の推定精度を評価した。指関節角度の固定には以下の Fig.3.3 に示す固定器具を使用する。関節角度固定器具は 3DCAD(Fusion 360) で設計し、3D プリンタ (Dimension 1200es) で印刷し作成した。関節角度器具の使用を Fig.3.3(b) に示す。Fig.3.3(b) では食指の第二関節にあて関節角度を 45° に固定している。

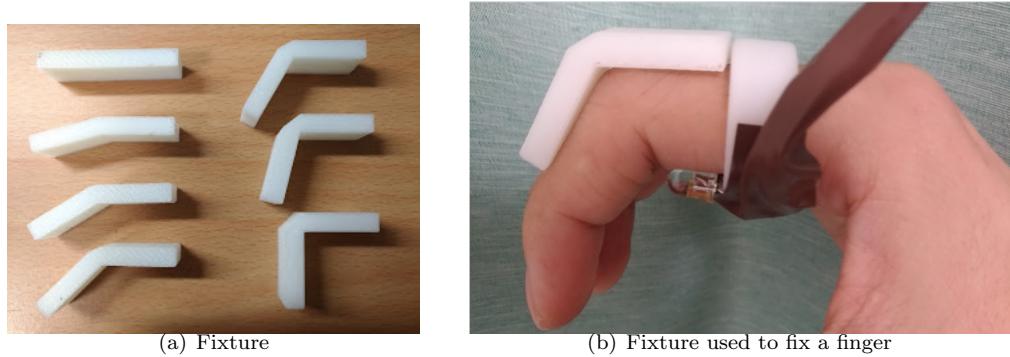


Fig.3.3 Finger fixing

指を固定した状態で、赤外線距離センサのセンシングを行い、その時の関節角度と、推定された関節角度を比較した。デバイスを装着後、関節角度固定器具を装着し、指の角度を固定する。その状態で、センサデータの計測を3秒間行った。さらに、各角度につき10回計測を行った。被験者一人につき、70回計測を行った。被験者数は十人、センサのサンプルレートは100Hzとした。精度評価の際、推定角度と正解角度の絶対誤差の平均値 Mean Absolute Error(MAE) と相関係数 R を評価指標とした。

$$MAE = \frac{1}{n} \sum_{k=1}^n |Res_i| \quad (3.1)$$

$$Res_i = Pred_i - True_i \quad (3.2)$$

$Pred_i$ と $True_i$ はそれぞれ、計測 i 回目の時の推定角度と正解角度を示している。推定角度は、赤外線距離センサからの信号に処理を加え、Fig.2.1 に示す関係より推定した角度である。正解角度は、センシング時に指関節にあてている Fig.3.3 に示した、0~90° の固定器具の角度である。また、 Res_i は i 回目の計測時の正解角度と推定角度の誤差を示す。

3.4 Accelerometry との日常生活、リハビリ動作評価の比較

既存手法の Accelerometry と本手法の比較を行った。既存手法の Accelerometry では評価できなかった指の使用動作を本デバイスで評価できるか調査するために実験を行なった。

実験手法をいかに記述する。Table.3.2 に示した六つのタスクをそれぞれ5分間、合計30分間、以下の順番で八人の被験者が行った。被験者は左利きが一人、右利きが七人であり、二人が女性、六人が男性であった。また全ての被験者は健常者であった。実験を行う際、Fig.2.12 に示すように、三軸加速度計(データ記録部)を被験者の両手首、赤外線距離センサを両手の食指に装着し同時計測した。本実験で被験者に指示したタスクを以下に示す。被験者は椅子に座った状態でタスクを行なった。

Table.3.2 Tasks

Tasks	Details
箸を使い食事 (eat)	被験者は利き手に箸を持ち、三つの皿に分けられた食品を口に運び食す。
布巾でテーブルを拭く (wipe)	被験者は利き手に布巾を持ち、70cm 四方のテーブルを拭く。
タイピング (type)	被験者は両手を用い、タイピングゲームを行う。
ライティング (write)	被験者は利き手にボールペンを持ち、文字の書き取りを行う。
布巾を畳む (fold)	被験者は両手を用い、布巾を四つ折りに畳む、広げる繰り返す。
Hole peg test を行う (peg)	被験者は利き手で十本のペグをホールに入れ、全てのペグをホールから抜き出す。

