



Title	多チャンネル型機能的電気刺激(FES)による平衡点制御モデルの提案
Author(s)	松居, 和寛
Citation	大阪大学, 2015, 博士論文
Version Type	VoR
URL	https://doi.org/10.18910/52056
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

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

The University of Osaka

多チャンネル型機能的電気刺激(FES) による平衡点制御モデルの提案

平成27年3月

松居 和寛

多チャンネル型機能的電気刺激(FES) による平衡点制御モデルの提案

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27年3月

松居 和寛

Abstract

近年脳卒中、交通事故などにより身体的に麻痺の障害を抱えた患者が増加傾向にある。そのため、このような患者の運動支援や、機能代償を目的とした研究が盛んに行われている。特に、末梢の筋を直接電気刺激することで筋活動を誘発し、患者が抱える問題を解決する機能的電気刺激 (FES : Functional Electrical Stimulation) は重度の麻痺に対しても、適用可能な手法として注目されている。

しかし、電気刺激の強さと、筋力や筋長の変化の間に強い非線形性があること、少なくとも1つ以上の拮抗筋ペアによって駆動される関節の運動制御では冗長性に起因する ill-posed problem を解く必要があることなどから、FES コントローラに組み込む適切なモデルの導出は容易ではない。

本研究ではFES コントローラに組み込む、ヒト本来の運動を基にしたモデルを明確にすることを目的とし、拮抗駆動系の平衡点と剛性が中枢神経系によって制御されているとする平衡点仮説に基づいたモデル(平衡点制御モデル)を提案した。

これまで、筋電図 (EMG) を用いたヒトの運動制御戦略の解析により、筋骨格系を構成する拮抗筋ペアの筋電位の比で表された筋拮抗比と和で表された筋活性度が、平衡点に相当する関節角度と関節剛性と密接な関係があると報告されている。これらの概念をFES 制御に応用し、平衡点と剛性を分離して平衡点を一意に決定することで、ヒトの関節運動を線形近似しモデル化することができると考え、拮抗駆動系の代表例としてヒトの肘関節をとりあげ、提案する方法を用いてそのモデル化を試みた。

まず、手先変位を拘束した拘束環境下における周波数特性解析を用いたモデル化実験で、6人の被験者に対し、水平面内における肘関節運動が2次遅れ系+ムダ時間のカスケード結合モデルで説明できることがわかり、そのモデルを神経筋系モデルとした。次に手先変位が可能な状態にした非拘束環境下において、肘関節運動を神経筋系+筋骨格系の直列結合モデルで説明できると考え、3人の被験者に対し、周波数特性解析を用いた筋骨格系モデルの特定を行った。特定した筋骨格系モデルと、先に特定した神経筋系モデルを結合した結果と、肘関節運動全体の系の周波数特性を比較し、提案したモデルが妥当であることを確認した。

以上からヒト肘関節運動の平衡点制御モデルを特定することができ、FES によるヒトの運動制御の実現への手がかりとすることことができた。

また、1人の被験者に対し、非拘束環境下における肘関節随意運動時のEMGを取得し、随意運動時のヒト肘関節の周波数特性を特定した。その特性と上記モデルを比較し、提案した平衡点制御モデルがヒトの運動制御戦略に即していることを示した。

目 次

第 1 章 序論	1
1.1 研究背景	1
1.1.1 FES の適用例	1
1.1.2 FES の現状	1
1.1.3 平衡点制御モデル	3
1.1.4 本研究の意義	3
第 2 章 機能的電気刺激	4
2.1 FES とは	4
2.2 FES に用いる電極・刺激パターン	5
2.3 刺激パターン	7
第 3 章 制御アプローチ	9
3.1 ヒトの運動生成	9
3.2 FES による運動生成	9
3.3 FES による制御アプローチ	10
3.3.1 電気的筋拮抗比・筋活性度	10
3.4 肘関節運動の平衡点制御モデル	11
3.5 研究の進め方	11
3.5.1 拘束環境下 FES 制御実験	12
3.5.2 FES 刺激を加えながらの外力付加実験	12
3.5.3 非拘束環境下 FES 制御実験	12
3.5.4 EMG 取得実験	12
第 4 章 拘束環境 FES 制御実験	13
4.1 実験環境	13
4.2 システム構成	13
4.2.1 刺激装置	14
4.2.2 手先力取得装置	17
4.3 刺激電流の正規化	18
4.3.1 実験結果	18
4.4 肘関節のモデル化	18
4.5 肘関節伝達関数	19

4.6	正弦波 EAA 比入力実験	21
4.6.1	実験内容	21
4.6.2	出力の近似	22
4.7	伝達関数の決定	25
4.8	評価実験	37
4.8.1	入力 EAA 比の変形	37
4.8.2	(1) 連続的に変化する入力に対する応答	37
4.9	(2) ステップ状に変化する入力に対する応答	45
4.9.1	実験内容	45
4.9.2	実験結果	46
4.9.3	考察	53
4.10	(3) 中枢運動コマンドとのインタラクション	58
4.10.1	実験内容	58
4.10.2	実験結果	58
4.10.3	考察	59
4.10.4	平衡点と剛性の分離	64
第 5 章 FES 刺激を加えながらの外力付加実験		68
5.1	実験環境	68
5.2	システム構成	68
5.2.1	外力付加装置	69
5.2.2	関節角度取得	69
5.2.3	手先力取得	71
5.3	筋骨格系のモデル化	73
5.4	剛性のコントロール	81
第 6 章 非拘束環境下 FES 制御実験		84
6.1	実験環境	84
6.2	システム構成	84
6.3	系全体の周波数特性	85
6.3.1	結果	85
6.3.2	考察	90
第 7 章 EMG 取得実験		94
7.1	実験環境	94
7.2	システム構成	94
7.2.1	EMG 取得装置	94
7.3	実験内容	95
7.3.1	解析	97
7.4	実験結果	97

7.5 考察	99
7.5.1 隨意制御における剛性のコントロールについて	99
7.5.2 前章と本章を総合して	100
第8章 結論	101
参考文献	103
謝辞	109
研究業績	111

目 次

2.1	Usage example of FES, GD-611 (OG GIKEN)	5
2.2	Types of electrode	6
2.3	Stimulus waveforms	7
3.1	Human model for control of elbow joint angle	10
3.2	FES model for stimulus to upper extremity	10
3.3	Scheme of control model	11
4.1	Experimental setup	14
4.2	Experimental model	14
4.3	Stimulation device	15
4.4	Electrode pad	16
4.5	An example of electrical stimulation	16
4.6	Clear stimulus images	17
4.7	Triaxial force sensor	17
4.8	Metal component attached force sensor	18
4.9	Input waveform of constant stimulus	19
4.10	An example of sine waveform EAA ratio ($T = 0.35$)	21
4.11	An example of electrical stimuli applied to lateral triceps and biceps ($T = 0.35$)	21
4.12	Amplitude to each cycle calculated by multiple linear regression analysis	22
4.13	Phase lag to each cycle calculated by multiple linear regression analysis	23
4.14	Center value to each cycle calculated by multiple linear regression analysis	23
4.15	Average data normalized by cycle time, Subject B	24
4.16	Magnitude plot, Subject B	26
4.17	Phase plot, Subject B	26
4.18	Gain plot to second lag system	28
4.19	Phase plot to second lag system	28
4.20	Fitted magnitude plot, Subject B	29
4.21	Fitted phase plot, Subject B	30

4.22 Phase lag (dead time=0.05[sec]) and fitted curve, Subject B	30
4.23 Fitted magnitude plot, Subject A	32
4.24 Phase lag (dead time=0.045[sec]) and fitted curve, Subject A	32
4.25 Fitted magnitude plot, Subject C	33
4.26 Phase lag (dead time=0.130[sec]) and fitted curve, Subject C	33
4.27 Fitted magnitude plot, Subject D	34
4.28 Phase lag (dead time=0.100[sec]) and fitted curve, Subject D	34
4.29 Fitted magnitude plot, Subject E	35
4.30 Phase lag (dead time=0.125[sec]) and fitted curve, Subject E	35
4.31 Fitted magnitude plot, Subject F	36
4.32 Phase lag (dead time=0.095[sec]) and fitted curve, Subject F	36
4.33 Responses to superimposed sine EAA ratio, Subject B	39
4.34 Average measured value, estimate value and EAA ratio (1 cycle time data), Subject B	40
4.35 Average measured value, estimate value and EAA ratio (1 cycle time data) , Subject A	41
4.36 Average measured value, estimate value and EAA ratio (1 cycle time data) , Subject C	42
4.37 Average measured value, estimate value and EAA ratio (1 cycle time data) , Subject D	43
4.38 Average measured value, estimate value and EAA ratio (1 cycle time data) , Subject E	44
4.39 Average measured value, estimate value and EAA ratio (1 cycle time data) , Subject F	44
4.40 Step waveform EAA ratio pattern 1	46
4.41 Step waveform EAA ratio pattern 2	46
4.42 Responses to step waveform EAA ratio, Subject B	48
4.43 Average measured value and estimate value, Subject B	48
4.44 Average measured value and estimate value, Subject A	49
4.45 Average measured value and estimate value, Subject C	49
4.46 Magnified average measured value and estimate value, Subject C . .	50
4.47 Average measured value and estimate value, Subject D	50
4.48 Magnified average measured value and estimate value, Subject D . .	51
4.49 Average measured value and estimate value, Subject E	51
4.50 Average measured value and estimate value, Subject F	52
4.51 Average value and estimate value to each EAA ratio, Subject B . .	56
4.52 Average value and estimate value to each EAA ratio, Subject C . .	56
4.53 Magnified average value and estimate value to each EAA ratio, Sub- ject C	57

4.54	Average value and estimate value to each EAA ratio, Subject E	57
4.55	Input waveform for verification experiment	58
4.56	Output waveform to human and stimulus order and input r_E , Subject B	60
4.57	Responses to sinusoidal EAA ratio in positive/negative 10[N] force exertion task, Subject B	60
4.58	Responses to sinusoidal EAA ratio in positive/negative 10[N] force exertion task, Subject A	61
4.59	Responses to sinusoidal EAA ratio in positive/negative 10[N] force exertion task Subject C	61
4.60	Responses to sinusoidal EAA ratio in positive/negative 10[N] force exertion task, Subject D	62
4.61	Responses to sinusoidal EAA ratio in positive/negative 10[N] force exertion task, Subject E	62
4.62	Responses to sinusoidal EAA ratio in positive/negative 10[N] force exertion task, Subject F	63
4.63	Hand force by various EAA activity	65
4.64	Fitted magnitude plot, Subject A with $a_E=0.8$	66
4.65	Phase lag (dead time=0.08) and fitted curve, Subject A with $a_E=0.8$	66
4.66	Fitted magnitude plot, Subject A with $a_E=0.5$	67
4.67	Phase lag (dead time=0.10) and fitted curve, Subject A with $a_E=0.5$	67
5.1	Experimental setup	69
5.2	Experimental model of external force input	70
5.3	Phantom Premium	71
5.4	Gonio meter SG150	72
5.5	PowrLab	72
5.6	Force sensor WEF-6A200-4-RG5	73
5.7	Magnitude plot, Subject A	75
5.8	Phase plot, Subject A	75
5.9	Magnitude plot, Subject B	76
5.10	Phase plot, Subject B	76
5.11	Magnitude plot, Subject C	77
5.12	Phase plot, Subject C	77
5.13	Fitted magnitude plot, Subject A	78
5.14	Fitted phase plot, Subject A	78
5.15	Fitted magnitude plot, Subject B	79
5.16	Fitted phase plot, Subject B	79
5.17	Fitted magnitude plot, Subject C	80

5.18	Fitted phase plot, Subject C	80
5.19	Fitted magnitude plot at $a_E=0.5$, subject B	82
5.20	Fitted phase plot at $a_E=0.5$, subject B	82
5.21	Fitted magnitude plot at $a_E=0.0$, subject B	83
5.22	Fitted phase plot at $a_E=0.0$, subject B	83
6.1	Experimental model of FES controled under the unconstrained environment)	85
6.2	Magnitude plot, Subject A	87
6.3	Phase plot, Subject A	87
6.4	Magnitude plot, Subject B	88
6.5	Phase plot, Subject B	88
6.6	Magnitude plot, Subject C	89
6.7	Phase plot, Subject C	89
6.8	Magnitude plot with estimated value, Subject B	91
6.9	Phase plot with estimated value, Subject B	91
6.10	Magnitude plot with estimated value, Subject C	92
6.11	Phase plot with estimated value, Subject C	92
6.12	Magnitude plot with modified estimated value, Subject C	93
6.13	Phase plot with modified estimated value, Subject C	93
7.1	Experimental setup of EMG	95
7.2	Experimental model of EMG)	96
7.3	WEB-5000	96
7.4	Magnitude plot, Subject A	98
7.5	Phase lag, Subject A	98

表 目 次

2.1	Specs of GD-611	5
4.1	Specs of stimulation device(STG4008)	15
4.2	Specs of triaxial force sensor(USL06-H5-200N)	17
4.3	Maximum and minimum stimulation amplitude for the six subjects	19
4.4	Parameter values for the six subjects	31
5.1	Specs of Phantom Premium	69
5.2	Specs of SG150	70
5.3	Specs of PowerLab	71
5.4	Specs of WEF-6A200-4-RG5	72
7.1	Specs of WEB-5000	95
7.2	Averaged a_E of various T	99

第1章 序論

1.1 研究背景

近年、急速に進む高齢化、自動車社会化にともない脳卒中、交通事故による脊髄損傷患者が増加傾向にある。そのため、身体的に麻痺の障害を抱えた患者の運動支援や、機能代償を目的とした研究が盛んに行われている。特に、末梢の筋を直接電気刺激することで筋活動を誘発し、患者が抱える問題を解決する機能的電気刺激 (FES : Functional Electrical Stimulation) は、重度の麻痺に対しても適用可能な手法として注目されている。

1.1.1 FES の適用例

実際の適用例として、脳卒中患者の痙性麻痺に対しては、拮抗する筋ペアにおいて片側の筋電図 (EMG : Electromyogram) を取得し、それを基に拮抗する他方の筋を刺激する手法、また振戦麻痺者に対して四肢の震えを取得し、震えを減衰させるよう刺激する手法が報告されている [1] [2]。しかし、これらは単一の筋に対する刺激を行う単筋刺激の手法をとっている。一方、複数筋の電気刺激による関節の軌道追従問題に絞った研究も数多く行われている。それらをまとめると、オープンループ型 [3]- [15]、クローズドループ型 [16]- [19]、ハイブリッド型 [20]- [29] に分類される。特にハイブリッド型の制御法は、遅れのない速い運動を可能にするフィードフォワード制御と、負荷や疲労などの外乱の影響を低減化するフィードバック制御の利点を兼ね備えた制御法として有望視されている。しかし、電気刺激の強さと、筋力や筋長の変化の間に強い非線形性があること、少なくとも 1 つ以上の拮抗筋ペアによって駆動される関節の運動制御では冗長性に起因する ill-posed problem を解く必要がある [20] などの問題により、コントローラに組み込む適切なモデルの導出は容易ではない。

1.1.2 FES の現状

FES の上記分類における技術動向を Gustavo らの報告をもとに説明する [30]。

オープンループ型

現在市販されている SIGMEDICS 社の Parastep などの歩行支援 FES システムを例に挙げると、主に関節位置などの状態フィードバックを行わずオープンループ制御を用いている [31] [32]. これらの機器において、筋刺激はクラッチや歩行器上のボタンを押して調整され、頻繁にボタンを押す必要がある。

クローズドループ型

クローズドループ型の制御は運動の状態をリアルタイムに認識し、適切なタイミングで FES 制御を行うことができる点が特徴である。2種類のフィードバックがあり、それらの特徴を以下に示す。

1. 生理学的なフィードバック (Biological Feedback) … EMG や脳電図 (EEG) などの神経活動電位を用いたフィードバック [33]- [35]. これらの活動電位を取得する難易度が高いこと、電位からヒトの意思を読み解く明確な手法がないことが問題点である。
2. 機械的なフィードバック (Artificial Feedback) … 加速度センサ、力覚センサなどから取得する、関節角度や位置を用いたフィードバック [36] [37]. ボタンなどを用いず FES 制御のタイミングを決定することができ、歩行など定型的な動作においては有用であるが、デバイスの耐久性が低いことが問題点である。

クローズドループ型のアルゴリズムとして代表的なものに Finite State Controllers (FSCs) がある [38] [39]. このコントローラは、シーケンス制御と、限定的な状態での制御を基にするので、比較的簡単で正確な制御アルゴリズムの設計が可能である。例えば、膝が $10[^\circ]$ 以上屈曲すると刺激を増やし膝の屈曲を防止する、といったような制御である。簡単なルールでは有用であるが、FES の適用が複雑になればなるほど、複雑なルールや神経と筋肉活動のより洗練されたマッピングが必要になる。Kostov ら [26] は、FSCs は現状では FES バイオメカニクスのハイレベルな制御に利用することができないと述べている。

ハイブリッド型

オープンループ型とクローズドループ型の制御を組み合わせたハイブリッド型の FES 制御について、代表的なものに Dynamic controllers がある [40] [41]. このコントローラはオープンループコントローラとして、Hill の筋モデルの修正版に基づく非線形補償器を用い、クローズドループコントローラは PID コントローラを用いている。Dynamic controllers は、目標出力に向けた変化速度に限界があり、目標速度が増すにつれ追従誤差が増すという問題点がある。また、PID コントロー

ラ自身が筋骨格システムが元々備えている性質がモデル化しにくいのでチューニングは煩雑である。

ニューラルネットワーク型

上記分類以外にも Artificial Neural Networks (ANNs) を用いた FES 制御も報告されている。Winslow らは、膝の角度を維持するために EMG をフィードバックとして FES 刺激を調整させるのに ANN を用いた [42]。Abbas らは、周期的なトルク軌道に追従する筋収縮を実現するために ANN を用いた [43]。しかし、ANN を用いた研究は、臨床応用されたものがない。その理由として学習の難しさ、多くの計算時間を要することなどによる。結果、ANN に基づくコントローラは実用には至っていない。

1.1.3 平衡点制御モデル

運動生理学の分野では、拮抗駆動系の平衡点と剛性が中枢神経系によって制御されているとする平衡点仮説が知られている [44]。また、筋骨格系を構成する拮抗筋ペアの筋電位の比で表された筋拮抗比 (AA 比 : Agonist-antagonist muscle ratio) と和で表された筋活性度 (AA 活性度 : agonist-antagonist muscle activity) を用いた解析から、筋拮抗比は平衡点に相当する関節角度と密接な関係があり、筋活性度は関節剛性と関連性があることが明らかにされている [45] [46]。これらのことから、筋拮抗比や筋活性度の概念は、拮抗筋ペアに電気刺激を与える場合にも有効である可能性がある。

そこで本研究では、上記の非線形性や冗長性の問題に着目し、EMG 解析で用いられた筋拮抗比や筋活性度の概念を拮抗筋ペアの電気刺激に応用する方法について考える。平衡点と剛性を分離して平衡点を一意に決定することで、ヒトの関節運動を線形近似しモデル化することができると考え、拮抗駆動系の代表例としてヒトの肘関節をとりあげ、後述する方法を用いてそのモデル化を試み FES による運動制御の実現を目指す。

1.1.4 本研究の意義

本研究においては、現状では明確に有効な手段を示せていない、FES のオープンループ制御モデルについて、平衡点仮説を用いた、FES の新たな制御モデルを提案することを目的とする。将来的にはクローズドループ制御との結合により、高い精度での FES 制御を実現するための前段階としての意義を持つ。

第2章 機能的電気刺激

2.1 FES とは

ヒトは、運動を行う際に、大脳皮質にある1次運動野 (somatomotor cortex) において運動指令を生成する。生成された運動指令は活動電位 (action potential) として脊髄、運動神経線維を経て筋に伝わり筋が収縮することで運動が実現される (脊髄までの経路を中枢神経系 (Central nervous system) と呼ぶ)。しかし、脳梗塞や脳出血などにより、1次運動野の機能が失われた場合や、交通事故により脊椎を損傷するなどした場合には、上記の伝達系が障害されるため運動指令が筋に伝わらない。このようなケースでヒトの四肢は麻痺を起こすが、この場合麻痺の原因は運動指令の生成、もしくは指令の伝達系にあるため、末梢の筋機能は残存している。よって、大脳からの運動指令を外部からなんらかの方法で代替すれば、筋を収縮させることが可能である。FES は、上記のように、中枢神経系の損傷により損なわれた運動機能に対し、外部から電気刺激を印加する手法を用いて麻痺した筋を収縮させ、目的動作を再建する先端医療である。

障害により麻痺の後遺症が残ってしまった場合に、安静期間が長期間続くことや、麻痺そのものにより筋収縮が減退することで、筋委縮や関節拘縮などを引き起こす。これを廃用症候群 (disuse syndrome) と呼ぶ。FES は電気刺激により筋を収縮させ、関節を駆動させることができるために、機能を代償するとともに、廃用症候群の予防もできる。

また、上記の障害に対するリハビリテーションに対してロボットを用いた手法が数多く提案されている [50]。リハビリテーションに FES を用いた手法は注目されており、FES により運動教示を与えることで、大脳皮質の再教育が促される可能性が報告されている [51]。その刺激はヒトの制御戦略に即していることにより高い効果を得られるものと考えられる。

以上より、FES の制御戦略を確立し、ヒトの制御戦略に即した制御を実現することは、機能代償やニューロリハビリテーションにおいて非常に大きな意義を持つことがわかる。しかしながら、現在 FES における制御手法は確立されたものがない。この理由として、先に述べた ill-posed problem を解く必要がある [20] などの問題が挙げられる。本研究ではそのような問題を抱える FES の新しい制御手法を提案する。単筋刺激装置ではあるが、FES の実用例として OG 技研社の電気刺激装置 GD-611 を Fig. 2.1 に示し、仕様を Tab. 2.1 にまとめる。



Fig.2.1 Usage example of FES, GD-611 (OG GIKEN)

Table 2.1 Specs of GD-611

電源入力	1.9[VA]
出力周波数	1~100[Hz](5[Hz] 単位)
最大出力電圧	210[V]p-p (500[Ω] 負荷時)
最大出力電流	35m[A]rms (500[Ω] 負荷時)

2.2 FESに用いる電極・刺激パターン

FESは、電気刺激により筋収縮を誘発することで運動支援を行う。ここで電気刺激に関して、身体に設置する電極の種類、および刺激手法として電気刺激パター

ンについて Hishii の報告を引用し説明する [53].

電極の種類

筋を刺激する電極には大きく分けて三つの種類があり、その刺激イメージを Fig. 2.2 に示し、それぞれの特徴を次に示す.

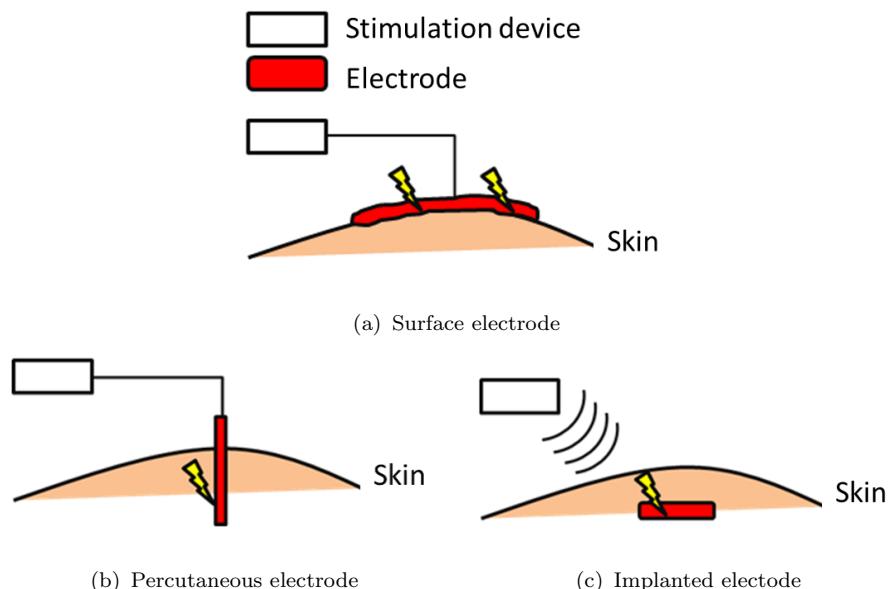


Fig.2.2 Types of electrode

• 表面電極

皮膚表面に設置する電極. 使用は非常に容易だが、対象筋を刺激する精度は貫皮電極、埋め込み電極に劣る.

• 貫皮電極

貫皮ワイヤー電極とも言われ、皮膚を貫き設置する電極. 刺激の対象筋や神経系に対して直接刺激を行う方法. 精度は表面電極より優れているが、体内に設置するため容易な使用が困難である.

• 埋込電極

体内に埋め込んだ形で設置する電極. 精度は表面電極より優れ、外部からリモコンで操作するため、外見上刺激装置が見えず、非常に整容的である. しかし設置するために手術を要し、また継続的な使用にともないメンテナンスが必要である.

正確に対象筋を刺激できる貫皮電極、埋込電極などの侵襲的手法は、被験者への負担を考慮し行わず、容易な使用が可能である表面電極で実験を行う.

2.3 刺激パターン

ここでFESで用いる電気刺激パターンについて説明する。刺激電流の種類には、Fig. 2.3に示すパルス波、正弦波があり、人体が正負に偏り帯電することを防ぐため刺激の総和は0となることが望ましい。

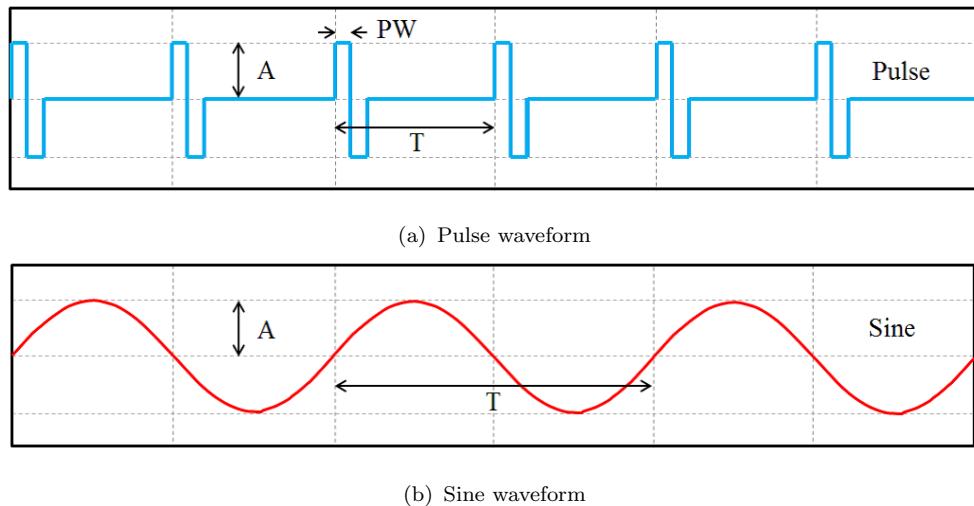


Fig.2.3 Stimulus waveforms

FESでは変調により、筋収縮の大きさを制御する。変調方式を以下に示す。なおPWM方式は、パルス波でのみ適用可能である

- PWM方式 (Pulse Width Modulation)

Fig. 2.3(a)のパルス幅PWを変化させるパルス幅変調。Tに対するPWの比(duty比)を用いて変調する。

- FM方式 (Frequency Modulation)

周波数($1/T$)を変化させる周波数変調

- AM方式 (Amplitude Modulation)

Fig. 2.3(b)の刺激振幅Aを変化させる振幅変調

ヒトの筋は、強く収縮を起こす入力周波数帯を持ち、またパルス幅、刺激振幅を大きくすればより強く収縮する傾向にある。Hishiiの行った検討より刺激波形、変調方式を決定した[53]。

まず、刺激電流の周波数を決定する。ヒトの筋組織は遅筋・速筋と呼ばれる二種類に大別され、遅筋はゆっくりと収縮し疲労に強く、速筋は素早く収縮し疲労に弱い性質がある。FESによる刺激は、二種の筋組織のうち速筋によく作用し、さらに速筋は45~75[Hz]の周波数で収縮を起こしやすい。前述のGD-611の周波数仕様も参考にし、刺激周波数は60[Hz]の一定とした。

次に、正弦波とパルス波の比較により、より不快感が少なく、変調時の出力変化が明瞭だった正弦波入力を選択した。したがって、本研究における入力波形は、周波数 60[Hz] の正弦波、AM 方式による変調とする。

第3章 制御アプローチ

本研究では、対象とするヒトの運動を 1) 1 自由度である点、2) 重力の影響を排除した水平面内での運動をデザインできる点から肘関節運動を対象とする。

3.1 ヒトの運動生成

有効な複数筋の同時刺激を実現する上で重要なことは、ヒトが本来どのように運動を生成しているかという点である。ヒトは運動制御する際、筋群の膨大な自由度の同時操作を行いながら、冗長な解の中から一つの解を導き出している。そこで、ヒト本来の運動制御を解析する手法として、中枢神経系から筋への生体命令信号である EMG による解析が挙げられる。ここでは特に、拮抗する筋群の組み合わせを基礎とした筋電解析手法に着目する。Iimura らは、取得した筋電から対となり拮抗的に作用する筋ペアの筋活性の度合いを、伸筋・屈筋でそれぞれ、 m_e, m_f とし、式 (3.1), (3.2) に示す筋拮抗比 r および筋活性度 a を定義することで、それぞれが平衡点に相当する関節角度、関節剛性に寄与することを示した [45] [46] [47]。

$$r = \frac{m_e}{m_e + m_f} \quad (3.1)$$

$$a = m_e + m_f \quad (3.2)$$

本研究で制御対象とする肘関節では、Fig. 3.1 に示すように伸筋である上腕三頭筋の活性度 m_e 、屈筋である上腕二頭筋の活性度 m_f より定義される r が肘のなす角度 θ に寄与すると仮定する。この概念を FES による運動制御に応用することを考える。

3.2 FES による運動生成

ヒトの筋は、外部から電気刺激を受け神経細胞に活動電位が生じ、その電位が筋に伝達することで収縮する。Fig. 3.2 に示すように、制御対象とする上腕三頭筋および上腕二頭筋への FES による刺激強度を、それぞれ I_e, I_f [mA] とする。前述のように、本研究では AM 方式を採用しており、その振幅に相当する I_e, I_f を増加させるほど、それぞれの筋は収縮し肘関節を伸展、屈曲させる。

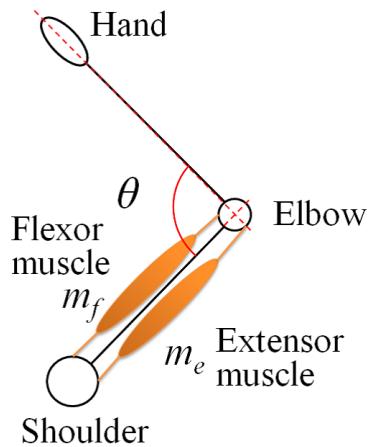


Fig.3.1 Human model for control of elbow joint angle

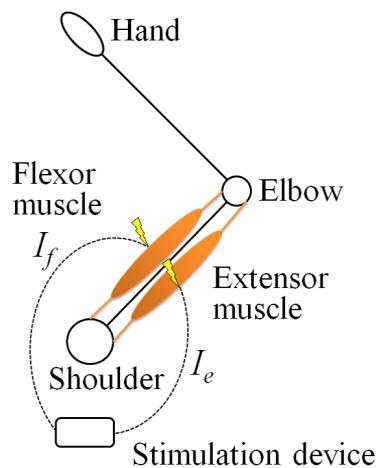


Fig.3.2 FES model for stimulus to upper extremity

3.3 FESによる制御アプローチ

本節で I_e , I_f を用いた複数筋の同時刺激のアプローチ方法を説明する。

3.3.1 電気的筋拮抗比・筋活性度

3.1 節で述べた筋協調性に基づき、ここで式 (3.3), (3.4) に新たな制御変数である電気的筋拮抗比 (EAA 比:Electrical agonist-antagonist muscle ratio) r_E , 電気的筋活性度 (EAA 活性度:Electrical agonist-antagonist muscle activity) a_E を定義す

る. r_E, a_E はそれぞれ, 関節角度および関節剛性に寄与すると仮定する.

$$r_E = \frac{I_e}{I_e + I_f} \quad (3.3)$$

$$a_E = I_e + I_f \quad (3.4)$$

筋拮抗比・筋活性度を用いた運動制御の解析では, 筋拮抗比, 筋活性度を定義する m_e, m_f はそれぞれ各筋の最大筋電位で正規化されている. そのため r_E および a_E を用いる際は, 使用の際に痛みのない最大電流値, 各筋が手先力を生成し始める最少電流値で正規化する手順を踏まえる必要があり, r_E は 0 から 1 の値, a_E は 0~2 の値を取る. I_e, I_f を正規化する手順に関しては後述する.

3.4 肘関節運動の平衡点制御モデル

Fig. 3.3 に示すように, ヒト肘関節運動において肘関節角度 θ が生成されるまでの経路を考えたとき, その経路は r を入力として, 神経筋系 (Neuromuscular system) を経て力 f が生成され, 生成された f を入力として筋骨格系 (Musculoskeletal system) を経て θ が生成されるモデルで表すことができると考える. ここでは, 中枢神経系より由来する拮抗筋群への運動指令を r_h, a_h , FES により外部から筋群へ与える運動指令を r_E, a_E として, 肘関節筋群への運動指令はその線形和 $r (= r_h + r_E)$, $a (= a_h + a_E)$ であるとした. 本研究では提案するこのモデルを, 平衡点と剛性を制御することで運動を実現する平衡点制御モデルであるとし, 妥当性を示す.

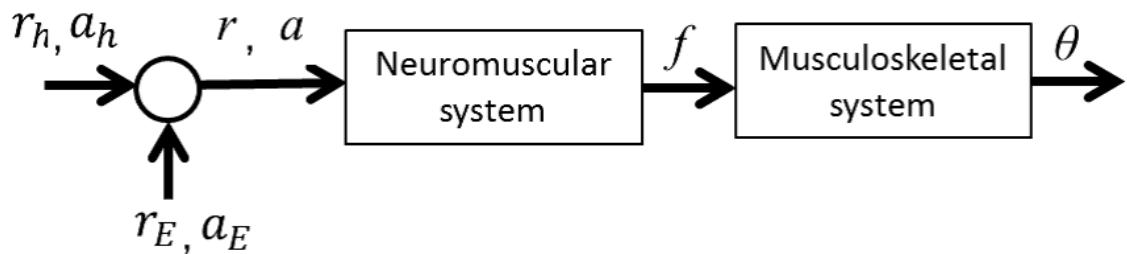


Fig.3.3 Scheme of control model

3.5 研究の進め方

Fig. 3.3 のモデル全体の検証を行うためにはまず神経筋系, 筋骨格系それぞれをモデル化し, それらを結合する必要がある. モデル化およびその検証のために以下に示す実験を行いモデルの妥当性を検証する.

