

片麻痺肩屈曲・肘伸展リハビリのための  
上肢運動選択拘束機構と運動計測・多種促通刺激制御  
システムの研究

Research on Motion Sensing and Multiple Facilitative Stimulus  
Control System and Selective Arm-DOF Constrainable Mechanism  
for Hemiplegic Shoulder Flexion and Elbow Extension Rehabilitation

2017年3月

谷口 康太郎

# 目次

概要	1
第1章 緒言	1
1.1 研究背景	1
1.2 上肢（肩～前腕）の運動自由度	2
1.3 共同運動	2
1.4 促通反復療法	5
1.4.1 筋の伸張反射	5
1.4.2 促通反復療法の理論	6
1.4.3 随意運動を促す促通刺激について	7
1.5 片麻痺上肢リハビリに関する従来の研究	9
1.6 片麻痺リハビリにおける上肢運動選択拘束機構の必要性	10
1.7 上肢運動選択拘束機構を用いた徒手的神経筋電気刺激の介入効果について	10
1.8 研究の目的	11
第2章 上肢運動選択拘束機構の提案	12
2.1 はじめに	12
2.2 上肢訓練時の選択拘束の目的	12
2.2.1 肩関節の屈曲運動訓練について	12
2.2.2 肩関節屈曲の促通反復療法の徒手訓練手順	13
2.3 肘関節の伸展運動訓練について	14
2.3.1 肘関節伸展の促通反復療法の徒手訓練手順	14
2.4 上肢運動選択拘束機構の要求仕様	18
2.5 上肢運動選択拘束機構の機構原理	18
2.6 上肢運動選択拘束機構を用いた訓練方法	20
2.6.1 肘関節の伸展・屈曲	20
2.6.2 肩関節の伸展・屈曲	23

---

2.7	上肢運動選択拘束機構の試作	25
2.7.1	装置の改良	25
2.8	まとめ	26
<b>第3章</b>	<b>訓練運動計測システムの提案</b>	<b>28</b>
3.1	はじめに	28
3.2	訓練運動計測システムの概要	28
3.3	訓練運動と計測方法の提案	30
3.4	訓練運動計測実験	30
3.5	訓練運動評価方法の提案	31
3.6	まとめ	32
<b>第4章</b>	<b>促通刺激制御システムの提案と実証実験</b>	<b>33</b>
4.1	はじめに	33
4.2	促通刺激制御システムの概要	33
4.2.1	電気刺激スイッチング回路について	33
4.2.2	促通刺激介入のタイミングと刺激時間	35
4.3	電気刺激を用いたシステムの動作実験	36
4.3.1	実験方法	36
4.3.2	実験結果	36
4.4	システムを用いた訓練実験	38
4.4.1	電気刺激条件	38
4.4.2	訓練方法および評価方法	39
4.4.3	実験1	39
4.4.4	実験2	46
4.5	まとめ	50
<b>第5章</b>	<b>提案リハビリシステムの臨床研究</b>	<b>51</b>
5.1	実験条件	51
5.1.1	電気刺激電極と振動子の刺激位置と条件	51
5.1.2	促通刺激の介入のタイミングと刺激時間	51
5.2	訓練方法および評価方法	53
5.3	実験の概要	53
5.4	実験1	55

---

5.4.1	実験1の目的	55
5.4.2	実験1方法	55
5.4.3	実験1の結果	55
5.5	実験2	59
5.5.1	実験2の目的	59
5.5.2	実験2の方法	59
5.5.3	実験2の結果	59
5.6	実験3	69
5.6.1	実験3の目的	69
5.6.2	実験3の方法	69
5.6.3	実験3の結果	69
5.7	実験4	80
5.7.1	実験4の目的	80
5.7.2	実験4の方法	80
5.7.3	実験4の結果	80
5.8	まとめ	87
<b>第6章 結言</b>		<b>88</b>
<b>参考文献</b>		<b>90</b>
<b>謝辞</b>		<b>94</b>
<b>付録</b>		<b>96</b>
A.1	研究発表リスト	96
A.2	受賞歴	99
A.3	競争的資金採択実績	100

# 目 次

1.1	DOF of human's elbow . . . . .	3
1.2	DOF of human's shoulder . . . . .	3
1.3	DOF of human's scapula . . . . .	4
1.4	Stretch reflex [18] . . . . .	6
2.1	Muscle of shoulder flexion [17] . . . . .	13
2.2	Repetitive facilitation exercises for shoulder flexion [19] . . . . .	15
2.3	Muscle of elbow extension [17] . . . . .	16
2.4	Repetitive facilitation exercises for elbow extension [19] . . . . .	17
2.5	Appearance of the proposed device . . . . .	19
2.6	Enlarged view of the shoulder joint mechanism . . . . .	19
2.7	Movement of training for elbow extension-flexion . . . . .	21
2.8	Enlarged view of the elbow joint mechanism . . . . .	21
2.9	Mechanism for elbow . . . . .	22
2.10	Movement of training for shoulder flexion-extension . . . . .	23
2.11	Enlarged view of mechanism for shoulder extension-flexion . . . . .	24
2.12	Area of rotation center axis . . . . .	24
2.13	Prototype of selective arm-DOF constrainable mechanism . . . . .	25
2.14	Improvement of selective arm-DOF constrainable mechanism . . . . .	27
3.1	Measuring system configuration . . . . .	29
3.2	Overview of measuring system . . . . .	29
3.3	Sensing result of elbow joint . . . . .	30
3.4	Sensing result of shoulder joint . . . . .	31
3.5	Definition of parameters for evaluations . . . . .	31
4.1	Measuring and stimulation control system configuration . . . . .	34
4.2	Overview of measuring and stimulation control system . . . . .	34

---

4.3	Timing and duration of facilitative stimulations . . . . .	35
4.4	Sensing result of elbow joint with NMES(17 [mA]) . . . . .	36
4.5	Sensing result of elbow joint with NMES(20 [mA]) . . . . .	37
4.6	Sensing result of elbow joint with NMES(23 [mA]) . . . . .	37
4.7	Electrode place for NMES . . . . .	38
4.8	Results of elbow with NMES (16 [mA]) . . . . .	40
4.9	Results of elbow with NMES (18 [mA]) . . . . .	41
4.10	Results of elbow with NMES (20 [mA]) . . . . .	41
4.11	Results of elbow with NMES (22 [mA]) . . . . .	42
4.12	Results of elbow with NMES (24 [mA]) . . . . .	42
4.13	Results of shoulder with NMES (16 [mA]) . . . . .	43
4.14	Results of shoulder with NMES (18 [mA]) . . . . .	43
4.15	Results of shoulder with NMES (20 [mA]) . . . . .	44
4.16	Results of shoulder with NMES (22 [mA]) . . . . .	44
4.17	Results of shoulder with NMES (24 [mA]) . . . . .	45
4.18	Results of subject A . . . . .	46
4.19	Results of subject B . . . . .	47
4.20	Results of subject C . . . . .	47
4.21	Results of subject D . . . . .	47
4.22	Results of subject E . . . . .	48
4.23	Results of subject F . . . . .	48
4.24	Results of subject G . . . . .	48
4.25	Results of subject H . . . . .	49
4.26	Results of subject I . . . . .	49
4.27	Results of subject J . . . . .	49
5.1	Stimulating Points of SES and Vibration . . . . .	52
5.2	Timing and duration of the SES and the vibratory stimulation . . . . .	52
5.3	Appearance of clinical training . . . . .	54
5.4	Result of maximal angular velocity on shoulder training of subject A . . . .	56
5.5	Result of average angular velocity on shoulder training of subject A . . . .	57
5.6	Result of maximal angular velocity on shoulder training of subject B . . . .	57
5.7	Result of average angular velocity on shoulder training of subject B . . . .	58

---

5.8	Result of maximal angular velocity on shoulder training of subject B . . . .	61
5.9	Result of average angular velocity on shoulder training of subject B . . . .	61
5.10	Result of maximal angular velocity on elbow training of subject C . . . . .	62
5.11	Result of average angular velocity on elbow training of subject C . . . . .	62
5.12	Result of maximal angular velocity on shoulder training of subject C . . . .	63
5.13	Result of average angular velocity on shoulder training of subject C . . . .	63
5.14	Result of maximal angular velocity on elbow training of subject D . . . . .	64
5.15	Result of average angular velocity on elbow training of subject D . . . . .	64
5.16	Result of maximal angular velocity on shoulder training of subject D . . . .	65
5.17	Result of average angular velocity on shoulder training of subject D . . . .	65
5.18	Result of maximal angular velocity on elbow training of subject E . . . . .	66
5.19	Result of average angular velocity on elbow training of subject E . . . . .	66
5.20	Result of maximal angular velocity on shoulder training of subject E . . . .	67
5.21	Result of average angular velocity on shoulder training of subject E . . . .	67
5.22	Result of maximal angular velocity on shoulder training of subject F . . . .	68
5.23	Result of average angular velocity on shoulder training of subject F . . . .	68
5.24	Result of maximal angular velocity on elbow training of subject G . . . . .	71
5.25	Result of average angular velocity on elbow training of subject G . . . . .	71
5.26	Result of maximal angular velocity on shoulder training of subject G . . . .	72
5.27	Result of average angular velocity on shoulder training of subject G . . . .	72
5.28	Result of maximal angular velocity on shoulder training of subject H . . . .	73
5.29	Result of average angular velocity on shoulder training of subject H . . . .	73
5.30	Result of maximal angular velocity on elbow training of subject I . . . . .	74
5.31	Result of average angular velocity on elbow training of subject I . . . . .	74
5.32	Result of maximal angular velocity on shoulder training of subject E . . . .	75
5.33	Result of average angular velocity on shoulder training of subject E . . . .	75
5.34	Result of maximal angular velocity on elbow training of subject J . . . . .	76
5.35	Result of average angular velocity on elbow training of subject J . . . . .	76
5.36	Result of maximal angular velocity on shoulder training of subject J . . . .	77
5.37	Result of average angular velocity on shoulder training of subject J . . . .	77
5.38	Result of maximal angular velocity on elbow training of subject G . . . . .	78
5.39	Result of average angular velocity on elbow training of subject G . . . . .	78
5.40	Result of maximal angular velocity on shoulder training of subject G . . . .	79

---

5.41	Result of average angular velocity on shoulder training of subject G . . . .	79
5.42	Results on elbow training of subject K . . . . .	82
5.43	Results on shoulder training of subject K . . . . .	82
5.44	Results on elbow training of subject L . . . . .	83
5.45	Results on shoulder training of subject L . . . . .	83
5.46	Results on elbow training of subject M . . . . .	84
5.47	Results on shoulder training of subject M . . . . .	84
5.48	Results on elbow training of subject N . . . . .	85
5.49	Results on shoulder training of subject N . . . . .	85
5.50	Results on elbow training of subject O . . . . .	86
5.51	Results on shoulder training of subject O . . . . .	86

# 表 目 次

2.1	Specifications of device . . . . .	20
5.1	Details of subjects on experiments 1 . . . . .	55
5.2	Results of between pre-test and post-test on experiments 1 . . . . .	56
5.3	Details of subjects on experiments 2 . . . . .	60
5.4	Results of between pre-test and post-test on experiments 2 . . . . .	60
5.5	Details of subjects on experiments 3 . . . . .	70
5.6	Results of between pre-test and post-test on experiments 3 . . . . .	70
5.7	Details of subjects on experiments 4 . . . . .	81
5.8	Results of between pre-test and post-test on experiments 4 . . . . .	81
6.1	競争的資金採択実績 . . . . .	100

## 概要

本論文は脳卒中片麻痺有病者を対象とする肘伸展と肩屈曲の共同運動の分離訓練用機構と、その訓練効果を評価する運動計測システム、さらに訓練効果を高める多種促進刺激制御システムの開発と訓練手法の提案を行い、それらの臨床応用に関する研究についてまとめたものである。提案装置は仰臥位の訓練姿勢で麻痺上肢の重力を軽減して共同運動を積極的に利用し、肘又は肩の屈伸以外の運動を拘束して分離訓練しながら、電気刺激・振動刺激を加えて刺激効果を計測・刺激制御・評価して促進効果をさらに高め、アクチュエータを使用せずに効果の良い分離訓練とその評価を実現した。そして、臨床研究によって即時的訓練効果の有効性を示した。提案装置はモータ不要のため安全性と経済性も高く、なおかつ有効性と利便性も兼備する。本研究では、まず共同運動分離訓練用の上肢運動選択拘束機構原理を提案し、機構を試作した。そして、提案装置訓練用の計測・評価システムを考案し、得られた運動情報から最適な促進刺激の介入制御を行いながら分離訓練を促すシステムを提案した。さらに、提案装置を用いて電気刺激条件を変えながら健常ボランティアの訓練を行い、効果の良い電気刺激手法を提案・確立している。最終的には、振動刺激、電気刺激、電気・振動組合せ刺激を用いた訓練手法を考案し、さらに片麻痺ボランティアの訓練を行い、電気・振動刺激手法の即時的訓練効果が有意に確認され、提案装置訓練の有効性・有用性を示している。本論文は6章から構成され、以下にその概略を示す。

第1章では、本研究の背景について我が国や世界における介護や医療的側面から現状の社会的問題点について触れて脳卒中リハビリテーションの重要性を述べ、先行研究における課題を挙げ、本研究の動機を述べた。さらに本研究において重要な理学療法や生理学の理論の観点から促進反復療法の原理を解析し、共同運動の分離訓練における共同運動からの分離運動を誘導するために非目的運動を拘束することの必要性を述べ、さらに分離運動を促すための電気刺激や振動刺激の有効性について説明し、本研究の目的を述べた。

第2章では、共同運動分離訓練用の上肢運動選択拘束機構の原理の提案と機構の試作について述べた。提案装置を用いて麻痺上肢の重力を軽減し、目的訓練以外の運動自由度を拘束することで不随意運動を抑え、麻痺上肢の共同運動を積極的に利

---

用しながら目的の随意運動のみを導き出すことにより、モータによる他動運動や療法士の介助無しに共同運動分離訓練の実現可能性を示した。

第3章では、提案装置訓練用の計測・評価システムを考案し、製作したシステムの構成や動作実験について述べた。訓練計測・評価システムによって、肩屈曲と肘伸展の訓練運動時の関節角度と角速度を時系列データとして記録し、訓練後に評価する方法を提案した。訓練関節角速度の最大値を訓練運動の俊敏さを図る評価指標として採用し、訓練効果の定量的な評価の実現性を示した。

第4章では、第3章で提案した上肢運動選択拘束機構を用いた訓練運動計測・評価システムに促通刺激制御機能を追加し、訓練運動を計測しながら訓練肢の運動角度に応じて促通刺激の介入タイミングと持続時間の制御を可能にする訓練システムを提案・製作した。動作実験では実際に健常ボランティアに対して電気刺激条件を変えながら訓練を行い、効果の良い電気刺激手法を提案・確立した。

第5章では振動刺激，電気刺激，電気・振動組合せ刺激を用いた訓練手法を考案し，さらに片麻痺ボランティアの訓練を行い，電気・振動刺激手法の有意な即時訓練効果を確認した。また，評価手法についても訓練関節の俊敏さの指標となる最大運動角速度だけでなく，運動のスムーズさを表すことができる平均運動角速度の指標を用いることで，訓練前後の運動の俊敏さだけでなくスムーズさについても評価を行い，各指標の評価値の有意な向上が確認され，提案装置の有効性・有用性を示した。

第6章では，本研究の結論を総括した。

# 第1章 緒言

## 1.1 研究背景

現在，日本では年間約30万人が新たに脳卒中となり，脳卒中総患者数は300万人を超える数に達していると推定され[1]，世界的に見ても2010年には3300万人を超えていると言われている[2]．また，その発症数，罹病数，障害調整生存年数（Disability-adjusted Life Year, DALY）については，世界全体で高い数値を示し，増加を続けている[3]．DALYとは単なる死亡者数や死亡率のみならず，死亡年齢と障害度を加味した健康指標であり，近年，医療技術が進歩し，急性・感染性疾患から慢性疾患中心へ疾患構造が変化していることから用いられるようになった．脳卒中におけるDALY値が高いということは健康寿命の損失も大きいということを示しており，脳卒中後遺症が社会に与える影響が大きいことが分かる．

脳卒中の後遺症の中でも多い片麻痺は脳に損傷を受け半身に麻痺が発生する症状であり，脳卒中は高齢者の要介護や寝たきりになる主要因となっている．従来は脳に損傷を受けるとその神経細胞は回復せず，麻痺は治癒しないものと考えられてきた．しかし近年，機能回復訓練によって，その周辺の脳神経細胞が死滅した神経細胞の役割を代行し，神経路の迂回路のようなものを形成するようになる「脳の可塑性」があることが分かってきた[4]-[6]．片麻痺は発症から6ヶ月間の間は順調に回復していくが，その時期を過ぎると身体機能の改善があまり見られなくなる．これを通称「6ヶ月の壁」と呼び，従来の関節可動域訓練や麻痺の程度に応じた他動・介助・抵抗の運動及び机上訓練として物品操作訓練等の伝統的通常治療ではこの壁を乗り越えることが出来なかった[10]．脳の可塑性を効果的に引き出し，片麻痺肢の麻痺を改善するためには麻痺肢の運動量を増す必要があるが，医療保険上の制約だけでなく，セラピストの人手が不足し十分に訓練量を増やすことは容易ではない．規定時間内に最大限の効果を得るには効果的な治療法や治療機器の開発が急がれる．促通反復療法（Repetitive Facilitation Exercise, RFE）[6]-[9] [15]は患者が動かそうとする意図と促通手技とのコンビネーションによって随意運動を実現し，集中的に反復訓練することで目的の神経回路，特に運動性下行路を再建，強化する．この促通手技は

治療者の体力的な負担が大きいこと、効果的な促通反復療法は手技の伝承が難しいこと等の課題がある。

脳卒中片麻痺患者の機能回復訓練は日常生活動作（Activities of Daily Living, ADL）や生活の質（Quality of Life, QOL）の向上に直接関係し、特に上肢運動訓練は回復期リハビリテーションにおいて最重要課題である。その中でも肩関節運動による上肢挙上動作や肘関節運動によるリーチング動作の改善も洗顔や更衣等のADLに直結するリハビリテーションとして重要である。したがって、肩や肘の片麻痺の回復を促進する反復訓練支援機器の開発[21][22]が急がれるが、効果的に訓練を行うには、まず片麻痺患者に特有の共同運動から個々の関節の動きを分離させて訓練することが必要である。

## 1.2 上肢（肩～前腕）の運動自由度

Fig. 1.1に示すように肘関節の運動自由度は屈曲・伸展の1自由度であり、肘関節の運動自由度ではないが、前腕は肘を起点として回内・回外の自由度も持つ[17][18]。肘関節の屈曲・伸展を訓練するためには、それ以外の運動自由度を拘束して、肘関節の屈曲と伸展のみ訓練できる機構が必要である。

そして、肩関節は上腕骨と肩甲骨、鎖骨で構成され、肩関節には屈曲・伸展、内転・外転、内旋・外旋、水平屈曲・水平伸展の4自由度の運動自由度があり（Fig. 1.2）[17][18]、これに加えて肩甲骨の動きも挙上・下制、外転・内転、上方回旋・下方回旋、前傾・後傾の4自由度の運動自由度が有る（Fig.1.3）[17][18]。肩関節に対するリハビリテーションの特有の難しさとしてはこのような運動自由度の多さがあげられ、肩関節の屈曲・伸展を訓練するためには、それ以外の運動自由度を拘束して、肩関節の屈曲と伸展のみ訓練できる機構が必要である。

## 1.3 共同運動

脳卒中片麻痺上肢のリハビリテーションによる一般的な回復過程において、「共同運動」という症状が発現する。これは個々の筋肉だけを動かそうとしても、付随する他の筋肉までつられて肩や肘などの上肢の各関節が一緒に動いてしまう症状である。この共同運動を矯正せずに訓練を行っても誤った運動の学習となり、リハビリテーションを妨げる一因となる。分離訓練により共同運動を徐々に分離させていくと単一の関節運動が可能となり、複数の関節を協調させて動かす複合運動（協調運

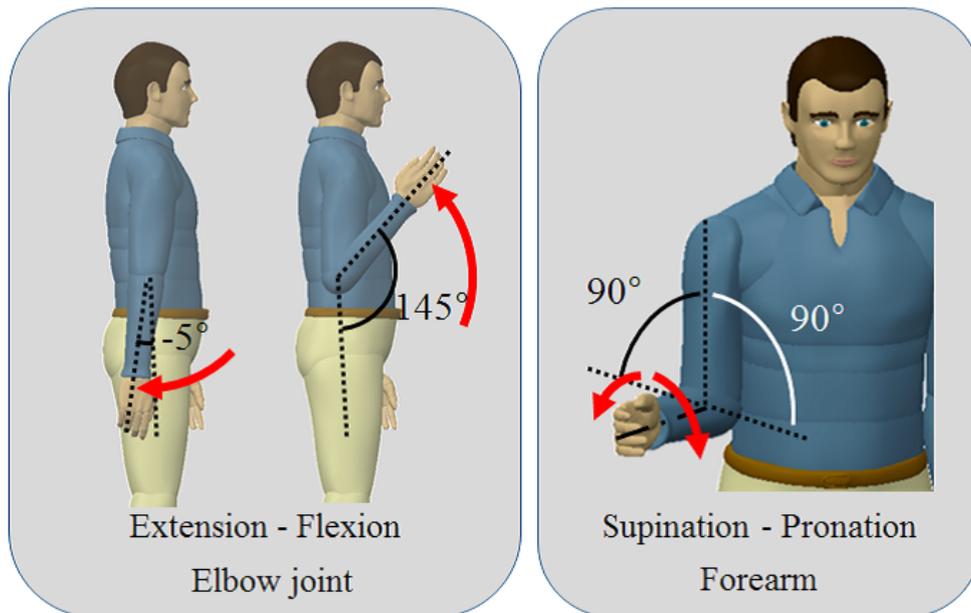


Fig. 1.1: DOF of human's elbow

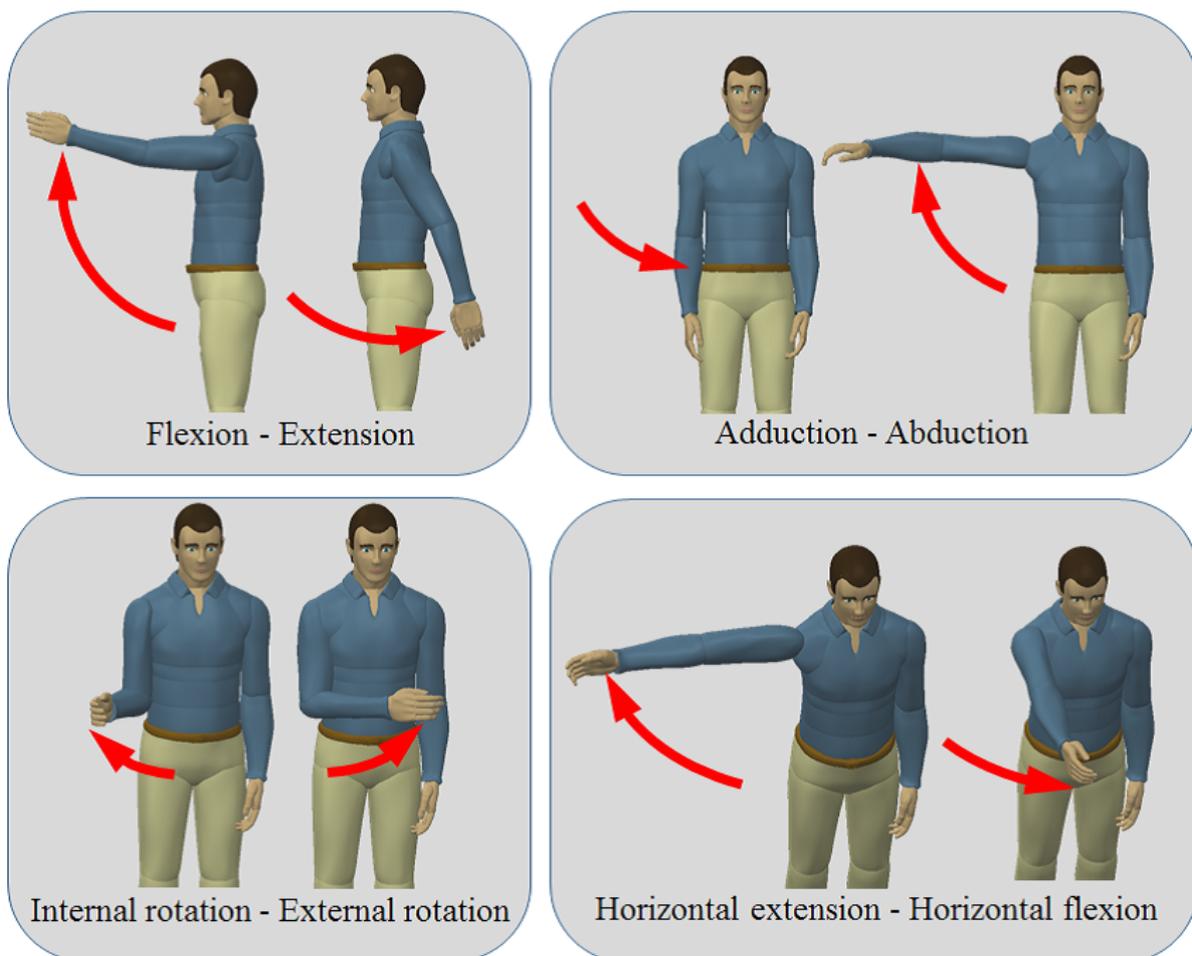


Fig. 1.2: DOF of human's shoulder

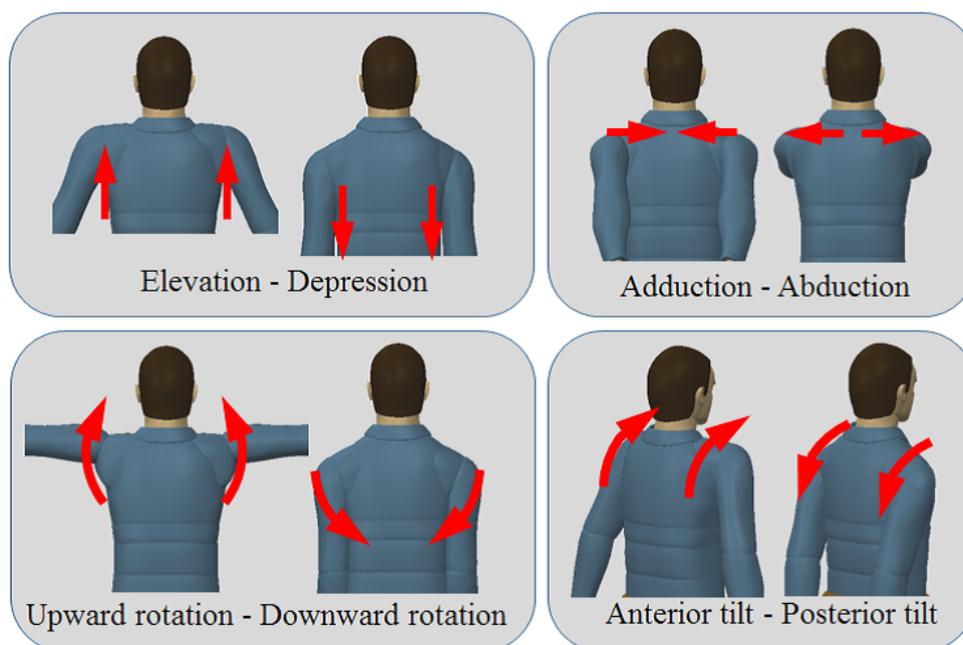


Fig. 1.3: DOF of human's scapula

動)ができるようになると, ほぼ正常な状態へと回復してゆく. つまり, 効果的なりハビリテーションを行う為には, まず共同運動を分離する訓練が重要である.

片麻痺のリハビリテーションの回復度はブルンストロームステージ (Brunnstrom stage : Brs) と呼ばれる評価手法によって6段階に分けられる. ブルンストロームステージは脳卒中の運動麻痺の回復過程を順序により判断するために考案され, 尺度としては順序尺度として用いられ, 麻痺の程度は I~VI のローマ数字で表記される. 以下にリハビリテーションによる片麻痺のブルンストロームステージによる回復度と共同運動の分離過程を示す [24].

Stage I 弛緩性麻痺 (完全麻痺):

反射的にも随意的にも運動・筋収縮がない状態

Stage II 連合反応の出現:

多少の痙縮と随意的におこる筋収縮がみられる

Stage III 共同運動パターンの出現:

個々の関節の動きだけでなく, 共同運動が出現

Stage IV 分離運動の出現:

共同運動が分離しはじめる

Stage V 分離運動の進行:

共同運動が分離し、単一関節運動が自由に可能  
Stage VI さらに分離が進み正常に近づく:

さらに分離が進み、複数の関節の協調運動（複合運動）が可能になり、ほぼ正常な状態に近づく。

## 1.4 促通反復療法

促通反復療法は促通刺激によって目標の神経路を指定して興奮させて訓練者の運動努力による麻痺肢の自動（自らの力で動かす）運動の実現を促し、多数回反復することで神経路が再建・強化される。促通刺激は治療者の他動運動による目的の筋を急に伸長させたりタッピングしたりすることによって引き起される伸張反射（筋が伸長されたときに筋が収縮する反射 [18]）を主に用いる。

### 1.4.1 筋の伸張反射

筋を急激に伸張すると過剰に伸ばされた筋肉が損傷を回避するために収縮する。この収縮は、筋肉の伸展によって生ずる張力を、その筋肉の中にある筋紡錘が感受しておこるものである。この防衛反射を伸張反射と呼び、代表的なものとして脚気検査の際にハンマーで膝蓋靭帯をたたいて誘発する膝蓋腱反射がある。Fig. 1.4に伸張反射の原理を示す [18]。筋紡錘とよばれる感覚受容器から生じた生体信号が、求心性の感覚ニューロン（Ia 感覚ニューロン）から脊髄へ、脊髄から遠心性の運動ニューロン（ $\alpha$  運動ニューロン）へ伝わり、筋を収縮させる。つまり、求心性ニューロンから遠心性ニューロンへ一度しか神経細胞を変えない単シナプス反射である。伸張反射と同時に拮抗筋の収縮は抑制され、伸張反射を助ける。筋紡錘からの情報は脊髄で抑制性の介在ニューロンを介して、伸張反射で収縮する筋の拮抗筋へ向かう  $\alpha$  運動ニューロンの活動を抑制する。伸張反射は筋緊張を持続し、筋の長さを一定に保つように働く等尺性収縮であり、意識せずに姿勢の維持や肢位を保持する役割もある [18]。また、筋緊張が持続されることで筋紡錘により検出された筋の興奮も持続される。

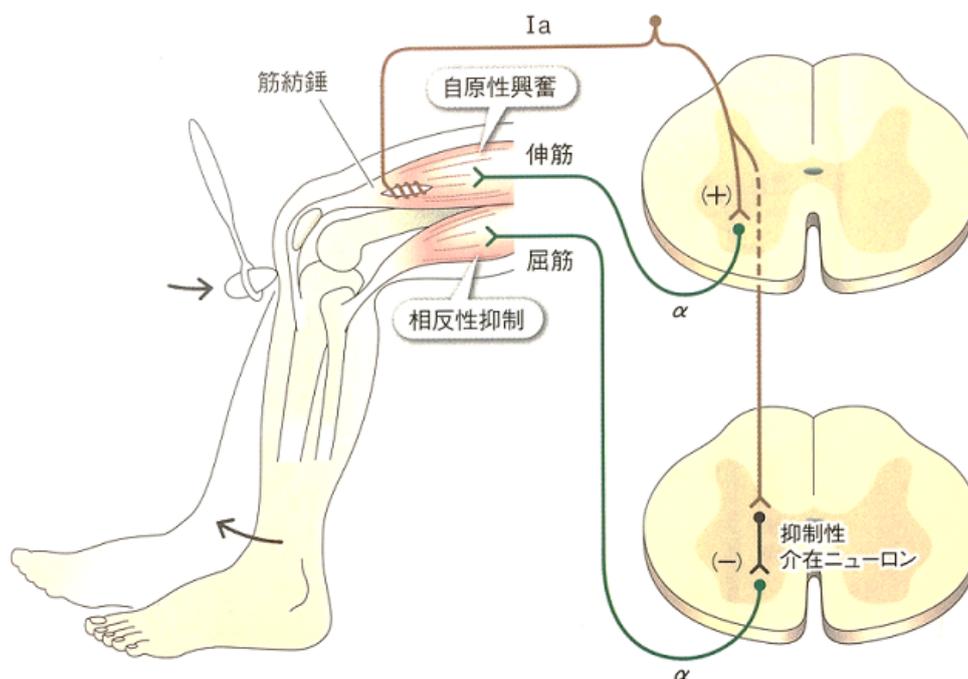


Fig. 1.4: Stretch reflex [18]

### 1.4.2 促通反復療法の理論

片麻痺患者は脳からの信号が途中で途絶えているため、自分で随意的に目的の筋肉を動作させることは困難である。そこで治療者は麻痺肢を素早く動かして筋急伸長促通刺激やタッピングや擦り等の促通手技を患者の麻痺肢に対して行うことで、特定の筋の伸張反射を誘発する。そして、伸張反射により運動性下行路の神経の興奮が高まった瞬間に治療者が口頭で動作を命じることで患者が目標の運動を強く意図し、前頭前野の弱い生体信号でも運動性下行路の神経の興奮が十分に起こり、患者の随意運動を引き出すことができる。この反復動作を根気よく繰り返すことで、脳神経回路を再建・強化を行い、麻痺の回復を促進できる [19]。

上述の訓練において、筋の伸張反射を誘発するために筋が伸ばされる動きなどの外部からの運動を「他動運動」、筋の伸張反射と被訓練者自らの意志による随意運動を「自動運動」と呼ぶ。同時に興奮した回路は結合しやすく、何度も反復することで、興奮を繰り返し伝えた神経回路が強化される。自動運動による訓練の場合では運動意図による弱い前頭前野からの興奮と運動性下行路（目標の神経路）の興奮が同時に起こるが、他動運動による訓練の場合には運動意図が無い場合神経路の興奮は同時に起こらない。したがって、麻痺肢の運動機能回復、つまり脳の可塑性を引き出すためには自動運動による訓練でなければならない。ブルンストロームステージII～IV程度の片麻痺患者の場合には共同運動を共う不随意運動が混在した自動運

動が起こってしまう。分離運動訓練において、不随意運動が交ざったままの訓練では誤った運動学習となってしまうため、目的運動以外の運動自由度を拘束して目的の分離運動に誘導・反復する訓練が必要である。

### 1.4.3 随意運動を促す促通刺激について

促通反復療法では主に筋急伸長促通刺激により伸張反射を引き起こすことで、訓練運動の促通を行うが、これをロボットで実現するためにはモータや人工筋等のアクチュエータによる他動運動を行う必要がある。本研究ではアクチュエータを用いない促通反復訓練装置を実現するため、従来補助的な促通刺激として用いられていた電気刺激や振動刺激を主な促通刺激として用い、訓練の随意的な自動運動を促す。提案する装置では、神経筋電気刺激による運動閾値レベルの低周波電気刺激も利用して目的筋を易収縮状態、つまり易収縮的電気刺激の条件にして、振動刺激も併用することで促通効果を高める。他の研究やロボットスーツを使用する訓練では人工筋やモータ等のアクチュエータによる他動運動の訓練になるが、提案する装置によって患者自身の自動運動による訓練が可能となる。自動運動の訓練では脳の可塑性をより効果的に発揮でき、神経回路の強化を図ることができる。神経筋電気刺激 [16] は正常に収縮できない筋肉の収縮を引き起こしたり、収縮を促す。振動刺激は、痛みを伴うような侵襲性がほとんど無く、筋肉の腱に 90-100 [Hz] 程の振動刺激を与えると緊張性振動反射によって筋肉に収縮が生じる [25]。なお、振動刺激は筋紡錘から求心神経を経て脳へ運動感覚が伝わるが、運動神経への電気刺激自体には脳へ運動感覚が伝わる直接的な作用はない。しかし、筋収縮を伴う神経筋電気刺激は感覚運動領野への脳血流増加が機能的 MRI などで確認されており [26][27]、間接的に脳へ運動感覚を伝える効果はある。脳神経回路を再建・強化するためには運動意図と同時に運動野へ運動感覚のフィードバックが行われることが重要であり、振動刺激や電気刺激は脳卒中片麻痺の運動機能回復に対して有効であると考えられている。本研究では、神経筋電気刺激による運動閾値レベルの低周波電気刺激も利用して目的筋を易収縮状態、つまり易収縮的電気刺激の条件にして、振動刺激も併用することで促通効果を高め、分離訓練目的関節の随意運動の発現を補助する。以下に電気刺激や振動刺激について詳しく述べる。

#### 電気刺激 (Electrical Stimulation, ES)

医療目的で使用される電気刺激は目的によって以下のように種類が分けられる。

1. 治療的電気刺激 (Therapeutic Electrical Stimulation, TES) : 痙性の抑制や鎮痛, 創傷治癒, 随意運動の促通, 関節拘縮や筋萎縮の予防, 筋力増強などの目的として麻痺筋やその周囲の神経・筋に対し電気刺激を行う手法である [37].
  - (a) 神経筋電気刺激 (Neuromuscular Electrical Stimulation, NMES) : 体表面に貼付した電極を介してパルス電流を流すことで筋を収縮させるが, 興奮閾値は筋よりも神経がはるかに小さいため, 筋ではなく筋を支配する運動神経が刺激され, 神経の興奮が筋に伝わって筋が収縮するものである [30].
  - (b) 筋電気刺激 (Electrical Muscle Stimulation, EMS) : 末梢性神経損傷を起こした脱神経筋の萎縮抑制のために, 長いパルス波により体表面に貼付した電極を介してパルス電流を流すことで脱神経筋を収縮させる. 末梢性神経損傷を起こしていない脱神経筋に対する一般的なEMSは厳密には前述のように神経の興奮が筋に伝わって筋が収縮するためNMESである [30].
  - (c) 経皮的電気神経刺激 (Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation, TENS) : 主に知覚神経に対して刺激を加える治療法であり, 低周波治療器がこれにあたる. MelzackとWallらが末梢神経終末あるいは脊髄後索の電気刺激が慢性痛を緩和することを発見し, TENSを考案した. その鎮痛の原理は太い神経細胞を刺激すると細い神経細胞からの弱い信号を抑制できることによる. 痛みのある場所あるいは, そこから痛みを中枢に伝える末梢神経を覆う皮膚の上に対の電極を置いて10-100 [Hz]の比較的高頻度で電気刺激すると鎮痛できる. 末梢神経に原因がある慢性痛には有効である [31].
2. 機能的電気刺激 (FES) : 中枢神経系の障害によって失われた機能を電気刺激によって筋肉を受動的に運動させ、生体機能を代行・代償し、身体機能を補うことを目的としており, 心臓ペースメーカーもその一種である. 片麻痺患者を対象としたリハビリテーションにも用いられており, 表面電極を用いたFESは複雑な運動の再建は困難であり, 1980年代に経皮型埋め込み電極を用いたシステムが開発されているが, 侵襲性が高いといった点が問題となり, 広く普及するには至っていない. 近年では, 侵襲性の低い表面電極を用いた, FESリハビリテーション機器が多く開発されており, その治療効果が注目を集めている. 片麻痺上肢リハビリテーションにおけるFESに関する研究としては, Thrasherらの上肢のリーチング動作と掌握動作に対してFESを導入した臨床研究があり, 7人の慢性期脳卒中患者に対してのみFESを導入した訓練を行っている. 電気刺激の条件はパルス幅0~300 [ $\mu$ s], 周波数40 [Hz], 電気刺激強度は最大限の

収縮をもたらすように10~50 [mA]で調整され、1日45分の訓練を1週間に3日の訓練を12~16週行いった結果、FMA-UEにおいて脳卒中急性期の患者に対しては統計的に運動機能の有意な改善を示したが、慢性期患者においては統計的に有意な変化は見られなかったと報告している [28].

