

人体構造に準じたロボット義手の研究

徳永, 大悟

<https://hdl.handle.net/2324/7182438>

出版情報 : Kyushu University, 2023, 博士 (工学), 課程博士
バージョン :
権利関係 :



博士論文

人体構造に準じたロボット義手
の研究

徳永 大悟

2024年1月



九州大学大学院

工学府 機械工学専攻

目次

第1章	序論	5
第1節	研究背景および必要性	5
第1項	義肢の歴史とロボット義手	5
第2項	ロボット義手に対するニーズ	8
第2節	高機能ロボットハンドの義手への適用	10
第1項	様々な分野におけるロボットハンド	10
第2項	人体構造に準じたロボットハンド	12
第3項	人型ロボットハンドを用いたロボット義手	13
第4項	ロボット義手の制御手法	14
第5項	人の運動と筋活動との関係	15
第3節	本研究の目的	16
第2章	人型指ロボットの筋電位による制御	18
第1節	緒言	18
第2節	実験装置の構成	18
第1項	人型指ロボット	18
第2項	表面筋電位計測	21
第3節	筋電位による指ロボットの各腱張力の推定	23
第4節	制御実験	26
第5節	結果・考察	32
第6節	結言	35
第3章	欠損筋の活動量推定	36
第1節	緒言	36
第2節	筋活動推定器の概要	37
第3節	ダンピングニューロンを内包した LSTM の提案	39
第4節	筋活動推定器の性能評価実験	42
第5節	実験結果	47
第6節	結言	50
第4章	多自由度ロボットハンドのための小型動力分配機構	51
第1節	緒言	51
第2節	動力分配機構の概要	52
第3節	複数ケーブル張力の同時独立制御実験	56

第4節	実験結果.....	58
第5節	動力分配機構を用いた人型指ロボットの駆動実験.....	60
第6節	実験結果.....	62
第7節	結言	65
第5章	まとめ	66
参考文献	68	
謝辞	77	
付録	78	

目次

図 1-1	機能による義手の分類[13].....	7
図 1-2	ottobock 社が販売するロボット義手[14].....	7
図 1-3	本論文におけるロボットハンドの呼称	10
図 2-1	人の手の指の主な構造[45][88][89][90].....	20
図 2-2	人型指ロボット	20
図 2-3	表面筋電位計測	22
図 2-4	筋電位計測時の示指の姿勢	24
図 2-5	筋電位の RMS 値.....	24
図 2-6	各筋の最大随意収縮時の筋電位で正規化した各筋の活動比率.....	25
図 2-7	人型指ロボットのモータ及び張力センサ	28
図 2-8	張力センサの構造	28
図 2-9	人型指ロボットプログラムの動作フロー	29
図 2-10	Kd を変化させたときの 1 本の腱の張力制御結果	30
図 2-11	ブロック線図	31
図 2-12	motion2 における各腱の張力制御結果	33
図 2-13	被験者の示指の筋電位による人型指ロボットの操作.....	34
図 3-1	筋活動推定器を用いた人型指ロボット制御システム.....	38
図 3-2	忘却ゲート付き LSTM のセル構造.....	41
図 3-3	ダンピングニューロン	41
図 3-4	LSTM-D のセル構造	41
図 3-5	推定器の訓練及び推定実験に用いる指の動作.....	43
図 3-6	筋電位計測部位	43
図 3-7	被験者に装着したエンコーダ及び力センサ	44
図 3-8	被験者 1 の計測データ	45
図 3-9	筋活動推定器の構成図	45
図 3-10	学習毎の評価関数 E の推移.....	46
図 3-11	学習 100 回毎の被験者 2 のデータによる評価結果.....	46
図 3-12	各被験者における推定結果と実測値との相関係数.....	48
図 3-13	各被験者の 1 データセットの筋活動推定結果.....	49
図 4-1	遊星歯車を用いた動力伝達	54
図 4-2	クラッチ機構の部品構成	54

図 4-3	ケーブルのルート及び歪ゲージの位置	54
図 4-4	制御システム図	55
図 4-5	1本のケーブル張力制御結果	55
図 4-6	各ケーブルの目標張力	56
図 4-7	4つのクラッチ機構で構成した動力分配機構	57
図 4-8	4ケーブルの張力同時独立制御	59
図 4-9	人型指ロボットに接続した動力分配機構	61
図 4-10	屈曲動作における張力の同時制御	63
図 4-11	外転/内転動作における張力の同時制御	64

表目次

表 1-1	人型ロボットハンドの関節自由度及びモータ数	12
表 1-2	人型ロボットハンドを用いたロボット義手	14
表 2-1	各腱を司る筋の PCSA	24
表 2-2	人型指ロボットの各腱張力の制御ゲイン	31
表 3-1	推定器の入出力信号	38
表 3-2	各被験者における推定結果と実測値との RMSE	48
表 3-3	訓練に用いる被験者データを変更した場合の推定結果	48
表 4-1	クラッチ 1 におけるゲインの調整結果	55
表 4-2	クラッチ 1~4 のゲイン	57
表 4-3	クラッチ 1~5 のゲイン	61

第 1 章 序論

第 1 節 研究背景および必要性

第 1 項 義肢の歴史とロボット義手

上肢、下肢欠損者の生活の向上のため、様々な義肢が存在する。義肢の歴史は古くは紀元前 15 世紀ごろからあり、最も古いものの一つとされている義肢はエジプト文明の遺跡から出土した右足の親指の義足である[1]。ヨーロッパにおいては古くは紀元前 484 年にローマ文明において義足が用いられた記録が残されており、中世から北米大陸への進出等様々な時代の記録において義手、義足を使用した人物が登場する[2]。また日本においては、江戸時代に長崎のオランダ商館に上肢及び下肢の義肢や、義肢が記載された西洋医学書などが輸入されたことが記録されているが、実際に用いられたのは江戸時代末期から明治時代以降とされている[3]。日露戦争や第 1 次、第 2 次世界大戦等での負傷に伴う義足の使用や、日本軍による義手、義足の開発等の記録が存在する[4]。アメリカにおいても戦争による義肢使用者の増加に伴って義肢の機能及び外観の改善が叫ばれるようになったとされている[5]。また交通事故や労働災害、疾病や先天的欠損など、日常生活においても四肢の欠損は発生しうるものであり、今日に至るまで開発が続けられている。

義肢は使用者の欠損部位に合わせて多くの種類が存在する[6]。義足であれば足の指の代替となるものから、大腿に装着し膝、足首など複数の関節を補うものもある[7]。またそれらが日常生活動作において果たす機能も様々である。体重を支えることが主な目的である義足は、最も単純なものでは棒と欠損部（断端）に装着するためのソケットで構成されているが、人の脚の外観を模した装飾目的の義足も存在する。また人の歩行に合わせて能動的に関節を駆動する義足においては、リンク機構やバネ等を用いて歩行時の膝の曲げ動作を生成するものや、関節にモータを装着し、残存筋から計測した筋電位やスイッチ等の入力から制御指令を生成し駆動するロボット義足もある[8]。パラリンピックに代表される競技用義足においては、板バネ形状の足先のものや、膝や足首関節を持ち、ランニングシューズを履いて軽量でありつつも走者に負担の少ない足先の軌道が生成可能な義足も存在する[7]。

一方で上肢欠損者が装着する義手においても指一本の代替から肩離断患者が装着するものまで多くの種類がある。またそれらの機能によって図 1-1 に示す装飾義手、作業義手、能動義手に大別されている[9]。装飾義手は外観を補うことを目的としており、人の腕と同等の太さの骨格に皮膚を模したゴムやシリコンの被膜を纏ったものがある[10]。これらの中には人形と同様にいくつかの関節があるものもあり、健側手で義手の姿勢を変えながら作業

対象を押さえたり、荷物を引っ掛けて保持したりすることで限定的ではあるが日常生活動作にも用いることはできる。これに対し作業義手はフックやピンチなど、特定の作業に特化した手先形状の義手であり、手先を作業に合わせて取り替えることも可能である[9]。健側手で手先を操作して物体を保持するなどし、装飾義手よりも積極的に日常生活動作や労働作業に用いることが可能である。能動義手は作業義手に似た外観の手先を持つものもあるが、手先が駆動可能な義手である[10]。義手使用者の身体の動きを動力とする能動義手は、手先のピンチや肘関節など、駆動対象の関節にケーブルを取り付け、義手使用者の他の部位の動きによってケーブルを引っ張ることで操作する。さらにモータや空気圧などの動力源を接続し、関節を駆動するロボット義手もまた能動義手に含まれる。ロボット義手は義手使用者の断端付近の残存筋や他の部位から計測した筋電位によって、手先に装着したハンド機構の開閉を操作する筋電義手が主流である[11]。図 1-2 にロボット義手の製造最大手である **ottobock** 社のハンド機構を示す。クイックチェンジ式ハンドは従来のピンチ形状ロボットハンドで、1 自由度の手の開き閉じ動作を行うものであった。カバーをはめることで人の手の外観を再現することも可能ではあったがケーブル駆動の能動義手と機能的に大きな差はなかった。**Michelangelo** ハンドは母指とその他 4 指の 2 モータで駆動し、示指側面と母指または中指との挟み動作や示指の指先と母指の指先との挟み動作等、7 種類の姿勢を切り替えることが可能である。また **bebionic** ハンド[12]は、5 指それぞれに 1 機ずつモータが配置されており、各指が独立に屈曲する機構である。母指の姿勢は示指側面と接触する姿勢(ラテラル位)と示指の指先と接触する姿勢(対立位)を手動で切り替える。8 種類の姿勢を予め登録しておき、筋電位のパターンやスイッチで切り替えて駆動する。このように、外観だけでなく関節の自由度もより人の手に近い機能を目指したロボット義手が普及している。



図 1-1 機能による義手の分類[13]

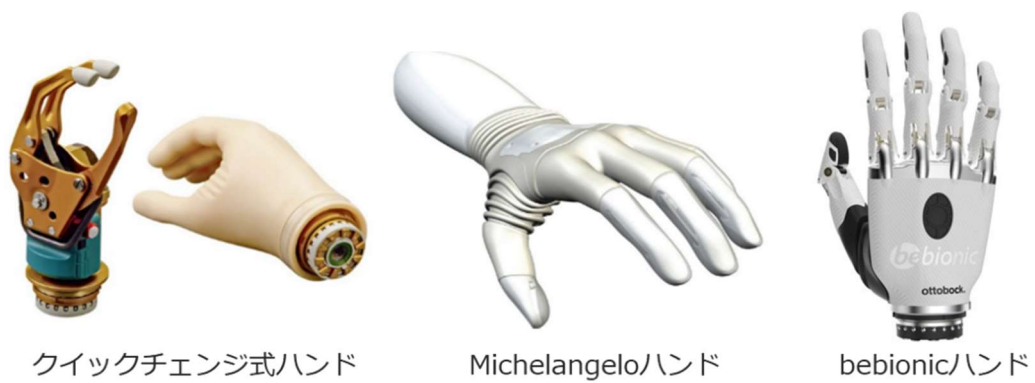


図 1-2 ottobock 社が販売するロボット義手[14]

第2項 ロボット義手に対するニーズ

内閣府の平成25年版障害者白書において、日本の上肢欠損者は8.2万人とされている（なおデータは平成18年）[15]。ロボット義手は近年世界的には普及が進んでおり、米国では約8万人の義手使用者の40%、ドイツでは年間の義手支給数1200本のうち70%がロボット義手であるが、日本では2%にとどまっている[16][17][18][19][20]。日本の普及率が非常に低いものとなっているが、これはロボット義手の導入に対する助成が乏しいためであり、川村ら[21]の調査によると義手使用者の70%以上がロボット義手の使用を希望しているとされる。義手本体の購入費の助成に関しては近年改善がみられるが、ロボット義手の操作訓練が可能な施設が少なかったり、訓練用義手等必要な機器が公的保険の適用外となっていたりすることから、普及が進んでいない。また肩離断など高位の上肢欠損者においては、肩、肘、手首、指の関節を操作するに十分な数の筋電位を計測したり訓練したりすることが困難であることや、すべての関節を電動にすることによる重量増加が問題であり、一部の関節を電動、他の関節をケーブルで操作するなどの方法も提案されている[20]。ここで、ロボット義手に対するニーズについて日本での義手装着の実例とともに述べる。吉村ら[22]の報告に手首切断者が筋電義手を装着し復職に至るまでの訓練の実例が詳細に記されている。報告では、患者は自分の生活に必要な動作を習得することが、訓練を継続するモチベーションの向上につながったとされている。これについては Biddiss ら[23]も上肢欠損者がロボット義手を使用するためには、「義手提供者が上肢欠損者に対して、義手を用いて何がしたいかという動機付けを促す事」が重要であると示している。また Biddiss ら[23]、陳ら[24]は「義手の性能に満足すること（高機能であること）」もまたロボット義手の普及につながると示している。「動機付け」とは、現状で入手可能なロボット義手の性能や訓練が過酷であるかどうかなど、本来の人の手の性能との乖離に納得し、上肢欠損者がロボット義手を使うことが有用であると判断させることである。それに対し「高機能」とは人の手の機能を完全に再現し、上肢欠損者が直感的に操作することが可能なロボット義手を指す。つまり動機づけを促すことなく自然に人の手の代替として受け入れられる高機能な義手であればよい。このことから本研究では、ロボット義手の手先が「義手使用者の思い通りに、人の手と同じく詳細な動作が可能であること」をニーズとする。人の手を完全に再現したロボット義手は未だ実現していないが、様々な分野で用いられるロボットハンドには人の手を機能的、構造的に再現したものも存在する。そこで次節では、様々なアプローチで機能を付加したロボットハンド及びロボット義手について機構、制御手法の観点から詳説する。

第2節 高機能ロボットハンドの義手への適用

ロボットハンドには様々な機能、形態のものが存在する。本論においてはロボットハンド及びロボット義手を図 1-3 のように呼称し詳説する。

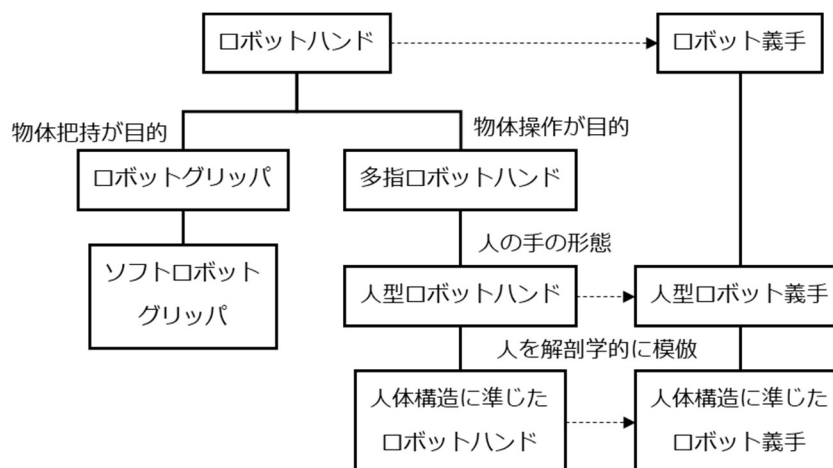


図 1-3 本論文におけるロボットハンドの呼称

第1項 様々な分野におけるロボットハンド

対象物を把持する、操作するといった目的で、産業や宇宙空間、災害対応など様々な分野でロボットアームの先端にロボットハンドが装着されている[25][26][27]。また対象物を把持する目的のロボットハンドにおいても、対象物を挟んで保持するものや、吸盤で物体を吸いつけるもの、金属の対象を電磁力で保持するものなど多岐にわたるが、本項ではロボット義手に用いられるロボットハンド同様に物体を挟んで保持するロボットグリッパや、人の手指のように物体を操作する多指ロボットハンドについて述べる。

最初期のロボットハンドは産業用ロボットの手先に付けられた2つ爪のグリッパであり、現在でも多くのアプリケーションで用いられる[25]。スライダやリンク機構を用いて2つの爪の平行を保ちながら開閉する動作や、把持対象の形状に合わせてリンク機構などを用いて開閉するものがある。また球状の物体等を把持するのに3つ爪とするなど、用途に合わせた様々な形状が存在する[25][28][29][30][31][32]。一方で、ソフトロボティクスを取り入れたロボットグリッパによって多様な形状の物体把持を実現する手法も存在する[28][33][34][35][36]。爪をゴムやシリコン等で成形した伸縮、変形するものにして空気圧や

ケーブルによってロボットグリッパの開閉を行うものや、ジャミング転移によって物体に沿った形状で剛性変化し把持するものもある[33][37]。これらは農業等食品を搬送するロボットにも用いられる[27][38]。ここまで物体把持を目的としたロボットグリッパについて述べたが、その多くは1つのアクチュエータでハンドの開き閉じ動作を行うものである。

一方で把持した物体を指先で操作する多指ロボットハンドも多く研究されている[39][40][41]。これらは基本的にはグリッパの爪を複数関節を持つ指に置き換えた形状である。黎明期には岡田ら[42]が1979年に発表した3本指のものや Jacobsen ら[43]の THE UTAH/M.I.T. DEXTROUS HAND があり、各指にケーブルを配置し、関節をケーブル張力により駆動している。THE UTAH/M.I.T. DEXTROUS HAND は4本指であったが、人の手に近い外観のロボットハンドである。多指ロボットハンドは、物体をハンド全体で保持する「握り」動作のほかに、複数の指先で物体を「摘む」、物体を摘んだ状態で、対立する指を平行リンクマニピュレータとして制御し、物体の向きを操作（マニピュレーション）することが可能である[44]。また、本研究のテーマである義手や、極限環境での作業を人の操作によって行うことなどのニーズに対して、人型のロボットハンドも研究されている[41]。人の手は4自由度の指で構成され、合計20自由度存在する。人の手の自由度を完全に再現することで実際に人の手と同等のマニピュレーションは可能となるが、モータの数は多く、非常に複雑な制御となる。ここで、代表的な人型ロボットハンドについて指関節の自由度を Degree of freedom (DOF)、モータの数を Degree of motion (DOM) として表 1-1 に示す。ここで、人の手の母指は指節間 (IP) 関節、中手指節 (MP) 関節、手根中指 (CM)、示指から小指は遠位指節間 (DIP) 関節、近位指節間 (PIP) 関節、中手指節 (MP) 関節で構成される[45]。MP 関節は屈曲/伸展と内転/外転の2自由度である。人型ロボットハンドにおいては DOF を維持しながら DOM を削減するため、示指から小指の DIP 関節と PIP 関節をリンクで連動したり、固定としたりする手法が多く取られる。また示指から小指の内外転をバネで受動的な構造としたり連動としたりするものもある。一方で The shadow hand は人の掌の曲がりによる母指と小指の対立動作を再現するため 5DOF/5DOM としている。このように、人の手の自由度を完全に再現する手法や人の手と同等のマニピュレーションを維持しながら、自由度を削減したりリンクなどを用いてモータ数を削減したりするなどの工夫が議論されている[46]。

表 1-1 人型ロボットハンドの関節自由度及びモータ数

研究名	指の数	DOF	DOM	DOF/DOM				
				母指	示指	中指	薬指	小指
THE UTAH/ M.I.T. DEXTRIOUS HAND[43]	4	16	16	4/4	4/4	4/4	4/4	-
Gifu Hand[47]	5	20	16	4/4	4/3	4/3	4/3	4/3
The Shadow Hand[41]	5	24	20	5/5	4/3	4/3	4/3	5/5
DLR/HIT Hand[48]	4	16	12	4/3	4/3	4/3	4/3	-
DLR-HIT-Hand II[48]	5	20	15	4/3	4/3	4/3	4/3	4/3
Allegro Hand[49]	4	16	16	4/4	4/4	4/4	4/4	-
KITECH-Hand[50]	4	16	16	4/4	4/4	4/4	4/4	-
KH Hand type S[51]	5	20	16	4/4	4/3	4/3	4/3	4/3
Xu ら, biomimetic robotic hand[52]	5	20	10	4/3	4/2	4/2	4/2	4/2
ACT-hand[53]	5	20	20	4/4	4/4	4/4	4/4	4/4

第 2 項 人体構造に準じたロボットハンド

人の指と同等の自由度を持ったロボットハンドを実現することを目的として、人の手を解剖学的に模倣した腱駆動ロボットハンドが存在する[52][53][54][55][56]。人の手の指は指伸筋、浅指屈筋、深指屈筋、背側骨間筋、掌側骨間筋が司る腱の張力の拮抗によって駆動する[45]。背側骨間筋、掌側骨間筋は掌に位置するが、指伸筋、浅指屈筋、深指屈筋は前腕にあり、その腱は手首、掌を通過して指の各関節に接続する。深指屈筋は DIP 関節、PIP 関節、MP 関節、浅指屈筋は PIP、MP 関節の屈曲を司っており、指伸筋、背側骨間筋、掌側骨間筋は MP 関節付近を覆うような形状の伸展機構に接続しており、指伸筋で MP 関節、背側骨間筋と掌側骨間筋が同時に収縮することで PIP、DIP 関節の伸展を行う。また伸展機構と屈筋との働きにより、MP 関節のみを屈曲したり、PIP 関節のみを屈曲したりすることも可能である。さらに背側骨間筋と掌側骨間筋は指の外転、内転も行う筋肉である。このように、人の指は 1 つの関節を 1 つの腱で駆動しているのではなく、3 つの関節の 4 自由度の動作を 5 つの腱の張力の強弱関係で実現している。ロボットの指にこれを適用した場合 4 自由度に対してモータ数が冗長となるが、関節外にモータを配置できるため寸法制約がないことや、指にかかるモーメントに対して各モータの協調によって駆動することでモータのサイズが

最適化できることが利点として挙げられる。一方で各関節にモータを配置したロボット指と比較すると、指の伸展側と屈曲側で腱の配置は対称でないため指を逆方向に屈曲するような動作はできず可動域は狭くなるが、人の日常生活動作を再現する目的においては問題ないと言える。

Xu ら[52]は人の手の骨、人体、腱を再現した 5 指のハンドを 10 個のサーボモータを用いて駆動し、ボールやペンなど様々な形状の物体を握ったり、指先で摘んだりすることが可能なロボットハンドを提案した。これは背側骨間筋や掌側骨間筋をバネにしたり、複数の腱を 1 つのモータで駆動したりすることでモータ数を削減しているため人の手と同じ DOM ではないが、多様な把持動作が可能である。また Deshpande ら[53]はすべての腱を独立に駆動できる 5 指ハンドを開発した。これらはプログラムによる把持姿勢の変更や、データグローブを用いた操作が試行されている。

第 3 項 人型ロボットハンドを用いたロボット義手

人型ロボットハンドを用いたロボット義手は、その構造や制御など様々な手法が提案されている。表 1-2 にロボット義手の例を挙げる。5 指の駆動においては、1 つのモータで全ての指を駆動するものや、いくつかの指が連動するもの、5 指が独立に駆動するものなどが挙げられる[12][57][58][59]。少ないモータ数で駆動するものは軽量かつ制御も容易となるが、単純な把持動作のみとなってしまう。そこで関節に柔軟性を持たせて多様な物体に沿った把持を可能にするものもある[60]。またソフトロボットグリップを人の手の形態にしたものも存在する[33]。一方で 5 指が独立に駆動するロボット義手でもその指構造について様々な提案がされている。その多くはリンク機構を用いて複数の関節を連動している。人の手の指は遠位指節骨間関節 (Distal Inter Phalangeal、DIP 関節)、近位指節骨間関節 (Proximal Inter Phalangeal、PIP 関節)、中手骨指節骨間関節 (Metacarpo Phalangeal、MP 関節) があるが、指先側の DIP 関節は固定とし、掌側である MP 関節にモータを配置して PIP 関節を連動するものや、3 つの関節すべてを連動して屈曲/伸展を行うものもある[12][61][62]。

表 1-2 人型ロボットハンドを用いたロボット義手

研究名	指の数	DOF	DOM	DOF/DOM				
				母指	示指	中指	薬指	小指
ottobock MyoHand VariPlus Speed[14]	3	1	1	1/1	1/1	1/1	-	-
ottobock Michelangelo hand[14]	5	6	2	2/2	1/1	1/1	1/0	1/0
ottobock bebionic hand[14]	5	11	5	3/1	2/1	2/1	2/1	2/1
i-Limb[63]	5	11	5	3/1	2/1	2/1	2/1	2/1
VINCENT Hand[64]	5	11	5	3/1	2/1	2/1	2/1	2/1
KIT Prosthetic Hand[59]	5	10	2	2/1	2/1	2/1	2/1	2/1
3D-printed UoW/ACES prosthetic hand[62]	5	10	5	3/1	2/1	2/1	2/1	2/1
Vanderbilt Multigrasp Hand[58]	5	9	4	2/2	1/1	2/1	2/1	2/1
SoftHand Pro[60]	5	20	1	4/1	4/1	4/1	4/1	4/1

第 4 項 ロボット義手の制御手法

従来の、1 自由度のピンチ形状もしくは全ての指が 1 つのモータで駆動するロボット義手の制御は単一の筋電位を計測し、筋活動が閾値を越えた場合にモータが駆動する ON-OFF 制御や、筋活動に応じてモータのトルクを決定する把持力制御が用いられてきた[16]。しかし人型ロボットハンドの高自由度化に伴って複数のモータに制御指令を送る必要があるため、複数の筋から計測した筋電パターンから予め定義された複数の姿勢を判別する手法も提案されている[16][65]。さらに、筋電パターンのみでは判別しきれないより多くの姿勢、例えば把持するボールの大小に合わせて手の開き角度を可変するなどに対応するため、筋電位のみではなく脳波、身体の他の部位の姿勢変化、把持対象の画像などから要求される手の姿勢を判別し、ロボット義手を駆動する手法も提案されている[66][67][68]。これらの手法は何れも姿勢判別の精度が 85%以上と高く使用者の生活動作向上にも寄与するが、定義されていない姿勢は実現できないため汎用性が限られる。これに対し、これまで 1 自由度で適用されていた比例制御を 5 指のモータに個別に用いる手法もある。M. Barsotti ら[69]は 192 チャンネルの電極アレイで前腕の筋電位パターンを計測し、5 指それぞれの屈曲の把持力を推定する手法を提案した。

第5項 人の運動と筋活動との関係

第4項で述べたように、ロボット義手の筋電位による制御では主に筋電位の閾値による on-off 制御、強弱による比例制御、複数の筋電位から姿勢判別や把持力推定を行うといった手法が取られている。一方で、筋電位の計測は人の運動における筋活動との関係を解析するためにも広く用いられてきた[70][71][72]。手首や肘、下肢等の、屈筋群と伸筋群の筋電位と関節角度との関係を解析し、角度やトルクを推定する手法[73][74][75][76][77]や、屈筋と伸筋の同時緊張から関節の剛性を高めた状態を推定する手法もある。Rao ら[78]は手首関節の屈筋と伸筋の正規化した筋活動量から手首の剛性及び関節角度を推定できることを示している。

