



Title	ヒトを規範としたロボットハンドに関する研究
Author(s)	白藤, 翔平
Citation	大阪大学, 2014, 博士論文
Version Type	VoR
URL	https://doi.org/10.18910/50565
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

<https://ir.library.osaka-u.ac.jp/>

The University of Osaka

ヒトを規範としたロボットハンドに関する研究

提出先 大阪大学情報科学研究科

提出年月 2014 年 7 月

白 藤 翔 平

研究業績目録

I. 学術論文

1. Shouhei Shirafuji, Shuhei Ikemoto, and Koh Hosoda. Development of a tendon-driven robotic finger for an anthropomorphic robotic hand. *The International Journal of Robotics Research* 33(5):677-693, 2014.
2. Shouhei Shirafuji and Koh Hosoda. Detection and prevention of slip using sensors with different properties embedded in elastic artificial skin on the basis of previous experience. *Robotics and Autonomous Systems* 62(1):46-52, 2014.

II. 国際会議

1. Shouhei Shirafuji, Shuhei Ikemoto, and Koh Hosoda. Tendon Routing Resolving Inverse Kinematics for Variable Stiffness Joint. In *Proceedings of IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, 2014.
2. Shouhei Shirafuji, Shuhei Ikemoto, and Koh Hosoda. Trajectory Control Strategy for an Anthropomorphic Robotic Finger. In *Proceedings of The 3rd International Conference on Biomimetic and Biohybrid Systems (Living Machines)*, 2014.
3. Kazuya Yanagisawa, Shouhei Shirafuji, Shuhei Ikemoto, and Koh Hosoda. Anthropomorphic Finger Mechanism with a non-elastic Branching Tendon. In *Proceedings of International Conference on Intelligent Autonomous Systems (IAS)*, 2014.
4. Shouhei Shirafuji, Shuhei Ikemoto, and Koh Hosoda. Design of An Anthropomorphic Tendon-Driven Robotic Finger. In *Proceedings of IEEE International Conference Robotics and Biomimetics (ROBIO)*, pages 372-377, 2012.
5. Shouhei Shirafuji, Shuhei Ikemoto, and Koh Hosoda. Tactile Sensitivity Modulation of Elastic Skin by Change of Grasping Force. In *Proceedings of The 5th Interna-*

tional Symposium on Adaptive Motion of Animals and Machines (AMAM), pages 95-96, 2011.

6. Shouhei Shirafuji and Koh Hosoda. Detection and Prevention of Slip Using Sensors with Different Properties Embedded in Elastic Artificial Skin on the Basis of Previous Experience. In Proceedings of The 15th International Conference on Advanced Robotics (ICAR), pages 459-464, 2011.
7. Kenichi Narioka, Ryuma Niiyama, Yoichi Nishigori, Yoshito Ikeuchi, Kosuke Masuda, Fumiya Kannou, Shuhei Ikemoto, Keita Ogawa, Shouhei Shirafuji, Nagisa Koyama, Keiko Suzuki, Kazutoshi Tanaka, Masatoshi Higashida, Soichiro Moriyama, Yousuke Inoue, Koh Hosoda, and Yasuo Kuniyoshi. Enhanced Design of a Pneumatic Artificial Muscle for Musculoskeletal Robot. The IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA), 2011.

III. その他の研究会等発表論文

1. 白藤翔平, 池本周平, 細田耕. 腱駆動における腱逆機構を用いた剛性の独立制御. ロボティクス・メカトロニクス講演会, 2014.
2. 柳沢和哉, 白藤翔平, 池本周平, 細田耕. 非伸縮分岐腱をもつ2関節ロボットフィングの開発. ロボティクス・メカトロニクス講演会, 2014.
3. 白藤翔平, 池本周平, 細田耕. 非伸縮分岐腱による関節の連動駆動. 第19回創発システム・シンポジウム, 2012.
4. 白藤翔平, 池本周平, 細田耕. ヒトの筋腱構造を模したロボットフィング機構の提案. 日本ロボット学会第30回記念学術講演会, 202-4, 2012.
5. 白藤翔平, 池本周平, 細田耕. ヒトの筋腱構造を模したロボットフィング機構. 第18回創発システム・シンポジウム, 2012.
6. 白藤翔平, 池本周平, 細田耕. 虫様筋を模した機構を有するロボットフィングの開発. ロボティクス・メカトロニクス講演会, 1A2-H01, 2012.

7. 白藤翔平, 岩瀬智紀, 細田耕. 多様な受容器をもつ柔軟なロボットハンドによる滑らない把持の学習. ロボティクス・メカトロニクス講演会, 1A1-F09, 2010.
8. 岩瀬智紀, 白藤翔平, 細田耕. リカレントニューラルネットワークを用いたロボットハンドによる動的センシング. ロボティクス・メカトロニクス講演会, 1A1-C20, 2010.
9. 白藤翔平, 岩瀬智紀, 細田耕. 多様な受容器をもつ柔軟なロボットハンドによる滑らない把持の学習. 身体性認知科学と実世界応用に関する若手研究専門委員会 (ECSRA) 第8回研究会, B-5, 2010.

IV. 受賞歴

1. 白藤翔平, 池本周平, 細田耕. ベストポスター賞. 第19回創発システム・シンポジウム, 2012.
2. 白藤翔平, 池本周平, 細田耕. 優秀ポスター賞. 第18回創発システム・シンポジウム, 2012.

内 容 梗 概

ロボットハンドの研究の歴史は長く、その基礎技術は既に確立されつつある。しかし、既存のロボットハンドはヒトの手の巧みなマニピュレーションに比べると未だに大きく劣っているのが現状である。既存のロボットハンドの多くが、様々な局面に対して適応的にロボットハンド自身やそれに接触する環境との間で運動を計画、実行するには、複雑な計算が必要になるのに対して、ヒトの手の運動では身体や神経系を通した形態学的演算が複雑な計算を肩代わりしている事実がその背景にはあると言われている。そこで、ヒトが持つ機構、またはその機構によって生じる性質をロボットハンドに忠実に再現し、その形態の持つ意味を明らかにするとともに、それを利用した制御が従来のロボット工学における手法よりも計算量や、その適応性の面で優位であることを示すことを本論文の目的とする。

形態学的演算は、ヒトの手に関する系の様々な段階に存在していると考えられる。その例が、ヒトの柔軟な皮膚による指先情報の多元化と、その中のセンサを通した指先の情報のフィードバックや、ヒトの手の筋腱構造を通した、筋の運動から指の運動への複雑な変換機構などが考えられる。

本論文では、このような機構や機能をそれぞれロボットハンドのセンシング機構、ロボットハンドの駆動機構として再現することを試みる。また、ヒトの手を再現したロボットハンドを実現する上で、ロボットの制御もまたヒトの機構や機能を踏まえたものであることで、従来よりも優れたロボットハンドを実現できる可能性がある。そこで、本論文ではヒトの運動で重要な性質である可変な関節剛性や、筋腱の性質を踏まえた軌道調整制御手法についても研究を行う。

本論文は全6章で構成され、第1章ではロボットの現状について簡単に紹介するとともに、ヒトの機構や機能と比較し、本研究の目的と内容を紹介することで序論とする。

第2章では皮膚の柔軟さという形態にから得られる豊富なセンシング情報の利用方法を提案する。2種類の分布型センサ素子を含む柔軟な人工皮膚の製作と、皮膚の変形から滑りの発生を予測することによる、把持力の調整タスクの実現について述べる。まず、振動を検出することのできるフィルム状のポリフッ化ビニリデン (PVDF)、皮膚の変形を計測するひずみゲージというセンサ素子を多数、埋め込んだ柔軟な人工皮膚を製作し、これを

ロボットハンドの表面に取り付ける。PVDF フィルムで把持物体の滑りの発生を検出するとともに、その際の皮膚の変形を多数のひずみゲージで計測し、滑りの発生の際の皮膚の変形パターンを捉える。このパターンを機械学習させることで事前に滑りを予測し、微々たる滑りさえも防ぐ手法を提案する。ここでの提案手法のポイントは出力の単純な PVDF フィルムの出力をキーとし、より複雑な、柔軟皮膚の変形のパターンを学習するという、単純な事象から複雑な事象の検出への連鎖にある。

第3章ではヒトの指の構造を忠実に再現した腱駆動ロボットフィンガの開発と運動学解析手法の提案について述べる。ここではヒトの指における生体工学のモデルを基に、ロボット工学における従来の腱駆動機構では再現が困難であったヒトの構造を、その運動学的性質を保つように再構築する手法を提案することで、ヒトの運動における腱を通した筋と関節の関係を忠実に再現したロボットフィンガを開発する。また、結果的に生じる途中に分岐点をもつ腱を有する腱駆動機構の運動学解析手法についても扱い、開発したロボットフィンガの制御を実現する。ヒトの機構を再現したロボットフィンガでは、その形態によって自由度の変化という現象が生じる。この現象の観点から軌道生成やマニピュレーションなどに対して、ヒトの身体構造がロボットにとっても利点の多い構造であることも示す。

第4章では、腱駆動機構において容易な関節剛性調整を実現する機構の設計手法について述べる。ヒトの手の運動で重要な性質の1つが関節剛性の調整である。腱駆動機構で機械的に関節剛性を変化させる場合には、ヒトの筋のような弾性係数とその長さ、または付加されている力に依存して変化する要素を腱の間に置き、これら複数の弾性要素の長さを同時に調整することで機構の内力だけを上昇させ剛性を変化させる。しかし、関節位置と内力との関係の複雑さにより、運動中にこれを調整することは容易ではない。そこで、この複雑な関係をあらかじめ解消する構造をロボットとアクチュエータの間に設けることで、容易に関節位置と剛性の制御を独立に扱うことのできる機構の設計手法を提案する。

第5章ではヒトの運動特性に基づくロボットフィンガの軌道調性手法について述べる。ここでの研究ではヒトの指の運動特性を解析することで、よく知られる指の典型的な軌道に対して、ヒトの筋腱構造つまりそのの形態の果たす役割について運動学的に解析する。ここでの結果を実際に第3章で開発したロボットフィンガに適用し、ヒトの運動特性を保ちながら機能ごとにアクチュエータを分離する手法や、運動計画が簡単化など、その形態

の持つ利点について考察，実証する．

最後に，第6章ではこれらの結果をまとめるとともに，今後の課題について議論する．

目次

第1章 序章	1
1.1 研究背景	1
1.2 研究の目的と内容	4
1.3 本論文の構成	6
第2章 柔軟な皮膚を介したセンシング手法	9
2.1 まえがき	9
2.2 センサ系の構成	13
2.2.1 柔軟な人工皮膚と2種類のセンサ素子	13
2.2.2 ロボットハンド	14
2.2.3 制御システム構成	16
2.3 PVDF フィルムを用いた滑りの検出	16
2.4 ひずみゲージで計測された皮膚の変形パターンの学習	19
2.4.1 提案手法における機械学習アルゴリズム	19
2.4.2 学習による把持力の調整	22
2.5 議論とまとめ	24
第3章 ヒトを規範とした腱駆動ロボット機構	31
3.1 まえがき	31
3.2 ヒトの指のモデル	34
3.3 ロボットフィンガの設計	37
3.3.1 虫様筋の腱配置の再構成	37
3.3.2 非線形な変化をするモーメントアームを実現する機構	41
3.3.3 プーリの大きさの調整と他の筋の設計	46

3.4	運動学解析	50
3.4.1	腱駆動機構に対する一般的な解析手法	50
3.4.2	非伸縮な分岐腱を持つ場合の運動学解析手法	51
3.4.3	分岐腱を含む腱駆動機構の力の解析	61
3.5	ロボットフィンガの開発と実際の制御による検証	65
3.6	議論	75
第4章	関節剛性の独立した制御	81
4.1	まえがき	81
4.2	逆腱機構	83
4.2.1	1自由度マニピュレータの場合	83
4.2.2	2自由度もしくは多自由度マニピュレータの場合	86
4.3	1自由度マニピュレータにおける実験	90
4.3.1	逆腱機構の設計	91
4.3.2	可変関節剛性の実験	92
4.4	議論とまとめ	94
第5章	ヒトの筋骨格構造の特性に基づくロボットフィンガの軌道制御	99
5.1	まえがき	99
5.2	ヒトの腱骨格構造に基づいた軌道制御手法	100
5.3	ヒトの筋腱構造を再現したロボットフィンガの軌道制御	107
5.4	議論とまとめ	108
第6章	結論	113
	謝辞	119
	付録A 腱駆動機構におけるトルクと腱張力の関係	121
	参考文献	123

第1章 序章

1.1 研究背景

ロボットという言葉が、1920年に作家チャペックによって労働を意味する言葉をもとに生み出され、既に1世紀近くが過ぎている。この言葉が最初に登場するより以前の16世紀頃から義肢の分野などでは、人工的な部品、機械要素の組み合わせでヒトと同等な動きをする機械を作る試みは行われており、その歴史は長い。現在、ロボットの研究はロボット工学という名のもと、工学における1つの主要な分野として扱われるまでになっている。また、ロボット工学で扱う領域も広がり続け、今ではロボットを構成する剛体の力学に関する基礎的な数学的解釈の研究 [96, 55] から、生体を人為的に制御するサイボーグの研究 [92] までもを含む、非常に多岐にわたる学際的な学問の分野になっている。

その一方で、チャペックがその戯曲の中で想像したような、ヒトが日常的に行なう様々な仕事を一手に引き受けてくれるロボットは未だ存在していない。このようにヒトと同じ仕事を、ヒト型のロボット、いわゆるヒューマノイドがヒトと同じ生活環境で行なうのには、優れた移動とロボットに取り付けられたアームやエンドエフェクタを用いて物体を操作するマニピュレーションの能力が必要である。移動に関しては、ヒトと同じ2足による歩行の研究が近年盛んに行われている。ここ20年程のロボットが転倒しないように目標のゼロモーメントポイント (ZMP) を与えた上での制御の研究 [73] などを通して、非常に安定した歩行が可能なロボットが多く開発され、その技術は成熟しようとしている。そのため、ヒューマノイドの研究は、今後数十年は「巧みなマニピュレーション」に関する研究、特にロボットハンドによるマニピュレーションの研究が主流になると考えられる。

ロボット工学におけるマニピュレーションの研究の歴史は、歩行のそれよりも長い。それにも関わらず、歩行に比べ未だに様々な研究の余地がある理由は、マニピュレーションに際して要求される、ヒトのような巧みさという指標の難しさにある。ベルンシュタイン問題 [9] として知られるように、ヒトの腕や手の持つ巧みさを実現するには、様々な状況

に対して臨機応変に対処する系の汎用性が求められる。その結果として、複雑な系を予め用意しておく必要があり、扱う問題が複雑になるのである。ロボットのマニピュレーションや移動を実現するための技術は大別すると、以下のようになる。

1. 知能

ロボットアームやロボットハンドの運動を計画し、計画された運動を実現する制御指令を計算し、フィードバックを用いながら実際にロボットを制御する技術。

2. 運動

制御信号を受け、実際の環境への作用へと変換する機構やアクチュエータを設計、モデル化する技術。

3. 感覚

センサを用いて、ロボット自身に実際に生じている現象や、環境と相互作用した結果生じる現象を捉え、自身の身体やそれと干渉する環境に関する情報を得る技術。

巧みなマニピュレーションを実現するには、これらの技術によって実現された能力が十分に高いレベルにあるとともに、特定の状況に依存するのではなく、様々なタスクに対して臨機応変に対応できる適応的なものである必要がある。

ロボットハンドやロボットアームを含みロボットが物体を操作するときに用いる、現在一般的なロボットマニピュレータにおいて、前述のそれぞれの技術が担う処理を簡単な例で表すと図1.1のようになる。関節ごとにモータが取り付けられた一般的な n 自由度ロボットマニピュレータを用いて空間運動における剛体であるエンドエフェクタの最大で6次元の目標速度 $\dot{\mathbf{x}}_d \in \mathbb{R}^6$ と目標力 $\mathbf{f}_d \in \mathbb{R}^6$ を実現したいとする。ここで \mathbb{R} は実数空間である。その場合にはまず、これらの目標値と計測された現在のマニピュレータの空間座標系における状態 $\dot{\mathbf{x}}_m \in \mathbb{R}^6$, $\mathbf{f}_m \in \mathbb{R}^6$ や局所座標系における状態 $\dot{\boldsymbol{\theta}}_m \in \mathbb{R}^n$, $\boldsymbol{\tau}_m \in \mathbb{R}^n$ から関節角度 $\dot{\boldsymbol{\theta}}_d \in \mathbb{R}^n$ やトルク $\boldsymbol{\tau}_d \in \mathbb{R}^n$ の指令値を算出する。つまり、ここで表した全ての状態量を全て用いて表すと、 $g_{int} : \mathbb{R}^{24+2n} \mapsto \mathbb{R}^{2n}$ という写像が、ここでのロボットマニピュレータの知能に当たる。

この指令値から関節軸上に取り付けられたモータを駆動した結果、各関節で運動 $\dot{\boldsymbol{\theta}}_a \in \mathbb{R}^n$ やトルク $\boldsymbol{\tau}_a \in \mathbb{R}^n$ が生じ、これらがロボットを構成する剛体リンクなどの機構を通して

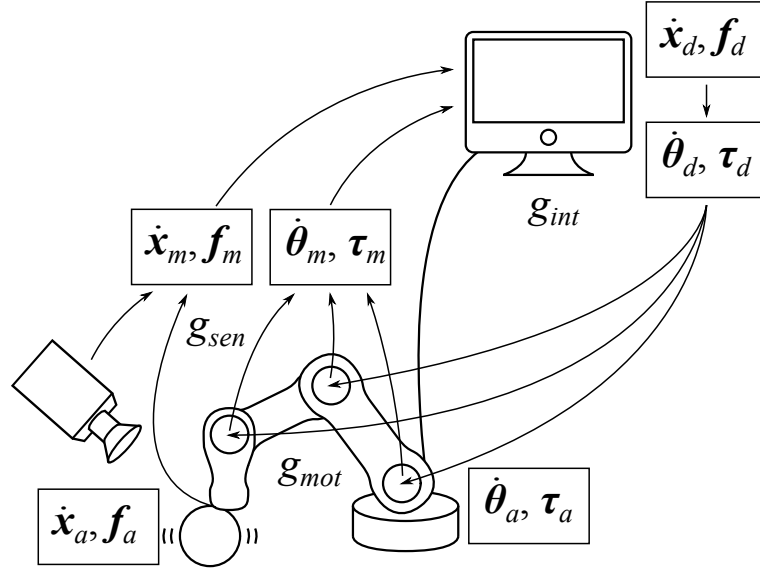


図 1.1: 一般的なロボットマニピュレータの制御の例

対象の点に運動 $\dot{x}_a \in \mathbb{R}^6$ や環境との間の力 $f_a \in \mathbb{R}^6$ を生じさせる．この写像 $g_{mot} : \mathbb{R}^{2n} \mapsto \mathbb{R}^{2n} \mapsto \mathbb{R}^{12}$ がここでのロボットマニピュレータの運動である．

最後にこれらのロボットマニピュレータの内外の状態量を，マニピュレータ上に取り付けられたセンサや外部のカメラなどで計測する．これらの計測された状態量 \dot{x}_m, f_m や $\dot{\theta}_m, \tau_m$ をフィードバックする．このときの実際の状態量と計測された状態量の間の写像 $g_{sen} : \mathbb{R}^{12+2n} \mapsto \mathbb{R}^{12+2n}$ が，このマニピュレータの感覚である．

一般的なロボット工学では，ロボットマニピュレータの運動や感覚に関する写像， g_{mot} や g_{sen} は可能な限り簡潔なものになるよう，設計するのが常であり，加えて，アクチュエータやセンサの数の限界から，先の例のように必ずしも多くの状態量の全てを扱えるわけでもない．その結果，ヒトのような運動を様々な局面に対して適応的にロボットマニピュレータが計画，実行する際には，ロボットの知能がそのほぼ全てを負担し，写像 g_{int} の構造やその計算は非常に複雑になる．

一方，ヒトの運動や感覚を生じさせる，筋骨格構造や感覚器官は非常に複雑な構造を持っていることが知られている [75]．例えば，図 1.2 に示すように，手の指の運動は関節が独立に制御されるわけではなく，脳から送られる指令が筋を駆動させ，更にその運動が腱を通して関節に伝わることで結果的な運動や力が生じる．つまり，脳は $g_{code} : \mathbb{R}^{2n} \mapsto \mathbb{R}^m$ のように m 本の筋に対しての指令へと運動指令を変換し，その後，筋の作用が腱を通して関節

の作用へと変換される $g_{ten} : \mathbb{R}^m \mapsto \mathbb{R}^{2n}$ のような写像が、先の一般的なロボットの構成の間に存在するものと考えられる。また、その結果生じる指の表面での現象は、皮膚という非線形弾性要素を通して皮膚の中にある種々のセンサに伝わることで、その現象に関する情報が脳へとフィードバックされる。つまり、現在の状態量が s 個の分布する受容器によって、いったん $g_{mus} : \mathbb{R}^{12+2n} \mapsto \mathbb{R}^s$ のように変換された上で、脳などで $g_{dec} : \mathbb{R}^s \mapsto \mathbb{R}^{12+2n}$ のようにデコードされる。実際にヒトの脳内でどのような内部表現が用いられているかに関しては定かではないが、このような身体や神経系の構造を通すことによってより生じる新たな写像 $g_{mus} \circ g_{mot}$ や g_{skin} の複雑さが、 g_{int} に頼る、従来のロボット工学における複雑な知能の役割の一部を請け負っている可能性がある。身体を通したこのような演算は形態学的演算と呼ばれ、これを積極的にロボットに用いることでロボットの情報処理の系を簡単にしようという試みが一部の研究では行われている [97]。例えば、Iida and Pfeifer [64] はロボットの移動の研究において研究において身体の弾性がロボットと地面との間で上手く作用することで、簡単な制御で高速な四足歩行を実現できることを主張している。このような考えは、マニピュレーションの研究でも用いられることがあり、Yokoi et al. [131] はロボットハンドの構造を工夫することで、簡単なアクチュエータの駆動で対象の物体の形状に合わせた把持を実現している。後の章でもこの仕組みについて触れるが、これは馴染み把持と呼ばれ、身体の構造が複雑な計算を肩代わりする1つの例といえる。しかし、ヒトの手で行われる形態学的演算は、このような単純な事象に留まらず、より複雑な事象に対しても生じている可能性がある。これを明らかにするには、ヒトの手の機構を注意深くロボット工学の観点から捉える必要がある。

1.2 研究の目的と内容

このような背景を踏まえ、本研究では形態学的演算を考えることで巧みなマニピュレーションの実現を目指す。ヒトの身体における筋骨格系や神経系が持つ機構や、これらの機構によって生じる性質をロボットハンドに再現し、それらを上手く利用した制御が従来のロボット工学における手法よりも計算量や、その適応性の面で優れていることを示すことを本研究の目的とする。本論文で扱う内容は、先の議論で述べたロボットのマニピュレーションを実現するための3つの技術に対応させ、以下のように3つに区分する。

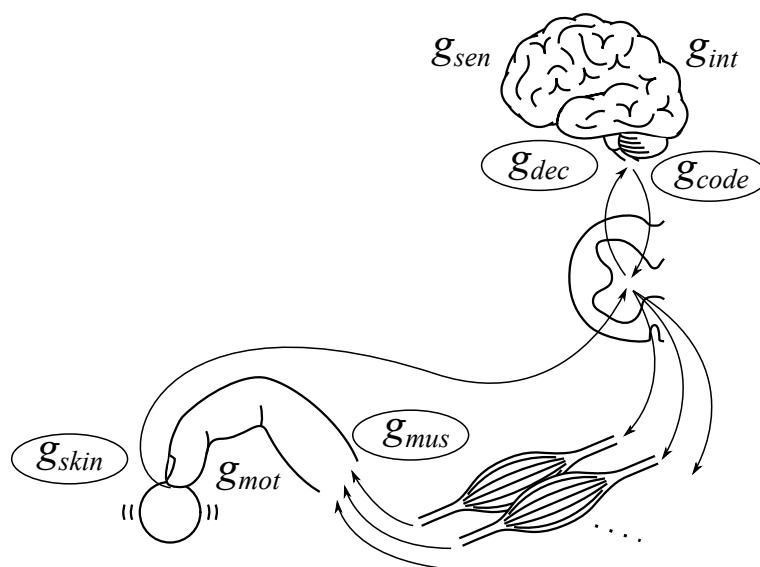


図 1.2: ヒトの身体と神経系の介在

1. 柔軟な皮膚を介した指先情報のセンシング手法 (感覚)

従来のロボットの表面からのセンシングは正確な状態量を取り出しモデル化が容易になるように、つまり g_{sen} の形式が簡単になるように、単純な構造かつ硬いセンサをロボットの表面へ取り付けた実装のもと研究が行われることが多かった [41]. ここでは前述のようにヒトの皮膚の柔軟さが、ヒトがマニピュレーションを行っている際に、環境との作用で皮膚の振動や変形といった様々な現象を生じさせていることに着目する. このような皮膚の柔軟さによって生じる、環境との相互作用の結果生じる現象を観測することで、少ないセンサ数でも、多くの情報を得ることが出来る. これは、ヒトのセンシングにおける形態学的演算の1つと考えることが出来る. 一方で、皮膚の柔軟さはセンサ系のモデル化や得られる情報の処理が難しくする. そこで、ヒトの触覚受容器の性質を参考にした性質の異なるセンサを用い、この特性の違いを上手く利用することで、この複雑さを克服し、柔軟な皮膚によって生じる情報をロボットハンドのマニピュレーション利用する手法の提案を行なう.

2. ヒトと同等な腱駆動ロボット機構の設計 (運動)

ヒトの手に関する解剖学、生体工学における研究から既に明らかになっている手の筋腱構造をロボットハンドへと適用し、ヒトの手に非常に近いロボットハンドの設計手法を提案するとともに、ヒトの手の機構を再現したロボットハンドの開発を

目指す。このような腱を通して関節を駆動する機構は、ロボット工学では腱駆動機構として区分されるが、スタンダードな腱駆動機構に対して、ヒトの構造の一部は非常に特殊な構造を持っている。ヒトの持つ特殊な機構が、その運動の制御を形態学的に簡単にしているのではないかという仮定のもと、機構の持つ意味をロボット工学、特にこの腱駆動機構の観点から明らかにする。加えて、それをもとに実際にロボットハンドの指を開発する。

3. ヒトの運動特性に基づくロボットハンドの制御の提案 (知能)

前述のように一般的なロボット工学において、写像 g_{int} は関節ごとに運動や力が計画、制御されるものであった。これに対して、ヒトの運動で観測される運動はその先のヒトの筋腱構造の特性、先の議論で言う g_{mus} の性質に基づき、計画、制御されている。そこで、ヒトの運動において観測される特性をロボットの制御に取り入れることで、新たな観点からロボットハンドの形態を有効に利用した制御手法の設計を目指す。これまでにヒトの運動の内部表現や運動計画の謎を解き明かすため、様々な計測が行われてきた。ヒトの運動解析において、特徴的であり重要であると言われている性質が、運動において様々に変化する関節の剛性、つまり身体の変な柔らかさである。また、生成される運動のパターンに対してどのように効率的に筋が駆動されているかというのも重要な議題である。本論文では、これらの重要な2つの題目を分けて扱い、これら主要なヒトの特性をそれぞれどのようにロボットに適用し、利用するかについて考える。

1.3 本論文の構成

本論文は全6章で構成される。本章に続く、第2章では柔軟な皮膚とその中に分布する2種類のセンサを用いた把持力制御手法について提案および検証を行なう。そのなかで、まず既存のロボットマニピュレータのセンシング方法や把持力制御手法について紹介するとともに、その問題点と、ここで提案する解決方法について述べる。続いて、開発した柔軟な皮膚と種類の異なる分布型センサを含むセンサ系について説明する。そのうえで、提案手法である、PVDF フィルムの特性を用いた把持物体の滑りの検出と把持力の調整、およびその出力をきっかけとしたひずみゲージによって計測される皮膚の変形のニューラ

ルネットワークによる学習，滑りの発生の予防について詳しく述べる．また，この手法を検証する実験も並列して行い，最後にこの手法について議論するとともにまとめる．

第3章ではヒトの筋腱構造を再現したロボットの機構について扱う．この章では，はじめにこれまでに開発されている様々なロボットハンドについて紹介するとともに，ヒトの筋腱構造を再現することで期待される利点，および実現する上でも問題点について述べる．次に，これらの問題点を踏まえた上での，ヒトの筋腱構造を腱駆動機構として再現する際の設計手法およびそのような機構の解析方法について提案する．また，実際にこれらの設計手法や解析をもとに平面3自由度のロボットフィンガを開発するとともに，これを実際に制御することで提案手法の検証を行なう．この章の最後には，これらの手法に関して議論するとともに，ヒトの筋腱構造を再現した機構がロボットマニピュレータにもたらす利点に関して考察し，まとめる．

第4章では腱駆動機構に容易な関節剛性の調整を位置制御と独立に行なうための機構の設計手法を提案する．はじめにロボット工学で現在用いられている剛性調整について簡単に紹介し，腱駆動機構と関節剛性調整との関係および，その問題点を述べる．そのうえで，実際に具体的な例を挙げながら，提案する関節剛性調整機構の設計手法について説明する．また，実際に1自由度で非線形なモーメントアームの大きさの変化が生じる腱駆動機構に対して，この関節剛性調整機構を実装し，実際に駆動することで，その実用性を検証する．最後に，提案手法について議論するとともに今後の課題に触れ，これをまとめる．

第5章ではヒトの指の運動における軌道と，各筋の関節トルクベクトルとの関係を解析することで，ヒトの筋腱構造を再現したロボットフィンガの軌道制御に関する手法を提案する．また，この提案手法を用いて，第3章で開発したロボットフィンガの軌道を調整することで，ヒトのキータイピング運動を再現し，その結果生じる運動を検証する．この章の最後には，この提案した軌道調整手法に関して，今後の課題も含め議論するとともに，これをまとめる．

第6章ではこれらの結果をまとめるとともに，今後の課題について議論し結論とする．なお，主に第2章は文献 [105]，第3章は文献 [106]，第4章は文献 [107]，第5章は文献 [108] で公表した結果に基づき論述する．

第2章 柔軟な皮膚を介したセンシング 手法

2.1 まえがき

操作対象の物体やその物体が置かれた環境が特定されていないなかで巧みなマニピュレーションを実現することは、ロボットの分野にとって大きな試みである [77]. 触覚はヒトが物体を操作する上で重要な役割を持つ. 例えば, 触覚情報なしでは物体を安定して把持し続けることすら難しい [126]. 同じように触覚情報は優れたロボットのマニピュレーションを実現する上での手がかりであり, 近年盛んに研究が行われている [41]. そのなかで, 把持した物体が滑り落ちないように, かつ過度な力を出さないようにする把持力の制御は主要な課題の1つであり, ロボットの触覚フィードバックの性能の尺度となるタスクである. これを実現するための最も直感的な手法として, ロボットの内部や表面に最大で6方向の荷重を測定する荷重計のような装置を取り付け, 自身の出す力や物体の重さを計測するものが考えられる. しかし, このような装置は大きな空間を必要とする. 加えて, 通常のロボットや荷重計の表面は硬いため物体との接触状態にこれらの計測値は大きく影響を受け, これを解決するためにロボット表面の測定点を増やしたり, 物体のモデル化や姿勢の計測を厳密なものにする必要がある. また, 万が一に発生した滑りの検出などには別のセンサを必要とする. 一方で, ヒトは指先に柔軟な皮膚を有しているが, これによって物体との間での事象は全て皮膚の変形という情報に変換されたのちセンシングされる. 柔軟な皮膚は, 硬い表面に比べ様々な接触状態における多くの荷重方向に対する情報を自身の変形を通して伝達し, 物体の滑りに合わせて振動を生じさせるなど, 多岐にわたる情報を一箇所のセンサに伝える役割を持つ. これは, センサを取り付ける空間の制限されたロボットにとっても非常に有用であり, 皮膚の柔軟さのもつこのような側面は一種の形態学的演算であると言える.

柔軟な皮膚の変形を通して、過度な把持力と把持物体が滑りだす把持力との間のバランスのとれた最適なロボットの把持力を求めるために、多くの手法がこれまでに提案されてきた。Howe and Cutkosky [60] が提案した手法が、その代表的なもの1つである。ロボットと把持物体の間に柔軟な皮膚が介在する場合、物体の相対的な移動は柔軟な皮膚の表面の特定の箇所が物体表面上の特定の箇所との固着を維持したまま皮膚の他の箇所が離れる、もしくは移動するといった現象と一切の固着が失われた状態での相対的な移動という2つの現象が遷移的に生じる。前者は「初期滑り」と呼ばれる。彼らの研究ではロボットのフレームの表面にゴムで出来た人工皮膚を取り付け、その中に振動の検出に用いられる圧電素子を設けることで、ロボットの表面と把持物体との間で生じるこの初期滑りを捉えるセンサ系が用いられている。彼らは初期滑りを計測し、把持力を調整を調整し、把持物体が滑り落ちるのを防ぐ手法を提案している。Tremblay et al. [117] は人工皮膚の加速度を計測するセンサを用いて初期滑りを計測するセンサ系を提案している。彼らはこの加速度センサが初期滑りに伴う振動を検出することができ、これを用いて把持力調整ができることを実証した。しかし、センサが単純に柔軟な皮膚の中に埋め込まれているという構造上、初期滑りが検出できるとはいえ、これが連続して続くと徐々に把持物体の位置が下がっていくため、ロボットとの間での把持物体の相対運動を完全に防ぐには不十分であった。

そこで、Yamada et al. [130] は人工皮膚に細かな突起を用意し、その中に圧電素子である、ポリフッ化ビニリデン (PVDF) のフィルムを埋め込むことで構造を工夫し、初期滑りを検出する能力の高さを示した。Canepa et al. [28] はタイル上に配置された高密度な PVDF を用意することで、ロボットにかかる法線方向とせん断方向の力を計測し、これをニューラルネットワークを用いた判別法で、初期滑りに伴う皮膚のひずみの解放を荷重の変化から判別することで初期滑りを検出する手法を提案している。Maeno et al. [90] は一定の間隔でひずみゲージがロボットの表面に対して法線方向に配置された人工皮膚を用いて、この皮膚と把持物体の間の固着領域(つまり、皮膚と物体が接している領域)を算出することで、部分的な初期滑りを検出する手法を用いている。しかし、これらのセンサ系はヒトと同じ大きさのヒューマノイドロボットのハンドに取り付けるには、サイズが大きい。加えて、これらの研究の多くのセンサ系は特定の接触状態を仮定し設計されており、結果的に汎用性に欠けてしまう。センサのサイズという観点から、把持物体の滑りの予防

の研究の中には前述のものと異なるアプローチとして、微小電気機械素子系 (MEMS) の技術を用いて極めて小さな装置で滑りを検出しようとする研究もある [8, 58]. これらの研究では柔軟な人工皮膚の下に多次元のミクロなセンサチップを設け、皮膚表面にかかる力を算出することで、把持物体との間の固着から滑りへの遷移を検出できることを示している. これらは非常に魅力的ではあるが、MEMS の技術は依然として用いることが難しく、非線形な弾性要素である柔軟な人工皮膚のモデル化や、それに基づく複雑な計算に対する負荷が大きい.

汎用性の低さや実装の難しさを踏まえて、Hosoda et al. [59] はセンサ系に汎用性を持たせながらも、サイズの小さな設計を目指して PVDF フィルムとひずみゲージがランダムに複数埋め込まれた人工皮膚を開発した. また、Tada and Hosoda [112] はカメラからの視覚情報を教師信号とし、滑りが生じた際のロボットの指先に取り付けられたこの人工皮膚の PVDF フィルムの値を、ニューラルネットワークで学習することで滑りによって生じる微小な滑りを捉えることができることを示した. これを用いて彼らは把持物体の重さを徐々に増加させたときに、滑りを検出し把持の力を増加させることが出来ることを実験で示した. しかし、ここでの滑りの防止の性能も十分なものとは言いがたい.

ここで紹介した手法は総じて局所的でミクロな滑りを捉えることで、全体的な滑りを予見するというものであった. 精確に初期滑りを捉えることができれば、全体的な滑りは防ぐことが出来る. このアプローチは事前に摩擦係数が既知でなくとも滑りを予測できるという利点があり、この手法は生物学的にももっともらしい [72]. これは逆に言うと、把持物体との接触状態の変化から精確に滑りの初期の段階を検出する必要があり、上述のように特化したセンサ構造、もしくは、非常に高密度で高い感度を持ったセンサ系が要求されることになる. 滑りの検出というタスクに囚われずに、これまでに開発された触覚センサを比較してみても、近年、優れた空間、時間密度を持つ様々なセンサが提案、開発されている [41] が、これらをヒトのサイズのロボットハンドに応用するのは、その大きさなどから容易ではない. 加えて、このようなセンサ系を持ったロボットハンドやエンドエフェクタが、把持物体の全体的な滑りを防ぐ場合、初期滑りから全体的な滑りへの遷移は、短い時間で生じる連続的な事象であるため、反応速度がシビアになる場合が多い. 安全にロボットのマニピュレーションを実行するためには、十分に早い段階で、滑りを予測する必要がある.

