

Title	ヒトの運動制御における中枢コマンドの可視化およびその筋骨格ロボットの制御への応用
Author(s)	奥, 貴紀
Citation	大阪大学, 2016, 博士論文
Version Type	VoR
URL	https://doi.org/10.18910/55886
rights	
Note	

Osaka University Knowledge Archive : OUKA

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

Osaka University

ヒトの運動制御における中枢コマンドの可視化
およびその筋骨格ロボットの制御への応用

平成 28 年 3 月

奥 貴紀

ヒトの運動制御における中枢コマンドの可視化
およびその筋骨格ロボットの制御への応用

博士（工学）論文提出先

大阪大学大学院基礎工学研究科

平成 28 年 3 月

奥 貴紀

Abstract

ヒトの中枢神経系 (Central Nervous System: CNS) は身体筋骨格系に存在する膨大で冗長な自由度を巧みに制御することで様々な運動を実現出来る。しかし、CNS がその中から如何にして適切な自由度を選択しているのかという問題については未だ明らかになっていない。このヒトの運動制御メカニズムについて明らかにすることは、運動スキルの早期取得につながる効率的な運動トレーニングや、脳卒中や脳性まひなどの神経系を損傷した患者のリハビリテーションなど、ヒトの運動能力を向上・回復させる手法の開発に寄与することが期待できる。また、柔軟性や外部の環境への適応能力からヒトの住環境への進出が期待されている、生体と類似した構造を持つ筋骨格ロボットの制御法の実現にも貢献できると考えられる。

本研究では、ヒトの運動制御に関するコマンドとして“筋シナジー”、“平衡点軌道”、“身体の剛性”の3つに着目する。はじめに、ヒトの筋骨格系の物理モデルの解析を行うことで、筋活動と平衡点、身体の剛性の関係を定式化し、筋シナジー、平衡点軌道、身体の剛性の3つの要素を結びつけ統合的に扱うことが出来る新たな筋シナジーの概念を提案する。提案した新たな筋シナジーの概念を用いて、ヒトの運動解析から得られた知見を運動トレーニングやリハビリテーションなどのヒトの運動能力向上、およびロボティクスへと応用する。

ヒトの運動制御メカニズムに関する知見の運動トレーニングやリハビリテーションへの応用として、ヒトの筋シナジー、平衡点軌道、手先剛性を筋電位 (Electromyogram:EMG) 信号からリアルタイムで演算し可視化するシステムを開発した。まず、開発したシステムによる平衡点軌道・手先剛性の推定結果の妥当性を検証するため、姿勢保持、リーチングの計測を行い、先行研究で報告された結果との比較を行った。次に、運動トレーニングへの応用可能性を検証するため、手先往復運動の計測を行い、運動の外観には表れない被験者の運動制御戦略を平衡点軌道・手先剛性の可視化により観察できることを示した。また、脳卒中による片麻痺患者の運動の計測を行い、麻痺の症状に伴って筋シナジー、平衡点軌道、手先剛性が変化することを示した。これらの結果は、筋シナジー、平衡点軌道、手先剛性を可視化することが、平衡点軌道・手先剛性のバイオフィードバックによる運動トレーニングや、運動障害の診断や評価、リハビリテーションに効果的である可能性を示唆している。

また、ロボティクスの分野への応用として、ヒトの筋シナジーを筋骨格ロボットに実装するアルゴリズムを提案した。ヒト下肢の代表的な運動タスクとしてペダリングに着目し、提案した新たな筋シナジーの概念を用いてヒトのペダリング運動の解析を行った。ヒトのEMG信号から得られた下肢筋シナジーを、ヒトの構造を模して作成された空気圧式人工筋肉をアクチュエータとする筋骨格ロボットに実装することで、ロボットの冗長な自由度を制御しヒトに類似した踏力パターンのペダリングを実現させることができた。これにより、冗長な自由度をもつ筋骨格系を制御するのに対して、筋骨格モデルの物理的な解析に基づく筋シナジーの概念を用いた手法が有効である一例を示した。

目次

第1章	緒言	1
1.1	研究背景	1
1.1.1	ヒトの運動制御メカニズムに関する仮説	1
1.1.2	ヒトの運動コマンドの可視化システムの開発	4
1.1.3	ヒトの運動制御メカニズムを応用した筋骨格ロボットの制御法の提案	6
1.2	論文構成	7
第2章	筋骨格系の物理モデルの解析に基づく新たな筋シナジーの概念の提案	8
2.1	ヒト上肢3対6筋のモデリング	8
2.2	筋拮抗比・筋拮抗和	9
2.3	筋シナジーベクトル	11
2.4	平衡点軌道	12
2.5	手先剛性	13
2.6	一般的な筋シナジーの概念と本研究における筋シナジーの違い	15
第3章	ヒト運動コマンドの可視化システムの開発	16
3.1	システム構成	16
3.1.1	データ取得スレッド	17
3.1.2	EMG データ処理スレッド	17
3.1.3	剛性楕円算出スレッド	17
3.1.4	平衡点位置算出スレッド	19
3.1.5	画像合成スレッド	19
3.2	可視化システムの妥当性の検証	19
3.2.1	実験手順	19
3.2.2	実験結果・考察	22
3.3	可視化システムを用いた手先往復運動におけるヒトの運動制御戦略の考察	35
3.3.1	実験手順	35
3.3.2	実験結果・考察	36
3.4	片麻痺患者のリハビリテーションへの可視化システムの応用可能性の検証	41
3.4.1	実験手順	41
3.4.2	実験結果・考察	42
第4章	ヒトペダリングの筋協調解析	47
4.1	筋シナジーの概念の下肢への拡張	47
4.1.1	ヒト下肢4対8筋のモデリング	47
4.1.2	筋拮抗比, 筋拮抗和	47
4.1.3	筋シナジーベクトル, 筋シナジー活動係数, 平衡点軌道	49
4.1.4	足首剛性	50

4.1.5	足関節平衡角度, 足関節剛性	50
4.2	実験方法	50
4.2.1	被験者	50
4.2.2	運動計測	51
4.3	実験結果	52
4.4	考察	53
4.4.1	筋拮抗比, 筋拮抗和についての考察	53
4.4.2	ペダル踏力についての考察	53
4.4.3	筋シナジーベクトルについての考察	54
第 5 章	下肢筋骨格ペダリングロボットへのヒト筋シナジーの移植	70
5.1	ヒトの下肢を模した筋骨格ロボット	70
5.2	筋骨格ロボットへの筋シナジーの実装アルゴリズム	72
5.3	実験方法	74
5.4	結果	74
5.5	考察	76
5.5.1	筋骨格ロボットによるペダリングの評価	76
5.5.2	今後の展望	78
第 6 章	結言	79
	参考文献	81
	謝辞	86
付録 A	計測装置詳細	87
A.1	EMG 計測装置	87
A.2	AD ボード	87
A.3	USB データ取得装置	87
A.4	モーションキャプチャシステム	87
A.5	移動式フォースプレート	87
A.6	ペダリング計測装置	88
付録 B	下肢筋骨格ロボットの詳細 第 4 章に関する補足	94
B.1	マッキベン型人工筋肉	94
B.1.1	人工筋のモデリング	94
B.2	空気圧制御装置	96
	研究業績	98

目 次

2.1	Simplified model of human upper limb. Human upper limb is simplified as two-link structure of three pairs of six muscles: (a) definition of six muscles, three muscle pairs are the shoulder joint's uniarticular muscle pair ($M_{s,ext}$ and $M_{s,flex}$), the biarticular muscle pair around the shoulder and elbow joint ($M_{se,ext}$ and $M_{se,flex}$), and the elbow joint's uniarticular muscle pair ($M_{e,ext}$ and $M_{e,flex}$); (b) definition of kinematic configurations	10
2.2	Relationship among the A-A ratio, the muscle synergy vectors, and the muscle synergy activation coefficients. The muscle synergy activation coefficient are defined as the inner products of the muscle synergy vectors and the deviation vector of the A-A ratio.	13
2.3	Graphical representation of endpoint stiffness. Red ellipse represents stiffness ellipse. The shape of stiffness ellipse is obtained as the ratio of the larger eigenvalue ($k_{\lambda max}$) to the smaller eigenvalue ($k_{\lambda min}$), and the orientation of the ellipse (α_k) represents the angle between the principal eigenvector and x axis.	14
3.1	Block diagram of visualization-system. Black dashed square represents data processing in whole visualization system. Red dashed squares represents data processing in each thread. Acquisition of sensor data; preprocessing of EMG signals; calculation of AA ratio, AA sum, muscle synergy vectors, and muscle synergy activation coefficients; estimation of endpoint stiffness; estimation of EP trajectory; and video composition are performed in parallel.	18
3.2	A general representation of the visualization system. Muscle synergy vectors, muscle synergy scores, EP position, and stiffness ellipse are displayed on the screen to the subject. Extraction of muscle synergy and estimation of the EP trajectory and endpoint stiffness are performed at 100 Hz. The refresh rate of the system screen is 10 Hz. The user of this visualization system can observe own internal representations of muscle activity in real-time.	20
3.3	Schematic illustration of system configuration	21
3.4	Brief outline of verification experiments of visualization system.	21
3.5	Muscle synergy vectors during posture maintenance of subject A~C. The left group of three bars in each chart represents the radial directional muscle synergy vector \mathbf{u}_R , the central group represents the angular directional muscle synergy vector \mathbf{u}_ϕ , and the right group represents the null directional muscle synergy vector $\mathbf{u}_{R \times \phi}$. Each bar indicates the contribution for each AA ratio.	25

3.6	Muscle synergy vectors during posture maintenance of subject D~E. The left group of three bars in each chart represents the radial directional muscle synergy vector \mathbf{u}_R , the central group represents the angular directional muscle synergy vector \mathbf{u}_ϕ , and the right group represents the null directional muscle synergy vector $\mathbf{u}_{R \times \phi}$. Each bar indicates the contribution for each AA ratio.	26
3.7	Endpoint stiffness estimated from EMG signals during posture maintenance. Red ellipse represents stiffness ellipse. Endpoint stiffness ellipse become elongated at distant point, and that major axis laid along to shoulder joint.	27
3.8	Endpoint stiffness estimated from mechanical perturbation during posture-maintenance task (cited from reference [13] Fig. 7)	28
3.9	Muscle synergy vectors during lateral and longitudinal reaching movements of subject A~C. The left group of three bars in each chart represents the radial directional muscle synergy vector \mathbf{u}_R , the central group represents the angular directional muscle synergy vector \mathbf{u}_ϕ , and the right group represents the null directional muscle synergy vector $\mathbf{u}_{R \times \phi}$. Each bar indicates the contribution for each AA ratio.	29
3.10	Muscle synergy vectors during lateral and longitudinal reaching movements of subject D~E. The left group of three bars in each chart represents the radial directional muscle synergy vector \mathbf{u}_R , the central group represents the angular directional muscle synergy vector \mathbf{u}_ϕ , and the right group represents the null directional muscle synergy vector $\mathbf{u}_{R \times \phi}$. Each bar indicates the contribution for each AA ratio.	30
3.11	EP trajectory (left figures) and endpoint stiffness (right figures) during lateral reaching movements of subject A~C. Red lines in left figures represents EP trajectory and green lines represents actual hand trajectory. Red ellipse in right figures represents stiffness ellipse.	31
3.12	EP trajectory (left figures) and endpoint stiffness (right figures) during lateral reaching movements of subject D~E. Red lines in left figures represents EP trajectory and green lines represents actual hand trajectory. Red ellipse in right figures represents stiffness ellipse.	32
3.13	EP trajectory and endpoint stiffness during longitudinal reaching movements (Direction 2) of subject A~C. Red lines in left figures represents EP trajectory and green lines represents actual hand trajectory. Red ellipse in right figures represents stiffness ellipse.	33
3.14	EP trajectory and endpoint stiffness during longitudinal reaching movements (Direction 2) of subject D~E. Red lines in left figures represents EP trajectory and green lines represents actual hand trajectory. Red ellipse in right figures represents stiffness ellipse.	34
3.15	Muscle synergy vectors during reciprocal movements of subject A~F. The left group of three bars in each chart represents the radial directional muscle synergy vector \mathbf{u}_R , the central group represents the angular directional muscle synergy vector \mathbf{u}_ϕ , and the right group represents the null directional muscle synergy vector $\mathbf{u}_{R \times \phi}$	36
3.16	EP trajectory and endpoint stiffness during reciprocal movements of subject A~C. Upper blocks represent left to right hand movement and bottom blocks represent right to left hand movement. Blue double circle represents position of the EP and red ellipse represents stiffness ellipse.	39

3.17	EP trajectory and endpoint stiffness during reciprocal movements of subject D~F. Upper blocks represent left to right hand movement and bottom blocks represent right to left hand movement. Blue double circle represents position of the EP and red ellipse represents stiffness ellipse.	40
3.18	Experimental setup for post-stroke subject.	41
3.19	Schematic illustration of experimental procedure for post-stroke subject.	42
3.20	Muscle synergy vectors during reaching movements in normal and post-stroke subjects before and after rehabilitation	44
3.21	EP trajectories during reaching movements in normal and post-stroke subjects before and after rehabilitation	44
3.22	Endpoint stiffness ellipses during reaching movements in normal and post-stroke subjects before and after rehabilitation	45
3.23	Muscle synergy vectors, EP trajectory, and endpoint stiffness ellipse during circular drawing in normal and post-stroke subjects before and after rehabilitation	46
4.1	Lower limb musculoskeletal model: (a) definition of 8 muscles and (b) definition of kinematic configuration.	48
4.2	Experiment setup of pedaling movement	52
4.3	Crank angle during forward pedaling (subject I).	57
4.4	AA ratio during forward pedaling (subject I).	58
4.5	AA sum during forward pedaling (subject I).	58
4.6	Pedaling force during forward pedaling (subject I).	59
4.7	Pedaling force (vector plot) during forward pedaling (subject I).	60
4.8	Ankle stiffness ellipse during forward pedaling (subject I).	61
4.9	Synergy vectors during forward pedaling (subject I).	62
4.10	Synergy scores during forward pedaling (subject I)	62
4.11	Crank angle during forward pedaling (subject I).	63
4.12	AA ratio during backward pedaling (subject I).	64
4.13	AA sum during backward pedaling (subject I)	64
4.14	Pedaling force during backward pedaling (subject I).	65
4.15	Pedaling force (vector plot) during backward pedaling (subject I).	66
4.16	Ankle stiffness ellipse during backward pedaling (subject I).	67
4.17	Synergy vectors during backward pedaling (subject I).	68
4.18	Synergy scores during backward pedaling (subject I).	68
4.19	Biomechanical function pairs during pedaling obtained from simulation studies (cited from reference [49]) and the results of our muscle synergy analysis.	69
5.1	Lower limb anthropomorphic musculoskeletal robot. The robot has eight Mckibben type pneumatic artificial muscles (PAMs) for each leg. The structure of the robot imitates anatomy of human lower limb in sagittal plane.	71
5.2	Schematic process diagram for controlling multiple PAMs in musculoskeletal robot. Modulation of joint stiffness, ankle joint equilibrium-angle rotation, and foot equilibrium point translation of human subject during pedaling are implemented to musculoskeletal robot through AA sum (\mathbf{s}), A-A ratio (r_a), and muscle synergies ($\mathbf{u}_R, \mathbf{u}_\phi, w_R, w_\phi$).	72

5.3	Pressure command for PAMs of the musculoskeletal robot.	75
5.4	Time-series crank angle of the musculoskeletal robot.	75
5.5	Tangential foot force to the crank, radial foot force to the crank, and pedal angle during pedaling movement of subject I and musculoskeletal robot.	76
5.6	Foot force during pedaling movement (vector plot).	77
5.7	Sequence photographs of robot and human pedaling. The musculoskeletal robot performed pedaling movement with similar kinematics and pedaling force pattern to human subject.	78
A.1	Multi telemeter system WEB-5000 (receiver)	88
A.2	Multi telemeter system WEB-5000 (transmitter and amplifier).	88
A.3	USB Data acquisition device PowerLab (ADInstruments)	89
A.4	IR camera of motion capture system (Flex 3, Natural Point, Inc.)	89
A.5	Portable force plate M3D-FP (Tec Gihan)	90
A.6	Portable force plate M3D-FP transfer (Tec Gihan)	90
A.7	Appearance of the electromagnetic break(ZA-1.2Y).	91
A.8	Appearance of the electromagnetic break(ZA-1.2Y).	91
A.9	Characteristics of electromagnetic break (ZA-1.2Y) [62]. (a) Relationship between excitation current and load friction torque and (b) Relationship between allowable continuous heat dissipation and rotation speed.	91
A.10	Appearance of the PWM controller(LD-10-PAU-B).	92
A.11	Block diagram of the pedaling measurement system.	92
A.12	Appearance of the pedaling measurement system.	93
B.1	Mckkiben type pneumatic artificial muscles Air muscle(Kanda-tsushin Kogyo)	95
B.2	The relationship between muscle length and contractile force of pneumatic artificial muscle (cited from reference [18]).	95
B.3	The property of biological muscle. $l_0(\lambda_i)(i = 1, 2, 3)$ is the natural length of a muscle, and λ_i is the level of electrical stimulation (cited from reference [18]).	96
B.4	Custom-made air-pressure control device.	96
B.5	Air-compressor (JUN-AIR,12-25).	96
B.6	Block diagram of robot control system configuration.	97

表 目 次

2.1	Names and functions of upper-limb subject muscles.	9
2.2	Definition of the Agonist-Antagonist muscle pairs ratio (A-A ratio) and the Agonist-Antagonist muscle pairs sum (A-A sum) of upper-limb.	10
3.1	Inner products of each muscle synergy vectors during posture maintenance (Intra-individual variations)	23
3.2	Inner products of each muscle synergy vectors during reaching task (Intra-individual variation)	23
3.3	Inner products of each muscle synergy vectors during reciprocal movement (Intra-individual variation).	36
4.1	Names and functions of lower-limb subject muscles.	48
4.2	Definition of the Agonist-Antagonist muscle pairs ratio (A-A ratio) and the Agonist-Antagonist muscle pairs sum (A-A sum) of lower-limb.	49
4.3	Average workloads of each pedaling condition.	51
4.4	Inner products of each muscle synergy vectors during pedaling (Intra-individual variations)	54
5.1	Body parameters of the musculoskeletal robot and human (Subject I).	71
A.1	Properties of multi-telemeter system (WEB-5000, Nihon-Koden, Inc.)	88
A.2	Properties of AD board (PEX-321216, Interface, Inc.)	88
A.3	Properties of data acquisition device (Powerlab, ADInstruments, Inc.)	89
A.4	Properties of motion capture system (OptiTrack, Natural point, Inc.)	89
A.5	Properties of force plate (M3D-FP, Tech Gihan, Inc.)	90

第1章 緒言

1.1 研究背景

1.1.1 ヒトの運動制御メカニズムに関する仮説

ヒトの身体動作は、骨格が形成する各関節周りに付着した筋群の収縮によって生成される。ヒトの中枢神経系 (Central Nervous System: CNS) はこの身体筋骨格系を巧みに制御することで、楽器演奏のような手指の繊細な運動から短距離走のような全身を使ったダイナミックな運動まで、様々な身体動作を実現することが出来る。しかし、ヒトは身体全体に関節レベルで 10^2 、筋レベルで 10^3 、細胞レベルで 10^{14} ともいわれる膨大な数の自由度を有している [1]。ヒトの CNS が運動の度に無数にあるこれら全ての自由度についての計算を行っているとするのはおよそ現実的ではない。また、この自由度の数は身体の状態を記述するために必要な自由度の数よりもはるかに多いため、運動を実現するための自由度の解は一意に決定できない。例えば、ある目標点に向かって手先を動かすという最も基本的なリーチング運動を行うのにも、運動の開始点から終点までの手先軌道は無数に存在するため、その中から如何にして一つの軌道を選択しているのかという問題がある。また、その中から選択された手先軌道を実現するための各関節の運動の組み合わせも同様に無数に存在し、選択された関節の運動を実現するための筋活動の組み合わせもまた無数に存在する。ヒトの CNS がこの膨大で冗長な自由度の中から如何にして適切な自由度を選択して自らの身体を制御しているかのメカニズムについては未だ明らかになっていない。この問題はベルンシュタイン問題 [2] として古くから知られている未解決問題である。この冗長な自由度の問題に対して、ヒトの身体運動は少数の基本的な要素に分解可能であり、CNS は運動のたびに全ての自由度についての計算を行っているのではなく、何らかの基本的な要素の組み合わせによって運動を制御しているとするアイデアは神経科学の分野で広く受け入れられている。CNS が何をこの基本的な要素として制御しているかについては様々な仮説が存在するが、本研究では、ヒトの運動制御の基本的な要素として、筋シナジー、平衡点、身体の剛性を取り上げ、これらの観点からヒトの運動制御メカニズムについての考察を行う。

筋シナジー

筋骨格系の冗長な自由度の問題に対して、ヒトの CNS は個別の筋活動を独立して制御しているのではなく、運動の目的によって組織化された複数の筋の協調的な同時活動 (筋シナジー) によって冗長な筋活動の自由度を圧縮し、複雑性を回避しているとする筋シナジー仮説が提唱されている [2]。このような筋の協調作用を解析する上で、筋活動を直接計測することができる筋電図 (Electromyogram: EMG) は強力なツールである。筋シナジーの概念を用いたヒトの運動制御の問題に対する一般的なアプローチとして、ヒトの運動時の EMG 信号に統計的な処理を施すことで筋活動を少数の基底の組み合わせに分解することで筋シナジーを抽出し、冗長性を圧縮しようとする試みが多くなされている。例えば、Torres-Oviedo と Ting は姿勢制御中の全身の 16 筋の EMG 信号に非負値行列因子分解 (NMF) を適用することで、異なる方向に摂動を与えられた際に共通する筋シナジーを抽出している [3]。d'Avella は上肢の 19 筋の EMG 信号に多変量解析を適用することで、矢状面内、前額面内での様々な方向へのリーチング運動の筋活動が 4 つから 5 つの筋シナジーで表現できることを示している

[4]. Cappelini らはヒトの歩行中、走行中の全身の 32 筋の EMG に独立成分分析を行うことで、共通の 5 つの筋シナジーを抽出している [5]。また、Barosso らは下肢 10 筋の EMG に NMF を適用することで筋シナジーの抽出を行い、歩行と自転車ペダリングの両者が類似した 4 つの筋シナジーで表現できることを示している [6]。これらの研究は、筋シナジーの抽出の手法や筋シナジーの定義のされ方は異なっているが、運動の部位やタスクによらず、ヒトの運動時の筋活動がより少数の筋シナジーの組み合わせによって表現でき、冗長な筋活動の次元の圧縮が行われていることが示唆されている。これらの結果は、複数のタスクに共通した一般的な機能を持つ筋シナジーがヒトの CNS に存在し、それらの少数の活動の組み合わせによって筋活動の次元圧縮を行い、冗長自由度の問題を解決している可能性を示している。

平衡点軌道

その他のヒトの運動制御に対する有力な仮説として、ヒトの CNS は各関節の主動筋と拮抗筋の伸張反射の閾値を制御し、拮抗筋対の筋張力が釣り合う関節の平衡角度についての指令 (r コマンド) と、拮抗筋対の共活性による関節剛性についての指令 (c コマンド) を筋に送ることによって運動を制御しているという平衡点仮説 (λ モデル) が提唱されている [7, 8]。平衡点仮説に従うと、平衡点位置と剛性を設定することで、個別の筋の活動量についての計算を CNS が直接的に行うことなく運動が実現できる。例えば、関節角度が r コマンドによって決定される平衡角度と一致している静止状態には筋は活動しない。しかし、実際の関節角度と平衡角度に差があるときは、筋の伸張反射により関節を平衡角度に向かって動かそうとするトルクが発生し、このときのトルクの大きさは共活性の大きさを制御する c コマンドによって決定される。したがって、ヒトが現在の姿勢を保持しようとする際には、静止状態から外乱によって関節が動かされることで平衡角度と実際の関節角度の間に差が生まれ、元の姿勢に戻ろうとする作用がはたらく。反対に、ヒトが随意運動を行う際には、平衡角度を現在の関節角度と離れた位置に設定し直すことで平衡角度と実際の関節角度の間に差が生じ、新たに設定された平衡角度に向かって関節を駆動させるトルクが発生する。したがって、CNS がこの平衡点位置の時系列である平衡点軌道と剛性を設定することで運動が実現できる。かつては CNS がこの平衡点の軌道を単に目標軌道と同じように設定することで、複雑な計算を行うことなく目的の運動が実現出来ると考えられていた [9, 10, 11]。しかし、実際の運動中の手先剛性はこれらの研究で想定していたよりも低いことが実験的に示されたことなどにより [12]、単に平衡点軌道が手先の目標軌道と一致するわけではなく、ダイナミクスを考慮して平衡点軌道と剛性を制御する必要があることが明らかになっている。

身体の剛性

ヒトの身体の重要な特性の一つとして、ヒトは拮抗筋の共活性の度合いや姿勢を調整することで、自らの身体の剛性を制御することが出来る [13, 14]。ヒトの CNS がどのように身体の剛性を制御することで、自らの身体と外部環境との物理的な相互作用を調整し巧みな運動を実現しているかについても多くの研究がなされている。Gomi らは、上肢平面内リーチング中の手先に摂動を与えることによって手先剛性と平衡点軌道を求め、単純なリーチング運動の最中においても手先剛性が連続的に調整されていることを示している [12]。また、Franklin らや Burdet らは不安定な力場内での上肢のリーチング運動において、運動の熟練に伴って手先の機械的な剛性が変化していき、不安定な方向への剛性を高めることで手先の運動の安定性を高めていることを示している [15, 16]。力場内での運動や、道具の使用、拘束に従った運動などの、身体と外部環境との物理的な相互作用が存在し、力と運動を同時に制御することを要求される際には、外部環境と接触する身体末端での剛性の制御はタスクを実現する上で重要となる。

筋骨格モデルの物理解析によるヒト筋協調の解析

このように、筋シナジー、平衡点軌道、身体の剛性の観点からヒトの運度制御メカニズムについての解析が多く行われている。しかし、筋シナジー、平衡点軌道、身体の剛性の間の関連性について3つを統合して扱えるような知見は未だ確立されていない。例えば手先剛性に関して Shin らは筋活動と手先剛性の関係に着目し、EMG 信号と筋収縮力との間に詳細な粘弾性モデルを構築し、パラメータ同定したうえで、静的な状態における手先剛性を上肢8筋の EMG 信号から推定している [17] が、筋活動と筋シナジー・平衡点との関係については触れられていない。これらの3つの概念を統合が実現できていない原因の一つとして、従来の主流な手法である統計的な手法を用いた筋シナジーの抽出法では、筋シナジーの機能的な意味についての解析が困難であることが考えられる。EMG 信号は平衡点と剛性についての両方の情報が含有している情報である。そのため、統計的な手法によって EMG 信号から抽出された筋シナジーはその両方の機能が混在したものになってしまう。そのため、多くの先行研究では、筋シナジーの機能については抽出された筋シナジーの各要素の重みのバランスや、末端の運動や関節運動についての運動学情報との関連から、後付の解釈で定性的に評価されるに留まっている。

この問題を解決するため、著者の所属する研究室においては、拮抗筋の協調を筋協調の基本単位としてヒトの運動解析を行ってきた [18, 19, 20, 21, 22, 23, 24, 25, 26]。筋活動と関節平衡点、剛性との関係についての定量的な評価を行うために拮抗筋対の EMG 信号の比で定義される筋拮抗比 (AA ratio)、EMG 信号の和で定義される筋拮抗和 (AA sum) の概念を提案している。筋拮抗比、筋拮抗和はそれぞれ関節平衡角度の制御、関節剛性の制御に寄与することが、ヒトの関節モデルと生体筋に類似したバネ特性をもつ人工筋の拮抗駆動システムとのアナロジーから理論的、実験的に検証されている [18]。先行研究において、運動中の下肢8筋の4拮抗筋対の EMG 信号から筋拮抗比を算出し、それらに主成分分析を行うことで、歩行 [19]、走行 [20]、ペダリング [21] のそれぞれにおいて、下肢8筋の筋活動が、足先を股関節を中心とする動径・偏角方向に変位させる2つの筋シナジーの組み合わせで表現できることを示した。これらの研究における筋シナジーは、関節平衡角度の回転についての機能を持つ筋拮抗比のバランスによって表現されるため、その物理的な機能についての評価が容易である。また、抽出された筋シナジーを筋骨格ロボットに移植することで、評価された筋シナジーの機能が妥当であることを示している [19, 20, 21]。近年では、これらの手法をさらに発展させ、ヒトの上肢・下肢の筋骨格系を筋拮抗比・筋拮抗和の概念を用いてモデル化することで、各拮抗筋対の活動と四肢の末端の平衡点の変位、末端剛性の関係について定式化し、上肢・下肢の両方に適用可能な新たな筋シナジーの抽出法を提案している [23, 24, 25, 26]。提案された手法で抽出された筋シナジーは、肩関節・股関節を中心とする極座標系において、上肢・下肢末端の平衡点を動径・偏角方向に変位させる具体的な機能を有しており、末端の平衡点の運動を筋シナジーの活動の大きさによって記述できる。これまでに、著者らの提案した筋骨格系の物理モデルに基づく新たな筋シナジーの抽出法を用いて、上肢のリーチング運動時の3対6筋の EMG 信号からの筋シナジーの抽出を行い、平衡点軌道の推定を行った [23]。また、筋シナジーから推定された平衡点軌道と、従来の一般的な手法である機械的な摂動によって求められた平衡点軌道とを比較することで、手法の妥当性について検証した。他に、下肢の歩行・走行時の3対6筋の EMG 信号にも提案手法を適用することで、筋シナジーの抽出を行っている [25]。筋骨格系の物理モデルを基に抽出された筋シナジーは、従来の統計的な手法によって抽出された筋シナジーと異なり、筋拮抗和のバランス、つまり拮抗筋対の共活性による関節剛性のバランスという具体的な物理的な意味を持つ量によって定義される。また、時変の EMG 信号から定義されているにも関わらず、筋シナジーはタスク内、異なるタスク間、被験者間での不変性を有していた [23, 24, 25]。

著者らの提案している筋骨格系の物理モデルに基づく筋シナジーの抽出法を用いることで、これまでにその関係性が明らかとなっていなかった筋シナジー、平衡点、身体の剛性を統合的に扱うことが

できる。本論文では、ヒトの運動時の筋活動について筋シナジー、平衡点、身体の剛性の観点から考察を行い、得られた知見を応用する手段として、運動トレーニング・リハビリテーションの支援を目的としたヒトの運動制御における中枢コマンドの可視化システムの開発、およびヒトの運動制御メカニズムを応用した筋骨格ロボットの制御法の提案を行う。

1.1.2 ヒトの運動コマンドの可視化システムの開発

本論文で提案する筋骨格系の物理モデルの解析に基づく筋シナジーの抽出法は、詳細な筋骨格モデルの構築や計算コストの高い解析を必要とせず、EMG 信号の線形計算のみで筋シナジーの抽出、平衡点軌道・末端剛性の推定を行うことが出来る。そのため、筋シナジー、平衡点軌道、末端剛性の3つの運動制御に関するコマンドをリアルタイムで取り扱うことが可能となる。そこで、本論文の1つめのテーマとして、バイオフィードバックによる運動トレーニングやリハビリテーションの支援を目的とした、筋シナジー・平衡点軌道・手先剛性の可視化システムの開発を行う。

バイオフィードバック

バイオフィードバックとは、本来意識されず制御されることのない体内の状態についての情報を、画像や音のような形で自身が意識できる形でフィードバックすることにより、体内の状態を制御できるようにする技術のことである。バイオフィードバックの技術は運動機能のリハビリテーションの分野でも注目を集めており、現在主に使用されている手法は、大きく分けて身体の姿勢や力などの生体力学的情報のフィードバックを行うものと EMG 信号や心拍数など生理学的情報のフィードバックを行うものの2つに分類される [27]。

生体力学的情報のバイオフィードバックによる運動機能のリハビリテーションでは、ジャイロセンサや加速度センサを用いて使用者の胴体の姿勢をフィードバックすることによるパーキンソン病患者のバランス能力のトレーニング [28] や、フォースプレートを用いて床反力をフィードバックすることによる、歩行の左右対称性を向上させるトレーニング [29] の例など、様々な応用の事例が報告されている [27]。また、生体力学的情報のバイオフィードバックは運動のトレーニングにも用いられている。単純なタスクでは効果は小さいが、卓球 [30] などの複雑なタスクの学習の早期の段階においては、自らの上肢の軌道と目標となる上肢の軌道などを同時に視覚的に提示するフィードバックにより、スキル向上の効果が得られることが報告されている [31]。すでに商品化の行われているものもあり、ミズノ（株）は野球のバットに加速度センサを取り付けることにより、バッティングの際のスイング速度や軌道などを可視化し、プロ選手のデータと比較することでトレーニングを行うスイングトレーナー [32] を開発している。

生理学的情報のバイオフィードバックによる運動機能のリハビリテーションでは、EMG 信号のフィードバックが最も広く行われている。例えば、脳性まひ患者の下肢 EMG をフィードバックすることで、歩容の左右の対称性が向上することや、継続的な EMG バイオフィードバックが上肢機能の向上に貢献することなど、多くの使用例が報告されている [27]。しかし、これらの EMG 信号のバイオフィードバックを行ったものは、視覚的に EMG の波形を提示するものや、活動の大きさを音にして聴覚的に提示するものなど、様々なバリエーションが存在するが、単筋の EMG 信号のみのフィードバックを行うものが主であり、複数の筋活動のフィードバックはほとんど行われていない。

著者らが開発を行う EMG 信号から筋シナジー、平衡点軌道、手先剛性を推定し、バイオフィードバックを行う可視化システムは、EMG 信号という生理学的情報を用いたシステムであるが、それらを直接提示するのではなく、筋シナジー、平衡点軌道、手先剛性という運動コマンドの形で提示する。EMG 信号から個々の筋張力や筋の活動量を可視化するシステムについてはこれまでも研究が

行われており、例えば Delp らはユーザーが筋骨格モデルの筋の特性や関節のモーメントアームを自由に設計でき、筋の活動量を与えることでグラフィックベースでの動力学シミュレーションを行えるソフトウェアパッケージの SIMM を開発しており [33, 34]、他にもリアルタイムで筋活動の演算と可視化を行えるシステムとして、Murai らは全身の 274 本の筋の張力をモーションキャプチャと EMG を用いて算出し、全身のビデオ画像上に透過して表示させることで可視化するシステムを開発している [35]。しかし、これらの研究は複数の筋活動の協調や平衡点軌道、手先剛性などの運動コマンドについては考慮されていない。したがって本研究で開発する可視化システムはこれまでにない新たなバイオフィードバックの手段と成りうる。

運動の変化と筋シナジーの関係

ヒトの随意運動は筋活動を巧みに制御することで実現されているが、本研究で注目している筋シナジー、平衡点軌道、末端剛性は CNS によって無意識で制御されている不随意的な作用である。したがって、脳卒中や小脳まひなどの CNS の損傷に伴い、これまでに挙げた筋シナジー、平衡点軌道、末端剛性の運動コマンドが健常者のものとは望まざる変化をしている可能性がある。実際に、脳卒中による片麻痺患者の上肢の EMG 信号から非負行列因子分解によって抽出した筋シナジーは、健常者の同じ動作の EMG 信号から抽出された筋シナジーとその個数が異なることや、健常者に見られない特殊な筋シナジーが存在していることが示されている [36, 37]。この CNS の損傷に伴う筋シナジーの変化に着目して、運動学的には変化が現れにくく評価が困難となるような神経系の損傷についても筋シナジーを用いて評価が行える可能性が提案されている [38]。また、著者らの提案する筋骨格モデルの物理解析に基づく筋シナジーの抽出法を用いて、片麻痺患者の回復に伴い筋シナジー、平衡点軌道、末端剛性の筋協調に関する指標がどう変化するかについての解析も行われている [26]。軽・中度の脳卒中に伴う片麻痺患者のリハビリ前には、筋シナジーが健常者のものと異なっており、それに伴い平衡点軌道や手先剛性が歪んでいたが、2.5ヶ月のリハビリ後ではこれらの指標は健常者のものに近づいていた [26]。したがって、筋シナジー、平衡点軌道、手先剛性の筋協調についての指標は、CNS の損傷した患者の運動機能の評価に用いることのできる可能性がある。Fugl-Meyer [39]、Brunnstrom 回復ステージ [40]、SIAS (Stroke impairment assesment set) [41] といった典型的な片麻痺患者の運動機能の評価手法は、患者が手先を麻痺側の肩から非麻痺側の膝に向かって動かすなどの特定の動作が実現できているかを、理学療法士などの専門家が判断することで行われる。これらの手法は運動の出力を評価するには有益であるが、筋協調を評価するには不十分であるため、運動の外観は回復していても、不自然な筋協調となっている可能性がある。また、回復の度合いの評価は専門家の感覚的な判断によって行われるため、定量的に評価するのは難しい。著者らの提案する筋骨格系の物理モデルの解析に基づく筋シナジーの概念を導入し、リアルタイムで筋シナジー、平衡点軌道、手先剛性の可視化を行うことで、運動機能について筋協調の観点からの定量的な評価を行える可能性がある。また、本来不随意的な筋活動についての運動コマンドを視覚的に表示することで患者に意識させ、見本として表示した健常者の運動コマンドに近づけるように訓練することで、正常な筋協調を取り戻すようなバイオフィードバック訓練にも応用が期待できる。

このような運動コマンドの可視化システムは、運動のトレーニングにも使用可能であると考えられる。古場らによると、手先で渦巻きを描く運動の上肢の 3 対 6 筋の EMG を計測し、著者らの提案する筋シナジーの概念を用いて手先平衡点軌道の推定を行ったところ、運動の訓練前と 1 週間の訓練後で平衡点軌道の制御戦略が大きく異なることが示されている。更に、訓練によって得られた平衡点軌道は実際の手先軌道とは逆向きの渦巻き様となり、直感的な予想とは異なる結果になった [24]。また、不安定な力場内での手先運動においては、運動の習熟に伴い不安定な方向への手先剛性を高めることで、運動を安定させていることが示されている [15, 16]。つまり、平衡点軌道、末端の剛性は、通常

意識的な調整は行われませんが、その制御戦略は運動の正確性や速度等のスキルに大きく関わっており、運動の習熟に伴って変化していくものであると考えられる。したがって、平衡点軌道や手先剛性を可視化し、見本として表示された熟練者のものに近づけるような訓練を行うことで、運動を実行するために必要な運動制御戦略についての学習が促進され、運動の上達速度が向上することが期待できる。

1.1.3 ヒトの運動制御メカニズムを応用した筋骨格ロボットの制御法の提案

本論文の2つめのテーマとして、筋骨格系の物理モデルの解析に基づく筋シナジーの概念を導入することで、CNSが身体筋骨格系を制御するメカニズムをヒトの構造を模した冗長自由度を持つ筋骨格ロボットの制御に応用する。

近年ロボット研究の進展に伴い、ペットロボットのAIBO[42]、アニマルセラピーと同様の効果があることが確認されているセラピー用ロボットのパロ[43]、人間との対話を行うコミュニケーションロボットのPepper[44]など、エンターテイメントなどの分野では人間環境下へのロボットの進出が盛んに行われている。しかし、介護分野などの、ヒトとロボットが直接接触合って作業を行ったり道具を用いて何らかのタスクを行うような、柔軟性や外部環境への適応性が必要とされる場面に対するロボットの能力は未だ十分ではない。そのため、環境に柔軟に対応できる能力を持つ生体の筋骨格系やその制御メカニズムを参考にすることで、ロボットに環境への適応能力を持たせようとする試みがなされている。例えば、生体筋骨格系の物理解析を行うことで、ロボットアームに二関節筋構造を持たせることで、関節部にモータを有するロボットでは再現できない生体特有の六角形の先端出力分布が実現できるなど、ロボットに筋骨格構造を採用することによる制御の有用性が検証されている[45]。また、関節に拮抗的に配置された空気圧式人工筋の共活動による関節のコンプライアンスの調整に着目し、フィードフォワード制御によって歩行、走行、ジャンピングの多様な歩容を一台で実現できる下肢筋骨格ロボットが開発されている[46]。他にも、全身に100以上の張力と長さ制御が可能な筋ユニットをアクチュエータとする、ヒトの全身の構造を模した超多自由度の筋骨格型ヒューマノイドが開発され、学習や探索によって匍匐動作やブランコ運動などの様々なタスクを実現させている[47]。しかし、このような生体を模した筋骨格系の制御には、ヒトの運動制御の場合と同様に、アクチュエータの活動量が一意に決定できないという冗長な自由度の問題が存在し、さまざまな手法が提案されているが、未だその制御手法は確立されていない。著者らの提案している、筋骨格モデルの物理解析に基づく筋シナジーの概念を導入することは、冗長な自由度を持つ筋骨格ロボットの制御法を開発する上の新たな糸口となりうる。

ペダリング運動

本研究では、ヒトの制御メカニズムの解析から得られた知見をロボティクスへ応用する一例として、ヒトがペダリングを行う際の筋活動に着目し、筋骨格ロボットにヒトの筋シナジーを移植することでペダリング運動の再現を行う。

ペダリングは、ヒトが一般的に行う下肢のタスクである歩行や走行と同様に、主に矢状面内の周期的な運動であり、左右の活動の位相がおおよそ 180° 異なるという共通点を持つ。しかし、ペダリングにおける下肢の筋活動は、歩行や走行とは異なり上体の重量の支持に寄与せず、下肢の運動とペダルクランクの回転のみに寄与する。そのため、ペダリングは筋活動の生体力学的な機能の考察が比較的容易な運動であるが、筋活動の自由度は冗長であり、筋群の協調作用を考慮するのに依然十分な複雑さを有している。したがって、ペダリングは筋骨格系の多関節運動および足先力を制御するために、どのように筋活動の冗長な多自由度を組織化し、協調するかについて考察するのに適した運動である。

ペダリング運動時の下肢の筋活動に関する研究はこれまでも多く行われてきており、ペダリング時の筋活動の生体力学的な機能について先駆的研究を行った Raasch らは、下肢筋骨格系のコンピュータモデルを用いたシミュレーションにより、ペダリングにおける下肢 14 筋の筋活動は、足関節の底屈・背屈の機能を持つ Plant/Dorsi ペア、骨盤を中心とする足部の伸展・屈曲方向への運動の機能を持つ Ext/Flex ペア、前後方向への運動の機能を持つ Ant/Post ペアの、矢状面内の下肢運動についての 3 つの機能単位にまとめられ、筋活動の自由度の冗長性を圧縮できることを示している [48, 49, 50]。他のタスクと同様に EMG からの筋シナジー抽出も行われており、Wakeling らは、下肢の 10 筋の EMG に PCA を行うことにより 6 つの筋シナジーを得ている [51]。また、Hug らはペダリング運動中の下肢 10 筋の EMG 信号を非負行列因子分解することで 3 つの筋シナジーが抽出されている [52]。しかし、上でもその問題点について触れているが、これらの統計的に抽出した筋シナジーに関する研究は、得られた EMG に直接統計的処理を行っているため、その機能的意味や Raasch らの示したペダリングにおける下肢運動の 3 つの機能単位との関係については詳細には議論されていない。

本論文では、はじめに著者らの提案する筋骨格モデルの物理解析に基づく筋シナジーを用いて、ペダリングにおけるヒトの下肢筋活動の制御メカニズムの解析を行う。次に、ヒトの制御メカニズムの解析から得られた知見のロボティクスへの応用として、ヒトの筋シナジーを筋骨格ロボットに移植する新たな制御法を提案する。ペダリング時に得られたヒト下肢の筋シナジーを、ヒトを模して作成された下肢筋骨格ロボットに実装することでペダリングを実現し、冗長な筋骨格ロボットの制御に筋シナジーの概念を導入することの有用性を示す。

1.2 論文構成

第 2 章では、上肢 3 対 6 筋の筋骨格系のモデル化を行い、筋活動と手先平衡点の変位、末端剛性についての関係を定式化する。定式化された関係から、肩関節を中心とする極座標系で手先平衡点位置を動径・偏角方向へ変位させる具体的な機能を持つ筋シナジーの概念を提案する。この筋シナジーの概念を用いて EMG 信号から筋シナジー・平衡点軌道・末端剛性を抽出する手法について述べる。第 3 章では筋シナジー、平衡点軌道、手先剛性の可視化システムの開発の詳細について述べる。初めに開発した可視化システムの構成の詳細について述べる。次に、実際に開発した可視化システムを使用し、姿勢保持・リーチング運動の先行研究との比較による提案アルゴリズムの妥当性の検証、手先往復運動の平衡点軌道・手先剛性の制御戦略についての考察、片麻痺患者のリハビリテーションへの可視化システムの応用可能性の検証を行う。第 4 章ではヒトのペダリング時の運動解析を行う。まず、第 2 章で導入した上肢の筋電位信号から筋シナジー、手先平衡点、末端剛性を推定するアルゴリズムを下肢の矢状面内の運動で主要なはたらきをする 4 対 8 筋のモデルへの拡張する。様々な計測条件での前こぎ・後こぎのペダリングにおける下肢の筋協調についての解析を行い、下肢の運動制御戦略について考察する。第 5 章では、ヒトを模擬して作られた下肢筋骨格ロボットに筋骨格モデルの物理解析に基づく筋シナジーの概念を適用することで、ヒトの筋シナジーを筋骨格ロボットに実装するアルゴリズムを提案し、ロボットによるペダリング運動の再現を行う。第 6 章では本研究のまとめと今後の展望について述べ、結言とする。

第2章 筋骨格系の物理モデルの解析に基づく新たな筋シナジীর概念の提案

本章では、ヒト上肢の筋骨格系の物理モデルの解析によって、EMG 信号から筋シナジীরを抽出し、平衡点軌道と手先剛性を推定する手法について述べる。

2.1 ヒト上肢3対6筋のモデリング

肩と同じ高さでの水平面内の運動におけるヒト上肢を、**Fig. 2.1(a)** に示す3対6筋からなる2リンク構造としてモデル化する。3つの拮抗筋対は、肩関節単関節筋対、肩及び肘関節の二関節筋対、肘関節単関節筋対から構成される。これらの6筋は、三角筋後部 ($M_{s,ext}$)、三角筋前部 ($M_{s,flex}$)、上腕三頭筋長頭 ($M_{se,ext}$)、上腕二頭筋 ($M_{se,flex}$)、上腕三頭筋側頭 ($M_{e,ext}$)、腕橈骨筋 ($M_{e,flex}$) である。筋記号の初めの添え字は対応する関節 (肩関節 (s), 肩・肘関節 (se), 肘関節 (e)) を表す。二番目の添え字はその筋が伸筋か屈筋か (伸筋 (ext), 屈筋 (flex)) を表す。また、それぞれ筋の活動量を $m_{i,j}$ [-] ($i = s, se, e$), ($j = ext, flex$) とする。各筋の名称と機能について **Table 2.1** にまとめる。肩関節角度 θ_s [rad], 肘関節角度 θ_e [rad], 肩関節を中心とする極座標系における手先位置の動径 R_{hand} [m], 偏角 ϕ_{hand} [rad] を **Fig. 2.1(b)** のように定義する。肩関節角度, 肘関節角度の平衡角度をそれぞれ $\theta_{s,EP}$ [rad], $\theta_{e,EP}$ [rad] とする。また、極座標系内における手先位置の動径, 偏角方向の平衡点位置を $R_{EP,hand}$ [m], $\phi_{EP,hand}$ [rad] とする。このとき、手先の位置は平面内の2自由度で記述できるのに対して、筋活動は6自由度を有する冗長系である。簡単化のため、モデル化に際して以下の3つの仮定をおく。

1. 筋のモーメントアーム d は全て等しく、常に一定である。
2. 上腕 (肩関節中心から肘関節中心まで) と前腕 (肘関節中心から手先まで) のリンク長 L は等しい
3. 筋の特性は全て等しく、初期状態における筋の長さ l_0 は等しい

本研究では、筋のモデルとして、文献 [18] の簡単化された空気圧式人工筋肉を基にした筋のモデルを用いる。生体筋と空気圧式人工筋肉は、“筋の活性レベルの増加が筋剛性と平衡長の両方に作用するバネ特性を持つ” という定性的に共通した性質を持つことが理論的・実験的に検証されている。筋の活動量と筋剛性・平衡長の関係が、人工筋の内部圧力と筋剛性・平衡長との関係と対応しているとする。このとき、筋はその活動量 $m_{i,j}$ [-] ($i = s, se, e$), ($j = ext, flex$) によって弾性係数 $k(m_{i,j})$ [N/m] と筋の平衡長 $l_{nat}(m_{i,j})$ [m] が変化するバネとして表現でき、筋の弾性係数は筋活動と比例関係に、平衡長は筋活動と反比例の関係にある。このとき、筋 $M_{i,j}$ の張力 $f_{i,j}$ [N] は筋の弾性係数, 平衡長を用いて以下のように表せる [18].

$$f_{i,j}(m_{i,j}) = k(m_{i,j})(l_{i,j} - l_{nat}(m_{i,j})) \quad (2.1)$$

$$k(m_{i,j}) = c_1 m_{i,j} + k_{min} = c_1 \hat{m}_{i,j} \quad (2.2)$$

$$l_{nat}(m_{i,j}) = \frac{c_2}{k(m_{i,j})} + l_{nat,min} \quad (2.3)$$

Table 2.1: Names and functions of upper-limb subject muscles.