また、生物が持つ多くの筋の活動を、脳によって制御するための神経信号処理の方法も解析されている。人間の運動は多数の筋肉によって制御されているが、筋シナジーと呼ばれる各筋肉の活動関係を示す信号を生成することで、脳の負担を軽減することができる[79]。筋電図から筋シナジーを推定する方法や、その逆の方法が提案されている[80][81]。さらに、筋シナジーはロボット工学の分野でも研究されている。操作者の筋シナジーに基づいて人型ロボットハンドの姿勢を分類する方法や、機械学習によって複数の筋シナジーを組み合わせることで複雑な手の姿勢を生成し、人型ロボットハンドを操作する方法がある[82][83]。一方、D'Avella ら[84]は複数の被験者の手先の点間運動に対する腕と肩の筋電図から筋シナジーパターンを解析し、被験者間に類似性があることを示している。

目的の関節の運動において、筋活動は解剖学的関連のあるものだけではなく筋の奴隷化現象によって励起される筋も存在する[85]。人間は、意図した動作を完全に独立して行うことはできず、意図した動作とは無関係な部分において意図しない他の動作を伴う。この現象は解剖学や神経生理学で研究されている[86]。人差し指の外転においては、小指の外転との連動が顕著である。青山ら[87]は、人差し指の選択的外転・内転時に小指外転筋の皮質脊髄興奮性を測定すると、大脳皮質を介した奴隷化を抑制する神経活動がみられることを報告している。

第3節 本研究の目的

ロボット義手への「義手使用者の思い通りに、人の手と同じく詳細な動作が可能であること」というニーズに対して、現状のロボット義手においては、人型ロボットハンドを用いたものであっても DOM が少ないため動作は限定的である。人型ロボットハンドにおいては指の関節すべてにモータを配置したものもあるが、人の指の太さと同等のギヤードモータでは駆動スピードまたはトルクが不足することや、重量が増加することが課題として挙げられる。また現在普及しているロボット義手[61]の重量が 590g 以下であるのに対して、すべての関節が独立に駆動する KITECH-Hand[50]では 900g ほどとなっている。よって、多数のモータを用いて多くの自由度を持つ人型ロボットハンドがロボット義手の高機能化のニーズには合致するが、重量増加によって装着して用いることへの障害となる側面もある。一方で人体構造に準じたロボットハンドは腱駆動であるためモータサイズがロボットハンドのサイズの制約を受けず、ハンド自体の重量は軽量になるが、ロボットハンドの前腕部など周辺に多数のモータを配置する必要があり、動力源の小型化が大きな課題となる。

ロボット義手の「使用者の思い通り」の制御については、使用者の筋活動の強弱に応じて把持力（モータトルク）を決定する把持力制御が、中間位も詳細に表現可能であるため思い通りの制御といえる。しかし人体構造に準じたロボットハンドは、各指 4 自由度の関節に把持力制御を適用する必要がある。現状では 5 指ロボットハンドの屈筋群のみの把持力制御が提案されている[69]。一方で人体構造に準じたロボットハンドの指の各腱の張力と姿勢との関係は示されており[53][55][56]、人体の筋活動と関節角の関係も示されている。これらのことから、人体構造に準じたロボットハンドの各腱の張力を、対応する筋の筋電位で把持力制御することで各指の関節を選択的に、つまり思い通りに操作することは可能であると考ええる。しかしながら、この手法では腱の駆動に必要な前腕および手の多くの筋電位を計測する必要があり、特に義手使用者においては筋の欠落によって筋電位を計測できない場合が生じる。そこで、筋シナジーの被験者間での類似性に着目し、健常者の筋シナジーを予め学習した筋活動推定器によって、欠落した筋電信号を補う手法を検討することで、人体構造に準じたロボットハンドの上肢欠損者による操作が可能になると考える。また、筋の欠損に限らず筋電センサを削減し、装着の煩雑さを改善する目的においても有用であると考ええる。

これらのことから本研究では、人体構造に準じたロボットハンドを義手に適用するために課題となる「上肢欠損者による操作手法を提案すること」「動力源を小型化し義手のシステムに搭載可能な構造にすること」の基礎研究として、人の指を解剖学的に模倣した1本指のロボット（人型指ロボット）を手首欠損者が操作できることを目指し、以下の項目について検討を行う。

1. 人型指ロボット駆動に用いる各腱の張力制御量を筋電位を用いて表す手法を提案し、健全者の筋電位によって人型指ロボットを操作する
2. 人型指ロボットを手首欠損者が少ない筋電信号で操作するために、欠落した筋電信号を補う手法を提案する
3. 義手として装着可能で、可搬性のある人型指ロボットを実現するため、動力源を小型化する手法を提案する

第2章 人型指ロボットの筋電位による制御

第1節 緒言

第1章で述べたように、人体構造に準じた、腱の張力バランスにより指の各関節を制御するロボットハンドが開発されているが、その制御方法は予めプログラムした姿勢の切り替えや、データグローブ等を用いた健常者による操作となっている[52][53]。データグローブを用いた操作によって人の手指と同じ自由度で複雑な動作が可能であるが、上肢欠損者が義手として操作するためにはデータグローブは使用できない。人体構造に準じたロボットハンドよりも DOF/DOM が少ない多指ロボット義手の制御においては、残存するいくつかの筋から計測した筋電パターン等を用いて姿勢を判別する手法が多く、これらは指先での物体操作が可能なものではない[16][64-67]。また、各指の把持力を推定する手法もあるが[69]、人体構造に準じたロボットハンドのような多自由度のロボットハンドを義手として制御するには至っていない。

一方で、手に限らず人の四肢の運動と筋活動との関係についての研究は多く行われており、屈筋群と伸筋群の筋電位から関節角度やトルク、関節の剛性などを推定する手法が提案されている[69-77]。人体構造に準じたロボットハンドは人の手を解剖学的に模倣した腱駆動ロボットであるため、人の手を動かす筋の活動量と関節（腱の張力）との関係は、そのまま人体構造に準じたロボットハンドの腱張力と操作者の筋活動との関係に適用可能と考える。ただし、上肢欠損者が操作するためには欠損した筋の活動を示す信号を補う必要がある。

そこで本章では、人体構造に準じたロボットハンドを筋電位で操作するための基礎的な実験として、1本の人型指ロボットを表面筋電位によって操作するために、人型指ロボットの各腱の張力制御量を筋電位によって示す手法を提案する。これによって、健常者の前腕及び手から計測される筋電位を用いて人型指ロボットの操作が可能であることを実験により示す。

第2節 実験装置の構成

第1項 人型指ロボット

まず人の手の示指を解剖学的に模倣した人型指ロボットについて、人の手指の構造とと

もに詳説する。図 2-1 に示すように人の手の指は手首の形状を司る手根骨群の先に延びる 4 本の骨（母指の場合 3 本）からなる[88]。掌に位置する中手骨から指先に向かって基節骨、中節骨、末節骨が連なっており、MP 関節は中手骨と基節骨との関節で 2 自由度、PIP 関節は基節骨と中節骨との関節、DIP 関節は中節骨と末節骨との関節でそれぞれ 1 自由度である。各関節は軸によって接続されてはおらず軟骨の滑りによって動くが、個々の関節は靭帯からなる関節包でつながっており、関節が脱臼しないよう保持されている。また人の指が脱力した時に、屈曲や伸展の状態から中間位へある程度戻ろうとする働きもある。そして末節骨と中節骨の掌側にはそれぞれ深指屈筋（FDP）及び浅指屈筋（FDS）につながる腱が接続している[89]。これらは腱鞘によって骨に留められることで、腱鞘の中を滑って腱が引かれることで指の屈曲を行う[45]。そして指の背側、基節骨から MP 関節の両側部にかけては指伸筋（Extensor）の腱と骨間筋腱から構成される伸展機構と呼ばれる腱膜が被さっており、指伸筋（Extensor）の腱はこれを介して基節骨、中節骨、末節骨に接続している。そして掌にある背側骨間筋（Dorsal IM）、掌側骨間筋（Volar IM）は中手骨から伸展機構の側部へ接続しており、指の外転、内転を司る。しかしながらこの伸展機構は Extensor、Dorsal IM、Volar IM の筋協調によって指の伸展を司る。MP 関節のみの伸展は Extensor の収縮によって可能であるが、DIP、PIP 関節まで含む指の伸展においては、伸展機構全体を手根側に引っ張る必要があるため、3 つの筋の収縮によって実現する。また進展機構は屈曲にも作用する。伸展機構は基節骨に被る形状であるため、MP 関節を屈曲させた状態で Dorsal IM、Volar IM が収縮すると、基節骨を屈曲側に抑える役割を果たす[90]。このほかにも、FDP の腱から末節骨の背側へつながる虫様筋や、支靭帯等多くの構造から指は成り立っている。

本研究で用いる人型指ロボットにおいては基節骨、中節骨、末節骨を再現した骨格で、各関節に中間位を保持するための関節包（靭帯）、そして FDP、FDS の腱と腱鞘、Extensor、Dorsal IM、Volar IM と伸展機構を再現した構造とする。図 2-2 に示す人型指ロボットは MP 関節（2 自由度）、PIP 関節、DIP 関節は軸で接続しているが、各関節にはビニルチューブを切り出したものを靭帯として配策し、関節包のように各腱が緩んだ状態においても指が垂れ下がらず図の姿勢を維持するよう処置している。Extensor、FDP、FDS、Dorsal IM、Volar IM につながる腱を 5 本のケーブル（PE ダイニーマ直径 0.24mm）で模擬しており、FDP、FDS は基節骨及び中節骨に腱鞘の代わりとしてガイドを設け、通している。また Extensor、Dorsal IM、Volar IM の腱は牛革を矢状に切り出した伸展機構に接続している。

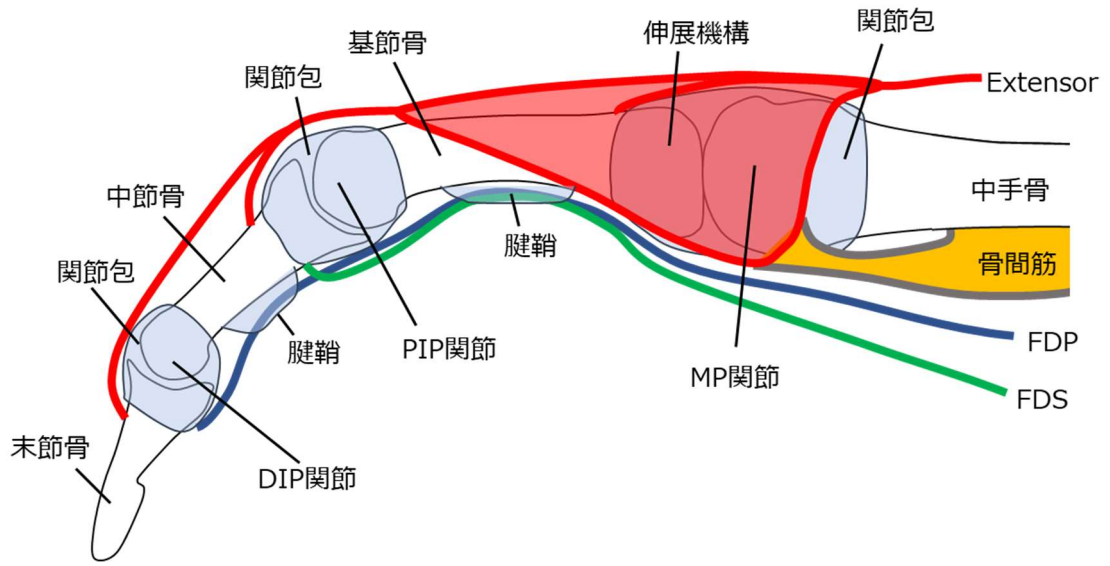


図 2-1 人の手の指の主な構造[45][88][89][90]

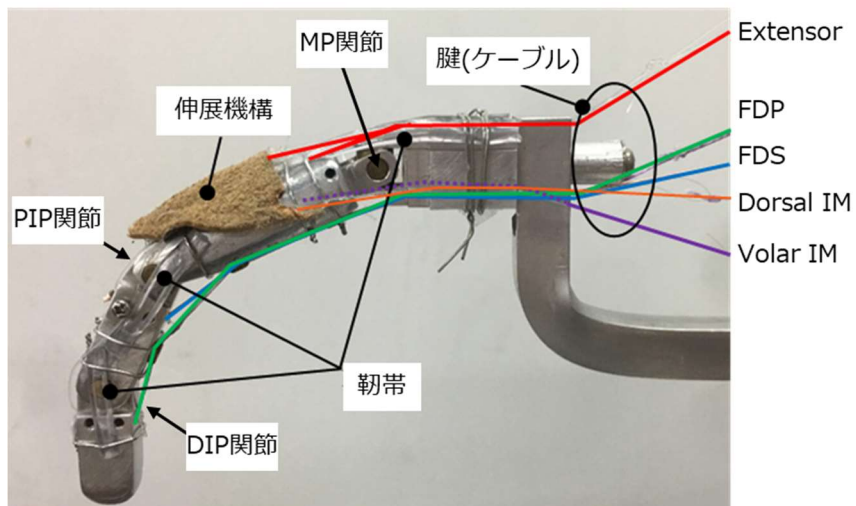


図 2-2 人型指ロボット

第2項 表面筋電位計測

表面筋電位はロボット義手の制御に古くから用いられてきた[10][11][12]。筋電位とは、筋肉を構成する筋繊維が運動神経細胞から伝わる刺激によって興奮することによって、筋繊維の細胞膜のイオン透過性が変化し発生する活動電位である[91]。表面筋電位は筋繊維が束となった各部の筋の電位を皮膚表面から計測するもので、脱力時と緊張状態で数 μV ～数 mV の電位差が見られる。この電位差を筋電アンプで1000倍程度に増幅して筋活動の解析やロボット義手の制御に用いられる。普及しているロボット義手では乾式筋電センサを用いて義手使用者の屈筋群、伸筋群から計測するが、乾式電極は装着が容易である反面、皮膚と電極の接触抵抗によって誤差が生じやすい[14][92]。そこで本研究ではペーストによって皮膚と電極を密着させる湿式筋電センサを用いる。ただし、乾式と比較して装着に時間を要し、また汗ではがれやすい等の問題もあるため、将来的には乾式のものも含めて使用するセンサは検討が必要である。

人型指ロボットの腱に対応する5本の筋肉の筋電位を、筋電アンプ（日本光電工 MEG-6116）を用いて測定する。筋電センサは日本光電工業 NE-101A 銀皿電極を用いる。日本光電工業 エレフィックスペーストを塗布し計測する筋の直上の皮膚に張り付ける。本センサは非侵襲のものである。計測する Extensor、FDP、FDS は前腕部、Dorsal IM、Volar IM は手に位置している。1名の健全な被験者の前腕及び手に図 2-3 に示す通り電極を貼り付け、前腕を水平、掌を下向きの姿勢とする。示指の動作範囲を妨げないように手首までを台に置く。被験者は病歴や四肢欠損の無い30歳の男性である。筋電アンプのゲインは1000倍とし、15-1000Hzのバンドパスフィルタをかける。

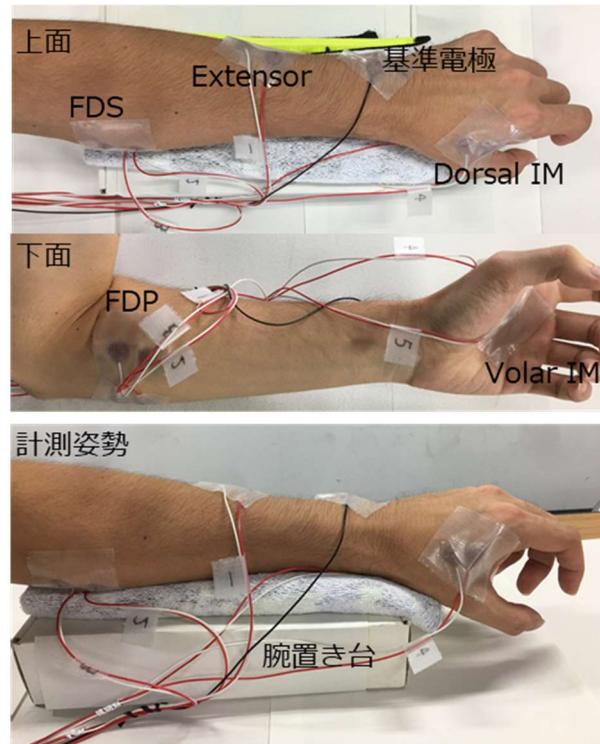


図 2-3 表面筋電位計測

第3節 筋電位による指ロボットの各腱張力の推定

人型指ロボットの各腱の張力を、対応する筋肉の筋活動量を目標値として制御する手法を提案する。図 2-4 は、指の様々な姿勢における指ロボットの腱張力の特徴と筋電位の特徴を比較するにあたって設定した 8 種類の示指の姿勢である。これらには特定の腱の張力が顕著に高い動作と、各腱の協調で実現する動作が含まれる。motion1 の伸展では Extensor、motion2 の屈曲では FDP と FDS、motion6 の外転は Dorsal IM、motion7 の内転では Volar IM の張力が高い。一方で motion3 は DIP、PIP 関節は伸ばしながら MP 関節を屈曲させる動作である。この時、FDP と FDS の張力が高い場合には motion2 になってしまうため、Dorsal IM、Volar IM の張力を高めることで、伸展機構を介した MP 関節の屈曲動作が発生し、motion3 の姿勢となる。motion4 は FDS の収縮によって PIP 関節を屈曲するが、MP 関節の屈曲を阻害するための Extensor の収縮も起こる。motion5 及び 8 においても FDP の収縮による DIP 関節の屈曲と伸展機構による MP 関節の屈曲阻害を同時に行う。被験者が脱力 (5sec)、姿勢変更 (1sec)、姿勢維持 (5sec)、姿勢戻し (1sec) の手順で変更し、表面筋電位を測定した結果を図 2-5 に示す。本波形は筋電位を 1000Hz でサンプリングし、200 サンプル毎の二乗平均平方根 (Root mean square、RMS) 処理を行っている。この状態の波形においては、各チャンネルの最大値 (筋電位のレンジ) 及び脱力時の筋電位 (オフセット) がそれぞれ異なっている。オフセットは筋電センサと基準電極との距離に起因するものであるが、筋電位のレンジは筋肉量や筋肉から筋電センサ (体表) までの距離などによって変化する。よって計測された各筋の筋電位は張力の比率を示したものではない。一方で人の指の関節トルクと筋張力との関係を解析する研究においては、指の動作を司る各筋の張力を、筋電位を最大随意収縮で正規化した筋活動比率に、各筋のモデル化された断面積 (multiplying physiological cross-sectional area, PCSA) と単位断面積あたりの筋張力を乗算することによって示す手法がある[93][94][95]。表 2-1 にいくつかの研究で用いられる各筋の PCSA を示す。PCSA は各筋の最大張力の比率を示すものであるが、これらの数値を平均すると各筋の数値が近い値になることから、各筋の PCSA をほぼ同等と考え、筋活動比率のみで各筋の張力の強弱関係を示すことは可能と仮定する。図 2-5 の各筋電位を脱力時の筋電位でオフセットし、最大随意収縮時の筋電位で正規化した筋活動比率を図 2-6 に示す。人型指ロボットの制御においては筋活動比率をリアルタイムに生成し、各腱の張力制御に用いる。

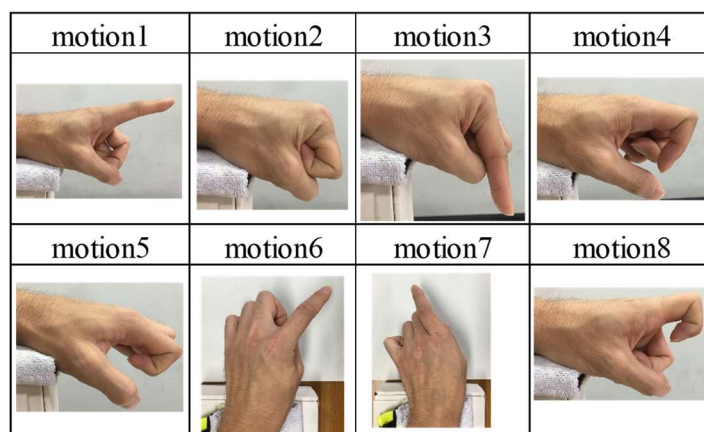


図 2-4 筋電位計測時の示指の姿勢

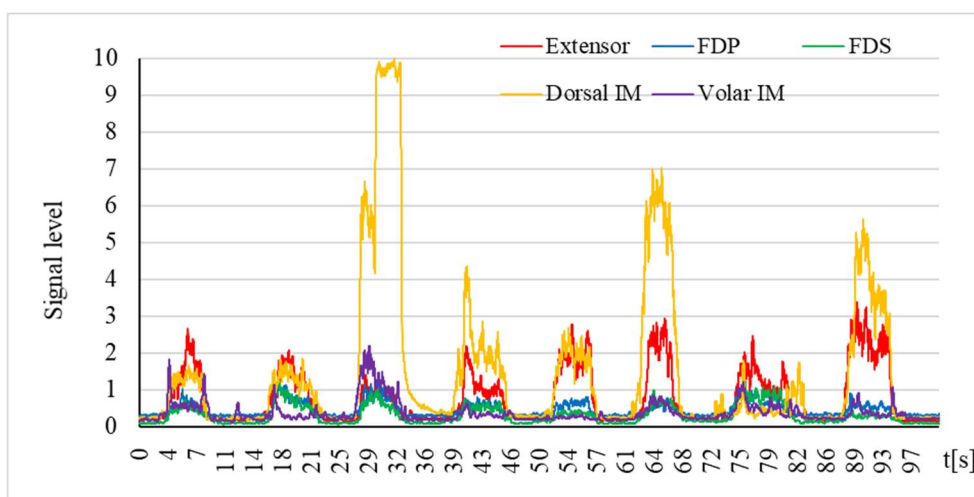


図 2-5 筋電位の RMS 値

表 2-1 各腱を司る筋の PCSA

	Zajac ら[96]	Valero-Cuevas ら[93]	Synek ら[97]
Extensor	1.39	3.06	1.7
FDP	4.1	4.1	4.1
FDS	3.65	7.3	4.2
dorsal IM	4.16	4.16	2.8
Volar IM	1.6	4.32	2.2

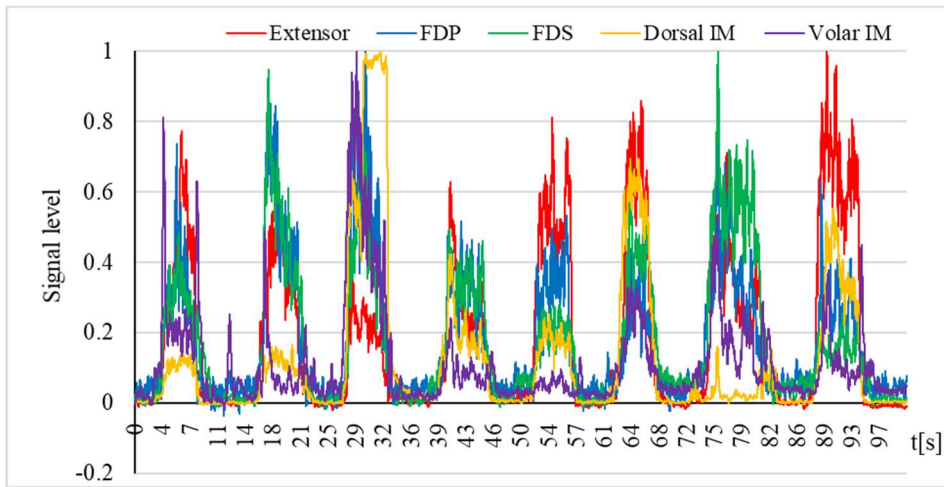


図 2-6 各筋の最大随意収縮時の筋電位で正規化した各筋の活動比率

第4節 制御実験

第3節で示した筋活動比率を被験者の筋電位からリアルタイムに生成し、人型指ロボットの動作実験を行う。図2-7に人型指ロボットの駆動システムを示す。人型指ロボットの各腱は張力センサを介してDCモーター (maxon 135373) のプーリに巻き取られる。張力センサは図2-8に示すように歪ゲージ (共和電業 KFGS-3-120-C1-16) を張り付けた、アルミパイプを短く加工した形状であり、腱の引張りによるパイプの歪みを計測することで張力とする。各張力センサは、プッシュプルゲージ (IMADA ZTA-200N) を用いて腱を引っ張り、1N、3N、5Nにおいてアンプのゲインを調整し校正をとったものである。制御ボードはArduinoマイクロコントローラを用いる。歪ゲージの出力は計装アンプ (Texas Instruments INA122) を用いて増幅し、Arduinoアナログインプットに入力する。また筋電アンプ (日本光電工 MEG-6116) で増幅された筋電位もArduinoへ入力する。Arduinoでは各筋電位のRMS処理 (200サンプル)、筋活動比率の生成、モータ制御量の演算を行い、モータドライバ (東芝デバイス&ストレージ TB6612FNG) へPWM信号を送信し、5本のDCモータを制御する。Arduinoプログラムの動作フローを図2-9に示す。プログラム開始直後はRMS処理のためのサンプル数が確保されるまで筋電位入力を繰り返す。また筋活動比率をリアルタイムに生成するために、予め被験者の各筋の脱力時と最大随意収縮時の筋電位筋を計測しておく必要がある。そこで被験者は脱力した状態で待機し、各チャンネルの最小のRMS値 (*Offset*) を計測した後、各筋を緊張させたり、指を強く握りこんだりすることによって各筋の最大随意収縮のRMS値 (*Max*) を計測する。筋電位は筋電センサの貼り付け位置などにより変化するものであるため、*Offset*及び*Max*は前述の通りプログラムの実行毎に計測を行う。これらの後に人型指ロボットの制御ループに移行する。制御ループ内では筋活動比率 (E_{bal}) は入力した筋電位から処理されたRMS値 (*Rms*) を次式で変換する：

$$E_{bal} = (Rms - Offset) / Max \quad (2-1)$$

第3節で示した通り、筋活動比率は筋電位のRMS値を正規化したものであり、0から1.0までの値をとる。各腱の目標張力 (F_d) は筋活動比率 E_{bal} と張力最大値 F_{max} を用いて次式で示す：

$$F_d = F_{max} E_{bal} \quad (2-2)$$

$$F_d = F_{max} (Rms - Offset) / Max \quad (2-3)$$

本章で用いる人型指ロボットは構造と寸法は成人の手指と同等であるものの、骨の重量や腱の耐荷重、靭帯の弾性等、完全な模倣ができていない箇所もある。これらや張力センサの