これらのタスクは生活日常動作五つと、リハビリテーション動作の Hole peg test からなり、[56,63,64] を参考にした。

第4章 実験結果と考察

4.1 ジェスチャ識別結果

各ジェスチャを行なっている時のセンサデータをラベル付けし、SVM モデルに対し、五分割交差検証を行なった結果を以下の Fig.4.2 に示す。

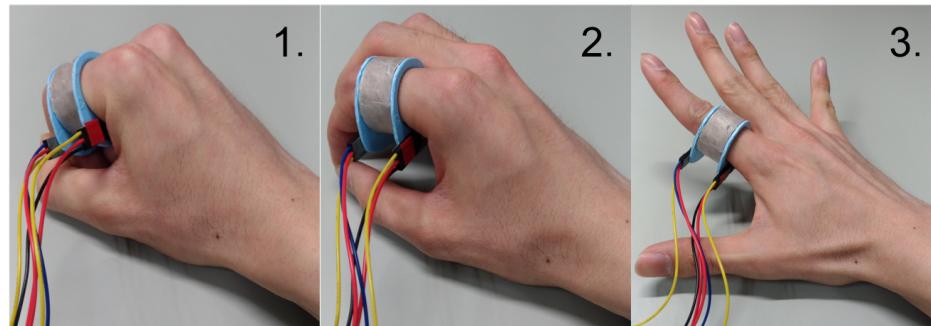


Fig.4.1 Prepared hand-gesture set

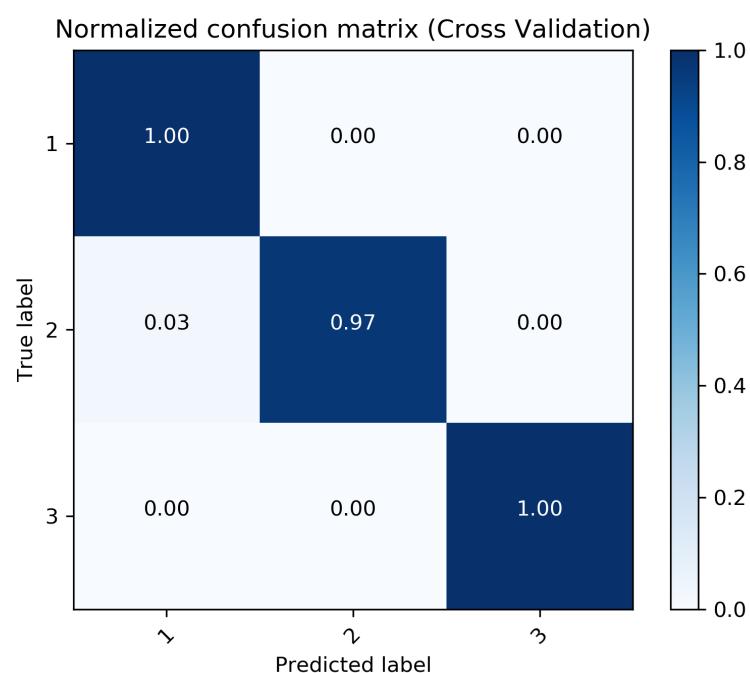


Fig.4.2 Confusion matrix of 3-gesture

Fig.4.2 より、ジェスチャ 1 と 3 を 100% の正解率で識別することが可能であることが分かった。五分割交差検証を行った結果、ジェスチャ全体の平均正解率は 98.9%，分散 3.9% であった。この結果から本手法により三つのジェスチャの識別が可能であることが示された。

4.2 関節角度推定結果

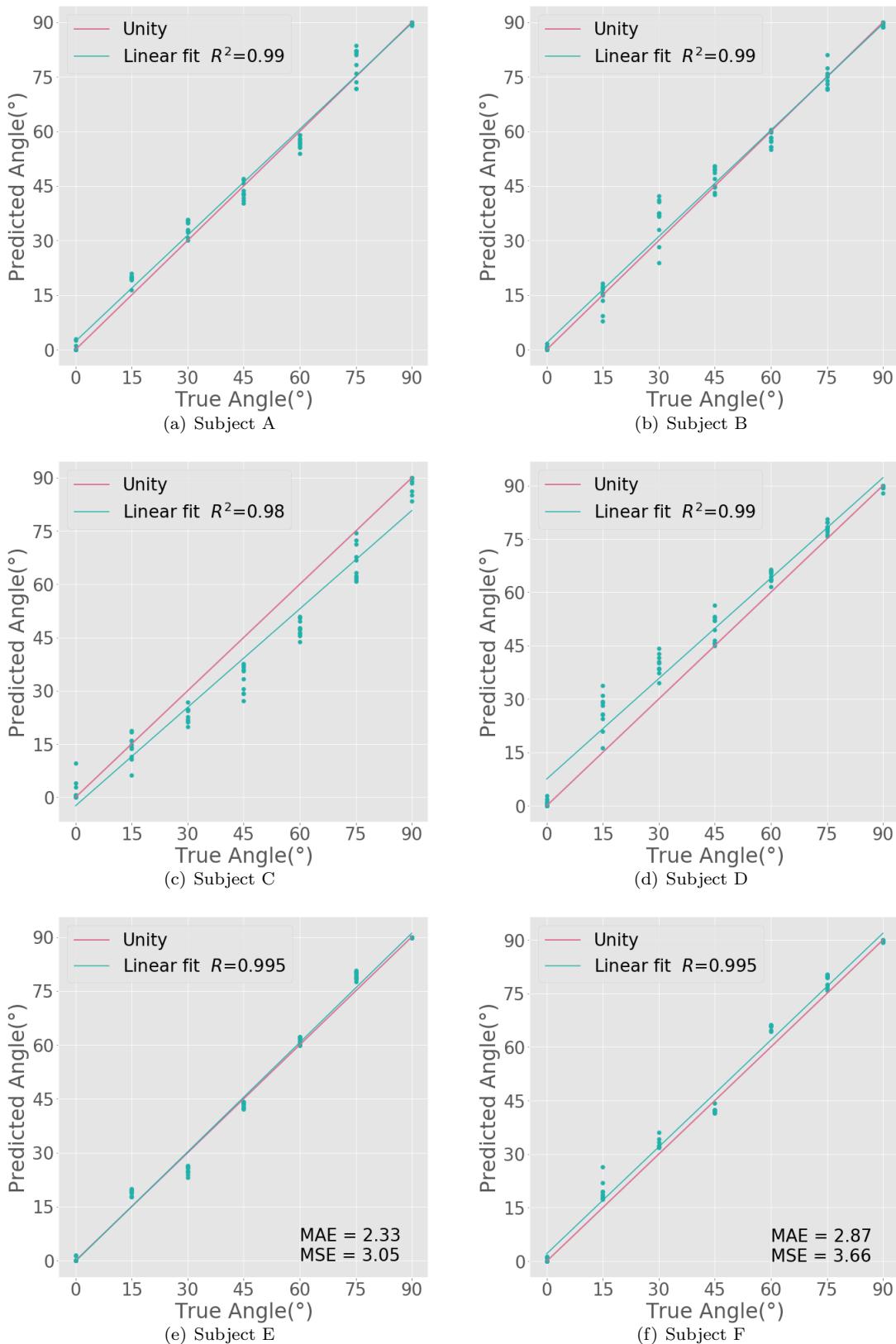
以下に実験結果を示す。以下の Table.4.1 は被験者ごとの、推定角度と正解角度の Mean Absolute Error と相関係数を示した表である。

Table.4.1 MAE and R between True Angle and Predicted Angle (n=10)

Subjects	Mean Absolute Error°	Correlation coefficient
A	2.71	0.993
B	2.62	0.995
C	6.61	0.985
D	5.01	0.994
E	2.33	0.995
F	2.87	0.995
G	1.57	0.998
H	2.87	0.992
I	3.04	0.986
J	2.41	0.994

MAE の被験者平均は 3.20° ($SD=1.48^\circ$) であった。また、R の被験者平均は 0.991 ($SD=0.005$) であった。Manumeter では指の関節角度の推定精度 MAE が 4.7° である [49]。よって、本手法は既存の手法よりも高い関節角度の推定精度を持つことが言える。また、3 秒間の測定中のセンサ値の揺らぎ (標準偏差) は小さく、推定角度に変換すると被験者平均で $SD=\pm 0.12^\circ$ であった。

以下の Fig.4.3 は、被験者ごとに、得られた推定角度のデータに基づいて線形回帰を行なった図である。0,90 度の時のプロットの分散が小さいことが分かる。これは、キャリブレーションを 0,90 度の際のジェスチャを基準として行なっているためだと考えられる。(c) では Linear Regression の傾きが、(d) では切片が、Unity から外れているが、その他は、大きく予測を外しているプロットもなく、良好な角度推定ができていると言える。



