

慣性センサを用いた手指の運動計測に関する研究

2019 年 3 月

北野 敬祐

同志社大学大学院理工学研究科

目次

第1章 緒論	1
1.1 研究背景	1
1.2 従来の研究と本研究の目的	2
1.3 本論文の構成	3
第2章 光学式による手指動作計測および慣性センサシステムの開発	5
2.1 緒言	5
2.2 光学式モーションキャプチャによる指運動計測.....	5
2.2.1 計測装置および実験方法	6
2.2.2 反射マーカ配置および指モデル	8
2.2.3 計測結果および考察	11
2.3 慣性センサによる計測理論	13
2.3.1 姿勢算出	13
2.3.2 動作計測	15
2.4 慣性センサシステムの開発	16
2.4.1 光学式による慣性センサ開発のための実験	16
2.4.2 光学式による実験結果	17
2.4.3 慣性センサによる手指運動計測システム	20
2.4.4 慣性センサによる手指運動計測	22
2.5 結言	24
第3章 慣性センサによる手指リンクモデル構築	25
3.1 緒言	25
3.2 慣性センサによるモデル構築理論.....	25
3.2.1 慣性センサに対する位置ベクトルの算出法	25
3.2.2 リンクモデルの構築法	28
3.3 検証実験	29

3.3.1	実験方法	29
3.3.2	計算方法	30
3.3.3	実験結果	33
3.4	手指モデルの構築	37
3.4.1	手指への適用	37
3.4.2	リンクモデル比較実験	41
3.4.3	比較実験結果および考察	42
3.4.4	前腕を含む手指リンクモデル	44
3.5	結言	46
第4章 慣性センサにおける計測誤差の補正手法		47
4.1	緒言	47
4.2	慣性センサ出力の補正方法	47
4.2.1	アラン分散	47
4.2.2	カルマンフィルタ	49
4.2.3	ジャイロおよび加速度出力の補正方法	50
4.2.4	ジャイロおよび加速度出力の補正検証実験	52
4.2.5	コンパスによる方位角の補正方法	57
4.2.6	コンパスによる方位角の補正検証実験	60
4.3	姿勢補正フィルタの構築	61
4.3.1	拡張カルマンフィルタによる補正方法	61
4.3.2	補正フィルタの検証実験と比較	66
4.4	指モデルへの適用	70
4.4.1	実験方法	70
4.4.2	結果および考察	71
4.5	結言	77
第5章 慣性センサによる手指運動計測		78
5.1	緒言	78

5.2 運動解析指標	78
5.2.1 リンク姿勢	78
5.2.2 関節角度	80
5.3.3 解析指標の検証実験	81
5.3 手指運動計測	83
5.3.1 手指運動計測	83
5.3.2 クォータニオン	84
5.3.3 位置精度検証実験	85
5.3.4 手指の把持分類実験	92
5.3.5 実動作の計測	97
5.4 結言	103
第6章 結論.....	104
参考文献.....	106
謝辞.....	109

第1章 緒論

1.1 研究背景

近年、日本国内の高齢者数、介護サービス利用者数、身体障害者数が年々増加していること^{(1),(2)}および、身体計測技術、解析技術が向上していることから、人の運動特性に基づいた生活支援機器や、日常生活での高齢者に対する身体負荷の少ない製品、住宅設備の開発およびユニバーサルデザイン化、そして作業環境での効率化や負担軽減などを目的とした三次元動作解析による人体負荷評価や筋骨格シミュレーションが行われている⁽³⁾⁻⁽⁶⁾。そのため、人間工学、リハビリテーション、スポーツなどの様々な領域において、身体の運動を計測および解析することの重要性は増してきている。

しかし、日常生活における動作自体は、身近な現象であるにもかかわらず、未解明な部分が多いのが現状である。これは、現在得られているデータが医学・リハビリテーションを主としたものが多いため、日常生活動作に即した動的データが少ないこと、そして、計測環境が、計測システムの問題により実験室などの特殊環境下であることが多く、日常生活環境などの実環境下における人間の形態、機能、行動を正確に計測できないことが原因である。特に、作業を行う手指や腕の部分の運動計測は、日常生活動作を始め様々な作業を評価する上で必要不可欠であるが、計測対象である手指の各部が小さく、狭い領域であることに加え、手指関節の動作可能範囲や高い自由度の影響で、制約された空間では自然な動作の計測が困難である。また、そのような計測の困難さゆえ手指の運動を詳細に計測、解析した例は歩行などに比べて非常に少ない。

身体の運動計測手法としては、最も一般的なカメラと反射マーカを用いた光学式モーションキャプチャ、磁界を用いた磁気式、曲げセンサや慣性センサを用いる方式がある⁽⁷⁾⁻⁽¹¹⁾。しかし、光学式や磁気式といった外界センサを用いた方式では、実験環境に固定する据え置きシステム(複数台のカメラや磁場発生機)が必要であるため、計測空間の制限が大きく、装置の位置や計測条件を動作ごとに設定し直す必要がある。また装置自体のコストも高く、安易に設置できないこともあり、限られた実験室などの特殊環境での計測となりやすい。また、光学式では、死角によるオクルージョンなどの問題があり、自由度の高い手指の作業を計測するには計測可能な動作の制約が大きく、反射マーカの貼り付け位置もカメラ位置、計測条件の設定とともに工夫が必要である。しかし、マーカ位置座標が直接得られるという大きな利点を持っている。一方、曲げセンサや慣性センサ方式は、低コストで、計測空間への制約は少ないが、光学式、磁気式と異なり、位置情報が取得できないため、身体位置を正確に表現可能なようにセンサと身体間の関係および身体モデルをどのように構築するかといった問題も存在している。また、曲げセンサ方式ではセンサを対象の関節に対し正確に配置する必要性や単軸しか計測できないという制約のため、動作自体を制限する必要がある。手指の細かな作業を計測することができない。慣性センサ方式では、慣性情報の積分誤差の蓄積といった問題があるなど、手指運動を計測する上では、どのような計測システムを採用した場合においても解決しなければならない問題が存在する。

そこで、本研究では、計測が困難とされる手指を対象とした手指運動計測システムを構築し、実際的手指運動に対して提案した計測手法の精度および有用性について論じる。

1.2 従来の研究と本研究の目的

本研究は、計測が困難である手指運動を対象として計測および解析を行うための手指運動計測システムの開発を目的としている。まず、最も一般的な手法である光学式モーションキャプチャの利点は、反射マーカを取り付けた箇所の絶対位置を取得できることである。そこで、関節リウマチに関する親指 MP 関節のリハビリテーション⁽¹²⁾は施術者であるセラピストが患者の MP 関節状態に応じて、患者親指への施術を経験的に調整し、MP 関節可動域外へ親指を押し上げる動作であり、この動作計測を通じて、光学式の利点および欠点を明らかにする。また、このような患者と施術者の動作および施術者の押し上げに関する調整量を定量的に評価したものはない。そこで、本研究では、光学式の利点である位置座標が取得可能であることを利用し、手指の相互運動であるリハビリテーション模擬実験時の施術者および被施術者の動作および関節状態といった指標を明らかにする。

しかし、光学式による計測では、計測対象動作が明確に設定されていない一般的な手指動作に対して、動作への制約なく計測することは困難である。近年、歩行などの計測において、同様の空間的制約を解決するため、MEMS 技術 (Micro Electro Mechanical System Technology) の発展により、小型化および低価格化が進んでいる MEMS 型慣性センサ⁽¹³⁾を利用した運動計測手法が提案されている⁽¹⁴⁾。一般的な慣性センサによる動作計測において、コンパス内蔵の慣性センサは、慣性情報 (加速度や角速度) と方位情報 (地磁気) を計測し、自身の姿勢情報を得ることが可能である。そのため、身体運動計測、解析では、身体形状や位置情報を、センサを取り付けた各身体部位の剛体リンクとセンサ自身の姿勢情報から算出する⁽¹¹⁾。そのため、慣性センサと取り付けた身体との相対関係は重要であり、その関係に生じる変化が大きい場合、計測誤差につながる。ゆえに、身体部位をどのような剛体リンク構成により表現し、センサをどう配置するかが慣性センサを利用した手指運動計測システムの開発では重要となる。

従来、慣性センサと身体との剛体リンクの関係を取得する手法として、センサ軸を身体との関節間の軸上に配置し、センサ姿勢をそのまま剛体リンクの姿勢とする方法や、配置した身体剛体リンクとセンサ間の関係を得るための較正動作を用いる方法が考案されている⁽¹⁴⁾⁻⁽¹⁶⁾。しかし、どちらの場合においても、従来手法の光学式では直接取得可能である剛体リンクの長さに関しては慣性センサによって計測できないため、他の計測手法を併用する必要がある。そこで、本研究では、慣性センサ出力により、センサと身体剛体リンク間の関係だけでなく、剛体リンクの長さを含めて算出する手法を提案し、手指の剛体リンクモデルを構築する。

さらに、慣性センサには、センサ出力のノイズの問題や、姿勢算出における角速度の積分誤差の蓄積といった問題が存在している。慣性センサのノイズの特定手法として、時間領域

での周波数安定性を図るアラン分散と呼ばれる手法が提案されており、センサ出力のランダムノイズの特定が可能である⁽¹⁷⁾⁻⁽¹⁹⁾。また、ジャイロセンサにおいて、アラン分散で特定されるノイズパラメータを利用したノイズ低減手法も提案されている^{(20),(21)}。さらに、近年の身体動作計測においては、ジャイロセンサの姿勢更新における積分誤差の蓄積問題に対しても、他のセンサ出力（加速度、コンパス）情報を組み合わせて、誤差の補正を行うセンサ・フュージョンが提案されている⁽²²⁾⁻⁽²⁴⁾。そこで、本研究では、手指運動に適した慣性センサの計測誤差補正手法を構築することで、精度の良い手指運動の計測を行う。

以上より、本研究の目的は、手指運動計測システムを開発し、高精度な手指運動計測および解析手法を構築することである。その目的のため、従来手法である光学式の特徴を活用した手指運動計測手法の構築や、手指運動計測用の慣性センサシステムを開発し、それに適した手指モデルの構築、計測誤差補正手法を提案することで、より動作制約のない手指の運動を精度良く計測、解析可能とする手法を構築する。

1.3 本論文の構成

本論文は、緒論、本編4章および結論の全6章で構成されている。第1章では、計測困難である手指運動の計測を対象として、身体運動計測の重要性や様々な身体動作計測システムの特徴および手指運動計測に対する問題点について記述する。そして、光学式を利用した親指の関節リウマチリハビリテーション計測と解析手法の提案、手指運動計測用の慣性センサシステムの開発、そして、それに適した手指モデルと計測誤差補正手法を構築することで、より動作制約のないMEMS型慣性センサによる手指の運動計測手法を構築するという本研究の目的を示す。

第2章では、従来方式である光学式モーションキャプチャを用いた親指の関節リウマチ症状の緩和のためのリハビリテーションの計測、解析について論じる。症状が現れる親指のMP関節でのリハビリテーション模擬動作を光学式および指先接触力センサにて計測し、被施術者（健常者）親指の受動的運動およびセラピスト（施術者）の作用力、作用ベクトル、作用点を明らかにする。またそれらの度合いを定量化するため、被施術者の関節状態指標を提案する。さらに、より動作制約のない手指の運動を計測するためMEMS型慣性センサを用いた手指運動計測システムを開発する。その際、慣性センサとセンサを取り付けた身体の相対関係が重要となるため、光学式を利用した手部形状の計測を実施し、手部の剛体分割や貼付する慣性センサの個数や配置を決定する。また、開発した手指運動計測システムを用いた手指運動計測における結果について論じる。

第3章では、開発した慣性センサによる手指運動計測システムの問題である手指モデルの改善手法およびその精度検証について論じる。慣性センサの加速度出力において、回転加速度の算出式内に含まれる関節中心と慣性センサ間の位置ベクトルに着目することで、手指の関節ごとの回転動作における慣性センサ出力から、慣性センサと剛体リンク間の関係性だけでなく、剛体リンクの長さ（ベクトル）を同時に算出するモデル構築手法を提案する。

そして、本手法の有効性を検証し、正確な手指モデルを構築する。

第4章では、開発した慣性センサによる手指運動計測システムに対する他の問題点である慣性センサの出力ノイズ、複数センサ間の誤差、算出姿勢の積分誤差それぞれに対する解決手法およびそれらの有効性検証について論じる。アラン分散によるノイズ特定とそれらを利用した各慣性センサ出力ノイズの低減や、各センサ間の方位方向誤差の補正を行う。さらに、拡張カルマンフィルタを用いたセンサ・フュージョンを適用した姿勢誤差補正手法も構築する。計測対象である肘から指先までの手指モデルでは、関節が多く存在し、またリンク始点となる肘も動作するという複雑な運動形態を持つため、フィルタによる補正を効果的に行うような手指動作に適した観測方程式を構築する。そして、これらの補正手法それぞれの有効性を検証し、手指動作に適用する。

第5章では、前章までに開発した手指運動計測システム、手指のモデル構築手法、計測誤差補正手法を統合した手指運動計測手法による実際の手指運動計測、解析に関する有用性を論じる。手指運動解析のため、評価指標の一つである関節角度を正確に算出する手法を提案する。さらに、手指全体の運動に対し、提案した手指運動計測手法における手指の位置精度および相対関係の有効性検証を行う。そして、実際の様々な手指動作を対象とした運動計測、剛体リンクモデルによる動作再現、関節角度算出により、提案した手指運動計測手法が、動作制約のない手指運動計測を可能とすることを示す。

第6章では、構築した手指運動計測、解析手法について、その結果の要旨をまとめる。

第2章 光学式による手指動作計測および慣性センサシステムの開発

2.1 緒言

近年の身体計測技術、解析技術の向上により、人の運動特性に基づいた生活支援機器の開発や、日常生活での高齢者に対する身体負荷の少ない製品、住宅設備の開発や作業環境の効率化や負担軽減などを目的とした三次元動作解析による人体負荷評価や筋骨格シミュレーションが行われている。そのため、人間工学、リハビリテーション、スポーツなどの様々な領域において、身体の運動を計測および解析することの重要性は増してきている。

しかし、日常生活における動作自体は、身近な現象であるにもかかわらず、未解明な部分が多いのが現状である。これは、現在得られているデータが医学・リハビリテーションを主としており、日常生活動作に対象としたものが少ないこと、そして、計測環境が実験室などの特殊環境下であることが多く、実環境下における人間の形態、機能、行動を正確に計測できないことなどが原因である。特に、作業を行う手指や腕の部分の運動計測は、日常生活動作を始め様々な作業などを評価する上で必要不可欠であるが、計測対象である手指の各部が小さく、狭い領域であることに加え、手指関節の動作可能範囲や高い自由度の影響で、制約された空間では自然な動作の計測が困難である。また、それらの計測困難さゆえ手指の運動を詳細に計測、解析した例は歩行などに比べて少ない。

身体の運動計測手法としては、最も一般的なカメラと反射マーカを用いた光学式モーションキャプチャや、慣性センサを用いる方式がある。しかし、光学式では、実験環境に固定する据え置きシステムであるため、計測空間の制限が大きく、装置の位置や計測条件を動作ごとに設定し直すといった制約がある。特に、死角によるオクルージョンなどの問題で手指を対象とした計測では計測可能な動作の制約が大きく、反射マーカの貼り付け位置もカメラ位置、計測条件とともに工夫が必要ある。しかし、マーカ位置座標が直接得られるという大きな利点を持っている。一方、慣性センサ方式では、計測空間の制約は少ないが、慣性情報の積分誤差の蓄積といった問題があり、さらに位置情報が得られないため、身体位置を正確に表現可能なようにセンサと身体間の関係および身体モデルをどのように構築するかといった問題も存在している。

そこで、最も一般的手法である光学式モーションキャプチャを用いて、手指動作計測の一例として、施術者と被施術者の相互動作であるリハビリテーションの運動（模擬）計測および解析を行う。さらに、光学式計測により得られる知見から、より動作制約を受けない手指を対象としたMEMS型慣性センサを利用した計測システムの開発および計測を行う。また、システム開発の際には、光学式による手部形状の変化を計測することで、身体モデルを正確に構築できるように、慣性センサ配置や個数手部の剛体への分割方法を決定する。

2.2 光学式モーションキャプチャによる指運動計測

動作計測として最も一般的な光学式モーションキャプチャでは、カメラより射出された赤外光を、位置計測したい箇所へ取り付けた反射マーカで反射させ、それらを複数のカメラ

(最低 2 台) で撮影することで、位置計測が可能となる。しかし、カメラの死角の影響により手指動作などは取得が困難である。そのため、カメラおよびマーカ位置などの実験方法を工夫することにより、関節リウマチ親指 MP 関節亜脱臼のリハビリテーション模擬動作を計測する。このリハビリテーションは施術者の経験により被施術者の関節状態に合わせて調整されており、この被施術者の指の受動的動作および施術者の作用動作を三次元的に視覚化および定量化したものはなく、その計測および評価が可能であれば、非常に重要な知見となる。またその知見は、近年研究されているリハビリテーション装置⁽²⁵⁾にも応用できる。

関節リウマチ患者は日本国内には約 80 万人おり、その 80-90%が手指に発症している⁽²⁶⁾。関節リウマチは免疫系の異常による関節炎から、手指変形などの機能障害を引き起こす⁽²⁷⁾。手におけるリウマチ性変形では、その早期に MP 関節と手関節が侵され、掌側亜脱臼や指の脱臼を伴う尺側偏位などに発展する。そのため、本リハビリテーションは、被施術側の親指 MP 関節での関節固着を起こさせないようにする緩和治療の一種であり、関節可動域外の背側方向へ被施術者の基節骨を施術者が押し上げる動作である。したがって、関節位置において、近位側および遠位側骨端がずれる現象となっており、光学式の絶対位置計測が必要である。また同時に、施術者側の押し上げ力や、その作用点を計測する必要もある。

2.2.1 計測装置および実験方法

親指 MP 関節の関節リウマチを対象としたリハビリテーションの模擬動作を計測するため、光学式モーションキャプチャシステムとして 8 台のカメラ (Eagle Digital Real Time System, MotionAnalysis) と、12 個の 4 [mm]マーカを使用した。各カメラ配置および計測空間は図 2.1 の通りである。また、被施術者に対する施術者の作用力を計測するために、施術者側に図 2.2 のウェアラブル接触力センサ (Haplog, テック技販) を取り付けた。このセンサは図 2.2(b) に示す通り、指先の指腹に力が与えられたとき、指先が爪に対して平行方向に変形することを利用し、両側のひずみゲージにより接触力 (法線力) を推定する装置である⁽²⁸⁾。

計測は図 2.3 に示したリハビリテーション動作を(a)静止動作、(b)牽引動作、(c)押し上げ動作、(d)戻し動作の 4 動作に分け、各動作 3 [s]間としたサイクル (12 [s]) を 5 回繰り返したものを 1 施行とした。全試行において計測中は、被施術者の中手骨を固定し、施術者の右手親指と人差し指で被施術者の IP 関節を挟む状態を維持する。さらに、計測開始時は、基節骨下部に左手人差し指 (接触力センサ付き) の指腹を添えた状態とする。実験は健常者 9 名 (男性 8 名、女性 1 名、いずれも 20 代、Subject A から I とする。) に対して 2 施行ずつ行い、上述の装置 (サンプリング周波数 200 [Hz]) にて計測した。ただし、本模擬動作での施術者はセラピスト (資格者) ではなく、医師の指導を受けた学生 (非資格者) が行っており、また、本実験は同志社大学「人を対象とする研究」に関する倫理審査にて承認されており、全被験者 (被施術者) には実験概要などを口頭および書面で説明した後、同意書への署名にて参加同意を取っている。

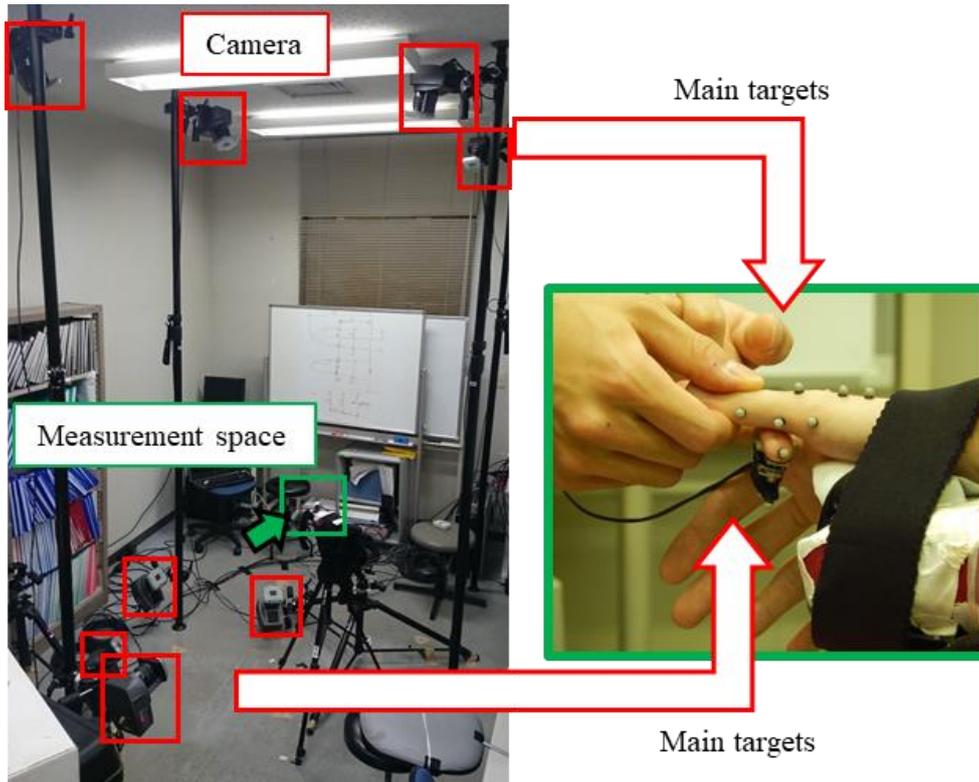


図 2.1 光学式モーショキャプチャカメラ配置および各カメラの主な撮影箇所

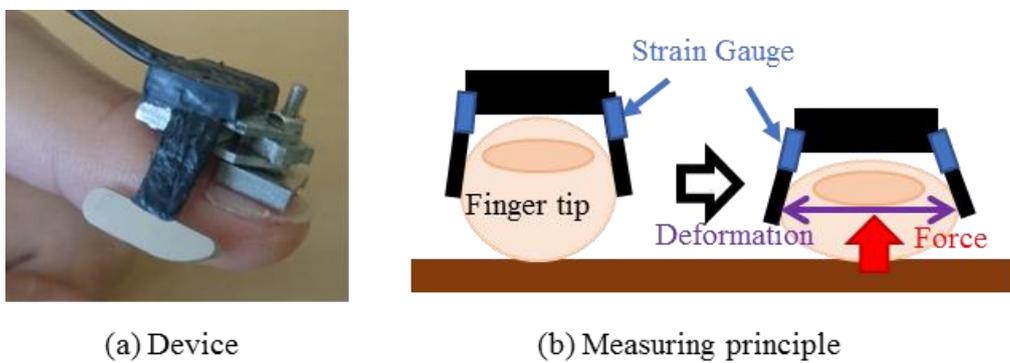


図 2.2 指先接触力センサ(a)およびその計測原理(b)

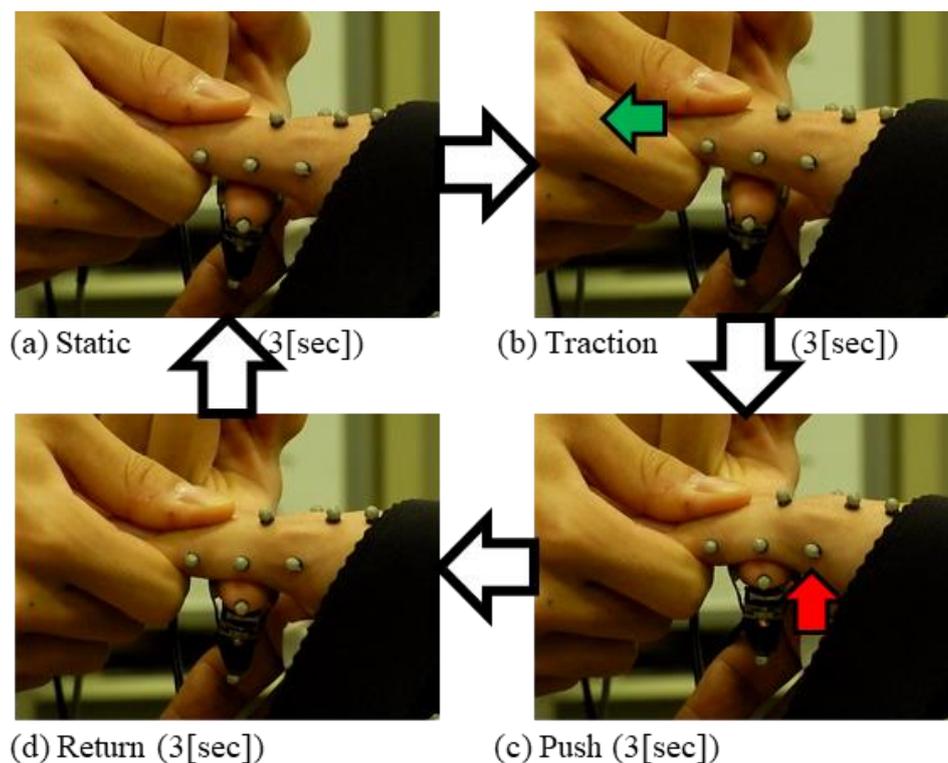


図 2.3 計測対象のリハビリテーション模擬動作サイクル

2.2.2 反射マーカ配置および指モデル

被施術者の指モデルとしては、施術対象である MP 関節とその両側の基節骨および中手骨、施術者側では力を与える方向およびその指先位置に焦点を当てることで、光学式の欠点であるカメラの死角への対策としている。したがって、反射マーカの配置は図 2.4 に示した通り、被施術者に 9 個、施術者に 3 個である。

被施術者側の各配置（本模擬実験では、マーカ位置および算出点を P と表記し、その下添え字は取り付け位置を示すものとした。）は、施術者の指が接触する箇所および関節の移動を考慮して、中手骨軸上の背側（MP 側から順に P_{MBD} , P_{MB} ）に 2 個、基節骨上の背側（ P_{PP} ）に 1 個、中手骨の MP 関節側（ P_{MP1} , P_{MP2} ）、基節骨の中程（ P_{PP1} , P_{PP2} ）、IP 関節の両側（ P_{IP1} , P_{IP2} ）に 2 個ずつである。指モデルとしては図 2.5 に示した通りである。まず、IP、MP 関節の両側マーカの中点として、各関節中心（ P_{IPC} , P_{MPC} ）を算出する。押し上げにより、MP 関節中心と、基節骨の MP 関節側骨端は一致しないため、初回の静止動作における両関節間を基節骨長 L とする。また同様に、押し上げ時の基節骨リンクを特定するために基節骨側の MP 関節点 P_{MPP} を、基節骨の側面両側および背側のマーカを用いて、以下のよう

$$\mathbf{P}_{PPC} = \begin{cases} \frac{1}{2}(\mathbf{P}_{PP1} + \mathbf{P}_{PP2}) & (t = 0) \\ \mathbf{P}_{PP} + {}^t\mathbf{R}_0 \overrightarrow{\mathbf{P}_{PP}\mathbf{P}_{PPC}}|_{t=0} & (t > 0) \end{cases} \quad (2.1)$$

$$\mathbf{P}_{MPP} = \mathbf{P}_{IPC} + \frac{L}{|\overrightarrow{\mathbf{P}_{IPC}\mathbf{P}_{PPC}}|} \overrightarrow{\mathbf{P}_{IPC}\mathbf{P}_{PPC}} \quad (2.2)$$

ここで、 ${}^t\mathbf{R}_0$ は基節骨を押し上げた場合のIP関節回転での回転行列 ($t=0$ から $t>0$ [s]への) であり、基節骨に取り付けたマーカ群から算出される。マーカあるいは算出点 \mathbf{P}_{M1} から \mathbf{P}_{M2} へのベクトルを右手矢印により $\overrightarrow{\mathbf{P}_{M1}\mathbf{P}_{M2}}$ と表記した。また、中手骨リンクは、CM関節の特定が困難であり、骨軸方向のみを表すリンクと定義して、MP関節（中手骨側）からの骨軸上の点として、以下のように算出される。

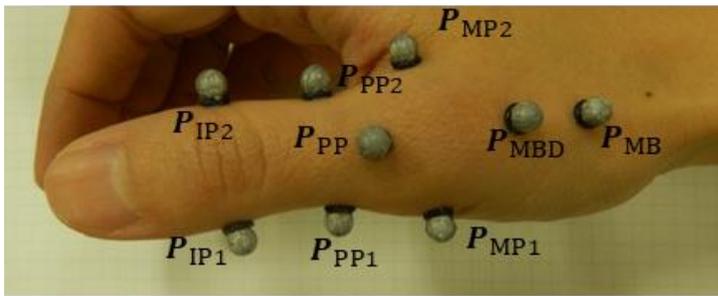
$$\mathbf{P}_{MBC} = \mathbf{P}_{MPC} + \overrightarrow{\mathbf{P}_{MBD}\mathbf{P}_{MB}} \quad (2.3)$$

これにより、基節骨リンクを点 \mathbf{P}_{IPC} 、 \mathbf{P}_{MPP} 間、中手骨軸を \mathbf{P}_{MPC} 、 \mathbf{P}_{MBC} 間、各関節中心を \mathbf{P}_{MPC} 、 \mathbf{P}_{IPC} とした。

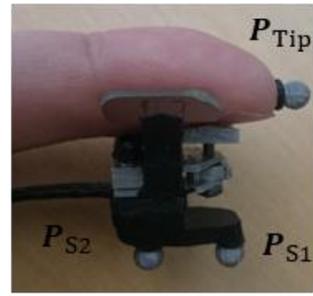
次に施術者側にはマーカを、施術者の左手人差し指先に取り付けた接触力センサ上に2個（遠位側 \mathbf{P}_{S1} と近位側 \mathbf{P}_{S2} は末節骨軸線上とし、 \mathbf{P}_{S2} は接触面の真上とした。）とその指先先端 \mathbf{P}_{Tip} に1個取り付けた。これらのマーカにより、以下のように作用力方向と施術者末節骨位置を取得した。まず、3点のマーカを利用し、図2.6に示すように次式で作用点 \mathbf{P}_C を算出した。

$$\begin{cases} \overrightarrow{\mathbf{P}_{Tip}\mathbf{P}_C} \perp \overrightarrow{\mathbf{P}_{S2}\mathbf{P}_C} \\ \overrightarrow{\mathbf{P}_{Tip}\mathbf{P}_C} \parallel \overrightarrow{\mathbf{P}_{S1}\mathbf{P}_{S2}} \end{cases} \quad (2.4)$$

したがって、作用方向ベクトルを $\overrightarrow{\mathbf{P}_{S2}\mathbf{P}_C}$ とし、接触力センサで計測した押し上げ力を利用し、作用力ベクトルを算出した。また、基節骨リンク上の作用点 \mathbf{P}_{CP} を、施術者側マーカにより作成した平面とリンク軸の交点とした。

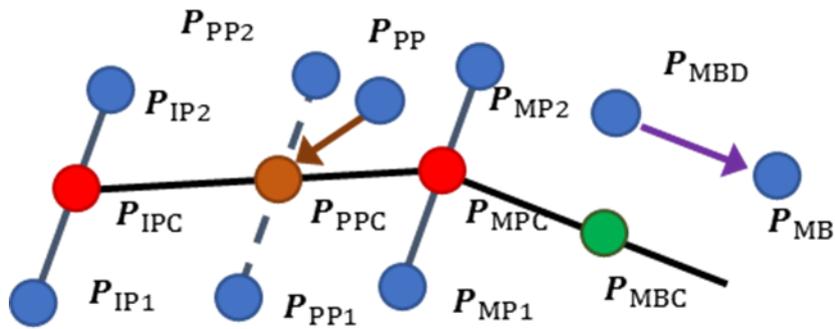


(a) Subject's thumb

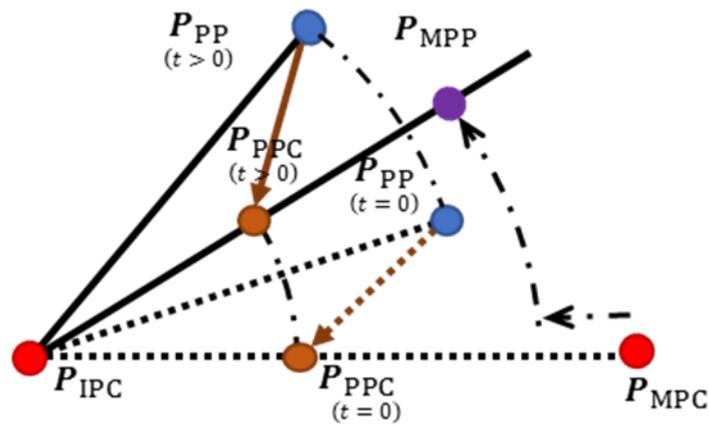


(b) Therapist's index finger-tip

図 2.4 被施術者の親指(a)および施術者人差し指指先(b)に取り付けた反射マーカ位置



(a) Initial model



(b) The model during movement

図 2.5 被施術者の親指モデル, (a)初期位置, (b)動作中

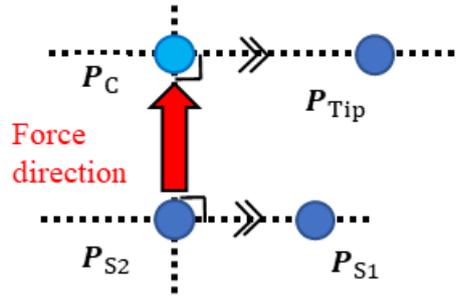


図 2.6 施術者の押し上げ力の作用方向

2.2.3 計測結果および考察

図 2.7 に計測したリハビリテーション中の被施術者の指モデルおよび施術者の作用力を三次元で示した. 図の通り, 施術者の作用力ベクトルにより被施術者の指モデルの基節骨リンクが MP 関節で押し上げられており, リハビリテーションの状態が確かに計測されていることが分かる.

また, 以下のように, IP 関節中心を原点, IP 関節軸 (橈側方向) を x 軸正, 基節骨リンク (MP 関節方向) を y 軸正とした座標系における基節骨 (図 2.8 参照) での IP 関節での屈曲・伸展軸 (x 軸) での回転に関する運動方程式を考えた. このとき, MP 関節での押し上げ時の復元力をバネ要素とした仮定した.

$$\begin{aligned} (\mathbf{I}\dot{\boldsymbol{\omega}})_x + (\boldsymbol{\omega} \times \mathbf{L})_x - (\overrightarrow{\mathbf{P}_{IPC}\mathbf{P}_{CP}} \times \mathbf{F})_x - \{\overrightarrow{\mathbf{P}_{IPC}\mathbf{P}_{CP}} \times m(\mathbf{g} + \mathbf{a})\} \\ = k(\overrightarrow{\mathbf{P}_{IPC}\mathbf{P}_{CP}} \times \overrightarrow{\mathbf{P}_{MPP}\mathbf{P}_{MPC}}) \end{aligned} \quad (2.5)$$

上記方程式の基節骨の質量, 重心, 慣性テンソルを筋骨格モデリング・解析ソフトウェア (SIMM, MotionAnalysis) のスケーリングにより算出し, 重力加速度はモーションキャプチャ座標系の z 軸負方向のベクトル, 角速度や座標系の加速度などはマーカ座標からの算出値とした. 式(2.5)における右辺と左辺の値をプロットし, 一次関数として, k を求めると, 図 2.9 のような各時刻点および近似式で表され, その傾きは被施術者 (図は被施術者 A, C) で異なった値を示した. 全被施術者 (A-I) のバネ剛性および近似における決定係数を表 2.1 に示した. 各バネ剛性は 2 名の図の通り, 被施術者ごとに異なる値となった. したがって, これらの値は被施術者の関節の硬さ度合いを示す指標となりえ, 三次元の指モデル表示および作用点を含め, リハビリテーションを定量的に可視化することが可能となった. しかし, 光学式モーションキャプチャを用いた場合, 人の重なりによるカメラの死角や空間的制約により, 施術者の手指の運動全体の計測は困難である. そのため, このような手指の運動全体を計測するため, 光学式の欠点であるオクルージョンが生じない慣性センサによる手指の運動計測システムを開発する.

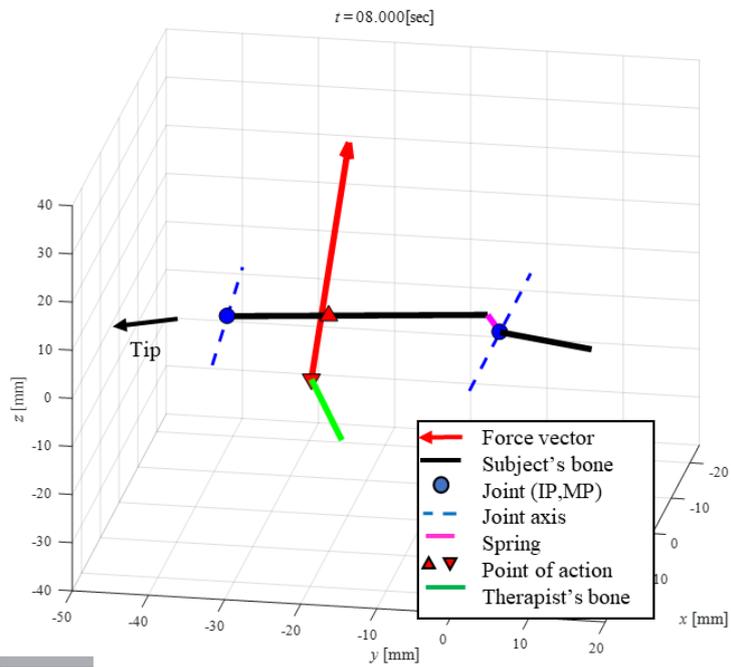


図 2.7 計測データからのリハビリテーション再現図 (Subject A, 押し上げ動作)

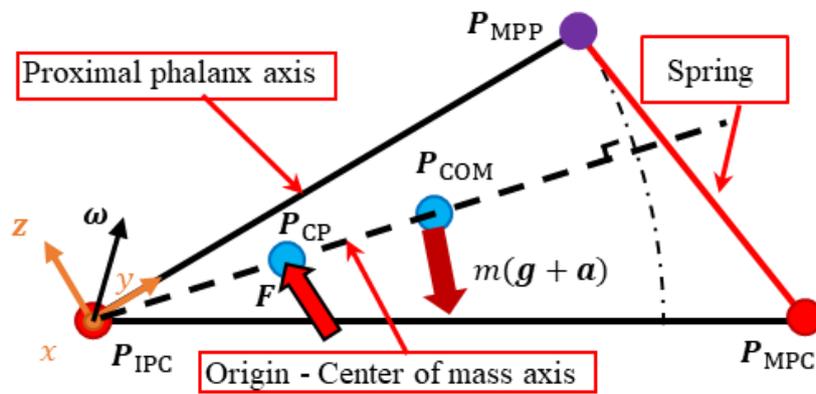


図 2.8 基節骨の押し上げモデル

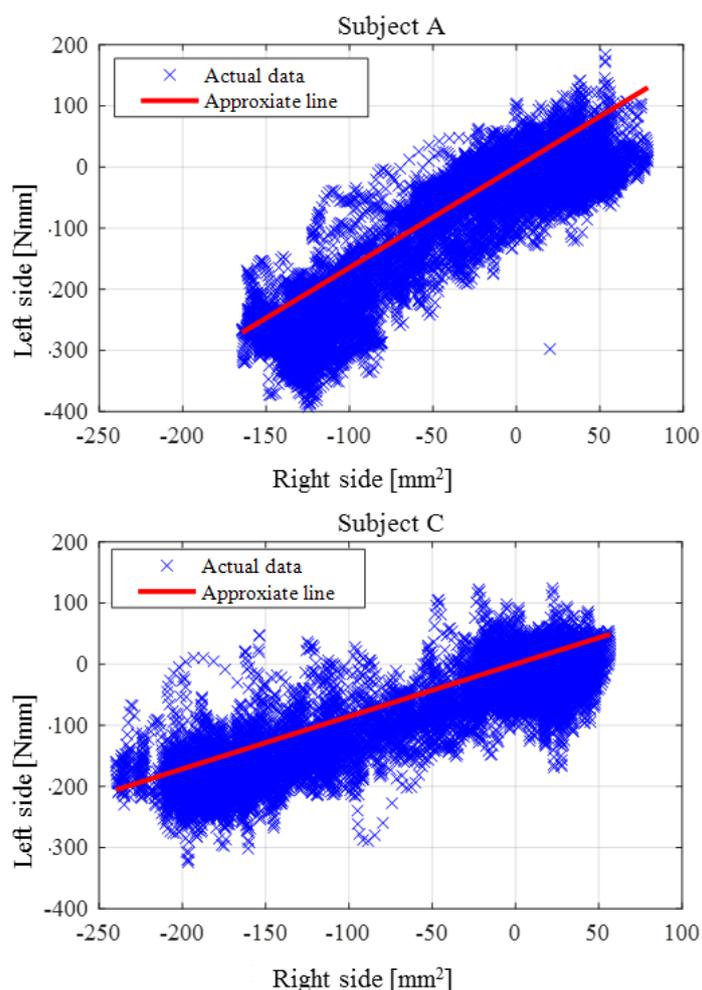


図 2.9 Subject A および C の式(2.5)における(左辺)= k (右辺)のプロットおよび近似式

表 2.1 各被施術者 MP 関節のバネ剛性および近似における決定係数

	A	B	C	D	E	F	G	H	I
k [N/mm]	1.65	0.99	0.86	1.66	2.19	2.51	2.83	1.80	1.27
R_2	0.83	0.69	0.84	0.79	0.79	0.67	0.83	0.77	0.80

2.3 慣性センサによる計測理論

2.3.1 姿勢算出

本研究で使用する慣性センサは、加速度計、ジャイロセンサ、コンパスが一つに集積された MEMS 型センサである。その計測可能な物理量としては、3 軸加速度 [G]、3 軸角速度 [deg/s]、3 軸磁場 [μ T]である。

慣性センサで算出される姿勢（センサ座標系から定義されるグローバル座標に変換する量）として、オイラー角が用いられ、センサ座標系のベクトル ${}^S\mathbf{X}$ とグローバル座標系のベ

クトル ${}^G\mathbf{X}$ 間には以下の関係がある.

$${}^G\mathbf{X} = {}^G\mathbf{R}_S(\phi, \theta, \psi) {}^S\mathbf{X} \quad (2.6)$$

ここで, ${}^G\mathbf{R}_S$ はセンサ姿勢であるオイラー角によるセンサ座標系からグローバル座標への回転行列であり, 各軸に対応する回転行列 $\mathbf{R}_x(\phi)$, $\mathbf{R}_y(\theta)$, $\mathbf{R}_z(\psi)$ から, 次のように表される.

$$\begin{aligned} {}^G\mathbf{R}_S(\phi, \theta, \psi) &= \mathbf{R}_z(\psi) \mathbf{R}_y(\theta) \mathbf{R}_x(\phi) \\ &= \begin{bmatrix} \cos \psi & -\sin \psi & 0 \\ \sin \psi & \cos \psi & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \cos \theta & 0 & \sin \theta \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \theta & 0 & \cos \theta \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \phi & -\sin \phi \\ 0 & \sin \phi & \cos \phi \end{bmatrix} \end{aligned} \quad (2.7)$$

姿勢角度を慣性センサ出力から算出するにあたり, まず初期姿勢を求める必要がある. このとき, グローバル座標系として, 重力加速度方向を z 軸 (鉛直上向き), 方位方向 (水平分力方向) を x 軸と定義している. 慣性センサの加速度出力 ${}^S\mathbf{a} = [{}^S a_x, {}^S a_y, {}^S a_z]^T$ は静止状態で重力加速度となることから, 以下のように姿勢角度の ϕ および θ が算出可能である⁽¹¹⁾.