測定限界を考慮し、各腱の F_{max} は5Nとした。人型指ロボットの腱張力は、目標張力 F_d に対して指ロボットの腱張力の実測値 F を用いてフィードバック制御を行う。また Arduino からモータドライバへの出力は duty 比を 256 階調で設定する PWM 波形で行うため、モータ制御量 τ は0~255の整数値をとる。モータドライバは入力された PWM 波形から電圧を0~5Vの範囲でモータへ出力する。本システムの制御手法においては、指の関節の角度センサや指先の力センサなどは搭載しておらず、あくまでそれぞれ5組の腱張力制御が独立に行われる。張力制御に用いられる代表的な制御としてPI制御が挙げられる[98]。PI制御は比例(P)制御で生じる目標張力との偏差を、積分(I)制御によって補うことができるが、人型指ロボットの腱張力の制御においては、目標腱張力が筋電位からリアルタイムに生成されることで短い周期で更新されるため、積分項は制御量に遅れが出る特徴もあることから、P制御をベースとした制御式を検討する。一方で張力制御において微分(D)制御は、張力センサのノイズ成分を付加することになるため用いられないことが多い。しかしながら張力目標値の更新に対する制御追従性の向上や目標値の急激な変化に対する制御量のオーバーシュートを抑制したい。そこで、P制御に対しD制御を、ノイズ成分を無視できる程度に小さなゲインで付加することで、制御量のオーバーシュートを抑制することを試みる。指ロボットの駆動システムの Extensor の腱を1点に固定し、筋活動から生成した目標張力に対してPD制御を用いて腱張力を制御した結果を図2-10に示す。モータの制御量 τ は張力目標値 F_d と張力センサの実測値 F との誤差 e 、PDゲイン K_p 、 K_d を用いて次式で表す：

$$e = F_d - F \quad (2-4)$$

$$\tau = K_p e + K_d \dot{e} \quad (2-5)$$

ここで、ゲインは K_d が0の状態では K_p を徐々に上げていき、 $K_p = 3.5$ に設定した状態で K_d を0~1.5の範囲で4種類の結果を示している。張力目標値 F_d の1回の更新に対して10ステップのPD制御を行っている。また、 $K_d = 0$ (P制御)における e 及び \dot{e} も併せて示す。 \dot{e} には張力センサのノイズによる e の変化量と、筋電位から生成された張力目標値の急激な変化に対する e の変化量が含まれている。 $K_d = 0$ と1.0の時の制御結果を比較すると、わずかにではあるが F の振動が抑えられている。平均二乗誤差 (RMSE) でも $K_d = 1.0$ の結果が比較的良いことがわかる。よって、本システムにおいてはP制御に対し比較的小さなゲインのD制御を付加することで、目標張力の急激な変化に対するオーバーシュートを抑制し、張力制御の安定性に寄与することが示された。図2-11に1本の腱の張力制御におけるブロック線図を示す。他の4本の腱張力の制御についても同様にゲインを調整し、表2-2の通り設定した。

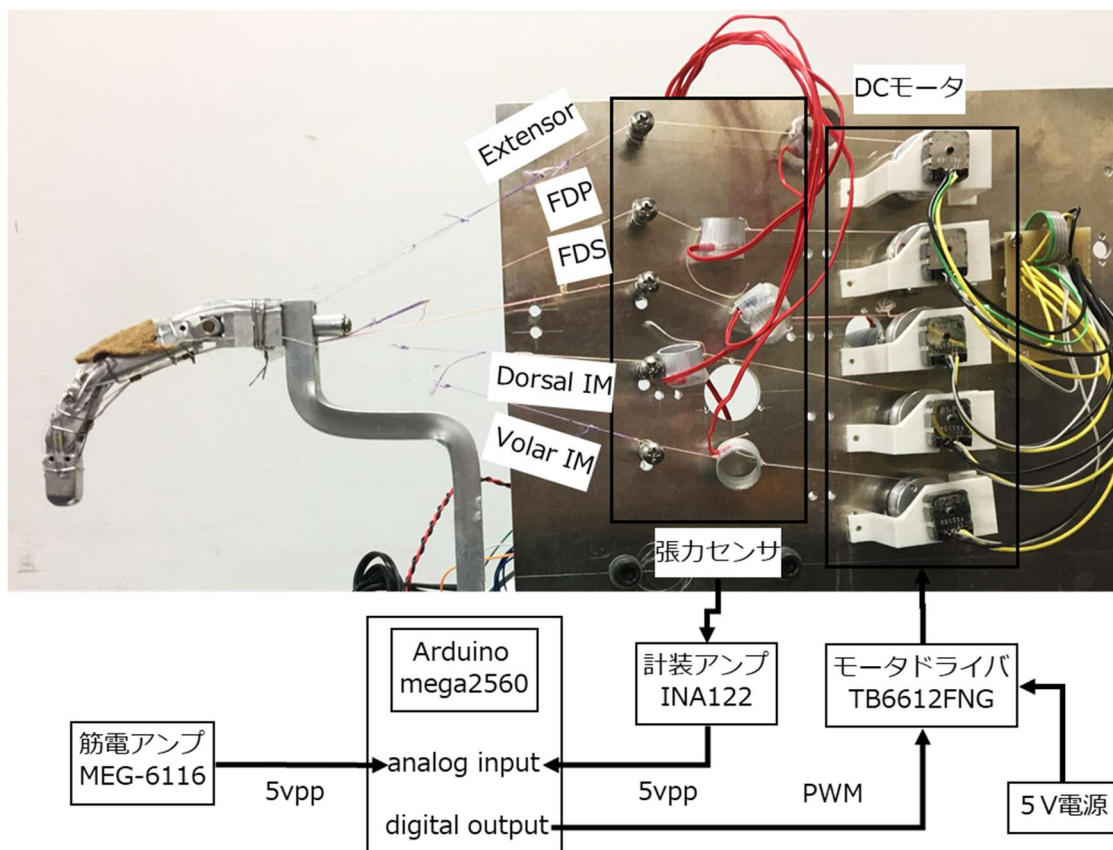


図 2-7 人型指ロボットのモータ及び張力センサ

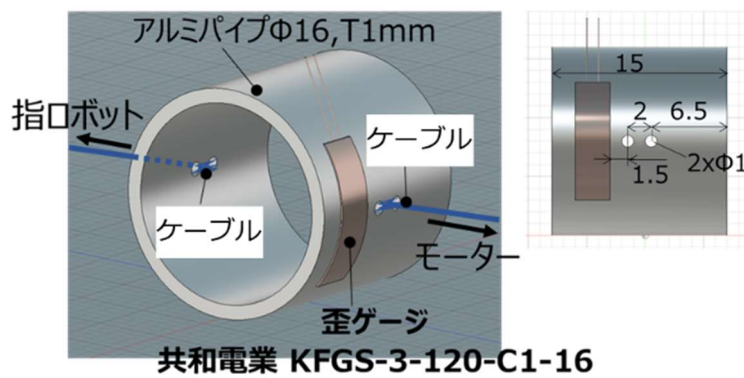


図 2-8 張力センサの構造

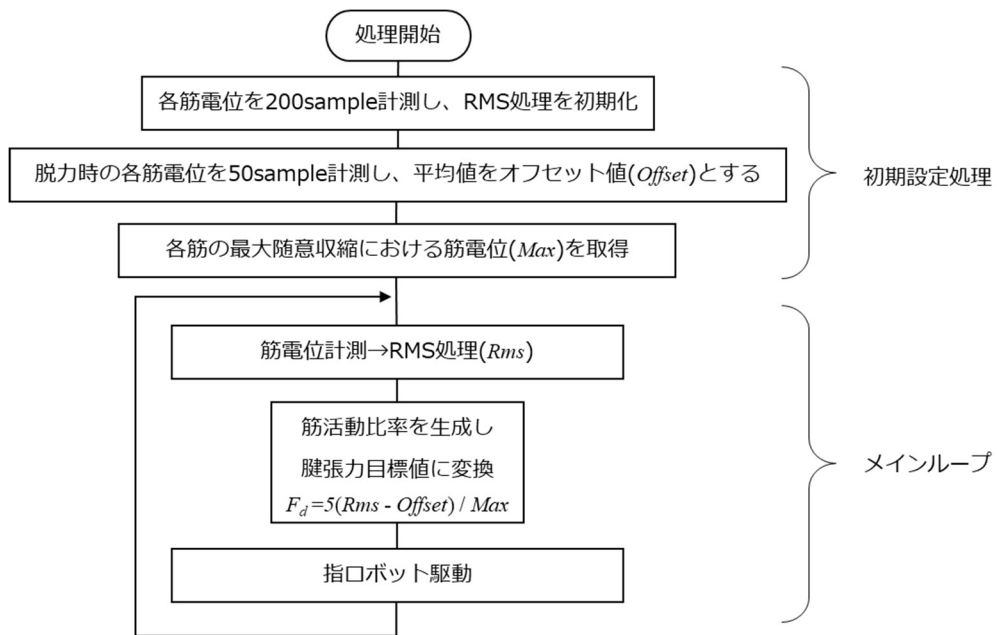


図 2-9 人型指ロボットプログラムの動作フロー



図 2-10 K_d を変化させたときの 1 本の腱の張力制御結果

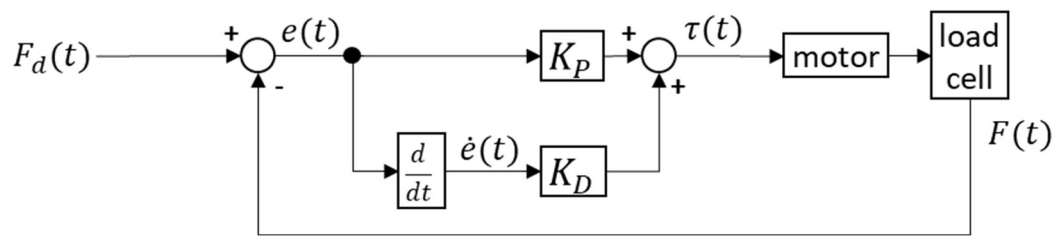


図 2-11 ブロック線図

表 2-2 人型指ロボットの各腱張力の制御ゲイン

パラメータ	Extensor	FDP	FDS	Dorsal IM	Volar IM
K_p	3.5	3.5	3.5	3.5	3.5
K_d	1.0	1.0	1.0	1.0	1.0

第5節 結果・考察

被験者は図 2-4 の 8 種類の姿勢を含め自由に指を動かし、指ロボットが被験者の指に追従して動作することを確認した。一連の操作の中で屈曲 (motion2) の動作を行った時の人型指ロボットの姿勢変化及び各チャンネルの F_d 、 F を図 2-12 に示す。被験者の屈曲の姿勢変化に伴って特に FDP の F_d が顕著に上昇し、人型指ロボットが屈曲している。姿勢変更時において、各チャンネルの F_d の変化に対して F の変化に遅れが発生しているが、これは腱が過度に緩んだ状態から、モータが回転し腱に張力が発生するまでのタイムラグである。この腱の過度の緩みの原因として、張力センサのドリフトが挙げられる。人型指ロボットにおいては関節の駆動に必要な腱の送り量を確保しながら張力を測定する必要がある。腱に使用した PE ダイニーマケーブルのような糸の張力を計測するセンサは生産ラインなどでは用いられるものの、本章のシステムに使用可能なものは寸法制約等の理由から無いため図 2-8 のものを製作することで対応した。しかしながらセンサのドリフトが正負両方向に見られ腱の緩みが発生するため、今後寸法などの要求仕様を満たし精度保証が取れた張力センサを選定または製作し適切な初期張力を設定する必要があると考える。一方で FDP、FDS の 1~2 秒付近等で顕著にみられるように F_d と F の乖離が発生しているが、これは関節角度の増加に伴う指ロボットの靭帯の反力増加や、腱のガイド (腱鞘) との摩擦変化が外乱となっていると考えられる。今後は人の手の構造を模倣する観点においても腱鞘と腱の摩擦を低減する構造を導入し適切な補償項を設定する必要がある。また、他の指の姿勢については図 2-13 の通り確認した。また motion2 以外の各姿勢の張力制御結果は付録の図 AP-1~7 に示す。ここで、motion1、2、3、6、7 の姿勢は被験者の指の可動域の限界まで動かすのに対し、motion4、5、8 は屈曲の中間位である。図 2-13 に示す通り、被験者の指の中間位に対して人型指ロボットが対応できず、これらの姿勢を確認することはできなかった。これらは図 2-12 で見られた各腱の緩みによる制御遅れで各腱に張力が発生するタイミングがずれ、中間位での姿勢維持に対して被験者の指の姿勢とずれた状態になっている。本システムにおいては関節の剛性 (内力) は目標の各腱張力の比率によって生成される。また人型指ロボットの関節に配置した靭帯の初期張力によって初期位置へ戻る力が常にかかっており、重力の影響よりも大きいいため制御式に重力補償項は含まれていない。

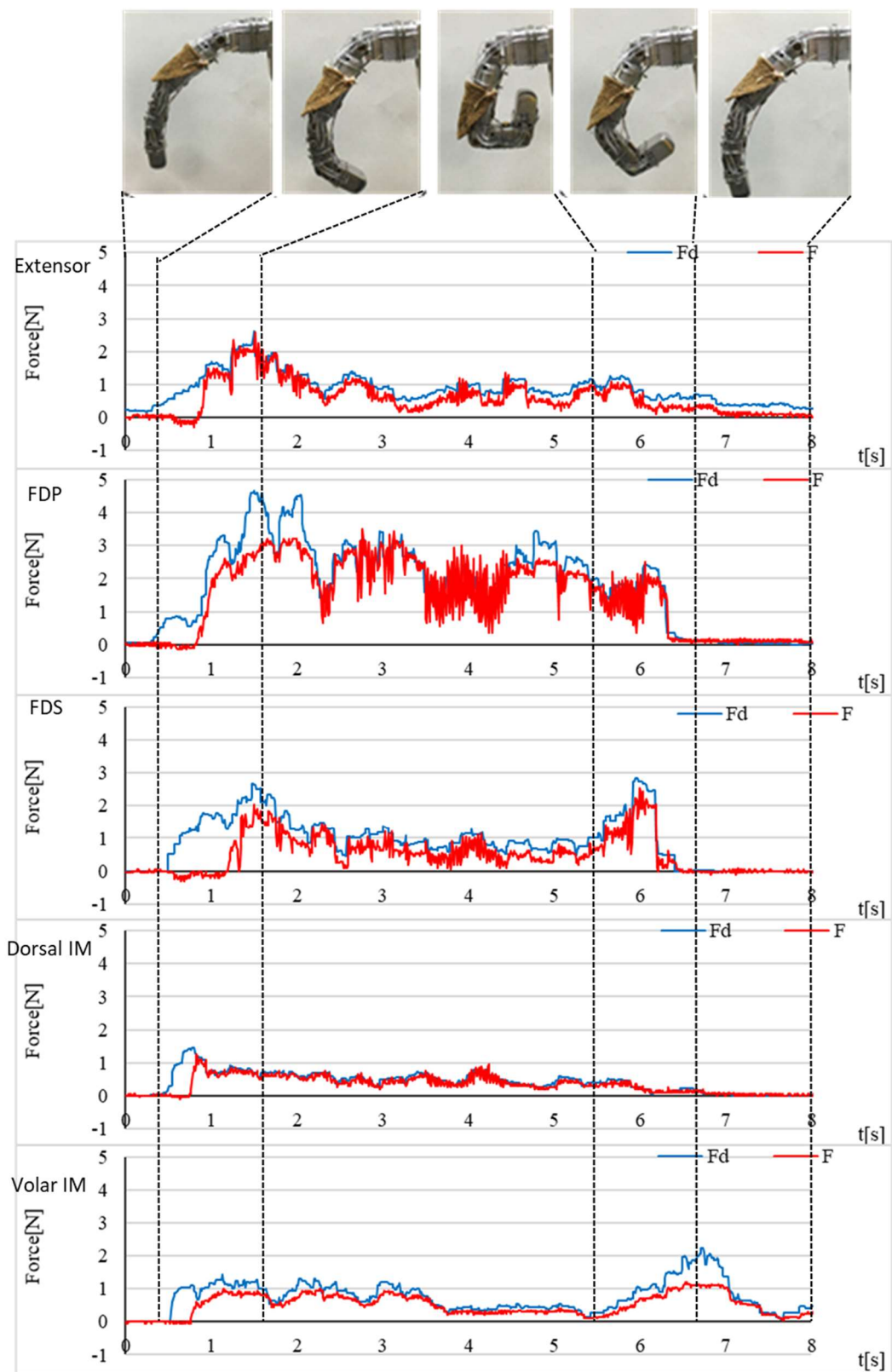
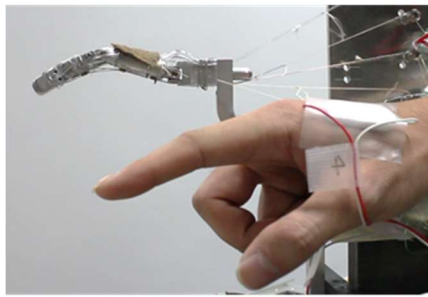
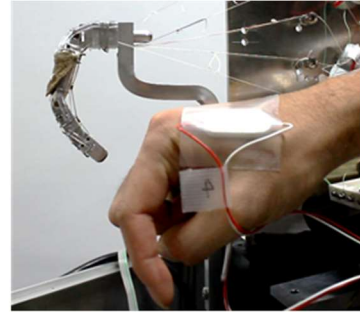


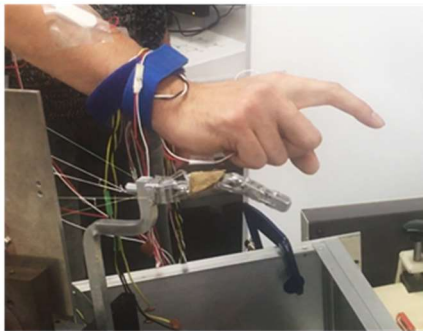
図 2-12 motion2 における各腱の張力制御結果



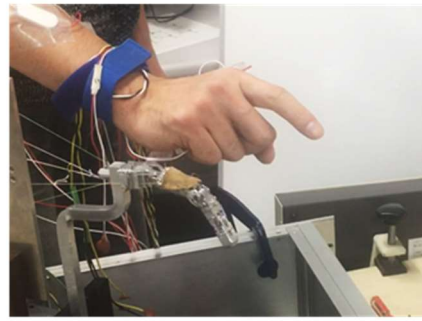
motion1



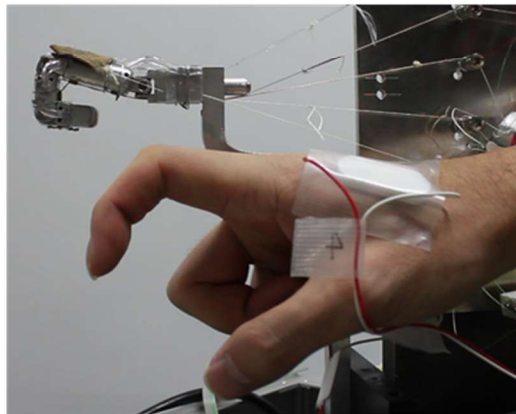
motion3



motion6



motion7



中間位(motion4、5、8)

図 2-13 被験者の示指の筋電位による人型指ロボットの操作

第6節 結言

人体構造に準じたロボットハンドを用いて人間の手と同じく複雑な操作が可能なロボット義手を開発するため、本研究では人の手の指を構成する基節骨、中節骨、末節骨や腱、靭帯などを模擬した人型指ロボットの腱張力を、健常者の筋電位を用いて制御する手法を提案した。これまでの人の指のモデルでは、各筋の張力は筋電位を最大随意収縮時の筋電位で正規化された筋活動比率に、筋の断面積（PCSA）及び単位断面積当たりの張力を乗算して示されていたが、PCSAは文献によって異なり、平均すると人型指ロボットの5本の腱を司る各筋のPCSAは近い値を示す。そこで各筋の筋活動比率が腱張力の比率を示すと仮定し、人型指ロボットの腱張力の制御に用いることで、被験者がリアルタイムに指ロボットの姿勢を操作できることを示した。ロボット義手の制御において主流である筋電位を用いた制御手法で人の手と同じ自由度を有する多指ロボットハンドを駆動する場合、従来では筋電位パターンによる把持姿勢の切り替えを行っていた。しかし本手法を用いることで、多指ロボットハンドが定義された姿勢に依らない多様な操作を実現することに寄与する。本章の実験はあくまで健常者の筋活動比率を用いた人型指ロボットの制御であるが、上肢欠損者による人型指ロボットの制御においては手首欠損によって手の筋肉（Dorsal IM、Volar IM）の筋電位が欠落するため、筋活動比率を生成するには背側骨間筋、掌側骨間筋の筋電位を何らかの手法で補完する必要がある。そこで次章では欠損した筋の筋活動を推定する手法を提案する。

第3章 欠損筋の活動量推定

第1節 緒言

第2章で示した人型指ロボットの筋電位による制御手法においては、掌に位置する筋(Dorsal IM、Volar IM)を計測する必要があったため、あくまで操作が可能なのは健常者のみである。人型指ロボットを手首欠損者でも可能とするために、本章では人型指ロボットの制御に必要な骨間筋の活動量を推定する手法を検討する。なお本章では、推定対象となる筋を欠損筋、筋電計測が可能な筋を残存筋と称する。

欠損筋の活動量を、義手使用者の残存筋の活動を用いて推定するため、手の運動に関わる筋シナジーを学習して欠損筋の活動を生成する筋活動推定器を提案する。これは D'Avella ら[84]が示した筋シナジーパターンの被験者間の類似性に着想を得て、健常者の筋シナジーパターンを予め学習した推定器ならば欠損筋の活動を生成できると仮定したものである。よって、欠損筋は上肢切断によって計測できない筋だけでなく、計測する筋電位を減らし、義手の装着や訓練を容易にすることにも応用できると考える。

筋活動推定器が学習する筋シナジーは、複数の筋や運動(関節角など)の時系列データを入力することによって行う。また筋活動の推定はリアルタイムに行う必要がある。時系列データを効果的に学習する人工ニューラルネットワーク(ANN)の一種として、リカレント人工ニューラルネットワーク(RNN)がある[99]。しかしながら RNN の長期推定における勾配消失問題があるため、これを対策した長短期記憶ニューラルネットワーク(LSTM)が使用される[100]。筋電位を入力とした LSTM を用いた例は、ロボットハンドの姿勢、把持力等を判別する手法においていくつか存在する。Jabbari ら[101]は、上肢欠損者の前腕から計測した把持動作中の筋収縮に基づいて、把持力を3段階に分類する手法を提案した。Simão ら[102]は、LSTM を含む複数の RNN を比較しながら、前腕筋電図パターンから手の姿勢を認識する手法を提案した。また姿勢判別ではなく、関節角等の制御信号を生成する手法でロボットマニピュレータを制御する試みもある[103]。人の下肢に複数付けた IMU のデータと筋電位との関係を LSTM に学習させ、歩行時の IMU データから筋活動を推定する手法もある[104]。一方で、人工ニューラルネットワーク(ANN)を用いたロボット制御において、木口ら[105]はモデル化されていない未知の環境やロボットのダイナミクスを補償するために、多層ニューラルネットワークの各ニューロンに粘弾性特性を付加(ダンピングニューロン)することで、制御精度を向上させている。生体の筋活動は、筋の収縮力や脳からの活動

指令によって変化するダイナミクスを含んでいる[95]。このダイナミクスを計測された筋電位から推定する手法はあるが[106]、本研究では筋活動の計測と推定をリアルタイムに行うため、推定器の学習には筋活動のダイナミクスをフィルタリングしていない信号を用いる必要がある。そこで、LSTMに粘弾性特性を追加することで筋活動推定の精度向上につながると考え、LSTMとダンピングニューロンを融合したLSTM構造(LSTM-D)を提案し筋活動推定器に組み込む。

したがって本章では、筋活動推定器の概要とLSTM-Dの構造を示し、オフラインデータを用いた性能評価について述べる。

第2節 筋活動推定器の概要

提案する筋活動推定器は、解剖学的あるいは奴隷化現象によって関連する残存筋の筋電位、欠損筋が関与する動作(関節角度)、把持力を入力とし、筋シナジーを学習する。図3-1に示すように人型指ロボットシステムに推定器を組み込んだ場合を想定し、推定器の性能を評価する。手首切断者から計測できない骨間筋の活動は、指の外転/内転に大きく寄与する。その中でもDorsal IMの筋活動は母指の内転運動にも関わっており、人の日常生活動作においては母指とその他4指との対立による物体把持や、示指の側面と母指でカードなどを挟むラテラル位での把持など、Dorsal IMが寄与する活動は多く存在する。そこで、本章ではDorsal IMの活動を、Extensor、FDP、FDSを含む前腕の筋活動を入力として推定する。これらの筋は示指の動作を司る、Dorsal IMと解剖学的関連のある筋である。一方でDorsal IMはそれぞれ示指の基節骨と中手骨だけではなく、母指の中手骨にも接続しているため、Dorsal IMの活動は示指の外転とともに母指の内転を引き起こす。母指を動かさず、示指を選択的に操作するためには、親指の内転を前腕にある長母指外転筋(APL)によって抑制する。さらに示指の外転時には、奴隷化現象によって小指の外転も引き起こされる。これを抑制するために、小指伸筋(EDM)の活動が発生する。そこで、筋活動推定器は、Extensor、FDP、FDS、APL、EDMを入力としてDorsal IMとの関係を学習する。筋活動は2章と同様に筋電アンプ(日本光電工業、MEG-6116)、銀皿電極(日本光電工業、NE-101A)及びペースト(日本光電工業、エレフィックス)を用いて周期1000Hzで測定し、200サンプル毎のRMS処理を行った後に各筋の最大随意収縮で正規化する。さらに、ロボットからの関節角度(4自由度)と把持力フィードバックが入力として含まれる。関節角度は $\pm 90^\circ$ の範囲で正規化し、把持力は力センサ(FSR)を用いて、後述する3種の把持姿勢における把持力を示す。入出力信号を表3-1に示す。