3. 易収縮的電気刺激 (Shrinkable Electrical Stimulation, SES) : 余らが考案した電気刺激手法である。運動閾値より弱い電機刺激により運動性下行路の興奮度を高めておき、弱い生体信号でも筋肉を収縮しやすくする効果がある。易収縮状態とは、電気刺激により筋が完全に収縮し硬直した状態の8割程度のときであり、この状態の時最もリハビリ訓練効果が得られると考えられている [32].

### 緊張性振動反射 (Tonic Vibration Reflex, TVR)

緊張性振動反射とは腱や筋に20 [Hz] から200 [Hz] 程度の振動刺激を与えると、振動刺激を受けた筋肉が収縮を引き起こすと同時に拮抗筋が弛緩して起こる脊髄反射による反射運動である [33]. 振動により筋紡錘が筋の長さや伸張速度の変化によって力を感知することで筋紡錘が発火すると、このとき発火した求心性信号はこの信号が脊髄レベルで直接刺激筋の  $\alpha$  運動ニューロンを発火させる。そのため、振動を与えた直接刺激筋が収縮を起こし、同時にその拮抗筋が弛緩する [34]. 多くの研究や徒手訓練によって緊張性振動反射を起こしやすい振動の周波数は90-100 [Hz] 程度であると報告されている [35].

## 1.5 片麻痺上肢リハビリに関する従来の研究

患者自身の随意運動によるリハビリ訓練でなければ効果のあるリハビリテーションにはならない。片麻痺上肢リハビリ装置の従来の研究としては、例えば、空気圧ゴム人工筋を使用したロボットアーム装具 [23] や外骨格ロボットによる随意運動のパワーアシスト等がある。人工筋肉を利用したリハビリ装置は人工筋の受動運動（他動運動）によるものであり、随意運動の誘発や肩と肘の共同運動の分離については考慮されていない。随意運動のパワーアシストを行う装置については自動運動による訓練となり、ある程度の訓練効果を望むことができるが、共同運動を分離するのは殆ど見受けられない。共同運動の分離訓練を実現する上肢用の装置としては、Yuらによる上肢運動機能回復訓練装置 [22] があるが、これはモータによる自重免除を行う肩の分離訓練用装置であり、肘の分離訓練を実現する装置は殆ど存在しない。

## 1.6 片麻痺リハビリにおける上肢運動選択拘束機構の必要性

本研究では提案する上肢運動選択拘束機構によって仰臥位の訓練姿勢によって上肢を垂直に挙上することで麻痺肢の重力を軽減し、共同運動を積極的に利用しながら目的外の運動を拘束して目的の随意運動のみ許す。共同運動の分離を確実にするため、電気刺激や振動刺激を併用し、さらに目的神経への促通効果を高め、肩屈曲・肘伸展の分離訓練運動を安定的に実現するためには肩・肘関節の目的運動以外の自由度方向へ選択的拘束し、目的運動を介助する必要がある。提案する装置は患者自身の自動運動による訓練が可能であり、自動運動の訓練では運動意図と運動感覚のフィードバックが同期するため、より効果的に脳の神経路の再建・強化を図ることができる。なお、片麻痺の肩関節の訓練において、肩関節は運動自由度が多いことと、共同運動などの影響により麻痺肩の運動は不安定であるため、脳卒中後の肩関節の保護の不十分さや不用意な治療的操作によって起こる関節痛や軟部組織炎症を防止する必要があり、これらの観点からも上肢運動選択拘束機構が必要である。

## 1.7 上肢運動選択拘束機構を用いた徒手的神経筋電気刺激の介入効果について

従来の上肢運動選択拘束機構を用いた臨床研究では鹿児島大学病院霧島リハビリテーションセンターにおいて神経筋電気刺激（NMES）を手動で介入しながら行う訓練を15人の慢性期脳卒中患者に対して実施した。頻度は2週間に渡り1日に1回、肩と肘に対して各々10分間ずつ行った。肩関節については屈曲運動を、肘関節については伸展運動をNMESによって促通刺激した。その結果、Fugl-Meyer Assessment Upper Extremity（FMA-UE）の肩と肘に関連する項目において2.5ポイント（+7.5%、 $p<0.01$ ）有意に改善した[16]。この臨床研究では運動閾値程度の電気刺激強度に調整しているが、関節の運動角度を厳密に測定することができておらず、最適な電気刺激強度の特定にまでは至っていない。そして、肩と肘各々の定量的な訓練効果測定ができないことも課題であった。そこで、本研究では訓練関節の運動角度や速度、加速度を計測し、促通刺激を制御するための肩・肘屈曲伸展運動計測・促通刺激制御システムを新たに開発した。

## 1.8 研究の目的

本研究では促通反復療法の原理に基づき、提案する機構により片麻痺側の肩・肘関節屈伸運動の共同運動の不随意運動を選択的に拘束しながら、目的の随意運動のみを許すことでアクチュエータによる他動的な伸張反射を利用せずに目標神経を促通し、さらに電気刺激や振動刺激等の多種促通刺激を用いて目標神経を指定して促通することで共同運動の分離訓練を行う装置の開発を進めた。この装置により、セラピストに負荷をかけずに高頻度の反復訓練が可能となり、電気や振動等の促通刺激を組み合わせることで、より効果的に神経路強化の効果が期待できる。また、促通刺激のタイミングを自動制御することで、促通刺激の最適化、自主訓練が可能となる。以下に本研究の目的をまとめる。

1. 肩屈曲と肘伸展の共同運動の分離訓練を実現する上肢運動選択拘束機構の開発
2. 定量的評価を実現する運動計測システムの開発
3. 最適なタイミングと持続時間で促通刺激を自動介入する制御システムの開発
4. 臨床研究における効果の良い訓練手法の検討

## 第2章 上肢運動選択拘束機構の提案

### 2.1 はじめに

本章ではまず上肢訓練時の選択拘束の目的について上肢訓練時の肩関節と肘関節の共同運動からの分離の必要性和複雑な肩関節内における共同運動の分離の必要性について述べる。次に、共同運動を分離する徒手的訓練の手法を説明し、上肢運動選択拘束機構の要求仕様について述べる。そして、その機構原理について説明し、提案装置を用いた訓練方法について述べ、試作した装置について述べる。最後に、試作した装置の試用後の改良点について述べる。

### 2.2 上肢訓練時の選択拘束の目的

片麻痺患者が肘と肩の複合運動を将来可能にするために、まず共同運動から個々の関節の動きを分離させて訓練できる機構が必要である。肘関節の屈曲・伸展を訓練するためには、それ以外の運動自由度を拘束して、肘関節の屈曲と伸展のみ訓練できる機構が必要である。また、肩関節に対するリハビリテーションの特有の難しさとしては運動自由度の多さがあげられ、共同運動などの影響により多自由度の麻痺肩の運動は不安定である。したがって、肩関節の保護の不十分さや不用意な治療的操作によって起こる関節痛や軟部組織炎症を防止し、肩関節の屈曲・伸展を訓練するためには、それ以外の運動自由度を拘束して、肩関節の屈曲と伸展のみ訓練できる機構が必要である。

#### 2.2.1 肩関節の屈曲運動訓練について

肩関節には屈曲・伸展の2種類の運動がある。片麻痺患者がADLの改善に大きく影響する上肢挙上動作を改善するためには肩の屈曲運動の訓練が必要である。特に、肩関節の屈曲運動は立位や座位の姿勢において上肢全重量を重力に逆らわなければ

ならず，麻痺により弛緩している筋では十分な筋収縮を得られないため，伸展運動よりも重要になる。

肩の屈曲運動については主動筋として三角筋鎖骨部（前部繊維）（Fig. 2.1）とその協力筋である大胸筋鎖骨部，上腕二頭筋が同時に収縮することで引き起こされる [17]。したがって，肩屈曲の随意運動の誘発を促すためには，主動筋の三角筋鎖骨部に促通刺激を加えなければならない。

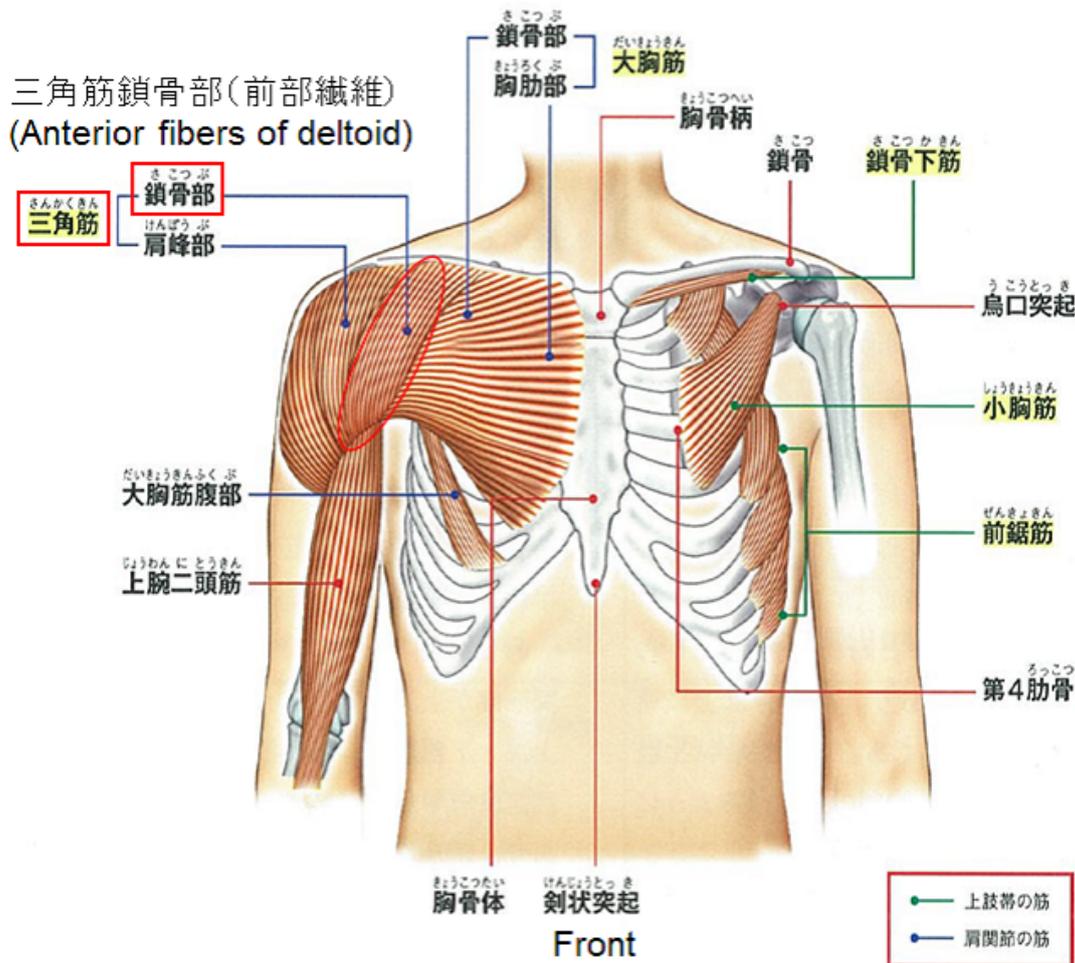


Fig. 2.1: Muscle of shoulder flexion [17]

### 2.2.2 肩関節屈曲の促通反復療法の徒手訓練手順

徒手訓練における片麻痺肩屈曲の促通反復療法について説明する。座位での肩外転は前腕の重さのため肩が内旋位になることが多いため，インピンジメント痛を生じやすい。まず，臥位での肩の屈曲・外転は屈筋共同運動に近いいため誘発が容易で，重症例や大胸筋の痙縮の強い例にとっては肩屈曲などの共同運動の分離を進めるた

めの基本訓練運動パターンである。肩関節の屈曲・外転が誘発できたら、刺激する部位を三角筋前部に移せば、肩屈曲は容易に誘発される。肩の屈曲は初歩的な共同運動分離であるとともに、実用的な上肢能力にも重要であるので、重点的に反復する必要がある。肩の屈曲と内転が誘発できたら、屈曲と内転を組み合わせる形で、共同運動から分離した運動パターンである屈曲・内転伸展・外転を反復する。このとき、麻痺肢の肘は屈曲した状態のまま保つ。肩の共同運動分離訓練である内転を組み合わせた屈曲訓練の様子を Fig. 2.2 に示す。その促通反復療法手順について以下のように説明する。患者を臥位にして、治療者は片手の環指を上腕骨頭に、母指を上腕に置く。片手の指先で前腕を軽くつかみ、肩を外旋位に保持する。

1. 麻痺肢を肩伸展・外転方向へ素早く引き、肩屈曲筋の筋緊張を高める。
2. 中指等で三角筋前部をタップし、三角筋鎖骨部を促通する。
3. 随意運動による肩屈曲・内転運動中は前腕を軽く触れ抵抗を与え、三角筋鎖骨部の筋緊張を維持させる。
4. 肩屈曲・内転が止まったら、肩伸展・外転動作へ移る。

以上の訓練を繰り返して100回程度行う。

## 2.3 肘関節の伸展運動訓練について

肘関節には屈曲・伸展の2種類の運動がある。片麻痺患者のADLの改善に大きく関わるリーチング動作を改善するためには肘の伸展運動の訓練が必要である。特に、片麻痺上肢は痙縮と呼ばれる現象が起こり、屈曲方向へ意図しない筋緊張が起こるため、屈曲運動よりも伸展運動の訓練が重要である。

肘の伸展運動については主動筋として肘関節と肩関節の2関節筋群である上腕三頭筋 (Fig. 2.3) とその協力筋である肘筋が同時に収縮することで引き起こされる [17]。したがって、肘伸展の随意運動の誘発を促すためには、主動筋の上腕三頭筋に促通刺激を加えなければならない。

### 2.3.1 肘関節伸展の促通反復療法の徒手訓練手順

徒手訓練における片麻痺肘伸展の促通反復療法について説明する。訓練の様子を Fig. 2.4 に示す。その促通反復療法手順について以下のように説明する。患者を臥位

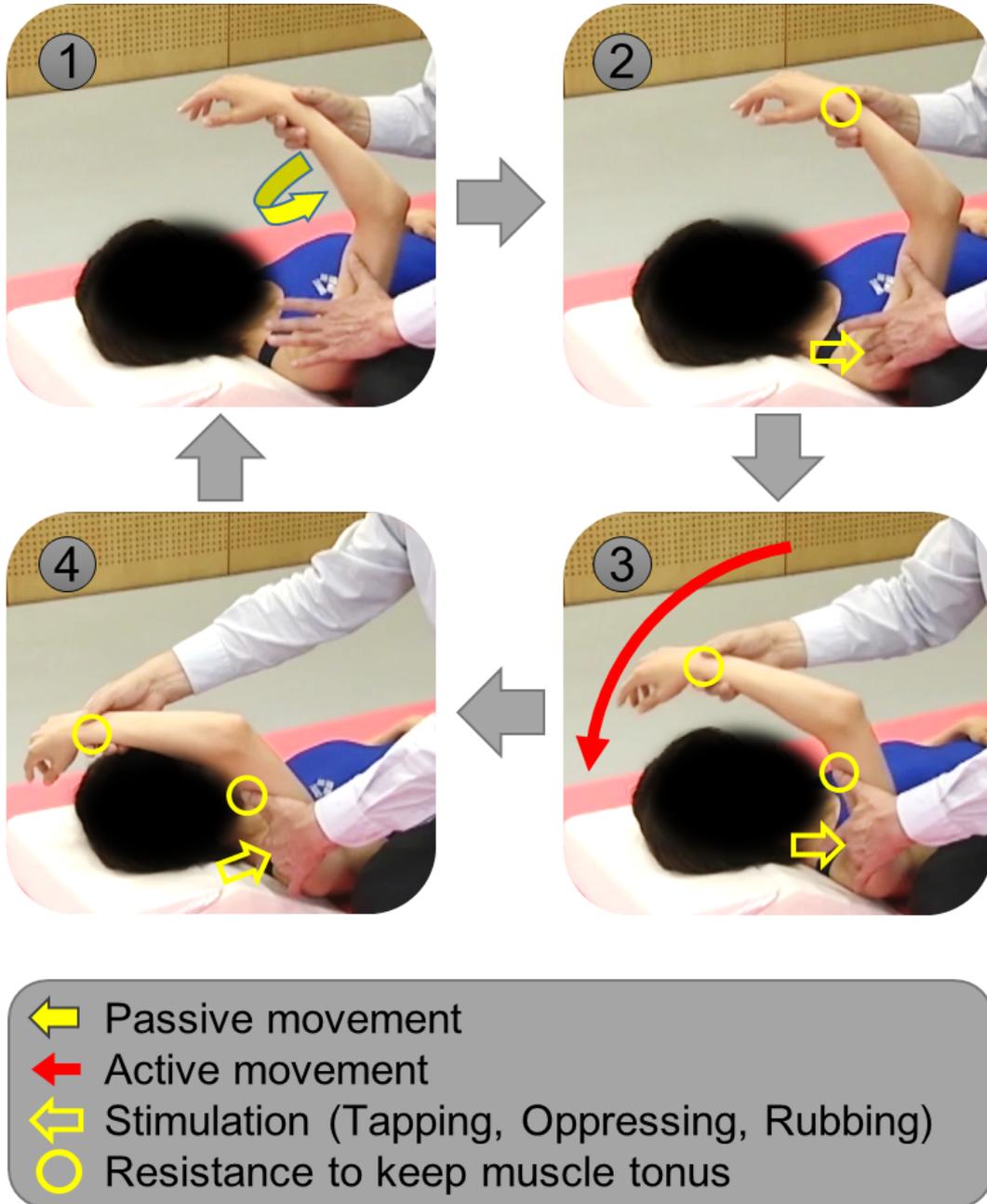


Fig. 2.2: Repetitive facilitation exercises for shoulder flexion [19]

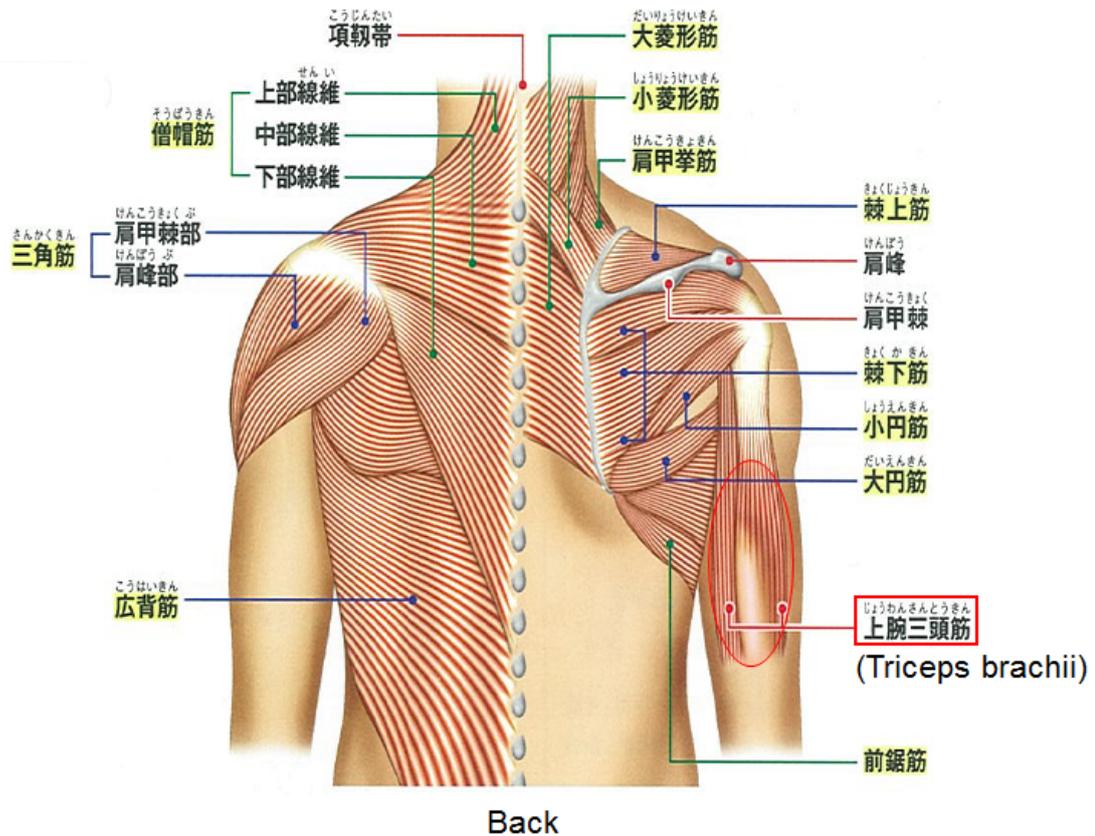


Fig. 2.3: Muscle of elbow extension [17]

にして，治療者は片手の母指と他の四指で手関節の近位部を持ち，肩関節屈曲90度，肘屈曲90度に支持する．片手の母子を上腕三頭筋の肘に近い部分，中指と環指を上腕三頭筋の肩関節に近い部分に当てる．

1. 片手で素早く前腕を回外させ，上腕三頭筋と肘筋の筋緊張を高める．
2. 前腕の回外と同時に片手の母指と環指で上腕三頭筋を突くように肘伸展を促通する．
3. 随意運動による伸展運動中は前腕を触れ抵抗を与え，上腕三頭筋の筋緊張を維持させる．
4. 肘の伸展が止まると，上腕に置いた示指，中指を上腕二頭筋の上へ，母指を肘頭へ移す。「肘を曲げて」と指示して肘屈曲動作へ移る．肘屈曲時，前腕の重さで肘が屈曲すると上腕三頭筋に伸張反射による収縮が生じ，肘の屈曲が止まる．

以上の訓練を繰り返して100回程度行う．

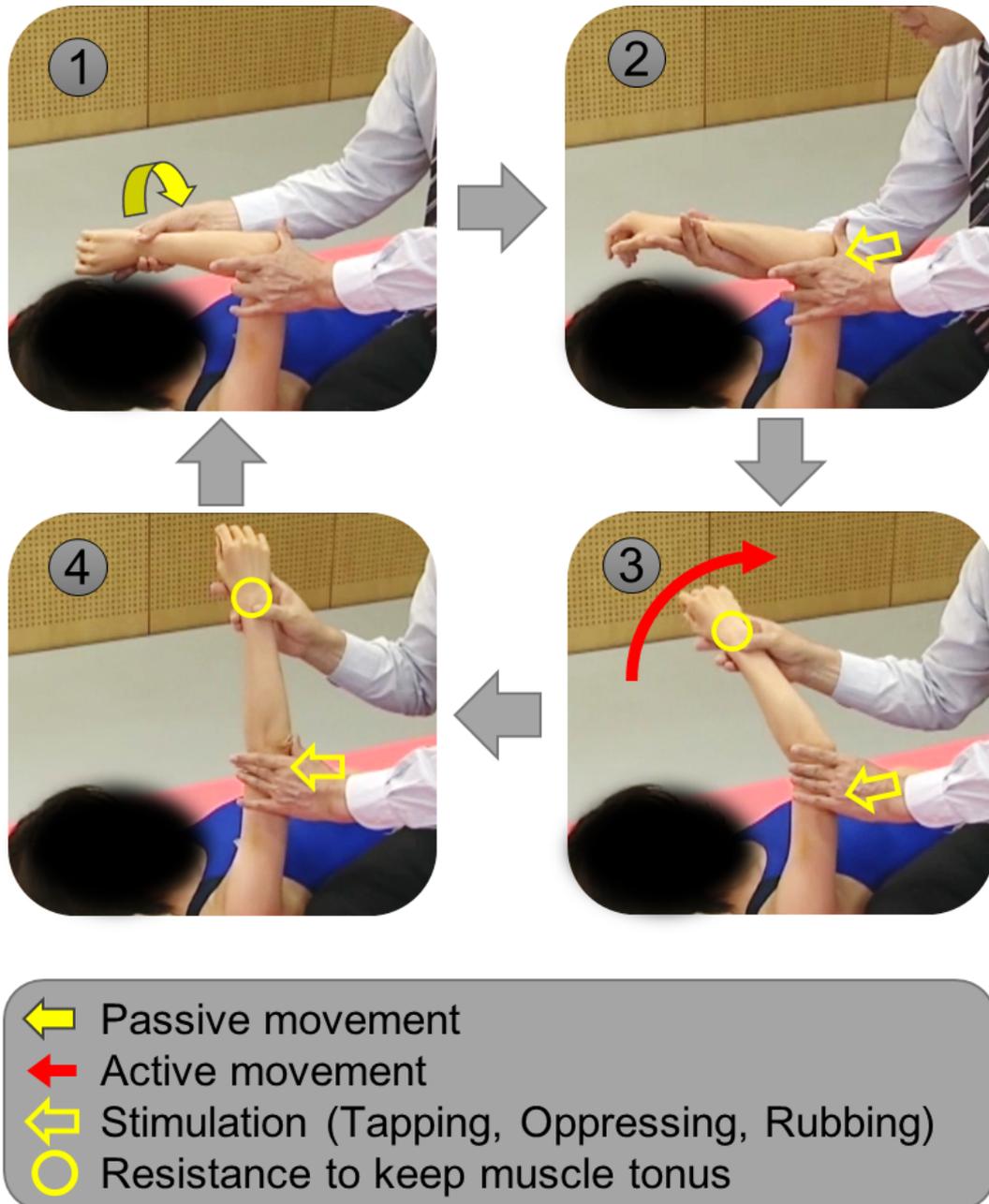


Fig. 2.4: Repetitive facilitation exercises for elbow extension [19]

## 2.4 上肢運動選択拘束機構の要求仕様

片麻痺肩・肘関節の屈伸運動機能回復訓練において、促通反復療法の徒手訓練では、伸張反射を起こすためにタッピングや前腕の回転操作等の複雑な操作が必要であり、これらをそのまま自動化すると非常に多くのモータが必要になってしまう。そこで、本研究では提案する機構により片麻痺側の肩・肘関節屈伸運動の共同運動の不随意運動を選択的に拘束しながら、目的の随意運動のみを許すことでアクチュエータによる他動的な伸張反射を利用せずに目標神経の促通を実現する。訓練を行う姿勢は腕の自重の影響を最小限にするために仰臥位（仰向け）の姿勢で腕を挙上した状態で行う必要がある。そして多自由度をもつ肩関節の目的運動の安定的な実現と肩関節と肘関節の共同運動の分離が不可欠である。なお、運動学的には屈曲時に上腕骨の回転運動と共に肩甲骨の上方回旋や挙上、外転を伴い、伸展時には下方回旋や内転、前傾を伴い、この動きにも順応すべきである。当然ではあるが、訓練肢は左右両肢あり得るため、両肢用に装置を開発する必要があるが、1台でどちらにも対応できる方が経済的であり利便性も高い。したがって本装置では、次のような機能が要求される。

1. 上肢の共同運動から肘伸展・屈曲運動のみを分離する。
2. 上肢の共同運動と多自由度の肩の動きから肩屈曲・伸展運動のみを分離する。  
ただし、肩の動きに伴う肩甲骨の動きには順応させる。
3. 重力の影響を軽減するため仰臥位の姿勢で訓練できる。
4. 1台で左右両方の上肢に対応する。
5. モータ等のアクチュエータを用いない。

## 2.5 上肢運動選択拘束機構の機構原理

Fig. 2.5 に本装置機構の外観を示す。本装置は上肢長や太さなど患者ごとに異なる上肢形態に合わせて調整可能であり、目的の訓練に応じて運動方向・範囲を制限し、肩・肘関節の動きを介助する。リンクは患者の負担を低減するために軽量のアルミニウム合金製とし、肩の回転は肩関節順応機構によって、肘の回転は肘関節順応機構によって実現する。なお、肩と肘関節の運動範囲はそれぞれ独立して制限できるようにしている。Fig. 2.6 に肩関節順応機構の外観を示す。肩関節の運動範囲は各上

腕リンク拘束用ロッド間の幅を調整し，上腕リンクの可動範囲を制限または固定できるようにしており，肘関節の運動範囲は肘関節順応機構によって制限または固定できる．上肢各運動自由度選択拘束機構の仕様を Table. 2.1 に示す．

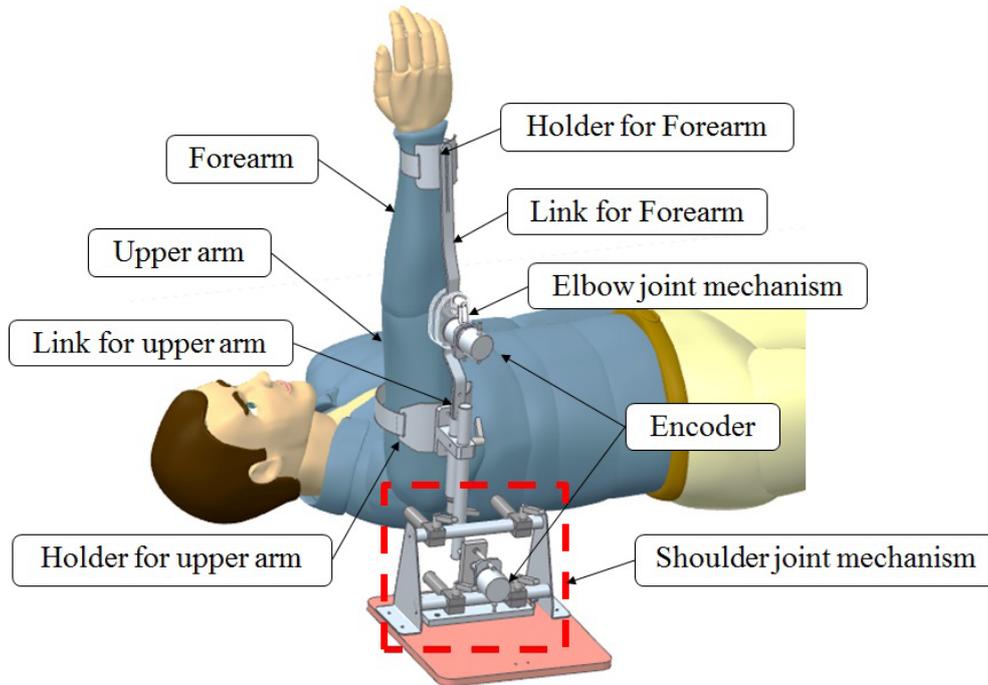


Fig. 2.5: Appearance of the proposed device

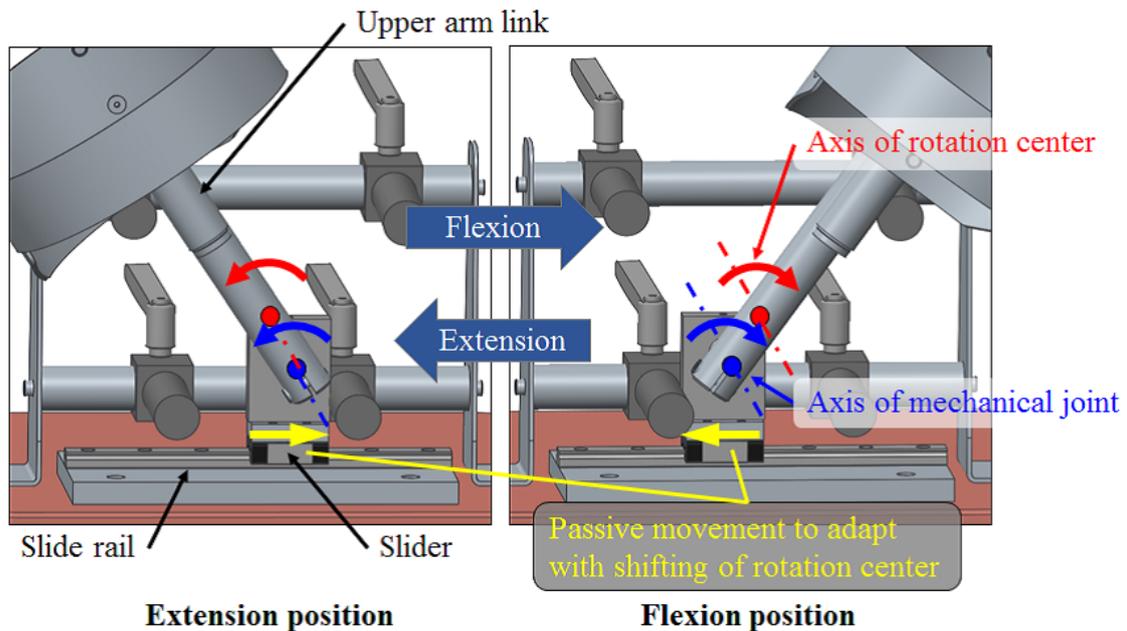


Fig. 2.6: Enlarged view of the shoulder joint mechanism

Table 2.1: Specifications of device

Link and holder for forearm	
Main material	Aluminum
Size	220 [mm]
Weight	190 [g]
Elbow joint mechanism	
Main material	Acrylic resin and Brass(Gear)
Rotary encoder	OMRON E6B2-CWZ6C
Weight	220 [g]
Link and holder for upper arm	
Main material	Aluminum
Size	250 [mm]
Weight	350 [g]
Shoulder joint mechanism	
Main material	Aluminum and Plywood(Base)
Rotary encoder	OMRON E6B2-CWZ6C
Size (L×W×H)	300 × 400 × 150 [mm]
Weight	2500 [g]

## 2.6 上肢運動選択拘束機構を用いた訓練方法

### 2.6.1 肘関節の伸展・屈曲

肘関節の訓練においては肩関節を拘束するため、肩関節順応機構によって上腕リンクの動きを固定する。片麻痺の肘は屈曲よりも伸展運動の方が動かし難いため、伸展筋に運動閾値レベルの電気刺激を与えながら訓練する。実際の訓練における肘の伸展・屈曲は関節を保護するため、Fig. 2.7に示すように伸展- 5度から屈曲90度までの95度の範囲に運動を制限する。Fig. 2.8に肘関節順応機構の詳細構造を示す。リンクの可動範囲はピンのクランプ位置によって右腕と左腕の場合で使い分ける。Fig. 2.9に右腕の場合のリンクの動きを示す。

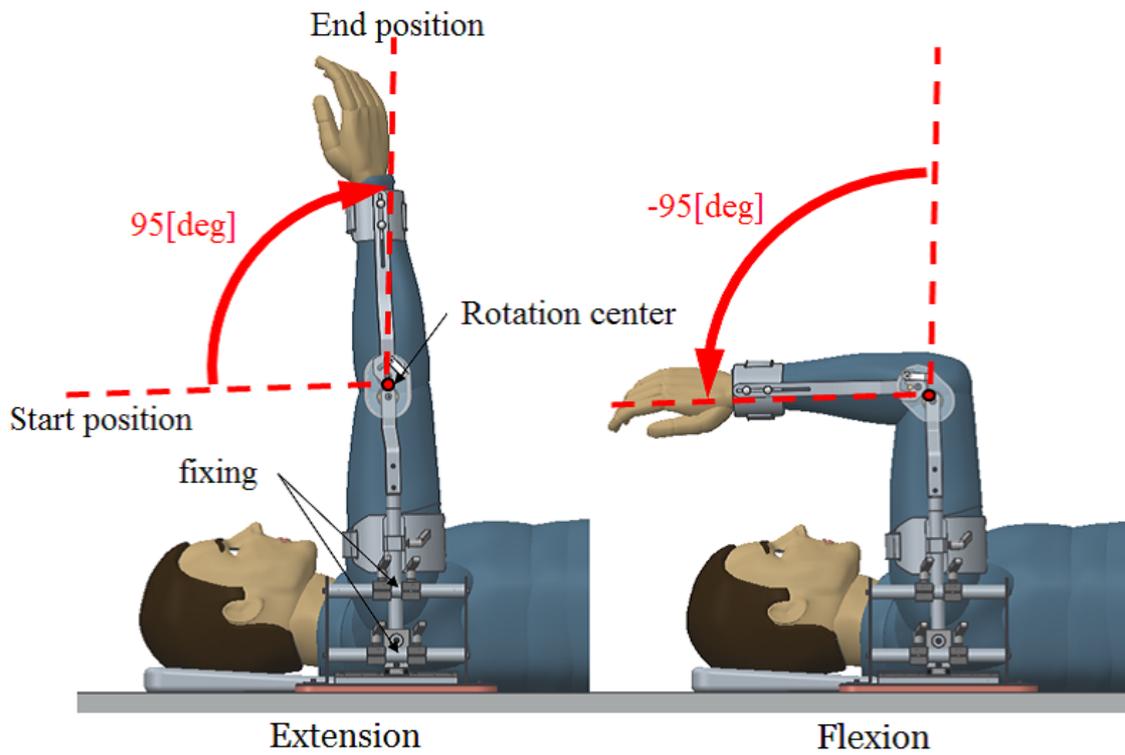


Fig. 2.7: Movement of training for elbow extension-flexion

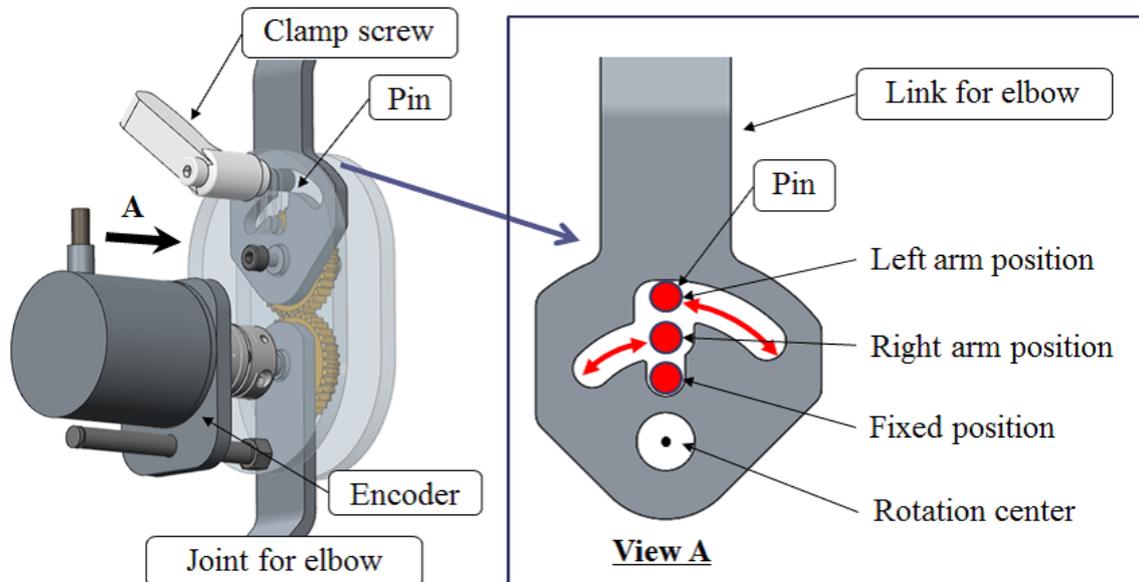


Fig. 2.8: Enlarged view of the elbow joint mechanism

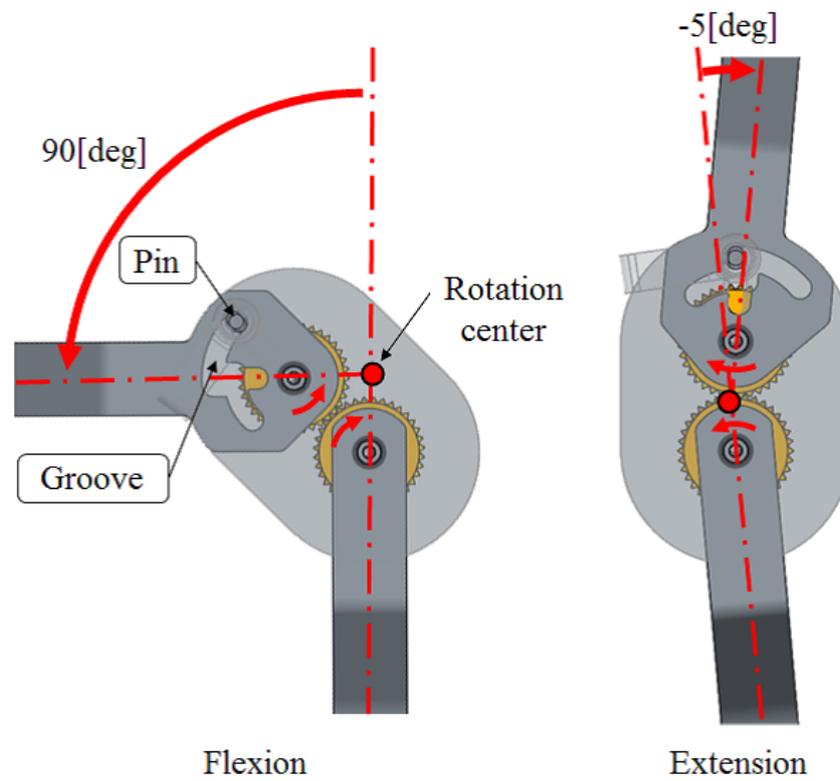


Fig. 2.9: Mechanism for elbow

## 2.6.2 肩関節の伸展・屈曲

肩関節の訓練においては肘関節を拘束するため、肘関節順応機構によって前腕リンクの動きを固定し、肩関節順応機構のロックを開放して片麻痺の肩は伸展よりも屈曲運動の方が動かし難いため、屈曲時に電気刺激による筋収縮で運動を補助する。実際の訓練における肩関節の運動範囲は関節を保護するため、Fig. 2.10に示すように腕が垂直の状態を0度として伸展35度から屈曲35度の運動範囲に調整する。Fig. 2.11に肩関節順応機構の伸展時と屈曲時の詳細図を示す。スライドレールをスライダーが1軸方向へスライドし、肩甲骨の動きに合わせてスライダーが移動する。また、肩関節の回転軸と機構の回転軸が合わなくとも、スライダーの移動によって上腕の動きにうまく順応するようになっている。Fig. 2.12に肩関節の回転軸の可動範囲を示す。