Label	Name	Motor function
$M_{s,ext}$	Deltoid posterior	Shoulder-joint extension
$M_{s,flex}$	Deltoid anterior	Shoulder-joint flexion
$M_{se,ext}$	Triceps long head	Shoulder- and elbow-joint extension
$M_{se,flex}$	Biceps	Shoulder- and elbow-joint flexion
$M_{e,ext}$	Triceps lateral head	Elbow-joint extension
$M_{e,flex}$	Brachioradialis	Elbow-joint flexion

ここで, $l_{i,j}$ [m] は筋 $M_{i,j}$ の筋長, c_1 [N/m], c_2 [N] は筋の特性に関する定数, k_{\min} [N/m] は筋が活動していないときの弾性, $l_{\text{nat},\min}$ [m] は平衡長の下限である. また, $\hat{m}_{i,j} = m_{i,j} + k_{\min}/c_1$ である. 以下, $\hat{m}_{i,j}$ をあらためて $m_{i,j}$ において議論を進める

初期状態 ($\theta_s = \theta_{s0}$, $\theta_e = \theta_{e0}$) における筋長を $l_{i,j} = l_0 (> l_{\text{nat},\min})$ とする. ここで, 各関節に外力がはたらいしていない静的な状態では, 関節角度と関節平衡角度は等しく,

$$\theta_s = \theta_{s,EP} \quad (2.4)$$

$$\theta_e = \theta_{e,EP} \quad (2.5)$$

が成り立つ. また, モーメントのつり合いより以下の式が成り立つ.

$$f_{s,ext}(m_{s,ext}) - f_{s,flex}(m_{s,flex}) + f_{se,ext}(m_{se,ext}) - f_{se,flex}(m_{se,flex}) = 0 \quad (2.6)$$

$$f_{se,ext}(m_{se,ext}) - f_{se,flex}(m_{se,flex}) + f_{e,ext}(m_{e,ext}) - f_{e,flex}(m_{e,flex}) = 0 \quad (2.7)$$

肩関節と肘関節の初期状態からの変位をそれぞれ $\Delta\theta_s = \theta_s - \theta_{s0}$ [rad], $\Delta\theta_e = \theta_e - \theta_{e0}$ [rad] とすると, 人工筋の幾何的關係より

$$d \cdot \Delta\theta_s = l_{s,ext}(m_{s,ext}) - l_0 = l_0 - l_{s,flex}(m_{s,flex}) \quad (2.8)$$

$$d \cdot (\Delta\theta_s + \Delta\theta_e) = l_{se,ext}(m_{se,ext}) - l_0 = l_0 - l_{se,flex}(m_{se,flex}) \quad (2.9)$$

$$d \cdot \Delta\theta_e = l_{e,flex}(m_{e,flex}) - l_0 = l_0 - l_{e,ext}(m_{e,ext}) \quad (2.10)$$

が成り立つ. **Eq. 2.1** を **Eq. 2.6**, **Eq. 2.7** に代入し, **Eq. 2.2~Eq. 2.5**, **Eq. 2.8~Eq. 2.10** を用いて整理すると

$$\begin{aligned} & \begin{bmatrix} m_{s,ext} + m_{s,flex} + m_{se,ext} + m_{se,flex} & m_{se,ext} + m_{se,flex} \\ m_{se,ext} + m_{se,flex} & m_{se,ext} + m_{se,flex} + m_{e,ext} + m_{e,flex} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \Delta\theta_{s,EP} \\ \Delta\theta_{e,EP} \end{bmatrix} \\ &= \frac{(l_0 - l_{\text{nat},\min})}{d} \begin{bmatrix} m_{s,ext} - m_{s,flex} + m_{se,ext} - m_{se,flex} \\ m_{se,ext} - m_{se,flex} + m_{e,ext} - m_{e,flex} \end{bmatrix} \quad (2.11) \end{aligned}$$

ここで, $\Delta\theta_{s,EP} = \theta_{s,EP} - \theta_{s0}$ [rad], $\Delta\theta_{e,EP} = \theta_{e,EP} - \theta_{e0}$ [rad] である. 以上のようにして, 筋骨格モデルの力のつりあいに関する物理的な解析から, 関節平衡角度と各筋活動についての関係式が得られる.

2.2 筋拮抗比・筋拮抗和

ヒトの筋協調を考える上での基本単位として, 拮抗筋対の活動の協調に着目する. 拮抗筋対の活動量 $m_{i,j}$ [-] ($i = s, se, e$), ($j = ext, flex$) に対して, 筋拮抗比 r_i [-] と筋拮抗和 s_i [-] ($i = s, se, e$) を以下

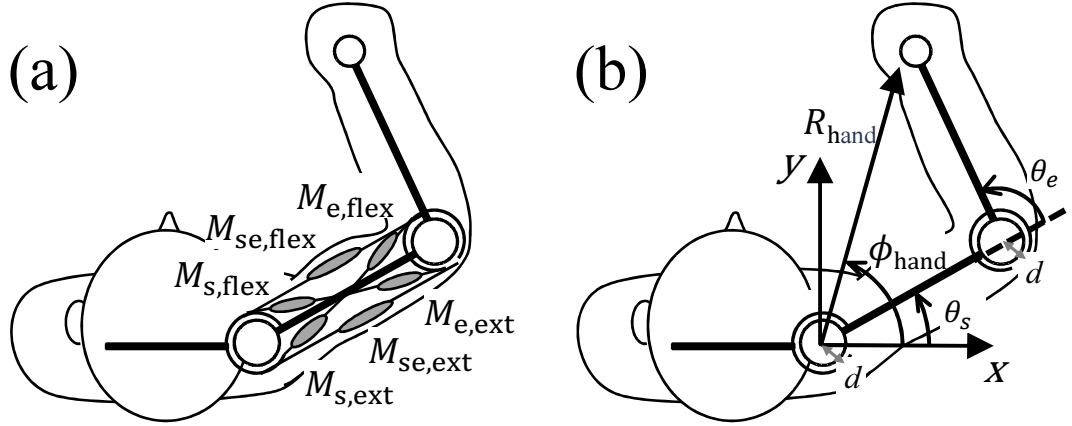


Fig. 2.1: Simplified model of human upper limb. Human upper limb is simplified as two-link structure of three pairs of six muscles: (a) definition of six muscles, three muscle pairs are the shoulder joint's uniarticular muscle pair ($M_{s,ext}$ and $M_{s,flex}$), the biarticular muscle pair around the shoulder and elbow joint ($M_{se,ext}$ and $M_{se,flex}$), and the elbow joint's uniarticular muscle pair ($M_{e,ext}$ and $M_{e,flex}$); (b) definition of kinematic configurations

Table 2.2: Definition of the Agonist-Antagonist muscle pairs ratio (A-A ratio) and the Agonist-Antagonist muscle pairs sum (A-A sum) of upper-limb.

Label	Definition	Motor function
r_s	$m_{s,ext}/(m_{s,ext} + m_{s,flex})$	Shoulder-joint extension
r_{se}	$m_{se,ext}/(m_{se,ext} + m_{se,flex})$	Shoulder- and elbow-joint extension
r_e	$m_{e,ext}/(m_{e,ext} + m_{e,flex})$	Elbow-joint extension
s_s	$m_{s,ext} + m_{s,flex}$	Shoulder-joint stiffness increase
s_{se}	$m_{se,ext} + m_{se,flex}$	Shoulder- and elbow-joint stiffness increase
s_e	$m_{e,ext} + m_{e,flex}$	Elbow-joint stiffness increase

のように定義する.

$$r_i = \frac{m_{i,ext}}{m_{i,ext} + m_{i,flex}} \quad (2.12)$$

$$s_i = m_{i,ext} + m_{i,flex} \quad (2.13)$$

ここで、筋拮抗比は関節平衡角度の伸展・屈曲、筋拮抗和は関節剛性の増減に寄与する量である [18]. 例えば、肩関節の主動筋 $M_{s,ext}$ の筋電位信号 $m_{s,ext}$ が増加し、拮抗筋 $M_{s,flex}$ の筋電位信号 $m_{s,flex}$ が減少するとき、筋拮抗比 r_s は増加し、肩関節は伸展する. また、拮抗筋対 $M_{s,ext}$ と $M_{s,flex}$ が同時活性化するとき、筋拮抗和 s_s は増加し、肩関節の剛性が高まる. 上肢の3対6筋における各筋拮抗比・筋拮抗和の機能を **Table 2.2** に示す.

2.3 筋シナジーベクトル

筋拮抗比 r_i および筋拮抗和 s_i を用いて, **Eq. 2.11** を書き換えると,

$$\begin{bmatrix} s_s + s_{se} & s_{se} \\ s_{se} & s_{se} + s_e \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \Delta\theta_{s,EP} \\ \Delta\theta_{e,EP} \end{bmatrix} = \frac{2(l_0 - l_{\text{nat,min}})}{d} \begin{bmatrix} s_s & s_{se} & 0 \\ 0 & s_{se} & s_e \end{bmatrix} \begin{bmatrix} r_s - \frac{1}{2} \\ r_{se} - \frac{1}{2} \\ r_e - \frac{1}{2} \end{bmatrix} \quad (2.14)$$

となる。したがって,

$$\begin{aligned} \begin{bmatrix} \Delta\theta_{s,EP} \\ \Delta\theta_{e,EP} \end{bmatrix} &= \frac{2(l_0 - l_{\text{nat,min}})}{d} \begin{bmatrix} s_s + s_{se} & s_{se} \\ s_{se} & s_{se} + s_e \end{bmatrix}^{-1} \begin{bmatrix} s_s & s_{se} & 0 \\ 0 & s_{se} & s_e \end{bmatrix} \begin{bmatrix} r_s - \frac{1}{2} \\ r_{se} - \frac{1}{2} \\ r_e - \frac{1}{2} \end{bmatrix} \\ &= \frac{2(l_0 - l_{\text{nat,min}})}{d} \frac{1}{s_s s_{se} + s_{se} s_e + s_e s_s} \begin{bmatrix} s_s s_{se} + s_e s_s & s_{se} s_e & -s_{se} s_e \\ -s_s s_{se} & s_s s_{se} & s_e s_s + s_{se} s_e \end{bmatrix} \begin{bmatrix} r_s - \frac{1}{2} \\ r_{se} - \frac{1}{2} \\ r_e - \frac{1}{2} \end{bmatrix} \end{aligned} \quad (2.15)$$

の関係が導かれる。ここで,

$$\mathbf{q}_s = \frac{1}{s_s s_{se} + s_{se} s_e + s_e s_s} \begin{bmatrix} s_s s_{se} + s_e s_s \\ s_{se} s_e \\ -s_{se} s_e \end{bmatrix} \quad (2.16)$$

$$\mathbf{q}_e = \frac{1}{s_s s_{se} + s_{se} s_e + s_e s_s} \begin{bmatrix} -s_s s_{se} \\ s_s s_{se} \\ s_e s_s + s_{se} s_e \end{bmatrix} \quad (2.17)$$

を用いて **Eq. 2.17** を書き換えると

$$\begin{bmatrix} \Delta\theta_{s,EP} \\ \Delta\theta_{e,EP} \end{bmatrix} = \frac{2(l_0 - l_{\text{nat,min}})}{d} \begin{bmatrix} \mathbf{q}_s^T \\ \mathbf{q}_e^T \end{bmatrix} \begin{bmatrix} r_s - \frac{1}{2} \\ r_{se} - \frac{1}{2} \\ r_e - \frac{1}{2} \end{bmatrix} \quad (2.18)$$

となる。ここで $\mathbf{q}_s, \mathbf{q}_e$ は筋拮抗和のみで定義されるベクトルであり, $\mathbf{q}_s, \mathbf{q}_e$ が一定であるとき, 関節平衡角度の変位は $\mathbf{q}_s, \mathbf{q}_e$ と筋拮抗比の変化量ベクトルとの積によって線形的に決定できる。

これを用いて, **Fig. 2.1(b)** に示す極座標系での手先平衡点の変位 $\Delta\mathbf{p}_{EP,\text{hand}} = [\Delta R_{EP,\text{hand}}, \Delta\phi_{EP,\text{hand}}]^T$ を筋拮抗比 r_i , 筋拮抗和 s_i によって表現する。関節角 $[\theta_s, \theta_e]^T$ と手先の極座標 $\mathbf{p}_{\text{hand}} = [R_{\text{hand}}, \phi_{\text{hand}}]^T$ の関係は

$$\begin{bmatrix} R_{\text{hand}} \\ \phi_{\text{hand}} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 2L \cos \frac{\theta_e}{2} \\ \theta_s + \frac{\theta_e}{2} \end{bmatrix} \quad (2.19)$$

であるため, $\mathbf{q}_s, \mathbf{q}_e$ が一定であるという仮定の下で \mathbf{p}_{EP} の微小変位 $\Delta\mathbf{p}_{EP}$ を考えると

$$\begin{aligned}
\Delta\mathbf{p}_{EP,hand} &= \begin{bmatrix} \Delta R_{EP,hand} \\ \Delta\phi_{EP,hand} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{\partial R_{hand}}{\partial\theta_s} & \frac{\partial R_{hand}}{\partial\theta_e} \\ \frac{\partial\phi_{hand}}{\partial\theta_s} & \frac{\partial\phi_{hand}}{\partial\theta_e} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \Delta\theta_{s,EP} \\ \Delta\theta_{e,EP} \end{bmatrix} \\
&= \begin{bmatrix} 0 & -L \sin \frac{\theta_e}{2} \\ 1 & \frac{1}{2} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \Delta\theta_{s,EP} \\ \Delta\theta_{e,EP} \end{bmatrix} \\
&= \frac{2(l_0 - l_{nat,min})}{d} \begin{bmatrix} 0 & -L \sin \frac{\theta_s}{2} \\ 1 & \frac{1}{2} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \mathbf{q}_s^T \\ \mathbf{q}_e^T \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \Delta r_s \\ \Delta r_{se} \\ \Delta r_e \end{bmatrix} \\
&= \begin{bmatrix} c_3(\theta_e) & 0 \\ 0 & c_4 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \mathbf{q}_e^T \\ (\mathbf{q}_s + \frac{\mathbf{q}_e}{2})^T \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \Delta r_s \\ \Delta r_{se} \\ \Delta r_e \end{bmatrix} \\
&\approx \begin{bmatrix} c_3 & 0 \\ 0 & c_4 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \mathbf{q}_e^T \\ (\mathbf{q}_s + \frac{\mathbf{q}_e}{2})^T \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \Delta r_s \\ \Delta r_{se} \\ \Delta r_e \end{bmatrix} \tag{2.20}
\end{aligned}$$

となる. ここで, $c_3(\theta_e) = -\frac{2L(l_0 - l_{nat,min})}{d} \sin \frac{\theta_e}{2}$, $c_4 = -\frac{2(l_0 - l_{nat,min})}{d}$ は筋の特性, リンク長, モーメントアーム, 肘関節角度 θ_e によって定まる値である. ここで, 肘関節が十分屈曲しているとき, 極座標系で表現されたタスク空間と関節角度空間では, おおよそ線形の関係が成り立つ [53] ため, c_3 は運動中の肘関節の平均角度 $\bar{\theta}_e$ の値, $c_3 = c_3(\bar{\theta}_e)$ で定数であるとしている. 導かれた **Eq. 2.20** は, 筋拮抗和によって決まる2つのベクトル \mathbf{q}_e および $(\mathbf{q}_s + \frac{\mathbf{q}_e}{2})$ によって張られる2次元の部分空間への, 3次元の筋拮抗比の変化量ベクトル $\Delta\mathbf{r}_{hand} = (\Delta r_s, \Delta r_{se}, \Delta r_e)^T$ の射影によって手先平衡点の変位が推定できることを示している. 動径方向, 偏角方向, 動径と偏角に直行する方向の基底ベクトルは,

$$\mathbf{u}_{R,hand} = \mathbf{q}_e / |\mathbf{q}_e| \tag{2.21}$$

$$\mathbf{u}_{\phi,hand} = (\mathbf{q}_s + \frac{\mathbf{q}_e}{2}) / |\mathbf{q}_s + \frac{\mathbf{q}_e}{2}| \tag{2.22}$$

$$\mathbf{u}_{R \times \phi,hand} = (\mathbf{u}_R \times \mathbf{u}_\phi) / |\mathbf{u}_R \times \mathbf{u}_\phi| \tag{2.23}$$

となる. $\mathbf{u}_{R,hand}, \mathbf{u}_{\phi,hand}$ は, 肩を中心とする動径・偏角の各方向への平衡点の運動に寄与する筋拮抗比の分配を示す単位ベクトルであり, $\mathbf{u}_{R \times \phi,hand}$ は平衡点の運動に寄与しない Null 方向の単位ベクトルである. したがって, $\mathbf{u}_{R,hand}, \mathbf{u}_{\phi,hand}$ をそれぞれ動径, 偏角方向のシナジーベクトル, $\mathbf{u}_{R \times \phi,hand}$ を Null 方向のシナジーベクトルとする. ここで, 我々の提案している筋シナジーは, 筋拮抗和のバランス, つまり拮抗筋ペアの共活性による関節剛性のバランスのみによって定義されている量である.

2.4 平衡点軌道

筋シナジーベクトルによって張られた部分空間への筋拮抗比の変位ベクトルの射影の大きさによって, 手先の平衡点を推定することができる. したがって, 筋シナジー活動係数を筋シナジーベクトルと筋拮抗比の変位ベクトルの内積により以下のように定義する.

$$w_{R,hand} = \mathbf{u}_{R,hand} \cdot \Delta\mathbf{r}_{hand} \tag{2.24}$$

$$w_{\phi,hand} = \mathbf{u}_{\phi,hand} \cdot \Delta\mathbf{r}_{hand} \tag{2.25}$$

$$w_{R \times \phi,hand} = \mathbf{u}_{R \times \phi,hand} \cdot \Delta\mathbf{r}_{hand} \tag{2.26}$$

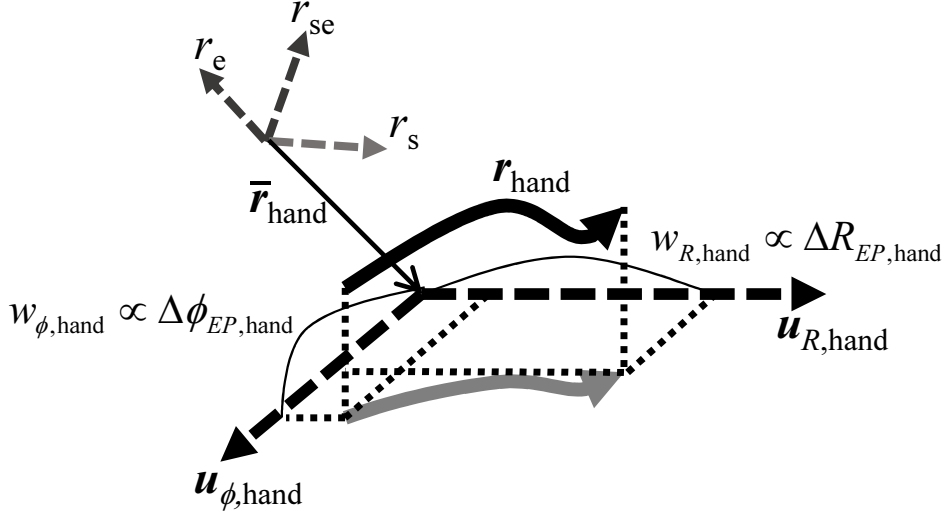


Fig. 2.2: Relationship among the A-A ratio, the muscle synergy vectors, and the muscle synergy activation coefficients. The muscle synergy activation coefficient are defined as the inner products of the muscle synergy vectors and the deviation vector of the A-A ratio.

ここで, $w_{R,\text{hand}}, w_{\phi,\text{hand}}, w_{R \times \phi,\text{hand}}$ は動径, 偏角, Null の各方向の筋シナジー活動係数である. ここで $\Delta \mathbf{r}_{\text{hand}} (= \mathbf{r}_{\text{hand}} - \bar{\mathbf{r}}_{\text{hand}})$ は筋拮抗比ベクトル $\mathbf{r}_{\text{hand}} = [r_s, r_{se}, r_e]^T$ と基準位置での筋拮抗比ベクトル $\bar{\mathbf{r}}_{\text{hand}}$ との差分である. 筋シナジー活動係数を用いて, 平衡点の変位は以下のように表現できる.

$$\Delta \mathbf{p}_{\text{EP,hand}} = \begin{bmatrix} \Delta R_{\text{EP,hand}} \\ \Delta \phi_{\text{EP,hand}} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} k_R w_{R,\text{hand}} \\ k_\phi w_{\phi,\text{hand}} \end{bmatrix} \quad (2.27)$$

ここで, k_R, k_ϕ は筋シナジー活動係数を平衡点の変位に変換する際のゲイン定数である. このとき, $\Delta R_{\text{EP,hand}}, \Delta \phi_{\text{EP,hand}}$ はシナジー活動係数 $w_{R,\text{hand}}, w_{\phi,\text{hand}}$ に比例している. 従って, シナジーベクトルの線形結合によって推定される極座標系における平衡点位置 $\mathbf{p}_{\text{EP,hand}} = [R_{\text{EP,hand}}, \phi_{\text{hand,EP}}]^T$ は, 筋シナジー活動係数の線形結合により以下の式で表される.

$$\mathbf{p}_{\text{EP,hand}} = \begin{bmatrix} R_{\text{EP,hand}} \\ \phi_{\text{EP,hand}} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} R_{0,\text{hand}} + \Delta R_{\text{EP,hand}} \\ \phi_{0,\text{hand}} + \Delta \phi_{\text{EP,hand}} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} R_{0,\text{hand}} + k_R w_{R,\text{hand}} \\ \phi_{0,\text{hand}} + k_\phi w_{\phi,\text{hand}} \end{bmatrix} \quad (2.28)$$

ここで, $R_{0,\text{hand}}, \phi_{0,\text{hand}}$ は右肩を中心とする極座標系における手先平衡点の基準位置である. これより, 直交座標系における平衡点位置 $\mathbf{x}_{\text{EP,hand}} = [x_{\text{EP,hand}}, y_{\text{EP,hand}}]^T$ は以下の式で表される.

$$\mathbf{x}_{\text{EP,hand}} = \begin{bmatrix} x_{\text{EP,hand}} \\ y_{\text{EP,hand}} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} R_{\text{EP,hand}} \cos(\phi_{\text{EP,hand}}) \\ R_{\text{EP,hand}} \sin(\phi_{\text{EP,hand}}) \end{bmatrix} \quad (2.29)$$

以上のようにして筋シナジーベクトルと筋拮抗比ベクトルの積により, 手先の平衡点位置が推定できる.

2.5 手先剛性

ヒトの上肢筋骨格系において, 筋拮抗和 $\mathbf{s} = [s_s, s_{se}, s_e]^T$ から静的な状態での関節剛性 \mathbf{K}_θ を求める. 平衡姿勢 $[\theta_{s0}, \theta_{e0}]$ から肩関節と肘関節をそれぞれ $\Delta \theta_s, \Delta \theta_e$ だけ変位させたときに各関節にはた

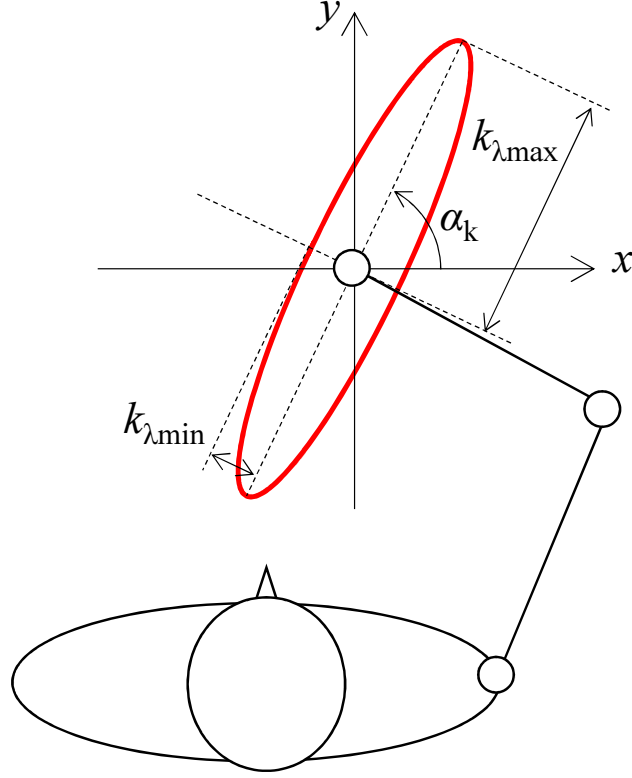


Fig. 2.3: Graphical representation of endpoint stiffness. Red ellipse represents stiffness ellipse. The shape of stiffness ellipse is obtained as the ratio of the larger eigenvalue ($k_{\lambda_{max}}$) to the smaller eigenvalue ($k_{\lambda_{min}}$), and the orientation of the ellipse (α_k) represents the angle between the principal eigenvector and x axis.

らくトルク τ_s, τ_e は，筋剛性 $k(m_i)$ と関節角度の変位 $\Delta\theta_s, \Delta\theta_e$ を用いて以下のように書き表せる．

$$\begin{aligned}
\begin{bmatrix} \tau_s \\ \tau_e \end{bmatrix} &= d^2 \begin{bmatrix} (k(m_{s,ext}) + k(m_{s,flex}))\Delta\theta_s + (k(m_{se,ext}) + k(m_{se,flex}))(\Delta\theta_s + \Delta\theta_e) \\ (k(m_{se,ext}) + k(m_{se,flex}))(\Delta\theta_s + \Delta\theta_e) + (k(m_{e,ext}) + k(m_{e,flex}))\Delta\theta_e \end{bmatrix} \\
&= c_1 d^2 \begin{bmatrix} (m_{s,ext} + m_{s,flex})\Delta\theta_s + (m_{se,ext} + m_{se,flex})(\Delta\theta_s + \Delta\theta_e) \\ (m_{se,ext} + m_{se,flex})(\Delta\theta_s + \Delta\theta_e) + (m_{e,ext} + m_{e,flex})\Delta\theta_e \end{bmatrix} \\
&= c_1 d^2 \begin{bmatrix} s_s \Delta\theta_s + s_{se}(\Delta\theta_s + \Delta\theta_e) \\ s_{se}(\Delta\theta_s + \Delta\theta_e) + s_e \Delta\theta_e \end{bmatrix} \tag{2.30}
\end{aligned}$$

$$= \begin{bmatrix} s_s + s_{se} & s_{se} \\ s_{se} & s_{se} + s_e \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \Delta\theta_s \\ \Delta\theta_e \end{bmatrix} \tag{2.31}$$

よって，関節剛性行列 $\mathbf{K}_{\theta,arm} = \frac{\partial(\tau_s, \tau_e)^T}{\partial(\theta_s, \theta_e)}$ は

$$\mathbf{K}_{\theta,arm} = k_{\theta,arm} \begin{bmatrix} s_s + s_{se} & s_{se} \\ s_{se} & s_{se} + s_e \end{bmatrix} \tag{2.32}$$

となる．ここで， $k_{\theta,arm}$ [Nm/rad] は筋の特性と関節のモーメントアームによって定義される筋拮抗和から関節剛性への変換のゲイン定数である．Eq. 2.32 より，関節剛性行列は筋拮抗和の線形結合によって表現できる．動的な状況下では Null 方向のシナジー活動係数が手先剛性の調整に寄与していると考えられているが，その影響は補助的なものであるため [23]，本論文では Null 方向の筋シナ

ジーの影響については考慮しない。EMG データより推定した関節剛性行列 \mathbf{K}_θ を、関節角度空間から直交座標空間への変換のヤコビ行列 $\mathbf{J}_{xy} = \frac{\partial(x,y)^T}{\partial(\theta_s, \theta_e)}$ により直交座標系で表現されたタスク空間に変換したものを、EMG データから推定した手先剛性行列 $\mathbf{K}_{\mathbf{x},\text{hand}}$ とする。

$$\mathbf{K}_{\mathbf{x},\text{hand}} = (\mathbf{J}_{xy}^T)^{-1} \mathbf{K}_{\theta,\text{arm}} \mathbf{J}_{xy}^{-1} \quad (2.33)$$

ここで、手先剛性の特徴を表すために、楕円の形で図示することで **Fig. 2.3** のように視覚的に表現することが一般的に行われている (剛性楕円)[13, 14]。このとき楕円の長短軸比は手先剛性行列の二つの固有値の大きさの比で定義され、剛性が最も高くなる方向の剛性と、最も低くなる方向の剛性の比を表す。楕円の長軸の向きは手先剛性が最大となる向きを表す。各軸の長さは剛性の大きさ自体を表す。

2.6 一般的な筋シナジースの概念と本研究における筋シナジースの違い

EMG 信号を用いて筋活動から筋シナジースを抽出しようとする研究は本研究の他にも多く行われている [3, 4, 5, 6, 51, 52]。それらの研究で用いられている筋シナジースの概念は、その手法は様々であるが EMG 信号に対する多変量解析による統計的な手法を用いて不変の基底を抽出している点で共通している。したがって、抽出された筋シナジースはあくまで計測されたデータを出来るだけ少数の組み合わせで表現できるようにするための基底であり、筋活動の生体力学的な機能については考慮されていない。そのため、抽出された物理的な機能についての裏づけは不十分であり、運動学情報との比較などによって定量的に推定されるに留まっている。それに対して、本研究で提案している筋シナジースの抽出の手法は、筋骨格系の物理モデルの力学解析による筋活動と末端の平衡点位置、関節剛性・手先剛性との関係の定式化を基点としている。そのため、本研究における筋シナジースベクトルは、手先平衡点の肩を中心とする極座標系における動径・偏角方向への拮抗筋の活動の基底という具体的な機能を有しており、筋シナジース活動係数によって手先平衡点の変位の推定を行えることが本手法の大きな特徴である。本研究における筋シナジースベクトルは、筋拮抗和のバランスつまり拮抗筋の共活性による関節剛性のバランスのみによって定義されている。この筋シナジースの定義は、ある種の運動学的なシナジースは機械的なインピーダンスの調整の結果生成され、機械的なインピーダンスはヒトの運動の動的なプリミティブの1つであるという Hogan らの主張 [54] との共通性を示している。また、後の章に示すが本研究で提案する筋シナジースは時変の EMG 信号から定義されているにも関わらず、いくつかの上肢のタスクにおいて、タスク内、タスク間、および被験者間での不変性を示していた。つまり、拮抗筋ペアの共活性による関節剛性のバランスが、極座標系で表現されるタスク空間内の平衡点の運動についての筋活動の基準座標系となっており (**Fig. 2.2**)、このことから本研究で提案する筋シナジースは、筋シナジース、平衡点軌道、剛性についてを統合的に扱える概念であるといえる。

以上のようにして、上肢筋骨格モデルの物理解析により、ヒト上肢 EMG 信号から筋シナジース・平衡点軌道・手先剛性の3つの筋協調に関する運動コマンドが抽出できる。また、上肢筋骨格系のモデル化の際と同様の議論を行うことで、提案した筋シナジースの概念を下肢4対8筋の筋骨格系にも拡張し、下肢 EMG 信号から筋シナジース・足首平衡点軌道、足首剛性の抽出も可能となる。筋シナジースの概念の下肢4対8筋の筋骨格系への拡張については、第4章でその詳細を述べる。提案した EMG 信号から筋シナジース、平衡点軌道、手先剛性を抽出する手法は筋拮抗比、筋拮抗和の線形計算のみを用いているため、計算コストをあまり必要としない。したがって、本アルゴリズムはリアルタイムでの演算にも適用が可能である。

第3章 ヒト運動コマンドの可視化システムの開発

本章では、前章で提案された筋骨格系の物理モデルの解析に基づく筋シナジーの概念を用いて、運動のトレーニングやリハビリテーションの支援を目的とした筋シナジー、平衡点軌道、手先剛性の可視化システムの開発の詳細について述べる。はじめに、(1) 筋シナジー、平衡点軌道、手先剛性のリアルタイム可視化システム構成の詳細について述べる。開発された可視化システムは、EMG 信号、運動学情報をリアルタイムで計測・処理することで、筋シナジー・平衡点軌道・手先剛性を推定し、タスク空間のビデオ映像上にオーバーラップすることで可視化する。開発したシステムの全体像や、リアルタイムでの運動コマンドの推定、画像合成の処理を実現するための計算処理などの詳細について説明する。次に、(2) 開発された可視化システムを用いて、ヒト上肢の随意運動における運動コマンドの観察を行う。まず、可視化システムによって推定された健常被験者の姿勢保持時の手先剛性及びリーチング時の平衡点軌道・手先剛性と、先行研究において一般的な手法であるマニピュランダムを用いた摂動法によって推定された平衡点軌道・手先剛性とを比較することで、提案アルゴリズムの妥当性を検証する。そして、マニピュランダムを用いた摂動法の適用が困難である上肢の連続的な往復運動に可視化システムを適用し、筋シナジー、平衡点軌道、手先剛性を可視化することで、手先の往復運動におけるヒトの運動戦略について検討する。また、片麻痺被験者の上肢リーチング運動・円運動に可視化システムを適用することで、片麻痺患者と健常者の運動コマンドの比較を行い、開発した可視化システムのリハビリテーションへの応用の可能性を検証する。

3.1 システム構成

本システムは前章で提案したアルゴリズムを用いて、EMG 信号から推定した筋シナジーベクトル、筋シナジー活動係数、平衡点軌道、手先剛性をリアルタイムで表示する。本システムに要求される仕様は以下のとおりである。

1. 上肢の 3 対 6 筋の EMG 信号、運動学情報の取得を行い、筋シナジーベクトル、筋シナジー活動係数、平衡点軌道、手先剛性の演算・記録を行う。
2. タスク空間の直上からビデオ映像の撮影を行い、被験者が運動の様子を確認できるようにする。
3. 筋シナジー、手先平衡点位置、手先剛性を被験者に提示する。この際これらの情報は被験者が直感的に理解しやすい形で提示する。
4. バイオフィードバック訓練への応用を想定しているため、これらの演算はほぼリアルタイムで行われるようにする。

Fig. 3.1 にこれらの仕様を満たすための本システムのブロック線図を示す。リアルタイムでの演算処理を行うために、運動学情報、及び EMG 信号の計測、タスク空間のビデオ映像の取得、EMG 信号の前処理、筋シナジー、平衡点軌道、手先剛性の推定、ビデオ映像上への平衡点軌道、手先剛性楕円の合成処理が 5 本のマルチスレッドで並列して行われる。**Fig. 3.1** 中の黒実線で囲まれたブロックがそれぞれ一つの演算処理を表し、赤破線で囲まれた領域が各スレッドで行われている演算処理の

内容を表す。本システムは、Intel Core i7-4770 3.40 GHz プロセッサと 8 GB の RAM が搭載された PC 上で実行された。手先の運動に直接的に関係する平衡点軌道，手先剛性については，システムの利用者が直感的に理解しやすいように，タスク空間のビデオ映像上にオーバーラップする形で提示される。各スレッドの処理内容を以下に述べる。

3.1.1 データ取得スレッド

本スレッドでは運動学情報・EMG 信号の取得を行う。筋電位信号は，被験者の右腕主要筋群の上部の皮膚表面に筋電位計測用表面電極を貼り付け，生体アンプ (WEB-5000, 日本光電工業 (株))，AD ボード (PEX-321216, Interface 株式会社) を用いてサンプリング周波数 1000 [Hz] で生データを取得する。実験の際の電極の貼り付け位置は文献 [55] を基に決定した。また，電極の貼り付け直前に皮膚前処理剤 (スキンピュア, 日本光電工業 (株)) を用いて貼り付け部の皮膚を処理し，皮膚の接触抵抗を低減させた。運動学情報は，モーションキャプチャシステム (OptiTrack, NaturalPoint 社) を用いて，被験者の左肩，右肩，右肘及び右手先に付けた再帰反射マーカの位置をサンプリング周波数 100 [Hz] で取得する。EMG 信号と運動学情報は同期して計測が行われている。処理の高速化のために運動学情報の取得は，その他の演算処理を行うシステムのメイン PC とは独立したモーションキャプチャ用 PC 上で行われている。メイン PC は有線 LAN ルーター (BHR-4GRV2, Buffalo 社) を介した TCP/IP 通信によりモーションキャプチャ用 PC から運動学情報を取得する。本スレッドでは得られた各マーカの位置から各関節角度，手先の極座標系における位置の計算までが行われる。取得された EMG 信号の生データは EMG データ処理スレッドに送られ，運動学情報は剛性楕円算出スレッド，平衡点位置算出スレッドに送られる。

3.1.2 EMG データ処理スレッド

本スレッドではデータ取得スレッドで得られた EMG 信号の生データの前処理，及び筋拮抗比，筋拮抗和，筋シナジーベクトル，筋シナジー活動係数の算出を行う。EMG 信号の前処理は，高速フーリエ変換を用いた 10~150 [Hz] のバンドパスフィルタリング，整流化を行った後，現在の時刻を含む前 200 点分 (0.2 [s] 分) のデータを用いた線形加重移動平均による平滑化を行う。平滑化された筋電位信号は，運動学情報との対応をとるため，1 秒間のデータ点数が 1000 点から 100 点になるようダウンサンプリングされる。平滑化した筋電位信号を最大随意収縮時 (MVC) の筋電位で除することで正規化 (%MVC) されたものを，Eq. 2.12, 2.13 の筋拮抗比，筋拮抗和の算出に用いる各筋の活動量 $m_{i,j}$ [-] とした。MVC については，理学療法として一般的な徒手筋力検査によって筋電位信号を計測し [56]，同様のフィルタリング，整流化，平滑化を行った後，その最大値を MVC とした。以上の処理を行った筋電位信号から，Eq. 2.12, 2.13, 2.21~2.26 に従い，筋拮抗比，筋拮抗和，筋シナジーベクトル，筋シナジー活動係数を算出する。これらの計算はサンプリング周波数 100 [Hz] で行われる。算出された筋拮抗和は手先剛性算出スレッドに送られ，筋シナジー活動係数は平衡点位置算出スレッドに送られる。

3.1.3 剛性楕円算出スレッド

本スレッドでは手先の剛性楕円の算出を行う。データ取得スレッドで得られた運動学情報，EMG データ処理スレッドで得られた筋拮抗和から手先剛性の算出を行う。まず，関節角度空間から直交座標空間への変換のヤコビ行列 J_{xy} を算出する。次に，ヤコビ行列 J_{xy} と筋拮抗和 s から，Eq. 2.33 に従い直交座標空間における手先剛性行列 $K_{x,hand}$ を算出する。最後に，手先剛性の特徴について視

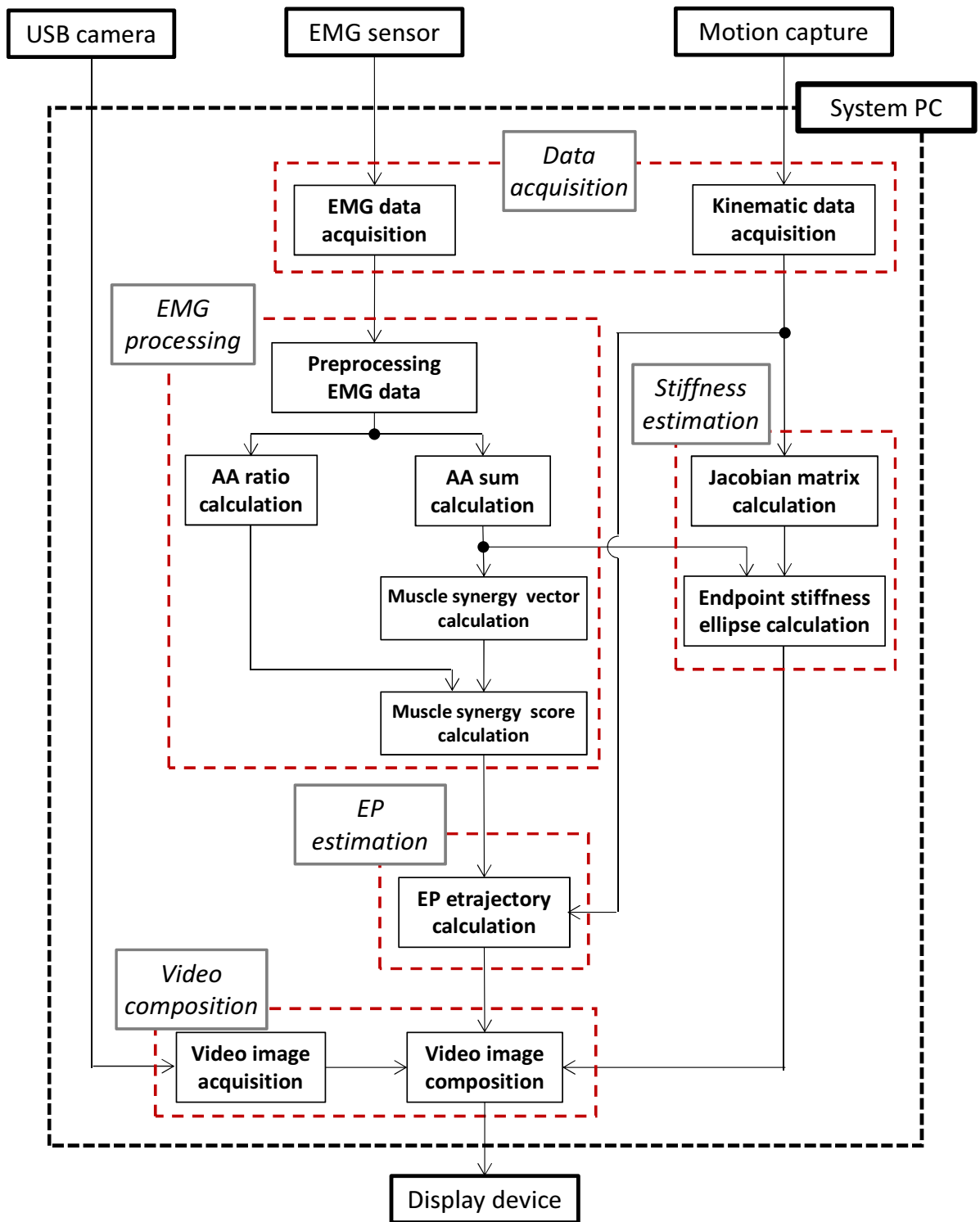


Fig. 3.1: Block diagram of visualization-system. Black dashed square represents data processing in whole visualization system. Red dashed squares represents data processing in each thread. Acquisition of sensor data; preprocessing of EMG signals; calculation of AA ratio, AA sum, muscle synergy vectors, and muscle synergy activation coefficients; estimation of endpoint stiffness; estimation of EP trajectory; and video composition are performed in parallel.

覚的に表現するため、手先剛性行列の固有値と固有ベクトルから剛性楕円の形状と姿勢を算出する。これらの計算はサンプリング周波数 100 [Hz] で行われる。算出された手先剛性楕円の形状、姿勢の情報は映像合成スレッドに送られる。

3.1.4 平衡点位置算出スレッド

本スレッドでは手先平衡点位置の算出を行う。EMG データ処理スレッドで得られた筋シナジー活動係数から、Eq. 2.29 に従い平衡点軌道を算出する。Eq. 2.29 におけるゲイン係数 k_R , k_ϕ , 基準位置 R_0 , ϕ_0 は実際の手先軌道と筋シナジー活動係数を用いて推定される。平衡点位置の計算はサンプリング周波数 100 [Hz] で行われる。算出された平衡点位置は映像合成スレッドに送られる。

3.1.5 映像合成スレッド

本スレッドではタスク空間の映像上に手先剛性楕円、平衡点位置をオーバーラップする映像合成の処理を行う。タスク空間の映像は USB カメラ (Webcam pro 9000, LogiCool 社) を用いて取得する。タスク空間のビデオ映像上に手先剛性・平衡点位置を描画する画像処理は OpenCV 2.4.9 のライブラリ関数 [57] を用いて行った。ビデオ映像に映し出されている被験者の手先上に手先剛性楕円を描画し、タスク空間上に平衡点位置を描画する。カメラ画像の取得、描画の処理はサンプリング周波数 10 [Hz] で行われる。

最終的にディスプレイに表示される画面を Fig. 3.2 に示す。筋シナジー活動係数、筋シナジーベクトルのグラフが表示され、手先剛性、手先平衡点位置がリアルタイムのビデオ映像上に描画される。システムの利用者は、自らの手先の運動と手先剛性、平衡点軌道とを同時に観測することが出来る。

3.2 可視化システムの妥当性の検証

はじめに、開発した可視化システムによる手先剛性・平衡点軌道の推定結果の妥当性を検証するために、姿勢保持、リーチング運動の実験を行った。先行研究で報告されている従来の一般的な手法であるマニピュランダムで手先に機械的な摂動を与えた際の反応によって推定した手先剛性・平衡点軌道と、提案アルゴリズムを用いて推定した手先剛性・平衡点軌道を比較し、それらの間の類似性を示すことで、提案アルゴリズムによる平衡点軌道・手先剛性の推定の妥当性を示す。

3.2.1 実験手順

5名の健常被験者(被験者 A~E: 男性, 23.3 ± 0.3 才, 1.7 ± 0.1 [m], 64 ± 14 [kg], 全員右利き)がボランティアで実験に参加した。実験は大阪大学基礎工学研究科倫理委員会に承認された手続きに則って実験は行われた。被験者の上肢は、重力を補償し、かつ運動を水平面内に制限するため、肩の高さと同じになるように高さを調整した水平な台上を自由に運動する台車の上に前腕を固定した。また両肩はハーネスで椅子に固定された。上肢を 2 リンク構造とみなすため、手首の関節も台車に固定され、前腕と手が一体となるようにした。また、手先にはレーザーポインタを鉛直下向きに取り付け、レーザーポインタの照射位置によって被験者が手先位置を視認できるようにした。台上には、タスクの目標点を示した紙を置き、被験者にタスクの開始、終了の目標位置を指示した。手先位置は右肩の身体正面から 0.45 [m] の、右肩を中心とした直交座標系における位置 (0,0.45)[m] を基準位置 (点 0) とした。タスクは水平面内の姿勢維持、リーチング運動の 2 種類を行った。

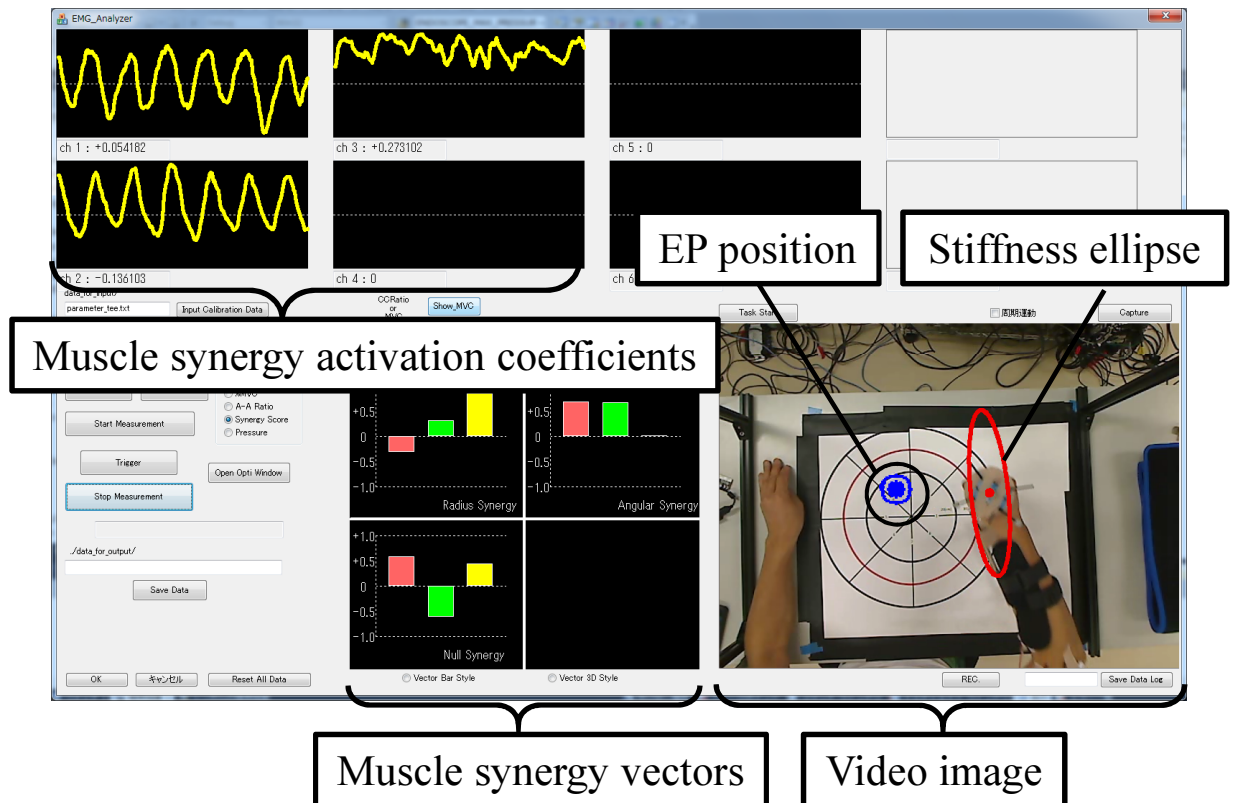


Fig. 3.2: A general representation of the visualization system. Muscle synergy vectors, muscle synergy scores, EP position, and stiffness ellipse are displayed on the screen to the subject. Extraction of muscle synergy and estimation of the EP trajectory and endpoint stiffness are performed at 100 Hz. The refresh rate of the system screen is 10 Hz. The user of this visualization system can observe own internal representations of muscle activity in real-time.

