

小型空気圧ゴムアクチュエーター駆動型軽量肩義手の  
設計開発プロシージャーに関する研究

2015年7月

千葉大学大学院工学研究科

人工システム科学専攻メディカルシステムコース

関根 雅

(千葉大学審査学位論文)

小型空気圧ゴムアクチュエーター駆動型軽量肩義手の  
設計開発プロシージャーに関する研究

2015年7月

千葉大学大学院工学研究科

人工システム科学専攻メディカルシステムコース

関根 雅

# 目次

第1章 序論.....	1
1-1 背景.....	1
1-2 関連研究.....	4
1-3 目的.....	5
1-4 本論文の構成.....	7
第2章 方法.....	8
2-1 義手モデル.....	8
2-2 PEA.....	10
2-3 バックパック.....	13
第3章 パラレルモデルの可動領域・操作性の検討と試作機による動作確認.....	16
3-1 ベンチマークパラレルリンクモデル.....	16
3-2 運動学と静力学.....	17
3-2-1 義手アーム構造.....	17
3-2-2 順逆運動学.....	18
3-2-3 ヤコビ行列.....	18
3-2-4 静力学.....	19
3-3 幾何学モデル.....	19
3-3-1 義手アームと身体の幾何学モデル.....	19
3-3-2 付加デバイスバイアススペーサーと体幹動作の効果.....	20
3-4 評価.....	21
3-4-1 空間アクセス性の評価指標.....	21
3-4-2 操作性の評価：条件数.....	24
3-4-3 評価プロセス.....	26
3-5 計算結果と評価.....	26
3-5-1 ベンチマークコンフィギュレーションの結果.....	26
3-5-2 全コンフィギュレーションの探索結果.....	27
3-5-3 ベンチマークと最適コンフィギュレーションの比較.....	28
3-5-4 体幹動作検証の結果.....	29
3-6 試作機と動作実験.....	30

3-7 考察 .....	31
3-8 まとめ .....	33
第4章 パラレルモデルにおける出力特性の検討 .....	34
4-1 リンクモデル .....	34
4-2 仕様と設計変数 .....	36
4-3 評価エリアの作成 .....	37
4-3-1 3ADL 動作に基づく評価エリア-ADLA .....	37
4-3-2 非利き手用のエリア-ADLA' .....	38
4-3-3 ADLA から離れたエリア-ADLA'' .....	39
4-4 運動学と静力学 .....	40
4-5 評価 .....	42
4-5-1 空間アクセス性の評価指標 .....	42
4-5-2 静力学的評価 .....	43
4-5-3 評価プロセス .....	43
4-5-4 パラメーター .....	44
4-6 計算結果と評価 .....	45
4-6-1 ベンチマークコンフィギュレーションの結果 .....	45
4-6-2 可動領域・所要力トレードオフ調査 .....	45
4-6-3 全コンフィギュレーションの探索結果 .....	47
4-6-4 マウンティングアングルの効果 .....	48
4-6-5 評価指標 <i>D</i> と <i>E</i> の機能比較 .....	48
4-7 考察 .....	51
4-8 まとめ .....	55
第5章 衝突実験によるパラレル型試作機の安全性向上の検討 .....	56
5-1 ベンチマークアーム .....	56
5-2 付加デバイス .....	58
5-2-1 運動学モデル .....	58
5-2-2 スライド拮抗構造 .....	59
5-2-3 バックボーン材質のオプション .....	61
5-3 動作実験 .....	62
5-3-1 可動領域と負荷の影響 .....	62

5-3-2 粘弾性計測 .....	63
5-3-2-1 バネ定数 .....	63
5-3-2-2 粘性減衰係数 .....	64
5-3-3 衝撃力吸収特性 .....	67
5-4 結果 .....	68
5-4-1 可動領域におけるスライダの効果 .....	68
5-4-2 可動領域における弾性バックボーンの効果 .....	68
5-4-3 負荷をかけた状態での可動領域におけるスライドの効果 .....	69
5-4-4 負荷をかけた状態での可動領域における弾性バックボーンの効果 .....	69
5-4-5 負荷をかけた状態での可動領域におけるバックボーンとスライドの組み合わせの効果 .....	70
5-4-6 バネ定数の測定 .....	71
5-4-7 減衰比と粘性減衰係数の計測・算出 .....	72
5-4-8 衝撃力の算出 .....	72
5-5 考察 .....	75
5-6 まとめ .....	79
第6章 複合アクチュエーションを用いたシリアルモデルの最適化 .....	81
6-1 ベンチマークアーム .....	81
6-2 シリアルリンク上の拮抗構造 .....	83
6-3 付加デバイス .....	83
6-3-1 PEA とモーターの比較 .....	84
6-3-2 軸回り方向の柔軟性 .....	84
6-3-3 軸方向の柔軟性 .....	85
6-3-4 PEA における軸回り方向・軸方向柔軟性の組み合わせ .....	86
6-4 シミュレーション・モデリング .....	86
6-4-1 関節の所要角度と所要トルク .....	86
6-4-2 PEA 拮抗構造の仕様, 及び各関節における PEA 拮抗構造/モーター間の配置決定手法 .....	88
6-4-3 CAD モデルによるレイアウトの確認 .....	89
6-4-4 義手リンクアームに追従させるハンド経路 .....	90
6-5 実験における結果 .....	91
6-5-1 PEA の軸回り方向の衝撃吸収特性 .....	91

6-5-2 PEA 拮抗関節とモーター関節の衝撃吸収性の比較(PEA の軸方向の衝撃吸収性の測定) .....	92
6-5-3 PEA の軸方向と軸回り方向の衝撃吸収性を組み合わせた拮抗関節とモーター関節の比較.....	93
6-6 シミュレーション・モデリングにおける結果.....	93
6-6-1 経路追従時の関節の所要トルクと所要角度 .....	93
6-6-2 アーム関節における PEA 拮抗構造関節とモーター関節の配置.....	94
6-6-3 5 自由度肩義手アームのモデリングとシミュレーション .....	96
6-7 考察 .....	98
6-7-1 実験について .....	99
6-7-2 シミュレーション・モデリングについて .....	100
6-8 まとめ .....	102
第 7 章 シリアルモデル設計プロシーチャーの各種 ADL への対応性調査.....	103
7-1 実測複数 ADL 軌跡によるレイアウト最適化と試作機装着動作実験.....	103
7-2 設計方法 .....	103
7-2-1 ADL 経路 .....	103
7-2-2 パラメーター・条件の追加 .....	105
7-3 結果 .....	106
7-4 試作義手を用いた装着動作実験と本プロシーチャーによる設計開発義手の実現可能性検証.....	108
7-5 考察 .....	110
7-6 まとめ .....	112
第 8 章 結言.....	114
8-1 本論文のまとめ .....	114
8-2 今後の課題 .....	117
参考文献.....	119
本論文に関する研究業績.....	131
謝辞.....	134

# 第 1 章 序論

## 1-1 背景

上肢の働きは社会生活において、人間が生きていく上で非常に重要である。病気や怪我等の原因による上肢切断は患者に対して機能や外観への深刻な影響を及ぼす。義手は切断患者に失われた手の運動感覚機能を与え、日常生活動作(Activities of daily living, ADL)を大きく改善でき、生活の質(Quality of life, QOL)の回復に大きく寄与する。これにより、切断患者の早期の社会復帰・地域参加を促進することができる。世の中には多くの上肢切断患者が存在し[1,2], 例えば我が国においては、内閣府平成 25 年版障害者白書によれば 8 万 2000 人いる[1]。それゆえ、よりよい義手を創出し切断患者に提供することの社会的意義は多大である。義手は切断レベルと機能の 2 つの面により図 1-1, 1-2 のように分類される[3-5]。切断レベルに応じて肩義手, 上腕義手, 肘義手, 前腕義手, 手義手, 手部義手, 手指義手に分類される。また機能においては装飾義手, 作業用義手, 能動義手, そして筋電義手などの動力義手に分類される(ここでの分類は障害者総合支援法におけるものとは異なる)。装飾義手は外観を重視したものであり, 手先を動かすことや作業をするためのものではないが, 物を押さえることや健常腕側との協調作業により保持することは可能である[6]。作業用義手はある特定の作業に特化した義手である。能動義手は残存する部位, 特に肩甲帯や体幹の動作を利用しハーネスケーブル等を介して手先器具(フック式, ハンド式)を操作するものであり, 体内力源能動義手ともいわれる。フック式は金属製の指鉤の組み合わせであり, 先端が鋭利で視認性もよいため細かい作業に向いている。しかし紙コップのようなものを把持する場合に適せず外観が劣る。これに対して, ハンド式は外観は比較的良好であるが指先形状のために細かい作業には向いていない[3]。このように両者は外観・機能において特徴が異なる。

動力義手はモーター等外部の動力を用いて義手を制御するため体外力源能動義手となる[7]。動力義手の動力源には電気・油圧・空圧等が用いられ, 中でも電動の開発が最も進んでいる。電動義手のコントロールは切断端に残存する筋肉収縮によって生じる筋電位信号や皮膚表面の振動など生体情報を利用する制御, スイッチ, ハーネスや力センサー等外部入力デバイスを利用した健常腕や他の部位の操作によるコントロールなどがある[8,9]。電動義手は機能性と装飾性を合わせ持ち電動駆動により把持力が大きい。さらに能動義手と異なり各部位の大きな筋力も必要とせずハーネスによる拘束及

び緩みによる動作不良もなくスムーズな動きが可能である[10]. 特に筋電電動義手は断端の筋肉収縮を利用しているために、より自然な義手への意思伝達と操作が可能である[11]. それゆえ人間の手に近い動きを提供できる大きな可能性が期待され、研究開発が進められている.

筋電義手において広く実用化され、商品化されているものは手義手や前腕義手である. これは手関節・前腕患者に肘・肩が残存しているために機能的に有利であり、またハーネスが必要ないために肩や肩甲帯が拘束されないことなどの理由による[6,12]. 最も普及しているのは OttoBock 社[13]の筋電義手であり[10,14], また前腕切断者が ADL 動作を行う際に筋電義手が有用であることを示す事例が臨床現場より報告されている[10,14-16]. 肘よりも高位の切断レベルに対しては、上肢切断者用として各種肘義手が市販されているが、重量が重く高価で日本においてはほとんど使用されていない[6]. 手先動作を筋電、肘動作を能動式のハイブリッド方式は使用例があり症例によっては発展が期待されるが、ハーネスによる運動制限は避けられない[6,12]. 肩義手においては実現が難しいのは尚更である. 陳の報告[6]では神戸を除く兵庫県下で処方されている肩義手はほとんどが装飾義手とされている. 市販されている電動肩義手の情報はなく、現状では電動の肘義手・前腕義手・手義手、そして能動の肩継手を組み合わせて使用することで高位切断者の ADL を改善させる可能性があるが、これらの市販品による肩義手を作ろうとすれば多額の費用が必要であり現実的とはいえない[17]. しかしながら切断者の多くが筋電電動義手の装着を希望しているとの報告もあり[6,17], 肩切断者をはじめとする高位レベル切断者の ADL, QOL の改善, 社会参加を支援するためにも、日常において有用な動力・電動上腕義手, 肩義手の研究開発を進める必要がある.



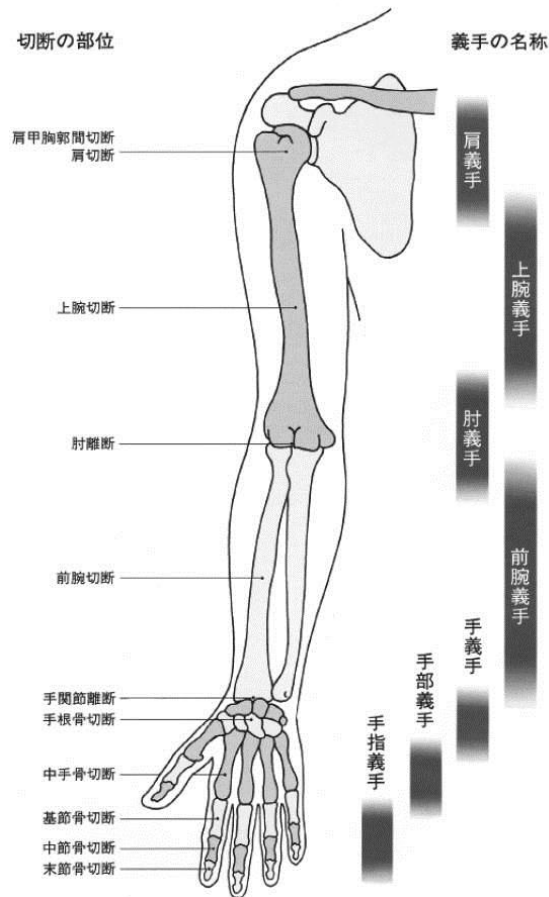


図 1-1. 切断レベルと対応する義手の種類 (公益財団法人テクノエイド協会, 補装具費支給事務ガイドブック[4]より引用)

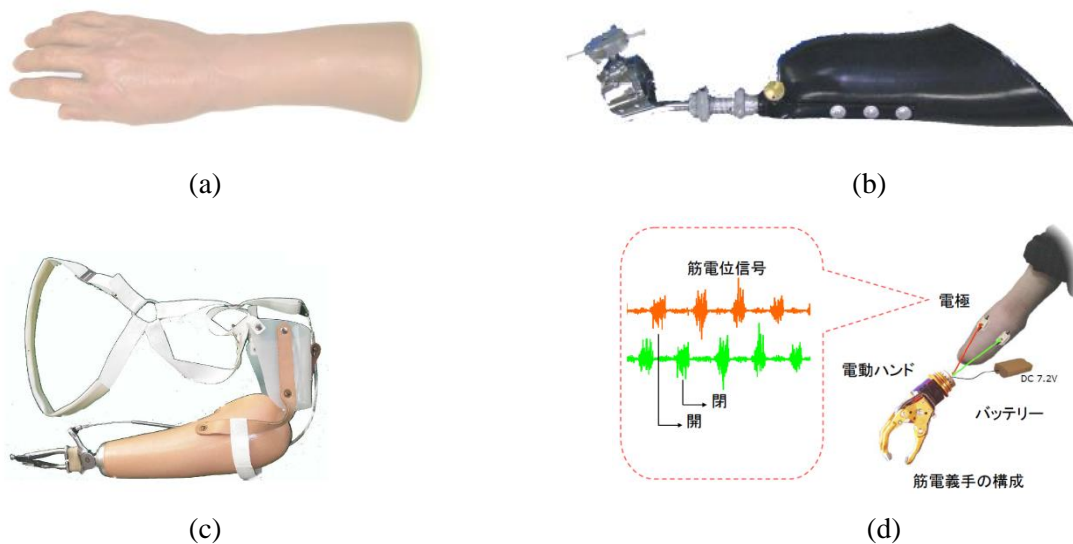


図 1-2. 機能による義手の分類, (a):装飾用義手, (b):作業用義手, (c):能動義手, (d):筋電義手 ((a)-(d)の各図は国立障害者リハビリテーションセンター研究所義肢装具技術研究部, はじめての義手 [5]より引用)

## 1-2 関連研究

義手の関連研究開発について述べる。電動義手の歴史は古く、電動の義手開発は1919年のSchlesingerによるものが最初といわれている[3,8]。また筋電義手の制御は[18]によれば1945年にReiterの特許の記録が残っているとされている[19]。その後1950年代にかけてリヒテンシュタインのWilmsらやイギリスのBattye[20]らが取組み、1960年代にかけてソ連のBrejadow, Kobrinskiiらは筋電をOn-offスイッチとして使用する電子義手を世界にさきがけて実用化に成功したと言われている[3,8,21,22]。その後、欧米各国で筋電義手の開発・実用化が進められ、OttoBock社[13]のMybock Hand, イタリアのINAIL HAND[23-25], 筋電制御で肘をコントロールするBoston Arm[26,27], Utah arm[28,29]へと発展していった。日本では1978年にWIMEハンドが実用化された[3,30]。しかしながら、欧米の先進諸国と比較すると上肢切断者に対して実用的な筋電電動義手が使用される状況に至っていないのが現状である[3,6]。

次に近年の義手研究開発についてである。切断レベルによる分類によれば、電動等の指義手[31-41], 手部義手[42-52], 前腕義手[53-57]の開発例は多い。しかしながら基本的にこれらを含むことになる上位切断者向けの肘義手[58-61], 上腕義手[62-65], 特に肩義手は開発例が少ない。肩義手は必然的に手部義手や前腕義手と比べて構造部品やアクチュエーターが多くなり、そのため重量が重くなる。しかしながら軽量性は義手において高機能, 外観性, 低価格とならび最も重要な要素の一つである[66-69]。さらに筋電義手となれば、残存健全部位からの身体情報の取得が必要になるが、残肢が少ないため困難を極める。これらのトレードオフのために肩義手の開発は特に難しくなる。日本では肩義手は装飾義手が主流であり、さらに上腕義手においても能動の肘義手と電動の前腕義手と組み合わせることで可能性を見出している[17]。現在でも動力肩関節や上腕回転関節は市販されていないといわれている[70]。

肩義手の開発例では, Troncossiら[71-73]が電動肩関節を開発している。モーターとボールねじによる駆動方式で、肩に受動関節を含む3自由度, 肘1, 手首1の計5自由度である。ピンと板バネから構成される安全装置がついており、設定した閾値を超える外力が生じると関節がフリーになる機構を持つ。またADL実行可能性や到達可動領域, 軽量性やシンプル構造を意味する装着性を評価しながら関節の自由度・配置を決めている。重量はCAD(Computer aided design)による見積もりも含めて2.65 kgである。アメリカ合衆国では国防総省国防高等研究事業局(Defense Advanced Research Projects Agency, DARPA)が多額の予算により義肢装具のプロジェクトを進めてきた[8]。これにより, DEKA社やJohns Hopkins University Applied Lab(JHUAL)が肩義手を開発している

[8,70,74]. JHUAL のアームは 7 自由度であり、残存肩の動きによる機械スイッチで電動肩を屈曲伸展させ、上腕の回旋は残存の三角筋と広背筋の EMG により制御している。さらに肘、手首の回内外、ハンドの開閉は標的化筋肉再神経支配(Targeted Muscle Reinnervation, TMR)手術による EMG 信号により制御される。ここで TMR は、脳からの指令によって義手の制御を可能にするために、残存する神経を胸筋に移植して筋肉を再神経支配させる方法である[8]。DEKA 社の肩義手は 10 自由度で残存肩の動きから肩関節の屈曲伸展・内外転を可能にしている。上腕の回旋は JHUAL のアームと同様に三角筋と広背筋の EMG によりコントロールする。肘・手首・ハンドは TMR の EMG により制御する。この2つの義手は[74]において TMR を受けた患者によりテストされている。DEKA 社の肩義手はその後、Generation prototype Gen3 SCArm へと発展させた。これも 10 自由度であり、複数のハンドグリップパターンを実行できる。また EMG やフットコントロールを入力としており、重量は約 4.4 kg である[70]。また Miller ら[75-77]は TMR 手術を受けた両肩離断患者に対してモーター6自由度(肩 1, 上腕回転 1, 肘 1, 手首 2, ハンド開閉 1 自由度)の肩義手を開発し、動作タスクの評価を行っている。ここでの肩義手は 5.75 kg で[75]においても重すぎて実行可能な製品ではないと報じている。日本国内においては、超音波モーターを用いた 13 自由度 3.89 kg の肩義手[78]や受動ボールジョイントを肩・手首に採用した軽量肩義手[79,80]などの開発例がある。

### 1-3 目的

前節に示すように義手開発の歴史は短くない。しかし、現在においても完全な義手はなく開発はされ続けている。これは日常生活において、常に使い続けられる義手の実現が非常に困難であるためである。義手にあらゆる機能を持たせれば、人間の腕に近くが、それにより部品やデバイスが増大する。これはコストや重量が大がかりになり、さらにメンテナンス性も悪くなる[17]。そして現実的なものから離れてしまう。それゆえ使用状況とそれに対応する性質の優先順位を考慮し開発を行うことで使い勝手が良く実用性のある技術を実現できると考えられる[81]。それゆえ実際の使用者が必要とする機能に絞って開発されるべきである。例えば片腕切断者は健常腕で日常生活の大半をこなすといわれており[82]、それ以外の両手が必要な両手協調動作に対して、健常腕を補助するような機能を持たせる補助的な義手の開発が現実的であると考える。

肩切断においては、前節で述べたように開発が困難を極め、その例も少ない。残肢が少ないために、残肢を動かすことで装着された義手を目的の位置に移動させることや目的の動作の手助けをすることは非常に難しい。さらに健常腕には筋肉・皮膚などからなる柔らかさ、粘弾性が備わっており、これは外部環境との接触や衝突時の衝撃吸収、すなわち安全性に貢献している。しかし肩切断においては、その役割がある残肢がない。

上記の理由により、肩義手に十分な可動領域や柔らかさを持たせることは重要である。このような必要条件を満たそうとすれば、肩義手は必然的にハンド義手や肘義手と比べて部品やアクチュエーターが多くなり、そのため重量が重くなる。しかしながら前述のとおり軽量性は義手において最も重要な要素の一つである[66-69]。これらのトレードオフが肩義手開発を特に難しくする理由である。

前節に紹介したモーター駆動の多自由度肩義手アームの開発例[70,75,78]では、多機能であるものの重量は約4から6 kgと軽いとはいえない。例えば、岡本ら[83]の片側前腕切断者における電動義手に対するアンケート調査では、最も多い58%の回答者が軽量化とコスト削減を希望する改善点として挙げており、また、ほとんどの回答者が0.9 kg以下なら使用したいと答えている。さらに横山ら[84]の報告では、肩義手に筋電義手を用いた症例において切断者が1.7 kgの筋電義手を装着時に重く感じたと述べている。

義手開発においてアクチュエーターにモーターを利用することは主流であり、これは大きな可動領域と出力を兼ね備えているが、一般的には自身のペイロードに対して重量は重い。さらに強い停動トルクと多段の減速機構により、バックドライバビリティも低い。これは柔らかさのない重い腕となることを意味する。例えば外部環境との接触・衝突時には、その際に受ける力を吸収せずにダイレクトに装着部すなわち体に伝えることになり、思わぬ怪我につながりかねない。モーターは制御によって疑似的な柔らかさを持たせることもできるが、少なからず時間遅れが生じる。衝突時の衝撃力のピークは非常に短時間のうちに生じるため[85,86]、時間遅れがないことが好ましい。例えば、制御によらない柔軟要素を備えた、義手に応用できるようなロボットハンドやアーム、医療デバイスの開発例が報告されている[87-92]。

一方で、固有の柔らかさを持つ空気圧ゴムアクチュエーター(Pneumatic elastic actuator, PEA)がある。これは軽量かつ圧縮空気とゴムの粘弾性により柔軟であり、時間遅れのない固有の柔らかさ、すなわち安全使用に大きく寄与することができる。さらに受動要素と動力を併せ持つため、これらを別個に用意する必要がなく軽量化や省スペースに寄与する。省スペースは義手開発において不可欠な要件である外観デザインに大きく貢献できる。さらに一般的にPEAはモーターや標準的な工業エアシリンダーに比べて高い出力重量比を提供できる[93,94]。義手の必要な特性を考えれば、軽量、粘弾性を兼ね備えたPEAの使用は適していると考えられる。しかしながらPEAは収縮ストロークが短く、すなわち可動領域が小さい。さらにPEAは収縮時のみ力を発生することができるので、関節に適用し回転軸を正逆転させるには拮抗構造が必要となる。この拮抗構造はその構造上、さらに関節可動域を制限するため広可動域を確保することは難しい。さらに収縮量が増加するにつれて出力は減少する性質を持つ[95]。そこで本研究では、軽量かつ固有の柔軟性を持つPEAと、その短所である可動領域と出力をアシストするデバイスを複合利用した肩義手を提案する。ベンチマークとなるパラレル/シリア

ル型 2 種類のモデル・試作機に対して、各デバイスを設定する。パラレル型ではリンク取付角度調整バイアスや受動柔軟装置、シリアル型には各関節におけるモーターとのハイブリッド駆動化を付加デバイスと設定する。部品寸法やデバイスの使用有無をパラメータとし、各種 ADL に基づく可動領域、衝突時の衝撃吸収性、PEA 所要力、重量を評価指標としてモデル毎に義手の最適構成を探索する。各指標が向上する構成を導出し、さらに本最適化プロシージャの各種動作すなわち各個人特有の動作や状況への適合性を確認する。また ADL データやシリアル型モデルに基づく簡易版軽量試作機の装着動作実験により ADL の再現性を確認する。これにより、本手法による目標軽量肩義手の実現可能性を示す。

## 1-4 本論文の構成

本論文では次の第 2 章の方法論において目標とする肩義手システム、設計開発プロシージャ及び PEA のコンセプト・概要について述べる。

第 3 章から 5 章ではパラレルリンク型肩義手における設計開発について述べる。第 3 章ではシミュレーションにおける可動領域を含む空間アクセス性と操作性を指標とした設計・評価と、前節で述べたようなベンチマークに付加するアシストデバイスの提案と効果確認及びその結果に基づく試作機による動作確認を行う。第 4 章では第 3 章の指標に加えて、PEA の静的な所要力を導入し、異なる実測 ADL の行動エリアにおける義手アームの最適コンフィギュレーションを導出する。また新たなアシストデバイスによる指標向上を試みる。これにより、設計開発手法の各種異なる動作への適応性も確認する。第 5 章では実機により可動領域・出力・安全性を指標として、アシストデバイス及び PEA の特性・効果进行评估する。

第 6, 7 章ではシリアルリンク型肩義手における設計開発について述べる。第 6 章ではシミュレーションにおいて典型的な手先想定径路の追従を基に、動的な可動領域と出力を指標とし、PEA の使用本数を決め PEA 関節内を最適化する。その後軽量性を指標として関節毎に PEA 駆動か付加(代替使用)アシストデバイスとなるモーター駆動かを選択しアーム全体のコンフィギュレーションを決定する。さらにこの決定と、安全性を確認する衝突実験の結果により、最適なアームがデザインされる。最終的に CAD モデルに結果を織り込み、そのモデルにおいて軽量性と安全性进行评估する。第 7 章では 6 章での設計プロセスに加え、実測の ADL 動作における手先軌跡进行评估経路とし、さらに設計変数を加えて最適なアーム構造のパフォーマンス向上を図る。これにより異なる複数の動作に対して、最適アームレイアウトが変化するかを確認する。さらに上記の実測 ADL データや第 6, 7 章で用いるシリアル型モデルに基づく簡易版軽量試作機の装着動作実験により ADL の再現性及び軽量肩義手の実現性を確認する。

そして最後に、第 8 章にて全体のまとめを行う。

## 第 2 章 方法[PP1], [CP3]

### 2-1 義手モデル

本研究における肩義手の設計コンセプトを以下に示す。このコンセプトはパラレル・シリアルモデル共通のものである。

- (1) この肩義手は片腕切断患者を対象とし、日常において手軽に使用できることをコンセプトとしている。そのため軽量、携帯性、意匠性、高出力、広可動領域、非侵襲性、柔軟性、すなわち安全性といった機能・性質を併せ持ち、最終的には健常腕との協調により、日常生活動作(ADL)を行うことが可能な義手を開発する。
- (2) 義手の制御には表面電極による筋電位を用いることを目標とする。信号取得位置は肩近傍、背中、胸部等の残存部分となるが、これについては本研究では対象とはせず、次のステップでのテーマとする。
- (3) 軽量化と携帯性のために小型の空気圧ゴムアクチュエーターPEA (SQUSE 社製 PM-10P, 重量 3 g)と携帯型コンプレッサー(SQUSE 社製 MP-2-C, 重量 180 g, 寸法 37(W) × 67(D) × 66(H) mm)を採用する[95]。図 2-1 に示す。またこれらを動かすバッテリー、制御部等は小型軽量のものを採用・開発し、後述のバックパックに収納する。このゴムアクチュエーターの粘弾性はバックドライバビリティ、すなわち肩義手使用の安全性に寄与する。
- (4) PEA による関節を機能させるために拮抗構造を構成する。
- (5) 義手や重量パーツを搬出格納できる専用のバックパック(図 2-2, 斜め掛けバック, ヒップポーチ等を含む)を装備する。これにより携帯性が大幅に向上し、さらに義手アームの重量物を背中に移送することで、体の基部(腰部)に対する負荷(疲労)の軽減を期待できる。この負荷軽減については第 2-3 節にて後述する。
- (6) ハンド部は 3D スキャナーによる取得データを反映させ、擬人化させたデザインを目指し、ADL を行うのに最低限必要である把持機能を持たせる。アクチュエーターに対し最も負荷の影響を与える部分であるため、樹脂削り出し部品により、可能な限り軽量化する。

上記(4)については、PEA は空気圧による収縮時にのみ力を発生することができるため、図 2-1(b)のような拮抗構造を用いることで直線運動を回転運動に変換でき、義手の関節に適用可能となる。この拮抗構造の PEA とフレームの関係は人間の筋肉と骨の関係に似ている。義手重量は、附属品を含むバックパックを除き、アームとハンド部を合わせ

て 1.0 kg 以下に抑える。この場合、健常腕との左右のアンバランスも考えられるが、切断患者の軽量義手に対する期待は高い。それゆえ、基本コンセプトは軽量義手であるが、例えば各部品の肉厚付加等により、使用者のニーズに合わせて全体の重量バランスを調整できるような方式を採用する。またバックパックは義手及び全ての附属品を格納でき、患者が一人で容易に装着できるものである。このため、義手は折り畳めて、バックパックは義手が容易に出し入れできるように設計する必要がある。また機能や構造の問題とは異なるが、使用者が義手に対するイメージとして、性能とともに外観も大きな影響があると考えられるため、可能な限り使用者に親しまれるデザインを考案する必要がある。上記のバックパック詳細設計、折り畳み機構、さらに小型バッテリー及び制御装置については次段階の課題であり、本論文は概要を述べるにとどめる。

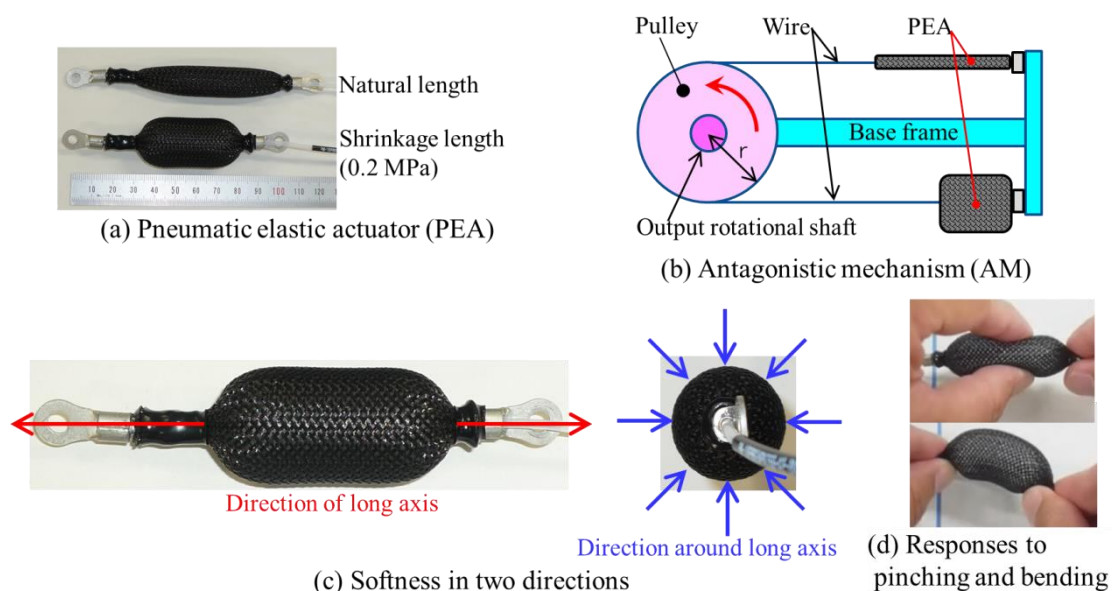


図 2-1. SQUSE 社製 PEAPM10-P における拮抗構造と全方向の柔軟性

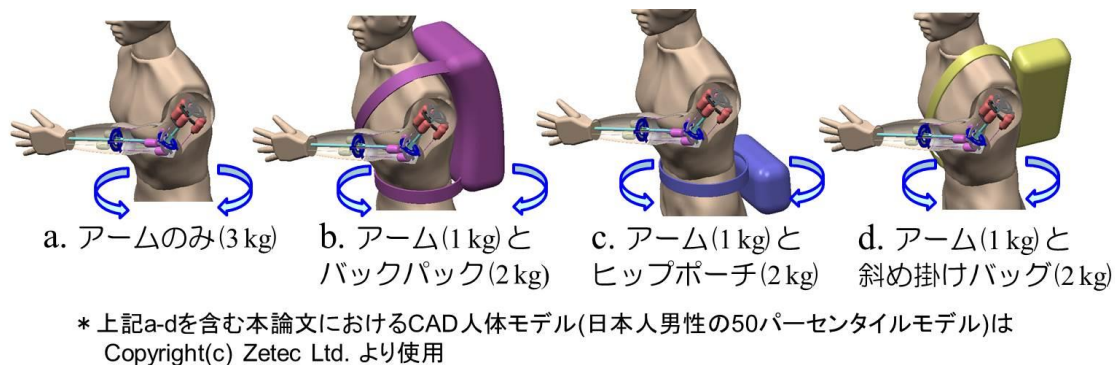


図 2-2. バックパック方式

前章で述べたように, PEA で駆動する

1. パラレルリンク型
2. シリアルリンク型

の2つのベンチマーク義手モデルに対して, 可動領域・出力・安全性をアシストするデバイスを提案し, その効果を評価し可動領域・出力・軽量性・安全性をバランス良く成り立たせる肩義手の可能性を探る. パラレルリンク型, シリアルリンク型は基本的には長所短所が相反する. 例えば両者を比べた場合, パラレル型は複数のアクチュエーターの合力となる出力, 複数リンク支持からなる剛性, 平均化される誤差という点での精度が優れている. またパラレル型のリンク同士の干渉やボールジョイント等の狭可動域により, シリアル型が可動領域の面で優れていることなどである[96-98]. 多方面からの肩義手実現の可能性を探るべく, 2種類のリンクによる検討を行う.

パラレル型については第 3, 4, 5 章にて, シミュレーションにおいて評価エリアとなる目標の作業空間における空間アクセス性・操作性・PEA 所要力を評価し, 試作機においてアシスト付加デバイスの効果を確認する. また, アシストを付加した試作機の実験において粘弾性・衝撃・衝突後の挙動, すなわち安全性を評価する.

シリアル型については第 6, 7 章にて, シミュレーションにおいて基本的な手先径路, さらには実測した複数の ADL 経路を基に運動学・動力学を用いてアームモデルの関節の所要角度と所要トルクを算出する. そして, これらを満たす PEA 数を含む拮抗構造内コンフィギュレーションを決定することで可動領域が評価される. さらにアシスト付加デバイスとして, 一部関節の PEA に代わる別種アクチュエーターの代替使用を提案する. これによりアームはハイブリッド型のアクチュエーションとなる. 決定した拮抗構造関節コンフィギュレーションに対して, 重量を評価指標としてデバイス(代替アクチュエーター)の使用選択を決定する. さらにこの決定と安全性を確認する衝突実験の結果を基に, 最適なアームがデザインされる. 最終的に CAD モデルに織り込み, そのモデルにおいて軽量性と安全性を評価する. またシリアルモデルでは試作機を被験者に装着させ ADL の再現実験も行う.

## 2-2 PEA

本研究で使用する空気圧ゴムアクチュエーターPEA の詳細を図 2-1, 2-3 及びカタログ値を表 2-1[95]に示す. 図 2-1 に示すように, PEA は軸方向, 軸回り方向, すなわち全方向に時間遅れのない固有の柔軟性を持つ. これは義手の安全使用に貢献できる.

前章で述べたように, 図 2-3 の PM10-P のカタログ[95]における収縮率と牽引力の関



係を見れば, PEA の収縮量が増すにつれて牽引力が減少することが確認できる. ここではヒステリシスの性質により, 各内圧に対して 2 本のカーブが確認できる. しかしながら, 正確な関数及びその係数はカタログ中には掲載されていない. そこで本研究では実験的に関係式を導出する. これは第 6, 7 章における, PEA の拮抗構造関節の出力回転角度と出力トルクを計算する際に関係式が必要なためである. 図 2-3 のように各カーブは直線に近い形状であるために, ここでは関係式を一次関数として想定する. 各 PEA の牽引力  $F_t$  と収縮量  $x_{sl}$  の関係式(バネ定数  $k$ )を次のように定める.  $c$  は定数である.

$$F_t = kx_{sl} + c \quad (2.1)$$

この関係を調べるために実験を行った. 図 2-4 に実験方法及びその様子を示す. 3 つの PEA を直列につなぎ, その上端を自作のフレームに固定し, 下端に負荷を 1 kg から 1 kg ずつ 10 kg まで与え, PEA には最大圧 0.2 MPa を加えた. 1 個あたりの PEA 無負荷時の自然長に対する各加負荷時の収縮量を計測した.

表 2-1. SQUSE 社製 PEA PM10-P の仕様, [95]より引用

仕様		
駆動方式		マッキンベン方式
収縮時外径		φ24
伸縮部最大長		75 mm
平均収縮率		30 %
最大牽引力 (定格圧力時)		100 N
仕様流体		空気
定格圧力		0.2 MPa
空気供給管外径		φ2.0
材質	本体	合成樹脂
	腱	ステンレスワイヤ
	エアチューブ	テフロン系(φ2)
質量		約3.0 g
最大空気圧 (使用範囲)		0.25 MPa
耐久性 (定格圧力下での繰り返し回数)		50,000回
使用温度範囲 (動作環境)		常温
保存温度範囲		常温

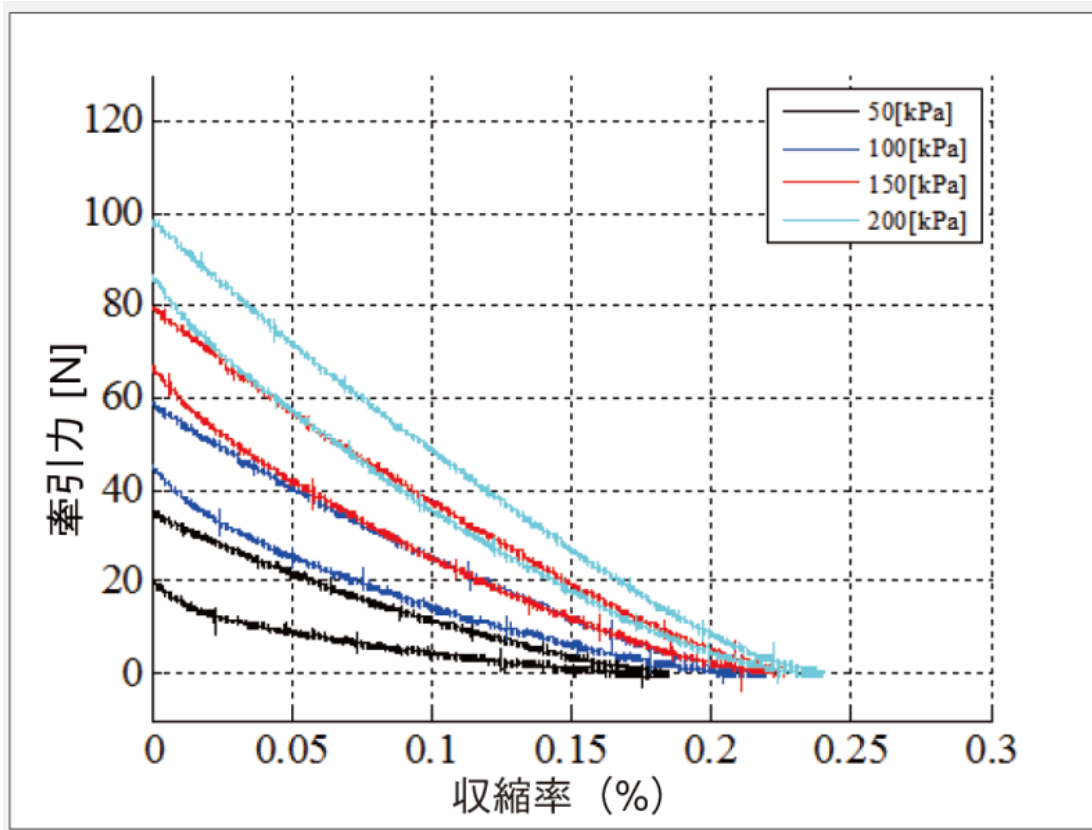


図 2-3. PM10-P の収縮率と牽引力の関係, カタログ[95]より引用

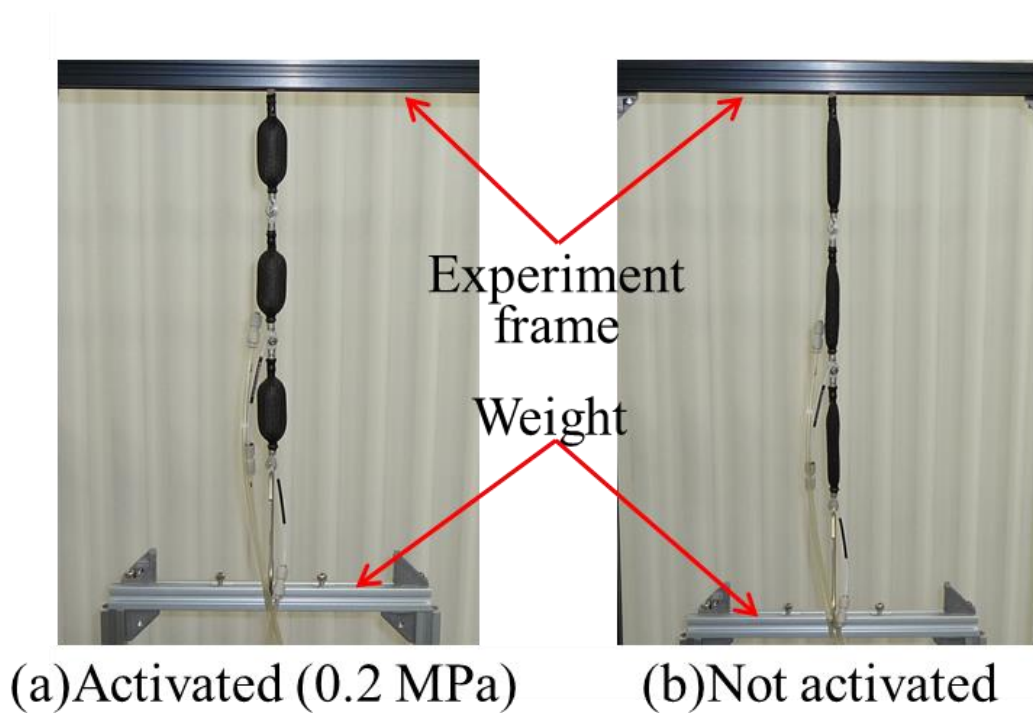


図 2-4. PEA の牽引力-収縮量計測実験

結果を図 2-5 に示す. 図中青のプロットは負荷を与えてから空気圧を与えたもの, 赤は空気圧加圧の後に負荷を与えたものである. ヒステリシスの性質により, 両者に違いが生じている. 本紙面においては, より条件の厳しいブルーのプロットの値を採用する. 実験により得られた関係式(2.1)は以下のように書き換えられる. ここで重力加速度は  $9.8 \text{ m/s}^2$  とする.