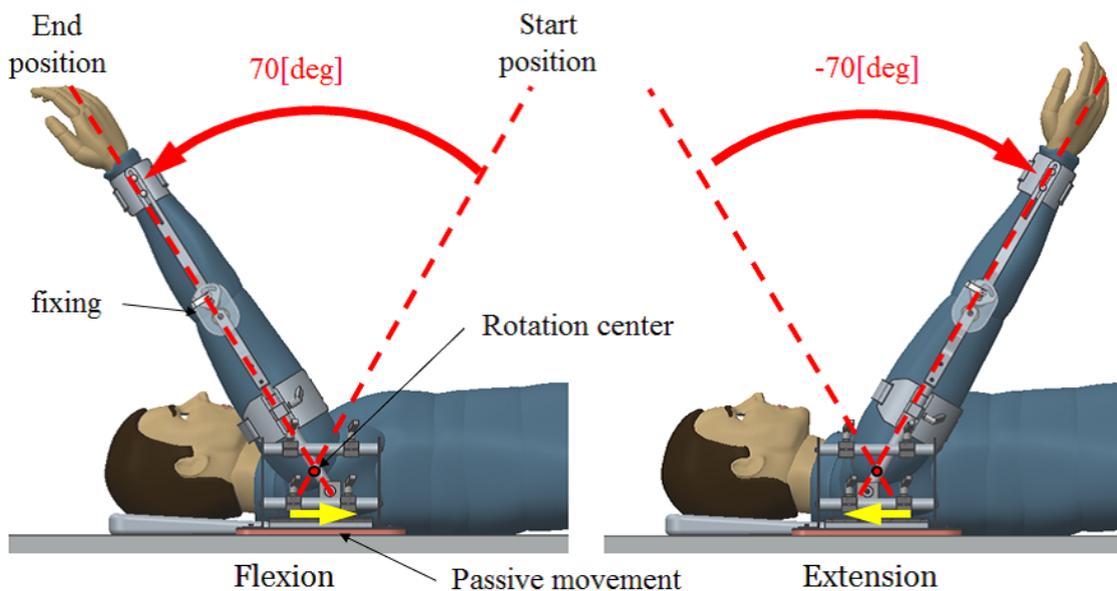


Fig. 2.10: Movement of training for shoulder flexion-extension

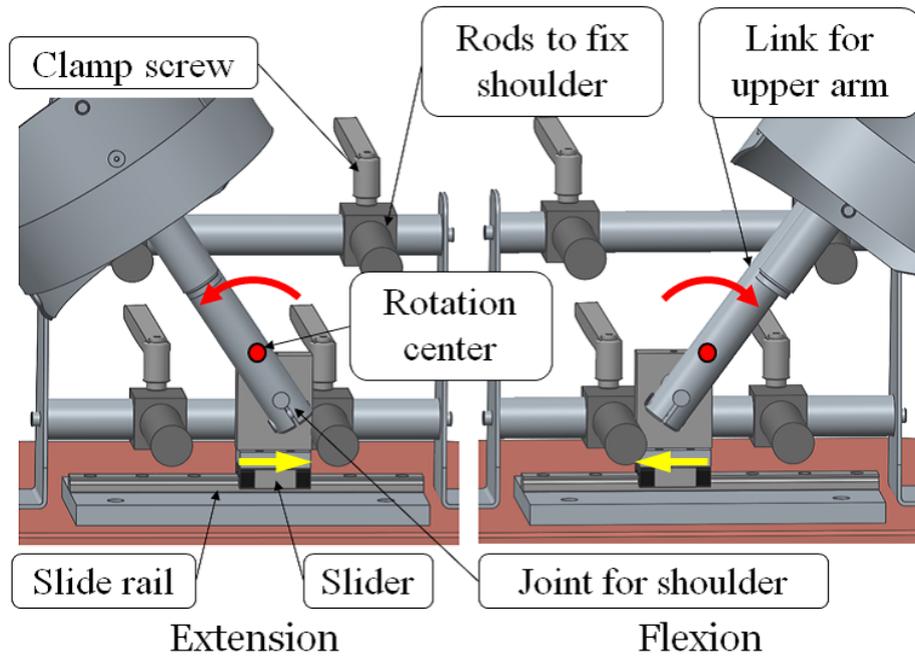


Fig. 2.11: Enlarged view of mechanism for shoulder extension-flexion

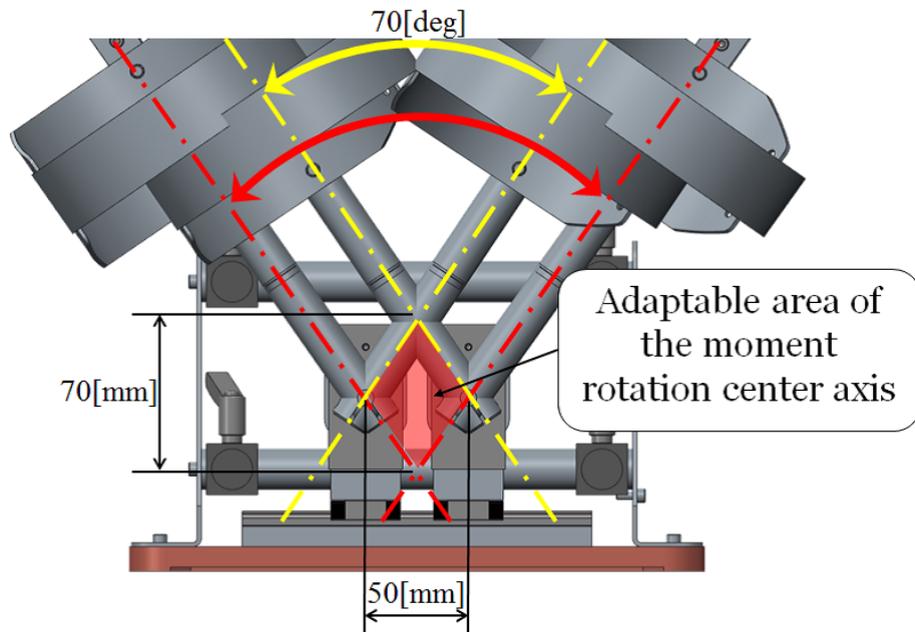


Fig. 2.12: Area of rotation center axis

## 2.7 上肢運動選択拘束機構の試作

上肢運動選択拘束機構の試作は本学地域コトづくりセンターにおいて汎用工作機械を用いて行った。試作した装置を Fig. 2.13 に示す。

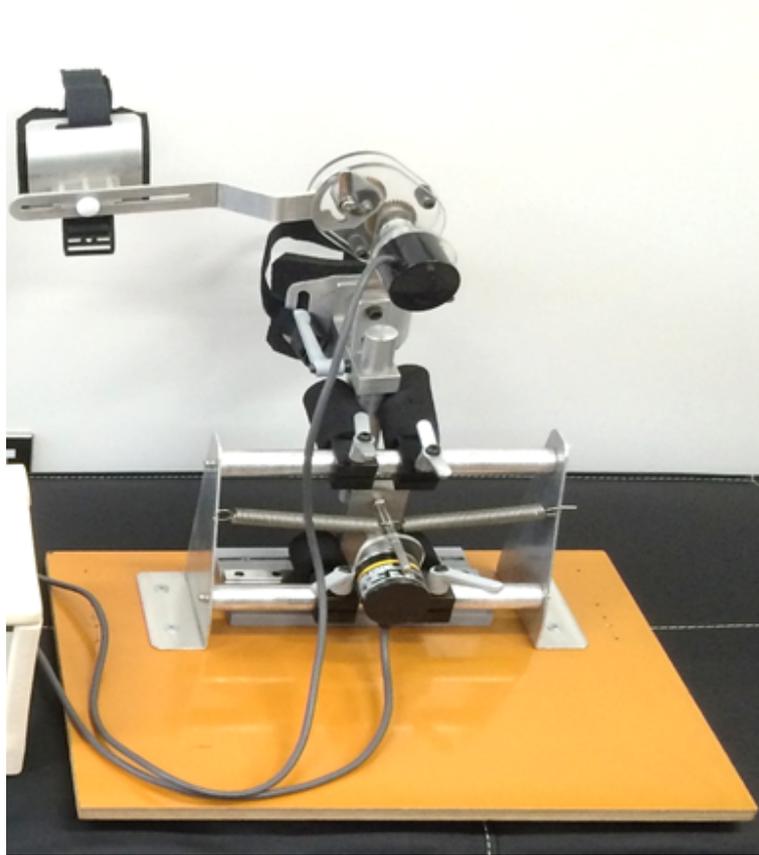


Fig. 2.13: Prototype of selective arm-DOF constrainable mechanism

### 2.7.1 装置の改良

試作した装置の動作チェックを行い、医師や療法士にも試用してもらい、その結果を踏まえて以下の項目について改良を行った。Fig. 2.14 に示す。

1. 前腕保持部品を装具型に変更手関節の拘束と保持のため、前腕保持用の部品を手の甲付近まで延長し、熱可塑性樹脂製の装具へ変更した。肘訓練時には伸縮性のバンドで固定し、手の握り込みを伸ばした状態で訓練を行い、伸展転筋の筋緊張を維持できるようにした。
2. 腕リンクの軽量化麻痺上肢の負担が小さくなるように、上腕リンクのアルミ合金製支柱を強度、弾性率、耐衝撃性に優れ、なおかつ比重が半分であるポリア

セタール樹脂へ変更し、前腕リンクの幅も可能な限り細くすることによって、約200 [g] 装置を軽量化した。

3. 装置の安定性の改善装置の安定性を改善するために装置固定用のポリカーボネート製の薄板を装置底面に固定し、使用者の背面に敷いて装置を固定できるように改良した。この固定板によって使用者の体重を利用して装置を押しえつけることで装置の重量を増したり、ベッドに固定したりする必要もなく、装置の安定性を高めることができた。
4. 肩拘束バンドの追加麻痺患者では肩屈曲時に上腕骨頭の突き上げが起これるとインピンジメント痛が生じやすいため、上腕骨頭の突き上げが起これないように前述の固定板にバンドを設け、肩屈曲時の上腕骨頭の突き上げを防止できるようにした。
5. 肘関節固定可能角度の追加肘伸展位で肩の屈曲を行うと、その長いアームによって麻痺上肢には大きなモーメントがかかり、三角筋への負担が大きくなってしまい、前述の上腕骨頭の突き上げの原因にもなってしまう。そこで、肩屈曲訓練時の負担を軽減するために肘関節順応機構の固定可能角度を追加し、60度屈曲に保持してアーム長を短くすることで麻痺肢にかかるモーメントを小さくし、負担を軽減するように肘関節順応機構の肘関節固定角度の選択肢を追加した。
6. 肘関節順応機構の強度強化肘関節順応機構を試作時には軽量化のためアクリル樹脂で製作したが、肘の屈伸動作の衝撃が加わるため、多数回の使用によって一部クラックが発生してしまった。したがって、耐衝撃性の改善のため、ポリアセタール樹脂へ材料を変更したが、クランプねじの固定の際に、硬度不足が見られたため、最終的には材料をアルミ合金 (A5052) へ変更し、強度に無関係の部分については可能な限り薄肉設計とした。

## 2.8 まとめ

本章では、まず上肢訓練時の選択拘束の目的について上肢訓練時の肩関節と肘関節の共同運動からの分離の必要性と複雑な肩関節内における共同運動の分離の必要性について検討した。次に、共同運動を分離する徒手訓練の手法を訓練姿勢や訓

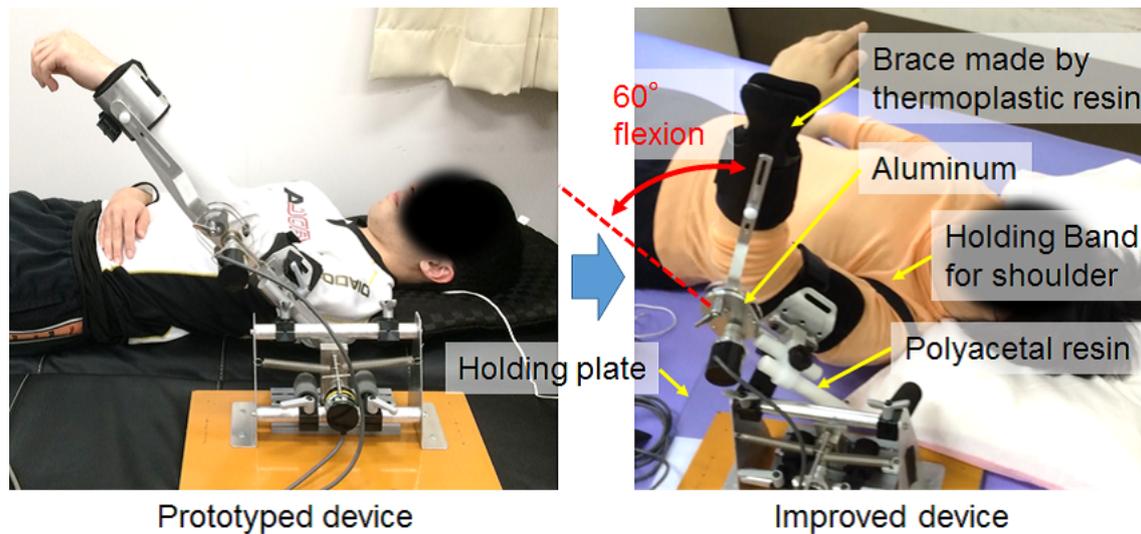


Fig. 2.14: Improvement of selective arm-DOF constrainable mechanism

練動作について解析し、上肢運動選択拘束機構の要求仕様を提案した。そして、その要求仕様を満たしつつ、モータを使用せずに受動機構のみで訓練運動を実現するシンプルな機構原理を提案し、その提案装置を用いた訓練方法を考案した。そして、提案、設計した装置を試作し、試作した装置を医師や療法士の意見を取り入れながら片麻痺患者のリハビリに使用できるように研究を進め、装置の改良を行った。提案装置を用いた訓練では、共同運動を分離し、重力の影響を軽減することで、セラピストに負荷をかけずに患者自身による高頻度の反復訓練が可能となり、電気や振動等の促通刺激を組み合わせることで、より効果的に神経路の強化や筋力向上の効果が期待できる。また、運動計測機能や促通刺激のタイミングの自動制御機能を追加することで、訓練効果の定量的な評価や促通刺激の最適化によって、さらに効果的な自主訓練が可能となることが期待される。

## 第3章 訓練運動計測システムの提案

### 3.1 はじめに

上肢運動選択拘束機構と徒手的神経筋電気刺激介入の効果を検証する臨床研究が鹿児島大学病院霧島リハビリテーションセンターにおいて野間らによって実施された。神経筋電気刺激 (NMES) を手動で介入しながら行う訓練を15人の慢性期脳卒中患者に対して実施した。頻度は2週間に渡り1日に1回、肩と肘に対して各々10分間ずつ行った。肩関節については屈曲運動を、肘関節については伸展運動をNMESによって促通刺激した。その結果、Fugl-Meyer Assessment Upper Extremity (FMA-UE) の肩と肘に関連する項目において2.5ポイント(+7.5%,  $p < 0.01$ ) 有意に改善した [16]。この臨床研究では電気刺激強度を訓練運動範囲の半分程度の筋収縮が起こるように調整しているが、訓練運動を厳密に測定することができておらず、肩屈曲と肘伸展の各々の定量的な訓練効果測定ができないため、最適な電気刺激強度の特定にまでは至っていない。

そこで、本研究では訓練関節の運動角度や速度、加速度を計測し、促通刺激を制御するための肩・肘屈曲伸展運動計測・促通刺激制御システムを新たに開発した。

本章では、前章で提案した上肢運動選択拘束機構を用いた訓練運動計測システムを提案し、そのシステム構成について述べる。そして、提案した運動計測システムを用いた動作実験とその計測結果について述べる。

### 3.2 訓練運動計測システムの概要

システムの構成は Fig. 3.1 のようにノート PC とエンコーダカウンタを USB 接続し、上肢訓練介助装置の各関節回転軸に設けたエンコーダのカウント値を PC のソフトウェアで処理し角度・角速度・角加速度を記録する。システムの概観を Fig. 3.2 に示す。肘関節順応機構と肩関節順応機構にそれぞれ取り付けたエンコーダによって回転角度をカウントし、カウント値は USB 経由でノート PC によって処理する。計

測したカウント値から各関節の回転角度と角速度を計算し、記録する。サンプリングタイムは10 [ms]である。

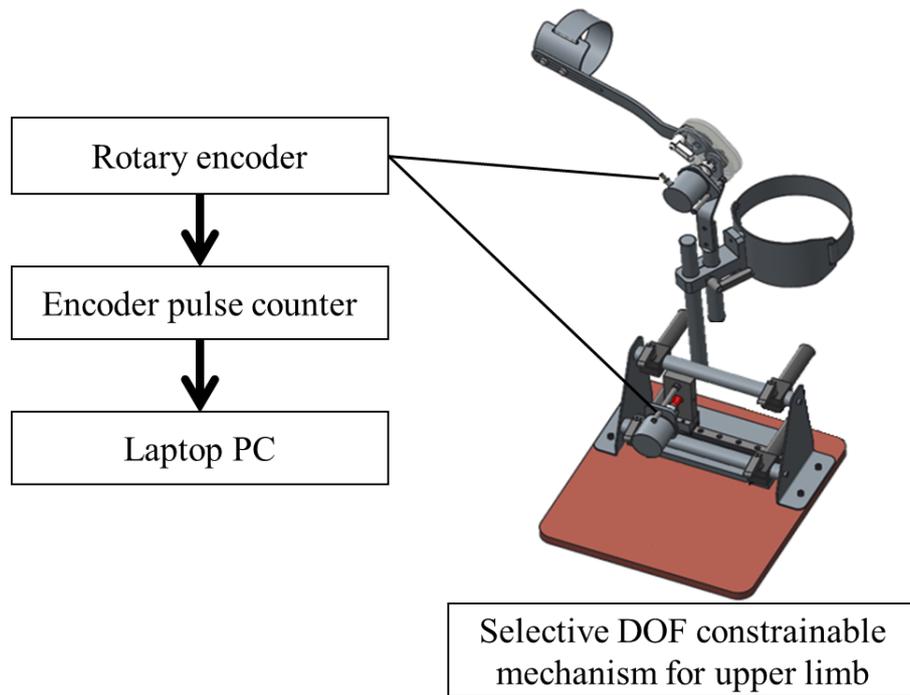


Fig. 3.1: Measuring system configuration

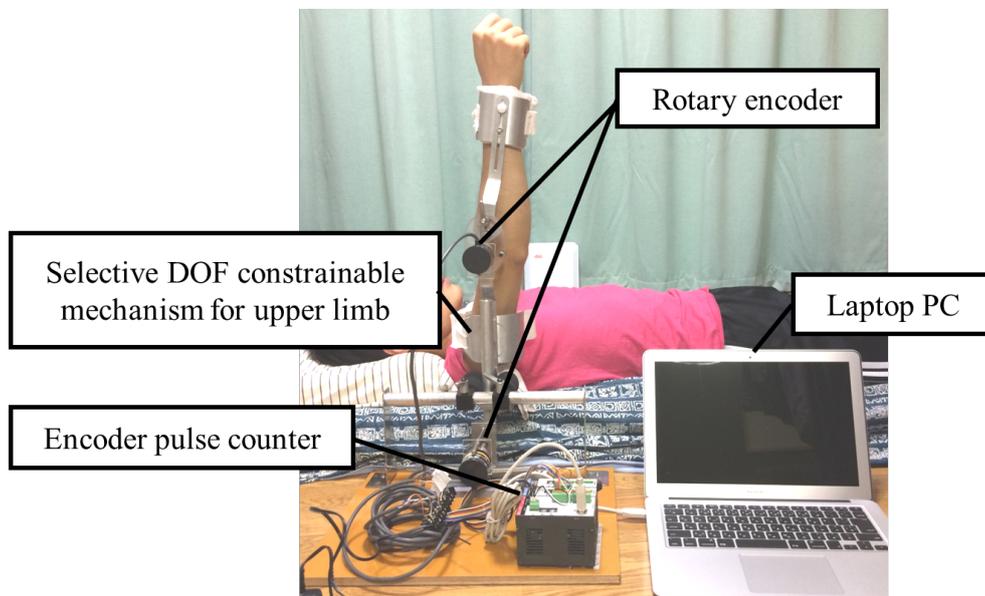


Fig. 3.2: Overview of measuring system

### 3.3 訓練運動と計測方法の提案

訓練運動および計測は肩関節と肘関節共に下記手順、手法で行われる。訓練運動は促通刺激を介入せずに10回の屈伸動作を行い、運動測定を行う。肘の訓練の場合は伸展から運動を始め、肩の訓練の場合は屈曲から運動を始める。まず、訓練動作開始前に毎回3秒間の「ド」の音階のリズム音を鳴らし、訓練運動開始の合図を行い、訓練運動開始後は到達角度が訓練運動範囲の50%の位置に達した時点で「ミ」の音階を鳴らし、訓練終了角度に到達した時点で「ソ」の音を鳴らすことで、被訓練者に目標角度到達を知らせる。訓練終了角度に到達後、すみやかに訓練開始位置まで戻す。初期位置に到達後、3秒間のリズム音が始まり2回目の訓練運動へ移る。これらの訓練運動を10回繰り返す、1セットとする。訓練運動1セット中の訓練運動角度を10[ms]のサンプリングタイムで計測し、各訓練運動の最大角度と最大角速度を算出する。

### 3.4 訓練運動計測実験

前節で提案したシステムと計測方法を用いた運動計測用のPCプログラムを製作し、提案した訓練方法にて健常者による計測実験を行った。その角度計測と角速度計測の結果をFig. 3.3, Fig. 3.4に示す。示したグラフのように訓練運動の計測が実現できた。訓練中の最大角度は訓練運動の目標角度を決めた場合は常に一定となるため、訓練効果の評価には図中に示すような訓練運動の俊敏さを示す最大角速度の値を用いることが有用であると考えられる。

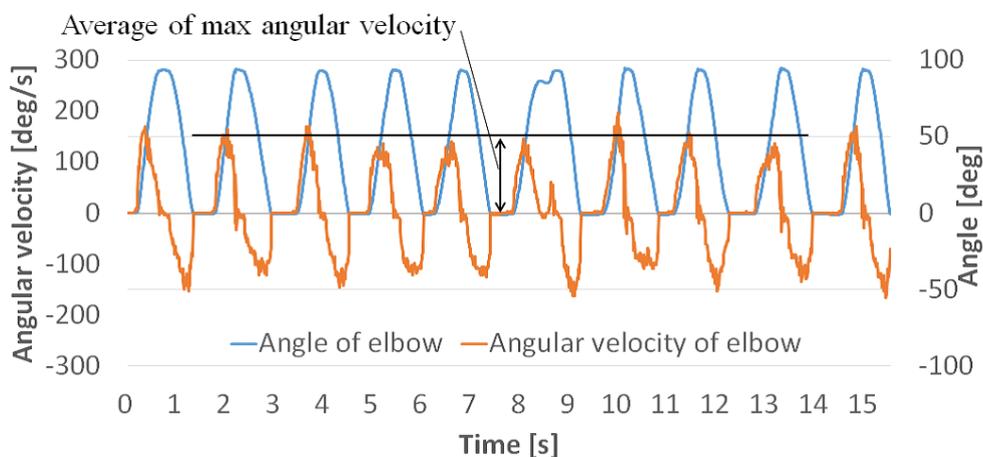


Fig. 3.3: Sensing result of elbow joint

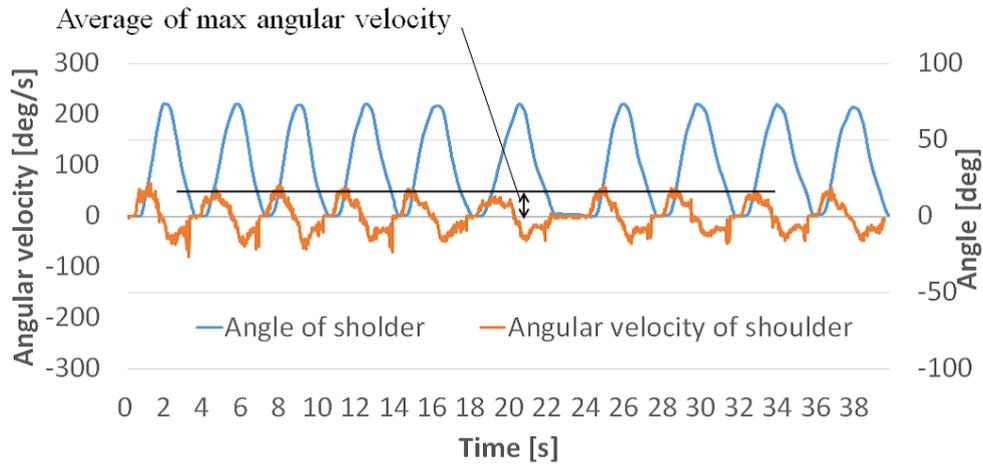


Fig. 3.4: Sensing result of shoulder joint

### 3.5 訓練運動評価方法の提案

訓練運動や訓練前後の計測結果を評価するために、PCプログラムによって1動作中の運動最大角度と最大角速度を算出し記録する。最大角度と最大角速度のデータは訓練運動の安定しない最初と最後を省く第2番目から第9番目までの8つの値を取得し、評価に用いる。Fig. 3.5に訓練運動評価で用いる評価指標を定義する。運動の俊敏さを評価するために各訓練運動動作の最大角速度を用いる。運動のスムーズさを評価するためには最大角度に到達する時間が速いほどスムーズに動いていることになるため、平均角速度を用いる。平均角速度は次式のように定義する。

$$\text{Average angular velocity [deg/s]} = \frac{\text{Maximal angle [deg]}}{\text{Exercise time [s]}}$$

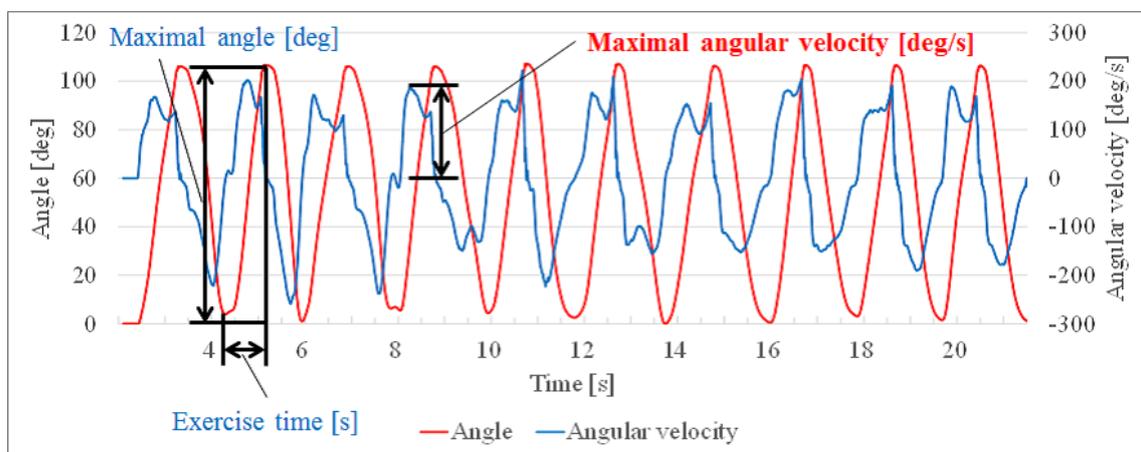


Fig. 3.5: Definition of parameters for evaluations

### 3.6 まとめ

前章で提案した上肢各運動自由度選択拘束機構を用いた訓練運動計測システムを提案し、システム構成や動作実験について述べた。また、さらに提案計測システムを使用して訓練運動を評価するための評価方法を提案した。提案計測システムによって、肩屈曲と肘伸展の訓練運動時の関節角度と角速度を時系列データとして記録し、各訓練運動動作中の訓練関節角速度の最大値を訓練運動の俊敏さを計る評価指標として採用し、最大運動角速度を訓練運動毎に記録できる仕様とした。このシステムを用いて運動角度や角速度の測定結果を時系列で比較することで訓練効果を定量的に評価できる。また、将来的には運動計測情報に基づく制御を行うことで、促通刺激操作の自動化が可能となる。

# 第4章 促通刺激制御システムの提案と 実証実験

## 4.1 はじめに

本章では、まず促通刺激制御システムを提案し、提案したシステムの有効性を検証するために、電気刺激を用いたシステムの動作実験について述べる。次に提案システムを用いた訓練方法を提案し、訓練前後に刺激を介入せずに訓練運動を行った場合の運動の変化を電気刺激強度を変えた場合で比較した実験について述べ、さらに複数の被験者で行った同様の実験について述べる。

## 4.2 促通刺激制御システムの概要

システムの構成は Fig. 4.1 のようにノート PC とエンコーダカウンタを USB 接続し、上肢訓練介助装置の各関節回転軸に設けたエンコーダのカウント値を PC のソフトウェアで処理し角度・角速度・角加速度を記録する。システムの概観を Fig. 4.2 に示す。肘関節順応機構と肩関節順応機構にそれぞれ取り付けたエンコーダによって回転角度をカウントし、カウント値は USB 経由でノート PC によって処理する。計測したカウント値から各関節の回転角度と角速度を計算し、記録する。サンプリングタイムは 10 [ms] である。PC に接続された A/D モジュールによってリレースイッチを操作可能にし、計測した各関節の回転角度によって電気刺激のタイミングをリレースイッチによって自動的に ON, OFF できるようにした。リレースイッチ回路と電気刺激装置の接続は簡易にできるようにイヤホン用ミニジャック端子を採用した。

### 4.2.1 電気刺激スイッチング回路について

NMES を伴う計測実験を実施するため、伊藤超短波製の簡易電気刺激装置 (TRIO 300) を本システムのリレースイッチ回路へ接続した。この際、リレースイッチが OFF になり、回路が遮断されると電気刺激装置の安全装置が働き、電源が自動的に切れ

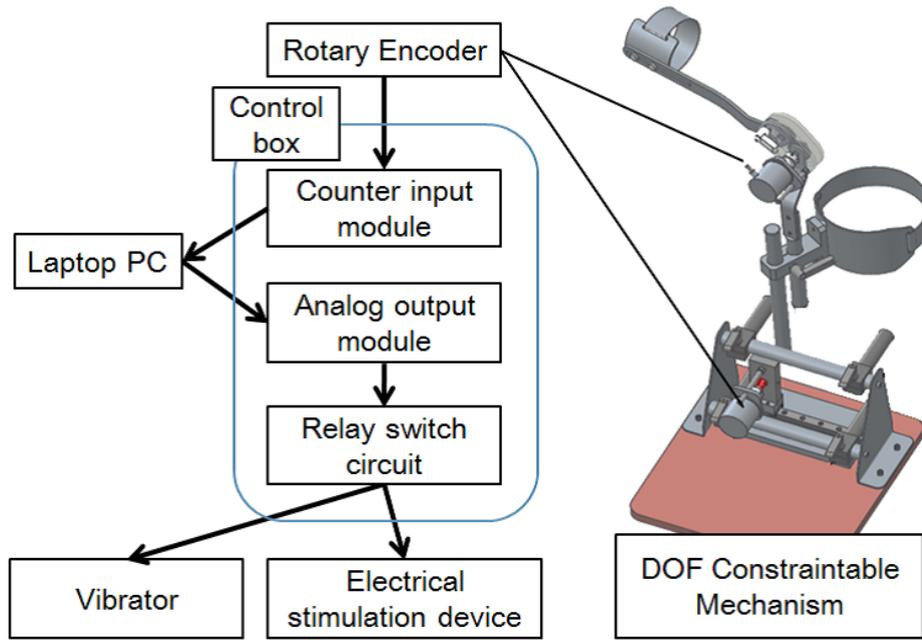


Fig. 4.1: Measuring and stimulation control system configuration

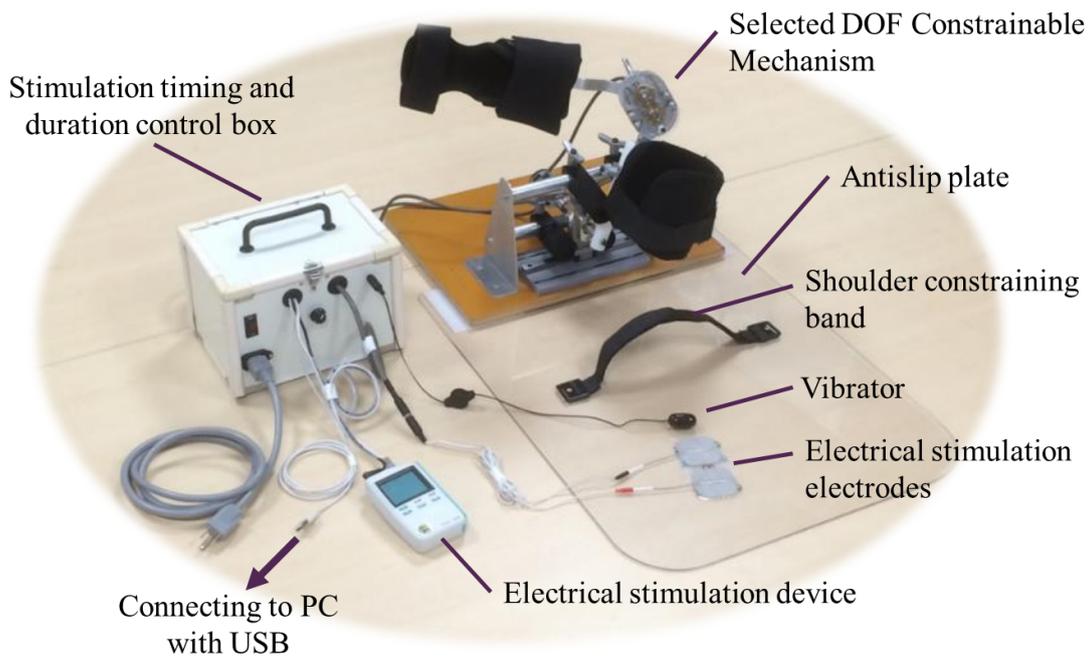


Fig. 4.2: Overview of measuring and stimulation control system

てしまう。したがって、この安全回路の誤作動を防ぐため、訓練肢に貼り付けた電極間の電気抵抗値と同程度 (1 [kΩ]) の抵抗器をリレースイッチのOFF側の回路へ設け、常に電気刺激装置の電極間に安定的に電流が流れるように工夫した。なお、この電極間の電気抵抗は主に皮膚の電気抵抗であり、電極パッドの水分量や皮膚の状

態によってばらつきがあるため、電流が安定するようになる抵抗値を選択できるような可変抵抗とした。

#### 4.2.2 促通刺激介入のタイミングと刺激時間

促通刺激の制御は10 [ms] 毎に測定される訓練関節の運動角度によって行う。訓練時の促通刺激の介入角度は目的の訓練運動のみ促通するために、訓練運動方向のみに刺激を介入するため、訓練開始角度から刺激を開始し、訓練終了角度に達した時点で介入を終了する。刺激介入のタイミングについてはFig. 4.3のように、訓練運動範囲の0%の位置で刺激介入を開始し、訓練運動範囲の100%の位置に達した時点で刺激介入を終了する。訓練動作開始前に毎回3秒間のリズム音を鳴らして「ド」の音階を鳴らして訓練開始の合図を行い、訓練運動開始後は到達角度が訓練運動範囲の50%の位置に達した時点で「ミ」の音階を鳴らし、訓練終了角度に到達した時点で「ソ」の音を鳴らす。訓練終了角度に到達したらそのまま訓練開始位置まで戻し、この訓練運動を10回連続的に反復し、1セットとする。

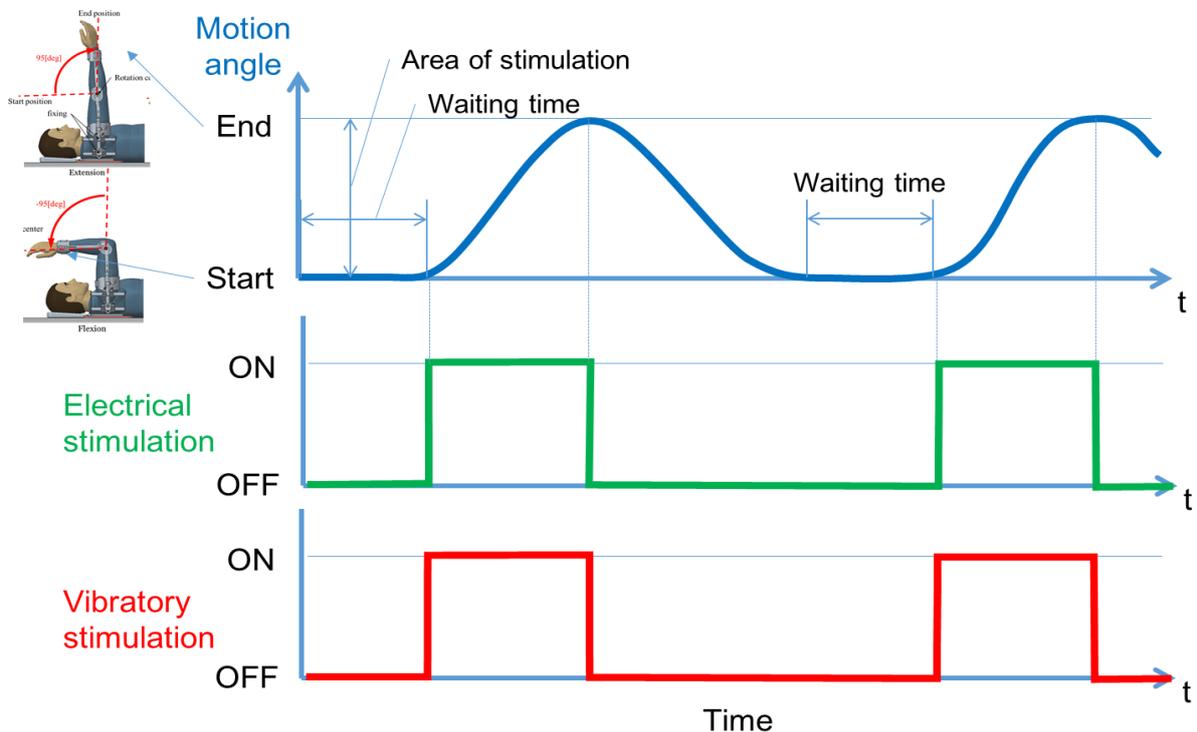


Fig. 4.3: Timing and duration of facilitative stimulations

## 4.3 電気刺激を用いたシステムの動作実験

### 4.3.1 実験方法

電気刺激の条件はパルス幅  $100 [\mu\text{s}]$ , 周波数  $50 [\text{Hz}]$  に設定した. 電気刺激強度を  $23 [\text{mA}]$  より上げると痛みを伴うため, 電気刺激強度を  $17 [\text{mA}]$ ,  $20 [\text{mA}]$ ,  $23 [\text{mA}]$  というように少しずつ上げて計測した.