$${}^S\mathbf{a} = \{{}^G\mathbf{R}_S(\phi, \theta, \psi)\}^T {}^G\mathbf{g} = \{{}^G\mathbf{R}_S(\phi, \theta, \psi)\}^T \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ g \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -g \sin \theta \\ g \sin \phi \cos \theta \\ g \cos \phi \cos \theta \end{bmatrix} \quad (2.8)$$

$$\begin{cases} \phi = \tan^{-1} \frac{{}^S a_y}{{}^S a_z} \\ \theta = -\tan^{-1} \frac{{}^S a_x}{\sqrt{{}^S a_y^2 + {}^S a_z^2}} \end{cases} \quad (2.9)$$

ここで, g は重力加速度である. また, グローバル座標系で g が正で表現されている理由としては, 慣性センサにおいては, 重力方向 (鉛直下向き) と逆方向へセンサ軸の正方向を向けたときに, 正值として出力されるためである. 次に, 方位方向から ψ (方位角) を算出するためには, 以下のように, コンパス出力 ${}^S\mathbf{m}$ を式(2.9)で算出した ϕ および θ を用いて水平面へと傾斜補正した後, その値 ${}^H\mathbf{m} = [{}^H m_x, {}^H m_y, {}^H m_z]^T$ (H はセンサ座標系から傾斜補正した座標系) を利用し算出される.

$${}^H\mathbf{m} = \mathbf{R}_y(\theta) \mathbf{R}_x(\phi) {}^S\mathbf{m} \quad (2.10)$$

$$\psi = -\tan^{-1} \frac{{}^H m_y}{{}^H m_x} \quad (2.11)$$

次に、動作中において、加速度計出力には、重力加速度のほか、回転による加速度、並進による加速度のような動的な加速度が含まれるため、式(2.9), (2.11)のような姿勢算出はできない。そのため、慣性センサのジャイロ出力の角速度 ${}^S\boldsymbol{\omega}$ を利用し、姿勢角を算出する。しかし、センサの角速度とオイラー角の姿勢角度では、回転の定義が異なるため、次の関係を利用し、各オイラー角の時間変化量を求め、それらの積分値として、任意時刻での姿勢角度が求まる。

$${}^S\boldsymbol{\omega} = \begin{bmatrix} \dot{\phi} \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} + \{\mathbf{R}_x(\phi)\}^T \begin{bmatrix} 0 \\ \dot{\theta} \\ 0 \end{bmatrix} + \{\mathbf{R}_y(\theta)\}^T \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \dot{\psi} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & -\sin\theta \\ 0 & \cos\phi & \sin\phi\cos\theta \\ 0 & -\sin\phi & \cos\phi\cos\theta \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{\phi} \\ \dot{\theta} \\ \dot{\psi} \end{bmatrix} \quad (2.12)$$

$$\begin{bmatrix} \dot{\phi} \\ \dot{\theta} \\ \dot{\psi} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & \sin\phi\tan\theta & \cos\phi\tan\theta \\ 0 & \cos\phi & -\sin\phi \\ 0 & \sin\phi\sec\theta & \cos\phi\sec\theta \end{bmatrix} {}^S\boldsymbol{\omega}$$

$$\begin{bmatrix} \phi \\ \theta \\ \psi \end{bmatrix}_i = \begin{bmatrix} \phi \\ \theta \\ \psi \end{bmatrix}_{i-1} + \begin{bmatrix} \dot{\phi} \\ \dot{\theta} \\ \dot{\psi} \end{bmatrix}_i dt \quad (2.13)$$

ここで、 ${}^S\boldsymbol{\omega}$ の単位は[rad/s]であり、 i は任意ステップであり、 dt は1ステップの時間幅である。

2.3.2 動作計測

慣性センサによる計測では、光学式とは異なり、反射マーカの座標位置のように、ある空間における位置を直接取得することはできない。そのため、慣性センサを取り付けた箇所を剛体リンクと見なし、そのリンクベクトルを対応するセンサ姿勢にてグローバル座標系に変換する。これらの複数リンクを接続することで、直列したリンクの始点から終点までの位置を取得する手法が取られている。

$$(\text{Link end point}) = {}^G\mathbf{R}_{S1} {}^{S1}\mathbf{V}_1 + \dots + {}^G\mathbf{R}_{SN} {}^{SN}\mathbf{V}_N \quad (2.14)$$

ここで、 ${}^{SN}\mathbf{V}_N$ は始点リンクから N 番目のリンクベクトルであり、 SN はそのリンクに対応するセンサの座標系を示す。また、このリンクベクトルとして、リンクの長軸に一致させるように取り付けた慣性センサの x, y, z 軸のいずれかの軸($\mathbf{V}_{\text{axis}}, |\mathbf{V}_{\text{axis}}| = 1, \text{axis} = x, y \text{ or } z$)と別途計測したリンク長さ L との組み合わせ(${}^S\mathbf{V} = L\mathbf{V}_{\text{axis}}$)がよく用いられる。

2.4 慣性センサシステムの開発

手指で重要な働きを担う手首および指の各関節による運動を正確に取得できるように肘から指先までの運動が計測可能なセンサシステムを開発する。前節の動作計測理論の通り、慣性センサによる動作計測では、剛体リンクをどのように構成し、センサをどのように配置するかが重要となる。そこで、まず、光学式の計測によるリハビリテーション計測でも重要であった指の各指節（親指の中手骨、基節骨、末節骨およびその他の4指の基節骨、中節骨、末節骨）を一つの剛体と見なし、それぞれに1個のセンサを取り付けることは必要である。しかし、手部（手の甲）では、人差し指から小指の手根中手（CM）関節は尺側ほど大きな可動性を持っているが、その可動域は限定的であり、また中手骨と前腕の間には複数で複雑な関節および骨がある⁽²⁹⁾。そのため、全ての骨や関節間にセンサを配置するのは難しく、その必要はないと考えられる。そこで、5本の指に連結する手部において、各リンクに対して一つの剛体と見なせる範囲、取り付けセンサ数および配置を検証する必要がある。また、前腕部においても、回内・回外運動により取り付けしたセンサと部位の相対関係が変位する可能性があるため、回内・回外運動の情報を取得でき、相対関係に対して運動による影響がない位置を検証する必要がある。そこで、光学式モーションキャプチャを使用し、手部および前腕部の動きおよび形状を検証し、慣性センサの配置位置および個数を決定し、それを反映したセンサシステムを開発する。

2.4.1 光学式による慣性センサ開発のための実験

手部および前腕におけるセンサ数および配置を検証するために、20代の男性6名の被験者に対して、光学式による計測実験を行った。本実験もリハビリテーション計測模擬実験と同様に同志社大学「人を対象とする研究」に関する倫理審査にて承認されており、全被験者には実験概要などを口頭および書面で説明した後、同意書への署名にて参加同意を取っている。手部および前腕部の共通の実験条件として、直径4 [mm]の反射マーカと光学式システム（VENUS3D, ノビテック）を使用し、サンプリングレート100 [Hz]にて、各指定動作を3試行（1試行は動作10回分）行った。

まず、手部では、図2.10 (a)に示した通り、反射マーカを手の甲の人差し指から小指に沿う位置に4個ずつ（各マーカ名はIIのように、人差し指から順にI (Index), M (Middle), R (Ring), P (Pinky) および手首側から順に1-4とした。）の計16個取り付けた。指定動作は図2.11に示した通り、(A)指を握って、開らく動作、(B)指先をすぼめ指腹を接触させた後開く動作、(C)手首の屈曲、伸展動作、(D)手首の撓屈、尺屈動作の4種類である。全動作は手首より近位側（身体側）を固定し、図2.11の通り、手を開いた状態から計測を開始した。動作A, Bは指および手部内に関する運動、動作C, Dは手首に関する運動であり、各動作による手部内での相対変位を明らかにすることで、取り付けしたセンサの動作中の変動が少ない箇所を特定する。また、動作A, Bの手内変動により剛体分割方法を決定する。

次に、前腕部では、図2.10 (b)のように、反射マーカを手首手部側および肘に座標系用マ

一カとしてそれぞれ3個（計6個），前腕の手首側から順に一定間隔で橈側，尺側の2列に7個ずつ（計14個）の計20個を取り付けた．指定動作としては，肘を固定し，前腕を水平にした状態で，手の甲側を鉛直上向きにした状態（図2.10(b)）から約90度の回外回転により前腕を捻る動作（動作E）である．計測中，被験者には掌は前腕（手首側）と水平を維持し，手首を動かさないように指示した．また，前腕部では前腕の手首側に，センサシステムの基盤固定を想定したプレートを取り付けた状態（図2.10(c)）で同様に計測した（動作F）．

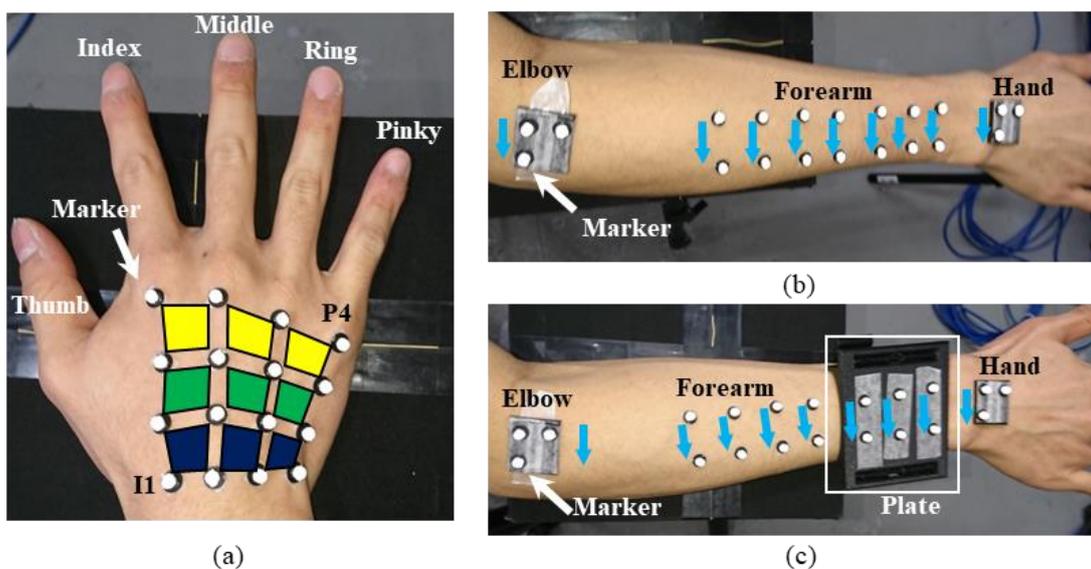


図 2.10 (a)手部, (b)前腕, (c)前腕およびプレートに取り付けた反射マーカ位置

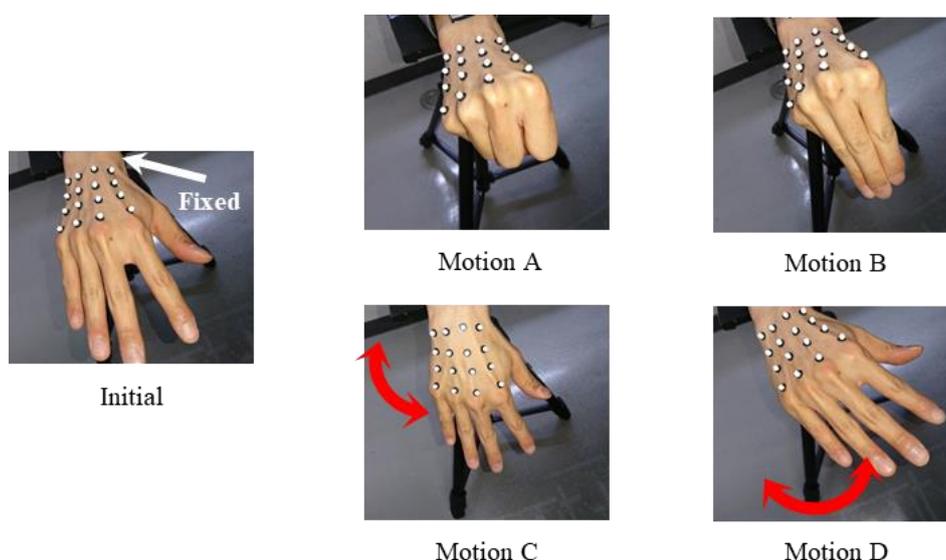


図 2.11 手の初期位置および4種類の計測動作

2.4.2 光学式による実験結果

まず手部側では，図2.10(a)の手の甲上に配置した16個のマーカから9個の平面（第2指

側から順に IM, MR, RP, 手首側から順に 1 (近位部:青色面), 2 (中央部:緑色面), 3 (遠位部:黄色面) とした。) を定義した. 慣性センサでは, 取り付け箇所の変位により, 想定している部位とセンサ座標系との相対関係に大きな差が生じることは望ましくない. そこで, 平面内でのひずみを数値化するため, 設定した面の各辺長さの最大ひずみ量を平面ごとに平均し, その被験者間平均をひずみ率として図 2.12 に示した. 動作 A, B では比較的一様に変化している. 一方動作 C, D では手首側のひずみ率は 25 [%]と大きく, 動作 D では面 RP1 などの小指側も同程度のひずみ率である. 原因として, 動作 C では手首の屈曲・伸展回転での可動面積が広く, 伸展時の皮膚たるみなどによるひずみであると考えられ, 動作 D でも同様に小指側における尺屈時の皮膚たるみの影響とみられる. したがって, 取り付け位置としては, 全体的に中央部から遠位部, 特に小指側 (RP) では遠位よりの位置にセンサを配置することがセンサ軸の変動低減のために望ましい.

次に, 手部での剛体分割およびセンサの個数を決定するために, 手部内の変動動作を伴う動作 A, B におけるマーカの変動量を算出し, 検証する. 手内部での変動を見るために, 図 2.12 で変動が小さい面 IM2 のマーカ (I2, I3, M2) を基準とした各被験者のマーカ最大変位量 (絶対値) を図 2.13 に示した. ただし, 図は動作 A, B ともに同じ傾向であったため, より変位量が多い動作 B のものである. 図 2.13 より, 被験者ごとに最大変位量に差はあるが, 小指の MP 関節側 (P4) ほど変位している. まず, 人指し指, 中指側の手部に関しては, I および M 列のマーカ変位が 10 [mm]未満であり, それらの CM 関節の可動域が小さいことから, 一つの剛体と考えることが可能である. 次に, 薬指, 小指側に関して, MP 関節側が 20 [mm]と大きく変位しており, 面 IM2 と約 30 度の角度差を持っていることから, 薬指, 小指側手部は人指し指, 中指側と別の剛体と考えるべきである. しかし, その手首側であるマーカ R1, 2 および P1, 2 は被験者により差はあるが, 人指し指, 中指側と同様 10 [mm]未満の変位である. さらに, マーカ P4, P3, R4, R3 が比較的等間隔に変位増大しており, 薬指, 小指側の CM 関節の動きや位置を考慮すると, MP 関節側と手首側で剛体を分割が可能と考えられる. ただ上述の通り, 手首側は基準平面 IM2 との変位が少ないため, 人指し指, 中指側と同じ剛体と見なせる. これにより手首側での相対変位が生じやすい箇所へのセンサ配置を避け, 個数を抑えることができる. したがって, 手部でのセンサ数を 2 個とし, その配置位置は面 IM2 および RP3 (RP2) が最も妥当である.

次に, 前腕部側では 7 組の 2 列マーカより, 7 本の前腕に垂直なベクトルと手首上の 1 本のベクトルを算出し, 肘に取り付けた基準マーカのベクトルとの最大変動角度を図 2.14 (左は図 2.10 (b), 右は同図 (c)) に示した. 横軸は被験者間平均の肘から各ベクトル始点マーカへの距離である. 動作 E は遠位側が最も回外運動を取得したが, 隣接するベクトルと 5-10 度の差を持つ. 手指に比べ前腕は被験者平均で 270 [mm]と長く, 前腕上の近位側と遠位側のねじれ角度差が全体の軸ずれにつながる. 一方, 前腕近位側の 4 本は, 隣接間との角度差は遠位側に比べて小さいが, 手上部との差が大きく, 回外運動情報を十分取得できていない. 次に, 動作 F ではプレート上の 3 本は隣接間の角度差はなく, 手上部と比べても動作 E の

前腕最遠位と同水準であり，回外運動情報も取得されている．また，動作Fの近位側4本は動作Eより大きな角度を持つが，これはプレート取り付けによる皮膚の伸びの影響であり，回外運動自体への影響はない．したがって，前腕上に取り付ける慣性センサは，前腕部に取り付けを予定している基盤とともに，片側円弧のプレート上に取り付けることにより，回内・回外運動の情報の取得と，それらによる軸ずれの影響低減が可能となる．

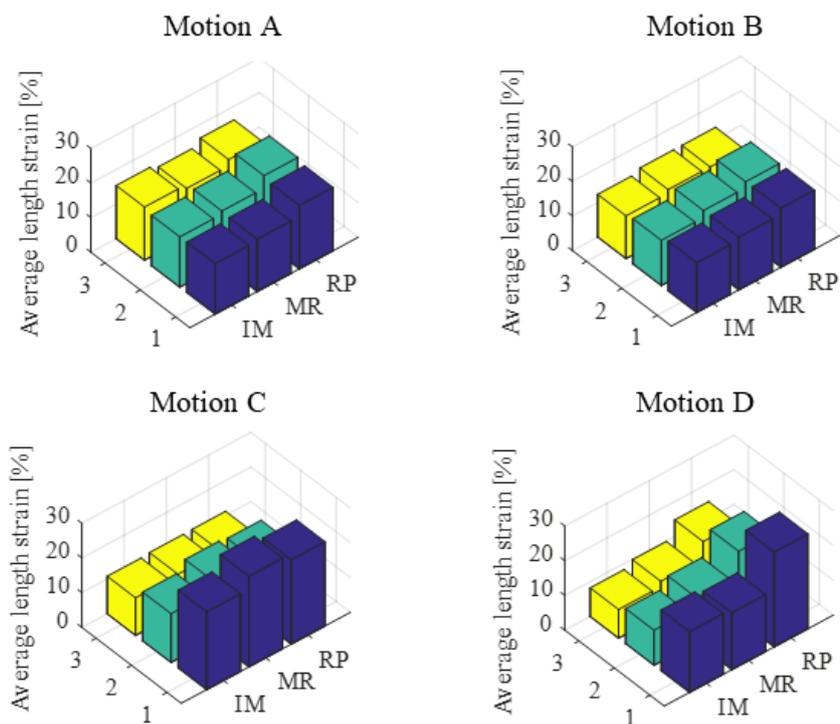


図 2.12 平面の各辺の平均ひずみ率（被験者間平均）

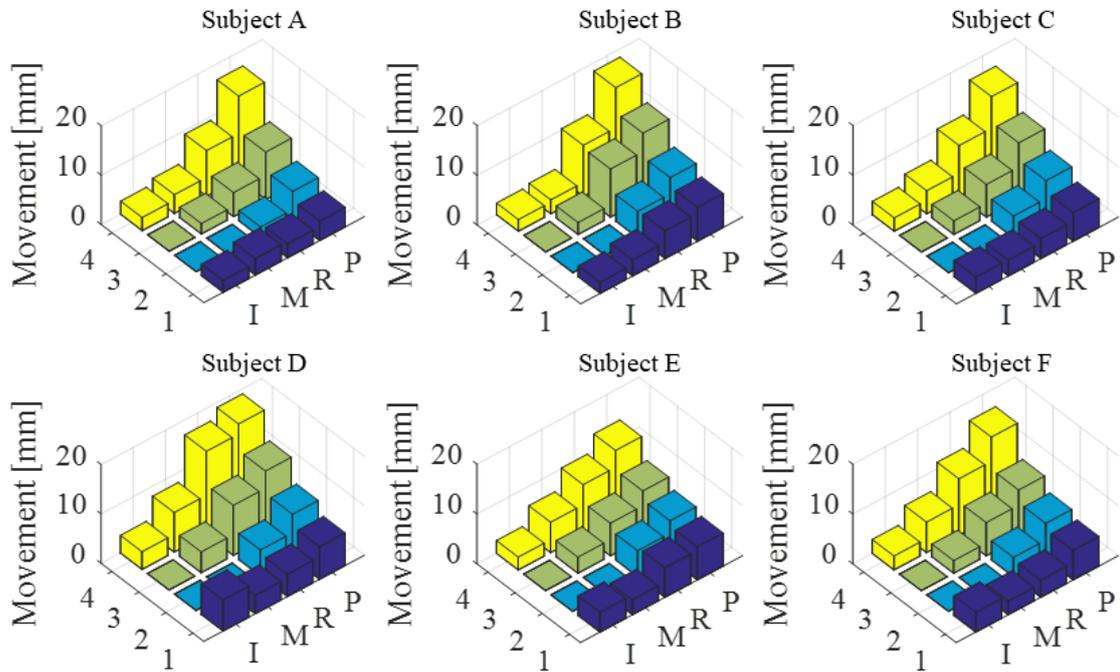


図 2.13 動作 B における各被験者(A-F)の各マーカの平均最大移動量

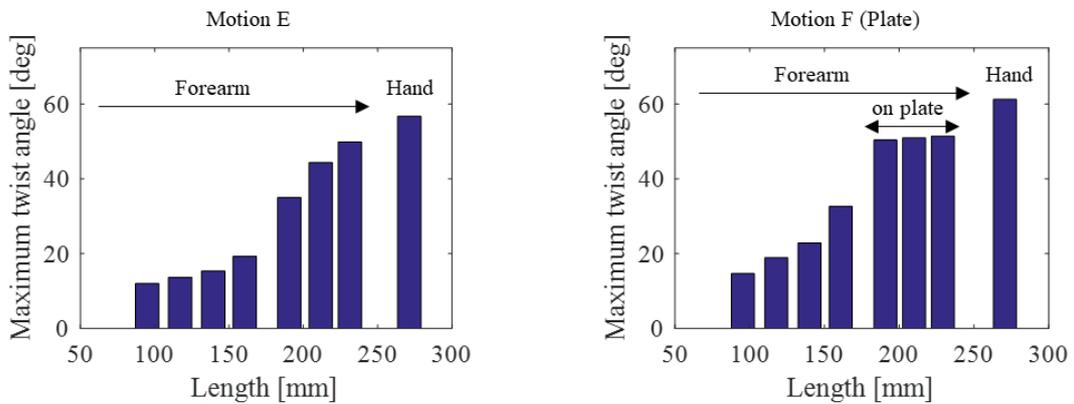
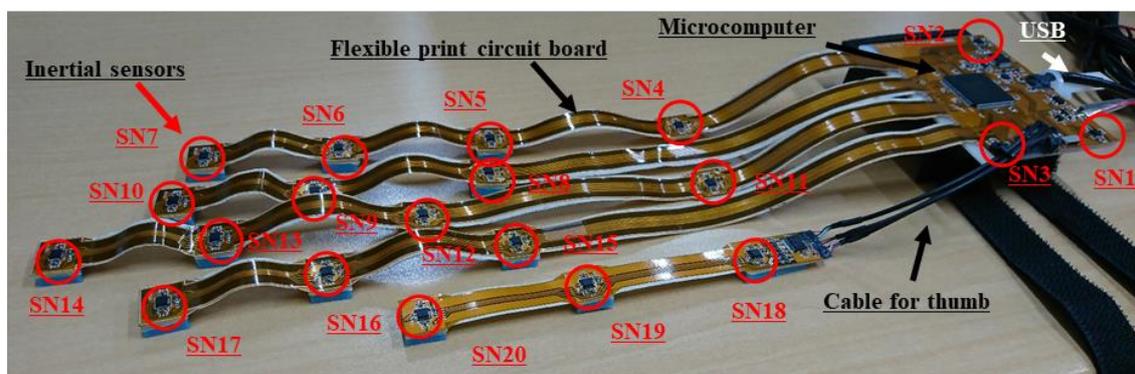


図 2.14 平均最大ひねり角度 (被験者間平均)

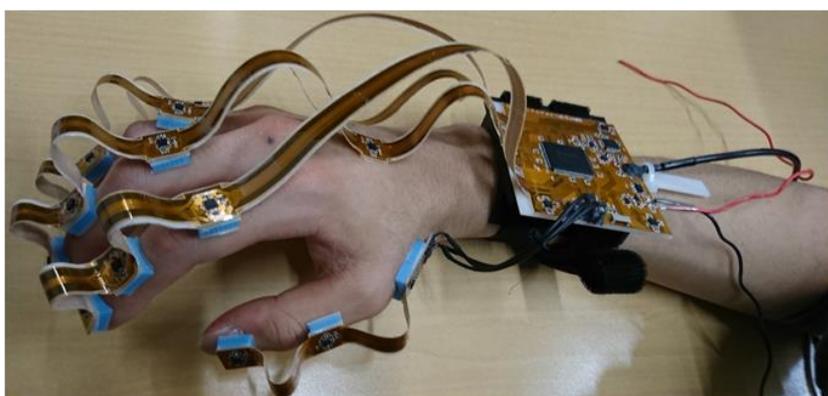
2.4.3 慣性センサによる手指運動計測システム

光学式計測の結果を利用して、手指運動計測システムを図 2.15 のように開発した。本システム (図 2.15(a)) では、加速度センサ、ジャイロセンサ、コンパスが一つに集積された慣性センサ(IMU9250, InvenSense)を 20 個搭載しており、それぞれのセンサをフレキシブルプリント基板にて接続している。また、各指に対応するセンサはメイン基盤から 1 本ずつ指ごとに分割して繋ぐことで、指の自由度を保たせている。特に、親指の根元部に関しては、他指と比べて大きな三次元の可動域 (屈曲・伸展および対立・復帰, 内転・外転) に対応するため、ケーブル接続とした。センサはそれぞれ、各指節に 1 個 (計 15 個), 手部 (面 IM2 お

よび面 RP3 周辺) に 2 個, 前腕部に 3 個配置している (図 2.15(b)の右手に取り付けたシステムを参照). 指節および前腕用のセンサには, 図 2.15(c)に示すように片面に円弧を持つプレートを取り付けることにより, 個人ごとの指および腕の丸みに対応させ, 動作中のずれを抑えている. また, 前腕用のセンサはマイクロコントローラ (マイコン) と同じ基板上に一定の距離で配置している. システムにおけるデータフローとしては, 図 2.16 に示したように, マイコンで各センサの出力信号を基盤間通信である SPI 通信にて取得し, そのデータを USB ケーブルにてパソコンに転送する. パソコン上では最大サンプリングレート 1000 [Hz] (本研究では 100 [Hz]) を使用) で各部慣性センサ出力 (加速度, 角速度, 磁気) のモニタリングおよび記録が可能である. また, 本システムを手の甲側に取り付けられるように設計したことにより, グローブ型の計測器具とは異なり, 掌や指腹, 指先のような外部への接触面を阻害せず, 被験者は自然な接触を伴う動作が可能である.



(a) Motion measuring system for forearm, hand and fingers.



(b) System attached to the right hand.



(c) Plates for attaching

図 2.15 開発した慣性センサを用いた前腕, 手指運動計測システム

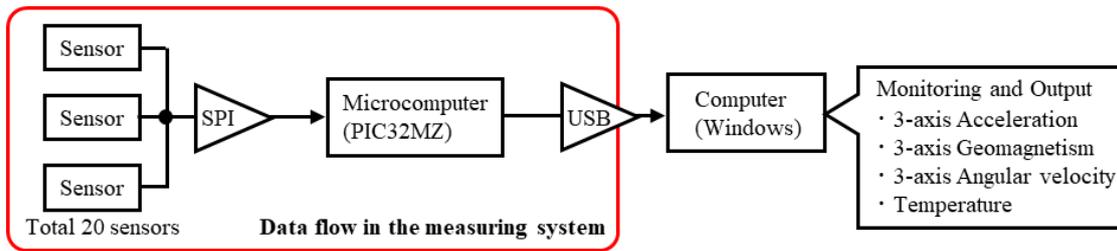


図 2.16 計測システムのデータフロー

2.4.4 慣性センサによる手指運動計測

手指の運動計測を行うために、開発した慣性センサシステムを被験者の右手の前腕および手指に取り付けた。このとき、光学式での実験結果をもとに手指の剛体分割（長さ計測の都合上、手の甲は撓側と尺側の二分割）を行い、その剛体リンクの長さをスケールにて手指表面で計測した。被験者は20代男性1名であり、同様の倫理審査による同意を得た。また、計測の状態を確認するため、光学式システムとの同時計測（サンプリング周波数は100 [Hz]）を行った。そのため、反射マーカをセンサ上に取り付けた（センサとの併用による死角を避けるための配置である）。計測は静止区間2 [s]と各関節を動かす動作8 [s]の全10 [s]の動作を対象とし、センサの出力から手指動作への計算フローを図 2.17 に示した。また、本データ解析は、図 2.16 の通り、計測データをパソコンに転送後オフラインにて、MATLAB (Mathworks) を使用して行っている。

計測結果を図 2.18 に示し、(a)は初期状態、(b)は時刻10 [s]の最終状態であり、右図が開発したシステムにより計測、構築した手指モデルである。その結果、図 2.18(a)より、手指動作の計測がある程度できていることは確認できる。しかし、図 2.18(a)でのセンサ側から構築された手指モデルとセンサ上に取り付けられた光学式のマーカ位置とでは、全体的なずれと、小指側の大きな相違が見られた。また、図 2.18(b)での時間経過後では全体的に手指モデルの先端側で大きく異なっていることが確認された。前者の原因として、慣性センサの取り付け誤差や長さ計測時の表面からの二次元的な測定によるものと考えられる。そのため、手指のリンクモデル構築方法の改善が必要である。後者に関しては、式(2.13)で行っている姿勢更新時のジャイロ出力の角速度に関する積分誤差など慣性センサの計測誤差の影響であり、これら誤差の補正法を構築する必要がある。また、これらの補正においては、式(2.9)-(2.11)の初期姿勢算出と同様に動作中も姿勢を求め、これを観測値、式(2.13)を状態方程式としたカルマンフィルタなどによる補正も行われている。しかし、多リンク構造で、また各関節が多様な自由度で回転する手指では動的加速度の影響は避けられないため、より適した補正法が必要である。したがって、後述の3章では、手指モデルの構築手法、4章では、計測誤差補正手法、5章で実際の手指運動の計測、解析を行う。

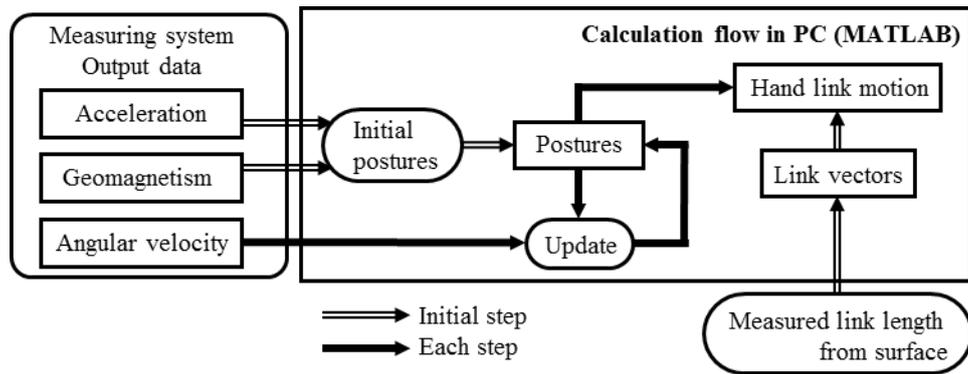
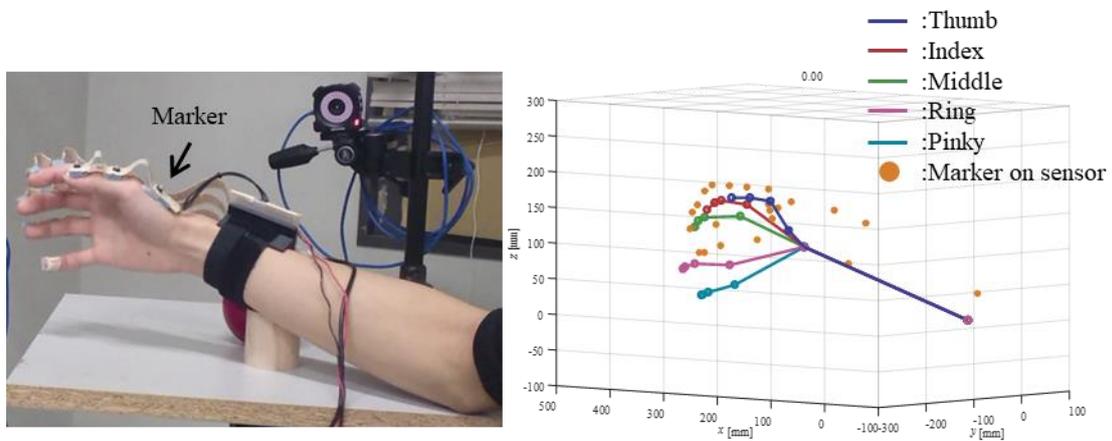
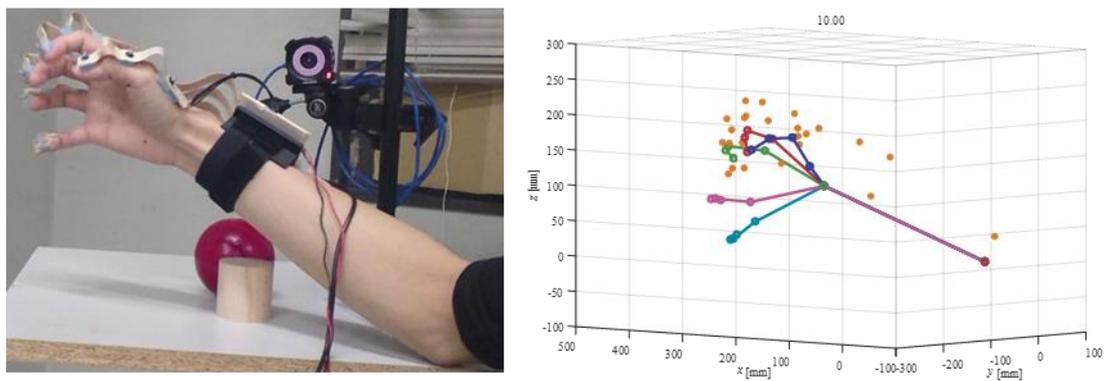


図 2.17 手指リンク動作の計算フロー



(a) $t = 0$ [s]



(b) $t = 10$ [s]

図 2.18 計測システムによる計測結果 ((a)初期状態, (b)最終状態)

2.5 結言

本章では、計測が困難である手指を対象とした運動計測を行うため、従来方式である光学式にて手指のリハビリテーション動作の計測、解析手法を構築した。さらに、より動作制約のない手指の運動を計測するため、MEMS 型慣性センサを採用した手指動作計測システムを開発した。その結果以下の結論が得られた。

- (1) 光学式モーションキャプチャと指先接触力センサを用いた親指 MP 関節の関節リウマチリハビリテーション模擬動作を計測することで、被験者の指モデルとその受動的動作および施術者による作用力ベクトル、作用位置を明らかにし、三次元空間上へ視覚的に表示した。
- (2) リハビリテーション中の得られた指モデルおよび作用力を利用し、MP 関節における関節可動域外動作をバネ要素によるモデル化および力学解析を行うことで、バネ剛性として、被験者ごとに異なる関節状態の指標が算出可能となった。
- (3) 光学式を利用した手部および前腕の形状および特徴計測を行うことで、慣性センサの個数や取り付け位置、手部の剛体分割方法を決定し、20 個の MEMS 型慣性センサを内蔵した手指運動計測用の慣性センサシステムを開発した。
- (4) 慣性センサによる手指運動計測システムによる手指運動計測においては、手指モデルの改善および時間経過で蓄積する積分誤差などの慣性センサの計測誤差の補正が必要であることを明らかにした。

第3章 慣性センサによる手指リンクモデル構築

3.1 緒言

前章において、開発した慣性センサによる手指運動計測システムに対する問題の一つが手指の剛体リンクモデルであることが明らかとなった。身体動作計測における身体モデルは光学式を含め、関節間を剛体リンクとして定義する場合が多い。そのため、従来の慣性センサ計測における身体モデルは、慣性センサの姿勢と取り付けられた関節間の身体剛体リンクを組み合わせ、各時点の各部身体リンクの姿勢を算出し、その姿勢を持つ複数のリンクを連結することで構築される。前章では、慣性センサをセンサ軸が身体の関節間の軸上に一致するように配置し、センサ姿勢をそのまま身体リンク姿勢とする手法を採用した。また、慣性センサを取り付けた身体剛体リンクとセンサ間の関係を得るために較正動作を用いる方法も考案されている。しかし、どちらの場合においても、従来手法の光学式では直接取得可能であった剛体リンクの長さに関しては他の計測手法を併用する必要がある。この場合、身体表面からの二次元の長さ計測となり、構築した身体モデルが実形状と異なる場合や、センサの身体への取り付け誤差の問題がある。さらに、較正動作を行う手法においても、手指のような対象となる剛体リンクが多く、対象領域が小さい場合には、得られたセンサと身体間の関係性および別途計測したリンク長さの相違からも誤差が生じやすい。

そこで、本章では、慣性センサの加速度出力において、回転加速度の算出式内に含まれる関節中心と慣性センサ間の位置ベクトルに着目することで、手指の関節ごとの回転動作における慣性センサ出力から、慣性センサと剛体リンク間の関係性だけでなく、剛体リンクの長さ（ベクトル）を同時に算出するモデル構築手法を提案する。そして、本手法の有効性を検証し、正確な手指モデルを構築する。

3.2 慣性センサによるモデル構築理論

3.2.1 慣性センサに対する位置ベクトルの算出法

慣性センサを用いて、剛体リンクを直接構築することは困難である。そのため、まず慣性センサの出力のみを利用して、回転中心と慣性センサ間の位置ベクトルを推定する方法を提案する。回転時の加速度において並進および重力加速度を除くと、回転加速度 ${}^S\mathbf{a}_r$ の算出式は以下のように表すことができる。

$${}^S\mathbf{a}_r = {}^S\dot{\boldsymbol{\omega}} \times {}^S\mathbf{P} + {}^S\boldsymbol{\omega} \times ({}^S\boldsymbol{\omega} \times {}^S\mathbf{P}) + 2({}^S\boldsymbol{\omega} \times \dot{{}^S\mathbf{P}}) \quad (3.1)$$

ここで、 ${}^S\mathbf{P}$ は回転中心から慣性センサの位置ベクトル、 ${}^S\boldsymbol{\omega}$ および ${}^S\dot{\boldsymbol{\omega}}$ はそれぞれ角速度および角加速度である。したがって、式(3.1)の関係式を利用することで、慣性センサ出力である加速度 ${}^S\mathbf{a}$ および角速度 ${}^S\boldsymbol{\omega}$ から、位置ベクトル ${}^S\mathbf{P}$ が推定可能であり、以下でその手法を記述する。

まず、対象回転中心での回転のみを考え、その回転中における ${}^S\boldsymbol{\omega} = \mathbf{0}$ の時点抽出する

と、式(3.1)は第一項目の外積（接線加速度成分）のみとなる．ここで、回転中心と慣性センサ間の位置ベクトルが相対変位しないと仮定した場合、図 3.1 に示したように、位置ベクトルは二つの異なる軸での回転時の外積平面の交線と一致するはずである．

つまり、2 軸以上での回転が可能な回転中心における 2 種類の回転の出力値を組み合わせることにより、以下のように、位置ベクトルの方向 ${}^S\mathbf{u}$ を算出することが可能である．

$${}^S\mathbf{u} = \frac{{}^S\mathbf{a}_{r1} \times {}^S\mathbf{a}_{r2}}{|{}^S\mathbf{a}_{r1} \times {}^S\mathbf{a}_{r2}|} \quad (3.2)$$

ここで、右下添え字 1, 2 はそれぞれ 1 軸目および 2 軸目の回転時の値を示す．ただし、式(3.2)のみでは、位置ベクトル方向の正負が定まらないので、 ${}^S\mathbf{a}_r = {}^S\dot{\boldsymbol{\omega}} \times {}^S\mathbf{P}$ の外積関係を利用し、図 3.2 に示したように、 x 軸が角加速度ベクトル、 z 軸が回転加速度ベクトルの座標系における x - y 平面に位置ベクトルを変換することにより、原点から位置ベクトルの点が第 1 および第 2 象限（回転中心から慣性センサへ方向が正）となるように符号を決定した．

次に、位置ベクトルの大きさに関しては、次の外積の大きさに関する関係式および内積を利用することにより算出が可能である．

$$\begin{cases} |{}^S\mathbf{a}_{rj}| = |{}^S\dot{\boldsymbol{\omega}}_j \times {}^S\mathbf{P}| = |{}^S\dot{\boldsymbol{\omega}}_j| |{}^S\mathbf{P}| \sin \alpha \\ {}^S\mathbf{u} \cdot {}^S\dot{\boldsymbol{\omega}}_j = |{}^S\mathbf{u}| |{}^S\dot{\boldsymbol{\omega}}_j| \cos \alpha \end{cases} \quad (3.3)$$

$$|{}^S\mathbf{P}| = \frac{|{}^S\mathbf{a}_{rj}|}{\sqrt{|{}^S\dot{\boldsymbol{\omega}}_j|^2 - ({}^S\mathbf{u} \cdot {}^S\dot{\boldsymbol{\omega}}_j)^2}}, \quad (j = 1, 2) \quad (3.4)$$

ここで、 ${}^S\mathbf{u}$ は位置ベクトルの単位ベクトルであり、右下添え字 j は j ($=1, 2$) 軸目の回転時の値、 α は角加速度、位置ベクトルのなす角である．したがって、位置ベクトル ${}^S\mathbf{P}$ は次の通りである．

$${}^S\mathbf{P} = |{}^S\mathbf{P}| {}^S\mathbf{u} \quad (3.5)$$

また、手指では 1 軸性関節（PIP や DIP 関節など）があるため、1 軸のみの場合における位置ベクトル推定手法も同時に考える必要がある．本研究では、身体の手指を対象としており、PIP, DIP 関節のような 1 軸性関節はその近位側に MP 関節などの 2 軸性関節が位置する構造となっており、そのため、図 3.3 のように 1 軸性の回転中心での回転と 2 軸性の回転中心の 1 軸性関節軸と平行でない 1 軸の回転と組み合わせることにより、式(3.2)、式(3.4)-(3.5)で位置ベクトルが算出可能である．ただし、式(3.4)においては、1 軸回転中心における

回転データのみを使用する。また、本手法は、上述で回転中心と記述したように、身体の関節を対象としない場合においても適用可能である。

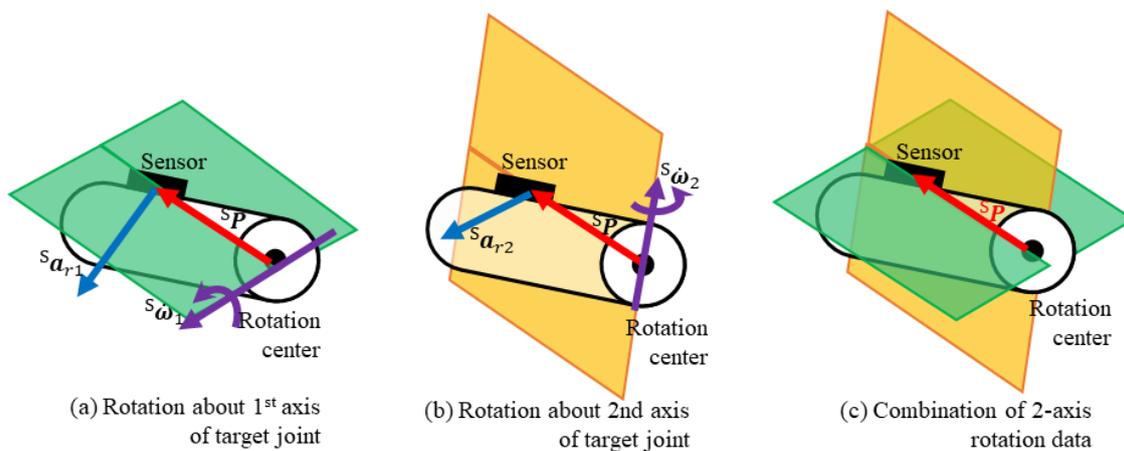


図 3.1 位置ベクトルの推定原理

((a) 1 軸目回転時, (b) 2 軸目回転時, (c) 両軸の回転平面の交線)