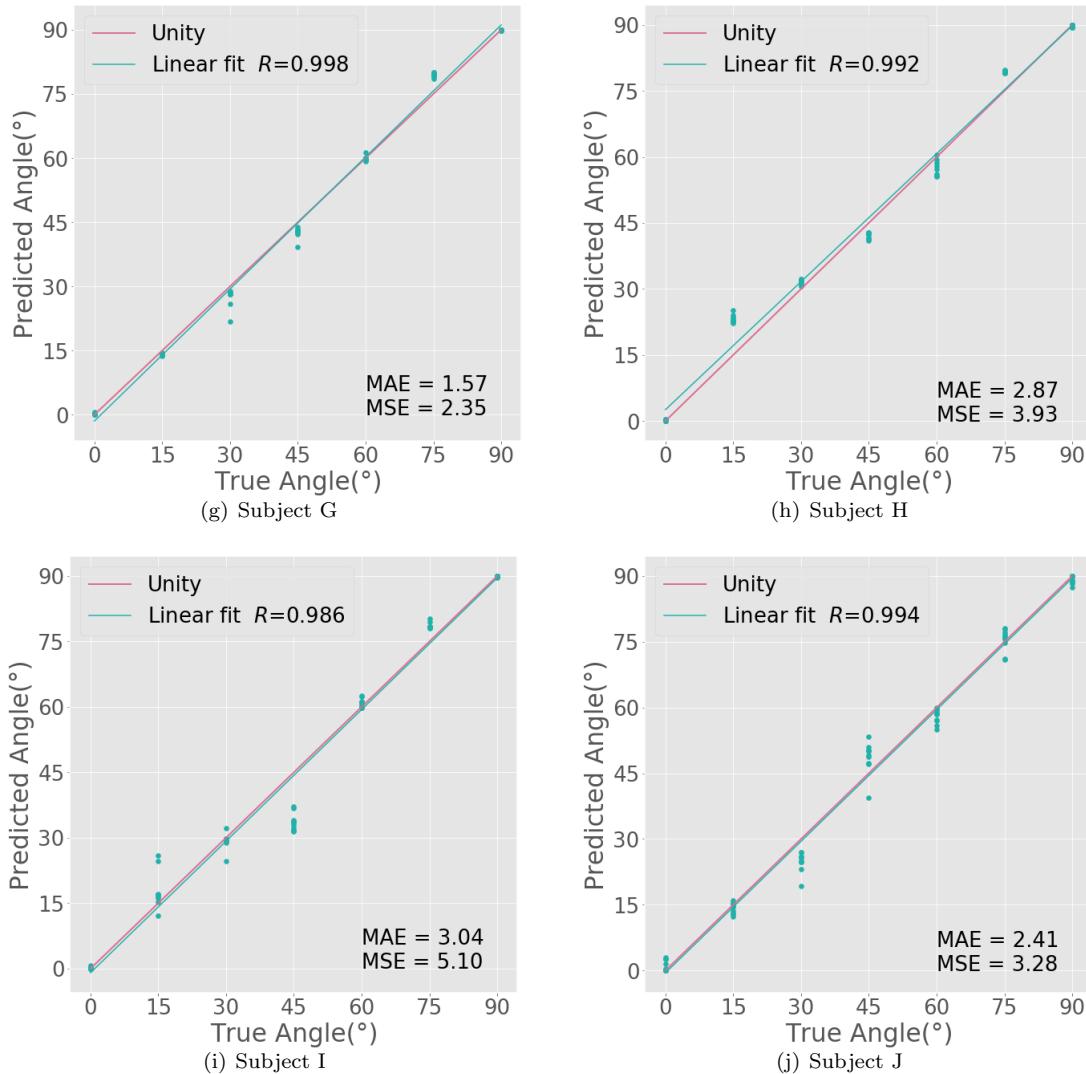
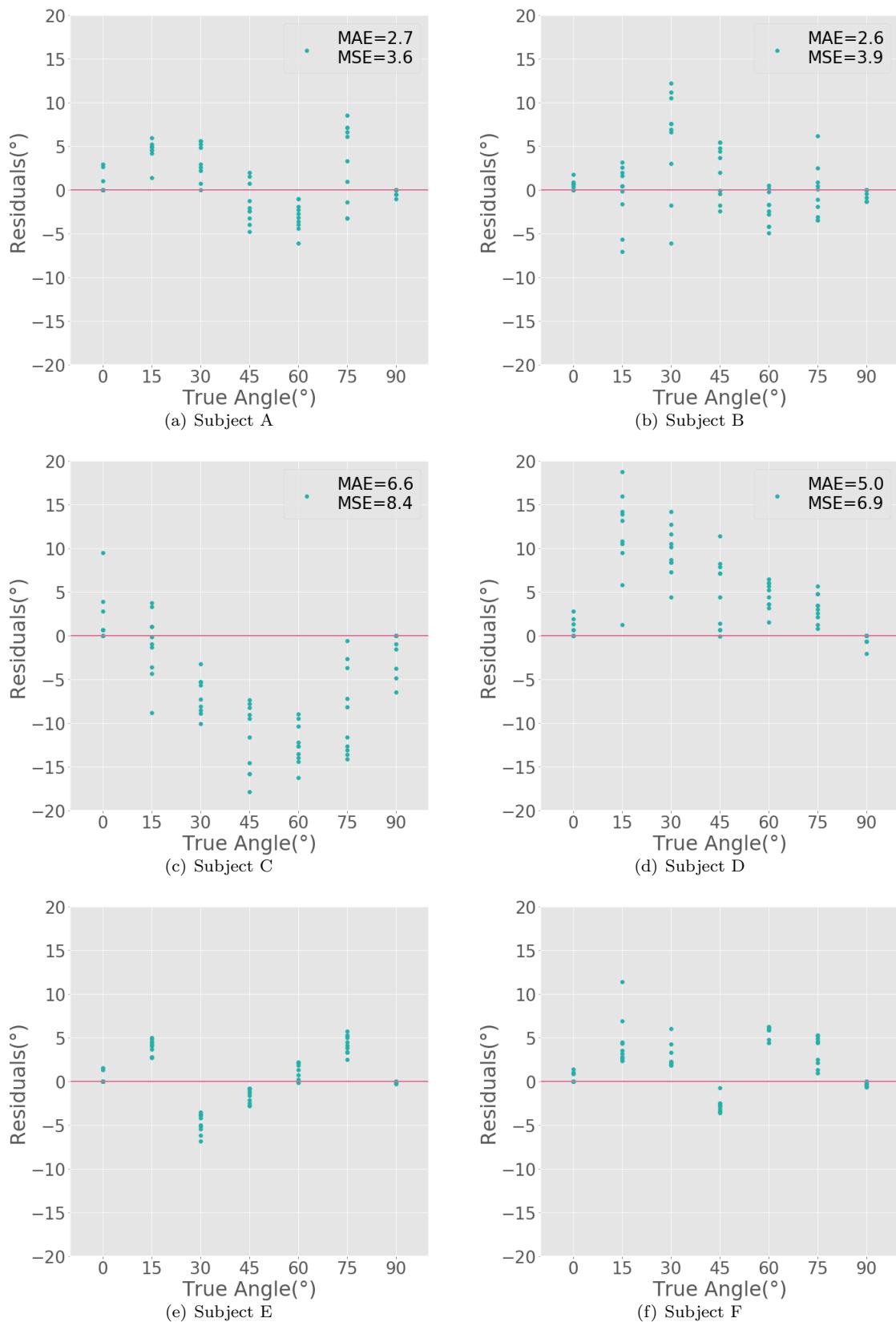