### 4.3.2 実験結果

NMESによる刺激を介入した場合の肘の計測結果が Fig. 4.4~Fig. 4.6 である. これらの結果により, 電気刺激強度の上昇に伴い平均運動角速度が上昇しており, 電気刺激によって随意運動がアシストされていることが分かる.

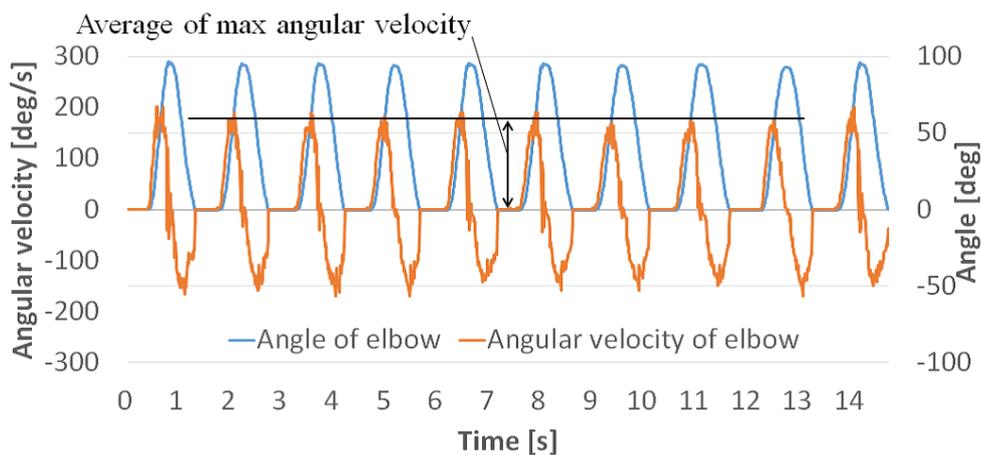


Fig. 4.4: Sensing result of elbow joint with NMES( $17 [\text{mA}]$ )

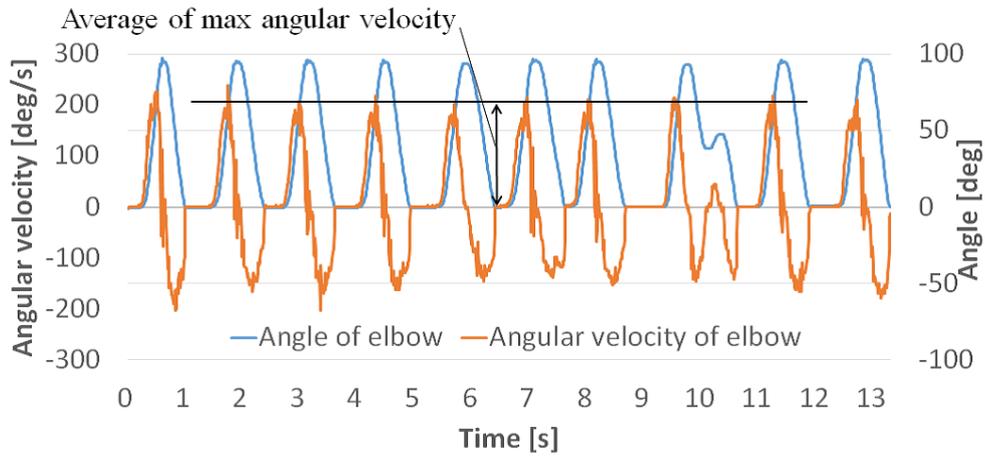


Fig. 4.5: Sensing result of elbow joint with NMES(20 [mA])

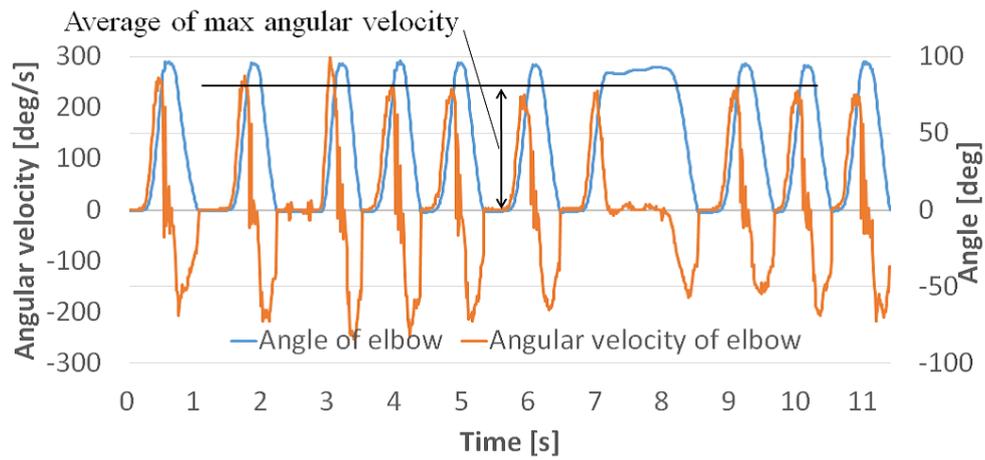


Fig. 4.6: Sensing result of elbow joint with NMES(23 [mA])

## 4.4 システムを用いた訓練実験

提案システムによる訓練の安全性や実用性を確認し、電気刺激による効果的な訓練方法を検証するために健常ボランティアによる訓練実験を実施した。なお、実験の遂行にあたっては、ヘルシンキ宣言に従い被験者を選定し、電気刺激を与えることについて十分な説明を行い、同意を得た上で実施した。また、被験者の個人情報には連結可能な匿名化を行い、特定の研究担当者のみが取扱い外部に漏れないように管理した。

### 4.4.1 電気刺激条件

電気刺激の電気刺激電極貼付位置は4.7に示す。電気刺激の条件はパルス幅は100  $[\mu\text{s}]$ 、周波数は50  $[\text{Hz}]$ であり、電気刺激強度（電流値）の最大値は被験者毎に筋収縮や痛みを伴わない電流値に設定した。持続的な筋収縮を得るには30  $[\text{Hz}]$ 以上の低周波刺激が必要であるが、周波数が50  $[\text{Hz}]$ 以上になると発生する緊張力の減少が早くなり [36]、50  $[\text{Hz}]$ 以上の電気刺激では周波数が高くなるにしたがい短時間で疲労を生じる [37] こともあり、十分な筋収縮を得られ、応答性もよく、筋疲労も少なくなるように周波数は50  $[\text{Hz}]$ とした。

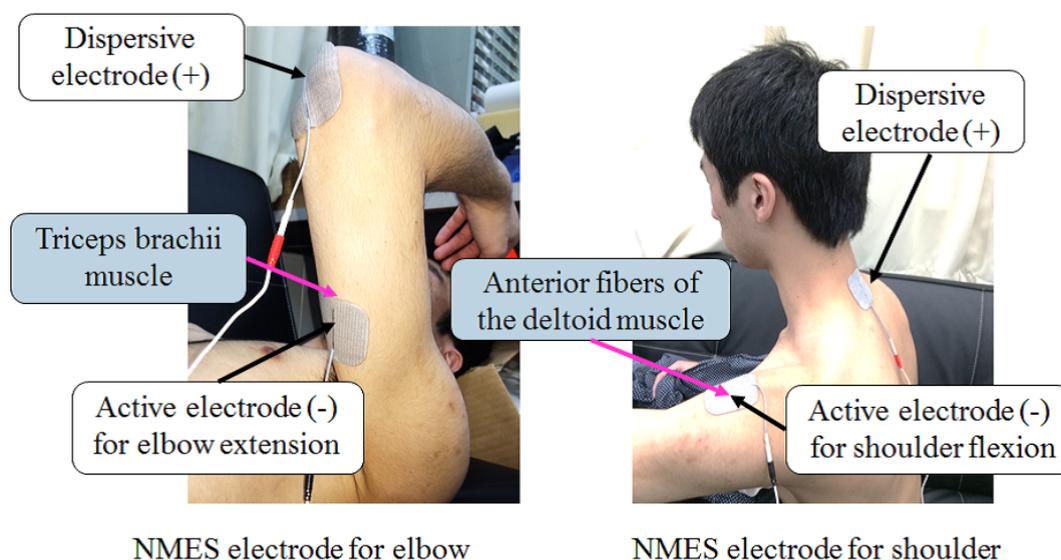


Fig. 4.7: Electrode place for NMES

#### 4.4.2 訓練方法および評価方法

訓練および評価は肩関節と肘関節共に下記手順で行われる。1セットにつき、10回の屈伸を行う。

1. 促通刺激無しで、1セットの測定を行う。
2. 電気刺激を導入し、5セットの訓練を行う。
3. 促通刺激無しで、1セットの測定を行う。

訓練結果を評価するために、プログラムによって1動作中の運動最大角度と最大角速度を算出する。最大角度と最大角速度のデータは訓練運動の安定しない最初と最後を省く第2番目から第9番目までの8つの値を取得し、平均値を算出する。トレーニング効果を比較する方法は、訓練前と訓練後の最大角速度の中央値の結果を比較する。

#### 4.4.3 実験1

##### 実験の目的

提案したシステムを用いて安全に目的の訓練が実施できるか確認すると共に、訓練に用いる電気刺激の強度の違いによって訓練運動がどのように変化するか確認し、訓練に最適な促通刺激条件や提案システムの有用性を検証する。

##### 実験方法

30代男性の健常ボランティア1名に対し前節で説明した訓練方法によって、提案したシステムを用いて電気刺激による実験を行った。電気刺激強度を24 [mA] より上げると痛みを伴うようになったため、各訓練セットの電気刺激強度を16 [mA], 18 [mA], 20 [mA], 22 [mA], 24 [mA] というように少しずつ上げて訓練を行い、訓練中の運動を計測した。訓練運動はそれぞれセットずつ行い、各訓練セットの間は電気刺激の残留効果の影響を考慮して3分程度間隔を置いて訓練を実施した。健常者であるため全力で運動すると最大筋力に達してしまい、脳の可塑性に由来するであろう運動速度の変化の比較ができないため、各訓練運動は力まずに毎回同じ程度の力加減で運動してもらった。

## 実験結果

電気刺激を導入して健常者に対して提案した訓練方法によって訓練した肘の伸展訓練の結果を Fig. 4.8 - Fig. 4.12 に、肩の屈曲訓練の結果を Fig. 4.13 - Fig. 4.17 に示す。これらの結果から、肘伸展と肩屈曲の両訓練において、電気刺激による訓練の方が刺激を導入しない測定の場合よりも訓練動作中の最大運動角速度が有意に上昇しており ( $p < 0.01$ )、電気刺激強度が上がると訓練中の最大運動角速度も大きくなる傾向がある。電気刺激強度が高い場合の方が電気刺激を用いない訓練前後の測定の結果の差が有意に大きく向上していた ( $p < 0.01$ )。また、肘の伸展訓練の結果においては、訓練セット毎に最大運動角速度も上昇傾向にあり、電気刺激強度が高い方がその傾向が強くなっていた。

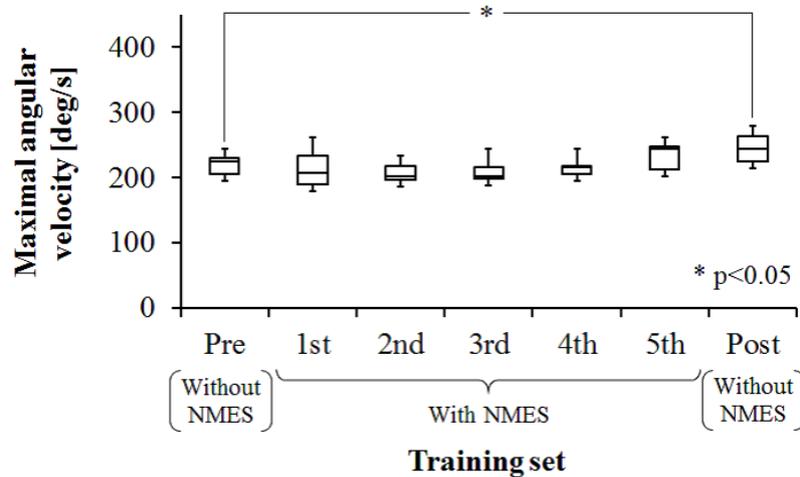


Fig. 4.8: Results of elbow with NMES (16 [mA])

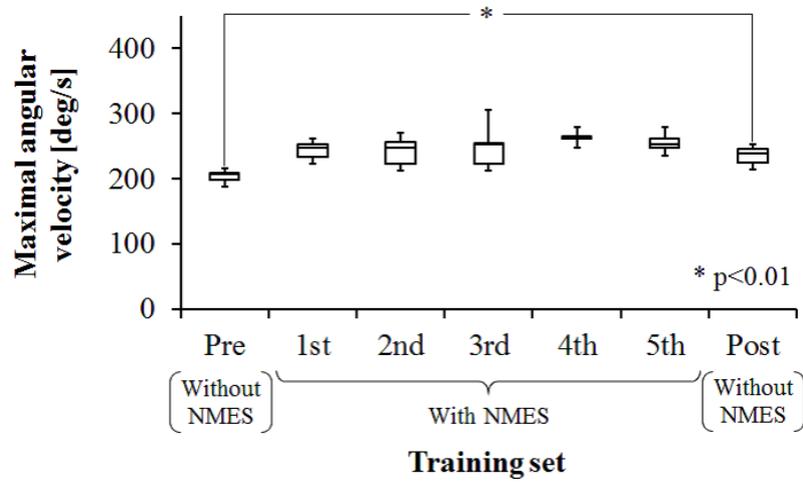


Fig. 4.9: Results of elbow with NMES (18 [mA])

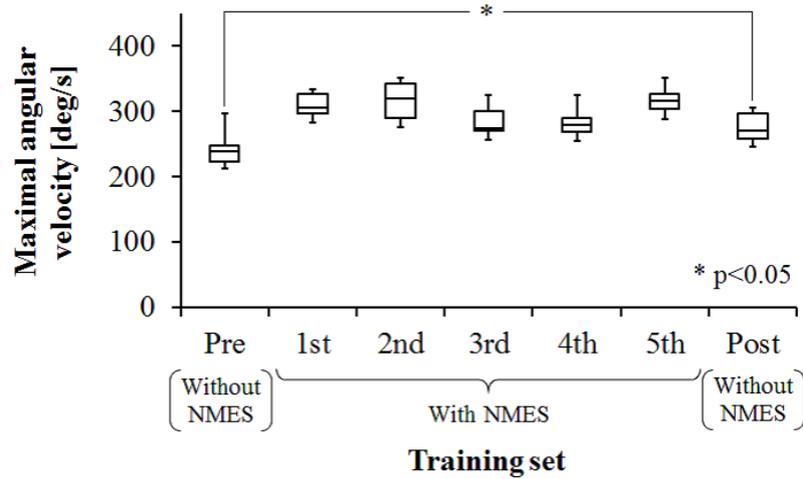


Fig. 4.10: Results of elbow with NMES (20 [mA])

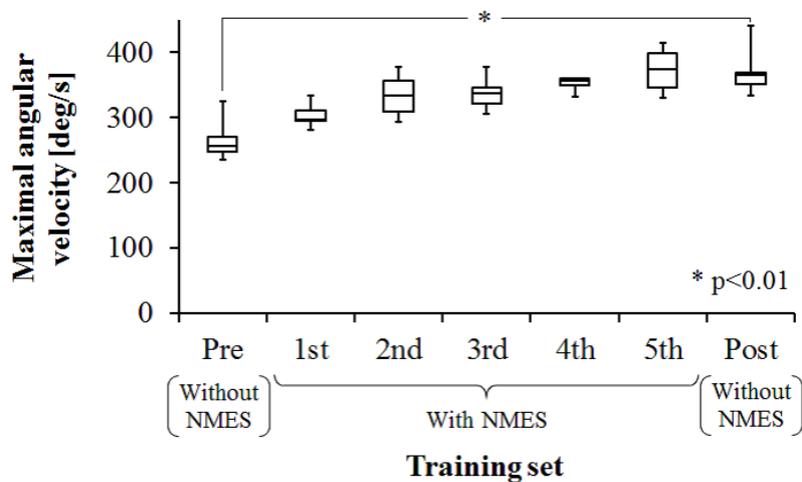


Fig. 4.11: Results of elbow with NMES (22 [mA])

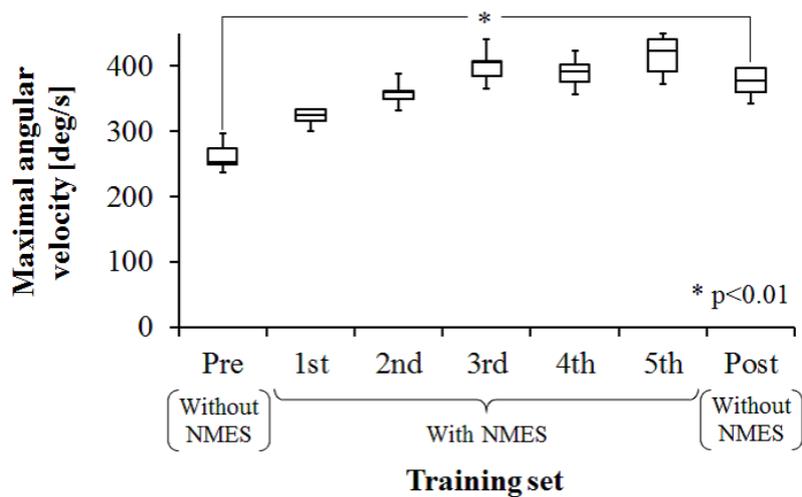


Fig. 4.12: Results of elbow with NMES (24 [mA])

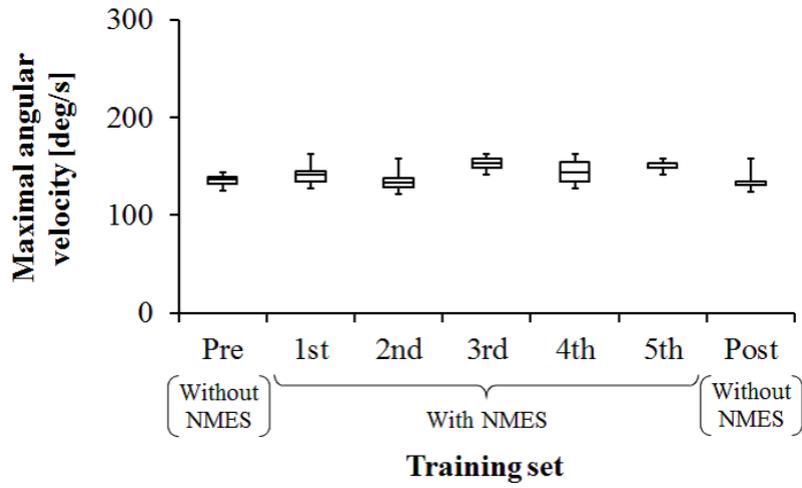


Fig. 4.13: Results of shoulder with NMES (16 [mA])

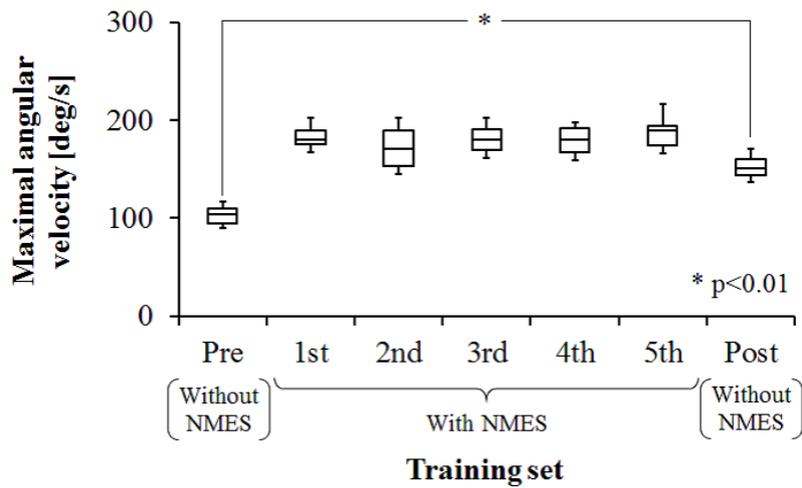


Fig. 4.14: Results of shoulder with NMES (18 [mA])

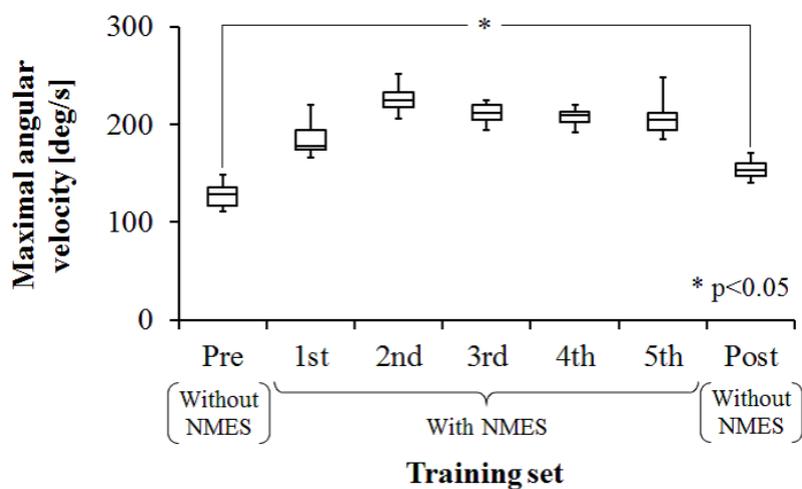


Fig. 4.15: Results of shoulder with NMES (20 [mA])

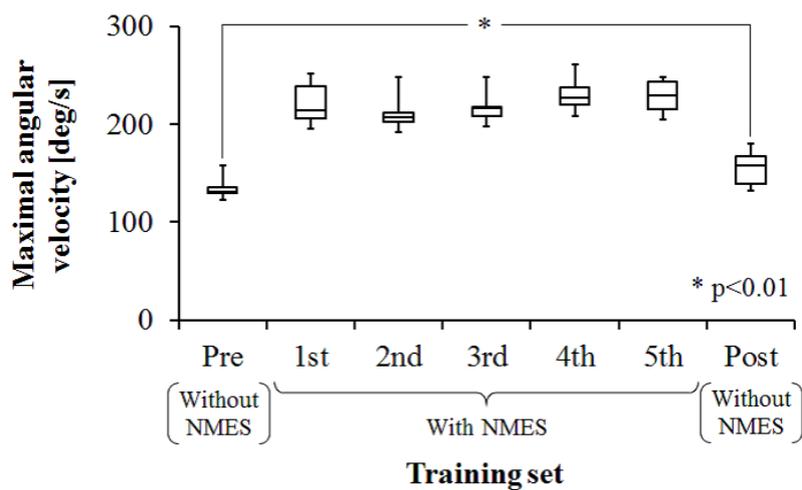


Fig. 4.16: Results of shoulder with NMES (22 [mA])

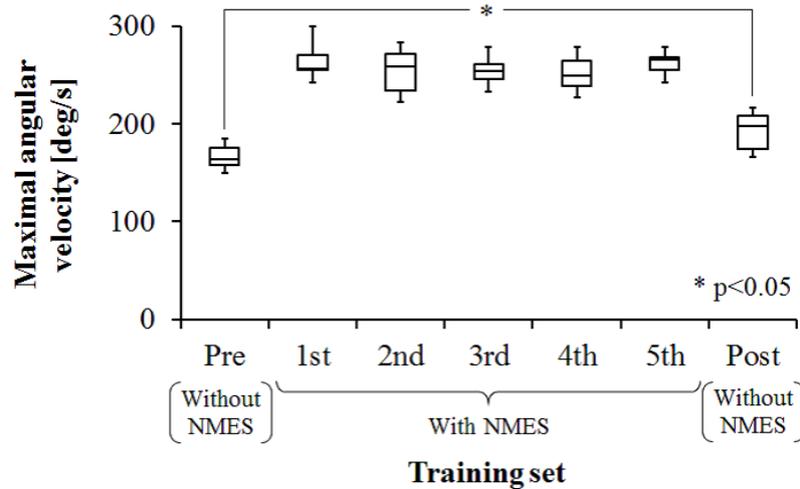


Fig. 4.17: Results of shoulder with NMES (24 [mA])

#### 実験結果の考察

電気刺激強度が上がると訓練中の最大運動角速度も大きくなる傾向があった要因として、訓練中の電気刺激の強度によって随意運動のアシスト量も変化したためだと考えられる。電気刺激強度が高い場合の方が電気刺激を用いない訓練前後の測定結果の差が有意に大きく向上していたことは、運動閾値に近い電気刺激強度の方が訓練効果が良いことを示唆している。また、短時間の間に訓練前後の測定において運動速度の向上が見られたことから、運動閾値レベルまで電気刺激強度を上げた場合の訓練では短時間の訓練の間にも脳の可塑性が起こり、運動機能の改善が可能になるのではないかと推測される。本実験によって健常者の訓練実験においても脳の可塑性に起因すると考えられる訓練効果が確認されたことで、さらに被験者を増やし実験を行うことで、本装置の実用性の検証可能性が期待できる。

#### 4.4.4 実験2

##### 実験の目的

実験1によって確認された訓練効果が他の健常者でも同様に確認されるか検証し、提案システムの実用性や最適な電気刺激条件を確認する。

##### 実験方法

20~30代男性の健常ボランティア10名に対し前節で説明した訓練方法によって、前章で提案したシステムを用いて電気刺激による実験を行った。電気刺激強度の上限値は各被験者毎に痛みを伴わず、随意運動も起こらない上限値とし、各訓練セットの電気刺激強度は2[mA]または4[mA]ずつ徐々に上げて訓練を行い、訓練中の運動を計測した。訓練運動はそれぞれ1セットずつ行い、各訓練セットの間は電気刺激の残留効果の影響を考慮して3分程度間隔を置いて訓練を実施した。

##### 実験結果

Fig. 4.18 - Fig. 4.27に前節で提案した訓練方法による異なる電気刺激強度条件下における各訓練セットの訓練前後の測定の最大運動角速度の比較結果を示す。最初と最後のセットは促通刺激を介入せず、訓練運動のみ測定している。訓練前後の測定の結果を比較すると、NMESによる5セットの訓練の後に被験者Gの肩肘とHの肩以外では肘伸展と肩屈曲の最大運動角速度の中央値が増加している。

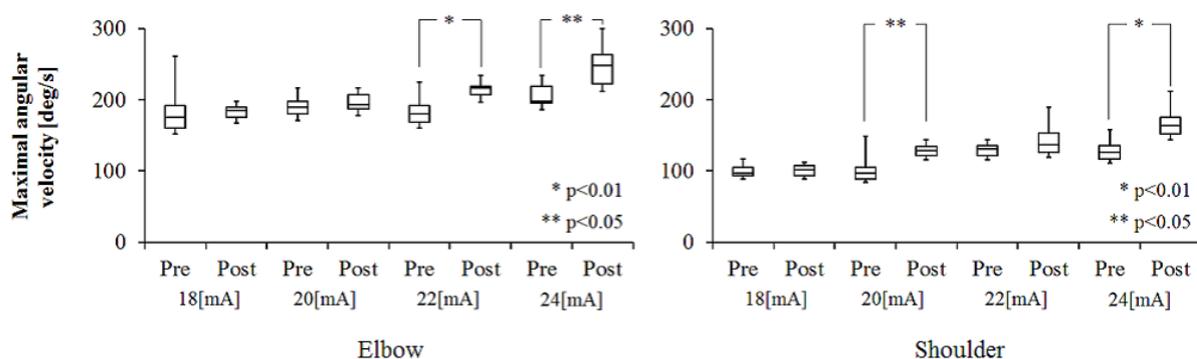


Fig. 4.18: Results of subject A

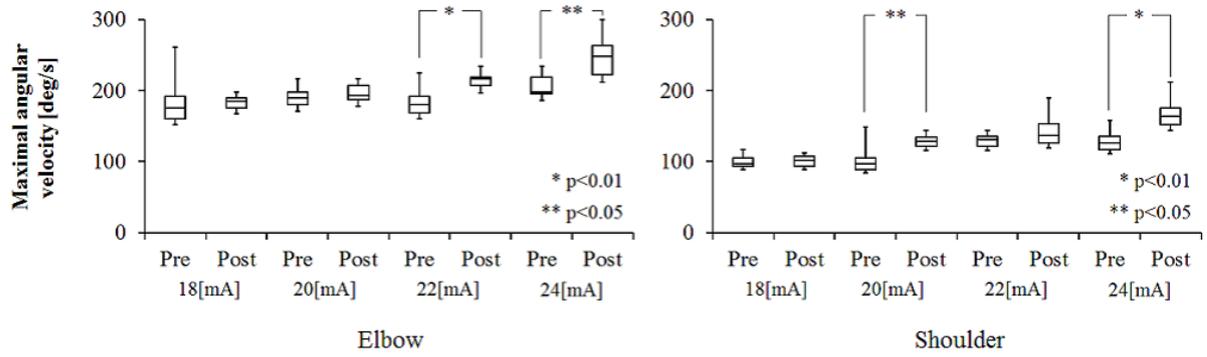


Fig. 4.19: Results of subject B

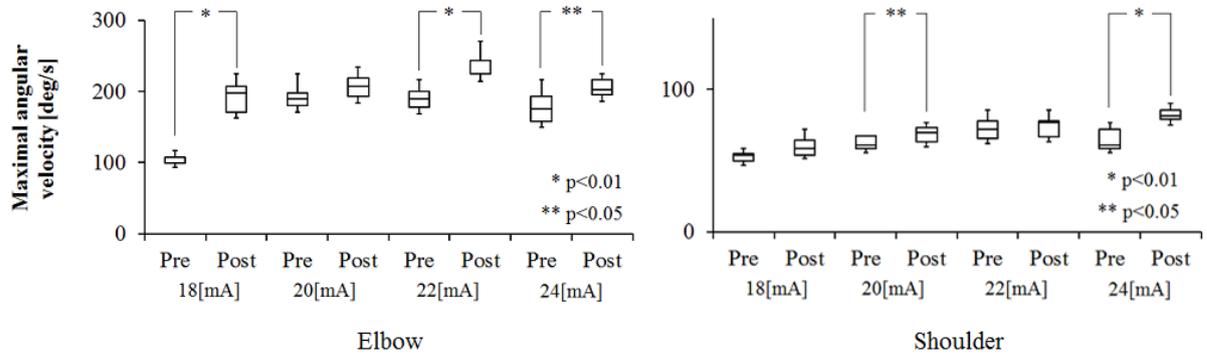


Fig. 4.20: Results of subject C

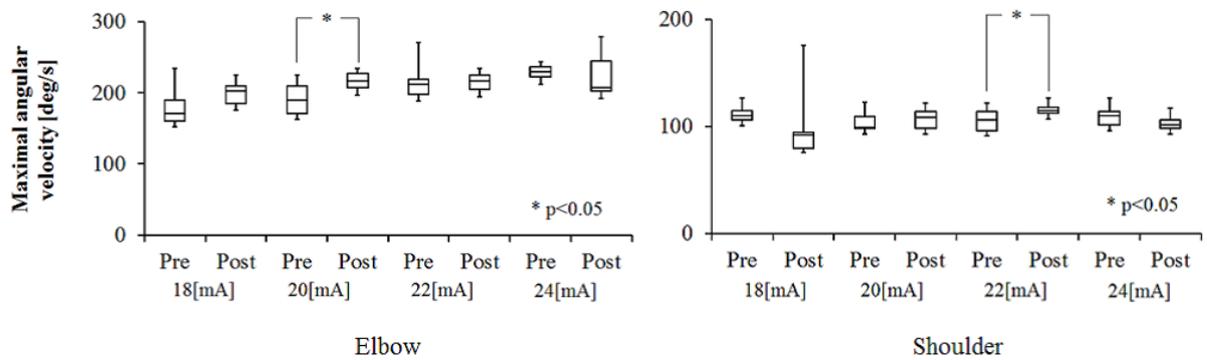


Fig. 4.21: Results of subject D

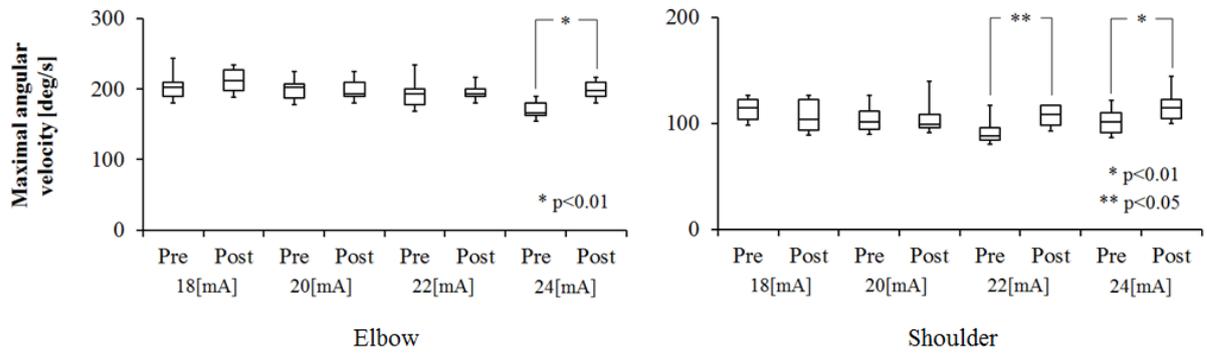


Fig. 4.22: Results of subject E

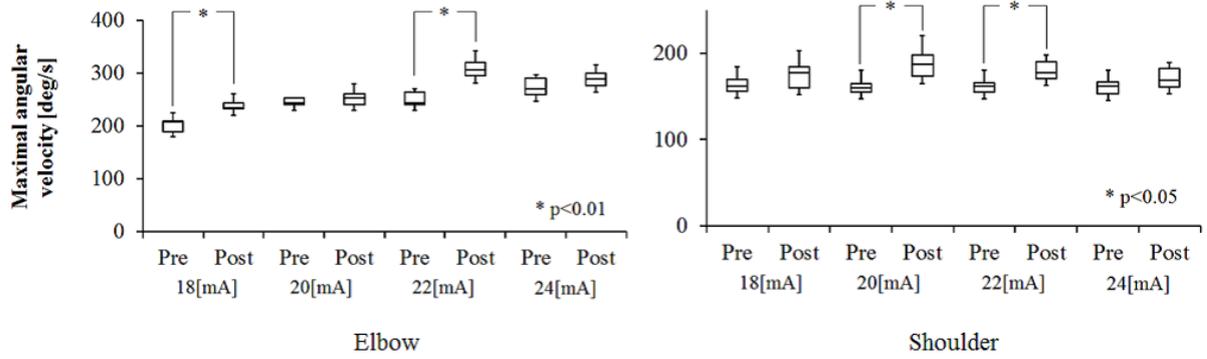


Fig. 4.23: Results of subject F

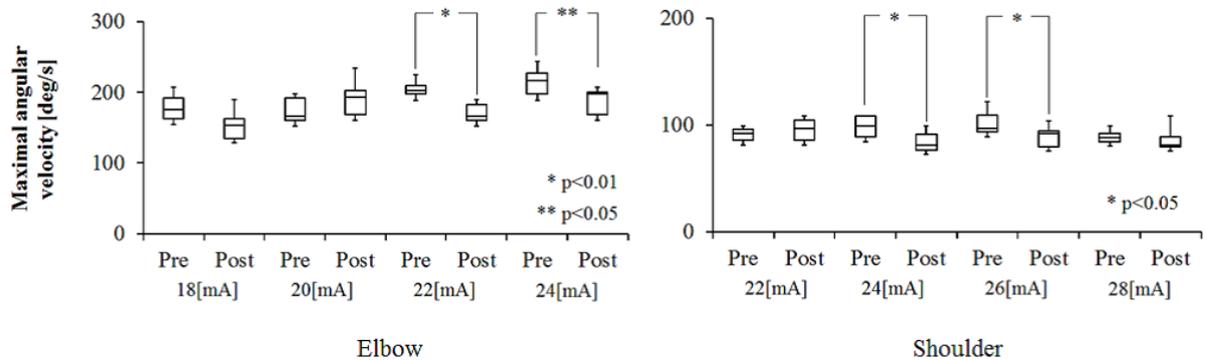


Fig. 4.24: Results of subject G

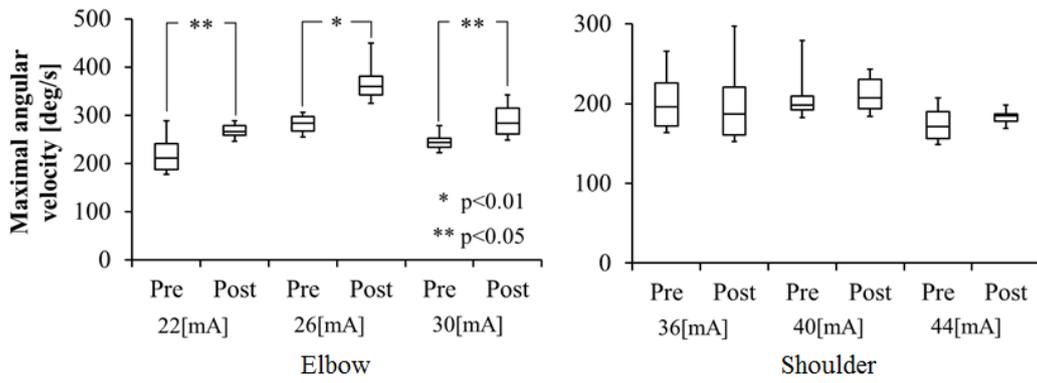


Fig. 4.25: Results of subject H

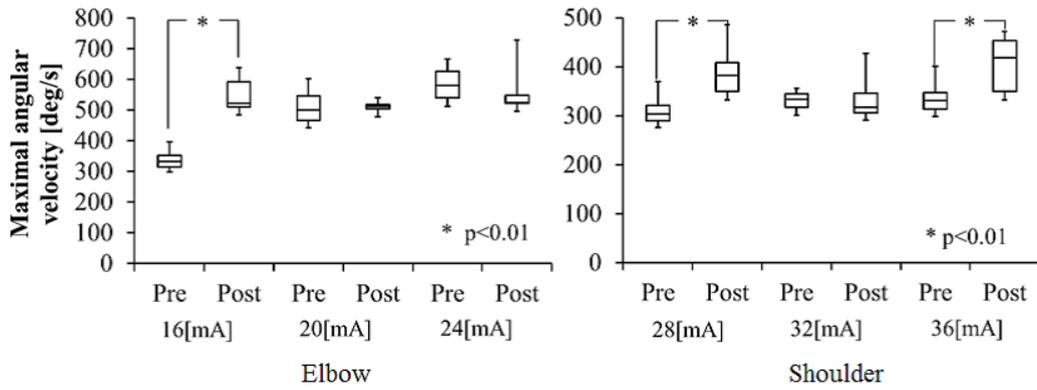


Fig. 4.26: Results of subject I

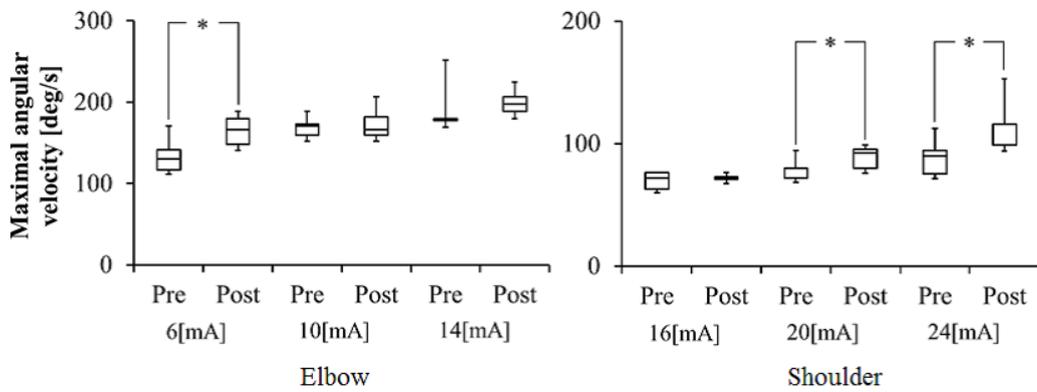


Fig. 4.27: Results of subject J

## 実験結果の考察

本システムを使用した訓練によって、ほとんどの被験者において訓練前後の最大運動角速度の有意な向上が観察できた。この結果から、本システムの实用可能性を示した。また、多くの被験者において電気刺激強度が大きい方が有意な訓練効果を確認できたが、被験者の中には電気刺激強度を上げてても有意に結果が向上しなかった例や、電気刺激強度を上げ過ぎると逆効果だった例があった。これは訓練によって疲労が蓄積することや、電気刺激の最適な強度は患者毎に体格や皮下脂肪等の条件によって異なることが原因ではないかと考えられる。電気刺激の痛みの感じ方は個人差があり、刺激強度を上げすぎた場合は逆効果だった場合もあった。