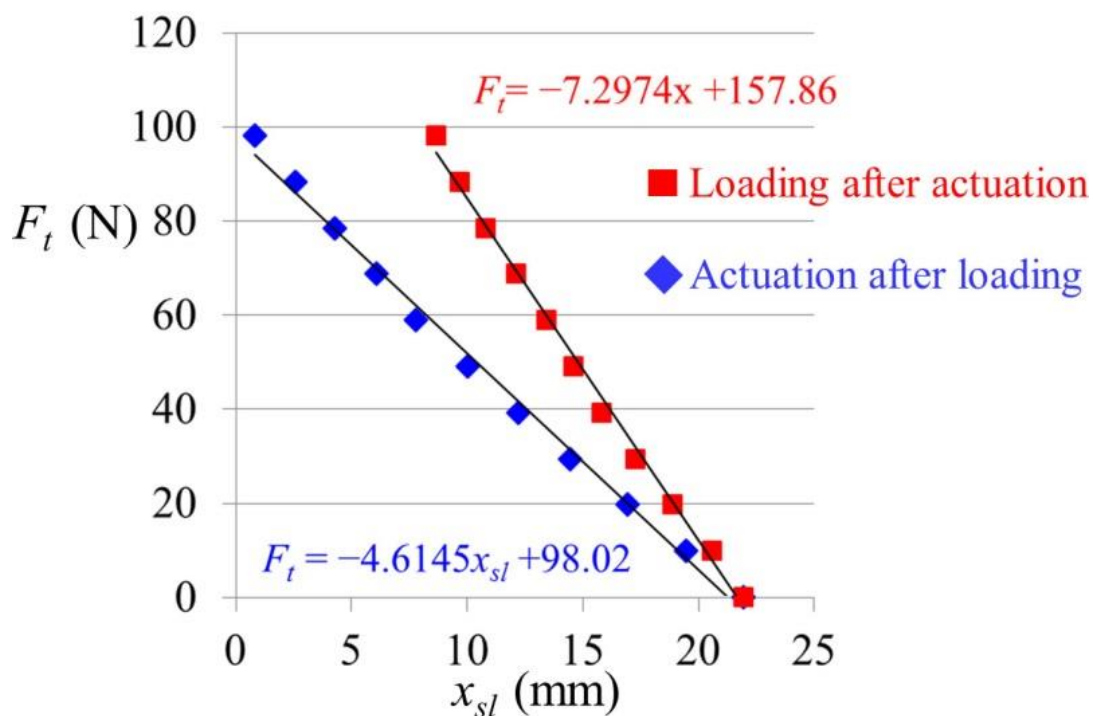


図 2-5. 計測結果

$$F_t = -4.61x_{sl} + 98.02 \quad (2.2)$$

この関係式(2.2)は第6, 7章のシリアルモデルにおける関節トルク導出時に適用する. 第4章の平行モデルシミュレーションではカタログ値の100 Nを使用することとする.

## 2-3 バックパック

本研究では義手アームの重量目標を 1.0 kg と設定している. しかしながら, 必要な

重量部品を全てアームに搭載した状態で 1.0 kg 以内に抑えることは非常に困難である  
と考える。前述のように本研究ではバックパック方式を採用する。これはアームに必要な  
重量物を背面のバックパックに移すことで、軽量感と体幹の負荷低減すなわち疲労  
の軽減を期待できる。身体の端部である義手アームの重量物を、身体の基部である背中  
や腰部に移動させることで、体幹・腰部まわりのモーメントを減少できるからである。  
本研究以外にも動力源をバックパックや携帯ポーチなどを採用した義手ハンドやリハ  
ビリテーションデバイスの開発例が見られる[44,70,99]。

本研究ではこの重量移送による腰部の負荷低減をシミュレーションで算出している。  
図 2-6 のように腰部 2 自由度, 4 自由度肩義手リンクアームを含む 6 自由度上半身リンク  
モデルを設定し, ADL に基づく手先軌道をリンクモデルに追従させた時の腰部のトルク  
すなわち負荷・疲労を式(2.3)の動力学方程式[100]によりシミュレートした。そして図  
2-2 に示す数種類のバックパックと重量配分のコンフィギュレーションモデルを設定し,  
各種バックパックの形状による慣性モーメントを考慮して, 図 2-2(a)の義手アーム本体  
に全重量が含まれるベンチマークと比較した。その結果, 各形状のバックパックモデル  
は腰部の所要トルクを, ベンチマークの約 46 % から 83 % に減少することを確認して  
おり, バックパック方式は携帯性向上に加えて疲労軽減への効果も期待できると考えら  
れる。

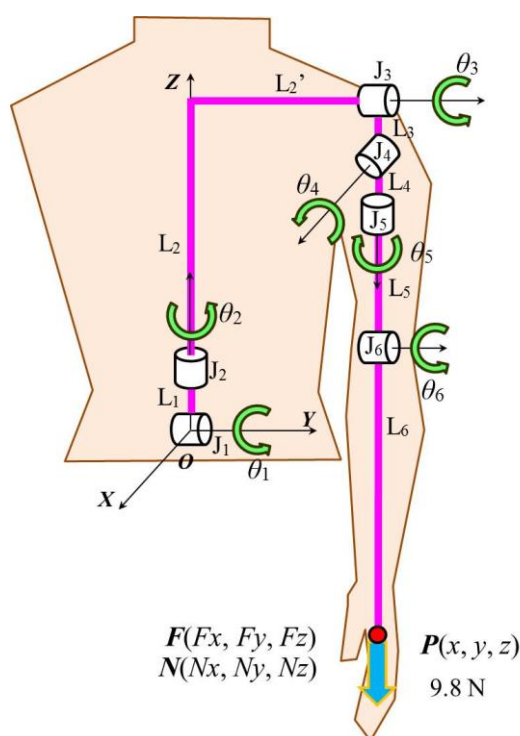


図 2-6. 上半身のリンクモデル

$$\mathbf{T} = \mathbf{H}(\boldsymbol{\theta})\ddot{\boldsymbol{\theta}} + \mathbf{C}(\boldsymbol{\theta}, \dot{\boldsymbol{\theta}}) + \mathbf{G}_f(\boldsymbol{\theta})\mathbf{g} + \mathbf{J}_f^T(\mathbf{F}, \mathbf{N})$$

$\mathbf{H}(\boldsymbol{\theta})$ : 慣性項,  $\mathbf{C}(\boldsymbol{\theta}, \dot{\boldsymbol{\theta}})$ : コリオリ項,  $\mathbf{G}_f(\boldsymbol{\theta})$ : 重力項, (2.3)  
 $\mathbf{J}_f^T(\mathbf{F}, \mathbf{N})$ : 転置ヤコビ行列を含む外力項,  
 $(\mathbf{F}, \mathbf{N})$ :  $\mathbf{P}$  に作用する外力  $\mathbf{F}(F_x, F_y, F_z)$  と モーメント  $\mathbf{N}(N_x, N_y, N_z)$

# 第3章 パラレルモデルの可動領域・操作性の 検討と試作機による動作確認[PP4]

## 3-1 ベンチマークパラレルリンクモデル

本章で提案するベンチマークとなるパラレルメカニズムを図3-1に示す。パラレル構造は一般的に高剛性と高出力を可能にするが、パラレル構造の可動領域は小さく限られており、そのため義手の作業領域は義手使用者個人が頻繁にアクセスすると予想される領域(Expected Frequently Accessed Area, EFAA と定義)に適応させる必要がある。PEAは剛体ではないために、図3-1のように支柱となるバックボーンが必要である。このバックボーンにフレキシブルな材質を採用することで、上記の問題を解決する可能性がある。この柔軟なバックボーンについては第5章における実験にて取り上げる。

ここでの拮抗構造は平面的なものとは異なり、図3-1のようにバックボーンを中心に3本のPEAが互いに拮抗してバランスをとる。リンクモデルの配置は、個人の様々な状況に対応するべく、切断端の形状に左右されないように図3-1のように肩から水平に伸びる形状とした。またこの場合のモデルは背面のバックパックに収納できるものと想定する。

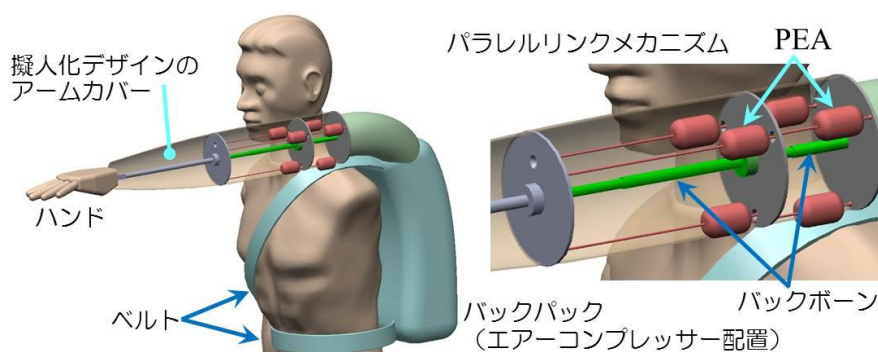


図3-1. ベンチマークパラレルリンク義手モデル

可動領域におけるアドバンテージを評価する空間アクセス性は、義手の作業(可動)領域がいかに関与するかによって評価される。本章では空間アクセス性の評価指標を数種提案する。この指標を用い、さらに可動領域改善をアシストする付加デバイスであるバイアスペーサーを提案し、その可能性と空間アクセス性における体幹動作の効果について検証を行う。

## 3-2 運動学と静力学

肩義手のジオメトリを決定するために運動学, 静力学, そして空間的レイアウトと義手使用者の EFAA 及び義手先端の到達可能エリア(Reachable Area, RA と定義)を検討する.

### 3-2-1 義手アーム構造

義手アームの構造を図 3-2(a)-(c)に示す. アームは 3 つのセグメントから構成される. セグメント 1 はディスク形状のベース 1 とムービングプラットフォーム 1, 支柱であるバックボーン 1 とその回りに等間隔で配置される 3 本の PEA により成り立つ. バックボーン 1 はベースの中心に固定され, ムービングプラットフォームの中心には 2 自由度の受動回転継手で接合している. バックボーンは本章では長軸方向にのみ並進可能な圧縮バネ内臓の剛体ロッドを想定している. これにより, 3 本の PEA 長さが変化することで, ムービングプラットフォーム 1 は受動回転継手まわりに回転しながらバックボーン 1 の長軸方向に並進することが可能である. セグメント 2 の構造はセグメント 1 と同様である. セグメント 3 はハンドを付加することを想定しているが, 本章ではベース 3 の中心に剛体ロッドが配置されるのみとする. ここでバックボーン 1, 2, そしてロッドの初期長さをそれぞれ  $h_1, h_2, l_R$  とする.

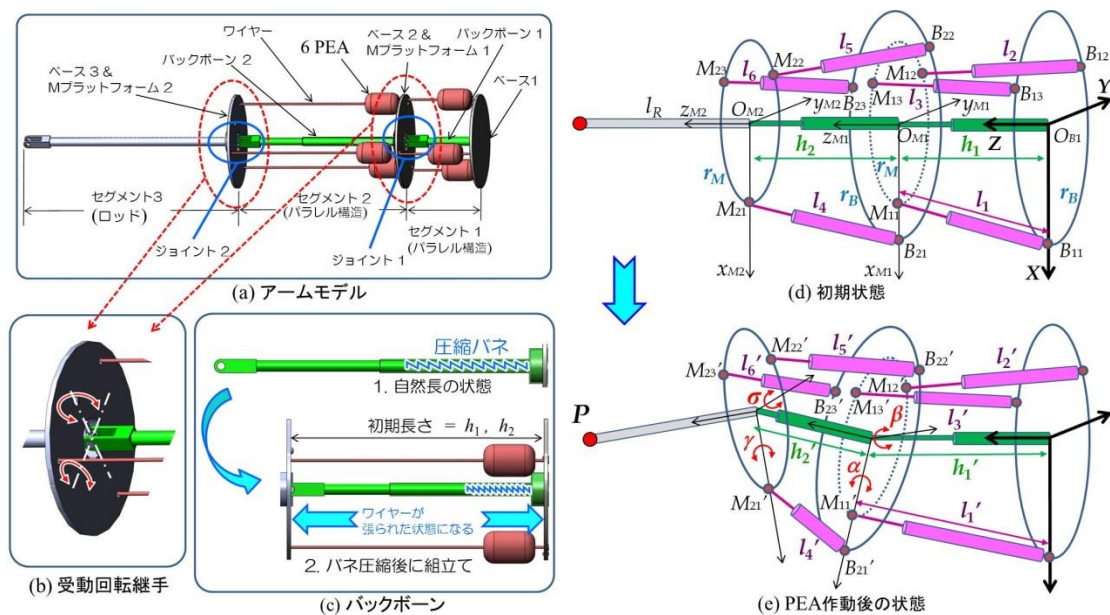


図 3-2. パラレルリンクアームの構造

### 3-2-2 順逆運動学

図 3-2(d), (e)に義手アームの座標系を示す. グローバル座標系  $O_{B1}-XYZ$  がベース 1 の中心に位置しバックボーン 1 の長軸方向が  $Z$  軸方向である. さらにローカル座標系  $O_{M1}-x_{M1}y_{M1}z_{M1}$ ,  $O_{M2}-x_{M2}y_{M2}z_{M2}$  がムービングプラットフォーム 1, 2 の中心に位置する. PEA はベース, ムービングプラットフォームの中心からそれぞれ  $r_B$ ,  $r_M$  の位置に等間隔 ( $120^\circ$ )に 3 本配置される. 各ベース, ムービングプラットフォームと 3 本 PEA の接点を  $B_{1i}$ ,  $B_{2i}$ ,  $M_{1i}$ ,  $M_{2i}$  ( $i=1, 2, 3$ )とする. セグメント 3 のロッドは  $z_{M2}$  軸方向に沿って  $O_{M2}$  に配置される. PEA が作動した場合, それらの長さがそれぞれ  $l_i$  から  $l'_i$  ( $i=1, \dots, 6$ )に変化したとする. その際,  $h_1, h_2$  が  $h'_1, h'_2$  となり, ムービングプラットフォーム 1 におけるジョイント 1 継手が角度  $\alpha, \beta$ , ムービングプラットフォーム 2 のジョイント 2 継手が  $\gamma, \sigma$  回転したと考える. ここでジョイント 1, 2 の回転行列を  $R_1, R_2$ , そしてロッド先端  ${}^{B1}P$  の座標を  $(x, y, z)$  とすれば, 各 PEA 長さ と  ${}^{B1}P$  の位置の関係は次のように表される.

$$\begin{aligned} l'_i &= \overline{{}^{B1}M_{1i}'(\alpha, \beta, h'_1)^{B1}B_{1i}} \quad l'_{i+3} = \overline{{}^{M1}M_{2i}'(\gamma, \sigma, h'_2)^{M1}B_{2i}'} \quad (i=1, 2, 3) \\ (x, y, z)^T &= {}^{M1}R_1 ({}^{M2}R_2 {}^{M2}P' + {}^{M1}O_{M2}') + {}^{B1}O_{M1}' \end{aligned} \quad (3.1)$$

### 3-2-3 ヤコビ行列

アーム構造のヤコビ行列を導出しアームの運動特性を評価する. このヤコビ行列を  $J_1$  とする. オイラー角 [101] ( $\phi, \theta, \psi$ ) を使うことで, ロッド先端  ${}^{B1}P$  の位置姿勢を表すベクトルは式(3.1)を用いて式(3.2)のようになる.

$$\begin{pmatrix} \dot{x} \\ \dot{y} \\ \dot{z} \\ \dot{\phi} \\ \dot{\theta} \\ \dot{\psi} \end{pmatrix}^T = J_1 \begin{pmatrix} \dot{l}'_1 \\ \dot{l}'_2 \\ \dot{l}'_3 \\ \dot{l}'_4 \\ \dot{l}'_5 \\ \dot{l}'_6 \end{pmatrix}^T \quad (3.2)$$



### 3-2-4 静力学

各 PEA での発生力と仮想変位を  $\tau$ ,  $\Delta l$  とし, ロッド端  $P$  で作用する力と仮想変位を  $F$ ,  $\Delta x$  とする. 仮想仕事の原理により, 式(3.2)を用いて  $F$  と  $\tau$  の関係式が得られる.

$$F^T \Delta x = \tau^T \Delta l \quad \Delta l = J \Delta x \quad (J = J_1^{-1}) \quad \therefore F = J^T \tau \quad (3.3)$$

## 3-3 幾何学モデル

### 3-3-1 義手アームと身体の幾何学モデル

人間の身体モデルを図 3-3 に示す. このモデルは日本人男性の 50 パーセントイルモデルで身長が 167.0 cm である. 図 3-3(b), (c) に座標系を示す. 原点は正中矢状面 ( $Y = 0$ ) と, 肩峰を含む水平面 ( $X = 0$ ), 冠状面 ( $Z = 0$ ) の交点に位置する. 肩峰の座標は  $(0, \pm 170, 0)$  とする. 肩, 首, 頭部, 腕の形状と位置的な関係を考慮し, ベース 1 は  $(-80, 150, 0)$  に配置する. 肩義手としては本来ベース 1 は腕の付け根付近に設置するのが自然である. しかしながら, これは空間アクセス性と操作性, それらを向上させる付加デバイスの検証が主体であるシミュレーションであり, 第 3-1 節で述べたように不特定の切断端形状や残肢がある場合も踏まえ上記の肩上方に配置した. 身体モデルに基づき, アームの各寸法のベンチマークを図 3-3 及び式(3.4)に示した ( $r_B, r_M$  は図 3-2 (d) 参照).

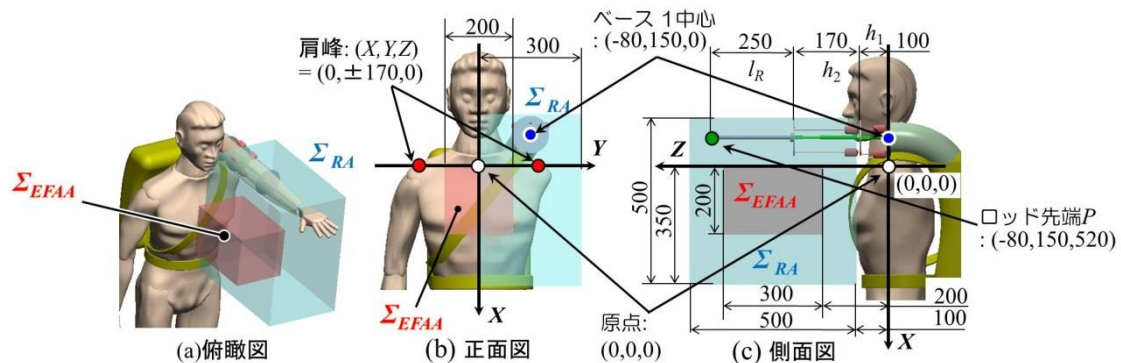


図 3-3. 座標系における 3D 人体モデルと評価エリア  $\Sigma_{EFAA}$ ,  $\Sigma_{RA}$  (単位: mm)

$$h_1 = 100, h_2 = 170, l_R = 250, r_B = 50, r_M = 45 \text{ (mm)} \quad (3.4)$$

アームの作業領域における空間アクセス性と操作性評価のために、2つの重要な解析評価用エリアの EFAA と RA を定義する。EFAA は顔、胸付近であり、多くの ADL 動作において頻繁にアクセスが予想される。このエリアを  $\Sigma_{EFAA}$  と表す。RA はロッド先端の到達可能エリアを意味し  $\Sigma_{RA}$  と定義する。図 3-3 に  $\Sigma_{EFAA}, \Sigma_{RA}$  の寸法配置を示す。

### 3-3-2 付加デバイス—バイアススペーサーと体幹動作の効果

図 3-1, 3-3 において各 PEA を作動させ長さを変化させた場合、義手アーム先端  ${}^{B1}P$  の点は図 3-3(c)における(-80, 150, 520)の周辺に分布する、すなわち、点群は  $\Sigma_{EFAA}, \Sigma_{RA}$  の上方に位置することが予想できる。 ${}^{B1}P$  の点群の中心と  $\Sigma_{EFAA}, \Sigma_{RA}$  の中心の間には、隔たりが存在することを意味する。この隔たりをなくすことで、アームの EFAA と RA に対するカバー率が改善すると考えられる。これを実現するために、バイアススペーサー  $BS_i$  ( $i = 1, \dots, 6$ ) (図 3-2, 3-3, 3-4 参照) を適切な PEA に設置する。バイアススペーサーの配置は解析結果に基づき決定される。

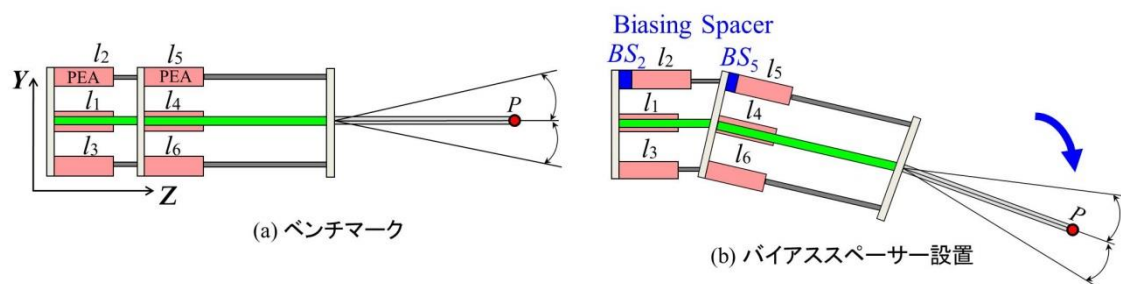


図 3-4. PEA へのバイアススペーサー設置

さらに人間がある対象物にリーチングすることを考えた時、腕以外の体の部位は微動だにしないことは考えられず、その動作をしやすいように体幹や体の各部位も連動

して動作することが自然である。それゆえ、このことを考慮すれば、前後屈運動や体のひねりがアームの位置姿勢制御をアシストする可能性があり、これを検証する。以下に体幹動作の評価方法を示す。

- I. 腰部のひねりを考慮し、図 3-3, 3-5(a)に示すように  $X$  軸まわりに  $15^\circ$  から  $-15^\circ$  まで  $5^\circ$  ずつ回転した際のロッド先端  $P$  (ハンド位置) を描く。
- II. さらに前後屈を想定し、図 3-5(b)のように  $X = 350 \text{ mm}$ ,  $Z = 0 \text{ mm}$  を通る  $Y$  方向の軸まわりに  $15^\circ$  から  $-15^\circ$  まで  $5^\circ$  ずつ回転した時の点  $P$  を I. に追加する。
- III. 後述の評価指標を計算、検証する。

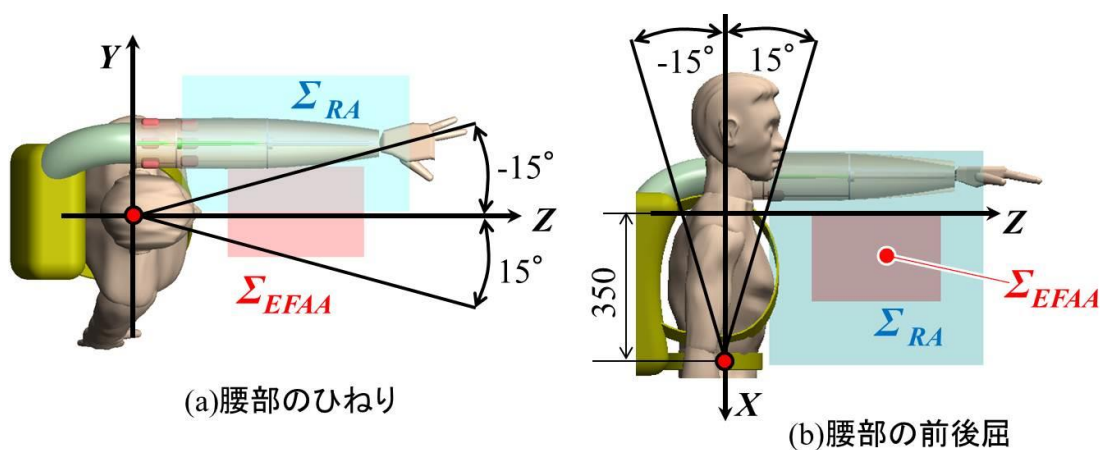


図 3-5. 体幹の回転範囲

## 3-4 評価

### 3-4-1 空間アクセス性の評価指標

評価は義手アームのバイアススペーサーを含めた各部配置寸法をパラメーターとして、探索的に後述の評価指標から最適な組み合わせを選出し、ベンチマークと比較することで行う。この組み合わせからなる各構成をコンフィギュレーションとする。まず、空間アクセス性評価について説明する。作動する PEA の長さを式(3.1)に代入することで  $P$  を計算する。具体的には PEA の最大長、中間長、最小長を式に代入する。それゆえ

各コンフィギュレーションに対して  $P$  の計算を  $3^6 = 729$  通り行うことで、729 個の点から構成される点群  $\Sigma P$  を作り、コンフィギュレーションの評価を行う。計算から得られる指標は以下のものである。

- $N_{EFAA}$ :  $\Sigma_{EFAA}$  にプロットされた点  $P$  の総数
- $N_{RA}$ :  $\Sigma_{RA}$  にプロットされた点  $P$  の総数

そして、空間的アクセス性の評価指標は以下に示すものと定める。

- $D_{EFAA}$ :  $\Sigma_{EFAA}$  をカバーする点群  $\Sigma P$  の分布形態
- $D_{RA}$ :  $\Sigma_{RA}$  をカバーする点群  $\Sigma P$  の分布形態
- $E_{EFAA}$ :  $\Sigma_{EFAA}$  における点群  $\Sigma P$  のエントロピー
- $A_{EFAA}$ :  $\Sigma_{EFAA}$  における点群  $\Sigma P$  の精度

$D_{EFAA}$  と  $D_{RA}$  を計算するために、図 3-6 に示すように  $\Sigma_{EFAA}$  と  $\Sigma_{RA}$  は 1000 個のグリッドに分割される。その上で点群  $\Sigma P$  が  $\Sigma_{EFAA}$ ,  $\Sigma_{RA}$  内に占めたグリッドの総数をそれぞれ  $D_{EFAA}$  と  $D_{RA}$  とする。図 3-6 の例においては、 $\Sigma P$  は 7 個の点(丸点)であるが 5 個のグリッドを占めているので、 $D_{EFAA}$  は 5 となる。 $\Sigma P$  が広範囲の分布であれば広範囲において多くのグリッドが占められ  $D_{EFAA}$  と  $D_{RA}$  は大きな値となる。逆に点数が多くても、分布範囲が小さければ評価値は小さくなる。それゆえこの  $D_{EFAA}$ ,  $D_{RA}$  は分布形態を表すものである。これにより  $\Sigma_{EFAA}$  と  $\Sigma_{RA}$  のカバー率の大きいアームコンフィギュレーションが好ましいものと評価される。

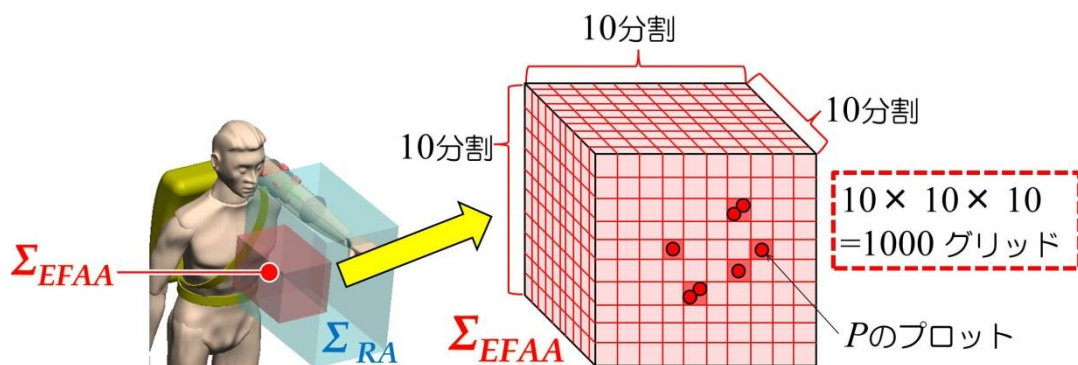


図 3-6.  $D_{EFAA}$  in  $\Sigma_{EFAA}$

次に  $E_{EFAA}$  は  $\Sigma_{EFAA}$  に対する  $\Sigma P$  の情報エントロピーを示し、次式により計算する。

$$E_{EFAA} = -\sum_{i=1}^n p_i \log_2 p_i \quad (3.5)$$

ここで  $n$  は  $\Sigma_{EFAA}$  内のグリッドの総数、 $p_i$  は  $N_{EFAA}$  に対する各グリッド内の  $P$  の総数の割合である。計算の便宜上グリッド内の  $P$  数が 0 の場合、 $p_i$  を 0.0001 に設定する。情報エントロピーは、確率分布  $p = \{p_i\}$  ( $0 \leq p_i \leq 1, i = 1, \dots, n$ ) を利用したシステムを統計的に表す場合の情報の不確かさを表す尺度であり [102]、全ての事象が等しい確率の場合に最大となる [103]。それゆえ  $\Sigma_{EFAA}$  の全グリッド内の  $P$  数が同一の場合、情報エントロピー  $E_{EFAA}$  は最大値をとる。 $E_{EFAA}$  が大きい場合は  $\Sigma_{EFAA}$  において  $P$  がより均一に分布していることを意味し、望ましい状態である。図 3-7 に具体例を示す。仮に  $\Sigma_{EFAA}$  内のグリッド総数が 10、 $N_{EFAA}$  が 50 である場合（通常は  $\Sigma_{EFAA}$  内のグリッド総数は 1000、図 3-6 参照）、Case A, B, C, D の  $E_{EFAA}$  はそれぞれ 1.58, 2.24, 3.15, 3.32 である。 $P$  が均等に分布すれば、 $E_{EFAA}$  の値が上昇することが確認できる。

$A_{EFAA}$  は  $\Sigma_{EFAA}$  における  $\Sigma P$  のローカルな正確さを示す指標である。 $\Sigma_{EFAA}$  における各グリッド内の  $P$  数を  $g$  とおく。 $g$  の降順に従ってグリッドをソートし、上位  $n$  個のグリッドを抽出する。それらの各  $P$  数を  $g_i$ 、その中の任意の 2 つのグリッド  $i, j$  間の距離を  $L_{ij}$  ( $i, j = 1, \dots, n$ ) とすると、 $A_{EFAA}$  は次式で求める。

$$a_{EFAA} = \sum_{j=1}^n \sum_{i=1}^n g_i (L_{max} - L_{ij}), \quad A_{EFAA} = \frac{a_{EFAA}}{\max(a_{EFAA})} \quad (3.6)$$

ここで  $L_{max}$  は  $\Sigma_{EFAA}$  における任意の 2 グリッド間距離の最大値であり、 $\Sigma_{EFAA}$  内の対角に位置するグリッド間の距離となる（現状の  $\Sigma_{EFAA}$  では  $L_{max}$  は 371.08 mm になる。図 3-3、

3-6, 3-8 参照). 式(3.6)は  $n$  個の各グリッド内の  $P$  数が多く, グリッド間距離が小さければ精度を表す  $A_{EFAA}$  の値は高くなる. ここでは  $n$  を 10 に設定する.

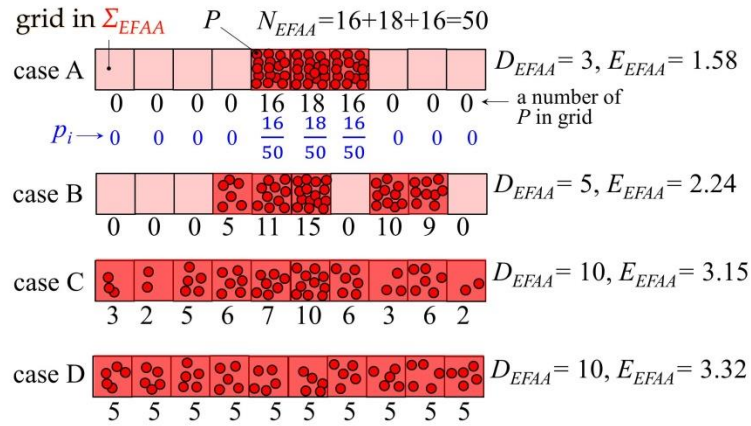


図 3-7.  $E_{EFAA}$  の例

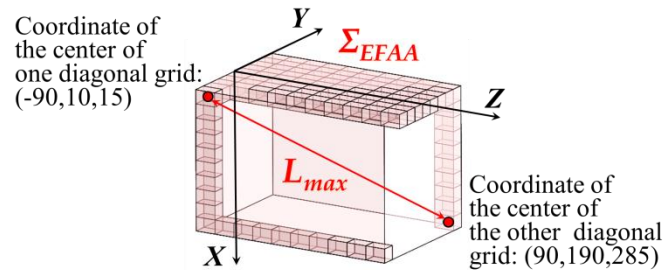


図 3-8.  $\Sigma_{EFAA}$  における 2 グリッド間の最大距離

以上, 本章において肩義手の空間アクセス性は  $D_{EFAA}, D_{RA}$  とともに  $E_{EFAA}, A_{EFAA}$  により評価する.

### 3-4-2 操作性の評価 : 条件数

アーム構造の運動特性を評価する指標として条件数を用いる. この条件数は行列  $J^T$  の特異値に基づいている(式(3.3)参照). 次式は  $J^T$  の特異値分解を式(3.7)に示す.

$$\begin{aligned} J^T &= U\Sigma V^T, \quad U = (u_1, \dots, u_6)^T, \\ V &= (v_1, \dots, v_6)^T, \quad \Sigma = \text{diag}(\sigma_1, \dots, \sigma_6), (\sigma_1 \geq \dots \geq \sigma_6 \geq 0) \end{aligned} \quad (3.7)$$

式(3.7)を式(3.3)に代入すると  $F$  と  $\tau$  の関係は式(3.8)のように表すことができる.

$$u_i^T F = \sigma_i v_i^T \tau \quad (3.8)$$

義手アームの機能としてはアーム先端(ハンド)における発生力は全ての方向に対してできるだけ均等であることが望ましい. すなわち, 最大特異値と最小特異値の割合である条件数を可能な限り 1 に近づけることが必要である. そして  $J^T$  の条件数はアーム端発生力とトルクが複合されたものであるので, 力とトルクの影響を分けて考えるべきである[104]. そのため,  $J^T$  を力とトルクに寄与する部分に分離しそれぞれ  $J_f^T, J_m^T$  とする. これらは  $3 \times 6$  の行列であり, 3 つの特異値  $\sigma_{fi}, \sigma_{mi} (i = 1, 2, 3)$  がそれぞれ存在する. ここで評価指標の要素として次に示す 3 つの条件数  $c, c_f, c_m$  を用いる.

$$c = \sigma_1 / \sigma_6, \quad c_f = \sigma_{f1} / \sigma_{f3}, \quad c_m = \sigma_{m1} / \sigma_{m3}, \quad (3.9)$$

式(3.9)を用いて, 以下を操作性の評価指標とする.

- $M_c$ :  $\Sigma_{EFAA}$  での点  $P$  の条件数  $c$  の第三四分位数
- $M_{cf}$ :  $\Sigma_{EFAA}$  での点  $P$  の条件数  $c_f$  の第三四分位数
- $M_{cm}$ :  $\Sigma_{EFAA}$  での点  $P$  の条件数  $c_m$  の第三四分位数

評価指標  $M_c, M_{cf}, M_{cm}$  では, 各条件数の第三四分位数が小さければ, そのアームのコンフィギュレーションを許容すると考える. ある位置姿勢において操作性が極度に悪

くなる可能性があるため、許容可能な最低限の操作性に対しての指標下限値を設定する必要がある。EFAAはRAより正確な操作が必要であり、操作性はエントロピーと精度と同様にEFAAについてのみ評価する。

### 3-4-3 評価プロセス

義手アームコンフィギュレーションの評価プロセスを以下に示す。

- I. アームの初期寸法配置(ベンチマークコンフィギュレーション, 式(3.4))を設定する。
- II. EFAA と RA を設定する(図 3-3 参照)。
- III. PEA の並進運動に対応する収缩量に対して、アーム端座標  $P$  を計算し描画する。
- IV. EFAA と RA における点群  $\Sigma P$  の評価指標を計算する。
- V. アームコンフィギュレーションのパラメータ(配置寸法)を変更し、上記手順 III に戻り再計算をする。
- VI. 上記手順 III から V までの計算を繰り返した後、アームの最適コンフィギュレーションを決定するために、全てのコンフィギュレーションに対して空間アクセス性と操作性を評価する。得られた最適コンフィギュレーションを用いて体幹動作の評価を行う。

## 3-5 計算結果と評価

### 3-5-1 ベンチマークコンフィギュレーションの結果

アーム構造のベンチマークとなるコンフィギュレーションにおける  $P$  のプロットを図 3-9(a)-(c)に示す。ここで、 $\Sigma_{EFAA}$  内の点を赤色○印、 $\Sigma_{RA}$  内を青色△印、両者の範囲外を黒字×印で示す。この時の評価指標の値を表 3-1 に示す。



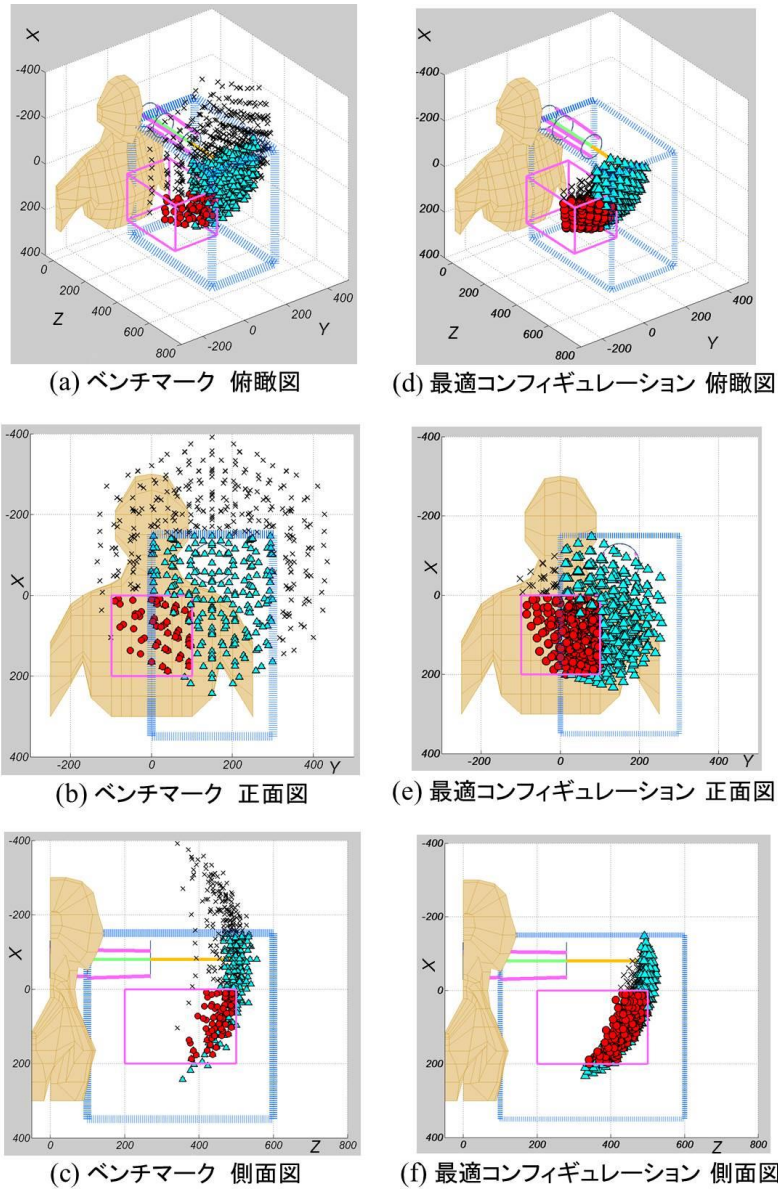


図 3-9. ベンチマークと最適コンフィギュレーションの比較

### 3-5-2 全コンフィギュレーションの探索結果

全てのパラメーターにおける最適コンフィギュレーションの探索を行った。パラメーター  $h_1, h_2, l_R, BS_i$  (バイアススペーサーは  $l_i$  に付加する.  $i = 1, \dots, 6$ ) を式(3.10)に示す。ここで  $BS_1$  と  $BS_4$  を付加する場合、アームを  $-X$  軸方向すなわち  $\Sigma_{EFAA}, \Sigma_{RA}$  の中心から遠ざける方向に屈曲させ、 $N_{EFAA}, N_{RA}$  が減少することが予想される(図 3-2, 3-3, 3-4 参照)。そのため  $BS_1, BS_4$  は 0 に設定する。パラメーター  $r_B, r_M$  は式(3.4)と同一である。全パラメーターの組み合わせは  $4 \times 10 \times 10 \times 7^4 = 960400$  通りとなる。評価指標により全通りから最適コンフィギュレーションが選出される。

$$\begin{aligned}
h_1 &= 90,100,110,120 \\
h_2 &= 110,120,130,140,150,160,170,180,190,200 \\
l_R &= 170,180,190,200,210,220,230,240,250,260 \\
BS_1, BS_4 &= 0, \quad BS_2, BS_3, BS_5, BS_6 = 0,5,10,15,20,25,30 \text{ (mm)}
\end{aligned}
\tag{3.10}$$

この全候補からの選出プロセスにおいて、 $D_{EFAA}$ ,  $D_{RA}$ ,  $E_{EFAA}$ ,  $A_{EFAA}$  に対して次の閾値を適用し空間アクセス性に拘束条件を与える。

- $D_{EFAA}$ : 90 パーセンタイル値以上
- $D_{RA}$ : 90 パーセンタイル値以上
- $E_{EFAA}$ : 80 パーセンタイル値以上
- $A_{EFAA}$ : 80 パーセンタイル値以上

さらに操作性の拘束条件について、 $M_c$ ,  $M_{cf}$ ,  $M_{cm}$  に以下の閾値を適応する。

- $M_c$ : 20 パーセンタイル値以下
- $M_{cf}$ : 20 パーセンタイル値以下
- $M_{cm}$ : 20 パーセンタイル値以下

上記の7つ条件を満たすコンフィギュレーションを選出対象とする。これによりコンフィギュレーションを選出し、最適コンフィギュレーションとして決定する。

### 3-5-3 ベンチマークと最適コンフィギュレーションの比較

表 3-1 と図 3-9 にベンチマークと最適コンフィギュレーションの比較を示す。表 3-1 において全ての評価指標が改善していることが確認できる。図 3-9 においては、最適コンフィギュレーションにおける点群がバイアススペーサーの効果により、ベンチマークよりも  $\Sigma_{EFAA}$  の中心部によりフィットしていることが確認できる。

表 3-1. ベンチマークと最適コンフィギュレーションの比較

		コンフィギュレーション		ベンチマークに対する 最適化による向上率 (%)
		ベンチマーク	最適	
パラメーター	$h_1$	100	110	
	$h_2$	170	180	
	$L_R$	250	210	
	$BS_2$	0	30	
	$BS_3$	0	0	
	$BS_5$	0	0	
	$BS_6$	0	30	
生データ	$N_{EFAA}$	68	282	314.71
	$N_{RA}$	393	650	65.39
評価指標	$D_{EFAA}$	50	128	156.00
	$D_{RA}$	116	118	1.72
	$E_{EFAA}$	5.50	6.62	20.36
	$A_{EFAA}$	0.36	0.57	58.33
	$M_c$	160460	40962	74.47
	$M_{cf}$	57.51	16.81	70.77
	$M_{cm}$	324.22	89.52	72.39

### 3-5-4 体幹動作検証の結果

最適コンフィギュレーションにおける、体幹動作による効果を EFAA と RA のカバー率において検証した。結果を表 3-2 と図 3-10 に示す。ここでは見やすさのために  $\Sigma_{EFAA}$  と  $\Sigma_{RA}$  領域外の点は非表示にしている。動作が  $\pm 15^\circ$  の場合は  $D_{EFAA} = 675$  となり、EFAA の約 7 割をまかなうことができる。さらに動作角度が  $\pm 25^\circ$  に増加すれば(角度設定は図 3-5 参照), RA のカバー率は 54.5% から 71.3% に向上することが確認できる。

表 3-2. 体幹動作による  $D_{EFAA}$  と  $D_{RA}$

Index	The angle range of the trunk motion	
	$\pm 15$ degrees	$\pm 25$ degrees
$D_{EFAA}$	675	797
$D_{RA}$	545	713

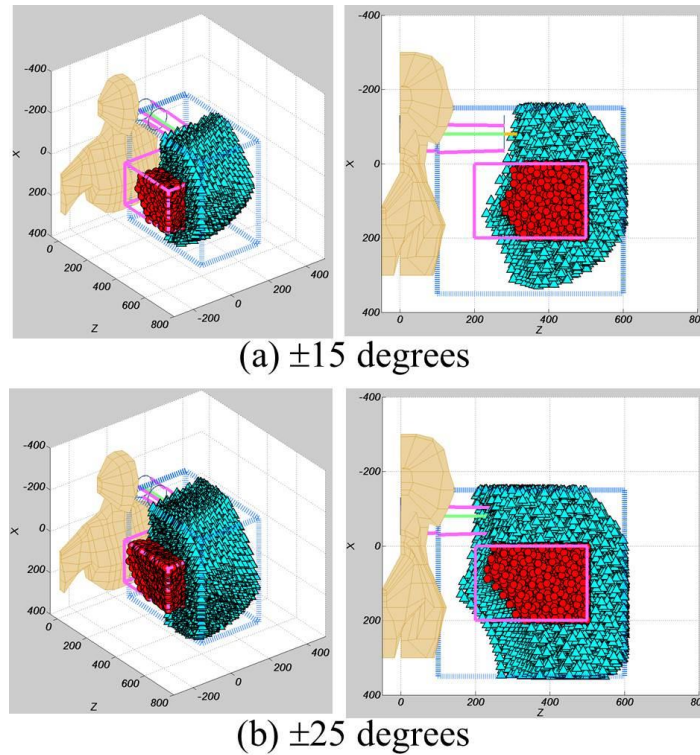


図 3-10. 体幹動作による EFAA と RA エリアのカバー

### 3-6 試作機と動作実験

前節で得た最適コンフィギュレーションに基づき実機を試作した。これを図 3-11 に示す。この試作機に使用されている部品は、PEA、ネジ類、ロッド(セグメント 3)以外は全て樹脂(ポリアセタール)から削り出しにより自作し軽量化を試みた。ハンド部を除く全重量はセグメント 1, 2, 3 の合計で 380 g であった(図 3-2(a)参照)。図 3-11(a)は最適コンフィギュレーションに対してバイアススペーサーを外したものである、すなわち、ベンチマークに対してバックボーンとロッドの長さのみが変更されたものに該当する。空気圧は加えていない状態でバックボーンのパネの力によりムービングプラットフォーム 1, 2 が図 3-2(d)における Z 方向に押し出されている状態である。この時全 PEA の長さは最大になっている。さらにその状態からアクチュエーター  $l_1, l_3, l_4, l_6$  にのみ空気圧を加えアームを屈曲させた場合が図 3-11(b)である。これはアームが左肩に設置された場

合に、アーム先端が EFAA に近づく状態を模している(図 3-2, 3-3, 3-4 参照). この際  $l_1, l_3, l_4, l_6$  は最も収縮し PEA 長は最小となる. それに対して  $l_2, l_5$  は伸長したままである. 次に図 3-11(c)は最適コンフィギュレーション, すなわち図 3-11(a)に対してバイアススペーサー  $BS_2$  と  $BS_6$  を付加したもので, 空気圧は加えていない状態である. 図 3-11(d)は(c)に対して(b)と同様に空気圧を加えた場合である. 図 3-11(c), (d)から, バイアススペーサーの導入により, アームの先端がより EFAA の中心部に接近していると考えられ, その効果が確認できる. この際, 式(3.1)から算出されるロッド先端座標と, 実験時における計測座標間の直線距離における誤差は 26.5 mm であった.