本章では人工皮膚の埋め込まれた多数のセンサ素子を用いて、把持力を制御し把持物体を安定に把持し続けることを目的とし、ロボットハンドが滑りを検出することで全体的な滑りを防ぎながらも、このような滑りの現象の経験を通して、人工皮膚の大域的な変形のパターンから滑りを予測する手法を提案する。Tada and Hosoda [112] の先行研究において、ひずみゲージはロボットハンドの動きの方向の識別にしか用いられていなかった。ここではランダムに埋め込まれ、分布するひずみゲージを人工皮膚の変形を計測することで滑りを予測するのに用いる。皮膚の変形はロボットハンドの出す力によって生じる法線方向の応力と、ハンドと把持物体との間の摩擦によって生じるせん断方向の応力によって生じる。法線方向の応力は滑りを防ぎながらも過度な力を出さないために、せん断方向の応力に合わせて変化させる必要がある。しかし、人工皮膚の非線形な弾性を始めとする様々な要因によって、これに埋め込まれたひずみゲージの出力から皮膚にかかる応力の状態を識別するのは困難である。そこで、ここで扱う手法ではニューラルネットワークによる学習を通して、このパターンの識別を形成し、把持力の制御に用いる。つまり、ニューラルネットワークに対する入力には人工皮膚の変形にともなう生じるひずみゲージの出力の集合であり、その出力はロボットハンドに対する運動指令となる。PVDF フィルムによって振動が計測されることで微小な滑りを感知すると、ひとまず物体の落下を防ぐために把持力を増加させると同時に、ニューラルネットワークが滑りの生じる瞬間のひずみゲージのパターンに対し把持力を増加させる出力を出すように、この皮膚の変形パターンを教師信号とし学習する。このように、経験を通してロボットは把持物体が滑り落ちることを防ぐために十分な皮膚の状態を自律的に学習し、把持力を調整することで過度な力を出すことなく、安定な物体の把持の実現を目指す。

なお、実際の多関節のマニピュレータでは把持力調整の際に把持の状態に合わせ、どの関節をどの様に駆動するかという複雑な問題が常に存在する。ヒトの場合も、精密把持と呼ばれる指先で物体を把持する状態では、把持物体の姿勢の変化が生じ得るため、センサ系が駆動系と密接な関係を持ち、センサ系単独のアルゴリズムで扱うのが難しい。一方で、把持物体の姿勢の変化などが生じにくく、安定な把持が保証された拘束系、例えばここで扱う握力把持と呼ばれるハンド全体の多点拘束系では、把持力の調整の際に憂慮すべきことは力の増減程度であり、1自由度の問題に集約される。本章では柔軟な皮膚によって生み出される豊富な情報を利用した汎用的な把持力制御手法を構築することのみに注

力するため、後述するように問題を複雑化するマニピュレータの駆動系に関しては、ほとんど留意しない。そのため、これを3章以降で扱う複雑なマニピュレータに用いるには、ここでの考えを更に発展させる必要がある。

以下では2.2節で、ロボットハンドに取り付ける人工皮膚とそこに埋め込まれたセンサ素子に関して説明するとともに、全体のシステム構成を紹介する。2.3節ではPVDFフィルムを用いた滑りの検出について、2.4節ではニューラルネットワークを用いたひずみゲージの出力による把持力の制御を提案し、実際の把持力制御の実験をおこなうことで、この手法を検証する。最後に2.5節でこの章で扱った提案手法について議論するとともに、この章をまとめ、今後の課題について述べる。

2.2 センサ系の構成

2.2.1 柔軟な人工皮膚と2種類のセンサ素子

図2.1に本章で行なう実験に用いる人工皮膚とロボットフィンガを示す。柔軟な人工皮膚はHosoda et al. [59]らの提案したロボットフィンガの指先部分における柔軟な皮膚を用いたセンシング機構を応用したものである。人工皮膚は2層から成る。内側の層は柔軟なウレタン樹脂(人肌のゲル、硬度0, エクシルコーポレーション)からなり、このウレタン樹脂は圧縮弾性率が 11.8 N/cm^2 とヒトの皮膚の柔らかさに非常に近い。皮膚の柔軟さは把持の安定性を増加させるのみでなく、ハンドと物体の間に生じる事象をセンサまで伝達する役割を持ち、センサから離れた場所で生じた事象も柔軟な皮膚を通すことで感知することが出来る。なお、内側の層は壊れやすく粘着性が強いので、これを比較的硬いウレタン樹脂(表面コート剤, HC-25, エクシルコーポレーション)の外側の層で覆っている。

内側の皮膚には4mm四方のフレキシブルな圧電素子センサであるPVDFフィルムが7個、ランダムに埋め込まれている。その表面に蓄えられた電荷がセンサに応力がかかった際に放電されるため、これを計測することで応力の変化を知ることが出来る。反対に、この性質は静的な応力を計測することを難しくしている。これと対照的に、変形することで電気抵抗が変化する導電線によって構成されるひずみゲージは、静的な応力を計測するのに都合が良い。そこで、人工皮膚にかかる静的な応力を計測するために、内側の人工皮膚にはひずみゲージ(KFG-1-350-C1-11, 共和電業)を8個、これもランダムに埋め込んで

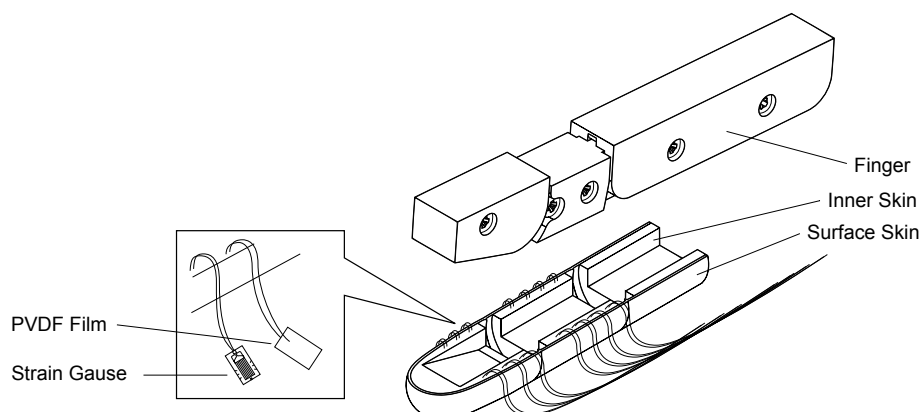


図 2.1: ロボットフィンガと 2 種類のセンサがランダムに埋め込まれた人工皮膚

いる。人工皮膚はこれらのセンサをヒトの指の形状の型に配置した後、ウレタン樹脂を流しこむことで成型している。提案手法において、PVDF フィルムは、滑りに伴う振動を捉えるのに、ひずみゲージは皮膚の変形のパターンを計測するのに用いる。また、2.3 節以降の実験ではヒトの示指と母指に当たるロボットのフィンガで物体の把持を行うが、センサは示指のみに取り付け、母指側にはセンサの埋め込まれていない人工皮膚を用いる。

2.2.2 ロボットハンド

マニピュレーションにおいて、そのロボットハンドの機構は非常に重要であり、注意深く設計することでマニピュレーションの難しさを大きく低減させることが出来る。これに関しては3章以降で詳しく扱う。ここではロボットのセンシングに焦点を当てるため、通常のロボットマニピュレータのように各関節を独立に駆動することはせず、独自に開発した劣駆動ロボットハンドを用いて一連の実験を行う。このロボットハンドの指のうち、母指に見立てた、4個の回転関節により構成される4自由度のロボットフィンガは、腱を通して6個のアクチュエータを用いて駆動される。つまり、母指は各関節を独立に駆動するのに十分な数を持ち、これに関しても3章以降で扱うが、可制御なロボットフィンガになるように設計されている。なお、実験ではこの母指に見立てたロボットフィンガはアクチュエータの作用で固定し、積極的な駆動は行わない。一方で、本章での物体把持でこの母指と物体を介して対向する、示指に見立てたロボットフィンガは、図 2.3 に示すように3個の回転関節に対して1個のアクチュエータのみを用いて、腱を介して駆動する。つま

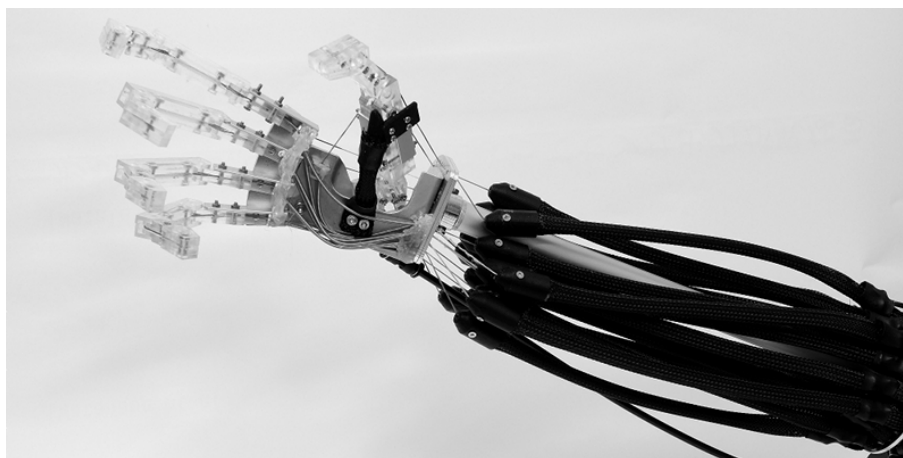


図 2.2: 本章での一連の実験に用いる劣駆動ロボットハンド

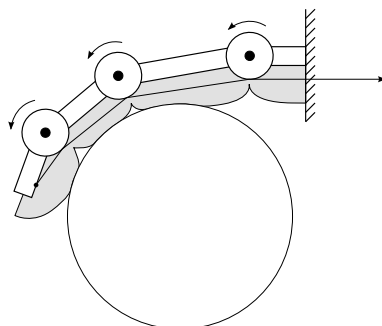


図 2.3: 劣駆動ロボットフィンガの腱を介した駆動

り，このロボットフィンガに関しては自由度よりも少ないアクチュエータで駆動する劣駆動系になっており，ロボットフィンガの各関節に生じる力は，環境との相互作用によって決定される．本章では物体把持の際の環境，例えば，把持物体の形状などは変化させないため，このような1個のアクチュエータを用いて劣駆動ロボットフィンガの把持力を調整し，個々の関節の生じさせる力に関しては留意しない．

駆動にはマッキベン型空気圧人工筋を用いる．空気圧人工筋は圧縮された空気が流入することで，筋が収縮するとともに張力が発生する．アクチュエータ自体が弾性を持ち，空気の流入に伴って非線形な弾性係数の変化が起こることが知られており，この観点からヒトの筋に近い特性を持つと言え [35, 115]，ヒト型のロボットハンドにもしばしば用いられる [27, 83]．一方で，空気の流入の速度に起因する大きなむだ時間が問題となることも知られている．ヒトの身体とのアナログの観点で言えば，ヒトの筋も脳から指令が送られ，

実際の運動に反映されるまで、大きな時間遅れがあることが知られている。しかし、ヒトの筋と人工筋が全く同じ性質を持つかといえ、そういうわけではなく、ここでは簡単にアクチュエータに弾性を持たせられることや、実装の容易さなどからこのアクチュエータを用いる。また、滑りを予防するにはこのむだ時間によって前述のようにある程度事前に滑りを予測する必要性が大きくなり、比較的タスクへの要求は厳しくなるといえる。反対に言えば、この条件で把持力制御が可能であれば、遅れの少ない系への応用は容易である。

2.2.3 制御システム構成

本章で行う実験における、システムの構成を図2.4に示す。ロボットハンドにつながる空気圧人工筋は電磁弁の開閉で流入する空気を制御し、駆動される。また、人工筋内部の空気圧は取り付けられた圧力センサによって計測される。この電磁弁、圧力センサ、および、ロボットハンドに取り付けられた人工皮膚内のセンサから成るフィードバック系は、リアルタイム Linux(RTAI) を用いて12ビットアナログ-デジタル (AD) 変換ボード (PCI-3177C, 株式会社インタフェース) とデジタル入出力 (DIO) ボード (PCI-2702C, 株式会社インタフェース) を搭載したコンピュータで制御する。PVDF フィルムとひずみゲージの出力信号は差動増幅回路を通して増幅された後、180 Hz のサンプリング・レートで AD ボードを通してデジタル化される。同じように、人工筋の内部の圧力を計測する圧力センサの値もデジタル化される。人工筋への空気の流入を制御する電磁弁 (VQZ1321-6L-C6, SMC 株式会社) は、DIO ボードを通して指令値を送る。

2.3 PVDF フィルムを用いた滑りの検出

PVDF フィルムは柔軟な人工皮膚に埋め込むことで、滑りの検出を効率的に行うことができ、多くの実験的な研究で用いられている [41]。その大きな理由は FET 入力オペアンプにつなぐことで、センサにかかる負荷の時間変化を計測するのに用いることが出来ることにある [61]。ロボットハンドに把持された物体が、そのロボットフィンガの表面で滑ると機械的振動や急激な皮膚の変形が生じる。PVDF フィルムはこのような事象を捉えることで、滑りを検出することが出来る。Tada and Hosoda [112] は柔軟なシリコン樹脂

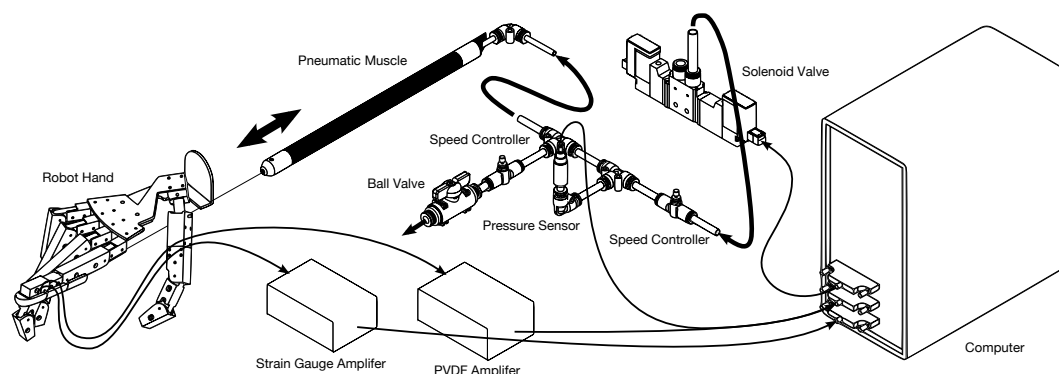


図 2.4: ロボットハンドの制御システム構成

で作られた人工皮膚に PVDF フィルムを埋め込むことで、滑りを検出できることを実証している。ここでは上述の製作した人工皮膚に埋め込まれた PVDF フィルムで、滑りに伴う振動を捉えることが出来るかを調べるとともに、検出された滑りに対してロボットの把持力を増加させることで把持物体が滑り落ちるのを防ぐ。

図 2.5 に示すように、把持の対象はプラスチック製の円柱形の物体を用いる。物体には水が入るようになっており、ここでは把持物体の質量が 150 g になるように調整してある。次にここでの実験の手順について説明する。まず、物体を台の上に固定した状態でロボットハンドの母指と示指を用いてこれを把持する。物体を把持した後に、ロボットハンドの把持の力が物体を支えるのに十分に大きくなったところで、電磁弁を全て閉じ、台を外すことで物体を一定の力で持ち上げた状態を作る。その上で、示指の空気圧人工筋と電磁弁の間とをつなぐチューブに取り付けられたボールバルブ (図 2.4 の中央) を開け、その先に取り付けられた速度制御弁から徐々に人工筋内の空気をぬいていく。空気を排出するにつれ、徐々にロボットハンドの把持力が減少していき、あるところで把持物体がロボットハンドの表面を滑り落ち始める。

このように滑りが生じる前後の複数の PVDF フィルムのうちの 1 つを取り出し、その典型的な出力の結果を図 2.6 に示す。x 軸は時間を表し、y 軸はロボットハンドが物体を把持している間の、この PVDF フィルムの出力の電圧値を表す。測定された電圧値は増幅器の電源由来のノイズで少し見づらいため、ここでは伝送線の周波数に合わせたローパスフィルタをかけた値を用いている。図中の矢印は滑りの発生によって生じたと考えられる信号を示しており、このように滑りの発生に伴う PDVF フィルムの放電がはっきりと

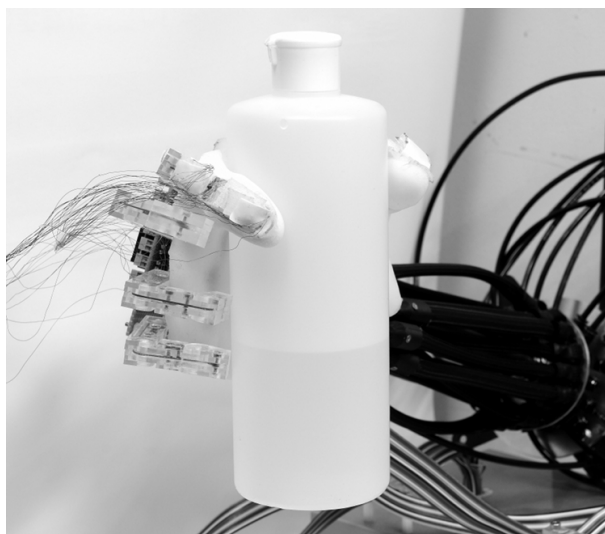


図 2.5: ロボットハンドの示指と母指にあたるロボットフィンガでの対象物体の把持

見て取れる。

この節の最後として、この PVDF フィルムの出力を用いて滑りを検出した際に、把持力を瞬間的に増加させることでそれ以上の把持物体の滑りを防ぐ実験を行う。人工皮膚には7個の PVDF フィルムが埋め込まれている。各 PVDF フィルムの値は静的な状態における絶対値の平均値で除算することで、正規化をおこなっている。これらの正規化された7個の PVDF フィルムの信号の平均値を用いることで、滑りの検出を行う。図 2.7(a) に、この正規化した値の時間変化と、滑りの発生の判別に用いる PVDF フィルムの出力に対するしきい値を破線で示す。この図の実験ではこのしきい値を PVDF フィルムの出力が越えた場合に、一定時間、電磁弁を開放し把持力を増加させることをおこなっている。図 2.7(b) はこの時の示指の空気圧人工筋の内圧の変化を表しており、滑りが検出されると圧力が一定時間、増加していることが見て取れる。把持物体は実際に滑りが検出されるたびに少しずつ滑り落ちており、結果的に、図における 35 秒の時点でロボットハンドから完全に滑り落ちてしまった。

本節の結果から、ここで用いた人工皮膚とそこにランダムに埋め込まれた PVDF フィルムからの情報で、十分に滑りを検出できることを示したものの、完全に滑りをこの情報から防ぐというのは、このような設計のセンサ系では難しいことが分かった。次の節ではこの PVDF フィルムではなく、ひずみゲージのパターンを用いて滑りを確実に防ぐ手法

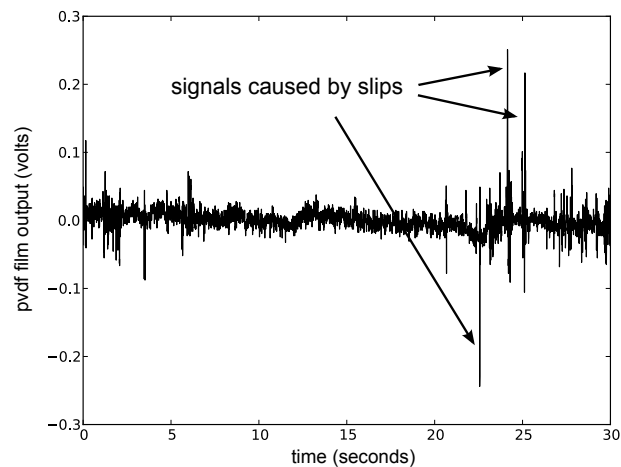


図 2.6: 把持している物体が滑り落ちた際の典型的な PVDF フィルムの出力

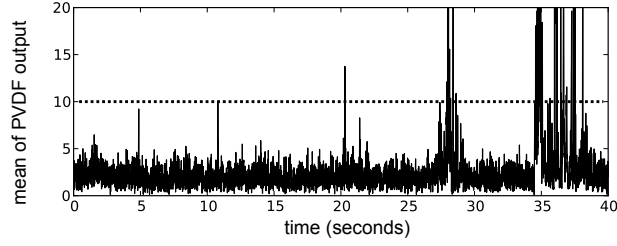
を提案する。その際に、そのひずみゲージのパターンをニューラルネットワークに学習させるタイミングを求めるのに、この PVDF フィルムの出力を用いる。

2.4 ひずみゲージで計測された皮膚の変形パターンの学習

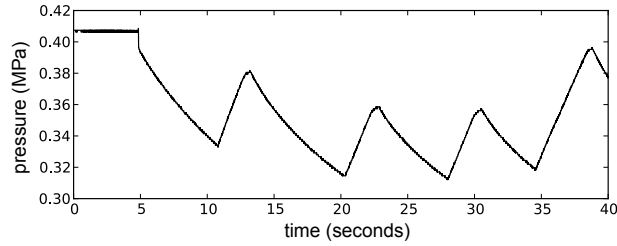
非線形な弾性を持つ人工皮膚の変形のパターンは非常に複雑であり、そこにランダムに埋め込まれたひずみゲージの出力を用いて、その変形を生じさせる荷重を人工皮膚のモデルをもとに逆計算し、求めることは容易ではない。ここではニューラルネットワークを用いて、把持力と把持物体の荷重による人工皮膚の変形とひずみゲージのパターンを学習することで、滑りの予測に用いる手法を提案する。

2.4.1 提案手法における機械学習アルゴリズム

ここでは、ひずみゲージのパターンの学習にニューラルネットワークを用いる。ニューラルネットワークは広く使われている分類、パターン認識の手法であり、学習により目的に応じてその構造を適応させることが出来る。本節ではシンプルで一般的なネットワークのモデルである、多層パーセプトロンを用いる。図 2.8 にこのネットワークを示す。ネットワークは三層から成るフィードフォワードモデルである。最初の層は入力ユニットと呼ばれ、入力信号をそのまま次の層へと伝達する。ここでのネットワークへの入力信号は人



(a) 正規化した PVDF フィルムの出力の時間変化とフィードバックに用いるしきい値



(b) 示指につながる空気圧人工筋の内圧の時間変化

図 2.7: 正規化した PVDF フィルムの出力を用いたフィードバック

工皮膚に埋め込まれた 8 個のひずみゲージの出力である。2 番目の層は隠れユニットと呼ばれ、双曲線正接関数を持つ 2 つのユニットから構成され、これらのユニットの出力は次のように定義される。

$$z_j = \tanh\left(\sum_i x_i w_{ji}\right) \quad (2.1)$$

ここで z_j はユニットの出力で、 x_i はひずみゲージの出力信号、 x_0 は $x_0 = 1$ の一定値のバイアス入力である。入力と隠れユニットの間の重みは w_{ji} で表している。3 番目の層は出力ユニットと呼ばれ、次のように定義される対数シグモイド関数を持つ 1 つのユニットから成る。

$$y_k = \frac{1}{1 + \exp(-a)} \quad (2.2)$$

ここで、 a は次のように表される。

$$a = \sum_j z_j w_{kj} \quad (2.3)$$

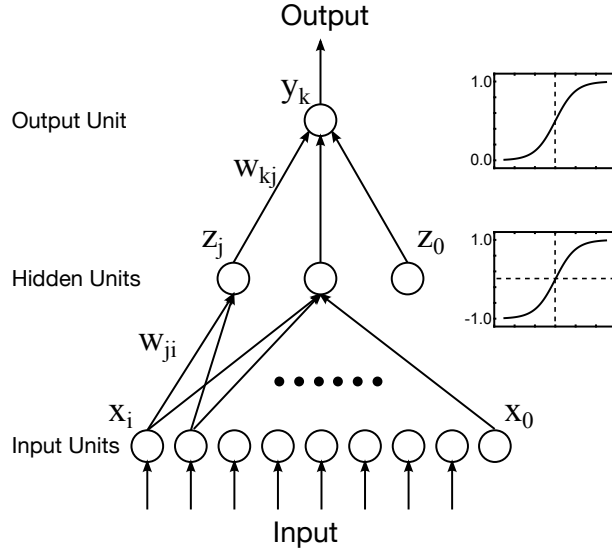


図 2.8: ニューラルネットの構造

ここで, y_k は出力ユニットの出力, w_{kj} は隠れ, 出力ユニット間の重みである. 出力ユニットの出力は示指の人工筋につながる電磁弁を切り替える指令として用いる.

$$o = \begin{cases} 1 & \text{if } y_k \geq \theta \\ 0 & \text{if } y_k < \theta \end{cases} \quad (2.4)$$

ここで o はネットワークの出力, つまり, 電磁弁への指令であり, θ はしきい値である. ネットワークの出力が1のとき, つまり, しきい値を越えたとき電磁弁を開き, 人工筋に空気を供給する. 反対に出力が0のときには弁を閉じる. ロボットハンドの力がネットワークで制御される間, 前述の示指の人工筋と電磁弁との間に設置された速度制御弁から一定の空気を排出し続ける. この排出する量は電磁弁が開放された時に人工筋に流入する量よりも小さく, 結果的に人工筋はネットワークの出力が1のときには収縮し, 0のときには弛緩することになる.

ネットワークの重みは最初に $[-1, 1]$ の一様分布からランダムに選ぶ. これらの重みはひずみゲージのパターンから皮膚にかかる負荷を識別することで, 滑りの発生を予測し, 把持物体の落下を防ぐように学習させる. 学習のアルゴリズムは次のように定義される逆誤差伝搬法 [100] を用いる.

$$w_{ji} \leftarrow w_{ji} + \mu \delta_j x_i \quad (2.5)$$

$$w_{kj} \leftarrow w_{kj} + \mu \delta_k z_j \quad (2.6)$$

ここで、 δ_k と δ_j は隠れ、出力ユニットそれぞれの誤差で、 μ は学習率である。誤差は次のように与えられる。

$$\delta_k = (t_k - y_k)y_k(1 - y_k) \quad (2.7)$$

$$\delta_j = (1 - z_j) \sum_k \delta_k w_{kj} \quad (2.8)$$

ここで、 t_k は教師信号である。また、学習には各時間ステップに重みが更新されるオンライン更新スキームを用いる。つまり、リアルタイムで一定時間毎にセンサ情報が取得されるが、これに合わせてネットワークの更新がその情報を用いて1ステップ進められる。事前の試行で把持物体が滑り落ちた際のひずみゲージのパターンを教師信号が1のときの学習の入力サンプルとして用いる。学習に用いるひずみゲージのパターンはこの蓄積されたサンプルから学習の1ステップ毎にランダムに選ばれる。一方、教師信号が0の場合にはその時間におけるひずみゲージの値をそのまま用いる。加えて、過学習を防ぐため各更新の後に、以下の操作を施すことで重みのノルムを固定する。

$$\mathbf{w}_{\text{after}} = n \frac{\mathbf{w}_{\text{before}}}{|\mathbf{w}_{\text{before}}|} \quad (2.9)$$

ネットワークはこの更新を繰り返すことで、改善されていく。

2.4.2 学習による把持力の調整

本節では前節で説明したネットワークと学習アルゴリズムを用いて、実際に滑りの予測の学習に関する一連の実験を行う。2.3節で用いたものと同じ、図2.5の150gの重さに調整した円柱状の物体をここでも用いる。実験は2つの段階で構成される。最初の段階ではニューラルネットワークによるロボットハンドの把持力の調整を行わず、基本的には2.3節と同じ手順で、把持物体が滑るまでの一連の操作を行う。つまり、物体をロボットハンドの2指で把持し持ち上げた後、徐々に人工筋の空気を抜き把持力を減少させていく。この間、PVDFフィルムの正規化した値を用いて滑りを検出する。滑りが検出されると電磁弁を一定時間、開放し、把持力を増加させることで把持物体の落下を防ぐ。これと同時に、滑りが生じる、まさにその瞬間のひずみゲージの出力値を記録することで学習の入力サンプルに加える。次の段階ではロボットハンドの示指をニューラルネットワークを用いて制御する。ここでも先と同様に物体を持ち上げた後、徐々に空気圧人工筋の空気を抜い

ていく。空気を抜き始めるのと同時に、ニューラルネットワークを用いたフィードバック制御を開始し電磁弁の開閉を切り替えることで人工筋の張力を調整する。しきい値は電磁弁の開閉の速度と速度制御弁によって調整された空気の流量との兼ね合いから、その遅れを考慮し試行錯誤的に $\theta = 0.4$ としている。ニューラルネットワークは前述のアルゴリズムで、滑りの生じる状態に関するサンプルと現在の状態におけるひずみゲージの値とを用いて学習を行う。学習率は $\mu = 0.01$ とし、 w_{ji} のノルムは $n = 0.1$ 、 w_{kj} のノルムは $n = 0.3$ とする。ニューラルネットワークを用いたフィードバック制御と並行して、最初の段階と同様に PVDF フィルムの値を用いた滑りの発生の検出のプロセスを働かせることで、滑りの検出を行う。再び滑りを検出すると、この時のひずみゲージの出力パターンを先の学習用の入力サンプルに追加し、新たな入力サンプルのもと学習を繰り返す。この後半の一連の手順を繰り返すことで、ネットワークの学習を進めていく。

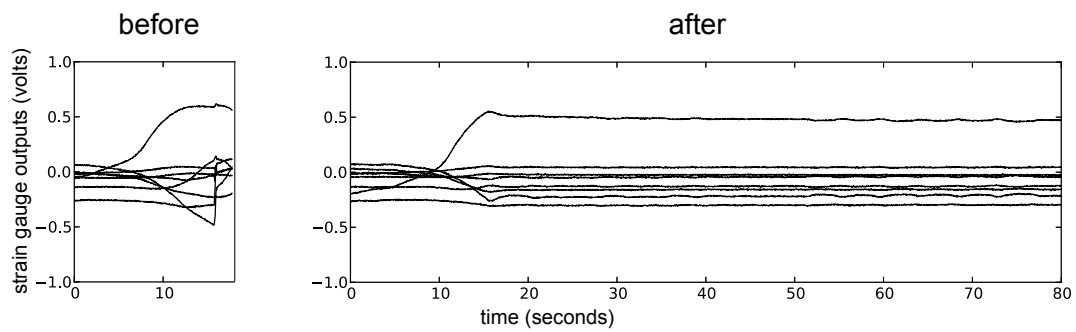
一連の実験における各センサの出力信号の変化を図 2.9(a)-(c) に示す。図に示した実験では、一回の滑りを経験したのみで、それ以降に滑りは生じなかった。同様の他の試行でも、多くても 2 度の滑りしか検出することはなかった。学習自体はオンラインで継続されるので、学習の収束に関しては議論が難しいが、ニューラルネットワークにとっては比較的容易な学習であったことがここから分かる。図の左側は試行開始直後のニューラルネットワークを用いたフィードバックが行われていない状態を表し、右側は数回の学習のプロセスを経た後のニューラルネットワークのフィードバック制御が行われている状態を表している。図 2.9(d) はこの時のニューラルネットワークの出力の時間変化を示している。ニューラルネットワークの出力が開始直後に大きく変動しているのが見て取れるが、これは直前の試行における滑りのパターンを加えた新たなサンプルに対してモデルが更新されるために生じる。急速に学習が収束した後、把持力の減少とともにネットワークの出力は徐々に増加していく。ロボットハンドの出している把持力の目安となる圧力センサによって計測された、示指につながる空気圧人工筋の内圧を図 2.9(c) に示す。図中の破線は最初の試行で把持物体が滑り落ちた際の内圧、つまり、物体を把持し続けるのに必要最低限の把持力を表す。ボールバルブを開き、空気の排出を開始すると同時に把持力は減少を始めるが、学習後は 15 秒辺りから僅かな増減を繰り返しながら、最小限の把持力よりもやや大きな一定の力を維持していることが見て取れる。図 2.9(b) は滑りの検出に用いた PVDF フィルムの正規化された出力の平均値である。学習後はしきい値を越える PVDF

フィルムの出力がないことが分かるが、これは滑りが生じていないことを意味している。図2.9(a)はひずみゲージの出力である。学習後のひずみゲージの出力は把持力の増減に合わせて細かく変動しており、学習後のニューラルネットワークがこの変化をもとに把持力を調整していることが分かる。

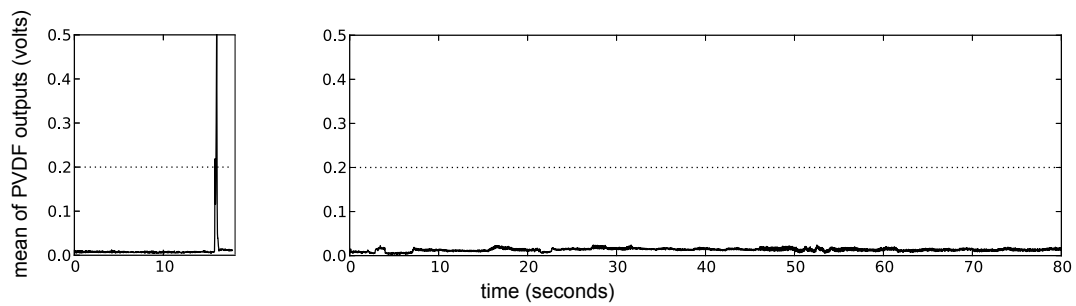
最後に、把持物体の質量が変化した場合に生じる滑りをニューラルネットワークで引き続き学習させた場合に、把持力がどのように変化するかを調べる。前述の試行の後、150 g から 450 g へと取り替え、ニューラルネットワークを用いて先と同様の試行を行った。1回目の試行では予想通りネットワークの出力がしきい値に至る前に滑りが生じ、PVDF フィルムによって滑りが検出された(図2.10(a)および(b)の左部分)。この時のひずみゲージのパターンをサンプルに加え、この新たなサンプルのもとでのネットワークの学習を伴う試行では、ネットワークが正しく更新され滑りが生じることなく、ロボットハンドは物体を把持したまま維持した。この試行時の空気圧人工筋の内圧の時間変化を図2.10(a)に示す。図中の破線は450 gの把持物体を維持するのに最低限必要な人工筋の内圧の目安である。この試行の後、再び把持物体の質量を450 g から 150 g へと戻し、同一のニューラルネットワークで同じ試行を行った。図2.10(c)はこの試行の際の人工筋の内圧と、150 gの把持物体を維持するのに最低限必要な人工筋の内圧の目安である破線を示している。また、図2.10(d)のPVDF フィルムの出力をみても分かるように、この試行の際にも滑りが生じていないことが分かる。図2.10(a)と(c)を見比べると、(a)の方が(c)に比べ、全体的に大きな力を出していることが見て取れる。また、図2.10(c)の把持力の変化は、450 gの場合の学習を行った後でも、それ以前に150 gに対する把持力の変化とほぼ同じである。つまり、450 gの把持物体に対する学習の影響を受けていない。これらの結果から、ニューラルネットワークは把持物体の重さに合わせた把持力を学習出来たと言える。

2.5 議論とまとめ

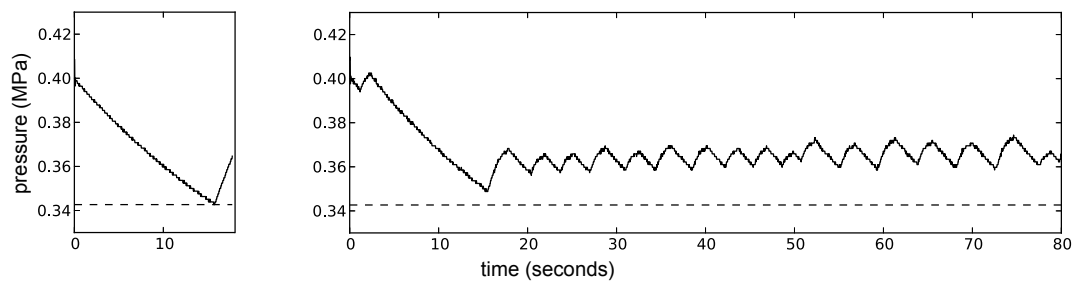
本章ではPVDF フィルムによる滑りの検出と、ニューラルネットワークを用いたひずみゲージの出力を基にした滑りの予測の手法について扱った。また、この手法を用いて実際にニューラルネットワークを用いた把持力調整を行い、ロボットハンドが滑りを防ぎながらも過度な把持力を出さずに把持力を調整できることを示した。これによって柔軟な皮



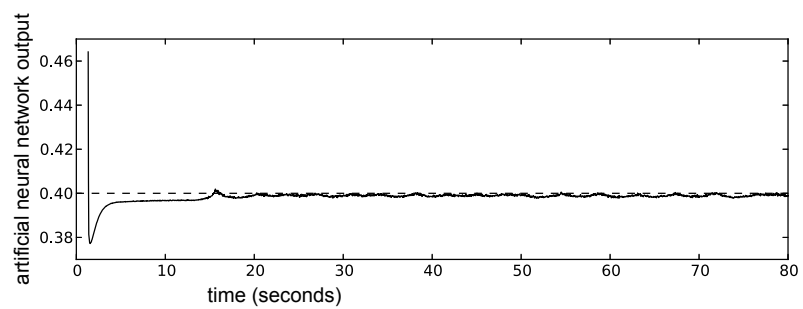
(a) 示指の人工皮膚に埋め込まれた 8 個のひずみゲージの出力



(b) 正規化した 7 個の PVDF フィルムの平均値の時間変化としきい値

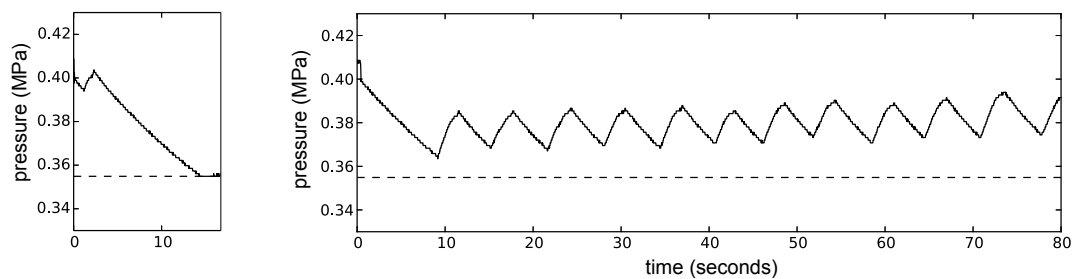


(c) 示指につながれた人工筋の圧力センサの出力の時間変化

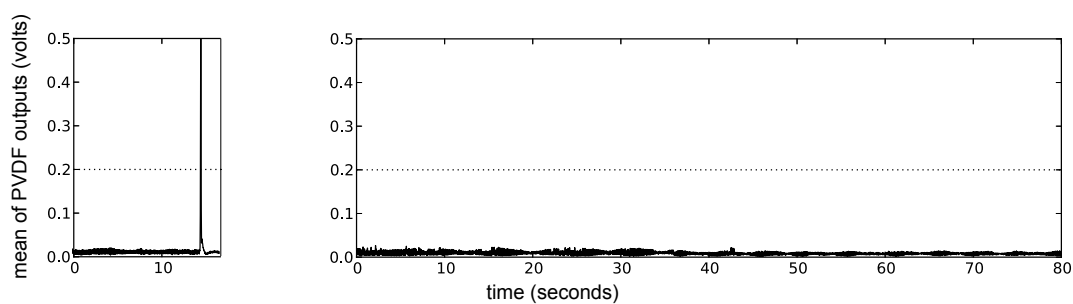


(d) ニューラルネットワークの出力の時間変化

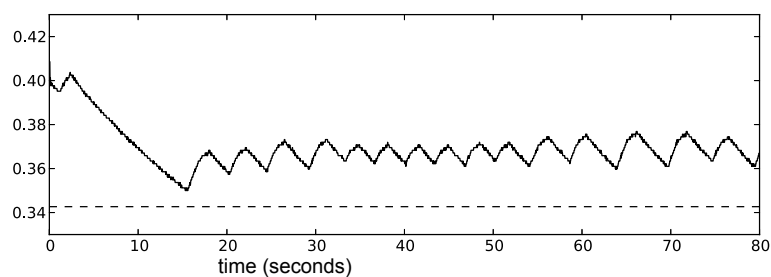
図 2.9: 各センサ, および, ニューラルネットワークの出力の時間変化



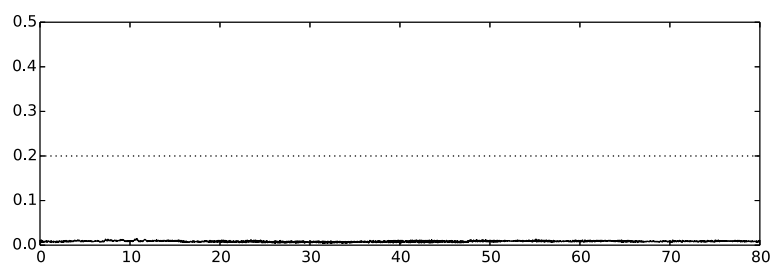
(a) 把持物体の質量が 450 g の時の人工筋の内圧の時間変化



(b) 把持物体の質量が 450 g の時の PVDF フィルムの出力



(c) 把持物体の質量が 150 g の時の人工筋の内圧の変化



(d) 把持物体の質量が 150 g の時の PVDF フィルムの出力

図 2.10: 同一のニューラルネットワークで異なる重さの物体を把持した時の人工筋の内圧の変化

膚がロボットと把持物体との間の様々な情報を伝達するという形態学的な利点を有効に用いることが可能となる。しかし、これをより有用なシステムにするには幾つかの課題が残されている。例えば、ニューラルネットワークが滑りが検出されるまで更新されることが無いことである。これは一度ニューラルネットワークが学習されてしまうと、新しい状況に対しての適応が難しいことを意味する。ニューラルネットワークを用いた学習において、これは一般的な問題である。ここでの例を挙げれば、一度学習が終わった後、それまでに把持した物体よりも軽い物体を新たに持たせても滑りが生じないと考えられるため、ニューラルネットワークは更新されず、結果的に把持物体の重さに対して大きな力を出したままになってしまう。この問題に対する1つの解は強化学習の分野で用いられるような、探索手法を用いる方法である。例えば、式(2.4)におけるしきい値 θ を徐々に変化させることで、試行錯誤的に値を適応させることが出来る。しかし、プロセスが複雑になり、本章での議論の枠を越えるため、ここでは扱わなかった。

本章での研究はどのようにロボットが自身に備え付けられた複数の種類の異なるセンサを、マニピュレーションにおいて統合、利用するかということに焦点を当てた。過去の研究において、Tada and Hosoda [112] は機械学習を用いて、触覚情報とカメラからの情報から把持の制御を行う手法を提案している。彼らは学習において視覚情報と触覚情報を統合することで、PVDF フィルムが滑りの検出に有効であることを示した。本章の研究では2つの性質の異なる触覚センサを、把持力の制御においてどのように有効に用いるかについて検証した。PVDF フィルムの性質は滑りの検出に向いており、その能力は対象の物体の表面特性に依らないものであった。しかし、これを有効に用いて滑りを完全に防ごうとすると、高い時間解像度と空間解像度が必要であった。一方で、ひずみゲージによって計測される人工皮膚の変形に関する情報は、過去の経験を基に対象物体の滑りの発生を予測するのに用いることが出来ることを示した。この予測は十分に余裕を持って滑りを防ぐのに効果的である。PVDF フィルムによる滑りの検出は依然として、ひずみゲージの出力によって把持力制御が行われている時にも、不足の滑りの発生に対して応急処置的に用いることが出来る。すべりの検出と予測を組み合わせ、かつ一方の出力をきっかけにして一方の出力を学習する提案手法は、自律的で適応的なロボットのマニピュレーションの実現につながることを期待できる。その一方で、ここで提案した手法はシンプルなしきい値処理で精確なすべりの発生の検出が可能であるという前提のもと、PVDF フィルムの

出力を滑りの検出に用いた。将来的には提案手法にカメラからの視覚情報をきっかけとした PVDF フィルムの滑りの検出の学習を取り込むことで、より精確な滑りの検出が可能であると考えられる。

加えて、提案手法は特定の目的に合わせて特化していないという利点もある。柔軟な人工皮膚にランダムに多数のセンサが埋め込まれたセンサ系は、様々なマニピュレーションのタスクに応用することが可能である。実際に、これに近い構造が様々な用途で用いられている。例えば、同様のセンサ構造を用いた物体の素材の識別 [114]、物体形状の識別 [113]、表面特性の識別 [59, 70, 69] など様々な研究が行われている。ロボットの器用なマニピュレーションを実現する上で、センサ素子の機能の汎用性は重要な側面である。

また、一連の研究の中で、同一のニューラルネットワークで把持物体の重さに合わせた把持力の制御を実現できることも示した。一般的に把持は物体に対する法線方向の力によって生じる摩擦力が、物体からロボットが受ける接線方向の力を上回っている時に成立する。把持物体が変化しなければ、滑りは一定の把持力を下回り、摩擦力が接線方向の力を支えきれなくなった時に生じる。そのため、この場合にはニューラルネットワークは把持力の減少に起因する皮膚変形のパターン上の境界点を識別するだけで目的は達成される。一方で、把持物体の質量が変化する場合には物体から受ける接線方向の力の大きさが変化する。把持の力と把持物体から受ける接線方向の力の関係は、簡単に考えた場合、図 2.11 のように物体の静止摩擦係数に対して線形の関係にある。物体を滑り落とさず把持を行なうにはこの線形関係を考慮し、接線方向の力が対応する法線方向の力を超えないようにする必要がある。柔軟な皮膚がロボットと物体の間に介在する場合、この接線方向の力の変化も皮膚の変形へと反映され、結果としてひずみゲージのパターンにもその変化が現れる。そのため、ニューラルネットワークは前述のような境界点ではなく、2次元の境界面をひずみゲージの出力の構成する多次元空間内に構築することで、この重さの変化を含めた把持の力を増やすべき状態の識別が可能となる。本章での実験結果は把持物体の重さの違いによって、皮膚の変形が異なっており、ニューラルネットワークが把持物体の重量に起因する皮膚の変形と、自身の把持力に起因する変形を分離することが出来たことを示唆している。また、本章で用いたセンサ系には7個の PVDF フィルム、8個のひずみゲージを用いたが、これらの数は実装の際に指先のわずかな空間との兼ね合いで決定した数で、その根拠はない。今回扱ったタスクを考えると、自身の把持力によって生じる法

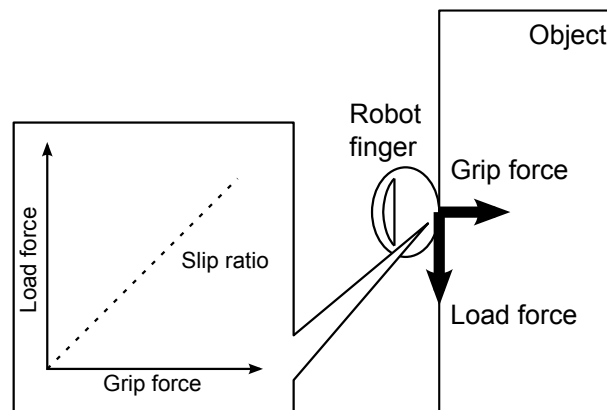


図 2.11: 把持の力と把持物体から受ける接線方向の力の関係

線方向の力と、把持物体の質量によって生じるせん断方向の力が計測でき、滑りに伴う振動を捉えることができればいいので、最小の構成は1個のPVDFフィルム、2個のひずみゲージであろうと考えられ、タスク中のひずみゲージの出力をみてもセンサ間の冗長性が見て取れる。センサ数の上昇は、一つ一つのセンサの信頼性の低さの補完という意味がある一方で、様々なタスクに対するセンサ系の汎用性を上昇させる。例えば、把持タスクの際に生じる皮膚の変形の違いは物体の重さに起因するもののみでなく、把持物体表面の摩擦係数などの違いによっても生じることが知られている [104]。多くのセンサの配置をランダムにしているのも特定のタスクに特化せず、センサ系に汎用性をもたせることを意図している。このような設計にしておくことで、上述のような応用も可能になるが、一方でその利用には機械学習が必須となり、このような汎用性を考えなければ特定のセンサの配置に固定することも考えられる。本章の研究ではニューラルネットワークを用いて、把持物体の表面状態を区分するまでには至らなかったが、前述のような余剰なセンサによってこのような表面特性も識別し、把持力調整に反映できる可能性は十分にある。一方で、このような重さ以外の把持物体の性質の識別はより扱いが難しく、本章で扱ったニューラルネットワークの構成は、扱いやすいがこのような複雑な識別を行うにはやや非力であり、より洗練された機械学習手法や、より多くの学習の試行数が必要となるであろう。加えて、より優れたハードウェアを用意し、他のモダリティとの組み合わせることによって、把持物体の性質に依らない把持力制御手法へと提案手法が拡張されることが期待できる。

