

博士論文

脳血管疾患後遺症の片麻痺患者に適用する  
家庭用手指リハビリテーション支援装置の基礎的研究

公立はこだて未来大学大学院  
システム情報科学研究科

千葉 馨

2018年 8月

\* \*

**Doctoral Thesis**

**Fundamental Study on Home Finger  
Rehabilitation Support Device for  
Patient with Cerebrovascular Disease Sequela**

by

Kaori CHIBA

Graduate School of Systems Information Science  
Future University Hakodate

August, 2018

# Abstract

Recent advances in medical science have been remarkable. It has entered the level of prototyping human organs using artificial pluripotent stem cell culture (iPS cells). In the field of rehabilitation, regeneration of brain damaged in cerebrovascular disorder, or regeneration of spinal nerves damaged by external injury, may be expected to realize in far future.

A brain is the highest central nervous system that controls human functions. It is divided into zones called function localization. The brain and spinal cord are the source of human motion. However, the damage to these nerves is regarded to be irreversible, which forces many patients suffer from after effects for long periods. Especially the disorder of motor area in the frontal lobe shuts down the voluntary motion of humans. This is called a motor paralysis. Also, the disorder of sensory area in the parietal lobe interrupts the sensory input from the outside world, thereby causing significant hindrances in daily life, which will lower the quality of life. If the cells are regenerated by this iPS cell, it is thought that the function of the damaged central nervous system will be perfectly reacquired. However, in the field of neuro-rehabilitation, it is reported that the proper rehabilitation seems to regenerate new nerve circuits. This finding highlights an importance of continuous and appropriate rehabilitation.

One of the topics actively investigated in the area of functional recovery in rehabilitation of modern central nervous system is a field of medical robotics. The reason why rehabilitation focuses on this field is that the factors that can induce and amplify the patient's own intention and voluntary motion at a weak stage are integrated

Normally, human's actions in daily life are voluntary. But it is based on a program of brains in which motions at unconscious level are combined with each other in several layers. Therefore, it is almost impossible to model and write down the program itself. For example, it is not able to instruct a person by language how to move his/her finger if he/she is impaired with upper limb by brain damage. Also, in a case of a person with lower limb impairment, we cannot instruct how to move his/her muscles to walk by a written or spoken language.

What is effective in such cases is the presentation of biological signals. By this, a patient is able to realize that his/her intentions of motions are conveyed properly. This method is called “biofeedback”. It has been studied for many years. But a clear theory has not yet been established.

In order to re-learn and reacquire voluntary movements via rehabilitation, a patient has to trace a feedback loop of intention, movement, and task accomplishment. An intention activates a movement. The movement realizes the accomplishment of the objective task. During this, the movement is observable to the patient. This gives the patient to know how his/her intention is carried out. The entire feedback loop is naturally done for a healthy person. But for a patient, it is quite difficult.

A medical robotic approach gives an alternative way to let patients experience this feedback. In this approach, some bio-signals involved in an intended task is visualized to a patient. This gives the patient to confirm his/her condition during trying to perform the task. The process gives a similar effect where a healthy person monitors his/her movements. If this approach could be realized easily and inexpensively, self-rehabilitation could be done.

In our country, an upper limit is set to the amount of rehabilitation in medical institutions. This is by the reasons of the reduction of medical expenses and nursing-care insurance. Even if a patient continues to suffer from a sequela, the maximum number of days thereof must be restrained. He/she will be forced to continue inconvenient life with inconvenient body. The medical robotics can help this self-rehabilitation and functional recovery. Focusing on this point as the person engaged in the field of rehabilitation, the author wanted to make proposals concerning the development of home rehabilitation in the cerebrovascular disease.

The rehabilitation of hemiplegia has been studied for many years as a neuromuscular facilitation method (facilitation technique) for over 50 years. However, no therapeutic evidence has been established yet.

It is the accepted view that paralysis is encouraged to recover from muscles close to the body trunk. This is because the movement caused by those muscles involve in coarse exercise in terms of a developmental science. In the upper limbs, the recovery of fingers distal from the body trunk

is very slow. There are also many therapists who give up this treatment because it takes time to treat. Actually, there are many cases where the patients are left untreated.

However, many cases are reported where patients could recover their finger movement by patiently and repeatedly practicing exercises of movement and providing many sensory inputs. From this fact, I have a doubt on the commonly accepted theory of "approaching from muscles closer to the trunk".

As viewed from human developmental science, the development of limbs of children acquires the dexterity of fingers through acquisition of coarse movement from the proximal muscles. However, a patient receiving the sequela of the cerebrovascular diseases is usually an adult.

Reacquisition of a coarse movement is done by giving a simple feedback. However, it has been observed that the exercises of complex daily tasks and dexterous finger movements result in an acceleration of recovery of the coarse movement and the acquisition of precise finger movements. This fact motivates me to investigate the device which gives daily exercise at home for finger voluntary movement.

This research is to propose the finger rehabilitation support device. The research also validates the system design and the effectiveness of the concepts through experiments. The results are summarized as follows: (1) A new finger rehabilitation device for home use was proposed. (2) From the experiments of weight discrimination test, the motor learning of a finger movement accelerates the motor learning of upper limb movement. This supports the fact that the finger rehabilitation contributes to the recovery of upper limb function. By this, the proposed finger rehabilitation support device is shown to have a potential to contribute to an upper limb functional recovery. (3) From the experiments of nerve conductivity inspection, it was shown that the strain of muscles of fingers is suppressed by providing sensory input to fingertip. This is an essential factor to gain dexterous finger movement. Therefore, the device design is feasible to give exercise to gain dexterous finger movement.

Currently, robotic device for upper limb rehabilitation have been widely proposed and sold. However, these are very expensive and large in size. The finger rehabilitation device proposed in

this thesis is an inexpensive and simple design. I am hoping this design will contribute to patients to perform continuous self-rehabilitation at home

**Key Words :** Finger rehabilitation F-waves Cerebrovascular disease

Rehabilitation supporting robot

## 概要

近年の医学の進歩はめざましく、人工多能性幹細胞（iPS 細胞）を用いヒトの臓器を試作するレベルに突入している。リハビリテーション分野において脳血管障害における脳のダメージや外傷による脊髄損傷の脊髄神経の損傷等の再生など多大な期待が寄せられている。脳は人間の機能を司る最高中枢とされ、機能局在と呼ばれる区域によって身体を支配している。脳や脊髄は人間の運動の源となる中枢神経でありこれら神経のダメージは不可逆的なものであるとされ、後遺症に苦しむ患者が多くいる。特に前頭葉における運動野の障害は運動麻痺としてヒトの随意的な運動を停止させ、頭頂葉における感覚野の障害は外界からの感覚入力を遮断するため日常生活において多大な支障を来し、人間ならではの生活の質を低下させることとなる。この iPS 細胞の研究により細胞が再生されるのであればダメージを受けた中枢神経の働きが再獲得されるのではないかと考えるが、その道のりは現段階では険しく想像を超える障壁があることも想像に難くない。

一方で、近年のニューロリハビリテーションの知見として、適切なリハビリテーションによって、失われた運動機能を代替するように脳の神経回路網が再生・再構築されるという事実が知られている。このことは、適切なリハビリテーションを長く継続することの重要性を改めて浮き彫りにしている。

中枢神経のリハビリテーションによる機能回復に関して、医療ロボティクスの分野が注目されている。この分野についてリハビリテーションが注目する理由は患者自身の意思や随意的な運動を微弱な段階においても惹起させ増幅しうる因子が包括されていることにある。

ヒトの日常生活動作は随意的に行われている。しかしそれは無意識レベルの運動が幾層にも組み合わされた脳のプログラムによるものであり、それを言語化することは非常に難しい。例えば脳のダメージにより上肢が障害された場合、指一本を動かすことについての説明ができないことがこのことを証明する。また下肢が障害された場合でも同様であり、歩行するにいたる方法を語るができない。このような場合に患者に動作を提示する方法の一つは、生体信号の可視化によって、意思による指令が行

き届いていることを実感させることである。この方法はバイオフィードバックと呼ばれ、長年研究されてきた。しかし、どのような手順で提示すべきかなど、バイオフィードバックの明確な適用理論はまだ確立されていない。