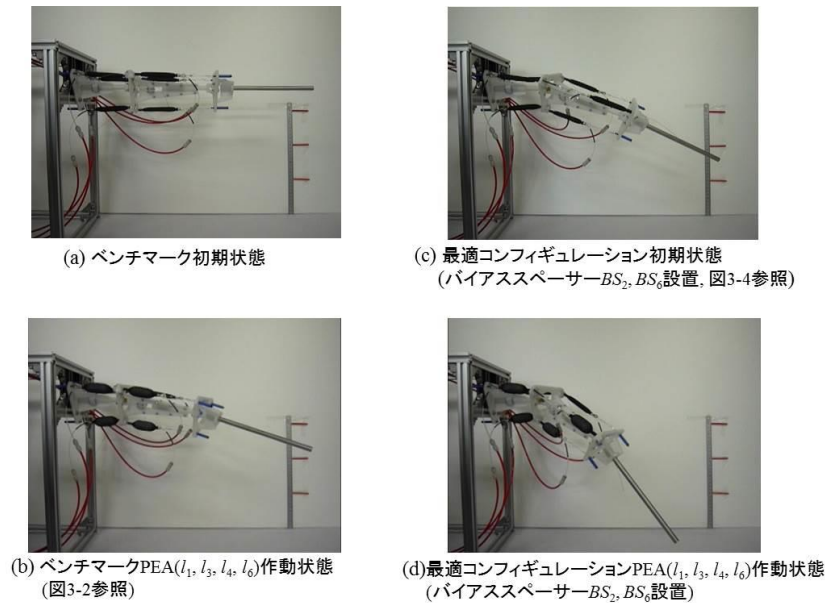


図 3-11. 最適コンフィギュレーションに基づく試作機におけるバイアススペーサーの有無による比較

### 3-7 考察

本章で設計した義手アームにおいて, 評価指標及び閾値により選出された最適コンフィギュレーションの作業空間は他の文献のロボットマニピュレーター[105]と比べた場合, 形状は似ているものの領域が狭い. これは日常生活での肩義手使用において不可欠だと考えている PEA の可動範囲が短いことに起因している. 図 3-9, 3-10 の描画から

アーム先端の到達が不可能であるスペースが見られる。これは上記の理由にもよるが、EFAA と RA の設定範囲が本義手アームに対して大きすぎるという点も考えられる。この結果を踏まえ、ある特定の ADL のタスクに限定して、実際に被験者の動作をモーションキャプチャーで計測し、その限られた小さな作業領域に特化したコンフィギュレーションを検討することは現実的であり、上記の問題を解決する可能性が考えられる。次章ではその ADL 領域を考慮した設計評価に取り組む。

本章では評価指標に  $E_{EFAA}$ ,  $A_{EFAA}$ ,  $M$  を採用した。これらはエントロピー、精度、操作性という異なる性質のものであり、これらの幅広い評価を同時に行うことで、最適コンフィギュレーションはより高バランスな性質のものが選出される。

実験結果においては、肩義手の作業領域を  $\Sigma_{EFAA}$  と  $\Sigma_{RA}$  の中心に近づければ、合理的にこれら 2 つの領域のカバー率を向上できることがわかった。そして個人の  $\Sigma_{EFAA}$  と  $\Sigma_{RA}$  の多様性に適応するために、バイアススペーサーの配置を変更・調整することで義手の作業領域を簡単にモディファイ可能であるということは利便性向上に繋がると考える。

シミュレーション結果において、ひねりや前後屈といった体幹動作により  $\Sigma_{EFAA}$  と  $\Sigma_{RA}$  のカバー率を改善させることが確認できた。体幹を動かすことで肩義手の動作スペースを容易に向上できることだけでなく、動作を通して筋電義手利用に要する筋力や持久力の維持といった運動の効果も考えられ[106,107]、実用的で合理的であるとも言える。しかしながら、義手の位置姿勢制御を体幹動作に依存させることは好ましいことではない。腰痛や肩こりの症状を訴え、体の姿勢悪化を心配する上肢切断患者も少なくない[107,108]。さらには酸素摂取量を計測することで、義手装着時には義手を身につけていない場合と比べて 150% の運動負荷が強いられるという報告もある[109]。それゆえ体幹動作は義手使用者にさらなる負荷をかける可能性があり、体幹動作は限定的に検討、使用されるべきである。本章で導出した最適コンフィギュレーションはベンチマークに比べて高い操作性、空間アクセス性を示した。これは作業領域のカバー率を拡大し体幹動作がより少なくて済むことを意味するが、体幹動作に代わる義手の作業領域を改善する新たな方法・デバイスが必要である。①義手セグメント内のディスクサイズ  $r_B$ ,

$r_M$ や義手の設置位置であるセグメント1のベース1の座標等を設計パラメーターに追加し、さらなるコンフィギュレーションを探索、②フレキシブルなバックボーンの検討、実装による作業領域拡大の検証、③空気圧アクチュエーターの直列接続を含むストローク増幅機構の検討などである。これらは次章において上記①、5章では②、そして6、7章において③を取り組むこととする。

## 3-8 まとめ

本章では、ベンチマークとなる平行メカニズム型の肩義手システムの構造をデザインした。そして義手アームの空間アクセス性と操作性を評価するための評価指標を提案し、肩義手の作業領域に対する付加アシストデバイスとなるバイアススペーサーと体幹動作の効果を検証した。さらに評価指標による最適なコンフィギュレーションの選出と評価をし、その結果に基づき実機製作と動作実験を行い、ベンチマークに対する付加デバイスと最適コンフィギュレーション選出の効果を確認した。

# 第4章 パラレルモデルにおける出力特性の検討[PP3]

## 4-1 リンクモデル

本章では空間アクセス性と静力学的な出力特性を考慮した設計プロシージャを提案する。このプロシージャでは実際に被験者の ADL 測定におけるタスクスペースによって EFAA を再設定し、前章と同様に評価指標を用いて力・空間的特性を確認する。

本章で提案するベンチマークとなるパラレルメカニズムを図 4-1 に示す。3つのセグメントや1セグメントにおけるバックボーン、PEA の配置、プラットフォームにおける回転継手は前章における構造と基本的には同じであり、バックボーンとロッドの寸法は図 4-1(c)のとおりである。セグメント 3 には PEA が 2 本配置されているが、これはアームの重量推定のためのものであり、本章での力・空間特性評価の対象にはしていない。

しかし本章のモデルでは付加デバイスとしてマウンティングアングル  $\phi$  を設定する。これは図 4-1(a), (b) に示すように  $\phi$  ( $\phi_{xi}$ ,  $\phi_{yi}$ ), ( $i = 1, 2, 3$ ) とし、ベース 1, 2, 3 をそれぞれ肩部、プラットフォーム 1, 2 に取り付ける際に初期角度を与えるものである。本章では PEA に加圧してアクティベートする以前の状態をスタンバイ状態とするが、図 4-1(b) は  $\phi = 0^\circ$  のベンチマークのスタンバイ状態、図 4-1(a) はベンチマークに対してある  $\phi$  を与えた場合のスタンバイ状態である。

さらに本章では出力特性を計算するが、セグメント 3 の端部すなわちハンドに負荷を与えた場合、セグメント 2 よりもセグメント 1 に対して、より大きな所要力が予想される。それゆえ、あらかじめ本章ではセグメント 1 の PEA は 2 本の並列に連結したものを 1PEA セットとし、これをセグメント 2 と同様にバックボーン回りに均等に 3 か所配置する(図 4-1(d)参照)。

この CAD モデルにおいてシミュレートされた重量を表 4-1 に示す。全重量は 1.982 kg であった。第 1 章で岡本ら[83]の報告においてほとんどの切断患者が 0.9 kg 以下の筋電



義手を望んでいることを紹介したが、全重量は 0.9 kg を大きく超過している。しかしながらアーム+ハンド、バックパックがそれぞれ 0.742, 1.24 kg であり、本研究ではアーム+ハンド本体の重量である 0.742 kg を検討対象とする。第 2 章 2-3 節で示したように力学の観点から、身体の中央部にある重量は体の端部の重量よりも、身体にとってより軽い負荷であると考えられる。それゆえバックパックの重量は体の基部に近いために、バックパック中の重量は義手の重量としてカウントしないことは合理的であると考えられる。

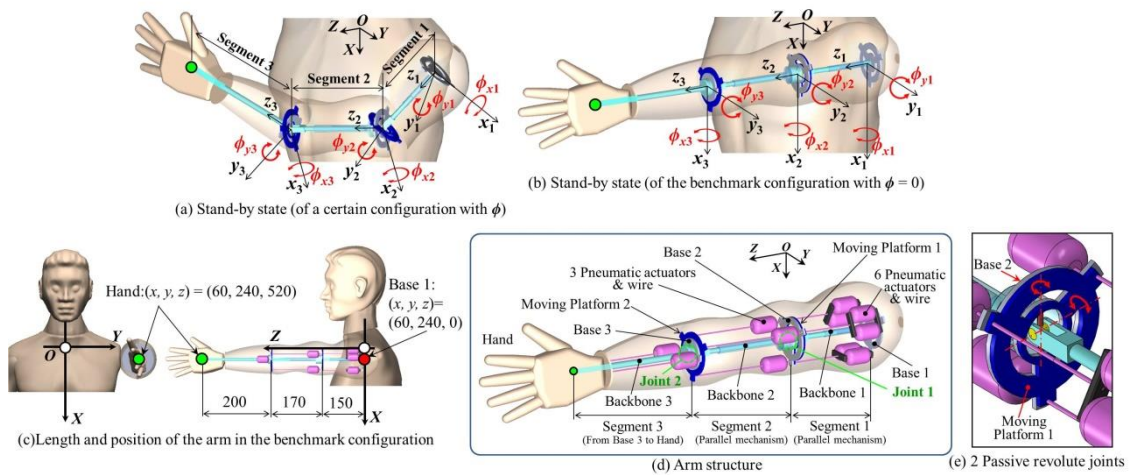


図 4-1. 義手アームの構造と寸法

表 4-1. 各 부품の推定重量

Total system (unit: kg)						1.982		
Arm					0.742	Backpack system		1.24
<b>Segment 1</b>	<b>0.192</b>	<b>Segment 2</b>	<b>0.156</b>	<b>Segment 3</b>	<b>0.394</b>	<i>Backpack</i>	<i>0.5</i>	
<i>Base 1</i>	<i>0.013</i>	<i>Base 2</i>	<i>0.012</i>	<i>Hand</i>	<i>0.25</i>	<i>Air compressor</i>	<i>0.18</i>	
<i>Backbone 1</i>	<i>0.011</i>	<i>Backbone 2</i>	<i>0.03</i>	<i>Base3</i>	<i>0.005</i>	<i>Battery</i>	<i>0.43</i>	
<i>M. platform 1</i>	<i>0.01</i>	<i>M. platform 2</i>	<i>0.01</i>	<i>Backbone 3</i>	<i>0.025</i>	<i>Accessory</i>	<i>0.13</i>	
<i>Accessory</i>	<i>0.045</i>	<i>Accessory</i>	<i>0.03</i>	<i>M. platform 3</i>	<i>0.01</i>			
<i>Actuator</i>	<i>0.018</i>	<i>Actuator</i>	<i>0.009</i>	<i>Accessory</i>	<i>0.05</i>			
<i>Arm cover</i>	<i>0.095</i>	<i>Arm cover</i>	<i>0.065</i>	<i>Actuator</i>	<i>0.006</i>			
				<i>Arm cover</i>	<i>0.048</i>			

## 4-2 仕様と設計変数

前章では空間アクセス性と操作性を評価するために、義手使用者個人が頻繁にアクセスすると予想される領域 EFAA(Expected Frequently Accessed Area)を設定した。本章では予想される領域ではなく、実際の ADL 動作に基づく評価領域を設定する。まずリハビリテーションなど臨床上で広く使用されており、ADL の評価方法である機能的自立評価表(Functional Independence Measure, FIM)[110]の評価シートから ADL を選定する。FIM は食事、更衣、整容、入浴といった身の回りの動作 6 項目、排泄コントロール 2 項目、移乗 3 項目、移動 2 項目の基本的 ADL の 13 項目にコミュニケーション 2 項目と社会的認知 3 項目を加えた 18 項目から構成され、遂行に必要な介護量によって 7 段階に評点をつけるというものである[111]。また佐浦ら[112]は 2007 年から 2009 年の間に発行された American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation を含む 7 雑誌を対象に原著論文の中で用いられている評価法を調査した結果、使用頻度は FIM が一番多く、さらに疾患群別で見た場合、切断における使用頻度でも FIM が最多であったと報告している。

そこで本章では FIM から以下の 3 種類の ADL 動作を選定する。

- 弁当を食べる
- ペットボトルの水を飲む
- 歯を磨く

これら動作間の手の軌跡をモーションキャプチャーシステム(OptiTrack)により計測し、これに基づいた評価エリアを作成する。詳細は次節にて説明する。さらにこれらの動作から静力学シミュレーションで設定するハンドへの負荷を以下のように設定する。

- 10 N (弁当 0.7 kg(実測), ハンド 0.3 kg と想定)

## 4-3 評価エリアの作成

### 4-3-1 3ADL 動作に基づく評価エリア-ADLA

前節で述べたように評価エリアを作成するためにADL動作の実験及び計測を行った。その様子を図4-2に示す。本章でも前章と同じ167.0 cmの人間モデルを用いてシミュレーションを行うために、これに近い身長165.0 cmの被験者を選定した。この被験者は左利きであり、図は弁当を食べている動作の計測である。モーションキャプチャーシステム用の反射マーカは頭部、首、肩、肘、手に設置し、動作軌跡を測定している。3種類のADLは全て60Hzで計測され、計測時間は弁当、ペットボトル、歯磨きがそれぞれ、20秒、60秒、120秒であった。

このデータは前章の図3-3と同じ座標系にインポートする。これを図4-3(a)-(c)に示す。赤の点が手の座標である。さらに図4-3(d), (e)の緑色のエリアは(d)における3ADL動作全ての手の軌跡をカバーする最小の直方体のエリアである。これを本章における評価エリアとし、ADLエリア(ADL Area, ADLA)と設定する。このADLAの寸法を図4-3(f), (g)に示す。

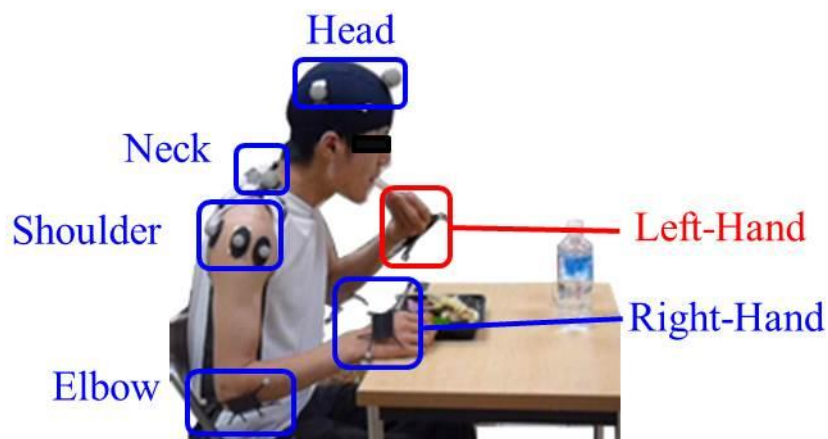


図 4-2. ADL 動作(弁当を食べる)の計測

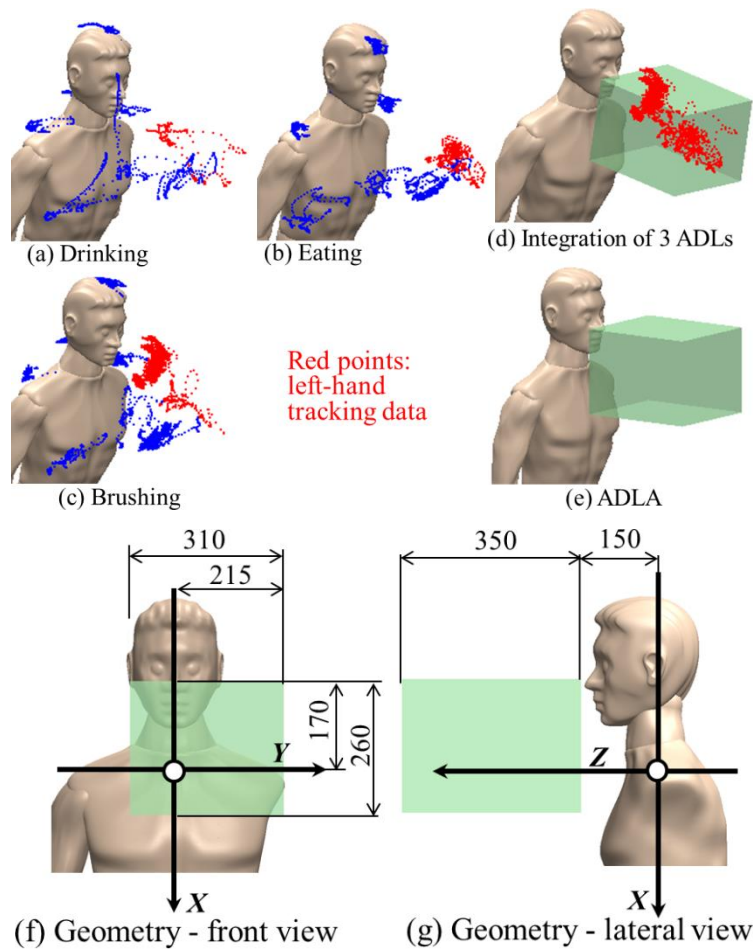


図 4-3 計測データの CAD 座標系へのインポート

### 4-3-2 非利き手用のエリア-ADLA'

本章での設計アプローチの適応性をテストするために、異なる評価エリアを用意し、コンフィギュレーションの評価を行う。前項で作成した ADLA は左利きの利き手用の評価エリアである。本項ではまず左利き非利き手の右手用のエリアを図 4-4(a), (b)の灰色のエリアに作成する。さらに今回の左手用シミュレーターに適応させるべく、この灰色エリアの左右対称(XZ 平面に対称)なエリアを作成し ADLA'とする。図 4-4(b), (c)に示す。この ADLA'で評価することにより、本章の左利き被験者の右手用の義手コンフィギュレーションを決定できる。

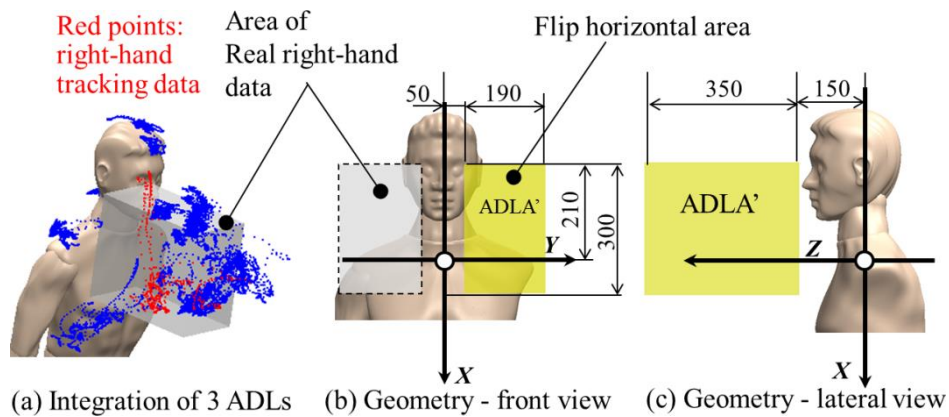


図 4-4. ADLA' (単位:mm)

### 4-3-3 ADLA から離れたエリア- ADLA''

前項と同様に設計アプローチの適応性をテストするために、さらに別の評価エリアを設定した。これは ADLA に合わせたコンフィギュレーションの最適化手法が、全く別の離れたエリアでも順応できるかを確認するために用意した。図 4-5 は靴下を履く動作を計測し、それに合わせてエリアを作成したものである。これを ADLA'' とする。この靴下を履くという動作は上述の 3 つの ADL 動作とは大きく異なるものである。

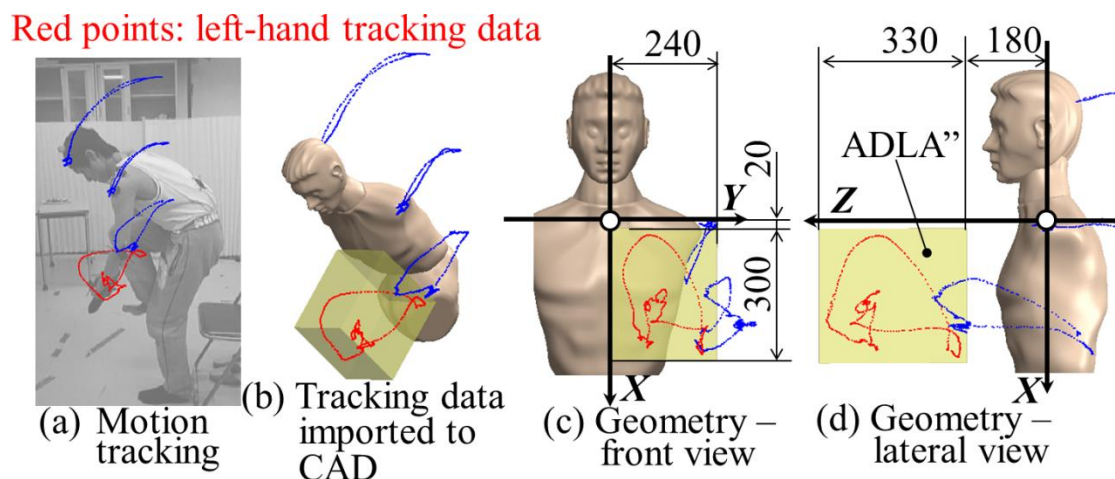


図 4-5. 靴下を履く動作 ADLA'' (単位:mm)

## 4-4 運動学と静力学

ハンドの動作とその作業領域を解析するための肩義手構造の運動学モデルを図 4-6 に示す. 前述のとおり座標系, 基本的なセグメント, バックボーン, PEA の配置, 回転継手は前章における構造と同じである. 前章と大きく異なるのは, 図 4-1(d)に示すようにセグメント 1 の PEA は 2 本の並列連結で 1 セットであること(これは並列のために収縮量は変わらず運動学的には前章と変わらない)と各セグメントがマウンティングアングル  $\phi$  ( $\phi_{xi}, \phi_{yi}$ ), ( $i = 1, 2, 3$ )によって初期角度が与えられていることである. セグメント 1 は第 4-1 節で述べたように肩部すなわちグローバル座標系  $O_{B1}-XYZ$  に対して( $\phi_{x1}, \phi_{y1}$ )回転して取り付けられている(図 4-1(a), (b), 4-6(a)参照). さらにセグメント 2, 3 はそれぞれセグメント 1, 2 に対して( $\phi_{x2}, \phi_{y2}$ ), ( $\phi_{x3}, \phi_{y3}$ )回転して取り付けられる.

図 4-6(b)のように PEA が加圧され長さが  $l_{1i}, l_{2i}$  から  $l_{1i}', l_{2i}'$  ( $i = 1, 2, 3$ )になった場合, バックボーン長さ  $l_{B1}, l_{B2}$ , PEA 接点  $B_{2i}, M_{1i}, M_{2i}$  ( $i = 1, 2, 3$ ) は  $l_{B1}', l_{B2}', B_{2i}', M_{1i}', M_{2i}'$ に変更される. さらに, 2 つの受動回転ジョイント(ムービングプラットフォーム 1, 2 のジョイント 1, 2(図 4-1(d)参照) が  $\theta_{xi}, \theta_{yi}$  ( $i = 1, 2$ )回転する. セグメント 1, 2, 3 のマウンティングアングル  $\phi$  及びジョイント 1, 2 の回転行列を  $R^{\phi^1}, R^{\phi^2}, R^{\phi^3}$  及び  $R^{\theta^1}, R^{\theta^2}$  とする. さらにハンドすなわちバックボーン 3 の先端の座標を  $\mathbf{P}(x, y, z)$  とする. その場合,  $l_{1i}', l_{2i}'$  ( $i = 1, 2, 3$ ) と  $\mathbf{P}$  は以下の式で表せる.

$$\begin{aligned}
 l_{1i}' &= \overline{OB1 M_{1i}'(R^{\theta^1}, l_{B1}')^{OB1} B_{1i}'}, \\
 l_{2i}' &= \overline{OB2 M_{2i}'(R^{\theta^2}, l_{B2}')^{OB2} B_{2i}'}, \quad (i = 1, 2, 3)
 \end{aligned}$$

$$\begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix} = {}^O O_{B1} + R^{\phi^1} \left( \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ l_{B1}' \end{pmatrix} + R^{\phi^2} R^{\theta^1} \left( \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ l_{B2}' \end{pmatrix} + R^{\phi^3} R^{\theta^2} \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ l_{B3}' \end{pmatrix} \right) \right) \quad (4.1)$$

ここで, 設計変数(パラメーター)は次のように設定する.

バックボーン 1, 2, 3 長さ:  $l_{Bi}$  ( $i = 1, 2, 3$ )

PEA の設置半径:  $r_{Bj}, r_{Mj}$  ( $j = 1, 2$ ) (4.2)

マウンティングアングル:  $\phi$  ( $\phi_{xi}, \phi_{yi}$ ) ( $i = 1, 2, 3$ )

ここでの半径  $r_B, r_M$  はモーメントアームであり、可動領域と関節の出力トルクに大きな影響を与える。義手アームの出力、すなわち各 PEA の所要力を評価するために静力学方程式が計算される。前章と同様に仮想仕事の原理より、図 4-6 におけるハンド位置  $P$  の生成力  $F$ , PEA の生成力  $\tau$  は式(4.3)のように計算される。ここで、 $f_{x,Y,Z}$  及び  $m_{X,Y,Z}$  はグローバル座標系での  $X, Y, Z$  軸方向における力と各軸まわりのモーメントである。 $\tau(t_1, \dots, t_6)$  は各 PEA の生成力である。 $J$  はアーム構造におけるヤコビ行列である。

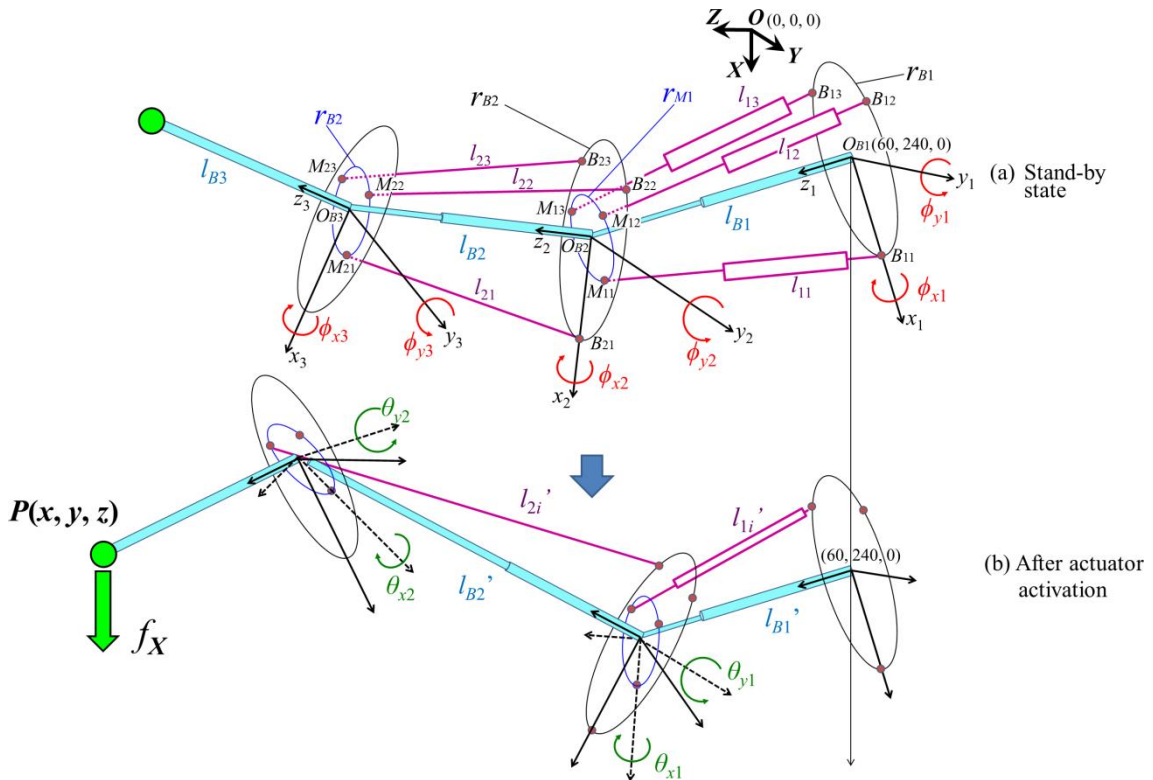


図 4-6. 各セグメントの動き

$$\begin{aligned} \mathbf{F} &= \mathbf{J}^T \boldsymbol{\tau}, \quad \mathbf{F} = (f_x \ f_y \ f_z \ m_x \ m_y \ m_z)^T \\ \boldsymbol{\tau} &= (t_1 \ t_2 \ t_3 \ t_4 \ t_5 \ t_6)^T \end{aligned} \quad (4.3)$$

## 4-5 評価

設計を進める上で、拘束条件があるために、仕様を完全に満たすことは難しい。それゆえ最適解を見出す評価指標を決めることが必要である。前述のとおり、本章では以下の2種類の指標を評価する。前章で使用したものも含まれている。

- 空間アクセス性
- 静力学的な出力性能と操作性

### 4-5-1 空間アクセス性の評価指標

前章と同様に義手アームの付加デバイスであるマウンティングアングルを含む各部配置寸法をパラメーターとして探索的に後述の評価指標から最適なコンフィギュレーションを選出する。まず空間アクセス性評価である。前章と同様にPEA最大長、中間長、最小長を式(4.1)に代入することで $\mathbf{P}(x, y, z)$ を計算し、各コンフィギュレーションに対して $\mathbf{P}$ を $3^6 = 729$ 通り行うことで、729個の点から構成される点群 $\Sigma\mathbf{P}$ を作り、コンフィギュレーションの評価を行う。計算から得られる指標は以下のものである。

- $N$ :  $\Sigma\mathbf{P}$  にプロットされた点 $\mathbf{P}$ の総数

そして、空間的アクセス性の評価指標は以下に示すものと定める。

- $D$ : ADLA をカバーする点群 $\Sigma\mathbf{P}$ の分布形態
- $E$ : ADLA における $\Sigma\mathbf{P}$ のエントロピー
- $C$ : ADLA と $\Sigma\mathbf{P}$ の中心間距離(ADLA への $\Sigma\mathbf{P}$ のフィッティング)

$C$  は評価エリア ADLA への義手アームの可動領域のフィッティングの度合いを表している。もし中心間の距離 $C$ が小さければ $\Sigma\mathbf{P}$ はより良くADLAにフィットしていることを意味する。その他分布 $D$ 、エントロピー $E$ 、は前章第3-4-1項と同じで式(3.5)を用いる。



## 4-5-2 静力学的評価

式(4.3)により義手アームの所要力が計算される。第 4-2 節で述べたように手先  $P(x, y, z)$  に与える負荷は 10 N であり，方向は重力方向すなわち図 4-6 における  $X$  方向である。各 PEA の生成力  $\tau$  は式(4.3) において  $F(f_x, f_y, f_z, m_x, m_y, m_z)$  に  $(10, 0, 0, 0, 0, 0)$  を代入することで導出される。出力の評価指標は以下に示す。

- $F_1$ : ADLA 内の点群  $\Sigma P$  におけるセグメント 1 の 1 本当たりの PEA の最大所要力
- $F_2$ : ADLA 内の点群  $\Sigma P$  におけるセグメント 2 の 1 本当たりの PEA の最大所要力

さらに前章の第 3-4-2 項と同様に条件数を使った操作性を評価する。評価指標は以下を用いる。条件数(式(3.9 参照))は前述のとおり発生力方向の均一さを表す。

- $M$ : ADLA での点  $P$  の条件数  $c$  の第三四分位数

以上，本章において肩義手の空間アクセス性は  $D, E, C$ ，所要力・操作性は  $F_1, F_2, M$  より評価する。

## 4-5-3 評価プロセス

義手アームコンフィギュレーションの評価プロセスは前章と同様であり，以下に示す。

- I. アームの初期寸法配置(ベンチマークコンフィギュレーション)を設定する。
- II. ADLA, ADLA', ADLA'' を設定する(図 4-3, 4-4, 4-5 参照)。
- III. PEA の並進運動に対応する収缩量に対して，アーム端座標  $P(x, y, z)$  を計算し描画する。
- IV. ADLA, ADLA', ADLA'' における点群  $\Sigma P$  の評価指標を計算する。
- V. アームコンフィギュレーションのパラメーター(配置寸法)を変更し，上記手順 III に戻り再計算をする。
- VI. 上記手順 III から V までの計算を繰り返した後，アームの最適コンフィギュレーション

ョンを決定するために、全てのコンフィギュレーションに対して空間アクセス性と所要力、操作性を評価する。得られた最適コンフィギュレーションを用いてベンチマークとの比較を行う。

#### 4-5-4 パラメーター

式(4.2)に用いるパラメーターを式(4.4), (4.5)に示す。この式により、評価指標  $D, E, C, F_1, F_2, M$  と各指標に対する閾値を用いることで探索的に最適値を選定する。まずアームの所要力と可動領域のトレードオフを調査するために式(4.4)と  $D, F_1, F_2$  を用いて大まかに探索し、 $r_{B1}, r_{B2}$  を決める。この際のコンフィギュレーションは式(4.4)に示すように  $3^3 \times 5^2 = 675$  通りとし、表 4-2 のように ID 番号を付与した。その後、式(4.5)により ADLA, ADLA', ADLA'' に対して最適コンフィギュレーションを決定する。候補のコンフィギュレーションは  $3^2 \times 4^4 \times 3^3 = 62,208$  となる。

$$l_{B1} = 150 \pm 10i, l_{B2} = 170 \pm 10i, l_{B3} = 200 \pm 10i \quad (i = 0, 1), \quad (4.4)$$

$$r_{B1}, r_{B2} = 40 \pm 5j \quad (j = 0, 1, 2), r_{M1} = r_{B1} - 5, r_{M2} = r_{B2} - 5 \quad (\text{mm})$$

表 4-2. 675 通りの組み合わせと対応する ID 番号

ID	1	2	3	4	...	27	28	...	135	136	...	674	675
$l_{B1}$	140	140	140	140	...	160	140	...	160	140	...	160	160
$l_{B2}$	160	160	160	170	...	180	160	...	180	160	...	180	180
$l_{B3}$	190	200	210	190	...	210	190	...	210	190	...	200	210
$r_{B1}$	30	30	30	30	...	30	30	...	30	35	...	50	50
$r_{B2}$	30	30	30	30	...	30	35	...	50	30	...	50	50

$$\phi_{x1} = -20^\circ, 0^\circ, 20^\circ, \phi_{y1} = 0^\circ, 30^\circ, 60^\circ$$

$$\phi_{x2} = 0^\circ, 20^\circ, 40^\circ, 60^\circ, \phi_{y2} = 0^\circ, -20^\circ, -40^\circ, -60^\circ \quad (4.5)$$

$$\phi_{x3} = 0^\circ, 20^\circ, 40^\circ, 60^\circ, \phi_{y3} = 0^\circ, -20^\circ, -40^\circ, -60^\circ \quad (\text{図 4-6 参照})$$

$$l_{B1} = 150 \pm 20i, l_{B2} = 170 \pm 20i, l_{B3} = 200 \pm 20i \quad (i = 0, 1) \quad (\text{mm})$$

また式(4.6)はベンチマークコンフィギュレーションのパラメーターである。最終的に得られた最適コンフィギュレーションとベンチマークを比較する。

$$\begin{aligned}l_{B1} &= 150, l_{B2} = 170, l_{B3} = 200, \\r_{B1}, r_{B2} &= 50, r_{M1} = r_{B1} - 5, r_{M2} = r_{B2} - 5 \text{ (mm)} \\ \phi_{x1}, \phi_{y1}, \phi_{x2}, \phi_{y2}, \phi_{x3}, \phi_{y3} &= 0^\circ\end{aligned}\tag{4.6}$$

ここで、各閾値は以下のように設定する。

- $C$ : 0.2 パーセンタイル以下
- $D$ : 99.8 パーセンタイル以上
- $E$ : 99.8 パーセンタイル以上
- $F_1, F_2, M$ : 40 パーセンタイル以下

$C, D, E$ は厳しい閾値を設定している。一方、上記の所要力と可動領域のトレードオフの調査において1段階目選定時に $F_1, F_2$ を使用し、ある程度 $F_1, F_2$ が絞られているため $F_1, F_2$ は弱めに設定し選定時のバランスを取った。

## 4-6 計算結果と評価

### 4-6-1 ベンチマークコンフィギュレーションの結果

ベンチマークコンフィギュレーションにおける $P(x, y, z)$ のプロットを図4-7(a)に示す。ここでADLA内の点を緑色、ADLA外の点を灰色、ADLAの中心を赤色で示す。この時の評価値は表4-3に示す。

### 4-6-2 可動領域・所要力トレードオフ調査

第4-5-4項にて示したコンフィギュレーションIDに対する指標 $D, F_1, F_2$ の値を図4-8に示す。図において特徴的な2つのサイクルが確認できる。1つは27個のID毎のサイク

ルであり、 $r_{B2}$ の増加に対応している。このサイクルでは $F_2$ が大きく減少していく。2つめは135個のID毎のサイクルであり $r_{B1}$ の増加に対応している。このサイクルでは $F_1$ が大きく減少していく。さらに $D$ は $r_{B2}$ 、特に $r_{B1}$ に従って徐々に減少していく。 $F_1, F_2$ は $l_{B1}, l_{B2}, l_{B3}$ の影響により小刻みに増減するが、 $r_{B1}, r_{B2}$ に比べればその影響は小さく見受けられる。図内の数か所で $D, F = 0$ になっているが、これは $l_{B1}, l_{B2}, l_{B3}$ が長すぎて、ADLA内に収まる $P(x, y, z)$ が無かったためである。可動領域を考えれば、低値の $r_{B1}, r_{B2}$ を伴う高値の $D$ は望ましいが、 $F_1, F_2$ は100 N以下で使用されなければならない。この拘束条件と図4-8から、 $r_{B1}, r_{B2}$ ともに35 mm、 $r_{M1}, r_{M2}$ は30 mm(式(4.4)参照)に決定する。

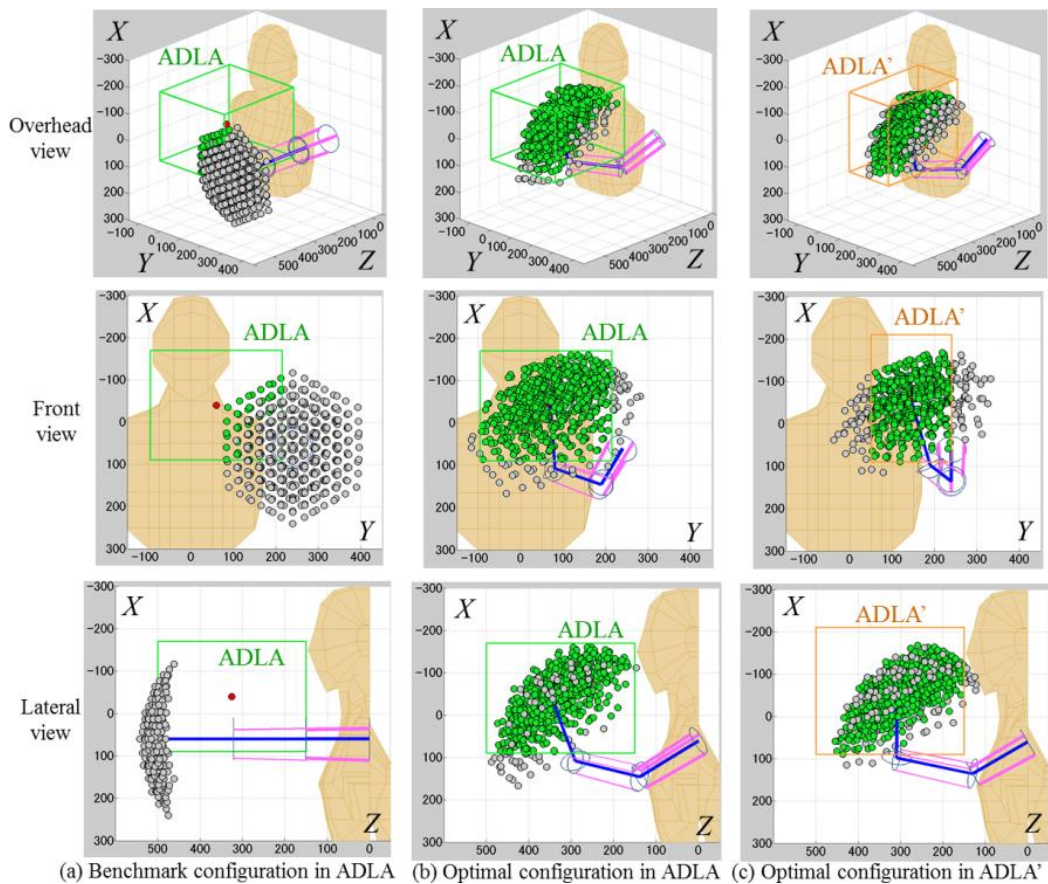


図4-7. ベンチマークと最適コンフィギュレーションの比較

表 4-3. ベンチマークと最適コンフィギュレーションの評価指標値

Evaluation area		Unit	Configuration			Upgrading of optimal to benchmark in ADLA (%)
			Benchmark	Optimal		
			ADLA	ADLA	ADLA'	
Design variables	$r_{B1}$	mm	50	35	35	
	$r_{B2}$		50	35	35	
	$\phi_{x1}$	degree	0	20	0	
	$\phi_{y1}$		0	30	30	
	$\phi_{x2}$		0	20	20	
	$\phi_{y2}$		0	-40	-40	
	$\phi_{x3}$		0	0	60	
	$\phi_{y3}$		0	-60	-60	
	$l_{B1}$	mm	150	170	150	
	$l_{B2}$		170	190	190	
	$l_{B3}$		200	180	180	
	Raw data	$N$		64	670	
Evaluation index	$C$	mm	283.7	36.2	24.0	87.2
	$D$		31	302	265	874.2
	$E$		4.78	7.96	7.77	66.5
	$F_1$	N	44.6	61.5	54.0	-37.9
	$F_2$		51.2	49.3	63.1	3.71
	$M$		448440	23077	36031	94.9

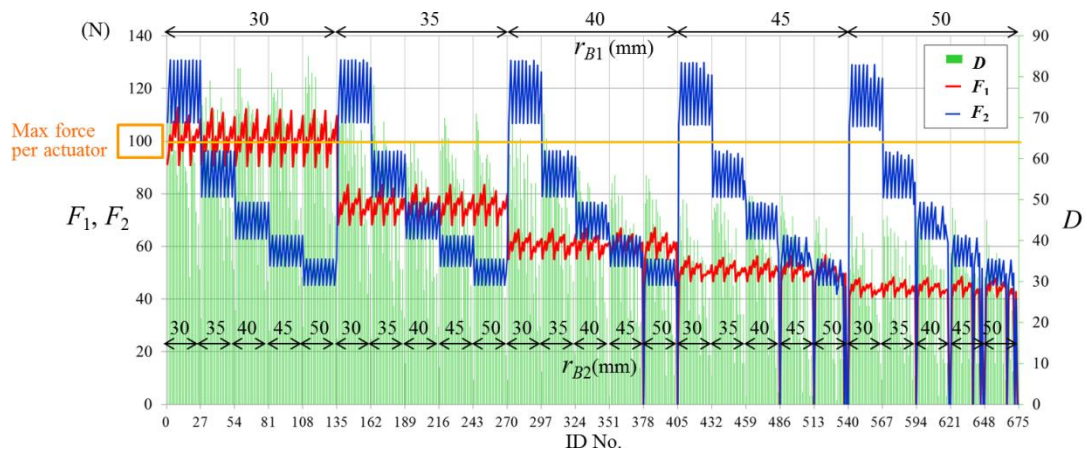


図 4-8. 675 通りのコンフィギュレーションにおける所要力と可動領域間のトレードオフ

### 4-6-3 全コンフィギュレーションの探索結果

前項にて決定した  $r_{B1}, r_{B2} = 35 \text{ mm}$ ,  $r_{M1}, r_{M2} = 30 \text{ mm}$  を用いて全てのパラメーターにおける最適コンフィギュレーションの探索を行った. 決定した ADLA 及び ADLA' におけ

る最適コンフィギュレーションのパラメーター、評価指標及びプロット図のベンチマークとの比較を図 4-7, 表 4-3 に示す. 図 4-7 における義手アームのイラストはスタンバイ状態を示す(後述の図 4-9, 4-12 にも該当する).