Fig.4.3 Observed-Predicted Plot

以下の Fig.4.4 は、被験者ごとに、正解角度と予測角度の誤差 Res_i をプロットしたグラフである。



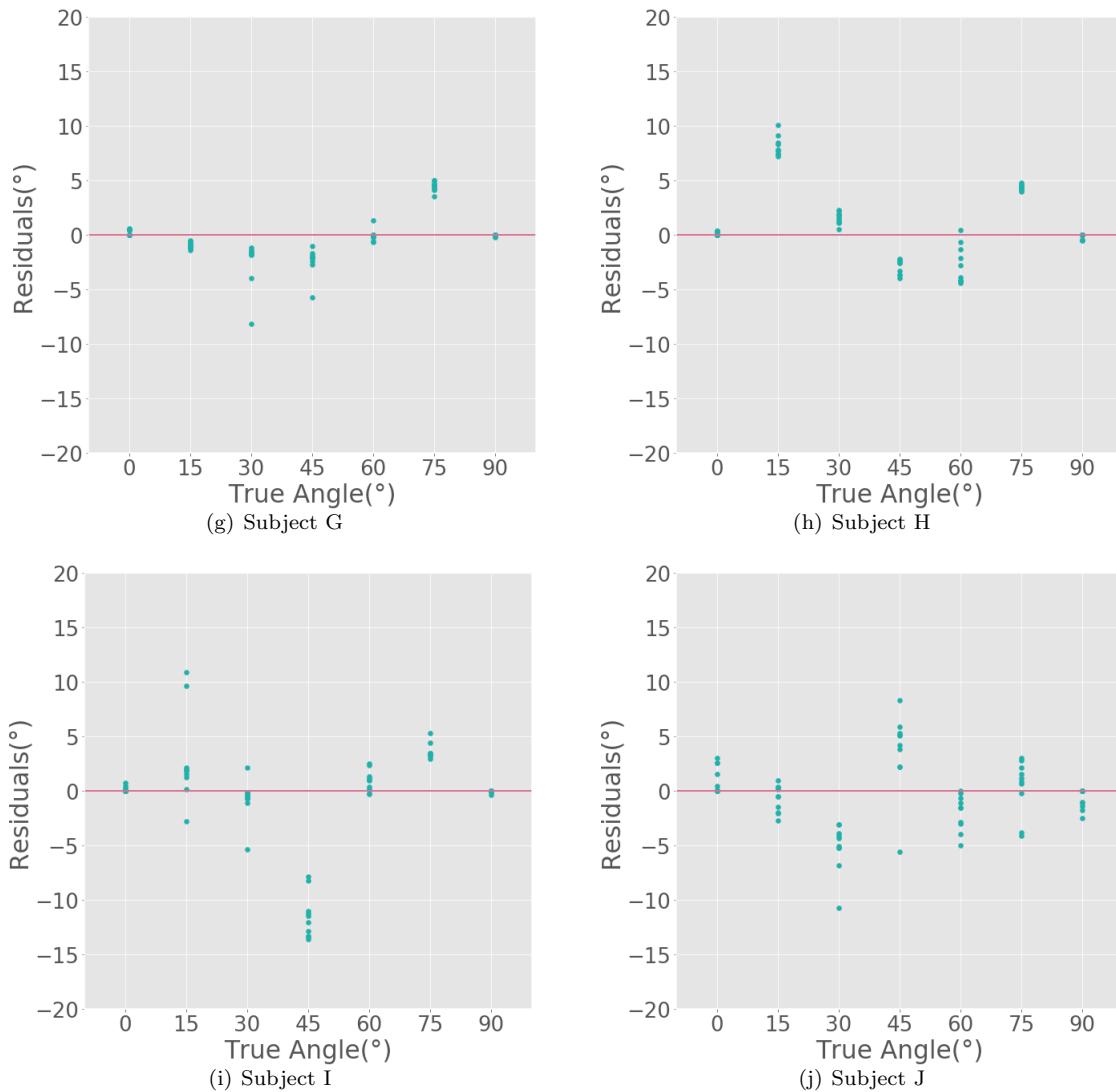


Fig.4.4 Residuals plot

結果から本手法により関節角度が推定でき、手指使用量を計測可能であることが示唆された。

4.3 Accelerometry との日常生活、リハビリ動作評価の比較

得られたデータは、正規性、等分散性が認められなかったため、分散分析としてフリードマン検定を行なった。この時サンプルサイズは $n=8$ である。フリードマン検定を行なった結果、代表値に差が見られた。フリードマン検定の結果を以下の 4.2 に示す。

Table 4.2 Friedman test

measure	p-value	η^2
Angle	2.214751e-07****	0.5945477
Acceleration	2.039236e-08****	0.6398353

Angle, Acceleration ともに、タスク間で代表値に違いがあったため、Games-Howel 法で各タスクの 1 対 1

の対比較を行なった。Games-Howel 法は、正規性、等分散性の制限のないノンパラメトリック検定である。Games-Howel 法で検定した結果を以下の Table.4.3 に示す。eat vs fold, eat vs peg, fold vs write, peg vs write の比較では Angle, Acceleration ともに有意差が見られた。eat vs wipe, eat vs write, fold vs type, peg vs type の比較では Acceleration のみに有意差が見られた。fold vs wipe, peg vs wipe の比較では Angle のみに有意差が見られた。