リハビリテーションにおける随意的な動作を再学習、再獲得するためには、意思の元により運動が起こり、その結果を表現することで遂行状態を知り、目的到達という結果を得るというループを擬似的に再現させることが必要である。しかし一見簡単に見えるこの動作生成のループも、片麻痺等の患者にとっては、意思による運動の結果が見えないなどの理由で、きわめて困難なものといえる。

そこで、生体により発せられた何らかの信号を明示することにより、患者に擬似的に動作の様子を確認させ、それを運動に反映させるというアプローチが考えられる。この手法は医療ロボティクスにより実現可能となりつつある。もしこれが簡便で安価で行えたならば、セルフリハビリテーションの普及が進むと考えられる。

わが国のリハビリテーションは医療費や介護保険の削減を理由により実施に上限が設けられている。後遺症があってもその上限日数を迎えることで不自由な体で不自由な生活を余儀なくされる。医療ロボティクスは、この上限を超えるリハビリテーションをセルフリハビリテーションによって助け、機能回復を補助する道筋となりうる。著者はリハビリテーションの分野に携わるものとして、このことに着目し、脳血管疾患における家庭用リハビリテーションの開発について提言したいと考えた。

片麻痺のリハビリテーションは50年前という古くから神経筋促通法（ファシリテーションテクニック）として長年研究されてきた。しかし一定の治療的根拠（エビデンス）が確立されていないのが現状である。麻痺は発達学的に粗大な運動を行う体幹に近い筋肉から回復が促されることは定説となっている。このため上肢においては体幹から遠位にある手指の回復が非常に遅く、治療に時間がかかることもあり治療をあきらめてしまうセラピストも多く、実際に治療がなされないまま放置されているケースも少なくない。しかし手指の麻痺が残って長年経過したケースにおいて根気強く手指からの反復練習運動練習や感覚入力を行った結果、機能回復を遂げた例も経験されていることから、著者は“体幹から近い筋からアプローチする”という上肢リハビリテーションにおける定石に疑問を抱いてきた。人間発達学的に考えれば小児の手足の発達

は近位筋から粗大な動きの獲得を経て手指の巧緻性を獲得するのであるが、脳血管疾患の後遺症を受けたケースはその過程を経た成人である。粗大な動きであれば簡単なフィードバックで再獲得が可能である。しかし日常生活で”目的的な動作を促す＝手指からの動きを促す“ことでその治療期間を短縮できる例は多く経験されている。

そこで、本研究では、手指の動きを促すことで上肢全体の機能回復を狙うというアプローチを提案し、これをロボット補助リハビリテーションとして実現することで、治療期間の短縮や機能の再獲得を日常生活で実現することを目標とすることとした。

本研究は、指先のリハビリテーション支援装置を提案することをテーマとし、この提案が妥当なのかを研究するものである。結果は以下3つにまとめられる。(1) 家庭での使用を可能とした指先リハビリテーション支援ロボット装置を提案した。(2) 指先発生力と肘発生力の相互学習に関する実験により、指先の運動機能学習が上肢の運動機能学習の促進に寄与し得ることを明らかにした。これにより指先のリハビリテーションデバイスが、上肢全体のリハビリテーションに寄与し得るという可能性を見出し、家庭用リハビリサポート装置の設計として指先を対象とすることの妥当性が得られた。(3) 神経伝導テストによる実験で、指先から感覚入力をした場合、多指の筋の緊張が抑制されることを見出した。この筋緊張の抑制は、指先の巧緻性動作に欠かせない因子であることが確認され、開発を提案したデバイスは指先のリハビリテーションに有効であることがわかった。

現時点で開発されているリハビリテーション支援ロボット装置は、大変高価で大型のものであり、家庭でのセルフリハビリテーションには利用できない。本研究で提案し、その有用性の根拠が示された家庭向け指先リハビリテーションデバイスは安価で簡便な装置である。この研究成果は家庭での正しく効果的なリハビリテーションの継続に貢献できるものと考えている。

**キーワード：**手指リハビリテーション 誘発筋電位 F 波 脳血管疾患 リハビリテーションロボティクス



## 第1章

脳血管疾患片麻痺における医学的・生理学的，またリハビリテーション分野の用語について説明しながら脳血管疾患後遺症である片麻痺の実態について現時点で明らかになっている点までを以下のように整理する

- 1.1 研究の背景
- 1.2 脳血管疾患について
- 1.3 運動麻痺（上位運動ニューロン障害）のメカニズムについて
- 1.4 指先の感覚入力について
- 1.5 脳血管障害片麻痺のリハビリテーションと治療論について
- 1.6 上肢のリハビリテーションについて
- 1.7 誘発神経伝導（F波）について
- 1.8 運動の再獲得，再学習について

## 第2章

提案に基づいて作成された家庭用手指リハビリテーション支援装置についての詳細を示す。家庭に持ち込むことのできる形状を目指したが、さらに一人称感覚を得ることができるよう手背を覆うことのない手指置き型に設計した。鍵盤にて手指の持ち上げや手指を上げた時のキープ機能，視覚を利用したインジケータによるバイオフィードバックを兼ね備え，課題の達成度を患者自身も体感できる仕様にした。

## 第3章

家庭用手指リハビリテーション支援装置の妥当性に関する検討（実験）について本テーマにおいて家庭用手指リハビリテーション支援装置の妥当性を検討するために2本の実験を行った。はじめに手指からの未経験の感覚＝重量覚を入力した際の脳内で処理される過程で起きる内部モデルについて説明し，手指の刺激促通が上肢全体に反映する状態について検討した。次に神経生理学検査である誘発筋電装置を用いて脊髄前角細胞の興奮性を反映するF波について，探索課題（アクティブタッチ）を用いた際の脊髄興奮性を検討した結果についてそれぞれ述べる。

## 第4章

考察として家庭用手指リハビリテーション支援装置についてのメリット，システムの妥当性を述べる。実験により，探索課題を行った際に脊髓興奮性が低下することが示された。これは異常筋緊張が抑制されこの際に手指の上下運動を促すことの重要性を示している。また手指からの目的的な運動を促すことにより上肢の合目的運動を再学習できる可能性について考察する。

## 第5章

今後の展開は本研究のテーマについて根拠を示したのち，本研究の課題として反復運動における脳活動や筋活動状況の追求，および収集した患者データの分析を行い，今後の家庭における手指リハビリテーション支援装置について般化させるべく目標設定を示す。

# 目次

Abstract .....	2
概要 .....	6
目次 .....	11
第1章 序論 .....	14
1.1 研究の背景 .....	15
1.2 脳血管疾患について .....	16
1.3 運動麻痺（上位運動ニューロン障害）のメカニズムについて .....	23
1.4 指先の感覚入力について .....	25
1.5 脳血管障害片麻痺のリハビリテーションと治療論について .....	30
1.5.1 CI療法 .....	33
1.5.2 BMI Brain-Machine-Interface .....	33
1.5.3 リハビリテーションロボティクス .....	35
1.6 上肢のリハビリテーションについて .....	37
1.7 誘発神経伝導（F波）について .....	40
1.8 運動の再獲得，再学習について .....	41
第2章 .....	43
脳血管障害による片麻痺における手指リハビリテーション支援装置の提案 .....	43
2.1 家庭でのリハビリテーション支援装置のコンセプト .....	43
2.2 一人称感覚の実現による連合反応の抑止 .....	47
2.3 連合反応検出のためのセンシング .....	49
2.4 機器への探索課題の導入 .....	54
2.5 リハビリテーション支援装置の動作フロー .....	56

2.6 機器による利用者の回復度の自動評価の実現.....	58
第3章 脳血管疾患後遺症の片麻痺患者に適用する家庭用手指リハビリテーション支援装置の設計妥当性.....	60
3.1 手指のみを対象とするリハビリテーション支援の妥当性に対する重さ感覚のフィードバック学習効果による検証 .....	60
3.1.1 概要.....	60
3.1.2 .....	61
日本における脳血管疾患罹患者の現状 .....	61
3.1.3 上肢ではなく手指を対象とするリハビリテーション支援の妥当性 .....	61
3.1.4 実験の概要 .....	65
3.1.5 対象 .....	65
3.1.6 方法.....	65
3.1.7 結果 .....	68
3.1.8 考察 .....	71
3.2 機器への手指探索課題の導入によるリハビリテーション効果に対する、誘発筋電図 F 波による脊髄興奮性による検証 .....	75
3.2.1 概要 .....	75
3.2.2 手指探索行動による異常筋緊張の抑制の可能性 .....	75
3.2.3 対象 .....	76
3.2.4 方法 .....	76
3.2.5 結果 .....	79
3.2.6 考察 .....	79
3.2.7 結語 .....	83
第4章 考察.....	85
第5章 結論.....	95
謝辞 .....	97
参考文献.....	101