水平面内の姿勢維持では、点0、点0から0.15 [m] 右側にある点1、点0から0.15 [m] 奥側にある点2、点0から0.15 [m] 左側にある点3、点0から0.15 [m] 手前側にある点4の計5点で各3[s] 間ずつ静止した。

リーチング運動では、水平方向のリーチングと鉛直方向のリーチングを行った。水平方向のリーチングでは、点0から0.20 [m] 左側の点Aで3.0 [s] 静止した後に運動を開始し、1.0 [s] で点0から0.20 [m] 右側の点Bまで手先を0.40 [m] 移動させ、再び3.0 [s] 静止した。鉛直方向のリーチングでは、点0から0.125 [m] 奥側の点Cで3.0 [s] 静止した後に運動を開始し、1.0[s] で点0から0.125 [m] 手前の点Dまで手先を0.25[m] 移動させ、再び3.0 [s] 静止した。リーチングの運動開始と終了のタイミングは、1秒間に1回メトロノームの音を鳴らすことで、被験者自身に音に合わせて運動を行ってもらうことで決定した。各実験の計測の概要と手順を **Fig. 3.3** に示す。

リーチング運動のゲイン係数 k_R , k_ϕ , 基準位置 R_0, ϕ_0 のパラメータの推定の際には、運動の開始・終了時の手先位置が、それぞれ筋シナジー活動係数から推定される運動の開始・終了時の平衡点位置

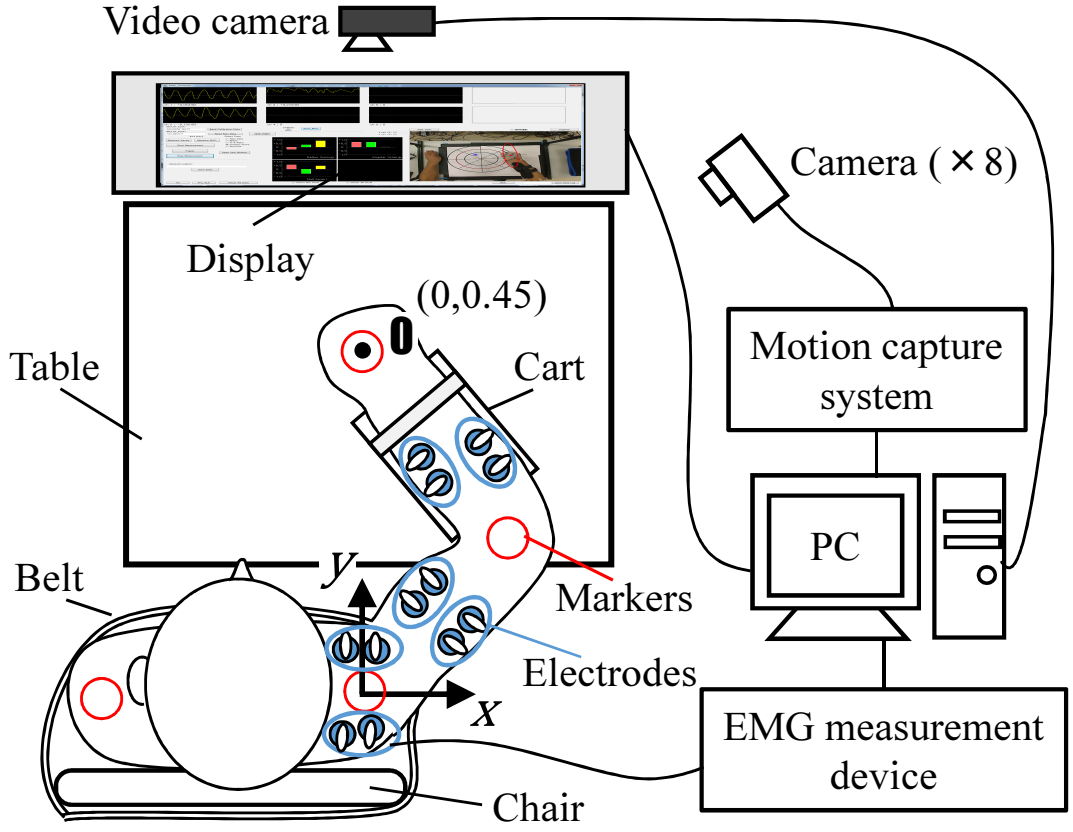


Fig. 3.3: Schematic illustration of system configuration

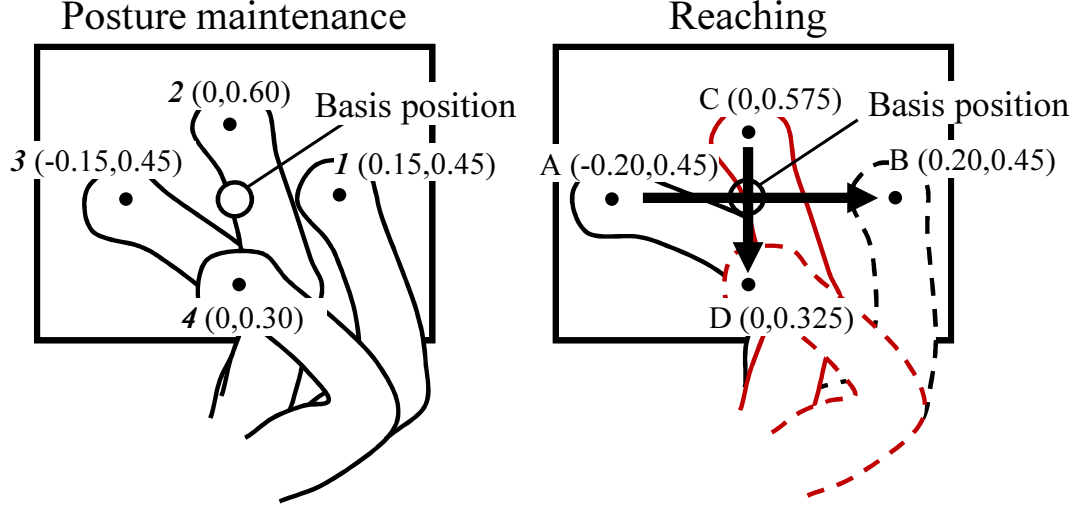


Fig. 3.4: Brief outline of verification experiments of visualization system.

に一致している，つまり以下の式が成り立つとした．

$$R_{\text{hand}}^{\text{start}} = R_{\text{EP,hand}}^{\text{start}} = R_{0,\text{hand}} + k_R w_{R,\text{hand}}^{\text{start}} \quad (3.1)$$

$$R_{\text{hand}}^{\text{end}} = R_{\text{EP,hand}}^{\text{end}} = R_{0,\text{hand}} + k_R w_{R,\text{hand}}^{\text{end}} \quad (3.2)$$

$$\phi_{\text{hand}}^{\text{start}} = \phi_{\text{EP,hand}}^{\text{start}} = \phi_{0,\text{hand}} + k_{\phi} w_{\phi,\text{hand}}^{\text{start}} \quad (3.3)$$

$$\phi_{\text{hand}}^{\text{end}} = \phi_{\text{EP,hand}}^{\text{end}} = \phi_{0,\text{hand}} + k_{\phi} w_{\phi,\text{hand}}^{\text{end}} \quad (3.4)$$

ここで、 $R_{\text{hand}}^{\text{start}}$, $R_{\text{hand}}^{\text{end}}$, $\phi_{\text{hand}}^{\text{start}}$, $\phi_{\text{hand}}^{\text{end}}$ は、それぞれ運動開始時・終了時の手先の動径・偏角方向の位置である。 $w_{R,\text{hand}}^{\text{start}}$, $w_{R,\text{hand}}^{\text{end}}$, $w_{\phi,\text{hand}}^{\text{start}}$, $w_{\phi,\text{hand}}^{\text{end}}$ はそれぞれ運動開始時・終了時の動径・偏角方向の筋シナジー活動係数である。この仮定の下、手先平衡点位置 R_{EP} , ϕ_{EP} を筋シナジー活動係数と手先動作範囲から以下の式で算出する。

$$R_{\text{EP,hand}} = k_R w_{R,\text{hand}} + R_{0,\text{hand}} = \frac{R_{\text{hand}}^{\text{start}} - R_{\text{hand}}^{\text{end}}}{w_{R,\text{hand}}^{\text{start}} - w_{R,\text{hand}}^{\text{end}}} (w_{R,\text{hand}} - w_{R,\text{hand}}^{\text{end}}) + R_{\text{hand}}^{\text{end}} \quad (3.5)$$

$$\phi_{\text{EP,hand}} = k_{\phi} w_{\phi,\text{hand}} + \phi_{0,\text{hand}} = \frac{\phi_{\text{hand}}^{\text{start}} - \phi_{\text{hand}}^{\text{end}}}{w_{\phi,\text{hand}}^{\text{start}} - w_{\phi,\text{hand}}^{\text{end}}} (w_{\phi,\text{hand}} - w_{\phi,\text{hand}}^{\text{end}}) + \phi_{\text{hand}}^{\text{end}} \quad (3.6)$$

3.2.2 実験結果・考察

姿勢保持

はじめに、筋骨格モデルの物理解析に基づいて EMG 信号から推定された姿勢保持の際の手先剛性と、先行研究において報告された、マニピュランダムを用いた機械的な摂動に対する反応から直接的に推定された手先剛性とを比較することにより、提案した手先剛性の推定アルゴリズムの妥当性を検証する。Fig. 3.5, Fig. 3.6 にそれぞれの被験者の姿勢保持の際の筋シナジーベクトルを示す。各図中左のグループは動径方向の筋シナジーベクトル $\mathbf{u}_{R,\text{hand}}$ 、中央のグループは偏角方向の筋シナジーベクトル $\mathbf{u}_{\phi,\text{hand}}$ 、右のグループは Null 方向のシナジーベクトル $\mathbf{u}_{\text{Null,hand}}$ であり、各棒グラフは各方向への手先平衡点の運動に対する r_s から r_e までの筋拮抗比の寄与を示す。Fig. 3.7 に、EMG 信号から推定された各被験者の手先剛性楕円を示す。図中被験者の手先上に描画された赤色の楕円が被験者の手先剛性楕円を表す。ここで、以降の被験者の手先剛性楕円を表す図において、表示されている剛性楕円の大きさは、各被験者に基準位置 (点 0) で脱力してもらった際の剛性楕円の面積で正規化している。したがって、同一の被験者については図中の剛性楕円の面積を比較することで、各タスクにおいて被験者の手先剛性が基準位置で脱力してもらった際と比べてどれほどの大きさであったかの比較は可能である。しかし、脱力時の剛性の大きさは各被験者で異なっていると考えられるため、異なる被験者間の剛性の大きさについては図中の剛性楕円の面積による比較は出来ない。また、EMG の計測のみでは Eq. 2.33 の係数 k_{θ} を求めることが出来ないため、剛性楕円で表せる手先剛性の大きさの比率や向きなどの特徴は推定出来るが、具体的な剛性の大きさについては推定することが出来ない。EMG 信号から具体的な剛性の大きさを推定するためには、計測前に機械的な摂動による手先剛性の測定を同時に行うなどして、 k_{θ} をあらかじめ求めておく必要がある。

各被験者の姿勢保持を行った 5 点での筋シナジーベクトルの全ての組み合わせの内積をとると、全ての被験者においてほぼ 1.0 となった。筋シナジーベクトルの全組み合わせの内積をとった際の平均と標準偏差を Table 3.1 に示す。このことは、姿勢保持における筋シナジーはどの点でも共通であり、筋拮抗和のバランスは変化していなかったことを表す。また、各被験者の筋シナジーベクトルの平均について全被験者間で内積をとると、 $\mathbf{u}_{R,\text{hand}}$ の内積が 0.979 ± 0.024 、 $\mathbf{u}_{\phi,\text{hand}}$ の内積が 0.975 ± 0.048 、 $\mathbf{u}_{\text{null,hand}}$ の内積が 0.954 ± 0.049 とどれも 1.0 に近い値となった。このことは、姿勢保持における筋シナジーが被験者によらず共通であったことを示している。

EMG 信号から推定した手先剛性楕円について検証すると、全ての被験者において

1. 手先が体から遠ざかるほど剛性楕円の形状が細長いものとなる
2. 手先が最も体に近づく点 4 を除き、剛性楕円の長軸がおおよそ右肩の方向を向く
3. 点 4 では剛性楕円はその他の姿勢のものと比較して反時計回りに回転している

Table 3.1: Inner products of each muscle synergy vectors during posture maintenance (Intra-individual variations)

	Subject A	Subject B	Subject C	Subject D	Subject E
$\mathbf{u}_{R,\text{hand}}$	0.998	0.979	0.999	0.998	0.980
$\mathbf{u}_{\phi,\text{hand}}$	0.997	0.969	0.999	0.997	0.985
$\mathbf{u}_{R \times \phi,\text{hand}}$	0.995	0.949	0.998	0.995	0.966

Table 3.2: Inner products of each muscle synergy vectors during reaching task (Intra-individual variation)

	Subject A	Subject B	Subject C	Subject D	Subject E
$\mathbf{u}_{R,\text{hand}}$	0.994	0.971	0.997	0.973	0.963
$\mathbf{u}_{\phi,\text{hand}}$	0.995	0.987	0.994	0.991	0.924
$\mathbf{u}_{R \times \phi,\text{hand}}$	0.989	0.959	0.992	0.965	0.892

という性質を持っていた。これは、Mussa-Ivaldi ら [13] や Gomi [12] らが、マニピュランダムを用いた機械的な摂動によって求めた姿勢保持時の手先剛性楕円の性質と共通したものであった。Fig. 3.8 に Mussa-Ivaldi らが機械的な摂動によって求めた 4 人分の被験者の姿勢保持時の手先剛性楕円 (文献 [13] の Fig. 7 より引用) を示す。図中直線は被験者の上肢リンク、楕円が各姿勢での剛性楕円を示す。提案アルゴリズムを用いて EMG 信号から推定した手先剛性と、マニピュランダムによって直接的に推定されたものが類似した特徴を有していることが分かる。この結果は著者の提案する手先剛性の推定アルゴリズムの妥当性を示している。

リーチング運動

全被験者のリーチング運動におけるシナジーベクトルを Fig. 3.9, 3.10 に示す。図中左ブロックが水平方向のリーチング運動における筋シナジーベクトル、右ブロックが鉛直方向のリーチング運動における筋シナジーベクトルである。全被験者の水平方向のリーチング運動における平衡点軌道、手先剛性楕円を Fig. 3.11, 3.12 に、鉛直方向のリーチング運動における平衡点軌道、手先剛性楕円を Fig. 3.13, 3.14 に示す。図中左ブロックが EMG 信号より推定された平衡点軌道のグラフである。ここで、平衡点軌道は手先の運動方向の時間変化のみを示し、水平方向のリーチングでは x 方向、鉛直方向のリーチングでは y 方向のみを描画した。グラフ横軸は時間周期を表す。図中緑線が実際の手先軌道、赤線が EMG 信号より推定された手先平衡点軌道を表す。図中右ブロックが EMG 信号より推定された手先剛性の図である。被験者の手の上に描画された赤色の楕円が EMG 信号より推定された手先剛性楕円を表す。剛性楕円の描画される位置はリーチング開始点と、行程をおよそ 6 分割した点、およびリーチング終了点である。

全被験者の各リーチング方向の筋シナジーベクトルの内積を Table 3.2 に示す。被験者によらず、各方向における \mathbf{u}_R , \mathbf{u}_ϕ の内積は全ての被験者でおおむね 1.0 となった。このことは、各被験者は運動の方向に寄らず、共通の筋シナジーを用いてリーチング運動を行っていることを示している。また、各被験者の筋シナジーベクトルの平均について全被験者間で内積をとると、 $\mathbf{u}_{R,\text{hand}}$ の内積が 0.975 ± 0.020 , $\mathbf{u}_{\phi,\text{hand}}$ の内積が 0.982 ± 0.017 , $\mathbf{u}_{R \times \phi,\text{hand}}$ の内積が 0.959 ± 0.028 とどれも 1.0 に近い値となった。つまり、リーチング運動における筋シナジーは、運動の方向や被験者によらず共通であったことを示している。また、各筋シナジーベクトルのエラーバーは Fig. 3.9, 3.10 に示されたように、要素の大きさに比べて小さく、筋シナジーはリーチング中ほぼ一定であったといえる。この結果は全てのリーチ

ング方向と被験者で共通であった。

手先剛性に着目すると、全ての被験者において、

1. 水平方向のリーチングでは剛性楕円の主軸方向が右肩の方を向く。
2. 水平方向のリーチングの開始・終了点付近では剛性が高く、中点では剛性が低くなる。
3. 鉛直方向のリーチングでは手先が身体に近づくにつれて剛性楕円が太短くなり、主軸方向が反時計回りに回転する

というおおむね共通した傾向が見られた。また、平衡点軌道に着目すると、水平方向、鉛直方向のリーチングで共に手先の運動が開始する直前に手先平衡点位置が移動し、運動の目標位置をオーバーシュートしてから揺り戻し、最終的に目標位置に収束するという傾向が見られた。ここで求めた平衡点軌道、手先剛性は準静的な状態での筋骨格系の力のつりあいから導かれた神経-筋系への“入力”であり、マニピュランダムによって推定される実際の平衡点軌道、手先剛性は入力に対する筋骨格系の動的な要素を介した“出力”であるため、両者は厳密には異なるが、おおむね共通した傾向を持つことが予想される。EMG 信号から求めた平衡点軌道、手先剛性についての傾向は、先行研究においてシミュレーションで推定されたものや、マニピュランダムによって機械的な摂動を与えることで直接的に推定された平衡点軌道、手先剛性の傾向と類似している [58], [12]。このことから、提案した平衡点軌道・末端剛性の推定アルゴリズムは妥当なものであると考えられる。

Posture maintenance

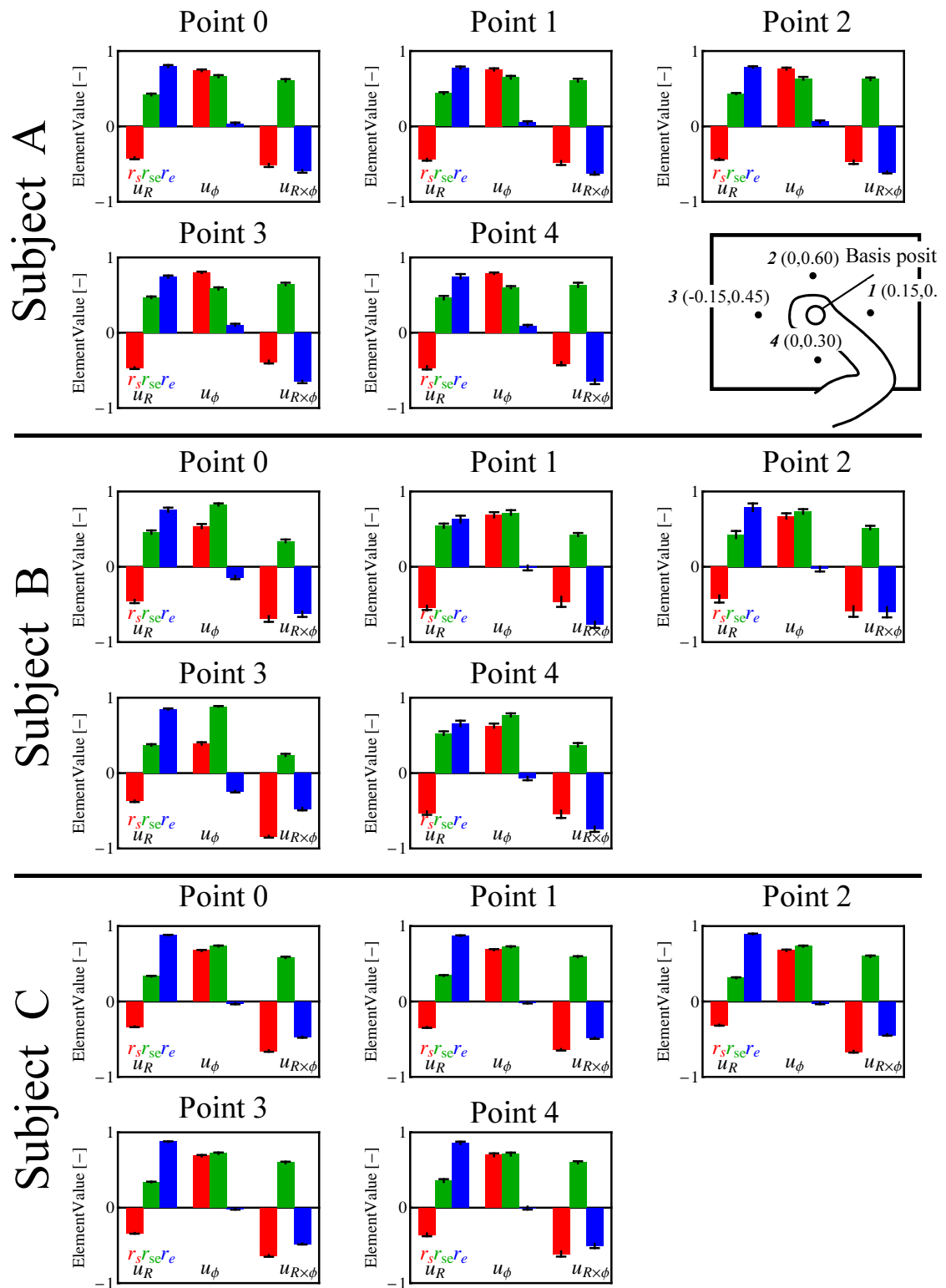


Fig. 3.5: Muscle synergy vectors during posture maintenance of subject A~C. The left group of three bars in each chart represents the radial directional muscle synergy vector \mathbf{u}_R , the central group represents the angular directional muscle synergy vector \mathbf{u}_ϕ , and the right group represents the null directional muscle synergy vector $\mathbf{u}_{R \times \phi}$. Each bar indicates the contribution for each AA ratio.

Posture maintenance

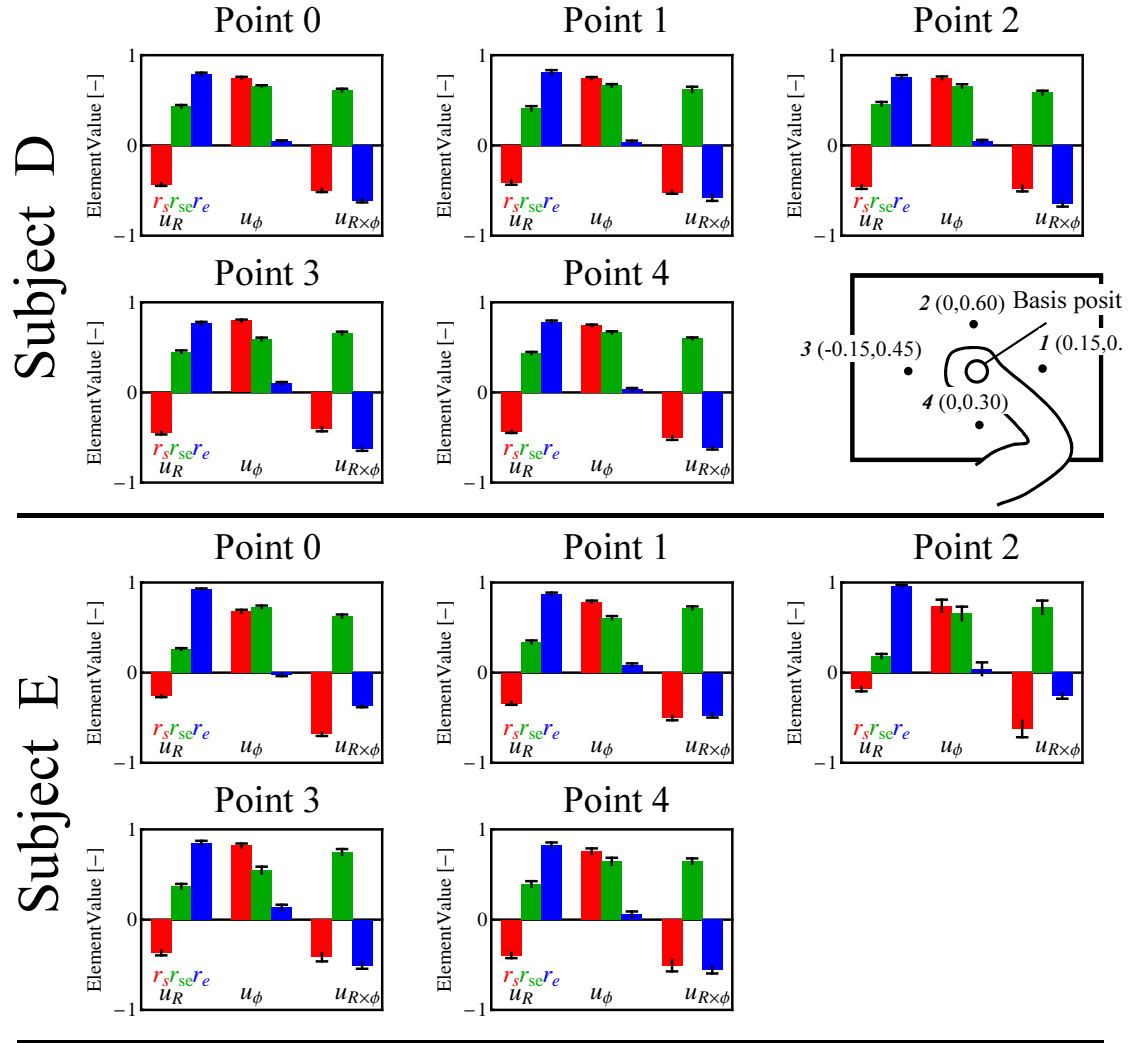
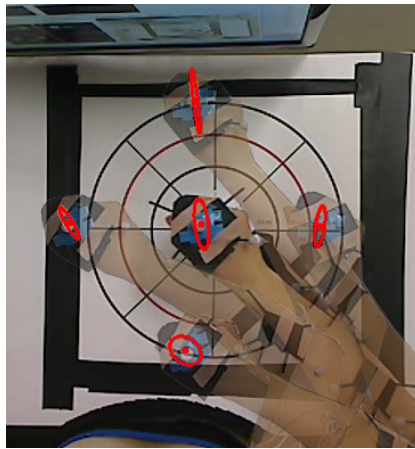


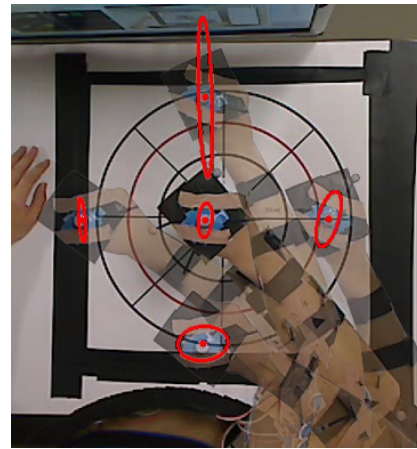
Fig. 3.6: Muscle synergy vectors during posture maintenance of subject D~E. The left group of three bars in each chart represents the radial directional muscle synergy vector \mathbf{u}_R , the central group represents the angular directional muscle synergy vector \mathbf{u}_ϕ , and the right group represents the null directional muscle synergy vector $\mathbf{u}_{R \times \phi}$. Each bar indicates the contribution for each AA ratio.

Posture maintenance

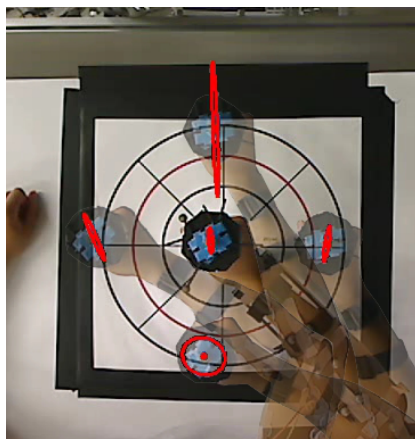
Subject A



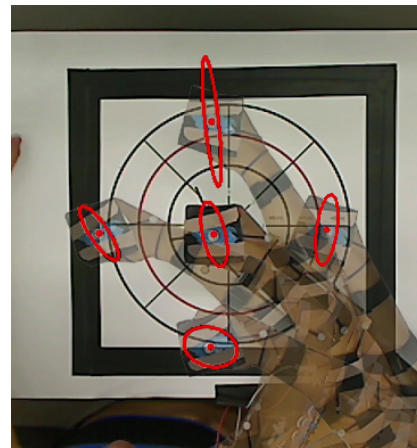
Subject B



Subject C



Subject D



Subject E

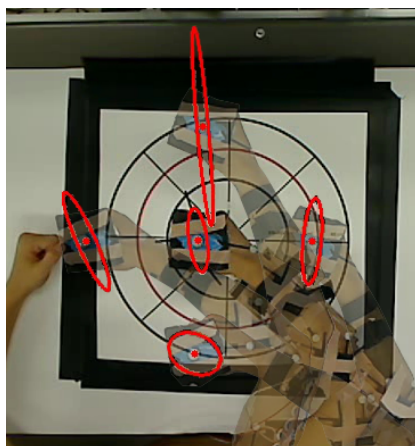


Fig. 3.7: Endpoint stiffness estimated from EMG signals during posture maintenance. Red ellipse represents stiffness ellipse. Endpoint stiffness ellipse become elongated at distant point, and that major axis laid along to shoulder joint.

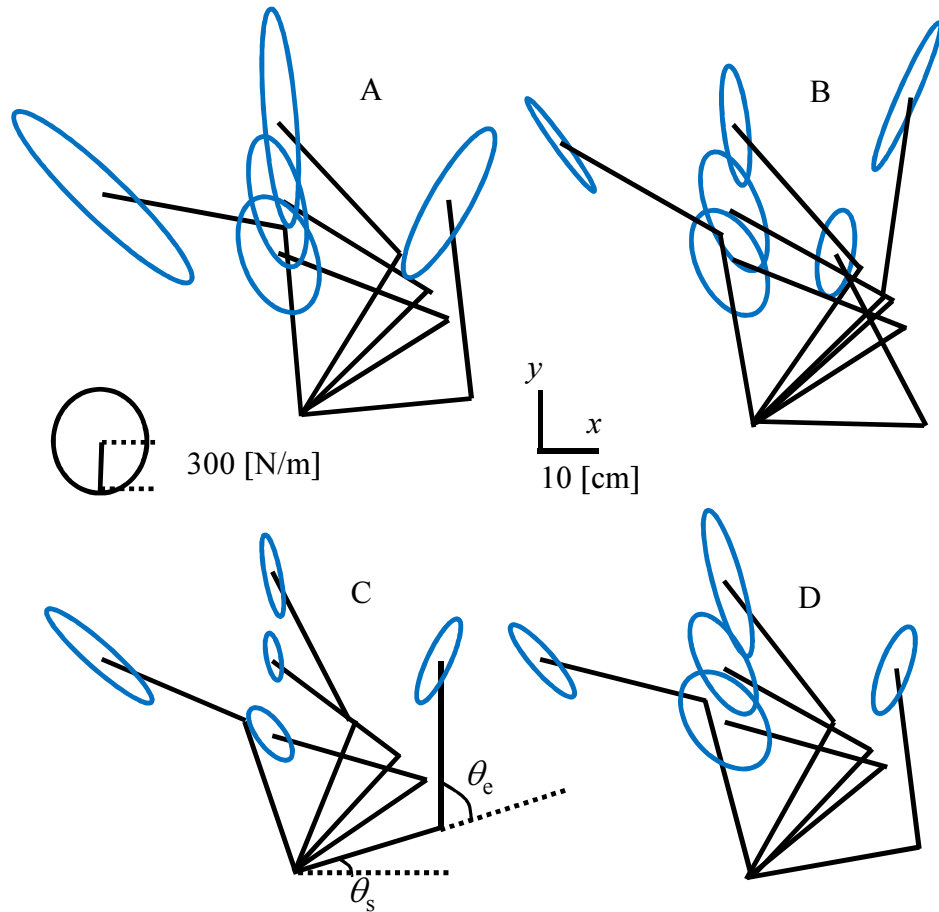


Fig. 3.8: Endpoint stiffness estimated from mechanical perturbation during posture-maintenance task (cited from reference [13] Fig. 7)

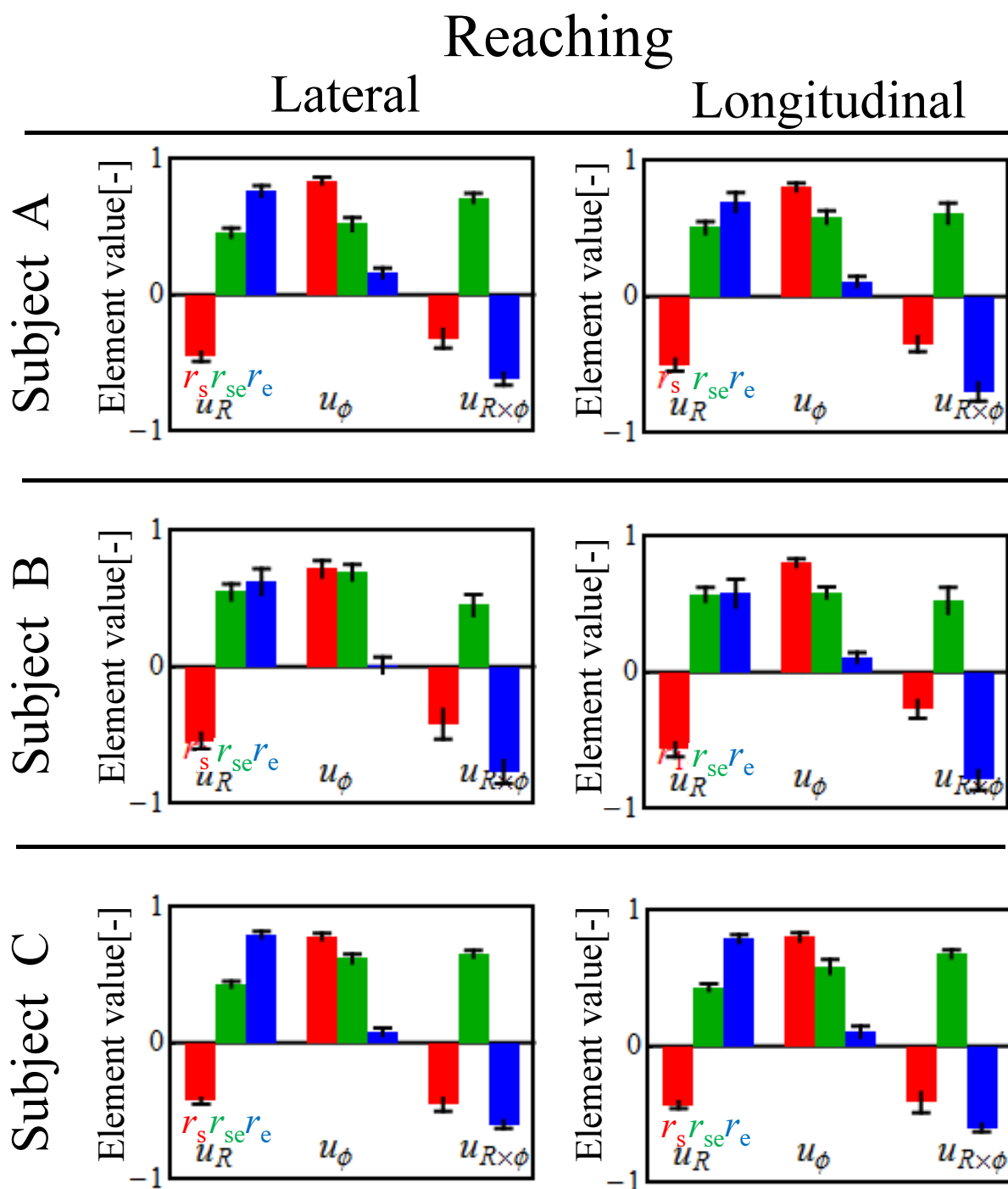
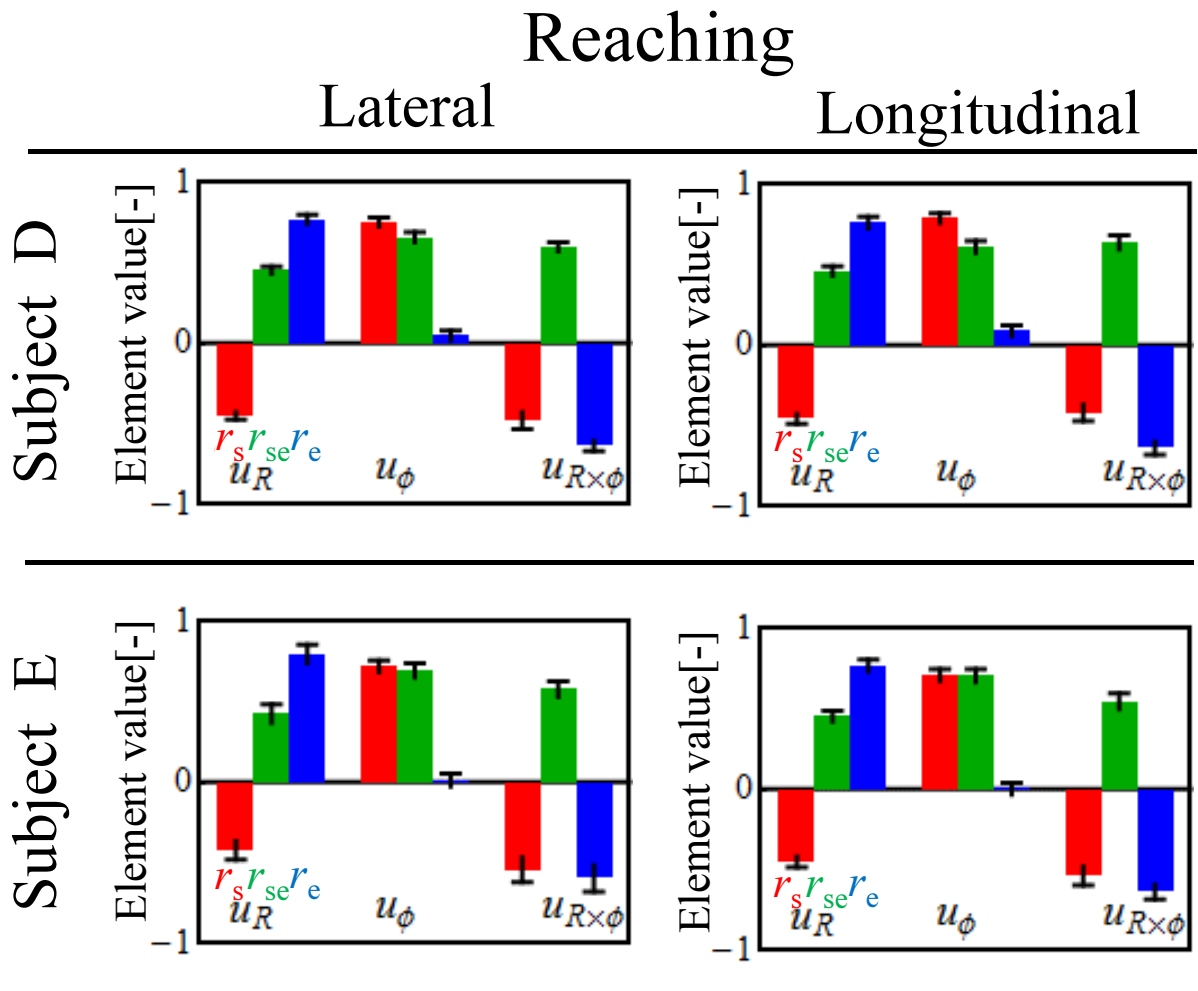


Fig. 3.9: Muscle synergy vectors during lateral and longitudinal reaching movements of subject A~C. The left group of three bars in each chart represents the radial directional muscle synergy vector u_R , the central group represents the angular directional muscle synergy vector u_ϕ , and the right group represents the null directional muscle synergy vector $u_{R \times \phi}$. Each bar indicates the contribution for each AA ratio.



Lateral

EP trajectory

Endpoint stiffness

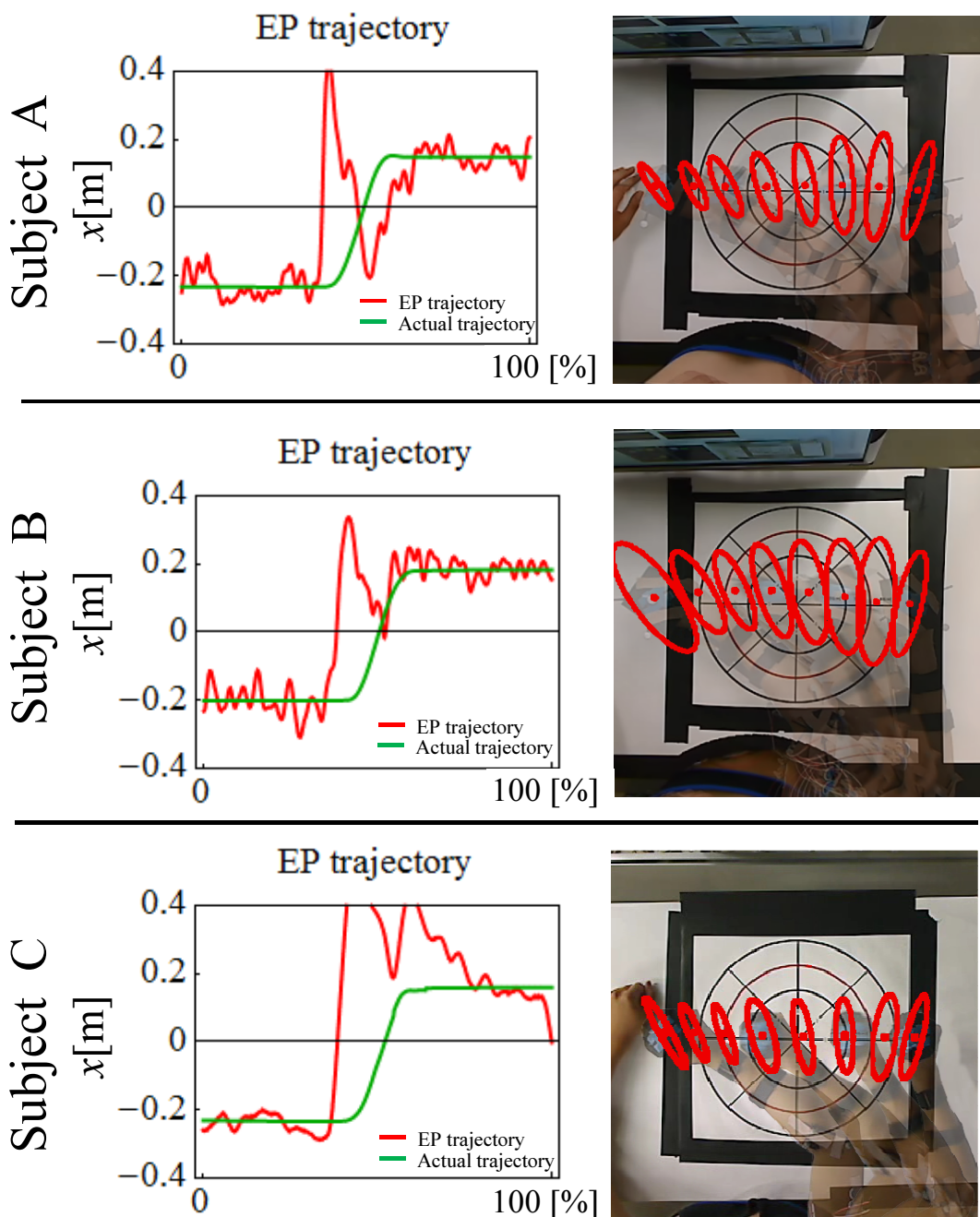


Fig. 3.11: EP trajectory (left figures) and endpoint stiffness (right figures) during lateral reaching movements of subject A~C. Red lines in left figures represents EP trajectory and green lines represents actual hand trajectory. Red ellipse in right figures represents stiffness ellipse.

Lateral

EP trajectory

Endpoint stiffness

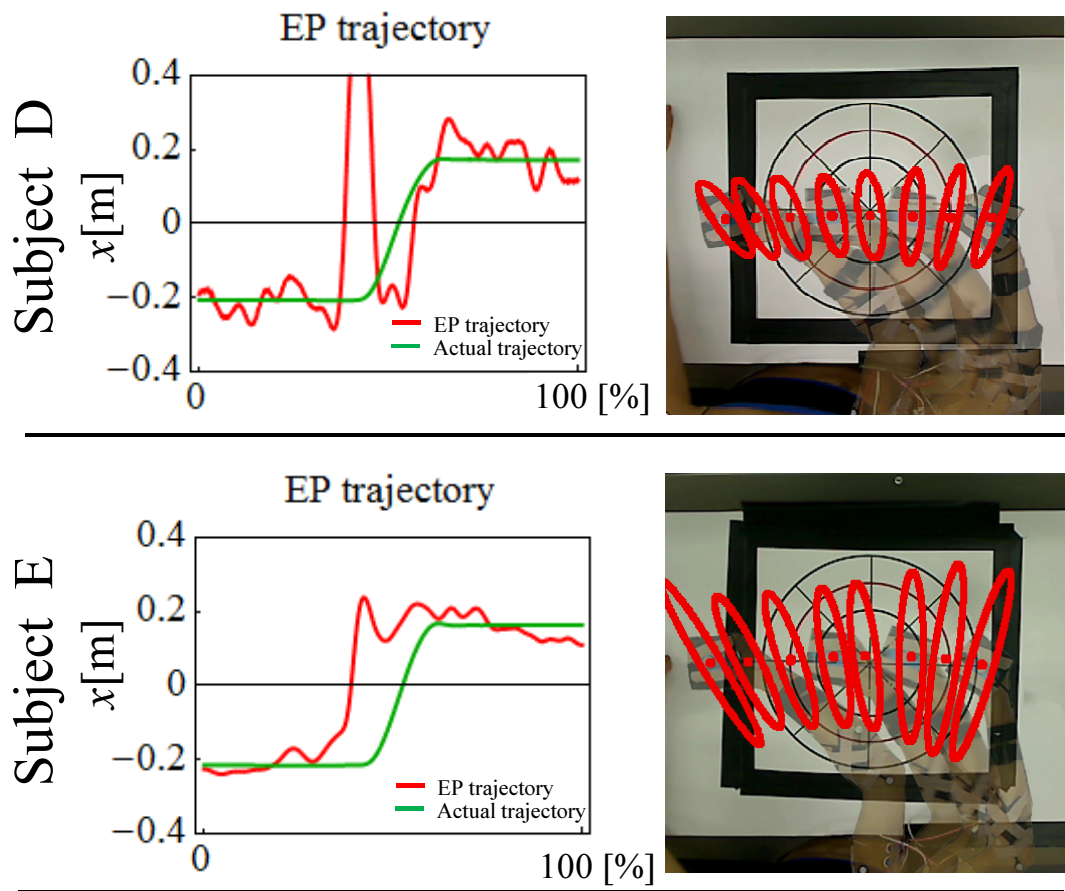


Fig. 3.12: EP trajectory (left figures) and endpoint stiffness (right figures) during lateral reaching movements of subject D~E. Red lines in left figures represents EP trajectory and green lines represents actual hand trajectory. Red ellipse in right figures represents stiffness ellipse.