Table.4.3 Games-Howel test p-value

Paired comparison	Angle p-value	Acceleration p-value
eat vs. fold	0.02096*	0.00028***
eat vs. peg	0.00249**	0.00001***
eat vs. type	0.30367	0.09258
eat vs. wipe	0.99997	0.03925*
eat vs. write	0.61927	0.02215*
fold vs. peg	0.95225	0.70476
fold vs. type	0.16702	0.01238*
fold vs. wipe	0.02079*	0.42099
fold vs. write	0.03235*	0.00105**
peg vs. type	0.17113	0.04332*
peg vs. wipe	0.00164**	0.87725
peg vs. write	0.00380**	0.00011***
type vs. wipe	0.39653	0.74382
type vs. write	0.63400	0.80855
wipe vs. write	0.93563	0.22543

被験者 8 人の各タスクごとの関節角度の変化量の合計を以下のボックスプロット Fig.4.5 に示す。

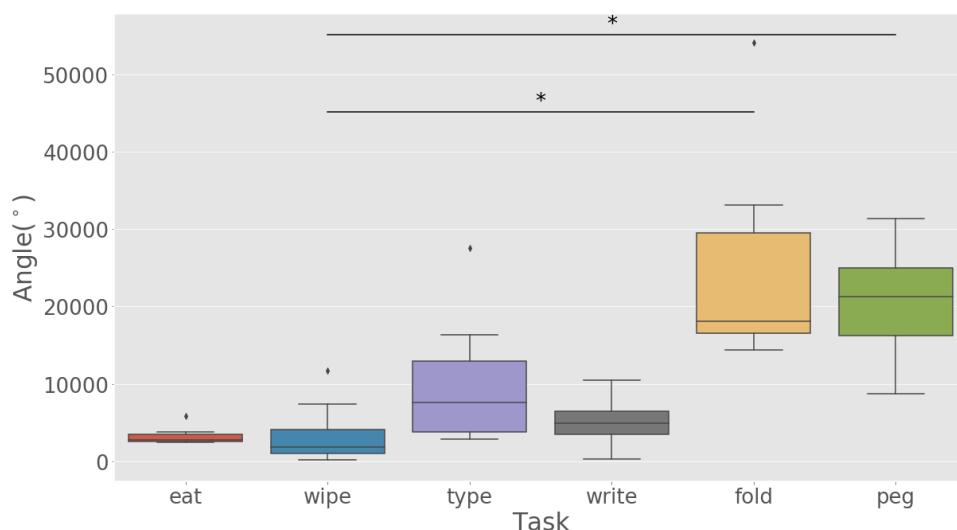


Fig.4.5 Aggregated usage of angle

被験者 8 人の各タスクごとの加速度の変化量の合計を以下のボックスプロット Fig.4.6 に示す。

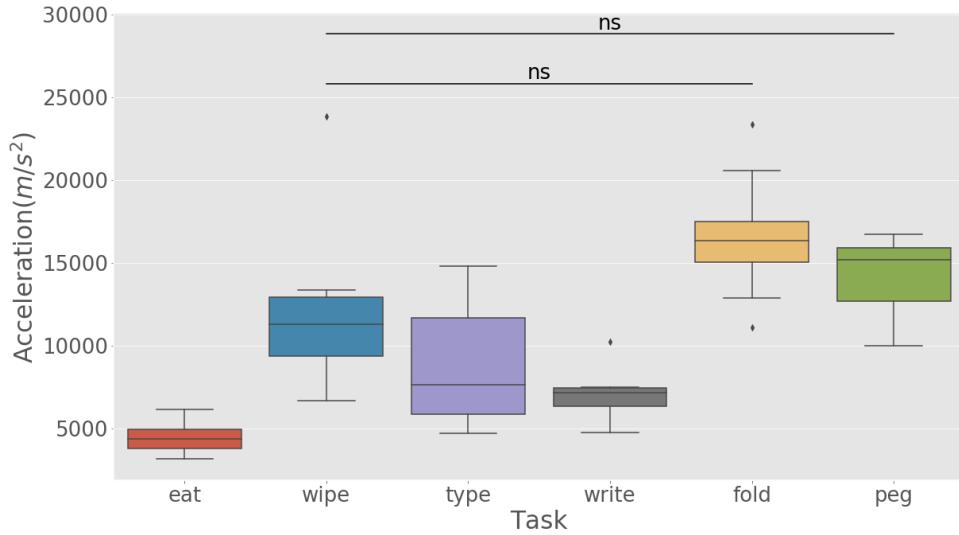


Fig.4.6 Aggregated usage of acceleration

fold vs. wipe と peg vs. wipe 比較のとき, Angle には有意差が認められ, Acceleration には有意差が認められなかった. なお, Fig.4.5 と Fig.4.6 には, それらの注釈を記述した.

4.4 考察

タスクによって指の使用量が違うことが考えられる. 例えば, 布巾で机を拭くタスクを行なっている時は指の関節角度の変化が少なく, 指の使用量が小さいと考えられる. 布巾を畳むタスクや, ペグを抜き差しするタスクは, 指を使って布巾をつまみ畳む動作や, ペグをつまむ動作があり, 指の関節角度の変化が多く, 指の使用量が大きいと考えられる. 本手法では Accelerometry では示すことができなかつた wipe と fold, peg の指の使用量の違いを示すことができた. Accelerometry と本手法を組み合わせることで, 腕の使用量のみではなく, 指の使用量の評価が行えることが示唆された.

Manumeter は複数の指の使用量測定をする場合, 単一の指を測定するときに比べ, 測定精度が低下することが懸念される. 理由は, Manumeter は磁石の指輪を指に装着するため, 磁力計が独立した複数の磁石の動きをうまく検出できないことである. 一方, 本デバイスは, 磁力計ではなく, 赤外線距離センサを利用してお, 複数の指の動きの計測であっても測定精度には何ら影響がないと考えられる. そのため, Manumeter に比べ, 本デバイスは複数の指の使用量を測定可能である優位性を持つ.