表 4-3 に示すように  $F_1, F_2$  以外の指標はベンチマークに対して大きく改善されている. 最適コンフィギュレーションの  $F_1, F_2$  は, より小さいモーメントアーム  $r_{B1}, r_{B2}, r_{M1}, r_{M2}$  の影響によると考えられる. 点群  $\Sigma P$  は最適化により ADLA によりフィットしていることが確認できる.

ADLA'における最適コンフィギュレーションについては, ADLA'に対する閾値は ADLA 時のものと同一である. しかし図 4-7(b)と(c)を比較すれば, この ADLA'の最適コンフィギュレーションも ADLA'にフィットしていることがわかる.

#### 4-6-4 マウンティングアングルの効果

ADLA''は靴下を履く動作を反映した評価エリアであり, ADLA における 3ADL 動作とは全く異なる. ADLA''における最適コンフィギュレーション及びプロット図を表 4-4, 図 4-9 に示す. 表 4-3, 4-4 からわかるように ADLA と ADLA''の最適コンフィギュレーションは  $r$  と  $l$  が同じであり, マウンティングアングルが異なるだけである. さらに図 4-9 から, このコンフィギュレーションが ADLA''にフィットしていることが確認できる. それゆえ, マウンティングアングルは効果的に機能していることがわかる.

#### 4-6-5 評価指標 $D$ と $E$ の機能比較

評価指標の中で比較的似ていると考えられる  $D$  と  $E$  の関係を調査するために全ての 62,208 通りのコンフィギュレーションを  $D$  値を基準に降順にソートし, 上位 1000 コンフィギュレーション(No. 1 - No. 1000)を抽出した. 図 4-10 において, このコンフィギュレーションの  $D$  と, これに対応する  $E$  を示した.  $D$  が減少していく際,  $E$  は細かく増減しながら, 全体としては徐々に減少している. この際, 図に示すように No. 285 と 810 に

注目する. この 2 コンフィギュレーションのプロット側面図の拡大したものを図 4-11 に, 各パラメーターを表 4-5 に示す. この 2 つを比較した場合, No. 285 は  $D$  が高値であり, No. 810 は  $E$  が高値である. 図 4-11(a)の No. 285 では A 部においてプロットが密集しているのに対し B 部は密度が低いように見える. 一方で図 4-11(b)の No. 810 ではプロットがバランスよく分布している. このように No. 810 では  $E$  が機能していることがわかり, 評価指標  $D$  と  $E$  は個別に機能していることが確認できる.

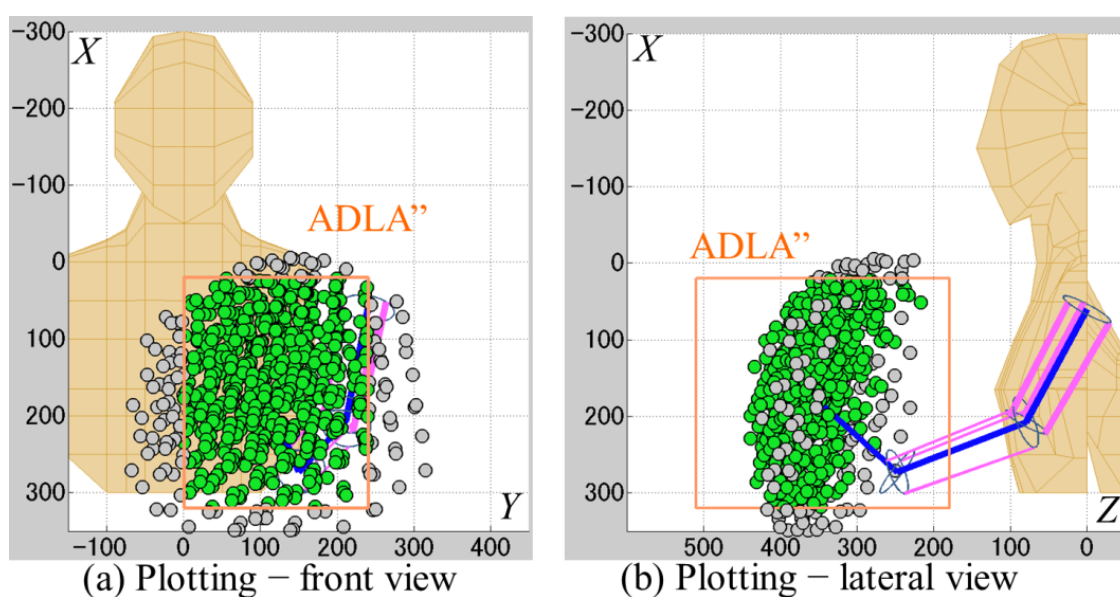


図 4-9 ADLA''(靴下を履く動作)における最適コンフィギュレーション

表 4-4 ADLA''(靴下を履く動作)における最適コンフィギュレーション

Design variables	$\phi_{x1}$	$\phi_{y1}$	$\phi_{x2}$	$\phi_{y2}$	$\phi_{x3}$	$\phi_{y3}$	$r_{B1}$	$r_{B2}$	$l_{B1}$	$l_{B2}$	$l_{B3}$
		20	60	0	-40	0	-60	35	35	170	190
Unit	Degree						mm				
Evaluation index	$N$	$C$	$D$	$E$	$F_1$	$F_2$	$M$				
	598	39.0	264	7.80	60.6	38.4	13303				
Unit		mm			N						

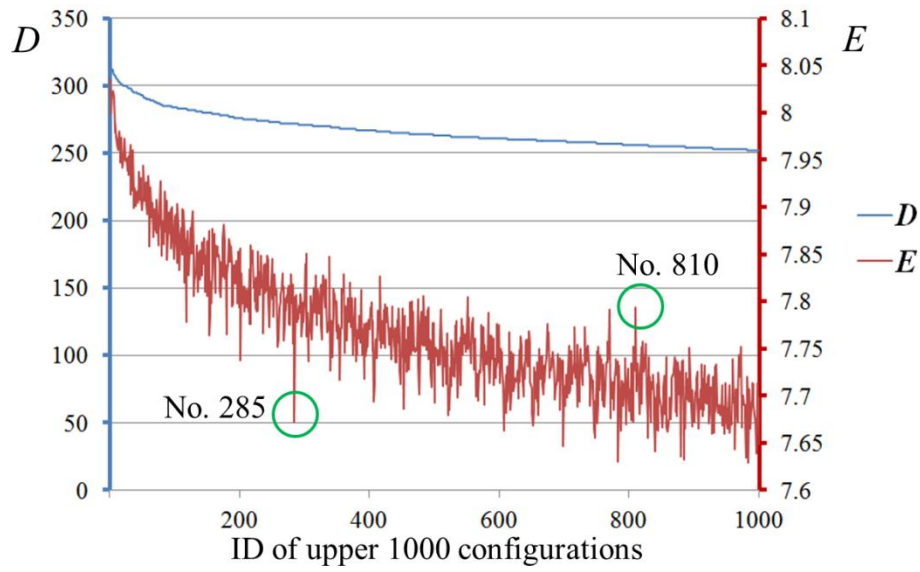


図 4-10 上位 1000 の  $D$  とそれに対応する  $E$

表 4-5 No. 285, 810 における  $D, E$  と各パラメーター

		$D$	$E$	$l_{B1}$	$l_{B2}$	$l_{B3}$	$\phi_{x1}$	$\phi_{y1}$	$\phi_{x2}$	$\phi_{y2}$	$\phi_{x3}$	$\phi_{y3}$
Unit				mm			degree					
ID	285			272	7.67	170	170	200	20	0	0	0
	810	265	7.79	150	190	220	-20	30	60	-20	40	-20

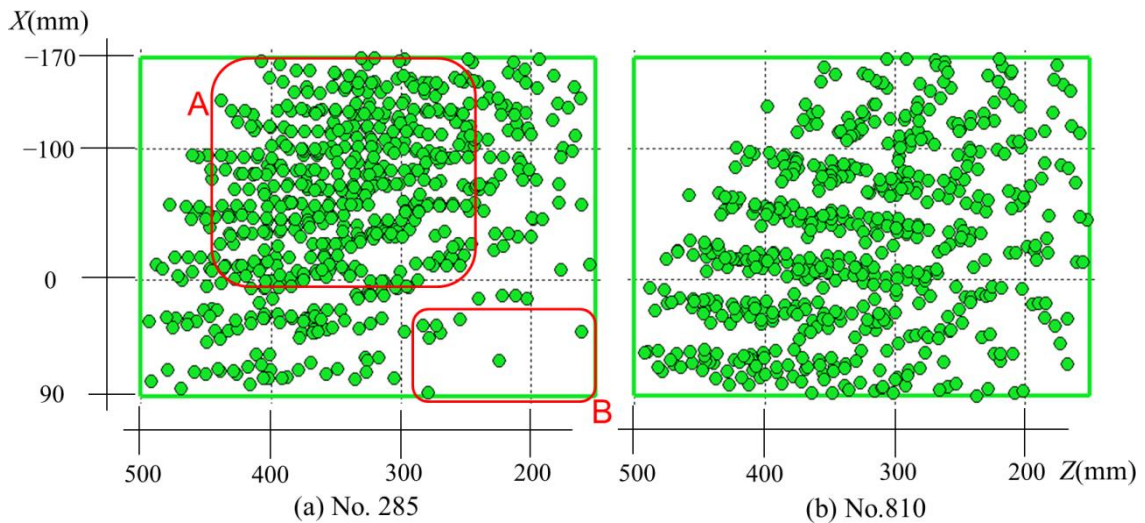


図 4-11. No. 285, 810 におけるプロット側面図の拡大図



## 4-7 考察

本章の最適化プロシージャではスタンバイ状態におけるバックボーン長さ  $l$ , PEA 取付半径  $r$ , マウンティングアングル  $\phi$  がパラメーターとして設定された。 $\phi$  は作業空間の配置に関わり, 基本的に  $l$  と  $r$  は可動領域とペイロードに大きく影響を与える。それゆえ, これらの変数は義手アームに対して異なる役割を担っている。

本章では実験計測に基づく, 弁当を食べる動作を含む標準的な ADL 動作の一部が評価エリア ADLA として使われた。本研究で提案する設計プロシージャは第 4-6-3, 4-6-4 項で示したように評価エリアの変化にも対応できることが確認できた。それゆえ, 仮に切断患者が実際に必要とする ADL 動作すなわち ADLA が再計測・再解析されれば, その個人のタスクスペースに適合した新しい最適義手アームモデルが開発可能である。

図 4-7 に示すように, パラレル構造の可動領域は傘のような形をしている。言い換えれば, 図 4-7 にて可動領域は  $X, Y$  軸方向に伸び,  $Z$  軸方向が小さい。さらに他の文献[113]においても, 似ているロボットデバイスの可動領域が見られる。それゆえ, マウンティングアングル  $\phi$  を最適化し各個人特有の ADL 動作領域に適合するために義手アーム可動領域の姿勢を調整すること, 特に義手アーム可動領域の長手方向を有効活用することが重要である。

$C$  をはじめとする評価指標を用い, 各設計変数を調整しながら, 肩義手の作業空間を ADLA に移動・フィットさせることは合理的であり, 使用者からの特定の必要条件にも対応できることが結果から確認できた。本章での評価指標は可動領域, エントロピー, 操作性に加え, PEA の所要力含んでいる。これらは全く別の性質のものであり, これらの幅広い評価を行うことで最適化されたコンフィギュレーションはバランスの良いものとなる。

設計変数である  $l_{B1,2,3}$ ,  $r_{B1,2}$ ,  $r_{M1,2}$  は人間腕の長さと同様に相当するが, これらは最適化のために用いられた。第 4-6-2 項での所要力と可動領域間のトレードオフの探索では  $r_{B1,2}$  が大きな影響を示した。可能な限り擬人化した義手アームの開発を目標とすれば,

アームの直径はある程度限られる。それゆえ、 $r_{B1,2}$ 、 $r_{M1,2}$ の小さな値は擬人化デザインと広範囲の作業スペース確保の両面に有利である。さらに結果の最適コンフィギュレーションは、図4-8において $F_1$ 、 $F_2$ のマージンが残されていることを考慮すれば、さらなる $r_{B1,2}$ 、 $r_{M1,2}$ の小径化への可能性があると考えられる。この件については、さらに調査を進める必要がある。

第4-6-5項において指標 $D$ と $E$ は適切に個別に機能していることが確認できた。コンフィギュレーション No. 810 はアーム長において、No. 285 よりも短い $l_{B1}$ と長い $l_{B2,3}$ になっており、根本が短く端部が長い状態である。それゆえ、アーム動作の半径は大きくハンドの分布は広がる。このような場合 $l$ が長く可動領域はより広範囲になるが、その一方でADLAへのフィッティングのために、より大きなPEAの収縮量が必要となる。そのため、長すぎる $l$ は不適切と成りうる。

次に閾値についてである。第4-5-4項で設定した閾値は一見 $C$ 、 $D$ 、 $E$ を重視し過ぎるように見える。そこでこれを確認するために以下の、より高バランスに見える閾値の組み合わせで再最適化を行う。

- $D$ ,  $E$ : 94 パーセント以上
- $C$ ,  $F_1$ ,  $F_2$ ,  $M$ : 6 パーセント以下

図4-12と表4-6に、当初の4-6-3項の最適コンフィギュレーション(primary optimal configuration)と上記もの(well-balanced configuration)の比較を行った。後者は $F_1$ 、 $F_2$ 、 $M$ において前者よりも良い値を示している。しかしながら、図におけるプロットのバランスは良いようには見えない。やはり前者のほうがADLAにマッチしているように見受けられる。さらに前者の $F_1$ 、 $F_2$ は許容範囲内、すなわち最大出力100 N以内に十分に収まっている。それゆえ前者は適切であったと考えられる。

さらに個人使用者に対するカスタムメイド設計において、3つの側面を考慮に入れることが可能である。第一は標準的なADL動作であり、第二は職業に関して必要な動作である。仮に使用者の職業上、ある1動作が特に重要な場合、その動作は考慮に入れるべきである。第三の側面は機械的な設計の実現可能性である。序章で述べたように、構

造的な複雑さや携帯性、コストの制限のために人の腕と同じ自由度・可動領域を肩義手で実現することは非常に困難である。それゆえ、やはり健常側で行える数種の重要な ADL 動作(例えばトイレでのセルフケアなど[114])は考慮から外すことも考えられる。これは便利さと実現可能性とのトレードオフである。この3側面を考慮することで動作のキャプチャーデータは ADLA を構成するために、より有効に活用できる。

最終的に、最適化アームは空間的アクセスを重視した閾値により選定された。しかしながら、可動領域を改善する余地は残されており、さらなる探索が必要だと考えている。例えば、1) さらなる  $r_{B1,2}$ ,  $r_{M1,2}$  の追及、2) 新たな設計パラメーターを追加した再解析・再評価 (例えば図 4-1(b)における新しいマウンティングアングル  $\phi_{z1,2,3}$ )などは今後の課題である。

ADLA'(右手バージョン)と ADLA''(靴下を履く動作の評価エリア)への設計アプローチの適応性をテストした。ADLA, ADLA' は同じタスクの利き手が異なるケースであり、ADLA''は全く異なる ADL タスクに該当する。このアプローチでは全ての異なるエリアに対して最適コンフィギュレーションを導出できた。ADLA''においては義手アームの寸法を一定のまま、最適マウンティングアングルを選出できた。これは義手アームがこのアングルを調整するのみで異なる種類の ADL 動作に対応できることを意味するが、これもさらなる調査が必要である。

本章では動力学特性は考慮しなかった。しかしながら、これは義手開発上重要な要素である。本章で対象とした歯磨き動作のような一種の周期運動の ADL 動作として考えても、本来はセグメントの慣性や PEA の粘弾性を考慮せずに実現することは難しい。しかし、切断患者の動作は健常者よりもゆっくりであるという想定の下、動力学要素を含めなければ設計プロセスはよりシンプルになる。義手の設計製作後は動力学特性を実験によって調査するべきと考える。

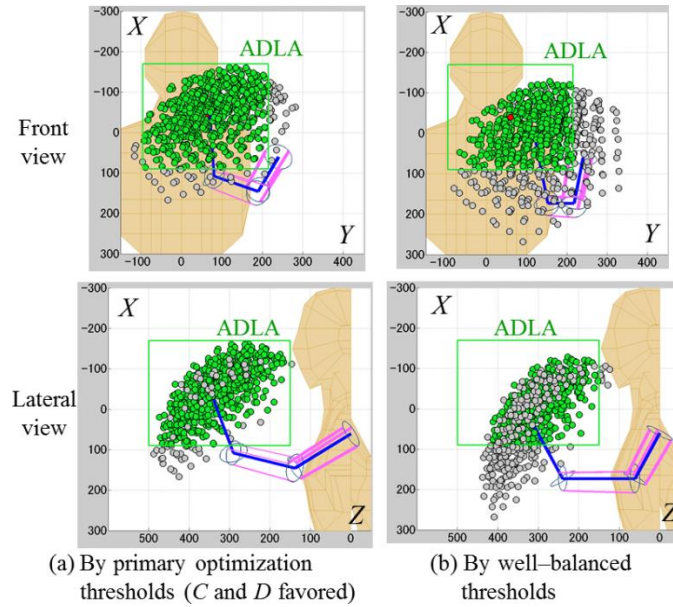


図 4-12. 閾値の違いによる比較

表 4-6. 閾値の違いによる比較

		Unit	Configuration	
			Optimal	
Evaluation area		ADLA		
Threshold			Primary optimization ( <i>C</i> and <i>D</i> favoured)	Well-balanced
Design variables	$r_{B1}$	mm	35	35
	$r_{B2}$		35	35
	$\phi_{x1}$	degree	20	20
	$\phi_{y1}$		30	60
	$\phi_{x2}$		20	0
	$\phi_{y2}$		-40	-60
	$\phi_{x3}$		0	0
	$\phi_{y3}$	-60	-60	
	$l_{B1}$	mm	170	130
	$l_{B2}$		190	190
$l_{B3}$	180		200	
Raw data	$N$		670	489
Evaluation index	$C$	mm	36.2	71.1
	$D$		302	223
	$E$		7.96	7.56
	$F_1$	N	61.5	33.4
	$F_2$		49.3	14.6
	$M$		23077	9007

## 4-8 まとめ

本章では、前章同様まずベンチマークとなるパラレルメカニズム型の肩義手システムの構造をデザインし、実際のモーションキャプチャーシステムを使うことで義手アームの空間アクセス性、操作性、PEA 所要力を考慮した肩義手のシステムティックな設計プロシージャを提案した。そしてその評価指標を示し、付加デバイスとなるマウンティングアングルを含むセグメントの構成が肩義手の可動領域と出力に影響を与え、最適化により各指標を向上させるコンフィギュレーションの導出を可能にした。さらに提案したプロシージャは異なる評価エリアに対しても機能することを示した。

# 第5章 衝突実験によるパラレル型試作機の安全性向上の検討[PP2]

## 5-1 ベンチマークアーム

第3,4章では最初にベンチマークとなるPEAを使用した基本的な構造を持つパラレル型アームを提案しシミュレーションベースで最適化を行ったが,本章はベンチマークアームを試作し実機ベースで最適化を行う.そしてこれに対して空間特性すなわち可動領域改善のための2つのデバイスを提案し,ベンチマークアームに実装する.さらにこのデバイスを組み合わせた複数のコンフィギュレーションを,ハンド部に負荷を与えながら実験により比較する.そして安全性,特に外乱・衝突対応性,柔軟性を考慮した上で,最適なコンフィギュレーションを選定する.本章においてはこの安全性の向上については機械系の固有粘弾性によって向上を図り,制御面の検討は次のステップ時の目標とする.

図5-1にベンチマークのための試作機を示す.アームはこれまでと同様に3セグメントから成り,1つのセグメントは3本のPEA( $A_{i1}, A_{i2}, A_{i3}, i=1,2$ )とバックボーンでパラレルメカニズムを構成している.セグメントは直列に3つ繋がっている.バックボーンはポリアセタール製で剛体とみなす.バックボーン1( $BB_1$ )はベース1の中心 $O_{B1}$ に配置され,ボールジョイント $J_1$ でムービングプラットフォーム1( $O_{M1}$ )に繋がっている.第3,4章ではジョイントは2自由度の回転と並進を組み合わせたものであったので,この部分は異なる.PEAが駆動することで,ムービングプラットフォーム1が $J_1$ 回りに回転することを可能にする.セグメント2は1と同じ構造であり,長さが異なるのみである.セグメント3はハンド部を想定しているが,本章では把持などの機能的ハンドは扱わない.その代り,図5-1(a)に示すようにハンドに応じたウェイトを乗せて実験を行う.セグメントの寸法は図の通りである.各ベースでのアクチュエーターの取り付け位置 $B_{1i,2i}(i=1,2,3)$ はベース中心 $O_{B1,2}$ から半径 $r_{B1,2} = 54 \text{ mm}$ に位置する.またムービングプラットフ

アーム  $O_{M1,2}$  における取付位置  $M_{i,2i} (i=1, 2, 3)$  は,  $r_{M1,2} = 49 \text{ mm}$  である. 各寸法を決定するにあたり, 第3, 4章での最適化で得られた結果が参考として使われた.  $r_{B1,2}, r_{M1,2}$  は第3, 4章で決定したものと比べると大きい, これは後述の付加デバイスのためである. アーム重量を表 5-1 に示す.

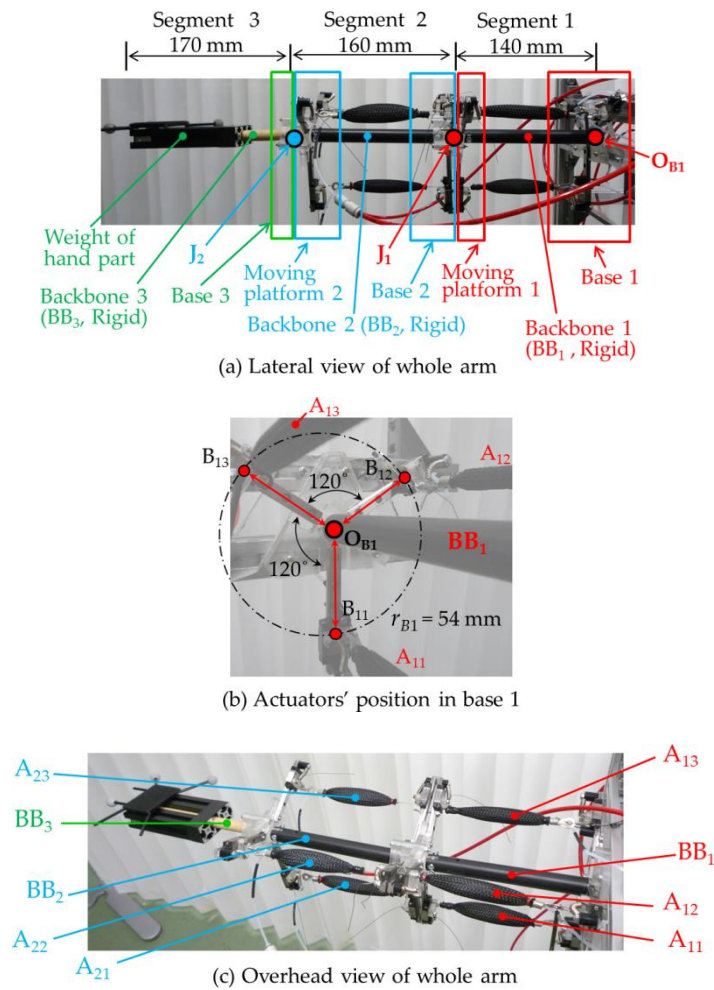


図 5-1. ベンチマークアーム

表 5-1. ベンチマークアームの重量

Arm (unit: kg)				0.704	
Segment 1	0.272	Segment 2	0.212	Segment 3	0.220

## 5-2 付加デバイス

第3,4章では可動領域向上においてバイアススペーサー, 体幹動作の考慮, セグメントのマウンティングアングルを付加デバイスとして検討した. 本章ではさらなる改善を成し遂げるために, ベンチマーク試作機に対してアクチュエーターをスライドさせる方法, バックボーンの素材を変更する方法を試みる.

### 5-2-1 運動学モデル

新しい付加アシストデバイスの説明のため, まずアームの機械構造の運動学モデルを示す. 図 5-2 においてアームの座標系を描く. 基本的に座標系やバックボーンとベース, ムービングプラットフォームの配置関係は第 3, 4 章で示したモデルと同じである. グローバル座標系  $O_{B1}-x_1y_1z_1$  はベース 1 の中心に, バックボーン 1 に沿った  $z$  軸方向とともに設定されている. ローカル座標系  $O_{B2}-x_2y_2z_2$ ,  $O_{B3}-x_3y_3z_3$  はベース 2 と 3 の中心に位置している. ここでボールジョイント  $J_1, J_2$  が図5-2において, セグメント間の接続点すなわち  $O_{B2}$ ,  $O_{B3}$  にそれぞれ設置されている. 第 5-1 節で述べたように, ベースとムービングプラットフォームへの PEA の接点は  $B_{1i}, B_{2i}, M_{1i}, M_{2i}$  ( $i = 1, 2, 3$ ) であり, 半径  $r_{Bj}, r_{Mj}$  の円周上に均等に配置されている.  $B_{j1}, M_{j1}$  はそれぞれローカルの  $x_j$  軸方向 ( $j = 1, 2$ ) にある. バックボーン 3 は  $z_3$  軸に沿って  $O_{B3}$  に配置している. PEA とバックボーンを  $\mathbf{A}(A_{11}, A_{12}, A_{13}, A_{21}, A_{22}, A_{23}), \mathbf{BB}(BB_1, BB_2, BB_3)$  とし, それぞれの長さを  $\mathbf{a}(a_{11}, a_{12}, a_{13}, a_{21}, a_{22}, a_{23}), \mathbf{bb}(bb_1, bb_2, bb_3)$  とする.

半径  $r_{Bj}, r_{Mj}$  が固定されている, すなわちベンチマークコンフィギュレーションの場合, 図 5-2(b)に示すようにアクチュエーターが動作し, 長さが増減する(具体的には  $a_{1i}, a_{2i}$  が  $a_{1i}', a_{2i}'$  ( $i = 1, 2, 3$ ) になる). そのため,  $M_{1i}, B_{2i}, M_{2i}$  は  $M_{1i}', B_{2i}', M_{2i}'$  ( $i = 1, 2, 3$ ) に移動する. その際 2 つの受動ボールジョイント(セグメント 1, 2 間のジョイント  $J_1$  とセグメント 2, 3 間のジョイント  $J_2$ ) がそれぞれ  $\theta_{x_i}, \theta_{y_i}, \theta_{z_i}$  ( $i = 1, 2$ ) 回転する. この時の  $J_1, J_2$  の回転行列を  $R_{\theta_1}, R_{\theta_2}$  とする. 加えてハンドの座標すなわちバックボーン 3 の先端の座標を  $\mathbf{P}(x, y, z)$  とする. この時, 各 PEA 長さ  $a_{1i}', a_{2i}'$  ( $i = 1, 2, 3$ ) と  $\mathbf{P}$  は式(5.1)に表される.



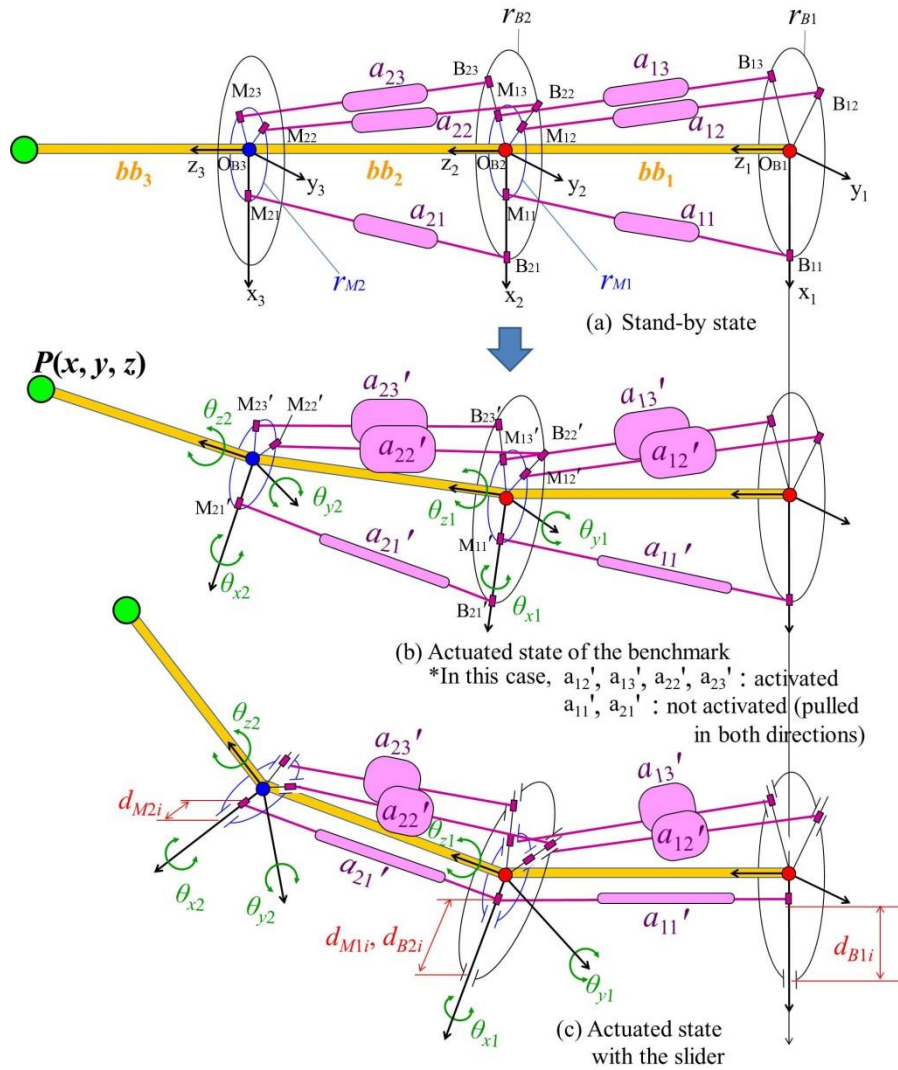


図 5-2. 義手アームの構造

$$\begin{aligned}
 a_{1i}' &= \overline{OB1 M_{1i}'}(R_{\theta_1}) \overline{OB1 B_{1i}}, \\
 a_{2i}' &= \overline{OB2 M_{2i}'}(R_{\theta_2}) \overline{OB2 B_{2i}} \quad (i=1,2,3)
 \end{aligned}
 \tag{5.1}$$

$$\begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ bb_1 \end{pmatrix} + R_{\theta_1} \left( \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ bb_2 \end{pmatrix} + R_{\theta_2} \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ bb_3 \end{pmatrix} \right)$$

### 5-2-2 スライド拮抗構造

セグメントのベースとムービングプラットフォームの各 PEA 取り付け部である  $B_{1i}$ ,

$B_{2i}$ ,  $M_{1i}$ ,  $M_{2i}$ に小型スライドを設置し、その詳細を図 5-2(c)と 5-3 に示す. ある PEA がアクティベートされ収縮する際、バックボーンを中心軸としてその PEA と拮抗関係にあたる別の PEA が引っ張られる. そして図 5-3(b)のように、その最大長によって拘束され、それ以上関節は回転しない. しかし図 5-3(c)-(e)のように、この PEA の付け根に設置されているスライダーがあれば、各ベース・ムービングプラットフォームの中心から PEA の接点である  $B_{1i}$ ,  $B_{2i}$ ,  $M_{1i}$ ,  $M_{2i}$  へと設置されたレール上をバックボーンの方へ受動的に最大 31 mm スライドできる. そのため PEA も同様にスライドする. これは図 5-2(a), (c), 5-3(c), (d)のように、セグメントのジョイントがより大きく回転することを可能する. この動きは図 5-3(d)のようにスライダー・レールがベース・プラットフォームに対してわずかな角度  $\alpha$ (本研究では  $8^\circ$  に設定している), すなわち x-y 平面に対して角度をつけて設置されているために可能となっている. これにより回転角度を増すことができ、結果的に可動領域を拡大することができる. 圧縮した PEA が元に戻る場合、移動したスライダーは設置されたバネにより元に戻される.

このベンチマークコンフィギュレーションにスライダーが付加された場合において、図 5-2(c)のように PEA が起動したとき、スライダーは受動的に動く. その際の移動量を  $d_{B1i}$ ,  $d_{M1i}$ ,  $d_{B2i}$ ,  $d_{M2i}$  ( $i = 1, 2, 3$ )とすれば、式(5.1)における記号と同様の  $a_{1i}'$ ,  $a_{2i}'$  ( $i = 1, 2, 3$ )と  $\mathbf{P}$  の関係式は式(5.2)のよう書き換えられる.

$$\begin{aligned}
 a_{1i}' &= \overline{^{OB1}M_{1i}'(R_{\theta1}, d_{M1i})^{OB1}B_{1i}(d_{B1i})}, \\
 a_{2i}' &= \overline{^{OB2}M_{2i}'(R_{\theta2}, d_{M2i})^{OB2}B_{2i}(d_{B2i})} \quad (i = 1, 2, 3)
 \end{aligned}$$

$$\begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ bb_1 \end{pmatrix} + R_{\theta1} \left( \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ bb_2 \end{pmatrix} + R_{\theta2} \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ bb_3 \end{pmatrix} \right) \quad (5.2)$$

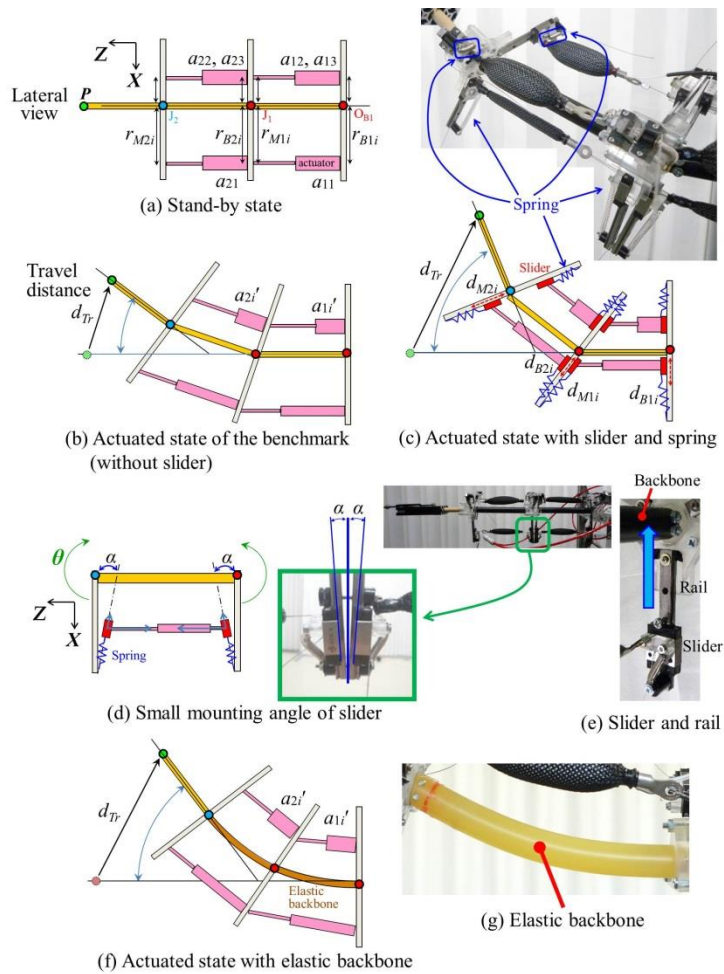


図 5-3. 2つの付加デバイスの詳細

### 5-2-3 バックボーン材質のオプション

第3,4章, 第5-1節でも述べたように, バックボーンの素材は剛体の棒として考えていた. 本章では, これの代わりに柔らかい素材を用いることで, 剛体バックボーンと比べて可動領域向上が可能か, そしてペイロードを損なわないかを実験的に確認する. 柔らかい素材では後に説明する衝撃吸収にも貢献できる可能性がある. 実験で使用するバックボーンは従来の剛体と新しい弾性体の2種類を用意した. バックボーンの仕様は以下の通りである. 直径は両者とも  $\phi 15 \text{ mm}$  であり, 長さはセグメントに合わせている.

1. Rigid(ポリアセタール, 図 5-1(a)参照)
2. Elastic(エーテル系ウレタンゴム, 硬度: ショア A-95 (ISO868), 図 5-3(f), (g)参照)

## 5-3 動作実験

動作実験を行い、アームの可動領域、手先負荷の影響、衝撃吸収特性すなわちアームの粘弾性を調べる。またこれにより前節で提案したデバイスの有効性を確認する。新たなデバイスの有効性を検証するために、スライドデバイスの有無とバックボーンの素材の組み合わせにより以下の表 5-2 に示すコンフィギュレーションを設定した。No. 5 のみ 2 種類の材質のバックボーンを使い、セグメント 1 に Rigid, セグメント 2 に Elastic を組み合わせる。No. 5 においてセグメント 1 はアームの付け根に位置するのでセグメント 2 よりも外力がかかると予想され上記の設定をした。表内の圧力はアームを水平に維持するためのセグメント 1 上側 2 つの PEA の最低限の圧力である (図 5-1(c)における  $A_{12}$ ,  $A_{13}$ )。このときのアームの状態をスタンバイ状態とする。

表 5-2. アームのコンフィギュレーション

No.	Configuration	Backbone		Slider	Initial air pressure (MPa)
	Name	Segment 1	Segment 2		
1	RGD (Benchmark)	Rigid	Rigid	None	0.0375
2	SLD	Rigid	Rigid	Mounted	0.0375
3	ELS	Elastic	Elastic	None	0.075
4	ELS+SLD	Elastic	Elastic	Mounted	0.075
5	HYB	Rigid	Elastic	Mounted	0.05
6	RGD_USD (Upside-down RGD)	Rigid	Rigid	None	0.0375
7	RGD+1	Rigid	Rigid	None	0.0625
8	RGD+2	Rigid	Rigid	None	0.0875
9	RGD+3	Rigid	Rigid	None	0.1125
10	RGD+4	Rigid	Rigid	None	0.1375
11	RGD+5	Rigid	Rigid	None	0.1625

### 5-3-1 可動領域と負荷の影響

可動領域と負荷の影響を動作実験により確認する。ここでは表 5-2 の No. 1 から No. 5

までのコンフィギュレーションで実験を行いデバイスの効果を確認する。可動領域については、最初に無負荷の状態ではPEAをアクティベートし、アームを表5-3の4方向に動作させ計測した。具体的には図5-3(b), (c), (f)のようにPEAをアクティベートさせたときのスタンバイ状態からのアーム先端の移動距離  $d_T$  を計測した。次に上下方向については負荷を0.1 から0.4 kgまで与えたときの  $d_T$  を測定した。距離の計測にはモーションキャプチャーを用いて算出した。

表 5-3. PEA のアクティベーション

		Activation of actuator					
		Segment 1			Segment 2		
No. of PEA		A <sub>11</sub>	A <sub>12</sub>	A <sub>13</sub>	A <sub>21</sub>	A <sub>22</sub>	A <sub>23</sub>
Direction of arm motion	Upward	-	On	On		On	On
	Downward	On			On		
	Upper right			On			On
	Lower right	On		On	On		On

## 5-3-2 粘弾性計測

### 5-3-2-1 バネ定数

アームの衝撃吸収特性を調べるために、バネ定数  $k$  と粘性減衰係数  $c$  を計測する。アームを図5-4のように質点系モデルと片持ち梁の簡易モデルと考える。まずバネ定数を調べるためにアーム先端に0.05 kgから0.05 kgずつ0.5 kgまで静荷重  $F$  (質量  $m$ ) を与えて先端の変位  $x$  を測定しバネ定数を確認する。この測定を表5-2の全ての11コンフィギュレーションに対して10回行った。No. 6はベンチマークコンフィギュレーションのNo. 1 RGDの上下方向を逆さまにしたもので、初期圧力は図5-5における  $A_{11}$  の圧力に該当する。No. 7からNo. 11はNo. 1に対して全体のPEA圧力を徐々に高めたものである。ここではNo. 1からNo. 5間の比較によりデバイスの効果を、No. 7からNo. 11間の比較によりPEA自体の効果を確認する。さらにNo. 1とNo. 6の比較により異なる方向への荷重の影響が確認できる。この際、測定には前項と同様にモーションキャプチャーを使用

する. バネ定数は以下の式により算出する.