Longitudinal

EP trajectory
Endpoint stiffness

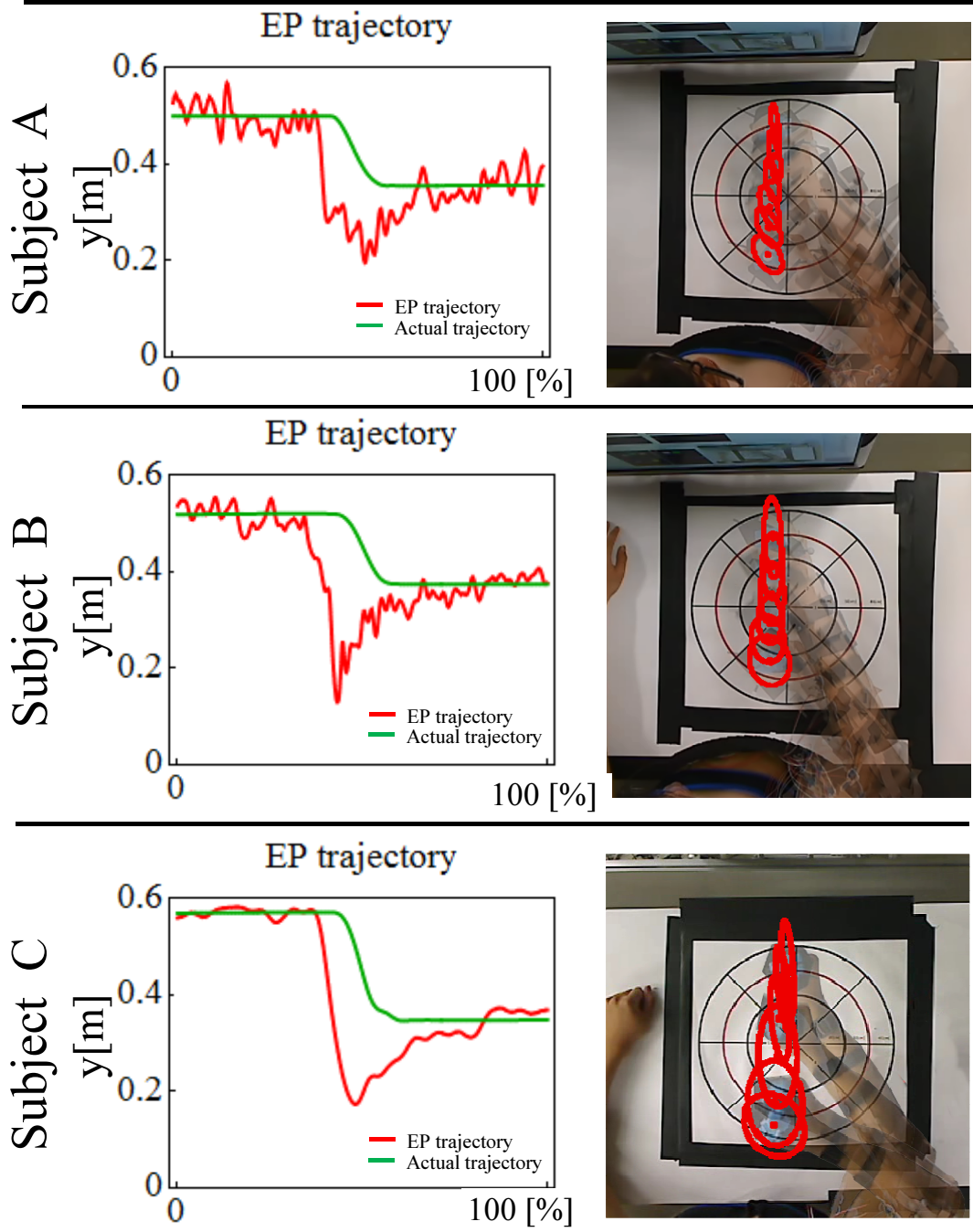


Fig. 3.13: EP trajectory and endpoint stiffness during longitudinal reaching movements (Direction 2) of subject A~C. Red lines in left figures represents EP trajectory and green lines represents actual hand trajectory. Red ellipse in right figures represents stiffness ellipse.

Longitudinal

EP trajectory

Endpoint stiffness

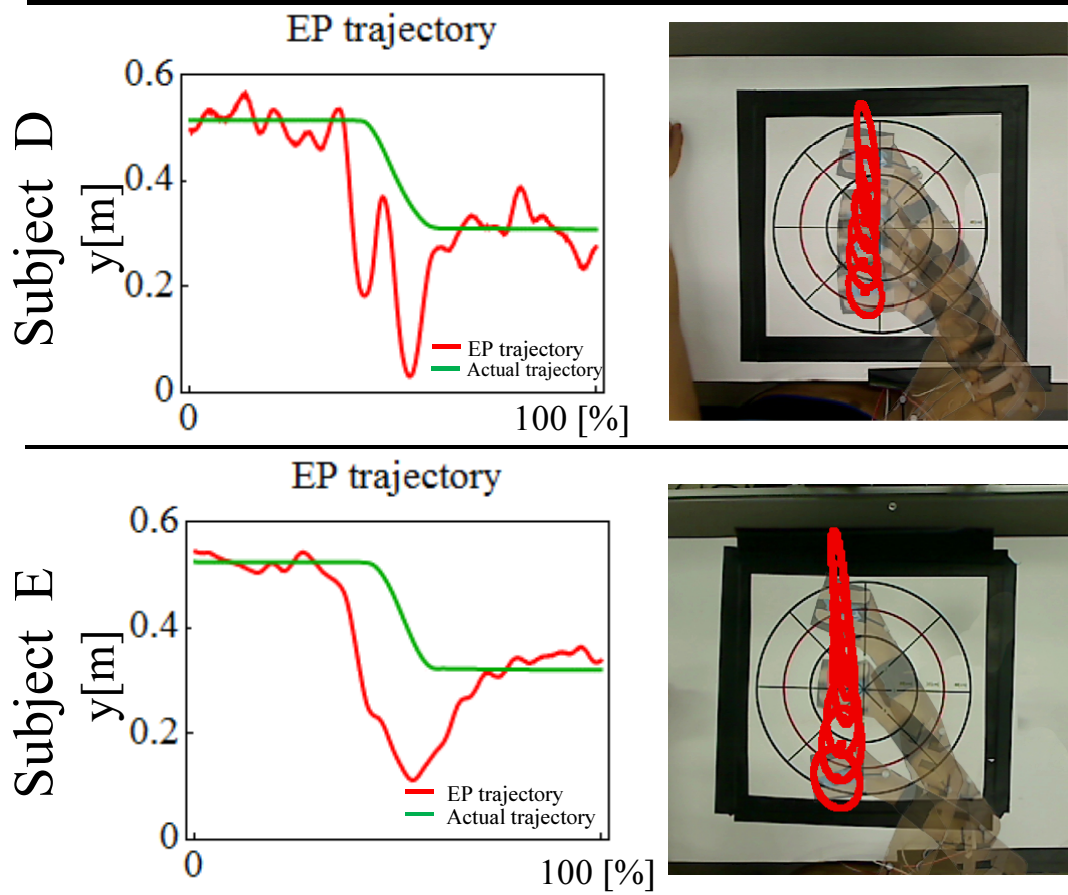


Fig. 3.14: EP trajectory and endpoint stiffness during longitudinal reaching movements (Direction 2) of subject D~E. Red lines in left figures represents EP trajectory and green lines represents actual hand trajectory. Red ellipse in right figures represents stiffness ellipse.

3.3 可視化システムを用いた手先往復運動におけるヒトの運動制御戦略の考察

平衡点軌道, 手先剛性の推定アルゴリズムの妥当性が検証された上で, 次に筋シナジー・平衡点軌道・手先剛性の可視化システムから得られる情報を用いて, ヒトの手先往復運動の運動制御戦略についての考察を行う。

3.3.1 実験手順

被験者は姿勢保持, リーチングの計測を行ったものに1名の被験者(被験者F: 男性, 24才, 右利き)を加えた6名の被験者である。姿勢保持, リーチングの計測と同様に, 肩と同じ高さの平な台上を自由に運動する台車の上に被験者の前腕を固定し, 両肩はハーネスで椅子に固定された。また, 手先にはレーザーポインタを鉛直下向きに取り付け, レーザーポインタの照射位置によって被験者が手先位置を視認できるようにした。右肩の0.45[m]前方を基準位置(点0)とした。被験者には, 点0から左0.15[m]の点 α と点0から右0.15[m]の点 β との間の幅0.30[m]を結ぶ直線上で手先を周期4.0[s]で連続的に往復させ続けるように指示した。台上には, タスクの目標点を示した紙を置き, 被験者にタスクの開始, 終了の目標位置を指示した。この際に, 各点を通過するタイミングなどの行程の途中の運動については指示していない。往復運動の周期については, 1秒間に1回メトロノームの音を鳴らすことで, 被験者自身に音が4回鳴るのに合わせて1往復の運動を行ってもらうことで決定した。

計測の対象とした手先往復運動は, 前節の水平方向のリーチング運動と手先の軌道は似たものとなる。しかし, リーチング運動とは異なり, 手先は直線の端点で静止せず, すぐさまもう一方の端点に向かって移動する必要がある。それ故に上肢の慣性などの影響が大きく現れるため, 運動を実現するためにはダイナミクスを考慮した平衡点軌道と手先剛性の制御を行う必要がある。

手先往復運動を行う際には, リーチング運動と異なり運動が静止しないため, ゲイン係数 k_R, k_ϕ , 基準位置 R_0, ϕ_0 のパラメータ推定に **Eq. 3.1~3.6** のように静止位置での手先位置, 筋シナジー活動係数を用いることが出来ない。そのため, これらのパラメータ推定の際には実際の手先動作範囲の肩を中心とする極座標系における動径・偏角方向の最大値と最小値がそれぞれ筋シナジー活動係数から推定される平衡点位置の最大値と最小値に一致している, つまり以下の式が成り立つとした。

$$R_{\text{hand}}^{\max} = R_{\text{EP,hand}}^{\max} = R_{0,\text{hand}} + k_R w_{R,\text{hand}}^{\max} \quad (3.7)$$

$$R_{\text{hand}}^{\min} = R_{\text{EP,hand}}^{\min} = R_{0,\text{hand}} + k_R w_{R,\text{hand}}^{\min} \quad (3.8)$$

$$\phi_{\text{hand}}^{\max} = \phi_{\text{EP,hand}}^{\max} = \phi_{0,\text{hand}} + k_\phi w_{\phi,\text{hand}}^{\max} \quad (3.9)$$

$$\phi_{\text{hand}}^{\min} = \phi_{\text{EP,hand}}^{\min} = \phi_{0,\text{hand}} + k_\phi w_{\phi,\text{hand}}^{\min} \quad (3.10)$$

ここで, $R_{\text{hand}}^{\max}, R_{\text{hand}}^{\min}, \phi_{\text{hand}}^{\max}, \phi_{\text{hand}}^{\min}$ は, それぞれ運動計測時の手先動作範囲の動径・偏角方向の最大値・最小値である。 $w_{R,\text{hand}}^{\max}, w_{R,\text{hand}}^{\min}, w_{\phi,\text{hand}}^{\max}, w_{\phi,\text{hand}}^{\min}$ はそれぞれ動径・偏角方向の筋シナジー活動係数の最大値・最小値である。この仮定の下, 手先平衡点位置 $R_{\text{EP}}, \phi_{\text{EP}}$ を筋シナジー活動係数と手先動作範囲から以下の式で算出する。

$$R_{\text{EP,hand}} = k_R w_{R,\text{hand}} + R_{0,\text{hand}} = \frac{R_{\text{hand}}^{\max} - R_{\text{hand}}^{\min}}{w_{R,\text{hand}}^{\max} - w_{R,\text{hand}}^{\min}} (w_{R,\text{hand}} - w_{R,\text{hand}}^{\min}) + R_{\text{hand}}^{\min} \quad (3.11)$$

$$\phi_{\text{EP,hand}} = k_\phi w_{\phi,\text{hand}} + \phi_{0,\text{hand}} = \frac{\phi_{\text{hand}}^{\max} - \phi_{\text{hand}}^{\min}}{w_{\phi,\text{hand}}^{\max} - w_{\phi,\text{hand}}^{\min}} (w_{\phi,\text{hand}} - w_{\phi,\text{hand}}^{\min}) + \phi_{\text{hand}}^{\min} \quad (3.12)$$

$$(3.13)$$

Reciprocal movement

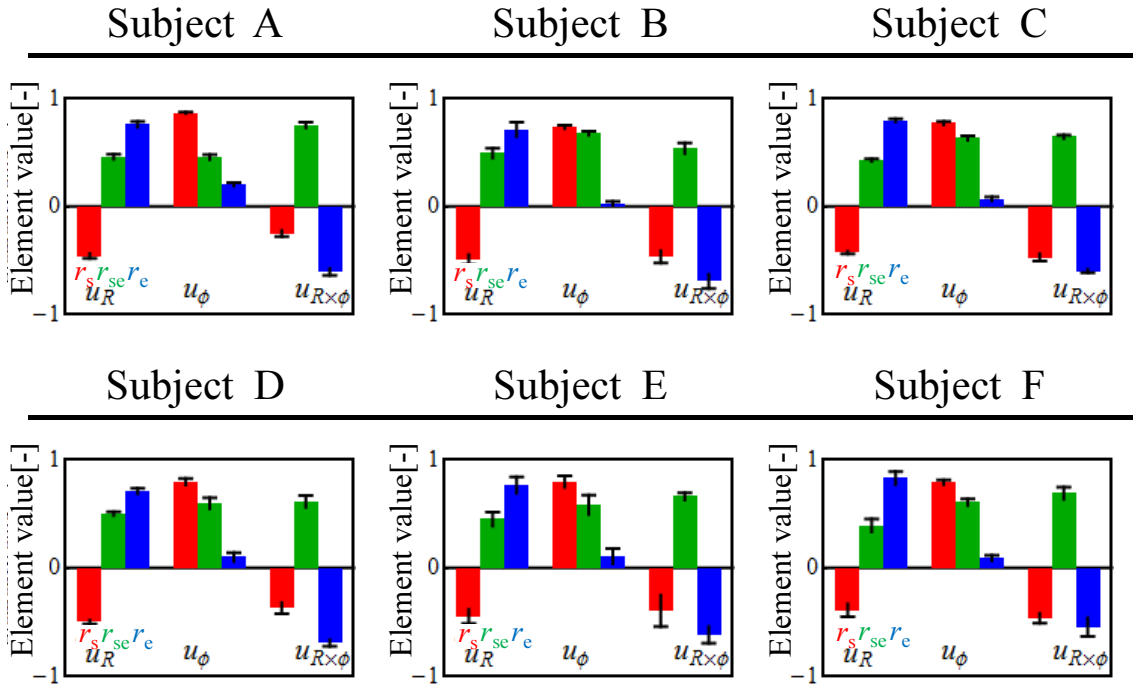


Fig. 3.15: Muscle synergy vectors during reciprocal movements of subject A~F. The left group of three bars in each chart represents the radial directional muscle synergy vector \mathbf{u}_R , the central group represents the angular directional muscle synergy vector \mathbf{u}_ϕ , and the right group represents the null directional muscle synergy vector $\mathbf{u}_{R \times \phi}$.

Table 3.3: Inner products of each muscle synergy vectors during reciprocal movement (Intra-individual variation).

	Subject A	Subject B	Subject C	Subject D	Subject E
$\mathbf{u}_{R, \text{hand}}$	0.994 ± 0.003	0.977 ± 0.005	0.995 ± 0.002	0.976 ± 0.013	0.976 ± 0.011
$\mathbf{u}_{\phi, \text{hand}}$	0.991 ± 0.005	0.990 ± 0.005	0.993 ± 0.002	0.982 ± 0.008	0.958 ± 0.031
$\mathbf{u}_{R \times \phi, \text{hand}}$	0.985 ± 0.008	0.968 ± 0.009	0.989 ± 0.003	0.960 ± 0.016	0.937 ± 0.040

3.3.2 実験結果・考察

全被験者分の往復運動における筋シナジーベクトルを **Fig. 3.15** に示す。全被験者分の往復運動中の途中の1周期を切り出した平衡点軌跡，手先剛性楕円を **Fig. 3.16, 3.17** に示す。被験者の手の上に描画されている赤い楕円が剛性楕円を表す。剛性楕円の描画される位置は各方向の運動の行程の1/6ずつの点である。青い二重円が平衡点の位置を表す。これらの平衡点軌道と剛性楕円はリアルタイムで計算されたものであり，被験者に提示された画面に等しい。

手先の往復運動で得られた筋シナジーベクトルは，前節の姿勢保持，リーチング運動で得られた筋シナジーと類似したものであった。本論文で行った3つのタスク間での，各被験者の筋シナジーベクトルの内積と標準偏差を **Table 3.3** に示す。内積は全ての被験者でほぼ1.0となった。このことは，ヒトは水平面内の上肢の運動において，タスクによらず共通の筋シナジーを用いていることを示唆している。また，全被験者において手先の往復運動中の筋シナジーのエラーバーは小さく，**Eq. 2.21**~

2.23 より、筋シナジーベクトルは時変の筋拮抗和のみによって定義される量であるにも関わらず、筋シナジーベクトルは一定であったといえる。

往復運動における手先の運動については、被験者間でほとんど差が現れなかったが、平衡点軌道は被験者間で異なっており、大きく分けて2つのタイプが見られた。被験者 A~C, E の手先平衡点は、もう一方の端点へ向かって切り返す運動の開始時に行程の中心付近まで移動し、手先位置が平衡点位置に追いつくまでしばらく待機してから、最後に終点に向かうような、中心でいったん留まりつつも真っ直ぐに次の目標点に向かうような振舞いをしていた (Type 1)。それに対して被験者 D, F の手先平衡点軌道は、もう一方の端点へ向かって切り返す運動の開始時に急に終点に向かって移動し、直後に行程の中心付近に折り返し、最終的に再び終点に向かうような振舞いをしていた (Type 2)。それぞれのタイプについて手先剛性を比較すると、両タイプの被験者ともに、水平面内のリーチングの際と同様の、切り返し点付近では剛性が高まり、行程の midpoint では剛性が減少するような共通の傾向が見られた。しかし、被験者 C を除く Type 1 の被験者は、描画された剛性楕円の大きさが Type 2 の被験者のものよりも大きくなる傾向が見られた。描画される剛性楕円の大きさは被験者の脱力時の剛性楕円の面積で正規化している。被験者によって脱力時の手先剛性の大きさが異なっているため、単純に Type 1 の被験者の手先剛性が Type 2 の被験者の手先剛性より大きいとはいえないが、Type 1 の被験者は、手先の剛性を比較的大きくすることで外乱に対する安定性を高めて、運動を慎重に行おうとしていたことが予測される。その他、本研究では考慮していないが、剛性のみならず手先の粘性も運動制御には重要な要素となる。したがって被験者 C は他の被験者と手先の粘性の制御の仕方が異なっていた可能性がある。

手先往復運動の平衡点軌道、手先剛性に2つの異なるタイプが見られた原因としては、被験者がどのような意識で運動を行っていたかの違いによると考えられる。本タスクを行う際に、被験者には1秒間に1回メトロノームで音を鳴らすことで、4回音が鳴る間に手先を1往復させてもらうように指示し、その中間については特に何も指示しなかった。そのため、Type 1 の被験者は、①点 α → 点 0, ②点 0 → 点 β , ③点 β → 点 0, ④点 0 → 点 α のように、1秒ごとの4つの短い区間に1往復の行程を区切るような意識で運動を行っていたのではないかと考えられる。対して Type 2 の被験者は、①点 α → 点 β , ②点 β → 点 α のように、2秒ごとに端点から端点へのリーチング運動を行うような意識で1往復の行程を区切っていたのではないかと考えられる。このように、筋シナジー、平衡点軌道、手先剛性の可視化を行うことで、ヒトの運動戦略について筋協調の観点から考察を行うことが出来る。

可視化システムの運動トレーニングへの応用の可能性

現在の運動のトレーニングなどは、例えばゴルフの場合だと見本となるスイングといったような、目標とする運動の外観を目視で確認する、または指導者に指示してもらうことで行われる。しかし、本実験の手先の往復運動の例で示したように、極めて運動の外観が単純な運動であってもその運動を実現する制御戦略は被験者がどのような意識を向けて運動を行うかによって異なる可能性が示唆される。本実験のような単純なタスクの場合は、2つのタイプのうちどちらの平衡点軌道・手先剛性の制御戦略を採用した場合でも運動の外観にそれほど差は生じなかったが、習熟に時間がかかるような複雑なタスクを行う場合は、どのような平衡点軌道・剛性の制御戦略を採るかによって習熟の速さなどに違いが生じる可能性がある。実際に、不安定な力場内で手先のリーチング運動を行う場合、タスクを初めて行った際は力場に適応できずに手先の軌道は不安定となるが、力場に適応するに従って、不安定な方向の剛性を高めることで手先の運動を安定させていることが知られている [15, 16]。また、著者の所属する研究室にて行われた先行研究において、高速での手先の渦巻き運動を行った際、運動を初めて行った際と、十分に訓練を行った後では平衡点軌道の制御戦略が変化することが分かっている。また、その際の手先の平衡点軌道は、実際の渦巻きとは逆向きの渦巻きとなるという直感とは異

なる結果となった [24]. つまり, 手先剛性や平衡点軌道は本来随意的に制御されない変数であるが, 運動スキルを習得するためにはタスクに適応して制御が行われる必要がある.

本研究で開発した可視化システムは筋シナジー, 平衡点軌道, 手先剛性のリアルタイムでの可視化を行っている. したがって本システムは, 本来意識されない手先剛性や平衡点軌道について, 見本となる熟練者の手先剛性や平衡点軌道を表示することで, 被験者の運動についての意識を適切な方向に向けさせるようなバイオフィードバック運動トレーニングへの応用が期待できる.

Reciprocal movement

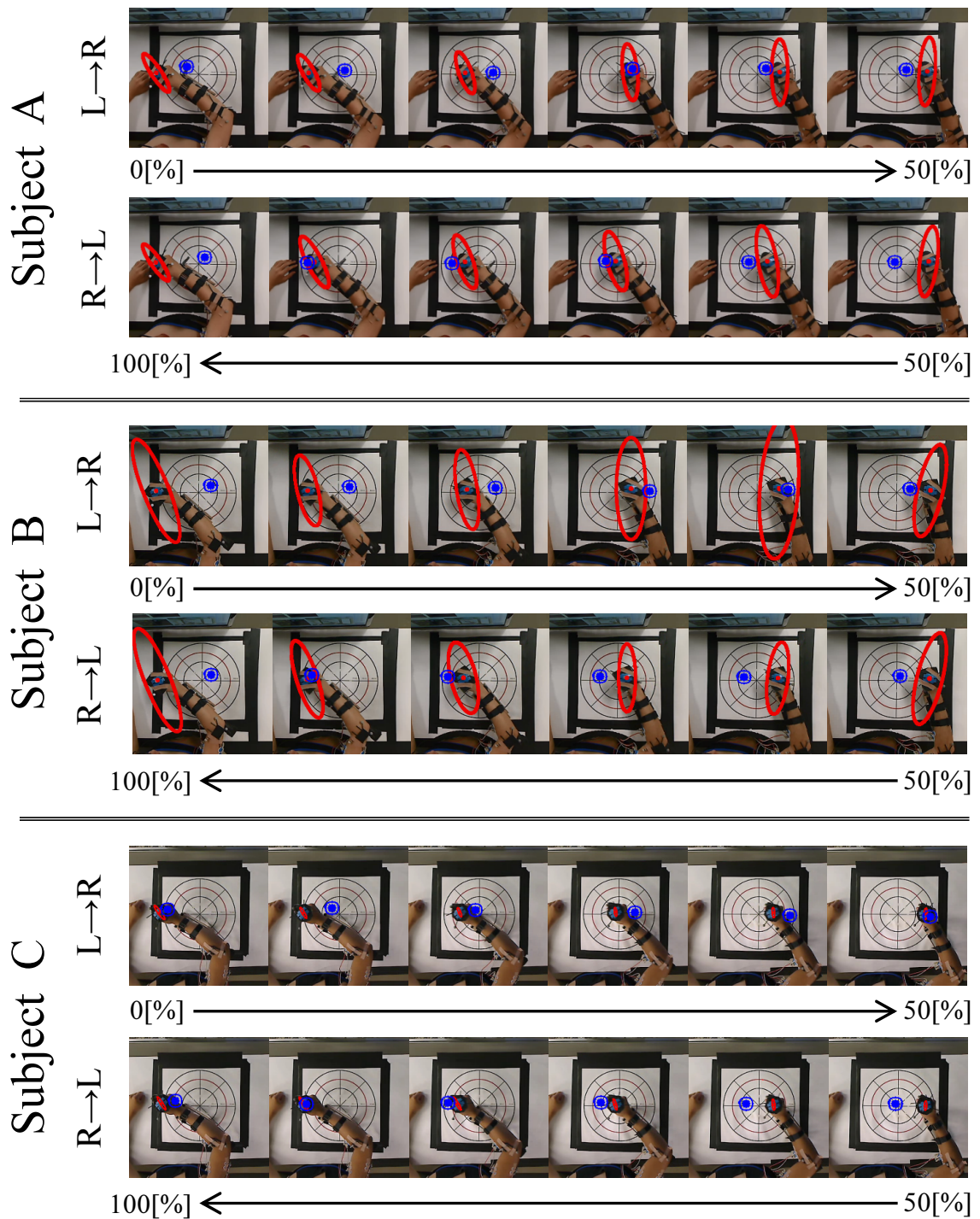


Fig. 3.16: EP trajectory and endpoint stiffness during reciprocal movements of subject A~C. Upper blocks represent left to right hand movement and bottom blocks represent right to left hand movement. Blue double circle represents position of the EP and red ellipse represents stiffness ellipse.

Reciprocal movement

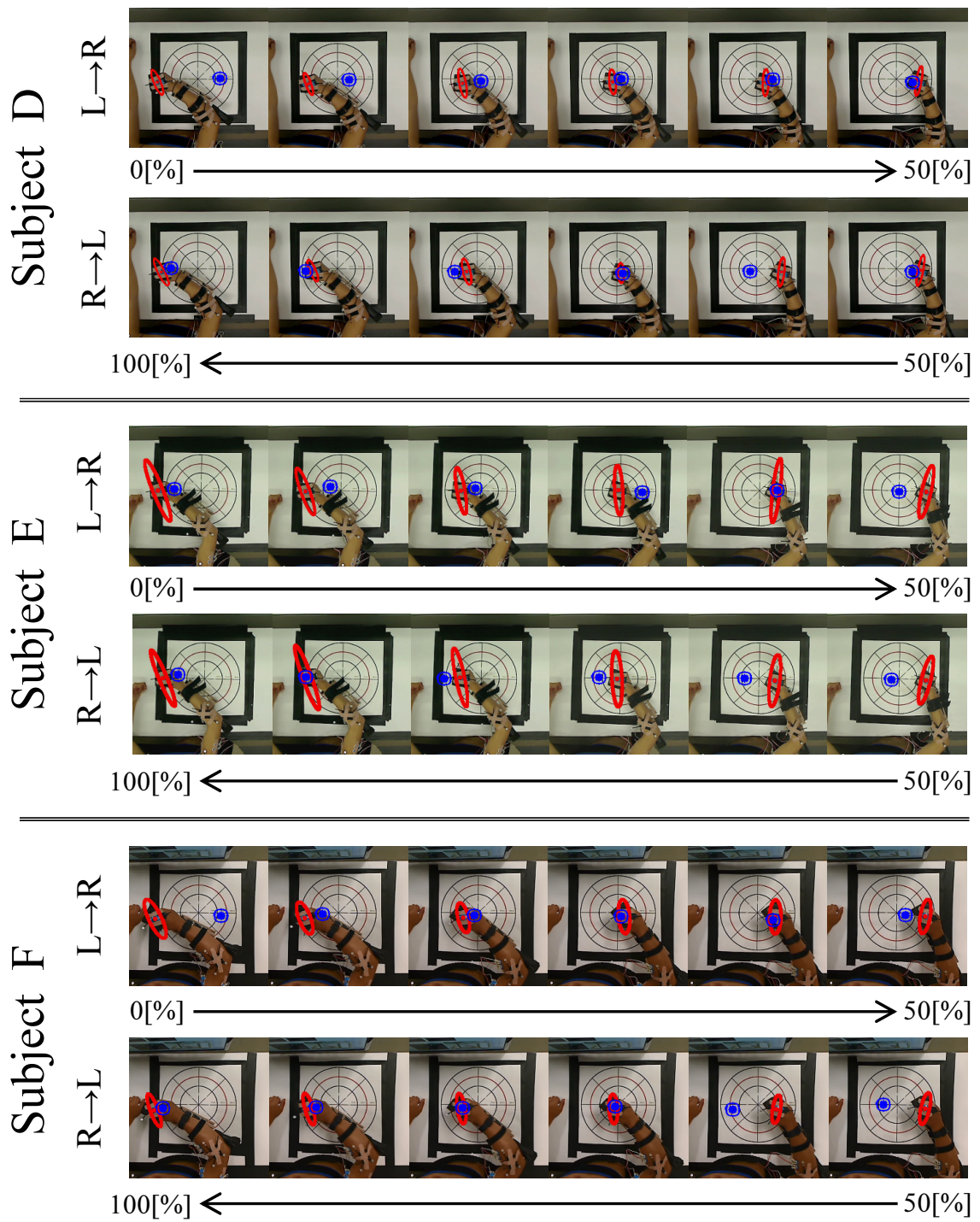


Fig. 3.17: EP trajectory and endpoint stiffness during reciprocal movements of subject D~F. Upper blocks represent left to right hand movement and bottom blocks represent right to left hand movement. Blue double circle represents position of the EP and red ellipse represents stiffness ellipse.

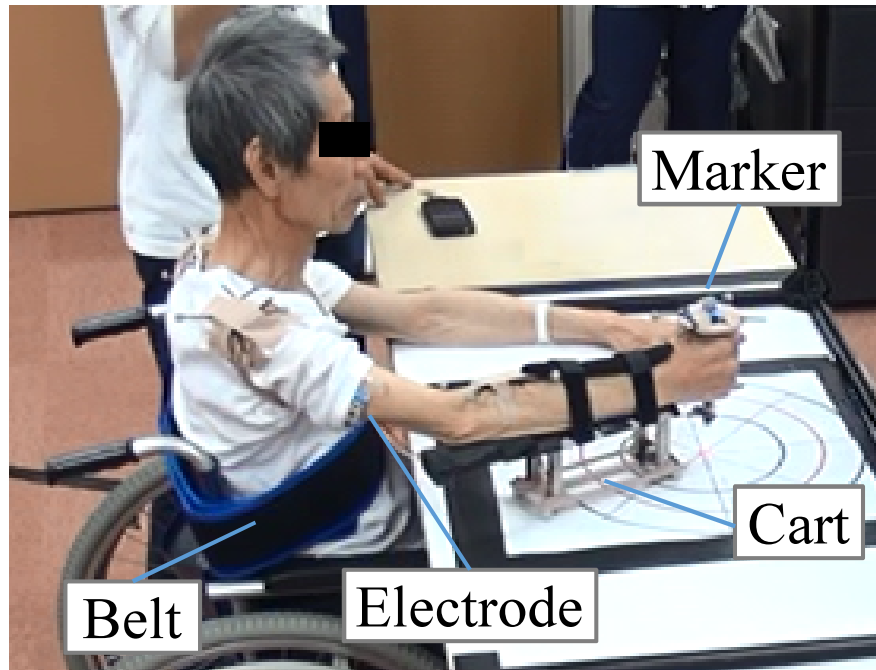


Fig. 3.18: Experimental setup for post-stroke subject.

3.4 片麻痺患者のリハビリテーションへの可視化システムの応用可能性の検証

3.4.1 実験手順

被験者

1名の健常被験者（被験者G: 男性, 61才, 右利き）と1名の片麻痺患者（被験者H: 男性, 74才, 右利き, 脳卒中による軽～中度の右側の片麻痺）が実験にボランティアで協力した。実験の手順は、大阪大学基礎工学研究科倫理委員会と千里中央病院による承認を受けており、被験者から同意を得ている。片麻痺患者の被験者はリハビリ前と、2.5ヶ月のリハビリを行った後の退院直前と2回の計測を行った。運動障害を持つ患者が日常動作をどれほど行えるかを評価するのに広く用いられている機能的自立度 (Functional independence measure: FIM) スコア [59] は、被験者Hのリハビリ前で44/126点、リハビリ後で67/126点であった。実験は大阪大学基礎工学研究科倫理委員会に承認された手続きに則って行われた。被験者の上肢は、重力を補償し、かつ運動を水平面に制限するため、肩の高さと同じになるように高さを調整した水平な台上を自由に運動する台車の上に前腕を固定した。また両肩はハーネスで椅子に固定された。上肢を2リンク構造とみなすため、手首の関節も台車に固定され、前腕と手が一体となるようにした。また、手先にはレーザーポインタを鉛直下向きに取り付けた。運動の開始位置と終了位置を記し、レーザーポインタの照射位置によって被験者が手先位置を視認できるようにした。被験者は2方向への水平面内におけるリーチング運動と円運動とを行った。手先の基準位置は右肩の0.45[m]前方である(点0)。リーチング運動では被験者は直交する方向(中心から左側, 中心から手前方向, それぞれ方向1, 方向2と定義する)へ手先を1.0[s]で動かすように指示した。リーチングの距離は健常被験者で0.15[m], 片麻痺患者で0.10[m]であった。水平面内の円運動では、基準位置を中心とする半径0.10[m]の円上をゆっくりな速度で反時計回りの円運動を行うように指示した(健常者では周期3[s], リハビリ前の片麻痺患者では周期4.5-6[s], リハビリ後では3-4.5[s])。

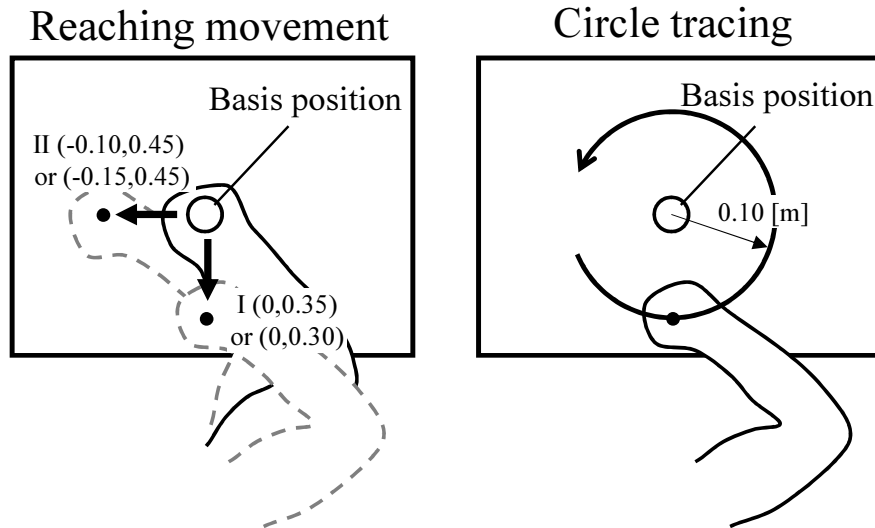


Fig. 3.19: Schematic illustration of experimental procedure for post-stroke subject.

3.4.2 実験結果・考察

リーチング運動の実験結果

健常被験者と片麻痺患者のリーチング運動における筋シナジーを Fig. 3.20 に示す。に示す。左のグループは動径方向のシナジーベクトル \mathbf{u}_R ，中央のグループは偏角方向のシナジーベクトル \mathbf{u}_{ϕ} ，右のグループは Null 方向のシナジーベクトル $\mathbf{u}_{R \times \phi}$ であり，各棒グラフは r_s から r_e までの筋拮抗比への寄与を示す。ここで図中の左の列は健常者の結果，中列は片麻痺患者のリハビリ前の結果，右列は片麻痺患者のリハビリ後の結果である，これは他の図においても同様である。リーチング運動中の平衡点軌跡を Fig. 3.21 に示す。赤い実線が平衡点軌道を表す。また，リーチング運動中の手先剛性楕円を Fig. 3.22 に示す。被験者の手の上に描画されている赤い楕円が剛性楕円を現す。剛性楕円の描画される位置はリーチング開始点，行程の 1/4, 1/2, 3/4, およびリーチング終了点である。

次に健常被験者の末端剛性について検討する。水平方向のリーチング（方向 1）では，剛性楕円の主軸歩行

健常被験者，片麻痺患者のリハビリ前，リハビリ後のそれぞれについて，方向 1，方向 2 の \mathbf{u}_R どうし， \mathbf{v}_ϕ どうしの内積はおよそ 1.0 となった (Fig. 3.20)。このことは，各被験者が運動の方向が異なるにもかかわらず，同一の筋協調のパターンを用いていたことを示している。しかしながら，健常被験者，リハビリ前の片麻痺患者間ではこれらの筋シナジーは異なっている。ベクトル間の内積は， \mathbf{u}_R どうしで 0.958， \mathbf{u}_ϕ どうしで 0.847， $\mathbf{u}_{R \times \phi}$ で 0.791 であった。偏角方向の運動に寄与する筋シナジーと，剛性の調整に寄与する筋シナジーが特に大きな違いを示していた。しかし，リハビリ後の片麻痺患者の筋シナジーは健常被験者のものと近づいていた。このことから，片麻痺によって崩れていた筋活動のバランスがリハビリによって正常なパターンを取り戻したことが推測される。

方向 1，方向 2 のどちらのリーチングにおいても，健常被験者の平衡点軌道は目標位置に向かって直線とはならず，わずかに湾曲した曲線となった (Fig. 3.21)。この傾向は [60] で報告された結果と一致している。しかしながら，リハビリ前の片麻痺患者の平衡点軌道は，健常者のものと比べて大きく異なっていた (Fig. 3.21)。また，リハビリ前の片麻痺患者は平衡点軌道の初期の目標方向が間違っているように見える。これは，麻痺によって筋シナジーが変化することにより，運動前に計画されるフィードフォワードのコマンドが不適切となることによると考えられる。リハビリ後の片麻痺患者の平衡点軌道は，完全に健常被験者のものと類似した軌道とはなっていないが，この運動初期の目

標方向のずれが無くなっている様に見える。

全体的に、健常者のものと比べて片麻痺患者の剛性楕円は細長くなる傾向があり、剛性楕円の主軸方向が時計回りに回転していた。リーチングの方向ごとに検討すると、左方向へのリーチングでは、健常被験者の剛性楕円はリーチングの midpoint で小さくなっていたのに対して、片麻痺患者の剛性楕円はリーチングの midpoint で大きくなっていた。手前方向へのリーチングでは、片麻痺患者の剛性楕円は細長いままであり、その主軸の方向もほぼ変化が無かった。対して健常者の剛性楕円は手先が身体に近づくに連れて形状が太短くなり、主軸の方向が反時計回りに回転していた (Fig. 3.22)。リハビリ後の片麻痺患者については、リハビリ前に比較して剛性楕円が太短くなっており、主軸方向の時計方向への回転も少なくなっている。であるが、左方向へのリーチングの midpoint で剛性が大きくなってしまっているなど、完全に回復してはいないと考えられる。

円運動の実験結果

円運動を行った際の筋シナジー・平衡点軌道・手先剛性を Fig. 3.23 に示す。円運動の場合にもリーチング運動の場合と同様の傾向が見られた。リハビリ前の片麻痺患者の筋シナジーベクトルは健常被験者のものと大きく異なっており、リハビリ後には健常被験者のものと近づいている。リハビリ前の片麻痺患者の手先剛性楕円は健常者のものと比べて細長く、主軸方向が時計回りに回転する傾向があり、リハビリ後にはこれらの傾向が弱まっている。平衡点軌道については、健常被験者、リハビリ前、リハビリ後の片麻痺患者でそれぞれ異なっている。

これらの筋シナジー、平衡点軌道、剛性楕円に関する健常被験者と片麻痺患者の違いは、おそらく筋群間が正しく協調しているか否かによって引き起こされると考えられる。筋シナジーベクトルが、関節剛性に寄与する筋拮抗和のバランスによって決定されることから、筋シナジーが異常であるということは関節剛性の間が不均衡であることを意味しており、それに伴い手先剛性が不適切になると考えられる。さらに、不適切な手先剛性は平衡点軌道の歪みを引き起こす。したがって、リハビリ後の筋シナジー、平衡点軌道、剛性楕円の変化は、リハビリによって適切な関節剛性のバランスを取り戻したことによると考えられる。また、健常被験者、リハビリ前、リハビリ後の片麻痺患者のいずれの場合もタスクを実行することができており、運動学的には類似している。にもかかわらず、これらの指標は被験者間で大きく異なっており、同様のタスクに対しても全く異なる運動戦略がとられていることが分かる。

可視化システムのリハビリテーションへの応用の可能性

これらの結果から、筋シナジー・平衡点軌道・手先剛性の可視化システムは、運動能力を運動コマンドの観点から診断や評価するといったリハビリテーションへ実用化されることが期待できる。前節の健常者を対象とした計測では、平衡点軌道と手先剛性については個人差が見られたが、筋シナジーベクトルは異なるタスク間、被験者間で共通していた。一方、本節の健常の被験者 G と片麻痺の被験者 H では筋シナジーベクトルが異なっていた。したがって、麻痺などの運動障害の症状は特に筋シナジーベクトルに表れやすいと考えられる。筋シナジーベクトルは内積などを用いて類似度の評価を定量的に評価しやすいため、患者の筋シナジーベクトルが一般的な健常者の筋シナジーベクトルと比較してどれほど異なっているかによって、症状の診断や評価を定量的に行えると考えられる。しかし、本研究で計測の対象とした被験者は一名の脳卒中患者のみであり、さらに被験者の症状は運動時の EMG が計測可能な程度の比較的軽度なものであった。将来的には、脳卒中以外の患者やより EMG の計測が困難となるような重症の患者の計測も行い、本研究で見られたような筋シナジー、平衡点軌道、手先剛性の変化が見られるのか、症状ごとに固有の傾向が表れることがあるのか等について確認

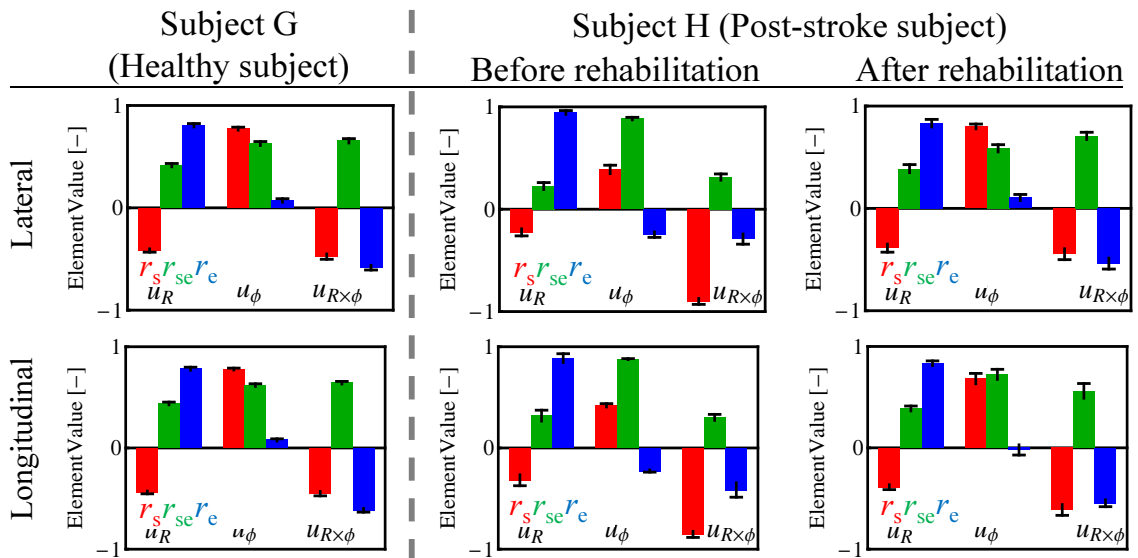


Fig. 3.20: Muscle synergy vectors during reaching movements in normal and post-stroke subjects before and after rehabilitation

することで、症状の診断や評価への実用可能性を検証する必要がある。また、可視化システムのリハビリテーション手法への応用として、健常者の適切な筋シナジーを目標として表示し、それに患者自身の筋シナジーを近づけるように意識するようなバイオフィードバック訓練が考えられる。このようなバイオフィードバック訓練についても実際の患者に行ってもらうことで有効であるか検証したい。

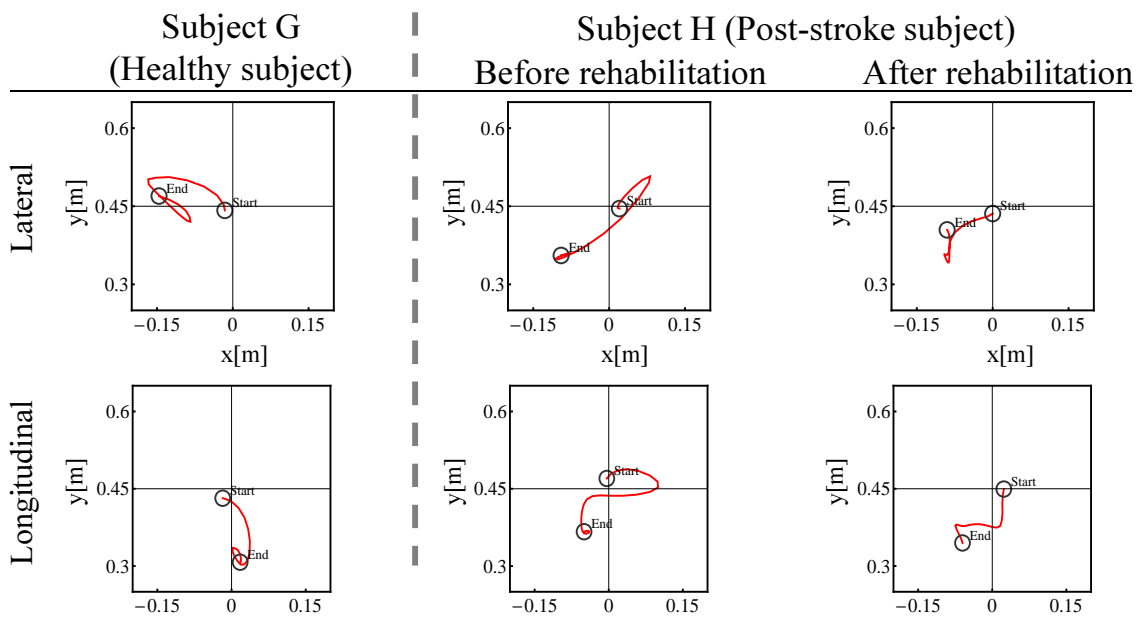


Fig. 3.21: EP trajectories during reaching movements in normal and post-stroke subjects before and after rehabilitation

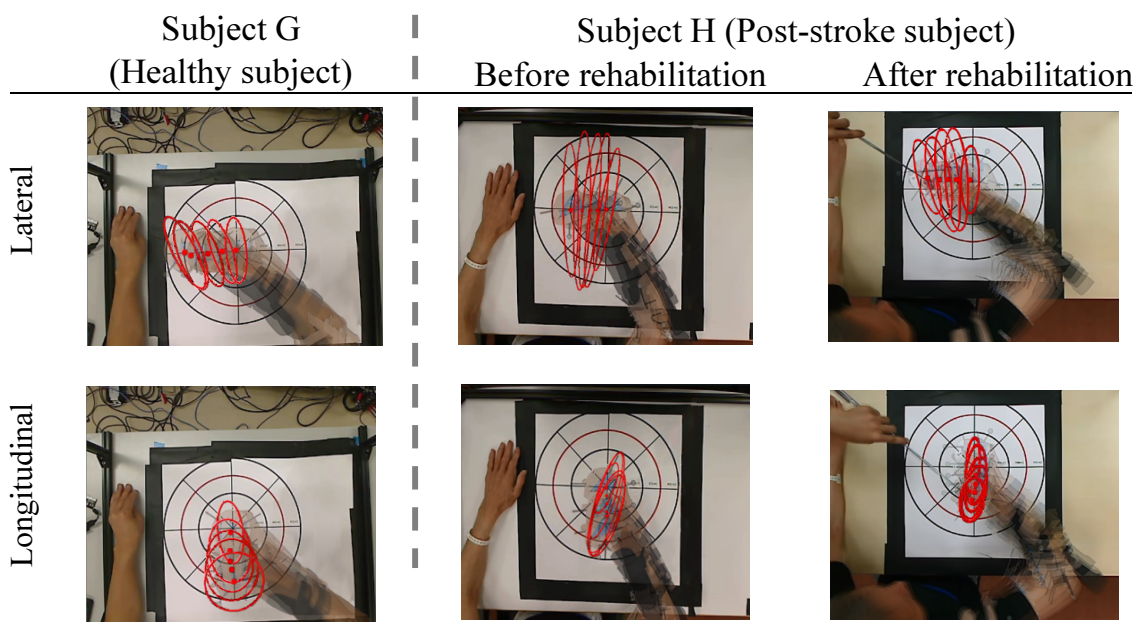


Fig. 3.22: Endpoint stiffness ellipses during reaching movements in normal and post-stroke subjects before and after rehabilitation