第5章 結論と課題

5.1 結論

リハビリテーション介入の効果を定量的に測定する手法として、手指使用量の常時計測のためのウェアラブルデバイスの開発を行った。本デバイスは赤外線距離センサを用いて指の第二関節角度を推定する指輪型のデバイスである。結果より、本手法により関節角度を推定でき、手指使用量を計測可能であることが示唆された。

5.2 課題

本研究では手指使用量を関節角度変化の総和と定義している。この定義の問題点は、指が何かに当たった時に動いた場合、指の使用を誤計測してしまうことである。また、力を入れて指を使っているがほとんど関節角度の変化がない場合の指の使用を測定することができない点である。

本デバイスは、有線であり、指輪部と腕輪部をワイヤで接続している。また、赤外線距離センサを構成している、発光ダイオードとフォトトランジスタが大きい。そのため、日常生活上でユーザが本デバイスを利用する際、ユーザビリティが高くない問題点がある。さらに、日常生活では、水で手を洗うことが考えられ、本デバイスは防水性がないために、手を洗う際には取り外す必要があり、ユーザに負担をかける問題がある。しかし、これらの問題点は、エンジニアリングで解消が可能である。リング型デバイスの ŌURA [55] は、センシングデータを無線でスマートフォンなどへ送信する機能や防水性を持っている。また、赤外線距離センサを搭載しているが、その大きさは 3mm ほどであり、ユーザビリティを損なわない。ŌURA の全体の大きさは、厚さ 2.55mm、幅 18mm で、重さは 6g である。ŌURA はユーザビリティが高く日常生活上で生体計測が可能である。これらの理由から、エンジニアリングによってユーザビリティを損なわず本研究の手法を用い日常生活で指の使用量を計測するデバイスの開発は十分実現可能であると言える。また、本デバイスはジェスチャ認識や関節角度の変化の認識が可能であるため、指使用量の測定だけでなく、リモートコントローラとしての使用が期待できる。

参考文献

- [1] E Taub, G Us Pattie, V W Mark, and D M M Morris. The learned nonuse phenomenon: implications for rehabilitation. *Europa medicophysica*, Vol. 42, No. 3, pp. 241–56, 2006.
- [2] Debbie Rand, Janice J. Eng, Pei Fang Tang, Jiann Shing Jeng, and Chihya Hung. How active are people with stroke?: use of accelerometers to assess physical activity. *Stroke; a journal of cerebral circulation*, Vol. 40, No. 1, pp. 163–168, 2009.
- [3] Steven R Zeiler, Robert Hubbard, Ellen M Gibson, Tony Zheng, Kwan Ng, O Brien, and John W Krakauer. a Second Stroke : Re-Opening a Post-Ischemic Sensitive Period. Vol. 30, No. 8, pp. 794–800, 2017.
- [4] Michelle E. Mlinac and Michelle C. Feng. Assessment of Activities of Daily Living, Self-Care, and Independence. *Archives of Clinical Neuropsychology*, Vol. 31, No. 6, pp. 506–516, 2016.
- [5] Peter Langhorne, Julie Bernhardt, and Gert Kwakkel. Stroke rehabilitation. *The Lancet*, Vol. 377, No. 9778, pp. 1693–1702, 2011.
- [6] Catherine E. Lang, Marghuretta D. Bland, Ryan R. Bailey, Sydney Y. Schaefer, and Rebecca L. Birkenmeier. Assessment of upper extremity impairment, function, and activity after stroke: Foundations for clinical decision making. *Journal of Hand Therapy*, Vol. 26, No. 2, pp. 104–115, 2013.
- [7] Yu Wei Hsieh, Ching Yi Wu, Keh Chung Lin, Ya Fen Chang, Chia Ling Chen, and Jung Sen Liu. Responsiveness and validity of three outcome measures of motor function after stroke rehabilitation. *Stroke*, Vol. 40, No. 4, pp. 1386–1391, 2009.
- [8] Catherine E. Lang, Dorothy F. Edwards, Rebecca L. Birkenmeier, and Alexander W. Dromerick. Estimating Minimal Clinically Important Differences of Upper-Extremity Measures Early After Stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Vol. 89, No. 9, pp. 1693–1700, 2008.
- [9] Catherine E. Lang, Kimberly J. Waddell, Joseph W. Klaesner, and Marghuretta D. Bland. A Method for Quantifying Upper Limb Performance in Daily Life Using Accelerometers. *Journal of Visualized Experiments*, No. 122, pp. 1–8, 2017.
- [10] Rinske Nijland, Erwin Van Wegen, Jeanine Verbunt, Renske Van Wijk, Joost Van Kordelaar, and Gert Kwakkel. A comparison of two validated tests for upper limb function after stroke: The wolf motor function test and the action research arm test. *Journal of Rehabilitation Medicine*, Vol. 42, No. 7, pp. 694–696, 2010.
- [11] Sanne C. Van Der Pas, Jeanine A. Verbunt, Dorien E. Breukelaar, Rachma Van Woerden, and Henk A. Seelen. Assessment of arm activity using triaxial accelerometry in patients with a stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Vol. 92, No. 9, pp. 1437–1442, 2011.
- [12] J. H. Van Der Lee, H. Beckerman, D. L. Knol, H. C.W. De Vet, and L. M. Bouter. Clinimetric properties of the motor activity log for the assessment of arm use in hemiparetic patients. *Stroke*, Vol. 35, No. 6, pp. 1410–1414, 2004.