## 4.5 まとめ

本章では、第3章で提案した上肢各運動自由度選択拘束機構を用いた訓練運動計測装置に促通刺激制御機能を追加し、訓練運動を計測しながら訓練肢の運動角度や角速度に応じて促通刺激の介入タイミングと刺激持続時間の制御を可能にする訓練システムを提案した。動作実験では実際に健常者に対して電気刺激を併用しながら装置による訓練の実験を実施した。本システムによって、訓練運動動作のみに運動閾値程度の電気刺激を導入し訓練した結果、平均運動角速度の上昇が見られ、電気刺激による随意運動の促進効果が確認され、本システムのリハビリ訓練への応用可能性が示唆された。健常者における訓練実験において上肢共同運動分離訓練用の電気刺激随意運動補助機能を有する上肢選択拘束機構と自動的な反復訓練が可能な促通刺激制御と計測システムを用いて運動角速度の測定結果を時系列で比較し、訓練効果の有効性を検証した。

さらに、疲労しにくい最適な訓練姿勢や最適な刺激強度や介入のタイミング、持続時間等についてもさらに検討の余地があることが分かった。また、電気刺激強度については運動閾値付近の電流値が有効ではないかと考えられる。このことは余らが提唱している易収縮的電気刺激[32]に近いものであると考えられる。本装置による電気刺激による促通を併用した訓練によって、多数の健常ボランティアにおいて有意な訓練効果が観察されており、また、運動計測機能を利用して最大運動角速度を比較し、最適な促通刺激条件を確認することもできる。本装置による訓練を片麻痺患者へ応用した場合にも、同様の効果が期待される。

## 第5章 提案リハビリシステムの臨床研究

本章では、前章で有効性が確認されたシステムの片麻痺患者における有効性を検証するために、片麻痺ボランティアによる検証実験について述べる。

なお、実験の遂行にあたっては、ヘルシンキ宣言に従い被験者の選定や説明、同意については当該組織の臨床研究倫理委員会の審査を経て承諾事項を遵守して実行し、被験者の個人情報に連結可能な匿名化を行い、特定の研究担当者のみが取扱い外部に漏れないように管理した。

### 5.1 実験条件

#### 5.1.1 電気刺激電極と振動子の刺激位置と条件

Fig. 5.1に電気刺激の電極と振動刺激の振動子貼付位置を示す。肩屈曲訓練の場合、2つの電極(5×5 [cm]; 正方形)が三角筋前部繊維の中心を挟む様に皮膚上に貼付し、振動刺激用の振動子は三角筋前部繊維の中心付近の皮膚上に貼付する。肘曲訓練の場合、2つの電極(5×5 [cm]; 正方形)が上腕三頭筋の中心を挟む様に皮膚上に貼付し、振動刺激用の振動子は上腕三頭筋の中心付近の皮膚上に貼付する。電気刺激の条件はパルス幅は150 [ $\mu$ s], 周波数は50 [Hz]であり、電気刺激強度は各被験者毎に筋収縮や痛みを伴わない最大の電流値に設定した。振動刺激の周波数は100 [Hz]程度である。

#### 5.1.2 促通刺激の介入のタイミングと刺激時間

電気刺激と振動刺激の介入のタイミングと刺激時間を Fig. 5.2に示す。訓練運動第1回目においては訓練開始位置から促通刺激を介入するが、訓練運動の第2回目以降の促通刺激の介入タイミングは目的筋の興奮水準を高めておくため、訓練運動開始前に設定する。具体的には訓練運動の終了位置から開始位置まで戻す際、目的訓練筋の伸張反射を起こしやすくするために訓練運動範囲の30%の角度に達した位

置から早めに刺激を開始する。その後、訓練開始時の伸張反射による促通を行うため訓練範囲の15%から0%の角度の範囲において促通刺激を一時的に止めて筋緊張を弛緩し、訓練肢の重力による加速を利用して目的訓練筋の伸張反射を誘発する。

また、音刺激については訓練運動を開始するタイミングが被訓練者に分かりやすいように訓練運動開始前に訓練運動範囲の5%の角度に達した位置から1570 [Hz]のビープ音をPCのサウンド機能を用いて鳴らし、訓練中だということを意識してもらえるように訓練運動中はビープ音を連続で鳴らし続け、訓練運動範囲の80%の角度に達した位置で音の再生を止める。そして、訓練終了角度に達したことを被訓練者に知らせるため、訓練中とは音程の異なる1170 [Hz]のビープ音を0.5 [s]間鳴らす。

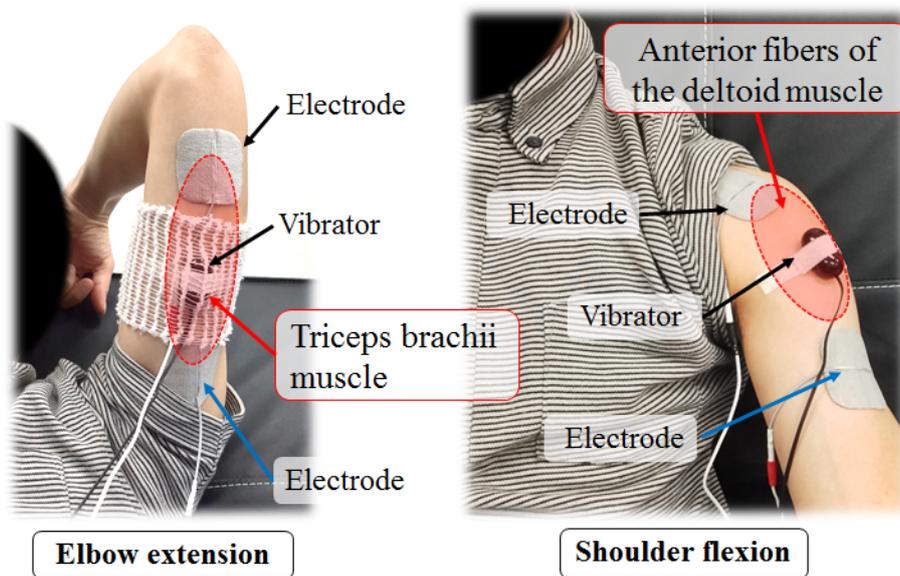


Fig. 5.1: Stimulating Points of SES and Vibration

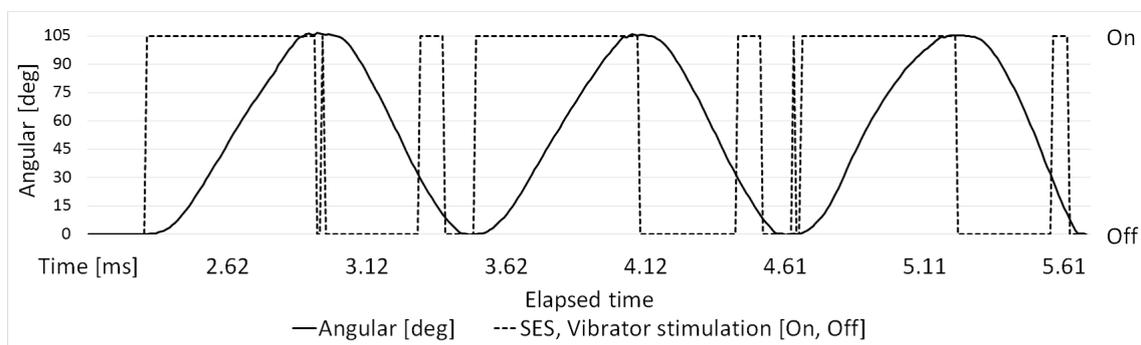


Fig. 5.2: Timing and duration of the SES and the vibratory stimulation

## 5.2 訓練方法および評価方法

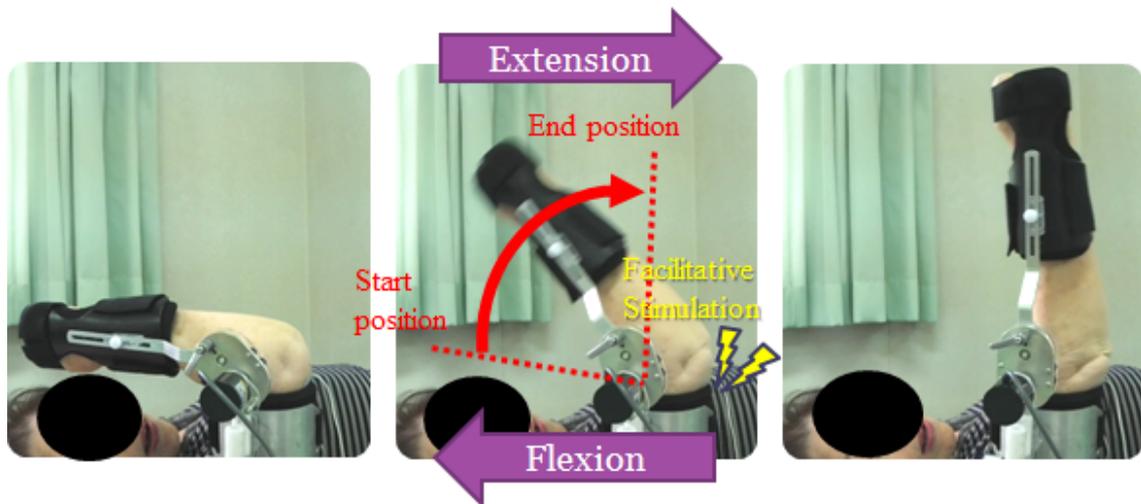
訓練および評価は肩関節と肘関節共に下記プログラムで行われる。1セットにつき、10回の屈伸を行う。

1. 促通刺激無しで、1セットの測定を行う。
2. 電気・振動刺激の条件を変えながら訓練を行う。
3. 促通刺激無しで、1セットの測定を行う。

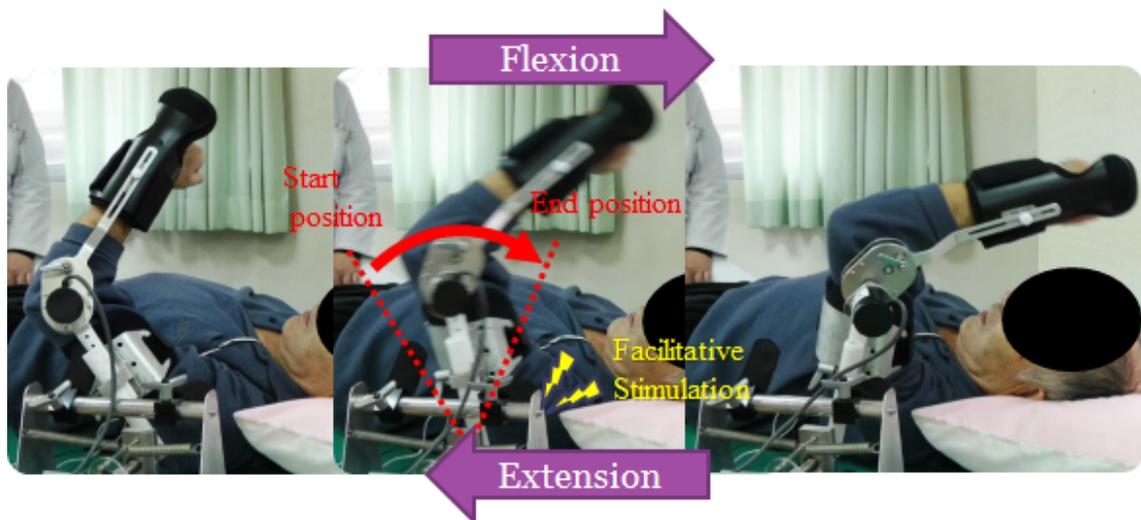
訓練結果を評価するために、プログラムによって1動作中の運動最大角度と最大角速度を算出する。最大運動角速度のデータは訓練運動の安定しない最初と最後を省く第2番目から第9番目までの8つの値を取得し、中央値を算出する。トレーニング効果を比較する方法は、訓練前と訓練後の最大運動角速度の結果を比較する。麻痺患者の訓練運動は一時的に加速したり遅くなったりというように安定しない場合が多く、最大運動角速度だけの評価では麻痺患者の運動のスムーズさを評価することは難しい。そこで、訓練運動のスムーズさを評価するために、訓練運動開始から終了までの平均運動速度を算出し、訓練前と訓練後の平均運動角速度の中央値比較する。

## 5.3 実験の概要

片麻痺ボランティアに対して行った訓練の様子を Fig. 5.3 に示す。まず促通刺激の組合せによって訓練運動の変化を確認するために、実験1を行った。実験1である程度の訓練運動の変化が確認できたため、さらに詳しく検証するために被験者を増やし、実験2を実施した。実験2において確認された促通刺激の最適な組合せを用いて、実験3において訓練を複数セット連続して実施し、訓練前後の測定結果の変化を評価した。実験3の結果から訓練方法を提案し、実験4においてその妥当性を確認した。



**Elbow extension exercise**



**Shoulder flexion exercise**

Fig. 5.3: Appearance of clinical training

## 5.4 実験 1

### 5.4.1 実験 1 の目的

電気刺激と振動刺激の組合せによる訓練運動の違いを確認するため、各訓練セットにおいて組合せを変更し、実験を行った。

### 5.4.2 実験 1 方法

訓練プログラムの構成は下記の手順で実施した。被験者は1セットの訓練において10回の訓練運動を行う。

1. 促通刺激無しで、1セットの測定を行う。(Pre-test)
2. 電気・振動刺激の条件を変えながら数セットの訓練を行う。
3. 促通刺激無しで、1セットの測定を行う。(Post-test)

訓練結果を評価するために、プログラムによって1動作中の運動最大角度と最大運動角速度を算出する。1セットの10回の訓練運動の間、最大運動角速度のデータは訓練運動の安定しない最初と最後を省く第2番目から第9番目までの8つの値を取得し、中央値を算出する。トレーニング効果を比較する方法は、訓練前と訓練後の測定における最大運動角速度と平均運動角速度の中央値の結果を比較する。

被験者の詳細を Table. 5.1 に示す。

Table 5.1: Details of subjects on experiments 1

Subjects	Age	Gender	Diagnosis	Affected side	Brs stage	MAS	Sensory impairment	Limited range of motion	Higher brain Dysfunction	Period from onset date
A	60s	Male	Cerebral infarction	Left	III	1	Have	Not	-	6 weeks
B	70s	Male	Cerebral hemorrhage	Left	V	-	Severe Hypesthesia	Not	Impaired attention	2 months

### 5.4.3 実験 1 の結果

各被験者の最大角速度と平均角速度の訓練前後の変化率の結果を Table. 5.2 に示す。また、Fig. 5.4-Fig. 5.7に各訓練セット毎の訓練動作中の最大角速度と平均角速度

の結果を示す。これらの結果によると、多くの被験者においてSESと振動刺激による訓練の後、肘伸展と肩屈曲の最大運動角速度が増加している傾向にあった。被験者Aにおいては、SESによる訓練セットから訓練を始めており、この場合は振動刺激とSESの訓練セットの間には統計的に有意な差は確認できなかった。そこで、被験者Bにおいては振動刺激による訓練セットの後に電気刺激による訓練セットを実施してみた結果、振動刺激と電気刺激の場合では統計的な有意な差が確認された。これらの結果から、電気刺激による訓練後は一定時間の残存効果があったと推測でき、訓練の効果を比べるためには、振動刺激による訓練セットから先に始めるようにした方が良いと推測される。

Table 5.2: Results of between pre-test and post-test on experiments 1

Subjects	Brs stage	Period from onset date	SES intensity [mA]		Changing rate of maximal angular velocities between pre-test to post-test				Changing rate of average angular velocities between pre-test and post-test			
			Elbow	Shoulder	Elbow	p-value	Shoulder	p-value	Elbow	p-value	Shoulder	p-value
A	III	6 weeks	-	10	-	-	23.0%	p=0.11	-	-	20.2%	p=0.6
B	V	2 months	-	10	-	-	32.0%	p<0.01	-	-	39.0%	p<0.01

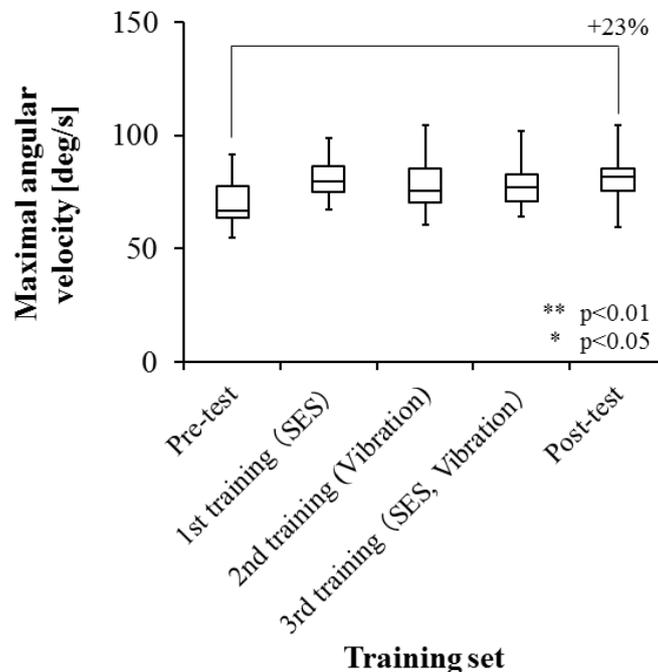


Fig. 5.4: Result of maximal angular velocity on shoulder training of subject A

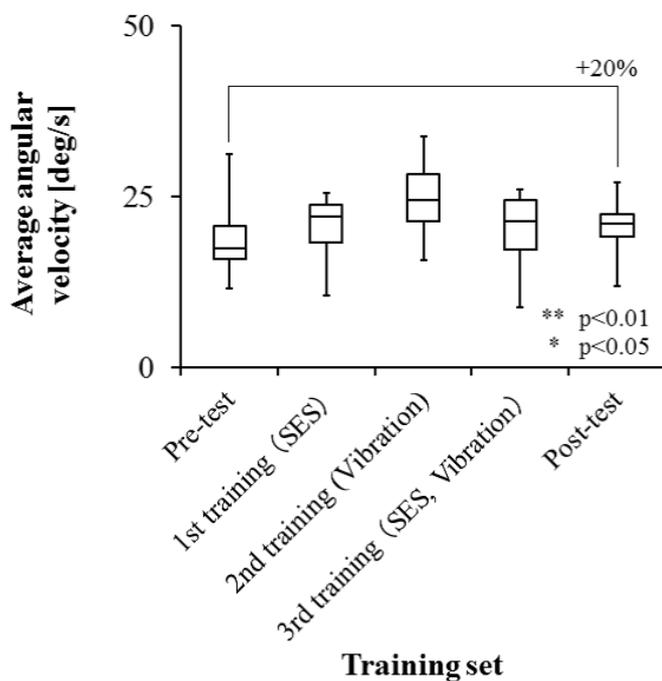


Fig. 5.5: Result of average angular velocity on shoulder training of subject A

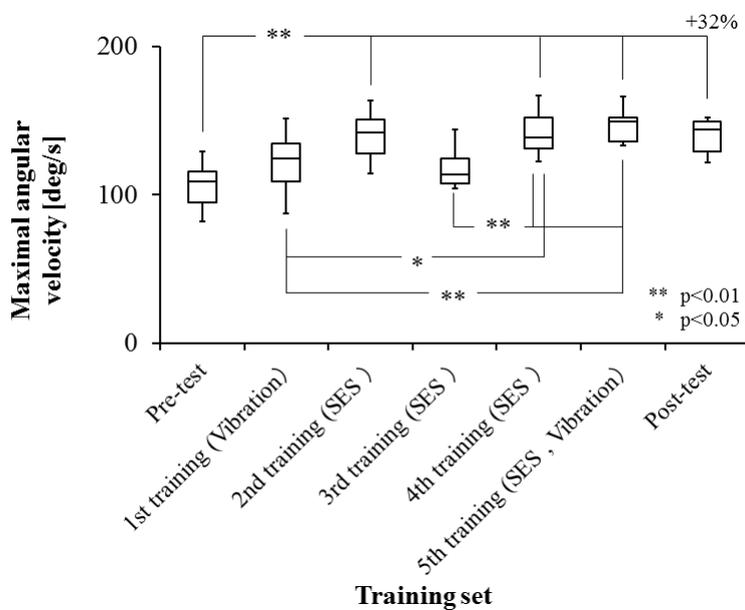


Fig. 5.6: Result of maximal angular velocity on shoulder training of subject B

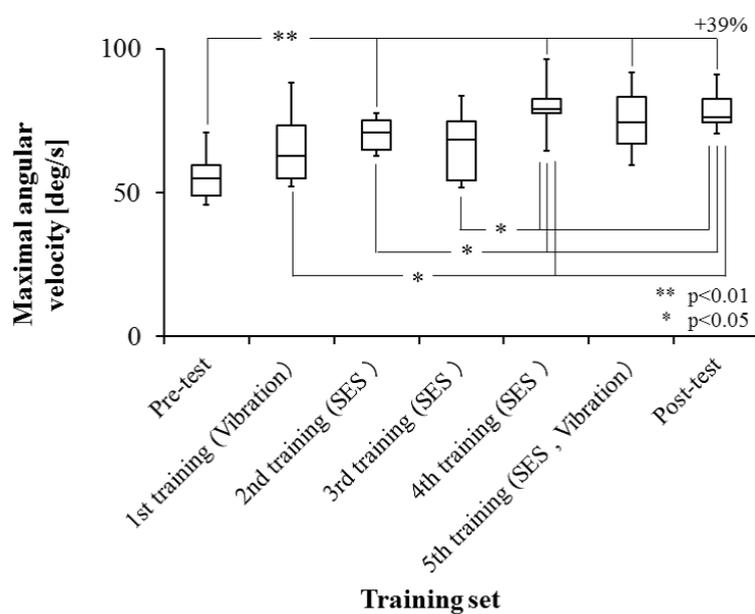


Fig. 5.7: Result of average angular velocity on shoulder training of subject B

## 5.5 実験2

### 5.5.1 実験2の目的

本実験では、促通刺激の組合せを各訓練セット毎に変えて促通刺激の違いによる訓練動作の変化を確認する。

### 5.5.2 実験2の方法

まず初めに電気刺激による残存効果の影響を受けないように振動刺激による訓練セットを先に実施した。訓練プログラムの構成と評価方法を以下に示す。被訓練者は1セットにつき10回の訓練運動を行う。

1. 促通刺激無しで、1セットの測定を行う。(Pre-test)
2. 電気・振動刺激の条件を変えながら6セットの訓練を行う。  
(i) 振動刺激, (ii) 電気刺激, (iii) SESと振動刺激  
(i)-(iii)を2サイクル実施する。
3. 促通刺激無しで、1セットの測定を行う。(Post-test)

訓練結果を評価するために、プログラムによって1動作中の運動最大角度と最大運動角速度を算出する。1セットの10回の訓練運動の間、最大運動角速度のデータは訓練運動の安定しない最初と最後を省く第2番目から第9番目までの8つの値を取得し、中央値を算出する。トレーニング効果を比較する方法は、訓練前と訓練後の測定における最大運動角速度と平均運動角速度の中央値の結果を比較する。

被験者の詳細を Table. 5.3 に示す。

### 5.5.3 実験2の結果

各被験者の最大角速度と平均角速度の訓練前後の変化率の結果を Table. 5.4 に示す。Fig. 5.8-5.23 に各訓練セット毎の訓練動作中の最大角速度と平均角速度の結果を示す。SESと振動刺激による訓練の後、肘伸展と肩屈曲の両訓練において最大運動角速度が統計的に有意に増加した。さらに、振動刺激のみを介入した場合とSESと振動刺激の両方を介入した場合では訓練時の最大運動角速度が増加する傾向があった。

Table 5.3: Details of subjects on experiments 2

Subjects	Age	Gender	Diagnosis	Affected side	Brs stage	MAS	Sensory impairment	Limited range of motion	Higher brain Dysfunction	Period from onset date
B	70s	Male	Cerebral hemorrhage	Left	V	-	Severe Hypesthesia	Not	Impaired attention	2 months
C	60s	Male	Cerebral infarction	Left	V	1+	Not	Not	Impaired attention	8 weeks
D	80s	Female	Cerebral infarction	Left	III	2	Not	Supination 20°	Not	5 years
E	70s	Female	Thalamic hemorrhage	Right	III	-	-	-	-	9 years
F	40s	Male	Cerebral hemorrhage	Left	III	2	Slight Hypesthesia	Not	Not	10 years

Table 5.4: Results of between pre-test and post-test on experiments 2

Subjects	Brs stage	Period from onset date	SES intensity [mA]		Changing rate of maximal angular velocities between pre-test to post-test				Changing rate of average angular velocities between pre-test and post-test			
			Elbow	Shoulder	Elbow	p-value	Shoulder	p-value	Elbow	p-value	Shoulder	p-value
B	V	2 months	-	10	-	-	19.5%	p<0.01	-	-	30.2%	p<0.05
C	V	8 weeks	10	10	15.1%	p<0.05	-7.6%	p=0.07	48.3%	p<0.01	5.7%	p=0.26
D	III	5 years	10	-	15.3%	p<0.05	-25.2%	p<0.01	30.1%	p<0.05	-17.6%	p=0.16
E	III	9 years	10	9	30.7%	p=0.06	21.3%	p<0.01	6.6%	P=0.22	45.0%	p<0.01
F	III	10 years	-	16	-	-	4.4%	p=0.54	-	-	38.3%	p<0.01