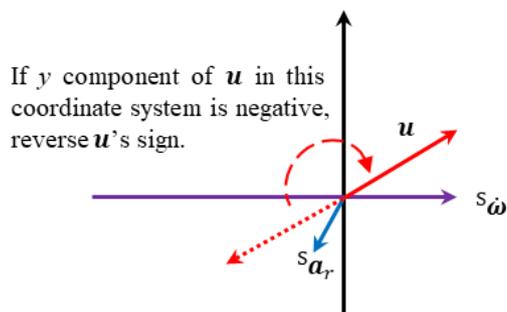


図 3.2 位置ベクトルの方向の決定方法

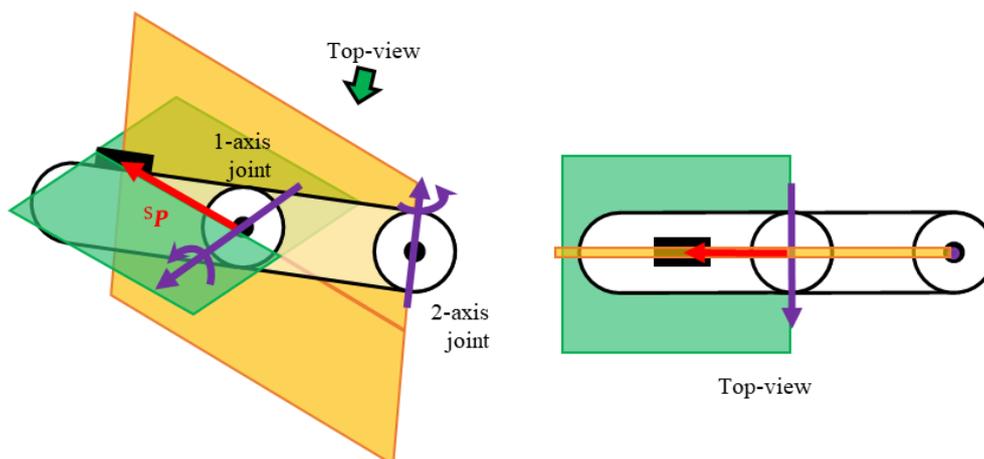


図 3.3 1 軸性関節における位置ベクトル推定手法

3.2.2 リンクモデルの構築法

身体モデルは 2 章で述べたように関節間を一つの剛体リンクとして、各リンクを連結することにより構築される。そのため、式(3.2), (3.4), (3.5)で算出される回転中心から慣性センサまでの位置ベクトルを利用し、図 3.4 に示した手順により剛体リンクを作成する。

まず、各回転中心を推定するにあたり、図 3.4(a)のように、対象となる回転中心 J_1 を持つ剛体リンク上に取り付けた慣性センサ 1 の位置ベクトル ${}^{S1}P_{S1}^{J1}$ に加えて、さらに一つ先の剛体リンク（対象中心での回転で付随して回転する回転中心 J_2 を含む次のリンク）上の慣性センサ 2 に対しても対象回転中心 J_1 からの位置ベクトル ${}^{S2}P_{S2}^{J1}$ をそれぞれ推定する。ただし、推定時は対象回転中心 J_1 以外の途中の回転中心 J_2 を固定しておく。またこのとき、初期姿勢 ${}^G R_{S1}$, ${}^G R_{S2}$ を両センサにおいて、式(2.7), (2.9), (2.11)にて取得することにより、両センサ座標系間の変換回転行列を得る。

次に、図 3.4(b)の通り、一つ先とした剛体リンク上の慣性センサ S_2 と回転中心 J_2 に対して、位置ベクトル ${}^{S2}P_{S2}^{J2}$ を別途推定する。これらを組み合わせることで、図 3.4(c)の通り、剛体リンクベクトルをそこに取り付けた慣性センサの座標系にて、次のように算出できる。

$${}^{S1}V_{J2}^{J1} = {}^G R_{S1}^T {}^G R_{S2} ({}^{S2}P_{S2}^{J1} - {}^{S2}P_{S2}^{J2}) \quad (3.6)$$

ここで、リンクベクトルおよび位置ベクトルの左上添え字はそのベクトルの座標系を表し、それぞれの右添え字は上添え字から下添え字点へのベクトルであることを示す。また、式(3.6)では、 ${}^{S1}P_{S1}^{J1}$ を利用していないが、こちらを利用することにより、実計測時にリンクおよび関節点の位置のみではなく、慣性センサの取り付け位置も得ることが可能となる。

したがって、各回転中心にて式(3.2), (3.4), (3.5)により各センサの位置ベクトルを算出し、その位置ベクトルと相対関係を利用することで、式(3.6)より、各センサに対応する剛体リンクベクトルを算出することができる。実動作時には、式(2.14)で示された通り、得られた各リンクベクトルを運動中の姿勢でグローバル座標系に変換後し、リンクを接続することで、多リンクモデルを構築することが可能である。

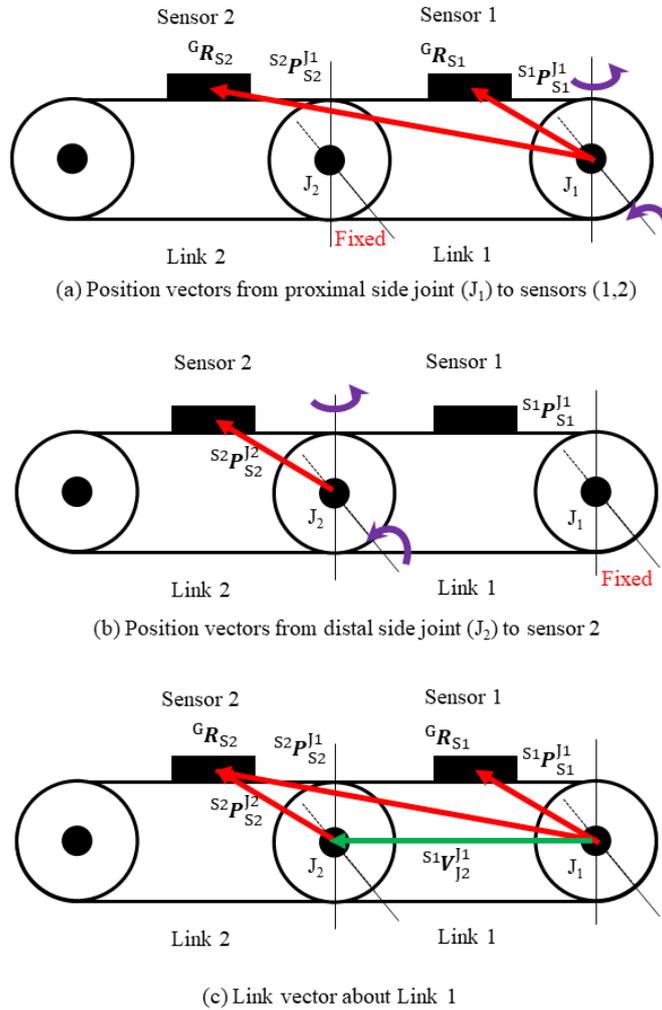


図 3.4 位置ベクトルの組み合わせによるリンクベクトル算出手順

3.3 検証実験

3.3.1 実験方法

回転中心推定およびリンクモデル構築方法を検証するため、まず、関節中心位置を確認することが難しい手指などの身体ではなく、回転位置が既知の回転器具を用いる。また、前節の提案手法を実データに適用する計算手順について本データを用いて次項で説明をする。

回転器具および 2 章で開発したセンサシステムの慣性センサ (SN10, SN14, SN17) 3 個の取り付け位置は図 3.5 の通りである。本回転器具 (図 3.5) は、2 軸の回転が可能な第 1 回転中心および 1 軸回転のみ可能な第 2 回転軸を持ったものであり、SN10 および SN17 は 1 リンク目のプレート、SN14 は 2 リンク目のプレート上に配置した。それぞれの座標軸としては、SN10 および SN14 の x 軸および z 軸は器具 (水平時) の各回転軸に合わせ、SN17 の x 軸は SN10 の x 軸から z 軸周りに -45 度回転させた状態とした。

位置ベクトル推定のため、慣性センサ側の計測データとして、使用する全センサにおいて

第 1 回転中心の各軸それぞれの回転を 3 試行取得した。その後、第 2 回転軸の影響を受ける SN14 のみにおいて第 2 回転軸の回転を 3 試行計測した。各試行は 2 秒の静止と 8 秒間の回転（両方向へ振る動作）区間の計 10 秒とした。

また、確認のため、従来手法である光学式モーションキャプチャ（VENUS3D, ノビテック）においても、回転中心位置およびセンサ位置の計測した。12 [mm]の反射マーカを、各センサ上に 3 個および第 1 回転中心周りの 4 側面の内 3 側面にそれぞれ 1 個取り付けた。光学式を使用した回転中心の算出方法としては、第 1 回転中心を 3 点のマーカから、第 2 回転軸位置をその軸回転による円近似からそれぞれ算出した。また、両システムのサンプリングは 100 [Hz]である。

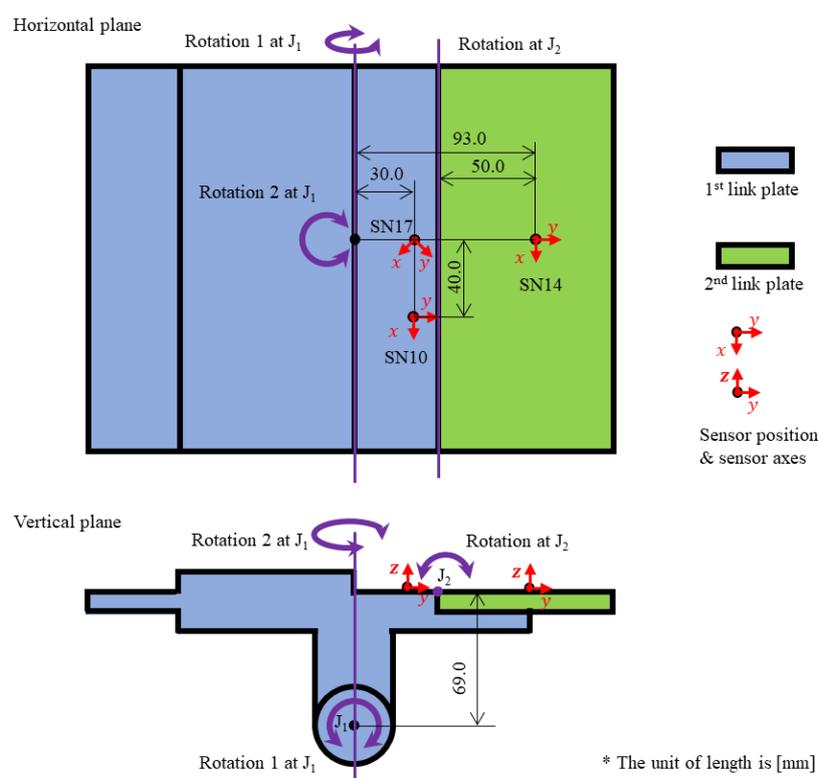


図 3.5 回転器具および慣性センサの取り付け位置

3.3.2 計算方法

上述の装置の回転におけるセンサ出力を利用して、式(3.2)からセンサ位置ベクトル方向を特定する。しかし、8 秒間の回転時の厳密な ${}^S\boldsymbol{\omega} = \mathbf{0}$ 点はない。そのため、図 3.6 のように、 $|\boldsymbol{\omega}| = 0$ に近い極小値を回転周期で抽出し、その各時刻における回転加速度を次のように算出する。

$${}^S\mathbf{a}_{rj} = {}^S\mathbf{a} - {}^G\mathbf{R}_S^T \mathbf{g} \quad (3.7)$$

算出した回転加速度 ${}^S\mathbf{a}_{r1}$ (N_1 個) を, 別軸の回転加速度 ${}^S\mathbf{a}_{r2}$ (N_2 個) と組み合わせること
 で, 式(3.2)より, $N_1 \cdot N_2$ 組み合わせの ${}^S\mathbf{u}$ が取得可能である. 次に, 算出した $N_1 \cdot N_2$ 個の ${}^S\mathbf{u}$
 およびその各時刻の角加速度および回転加速度を利用して, 位置ベクトルの大きさ $|{}^S\mathbf{P}|$ を
 算出する. この算出方法として, 式(3.4)を

$$|{}^S\mathbf{a}_{rj}| = |{}^S\mathbf{P}| \sqrt{|{}^S\dot{\boldsymbol{\omega}}_j|^2 - ({}^S\mathbf{u} \cdot {}^S\dot{\boldsymbol{\omega}}_j)^2} \quad (3.8)$$

に変形し, $|{}^S\mathbf{P}|$ を傾きとする比例関数として最小二乗法を行うことにより, 図 3.7 (1 リン
 ク目プレートに関するデータ) に示す近似直線を算出した. 図 3.7 は SN10, SN14, SN17 そ
 れぞれに関するデータである.

この時, 図 3.7 上に示したような近似直線と各 ${}^S\mathbf{u}$ により得られた点との偏差 d を唯一の ${}^S\mathbf{u}$
 を決定するための重み w_1 (後述の式(3.9)) とした. また, 各 ${}^S\mathbf{u}$ と唯一の $|{}^S\mathbf{P}|$ から ${}^S\mathbf{P}_i =$
 $|{}^S\mathbf{P}| {}^S\mathbf{u}_i$ ($i = 1, \dots, N_1 \cdot N_2$) を算出し, 式(3.1)における第 1, 2 項を利用して算出される回転
 加速度それぞれを式(3.7)による全時系列での回転加速度と比較した. 図 3.8 は 1 試行分のデ
 ータにおけるある ${}^S\mathbf{u}$ に対する算出された回転加速度 (式(3.1)) および計測された回転加速
 度 (式(3.7)) である. 両者間における各成分の二乗平均平方根誤差 (RMSE) のノルムから
 もう一つの重み w_2 を算出した.

$$\begin{cases} w_{1,i} = \frac{1}{d_i} \\ w_{2,i} = \frac{1}{\sqrt{\{RMSE_{x,i}\}^2 + \{RMSE_{y,i}\}^2 + \{RMSE_{z,i}\}^2}} \end{cases} \quad (3.9)$$

したがって, 各方向ベクトル ${}^S\mathbf{u}_i$ に各重みを適用することで, 以下のように唯一の方向ベク
 トルを算出するが可能である.

$${}^S\mathbf{u} = \frac{\sum_{i=1}^{N_1 \cdot N_2} w_{1,i} \cdot w_{2,i} \cdot {}^S\mathbf{u}_i}{\sum_{i=1}^{N_1 \cdot N_2} w_{1,i} \cdot w_{2,i}} \quad (3.10)$$

したがって, 推定された $|{}^S\mathbf{P}|$ および ${}^S\mathbf{u}$ を式(3.5)に代入することで, 対象回転中心と慣性セ
 ンサ間の位置ベクトル ${}^S\mathbf{P}$ が算出可能となる.

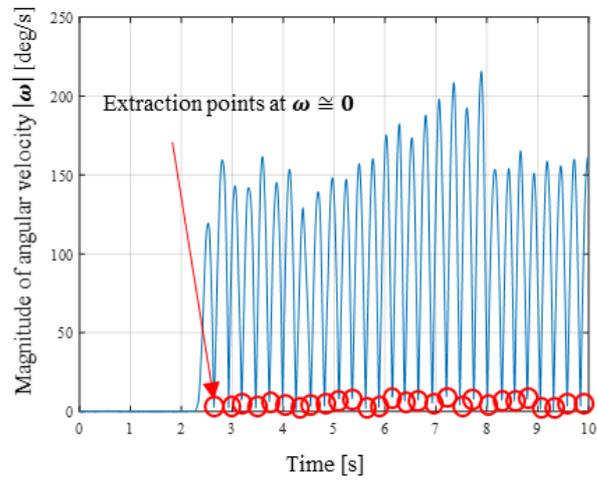


図 3.6 計測データの抽出点の算出 ($\omega \cong 0$)

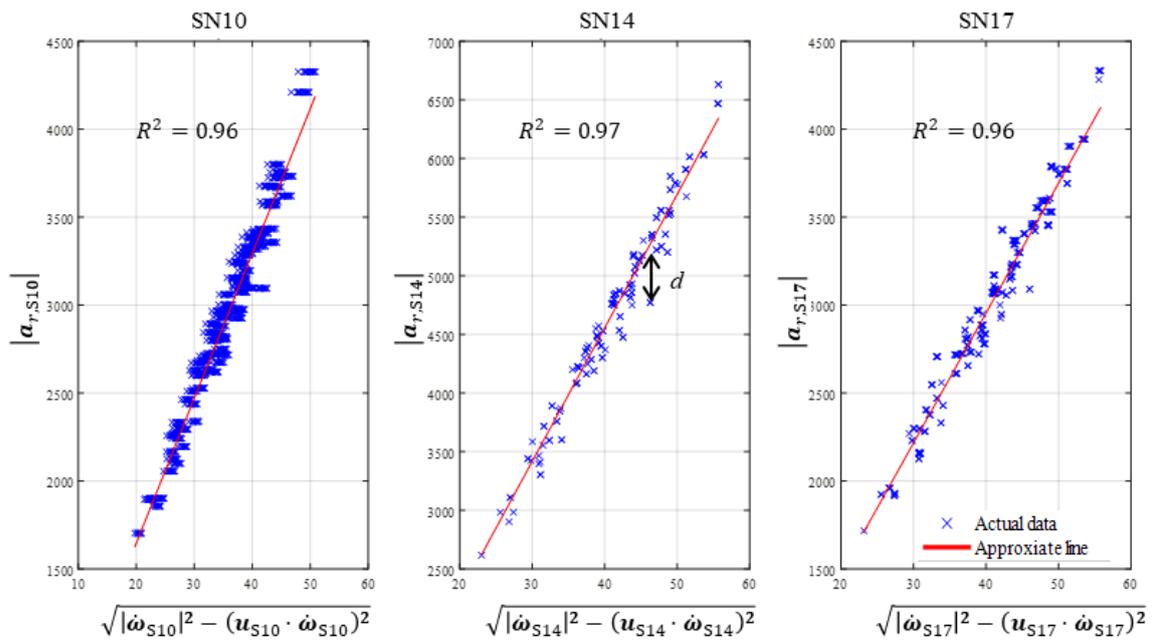


図 3.7 位置ベクトルの大きさ算出における近似

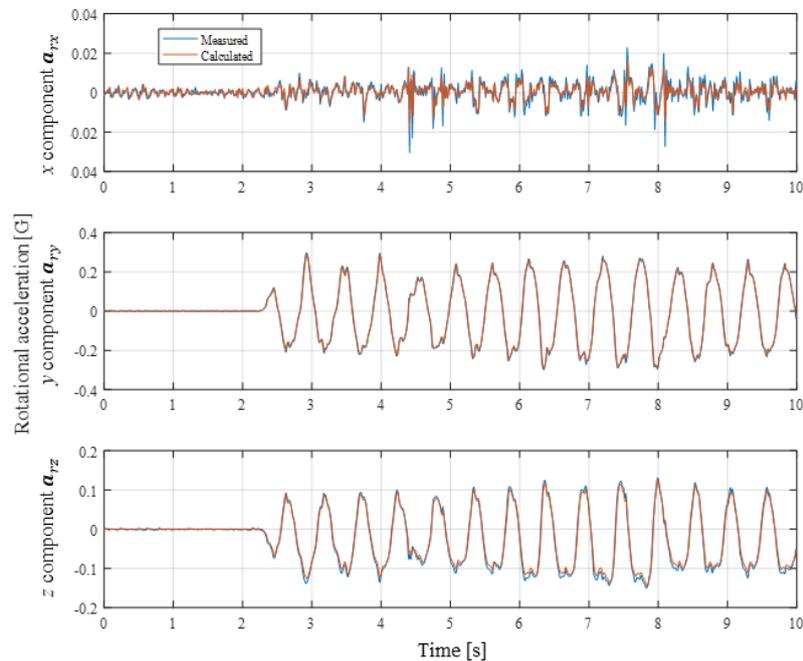


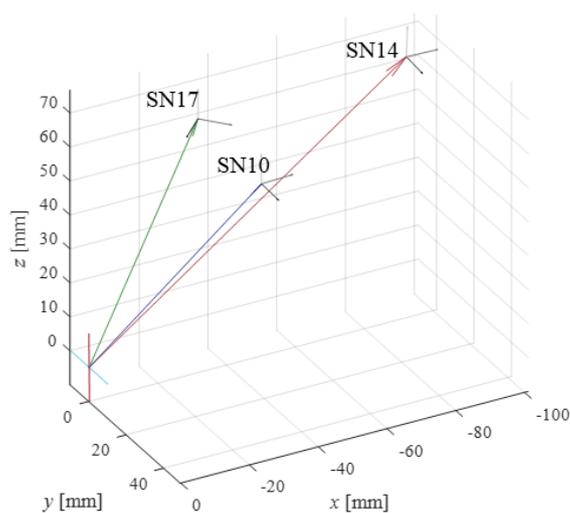
図 3.8 重みパラメータ w_2 算出用の回転加速度の比較図

3.3.3 実験結果

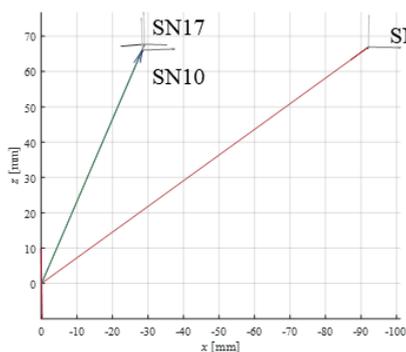
推定された第 1 回転中心と 3 個の慣性センサ間それぞれ、および第 2 回転軸（中心）と SN14 間の位置ベクトルは図 3.9, 3.10 に示した通りであり、図 3.5 の通り、各センサ位置が推定されており、また SN17 に関しては z 軸周りに -47.1 度回転しており、その誤差は 2.1 度と取り付け誤差を考慮しても正確に反映されていることが分かる。表 3.1, 3.2 にそれぞれのセンサ位置ベクトルを示し、光学式、実位置と比較した。ただし、光学式では、センサ位置と一致するようにマーカ取得位置（マーカ中心点）から取り付けプレート平面と垂直方向にその位置を平行移動させて修正し、実位置では、センサの基盤プレート厚さ（ 1.5 [mm]）およびセンサの半分の厚さ（ 0.5 [mm]）を考慮した。表の通り、実位置との誤差は最大で 4.9 [mm]であり、また、光学式側マーカ位置との誤差は 3.2 [mm]である。したがって、光学式と比較しても精度よく算出されていることが分かる。

次に、これら二つの回転中心間をリンクモデルとした場合、SN10 および SN14 をそれぞれ第 1 リンク、第 2 リンクに対応するセンサとし、式(2.14)より算出したものである。このとき、第 2 リンク終端は推定できないので、第 2 回転軸と SN14 間の位置ベクトルを x , y 成分のみのベクトルとした。実計測データにおけるリンクモデルを検証するため、第 1 回転中心（リンク始点あるいは光学式原点）から第 2 回転中心の位置座標の実計測時の値を表 3.3 に示した。表より最大誤差 4.1 [mm]であり、上述のセンサ位置ベクトルの誤差を考慮して、正確に構築されていることが分かる。図 3.11 は、実データにおけるリンクモデルを慣

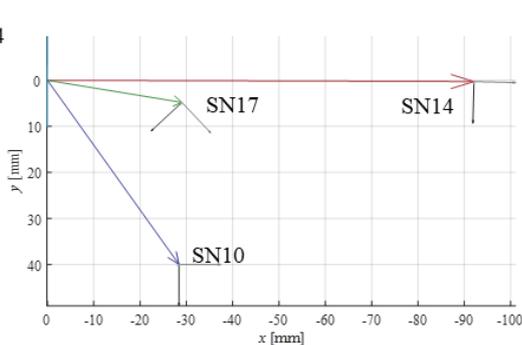
性センサシステムにより再構築したものである。図中の位置ベクトルはセンサ姿勢を反映させた上で、対応するリンクの近位側回転中心位置から、足し合わせたものである。図中の橙点はマーカ位置およびその位置からセンサ位置となるように修正した位置である。この場合における、各センサ位置は表 3.4 であり、その最大誤差 2.7 [mm]と第 2 回転中心での誤差よりも小さい。これは、光学式のマーカ位置から直接算出したセンサ位置に比べ、回転中心間のリンクでは、光学式側の第 2 回転中心の近似により誤差が生じたと考えられる。この点からも、本リンクモデルは十分精度よく構築されているといえる。したがって、回転中心から慣性センサまでの位置ベクトル推定手法およびこれらを利用したリンクモデルの構築手法は十分有用な手法である。次節では本手法を利用し、手指モデルを構築する。



(a) Position vectors from 1st rotation center to each sensor



(b) Vertical view



(c) Horizontal view

図 3.9 第 1 回転中心に関する位置ベクトル

表 3.1 第 1 回転中心に関する位置ベクトル (慣性センサ, 光学式マーカ位置, 実位置)

Sensor No.	SN10			SN14			SN17		
Components	x	y	z	x	y	z	x	y	z
Position Vectors [mm] (Each sensor's axis)	37.4	30.7	66.6	-4.8	90.8	68.5	-22.4	21.7	67.0
Position Vectors [mm] (Global)	-28.4	40.0	66.1	-92.0	0.3	67.0	-29.0	4.8	67.8
Marker Positions [mm] (Global)	-30.6	42.0	68.1	-92.4	-0.8	69.2	-29.3	2.7	68.4
Actual positions [mm]	-30.0	40.0	71.0	-93.0	0.0	71.0	-30.0	0.0	71.0

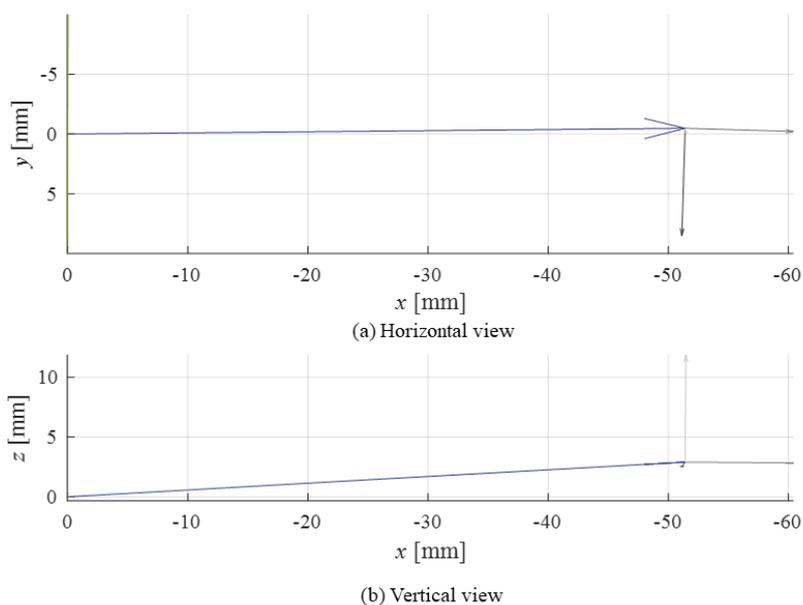


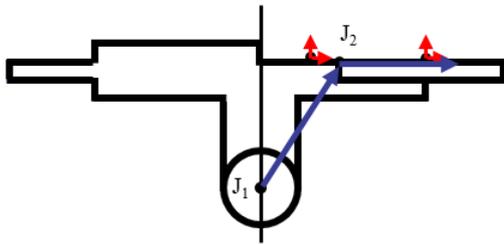
図 3.10 第 2 回転軸に関する位置ベクトル

表 3.2 第 2 回転軸に関する位置ベクトル (慣性センサ, 光学式マーカ位置, 実位置)

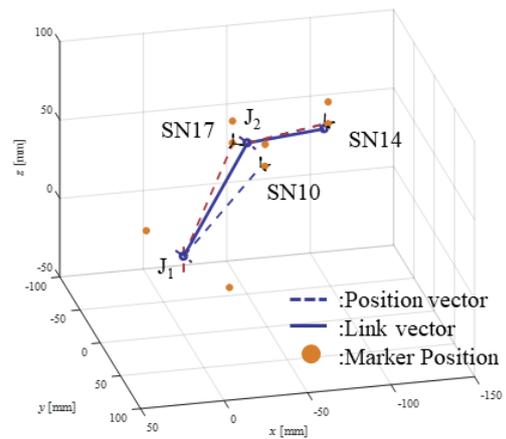
Sensor No.	SN14		
Components	x	y	z
Position Vectors [mm] (Each sensor's axis)	-2.2	51.3	3.2
Position Vectors [mm] (Global)	-51.4	-0.5	2.9
Marker Positions [mm] (Global)	-48.5	2.7	-0.3
Actual positions [mm]	-50.0	0.0	2.0

表 3.3 実計測時のリンクモデルにおける第 2 回転中心位置

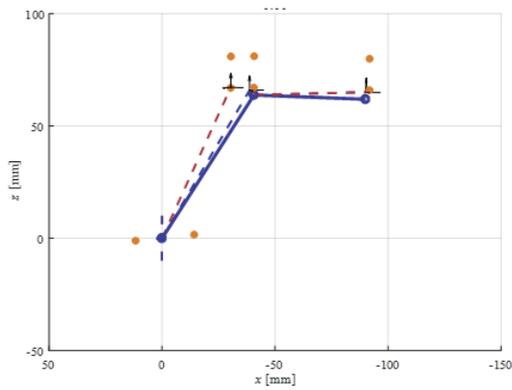
Components	2 nd rotation center Position [mm]		
	x	y	z
Inertial sensor system	-40.7	-10.2	63.8
Motion capture	-42.0	-10.6	67.9



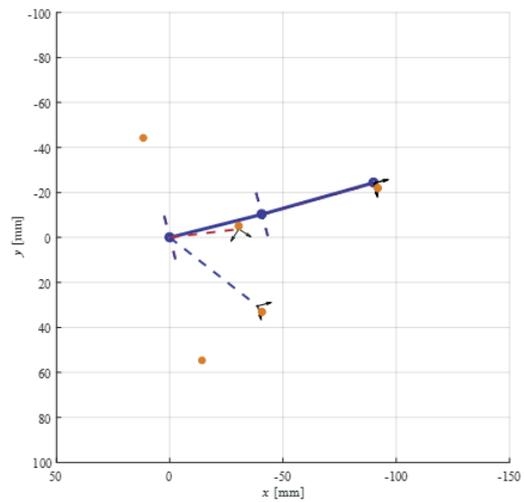
(a) Links between rotation centers



(b) Link model by Inertial sensors



(c) Vertical view



(d) Horizontal view

図 3.11 構築したリンクモデル

表 3.4 実計測時のリンクモデル上の各センサ位置（慣性センサ，光学式マーカ）

Sensor No.	SN10			SN14			SN17		
	x	y	z	x	y	z	x	y	z
Sensor Position [mm]	-38.7	30.4	65.9	-90.2	-24.3	65.1	-30.4	-3.7	67.2
Motion capture [mm]	-40.8	33.1	66.9	-91.9	-22.0	65.8	-30.5	-5.0	66.8

3.4 手指モデルの構築

3.4.1 手指への適用

前節で検証した手法を用いて手指モデルを構築する。2章では，リンク長さ計測の都合上手部を撓側と尺側の二分割モデルとしていたが，以下では，人差し指，中指側および薬指，小指の手首側を一つの剛体とし，薬指，小指側の MP 関節側をもう一つの剛体とした二分割モデルを前提に手指モデル構築を述べ，次項で，手部のリンクモデル分割を検証する。

まず，位置ベクトル推定を行う関節および使用するセンサに関して述べる。対象関節およびセンサ（番号は図 2.15 と対応）は表 3.5 に示した。ここで，Tip は指先計測用のセンサであり，推定時のみ使用する同種の慣性センサである。また，肘は 1 軸性関節であるが，肘の屈曲・伸展軸と肘関節を 90 度に維持したまま，上腕をねじる肩の外旋・内旋軸の 2 軸より推定する。また，親指 IP 関節および残り 4 指の PIP，DIP 関節に関しては，それらの屈曲・伸展軸と，親指 CM 関節および 4 指の MP 関節の内転・外転軸の 2 軸の組み合わせにより算出する。したがって，式(3.6)同様に，手指のリンクベクトル（人差し指，中指の場合）の算出方法としては，図 3.12 のように次式で表される。

$$\begin{cases}
 \text{Fore}\mathbf{V}_{\text{wrist}} = {}^G\mathbf{R}_{\text{Fore}}^T {}^G\mathbf{R}_{\text{Hand}} (\text{Hand}\mathbf{P}_{\text{Hand}}^{\text{elbow}} - \text{Hand}\mathbf{P}_{\text{Hand}}^{\text{wrist}}) \\
 \text{Hand}\mathbf{V}_{\text{MP}} = {}^G\mathbf{R}_{\text{Hand}}^T {}^G\mathbf{R}_{\text{Prox}} (\text{Prox}\mathbf{P}_{\text{Prox}}^{\text{wrist}} - \text{Prox}\mathbf{P}_{\text{Prox}}^{\text{MP}}) \\
 \text{Prox}\mathbf{V}_{\text{PIP}} = {}^G\mathbf{R}_{\text{Prox}}^T {}^G\mathbf{R}_{\text{Imed}} (\text{Imed}\mathbf{P}_{\text{Imed}}^{\text{MP}} - \text{Imed}\mathbf{P}_{\text{Imed}}^{\text{PIP}}) \\
 \text{Imed}\mathbf{V}_{\text{DIP}} = {}^G\mathbf{R}_{\text{Imed}}^T {}^G\mathbf{R}_{\text{Dist}} (\text{Dist}\mathbf{P}_{\text{Dist}}^{\text{MP}} - \text{Dist}\mathbf{P}_{\text{Dist}}^{\text{DIP}}) - (\text{Imed}\mathbf{P}_{\text{Imed}}^{\text{MP}} - \text{Imed}\mathbf{P}_{\text{Imed}}^{\text{PIP}}) \\
 \text{Dist}\mathbf{V}_{\text{Tip}} = {}^G\mathbf{R}_{\text{Dist}}^T {}^G\mathbf{R}_{\text{Tip}} (\text{Tip}\mathbf{P}_{\text{Tip}}^{\text{DIP}} + \text{offset})
 \end{cases} \quad (3.11)$$

ここで，リンクベクトル \mathbf{V} および位置ベクトル \mathbf{P} の右上付きおよび右下付き添え字は右上付きから右下付きへのベクトルを示し，Fore は前腕 (Forearm)，Hand は手部，Prox は基節骨 (Proximal phalanx)，Imed は中節骨 (Intermediate phalanx)，Dist は末節骨 (Distal phalanx) 上のセンサを示す。また，左上付きはそのリンク上のセンサ座標系を示す。最後に offset に関しては，指先に取り付けたセンサの基盤厚さなどを考慮するためである。したがって，肘から指先位置は式(2.14)と同様に次式で表される。

$$\begin{aligned}
 (\text{Tip position}) = & G\mathbf{R}_{\text{Fore}} \text{Fore}\mathbf{V}_{\text{wrist}}^{\text{wrist}} + G\mathbf{R}_{\text{Hand}} \text{Hand}\mathbf{V}_{\text{MP}}^{\text{wrist}} + G\mathbf{R}_{\text{Prox}} \text{Prox}\mathbf{V}_{\text{PIP}}^{\text{MP}} \\
 & + G\mathbf{R}_{\text{Imed}} \text{Imed}\mathbf{V}_{\text{DIP}}^{\text{PIP}} + G\mathbf{R}_{\text{Dist}} \text{Dist}\mathbf{V}_{\text{Tip}}^{\text{DIP}}
 \end{aligned} \tag{3.12}$$

ここで、右辺の第1項のみで手首位置，第2項目まででMP関節位置，と各関節位置についても算出可能である。各指（行）のリンクと対応するセンサ番号を示した表3.6の通りセンサを配置し，式(3.12)を適用することで，手指モデルが得られる。

図3.13, 3.14は全並列リンク共通の肘, 手首に関する位置ベクトルおよび人差し指のMP, PIP, DIP関節の位置ベクトル（Tipを除く）の推定結果を示し，図3.15は肘からの手指モデルである。以上の計算フローをまとめた図を図3.16に示した。本図中のリンクベクトルを図2.17で示した手指リンク動作の計算フローにおける表面から計測した長さおよびセンサ軸からなるリンクベクトルの替わりに使用することで，各時刻における手指リンク動作が得られる。

表 3.5 位置ベクトル推定時の対象関節および慣性センサ番号

Target Joints	Sensor No.	Target Joints	Sensor No.	
Elbow	1, 2, 3, 11	MP joint	Index	15, 16, 17
Wrist	4, 5, 8, 11, 12, 15, 18		Middle	12, 13, 14
			Ring	8, 9, 10
		Pinky	5, 6, 7	
Pinky side hand (CM joint)	4	PIP joint	Index	16
CM joint Thumb	18, 19, 20		Middle	13
			Ring	9
			Pinky	6
MP joint Thumb	9	DIP joint	Index	17, Tip
IP joint Thumb	20		Middle	14, Tip
			Ring	10, Tip
			Pinky	7, Tip

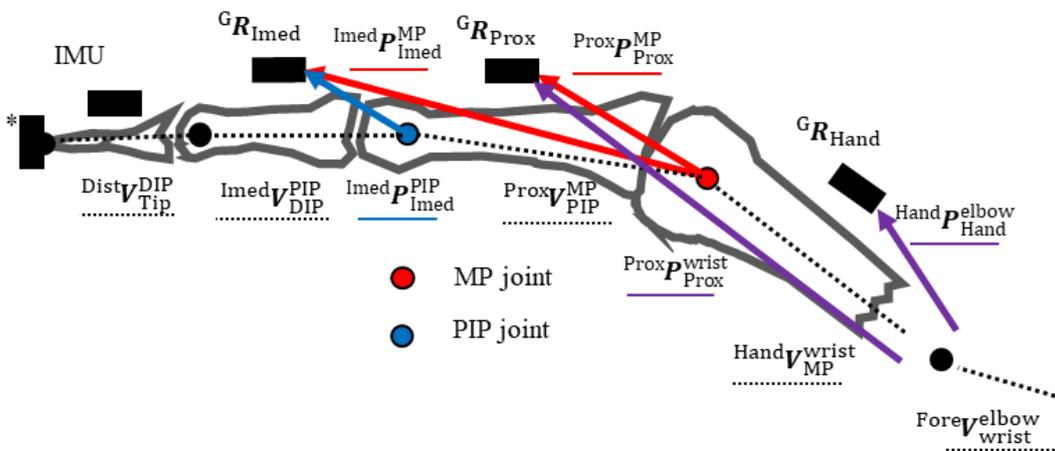


図 3.12 手指リンクモデルの構築法

表 3.6 手指リンクおよび対応するセンサ番号

Link name	Sensor No.					
	Forearm	Hand	Hand 2 (Pinky side)	Metacarpal(Thumb) Proximal	Proximal(Thumb) Intermediate	Distal
Thumb	3	11		18	19	20
Index	1	11		15	16	17
Middle	1	11		12	13	14
Ring	2	11	4	8	9	10
Pinky	2	11	4	5	6	7