3.5.1 拘束環境下 FES 制御実験

まず、神経筋系をモデル化するために、肘関節が等尺性で運動する拘束環境下における実験を行う。この実験は Fig. 3.3 で示す r_h, a_h を 0 で、 r_E, a_E を入力とした場合に、出力を手先力 f として入力と出力の周波数特性を取得するものである。実験の中で r_h, a_h が 0 でないケースも検証しつつ、神経筋系のモデル化を行う。

3.5.2 FES 刺激を加えながらの外力付加実験

筋骨格系をモデル化するために、肘関節に非拘束環境下で FES で一定の刺激を加えながら外力を付加する実験を行う。この実験は Fig. 3.3 で示す f を入力として、出力を肘関節角度 θ とした場合の入力と出力の周波数特性を取得するものである。上記拘束環境下 FES 制御実験を通して得られた神経筋系モデルと、この実験を通して得られた筋骨格系モデルを結合して、Fig. 3.3 に示すモデルが妥当かを検証する。

3.5.3 非拘束環境下 FES 制御実験

上記 2 実験で特定したモデルの結合が妥当であるかを確認するために、Fig. 3.3 で示す系全体の特性を取得するための実験である。神経筋系モデルと筋骨格系モデルの直列結合で系全体が成り立つと仮定しているが、その仮説が妥当かを検証するために、直列結合モデルによる特性シミュレーションと実測値を比較する。ここでは r_h, a_h を 0 で、 r_E, a_E を入力として、出力を肘関節角度 θ とする。

3.5.4 EMG 取得実験

FES 制御により肘関節角度制御する際の r_E, a_E と、ヒトが随意的に肘関節運動を生成した際の r_h, a_h との関係性を明らかにするために、非拘束環境下で肘屈伸運動をした時の EMG を取得する実験を行い、随意運動時のヒト肘関節の周波数特性を特定する。ここでは r_E, a_E を 0 で、 r_h, a_h を入力として、出力を肘関節角度 θ とする。

第4章 拘束環境FES制御実験

本章では拘束環境下FES制御実験について述べる。本実験は、Fig. 3.3に示す神経筋系のモデル化を目的とする。まず筋を刺激する実験環境を説明し、電気刺激の準備として r_E, a_E に用いる刺激電流値 I_e, I_f を、 r, a の m_e, m_f と同様に正規化する手法を説明する。

4.1 実験環境

実験風景をFig. 4.1(a)(b)に示す。FESによる関節制御の評価対象として、上腕部を水平面内に保持し、等尺性環境下として、刺激に対する手先力を計測する。Multi Channel Systems社の刺激装置(STG4008)を用い、対象筋群へ電気刺激を印加する。刺激対象筋は、右腕の上腕三頭筋および上腕二頭筋で、電極は以下に示すCompex社のperformance/energy電極パッドを使用し、刺激電極である陰極側電極はCompex社のモーターポイントペンを用いて探索した運動点に設置した。電極貼り付け時には皮膚にCompex社の電極用ゲルを塗布し皮膚インピーダンスを極力小さく保つよう工夫した。Fig. 4.1(b)に示すように、右腕の上腕・前腕は台座により水平面内に保持、スプリント材で手首を固定、ハーネスで肩を椅子に固定している。手先力は、テック技販社の3軸力覚センサ(USL06-H5-200N)を用い、伸展側を正方向、屈曲側を負方向とし、1000[Hz]で取得した。実験は等尺性環境で、体面と上腕部のなす角度は45°、肘のなす角度は90°に保たれている。健常成人男性A(27歳、右利き)、B(24歳、右利き)、C(21歳、右利き)、D(24歳、右利き)、E(24歳、右利き)、F(24歳、右利き)が実験にボランティアで参加した。被験者には、予め実験の趣旨、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、遂行された。

4.2 システム構成

システム構成を説明する。実験環境のイメージをFig. 4.2に示し、刺激装置(FES)および計測装置(Force)の説明を行う。

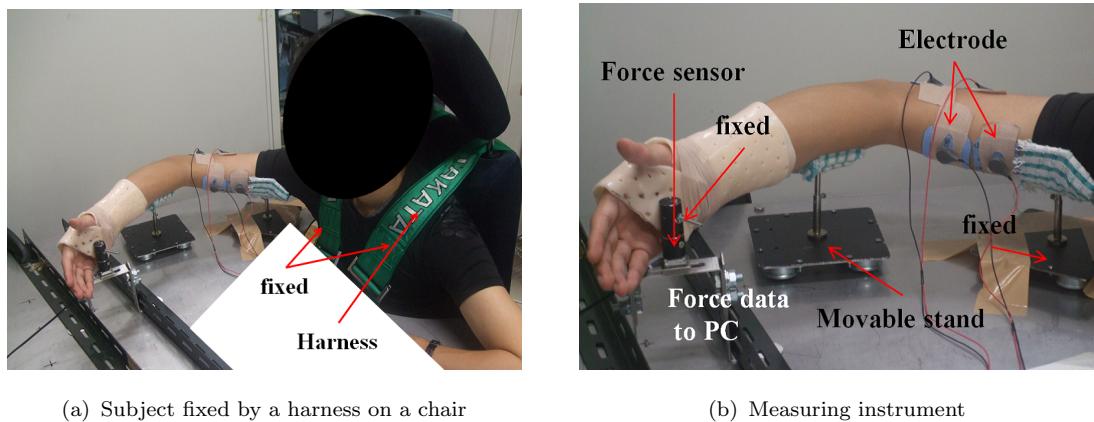


Fig.4.1 Experimental setup

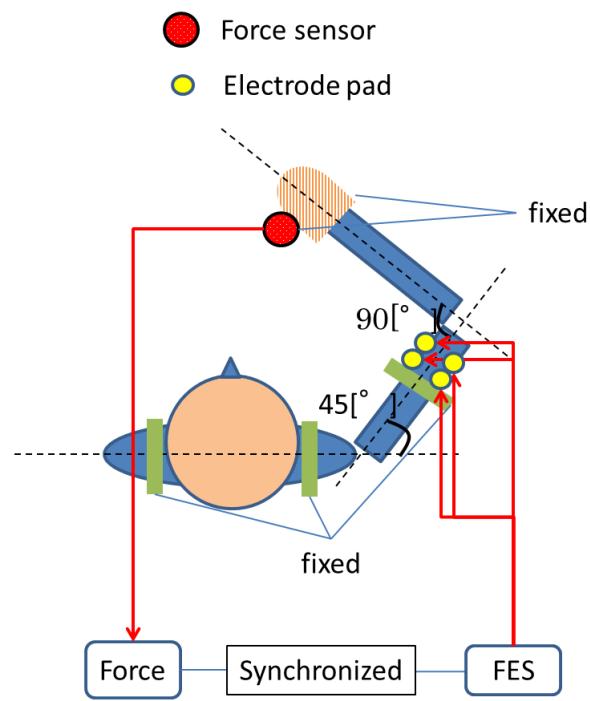


Fig.4.2 Experimental model

4.2.1 刺激装置

FES 装置本体

Fig. 4.3(a) に刺激装置本体を示す。刺激装置は Multi Channel Systems 社の STG4008 であり、仕様を Tab. 4.1 にまとめる。実験の際には、Fig. 4.3(b) に示

すフットスイッチを踏むことで FES の電源を切ることが可能であり、被験者に過度の痛みや不安感がある場合、ただちに実験を中止できる環境となっている。



(a) STG4008



(b) Foot switch

Fig.4.3 Stimulation device

Table 4.1 Specs of stimulation device(STG4008)

刺激チャンネル	8
トリガー入力/出力	8/8
時間分解能	20 [μsec]
0-100[μA]までの電流上昇時間	1.4[μsec] @ 10k[Ω]
最大刺激電流	± 16[mA]
最大刺激電圧	± 8[V]

刺激電極

Hishii の報告から [53] 被験者に対して刺激効果が出力に明確に表れかつ痛みができる限り小さく使用にストレスのない電極を選択した。Fig. 4.4 に示す Compex 社の performance/energy 電極パッドを使用する。



Fig.4.4 Electrode pad

刺激波形

ソフトウェアで作成した刺激波形を **Fig. 4.5(a)(b)** に示す。刺激波形は、縦軸：電流値 [mA]、横軸：時間 [sec] である。変調方式として、刺激周波数 60[Hz] で一定の正弦波を用いた AM 方式を採用しているため、変化する刺激パラメータは縦軸の振幅のみである。**Fig. 4.5(a)** は、一定の刺激強度入力を示し、**Fig. 4.5(b)** は正弦波形入力となる。**Fig. 4.6(a)(b)** に、**Fig. 4.5(a)(b)** の簡単なイメージを示す。複数筋同時刺激の際は、上腕三頭筋、二頭筋に対してそれぞれ刺激波形を作成し刺激する。

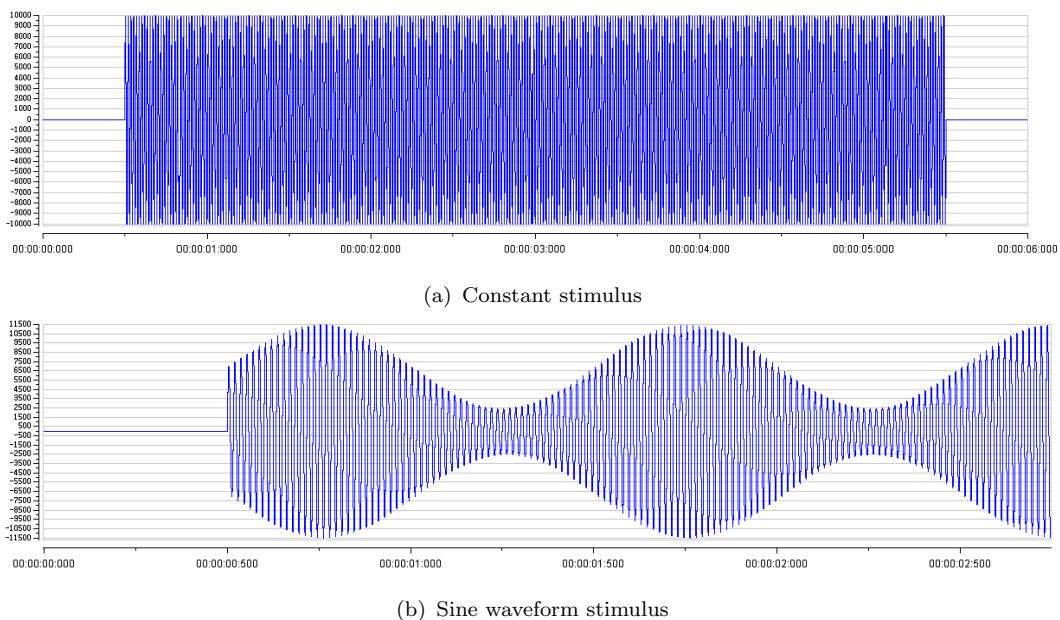


Fig.4.5 An example of electrical stimulation

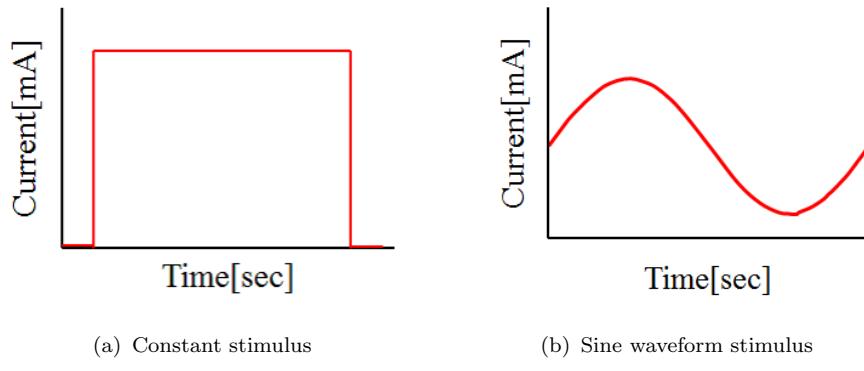


Fig.4.6 Clear stimulus images

4.2.2 手先力取得装置

等尺性環境下でのエンドポイント反力、すなわち手先力を計測する機器は、Fig. 4.7 に示すテック技販社の 3 軸力覚センサ (USL06-H5-200N) を用いる。仕様を Tab. 4.2 にまとめ。この装置は、装置に設置したジョイントを介し、センサ内の x, y, z 軸方向の電圧値変化から力を計測することができる。被験者は、ジョイントを手先スプリント材と固定し、力を計測する。力覚センサは Fig. 4.8 の金属部材に設置し、実験の際には金属部材をクランプで台に固定している。

Table 4.2 Specs of triaxial force sensor(USL06-H5-200N)

定格荷重 F_x, F_y	± 100[N]
定格荷重 F_z	200[N]
許容過負荷	120%
使用温度範囲	10~60 °C
外形寸法	D20 W20 H5



Fig.4.7 Triaxial force sensor



Fig.4.8 Metal component attached force sensor

4.3 刺激電流の正規化

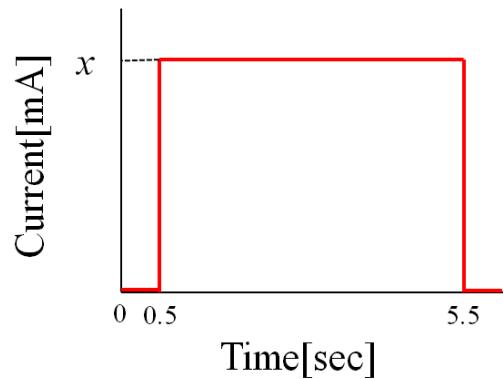
EAA 比を用いるにあたり、筋拮抗比を参考に刺激電流値 I_e, I_f を正規化する必要がある。前章で述べたように、被験者が痛みを感じない最大刺激電流値 I'_{max} 、筋が収縮を始める最少刺激電流値 I'_{min} によって電流値を正規化する。最大刺激電流値は被験者の痛みによるため決定は容易だが、最少刺激電流値は FES による運動生成の場合、刺激が入力されてから筋が実際に収縮し手先力を生成するまでに時間差があり、刺激強度がランプ波形のとき、筋がどの程度の電流値で収縮を起こし始めるか決定することは困難である。そのため、最大・最少刺激電流値の決定実験として、Fig. 4.9 のようなステップ状の一定刺激強度 x を $0[\text{mA}]$ から $0.5[\text{mA}]$ 刻みに増加させ、被験者が痛みを感じるまで試験を行う。入力刺激は、 $0[\text{sec}]$ から $0.5[\text{sec}]$ まで $0[\text{mA}]$ 、 $0.5[\text{sec}]$ から $5.5[\text{sec}]$ まで設定した刺激強度 x とし、試験は各対象筋毎に各刺激強度で 3 回行う。3 回の試験の手先力の立ち上がり・減衰部分を除外した $1.5[\text{sec}]$ から $4.5[\text{sec}]$ 間のデータを平均化し、入力電流値に対する出力平均値を求める。 $0.5[\text{N}]$ 以上の平均出力値が認められた電流値の 1step 前を最少刺激電流値、痛みを感じる直前の電流値を最大刺激電流値とする。

4.3.1 実験結果

決定した各筋の最大・最少刺激電流値を Tab. 4.3 にまとめ、以降、この最大・最少刺激電流値で正規化した電流値を I'_e, I'_f として用いる。

4.4 肘関節のモデル化

本節では、EAA 比を用いた肘関節制御の実現のため、その電気刺激入力と手先出力間の周波数特性を実験で明らかにし、EAA 比と手先力を入出力とする等尺性環境下での伝達関数を決定する。

**Fig.4.9** Input waveform of constant stimulus**Table 4.3** Maximum and minimum stimulation amplitude for the six subjects

Subject	Biceps		Triceps	
	I'_{max} [mA]	I'_{min} [mA]	I'_{max} [mA]	I'_{min} [mA]
A	15.5	6.5	11.5	4.0
B	11.5	2.5	11.0	5.0
C	11.5	7.0	15.0	8.0
D	12.0	4.5	10.0	6.0
E	14.0	6.0	13.0	6.0
F	12.0	3.5	14.0	8.0

4.5 肘関節伝達関数

肘関節の伝達関数を求めるにあたり、さまざまな周期で正弦波 EAA 比を入力し、正弦波状に表れる手先力を計測する。その後、手先力を入力正弦波 1 周期毎に対応する時間で切り出して \sin, \cos の重回帰モデルで近似し、最終的に正弦波で表現する。これにより各周期毎の出力振幅・遅れを導出し、周波数特性を確かめる。以下では最も良好な結果を示した被験者 B を例に記述する。

まず入力として、EAA 比を正弦波で設定し、実際の刺激電流値を求める。EAA 比は 0 から 1 の値を取るので、正弦波 EAA 比は 0.5 を中心とした大きさ 0.5、周期 T の正弦波とする。EAA 活性度 a_E は 1.0 で一定とする。以上の事を考慮し、入力を時間の関数と考えると $r_E(t)$, $a_E(t)$ は以下のようになる。

$$r_E(t) = -0.5 \sin\left(\frac{2\pi}{T}t\right) + 0.5 \quad (4.1)$$

$$a_E(t) = 1 \quad (4.2)$$

伸筋・屈筋の正規化電流値 $I'_e(t)$, $I'_f(t)$ は、式 (3.3), (3.4) から以下のようになる。

$$\begin{aligned} I'_e(t) &= r_E \cdot a_E \\ &= -0.5 \sin\left(\frac{2\pi}{T}t\right) + 0.5 \end{aligned} \quad (4.3)$$

$$\begin{aligned} I'_f(t) &= (1 - r_e) \cdot a_E \\ &= 0.5 \sin\left(\frac{2\pi}{T}t\right) + 0.5 \end{aligned} \quad (4.4)$$

正規化前の刺激電流値 $I_e(t)$, $I_f(t)$ [mA] は、 $I'_e(t)$, $I'_{e\max}$, $I'_{e\min}$, $I'_f(t)$, $I'_{f\max}$, $I'_{f\min}$ との関係から以下のようになる。

$$\begin{aligned} I_e(t) &= (I'_{e\max} - I'_{e\min})I'_e(t) + I'_{e\min} \\ &= (11.0 - 5.0) \cdot \left(-0.5 \sin\left(\frac{2\pi}{T}t\right) + 0.5\right) + 5.0 \\ &= -3.0 \sin\left(\frac{2\pi}{T}t\right) + 8.0 \end{aligned} \quad (4.5)$$

$$\begin{aligned} I_f(t) &= (I'_{f\max} - I'_{f\min})I'_f(t) + I'_{f\min} \\ &= (11.5 - 2.5) \cdot \left(0.5 \sin\left(\frac{2\pi}{T}t\right) + 0.5\right) + 2.5 \\ &= 4.5 \sin\left(\frac{2\pi}{T}t\right) + 7.0 \end{aligned} \quad (4.6)$$

さらに出力として現れる手先力 f は、重回帰モデルで近似し以下のように関数の合成によって正弦波に帰着させ、正弦波入力と対応を取ることのできる形とする。

$$\begin{aligned} f(t) &= a \cos\left(\frac{2\pi}{T}t\right) + b \sin\left(\frac{2\pi}{T}t\right) + c \\ &= A \sin\left(\frac{2\pi}{T}t + \phi\right) + c \end{aligned} \quad (4.7)$$

ただし、 $A = \sqrt{a^2 + b^2}$, $\sin \phi = a/A$, $\cos \phi = b/A$ であり、 A を出力振幅、 ϕ を位相遅れ、 c を出力正弦波の中心値とする。

4.6 正弦波 EAA 比入力実験

4.6.1 実験内容

式 (4.1) で表す正弦波 EAA 比の周期 T を 0.1~0.5[sec] の範囲で 0.025[sec] 刻みに変化させ各周期毎に 10 周期分の入力を 3 試行する。計測開始の 0.5[sec] 後から入力を開始する。入力 EAA 比波形の一例を Fig. 4.10 に示し、実際の刺激電流値を Fig. 4.11 に示す。実験は入力と出力の計測を時間同期している。

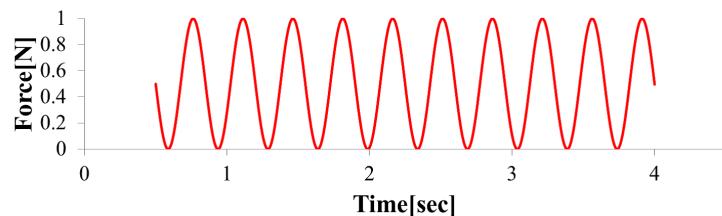


Fig.4.10 An example of sine waveform EAA ratio ($T = 0.35$)

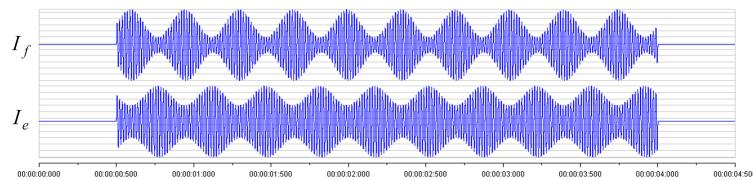


Fig.4.11 An example of electrical stimuli applied to lateral triceps and biceps ($T = 0.35$)

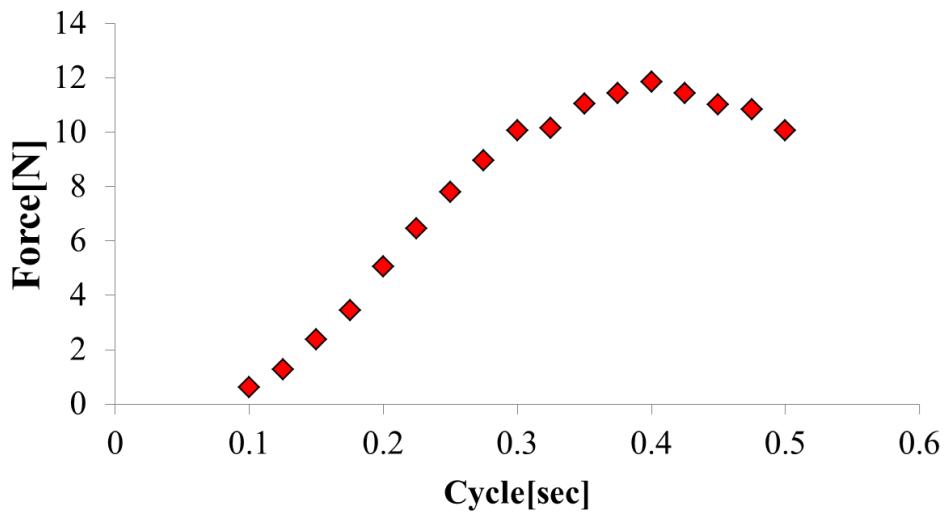


Fig.4.12 Amplitude to each cycle calculated by multiple linear regression analysis

4.6.2 出力の近似

被験者 Bにおいて、まず各周期 3 試行分の出力を平均化し、出力が定常的な振る舞いを見せる入力正弦波の 3 周期から 8 周期までを入力正弦波の一周期時間毎に切り出しさらに平均化する。これにより入力正弦波一周期に対応する出力波形が切り出せ、最終的に式 (4.7) の正弦波で近似する。

以上の手順を踏まえて入力正弦波に対応する出力正弦波が求まる。重回帰分析から求めた各周期における振幅 A 、位相遅れ ϕ 、出力正弦波の中心値 c をプロットし Fig. 4.12~4.14 に示す。また重回帰モデルによる近似結果の時間軸を各周期で正規化し、入力した正弦波 EAA 比と共に Fig. 4.15 に示す。

求めた振幅・位相遅れから、ボード線図を用いた神経筋系のモデル化を行う。また、Fig. 4.14 から、 T が小さいほど(高周波であるほど) 中心値がシフトしていくことがわかる。これは、伸筋と屈筋の応答速度の違いによるものと考えられる。すなわち、応答速度の遅い筋が高周波の刺激に反応が追い付かないため、中心値がシフトしてしまうと考える。

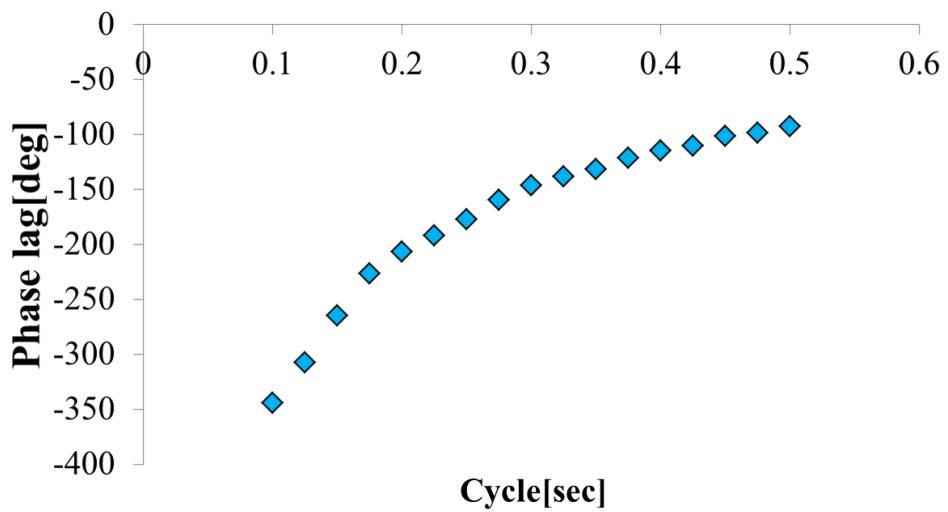


Fig.4.13 Phase lag to each cycle calculated by multiple linear regression analysis

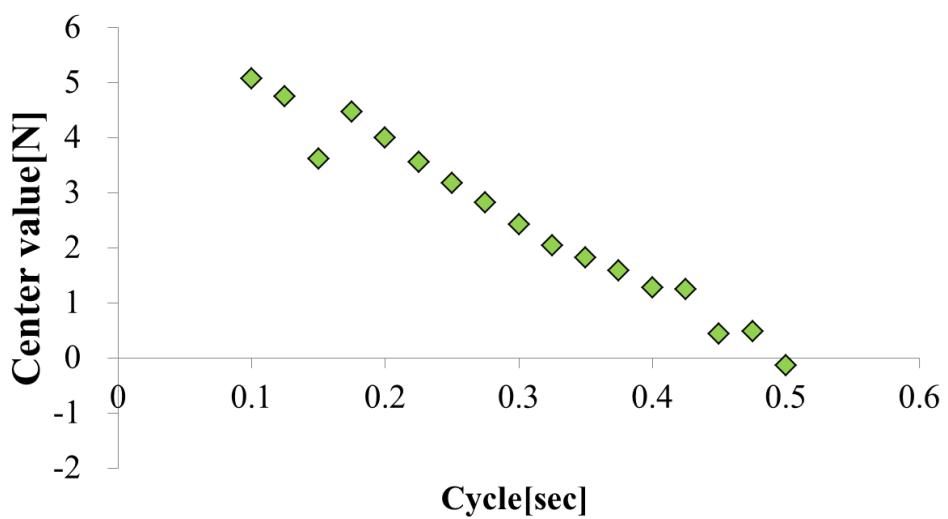


Fig.4.14 Center value to each cycle calculated by multiple linear regression analysis

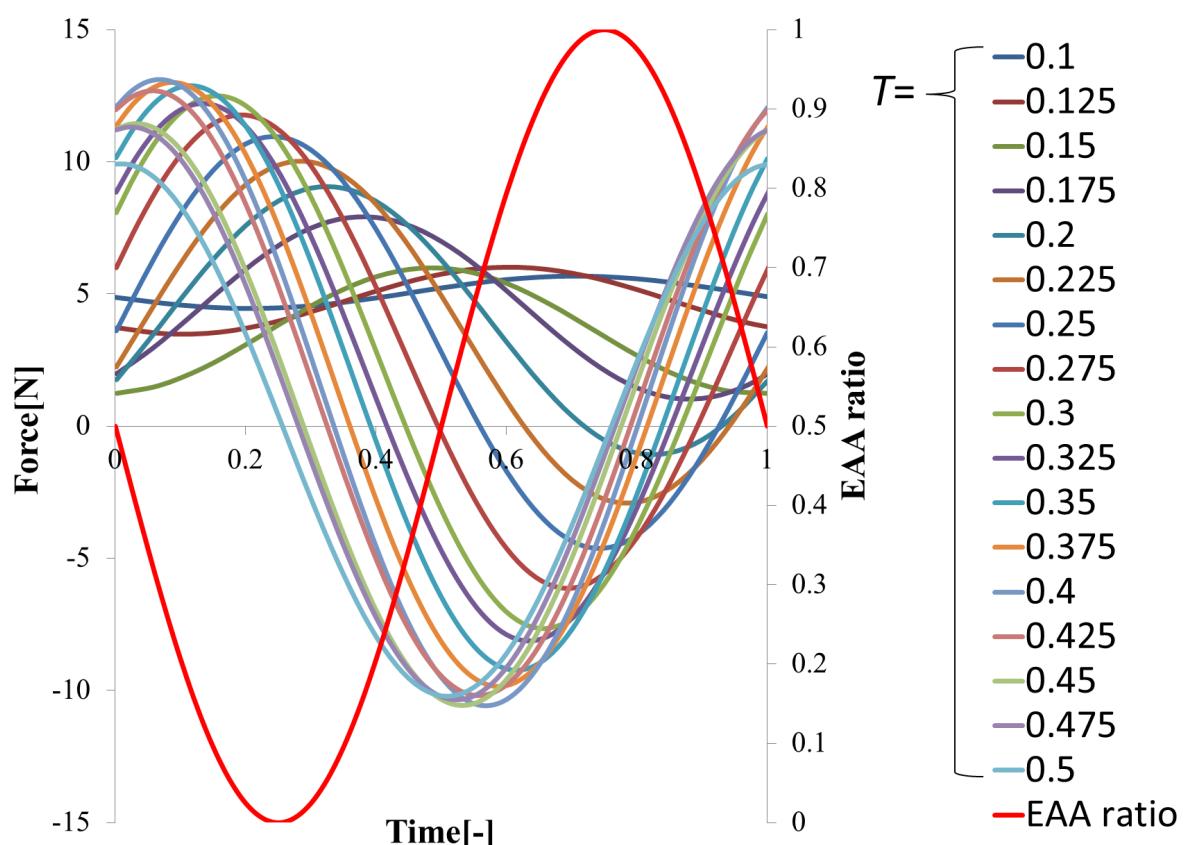


Fig.4.15 Average data normalized by cycle time, Subject B

4.7 伝達関数の決定

本研究では、伝達関数 $G(s)$ の導出にあたり、ボード線図を用いる。実験結果を基にしたボード線図から、減衰開始点、減衰部の傾き、位相遅れをフィッティングできる伝達関数を求める。Fig. 4.12, Fig. 4.13 から求めた被験者 B におけるボード線図を Fig. 4.16, Fig. 4.17 に示す。このゲイン線図は、縦軸：ゲイン [dB]、横軸（対数軸）：角周波数 [rad/sec] であり、位相線図は縦軸：位相遅れ [deg]、横軸（対数軸）：角周波数 [rad/sec] である。

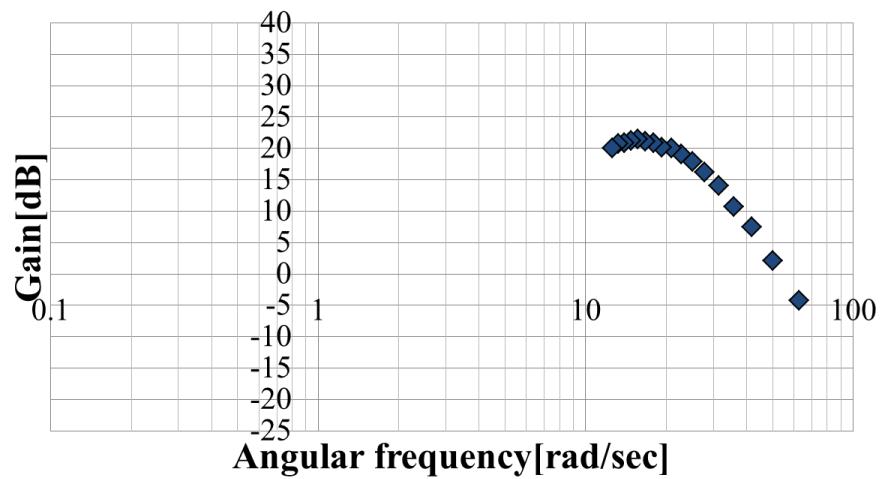


Fig.4.16 Magnitude plot, Subject B

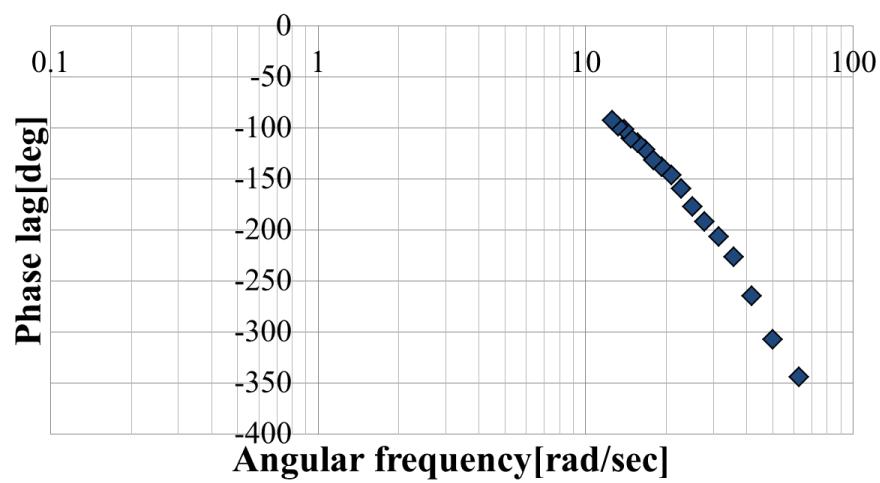


Fig.4.17 Phase plot, Subject B

被験者 B における伝達関数 $G(s)$ を推定する. Fig. 4.16 からわかるように, 肘関節の神経筋系は定常値と n 次遅れ系の積で表現できる伝達関数を持つと考えられる. まずは次数 n を決定する. ゲイン線図を用い, その高周波領域（減衰部）における傾きから次数を決定できる. 減衰部分の値に対し最小二乗法を用いた結果, 傾きが-42.5[dB/dec] 程度となったため, -40[dB/dec] の傾きを持つ 2 次遅れ系で近似を行う. 2 次遅れ系のゲイン線図における出力減衰開始点の角周波数である自然角周波数 ω_n は, 2 次遅れ系のボード線図を用いたフィッティングにより決定できる.