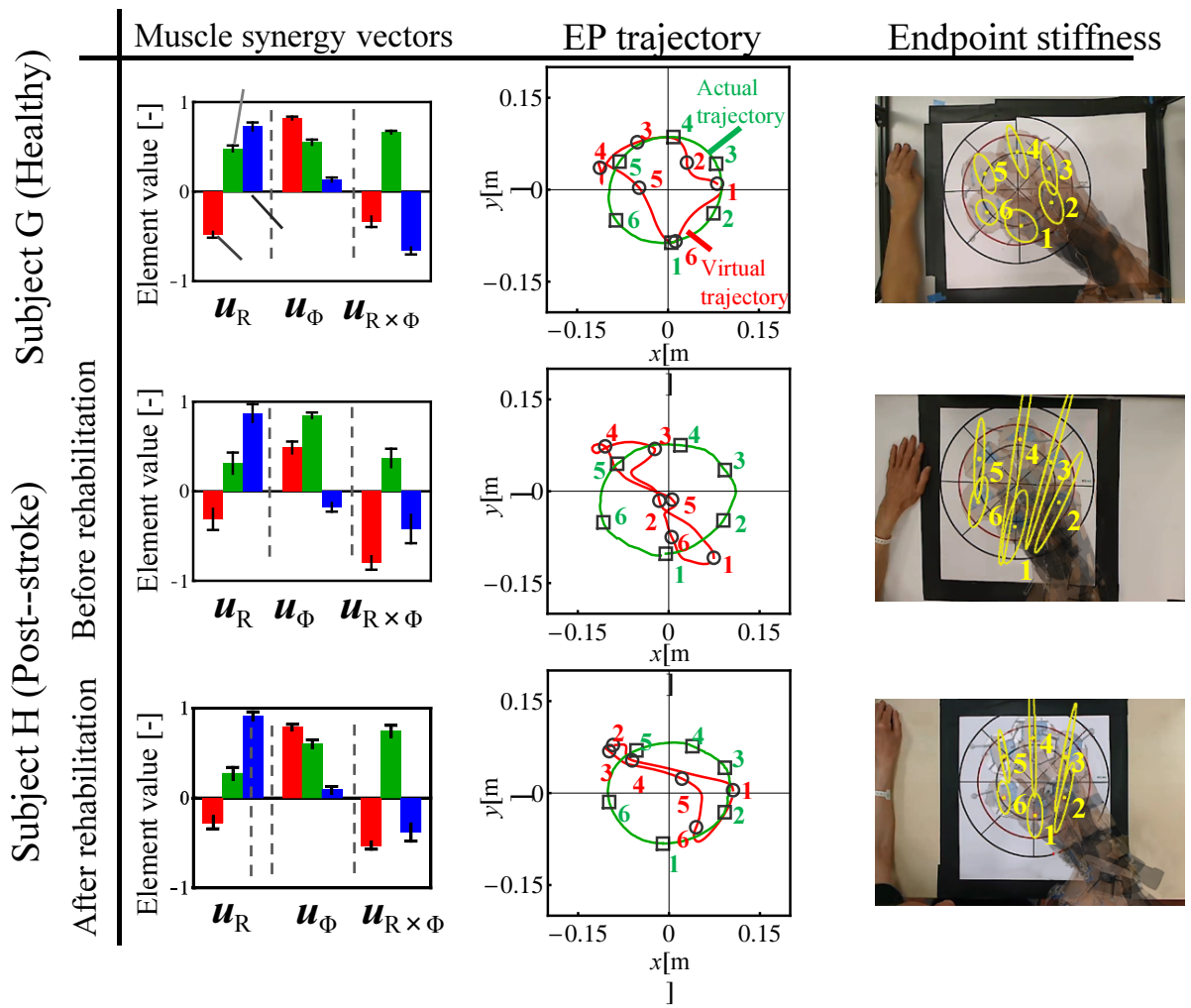


Fig. 3.23: Muscle synergy vectors, EP trajectory, and endpoint stiffness ellipse during circular drawing in normal and post-stroke subjects before and after rehabilitation

第4章 ヒトペダリングの筋協調解析

本章では、前章で提案した筋骨格系の物理モデルの解析に基づく筋シナジーの概念を下肢にも拡張し、ペダリング運動の解析を行う。ペダリングを実現するためには、足部の幾何的な拘束の下で、(1) 各関節周りの拮抗筋対の協調、(2) 脚内の拮抗筋対間の協調、(3) 両脚の協調の異なる階層で個別の協調問題を扱うことが必要となる。ペダリングにおける下肢の筋活動は、歩行や走行とは異なり上体の重量の支持に寄与せず、下肢の運動とペダルクランクの回転のみに寄与する。そのため、ペダリングは筋活動の生体力学的な機能の考察が比較的容易な運動であるが、筋活動の自由度は冗長であり、筋群の協調作用を考慮するのに依然十分な複雑さを有している。よって、ペダリングは筋骨格系の多関節運動および足先力を制御するために、どのように筋活動の冗長な多自由度を組織化し、協調するかについて科学するのに適した運動であるといえる。

4.1 筋シナジーの概念の下肢への拡張

4.1.1 ヒト下肢4対8筋のモデリング

矢状面内の運動におけるヒトの下肢を、**Fig. 4.1(a)**に示す4対8筋からなる3リンク構造としてモデル化する。筋のモデルとして、前章において上肢の筋骨格系のモデリングを行ったものと同様の、単純化された空気圧式人工筋を基にしたモデル[18]を用いる。モデルの対象となる筋は、大臀筋($M_{h,ext}$)、腸腰筋($M_{h,flex}$)、ハムストリングス($M_{hk,ext}$)、大腿直筋($M_{hk,flex}$)、内側広筋($M_{k,ext}$)、大腿二頭筋短頭($M_{k,flex}$)、腓腹筋($M_{a,ext}$)、前脛骨筋($M_{a,flex}$)とする。筋名称の初めの添え字は対応する関節(股関節(h)、股・膝関節(hk)、膝関節(k)、足関節(a))を表す。二番目の添え字はその筋が伸筋か屈筋か(伸筋(ext)、屈筋(flex))を表す。これらは、股関節周りの拮抗筋対($M_{h,ext}, M_{h,flex}$)、股・膝関節周りの二関節拮抗筋対($M_{hk,ext}, M_{hk,flex}$)、膝関節周りの拮抗筋対($M_{k,ext}, M_{k,flex}$)、足関節周りの拮抗筋対($M_{a,ext}, M_{a,flex}$)を構成する。また、それぞれ筋の活動量を $m_{i,j}[-]$ ($i = h, hk, k, a$), ($j = ext, flex$)とする。単純化のため、上肢のモデル化の際と同様に、下肢のモデル化に際しても、全ての関節のモーメントアーム d [m]は等しい、8筋の初期状態における筋の長さ l_0 [m]は等しい、大腿と下腿のリンク長 L [m]は等しいと仮定する。股関節角度 θ_h [rad]、膝関節角度 θ_k [rad]、足関節角度 θ_a [rad]、股関節を中心とする極座標系での足首関節位置の動径 R_{ankle} [m]、偏角 ϕ_{ankle} [rad]を**Fig. 4.1(b)**のように定義する。股関節、膝関節、足関節の平衡角度をそれぞれ $\theta_{h,EP}$ [rad]、 $\theta_{k,EP}$ [rad]、 $\theta_{a,EP}$ [rad]とする。また、極座標系内における足首の動径・偏角方向の平衡点位置を $R_{EP,ankle}$ [m]、 $\phi_{EP,ankle}$ [rad]とする。基本的なモデリングの過程は上肢の場合と同様であるため、以下では上肢のモデリングと異なる部分について主に述べる。

4.1.2 筋拮抗比、筋拮抗和

ヒトのペダリング時の筋活動を解析するにあたり、初めに筋協調の基本的な単位として拮抗筋対の協調に着目する。各拮抗筋対の筋拮抗比 r_i [-]、筋拮抗和 s_i [-]をEMG信号から以下のように定義

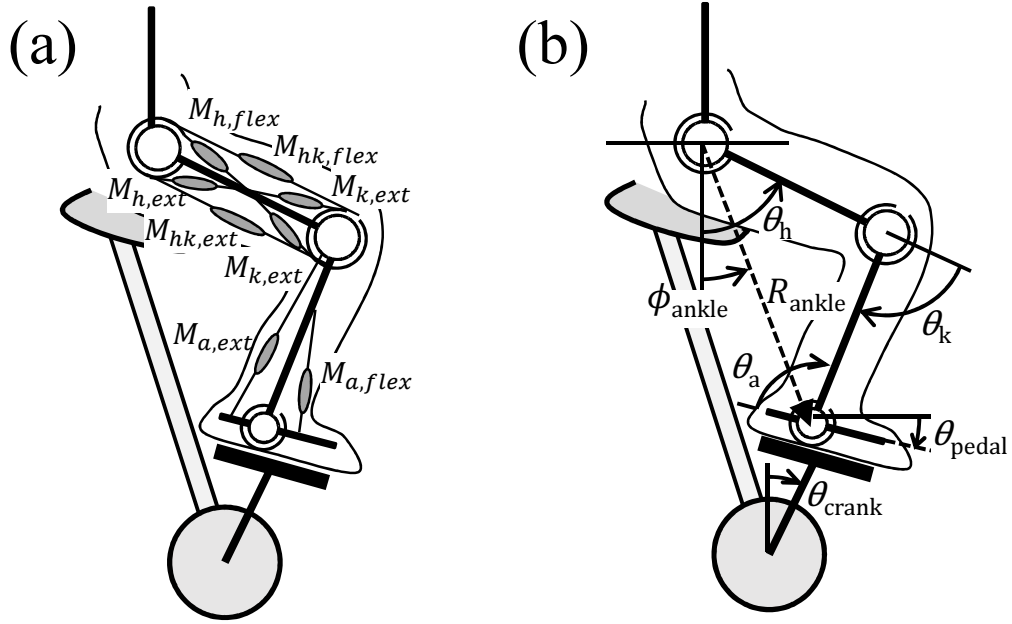


Fig. 4.1: Lower limb musculoskeletal model: (a) definition of 8 muscles and (b) definition of kinematic configuration.

Table 4.1: Names and functions of lower-limb subject muscles.

Label	Name	Motor function
$M_{h,ext}$	Gluteus maximus	Hip-joint extension
$M_{h,flex}$	Iliopsoas	Hip-joint flexion
$M_{hk,ext}$	Hamstrings	Hip-joint extension and knee-joint flexion
$M_{hk,flex}$	Rectus femoris	Hip-joint flexion and knee-joint extension
$M_{k,ext}$	Vastus medialis	Knee-joint extension
$M_{k,flex}$	Biceps femoris short head	Knee-joint flexion
$M_{a,ext}$	Gastrocnemius	Ankle-joint planter flexion
$M_{a,flex}$	Tibialis anterior	Ankle-joint dorsiflexion

する。

$$r_i = \frac{m_{i,ext}}{m_{i,ext} + m_{i,flex}} \quad (i = h, hk, k, a) \quad (4.1)$$

$$s_i = m_{i,ext} + m_{i,flex} \quad (i = h, hk, k, a) \quad (4.2)$$

筋拮抗比，筋拮抗和はそれぞれ関節平衡角度の伸展・屈曲，関節剛性の増減に寄与する．例えば，股関節の伸筋 $M_{h,ext}$ の EMG 信号 $m_{h,ext}$ が増加し，拮抗筋 $M_{h,flex}$ の EMG 信号 $m_{h,flex}$ が減少するとき，筋拮抗比 r_h は増加し，股関節は伸展する．拮抗筋対 $M_{h,ext}$ と $M_{h,flex}$ が同時活性するとき，筋拮抗和 s_h は増加し，股関節の剛性が高まる．下肢における各筋拮抗比・筋拮抗和の機能を Table 4.2 に示す．本研究で用いる下肢モデルは，上肢モデル水平面内上の 3 対 6 筋に対応する，足関節位置の変位に関する股関節単関節筋対，股・膝関節二関節筋対，膝関節単関節筋対の他，足関節の回転に寄与する足首周りの拮抗筋対が加わっている．

Table 4.2: Definition of the Agonist-Antagonist muscle pairs ratio (A-A ratio) and the Agonist-Antagonist muscle pairs sum (A-A sum) of lower-limb.

Label	Definition	Motor function
r_h	$m_{h,ext}/(m_{h,ext} + m_{h,flex})$	Hip-joint EP extension
r_{hk}	$m_{hk,ext}/(m_{hk,ext} + m_{hk,flex})$	Hip-joint EP extension and knee-joint EP flexion
r_k	$m_{k,ext}/(m_{k,ext} + m_{k,flex})$	Knee-joint EP extension
r_a	$m_{a,ext}/(m_{a,ext} + m_{a,flex})$	Ankle-joint EP plantar flexion
s_h	$m_{h,ext} + m_{h,flex}$	Hip-joint stiffness increase
s_{hk}	$m_{hk,ext} + m_{hk,flex}$	Hip and knee-joint stiffness increase
s_k	$m_{k,ext} + m_{k,flex}$	Knee-joint stiffness increase
s_a	$m_{a,ext} + m_{a,flex}$	Ankle-joint stiffness increase

4.1.3 筋シナジーベクトル, 筋シナジー活動係数, 平衡点軌道

次に, 複数の拮抗筋ペア間の活動の協調に着目する. 足関節周りの拮抗筋対を除く r_h から r_k までの筋拮抗比と s_h から s_k までの筋拮抗和を用いて, 足首平衡点位置の変位と筋活動の関係について議論する. **Fig. 4.1(b)** に示す股関節を中心とする極座標系での足首平衡点位置のある基準位置からの変位 $\Delta \mathbf{p}_{EP,ankle} = [\Delta R_{EP,ankle}, \Delta \phi_{EP,ankle}]^T$ は, 近似的に以下のように表現できる.

$$\Delta R_{EP,ankle} \propto w_{R,ankle} \quad (4.3)$$

$$\Delta \phi_{EP,ankle} \propto w_{\phi,ankle} \quad (4.4)$$

$$\begin{bmatrix} w_{R,ankle} \\ w_{\phi,ankle} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \mathbf{u}_{R,ankle}^T \\ \mathbf{u}_{\phi,ankle}^T \end{bmatrix} \Delta \mathbf{r}_{ankle} \quad (4.5)$$

$$\mathbf{u}_{R,ankle} = \mathbf{q}_k / |\mathbf{q}_k| \quad (4.6)$$

$$\mathbf{u}_{\phi,ankle} = (\mathbf{q}_h - \frac{\mathbf{q}_k}{2}) / |\mathbf{q}_h - \frac{\mathbf{q}_k}{2}| \quad (4.7)$$

$$\mathbf{u}_{R \times \phi,ankle} = (\mathbf{u}_{R,ankle} \times \mathbf{u}_{\phi,ankle}) / |\mathbf{u}_{R,ankle} \times \mathbf{u}_{\phi,ankle}| \quad (4.8)$$

$$\mathbf{q}_h = \frac{1}{s_h s_{hk} + s_{hk} s_k + s_k s_h} \begin{bmatrix} -s_h s_{hk} - s_k s_h \\ -s_{hk} s_k \\ -s_{hk} s_k \end{bmatrix} \quad (4.9)$$

$$\mathbf{q}_k = \frac{1}{s_h s_{hk} + s_{hk} s_k + s_k s_h} \begin{bmatrix} -s_h s_{hk} \\ s_h s_{hk} \\ -s_k s_h - s_{hk} s_k \end{bmatrix} \quad (4.10)$$

ここで, $w_{R,ankle}$, $w_{\phi,ankle}$ を動径, 偏角方向の筋シナジー活動係数と定義する. $\mathbf{u}_{R,ankle}$, $\mathbf{u}_{\phi,ankle}$ は, それぞれ股関節を中心とする動径・偏角の各方向への足首平衡点位置の変位に寄与する拮抗筋比の分配を示す単位ベクトルである. それぞれを動径, 偏角方向の筋シナジーベクトルと定義する. $\Delta \mathbf{r}$ は足関節周りの拮抗筋対を除く筋拮抗比ベクトル $\mathbf{r}_{ankle} = [r_h, r_{hk}, r_k]^T$ の基準位置での筋拮抗比 $\bar{\mathbf{r}}_{ankle}$ との差分である. これらの式は, 上肢水平面内の3対6筋の筋シナジーベクトルの抽出の過程と同様に, 筋骨格モデルの静的な状態での足首位置と筋力のつりあいについての解析から導出されたものである. そのため, 筋シナジーベクトルの導出の過程については, 上肢の筋シナジーベクトルを導出する際の筋拮抗比 r , 筋拮抗和 s の添字の (s, se, e) を (h, hk, k) と読み替えることで導出できるが, 筋

の配置や座標系の取り方から、各要素の符号が異なる場合がある。ここで、我々の定義している筋シナジーベクトルは、筋拮抗和のバランス、つまり拮抗筋対の共活性による関節剛性のバランスによって定義される量であり、各筋シナジーベクトルの張る部分空間への筋拮抗比の変分ベクトルの射影の大きさにより、足首平衡点位置の変位を推定することが出来る。

4.1.4 足首剛性

ヒトの下肢筋骨格系において、静的な状態での足関節を除く股関節、股・膝二関節、膝関節の関節剛性行列 $\mathbf{K}_{\theta,\text{leg}}$ は、足首部の拮抗筋を除く 3 対 6 筋の筋拮抗和 $\mathbf{s} = [s_h, s_{hk}, s_k]^T$ から、上肢 3 対 6 筋のモデルと同様に以下のようにして求まる。

$$\mathbf{K}_{\theta,\text{leg}} = k_{\theta,\text{leg}} \begin{bmatrix} s_h + s_{hk} & s_{hk} \\ s_{hk} & s_{hk} + s_k \end{bmatrix} \quad (4.11)$$

となる。ここで、 $k_{\theta,\text{leg}}$ [Nm/rad] は筋の特性と関節のモーメントアームによって定義される筋拮抗和から関節剛性への変換のゲイン定数である。Eq. 4.11 より、関節剛性行列は筋拮抗和の線形結合によって表現できる。EMG データより推定した関節剛性 $\mathbf{K}_{\theta,\text{leg}}$ を、関節角度空間から直交座標空間への変換のヤコビ行列 $\mathbf{J}_{xy} = \frac{\partial(x,y)^T}{\partial(\theta_h,\theta_k)}$ により直交座標系で表現されたタスク空間に変換したものを、EMG データから推定した足首剛性 $\mathbf{K}_{\mathbf{x},\text{ankle}}$ とする。

$$\mathbf{K}_{\mathbf{x},\text{ankle}} = (\mathbf{J}_{xy}^T)^{-1} \mathbf{K}_{\theta,\text{leg}} \mathbf{J}_{xy}^{-1} \quad (4.12)$$

4.1.5 足関節平衡角度，足関節剛性

足関節は足首回りの拮抗筋対のみによって駆動されるため、足関節の平衡角度，剛性については、足首回りの拮抗筋対の筋拮抗比 r_a, s_a によって決定される。足関節平衡角度の基準位置からの変位 $\Delta\theta_{a,\text{EP}}$ は以下の式で表せる

$$\Delta\theta_{a,\text{EP}} \propto (r_a - \bar{r}_a) \quad (4.13)$$

ここで、 \bar{r}_a は足首関節平衡角度の基準位置での筋拮抗比である。また、足首関節の剛性 k_a は以下の式で表せる

$$k_a = c_1 \cdot d^2 \cdot s_a \quad (4.14)$$

ここで、 c_1 [N/m] は筋の特性に関する係数、 d [m] は関節のモーメントアームである。

4.2 実験方法

4.2.1 被験者

健康成人男性 5 名 (22.8 ± 1.71 歳, 1.69 ± 0.034 [m], 60.8 ± 7.27 [kg], 被験者 I~M) が実験にボランティアで参加した。被験者には、あらかじめ実験の趣旨、内容について十分な説明を行い、本人から実験参加の同意を得た。実験は大阪大学基礎工学研究科倫理委員会の承認の下、委員会が定める所定手続きに従い行われた。

Table 4.3: Average workloads of each pedaling condition.

		Cadence		
		30 [rpm]	45 [rpm]	60 [rpm]
Torque	10 [Nm]	31.4 [W]	47.1 [W]	62.8 [W]
	20 [Nm]	62.8 [W]	94.2 [W]	125.6 [W]
	30 [Nm]	94.2 [W]	141.3 [W]	188.4 [W]

4.2.2 運動計測

被験者は、負荷トルクを自由に設定できるように作成された特注のペダリング計測装置 (付録 A.6) 上で負荷トルクが 10 [Nm], 20 [Nm], 30 [Nm] の 3 通り, ペダル回転数が 30 [rpm], 45 [rpm], 60 [rpm] の 3 通りの組み合わせの, 合計 9 つの計測条件で 30 秒間の前こぎ・後こぎのペダリングを行った. 各組み合わせにおける仕事率を Table 4.3 に示す. 回転数が高いペダリングでは脚の慣性の影響が大きくなるため, 脚の筋活動の機能についての考察がしやすいように本研究における計測タスクは比較的低速のペダリングとした. ペダル回転数は, 各条件での計測直前に被験者自身にメトロノームのピッチ音に合わせてペダリングを行ってもらうことで調整し, 計測時にはメトロノームの音を止め, なるべくそのままの回転数でこぎ続けてもらうように指示した. サドルの位置と高さは, 被験者が自然にペダリングを行えるようにあらかじめ被験者自身によって調整された. 計測の開始前には 2 分程度の練習を行い, 被験者がペダリング計測装置上でのペダリングに慣れてから計測を開始した. 被験者の右脚の主要筋群の上部の皮膚表面に, 筋電位計測用表面電極を貼り付け, マルチテレメータシステム (WEB-5000, 日本光電工業 (株)) と USB データ取得装置 (PowerLab, ADInstrument) を用いてサンプリング周波数 1000 [Hz] で運動中の EMG 信号を計測した. 電極の貼り付け位置は文献 [55] を基に決定した. また, 皮膚の接触抵抗を下げるために, 電極の貼り付け直前に皮膚前処理剤 (スキンプュア, 日本光電工業 (株)) を用いて貼り付け部の皮膚を処理した. 計測された EMG 信号は, バンドパスフィルタリング (10-450 [Hz]), 整流化, ローパスフィルタ (5 [Hz]) による平滑化を行った後, 最大随意収縮時の筋電位 (MVC) で除することで正規化 (%MVC) した. MVC については, 理学療法として一般的な徒手筋力検査 [56] により運動計測の開始前に EMG を計測し, 同様のバンドパスフィルタリング, 整流化, 平滑化を行った後, その最大値を MVC とした. さらに, 右脚側のペダルが上死点 (クランク角度 0°) から下死点 (180°) を通過し, 再び上死点に戻ってくるまでの 1 回転周期ごとに EMG 信号を切り出し, 15 周期分の EMG 信号を平均化した. 以上の処理による筋 $M_{i,j}$ ($i = h, hk, k, a$), ($j = ext, flex$) の %MVC をそれぞれ筋活動 $m_{i,j}$ [-] とする.

モーションキャプチャシステム (OptiTrack, NaturalPoint) を用いて運動中の各関節の位置 (腰, 膝, 足首) およびクランク角度 θ_{crank} [deg], ペダル角度 θ_{pedal} [deg] の運動学情報を計測した. クランク角度の定義はペダル位置が地面から最も遠ざかるクランク上死点をクランク角度 0 [deg] とし, ペダルの前方回転方向に向かってクランク角度が増加するとした.

また, ペダルに固定された移動式フォースプレート (M3D, テック技販 (株)) を用いてペダル踏力を計測した. なお, モーションキャプチャシステムとフォースプレートの計測のサンプリング周波数は 100 [Hz] である. EMG 信号, 運動学情報, ペダル踏力はすべて同期して計測を行った. また, クランクの回転に寄与するクランクと垂直方向の分力 F_{eff} [N] と, クランクの回転に寄与せず損失となるクランク中心方向の分力 F_{loss} [N], 全踏力 F_{total} [N] をペダル踏力と運動学情報の計測データから算出した. 実験の様子を Fig. 4.2 に示す.

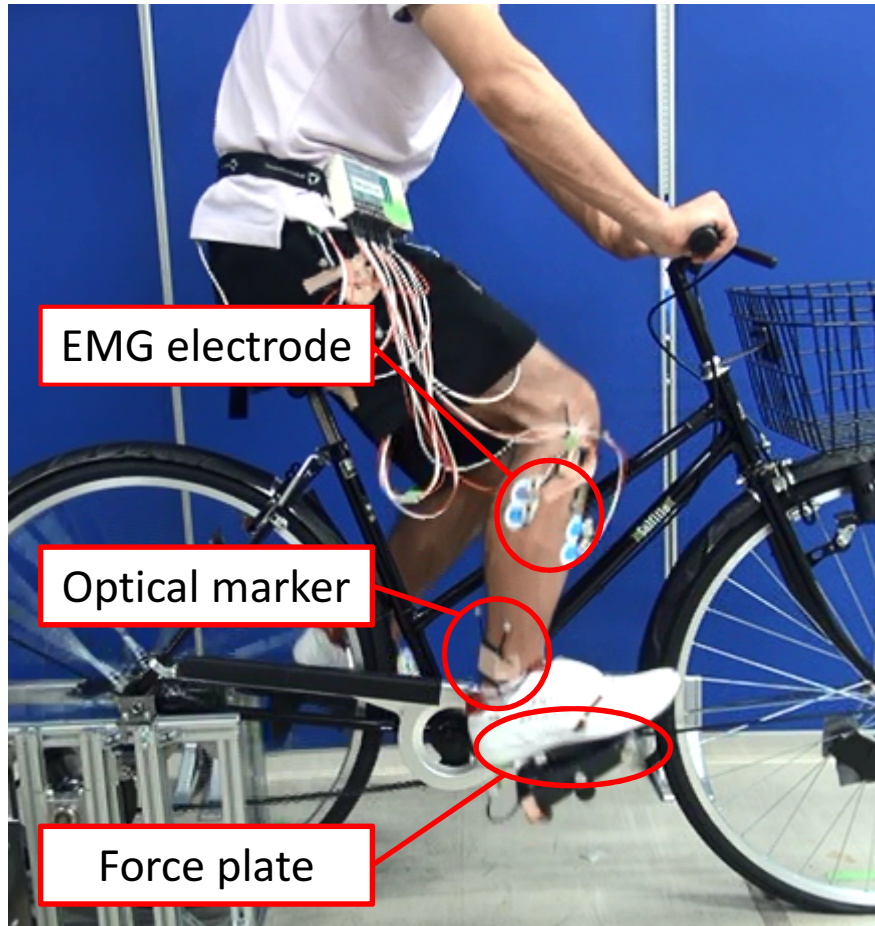


Fig. 4.2: Experiment setup of pedaling movement

4.3 実験結果

5名の被験者のペダリング時の踏力，筋活動には共通の傾向が見られたため，代表として被験者Iのデータを掲載する．Fig. 4.3に前こぎペダリングにおけるクランク角度を示す．グラフ横軸は計測時間，縦軸はクランク角度を示す．30秒間の計測の間周期的にクランク角度が0 [deg] から360 [deg] に変化しており，均等なペダル回転数でペダリングが行えていた．また，各周期におけるクランク角度の増加の仕方は直線的であり，ペダリング速度はほぼ一定であった．Fig. 4.4, 4.5に各計測条件での前こぎペダリングにおける被験者Iの筋拮抗比，筋拮抗和を示す．各グラフの横軸は時間周期を表す．赤線が股関節周りの拮抗筋対，緑線が股・膝関節周りの二関節筋対，青線が膝関節周りの拮抗筋対，紫線が足関節周りの拮抗筋対を表す．Fig. 4.6に前こぎペダリングにおける踏力を示す．グラフ横軸は時間周期を表す．黒線が全踏力 F_{total} ，赤線がクランク接線方向の分力 F_{eff} ，緑線がクランク法線方向の分力 F_{loss} を表す．Fig. 4.7は，クランク角度6 [deg] ごとに前こぎペダリングにおける踏力を平面上にプロットしたものである．黒矢印が全踏力，赤矢印がクランク接線方向の分力，緑矢印がクランク法線方向の分力を表す．また，矢印の長さは各計測条件での最大の踏力の大きさで正規化されている．Fig. 4.8は，前こぎペダリングにおけるクランク角度30 [deg] ごとにEMG信号から推定された足首部の剛性楕円と全踏力を平面上にプロットしたものである．青楕円が足首部の剛性楕円，黒矢印が全踏力である．Fig. 4.9に前こぎペダリングにおける筋シナジーベクトルを示す．左側のグループは動径方向の筋シナジーベクトル $\mathbf{u}_{R,ankle}$ ，中央のグループは偏角方向の筋シナジーベクトル $\mathbf{u}_{\phi,ankle}$ ，右側のグループはNull方向のシナジーベクトル $\mathbf{u}_{R \times \phi,ankle}$ であり，各棒グラフは各方

向への足首平衡点位置の変位についての筋拮抗比 r_h, r_{hk}, r_k の寄与の配分を示す。Fig. 4.10に前こぎペダリングにおける筋シナジー活動係数を示す。各グラフの横軸は時間周期を表す。桃色線が動径方向のシナジー活動係数 $w_{R,ankle}$ 、橙線が偏角方向のシナジー活動係数 $w_{\phi,ankle}$ 、濃緑線がNull方向のシナジー活動係数 $w_{R \times \phi,ankle}$ を表す。後こぎのペダリングについても同様のデータを Fig. 4.11～4.16に示す。

4.4 考察

4.4.1 筋拮抗比，筋拮抗和についての考察

各筋拮抗比の増減については、ペダリング速度、負荷トルクによらずおおむね似た傾向を示す。拮抗和について比較すると、股・膝二関節、膝関節の筋拮抗和の振幅 s_{hk}, s_k は股関節、足関節の筋拮抗和 s_h, s_a と比べてかなり大きく、主に膝関節の運動に関する筋を用いた膝の伸展・屈曲主体のペダリングを行っていることが分かる。また、負荷トルクや回転数が高くなるに伴って、股膝関節、膝関節拮抗筋対の筋拮抗和 s_{hk}, s_k の振幅は大きくなる。しかし、筋拮抗和の振幅が大きくなる範囲はクランク角度-60～180 [deg]の足の踏み込みの直前から踏み込み中に対応する範囲であり、それ以外の範囲では筋拮抗和はほとんど変動していなかった (Fig. 4.5)。このことから、ヒトはペダリングを行う際に、踏み込みのタイミングでは大きな踏力を発生させるために膝の筋拮抗和を増加させて剛性を高め、それ以外の部分では反対側の足の踏み込みの動きを妨げないように筋拮抗和を減少させて脚の剛性を下げていると考えられる (Fig. 4.8)。後こぎのペダリングの場合でも、前こぎペダリングと同様の、踏み込み時に s_{hk}, s_k が高くなり脚の剛性を高めている傾向が見られたが、筋拮抗和 s_{hk} のピーク位置の位相が異なっていた。前こぎの際は s_{hk} のピーク位置は位相の $12 \pm 10\%$ の位置にピークが現れていたが、後こぎの際のピーク位置は位相の $30 \pm 9\%$ (Fig. の位置) にピークが現れており、前こぎの方がより踏み込みの早い段階から股・膝二関節筋対の剛性を高めていることが分かった。筋拮抗和 s_k のピーク位置の位相については、前こぎで位相の $22 \pm 5\%$ の位置、後こぎで位相の $21 \pm 5\%$ の位置であり、前こぎ、後こぎでほぼ同じであったが、 s_k のグラフ波形を比較すると前こぎの方がペダリングのより早い段階で増加し始めているのが分かる。(Fig. 4.12, 4.13) これは、クランク中心位置と股関節の幾何関係や脚部のダイナミクスの影響などから、前こぎ、後こぎのペダリングが完全に前後対称の運動にはなっていないためだと考えられる。

4.4.2 ペダル踏力についての考察

前こぎのペダリングにおいては、全踏力 F_{total} は位相の $31 \pm 2\%$ 、クランク角度 111 ± 8 [deg] で最大値をとった。クランクの回転に寄与する接線方向の分力 F_{eff} は全踏力が最大となる手前の位相の $20 \pm 2\%$ 、クランク角度 73 ± 7 [deg] で最大値をとり、それ以降の下死点に到達する前後では踏力のほとんどはクランクの回転に寄与せず損失となる法線方向の分力 F_{loss} となっている (Fig. 4.6)。踏力の方向に着目すると、全ての計測条件において、ペダル踏力はクランク角度によらず、常に真下よりも身体やや前方に向かうほぼ同じ方向へ発揮されている (Fig. 4.7)。また、この踏力の方向は、EMG信号から推定した足首部の剛性楕円の長軸方向と概ね一致している (Fig. 4.8)。このことから、ヒトはペダリングを行う際には、機械的な効率を向上させるように発揮力の方向を制御するのではなく、下死点付近で大きな損失が発生してしまうとしても、剛性が高く力を発揮しやすい動径方向に踏み込みのタイミングで大きな力を発生させることでペダリングを行っていると考えられる。

後こぎペダリングの場合も、前こぎペダリングと同様に踏み込みのタイミングで大きな踏力を発揮することでペダリングを行う踏力のパターンとなった (Fig. 4.14, 4.15)。しかし、前こぎペダリン

Table 4.4: Inner products of each muscle synergy vectors during pedaling (Intra-individual variations)

	Subject I	Subject J	Subject K	Subject L	Subject M
\mathbf{u}_R	0.930 ± 0.010	0.966 ± 0.009	0.952 ± 0.007	0.991 ± 0.004	0.965 ± 0.007
\mathbf{u}_ϕ	0.891 ± 0.015	0.962 ± 0.017	0.893 ± 0.045	0.979 ± 0.009	0.929 ± 0.018
$\mathbf{u}_{R \times \phi}$	0.842 ± 0.017	0.933 ± 0.018	0.861 ± 0.034	0.972 ± 0.012	0.905 ± 0.020

グと比較して、後こぎペダリングでは下死点前後での F_{loss} が小さくなる傾向があった。全踏力の最大値と接線方向の分力の最大値の比は前こぎペダリングでは 0.89 ± 0.04 であったのに対し、後こぎでは 0.97 ± 0.02 であり、踏み込みの際の損失の少ないペダリングを行っていたといえる。これは、後こぎペダリングは普段行われることがほとんどなく、被験者が十分にタスクに習熟していなかったため、かえってペダリング時に足先を回転させるように意識していたことが反映されていると考えられる。

4.4.3 筋シナジーベクトルについての考察

筋シナジーベクトルの不変性

各回転方向、負荷トルク、ペダル回転数の計測条件間で筋シナジーベクトルどうしの内積をとると、全ての被験者において、各筋シナジーベクトルの内積は 1.0 に近い値をとった。各被験者の結果について **Table 4.4** に示す。このことは、ヒトは条件の異なるペダリングに対しても共通の筋シナジーを用いていることを示している。

また、被験者間で平均筋シナジーベクトルどうしの内積をとると、動径方向の平均筋シナジーベクトルどうしの内積は 0.959 ± 0.013 、偏角方向の平均筋シナジーベクトルどうしの内積は 0.893 ± 0.046 、Null 方向の平均筋シナジーベクトルどうしの内積は 0.866 ± 0.051 となり、全て 1.0 に近い値をとった。このことは、異なる被験者の間でも共通した筋シナジーベクトルが用いられていることを示している。

しかし、前章で計測を行った上肢 3 対 6 筋の筋シナジーベクトルと比較して、ペダリングでの下肢 3 対 6 筋の筋シナジーベクトルのグラフのエラーバーは大きく、タスク中の変動がやや大きくなった。この原因としては、上肢で計測を行ったタスクと比較して運動の速度が大きかったこと、各関節の可動域が大きかったことが考えられる。

筋シナジーベクトルの生体力学的な機能

動径方向の筋シナジーベクトルは、その活動の重みに相当する動径方向の筋シナジー活動係数が正の値をとるとき r_h の減少、 r_{hk} の増加、 r_k の減少が同時に発生する。つまり、 r_h と r_{hk} が相反する作用によって股関節を固定し、 r_{hk} と r_k が協調的に膝関節を屈曲させることで、足関節位置を股関節に近づく方向に変位させる機能を持つ。偏角方向の筋シナジーベクトルは、偏角方向の筋シナジー活動係数が正の値をとるとき r_h と r_{hk} の減少が同時に発生し、 r_k にはほとんど影響を与えない。つまり、 r_h と r_{hk} が協調的に股関節を屈曲させ、 r_{hk} が膝関節を伸展させることで、足関節位置を身体前方に変位させる機能を持つ。Null 方向の筋シナジーベクトルは、Null 方向の筋シナジー活動係数が正の値をとるとき r_h の増加、 r_{hk} の減少、 r_k の減少が同時に発生する。つまり r_h と r_{hk} が相反する作用によって股関節を固定し、 r_{hk} と r_k が相反する作用によって膝関節を固定するため、足関節位置の変位についての機能を持たない。

被験者の実際の運動の様子と筋シナジー活動係数の変化を比較すると、被験者 I の場合、クランク角度 340 [deg] で足首が最も股関節に近づき、クランク角度 160 [deg] で足首が最も股関節から遠ざかる。また、クランク角度 74 [deg] で足首位置の偏角が最大となり、クランク角度 270 [deg] で偏角が最小となる。それに対して、前こぎの動径方向の筋シナジー活動係数は、足首の位置が股関節から遠ざかり始めるクランク角度 340 [deg] よりやや手前の付近で値が正から負に切り替わっている。また、偏角方向の筋シナジー活動係数についても、おおむね足首が前方への運動から後方への運動に切り替わるクランク角度 74 [deg] 付近で値が正から負に切り替わっている。ペダリングにおいては足先がペダルに固定されており、またダイナミクスの影響もあるため完全な一致はしないが、おおむね筋シナジー活動係数、つまり足首部の平衡点の運動の傾向は実際の足首部の運動よりもやや先行しつつ対応するはずであるので、推定された筋シナジーの機能は妥当なものであると考えられる。

また、これらの推定された筋シナジーの機能は、ペダリングにおける下肢筋群の生体力学的な機能について調べた Raasch らのシミュレーションによる前こぎペダリングでの先行研究での結果 [48, 49, 50] ともおおむね一致している。足首平衡点を動径・偏角方向に変位させる筋シナジーの $u_{R,ankle}$, $w_{R,ankle}$ と $u_{\phi,ankle}$, $w_{\phi,ankle}$ 、および足首関節の回転に寄与する r_a は Raasch らの提案する Ext/Flex, Ant/Post, Dorsi/Plant の生体力学的な機能のペアにそれぞれ対応していると考えられる (Fig. 4.19(b))。文献 [49] から引用した Fig. 4.19 より、前こぎにおける脚を伸展させる Ext 群の活動のクランク角度の位相はおよそ 0 [deg]~150 [deg] であるが、これは足先平衡点が股関節から遠ざかる、動径方向の筋シナジー活動係数が負になるクランク角度の範囲 $324 \pm 12 \sim 147 \pm 18$ [deg] とほぼ一致している。同様に脚を前方にスイングさせる Ant 群の活動の位相は 270 [deg]~60 [deg] であるが、これは足先平衡点が前方に変位する、偏角方向の筋シナジー活動係数が正になるクランク角度 $229 \pm 25 \sim 91 \pm 18$ [deg] とおおむね近い範囲となった。また、足首を底屈させる Plant 群の活動の位相は 90 [deg]~240 [deg] の範囲と、足首関節平衡角度が底屈する筋拮抗比 r_a が比較的大きな値をとる範囲は類似している。後こぎのシミュレーションと本研究の筋シナジーを用いた結果についても、おおむね類似しているが両者の間のずれは前こぎの場合と比べて大きくなった。Ting らのシミュレーションによると、後こぎのペダリングは Ant/Post ペアの位相のみを前こぎのペダリングの位相から 180 [deg] ずらすことで実現可能であるとしている [49](Fig. 4.19)。後こぎにおける脚を伸展させる Ext 群の活動のクランク角度の位相はおよそ 330 [deg]~180 [deg] であるが、動径方向の筋シナジー活動係数が負になるクランク角度の範囲 $14 \pm 10 \sim 177 \pm 8$ [deg] とほぼ一致している。しかし、脚を前方にスイングさせる Ant 群の活動の位相は 240 [deg]~90 [deg] であるが、偏角方向の筋シナジー活動係数が正になるクランク角度 $345 \pm 12 \sim 114 \pm 26$ [deg] であり、これに関しては異なる結果となった。偏角方向への足先の運動の機能の位相について、シミュレーションと筋シナジー解析とで異なる結果となった原因としては、偏角方向の剛性が動径方向に比べて著しく小さいため、偏角方向の平衡点の運動の推定結果については、動径方向の平衡点の運動の推定結果よりも誤差が現れやすいためと考えられる。また、後こぎペダリングは前こぎペダリングほど熟練していないため、フィードバックの影響が強く表れていた可能性も考えられる。シミュレーションによって求めたペダリングにおける基本的な下肢の生体力学的と、EMG 信号から推定した筋シナジーの機能が類似しているという結果は、著者らの提案する筋骨格系モデルに基づく筋シナジーの機能の妥当性を支持するものである。

筋シナジー活動係数についての考察

前こぎペダリングの筋シナジー活動係数を比較すると、動径方向の筋シナジー活動係数の振幅が 0.44 ± 0.07 、偏角方向の筋シナジー活動係数の振幅が 0.33 ± 0.08 であり、偏角方向に平衡点を運動させるよりも、動径方向に平衡点を運動させる、踏み込み主体のペダリングとなっていることが分かる。この動径方向の筋シナジー活動係数の振幅が偏角方向の筋シナジー活動係数と比較して大きくな

る傾向は、大きな踏力が必要とされる高負荷・高速度でのペダリングで主に見られる。また、後こぎペダリングの方が動径方向の筋シナジー活動係数の振幅が大きくなっている。また、動径方向の筋シナジー活動係数の推移は、踏み込み開始直前のクランク角度 340 [deg] の付近から値が減少し、そのままほぼ同じ負の値を取り続ける。このことは、足首の平衡点位置を踏み込みの開始直前から一気に股関節から最も離れた場所まで移動させ、足先を引き上げるまでそのまま平衡点の位置を留めていることを意味している。これらの筋シナジー活動係数から推測した足首平衡点の制御戦略は、踏み込み時に主に動径方向に一度に大きな力を出すことでペダリングを行っているという、上で考察したペダリングにおける踏力の制御戦略に対応している。このように、筋骨格系の物理モデルに基づく筋シナジーの概念を下肢に導入することで、EMG 信号から足首の平衡点軌道・剛性についての情報を抽出し、どのようにして平衡点軌道・剛性の運動コマンドを制御することによって下肢の運動を実現しているかについて考察することができる。

この手法はペダリングのみならず、歩行や走行の解析にも適用可能であると考えられる。しかし、本研究における筋シナジーの機能の妥当性についての検証は、実際の足部の運動と筋シナジー活動係数との対応やシミュレーションとの類似性などの間接的なものに留まっている。したがって、今後著者らの提案する筋シナジーの機能についてより妥当性を高めるためには、上肢で行われているような機械的な摂動を与えた際の反応から足部の平衡点軌道、剛性を推定し、EMG 信号から推定されたものと比較を行うといったような直接的な検証が必要であると考えられる。

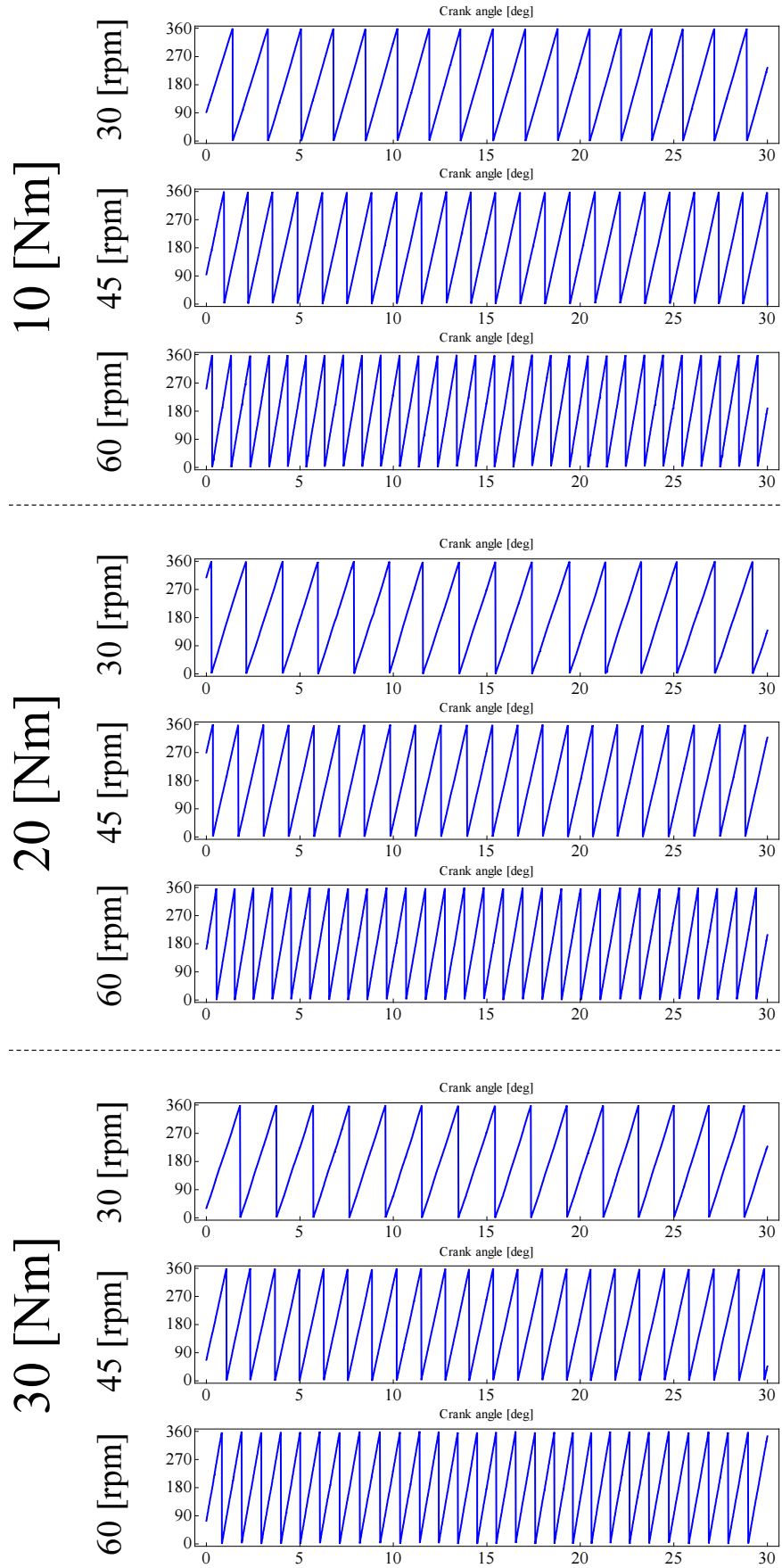


Fig. 4.3: Crank angle during forward pedaling (subject I).

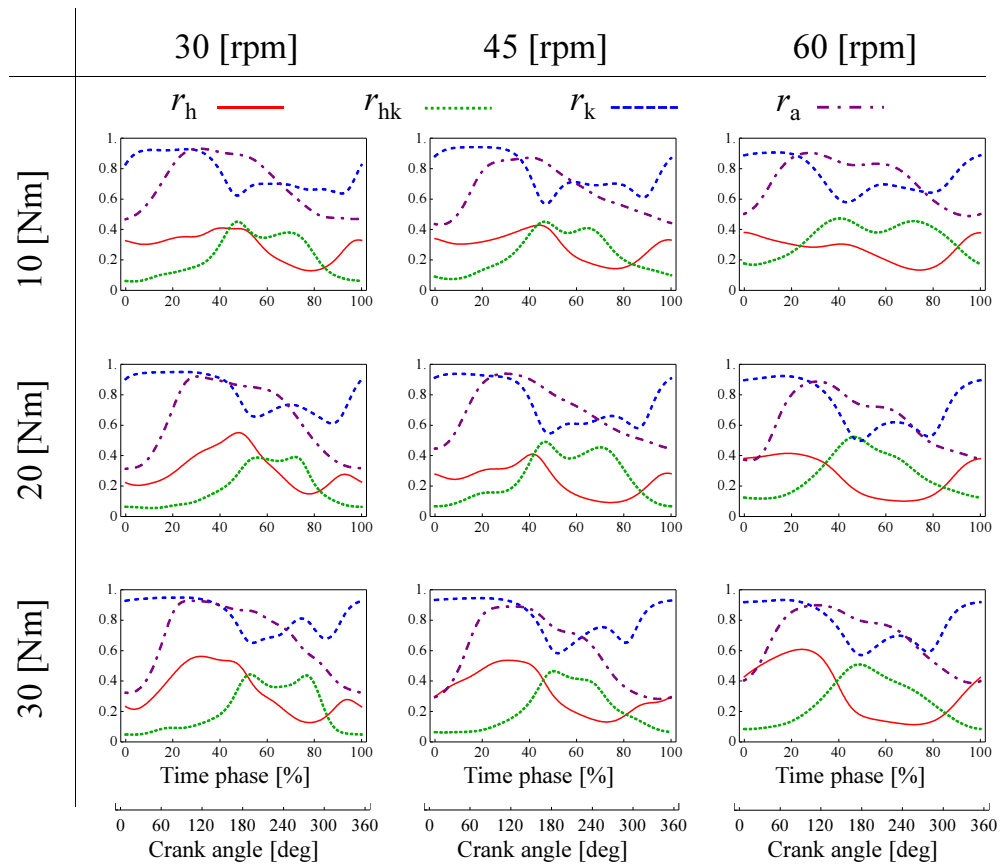


Fig. 4.4: AA ratio during forward pedaling (subject I).