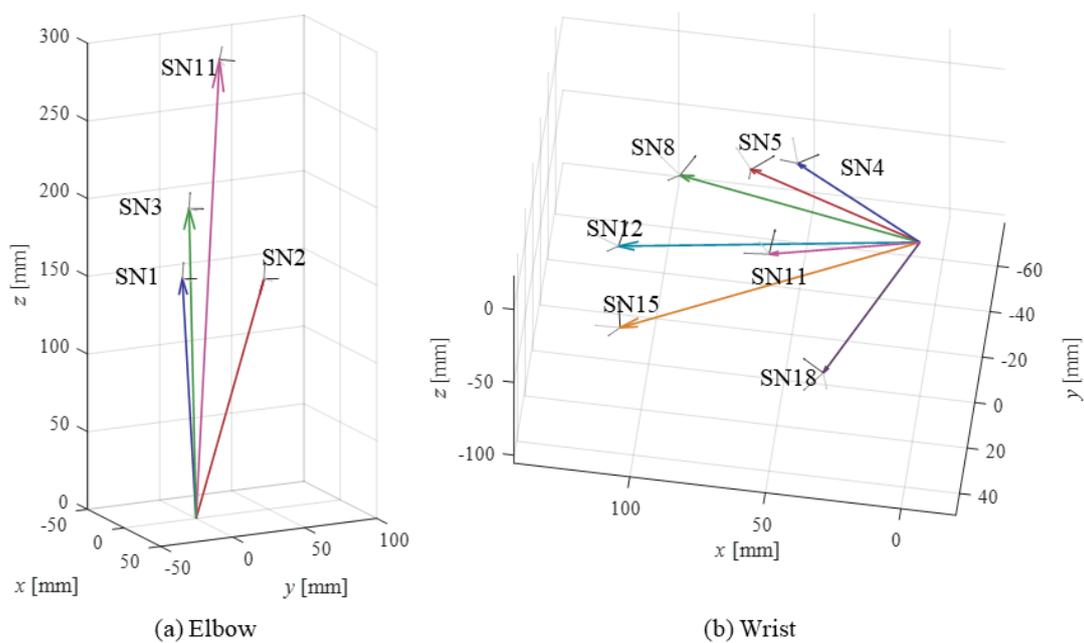


図 3.13 肘および手首からの慣性センサへの位置ベクトル

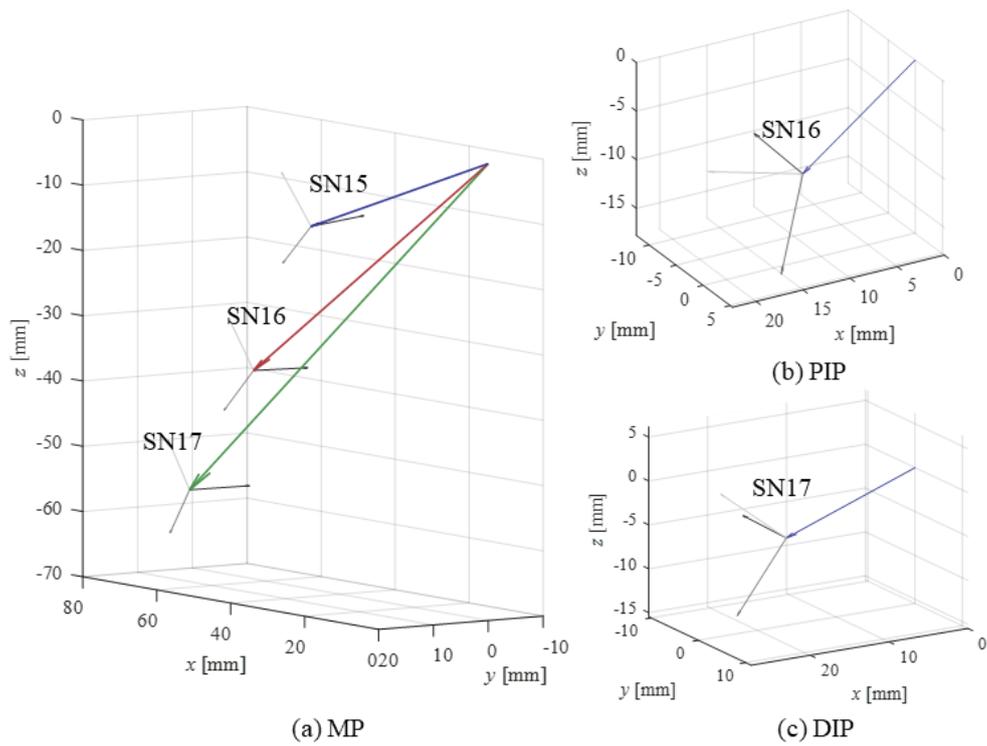


図 3.14 人差し指に関する MP, PIP, DIP 関節からの慣性センサへの位置ベクトル

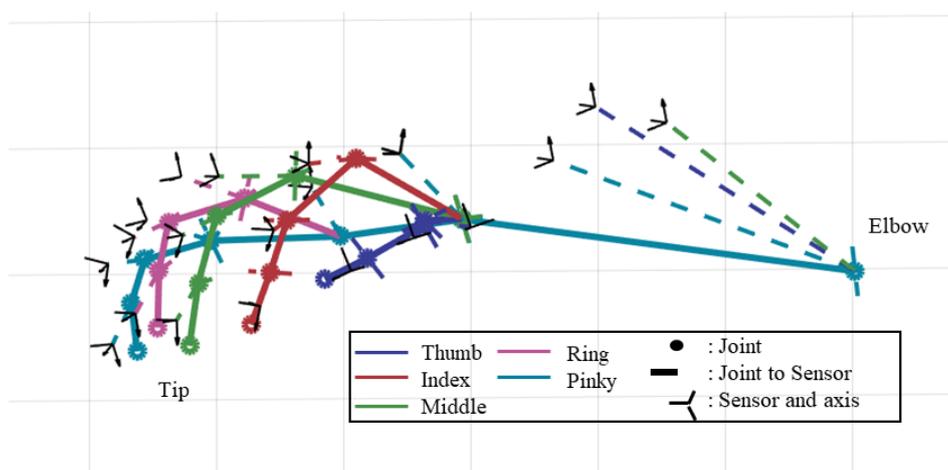


図 3.15 構築された手指リンクモデル

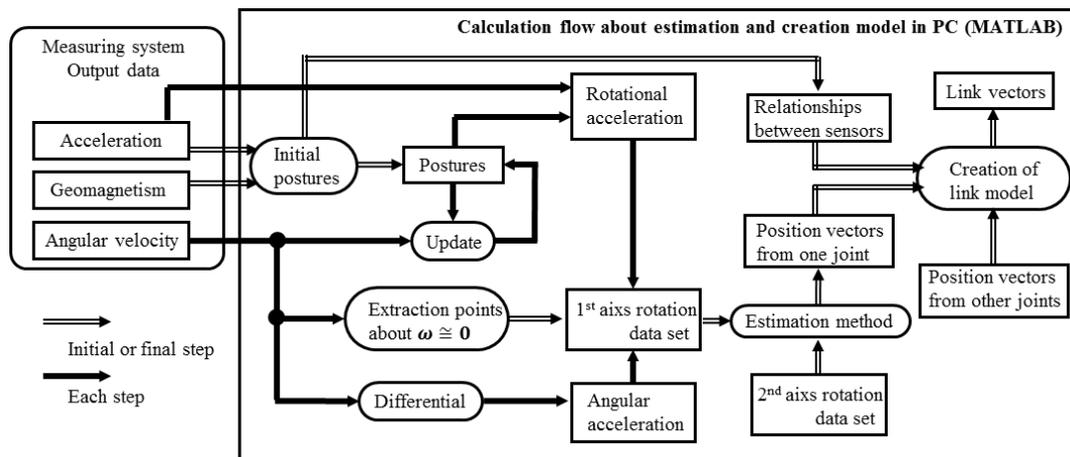


図 3.16 位置ベクトルおよびリンクベクトルの計算フロー

3.4.2 リンクモデル比較実験

2.4 節でのシステム開発のための実験結果を基に提案した剛体分割において，手部のリンクモデルを 3 種類比較する．検証する手部のモデルは次の通りである．図 3.17 に示すように，(Type 1) 手部を親指 CM 関節，他の 4 指の MP 関節および手首の関節間の一つの剛体と見なしたモデル（表 3.6 で Hand2 を除いた場合），(Type 2) 手部を親指の CM 関節，人差し指および中指の MP 関節，手首の関節間の剛体と薬指および小指の MP 関節，手首間の剛体の 2 つに分割したモデル（表 3.6 の Hand の上 3 指と Hand2 で分けた場合），(Type 3) 手部を親指の CM 関節，人差し指および中指の MP 関節，薬指および小指の CM 関節，手首間を一つの剛体，薬指および小指の MP 関節，CM 関節間を一つの剛体として二分割したモデル（表 3.6 の通り）の 3 種類である．

モデル検証実験では，開発した慣性センサシステムと光学式モーションキャプチャ (VENUS3D) を使用し，センサ位置を比較する．両システムのサンプリング周波数は 100 [Hz] で，被験者は 20 代男性 1 名（前章同様の倫理審査および同意済み）である．まず，被験者の右手に本センサシステムを取り付け，位置ベクトル推定動作を行う．推定実験では，手首関節，親指の CM 関節，他 4 指の MP 関節および薬指および小指の CM 関節相当部を対象とした．その後，センサシステム上の慣性センサ (SN4, 5, 8, 11, 12, 15, 18) 位置 (7 個) および手部の SN11 のセンサ周りに座標合わせ用 (3 個) の反射マーカ (4 [mm]) を計 10 個取り付ける．計測動作としては，2.4 節の動作 A, B と同様の手首起点とした動作を自由に行い，光学式と慣性センサで同時に 10 [s] 間の計測を 3 回行う．計測時には，開始後の 2 [s] 間を初期姿勢算出用の静止区間とする．ただし，慣性センサは，時間経過による誤差増大の影響を抑えるため，末節骨上のセンサまで計測せず，親指中手骨，他 4 指基節骨上センサ SN18, 15, 12, 8, 5 までとする．

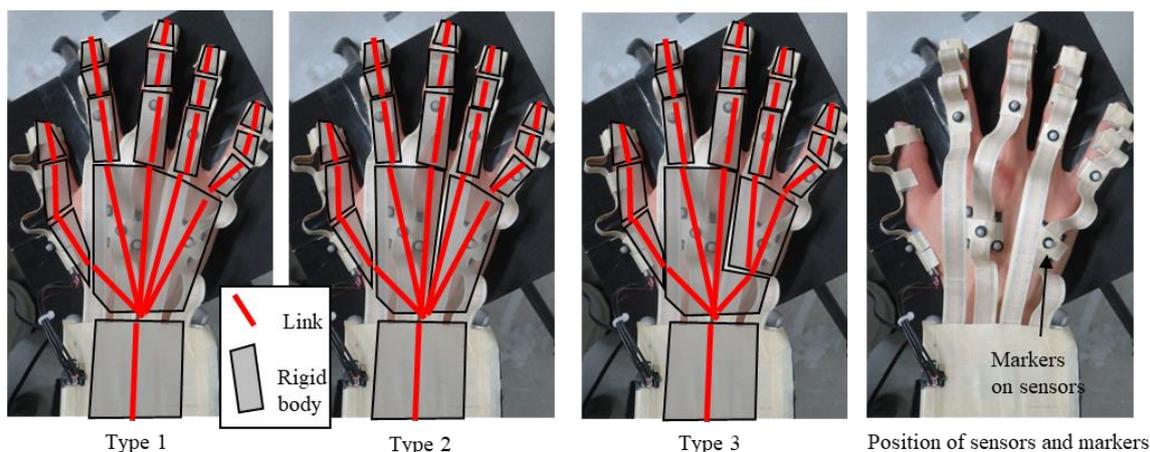


図 3.17.3 種類のリンクモデルと検証用光学式マーカの取り付け位置

3.4.3 比較実験結果および考察

計測結果として、手部（人差し指側）の慣性センサおよびマーカを原点に、手部上のセンサ座標軸およびその周りのマーカを座標軸として、両方の座標を統一させたときの各センサ位置とマーカ座標（手部（小指側）、薬指、小指の基節骨）を比較したもの（1回目の動作について、以後動作 1）を図 3.18 に示した。図より、全てのモデルで初期誤差の大きさは 10-15 [mm]程度であり、各モデル間の差は少ない。また、手部から薬指、小指への誤差の増大は見られず、その誤差の多くが手部リンクで生じたと考えられるため、手部の初期位置誤差に焦点を当てる。手部の初期誤差の要因は、手首の位置ベクトル推定における推定誤差および人差し指側のセンサ位置 SN11 を座標系統一の原点としたことが考えられる。まず、前者に関して、3.3.3 項の光学式との比較結果の誤差 3.2 [mm]であり、本初期誤差が 3-5 倍程度であることから、位置ベクトル推定手法自身の誤差のみが要因ではない。しかし、手首における推定に利用した手首の橈屈・尺屈および屈曲・伸展は、複数の骨間にある手根中央関節および橈骨手根関節の組み合わせ回転であり、実際の回転中心は同心の 2 軸性関節でなく、その中心も変動するため、手首とセンサ間位置ベクトル誤差が生じた。本誤差はまた、後者の理由により、前者による手部の人差し指側および小指側に生じた誤差の両方が小指指側に含まれたため、大きくなったといえる。次に、各モデル間の差異は動作中の波形に見られ、初期誤差が最小であった Type 2 の動作変動傾向は光学式に比べて大きく、その波形も異なる。そこで、それぞれのセンサ位置を光学式のマーカ初期位置に合わせ、マーカ位置を真値とした場合の動作中の RMSE を表 3.7 に示した。その結果、動作 1 では Type 1 が、動作 2, 3 では Type 2 の RMSE が最大となり、全体的に Type 3 が小さい。この要因として、動作 1 は手部の小指側の動きが大きく、動作 2, 3 では反対に小さかったと考えられる。そのため、動作 1 では手部全体を同一の剛体見なした Type 1 の RMSE が大きくなり、動作 2, 3 では薬指、小指側の手部を手首側からのリンクとして見なした Type 2 においてリンクが長くなり、変位が拡大された。実際に、動作 1 における手内で最大変位時(5.00 [s])の手指の

写真と各リンクモデルを並べたものを図 3.19 に示すと、薬指、小指側の MP 関節位置は Type 1 では変位が小さく、Type 2 では大きいこと分かる。また、動作 2、3 では Type 3 よりも Type 1 の RMSE が小さい場合もあるが、動作 1 のような動作の場合 RMSE が増大するため、手部リンクモデルとして、様々な動作に適用可能な Type 3 が相応しい。したがって、手部モデルとしては、Type 3 の手部を親指の CM 関節、人差し指および中指の MP 関節、薬指および小指の CM 関節、手首間を一つの剛体、薬指および小指の MP 関節、CM 関節間を一つの剛体として二分割することにより、小指側の CM 関節を考慮したモデルが手部動作を剛体リンクで再現した場合が最も適している。

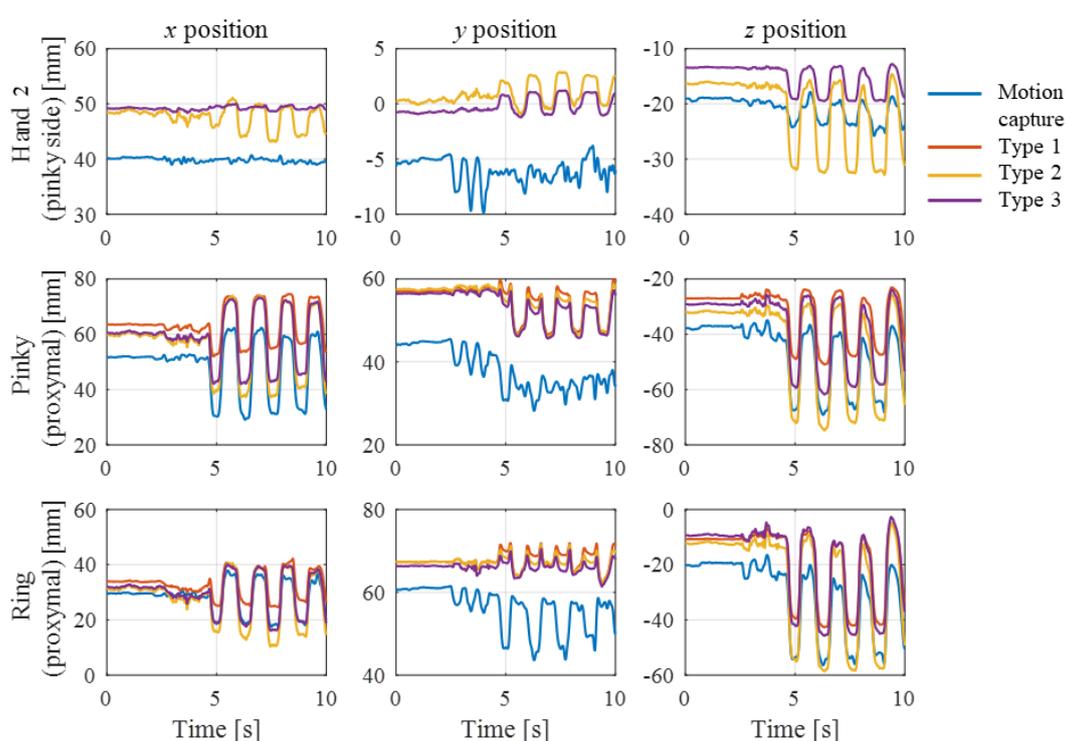


図 3.18 小指側手部，小指および薬指基節骨上のセンサおよび光学式マーカ位置の変位

表 3.7 各動作における小指側手部，小指および薬指基節骨上センサ位置の RMSE

	Motion	1			2			3		
	Model	Type 1	Type 2	Type 3	Type 1	Type 2	Type 3	Type 1	Type 2	Type 3
Position RMSE [mm]	Hand 2		5.9	1.8		2.9	2.1		9.9	5.1
	Pinky	9.8	7.6	5.9	4.8	5.8	5.2	6.4	10.1	6.7
	Ring	9.1	9.4	7.5	7.1	8.4	7.9	6.7	6.7	5.6

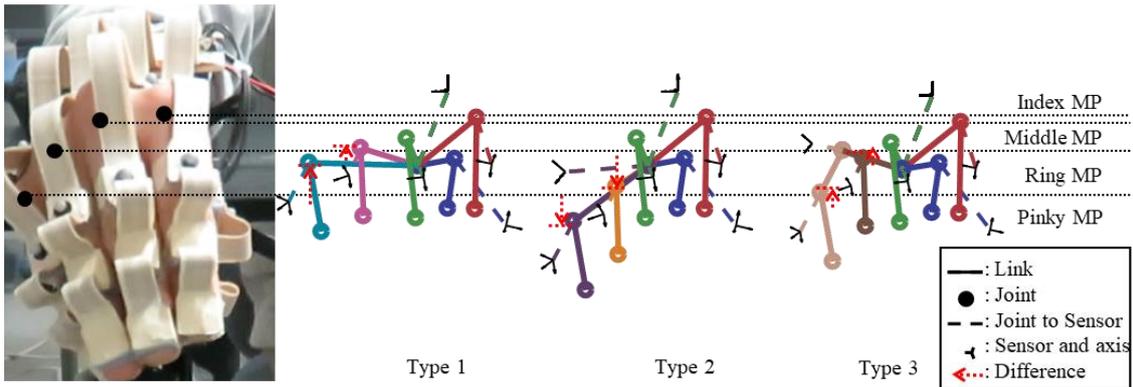


図 3.19 動作 1 の 5 [s] における 3 種類のリンクモデルの形状比較

3.4.4 前腕を含む手指リンクモデル

本章で提案した位置ベクトルの推定手法およびリンクモデルの構築手法と前項で検証したリンクモデルを用いた前腕を含む手指リンクモデルを図 3.15 のように構築し、各センサ上に取り付けた光学式反射マーカにより、その位置を検証する。本実験では、2.4.4 項と異なり、センサ位置が推定されていることから、定量的に位置の評価が可能である。被験者は 2.4.4 節と同一人物であり、同データによる検証を行った。ただし、本検証は、初期位置のみに焦点を当てたものとする。

計測結果の前腕および手指リンクモデル、センサ上マーカを図 3.20 に、最も誤差が生じると考えられる各指末節骨上センサ座標位置を表 3.8 に示した。またこのとき、慣性センサおよび光学式間の座標系を合わせるため、前項の実験同様に、手部 SN11 の姿勢とその周りの三つのマーカ位置より光学式の座標系の方位角を決定した。

したがって、図 3.20 のリンクモデルは、前章の計測結果（図 2.18）に比べ全体的な誤差が減少し、また薬指、小指側で生じていた大きなずれもなくなったため、本章で提案したリンクモデルの構築手法はこの点で有効であることが分かる。次に、現在のリンクモデルにおけるセンサ位置（慣性側は光学式マーカの中心位置になるように、各センサ座標系の z 軸方向に平行移動させた黒点で比較）での光学式との誤差は表 3.8 より各指全体としては 10 [%] 以下であり、十分精度よく算出されていることが分かる。しかし、薬指、小指末節骨センサの z 成分のみ 14.1 [%], 27.3 [%] と他に比べて大きくなった。この原因とし、前項の CM 関節によるものと考えられるが、前項の結果および前章の二分割モデルではさらに大きくなることを考慮すると本モデルが最も適している。ただし、CM 関節相当からのセンサへの位置ベクトル推定では、手首関節の撓屈・尺屈を組み合わせであることや、CM 関節での回転のみを行うことが比較的難しいことから、図 3.7 の近似では決定係数が 0.7 と比較的小さく、データ点数も少なくなった。このことから、CM 関節における位置ベクトルをより精度よく行えるような動作手順などが必要であると考えられた。

したがって、現状の複数リンクベクトルの組み合わせによる誤差の蓄積という慣性セン

サシステム特有の問題だけでなく、各関節をより複雑なモデルに変えるなどの解決策も必要である。しかし、光学式においても、マーカの空間位置を取得するという本実験で用いたマーカ位置の精度は高いといえる一方、身体モデルでの解析では、表面のマーカ位置から複雑な関節を単純化したモデルを利用し、関節中心の推定を行うことが多く、実解析上では同様に誤差が生じている。このことを考慮し、図 3.20 のリンクモデルの各指の相対関係が取得できることを考えると、開発した手指運動計測システムおよび本章のリンクモデル構築手法の組み合わせは、手指運動を計測する上で十分に有用と考えられる。また、従来の慣性センサによる動作手法と異なり、センサ位置や取り付けしたリンクベクトルとの相対関係が取得できているという点で優れていると考えられる。

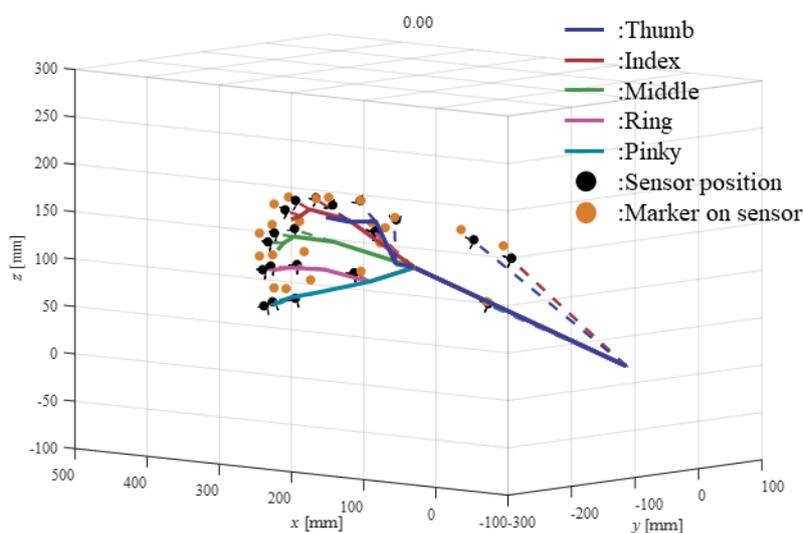


図 3.20 慣性センサシステムによる計測値に対するリンクモデル

表 3.8 各指末節骨上慣性センサおよびマーカの位置座標とその誤差率

Components	SN20 (Thumb)			SN17 (Index)			SN14 (Middle)		
	x	y	z	x	y	z	x	y	z
Sensor [mm]	291.3	-130.7	158.0	332.2	-159.3	152.2	334.3	-184.0	120.7
Marker [mm]	303.1	-123.9	164.4	334.9	-173.4	159.4	338.0	-192.8	130.2
Error [%]	3.9	5.5	3.9	0.8	8.1	4.5	1.1	4.6	7.3
Components	SN10 (Ring)			SN7 (Pinky)					
	x	y	z	x	y	z			
Sensor [mm]	329.6	-197.6	92.8	325.9	-199.8	55.2			
Marker [mm]	327.5	-204.9	108.1	309.0	-203.1	75.9			
Error [%]	0.7	3.6	14.1	5.5	1.6	27.3			

3.5 結言

本章では、前章で開発した慣性センサシステムを利用した手指運動計測における手指モデルの構築問題を解決するために、各関節における回転動作とそのときの慣性センサ出力のみを利用した手指モデル構築手法を提案し、その手法の有効性を検証した。その結果以下の結論が得られた。

- (1) 回転加速度算出式に含まれる位置ベクトルに着目することで、異なる 2 軸の回転成分を利用した関節中心と取り付けられた慣性センサ間の位置ベクトルを推定する手法を構築し、その有用性を示した。
- (2) ある関節とそれに対応する遠位部の関節において推定した位置ベクトルを組み合わせることで、関節間の剛体リンクを対応する慣性センサの座標系にて算出する剛体リンクモデル構築を行い、その有用性を示した。
- (3) 本章で提案したモデル構築手法を手指に適用し、前章で示された手部の剛体分割による手指モデルを構築した。さらに、本手指モデルおよび適切な剛体への分割方法を検証し、手部を親指の CM 関節、人差し指および中指の MP 関節、薬指および小指の CM 関節、手首間を一つの剛体、薬指および小指の MP 関節、CM 関節間を一つの剛体として二分割したモデルが最も妥当であることを示した。
- (4) 本章で提案した手指剛体リンクモデルは、従来の慣性センサによる計測手法と異なり、センサ位置や取り付けられたリンクベクトルとの相対関係が取得できるという点で優れており、実際の手指運動を計測する上で十分に有用なモデルであることを示した。

第4章 慣性センサにおける計測誤差の補正手法

4.1 緒言

2章で開発した手指運動計測システムに対する問題の一つであった手指モデルに関しては前章にて解決された。しかし、慣性センサの出力ノイズの問題や、姿勢算出における角速度の積分誤差の蓄積といった計測誤差の問題もある。そのため、正確な手指運動計測を行うには出力ノイズ低減手法や、姿勢誤差補正手法を構築する必要がある。

慣性センサの慣性情報出力（加速度，角速度）に対するノイズの特定手法としては、時間領域での周波数安定性を図るアラン分散と呼ばれる手法が提案されている。この手法は、センサの静止状態を長時間計測することで、出力の平均時間の関数を作成し、ノイズ傾向を特定するものである。さらに、この手法を利用し、特定されたノイズパラメータおよびカルマンフィルタ⁽³⁰⁾⁻⁽³²⁾を用いたジャイロセンサの出力補正手法なども提案されている。また、手指動作においては、そのセンサ数の多さから、センサごとのノイズ低減、誤差補正だけでなく、複数センサ間での関係に伴う誤差も減らす必要がある。

さらに、慣性センサを利用した姿勢算出において、姿勢更新時に蓄積するジャイロセンサ出力の積分誤差がしばしば問題となる。この解決手法として、慣性センサの他出力である加速度計やコンパス出力を利用し、その誤差を補正するセンサ・フュージョンが考案されている。この補正手法において、角速度による姿勢更新式が非線形であることから、線形カルマンフィルタを非線形システムに適用可能なように拡張された拡張カルマンフィルタなどが適用されている。このフィルタにて、最も重要であるのは、複数のセンサ出力をどのように組み合わせるかを決定する観測方程式である。また、身体動作計測の一つである歩行計測、解析では、足が地面設置時に動かないことを利用し、積分誤差をリセットする手法なども考案されているが、こちらの手法は手指および腕は、三次元空間を自由に動かすことが可能であるため適用が難しい。

そこで、本章では、アラン分散によるノイズ特定とそれらを利用した各慣性センサ出力ノイズの低減や、各センサ間に存在する方位方向誤差の補正を行う。さらに、拡張カルマンフィルタを用いたセンサ・フュージョンを適用した姿勢誤差補正手法も構築する。計測対象である肘から指先までの手指モデルでは、関節が多く存在し、またリンク始点となる肘も動作するという複雑な運動形態を持つ。ここで、フィルタによる補正を効果的に行うような手指動作に適した観測方程式を構築し、これらの補正手法それぞれの有効性を検証し、手指動作に適用する。

4.2 慣性センサ出力の補正方法

4.2.1 アラン分散

アラン分散は振動器の周波数安定性を測定するために、時間領域の時系列データを解析する手法である。この手法は平均化時間の関数として計算され、慣性センサデータに存在する様々なランダムプロセスのノイズ項を識別し、定量化する手法の一つである。例えば、慣

性センサのジャイロセンサ出力 $\omega(t)$ には, AWN (Angular white noise), ARW (Angular random walk), RRW (Rate random walk) のようなノイズ源が含まれており, これらを特定するためにアラン分散が用いられる. アラン分散の例として, ジャイロ出力の角速度 $\omega(t)$ (N 個のデータ点数) に対する定義式を以下に示す.

$$\sigma^2(\tau) = \frac{1}{2} \langle \{\bar{\omega}_{k+m}(\tau) - \bar{\omega}_k(\tau)\}^2 \rangle \quad (4.1)$$

ここで, τ は計測時の時間幅 dt と平均化係数 $m < N/2$ で表される平均化時間 ($\tau = m \cdot dt$) であり, $\langle \rangle$ はアンサンブル平均を示す. また, $\bar{\omega}_k(\tau)$ は以下で表されるように, 時刻 $k \cdot dt$ から $k \cdot dt + \tau$ 間の平均角速度である.

$$\bar{\omega}_k(\tau) = \frac{1}{\tau} \int_{kdt}^{kdt+\tau} \omega(t') dt' \quad (4.2)$$

このとき, 式(4.1)におけるアンサンブル平均を展開すると, 次のようになる.

$$\sigma^2(\tau) = \frac{1}{2(N-2m)} \sum_{j=1}^{N-2m} \{\bar{\omega}_{k+m}(\tau) - \bar{\omega}_k(\tau)\}^2 \quad (4.3)$$

平均化時間と式(4.3)で算出されるアラン分散の平方根であるアラン標準偏差を両対数グラフで図示したとき, そのグラフの傾きにより, データに含まれているノイズが特定できる. アラン分散における各ノイズ源の分布は図 4.1⁽¹⁷⁾の通りであり, ジャイロセンサの ARW および RRW に関するもののみ述べると, 両対数グラフにてそれぞれ傾きが $-1/2$ および $1/2$ であり, 以下の式で表される.

$$\sigma^2(\tau) = \frac{Q^2}{\tau} + \frac{K^2\tau}{3} \quad (4.4)$$

ここで, Q, K は ARW および RRW のノイズ係数である. したがって, それぞれのノイズ係数は, 両対数曲線の対応する傾き $-1/2$ および $1/2$ での接線上の $\tau = 1$ および $\tau = 3$ の点より算出される.

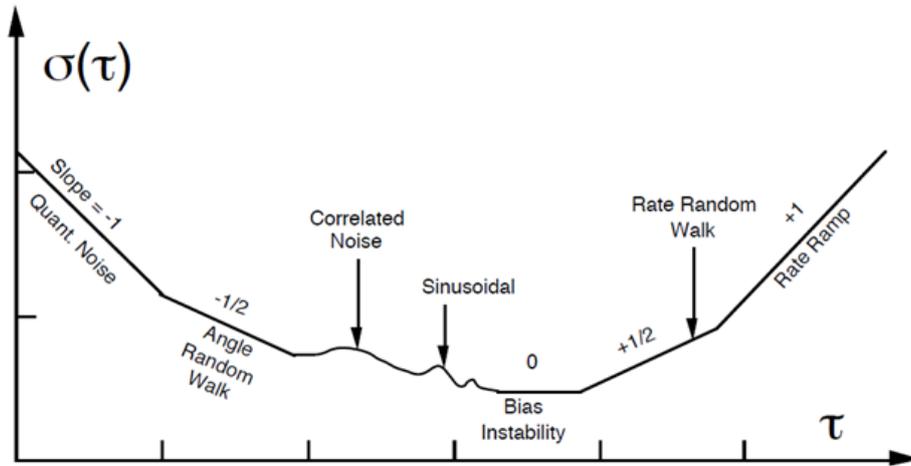


図 4.1 ジャイロセンサ出力のアラン標準偏差の両対数プロットにおけるノイズ分布⁽¹⁷⁾

4.2.2 カルマンフィルタ

カルマンフィルタは、ある時刻におけるノイズが含まれた時系列データが観測されたとき、その背後にある状態量 \mathbf{X}_i を、その時刻において利用可能な観測データ \mathbf{Z}_i と時系列の状態空間モデルを利用することにより、推定する手法の一つである。ここで、ある線形離散状態空間モデルが以下の状態方程式および観測方程式で表されたとする。

$$\begin{cases} \mathbf{X}_{i+1} = \mathbf{F}\mathbf{X}_i + \mathbf{w}_i \\ \mathbf{Z}_i = \mathbf{H}\mathbf{X}_i + \mathbf{v}_i \end{cases} \quad (4.5)$$

ここで、 \mathbf{F} はシステム係数行列、 \mathbf{H} は観測係数行列、 \mathbf{w}_i 、 \mathbf{v}_i はそれぞれプロセスノイズ、観測ノイズである。このとき、状態推定誤差 ($\tilde{\mathbf{X}}_i = \mathbf{X}_i - \hat{\mathbf{X}}_i$) の平均二乗誤差による評価関数を最小とする推定状態量 $\hat{\mathbf{X}}_i$ を求めるものがカルマンフィルタのアルゴリズムであり、以下の手順にて、状態推定値 (事後推定値) $\hat{\mathbf{X}}_i$ が算出される。

まず、 $\hat{\mathbf{X}}_{i-1}$ およびその誤差共分散行列 \mathbf{P}_{i-1} が求まっているとすると、事前推定状態量 $\hat{\mathbf{X}}_i^-$ および事前誤差共分散行列 \mathbf{P}_i^- が式(4.6)の状態方程式にて予測される。

$$\begin{cases} \hat{\mathbf{X}}_i^- = \mathbf{F}\hat{\mathbf{X}}_{i-1} \\ \mathbf{P}_i^- = \mathbf{F}\mathbf{P}_{i-1}\mathbf{F}^T + \mathbf{W}_{di-1} \end{cases} \quad (4.6)$$

ここで、 \mathbf{W}_d はプロセスノイズ \mathbf{w} の離散共分散である。次に、事前推定状態量を最新の観測値により修正するための、カルマンゲイン行列 \mathbf{K}_i は以下のように算出される。

$$\mathbf{K}_i = \mathbf{P}_i^- \mathbf{H}_i^T (\mathbf{H}_i \mathbf{P}_i^- \mathbf{H}_i^T + \mathbf{V}_{di})^{-1} \quad (4.7)$$

ここで、 \mathbf{V}_d は観測ノイズ \mathbf{v} の離散共分散である。したがって、修正された推定値（事後推定状態量） $\hat{\mathbf{X}}_i$ および事後誤差共分散行列 \mathbf{P}_i は次の通りである。

$$\begin{cases} \hat{\mathbf{X}}_i = \hat{\mathbf{X}}_i^- + \mathbf{K}_i(\mathbf{Z}_i - \mathbf{H}_i\hat{\mathbf{X}}_i^-) \\ \mathbf{P}_i = (\mathbf{I} - \mathbf{K}_i\mathbf{H}_i)\mathbf{P}_i^- \end{cases} \quad (4.8)$$

ここで、 \mathbf{I} は単位行列である。したがって、カルマンフィルタはステップごとに状態をモデルより予想した後、その予想値（事前推定状態量）を観測値にて修正するフィルタとなっており、カルマンゲインは、観測ノイズの共分散および状態量の誤差共分散により決定される修正度合いを示す。

4.2.3 ジャイロおよび加速度出力の補正方法

慣性センサの出力には様々なノイズが含まれており、4.2.1 項に示すアラン分散は静止時の出力におけるノイズ源の特定方法の一つである。慣性センサの出力モデルとして、以下に Lam らの研究などで示されているジャイロセンサの典型的なモデル（図 4.2）⁽¹⁸⁾を示す。本モデルは、角加速度領域におけるホワイトノイズおよび一定のバイアスによるランダムウォークおよびドリフトと、角速度領域におけるホワイトノイズが真値である角速度に加えられ出力されるというものである。ただし、全ての変数はセンサ座標系であり、1 軸分の成分である。

$$\begin{cases} \dot{\omega}(t) = \omega_{true}(t) + b(t) + n(t) \\ \dot{b}(t) = w_b(t) \end{cases} \quad (4.9)$$

ここで、 $b(t)$ は RRW ノイズ $w_b(t)$ および一定のバイアスによるバイアスドリフトであり、 $n(t)$ は ARW のホワイトノイズである。したがって、ノイズ主原因は RRW および ARW によるものと考えられる。

Xue らの研究⁽²¹⁾において、ジャイロセンサの出力に対し、アラン分散により特定したノイズ係数と、静止時のデータから算出したカルマンゲインを利用した動的データの補正方法が提案されている。本研究ではこの手法を利用し、ジャイロ出力および加速度出力を補正する。

まず静止時のカルマンゲイン特定手法を以下に述べる。ここで、静止時における角速度信号はゼロ平均ホワイトノイズ n_ω によるランダムウォークによるものと仮定すると、

$$\dot{\omega}(t) = n_\omega(t) \quad (4.10)$$

となる。したがって、式(4.5)より、状態量を $\mathbf{X}(t) = [\omega(t), b(t)]^T$ とすると、連続時間におけ

る状態方程式および観測方程式は以下のように表される.

$$\begin{cases} \dot{\mathbf{X}}(t) = \boldsymbol{\Phi}\mathbf{X}(t) + \mathbf{w}(t) \\ \mathbf{Z}(t) = \mathbf{H}\mathbf{X}(t) + v(t) \end{cases} \quad (4.11)$$

ここで, $\boldsymbol{\Phi} = \mathbf{0}$, $\mathbf{H} = [1, 1]$ はシステム係数行列, 観測係数行列である. また, $\mathbf{w}(t) = [n_\omega(t), w_b(t)]^T$, $v(t) = n(t)$ はプロセスノイズおよび観測ノイズであり, これらのノイズは各ステップで無相関なゼロ平均ホワイトノイズである. \mathbf{w} のノイズ共分散 \mathbf{W} , 以下で表される.

$$\mathbf{W} = \begin{bmatrix} q_\omega & 0 \\ 0 & q_b \end{bmatrix} \quad (4.12)$$

ここで, q_b は RRW ノイズの分散であり, アラン分散の結果より決定される. また, q_ω は動的条件に影響を与えるため, 本研究では, 次節で実験的に決定した.

式(4.11), (4.12)から, $\boldsymbol{\Phi}$ は時不変であるので, Van Loan の手法⁽³²⁾により, 式(4.11)のシステム係数行列およびプロセスノイズ共分散は以下のように離散化可能である.

$$e^{\begin{bmatrix} -\boldsymbol{\Phi} & \mathbf{W} \\ \mathbf{0} & \boldsymbol{\Phi} \end{bmatrix} dt} = \begin{bmatrix} \boldsymbol{\Psi} & \mathbf{F}^{-1}\mathbf{W}_d \\ \mathbf{0} & \mathbf{F}^T \end{bmatrix} \quad (4.13)$$

ここで, \mathbf{W}_d は離散プロセスノイズ共分散である. ただし, 不定積分行列 $\boldsymbol{\Psi} = \int_0^t (e^{\boldsymbol{\Phi}s})^{-1} \mathbf{W}(s) (e^{\boldsymbol{\Phi}s})^{-1T} ds$ である. したがって, 式(4.11)は式(4.5)と同等の次式で表される.

$$\begin{cases} \mathbf{X}_{i+1} = \mathbf{F}\mathbf{X}_i + \mathbf{w}_i \\ \mathbf{Z}_i = \mathbf{H}\mathbf{X}_i + v_i \end{cases} \quad (4.14)$$

ここで, 離散観測ノイズ v_i の共分散は $\mathbf{V}_d = q_n$ となり, q_n は ARW ノイズの分散として, アラン分散結果より決定される. そのため, 上式に長時間の静止センサ出力を適用し, 式(4.6)-(4.8)のカルマンフィルタ更新を行うことで, 最終的なカルマンゲイン \mathbf{K}_∞ を算出する.

次に, 上記カルマンゲイン (以下では, 補正ゲイン) を利用し, 実動作のような動的条件においても出力を補正できるように拡張を行う. 式(4.11)で表されるシステムの連続時間カルマンフィルタにおける推定値は次の通りである.

$$\dot{\hat{\mathbf{X}}}(t) = \mathbf{K}[Z(t) - \mathbf{H}\hat{\mathbf{X}}(t)] = -\mathbf{K}\mathbf{H}\hat{\mathbf{X}}(t) + \mathbf{K}Z(t) \quad (4.15)$$

ここで、 $\mathbf{K} = \mathbf{K}_\infty/dt = [K_1, K_2]^T$ である。これを $\mathbf{m} = \mathbf{KH}$ として、離散化すると、

$$\hat{\mathbf{X}}_{i+1} = e^{-\mathbf{m}dt} \mathbf{X}_i + \int_0^{dt} e^{-\mathbf{m}t'} dt' \mathbf{K} \mathbf{Z}_{i+1} \quad (4.16)$$

となる。ここで、 \mathbf{m} を固有値分解 ($\mathbf{m} = \mathbf{SAS}^{-1}$) し、その固有値 $\lambda_1 = K_1 + K_2$, $\lambda_2 = 0$ を用いると式(4.16)は、

$$\hat{\mathbf{X}}_{i+1} = \mathbf{S} \begin{bmatrix} e^{-\lambda_1 dt} & 0 \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \mathbf{S}^{-1} \hat{\mathbf{X}}_i + \mathbf{S} \begin{bmatrix} -\lambda_1^{-1}(e^{-\lambda_1 dt} - 1) & 0 \\ 0 & dt \end{bmatrix} \mathbf{S}^{-1} \mathbf{K} \mathbf{Z}_{i+1} \quad (4.17)$$

となり、 $\hat{\mathbf{X}}_i$ の第1成分がセンサ出力を補正した値となる。本項およびアラン分散ではジャイロ出力に着目したが、本研究では同様に加速度出力に対しても上記手法を用いる。加速度の場合は、ARWに相当するものをVRW (Velocity random walk), q_ω に相当するものを q_a とし、状態量を $\mathbf{X}(t) = [a(t), b(t)]^T$ とした。

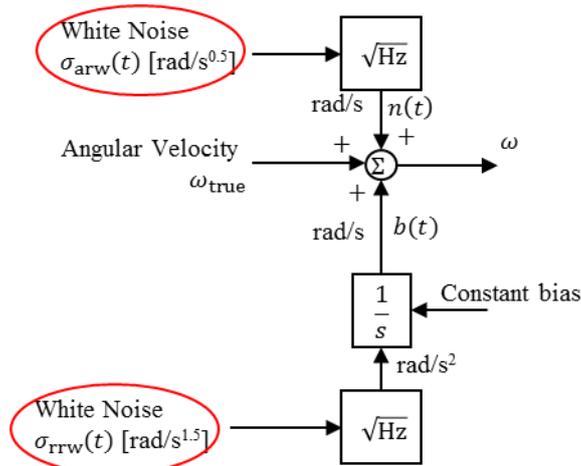


図 4.2 ジャイロセンサの典型的モデル

4.2.4 ジャイロおよび加速度出力の補正検証実験

上述のアラン分散およびカルマンフィルタによるセンサ出力の補正フィルタを作成するために、まず、アラン分散を用いて、ジャイロ出力および加速度に含まれるノイズ源を確認し、ARW (VRW) や RRW のようなノイズパラメータを特定する。そのため、開発した慣性センサシステム内の全 20 個のセンサを静止した状態において、30 分の計測を 5 試行、1 時間の計測を 1 試行行う。

30 分のデータ 5 試行分を用いて、アラン分散を行い、図 4.3, 4.4 (SN1 に関するジャイロ, 加速度出力) にアラン標準偏差の両対数グラフ, 表 4.1 に得られたノイズパラメータを

示した。ただし、表 4.1 の各パラメータは、センサ各軸の平均値で表しており、次のノイズ分散はこの平均値を利用した。図 4.3 のジャイロ出力に対するアラン標準偏差プロットでは、傾きが-1/2 の区間および 1/2 の区間のみとなり、この対応するノイズが主要因であることが分かる。しかし、図 4.4 の加速度出力に対するアラン標準偏差プロットでは、-1/2 区間ははっきりと現れているが、1/2 区間は不鮮明である。そのため、プロットの傾きが 1/2 に最も近い箇所を抽出している。また、表 4.1 より、両センサ出力の傾き-1/2 側の ARW, VRW のノイズパラメータはセンサ間でのばらつきが少なく、傾き 1/2 側の RRW はセンサ間でのばらつきが大きいという結果となった。特に、加速度に関しては、1/2 が不鮮明であるため、よりその傾向が強い。

次に、出力の補正ゲインは、1 時間の静止データを用いて算出する。ただし、式(4.12)の q_ω , q_a は、動的条件に影響を与えるため、後述のような複数の q_ω , q_a の値を用いて算出される補正ゲインを、3.3 節での回転器具による第 1 回転中心の第 1 軸目の回転時のセンサ出力に適用し、光学式から算出される角速度、角加速度および加速度と比較した際の誤差が最も小さい補正ゲインを採用した。検証する複数の q_ω の値は、1.0, 2.5, 5.0, 7.5 の 4 組に対して 10^{-4} - 10^2 倍の範囲とし、 q_a の値は同様の 1.0, 2.5, 5.0, 7.5 の 4 組に対して 10^{-6} - 10^0 倍の範囲とした。また、各検証する値を小さい方から順に 1-28 番として、検証した。光学式との RMSE のセンサ間 (SN10, 14, 17) 平均値を図 4.5, 4.6, 4.7 に示した。ここで、29 番目は補正前のセンサ出力 (角速度に関しては、計測開始 1 [s]間の平均値にてバイアス補正を行う) である。したがって、図より、角速度では 12-28 番目、角加速度では 14-28 番目、加速度では 6-28 番目において補正前センサ出力よりも誤差が小さいことが確認された。その中で最も精度の良い値を採用し、 $q_\omega=0.5$ (15 番目)、 $q_a=10^{-4}$ (9 番目) とした。ここで、図 4.5-4.7 において、1-11 番目、1-13 番目、1-5 番目で誤差が拡大されたのは、静止状態のデータに過剰に適合するように補正されたためと考えられる。

上述のように、 $q_\omega=0.5$, $q_a=10^{-4}$ を用いた補正ゲインにより、回転中のセンサ出力の誤差低減は示された。次に静止時データからノイズ低減を検証するため、アラン分散に使用した 30 分の静止データ 1 試行分において、静止時のセンサ出力および補正後出力 (SN1 に関して) を比較し、その結果を図 4.8, 4.9 に示した。図より、全体的に出力のバイアスが減少し、またその分散の減少も見られた。したがって、この手法は慣性センサのジャイロおよび加速度出力のノイズを低減させるために有用である。