また, 減衰係数 ζ も同じく 2 次遅れ系のボード線図を用いたフィッティングにより決定できる. さらに, 上記より神経筋系は 2 次遅れ系であると推定したが, Fig. 4.17 から高周波域では位相遅れの絶対値が 180.0[deg] よりも大きくなることがわかる. このことから神経筋系は, ムダ時間 τ [sec] と 2 次遅れ系のカスケード結合で説明できると考えられる. よって, 2 次遅れ系の位相線図と Fig. 4.17 を比較することでムダ時間を明らかにし, ムダ時間要素 $e^{-\tau s}$ として伝達関数に包括することができる.

以上の事から, 最終的に求める伝達関数 $G(s)$ は以下の形であると仮定する.

$$G(s) = K \cdot \frac{\omega_n^2}{s^2 + 2\zeta\omega_n s + \omega_n^2} \cdot e^{-\tau s} \quad (4.8)$$

ここから, 自然角周波数 ω_n , 減衰係数 ζ , 定数 K , ムダ時間 τ を決定していく.

2 次遅れ系のボード線図

フィッティングに用いる 2 次遅れ系のボード線図の例を Fig. 4.18, Fig. 4.19 に示す. これは式 (4.8) からムダ時間要素 $e^{-\tau s}$ を除いた伝達関数 $G'(s)$ から以下のように計算し求めた. ただし自然角周波数 $\omega_n=1$, 減衰係数 $\zeta = \{1.0, 0.6, 0.3\}$ である.

$$|G'(j\omega)| = \frac{1}{(1 - \omega^2)^2 + (2\zeta\omega)^2} \quad (4.9)$$

$$\angle G'(j\omega) = -\tan^{-1} \frac{2\zeta\omega}{1 - \omega^2} \quad (4.10)$$

自然角周波数 ω_n および減衰係数 ζ

伝達関数は 2 次遅れ系と仮定したため, Fig. 4.18 の自然角周波数 ω_n , 減衰係数 ζ を当てはめフィッティングを行い, 自然角周波数 ω_n , 減衰係数 ζ を決定する. 自然角周波数 ω_n の決定は, 先ほどの最小二乗法から決定した減衰部直線と定常値 21[dB] の交点の角周波数を基に行う.

フィッティングしたゲイン線図を Fig. 4.20 に示す. この時, 自然角周波数 ω_n は 20.5[rad/sec], 減衰係数 ζ は 0.7 となった.

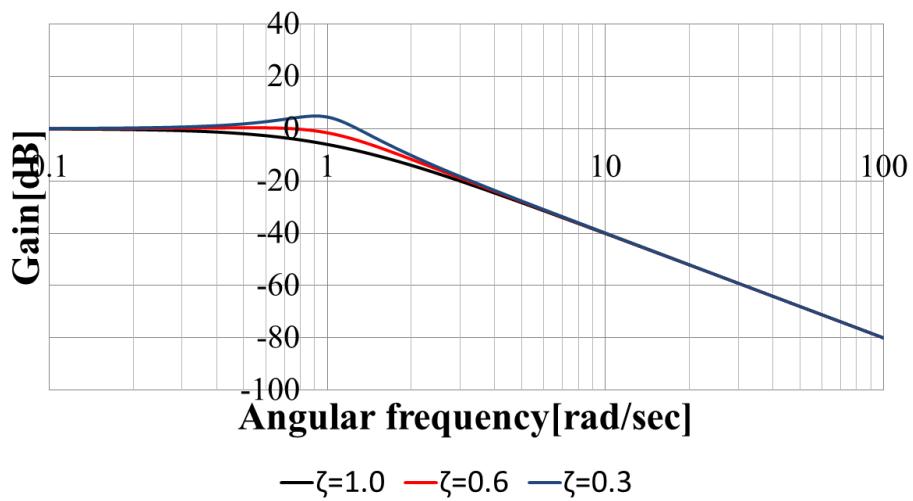


Fig.4.18 Gain plot to second lag system

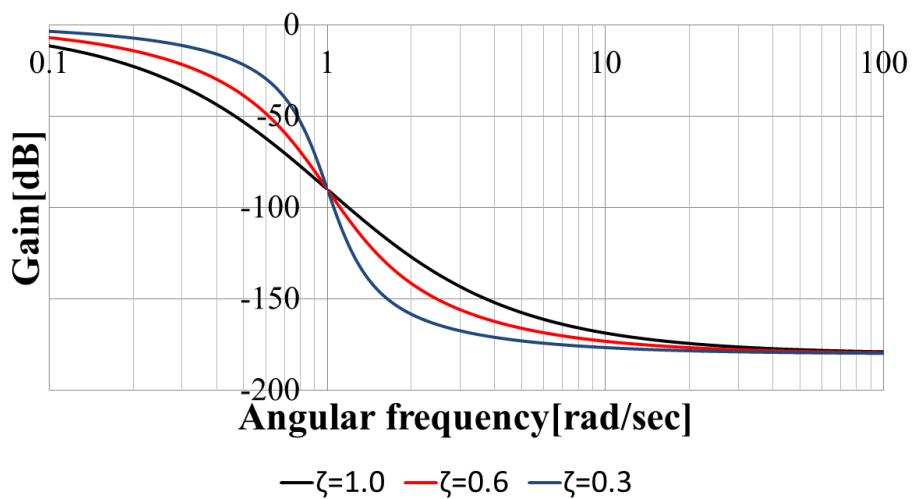


Fig.4.19 Phase plot to second lag system

定数 K

定数 K は、定常値を $21[\text{dB}]$ としたとき、 $20 \log |K| = 21$ の関係を満たすので、 $K = 11.22$ とする。

ムダ時間 τ

自然角周波数 $\omega_n = 20.5$ 、減衰係数 $\zeta = 0.7$ と決定したため、これをもとに Fig. 4.19 とフィッティングを行う。自然角周波数 $\omega_n = 20.5$ 、減衰係数 $\zeta = 0.7$ の時の Fig. 4.19 と Fig. 4.17 を重ねたものを Fig. 4.21 に示す。ここで、ムダ時間を $0.01[\text{sec}]$ 刻みで変化させた場合、ムダ時間を $0.05[\text{sec}]$ とした場合に 2 次遅れ系の位相線図とデータ点の誤差が最も小さくなった。そのためムダ時間は $0.05[\text{sec}]$ とする。ムダ時間を考慮したデータ点と 2 次遅れ系の位相線図をあわせて Fig. 4.22 に示す。

一般的に、EMG の計測（筋への入力）から筋力の生成まで、 $0.01 \sim 0.1[\text{sec}]$ 程度と報告されている [52]。本研究で同定したムダ時間は $0.05[\text{sec}]$ だったため、実験は問題のない妥当な環境と考えられる。

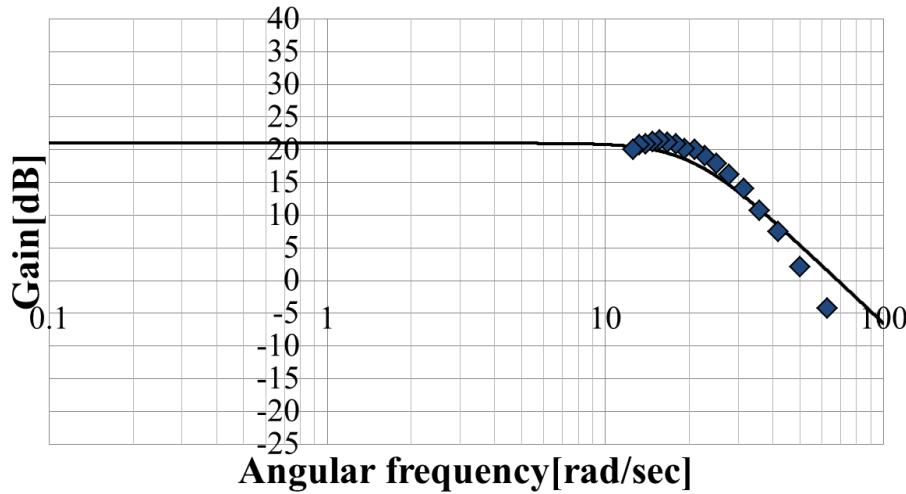


Fig.4.20 Fitted magnitude plot, Subject B

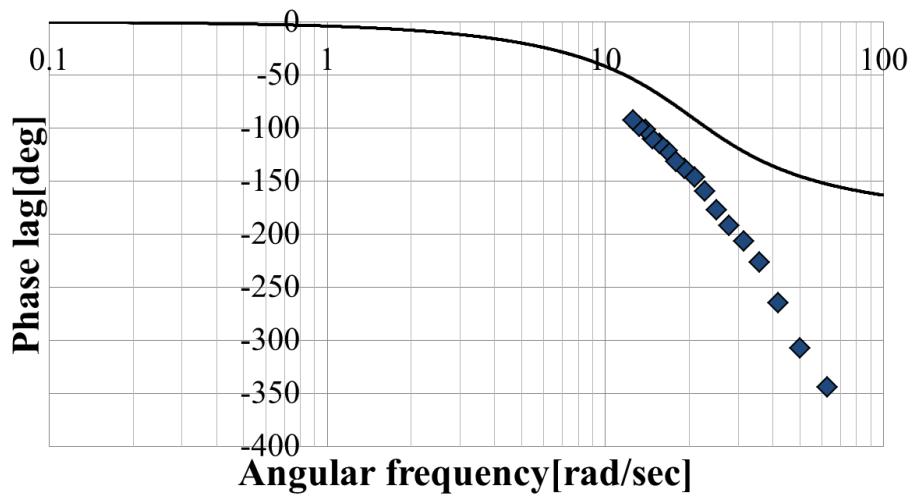


Fig.4.21 Fitted phase plot, Subject B

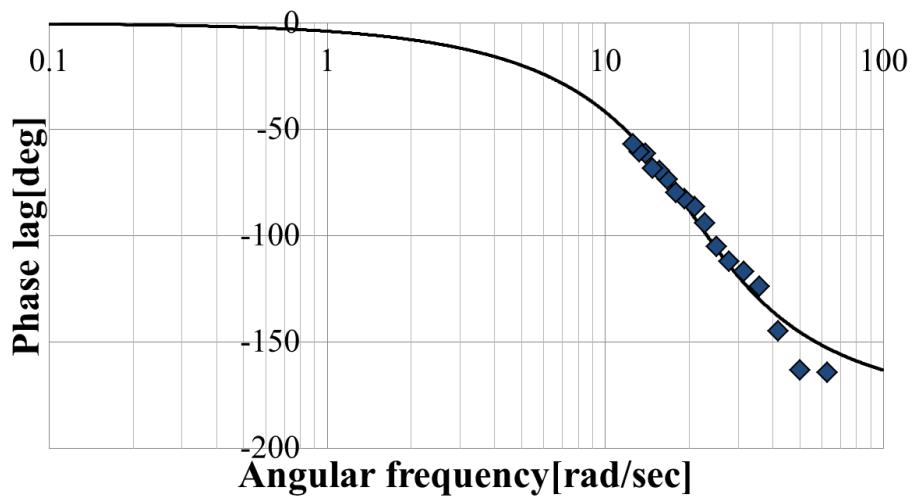


Fig.4.22 Phase lag (dead time=0.05[sec]) and fitted curve, Subject B

被験者 Bにおいて同定したパラメータを代入した伝達関数 $G_B(s)$ は以下のようになる.

$$G_B(s) = 11.22 \cdot \frac{420.25}{s^2 + 28.7s + 420.25} \cdot e^{-0.05s} \quad (4.11)$$

各パラメータは, $\omega_n = 20.5$, $K = 11.22$, $\tau = 0.05$, $\zeta = 0.7$ である.

全被験者のフィッティングしたボード線図を **Fig. 4.23-Fig. 4.32** に示し, 同定した各パラメータを以下に示す. K の値は各被験者で大きく差がある. しかしながら K は電気刺激による出力値に直結するため, 刺激電流の正規化時に, 必要とされる出力が実現できるよう調整することで, 可変となると考える. また, ω_n , τ に関しても各被験者で差があるが, これは後述するように関節剛性により差が生じるものと考えられる. その他に ζ についても各被験者で差があるが, これらの要因については現段階では不明であり, 今後被験者数を増加させることで要因を特定する必要がある.

Table 4.4 Parameter values for the six subjects

Subject	ω_n [rad/s]	K	τ [s]	ζ
A	20.9	8.91	0.045	0.50
B	20.5	11.22	0.050	0.70
C	27.9	1.73	0.130	0.60
D	20.9	1.50	0.100	1.00
E	22.3	6.84	0.125	0.65
F	18.0	6.96	0.095	0.60

以上のパラメータを用いた全被験者の伝達関数モデルを以下に示す.

A). $G_A(s) = 8.91 \cdot \frac{436.81}{s^2 + 20.9s + 436.81} \cdot e^{-0.045s}$

B). $G_B(s) = 11.22 \cdot \frac{420.25}{s^2 + 28.7s + 420.25} \cdot e^{-0.050s}$

C). $G_C(s) = 1.73 \cdot \frac{778.41}{s^2 + 33.48s + 778.41} \cdot e^{-0.130s}$

D). $G_D(s) = 1.50 \cdot \frac{436.81}{s^2 + 41.8s + 436.81} \cdot e^{-0.100s}$

E). $G_E(s) = 6.84 \cdot \frac{497.29}{s^2 + 28.99s + 497.29} \cdot e^{-0.125s}$

F). $G_F(s) = 6.96 \cdot \frac{324.00}{s^2 + 21.6s + 324.00} \cdot e^{-0.095s}$

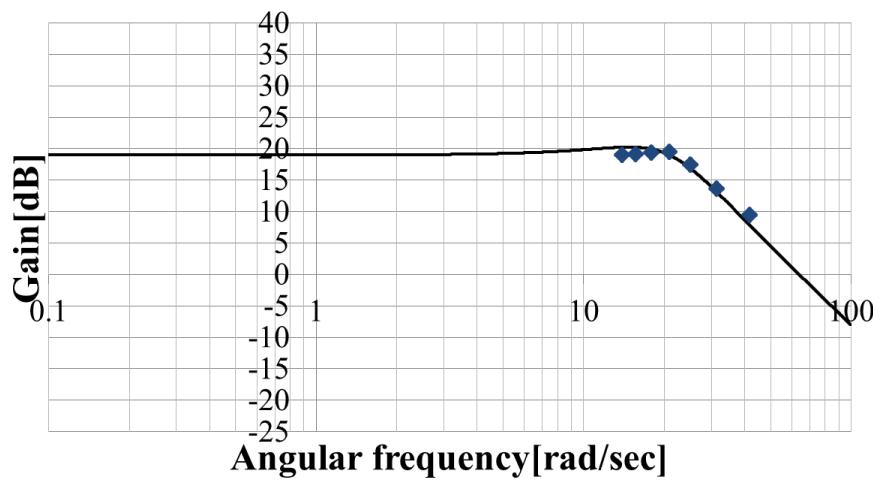


Fig.4.23 Fitted magnitude plot, Subject A

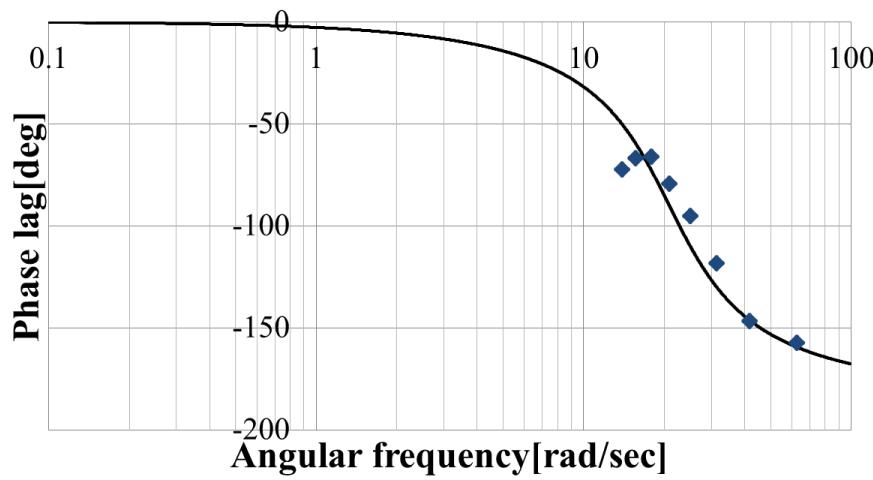


Fig.4.24 Phase lag (dead time=0.045[sec]) and fitted curve, Subject A

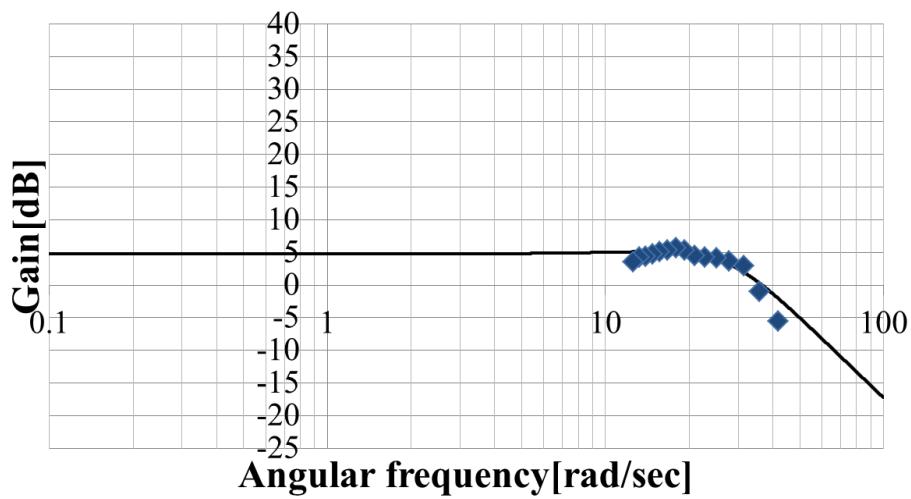


Fig.4.25 Fitted magnitude plot, Subject C

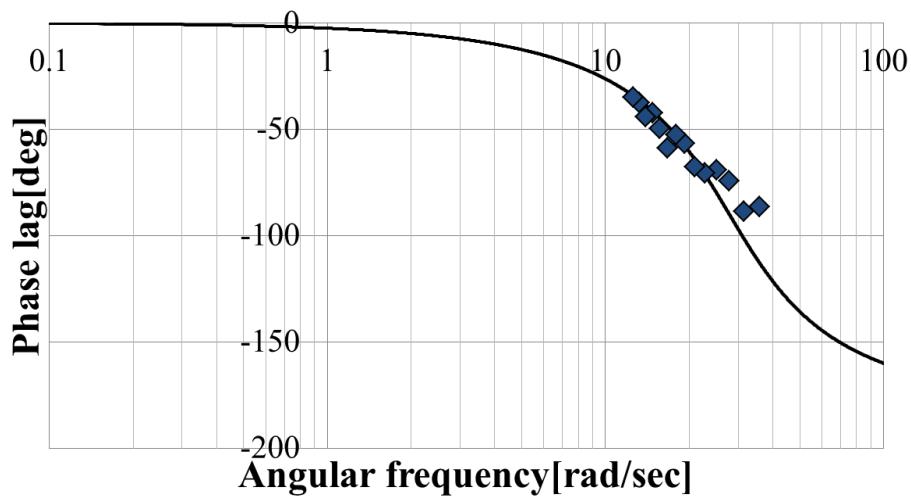


Fig.4.26 Phase lag (dead time=0.130[sec]) and fitted curve, Subject C

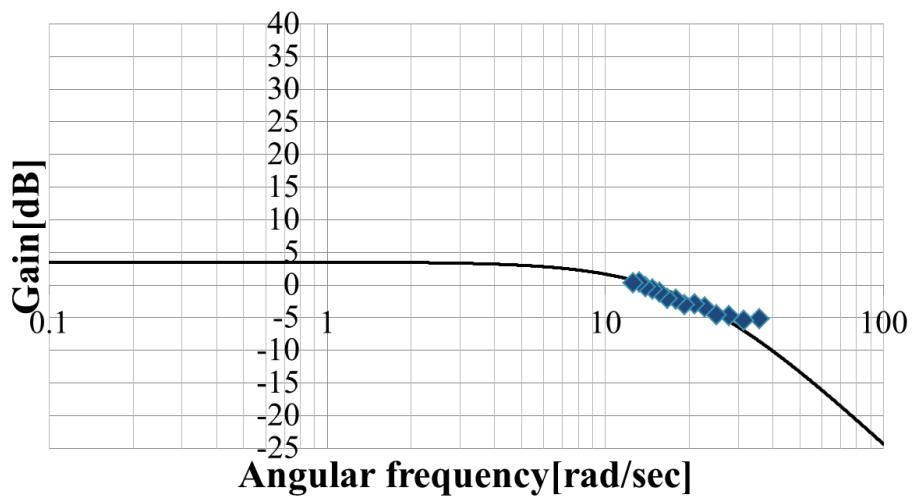


Fig.4.27 Fitted magnitude plot, Subject D

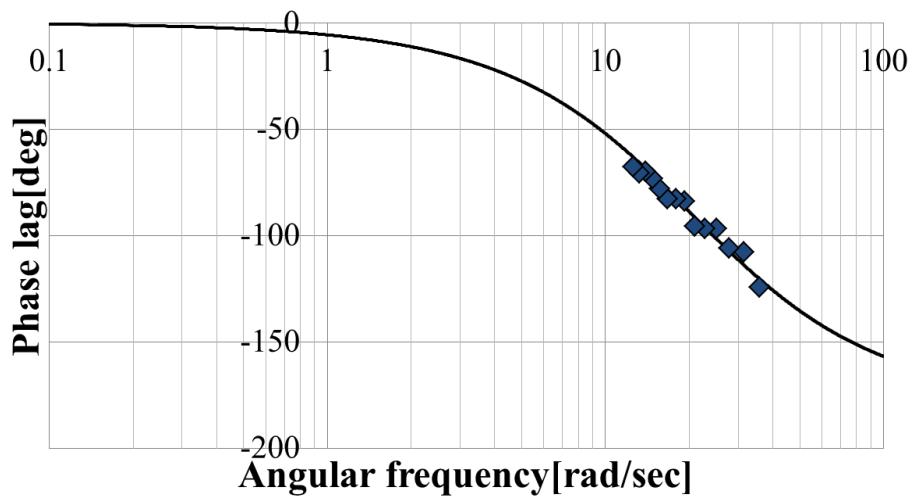


Fig.4.28 Phase lag (dead time=0.100[sec]) and fitted curve, Subject D

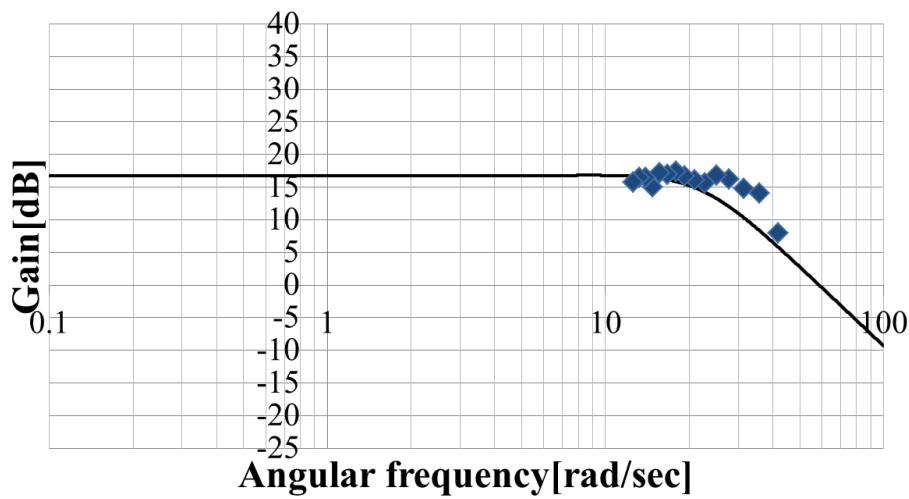


Fig.4.29 Fitted magnitude plot, Subject E

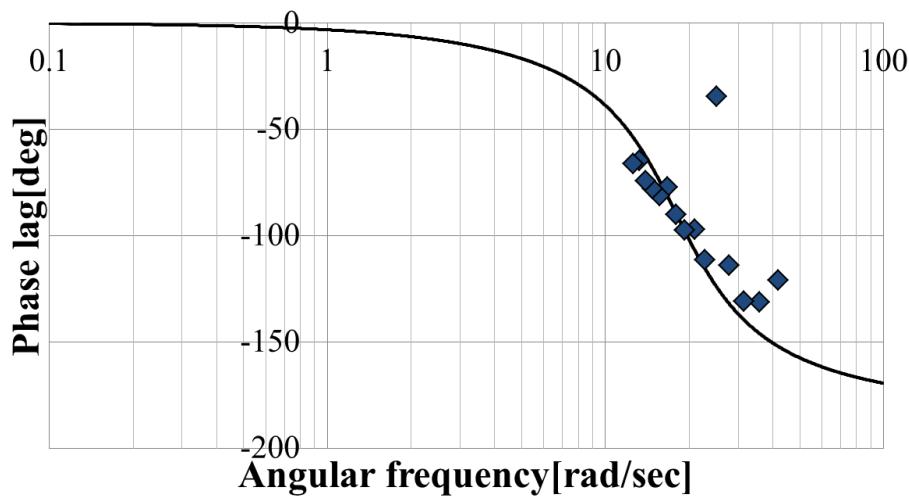


Fig.4.30 Phase lag (dead time=0.125[sec]) and fitted curve, Subject E

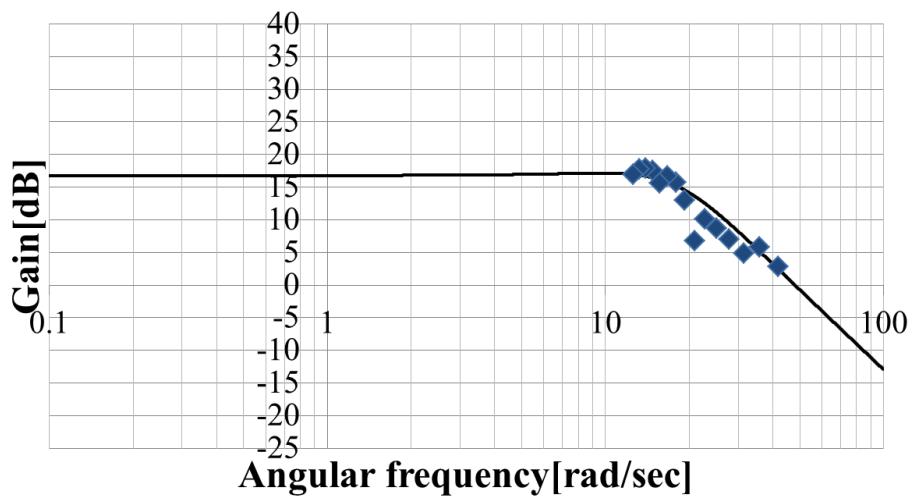


Fig.4.31 Fitted magnitude plot, Subject F

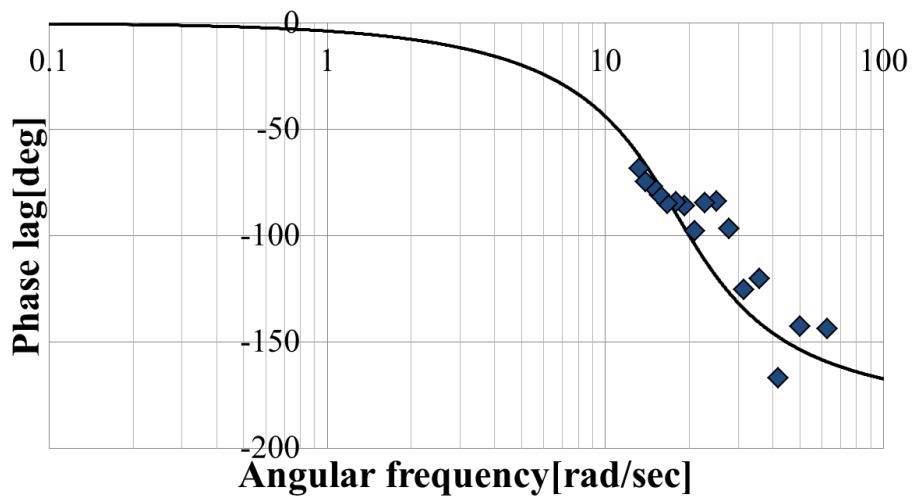


Fig.4.32 Phase lag (dead time=0.095[sec]) and fitted curve, Subject F

それぞれの被験者で自然角周波数 ω_n , ゲインパラメータ K , ムダ時間 τ および減衰係数 ζ が異なっているがすべての被験者で 2 次遅れ系 + ムダ時間のカスケード結合として近似することができた. 以下では上記で推定した神経筋モデルの妥当性検証を行う. 以下文章中ではまず, 最も良好な結果を示した被験者 B の結果について述べ, その後その他の被験者について言及する.

4.8 評価実験

本節では, 前章で決定した伝達関数を使い, 以下 3 種類の評価実験を行う.

1. 連続的に変化する入力に対する応答
2. ステップ状に変化する入力に対する応答
3. 中枢運動コマンドとのインタラクション

4.8.1 入力 EAA 比の変形

入力の EAA 比は 0~1 の値を取り, 出力は正負両方の値を取る. そのため伝達関数を用いる際は, EAA 比を -1~1 の範囲に拡張する必要がある. 求めた伝達関数を用い, 以下の検証実験時に入出力を導出する場合, $r'_e = 2r_e - 1$ を入力 EAA 比とする.

4.8.2 (1) 連続的に変化する入力に対する応答

正弦波 EAA 比入力実験から肘関節制御伝達関数を導出したが, 肘関節をシステム S としたとき, S に対する入出力関係が線形性を持つことを確認する. システムが線形であるということは, 肘関節への入力 $r_{E1}(t), r_{E2}(t)$ に対する出力 $f_1(t), f_2(t)$ が個別に認められる場合に, 式 (4.12) の関係が成り立つということである.

$$af_1(t) + bf_2(t) = S[ar_{E1}(t) + br_{E2}(t)] \quad (4.12)$$

実験内容

この確認のため, EAA 比を以下の 2 種の周波数を持つ正弦波の合成パターン 1, 2 で入力した結果の実測値と伝達関数から算出される推定値を比較する. ただし被験者 F においてはパターン 2 のみを使用する.