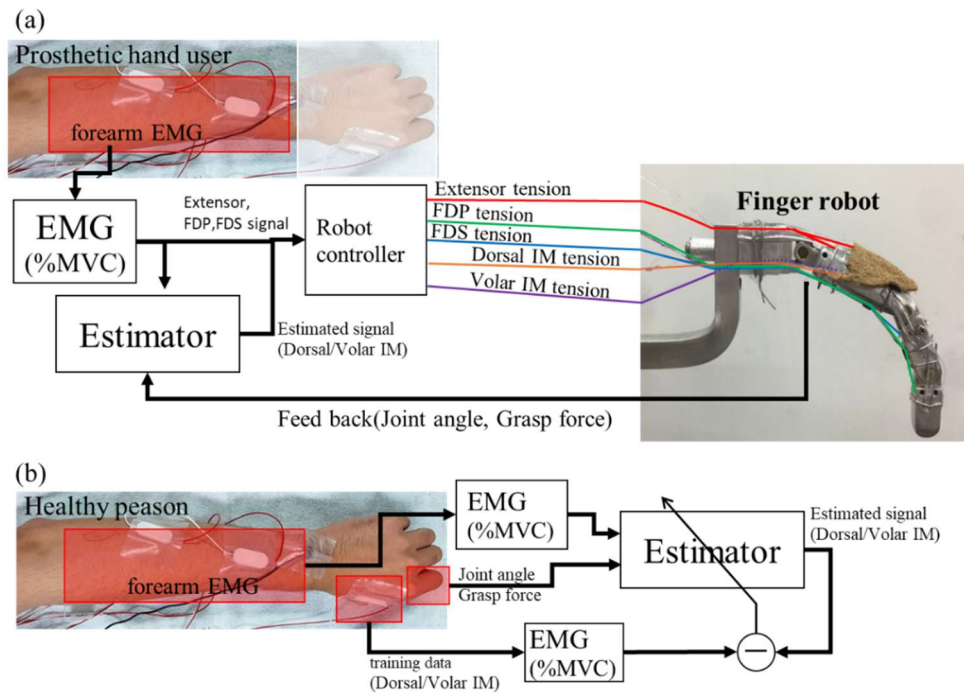


図 3-1 筋活動推定器を用いた人型指ロボット制御システム

- (a) 義手ユーザが指ロボットを操作する際の推定器とロボットへの信号の流れ
 (b) 健常者の前腕と手の筋電位、指関節角度、把持力を入力とした推定器の訓練

表 3-1 推定器の入出力信号

INPUT		Data format
Muscle activity	Extensor	EMG normalized by maximal voluntary muscle contraction 0 to 1
	FDP	
	FDS	
	APL	
	EDM	
Joint angle	MP (extension/flexion)	Normalized -90° to 90° degree → -1 to 1
	MP (abduction)	
	DIP	
	PIP	
Grasp force	Pinch	Normalized 0 to 1
	Grasp	
	Lateral Pinch	
OUTPUT		
Muscle activity	Dorsal IM	0 to 1

第3節 ダンピングニューロンを内包した LSTM の提案

人工ニューラルネットワーク (ANN) の理論はコンピュータが普及する以前の 1943 年には提唱されており、生物の神経回路網を構成するニューロンが、複数の入力処理して発火する現象を 2 値で表したものに始まる[107][108]。1958 年に提唱されたパーセプトロンは ANN の代表的なモデルであり、様々な学習手法とともに研究されている[109]。基本的な階層構造ニューラルネットワークでは、各ニューロンはそれぞれ重みづけされた入力値を線形結合し、シグモイド関数等の非線形項をかけることでニューロンの発火を示す。各階層のニューロンの発火を次階層のニューロンの入力とし、最終的に出力層でニューロンの出力を統合する[99][110]。また各ニューロンが自身の出力をフィードバックする再帰型ニューラルネットワーク (RNN) もあり、動画や音声などの時系列データの学習に用いる手法のひとつである[99][111]。しかし RNN においては前時刻の出力をフィードバックするため、長時間のデータを学習においては古いデータの依存関係が消えてしまう (勾配消失問題) [112][111]。そこで、RNN を拡張した LSTM が提案された[112]。初期の LSTM のセルは入力部と出力部にシグモイド関数でゲートを持った再帰型構造であったが、その後忘却ゲートを追加したモデルが提案され、広く用いられている[100]。図 3-2 に示す忘却ゲートを含む LSTM のセル構造をについて、Gers ら[100]の文献をもとに詳説する。この LSTM セルは入力 x に対し出力 y^c を得る。入力部には前時刻の y^c も含まれるため、これが短期記憶に当たるフィードバック項である。入力部で重み w_c を掛けた各入力の和はシグモイド関数 G によって -2 から 2 の範囲の値に制限される。入出力、忘却ゲートはそれぞれ重み (w_{in} 、 w_{out} 、 w_{θ}) を掛けた x 、 $y_{(t-1)}^c$ の和を 0 から 1 の範囲をとるシグモイド関数に入力したものである。これらのゲートはいわばどの程度入力を無視するか・長期記憶を忘れるか・出力を保持するかを示すものである。 S_c には忘却ゲートを掛けた前時刻の S_c が加算されており、これが長期記憶にあたる。その後 -2 から 2 の範囲をとるシグモイド関数 H に入力し、出力ゲートと掛け合わせて出力 y^c とする。

一方で、本章で提案する筋活動推定器は、木口ら[105]が提案したダンピングニューロンの概念を取り入れることで、粘弾性特性を持った筋活動の推定精度向上を狙う。ダンピングニューロンは、図 3-3 のように階層型ニューラルネットワークの各ニューロンの出力に微分項を追加した構造となっている。ダンピングニューロンの出力 y は次のように与えられる：

$$y = f_x(w_x x) + w_v f_v(\dot{f}_x(w_x x)) \quad (3-1)$$

ここで、 f_x は活性化関数、 w_x は入力 x の重み、 w_v はダンパー項の重み、 f_v はダンパー項の活

性関数である[105]。ダンピングニューロンを内包した LSTM (LSTM-D) のセル構造を図 3-4 のように提案する。基本的な構造は、Gers ら[100]が提案した図 3-2 の構造と同じであるが、LSTM-D では更新された S_c にダンパー項を適用することで (S_{cd}) 長期記憶と短期記憶の両方に作用する：

$$S_{cd(t)} = S_{c(t)} + w_v f_v(\dot{S}_{c(t)}) \quad (3-2)$$

なお、図 3-4 における \dot{S}_c の計算は $S_{c(t)}$ と $S_{c(t-1)}$ との差で示す。学習における評価関数 E は、目標値との誤差 e とその導関数 \dot{e} を用いて次式で与えられる：

$$E = \frac{1}{2}(K_x e^2 + K_v \dot{e}^2) \quad (3-3)$$

木口ら[105]の提案においては K_x と K_v はファジイルールに基づいて設定されるが、本章においては $K_x = 0.9$ 、 $K_v = 0.1$ とする。各重みの初期値は w_v は ± 0.01 、その他 w は ± 0.5 の範囲でランダムに与える。

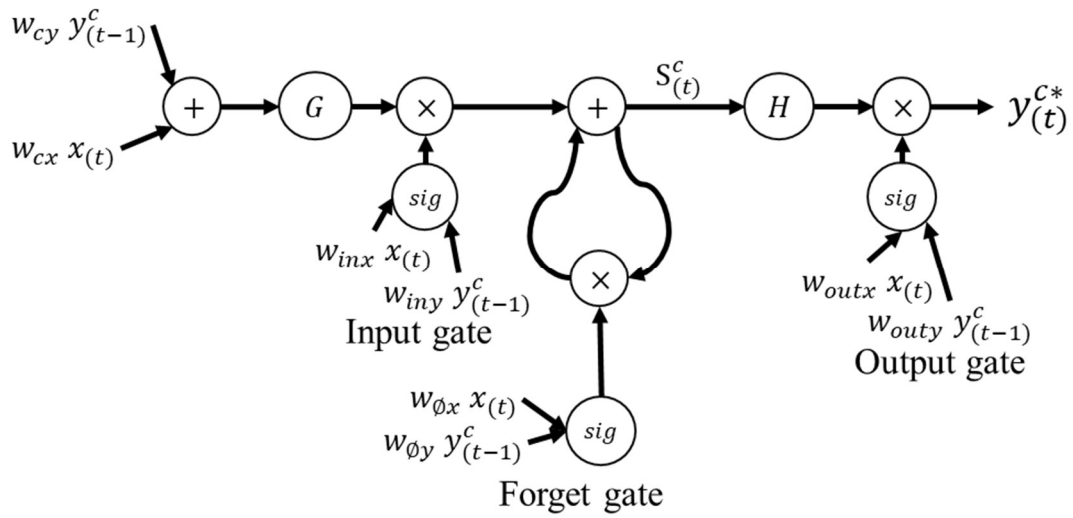


図 3-2 忘却ゲート付き LSTM のセル構造[100]

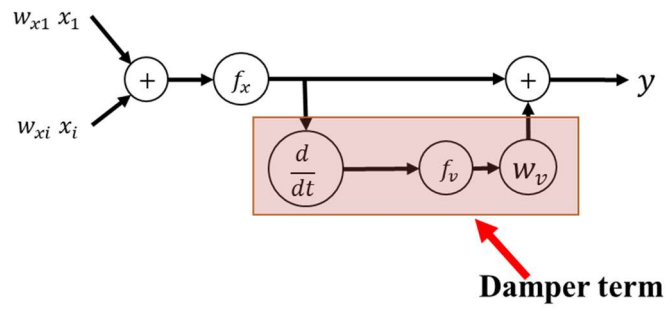


図 3-3 ダンピングニューロン[105]

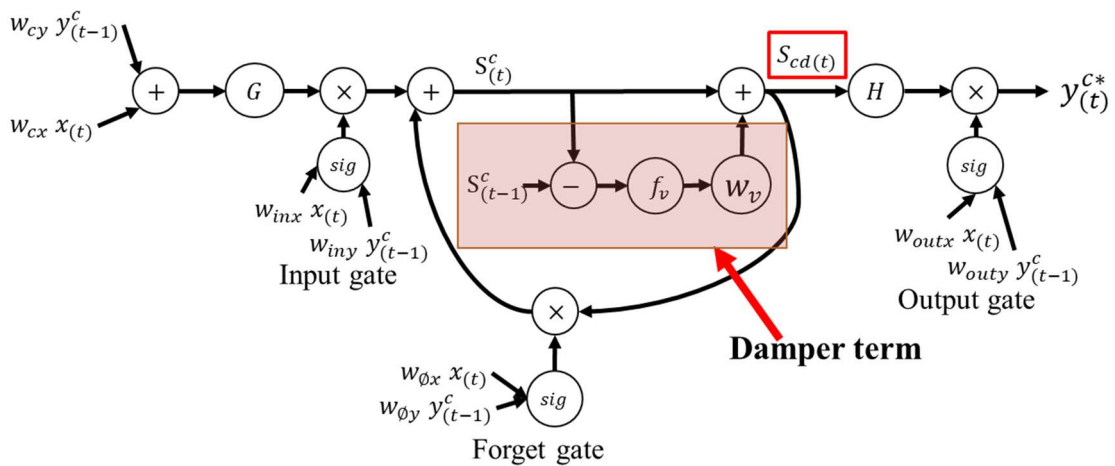


図 3-4 LSTM-D のセル構造

第 4 節 筋活動推定器の性能評価実験

手首切断者が事前に訓練された筋活動推定器を使用することを想定し、推定器を健常者の指の運動データを用いて訓練し、他の被験者のデータを推定する評価実験を行う。被験者は 5 名の病歴や四肢欠損の無い 22 歳から 31 歳の右利きの男性である。実験プロトコルは九州大学工学部研究倫理委員会の承認を得ている (No.2020-05)。被験者には図 3-5 に示す 8 つの示指の姿勢と示指と母指を用いた 3 つの物体把持を繰り返し行ってもらい、Extensor、FDP、FDS、APL、EDM、Dorsal IM の筋活動量を計測する。図 3-1 に示したロボットから推定器へのフィードバック (関節角度と把持力) は被験者の指から筋電位と同時に計測する。関節角度はポテンショメータ (村田製作所、SV01A103AEA01B00) を用いて計測する。把持力は FSR を用いて測定するが、3 種類の把持のうち 1 種類は人差し指の先端と付け根の対向運動、もう 2 種類は人差し指と親指の複合運動である。そこで、人差し指と親指に合計 4 個の FSR (Interlink Electronics、FSR402 short) を装着し、把持動作から得られる 2 枚 1 組の FSR の信号から 3 種類の把持を分類し、その把持力を推定器への入力データとした。図 3-6 に筋電位の計測位置、図 3-7 に関節角度測定用ポテンショメータと FSR の位置を示す。測定姿勢は 2 章の図 2-3 と同様に、前腕は水平にし、手のひらは下向きにして指の動きを妨げないように台の上に置いた。指の姿勢は、脱力 (3 秒)、姿勢変化 (1 秒)、姿勢保持 (3 秒)、脱力に戻る (1 秒) の要領で、図 3-5 の動作をランダムな順序で 1 回ずつ行う。各被験者は 6 セットの測定を行う。各データセットは約 90,000 サンプルであり、被験者の動作速度によって変化する。図 3-8 に被験者 1 のデータの一部を示す。図 3-9 に本実験で用いた推定器の構成を示す。隠れ層は 1 層であり、64 セルの LSTM-D または通常の LSTM である。出力層は線形関数である。学習係数は 0.0001、100 回の学習ごとに被験者 2 のデータを用いて推定器を評価し、評価関数 E が最小となった 1400 回で学習を停止した。図 3-10 に学習毎の評価関数 E の推移、図 3-11 に学習 100 回毎の被験者 2 のデータによる評価結果の E を示す。

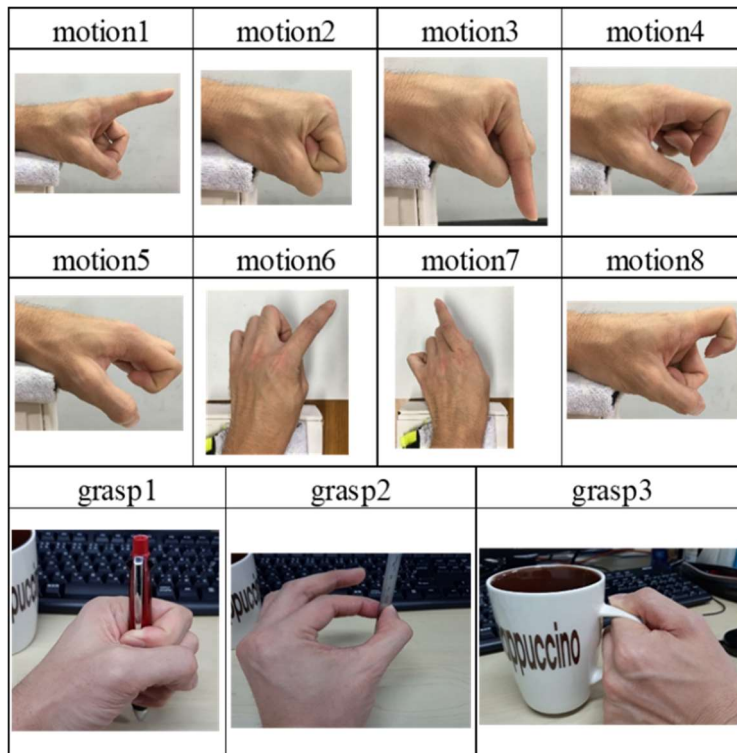


図 3-5 推定器の訓練及び推定実験に用いる指の動作

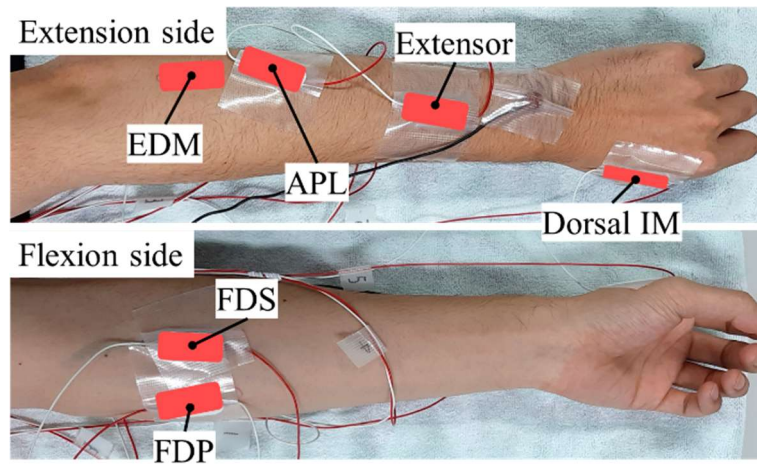


図 3-6 筋電位計測部位

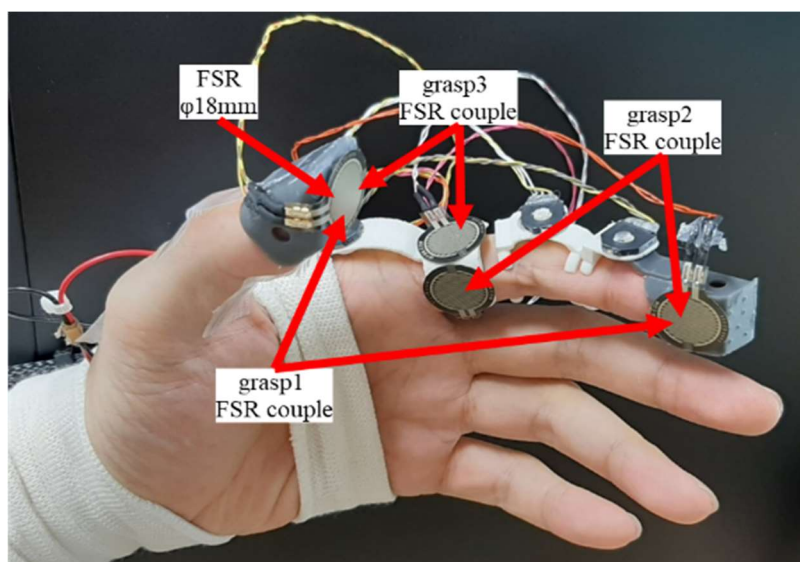
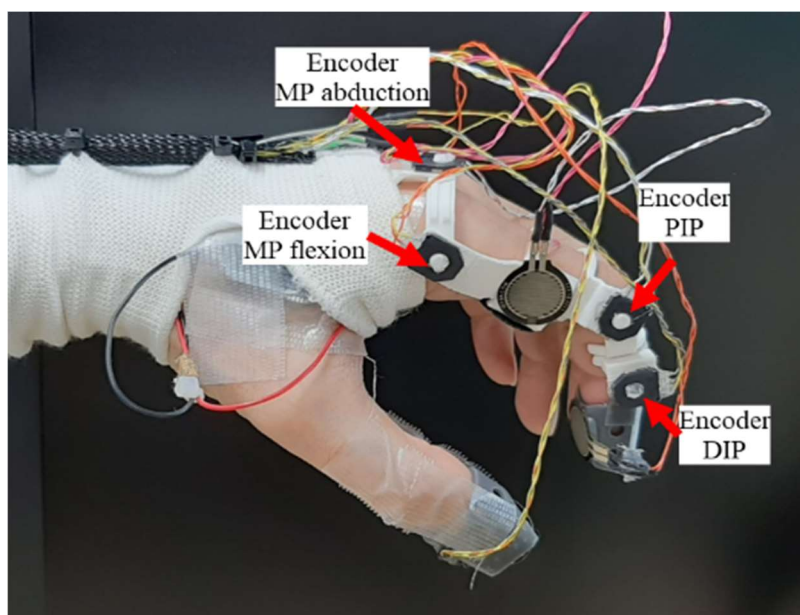


図 3-7 被験者に装着したエンコーダ及び力センサ

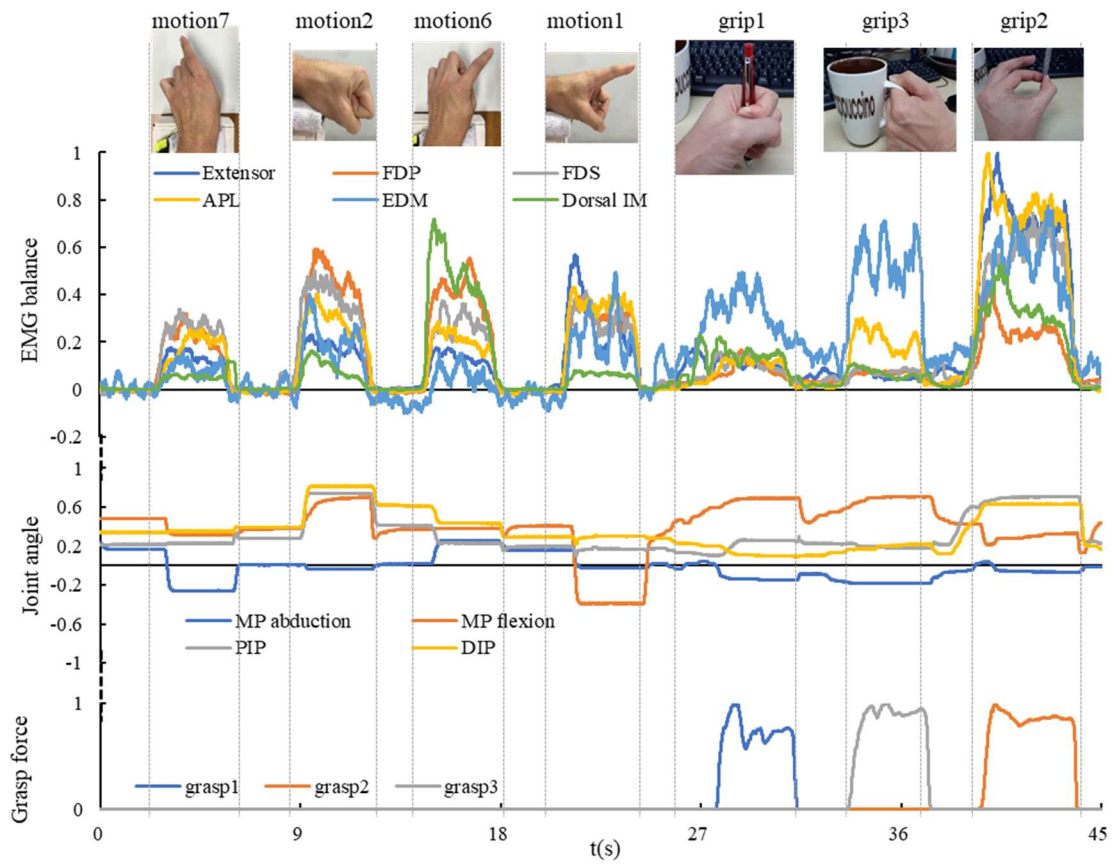


図 3-8 被験者 1 の計測データ

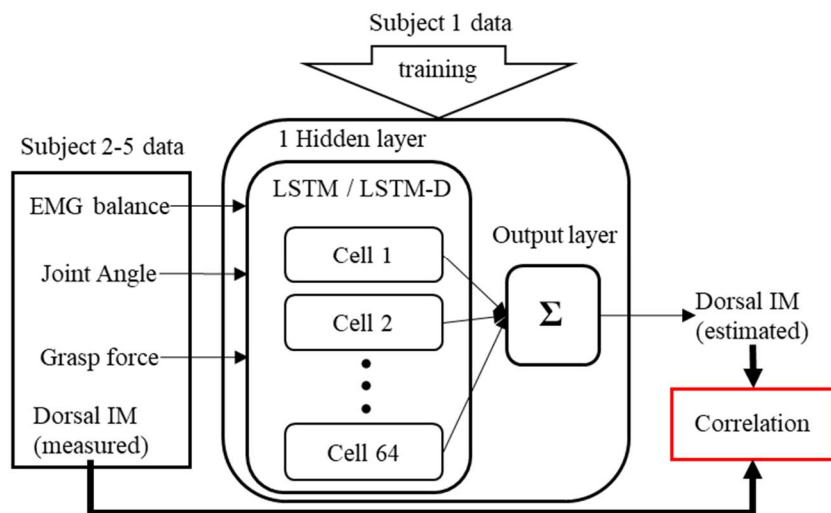


図 3-9 筋活動推定器の構成図

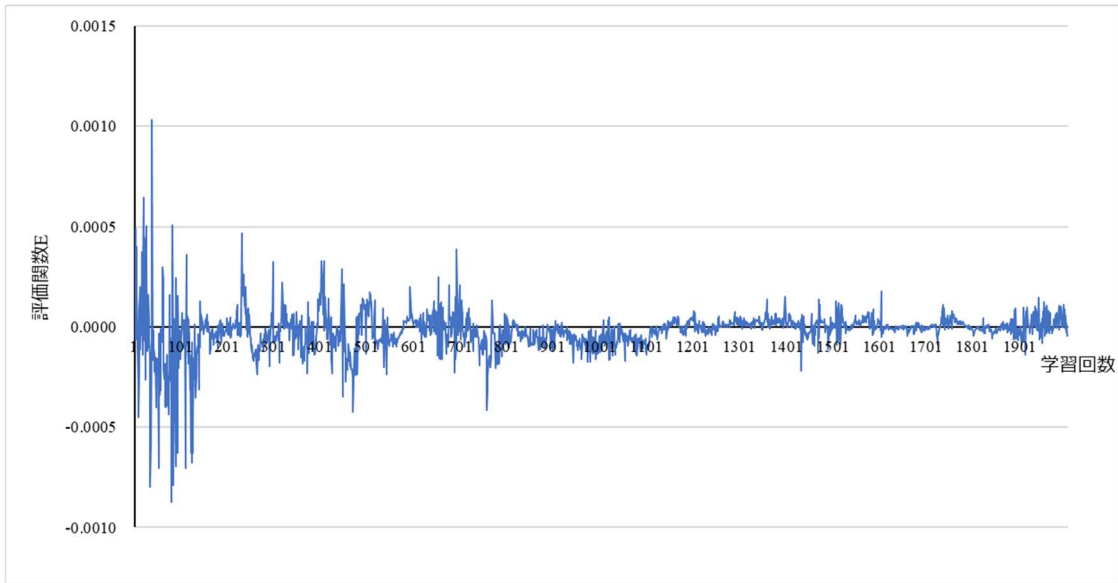


図 3-10 学習毎の評価関数 E の推移

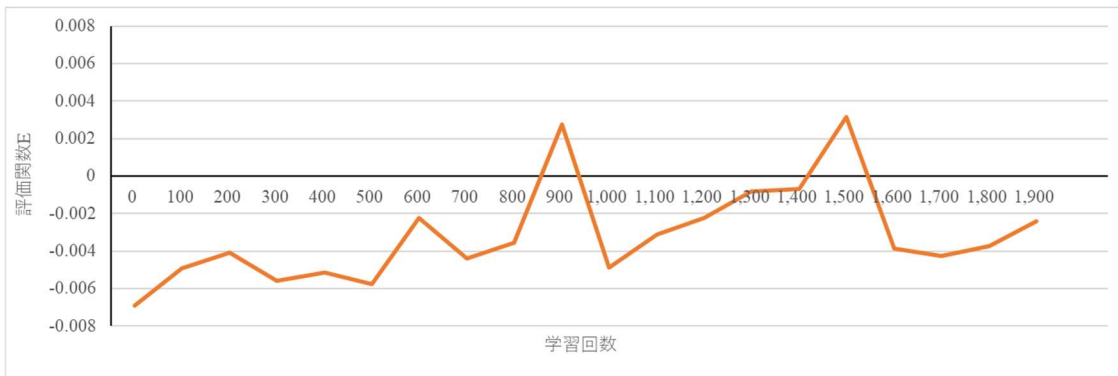


図 3-11 学習 100 回毎の被験者 2 のデータによる評価結果

第5節 実験結果

図 3-12 は、被験者 1 を訓練データとしたときの、各被験者の推定結果と実測データとの相関係数を示したものである。被験者 2 のデータは推定器の学習の評価にも用いたものであるが、参考値として記載する。値は各被験者の 6 セットのテストデータの相関係数の平均値であり、バーは最大値と最小値を示す。全ての被験者のデータにおいて、LSTM-D の相関係数は既存の LSTM のものよりも高く、粘弾性項を追加することによって推定精度が向上している。図 3-13 は、各被験者の 1 セットのデータの推定結果であるが、LSTM の結果は大きな振動を示すのに対し、LSTM-D の結果は振動を抑制しており、粘弾性項の効果が見られるといえる。表 3-2 に示す通り、平均二乗誤差 (RMSE) で見ても全被験者の LSTM-D の推定結果は LSTM の結果よりも優れている。本結果を他の文献とも比較すると、LSTM を用いた時系列データの推定は生体信号、天候、エネルギー、交通などの例がある[113][114][115][116][117]。いずれの場合も、推定値の範囲を 0~1 に換算した場合の RMSE は 0.1 近傍であり、本研究で用いたモデルも近い性能である。さらに、トレーニングに用いる被験者のデータセットを変更した場合の推定結果を、実測データとの相関係数で表 3-3 に示す。被験者 1、2、3、4 をそれぞれトレーニングに用いた場合、被験者 3 のテスト結果は良くなっているが、被験者 5 の相関は低い。これらの結果は、D'Avella ら[84]が示した筋シナジーの被験者間の類似性はあるものの個人差があると考えられる。また図 3-13 に見られるように、すべての被験者を通して、筋活動の on-off の状態は推定できているものの、筋活動のレベルを詳細に推定できている箇所は部分的であるため、推定精度の改善は必要である。