研究業績.....	105
図目次.....	107
表目次.....	111

# 第1章 序論

運動の生成は脳の前運動野（6野）から意思の発動を発端に運動野（4野）の運動中枢が発火することにより一次ニューロンを下りシナプスを介して脊髄にある脊髄前角細胞（二次ニューロン）を経由して効果器（筋）に到達し運動に至る。この経路のいずれかで損傷等があれば運動到達に至らない。単純であるかのようなこのシステムは日常生活では随意的ではあるも意識に上らない動作となって目的を遂行する。

本研究ではこの運動プログラムについての現時点で明らかになっていることを整理し、損傷後の運動の再獲得について取り組むものである、すなわち意識に上らない運動について熟考させ、反復運動を重ねることで運動の再学習を行わせるということについて試みた。

人間発達学的に乳児が運動を獲得するに至るまでには長い年月がかかる。環境が人を育てるということが当てはまる事象であるが乳児の運動は目的である。刺激入力を欲し手をなめる、足指をなめる、玩具に手を伸ばしいつしか移動を獲得する。人間の運動は合目的なものであり、運動を意識せずにその目的に到達する。ゆえに指一本動かすことの説明ができない。このことは脳や神経にダメージを受けたのちのリハビリテーションで運動を想起することを困難としている。いまだかつてそのリハビリテーションの方法は確立されているとは言い難い。

本研究ではその運動の再獲得について生理学的、人間発達学的、認知心理学的に人間の行動について紐解きながら単純かつ核心的と考えられる方法について述べるものである。

## 1.1 研究の背景

中枢神経（脳や脊髄）にダメージを負った場合、その修復は不可逆的なものであるとされ、脳血管疾患による片麻痺や脊髄損傷による運動麻痺などは残存能力に頼った生活にならざるを得ない場合がほとんどである。特に片麻痺は障害を受けた対側の身体の半身（上下肢・体幹）が運動麻痺を呈し、随意で動かすことが困難となり、日常生活に多大な支障をきたす。回復は脳の残存細胞とそのニューラルネットワークの在り様に依存する。

しかし NUDO の脳を破壊したリス猿の実験において合目的なタスクを与えることで脳細胞が新たなネットワークを組み、しかも代償機能として新たな脳細胞の構築がなされたことが話題になって久しい[図 1][1]。この合目的な動作が複雑なニューラルネットワークを統制し運動を再起させるという事象は大変興味深い。リハビリテーションにおける上下肢のリハビリテーションは原始的であり人間発達にのっとり乳幼児の運動習熟のプロセスから脱却できないでいる。“体幹に近い筋の安定性が遠位にある効果器の運動を促進させる”というものである。このことにより近位筋の安定性を目標に、時間をかけてリハビリテーションが開始されるが、安定性を得たころにはリハビリテーションは終了となり、手指へのアプローチがなされないまま在宅で残存機能に依存した生活を送ることとなる。我が国のリハビリテーションは脳血管疾患のリハビリテーションは発症から 180 日で医療保険の算定の上限を迎える。これは 6 か月を超えて一定の回復が見られない患者は回復が難しいという障害固定の概念と回復を期待できない状態に医療費を費やすことができないという理由からであるが、もう一方で残存能力に初めから着目させることで障害側のアプローチをおこなわないという現代のリハビリテーション体制の問題がある。

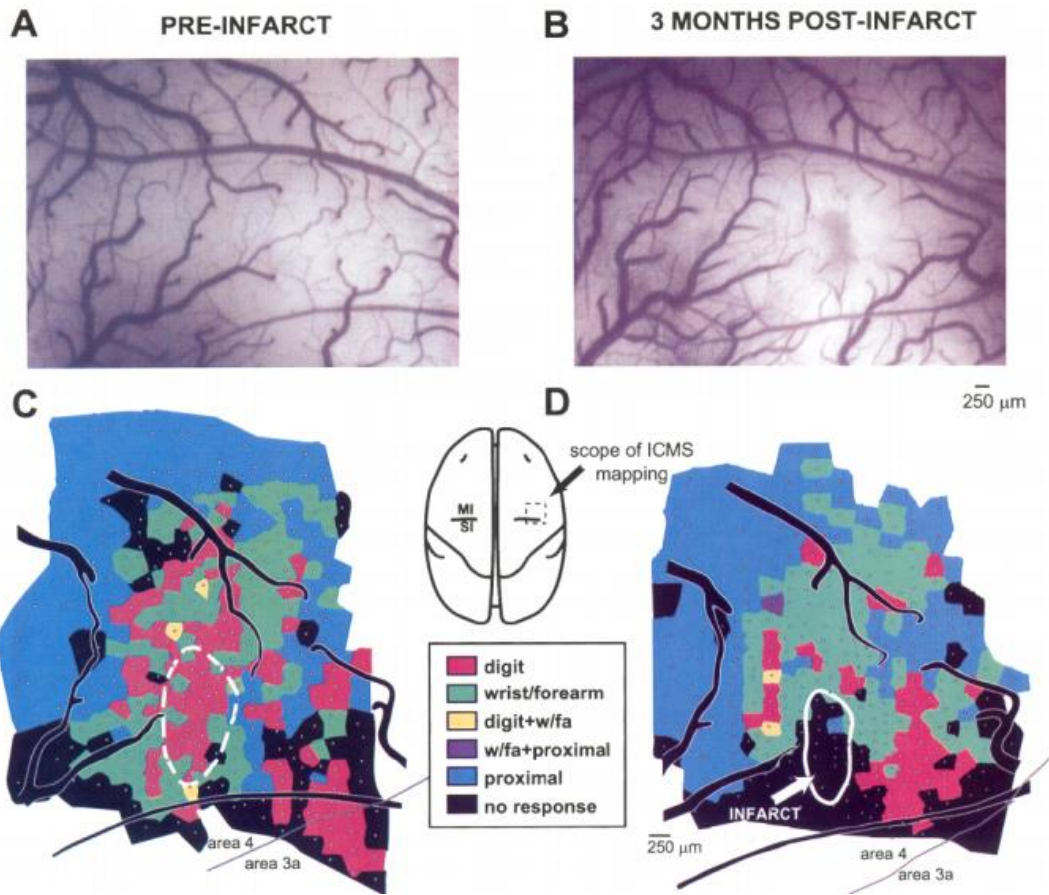


図 1 NUDO らが示した不活性化二次障害の実験 リス猿 (NUDO. 1996)

## 1.2 脳血管疾患について

脳の血管構造は前大脳動脈，中大脳動脈，後大脳動脈が交通動脈にて吻合され脳動脈として脳内を区域的，機能的に還流しているが，その血管終わりは終動脈構造をとり脳の細部を栄養しているため血管の先端に損傷があると他の血管から血液の供給は得られないため脳細胞は壊死に至る [図 2-4] 。

脳血管疾患は主に (1) 脳出血 (2) 脳梗塞の二つ分けられる。(1) 脳出血は動脈硬化を起こして脆くなった脳血管が高血圧などにより血管が破綻し脳内で出血する脳内出血と，脳動脈瘤の出現によりくも膜と軟膜の間で出血を起こすくも膜下出血がある。(2) 脳梗塞は主に脳動脈がアテロームの蓄積により梗塞を起こす血栓症と心臓や肺でできた血栓が脳血管まで運ばれ塞栓を起す脳塞栓症に分けられる。



脳は[図 5]のように左右に分けられ機能を分担している。運動野では右脳が延髄で椎体交差を経て反対側の左半身を支配していることから右脳の血管がダメージを受けると反対側の左半身に運動麻痺が出現する[図 5]。