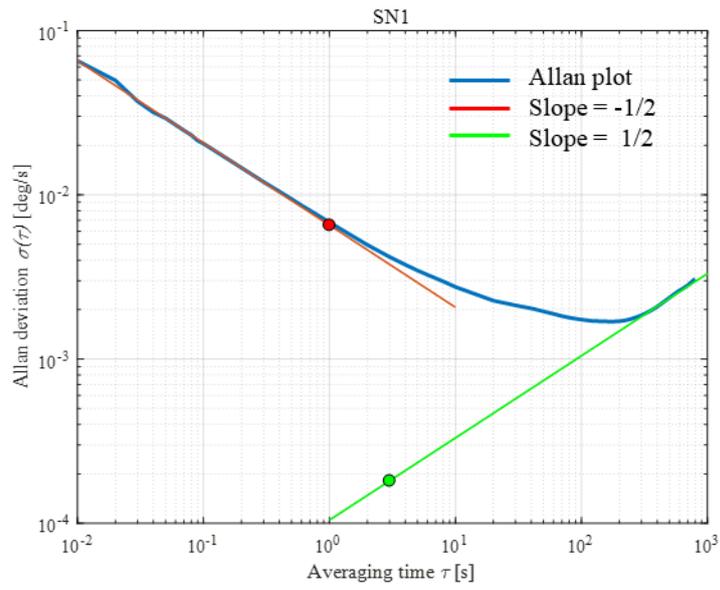


図 4.3 センサ 1 のジャイロ出力に関するアラン分散プロット

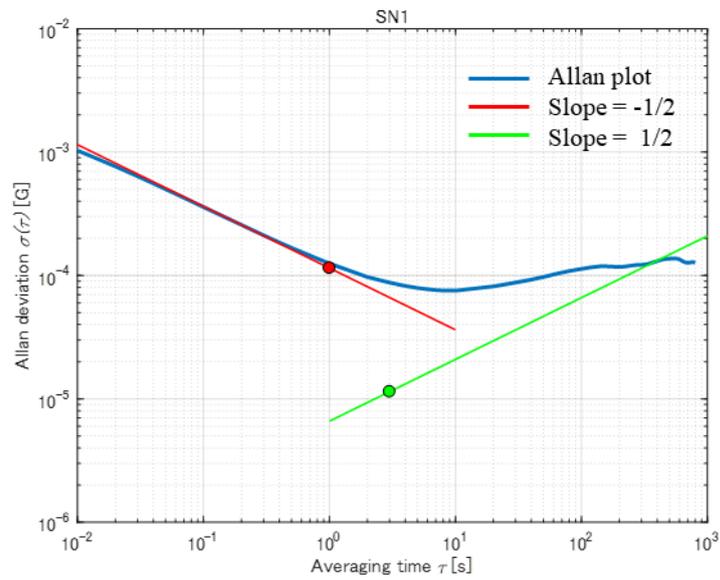


図 4.4 センサ 1 の加速度出力に関するアラン分散プロット

表 4.1 アラン分散によるノイズパラメータ (GYRO:ジャイロ出力, ACC:加速度出力)

		SN1	SN2	SN3	SN4	SN5	SN6	SN7	SN8	SN9	SN10
GYRO	ARW [deg/s ^{0.5}] × 10 ⁻³	6.50	6.90	6.30	6.30	6.30	6.40	6.20	6.80	6.70	6.30
	RRW [deg/s ^{1.5}] × 10 ⁻⁴	1.81	1.94	1.84	1.41	2.91	1.54	1.79	2.06	6.15	3.66
ACC	VRW [G s ^{0.5}] × 10 ⁻⁴	1.15	1.15	1.10	1.17	1.15	1.10	1.19	1.19	1.16	1.16
	RRW [G/s ^{0.5}] × 10 ⁻⁶	1.14	6.66	5.17	3.08	5.80	4.77	6.51	7.30	3.97	3.97
		SN11	SN12	SN13	SN14	SN15	SN16	SN17	SN18	SN19	SN20
GYRO	ARW [deg/s ^{0.5}] × 10 ⁻³	6.50	6.90	6.30	6.30	6.30	6.40	6.20	6.80	6.70	6.30
	RRW [deg/s ^{1.5}] × 10 ⁻⁴	1.81	1.94	1.84	1.41	2.91	1.54	1.79	2.06	6.15	3.66
ACC	VRW [G s ^{0.5}] × 10 ⁻⁴	1.16	1.12	1.12	1.12	1.16	1.16	1.16	1.12	1.12	1.12
	RRW [G/s ^{0.5}] × 10 ⁻⁶	3.88	8.68	4.11	2.18	1.73	6.51	5.17	3.88	4.88	4.11

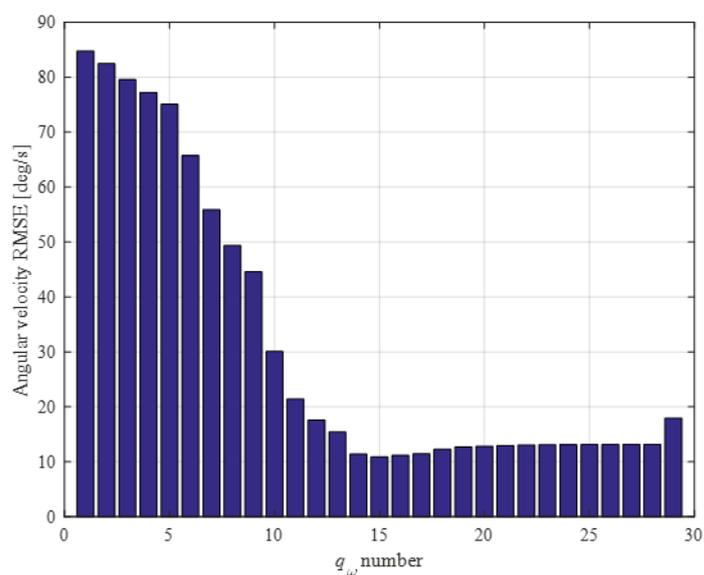


図 4.5 各 q_{ω} 値のジャイロ出力補正フィルタにおける回転動作検証結果

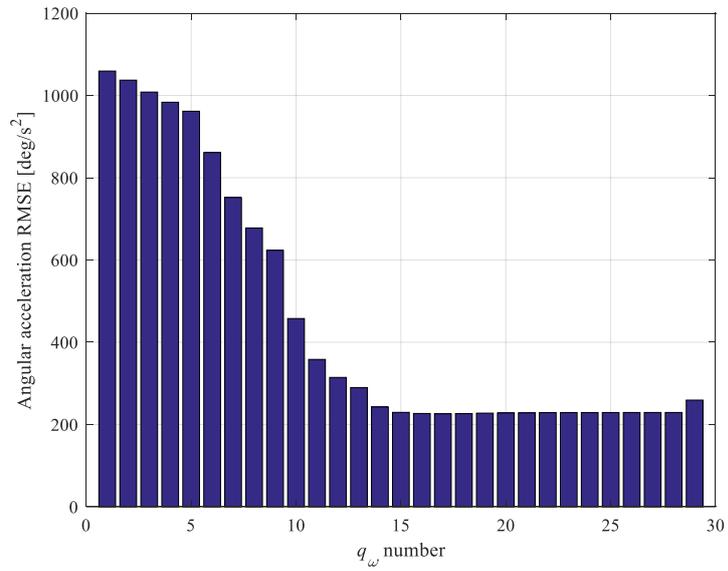


図 4.6 各 q_ω 値のジャイロ出力補正フィルタにおける回転動作検証結果（角加速度）

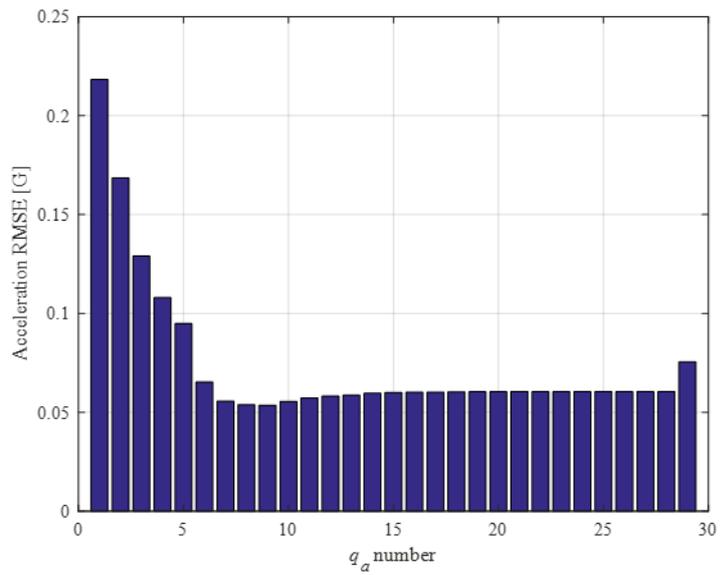


図 4.7 各 q_a 値の加速度出力補正フィルタにおける回転動作検証結果

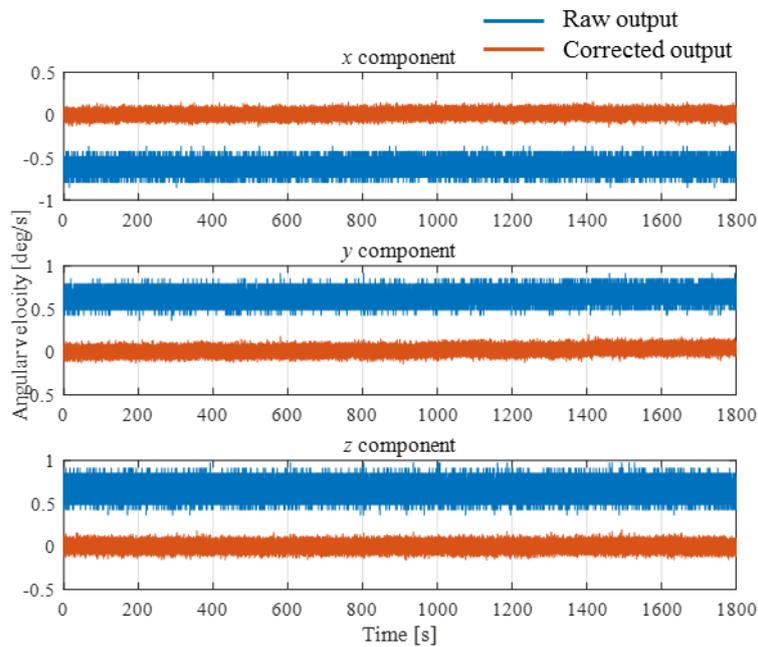


図 4.8 静止時のジャイロ出力の比較

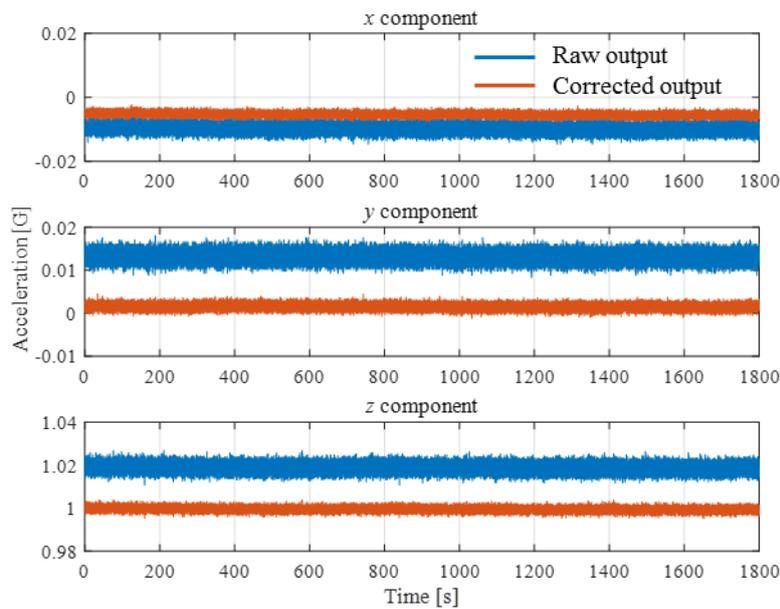


図 4.9 静止時の加速度出力の比較

4.2.5 コンパスによる方位角の補正方法

2.3.1 項で示したように慣性センサにおいて、初期姿勢の方位角（水平面角度）を算出するにあたり、コンパス出力が用いられる。しかし、複数のセンサを用いる場合、各センサ

でその出力中心を較正した後でも、コンパスの出力はセンサ間で図 4.10 のようなばらつきが見られる。図 4.10 は慣性センサシステムの 20 個の方位方向を示したものである。この要因として、静止時のコンパス出力は、そのセンサ間平均値に対し、標準偏差が約 10%である。このようなばらつきは、本研究で対象とする手指では、不自然な指の交差などの致命的な欠点となる。したがって、よりセンサ間のばらつきが少ない出力値を利用した補正方法を提案する必要がある。

その必要条件として、グローバル座標系において全慣性センサに重力加速度とは異なる方向になんらかの同方向出力を与えることである。そのような同方向出力としては、回転による角速度が挙げられる。回転動作中の最大角速度は、センサ間平均に対して標準偏差が約 1%とコンパスの 1/10 程度のばらつきに収まっているため、コンパス出力より精度良く初期姿勢が算出可能となる。したがって、以下では角速度を利用した補正方法を提案する。

まず、補正用の最大角速度を得るために、動作計測手順として、図 4.11 に示すように、初期姿勢を得るための静止区間、方位補正用の最大角速度を得る回転動作区間、対象の動作区間の 3 区間に分けた計測を行うこととする。次に、方位方向を補正するための補正ベクトル ${}^S\mathbf{w}_g$ を次のように定義した。

$${}^S\mathbf{w}_g = {}^S\mathbf{g} \times {}^S\boldsymbol{\omega}_{\max} \quad (4.18)$$

ここで、 ${}^S\mathbf{g}$ は初期姿勢用の静止区間での加速度出力（重力加速度）、 ${}^S\boldsymbol{\omega}_{\max}$ は回転動作区間における最大角速度である。このとき、補正ベクトルに、最大角速度ベクトルを直接用いない理由としては、重力加速度と異なる軸である必要があるため、本過程を経ることで、重力加速度と別方向ベクトルであるかの検証（ ${}^S\mathbf{w}_g \neq \mathbf{0}$ ）が必要である点および、重力加速度による傾斜補正により、グローバル座標系での鉛直方向（ z ）成分が 0 となる点が挙げられる。得られた補正ベクトルを用いて、式(2.10)、(2.11)と同様に、補正に用いるための方位角相当の角度 ψ_{wg} を算出する。

$$\begin{cases} {}^H\mathbf{w}_g = \mathbf{R}_y(\theta) \mathbf{R}_x(\phi) {}^S\mathbf{w}_g \\ \psi_{wg} = -\tan^{-1} \frac{{}^H w_{gy}}{{}^H w_{gx}} \end{cases} \quad (4.19)$$

次に、簡単のため、同軸に設置した二つのセンサ（図 4.12 参照）を利用して、補正用方位角を用いた方位角度の補正方法を説明する。まず、センサごとに両方位角の角度差 $\psi_{d,sj}$ を算出する。

$$\psi_{d,sj} = \psi_{sj} - \psi_{wg,sj} \quad (4.20)$$

ここで、 S_j は j 個目のセンサを示す。この角度差は両センサの座標系が異なっても、コンパス出力のばらつきがなければ等しいため、センサ間で平均（大きくはずれ値を持つセンサがあれば中央値）し、平均角度差 ψ_{dmean} を算出する。この平均角度差を利用し、よりばらつきが少ない補正ベクトルを基準とした各センサの補正角度 ψ_{cor,S_j} を算出する。

$$\psi_{cor,S_j} = \psi_{dmean} - \psi_{d,S_j} \quad (4.21)$$

したがって、式(4.21)で算出される初期姿勢における補正角度を利用することで、以下のように、各時間ステップにおける補正後方位角 ψ_{T,S_j} を算出することが可能である。

$$\psi_{T,S_j} = \psi_{S_j} + \psi_{cor,S_j} \quad (4.22)$$

また、コンパス出力による方位角 ψ や方位後補正角 ψ_T を用いずに、最大角速度による補正用の方位角度（ ψ_{wg} ）のみを用いることでも、グローバル座標系を特定することが可能である。この場合、そのグローバル座標系は回転軸に依存することとなる。つまり、慣性センサを取り付けた物体を基準とした座標系が必要である場合、補正用の方位角を用いた方が都合の良い場合がある。本研究では、3章の回転中心から慣性センサまでの位置ベクトル算出に関する初期姿勢算出では ψ_{wg} を使用する。

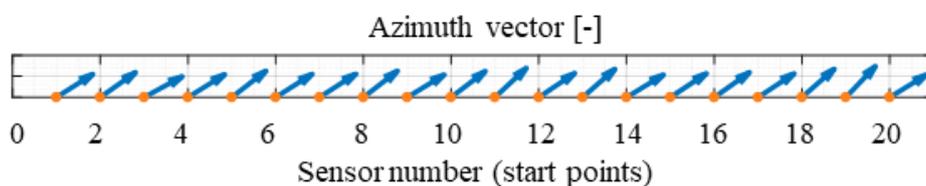


図 4.10 慣性センサ間の方位ベクトルのばらつき

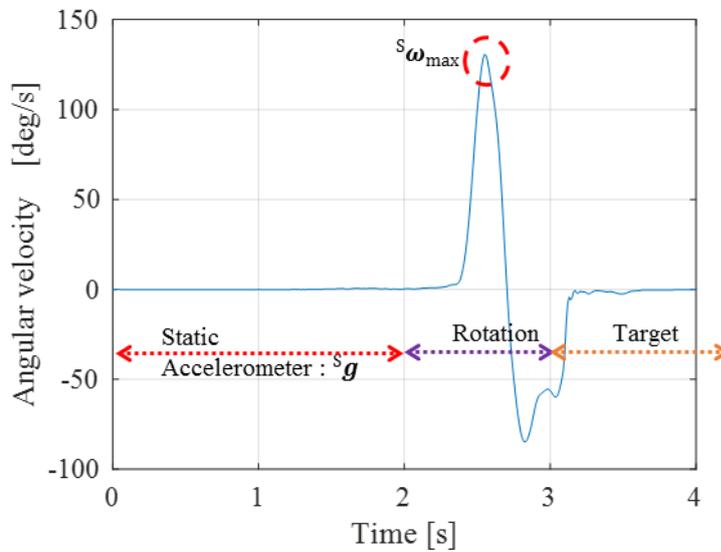


図 4.11 計測手順と各区間の役割

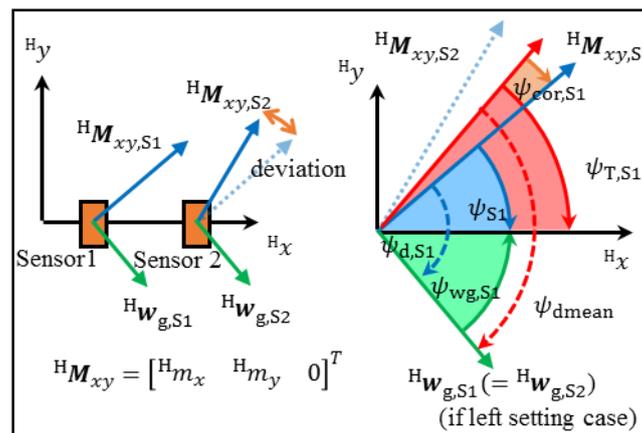


図 4.12 方位ベクトルの補正原理

4.2.6 コンパスによる方位角の補正検証実験

開発した慣性センサシステム内の全 20 個のセンサの座標軸方向を揃えた上でそのシステムを 1 枚の板に取り付けた。検証実験では、2 [s] の静止後に x 軸周りあるいは y 軸周りの回転を与えた時（各軸の施行を 3 回）の、各姿勢角度 ψ_{Sj} 、 ψ_{wg} 、 $\psi_{T,Sj}$ を算出し、全センサ間の標準偏差により方位角の補正手法の有効性を検証する。

その結果を図 4.13 (x 軸回転の 1 試行目) および表 4.2 に示した。この表から補正後方位角の偏差は補正ベクトルの偏差に依存しており、コンパス出力単体から算出される方位角に対して約 1/5 の偏差となった。したがって、本補正手法はセンサ間の方位角偏差の抑制に有用である。以下における動作計測時の方位角として、補正後方位角 ψ_T を使用している。

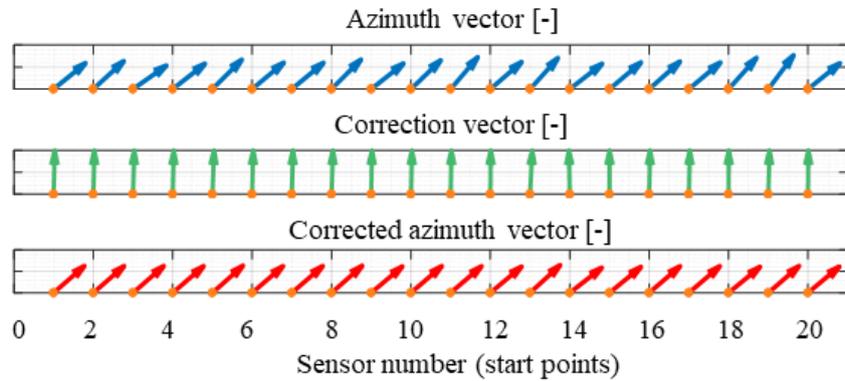


図 4.13 方位ベクトルの補正前, 補正用, 補正後

表 4.2 方位角の補正前, 補正用, 補正後の標準偏差

Trial	x-1	x-2	x-3	y-1	y-2	y-3	Mean
ψ SD[deg]	4.48	4.46	4.50	4.44	4.46	4.53	4.48
ψ_{wg} SD[deg]	0.89	0.90	0.88	0.89	0.90	0.92	0.90
ψ_T SD[deg]	0.89	0.90	0.88	0.89	0.90	0.92	0.90

4.3 姿勢補正フィルタの構築

4.3.1 拡張カルマンフィルタによる補正方法

慣性センサ姿勢算出における角速度の積分誤差の影響を除去する手法として、カルマンフィルタを利用した他のセンサ出力による補正方法（センサフュージョン）が提案されている。角速度による姿勢更新式である式(2.13)を状態方程式、オイラー角姿勢を状態量とすると、本状態方程式は非線形となり、4.2.2 項で示した線形カルマンフィルタを直接使用できない。そのため、非線形状態方程式にカルマンフィルタを適用する一つの手法として、状態方程式を線形化することで、カルマンフィルタを適用させる拡張カルマンフィルタが提案されており、本研究では、拡張カルマンフィルタを用いて姿勢を補正する。

まず、拡張カルマンフィルタについて説明する。状態方程式および観測方程式は次の通りである。

$$\begin{cases} \mathbf{X}_{i+1} = \mathbf{F}(\mathbf{X}_i) + \mathbf{w}_i \\ \mathbf{Z}_i = \mathbf{H}(\mathbf{X}_i) + \mathbf{v}_i \end{cases} \quad (4.23)$$

ここで、 \mathbf{F} 、 \mathbf{H} は状態量の関数となっており、両行列の偏微分を用いて線形化を行う。

$$\begin{cases} \mathbf{f}(\mathbf{X}_i) = \frac{\partial \mathbf{F}(\mathbf{X}_i)}{\partial \mathbf{X}_i} \\ \mathbf{h}(\mathbf{X}_i) = \frac{\partial \mathbf{H}(\mathbf{X}_i)}{\partial \mathbf{X}_i} \end{cases} \quad (4.24)$$

したがって、式(4.6), (4.8)の $\mathbf{F}\hat{\mathbf{X}}_{i-1}$, $\mathbf{H}_i\hat{\mathbf{X}}_i$ の代わりに $\mathbf{F}(\mathbf{X}_{i-1})$, $\mathbf{H}(\mathbf{X}_i)$ を、式(4.6)-(4.8)の \mathbf{F} , \mathbf{H}_i の代わりに各ステップで算出されるヤコビアン $\mathbf{f}(\mathbf{X}_i)$, $\mathbf{h}(\mathbf{X}_i)$ を用いることで、拡張カルマンフィルタによる補正を行うことが可能となる。

次に、拡張カルマンフィルタの補正において、重要であるのは観測方程式である。慣性センサの姿勢補正における最も単純な観測値としては、式(2.9), (2.11)の初期姿勢算出を動的条件においても適用し際に算出される姿勢値を用いることである。しかし、本研究で対象とする手指においては、各関節での回転による回転加速度や肘などにおける並進加速度といった動的な加速度を多分に含む。そのため、近藤らが提案している回転加速度を除去する方法⁽²⁴⁾を利用し、以下の加速度に関する観測方程式を構築する。

まず、 N 個の慣性センサが3軸回転のみ可能（並進しない）な関節を持つ N 個の直列多リンクの各リンクに取り付けられている場合を考える。この場合、リンク始点に生じる加速度は重力加速度のみとなる。したがって、 j 番目のセンサおよび関節に生じる回転加速度を ${}^{S^j}\mathbf{a}_{r,S^j}$, ${}^{S^{(j-1)}}\mathbf{a}_{r,j}$ とすると、各関節に生じる加速度は次の関係を持つ。以下では、状態量 $\mathbf{X}_{S^j} = [\phi_{S^j}, \theta_{S^j}, \psi_{T,S^j}]^T$ に関する各時刻ステップでの回転行列（センサからグローバルへの座標変換） ${}^G\mathbf{R}_{S^j}(\mathbf{X}_{S^j})$ を ${}^G\mathbf{R}_{S^j}$ と省略する。

$$\begin{cases} {}^{S^1}\mathbf{a}_{j1} = {}^{S^1}\mathbf{a}_{S^1} - {}^{S^1}\mathbf{a}_{r,S^1} = {}^G\mathbf{R}_{S^1}{}^T{}^G\mathbf{g} \\ {}^{S^2}\mathbf{a}_{j2} = {}^{S^2}\mathbf{a}_{S^2} - {}^{S^2}\mathbf{a}_{r,S^2} = {}^G\mathbf{R}_{S^2}{}^T({}^G\mathbf{g} + {}^G\mathbf{R}_{S^1}{}^{S^1}\mathbf{a}_{r,j2}) \\ \vdots \\ {}^{S^N}\mathbf{a}_{jN} = {}^{S^N}\mathbf{a}_{S^N} - {}^{S^N}\mathbf{a}_{r,S^N} = {}^G\mathbf{R}_{S^N}{}^T({}^G\mathbf{g} + {}^G\mathbf{R}_{S^1}{}^{S^1}\mathbf{a}_{r,j2} + \dots + {}^G\mathbf{R}_{S^{(N-1)}}{}^{S^{(N-1)}}\mathbf{a}_{r,jN}) \end{cases} \quad (4.25)$$

したがって、時刻歴データの i ステップ目の観測方程式の \mathbf{H} および観測値 \mathbf{Z} は次のように表せる。

$$\begin{cases} \mathbf{H}_{1,i}(\mathbf{X}_i) = \begin{bmatrix} {}^G\mathbf{R}_{S^1}{}^T & \mathbf{0} & \dots & \mathbf{0} \\ {}^G\mathbf{R}_{S^2}{}^T & {}^G\mathbf{R}_{S^2}{}^T{}^G\mathbf{R}_{S^1} & \dots & \mathbf{0} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ {}^G\mathbf{R}_{S^N}{}^T & {}^G\mathbf{R}_{S^N}{}^T{}^G\mathbf{R}_{S^1} & \dots & {}^G\mathbf{R}_{S^N}{}^T{}^G\mathbf{R}_{S^{(N-1)}} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} {}^G\mathbf{g} \\ {}^{S^1}\mathbf{a}_{r,j2} \\ \vdots \\ {}^{S^{(N-1)}}\mathbf{a}_{r,jN} \end{bmatrix} \\ \mathbf{Z}_{1,i} = \begin{bmatrix} {}^{S^1}\mathbf{a}_{j1} \\ {}^{S^2}\mathbf{a}_{j2} \\ \vdots \\ {}^{S^N}\mathbf{a}_{jN} \end{bmatrix} \end{cases} \quad (4.26)$$

ここで、 \mathbf{X}_i は各センサ姿勢の状態量を含んだ列ベクトルであり、 \mathbf{H} 、 \mathbf{Z} の下添え字 1 は一つの観測方程式および観測値であることを示す。また、慣性センサ位置およびその取り付けた部位に隣接する関節間の位置ベクトルが各センサ座標系にて変化しないと仮定すると、 ${}^{Sj}\mathbf{a}_{r,Sj}$ および ${}^{S(j-1)}\mathbf{a}_{r,Jj}$ は各センサのジャイロ出力 ${}^{Sj}\boldsymbol{\omega}$ より式(3.1)で算出可能である。

$${}^{Sj}\mathbf{a}_{r,Sj} = {}^{Sj}\dot{\boldsymbol{\omega}}_{Sj} \times {}^{Sj}\mathbf{P}_{Sj}^{Jj} + {}^{Sj}\boldsymbol{\omega}_{Sj} \times ({}^{Sj}\boldsymbol{\omega}_{Sj} \times {}^{Sj}\mathbf{P}_{Sj}^{Jj}) \quad (4.27)$$

$$\begin{aligned} & {}^{S(j-1)}\mathbf{a}_{r,Jj} \\ &= {}^{S(j-1)}\dot{\boldsymbol{\omega}}_{S(j-1)} \times {}^{S(j-1)}\mathbf{V}_{Jj}^{J(j-1)} + {}^{S(j-1)}\boldsymbol{\omega}_{S(j-1)} \times ({}^{S(j-1)}\boldsymbol{\omega}_{S(j-1)} \times {}^{S(j-1)}\mathbf{V}_{Jj}^{J(j-1)}) \end{aligned} \quad (4.28)$$

ここで、 ${}^{Sj}\mathbf{P}_{Sj}^{Jj}$ は j 番目の関節位置から j 番目のセンサ位置までの位置ベクトル、 ${}^{S(j-1)}\mathbf{V}_{Jj}^{J(j-1)}$ は $j-1$ 番目の関節位置から j 番目の関節位置までの位置ベクトルであり、それぞれ 3 章の位置ベクトル推定およびモデル構築法により慣性センサ出力のみから算出されたものである。

次に、本研究で対象とする手指のような多リンク構造の場合、各関節における回転の組み合わせによる加速度の激しい増減により、リンク始点からリンク先端に渡って、加速度を計算していく上記観測方程式では、回転速度が大きくなる動作によっては誤差が大きくなる可能性がある。そこで、図 4.14 に示すように、ある関節の両側の隣接リンクとそこに取り付けられたセンサに関する加速度のみに着目した観測方程式を構築する。図 4.14 に示したような、 $j = 2, \dots, N$ 番目の関節において、次式に示す関節両側のセンサに対する相対的な関係が得られる。

$$\begin{cases} {}^{Sj}\mathbf{a}_{Jj} = {}^{Sj}\mathbf{a}_{Sj} - {}^{Sj}\mathbf{a}_{r,Sj} = {}^G\mathbf{R}_{Sj}^T {}^G\mathbf{R}_{S(j-1)} ({}^{S(j-1)}\mathbf{a}_{S(j-1)} - {}^{S(j-1)}\mathbf{a}_{r,S(j-1)}) \\ {}^{S(j-1)}\mathbf{a}_{Jj} = {}^{S(j-1)}\mathbf{a}_{S(j-1)} - {}^{S(j-1)}\mathbf{a}_{r,S(j-1)} = {}^G\mathbf{R}_{S(j-1)}^T {}^G\mathbf{R}_{Sj} ({}^{Sj}\mathbf{a}_{Sj} - {}^{Sj}\mathbf{a}_{r,Sj}) \end{cases} \quad (4.29)$$

ここで、 ${}^{S(j-1)}\mathbf{a}_{r,S(j-1)}$ は対象センサの遠位側の関節点を基準とした場合の回転加速度であり、以下のように、近位側（リンク始点側）のセンサまでの位置ベクトル ${}^{S(j-1)}\mathbf{P}_{S(j-1)}^{Jj}$ を利用し算出される。

$$\begin{aligned} & {}^{S(j-1)}\mathbf{a}_{r,S(j-1)} \\ &= {}^{S(j-1)}\dot{\boldsymbol{\omega}}_{S(j-1)} \times {}^{S(j-1)}\mathbf{P}_{S(j-1)}^{Jj} + {}^{S(j-1)}\boldsymbol{\omega}_{S(j-1)} \times ({}^{S(j-1)}\boldsymbol{\omega}_{S(j-1)} \times {}^{S(j-1)}\mathbf{P}_{S(j-1)}^{Jj}) \end{aligned} \quad (4.30)$$

$${}^{S(j-1)}\mathbf{P}_{S(j-1)}^{Jj} = {}^{S(j-1)}\mathbf{P}_{S(j-1)}^{J(j-1)} - {}^{S(j-1)}\mathbf{V}_{J(j-1)}^{Jj} \quad (4.31)$$

したがって、式(4.29)を利用した観測方程式および観測値は次の通りである。

$$\left\{ \begin{array}{l} \mathbf{H}_{2,i}(\mathbf{X}_i) = \begin{bmatrix} {}^G\mathbf{R}_{S1}^T {}^G\mathbf{g} \\ {}^G\mathbf{R}_{S2}^T {}^G\mathbf{R}_{S1} {}^{S1}\mathbf{a}_{j2} \\ \vdots \\ {}^G\mathbf{R}_{SN}^T {}^G\mathbf{R}_{S(N-1)} {}^{S(N-1)}\mathbf{a}_{jN} \\ {}^G\mathbf{R}_{S1} {}^{S1}\mathbf{a}_{j1} \\ {}^G\mathbf{R}_{S1}^T {}^G\mathbf{R}_{S2} {}^{S2}\mathbf{a}_{j2} \\ \vdots \\ {}^G\mathbf{R}_{S(N-1)}^T {}^G\mathbf{R}_{SN} {}^{SN}\mathbf{a}_{jN} \end{bmatrix} \\ \mathbf{Z}_{2,i} = \begin{bmatrix} {}^{S1}\mathbf{a}_{j1} \\ {}^{S2}\mathbf{a}_{j2} \\ \vdots \\ {}^{SN}\mathbf{a}_{jN} \\ {}^G\mathbf{g} \\ {}^{S1}\mathbf{a}_{j2} \\ \vdots \\ {}^{S(N-1)}\mathbf{a}_{jN} \end{bmatrix} \end{array} \right. \quad (4.32)$$

ここで、 \mathbf{H} 、 \mathbf{Z} の下添え字 2 は二つ目の観測方程式および観測値であることを示す。また、リンク始点の関節 ($j = 1$) での式(4.29)の関係式は、式(4.32)の \mathbf{H}_2 、 \mathbf{Z}_2 の第 1 行目および第 $N+1$ 行目の通り、第 1 番目のリンク上センサ出力の加速度出力および回転加速度とグローバル座標系での重力加速度の差間の関係式とした。以上の二つの観測方程式および観測値は加速度に対するものであり、以下ではコンパス出力に関する三つ目となる観測方程式を構築する。

まず、静止時における式(2.10)の傾斜補正したコンパス出力の水平分力を算出する。この水平分力が計測空間内でのノイズを除いて大きく変化しないと仮定した。このとき、水平分力がグローバル座標系の x 軸成分であるとし、各時間ステップでの観測値 \mathbf{M}_{Sj} とした。

$$\mathbf{M}_{Sj} = \begin{bmatrix} \sqrt{{}^Hm_{Sj,x}^2 + {}^Hm_{Sj,y}^2} \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} \quad (4.33)$$

したがって、コンパス出力に関する観測方程式としては、次の通りである。

$$\begin{cases} \mathbf{H}_{3,i}(\mathbf{X}_i) = \begin{bmatrix} \mathbf{R}_{z0}(-\psi_{\text{cor},S1})^G \mathbf{R}_{S1}^{S1} \mathbf{m}_{S1} \\ \vdots \\ \mathbf{R}_{z0}(-\psi_{\text{cor},SN})^G \mathbf{R}_{SN}^{SN} \mathbf{m}_{SN} \end{bmatrix} \\ \mathbf{Z}_{3,i} = \begin{bmatrix} \mathbf{M}_{S1} \\ \vdots \\ \mathbf{M}_{SN} \end{bmatrix} \end{cases} \quad (4.34)$$

ここで、 \mathbf{H} 、 \mathbf{Z} の下添え字 3 は三つ目の観測方程式および観測値であることを示し、 $\psi_{\text{cor},Sj}$ は式(4.21)での各センサ間の初期姿勢における方位のばらつきを補正する補正角度である。このとき、補正角度は、状態量であるセンサ姿勢が既に初期姿勢で補正された値であるため、慣性センサのコンパス出力を回転成分とする上式では負として扱っている。また、 \mathbf{R}_{z0} はグローバル座標系のz軸周りで回転し、そのz成分を0とする次の回転行列である。

$$\mathbf{R}_{z0}(-\psi_{\text{cor},Sj}) = \begin{bmatrix} \cos(-\psi_{\text{cor},Sj}) & -\sin(-\psi_{\text{cor},Sj}) & 0 \\ \sin(-\psi_{\text{cor},Sj}) & \cos(-\psi_{\text{cor},Sj}) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4.35)$$

したがって、これら三つの観測方程式を組み合わせ、以下の状態量 \mathbf{X}_i ($3N \times 1$)、観測値 \mathbf{Z}_i ($12N \times 1$)、観測方程式 \mathbf{H}_i ($12N \times 1$) にて、拡張カルマンフィルタのアルゴリズムを利用し、状態方程式における更新で発生する誤差の補正を各時間ステップで行う。

$$\begin{cases} \mathbf{X}_i = [\mathbf{X}_{S1,i}^T & \mathbf{X}_{S2,i}^T & \cdots & \mathbf{X}_{SN,i}^T]^T \\ \mathbf{H}_i(\mathbf{X}_i) = [\mathbf{H}_{1,i}^T(\mathbf{X}_i) & \mathbf{H}_{2,i}^T(\mathbf{X}_i) & \mathbf{H}_{3,i}^T(\mathbf{X}_i)]^T \\ \mathbf{Z}_i = [\mathbf{Z}_{1,i}^T & \mathbf{Z}_{2,i}^T & \mathbf{Z}_{3,i}^T]^T \end{cases} \quad (4.36)$$

以上の拡張カルマンフィルタの補正および前節の出力補正を反映させた計算フローを図 4.15 に示した。

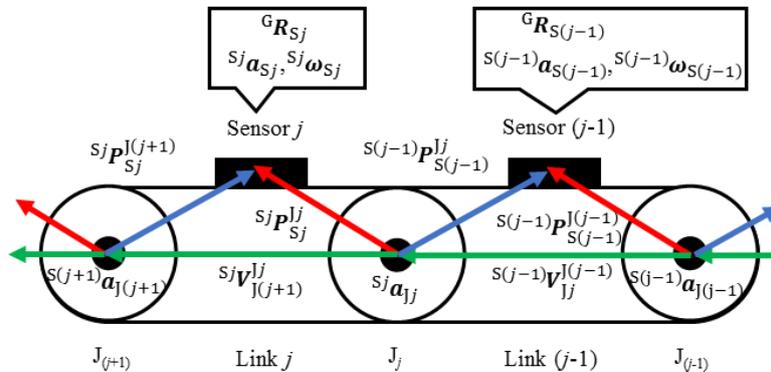


図 4.14 観測方程式に関する $j-1$ 、 j 番号リンクおよび対応する慣性センサの関係図

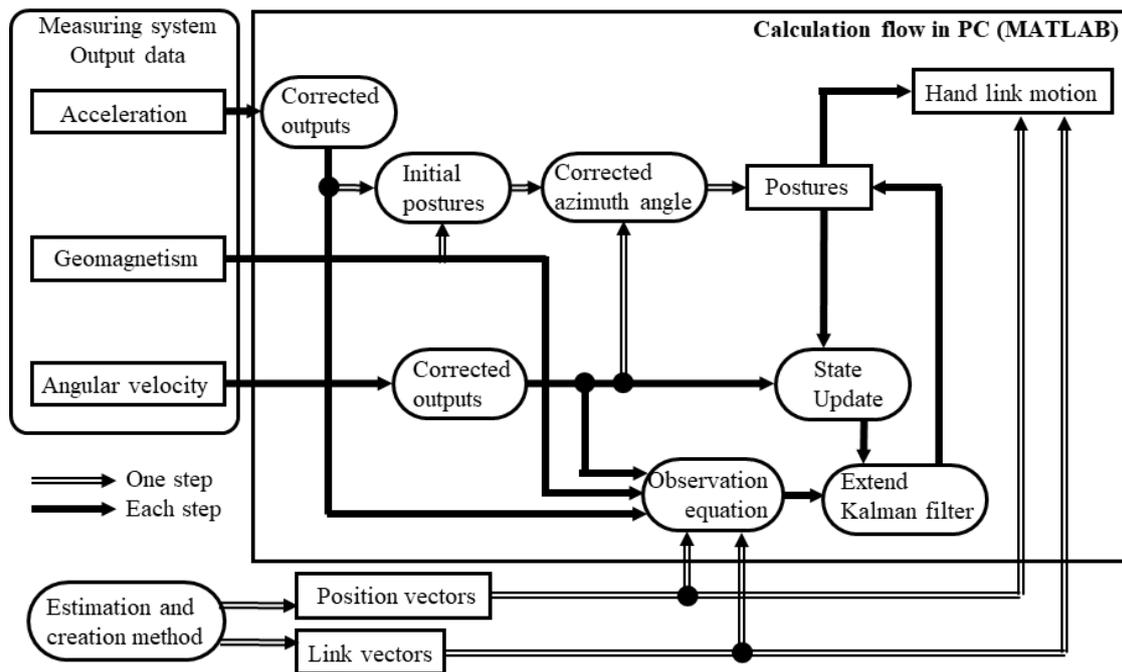


図 4.15 補正フィルタを反映させた慣性センサシステムにおける計算フロー

4.3.2 補正フィルタの検証実験と比較

上述の拡張カルマンフィルタによる効果の検証のため、3.3節で使用した回転器具に、同様の配置にて、慣性センサによる手指運動計測システムを取り付け、それぞれの姿勢を光学式モーションキャプチャより算出するため、図 4.16 のように計 7 個の反射マーカを回転器具に追加配置した。図のように、3 組のマーカを利用することで、動作中の各センサの x 軸、 y 軸ベクトルを特定し、設定したグローバル座標系との関係から、光学式によるセンサ姿勢は算出可能である。

姿勢誤差補正フィルタの検証のため、次の 5 条件 (表 4.3) を比較する。条件の詳細は表の通り、式(2.13)による姿勢角度の更新のみのもの (Raw)、式(2.9)-(2.11)の初期姿勢算出と同様に加速度出力 (重力加速度のほか動的な加速度も含む) とコンパス出力から算出したオイラー姿勢角度を観測値として利用したもの (Filter 1)、上述の H_1 と H_3 のみで補正したもの (Filter 2)、Filter 2 に H_2 を追加したもの (Filter 3)、Filter 3 における H_1 と H_2 を角速度の大きさ (各センサに関して、 $|\omega| \geq 400$ [deg/s] で H_2 の影響大) によりその優先度を切り替えるもの (Filter 4) である。次に、検証用の動作は次の 4 種類の動作である。動作 1 は第 2 回転軸を回転させる動作 (20 [s])、動作 2 は第 1 回転中心の 2 軸目を回転させる動作 (20 [s])、動作 3 は第 1 回転中心の 1 軸目と第 2 回転軸を組み合わせた動作 (20 [s])、動作 4 は全回転軸を組み合わせた動作 (60 [s]) である。

計測サンプリング周波数は両システムともに 100 [Hz] である。さらに、センサ出力には 4.2 節の各補正手法による補正を全ての条件で適用し、各動作のセンサの初期姿勢は全て同じ

である。よって、これらの補正や初期値による違いはなく、全検証動作は静止区間 2 [s]、回転区間 2 [s]、対象動作（各条件の合計時間 4 [s]）となっている。また、対象動作区間における各回転軸の回転速度は手指や腕の動作速度に合わせるべく、各回転軸を手動で回転させている。

計測結果として、表 4.4 に初期姿勢の誤差、表 4.5 に変動値における各軸姿勢角の RMSE ノルム、図 4.17 に動作 4 における各センサの姿勢角変位(初期姿勢合わせ済み)を示した。まず、初期姿勢の誤差としては、光学式側は複数マーカ間のベクトルにより、姿勢算出しているため、光学式側の算出値にも誤差が含まれており、この影響より生じた誤差も大きい。特に、SN17 軸ベクトル用マーカはその配置間距離が短いため、マーカ位置の取得誤差による影響が大きく、その影響が結果に表れたと考えられる。そのため、各動作における検証では、両システムにおける初期姿勢を合わせ、動作中のみを比較する。次に、動作中のフィルタの影響であるが、全体的に、Raw に比べ、補正後の方が誤差は小さい。さらに、Filter 1 と前項で記述した Filter 2-4 とは動作 4 を除き Filter 2-4 の方が誤差低減されており、特に 2 リンク目の SN14 で特に低減されている。しかし、動作 4 においては、Filter 1 が最も誤差が小さく、1 リンク目が特に低減されている。これは手動で 3 軸分の回転を行っている影響で、計測時間は長い反面回転軸が動いていない区間が図 4.17 のように存在し、その区間で Filter 1 の補正効果が高いと考えられる。しかし、図の SN10, 14 のオイラー角 θ を見ると、Filter 1 は計測中盤 (10-40 [s]) においては、Filter 2-4 に比べ、光学式との誤差が大きく生じているが、値自体が小さく、その後補正されたことにより、RMSE ノルムとしては、Filter 2-4 より低くなったと考えられる。そのため、全体としての補正は Filter 2-4 の方が優れていると考えられるが、観測方程式における計算コストが少なく、またその計算過程での誤差がないことから条件次第では Filter 1 の補正効果の方が高い。また、Filter 2-4 において、各動作での影響差は大きくないが、表 4.5 の平均値 RMSE から比較的 H_2 を加えた Filter 3 および 4 の方が補正されている。

したがって、姿勢角度の角速度による単純な更新における誤差は、前項の提案フィルタにより低減されるが、検証に用いた 2 リンク程度の単純な回転器具では、単純なフィルタである Filter 1 および提案フィルタである Filter 2-4 の補正効果は動作により異なる結果となった。そのため、次節で実際に 1 本分の手指に適用することで、さらなる効果検証を行う。

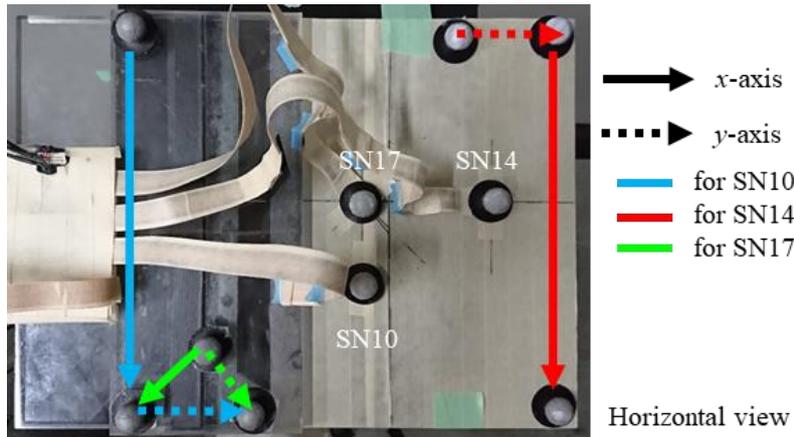


図 4.16 センサ姿勢特定用マーカ配置およびその役割

表 4.3 検証する補正フィルタの観測方程式の 5 条件

Filter type	Observation equation
Raw	None (State update only)
Filter 1	Observed values are calculated as same as initial posture .
Filter 2	Observation equations are H_1 and H_3 .
Filter 3	Observation equations are H_1 , H_2 and H_3 .
Filter 4	Observation equations use H_1 , H_2 and H_3 . Switch between H_1 and H_2 by angular velocity.