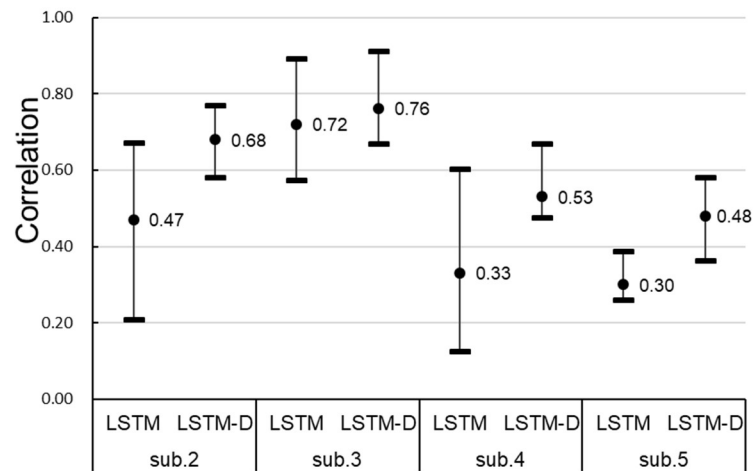


図 3-12 各被験者における推定結果と実測値との相関係数

表 3-2 各被験者における推定結果と実測値との RMSE

subject No.	LSTM	LSTM-D
2	0.209	0.181
3	0.139	0.120
4	0.190	0.154
5	0.238	0.209

表 3-3 訓練に用いる被験者データを変更した場合の推定結果

Training data	Test data				
	1	2	3	4	5
1	-	0.68	0.76	0.53	0.48
2	0.47	-	0.65	0.53	0.43
3	0.58	0.40	-	0.43	0.14
4	0.42	0.56	0.69	-	0.26
5	0.35	0.54	0.38	0.62	-

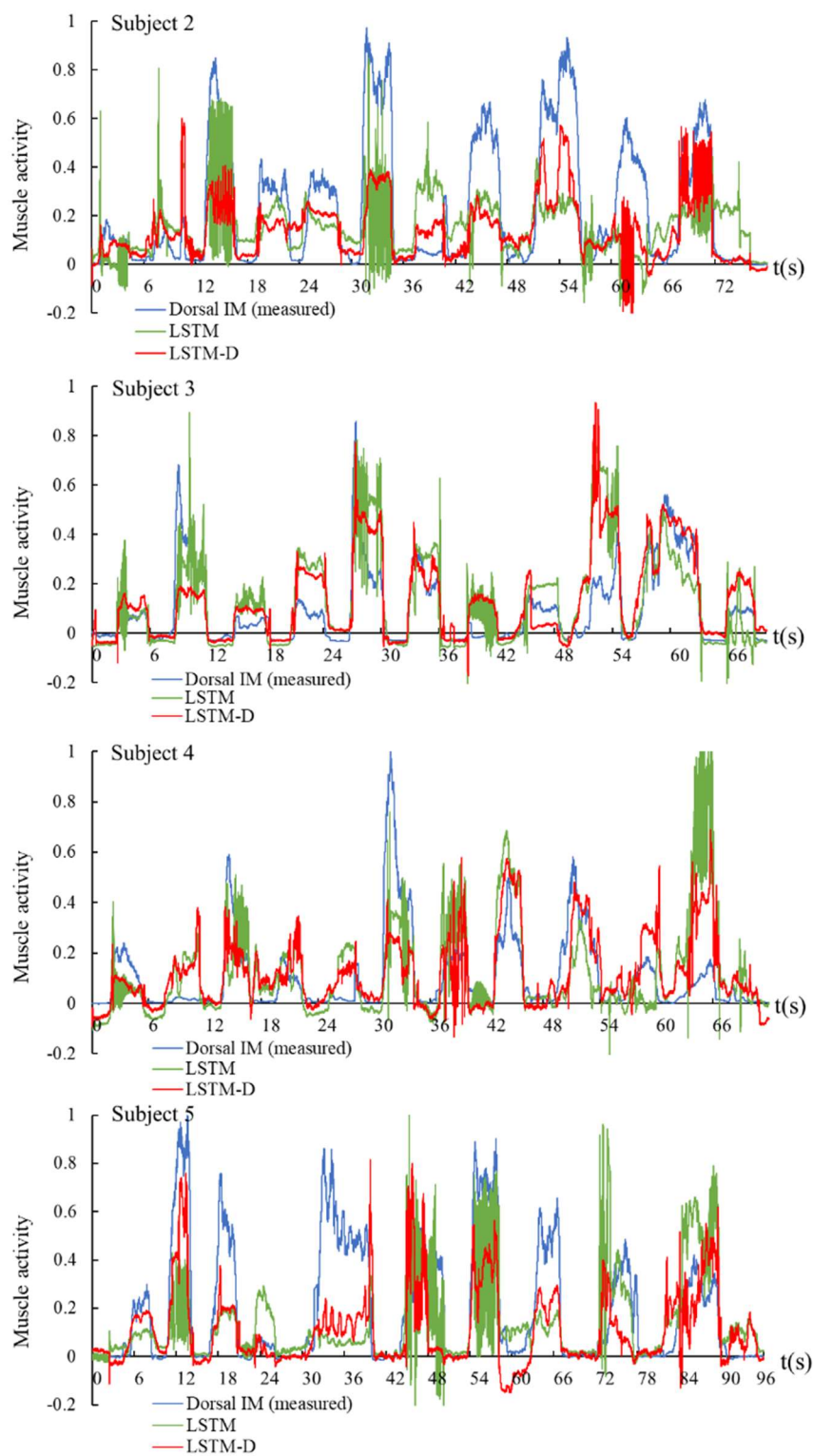


図 3-13 各被験者の 1 データセットの筋活動推定結果

第6節 結言

人型指ロボットを手首切断者が操作するためには、欠損した筋（手の骨間筋）の活動量を何らかの信号で補う必要がある。また他の多指ロボット義手においても、骨間筋が司る指の内転・外転の制御はされておらず、欠損した骨間筋に代わる信号の生成が課題であった。そこで本章では、欠損した筋の活動を前腕の残存する筋の活動から推定する手法を提案した。人間の運動における多数の筋肉の制御負荷を減らすため、神経系では各筋肉の活動関係を示す筋シナジーが生成される。また筋シナジーパターンは被験者間での類似性も示されているため、本手法は健常者の筋シナジーパターンを予め学習した機械学習装置によって他の欠損筋の活動を生成できるという仮定に基づくものである。推定器は手首切断者の前腕の筋活動量、人型指ロボットの姿勢、把持力を入力として、健常者のデータを用いて筋シナジーを学習した機械学習装置によって Dorsal IM の活動量を出力する仕様とした。学習に用いる健常者のデータは、前腕や手から計測した筋活動及び姿勢、把持力を含む時系列データであり、筋活動には筋の収縮力や脳からの活動指令によって変化する粘弾性も含まれている。そこで推定器には時系列データの学習において優れた LSTM ニューラルネットワークをベースとして、粘弾性を効果的に学習することが可能なダンピングニューロンの概念を融合した LSTM-D を提案した。これはダンピングニューロンのダンパー項を LSTM のセル内で長期記憶、短期記憶両方に作用する箇所に配置している。この LSTM-D によって従来の LSTM よりも高い精度で筋活動量を推定できることを示した。本章では健常者 5 名のデータを用いて、健常者 1 名のデータを学習した筋活動推定器で他の被験者の欠損筋の活動を推定することを試みた。データは予め計測したものを利用したが、推定器はテストデータを逐次与える仕様でありリアルタイム推定が可能である。本手法は筋の解剖学的、神経学的関連に基づいた推定手法であるため、他の様々な筋活動推定にも適用できる。また、上肢欠損による筋の欠落に限らず、筋電位の計測が難しい筋などの活動を推定することにも応用可能である。しかしながら本章の実験においては推定誤差が最大で 20%ほどになる場合もあったため、今後筋シナジーの個人差も含めて学習可能な推定手法を検討し推定精度を改善する必要がある。また実際の上肢欠損者のデータを用いた推定手法の検証も必要である。

第4章 多自由度ロボットハンドのための小型 動力分配機構

第1節 緒言

第一章で述べた通り、人体構造に準じたロボットハンドを義手に適用するためには、ロボットハンド近傍に設置されたモータ群の小型化が課題である。ロボット義手に用いられる多指ロボットハンドはいずれも各関節をリンクで連動したり、受動的な関節にしたりすることでモータの数を削減し、義手の前腕部や掌部に搭載している。第1章で述べたように、多くの多指ロボット義手は DOF が多いものでも、DOM が少なく人の手と同様の自由度とは言えない。一方で、DOM を維持しながらもモータの数を削減する手法も存在する。Kim ら[118]は4本指の腱駆動ロボット義手において、各指を動かす4本の腱を静電クラッチを介して1機のモータに接続し、指を選択的に駆動する方法を提案した。Kontoudis ら[119]や Baril ら[120]のロボット義手は、リンクにロック機構を設けて各腱への動力伝達を切り替えることで、独立した指の動きを可能にしている。モータと腱との接続を切り替えながら動作する手法はモータ群の小型化に有効な手法ではあるが、人体構造に準じたロボットハンドは全ての腱の張力が同時かつ独立に制御される必要がある。

一方でロボットハンドに限らないケーブル駆動システムにおいては、複数のケーブルを1機のモータで同時かつ独立に制御する方法が研究されている。Xiloyannis ら[121]はケーブル駆動外骨格ロボットのケーブルの巻き取り/送り出しの切り替えと張力を制御するためのクラッチ機構を手案した。モータとクラッチ機構とはベベルギヤを介して接続しており、将来的に複数のケーブルを同時に駆動できる構成であるとされる。Viau ら[122]は磁性流体クラッチを用いて1機のモータで4本のケーブルを同時かつ独立に巻き取る機構を提案し、2自由度倒立振子の位置制御を行った。これらはケーブルの接続先の関節に取り付けたエンコーダやロードセルのフィードバックを用いて制御されている。人体構造に準じたロボットハンドの駆動においては、各腱の張力を個別に計測し、腱の張力バランスによって制御するため、個別に張力センサを備えた複数ケーブル駆動機構をロボットハンドの各腱に接続する必要がある。

そこで本章では、張力センサを内蔵し、1機のモータで複数のケーブル張力を同時かつ独立に制御することが可能なクラッチ機構を提案する。本機構はモータの出力軸上に直列に接続することで多数の動力分配が可能な構造であり、モータ群の小型軽量化に寄与する。本

章では、機構の概要と制御方法について述べる。提案手法の有効性を確認するため、複数のケーブル張力を1機のモータで同時かつ独立に制御できることを示す。さらに、人型指ロボットの腱に本機構を接続し、1機のモータで5本の腱の張力制御を行う。

第2節 動力分配機構の概要

本機構は、モータの出力軸上に複数の遊星歯車を用いたクラッチ機構を接続する構成となっている。遊星歯車は図4-1に示す通りリングギヤ、プラネタリギヤ、サンギヤで構成されている。リングギヤを固定した状態でサンギヤを回転させるとプラネタリギヤが回転し、またプラネタリギヤはリングギヤとかみ合うためサンギヤの周囲を公転することによって、サンギヤからプラネタリギヤ側へ動力が伝達される。リングギヤが固定されていない場合にはプラネタリギヤは回転するが、公転の代わりにリングギヤが回転するため、プラネタリギヤへの動力伝達は行われない。この遊星歯車の性質を用いて、1本のケーブルを駆動するクラッチ機構を図4-2に示す。本機構は、プラネタリギヤはケーブルを巻き取るプーリに、サンギヤはモータに接続されたシャフトにそれぞれ接続されている。リングギヤは鉄製で、コイルの励磁によって吸引される。コイルが励磁されていないときにはリングギヤは空転し、モータの駆動力はプーリに伝わらない。コイルが励磁されリングギヤとコイルが密着すると回転にブレーキがかかり、駆動力がプーリに伝達される。重量はクラッチが40g、モータが75gである。図4-3にリングギヤ付きプーリ、Sプーリ、それらを保持するベース、ケーブルの配策を示す。ケーブルはリングギヤ付きプーリにSプーリを経由して巻き取られる。Sプーリの台座には溝が掘ってあり、ケーブルを引っ張ることによってたわむ形状となっているため、歪ゲージを取り付けてケーブルの張力を計測する。歪ゲージ取付個所はアルミニウムA5052を厚さ1mmに切削している。張力の制御はモータではなく、コイルの電圧を調整することでリングギヤの滑りが変化し、ケーブルの張力となる。図4-4にシステムの概要を示す。歪ゲージの出力は計装アンプINA122によって増幅され、デスクトップPCのADコンバータに入力される。張力センサはプッシュプルゲージ(IMADA、ZTA-200N)を用いてケーブルを引っ張り、1N、1.5N、2Nにおいてアンプのゲインを調整し予め校正をとる。PCのDIOボードからPWM信号をモータドライバMAX14870へ出力し、コイルの電圧を0~30Vの範囲で制御する。制御量は第2章の指ロボット駆動システムと同様にPWM信号の*duty*を256階調で示したものである。制御方式は第2章においてはPD制御を用いていた。一方で、人の素早く正確な運動は自身の筋骨格構造に対してフィードバック制御とフィードフォワード制御を組み合わせた制御戦略をとることで実現するとされており、松谷ら[123]は人の腕を模擬した筋骨格アームモデルをフィードフォワード、フィードバック

クの複合制御を用いて時間遅れの少ない位置制御を行った。本章で用いる張力制御においても、コイルを駆動する PWM 信号の *duty* とケーブル張力との関係が予め求まっていれば、フィードフォワード制御を組み込むことも可能である。そこで、本章においては *duty* をフィードフォワード制御と PD 制御を組み合わせた以下の式で決定する：

$$\mathbf{duty} = A(\mathbf{F}_d + K_p \mathbf{e} + K_d \dot{\mathbf{e}}) \quad (1)$$

ここで *A* は係数、 \mathbf{F}_d は目標張力、*e* は \mathbf{F}_d と計測した張力 *F* との誤差、 K_p は比例ゲイン、 K_d は微分ゲインである。ケーブルの端を固定し、モータを一定速度で回転させながら、 \mathbf{F}_d を 2N に設定した状態で *A*、 K_p 、 K_d の順に調整を行った。表 4-1 に調整結果を示す。また \mathbf{F}_d を可変抵抗を用いて 0～2N の範囲で任意に変化させたときの張力制御結果を図 4-5 に示す。クラッチ機構を複数接続することで、1 機のモータの動力を複数のケーブルに分配することが可能である。

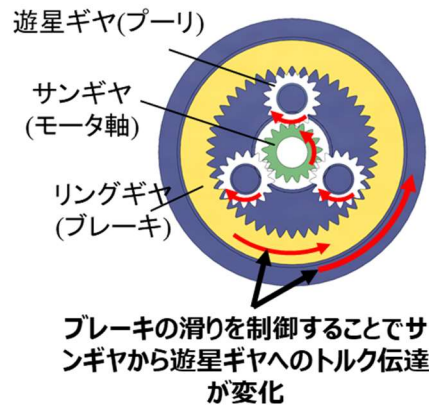


図 4-1 遊星歯車を用いた動力伝達

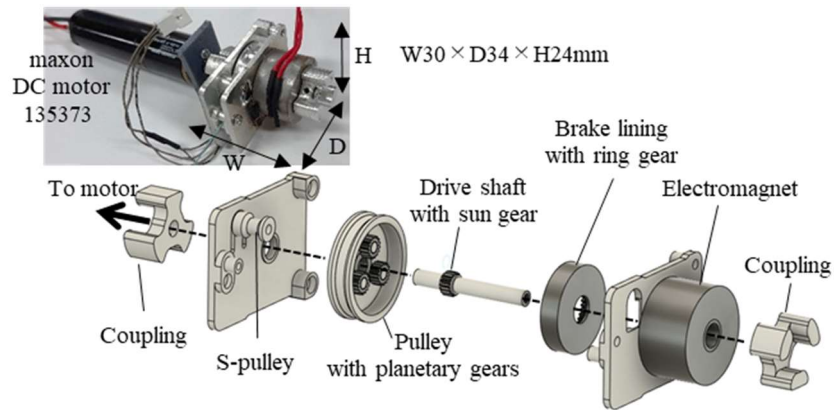


図 4-2 クラッチ機構の部品構成

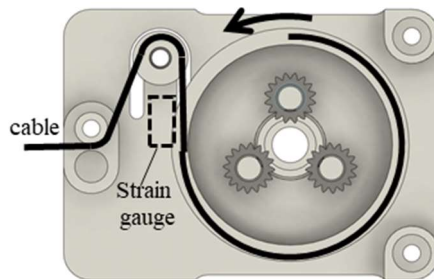


図 4-3 ケーブルのルート及び歪ゲージの位置

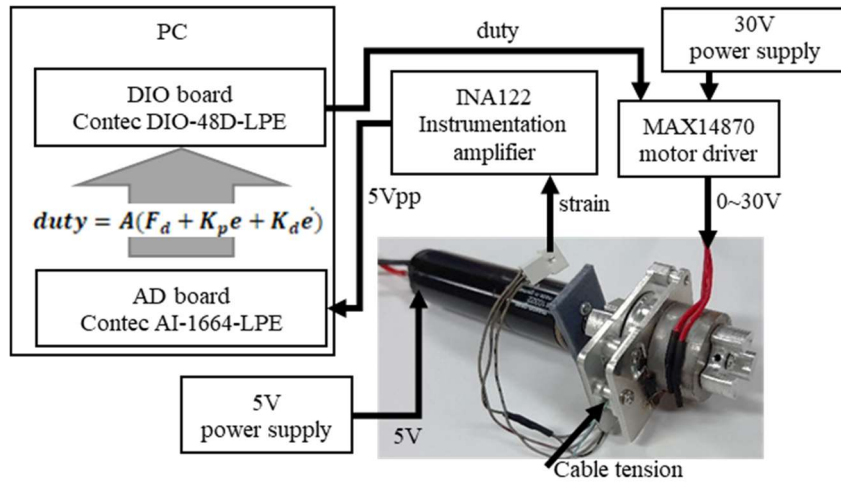


図 4-4 制御システム図

表 4-1 クラッチ 1 におけるゲインの調整結果

A	K_p	K_d
126.0	0.6	0.3

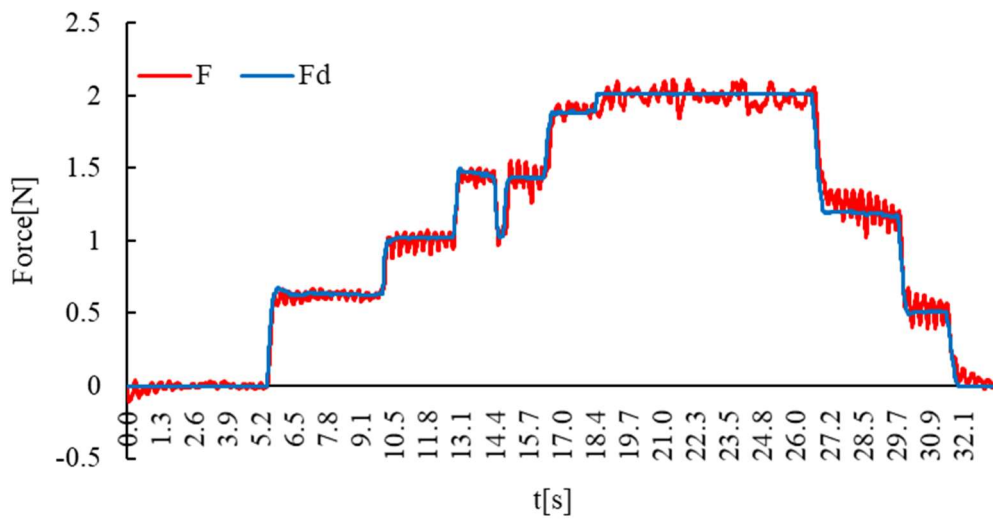


図 4-5 1本のケーブル張力制御結果

第3節 複数ケーブル張力の同時独立制御実験

提案機構が複数のケーブル張力を同時かつ独立に制御可能であることを確認するため、4つのクラッチ機構を接続した動力分配機構に同時に異なる張力目標値を入力し、各クラッチ独立に張力制御を行う。図4-6に示す目標値は400ステップ、周期180ステップ、振幅1Nのsin波とし、中央値を1.5Nとしている。また各ケーブル120度ずつ位相をずらした目標値とする。また入力1ステップに対して制御ステップは40ステップあり、合計16000ステップとする。制御1ステップあたりの時間は約3msである。ただしPCの処理負荷によって前後するため参考値とする。図4-7に実験機器を示す。図4-2に示した通り、各クラッチは両側にカップリングがついており、モータの出力軸の延長上にクラッチ機構を並べることで、複数のケーブルを駆動することが可能である。なお本実験ではすべてのケーブル端は1点に固定された状態である。各クラッチ機構のゲインは図4-7の状態で第2節と同様に個別に設定する。表4-2にゲイン調整結果を示す。

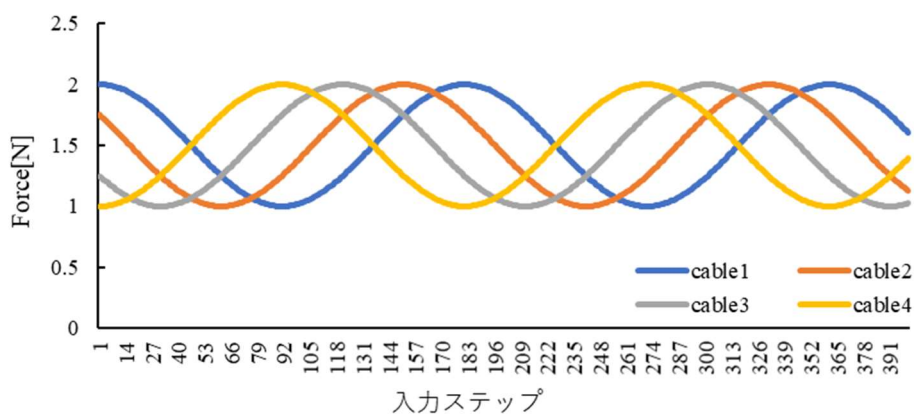


図4-6 各ケーブルの目標張力

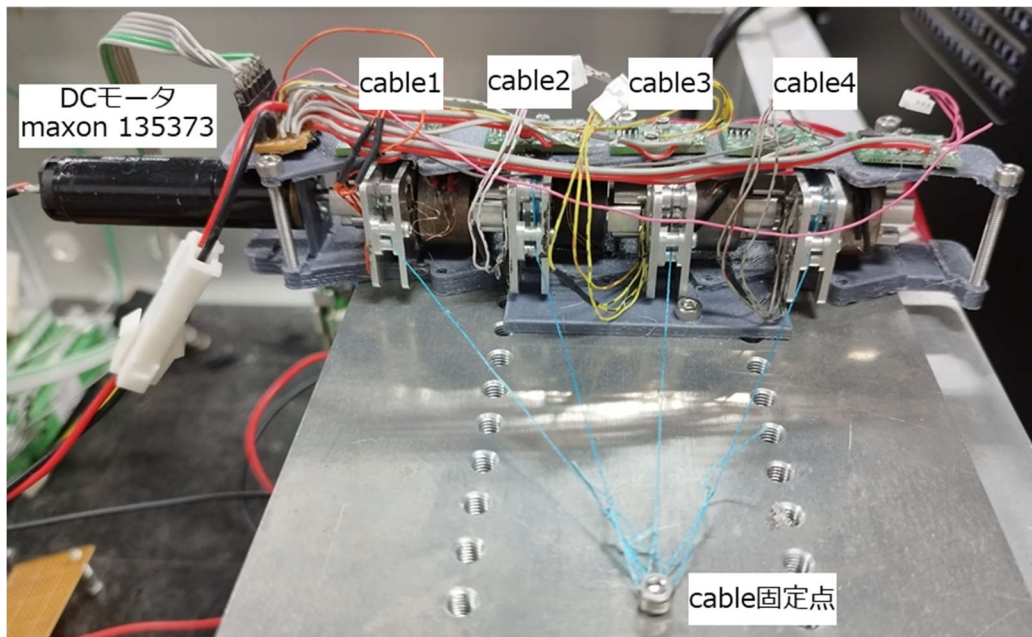


図 4-7 4つのクラッチ機構で構成した動力分配機構

表 4-2 クラッチ 1~4 のゲイン

No.	A	K_p	K_d
1	126.0	0.6	0.3
2	135.0	0.6	0.3
3	115.0	0.5	0.3
4	105.0	0.4	0.1

第4節 実験結果

4本のケーブル張力を同時かつ独立に制御した結果を図4-8に示す。目標値を F_d 、制御結果を F とする。グラフ横軸は制御ステップを時間で示したものである。各ケーブルは同時かつ独立に張力が変化し、概ね目標張力に追従するよう制御されているが、二乗平均誤差(RMSE)を見ると cable1,2のRMSEが大きく、また制御結果にノイズが見られる。この現象は図4-5で1つのクラッチのみを駆動した時にも表れている。これはブレーキ部品が小型化のために手作業で製作されており、摩擦面にランダムな傷がついて制動力にムラが生じていることが原因である。現状では本機に適合する仕様の物はないが、ブレーキ部品を手加工ではなく、性能が保証された製品開発によって改善することは可能と考える。またクラッチやモータは3つ爪形状のカップリングによって連結され、動力を伝達している。各クラッチ同士の軸ずれはカップリングによって多少は許容されているが、軸ずれによる回転抵抗やカップリングの隙も要因の一つであり、さらにクラッチ同士でノイズが影響を及ぼし合うことも考えられる。また目標張力に対して完全に追従できていない箇所が見られる。1つのモータのトルクを各クラッチに分配するため、個々のクラッチが受けるトルクの変化に対してブレーキの制御ゲインが合わなくなることが考えられる。今後、現状では連続回転しているモータの制御も含めてトルク分配に関する制御手法を検討する必要がある。