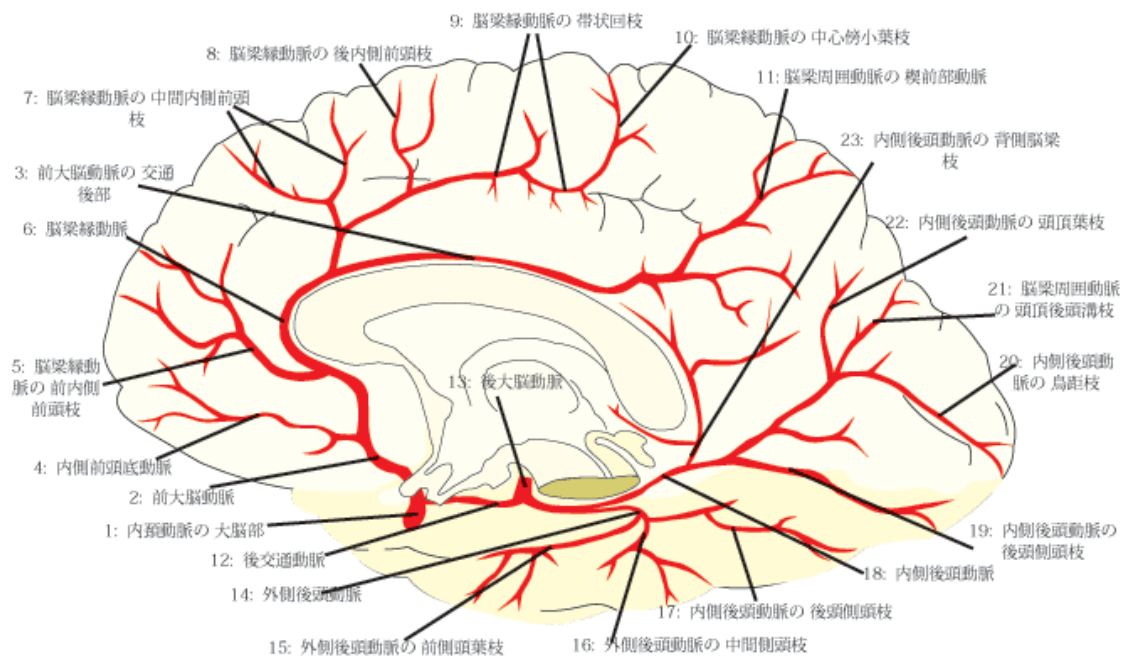


図 2 脳動脈

出典 [HTTP://WWW.ANATOMY.MED.KEIO.AC.JP](http://www.anatomy.med.keio.ac.jp)