表 4.4 各動作における慣性センサの初期姿勢誤差

	Sensor	Motion 1	Motion 2	Motion 3	Motion 4
Initial error [deg]	SN10	1.42	1.52	2.17	3.00
	SN14	2.58	2.27	4.17	3.95
	SN17	3.69	3.74	2.07	5.12

表 4.5 各補正条件, 各動作における動作中のセンサ姿勢 RMSE ノルム

Motion 1	Sensor	Raw	Filter 1	Filter 2	Filter 3	Filter 4
RMSE [deg]	SN10	0.48	0.48	0.49	0.49	0.49
	SN14	1.83	1.81	1.62	1.63	1.62
	SN17	0.58	0.59	0.62	0.62	0.62
Motion 2	Sensor	Raw	Filter 1	Filter 2	Filter 3	Filter 4
RMSE [deg]	SN10	1.66	2.14	1.59	1.55	1.58
	SN14	2.92	4.02	2.97	2.78	2.95
	SN17	1.90	2.36	1.77	1.75	1.76
Motion 3	Sensor	Raw	Filter 1	Filter 2	Filter 3	Filter 4
RMSE [deg]	SN10	2.36	2.09	1.82	1.83	1.82
	SN14	3.00	5.02	2.35	2.35	2.34
	SN17	2.46	2.19	1.76	1.77	1.76
Motion 4	Sensor	Raw	Filter 1	Filter 2	Filter 3	Filter 4
RMSE [deg]	SN10	4.59	1.73	3.26	3.31	3.15
	SN14	3.91	3.25	3.40	3.45	3.49
	SN17	4.84	2.02	3.37	3.42	3.26
Mean	Sensor	Raw	Filter 1	Filter 2	Filter 3	Filter 4
RMSE [deg]	SN10	2.27	1.61	1.79	1.79	1.76
	SN14	2.91	3.52	2.58	2.55	2.60
	SN17	2.44	1.79	1.88	1.89	1.85

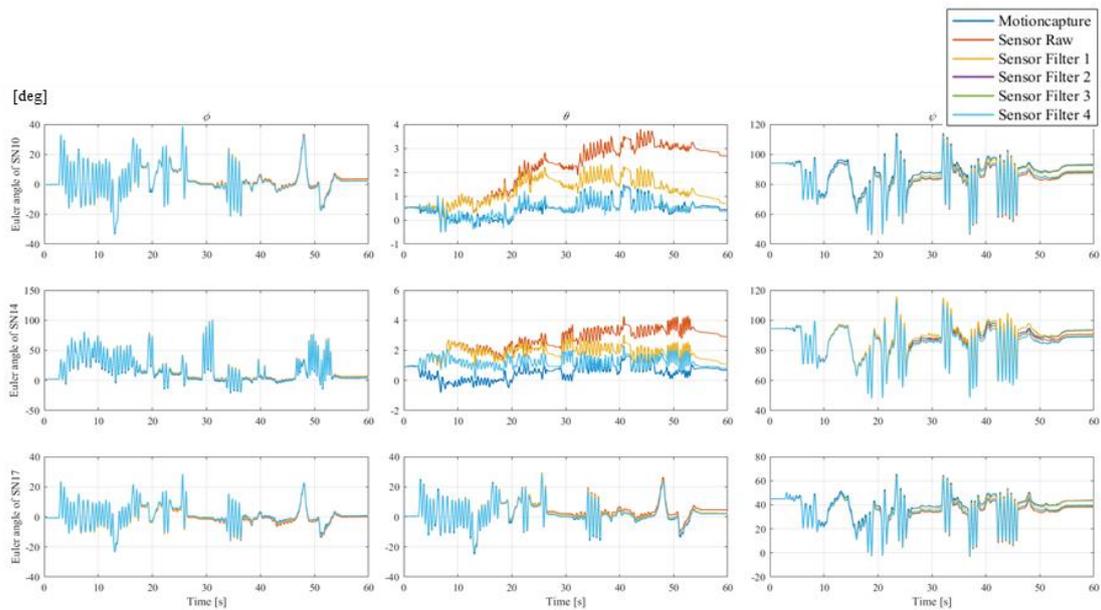


図 4.17 動作 4 における慣性センサ (SN10, 14, 17) の姿勢

4.4 指モデルへの適用

4.4.1 実験方法

4.3.2 項のフィルタ検証実験と同様に、光学式との比較にて、手指の運動計測に適した補正フィルタを決定する。手指における補正フィルタを検証するため、図 4.18 に示すように、表 3.6 の人差し指の 5 リンクモデルを用いた動作計測を行う。図の通り、使用するセンサは前腕から順に SN1, 11, 15, 16, 17 となっており、その周りに姿勢検出用のマーカ (4 [mm]) 3 個ずつ配置した。また、肘の動きを検出するために、12 [mm]マーカを肘に 1 個取り付けた。各フィルタの条件、両システムの計測条件は 4.3.2 項と同様である。本実験は 2, 3 章同様に、倫理審査後、同意書にて被験者の同意を取っている。

計測動作としては、大きく分けて 2 種類である。まず、1 種類目として、被験者の右肘を台の上で移動させない状態にて、肘、手首、人差し指 MP 関節、PIP 関節、DIP 関節をそれぞれ動かす動作となっており、本動作を 5 試行行う。このとき、4 試行が 15 [s]であり、最後の 1 試行が 30 [s]となっている。次にもう 1 種類としては、肘の移動を動かしながら、前述同様の各関節動作を行う動作である。本動作は、上下方向、左右方向、前後方向、全方向の計 4 試行 (いずれも 15 [s]) 行う。また、本計測実験前に、使用する各関節からの位置ベクトル推定用の動作を計測し、手指モデルを作成する。本モデル作成においても、各出力補正などを反映させたものとする。

また、上述の通り、本計測実験は、肘の移動を含む動作計測である。そのため、肘が運動しないと、肘関節では重力加速度しか作用していないとする式(4.26)および式(4.32)の観測方程式は不十分である。そのため、式(4.26), (4.32)の重力加速度の考慮部分に、肘の加速度 ${}^G\mathbf{a}_{\text{elbow}}$ を以下のように反映させた。

$$\begin{cases} \mathbf{H}_{1,i,\text{row}=1} = {}^G\mathbf{R}_{S1}^T ({}^G\mathbf{g} + {}^G\mathbf{a}_{\text{elbow}}) \\ \mathbf{H}_{2,i,\text{row}=1} = {}^G\mathbf{R}_{S1}^T ({}^G\mathbf{g} + {}^G\mathbf{a}_{\text{elbow}}) \\ \mathbf{Z}_{2,i,\text{row}=(N+1)} = {}^G\mathbf{g} + {}^G\mathbf{a}_{\text{elbow}} \end{cases} \quad (4.37)$$

また、同様に、この肘における加速度は重力加速度とは異なり、各時間ステップで異なる値である。したがって、肘に作用する加速度 (重力加速度お除く) ${}^G\mathbf{a}_{\text{elbow}}$ を状態量に加える。このとき、前ステップでの加速度成分は現在のステップに無関係として、以下の状態方程式を構築した。

$$\mathbf{X}_{i,\text{row}=3N+1\sim 3N+3} = {}^G\mathbf{a}_{\text{elbow},i} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} {}^G\mathbf{a}_{\text{elbow},i-1} + \mathbf{w}_i \quad (4.38)$$

ここで、本式に由来する状態更新により、式(4.37)は式(4.26), (4.32)と変わらなくなるが、肘加速度を状態量としたことで、観測方程式のヤコビアンが変化し、観測値による補正にて肘

加速度の影響を反映させる。したがって、Filter 2-4 に関して、肘を固定した動作計測に関しても上述の状態方程式，観測方程式に変更する。また，肘移動においては，その加速度を，光学式の肘マーカおよび推定された肘加速度の比較も同時に行う。ただし，静止区間および回転区間の計 4 [s]は肘固定の状態で行う。

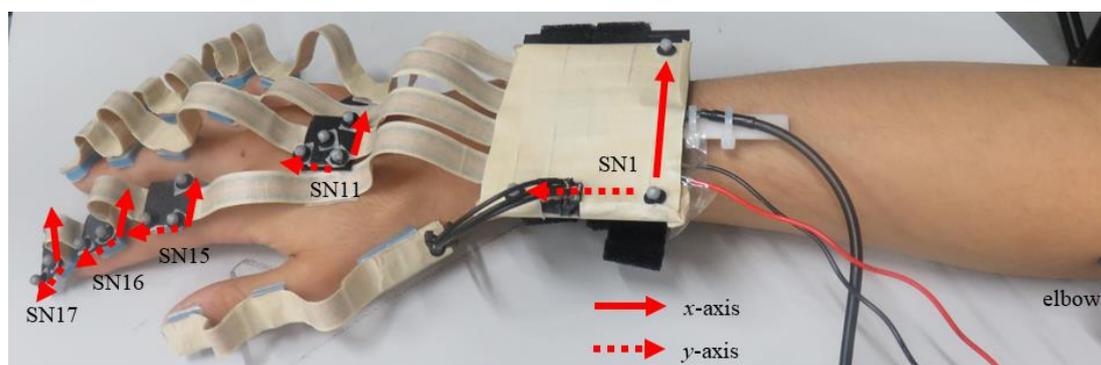


図 4.18 人差し指に関するセンサ配置およびその姿勢特定用および肘のマーカ配置

4.4.2 結果および考察

まず，肘固定に関する動作計測結果の各センサ姿勢の RMSE ノルムを表 4.6 に示した。表は 15 [s]の 4 動作の平均値および 30 [s]の動作 5 の結果である。まず，Raw の結果より，リンク始点よりの SN1 (前腕) および SN11 (手部) を除きより複雑な動作となる指部の RMSE は増大していることが分かる。次に，Filter 1 では，動作 5 において，SN15, SN16 の補正効果の影響は見られるが，1 番各関節の動作影響 (加速度や角速度) を受ける SN17 (末節骨) では全動作において Raw より大きな誤差となった。これは動的加速度 (回転，並進加速度) の影響により，重力加速度方向および傾斜補正に大きな誤差が生じ，より誤差を持つ姿勢算出となったことが原因と考えられる。次に，Filter 2-4 に関して，Raw および Filter 1 と比較して，動作 1-4 平均と動作 5 は同水準の RMSE となり，時間経過による誤差増大は比較的に見られなかった。また，Filter 2-4 間では，各動作およびセンサで最も RMSE の小さいフィルタ条件は異なるが，そのフィルタ間差の度合いを考慮すると，Filter 2 および 3 が小さい場合の Filter 4 との差は 0.01-0.04 [deg]であるのに対し，Filter 4 が小さい場合の差は最大 0.17 [deg]であり，肘固定動作条件においては，Filter 4 が最も補正効果の高いフィルタ条件である。

また，実際の動作 5 の時系列データおよびリンクモデル (30 [s]) を図 4.19, 4.20 に示した。図より，Raw および Filter 1 においては，リンク先端ほど時間経過による誤差の増大量が大きく，リンクモデル形状も指途中で折れるような状態となり，不自然かつ光学式マーカとのずれも大きくなっている。Filter 2-4 に関しては，波形では，極値で少量の差が生じているが，リンクモデルの形状においてはその差は見られなかった。また，図 4.19 の SN15 のオイラー角 ψ で-180 [deg]から 180 [deg]への急激な変化に関しては，姿勢角度を一意的に決定

するため、姿勢角度の範囲 ($-180 < \phi \& \psi \leq 180$, $-90 \leq \theta \leq 90$ [deg]) を指定しているからである。ただし、表 4.6 の RMSE 算出においては、誤差が大きくなるように、光学式の姿勢に合わせ、適宜指定範囲外の値へ変換させた。例えば、光学式が -178 [deg] であり、センサ側が 178 [deg] である場合はセンサ側を -182 [deg] とし、RMSE を算出した。

次に、肘の移動を含む動作に関する各センサ姿勢の RMSE ノルムを表 4.7 に示した。表は各肘動作間の差が生じなかったため、動作間平均の RMSE ノルムである。表 4.6 の同計測時間平均と比べ、SN17を除き同程度の RMSE であり、フィルタの効果度合いも同水準である。ただし、SN17においては、肘固定と比べ、補正なし、あり関係なく誤差が増大する結果となった。実際の肘を 3 方向へ移動させた動作における姿勢の時系列データを図 4.21 に示した。また、Filter 4 において算出された肘での加速度と肘点での光学式マーカーから算出された加速度を図 4.22 に示した。姿勢の時系列データより、SN17 は表 4.7 の RMSE 同様に光学式と各フィルタのセンサで波形が異なる箇所（主に波形極値）が存在している。この異なる箇所の同時刻における図 4.22 の波形を見ると、肘の移動における加速度が生じている点と一致することが分かるため、本加速度による影響と考えられる。しかし、本実験では、光学式側を真値として、フィルタ検証を行っているが、図 4.21 の時系列データの SN11 の ϕ および θ を見ると、光学式と 11.8 [s] で大きく異なる箇所が存在し、このときの光学式側の波形は急激に変化し、その後、センサ側と同程度に戻っており、この箇所においてはセンサ側の方が自然な波形であるように見える。このことから、肘移動のような大きい移動速度により、センサに取り付けた姿勢特定用マーカーの各ベクトル配置の一時的なずれや、そのマーカーを取り付けたプレートとセンサ間のずれなどが生じたことによる光学式側の誤差の可能性も否定できない。このことを考慮し、他のセンサ姿勢の RMSE で肘固定の場合と同程度であることから、肘を固定しない場合においても、Filter 2-4 の補正は有用といえる。また、Filter 2-4 間の効果差として、Filter 3 および 4 において、Filter 2 よりも補正されていることが表 4.7 より分かる。しかし、Filter 3, 4 では補正効果の箇所が異なり、Filter 3 ではリンク始点側 (SN1), Filter 4 ではリンク先端側 (SN15, 17) で 0.10 程度誤差が低減されている。したがって、より誤差の生じやすい先端側で補正効果が見られ、肘固定条件においても最も補正効果が高かった Filter 4 が本研究で必要としている手指に適した補正フィルタである。

さらに、図 4.22 の肘移動における加速度波形を見ると、光学式に比べ、ノイズの影響は見られるが、その波形形状などは光学式と一致しており、表 4.8 に示した各条件での RMSE (Filter 4 のみ) からも肘加速度が正確に推定されていることが分かる。しかし、本加速度を単純に二重積分し、算出した肘移動量は図 4.23 となり、発散傾向にあった。このことから、加速度の次元においては、推定できているが、二重積分過程におけるノイズやバイアスの影響が大きいことが分かる。したがって、肘移動量をより正確に算出する場合は、新たな算出手法の提案あるいは上腕などさらに身体近位部にセンサを増設する必要がある。しかし、本フィルタによるリンク始点加速度の推定は、加速度成分の推定および姿勢算出に使用する目的においては有用な手段である。

表 4.6 各補正条件におけるセンサ姿勢 RMSE ノルム (動作 1-4 の平均および動作 5)

Mean 1-4		Sensor	Raw	Filter 1	Filter 2	Filter 3	Filter 4
RMSE [deg]	SN1	6.77	6.23	1.41	1.47	1.40	
	SN11	8.36	8.19	4.45	4.51	4.44	
	SN15	11.07	9.60	3.15	3.15	3.04	
	SN16	12.26	12.22	4.29	4.31	4.30	
	SN17	9.61	11.55	4.52	4.52	4.38	
Motion 5		Sensor	Raw	Filter 1	Filter 2	Filter 3	Filter 4
RMSE [deg]	SN1	4.80	4.17	1.42	1.46	1.41	
	SN11	8.45	8.98	5.10	5.20	5.09	
	SN15	29.91	16.07	3.96	3.96	3.79	
	SN16	20.01	15.69	3.89	3.90	3.93	
	SN17	11.07	18.35	6.03	6.01	5.91	

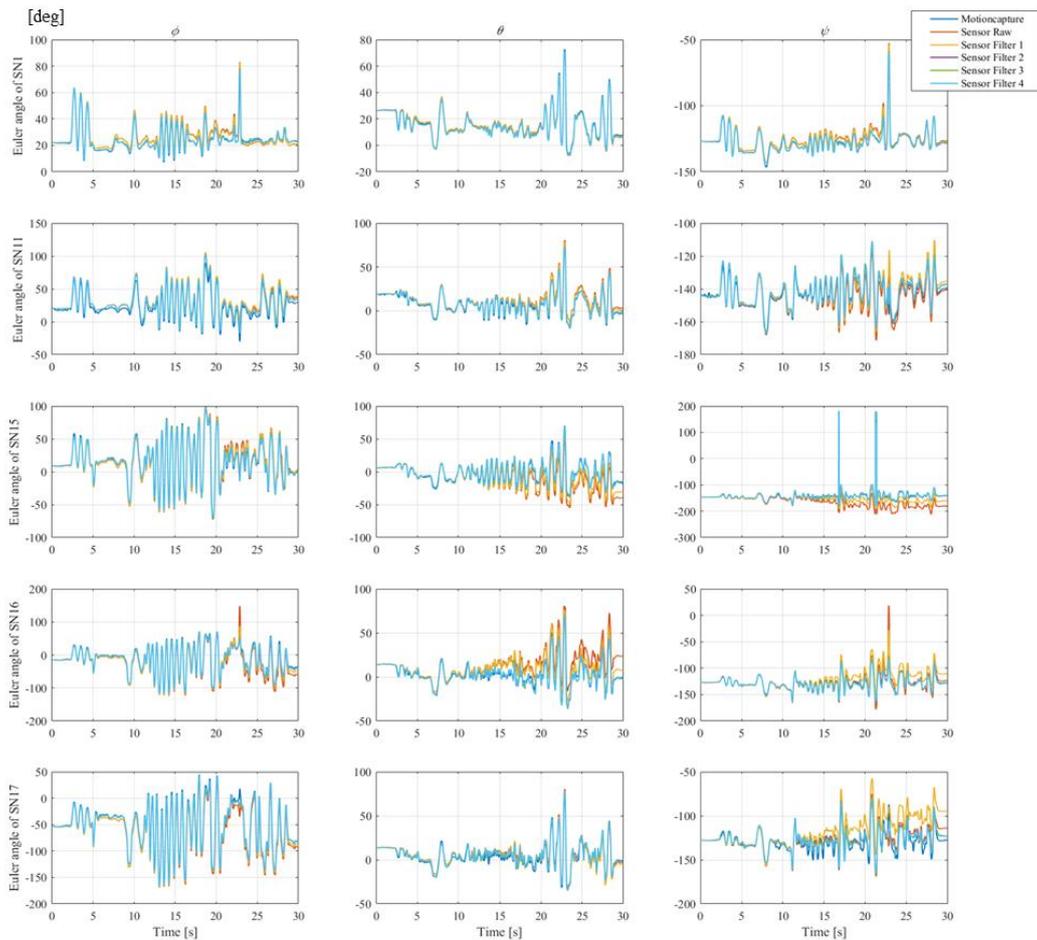


図 4.19 動作 5 における慣性センサ (SN1, 11, 15-17) の姿勢

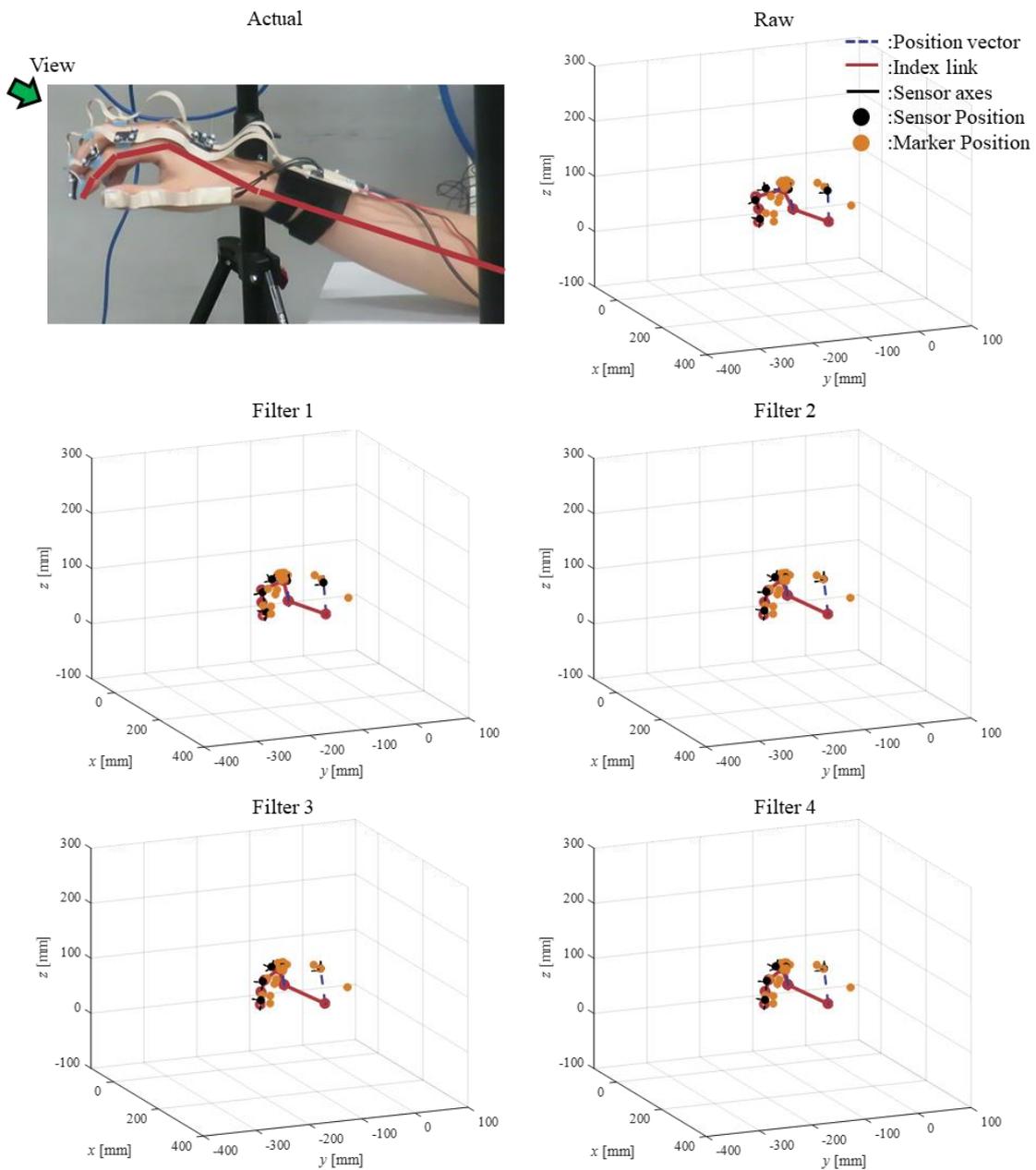


図 4.20 動作 5 の 30 [s] 経過後の各フィルタ条件の人差し指リンクモデル

表 4.7 肘移動を含む動作の各補正条件におけるセンサ姿勢 RMSE ノルム (動作間平均)

Mean	Sensor	Raw	Filter 1	Filter 2	Filter 3	Filter 4
RMSE [deg]	SN1	6.38	5.83	1.89	1.79	1.89
	SN11	4.81	5.29	4.15	4.15	4.15
	SN15	5.86	6.44	3.73	3.72	3.62
	SN16	11.35	11.85	5.05	5.07	5.05
	SN17	12.77	14.83	8.29	8.32	8.13

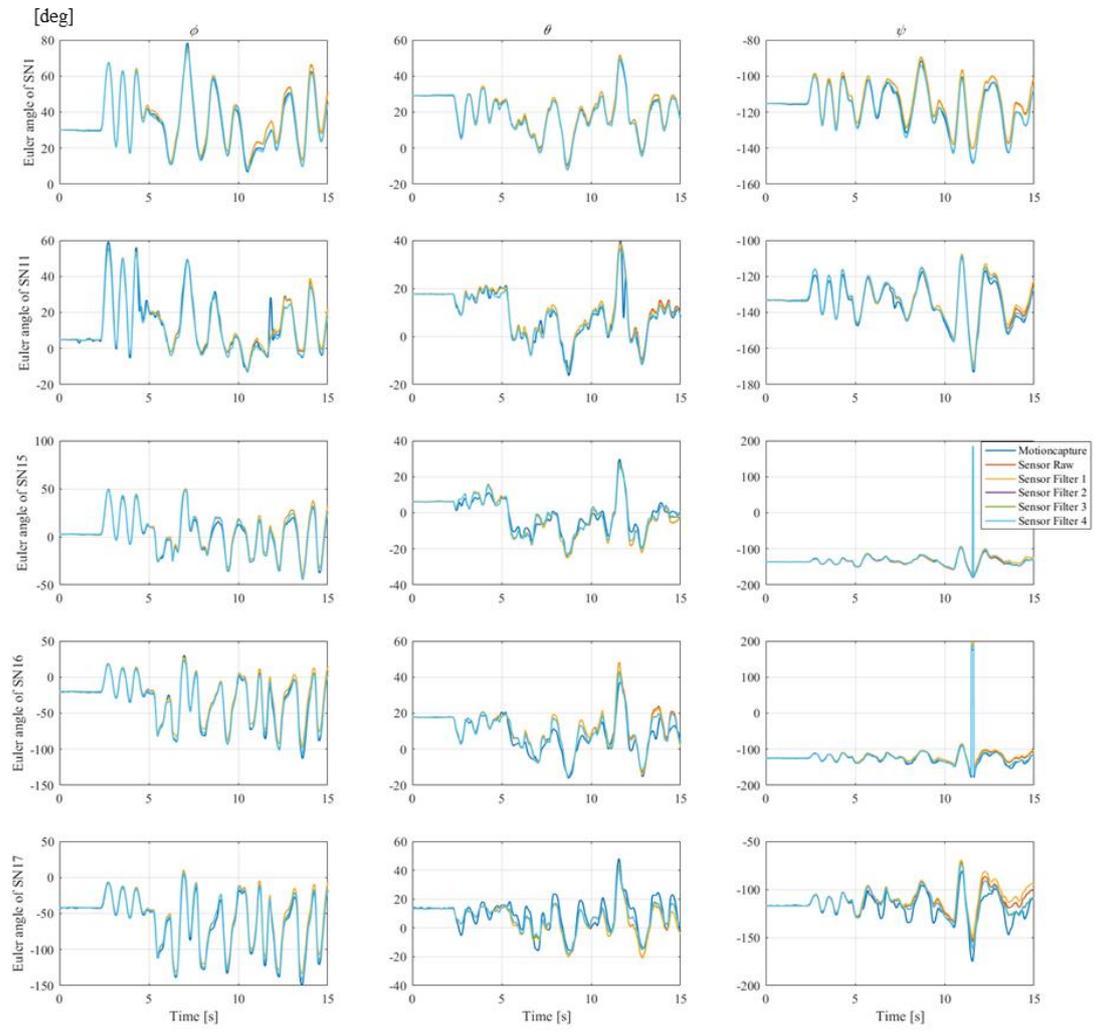


図 4.21 肘の全方向移動動作における慣性センサ (SN1, 11, 15-17) の姿勢

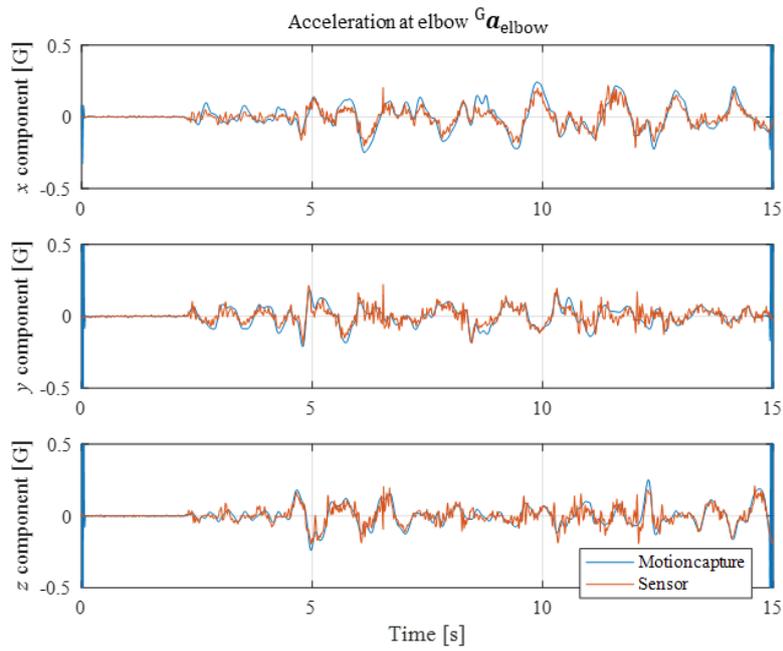


図 4.22 肘の全方向移動動作における肘に生じる移動加速度

表 4.8 肘に生じる移動加速度の RMSE

	Component	Up-down	Left-right	Back-forward	All direction
Acceleration at elbow RMSE [G] $\times 10^{-2}$	x	2.26	3.16	4.28	4.39
	y	3.70	3.92	4.17	3.92
	z	3.44	3.31	3.78	3.98

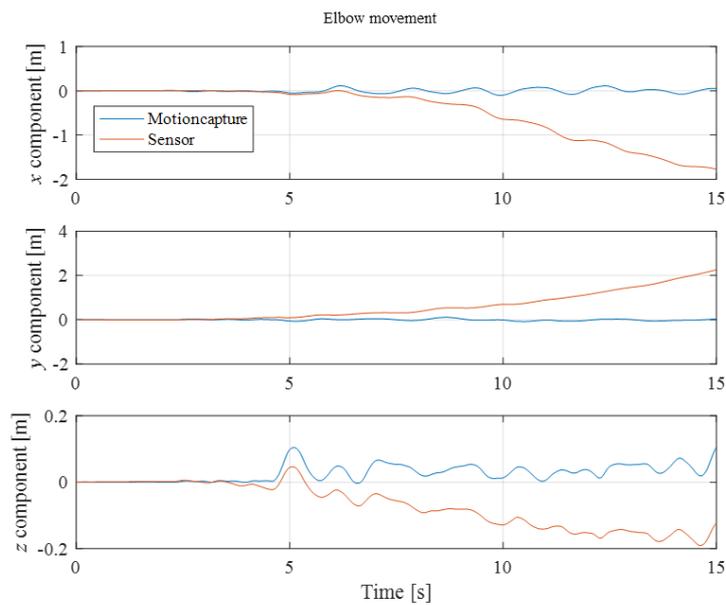


図 4.23 肘加速度の二重積分による肘の移動量

4.5 結言

本章では、2章で開発した慣性センサシステムを利用した手指運動計測における慣性センサの出力ノイズの問題や、姿勢算出における角速度の積分誤差の蓄積といった問題を解決するために、手指運動に適した出力ノイズ低減手法や、姿勢誤差補正手法を構築し、その手法の有用性を検証した。その結果以下の結論が得られた。

- (1) アラン分散によるノイズパラメータ特定とカルマンフィルタを組み合わせ、慣性センサにおける加速度出力およびジャイロ出力のノイズ低減フィルタを構築し、加速度およびジャイロ出力に適用することで、各出力のノイズ低減が可能となった。
- (2) コンパス出力におけるセンサ間の方位方向誤差を補正するために、全慣性センサに共通する回転動作中の最大角速度ベクトルを利用した補正手法を構築し、計測動作に先立ち回転動作区間を設けることで、センサ間の方位角差が補正可能となった。
- (3) 最も手指に適したフィルタの観測方程式として、コンパス出力における水平分力に関するもの、リンク始点からの各関節位置での加速度および各関節の両側センサ間の加速度の3種類を利用し、加速度に関する2つの観測方程式の優先度をリンクの角速度で切り替える手法を提案し、その拡張カルマンフィルタにより、姿勢誤差が補正可能であることを示した。

第5章 慣性センサによる手指運動計測

5.1 緒言

2章で開発した慣性センサによる手指運動計測システムに対する問題を解決するため、3章にて手指モデルの構築改善を、4章にてセンサ出力ノイズやセンサ間誤差、姿勢算出時に蓄積する積分誤差の補正を行った。したがって、本章では、これらの手指運動計測システム、手指モデル構築および補正手法を統合した手指運動計測手法により制約のない手指運動計測が可能かどうかを検証する。

そのため、まず、身体運動の解析指標である関節角度を開発した手指運動計測システムおよび指モデルにて正確に得る手法を提案し、その精度検証を行う。さらに、手指動作全体の精度検証として、肘固定の手指動作を対象に、光学式の反射マーカ位置と慣性センサから得られる手指モデルの推定位置を比較する。本検証では同時に、前章まで使用してきたオイラー角による姿勢表現の妥当性も検証する。また、手指動作では単純な位置精度とは別に、手指形状で表現される手指の相対関係も重要である。そのため、Cutkoskyにより分類された把持判別⁽³⁷⁾を行うことで、構築した手指運動計測手法が実際の動作計測、解析を行う際に有効であるかを検証する。

以上により、計測した手指モデルにおける位置精度および手指の相対関係の有効性検証を行う。さらに、実際の様々な手指動作を対象とした運動計測、剛体リンクモデルによる動作再現、関節角度算出により、開発した慣性センサによる手指運動計測システム、手指のモデル構築手法、各種補正手法を統合した手指運動計測手法が、動作制約のない手指の運動計測を可能とすることを示す。

5.2 運動解析指標

5.2.1 リンク姿勢

身体の運動解析において、各関節の関節角度が指標として用いられることが多い。そこで、開発した慣性センサシステムにおいても、関節角度を算出する必要がある。しかし、通常の慣性センサによる運動計測では、センサ自身の姿勢を取り付けたリンクの姿勢として扱い、隣接リンク上のセンサ姿勢からそれら間の関節角度を算出する。しかし、3章でも述べたように、センサとその取り付けたリンク間の座標系には相違があるため、3章の手法でのリンクモデル構築を利用し、まず、リンク自身の座標系および姿勢を算出する。

3章の関節とセンサ間位置ベクトルの推定時において、各関節軸の回転を計測した。この計測データを利用し、センサの取り付けたリンクの近位側関節における関節の回転軸をそのセンサの出力である角度ベクトル ${}^S\omega$ で取得できる。本研究では、手指のリンク座標系を、屈曲・伸展軸（伸展側方向正）を x 軸、その x 軸とリンクベクトル ${}^S\mathbf{V}$ （遠位方向正）がなす平面を x - y 平面とする座標系として定義した。このとき、屈曲・伸展軸を基準とした理由としては、手の甲部の並列5リンクにおける手首の屈曲・伸展回転の関節角度を考慮したためである。また、撓屈・尺屈軸を用いない理由に関しては、1軸性関節であるPIP、DIP関節

を考慮したためである。したがって、センサ座標系におけるリンク座標系の各軸は以下の通りであり、またその関係図を図 5.1 に示した。

$$\begin{cases} \mathbf{s}_{\mathbf{x}_{\text{Laxis}}} = \frac{\mathbf{s}_{\boldsymbol{\omega}}}{|\mathbf{s}_{\boldsymbol{\omega}}|} \\ \mathbf{s}_{\mathbf{y}_{\text{Laxis}}} = \mathbf{s}_{\mathbf{z}_{\text{Laxis}}} \times \mathbf{s}_{\mathbf{x}_{\text{Laxis}}} \\ \mathbf{s}_{\mathbf{z}_{\text{Laxis}}} = \frac{\mathbf{s}_{\boldsymbol{\omega}} \times \mathbf{s}_{\mathbf{V}}}{|\mathbf{s}_{\boldsymbol{\omega}} \times \mathbf{s}_{\mathbf{V}}|} \end{cases} \quad (5.1)$$

したがって、センサ座標系からリンク座標系への変換行列は次の通りである。

$${}^{\text{L}}\mathbf{R}_{\text{S}} = \begin{bmatrix} \mathbf{s}_{\mathbf{x}_{\text{Laxis}}}^T \\ \mathbf{s}_{\mathbf{y}_{\text{Laxis}}}^T \\ \mathbf{s}_{\mathbf{z}_{\text{Laxis}}}^T \end{bmatrix} \quad (5.2)$$

ここで、L はリンク座標系、Laxis はリンク座標における軸ベクトルであることを示す。リンク姿勢を算出するため、グローバル座標系の x および z 軸をリンク座標系へ変換する。

$$\begin{cases} \mathbf{l}_{\mathbf{x}_{\text{Gaxis}}} = {}^{\text{L}}\mathbf{R}_{\text{S}}\{\mathbf{G}\mathbf{R}_{\text{S}}\}^T \mathbf{G}\mathbf{x}_{\text{Gaxis}} = {}^{\text{L}}\mathbf{R}_{\text{S}}\{\mathbf{G}\mathbf{R}_{\text{S}}\}^T \begin{bmatrix} 1 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} \\ \mathbf{l}_{\mathbf{z}_{\text{Gaxis}}} = {}^{\text{L}}\mathbf{R}_{\text{S}}\{\mathbf{G}\mathbf{R}_{\text{S}}\}^T \mathbf{G}\mathbf{z}_{\text{Gaxis}} = {}^{\text{L}}\mathbf{R}_{\text{S}}\{\mathbf{G}\mathbf{R}_{\text{S}}\}^T \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix} \end{cases} \quad (5.3)$$

算出したリンク座標系でのグローバルの x 軸、 z 軸それぞれを式(2.9)-(2.11)における方位方向ベクトルおよび重力加速度方向の代わりに用いることで、リンク姿勢が算出される。

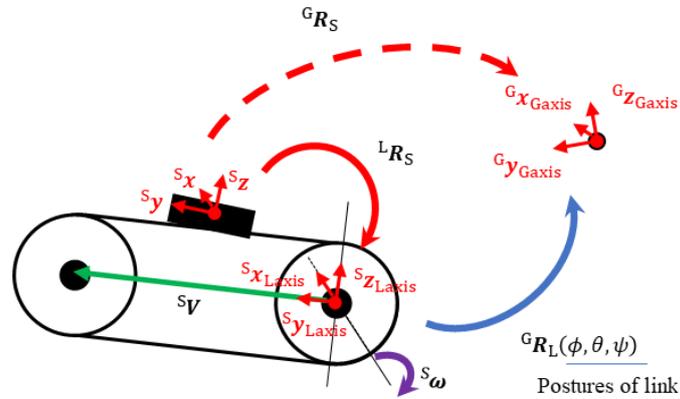


図 5.1 慣性センサと取り付けられたリンク間の関係およびリンク姿勢

5.2.2 関節角度

本研究では、関節角度を、関節に対し近位側リンクの座標系から遠位側リンクへの座標系へ変換する際のオイラー角として定義する。この場合、上述のセンサ座標系からリンク座標系への変換行列および各センサからグローバル座標系への変換行列を利用することにより、図 5.2 に示したように、近位側リンク座標から遠位側リンク座標系への変換行列が算出される。

$${}^{L(j+1)}\mathbf{R}_{Lj} = \left[{}^G\mathbf{R}_{S(j+1)} \{ {}^{L(j+1)}\mathbf{R}_{S(j+1)} \}^T \right]^T {}^G\mathbf{R}_{Sj} \{ {}^{Lj}\mathbf{R}_{Sj} \}^T \quad (5.4)$$

ここで、 Lj は j 番目のリンク、 Sj は j 番目のセンサ座標系を示し、 j 番目のセンサは j 番目のリンク上に取り付けられており、このときの近位側関節が j 番目の関節である。したがって、式(5.3)同様に、遠位側 ($j + 1$) リンク座標系における近位側 (j) の x , z 軸ベクトルを算出できる。

$$\begin{cases} {}^{L(j+1)}\mathbf{x}_{Lj\text{axis}} = {}^{L(j+1)}\mathbf{R}_{Lj} \begin{bmatrix} 1 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} \\ {}^{L(j+1)}\mathbf{z}_{Lj\text{axis}} = {}^{L(j+1)}\mathbf{R}_{Lj} \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix} \end{cases} \quad (5.5)$$

このように算出された両ベクトルをリンク姿勢算出と同様に、式(2.9)-(2.11)における方位方向ベクトルおよび重力加速度方向の代わりに用いることで、関節角度が算出される。ただし、本研究では、近位側リンクに対し、遠位側リンクが z 軸, y 軸, x 軸の順に回転されたとした。実際に、手指においては撓屈・尺屈軸, 屈曲・伸展軸の順に回転することが多い。しかし、この順番に関しては各関節に合わせ調整していく必要がある。