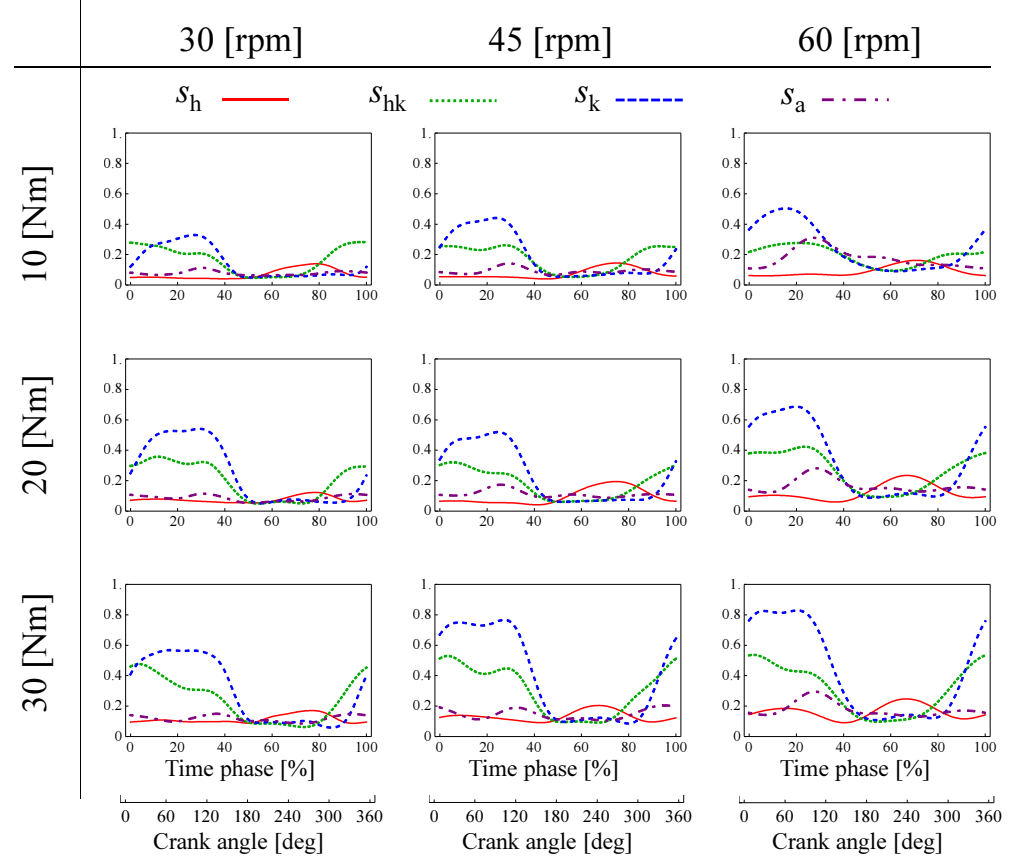


Fig. 4.5: AA sum during forward pedaling (subject I).

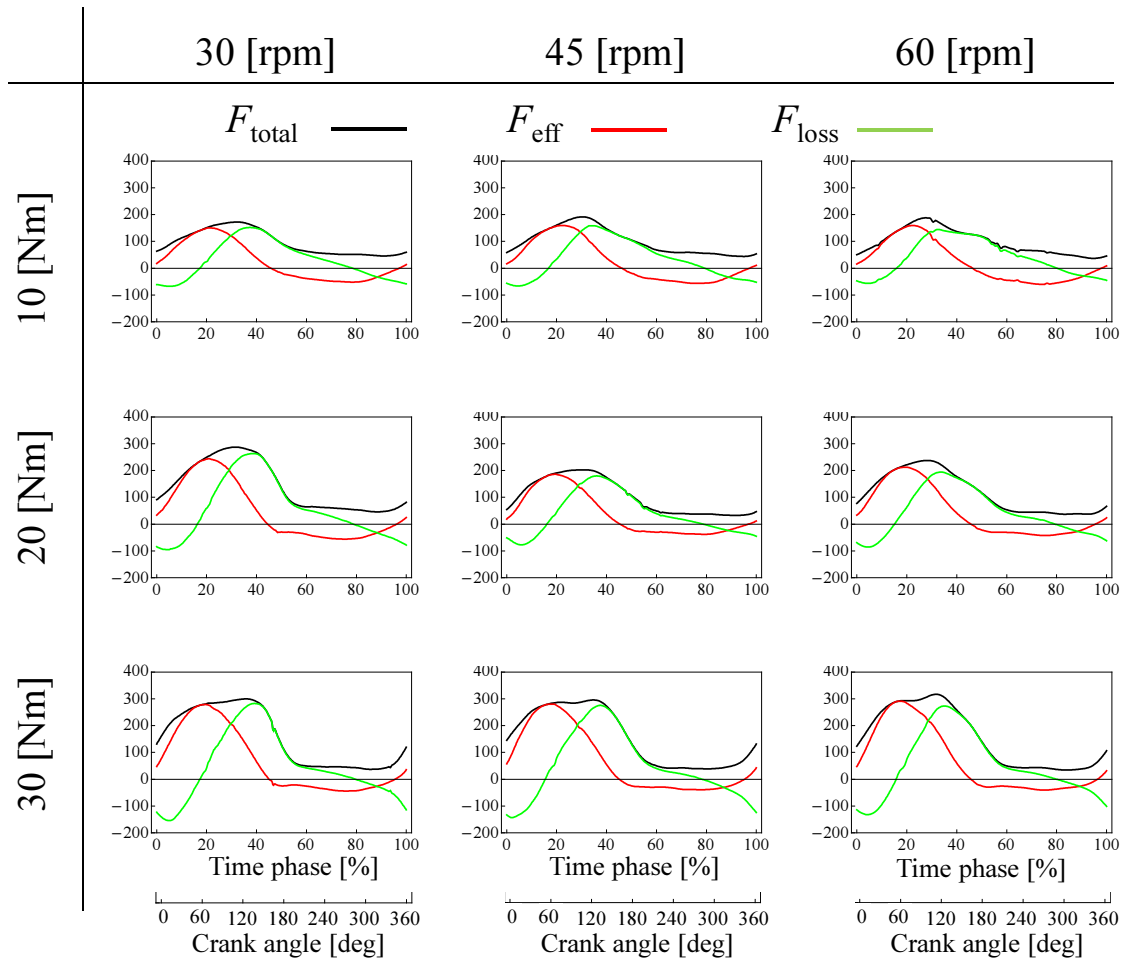


Fig. 4.6: Pedaling force during forward pedaling (subject I).

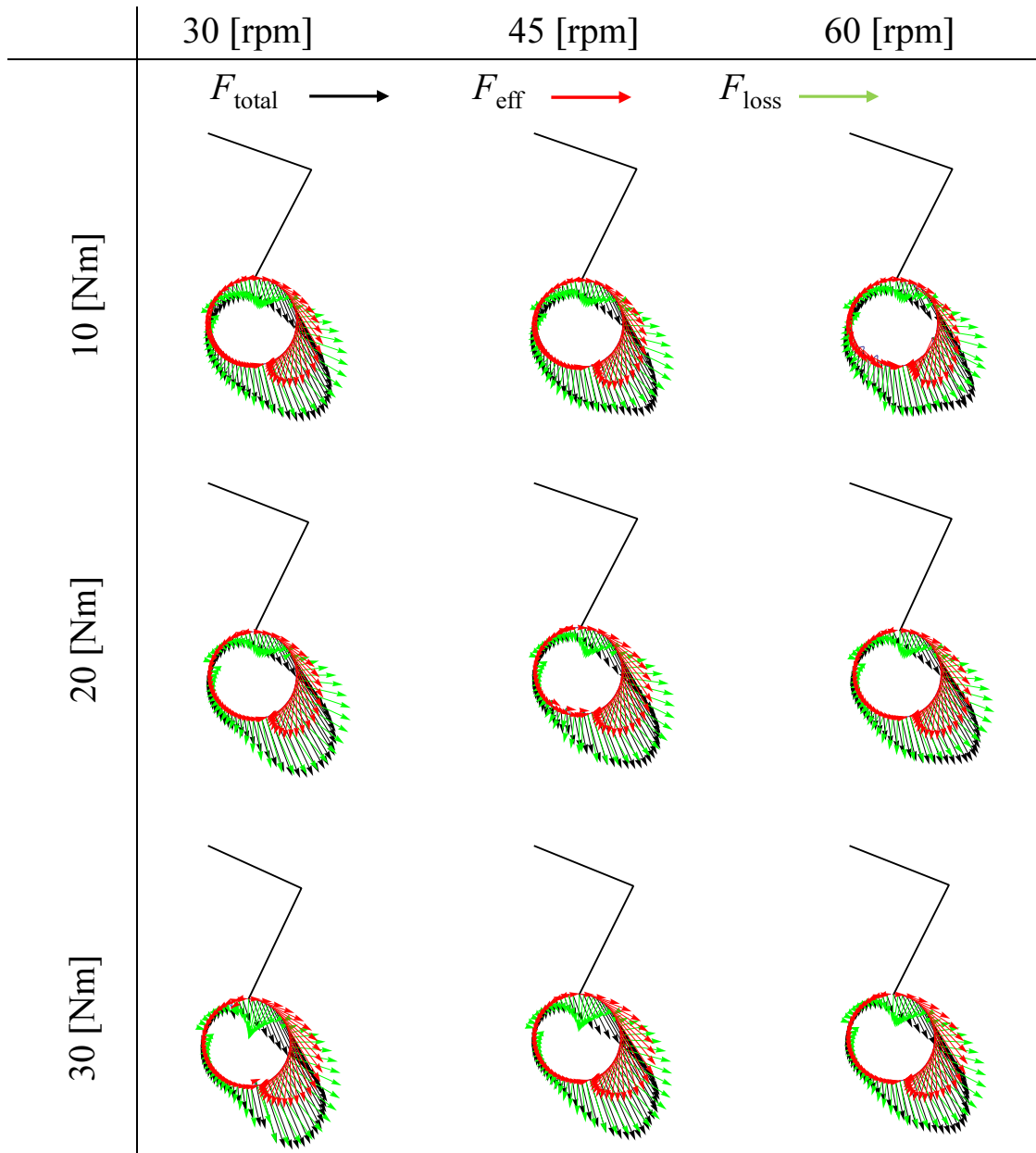


Fig. 4.7: Pedaling force (vector plot) during forward pedaling (subject I).

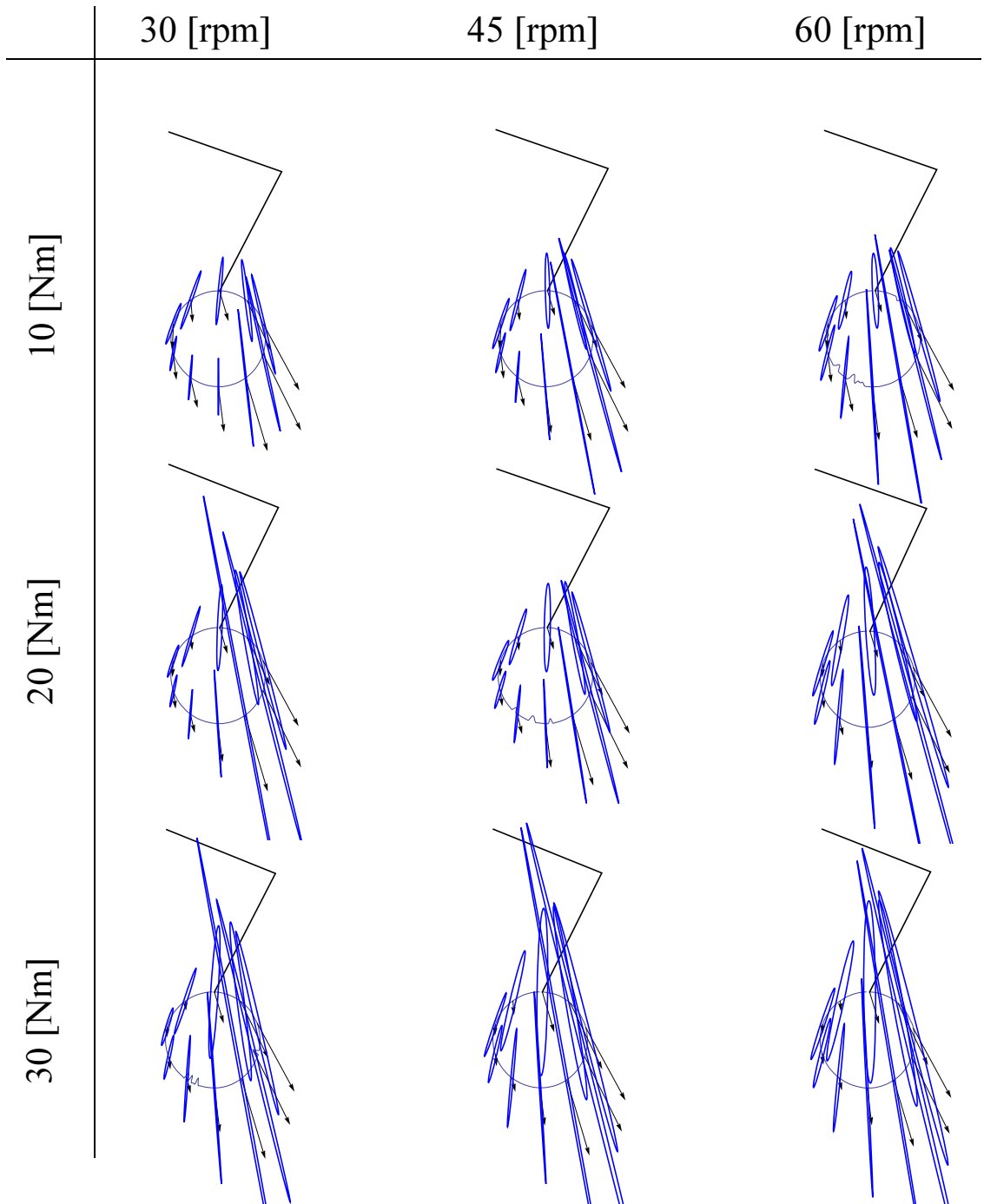


Fig. 4.8: Ankle stiffness ellipse during forward pedaling (subject I).

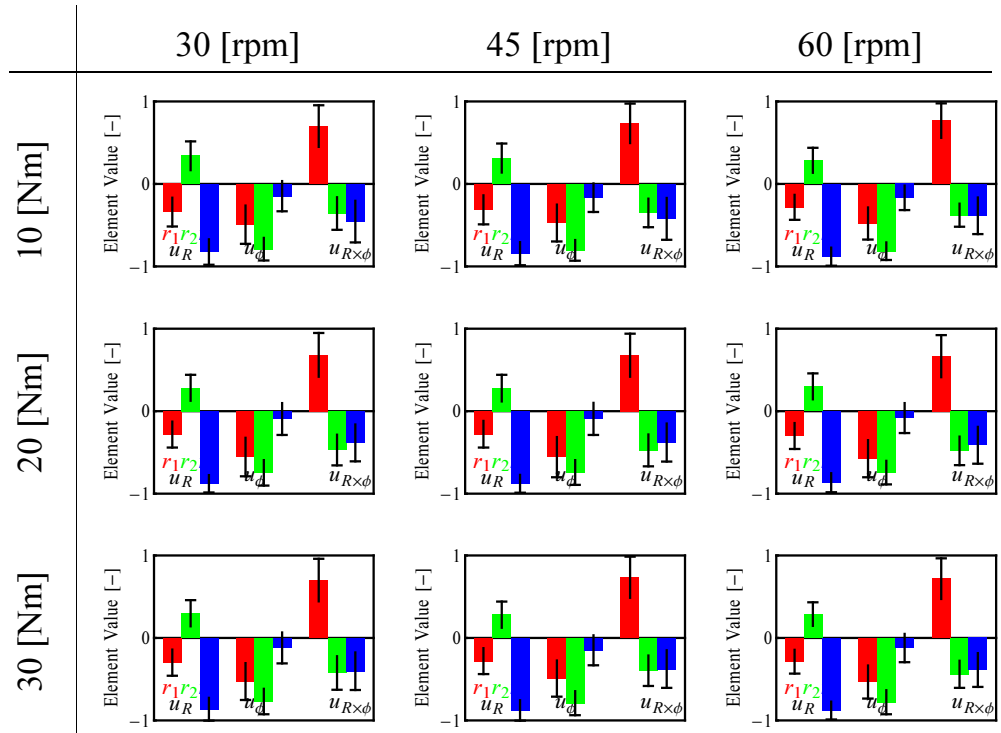


Fig. 4.9: Synergy vectors during forward pedaling (subject I).

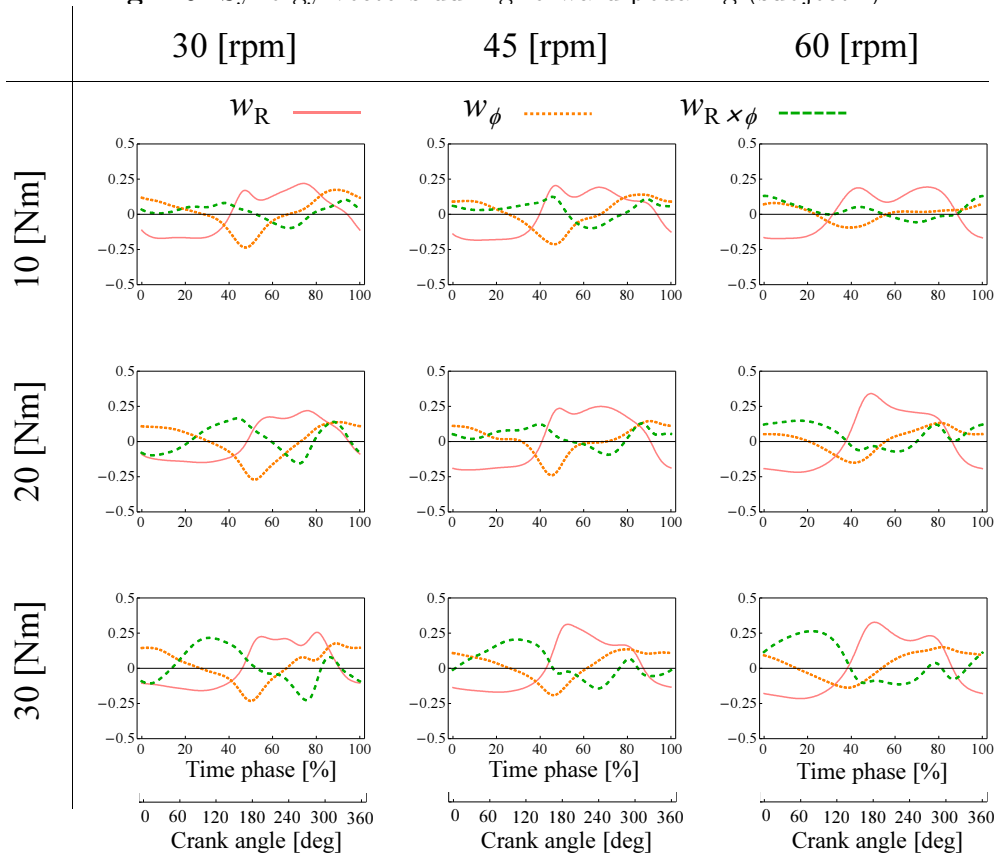


Fig. 4.10: Synergy scores during forward pedaling (subject I)

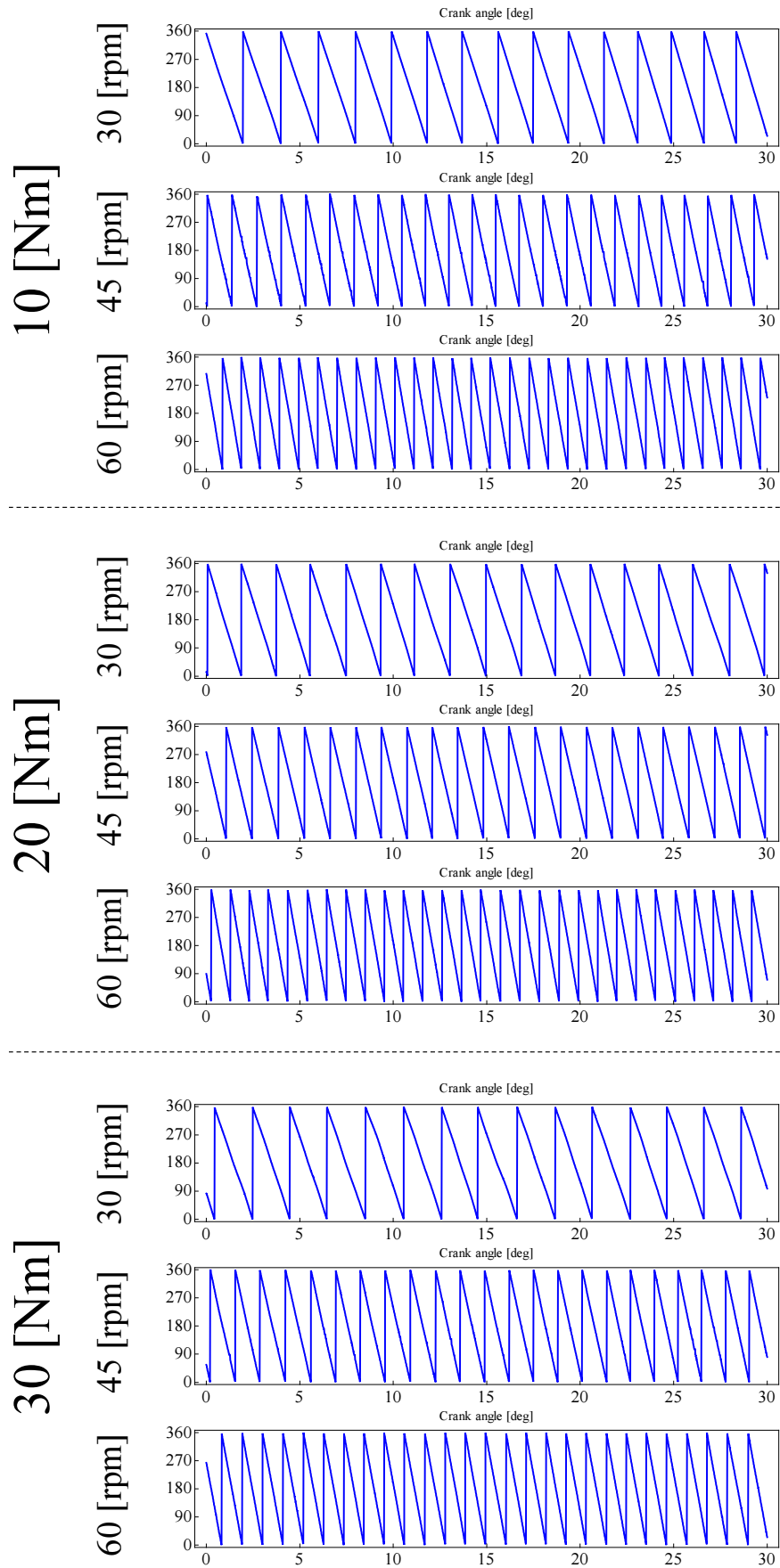


Fig. 4.11: Crank angle during forward pedaling (subject I).

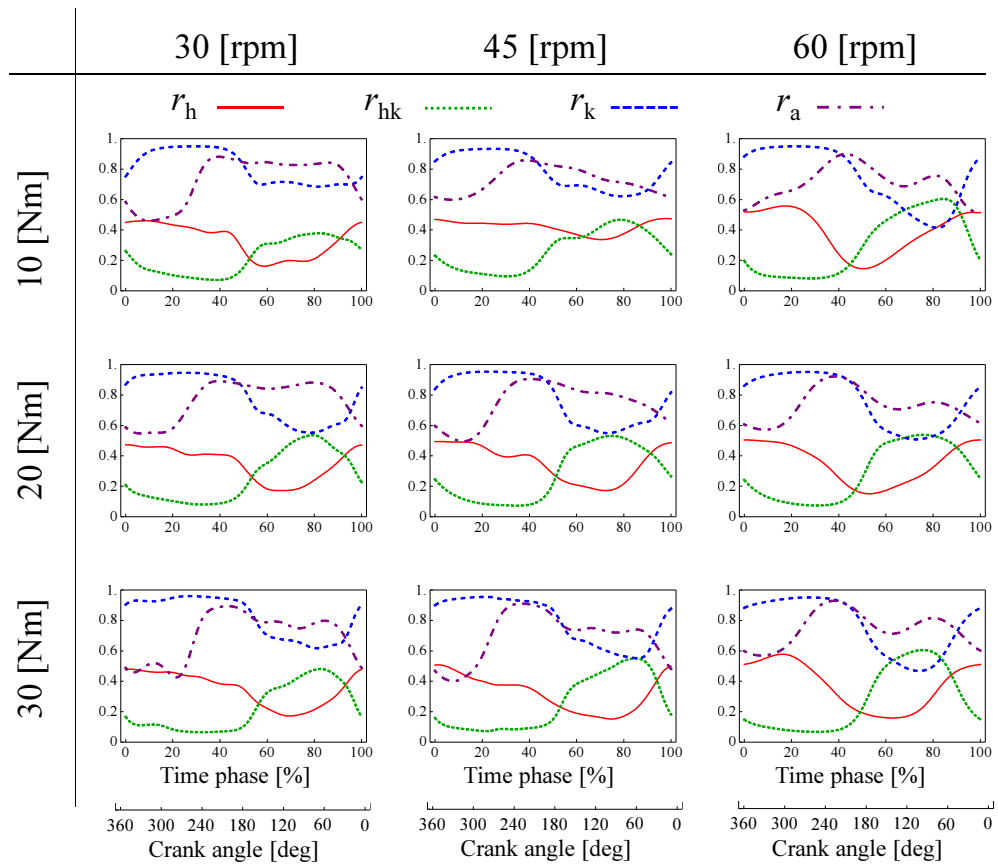


Fig. 4.12: AA ratio during backward pedaling (subject I).

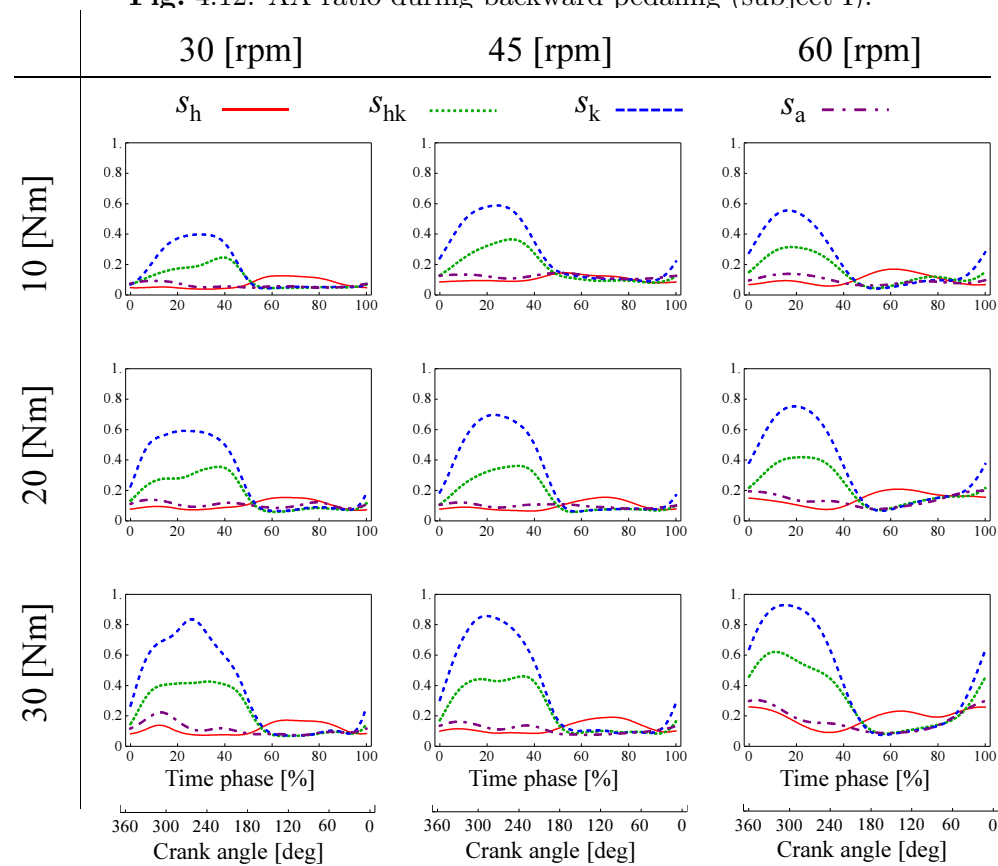


Fig. 4.13: AA sum during backward pedaling (subject I)

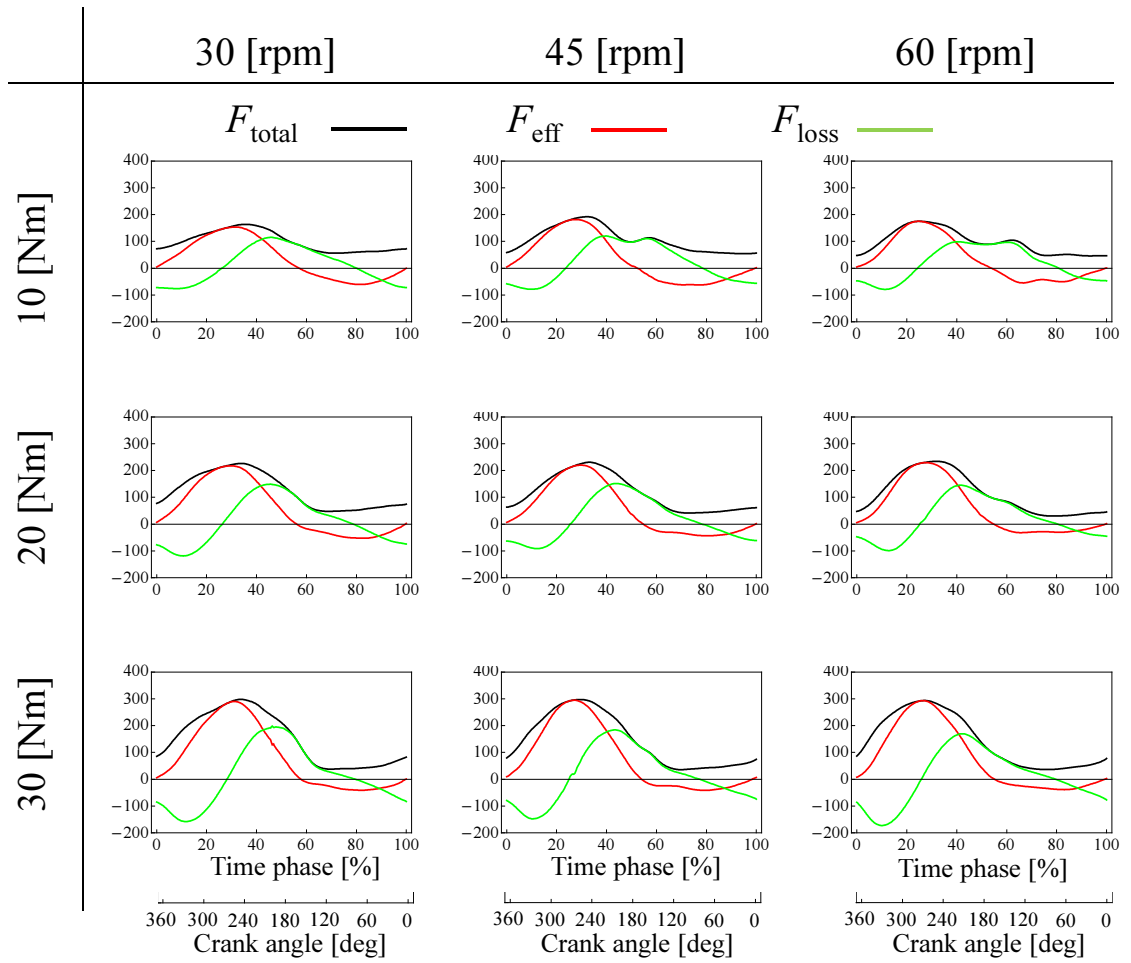


Fig. 4.14: Pedaling force during backward pedaling (subject I).

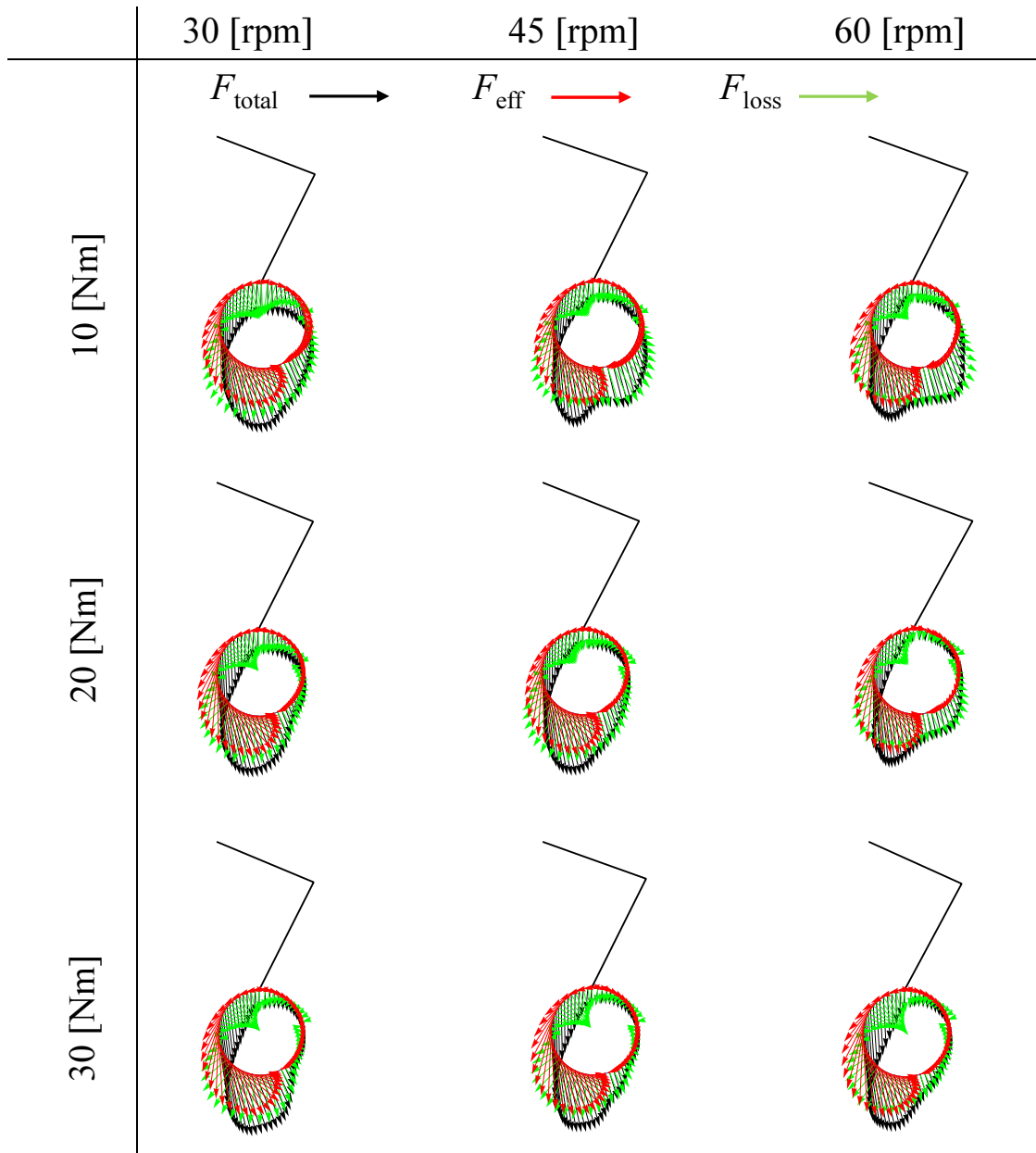


Fig. 4.15: Pedaling force (vector plot) during backward pedaling (subject I).

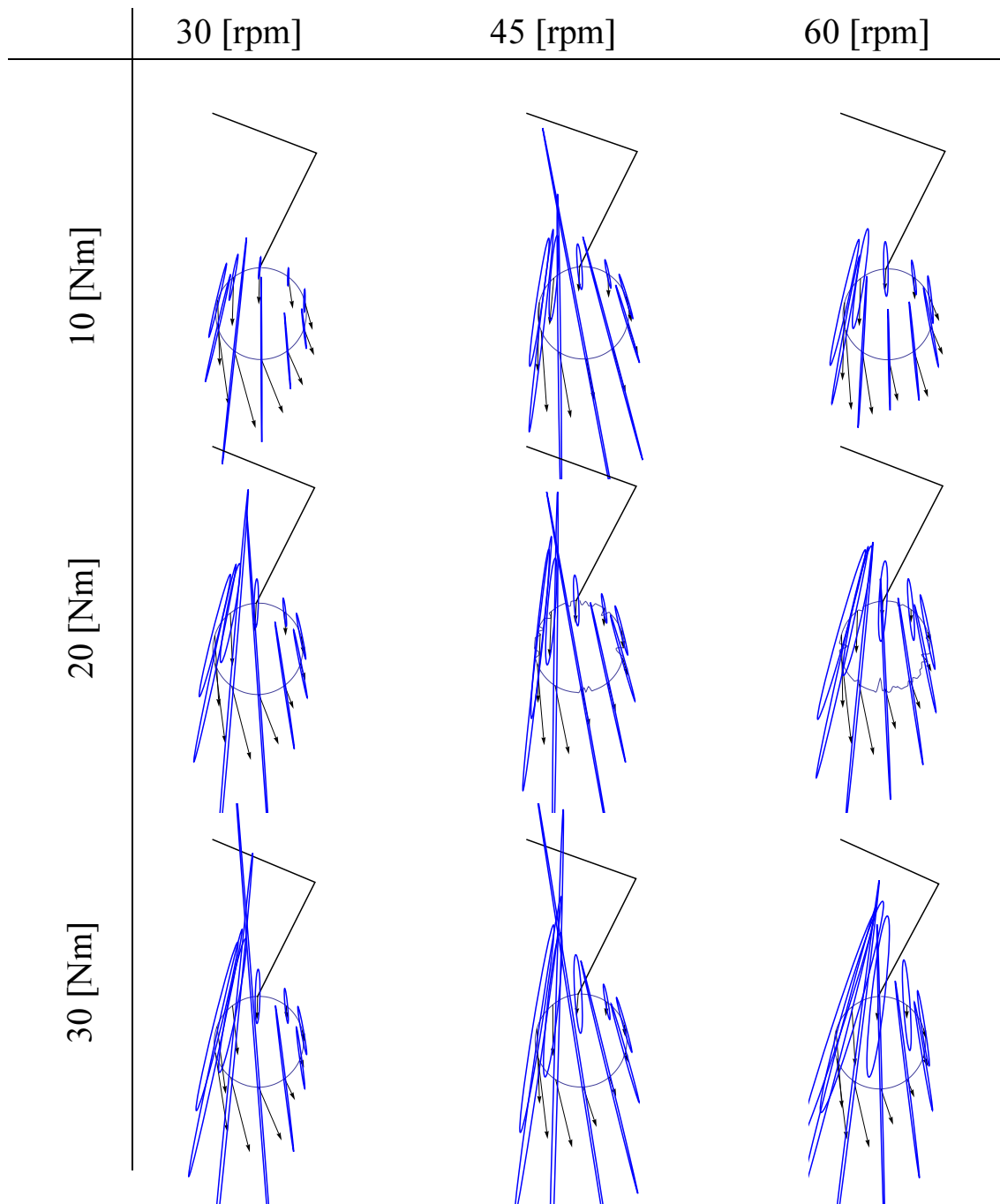


Fig. 4.16: Ankle stiffness ellipse during backward pedaling (subject I).

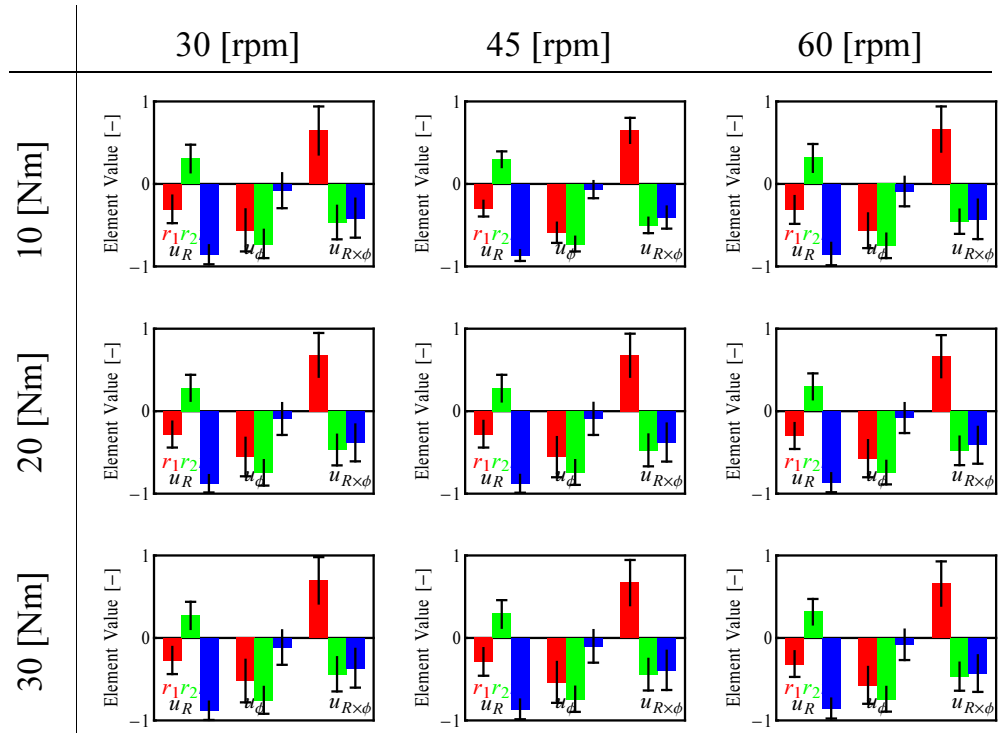


Fig. 4.17: Synergy vectors during backward pedaling (subject I).

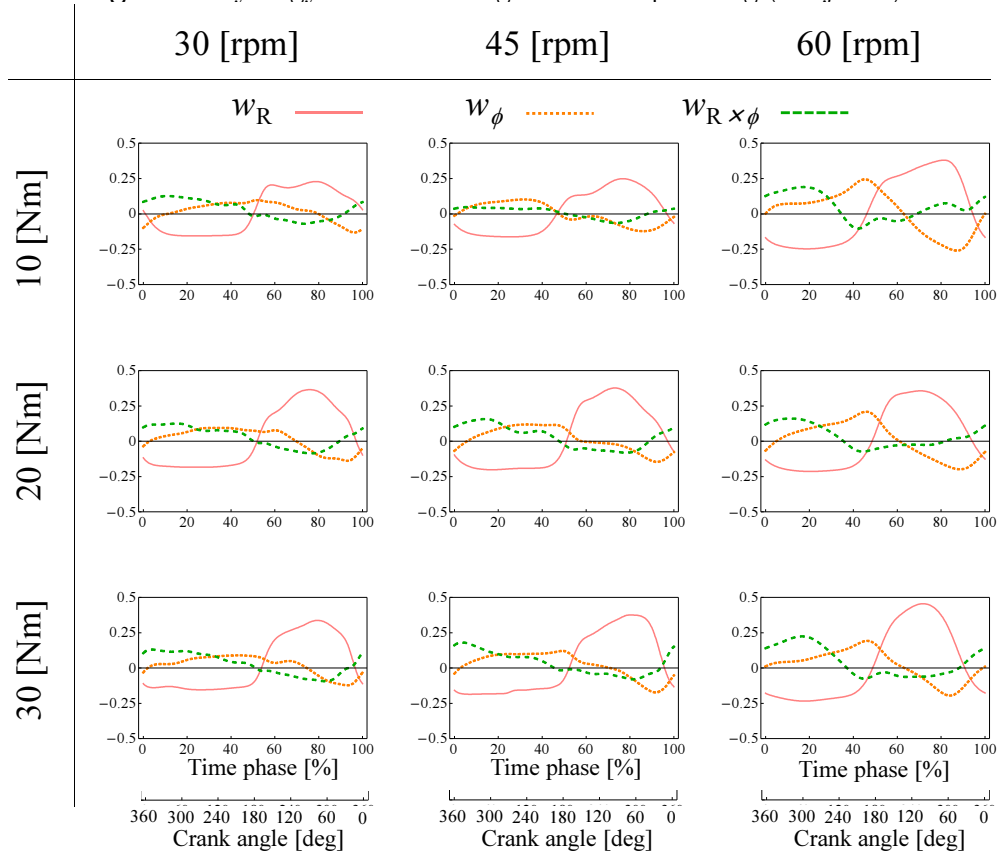
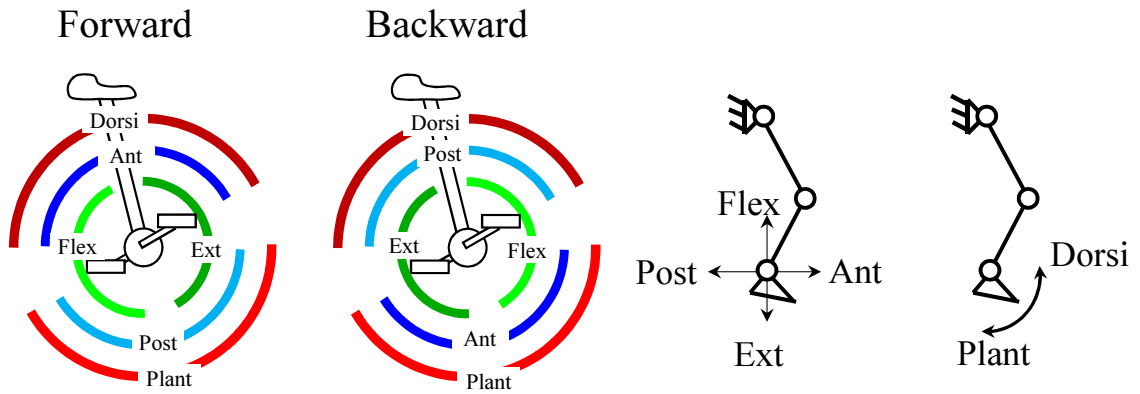


Fig. 4.18: Synergy scores during backward pedaling (subject I).

Simulation study



Muscle synergy analysis

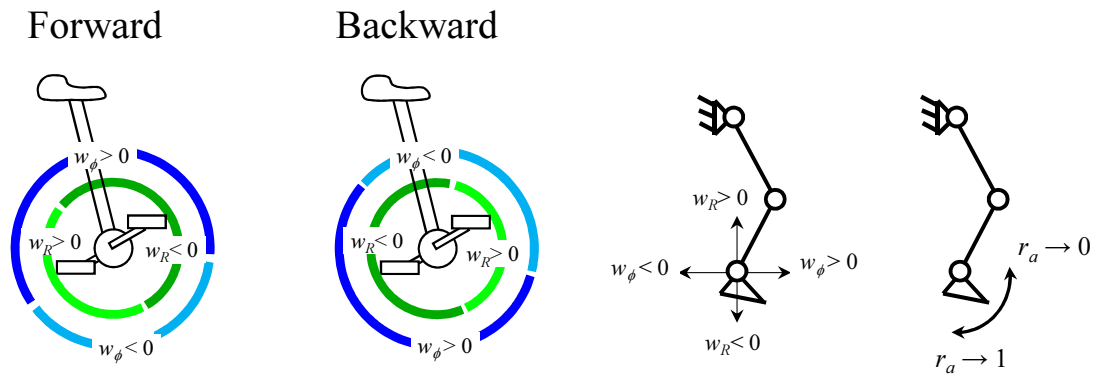


Fig. 4.19: Biomechanical function pairs during pedaling obtained from simulation studies (cited from reference [49]) and the results of our muscle synergy analysis.