## 頸動脈—椎骨動脈脳循環

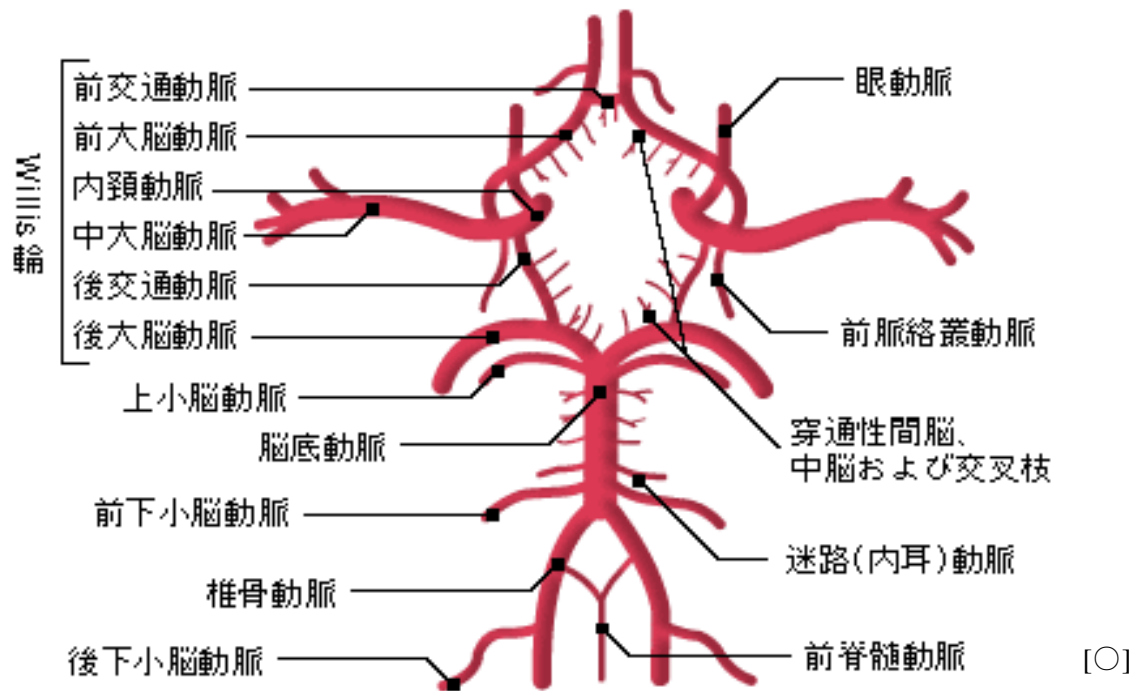


図 3 ウィリス大脳動脈

出典：グレイ解剖学

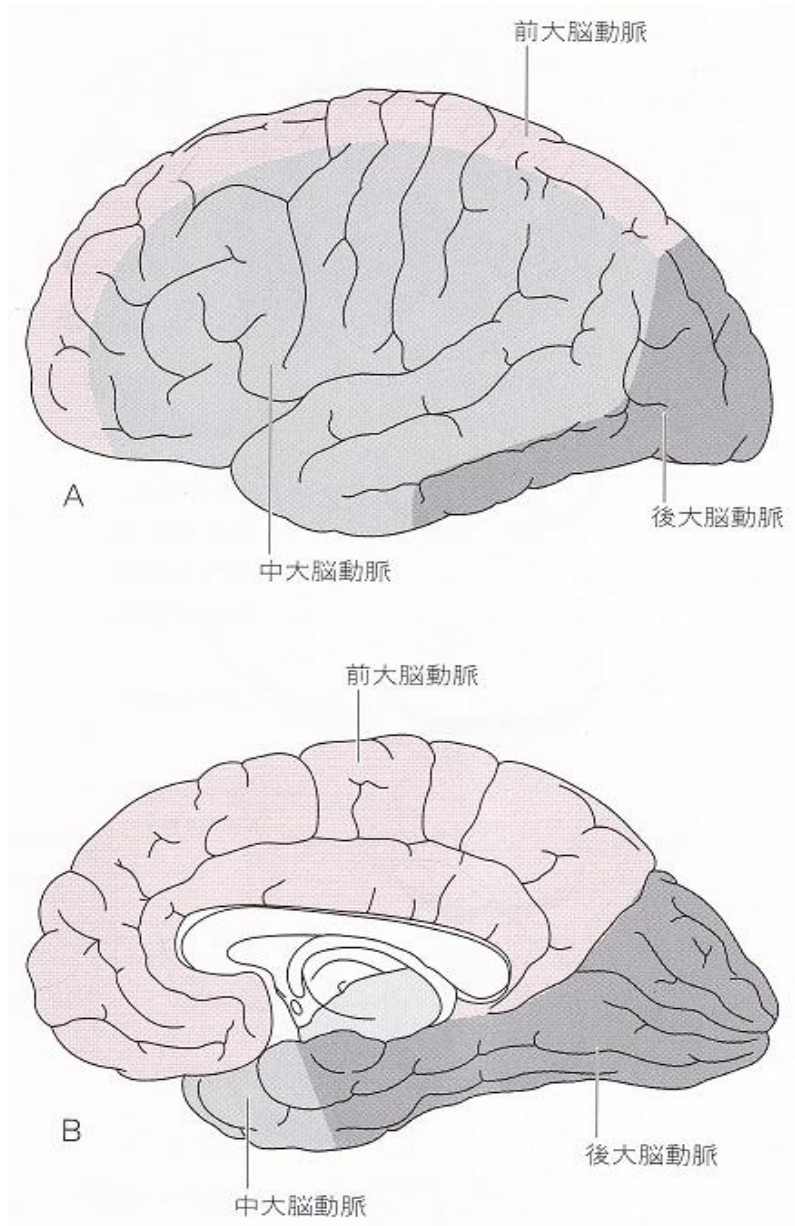


図 4 動脈の還流領

出典： 脳画像のみかたと神経所見

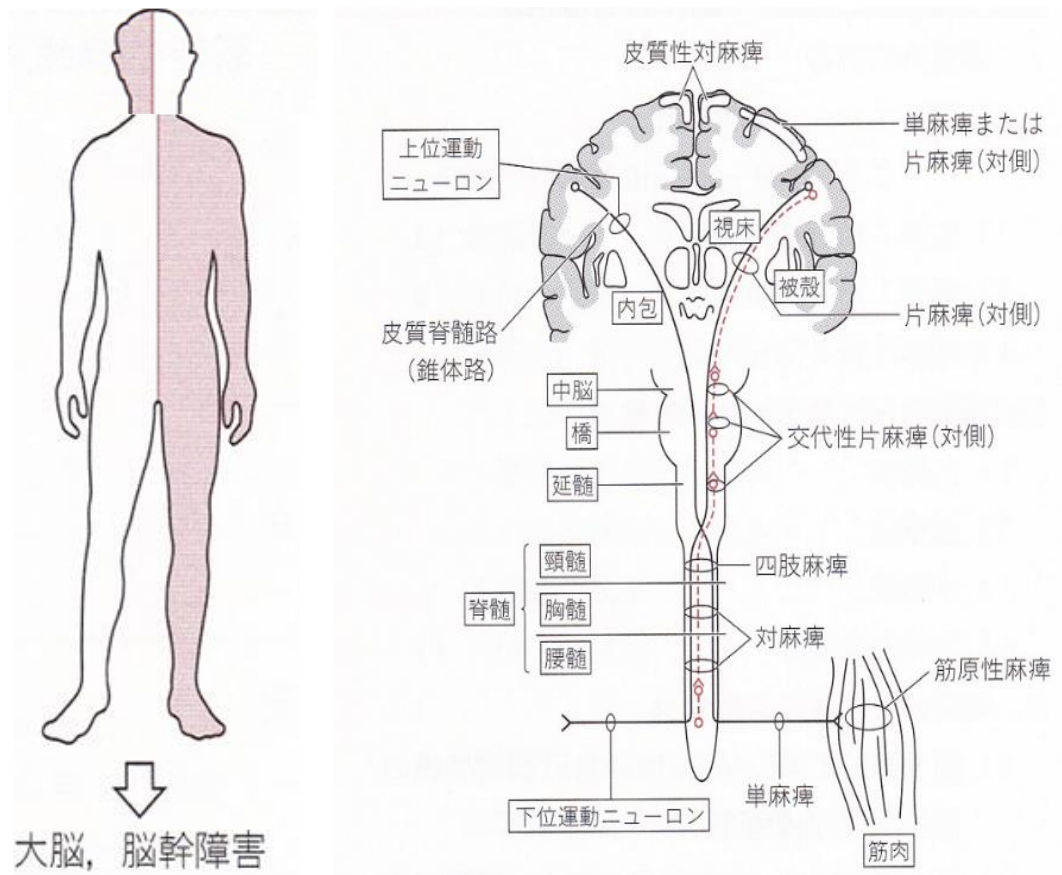


図5 (左) 片麻痺の状態像と (右) 上位ニューロンの障害部位と麻痺の状態

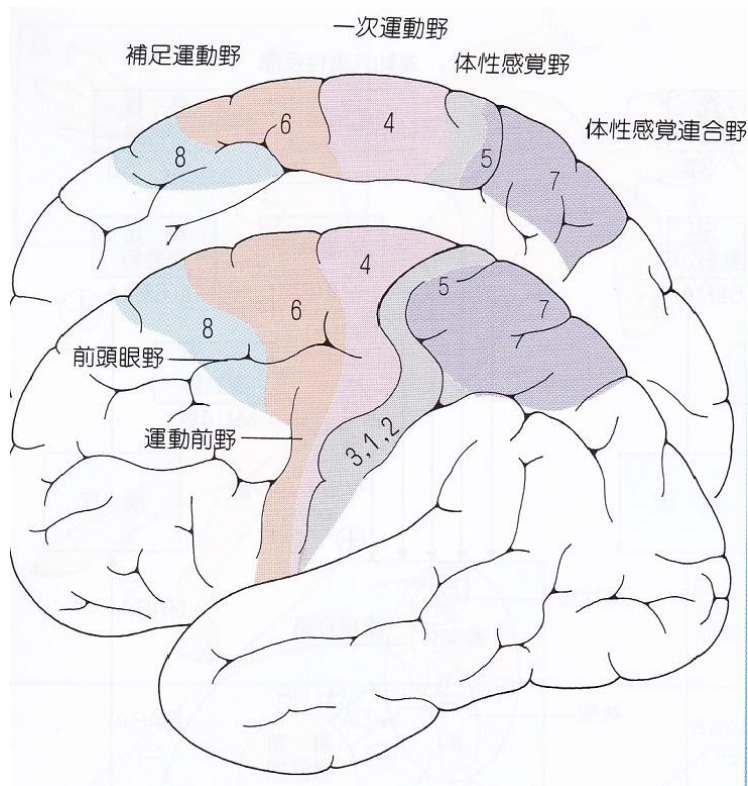


図 6 ブロードマンの脳地図 一部

出典：生理学テキスト

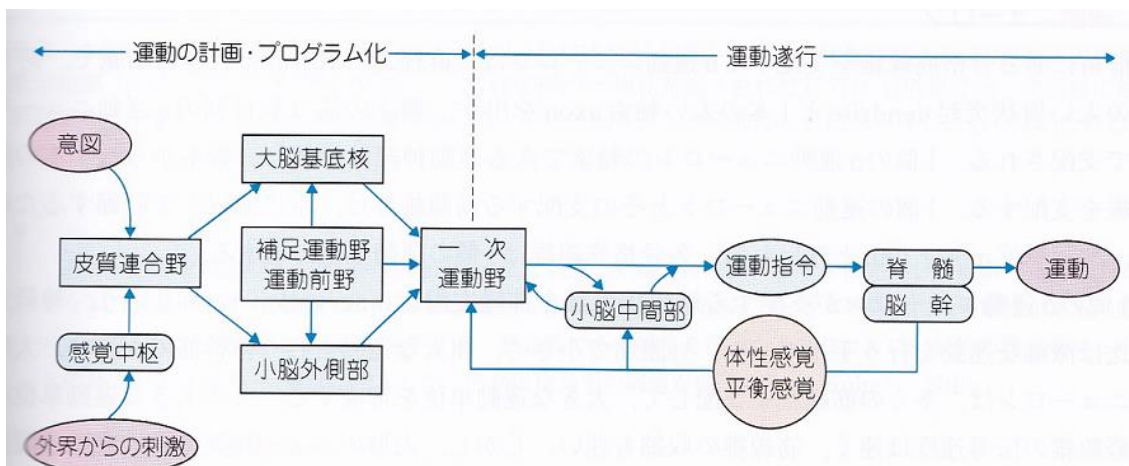


図 7 意図から運動までのフロー

出典 生理学テキスト

脳は機能局在と言われる区域によって働きが違う。[図 6]は運動および感覚野周辺の脳地図を示すが、運動で重要なのは4野であり、運動の司令塔を担っている。感覚は1-3野が3次ニューロンの入力を経て知覚に至る。

運動は4野単独では巧緻な運動の指令を出すことはできない。その全段階に当たる6野の運動前夜で運動企図が発せられ4野にその企図が伝達され運動に至るが、その過程は本来複雑なものである[図 7]