第3章 ヒトを規範とした腱駆動ロボット機構

3.1 まえがき

ロボットアームに関する研究は数十年に渡り着実に進められており、これまでに様々な機構、設計や制御則が提案され、その技術は成熟しつつある。しかし、そのエンドエフェクタであるロボットハンドに関しては、これを不確定な環境下で用いるには未だ研究の余地があるのが現状である。ロボットハンドの研究における究極の目標の1つはヒトの手の洗練された機能と同等の機能を持つロボットハンドを実現することである。これを達成するには適切にロボットハンドの指先を対象の物体へと導き、物体を安定に把持し、器用に物体を操作するといった様々な要求が存在し、それに合わせた様々な運動計画や運動制御の問題を解決する必要がある。ヒトが器用なマニピュレーションを日常的に行える背景には、ヒトの手の筋骨格構造やそれらの間をつなぐ神経系が、これらの問題を解決する際に重要な役割を担っており、タスクを達成するのに必要な複雑な計算を形態学的に肩代わりしているという事実がある。そのため、ヒトの筋骨格構造を正確にロボットハンド上に再現することが従来のロボットハンドには難しい運動計画や運動制御の問題を解決する、単純でありながら確実な手法であると考えている。このようなアプローチをとる上で、まずはロボット工学の観点からヒトの手の筋骨格構造を考える必要がある。

一方で、これまでに多くのロボットハンドが開発されている。その代表的なもので、Utah/MIT hand[66]、DLR-Hand II[25]やStanford/JPL hand [101]などがある。中には工業用などの一般的なマニピュレータと同様に、関節ごとにモータの取り付けられたロボットハンドもあるが[76, 93]、その多くはヒトの腱のように働くワイヤや糸を通して関節が駆動されるように設計されている。このような機構は総じて腱駆動機構と呼ばれる。腱駆動機構は多くの解析的なモデルの構築に関する研究が行われている[79, 98, 95]とと

もに、この機構の持ついくつかの利点を用いたロボットハンドの開発も多く行われている [57, 38, 43, 30, 26, 33, 132, 36]. Hirose and Umetani [57] はマニピュレータの系の持つ自由度よりも、少ない数のアクチュエータで駆動されるエンドエフェクタを開発した。これは腱駆動機構では腱を通して1つのアクチュエータの作用が、腱の通過する複数の関節に作用する特性を利用したもので、腱の間に弾性要素をはさむことで、簡単に物体の把持が可能であることを示した。アクチュエータの数が自由度の数よりも少ないロボットハンドは、劣駆動ハンドと呼ばれ、多くのロボットマニピュレータがこの構造を用いている [5]. Hirose and Umetani [57] の行ったような弾性要素を用いた腱駆動機構での把持は、馴染み把持と呼ばれる。一方で、いくつかの腱駆動機構を用いたロボットハンドは部分的にヒトの手の性質を再現するように設計されている。例えば、Zollo et al. [132] はヒトが物体にリーチングし把持するときに描く、典型的な指関節の軌道に沿って動くような劣駆動ロボットハンドを開発した。他には Ceccarelli et al. [33] も円柱状の物体をヒトが把持するときの典型的な関節運動を再現する劣駆動ロボットハンドを開発し、de Visser and Herder [43] はヒトが物体を把持するときに生じる典型的な指関節トルクを再現する劣駆動ロボットハンドを開発している。ACT hand は解剖学的知見を基に、より解剖学的な観点から開発された腱駆動ロボットハンドである [127, 125]. このロボットハンドの研究では、ヒトに限りなく近いロボットハンドを開発することで、ヒトの運動を再現し、ヒトの手の構造の持つ機能やヒトの神経制御系の機能の解明を目指しており、本研究の理念に近い研究である。Valero-Cuevas [119] はヒトの手において、その筋骨格構造が外界と巧みに相互作用する上で、神経信号と機械的な出力の間で重要な意味を持つことを指摘し、ヒトの筋骨格構造の持つ機能を機械的フィルタと表現している。ヒトの手の筋骨格構造を、その構造に近い腱駆動ロボットハンドとして再現することで、彼らの言うような、ヒトが日常的に行っているようなマニピュレーションにおける、機械的フィルタとして筋骨格構造の果たす役割の解明につながり、ひいてはロボットハンドのパフォーマンスの向上にも大きく貢献するものと考えられる。

このような研究を進める上でヒトの手の筋骨格構造を詳しく知る必要があるが、ヒトの指の筋骨格の詳細なモデルは解剖学の分野で様々なものが提案されている [37, 3, 110, 23, 87, 86, 21, 45, 120, 102]. これらのモデルの間には関節の回転の捉え方や、腱の性質、(特に指の伸展機構に関する) 腱の通る経路のモデル化、各関節と腱の間のモーメントアーム

の大きさなどに、様々な違いがある。その中で、Leijnse and Kalker [86] の提案したモデルは最も単純化されたモデルであり、非常に伝統的な腱駆動機構と近いモデルである。しかし、このような解剖学、生体工学のモデルを基にロボットハンドを実装しようと考えた場合、腱駆動機構の観点から次のような難しさがある。

最初に、虫様筋という筋の起始部分の扱いに関する問題である。この問題に関しては Leijnse and Kalker [86] のモデル化の際にも扱われている。虫様筋はどのような筋骨格のモデルでも、その起始部分が他の筋の腱の上にあるものとして扱われる。このような構造を腱駆動ロボットハンド上に再現しようとする、虫様筋を表すアクチュエータ、例えばモータなどがベース座標系に固定されないことになり、非常に実装が難しくなる。この事実はこの筋が ACT hand [127] を始めとする、ヒトの筋腱機構を再現したロボットハンドから省略されている理由となっていると考えられる。検体の手を用いた生体工学の研究で、指が全方向に力を発揮するのに虫様筋が不要であることを示している [121, 81, 82]。しかし、この筋肉をヒトの筋骨格を再現したロボットハンドを開発する上で、省略すべきではない。その理由の1つが、虫様筋はヒトの感覚運動制御において重要な役割を果たしているとされているからである [99]。加えて、明らかな虫様筋の活動が見られる運動も存在することが知られている [88]。虫様筋の位置や力の制御における役割について多くの文献で触れられているものの [6]、その明確な役割は未だ明らかにされていない。そこで、ここでは Leijnse and Kalker [86] の議論を基に、虫様筋の機能を保ちながら腱駆動ロボットハンドに再現する方法を考える。

2番目の問題はヒトの指の関節と腱との間の関係を表すモーメントアームが一般的な腱駆動機構で用いられるプーリなどの機械要素とは異なり、その大きさが通常は一定でないことにある。このような性質は物体の把持やマニピュレーションにおける指の関節間の協調した運動と密接に関係しており、ヒトの指の運動における特性をロボットハンドに応用する上で重要な性質であると言える。このようなモーメントアームの変化を腱駆動機構上に再現する1つの簡単な方法は、腱を非線形な曲率変化を持つ曲面に沿わせる手法が考えられるが、このような構造は、大きな摩擦を腱と機構との間に生じさせ、好ましくない影響をロボットハンドの系に生じさせる。摩擦による影響は腱駆動機構を考える上で最も都合が悪く、そのため摩擦の少ない、これに変わる機構を用いるのが望ましい。

最後の問題はその機構の運動学解析に関係する問題である。指骨間関節と呼ばれるヒト

の指の先端の関節の運動は、指の伸展機構の作用によって通常は連動することが知られている。この連動運動はヒトの手の運動や巧みなマニピュレーションを考える上で重要な性質であり、ロボットハンドにとっても関節間の連動という現象は、有益なものであると予測される。そのため、この利点を明らかにするためには、このような連動した運動が生じる条件や解析手法、および、制御手法を考える必要がある。

本章ではこれらの問題を踏まえて、ヒトを規範としたロボットハンドの腱駆動ロボットフィンガの設計をヒトの指の解剖学、生体工学におけるモデルを再構築することで行い、それを基に実際にロボットフィンガを試作する。加えて、設計したロボットフィンガの解析手法や制御手法に関しても提案する。ここでの研究はヒューマノイドのロボットハンドにヒトに近い能力を持たせ、ひいては形態を利用したロボットハンドの革新的な機構の提案を目的とする。更に開発したロボットフィンガを用いた実験を通して、腱駆動機構の観点からヒトの手の構造の持つ形態学的な利点の発見を目指す。なお、ヒトの指が3次元空間運動を通常は行うのに対し、本章でのロボットフィンガの設計、および、解析は矢状面上の平面運動のみを扱う。これは指の前額面運動(外転、内転運動)が矢状面運動に比べ単純で、ロボットフィンガの矢状面運動のみを実現した後にでも、容易に追加できる為である。

本章は次のように構成される。3.2節ではヒトの指の解剖学的構造について簡単に概観を述べる。3.3節ではロボットフィンガの設計で要点となる2つのヒトの手の筋骨格構造の再構築、および、その他の設計手法について述べ、設計したロボットフィンガの運動学解析手法に関して3.4節で扱う。この節で扱った内容を基に、3.5節では腱駆動機構で用いられる手法で提案したロボットフィンガを制御することを考え、実際に製作したロボットフィンガを動かし、理論と比較することで検証を行なう。最後に3.6節でこの章で提案した機構や解析手法に関して議論し、この章をまとめ、今後の課題についても述べる。

3.2 ヒトの指のモデル

母指を除く、ヒトの指は主に5種類の筋により駆動される。図3.1に、これらの筋とその筋につながる腱を示す。5種類の筋はそれぞれ深指屈筋(図中のFDP)、浅指屈筋(FDS)、総指伸筋(EC)、骨間筋(IN)、虫様筋(LU)と呼ばれる。なお、ヒトの示指および小指は、

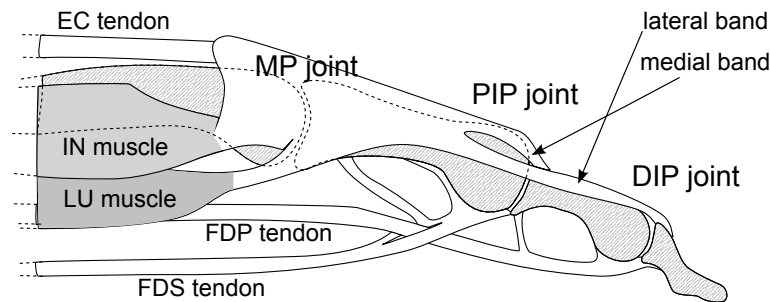


図 3.1: ヒトの指の解剖学的構造の略図

これらに加えて、独立した筋を他にも持つが、機能は上述のものと同じであることが知られているため省略する。また、指の骨はその先端から、それぞれ末節骨、中節骨、基節骨、中手骨と呼ばれ、これらの骨をつなぐ指の各関節は、それぞれ中手指節 (図中および以下 MP) 関節、近位指節間 (PIP) 関節、遠位指節間 (DIP) 関節と呼ばれる。PIP 関節と DIP 関節は、まとめて指節間 (IP) 関節と呼ばれる。なお、以下のモデル化において、中手骨より近位の構造は全て固定されているとし、この構造に固定された座標系をベース座標系として考える。

このようなヒトの指の解剖学的構造のモデル化は、矢状面 [110, 87, 86, 45] や、3次元空間 [120, 102] に対して多く行われている。Leijnse et al. [87] や Leijnse and Kalker [86] によって提案された、ヒトの腱構造の運動学的モデルは多くの指の生体工学モデルの1つで、その特徴は腱を非伸縮なある種の紐として捉えたところにある。この仮定により、ヒトの指の複雑な構造は、かなり単純化される。彼らはこのモデルを用いて、腱が緩むことなく、つまり、腱の長さが一定に保たれるような指の姿勢を考えることで、指の各筋の機能を調べている。ここではヒト規範型ロボットハンドの指の機構を彼らのモデルを参考にして設計する。図 3.2 に Leijnse and Kalker [86] によって提案された筋と腱の配置のモデルを示す。このモデルにおいて、深指屈筋と浅指屈筋は一端がベース座標系に固定され、もう一端は腱を通してそれぞれ末節骨、中節骨へと分岐することなく伸びている。総指伸筋はこれと同様に一端はベース座標系に固定されているが、その腱は MP 関節を通過したところで図 3.1 のように、内側帯 (図中の medial band) と外側帯 (lateral band) へと分岐する。内側帯と呼ばれる分岐した腱の一方は中節骨に終わり、外側帯の方は末節骨に終わる。虫様筋はその一端の起始部分が、他の筋ではベース座標系であったのに対し、ヒトの場合には図 3.3 のように深指屈筋の腱になっている。また、虫様筋の腱も途中で分岐

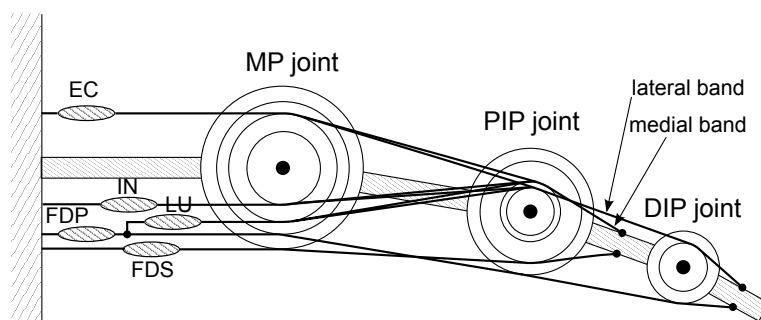


図 3.2: Leijnse and Kalker [86] によって提案された、ヒトの指の筋と腱のモデル

し、総指伸筋と同じ内側帯と外側帯へとそれぞれ合流する。一方で、骨間筋は虫様筋とほぼ同じ経路を辿るが、その起始部分は他の筋と同様のベース座標系にある。彼らのモデルにおいて、各関節と腱との間のモーメントアームの大きさは、ほぼ全てが一定なものとして設定されている。しかし、外側帯と PIP 関節の間のモーメントアームのみは解剖学的知見 [48] に合わせて、PIP 関節の角度に依存し、変化するものとして扱われる。また、内側帯と外側帯を含み、総指伸筋、骨間筋、虫様筋を接続する機構は、通常、まとめて伸展機構と呼ばれるが、彼らのモデルでは他のモデル [21, 120, 122, 123] に比べ、かなり簡略化されている。伸展機構の複雑なモデル化は筋骨格の厳密なモデル化、特に 3 次元構造のモデル化を行う際には重要になる。加えて、Valero-Cuevas et al. [123] は複雑な伸展機構の構造が、ヒトの指において関節に作用するトルクを切り替える働きがあることを主張している。しかし、一方で [86] のように単純化したモデルであっても、ヒトの指の性質はある程度再現できる。例えば、伸展機構によって生じるヒトの指の特徴的な性質である IP 関節の連動は彼らのモデルでも十分に生じる。これに関してはあらためて後述する。ヒトを規範とするにあたって、その程度まで忠実にモデル化すれば十分かというのは非常に難しい問題であるが、腱駆動機構への応用の容易さから、ここで紹介したモデルを用いる。また、彼らは解析の際にヒトの各腱の各関節に対するモーメントアームの大きさとして、Carpentier Alting [29] の計測したパラメータを用いており、これを表 3.1 に示しておく。

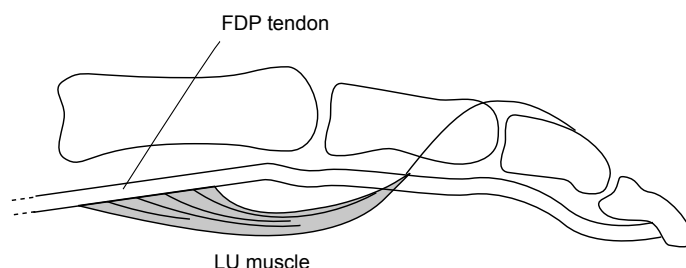


図 3.3: 虫様筋と深指屈筋腱の関係を横から見た図

	FDP	FDS	EC	IN	LU	medial band	lateral band
MP	11	13	9	6	9	—	—
PIP	10.5	8.5	—	—	—	5	non-constant
DIP	6	—	—	—	—	—	4

表 3.1: ヒトの各腱の各関節に対するモーメントアームの大きさ (mm)[29, 86]

3.3 ロボットフィンガの設計

3.3.1 虫様筋の腱配置の再構成

前述のように虫様筋の構造は独特で、その起始部分の特異性から腱駆動機構で扱う難しさに関しても触れた。この難しさは腱配置と各モーメントアームを再構成することで、各筋と各関節の間の腱を通した関係性を失うことなく解消される。このような再構成は Leijnse et al. [87] や Leijnse and Kalker [86] の研究でも、各筋の機能を調べるために用いられている。これが可能な背景には腱が弾性や粘性を持たず硬い拘束を生み出すという仮定があり、この仮定のもとでは筋、つまりはアクチュエータの生じさせる力や変位と関節のトルクと変位の関係を保ちながらの変換が可能になる。この関係が保たれる限り、アクチュエータのもつ力と変位、速度によって決定されるインピーダンス特性と関節のインピーダンス特性も元の関係が維持される。この手法は筋の機能の解析のみだけでなく、この機能を腱駆動ロボットフィンガ上に再現する上でも有用である。ここでは各腱の張力と各関節トルクとの関係が保たれるように再構成を行い、腱駆動機構ロボットフィンガに適切な構造を考える。Leijnse et al. [87] は、再構成を関節角度変化と腱の緩みの関係から行っているが、これら両者の関係は力と速度の双対関係から同じことを表し、これに関し

ては、3.4節で詳しく扱う。直感的な理解のしやすさから、ここでは腱張力と関節トルクの関係を考える。また、彼らの解析では実際に等価な機構を設計するために必要な一部のモーメントアームの大きさの導出がなされていないため、ここではこれらの大きさを含めて1から導出する。なお、以降の図では関節周りのモーメントアームを円で表し、腱はそこに沿って動くものとする。このように一定のモーメントアームを維持するために、通常の検駆動機構の中では滑車(プーリ)が用いられる。このプーリに対して腱は1回り巻きつけられているものと考え、腱は決してこの円周上を離れることはないものとする。また、プーリは関節軸には固定されておらず、摩擦なしで回転する事ができるものと仮定する。加えて、以下の議論では腱が牽引される方向の変位を正とし、関節角度は指の伸展方向の回転を正とする。

図3.4は、各アクチュエータがそれぞれの腱に張力を出した時に、腱の各部分における張力を表している。議論を簡単にするため、虫様筋に関係しない浅指屈筋と骨間筋は省略している。ここで、深指屈筋、総指伸筋および虫様筋にあたる各アクチュエータが出す張力を、それぞれ h_p 、 h_e 、 h_l とし、定義より牽引方向の力が正である。これらの張力と、図中の各部分の張力との関係は次のように表される。

$$h_p^* = h_p - h_l, \quad (3.1)$$

$$h_e = h_m + h_t \quad (3.2)$$

$$h_l = h_{lm} + h_{lt} \quad (3.3)$$

$$h_t^* = h_t + h_{lt} \quad (3.4)$$

ここで、 h_p^* は虫様筋の起始部分をより先の深指屈筋の腱の張力を表している。 h_m と h_t は総指伸筋から分岐し、内側帯と外側帯それぞれへとつながる腱の張力を表す。同じ様に、 h_{lm} と h_{lt} は虫様筋から分岐し、内側帯と外側帯それぞれへとつながる腱の張力を表す。 h_t^* は、これらが合流した後の外側帯の腱張力である。議論を簡単にし、かつ、元のモデルとの整合性のため、虫様筋が深指屈筋の腱に水平に合流していると仮定し、垂直方向には力が生じていないものとする。

図3.4における、各関節トルクは張力とこれらのモーメントアームの大きさにより次のように求まる。

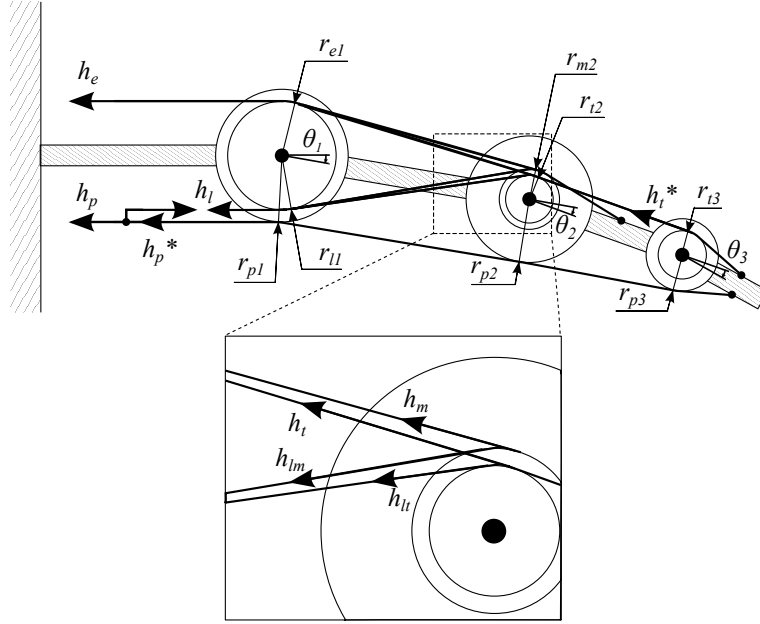


図 3.4: 各アクチュエータが腱を引いた時に掛かる張力 (簡単のため浅指屈筋と骨間筋は省略)

$$\tau_1 = r_{p1}h_p^* - r_{e1}h_e + r_{l1}h_l \quad (3.5)$$

$$\tau_2 = r_{p2}h_p^* - r_{m2}(h_m + h_{lm}) - r_{t2}h_t^* \quad (3.6)$$

$$\tau_3 = r_{p3}h_p^* - r_{t3}h_t^* \quad (3.7)$$

ここで、 τ_1 , τ_2 , τ_3 は、それぞれ MP, PIP, DIP 関節の関節トルクを表し、正の値は、指を屈曲させる方向のトルクを表す。なお、このような関係がモーメントアームを用いて表すことが出来ることは仮想仕事の原理から簡単に求まり、この導出を付録 A に示す。 r_{ij} は各モーメントアームの大きさを表し、添字 i は対応する腱を表し、 p , e , l , m , t がそれぞれ深指屈筋、総指伸筋、虫様筋の腱、および、内側帯、外側帯を表す。また、添字 j は対応する関節を表し、1, 2, 3 がそれぞれ、MP, PIP, DIP 関節に対応している。式 (3.5) – (3.7) は、式 (3.1) – (3.4) で表される力の関係を用いて、次のように書き換えるこ

とができる.

$$\tau_1 = r_{p1}h_p - r_{e1}h_e - r_{l1}^*h_l \quad (3.8)$$

$$\tau_2 = r_{p2}h_p - r_{m2}h_m - r_{t2}h_t - r_{m2}^*h_{lm} - r_{t2}^*h_{lt} \quad (3.9)$$

$$\tau_3 = r_{p3}h_p - r_{t3}h_t - r_{p3}h_{lm} - r_{t3}^*h_{lt} \quad (3.10)$$

ここで, r_{l1}^* , r_{m2}^* , r_{t2}^* , r_{t3}^* は, それぞれ, 他のモーメントアームの大きさの線形結合によって表される, 新たに定義するモーメントアームで, 次のように表すことができる.

$$r_{m2}^* = r_{p2} + r_{m2} \quad (3.11)$$

$$r_{t2}^* = r_{p2} + r_{t2} \quad (3.12)$$

$$r_{t3}^* = r_{p3} + r_{t3} \quad (3.13)$$

$$r_{l1}^* = r_{p1} - r_{l1} \quad (3.14)$$

式 (3.5) – (3.7) から, 式 (3.8) – (3.10) への変数の変換は, 図 3.5 に示す虫様筋の腱の配置の変換と捉えることが出来る. この等価なモデルでは虫様筋にあたるアクチュエータが深指屈筋の腱から分離したアクチュエータとして扱われる. よって, このモデルにおいては全てのアクチュエータをベース座標系に固定することが出来る.

特定の姿勢では伸展機構における内側帯と外側帯のどちらかに緩みが生じる. (これに関しては 3.4 節でより詳細な議論を行う.) この腱に緩みが生じると h_m と h_{lm} , もしくは h_t と h_{lt} が常に零になる. このような現象は腱駆動機構を考える上で常に付きまとう現象であり, ヒトの筋腱構造を考える上でも重要である. 先の等価モデルでは, この緩みの性質も含めほぼ全ての性質が保たれる. しかし, 唯一, 虫様筋の張力が深指屈筋の張力を越えた時には元の筋腱構造の関係が失われてしまう. これは次の関係が保たれる必要が有ることを意味する.

$$h_l \leq h_p \quad (3.15)$$

これが満たされない場合, 本来のヒトの指では深指屈筋が緩むという現象が生じるが, 等価モデルではこれが生じることはない. これが生じる原因は腱が引くことは出来るが, 押すことは出来ないという性質に起因する. この条件は虫様筋の大きさが, 深指屈筋に比べると極めて小さいという事実を考えると, 自然な条件である.

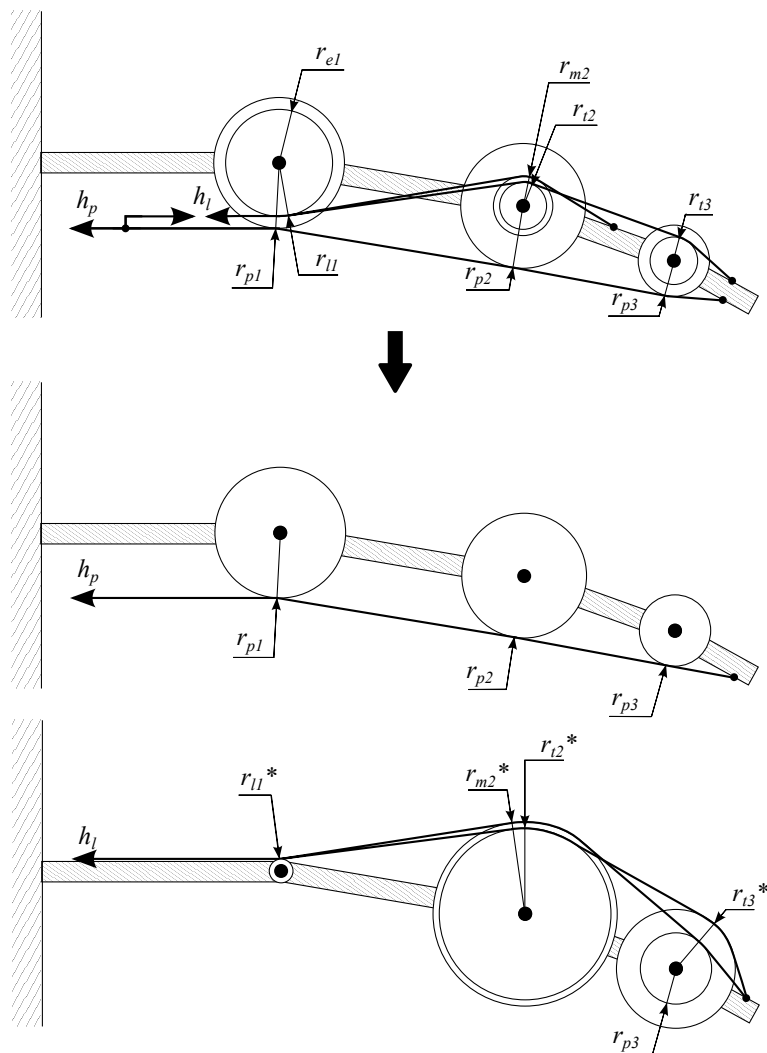


図 3.5: 深指屈筋と虫様筋とをつなぐ腿の再構成

3.3.2 非線形な変化をするモーメントアームを実現する機構

外側帯の PIP 関節に対するモーメントアームの大きさの変化は、非常に顕著であることが知られている。この変化は PIP 関節の角度の変化に合わせて、外側帯が関節の表面上で 3 次元的に位置が変化することによって生じ、その変化は非線形性が強いことが知られている。PIP 関節と DIP 関節で観測される運動は、互いに一定の比率で拘束されていることが多い [111, 87]。これに関しても 3.4 節でより詳細な議論を行うが、この IP 関節の運動の比率は外側帯と内側帯のモーメントアームの大きさの差によって決定される。そのため、PIP 関節と外側帯の間で生じる、モーメントアームの大きさの変化は、非常に重

要な性質である.

PIP 関節と外側帯との間のモーメントアームの大きさの変化は, ヒトの指の計測によって次のように定義できることが知られている [48, 86].

$$r_{t2}(\theta_2 = 0) = r_{m2} \quad (3.16)$$

$$r_{t2}(\theta_2 = \frac{\pi}{2}) = 0 \quad (3.17)$$

$$\frac{d}{d\theta_2} r_{t2}(\theta_2 = \frac{\pi}{2}) = 0 \quad (3.18)$$

ここで, θ_2 は PIP 関節の角度である. よって, このような性質を満たすモーメントアームの大きさの変化を, 腱駆動機構上で再現する機構を考える必要がある.

腱とそれを支える機構との間で生じる摩擦は, 腱駆動機構を用いてロボットフィンガを計画通りに制御しようとした場合に, それが顕著であれば制御則に組み込む必要があり [19], その制御は複雑になる. そのため, 可能な限り摩擦が生じないような設計が行われることが望ましい. プーリ (滑車) は摩擦を無視できる大きさまで低減する上で理想的な機械要素である. よって, ここでは非線形なモーメントアームの大きさの変化を再現するために, 2つのプーリを用いた機構を提案する. 図 3.6 に, この機構を示す. PIP 関節の角度変化に合わせて, モーメントアームの大きさが変化するように, 本来は PIP 関節上に 1つだけ設けるプーリの代わりに図中のプーリ 1 とプーリ 2 で表される 2つのプーリを設ける. 2つのプーリはそれぞれ, MP, PIP 関節をつなげるリンクと PIP, DIP 関節をつなげるリンク, つまりはヒトの基節骨と中節骨にあたるリンクに取り付ける. なお, プーリ 2 に関してはリンクの軸に対して角度 ϕ だけ傾けて取り付ける. ϕ はモーメントアームの大きさの変化をヒトの性質に合わせるためのパラメータの 1つで, これの代わりにプーリ 1 を取り付ける位置を, そのリンク軸に対して角度 $-\phi$ だけ傾けたとしても同じ効果が得られる. つまりは, 基準の取り方によって両者は同じ意味であり, 2つの傾きが足して ϕ であれば, 意味は同じである.

なお, 機構のパラメータを調整することで条件式 (3.16) – (3.18) へのフィッティングを行うが, その際に 2つのプーリの半径が等しければ計算が用意になることから, ここでは 2つのプーリの半径が等しいことを前提とする. l_1 と l_2 はそれぞれ, PIP 関節の軸とプーリ 1 の軸の距離, PIP 関節の軸とプーリ 2 の距離を表している. L_1, L_2, L_3 はプーリ 1

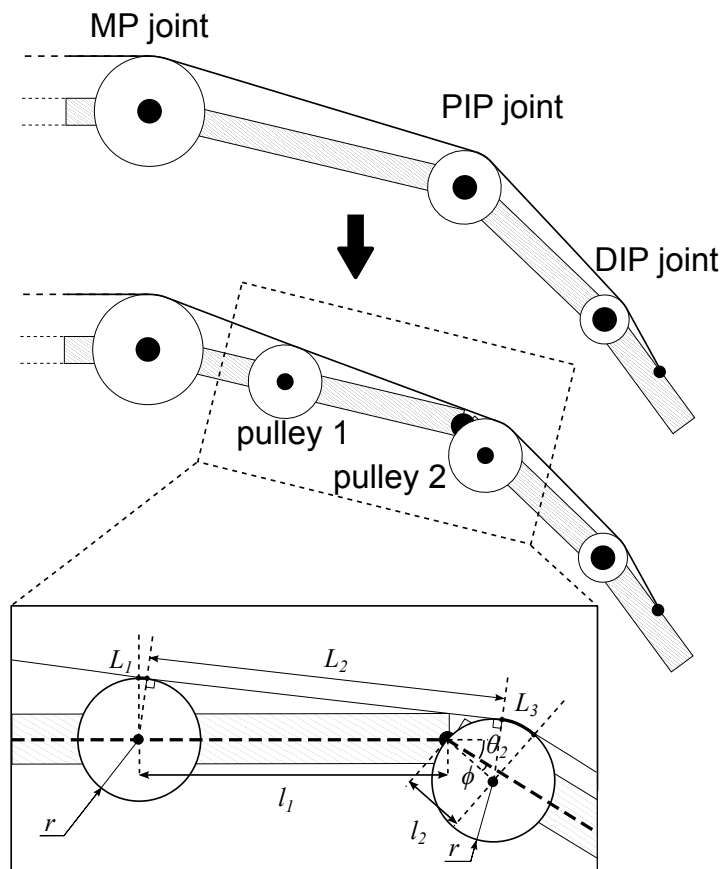


図 3.6: PIP 関節と外側帯とのモーメントアームの関係を再現するのに用いる 2つのプーリを用いた機構

とプーリ 2 の間の腱の長さを、以下のように分割して表している。 L_1 と L_3 は腱がプーリ 1 とプーリ 2、それぞれの表面と接する円弧の長さを表している。 L_2 はそれぞれのプーリに対する腱の接点間の距離を表し、PIP 関節の角度 θ_2 の関数として表現でき、次のように表される。

$$L_2(\theta_2) = \sqrt{2l_1l_2 \cos(\theta_2 + \phi) + l_1^2 + l_2^2} \quad (3.19)$$

L は L_1 , L_2 , L_3 を合計した長さで、同じく θ_2 を用いて表現される。

$$L(\theta_2) = L_1 + L_2 + L_3 = r(\theta_2 + \phi + \psi) + L_2(\theta_2) \quad (3.20)$$

ここで、 r はプーリの半径で、 ψ は同一の腱の MP, DIP 関節に対するモーメントアーム、つまりはこれらの関節上に取り付けられたプーリの大きさによって定まる定数であり、こ

ここで提案した非線形モーメントアーム機構の構造には影響を受けないパラメータである。これらの関係は図 3.7 から簡単に求めることが出来る。図のように PIP 関節の関節角度が ϕ であるとき、プーリ 1 とプーリ 2、および PIP 関節の軸が全て直線上に並ぶ。このときにプーリ 1 と 2 と腱との接点間の角度を図のように、それぞれ ψ_1 , ψ_2 とし、上式の ψ を $\psi = \psi_1 + \psi_2$ とする。腱がプーリを離れないという仮定から、 ψ_1 , ψ_2 の値は負にもなり得、現に図の中のこれらの値は負である。ここから、PIP 関節の角度が図のように θ に変化したとすると、 L_2 の長さが上述のように変化するのに加えて、プーリ 1 と 2 と腱との接点間の角度も変化する。この角度の変化量はそれぞれ図中に * で表した部分の角度と等価であり、この合計が $\theta + \phi$ になることは、簡単に幾何学的に計算できる。これによって L を表す、上式の関係が求まる。PIP 関節に対する外側帯のモーメントアーム r_{t2} は、 L の θ_2 に対する導関数として表現することができ、次のように表される。

$$\begin{aligned} r_{t2}(\theta_2) &= \frac{d}{d\theta_2} L \\ &= r - \frac{l_1 l_2 \sin(\theta_2 + \phi)}{\sqrt{2l_1 l_2 \cos(\theta_2 + \phi) + l_1^2 + l_2^2}} \end{aligned} \quad (3.21)$$

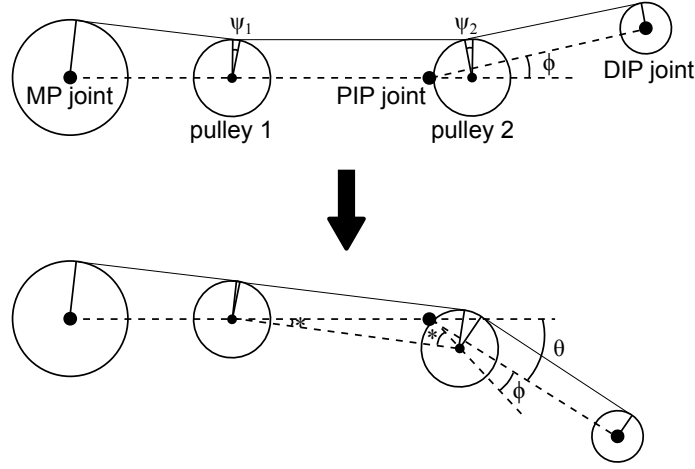
ここで生じる現象を簡単に説明すれば、2つのプーリが PIP 関節から離れて設置されていることで、PIP 関節の回転に合わせてこれら 2つのプーリの軸の間の距離が近づいていく一方で、プーリに接している腱の長さは増加する。この 2つの速度が等しくなるところでは瞬間的に腱の長さが角度変化によって変化せず、がモーメントアームの大きさが 0 になることになる。

式 (3.21) のパラメータはヒトの外側帯の PIP 関節に対するモーメントアームを再現するために、条件 (3.16) – (3.18) を満たすように調整される。最初に、式 (3.18) を満たすための条件を考える。条件式 $l_1 \geq l_2$ が成り立つ場合には、 ϕ は以下のように定まる。

$$\phi = \arccos\left(-\frac{l_2}{l_1}\right) - \frac{\pi}{2} \quad (3.22)$$

$l_1 < l_2$ の場合には、 l_1 と l_2 が入れ替わるが、以下では前者の場合のみを扱う。また、実際のロボットフィンガの設計でも式 (3.22) の場合を用いる。次に r は式 (3.16) から次のように定まる。

$$r = l_2 \quad (3.23)$$

図 3.7: L の変化と θ , ϕ , ψ の関係

最後に l_1 は式 (3.17) から、次のように求まる.

$$l_1 = \frac{l_2 \sqrt{2r_{m2}l^* - 2l_2l^* - l^{*2} + 2l_2^2}}{l_2 - r_{m2}} \quad (3.24)$$

ここで, l^* は次のように定義される.

$$l^* = \sqrt{2l_2r_{m2} - r_{m2}^2} \quad (3.25)$$

l_2 は次のように与えられる条件を満たす任意の定数である.

$$2r_{m2}l^* - 2l_2l^* - l^{*2} + 2l_2^2 \geq 0 \quad (3.26)$$

提案機構は PIP 関節の角度に対してモーメントアームの大きさの変化をもたらし, この変化を図 3.8 に 3 つの実線以外の線で表す. それぞれの線は様々な l_2 の長さに対応している. なお, この図では r_{m2} の値を 3.5 節で実際に制作するロボットフィンガと同一のものに設定している. 図中の実線は Leijnse and Kalker [86] が解析に用いた値で, 条件式 (3.16) – (3.18) を満たす, 次のような簡単な 2 次多項式の値である.

$$r_{t2}(\theta_2) = r_{m2} \left(1 - \frac{2\theta_2}{\pi/2} + \frac{\theta_2^2}{(\pi/2)^2} \right) \quad (3.27)$$

これと比べてみても, 提案機構がヒトの指のモーメントアームの大きさの変化をよく再現していることが分かる. なお, θ_2 の増加により急激なモーメントアームの大きさの上昇を招くため, l_2 は大きくなり過ぎないように注意が必要である. 加えて, プーリ 1 とプーリ

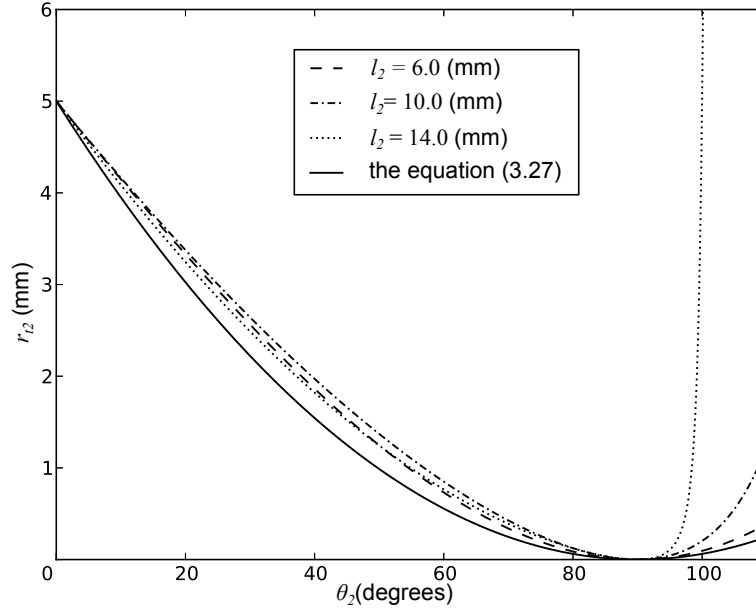


図 3.8: PIP 関節の関節角度に対する，モーメントアームの大きさの変化

2 の距離は互いに干渉しないように，その距離を定める必要がある．以降の節では，この大きさを $l_2 = 5.8 \text{ mm}$ としている．このときの，実際のこれら 2 つのプーリのサイズと，MP 関節と DIP 関節上のプーリのサイズとの関係は先の図 3.6 のようになる．

ここで提案した機構以外にも，モーメントアームの大きさが一定でない機構は存在し得る．例えば，上述の 2 つのプーリのうち，1 つを MP 関節上のプーリと合わせることでプーリの数を減らすことが出来る．しかし，このような機構を含む多くの他の機構は実装が不可能であったり，条件式を満たすのが困難であったりする．ここで提案した 2 つのプーリより成る機構は，ヒトの指のモーメントアームの大きさの変化を再現する上で最も簡単な機構の 1 つであると考えられる．

3.3.3 プーリの大きさの調整と他の筋の設計

ここまでの議論から，図 3.9 に示すような設計が定まる．総指伸筋の腱には図 3.9(b) に示すように，分岐した腱の一方に前述の非線形なモーメントアームの大きさの変化を生じさせる機構を適用する． r_{et2} は非線形なモーメントアーム機構の 2 つのプーリの半径を表す．一方で，この機構を虫様筋に適用する場合には，先の虫様筋のモデルの等価変換との兼ね合いでプーリのサイズを新たに定義する必要がある．つまり，式 (3.12) における r_{t2}