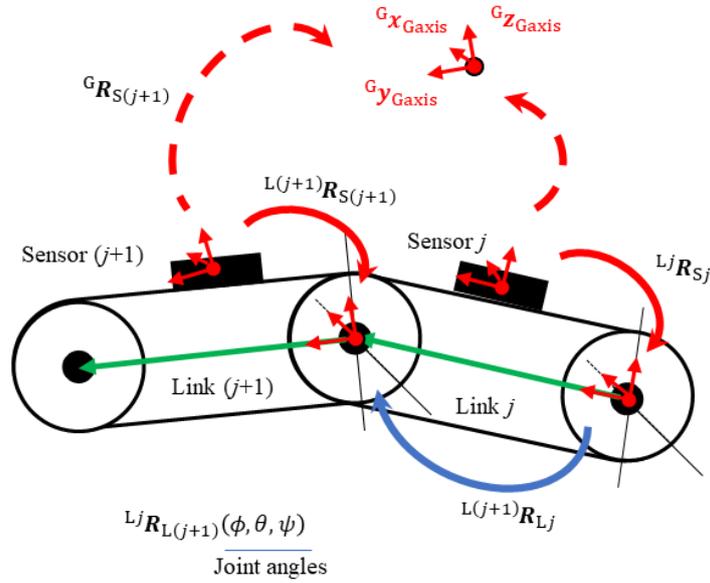


図 5.2 慣性センサおよび 2 リンク間の関係および関節角度

5.3.3 解析指標の検証実験

上記のリンク姿勢および関節角度（リンク間角度）算出法を検証するため、3.3 節および 4.3.2 項で使用した回転器具と光学式の反射マーカを利用する。慣性センサシステムの各センサ配置 (SN10, 14, 17) は 3, 4 章と同様であり、光学式マーカ配置は 4 章と同様である。そのため、検証動作として、4.3.2 項の動作 3 のデータを使用する。ただし、リンクモデルとしては、前章と異なり、図 5.3 のように第 1 回転中心 J_1 、第 2 回転軸間 J_2 を二つに分割する。これは、回転器具において、リンク姿勢、関節角度を光学式にて、取得しやすくするためである。このとき、1 リンク目を SN10、2 リンク目を SN17、3 リンク目を SN14 に対応させる。このとき、リンク姿勢では SN17 と図 4.16 での SN10 用のマーカとの比較、関節角度では、1 リンク目と 2 リンク目間が 90 度であることおよび、2 リンク目と 3 リンク目間が SN10 用マーカと SN14 用マーカからそれぞれ算出される平面間の角度との比較により検証する。

計測結果として、まず、2 リンク目のリンク姿勢を図 5.4 に、1 リンク目と 2 リンク目間および 2 リンク目と 3 リンク目間の関節角度を図 5.5 に示した。姿勢においては、主に初期姿勢の誤差であった。また、関節角度においては、1 リンク目 2 リンク目間は一定量の誤差が生じていた。これに関しては、図 3.11(a) の 2 リンクモデルにおける 1 リンク目をそのリンクベクトルの SN10 における z 成分のみとして分離したため、このときの誤差が影響したと考えられる。また 2 リンク目 3 リンク目間の関節角度は時系列グラフでは一致しているように見える。次に、表 5.1 および表 5.2 に両算出値の RMSE を各成分で示した。ここで、関節角度に関して、図 5.5 の ϕ 以外の成分については、0 [deg] を真値としてセンサ算出値と比較したものである。表より、本誤差は 4 章におけるセンサ姿勢 RMSE と同程度で有るこ

とから、リンク姿勢および関節角度は正確に算出されていることが検証された。

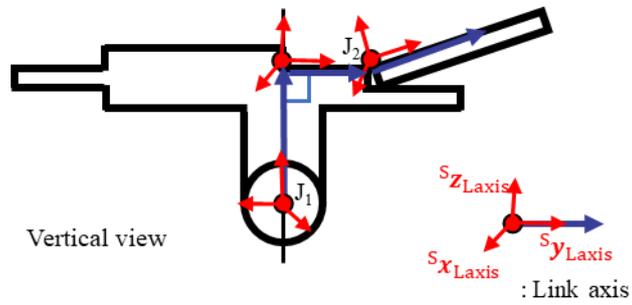


図 5.3 使用する 3 リンクモデルおよび各リンク姿勢

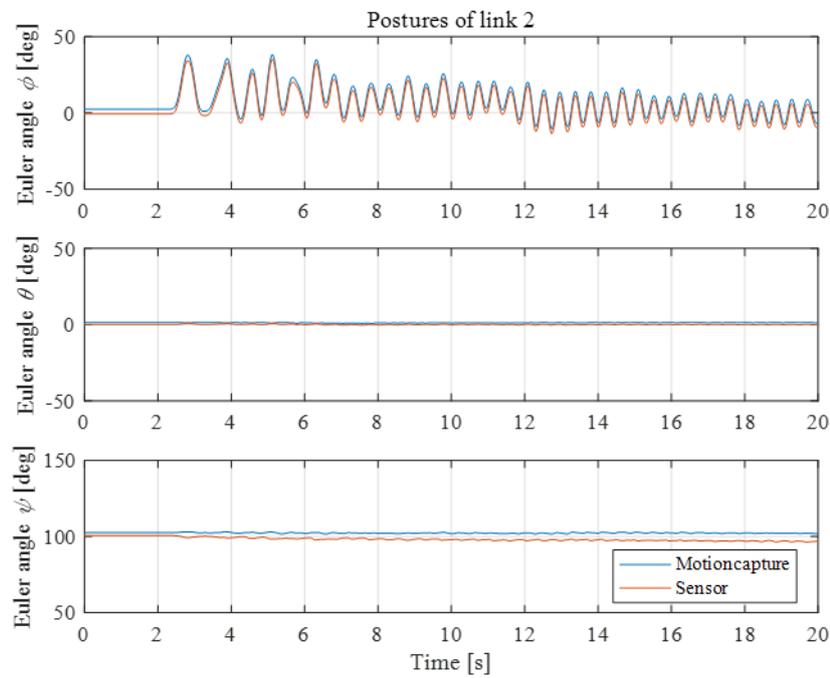


図 5.4 光学式および慣性センサによる 2 リンク目の姿勢

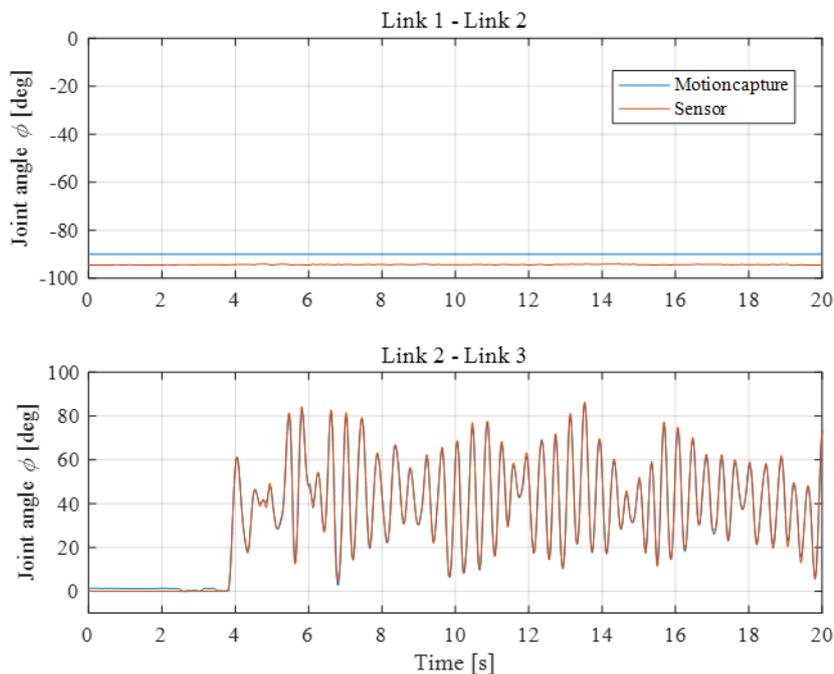


図 5.5 光学式および慣性センサによる関節角度

表 5.1 リンク姿勢の RMSE

	ϕ	θ	ψ
Postures of link RMSE [deg]	3.03	1.16	4.18

表 5.2 関節角度（各成分）の RMSE

	Component	Link 1-2	Link 2-3
Joint angles RMSE [deg]	ϕ	4.41	1.01
	θ	0.71	1.78
	ψ	0.16	2.20

5.3 手指運動計測

5.3.1 手指運動計測

3章のリンクモデル構築手法および4章の慣性センサの計測誤差補正手法を並列5リンクの肘から指先までの手指モデルに対し適用し、手指運動の計測を行う。5本指へ4.3節の姿勢誤差補正フィルタを導入するため、表3.6に示したような同じセンサ姿勢を並列リンクに渡って適用する場合、その事後推定値である姿勢が並列リンク間で異なる値となる可能性がある。そこで、各時間ステップで事後推定値の同じセンサのセンサ姿勢に関して並列リン

ク間で平均値を取ることで整合性を取った。

次項以降では、手指運動計測が正確に行えているのかを検証するため、光学式との比較による位置精度検証および把持分類の各把持形状の再現性に関する2種類の検証実験を行う。

さらに、前章までの本研究では、オイラー角を姿勢として扱っているが、オイラー角には式(2.12)からも分かるように、 $\theta = \pm 90$ [deg]において、特異値となる。したがって、手指のような三次元の高自由度運動においては、特異値の状態になる可能性が高い。そのため、手指の運動計測において、オイラー角による姿勢を用いることが実際に妥当であるのかを検証する必要がある。実際にこのような特異値を回避し、かつ姿勢を表現する手法としてはクォータニオンと呼ばれる手法⁽³³⁾⁻⁽³⁵⁾があるため、次の位置精度検証実験では、オイラー角に加え、クォータニオンによる姿勢も使用し、両者の比較検証を行う。

最後に、上述のより良い姿勢表現手法を用いた実動作の計測を行い、リンクモデルと姿勢による運動の再現および各評価指標（関節角度）の計測結果を示す。また、2種類の検証実験および上記の実動作計測実験に関して、2-4章同様倫理審査後、同意書にて被験者の同意を取っている。

5.3.2 クォータニオン

クォータニオン \mathbf{q} はスカラー部 q_0 とベクトル部 $[q_1, q_2, q_3]^T$ に関して、実数と虚数を拡張し、4成分にて表現したものであり、以下のように表される。

$$\mathbf{q} = q_0 + q_1i + q_2j + q_3k \quad (5.6)$$

ここで、 i, j, k は虚数軸である。次に、回転を表すクォータニオンは次のように表現される。

$$\mathbf{q} = \cos \frac{\beta}{2} + \mathbf{n} \cdot \sin \frac{\beta}{2} \quad (5.7)$$

ここで、 β は回転角（スカラー部 q_0 ）、 \mathbf{n} は回転軸を表す単位ベクトル（ベクトル部 $[q_1, q_2, q_3]^T$ ）であり、このとき、 $|\mathbf{q}| = 1$ となる。したがって、本研究で用いたオイラー角との関係は各軸周りの回転を表すクォータニオンを利用し、次のように表される。

$$\mathbf{q} = \begin{bmatrix} q_0 \\ q_1 \\ q_2 \\ q_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \frac{\psi}{2} \\ 0 \\ 0 \\ \sin \frac{\psi}{2} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \cos \frac{\theta}{2} \\ 0 \\ \sin \frac{\theta}{2} \\ 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \cos \frac{\phi}{2} \\ \sin \frac{\phi}{2} \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \frac{\phi}{2} \cdot \cos \frac{\theta}{2} \cdot \cos \frac{\psi}{2} + \sin \frac{\phi}{2} \cdot \sin \frac{\theta}{2} \cdot \sin \frac{\psi}{2} \\ \sin \frac{\phi}{2} \cdot \cos \frac{\theta}{2} \cdot \cos \frac{\psi}{2} - \cos \frac{\phi}{2} \cdot \sin \frac{\theta}{2} \cdot \sin \frac{\psi}{2} \\ \cos \frac{\phi}{2} \cdot \sin \frac{\theta}{2} \cdot \cos \frac{\psi}{2} + \sin \frac{\phi}{2} \cdot \cos \frac{\theta}{2} \cdot \sin \frac{\psi}{2} \\ \cos \frac{\phi}{2} \cdot \cos \frac{\theta}{2} \cdot \sin \frac{\psi}{2} - \sin \frac{\phi}{2} \cdot \sin \frac{\theta}{2} \cdot \cos \frac{\psi}{2} \end{bmatrix} \quad (5.8)$$

ここでは、クォータニオン同士の積はクォータニオン積と呼ばれ、次式の通りである。

$$\mathbf{qp} = \begin{bmatrix} q_0 \\ q_1 \\ q_2 \\ q_3 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} p_0 \\ p_1 \\ p_2 \\ p_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} q_0 & -q_1 & -q_2 & -q_3 \\ q_1 & q_0 & -q_3 & q_2 \\ q_2 & q_3 & q_0 & -q_1 \\ q_3 & -q_2 & q_1 & q_0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} p_0 \\ p_1 \\ p_2 \\ p_3 \end{bmatrix} \quad (5.9)$$

したがって、式(2.9)-(2.11)で算出されるオイラー角の初期姿勢を利用することで、クォータニオンにおける初期姿勢が式(5.8)にて算出される。次に、式(2.12), (2.13)に相当する状態姿勢更新式は次式で表される。

$$\mathbf{q}_i = \mathbf{q}_{i-1} + \frac{d\mathbf{q}}{dt} dt = \begin{bmatrix} 1 & -\frac{\omega_x}{2} dt & -\frac{\omega_y}{2} dt & -\frac{\omega_z}{2} dt \\ \frac{\omega_x}{2} dt & 1 & -\frac{\omega_z}{2} dt & \frac{\omega_y}{2} dt \\ \frac{\omega_y}{2} dt & \frac{\omega_z}{2} dt & 1 & -\frac{\omega_x}{2} dt \\ \frac{\omega_z}{2} dt & -\frac{\omega_y}{2} dt & \frac{\omega_x}{2} dt & 1 \end{bmatrix} \mathbf{q}_{i-1} \quad (5.10)$$

ここで、 ${}^S\boldsymbol{\omega} = [\omega_x, \omega_y, \omega_z]^T$ の単位は[rad/s]であり、 i は任意ステップであり、 dt は1ステップの時間幅である。また、クォータニオンを用いた場合、式(2.6), (2.7)に相当するセンサ座標系のベクトル ${}^S\mathbf{X}$ とグローバル座標系のベクトル ${}^G\mathbf{X}$ 間の関係は次の通りである。

$${}^G\mathbf{X} = {}^G\mathbf{R}_S(\mathbf{q}) {}^S\mathbf{X} = \begin{bmatrix} 1 - q_2^2 - q_3^2 & 2(q_1q_2 - q_0q_3) & 2(q_1q_3 + q_0q_2) \\ 2(q_1q_2 + q_0q_3) & 1 - q_1^2 - q_3^2 & 2(q_2q_3 - q_0q_1) \\ 2(q_1q_3 - q_0q_2) & 2(q_2q_3 + q_0q_1) & 1 - q_1^2 - q_2^2 \end{bmatrix} {}^S\mathbf{X} \quad (5.11)$$

したがって、この関係式を用いることで、4章の観測方程式を再構築できる。

5.3.3 位置精度検証実験

5.3.1 項で述べたように、肘から指先までの運動計測において、開発した慣性センサシス

テム、手指リンクモデル、各種補正手法を利用した場合の位置精度に関する検証実験を行う。検証方法としては、3.4.4 項同様に、各センサ上に光学式のマーカを配置し、その取得位置を真値とすることで、慣性センサシステムによる位置精度を検証する。

対象動作として、2.4.4 項、3.4.4 項同様の各関節を動かす簡単な動作を動作 1 (10 [s])、はさみを動かす手指の細かな動作を動作 2 (15 [s])、ボールを投げる大きな動作を動作 3 (30 [s]) とする 3 種類の動作を計測する。光学式との比較のため、全ての動作は、肘を台の上に固定 (肘回転可能) した状態での動作である。また両システムのグローバル座標系を統一するため、計測初期位置における手部上の SN11 の位置および方位角を利用する。

計測した各リンクモデルを図 5.6 (各動作の表示時間は計測開始からの時間であり、最も動作状況が分かる時刻を参照した) に示した。また、各対象時間における実際の手指の写真を図 5.7 (動作 1 は図 2.18(b)参照) に示した。まず、オイラー角とクォータニオンの比較では、動作 1 および動作 2 では、両者における差はリンクモデル上あまり見られない。しかし、動作 3 においては、クォータニオンの方が光学式との誤差が大きいことが分かる。実際に、各センサ位置の RMSE のノルムを示した表 5.3 を見ると、動作 3 はオイラー角に比べ、2-3 倍程度誤差が大きい。また動作 1, 2 においても、クォータニオンに比べオイラー角側の誤差が小さい傾向にあった。しかし、5.3.1 項で述べたように、動作 3 におけるオイラー角の特異値 ($\theta \cong \pm 90$ [deg]付近) を確認するため、最もグローバル座標との三次元的な相対運動が大きい親指末節骨上センサ SN20 における姿勢角を図 5.8 に示し、同様のクォータニオンも図 5.9 に示した。図より、10-15 [s]で頻繁に θ が-90 [deg]付近となっており、特に 11.4 [s]での ϕ 、を ψ 見ると大きな変動が生じている。一方クォータニオンでは、図 5.9 のように、特異値が生じていないが、表 5.3 によると、クォータニオンの方の誤差が大きい。そこで、実際の指先末節骨上センサのグローバル座標系での位置の時系列データを図 5.10 に示した。図より、上記の 11.4 [s]での特異値の影響は見られず、常にオイラー角の方が光学式マーカ位置に近い位置を示していた。クォータニオンの誤差の原因としては、オイラー角とは異なり、クォータニオンの各成分が式(5.7)で示したように、回転角成分と回転軸成分の 2 種類に分かれていることや、クォータニオンの各成分が全て独立した変数ではないため、拡張カルマンフィルタのヤコビアンによる影響などが考えられる。ただし、4 章での補正フィルタの検証および観測方程式の構築において、オイラー角を前提に最も効果のあるものを採用してきたため、上述の点を考慮し、クォータニオンに適したフィルタ構築などが必要であるとも考えられる。そのため、手指動作計測としては、オイラー角による姿勢表現が可能であったが、本姿勢角をロボットなどの図 5.8 の 11.4 [s]のような変動に敏感な機械への入力として直接用いることは危険であるため、そのような分野における利用^{(15),(36)}においては、クォータニオンによる姿勢表現における動作計測の精度向上させるための新たな補正フィルタの構築などが必要である。しかし、本研究では手指の動作計測を対象としているため、オイラー角による姿勢表現が上述の通り妥当であるといえたため、オイラー角を次項以降で使用する。

次に、位置精度に関して、表 5.3 より、肘からのセンサ位置全体として、動作 30-50 [mm] 程度の誤差が生じている。計測初期位置における手部上の SN11 の位置および方位角を利用し、光学式との位置合わせを行った影響により、前腕部における誤差と各指先末節骨における誤差が最も大きい。後者の誤差要因としては、3.4.4 項などで述べた複数のリンクベクトルの組み合わせによる誤差の蓄積の影響であると考えられる。また前者の誤差においては、複雑な関節である手首および肘関節の推定誤差とそれらが上述の初期姿勢の前腕上慣性センサ位置と光学式マーカから光学式側の前腕リンクの始点を決定したことにより合計されたため大きく現れたと考えられる。しかし、前腕上のセンサ間距離（基板上一定距離）の誤差は約 2 mm となっており、推定誤差の影響だけでない。そこで、図 5.11 により誤差の大きかった動作 3 の時系列のセンサ位置を示した。図より、肘を回転させ、前腕および手指全体を動かしたことによる位置変動の最大値付近で最も誤差が生じていることが分かる。このことから、肘を台においた場合の肘回転において、その肘中心が完璧に固定できていないことによる誤差の影響あるいは、前腕上センサおよび基盤の前腕への取り付け位置が位置ベクトル推定時から変動（センサとリンクベクトル間の相対変化）したことによる影響と考えられる。特に、後者に関しては、手指に取り付けたセンサに比べ全体の重量が大きくなり、USB ケーブルで外部装置（パソコン）に取り付けられていることから、最も運動時に身体軸との相対関係に影響を与える箇所であることは事実である。そのため、より精度の良い運動計測を行うためには、各種センサ取り付け手法の改善および位置ベクトル推定時の回転動作の方法改善が必要である。

しかし、前腕および指先における 30-50 [mm] の誤差は、表 4.6 においてセンサ姿勢が 2-5[deg] 程度の誤差であることを考慮すると、始点から指先センサへの距離（約 360 mm）に対する位置 RMSE が各動作 9-12% 程度であることは十分な精度であると考えられる。したがって、図 5.6 のリンクモデルの位置状況も考慮すると、本慣性センサシステム、リンクモデル、計測誤差補正手法を利用した手指運動計測は十分な位置精度を有している。

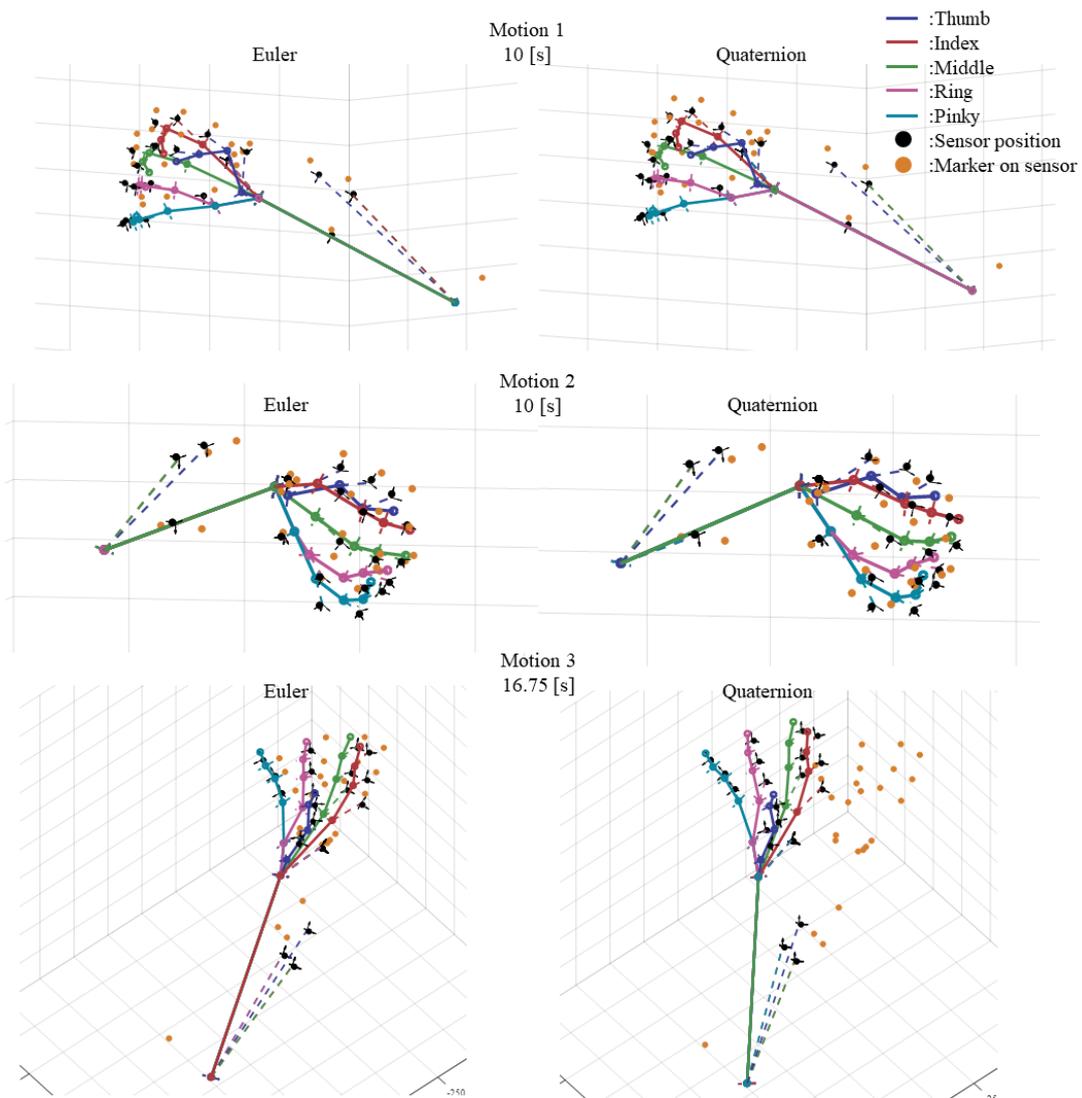


図 5.6 計測した各動作の手指リンクモデル (左図オイラー, 右図クォータニオン)

Motion 2
10 [s]



Motion 3
16.75 [s]



図 5.7 計測した動作 2 および動作 3 の実動作状況

表 5.3 各慣性センサ位置での RMSE

	Sensor Number	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Motion 1	Position RMSE (Euler) [mm]	39.2	28.3	34.4	14.8	30.5	24.9	28.3	23.4	20.0	22.2
	Position RMSE (Quaternion) [mm]	38.0	27.3	32.7	15.1	34.1	28.6	32.9	26.6	23.7	26.5
	Sensor Number	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20
Motion 1	Position RMSE (Euler) [mm]	12.3	19.6	18.6	19.3	14.4	15.7	18.9	20.2	20.0	24.8
	Position RMSE (Quaternion) [mm]	12.1	21.4	20.8	21.9	14.0	17.2	21.2	19.5	19.7	25.8
	Sensor Number	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Motion 2	Position RMSE (Euler) [mm]	25.0	18.8	26.3	19.0	30.8	26.3	26.9	24.7	22.1	21.1
	Position RMSE (Quaternion) [mm]	32.2	21.8	34.4	19.5	29.5	25.4	26.1	25.4	23.4	23.1
	Sensor Number	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20
Motion 2	Position RMSE (Euler) [mm]	12.1	15.3	14.6	17.9	15.3	17.8	21.6	24.0	24.1	25.3
	Position RMSE (Quaternion) [mm]	14.6	18.3	18.5	21.6	23.3	22.6	22.7	26.6	27.5	27.7
	Sensor Number	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Motion 3	Position RMSE (Euler) [mm]	45.7	41.2	47.5	25.4	33.5	32.3	34.3	33.7	35.5	36.8
	Position RMSE (Quaternion) [mm]	61.7	53.8	70.7	72.3	69.2	74.5	74.2	77.3	82.5	87.0
	Sensor Number	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20
Motion 3	Position RMSE (Euler) [mm]	29.8	30.3	33.1	34.0	34.1	34.4	34.7	31.3	33.1	39.7
	Position RMSE (Quaternion) [mm]	81.9	90.8	96.7	100.9	97.0	101.3	107.7	71.2	85.3	89.2

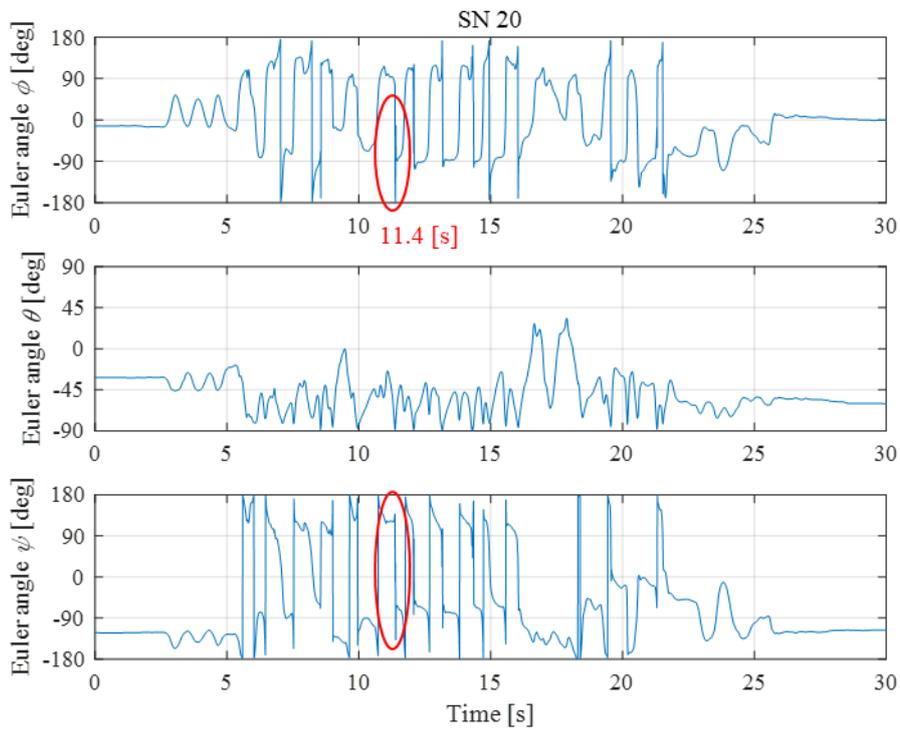


図 5.8 動作 3 における SN20 のオイラー姿勢

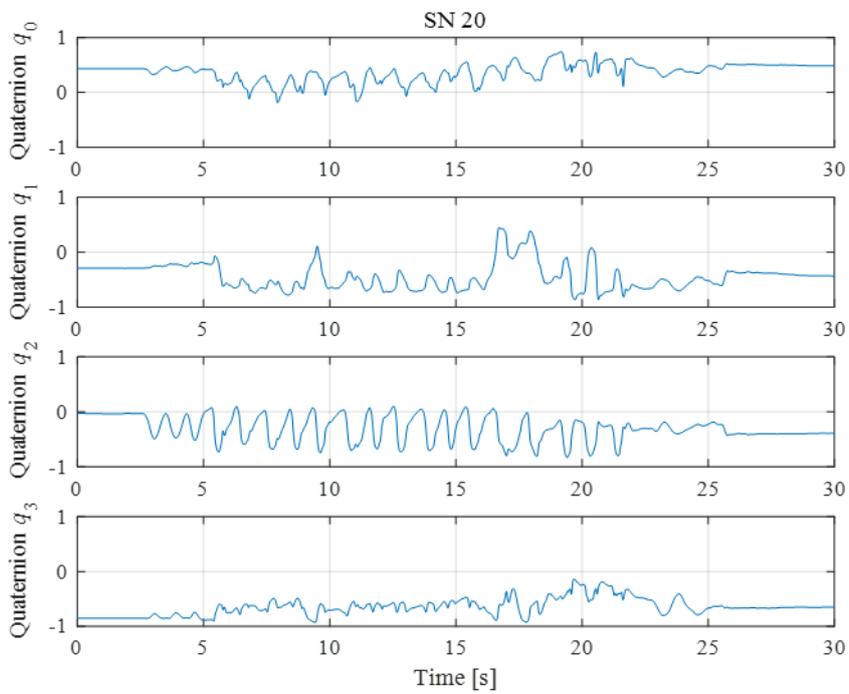


図 5.9 動作 3 における SN20 のクォータニオン姿勢

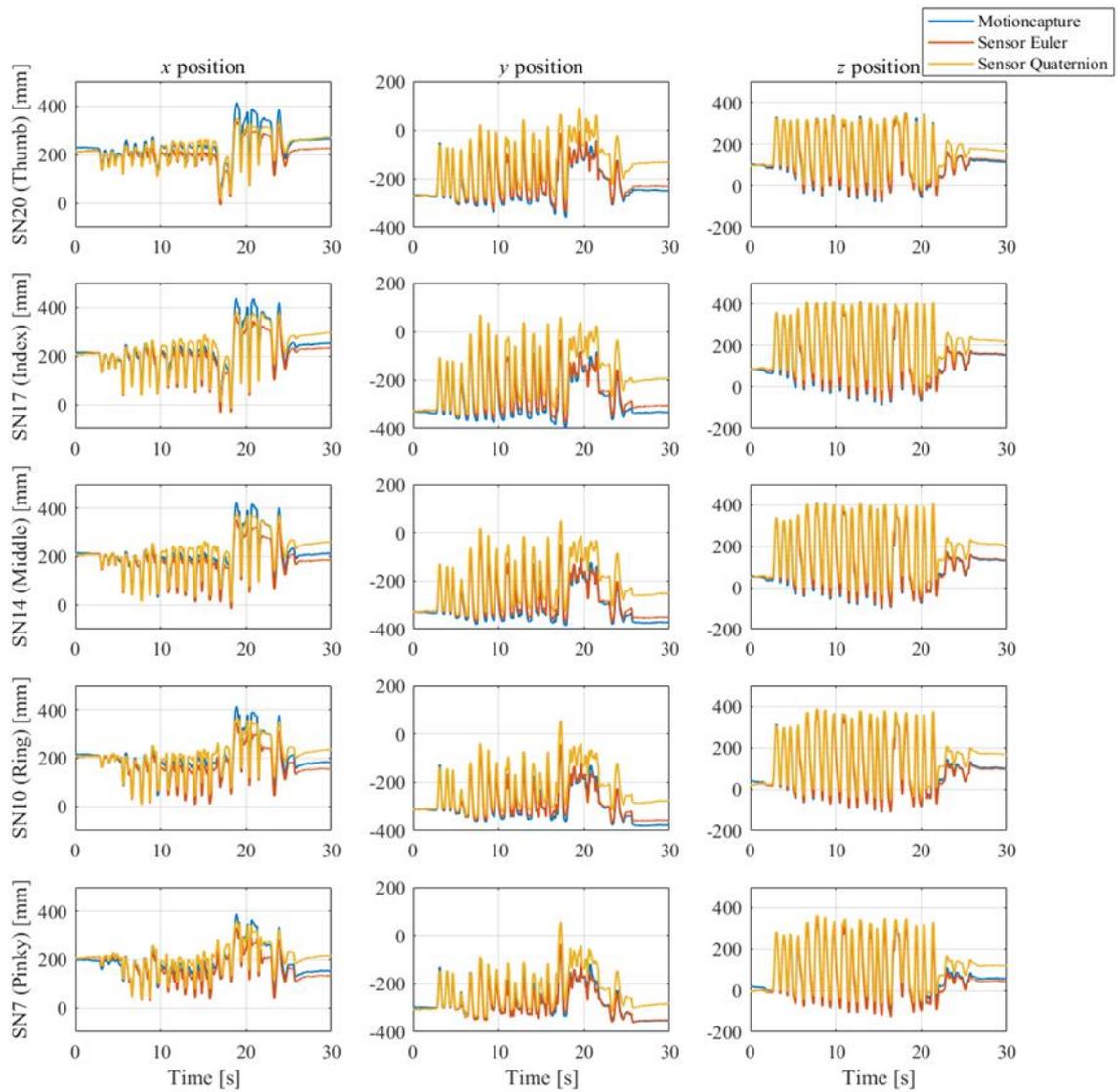


図 5.10 動作 3 における各指末節骨上慣性センサ (SN20, 17, 14, 10, 7) の位置

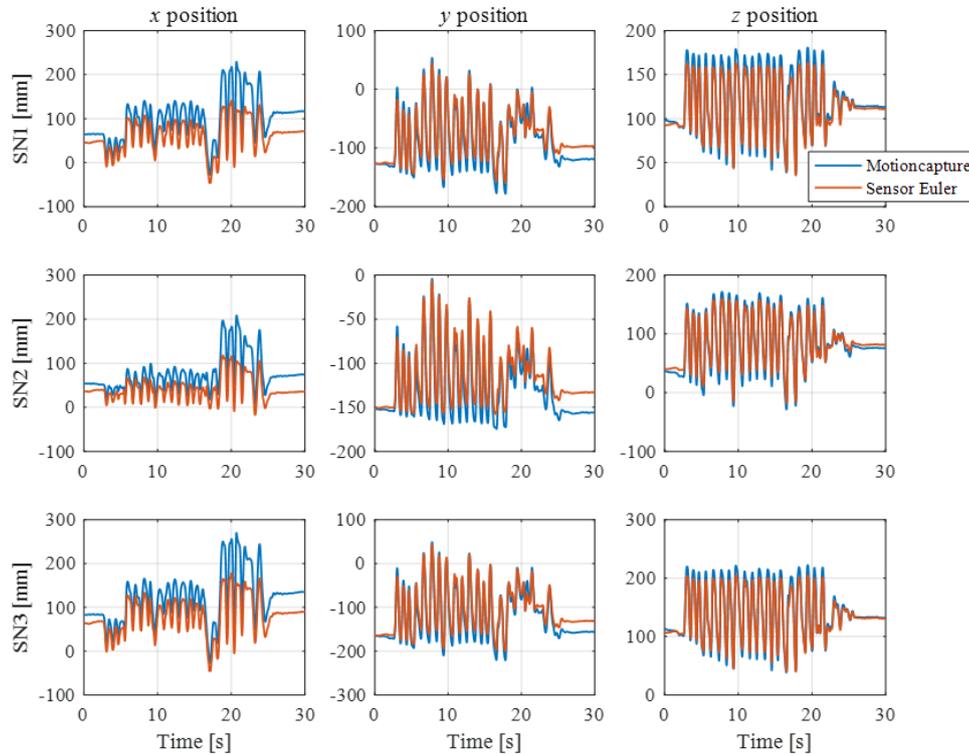


図 5.11 動作 3 における前腕上慣性センサ (SN1-3) の位置

5.3.4 手指の把持分類実験

前項で慣性センサシステムの位置精度が全体として、30-50[mm]の誤差を有していることが分かった。そのため、本実験において、上記誤差を含んだ場合であっても手指間の相対関係が実形状から維持され、その形状が再現されているのかを確認するため、Cutkosky の把持分類を利用し、各物体を把持した場合、そのリンクモデルが各把持形状を再現されているのかを確認する。また、姿勢表現手法としては、前項の結果より、オイラー角を採用する。把持の分類は図 5.12 に示した通りである。ただし、Heavy wrap の二つの分類 (Large diameter, Small Diameter) は一つの Heavy wrap として扱う。

結果として、図 5.13-5.16 に各リンクモデルによる再現および各実形状を示した。図より、図 5.13 の Adducted Thumb と Light tool の区別が本図では付きにくいだが、他の手指形状においては、各把持の判別が可能であり、左の実形状が右のリンクモデルにおいて、正確に再現されていることが分かる。特に、手指間の相対関係において、不自然な交差なども見られない。さらに、手指の相対関係の誤差を算出するため、図 5.14 の Sphere (Power) において、直径 75 [mm]の球体を各指の指節に接していると仮定し、各時間ステップで球体近似により、その直径を算出すると、その推定直径は 78.2 [mm] (実直径との誤差 3.2 [mm], 10 [s]間の標準偏差は 0.3 [mm]) であり、手指の相対関係においても精度よく計測されていることが分か

る。したがって、前項の肘からの手指リンクモデルに含まれる 30-50 [mm]の誤差は存在するが、各把持の判別や推定した球体直径誤差から、手指の相対関係は実形状の関係から維持され、計測再現できていることから、開発した慣性センサシステムを用いることで、十分精度の良い手指運動計測が可能である。

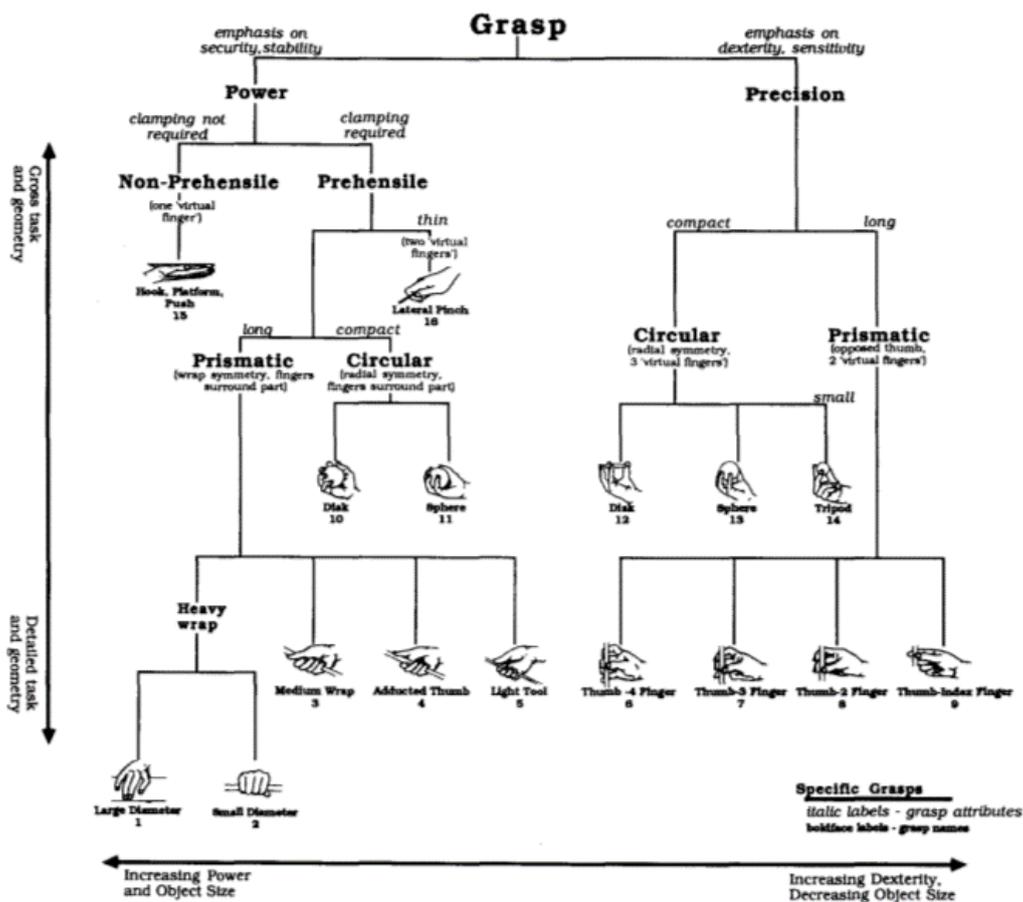


図 5.12 把持分類表⁽³⁷⁾

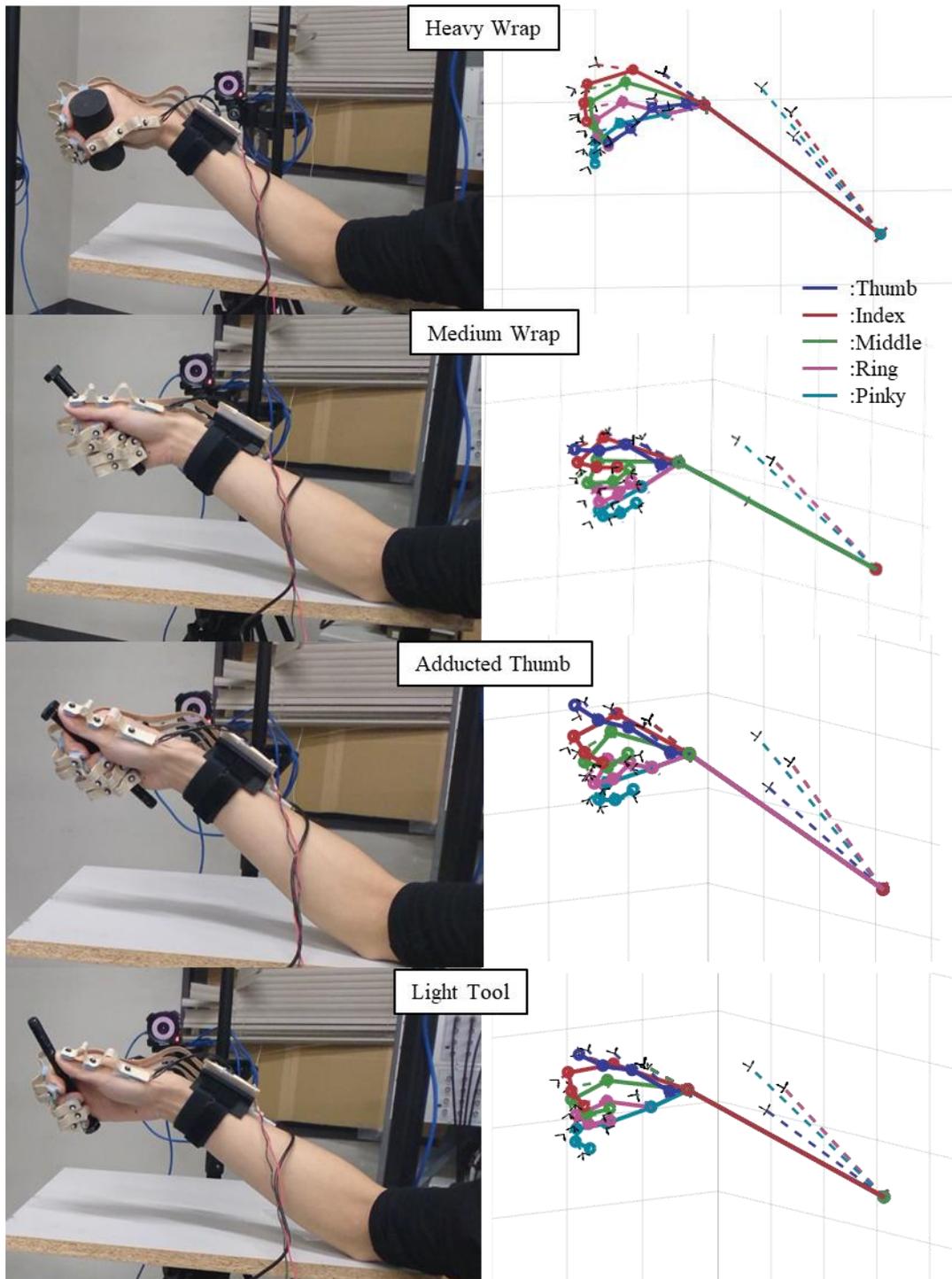


図 5.13 把持分類の各把持のリンクモデルによる再現 1 (図 5.12 Power 側下部)