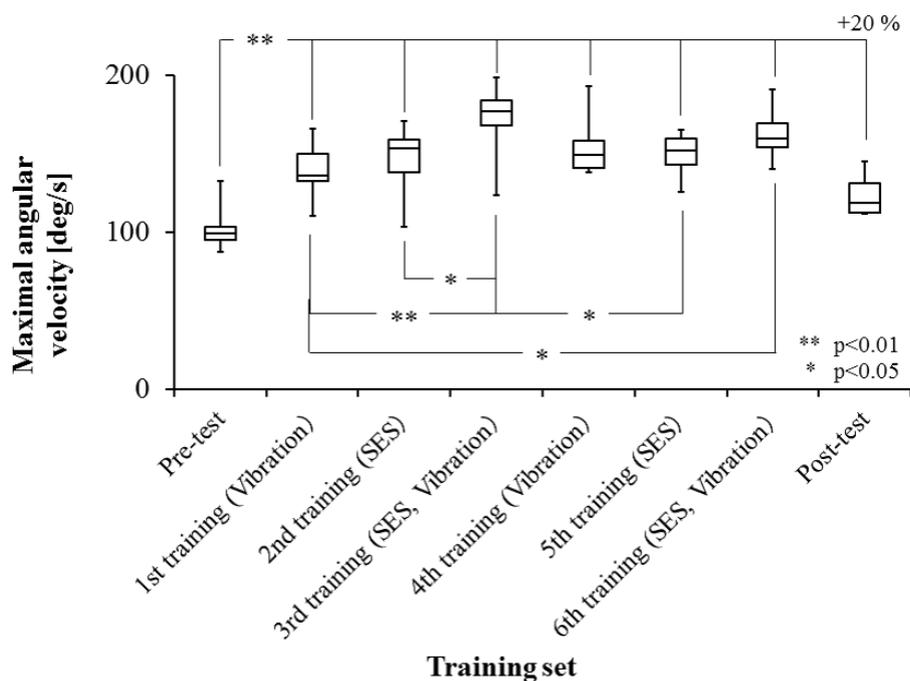


Fig. 5.8: Result of maximal angular velocity on shoulder training of subject B

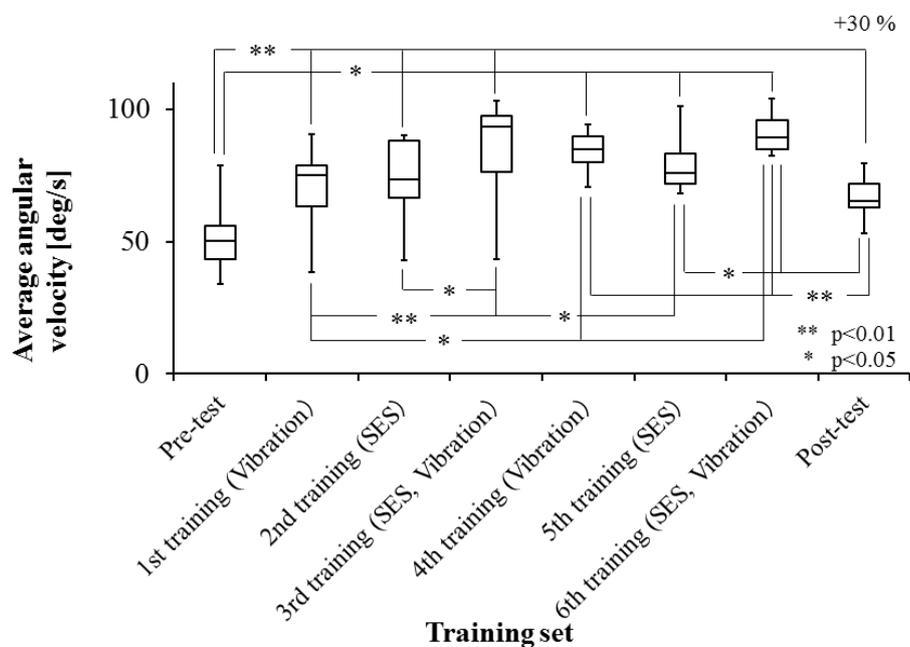


Fig. 5.9: Result of average angular velocity on shoulder training of subject B

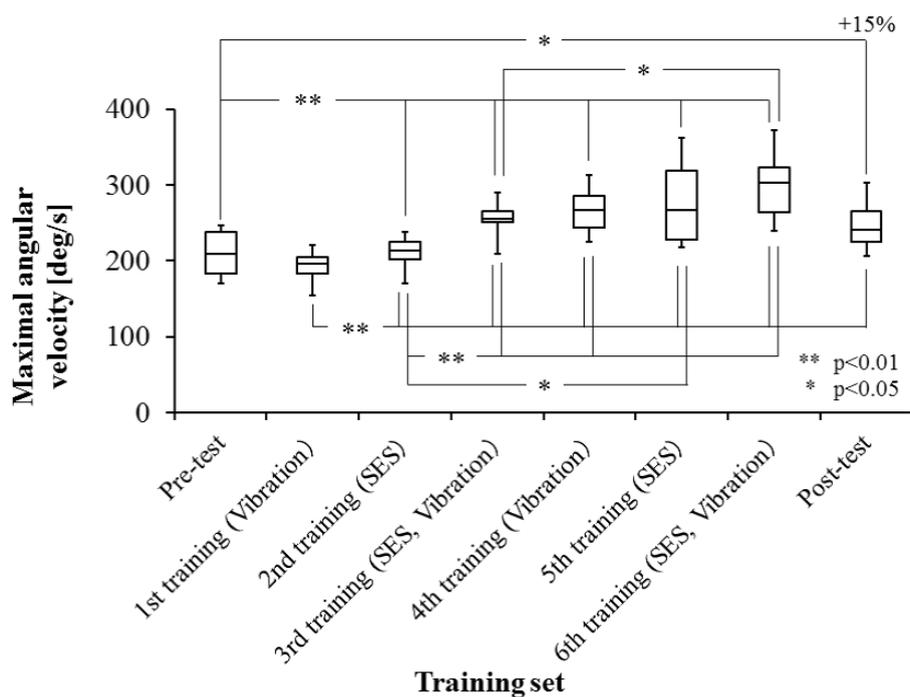


Fig. 5.10: Result of maximal angular velocity on elbow training of subject C

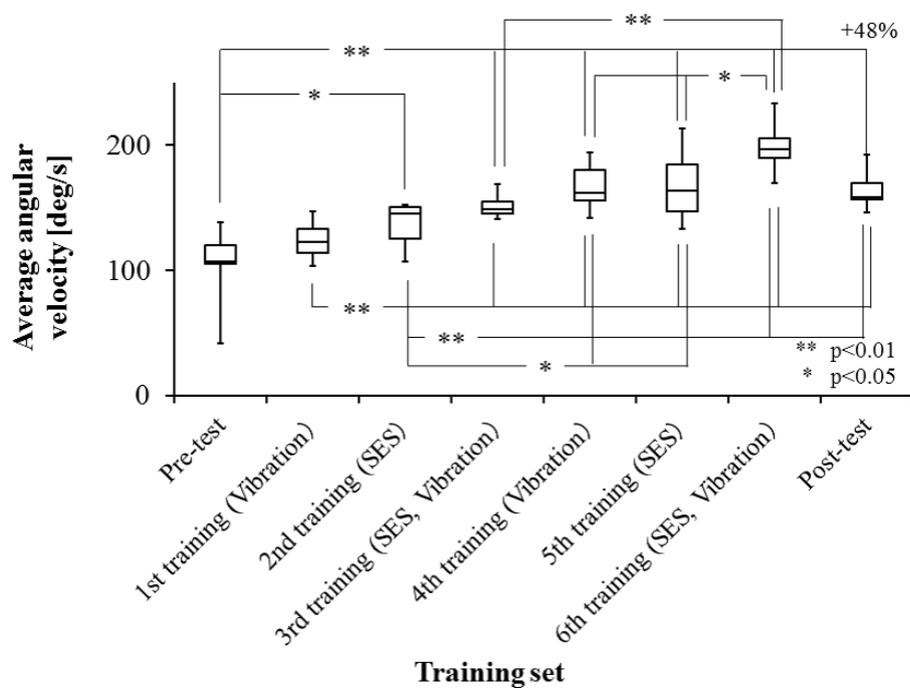


Fig. 5.11: Result of average angular velocity on elbow training of subject C

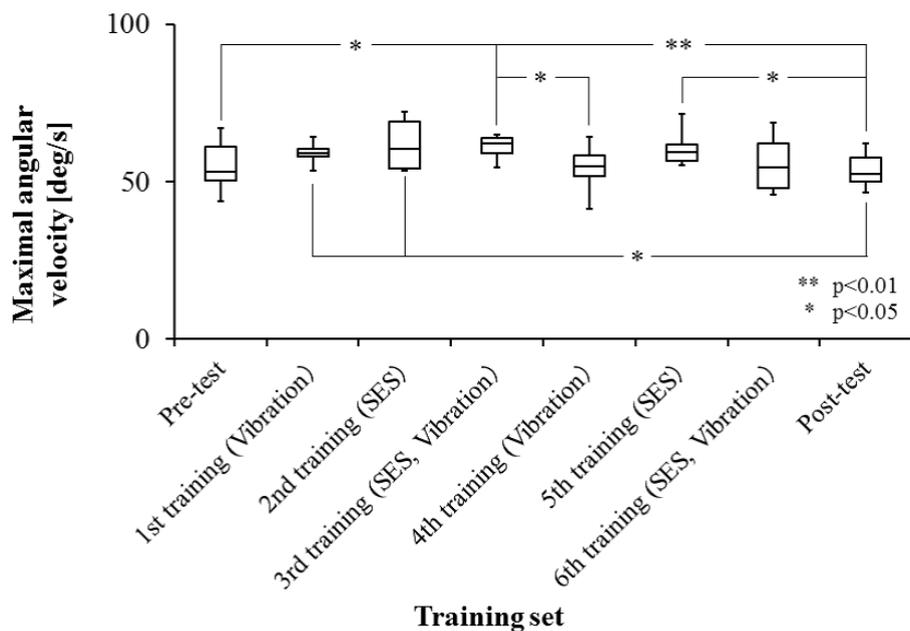


Fig. 5.12: Result of maximal angular velocity on shoulder training of subject C

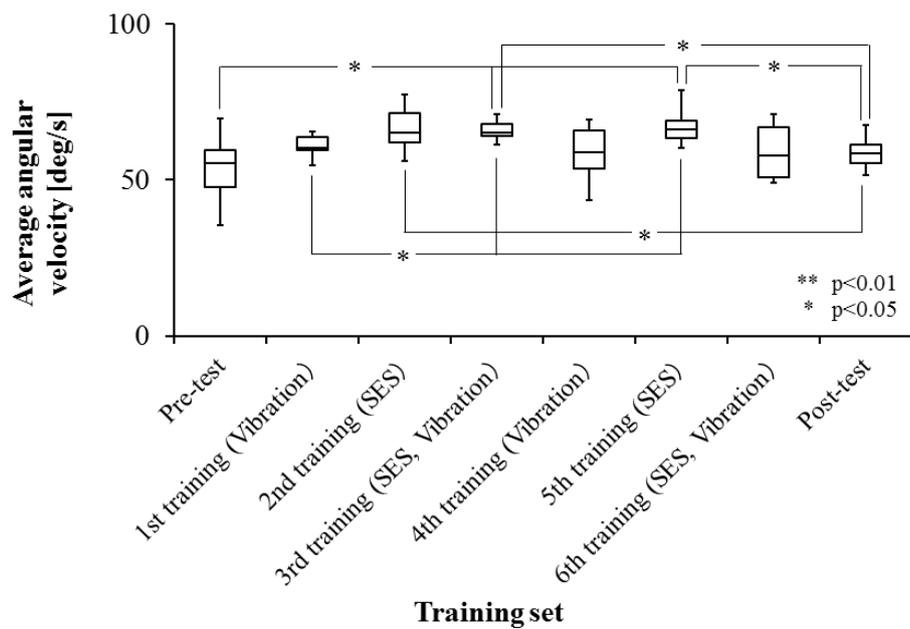


Fig. 5.13: Result of average angular velocity on shoulder training of subject C

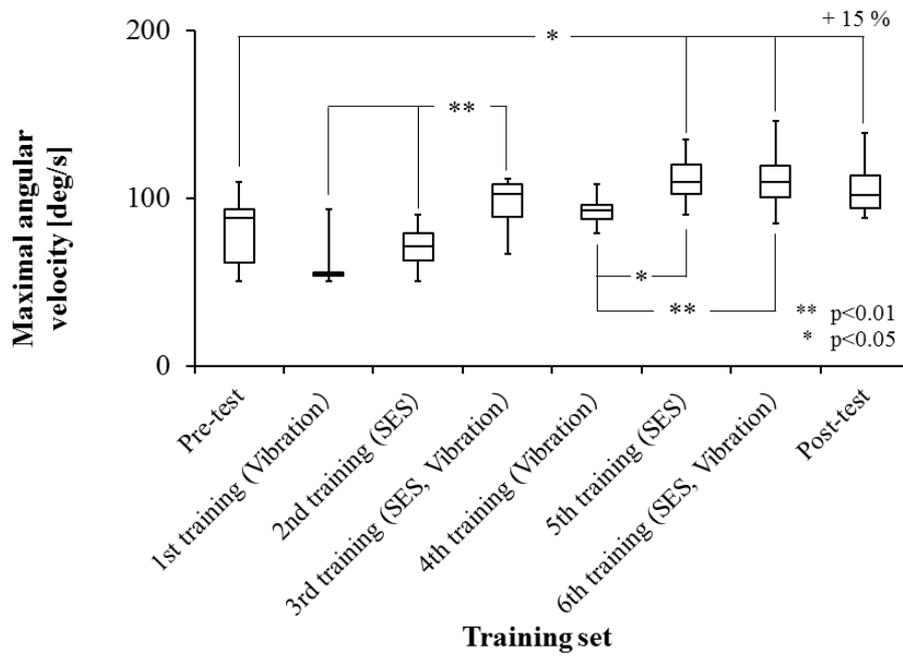


Fig. 5.14: Result of maximal angular velocity on elbow training of subject D

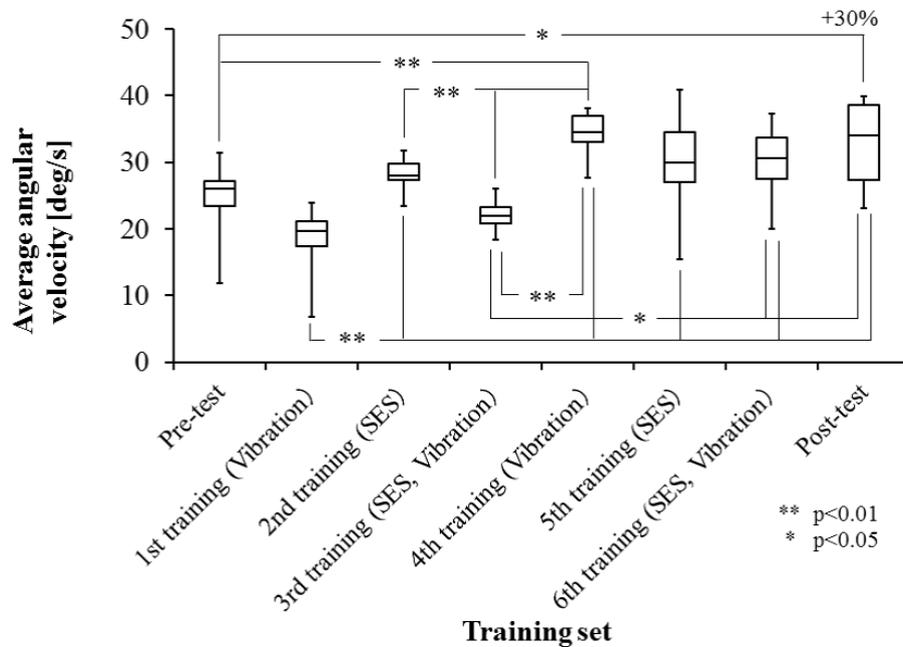


Fig. 5.15: Result of average angular velocity on elbow training of subject D

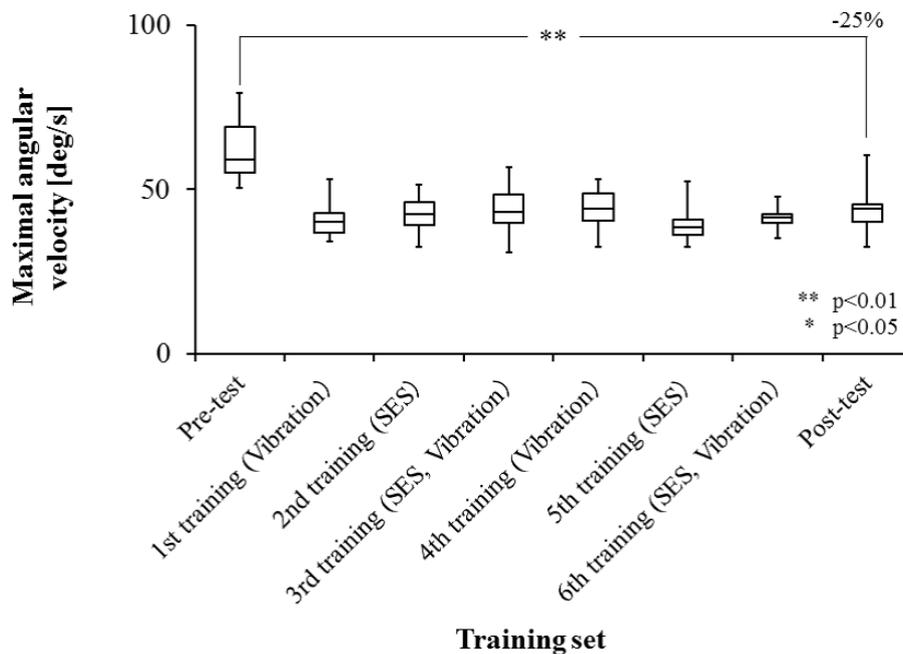


Fig. 5.16: Result of maximal angular velocity on shoulder training of subject D

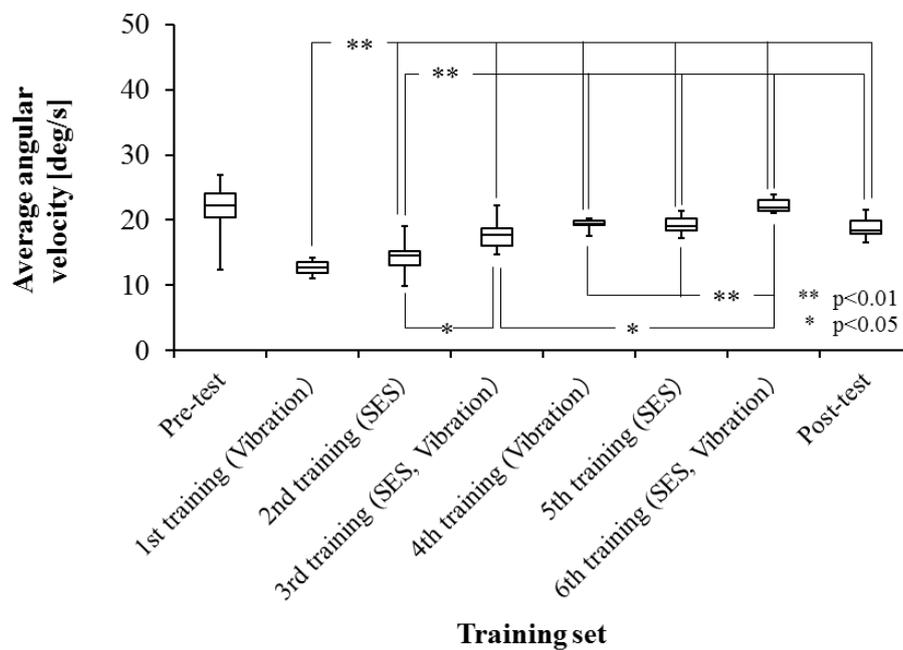


Fig. 5.17: Result of average angular velocity on shoulder training of subject D

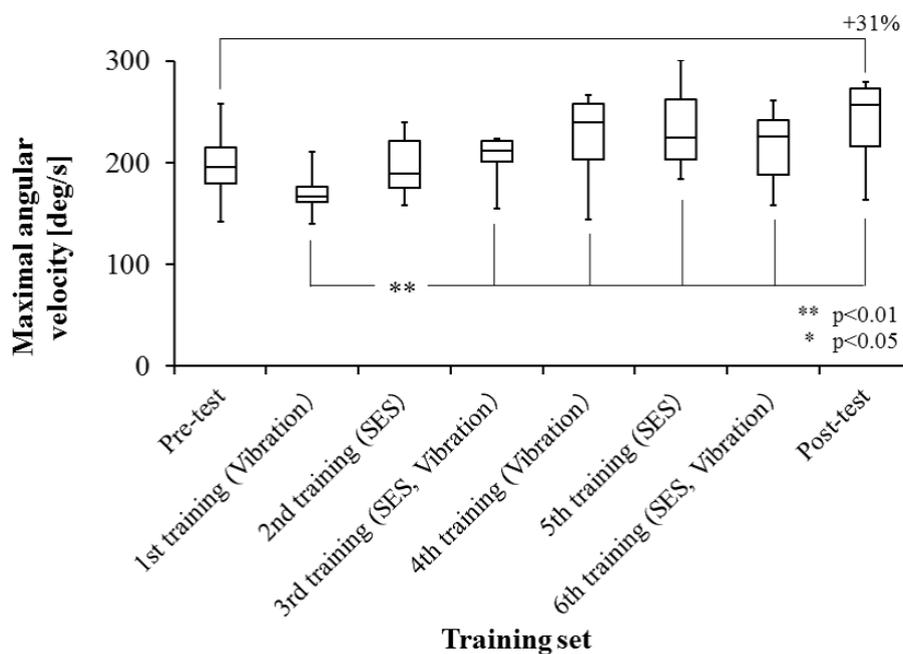


Fig. 5.18: Result of maximal angular velocity on elbow training of subject E

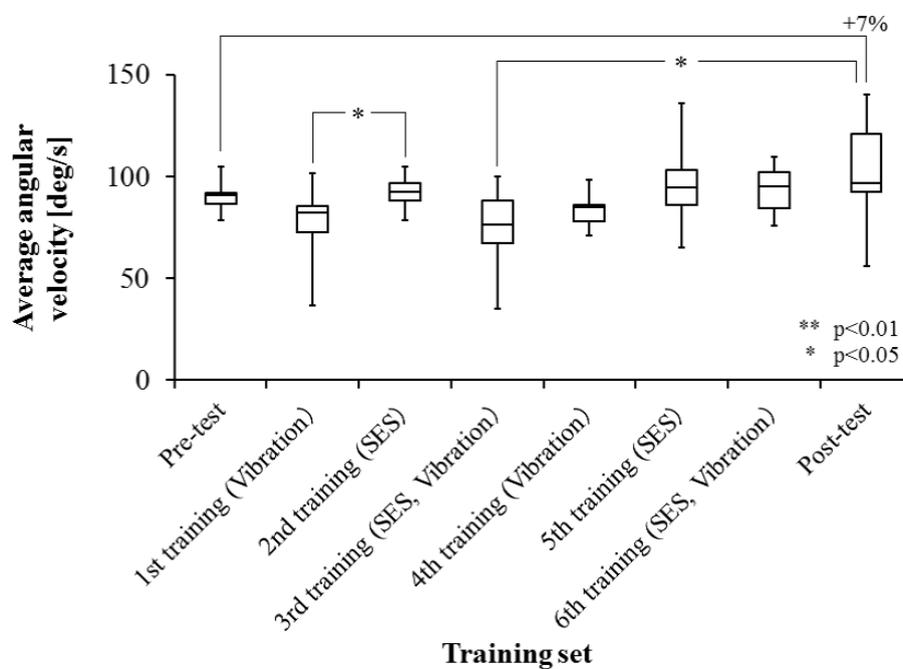


Fig. 5.19: Result of average angular velocity on elbow training of subject E

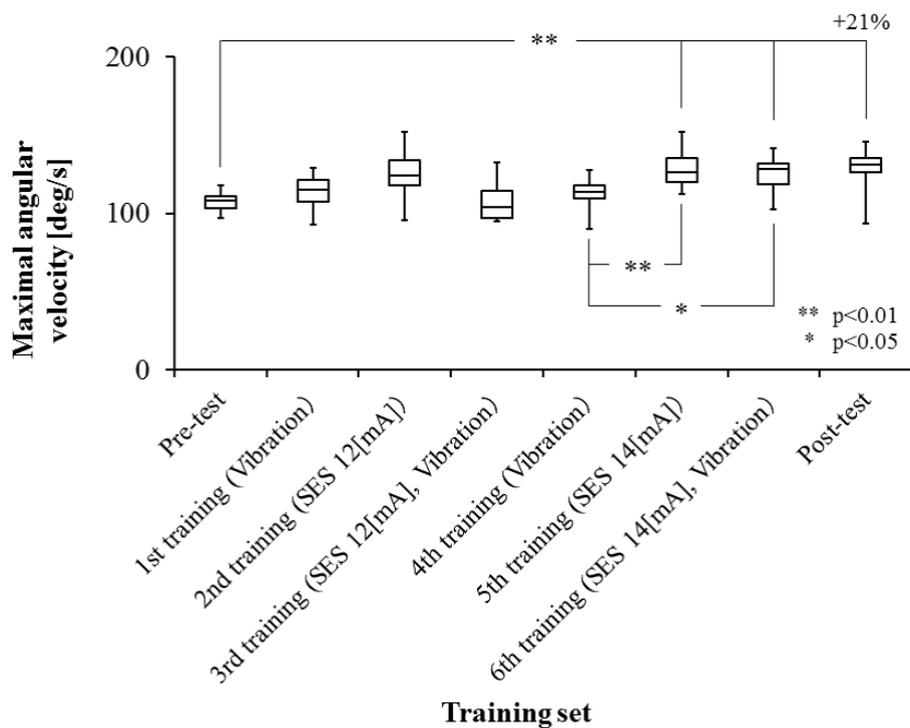


Fig. 5.20: Result of maximal angular velocity on shoulder training of subject E

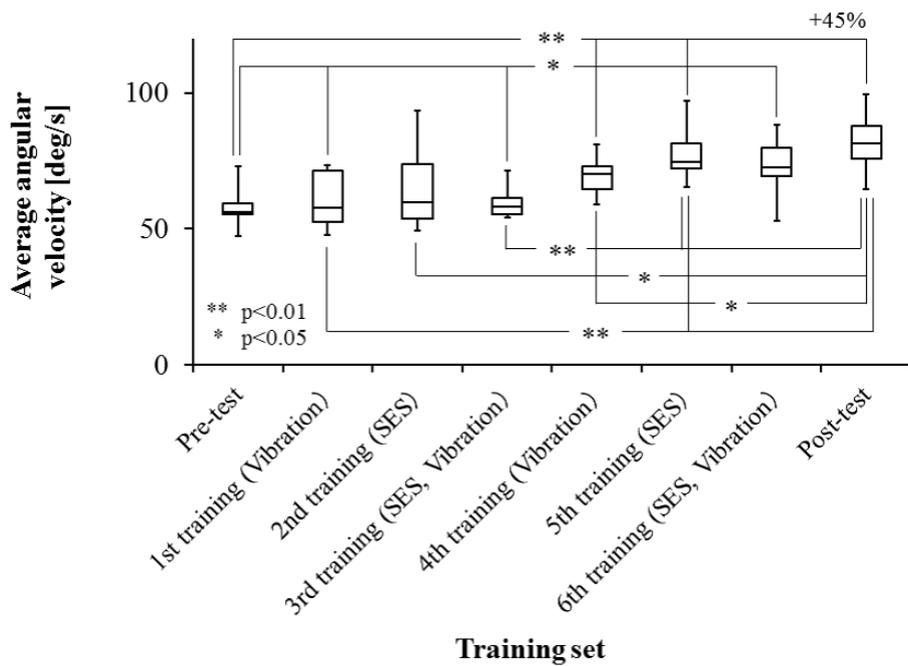


Fig. 5.21: Result of average angular velocity on shoulder training of subject E

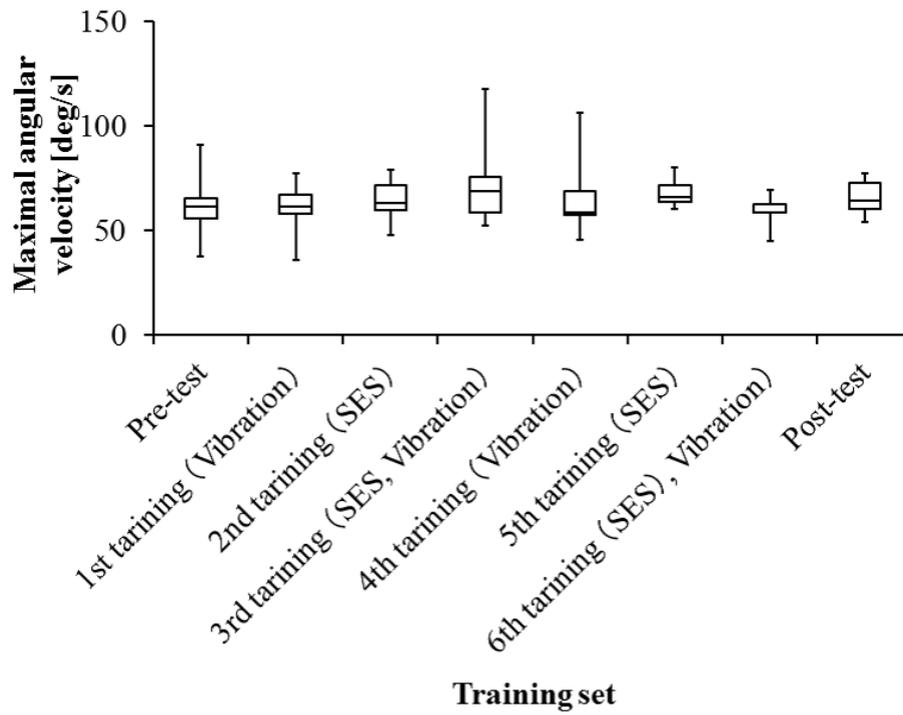


Fig. 5.22: Result of maximal angular velocity on shoulder training of subject F

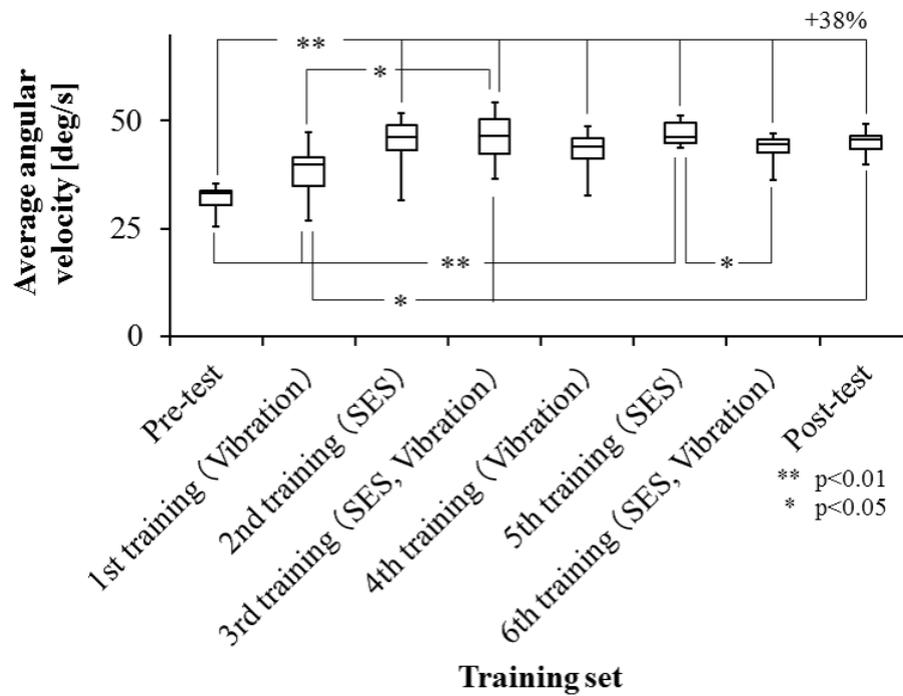


Fig. 5.23: Result of average angular velocity on shoulder training of subject F

## 5.6 実験3

### 5.6.1 実験3の目的

実験2において、振動刺激とSESの両刺激を介入しながら訓練を行った結果、ほとんどの場合において統計的に有意に改善した。したがって、振動刺激とSESの両刺激による訓練を多数回繰り返した場合の訓練結果を確認する。

### 5.6.2 実験3の方法

振動刺激とSESの両刺激による訓練セットのみを繰り返し3回以上行った。訓練回数は被験者の時間的制約や疲労を考慮して可能な範囲で実施した。被訓練者は1セットにつき10回の訓練運動を行う。

1. 促通刺激無しで、1セットの測定を行う。(Pre-test)
2. 電気・振動刺激両刺激を多数セット行う。
3. 促通刺激無しで、1セットの測定を行う。(Post-test)

訓練結果を評価するために、プログラムによって1動作中の運動最大角度と最大運動角速度を算出する。1セットの10回の訓練運動の間、最大運動角速度のデータは訓練運動の安定しない最初と最後を省く第2番目から第9番目までの8つの値を取得し、中央値を算出する。トレーニング効果を比較する方法は、訓練前と訓練後の測定における最大運動角速度と平均運動角速度の中央値の結果を比較する。

被験者の詳細を Table. 5.5 に示す。

### 5.6.3 実験3の結果

各被験者の最大角速度と平均角速度の訓練前後の変化率の結果を Table. 5.5 に示す。Fig. 5.24-5.41 に各訓練セット毎の訓練動作中の最大角速度と平均角速度の結果を示す。これらの結果から、SESと振動刺激による訓練前後の比較において、肘伸展と肩屈曲の最大運動角速度の増加が観察された。特に被験者Eの肩の結果について、最大運動角速度の変化率は実験2と比べて大きく改善した。より頻度の高いSESと振動刺激による訓練によって被験者I以外の被験者については最大運動角速度が有意に向上した。被験者Iの訓練結果に有意差が見られなかった理由としては、被験

Table 5.5: Details of subjects on experiments 3

Subjects	Age	Gender	Diagnosis	Affected side	Brs stage	MAS	Sensory impairment	Limited range of motion	Higher brain Dysfunction	Period from onset date
G	60s	Male	Thalamic hemorrhage	Left	IV	0	Severe Hypesthesia	Not	Not	1 month
H	60s	Female	Cerebral infarction	Left	III	-	Slight Hypesthesia	Not	Not	4 months
I	50s	Male	Cerebral hemorrhage	Right	V	1	Have	Not	Impaired attention	2 months
E	70s	Female	Thalamic hemorrhage	Right	III	-	-	-	-	9 years
J	50s	Male	Cerebral infarction	Left	III	-	Not	Not	Not	1 month
G	60s	Male	Thalamic hemorrhage	Left	IV	0	Severe Hypesthesia	Not	Not	3 months

者Iについては麻痺の度合いを示すブルンストロームステージがステージVのため、麻痺の症状が比較的軽く元々の運動速度が速く、改善代が小さかったことが推測される。

Table 5.6: Results of between pre-test and post-test on experiments 3

Subjects	Brs stage	Period from onset date	SES intensity [mA]		Changing rate of maximal angular velocities between pre-test to post-test				Changing rate of average angular velocities between pre-test and post-test			
			Elbow	Shoulder	Elbow	p-value	Shoulder	p-value	Elbow	p-value	Shoulder	p-value
G	IV	1 month	14	12, 14	76.4%	p<0.01	71.2%	p<0.01	291.2%	p<0.01	78.2%	p<0.01
H	III	4 months	-	9	-	-	20.5%	p=0.11	-	-	35.1%	p<0.01
I	V	2 months	15	-	6.4%	p=0.15	-	-	3.6%	p=0.54	-	-
E	III	9 years	-	12, 14	-	-	111.5%	p<0.01	-	-	142.6%	p<0.01
J	III	1 month	11	11	6.5%	p=0.08	-6.1%	p=0.26	19.1%	p<0.01	45.1%	p<0.01
G	IV	3 months	13	13	17.8%	p=0.13	14.4%	p=0.07	15.3%	p=0.13	38.6%	p<0.01