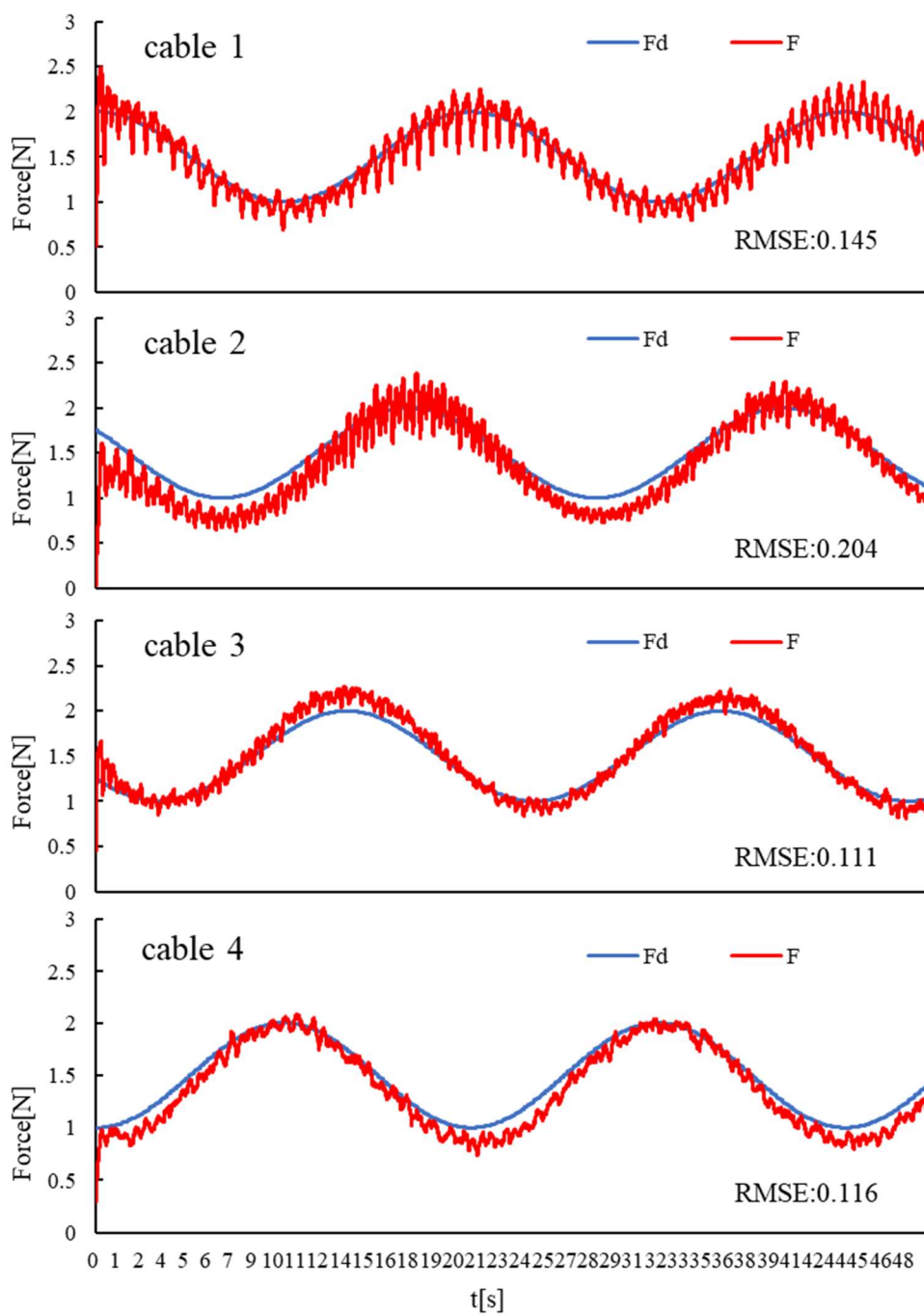


図 4-8 4 ケーブルの張力同時独立制御

第 5 節 動力分配機構を用いた人型指ロボットの駆動実験

本章の目的である、人体構造に準じたロボットハンドの動力源の小型化のため、提案機構を人型指ロボットに適用し、駆動実験を行う。図 4-9 は、人型指ロボットの Extensor、FDP、FDS、Dorsal IM、Volar IM の各腱に、5 つのクラッチ機構を接続した動力分配機構から伸びるケーブルを接続した状態である。使用するモータは第 2 章の人型指ロボットの駆動システムで各腱の巻き取りに用いた maxson 135373 を 1 機用いる。モータの最大トルクは 0.107Nm、モータによって 1 本のケーブルを巻き取る最大張力は約 10N である。第 2 章の人型指ロボット駆動実験において、指の操作における 5 本の腱の張力の合計は 10N 程度であり、モータ 1 機で 5 本のケーブルの同時制御による人型指ロボットの駆動は可能と考える。本実験では各ケーブル（腱）の目標張力を 5 つの可変抵抗（VR）によって 0~2[N]の範囲で独立に操作する。各クラッチの制御に用いるゲインは表 4-3 の通り設定した。

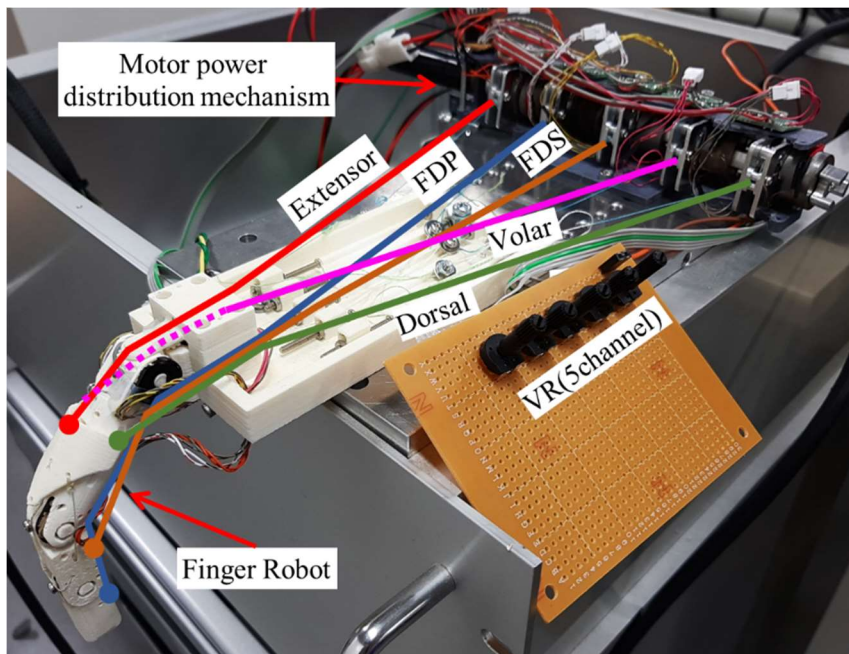


図 4-9 人型指ロボットに接続した動力分配機構

表 4-3 クラッチ 1~5 のゲイン

No.	A	K_p	K_d
1(Extensor)	126.0	0.6	0.3
2(FDP)	135.0	0.6	0.3
3(FDS)	115.0	0.5	0.3
4(Dorsal IM)	105.0	0.4	0.1
5(Volar IM)	138.0	0.7	0.4

第6節 実験結果

人型指ロボットの屈曲動作及び外転、内転動作を行った時の、各腱に接続されたクラッチの目標張力と測定値の推移を図 4-10 及び図 4-11 に示す。動力分配機構によって各腱張力が独立に制御され、屈曲や外転、内転の動作を実現している。よって人型指ロボットの DOM を保ったままモータ数を削減できている。一方で図 4-8 と同様、ブレーキの性能によるノイズが見られる。また第 2 章で製作した張力センサは、センサが腱に接続していたため腱の送りに合わせてセンサ自体が移動する仕様であったが、本章ではセンサ位置を固定しプーリで受ける仕様としたため、第 2 章の結果と比較すると高周波の振動が抑えられている。しかしその一方で図 4-10 の Dorsal IM、Volar IM で顕著にみられるように張力センサのドリフトも発生しており、それによって制御遅れが発生している箇所も見られる。これについては歪ゲージを貼り付けたプーリ根元部の強度を再度検討する必要がある。第 2 章の人型指ロボットの駆動システムで用いた 5 機のモータは重量や寸法に着目して最適な選定を行ったものではないためあくまで参考値であるが、本章で提案したモータ動力分配機構によって、人型指ロボットの動力源の重量をモータ 5 機分 (375g) から 275g に軽量化した。ただしモータを含めた 5 機の動力分配機構のサイズは長手方向に約 20cm あり、成人用のロボット義手の前腕ソケットに収めるのも依然として困難である。特に本機構で用いたコイルによるブレーキは、ケーブル張力制御に必要なブレーキ力とコイルのサイズが比例関係となるため機構がモータの軸方向に大きくなってしまいう要因である。今後さらに小型高出力なブレーキユニットを選定または開発することが求められる。

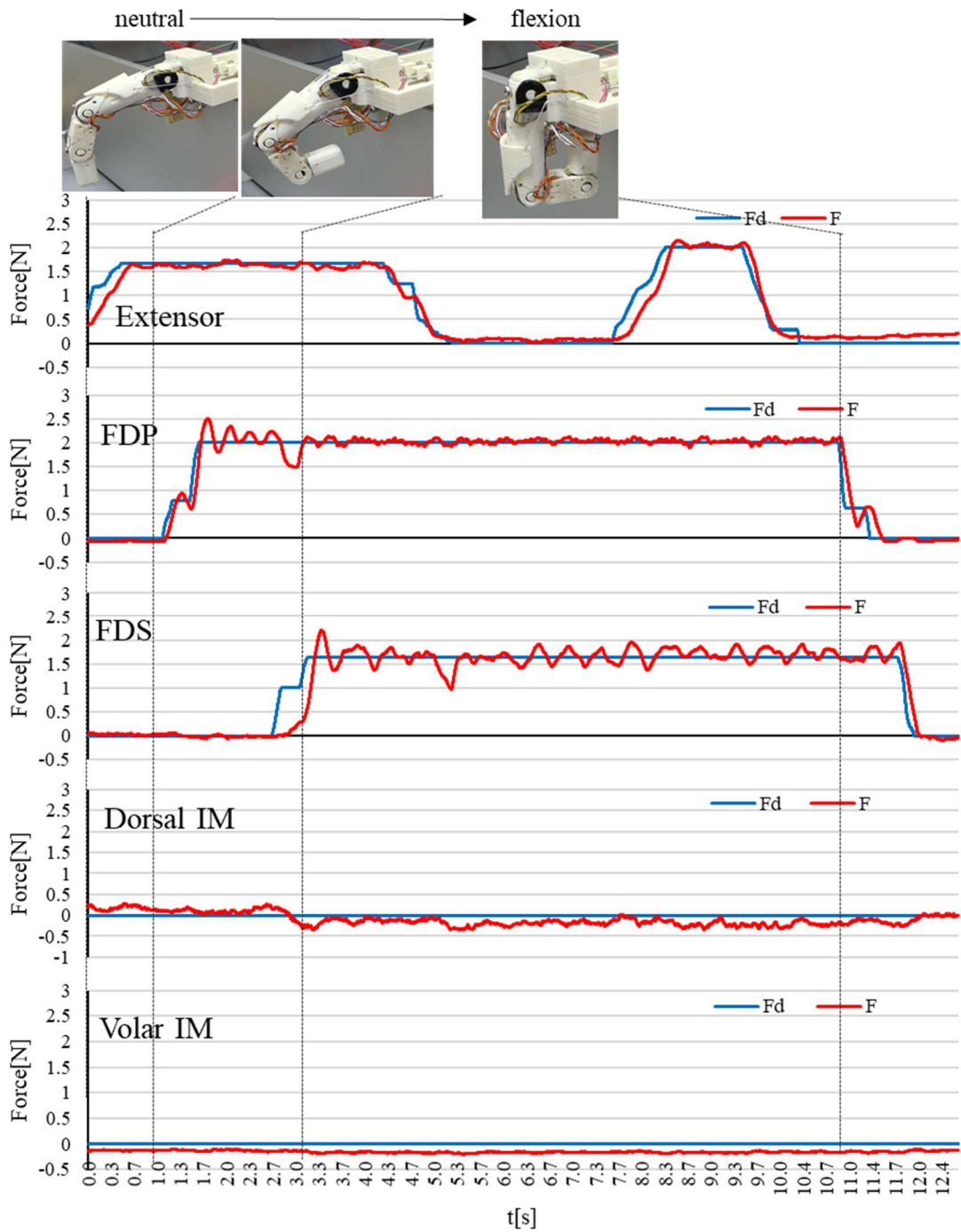


図 4-10 屈曲動作における張力の同時制御

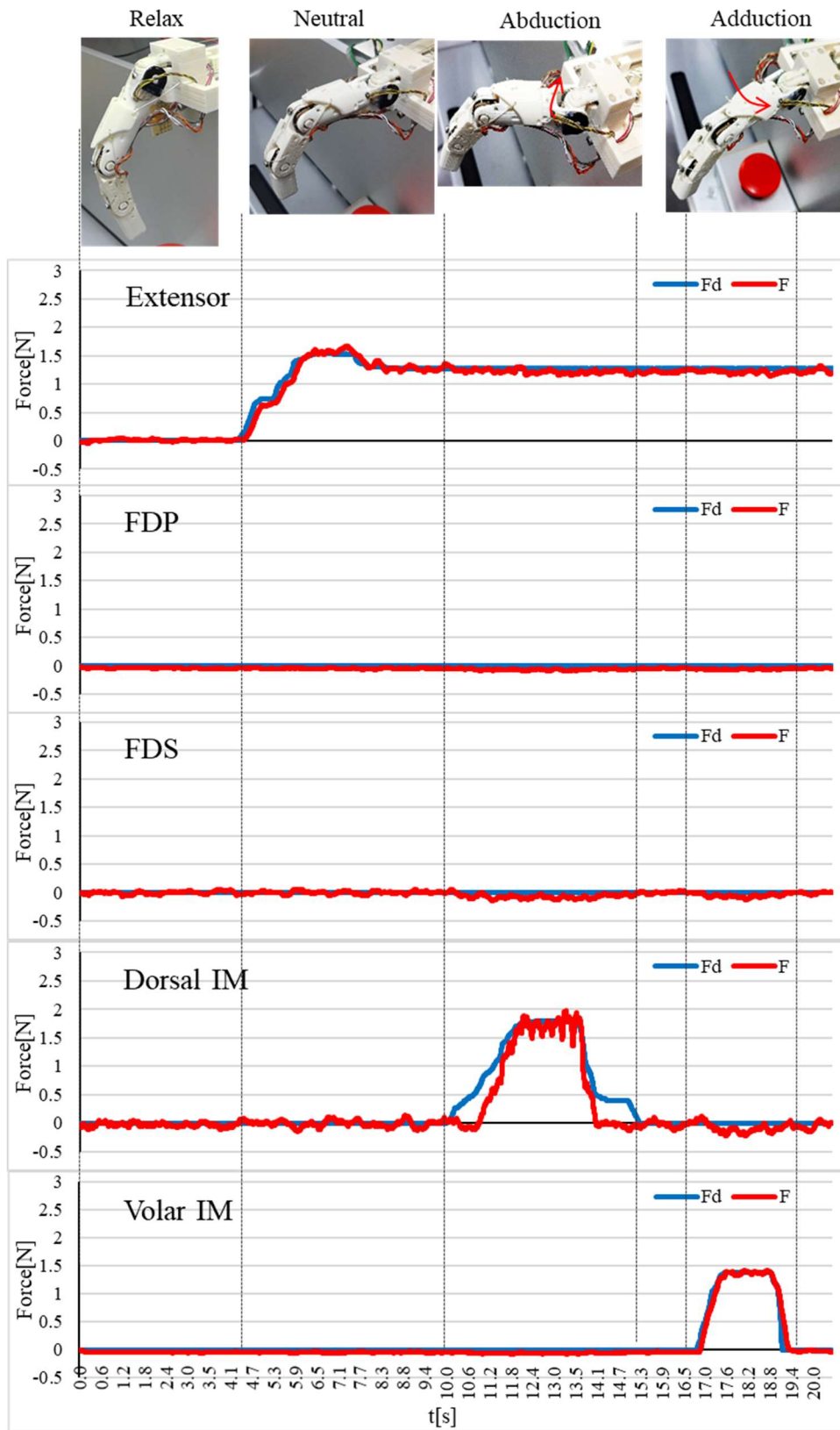


図 4-11 外転/内転動作における張力の同時制御

第7節 結言

本章では、人体構造に準じたロボットハンドの動力部の小型化という課題に対し、遊星歯車、電磁ブレーキ、張力センサを組み合わせたクラッチ機構を提案し、これを連結することで複数のケーブルの張力を1機のモータで同時かつ独立に制御することを可能とした。これによって、人体構造に準じたロボットハンドのDOMを維持したままモータの数を減らすことで動力源の小型軽量化に貢献できる。本章の実験では人型指ロボットの5DOMの腱駆動を行ったが、さらにクラッチ機構を連結し多くのDOMに対応することも可能である。将来的に人体構造に準じたロボットハンドのすべての腱の張力の和から適した出力トルクのモータを選定し、1機のモータで人体構造に準じたロボットハンドの全ての指を操作することも可能になると考える。しかしながら本章で試作した機構では5DOMの動力分配機構でもまだ義手の前腕部に搭載するのが困難なサイズである。今後も動力の小型軽量化を追求する必要がある。

第5章 まとめ

ロボット義手への「義手使用者の思い通りに、人の手と同じく詳細な動作が可能であること」というニーズに対して、人体構造に準じたロボットハンドは人の手を解剖学的に模倣することで詳細な動作が可能ではあるが、義手に適用するためには上肢欠損者による制御手法の確立や動力源の小型化が大きな課題であった。

そこで本研究では基礎研究として、人の指を解剖学的に模倣した1本指のロボット(人型指ロボット)を手首欠損者が操作できることを目指し、以下の項目について提案を行った。

1. 人の筋電位を最大随意収縮で正規化した筋活動比率が対応する腱の張力に比例するという仮定のもとで人型指ロボットの張力目標値に対応付けることで、健常者の前腕及び手の筋電位によって人型指ロボットを操作できることを示した。
2. 人型指ロボットを手首欠損者が少ない筋電信号で操作するために、健常者の筋シナジーを学習した筋活動推定器を提案し、欠落した示指の背側骨間筋の活動量を推定できることを示した。また推定器には LSTM とダンピングニューロンの概念を融合した LSTM-D を提案し筋の粘弾性を効果的に学習することで、従来の LSTM よりも筋活動の推定精度が向上することを示した。
3. 動力源を小型化するため、1機のモータで複数の腱張力を同時かつ独立に制御可能なクラッチ機構を提案した。5チャンネルのクラッチ機構でモータの動力を分配することで、人型指ロボットの5本の腱の張力を同時かつ独立に制御し姿勢を操作できることを示した。

筋活動の推定手法においては、欠損した筋だけでなく計測する筋電位を削減する目的にも適用することができる。人体構造に準じたロボット義手に限らず、多数の筋電位計測が必要なシステムにおいても有用であると考えられる。また動力分配機構においては、腱駆動ロボットは人型ロボットハンドに限らず多くのシステムに用いられている。モータのトルクの許容内での駆動とはなるが、構造上無制限に連結が可能であるため、様々なアプリケーションに適用可能である。

しかしながら人体構造に準じたロボットハンドを用いた義手を実現するためには、本研究で提案した筋活動推定器、動力分配機構は推定精度や機構のサイズなど、さらなる改善は

必要であると考え。また本研究では義手を駆動するための制御量やモータなどの入力に着目しており、把持力等のフィードバックはわずかに取り扱ったのみであったが、将来的にはロボットハンド全体の触覚フィードバックを義手使用者に対して行うことで、より使用者本来の手を代替する義手の実現が考えられる。

参考文献

- [1] A. G. Nerlich, A. Zink, U. Szeimies, and H. G. Hagedorn, “Department of medical history Ancient Egyptian prosthesis of the big toe,” *Lancet*, vol. 356, pp. 2176–2179, 2000.
- [2] A. J. Thurston, “Paré and prosthetics: The early history of artificial limbs,” *ANZ J. Surg.*, vol. 77, no. 12, pp. 1114–1119, 2007, doi: 10.1111/j.1445-2197.2007.04330.x.
- [3] 片山良亮, “義肢の沿革,” 医科器械学雑誌, vol. 17, no. 2, pp. 33–36, 1939.
- [4] H. Takechi, “History of prostheses and orthoses in Japan,” *Prosthet. Orthot. Int.*, vol. 16, no. 2, pp. 98–103, 1992, doi: 10.3109/03093649209164319.
- [5] M. Ciccù, “Prosthesis: New Technological Opportunities and Innovative Biomedical Devices,” *Prosthesis*, vol. 1, no. 1, pp. 1–2, 2019, doi: 10.3390/prosthesis1010001.
- [6] 田澤英二, “義肢の進歩の歴史とこれから,” 日本義肢装具学会誌, vol. 30, no. 2, pp. 105–112, 2014.
- [7] B. O’Keeffe and S. Rout, “Prosthetic rehabilitation in the lower limb,” *Indian J. Plast. Surg.*, vol. 52, no. 1, pp. 134–144, 2019, doi: 10.1055/s-0039-1687919.
- [8] B. Ahkami, K. Ahmed, A. Thesleff, L. Hargrove, and M. Ortiz-Catalan, “Electromyography-Based Control of Lower Limb Prostheses: A Systematic Review,” *IEEE Trans. Med. Robot. Bionics*, vol. 5, no. 3, pp. 547–562, 2023, doi: 10.1109/TMRB.2023.3282325.
- [9] 陳隆明, “義手の可能性 -従来義手と筋電義手-,” 日本リハビリテーション医学会, vol. 47, no. 1, pp. 33–41, 2010.
- [10] 田中洋平, “義手処方の実際,” 日本リハビリテーション医学会, vol. 55, no. 5, pp. 388–393, 2018.
- [11] I. Vujaklija, D. Farina, and O. Aszmann, “New developments in prosthetic arm systems,” *Orthop. Res. Rev.*, vol. Volume 8, pp. 31–39, 2016, doi: 10.2147/orr.s71468.
- [12] J. T. Belter, J. L. Segil, A. M. Dollar, and R. F. Weir, “Mechanical design and performance specifications of anthropomorphic prosthetic hands: a review,” *J. Rehabil. Res. Dev.*, vol. 50, no. 5, pp. 599–618, 2013, [Online]. Available: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24013909>.
- [13] 株式会社啓愛義肢材料販売所, “義肢・装具とは.” <http://www.po.kioa.co.jp/about/gisyu.html>.
- [14] “ottobock.” <https://www.ottobock.com/de-de/startseite> (accessed Feb. 22, 2023).
- [15] 内閣府, “8 障害児・者数の状況,” 平成25年版 障害者白書 (全体版). <https://www8.cao.go.jp/shougai/whitepaper/h25hakusho/zenbun/pdf/furoku08.pdf>.
- [16] A. Fougner, O. Stavdahl, P. J. Kyberd, Y. G. Losier, and P. A. Parker, “Control of upper limb prostheses: Terminology and proportional myoelectric control a review,” *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 20, no. 5, pp. 663–677, 2012, doi: 10.1109/TNSRE.2012.2196711.
- [17] K. Ziegler-Graham, E. J. MacKenzie, P. L. Ephraim, T. G. Trivison, and R. Brookmeyer, “Estimating the Prevalence of Limb Loss in the United States: 2005 to 2050,” *Arch. Phys. Med.*