も θ_2 に依存して非線形な変化をするモーメントアームであるので、先の式 (3.21) を代入すると次のようになる。

$$r_{t2}^* = r_{p2} + r_{t2}(\theta_2) = r_{p2} + r_{et2} - \frac{l_1 l_2 \sin(\theta_2 + \phi)}{\sqrt{2l_1 l_2 \cos(\theta_2 + \phi) + l_1^2 + l_2^2}} \quad (3.28)$$

ここで、 l_1 , l_2 , ϕ は全てプーリを取り付ける位置に関するパラメータであるので、これを実現するには単に前述の2つのプーリを用いた機構におけるこれらプーリの半径を次のように定義すればよいことになる。

$$r_{lt2} = r_{p2} + r_{et2} \quad (3.29)$$

これを踏まえた上での虫様筋の機能を再現した機構の設計を図 3.9(c) に示す。実際には、前述の2つのプーリによって非線形なモーメントアームを大きさの変化を再現する機構は、その大きさによっては関節が屈曲した時に互いに干渉することがありえる。図の α_p , α_e , α_l はプーリが互いに干渉せず、かつ機構が大きくなり過ぎないようにプーリの大きさを調整するための係数である。この係数を、ある筋の機能を再現した機構上のプーリ全ての半径に掛けることでプーリの大きさを調整する。図ではプーリの干渉がおこらない例として、 $\alpha_p = 1.0$, $\alpha_e = 0.8$, $\alpha_l = 0.6$ に設定した場合を表している。これに伴って筋を模したアクチュエータから腱を通して各関節に加わる力は等しく変化するものの、再現された指の筋骨格の機能には何ら影響を与えない。ただし、本来と同じ力をアクチュエータから機構に加えようとするすると、次の関係を満たす力を加える必要がある。

$$H_p = \frac{h_p}{\alpha_p} \quad (3.30)$$

$$H_e = \frac{h_e}{\alpha_e} \quad (3.31)$$

$$H_l = \frac{h_l}{\alpha_l} \quad (3.32)$$

ここで、 H_p , H_e , H_l は本来の深指屈筋、総指伸筋、虫様筋が機構に本来加える力を生じさせるのに必要な各アクチュエータの張力を表し、 h_p , h_e , h_l は、アクチュエータが生じさせている実際の腱張力である。以下ではこのモーメントアームの大きさを調整する係数を議論の本質では無いため省略するが、ロボットフィンガの各アクチュエータが発揮する力は本来の筋の出す力と直接は対応しないことに注意が必要である。

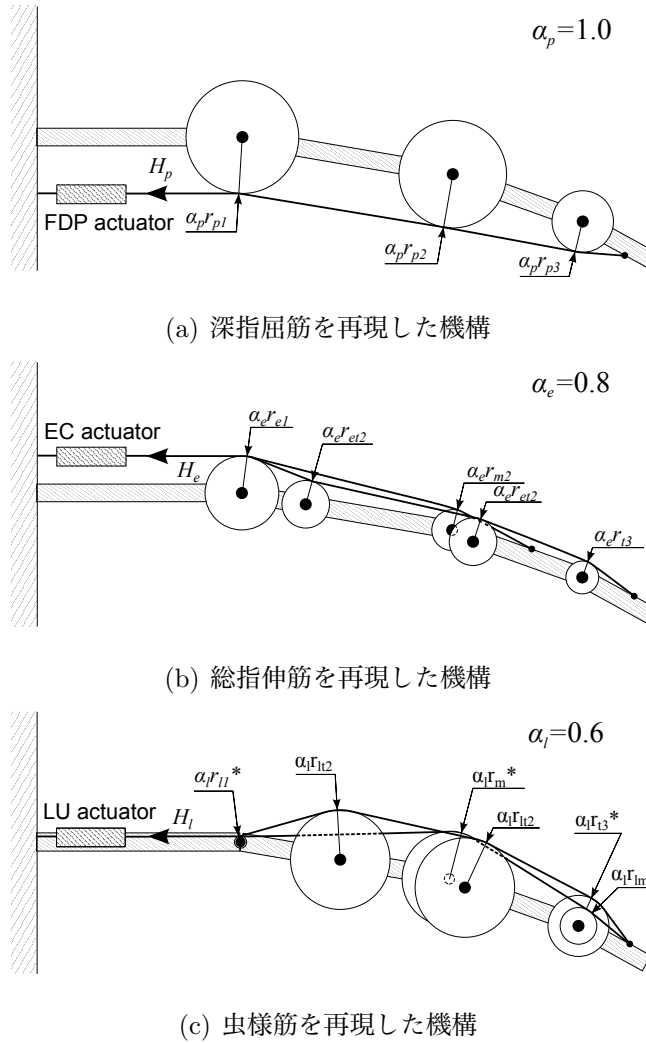


図 3.9: ヒトの手のそれぞれの筋を再現した腱駆動機構

ここまでの議論ではヒトの指の筋のうち、3種類の筋のみを扱ってきたが、浅指屈筋、骨間筋といった他の筋を構造に加えることは簡単である。これらの筋の構造が虫様筋の構造に比べ、ずっと単純であることがその理由である。図3.2のように、浅指屈筋は他の筋から独立な構造を持っており、骨間筋はその起始が腱ではなく骨にあることから、直接的に伸展機構に力を伝えることが出来る。これらの筋の機能をロボットフィンガに加える最も単純な方法は、先までの議論と同様に、それぞれの筋のモデルと等しい腱配置を組み込む方法である。その実装はこれらの筋の構造からさほど難しくはなく、骨間筋の分岐腱は総指伸筋の分岐腱につなげることで分岐腱の数を増やすことなく実装することが出来る。具体的には、図3.10に示すような実装が考えられる。これを見ても分かるように、浅指

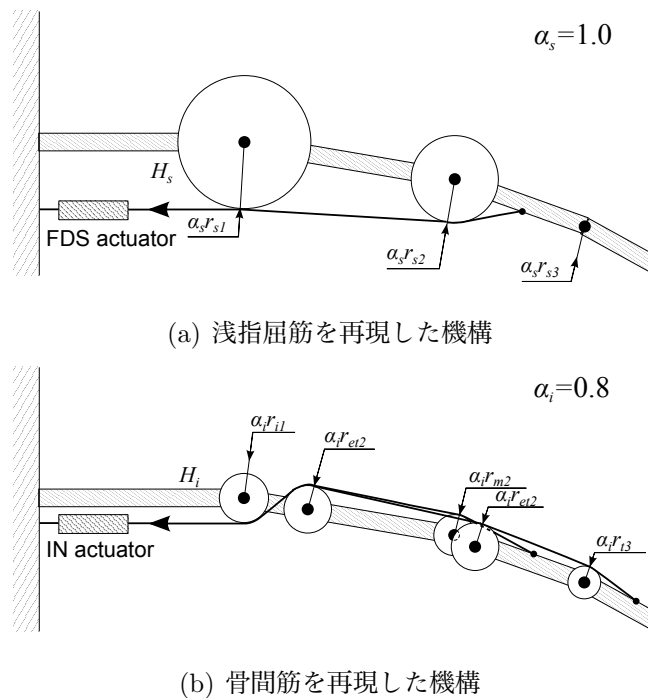


図 3.10: 浅指屈筋と骨間筋を再現した腱駆動機構

屈筋に関しては MP 関節と PIP 関節に対するモーメントアーム r_{s1} , r_{s2} を表 3.1 のように設定し, DIP 関節に至る前にリンクに固定することで実現され, 骨間筋は総指伸筋の機構の MP 関節に対する腱配置とモーメントアームの大きさを r_{i1} に変更するだけでよく, それよりも先端の構造は全く同じである. また, ここで新たに現れた変数 H_s と H_i や α_s と α_i に関しても, ここまでの議論と同様の手法で定義できる.

これらの筋の機能をロボットフィンガ上に再現する他の手法として, いくつかの筋を組み合わせて再構成する方法も考えられる. 例えば, 虫様筋と骨間筋の機能を合わせて内在筋と表現し, 深指屈筋と浅指屈筋を合わせて屈筋と表現することでロボットフィンガに実装するなどが考えられる. 手の筋を含むヒトの筋の特定の組み合わせの活動のパターンや, その大きさは時として密な関係を持っている. これらの組み合わせも, これらが主動筋として働く際に, タスクによっては非常に強い連動が見られることがある [42, 80]. 筋の機能を重ね合わせることで, アクチュエータの数を減らすことができ, ヒトを再現したロボットの制御を行なう上で非常に効率的である. 筋の機能をどのように合わせるかは非常に難しい問題であるが, 最も簡単な方法としてはその筋同士のモーメントアームの大きさを足し合わせることである. このような単純な重ね合わせは, 筋の機能を必ずしも再現

しているわけではなく、組み合わせられた筋同士が同じ比率で動き、同じ比率の力を出すと
いう強い拘束のもとでのみ成り立つ。しかし、この構成でも場合によってはロボットフィン
ガを制御するのに十分である場合もある。これに関しては次の章のロボットフィンガの
指先の出す力に関する議論で詳しく扱う。

3.4 運動学解析

3.4.1 腱駆動機構に対する一般的な解析手法

本章では設計したロボットフィンガの運動学解析を扱う。Kobayashi et al. [79] は一般
的な腱駆動機構の運動学解析を行い、その性質を定式化している。他にも腱駆動機構の運
動学の研究は多く行われているが[94, 118]、基本的な手法は同一である。腱駆動機構の運
動学を考える際には、通常のロボットマニピュレータの運動学で用いられる関節角速度と
マニピュレータの姿勢の変化との間の関係式に加えて、腱の移動速度と関節の角速度の関
係を考える必要がある。腱の変位のベクトルを \mathbf{l} 、関節角度のベクトルを $\boldsymbol{\theta}$ とすると、こ
れらの速度の関係は次のように表される。

$$\dot{\mathbf{l}} = \mathbf{P}\dot{\boldsymbol{\theta}} \quad (3.33)$$

ここで、 \mathbf{P} は腱ヤコビ行列と呼ばれ、腱の配置と、各関節に対するモーメントアームの
大きさによって定まる行列である。関節トルクのベクトル $\boldsymbol{\tau}$ とつり合う腱張力 \mathbf{h} との関
係も、仮想仕事の原理から、このヤコビ行列を用いて以下のように表すことが出来る (付
録 A を参照)。

$$\boldsymbol{\tau} = -\mathbf{P}^T \mathbf{h} \quad (3.34)$$

関節の数に対して腱の数が多く、腱ヤコビ行列が列にフルランクである場合には、与えら
れた関節トルクに対する腱張力のベクトルが、式 (3.34) から次のように求まる。

$$\mathbf{h} = -\mathbf{P}^{+T} \boldsymbol{\tau} + \mathbf{b} \quad (3.35)$$

ここで、 \mathbf{P}^+ はムーア-ペンローズの擬似逆行列であり、 $\mathbf{P}^+ = (\mathbf{P}^T \mathbf{P})^{-1} \mathbf{P}^T$ と表される。
また、 \mathbf{b} はバイアス張力と呼ばれる、関節に対してトルクを生じさせない腱張力のベクト
ルであり、 $\mathbf{b} = (\mathbf{E} - \mathbf{P} \mathbf{P}^{+T}) \boldsymbol{\xi}$ で表される。ここで、 \mathbf{E} は単位行列、 $\boldsymbol{\xi}$ は適切な次元の任

意のベクトルである。バイアス張力ベクトルの張る空間は \mathbf{P}^T の零空間である。すべての値が正であるバイアス張力が存在する場合、腱の張力が負にならないようにバイアス張力を調整することで任意の関節トルクを腱駆動機構で達成でき、この機構は腱可制御と言われる。通常の腱駆動機構では任意のトルクを関節に対して生じさせたいため、この腱可制御性が満たされるような設計を行なう。その上で、腱駆動機構を制御する際にはこのバイアス張力を制御することで腱が緩まないように最適化を行ったうえで、目標のトルクを機構に生じさせる。

3.4.2 非伸縮な分岐腱を持つ場合の運動学解析手法

いくつかの解剖学や生体工学の研究で、ヒトの指の運動において IP 関節の角度が運動することが報告されている [42, 52, 74]。長年この運動が生じる原因について議論が行われてきた。この運動に関して現在広く受け入れられている原因は、途中で分岐し、異なる指骨に端点が付着する伸展機構がこの運動を生み出しているというものである [54, 23]。Leijnse and Kalker [86] は、様々な条件において、腱に緩みが生じていない状態を考えることで、指の運動の解析を行っている。この解析手法のもとでは彼らの伸展機構のモデルにおける分岐によって PIP, DIP 関節の運動が生じる。前述の設計では彼らのモデルを基にして、ロボットフィンガにも分岐腱を取り入れた。そのため、このロボットフィンガでも IP 関節の運動した運動が生じるはずである。しかし、この運動を制御するには、まずこの運動した運動が生じる条件を知る必要がある。そこで、ここでは分岐した腱によって生じる運動について解析する。

分岐腱は劣駆動腱駆動機構の分野でも研究されており [17], Sawada and Ozawa [103] はその制御手法を提案している。彼らはその中で、腱を弾性を持つ、もしくは直列に弾性要素が接続された紐として扱っている。先の設計や Leijnse and Kalker [86] のモデルで仮定されているような、非伸縮な腱はこれの特殊な場合と考えることが出来る。しかし、後述のように非伸縮な分岐腱は単に特殊な場合と言うだけでなく、ロボットフィンガを制御する上で非常に有益な性質を持っており、これ単独で扱うに値する。

分岐点で分かれた後の腱が弾性を持つ場合、その腱の長さは指の姿勢によって変化する。この変化によって腱の弾性から生じる受動的な力と、外力によって生じる腱張力の間で均衡が保たれる必要があり、この結果として状態の遷移が生じる。一方で、非伸縮な腱

は非常に強い拘束を生じさせ、結果として離散的な状態の遷移を生み出す。簡単な例を図 3.11 に示す。この図は平面内に 2 自由度を持つ腿駆動機構が一方に比伸縮な 1 本の腿と、その反対側に非伸縮な 1 つの分岐腿を持つ場合に生じる腿の状態の変化を示している。ここで、分岐した腿は分岐点で互いに平行に交わっていると仮定する。このような腿配置を持つ機構では、腿は 3 つの状態をとり得る。その内の 1 つの状態が図 3.11(a) で、ここでは分岐した後の 2 つの腿の長さで機構の関節角の間にバランスが取れており、分岐した後の 2 つの腿の両方に分岐腿につながるアクチュエータからの力が伝達される。これに対して、図 3.11(a) と (b) の状態は、分岐した後の 2 つの腿が通る関節のモーメントアームの大きさの違いから、2 つのうち、一方に緩みが生じている状態で、緩みの生じた腿を図中に点線で描いている。緩みの生じた腿はもはや力を伝達することは出来なくなるため、この腿は無視することが出来る。この場合、系は分岐腿の無い通常の腿駆動機構と同じになる。

このような腿の状態は、外力によって生じるトルクや腿張力といった外的、内的要因によって、状態から状態へと遷移する。もし分岐した腿の両方が緩まない条件を満たしているとすると、分岐した腿の幾何学的な拘束から 2 関節のうち一方の関節角が定まれば、もう一方の関節角も定まる。よって、この条件のもとでは一方の関節角が完全に他方の関節角に依存するため、系の自由度は本来の 2 自由度ではなく 1 自由度と見なすことが出来る。つまり、2 関節の固く連動した運動が生じるのである。このような関節の連動した運動は、ここで取り上げた 2 関節の腿駆動機構にのみに成り立つわけではなく、より多くの関節を持つ機構に対しても任意の関節の組み合わせを連動させるように分岐腿を増やすことで運動を連動させることができ、関節と同数の分岐した腿を設けることで最大で 1 自由度まで仮想的に自由度を減らすことが出来る。次に、この連動が生じている際の系の運動学を表現し、連動を維持する、つまりは分岐した後の腿を緩まないようにするための条件を求める。

s 本の分岐していない腿と、 t 本の腿へと分岐する 1 つの分岐腿を持つ、 n 自由度の腿駆動マニピュレータを考える。途中で分岐した腿が再び合流するような場合も、これに含まれる。つまりは 1 つのアクチュエータで駆動される複数の腿が、その終点までに 1 つでも同一の関節に対して異なるモーメントアームの大きさを持つ場合、またはこれと同等に見なすことが出来る腿の構造をここでは分岐腿と呼ぶ。なお、複数の分岐腿が存在する場合

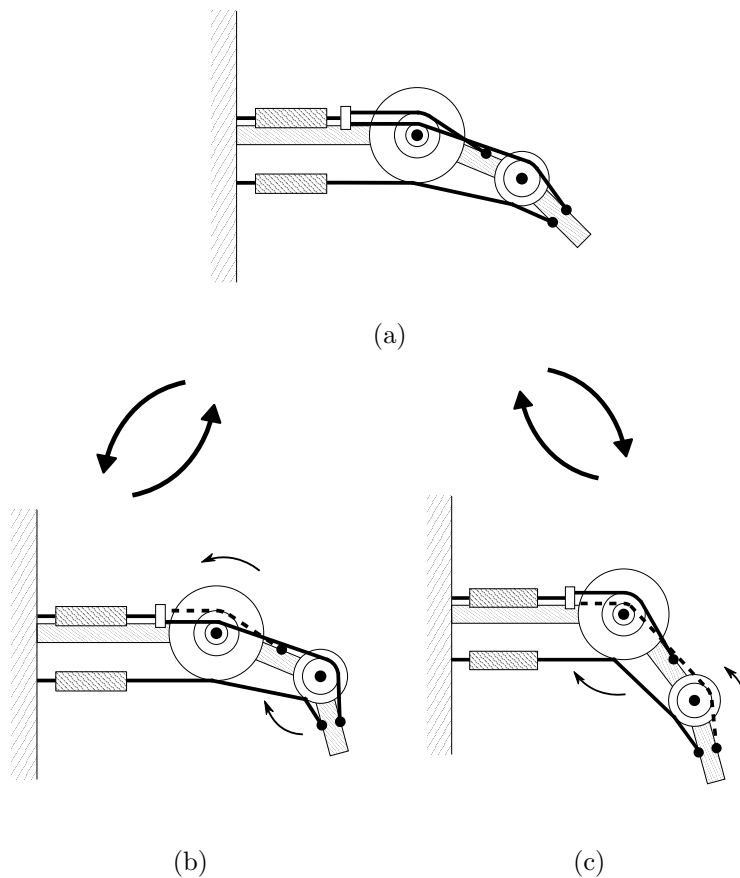


図 3.11: 2 関節 2 腱 (そのうち 1 つが分岐腱) による, 非伸縮な分岐腱によって生じる状態の遷移の例 (a) 全ての腱が張っている状態 (b)(c) 分岐腱の一方が緩んでいる状態

でも扱うことができるが, ここではまずこのような条件に限定して議論する.

最初に, t 本の腱へと分岐する腱を t 本の独立した腱として捉える. つまり, 分岐点より前の関節に対しての各腱のモーメントアームの大きさが全て同じで, 分岐点以降は分岐後の腱それぞれ本来のモーメントアームの大きさを持つ, t 本の腱であるとする. すると, 腱ヤコビ行列 $\mathbf{P} \in \mathbb{R}^{(s+t) \times n}$ を式 (3.33) と同じ形式で定義できる. 腱ヤコビ行列において任意の 2 つの行を入れ替えても, その性質は変化しないことから [118], 適宜, 行を入れ替えることで腱ヤコビ行列は次のようなブロック行列へと分解できる.

$$\mathbf{P} = \begin{bmatrix} \mathbf{P}_n \\ \mathbf{P}_b \end{bmatrix} \quad (3.36)$$

ブロック行列の添字は, その腱が分岐腱に関連した腱かどうかを表し, $\mathbf{P}_b \in \mathbb{R}^{t \times n}$ が分岐腱に関係する腱のヤコビアンを, $\mathbf{P}_n \in \mathbb{R}^{s \times n}$ がそれ以外の腱のヤコビアンを表す. 対応

する腱の変位を $\mathbf{l}' = [\mathbf{l}_n \ \mathbf{l}_b]^T$ とすると、腱の変位速度と関節の角速度の関係は次のようになる。

$$\dot{\mathbf{l}}' = \mathbf{P}\dot{\boldsymbol{\theta}} \quad (3.37)$$

先の2自由度腱駆動機構の例では、 \mathbf{P}_b は 2×2 行列で分岐腱の変位速度と2関節の角速度の関係を表し、 \mathbf{P}_n は 1×2 行列で表される。

ここで、付加的な条件として、分岐した先の腱の数が系の自由度を超えないものとし、 $t \leq n$ を仮定する。これが満たされない、つまり、腱の数が自由度よりも多いと、先の式(3.39)において解が存在しない場合が生じる。ただし、腱の配置によっては、例えば全ての関節で同じモーメントアームの大きさを持つ2組の腱が存在するなど、例外が存在する場合もある。分岐した先の腱の数が系の自由度よりも大きい場合には、張力の状態によって関節運動の切り替わりが生じる。例えば、ある比率で運動していた関節が、途中で違う比率で動き出すというような現象が生じるのである。このような現象は先の2自由度の例のように、幾何学的な状態を分類して計算を行うことで解析できる。この現象自体、興味深いものであるが、ここでは問題が複雑になりすぎるので扱わないものとする。

次に、分岐腱による拘束で一部の関節が運動して動いているとき、 t 本の腱の始点の速度は同一にならなければならない。つまり以下の関係が満たされる。

$$\mathbf{P}_b \dot{\boldsymbol{\theta}} = [1 \ \cdots \ 1]^T \psi \quad (3.38)$$

ここで、 ψ は分岐腱の始点の変位速度を表し、式の右辺のベクトルは系の自由度と同じ次元のベクトルで、右辺は分岐腱の始点の変位速度が t 本の腱で全て等しいことを表している。よって、ここから以下の関係が求まる。

$$\dot{\boldsymbol{\theta}} = \mathbf{P}_b^+ [1 \ \cdots \ 1]^T \psi + (\mathbf{E}_n - \mathbf{P}_b^+ \mathbf{P}_b) \boldsymbol{\rho} \quad (3.39)$$

ここで、 \mathbf{P}_b^+ は \mathbf{P}_b の擬似逆行列で、 \mathbf{P}_b の階数が系の自由度よりも小さい場合を想定している。また、 \mathbf{E}_n は n 次元単位行列である。右辺の第2項は \mathbf{P}_b の零空間を張り、 $\boldsymbol{\rho}$ は o 次元の任意のベクトルである。ここで、 o は次のように定義される。

$$o = n - \text{rank}(\mathbf{P}_b) \quad (3.40)$$

つまり、関節速度は $o+1$ の変数によって表現することが出来る。式 (3.39) を式 (3.33) に代入すると次が得られる。

$$\dot{\mathbf{l}}' = \begin{bmatrix} \mathbf{P}_n \mathbf{P}_b^+ [1 \ \cdots \ 1]^T \dot{\psi} + \mathbf{P}_n (\mathbf{E}_n - \mathbf{P}_b^+ \mathbf{P}_b) \boldsymbol{\rho} \\ [1 \ \cdots \ 1]^T \dot{\psi} \end{bmatrix} \quad (3.41)$$

ここから、ヤコビ行列と関係しない変数をくくりだすと次のようになる。

$$\dot{\mathbf{l}}' = \begin{bmatrix} \mathbf{P}_n \mathbf{P}_b^+ [1 \ \cdots \ 1]^T & \mathbf{P}_n (\mathbf{E}_n - \mathbf{P}_b^+ \mathbf{P}_b) \\ [1 \ \cdots \ 1]^T & \mathbf{O}_{t \times o} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{\psi} \\ \boldsymbol{\rho} \end{bmatrix} \quad (3.42)$$

ここで、 $\mathbf{O}_{t \times o}$ は $t \times o$ 零行列である。この式における右辺のベクトルを次のように定義することで、仮想的にこの式を本来の自由度よりも少ない数の自由度の関節と腱の速度の関係のように見なすことが出来る。

$$\dot{\boldsymbol{\theta}}_v = \begin{bmatrix} \dot{\psi} \\ \boldsymbol{\rho} \end{bmatrix} \quad (3.43)$$

この $\dot{\boldsymbol{\theta}}_v$ を仮想関節速度ベクトルと呼び、その次元は $o+1$ である。式 (3.42) の右辺の行列の下側のブロック行列は行の要素が全て等しく、1つの行へと変形することで、複数の腱で構成される分岐腱が結果的に1本の腱と見なせるようになる。そこで、次のような腱ヤコビ行列を定義し、これを仮想腱ヤコビ行列と呼ぶ。

$$\mathbf{P}_v = \begin{bmatrix} \mathbf{E}_{s+1} & \mathbf{O}_{(o+1) \times (t-1)} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \mathbf{P}_n \mathbf{P}_b^+ [1 \ \cdots \ 1]^T & \mathbf{P}_n (\mathbf{E}_n - \mathbf{P}_b^+ \mathbf{P}_b) \\ [1 \ \cdots \ 1]^T & \mathbf{O}_{t \times o} \end{bmatrix} \quad (3.44)$$

ここで、 \mathbf{E}_{s+1} は $s+1$ 次元の単位行列、 $\mathbf{O}_{(o+1) \times (t-1)}$ は $(o+1) \times (t-1)$ 零行列である。つまり、次のような関係が成り立ち、分岐腱を持つ任意の機構は通常の腱駆動機構と同じように扱うことが出来る。

$$\dot{\mathbf{l}} = \mathbf{P}_v \dot{\boldsymbol{\theta}}_v \quad (3.45)$$

ここで、 $\mathbf{l} = [\mathbf{l}_n \ \mathbf{l}_b]$ とし、 \mathbf{l}_b は分岐腱を1本と見なしたときの、この腱の変位である。なお、式 (3.39) から分かるように、もとの関節速度と仮想関節速度との関係は以下のようになる。

$$\dot{\boldsymbol{\theta}} = \begin{bmatrix} \mathbf{P}_b^+ [1 \ \cdots \ 1]^T & (\mathbf{E}_n - \mathbf{P}_b^+ \mathbf{P}_b) \end{bmatrix} \dot{\boldsymbol{\theta}}_v \quad (3.46)$$

また、分岐した後の腱を独立なものとして捉えた場合の全体の腱張力ベクトルを $\mathbf{h}' = [\mathbf{h}_n^T \ \mathbf{h}_b^T]^T$ と定義する。ここで、 \mathbf{h}_b は分岐腱の分岐した後の腱の張力のベクトルである。

加えて、 \mathbf{l} の定義に合わせ、分岐した腱を1本の腱として捉えた場合の腱張力ベクトルを $\mathbf{h} = [\mathbf{h}_n^T \ h_b]^T$ と定義する。つまり、 h_b は分岐腱の根本の張力、つまりは分岐した後の腱の張力を全て足しあわせたものを表している。よって、これら2つのベクトルの関係は以下になる。

$$\mathbf{h} = \begin{bmatrix} \mathbf{E}_{s+1} \\ \mathbf{O}_{(t-1) \times (o+1)} \end{bmatrix} \mathbf{h}' \quad (3.47)$$

これを用いて式(3.35)を変換することができ、上式を代入した上で両辺に $[[1 \ \cdots \ 1] \mathbf{P}_b^{+T} \ \mathbf{E}_n - \mathbf{P}_b^T \mathbf{P}_b^{+T}]^T$ をかけると次が得られる。

$$\boldsymbol{\tau}_v = -\mathbf{P}_v^T \mathbf{h} \quad (3.48)$$

ここで、 $\boldsymbol{\tau}_v$ を次の様に定義し、仮想関節トルクと呼ぶ。

$$\boldsymbol{\tau}_v = \begin{bmatrix} [1 \ \cdots \ 1] \mathbf{P}_b^{+T} \\ \mathbf{E}_n - \mathbf{P}_b^T \mathbf{P}_b^{+T} \end{bmatrix} \boldsymbol{\tau} \quad (3.49)$$

これによって腱張力 \mathbf{h} と仮想関節トルクの間に通常の腱駆動機構における関節トルクと腱張力の間と相似な関係が成り立つ。ここから、通常の腱駆動機構における腱張力の導出と同様にして次が得られる。

$$\mathbf{h} = -\mathbf{P}_v^{+T} \boldsymbol{\tau}_v + \mathbf{b}_v \quad (3.50)$$

ここで、 \mathbf{b}_v は仮想関節空間におけるバイアス張力であり、 \mathbf{P}_v^T の零空間を張る。前述の2自由度の腱駆動機構の例で言えば、ここまでの手法を用いて通常の腱可制御な1自由度2腱の腱駆動機構として扱うことが出来る。

分岐腱によって生じる関節の連動した運動を維持し、式(3.44)のように仮想ヤコビ行列を用いるための条件は、分岐した後の腱が全て緩まないことである。この条件は次のように表される。

$$h_b > 0 \quad (3.51)$$

分岐後の腱を全て独立なものとして扱った場合の式(3.37)から、次の関係が求まる

$$\boldsymbol{\tau} = -[\mathbf{P}_n^T \ \mathbf{P}_b^T] \begin{bmatrix} h_n \\ h_b \end{bmatrix} \quad (3.52)$$

よって、この式を展開することで \mathbf{h}_b は \mathbf{h}_n を用いて次のように表すことが出来る。

$$\mathbf{h}_b = -\mathbf{P}_b^{+T} \mathbf{P}_n \mathbf{h}_n - \mathbf{P}_b^{+T} \boldsymbol{\tau} \quad (3.53)$$

実際に式 (3.50) を解いた上で、 \mathbf{h}_n を上式に代入することで、構成的にこの条件を満たしているかどうかを求めることが可能である。この条件に加えて、前述の \mathbf{h}_b が \mathbf{h}_b の総和である必要があるが、これは自明である。

\mathbf{h}_b のいずれかの要素が負の値を持った場合、対応する腱に緩みが生じ、図 3.11 に示した例のように状態の遷移が生じる。反対に、腱張力 $[\mathbf{h}_n^T \mathbf{h}_b]^T$ が与えられた場合、状態が遷移する際の関節トルクは分岐した後の腱のいずれかが緩んだ状態での、与えられた腱張力に対する関節トルクを計算することで求まる。このトルクをここでは限界関節トルクと呼ぶ。図 3.11 の場合には、図 3.11(b) と (c) の状態における関節トルクベクトルを計算することで、図 3.11(a) の状態を維持するための限界関節トルクが求まる。腱ヤコビ行列に仮想腱ヤコビ行列 \mathbf{P}_v を用いた系が腱可制御である場合、式 (3.35) からバイアス腱張力を求めることが出来る。このバイアス腱張力の増加に伴って、通常、先の限界トルクも増加する。そのため、 \mathbf{P}_v で表された腱可制御な系において、関節が連動していることが確かめられれば、状況に合わせてバイアス張力を大きくすることで、関節の連動が失われるのを防ぐことが出来る。つまり、上述のような条件が満たされることを確認しながら、ここまでで導出した式 (3.45) や式 (3.50) を用いることで他自由度のマニピュレータを分岐腱の拘束を利用し、本来の自由度よりも少ない自由度を持つ系として扱うことが可能となる。加えて、上述の条件は先の仮想的な自由度における式 (3.50) のバイアス張力を調整することで維持することが可能である。また、これを逆に考えれば、このバイアス張力を調整することで系の拘束による関節間の連動を開放することも可能である。

前述の議論では扱わなかったが、機構に複数の分岐腱がある場合も考えられる。しかし、この場合でも先の手順を繰り返し適用することで扱うことが出来る。具体的には、それぞれ t_i ($i = 1, 2, \dots, u$) 本の腱に分岐する u つの分岐腱をもつ n 自由度腱駆動機構の場合、先と同様に分岐点以降の腱 $\sum_{i=1}^u t_i$ 本が全て独立した腱であると考え腱ヤコビ行列を

構成したあと、次のように腱ヤコビ行列を分解する.

$$\mathbf{P} = \begin{bmatrix} \mathbf{P}_n \\ \mathbf{P}_{b_1} \\ \vdots \\ \mathbf{P}_{b_u} \end{bmatrix} \quad (3.54)$$

ここで, \mathbf{P}_{b_i} ($i = 1, 2, \dots, u$) は各分岐腱に対応する腱ヤコビ行列のブロック行列である. これに対し, 順に変換を行っていくことで, 仮想腱ヤコビ行列が求まる. この拘束によって最大で, $\sum_{i=1}^u t_i - u$ の自由度が拘束されることになる. ただし, ここでも系の自由度と分岐した先の腱の数との関係に注意が必要で, 以下を満たす必要がある.

$$\sum_{i=1}^u t_i - u < n \quad (3.55)$$

これが満たされなければ, 前述のように腱の状態の遷移が複雑になる.

ここまでの議論で分岐腱をもつ機構を式 (3.45) で表せるようになったが, 分岐腱が通る関節の中には分岐腱による拘束の影響を受けないものもある. 前述のように分岐腱をそれぞれ独立な腱として捉えたときに, これらの腱全てに対してモーメントアームの大きさが同じ関節は分岐腱の影響を受けない. 例えば, 分岐点より前の関節などがこれに当たる. 式 (3.43) によって, 分岐腱の作用による拘束を考慮した関節変数を表すことができるが, 一方で, このように分岐腱の影響を受けない関節変数まで変換してしまう. そこで, 事前に腱ヤコビ行列から, これらの関節に関する要素を, 列の交換を行うことで次のようにくくりだしておく.

$$\mathbf{P} = \begin{bmatrix} \mathbf{P}_n \\ \vdots \\ \mathbf{P}_o \\ \mathbf{P}_{b_1} \\ \vdots \\ \mathbf{P}_{b_u} \end{bmatrix} \quad (3.56)$$

ここで, \mathbf{P}_o が分岐腱に影響を受けない関節に関するブロック行列で, 右側のブロック行列に対してのみ前述の一連の変換を行うことで, 分岐腱の影響を受けない関節は本来の関節変数を用いたまま, 分岐腱の拘束を受ける関節変数のみを定義し直すことが出来る.

次に, 一般的な議論から離れ, 先に設計したロボットフィンガにおける運動学を考える. ここでは前節におけるパラメータを用いて, ヒトの深指屈筋, 総指伸筋と虫様筋を用

いたロボットフィンガをこの例として扱う。このロボットフィンガには、総指伸筋と虫様筋を再現した機構の中にそれぞれ一つずつ、計2つの分岐腱が存在する。これによって、先の議論のように最大で2自由度が拘束されることになる、系の自由度は1になる。ところが、本来、これら2つの分岐腱はヒトの構造の中では合流することによってつながっている。そのためこれら2つは本来全く同じ構造であり、その拘束によって生じる関節の運動は全く一緒のものである。つまり、実際には拘束できる自由度は1つ少なくなり、系には2自由度が残ることになる。その一方で、理想的には分岐腱の性質が両方で全く同じであるため、分岐点以降の計4本の腱が同時に緩んでいない状態が生じるはずである。しかし、実際のロボットフィンガではこれらの腱が同時に緩みなく張っている状態というのは、実装における僅かな初期位置の誤差などから、厳密には存在しないことが多い。結果的に、図3.12のようにいずれかの腱が緩んでいる状態の遷移が生じる。実装の際の腱の初期位置のずれによって、2種類の遷移のパターンが生じ得る。その1つが図3.12の(a), (b), (d), (f), (h)と順に遷移するパターンで、もう一方が(a), (c), (e), (h)と遷移するパターンである。前述のように、総指伸筋と虫様筋のそれぞれの分岐腱によって生じる拘束、つまりは結果的に生じる関節の運動は、実際の実装では微小なずれが生じる可能性があるものの、理論的には2つで全く同じである。つまり、広い目で見れば、図3.12における(b)から(g)の状態は全て指先の2関節が連動している状態と捉えることが出来る。実際のヒトの指では総指伸筋、虫様筋、骨間筋の間で伸展機構は共通であるが、モデルとは異なり厳密には1本の線というわけではなく、このような内部状態の遷移は実際には生じていると考えられる。反対に言えば、ここで扱っているモデルのようにそれぞれを分離したとしても、ヒトの伸展機構の性質が、大きく損なわれるということはない。

ここで、このロボットフィンガが分岐腱の拘束により関節が連動して動いていると仮定し、仮想腱やコビ行列を求める。総指伸筋と虫様筋の分岐腱をそれぞれ独立なものであると考えると、計5本の腱がここでの例では存在し、2つの分岐腱と分岐腱の影響を受けないMP関節が存在することから、これを式(3.56)の形式で表すと次のようになる。

$$\mathbf{P} = \left[\begin{array}{c|cc} -r_{p1} & -r_{p2} & -r_{p3} \\ r_{l1}^* & r_{m2}^* & r_{p3} \\ r_{l1}^* & r_{lt2} & r_{p3} \\ r_{e1} & r_{m2} & 0 \\ r_{e1} & r_{et2} & r_{t3} \end{array} \right] \quad (3.57)$$

ここでは上から下に順に深指屈筋，虫様筋，総指伸筋に対応している．まず，総指伸筋の分岐腱に対して，式 (3.44) の変換を適用すると，次が得られる．

$$\mathbf{P}'_v = \left[\begin{array}{c|cc} -r_{p1} & -\frac{r_{p2}}{r_{m2}} - r_{p3} \frac{r_{m2} - r_{t2}}{r_{m2}r_{t3}} \\ r_{l1}^* & \frac{r_{m2}^*}{r_{m2}} + r_{p3} \frac{r_{m2} - r_{t2}}{r_{m2}r_{t3}} \\ r_{l1}^* & \frac{r_{m2}^*}{r_{m2}} + r_{p3} \frac{r_{m2} - r_{t2}}{r_{m2}r_{t3}} \\ r_{e1} & 1 \end{array} \right] \quad (3.58)$$

次に，通常であれば虫様筋の分岐腱に対しても同様の変換を適用するが，行列を見ても分かるように，既に虫様筋の腱に関する行要素は2つの行の値が完全に同じになっている．これは総指伸筋と虫様筋の分岐腱による拘束が，同一のものであることによって生じ，また，そのようにモーメントアームの定義をここまでで行ったことによって生じている．そのため，後は虫様筋に関する行要素から1行削除することで，目的の仮想腱ヤコビ行列が次のように得られる．

$$\mathbf{P}_v = \left[\begin{array}{c|cc} -r_{p1} & -\frac{r_{p2}}{r_{m2}} - r_{p3} \frac{r_{m2} - r_{t2}}{r_{m2}r_{t3}} \\ r_{l1}^* & \frac{r_{m2}^*}{r_{m2}} + r_{p3} \frac{r_{m2} - r_{t2}}{r_{m2}r_{t3}} \\ r_{e1} & 1 \end{array} \right] \quad (3.59)$$

なお，式 (3.56) の変換を虫様筋の分岐腱に対し行い，その後に総指伸筋の分岐腱に対し式 (3.56) の変換を適用することでもこれと同じ仮想腱ヤコビ行列が得られる．上述の \mathbf{P}_v に対して，式 (3.35) から得られる腱張力ベクトルが，図 3.12 の (b) や (f)，もしくは図 3.12 の (c) や (g) のいずれかの状態で条件式 (3.51) を満たしていることを一度確かめることが

できれば、ロボットフィンガは関節の運動を維持したまま制御が可能である。また、前述の限界関節トルクは図 3.12 の (a) と (h) の状態における与えられた腱張力に対するトルクを計算することで求まる。これらの腱ヤコビ行列は次のように定義される。

$$\mathbf{P}_{l1} = \begin{bmatrix} -r_{p1} & -r_{p2} & -r_{p3} \\ r_{l1}^* & r_{lt2} & r_{t3}^* \\ r_{e1} & r_{t2} & r_{t3} \end{bmatrix} \quad (3.60)$$

$$\mathbf{P}_{l2} = \begin{bmatrix} -r_{p1} & -r_{p2} & -r_{p3} \\ r_{l1}^* & r_{m2}^* & r_{p3} \\ r_{e1} & r_{m2} & 0 \end{bmatrix} \quad (3.61)$$

\mathbf{P}_{l1} と \mathbf{P}_{l2} はそれぞれ図 3.12 の (a) と (h) の状態に対応し、その姿勢によって腱に緩みが生じている状態のヤコビ行列であり、ヒトで言うところの前者が内側帯、後者が外側帯が緩んだ状態をそれぞれ表している。

分岐腱に対して仮想腱ヤコビ行列を用いた手法は、従来の多関節の腱駆動機構を動かすのに必要なアクチュエータの数より少ない数のアクチュエータでバイアス腱張力を求めることを可能にする。このような系は限界トルクを超えないという条件を通常のバイアス腱張力の最適化に加えることで制御できる。これはアクチュエータの数を減らすという観点で重要な事実である。

3.4.3 分岐腱を含む腱駆動機構の力の解析

腱駆動機構のロボットフィンガの性質を解析する上で、その指先で生じさせることの出来る力は非常に重要な問題である。ヒトの筋骨格や腱駆動ロボットマニピュレータの端点の出す力を解析するには、場合によっては少し工夫が必要である。これを視覚化するために、各筋またはアクチュエータの出す単位腱張力に対する端点の出す力を多角形(実行可能能力領域)で表す手法が提案されている [120, 119, 65]。ここではこの手法を基に、設計したロボットフィンガの持つ指先力に関する能力を調べる。

前述の議論で3自由度の分岐腱を持つ腱駆動ロボットフィンガは、仮想的に2自由度と捉えることで最小で3つのアクチュエータでバイアス腱張力を定義でき、これを駆動するこ

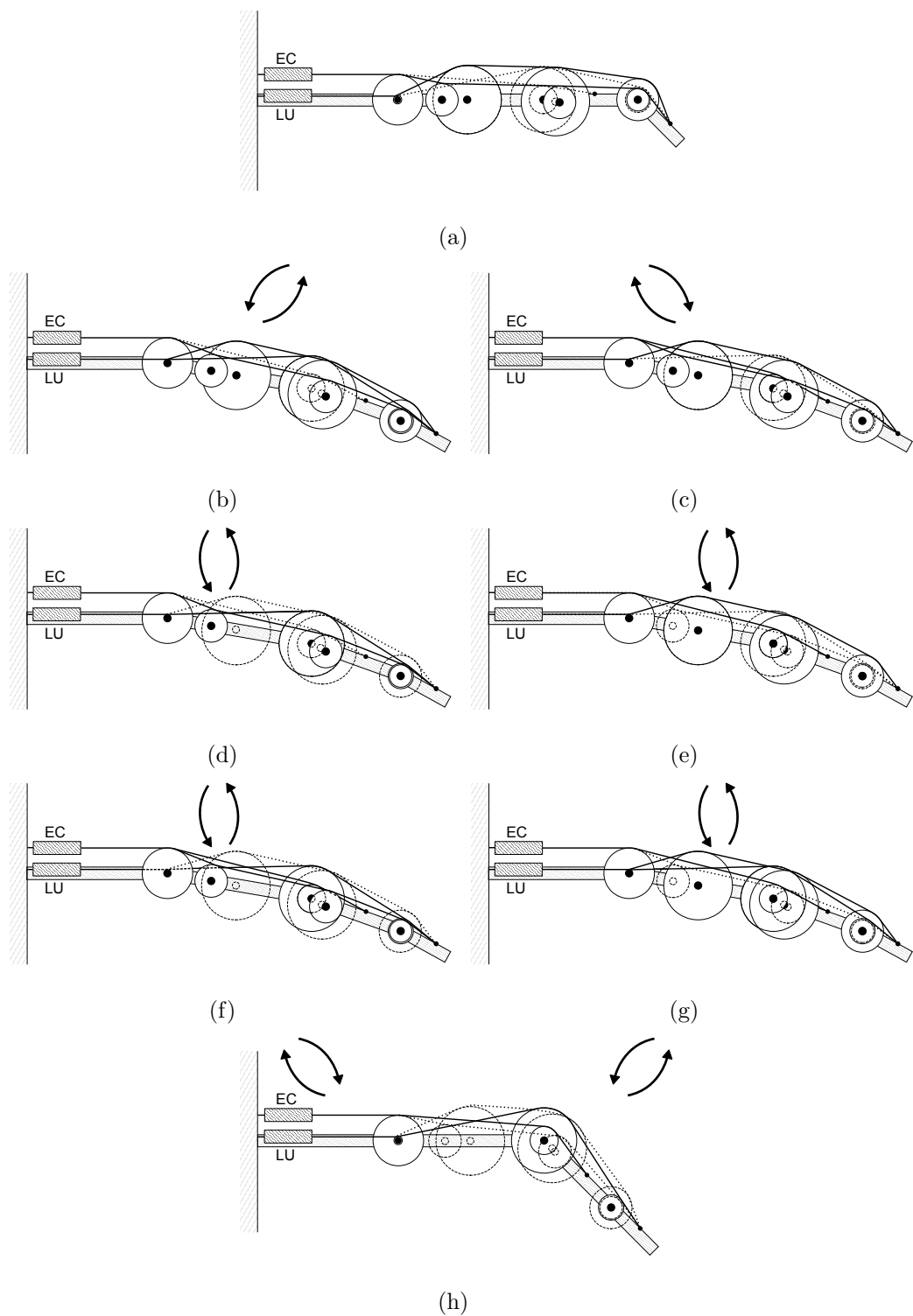


図 3.12: 設計したロボットフィンガの総指伸筋と虫様筋を再現した機構における腱の緩みの遷移 (a) 外側帯が全て緩み運動が失われた状態 (b—g) 分岐点以降の計 4 本の腱のうち最大で 2 本の腱が緩んだ状態 (h) 内側帯が全て緩み運動が失われた状態.