1. $0.6(-0.5 \sin \frac{2\pi}{0.3}t + 0.5) + 0.4(-0.5 \sin \frac{2\pi}{0.6}t + 0.5)$
2. $0.6(-0.5 \sin \frac{2\pi}{0.4}t + 0.5) + 0.4(-0.5 \sin \frac{2\pi}{0.8}t + 0.5)$

実験結果

実験は合成した正弦波の 10 周期分を入力とした。被験者 B の実験結果を Fig. 4.33(a), (b) に示し、全被験者の実験結果を 3 試行分で平均化し、入力した合成正弦波の 1 周期毎に切り出したものおよび伝達関数からの推定値を Fig. 4.34-Fig. 4.39 に示す。グラフの各軸は左縦軸：手先力 [N], 右縦軸：EAA 比, 横軸：時間 [sec] を表す。

考察

Fig. 4.33(a), (b) からわかるように、システムは 10 周期の入力に対し再現性よく追従していた。また Fig. 4.34-Fig. 4.39 からわかるように、全被験者における実験結果の平均値は推定値と非常に近い値を示している。このことから、肘関節システムは線形であると判断できる。

また、被験者 B において、Fig. 4.14 に示した振動中心のシフトも含めた考察を行う。この振動中心のシフトは、先に述べたように両筋の刺激に対する応答速度の違いによるものであると考えられる。つまり、速筋・遅筋の応答速度差が影響を及ぼすような、振動的入力の高周波領域でのみ見られる特異的な現象であると言える。Fig. 4.14 に示した $T=0.5$ ではほぼ 0 に近い値となっており、さらに周期を増加（周波数を減少）させた場合、その応答速度差の影響は小さくなり、ほぼ 0 に近づくと考えられる。今回の実験結果からパターン 1, 2 に含まれる $T = \{0.3, 0.4\}$ の正弦波入力は、単体での入力では中心のシフトが確認されたが、それよりも大きい周期（低周波）と重ね合わせた場合にはシフトを示さなかった。よって、タスクに低周波域の運動を含めることで、中心のシフトを抑制した制御ができると考えられる。この結果は、高周波の運動のみを行うタスクでは、振動中心がシフトするという FES 制御における制約を示したが、筋の応答速度を超えた運動は随意運動においても実現できず、実際のタスクで高周波の運動のみが要求されることはないと考えられる。よって、伝達関数を用い運動支援を行うとき、中心のシフトを無視してよいと言える。被験者 B 以外の被験者でも被験者 A, D, E では中心値のシフトは確認できず、被験者 C と F では中心のシフトが確認できるが、後述する最大刺激電流の正規化の影響によるものと考えられるため、それらの被験者に対しては正規化方法を見直すことでそのシフトを補償することができると考える。

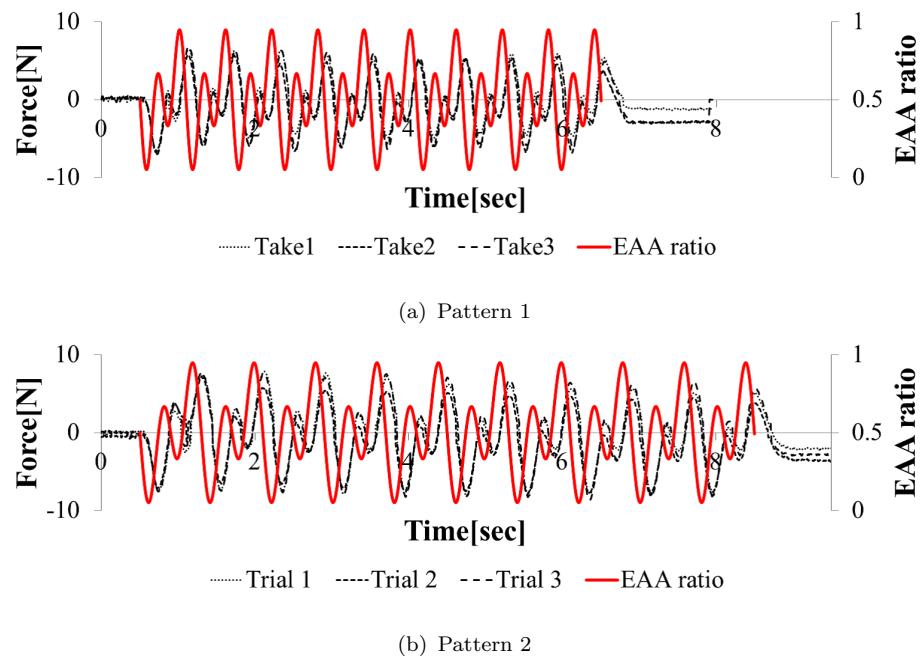


Fig.4.33 Responses to superimposed sine EAA ratio, Subject B

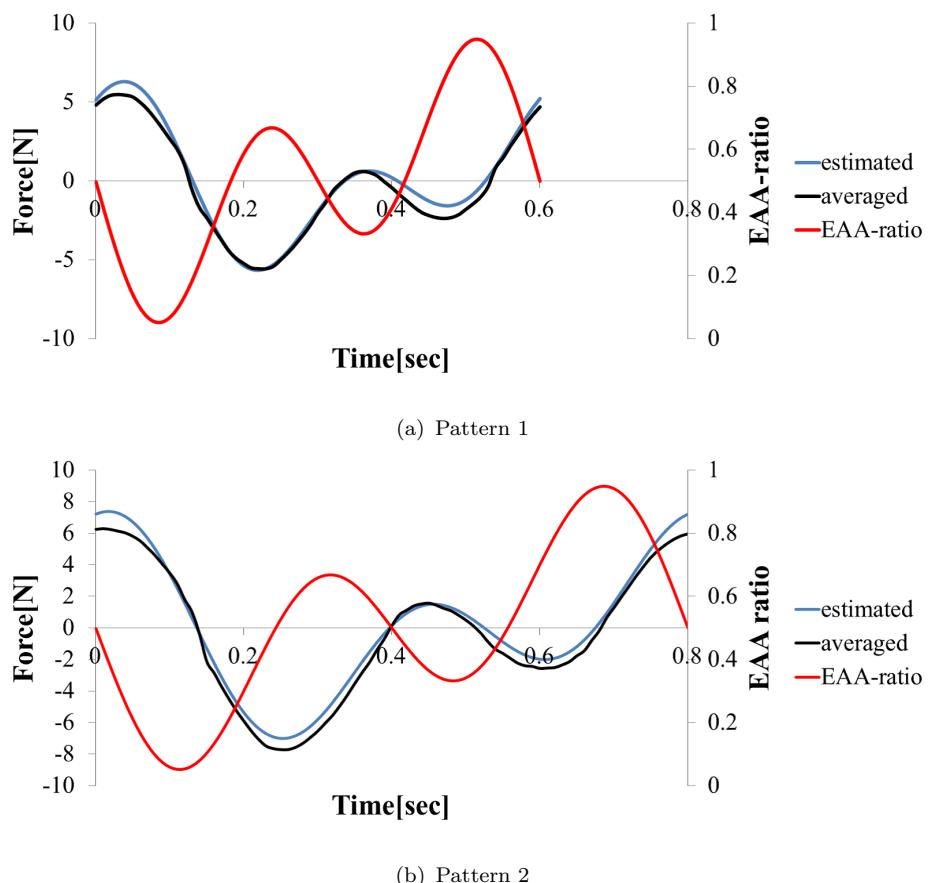


Fig.4.34 Average measured value, estimate value and EAA ratio (1 cycle time data), Subject B

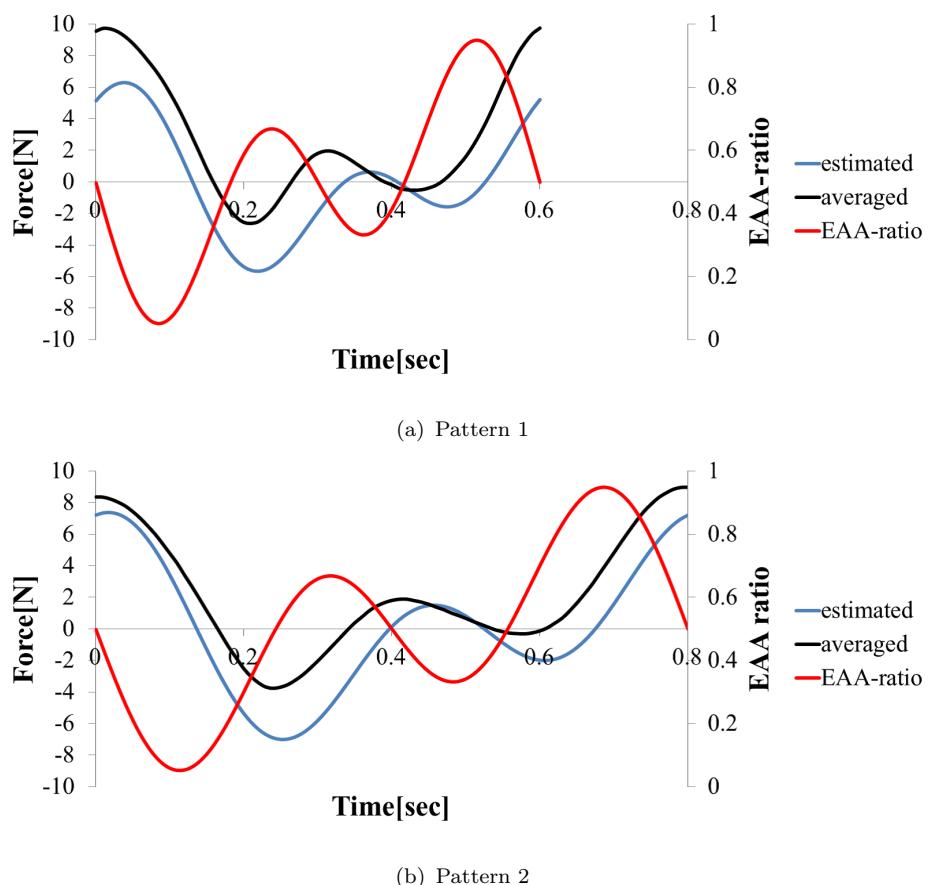


Fig.4.35 Average measured value, estimate value and EAA ratio (1 cycle time data), Subject A

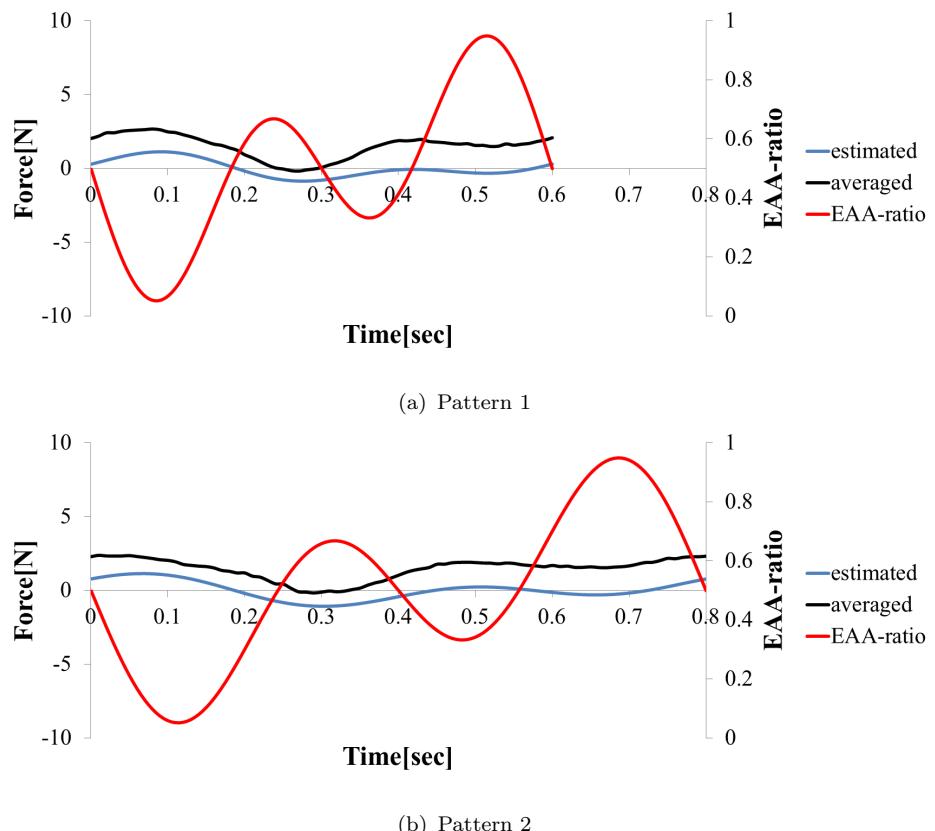


Fig.4.36 Average measured value, estimate value and EAA ratio (1 cycle time data), Subject C

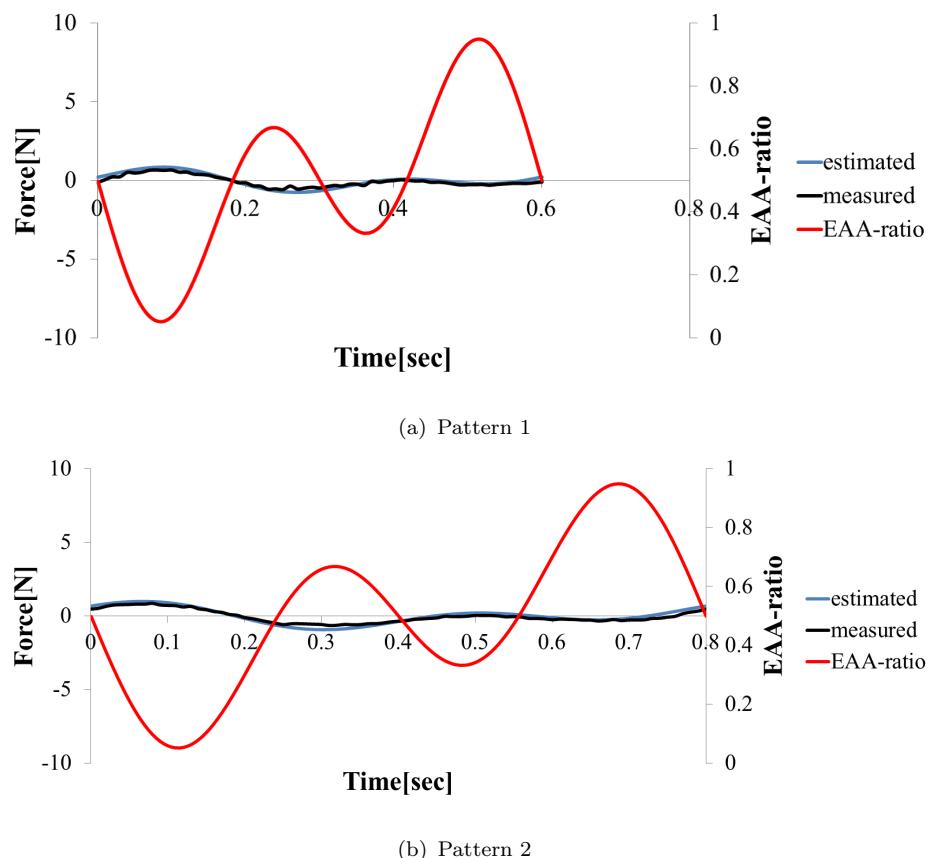


Fig.4.37 Average measured value, estimate value and EAA ratio (1 cycle time data), Subject D

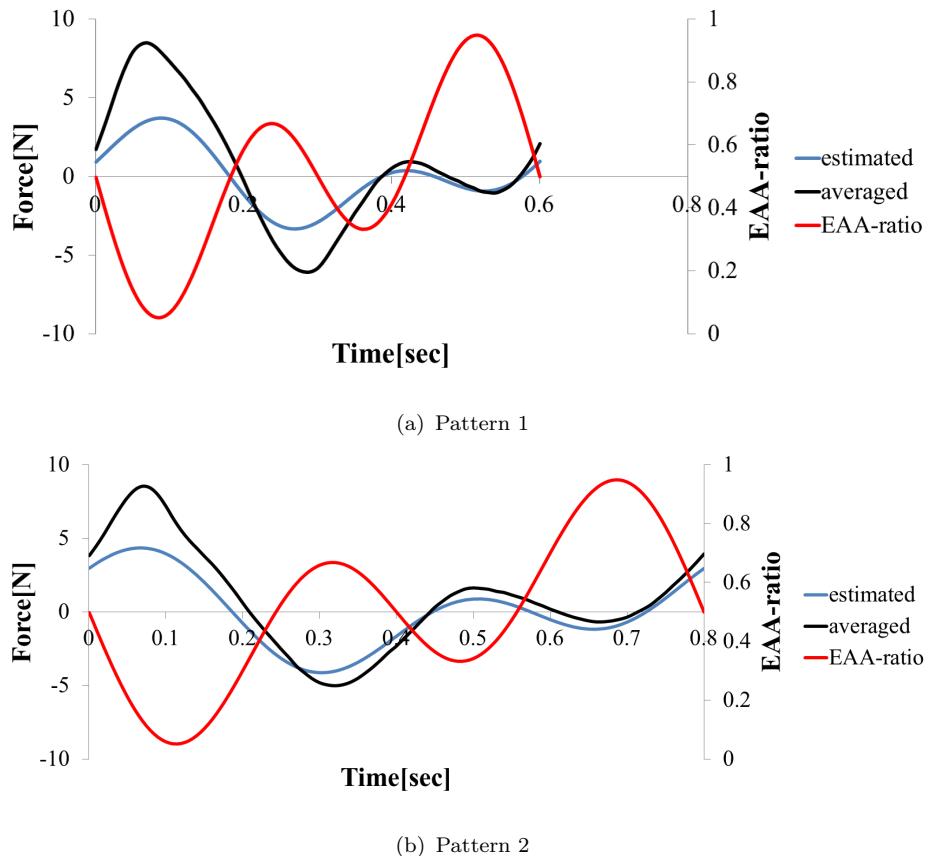


Fig.4.38 Average measured value, estimate value and EAA ratio (1 cycle time data) , Subject E

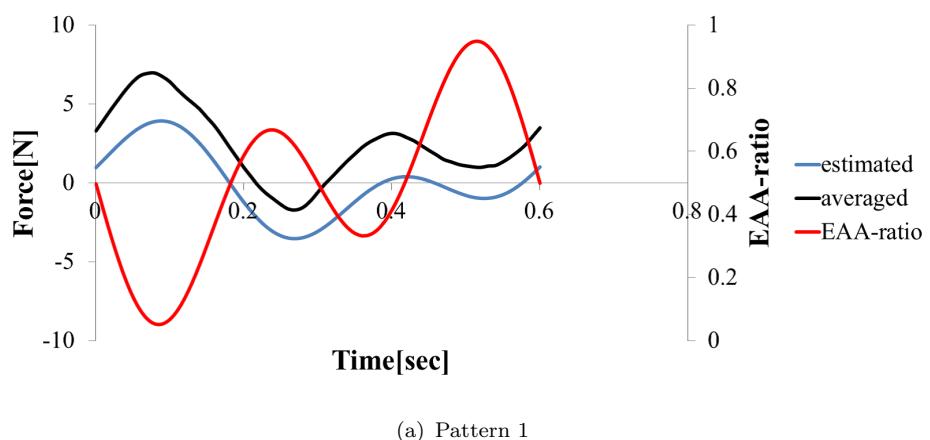


Fig.4.39 Average measured value, estimate value and EAA ratio (1 cycle time data) , Subject F

4.9 (2) ステップ状に変化する入力に対する応答

導出した伝達関数による肘関節モデルを評価するため、手先力をステップ状に変化させる制御を行う。ここまで正弦波 EAA 比の入力を行ってきたが、ここでは一定 EAA 比の入力を行い一定手先力の出力を実験から確認する。

4.9.1 実験内容

入力 EAA 比の波形として、以下のパターンを設定する。

1. 被験者 Aにおいて $r_E=1$ (4[sec]) から 0.2 刻みに 0 まで減少させ、再び 0.2 刻みに 1 まで増加させる (各 3[sec]) , $a_E = 1.0$ とする。
2. $r_E=0$ (被験者 B, C, D では 4[sec], 被験者 E, F では 3[sec]) から 0.2 刻みに 1 まで増加させ、再び 0.2 刻みに 0 まで減少させる (各 3[sec]) , $a_E = 1.0$ とする。

計測開始から 0.5[sec] 後に刺激を開始し、3 回試行する。Fig. 4.40, Fig. 4.41 に、入力パターンを図示する。なお、グラフ上で入力 EAA 比がない部分は刺激電流値が 0[mA] であることを意味する。

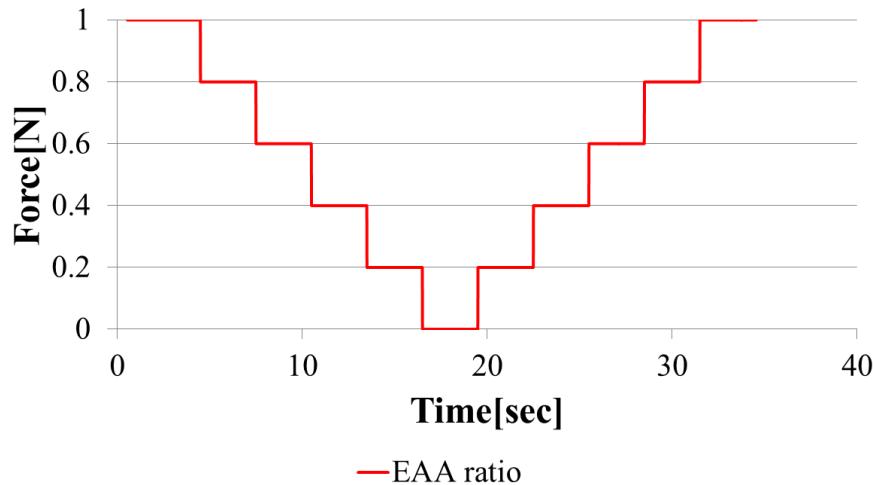
(a) $r_e=0 \rightarrow 1 \rightarrow 0$ (0.2step)

Fig.4.40 Step waveform EAA ratio pattern 1

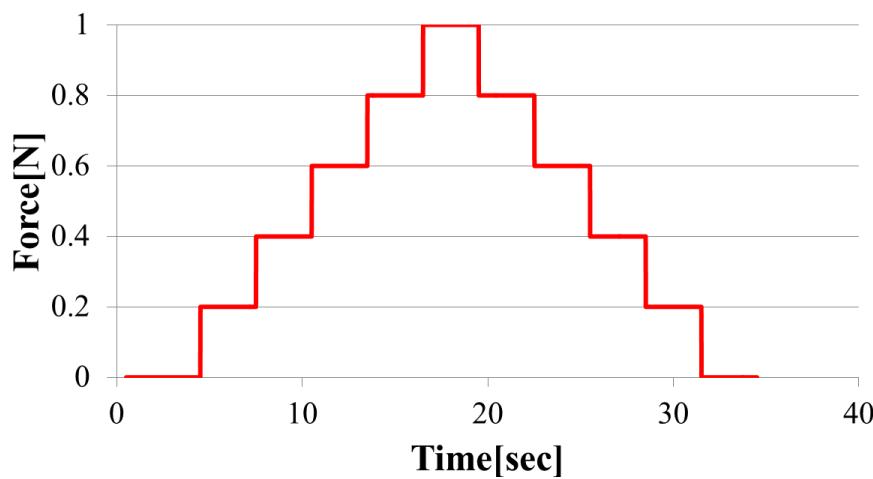
(a) $r_e=0 \rightarrow 1 \rightarrow 0$ (0.2step)

Fig.4.41 Step waveform EAA ratio pattern 2

4.9.2 実験結果

被験者 B のステップ状 EAA 比入力実験結果を Fig. 4.42 に示す。グラフの各軸は左縦軸：手先力 [N]、右縦軸：EAA 比、横軸：時間 [sec] を表す。EAA 比（赤）のステップ状入力に対し、3 試行分の手先力（黒）を示している。また、全被験者

の伝達関数を用いた出力の推定値, 3 試行の平均データおよび入力 EAA 比を **Fig. 4.43-Fig. 4.50** に示す (出力が小さい被験者に関しては縦軸を拡大したグラフも示す).

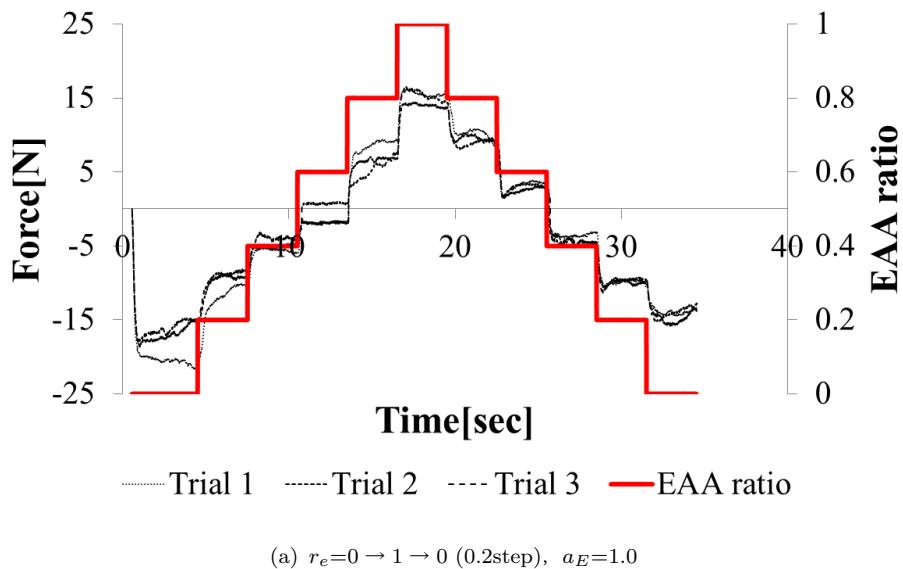


Fig.4.42 Responses to step waveform EAA ratio, Subject B

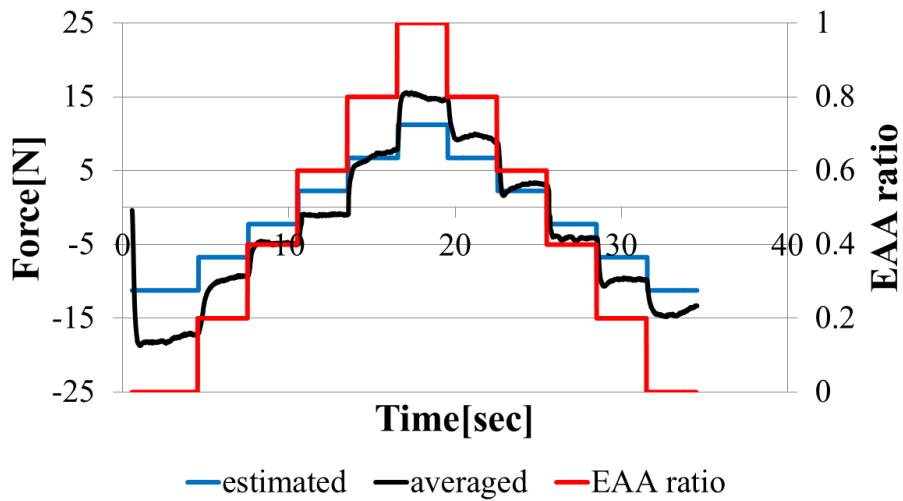


Fig.4.43 Average measured value and estimate value, Subject B

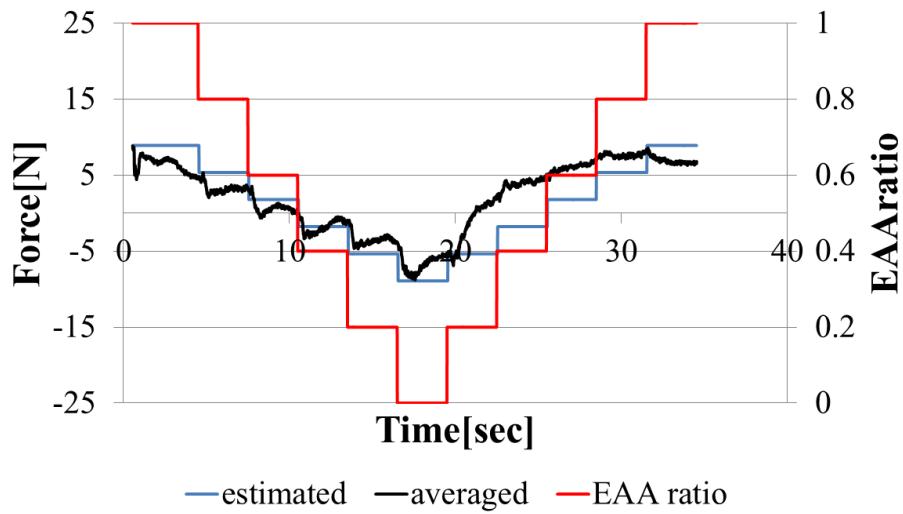
(a) $r_e=0 \rightarrow 1 \rightarrow 0$ (0.2step), $a_E=1.0$

Fig.4.44 Average measured value and estimate value, Subject A

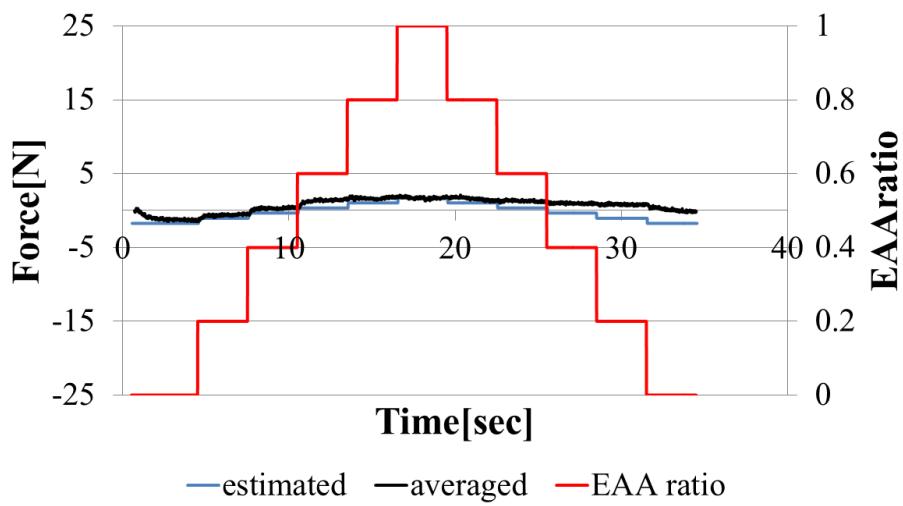
(a) $r_e=0 \rightarrow 1 \rightarrow 0$ (0.2step), $a_E=1.0$

Fig.4.45 Average measured value and estimate value, Subject C

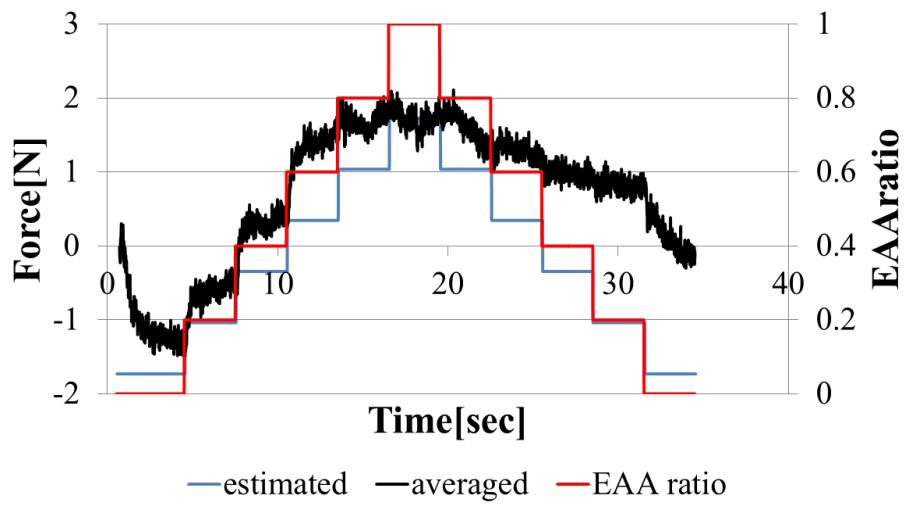
(a) $r_e=0 \rightarrow 1 \rightarrow 0$ (0.2step), $a_E=1.0$

Fig.4.46 Magnified average measured value and estimate value, Subject C

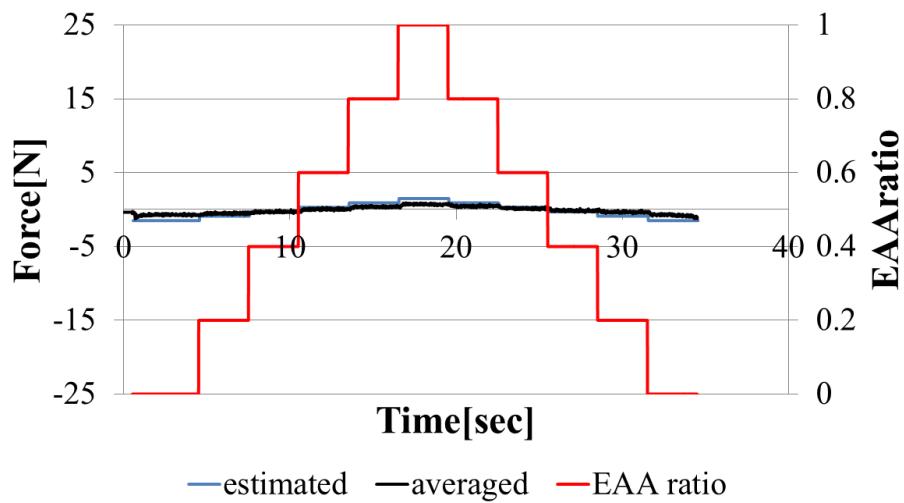
(a) $r_e=0 \rightarrow 1 \rightarrow 0$ (0.2step), $a_E=1.0$

Fig.4.47 Average measured value and estimate value, Subject D

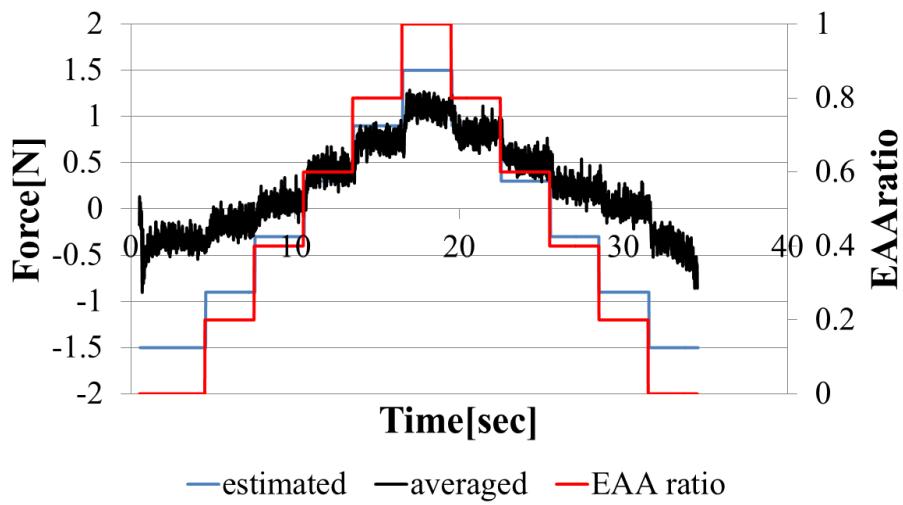
(a) $r_e=0 \rightarrow 1 \rightarrow 0$ (0.2step), $a_E=1.0$

Fig.4.48 Magnified average measured value and estimate value, Subject D

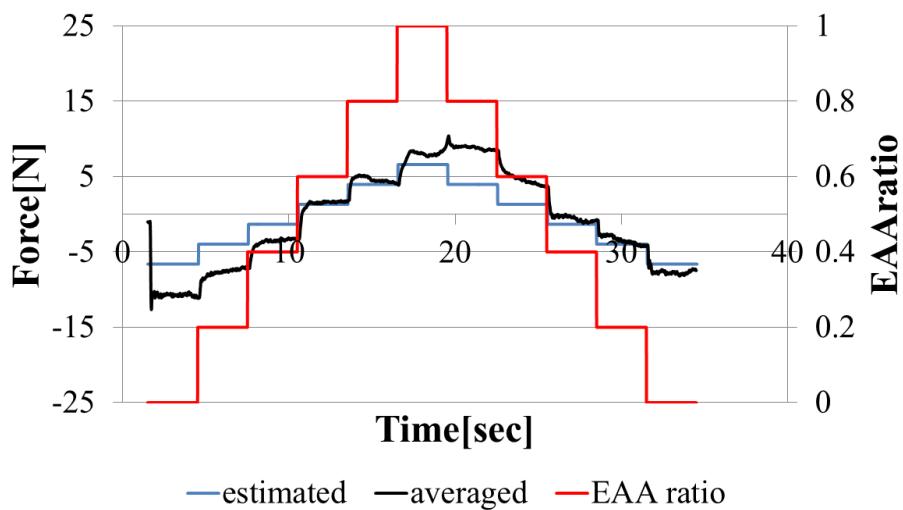
(a) $r_e=0 \rightarrow 1 \rightarrow 0$ (0.2step), $a_E=1.0$

Fig.4.49 Average measured value and estimate value, Subject E

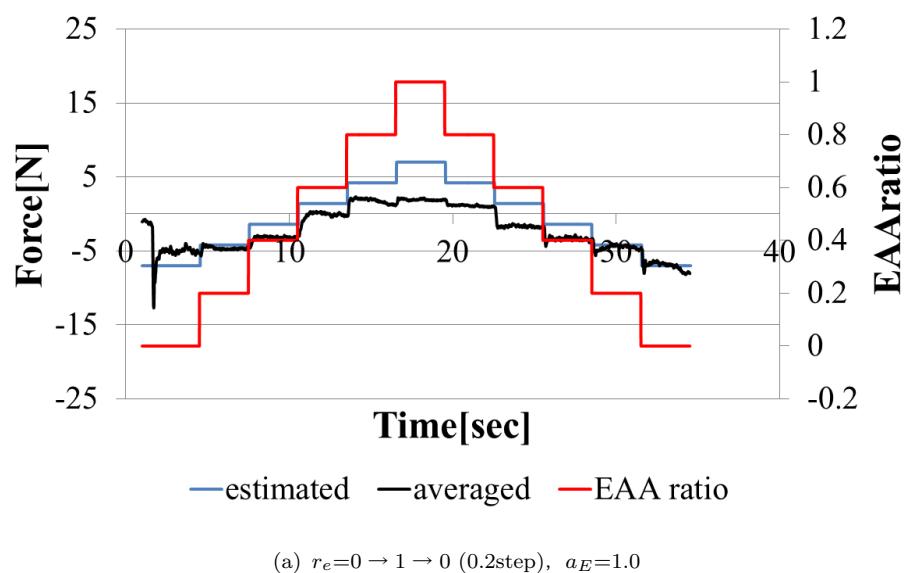


Fig.4.50 Average measured value and estimate value, Subject F

4.9.3 考察

再現性、変化する目標に対する応答性、目標値と出力の比較について考察を行う。被験者毎に結果がばらつくため、まずは典型的な例として被験者 B の結果について考察する。その後、そのほかの被験者について述べる。

再現性

出力の再現性は Fig. 4.42 からわかるように、特に r_E が $1 \rightarrow 0$ の部分で非常に良く、また $0 \rightarrow 1$ の場合においても 3 試行の結果は最大で 5[N] 程度の誤差を示した。この $r_E=0$ における誤差については、以下の変化する目標に対する応答性で考察する。グラフからもわかるようにヒトの運動支援で重要な再現性という点において、非常に良い再現性を示せたと言える。

変化する目標に対する応答性

Fig. 4.43 で目標軌道に対し、平均出力はオーバーシュートを起こすことなく滑らかに一定出力を示している。したがって、複数筋の同時刺激制御を行うことで、不安定な応答となりがちな刺激開始時の出力や正負切替時に安定な制御が可能となっていると言える。この筋の協調作用による出力安定性も EAA 比を用いた肘関節制御の大きな特徴である。

ただし a_E を 1 とし、刺激開始時に r_E が 1 や 0 と偏った値を取る場合、出力は不安定な振る舞いを起こす可能性があり、今回被験者 B で生じた誤差はこれによるものと思われる。安定な目標追従を実現するには、 r_E が 1 や 0 のときに一方の筋のみの刺激とならぬよう、 a_E を増加させる必要があると考えられる。

目標値と出力の比較

Fig. 4.43 から、目標値と平均出力の比較を行う。 r_E を 0 から 1、1 から 0 に変化させた二つの部分で、それぞれ目標値におおむね追従している結果となったが、 r_E が $0 \rightarrow 1$ の場合と $1 \rightarrow 0$ 場合で誤差が生じる、すなわちヒステリシス特性を示している。各ステップ目標値追従開始時の 0~1.0[sec] を除いた出力データから各ステップの EAA 比に対する平均手先力を算出し、 $0 \rightarrow 1$ 、 $1 \rightarrow 0$ 、伝達関数からの推定値を線形近似直線とあわせて Fig. 4.51 に示す。

Fig. 4.51 から、EAA 比が $0 \rightarrow 1$ 、 $1 \rightarrow 0$ に変化する場合で、その出力が異なり、ヒステリシス特性を確認できた。被験者 B の結果に対しては、2 つの近似直線はほぼ同じ傾きを持ち、中心値で近似することができると考える。ただし、後述するようにヒステリシス特性に関しては、個人差が大きく、個人に適した補償を行う必要があることがわかる。

また, **Fig. 4.51** からもう一点, r_E と手先力の関係を明らかにできる. グラフでは r_E が大きくなるのに伴い手先力が線形に大きくなっている. この結果から r_E と手先力の関係が線形であることが確認できた.