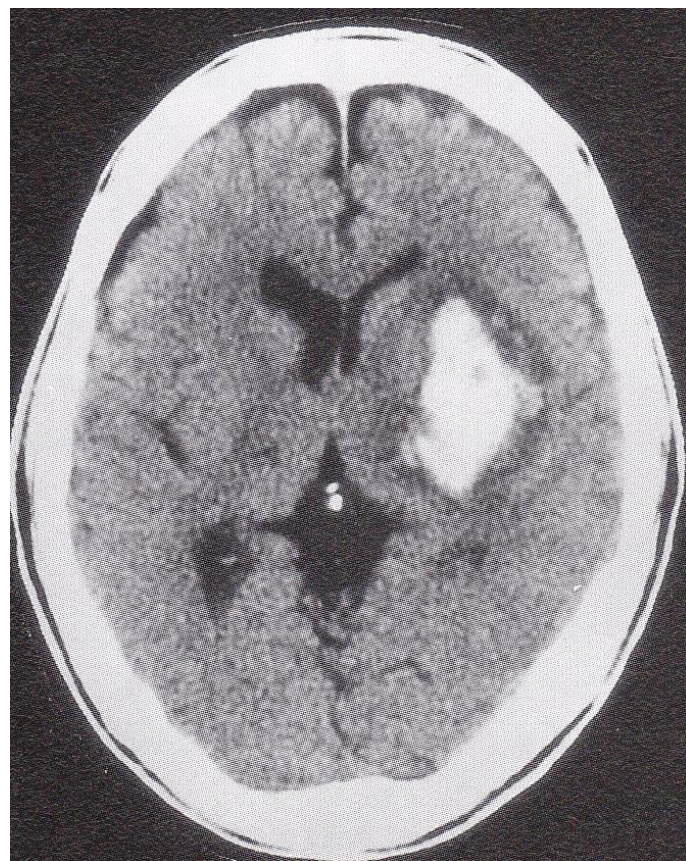


図 8 脳 CT 画像 左被殻出血

出典：脳画像のみかたと神経所見

脳の可塑性に関する神経学的研究も盛んになっている。哺乳類の中樞神経系は壊死細胞が再生しないことは現代の医学では常識であり[図 8][3]、脳卒中の患者におけるリ

ハビリテーションではこの問題にどのように立ち向かうかについて議論の中心となっている。医師からの説明により機能回復が見込まれないという宣告を受けることが多い。

麻痺手を使用しないことで障害が重度になる“学習性不使用”という二次的な障害に対しても対応しなければならない[4]。学習性不使用による運動の消失は障害側に対する病態による無視やケア不足、意識づけの減少により出現し、筋や関節に不動性の関節拘縮をもたらす、リハビリテーションを著しく阻害する。特に非利き手の麻痺手において散見される。障害されなかった利き手で日常生活を送り、非利き手の麻痺手をないものかのように扱う例が学習性不使用による運動障害を助長する傾向にある。

### 1.3 運動麻痺（上位運動ニューロン障害）のメカニズムについて

ニューロンは脊髄細胞とそこから延びる神経軸索から構成される。運動野（4野）から発せられた随意運動の信号は一次ニューロンを下り、髄前角細胞から先の二次ニューロンを経由し効果器（筋）に至り運動を起こす。この一次ニューロン（脳細胞および軸索間）で生じた障害を一次運動ニューロン障害または上位運動ニューロン障害と言い中枢神経障害と呼ばれ痙縮＝痙性という状態を呈する。 [図 9]。

上位運動ニューロンが破綻することで脊髄神経にある脊髄前角細胞の制御を失う状態となり、脊髄前角細胞の原始的なプログラムが発動する状態となる。脊髄前角細胞は興奮状態となり、筋緊張を増幅させる。この現象は筋の調整機能を行う筋紡錘を興奮させ、 $\gamma$ 運動ニューロンが興奮状態となり痙性の状態といわれている。痙性は速度依存性の持続的な伸張反射と深部腱反射の亢進が伴う運動障害として定義されている[図 10]。痙縮は上位運動ニューロン障害の一つである。脳血管疾患受傷後に弛緩性麻痺の回復段階において初期では筋や関節の他動運動に対して若干の抵抗が感じられる。発症から一定時間後に腱反射と他動運動に対する抵抗運動が戻り始める痙縮は屈筋群において最も顕著であり麻痺側全体にわたり観察される。上肢の痙縮は通常屈曲パターンを呈し随意運動を妨げる。痙縮は安静時には弛緩することがあるが筋の調節機能が破綻しているため、活動時には筋緊張が亢進するといわれているが生理学的にその発生

メカニズムについては未だ解明されていない．その形状は上肢であれば肩の伸展，肘および手関節の屈曲，手指の握り込みがみられる屈筋共同運動となる．重症になると弛緩性の状態のまま痙性による筋緊張が上がらない弛緩性麻痺になることもある．

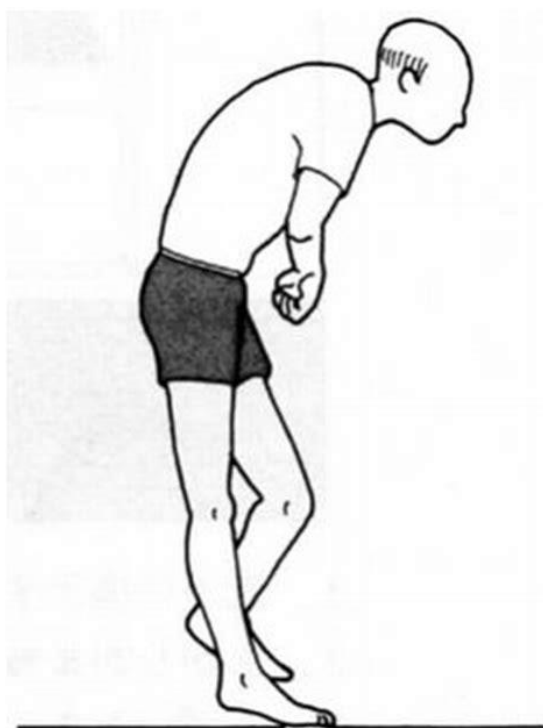


図 9 片麻痺の状態図

出典：<https://kokushi-ptot.com>



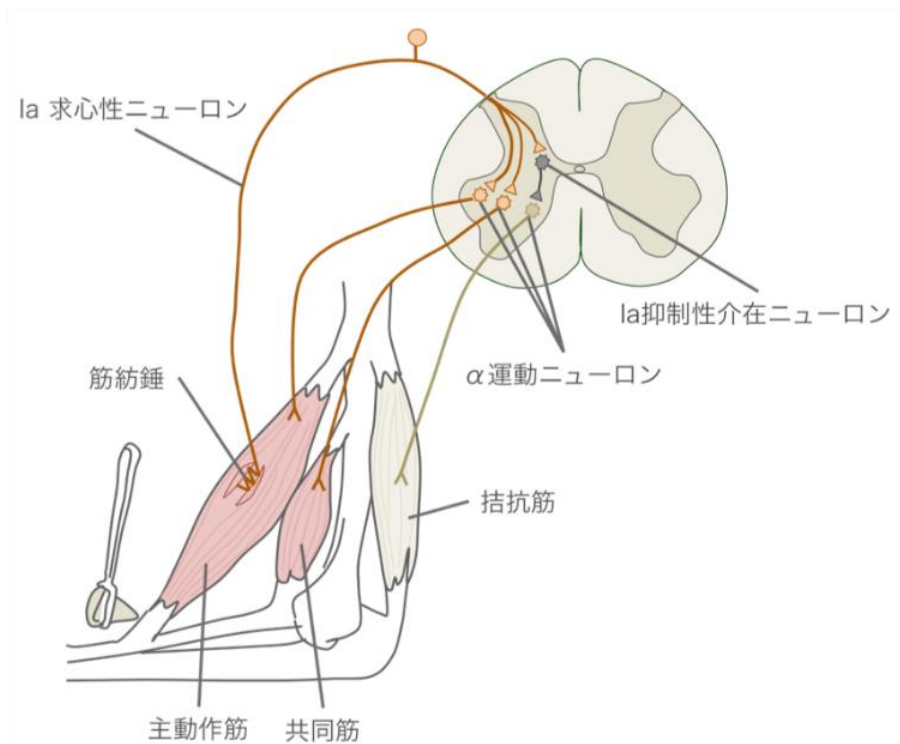


図 10 深部腱反射の仕組み 上腕二頭筋反射

出典：生理学テキスト

## 1.4 指先の感覚入力について

### ～探索課題（アクティブタッチ）の効果～

感覚の存在意義は外界からの刺激を取り入れ、軸索神経を育成し、ニューラルネットワークを増やすことにあり、感覚入力なしには脳の成熟はなされない。新生児の脳は脳神経細胞で満たされているが、脳の成長はその神経軸索枝が増えることにある。灰白質と呼ばれる脳細胞に対し白質は神経線維のネットワークが張り巡らされた状態でヒトの脳が成熟し重量を増す。