とが出来ることを述べた．通常のロボット工学で用いられる順運動学写像 $g: \mathbb{R}^n \mapsto \mathbb{R}^p$ (ここで, n はマニピュレータの仮想的な自由度, p は位置座標の次元) に対し, 平面運動をする独立な2自由度を持つマニピュレータは, この写像に対して一切の冗長性を持たないことが分かる．マニピュレータの位置座標系に対するヤコビ行列 $\frac{\partial g}{\partial \boldsymbol{\theta}}(\boldsymbol{\theta}) = \mathbf{J}_p: \mathbb{R}^n \mapsto \mathbb{R}^p$ も冗長性を持たないことを意味しており, これは同時に, マニピュレータが環境に対して点で接触し, その点回りに一切のトルクを受けないのであれば, この2自由度の作用で平面内の任意の方向に力を出すことができることを意味する．また, 系が2自由度で最低3本の腱で腱可制御な系を構築できるため, これを実現する腱張力も存在しえる．なお, ここで扱っている自由度はあくまで仮想的なものであり, ここで言うトルクも実際に各関節に生じているトルクではなく, 分岐腱による拘束を考慮した前述の仮想トルクを指す．ロボットフィンガが接触している点に対して生じさせる力を $\mathbf{f} \in \mathbb{R}^2$ とすると, 仮想関節トルク $\boldsymbol{\tau}_v \in \mathbb{R}^2$ との関係はヤコビ行列を用いて, 次のように表される．

$$\boldsymbol{\tau} = \mathbf{J}_p^T \mathbf{f} \quad (3.62)$$

これを式 (3.34) に代入することで, 与えられた腱張力に対する接触点に生じさせる力の関係が求まる．

$$\mathbf{f} = -\mathbf{J}_p^{-T} \mathbf{P}_v^T \mathbf{h} \quad (3.63)$$

実行可能能力領域は, 非負で単位大きさまでの腱張力の集合 $H = \{\mathbf{h} \in [0, 1]^t\}$ を式 (3.63) を用いて, 接触力の空間へ写像したときの多角形を指す．図 3.13(a)–(d) は, 指の運動が連動している状態で, 与えられた姿勢 (PIP 関節が 30° 屈曲し, DIP 関節が連動によって, 対応する角度だけ屈曲した姿勢) を取るとき, 様々な筋を再現した腱配置とアクチュエータを持つ場合に, どのようにロボットフィンガの指先での実行可能能力領域が変化するかを示している．(a) は, 順に前述のような, 深指屈筋, 総指伸筋, 虫様筋の3筋を再現した機構を持つものに対応している．さらにこれら3筋に骨間筋を加えたものを (b), 代わりに3筋に浅指屈筋を加えたものを (c), 最後に深指屈筋と浅指屈筋の各関節に対するモーメントアームの大きさを足しあわせて屈筋とし, 虫様筋と骨間筋のモーメントアームの大きさを足しあわせて内在筋として再現したものを (d) に表している．ここで, 各モーメントアームの大きさは, 先までの解析と同様に Leijnse and Kalker [86] の用いている Carpentier Alting [29] が計測したヒトの指のモーメントアームの大きさ, つまりは先に

表 3.1 に記した値を用いている。加えて、本来は関節の運動を維持するためのバイアス張力を調整する必要があるが、ここでは議論を簡単にするため条件が満たされているものと仮定する。

図 3.13(a) から、前述のように少なくとも 3 つのアクチュエータのみでロボットフィンガは全ての方向に力を生じさせることが見て取れる。アクチュエータの追加は多角形領域の形状を変化させる。浅指屈筋は実行可能能力領域を図の左方向に拡張し、骨間筋は、右方向に範囲を拡張する傾向がある。力の効率という観点から、[65] は腱配置を設計する手法を提案している。本来は純粋に任意の方向に力を生じさせる腱張力に加え運動を維持するためのバイアス張力を考えないといけなため、力の効率という観点からの正確な議論は難しいが、これらの筋は特定の方向に力を効率よく加える働きがあるといえる。

一方で、ロボットフィンガの IP 関節が運動していない場合には、系の自由度を仮想的に 2 自由度と捉えることは出来ず、実行可能能力領域は大きく変化する。また、系が 3 自由度になると式 (3.63) をそのままの形で用いることは出来なくなる。これは系の位置座標系に対するヤコビ行列が正方でないことに起因する。これに対し Valero-Cuevas et al. [120] は、ヒトの筋骨格の機能を調べる際に、先の式に指の出す指先トルクが零になるという条件を加えることで実行可能能力領域を定義し直している。これはつまり、運動学写像を $g: \mathbb{R}^n \mapsto \mathbb{R}^p$ ではなく、 $g: \mathbb{R}^n \mapsto SE(2)$ で考えることで、自由度が 3 になったことで生じる冗長性を解消するのである。ユークリッド空間における姿勢は、平行移動と回転を考慮した位置変数であるツイストで表すことが出来。これに対応する力はレンチを用いて表すことが出来る [94]。具体的には関節トルク $\tau \in \mathbb{R}^3$ とレンチ $\mathbf{F} \in \mathbb{R}^3$ を用いて、これらの関係を次のように表す。

$$\tau = -\mathbf{J}_{SE(2)}^T \mathbf{F} \quad (3.64)$$

ここで、 $\mathbf{J}_{SE(2)}$ は関節速度とツイストとの間の関係を表すヤコビ行列である。よって、レンチと腱張力との関係は、次のようになる。

$$\mathbf{F} = -\mathbf{J}_{SE(2)}^{-T} \mathbf{P}_{l2}^T \mathbf{h} \quad (3.65)$$

これによって、実行可能能力領域を考えることが出来る。ただし、指の内部運動が生じないようにレンチの回転要素が零になるようにしなければならない。図 3.13(e)–(h) は、与えられた関節の運動が失われた姿勢 (PIP 関節が 30° 屈曲し、DIP 関節が 30° 伸展した姿勢)

に対する指先の実行可能能力領域を図 3.13 の (a)–(d) とそれぞれ同じロボットフィンガ機構に対して示している。この姿勢はヒトが小さい物体や平たい物体を掴む際によく見られる姿勢で、図 3.12(h) のように腱の緩みが生じることで分岐腱の拘束を失い、通常の腱駆動機構と同様の構成になる。図 3.13(e) から、この姿勢において、深指屈筋、総指伸筋、虫様筋を再現した機構のみでは、指先方向の限られた範囲にしか力を生じさせることが出来ないことが分かる。物体のピンチングの際に、物体に対して法線方向の力を生じさせることが出来ないのは、非常に不利になる。この性質は骨間筋に当たる機構を加えたとしても改善されないが、浅指屈筋に当たる機構を加えると法線方向に力を加えられるようになる (図 3.13(f) と (g) を参照のこと)。少なくとも 4 つのアクチュエータがなければ、バイアス腱張力が存在しないため、平面内の任意の方向に力を出すことが出来ない。実際のところ、図 3.13(g) は腱可制御であることから任意の方向に力を生じさせることが出来る。しかし、一方でアクチュエータの数を増やすことなくとも、力の方向をタスクを達成するのに必要なものへと変化させることが出来る。図 3.13(h) は屈筋と内在筋のそれぞれの関節に対するモーメントアームの大きさの足し合わせによって 3 つのアクチュエータを用いた機構であるが、このような機構でも法線方向の力を出すことが出来るのが見て取れる。

3.5 ロボットフィンガの開発と実際の制御による検証

本節では実際にロボットフィンガを実装し動かすことで前節での仮想腱ヤコビ行列を用いた運動学解析手法の検証をおこなう。前節での指先の実行可能能力領域の議論の内容に加え、3 つのアクチュエータ、つまり本来は 3 自由度のマニピュレータに対し腱可制御ではない構成で、ロボットフィンガを駆動することができることを示すため、ここでは総指伸筋、屈筋 (深指屈筋と浅指屈筋のモーメントアームの大きさを足しあわせたもの)、内在筋 (骨間筋と虫様筋のモーメントアームの大きさを足しあわせたもの) を再現した機構を実装する。ここで扱う機構は厳密に言えば、本来の 5 つの筋が独立なアクチュエータで再現された場合に対して、前述のようにいくつかの条件が成立するときのみ等価であるといえる。一方で、このような構成は後の 5 章で見るように、ヒトの運動を考える上で重要な性質を有している。詳細は 5 章まで保留するが、ここではこれも踏まえ上述の 3 つのアクチュエータと腱配置を用いた実装を行なう。各プーリのモーメントアームの大きさはこれ

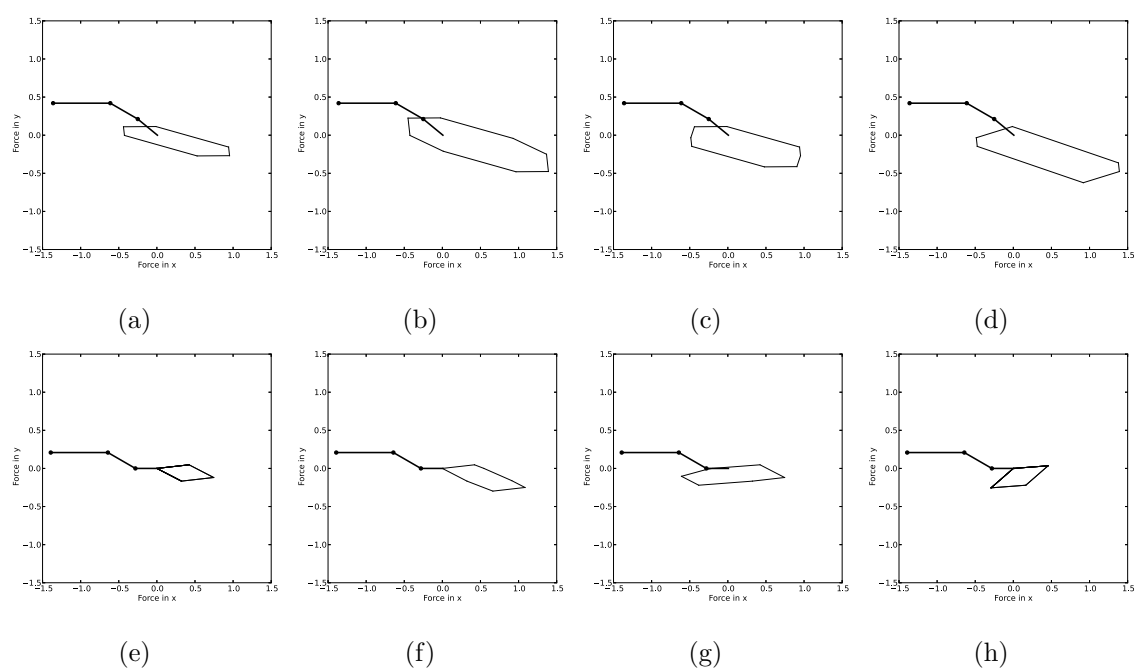


図 3.13: 単位腱張力までの範囲で各アクチュエータが張力を出したときの実行可能指先力領域 (a)IP 関節が連動している時のロボットフィンガの実行可能指先力範囲で、ロボットが深指屈筋、総指伸筋、虫様筋を再現したアクチュエータを持つ場合 (b) 深指屈筋、総指伸筋、虫様筋、骨間筋を持つ場合 (c) 深指屈筋、総指伸筋、虫様筋、浅指屈筋を持つ場合 (d) 総指伸筋、屈筋 (深指屈筋と浅指屈筋の足しあわせ)、内在筋 (虫様筋と骨間筋の足しあわせ) を持つ場合 (e)IP 関節が連動していない場合のロボットフィンガの実行可能指先力範囲で、ロボットが深指屈筋、総指伸筋、虫様筋を再現したアクチュエータを持つ場合 (f) 深指屈筋、総指伸筋、虫様筋、骨間筋を持つ場合 (g) 深指屈筋、総指伸筋、虫様筋、浅指屈筋を持つ場合 (h) 総指伸筋、屈筋 (深指屈筋と浅指屈筋の足しあわせ)、内在筋 (虫様筋と骨間筋の足しあわせ) を持つ場合

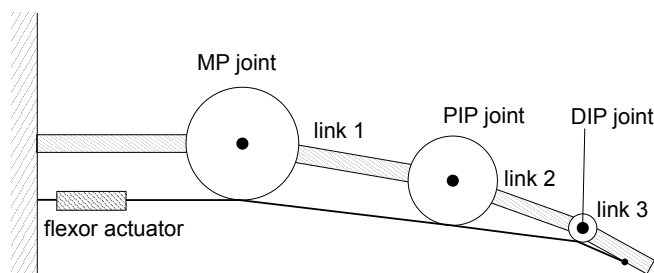
	MP	PIP	DIP	non-linear pulley
flexor	11	8.7	2.75	—
EC(lateral)	7.2	—	3.2	4.64
EC(medial)	7.2	4	—	—
intrinsic(lateral)	1.25	—	4.2	6.63
intrinsic(medial)	1.25	6.15	1.8	—

表 3.2: ロボットフィンガの各プーリの半径の大きさ (mm)

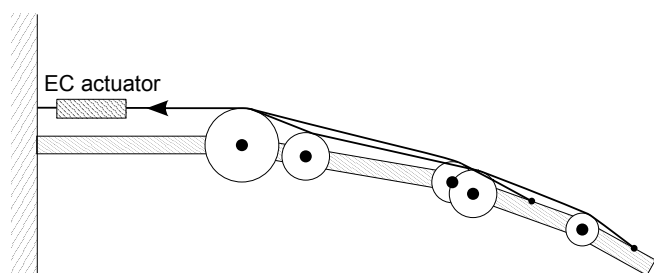
までの議論と同様に、解剖学の分野で Carpentier Alting [29] によって計測されたヒトの指のモーメントアームの大きさの値をもとに決定した (表 3.1 を参照). 前述のモーメントアームの大きさの足し合わせに関しても単純にこの値を足しあわせたものを用いている. これらの値を用いた上で、前述のパラメータ α を用いてプーリの干渉を避けながらも、実装が簡単になるように出来る限りプーリの大きさが小さくなり過ぎないように調整した後の、それぞれのプーリのサイズ、および最終的な各アクチュエータに対する腱配置のモデルをそれぞれ表 3.2 と図 3.14 に示す. 表 3.2 はそれぞれのアクチュエータと各関節に設置したプーリと非線形な変化をなすモーメントアーム機構のプーリの大きさを表しており、総指伸筋と内在筋のプーリのサイズに関しては外側帯と内側帯で別に示してある. また、図 3.14 に示す、リンク 1, リンク 2, リンク 3 の長さはそれぞれ 41.7 mm, 27 mm, 17 mm とした.

図 3.15 に設計したロボットフィンガを示す. ロボットフィンガは 3 つの回転関節を備え、平面内に 3 自由度を持つ. 加えて、ロボットフィンガは 4 つのリンクと 16 のプーリで構成され、回転摩擦を減少させるため関節軸およびプーリの軸は全てボールベアリングで支えられている. ロボットフィンガは全部で 5 つの腱の経路を持ち、総指伸筋と内在筋の分岐腱に当たる 2 組の腱は、それぞれ図 3.15 にベースプーリとして示しているプーリに固定されている. これらの腱はベースプーリを通して同時に駆動されることで、分岐腱としての役割を果たす. また、屈筋を再現した機構の腱も、これ単独でベースプーリにつながれており、計 3 つのベースプーリがそれぞれアクチュエータに接続されている.

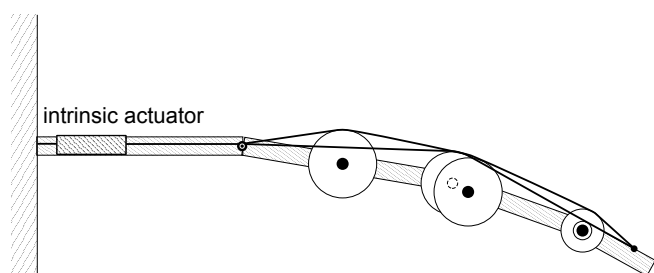
通常、腱駆動機構の制御ではバイアス腱張力を調整することで全ての腱張力が正の値を持つようにする必要があるため、腱張力のフィードバックを通常の位置制御に取り入れ



(a) 屈筋を再現した機構



(b) 総指伸筋を再現した機構



(c) 内在筋を再現した機構

図 3.14: 設計したロボットフィンガの腱配置

た2重フィードバックループが用いられることが多い[89, 67, 68, 118]. しかし, 力制御は通常の位置制御よりも制御が複雑であり, 駆動機構もそれに合わせたものを設計する必要があるため, ここではアクチュエータに線形ばねを取り付け, 簡単な位置制御で力制御の代わりとする制御を用いる[94]. そのためにはまず, 腱の変位ベクトル l と腱張力ベクトル h の間の関係を定義する必要がある. 腱張力ベクトル h は前述のように各アクチュエータの出す張力に対応し, 総指伸筋と内在筋に当たる機構の場合はそれぞれ分岐した後の2つの腱の腱張力の合力であり, ベースプーリに作用する力に当たる. l と f の間の関係は, 腱につながれたアクチュエータの性質による. 例えば, Hyodo and Kobayashi [63]は通常のモータに非線形弾性要素を挟むことで可変剛性を実現し, Gialias and Matsuoka

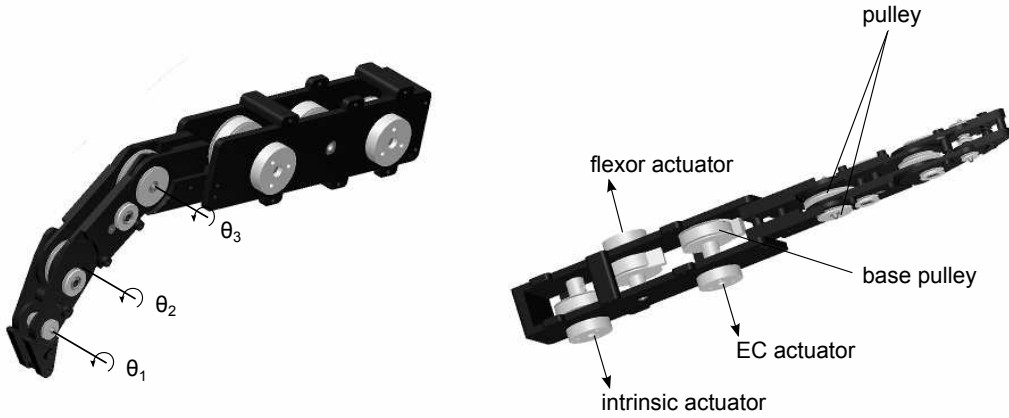


図 3.15: ロボットフィンガの 3D モデル

[49] はヒトの筋の特性を再現したアクチュエータを用いている．ここではサーボモータ (Dynamixel RX-24F) に線形ばねを取り付けた，非常に簡単なアクチュエータの構成を用いる．実際に製作したロボットフィンガにこのアクチュエータの構成を取り付けたものを図 3.16 に示す．前述のベースプーリとサーボモータの間にトーションバネが取り付けられている．ここでは，全てのアクチュエータに対してバネを取り付けたが，機構が腱可制御であるという仮定のもと，張力の調整は最低 1 つのアクチュエータにバネが取り付けられていれば可能である．一方で，この様に 3 つ全てのアクチュエータにバネを取り付けることで機構の関節に弾性をもたせることができる．これに関しては，第 4 章でも詳しく扱う．腱の変位と腱張力との間の関係を求めるため，それぞれのばね係数を用いて次の行列を定義する．

$$\mathbf{K} = \begin{bmatrix} k_f & 0 & 0 \\ 0 & k_e & 0 \\ 0 & 0 & k_i \end{bmatrix} \quad (3.66)$$

ここで， k_f ， k_e ， k_i はそれぞれ屈筋，総指伸筋，内在筋に当たるアクチュエータに取り付けられたトーションバネのばね係数である．ここではそれぞれに同じ 0.86 N/mm のばね定数を持つ線形ばねを取り付けている．図 3.17 に示すようにの総指伸筋，屈筋，内在筋に対応する腱の変位からなる腱変位ベクトル $\mathbf{l} = [l_f \ l_e \ l_i]^T$ を用いて対応するばねの伸びのベクトル $\mathbf{l}_k = [l_{k_f} \ l_{k_e} \ l_{k_i}]^T$ を次のように表すことができる．

$$\mathbf{l}_k = \mathbf{l} + \mathbf{a} \quad (3.67)$$

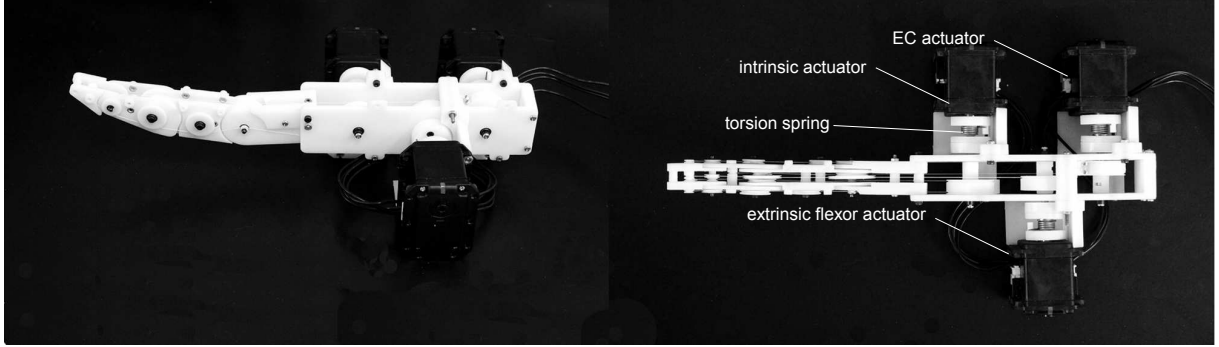


図 3.16: 実際に作製したロボットフィンガにサーボモータと線形トーションバネを取り付けたもの

ここで、 $\mathbf{a} = [a_f \ a_e \ a_i]^T$ はサーボモータの回転角度変位である。腱変位ベクトル \mathbf{l} は式 (3.33) の積分によって一意に求めることが出来る。ここではロボットフィンガの初期姿勢 ($\theta_1 = 0, \theta_2 = 0, \theta_3 = 0$) において腱変位は零であるとし、またこのとき \mathbf{a} が零であれば線形ばねの伸びが零であると定義する。よって、目標のロボットフィンガの姿勢、トルク、バイアス張力が入力として与えられた場合に、これらに対して式 (3.35) から得られる次のつり合いの式を満たすようにサーボモータを出力として回転させる必要がある。一般的な腱駆動機構の場合は、次のような力のサーボモータの目標回転角が求まる。

$$\mathbf{a} = -\mathbf{K}^{-1}(\mathbf{P}^{+T}\boldsymbol{\tau} - \mathbf{b}) - \mathbf{l} \quad (3.68)$$

IP 関節が連動している状態であれば、上の式は仮想腱ヤコビ行列を用いて次のように書き直せる。

$$\mathbf{a} = -\mathbf{K}^{-1}(\mathbf{P}_v^{+T}\boldsymbol{\tau}_v - \mathbf{b}_v) - \mathbf{l} \quad (3.69)$$

ここで、 \mathbf{P}_v^{+} と \mathbf{b}_v はそれぞれ仮想腱ヤコビ行列 \mathbf{P}_v から求められる擬似逆行列とバイアス腱張力で、 $\boldsymbol{\tau}_v$ は式 (3.49) を用いて求められる仮想関節トルクである。これによって、適切なサーボモータの回転角を与えることで目標のロボットフィンガの姿勢、トルク、バイアス張力が達成される。

運動学解析手法および製作したロボットフィンガを検証するため、IP 関節の運動を連動させた状態でロボットフィンガの指先を与えられた軌道に追従させる実験を行う。目標軌道として、ヒトが物体を把持する際のリーチングの典型的な指関節軌道を用いる。リーチングの際の指の軌道は、対象となる物体に関係なく一定であり、その軌道は対数スパイ

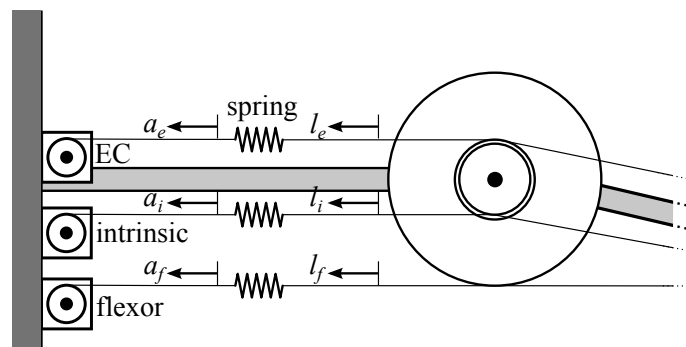


図 3.17: 総指伸筋, 屈筋, 内在筋を表す腱の駆動機構のモデル

ラルで表現できることが Kamper et al. [74] によって報告されている。対数スパイラルは、以下のように極座標系上に表される軌道を指す。

$$r = \alpha e^{\theta \cot \beta} \quad (3.70)$$

ここでの r と θ は極座標系上の動径と偏角で、 α と β はパラメータであり、Kamper et al. [74] の計測により、その値が定まっている。この軌道をデカルト座標系上に表したものを図 3.18 に点線で示す。ここでの対数スパイラルのパラメータは基本的には Zollo et al. [132] がロボットの設計で用いたものと同じ値を用い、リンクの大きさのみは開発したロボットフィンガの実際のリンク長を用いた。IP 関節の運動が連動している場合には、系の自由度が仮想的に 2 として扱うことができることをここまでに述べたが、この場合前節で触れたように目標手先位置に対するロボットフィンガの姿勢は一意に求まる。ロボットフィンガの姿勢が定まってしまうと、後はサーボモータを式 (3.68) の結果に合わせて動かせばよい。ここでの実験ではロボットフィンガの運動が十分にゆっくりで準静的なものであると仮定する。準静的な運動とは、運動が力の静的な釣り合いの状態の連続的な変化として扱える運動を意味する。ここでは腱張力と関節トルクの静的な釣り合いの状態の連続として運動を考えることが出来る。準静的な運動のモデルはダイナミクスが無視できると仮定できるような軽量で運動の遅いロボットフィンガの解析に用いられる。ここでも検証を簡単にするため、このモデルを用いる。加えて、ロボットフィンガの各関節軸が全て地面に対し垂直になるようにロボットを配置することで重力の影響を無視する。結果的にヒトの典型的な指先軌道を追従するには、図 3.20 に点線で示す、目標指先軌道から逆運動学で求めた各関節の目標角度を、サーボモータで順に実現していけばよいことになる。な

お、ここでは準静的な運動を仮定していることから関節速度に関しては留意せず、図 3.20 の目標関節角度の時間変化は恣意的に定めた。前節の式と表 3.2 の各値を用いて仮想腱ヤコビ行列 \mathbf{P}_v を算出できる。通常は、系の動力学や系に加わる外乱を考慮した上で腱張力が負にならないようにバイアス張力を最適化により決定する。今回の実験では外乱が加わらない仮定における、開マニピュレータの運動であるので、仮想関節トルク τ_v は零であり、よって腱張力は式 (3.50) から次のように与えられる。

$$\mathbf{h} = \mathbf{b}_v \quad (3.71)$$

ここでの仮想関節空間におけるバイアス張力 \mathbf{b}_v は次のように与えられる。

$$\mathbf{b}_v = (\mathbf{E}_3 - \mathbf{P}_v \mathbf{P}_v^{+T}) \boldsymbol{\xi} \quad (3.72)$$

開発したロボットフィンガにおいて仮想腱ヤコビ行列を用いて表される系は腱可制御である。よって、上式を用いて $\boldsymbol{\xi}$ を設定することで、正のバイアス腱張力 \mathbf{b} を設定することが出来る。なお、ここでは外乱や系に加わる動力学項は無視しているため、バイアス張力は任意の正の値でよい。上述の実験ではバイアス腱張力が図 3.19 に示す値になるようにロボットフィンガを制御した。ここでは屈筋に当たる機構のバイアス腱張力が一定になるようにバイアス腱張力を求めている。実験のロボットフィンガの運動において、このバイアス腱張力のもとで前述の関節運動の連動を維持するための条件式 (3.51) が満たされていることは式 (3.53) を用いて簡単に確かめることが出来る。そのため、外乱が加わらない限り、関節の連動が失われることはない。なお、系に加わる外乱や動力学の影響を考える場合には、これを考慮した上で腱張力が負にならないようにバイアス張力を設定するとともに、前述の限界トルクに対して余裕をもったバイアス張力の設定を行なう必要がある。今回の実験における限界トルクに関しては後述する。

ここまでの手法を用いて目標軌道を追従するように制御した結果生じた指先軌道を図 3.18 に示す。破線の目標軌道に対して、実線が実際に観測されたロボットフィンガの指先軌道である。結果の指先軌道はロボットフィンガの真上からカメラで撮影し、ロボットフィンガに取り付けたマーカの位置から算出した。図から、結果的に観測された開発したロボットフィンガの指先軌道は、少しのずれが見られる。この誤差は、今回の制御手法が関節から得られた実際の角度をフィードバックしているわけではなく、フィードフォワードで動かしたことによるものだと考えられる。実装の精度上、理論上の値とはどうしても

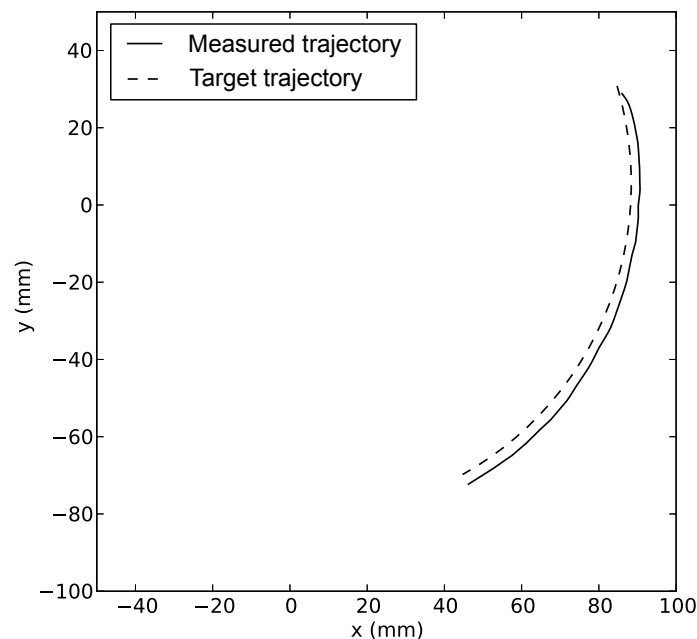


図 3.18: Kamper et al. [74] によって報告されている指の典型的な指先軌道と実験で観測されたロボットフィンガの指先軌道

誤差が生じてしまうが、ロボットフィンガのとり軌道は十分に目標によく一致していることが分かる。また、図 3.20 の実線はこの時に観測された各関節の角度の時間遷移を点線の目標関節角とともに示している。これも少しの誤差が見られるが、フィードフォワードの制御であることを考慮するとは十分に目標軌道を生成していることが分かる。図からは PIP 関節と DIP 関節の連動の比率が一定でなく、運動の後半にかけて DIP 関節の屈曲の割合が大きくなることを見て取れる。これは提案した非線形なモーメントアームの大きさの変化を実現する機構の効果であり、これが理論値である図の点線に近いことから実際に機能していることが分かる。また、この図より関節単位で見た誤差は、運動の開始直後に大きいことが分かる。これは後述するように、運動の初期には関節の連動を維持するための限界トルクが運動の後半に比べ、非常に小さいことに起因すると考えられる。このためロボットに生じるわずかな摩擦によって連動が運動の初期には崩れてしまっている。ここでの実験では摩擦による系の動力学を無視しているため、このように摩擦の影響が現れてしまっている。摩擦をモデル化した上で、このモデルに基づき運動の前半における限界トルクをバイアス張力を大きくすることで余裕を持った設定にすることで、この誤差は回避できるものと考えられる。

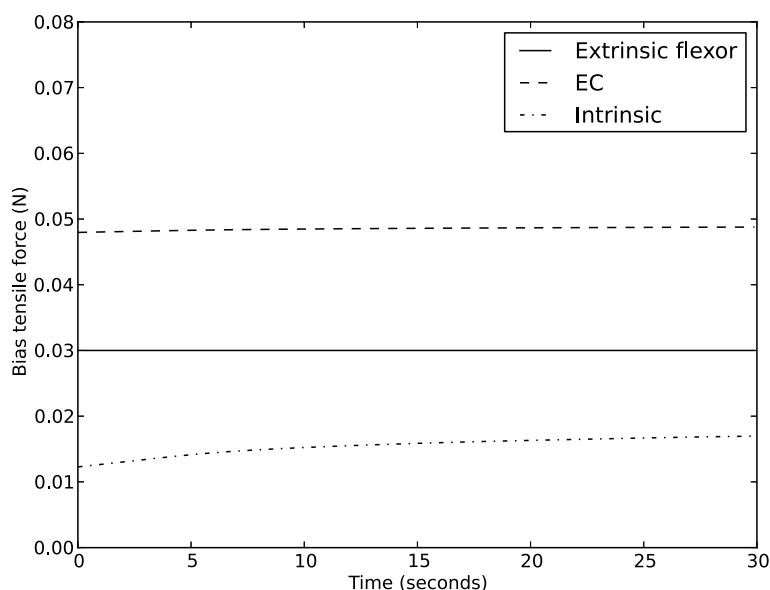


図 3.19: 実験において設定したバイアス腱張力の時間変化

更に、運動中における関節運動の連動に関する限界トルクも前節の式を用いて求めることができ、これを図 3.21 に示す。図 3.21(a) は実験の際のようにバイアス腱張力を図 3.19 の値に設定した時の IP 関節の運動の連動が失われる際の限界トルクであり、逆に言えばこの範囲の中にロボットフィンガの関節トルクが入っていれば連動が失われることはない。この範囲はバイアス腱張力を増減させることで変化する。例として、バイアス腱張力を先の 10 分の 1 まで小さくしたとすると、この時の限界関節トルクの値を図 3.21(b) に示す。先の範囲が非常に狭くなっていることが図から分かる。結果として簡単に状態の遷移が起こり、小さな外力で連動の状態が失われてしまうことが分かる。実際にこれを実験で確かめた様子が図 3.22 で、ここではバイアス腱張力が強い場合と弱い場合で先の軌道再現の実験を行い、その運動の途中で障害物と接触した際に指の姿勢がどのように変化していくかを観察した。図は同じ時刻におけるロボットフィンガの姿勢を表している。図 3.22(a) のようにバイアス腱張が大きいと、物体と接触したあともしばらくは指の連動が維持されるが、これが弱い場合には図 3.22(b) のように連動が失われ、指の姿勢は大きく変化する。

ここで、3つのアクチュエータによって構成されるロボットフィンガを実際に開発し、提案した運動学解析手法を用いて、このロボットフィンガを制御できることを示したが、これは様々な筋を再現した数ある実装の内の 1 つの例にすぎない。IP 関節の運動が連動しているうちは、ロボットフィンガが 3つのアクチュエータでも腱可制御であるが、この

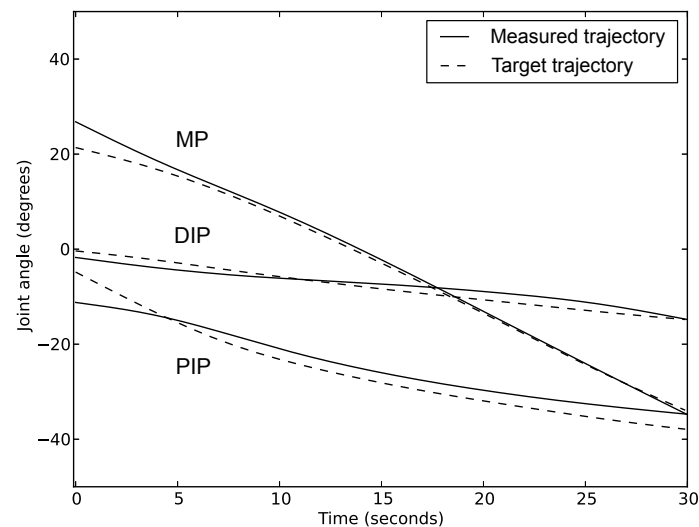


図 3.20: Kamper et al. [74] によって報告されている指の典型的な軌道に従った場合の各関節角度の時間変化と実験で観測されたロボットフィンガの各関節の軌道

連動が崩れ、図 3.22 のような状態になってしまうと腱可制御性も失われてしまう。腱可制御性が失われることが即ち与えられたタスクを行うことが出来なくなるわけでは無いことを前節では触れた。しかし、この状態でも腱可制御であるような実装をおこないたい場合には、アクチュエータを加える必要があり、例えば、屈筋として再現したアクチュエータを本来の深指屈筋と浅指屈筋として別々に実装すれば、系の腱可制御性を維持することができる。本章での一連の議論を基にすれば、容易に目的に合わせた実装の変更が可能である。

3.6 議論

本章ではヒトの指の重要な特性を再現した、全く新しい腱駆動ロボットフィンガの設計手法を提案した。この設計手法には、これまで再現されることのなかったヒトの虫様筋という独特の構造を持つ筋を再現した機構をロボットフィンガに組み込む手法や、ヒトに見られるモーメントアームの大きさが関節角度に合わせて非線形な変化をする特性を再現する機構など、ヒトの指、ひいてはヒトの筋骨格構造をロボットに再現するために重要なトピックが含まれている。これらの設計は容易に腱駆動機構に適用することが出来る。加えて、分岐した非伸縮な腱を含む腱駆動機構の運動学を仮想腱ヤコビ行列を定義し、分岐腱

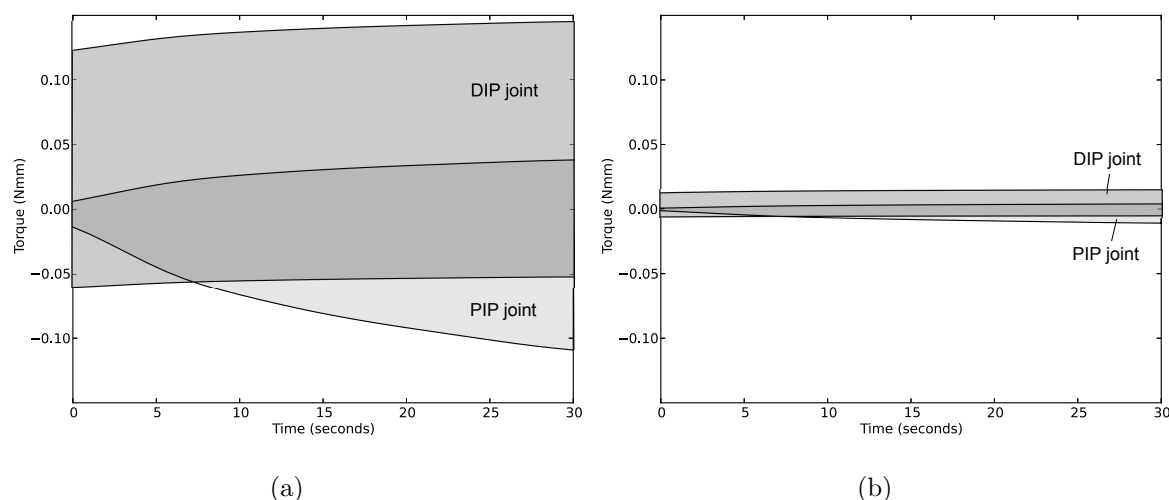


図 3.21: 生成した運動における限界関節トルクの時間変化 (a) 図 3.19 のようにバイアス腱張力を設定した時の限界関節トルク (b) バイアス腱張力を (a) の 10 分の 1 に設定した時の限界関節トルク

の幾何学的拘束を考慮し、仮想的に本来よりも少ない自由度と捉えることで解析する手法を提案した。ここで提案した手法は汎用的なもので、ヒトの指に関してのみでなく、様々なヒトの身体の筋腱構造を扱うことができ、また、ヒトの筋骨格の再現だけでなく自由度の拘束を利用した新たなロボットマニピュレータを設計することも可能である。また、実際に本章では、提案機構を全て取り入れた 3 自由度ロボットフィンガを製作し、提案した運動学解析手法に基づいて制御した。これによって、提案手法やこれらの設計が十分に実用に足るものであることを実証した。