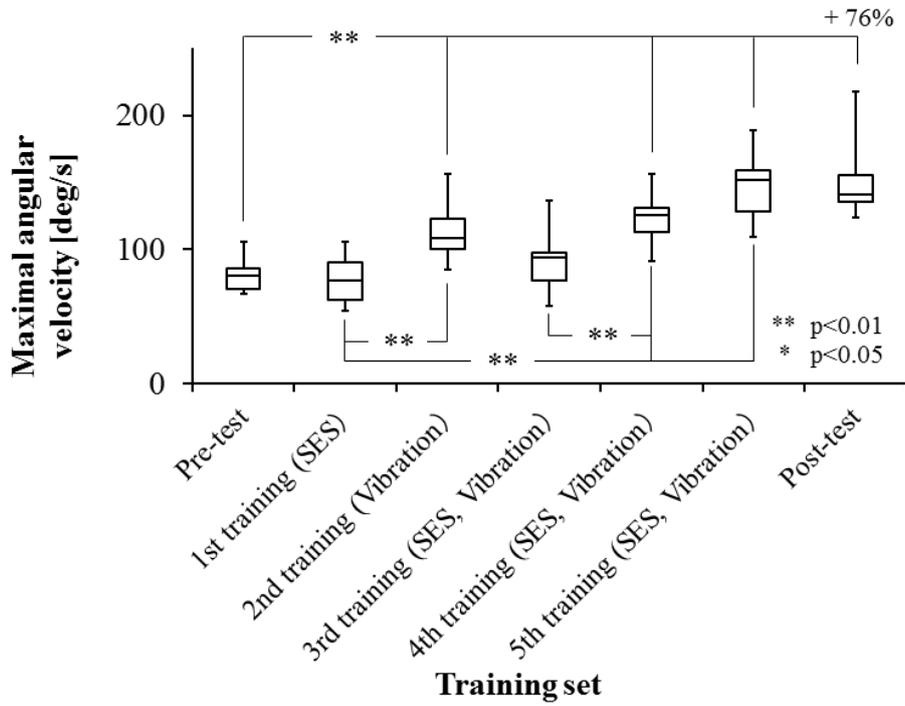


Fig. 5.24: Result of maximal angular velocity on elbow training of subject G

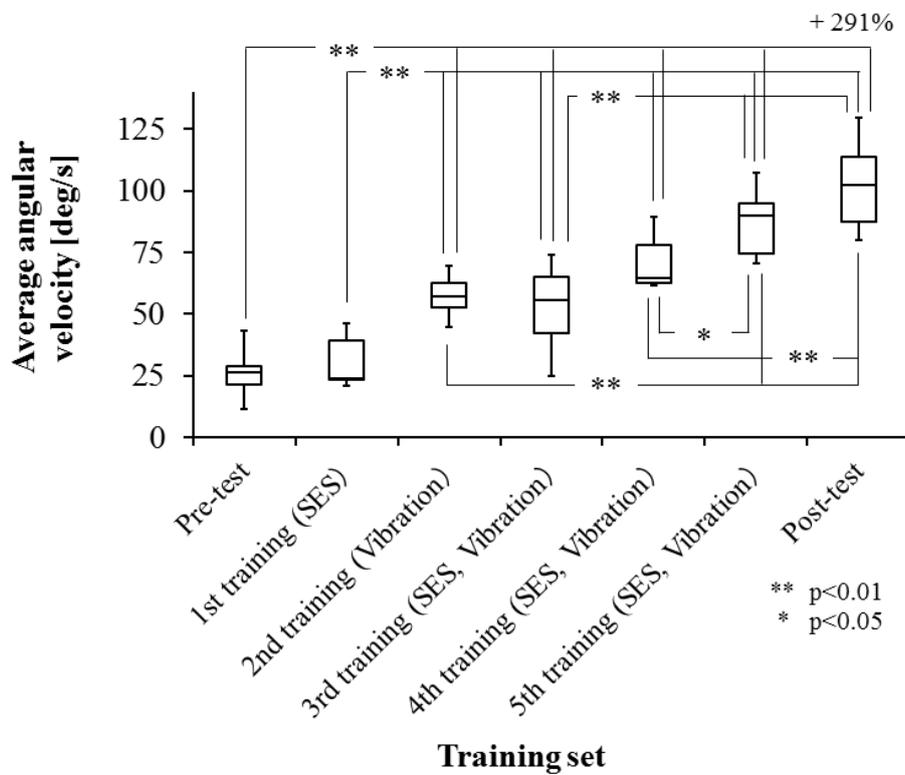


Fig. 5.25: Result of average angular velocity on elbow training of subject G

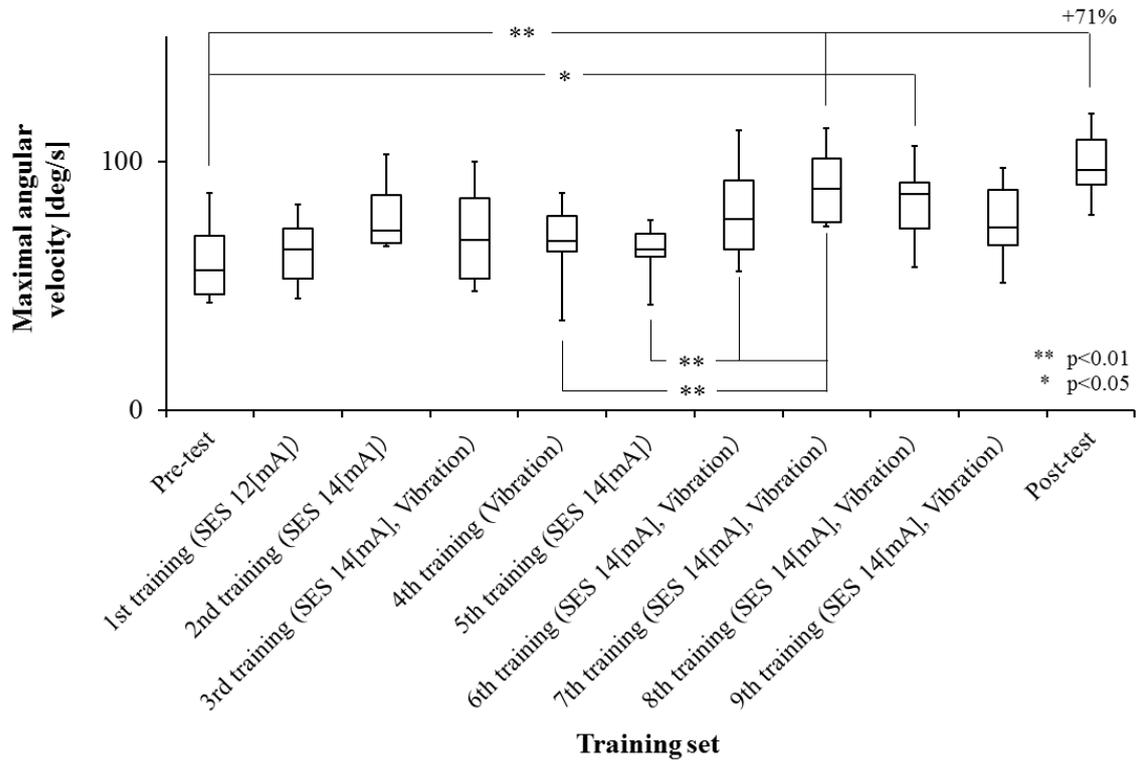


Fig. 5.26: Result of maximal angular velocity on shoulder training of subject G

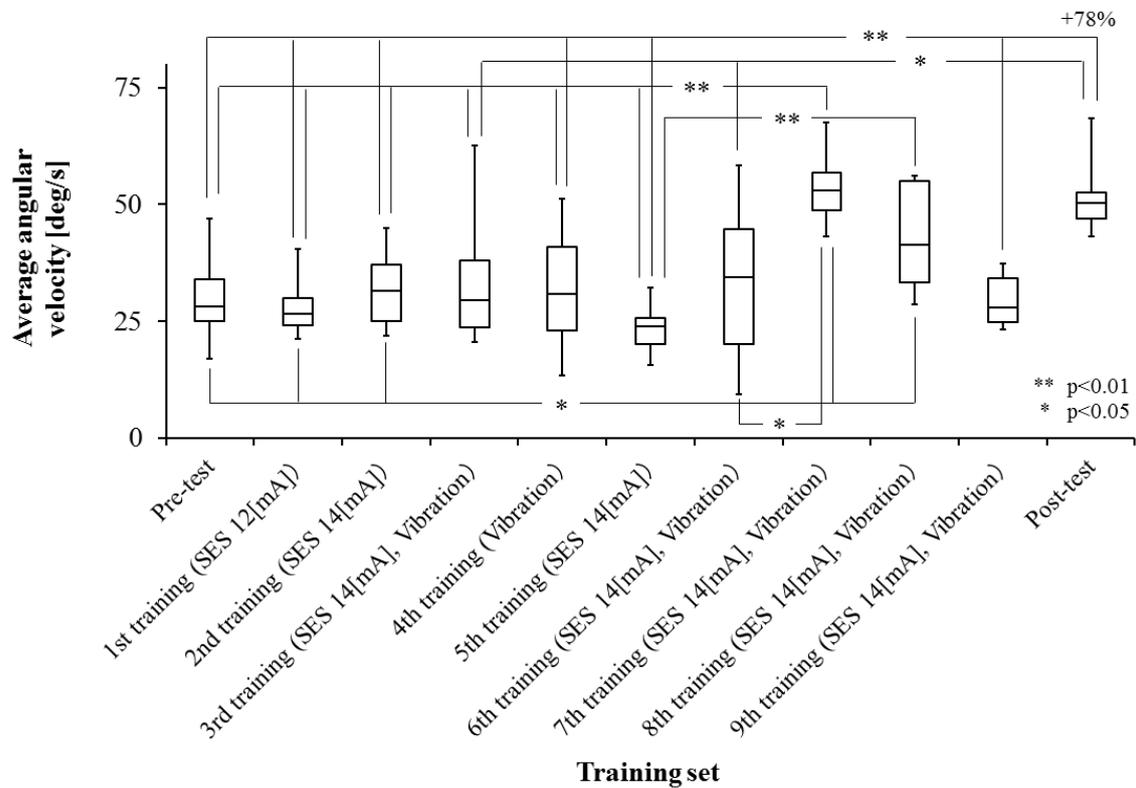


Fig. 5.27: Result of average angular velocity on shoulder training of subject G

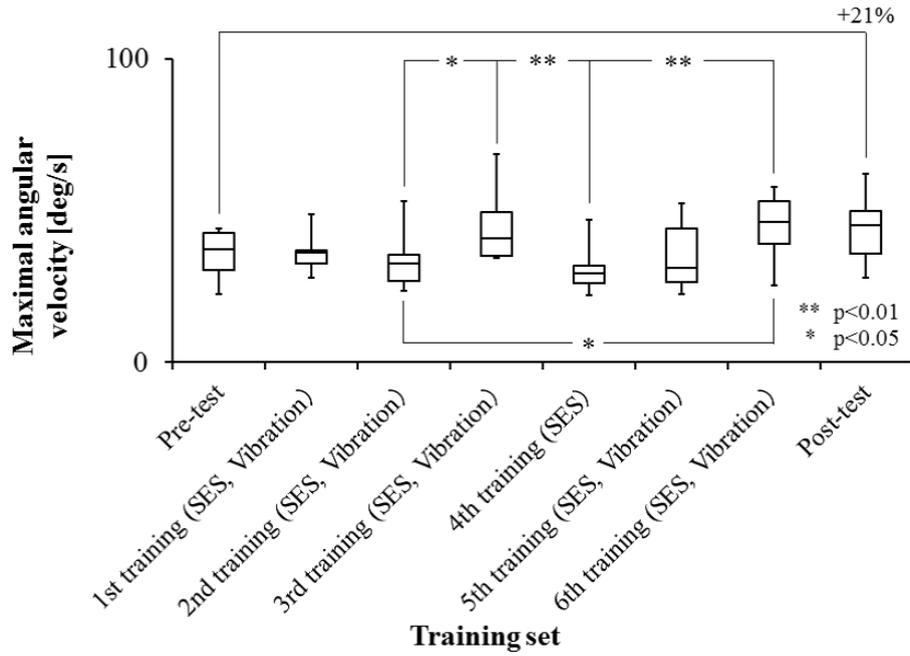


Fig. 5.28: Result of maximal angular velocity on shoulder training of subject H

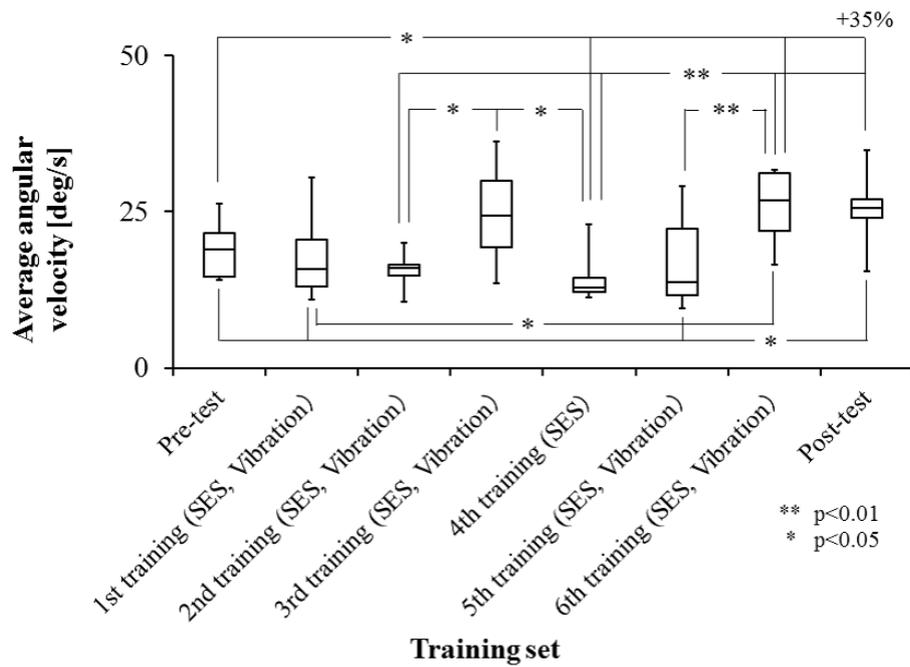


Fig. 5.29: Result of average angular velocity on shoulder training of subject H

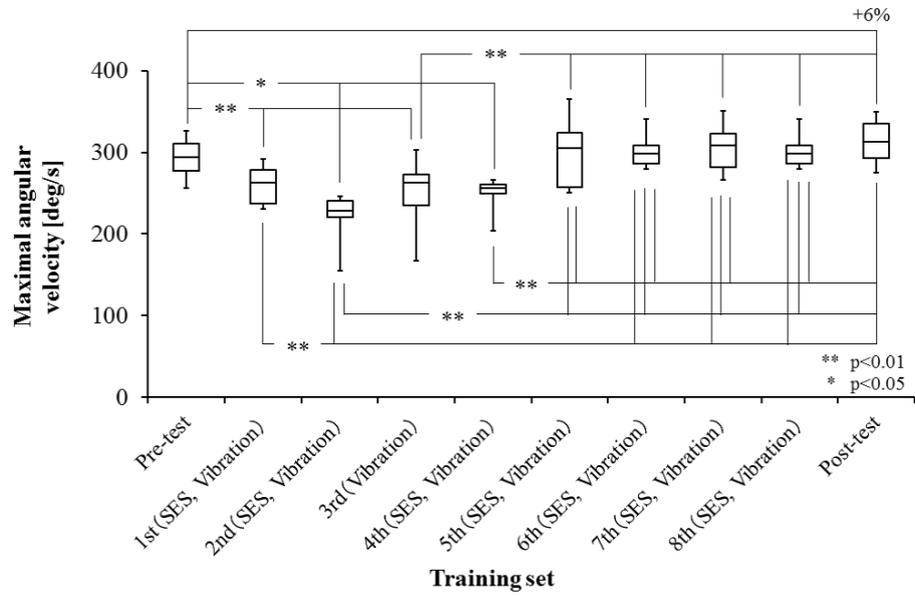


Fig. 5.30: Result of maximal angular velocity on elbow training of subject I

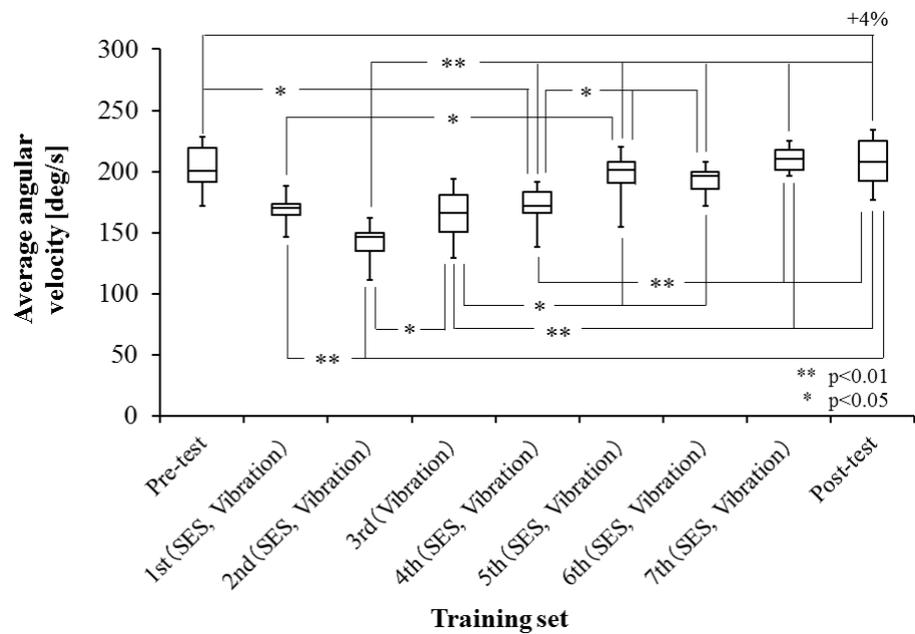


Fig. 5.31: Result of average angular velocity on elbow training of subject I

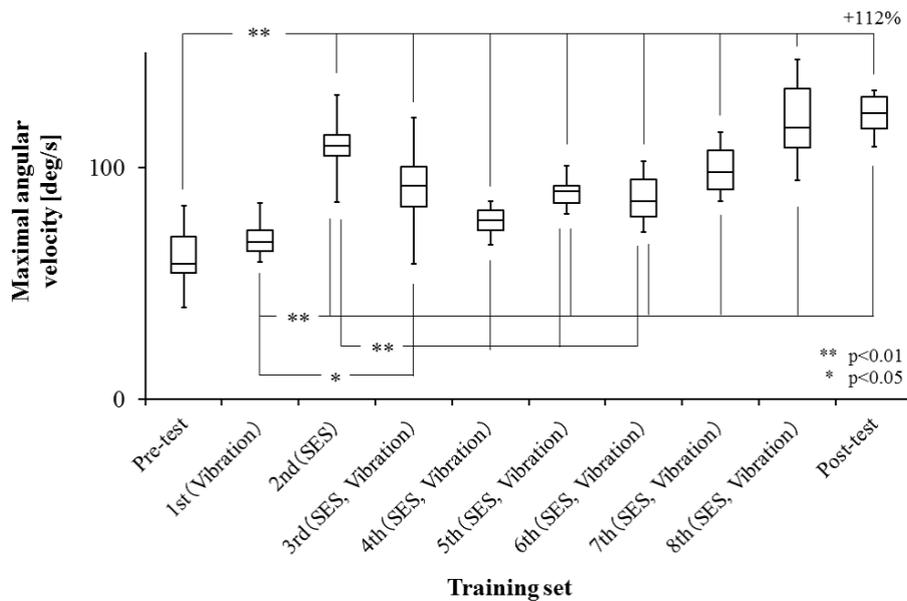


Fig. 5.32: Result of maximal angular velocity on shoulder training of subject E

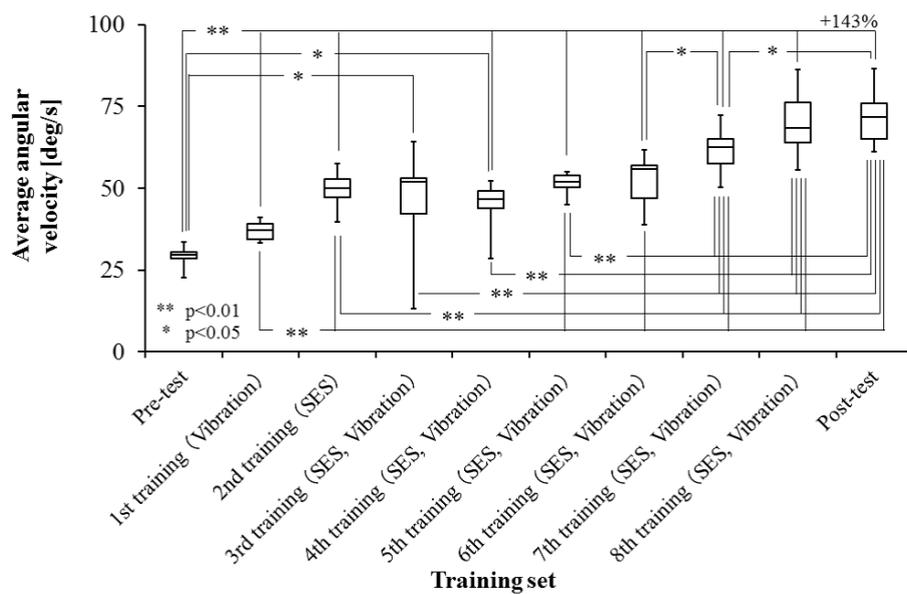


Fig. 5.33: Result of average angular velocity on shoulder training of subject E

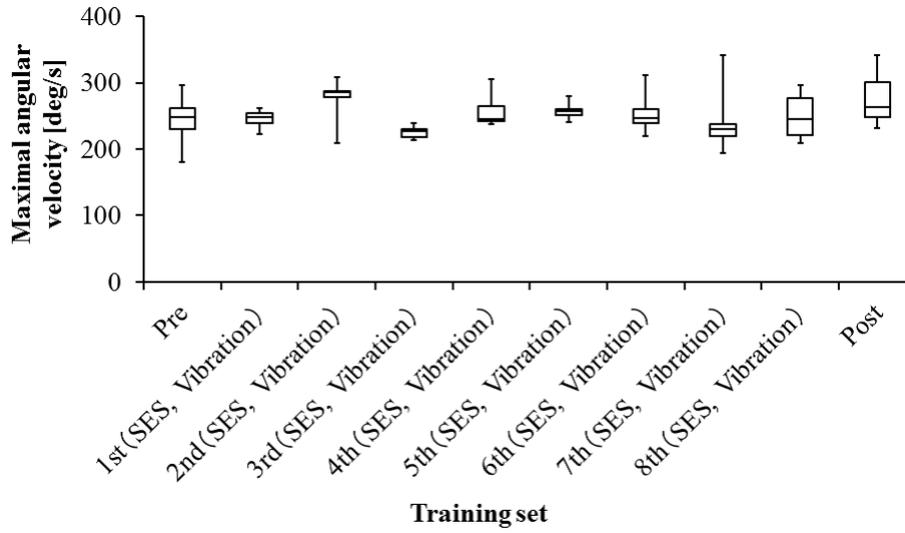


Fig. 5.34: Result of maximal angular velocity on elbow training of subject J

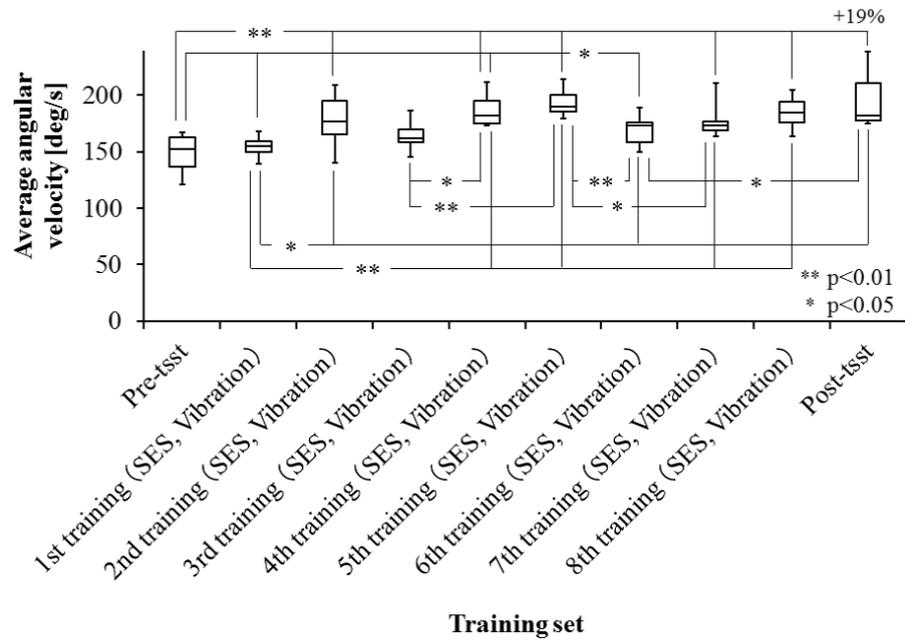


Fig. 5.35: Result of average angular velocity on elbow training of subject J

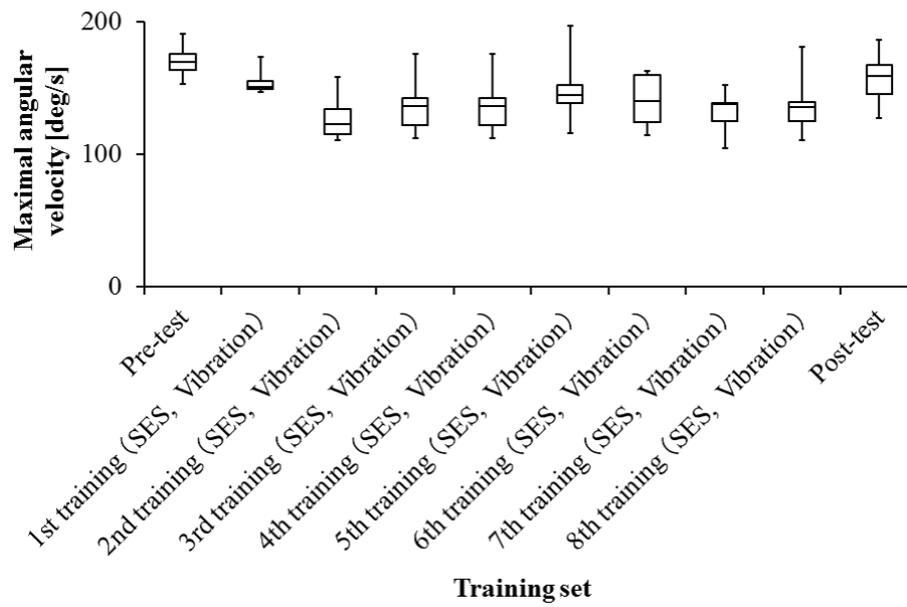


Fig. 5.36: Result of maximal angular velocity on shoulder training of subject J

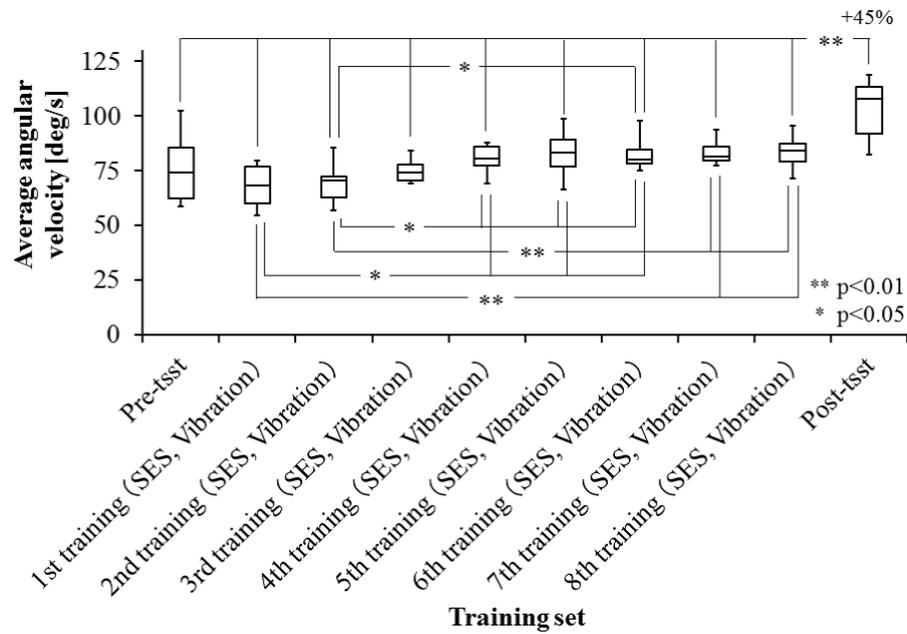


Fig. 5.37: Result of average angular velocity on shoulder training of subject J

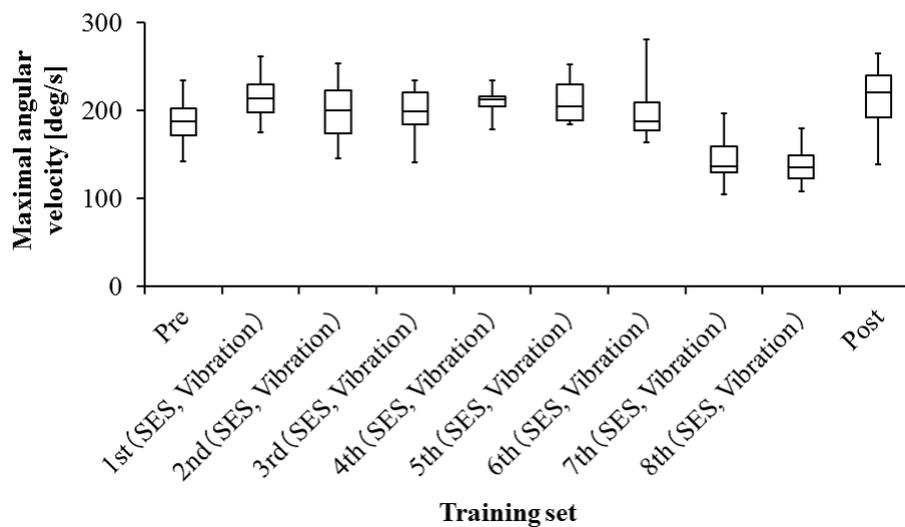


Fig. 5.38: Result of maximal angular velocity on elbow training of subject G

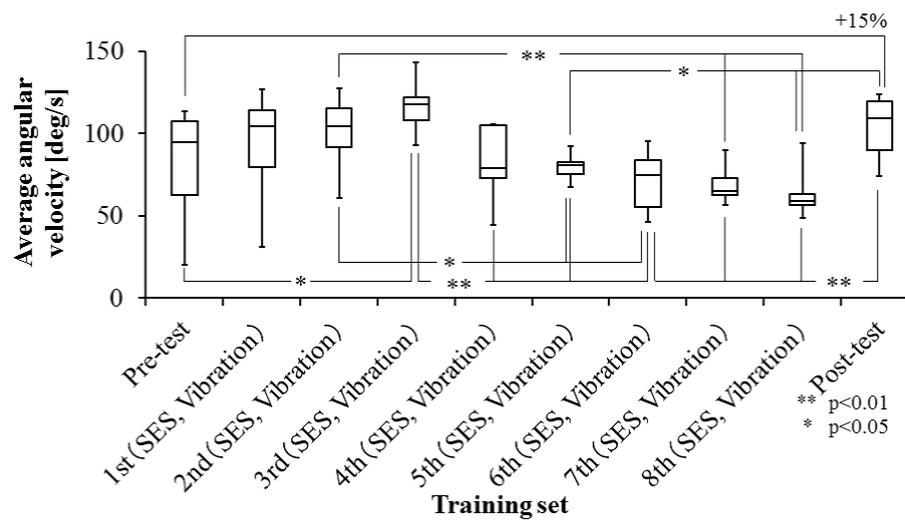


Fig. 5.39: Result of average angular velocity on elbow training of subject G

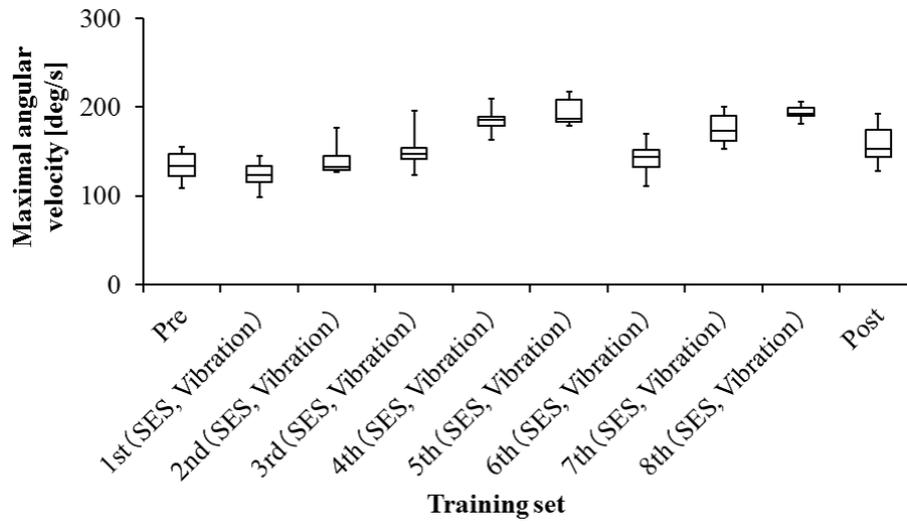


Fig. 5.40: Result of maximal angular velocity on shoulder training of subject G

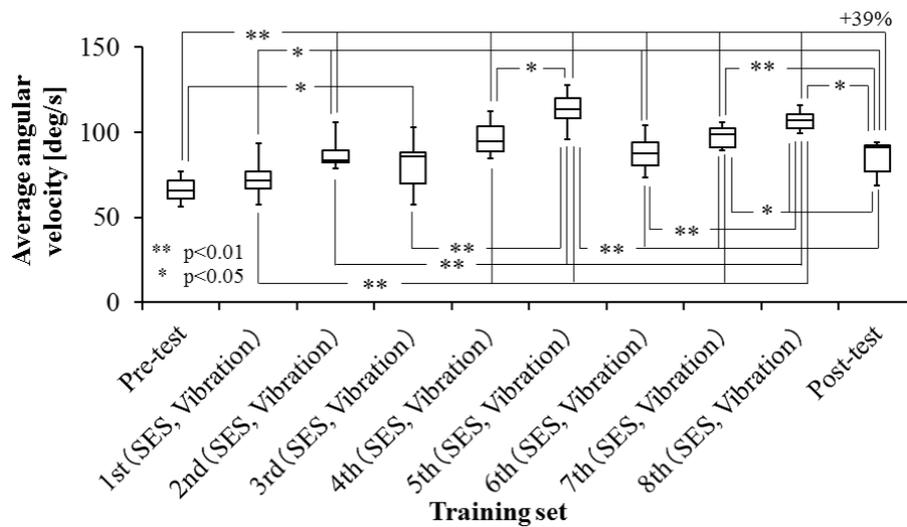


Fig. 5.41: Result of average angular velocity on shoulder training of subject G

## 5.7 実験4

### 5.7.1 実験4の目的

実験3において、SESと振動刺激を組合せた訓練を3セット以上繰り返した場合の結果は訓練運動の最大運動角速度の向上率が実験2の結果に対してより大きい傾向があった。したがって、SESと振動刺激を組合せた訓練運動を促通反復療法のように訓練の反復回数を連続的に増やし、1セットにつき50回の訓練運動を2セット行い、合計100回の訓練運動となるようにした。

### 5.7.2 実験4の方法

訓練プログラムと評価は以下のように構成した。訓練回数は1セットにつき50回とし、評価のための測定時の運動は1セット10回とした。

1. 促通刺激無しで、1セットの測定を行う。(Pre-test)
2. 電気・振動刺激両刺激を1セット(50回)行う。
3. 促通刺激無しで、1セットの測定を行う。(Mid-test)
4. 電気・振動刺激両刺激を1セット(50回)行う。
5. 促通刺激無しで、1セットの測定を行う。(Post-test)

訓練結果を評価するために、プログラムによって1動作中の運動最大角度と最大運動角速度を算出する。1セットの50回の訓練運動の間、最大運動角速度のデータは訓練運動の安定しない最初と最後を省く第2番目から第9番目までの8つの値を取得し、中央値を算出する。トレーニング効果を比較する方法は、訓練前と訓練後の測定における最大運動角速度と平均運動角速度の中央値の結果を比較する。

被験者の詳細をTable. 5.7に示す。

### 5.7.3 実験4の結果

各被験者の最大角速度と平均角速度の訓練前後の変化率の結果をTable. 5.7に示す。Fig. 5.42-5.51に各訓練セット毎の訓練動作中の最大角速度と平均角速度の結果を示す。SESと振動刺激の組合せによる訓練の後、肘伸展と肩屈曲の最大運動角速

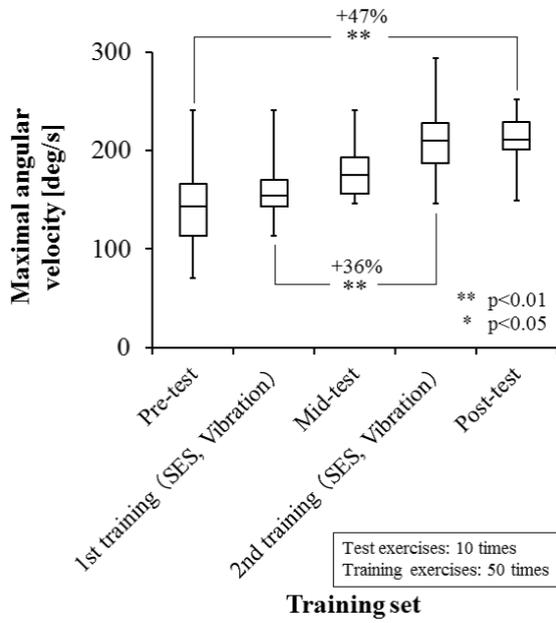
Table 5.7: Details of subjects on experiments 4

Subjects	Age	Gender	Diagnosis	Affected side	Brs stage	MAS	Sensory impairment	Limited range of motion	Higher brain Dysfunction	Period from onset date
K	50s	Male	Putaminal Hemorrhage	Right	III	0	Severe Hypesthesia	Have	Aphasia	6 years
L	60s	Male	Cerebral infarction	Left	V	-	Have	Not	Not	1 month
M	80s	Female	Cerebral infarction	Left	IV	-	Not	Not	Not	3 months
N	60s	Male	Thalamic hemorrhage	Left	IV	2	Have	Not	Hemispacial neglect, Attention deficit	2 years
O	70s	Male	Cerebral infarction	Right	V	1+	Have	Have	Aphasia	1 years

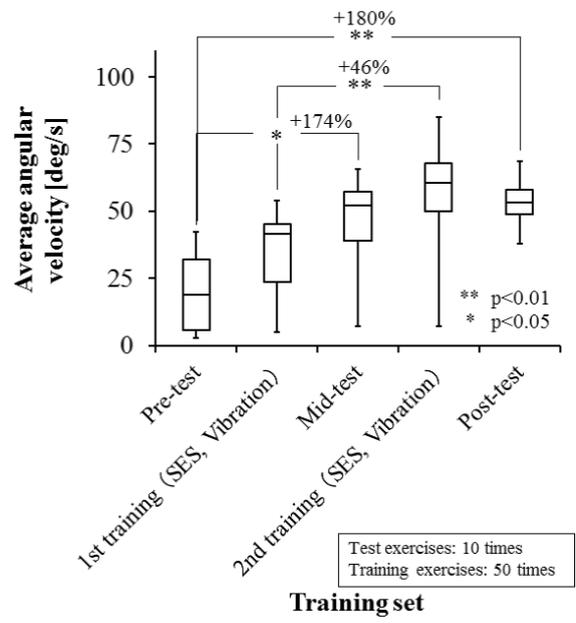
度が増加した。そして、測定時の最大運動角速度の向上率は訓練1セット目の後と訓練2セット目の後とを比較すると、1セット目の訓練の方が向上率が高い傾向があった。これは訓練運動が50回を超えたあたりから訓練効果の向上率が下がってくることを意味する。

Table 5.8: Results of between pre-test and post-test on experiments 4

Subjects	Brs stage	Period from onset date	SES intensity [mA]		Changing rate of maximal angular velocities between pre-test to post-test				Changing rate of average angular velocities between pre-test and post-test			
			Elbow	Shoulder	Elbow	p-value	Shoulder	p-value	Elbow	p-value	Shoulder	p-value
K	III	6 years	13	12	47.2%	p<0.01	84.4%	p<0.01	179.7%	p<0.01	126.0%	p<0.01
L	V	1 month	13	13	35.0%	p<0.01	42.3%	p<0.01	41.0%	p<0.01	66.6%	p<0.01
M	IV	3 months	12	12, 13	16.1%	p<0.01	60.6%	p<0.01	19.2%	p<0.01	67.6%	p<0.01
N	IV	2 years	15	13	36.3%	p<0.01	95.1%	p<0.01	0.2%	p=0.77	180.3%	p<0.01
O	V	1 years	16	18	6.6%	p=0.47	51.2%	p<0.01	52.1%	p<0.01	80.1%	p<0.01

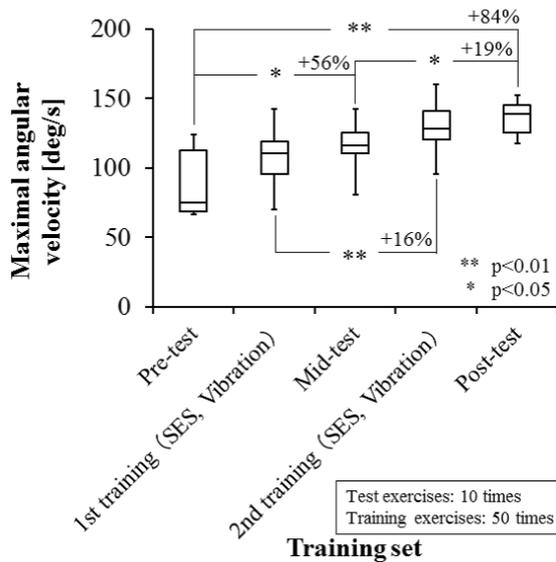


Maximal angular velocity

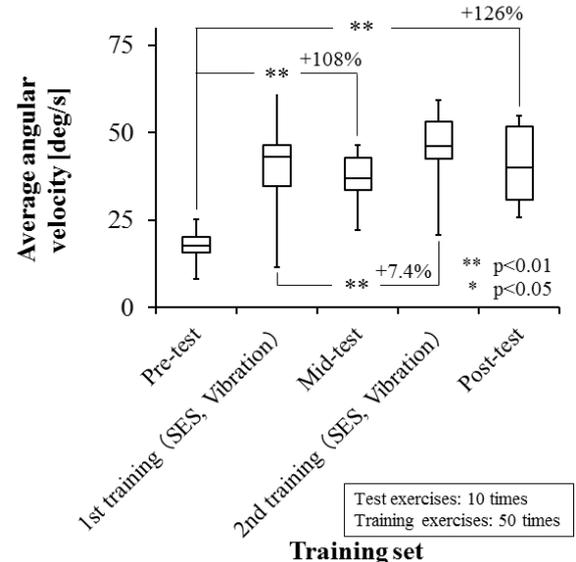


Average angular velocity

Fig. 5.42: Results on elbow training of subject K

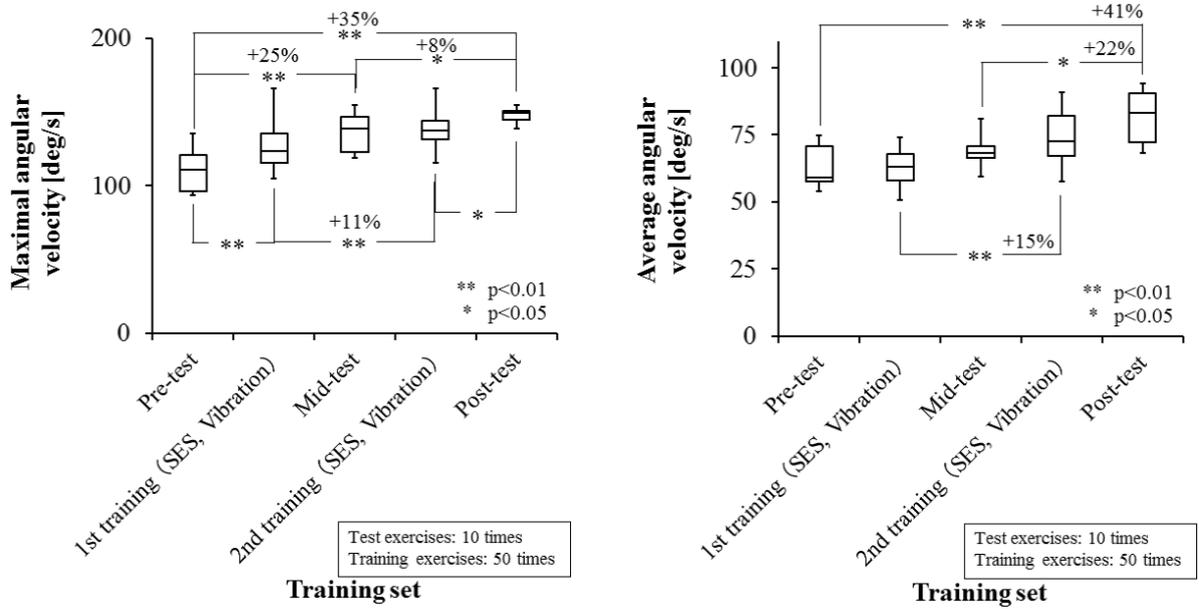


Maximal angular velocity



Average angular velocity

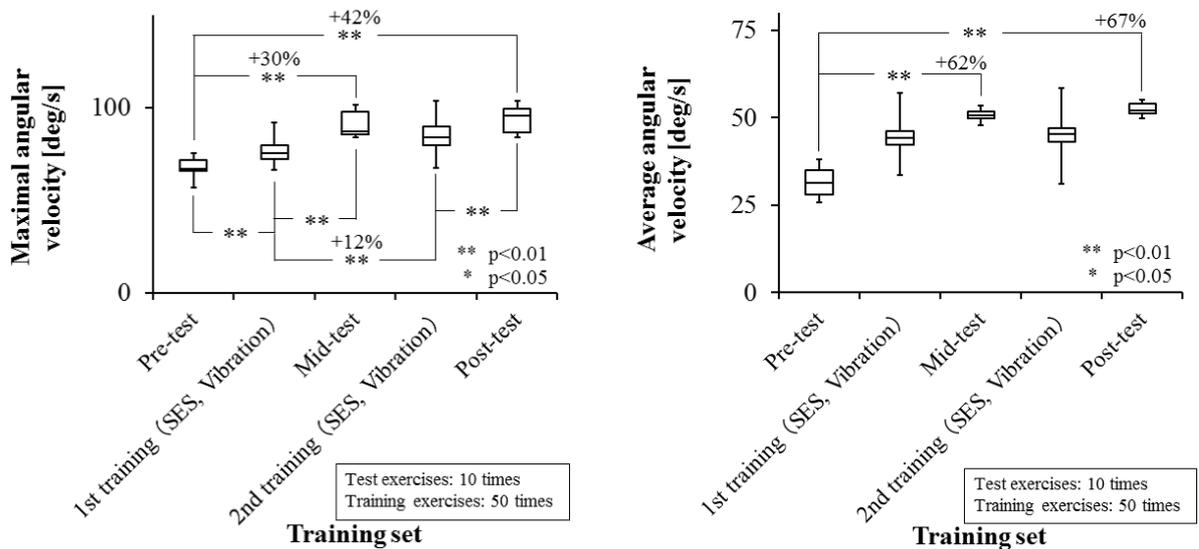
Fig. 5.43: Results on shoulder training of subject K



Maximal angular velocity

Average angular velocity

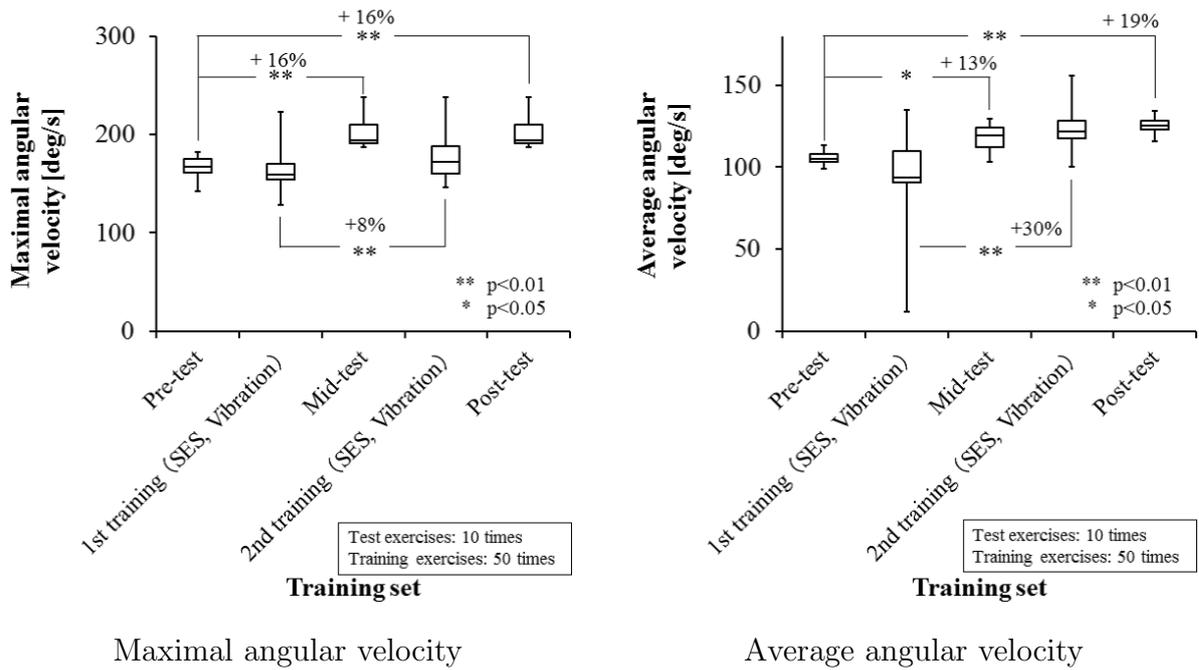
Fig. 5.44: Results on elbow training of subject L