ヒトの感覚は感覚受容器について現時点の生理学で判明しているものは表 1 のとおりであるが、その伝達は感覚の種類によって主に 3 種に分けられ[表 1]。例えば判別を伴う複雑な触覚においては、皮下にある感覚受容器に刺激が入力されると脊髄後根から脊髄内の後索にある中継地点を経由し、内側毛帯という上行性の神経路を通り視床へ到達したのち、大脳皮質にある感覚野へ投射され“知覚”される[図 11]。視床や

感覚野において損傷、上行路に損傷があった場合には刺激が伝達されず知覚できなくなる。脳血管疾患において感覚野を含む領域の脳に損傷があった場合、感覚障害となり外界の感覚入力が途絶える状態となる。

人体の感覚・運動機能は複雑で謎が多く、そのひとつに「重さの感覚」がある。物体には重さがあり、何かを操作するという事は、その重さに対する手指運動機能の適応・対応能力の表現様態を指す。手指は難なく物体の形や大きさの視覚情報を得た後に経験という記憶を介して物体を扱う。従って、先述した、手指でのアクティブな探索の効果を検証するためには、重さの感覚を探索対象した実験を行えば明確に結果を得ることができる可能性がある。このことから今回は重さの感覚についての実験を行うこととした。

重さを検知する感覚には様々な器官が関与する。筋の緊張調整,関節運動,動きの感覚や位置の感覚などであり,これらすべては手指を動かす重要な要因である。本実験では受動的に重さ感覚を検知させるのではなく,能動的に圧力計を押させて脳にその刺激を印加する方法を取ることとした。

感覚は日常生活を送るうえでなくてはならない機能であり、運動の生成にも影響を及ぼす。ヒトの脳は感覚を入力し運動を発生させそのフィードバックを得て生活している。人体の感覚の代表である五感は視覚、触覚、味覚、嗅覚、聴覚であるがその他感覚は多くありヒトの行動をモニタリングし生活を助けている。感覚を脊髄に入力する後根を切除したサルが運動麻痺のない状態において、何らかの原因で重度な感覚麻痺を伴うと、運動が拙劣になり感覚がない腕を使わなくなった実験が有名であるが感覚と運動は一体であることが明らかとなっている。

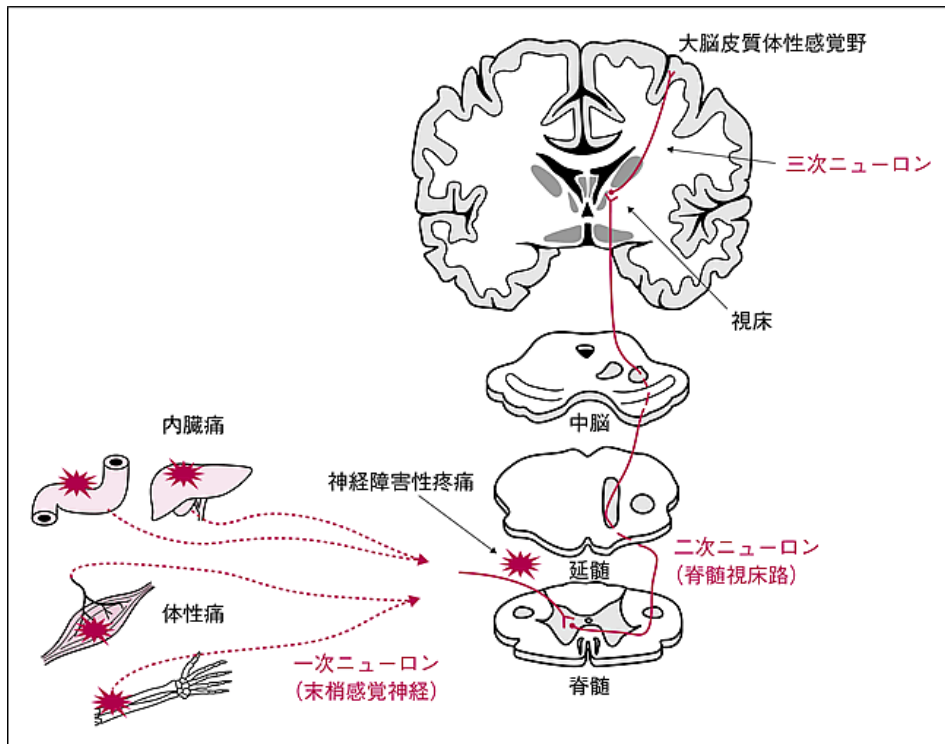


図 11 感覚神経の入力図 (上行性神経路)

出典：解剖学アトラス

表 1 感覚の種類と受容器

出典：HTTP://MILAN.ELEC.RYUKOKU.AC.JP

		感覚の種類	感覚器と受容器	
特殊感覚		視*	目(杆状体と錐状体)	
		聴*	耳(有毛細胞)	
		嗅*	嗅粘膜(嗅覚ニューロン)	
		味*	味蕾(味覚受容細胞)	
		平衡感覚(加速度)*	前庭器官(半規管と卵形嚢、球形嚢)(有毛細胞)	
一般感覚	体性感覚	皮膚感覚	触—圧*	パチニ小体、マイスネル小体、ルフィニ終末、メルケル盤
			温*	(自由神経終末)
			冷*	(自由神経終末)
			痛*	(自由神経終末)
	深部感覚	関節の位置と運動*	関節受容器(ルフィニ様終末、ゴルジ終末、パチニ小体など)	
		筋の伸張	筋紡錘(神経終末)	
		筋の張力	ゴルジ腱受容器(神経終末)	
	内臓感覚		痛*	(自由神経終末)
		血圧	頸動脈洞や大動脈弓の圧受容器(神経終末)	
		肺胞の膨満	肺胞壁(神経終末)	
脳脊髄液[H <sup>+</sup> ]		中枢性化学感受領域(延髄腹側表面)		
血液酸素分圧		頸動脈小体、大動脈小体などの化学受容器(グロムス細胞)		
血液浸透圧		脳室周囲器官、視床下部ニューロン		
血糖値	$\beta$ 細胞、視床下部ニューロン			
	痛*	(自由神経終末)		