ここで設計したような 3 自由度ロボットマニピュレータの運動が、仮想的に 2 自由度とみなすことが出来るのはロボットマニピュレータの設計において次のような理由から非常に重要な事実である。平面空間の運動における 2 自由度を持つマニピュレータは、その姿勢ではなく任意の位置を実現したい際に、一切の冗長性を持たず一意に対応する関節位置が求めることが出来る。これはロボットマニピュレータの運動計画を非常に容易にする。加えて、空間に対して冗長性を持たないロボットマニピュレータは、冗長性を持つロボットマニピュレータよりも少ない数のアクチュエータで大きな力を発揮することが可能である。加えて、腱駆動機構の視点からも、3 自由度が 2 自由度になることで少ない数のアクチュエータで腱可制御な機構を作ることが出来る。実際に、開発したロボットフィンガで



(a) バイアス腱張力が大きい場合

(b) バイアス腱張力が小さい場合

図 3.22: 物体に接触した際のロボットフィンガの姿勢の変化

も3つのアクチュエータで正のバイアス腱張力を長時させることが出来ることを示した。これらの事実はロボットハンドなど、軽量のロボットマニピュレータを実現する上で大きな利点である。しかし、その一方で、ロボットマニピュレータはその手先位置を変化させることなく姿勢だけを変化させなければいけない場面というのが頻繁に見られる。例えば、小さな物体を指先で把持し、接触位置を固定したまま物体の姿勢を変化させたいときなどである。このような運動を実現するには、少なくとも3つの自由度を必要とする。この際には系の2自由度というのが仮想的なものであり、本章でも示したようにバイアス腱張力を調整することで分岐腱の幾何学的な拘束を開放し、本来の3自由度に戻すことが可能であるという事実が利点となる。このように、仮想的な自由度の変化は制御や運動計画が容易でありながら、様々なタスクを達成することの出来るロボットマニピュレータを実現する上で重要な性質である。つまり、身体を持つ拘束をうまく切り替えることで、タスクの達成に必要な計算量を減らすという、形態学的演算がここでは行われているといえる。

また、上述のように、分岐腱の作用で自由度に複数の状態があるという概念は、ロボットマニピュレータの設計に新たな視点をもたらす。3.4節で扱ったロボットフィンガの出すことの出来る力の方向に関する議論は、その1つである。分岐腱を扱う場合、ロボットマニピュレータのそれぞれの状態を考え、与えられたタスクを達成できるように適切な設

計を選択する必要がある。加えて、この概念をもとに機構を考えることで、本章で扱った非線形なモーメントアームの大きさの変化を示す機構や、虫様筋の構造を再現した機構など、ヒトの筋骨格系を規範とした設計にも新たな意味をもたらす。例えば、非線形なモーメントアームの大きさの変化は、関節が連動して運動する際に、その連動の比率を運動に合わせて変化させる。分岐腱による関節速度変数間の拘束は、その運動計画を容易にする一方で、その連動を後から操作することが出来なくなる。このような非線形なモーメントアームの大きさの変化は、関節運動が連動した状態で、適切な軌道を生成するための設計を行う上で重要な性質となる。ヒトの指で言えば、この性質によって把持の軌道の初期には指を大きく開いた状態で物体へとアプローチし、その運動の後半では、ぐっと握りこむような運動へと変化する。このような軌道はヒトが物体を素早く、かつ失敗することなく把持する能力に寄与しているものと考えられる。素早い運動などではフィードバックが追いつかないことも多く、このような身体の拘束が存在することはロボットフィンガにとっても重要な能力である。

これに対して、虫様筋を再現した機構は小さい物体のピンチングなどで頻繁に用いられる姿勢であり、図 3.12(h) のように連動が失われた姿勢で重要な性質を持つ。この状態では虫様筋を再現した機構のみが DIP 関節に対して伸展方向にトルクを生じさせることが出来るのがその構造から分かる。図 3.9 と図 3.10 をみても分かるように、虫様筋に似た機能をもつ骨間筋の分岐した後の腱の一方は 1 つ前のリンクで止まっており、もう一方の腱が緩んだ状態ではこのようなトルクを生じさせることが出来ない。バイアス張力を調整する上でこれは非常に重要で、腱駆動機構でよく用いられる非線形弾性要素を腱の間に設置し、内力を増加させることで関節剛性を調整する手法などを用いる場合、このような腱配置が必須となる。加えて、虫様筋の MP 関節に対するモーメントアームの大きさは非常に小さい。これは虫様筋の長さ変化は主に IP 関節の関節角度の変化を反映していることを意味する。関節の連動した運動中、つまり、系が仮想的に 2 自由度と捉えることのできる状態においては、IP 関節の変化を選択的に計測できる虫様筋は腱駆動ロボットフィンガの関節位置情報のフィードバックにも重要な意味を持つ。これらの事実もヒトの身体が脳などにおける計算の負荷を減らすために、うまく構成されている例といえる。

本章で開発したロボットフィンガや、仮想自由度の概念はヒトの筋骨格構造の機能を明らかにするための生体工学の観点からも有益であると考えられる。例えば、環境との接触

を含むマニピュレーションの解析は非常に複雑になることが多い。そのため、ここで開発したロボットフィンガを用いて実験的に解析を行なうことで、ヒトの指の筋骨格構造のマニピュレーションに対して持つ利点の解明につながるであろう。このような研究はロボットマニピュレータの制御や機構に対する、新たな発見にもつながる。そのためにも、開発したロボットフィンガを用いた実験に加え、更なるヒトの指 (特に伸展機構に関する) のモデルの検証が必要だと思われる。

第4章 関節剛性の独立した制御

4.1 まえがき

内在的な関節のコンプライアンスは、ロボットの関節を保護し、運動において弾性エネルギーを機構に蓄えることで従来のアクチュエータの能力以上の出力を生じさせる [51] など様々な利点があることから、これを用いる研究が盛んにおこなわれている [62, 116, 124, 1, 53]. 前章ではヒトの筋腱構造をロボットフィンガに適用するにあたり、ロボットの駆動機構として用いられることの多い腱駆動機構を扱った. 腱駆動機構がロボットの駆動機構として頻繁に用いられる背景には、アクチュエータをエンドエフェクタから離して設置し、省スペースや軽量化を実現出来るという利点の他に、その腱とアクチュエータの間に弾性要素があることで、関節にコンプライアンスを持たせることが出来るという利点もある [13]. 加えて、腱駆動機構の弾性要素が非線形な特性をもつ場合には、機械的コンプライアンスを調整することができ、非常に魅力的な機構である.

ヒトの身体においても、非線形な弾性特性をもつ筋を共収縮させることで関節剛性の調整が行われている. この性質を模倣するために、いくつかのヒューマノイドロボットの関節にも非線形弾性要素を設置した腱駆動機構を用いて関節剛性を調整する手法が採用されている [84, 49, 91, 128]. 非線形弾性要素と腱駆動機構を組み合わせた関節剛性の調整の研究は長く行われており、Kobayashi et al. [79] は非線形弾性要素を用いて関節剛性を調整するための条件を求めている. また、Kobayashi and Ozawa [78] はニューラルネットワークを用いて非線形弾性要素を設置した腱駆動機構を制御する手法を提案している. 彼らはその研究の中で、このような腱駆動機構で関節の位置と剛性を制御する手法提に関しても扱っている. Wimbock et al. [128] は非線形弾性要素をもつ腱で駆動されるヒューマノイドロボットハンドを開発し、このロボットハンドの制御則を提案している. 彼らの手法は関節位置と剛性を同時に制御でき、様々な腱駆動機構に応用できる. しかし、非線形弾性によって腱の変位とマニピュレータの姿勢との関係は複雑で、制御器もこれに合わ

せて複雑になる。特に腱配置が非対称な場合はこれが顕著になる。

ヒトは運動において、腕を動かすといった同一の身体を用いた運動であっても、異なる関節剛性を実現することでタスクに合わせた機械的特性へと身体を適応させ、粗大な運動から微細な運動まで様々な運動を実現している。これはヒトにみられる優れた制御の例であり、このような制御をロボットハンドにも取り入れるには運動中にも容易に変化させることの出来る関節剛性を実装する何らかの仕組みが必要である。前述の腱駆動機構における剛性調整の複雑さは、機構に工夫を凝らす、つまりは形態学的演算をうまく用いることで避けられる場合がある。例えば、Hurst et al. [62] は関節の平衡位置と剛性を独立に制御できるアクチュエータを開発した。彼らの開発したアクチュエータは剛性と位置を独立に制御するための特別な機構を有する1自由度腱駆動機構とみなすことができる。そのため、この機構は腱駆動機構にとっても魅力的なものであるが、腱駆動機構には非対称な腱配置を持つものや、多自由度なものなどがあり、様々な腱駆動機構に適用するには限界がある。よって、様々な腱駆動機構に適用することが可能な、関節位置と剛性を分けて制御できる機構の設計法を提案することで、これまでにない容易なコンプライアンスの制御が実現できるはずである。

本章では非線形弾性要素を用いて、一方が関節位置、もう一方が関節のコンプライアンスを独立に制御できる2種類のモータで駆動するための機構を提案する。この機構では腱駆動機構とアクチュエータの間に、マニピュレータの腱配置によって生じる複雑さを解消するため、ステッププーリと動滑車を配置する。この機構を用いて、様々な腱駆動機構の関節剛性を容易に変化させることができることを示す。このような機構の利点の1つはアクチュエータの数を増やすことなく、位置と剛性の制御に独立したアクチュエータを用いることができることにある。これによって、目的に合わせたアクチュエータが選定できる。加えて、これらのアクチュエータは簡単な位置制御によって制御することも可能である。これらの性質はヒトが日常おこなうような剛性制御を、腱駆動機構でも可能にする。

4.2節で提案機構の構成法を例を交えて説明し、4.3節で実際に設計した機構を用いた、提案機構の検証のための実験に関して、その手法と結果の議論を行なう。最後に4.4節でこれらをまとめる。

4.2 逆腱機構

ここではモータの回転が、腱機構を通して回転関節に伝達されるマニピュレータを扱う。腱駆動機構と非線形弾性要素を用いてマニピュレータの剛性を制御する既存のシステムは、マニピュレータの姿勢と関節剛性が機械的に独立でないため、その制御が非常に複雑になる。これを解決するには腱の配置によって複雑になった関係をもとに戻せばよく、つまり図 4.1(a) のロボットとモータの間の中央に四角で示したような、何らかの機構を用いて各モータの動きが腱駆動機構の関節の動きに対応するようにすればよい。つまり、腱伝達機構を用いてマニピュレータの関節の回転とモータの回転との間に 1 対 1 の関係をもたせることを意味する。これを実現するには直感的に図 4.1(b) のように腱駆動機構を対称に取り付け、この対称な腱駆動機構の関節にモータを取り付け制御するという方法が思いつく。しかし、これでは重いモータを宙に浮かせることになるのに加えて、モータから図 4.1(a) のように左右対称に腱が伸びていなくては後述するような剛性を調節する機構を取り付けることが出来ない。そのため、このような機構をモータをベースに固定したまま、かつモータから対称に腱が伸びているような条件で設計する必要がある。これらを踏まえて、この機構をここでは逆腱機構と呼ぶ。本章ではこれを機械部品であるステッププーリと動滑車を用いて実現する手法を提案する。この機構について、マニピュレータが 1 自由度と 2 自由度、もしくはそれ以上の自由度をもつ場合に分けて説明する。

4.2.1 1 自由度マニピュレータの場合

腱駆動機構の腱の変位ベクトル l と関節角ベクトル θ との間の速度の関係は前章の式 (3.33) のように腱ヤコビ行列を用いて与えられる。後で扱う例外を除いて、この行列はマニピュレータの姿勢に依存しないものと仮定する。 N 自由度のマニピュレータの場合、腱可制御であるためには最低でも $N + 1$ 本、多くとも $2N$ 本の腱が必要とされることが知られている。そのため 1 自由度マニピュレータの場合は、通常 2 本の腱が用いられる。

1 自由度 2 腱のマニピュレータの逆腱機構は簡単に得られ、図 4.2(a) のような、異なる半径 r_1, r_2 のプーリが結合した、ステッププーリを用いる。2 つのプーリは結合しているため、図のように一方に固定された腱の変位 Δl_1 が生じると、もう一方に固定された腱の

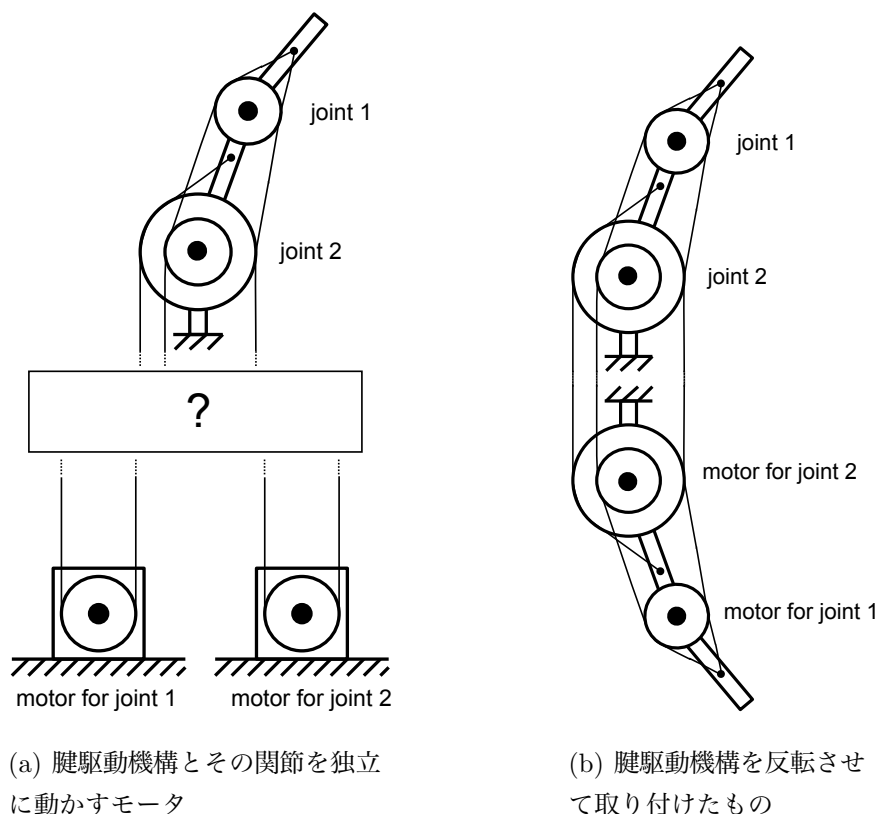


図 4.1: 逆腱機構の概念

変位は次のように表される.

$$\Delta l_2 = \frac{r_2}{r_1} \Delta l_1 \quad (4.1)$$

このような、プーリを用いて逆腱機構を構成する方法を次の例で示す.

例 1: 図 4.3(a) は腱ヤコビ行列が次のように与えられる 1 自由度 2 腱のマニピュレータである.

$$\mathbf{P} = \begin{bmatrix} -1 \\ 2 \end{bmatrix} \quad (4.2)$$

ここで、正の回転量は図 4.3(a) における反時計回りの回転を表し、正の腱の変位量は牽引方向を表す. 逆腱機構を構成するには、関節の回転に起因する腱の変位を 2 本の腱の間で対称になるように変換する必要がある. つまり、モータの時計回り反時計回りの回転と関節の時計回り反時計回りの回転が、全く同期するように変換する必要がある. これを実現する最も簡単な方法が、図 4.3(b) のように腱 2 の途中に次の条件を満たすステッププーリ

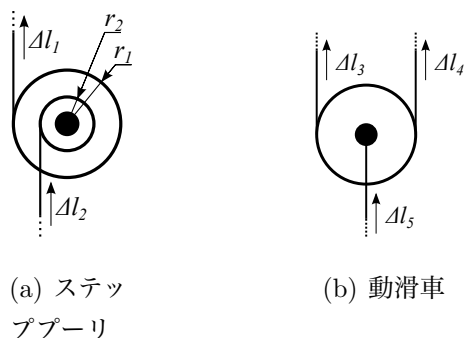


図 4.2: 逆腱機構を構成する 2 種類のプーリ

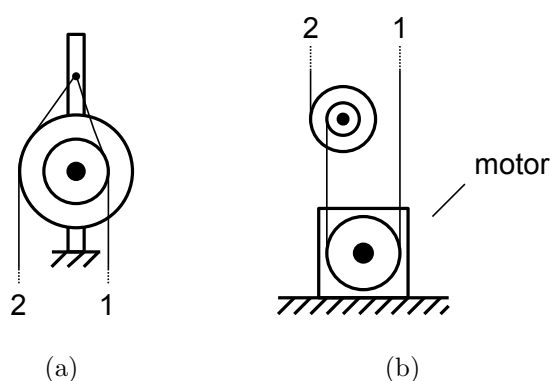


図 4.3: 1 自由度 2 腱マニピュレータの例とその逆腱機構 (a) 1 自由度 2 腱マニピュレータ (b) 逆腱機構

を設置することである.

$$\frac{r_2}{r_1} = \frac{1}{2} \quad (4.3)$$

この機構によって, マニピュレータのプーリのモーメントアームの大きさの違いが吸収され, 通常は 2 つのモータが必要なマニピュレータを 1 つのモータで, タイミングベルトのように駆動することが出来るようになる.

前章でも述べたが, 腱駆動機構を動かすには腱張力が負にならないように, バイアス腱張力を調整する必要がある. 逆腱機構の機能によって, このマニピュレータのバイアス腱張力は図 4.4 のような機構を用いて簡単に調整できる. この腱に張力を加える機構は Hurst et al. [62] の機構と基本的には同じ形式で, アクチュエータと弾性要素, 動滑車で構成される. 同じ性質をもつ弾性要素が平行に配置され, 1 つのアクチュエータを用いて同時に同じ移動量だけ駆動される. 弾性要素で生じる力は動滑車を通じてマニピュレータの腱に伝達される. 2 つの弾性要素が同じ張力を生じさせているとき, 関節に作用する腱

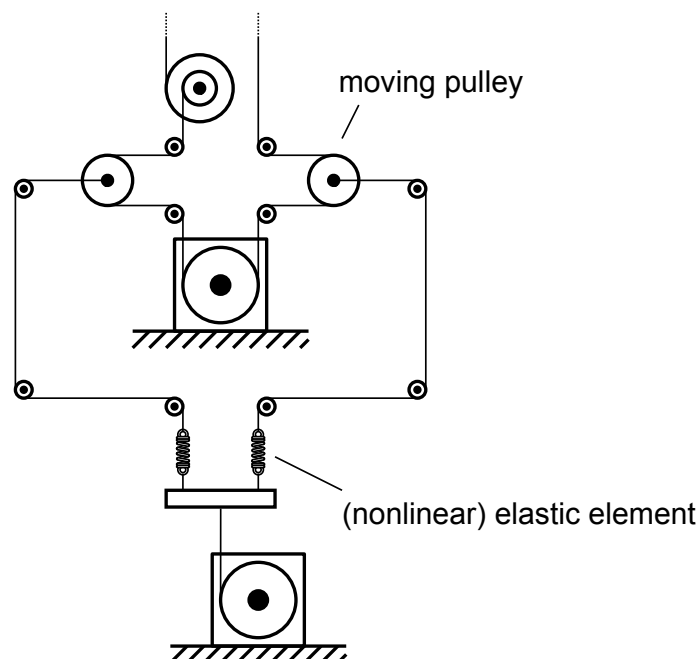


図 4.4: 腱に張力を付加する機構

の張力が逆腱機構を通してバイアス腱張力になることは実際に計算することで簡単に確かめることができる。これは弾性要素が非線形弾性をもつ場合、マニピュレータの関節剛性を関節位置に影響を与えることなく、弾性要素につながるアクチュエータを駆動することで調整できることを意味している。

なお、腱ヤコビ行列はマニピュレータの姿勢に依存しないものと仮定したが、1自由度の場合には姿勢に依存する場合でも逆腱機構が構成できる場合がある。これに関しては4.3節の実験で詳しく述べる。

4.2.2 2自由度もしくは多自由度マニピュレータの場合

1自由度と異なり、2または多自由度をもつ腱駆動マニピュレータの逆機構は、その腱の変位が複数の関節の姿勢に依存するため、より複雑になる。そのため、このような場合に逆腱機構を構成するには腱の変位を1つの関節には依存するが他の関節には依存しないものへと変換する必要がある。このような操作を実現するために、図4.2(b)のような動滑車を用いる。動滑車につながった腱が互いに平行であるとする、プーリに巻き付く腱の変位が、図のように Δl_3 と Δl_4 、それぞれ変化したとするとプーリの中心につながれた

腱の変位は次のように表される.

$$\Delta l_5 = \frac{1}{2}(\Delta l_3 + \Delta l_4) \quad (4.4)$$

プーリ周りの腱が反対の方向に同じ量だけ動いたとすると, この動滑車の性質によって, この動きは相殺されるため, 動滑車のプーリの中心に取り付けられた腱は動かない. これを用いて腱の動きを変換することで, 逆腱機構を構築できる. なお, ここで扱う腱駆動機構は, 腱可制御であることを仮定する.

他自由度の場合には, 逆腱機構は式 (3.35) を用いることで, より簡単に求まる. まず, 他の関節にトルクを生じさせず, ある 1 関節のみに正のトルクを生じさせる機構を考える. 1 関節にのみ単位トルクを生じさせるトルクベクトルを式 (3.35) に代入することで, 対応する腱張力の集合が得られる. この集合は一意ではなく, バイアス張力によってすべての腱張力が正になるように定めることができ, 単位腱張力が生じている 1 本の腱から, このような腱張力を生じさせるように変換する機構を先の動滑車を用いて構成することができる. 最後に, 正負それぞれの単位トルクを生じさせるような機構を考え, これを組み合わせることで逆腱機構が構築される. この詳細を次の例を用いて詳しく説明する.

例 2: 図 4.5 は, 腱ヤコビ行列が次のように与えられる 2 自由度 3 腱のマニピュレータである.

$$\mathbf{P} = \begin{bmatrix} -1 & -2 \\ 1 & 1 \\ 0 & 2 \end{bmatrix} \quad (4.5)$$

このマニピュレータに対する, 式 (3.35) は次のように定義できる.

$$\mathbf{h} = \frac{1}{9} \begin{bmatrix} 3 & 1 \\ -6 & 1 \\ 6 & -4 \end{bmatrix} \boldsymbol{\tau} + \begin{bmatrix} 2 \\ 2 \\ 1 \end{bmatrix} \xi \quad (4.6)$$

ここで, ξ は任意のスカラーである. 逆腱機構を構築するため, まず関節 1 に独立に正のトルクを生じさせる機構を考える. トルクベクトルが, $\boldsymbol{\tau} = [1 \ 0]^T$ と表されるとき, これを式 (3.35) に代入することで対応する腱張力の集合が得られる. このとき ξ によって対応する集合は無限に存在する. 腱張力が負にならないような解の例として, $\mathbf{f} = [1 \ 0 \ 1]^T$ が考えられる. 通常は次に, 単位腱張力を求めた腱張力の集合へと変換する機構を考える. し

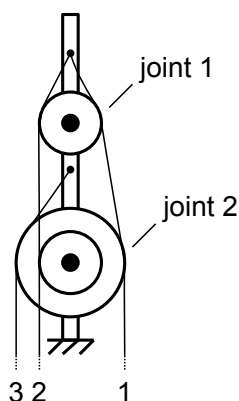


図 4.5: 2 自由度 3 腱マニピュレータの例

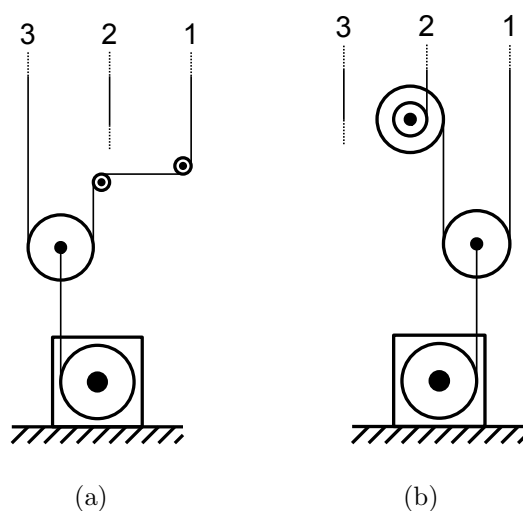


図 4.6: (a) モータの出す張力を関節 1 の正のトルクとして独立に伝達する機構 (b) モータの出す張力を関節 1 の負のトルクとして独立に伝達する機構

かし、そのままだと動滑車の作用によって腱 1 と 2 へとアクチュエータの出す力の半分の張力を伝えた上で、腱 1 と 2 の両方でステッププーリを用いてこれを倍の張力へと戻すという構成になる。最後のステッププーリは力の大きさを調整するだけで、少し無駄な構造になってしまうので、これを簡単にするため単位腱張力の倍の腱張力を、上で求めた腱張力の集合へと変換する機構を考える。これによって、ステッププーリで力を倍にする必要がなくなり、この部分のステッププーリが不要になる。このような機構の 1 つを図 4.6(a) に示す。

同様に負のトルクを同じ関節に生じさせる機構を考える。 $\tau = [-1 \ 0]^T$ で与えられるト

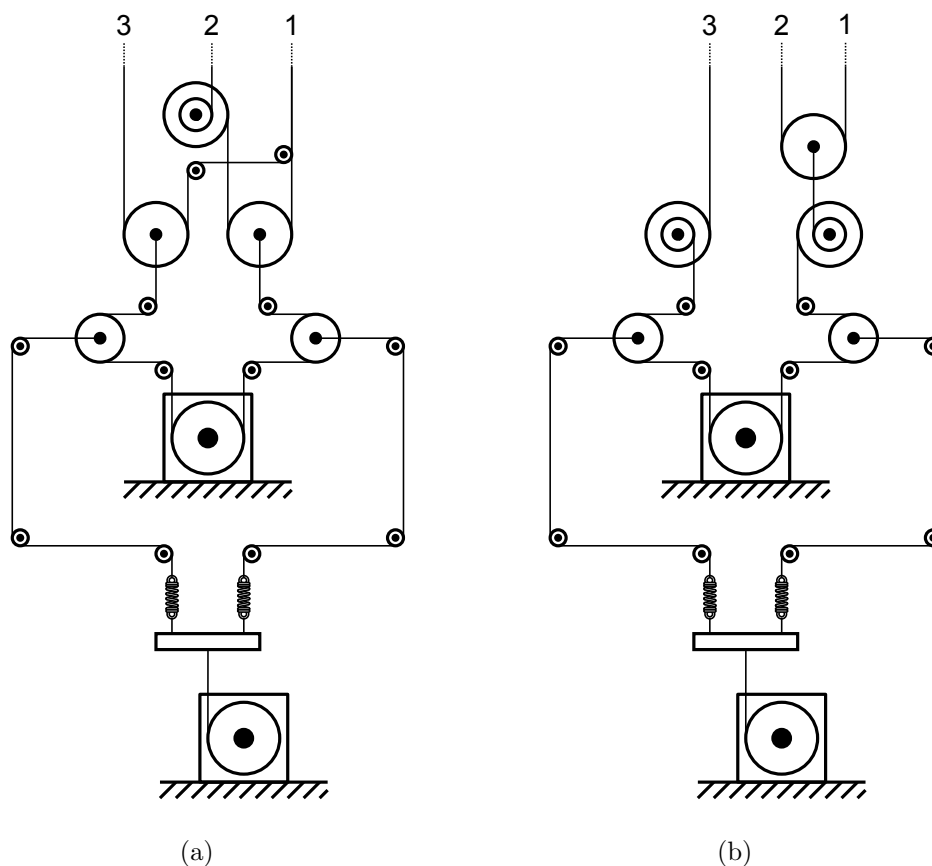


図 4.7: 図 4.5 のマニピュレータに対する逆腱機構 (a) 図 4.6 の 2 つの機構を合わせること
で得られる関節 1 に対する逆腱機構 (b) 関節 2 に対する逆腱機構

ルクベクトルから、1つの解として $\mathbf{f} = [1 \ 2 \ 0]^T$ が得られる。先と同じく、単位腱張力の倍の張力をここで得た腱張力の集合に変換する機構として、図 4.6(b) のような機構が考えられる。なお、ここでは前述のように機構を簡単にするため単位腱張力の倍の張力を単位トルクへと変換することを考えたため、この関節に単位トルクを発生させるにはモーター側でその倍の腱張力を出す必要がある。

モータの出す単位腱張力を関節 2 に正と負の単位トルクへと変換する機構の関しても、同様の議論によって構成できる。これらを組み合わせることで逆腱機構が構築される。図 4.7 に、この逆腱機構と前節で述べた腱張力を加える機構とを合わせた機構を示す。分かりやすいように、ここでは 2 つの関節に対して機構を別に示してある。実際の構成においては図に表したそれぞれの機構の腱 1, 2, 3 はそのままアクチュエータにつなげる。つまり、前章における分岐腱のような形になる。各モータの運動が対応する関節のみに影響を

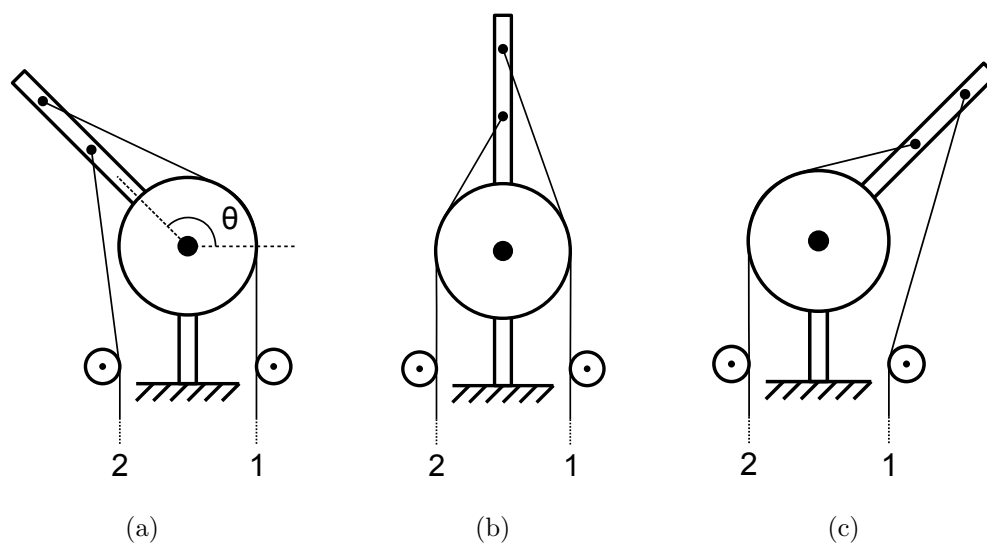


図 4.8: 逆腱機構の検証に用いる 1 自由度 2 腱のマニピュレータ (a) マニピュレータの関節角が $\theta = 45^\circ$ である姿勢 (b) 関節角が $\theta = 90^\circ$ である姿勢 (c) 関節角が $\theta = 135^\circ$ である姿勢

あたえることは、実際に計算することで簡単に確かめることが出来る。これによって各関節は独立に個々のモータで駆動され、関節剛性も専用のモータで調整できる。なお、1 自由度の場合と異なり、腱ヤコビ行列が姿勢に依存する場合、逆腱機構は構築することが出来ない場合が多い。

4.3 1 自由度マニピュレータにおける実験

提案した逆腱機構を 1 自由度マニピュレータに対して実験で検証する。図 4.8 に示す 2 腱 1 自由度マニピュレータを用いる。このマニピュレータの腱はプーリの周りに巻き付いておらず、そのモーメントアームは関節角に合わせて変化するものとする。図 4.8 の (a), (b), (c) は、このマニピュレータが図のように反時計回りに関節角度変数 θ を定義した場合に、それぞれが $\theta = 45^\circ$, $\theta = 90^\circ$, $\theta = 135^\circ$ と表される場合の姿勢における腱の位置を示している。(a) の姿勢では腱 2 が関節のプーリから離れ、(b) の姿勢では腱 1 がプーリから離れる。このような構造は、しばしば空間的制約などから腱駆動機構で用いられることがある。腱ヤコビ行列がマニピュレータの姿勢に依存する例としてこれを扱う。図 4.9 に、このモーメントアームが関節角の変化とともにどのように変化するかを示す。点破線

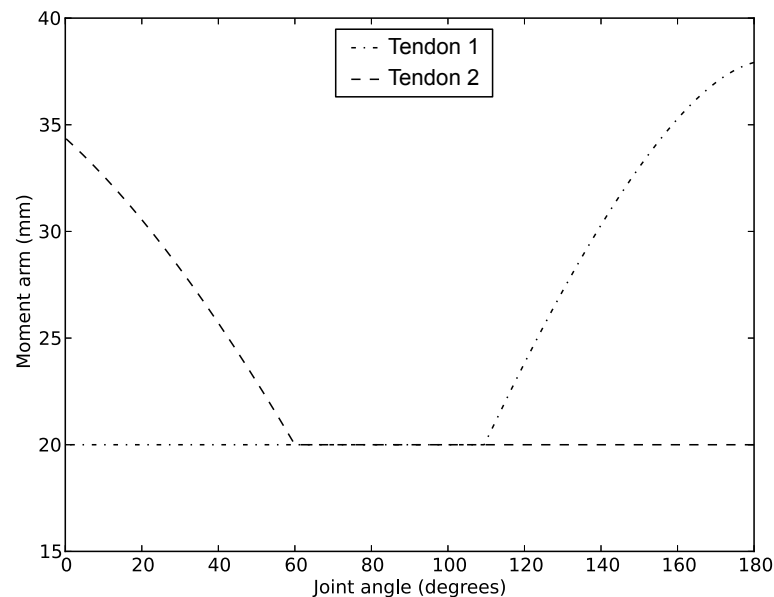


図 4.9: それぞれの腱の経路に対するモーメントアームの大きさの関節角に合わせた変化が腱1のモーメントアームの大きさの変化、破線が腱2のモーメントアームの大きさの変化を表しているが、腱の取り付け位置の違いによって、その変化は2本の腱で異なっていることが分かる。

4.3.1 逆腱機構の設計

このマニピュレータに対して、次のように逆腱機構を設計する。はじめに前節のようにマニピュレータのモーメントアームに対応するステッププーリを設ける。モーメントアームが一定でない場合、対応するステッププーリの形はこの変化に合わせて非円形になる。先のモーメントアームの大きさの変化を考慮すると、図 4.10 に示す形状のプーリが得られる。なお、ここではマニピュレータの可動域を図の関節角 θ を用いて、 $0^\circ \leq \theta \leq 180^\circ$ とした。これを含めた逆腱機構の全体図を図 4.11(a) に示す。次に、図 4.12 に示す動滑車を含む構造を設計した。通常の直線的な運動をする動滑車の構造とは異なり、この構造では動滑車は2つの独立に動く大きなプーリの周りを回転することによって、これらのプーリの円周に沿って動くように設計されている。この構造によって動滑車のコンパクトな設計が可能であり、より多くの動滑車を必要とする他自由度マニピュレータの逆腱機構の設計にも有用である。最後に多くの非線形弾性要素について扱う。非線形な弾性をもつ様々

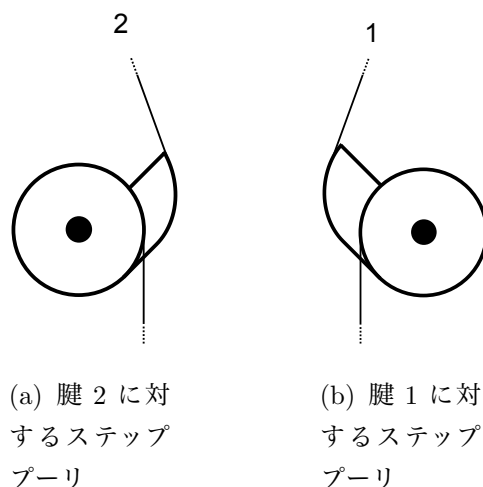


図 4.10: 関節角に合わせたモーメントアームの大きさの変化を考慮した比円形ステッププーリ

な機械要素がこれまでに設計されているが [53], 簡単のため, ここでは非線形弾性要素としてゴムチューブを採用した. 一般的に関節剛性を制御するには非線形弾性要素の性質が既知である必要があるが, この性質が不明なものであっても, ただ単に剛性を上げ下げするだけならば逆腱機構ではこれを用いることができる. 図 4.13 に, 実際に開発した 1 自由度マニピュレータとその逆腱機構の全体図を示す. この実装における 3 次元的な腱とプーリの配置を表したのが図 4.11(b) である. ここではサーボモータ (Dynamixel RX-64) を用いて関節位置と剛性を制御する.

4.3.2 可変関節剛性の実験

設計した逆腱機構の検証のため 2 つの実験をおこなう. 最初に, 外力のない静的な状態において関節剛性を調整するためのモータの回転が関節角の状態に影響を与えないことを確かめる. まず, 関節角調整用のモータを調整することで初期位置まで動かし, 次に一定速度で剛性調整用のモータを回転させていく. 関節の変化は, 関節軸に取り付けたロータリエンコーダで計測する. この実験は次の異なる 3 つの初期姿勢, $\theta = 0^\circ$, $\theta = 90^\circ$, $\theta = 180^\circ$ に対しておこなった. また, 系は重力の影響を避けるため地面に対して水平に設置した.