第5章 下肢筋骨格ペダリングロボットへのヒト筋シナジীর移植

本章では、筋骨格系の物理モデルの解析に基づく筋シナジীর概念のロボティクスへの応用例として、ヒトの筋シナジীরを筋骨格ロボットに実装する新たな制御法を提案する。提案する制御法では、前章でヒトのペダリング時の下肢の筋電位信号から抽出した、Raaschらの提案する下肢の3つの機能単位 [48, 49, 50] に対応する足首平衡点の変位の機能を持つ筋シナジীর $\mathbf{u}_{R,ankle}, w_{R,ankle}$ および $\mathbf{u}_{\phi,ankle}, w_{\phi,ankle}$ と、足首平衡角度の回転に寄与する足首拮抗筋対の筋拮抗比 r_a 、下肢の剛性の制御に関する筋拮抗和 $\mathbf{s} = [s_h, s_{hk}, s_k, s_a]^T$ をロボットに実装することで、人工筋の内部圧力指令値を決定し、筋骨格ロボットによるペダリングを実現する。

以下に、ヒトを模して製作された筋骨格ロボットの概要、ヒトから抽出した筋シナジীরをヒトの下肢を模した筋骨格ロボットに実装し、人工筋の内部圧力指令値を決定する手法の詳細を述べる。

5.1 ヒトの下肢を模した筋骨格ロボット

ロボットの構造

ヒトの筋シナジীরの実装によってペダリングを実現するため、ヒトの下肢の解剖学的な構造を模擬した筋骨格型ロボットを開発した (Fig. 5.1)。合成樹脂製のヒト下肢骨格模型 (左脚: A35L および右脚: A35R, 3B サイエソフィック) を骨格とし、強度の不足する部分をステンレス製の金属棒で補強した。鉛シートを骨格模型に巻きつけることで質量バランスを調整し、質量は平均的な成人男性の約半分、質量中心の位置は平均的な成人男性と同様になるようにした。なお、質量と質量中心の位置については人体特性文献データベース [61] を元に決定した。ロボットの各部のパラメータを Table 5.1 に示す。関節可動域は、ヒトのペダリング時の可動域と同等とした。ペダリングを行う際のヒト下肢の動きは主に矢状面上に限定されるため、ロボットの各関節は回転1自由度の関節とし簡単化した (Fig. 5.1 左部)。ロボットの骨格には各脚に8本ずつ両脚で計16本のマッキベン型空気圧式人工筋肉 (エアマッスル, 神田通信工業 (株)) が取り付けられている。マッキベン型的人工筋肉は圧縮空気を印加されることにより張力を発生させる空気圧駆動のアクチュエータであり、生体筋と類似したバネ様の特性を持っている。マッキベン型人工筋肉の詳細については付録 B.1 に記載する。取り付けられた人工筋肉はヒトのペダリング時に主要なはたらきをする下肢の筋に対応し、それぞれを $M_{h,ext}^{Robot} \sim M_{a,flex}^{Robot}$ とした。各人工筋の内部圧力を $P_{h,ext} \sim P_{a,flex}$ とする。各人工筋の付着位置は、ヒトの筋の実際の付着位置を基に決定した (Fig. 5.1 右部の白丸部)。各人工筋はステンレス製のワイヤによって、ロボット骨格に固定した。したがって、開発された筋骨格ロボットは解剖学的な冗長自由度も含めて、ヒト下肢の筋骨格系の構造を模擬したものであるといえる。

人工筋の内部圧力は、特注の16チャンネル空気圧制御装置 (FESTO(株)) を用いて制御される。空気圧制御装置の詳細については付録 B.2 に記載する。また、システムの安全のための仕様上、供給できる最大の空気圧は 500 [kPa] に制限されている。

Table 5.1: Body parameters of the musculoskeletal robot and human (Subject I).

	Segment	Length [cm]	Mass [kg]	Position of center of mass [cm]
Human (Subject I)	Thigh	41	5.05	19.4 (from upper side)
	Shank	38	2.62	15.4 (from upper side)
	Foot	22	0.76 (estimated)[61]	13.8 (from toe) (estimated)[61]
Robot	Thigh	39	2.40	18.5 (from upper side)
	Shank	36	1.24	14.6 (from upper side)
	Foot	18	0.31	10.7 (from toe)

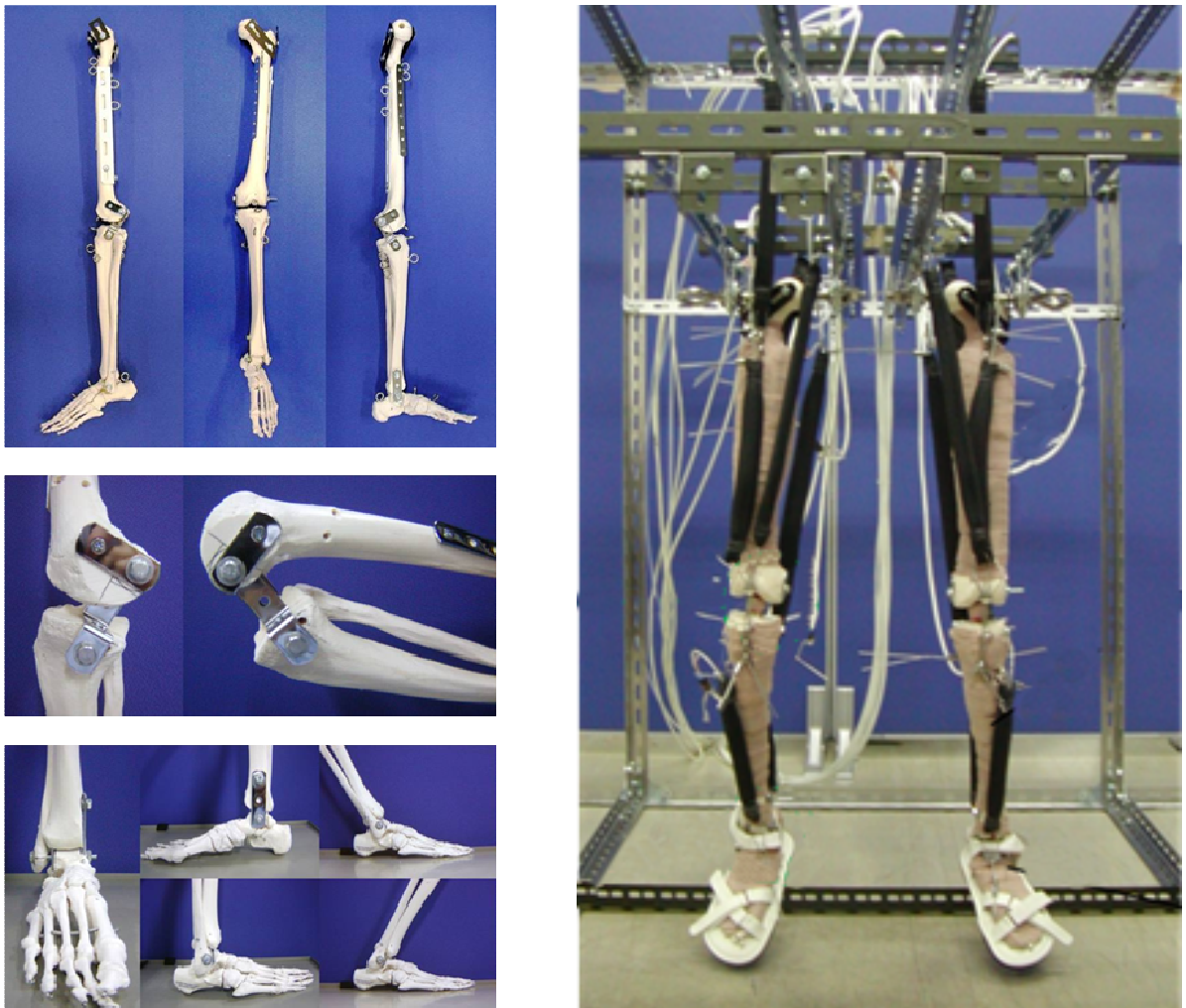


Fig. 5.1: Lower limb anthropomorphic musculoskeletal robot. The robot has eight McKibben type pneumatic artificial muscles (PAMs) for each leg. The structure of the robot imitates anatomy of human lower limb in sagittal plane.

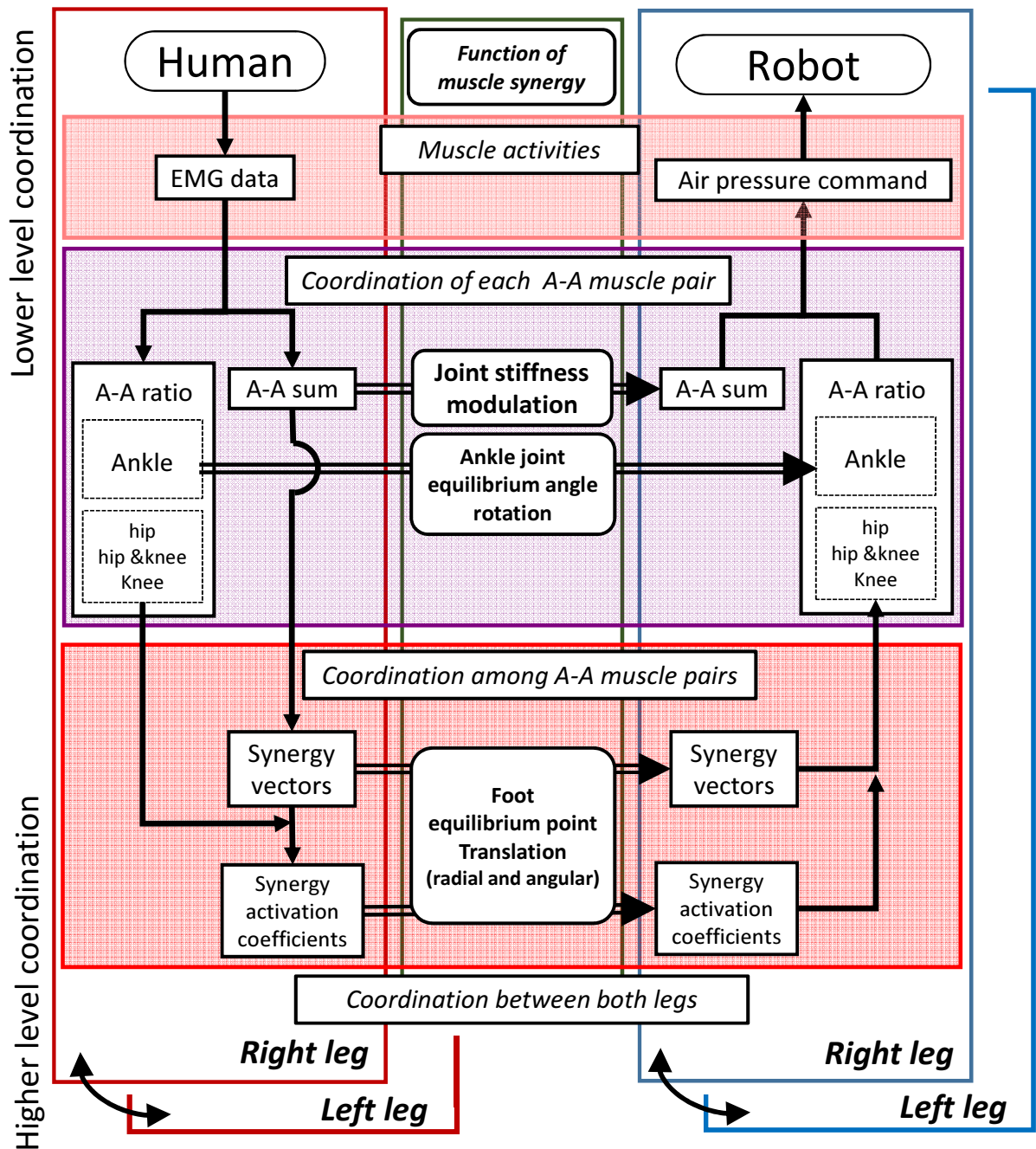


Fig. 5.2: Schematic process diagram for controlling multiple PAMs in musculoskeletal robot. Modulation of joint stiffness, ankle joint equilibrium-angle rotation, and foot equilibrium point translation of human subject during pedaling are implemented to musculoskeletal robot through AA sum (s), A-A ratio (r_a), and muscle synergies ($\mathbf{u}_R, \mathbf{u}_\phi, w_R, w_\phi$).

5.2 筋骨格ロボットへの筋シナジーの実装アルゴリズム

前章で議論された筋活動と関節剛性の調整，足関節平衡角度の回転，足関節平衡点位置の変位についての関係は，簡単化された空気圧式人工筋肉を基にした筋のモデルを用いて導出されたものである。したがって，**Fig. 4.1(a)**と同様の構造を有する下肢筋骨格ロボットについては，正規化された筋電位信号 $m_{i,j}$ を人工筋の内圧 $P_{i,j}$ に読み替えることで，これまでに議論した筋活動と関節剛性，足関

節平衡角度の回転，足首平衡点位置の変位の関係が成り立つとする．

本研究では被験者Iの負荷 30 [Nm]，回転数 30 [rpm] でペダリングを行った際の EMG 信号からペダリングの再現を行わせる．ロボットの人工筋はヒトの生体筋に比べて張力が小さく，また，作成されたロボットの質量はヒトの下肢の質量よりも小さい．そのため，ロボットに実装するヒトの筋シナジーを抽出する計測条件は，慣性の影響をなるべく少なくするために最も高負荷トルク，低回転数のペダリングとした．被験者Iの下肢の各部のリンク長，質量，質量中心について **Table 5.1** にロボットのものとして示す．なお，被験者Iの質量，質量中心の位置は文献 [61] の回帰式から求めたものである．

はじめに，人工筋の拮抗対に着目して筋骨格ロボットの筋拮抗比 $r_i^{\text{Robot}}(t)$ ，筋拮抗和 $s_i^{\text{Robot}}(t)$ ($i = h, hk, k, a$) を以下のように定義する．

$$r_i^{\text{Robot}}(t) = \frac{P_{i,ext}(t)}{P_{i,ext}(t) + P_{i,flex}(t)} \quad (5.1)$$

$$s_i^{\text{Robot}}(t) = P_{i,ext}(t) + P_{i,flex}(t) \quad (5.2)$$

ここで，ロボットにおいて定義された筋拮抗比，筋拮抗和はヒトの場合と同様に，それぞれ関節平衡角度，関節剛性の変化に寄与する [18]．ヒトの筋電位信号から抽出した関節剛性，足関節平衡角度の回転，足首平衡点位置の変位についての筋シナジーを筋骨格ロボットに実装するため，筋骨格ロボットの筋拮抗和 $\mathbf{s}^{\text{Robot}}(t) = [s_h^{\text{Robot}}(t), s_{hk}^{\text{Robot}}(t), s_k^{\text{Robot}}(t), s_a^{\text{Robot}}(t)]^T$ ，足関節周りの拮抗筋対の筋拮抗比 $r_a^{\text{Robot}}(t)$ ，筋シナジーベクトル $\mathbf{u}_R^{\text{Robot}}$ ， $\mathbf{u}_\phi^{\text{Robot}}$ ，筋シナジー活動係数 $w_R^{\text{Robot}}(t)$ ， $w_\phi^{\text{Robot}}(t)$ はヒトから抽出したものをを用いて，以下のように与えられる．

$$\mathbf{s}^{\text{Robot}}(t) = k_P \mathbf{s}(t + \alpha) \quad (5.3)$$

$$r_a^{\text{Robot}}(t) = r_a(t + \alpha) \quad (5.4)$$

$$\mathbf{u}_R^{\text{Robot}} = \mathbf{u}_{R,ankle}, \quad \mathbf{u}_\phi^{\text{Robot}} = \mathbf{u}_{\phi,ankle} \quad (5.5)$$

$$w_R^{\text{Robot}}(t) = w_{R,ankle}(t + \alpha), \quad w_\phi^{\text{Robot}}(t) = w_{\phi,ankle}(t + \alpha) \quad (5.6)$$

ここで， t は 1 回転周期におけるクランク角度， k_P [kPa] はヒトの筋拮抗和をロボットの筋拮抗和に変換する際のゲイン係数， α [deg] はシステムの時間遅れを補償するためのパラメータである．

筋シナジーベクトルと筋シナジー活動係数の積から，筋骨格ロボットの足関節周りの拮抗筋対を除く筋拮抗比 $\mathbf{r}^{\text{Robot}}(t) = [r_h^{\text{Robot}}(t), r_{hk}^{\text{Robot}}(t), r_k^{\text{Robot}}(t)]^T$ を以下の式で決定する．

$$\mathbf{r}^{\text{Robot}}(t) = \begin{bmatrix} \mathbf{u}_R^{\text{Robot}} & \mathbf{u}_\phi^{\text{Robot}} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} w_R^{\text{Robot}}(t) \\ w_\phi^{\text{Robot}}(t) \end{bmatrix} + \bar{\mathbf{r}}^{\text{Robot}} \quad (5.7)$$

ここで， $\bar{\mathbf{r}}^{\text{Robot}}$ はロボットの筋拮抗比の平均ベクトルである． $\mathbf{u}_R^{\text{Robot}}$ と $\mathbf{u}_\phi^{\text{Robot}}$ が互いに直交している場合， $[\mathbf{u}_R^{\text{Robot}}, \mathbf{u}_\phi^{\text{Robot}}]$ は $\mathbf{r}^{\text{robot}}$ のノルムを最小化する $[\mathbf{u}_R^{\text{Robot}}, \mathbf{u}_\phi^{\text{Robot}}]^T$ の一般化逆行列と等しくなる．先行研究において，ペダリングにおける下肢の筋拮抗比が 2 つの筋シナジーベクトルでほぼ表現できることが示されている [21]．そのため，本研究では 2 つの筋シナジーベクトルと筋シナジースコアの積で筋拮抗比を決定した．

最終的に，筋骨格ロボットの人工筋の内部圧力指令値は式 (5.1)，(5.2) より以下のように決定される．

$$P_{2i-1}(t) = r_i^{\text{Robot}}(t) s_i^{\text{Robot}}(t) \quad (i = h, hk, k, a) \quad (5.8)$$

$$P_{2i}(t) = (1 - r_i^{\text{Robot}}(t)) s_i^{\text{Robot}}(t) \quad (i = h, hk, k, a) \quad (5.9)$$

本実験では，筋骨格ロボットの空気圧人工筋の圧力指令値のパラメータを決定するにあたり，以下の仮定をおいた．式 (5.3) のゲイン係数 k_P は $P_{h,ext}(t) \sim P_{a,flex}(t)$ の最大値がシステムの供給できる

空気圧の上限である 500 [kPa] になるように決定した。システムの遅れの補償項 α は 50° と実験的に定めた。式 (5.7) の筋骨格ロボットの筋拮抗比の平均ベクトル $\bar{\mathbf{r}}^{\text{Robot}}$ は、ヒトの筋拮抗比の平均ベクトル $\bar{\mathbf{r}}_{\text{ankle}}$ と同一ではなく、 $\bar{\mathbf{r}}^{\text{Robot}} = \bar{\mathbf{r}}_{\text{ankle}} + (0.1, 0, 0)^T$ とした。筋骨格ロボットでは $M_{h,\text{ext}}^{\text{robot}}$ と $M_{h,\text{flex}}^{\text{robot}}$ に同じ太さの人工筋を用いているが、実際のヒト大臀筋 ($M_{h,\text{ext}}$) は臀部全体を覆う筋であり、腸腰筋 ($M_{h,\text{flex}}$) と比較して断面積が太く大きな力を発揮できる。この筋骨格ロボットの人工筋と実際のヒトの被験筋の差を考慮して、ヒトの $\bar{\mathbf{r}}_h$ の値を 0.1 だけシフトさせることで、ロボットの人工筋 $M_{h,\text{ext}}^{\text{robot}}$ の内部圧力 $P_{h,\text{ext}}$ を増加させ、 $M_{h,\text{ext}}^{\text{robot}}$ がより大きな力を発生するようにした。これらの時間遅れの補償項 α 、ロボットの拮抗比の平均ベクトル $\bar{\mathbf{r}}^{\text{Robot}}$ の調整は、基にしたヒトの筋電位信号からの変更を可能な限り少なくしつつ、ロボットによるペダリングのクランク回転数を最大化するように実験的に決定された。ロボット右脚側の圧力指令値は、ヒトのペダリング時の右脚の筋から計測した筋電位信号を用いて、式 (5.1)~(5.9) に従い決定された。ロボット左脚側の圧力指令値は、右脚側の圧力指令値の位相を 180° シフトさせたものとした。各瞬間での圧力指令値は、その時点での右脚側のクランク角度によって決定された。

以上のようにして、ヒトの筋電位信号から抽出されたものと共通の筋拮抗和 s 、足首の筋拮抗比 r_4 、筋シナジーベクトル $\mathbf{u}_R, \mathbf{u}_\phi$ 、筋シナジー活動係数 w_R, w_ϕ を用いることで、ロボットの人工筋の圧力指令値を決定した。

5.3 実験方法

ロボットの運動計測

ペダリングを行う際、ロボットの足部はヒトの計測を行ったものと同じのペダリング計測装置 (付録 A.6) のペダル部に固定した。電磁ブレーキへの負荷指令値は 0 [Nm] としたため、ペダルクランクへはたらく負荷はブレーキの空転摩擦、チェーンの摩擦のみであった。ロボットの股関節とクランク中心との相対位置は、被験者との下肢各部のリンク長の違いや装置の設置上の制限などにより、被験者のものとは異なっている。ロボットの股関節位置はクランク中心の 23 [cm] 後方、60 [cm] 上方に位置していたのに対し、被験者 I のペダリング時の股関節位置はクランク中心から 15 [cm] 後方、69 [cm] 上方に位置していた。ペダリングの開始については、クランクが最初に 1 回転するまでは手動にて補助を行い、クランクの回転が静止せずに回転が安定して持続し一定の速度に収束したのを確認してから 30 秒間を計測した。

モーションキャプチャシステム (NaturalPoint, OptiTrack) を用いて運動中の各関節の位置 (腰、膝、足首) およびクランク角度 θ_{crank} [deg]、ペダル角度 θ_{pedal} [deg] の運動学情報を計測した。クランク角度の定義はペダル位置が地面から最も遠ざかるクランク上死点をクランク角度 0 [deg] とし、ペダルの回転方向に向かってクランク角度が増加するとした。また、ペダルに固定された移動式フォースプレート (テック技販 (株), M3D) を用いてペダル踏力を計測した。なお、モーションキャプチャシステムとフォースプレートの計測のサンプリング周波数は 100 [Hz] である。運動学情報、ペダル踏力は同期して計測を行った。クランクの回転に寄与するクランクと垂直方向の分力 F_{eff} [N] と、クランクの回転に寄与せず損失となるクランク中心方向の分力 F_{loss} [N]、全踏力 F_{total} [N] をペダル踏力と運動学情報の計測データから算出した。

5.4 結果

ヒトの筋電位信号から得られた筋シナジーの実装により、Fig. 5.3 のような圧力指令値が得られた。得られた圧力指令値を筋骨格ロボットに与えたところ、クランク角度の推移は Fig. 5.4 のよう

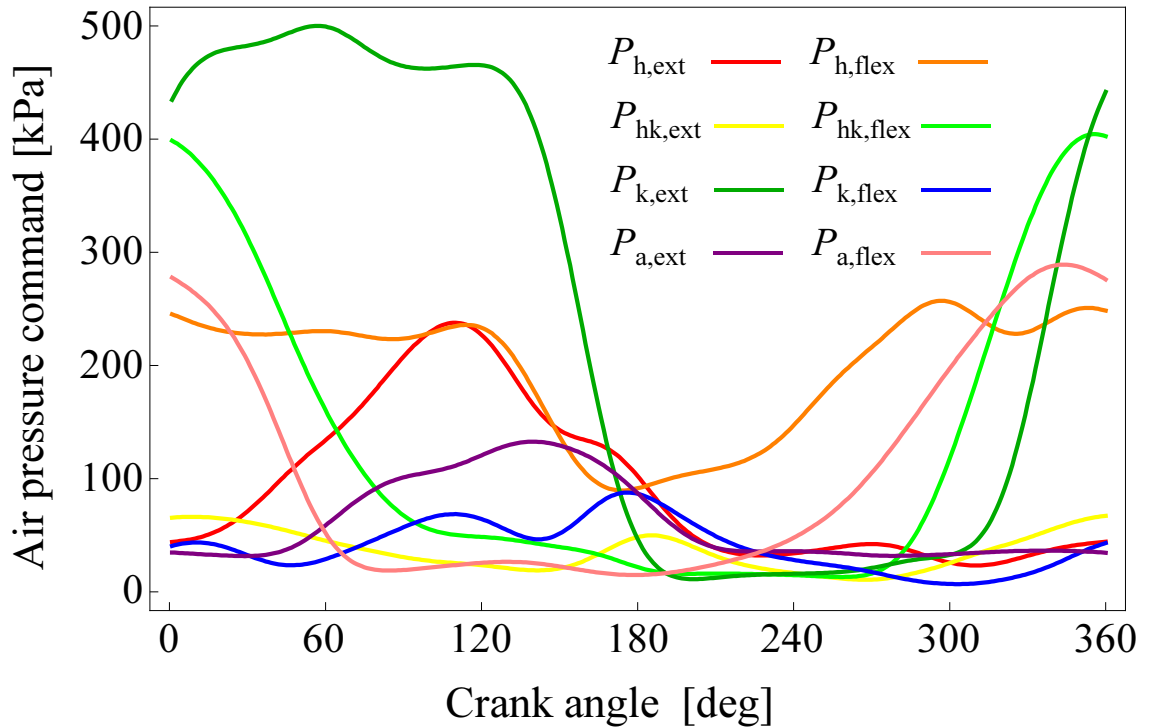


Fig. 5.3: Pressure command for PAMs of the musculoskeletal robot.

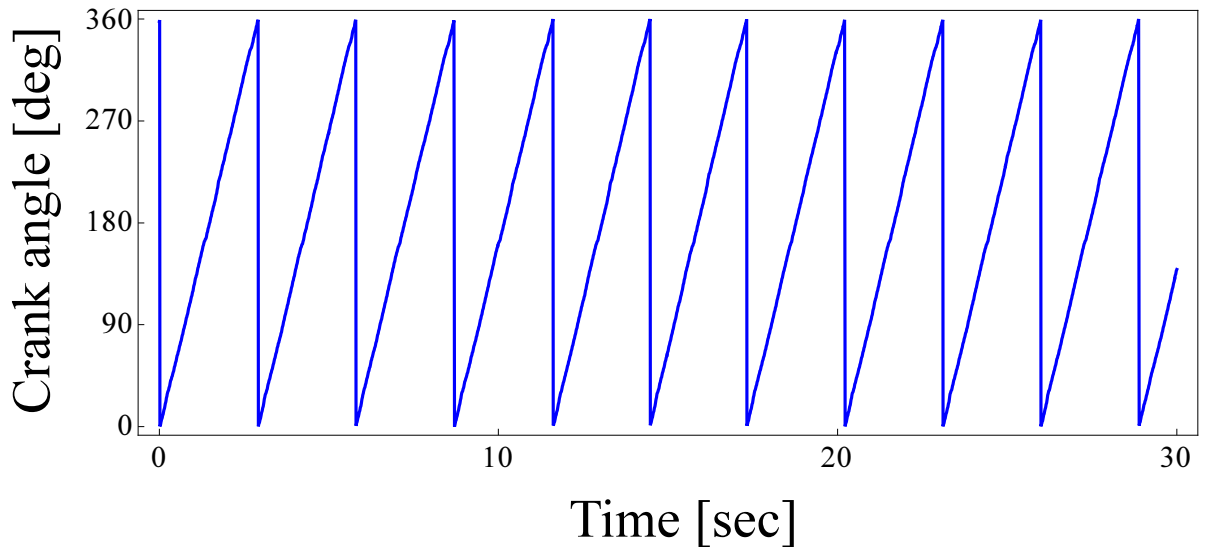


Fig. 5.4: Time-series crank angle of the musculoskeletal robot.

になった。周期的にクランク角度が0 [deg] から 360 [deg] まで変化しており、一定のクランク回転数を保っていることが分かる。また、1回転周期中のクランク角度の増加の仕方は直線的であり、ペダリング速度が一定であったことを示している。Fig. 5.5, Fig. 5.6 はヒトとロボットの踏力と運動学の比較、Fig. 5.7 はヒトとロボットのペダリングの連続写真である。Fig. 5.5 は上段から順にクランクと垂直方向の踏力 F_{eff} 、クランク中心方向の踏力 F_{loss} 、ペダル角度 θ_{Pedal} である。図中エラーバーは標準偏差を表す。Fig. 5.6 はクランク角度 6° ごとのペダル踏力を平面にプロットしたものである。上から順に、クランク垂直方向の踏力、クランク中心方向の踏力、全踏力を表す。各図の矢印の長さはヒトとロボットそれぞれの最大のペダル踏力で正規化されている。Fig. 5.7 はヒトと筋骨格ロボッ

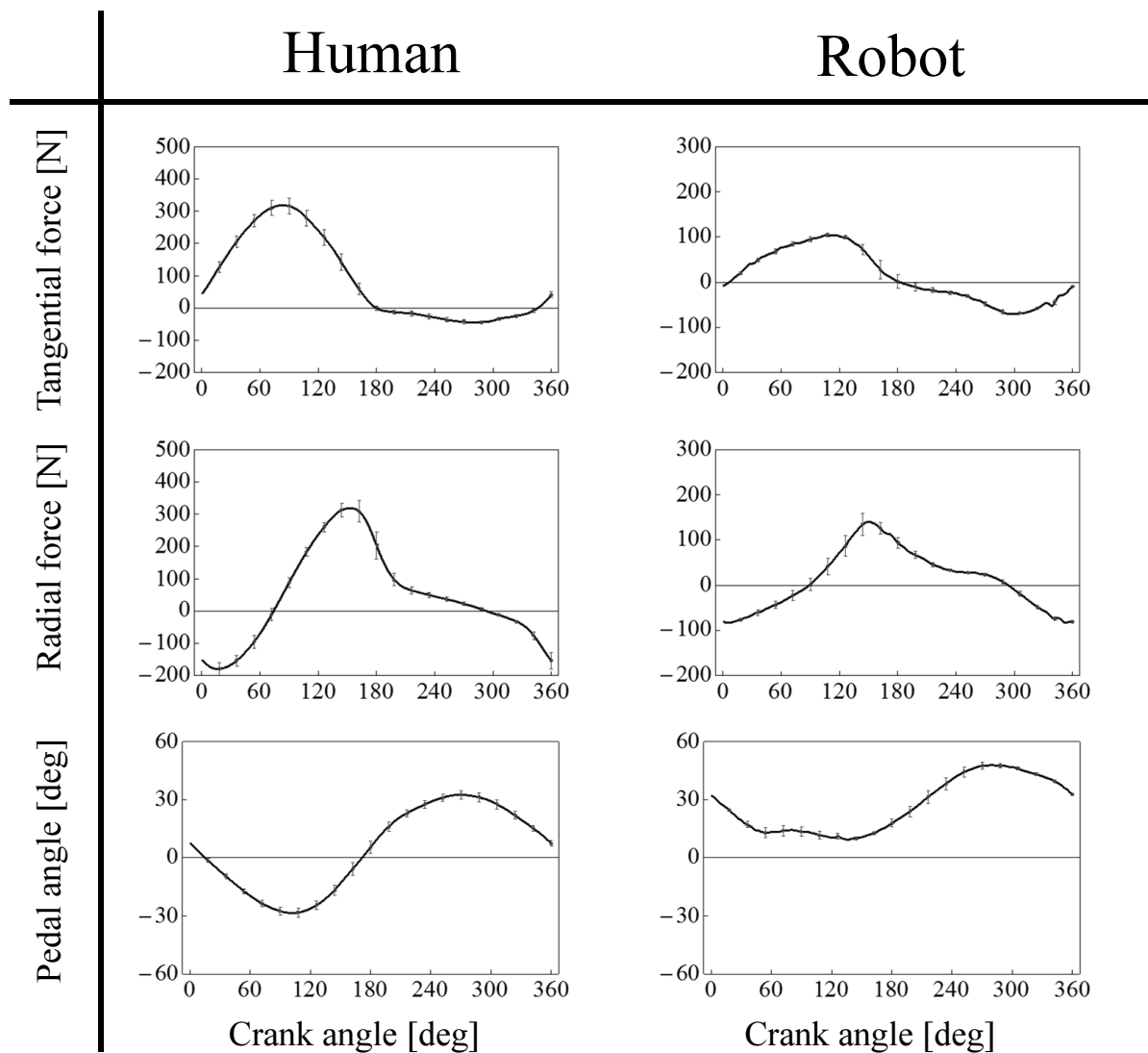


Fig. 5.5: Tangential foot force to the crank, radial foot force to the crank, and pedal angle during pedaling movement of subject I and musculoskeletal robot.

トのそれぞれのペダリング中の1周期を切り取った連続写真の比較である。図中白丸はロボットとヒトの各関節位置である。図中矢印はそれぞれの最大ペダル踏力の大きさと正規化されたペダル踏力である。ロボットとヒトの両者ともにクランク回転速度がほぼ一定の滑らかなペダリングを行っていることが確認できる。

5.5 考察

5.5.1 筋骨格ロボットによるペダリングの評価

ヒトと筋骨格ロボットのペダリングについて比較すると、ロボットの踏力の大きさはヒトの約1/3と小さくなった。運動学的には、ロボットのペダリング速度はヒトの70%であり、ロボットはヒトよりも全体的にペダル角度が底屈しているという差異があった。これらの差異の原因としては、ヒトとロボット間の筋力差、下肢リンク長などの幾何的な差、モデル化の差異の誤差などが考えられる。しかし、両者のペダル踏力はクランク角度90°付近の踏み込みの領域でクランク垂直方向の分力が最大

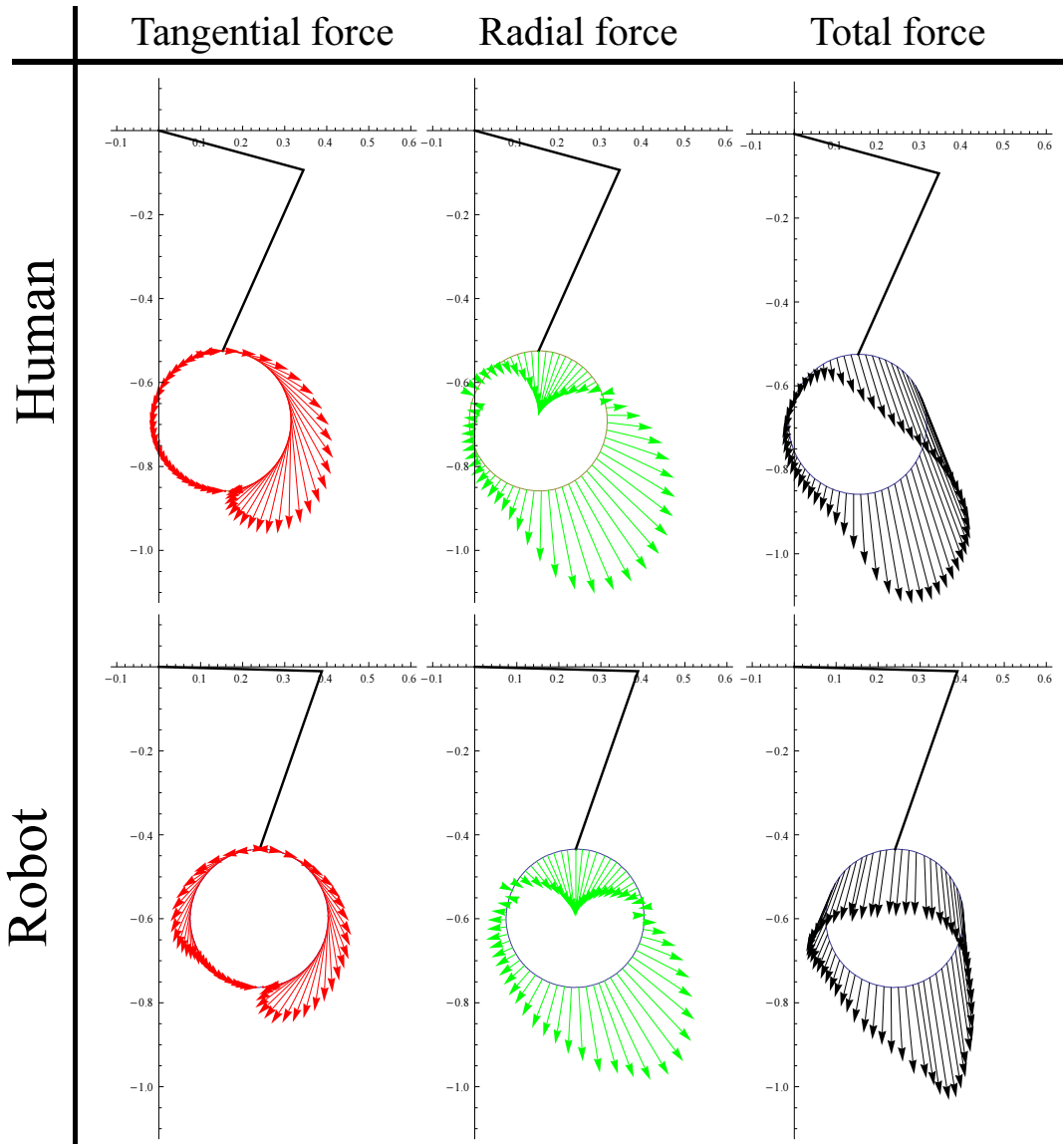


Fig. 5.6: Foot force during pedaling movement (vector plot).

となる、全体の踏力は下死点の手前付近で最大となるが、踏力のほとんどはクランクの回転に寄与しない中心方向の分力となる共通の特徴を持っていた (Fig. 5.5,5.6)。クランク垂直方向の分力のピーク位置はヒトの場合で 80 [deg], ロボットの場合で 100 [deg], 中心方向の分力のピーク位置はヒトとロボットの両者とも 150 [deg] とほぼ一致していた。また、クランク垂直方向の踏力, 中心方向の踏力どうしのピアソンの相関係数はそれぞれ 0.936, 0.954 となり、踏力の変化の仕方はヒトと類似していた。本研究で再現されたロボットのペダリングは、基にしたヒトのペダリングとペダリング速度が異なっており、負荷も小さい。しかし、前章でその他の回転数や負荷で行われたヒトのペダリングについても、ペダリング速度や負荷の大きさによってクランク垂直方向の踏力のピーク値は変化するが、ピーク位置や踏力の変化の傾向は本研究で得られたものと類似した結果が報告されている。したがって、本研究では個々の筋の活動についての逆計算を行うのではなく、足首平衡点の変位、足関節平衡角度の回転についての運動コマンドをヒトの EMG 信号から抽出した筋シナジーの実装によって与えることで、ヒトのペダリングよりも速度、負荷は小さくなっているものの筋骨格ロボットはヒトのペダリング時の踏力パターンを再現できたと考えられる。

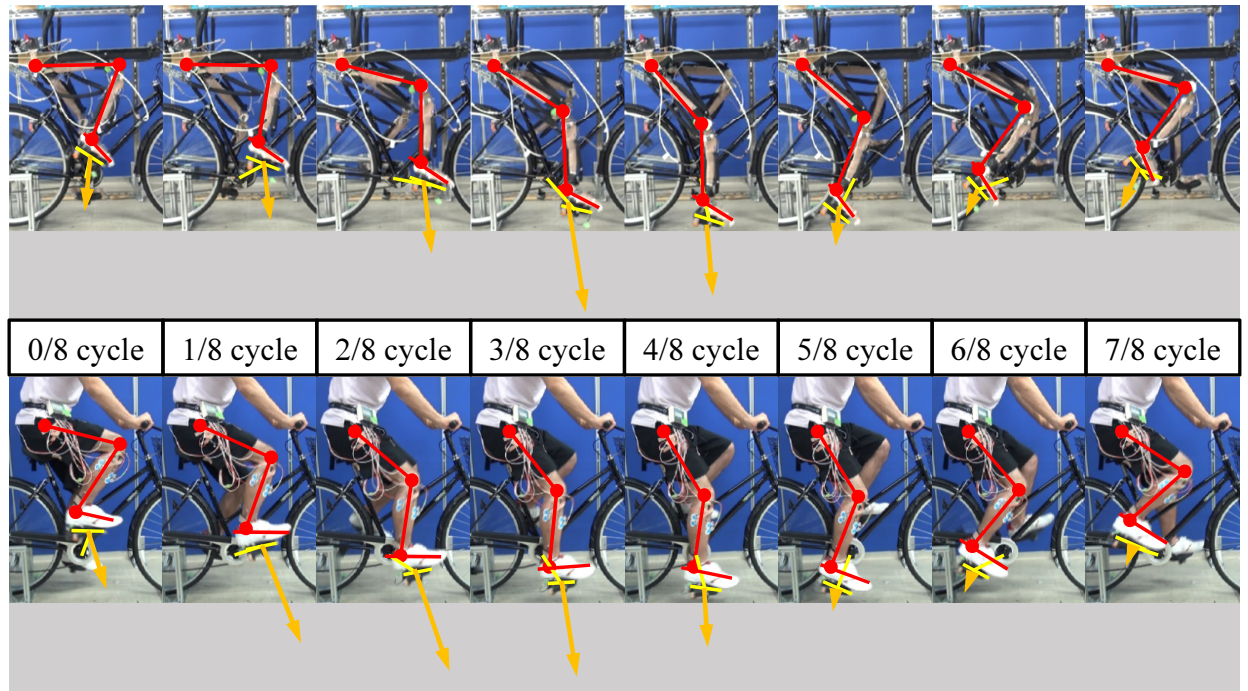


Fig. 5.7: Sequence photographs of robot and human pedaling. The musculoskeletal robot performed pedaling movement with similar kinematics and pedaling force pattern to human subject.

ヒトの筋シナジーの実装により筋骨格ロボットにペダリングを実現させることができた本実験の結果は、ヒトを模した冗長な筋活動の自由度を持つ筋骨格ロボットを制御するにあたり、ヒトから抽出した筋シナジーを実装することで、足首平衡点位置の変位、足関節の回転についての生体力学的な機能を実装する本手法が有用である可能性を示唆している。

5.5.2 今後の展望

本研究では、ヒトから抽出された筋シナジーを実装することで、筋骨格ロボットによるペダリングを実現出来たが、提案した手法・モデルには依然改良の余地がある。本研究で対象としている被験筋は下肢の矢状面内の運動において主要な働きをする8筋で構成される4拮抗筋対に限られているが、下肢には他にも矢状面内の運動以外に関わる多くの筋が存在し、1対1の拮抗対で表せない筋も存在する。本研究で提案している筋シナジーの概念を用いて筋活動の冗長性を圧縮する手法は、筋活動の計算が複雑となる多くの自由度を持つ筋骨格ロボットを制御する際により有効となると考えられる。そのため、本研究よりも多くの筋を対象とした場合にも、ヒトから抽出した筋シナジーをロボットに実装する本手法が適用可能か今後検討する必要がある。また、本研究では、モデル化の際に関節のモーメントアームが一定であることや、生体筋と人工筋の性質を同一とみなすなどの様々な簡単化のための仮定を置いている。これらの仮定が、ヒトのペダリングとロボットのペダリングとの差異の原因となっている可能性があるため、より実物に近い詳細なモデルについても今後検討する必要がある。

第6章 結言

本研究では、身体の冗長自由度に対するヒトの運動制御メカニズムの解析にあたり、筋骨格系モデルの物理解析に基づく筋シナジーの概念を導入した。これにより得られた知見を運動トレーニングやリハビリテーションの分野、ロボティクスの分野へ応用する手法として、バイオフィードバックによる運動トレーニングやリハビリテーションの支援を目的とした筋シナジー・平衡点軌道・手先剛性のリアルタイム可視化システムの開発、および冗長な自由度を持つ筋骨格型ロボットへのヒトの筋シナジーの実装による新たな制御法の提案の2つを行った。

はじめに、拮抗筋対のEMG信号の比で定義され関節平衡角度の制御に寄与する“筋拮抗比”，拮抗筋対のEMG信号の和で定義され関節剛性の制御に寄与する“筋拮抗和”の2つの概念を用いて上肢3対6筋の筋骨格系の物理モデルの解析を行い、拮抗筋対の活動と平衡点の運動、剛性の調整との関係について定式化した。得られた関係式から、肩関節を中心とする極座標系における手先平衡点の変位についての機能を持つ筋シナジーを定義した。ここで、各筋シナジーは筋拮抗和のバランス、つまり拮抗筋の共活性による関節剛性のバランスによって定義される量である。また、本研究で定義した筋シナジーは、一般的に用いられる筋シナジーの概念のように統計的に抽出されたものとは異なり、手先平衡点の運動についての具体的な物理的な機能を持つように定義された量であり、筋シナジー活動係数から手先平衡点の変位についての定量的な評価を行える。したがって、本研究で提案するヒトの筋骨格系の物理モデルの解析に基づく筋シナジーの概念を導入することで、筋シナジー、手先平衡点、手先剛性の運動制御についての3つの運動制御に関するコマンドを統一的に扱うことが出来る。

提案した新たな筋シナジーの概念の運動トレーニングやリハビリテーションへの応用として、筋シナジー、平衡点軌道、手先剛性の3つの運動制御コマンドの可視化システムを開発した。本研究で提案した筋シナジーは、EMG信号の単純な積と和で定義されており、また、平衡点軌道、手先剛性についても関節角度とEMG信号の線形計算で算出できるため、要求される計算コストが少なく、リアルタイムでの演算が可能である。まず、提案アルゴリズムの妥当性を示すため、EMGから推定された姿勢保持、リーチング運動における手先剛性・平衡点軌道と、従来一般的な手法であるマニピュラタムによる機械的な摂動を与えた際の変位と手先力から推定された手先剛性・平衡点軌道を比較した。次に、手先の往復運動における平衡点軌道、手先剛性を可視化することで、連続的な周期運動の制御戦略についての考察を行った。その結果、実現される運動の外観が類似していても運動についての意識の向け方によって平衡点軌道、手先剛性の運動制御戦略が異なる可能性について示し、また、そのような外観に表れないヒトの運動制御戦略を観察できる本可視化システムの有用性と、運動トレーニングへの応用の可能性を示した。最後に、脳卒中による片麻痺患者の筋シナジー、手先平衡点軌道、手先剛性を可視化することで、健常者と片麻痺患者との間でこれらの3つの筋協調に関する指標が異なっていることを示し、可視化システムの運動機能の評価や障害の診断などのリハビリテーションへの応用可能性を示した。

次に、ロボティクスへの応用として、ヒトのペダリング時の筋シナジーを実装する筋骨格ロボットの新たな制御法を提案した。まず、筋骨格系の物理モデルの解析に基づく筋シナジーの概念を用いて下肢の4対8筋のヒトのペダリングの筋協調解析を行った。その結果、ヒトの下肢主要8筋の筋活動は、股関節を中心とする動径・偏角方向に足関節平衡点を並進させる2つの筋シナジーと、足関節の回転に関する筋シナジー（足関節拮抗筋対の筋拮抗比）によって表現でき、冗長性が圧縮できること

が分かった。また、ペダル踏力、各筋シナジーの活動、足関節部の剛性の解析から、ヒトは機械的な効率を最大化するためクランクの回転方向に力を発生させることでペダリングを行っているのではなく、主に剛性が高く大きい力を発生させやすい動径方向に足関節平衡点を動かすことで踏み込み力を発生させ、その大きさとタイミングを制御することでペダリングを行っていることが示唆された。次に、空気圧式人工筋肉をアクチュエータとする、ヒトの構造を模して作成された筋骨格型ロボットに筋骨格系の物理モデルに基づく筋シナジーの概念を導入することで、ヒトの EMG 信号から抽出した筋シナジーをロボットに実装するアルゴリズムを提案した。提案するヒトの筋シナジーの実装アルゴリズムを用いることで、ヒトのペダリング時の関節剛性の調整に寄与する筋拮抗和、足関節平衡点を並進させる機能を持つ2つの筋シナジー、足関節の回転に関する筋拮抗比を筋骨格ロボットに実装した。その結果、ロボットの両脚16筋の筋活動を制御しペダル回転数20 [rpm]でヒトの踏力のパターンに近いペダリングを実現させることが出来た。

以上より、ヒトの筋骨格系の物理モデルの解析に基づく筋シナジーの概念を導入することで、ヒトの運動制御メカニズムに関して得られた知見を、運動トレーニングやリハビリテーションなどのヒトの運動能力の向上に関する分野、筋骨格ロボットの制御のロボティクスへの応用に貢献できたと考えられる。今後の研究の発展として、まず運動コマンドの可視化システムについては、実際に可視化システムを用いて筋シナジー、平衡点軌道、手先剛性をバイオフィードバックし、運動のトレーニングやリハビリテーションを行うことで、その効果について実証試験を行うことが必要となる。筋骨格ロボットの制御については、システムの動特性についての解析や下肢筋骨格系のより詳細なモデルについて検討を行うことで、よりヒトに近い運動を実現できる可能性がある。また、筋シナジーの概念を用いて筋活動を組織化する手法は、個々の筋活動の計算がさらに複雑となる、多くの筋を持つロボットを制御する際により有効となると考えられる。そのため、本研究よりも多くの筋を対象としたロボットを制御する場合にも、ヒトの EMG 信号から筋シナジーを抽出し、ロボットに実装する本手法が適用可能か今後検討する必要がある。

参考文献

- [1] M. T. Turvey: *Coordination*, American Psychologist, vol. 45, no. 8, pp. 938-953, 1990.
- [2] N. A. Bernstein: *The coordination and regulation of movements*, Oxford, Pergamon Press, 1967.
- [3] G. Torres-Oviedo, and L. H. Ting, “Muscle Synergies Characterizing Human Postural Responses,” *Journal of Neurophysiology*, vol. 98, no. 4, pp. 2144-2156, 2007.
- [4] A. d’Avella, P. Saltiel, and E. Bizzi, “Control of Fast-Reaching Movements by Muscle Synergy Combinations,” *The Journal of Neuroscience*, vol. 26, no. 30, pp. 7791-7810, 2006.
- [5] G. Cappellini, Y. P. Ivanenko, R. E. Poppele, and F. Lacquaniti, “Motor patterns in human walking and running,” *Journal of Neurophysiology*, vol. 95, no. 6, pp. 3426-3437, 2006.
- [6] F. Barroso, D. Torricelli, J. C. Moreno, J. Taylor, J. Gomez-Soriano, E. B. Esteban, C. Santos and J. L. Pons, “Similarity of muscle synergies in human walking and cycling: preliminary results,” *35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC2013)*, pp. 6933-6936, 2013.
- [7] A. G. Feldman, “The coactivation command for antagonist muscles involving Ib interneurons in mammalian motor control systems: an electrophysiologically testable model,” *Neuroscience Letters*, vol. 155, issue 2, pp. 167-170, 1993.
- [8] A. G. Feldman and M. F. Levin, “The Equilibrium-Point Hypothesis-Past, Present and Future,” *PROGRESS IN MOTOR CONTROL A Multidisciplinary Perspective*, pp. 699-726, 2008.
- [9] E. Bizzi, N. Accornero, W. Chapple and N. Hogan, “Posture Control and Trajectory Formation During Arm Movement,” *The Journal of Neuroscience*, vol. 4, no. 11, pp. 2738-2744, 1984.
- [10] N. Hogan, “An Organizing Principle for a Class of Voluntary Movements,” *The Journal of Neuroscience*, vol. 4, no. 11, pp. 2745-2754, 1984.
- [11] T. Flash, “The Control of Hand Equilibrium Trajectories in Multi-joint Arm Movement,” *Biological Cybernetics*, vo. 57, pp. 257-274, 1987.
- [12] H. Gomi and M. Kawato, “Human arm stiffness and equilibrium-point trajectory during multi-joint movement,” *Biol. Cybern.*, vol. 76, no. 3, pp. 163-171, 1997.
- [13] F. A. Mussa-Ivaldi, N. Hogan, and E. Bizzi, “Neural, Mechanical, and Geometric Factors Subservicing Arm Posture in Humans,” *The Journal of Neuroscience*, vol. 5, no. 10, pp. 2732-2743, 1985.