被験者 A

被験者 A については, $r_E=1 \rightarrow 0$ の際, 各ステップでオーバーシュートののち, 定常値を取らず正方向に緩やかに変位しており, また, $r_E=0 \rightarrow 1$ の際は全体を通して定常値を取ることなく正方向に変位している. これは屈筋と伸筋の応答速度の違いによるものであると考える. すなわち, この場合, 上腕三頭筋の収縮が上腕二頭筋に遅れて起こることで, オーバーシュートが発生し定常になるまで時間がかかっているものと考えられる. $r_E=0 \rightarrow 1$ では, 伸展方向への力の発生が緩やかになるためこのような振る舞いを見せていると考える.

被験者 C

被験者 C については, $r_E=0 \rightarrow 1$ の際, $r_E=1$ に到達する前に最大出力が見られ, 正規化が不十分であったと考えられる. すなわち, 最大刺激電流 I'_{max} の決定時に, 痛みの有無を基準としているが, ヒトの痛みの感じ方は部位により差がある. そのため I_e と I_f の刺激により発生させる力のつり合いが取れなかつたと考えられる. 正規化の際痛みを基準とするのではなく, 屈筋・伸筋の発生させる力の釣り合う点を基準とすべきであることがわかる. さらに特筆すべきはヒステリシス特性が被験者 B と比して顕著に見られる点である. **Fig. 4.52**, **Fig. 4.53** からわかるように, $r_E=0 \rightarrow 1$ の場合と $r_E=1 \rightarrow 0$ の場合で, 近似直線が交差している. ヒステリシス特性の補償は, I'_{max} を調整し, 定数 K を変化させることで可能であるため, 実用の際には個人の持つヒステリシス特性を考慮に入れることが重要であることがわかる.

被験者 D

被験者 D については, 推定値に対して出力値が小さい. この点に関しては a_E の調整により可変であると考える.

被験者 E

被験者 E については, **Fig. 4.54** において, $r_E=0 \rightarrow 1$ の場合と $r_E=1 \rightarrow 0$ の場合で, 近似直線が交差しており, ヒステリシス特性が確認できるが, 推定値の追従性の観点では, 全体を通して被験者 B に近い良好な結果を示している.

被験者 F

被験者 F については、被験者 C 同様 $r_E=0 \rightarrow 1$ の際、 $r_E=1$ に到達する前に最大出力が見られるため正規化が不十分である可能性が示唆される。被験者 C, F とともに (1) 連続的に変化する入力に対する応答において中心値のシフトがみられるのはこの正規化の不十分さによるものであると考えられる。

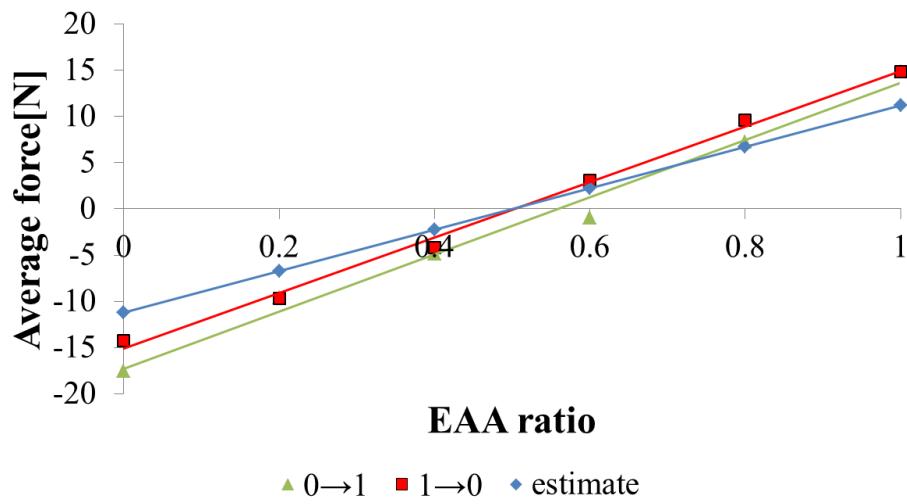


Fig.4.51 Average value and estimate value to each EAA ratio, Subject B

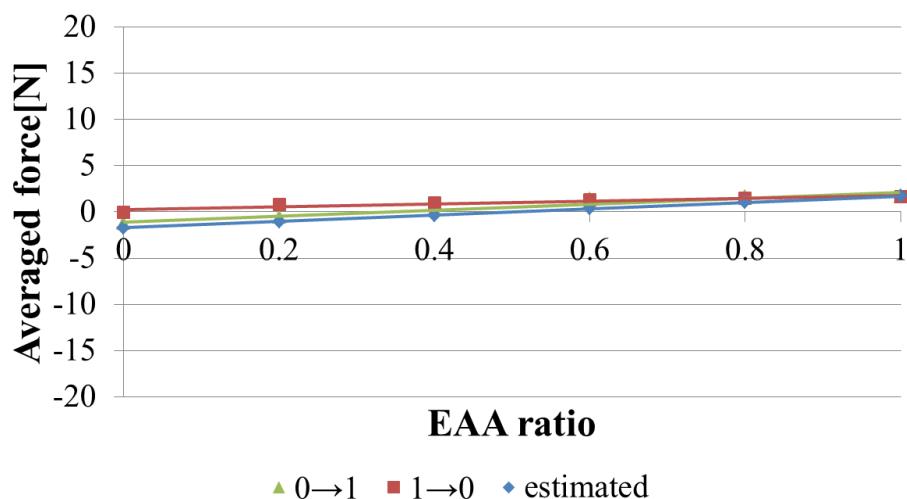


Fig.4.52 Average value and estimate value to each EAA ratio, Subject C

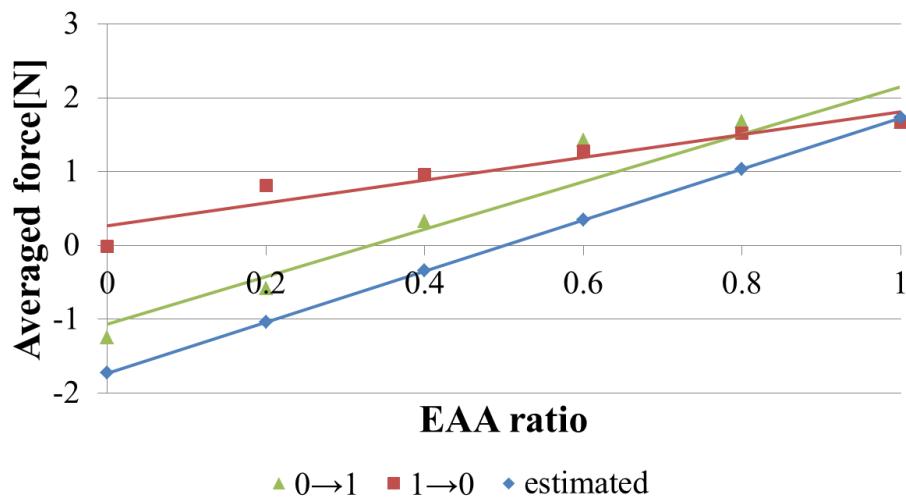


Fig.4.53 Magnified average value and estimate value to each EAA ratio, Subject C

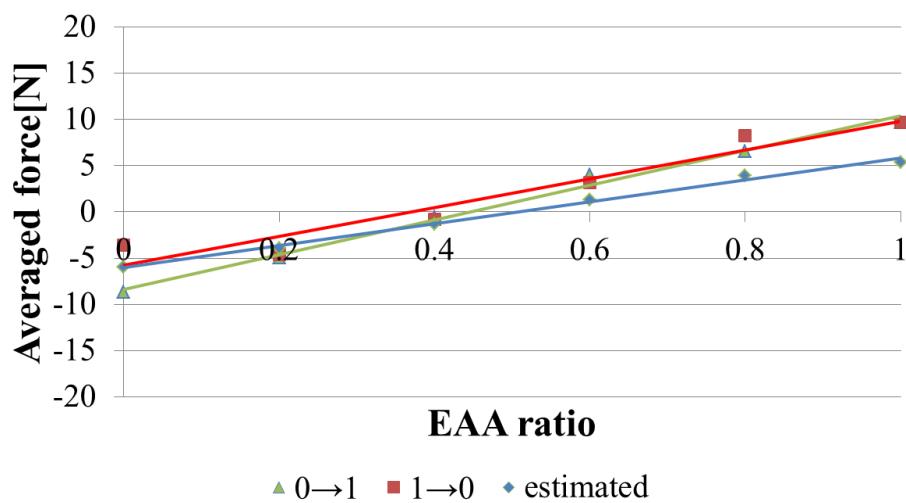


Fig.4.54 Average value and estimate value to each EAA ratio, Subject E

4.10 (3) 中枢運動コマンドとのインタラクション

Fig. 3.3 で仮定した FES を用いた制御モデルでは、ヒトと FES の運動指令が線形和の形 ($r = r_h + r_E$, $a = a_h + a_E$) で筋サーボ系の入力となる (線形和仮説) ことの検証実験を行う。

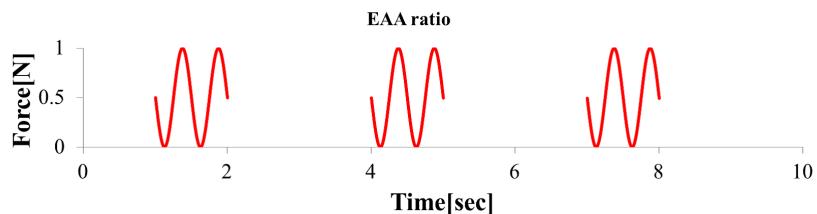
4.10.1 実験内容

被験者には、ヒトの運動指令の r_h, a_h によって、初期状態から計測終了まで正負 10[N] の出力を維持してもらう。初期状態で出力を維持する際は、実験者がモニタでリアルタイムに出力を確認し、±10[N] に対する大小を口頭で被験者に告げる。それにより、被験者は調整を行い ±10[N] を維持する。

被験者がフィードバックなしでもほぼ正負 10[N] の手先力を維持できていることを確認次第、刺激および計測を開始する。計測開始後は、被験者は初期の感覚から 10[N] を維持し、実験者からのフィードバックを受けない。入力波形を Fig. 4.55 に示す。入力は式 (4.13) に示す 0.5[sec] 周期の正弦波 EAA 比で $a_E=1.0$ である。計測開始から 1.0[sec] 後に正弦波を 1.0[sec] 分入力し、2.0[sec] 間隔を空ける。これを 3 度繰り返す。以上を 1 試行とし、初期正負 10[N] 出力の組み合わせで、それぞれ 3 試行する。

$$r_E(t) = -0.5 \sin\left(\frac{2\pi}{0.5}(t - a)\right) + 0.5 \quad (4.13)$$

ただし、 $a = \{1, 4, 7\}$ であり、刺激は $a \leq t \leq a + 1[\text{sec}]$ のみ入力される。



(a) Pattern 1

Fig.4.55 Input waveform for verification experiment

4.10.2 実験結果

Fig. 4.56 に、被験者 B の 3 試行分の実験結果と入力 EAA 比を示す。また Fig. 4.57-Fig. 4.62 に全被験者の 3 試行分の平均データ、前述の線形和仮説に基づくヒトの運動指令と伝達関数から求まった出力の和である推定値、入力 EAA 比を示す。なお Fig. 4.56 (b) は、測定ミスにより Trial1, 3 のみを掲載している。

4.10.3 考察

(2) ステップ状に変化する入力に対する応答同様被験者毎に結果がばらつくため、まずは典型的な例として被験者 B の結果について考察する。その後、そのほかの被験者について述べる。

Fig. 4.57 の各グラフを比較する。

初期出力 $\pm 10[N]$ でいずれの場合も、出力は推定値によく追従している。

また刺激前後の定常出力値に注目すると、初期で $\pm 10[N]$ あった出力がそれぞれ小さな値へと変化している。つまり刺激が入力されることで、被験者は $\pm 10[N]$ の力を維持していると考えているにも関わらず、中枢神経系からの運動指令 r_h, a_h が変化したと思われる。よって、**Fig. 3.3** で仮定した線形和仮説が成り立ち、初期入力 r_h, a_h に依存する形で入力に応じて出力が変化することがわかる。また、刺激の前後で定常出力が異なるということは、FES を適用することで、適用者の意識外で生体の運動指令値を変化させ、無刺激時における運動をも変化させられる可能性がある。これにより **Fig. 3.3** に示すモデルを用いて、 r_h, a_h による影響、つまり障害の程度にかかわらず、初期状態からの関節制御が実現できると言える。さらに無刺激時の運動を変化させられるならば、FES を用いることで、運動を矯正することも可能となり、リハビリテーションにおいて重要な役割を果たすことができる。

被験者 A, F

被験者 A, F については、屈曲側に $10[N]$ 加えて刺激した場合の計測値が推定値から大きくずれ、伸展側の出力が小さくなっている。これは、屈曲側に力を入れているため、介在ニューロンを通して伸筋側に抑制的に働き、前述した遅筋の反応が通常よりもさらに鈍っているためであると推測する。

被験者 C~E

被験者 B 同様良好な結果を示している。

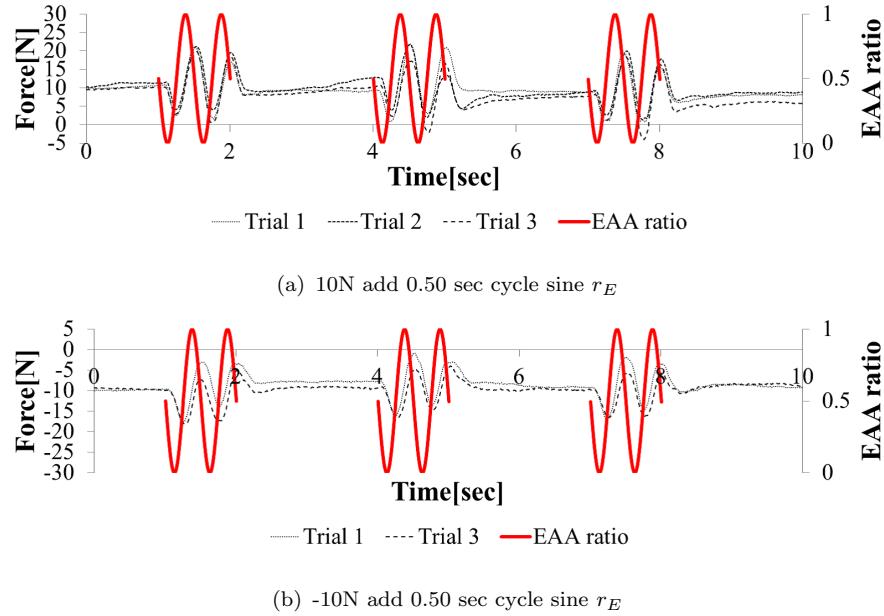


Fig.4.56 Output waveform to human and stimulus order and input r_E , Subject B

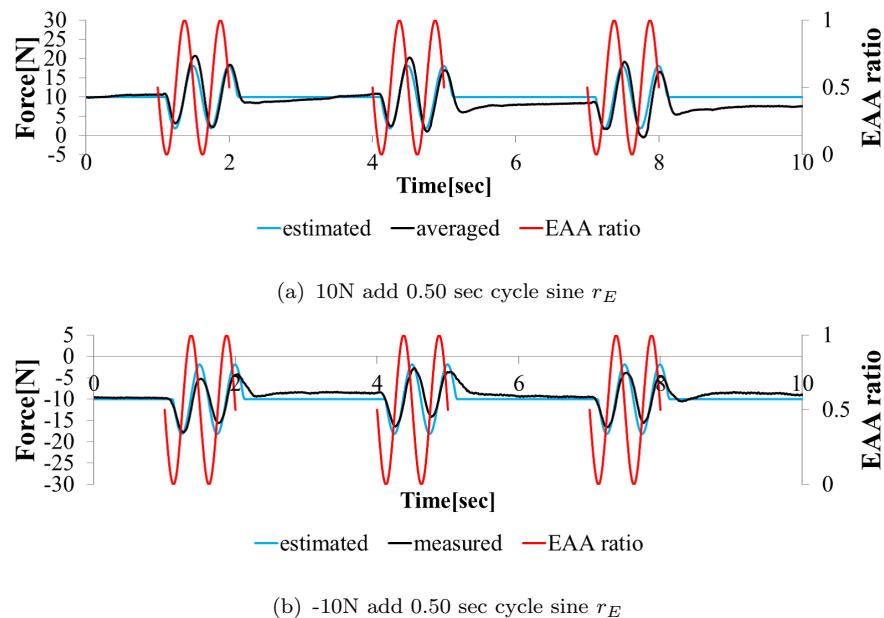


Fig.4.57 Responses to sinusoidal EAA ratio in positive/negative 10[N] force exertion task, Subject B

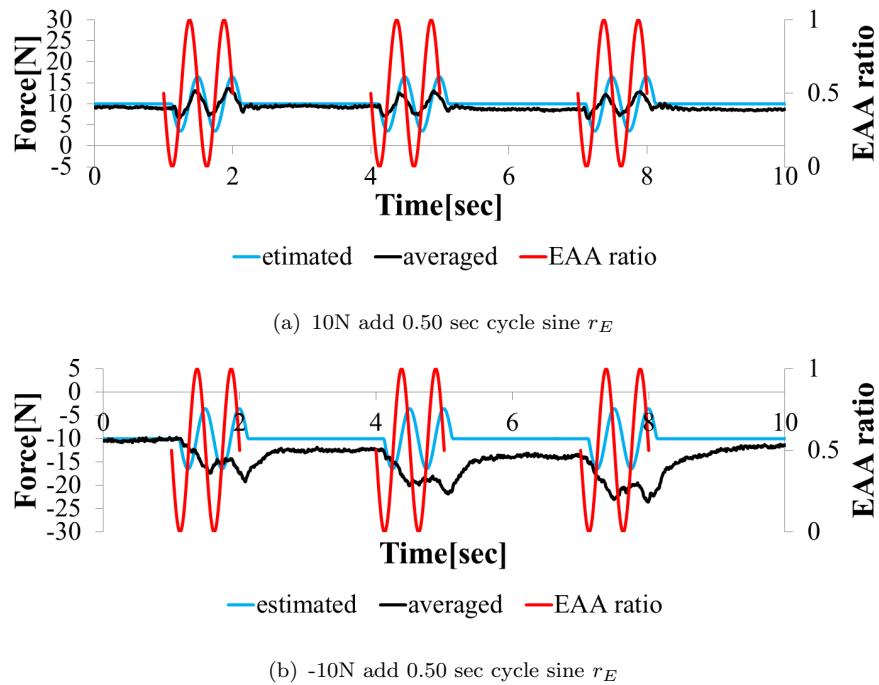


Fig.4.58 Responses to sinusoidal EAA ratio in positive/negative 10[N] force exertion task, Subject A

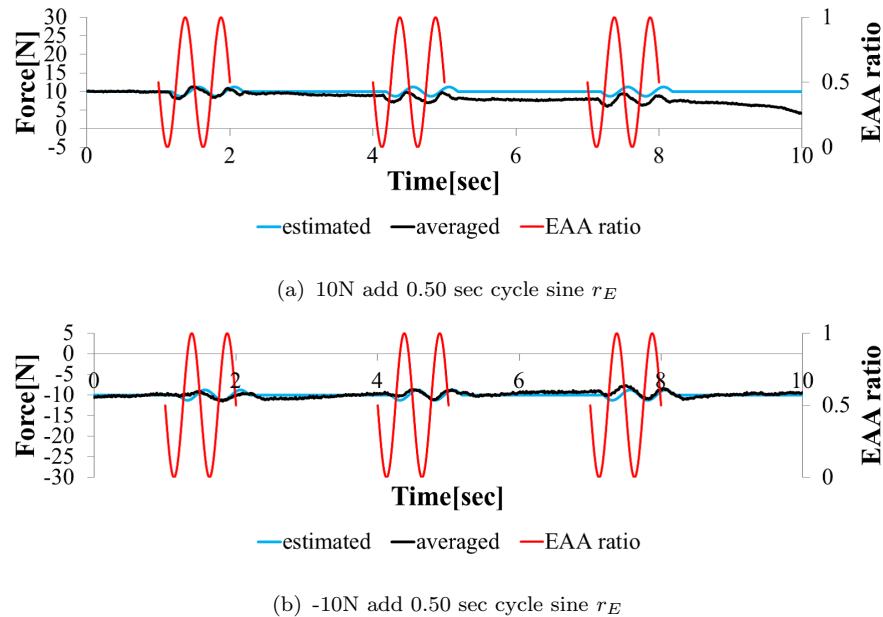


Fig.4.59 Responses to sinusoidal EAA ratio in positive/negative 10[N] force exertion task Subject C

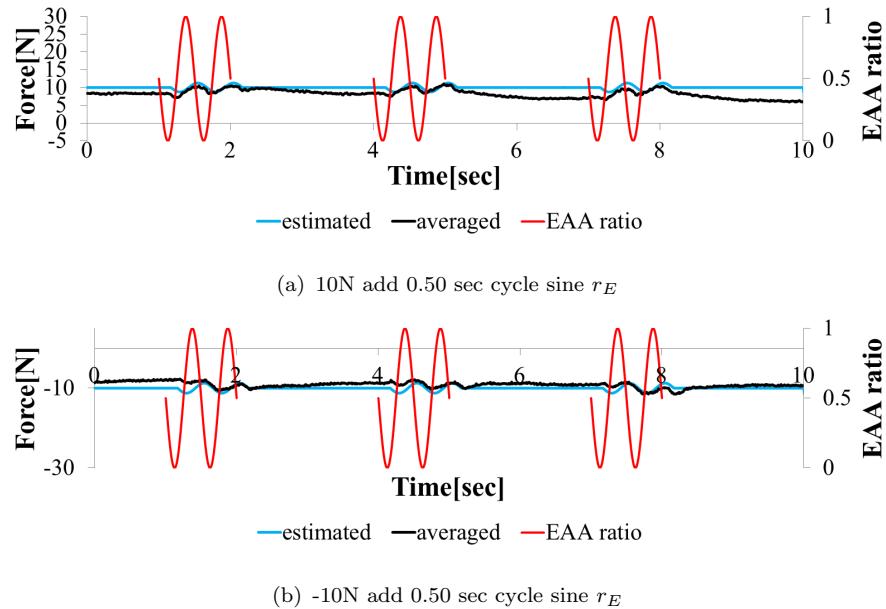


Fig.4.60 Responses to sinusoidal EAA ratio in positive/negative 10[N] force exertion task, Subject D

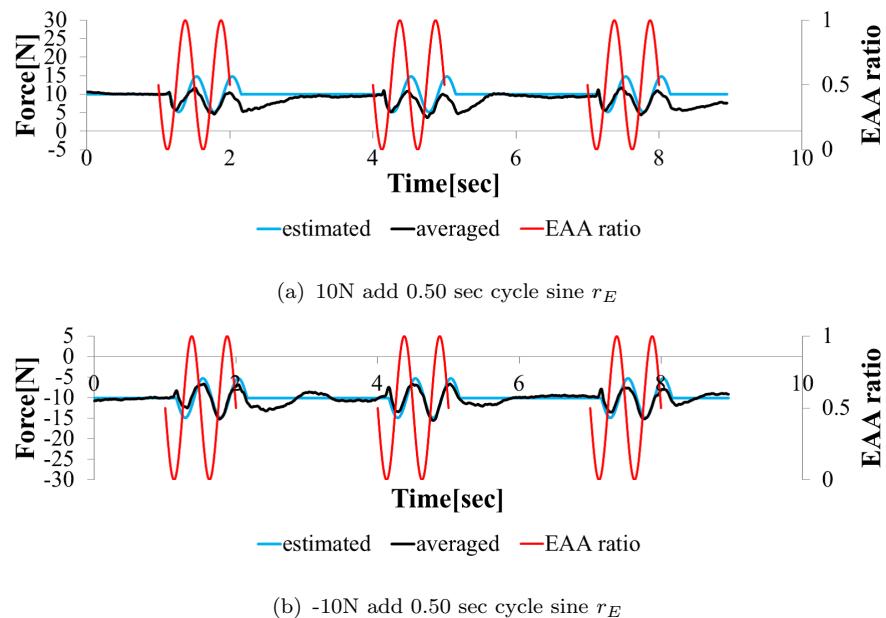


Fig.4.61 Responses to sinusoidal EAA ratio in positive/negative 10[N] force exertion task, Subject E

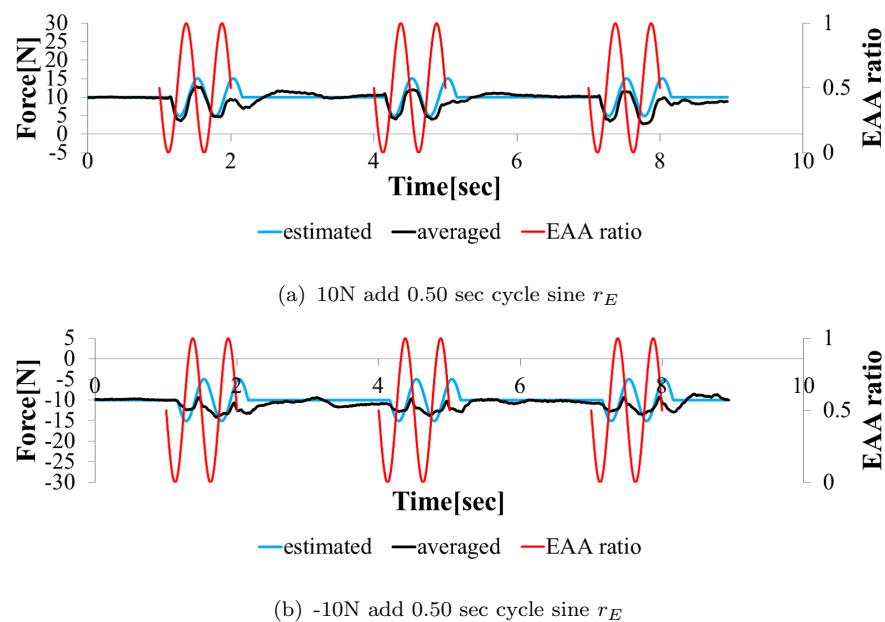


Fig.4.62 Responses to sinusoidal EAA ratio in positive/negative 10[N] force exertion task, Subject F

4.10.4 平衡点と剛性の分離

筋電解析により、筋活性度 a が関節剛性に寄与することが示されている。EAA 活性度 a_E についても同様に関節剛性に寄与することを確認するため、被験者 B に対し、様々な a_E (= {0.1, 0.3, 0.5, 0.7, 0.9, 1.0}) 下で EAA 比 $r_E=0$ から 3 秒間隔で 0.2 刻みにステップ状に増減させる実験を行った。各 a_E 毎の 3 試行を平均化し、入力 EAA 比と合わせて Fig. 4.63 に示す。その結果 a_E の増加に伴つて手先力の変位量が増加することを確認した。また伝達関数推定時に被験者 A に対して、様々な a_E (= {0.5, 0.8, 1.0}) における自然角周波数 ω_n 決定を行った結果、 $a_E=1.0$ では $a_E=20.9[\text{rad/sec}]$ 、 $a_E=0.8$ では $\omega_n=13.9[\text{rad/sec}]$ 、 $a_E=0.5$ では $\omega_n=12.6[\text{rad/sec}]$ であった。以上から a_E は、関節剛性に寄与すると考えられる。また、剛性を変化させることで、ムダ時間が変化することが分かった。 $a_E=1.0$ では $\tau=0.05[\text{sec}]$ 、 $a_E=0.8$ では $\tau=0.08[\text{sec}]$ 、 $a_E=0.5$ では $\tau=0.10[\text{sec}]$ であった。

これまでの FES の研究では、関節剛性や筋の冗長性の問題に着目できていなかつた点が問題視されているが [54]、本研究において平衡点と剛性を分離して制御できることを示したことは、この問題に対する解決手法になり得ると言える。