- [13] Edward Taub, Jean E. Crago, and Gitendra Uswatte. Constraint-induced movement therapy: A new approach to treatment in physical rehabilitation. *Rehabilitation Psychology*, Vol. 43, No. 2, pp. 152–170, 1998.
- [14] Platz T., Pinkowski C., van Wijck F., Kim I.-H., di Bella P., and Johnson G. Reliability and validity of arm function assessment with standardized guidelines for the Fugl-Meyer Test, Action Research Arm Test and Box and Block Test: A multicentre study. *Clinical Rehabilitation*, Vol. 19, No. 4, pp. 404–411, 2005.
- [15] V. Mathiowetz, G. Volland, N. Kashman, and K. Weber. Adult norms for the Box and Block Test of manual dexterity. *The American journal of occupational therapy. : official publication of the American Occupational Therapy Association*, Vol. 39, No. 6, pp. 386–391, 1985.
- [16] Johanne Desrosiers, Réjean Hébert, Elisabeth Dutil, and Gina Bravo. Development and Reliability of an Upper Extremity Function Test for the Elderly: The TEMPA. *Canadian Journal of Occupational Therapy*, Vol. 60, No. 1, pp. 9–16, 1993.
- [17] Keh-chung Lin, Li-ling Chuang, Ching-yi Wu, Yu-wei Hsieh, and Wan-ying Chang. Responsiveness and validity of three dexterous function measures in stroke rehabilitation. *The Journal of Rehabilitation Research and Development*, Vol. 47, No. 6, p. 563, 2010.
- [18] Susan Barreca, Carolyn (Kelly) Gowland, Paul Stratford, Maria Huijbregts, Jeremy Griffiths, Wendy Torresin, Magen Dunkley, Patricia Miller, and Lisa Masters. Development of the Chedoke Arm and Hand Activity Inventory: Theoretical Constructs, Item Generation, and Selection. *Topics in Stroke Rehabilitation*, Vol. 11, No. 4, pp. 31–42, 2004.
- [19] Susan R. Barreca, Paul W. Stratford, Lisa M. Masters, Cynthia L. Lambert, Jeremy Griffiths, and Catherine McBay. Validation of Three Shortened Versions of the Chedoke Arm and Hand Activity Inventory. *Physiotherapy Canada*, Vol. 58, No. 02, p. 148, 2006.
- [20] Susan R. Barreca, Paul W. Stratford, Cynthia L. Lambert, Lisa M. Masters, and David L. Streiner. Test-Retest reliability, validity, and sensitivity of the chedoke arm and hand activity inventory: A new measure of upper-limb function for survivors of stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Vol. 86, No. 8, pp. 1616–1622, 2005.
- [21] Denise Johnson, Jocelyn Harris, Paul Stratford, and Julie Richardson. Inter-rater reliability of the Chedoke Arm and Hand Activity Inventory. *NeuroRehabilitation*, Vol. 40, No. 2, pp. 201–209, 2017.
- [22] Earllaine Croarkin, Jerome Danoff, and Candice Barnes. Evidence-based rating of upper-extremity motor function tests used for people following a stroke. *Physical therapy*, Vol. 84, No. 1, pp. 62–74, 2004.
- [23] Alan Sunderland. Arm function after stroke. An evaluation of grip strength. *Management*, pp. 1267–1272, 1989.
- [24] Virgil Mathiowetz. Adult Nonns For The Nine Hole Peg Test Of Finger Dexterity.
- [25] Keisuke Shima, Toshio Tsuji, Akihiko Kandori, Masaru Yokoe, and Saburo Sakoda. Measurement and evaluation of finger tapping movements using log-linearized gaussian mixture networks. *Sensors*, Vol. 9, No. 3, pp. 2187–2201, 2009.
- [26] Gitendra Uswatte, Edward Taub, David Morris, Mary Vignolo, and Karen McCulloch. Reliability and validity of the upper-extremity motor activity log-14 for measuring real-world arm use. *Stroke*, Vol. 36, No. 11, pp. 2493–2496, 2005.
- [27] G. Uswatte, W. H. R. Miltner, B. Foo, M. Varma, S. Moran, and E. Taub. Objective Measurement

- of Functional Upper-Extremity Movement Using Accelerometer Recordings Transformed With a Threshold Filter. *Stroke*, Vol. 31, No. 3, pp. 662–667, 2000.
- [28] Carolee J. Weinstein, J. Philip Miller, Sarah Blanton, Edward Taub, Gitendra Uswatte, David Morris, Deborah Nichols, and Steven Wolf. Methods for a Multisite Randomized Trial to Investigate the Effect of Constraint-Induced Movement Therapy in Improving Upper Extremity Function among Adults Recovering from a Cerebrovascular Stroke. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, Vol. 17, No. 3, pp. 137–152, 2003.
- [29] Marian E. Michielsen, Ruud W. Selles, Henk J. Stam, Gerard M. Ribbers, and Johannes B. Bussmann. Quantifying nonuse in chronic stroke patients: A study into paretic, nonparetic, and bimanual upper-limb use in daily life. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Vol. 93, No. 11, pp. 1975–1981, 2012.
- [30] Keh Chung Lin, Tiffany Fu, Ching Yi Wu, Yen Ho Wang, Jung Sen Liu, Ching Ju Hsieh, and Shih Fan Lin. Minimal detectable change and clinically important difference of the stroke impact scale in stroke patients. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, Vol. 24, No. 5, pp. 486–492, 2010.
- [31] Keh Chung Lin, Tiffany Fu, Ching Yi Wu, Yu Wei Hsieh, Chia Ling Chen, and Pei Chin Lee. Psychometric comparisons of the Stroke Impact Scale 3.0 and Stroke-Specific Quality of Life Scale. *Quality of Life Research*, Vol. 19, No. 3, pp. 435–443, 2010.
- [32] Sue Min Lai, Stephanie Studenski, Pamela W. Duncan, and Subashan Perera. Persisting consequences of stroke measured by the stroke impact scale. *Stroke*, Vol. 33, No. 7, pp. 1840–1844, 2002.
- [33] Pamela W. Duncan, Dennis Wallace, Stephanie Studenski, Sue Min Lai, and Dallas Johnson. Conceptualization of a New Stroke-Specific Outcome Measure: The Stroke Impact Scale. *Topics in Stroke Rehabilitation*, Vol. 8, No. 2, pp. 19–33, 2001.
- [34] Pamela W. Duncan, Dean M. Reker, Ronnie D. Horner, Gregory P. Samsa, Helen Hoenig, Barbara J. Laclair, and Tara K. Dudley. Performance of a mail-administered version of a stroke-specific outcome measure, the Stroke Impact Scale. *Clinical Rehabilitation*, Vol. 16, No. 5, pp. 493–505, 2002.
- [35] Pamela W. Duncan, Rita K. Bode, Sue Min Lai, and Subashan Perera. Rasch analysis of a new stroke-specific outcome scale: The stroke impact scale. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Vol. 84, No. 7, pp. 950–963, 2003.
- [36] Kong Y. Chen and David R. Bassett. The technology of accelerometry-based activity monitors: Current and future. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, Vol. 37, No. 11 SUPPL., 2005.
- [37] Kathryn S. Hayward, Janice J. Eng, Lara A. Boyd, Bimal Lakhani, Julie Bernhardt, and Catherine E. Lang. Exploring the Role of Accelerometers in the Measurement of Real World Upper-Limb Use after Stroke. *Brain Impairment*, Vol. 17, No. 1, pp. 16–33, 2016.
- [38] Fajar Akhmad Dwiputra, Balza Achmad, Faridah, and Herianto. Accelerometer-Based Recorder of Fingers Dynamic Movements for Post-Stroke Rehabilitation. *International Journal on Advanced Science, Engineering and Information Technology*, Vol. 7, No. 1, p. 299, 2017.
- [39] Gyrd Thrane, Nina Emaus, Torunn Askim, and Audny Anke. Arm use in patients with subacute stroke monitored by accelerometry: Association with motor impairment and influence on self-dependence. *Journal of Rehabilitation Medicine*, Vol. 43, No. 4, pp. 299–304, 2011.
- [40] Rüdiger J. Seitz, Tim Hildebold, and Karin Simeria. Spontaneous arm movement activity assessed by accelerometry is a marker for early recovery after stroke. *Journal of Neurology*, Vol. 258, No. 3, pp. 457–463, 2011.