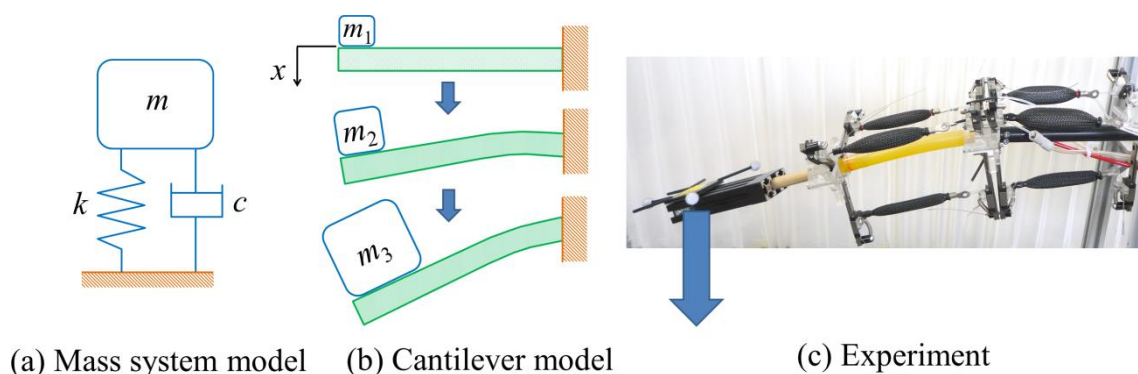


図 5-4. 静加重  $F(m)$  によるバネ定数  $k$  の測定



図 5-5. コンフィギュレーション No. 6

$$F = kx \quad (5.3)$$

### 5-3-2-2 粘性減衰係数

粘性減衰係数  $c$  を測定するために図 5-6 に示すような実験系を設定した. まず手先に向けて  $0.1 \text{ kg}$  の重り  $m$  を高さ  $40 \text{ cm}$  の位置 ( $x = 40 \text{ cm}$  図 5-6(b)参照)から自由落下により手先に衝突させる. その際, 手先位置の挙動をモーションキャプチャーにより計測する. 重りには粘着剤がついており, 手先に衝突した後は手先と重り  $m$  は接着したまま同じ挙動をとる. 基本的には図 5-7 のような軌跡をとると予想される. この測定を表 5-2 の全コンフィギュレーションに対して 10 回行った. 振動波形が図 5-7 と式(5.4) で表されると仮定する. ここで  $w_d$  を減衰固有角振動数,  $w_n$  を非減衰固有角振動数,  $\zeta$  を減衰比,  $x$

を変位,  $t$  を時間,  $C_1$  を任意定数とする.

また図 5-7 中の振幅を  $x_1, \dots, x_i$  とすれば, 1 周期後の振幅比  $x_1/x_2$  は(5.5)式のようなになる. 一般に  $i$  周期後の振幅比を  $x_1/x_i$  とすれば, 対数減衰率  $\delta$ , 減衰比  $\zeta$ , 粘性減衰係数  $c$  の関係は以下の式(5.6), (5.7), (5.8)で表される[115].

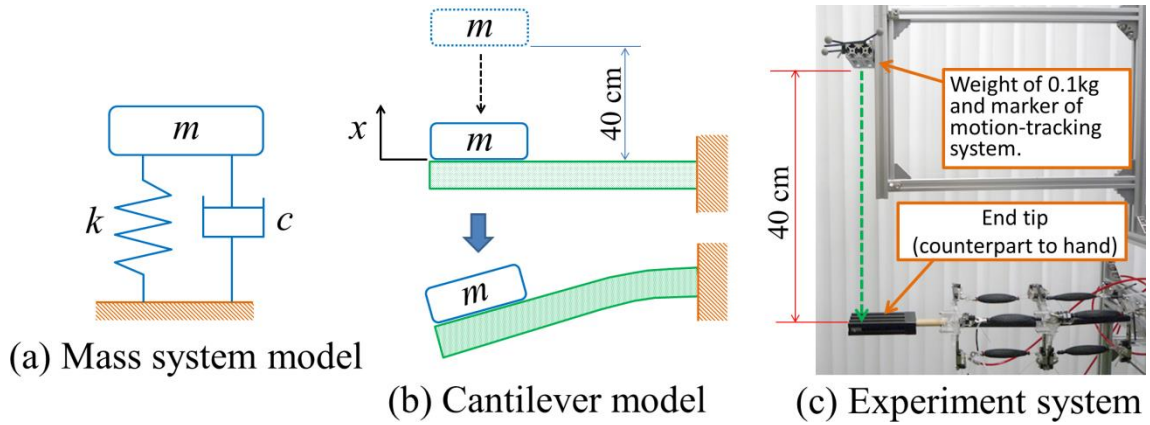


図 5-6. 衝突実験における振動波形の計測

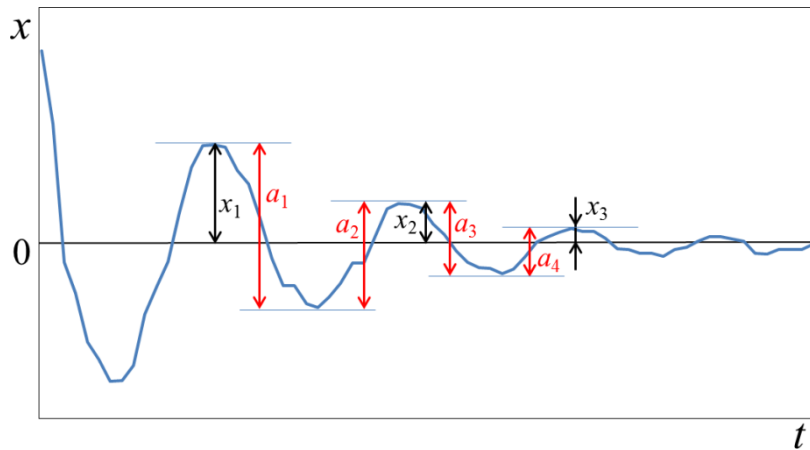


図 5-7. 実験における減衰振動波形の例

$$x = C_1 e^{-\zeta \omega_n t} \cos(\omega_d t) \quad (5.4)$$

$$\frac{x_1}{x_2} = \frac{x_2}{x_3} = \dots = e^{\zeta \omega_n T} \quad (5.5)$$

$$\delta = \frac{1}{i} \ln \frac{x_1}{x_i} \quad (5.6)$$

$$\zeta = \sqrt{\frac{\delta^2}{\delta^2 + 4\pi^2}} \quad (5.7)$$

$$c = 2\zeta \sqrt{mk} \quad (5.8)$$

実際には測定したグラフの振動の平衡位置が読み取り難いため、図 5-7 の  $a_i$  を読み取り、式(5.6)に 2 を掛けたものを式(5.9)の対数減衰率  $\delta$  とする。

$$\delta = \frac{2}{i} \ln \frac{a_1}{a_i} \quad (5.9)$$

さらに式(5.7), (5.8)から得られた減衰比  $\zeta$ , 粘性減衰係数  $c$  を用い、下記の式(5.10), (5.11), (5.12)より非減衰固有角振動数  $w_n$ , 減衰固有角振動数  $w_d$ , 周期  $T$  を求める。図 5-7 中の  $x_1$  の時間  $t$  が 0 であるとすれば、これらを用いて式(5.4)の定数  $C_1$  を逆算により算出することができる。それゆえ式(5.4)を決定できる。これにより図 5-8 のような近似された理想的な振動波形を得られる。この近似波形を用いて、全コンフィギュレーションの比較を行う。

$$w_n = \sqrt{\frac{k}{m}} \quad (5.10)$$



$$w_d = w_n \sqrt{1 - \zeta^2} \quad (5.11)$$

$$T = \frac{2\pi}{w_d} \quad (5.12)$$

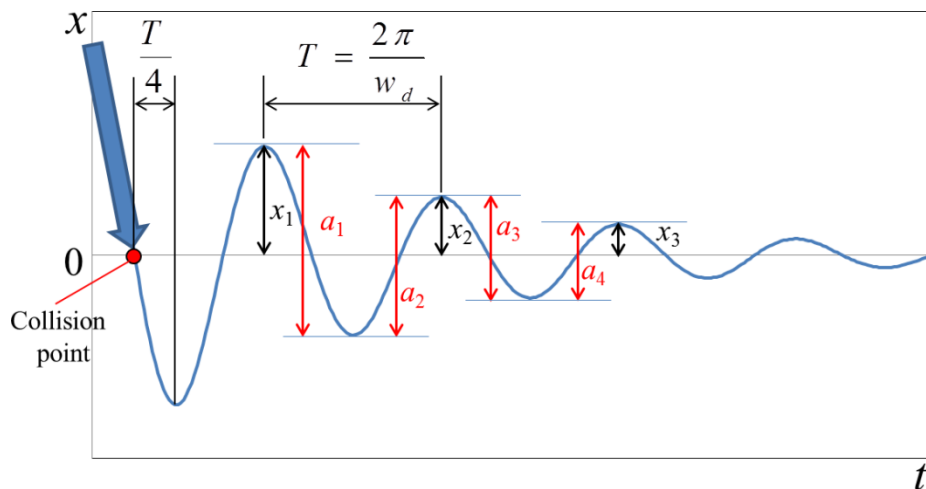


図 5-8. 近似された理想的な減衰振動波形の例

### 5-3-3 衝撃力吸収特性

おもり  $m$  がアームに衝突する寸前の速度を  $v$ 、衝突後の速度を  $v'$  とし衝突後アームが最下点まで曲がり停止 ( $v' = 0$ ) するまでの時間を  $dt$  とする。運動量変化より衝撃力  $F_{lm}$  は次式(5.13)で表される[116]。各コンフィギュレーションに対して  $F_{lm}$  を計算し衝撃力の変化を確認する。ここで  $dt$  は式(5.12)と図 5-8 から  $T/4$  と仮定する。式(5.14)は自由落下についての式である。 $h = 0.4 \text{ m}$ 、 $g = 9.8 \text{ m/s}^2$  として計算し、 $v = 2.8 \text{ m/s}$  とする。

$$F_{lm} = \frac{mv - mv'}{dt} = \frac{mv}{dt} \quad (5.13)$$

$$v = gt, \quad h = \frac{1}{2}gt^2, \quad v = \sqrt{2gh} \quad (5.14)$$

## 5-4 結果

### 5-4-1 可動領域におけるスライダーの効果

可動領域におけるスライドの効果を確認するために無負荷の状態であームを表 5-3 のように上・下・右上・右下に移動させた場合のコンフィギュレーション RGD と SLD(表 5-2 参照)を比較した. 図 5-9(a)に示す. SLD は全ての方向において移動距離  $d_T$  が拡大されており, スライド機構の効果が表れている. 特に上と右下方向の効果が大きい. この 2 方向はこの方向に投影したスライドの移動量がより大きいためである. この 2 方向において移動距離は式(5.1), (5.2)を使ったシミュレーション上では平均で 105.8 %改善されていたが, 実験では平均で 89.8 %(標準偏差:13.1 %)の拡大であった.

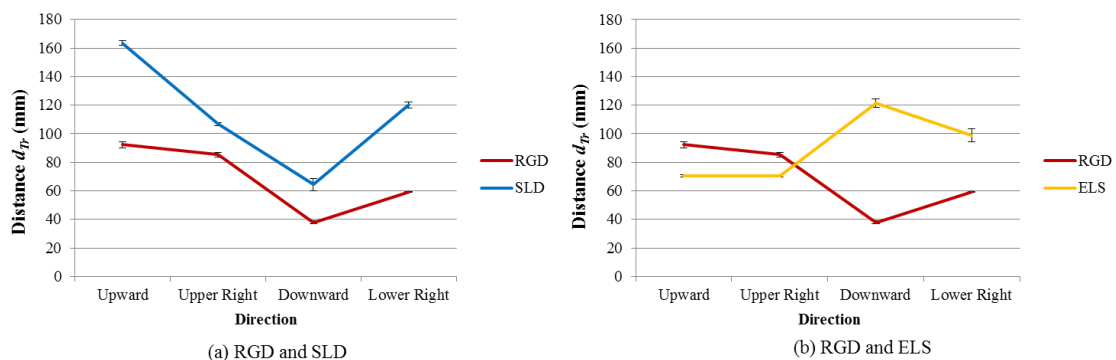


図 5-9. 可動領域における RGD, SLD, ELS の比較

### 5-4-2 可動領域における弾性バックボーンの効果

可動領域におけるバックボーンの影響を確認するために第 5-4-1 項と同様の条件で実験を行いコンフィギュレーション RGD と ELS を比較した. 結果を図 5-9(b)に示す. 弾性体のバックボーンでは先端の重さと自重を支えきれないために RGD に対して上方向

は移動距離を改善できなかった。下方向では垂れ下がるようにして距離が大きくなっている。

### 5-4-3 負荷をかけた状態での可動領域におけるスライドの効果

負荷をかけた状態での可動領域におけるスライドの効果を確認するために 0.1 kg から 0.4 kg までの負荷を与えた状態でアームを上下方向に動作させた場合の手先の移動距離を測定し RGD と SLD を比較した。図 5-10 に示す。基本的にスライドなし(ベンチマーク)に比べて、スライド機構ありは負荷の影響を受けているが、それでも可動領域にはアドバンテージがあることが確認できる。

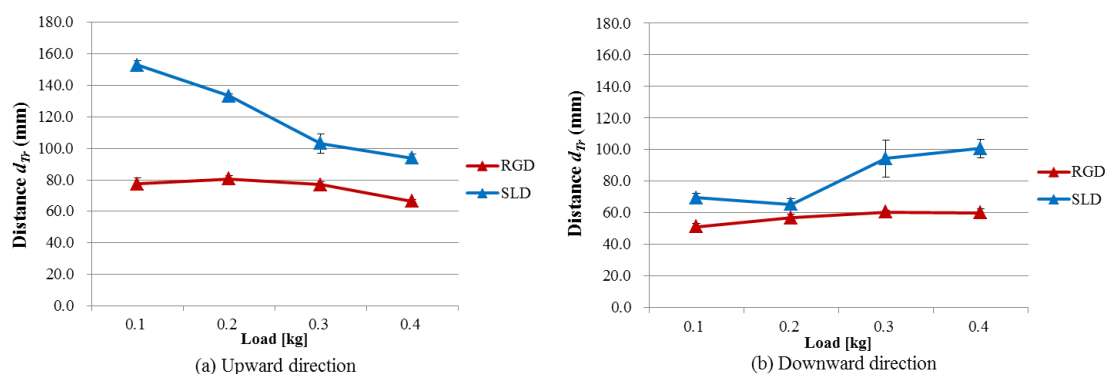


図 5-10. 負荷を与えた状態での可動領域における RGD, SLD の比較

### 5-4-4 負荷をかけた状態での可動領域における弾性バックボーンの効果

負荷をかけた状態での可動領域におけるバックボーンの影響を確認するために、第 5-4-3 項と同じ条件で動作させた場合の手先の移動距離を測定し RGD と ELS を比較した。図 5-11 に示す。第 5-4-2 項のケースと同様に弾性バックボーン上方向の距離は伸びない。一方で下方向は自重で垂れ下がるようにして距離が出ている。

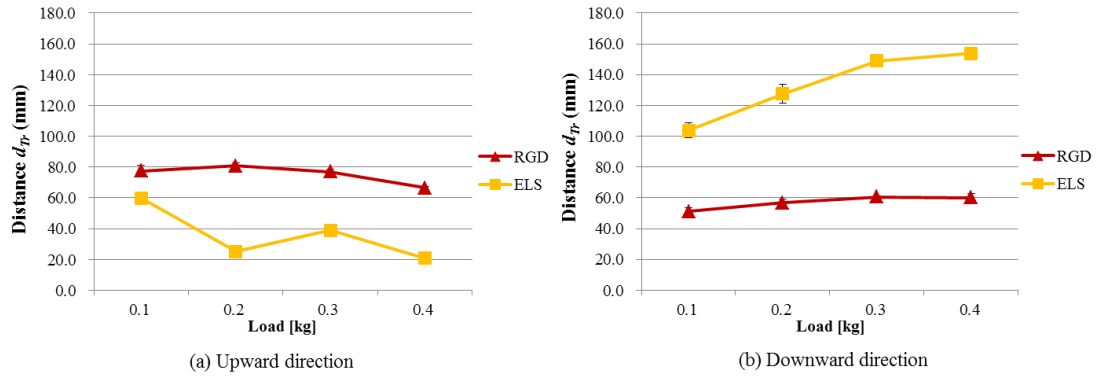


図 5-11. 負荷を与えた状態での可動領域における RGD, ELS の比較

### 5-4-5 負荷をかけた状態での可動領域におけるバックボーンとスライドの組み合わせの効果

負荷をかけた状態での可動領域におけるバックボーンとスライドの組み合わせ効果を確認するために、第 5-4-4 項と同じ条件でアームを動作させた場合の手先の移動距離を測定しコンフィギュレーションの No. 1 から No. 5 を比較した(表 5-2 参照). 図 5-12 に示す. ELS+SLD の弾性バックボーンとスライダを組み合わせた場合(紫色), 変形したバックボーンにスライダが引きずられて移動距離が小さくなり, さらに 0.4 kg の負荷には耐えられず測定できなかった. 剛体と弾性のバックボーンとスライダを組み合わせた HYB の場合, 0.4 kg の負荷にも耐え RGD と比較すると上下方向に距離が改善されている.

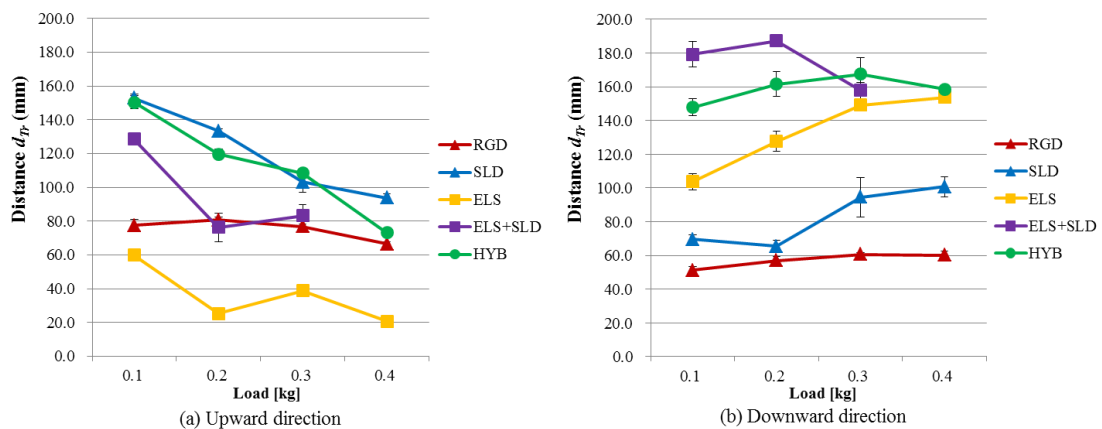


図 5-12. 加負荷時の可動領域における RGD, SLD, ELS, ELS+SLD, HYB の比較

### 5-4-6 バネ定数の測定

全コンフィギュレーションに対して静荷重  $F$  (質量  $m$ ) を 0.05 から 0.5 kg まで 0.05 kg ずつ与えた際の負荷と手先変位の関係を図 5-13 に示す。図 5-13(a) は No. 1 から No. 5, 図 5-13(b) は No. 1 と No. 6 から No. 11 である。さらにこのデータから最小二乗法と式(5.3) を使ってバネ定数  $k$  を求めた。結果を図 5-14 に示す。

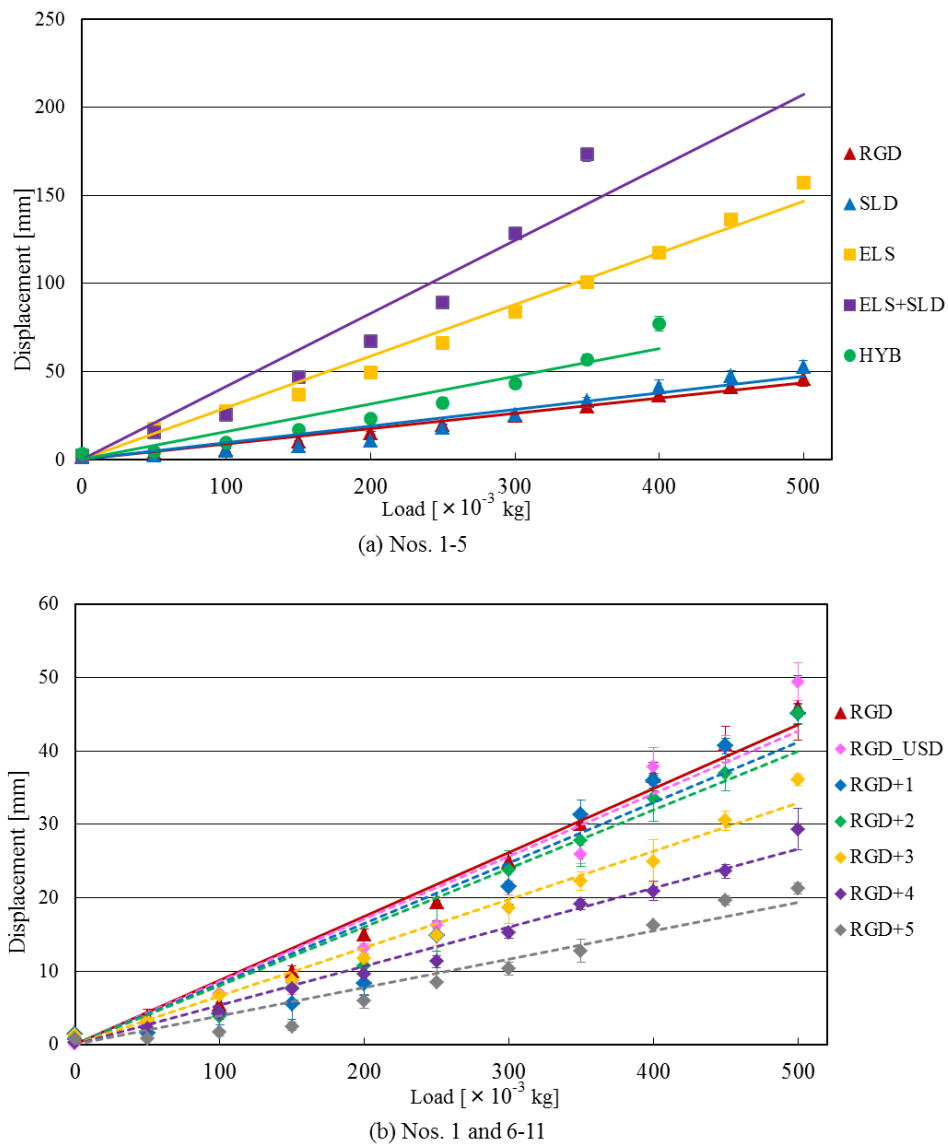


図 5-13. 全コンフィギュレーションにおける変位と負荷の関係

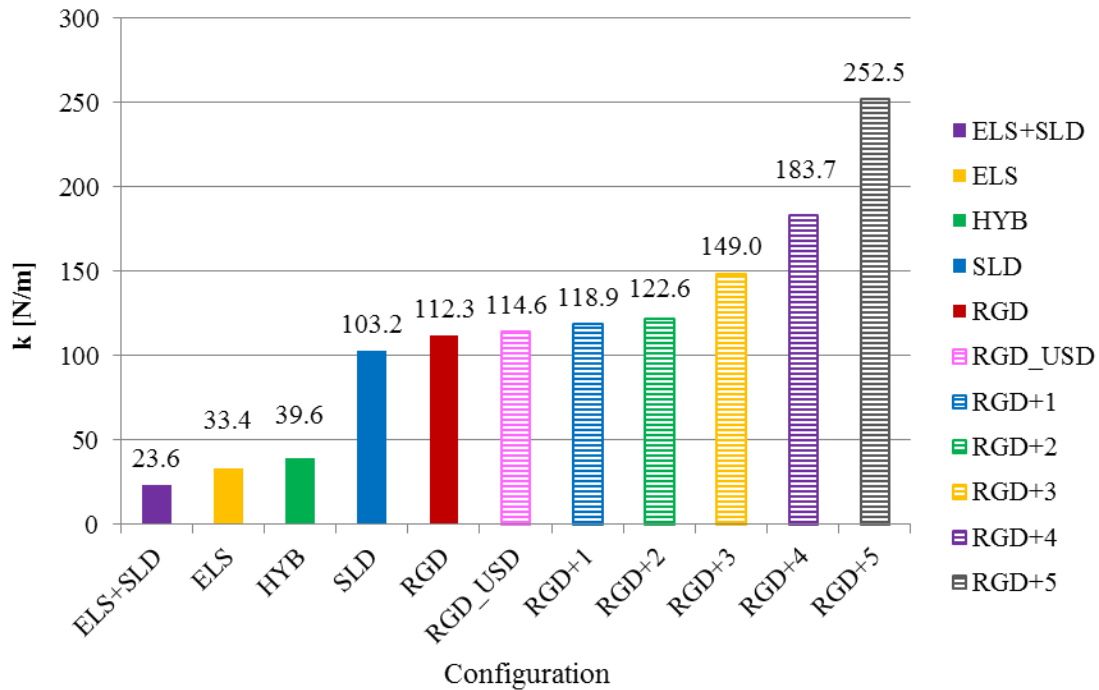


図 5-14. 全コンフィギュレーションにおけるバネ定数  $k$

#### 5-4-7 減衰比と粘性減衰係数の計測・算出

第 5-4-6 項で測定したバネ定数  $k$  と衝突実験によって得られた波形の生データ，そして第 5-3-2-2 項で示した方法により減衰比  $\zeta$ ，粘性減衰係数  $c$  を図 5-15, 5-16 に算出した。さらに式(5.4)より得た理想的な近似振動波形を図 5-17 に示す。

#### 5-4-8 衝撃力の算出

得られた各係数と式(5.12), (5.13)を用いて，周期  $T$  と衝撃力  $F_{IM}$  を算出した。図 18 に示す。

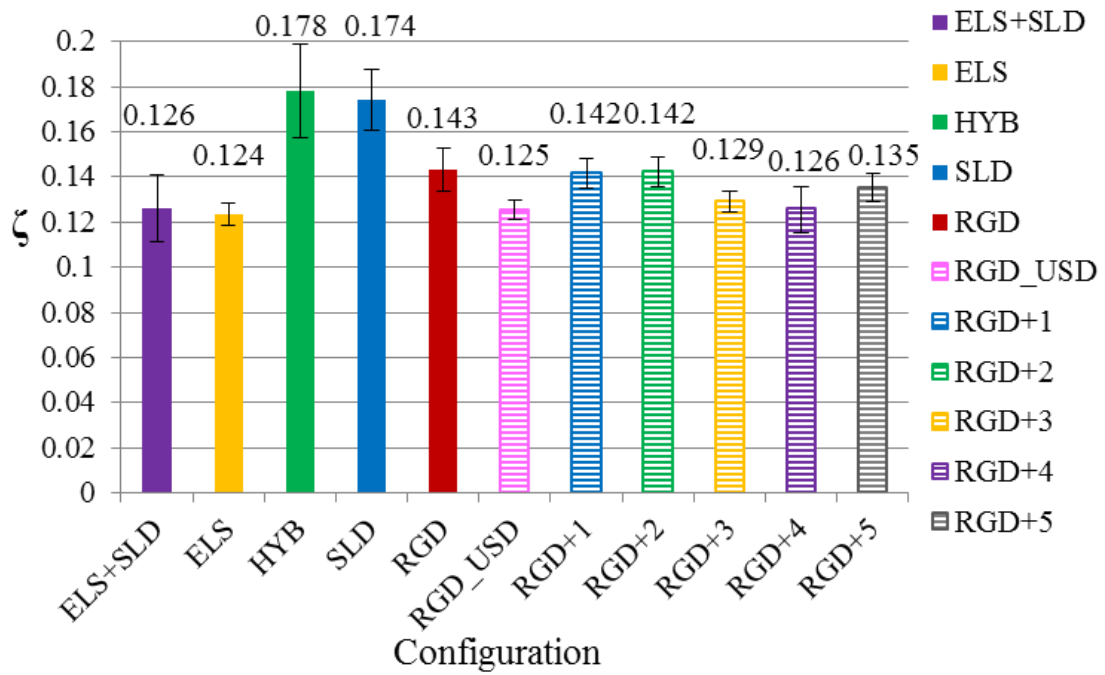


図 5-15. 全コンフィギュレーションにおける減衰比 $\zeta$

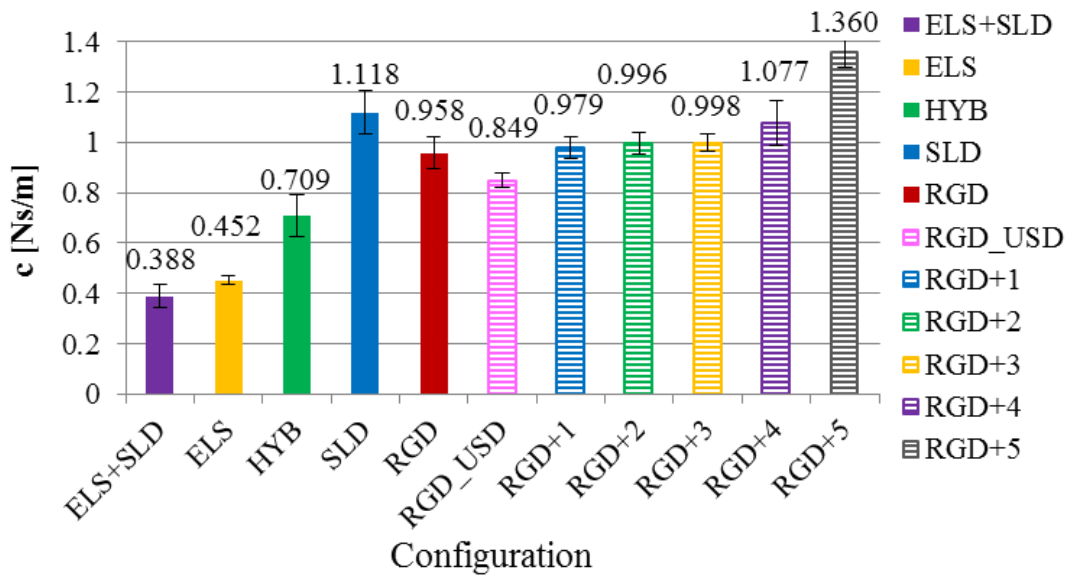


図 5-16. 全コンフィギュレーションにおける粘性減衰係数  $c$

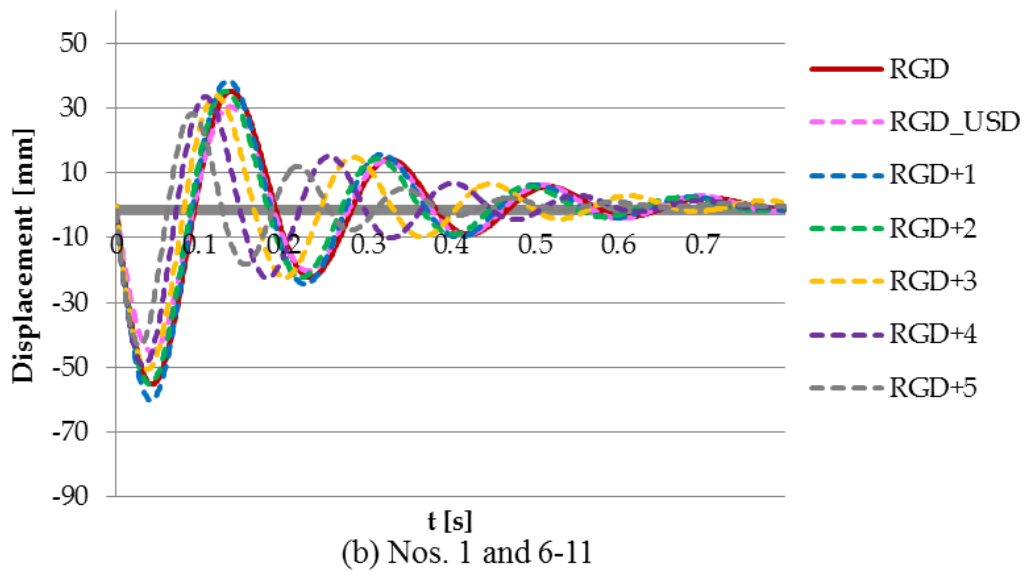
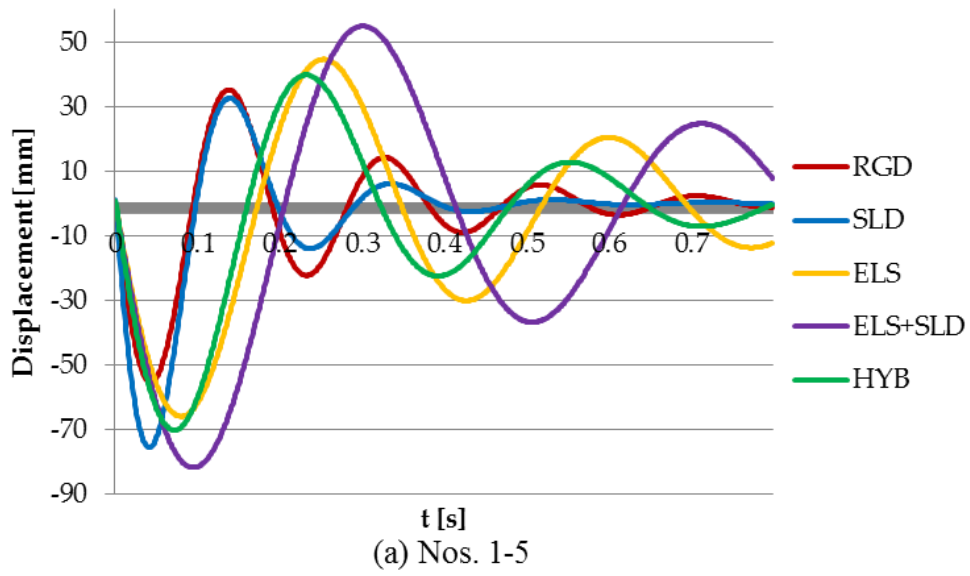


図 5-17. 全コンフィギュレーションにおける理想的近似振動波形



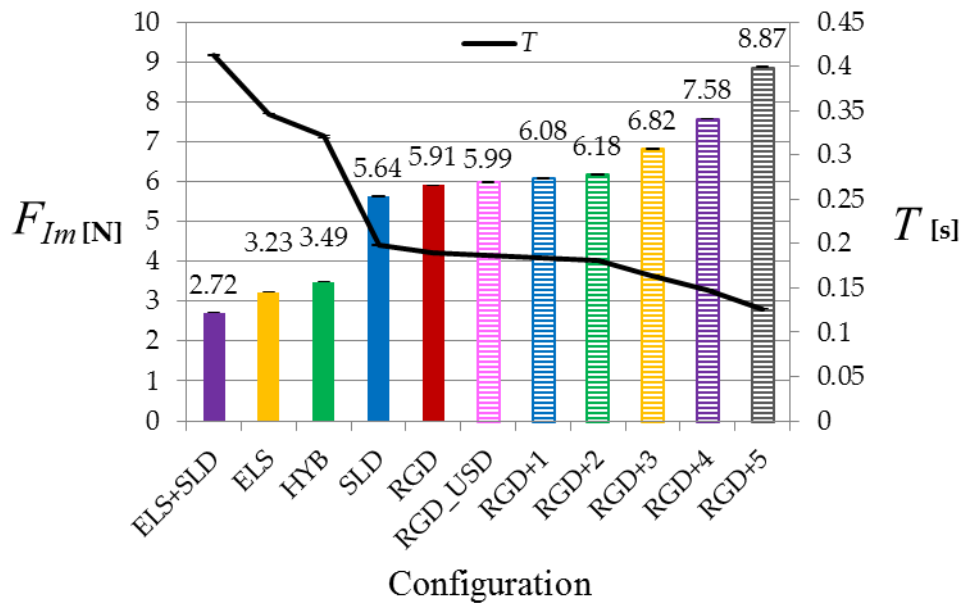


図 5-18. 全コンフィギュレーションにおける衝撃力  $F_{Im}$  と周期  $T$

## 5-5 考察

本実験では、負荷を考慮した義手の可動領域・衝突安全性を向上させるためのデバイスを、ベンチマークとなるアーム構造(RGD)に対して付加し、その可能性を調査している。まず可動領域について各コンフィギュレーションの結果を検証する。

スライド機構の効果について、図 5-9(a)より SLD の可動領域すなわち移動距離  $D_{Tr}$  は全ての方向において RGD と比べて改善されている。さらに図 5-10 において負荷を増やした場合でも SLD の優位性は変わらなかった。一般的にトレードオフ関係にある可動領域とペイロードの双方に対しても、スライド機構は優位であるといえる。スライダの性質に関して、図 5-10 に示すように負荷が増大すれば  $D_{Tr}$  は小さくなる。それゆえ 0.4 kg 以上負荷を加え続ければ、SLD の  $D_{Tr}$  は RGD に近づき、さらに図 5-3(c)のスライダのバネが耐えられず RGD より悪くなる可能性がある。それゆえ、スライダデバイスは可動領域の改善を示しているものの、予想される負荷に基づき、バネ定数やスライダのパラメーターを変更して構造を再設計するべきであると考え。特にスライダの引張バネは負荷に対して大きな影響力を持ち、そのため異なるバネによるスライダ

一のスティッフネスの調整がペイロードに対して向上を示す可能性がある。

次に弾性バックボーンの効果について述べる。弾性バックボーンはその柔らかさと自重により、重力に対してアームの姿勢を維持できず下方方向に垂れ下がってしまう。図 5-9(b), 5-11, 5-12 に示すように、負荷の有無に関わらず可動領域で RGD よりも悪い結果となった。現状ではこの指標に対しては弾性バックボーンは有用であるとはいえない。

HYB については図 5-12 において、負荷を増加させても RGD を上回る結果を見せている。SLD と比較した場合は上方動作ではあまり差がなく、下方では大きく距離を伸ばしている。これはセグメント 2 の弾性バックボーンが垂れ下がっているためである(図 5-1 と表 5-2 参照)。弾性バックボーンのみでの ELS と比べると上方の  $D_T$  が良い。これは弾性バックボーンの使用量が半分になっているためである。そのため、弾性バックボーンは長さを調整すれば有用に働く可能性がある。弾性バックボーンは重力方向に距離を向上できる結果となったが、これはすなわち、可動領域は外力がかかる方向に増大できる可能性があることを意味する。

次に安全性について各コンフィギュレーションを比較する。まずバネ定数  $k$  について、SLD は RGD に比べて若干小さいものの大差はなかった。これは負荷に対してスライダーが自身の位置を保つことができることを示す。図 5-12(a)において上方動作させた場合、SLD は RGD よりも  $D_T$  が向上したが、これはバネ定数の測定結果からも説明することができる。また図 5-14 から ELS, ELS+SLD, HYB は他のコンフィギュレーションに比べて  $k$  が著しく小さくなっていることが確認できる。それゆえ弾性バックボーンの有無は  $k$  に大きく影響していると考えられる。さらに RGD に対して圧力を徐々に加えた場合の RGD+ $i$  ( $i = 1, \dots, 5$ ) の  $k$  は図から 2 次曲線的に変化していることが確認できる。すなわち低圧域よりも高圧域のほうが特性が明確で扱いやすいと考えられる。

減衰比  $\zeta$  は SLD と HYB が高い結果となった。これはスライドに付加された引張バネ(図 5-3(c), (d), (e)参照)とスライド内に塗られた粘性のあるグリスの効果と考えられる。このためスライド機構は減衰装置としても機能することが確認できる。粘性減衰係数  $c$  は式(5.8)で示すように  $k$  の平方根と減衰比  $\zeta$  の関数となっている。そのため図 5-16 にお

いて基本的に  $c$  のグラフはバネ定数と同じような傾向を取るが、SLD は減衰比 $\zeta$ が高いためにこの部分だけ傾向が異なる。

RGD\_USD は RGD と比べてバネ定数がほぼ同等, $\zeta$ と  $c$  が少し小さかった。図 5-19 に示すように、下側からの外力(青色)と上側からの外力(赤色)は、それぞれ 2 本( $A_{11}$ ,  $A_{21}$ )と 4 本( $A_{12}$ ,  $A_{13}$ ,  $A_{22}$ ,  $A_{23}$ )の PEA で支えることになる。しかしながら、ここで下側から力が働く場合 (これは RGD\_USD の状況を意味する) における、バックボーンからのアクチュエーターまでのモーメントアーム  $r$  は上側から力が働く場合の 2 倍の長さであるため計算上は力の負担は同じになる(重力の影響を除いた場合)。それゆえ RGD\_USD, RGD のバネ定数がほぼ同じというのは妥当であると考えられる。RGD\_USD の $\zeta$ と  $c$  がわずかに小さいのは、力を受ける PEA の数すなわちゴムと圧縮空気の容積が RGD に比べて半分のためであると考えられる。言い換えれば上下逆さまの RGD\_USD は静的な力に対してはベンチマーク RGD と同様の特性であるが、動的な力に対しては粘性要素の減少により少し弱い性質であると考えられる。しかしながらその他全体のコンフィギュレーションと比較した場合、RGD\_USD は RGD と特性に大差はないと考えられる。

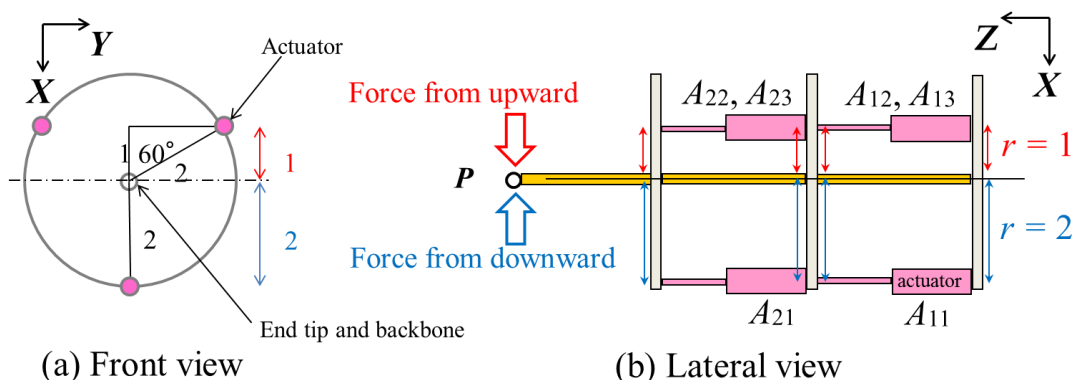


図 5-19. アームにおけるバックボーンから PEA までのモーメントアーム  $r$

図 5-16 と表 5-2 に示すように RGD+4 と SLD を比べた場合、SLD は内圧が低いにも関わらず  $c$  は大きくなっている。これは振動収束については PEA の空気圧調整よりもスライダーのバネ・グリスのほうが効果が大きいことを示している。図 5-15 に示すように

RGD+ $i$  ( $i = 1 \dots 5$ )においては減衰比 $\zeta$ の変化はあまり表れなかった。しかし粘性減衰係数  $c$  は図 5-14, 5-16 に示すようにバネ定数同様に 2 次曲線的な変化を確認できた。

近似振動波形については RGD と SLD の周期  $T$  にはあまり差がないが、図 5-15 と 5-17(a)から、より大きな減衰比 $\zeta$ のために SLD がより早く定常状態に近づくことが確認できる。また RGD+ $i$  では内圧を増加させることで定常状態化が早く、さらに振幅も小さくなることがわかる。一方で図 5-18 に示すように、その反面衝撃力は強くなる。弾性バックボーンを使用した ELS, ELS+SLD, HYB は振幅が大きく定常状態までの時間を要するが、その分衝撃力  $F_M$  を低く抑えられる。

各指標に対するデバイスの評価をまとめると次のようになる。スライダ機構は RGD と比較して負荷を伴った可動領域、衝突対応性(すなわち振動収束性)、衝撃吸収性全てにおいて改善される。本章では SLD コンフィギュレーションが一番バランスが取れており、最適であると考えられる。唯一のデメリットはスライド機構の自重による重量アップである。しかし全重量に対するこのアップ分の割合は小さく、第 2 章 2-3 節で紹介した動力学シミュレーターにおいても腰の負荷アップ分は微々たるものであることを確認している。またスライド機構内のバネとグリスの粘性がアームの振動収束性、衝撃吸収性に寄与している。よって、バネとグリスを新たなパラメーターとして考えれば、より理想に近い特性を持つデバイスに改善できる可能性があると考えられる。

また弾性バックボーンはベンチマークと比較して、その過柔軟性から可動領域、ペイロード、振動収束性について改善はできず、現状の仕様のままで使用することは不可能である。工夫を追加することで、外力が適応する方向に可動領域を拡大できる可能性がある。さらに衝撃吸収性は図 5-18 に示すように剛体バックボーンを使用する RGD, SLD と比較すると良い結果を示しており、この特性をうまく生かす方法を新たに調査するべきであると考えられる。例えば ELS と HYB の比較をした場合、HYB のスライド機構の特性が弾性バックボーンの特性にかき消されて両者は似通った結果となった。それほど弾性バックボーンの特性は大きいものであると考えられる。しかしながら ELS と HYB の両者を比較するとやはりわずかな差は見られる。これはバックボーンの弾性要

素の容積の違いによるものである。それゆえこの容積を調整することで、よりバランスの良いコンフィギュレーションを構成する可能性がある。

RGD+ $i$ ( $i=1\dots5$ )の比較実験ではバネ定数、粘性減衰係数ともに変化することを確認できた。特に図 5-14, 5-16 に示すように 2 次曲線的な関係が実験データに表れた。これは PEA の内圧を調整することによりアーム自体の粘弾性をある程度制御できることを意味する。これは今後コントロール技術の構築により義手アームの性能を向上させる可能性がある。図 5-17(b)と 18 に示すように、内圧の高低はトレードオフとなる振動収束性と衝撃吸収性を左右する。それゆえ例えば、人間の腕は柔らかい動きで衝撃を吸収し硬い動きで振動収束を抑えることができるので、例えば力センサー等を導入することで通常時は低圧で、何か衝突した直後(正確に言うと半周期後)に圧力を高圧にして  $k$  と  $c$  を急上昇させれば、柔らかい動きで衝撃を吸収しその後アームを硬くして振動収束のスピードをアップさせることが可能であると考えられる。

粘弾性に関しては全コンフィギュレーションにおけるアームの粘性は図 5-16 に示すように 1 Ns/m 付近であった。他の関連する文献では、人間の腕またはハンドのインピーダンスが様々な動作において計測されている[117-119]。粘性はおおよそ 0 から 100 Ns/m 付近と見積られ、その値は一つの動作中においても変化することを示している。本章で見出した粘性はそれらの値と比較できると考える。それらの値との差は測定方法や動作や出力の違い、さらには人間の腕(体重の約 10 %程度[120])と本章での試作機(0.7 kg, 表 5-1 参照)の重量差によるものと考えられる。本研究での実験においてアームは唯一の姿勢に対してテストされている。すなわち水平に伸びた状態である。それゆえ今後は姿勢に依存する粘弾性を調査するべく、アームを様々な姿勢や状況でテストする必要があると考える。

## 5-6 まとめ

本章では義手のためのベンチマークとなる 2 段パラレル構造 PEA 駆動型のアーム

(RGD)を試作した。さらにアームの負荷を考慮した可動領域、衝突安全性を向上させるためのデバイス、すなわちスライド機構と弾性バックボーンを考案・試作し、実際にRGDアームに装着した。さらにPEAを駆動させアームに負荷を与えた状態で可動領域を調査する実験を行い、さらに安全性を調べるために衝突実験によりアームのバネ定数、減衰比、粘性減衰係数すなわち粘弾性を調べた。実験結果からRGDに対してデバイスの組み合わせやPEAの内圧の変化により、可動領域、ペイロード、粘弾性すなわち衝突安全性を調節することが可能であり、これらを向上できる可能性を確認できた。特にバネスライダー機構ではトレードオフにあたる上記の指標を少ないデメリットで両立でき、本章ではSLDコンフィギュレーションがバランスの取れた最適コンフィギュレーションであるといえる。さらに、弾性バックボーンは追加の改良を行えば有用になる可能性も示した。

# 第6章 複合アクチュエーションを用いたシリアルモデルの最適化[PP1]

## 6-1 ベンチマークアーム

本章では第3, 4, 5章と同様に, 最初にベンチマークとなる, PEA を使用した基本的な構造を持つシリアル型アームを提案したのち, シミュレーションベースで最適化を行う。その設計アプローチの中では実機を用い, 実験により評価を行う部分もある。ベンチマークアームに対して空間特性すなわち可動領域, 安定出力改善のための付加デバイスであるモーターとのハイブリッド駆動化をデザインする。モーターは前述のとおり, バックドライバビリティや自身の重量に対する出力の面ではデメリットがあるが, PEA に欠けている広可動領域とストロークに影響を受けない安定した出力が期待できる。これらを複合させることで軽量・安全性・必要な出力・可動領域を高バランスに維持できる義手アーム設計開発を目的とする。シミュレーション部ではまず機能を絞った5自由度のシリアルリンク肩義手モデルを提案する。典型的な手先軌道を基に運動学・動力学を駆使して各関節の所要角度と所要トルクを算出し, 義手アームの拘束条件を導出する。さらに実験部では1リンクアームとテスト治具を試作し, PEA 関節とモーター関節の衝撃力吸収特性を測定・比較する。その結果を設計プロセスに組み込み, シリアルベンチマークアームにおける2種類のアクチュエーターの適切な配置を導出しアームのハイブリッド最適化につなげる。

図6-1にベンチマークのリンクモデルを示す。前述のとおり実用的な軽量肩義手を実現するためには, 必要最小限の機能に限定し構造・自由度を絞り込む必要がある。本章では図の1自由度のハンド開閉を含む5自由度のシリアル2リンク肩義手モデルを提案する。アーム自体は4自由度である。2リンクは上腕の  $L_U$  と前腕・ハンド部の  $L_{FH}$  である。肩に2自由度(2関節  $J_1, J_2$ ), 肘に2自由度(2関節  $J_3, J_4$ )を持たせる。ハンドの1自由度は, この章のアクチュエーター最適配置シミュレーションの対象とはせず, 義手の全

体像を作成するために重量, 外観, 寸法のみ用いる(詳細は後述). 基本的な考え方として, 義手の日常生活での動作を考えた際, 食事や整容など手を顔の周りに近づける動きは重要である. 前述の典型的な手先経路はこのような動作を基にしている. 本研究では, 実機義手を使用者に適応する開発の段階において, 義手を切断者にいきなり適用するのではなく, ある程度健常者に装着させてデザインや動作の検証をするべきであると考えている(第 3, 4, 5 章はシミュレーション段階であるために, 切断者のモデルを使用しており状況が異なる). そこで健常者への装着を想定して, 実際に健常者(身長 170.5 cm)の肩から腕周りのデータを 3D スキャナで取得し, そこにフィットするようなソケットを図 6-1(b)のようにデザインした. そしてそこにアームの  $J_1, J_2$  を配置し, その状態でのアーム動作をシミュレートする. この際リンクの長さはスキャンデータから図 6-1(c)のように設定した. 本研究でこれまでに製作した様々な実機の重量を参考にリンクモデルの重量を図 6-1(c)のように設定し, 手先にかかる負荷は  $4.9 \text{ N}$ (重力加速度  $g = 9.8 \text{ m/s}^2$ )とした.