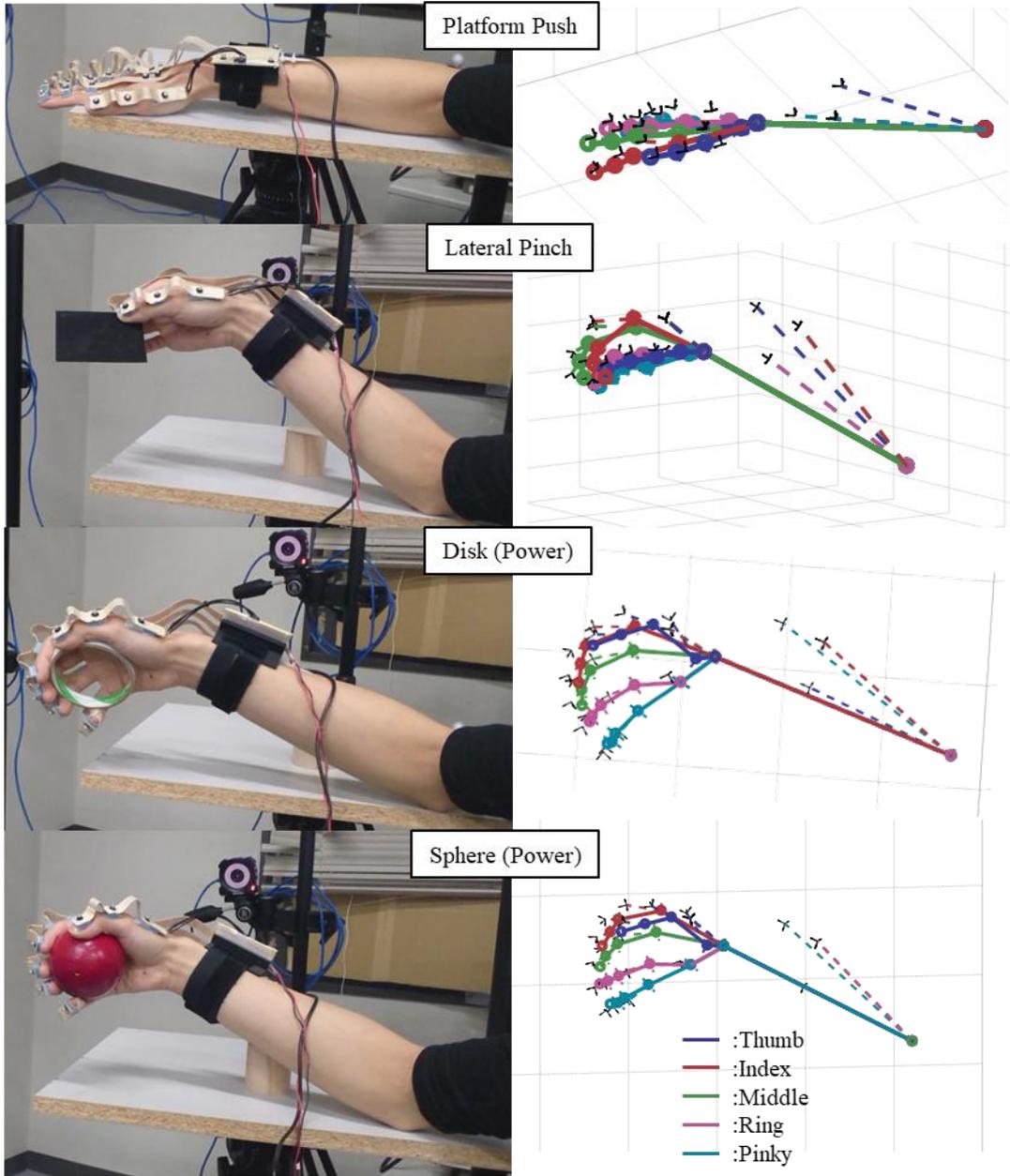


図 5.14 把持分類の各把持のリンクモデルによる再現 2 (図 5.12 Power 側上部)

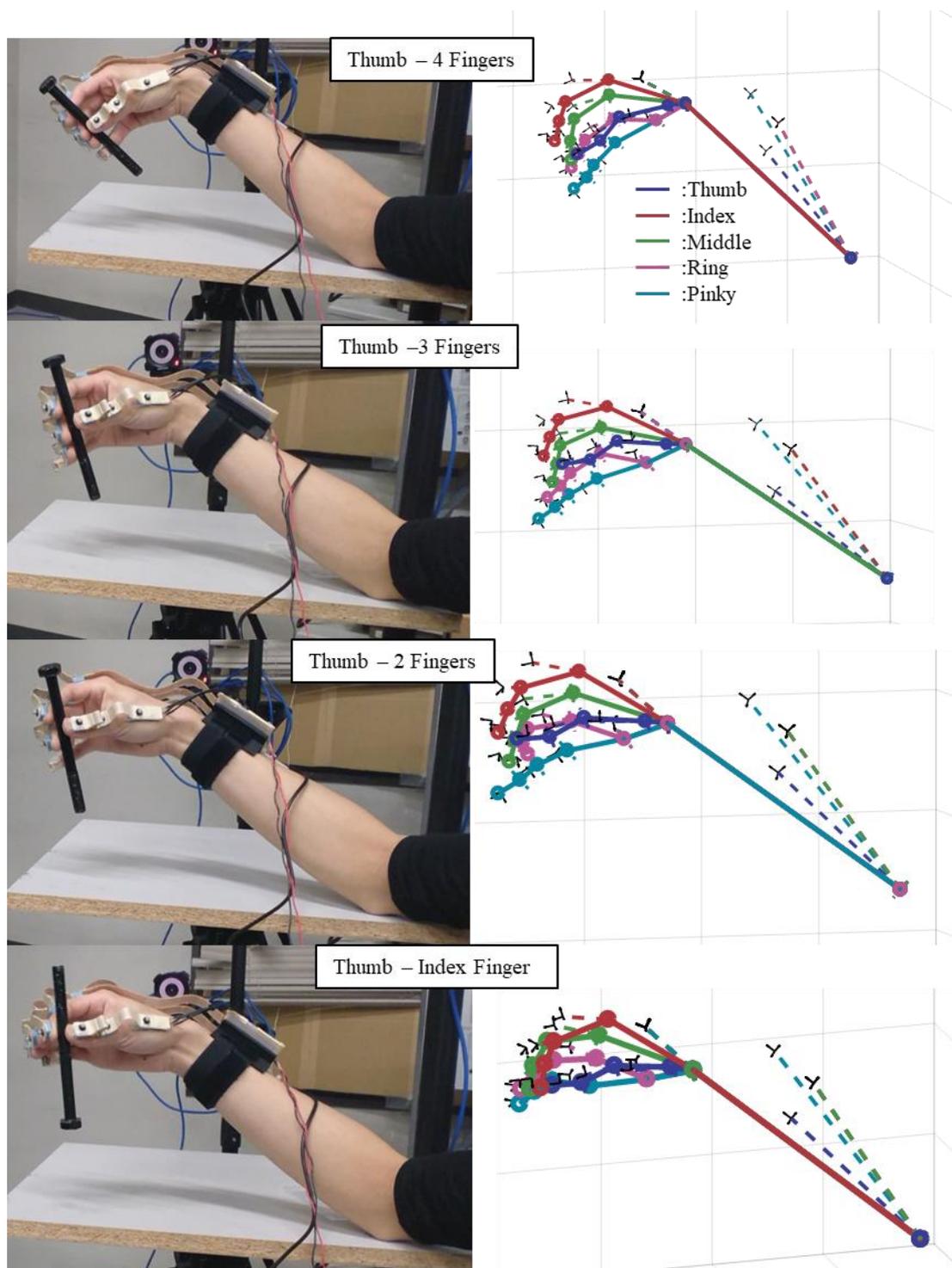


図 5.15 把持分類の各把持のリンクモデルによる再現 3 (図 5.12 Precision 側下部)

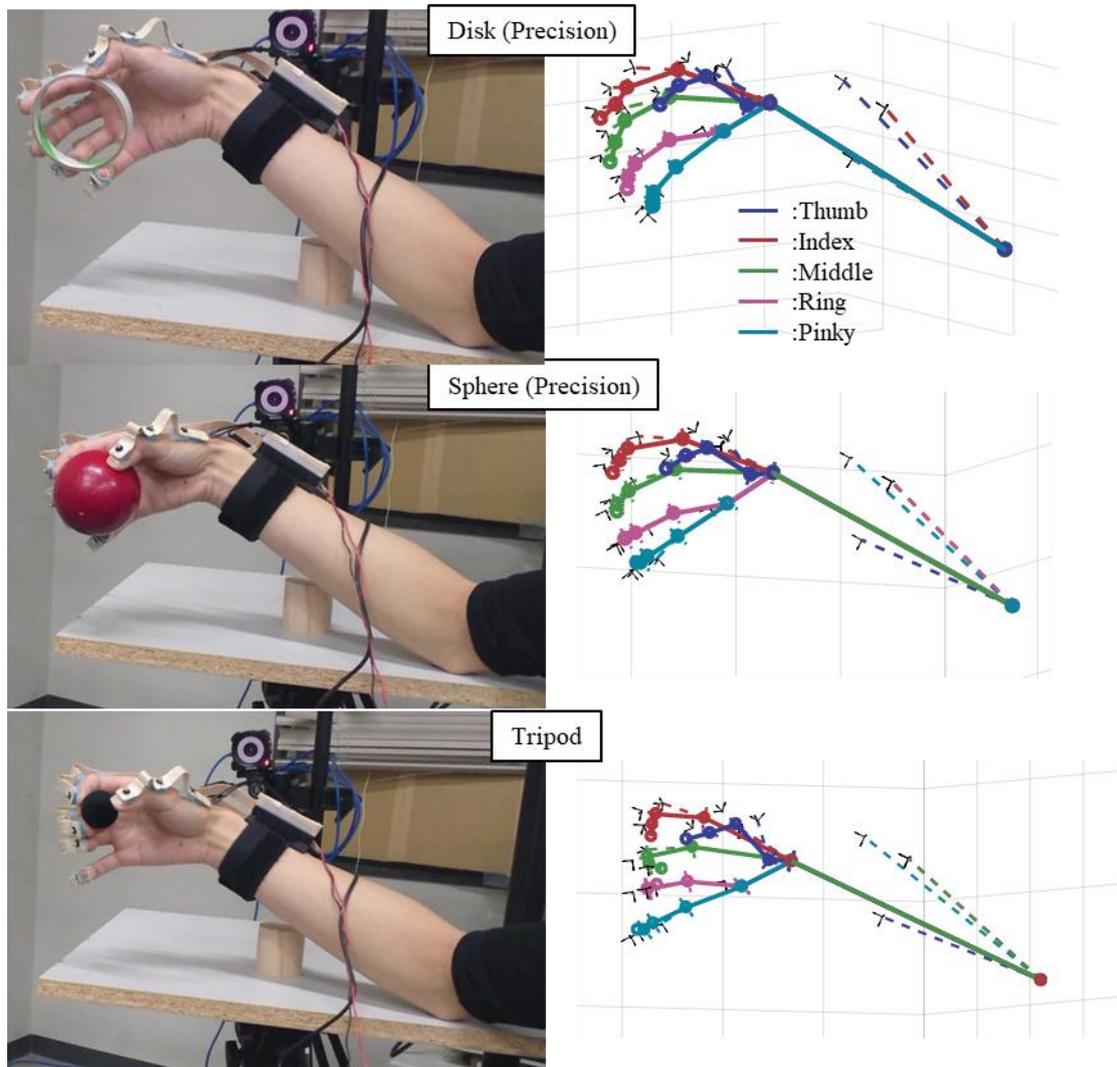


図 5.16 把持分類の各把持のリンクモデルによる再現 4 (図 5.12 Precision 側上部)

5.3.5 実動作の計測

5.3.3 項および 5.3.4 項の結果を受け、手指運動が正確に取得されていることが検証されたため、本項にて、物体の接触を含む各種実動作の計測を行い、計測された結果を示す。使用する装置は慣性センサシステムのみである。動作としては、独楽に紐を巻き、投げる動作（動作 1）、ティッシュを使用し台を拭く動作（動作 2）、ペンを使用し、字を書く動作（動作 3）の 3 種類の動作を計測する。動作 3 においては書いた字も再現するため、肘中心を固定し、ペンの持ち方を固定する。

計測結果として、図 5.17 に動作 1 の各場面、図 5.18 に動作 2 の各場面、図 5.19 に計測された関節角度の例として、動作 1 の人差し指の関節角度を示した。図 5.17 に示した場面は初期 (0 [s])、紐を独楽に巻いている最中 (6.9 [s])、独楽を投げ、紐を引っ張っている最中 (17.7 [s])、紐を指で回収している最中 (19.9 [s]) の 4 場面である。図 5.18 の方は、初期 (0

[s]), ティッシュ箱からティッシュを引き出す最中 (5.10 [s]), 台を拭いている最中 (9.25 [s]), ティッシュを丸めている最中 (16.05 [s]) の 4 場面である. 図 5.17, 5.18 より, 各動作を正確に再現できていることが分かる. また図 5.19 の関節角度を見ると, 紐を巻いている最中は DIP 関節が活発に動き, 独楽を投げる最中は肘, 手首, MP 関節の 3 関節の組み合わせた動き, 最後の紐の回収では, 各指関節に加え, 手首が動いていることなどが定量的に取得されている. したがって, 4.2 節の関節角度算出により, 各動作における関節角度 (図 5.19) のような運動学的情報を評価することが可能である. 次に, 図 5.20 には, 動作 3 の動作途中のリンクモデルおよび書かれた字, 図 5.21 に最終的な再現された文字および実際の文字を示した. 図 5.20 は, 親指, 人差し指, 中指の末節骨の平均的な動きに追従するようにペンベクトルを作成し, そのペン先が描く軌跡を表示したものであり, 左が動作中のリンクモデルであり, 右下がその書かれている文字を拡大したものである. 図より, 動作中のリンクモデルに不自然さはなく, 図 5.21 により, 再現された文字から正確に「同志社大」という文字が読み取れる. 右図の実際の文字とは, 誤差の生じている箇所があるが, 慣性センサシステムにおいてはリンク始点を固定し, 再現している以上絶対位置を取得する場合には, 5.3.3 項でも述べたように肘固定が重要な課題となり, 本誤差も肘中心が完璧に固定できていないという点から生じたものと考えられる.

上記 3 種類の動作を正確に計測可能であったことから, 本論文で開発した慣性センサシステムおよびリンクモデル, 計測誤差補正手法を統合した手指運動計測手法より, 光学式モーションキャプチャにおけるオクルージョンといった問題による計測時の動作制約を受けることなく, 手指の運動が計測可能になった. また, センサ自身の姿勢, 関節角度のほか, 身体リンク姿勢, 各関節やセンサの位置, 関節軸といった従来の慣性センサシステムによる計測では考慮されていなかった情報を慣性センサシステム単体から取得することが可能となった.

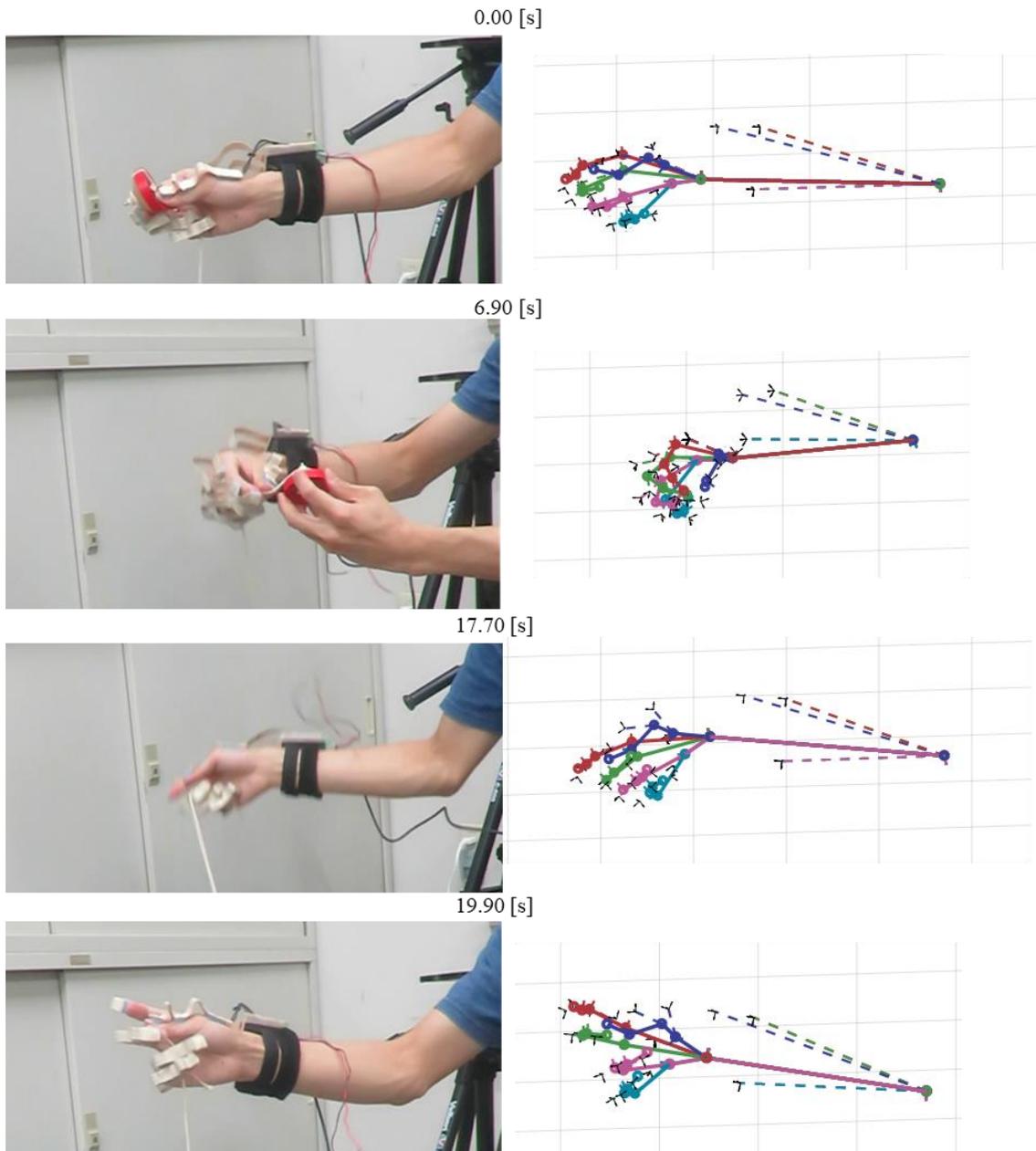


図 5.17 動作 1 における主要 4 場面 (初期, 紐巻き, 独楽投げ, 紐回収)

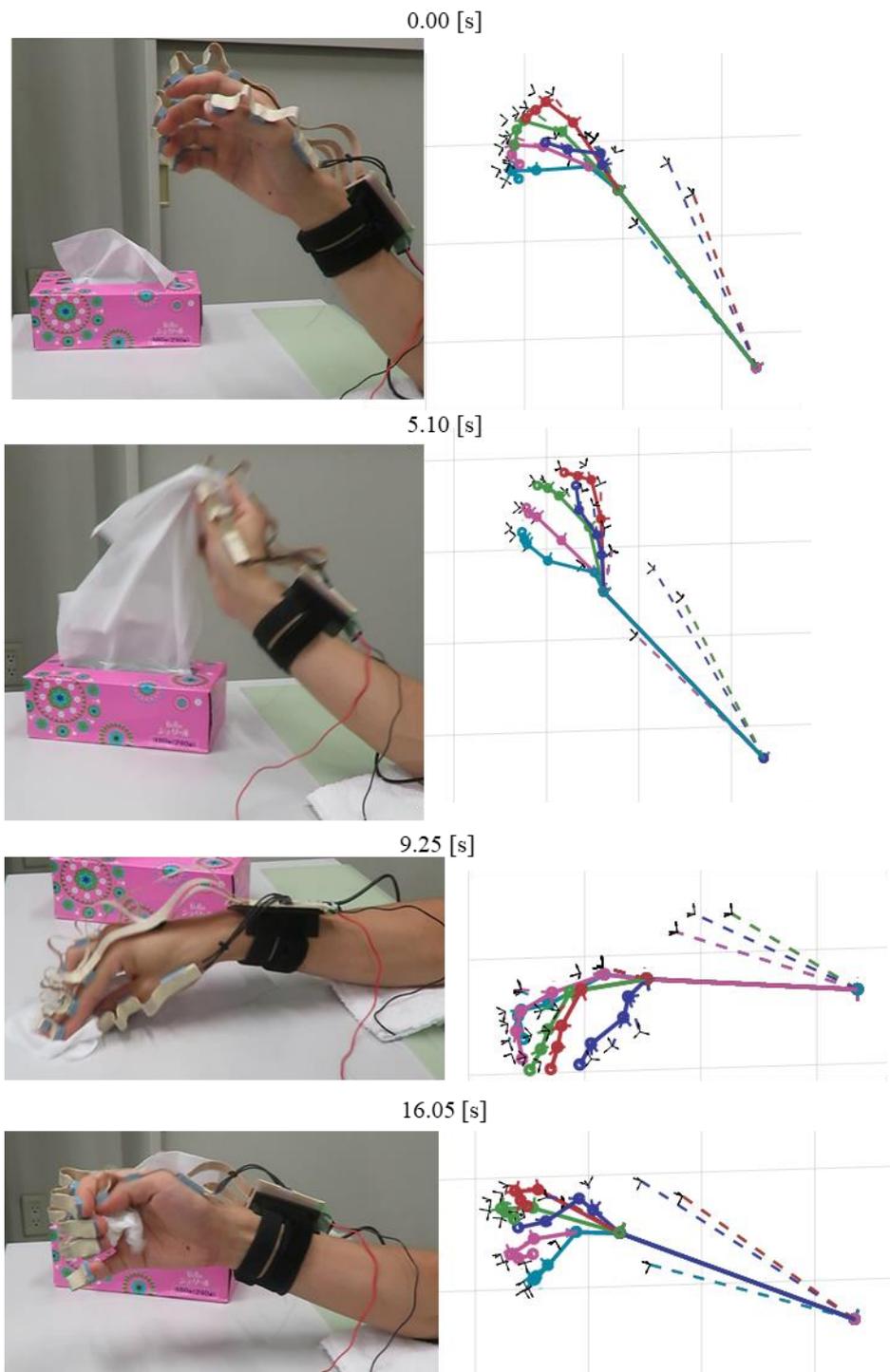


図 5.18 動作 2 における主要 4 場面 (初期, 引き出し, 台拭き, ティッシュ丸め)

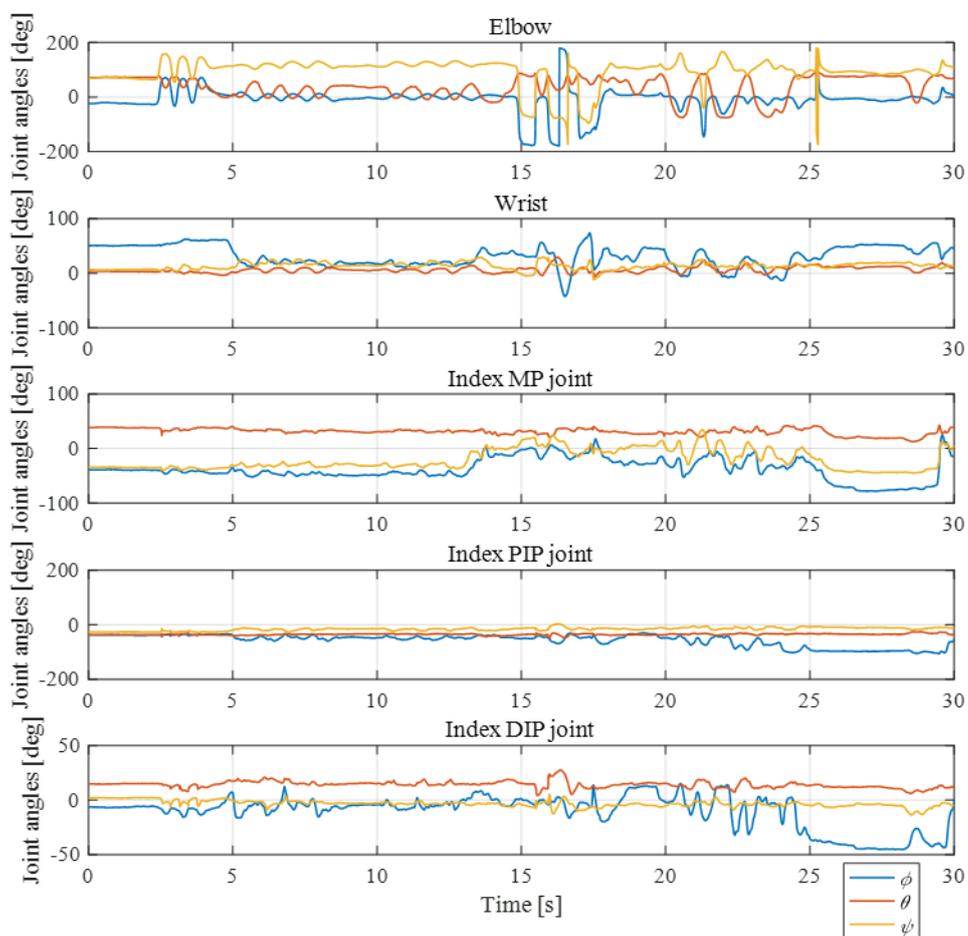


図 5.19 動作 1 における人差し指リンクの各関節角度

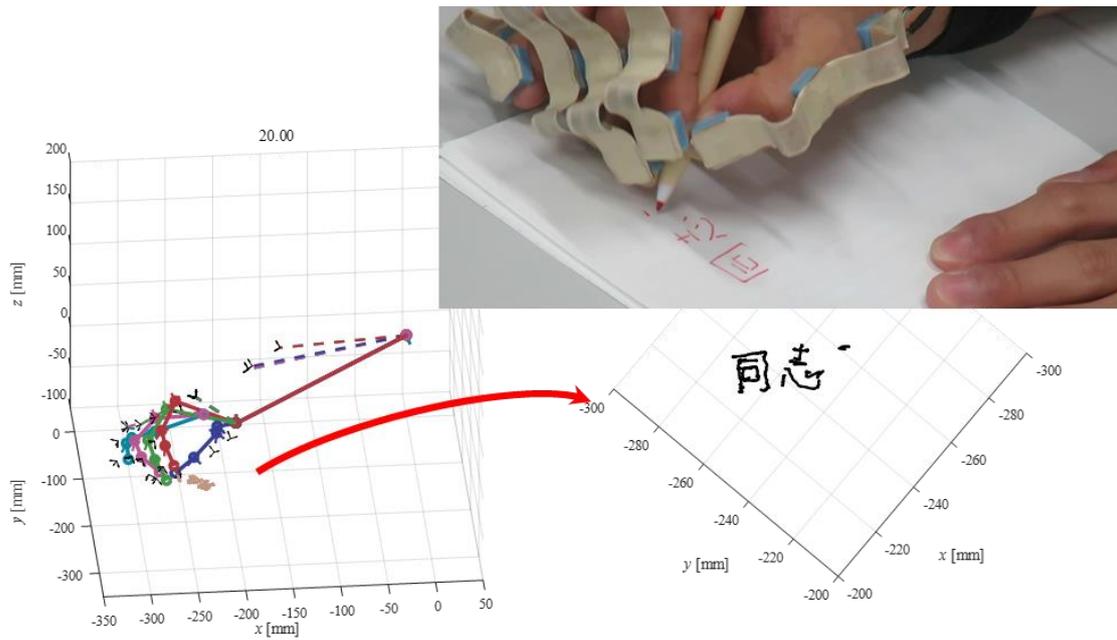


図 5.20 動作 3 の書き途中 (20 [s]) での実手指, リンクモデル, 再現した文字



図 5.21 書かれた文字「同志社大」(左図が再現した文字, 右図が実際の文字)

5.4 結言

本章では、前章までの手指運動計測システム、手指モデル、計測誤差補正手法を統合した手指運動計測手法を実際的手指動作に適用し、制約のない手指運動計測が可能かどうかを検証した。その結果以下の結論が得られた。

- (1) 構築した手指モデルを利用することで、手指の各部のリンク姿勢を算出し、隣接する慣性センサ間でなく、剛体リンク間の関節角度の算出法を提案し、その有用性を示した。
- (2) 肘から指先までの手指運動計測における位置精度を光学式モーションキャプチャの計測結果と比較することで検証し、開発したシステム、モデル構築手法、各種補正手法により手指運動が精度よく計測可能であることを示した。
- (3) 上記手指運動全体の位置精度のほか、手指間の相対関係が正確に計測されていることを、把持分類表を利用することで検証し、手指リンクモデルにて判別可能であることを示した。
- (4) 実際の様々な手指の運動計測、剛体リンクモデルによる動作再現および関節角度を算出することで、手指運動計測システム、手指モデル、計測誤差補正手法を統合した手指運動計測手法により、動作制約のない手指の運動計測が可能であることを示した。

第6章 結論

本論文では、計測困難である手指運動を対象とした計測および解析を行うために、従来手法である光学式の特徴を活用した手指運動計測手法を構築した。さらに、手指運動計測用の慣性センサシステムを開発し、それに適した手指モデルの構築、計測誤差補正を行い、より動作制約のない手指の運動を精度良く計測、解析可能とする手法を構築した。その結果を各章ごとにまとめて記す。

第2章では、従来方式である光学式モーションキャプチャを用いた親指の関節リウマチ症状の緩和のためのリハビリテーションの計測、解析について論じた。症状が現れる親指のMP関節でのリハビリテーション模擬動作を光学式および指先接触力センサにて計測し、被施術者（健常者）親指の受動的運動およびセラピスト（施術者）の作用力、作用ベクトル、作用点を明らかにした。またそれらの度合いを定量化するため、被験者の関節状態指標を提案した。さらに、より動作制約のない手指の運動を計測するためMEMS型慣性センサを用いた手指運動計測システムを開発した。その際、慣性センサとセンサを取り付けた身体の相対関係が重要となるため、光学式を利用した手部形状の計測を実施し、手部の剛体分割や貼付する慣性センサの個数や配置を決定した。また、開発した手指運動計測システムを用いた手指運動計測における結果について論じた。

第3章では、開発した慣性センサによる手指運動計測システムの問題である手指モデルの改善手法およびその精度検証について論じた。慣性センサの加速度出力において、回転加速度の算出式内に含まれる関節中心と慣性センサ間の位置ベクトルに着目することで、手指の関節ごとの回転動作における慣性センサ出力から、慣性センサと剛体リンク間の関係性だけでなく、剛体リンクの長さ（ベクトル）を同時に算出するモデル構築手法を提案した。そして、本手法の有効性を検証し、正確な手指モデルを構築した。

第4章では、開発した慣性センサによる手指運動計測システムに対する他の問題点である慣性センサの出力ノイズ、複数センサ間の誤差、算出姿勢の積分誤差それぞれに対する解決手法およびそれらの有効性検証について論じた。アラン分散によるノイズ特定とそれらを利用した各慣性センサ出力ノイズの低減や、各センサ間の方位方向誤差の補正を行った。さらに、拡張カルマンフィルタを用いたセンサ・フュージョンを適用した姿勢誤差補正手法も構築した。計測対象である肘から指先までの手指モデルでは、関節が多く存在し、またリンク始点となる肘も動作するという複雑な運動形態を持つため、フィルタによる補正を効果的に行うような手指動作に適した観測方程式を構築した。そして、これらの補正手法それぞれの有効性を検証し、手指動作に適用した。

第5章では、前章までに開発した手指運動計測システム、手指のモデル構築手法、計測誤差補正手法を統合した手指運動計測手法による実際の手指運動計測、解析に関する有用性を論じた。手指運動解析のため、評価指標の一つである関節角度を正確に算出する手法を提案した。さらに、手指全体の運動に対し、提案した手指運動計測手法における手指の位置精度および相対関係の有効性検証を行った。そして、実際の様々な手指動作を対象とした運動計測、剛体リンクモデルによる動作再現、関節角度算出により、提案した手指運動計測手法が、動作制約のない手指運動計測を可能とすることを示した。

以上の研究結果より、計測が困難である手指を対象とした運動計測において、関節リウマチのリハビリテーションという二者の手指相互運動を計測し、リハビリテーションで重要となる関節状態指標の算出および、動作中の受動的指動作と施術者作用力の三次元での視覚化が可能となった。さらに、慣性センサによる手指運動計測システムと、そのシステムに適したモデル構築手法および計測誤差補正手法により、より制約のない手指の運動計測が可能となった。しかし、現状の慣性センサによる手指運動計測システムでは、作業などで必須となる手指への外力が計測できていないことや肘より身体側を計測していないため両手の運動を同時に解析できないといった問題が残っており、今後は、身体の上体全体の計測や外力計測手法の構築により、より様々な手指運動計測を行えるように邁進していきたい。

参考文献

- (1) 内閣府, “平成 30 年版高齢社会白書,” (2018), available from <http://www8.cao.go.jp/kourei/whitepaper/w-2018/zenbun/30pdf_index.html>, (参照日 2018 年 11 月 12 日).
- (2) 内閣府, “平成 30 年版 障害者白書,” (2018), available from <<http://www8.cao.go.jp/shougai/whitepaper/h30hakusho/zenbun/index-pdf.html>>, (参照日 2018 年 11 月 12 日).
- (3) P. V. Hareesh, T. Kimura, K. Sawada, and D. Thalmann, “Aging Algorithm for Anthropometric Digital Humans: Quantitative Estimation for Ergonomics Applications,” Proceedings of the International MultiConference of Engineers and Computer Scientists 2010, Vol.3 (2010).
- (4) 齋藤あかね, 木村猛, ハリーシュ P.V., 柴野伸之, “デジタルヒューマンシミュレーションによる身体負荷予測法”, パナソニック 電工技報, Vol. 59, No. 2 (2011), pp.19-24.
- (5) 鎌田実, 齊藤正則, 井上裕之, 大竹祐輔, 橋詰努, “ユニバーサルデザインに向け人体負荷評価に関する研究,” 日本機械学会福祉工学シンポジウム CD-ROM 論文集, (2001), W311.
- (6) 大野尚則, “身体への優しさを重視した作業動作カイゼン手法に関する研究開発,” 岐阜県情報技術研究所研究報告, Vol.10 (2009), pp.15-18.
- (7) 中澤篤志: モーションキャプチャ, 映像情報メディア学会誌, 63, 9 (2009), 1224-1227.
- (8) J. Huang, T. Mori, K. Takashima, S. Hashi, and Y. Kitamura, “IM6D: Magnetic Tracking System with 6-DOF Passive Markers for Dexterous 3D interaction and Motion,” ACM Transaction on Graphics, Vol. 34, No. 6 (2015), Article 217.
- (9) 齋藤正親, 水戸部一孝, 鈴木雅史, 吉村昇, “手指用磁気式モーションキャプチャデータを用いた手指骨格構造モデル生成法の検討,” 研究報告デジタルドキュメント(DD) , Vol. 72, No. 11 (2009), pp.1-6.
- (10) Y. Park, J. Lee, and J. Bae, “Development of a Wearable Sensing Glove for Measuring the Motion of Fingers Using Linear Potentiometers and Flexible Wires,” IEEE Transactions on Industrial Informatics, Vol. 11, No. 1 (2015), pp.198-206.
- (11) 廣瀬圭, 近藤亜希子, “特集 3 : 人間工学のための計測手法 第 1 部 : 動作計測 (2) 一慣性センサによる動作計測一,” 人間工学, Vol. 50, No. 4 (2014), pp.182-190.
- (12) A. V. O’ Brien, P. Jones, R. Mulli, and K. Dziedzic, “Conservative hand therapy treatment in rheumatoid arthritis - a randomized controlled trial,” Rheumatology, Vol.45, (2006), pp.577-583.
- (13) 益一哉, 年吉洋, 町田克之, “異種機能デバイス集積化技術の基礎と応用—MEMS, NEMS, センサ, CMOSLSI の融合—,” シーエムシー出版, (2012).
- (14) 足立渡, 辻内伸好, 小泉孝之, 塩島康造, 土屋陽太郎, 井上喜雄, “携帯型床反力計お

- よびモーショセンサを用いた歩行解析システムの開発,” 日本機械学会論文集 C 編, Vol. 78, No. 789 (2012), pp.1607-1616.
- (15) H. G. Kortier, V. I. Sluiter, D. Roetenberg and P. H. Veltink, “Assessment of hand kinematics using inertial and magnetic sensors,” *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 2014, 11:70 (2014).
- (16) A. Nocco, F. Cordella, L. Zollo, G. D. Pino, E. Guglielmelli, and D. Formica, “A teleoperated control approach for anthropomorphic manipulator using magneto-inertial sensor,” 2017 26th IEEE International Symposium on Robot and Human Interactive Communication, (2017), pp.156-161.
- (17) “IEEE Standard Specification Format Guide and Test Procedure for Single-Axis Laser Gyros,” IEEE Std 647-2006, (1996).
- (18) Q. M. Lam, N. Stamatakos, C. Woodruff, and S. Ashton, “Gyro Modeling and Estimation of Its Random Noise Sources,” *AIAA Guidance, Navigation, and Control Conference and Exhibit*, 1111-14 (2013).
- (19) N. E. Sheimy, H. Hou and X. Niu, “Analysis and Modeling of Inertial Sensors Using Allan Variance,” *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, Vol. 57, No.1 (2008), pp.140-149.
- (20) H. Chang, L. Xue, W. Qin, G. Yan, and W. Yuan, “An Integrated MEMS Gyroscope Array with Higher Accuracy Output,” *Sensor* 2008, 8(4) (2008), pp.2886-2899.
- (21) L. Xue, C. Jiang, L. Wang, J. Liu and W. Yuan, “Noise Reduction of MEMS Gyroscope Based on Direct Modeling for an Angular Rate Signal,” *Micromachines* 2015, 6 (2015), pp.266-280.
- (22) D. Jurman, M. Jankovec, R. Kamnik, M. Topic, “Calibration and data fusion solution for the miniature attitude and heading reference system,” *Sensors and Actuators, A* 138 (2007), pp.411-420.
- (23) 廣瀬圭, 土岐仁, 近藤亜希子, “慣性センサ・地磁気センサを用いたスポーツにおける姿勢計測に関する研究,” *スポーツ産業学研究*, Vol.22, No.2 (2012), pp.255-262.
- (24) 近藤亜希子, 土岐仁, 廣瀬圭, “慣性センサを用いた身体運動計測における 3 次元姿勢推定法に関する研究,” *日本機械学会論文集 (C 編)*, Vol. 79, No. 803 (2013), pp.2351-2361.
- (25) 中村悟, 徳永大作, 小田良, “低圧駆動型空気圧アクチュエーターを用いた RA における MP 関節掌側亜脱臼矯正装具の開発,” *Japanese Journal of Rehabilitation Medicine*, Vol. 49, (2012), p.5282.
- (26) 厚生科学審議会疾病対策部会, リウマチ・アレルギー対策委員会, “リウマチ・アレルギー対策委員会報告書,” (2011), available from <<https://www.mhlw.go.jp/stf/shingi/2r9852000001nes4-att/2r9852000001newa.pdf>>, (参照日 2018 年 11 月 12 日).

- (27) 藤井克之, “キャンベル整形外科手術書,” エルゼビア・ジャパン (2005), pp.305-306.
- (28) 中谷正史, 川副智行, “触感の感性評価ツール: ウェアラブル触動作センサ HapLog,” 日本ロボット学会誌, Vol. 30, No.5 (2012), pp. 499-501.
- (29) 坂井建雄, “標準解剖学,” 医学書院 (2017), pp.272-280.
- (30) 足立修一, 丸田一郎, “カルマンフィルタの基礎,” 東京電機大学出版 (2012), pp.95-163.
- (31) S. Thrun, W. Burgard, D. Fox, “確率ロボティクス,” 上田隆一 訳, マイナビ (2007), pp.38-60.
- (32) M. S. Grewal and A. P. Andrews, “Kalman Filtering Theory and Practice Using MATLAB Third Edition,” A John Wiley & Sons (2008).
- (33) 山口功, 木田隆, 岡本修, 狼嘉彰, “クォータニオンとオイラー角によるキネマティクス表現の比較について,” 航空宇宙技術研究所資料, TM-636 (1991).
- (34) 矢田部学, “クォータニオン計算便利ノート,” MSS 技報, Vol. 18 (2007), pp.29-34.
- (35) 宍戸幹夫, “MATLAB によるクォータニオン数値計算,” MSS 技報, Vol. 19 (2008), pp.44-49.
- (36) 伊藤彰人, 辻内伸好, 堀尾健児, 北野敬祐, “慣性センサを用いたリアルタイム運動計測システムの構築とロボット教示システムへの適用,” ロボティクス・メカトロニクス講演会 2018 論文集, Vol. 18, No. 2 (2018), 1P2-D14.
- (37) M. R. Cutkosky, “On Grasp Choice, Grasp Models, and the Design of Hands for Manufacturing Tasks,” IEEE Transactions on Robotics and Automation, Vol. 5, No. 3 (1989), pp.269-279.

謝辞

本研究を遂行するにあたり，終始懇切なる御指導，御鞭撻ならびに暖かい激励を賜りました本学理工学部 辻内伸好教授に深甚なる感謝の意を表します。

本研究を遂行するにあたり，多大なる御指導を賜りました本学理工学部 伊藤彰人准教授に深甚なる感謝の意を表します。

本論文をまとめるにあたり，御指導，御助言を賜りました本学理工学部 青山栄一教授に心より御礼を申し上げます。

本研究を遂行するにあたり御指導，御助言を賜りました本学理工学部 小泉孝之名誉教授，本学理工学部講師 大島裕子博士に厚く御礼申し上げます。

学生生活を送るにあたり，研究室の先輩として貴重な御助言を頂きました本学特別研究員 松本賢太氏に厚く御礼申し上げます。

本研究を遂行するにあたり，御協力と御助言を賜りました株式会社テック技販 廣瀬圭氏に心より御礼申し上げます。

また，本学理工学部機械系機械力学研究室に在籍する博士後期課程，前期課程および学部生諸氏，ならびに歴代の先輩諸氏には，その多大なる御支援に対し深く感謝申し上げます。最後に，本学での研究活動を進めていくにあたって，何不自由ない環境を与えて頂き，また，暖かく見守り続けて下さった両親に，博士論文が完成したことをここにご報告するとともに，心より御礼申し上げます。

2018年11月

同志社大学 京田辺キャンパスにて

北野 敬祐