- [41] Gitendra Uswatte, Carol Giuliani, Carolee Winstein, Angelique Zeringue, Laura Hobbs, and Steven L. Wolf. Validity of Accelerometry for Monitoring Real-World Arm Activity in Patients With Subacute Stroke: Evidence From the Extremity Constraint-Induced Therapy Evaluation Trial. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Vol. 87, No. 10, pp. 1340–1345, 2006.
- [42] Catherine E. Lang, Joanne M. Wagner, Dorothy F. Edwards, and Alexander W. Dromerick. Upper extremity use in people with hemiparesis in the first few weeks after stroke. *Journal of Neurologic Physical Therapy*, Vol. 31, No. 2, pp. 56–63, 2007.
- [43] Debbie Rand and Janice J. Eng. Disparity between functional recovery and daily use of the upper and lower extremities during subacute stroke rehabilitation. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, Vol. 26, No. 1, pp. 76–84, 2012.
- [44] B. W. Ullery, J. T. Lee, and R. L. Dalman. Snorkel/chimney and fenestrated endografts for complex abdominal aortic aneurysms. *Journal of Cardiovascular Surgery*, Vol. 56, No. 5, pp. 707–717, 2015.
- [45] Bor Shing Lin, I. Jung Lee, Shu Yu Yang, Yi Chiang Lo, Junghsi Lee, and Jean Lon Chen. Design of an inertial-sensor-based data glove for hand function evaluation. *Sensors (Switzerland)*, Vol. 18, No. 5, pp. 8–13, 2018.
- [46] Kostas N. Tarchanidis and John N. Lygouras. Data glove with a force sensor. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, Vol. 52, No. 3, pp. 984–989, 2003.
- [47] Farooq Ahmad and Petr Musilek. UbiHand : A Wearable Input Device for 3D Interaction. *Communications*, p. 2006, 2006.
- [48] David Kim, Otmar Hilliges, Shahram Izadi, Alex D. Butler, Jiawen Chen, Iason Oikonomidis, and Patrick Olivier. Digits. *Proceedings of the 25th annual ACM symposium on User interface software and technology - UIST '12*, p. 167, 2012.
- [49] Nizan Friedman, Justin B. Rowe, David J. Reinkensmeyer, and Mark Bachman. The manumeter: a wearable device for monitoring daily use of the wrist and fingers. *IEEE journal of biomedical and health informatics*, Vol. 18, No. 6, pp. 1804–1812, 2014.
- [50] Takashi Kikuchi Yuta Sugiura, Fumihiko Nakamura, Wataru Kawai and Maki Sugimoto. Hand Gesture Recognition through Measuring Skin Deformation on Back Hand by Optical Sensors. Vol. 12, No. 17, pp. 12–13, 2017.
- [51] ND Binh and T Ejima. Real-Time Hand Gesture Recognition Using. *Hand, The*, Vol. 2014, pp. 820–824, 2014.
- [52] Markus Valtin, Christina Salchow, Thomas Seel, Daniel Laidig, and Thomas Schauer. Modular finger and hand motion capturing system based on inertial and magnetic sensors. Vol. 3, No. 1, pp. 19–23, 2017.
- [53] Feng-Sheng Chen, Chih-Ming Fu, and Chung-Lin 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.
- [54] Zhou Ren, Jingjing Meng, and Junsong Yuan. Depth Camera Based Hand Gesture Recognition and its Applications in Human-Computer-Interaction. *IEEE International Conference on Information Communication and Signal Processing*, No. 1, pp. 3–7, 2011.
- [55] Massimiliano de Zambotti, Leonardo Rosas, Ian M. Colrain, and Fiona C. Baker. The Sleep of the Ring: Comparison of the ŌURA Sleep Tracker Against Polysomnography. *Behavioral Sleep Medicine*, Vol. 00, No. 00, pp. 1–15, 2017.

- [56] Junbo Wang. Magic Ring : A Self-contained Gesture Input Device on Finger. *Proceedings of the 12th International Conference on Mobile and Ubiquitous Multimedia*, pp. 3–6, 2013.
- [57] Masa Ogata, Yuta Sugiura, Hirotaka Osawa, and Michita Imai. iRing: Intelligent Ring Using Infrared Reflection. *Proceedings of the 25th annual ACM symposium on User interface software and technology - UIST '12*, pp. 131–136, 2012.
- [58] P M Utc. Adafruit Feather M0 Adalogger Power Pins Logic pins Micro SD Card + Green LED Other Pins ! Assembly Header Options ! Soldering in Plain Headers Battery + USB Power Measuring Battery Average Power Draw w / SD Card ENable pin Using with Arduino IDE Compilat. 2018.
- [59] Gerard P. Van Galen, Robert R.A. Van Doorn, and Lambert R.B. Schomaker. Effects of Motor Programming on the Power Spectral Density Function of Finger and Wrist Movements. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, Vol. 16, No. 4, pp. 755–765, 1990.
- [60] C. R. Mason, J. E. Gomez, and T. J. Ebner. Hand Synergies During Reach-to-Grasp — Journal of Neurophysiology. *Journal of Neurophysiology*, Vol. 86, No. 6, pp. 2896–2910, 2001.
- [61] Lisa K. Simone, Nappinnai Sundarajan, Xun Luo, Yicheng Jia, and Derek G. Kamper. A low cost instrumented glove for extended monitoring and functional hand assessment. *Journal of Neuroscience Methods*, Vol. 160, No. 2, pp. 335–348, 2007.
- [62] Lin. BackHand: Sensing Hand Gestures via Back of the Hand. *Proc. UIST'15*, No. C, pp. 557–564, 2015.
- [63] Edward Taub, Karen McCulloch, Gitendra Uswatte, and David M Morris. Motor Activity Log (MAL) Manual. *UAB CI Therapy Research Group* <http://...>, pp. 1–18, 2011.
- [64] Peter Feys, Ilse Lamers, Gordon Francis, Ralph Benedict, Glenn Phillips, Nicholas LaRocca, Lynn D. Hudson, and Richard Rudick. The nine-hole peg test as a manual dexterity performance measure for multiple sclerosis. *Multiple Sclerosis Journal*, Vol. 23, No. 5, pp. 711–720, 2017.
- [65] 河内まき子, 2012,AIST 日本人の手の寸法データ,<https://unit.aist.go.jp/hiri/dhrg/ja/dhdb/hand/index.html>