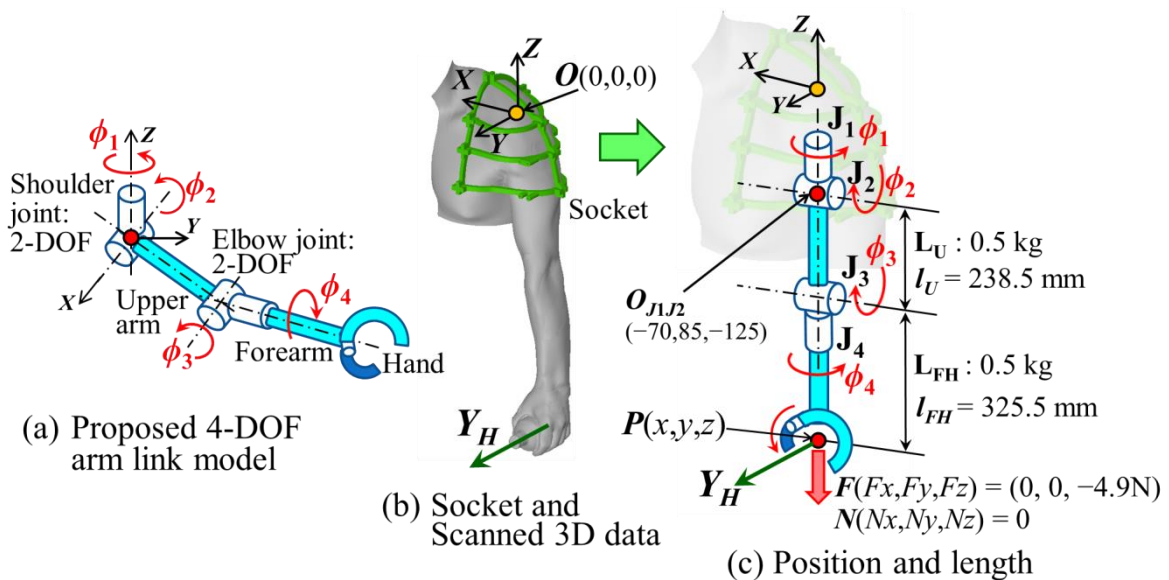


図 6-1.5 自由度シリアルリンク肩義手ベンチマークモデル



## 6-2 シリアルリンク上の拮抗構造

本論文でのパラレル構造において、バックボーンを中心として 3 次元的な拮抗構造を形成していた。本章では第 2 章図 2-1(b)のようなシンプルな平面的な拮抗構造を 1 つの関節に対して 1 ユニット割り当てる。前述のとおり、この PEA は空気圧による収縮時に力を発生することができるため、拮抗構造を用いれば直線運動を回転運動に変換でき義手関節に採用可能となる。また PEA は図 2-1(c)のように空気とゴムの粘弾性により、軸方向と軸回り方向に柔らかさを持っている。そのため図 6-2 に示すべく、人間の筋肉と骨の関係と同じように義手アームのフレーム(バックボーン)を骨と考え、筋肉に該当する PEA をフレームを囲むように配置すれば、PEA がクッションの役割を担い外部環境との衝突時の体が受けるダメージを吸収できる可能性がある。この特性は後述の実験によって確認する。

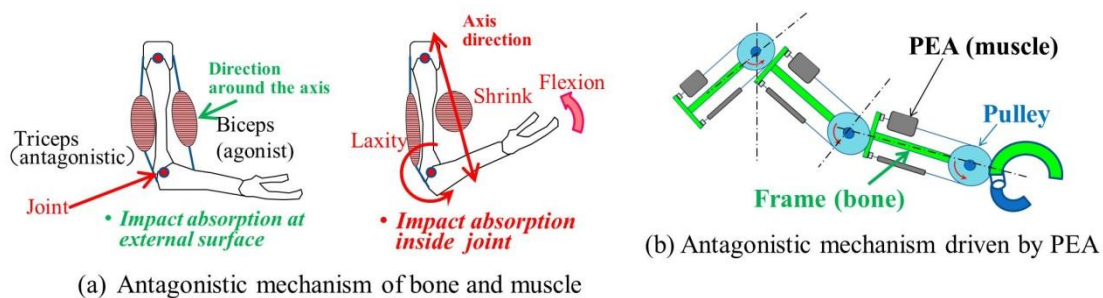


図 6-2. 人間腕と義手アームにおける拮抗構造と柔軟性

## 6-3 付加デバイス

前述のとおり、本章のシリアルリンクモデルでは可動領域、安定出力向上において付加デバイスとしてサーボモーター(Futaba 社 RS405CB, 出力トルク: 48 kg·cm (470.4 N·cm), 重量: 67 g, 動作角度: 300°, 寸法: 40.5×21.0×41.8 (mm) = 35.6 cm<sup>3</sup>[121])を用いる。詳細を図 6-3 に示す。前述のとおり、シミュレーションによって PEA 拮抗関節よりもモーター採用が好ましいと判断され、必要性がある関節に対して PEA と交換してモーターを用いる。そのため、正確には単純な付加というよりは部分的代用という表現が

より適切である。



図 6-3. 付加デバイスとなるサーボモーターFutaba 社 RS405CB ([121]より引用)

### 6-3-1 PEA とモーターの比較

PEA は固有の柔軟性を有する。これを義手に組み込んだ場合、どの程度柔軟性を発揮できるかを実験により確認する。本章では柔軟性を外部衝突物の衝撃力緩和の度合いによって評価する。検証はまず PEA の軸方向と軸回り方向(図 2-1(c))について行う。軸方向については、拮抗構造を構成し回転軸の衝撃力緩和の度合いをモーターの回転軸と比較する。

### 6-3-2 軸回り方向の柔軟性

図 6-4 に軸回り方向の衝撃吸収実験の方法を示す。まずは図 6-4(a)のようにフォースゲージ(日本電産シンボ社: FGP-50,  $\pm 500$  N [122])の測定部の上に PEA の外表面が測定部に乗るように設置する。その上方 30mmのから 0.98 N の重りを落下させ、PEA の軸回り方向に衝突させ、その時の衝撃力を測定する。また図 6-4(b)は PEA を測定部に乗せずにダイレクトにフォースゲージに重りを衝突させる。この両者の比較により PEA が軸回り方向に衝撃を吸収できるか確認する。この時、空気圧は 0.05, 0.1, 0.2 MPa (0.2 MPa は最大圧力)の 3 通りに設定する。また図 6-4(c)は製作したウェイト落下・測定装置である。ウェイトはスライドに沿って自由落下する。さらに PEA 0.2 MPa とダイレクト衝突のケースについては、重りを 0.98, 1.96, 2.94, 3.92, 4.9, 9.8 N に増やし傾向の差を確かめる。

後述するが、ここでの結果において、ダイレクト衝突と比べてPEA軸回り方向の衝撃吸収特性に有意差が見られれば、PEAはバックバックに配置せずにリンクの周りに直接PEAを配置する設計方針を決定する。

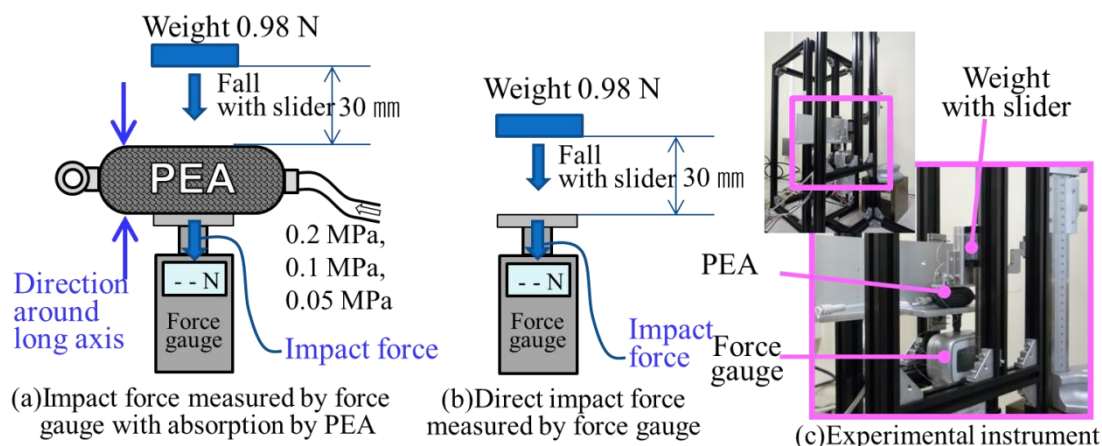


図 6-4. PEA 軸回り方向(PEA 外表面)の衝撃吸収量測定

### 6-3-3 軸方向の柔軟性

図 6-5 に軸方向の衝撃吸収実験の方法を示す。図 6-5(a)のような 1 リンクのアームを製作した。このアームはスライディングベースに 1 回転軸を介してベアリングを使って接続される。そしてこのベースはフォースゲージの測定部に設置される。ベースは測定部に固定されずに、上下方向にスライドできるように単純に置かれているだけである。さらにアームの回転軸には PEA による拮抗構造(図 6-5(b)), またはモーター(図 6-5(c))が接続される。この状態でアームの先端に、その上方 30 mm から 0.98 N の重りを落下させ、その時の衝撃力を測定する。この方法により、関節内部の衝撃力吸収性を比較する。すなわちモーターに対する PEA 拮抗構造内の PEA 軸方向の衝撃吸収量を確認する。この時、空気圧は 0.05, 0.1, 0.2 MPa の 3 通りに変化させる。図 6-5(d), (e) は製作したウェイト落下・測定装置である。

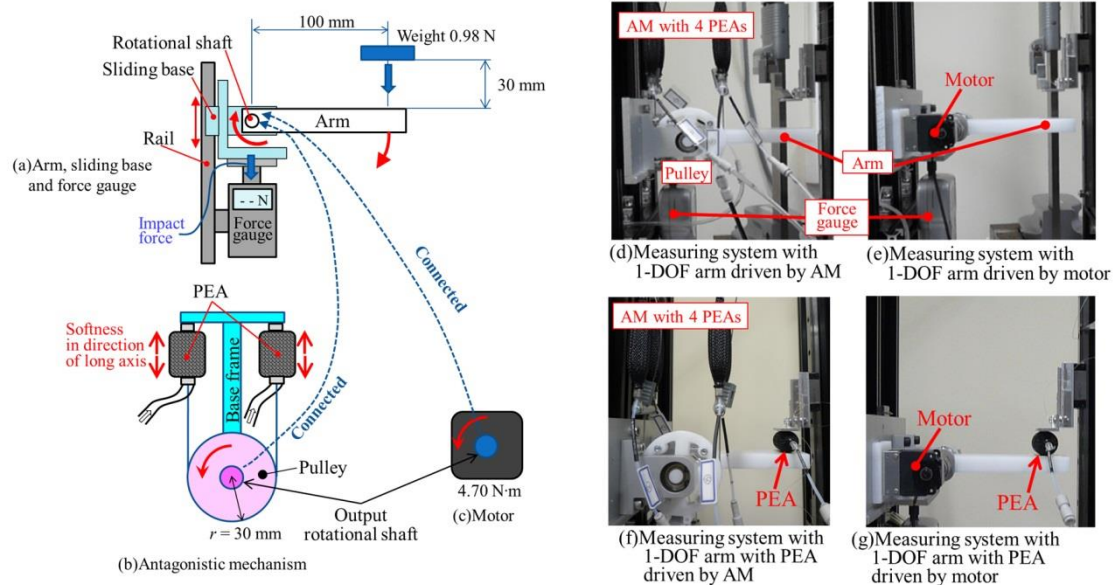


図 6-5. 拮抗構造による PEA 軸方向とモーターの柔軟性比較(1 自由度テストアーム先端の PEA 軸回り方向の柔軟性測定を含む)

### 6-3-4 PEA における軸回り方向・軸方向柔軟性の組み合わせ

図 6-5(f), (g)は図 6-5 (d), (e)の衝突部に PEA を配置したものである. すなわち PEA 拮抗構造関節(軸方向)及びモーター関節に対して PEA の軸回り柔軟性を組み合わせた衝撃吸収性を確認する. 実験は第 6-3-3 項と同様に, 重りは 0.98 N で PEA の内圧は全て 0.2 MPa である.

## 6-4 シミュレーション・モデリング

### 6-4-1 関節の所要角度と所要トルク

最適化プロセスに必要な義手アーム関節の所要角度と所要トルクを算出する必要がある. これは図 6-1 の 5 自由度シリアルリンク肩義手モデルについて行う. 前述のようにここではハンド開閉動作 1 自由度は検討しないため実質 4 自由度 4 関節  $J(J_1, J_2, J_3, J_4)$  の解析を行う. 図 6-1(b)においてグローバル座標系  $O-XYZ$  を左肩峰にセットした. この座標系における  $J_1$  と  $J_2$  の交点, リンク  $L(L_U, L_{FH})$  の長さ, 関節  $J(J_1, J_2, J_3, J_4)$  の角度, 及びハンドの位置をそれぞれ  $O_{J1J2}, l(l_U, l_{FH}), \phi(\phi_1, \phi_2, \phi_3, \phi_4), P(x, y, z)$  とした. リンクモデルの

各関節の所要角度や所要トルクをシミュレートするために以下の式を用いる。式(6.1)は手先の位置とリンク長、リンク角度の関係式である。式(6.2)は動力学の方程式である。式(6.1)に手先の経路座標を与え、数値解法を用いれば所要関節角度  $\phi(\phi_1, \phi_2, \phi_3, \phi_4)$  が導出され、それを式(6.2)に代入すれば各関節の所要トルク  $T(T_1, T_2, T_3, T_4)$  が求まる。

$$P = O_{J_1 J_2} + f(l, \phi) \quad (6.1)$$

$$T = H(\phi)\ddot{\phi} + C(\phi, \dot{\phi}) + G_f(\phi)g + J_f^T(F, N) \quad (6.2)$$

$H(\phi)$ : inertia term,  $C(\phi, \dot{\phi})$ : Coriolis term,  $G_f(\phi)$ : gravity term,

$J_f^T(F, N)$ : external force term including transposed Jacobian matrix,

$(F, N)$ : external force  $F(F_x, F_y, F_z)$  and moment  $N(N_x, N_y, N_z)$  acting on  $P$

関節に第2章図2-1(b)のようなPEAすなわち拮抗構造を用いる場合、式(6.1)から得られる所要関節角度を式(6.3)に代入すればPEAの収縮量  $x_{sl}$  が求まり、さらに第2章式(2.2)からその際のPEA出力が求まる。 $r$ は拮抗構造プーリーの半径すなわちモーメントアームである。最終的には式(2.2), (6.4)を用いて関節  $J(J_1, J_2, J_3, J_4)$ におけるPEA拮抗構造(Antagonistic Mechanism)のトルク  $T_{AM}(T_{AM1}, T_{AM2}, T_{AM3}, T_{AM4})$ が算出される。ここで式(6.4)はアームリンクモデルの関節の拮抗構造だけでなく、図6.5(b), (d), (f)の衝撃吸収実験装置の1自由度テストアームの拮抗構造にも使われる。この実験装置の拮抗構造のトルクを  $T_{AMexp}$  とする。

$$x_{sl} = 2\pi r \phi / 360 \quad (6.3)$$

$$T_{AM} = F_t r = (-4.61x_{sl} + 98.02)r \quad (6.4)$$

## 6-4-2 PEA 拮抗構造の仕様, 及び各関節における PEA 拮抗構造/モータ一間の配置決定手法

式(6.4)は図 6-2(a)における, PEA が筋肉のように骨を介して主動側, 拮抗側に各 1 本ずつ計 2 本配置した場合のものである. リンクアームに追従させる経路によっては計 2 本では所要関節角度, 所要トルクを満たせない場合がある. その際は PEA を複数連結させることで対処する. さらに連結方法はシリアル接続/パラレル接続があり, これらを組み合わせることで, より効率の良い出力と回転角を実現できる. 図 6-6 には第 2 章図 2-1(b)に対して連結数を増やしたケースを示す. ここでパラレル方向の増設後の PEA 総数を  $n_p$ , シリアル方向の総数を  $n_s$  とすれば式(6.4)は式(6.5)のように変更できる. 最終的に式(6.1), (6.2)による所要トルク  $T$  と所要角度  $\phi$  を満たす, 拮抗関節を成す最小限の PEA 本数, プーリー, アクセサリから各関節の総重量を計算する. そしてこの総重量と第 6-3 節の実験結果を基にモーターとの選択を決める. 衝撃吸収の特性もあるので重量のみで判断することは難しいが, 本章ではモーター1個の重量 67 g を参考とし, 2 倍の 134 g を超える拮抗関節についてはモーターを代用するとする. しかしながら, この重量ベースの決定基準は結果的に義手の重量, 容積, そしてこれらが影響を与える外観デザイン, 可動領域, 出力を総合的に考慮したものとなる. その他ネジやステーなど小物部品が必要となるが, それはモーターにも必要となるために本章では比較対象としない. 第 6-3-2 項の実験により, PEA の安全性のアドバンテージの度合いを確認できる. そこで第 6-3-2 項の実験結果により PEA の外表面での衝撃吸収がダイレクト衝突に対して有意差を示せば, PEA 拮抗構造が選択された関節の PEA は, バックパックによるケーブル遠隔駆動ではなくリンクの表面に配置することを基本方針とする. しかし  $n_s > 2$  となる場合はリンク長  $l(l_u, l_{FH})$  よりも総 PEA 長が大幅に長くなるので, 表面には配置せずバックパックに配置する. さらに  $J_4$  は, 図 2-1(b)におけるベースフレームを図 6-1(c)の  $L_{FH}$  と想定すれば, プーリーと  $J_4$  の回転方向が  $90^\circ$  異なるのでベベルギヤボックスを用いる. このギヤの重量は比較対象とする. 半径  $r$  は図 6-6 のように PEA が加圧された時の直径

が約 24 mm になり,  $r$  は最小限 12 mm 以上ないとベースフレームと干渉することから  $r = 15$  mm に設定する.

$$\mathbf{T}_{AM} = \mathbf{F}_t r = \mathbf{n}_p(-4.61x_{s/l}/n_s + 98.02)r \quad (6.5)$$

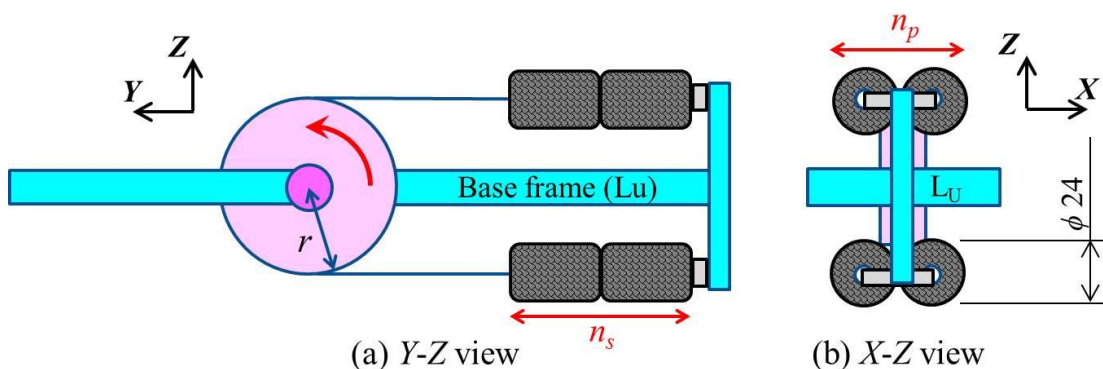


図 6-6. 拮抗構造における PEA の複数接続(図における PEA 総数は  $2 \times (n_s \times n_p) = 8$ )

### 6-4-3 CAD モデルによるレイアウトの確認

CAD モデルにより配置やリンク形状をデザインし, PEA のレイアウトが実際に可能か確認する. 第 6-3-4 項の結果から, 図 6-1(a)のように義手アームが  $Y$  方向にまっすぐ伸びた状態( $\phi_2 = 90^\circ$ )の際に, リンク  $L_U$  に水平( $X$ )方向と垂直( $Z$ )方向に衝撃が入力された場合の肩への伝達された衝撃の出力を見積る. 例えば図 6-6, 6-7(a)におけるベースフレームをリンク  $L_U$ , 拮抗構造を  $J_3$  と想定した時 PEA が同じ本数でもの配置により衝撃が変わってくる. 図 6-7 に示すようにカバーで PEA を覆いリンク全体が外力に対して PEA の軸回りの吸収効果を発揮できると仮定すれば, 6-7(a)は上下( $Z$ )方向の力のみ, 6-7(b)は上下( $Z$ )左右( $X$ )方向に衝撃吸収の効果を期待できる.

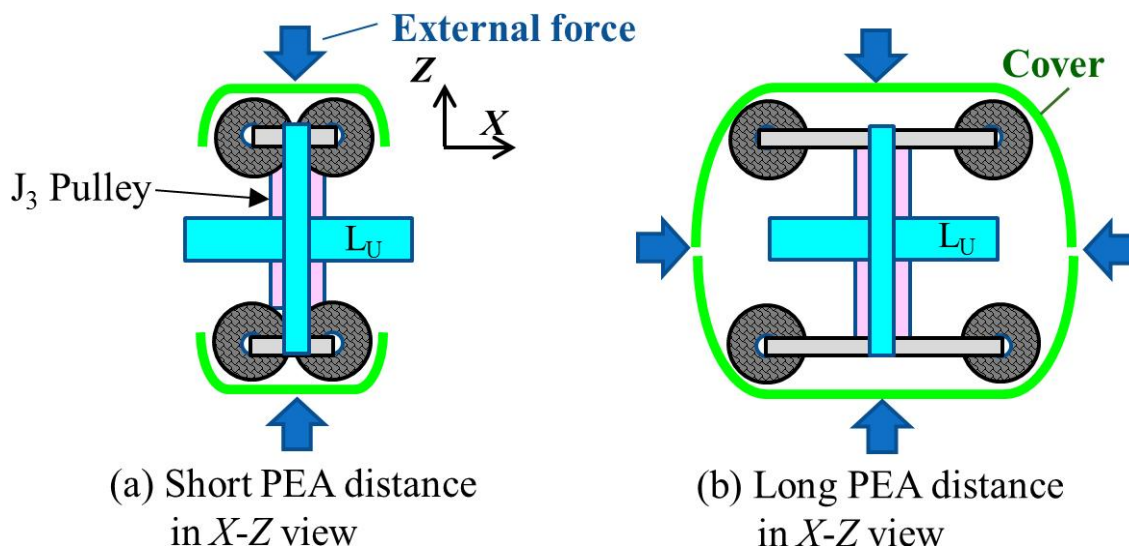
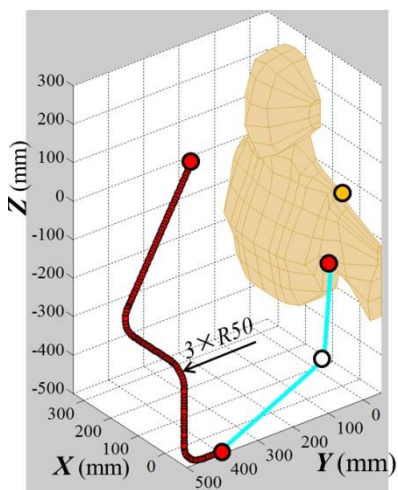
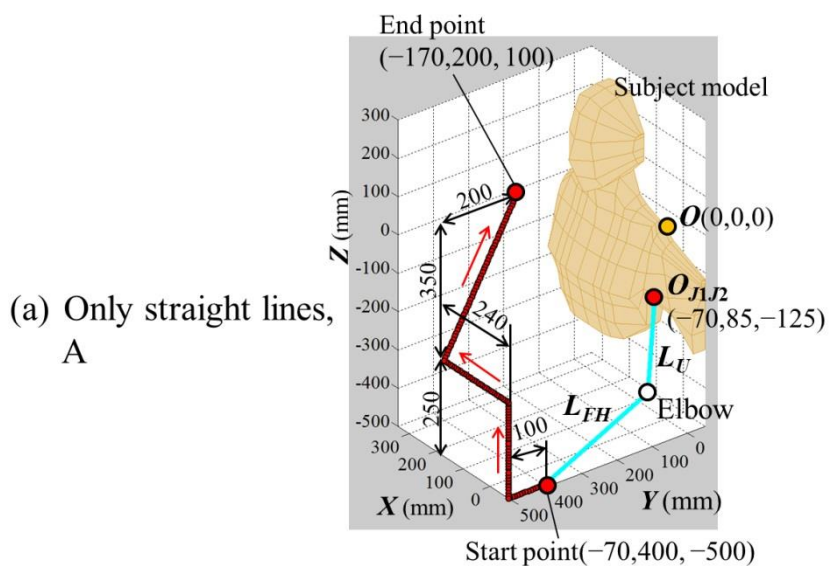


図 6-7.  $J_3$  の拮抗構造とカバー付きの  $L_U$

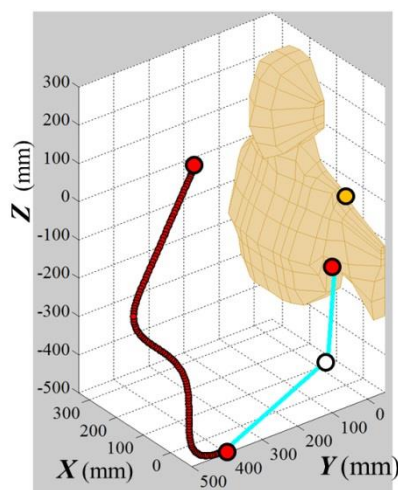
#### 6-4-4 義手リンクアームに追従させるハンド経路

図 6-8 にリンクアームのハンド(リンク  $L_{FH}$  の先端)に追従させる経路を示す. 前述のとおり縦横方向, 顔付近への動きを考慮し図 6-8 のように設定した. 図 6-8(a)の経路 A は直線のみで経路を形成した. この時の拘束条件として図 6-1(b), (c)におけるハンドの座標系の  $Y_H$  軸を常に矢状面内(YZ 平面内)に維持させるようにし, X 方向は任意に位置するとする. これは例えば, テーブルに置いてあるボトルなどのものをつかみやすくするためである. また手先の速度は過去の被験者の動作測定値を基に 0.45 m/sec とし, 経路中の点の間隔は 0.0167 sec (その動作を計測したモーションキャプチャの周波数 1/60 Hz に合わせた)とした. また経路 A の接続部では方向が大きく変わるためにトルクが急激に変化することが予想される. これを緩和するため, 半径 50 mm のカーブで接続したものを用意した. これを経路 B とする. さらに参考のために経路 B を移動平均(10 点 3 回繰り返)で平滑化したものを経路 C とした. 第 6-4-1 項で述べたように, この動きを行わせるために式(6.1), (6.2)を使って所要関節角度と所要トルクをシミュレートする. これを基に  $T_{AM} > T$  になるように, 拮抗構造の PEA の組み合わせである所要本数と連結方法, すなわち  $n_s, n_p$  を式(6.3), (6.5)を用いて決定する.





(b) (a) with round R 50 at corners, B



(c) Smoothed (b) by moving average, C

図 6-8.3 経路の比較

## 6-5 実験における結果

### 6-5-1 PEA の軸回り方向の衝撃吸収特性

図 6-9 に衝突実験の結果を示す. 最大衝撃力を 10 回測定した. 図 6-9(a)はダイレクト衝突(PEA なし, 図 6-4(b)参照), PEA 設置 0.2, 0.1, 0.05 MPa(図 6-4(a)参照)の比較である. さらに PEA 0.2 MPa とダイレクト衝突に対して重りを増加させた時の結果を示す. 図 6-9(b)では全ての 6 個の重りに対して PEA 0.2 MPa と ダイレクト衝突間の有意差( $p <$

0.01)が見られた。それゆえ第 6-4-2 項で述べたように、PEA レイアウトの設計基本方針より PEA をバックバックではなくリンクの周りを囲むように配置することに決定する。

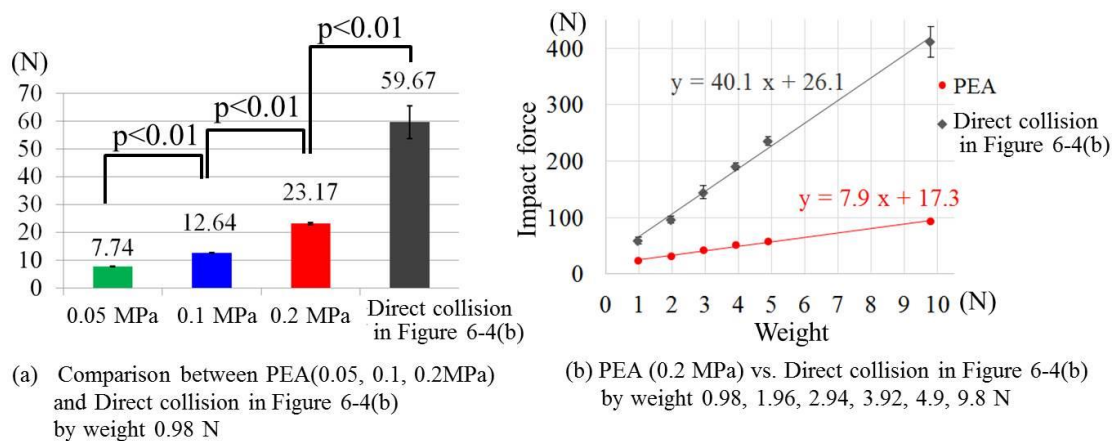


図 6-9. PEA 軸回り方向の衝突とダイレクト衝突における最大衝撃力の比較

### 6-5-2 PEA 拮抗関節とモーター関節の衝撃吸収性の比較(PEA の軸方向の衝撃吸収性の測定)

図 6-10(a)に衝突実験の結果を示す。前項と同様に衝撃力を 10 回測定した。図 6-10(a)はモーター接続、拮抗構造の PEA の圧力設定が 0.2, 0.1, 0.05 MPa の場合の最大衝撃力の比較である。まず拮抗構造の PEA の圧力を 0.2 MPa に設定した。0.2 MPa における拮抗構造のトルクをモーターのトルク(4.70 Nm)に近づけるために、拮抗構造の主動側/拮抗側各サイドに 2 本のアクチュエーターを平行に使用した。すなわち図 6-6 と式(6.5)における  $n_s = 1$ ,  $n_p = 2$  に該当する。ここで PEA の長さ $l$ と牽引力 $F$ すなわち拮抗構造のトルク  $T_{AMexp}$  はベースフレームにつけられた調整ナットにより、ある程度調整できる。本項実験での PEA 0.2 MPa での拮抗構造の  $x_{st}$  の計測値は 4.11 mm であったので、 $T_{AMexp}$  は 4.74 Nm (プーリー半径 30 mm)となる。その後、ナット位置など他のセッティングを変えずに圧力のみを 0.1, 0.05 MPa に減圧した。結果では PEA 拮抗構造関節のアームの最大衝撃値はモーター関節に比べ減少し、さらに両者間に有意差( $p < 0.01$ )も確認できた。

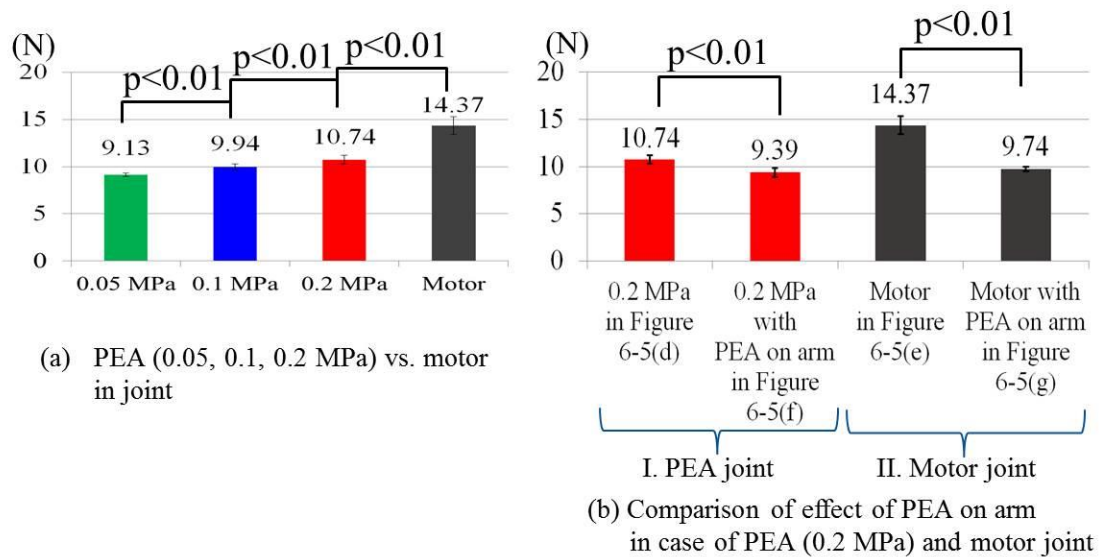


図 6-10. PEA 拮抗関節とモーター関節の衝撃吸収性の比較と、アーム先端に PEA 軸回り方向の衝撃吸収性を組み合わせた PEA 拮抗関節とモーター関節の比較

### 6-5-3 PEA の軸方向と軸回り方向の衝撃吸収性を組み合わせた拮抗関節とモーター関節の比較

図 6-5(f), (g)に示す PEA の軸方向と軸回り方向の衝撃吸収性を組み合わせた拮抗関節とモーター関節の衝突実験の結果を図 6-10(b)に示す。前項と同様に衝撃力を 10 回測定した。PEA 関節の 1 自由度アームの先端に PEA を載せた場合(図 6-5(f))は PEA を載せない場合(図 6-5(d))の 87.4 %，モーター関節アームの先端に PEA を載せた場合(図 6-5(g))は載せない場合(図 6-5(e))の 67.8 %に減少した。

## 6-6 シミュレーション・モデリングにおける結果

### 6-6-1 経路追従時の関節の所要トルクと所要角度

図 6-8 の経路 A：直線のみ，経路 B：A のコーナーを 50 mm の半径で代用，経路 C：B を移動平均で平滑化，の 3 経路を追従させた時の各関節の所要トルクと所要角度を図 6-11 に示す。経路 B は 50 mm ラウンド部がコーナー部よりも短いので経路 A より短く，また C は移動平均による平滑化のために経路 A, B よりも長くなった。図 6-11(e)に示す

ように経路 C でのトルク絶対値の最大値は経路 A, B と比べて全関節において最も少なく済んだ。それゆえ、式(6.1), (6.2), (6.5)を用いた拮抗構造シミュレーションに使用する経路として C を採用した。

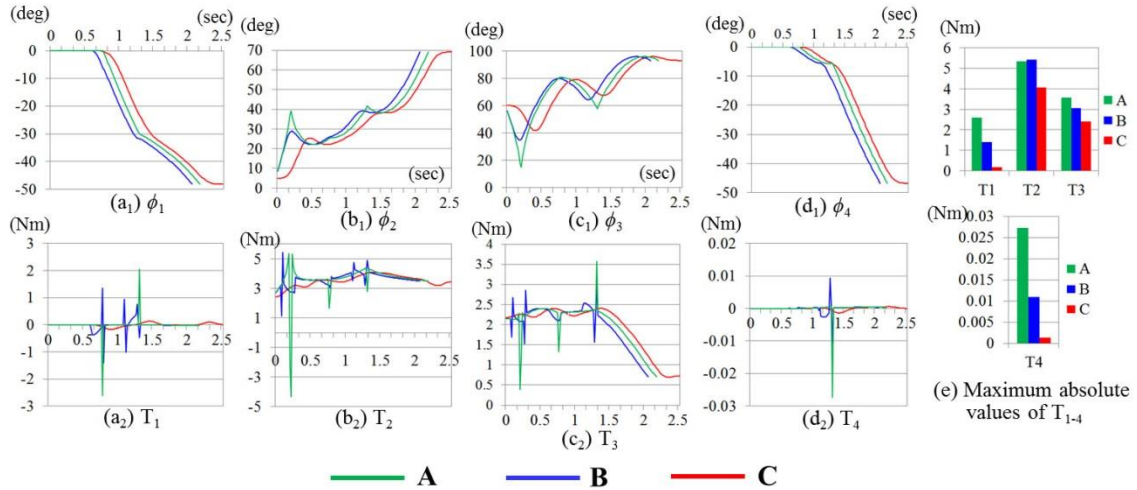


図 6-11. 経路 A, B, C における所要トルクと所要角度の比較

## 6-6-2 アーム関節における PEA 拮抗構造関節とモーター関節の配置

前項での経路 C を追従させる際、所要関節角度  $\phi$ 、トルク  $T$  を満たす各関節の拮抗構造内の PEA 数は式(6.1), (6.2), (6.5)を使い表 6-1 のように計算された。この際の各 PEA 拮抗構造関節の出力  $T_{AM}$  を図 6-12 に示す。表 6-1 における必要本数は図 6-6 における主動/拮抗両サイドの総数である。この際  $J_1, J_4$  は図 6-1(c)の座標系における正負両方向のトルクを示したので、グラフ上で所要トルク  $T_{1,4}$  と PEA 拮抗構造関節可能出力トルク  $T_{AM1}, T_{AM4}$  を比較するために、これらを絶対値化した。さらに図 6-12(a), (d)の  $J_1, J_4$  において  $T_{AM}$  が急激に上下する箇所があるが、これは駆動すべき PEA の主動・拮抗のサイドが変わるためである。さらに  $J_4$  以外の  $J_{1,2,3}$  は回転角度の符号が表 6-1 中の所要  $\phi$  に示すように 1 方向のため( $\phi_1: -, \phi_2: +, \phi_3: +, \phi_4: \pm$ )、可動領域を  $0^\circ$  に対して 1 方向の設定とした。 $J_4$  のみは  $0^\circ$  に対して正負両方向の所要角度を示したため両方向の可動領域設定とした。それゆえ  $J_4$  の拘束条件は他関節よりも厳しいために  $J_4$  のみ特別な方法を採用した。 $J_4$  において所要角度  $\phi_4$  の絶対値の最大値は  $46.75^\circ$  であり、当初表 6-1 における構成ではメカ

ニズムの最大可動領域は  $40.61^\circ$  となり所要角度を満たすことができなかった。そこで減速比 0.5 の歯車列を採用し対処した。これにより  $J_4$  の PEA 拮抗構造の可動範囲は  $81.22^\circ$  となり  $\phi_4$  のレンジを満たすこととなった。一方で減速歯車のためトルク低下が懸念されるが、減速歯車を採用した  $T_{AM4}$  と  $T_4$  はそれぞれ  $0.8365 \text{ Nm}$  と  $0.0003 \text{ Nm}$  となり、 $T_{AM4}$  は  $T_4$  をはるかに上回ったので問題はない。この歯車とベベルギヤボックスの合計は  $35 \text{ g}$  となる。