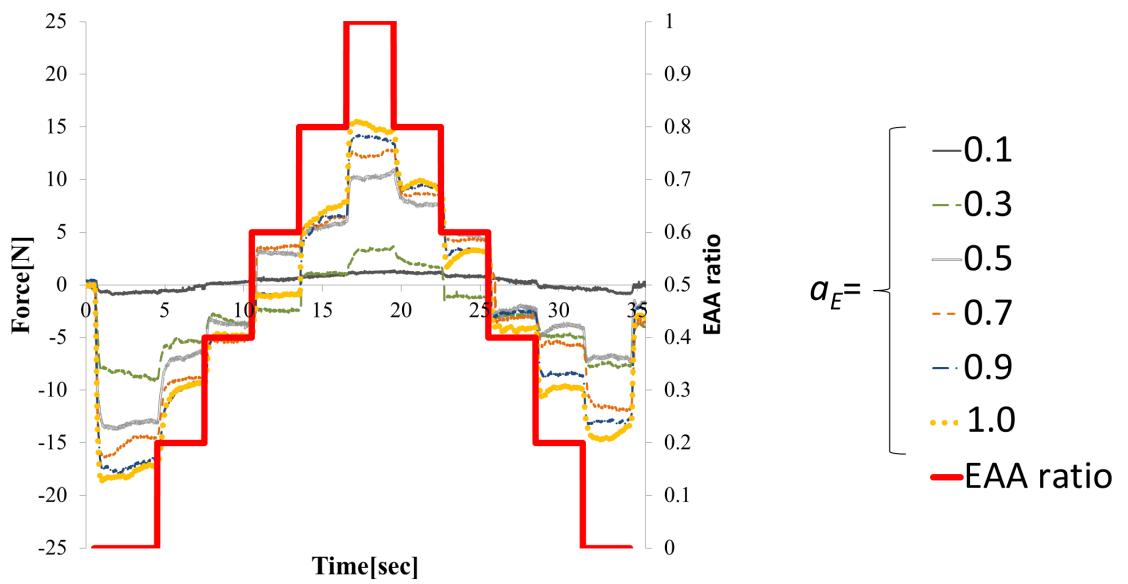


Fig.4.63 Hand force by various EAA activity

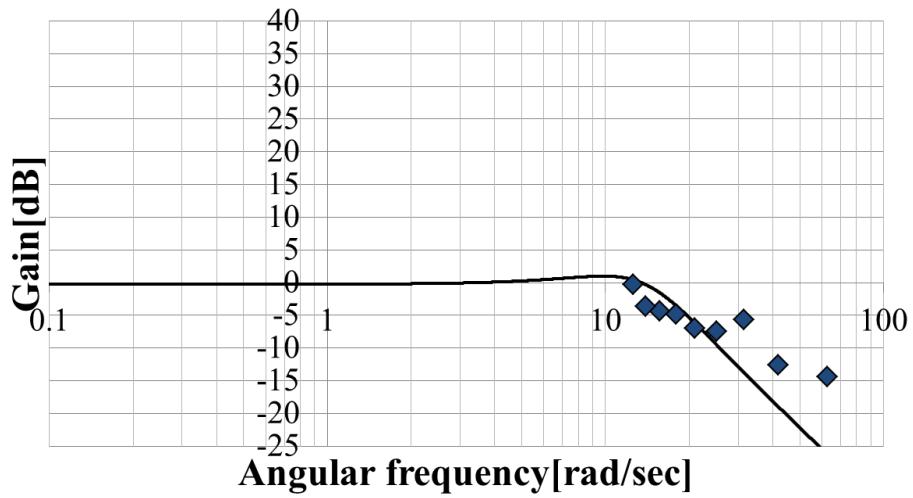


Fig.4.64 Fitted magnitude plot, Subject A with $a_E=0.8$

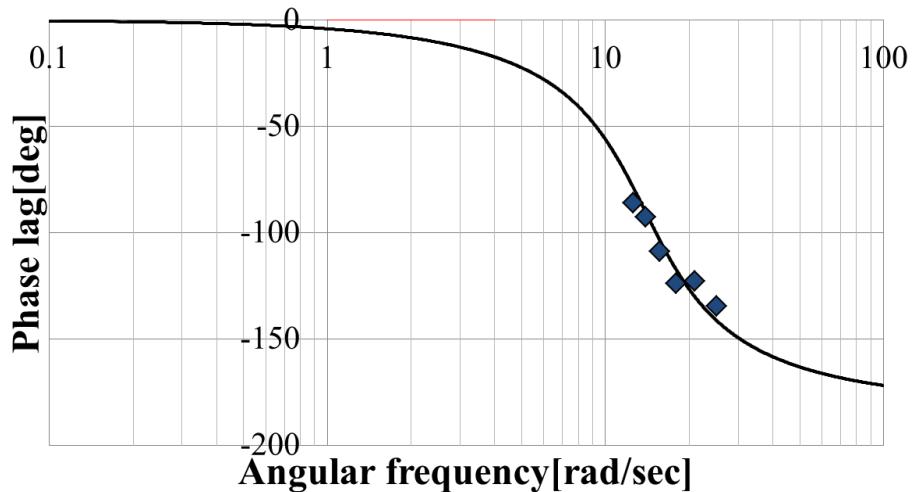


Fig.4.65 Phase lag (dead time=0.08) and fitted curve, Subject A with $a_E=0.8$

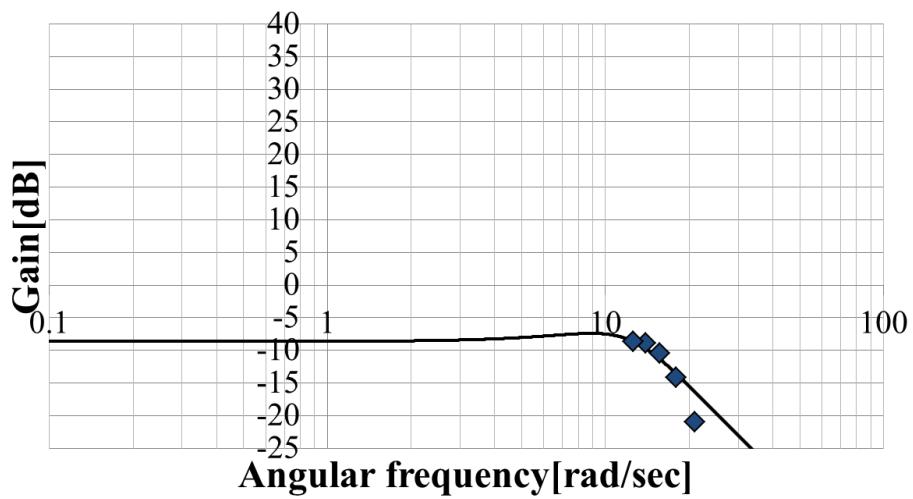


Fig.4.66 Fitted magnitude plot, Subject A with $a_E=0.5$

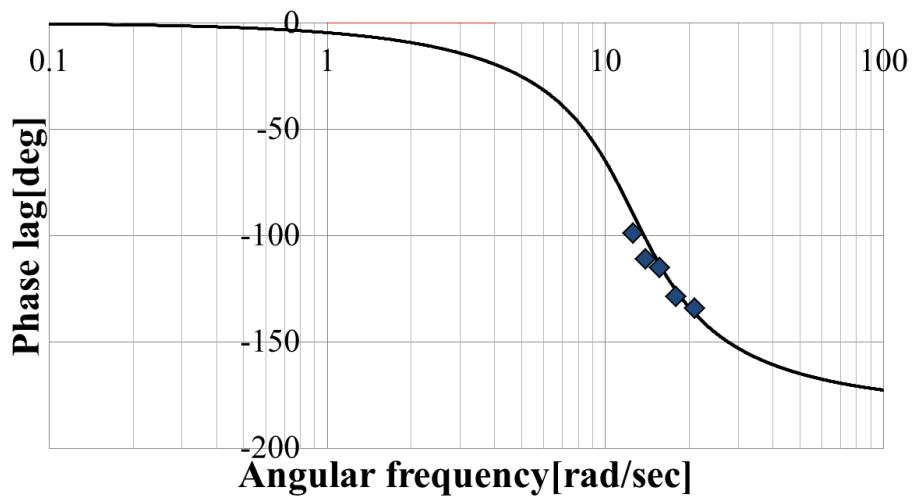


Fig.4.67 Phase lag (dead time=0.10) and fitted curve, Subject A with $a_E=0.5$

第5章 FES刺激を加えながらの外力付加実験

本章ではFES刺激を加えながらの外力付加実験について述べる。Fig. 3.3に示す筋骨格系のモデル化を目的とする。まず、外力の付加環境・肘関節角度の取得環境、およびFES刺激の印加条件を説明する。

5.1 実験環境

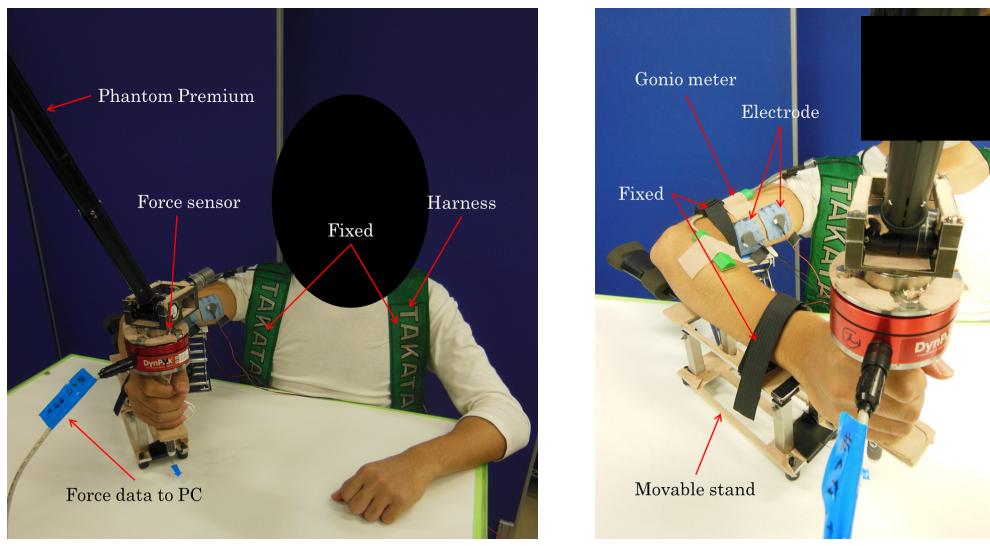
実験風景をFig. 5.1(a)(b)に示す。右肘関節1自由度の水平運動に限定するため、右上腕を体幹との角度が45[°]になるよう、台座により水平面内に固定、右前腕はキャスター付きの台座に設置固定、ハーネスで肩を椅子に固定した。肘関節角度 θ の初期位置は90[°]とした。外力付加にはPhantom Premium(Geomagic社)を使用し、手先の運動方向に正弦波外力を発生させ、手先力度取得装置WEF-6A200-4-RG5を用いてエンドポイントに付加された力(手先力)を取得した。正弦波外力[N]は肘関節伸展方向を正とし以下とする。

$$f(t) = 2 \sin(2\pi t/T) \quad (5.1)$$

被肘関節角度 θ はゴニオメータSG150(バイオメトリクス社)を使用しサンプリング周波数1000[Hz]で取得した。被験者には、予め実験の趣旨、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。外力発生前2[sec]時から外力付加終了まで、 $r_E=0.5$ 一定、 $a_E=1.0$ 一定のFES刺激を与え続けた。電気刺激には拘束環境FES制御実験と同様、STG4008、performance/energy電極パッドを使用し、モーターポイントペンを用いて探索した運動点を探索した。刺激対象筋は屈筋として上腕二頭筋、伸筋として上腕三頭筋とした。被験者は被験者A(24歳、右利き)、B(24歳、右利き)、C(22歳、右利き)が実験にボランティアで参加した。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、遂行された。

5.2 システム構成

システム構成を説明する。実験環境のイメージをFig. 5.2に示し、外力付加装置(Phantom)、肘関節角度計測装置(Angle)、手先力計測装置(Force)の説明を



(a) Subject fixed by a harness on a chair

(b) Measuring instrument

Fig.5.1 Experimental setup

行う。

5.2.1 外力付加装置

Fig. 5.3 に外力付加装置本体を示す。外力付加装置は Geomagic 社の Phantom Premium であり、仕様を Tab. 5.1 にまとめる。本装置は 6 自由度のロボットアームであり、PC からの制御により任意の外力を発生させることができる。

Table 5.1 Specs of Phantom Premium

自由度	6
最大提示反力	22[N]
連続提示反力	3[N]
慣性	220[g]

5.2.2 関節角度取得

Fig. 5.4 に関節角度取得装置本体を示す。関節角度取得装置はバイオメトリクス社のゴニオメータ SG150 であり、仕様を Tab. 5.2 にまとめる。本装置は、図中の緑色の部分を身体に貼り付け、その角度に応じて出力される電圧が変化し、それを角度に換算するものである。貼り付け箇所は上腕正中線上、前腕正中線上と

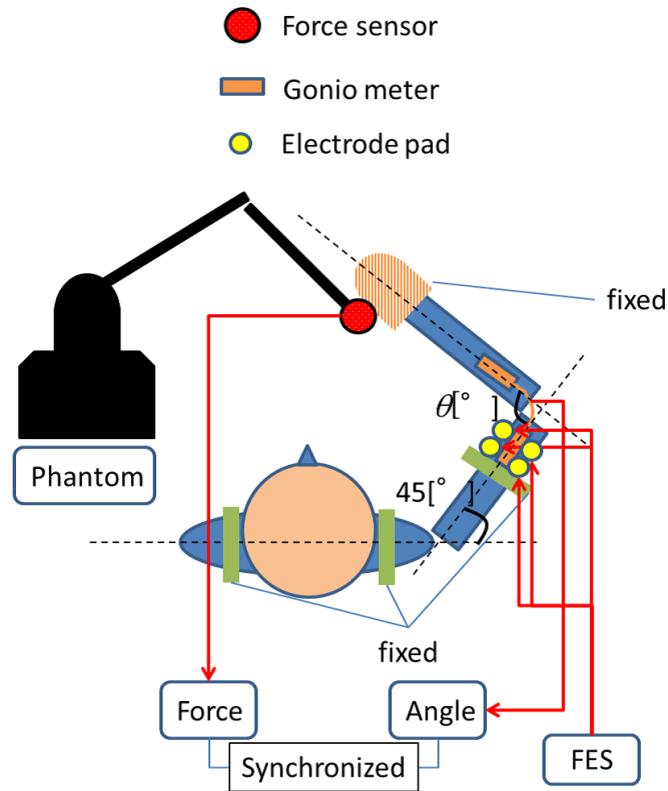


Fig.5.2 Experimental model of external force input

した。

SG150より取得したアナログデータをADINSTRUMENTS社のPowerLabを用いてPCに記録した。Fig. 5.5に本体を示し、仕様をTab. 5.3にまとめる。

Table 5.2 Specs of SG150

測定原理	ストレーンゲージ法
耐久性	600000回
精度	$\pm 2[^\circ]$ ($\pm 90[^\circ]$ の範囲内)
再現性	$1[^\circ]$ ($90[^\circ]$ の範囲内)



Fig.5.3 Phantom Premium

Table 5.3 Specs of PowerLab

入力インピーダンス	1M[Ω]@100p[F]
入力範囲	$\pm 2m[V] \sim \pm 10[V]$
ADC 分解能	16bit
最高サンプリング速度	200k[Hz]/ch

5.2.3 手先力取得

Fig. 5.6 に手先力度取得装置本体を示す。手先力取得装置にはワコーテック社のWEF-6A200-4-RG5を台車とPhantom Premiumとの接続部に取り付けて用いる。仕様をTab. 5.4にまとめる。



Fig.5.4 Gonio meter SG150



Fig.5.5 PowrLab

Table 5.4 Specs of WEF-6A200-4-RG5

分解能	14bit
サンプリング周波数	2.0k[sps]
定格荷重	200[N]
最大静的荷重	500[N]



Fig.5.6 Force sensor WEF-6A200-4-RG5

5.3 筋骨格系のモデル化

3被験者に対し、筋骨格系モデルにおける入出力間周波数特性を特定しモデル化するために、Phantom Premium を用いて正弦波外力を発生させた際の手先力 f_e と肘関節角度 θ を測定した。正弦波外力は被験者 A, B に対し、周期 $T = \{1.0, 1.5, 2.0, 2.5, 3.0, 4.0\}$ ，被験者 C に対し、周期 $T = \{0.3, 0.5, 1.0, 1.5, 2.0, 2.5, 3.0, 4.0\}$ とした。外力発生前 2[sec] 時から外力付加終了まで、 $r_E=0.5$ 一定、 $a_E=1.0$ 一定の FES 刺激を与え続けた。各 T で 3 試行ずつデータを取得する。各 T において、同期して取得した入出力データを、出力である肘関節角度 θ の最大点から最大点を 1 周期とし、3 試行それぞれから無作為に 1 周期ずつ切り出した。切り出した入出力両方をそれぞれ時間正規化した後平均化し、sin, cos の重回帰モデルで近似した。これにより各 T 毎の入出力振幅・位相差を求め周波数特性を得た。3 被験者に対し、入力を手先力 f_e 、出力を肘関節角度 θ としてゲイン線図と位相線図を求めた結果を Fig. 5.7-Fig. 5.12 に示す。被験者 A において、ゲイン線図の概形は、低周波領域で一定値 23.6[dB] となり、高周波領域で直線的に減衰している。この高周波領域の傾きを最小 2 乗近似すると $-42.7[\text{dB}/\text{dec}]$ となり、ゲイン特性から筋骨格系は 2 次遅れ系で近似できると考えられる。被験者 B においては、一定値 28.7[dB] で、最小 2 乗近似により求めた傾きが $-37.4[\text{dB}/\text{dec}]$ 、被験者 C においては一定値 21.2[dB]、最小 2 乗近似により求めた傾きが $-43.3[\text{dB}/\text{dec}]$ であり、こちらも 2 次遅れ系で近似できると考えられる。よって筋骨格系は式 (4.8) の伝達関数でモデル化できる。ただし先と同様、 K は定数、 ω_n は自然角周波数、 τ はムダ時間、 ζ は減衰係数である。

被験者 A, B, C において、減衰開始点から、自然角周波数 ω_n はそれぞれ 2.5[rad/sec], 2.1[rad/sec], 2.7[rad/sec] となる。被験者 A において定数 K は $20\log|K|=23.6$ となる 15.1 を用いる。被験者 B においては $20\log|K|=28.7$ となる 27.2, 被験者 C においては $20\log|K|=21.2$ となる 11.48 を用いる。ムダ時間 τ 、減衰係数 ζ はそれ

ぞれのゲイン線図・位相線図を、さまざまな τ , ζ の 2 次遅れ系のゲイン線図・位相線図にフィッティングし、最も一致するものから推定できる。被験者 A に対して $\zeta=0.2$, 被験者 B に対して $\zeta=0.4$, 被験者 C に対して $\zeta=0.3$ が最もよく一致した (K は上で求めた値を使用している)。結果を **Fig. 5.13**-**Fig. 5.18** に示す。実線が 2 次遅れ系のゲイン線図・位相線図である。ここで **Fig. 5.14**, **Fig. 5.16**, **Fig. 5.18** において、ムダ時間 $\tau=0$ でよく一致しているため、ムダ時間 τ は 0 と推定できる。以上のことから被験者 A, B, C それぞれの伝達関数 $G(s)$ は式 (5.2), (5.3), (5.4) のようになる。

$$G_A^*(s) = 15.1 \cdot \frac{6.25}{s^2 + s + 6.25} \quad (5.2)$$

$$G_B^*(s) = 27.2 \cdot \frac{4.41}{s^2 + 1.68s + 4.41} \quad (5.3)$$

$$G_C^*(s) = 11.48 \cdot \frac{7.29}{s^2 + 1.62s + 7.29} \quad (5.4)$$

以上の結果より、提案する手法で **Fig. 3.3** に示す筋骨格系のモデル化ができる事を示すことができた。また、その特定された筋骨格系は 2 次系で近似できることを示した。本モデルと先に求めた神経筋系のモデルを結合した時の特性を、次章にて検証する。

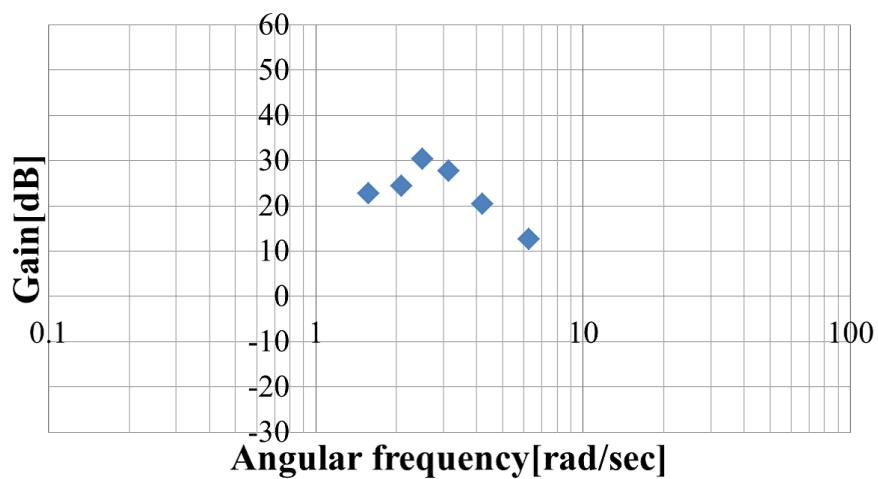


Fig.5.7 Magnitude plot, Subject A

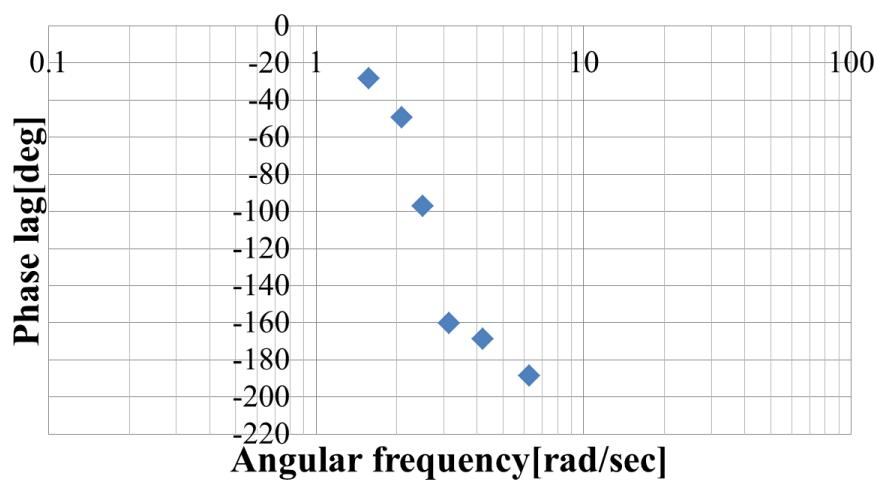


Fig.5.8 Phase plot, Subject A

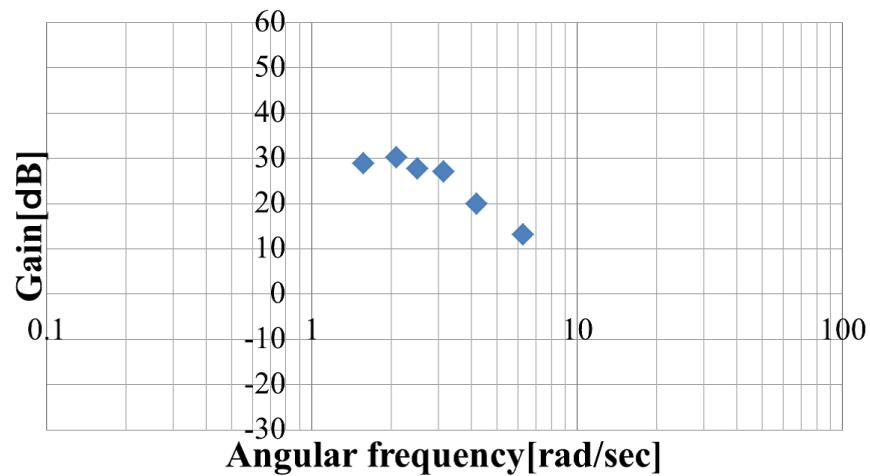


Fig.5.9 Magnitude plot, Subject B

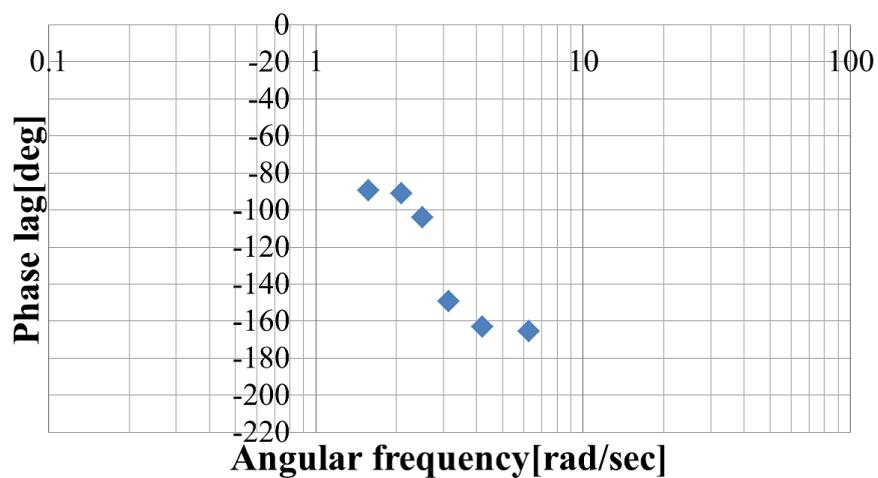


Fig.5.10 Phase plot, Subject B

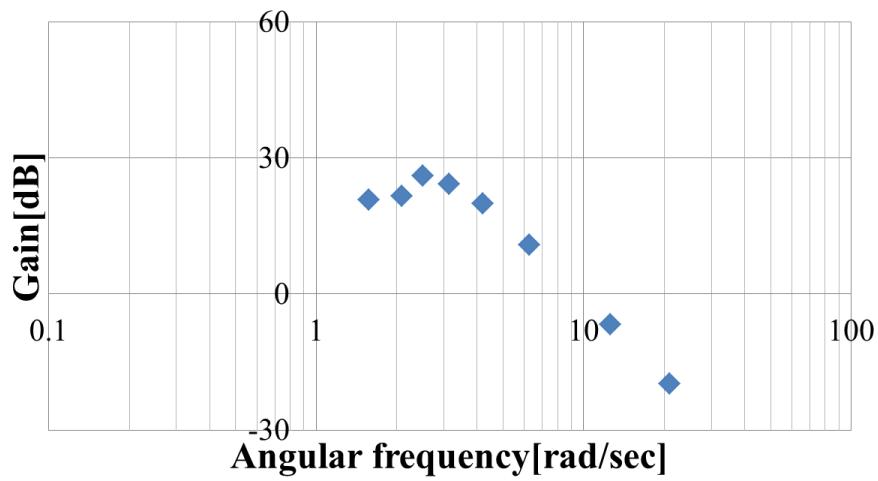


Fig.5.11 Magnitude plot, Subject C

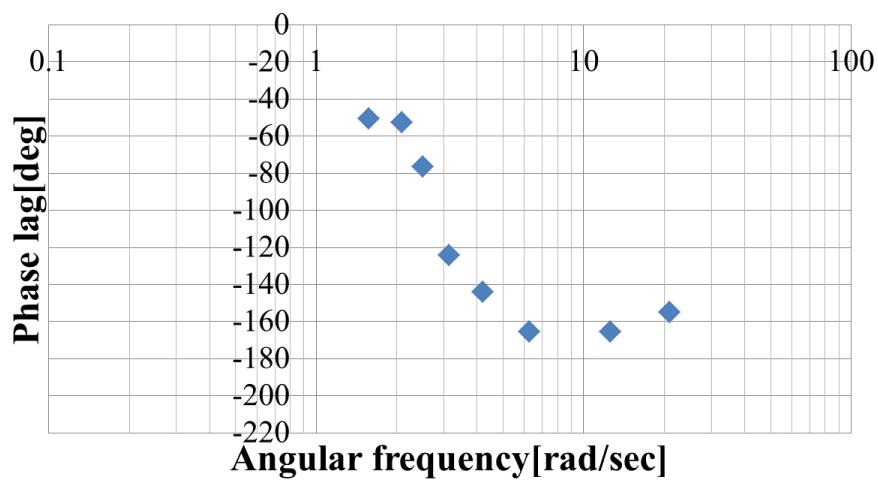


Fig.5.12 Phase plot, Subject C

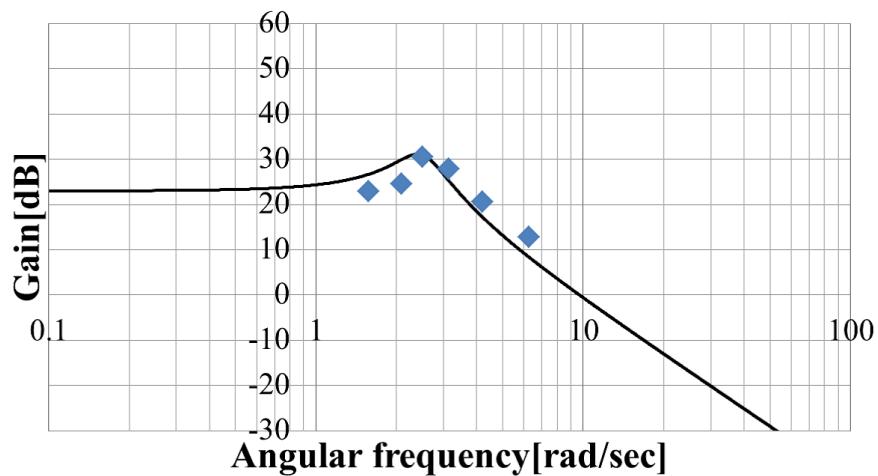


Fig.5.13 Fitted magnitude plot, Subject A

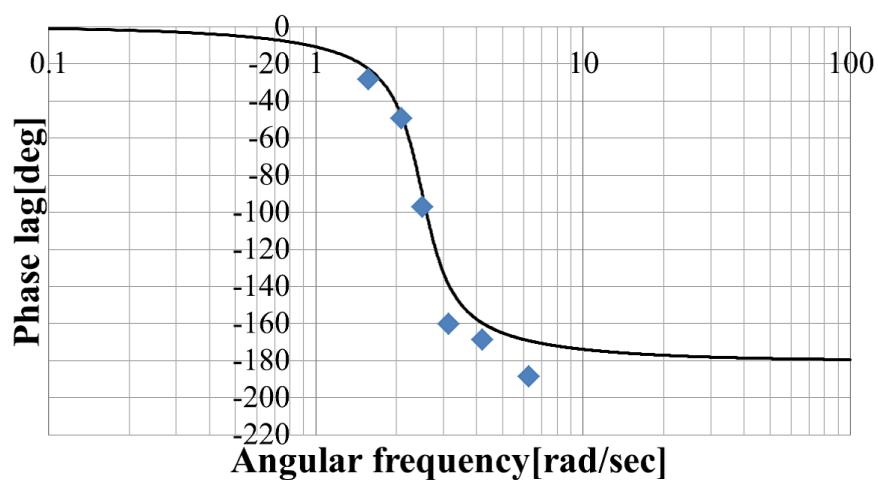


Fig.5.14 Fitted phase plot, Subject A

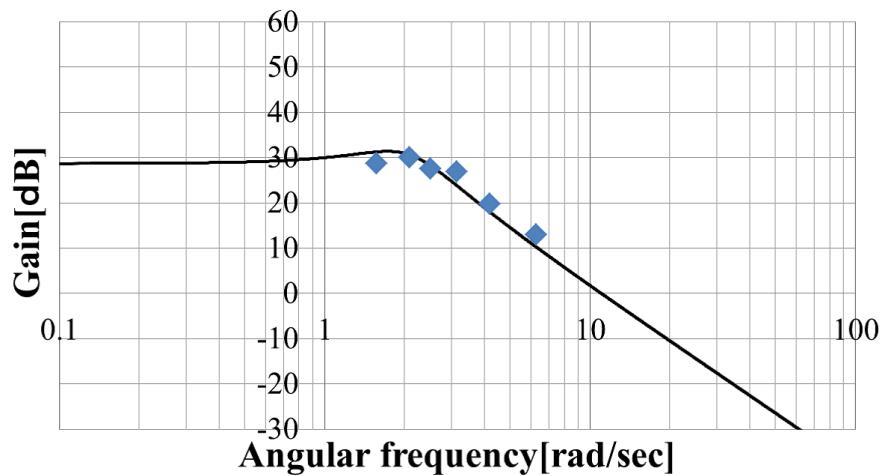


Fig.5.15 Fitted magnitude plot, Subject B

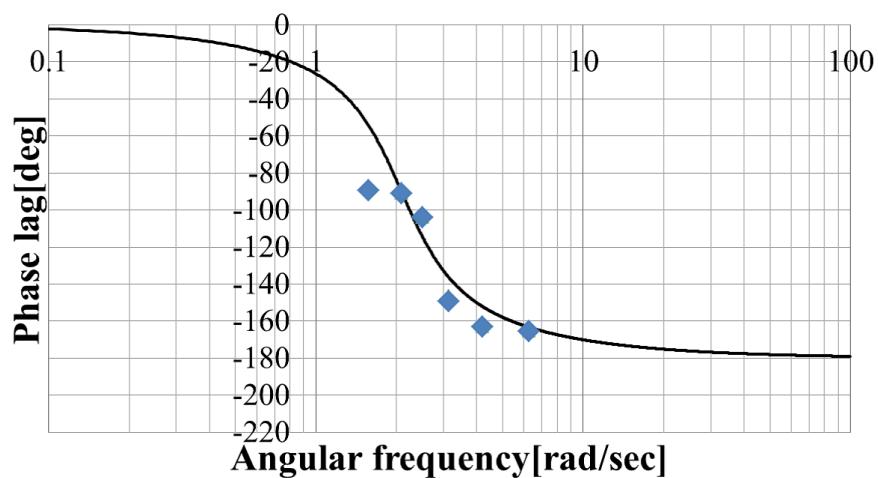


Fig.5.16 Fitted phase plot, Subject B

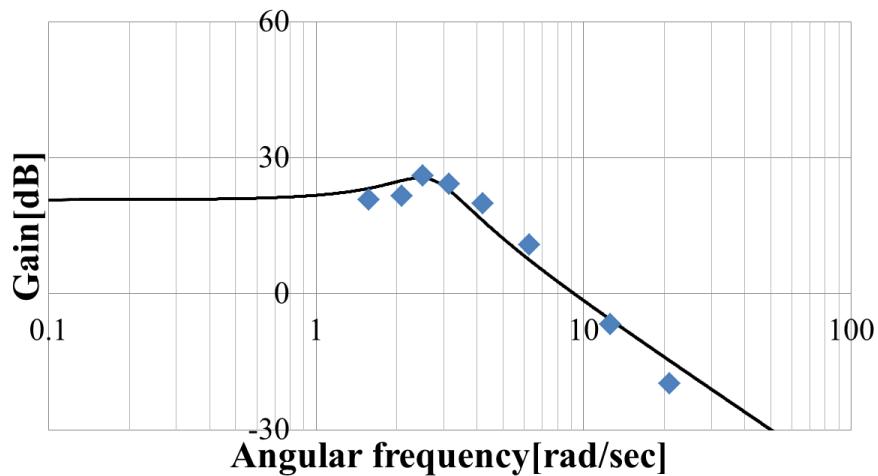


Fig.5.17 Fitted magnitude plot, Subject C

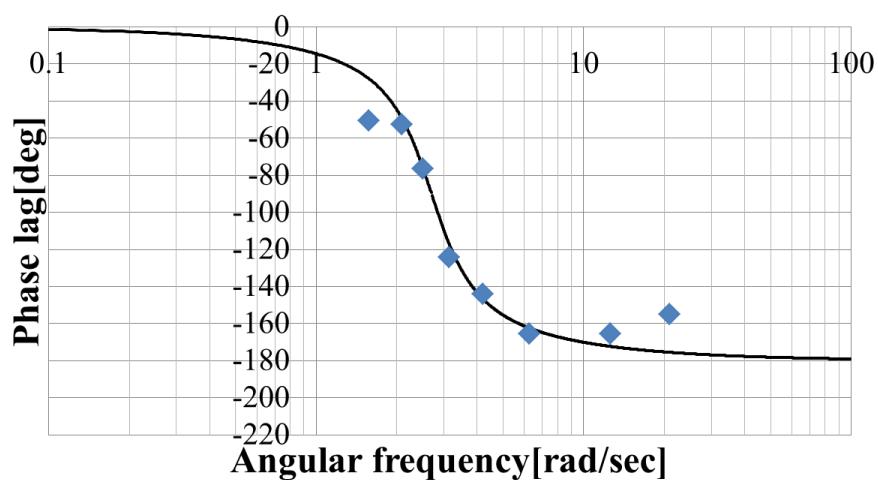


Fig.5.18 Fitted phase plot, Subject C

5.4 剛性のコントロール

神経筋系で、EAA 活性度をコントロールすることで関節剛性をコントロールできることを示した。筋骨格系においても同様に、EAA 活性度により関節剛性をコントロールできることを示す。別途被験者 Bにおいて、 $r_E=0.5$ 一定、 $a_E = \{1.0, 0.5, 0\}$ としたとき、それぞれの a_E に対する ω_n を求めた。上記同様フィッティングしたゲイン線図、位相線図を **Fig. 5.19-Fig. 5.22** に示す。 $a_E=1.0$ のとき上記同様 $\omega_n=2.1[\text{rad/sec}]$ 、 $a_E=0.5$ のとき $\omega_n=1.8[\text{rad/sec}]$ 、 $a_E=0$ のとき $\omega_n \leq 1.6[\text{rad/sec}]$ となった。これらの結果は EAA 活性度に応じて自然角周波数 ω_n が変化、すなわち剛性が変化していることを示しており、後述するように、ヒトが随意運動をする際に変化させているヒトの関節剛性を、外部からコントロールできる可能性があることを示唆している。