Maximal angular velocity

Average angular velocity

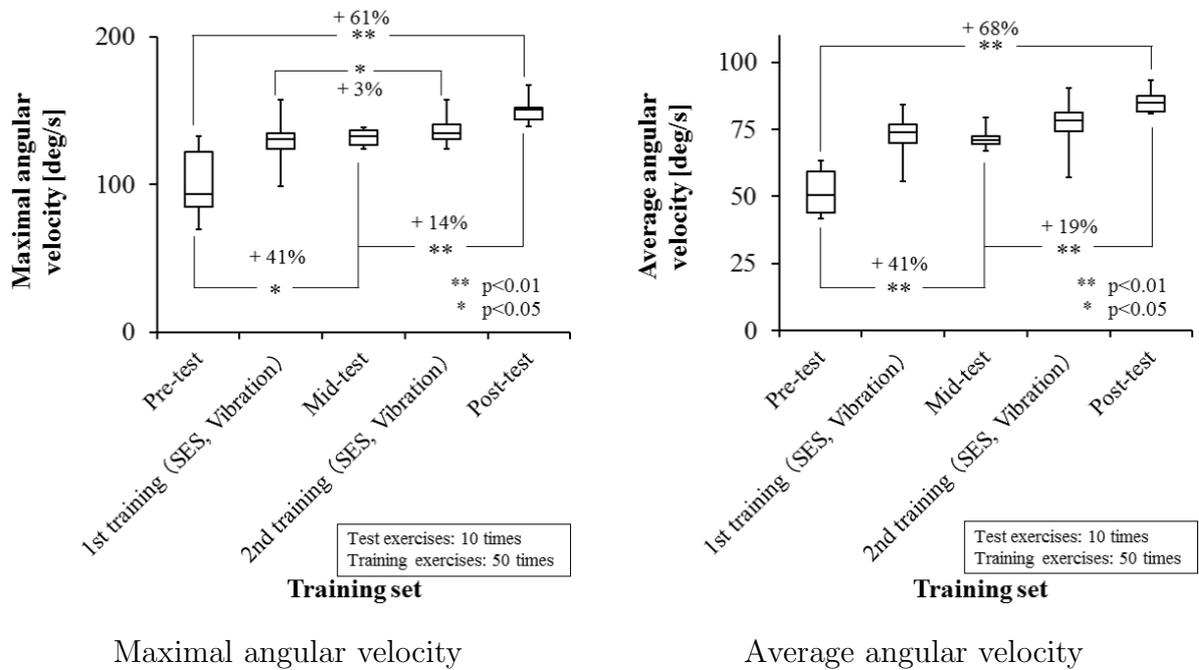
Fig. 5.45: Results on shoulder training of subject L



Maximal angular velocity

Average angular velocity

Fig. 5.46: Results on elbow training of subject M



Maximal angular velocity

Average angular velocity

Fig. 5.47: Results on shoulder training of subject M

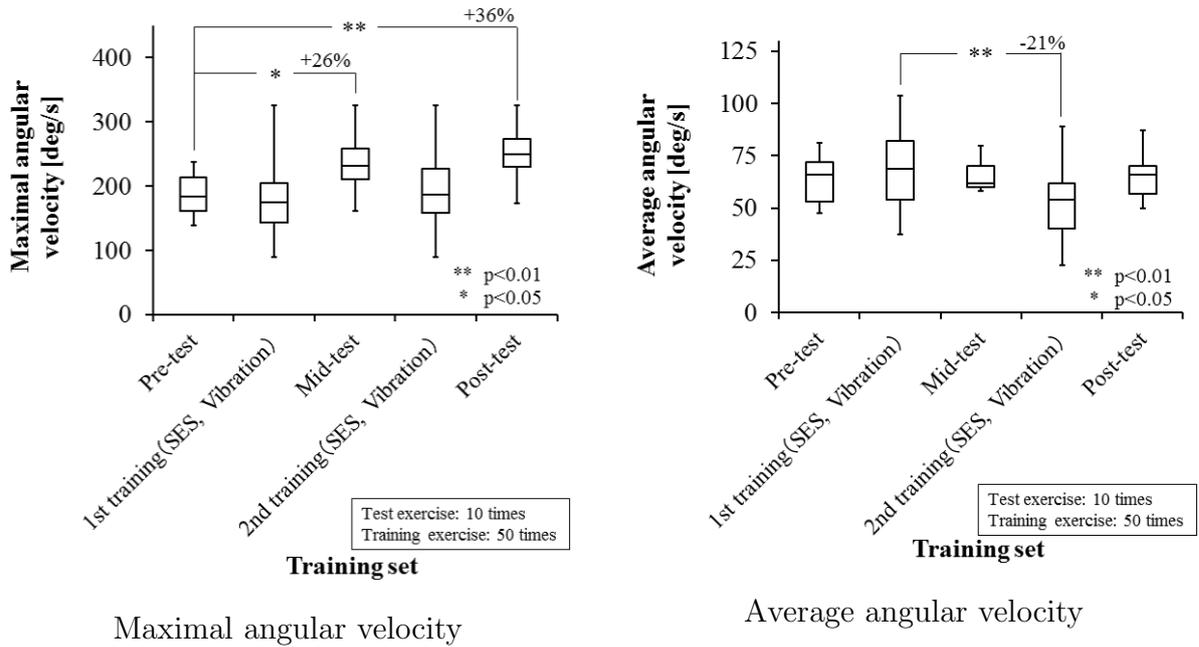


Fig. 5.48: Results on elbow training of subject N

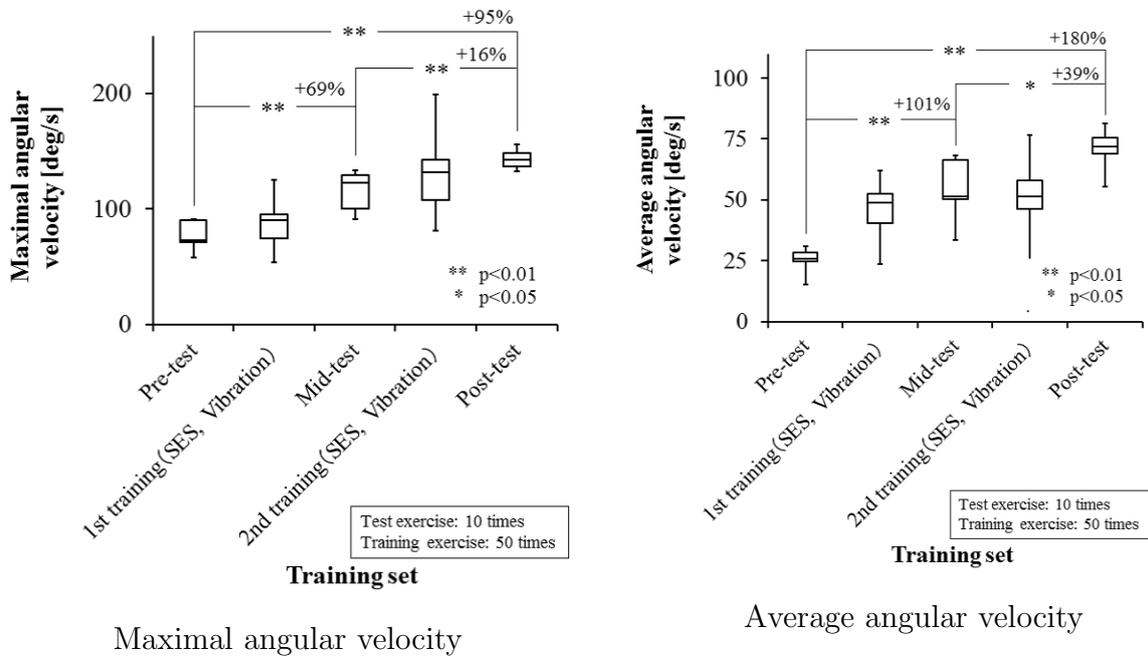


Fig. 5.49: Results on shoulder training of subject N

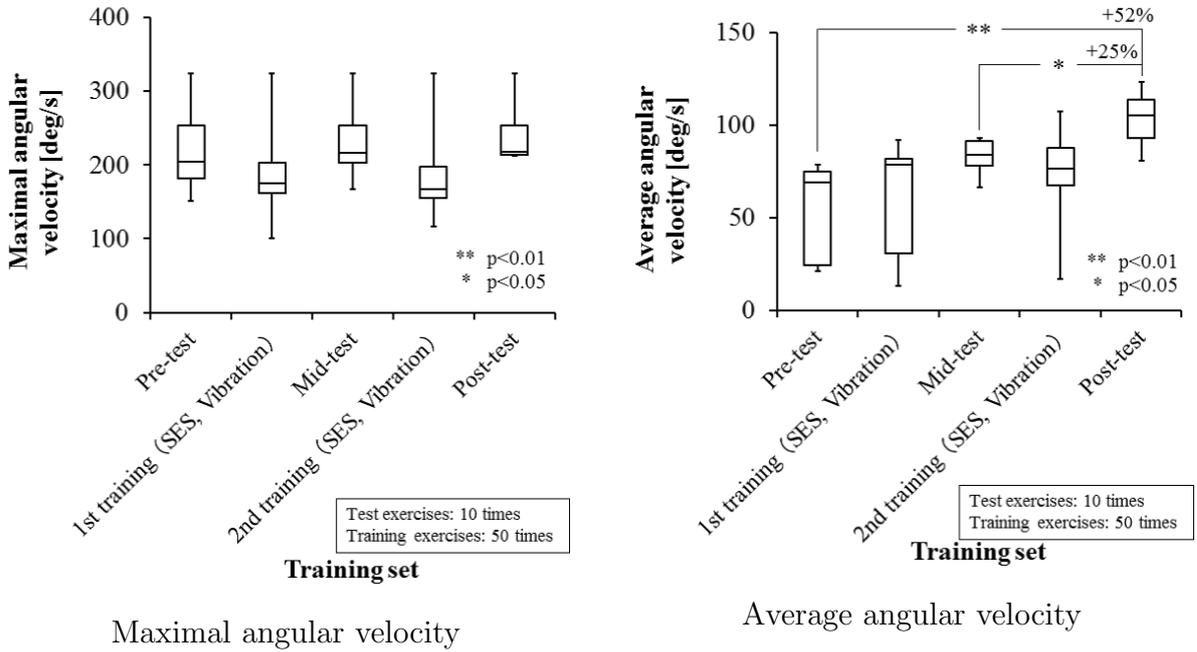


Fig. 5.50: Results on elbow training of subject O

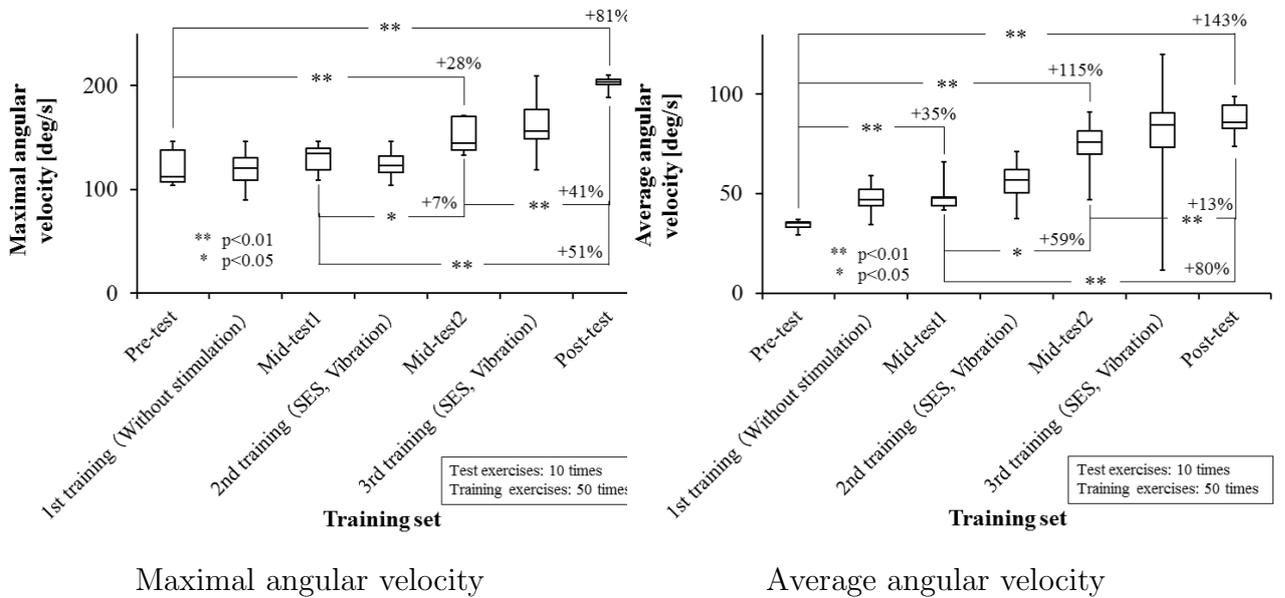


Fig. 5.51: Results on shoulder training of subject O

## 5.8 まとめ

本章では、片麻痺ボランティアに対する訓練実験によって、提案された装置の有効性を確認した。提案された装置の臨床実験の結果として、ほとんどの被験者では、肘伸展や肩屈曲の最大運動角速度はSESと振動を組み合わせた訓練の後に有意に向上した。また、SESと振動刺激の両刺激による訓練では振動刺激のみの訓練以上に最大運動角速度が向上する傾向があった。この理由としては、SESによって目標神経の興奮のレベルを上げておくことによって、振動刺激によって緊張性振動反射が誘導され易くなったと推測される。したがって、振動刺激とSESの組み合わせによる促通刺激は肩屈曲と肘伸展の片麻痺のリハビリテーションにおいて有効であることを示唆している。

通常片麻痺は発症から6ヶ月以降は身体機能の改善があまり見られなくなるが、発症から6ヶ月以上経過した患者においても最大運動角速度と特に平均運動角速度に大きな改善が確認された。被験者Eは9年、被験者Kは6年、被験者Nは2年も長期間発症から経過しているにも関わらず、大変注目すべき結果である。これらの結果により、慢性期片麻痺ボランティアにおいても提案した装置と訓練手法によって運動機能が改善し、運動のスムーズさが大幅に改善する可能性が示唆された。

## 第6章 結言

本論文では、第1章では、本研究の背景や動機、目的等を述べた。第2章では、共同運動分離訓練用の上肢運動選択拘束機構の原理の提案と機構の試作について述べた。提案装置を用いて麻痺上肢の重力を軽減し、目的訓練以外の運動自由度を拘束することで不随意運動を抑え、麻痺上肢の共同運動を積極的に利用しながら目的の随意運動のみを導き出すことにより、モータによる他動運動や療法士の介助無しに高頻度な共同運動分離訓練の実現可能性を示した。第3章では、提案装置訓練用の計測・評価システムを考案し、製作したシステムの構成や動作実験について述べた。訓練計測・評価システムによって、肩屈曲と肘伸展の訓練運動時の関節角度と角速度を時系列データとして記録し、訓練後に評価する方法を提案した。訓練関節角速度の最大値を訓練運動の俊敏さを図る評価指標として採用し、訓練効果の定量的な評価の実現性を示した。第4章では、上肢運動選択拘束機構を用いた訓練運動計測・評価システムに促通刺激制御機能を追加し、訓練運動を計測しながら訓練肢の運動角度に応じて促通刺激の介入タイミングと持続時間の制御を可能にする訓練システムを提案・製作した。動作実験では実際に健常ボランティア10名に対して電気刺激条件を変えながら訓練を行い、効果の良い電気刺激手法を提案・確立した。第5章では、振動刺激、電気刺激、電気・振動組合せ刺激を用いた訓練手法を考案し、さらに片麻痺ボランティアの訓練を行い、電気・振動刺激手法の有意な即時訓練効果を確認した。また、評価手法についても訓練関節の俊敏さの指標となる最大運動角速度だけでなく、運動のスムーズさを表すことができる平均運動角速度の指標を用いることで、訓練前後の運動の俊敏さだけでなくスムーズさについても評価を行い、各指標の評価値の有意な向上が確認され、提案装置の有効性・有用性を示した。

最後に、近年モータや人工筋等のアクチュエータを要する多自由度で複雑なりハビリ機器が多く研究され、中には実用化されているものもあるが、アクチュエータが多いほどそれを制御するための機器が増え、一般的にコストはアクチュエータの数に比例して増加してしまう。たとえ治療効果が高くとも機器の製造コストが高ければ世の中への普及が進まず、多くの訓練量を必要とする患者の元へ届かず、さらには医療費の高騰にもつながる。また、パワーアシスト等による随意運動補助型の

訓練装置は研究され、製品化されているものもあるが、共同運動の分離に着目しているものは少ない。本研究では装置の機構を工夫しアクチュエータを使用せずに既に医療機関に普及している電気刺激装置を用いて単一の装置によって複数の訓練運動と評価を実現し、安全性と経済性も高く、なおかつ有効性と利便性も兼備するリハビリ装置の開発をコンセプトに研究を進めた。最終的には振動刺激も併用することで、片麻痺患者において即時的訓練効果の有効性を確認した。さらに、訓練回数を増やすことでさらなる訓練効果の向上が期待できることが示された。これらの機能を一般的に物理療法の分野で普及している電気刺激装置の追加機能として採用することで、さらに便利でコストメリットに優れたリハビリテーション機器になり得る。安価で効果の高いリハビリ機器を開発することで、家庭でも使用することが可能な装置が世の中に普及すると、今まで十分にリハビリを行えなかった患者にも訓練量を増やすことができ、本質である患者のADLを改善し、QOLの向上につながる。本研究をさらに発展させ、本装置によって訓練を行った直後に訓練効果を比較することによって、患者毎の最適な電気刺激の強度やタイミング、持続時間等のパラメータの選択が可能になる。今後のさらなる臨床研究により、最適な訓練方法や条件の検証が期待される。

## 参考文献

- [1] 公益社団法人日本リハビリテーション医学会, <http://www.jarm.or.jp> (閲覧日 2014年5月4日)
- [2] Dariush Mozaffarian, *et al.*: “Heart Disease and Stroke Statistics 2015 Update: A Report From the American Heart Association”, *American Heart Association*, 2014.
- [3] Valery L Feigin: “Global and regional burden of stroke during 1990-2010: findings from the Global Burden of Disease Study 2010”, *The Lancet*, Vol.383, pp.245-255, 2014.
- [4] S. Brailowsky: “Neuropharmacological Aspects of Brain Plasticity, In: Recovery of Function: Theoretical Considerations for Brain Injury Rehabilitation”, *University Park Press*, pp.187-215, 1980.
- [5] S. Brailowsky and R. T. Knight: “Recovery From GABA-Mediated Hemiplegia in Young and Aged Rats: Effects of Catecholaminergic Manipulations”, *Neurobiology of Aging*, Vol.8, pp.441-447 1987.
- [6] K. Kawahira, M. Shimodozono, S. Etoh, K. Kamada, T. Noma, N. Tanaka: “Effects of Intensive Repetition of a New Facilitation Technique on Motor Functional Recovery of the Hemiplegic Upper Limb and Hand”, *Brain Injury*, Vol.24, No.10, pp.1202-1213, 2010.
- [7] K. Kawahira, M. Shimodozono, A. Ogata, N. Tanaka: “Addition of Intensive Repetition of Facilitation Exercise to Multidisciplinary Rehabilitation Promotes Motor Functional Recovery of the Hemiplegic Lower Limb”, *Journal of Rehabilitation Medicine*, Vol.36, pp.159-164, 2004.
- [8] M. Shimodozono, T. Noma, Y. Nomoto, N. Hisamatsu, K. Kamada, R. Miyata, S. Matsumoto, A. Ogata, S. Etoh, J. R. Basford, K. Kawahira: “Benefits of a Repetitive Facilitative Exercise Program for the Upper Paretic Extremity after Subacute Stroke:

- A Randomized Controlled Trial”, *Neurorehabilitation and Neural Repair*, Vol.27, No.4, pp.296-305, 2013.
- [9] K. Kawahira, T. Noma, J. Iiyama, S. Etoh, A. Ogata, M. Shimodozono: “Improvements in Limb Kinetic Apraxia by Repetition of a Newly Designed Facilitation Exercise in a Patient with Corticobasal Degeneration”, *International Journal of Rehabilitation Research*, Vol.32, No.2, pp.178-183, 2009.
- [10] 下堂 蘭: “脳卒中のリハビリ: 回復期6か月の壁をこわす新しい治療戦略”, *臨床神経学*, Vol. 53, No. 11, p. 1267-1269, 2013.
- [11] 余, 兒玉, 松脇, 松元, 谷口, 山中, 福田, 下堂 蘭, 川平: “促通反復療法に基づく片麻痺膝関節屈曲機能回復訓練装置の開発”, *日本ロボット学会誌*, pp.1-10, Vol.35, No.3, 2017.
- [12] Y. Yu, M. Kodama, H. Matsuwaki, K. Taniguchi, S. Matsumoto, H. Yamanaka, I. Fukuda, M. Shimodozono, K. Kawahira: “Research of Rehabilitation Device for Hemiplegic Knee Flexion Based on Repetitive Facilitation Exercise”, 第20回ロボティクスシンポジウム学会論文集, pp.278-283, 2015.
- [13] 余, 兒玉, 松元, 谷口, 鮫島, 林, 下堂 蘭, 川平: “促通反復療法に基づく片麻痺膝運動機能回復訓練装置の研究”, 第20回ロボティクスシンポジウム学会論文集, pp.278-283, 2015.
- [14] 余, 兒玉, 松脇, 松元, 谷口, 鮫島, 林, 下堂 蘭, 川平: “促通反復療法に基づく片麻痺膝運動機能回復訓練装置の研究”, 第33回日本ロボット学会学術講演会論文集DVD, 1I2-03, 2015.
- [15] 余, 兒玉, 松脇, 松元, 谷口, 鮫島, 林, 下堂 蘭, 川平: “促通反復療法に基づく片麻痺膝屈曲・足背屈機能回復訓練装置の研究 -二関節筋群・単関節筋群の各伸張反射誘発機能の実現-”, 第16回計測自動制御学会システムインテグレーション部門講演会論文集, 2B1-3, 2015.
- [16] T. Noma, S. Matsumoto, M. Shimodozono, Y. Iwase, K. Kawahira: “Novel neuromuscular electrical stimulation system for the upper limbs in chronic stroke patients: A feasibility study,” *Am.J.Phys.Med.Rehabil*, Vol.93, No.3, 2014.
- [17] 竹井: “筋肉と関節のしくみがわかる辞典”, 西東社, 2013.

- [18] 坂井, 河原: “人体の正常構造と機能”, 日本医事新報社, pp.628-787, 2012.
- [19] 川平: “片麻痺回復のための運動療法—促通反復療法「川平法」の理論と実際第2版”, 医学書院, 2011.
- [20] 野間, 鎌田, 海, 溜, 砂永, 衛藤, 下堂菌, 松元, 川平: “脳卒中片麻痺上肢の痙縮筋への振動刺激痙縮抑制療法と促通反復療法との併用による麻痺と痙縮の改善効果”, 総合リハビリテーション, Vol.37, no.2, pp.137-143, 2009.
- [21] Y. Yu, H. Iwashita, K. Kawahira, R. Hayashi: “Development of Rehabilitation Device for Hemiplegic Fingers by Finger-Expansion Facilitation Exercise with Stretch Reflex”, *Proc. of 2013 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics*, pp.1317-1323, 2013.
- [22] Y. Yu, M. Nagai, J. Matsuda, K. Kawahira, R. Hayashi: “Control Strategy of an Active Arm Weight-Bearing Unit for Hemiplegic Arm Rehabilitation”, *Proc. of 2014 IEEE International Conference on Information and Automation*, pp.812-818, 2014.
- [23] A. Nakagawa, T. Chin, H. Oyabu, H. Matsubara, M. Ikeda, T. Ogasawara, H. Fujimoto, K. Ueda, Y. Otsuki, T. Misumi: “Robotic Arm Orthosis using Pneumatic Artificial Rubber Muscle for Rehabilitation Training”, *journal of the Japan Fluid Power System Society*, Vol.38, No.4, pp.194-198, 2007. (*in Japanese*)
- [24] S. Brunnstrom: “Movement Therapy in Hemiplegia: A Neurophysiological Approach”, *Harper and Row Publications*, 1970.
- [25] G. Eklund, K. -E. Hagbarth: “Normal variability of tonic vibration reflexes in man”, *Experimental Neurology*, Vol.16, No.1, pp.80-92, 1966.
- [26] 井上: “運動機能回復を目的とした脳卒中リハビリテーションの脳科学を根拠とする理論とその実際”, *Medical Journal of Aizawa Hospital*, Vol.8, pp.1-11, 2010.
- [27] B. S. Han, S. H. Jang, Y. Chang, W. M. Byun, S. K. Lim, D. S. Kang: “Functional Magnetic Resonance Image Finding of Cortical Activation by Neuromuscular Electrical Stimulation on Wrist Extensor Muscles”, *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, Vol.82, No.1, pp.17-20, 2003.

- [28] T. A. Thrasher, V. Zivanovic, Wi. McIlroy, M. R. Popovic: “Rehabilitation of Reaching and Grasping Function in Severe Hemiplegic Patients Using Functional Electrical Stimulation Therapy”, *Neurorehabilitation and Neural Repair*, Vol.22, No.6, pp.706-714, 2008.
- [29] 村岡: “随意筋電制御電気刺激装置 IVES”, 永井書店, 臨床脳波 2009年3月号, pp.170-175, 2009.
- [30] 藤田: “電気刺激を用いた生体インタフェース”, ヒューマンインタフェース学会誌, Vol.6, No.1, pp.27-30, 2004.
- [31] R. Melzack, P. D. Wall: “Acupuncture and transcutaneous electrical nerve stimulation”, *Postgraduate medical journal*, Vol.12, No.60, pp.893-896, 1984.
- [32] Y. Yu, D. Tomiyama, M. Shimodozono, K. Ooe, R. Hayashi and K. Kawahira: “Shrinkable Electrical Stimulation and Characterization for Prompting Effective Stretch Reflex in Repetitive Facilitation Exercise to the Hemiplegic Finger”, *Proc. of 15th SICE System Integration Division Annual Conference*, pp.785-790, 2014. (in Japanese)
- [33] G. Eklund, K. E. Hagbarth: “Normal variability of tonic vibration reflexes in man”, *Experimental neurology*, Vol.16, No.1, pp.80-92, 1966.
- [34] 本多: “運動錯覚現象の誘発と制御を可能にする振動刺激条件の確立”, 博士論文, 名古屋大学, 2015.
- [35] 富田, 黒澤: “振動刺激が筋緊張に及ぼす影響”, 第48回日本理学療法学会大会抄録集, 日本理学療法士協会, Vol. 40, No.2, pp.3, 2013.
- [36] 日本メディクス「物理療法」, [http://www.butস্যouryou.jp/kinshigeki/kinshigeki\\_main.html](http://www.butস্যouryou.jp/kinshigeki/kinshigeki_main.html) (閲覧日2014年10月14日)
- [37] 川村: “治療的電気刺激 (TES): その問題点と未来 (<特集> FES 最前線)”, バイオメカニズム学会誌, Vol.17, No.1, pp.23-31

# 謝辞

本論文は筆者が鹿児島大学大学院理工学研究科システム情報科学専攻博士後期課程に在籍中の研究成果をまとめたものです。

同研究科機械工学専攻教授 余永先生には指導教員として博士後期課程への入学を勧めて戴き，入学以前からもその礎を築くために論文執筆や学会発表等の機会を与えて戴き，本研究の遂行にあたって終始ご指導を戴きました。また，余先生には本研究に関する科研費奨励研究の申請に際してもご指導を賜り，2年連続で採択することができました。ここに深謝の意を表します。

岡山理科大学工学部教授 林良太先生，並びに，鹿児島大学大学院理工学研究科機械工学専攻教授 木下英二先生，同専攻准教授 村越道生先生には副査としてご助言を戴くとともに本論文の内容に関して細部にわたりご指導を戴き，心より感謝申し上げます。

鹿児島大学名誉教授 川平和美先生，並びに，同大学院医歯学総合研究科先進治療科学専攻運動機能修復学講座リハビリテーション医学教室教授 下堂蘭恵先生，同教室講師 松元秀次先生，同大学病院臨床技術部副作業療法士長 野間知一先生，医療法人慈風会厚地リハビリテーション病院神経内科医師 山中弘子先生，同病院リハビリテーション部技師長 福田勇先生には医学的知見について大変有益なご指導を賜りました。そしてボランティア被験者の方々も含め，臨床研究においても多大なるご協力を戴き，ここに心から感謝の意を表します。特に，野間先生には提案訓練装置の機構開発において医学的知見から多くのご意見を戴きましたことに深く感謝申し上げます。

鹿児島大学大学院理工学研究科技術部の技術部長並びに職員各位には，多大なるご配慮とご支援を戴き，吉永謙二元総括技術長には鹿児島大学病院霧島リハビリテーションセンターとのご縁と本研究に携わる機会を与えてくださりました。ここに感謝の意を表します。

共に研究に励んできた鹿児島大学大学院理工学研究科余研究室の学生各位には装置開発・実験にも協力を戴き，毎日夜遅くまで頑張る姿を見て共に切磋琢磨できたことはかけがえのない思い出となりました。ここに感謝の意を表すと共に，皆様の

今後の進路でのご活躍を祈念致します。

本研究の一部はJSPS 科研費 JP26917020, JP15H00331 の助成を受けたものです。ここに感謝の意を表します。

最後に、博士後期課程への入学から卒業まで応援し気遣いしてくれた母，義父母，義妹，そして3年間我慢しながら支えてくれた妻に心より感謝致します。

# 付録

## A.1 研究発表リスト

1. 谷口 康太郎: “脳卒中片麻痺患者の肩・肘屈伸リハビリ介助装置の開発”, 実験・実習技術研究会 in イーストハーブいわて概要集 (盛岡), pp.39 , 2014.
2. Koutaro Taniguchi, Yong Yu, Tomokazu Noma, Ryota Hayashi, Shuji Matsumoto, Megumi Shimodozono, Kazumi Kawahira: “Research of Rehabilitation Aid Device with DOF Constraintable Mechanism for Hemiplegic Upper Limbs”, Proc. of Joint 7th International Conference on Soft Computing and Intelligent Systems and 15th International Symposium on Advanced Intelligent Systems (Kitakyushu, Japan), pp.735-740, 2014, Peer-reviewed.
3. 谷口 康太郎, 余 永, 野間 知一, 松元 秀次, 林 良太, 下堂 薫 恵, 川平 和美: “片麻痺上肢訓練に用いる上肢運動選択拘束機構の研究 - 肩・肘屈曲伸展運動計測システム - ”, 第15回計測自動制御学会システムインテグレーション部門講演会論文集 (東京), pp.1733-1738, 2014.
4. Satoshi Ono, Takeru Maehara, Kentaro Nakai, Ryo Ikeda, Koutaro Taniguchi: “Semi-Fragile Watermark Design for Detecting Illegal Two-Dimensional Barcodes by Evolutionary Multi-objective Optimization”, Proc. of 2014 Conference Companion on Genetic and Evolutionary Computation Companion (Vancouver, Canada), pp.175-176, 2014, Peer-reviewed.
5. Takeru Maehara, Kentaro Nakai, Ryo Ikeda, Koutaro Taniguchi, Satoshi Ono: “Watermark Design of Two-Dimensional Barcodes on Mobile Phone Display by Evolutionary Multi-objective Optimization”, Proc. of Joint 7th International Conference on Soft Computing and Intelligent Systems and 15th International Symposium on Advanced Intelligent Systems (Kitakyushu, Japan), pp.149-154, 2014, Peer-reviewed.

6. 小野智司, 前原武, 中居謙太郎, 池田亮, 谷口康太郎, 中山茂: “進化型多目的最適化を用いた2次元コード用電子透かしの設計”, 電子情報通信学会技術報告 (マルチメディア情報ハイディング・エンリッチメント研究会) (石川), Vol.113, no. 480, EMM2013-102, pp.15-20, 2014.
7. 谷口康太郎: “片麻痺患者への神経筋電気刺激を併用した肩・肘関節屈伸運動リハビリ介助装置の開発”, 平成27年度北海道大学総合技術研究会プログラム・要旨集DVD (札幌), 01-21, 2015.
8. Koutaro Taniguchi, Yong Yu, Tomokazu Noma, Ryota Hayashi, Shuji Matsumoto, Megumi Shimodozono, Kazumi Kawahira: “Research of Training and Evaluation Aid Device with DOF Selective Constraint Mechanism for Hemiplegic Upper Limbs Rehabilitation”, Proc. of the IEEE/IES International Conference on Mechatronics (Nagoya, Japan), pp.444-449, Peer-reviewed.
9. 余永, 兒玉瑞希, 松元秀次, 谷口康太郎, 鮫島淳一, 林良太, 下堂蘭恵, 川平和美: “促通反復療法に基づく片麻痺膝運動機能回復訓練装置の研究”, 第20回ロボティクスシンポジウム学会論文集 (軽井沢), pp.278-283, 査読有り.
10. 前原武, 中居謙太郎, 池田亮, 谷口康太郎, 小野智司: “進化型多目的最適化を用いた2次元コード真贋判定用電子透かしの設計”, 電子情報通信学会誌, Vol.J98-D, No.5, pp.835-846, 2015, 査読有り.
11. Koutaro Taniguchi, Yong Yu, Tomokazu Noma, Ryota Hayashi, Shuji Matsumoto, Megumi Shimodozono, Kazumi Kawahira: “Research of Rehabilitation Aid System by DOF Constraintable Mechanism and NMES for Hemiplegic Upper Limbs”, Proc. of the 2015 IEEE/ASME International Conference on Advanced, Intelligent Mechatronics (Busan, Korea), pp.139-144, Peer-reviewed.
12. 余永, 兒玉瑞希, 松元秀次, 谷口康太郎, 鮫島淳一, 林良太, 下堂蘭恵, 川平和美: “促通反復療法に基づく片麻痺膝運動機能回復訓練装置の研究”, 第33回日本ロボット学会学術講演会論文集DVD (東京), 1I2-03, 2015.
13. 余永, 兒玉瑞希, 松脇広和, 松元秀次, 谷口康太郎, 鮫島淳一, 林良太, 下堂蘭恵, 川平和美 “促通反復療法に基づく片麻痺膝屈曲・足背屈機能回復訓練装置の研究-二関節筋群・単関節筋群の各伸張反射誘発機能の実現-”, 第16回計測

自動制御学会システムインテグレーション部門講演会論文集 (名古屋), 2B1-3, 2015.

14. 谷口 康太郎: “片麻痺肩・肘用の促通刺激協調リハビリ装置の開発について”, 平成27年度 九州地区総合技術研究会 in 九州工業大学報告集 (北九州), pp. 92-93, 2016.
15. Koutaro Taniguchi, Yong Yu, Tomokazu Noma, Ryota Hayashi, Shuji Matsumoto, Megumi Shimodozono, Kazumi Kawahira: “Research of Hemiplegic Upper Limbs Rehabilitation System in Combination with NMES and Vibration Stimulus and DOF Constraintable Mechanism”, Proc. of the 9th ICME International Conference on Complex Medical Engineering (Okayama, Japan), pp.65-66, 2015, Peer-reviewed.
16. Yong Yu, Mizuki Kodama, Hirokazu Matsuwaki, Koutaro Taniguchi, Shuji Matsumoto, Hiroko Yamanaka, Isamu Fukuda, Megumi Shimodozono, Kazumi Kawahira: “Research of Rehabilitation Device for Hemiplegic Knee Flexion Based on Repetitive Facilitation Exercise”, Proc. of the 9th International Conference on Intelligent Robotics and Applications (Tokyo, Japan), pp.158-167, 2016, Peer-reviewed.
17. Koutaro Taniguchi, Yong Yu, Tomokazu Noma, Hiroko Yamanaka, Isamu Fukuda, Megumi Shimodozono, Kazumi Kawahira: “Clinical Research of Shrinkable Electrical Stimulation and Vibration Stimulus Synchronizing System with DOF Constrainable Mechanism for Hemiplegic Upper Limbs Rehabilitation”, Proc. of the 10th ICME International Conference on Complex Medical Engineering (Tochigi, Japan), pp.39, 2016, Peer-reviewed.
18. 余 永, 兒玉 瑞希, 松脇 広和, 松元 秀次, 谷口 康太郎, 山中 弘子, 福田 勇, 下堂 蘭恵, 川平 和美: “促通反復療法に基づく片麻痺膝関節屈曲機能回復訓練装置の開発”, 日本ロボット学会誌 (2016年10月1日掲載決定通知受領), 査読有り.
19. Koutaro Taniguchi, Yong Yu, Tomokazu Noma, Hiroko Yamanaka, Isamu Fukuda, Shuji Matsumoto, Megumi Shimodozono, Kazumi Kawahira: “Training Condition Research on Selective DOF Constrainable Rehabilitation Unit with Shrinkable Electrical and Vibratory Stimulation Timing and Duration Control System for Hemiplegic Shoulder-Flexion and Elbow-Extension”, Proc. of IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (Qingdao, China), pp.45-50, 2016, Peer-reviewed.

## A.2 受賞歴

本研究に関する受賞歴を以下に示す.

(a) *Best Paper in Session Award (Rehabilitation Mechatronics Session)*

Koutaro Taniguchi, Yong Yu, Tomokazu Noma, Ryota Hayashi, Shuji Matsumoto, Megumi Shimodozono, Kazumi Kawahira:

“Research of Training and Evaluation Aid Device with DOF Selective Constraint Mechanism for Hemiplegic Upper Limbs Rehabilitation”,

March 2015, The IEEE/IES International Conference on Mechatronics (Nagoya, Japan)

(b) *Best Student Award*

Koutaro Taniguchi, Yong Yu, Tomokazu Noma, Ryota Hayashi, Shuji Matsumoto, Megumi Shimodozono, Kazumi Kawahira:

“Research of Hemiplegic Upper Limbs Rehabilitation System in Combination with NMES and Vibration Stimulus and DOF Constraintable Mechanism”,

June 2015, The 9th ICME International Conference on Complex Medical Engineering (Okayama, Japan)

### A.3 競争的資金採択実績

本研究に関する競争的資金採択実績を下表に示す。

Table 6.1: 競争的資金採択実績

2013 年度	
募集機関・財団名	日本学術振興会
事業名	科学研究費助成事業（科学研究費補助金）
課題名	片麻痺患者への神経筋電気刺激を併用した 肩・肘関節屈伸運動リハビリ介助装置の開発
研究種目	奨励研究
課題番号	26917020
代表者名	谷口康太郎
研究機関	鹿児島大学
研究分野	工学 I（機械系）
総配分額	500 千円
2014 年度	
募集機関・財団名	日本学術振興会
事業名	科学研究費助成事業（科学研究費補助金）
課題名	片麻痺肩・肘関節の各運動自由度選択拘束機構を有する 促通刺激協調リハビリ装置の開発
研究種目	奨励研究
課題番号	15H00331
代表者名	谷口康太郎
研究機関	鹿児島大学
研究分野	工学 I（機械系）
総配分額	600 千円