この結果より  $J_2$  の拮抗関節の総重量が第 6-4-2 項で設定した閾値  $134 \text{ g}$  を超えたため、 $J_2$  のみ PEA 拮抗構造駆動に代わり、モーター駆動が選択された。

表 6-1. PEA の所要本数と各関節の重量

Joint	One PEA Number of		Required $\phi$		Absolute max $\phi$ of AM (deg)	Total PEAs (kg)	Pulley weight (kg)	Accessory (kg)	Gears (kg)	Total weight (kg)	
	max pull force (N)	required actuators	Combination	(deg)							
			$n_p$	$n_s$	min $\phi$	max $\phi$					
$J_1$		2	1	1	$-48.15$	$0.00$	$81.22$	$0.006$	$0.01$	$0.01$	$0.026$
<b><math>J_2</math></b>	$98.02$	20	5	2	$4.79$	$69.13$	$162.43$	$0.060$	$0.01$	$0.1$	<b><math>0.170</math></b>
$J_3$	$(0.2 \text{ MPa})$	12	3	2	$41.77$	$96.01$	$162.43$	$0.036$	$0.01$	$0.06$	$0.106$
$J_4$		4	2	1	$-46.75$	$0.001$	$81.22$	$0.012$	$0.01$	$0.02$	$0.077$

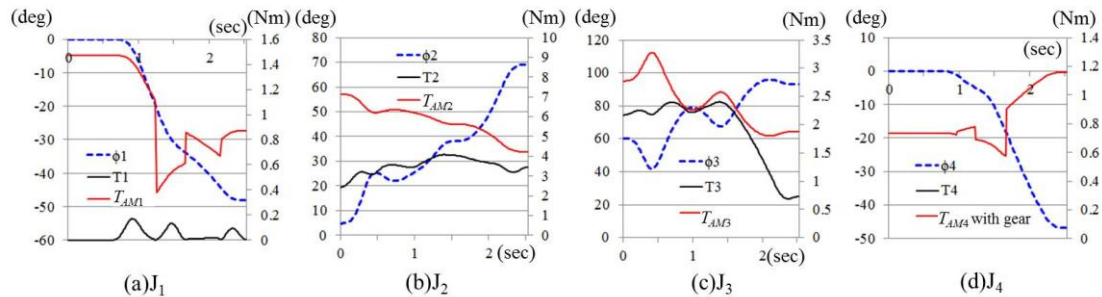


図6-12. 各関節の  $T$ ,  $T_{AM}$  及び  $\phi$

### 6-6-3 5 自由度肩義手アームのモデリングとシミュレーション

前項の結果を基に5自由度肩義手アームをデザインした。図6-13に示す。第6-5-1項、図6-4、6-9に示す実験によりPEAによる衝撃吸収の有意差が確認できたため、リンク $L_U$ 、 $L_{FH}$ の外表面に拮抗構造のPEAを配置するようにモデリングした。ここでは $J_3$ のPEAを $L_U$ に、 $J_4$ のPEAを $L_{FH}$ に配置した。第6-4-2項で示したように、 $J_{3,4}$ のどちらの関節も $n_s > 2$ とはならなかったために、この配置が可能となった。 $J_1$ のPEAはバックパックに配置した。肩義手の全体像を作成するために参考として、1自由度のモーター駆動開閉把持ハンドのデータ( $J_5$ 、図6-13参照)を全体データに組み合わせた。ハンドのモーターもバックパックに配置を想定している。

第6-5-3と図6-10(b)で示した結果に基づき、義手アーム全体が図6-13(c)のように水平(Y)方向に伸びている時( $\phi_2 = 90^\circ$ )、リンク $L_U$ に水平(X)方向と垂直(Z)方向に衝撃が入力された場合の肩へ伝達される衝撃の出力を表6-2にシミュレートした。比較のために表6-1の配置である最適コンフィギュレーションの衝撃値の見積りと全PEA関節、全モーター関節の場合の衝撃値見積りを示した。上腕 $L_U$ は図6-7(b)ではなく6-7(a)のようにモデリングしているために、図6-13(c)のX方向の肩への衝撃値はPEAの軸回り方向の衝撃吸収効果はないものとして計算している。すなわち、これは図6-10(b)の”0.2 MPa in Figure 6-5(d)”に相当する。

総重量はCADによるシミュレーション値で表6-3のようになった。この表においては、ハンドとバックパックのみ、事前に試験的に製作した実物(次章にて使用)の重量を用い、それ以外は全てCADシミュレーション値である。アーム重量は1.0 kg以下に抑えることができた。

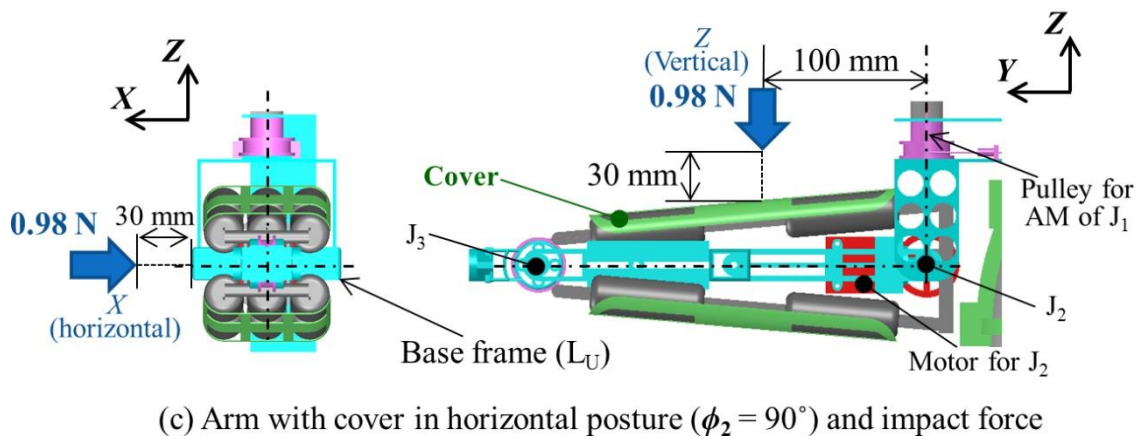
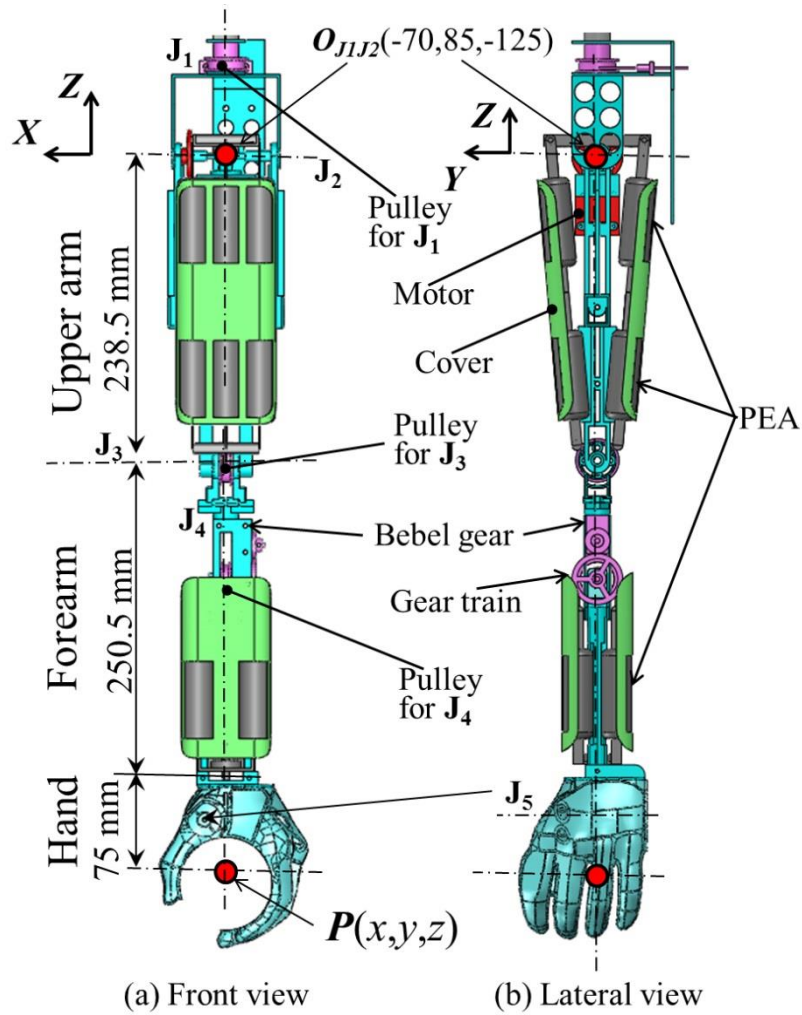


図6-13. 実験・シミュレーション結果に基づく5自由度肩義手アームのデザイン

表6-2. シミュレーションにおける肩への衝撃値

Units: N			
Force direction	Joint		
	Result in Table 6-1	all PEA	all motor
X (horizontal)	10.74	9.39	14.37
Z (vertical)	9.47	9.39	14.37

表6-3. シミュレーションにおけるアーム重量

Total system weight (units: kg)						1.985		
(Compressor, battery, and control unit are not included)								
Arm								
<b>Hand</b>	<b>0.102</b>	<b>Forearm</b>	<b>0.205</b>	<b>Upper arm</b>	<b>0.334</b>	<b>Shoulder</b>	<b>0.226</b>	
		<i>PEA for J<sub>4</sub></i>	<i>0.012</i>	<i>PEA for J<sub>3</sub></i>	<i>0.036</i>	<i>Motor for J<sub>2</sub></i>	<i>0.067</i>	<b>0.867</b>
		<i>J<sub>4</sub> Pulley and chassis with accessory</i>	<i>0.193</i>	<i>J<sub>3</sub> Pulley and chassis with accessory</i>	<i>0.298</i>	<i>J<sub>1</sub> Pulley and chassis with accessory</i>	<i>0.159</i>	
<b>Socket</b>						<b>0.244</b>		
Backpack system								
		<i>Pneumatic actuators for J<sub>1</sub></i>		<i>0.006</i>				<b>0.874</b>
		<i>Motor for J<sub>5</sub></i>		<i>0.067</i>				
		<i>Chassis with accessory</i>		<i>0.801</i>				

## 6-7 考察

本章では、肩義手の衝撃吸収性・トルク・可動領域を実験とシミュレーションの両方を通して調査した。アクチュエーターの複合レイアウトに基づき、適切な可動領域・出力・衝撃吸収性をバランスよく提供できる肩義手を実現するために1自由度アームに組込んだ2つの異なるアクチュエーターを比較した。まずはPEA本体の特性を検証する。



## 6-7-1 実験について

第一に PEA の牽引力  $F_t$  と収縮量  $x_{st}$  の関係についてである。本章では内圧を 0.2 MPa に固定したケースであるが、図 2-5 より自然長に対する収縮量と負荷はほぼ線形の関係の結果が得られている。ここでの結果と式(2.2), (6.5)を基に本章での関節トルクをシミュレートしているが、より正確な結果を得るためには例えば内圧を 0.01 MPa 毎に変更し内圧全域において測定したグラフ及び式を導出することが望まれる。これを基に空気消費量を推測し評価パラメーターに設定できれば、より一層の実用化につながる。

次に PEA 自身の衝撃吸収特性について、軸回り方向(PEA 外表面)においては図 6-4, 6-9 に示すようにダイレクトなフォースゲージ測定部への衝突すなわち剛体への衝撃力に比べて大きく衝撃を吸収していることがわかる。この傾向は荷重を増やしても同じ傾向であった。また図 6-9(b)のグラフの傾きから衝撃量を 20 %程度に抑えることができる。これは衝突安全性に大きく貢献でき、積極的に義手アームの周りに配置して安全性向上に努めるべきであると考えられる。さらに空気圧の変化により吸収性も変化することを確認できた。これについても空気圧の設定をより細かく行い再実験を行うことで、空気圧,  $x_{st}$ , 衝撃吸収量の関係式を導出できれば、手先の経路上における衝撃吸収量, すなわち腕がどの位置・角度の時に衝撃に対して弱いかを解析でき、今後の課題となりうる。1 自由度テストアームの拮抗構造関節内の PEA 軸方向の衝撃吸収性はモーター関節よりも高く、空気圧により変化することがわかった(図 6-5(d), (e), 6-10(a)参照)。モーターは制御において疑似的に柔らかさを持たせることができるが、少なからず時間遅れが生じる。この PEA の固有の時間遅れのない柔らかさは衝撃吸収に対して有効である。今後は衝突時の時間軸データを計測し、この時間遅れの影響を調査するべきと考える。さらに図 6-10(a)において、1 自由度テストアームにおける PEA 0.2 MPa 関節の衝撃測定値(10.74 N)とモーター関節の衝撃測定値(14.37 N)は、図 6-9(a)のダイレクト衝突の 59.67 N より大幅に減少している。この 3 つは図 6-4(b), 6-5(d), (e)に示すように剛体部分におもりが衝突するという点では同一条件である。それゆえこの減少は

関節とアームフレーム自体の衝撃吸収によるものが大きいと考えられる。これにより、衝突の位置が関節に近づくにつれて、すなわち図 6-5(d), (e)から図 6-4 の実験状況に近づくにつれて衝撃が拡大すると考えられる。ベースフレームの形状についても検証する必要がある。さらに1自由度テストアーム先端のPEAの有無による差(図 6-5(d)-(g), 6-10(b)参照)は、図 6-9 におけるダイレクト衝突と PEA 0.2 MPa 間の PEA の有無の差と比較して大きくはなかった。しかしながらモーター関節アーム先端の PEA の有無 (図 6-5(e), (g), 14.37 N, 9.74 N)の差は、PEA 拮抗関節アーム先端の PEA の有無(図 6-5(d), (f), 10.74 N, 9.39 N)の差に比べて衝撃力の減少は大きかった。そのため、ある関節がモーター駆動でも、別の関節の拮抗構造の PEA でベースフレームを覆うことができれば衝撃力を減少できると考えられる。

図 6-13(c)と表 6-2 に示すように、本章でのアームの最適配置ではX方向の衝撃を PEA の外表面で吸収できないデザインとなっている。しかしながら  $J_1$  は PEA 拮抗関節であるために、表 6-2 に示すように最適配置アームはアーム全体としては全モーター関節配置アームよりも衝撃力が減少している。それゆえ PEA 拮抗構造関節を採用するか、リンクフレーム周りに PEA を配置するかのどちらかを行えば衝撃吸収の効果が得られることを確認できた。

## 6-7-2 シミュレーション・モデリングについて

次に想定経路と追従時の関節挙動の結果について検証する。式(6.1), (6.2)により3種類の径路において所要トルク  $T$ , 所要角度  $\phi$  を図 6-11 のように計算できた。また図 6-11(e)に示すように径路のスージングにより所要トルクを抑えられることも確認できる。これはある目的の動作を行う場合、その動作の過程・経路計画もアクチュエーターの配置に影響を及ぼすことを示す。この問題はアクチュエーターの出力、またそのための供給源(バッテリーやコンプレッサー)の容量決定にも関わるために今後熟考すべき項目である。

本章ではモーター関節か PEA 拮抗関節かの選択をする際に、1 個のモーター重量 (0.067 kg) に基づき、2 個のモーター重量 (0.134 kg) のみを閾値とした。これにより  $J_2$  のみモーター関節が選択され、それ以外は PEA 拮抗関節の結果となった。しかしこの結果は閾値に大きく依存している。例えば 1 個のモーター重量であれば  $J_1$  のみ PEA 拮抗関節、3 個 (0.201 kg) であれば全て拮抗関節となる。またプーリーの半径  $r$  は 15 mm で固定したが式 (6.5) にも示されるように  $r$  の変化により  $T_{AM}$  は変化する。それにより閾値に対する判定も変化する。さらに  $r$  と PEA の連結方法である  $n_s, n_p$  の関係性については、一見これらは単純に思えるが (例えば同じ  $n_s$  ならば  $r$  を 2 倍したものと  $n_p$  を 2 倍したものが同じ値に思える)、式 (6.3)、(6.5) において  $r$  が 2 か所すなわち  $r^2$  が含まれている。そのため関係は複雑になり、細かい検証が必要である。また本章では  $T$  に対する  $T_{AM}$  のマージンも考慮に入れていないが、実際に使用する場合には安全率は設定すべきであり、これらの要素を新たにパラメーターとして加えれば、より一層の最適化に繋がると考えられる。この  $r$  とマージンについては次章で扱うことにする。

肘関節の  $J_4$  において減速比 0.5 の減速歯車列を採用している。第 2 章図 2-5、式 (2.2) に示すように PEA は少ないストローク時に大きな力を発生できる。それゆえ PEA は可動範囲の少ない領域において、よりアドバンテージを発揮できると考えられる。例えば歯車を設定しない状態で現状の  $r = 15 \text{ mm}$ ,  $\phi_4 = 20^\circ$  の場合は  $T_{AM4} = 0.746 \text{ Nm}$  と計算される。次に歯車列減速比のギヤを入れた場合、 $\phi_4 = 20^\circ$  となるように歯車出力軸を  $20^\circ$  に設定すれば入力となるプーリーの回転は  $10^\circ$  で済む。この場合は  $T_{AM4} = 0.554 \text{ Nm}$  となる。通常の歯車列では回転数・回転角度と出力トルクは反比例になるが、この場合は歯車列を入れた場合に、入力角度に対する出力回転角度が 2 倍に対して出力トルクは 0.5 倍よりも大きくなる ( $0.554/0.764 = 74.26 \%$ )。さらに  $\phi_4 = 30^\circ$  の場合は歯車無しが  $0.384 \text{ Nm}$ 、歯車有 (入力プーリー角度  $15^\circ$ ) が  $0.464 \text{ Nm}$  となり歯車有が逆転してしまう。すなわち入力に対して出力回転角度が 2 倍、出力トルクが  $0.464/0.384 = 120.83 \%$  となる。この歯車列の導入は重量アップやレスポンスの低下というデメリットも考えられるが、使用回転域によっては大変有効なトレードオフ改善法となりうる。

## 6-8 まとめ

本章ではベンチマークとなる PEA 駆動シリアルリンクアームに対して、可動範囲、出力、柔らかさをバランスよく実現するために、サーボモーターを付加(代替使用)デバイスとして PEA と併用したハイブリッド型の軽量肩義手アームを提案した。さらに関節に安全性向上を期待できる PEA 拮抗構造を導入するために PEA の特性を調査する 1 自由度アーム実験装置を製作し、衝突実験により PEA の軸方向と軸回り方向の柔らかさをモーター関節と比較した。その結果、PEA 関節を採用し腕全体に配置することは、外部表面での衝撃吸収と関節内部での柔軟性を実現できる可能性があることを示した。さらに義手アームに典型的な経路を追従させた時の関節所要トルクと所要角度を推測するためにリンクモデルを作成し、動力学方程式によりこれらを導出した。これにより拮抗構造における所要本数の決定プロシーチャーを導出できた。最終的に、設定したモーターの重量による閾値により肩・肘各関節に PEA またはモーターの配置選択を決定し、配置結果と衝突実験結果を基に CAD モデルをデザインした。そのモデルの上腕に縦横方向に衝突が加えられた時の、肩が受ける衝撃力を実験結果を基にシミュレートした。さらに歯車列を拮抗構造に導入することで出力トルク・回転角度間のトレードオフを改善できる可能性を示した。

# 第7章 シリアルモデル設計プロシージャの各種 ADL への対応性調査[UP1]

## 7-1 実測複数 ADL 軌跡によるレイアウト最適化と試作機装着動作実験

前章では5自由度シリアルリンク型義手アーム(アーム自体は4自由度)を提案し、直線をベースとした典型的な ADL 経路から関節所要角度・トルクを算出し、設定した重量に関する閾値と、衝撃吸収性を調査する衝突実験の結果を基に PEA とモーターの複数レイアウトを決定した。本章では、より現実に則した状況に適合させるために、対象とする経路に複数の実測 ADL を使用し、義手アームのレイアウトを再導出することで、経路によってレイアウトに影響があるかどうかを検証する。さらに本 ADL 経路の1つとベンチマークのリンクモデルを用いてプロトタイプ製作及び装着動作実験を行い、本研究における肩義手設計開発及びプロシージャの実現可能性を確認する。

## 7-2 設計方法

最適レイアウト決定プロシージャは基本的に前章と同じである。関節やリンクモデル(図 6-1)、計算式(式(6.1), (6.2), (6.3), (6.5))も前章のものを用いる。前章と異なる点を以降の節で述べる。

### 7-2-1 ADL 経路

前述のとおり、本章ではシミュレーションで扱う ADL 経路を複数の実測動作を基に用意した。動作は以下の4動作である。第1章において、両手が必要な両手協調動作に対して、健常腕を補助するような機能を持たせる補助的な義手の開発の場合、機能をある程度絞ることができ現実的であると述べた。本章ではそのような両手動作を FIM の

評価シート[110]や陳らが考案した筋電義手用 ADL 評価表[11]を参考にピックアップした。またその際の対象物の重量を示す。この重量は式(6.2)の動力学シミュレーション時に使用する。また計測時の写真と手先の軌跡を図7-1に示す。図6-1(c)のリンクモデルは左健常腕と干渉しないように、左健常腕からY方向に135 mm オフセットされている(左肩峰からは85 mm)。そのため、測定軌跡データもこれに合わせて開始部分を135 mm オフセットする。図7-1(e)は(a)のドリンク動作の開始部分を135 mm オフセットしたものである。実際にシミュレーションを行う際は計測データについてオフセットを行ったのち、前章と同様に移動平均による平滑化を施したものを使用する。

1. ペットボトルにリーチングし、把持して口まで運び飲む(500 g)
2. 靴下を履く(50 g)
3. ネクタイを締める(50 g)
4. 洗濯物(半ズボン)をハンガーに干す(200 g)

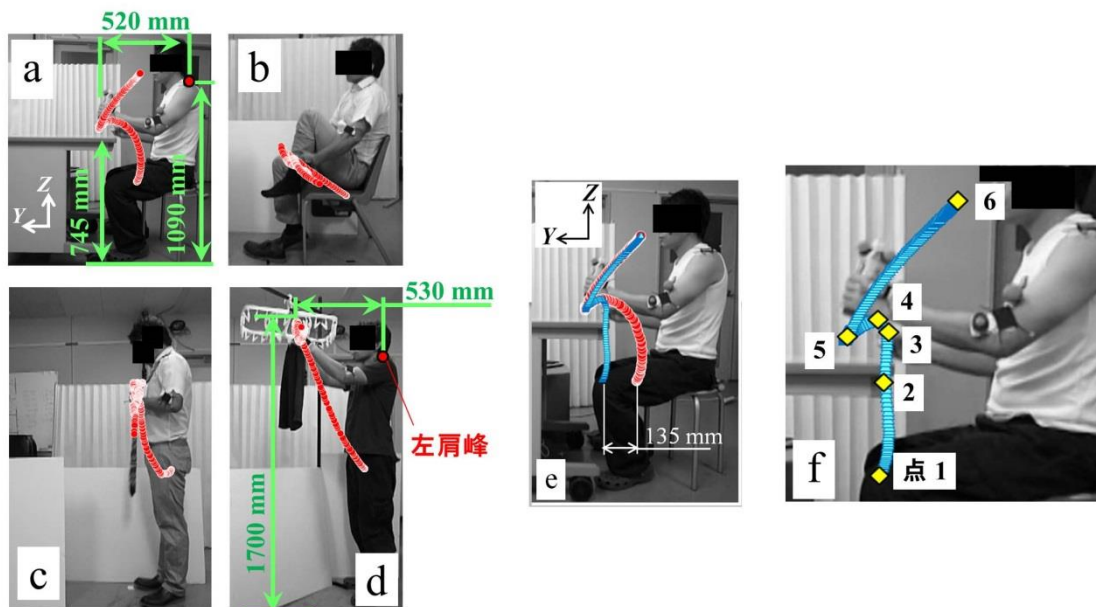


図7-1. 計測した4ADL. a: ペットボトルにリーチングし把持して口まで運び飲む. b: 座位で靴下を履く. c: 立位でネクタイを締める. d: 洗濯バサミ付ハンガーに洗濯物(半ズボン)を干す. e: aのドリンク動作(赤色)のスタート部分をY方向に135 mm オフセットした経路(青色). f: 試作機動作実験における経路内の6つの特徴点

## 7-2-2 パラメーター・条件の追加

前章では拮抗構造のトルク  $T_{AM}$  を計算させる際に、式(6.5)、図 6-6 においてプーリーの半径  $r$  を 15 mm で固定した。これは第 6-4-2 項で述べたように設計上の拘束条件により 15 mm に設定した。本章では可能性を見出すために、半径  $r$  を式(7.1)のようにパラメーターとして追加した。また総シリアル接続数  $n_s$ 、総パラレル接続数  $n_p$  の探索範囲は式(7.2)のように PEA を機構構造の主動側・拮抗側それぞれ 20 本までとする。これにより各関節の全コンフィギュレーション数は  $9 \times 46 = 414$  通りとなる。

$$r = 10, 15, 20, 25, 30, 35, 40, 45, 50 \text{ (mm)} \quad (7.1)$$

$$n_s = 1, 2, \dots, 10, \quad n_p = 1, 2, \dots, 10, \quad n_p \times n_s \leq 20 \quad (7.2)$$

前章では全候補の中から拮抗構造の可能出力トルク  $T_{AM}$  が関節所要トルク  $T$  以上になる  $n_s, n_p$  を探索したが、本章では以下の式(7.3)のように各 ADL の動作中における  $T$  に対する  $T_{AM}$  が最低 10 % 以上のマージンを持つようなコンフィギュレーションを探索する。前章ではモーター 2 個の重量 134 g を閾値として PEA の選択の可否を判断したが、本章でも同じ閾値を用いて 2 種類のアクチュエーターの配置選択を決める。

$$100 \times (T_{AM} - T) / T \geq 10 \text{ (\%)} \quad (7.3)$$

さらに上記の条件により選抜されたコンフィギュレーションから、最終的に以下の評価指標によって最適な関節毎のコンフィギュレーションを決定する。

- 最大可能回転角度
- 最小マージン  $100 \times (T_{AM} - T) / T$
- $n_s, n_p$  間のバランス

## ➤ 最小必要 PEA 数

最大可能回転角度と最小マージンは、より大きい値のものを候補とする。  $n_s, n_p$  間のバランスについては、例えば同じ 20 本であったとしても  $n_s = 2, n_p = 10$  よりも  $n_s = 4, n_p = 5$  を優先する。これらの指標中で最も優先されるものは、基本的には、より小さい最小必要 PEA 数であるが、 $n_s, n_p$  間バランスが偏りすぎる場合はバランスを優先する。

## 7-3 結果

手先に 4 つの ADL を追従させる際、所要関節角度  $\phi$ 、トルク  $T$  を満たす各関節の拮抗構造内の PEA 数は式(6.1), (6.2), (6.5)、前項のパラメーター及び条件・評価指標を用いて表 7-1 のように導出された。表 7-1 においては各 ADL に対する PEA 関節の重量と、参考に容積を表示している。PEA 必要本数は図 6-6 における主動/拮抗両サイドの総数であり、PEA とプーリーの重量・容積は CAD シミュレーション値による。また前章第 6-6-2 節、表 6-1 の拮抗構造構成と同様に  $J_4$  はベベルギヤが必要であり、これを表 7-1 ではその他小物類の項目に含めた。各 PEA 拮抗構造関節の出力  $T_{AM}$  を図 7-2 に示す。洗濯物干し動作については、 $J_2$  が式(7.2)の範囲以上の PEA を要する結果となり、この動作においては  $J_2$  はモーター選択となった。表 7-1、図 7-2 において、この  $J_2$  には参考に  $n_p = 4, n_s = 5$  の場合のデータを載せた。そのため、図 7-2(d)の洗濯物干し動作の  $J_2$  グラフに  $T_{AM} \leq T$  となっている部分が生じているのを確認できる。

また表 7-2 に、閾値による PEA/モーター選択の結果を各 ADL 毎に示す。ここでは各 ADL 専用の関節レイアウトとなっているが、全 4ADL を同時に遂行できるレイアウトと、前章の直線ベースで作成した典型的 ADL におけるレイアウトも比較のために示す。全 4ADL 向けのレイアウトは、ペットボトルのドリンク動作における  $J_3$  と洗濯物干し動作における  $J_2$  が閾値を超えているために、これらを同時に満たすべく  $J_2, J_3$  をモーター駆動とした。またこの際の関節内構成は  $n_{p1,4} = (1, 1), n_{s1,4} = (2, 1), r_{AM1,4} = (10, 10)$  となる。



表 7-1. 各 ADL に対する関節の PEA 所要本数と各関節の重量

	関節	PEA 所要 本数	組み合わせ		$r_{AM}$ (mm)	所要角度 $\phi$ (°)		AMの 最大 $\phi$ の 絶対値 (°)	最大 所要T の 絶対値 (Nm)	全 PEA		プーリー		その他 小物類 (kg)	総計		100× ( $T_{AM}-T$ )/T
			$n_p$	$n_s$		最小	最大			重量	容積 (cm <sup>3</sup> )	重量	容積 (cm <sup>3</sup> )		重量	容積 (cm <sup>3</sup> )	
ドリンク 動作	J <sub>1</sub>	2	1	1	10	-44.2	12.0	60.9	0.133	0.006	47.5	0.01	7.5	0.01	<b>0.026</b>	<b>55.0</b>	317.7
	J <sub>2</sub>	12	2	3	35	1.6	49.8	104.4	3.990	0.036	285.0	0.03	23.0	0.06	<b>0.128</b>	<b>308.0</b>	14.6
	J <sub>3</sub>	<b>18</b>	<b>3</b>	<b>3</b>	15	51.0	114.3	243.6	2.458	0.054	427.5	0.01	9.2	0.09	<b>0.157</b>	<b>436.7</b>	14.3
	J <sub>4</sub>	2	1	1	10	-43.1	3.0	60.9	0.001	0.006	47.5	0.01	7.5	0.036	<b>0.052</b>	<b>55.0</b>	64776.7
靴下 動作	J <sub>1</sub>	2	1	1	10	0.1	34.9	121.8	0.051	0.006	47.5	0.01	7.5	0.01	<b>0.026</b>	<b>55.0</b>	115.8
	J <sub>2</sub>	4	2	1	15	-18.5	5.8	40.6	1.182	0.012	95.0	0.01	9.2	0.02	<b>0.045</b>	<b>104.2</b>	12.0
	J <sub>3</sub>	8	2	2	10	39.9	86.8	243.6	1.037	0.024	190.0	0.01	7.5	0.04	<b>0.074</b>	<b>197.5</b>	28.6
	J <sub>4</sub>	2	1	1	10	-27.0	-0.1	121.8	0.001	0.006	47.5	0.01	7.5	0.036	<b>0.052</b>	<b>55.0</b>	2755.4
ネクタイ 動作	J <sub>1</sub>	4	1	2	10	-61.8	54.8	121.8	0.179	0.012	95.0	0.01	7.5	0.02	<b>0.042</b>	<b>102.5</b>	189.6
	J <sub>2</sub>	4	1	2	10	-57.8	-18.7	243.6	0.697	0.012	95.0	0.01	7.5	0.02	<b>0.042</b>	<b>102.5</b>	13.1
	J <sub>3</sub>	12	2	3	10	50.5	154.0	365.5	0.994	0.036	285.0	0.01	7.5	0.06	<b>0.106</b>	<b>292.5</b>	20.0
	J <sub>4</sub>	2	1	1	10	-48.8	20.2	60.9	0.002	0.006	47.5	0.01	7.5	0.036	<b>0.052</b>	<b>55.0</b>	24296.9
洗濯 物干し 動作	J <sub>1</sub>	2	1	1	10	-35.1	1.4	60.9	0.184	0.006	47.5	0.01	7.5	0.01	<b>0.026</b>	<b>55.0</b>	197.4
	J <sub>2</sub>	<b>40</b>	<b>4</b>	<b>5</b>	25	-12.9	106.6	121.8	3.306	0.120	950.0	0.02	14.7	0.2	<b>0.340</b>	<b>964.7</b>	-
	J <sub>3</sub>	12	3	2	10	23.2	112.0	243.6	1.502	0.036	285.0	0.01	7.5	0.06	<b>0.106</b>	<b>292.5</b>	16.6
	J <sub>4</sub>	2	1	1	10	-25.6	2.9	60.9	0.001	0.006	47.5	0.01	7.5	0.036	<b>0.052</b>	<b>55.0</b>	49831.7
モーター							300	最大 出力 トルク (Nm) 4.70						<b>0.067</b>	<b>35.6</b>		

表 7-2. 各 ADL に対するアクチュエーターレイアウトの結果

ADL	J <sub>1</sub>	J <sub>2</sub>	J <sub>3</sub>	J <sub>4</sub>
ドリンク動作	PEA	PEA	モーター	PEA
靴下動作	PEA	PEA	PEA	PEA
ネクタイ動作	PEA	PEA	PEA	PEA
洗濯物干し動作	PEA	モーター	PEA	PEA
全4ADL	PEA	モーター	モーター	PEA
第6章の 最適コンフィギュレーション	PEA	モーター	PEA	PEA

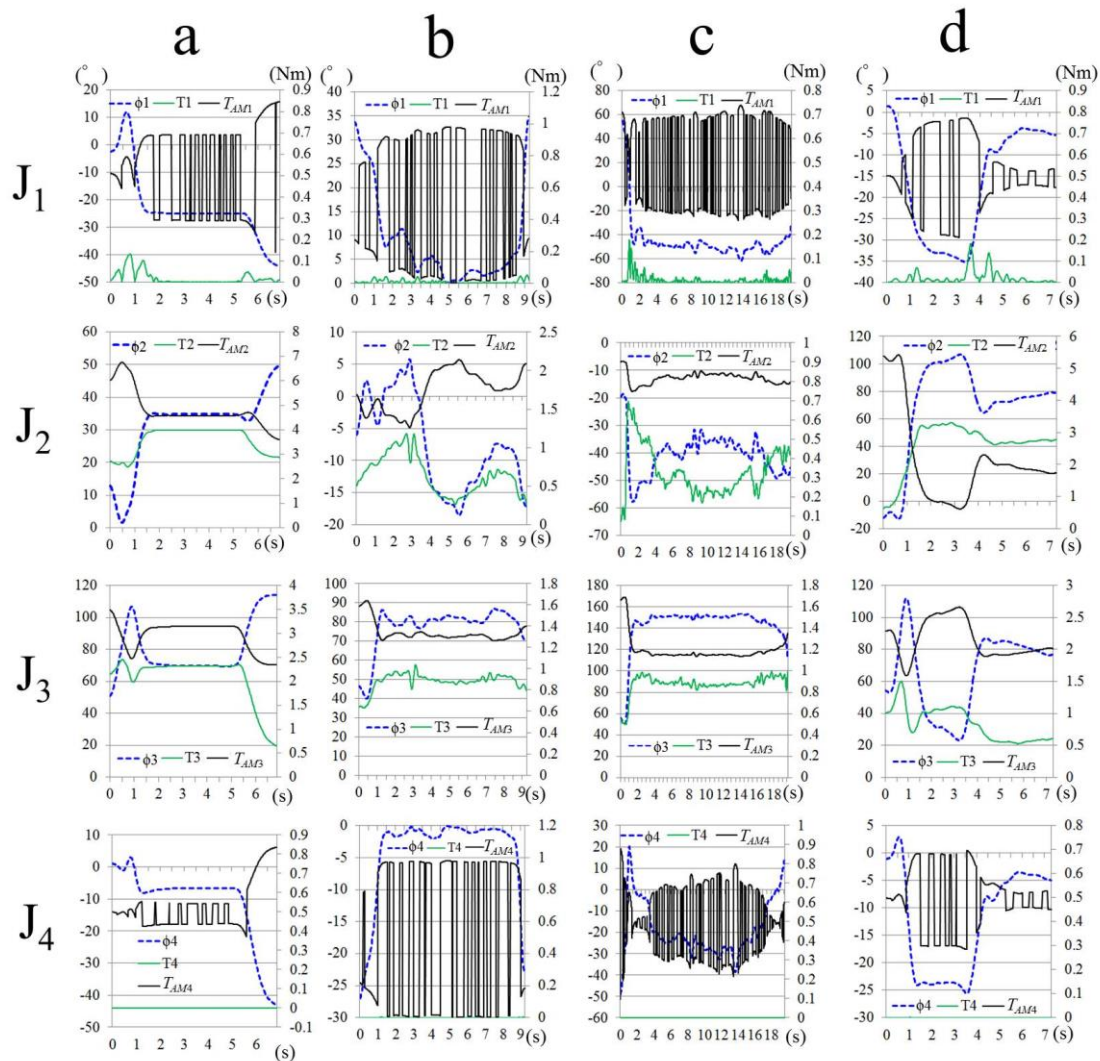


図 7-2. 各関節の  $T$ ,  $T_{AM}$  及び  $\phi$ . a: ペットボトルにリーチングし把持して口まで運び飲む. b: 座位で靴下を履く. c: 立位でネクタイを締める. d: 洗濯バサミ付ハンガーに洗濯物(半ズボン)を干す.

## 7-4 試作義手を用いた装着動作実験と本プロシージャーによる設計開発義手の実現可能性検証

本研究でのプロシージャーにおける設計開発義手の実現可能性を検証する. 図 6-1 のベンチマークアームの寸法・関節自由度レイアウトと, 図 7-1(a), (e), 図 7-2(a)におけるペットボトルのドリンク動作の測定結果を基に簡易肩義手プロトタイプを試作し, 被験者に装着して動作再現実験を行った. アームは図 6-1 と同様に肩 2 自由度, 肘 2 自由度の計 4 自由度のアームで, さらに 1 自由度把持ハンドを備えている. 本節でのプロト

タイプのアクチュエーターのレイアウトは表 7-2 のものとは異なり、モーターベースの簡易型のアームである。肩関節の  $J_2$  のみ PEA 拮抗構造(関節内コンフィギュレーションは表 7-1 と同様に  $n_p = 2$ ,  $n_s = 3$ ,  $r_{AM} = 35$  mm)であり、それ以外はサーボモーターを用いた。そして  $J_2$  の拮抗構造とハンド  $J_5$  のモーターはバックパックに配置し、ケーブル駆動とした。この試作機重量はアーム単体で 0.78 kg, 装着者の肩と義手の接合部であるソケットを含めて 1.02 kg, バックパック重量が 0.92 kg であった。図 7-3 に示す。さらに図 7-4(a)-(f)のように試作機を健常者に装着して 0.25 kg のペットボトル(ペットボトル上部に取付けたモーションキャプチャ用のマーカー部の重量を含む)にリーチング、把持して口に運び飲む動作を行うことができた。この際、アームは図 7-1(e)の経路を全て追従するのではなく、図 7-1(f)における 6 つの特徴点を通過するように動作させた。関節角度の制御は簡易的なオープンループ方式により行った。この時のアームの計測軌跡を、図 7-1(a), (f)の健常腕軌跡と 6 特徴点とともに図 7-4(g)に示す。実験当初はソケットの滑りや、被験者の体幹の微動等によりペットボトルの把持点(図 7-1(f)内の点 5)において誤差が生じペットボトルを掴むことができなかった。そのために ADL 動作の再現を優先し、被験者の若干の体幹動作を取り入れることで、動作を完遂させた。



図 7-3. 5 自由度(モーター関節 4, PEA 拮抗関節 1)試作肩義手

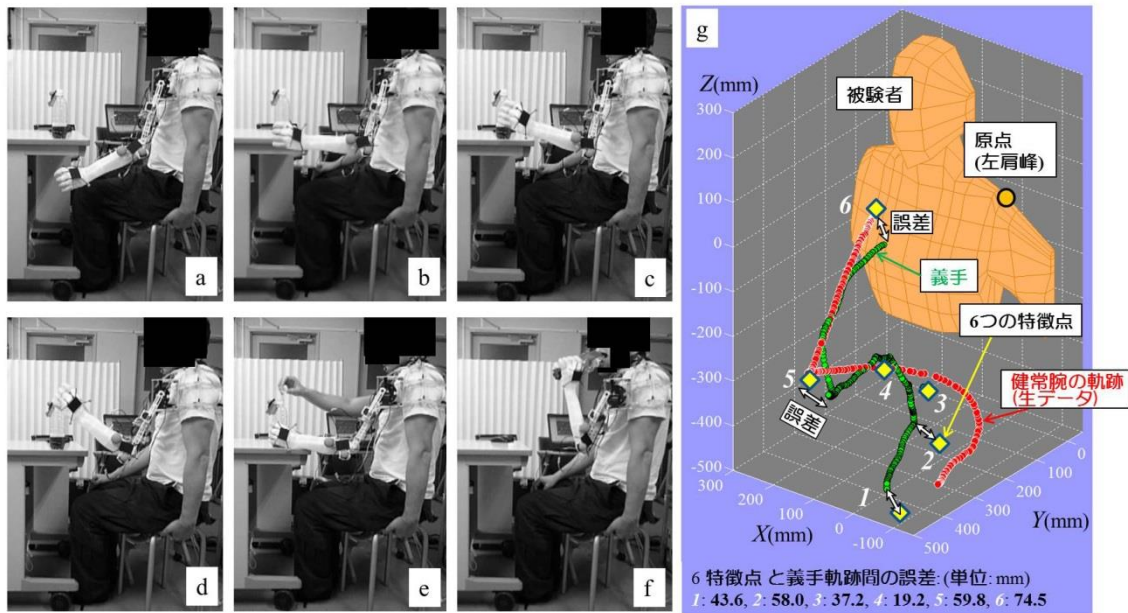


図7-4. 試作肩義手を装着した健常被験者によるペットボトルのドリンク動作. a: 点1(開始時). b, c, d: 点2, 3, 4. e: 点5(ペットボトルの把持). f: 点6(口まで運び飲む動作). g: 健常腕の軌跡(赤), 試作機動作実験時の軌跡(緑), 6つの特徴点(黄)及び試作機軌跡と特徴点間の誤差.