- Rehabil.*, vol. 89, no. 3, pp. 422–429, 2008, doi: 10.1016/j.apmr.2007.11.005.
- [18] A. Esquenazi and R. H. Meier, “Rehabilitation in limb deficiency. 4. Limb amputation,” *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 77, no. 3 SUPPL., pp. 18–28, 1996, doi: 10.1016/s0003-9993(96)90239-7.
- [19] D. R. Merrill, J. Lockhart, P. R. Troyk, R. F. Weir, and D. L. Hankin, “Development of an Implantable Myoelectric Sensor for Advanced Prosthesis Control,” *Artif. Organs*, vol. 35, no. 3, pp. 249–252, 2011, doi: 10.1111/j.1525-1594.2011.01219.x.
- [20] 陳隆明, “電動義手の現状と将来展望,” *Japanese J. Rehabil. Med.*, vol. 55, no. 5, pp. 394–399, 2018.
- [21] 川村次郎, 福井信佳, 中川正己, 藤下武, 青山孝, and 古川宏, “上肢切断者の現状と動向—近畿区におけるアンケート調査から—,” *Japanese J. Rehabil. Med.*, vol. 36, no. 6, pp. 384–389, 1999, doi: 10.2490/jjrm1963.36.384.
- [22] 吉村学, 妹尾勝利, 藤原弘達, and 鴨生賢悟, “訓練用筋電義手を用いたプログラムを経て復職までに至った一症例,” *作業療法*, vol. 35, no. 6, pp. 621–629, 2016.
- [23] E. Biddiss and T. Chau, “Upper-limb prosthetics - critical factors in device abandonment,” *Am. J. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 86, no. 12, pp. 977–987, 2007, doi: 10.1097/PHM.0b013e3181587f6c.
- [24] 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,” *Japanese J. Rehabil. Med.*, vol. 49, no. 1, pp. 31–36, 2012.
- [25] K. Tai, A. R. El-Sayed, M. Shahriari, M. Biglarbegian, and S. Mahmud, “State of the art robotic grippers and applications,” *Robotics*, vol. 5, no. 2, 2016, doi: 10.3390/robotics5020011.
- [26] E. Papadopoulos, F. Aghili, O. Ma, and R. Lampariello, “Robotic Manipulation and Capture in Space: A Survey,” *Front. Robot. AI*, vol. 8, no. July, pp. 1–36, 2021, doi: 10.3389/frobt.2021.686723.
- [27] M. F. Mail, J. M. Maja, M. Marshall, M. Cutulle, G. Miller, and E. Barnes, “Agricultural Harvesting Robot Concept Design and System Components: A Review,” *AgriEngineering*, vol. 5, no. 2, pp. 777–800, 2023, doi: 10.3390/agriengineering5020048.
- [28] T. J. Cairnes, C. J. Ford, E. Psomopoulou, and N. Lepora, “An overview of robotic grippers,” *IEEE Potentials*, vol. 42, no. 3, pp. 17–23, 2023, doi: 10.1109/MPOT.2023.3236143.
- [29] Y. Wang, G. L. Zhang, H. Lang, B. Zuo, and C. W. De Silva, “A modified image-based visual servo controller with hybrid camera configuration for robust robotic grasping,” *Rob. Auton. Syst.*, vol. 62, no. 10, pp. 1398–1407, 2014, doi: 10.1016/j.robot.2014.06.003.
- [30] M. Keshmiri, W. F. Xie, and A. Mohebbi, “Augmented image-based visual servoing of a manipulator using acceleration command,” *IEEE Trans. Ind. Electron.*, vol. 61, no. 10, pp. 5444–5452, 2014, doi: 10.1109/TIE.2014.2300048.
- [31] K. Harada, W. Wan, T. Tsuji, K. Kikuchi, K. Nagata, and H. Onda, “Experiments on learning-based industrial bin-picking with iterative visual recognition,” *Ind. Rob.*, vol. 45, no. 4, pp. 446–

- 457, 2018, doi: 10.1108/IR-01-2018-0013.
- [32] S. S. Mehta and T. F. Burks, “Vision-based control of robotic manipulator for citrus harvesting,” *Comput. Electron. Agric.*, vol. 102, pp. 146–158, 2014, doi: 10.1016/j.compag.2014.01.003.
- [33] J. Shintake, V. Cacucciolo, D. Floreano, and H. Shea, “Soft Robotic Grippers,” *Adv. Mater.*, vol. 30, no. 29, 2018, doi: 10.1002/adma.201707035.
- [34] A. Billard and D. Kragic, “Trends and challenges in robot manipulation,” *Science (80-.)*, vol. 364, no. 6446, 2019, doi: 10.1126/science.aat8414.
- [35] D. Rus and M. T. Tolley, “Design, fabrication and control of soft robots,” *Nature*, vol. 521, no. 7553, pp. 467–475, 2015, doi: 10.1038/nature14543.
- [36] A. Firouzeh and J. Paik, “Grasp Mode and Compliance Control of an Underactuated Origami Gripper Using Adjustable Stiffness Joints,” *IEEE/ASME Trans. Mechatronics*, vol. 22, no. 5, pp. 2165–2173, 2017, doi: 10.1109/TMECH.2017.2732827.
- [37] S. G. Fitzgerald, G. W. Delaney, and D. Howard, “A review of jamming actuation in soft robotics,” *Actuators*, vol. 9, no. 4, pp. 1–31, 2020, doi: 10.3390/act9040104.
- [38] B. Zhang, Y. Xie, J. Zhou, K. Wang, and Z. Zhang, “State-of-the-art robotic grippers, grasping and control strategies, as well as their applications in agricultural robots: A review,” *Comput. Electron. Agric.*, vol. 177, no. August, p. 105694, 2020, doi: 10.1016/j.compag.2020.105694.
- [39] Y. Li, P. Wang, R. Li, M. Tao, Z. Liu, and H. Qiao, “A Survey of Multifingered Robotic Manipulation: Biological Results, Structural Evolvments, and Learning Methods,” *Front. Neurobot.*, vol. 16, no. April, pp. 1–21, 2022, doi: 10.3389/fnbot.2022.843267.
- [40] A. Bicchi, “Hands for dexterous manipulation and robust grasping: A difficult road toward simplicity,” *IEEE Trans. Robot. Autom.*, vol. 16, no. 6, pp. 652–662, 2000, doi: 10.1109/70.897777.
- [41] A. R. End-effectors, “人工の手の研究開発動向,” *J. Soc. Biomech.*, vol. 38, no. 1, pp. 3–10, 2014.
- [42] T. Okada, “Object-handling system for manual industry,” *IEEE Trans. SMC*, vol. 9, no. 2, pp. 78–89, 1979.
- [43] S. C. Jacobsen, E. K. Iversen, D. F. Knutti, R. T. Johnson, and K. B. Biggers, “Design of the Utah/M. I. T. Dextrous Hand,” pp. 1520–1532, 1986.
- [44] T. Yoshikawa, “Multifingered robot hands: Control for grasping and manipulation,” *Annu. Rev. Control*, vol. 34, no. 2, pp. 199–208, 2010, doi: 10.1016/j.arcontrol.2010.09.001.
- [45] 鳥羽康夫, 手: その機能と解剖, 改訂3版. 1996.
- [46] T. Feix, J. Romero, C. H. Ek, H. B. Schmedmayer, and D. Kragic, “A metric for comparing the anthropomorphic motion capability of artificial hands,” *IEEE Trans. Robot.*, vol. 29, no. 1, pp. 82–93, 2013, doi: 10.1109/TRO.2012.2217675.
- [47] H. Kawasaki, T. Komatsu, and K. Uchiyama, “Dexterous anthropomorphic robot hand with

- distributed tactile sensor: Gifu hand II,” *IEEE/ASME Trans. Mechatronics*, vol. 7, no. 3, pp. 296–303, 2002, doi: 10.1109/TMECH.2002.802720.
- [48] H. Liu *et al.*, “Multisensory five-finger dexterous hand: The DLR/HIT hand II,” *2008 IEEE/RSJ Int. Conf. Intell. Robot. Syst. IROS*, pp. 3692–3697, 2008, doi: 10.1109/IROS.2008.4650624.
- [49] S. Kadalagere Sampath, N. Wang, H. Wu, and C. Yang, “Review on human-like robot manipulation using dexterous hands,” *Cogn. Comput. Syst.*, vol. 5, no. 1, pp. 14–29, 2023, doi: 10.1049/ccs2.12073.
- [50] D. H. Lee, J. H. Park, S. W. Park, M. H. Baeg, and J. H. Bae, “KITECH-Hand: A Highly Dexterous and Modularized Robotic Hand,” *IEEE/ASME Trans. Mechatronics*, vol. 22, no. 2, pp. 876–887, 2017, doi: 10.1109/TMECH.2016.2634602.
- [51] T. Mouri and H. Kawasaki, “A Novel Anthropomorphic Robot Hand and its Master Slave System,” *Humanoid Robot. Human-like Mach.*, no. June, 2007, doi: 10.5772/4796.
- [52] Z. Xu and E. Todorov, “Design of a highly biomimetic anthropomorphic robotic hand towards artificial limb regeneration,” *Proc. - IEEE Int. Conf. Robot. Autom.*, vol. 2016-June, pp. 3485–3492, 2016, doi: 10.1109/ICRA.2016.7487528.
- [53] A. D. Deshpande *et al.*, “Mechanisms of the Anatomically Correct Testbed Hand,” *IEEE/ASME Trans. Mechatronics*, vol. 18, no. 1, pp. 238–250, 2013.
- [54] L. Dunai, M. Novak, and C. G. Espert, “Human hand anatomy-based prosthetic hand,” *Sensors (Switzerland)*, vol. 21, no. 1, pp. 1–15, 2021, doi: 10.3390/s21010137.
- [55] A. A. Mohd Faudzi, J. Ooga, T. Goto, M. Takeichi, and K. Suzumori, “Index Finger of a Human-Like Robotic Hand Using Thin Soft Muscles,” *IEEE Robot. Autom. Lett.*, vol. 3, no. 1, pp. 92–99, 2017, doi: 10.1109/lra.2017.2732059.
- [56] K. Kiguchi and M. Yasuda, “A Control Architecture for an Anthropomorphic Finger,” *Proc. Conf. Information, Intell. Precis. Equip. IIP*, vol. 2005, no. 0, pp. 287–289, 2005, doi: 10.1299/jsmeiip.2005.287.
- [57] X. Jing *et al.*, “Development of Tendon Driven Under-Actuated Mechanism Applied in an EMG Prosthetic Hand with Three Major Grasps for Daily Life,” pp. 2774–2779, 2019, doi: 10.1109/iros.2018.8593939.
- [58] S. A. Dalley, D. A. Bennett, and M. Goldfarb, “Preliminary functional assessment of a multigrasp myoelectric prosthesis,” *Proc. Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. EMBS*, pp. 4172–4175, 2012, doi: 10.1109/EMBC.2012.6346886.
- [59] P. Weiner, J. Starke, F. Hundhausen, J. Beil, and T. Asfour, “The KIT Prosthetic Hand : Design and Control,” pp. 3328–3334, 2018.
- [60] S. B. Godfrey *et al.*, “The Softhand Pro: Functional evaluation of a novel, flexible, and robust myoelectric prosthesis,” *PLoS One*, vol. 13, no. 10, pp. 1–21, 2018, doi: 10.1371/journal.pone.0205653.

- [61] I. Vujaklija, D. Farina, and O. C. Aszmann, “New developments in prosthetic arm systems,” *Orthop. Res. Rev.*, vol. 8, pp. 31–39, 2016, doi: 10.2147/ORR.S71468.
- [62] H. Zhou, A. Mohammadi, D. Oetomo, and G. Alici, “A Novel Monolithic Soft Robotic Thumb for an Anthropomorphic Prosthetic Hand,” *IEEE Robot. Autom. Lett.*, vol. 4, no. 2, pp. 602–609, 2019, doi: 10.1109/lra.2019.2892203.
- [63] “Össur.” <https://www.ossur.com/> (accessed Mar. 22, 2023).
- [64] “Vincent systems.” <https://www.vincentssystem.de/> (accessed Feb. 22, 2023).
- [65] M. Khezri and M. Jahed, “Real-time intelligent pattern recognition algorithm for surface EMG signals,” *Biomed. Eng. Online*, vol. 6, pp. 1–12, 2007, doi: 10.1186/1475-925X-6-45.
- [66] Y. Fang, N. Hettiarachchi, D. Zhou, and H. Liu, “Multi-modal sensing techniques for interfacing hand prostheses: A review,” *IEEE Sens. J.*, vol. 15, no. 11, pp. 6065–6076, 2015, doi: 10.1109/JSEN.2015.2450211.
- [67] Subrata Kumar Kundu, K. Kiguchi, and Etsuo Horikawa, “Design and Control Strategy for a 5 DOF Above-Elbow Prosthetic Arm,” *Int. J. Assist. Robot. Mechatronics*, vol. 9, pp. 61–75, 2008, [Online]. Available: <http://scholar.dkyobobook.co.kr/searchDetail.laf?barcode=4010022702655>.
- [68] B. Zhong, H. Huang, and E. Lobaton, “Reliable Vision-Based Grasping Target Recognition for Upper Limb Prostheses,” *IEEE Trans. Cybern.*, pp. 1–13, 2020, doi: 10.1109/tyb.2020.2996960.
- [69] M. Barsotti, S. Dupan, I. Vujaklija, S. Dosen, A. Frisoli, and D. Farina, “Online Finger Control Using High-Density EMG and Minimal Training Data for Robotic Applications,” *IEEE Robot. Autom. Lett.*, vol. 4, no. 2, pp. 217–223, 2018, doi: 10.1109/lra.2018.2885753.
- [70] 宮崎純弥 and 市江雅芳, “膝関節角度変化が筋電図及び筋音図に及ぼす影響,” *理学療法科学*, vol. 16, no. 4, pp. 203–207, 2001.
- [71] K. Momen, S. Krishnan, and T. Chau, “Real-time classification of forearm electromyographic signals corresponding to user-selected intentional movements for multifunction prosthesis control,” *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 15, no. 4, pp. 535–542, 2007, doi: 10.1109/TNSRE.2007.908376.
- [72] R. H. Chowdhury, M. B. I. Reaz, M. A. Bin Mohd Ali, A. A. A. Bakar, K. Chellappan, and T. G. Chang, “Surface electromyography signal processing and classification techniques,” *Sensors (Switzerland)*, vol. 13, no. 9, pp. 12431–12466, 2013, doi: 10.3390/s130912431.
- [73] T. Ota, T. Kobayashi, and M. I. Tokyo, “EMG-based Elbow Joint Angle Estimation,” pp. 8–11.
- [74] D. Kim *et al.*, “EMG-based Simultaneous Estimations of Joint Angle and Torque during Hand Interactions with Environments,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 2021, doi: 10.1109/TBME.2021.3134204.
- [75] M. T. N. Truong, A. E. A. Ali, D. Owaki, and M. Hayashibe, “EMG-Based Estimation of Lower Limb Joint Angles and Moments Using Long Short-Term Memory Network,” *Sensors*, vol. 23, no. 6, 2023, doi: 10.3390/s23063331.

- [76] H. Bin Li, X. R. Guan, Z. Li, K. F. Zou, and L. He, “Estimation of Knee Joint Angle from Surface EMG Using Multiple Kernels Relevance Vector Regression,” *Sensors*, vol. 23, no. 10, pp. 1–16, 2023, doi: 10.3390/s23104934.
- [77] D. Staudenmann, I. Kingma, D. F. Stegeman, and J. H. Van Dieën, “Towards optimal multi-channel EMG electrode configurations in muscle force estimation: A high density EMG study,” *J. Electromyogr. Kinesiol.*, vol. 15, no. 1, pp. 1–11, 2005, doi: 10.1016/j.jelekin.2004.06.008.
- [78] S. Rao, R. Carloni, and S. Stramigioli, “Stiffness and position control of a prosthetic wrist by means of an EMG interface,” *2010 Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. EMBC’10*, pp. 495–498, 2010, doi: 10.1109/IEMBS.2010.5627153.
- [79] N. BERNSTEIN, “The co-ordination and regulation of movements,” *Co-ord. Regul. movements*, 1966, Accessed: Nov. 21, 2023. [Online]. Available: <https://cir.nii.ac.jp/crid/1571698599600323072.bib?lang=ja>.
- [80] A. D’Avella, P. Saltiel, and E. Bizzi, “Combinations of muscle synergies in the construction of a natural motor behavior,” *Nat. Neurosci.*, vol. 6, no. 3, pp. 300–308, Mar. 2003, doi: 10.1038/nn1010.
- [81] S. Hagio and M. Kouzaki, “Muscle Synergies of Human Lower Limb Based on Motor Output,” *Adv. Exerc. Sport. Physiol.*, vol. 19, no. 1, pp. 1–6, 2013.
- [82] M. Ison, I. Vujaklija, B. Whitsell, D. Farina, and P. Artemiadis, “Simultaneous myoelectric control of a robot arm using muscle synergy-inspired inputs from high-density electrode grids,” *Proc. - IEEE Int. Conf. Robot. Autom.*, vol. 2015-June, no. June, pp. 6469–6474, 2015, doi: 10.1109/ICRA.2015.7140108.
- [83] A. Furui *et al.*, “A myoelectric prosthetic hand with muscle synergy-based motion determination and impedance model-based biomimetic control,” *Sci. Robot.*, vol. 4, no. 31, 2019, doi: 10.1126/scirobotics.aaw6339.This.
- [84] A. D’Avella, A. Portone, L. Fernandez, and F. Lacquaniti, “Control of fast-reaching movements by muscle synergy combinations,” *J. Neurosci.*, vol. 26, no. 30, pp. 7791–7810, 2006, doi: 10.1523/JNEUROSCI.0830-06.2006.
- [85] V. M. Zatsiorsky, Z. M. Li, and M. L. Latash, “Enslaving effects in multi-finger force production,” *Exp. Brain Res.*, vol. 131, no. 2, pp. 187–195, 2000, doi: 10.1007/s002219900261.
- [86] K. T. Reilly and M. H. Schieber, “Incomplete functional subdivision of the human multitendoned finger muscle flexor digitorum profundus: An electromyographic study,” *J. Neurophysiol.*, vol. 90, no. 4, pp. 2560–2570, 2003, doi: 10.1152/jn.00287.2003.
- [87] T. Aoyama, F. Kaneko, Y. Ohashi, and Y. Kohno, “Neural mechanism of selective finger movement independent of synergistic movement,” *Exp. Brain Res.*, vol. 237, no. 12, pp. 3485–3492, 2019, doi: 10.1007/s00221-019-05693-x.
- [88] 佐藤, 達夫訳, 人体解剖カラーアトラス, 原書第6版. 2010.

- [89] 山口典孝 and 左明, 筋・骨メカニクス. 秀和システム, 2014.
- [90] 小川鼎三, 森於菟, 森富, and 大内弘, 解剖学, 改訂11版. 1982.
- [91] 増田正, “筋電図による筋肉の機能と構造の推定,” *バイオメカニズム学会誌*, vol. 15, no. 3, pp. 132–141, 1991, doi: <https://doi.org/10.3951/sobim.15.132>.
- [92] 大田健紘, “筋電位計測装置,” *日本音響学会誌*, vol. 72, no. 9, pp. 574–575, 2016.
- [93] F. J. Valero-Cuevas, F. E. Zajac, and C. G. Burgar, “Large index-fingertip forces are produced by subject-independent patterns of muscle excitation,” *J. Biomech.*, vol. 31, no. 8, pp. 693–703, 1998, doi: [10.1016/S0021-9290\(98\)00082-7](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(98)00082-7).
- [94] L. Vigouroux, F. Quaine, A. Labarre-Vila, D. Amarantini, and F. Moutet, “Using EMG data to constrain optimization procedure improves finger tendon tension estimations during static fingertip force production,” *J. Biomech.*, vol. 40, no. 13, pp. 2846–2856, 2007, doi: [10.1016/j.jbiomech.2007.03.010](https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2007.03.010).
- [95] 楠本秀忠, 朴炯俊, 吉田正樹, and 赤澤堅造, “脳による筋の発生張力と力学特性の同時調節,” *バイオメカニズム*, vol. 12, pp. 211–220, 1994.
- [96] F. E. ZAJAC, “Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control,” *Crit. Rev. Biomed. Eng.*, vol. 17, pp. 359–411, 1989.
- [97] A. Synek, S. C. Lu, E. E. Vereecke, S. Nauwelaerts, T. L. Kivell, and D. H. Pahr, “Musculoskeletal models of a human and bonobo finger: Parameter identification and comparison to in vitro experiments,” *PeerJ*, vol. 2019, no. 8, pp. 1–25, 2019, doi: [10.7717/peerj.7470](https://doi.org/10.7717/peerj.7470).
- [98] 川嶋健嗣 and 只野耕太, 絵ときでわかる ロボット工学. オーム社, 2014.
- [99] 吉岡信行, “多体状態表現のためのニューラルネットワーク,” *日本物理学会誌*, vol. 77, no. 1, pp. 14–22, 2022, doi: https://doi.org/10.11316/butsuri.77.1_14.
- [100] F. A. Gers, J. Schmidhuber, and F. Cummins, “Learning to Forget: Continual Prediction with LSTM,” *Neural Comput.*, vol. 12, no. 10, pp. 2451–2471, 1999, doi: [10.5860/choice.27-5238](https://doi.org/10.5860/choice.27-5238).
- [101] M. Jabbari, R. N. Khushaba, and K. Nazarpour, “EMG-Based Hand Gesture Classification with Long Short-Term Memory Deep Recurrent Neural Networks,” *Proc. Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. EMBS*, vol. 2020-July, pp. 3302–3305, 2020, doi: [10.1109/EMBC44109.2020.9175279](https://doi.org/10.1109/EMBC44109.2020.9175279).
- [102] M. Simão, P. Neto, and O. Gibaru, “EMG-based online classification of gestures with recurrent neural networks,” *Pattern Recognit. Lett.*, vol. 128, pp. 45–51, 2019, doi: [10.1016/j.patrec.2019.07.021](https://doi.org/10.1016/j.patrec.2019.07.021).
- [103] L. Jin, S. Li, J. Yu, and J. He, “Robot manipulator control using neural networks: A survey,” *Neurocomputing*, vol. 285, pp. 23–34, 2018, doi: [10.1016/j.neucom.2018.01.002](https://doi.org/10.1016/j.neucom.2018.01.002).
- [104] M. Khant, D. Gouwanda, A. A. Gopalai, K. H. Lim, and C. C. Foong, “Estimation of Lower Extremity Muscle Activity in Gait Using the Wearable Inertial Measurement Units and Neural Network,” *Sensors*, vol. 23, no. 1, 2023, doi: [10.3390/s23010556](https://doi.org/10.3390/s23010556).

- [105] K. Kiguchi and T. Fukuda, “Neural network controllers for robot manipulators application of damping neurons,” *Adv. Robot.*, vol. 12, no. 3, pp. 191–208, 1997, doi: 10.1163/156855398X00145.
- [106] 吉田正樹, “筋 粘 弾 性 と 運 動,” *バイオメカニズム学会誌*, vol. 23, no. 3, pp. 146–150, 1999.
- [107] 甘利俊一, “ニューラルネットワーク研究の過去, 現在, 将来,” *人工知能学会誌1*, vol. 4, no. 2, pp. 120–127, 1988.
- [108] W. S. MCCULLOCH and P. WALTER, “A logical calculus of the ideas immanent in neural net in nervous activity,” *Bull. Math. Biophys.*, vol. 5, pp. 115–133, 1943, doi: 10.1007/978-3-030-01370-7_61.
- [109] 萩原将文, *ニューロ・ファジィ・遺伝的アルゴリズム*. 産業図書, 1994.
- [110] 麻生英樹, “多層ニューラルネットワークによる深層表現の学習,” *人工知能学会誌*, vol. 28, no. 4, pp. 649–659, 2013.
- [111] 徳丸正孝, “LSTM (Long Short-Term Memory) ,” *日本知能情報ファジィ学会誌*, vol. 30, no. 4, p. 223, 2018.
- [112] S. Hochreiter and J. Schmidhuber, “Long Short-Term Memory,” *Neural Comput.*, vol. 9, no. 8, pp. 1735–1780, 1997, doi: 10.1162/neco.1997.9.8.1735.
- [113] J. Q. Wang, Y. Du, and J. Wang, “LSTM based long-term energy consumption prediction with periodicity,” *Energy*, vol. 197, 2020, doi: 10.1016/j.energy.2020.117197.
- [114] C. Chen *et al.*, “Forecast of rainfall distribution based on fixed sliding window long short-term memory,” *Eng. Appl. Comput. Fluid Mech.*, vol. 16, no. 1, pp. 248–261, 2022, doi: 10.1080/19942060.2021.2009374.
- [115] Z. Zhao *et al.*, “Study on the prediction effect of a combined model of SARIMA and LSTM based on SSA for influenza in Shanxi Province, China,” *BMC Infect. Dis.*, vol. 23, no. 1, p. 71, 2023, doi: 10.1186/s12879-023-08025-1.
- [116] X. Chen *et al.*, “Traffic flow prediction by an ensemble framework with data denoising and deep learning model,” *Phys. A Stat. Mech. its Appl.*, vol. 565, p. 125574, 2021, doi: 10.1016/j.physa.2020.125574.
- [117] T. Li, M. Hua, and X. Wu, “A Hybrid CNN-LSTM Model for Forecasting Particulate Matter (PM_{2.5}),” *IEEE Access*, vol. 8, pp. 26933–26940, 2020, doi: 10.1109/ACCESS.2020.2971348.
- [118] Y. Kim and H. S. Park, “The Switchable Cable-Driven Mechanism to Control Multiple Cables Individually Using a Single Motor,” *IEEE Robot. Autom. Lett.*, vol. 7, no. 2, pp. 4376–4383, 2022, doi: 10.1109/LRA.2022.3146587.
- [119] G. P. Kontoudis, M. V. Liarokapis, A. G. Zisimatos, C. I. Mavrogiannis, and K. J. Kyriakopoulos, “Open-source, anthropomorphic, underactuated robot hands with a selectively lockable differential mechanism: Towards affordable prostheses,” *IEEE Int. Conf. Intell. Robot. Syst.*, vol.

- 2015-Decem, pp. 5857–5862, 2015, doi: 10.1109/IROS.2015.7354209.
- [120] M. Baril, T. Laliberté, C. Gosselin, and F. Routhier, “On the design of a mechanically programmable underactuated anthropomorphic prosthetic gripper,” *J. Mech. Des. Trans. ASME*, vol. 135, no. 12, 2013, doi: 10.1115/1.4025493.
- [121] M. Xiloyannis *et al.*, “Design and validation of a modular one-to-many actuator for a soft wearable exosuit,” *Front. Neurorobot.*, vol. 13, no. April 2021, 2019, doi: 10.3389/fnbot.2019.00039.
- [122] J. Viau *et al.*, “Projected PID controller for Tendon-Driven Manipulators actuated by magnetorheological clutches,” *IEEE Int. Conf. Intell. Robot. Syst.*, vol. 2015-Decem, no. October, pp. 5954–5959, 2015, doi: 10.1109/IROS.2015.7354224.
- [123] 松谷祐希, 田原健二, 木野仁, 越智裕章, and 山本元司, “むだ時間を含む感覚フィードバックと筋内力フィードフォワードの相補的組み合わせによる筋骨格アームの位置制御,” *日本ロボット学会誌*, vol. 34, no. 2, pp. 143–152, 2016, doi: 10.7210/jrsj.34.143.