- [14] N. Hogan, "The Mechanics of Multi-Joint Posture and Movement Control," *Biological Cybernetics*, vol. 52, no. 5, pp. 315-331, 1985.
- [15] D. W. Franklin, G. Liaw, T. E. Milner, R. Osu, E. Burdet, and M. Kawato, "Endpoint Stiffness of the Arm Is Directionally Tuned to Instability in the Environment," *The Journal of Neuroscience*, vol. 27, no. 29, pp. 7705-7716, 2007.
- [16] E. Burdet, R. Osu, D. W. Franklin, T. E. Milner, and M. Kawato, "The central nervous system stabilizes unstable dynamics by learning optimal impedance," *Nature*, vol. 414, no. 22, pp. 446-449, 2001.
- [17] D. Shin, J. Kim and Y. Koike, "A Myokinetic Arm Model for Estimating Joint Torque and Stiffness," *Journal of Neurophysiol*, vol. 101, no. 1, pp. 387-401, 2009.
- [18] 有賀陽平, 前田大輔, H. T. T. Pham, 中山かんな, 植村充典, 平井宏明, 宮崎文夫, "筋拮抗比と筋活性度を用いた拮抗駆動装置の線形制御と筋電インタフェースへの応用", *日本ロボット学会誌*, vol. 31, no. 5, pp. 71-80, 2013.
- [19] 平井宏明, 飯村太紀, 井上恵太, 宮崎文夫, "筋拮抗比の概念に基づくヒト歩行動作の運動要素分解," *日本ロボット学会誌*, vol. 30, no. 5, pp. 524-533, 2012.
- [20] T. Iimura, K. Inoue, H. T. T. Pham, H. Hirai, and F. Miyazaki, "Decomposition of limb movement based on muscular coordination during human running", *Journal of Advanced Computational Intelligence and Intelligent Informatics (JACIII)*, vol. 15, no. 8, pp.980-987, 2011.
- [21] T. Oku, K. Inoue, H. T. T. Pham, H. Hirai, and F. Miyazaki, "Analysis of muscle coordination in human pedaling and implementation with a musculoskeletal robot," *Proceedings of 2012 IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robotics (Humanoids 2012)*, pp. 606-611, 2012.
- [22] H. Pham, Y. Ariga, K. Tominaga, T. Oku, K. Nakayama, M. Uemura, H. Hirai and F. Miyazaki: Extraction and implementation of muscle synergies in neuro-mechanical control of upper limb movement, *Advanced Robotics*, vol. 28, no. 11, pp. 745-757, 2014.
- [23] 宇野かんな, 奥貴紀, 古場啓太郎, 植村充典, 平井宏明, 宮崎文夫, "水平面内におけるヒト上肢運動時のEMG信号を利用した筋シナジー・平衡点軌道および手先剛性の新しい評価法の提案", *日本ロボット学会誌*, vol. 32, no. 7, pp. 603-614, 2014.
- [24] K. Koba, K. Murakami, T. Oku, K. Uno, P. Phatiwuttipat, Y. Yamashita, M. Uemura, H. Hirai, and F. Miyazaki, "Tacit Representation of Muscle Activities during Coordination Training: Muscle Synergy Analysis to Visualize Motor Enhancement in Virtual Trajectory of Multi-Joint Arm Movement," *Proceedings of IEEE-RAS&EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob2014)*, pp. 270-275, 2014.
- [25] 富永健太, 宇野かんな, 植村充典, 平井宏明, 宮崎文夫, "力学解析に基づくヒトの歩行動作における筋協調解析-統計的手法による筋協調解析との比較-, "第14回計測自動制御学会システムインテグレーション部門講演会論文集, 3J2-2, 2013.

- [26] T. Oku, K. Uno, T. Nishi, M. Kageyama, P. Phatiwuttipat, K. Koba, Y. Yamashita, K. Murakami, M. Uemura, H. Hirai, F. Miyazaki, and H. Naritomi: Pilot study on quantitative assessment of muscle imbalance: Differences of muscle synergies, equilibrium-point trajectories, and endpoint stiffness in normal and pathological upper-limb movements, *Proceedings of 36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC2014)*, pp. 5784-5787, 2014.
- [27] O. M. Giggins, U. M. Persson, and B. Caufield, "Biofeedback in rehabilitation," *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, vol. 10, no. 60, 2013.
- [28] A. Mirelman, T. Herman, S. Nicolai, A. Zijlstra, W. Zijlstra, C. Becker, L. Chiari, and J. M. Hausdorff, "Audio-Biofeedback training for posture and balance in Patients with Parkinson ' s disease," *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, vol. 8, no. 35, 2011.
- [29] J. B. Dingwell, B. L. Davis, D. M. Frazier, "Use of an instrumented treadmill for real-time gait symmetry evaluation and feedback in normal and transtibial amputee subjects," *Prosthetics and Orthotics International*, vol. 20, no. 2, pp. 101-110, 1996.
- [30] E. Todorov, R. Shadmehr, and E. Bizzi, "Augmented feedback presented in a virtual environment accelerates learning of a difficult motor task," *Journal of Motor Behavior*, vol. 29, no. 2, pp. 147-158, 1997.
- [31] R. Sigrist, G. Rauter, R. Riener, and P. Wolf, "Augmented visual, auditory, haptic, and multimodal feedback in motor learning: A review," *Psychonomic bulletin & review*, vol. 20, pp. 21-53, 2013.
- [32] 株式会社ミズノ スイングトレーサー <http://www.mizuno-swingtracer.com/> (2016年1月18日)
- [33] S. L. Delp, and J. P. Loan, "A computational framework for simulating and analyzing human and animal movement," *IEEE Computing in Science and Engineering*, vol. 2, no. 5, pp. 46-55, 2000.
- [34] S. L. Delp, F. C. Anderson, A. S. Arnold, P. Loan, A. Habib, C. T. John, E. Guendelman, and D. G. Thelen, "OpenSim: Open-Source Software to Create and Analyze Dynamic Simulations of Movement," *IEEE Transaction of Biomedical Engineering*, vol. 54, no. 11, pp. 1940-1950, 2007.
- [35] A. Murai, K. Kurosaki, K. Yamane, and Y. Nakamura, "Musculoskeletal-see-through mirror: Computational modeling and algorithm for whole-body muscle activity visualization in real time," *Progress in Biophysics and Molecular Biology*, vol. 103, pp. 310-317, 2010.
- [36] V. C. K. Cheung, L. Piron, M. Agostini, S. Silvoni, A. Turolla, and E. Bizzi, "Stability of Muscle Synergies for Voluntary Actions After Cortical Stroke in Humans," *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, vol. 106, no. 46, pp. 19563-19568, 2009.
- [37] J. Roh, W. Z. Rymer, E. J. Perreault, S. B. Yoo, and R. F. Beer, "Alterations in upper limb muscle synergy structure in chronic stroke survivors," *Journal of Neurophysiology*, vol. 109, no. 3, pp. 768-781, 2012.

- [38] S. A. Safavynia, G. Torres-Oviedo, and L. H. Ting, “Muscle Synergies: Implications for Clinical Evaluation and Rehabilitation of Movement,” *Topics in Spinal Cord Injury Rehabilitation*, vol. 17, no. 1, pp. 16-24, 2011
- [39] A. R. Fugl-Meyer, L. Jääskö, I. Leyman, S. Olsson and S. Steglind, “The post-stroke hemiplegic patient I. A method for evaluation of physical performance,” *J. Rehabil. Med.*, vol. 7, pp. 13-31, 1975.
- [40] S. Brunnstrom, “Movement therapy in hemiplegia: A neurophysiological approach,” New York, New York: Harper & Row, 1970.
- [41] T. Tsuji, M. Liu, S. Sonoda, K. Domen and N. Chino, “The stroke impairment assessment set: its internal consistency and predictive validity,” *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 81, no. 7, pp. 863-868, 2000.
- [42] ソニー ペットロボット AIBO オフィシャルサイト <http://www.sony.jp/products/Consumer/aibo/> (2016年1月18日)
- [43] 柴田崇徳, “メンタルコミットロボット・パロとロボット・セラピーの展開,” 日本ロボット学会誌, vol. 24, no. 3, pp. 319-322, 2006.
- [44] アルデバランロボティクス Pepper オフィシャルサイト <https://www.aldebaran.com/ja/peppertohta> (2016年1月18日)
- [45] 熊本水頼, “二関節筋—進化しに裏付けられた出力・制御機能特性—,” 日本ロボット学会誌, vol. 28, no.6, pp. 660-665, 2010.
- [46] K. Hosoda, T. Takuma, A. Nakamoto, and S. Hayashi: Biped robot design powered by antagonistic pneumatic actuators for multi-modal locomotion, *Robotcs and Autonomous Systems*, vol. 56, no. 1, pp. 46-53, 2008.
- [47] 水内郁夫, “人体構造に示唆を得た筋骨格型ヒューマノイドの構成と設計,” 日本ロボット学会誌, vol. 28, no. 6, pp. 689-694, 2010.
- [48] C. C. Raasch, and F. E. Zajac: Locomotor strategy for pedaling: muscle groups and biomechanical functions, *Journal of Neurophysiology*, **82-2**, 515/525 (1999)
- [49] L. H. Ting, S. A. Kautz, D. A. Brown, and F. E. Zajac: Phase reversal of biomechanical functions and muscle activity in backward pedaling, *Journal of Neurophysiology*, **81-2**, 544/551 (1999)
- [50] R. R. Neptune, S. A. Kautz, and F. E. Zajac: Muscle contributions to specific biomechanical functions do not change in forward versus backward pedaling, *Journal of Biomechanics*, **33-2**, 155/164 (2000)
- [51] J. M. Wakeling and T. Horn: Neuromechanics of Muscle Synergies During Cycling, *J. Neurophysiol* 101:843-854, 2009.
- [52] F. Hug, N. A. Turpin, A. Gu´evel, and S Dorel: Is interindividual variability of EMG petterns in trained cyclists related to different muscle synergies?, *J. Appl. Physiol.*, vol. 108, no. 6, pp. 1727-1736, 2010.

- [53] T. Mitsuda, N. Maru, K. Fujikawa, and F. Miyazaki, “Binocular visual servoing based on linear time-invariant mapping”. *Advanced Robotics*, vol. 11, no. 5, pp. 429-443, 1997.
- [54] N. Hogan, and D. Sternad: Dynamic primitives of motor behavior, *Biological Cybernetics*, vol. 106, no. 11-12, pp. 727-739, 2012.
- [55] H. J. Hislop and J. Montgomery: 新・徒手筋力検査法, 津山良一・中村耕三訳, 協同医書出版社, 2008.
- [56] A. O. Perotto : 筋電図のための解剖ガイド-四肢・体幹 第3版, 栢森良二訳, 西村書店, 1997.
- [57] Open CV 2.4.9.0 documentation <http://docs.opencv.org/2.4.9/> (2016年1月18日)
- [58] M. Katayama and M. Kawato, “Virtual trajectory and stiffness ellipse during multijoint arm movement predicted by neural inverse models,” *Biol. Cybern.*, vol. 69, no. 5-6, pp.353-362, 1993.
- [59] C. V. Granger, B. B. Hamilton, R. A. Keith, M. Zielezny, and F. S. Sherwin, “Advances in functional assessment for medial rehabilitation,” *Topics in Geriatric Rehabilitation*, vol. 1, no. 3, pp. 59-74, 1986.
- [60] R. Shadmehr and S. Mussa-Ivaldi, *Biological Learning and Control*, The MIT Press, 2012.
- [61] 産総研 デジタルヒューマン工学研究センター, 人体特性文献データベース <https://www.dh.aist.go.jp/database/properties> (2016年1月18日)
- [62] 三菱電機 三菱電磁クラッチ・ブレーキ ZA-□ A1, ZA-□ Y1, ZA-□ Y 取扱説明書

謝辞

本研究を進めるにあたって、研究の方向性、内容についてや、投稿論文のご確認、アドバイスなど多大なるご指導・ご助言を賜りました主査の宮崎文夫教授に深く敬意を表すと共に厚く御礼申し上げます。副査の田中正夫教授、細田耕教授には、予備審査、副査を通して適切なお言葉を頂戴し心より感謝申し上げます。所属研究室の平井宏明講師には研究を進めるにあたっての方向性のご指導や、投稿論文執筆の際のご確認、アドバイス、学会参加の際のご同行など、特に多大なるご助力を賜りました。深く御礼申し上げます。また、研究内容に対する有益な御指導、御提案を賜りました植村充典助教に心から感謝申し上げます。また、グループミーティングにおいて、多くの的確なアドバイスやご質問を頂きました大阪電気通信大学 升谷保博教授、明石工業高等専門学校 武内将洋准教授に深く感謝致します。上智大学 情報理工学科 古屋晋一准教授には、共同研究の際に研究の方向性や、内容について多大なるご指導を頂きましたことに心から感謝申し上げます。そして、博士後期課程の同期の学生として、共に研究に取り組み様々な面でご助力をいただいた、富永健太様、宇野かな様にも深く御礼申し上げますと共に、ペダリングロボットの研究で実験全般にご協力いただいた渡邊英知様に感謝の意を表すと共に、宮崎研究室のメンバーとして実験や解析、普段の研究室生活など、多岐にわたり研究を支えていただいた多くの方々に御礼申し上げます。これからも研究を通し、支えてくださった皆様に恩返しができるばと考えております。本当にありがとうございました。

付録 A 計測装置詳細

本付録では，計測に用いた機器の仕様の詳細について記載する．

A.1 EMG 計測装置

3章のヒト筋協調の可視化システムのEMG計測部，4章のペダリング時の運動計測に用いられたEMG計測装置WEB-5000(日本光電株式会社)の主な仕様をTable A.1に示す．また，その受信機と送信機の外観をFig. A.1, A.2に示す．受信した信号はアナログ信号として出力され，ポリグラフなどの他の計測装置に出力される．

3章のペダリング時の運動計測では，WEB5000受信機から出力されたアナログ信号は，USBデータ取得装置PowerLab(ADInstrument)を用いて計測用PCに取得される．

A.2 AD ボード

3章で詳細を述べたヒト筋協調の可視化システムでは，ADボードPEX-321216(株式会社インタフェース)を用いてWEB5000受信機からアナログ出力されたEMG信号をEMG計測部に取得する．主な仕様をTable A.2に示す．

A.3 USB データ取得装置

4章のヒトペダリングの運動計測では，USBデータ取得システム(ADInstrument)を用いてWEB5000受信機からアナログ出力されたEMG信号を計測用PCに取得する．主な仕様をTable A.3に示す．外観をFig. A.3に示す．

A.4 モーションキャプチャシステム

3章～5章の実験で用いたモーションキャプチャシステムOptiTrack(Natural Point, Inc.)は，計測する対象に赤外線反射マークを取り付け，複数の赤外線カメラFlex 3(Natural Point, Inc.)から赤外線を照射することでマーク位置を補足し，付属のソフトウェアTracking Tools(Natural Point, Inc.)によってマークの3次元空間上での位置と姿勢を計測できる．主な仕様をTable A.4に示す．赤外線カメラの概観をFig. A.4に示す．

A.5 移動式フォースプレート

4章～5章の実験で用いた移動式フォースプレートM3D-FP(テック技販)の主な仕様をTable A.5に示す．本体と送信機の外観をFig. A.6に示す．

Table A.1: Properties of multi-telemeter system (WEB-5000, Nihon-Koden, Inc.)

計測チャンネル数	8 [ch]
高域遮断周波数	100 [Hz]
低域時定数	0.03, 0.01 [s]
感度	0.2, 0.5, 1 [mV/DIV]
最大入力	±5 [mV] 以上
ノイズ	42 [μ V p-p] 以下



Fig. A.1: Multi telemeter system WEB-5000 (receiver)

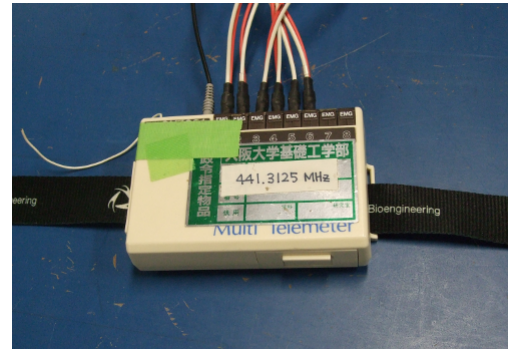


Fig. A.2: Multi telemeter system WEB-5000 (transmitter and amplifier).

Table A.2: Properties of AD board (PEX-321216, Interface, Inc.)

入力チャンネル数	シングルエンド入力 16 [ch] / 差動入力 8 [ch]
入力形式	マルチプレクサ方式
入力分解能	16 [bit]
入力レンジ	± 10 [V]
入力インピーダンス	10 [M Ω]
絶縁方式	バス絶縁
変換時間	1 [μ s]

A.6 ペダリング計測装置

4章～5章の実験で用いたペダリング計測装置の詳細について述べる．本研究ではヒトとロボットのペダリング運動計測にあたり，様々な計測条件を設定できるように，電磁ブレーキを用いた特製のペダリング計測装置を開発した．一般的な市販のシティサイクル（クランク長 17 [cm]）がチェーンを介して 10:1 の減速比で電磁ブレーキ（三菱電機，ZA-1.2Y）(Fig. A.7) と連結されている．電磁ブレーキは，励磁コイルに流れる電流量に比例した一定の摩擦負荷抵抗を発生させる．電磁ブレーキ内のパウダギャップには，パウダ（磁性鉄粉）が充てんしてあり，ドライブメンバが回転しているとき，励磁コイルに電流が流れることで破線に示すような磁束が発生し，磁束に沿ってパウダが連結することでドライブメンバとドリブンメンバの間にクーロン摩擦力が発生する (Fig. A.8)．電磁ブレーキに流れる電流量を専用の PWM コントローラ（三菱電機，LD-10-PAU-B）(Fig. A.10) によって制御することで，ブレーキが発生する摩擦力を制御し，クランクに負荷抵抗を与える．Fig. A.11 と Fig. A.12 に本計測装置のブロック線図と全体の外観を示す．

Table A.3: Properties of data acquisition device (Powerlab, ADInstruments, Inc.)

データ通信方式	USB 2.0
アナログ入力チャンネル数	シングルエンド入力 16 [ch] / 差動入力 4 [ch]
入力分解能	16 [bit]
入力レンジ	± 2 [mV] から ± 10 [V]
入力インピーダンス	1 [MΩ]
最大サンプリング周波数	200 [kHz]



Fig. A.3: USB Data acquisition device PowerLab (ADInstruments)

Table A.4: Properties of motion capture system (OptiTrack, Natural point, Inc.)

カメラ台数	3 - 12
使用カメラ	FLEX:V100R2
カメラ解像度	640 × 480
データ通信方式	USB 2.0
最大サンプリング周波数	100 [Hz]
計測可能範囲	0.15 - 7 [m]
計測精度	1 [mm]



Fig. A.4: IR camera of motion capture system (Flex 3, Natural Point, Inc.)

Table A.5: Properties of force plate (M3D-FP, Tec Gihan, Inc.)

構成	3軸力覚センサ: 3台 3軸加速度センサ: 1台 3軸ジャイロセンサ: 1台
分解能	3軸加速度センサ, 3軸地磁気センサ :12 [bit] 3軸力覚センサ, 3軸ジャイロセンサ :16 [bit]
力覚センサ定格容量	Fx : ±500 [N] Fy : ±500 [N] Fz : ±1000 [N] Mx : ±30 [Nm] My : ±30 [Nm] Mz : ±15 [Nm]
通信方式	M3D-FP 本体 送信機間 : RS-485 シリアル通信 送信機 PC 間 : 無線 LAN
最大サンプリング周波数	1 [kHz]
外形寸法	82(W) × 88(D) × 9 (H) [mm]
重量	135 [g]

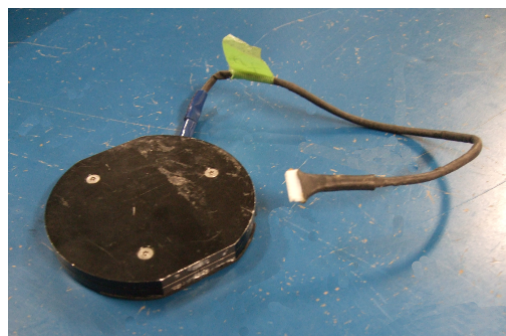


Fig. A.5: Portable force plate M3D-FP (Tec Gihan)



Fig. A.6: Portable force plate M3D-FP transfer (Tec Gihan)



Fig. A.7: Appearance of the electromagnetic break(ZA-1.2Y).

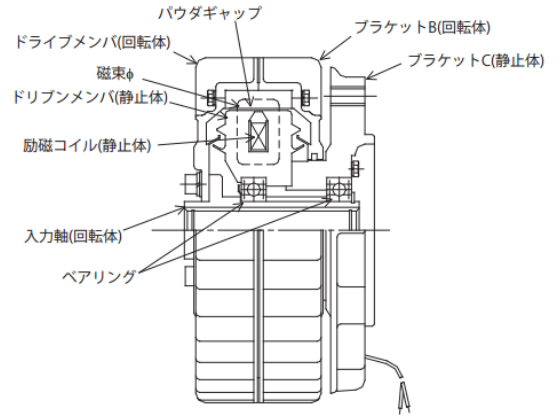


Fig. A.8: Appearance of the electromagnetic break(ZA-1.2Y).

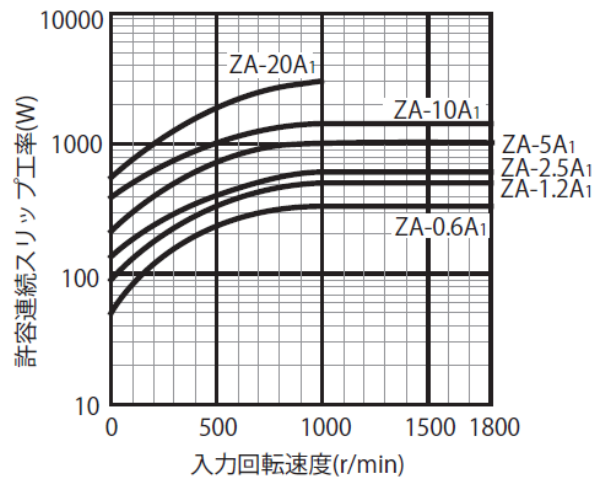
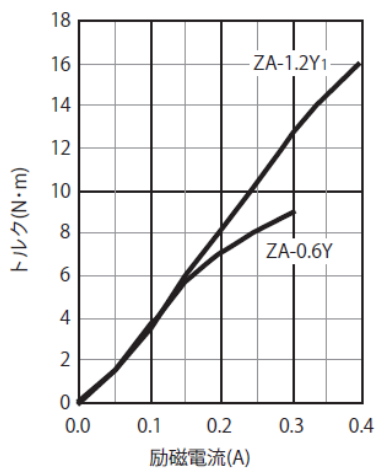


Fig. A.9: Characteristics of electromagnetic break (ZA-1.2Y) [62]. (a) Relationship between excitation current and load friction torque and (b) Relationship between allowable continuous heat dissipation and rotation speed.

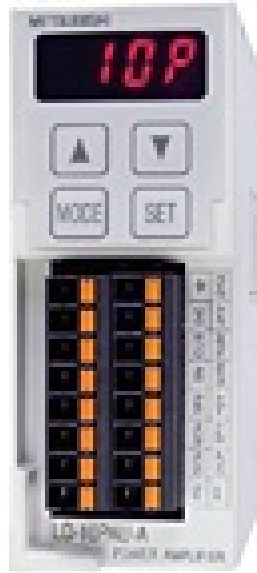


Fig. A.10: Appearance of the PWM controller(LD-10-PAU-B).

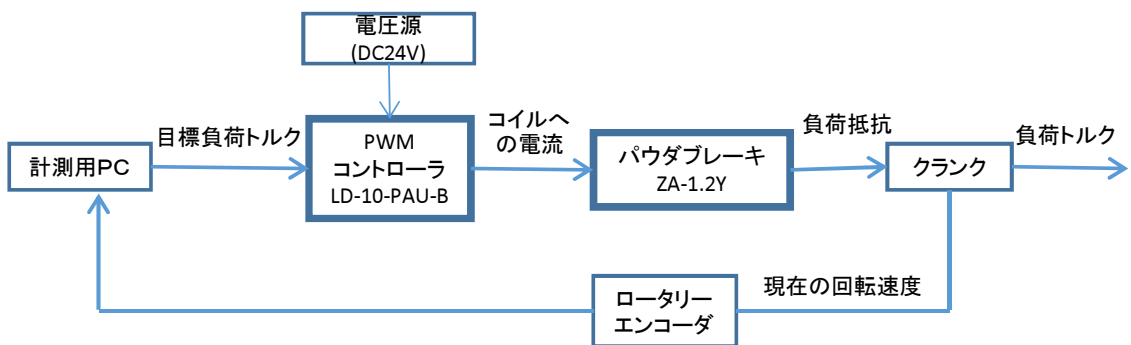


Fig. A.11: Block diagram of the pedaling measurement system.

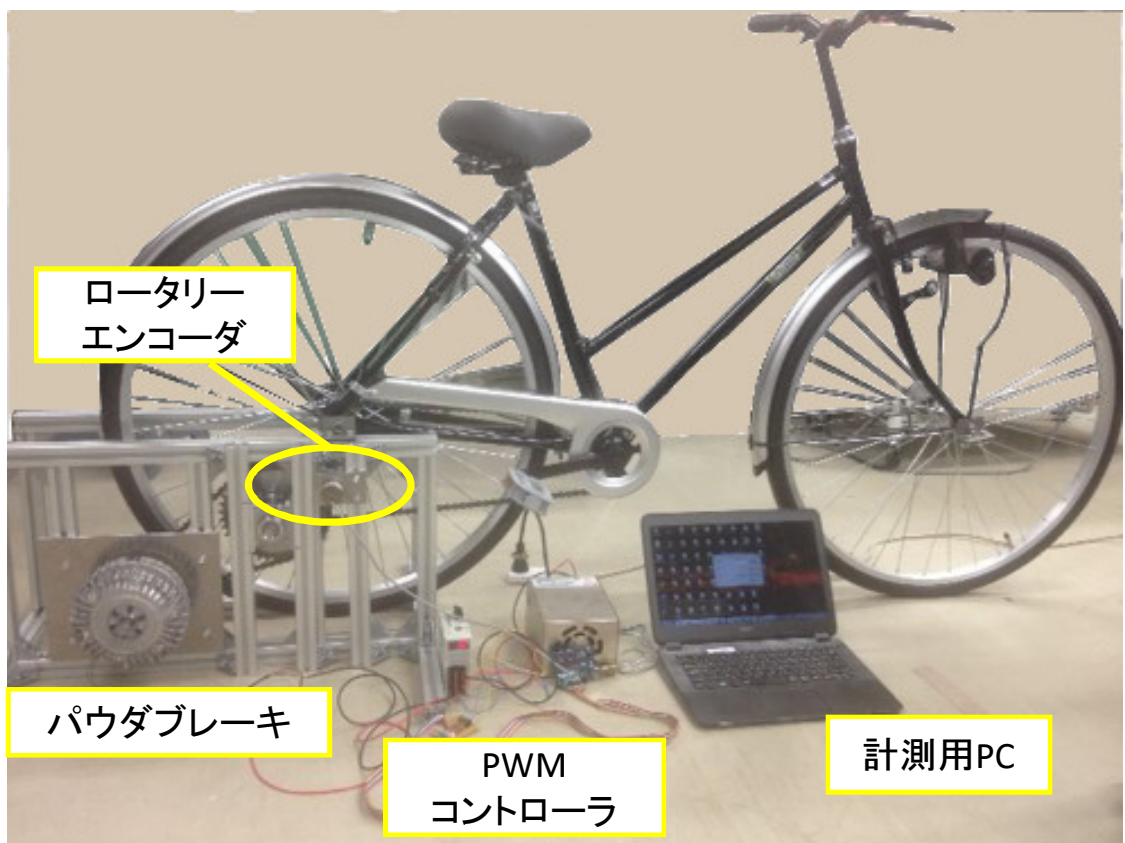


Fig. A.12: Appearance of the pedaling measurement system.

付録B 下肢筋骨格ロボットの詳細 第4章に関する補足

本付録では、第4章にて作成したヒトの構造を模して作られた下肢筋骨格型ロボットについて述べる。

B.1 マッキベン型人工筋肉

本下肢筋骨格ロボットに搭載されたマッキベン型人工筋肉エアマッスル (神田通信工業) の詳細について述べる。マッキベン型人工筋肉はゴムチューブの周りをスリーブ状のナイロン繊維で覆われた構造になっている。このスリーブ状のナイロン繊維はゴムチューブが長手方向へ膨張するのを妨げるようになっており、空気圧を印加することで半径方向にゴムチューブが膨張する。これにより編みこまれたナイロン繊維の角度が変わり長手方向には収縮する。0.5 [MPa] の圧縮空気を送り込んだ状態の最大外形は約 30 [mm]。無負荷時の収縮率は約 34%，両端を固定した状態での張力は約 800 [N] である。

B.1.1 人工筋のモデリング

人工筋の張力を F [N]，空気圧を P [Pa]，筋剛性を $K(P)$ [N/m]，筋の平衡長を $l_{\text{nat}}(P)$ [m]，筋長を l [m] とすると以下の式が成り立つ [18]。

$$F(P) = K(P)(l - l_{\text{nat}}(P)) \quad (\text{B.1})$$

$$k(P) = c_1 P + k_{\text{min}} = c_1 \hat{P} \quad (\text{B.2})$$

$$l_{\text{nat}}(P) = \frac{c_2}{k(P)} + l_{\text{nat},\text{min}} \quad (\text{B.3})$$

ここで、 c_1 [N/m]， c_2 [N] は筋の特性に関する定数， k_{min} [N/m] は筋が活動していないときの弾性， $l_{\text{nat},\text{min}}$ [m] は平衡長の下限である。また、 $\hat{P} = P + k_{\text{min}}/c_1$ である。これらの式は、マッキベン型人工筋が内部圧力 P によって弾性係数 $K(P)$ と自然長 $l_{\text{nat}}(P)$ が変化するバネとして表せることを示している。

Fig. B.2 に、文献 [18] より引用した、自然長 0.141 [m] のマッキベン型人工筋肉の内部圧力を一定としたときの筋長と筋収縮力の関係のグラフを示す。矢印の向きは変位の向きを表しており、図中の直線は各実験データから最小二乗法によって算出した線形近似直線である。**Eq. B.1** より、圧力 P が一定であるとき、収縮力 F と筋長 l は線形な関係となる。人工筋の筋長と筋収縮力の間にはヒステリシスが存在するが、近似直線は概ねヒステリシスループの中央を通っており、人工筋のモデル式は妥当なものであるといえる。また、直線の傾きは人工筋の剛性を意味するが、内部圧力の増加に伴って直線の傾きが増加していることが分かる。

生体筋の場合、筋収縮力と筋長の間には **Fig. B.3** に示すような特性が報告されている [8]。Feldman らはネコを用いた電気刺激実験から、電気的な刺激強度が増加すると筋の自然長は短く、筋剛性 (曲



Fig. B.1: McKibben type pneumatic artificial muscles Air muscle(Kanda-tsushin Kogyo)

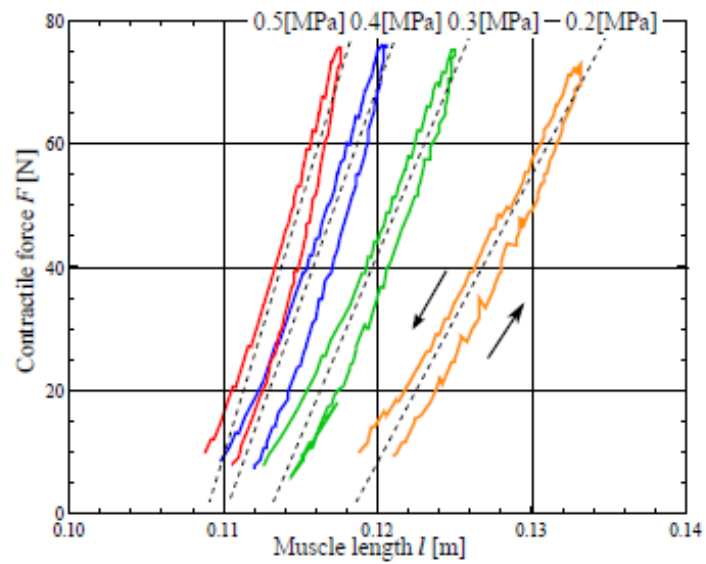


Fig. B.2: The relationship between muscle length and contractile force of pneumatic artificial muscle (cited from reference [18]).

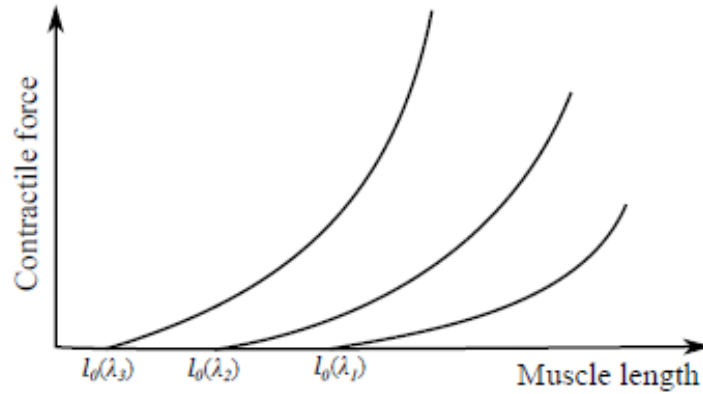


Fig. B.3: The property of biological muscle. $l_0(\lambda_i)$ ($i = 1, 2, 3$) is the natural length of a muscle, and λ_i is the level of electrical stimulation (cited from reference [18]).



Fig. B.4: Custom-made air-pressure control device.



Fig. B.5: Air-compressor (JUN-AIR,12-25).

線の傾き)は高くなることを示している。したがって、空気圧式人工筋と生体筋は、活動の増加に伴って自然長が短くなり、剛性が増加するという定性的に類似した特性を持つといえる。

B.2 空気圧制御装置

作成した筋骨格型ロボットの人工筋を駆動するのに用いた空気圧制御装置 (FESTO(株)) の詳細について述べる。装置の外観を (Fig. B.4) に示す。空気圧制御装置は、空気圧レギュレータ (SMC, IR2020-02G), 電磁式開閉弁 (SMC, VQZ312-5M-C6), 各チャンネルごとに1つずつの空気圧センサ (SMC, PSE540-R04) とサーボ弁 (FESTO, MPYE-5-1/8-LF-010-B) によって構成されている。制御用コンピュータからの人工筋の目標内部圧力値は DA ボードを介して電圧値として出力される。人工筋の内部圧力は、空気圧センサで計測された各人工筋の圧力値を目標内部圧力値に追従させるようにサンプリング周波数 1000 [Hz] でサーボ弁の開度を調整することで制御される。駆動源である圧縮

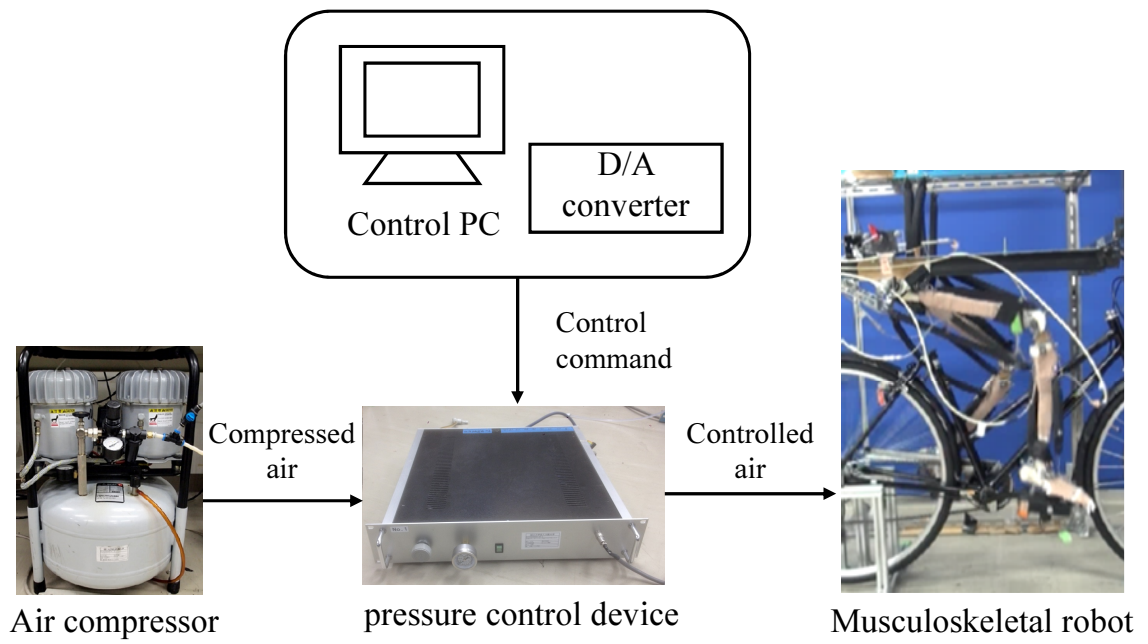


Fig. B.6: Block diagram of robot control system configuration.

空気はエアーコンプレッサ (JUN-AIR, 12-25)(**Fig. B.5**) によって供給される。ロボット制御システムのブロック線図を **Fig. B.6** に示す。

研究業績

学術論文 (査読あり)

- H. Hirai, F. Miyazaki, H. Naritomi, K. Koba, T. Oku, K. Uno, M. Uemura, T. Nishi, M. Kageyama, H. I. Krebs, “On the origin of muscle synergies: invariant balance in the co-activation of agonist and antagonist muscle pairs,” *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 10.3389, 2015.
- S. Furuya, T. Oku, F. Miyazaki, H. Kinoshita, “Secrets of virtuoso: neuromuscular attributes of motor virtuosity in expert musicians,” *Scientific Reports*, 5 : 15750, 2015.
- H. Pham, Y. Ariga, K. Tominaga, T. Oku¹, K. Nakayama, M. Uemura, H. Hirai, and F. Miyazaki, “Extraction and implementation of muscle synergies on neuro-mechanical control of upper limb movement, ” *Advanced Robotics*, vol. 28, no. 5, pp. 1-17, 2014.
- 宇野かんな, 奥貴紀, 植村充典, 平井宏明, 宮崎文夫, “水平面内におけるヒト上肢運動時の EMG 信号を利用した筋シナジー, 平衡点軌道および手先剛性の新しい評価法の提案, ” *日本ロボット学会誌*, vol. 32, no. 7, pp. 603-614, 2014.
- 奥貴紀, 渡邊英知, 平井宏明, 宇野かんな, 植村充典, 宮崎文夫, “筋骨格ペダリングロボットへのヒト筋シナジーの実験的実装, ” *計測自動制御学会論文集* (投稿準備中)

国際会議抄録論文 (査読あり)

- E. Watanabe, T. Oku, H. Hirai, K. Uno, M. Uemura, and F. Miyazaki, “Exploiting Invariant Structure for Controlling Multiple Muscles in Anthropomorphic Legs: An Inspiration from Electromyography Analysis of Human Pedaling,” *Proceedings of IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots (Humanoids2015)*, pp. 88-93, 2015.
- T. Oku, et. al, “A Feasibility Study to Assess Intralimb Coordination in Stroke Rehabilitation: Two Indices of Mechanical Impedance by Coactivation of Agonist Muscles, ” *Proceedings of 2015 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR2015)*, pp. 899-904, 2015
- T. Oku, et. al, “Pilot Study on Quantitative Assessment of Muscle Imbalance: Difference of Muscle Synergies, Equilibrium-point Trajectories, and Endpoint Stiffness in Normal and Pathological Upper-limb Movements, ” *Proceedings of 36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC2014)*, pp. 5784-5787, 2014

¹上肢筋骨格ロボットの制御プログラムの作成を担当

- K. Uno, T. Oku, P. Phatiwuttipat, K. Koba, Y. Yamashita, K. Murakami, M. Uemura, H. Hirai, and F. Miyazaki, “A Novel Muscle Synergy Extraction Method to Explain the Equilibrium-Point Trajectory and Endpoint Stiffness During Human Upper-Limb Movements on a Horizontal Plane,” *Proceedings of 5th IEEE RAS/EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob 2014)*, pp. 621-626, 2014.
- K. Koba, K. Murakami, T. Oku, K. Uno, P. Phatiwuttipat, Y. Yamashita, M. Uemura, H. Hirai, and F. Miyazaki, “Tacit Representation of Muscle Activities During Coordination Training: Muscle Synergy Analysis to Visualize Motor Enhancement in Virtual Trajectory of Multi-Joint Arm Movement”, *Proceedings of 5th IEEE RAS/EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob 2014)*, pp. 270-275 , 2014.
- Y. Yamashita, K. Maegaki, K. Matsui, T. Oku, K. Uno, K. Koba, P. Phatiwuttipat, K. Murakami, M. Uemura, H. Hirai, and F. Miyazaki, “Functional electrical stimulation for equilibrium-point control of human ankle movement frequency domain system identification of human ankle dynamics”, *Proceedings of the ASME 2014 Dynamic Systems and Control Conference (DSCC2014)*, 10.1115, 2014.
- D. Maeda, K. Tominaga, T. Oku, Pham T. T. Hang, S. Saeki, M. Uemura, H. Hirai, and F. Miyazaki, “Muscle synergy analysis of human adaptation to a variable-stiffness exoskeleton: human walk with a knee exoskeleton with pneumatic artificial muscles”, *Proceedings of IEEE/RAS International Conference on Humanoid Robots (Humanoids2012)*, pp. 638-644, 2012.
- T. Oku, et. al, “Analysis of Muscle Coordination in Human Pedaling and Implementation with a Musculoskeletal Robot, ’ ’ *Proceedings of IEEE/RAS International Conference on Humanoid Robots (Humanoid2012)*, pp.606-611, 2012.

国際会議における発表（査読あり）

- T. Oku, et. al, “A Feasibility Study to Assess Intralimb Coordination in Stroke Rehabilitation: Two Indices of Mechanical Impedance by Coactivation of Agonist Muscles,” 14th IEEE/RAS-EMBS International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR 2015), Nanyang Technological University, Singapore, August, 2015. (ポスター)
- T. Oku, et. al, “Abnormal Muscle Synergies Significantly Alter Endpoint Stiffness and Virtual Trajectory while Drawing in A Horizontal Plane, ’ ’ 1st Clinical Movement Analysis World Conference (ESMAC-SIAMOC 2014), Rome, Italy, September, 2014. (ポスター)
- T. Oku, et. al, “Pilot Study on Quantitative Assessment of Muscle Imbalance: Difference of Muscle Synergies, Equilibrium-point Trajectories, and Endpoint Stiffness in Normal and Pathological Upper-limb Movements, ’ ’ 36th Annual International Conference IEEE EMBS, Chicago, USA, August, 2014. (ポスター)
- T. Oku, et. al, “Analysis of Muscle Coordination in Human Pedaling and Implementation with a Musculoskeletal Robot, ’ ’ 12th IEEE/RAS International Conference on Humanoid Robots (Humanoid 2012), Osaka, Japan, November, 2012 (口頭)

他, 共著者として口頭4件, インタラクティブセッション1件

国内学会・シンポジウム等における発表（査読なし）

- 奥貴紀, 宇野かんな, 西知紀, 景山昌行, 古場啓太郎, 富永健太, 植村充典, 平井宏明, 宮崎文夫, 成富博章, “片麻痺による筋シナジーの変化が平衡点・手先剛性に与える影響について 水平面内における上肢リーチングタスクの運動戦略の解析ー,” 第8回 Motor Control 研究会, 筑波大学, 2014年8月 (査読なし, ポスター)
- 奥貴紀, 植村充典, 平井宏明, 宮崎文夫, “筋シナジー制御法による筋骨格型ロボットの平衡点制御,” 計測自動制御学会システムインテグレーション部門講演会 (SI 2013), 神戸国際会議場, 2013年12月 (査読なし, 口頭)
- 奥貴紀, 井上恵太, 富永健太, 前田大輔, 植村充典, 平井宏明, 宮崎文夫, “ヒトのペダリング運動時の筋協調パターン解析に基づく筋骨格ロボットの制御と解析,” 第30回日本ロボット学会学術講演会, 札幌コンベンションセンター, 2012年9月 (査読なし, 口頭)

他, 共著者として口頭発表5件, ポスター発表4件

特許等

- 出願国: アメリカ, (PCT) 運動解析装置, 運動解析方法及び運動解析プログラム, 宮崎文夫, 平井宏明, 植村充典, 宇野かんな, 奥貴紀, PCT/JP2014/80764 (出願), 2014年11月
- 出願国: 日本, 運動解析装置, 運動解析方法及び運動解析プログラム, 宮崎文夫, 平井宏明, 植村充典, 宇野かんな, 奥貴紀, 特開 2015-112453 (P2015-112453A) (公開), 2013年12月

受賞

- IEEE Engineering in Medicine & Biology Society (EMBS) Japan Chapter Young Researcher Award (2014年)