## 7-5 考察

本章でのシミュレーションにおいて、各4動作に対するPEA関節内の最適コンフィギュレーションは異なり、また閾値に基づいたPEA/モーターの配置も全て同一ではなかった。まず洗濯物干し動作は $J_2$ において式(7.2)を満たすPEA関節を構成することはできなかった。仮に表7-1のPEAを40本使用して満足したとしても、重量・容積をモーター1個と比較すれば現実的ではない。このような関節は正にモーターを代用すべきと考える。この動作は図7-1において他の3動作と比較すると、手先をより遠く上方に移動させる必要があることがわかる。これはすなわち肩の $J_2$ の大きな回転角を要することを意味する。前章でも述べたようにPEAは可動領域が小さい範囲では高出力であるが、ストロークが大きくなるにつれて出力が減少する。そのためこの動作においては多数のPEAを要し、PEA関節は不向きであるといえる。ペットボトルのドリンク動作は、物干し動作とは逆に肩の回転が小さく肘の回転角が大きい。これは靴下動作とネ

クタイ動作も同様で、体に近い場所での手先動作の場合は腕全体を畳み込んで手先を体に近づけるためにこのような角度関係になる。そのためドリンク動作の場合は、肘関節回転角大→関節出力小→PEA 所要本数多という関係となり肘がモーター選択となる。靴下動作とネクタイ動作が肘関節の回転角が大きいにも関わらず PEA の本数が少ないのは手先負荷すなわちネクタイ 50 g と靴下 50 g がペットボトル 500 g に比べて軽いからである。また本章での4動作を全て賄うようなアクチュエーター配置を検討すると表 7-1, 7-2 のように  $J_2$ ,  $J_3$  がモーター選択となる。基本的には対象動作が増えていくと、それに応じて様々な関節回転角度・トルクに応じる必要があり、必然的にモーター関節が多くなる。しかしながら、ネクタイ動作と靴下動作のように、関節トルク・角度が似ていれば、同様のアクチュエーター配置となる(ネクタイ動作と靴下動作を同時に賄う場合には、関節内構成は  $n_{p1,2,3,4} = (1, 3, 3, 1)$ ,  $n_{s1,2,3,4} = (2, 2, 2, 1)$ ,  $r_{AM1,2,3,4} = (10, 10, 10, 10)$  へと変更が必要となる)。

それゆえ、所要関節角度・トルクに影響を及ぼす対象 ADL 数、対象 ADL 種類の類似性/多様性、PEA 関節採用すなわち安全性の優先といったこれらの要素はトレードオフとなると考えられる。

また前章での最適配置と本章の結果を比べても配置は同一とはならなかった。前章と本章の設計プロシージャーを比べた場合、PEA 拮抗構造のプーリー半径  $r$  の設定が異なっている。前章では  $r = 15 \text{ mm}$  で固定、本章では  $r$  は 10 mm から 5 mm 毎に 50 mm までのパラメーターとしている。例えば表 7-1 のドリンク動作の  $J_2$  は  $r = 35 \text{ mm}$  が最適値として選ばれ、 $n_p = 2$ ,  $n_s = 3$  となっている。仮に前章と同様に  $r = 15 \text{ mm}$  としてシミュレートした場合、最適コンフィギュレーションは  $n_p = 6$ ,  $n_s = 1$  という結果になった。これはバランスが悪く、前章の図 6-13 のモデルに当てはめても配置が難しいことがわかる。それゆえ、本章での  $r$  のパラメーター追加はコンフィギュレーション向上に貢献していることがわかる。

全 4ADL を通して、 $J_1$  と  $J_4$  は負荷が軽い。これは前章図 6-1 に示すように  $J_1$  と  $J_4$  は直接重力方向の影響を受けないためである。しかしながら  $\phi_1$  と  $\phi_4$  はトルク方向が正転逆

転を繰り返している。それゆえ PEA のヒステリシス特性からみれば、このような動作に対しては PEA 関節は不向きであるとも考えられる。この細かい動作におけるヒステリシスの影響は今後実機において確認すべきである。またこれに対し  $J_2$  と  $J_3$  は重力の影響を常に受けるためにトルク方向は一定である。

最後に、試作機によって ADL 動作を再現できた。この試作機はアーム単体で 776 g と軽量であり、目標の 1 kg 以内に収まっている。また部品の肉厚を減らすなど、さらなる軽量化の余地も残されている。しかしながら、ソケットの滑りや、この滑りの影響を含む体幹位置姿勢逸脱の原因による経路誤差など課題も多く残されている。ソケットと被験者の肩とのフィッティングの精度向上や、フィードバック制御を用いたアームコントロール精度の向上は今後取り組むべき重要な課題である。

## 7-6 まとめ

本章では、より現実に則した状況に適合させるために 4 つの実測 ADL 経路を使用し、前章と同様の設計プロシージャーによって義手アームのレイアウトを再決定し、経路によるレイアウトへの影響を調査した。その結果、4 つの ADL 動作はそれぞれ最適な PEA 関節内のコンフィギュレーション、またモーター/PEA 関節の配置選択が異なることを示した。対象とする ADL が増していくことで必然的にモーター関節が増えていくことも確認できた。

さらに拮抗関節のプーリー半径をパラメーターに追加することで、コンフィギュレーションの向上を可能にすることを確認できた。また洗濯物干し動作のような遠く上方へのリーチングが必要な ADL に対しては肩の PEA 関節採用は不向きであり、モーター選択が有用であることも確認できた。

またモーターと PEA 関節を用いた簡易版のプロトタイプを製作し、装着動作実験により ADL の 1 動作を再現できた。これは寸法や関節自由度のレイアウトは最適化モデルと同一であるものの、最適アクチュエーターレイアウトとは異なるモーターベースの試作機であり、さらに体幹動作の補助が必要であった。とはいえ、PEA 拮抗関節を組

み込んだ目標重量内の軽量肩義手の開発と、本プロシージャーによる必要 ADL 動作に適合できる肩義手を実現する設計開発の可能性を示したといえる。

# 第 8 章 結言

## 8-1 本論文のまとめ

現在未だ完全な動力肩義手が開発・市販されていない状況において、日常生活において常に使い続けられるものを目指し、義手の機能・自由度を絞りシンプルにすることで軽量・可動領域・出力特性・安全性をバランスよく兼ね備える肩義手の実現を目標とした設計開発プロシージャを研究した。このプロシージャでは基本的には軽量・安全性に貢献できる空気圧ゴムアクチュエーター(PEA)をベースにした肩義手モデルをベンチマークとした。そして PEA の弱点ともいえる可動領域と出力を改善する付加デバイスを検討しモデルに組み込むことで、上記性質に関わる評価指標を基に各コンフィギュレーションを比較しモデルを最適化するという手法をとった。

第 3 章では PEA を用いた 2 段パラレルメカニズム型肩義手システムのベンチマークアームのコンセプト、構造を紹介した。そして義手アームの空間アクセス性と操作性を評価するための評価指標を提案し、肩義手可動領域改善のための付加デバイスとなるバイアススペーサーと体幹動作の効果を検証した。これにより評価指標による最適コンフィギュレーションを選出できベンチマークに対して各評価値を向上できた。さらにその結果に基づく実機製作と動作実験により、付加デバイスの効果を確認した。

第 4 章では、3 章同様にパラレル型ベンチマークをモデリングし、モーションキャプチャーシステムにより計測した実際の日常生活データを使うことで、より現実的な義手アームの空間アクセス性、操作性、PEA 所要力を考慮した肩義手のシステムティックな設計プロシージャを提案した。そしてその評価指標を示し、付加デバイスとなるマウンティングアングルを含むセグメントの構成が肩義手の可動領域と出力に影響を与えることを確認した。さらに最適化により各指標を向上させるコンフィギュレーションの導出を可能とし、提案したプロシージャが異なる評価エリア、すなわちユーザーの様々なニーズに応じた行動エリアに対しても機能することを示している。



第5章では第3,4章と同様のパラレル型PEA駆動のベンチマークアームを試作した。さらにアームの出力を考慮した可動領域、衝突安全性を向上させるためのデバイス、すなわちバネスライド機構と弾性バックボーンを考案・試作し、実際にベンチマークアームに装着したPEAを駆動させアームに負荷を与えた状態で可動領域を調査する実験を行い、さらに安全性を調べるため衝突実験によりアームのバネ定数、減衰率、粘性減衰定数すなわち粘弾性を調べた。実験結果から、ベンチマークに対してデバイスの組み合わせやPEA内圧の調整により、可動領域、ペイロード、粘弾性すなわち衝突安全性を調節することが可能であり、これらを向上できる可能性を確認できた。特にバネスライド機構ではトレードオフにあたる上記の指標を少ないデメリットで両立できること、また弾性バックボーンは追加の改良を行えば有用になる可能性も示した。

第6章ではシリアルリンク型PEA駆動アームをベンチマークとして設定した。これに対して可動範囲、出力、柔らかさのバランスを向上させるため、サーボモーターを付加(代替使用)デバイスとしてPEAと併用したハイブリッド型の軽量肩義手アーム及びその最適化プロセスを提案した。関節に安全性向上を期待できるPEA拮抗構造を導入するために、PEA関節の特性調査用の1自由度アーム実験装置を製作した。そして衝突実験によりPEAの軸方向と軸回り方向の衝撃吸収性を測定することでモーター関節と比較した。その結果、PEA関節を採用し、そのPEAを腕全体に配置することにより外部表面での衝撃吸収と関節内部での柔軟性を実現できる可能性があることを示した。さらに義手アームに基礎的な軌道を追従させた時の関節の所要トルクと所要角度を推測するためにリンクモデルを作成し、動力学方程式によりこれらを導出した。これにより拮抗構造におけるPEA所要本数の決定プロシージャを導出できた。最終的に、設定したモーターの重量による閾値により、肩・肘各関節へのPEAまたはモーターの配置選択を決定し、配置結果と衝突実験結果を基にCADモデルをデザインした。実験結果より、そのモデルの上腕に衝撃が加えられた際の肩が受ける衝撃力をシミュレートした。これらから、PEAベンチマークアームに対して最適コンフィギュレーションは、想定経路の追従可能性と重量ベースの閾値により可動領域と軽量性のバランスの向上を示して

いる。さらに全モーター関節を想定したコンフィギュレーションに対して最適コンフィギュレーションは安全性を向上させている。拮抗構造のメカニズムについても、歯車列を付加デバイスとして導入することで出力トルク・回転角度間のトレードオフを改善できる可能性を示した。

第7章では、第6章で行ったシリアルリンクモデルによる最適化設計プロシージャーに対して、より現実に則した状況に適合させるために4つの実測 ADL 経路を追加使用し、前章と同様のプロセスによって再度義手アームのレイアウトを組み立て、経路によるレイアウトへの影響を調査した。その結果、4つの ADL 動作に対して、それぞれ最適な PEA 関節内のコンフィギュレーション、またモーター/PEA 関節の配置選択が異なることを確認した。対象とする ADL が増していくことで必然的にモーター関節も増加し、経路によるレイアウト形成への影響を確認できた。

さらに可動領域と出力トルクに大きく影響を与える拮抗関節のプーリー半径をパラメーターに追加しコンフィギュレーションを探索することで、より適切な解を構成できることを確認できた。また洗濯物干し動作のような遠く上方へのリーチングが必要な ADL に対して、肩の PEA 関節採用は不向きであり、モーター選択が有用であることも確認できた。

また、最後に第6,7章で用いたシリアルリンクモデルと7章での実測 ADL 経路に基づいて肩義手を試作し、これを被験者に装着して ADL 動作を再現できた。さらにこの試作機はアーム単体で 776 g と軽量であり、1 kg 以内という目標を達成することができた。しかしながらアーム動作経路の誤差などの課題も露呈し、ソケットのフィッティングの精度向上やフィードバック制御を用いたアームコントロールの精度改善の必要性を確認した。

最終的に全章を通し、PEA 駆動型の肩義手ベンチマークアームに対して、提案した付加デバイス及び最適化設計プロシージャーは、必要な各種パラメーター・評価指標を用いてコンフィギュレーションを探索することで各評価指標が向上する義手の最適構成を導出できた。本手法により目標とする可動領域・出力・安全性を高バランスに保つ軽

量肩義手の実現可能性を示したといえる。

## 8-2 今後の課題

第 3, 4 章では日常生活動作に関する評価エリアを設定したが, 肩義手使用者にとって最も理想的であるコンフィギュレーションは使用者個人のタスク, 体型やライフスタイルにより異なる。そのため, 最適化されたコンフィギュレーションよりもそのコンフィギュレーションを決定するアプローチがより重要である。それゆえ, この研究結果は機能的拘束要素とともに肩義手の設計プロセスに有用であると考えられる。今後も空間アクセス性や出力を向上させる新しい方法を調査し, 改善していくべきと考える。

第 5 章ではバネスライダ機構が可動領域, 安全性に有効であることが確認できたが, このデバイスについても, バネとグリスといった粘弾性やスライダの物理寸法のパラメーターを最適化することは新たな課題である。さらにこの機構をシリアルモデルにも応用し, 例えばプーリーの一部をバネスライダ機構化してモーメントアームを受動的に変化させるようなデバイスを提案することで, 更なるパフォーマンスの向上を試みたいと考える。さらに 4 章で用いた静力学の方程式などを用いてバネスライダ機構を含んだ手先, アクチュエーターとバネの関係式を構築することで, より一層のバネスライダ機構の実用的な設計開発が進むと考えられる。

第 6, 7 章では典型的な手先経路及び 4 種類の実測 ADL 経路によるシミュレーションを行ったが, さらに被験者による日常生活動作の計測パターンを増やし, 様々な経路を試すべきであると考え。これによって各種日常生活動作とアクチュエーターの最適配置の関係性・傾向を検証することで, 動作に対する各関節の所要トルク・角度のみならず, 適するアクチュエーターを選定できれば, 他の研究者や義手製作者, 臨床の現場に対しても有用な情報を提示できる可能性も生じる。また上述のとおり義手アームは使用者個人によって寸法や仕様が変化するものであり, 第 6 章で提案した付加(代替使用)デバイスについてもそれに伴って歯車列や, さらに適合する PEA 本数の組み合わせを最適化することは新たな課題である。また本紙面では未実施である第 6, 7 章での最適

アクチュエーターレイアウトを忠実に再現した肩義手製作とその ADL 動作実験は早急に取り組むたいと考える。

本研究では行わなかった義手アーム動作精度検証のための各関節の位置，作業領域，発生力の実測を測定環境の開発と合わせて進め，本研究で行ったシミュレーション精度の評価が必要である。さらに本研究におけるシリアル/パラレル各モデルで有効であったデバイスを相互に組み込み，シリアル/パラレル両モデルの正確な比較を行い，肩義手開発への適性を検討すべきであると考え。本研究では PEA をアシストするようなデバイスの提案をしてきたが，柔軟要素を使ったモーター自身のアシストデバイスも提案開発できれば，より一層のトレードオフ改善の可能性が広がる。さらに PEA そのものを改良することも検討している。例えば，PEA と剛性の異なる繊維や薄板を PEA に織り込むことで収縮方向にバイアスを付加することなどである，また本紙面では PEA をバックボーン・ベースフレームに並行に配置したが，今後は人間の橈骨/尺骨・円回内筋/回外筋の関係のように，動作に適する 3 次元的角度を与えた配置も検討したい。また PEA 制御の精度検証，各種付加デバイスをさらに有効に活用するための制御技術や人間機械間のインターフェースの確立は義手アームの臨床応用に向けて急務の課題である。これらは次の機会に報告したいと考えている。

# 参考文献

- [1] 内閣府. 平成 25 年版障害者白書(全体版)(PDF 形式). 2013;298.
- [2] Ziegler-Graham K, MacKenzie EJ, Ephraim PL, Trivison TG and Brookmeyer R. Estimating the Prevalence of Limb Loss in the United States: 2005 to 2050. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation. 2008;89:422-429.
- [3] 日本整形外科学会, 日本リハビリテーション医学会監修. 義肢装具のチェックポイント, 第 7 版. 医学書院. 2007.
- [4] 公益財団法人テクノエイド協会. 補装具費支給事務ガイドブック. 2014
- [5] 国立障害者リハビリテーションセンター研究所義肢装具技術研究部. はじめての義手. <http://www.rehab.go.jp/ri/hosougu/hosouguj.html> (2015 年 4 月 10 日アクセス)
- [6] 陳隆明. 義手の可能性—従来の義手と筋電義手—. The Japanese Journal of Rehabilitation Medicine. 2010; 47(1):33-41.
- [7] 大塚彰, 辻敏夫, 福田修, 坂和正敏. ヒトの運動解析に基づく義手に関する研究—能動・装飾ハンドの開発—. 医科器械学. 2002;(72)5:220-227.
- [8] 東原孝典. 筋電義手の機能と制御. 日本義肢装具学会 第 30 回日本義肢装具学会研修セミナーテキスト 筋電義手(筋電電動義手)の現状と今後の展望. 2014.
- [9] Suzuki H, Soma H, González J, Yu W. Using Piezoelectric Films for Classification of Upper Arm Motions: A Preliminary Report. Proceedings of the 34th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC'12). 2012:4345-4348.
- [10] 浅見豊子. 筋電義手の実用性における課題. 日本義肢装具学会誌. 2013;29(2):74-79.
- [11] 陳隆明. 筋電義手訓練マニュアル. 全日本病院出版会. 2006.
- [12] 福井信佳, 村田 郁子, 橋本寛, 黒石義明, 平林伸治. 肘離断者に対する筋電義手

- の有効性—ハーネスを使用しなかった症例—. 日本義肢装具学会誌. 2011;27(2):120-122.
- [13] <http://www.ottobock.com/> (accessed 14 April 2015)
- [14] 吉川雅博, 三田友記, 三河正彦, 田中和世. 前腕切断者を対象とした筋電位信号に基づく手の動作識別法に関する基礎的研究. 人間工学. 2010;46(3):197-207.
- [15] 大庭潤平, 陳隆明, 中村春基, 柴田八衣子, 溝部二十四, 山下英俊, 深澤喜啓, 松原宏幸, 中川昭夫, 古川宏. 片側前腕切断者における筋電義手と能動義手の作業能力の比較-両手を用いた ADL と心理的影響について. 総合リハビリテーション. 2006;34(7):673-679.
- [16] 陳隆明, 澤村誠志, 中村春基, 柴田八衣子, 大庭潤平, 溝部二十四, 山下英俊, 深澤喜啓, 大塚博, 中川昭夫. 筋電義手の有用性と実用性—実際の症例から—. 日本義手装具学会誌. 2001;17(4):243-248.
- [17] 陳隆明. 筋電義手普及の現状と課題, 高位切断者に対する戦略, そして今後の展望. The Japanese Journal of Rehabilitation Medicine. 2012;49(1):31-36.
- [18] Muzumdar A. Powered upper limb prostheses: Control, implementation and clinical application. Springer. 2004.
- [19] 大西謙吾. 電動義手の国外の動向. 日本義肢装具学会誌. 2010;26(2):78-81.
- [20] Battye CK, Nightingale A and Whillis J. The Use of Myo-electric Currents in the Operation of Prostheses. Journal of Bone and Joint Surgery. 1955;37B(3):506-510.
- [21] Childress DS. Historical Aspects of Powered Limb Prostheses. Clinical Prosthetics and Orthotics. 1985;9(1):2-13.
- [22] 加藤一郎. 人工の手・足. 計測と制御. 1968;7(12):881-889.
- [23] Schmidl H. The INAIL-CECA prostheses. Orthotics and Prosthetics 1973;27(1): 6-12.
- [24] 斎藤之男. 動力義手のコントロールシステム. 精密機械. 1974;40(468):98-103.
- [25] 加藤一郎. 海外における義手開発システム. 精密機械. 1974;40(468):106-109.
- [26] Mann RW. Kinesthetic Sensing for the EMG Controlled "Boston Arm". IEEE

- Transactions on Man-Machine Systems. 1970;11(1):110-115.
- [27] [http://www.liberatingtech.com/products/elbows/LTI\\_Boston\\_Digital\\_Arm\\_Systems\\_for\\_Adults.asp](http://www.liberatingtech.com/products/elbows/LTI_Boston_Digital_Arm_Systems_for_Adults.asp) (accessed 21 April 2015 )
- [28] Jacobsen SC, Knutti DF, Johnson RT and Sears HH. Development of the Utah Artificial Arm. Transactions on Biomedical Engineering. 1982;BME29(4): 249-269.
- [29] Utah Arm 3. Motion Control, Inc. <http://www.utaharm.com/index.php> (accessed 21 April 2015 )
- [30] 西岡研一. 前腕用筋電義手ワームハンド(WIME HAND). 日本義肢装具学会誌. 1993;9(4)347-351.
- [31] Gao F, Deng H, Zhang Y. Hybrid actuator combining shape memory alloy with DC motor for prosthetic fingers. Sensors and Actuators A: Physical. 2015;223:40-48.
- [32] Murayama T, Oono K, Tada M, Eguchi T, Nagami M and Tamamoto M. Computer-Aided Design and Fabrication of Finger Prosthesis. Journal of Biomedical Science and Engineering. 2015;8(2):98-103.
- [33] Low CY, Kasim MAA, Koch T, Dumitrescu R, Yussof H, Jaafar R, et al. Hybrid-actuated finger prosthesis with tactile sensing. International Journal of Advanced Robotic Systems. 2013;10(351):1-10.
- [34] Tarvainen TVJ, Yu W and Jose Gonzalez J. Development of MorphHand: design of an underactuated anthropomorphic rubber finger for a prosthetic hand using compliant joints. Proceedings of the 2012 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO 2012). 2012;142-147.
- [35] Bandara DSV, Gopura RARC, Kajanathan G, Brunthavan M and Abeynayake HIMM. An under-actuated mechanism for a robotic finger. Proceedings of the 2014 IEEE 4th Annual International Conference on Cyber Technology in Automation, Control, and Intelligent Systems (CYBER). 2014;407-412.
- [36] Mantrawadi PV, Ahuja BB and Kamble HC. Design of Five Finger Operated Prosthetic

- Hand With Muscle Actuation. 2014 Annual IEEE India Conference (INDICON). 2014;1-3.
- [37] Yong X, Jing X, Jiang Y, et al. Tendon drive finger mechanisms for an EMG prosthetic hand with two motors. Proceedings of 2014 7th International Conference on BioMedical Engineering and Informatics (BMEI 2014). 2014;568-572.
- [38] Liarokapis MV, Zisimatos AG, Bousiou MN and Kyriakopoulos KJ. Open-source, low-cost, compliant, modular, underactuated fingers: Towards affordable prostheses for partial hand amputations. 2014 36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC). 2014;2541-2544.
- [39] Arazpour M, Mardani MA, Bani MA, Zarezadeh F and Hutchins SW. Design and fabrication of a finger prosthesis based on a new method of suspension. Prosthetics and Orthotics International. 2013;37(4):332-335.
- [40] Jang G, Lee C, Lee H and Choi Y. Robotic index finger prosthesis using stackable double 4-BAR mechanisms. Mechatronics. 2013;23(3):318-325.
- [41] Jain RK, Datta S and Majumder S. Design and control of an IPMC artificial muscle finger for micro gripper using EMG signal. Mechatronics. 2013;23(3):381-394.
- [42] Gonzalez J, Soma H, Sekine M and Yu W. Psycho-physiological assessment of a prosthetic hand sensory feedback system based on an auditory display: a preliminary study. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation. 2012;9(33):1-14.
- [43] Andrianesis K and Tzes A. Design of an anthropomorphic prosthetic hand driven by shape memory alloy actuators. Proceedings of the 2nd Biennial IEEE/RAS-EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics. 2008;517-522.
- [44] Scott K and Perez-Gracia A. Design of a prosthetic hand with remote actuation. Proceedings of the 34th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC'12). 2012;3056-3060.
- [45] Kaplanoglu E. Design of shape memory alloy-based and tendon-driven actuated fingers



- towards a hybrid anthropomorphic prosthetic hand. *International Journal of Advanced Robotic Systems*. 2012;9(77):1-6.
- [46] Polisiero M, Bifulco P, Liccardo A, Cesarelli M, Romano M, Gargiulo GD, et al. Design and assessment of a low-cost, electromyographically controlled, prosthetic hand. *Medical Devices: Evidence and Research*. 2013;6:97-104.
- [47] Peerdeman B, Smit G, Stramigioli S, et al. Evaluation of pneumatic cylinder actuators for hand prostheses. *Proceedings of the 4th IEEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob)*. 2012;1104-1109.
- [48] Zhang T, Fan S, Zhao J, et al. Design and control of a multisensory five-finger prosthetic hand. *Proceeding of the 11th World Congress on Intelligent Control and Automation*. 2014;3327-3332.
- [49] Zuniga J, Katsavelis D, Peck J, Stollberg J, Petrykowski M, Carson A and Fernandez C. Cyborg beast: a low-cost 3d-printed prosthetic hand for children with upper-limb differences. *BMC Research Notes*. 2015;8(10):1-8.
- [50] Plettenburg DH. Electric versus pneumatic power in hand prostheses for children. *Journal of Medical Engineering & Technology*, 1989;13(1-2):124-128.
- [51] De Beir A, Caspar E, Yernaux F, Da Saldanha da Gama PM, Vanderborght B and Cleermans A. Developing new frontiers in the Rubber Hand Illusion: Design of an open source robotic hand to better understand prosthetics. *Proceedings of The 23rd IEEE International Symposium on Robot and Human Interactive Communication 2014 RO-MAN*. 2014;905-910.
- [52] Seki T, Jiang Y and Yokoi H. Approximate model for interactive-tendon driven mechanism of a multiple-DoFs myoelectric prosthetic hand. *Proceedings of the 2014 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO 2014)*. 2014;999-1004.
- [53] O'Neill C. An advanced, low cost prosthetic arm. *Proceedings of IEEE SENSORS 2014*.

- 2014;494-498.
- [54] Bandara DSV, Gopura RARC, Hemapala, KTMU and Kiguchi K. A multi-DoF anthropomorphic transradial prosthetic arm. Proceedings of the 2014 5th IEEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob). 2014;1039-1044.
- [55] 加藤龍, 横井浩史. 人の精密な手指機能を再建する五指型筋電義手. 精密工学会誌. 2014;80(3):259-264.
- [56] Yoshikawa M, Taguchi Y, Sakamoto S, et al. Trans-radial prosthesis with three opposed fingers. Proceedings of the 2013 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS). 2013;1493-1498.
- [57] 辻内伸好, 小泉孝之, 竹田浩之, 菅洋人, 中村陽一郎, 平野正徳. 腱駆動手首を備えた空気圧駆動義手の開発. 日本機械学会福祉工学シンポジウム講演論文集. 2009;127-130.
- [58] Contreras DA, Ramirez-Garcia A, Gallegos FJ and Bazan I. Proposal of a mechanism for an electrical elbow prosthesis. Proceedings of the 2014 11th International Conference on Electrical Engineering, Computing Science and Automatic Control (CCE). 2014;1-5.
- [59] Mendoza-Vazquez JR, Escudero-Uribe AZ and Tlelo-Cuautle E. Modeling and Simulation of a Parallel Mechanical Elbow with 3 DOF. Proceedings of Electronics, Robotics and Automotive Mechanics Conference 2008 (CERMA '08). 2008;455-460.
- [60] Ruiz-Rojas ED, Vazquez-Gonzalez JL, Alejos-Palomares R, Escudero-Uribe AZ and Mendoza-Vazquez JR. Mathematical Model of a Linear Electric Actuator with Prosthesis Applications. Proceedings of 18th International Conference on Electronics, Communications and Computers (CONIELECOMP 2008). 2008;182-186.
- [61] Mendoza-Vazquez R, Escudero-Uribe AZ and Fernandez-Mulia R. Simplified Analytical Dynamic Model for a Parallel Prosthetic Elbow. Proceedings of the 29th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society 2007

- (EMBS 2007). 2007;3031-3034.
- [62] Sittiwanchai T, Nakayama I, Inoue S, et al. Transhumeral prosthesis prototype with 3D printing and sEMG-based elbow joint control method. Proceedings of the 2014 International Conference on Advanced Mechatronic Systems. 2014;227-231.
- [63] Fite KB, Withrow TJ, Shen X, et al. A Gas-Actuated Anthropomorphic Prosthesis for Transhumeral Amputees. IEEE Transactions on Robotics. 2008; 24(1):159-169.
- [64] Kundu SK and Kiguchi K. Development of a 5 DOF prosthetic arm for above elbow amputees. Proceedings of IEEE International Conference on Mechatronics and Automation. 2008;207-212.
- [65] Dar FM, Asgher U, Malik D, Adil E, Shahzad H and Ali A. Automation of Prosthetic Upper Limbs for Transhumeral Amputees Using Switch-controlled Motors. The International Journal of Soft Computing and Software Engineering. 2013;3(3)593-599.
- [66] 川村次郎. 筋電義手の普及への展望. 日本義肢装具学会誌. 2001;17(4)257-261.
- [67] 初山泰弘, 中島咲哉, 山崎裕功, 羽子田龍雄, 秋山昌英, 中礼光明, 田村徹, 植本章三, 小池雅俊. 筋電電動義手の実用化に当たっての問題点と対策に関する研究. 労働省・労働災害科学研究費・昭和 63 年度報告. 1989.
- [68] 北山一郎, 幸幹雄, 松田美穂, 中村孝義, 谷川宗明, 植田健一郎, 西原一嘉, 古川宏, 高尾利幸, 牛尾純裕, 福田卓美. 装飾性及び機能性を有する義手の開発研究. 福祉のまちづくり工学研究所報告集. 1995; 61-68.
- [69] 川村次郎, 福井信佳, 中川正己, 藤下武, 青山孝, 古川宏. 上肢切断者の現状と動向-近畿地区におけるアンケート調査から-. リハビリテーション医学. 1999;36(6):384-389.
- [70] Resnik L, Klinger SL and Etter K. The DEKA Arm: Its Features, Functionality, and Evolution during the Veterans Affairs Study to Optimize the DEKA Arm. Prosthetics and Orthotics International. 2014;38(6)492-504.
- [71] Troncossi M, Gruppioni E, Chioffi M, Cutti AG, Davalli A and Parenti-Castelli V. A

- Novel Electromechanical Shoulder Articulation for Upper-Limb Prostheses: From the Design to the First Clinical Application. *JPO Journal of Prosthetics and Orthotics*. 2009; 21(2):79-90.
- [72] Troncossi M, Borghi C, Chiossi M, Davalli A, and Parenti-Castelli V. Development of a prosthesis shoulder mechanism for upper limb amputees: application of an original design methodology to optimize functionality and wearability. *Medical and Biological Engineering and Computing*. 2009;47(5):523-531.
- [73] Troncossi M, Parenti-Castelli V and Davalli A. Mechanical design of a prosthetic shoulder mechanism for upper limb amputees. *Proceedings of the 2005 IEEE 9th International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*. 2005; 287-290.
- [74] Kuiken TA, Li G, Lock BA, Lipschutz RD, Miller LA, Stubblefield KA and Englehart KB. Targeted muscle reinnervation for real-time myoelectric control of multifunction artificial arms. *JAMA*. 2009;301(6):619-628.
- [75] Miller LA, Lipschutz RD, Stubblefield KA, et al. Control of a Six Degree of Freedom Prosthetic Arm after Targeted Muscle Reinnervation Surgery. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2008; 89(11):2057-2065.
- [76] Weir RF, Grahn EG. Powered Humeral Rotator for Persons with Shoulder Disarticulation Amputations. *Proceedings of the 2005 MyoElectric Controls/Powered Prosthetics Symposium, 2005*.
- [77] Miller LA, Lipschutz RD, Weir RW, Williams, TW, Stubblefield KA, Heckathorne CW and Kuiken TA. Shoulder disarticulation fitting with 6 independently controlled motors after targeted hyper-reinnervation nerve transfer surgery. *Proceedings of the 2005 MyoElectric Controls/Powered Prosthetics Symposium, 2005*.
- [78] 深谷直樹, 沢田潔, 奥秀明, 和田博, 遠山茂樹. 球面超音波モータを用いた動力義手の開発. *精密工学会誌*. 2001;67(4):654-659.
- [79] 那須雅義, 大西謙吾, 田島孝光, 斉藤之男. 肩離断障害者用肩義手に関する研究.

- 日本機械学会関東支部第7期総会講演会講演論文集. 2001;7:133-134.
- [80] 那須雅義, 片側肩義手に関する研究, ライフサポート. 2002;14(2):62-63.
- [81] 大西謙吾. 筋電制御と義手のユーザビリティの向上. 日本義肢装具学会誌 2011;27(2):84-88.
- [82] 大西謙吾, 田島孝光, 斎藤之男. 受動型肩義手の形状記憶合金アクチュエータシステムに関する研究. ライフサポート. 2001;14(1):20-25.
- [83] 岡本晋, 田村徹, 小池雅俊, 高橋功次. 片側前腕切断者における電動義手に対する意識調査. 国立身体障害者リハビリテーションセンター研究紀要. 2001;22:55-61.
- [84] 横山修, 高倉朋和, 伊藤良介, 石川義高, 高橋茂, 佐鹿博信. 肩義手に筋電義手を用いた1症例. 日本義肢装具学会誌. 2009;25(3):156-159.
- [85] Caccese V, Ferguson J, Lloyd J, Edgecomb M, Seidi M, and Hajiaghamemar M. Response of an impact test apparatus for fall protective headgear testing using a Hybrid-III head/neck assembly. *Experimental Techniques*. 2014;1-15.
- [86] Walsh ES, Rousseau P and Hoshizaki TB. The influence of impact location and angle on the dynamic response of a Hybrid III headform. *Sports Engineering*. 2011;13:135-143.
- [87] 森田寿郎, 菅野重樹. メカニカルソフトネスとコンプライアンス調節. 日本ロボット学会誌. 1999;17(6):790-794.
- [88] 尾田十八, 王安麟, 松本徳之. 剛性可変ばねの試作とその変位制御問題への応用. 日本機械学会論文集 C 編. 1993;59(564):2526-2531.
- [89] Laurin-Kovitz KF, Colgate JE, and Carnes SDR. Design of Components for Programmable Passive Impedance. *Proceedings of IEEE International Conference on Robotics and Automation*. 1991;1476-1481.
- [90] Morita T and Sugano S. Design and Development of a New Robot Joint Using a Mechanical Impedance Adjuster. *Proceedings of IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 1995;2469-2475.

- [91] Xu B, Peng S, Song A, Yang R and Pan L. Robot-Aided Upper-Limb Rehabilitation Based on Motor Imagery EEG. *International Journal of Advanced Robotic Systems*, 2011;8(4):88-97.
- [92] Mizuno T, Tsujiuchi N, Koizumi T, Nakamura Y and Sugiura M. Spring-damper model and articulation control of pneumatic artificial muscle actuators. *Proceedings of the 2011 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics*. 2011;1267-1272.
- [93] Plettenburg DH. Pneumatic actuators: a comparison of energy-to-mass ratio's. *Proceedings of the 2005 IEEE 9th International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR 2005)*. 2005;545-549.
- [94] Peerdeman B, Smit G, Stramigioli S, Plettenburg DH and Misra S. Evaluation of pneumatic cylinder actuators for hand prostheses. *Proceedings of the 4th IEEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob)*. 2012;1104-1109.
- [95] SQUSE, PM-10P, <http://www.squse.co.jp/product/detail.php?id=9>
- [96] 小関義彦. パラレルメカニズム.  
<https://staff.aist.go.jp/koseki-y/tutorial/parallel/parallel-j.htm> (accessed 12 June 2015).
- [97] 楠田喜宏. パラレルメカニズム実用化の展望. *日本ロボット学会誌*. 2012;30(2):118-122.
- [98] 武田行生. パラレルメカニズム. *精密工学会誌*. 2005;71(11):1363-1368.
- [99] 呉海帆, 北川能, 塚越秀行, 留滄海. 携帯空圧源を利用した歩行支援のための空圧アシスト肢の開発. *日本フルードパワーシステム学会論文集*. 2006;37(4):43-49.
- [100] 広瀬茂男. *ロボット工学—機械システムのベクトル解析 (機械工学選書) 第19版*. 裳華房. 2010.
- [101] 吉川恒夫. *ロボット制御基礎論*. コロナ社. 1988.
- [102] Bashkirov AG and Vityazev AV. Information entropy and power-law distributions for chaotic systems. *Physica A*. 2000;277:136-145.

- [103] Kato R, Nishikawa D, Yu W, Yokoi H, Kakazu Y. Evaluation of biosignal processing methods for welfare assisting devices -Evaluation of EMG information extraction processing using entropy-. *Journal of Robotics and Mechatronics*. 2002;14(6):573-580.
- [104] 新井健生. 静力学特性に基づくパラレルリンクマニピュレータの解析と統合. *日本ロボット学会誌*. 1992;10(4):526-533.
- [105] 大岩孝彰. パラレルメカニズムを用いた三次元座標測定機－基本原理と運動学－. *精密工学会誌*. 1998;64(12):1791-1795.
- [106] Engstrom B, et al. 上肢切断と先天性上肢欠損, 陶山哲夫ほか(監訳)切断のリハビリテーション 3 版. 協同医書出版社. 2002.
- [107] 森田千晶, 山本澄子. 片側上肢切断が姿勢に及ぼす影響について. *日本義肢装具学会誌*. 2007;23(1):75-82.
- [108] Ephraim PL, Wegener ST, MacKenzie EJ, Dillingham TR and Pezzin LE. Phantom Pain, Residual Limb Pain, and Back Pain in Amputees: Results of a National Survey. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2005;86(10):1910-1919.
- [109] 妹尾勝利, 西本哲也, 東嶋美佐子. 酸素摂取に対する模擬能動義手の影響－健常者による模擬能動義手の操作－. *川崎医療福祉学会誌*, 2000;10(2):417-421.
- [110] Granger CV, Hamilton BB and Sherwin FS. Guide for the Use of the Uniform Data Set for Medical Rehabilitation. Uniform Data System for Medical Rehabilitation Project Office, Buffalo General Hospital, 1986.
- [111] 須田千尋, 上月正博. 臨床所見・徴候からのアプローチ 12. ADL の評価. *臨床透視*. 2008;24(7):825-829.
- [112] 日本リハビリテーション医学会評価・用語委員会. リハビリテーション関連雑誌における評価法使用動向調査－8－. *The Japanese Journal of Rehabilitation Medicine*. 2012;49(2):57-61.
- [113] Kim HS. Kinematically Redundant Parallel Haptic Device with Large Workspace. *International Journal of Advanced Robotic Systems*. 2012;9(260).

- [114] Friedmann L. Toileting Self-Care Methods for Bilateral High Level Upper Limb Amputees. *Prosthetics and Orthotics International*. 1980;4(1):29-36.
- [115] Koay LK, Ratnam MM and Gitano-Briggs H. An Approach for Nonlinear Damping Characterization for Linear Optical Scanner. *Experimental Techniques*. 2012;1-9.
- [116] 生田幸士, 野方誠. 福祉ロボットの安全性に関する統一的評価法の提案 —危険性の定量化による安全設計対策の評価—. *日本ロボット学会誌*. 1999;17(3):363-370.
- [117] Tsuji T, Takeda Y and Tanaka Y. Analysis of Mechanical Impedance in Human Arm Movements Using a Virtual Tennis System. *Biological Cybernetics*. 2004;91(5):295-305.
- [118] Rahman MM, Ikeura R and Mizutani K. Control Characteristics of Two Humans in Cooperative Task and its Application to Robot Control. *Proceedings of 26th Annual Conference of the IEEE Industrial Electronics Society IECON 2000*. 2000;1773-1778.
- [119] 藤本英雄, 佐野明人, 榊原昌洋. 難易度に対する人間の意図を反映したインピーダンス調整に基づく操作支援. *システム制御情報学会論文誌*. 2000;13(12):552-559.
- [120] 中村隆一, 斎藤宏, 長崎浩. 基礎運動学第6版. 医歯薬出版株式会社. 2003.
- [121] Futaba Corporation. RS405CB.  
[http://www.futaba.co.jp/img/uploads/files/robot/command\\_type\\_servos/RS405CB\\_406CB\\_105.pdf](http://www.futaba.co.jp/img/uploads/files/robot/command_type_servos/RS405CB_406CB_105.pdf) (accessed 11 August 2015).
- [122] NIDEC-SHIMPO Corporation. FGP-50.  
<http://www.nidec-shimpokeisoku.jp/en/products/01/> (accessed 17 April 2015).



# 本論文に関する研究業績

## 原著論文

### 既公表論文

- PP1. **Masashi Sekine**, Kahori Kita and Wenwei Yu. Designing and testing lightweight shoulder prostheses with hybrid actuators for movements involved in typical activities of daily living and impact absorption. Medical Devices: Evidence and Research. Dove Medical Press. 2015;8:279-294. <http://dx.doi.org/10.2147/MDER.S83756> (2015年7月6日公刊)
- PP2. **Masashi Sekine**, Le Xie, Kazuya Kawamura and Wenwei Yu. Improvement and Quantification of Spatial Accessibility and Disturbance Responsiveness of Shoulder Prosthesis. International Journal of Advanced Robotic Systems. InTech. 2015;12(11):1-12. DOI: 10.5772/60031 (2015年2月公刊)
- PP3. **Masashi Sekine**, Kento Sugimori, Jose Gonzalez and Wenwei Yu. Optimization-Based Design of a Small Pneumatic-Actuator-Driven Parallel Mechanism for a Shoulder Prosthetic Arm with Statics and Spatial Accessibility Evaluation. International Journal of Advanced Robotic Systems. InTech. 2013;10(286):1-13. DOI: 10.5772/56638 (2013年7月公刊)
- PP4. **関根雅**, 杉森健人, 兪文偉. 空間アクセス性評価に基づく肩義手の研究—小型空気圧アクチュエーターを用いたパラレルリンクアームの設計試作—. ライフサポート. 2012;24(4):170-177. <http://doi.org/10.5136/lifesupport.24.170> (2012年12月公刊). 論文PP4の著作権はライフサポート学会に帰属する. ライフサポート学会より, 本学位論文における論文PP4内の図・文章の一部使用の許諾を得ている.

## 未公表論文

- UP1. **関根雅**, 北佳保里, 兪文偉. 両手協調動作のための衝撃吸収複合アクチュエーションを用いた軽量肩義手. (日本ロボット学会誌等へ投稿予定)

## 査読付きブックチャプター

- BC1. **Masashi Sekine**, Kento Sugimori and Wenwei Yu. To Design a Small Pneumatic Actuator Driven Parallel Link Mechanism for Shoulder Prostheses for Daily Living Use. *On Biomimetics*. 2011;107-132.

## 査読付き国際学会プロシーディングス

- CP1. **Masashi Sekine**, Jacobo Fernandez-Vargas, Natsuki Hayata, Nthatheni Norman Nelufule and Wenwei Yu. A Hybrid Lightweight Shoulder Prosthesis with an Antagonistic Mechanism by Pneumatic Elastic Actuators. *Proc. of the 2014 Int. Workshop on Wearable Robotics (WeRob2014)*. 2014;paper 39.
- CP2. **Masashi Sekine**, Nobuto Tsuchiya, Kahori Kita and Wenwei Yu. Designing and Testing a Hybrid Lightweight Shoulder Prosthesis. *Proc. of the 36th Annual Int. Conf. of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC'14)*. 2014;2500-2503.
- CP3. **Masashi Sekine**, Kento Sugimori, Le Xie, and Wenwei Yu. Dynamical Analysis of Trunk Load Caused by Different Weight Distribution of Prosthetic Arm Systems. *Proc. of the 15th IASTED Int. Conf. on Control and Applications (CA2013)*. 2013;15-21.
- CP4. **Masashi Sekine**, Kento Sugimori, Tapio V. J. Tarvainen and Wenwei Yu. Prototyping a Parallel Link Arm Driven by Small Pneumatic Actuator for Shoulder Prostheses. *Proc. of the 2012 IEEE Int. Conf. on Robotics and Biomimetics (ROBIO 2012)*. 2012;1391-1396.

- CP5. **Masashi Sekine**, Kento Sugimori and Wenwei Yu. Designing Shoulder Prostheses with a Small Pneumatic Actuator Driven Parallel Mechanism for Spatial Accessibility in Daily Living Use. Proc. of the 34th Annual Int. Conf. of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC'12). 2012;3033-3036.

## 資金獲得

### 学外

- G1. The 2014 International Workshop on Wearable Robotics (WeRob2014). WeRob2014 student grant. 2014. Baiona, Spain. 325 Euro
- G2. 日本学術振興会 科学研究費補助金 奨励研究「可動領域と衝突対応性を考慮した軽量肩義手システムのユーザビリティ改善」。関根雅. 平成 26 年度. 60 万円
- G3. 日本学術振興会 科学研究費補助金 奨励研究「空間的アクセシビリティ評価による小型空気圧アクチュエータ駆動ポータブル肩義手の開発」。関根雅. 平成 25 年度. 60 万円

### 学内

- G4. 平成 26 年度 AGSST 大学院生の研究論文発表支援プログラム. 10 万円.
- G5. 平成 26 年度千葉大学 国際交流公募事業 大学院学生等の海外派遣支援プログラム. 15 万円.
- G6. 平成 25 年度千葉大学自然科学系大学院博士後期課程学生の海外研究集会参加・発表支援プログラム. 15 万円.

# 謝辞

本研究を行うに当たって、長期間にわたり幾多のご指導とご鞭撻を下さいました千葉大学フロンティア医工学センター 兪文偉教授に深い感謝の意を表し、厚く御礼申し上げます。

またご多忙のところ本論文の審査をして下さった千葉大学フロンティア医工学センター 五十嵐辰男センター長、川平洋准教授、千葉大学大学院工学研究科デザイン科学専攻 下村義弘教授、千葉大学大学院工学研究科人工システム科学専攻 並木明夫准教授に深く感謝を申し上げます。

また、研究を行うに当たりご指導ご支援を下さいました千葉大学フロンティア医工学センター 川村和也助教、北佳保里助教、上海交通大学 Le Xie 教授、Instituto Cajal CSIC José González 氏、浜松ホトニクス株式会社 杉森健人氏に心から御礼申し上げます。

本研究は千葉大学フロンティア医工学センターに在職中に行ったものであり、様々なご配慮にあずかり、同センター 伊藤公一前センター長、羽石秀昭教授、山本悦治教授、齊藤一幸准教授、前佛聡樹技術職員に深く感謝を申し上げます。また本コース博士後期課程にて研究を始めるきっかけを与えて下さった千葉大学フロンティア医工学センター 山口匡教授に感謝を申し上げます。

そして日頃から有益な助言を下さいました Tapio V. J. Tarvainen 氏、Jacobo Fernandez-Vargas 氏、Jose David Gomez-Tames 氏、OB の Nevrez Imamoglu 氏、袁保平氏、鈴木裕之氏、OG の Myagmarbayar Nergui 氏をはじめとする研究室の方々に感謝致します。また秘書の大杉瑞枝氏には研究室生活においてご指導ご支援を頂き大変お世話になりました。心よりお礼申し上げます。

最後に、本研究活動において、独立行政法人日本学術振興会、千葉大学工学研究科、千葉大学国際展開企画室、WeRob2014 Organization Committee から多大なる助成を受けております。心より感謝申し上げます。