謝辞

本研究を遂行するに当たり、多大なるご支援とご鞭撻をいただいた、九州大学工学研究院の木口量夫教授に深く感謝いたします。また、本論文の副査をご担当いただきました、九州大学システム情報科学研究院の倉爪亮教授、九州大学工学研究院の田原健二教授からのご指導、ご支援に、深く感謝いたします。

本研究へ多くのアドバイスを下さった、九州大学工学研究院の西川鋭准教授に深く感謝いたします。また、本研究を遂行するために諸手続きなどで大変お世話になりました片岡絵理様に深く感謝いたします。

研究に行き詰まったときさまざまな支援をしてくださった、九州大学工学研究院システム工学研究室の学生諸君に深く感謝いたします。

最後に、大変な困難の中私を研究の道に進ませてくれた妻徳永玲奈に、深く感謝いたします。

2024年2月

徳永 大悟

付録

第2章 人型指ロボットの駆動実験における、motion1~8の姿勢の操作結果

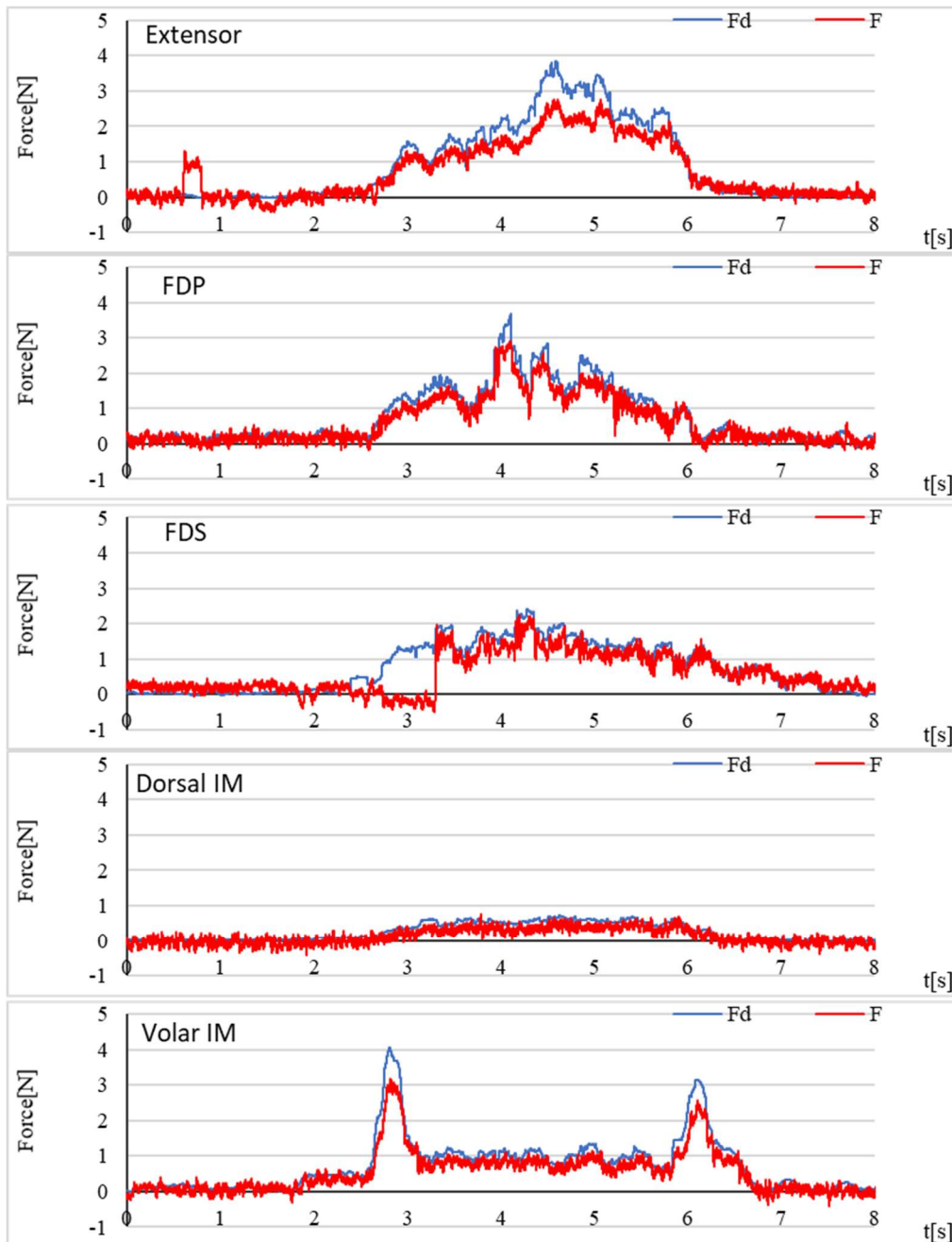


図 AP-1 motion1 の制御結果

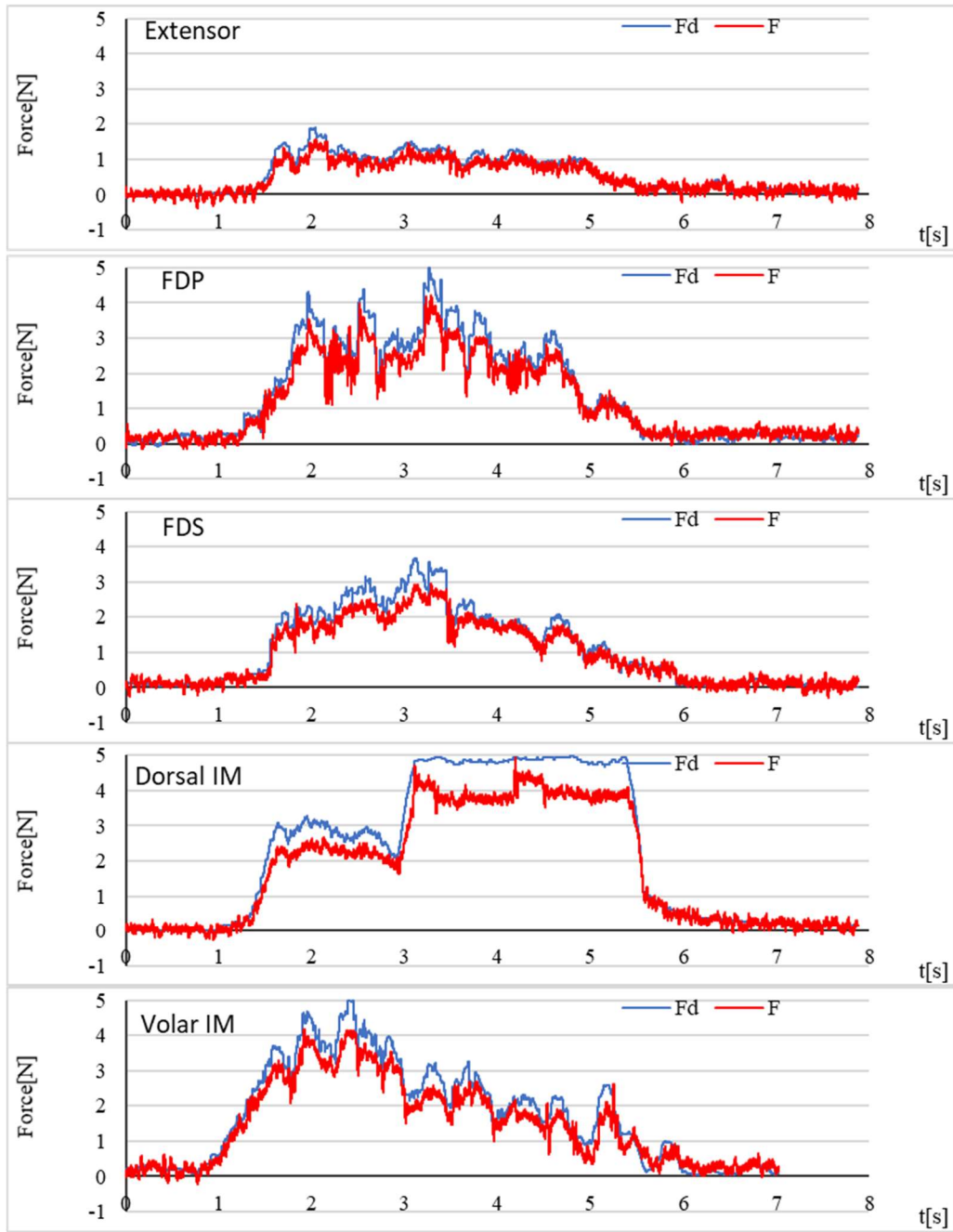


図 AP-2 motion3 の制御結果

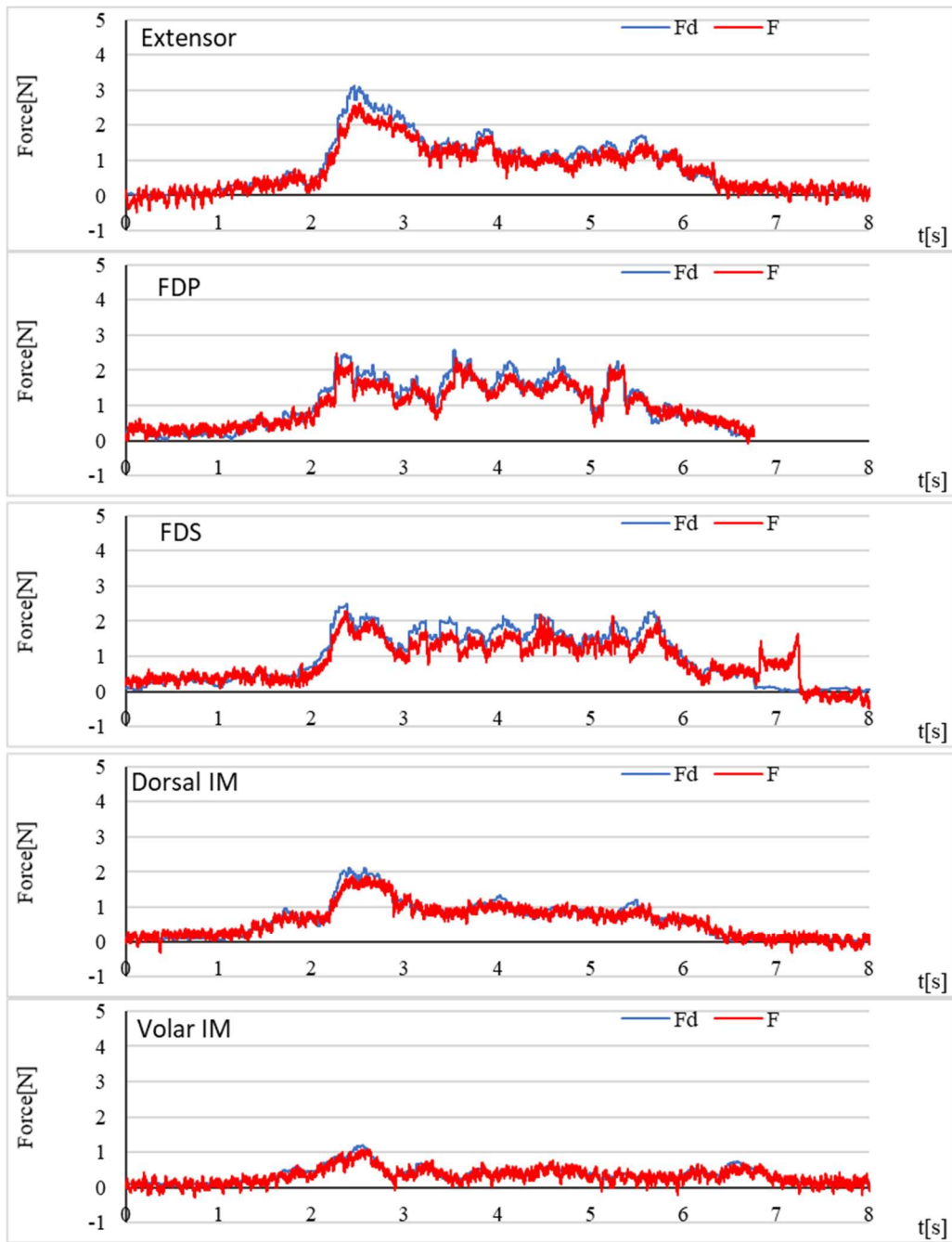


図 AP-3 motion4 の制御結果

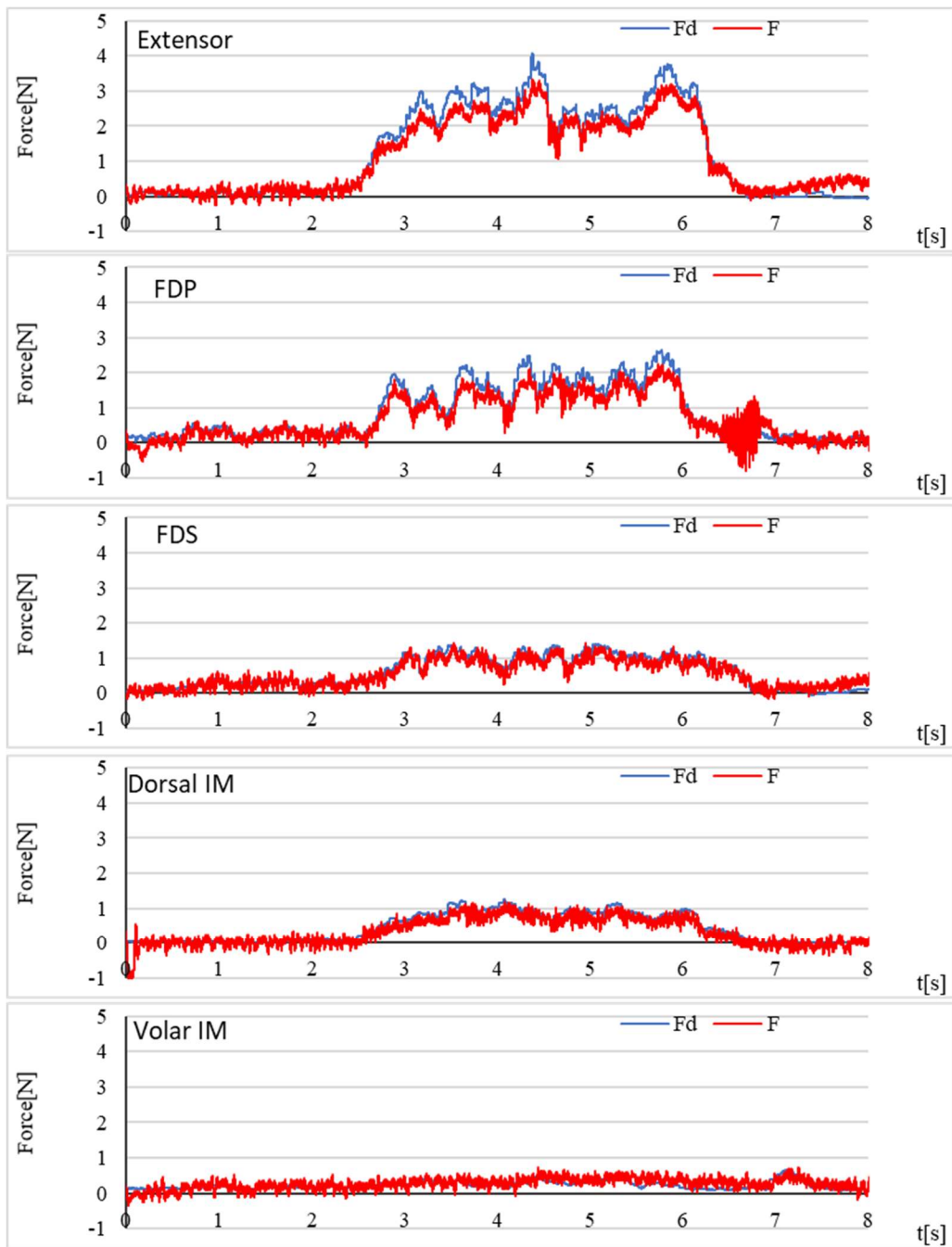


図 AP-4 motion5 の制御結果

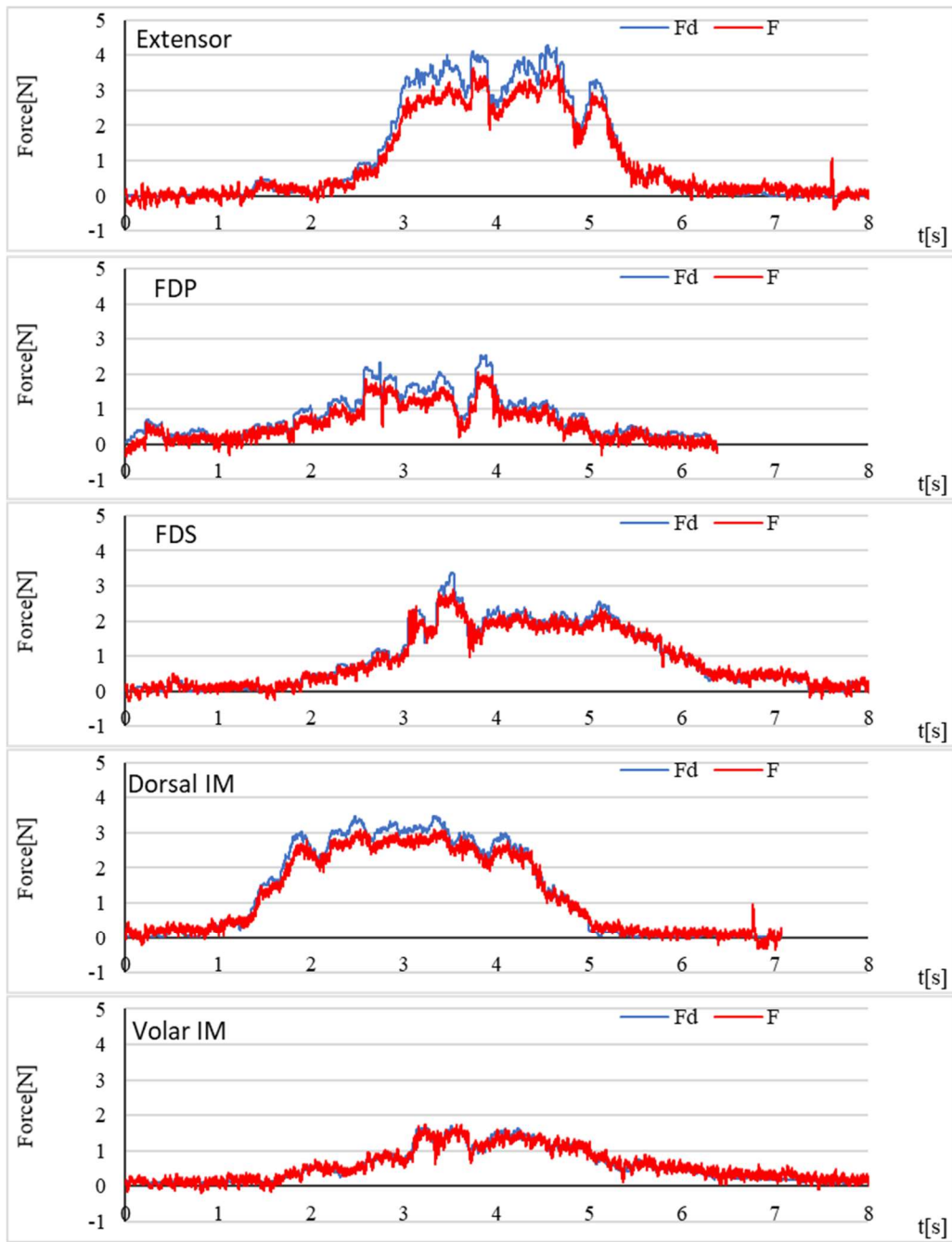


図 AP-5 motion6 の制御結果

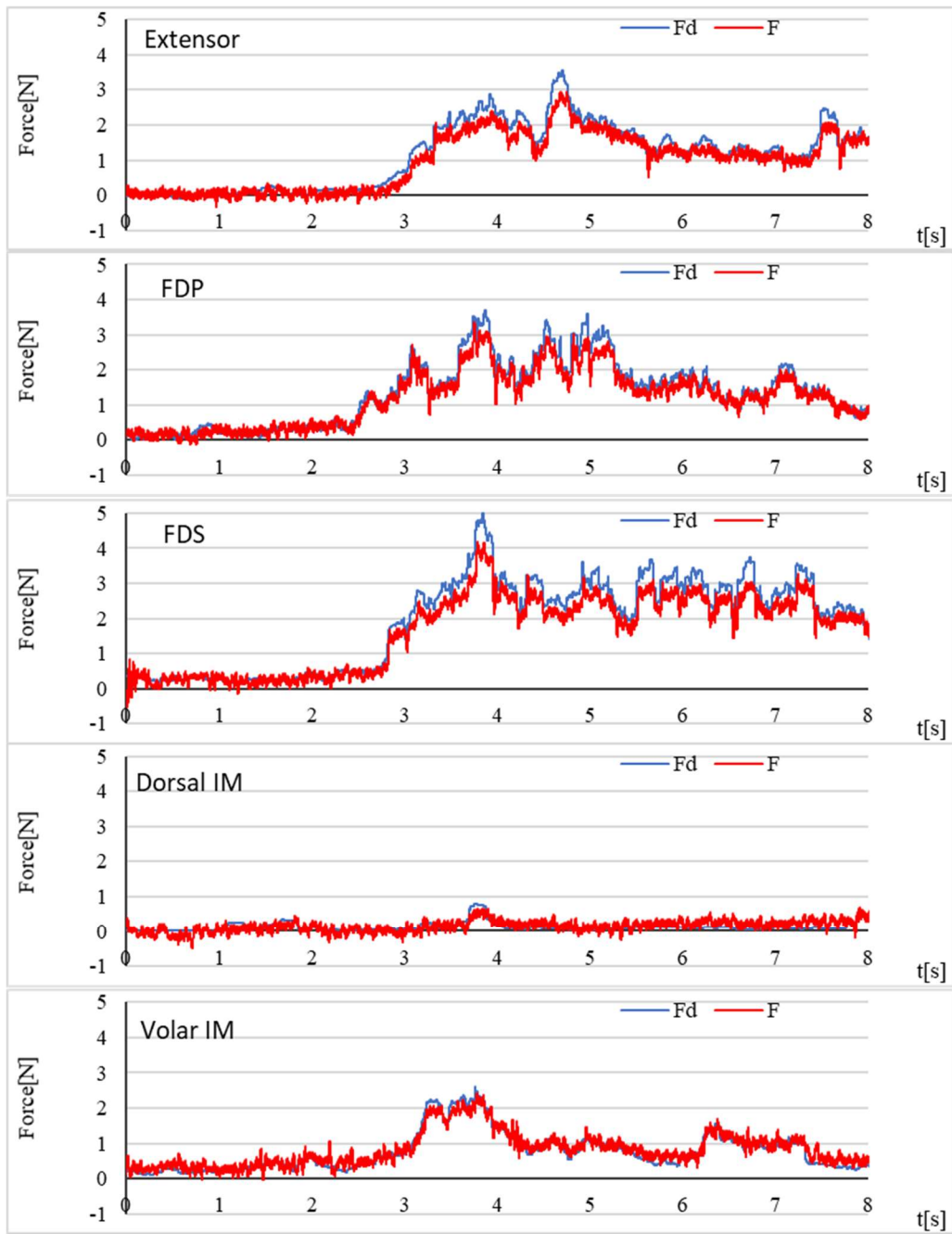


図 AP-6 motion7 の制御結果

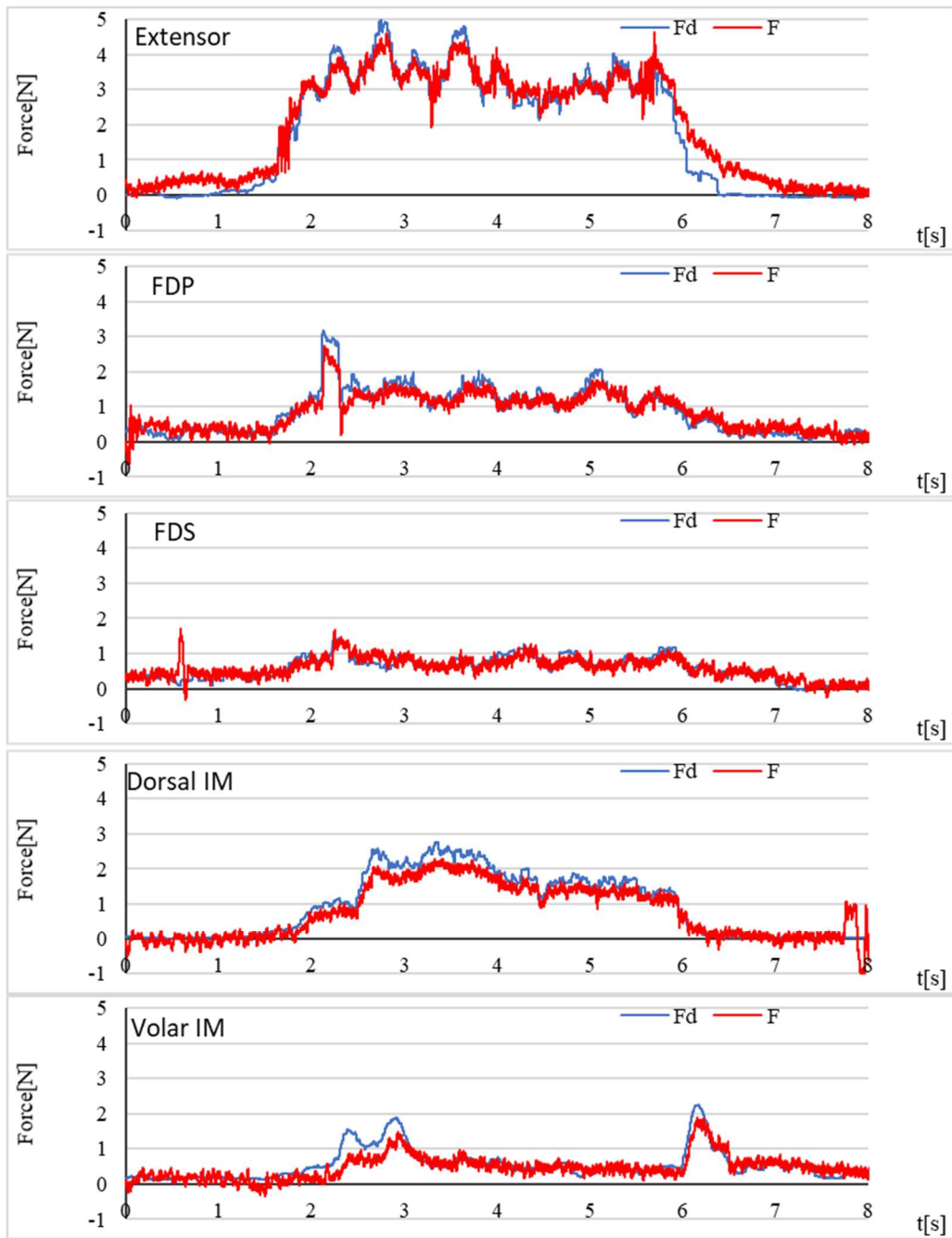


図 AP-7 motion8 の制御結果