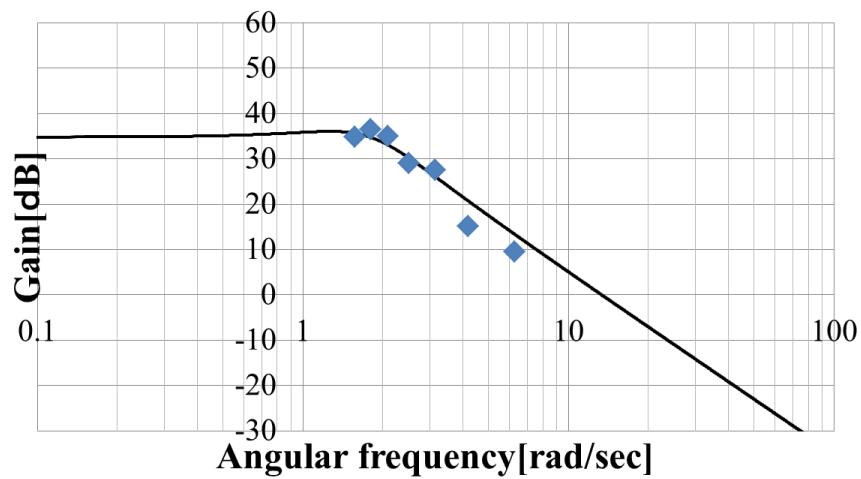


Fig.5.19 Fitted magnitude plot at $a_E=0.5$, subject B

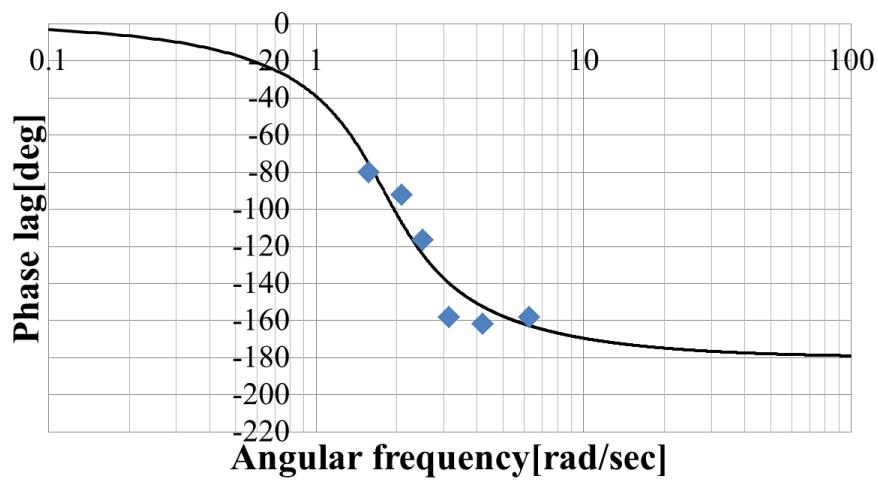


Fig.5.20 Fitted phase plot at $a_E=0.5$, subject B

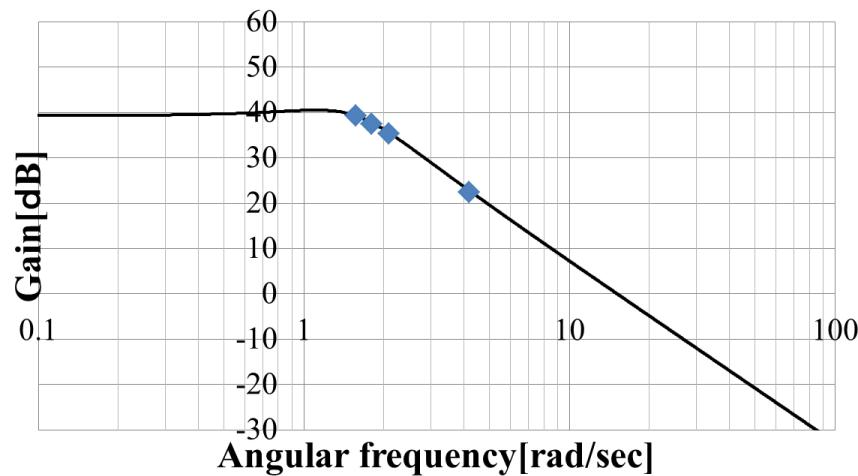


Fig.5.21 Fitted magnitude plot at $a_E=0.0$, subject B

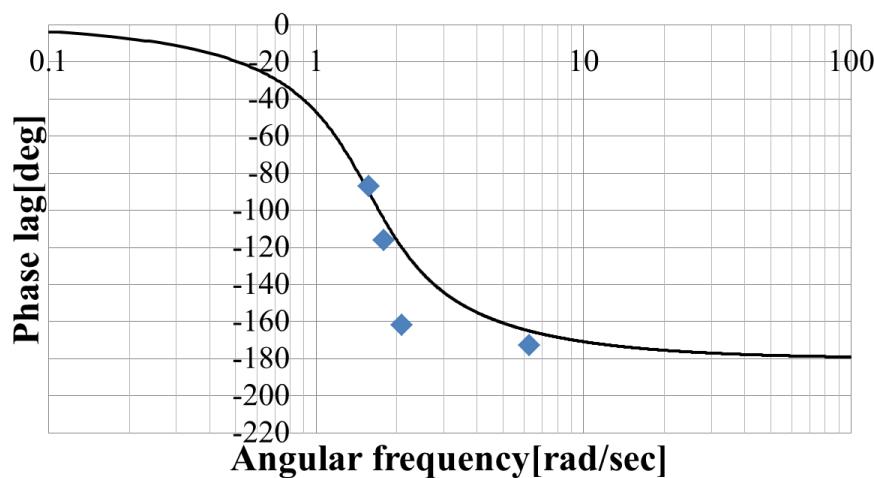


Fig.5.22 Fitted phase plot at $a_E=0.0$, subject B

第6章 非拘束環境下FES制御実験

本章ではFESによる肘関節角度 θ の制御実験について述べる。本実験はFig. 3.3に示す、神経筋系と筋骨格系を直列結合した、系全体の特性と、これまでに得たそれぞれのモデル特性との比較を行うことを目的とする。まず、肘関節角度の取得環境およびFES刺激の印加条件を説明する。

6.1 実験環境

FES刺激を加えながらの外力付加実験の環境においてPhantom Premiumの負荷を0として本実験を行った。右肘関節1自由度の水平運動に限定するために、右上腕を体幹との角度が45[°]になるよう、台座により水平面内に固定、右前腕はキャスター付きの台座に設置固定、ハーネスで肩を椅子に固定した。肘関節角度 θ の初期位置は90[°]とした。入力するEAA比は以下とした。

$$r_E(t) = -0.5 \sin(2\pi t/T) + 0.5 \quad (6.1)$$

実験環境においてもFES刺激を加えながらの外力付加実験と同様、肘関節角度 θ はSG150を使用しサンプリング周波数1000[Hz]で取得し、電気刺激には拘束環境FES制御実験と同様、STG4008、performance/energy電極パッドを使用し、モーターポイントペンを用いて探索した運動点を探査した。刺激対象筋は屈筋として上腕二頭筋、伸筋として上腕三頭筋とした。被験者は被験者A(24歳、右利き)、B(24歳、右利き)、C(22歳、右利き)が実験にボランティアで参加し、この3名はFES刺激を加えながらの外力付加実験の被験者A、B、Cと同一である。被験者には、予め実験の趣旨、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、遂行された。

6.2 システム構成

システム構成を説明する。実験環境のイメージをFig. 6.1に示す。

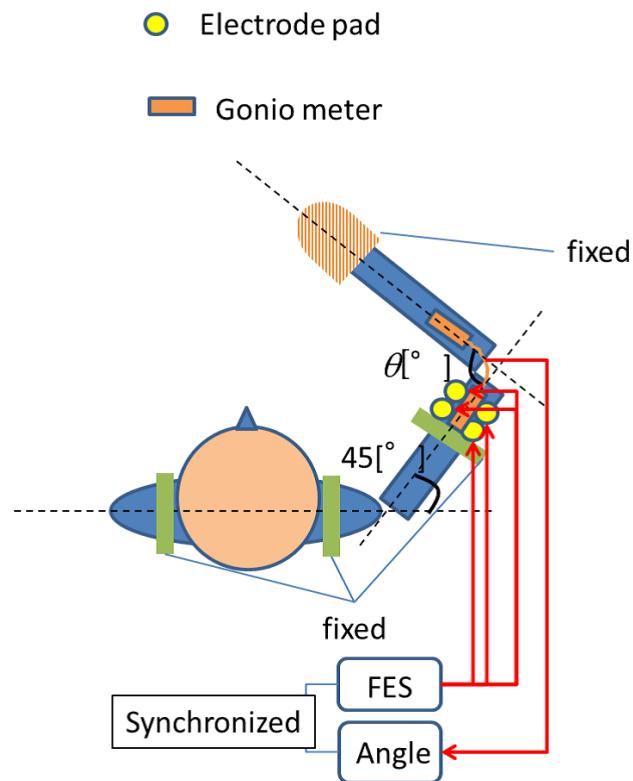


Fig.6.1 Experimental model of FES controled under the unconstrained environment)

6.3 系全体の周波数特性

被験者 A に対し $T = \{1.0, 2.0, 3.0, 4.0\}$, 被験者 B に対し $T = \{1.0, 2.0, 3.0\}$, 被験者 C に対し $T = \{0.3, 0.5, 1.0, 1.5, 2.0, 2.5, 3.0, 4.0\}$, 全被験者で $a_E = 1.0$ の FES 制御を行った.

6.3.1 結果

入力をEAA比 r_E 、出力を肘関節角度 θ としてゲイン線図と位相線図を求めた結果を**Fig. 6.2-Fig. 6.7**に示す。被験者A、Cのゲイン特性において、低周波域で定常値となり、周波数が高くなるのに伴いゲインが減少する傾向が確認できた。被験者Bのゲイン特性においては、定常値は確認できないが、周波数が高くなるのに伴いゲインが減少する傾向が確認できた。被験者Bのゲイン特性においては、極大値が確認でき、周波数が高くなるのに伴いゲインが減少する傾向が確認できた。

また、被験者の位相特性においては周波数が高くなるのに伴い位相遅れの絶対値が大きくなることが確認できた。さらに高周波域では位相遅れの絶対値が 180.0[deg]よりも大きくなることが確認できた。これらのゲイン特性・位相特性が Fig. 3.3 に示す神経筋系と筋骨格系を結合した系全体の特性であると考える。

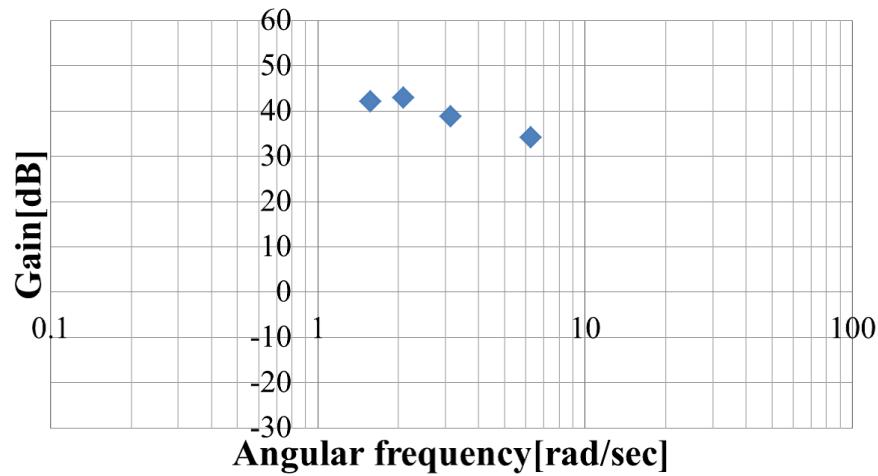


Fig.6.2 Magnitude plot, Subject A

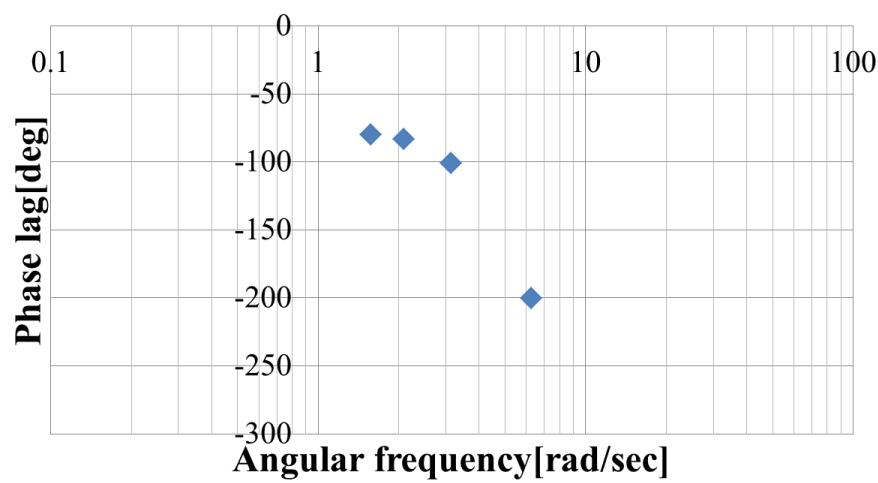


Fig.6.3 Phase plot, Subject A

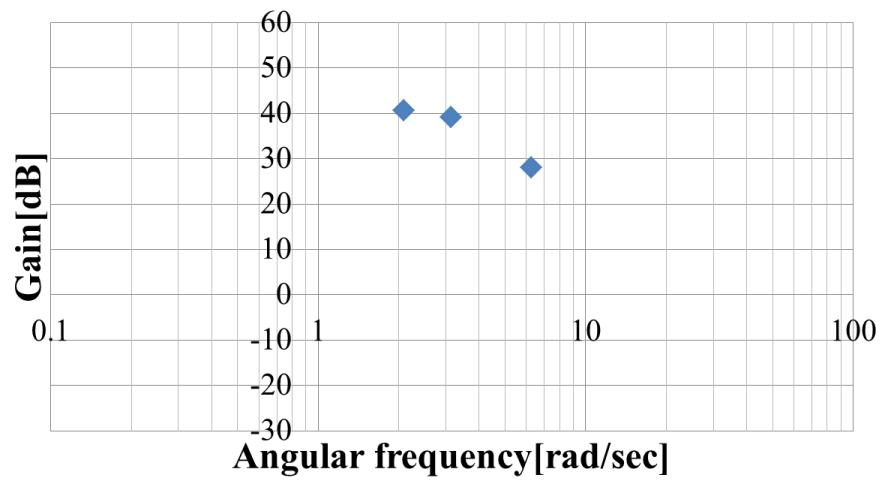


Fig.6.4 Magnitude plot, Subject B

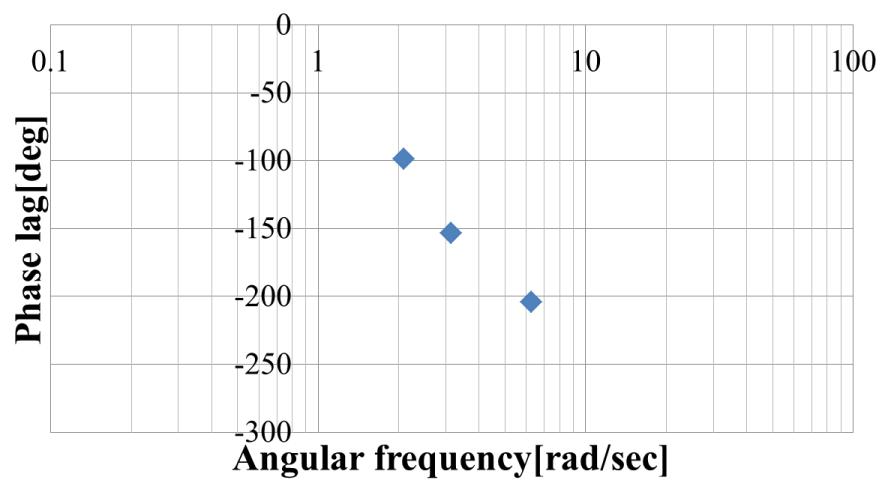


Fig.6.5 Phase plot, Subject B

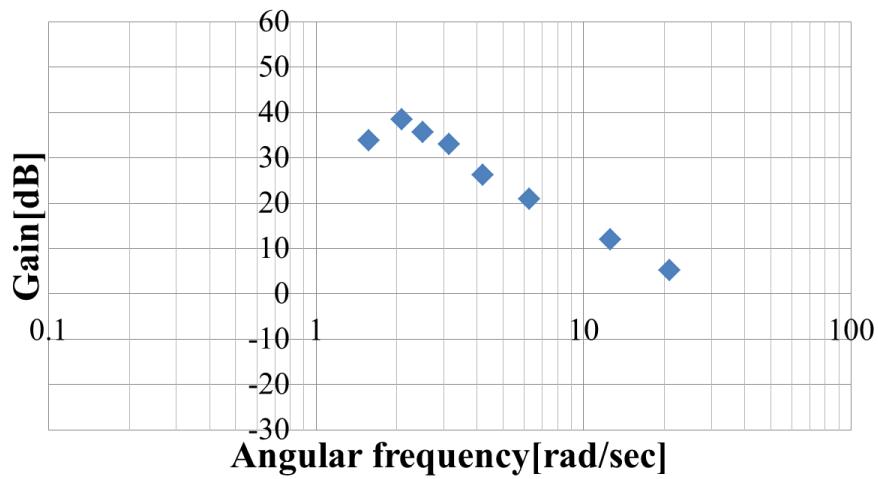


Fig.6.6 Magnitude plot, Subject C

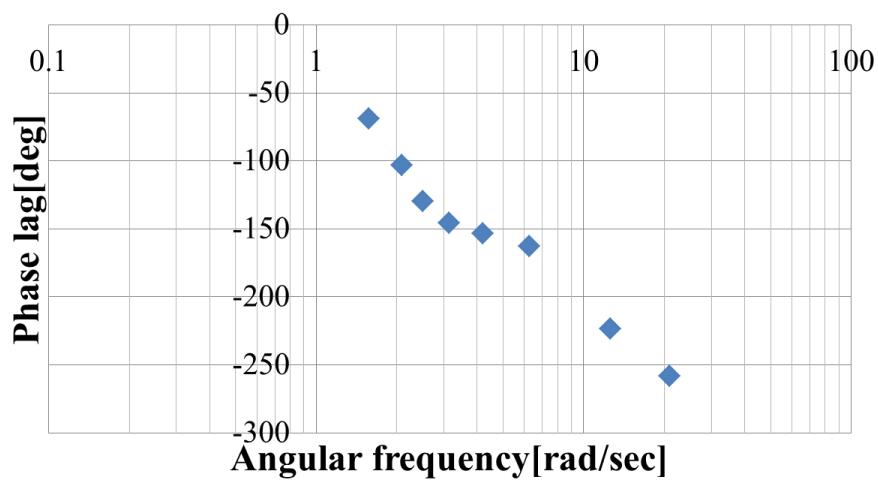


Fig.6.7 Phase plot, Subject C

6.3.2 考察

拘束環境下 FES 制御実験により得られた神経筋系モデル, FES 刺激を加えながらの外力付加実験結果より得られた筋骨格系モデルを結合することで, FES 入力実験で得られた系全体の周波数特性が説明できることを示す. ここでは, 神経筋系モデルを代表的な例で自然角周波数 $\omega_n = 20.5[\text{rad/sec}]$, ムダ時間 $\tau = 0.05[\text{sec}]$, 減衰係数 $\zeta = 0.7$ とした. 神経筋系の自然角周波数 ω_n より, 20.5[rad/sec] 未満の周波数では神経筋系は定常値を示すので, 系全体のゲイン特性において, 減衰開始点は筋骨格系の自然角周波数 ω_n によるはずである. 被験者 A において Fig. 6.2 に示すように 2.5[rad/sec] が減衰開始点となることがわかる. これは被験者 A の筋骨格系の自然角周波数 ω_n と一致する. 被験者 C においても Fig. 6.6 に示すように, 減衰開始点は 2.1[rad/sec] であり, 筋骨格系の自然角周波数 ω_n と近い値をとる. また, 神経筋系と筋骨格系を結合した場合, それぞれが持つ遅れ時間が加算され系全体の遅れ時間としてあらわれるはずである. Fig. 6.3, Fig. 6.7, Fig. 6.7 に示すように, 3 被験者において高周波域では位相遅れの絶対値が 180.0[deg] よりも大きくなっている. これは, 筋骨格系を本来位相遅れの絶対値が 180.0[deg] よりも大きくならない 2 次系でモデル化したことから, 神経筋系と筋骨格系が結合したため, 筋骨格系の位相遅れに神経筋系の遅れ時間が加算されたためと考える. FES 刺激を加えながらの外力付加実験と非拘束環境下 FES 制御実験を同日に実施した被験者 B, 被験者 C について, Fig. 6.8-Fig. 6.11 に神経筋系モデルと筋骨格系モデルを結合した場合の系全体特性の理論値を実線で示す. 被験者 C については上記の代表的な神経筋系モデルを結合した場合, 高周波域で誤差が大きくなる. これは結合するモデルが適切でないためと考えられる. 被験者 C の結果によくフィッティングする神経筋モデルのパラメータを特定したところ, $\omega_n = 30.0[\text{rad/sec}]$, ムダ時間 $\tau = 0.01[\text{sec}]$, 減衰係数 $\zeta = 1$, $K = 6$ であった. Fig. 6.10, Fig. 6.11 の理論値を, この神経筋モデルを結合した場合の系全体の理論値に置き換えたものを Fig. 6.12, Fig. 6.13 に示す.

以上より, 神経筋系, 筋骨格系を各個人で個別に求め結合することで, 非拘束環境下における平衡点制御モデルを取得することができ, このモデルを用いることで, ヒトの関節運動を制御できる可能性があることを示した.

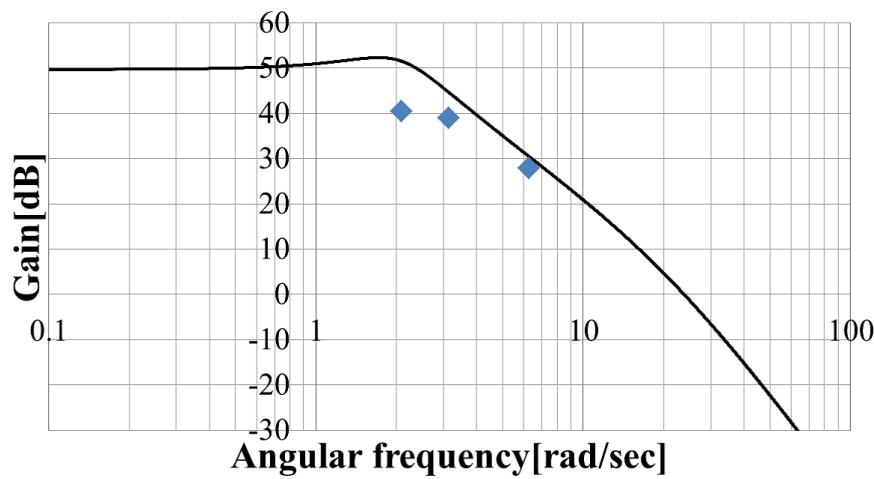


Fig.6.8 Magnitude plot with estimated value, Subject B

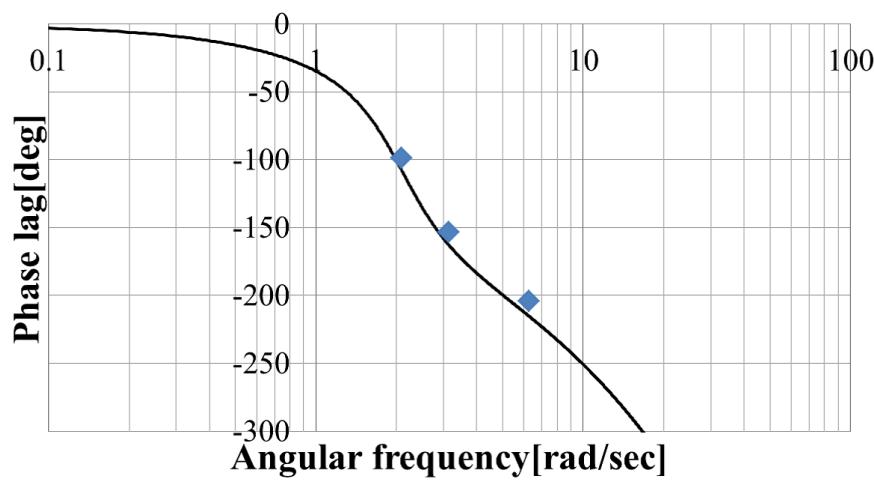


Fig.6.9 Phase plot with estimated value, Subject B

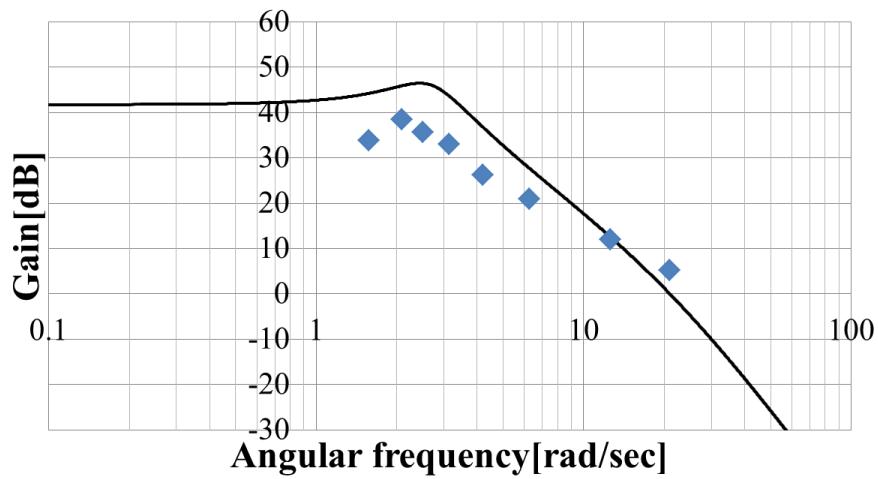


Fig.6.10 Magnitude plot with estimated value, Subject C

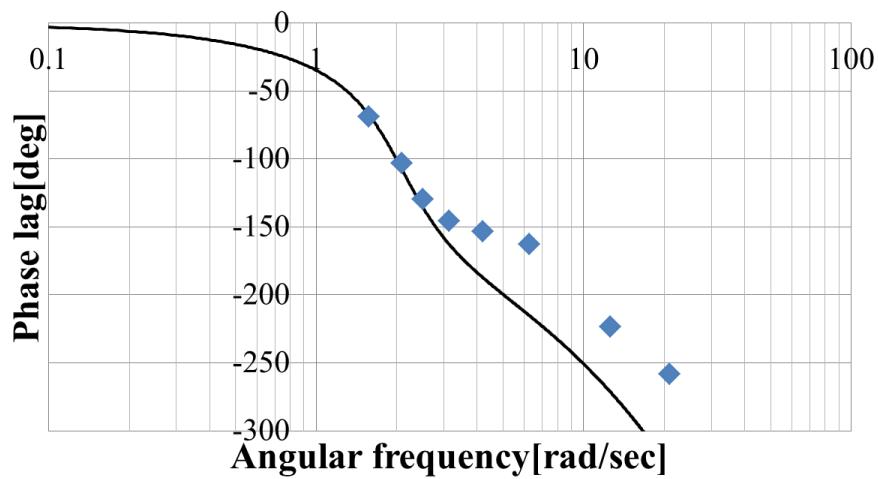


Fig.6.11 Phase plot with estimated value, Subject C

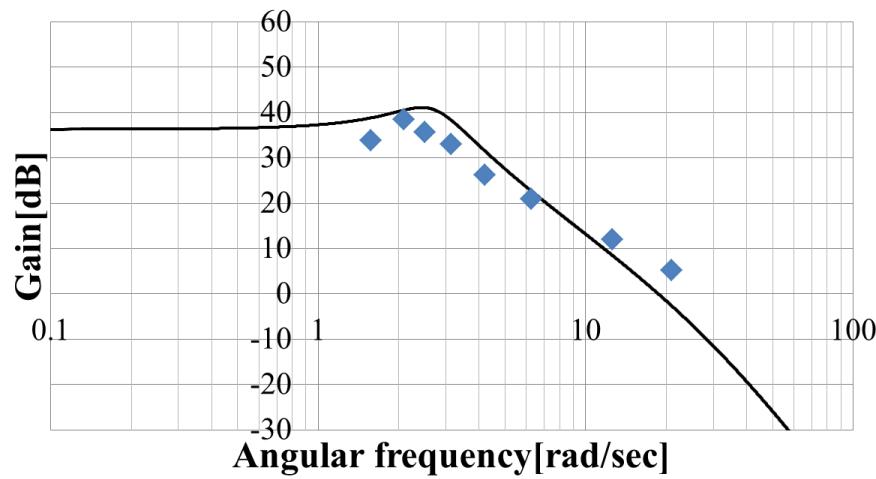


Fig.6.12 Magnitude plot with modified estimated value, Subject C

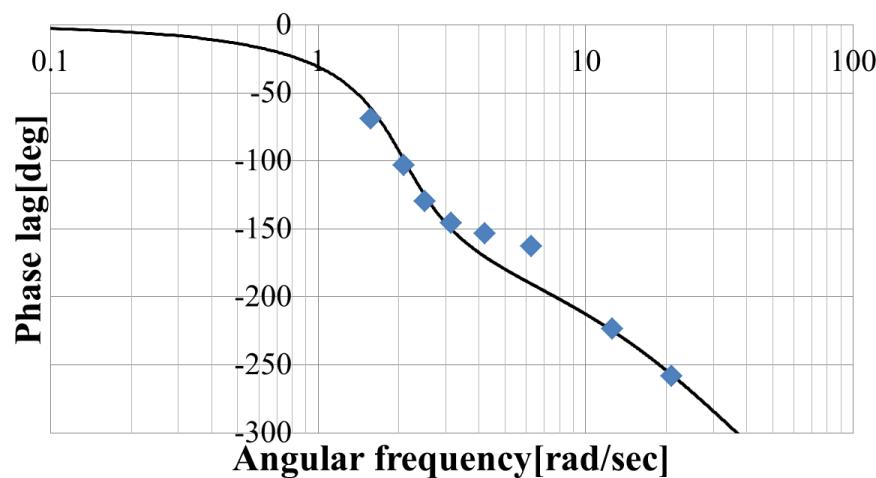


Fig.6.13 Phase plot with modified estimated value, Subject C

第7章 EMG 取得実験

本章では、これまで述べてきた、Fig. 3.3 に示すモデルの FES 制御における観点 (すなわち $r_h=0, a_h=0$ とし、入力を r_E, a_E とした場合) からの検証を、ヒトの随意制御の観点 (すなわち $r_E = 0, a_E = 0$ とし、入力を EMG から取得する r_h, a_h とした場合) からの検証と比較する。

7.1 実験環境

実験風景を Fig. 7.1(a)(b) に示す。FES 刺激を加えながらの外力付加実験、非拘束環境下 FES 制御実験と同様、右肘関節 1 自由度の水平運動に限定するために、右上腕を体幹との角度が $45[^\circ]$ になるよう、台座により水平面内に固定、右前腕はキャスター付きの台座に設置、ベルトで肩を椅子に固定した。肘関節角度 θ の初期位置は $90[^\circ]$ とした。被験者 A が実験にボランティアで参加した。本被験者は FES 刺激を加えながらの外力付加実験、非拘束環境下 FES 制御実験の被験者 A と同一である。ただし実験実施日は FES 刺激を加えながらの外力付加実験、非拘束環境下 FES 制御実験とは別日である。被験者には、予め実験の趣旨、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、遂行された。

7.2 システム構成

システム構成を説明する。実験環境のイメージを Fig. 7.2 に示す。EMG の取得には日本光電社の生体アンプ WEB-5000 を用い、EMG 測定電極は Ambu 社の筋電位計測用電極を使用し、貼付の際には日本光電社スキンピュアを用い、皮膚抵抗が $10k[\Omega]$ 以下となるように処理を行った。測定対象筋は刺激筋同様屈筋として上腕二頭筋、伸筋として上腕三頭筋とした。関節角度 θ の取得には前章同様ゴニオメータ SG150 と PowerLab を使用した。