結果を図 4.14 に示す. 剛性調整用のモータの回転角の変化が図 4.14(b) であり, 図 4.14(a)

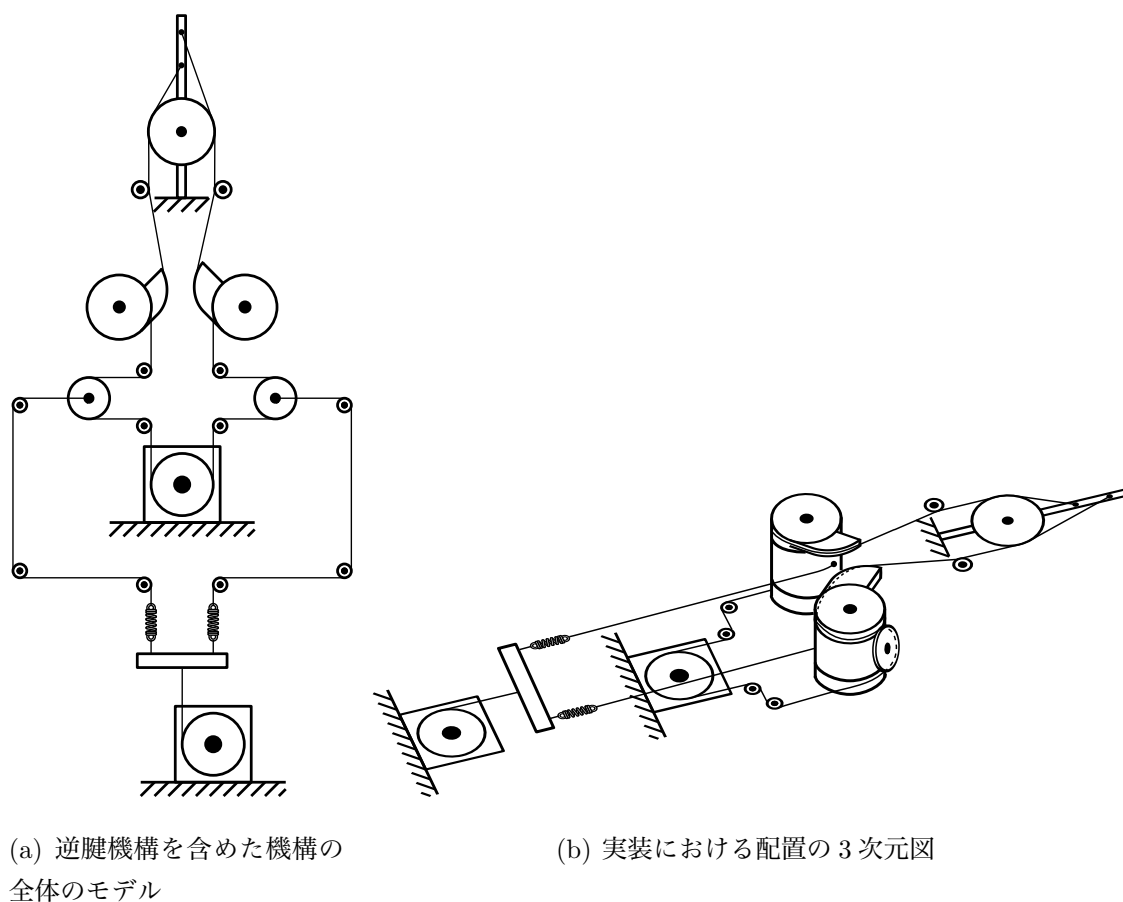


図 4.11: 実装における腱の配置のモデル

は、それぞれの初期姿勢に対する関節角の変化である。図 4.14(a) において破線が $\theta = 0^\circ$ ，点線が $\theta = 90^\circ$ ，点破線が $\theta = 180^\circ$ とそれぞれの初期姿勢を意味する。ここから，関節角はほとんど変化していないことが分かる。実際にその変化は 0.5° 未満であった。この結果から，ステッププーリによってうまく腱の経路の違いを補償できており，関節位置に影響を与えず非線形弾性要素を牽引できることが分かる。

次に，剛性調整用のモータの位置によって，どのようにマニピュレータの運動が変化するかを見ることで，このモータで関節剛性を調整できることを確かめる。関節剛性調整用のモータの3つの異なる位置(モータの角度で $\theta_s = 0^\circ$ ， $\theta_s = 50^\circ$ ， $\theta_s = 100^\circ$ と表すこととする)において，関節角調整用のモータを正弦関数に従うように動かした時のマニピュレータの運動を観察する。関節剛性は剛性調整用のモータの角度が大きくなるほど上昇すると考えられる。また，これら2つのモータは簡単な位置制御で制御される。

軌道追従の結果を図 4.15 に示す。実線が目標の正弦関数軌道で，他の線がロータリエン

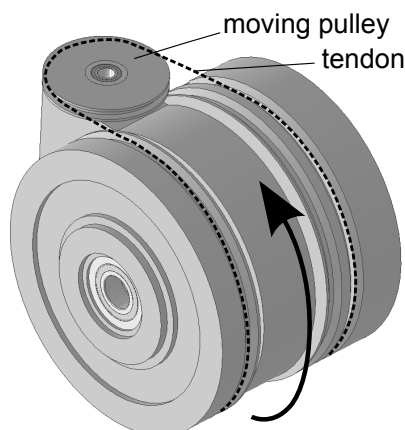


図 4.12: 設計した動滑車の構造の3次元CADモデル

コードで計測した実際のマニピュレータの関節の軌道である。ここでは破線、点線、点破線の順に、ゴムチューブの伸びが大きく、関節剛性が高くなっていることを確認したい。全ての剛性条件で、観測された軌道はゴムチューブの持つ弾性によって目標軌道から少し遅れていることが分かる。更に、剛性調整用のモータの角度が大きくなるほどマニピュレータの応答が早くなっていることが分かり、この傾向は時間経過とともに大きくなり、剛性調整用のモータの角度が小さいときには、大きなオーバーシュートが見られる。この違いは関節剛性の違いから生じているものと考えられ、剛性が高いほど関節角調整用のモータの動きを直接的に反映している。この結果から、前述の理論通りに剛性調整用のモータを通して剛性調整ができることが確かめられた。

4.4 議論とまとめ

本論文ではマニピュレータの関節とアクチュエータとの間の腱配置によって生じる複雑な関係を再構築する機構である、逆腱機構に構成法を示した。また、非線形弾性要素を用いて、この機構を通して簡単に関節剛性を調整できることを示した。その上で試作機を用いた実験を通してこの機構を検証した。

逆腱機構は他自由度マニピュレータを含む様々な腱駆動機構に用いることができ、容易な物理的な可変関節剛性を実現する。これはロボットと環境とのインタラクションを実現するうえで、非常に有益である。更に、物理的な関節コンプライアンスの調整が用意にな

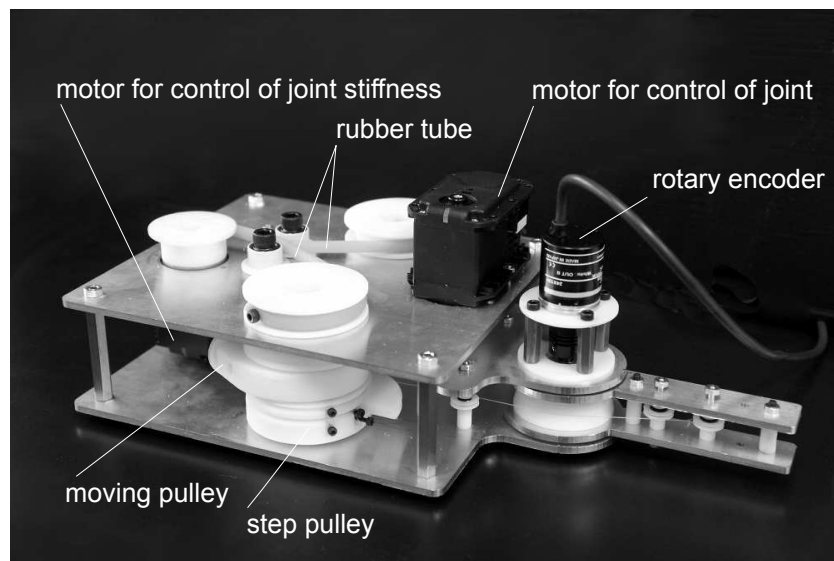
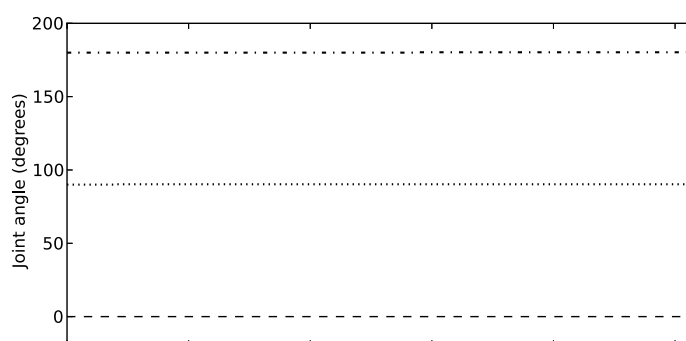


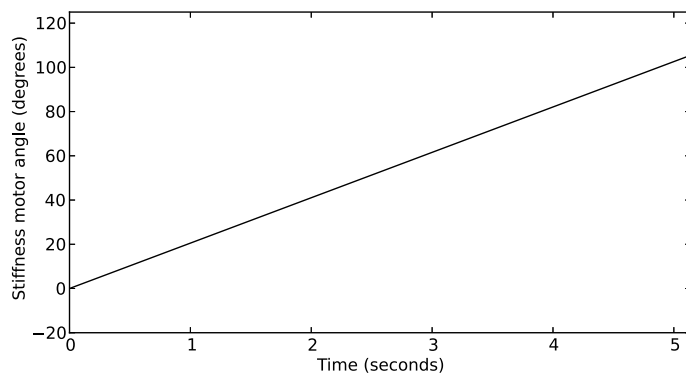
図 4.13: 開発した系の全体図

ることで、ヒトが用いる可変コンプライアンスを用いた運動戦略 [46, 50] をロボットに適用することが可能となる。

残念ながら、他自由度マニピュレータに関しては腱やコビ行列が姿勢に依存する場合、逆腱機構が構築できない場合が多い。前章で扱ったような非線形なモーメントアームの大きさの変化を見せる他自由度腱駆動機構に対してこれを適用するには、更なる工夫が必要である。将来研究としては本論文で紹介したような他自由度マニピュレータに対する逆腱機構を試作機を用いて検証するとともに、更に複雑な機構に対して逆腱機構を構築する手法を提案していく。



(a) 3つの異なる初期姿勢から実験を始めた時の関節角度の時間変化



(b) 関節剛性の調節用のモータの角度の時間変化

図 4.14: 関節剛性の調節用のモータの回転に対する関節角度の変化

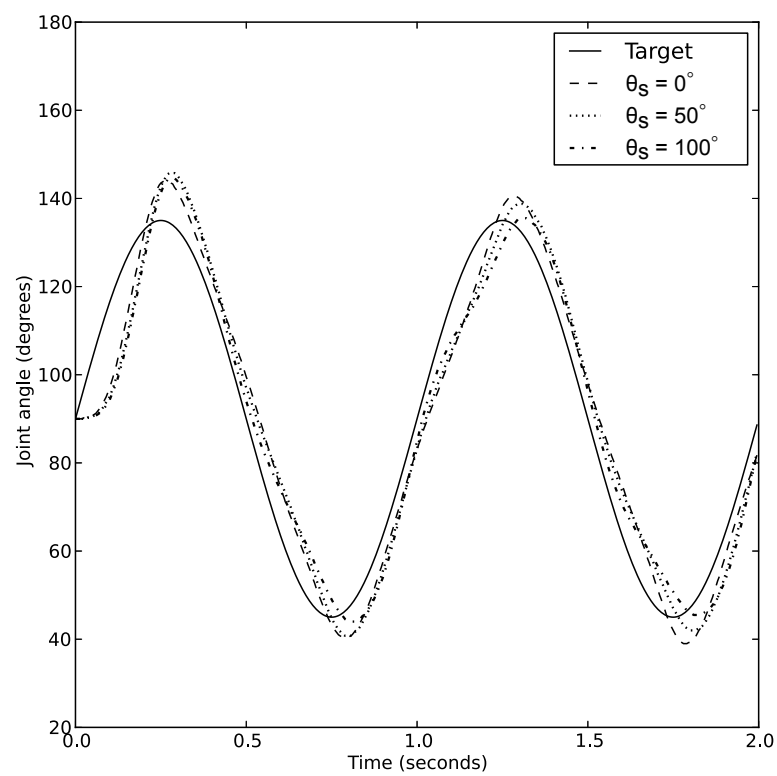


図 4.15: 3つの異なる関節剛性の条件で，関節位置制御用のモータを正弦波を追従するように制御したときのマニピュレータの関節角度の軌道

第5章 ヒトの筋骨格構造の特性に基づく ロボットフィンガの軌道制御

5.1 まえがき

前節では腱に非線形弾性要素を設置することでマニピュレータの関節剛性を調整できるというこの機構の利点を用いた。ここまでの解析でも扱ったように、腱駆動機構は現在に到るまでの数々の運動学的研究によって、腱張力が負にならないなどの特別な条件さえ考慮すれば、モータが対応する関節軸に直接取り付けられた一般的なロボットマニピュレータと同様の手法で制御することが可能である [94, 118]。しかし、その一方で1つのアクチュエータの作用が腱を通して複数の関節に作用するという、腱駆動機構特有の性質を上手く利用して制御する方法も考えられる。2章で扱ったような劣駆動ロボットマニピュレータがその典型例で、例えば、Zollo et al. [132] は3自由度のマニピュレータの全ての関節に弾性要素を取り付け、1つのアクチュエータの駆動でケーブルを引くことで関節全てを駆動し、目的の指の運動軌道を実現するロボットフィンガを開発している。このような機構を実現できるのが腱駆動機構の形態学的な利点であり、この例が示すように腱駆動機構は効率よく複数の関節を駆動するために非常に利点の多い機構である。

3章ではヒトの筋腱構造を腱駆動機構を用いて再現したが、この章の内容からも分かるようにヒトの筋骨格構造は腱駆動機構を用いたロボットハンドの設計の重要な手本となる。これと同様に、ヒトが自身の筋腱構造を駆動する際に用いる制御手法や、ヒトの筋腱構造の持つ特性を有効に用いた制御手法は、一般的な腱駆動機構の制御にとっても効率のよいものであるはずで、これを調べることによりロボットハンドの制御に、その形態学的演算をうまく利用するという新たな洞察を与える可能性がある。一部のロボットハンドの研究ではヒトの手の運動を調べ、その主成分を解析し、ロボットハンドに再現する研究も行われている [22]。しかし、このようなアプローチで設計されたロボットハンドは、本来

のヒトの筋腱構造とそこから生じる運動との関係やその関係に存在する形態学的な利点が失われている可能性が大きい。また、ヒトの手の様々な場面での運動を計測することにも限界がある。そこで本章では3章でも扱った Kamper et al. [74] らの報告しているヒトがリーチングを行なう際に観測される典型的な指の運動の軌道と、ヒトの指の筋腱構造の持つ腱配置から生まれる筋の活動と関節トルクの関係性を調べる。その上で、この解析を基に3章で開発したロボットフィンガの制御手法を提案することで、ヒトの筋腱構造の形態のもつ特性を利用したロボットフィンガの制御を目指す。

5.2節では3章で用いたヒトの筋骨格構造の生体工学モデルを基にヒトの指の典型的な軌道とヒトの筋の関節への作用との間の関係を解析し、ヒト規範ロボットフィンガの運動軌道の制御手法を提案する。5.3節では実際にここでの提案手法を用いてロボットフィンガを駆動し、結果的に生じる運動を観測した結果を示す。最後に5.4節で結果を議論するとともにこれをまとめる。

5.2 ヒトの腱骨格構造に基づいた軌道制御手法

3章において、ヒトがリーチングタスクを行なう際、その指先の軌道がそのベース座標系となる中手骨上の座標系に対して常に特定の軌道を辿り、この軌道が対数スパイラルで表現できるという Kamper et al. [74] の研究結果について述べた。また、3章での議論にもあったように、ヒトの指がその筋腱構造における分岐腱の幾何学的な拘束によって、腱の張力が条件を満たすときには、指のIP関節の運動は強く連動し、本来は3自由度を持つ系の自由度を仮想的に2自由度と見なすことができる。加えてこの場合、与えられた指先軌道に対して関節角度軌道が一意に求まることも扱った。図5.1がそのときの式(3.70)によって描かれる指先軌道と、それに対して求まる指の姿勢を表した図である。なお、指のリンク長に関しては前述の開発したロボットフィンガの値を用いた。また、図5.2に、この運動における各関節の組み合わせの関係を示す。図中に示した関節の表記、例えばDIP-PIPという表記は縦軸がDIP関節の角度、横軸がPIP関節の角度を表していることを示している。指を閉じる運動の初期、つまりは各関節角度が小さな、図の右上にある間は各関節の変化間関係には極めて非線形性が強い。一方で、その運動の終盤には、その関係は線形に近づく。この線形関係はいくつかの神経科学の研究で報告されている性質

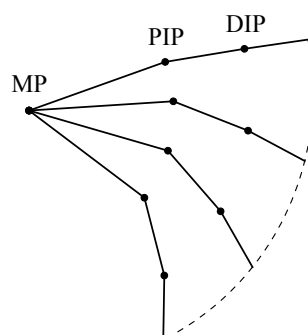


図 5.1: 典型的な指先軌道とそれを実現する指の姿勢

である [109, 44, 47].

この時の3つの関節速度は3章で導入した式 (3.43) で表される仮想関節速度を用いることで、2つの速度変数で表現することが出来る。これはつまり適当な初期姿勢を定めれば、関節位置も2つの変数で表現できることを意味する。この場合、図 4.15(b) における3つの関節間の関係は2つの変数で表され、これらの関係を平面内に描くことが出来る。これを図 5.3 に実線で示す。仮想関節角度による表現は軌道の直感的な可視化を実現するだけでなく、軌道における各点でのヒトの各筋や、ロボットフィンガの各アクチュエータの出力に対する関節トルクとその瞬間の関節速度との関係を調べる際に役に立つ。図 5.3(a) における矢印は前述の運動の軌道上のある1点において、ヒトの指における各筋が単位力を出したときに生じる関節トルクの、式 (3.49) で表現される仮想トルク空間におけるベクトルを表している。なお、モーメントアームの大きさは3章と同様に Carpentier Alting [29] の計測値をここでも用いている。結果として、これらの関節トルクベクトルは Leijnse [85] が指の筋の冗長性と虫様筋の機能解明を目的に用いたものと同じになる。

この図から、指の運動の軌道が右肩上がりなのに対して、骨間筋の関節トルクベクトルは左上を指していることが分かる。速度と力の双対な関係性から、運動における軌道上の1点の瞬間的な角速度ベクトルとトルクベクトルが互いに直交するとき、対応する駆動源は仕事をしない。つまり、ここでは筋が瞬間的な運動において仕事をしないことを意味する。また、この事実は瞬間的な速度ベクトルとトルクベクトルが運動において直交する限り、その筋は一切動かないことを意味している。そのため、典型的な指の運動において骨間筋の動きは他の筋に比べ非常に小さいことが分かる。加えて、軌道上の1点に対し完全に直交するトルクベクトルを骨間筋と虫様筋の線形和で生じさせることが出来ることが

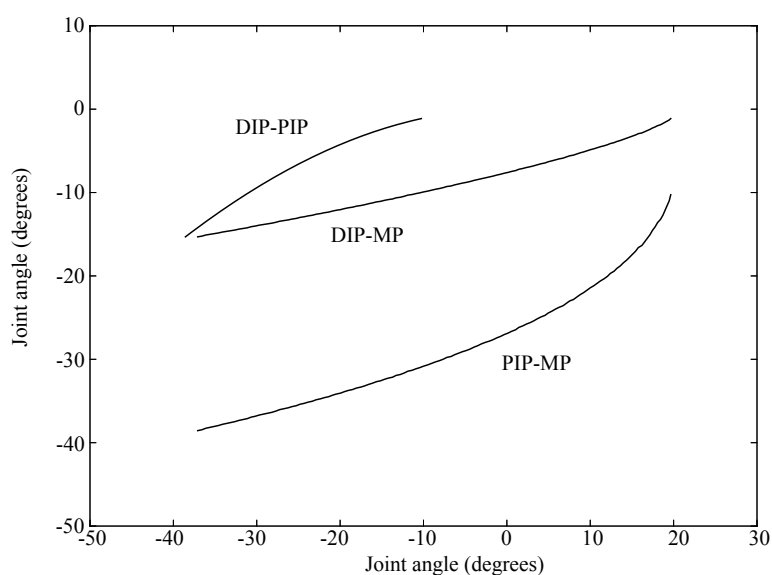


図 5.2: 3つの関節の組み合わせ (MP と PIP 関節, MP と DIP 関節, PIP と DIP 関節) による軌道の表現

分かる。少なくとも、これらの筋のどちらか一方がなければこのようなトルクベクトルを生じさせることは出来ないこともこの図から分かる。

この例として、3章で開発したロボットフィンガを考える。このロボットフィンガには骨間筋と虫様筋のモーメントアームの大きさを単純に足し合わせ、内在筋として表したアクチュエータの機構が備わっている。また、これに加え深指屈筋と浅指屈筋は屈筋として、これらの筋の各関節に対するモーメントアームの大きさの足し合わせで設計されている。このロボットフィンガの各アクチュエータの単位出力に対する関節トルクベクトルと典型的な運動の軌道との関係を図 5.4 に示す。これを見ると、運動の軌道と内在筋として表現したアクチュエータの直交性は先よりも高く、運動の後半に見られる前述の関節角が線形に近い変化をする領域においては、ほぼ直交であることが分かる。そのため、このアクチュエータは典型的な指の運動をこのロボットフィンガで再現した場合、特に手を閉じる運動の場合はその後半にはほとんど動かない。

ここまでの議論で扱ったような特定の軌道に対して仕事をしない駆動源は反対に言えば、この軌道に沿った運動を変化させる際に最も効率よく作用する駆動源であるという非常に重要な事実がある。つまり、ヒトの指における骨間筋もしくは虫様筋、また開発したロボットフィンガにおける内在筋として表現したアクチュエータは指の典型的な軌道以外

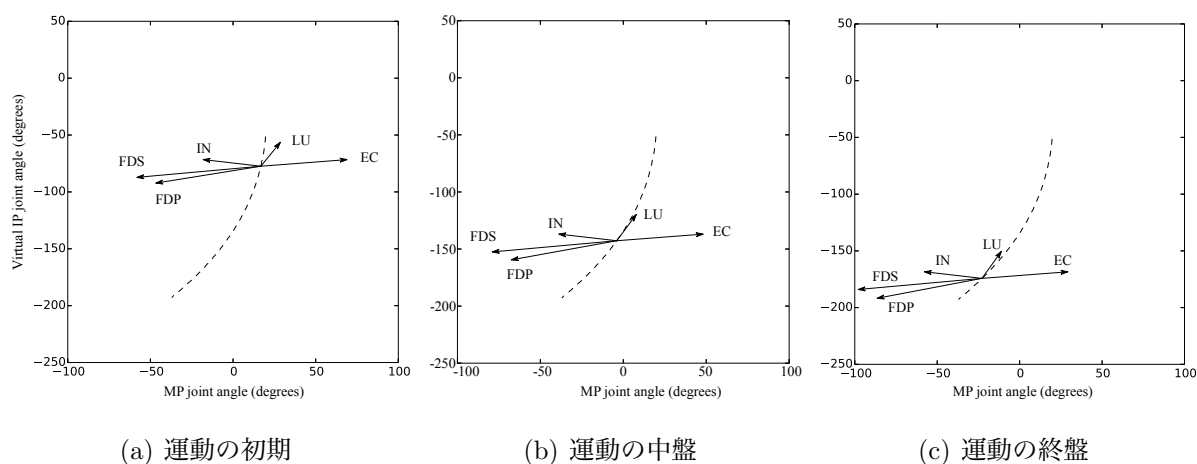


図 5.3: 典型的な指先軌道における仮想関節位置の軌道と各筋の作用で生じるトルクベクトル

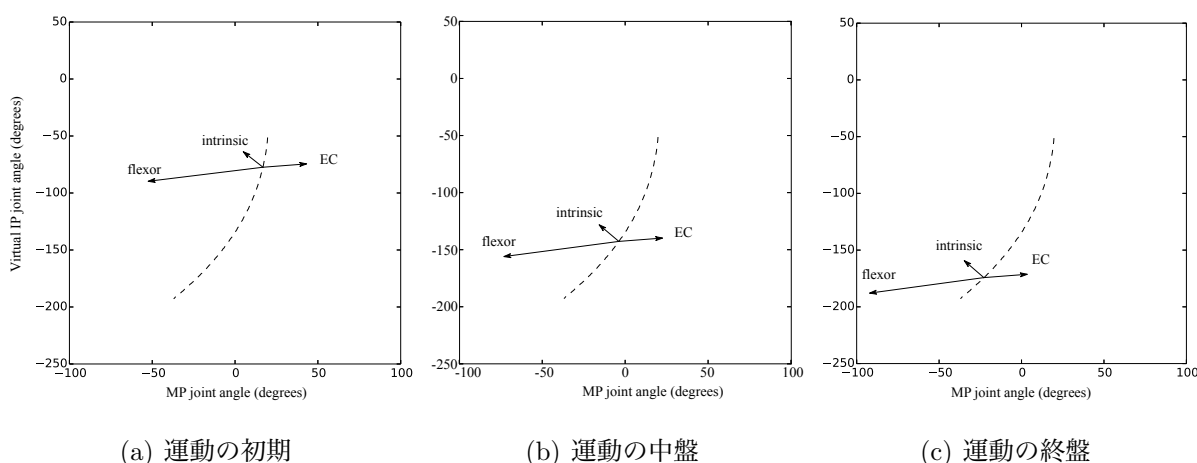


図 5.4: 典型的な指先軌道における仮想関節位置の軌道と開発したロボットフィンガの各アクチュエータの作用で生じるトルクベクトル

の運動を実現する上で、非常に重要な機構であると言える。なお、ここで扱った角速度ベクトルとトルクベクトルの方向の間の直交性以外の関係 (例えば水平性など) は、あまり意味を持たない。なぜなら、これらの関係は仮想関節速度の定義によっていくらでも変化するためである。

図 5.3 と 5.4 から分かるヒトの筋の特筆すべき性質は、典型的な運動において、いくつかの筋のなす仕事は非常に小さいだけではない。この図からは、いくつかの筋のトルクベクトルが互いに非常に対象な方向を指していることも分かる。例えば、図 5.3 から分かる

ように、浅指屈筋のトルクベクトルの向きは総指伸筋のトルクベクトルに対して、ほぼ反対の向きを指している。また、深指屈筋と総指伸筋との関係も、深指屈筋のトルクベクトルの向きは浅指屈筋に比べ少しずれるものの、ほぼ同一の関係を持つことも分かる。これらの性質は腱駆動機構の運動学解析の視点から考えれば、ヒトの筋腱構造における仮想腱やコビ行列において、これらの筋と仮想関節との関係を表す行要素が線形従属に非常に近いことを意味している。指の軌道の制御という観点から、この事実、これらの筋と内在筋が互いの変化に影響を与えないという、非常に重要な意味を持つ。ただし平面3自由度、仮想的に平面2自由度の指を考えた場合、これが成立するにはヒトの手における内在筋である虫様筋と骨間筋が、その運動において1つの筋と見なすことが出来る性質を持つという仮定が必要である。この性質は仮想的に2自由度を持つ腱駆動機構において、その姿勢は最小で2本の腱の変位によって定まり、この場合のみ、互いの運動は他の運動に影響を与えないという事実に基づいている。骨間筋と虫様筋の運動が1つの筋の運動と見なすことが出来るという仮定は、非常に強い仮定であるが、それによって得られる利点は非常に大きい。また、ヒトの指は本来、平面運動のみでなく、これにMP関節の内転外転を含む空間運動をする。この場合、系は4自由度、仮想的に3自由度を持つ。つまり、指の空間運動を考えた場合には骨間筋と虫様筋を1つの筋と見なさなくとも、深指屈筋、浅指屈筋、総指伸筋からなる筋のグループと2つの内在筋、計3種類の筋の運動は互いに独立になる。

内在筋(骨間筋と虫様筋)の運動が外来筋(深指屈筋、浅指屈筋、総指伸筋)の運動が互いに影響を与えない場合、指の運動を2つのカテゴリに分類することが出来る。その1つが、主に外来筋によって制御されるリーチングで見られる典型的な指の開閉運動と、それ以外の運動で、これは内在筋によって制御される。ロボットハンドの設計という観点から、この性質はそれぞれの運動に対して適切なアクチュエータを選定することが出来るという利点を持つ。例えば、様々なタスクにおいて頻繁に用いられる指の開閉運動の制御には高い出力を持つアクチュエータを用い、この軌道を調整するアクチュエータには高い反応性と解像度を持つものを用いた設計が考えられる。

加えて、前章で扱ったような関節剛性の調整に関しても、このように2つの運動に分けて考えることも出来る。前章では関節ごとに独立に関節剛性を調整できるような設計手法を提案したが、この手法を応用して特定の運動を独立に制御するアクチュエータ、及びこ

これらの運動に対応する剛性を独立に制御するアクチュエータを設けることもできる。そのため、ここでの2つの運動に対して独立な剛性の制御へと応用することも可能である。また、深指屈筋、浅指屈筋、総指伸筋の筋のグループは先に述べたように対称に近い構造を持っている。腱配置が完全に対称であれば前章で議論したように、その剛性調整は簡単になる。これは元来ヒトの筋腱構造が、前章で扱ったような剛性と位置を独立に制御しやすい構造に近い構造を持っていることを意味する。ただし、先にも触れたように、これら外来筋群のトルクベクトルの向きは完全には対称ではない。先の議論を踏まえると、剛性制御の観点からはこれらが完全に対称である方が利点の多いように思えるが、ヒトの指の構造では完全に対称であった場合に、内在筋の出す力に対して拮抗する力が生じ得なくなってしまう問題があるため、このような構造になっていると考えられる。

内在筋の運動が外来筋の運動にほとんど影響を与えないという現象は次の簡単な例で確認できる。ここでは開発したロボットフィンガと同様に、それぞれ総指伸筋、屈筋(深指屈筋と浅指屈筋の重ね合わせ)、内在筋(骨間筋と虫様筋の重ね合わせ)を再現した腱をもつ、マニピュレータの準静的な運動を考える。各腱はそれぞれ図3.17のようにばねを通してモータへと繋がれているものとする。ここでも、ばねの弾性係数は簡単のため線形を仮定する。ここで a を各モータの変位とし、 l を各腱の変位、添字の f, e, i はそれぞれ屈筋、総指伸筋、内在筋を表すものとする。駆動の手法は3章の式(3.69)と同じであり、モータの駆動とロボットフィンガの姿勢との間の線形ばねを挟んだ力の釣り合いによって、運動が求まる。外力のない準静的な状態で、屈筋に当たるモータが一定の力を出しながら、典型的な指先軌道を指を閉じるように辿る運動、つまり、3章における実験と同様の条件で、モータを制御した場合、各腱の変位は図5.5の実線のように変化する。このときの内在筋に当たるモータの運動の軌道を $a_i^*(t)$ と表す。また、ここでも運動の速度は論点から外れるため考えない。内在筋に当たる機構の腱の変位の変化は、特にその運動の後半で、他の筋に比べ小さいことが分かる。これは上述のように内在筋を再現した機構の関節トルクベクトルの方向が運動の軌道に対して直交に近いことに起因する。次に、屈筋と総指伸筋に当たるモータを駆動する際の運動は先と同様のものとし、内在筋に当たるモータの運動における変位のみを一定量、増加させた場合の腱の変位の軌道を図5.5に破線で示す。同様に内在筋に当たるモータの運動における変位のみを一定量、減少させた場合の腱の変位の軌道を図5.5に点破線で示す。この図から、屈筋と総指伸筋に当たる機構の腱の変位

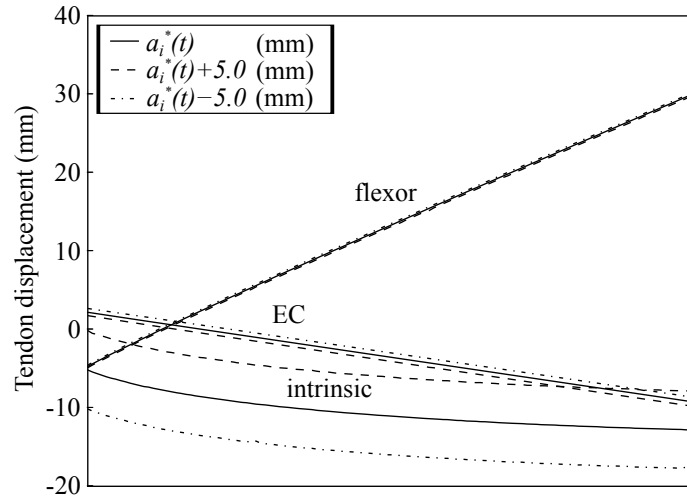


図 5.5: 内在筋に当たるアクチュエータの変位の設定の違いによる各腱の変化の違い

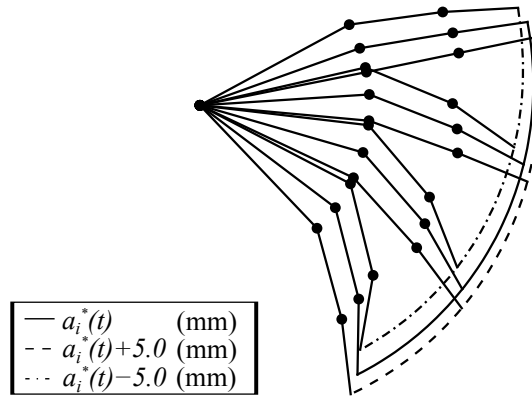


図 5.6: 内在筋に当たるモータの駆動量の変化で生じるロボットフィンガの軌道の変化

の軌道は、内在筋に当たるモータの駆動量を増減させてもほとんど影響を受けていないことが見て取れる。これは前述のように屈筋と内在筋に当たるアクチュエータの関節トルクベクトルの向きがほぼ水平であることと、内在筋を1つの機構で表したことに起因する。図5.6に、このときの内在筋に当たるモータの駆動量の変化によって生じるロボットフィンガの指先軌道の変化を示す。

ここまでの議論およびシミュレーションの結果から、ヒトの筋腱機構を再現したロボットフィンガの次のような制御戦略を提案する。通常はヒトの典型的な指先軌道を再現するように、あらかじめ定められたモータの駆動パターンでロボットフィンガを制御する。その上で必要に応じて内在筋に当たるモータの駆動を変化させ、指の軌道を調整しこれを制

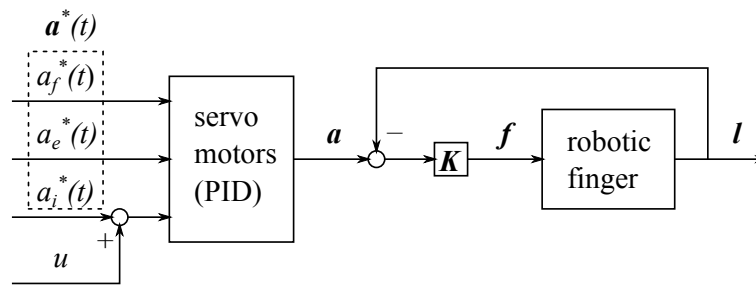


図 5.7: 提案した軌道制御戦略に対するブロック線図

御する．これをブロック線図で表したものを図5.7に示す．ここで， $\mathbf{a}^*(t)$ は，あらかじめ定められたモータの軌道で， \mathbf{a} ， \mathbf{f} ， \mathbf{l} ， \mathbf{K} はそれぞれモータ内部の位置制御の結果生じるモータの変位，腱張力，腱の変位のベクトル，バネ定数に関する行列を表す．また， u はあらかじめ定められた虫様筋にあたるモータの運動からのモータの角度の変位量である．ここではその中で，図の u を目標の運動を実現するために制御する．これは開発したロボットフィンガの制御手法であるのみでなく，ヒトの手の神経筋制御戦略に対する仮説でもある．

5.3 ヒトの筋腱構造を再現したロボットフィンガの軌道制御

この節では提案した起動制御に関する手法を実際に3章で開発したロボットフィンガに適用し，結果的に生じる運動を確かめる．実際にロボットを制御するに当たり，ここで具体的なタスクを与える．ヒトが自身の指を動かすときに積極的にその軌道を制御する例として，キーボード操作などにおけるタイピング運動がある．ヒトは日常的なタイピング動作において，キーボードのキーに触れるように指先の軌道を正確に制御している．これはヒトの手の持つ優れた能力を表す代表的なタスクの1つで，神経科学の分野でも研究対象として頻繁に取り上げられている [71, 80]．そこで，ここでは開発したロボットフィンガでこのようなキータイピング動作を再現する．その際に，Kuo et al. [80] によって計測された，ヒトのキータイピング運動の際の筋活動パターンを参考にする．彼らの報告によれば，タイピング動作において，ヒトはまず総指伸筋を用いて指を持ち上げ，この筋の活動の減少とともに指の振り下ろし運動が始まる．この振り下ろし運動の開始の直後に内在筋の活動が始まり，これと短い間隔において屈筋の活動が始まる．

これに基づき、ロボットフィンガを次のステップに沿って動かす。(1) 初期姿勢から典型的な軌道に沿った指の振り上げ運動を行い、(2) 一定の姿勢まで指が上がったところで典型的な軌道に沿った指の振り下げ運動を開始するとともに、(3) u を徐々に増減させ調整することで、この典型的な軌道から軌道を変化させる。この場合、図 5.7 に表したブロック線図における $\mathbf{a}^*(t)$ は、ロボットフィンガを腱張力を正に維持しながら、ヒトの指の典型的な軌道に沿うように振り上げ、そして振り下ろす、あらかじめ定められたモータの軌道を表し、 u は振り上げ運動の時は常に零で、振り下ろし運動の際は線形に増減する関数となる。

u の変化を 5 パターン用意し、ロボットフィンガを制御した際に、実際に生じた運動を図 5.8 に示す。実験において、ロボットフィンガは重力の影響を避けるため地面に対し水平に設置した。加えて、準静的な運動を仮定した、あまり高速でない運動として速度を設定した。図 5.8(a) と (b) は u の変化のパターンに関係なく共通なロボットフィンガの振り上げ運動の様子を表している。図 5.8(e) は u が常に零のときの振り下げ運動の様子で、ヒトの典型的な軌道に従う運動が実現されている。図 5.8(c) と (d) は u が単純増加するときの振り下げ運動の様子を表している。この運動では、MP 関節の屈曲と IP 関節の伸展が見られ、ヒトの指のタイピング動作で観測される特徴的な運動 [80] に非常に近い。一方で、図 5.8(f) と (g) は u を単純減少させたときの振り下ろし運動の様子を表している。図 5.8(c) は (d) よりも u の単純増加する速度が早く、一方で図 5.8(f) よりも (g) の方が単純減少する速度が早い。Kuo et al. [80] は、このような状況、つまりはリーチングの目標を変えた観測を行っていないため、これらの結果をヒトの運動と比較するのは難しい。しかし、これらの結果から、パラメータ u を制御する提案手法で目標到達位置に合わせ軌道を調整できることが分かる。

5.4 議論とまとめ

本章では、ヒトの指先の典型的な軌道と各筋の出す関節トルクベクトルの関係を 3 章の仮想関節速度の概念をもとに解析した。この解析によって、次の事実を示した。(1) 骨間筋の関節トルクベクトルの向きは、ヒトの指の描く典型的な軌道に対して直交に近く、虫様筋との線形和で完全に直交なトルクを発揮することが可能である。(2) 外来筋群 (深指

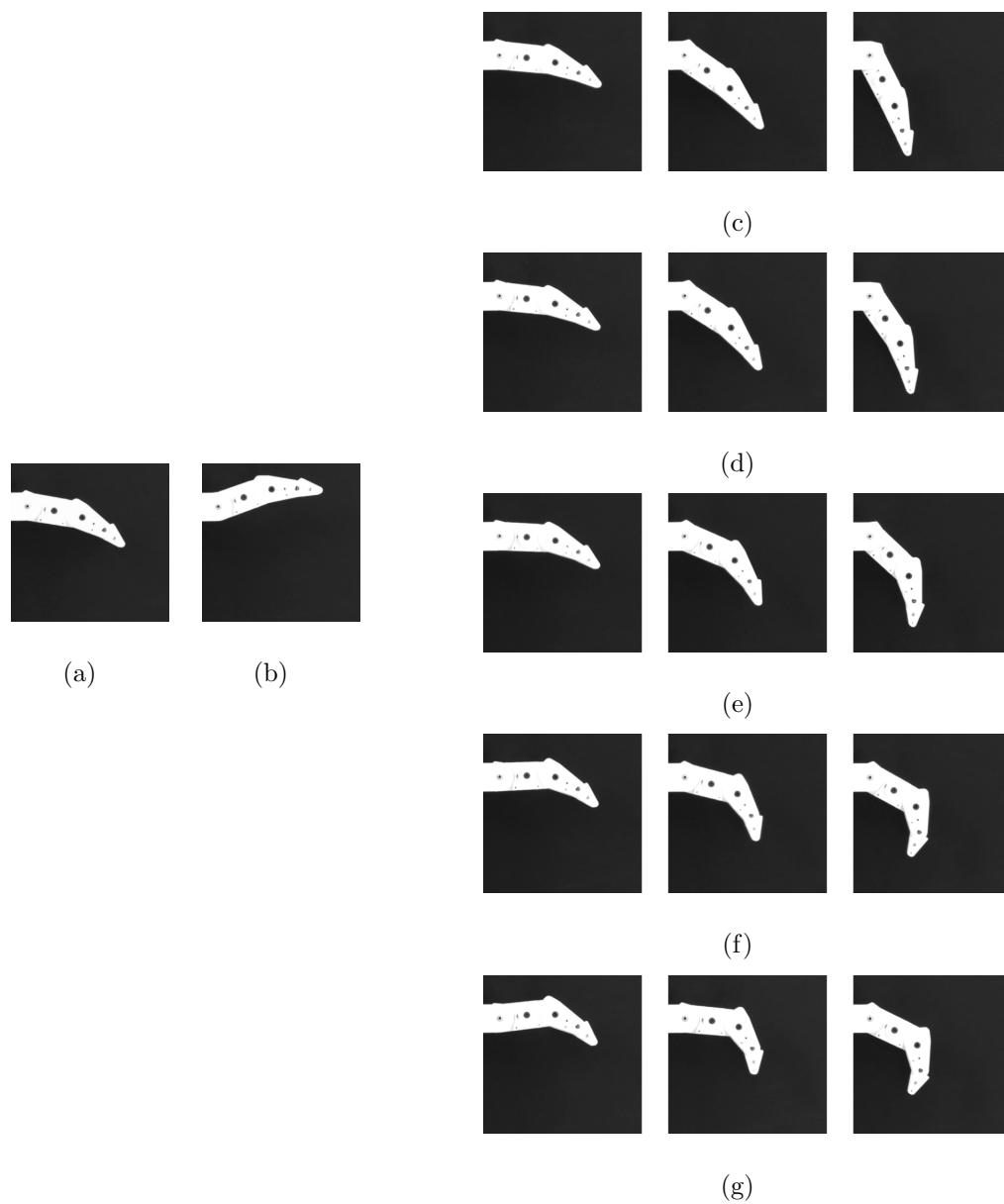


図 5.8: u の 5 つの変化パターンに対して提案手法を用いてロボットフィンガを駆動したときに生じた運動 (a) ロボットフィンガの初期姿勢 (b) 振り上げ運動終了時のロボットフィンガの姿勢 (c)(d) u が単純増加するときの指の運動 (e) u が零のときの指の運動 (つまり, 典型的な指の運動) (f)(g) u が単純減少するときの指の運動

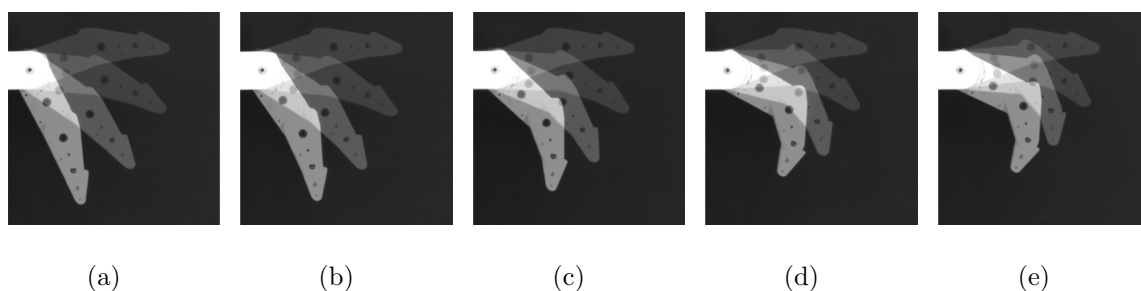


図 5.9: 指の振り下ろしの際のロボットフィンガの軌道を重ねた図 (a) ロボットフィンガの初期姿勢 (b) 振り上げ運動終了時のロボットフィンガの姿勢 (c)(d) u が単純増加するときの指の運動 (e) u が零のときの指の運動 (つまり, 典型的な指の運動) (f)(g) u が単純減少するときの指の運動

屈筋, 浅指屈筋, 総指伸筋) の関節トルクベクトルが互いに水平に近いことから, 内在筋群 (骨間筋と虫様筋) を 1 つの筋と見なした場合, または 3 次元空間での指の運動を考えた場合, これらの筋の運動は外来筋の変位に影響をほとんど与えない. これらの結果を基に, 3 章で開発したロボットフィンガが運動において描く軌道を調整する制御手法を提案した. この手法は, ロボットフィンガを通常はヒトの指の典型的な軌道を再現する, あらかじめ定められたパターンで駆動し, ヒトの内在筋に当たる機構を細かく制御することで目標の軌道を生成するというものである. 最後に, この制御戦略を開発したロボットフィンガに適用し結果的にロボットフィンガが描く軌道を観察することで, この手法で与えられたタスクに対して軌道の制御ができることを確かめた.

これからの課題として, ロボット工学と神経科学の両分野の視点からいくつかの実験を行なう必要がある. その 1 つが, 内在筋の性質に関するものである. ここでは骨間筋と虫様筋を 1 つの筋と見なすことで, 外来筋と内在筋の運動が独立になることに注目した. しかし, 前述のように機構を平面内の運動に限定するのではなく, 本来のヒトの持つ空間的な運動を考えることで MP 関節の内転, 外転に関する自由度が 1 つ増え, このような無理な仮定を置く必要がなくなる. 加えて, 外来筋群のこの新たに加わる自由度に関するモーメントアームの大きさは, 内在筋群に比べ非常に小さい [4]. つまり, この自由度を加えても, 外来筋群が主に作用する指の開閉運動に関しては影響はほとんどない. その一方で, 内在筋はここで扱った平面運動の調整に加え, 空間運動の調整という新たな課題が加わる. しかし, その一方で, 開発したロボットフィンガのように単純な 2 つの内在筋の

重ね合わせではなく、これらを別々に駆動することで、指先軌道に完全に直行した関節トルクベクトルを生じさせることもできる。ロボットフィンガにこれらの機構を別々に設計した上で、より複雑な制御が必要となるが、これによってより効率的な軌道の調整が可能になる。また、このような研究を通して2つの内在筋の制御における機能解明にも期待できる。

最後に、ロボット工学の視点から、本章の議論を基に理想的な腱駆動機構を設計することも可能である。つまり、厳密に独立した主要な運動とこれを調整する運動という、2つの運動を用意し、この2つの運動を生じさせるアクチュエータを別々に用意する。加えて、主要な運動によって生じる腱駆動機構の軌道に対して、もう一方の運動を生じさせる機構の関節トルクベクトルの方向が完全にこれに直交するように注意深く設計する。このような設計は巧みなロボットハンドを設計する上で重要な視点をロボット工学に与える。つまり、筋腱構造という構造自体がもつ、複数の関節に対して1つの筋が作用するという形態学的な特性を利用し、効率のよいロボットの制御を実現できる。この効率というのは、アクチュエータをタスクに合わせた性質のものに設定できるという意味のみでなく、ロボットが運動を制御する際に毎回軌道を各関節単位で計画し、実行するのではなく、必要になった場合のみ付加的なアクチュエータの運動を計画、実行するということを意味している。これにより、ロボットの運動における計算の負荷が軽減される。つまりは、形態学的演算によって複雑な計算が肩代わりされるのである。本章の実験では定性的な結果しか示さなかったが、ここで得たヒトの筋腱構造が制御においてもつ利点を、これに焦点を絞ったロボットを実装し、これを有さないロボットとの比較実験を行なうことで、より定量的な結果が得られると考えられ、またこれが今後の課題である。

第6章 結論

本論文では、ヒトの身体の持つ様々な形態学的利点に着目し、ヒトの手の筋腱構造やセンシング構造の持つ機構やそれに伴う機能をロボットマニピュレータ上に再現することで、その形態を利用したロボットの設計手法の提案、開発、制御手法の提案を行った。そのなかでは、ロボットを構成する3大要素である、感覚、運動、知能と3つの題目に対してヒトの身体が持つ利点をそれぞれ分けて扱った。以下では、本論文の内容を要約し、今後の課題や展望についてまとめる。

第2章ではロボットのセンシング機構として、ヒトの皮膚のように柔軟な人工皮膚とそのなかにランダムに埋め込まれた、2種類のセンサ素子を用いて、ロボットハンドのマニピュレーションにおいて重要なタスクである、把持力調整を実現した。柔軟な皮膚は、ロボットと把持物体との間で生じる現象に関する様々な情報を皮膚の変形を介して伝える役割を持つ。これによって、様々な情報を接触点から離れた場所で観測することができるが、反対にその情報の複雑さが問題となる。ここではこの複雑な情報を、人工皮膚に埋め込まれた2種類のセンサ素子の特性の違いをうまく利用することで、扱う手法を提案した。この2種類のセンサ素子、PVDF フィルムとひずみゲージは、静的な皮膚の変形と動的な皮膚の変形速度を検出する、それぞれ大きく特性の異なるセンサである。この章では、まずこのようなセンサ系を製作し、PVDF フィルムの動的な皮膚変形の検出能力を用いて、把持物体とロボットとの間で生じる滑りの検出を行い、物体が完全に滑り落ちる前に把持力を増加させることができることを示した。一方で、この滑りの発生自体を防ぐには、これを予測する必要がある。滑りの発生を確実に予測するには、皮膚の変形状態の識別が有効であるが、非線形な弾性を持つ皮膚の変形の状態の識別は容易ではない。そこで、先のように滑りを検出した際に、同時にひずみゲージで計測される皮膚の変形のパターンを記憶し、ニューラルネットワークで学習することで、自律的に滑りに関する皮膚の変形パターンを学習する手法を提案した。これを実際に開発したセンサ系で実証し、加えて、把

持物体の重さが一定でない場合にもこの手法を応用できることも示した。ここで扱ったように、複数の異なるセンサからの出力、つまりは性質の異なる感覚を統合し、利用するという能力は、ヒトの感覚機構の優れたところでもあり、ロボットのセンシングにおいても重要な課題である [2, 32]。その観点から、出力の単純なセンサから順に、お互いの出力をきっかけにしながら学習を進めていくという、この章での提案手法は、身体の介在によって情報に富むが、それと引き換えに複雑になったセンシング情報を有効に用いることを可能にする。

第3章ではヒトの筋腱構造を腱駆動機構として再現する方法の提案、このような機構の解析手法、および、提案手法を用いたロボットフィンガの開発、制御を行った。そのなかで、複雑な配置の筋腱構造の再現や、モーメントアームの大きさが関節角度に合わせて非線形に変化するプリー構造など、ヒトの筋腱構造をロボットに適用する上で、重要な設計手法について提案し、また、分岐した非伸縮な腱が運動を幾何学的に拘束することで、仮想的に系の自由度を本来の自由度よりも小さく扱えることを、その運動学解析手法と仮定条件とともに示した。これらの提案手法が実際のロボットに適用でき、これを制御できることを平面3自由度ロボットフィンガを開発することで示した。また、この仮想的な自由度の概念がロボットマニピュレータにもたらす利点を議論した上で、その観点からヒトの持つ分岐腱以外の複雑な構造の持つ利点、例えば、一定でないモーメントアームが拘束された状態でも複雑な軌道を生じさせることなどに関しても触れた。ここで、扱った仮想的な自由度はロボットマニピュレータの制御を考える上で重要な概念である。タスクに対する汎用性や制御の簡易性というそれぞれの利点から様々な腱駆動冗長マニピュレータや劣駆動マニピュレータ [15, 16, 5, 34, 33, 129] が開発されているが、腱駆動冗長マニピュレータには制御のためのアクチュエータの増加という問題があり、劣駆動マニピュレータには能動駆動要素の代わり受動要素を間にはさんだ結果、その運動を定めるのが難しくなるという問題がある。仮想関節速度の概念によって生まれる仮想的な自由度はアクチュエータの数を減らしながらも確実な運動を実現するという意味で、これら両方の利点を持つ新たなロボットマニピュレータの設計を可能にする。つまり、与えられたタスクに対して自由度を恣意的に拘束することにより、タスクを実行するのに冗長な自由度を減らし、これによってタスクを実行するのに必要な計算の負荷を軽減する。これは、ヒトの手の筋腱構造のもつ形態学的演算が脳で必要な計算を部分的に請け負っていることを意味してお

り、ロボットの制御に際しても計算量を減らすうえで重要な意味を持つ。

第4章では任意の腱駆動機構に組み込むことで、容易に関節位置と独立に関節剛性の調整を可能にする逆腱機構と呼ぶ機構を提案した。ヒトは運動において同一の身体、例えば腕など、であっても関節の剛性を変化させることで、様々なタスクを適応的に達成している。これは、ヒトが身体のもつ特性を制御に有効に利用している典型的な例であるが、ロボットハンドの場合、関節剛性を制御することは、そこまで容易ではない。この機構は腱駆動機構において、その腱の非対称さや腱の配置の方法によって生じる腱の変位と関節角度との関係の複雑さを解消するため、ステッププーリと動滑車からなる構造を腱駆動機構とアクチュエータの間に配置することで、非線形弾性を用いた関節剛性の調整を容易にするものである。この章では実際に1自由度、多自由度の腱駆動マニピュレータを例に上げ設計手法を考案するとともに、実際に特殊なモーメントアームを持つ1自由度マニピュレータに対し、逆腱機構を設計、実装することで、その実用性を示した。本文でも触れたように可変な関節剛性は、ロボットマニピュレータが実環境で活動するうえで重要な能力である。加えて、このように位置制御とは独立に関節剛性が容易に制御できるようになったことで、これまでに行われてこなかったような剛性調整を含むロボットマニピュレータを用いた実験が可能になる。例えば、運動中に位置制御とは別に関節剛性を調整しながら、柔軟マニピュレータの運動学習を行なうようなアプローチが考えられる。関節剛性と運動の学習は、ヒトの運動においてもその関連性が主張されており、このような研究によってヒトの運動学習メカニズムの解明や、ロボットマニピュレータの新たな適応制御手法の開発が期待できる。

第5章では、ヒトの指の運動で観測される典型的な軌道と、指の筋腱構造における筋ごとの関節トルクベクトルとの関係を調べることで、第3章で開発したヒトの筋腱構造を再現したロボットフィンガの軌道制御手法について提案した。解析では、ヒトの外来筋群の関節トルクベクトルの向きが水平に近いことで、外来筋群と内在筋群の運動が独立になること、また、典型的な軌道に対して内在筋、特に骨間筋がこの軌道を効率よく変化させる能力があることなどを発見した。提案した軌道制御手法は、典型的な軌道を生成するモータの駆動パターンをあらかじめ設定しておき、内在筋にあたるモータの駆動量を変化させることで目標の軌道を生成するという手法である。この章では実際にロボットフィンガにこれを用いて軌道を生成することで、この手法の検証を行った。ここで扱ったように、1

つのパラメータの変化(ここで言うところの内在筋の作用)で運動全体の軌道を変化させる手法は、ロボットの容易な制御を実現する上で重要な考え方である。似たような手法は、ロボット工学の文脈から Higashimori et al. [56] が、マニピュレータの高速なキャッチング動作におけるプリシェイピングを実現する際に用いている。ものを掴む前に事前に手の姿勢を調整する意味の、このプリシェイピングという動作はヒトでも観測されることが多く報告されている [7]。このような動作は、ロボットハンドが物を安定に早くつかむ上で非常に重要で [14]、ここで扱った内在筋による軌道制御は、このようなプリシェイピング動作とも深い関係があると考えられる。ヒトの神経制御の研究と比較しながら、更なる研究を進めることでロボットハンドの効率的なプリシェイピングが実現できる可能性がある。このような腱を通して複数の関節へと単一のアクチュエータの作用が伝達されることを有効に利用した制御は、ロボットハンドを常に多くのアクチュエータに対して運動計画をおこない監視するという負荷から開放する。この観点からも、ヒトの筋腱構造が複雑な計算を行なう必要性を小さくしており、この構造がロボットにとっても有効であることが、この例によって示されたといえる。加えて、この章で行ったような実際のロボットフィンガの運動および、それを実現するアクチュエータの駆動パターンと、ヒトの指の運動における EMG による筋の活動のパターン [88, 18] やモーションキャプチャなどを用いた軌道計測の結果とを照らし合わせる検証を更に進めることで、本章で得られた知見以上のヒトの運動における筋腱機構の機能解明や、腱駆動機構の効率的な設計、駆動方法が得られるであろう。

今後の課題として真っ先に取り組むべきことは、本論文で扱った内容の統合し、この中で扱ったヒトの身体を持つ利点を兼ね備えたロボットハンドを開発することである。これまでもヒトの機能を取り入れたロボットハンドは開発されている [31] が、いずれも部分的なものであり、本論文で扱ったロボットを構成する主要な要素、つまり、その感覚、運動、知能の全てがヒトの身体の構造や機能の観点から構成されたロボットハンドは存在しない。また、これらを統合する上で、新たな知見が得られると思われる。例えば、第2章で扱った把持力の調整は、劣駆動機構で複数の関節を連動させ、把持力の増減を行なうだけで、あまり複雑なロボットの駆動は行わなかった。実際にロボットハンドで安定な把持を行うというタスクは様々な問題を含んでおり [39, 11, 10]、どのタイミングで力を増減するかだけでなく、どのように掴み [40]、どのように力を増減させるかも問題であり、そ

の意味でもロボットハンドの機構、および、そこで生じる自由度の変化とは密接な関係があり、センシングの上でもヒトの筋腱構造には利点がある可能性が高い。そのため、第3章で扱った内容がセンシングの文脈でも非常に重要になってくるであろう。

また、本論文で扱った内容は全て単指に関する研究であり、多指に関しては扱わなかった。近年は多指間でのマニピュレーションに注目が集まっており [12]、本論文の内容を多指へと拡張することが課題の1つである。例えば、第2章での実験は1本指の制御での把持力調整であったが、提案手法を多指へと拡張することで、ヒトの異なる指の間での情報のやり取り [24] を参考にした多指マニピュレーションのセンシングの研究も1つの将来研究として魅力的である。また、ヒトの多指間の協調作業では指の間で明らかな連動が見られる [20]。つまり、第3章で扱った筋腱構造の機構的な連動や第5章の効率的な軌道制御の考え方が、多指の運動にも拡張できる可能性が高い。そのためには、母指を含めたヒトのそれぞれの指の筋腱構造の違いを考慮に入れながら、更なるロボットハンド機構の開発や解析が必要である。

謝辞

本研究の遂行にあたり、終始暖かい御指導、御鞭撻を賜わり、さらに本論文作成にあたって並々ならぬ御援助を賜わりました細田耕教授に深く感謝の意を表します。本研究の遂行にあたり、日頃から多くの御指導を賜わりました清水正宏准教授、池本周平助教に深く感謝の意を表します。また、研究を進める上で御助言、御指導頂いた神戸大学工学研究科の横小路泰義教授、大阪大学大学院情報科学研究科の薦田憲久教授、藤原融教授、前川卓也准教授に深く感謝致します。最後に、多くの御協力、助言を頂いた大阪大学大学院基礎工学研究科システム創成専攻細田研究室一同に深く感謝致します。

付 録 A 腱駆動機構におけるトルクと腱張力の関係

本論文で扱ったような、軸に固定されていないプーリを介して腱の張力が複数の関節にトルクを発生させる機構は、腱が機構に固定され力を生じさせるような機構に比べ、その腱張力と関節トルクの間を直感的に理解しづらい。ここでは仮想仕事の原理から、腱駆動機構における腱張力と関節トルクとの間を求め、図 A.1 に示すような、 N 個の回転関節が M 本の腱によって駆動される機構を考える。 M 本の腱の変位をベクトル $\boldsymbol{l} = [l_1 \ l_2 \ \cdots \ l_m]^T \in \mathbb{R}^M$ とし、 N 個の関節の角度変位をベクトル $\boldsymbol{\theta} = [\theta_1 \ \theta_2 \ \cdots \ \theta_n]^T \in \mathbb{R}^N$ で表す。すると、これらの速度の関係は次の様に表すことができる。

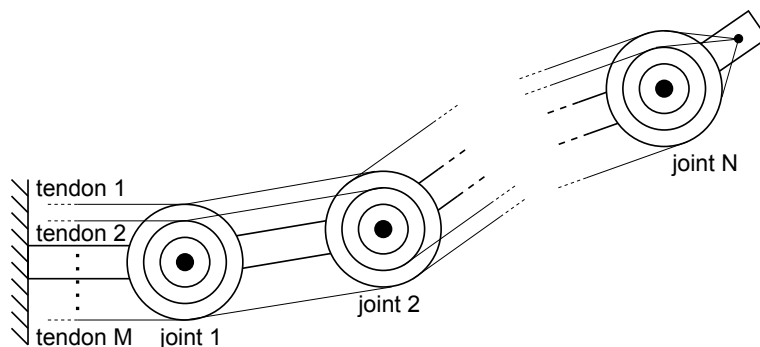
$$\dot{\boldsymbol{l}} = \boldsymbol{P} \dot{\boldsymbol{\theta}} \quad (\text{A.1})$$

ここで、 \boldsymbol{P} は i 番目の関節と j 番目の腱との間のモーメントアームの大きさ r_{ij} を用いて次の様に表される行列である。

$$\boldsymbol{P} = \begin{bmatrix} r_{11} & r_{12} & \cdots & r_{1N} \\ r_{21} & r_{22} & \cdots & r_{2N} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ r_{M1} & r_{M2} & \cdots & r_{MN} \end{bmatrix} \quad (\text{A.2})$$

次に M 本の腱の張力をベクトル $\boldsymbol{h} = [h_1 \ h_2 \ \cdots \ h_m]^T \in \mathbb{R}^M$ とし、 N 個の関節のトルクをベクトル $\boldsymbol{\tau} = [\tau_1 \ \tau_2 \ \cdots \ \tau_n]^T \in \mathbb{R}^N$ で表す。ここで、関節角度の任意の変位速度ベクトル $\dot{\boldsymbol{\theta}}$ と腱の任意の変位ベクトル $\delta \boldsymbol{l}$ を考えると、全関節と全腱でなされる瞬間的な仕事はそれぞれ内積を用いて $\dot{\boldsymbol{\theta}} \cdot \boldsymbol{\tau}$ と $\dot{\boldsymbol{l}} \cdot \boldsymbol{h}$ で表される。系全体としてなされる瞬間的になされる仮想仕事は次のように表すことができる。

$$\delta W = \dot{\boldsymbol{\theta}}^T \boldsymbol{\tau} + \dot{\boldsymbol{l}}^T \boldsymbol{h} \quad (\text{A.3})$$

図 A.1: N 自由度 M 腱の腱駆動機構

先の式 (A.1) の関係を代入すると次が得られる.

$$\delta W = \dot{\boldsymbol{\theta}}^T (\boldsymbol{\tau} + \mathbf{P}^T \mathbf{h}) \quad (\text{A.4})$$

系の力が釣り合っている場合, 微小な仕事, つまり仮想仕事は零であることから $\delta W = 0$ であり, 任意の関節変位速度に対して上式が成り立つには次を満たす必要がある.

$$\boldsymbol{\tau} = -\mathbf{P}^T \mathbf{h} \quad (\text{A.5})$$

これが腱駆動機構における腱張力と関節トルクの関係であり, 腱と関節の変位を表す行列 \mathbf{P} を用いて表すことが出来る.

参考文献

- [1] A. Albu-Schaffer, O. Eiberger, M. Grebenstein, S. Haddadin, C. Ott, T. Wimbock, S. Wolf, and G. Hirzinger. Soft robotics. *IEEE Robotics & Automation Magazine*, 15(3):20–30, 2008.
- [2] P. K. Allen, A. T. Miller, P. Y. Oh, and B. S. Leibowitz. Integration of vision, force and tactile sensing for grasping. *International Journal of Intelligent Machines*, 4: 129–149, 1999.
- [3] K. N. An, E. Y. Chao, W. P. Cooney III, and R. L. Linscheid. Normative model of human hand for biomechanical analysis. *Journal of Biomechanics*, 12(10):775–788, 1979.
- [4] K. N. An, Y. Ueba, E. Y. Chao, W. P. Cooney, and R. L. Linscheid. Tendon excursion and moment arm of index finger muscles. *Journal of Biomechanics*, 16 (6):419–425, 1983.
- [5] A. H. Arieta, R. Kato, H. Yokoi, and W. Yu. Development of a multi-dof electromyography prosthetic system using the adaptive joint mechanism. *Applied Bionics and Biomechanics*, 3(2):101–111, 2006.
- [6] K. M. Backhouse and W. T. Catton. An experimental study of the functions of the lumbrical muscles in the human hand. *Journal of Anatomy*, 88(2):133, 1954.
- [7] C. Bard and J. Troccaz. Automatic preshaping for a dextrous hand from a simple description of objects. In *Proceedings of the IEEE International Workshop on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, pages 865–872, 1990.

- [8] L. Beccai, S. Rocco, L. Ascari, P. Valdastri, A. Sieber, M.C. Carrozza, and P. Dario. Development and experimental analysis of a soft compliant tactile microsensor for anthropomorphic artificial hand. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 13(2):158–168, 2008.
- [9] N. A. Bernstein. *Dexterity and its development*. Psychology Press, 1996.
- [10] A. Bicchi. Hands for dexterous manipulation and robust grasping: A difficult road toward simplicity. *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, 16(6):652–662, 2000.
- [11] A. Bicchi and V. Kumar. Robotic grasping and contact: A review. In *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, pages 348–353, 2000.
- [12] A. Bicchi and D. Prattichizzo. Manipulability of cooperating robots with passive joints. In *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, pages 1038–1044, 1998.
- [13] A. Bicchi, S. Lodi Rizzini, and G. Tonietti. Compliant design for intrinsic safety: General issues and preliminary design. In *Proceedings of the IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, pages 1864–1869, 2001.
- [14] L. Birglen. The kinematic preshaping of triggered self-adaptive linkage-driven robotic fingers. 2011.
- [15] L. Birglen and C. Gosselin. Optimal design of 2-phalanx underactuated fingers. In *Proceedings of the IEEE international conference on Intelligent Manipulation and Grasping (IMG)*, pages 110–116, 2004.
- [16] L. Birglen and C. M. Gosselin. Kinetostatic analysis of underactuated fingers. *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, 20(2):211–221, 2004.

- [17] L. Birglen, C. Gosselin, and T. Laliberté. *Underactuated robotic hands*. Springer Verlag, 2008.
- [18] G. Boivin, G. E. Wadsworth, J. M. Landsmeer, and C. Long II. Electromyographic kinesiology of the hand: muscles driving the index finger. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 50(1):17, 1969.
- [19] G. Borghesan, G. Palli, and C. Melchiorri. Design of tendon-driven robotic fingers: Modeling and control issues. In *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, pages 793–798, 2010.
- [20] P. Braido and X. Zhang. Quantitative analysis of finger motion coordination in hand manipulative and gestic acts. *Human movement science*, 22(6):661–678, 2004.
- [21] N. Brook, J. Mizrahi, M. Shoham, and J. Dayan. A biomechanical model of index finger dynamics. *Medical engineering & physics*, 17(1):54–63, 1995.
- [22] C. Y. Brown and H. H. Asada. Inter-finger coordination and postural synergies in robot hands via mechanical implementation of principal components analysis. In *Proceedings of the IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, pages 2877–2882, 2007.
- [23] H. J. Buchner, M. J. Hines, and H. Hemami. A dynamic model for finger interphalangeal coordination. *Journal of Biomechanics*, 21(6):459–468, 1988.
- [24] M. K. O. Burstedt, B. B. Edin, and R. S. Johansson. Coordination of fingertip forces during human manipulation can emerge from independent neural networks controlling each engaged digit. *Experimental Brain Research*, 117(1):67–79, 1997.
- [25] J. Butterfass, M. Grebenstein, H. Liu, and G. Hirzinger. Dlr-hand ii: Next generation of a dextrous robot hand. In *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, pages 109–114, 2001.

- [26] R. Cabas, L. M. Cabas, and C. Balaguer. Optimized design of the underactuated robotic hand. In *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, pages 982–987, 2006.
- [27] D. G. Caldwell, G. A. Medrano-Cerda, and M. J. Goodwin. Braided pneumatic actuator control of a multi-jointed manipulator. In *Proceedings of the International Conference on Systems, Man and Cybernetics (SMC)*, pages 423–428, 1993.
- [28] G. Canepa, R. Petrigliano, M. Campanella, and D. De Rossi. Detection of incipient object slippage by skin-like sensing and neural network processing. *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics-Part B: Cybernetics*, 28(3):348–356, 1998.
- [29] M. P. Carpentier Alting. Enige functioneel anatomische aspecten van vingers. 2008.
- [30] M. C. Carrozza, C. Suppo, F. Sebastiani, B. Massa, F. Vecchi, R. Lazzarini, M. R. Cutkosky, and P. Dario. The spring hand: development of a self-adaptive prosthesis for restoring natural grasping. *Autonomous Robots*, 16(2):125–141, 2004.
- [31] M. C. Carrozza, G. Cappiello, S. Micera, B. B. Edin, L. Beccai, and C. Cipriani. Design of a cybernetic hand for perception and action. *Biological Cybernetics*, 95(6):629–644, 2006.
- [32] F. Castelli. An integrated tactile-thermal robot sensor with capacitive tactile array. *IEEE Transactions on Industry Applications*, 38(1):85–90, 2002. ISSN 0093-9994.
- [33] M. Ceccarelli, N. E. N. Rodriguez, and G. Carbone. Design and tests of a three finger hand with 1-dof articulated fingers. *Robotica*, 24(2):183–196, 2006.
- [34] M. Ceccarelli, C. Tavolieri, and Z. Lu. Design considerations for underactuated grasp with a one dof anthropomorphic finger mechanism. In *Proceedings of the IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, pages 1611–1616, 2006.

- [35] C. P. Chou and B. Hannaford. Static and dynamic characteristics of mckibben pneumatic artificial muscles. In *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, pages 281–286, 1994.
- [36] M. Controzzi, C. Cipriani, and M. C. Carrozza. Mechatronic design of a transradial cybernetic hand. In *Proceedings of the IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, pages 576–581, 2008.
- [37] W. P. Cooney III and E. Y. Chao. Biomechanical analysis of static forces in the thumb during hand function. *The Journal of bone and Joint Surgery*, 59(1):27, 1977.
- [38] J. D. Crisman, C. Kanojia, and I. Zeid. Graspar: A flexible, easily controllable robotic hand. *IEEE Robotics & Automation Magazine*, 3(2):32–38, 1996.
- [39] M. R. Cutkosky. On grasp choice, grasp models, and the design of hands for manufacturing tasks. *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, 5(3):269–279, 1989.
- [40] M. R. Cutkosky and R. D. Howe. Human grasp choice and robotic grasp analysis. *Dextrous robot hands*, pages 5–31, 1990.
- [41] R. S. Dahiya, G. Metta, M. Valle, and G. Sandini. Tactile sensing: from humans to humanoids. *IEEE Transactions on Robotics*, 26(1):1–20, 2010.
- [42] W. G. Darling, K. J. Cole, and G. F. Miller. Coordination of index finger movements. *Journal of Biomechanics*, 27(4):479–491, 1994.
- [43] H. de Visser and J. L. Herder. Force-directed design of a voluntary closing hand prosthesis. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 37(3):261–272, 2000.
- [44] I. Dejmál and M. Zacksenhouse. Coordinative structure of manipulative hand-movements facilitates their recognition. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 53(12):2455–2463, 2006.

- [45] J. T. Dennerlein, E. Diao, C. D. Mote Jr, and D. M. Rempel. Tensions of the flexor digitorum superficialis are higher than a current model predicts. *Journal of Biomechanics*, 31(4):295–301, 1998.
- [46] T. Flash. The control of hand equilibrium trajectories in multi-joint arm movements. *Biological cybernetics*, 57(4-5):257–274, 1987.
- [47] J. Friedman and T. Flash. Trajectory of the index finger during grasping. *Experimental Brain Research*, 196(4):497–509, 2009.
- [48] M. Garcia-Elias, K. N. An, L. Berglund, R. L. Linscheid, W. P. Cooney, and E. Chao. Extensor mechanism of the fingers. 1. a quantitative geometric study. *The Journal Of Hand Surgery*, 16(6):1130–1136, 1991.
- [49] N. Gialias and Y. Matsuoka. Muscle actuator design for the act hand. In *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, pages 3380–3385, 2004.
- [50] P. L. Gribble, L. I. Mullin, N. Cothros, and A. Mattar. Role of cocontraction in arm movement accuracy. *Journal of neurophysiology*, 89(5):2396–2405, 2003.
- [51] S. Haddadin, A. Albu-Schaffer, O. Eiberger, and G. Hirzinger. New insights concerning intrinsic joint elasticity for safety. In *Proceedings of the IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, pages 2181–2187. IEEE, 2010.
- [52] P. Hahn, H. Krimmer, A. Hradetzky, and U. Lanz. Quantitative analysis of the linkage between the interphalangeal joints of the index finger:: An in vivo study. *Journal of Hand Surgery*, 20(5):696–699, Oct. 1995.
- [53] R. Ham, T. Sugar, B. Vanderborght, K. Hollander, and D. Lefeber. Compliant actuator designs. *IEEE Robotics and Automation Magazine*, 16(3):81–94, 2009.
- [54] C. Harris and G. L. Rutledge. The functional anatomy of the extensor mechanism of the finger. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 54(4):713–726, 1972.

- [55] J. M. Hervé. The lie group of rigid body displacements, a fundamental tool for mechanism design. *Mechanism and Machine theory*, 34(5):719–730, 1999.
- [56] M. Higashimori, M. Kaneko, A. Namiki, and M. Ishikawa. Design of the 100g capturing robot based on dynamic preshaping. *The International Journal of Robotics Research*, 24(9):743–753, 2005.
- [57] S Hirose and Y Umetani. The development of soft gripper for the versatile robot hand. *Mechanism and Machine Theory*, 13(3):351–359, 1978.
- [58] V. A. Ho, D. V. Dao, S. Sugiyama, and S. Hirai. Development and analysis of a sliding tactile soft fingertip embedded with a microforce/moment sensor. *IEEE Transactions on Robotics*, 27(3):1–14, 2011.
- [59] K. Hosoda, Y. Tada, and M. Asada. Anthropomorphic robotic soft fingertip with randomly distributed receptors. *Robotics and Autonomous Systems*, 54(2):104–109, 2006.
- [60] R. D. Howe and M. R. Cutkosky. Sensing skin acceleration for slip and texture perception. In *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, pages 145–150, 1989.
- [61] R. D. Howe and M. R. Cutkosky. Dynamic tactile sensing: Perception of fine surface features with stress rate sensing. *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, 9(2):140–151, 2002. ISSN 1042-296X.
- [62] J. W. Hurst, J. E. Chestnutt, and A. A. Rizzi. An actuator with physically variable stiffness for highly dynamic legged locomotion. In *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, volume 5, pages 4662–4667, 2004.
- [63] K. Hyodo and H. Kobayashi. Kinematic and control issues on a tendon-controlled wrist mechanism. In *Proceedings of International Symposium on RMMS*, pages 261–268, 1992.

- [64] F. Iida and R. Pfeifer. Cheap rapid locomotion of a quadruped robot: Self-stabilization of bounding gait. In *Proceedings of the International Conference on Intelligent Autonomous Systems (IAS)*, volume 8, pages 642–649, 2004.
- [65] J. M. Inouye, J. J. Kutch, and F. J. Valero-Cuevas. Optimizing the topology of tendon-driven fingers: Rationale, predictions and implementation. In *The Human Hand as an Inspiration for Robot Hand Development*, pages 247–266. Springer, 2014.
- [66] S. Jacobsen, E. Iversen, D. Knutti, R. Johnson, and K. Biggers. Design of the utah/mit dextrous hand. In *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, pages 1520–1532, 1986.
- [67] S. C. Jacobsen, J. E. Wood, D. F. Knutti, and K. B. Biggers. The utah/mit dextrous hand: Work in progress. *The International Journal of Robotics Research*, 3(4):21–50, 1984.
- [68] S. C. Jacobsen, H. Ko, E. K. Iversen, and C. C. Davis. Antagonistic control of a tendon driven manipulator. In *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, pages 1334–1339, 1989.
- [69] N. Jamali and C. Sammut. Majority voting: Material classification by tactile sensing using surface texture. *IEEE Transactions on Robotics*, 27(3):508–521, 2011.
- [70] N. Jamali, P. Byrnes-Preston, R. Salleh, and C. Sammut. Texture recognition by tactile sensing. In *Proceedings of the Australasian Conference on Robotics and Automation (ACRA)*, 2009.
- [71] D. L. Jindrich, A. D. Balakrishnan, and J. T. Dennerlein. Effects of keyswitch design and finger posture on finger joint kinematics and dynamics during tapping on computer keyswitches. *Clinical Biomechanics*, 19(6):600–608, 2004.
- [72] R. S. Johansson and G. Westling. Tactile afferent signals in the control of precision grip. In *Attention and Performance*, volume 4, chapter 25, pages 677–713. Erlbaum, 1990.

- [73] S. Kajita, F. Kanehiro, K. Kaneko, K. Fujiwara, K. Harada, K. Yokoi, and H. Hirukawa. Biped walking pattern generation by using preview control of zero-moment point. In *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 1620–1626, 2003.
- [74] D. G. Kamper, E. G. Cruz, and M. P. Siegel. Stereotypical fingertip trajectories during grasp. *Journal of Neurophysiology*, 90(6):3702–3710, 2003.
- [75] E. Kandel, J. Schwartz, and T. Jessell. *Principles of Neural Science*. McGraw-Hill Medical, 4th edition, 2000.
- [76] H. Kawasaki, T. Komatsu, and K. Uchiyama. Dexterous anthropomorphic robot hand with distributed tactile sensor: Gifu hand 2. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 7(3):296–303, 2002.
- [77] C. C. Kemp, A. Edsinger, and E. Torres-Jara. Challenges for robot manipulation in human environments [grand challenges of robotics]. *IEEE Robotics and Automation Magazine*, 14(1):20–29, 2007.
- [78] H. Kobayashi and R. Ozawa. Adaptive neural network control of tendon-driven mechanisms with elastic tendons. *Automatica*, 39(9):1509–1519, 2003.
- [79] H. Kobayashi, K. Hyodo, and D. Ogane. On tendon-driven robotic mechanisms with redundant tendons. *The International Journal of Robotics Research*, 17(5):561–571, 1998.
- [80] P. Kuo, D. L. Lee, D. L. Jindrich, and J. T. Dennerlein. Finger joint coordination during tapping. *Journal of Biomechanics*, 39(16):2934–2942, 2006.
- [81] J. J. Kutch and F. J. Valero-Cuevas. Muscle redundancy does not imply robustness to muscle dysfunction. *Journal of Biomechanics*, 44(7):1264–1270, 2011.
- [82] J. J. Kutch and F. J. Valero-Cuevas. Challenges and new approaches to proving the existence of muscle synergies of neural origin. *PLoS Computational Biology*, 8(5):e1002434, 2012.

- [83] Y. K. Lee and I. Shimoyama. A skeletal framework artificial hand actuated by pneumatic artificial muscles. In *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation*, volume 2, pages 926–931, 1999.
- [84] Y. T. Lee, H. R. Choi, W. K. Chung, and Y. Youm. Stiffness control of a coupled tendon-driven robot hand. *IEEE Control Systems*, 14(5):10–19, 1994.
- [85] J. Leijnse. Why the lumbrical muscle should not be bigger—a force model of the lumbrical in the unloaded human finger. *Journal of Biomechanics*, 30(11-12):1107–1114, 1997.
- [86] J. Leijnse and J. J. Kalker. A two-dimensional kinematic model of the lumbrical in the human finger. *Journal of Biomechanics*, 28(3):237–249, 1995.
- [87] J. Leijnse, J. E. Bonte, J. M. F. Landsmeer, J. J. Kalker, J. C. Van der Meulen, and C. J. Snijders. Biomechanics of the finger with anatomical restrictions—the significance for the exercising hand of the musician. *Journal of Biomechanics*, 25(11):1253–1264, 1992.
- [88] C. Long and M. E. Brown. Electromyographic kinesiology of the hand: muscles moving the long finger. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 46(8):1683–1706, 1964.
- [89] S. Ma, S. Hirose, and H. Yoshinada. Design and experiments for a coupled tendon-driven manipulator. *IEEE Control Systems Magazine*, 13(1):30–36, 1993.
- [90] T. Maeno, S. Hiromitsu, and T. Kawai. Control of grasping force by detecting stick/slip distribution at the curved surface of an elastic finger. In *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, pages 3895–3900, 2000.
- [91] S. A. Migliore, E. A. Brown, and S. P. DeWeerth. Biologically inspired joint stiffness control. In *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, pages 4508–4513, 2005.

- [92] R. Minegishi, A. Takashima, D. Kurabayashi, and R. Kanzaki. Construction of a brain-machine hybrid system to evaluate adaptability of an insect. *Robotics and Autonomous Systems*, 60(5):692–699, 2012.
- [93] T. Mouri, H. Kawasaki, K. Yoshikawa, J. Takai, and S. Ito. Anthropomorphic robot hand: Gifu hand iii. In *Proceedings of the International Conference on Control, Automation, and Systems (ICCAS)*, pages 1288–1293, 2002.
- [94] R. M. Murray, Z. Li, and S. S. Sastry. *A mathematical introduction to robotic manipulation*. CRC Press, 1994.
- [95] R. Ozawa, K. Hashirii, and H. Kobayashi. Design and control of underactuated tendon-driven mechanisms. In *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, pages 1522–1527, 2009.
- [96] F. C. Park, J. E. Bobrow, and S. R. Ploen. A lie group formulation of robot dynamics. *The International Journal of Robotics Research*, 14(6):609–618, 1995.
- [97] R. Pfeifer and J. Bongard. *How the body shapes the way we think: a new view of intelligence*. MIT press, 2007.
- [98] N. S. Pollard and R. C. Gilbert. Tendon arrangement and muscle force requirements for human-like force capabilities in a robotic finger. In *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, pages 3755–3762, 2002.
- [99] D. Ranney and R. Wells. Lumbrical muscle function as revealed by a new and physiological approach. *The Anatomical Record*, 222(1):110–114, 1988.
- [100] D. E. Rumelhart, G. E. Hintont, and R. J. Williams. Learning representations by back-propagating errors. *Nature*, 323:533–536, 1986.
- [101] J. K. Salisbury and J. J. Craig. Articulated hands: Force control and kinematic issues. *The International Journal of Robotics Research*, 1(1):4–17, 1982.

- [102] J. L. Sancho-Bru, A. Perez-Gonzalez, M. Vergara-Monedero, and D. Giurintano. A 3-d dynamic model of human finger for studying free movements. *Journal of Biomechanics*, 34(11):1491–1500, 2001.
- [103] D. Sawada and R. Ozawa. Joint control of tendon-driven mechanisms with branching tendons. In *Proceedings of the IEEE International Conference Robotics and Automation (ICRA)*, pages 1501–1507, 2012.
- [104] H. Shinoda, S. Sasaki, and K. Nakamura. Instantaneous evaluation of friction based on arct tactile sensor. In *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, volume 3, pages 2173–2178, 2000.
- [105] S. Shirafuji and K. Hosoda. Detection and prevention of slip using sensors with different properties embedded in elastic artificial skin on the basis of previous experience. *Robotics and Autonomous Systems*, 62(1):46–52, 2014.
- [106] S. Shirafuji, S. Ikemoto, and K. Hosoda. Development of a tendon-driven robotic finger for an anthropomorphic robotic hand. *The International Journal of Robotics Research*, 33(5):677–693, 2014.
- [107] S. Shirafuji, S. Ikemoto, and K. Hosoda. Tendon routing resolving inverse kinematics for variable stiffness joint. In *Proceedings of the IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, 2014.
- [108] S. Shirafuji, S. Ikemoto, and K. Hosoda. Trajectory control strategy for an anthropomorphic robotic finger. In *Proceedings of the 3rd International Conference on Biomimetic and Biohybrid Systems (Living Machines)*, 2014.
- [109] J. F. Soechting and F. Lacquaniti. Invariant characteristics of a pointing movement in man. *The Journal of Neuroscience*, 1(7):710–720, 1981.
- [110] C. W. Spoor. Balancing a force on the fingertip of a two-dimensional finger model without intrinsic muscles. *Journal of Biomechanics*, 16(7):497–504, 1983.

- [111] C. W. Spoor and J. M. F. Landsmeer. Analysis of the zigzag movement of the human finger under influence of the extensor digitorum tendon and the deep flexor tendon. *Journal of Biomechanics*, 9(9):561–566, 1976.
- [112] Y. Tada and K. Hosoda. Acquisition of multi-modal expression of slip through pick-up experiences. In *Proceedings of the IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, pages 5810–5815, 2007. ISBN 1424402581.
- [113] S. Takamuku, A. Fukuda, and K. Hosoda. Repetitive grasping with anthropomorphic skin-covered hand enables robust haptic recognition. In *Proceedings of the IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, pages 3212–3217, 2008.
- [114] S. Takamuku, T. Iwase, and K. Hosoda. Robust material discrimination by a soft anthropomorphic finger with tactile and thermal sense. In *Proceedings of the IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, 2008.
- [115] B. Tondu and P. Lopez. Modeling and control of mckibben artificial muscle robot actuators. *IEEE Control Systems Magazine*, 20(2):15–38, 2000.
- [116] G. Tonietti, R. Schiavi, and A. Bicchi. Design and control of a variable stiffness actuator for safe and fast physical human/robot interaction. In *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, pages 526–531, 2005.
- [117] M. R. Tremblay, W. J. Packard, and M. R. Cutkosky. Utilizing sensed incipient slip signals for grasp force control. In *Proceedings of the Japan-USA Symposium on Flexible Automation*, pages 1237–1243, 1992.
- [118] L. W. Tsai. *Robot analysis: the mechanics of serial and parallel manipulators*. Wiley, 1999.

- [119] F. J. Valero-Cuevas. A mathematical approach to the mechanical capabilities of limbs and fingers. In *Progress in Motor Control*, pages 619–633. Springer, 2009.
- [120] F. J. Valero-Cuevas, F. E. Zajac, and C. G. Burgar. Large index-fingertip forces are produced by subject-independent patterns of muscle excitation. *Journal of Biomechanics*, 31(8):693–704, 1998.
- [121] F. J. Valero-Cuevas, J. D. Towles, and V. R. Hentz. Quantification of fingertip force reduction in the forefinger following simulated paralysis of extensor and intrinsic muscles. *Journal of Biomechanics*, 33(12):1601–1609, 2000.
- [122] F. J. Valero-Cuevas, V. V. Anand, A. Saxena, and H. Lipson. Beyond parameter estimation: Extending biomechanical modeling by the explicit exploration of model topology. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 54(11):1951–1964, 2007.
- [123] F. J. Valero-Cuevas, J. Yi, D. Brown, R. V. McNamara, C. Paul, and H. Lipson. The tendon network of the fingers performs anatomical computation at a macroscopic scale. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 54(6):1161–1166, 2007.
- [124] R. Van Ham, B. Vanderborght, M. Van Damme, B. Verrelst, and D. Lefeber. Mac-cepta, the mechanically adjustable compliance and controllable equilibrium position actuator: Design and implementation in a biped robot. *Robotics and Autonomous Systems*, 55(10):761–768, 2007.
- [125] M. Vande Weghe, M. Rogers, M. Weissert, and Y. Matsuoka. The act hand: design of the skeletal structure. In *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, pages 3375–3379, 2004.
- [126] G. Westling and R. S. Johansson. Factors influencing the force control during precision grip. *Experimental Brain Research*, 53(2):277–284, 1984.
- [127] D. D. Wilkinson, M. V. Weghe, and Y. Matsuoka. An extensor mechanism for an anatomical robotic hand. In *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, volume 1, pages 238–243, 2003.

- [128] T. Wimbock, C. Ott, A. Albu-Schaffer, A. Kugi, and G. Hirzinger. Impedance control for variable stiffness mechanisms with nonlinear joint coupling. In *Proceedings of the IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, pages 3796–3803, 2008.
- [129] L. C. Wu, G. Carbone, and M. Ceccarelli. Designing an underactuated mechanism for a 1 active dof finger operation. *Mechanism and Machine Theory*, 44(2):336–348, 2009.
- [130] Y. Yamada, T. Maeno, I. Fujimoto, T. Morizono, and Y. Umetani. Identification of incipient slip phenomena based on the circuit output signals of pvdf film strips embedded in artificial finger ridges. In *Proceedings of the SICE Annual Conference*, pages 3272–3277, 2002.
- [131] H.i Yokoi, A. H. Arieta, R. Katoh, W. Yu, I. Watanabe, and M. Maruishi. Mutual adaptation in a prosthetics application. In *Embodied Artificial Intelligence*, pages 146–159. Springer, 2004.
- [132] L. Zollo, S. Roccella, E. Guglielmelli, M. C. Carrozza, and P. Dario. Biomechatronic design and control of an anthropomorphic artificial hand for prosthetic and robotic applications. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 12(4):418–429, 2007.