7.2.1 EMG 取得装置

EMG の取得には上記したように WEB-5000 を使用する。これは、送信機と受信機に分かれており、送信機内にアンプを備え、無線で送信されたデータを受信

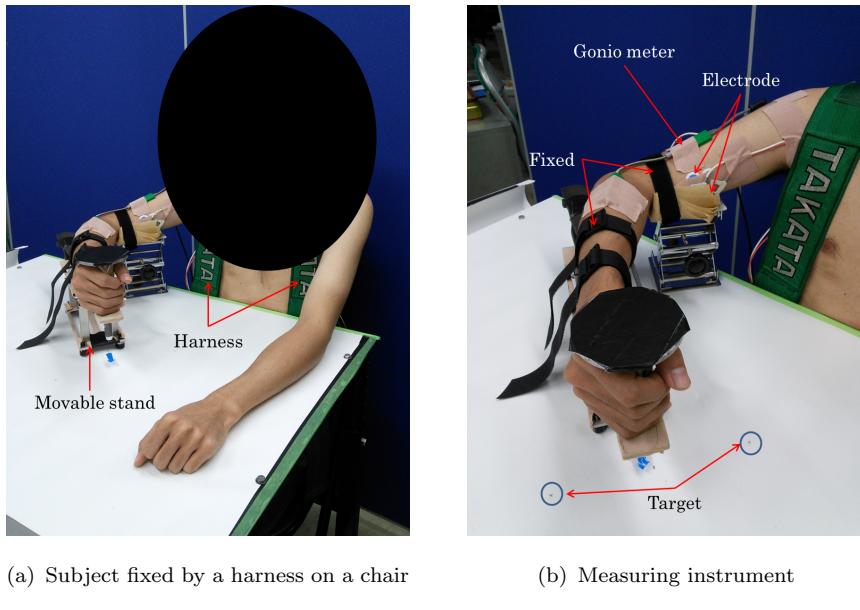


Fig.7.1 Experimental setup of EMG

機からアナログ出力するものである。本体を Fig. 7.3 に示し、仕様を Tab. 7.1 にまとめる。

Table 7.1 Specs of WEB-5000

低周波時定数(選択式)	0.03, 0.01[sec] ±20[%] 以内
感度(選択式)	0.2, 0.5, 1 m[V]/DIV ±3[%] 以内
最大入力	±5m[V] 以上
ノイズ	42 μ [V]p-p 以下

7.3 実験内容

非拘束環境下 FES 制御実験における被験者 A に対し、系全体における随意制御の入出力間位相特性を特定するために、周期 $T = \{0.3, 0.5, 1.0, 1.5, 2.5, 4.0\}$ の往復運動タスクを行ってもらった。初期位置を中心にして、運動軌道上の机上に直線距離 20[cm] の目標地点を示した。被験者にメトロノームでタイミングを合わせながら目標地点に手先位置を移動させてもらい、タスク中の EMG と肘関節角度 θ を取得した。運動時に測定した EMG から屈筋・伸筋の筋活性の度合 m_f , m_e を求めた。これらは各被験筋の最大随意収縮時 (Maximum Voluntary Contraction) の EMG データを用いて正規化し、% MVC で表した。以下の式のように m_f , m_e

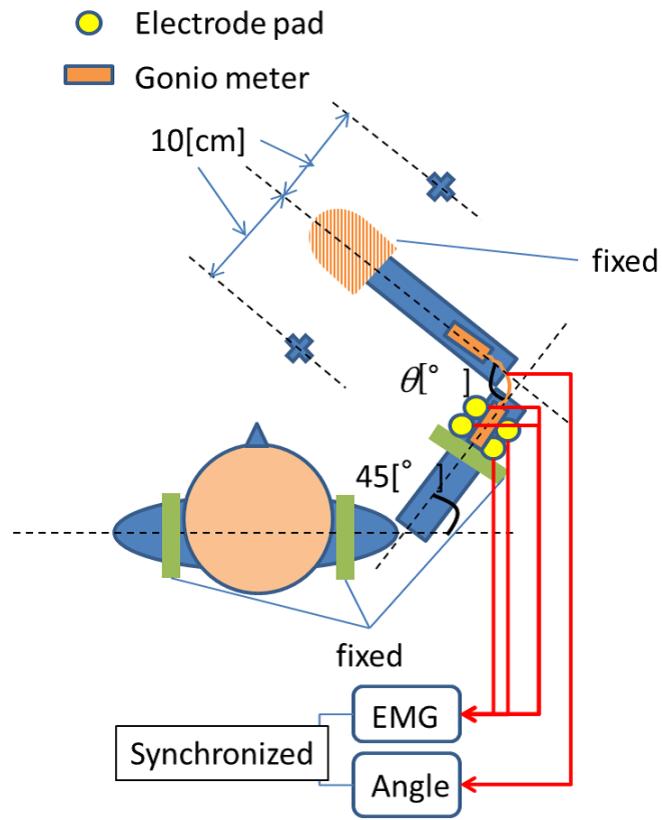


Fig.7.2 Experimental model of EMG)

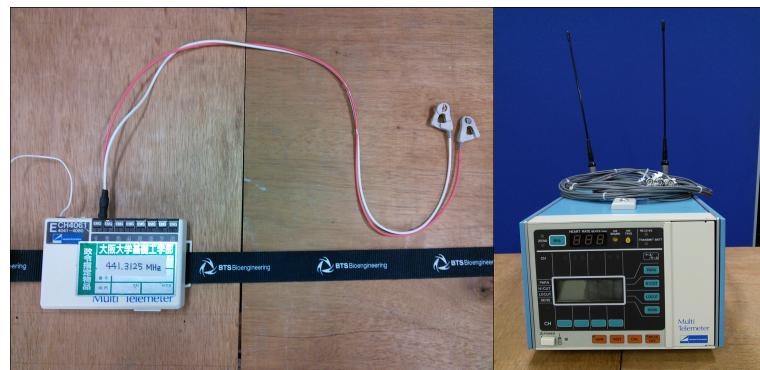


Fig.7.3 WEB-5000

を用いて AA 活性度 a , AA 拮抗比 r を定義し, タスク中の r を求めた.

$$a = m_f + m_e \quad (7.1)$$

$$r = \frac{m_e}{m_f + m_e} \quad (7.2)$$

7.3.1 解析

FES 刺激を加えながらの外力付加実験, 非拘束環境下 FES 制御実験と同様各 T で 3 試行ずつデータを取得する. 各 T において, 同期して取得した入出力データを, 出力である肘関節角度 θ の最大点から最大点を 1 周期とし, 3 試行それぞれから無作為に 1 周期ずつ切り出した. 切り出した入出力両方をそれぞれ時間正規化した後平均化し, \sin , \cos の重回帰モデルで近似した. これにより各 T 毎の入出力振幅・位相差を求め周波数特性を得た.

7.4 実験結果

r を入力, θ を出力とした場合のゲイン線図, 位相線図を Fig. 7.4, Fig. 7.5 に示す.

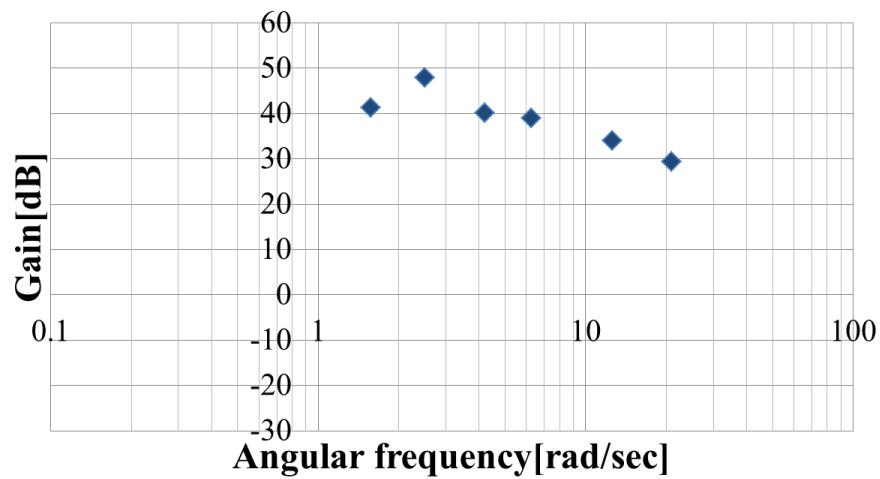


Fig.7.4 Magnitude plot, Subject A

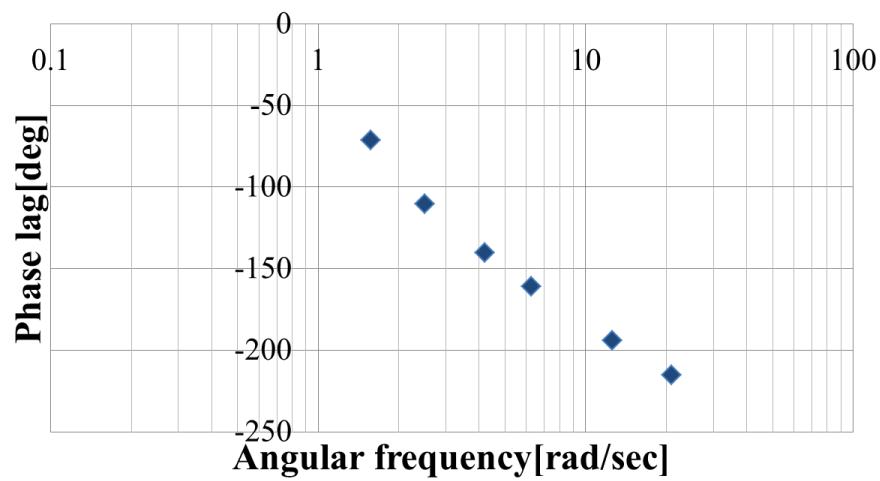


Fig.7.5 Phase lag, Subject A

7.5 考察

ヒトの随意的な肘関節制御を **Fig. 3.3** のモデルに従い、神経筋系モデルと筋骨格系モデルの直列結合と考えたとき、神経筋モデルのゲイン特性は FES による制御の場合と同じく、減衰開始点が筋骨格系の減衰開始点よりも高周波側にあると考えられる。よって、本 EMG 取得実験におけるゲイン線図の減衰開始点は筋骨格系に依存すると考えられるが、**Fig. 7.4** から減衰開始点は $2.5[\text{rad/sec}]$ であり、前述の被験者 A の筋骨格系の減衰開始点と一致する。

また、筋骨格系は 2 次遅れ系でモデル化したため、位相特性においては位相遅れの絶対値が $180.0[\text{deg}]$ より大きくなることはない。**Fig. 7.5** に示すように EMG 取得実験における位相特性は、 $12.6[\text{rad/sec}]$ より高周波では $180.0[\text{deg}]$ より大きい位相遅れを示すため、随意制御においても **Fig. 3.3** に示すモデルが成り立つことを示すことができた。

7.5.1 随意制御における剛性のコントロールについて

非拘束環境下 FES 制御実験では、本 EMG 取得実験よりも低周波域で位相遅れの絶対値が $180.0[\text{deg}]$ を上回っている。これは、非拘束環境下 FES 制御実験においては a_E は一定であるが、ヒトの随意運動においては高速な運動を行う際に a_E の値が大きくなり、それに伴い剛性が高まることで、神経筋系および筋骨格系の自然角周波数が高周波側にシフトしたためだと考えられる。各 T の試行における a_E の平均値を **Tab. 7.2** に示す。これらの結果より、ヒトは随意運動の際、平衡点を制御すると同時にタスクに合わせて剛性を変化させて巧みに運動を制御していると考えられる。FES による制御においても、現在の剛性を一定とした制御から、タスクに応じた最適な剛性をタスク内で逐次決定する制御にすることで、より巧緻的な運動が可能となると考えられる。

Table 7.2 Averaged a_E of various T

T	a_E
4.0	0.018
2.5	0.027
1.5	0.029
1.0	0.042
0.5	0.16
0.3	0.40

7.5.2 前章と本章を総合して

前章ではFES刺激を入力とし、肘角度を出力とするときのフォワードダイナミクスの推定結果を周波数応答の形で示しており、本章では中枢からのコマンド（筋拮抗比）を入力とし、肘関節角度を出力とするときの周波数応答を示している。これらから似たような周波数応答が得られており、この結果から筋拮抗比という概念を通して、関節運動を中枢と同じように外部から操作できることを示すことができた。

また、本章の結果は、sin状の出力波形を得るためにヒトがどのような入力を中枢で生成しているかを示しており、これまで求めたモデルを逆システムとして利用した場合の、インバースダイナミクスの推定結果を示していると言える。

第8章 結論

本研究では、近年盛んに研究されており、コントローラに組み込むモデルの導出が望まれているFES制御において、適切なモデルの導出のために、関節を駆動する拮抗筋ペアに着目したEMG解析手法をFESに応用し、拮抗筋ペアの単位で電気刺激するためのモデル、平衡点制御モデルを提案した。

本モデルはEMG解析手法で提案された筋拮抗比(AA比)・筋活性度(AA活性度)を、FESにおいて電気的筋拮抗比(EAA比)・電気的筋活性度(EAA活性度)に応用したもので、関節平衡点の目標値に相当する関節角度、剛性をそれぞれ制御し関節を制御するものである。本平衡点制御モデルは神経筋系と筋骨格系のカスケード結合で定義され、このモデルの妥当性を確認するために各系をモデル化し、それらを結合して妥当性を確認した。

まず、拘束環境下において神経筋系のモデル化を行った。その結果、EAA比を入力、手先力を出力とする神経筋系が、ムダ時間系と2次遅れ系のカスケード結合としてモデル化できることを示した。そのモデルの評価として、1)連続的に変化する入力に対する応答の確認、2)ステップ状に変化する入力に対する応答の確認、3)中枢運動コマンドとのインタラクションの確認を行った。これらの結果から、取得した神経筋系モデルを用いて、精度よく高速に手先力を制御できることを示した。また、FES刺激によりヒトの運動指令を変化させる可能性を示すことができた。加えて、EAA活性度により剛性が任意にコントロールできることを示した。

次に、非拘束環境下において筋骨格系のモデル化を行った。その結果、外力として付加された手先力を入力、肘関節角度を出力とする筋骨格系が2次遅れ系でモデル化できることを示した。また、筋骨格系においてもEAA活性度により剛性が任意にコントロールできることを示した。

その次に行った非拘束環境下FES制御実験によって、上記神経筋系と筋骨格系を結合した系全体の特性を取得し、上記モデル2つを結合した場合の理論値との比較を行った結果、理論値と高い一致性を示し、提案した平衡点制御モデルの妥当性を示すことができた。

さらに、非拘束環境下FES制御実験と同様の環境下でEMG取得実験を行い、ヒトの随意制御戦略に、提案した平衡点制御モデルが即しているかを検討した。結果、FES制御下・随意運動下で同様の2次遅れ系の特性を持つと考えられる筋骨格系を有しているにも関わらず、非拘束環境下FES制御実験と同様高周波域で180.0[deg]を超える位相遅れを示し、提案したモデルが随意制御時にも有効であることを示

した。また、特筆すべきはヒトの随意運動時には筋活性度、すなわち剛性は一定ではなく、タスクに応じて変化させながら運動を実現していることを示した点である。今回提案する平衡点制御モデルは、平衡点と剛性を独立して制御できる。このことから、平衡点と剛性をタスクに応じて臨機応変に変化させることで、ヒトの随意運動に近い制御戦略によってヒトの運動をFESにより制御できる可能性がある。

以上のことから、提案するFESの平衡点制御モデルは、FESによるヒトの運動制御に対して有効な手段であることが示され、また、ニューロリハビリテーションの分野においても、ヒトの随意制御に即した制御が可能である点から有効であると考えられる。

今後は、提案した平衡点制御モデルを用いて、実際のヒトの運動タスクを支援しその効果を確かめたい。

参考文献

- [1] Joseph P.Giuffrida, Patrick E.Crago. (2001), Reciprocal EMG control of Elbow Extension by FES, *IEEE Transactions Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, Vol. 9, No. 4, pp. 338–345, doi: 10.1109/7333.1000113
- [2] Ferdinand Widjaja, Cheng Yap Shee, Wing Lok Au, Philippe Poignet, Wei Tech Ang. (2011), Using ElectromechanicalDelay for Real-time Anti-phase Tremor Attenuation System using Functional Electrical Stimulation, *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 3694–3699, doi: 10.1109/ICRA.2011.5979865
- [3] J.-J. J. Chen, N.-Y. Yu, D.-G. Huang, B.-T. Ann, and G.-C. Chang. (1997), Applying fuzzy logic to control cycling movement induced by functional electrical stimulation, *IEEE Transactions Rehabilitation Engineering*, Vol. 5, No. 6, pp. 158–169, doi: 10.1109/86.593285
- [4] R. Davoodi and B. J. Andrews. (1998), Computer simulation of FES standing up in paraplegia: A selfadaptive fuzzy controller with reinforcement learning, *IEEE Transactions Rehabilitation Engineering*, Vol. 6, No. 6, pp. 151–161, doi: 10.1109/86.681180
- [5] H. J. Chizeck, N. Lan, L. S. Palmieri, and P. E. Crago. (1991), Feedback control of electrically stimulated muscle using simultaneous pulse width and stimulus period modulation, *IEEE Transactions Biomed. Engineering*, Vol. 38, No. 12, pp. 1224–1234, doi: 10.1109/10.137288
- [6] T. Watanabe, T. Matsudaira, K. Kurosawa, T. Fujii, R. Futami, N. Hoshimiya, and M. Ichie. (2002), Wrist joint control by multichannel closed-loop FES system: System improvement and first clinical test, in *Proc. 7th IFESS, Ljubljana, Slovenia*, pp. 265–267,
- [7] T. Watanabe, K. Iibuchi, K. Kurosawa, and N. Hoshimiya. (2002), A method of multichannel PID control of 2-degree of freedom of wrist joint movements by functional electrical stimulation, *Trans. IEICE*, Vol. J85-D-II, pp. 319–328,
- [8] L. A. Bernotas, P. E. Crago, and H. J. Chizeck. (1987), Adaptive control of electrically stimulated muscle, *IEEE Transactions Biomed. Engineering*, Vol. 34, No. 2, pp. 140–147, doi: 10.1109/TBME.1987.326038
- [9] J. R. Buckett, P. H. Peckham, G. B. Thrope, S. D. Braswell, and M. W. Keith. (1988), A flexible, portable system for neuromuscular stimulation in

- the paralyzed upper extremity, *IEEE Transactions Biomed. Engineering*, Vol. 35, No. 11, pp. 897–904, doi: 10.1109/10.8669
- [10] M. Rakos, B. Freudenshu β , W. Girsch, C. Hofer, J. Kaus, T. Meiners, T. Paternostro, and W. Mayr. (1999), Electromyogram-controlled functional electrical stimulation for treatment of the paralyzed upper extremity, *Arti. Organs*, Vol. 23, No. 11, pp. 466–469,
- [11] N. Hoshimiya, A. Naito, M. Yajima, and Y. Handa. (1989), A multichannel FES system for the restoration of motor function in high spinal cord injury patients: A respiration-controlled system for multijoint upper extremity, *IEEE Transactions Biomed. Engineering*, Vol. 36, No. 7, pp. 754–760, doi: 10.1109/10.32108
- [12] B. T. Smith, M. J. Mulcahey, and R. R. Betz. (1996), Development of an upper extremity FES system for individuals with C4 tetraplegia, *IEEE Transactions Rehabilitation Engineering*, Vol. 4, No. 12, pp. 264–270, doi: 10.1109/86.547926
- [13] P. H Veltink, H. J. Chizeck, P. E. Crago, and A. El-Bialy. (1992), Nonlinear joint angle control for artificially stimulated muscle, *IEEE Transactions Biomed. Engineering*, Vol. 39, No. 4, pp. 368–380, doi: 10.1109/10.126609
- [14] M. Ferrarin, F. Palazzo, R. Riener, and J. Quintern. (2001), Model-based control of FES-induced single joint movements, *IEEE Transactions Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, Vol. 9, No. 9, pp. 245–257, doi: 10.1109/7333.948452
- [15] L. J. Miller, P.H. Peckham, and M.W. Keith. (1989), Elbow extension in the C5 quadriplegic using functional neuromuscular stimulation, *IEEE Transactions Biomed. Engineering*, Vol. 36, No. 6, pp. 771–780, doi: 10.1109/10.32110
- [16] P. E. Crago, J. T. Mortimer, and P. H. Peckham. (1980), Closed-loop control of force during electrical stimulation of muscle, *IEEE Transactions Biomed. Engineering*, Vol. 27, No. 6, pp. 306–312, doi: 10.1109/TBME.1980.326738
- [17] H. J. Chizeck, P. E. Crago, and L. S. Kofman. (1980), Robust closed-loop control of isometric muscle force using pulsedwidth modulation, *IEEE Transactions Biomed. Engineering*, Vol. 35, No. 7, pp. 510–517, doi: 10.1109/10.4579
- [18] H. J. Chizeck, P. E. Crago, and L. S. Kofman. (1997), Closed-loop wrist stabilization in C4 and C5 tetraplegia, *IEEE Transactions Rehabilitation Engineering*, Vol. 5, No. 9, pp. 244–252, doi: 10.1109/86.623016

- [19] G. F. Wilhere, P. E. Crago, and H. J. Chizeck. (1985), Design and evaluation of a digital closed-loop controller for the regulation of muscle force by recruitment modulation, *IEEE Transactions Biomed. Engineering*, Vol. 32, No. 9, pp. 668–676, doi: 10.1109/TBME.1985.325584
- [20] Kenji Kurosawa, Ryoko Futami, Takashi Watanabe, Nozomu Hoshimiya. (2005), Joint Angle Control by FES Using a Feedback Error Learning Controller, *IEEE Transactions Rehabilitation Engineering*, Vol. 13, No. 3, pp. 359–371, doi: 10.1109/TNSRE.2005.847355
- [21] N. Lan, H.-Q. Feng, and P. E. Crago. (1994), Neural network generation of muscle stimulation patterns for control of arm movements, *IEEE Transactions Rehabilitation Engineering*, Vol. 2, No. 12, pp. 213–224, doi: 10.1109/86.340877
- [22] M. M. Adamczyk and P. E. Crago. (2000), Simulated feedforward neural network coordination of hand grasp and wrist angle in a neuroprosthesis, *IEEE Transactions Rehabilitation Engineering*, Vol. 8, No. 12, pp. 297–304, doi: 10.1109/86.867871
- [23] M. Ianno, M. Ferrarin, A. Pedrocchi, and G. Ferrigno. (2002), A neuro-adaptive control system for knee joint movements during quadriceps electrical stimulation, in *Proc. 7th IFESS, Ljubljana, Slo-venia*, pp. 304–306,
- [24] G.-C. Chang, J.-J. Luh, G.-D. Liao, J.-S. Lai, C.-K. Cheng, B.-L. Kuo, and T.-S. Kuo. (1997), A neuro-control system for the knee joint position control with quadriceps stimulation, *IEEE Transactions Rehabilitation Engineering*, Vol. 5, No. 3, pp. 2–11, doi: 10.1109/86.559344
- [25] H. Qi, D. J. Tyler, and D. M. Durand. (1999), Neurofuzzy adaptive controlling of selective stimulation for FES: A case study, *IEEE Transactions Rehabilitation Engineering*, Vol. 7, No. 6, pp. 183–192, doi: 10.1109/86.769409
- [26] A. Kostov, B. J. Andrews, D. B. Popovic, R. B. Stein, and W. W. Armstrong. (1995), Machine learning in control of functional electrical stimulation systems for locomotion, *IEEE Transactions Biomed. Engineering*, Vol. 42, No. 6, pp. 541–551, doi: 10.1109/10.387193
- [27] S. Jonic, T. Jankovic, V. Gajic, and D. Popovic. (1999), Three machine learning techniques for automatic determination of rules to control locomotion, *IEEE Transactions Biomed. Engineering*, Vol. 46, No. 3, pp. 300–310, doi: 10.1109/10.748983

- [28] J. J. Abbas and H. J. Chizeck. (1995), Neural network control of functional neuromuscular stimulation systems: Computer simulation studies, *IEEE Transactions Biomed. Engineering*, Vol. 42, No. 11, pp. 1117–1127, doi: 10.1109/10.469379
- [29] E. C. Sites and J. J. Abbas. (2000), Sensitivity and versatility of an adaptive system for controlling cyclic movements using functional neuromuscular stimulation, *IEEE Transactions Biomed. Engineering*, Vol. 47, No. 9, pp. 1287–1292, doi: 10.1109/10.867965
- [30] Gustavo P. Braz, Michael Russold, Glen M. Davis. (2009), Functional Electrical Stimulation Control of Standing and Stepping After Spinal Cord Injury: A Review of Technical Characteristics, *Neuromodulation: Technology at the Neural Interface*, Vol. 12, No. 3, pp 180–190, doi: 10.1111/j.1525-1403.2009.00213.x
- [31] Chaplin E. (1996), Functional neuromuscular stimulation for mobility in people with spinal cord injuries. The Parastep I System. *J Spinal Cord Med* , Vol. 19, No. 2, pp 99–105,
- [32] Brissot R., Gallien P., Le Bot MP., Beaubras A., Laisne D., Beillot J., Dassonville J. (2000), Clinical Experience With Functional Electrical Stimulation-Assisted Gait With Parastep in Spinal Cord?Injured Patients, *Spine*, Vol. 25, No. 4, pp 501–508,
- [33] Popovic DB, Stein RB, Jovanovic KL, Dai R, Kostov A, Armstrong W.W. (1993), Sensory nerve recording for closed-loop control to restore motor functions, *IEEE Trans Biomed Eng*, Vol. 40, No. 10, pp 1024–1031, doi: 10.1109/10.247801
- [34] P. R. Juul, M. Ladouceur, K. D. Nielsen. (2000), Coding of lower limb muscle force generation in associated EEG movement related potentials: preliminary studies toward a feed-forward control of FES-assisted walking, *Proceedings of the IFESS 2000: the 10th annual conference of the International Functional Electrical Stimulation Society.*, Aalborg University Press, pp 335–337,
- [35] Chesler NC., Durfee WK. (1997), Surface EMG as a fatigue indicator during FES-induced isometric muscle contractions, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, Vol. 7, No. 1, pp 27–37, doi: [http://dx.doi.org/10.1016/S1050-6411\(96\)00016-8](http://dx.doi.org/10.1016/S1050-6411(96)00016-8),
- [36] Ross Davis, Thierry Houdayer, Brian Andrews, Andrew Barriskill. (2001), Paraplegia: Prolonged Standing Using Closed-Loop Functional Electrical

- Stimulation and Andrews Ankle-Foot Orthosis, *Artificial Organs*, Vol. 23, No. 5, pp 418–420, doi: 10.1046/j.1525-1594.1999.06368.x,
- [37] Petrofsky JS, Phillips CA. (1985), Closed-loop control of movement of skeletal muscle, *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, Vol. 13, No. 1, pp 35-96,
- [38] Andrews BJ. (1989), Rule-based control of a hybrid FES orthosis for assisting paraplegic locomotion, *Automedica*, Vol. 11, pp 175-199,
- [39] B.J. Andrews, R.H. Baxendale, R. Barnett, G.F. Phillips, T. Yamazaki, J.P. Paul, P.A. Freeman. (2006), Hybrid FES orthosis incorporating closed loop control and sensory feedback, *Journal of Biomedical Engineering*, Vol. 10, No. 2, pp 189–195, doi:10.1016/0141-5425(88)90099-4,
- [40] Stanic, U. (1974), Closed-Loop Positioning of Hemiplegic Patient's Joint by Means of Functional Electrical Stimulation, *IEEE Trans Biomed Eng*, Vol. 21, No. 5, pp 365–370, doi:10.1109/TBME.1974.324405,
- [41] Veltink, P.H. , Chizeck H.J., Crago P.E., El-Bialy A. (1992), Nonlinear joint angle control for artificially stimulated muscle, *IEEE Trans Biomed Eng*, Vol. 39, No. 4, pp 368-380, doi:10.1109/10.126609
- [42] Jeffrey Winslow, Patrick L. Jacobs, Dejan Tepavac. (2003), Fatigue compensation during FES using surface EMG, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, Vol. 13, No. 6, pp 555–568, doi:10.1016/S1050-6411(03)00055-5,
- [43] Abbas, J.J. ,Triolo, R.J. (1997), Experimental evaluation of an adaptive feed-forward controller for use in functional neuromuscular stimulation systems, *IEEE Trans Rehabil Eng*, Vol. 5, No. 1, pp12–22, doi:10.1109/86.559345,
- [44] FeldmanAG. (1986), Once more on the equilibrium-point hypothesis (λ model) for motor control, *J Mot Behav*, Vol. 18, pp. 17–54,
- [45] T. Iimura, K. Inoue, H. T. T. Pham, H. Hirai, and F. Miyazaki. (2011), Decomposition of Limb Movement based on Muscular Coordination during Human Running, *J. Advanced Computational Intelligence and Intelligent Informatics*, Vol. 15, No. 8, pp. 980–987,
- [46] Yohei Ariga, Hang T. T. Pham, Mitsunori Uemura, Hiroaki Hirai, and Fumio Miyazaki. (2012), Novel Equi-librium-Point Control of Agonist-Antagonist System with Pneumatic Artificial Muscles, *Ro-botics and Automation (ICRA), 2012 IEEE In-ternational Conference*, pp. 1470–1475,

- [47] Hang Pham, Yohei Ariga, Kenta Tominaga, Takanori Oku, Kanna Nakayama, Mitsunori Uemura, Hiroaki Hirai, and Fumio Miyazaki. (2014), Extraction and Implementation of Muscle Synergies in Neuro-mechanical Control of Upper Limb Movement, *Advanced Robotics*, Vol. 28, No. 5,
- [48] Anthony M. Jarc, Max Berniker, and Matthew C. Tresch. (2013), FES Control of Isometric Forces in the Rat Hindlimb Using Many Muscles, *IEEE Transactions Biomed. Engineering*, Vol. 60, No. 5, pp. 1422–1430, doi: 10.1109/TBME.2013.2237768
- [49] Kazuhiro Matsui, Yasuo Hishii, Kazuya Maegaki, Yuto Yamashita, Mitsunori Uemura, Hiroaki Hirai and Fumio Miyazaki. (2013), Equilibrium-point control of human elbow-joint movement under isometric environment by using multichannel functional electrical stimulation, *Frontiers in Neuroscience*, doi: 10.3389/fnins.2014.00164
- [50] R. Riener, T. Nef, G. Colombo. (2005), Robot-aided neurorehabilitation of the upper extremities, *Medical & Biological Engineering & Computing*, Vol. 43, Issue 1, pp 2-10,
- [51] Lynne R. Sheffler, John Chae. (2007), Neuromuscular electrical stimulation in neurorehabilitation, *Article first published online*, Vol. 35, Issue 5, pp 562-590, doi: 10.1002/mus.20758
- [52] Thomas S. Buchanan, David G. Lloyd, Kurt Manal and Thor F. Besier. (2007), Neuromusculoskeletal Modeling:Estimation of Muscle Forces and Joint Moments and Movements From Measurements of Neural Command, *JOURNAL OF APPLIED BIOMECHANICS*, Vol. 20, Issue 4, pp 367-395,
- [53] 菱井康生. (2012) 「機能的電気刺激によるヒトの肘関節制御モデルの導出と評価」, 大阪大学大学院基礎工学研究科修士論文,
- [54] Anthony M. Jarc, Max Berniker, and Matthew C. Tresch. (2013), FES Control of Isometric Forces in the Rat Hindlimb Using Many Muscles, *IEEE Transactions Biomed. Engineering*, Vol. 60, No. 5, pp. 1422-1430, doi:10.1109/TBME.2013.2237768

謝辞

本研究を進める際に、研究の方向性、内容についてや、投稿論文のご確認、ご指摘、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、御礼を申し上げます。

副査の和田成生教授、野村泰伸教授、信州大学学術研究院繊維学系の西川敦教授には、予備審査、副査を通して適切なご指摘、また励ましの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、植村充典助教には、論文投稿の際適切なご指摘、アドバイスを賜り、また学会参加の際のご同行や、論文採択時の手続きなどでお忙しい中多大なご助力をいただきました。本当にありがとうございます。

同研究室の後輩で、同じ研究グループに所属します、山下雄人氏、前垣和也氏、Pipatthana Phatiwuttipat 氏、黒岩晃氏、長川祐磨氏は、実験を行う際に多大なるご協力をいただきました。また、週一回電話会議にて参加させていただいたミーティングでは、闊達な意見交換ができ、非常に有意義な時間を持てました。ありがとうございます。

また、社会人ドクターとして進学することを認めていただき、就業しながらの研究生活を応援、支えてくださったオムロンヘルスケア株式会社の上長、同僚の皆様には、お忙しい中、私が研究で不在になる際などのフォローをいただき深く感謝申し上げます。

最後に、業務で毎日帰りも遅く、帰ってからも、休みの日も研究ばかりでも、暖かく見守ってくれ、支えてくれた妻に感謝を伝えたいと思います。

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ればと考えております。

本当にありがとうございます。

平成27年1月 松居 和寛

研究業績

学術論文（査読あり）

- Kazuhiro Matsui, Yasuo Hishii, Kazuya Maegaki, Yuto Yamashita, Mitsunori Uemura, Hiroaki Hirai and Fumio Miyazaki, (2013), Equilibrium-point control of human elbow-joint movement under isometric environment by using multichannel functional electrical stimulation, *Frontiers in Neuroscience*, doi: 10.3389/fnins.2014.00164
- 松居 和寛, 菱井 康生, 前垣 和也, 山下 雄人, 植村 充典, 平井 宏明, 宮崎 文夫, (2014), 多チャンネル型機能的電気刺激によるヒト肘関節運動の平衡点制御～等尺性環境下における検証～, *計測自動制御学会論文集*, Vol. 50, No. 11 p. 755-762
- 松居 和寛, 前垣 和也, 山下 雄人, 植村 充典, 平井 宏明, 宮崎 文夫, (2014), 水平面肘関節運動における非拘束環境下への拡張を目的とした 2 c h 型機能的電気刺激 (FES) 平衡点制御モデルの解析, *生体医工学* (採択済み, 掲載号未定),

学会発表

国際学会

- Yuto Yamashita, Kazuya Maegaki, Kazuhiro Matsui, Takanori Oku, Kanna Uno, Keitaro Koba, Pipatthana Phatiwuttipat, Kenta Murakami, Mitsunori Uemura, Hiroaki Hirai, Fumio Miyazaki, (2014), 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*, October 22-24, 2014, San Antonio, Texas, USA

国内学会

- 松居 和寛, 菱井 康生, 植村 充典, 平井 宏明, 宮崎 文夫, (2012), 多チャンネル型機能的電気刺激によるヒト肘関節運動の平衡点制御, 第13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
- 松居和寛, 前垣和也, 山下雄人, 植村充典, 平井宏明, 宮崎文夫, (2014), 非拘束環境下における多チャンネル型機能的電気刺激(FES)による平衡点制御モデルの解析, 生体医工学シンポジウム 2014
- 宇野かんな, 富永健太, 奥貴紀, 松居和寛, 植村充典, 平井宏明, 宮崎文夫, (2013), 多様なヒト上肢運動間で共通する筋協調パターンの抽出, 日本ロボット学会学術講演会予稿集

受賞

- SI2012 優秀講演, 松居 和寛, 菱井 康生, 植村 充典, 平井 宏明, 宮崎 文夫, 多チャンネル型機能的電気刺激によるヒト肘関節運動の平衡点制御,