\* : 意識的に知覚できる感覚

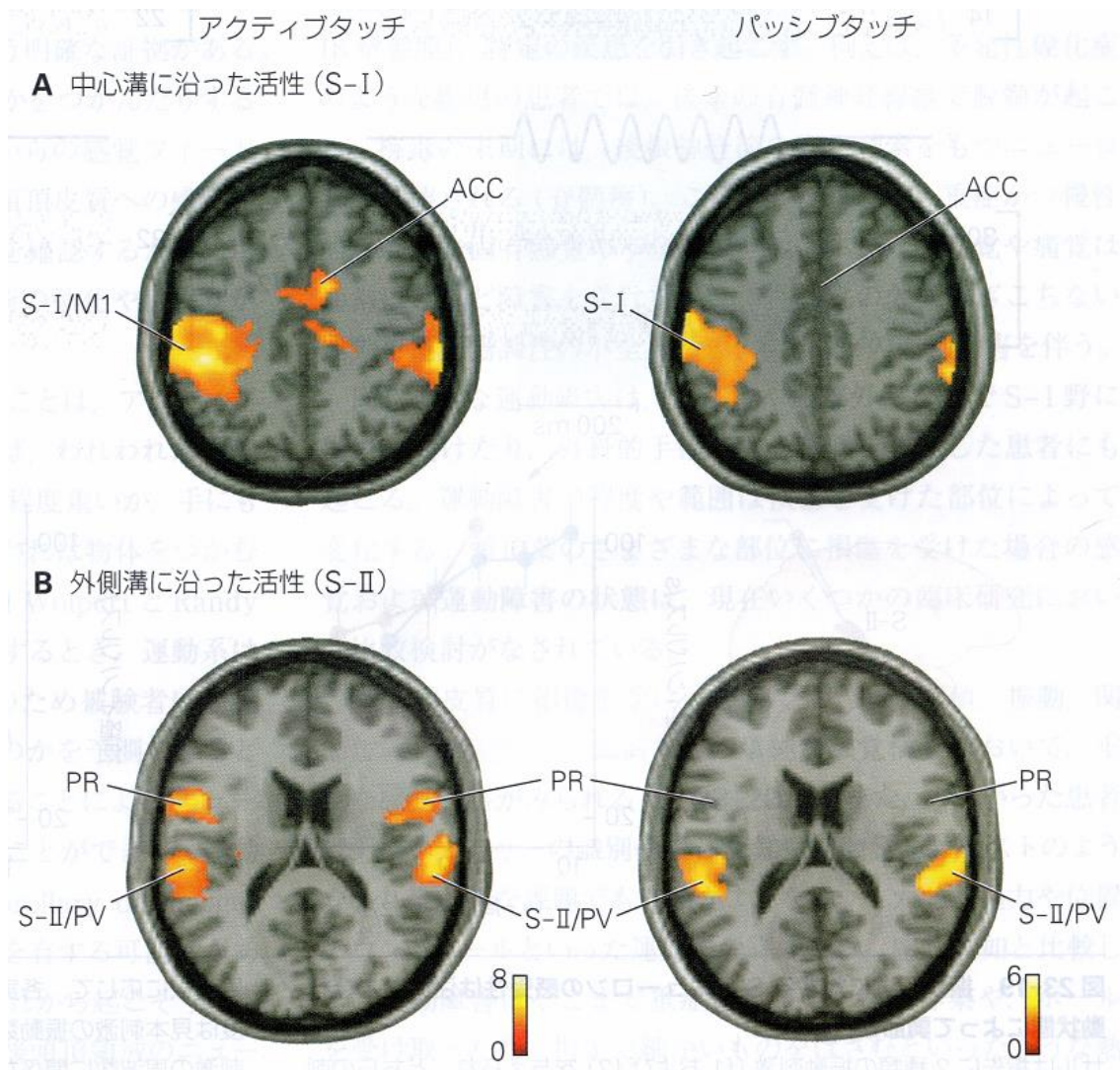


図 12 能動的触覚と受動的触覚の MRI

出典：カンデル神経科学

感覚は能動的触覚と受動的触覚とに分けられる。“触る”が“触られた”かである。能動的触覚は探索行動に伴い随意的かつ主体的である。この探索について能動的

触覚と受動的触覚時のMRIを撮影しその違いを明らかにした研究例がある[6]。探索を伴う能動的探索行動をアクティブタッチ active touch といい、受動的触覚はパッシブタッチ passive touch という。[図 12]に示すように、アクティブタッチにおける脳活動の範囲がパッシブタッチよりも広範囲にわたり活動していることが知られている。

## 1.5 脳血管障害片麻痺のリハビリテーションと治療論について

表 2 片麻痺の評価 ブルンストロームステージ

ステージ	上肢下肢	手指
I	動きなし（弛緩性麻痺）	動きなし（弛緩性麻痺）
II	連合反応	わずかに握る
III	共同運動	握れるが開けない
IV	分離運動の開始	横つまみ・わずかな伸展
V	個別的な関節運動可能	色々なつまみ・伸展可能
VI	全運動可能	全運動可能

表 3 共同運動の状態

上肢	屈筋共同運動	伸筋共同運動
肩甲帯	挙上と後退	前方突出
肩関節	屈曲・外転・外旋	伸展・内転・内旋
肘関節	屈曲	伸展
前腕	回外	回内
手関節	背屈	掌屈

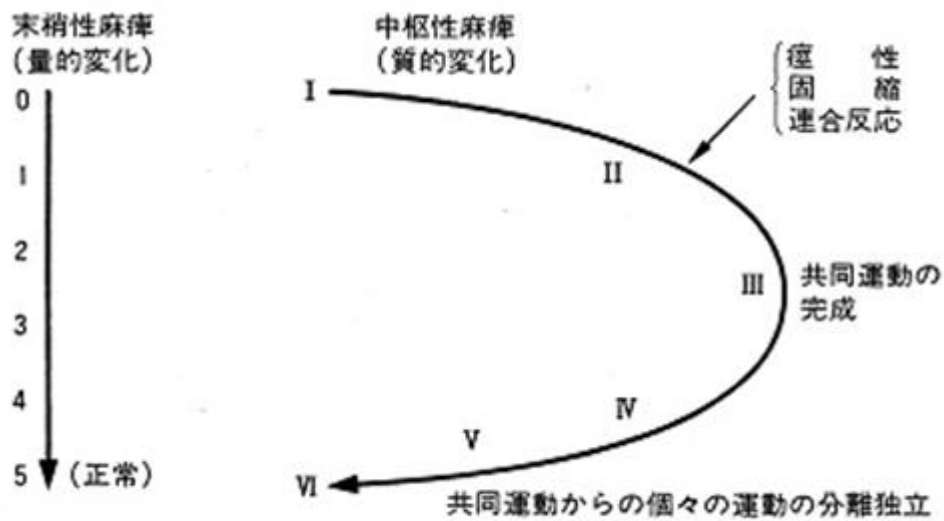


図 13 筋力評価と片麻痺評価（ブルンストロームステージ）の関係性

出典：目で見えるリハビリテーション医学

片麻痺に関するリハビリテーションは諸説ある。その古くは 60 年を遡り神経筋促通法として話題を呼んだ。神経筋促通法は神経生理学的観点に基づく画期的な片麻痺治療法であった。そのターゲットは痙縮の抑制からの解放である。前章で痙縮について述べているが、この筋緊張を高め運動を妨げる現象について生理学的知見からあらゆる方法が編み出され直接対峙する画期的な方法が数々提唱され、研究対象となった。神経筋促通法は、Rood 法、Bobath 法、Brunnstrom 法、PNF 法が主流となり、1980 年代の日本において神経筋促通法の全盛期となった。

Brunnstrom 法はスウェーデンの理学療法士 Brunnstrom によって提唱されたが、運動麻痺の状態を発症時から回復に至るまでの段階を明確にし[図 13]、現代の片麻痺機能評価において Brunnstrom stage として機能している。脳血管障害片麻痺患者の特徴は上肢においては屈筋有意の屈筋共同運動や下肢では伸筋が有意になる伸筋共同運動の状態を呈することである。この現象のメカニズムは現代においても明確になってい

ないが現象面として多く場合このパターンをとる[表 1-2]。まずはこの共同運動パターンから離脱させることがこの治療理論の肝となっている。

Bobath 法はドイツの神経学者 Karel Bobath と理学療法士の Berta Bobath 夫妻によって提唱された治療理論である。“痙性抑制肢位”によって痙縮を抑制し、機能的に四肢体幹をコントロールする術は有名であるが、複雑な神経生理の理解がなくては実践が難しいものである。

以上のように神経筋促通法は非常に画期的かつ機能的な提唱であるが、その母体となる神経生理学は複雑極まりなく、現代においても更新されている。このため彼らが一時明解に示した治療法も 60 年たった現代において治療的根拠が定まらないのも事実である。

ヒトの体は解剖学的、生理学的に解明されてもその生活様式は様々で身体の動きには一定の法則をあてはめられない。問題はヒトの運動様式が無限にあり、その無限の状態のなかにある痙縮という問題はいまだかつて解決できないでいる。例えばその各治療法に時間をかけ痙縮を軽減したとしても、その途端に患者のくしゃみひとつで全身の筋緊張が再び亢進し、途方に暮れるという体験を治療者は誰しも経験している。

治療をいつ開始するとよいのかについても議論のあるところである。現代における片麻痺における治療は 血液循環が低下している細胞部分をペナンプラ＝半影帯 (Penumbra) といい、可逆性の虚血性病変である。CT の画像診断が進化する中でペナンプラの描出の精度が上昇し、病変が大きく見え病態は重度でもペナンプラの描出が大きければ治療の可能性が広がる救済可能領域とされている[7]。このことから通常ペナンプラに対するリハビリテーションは可能な限り早急にリハビリテーションを行うことが推奨され、早期リハビリテーションの根拠となっている[8]。

片麻痺のリハビリテーションの治療法は新しい時代を迎えている。それはニューロリハビリテーションである。このニューロリハビリテーションは現代ならではのトピックスともいえる医療ロボティクスによるリハビリテーションを包括している[16]



### 1.5.1 CI 療法

Constraint-induced movement therapy (以下 **CI 療法**) は強制誘発運動療法のことである。例えば左半身に運動麻痺があり健側である右上肢で生活を送っている場合、左上肢の学習性不使用が避けられなくなる。そこで健側である右上肢の使用を封じ込め、左上肢を強制的に使用するよう設定する。このような状態で一日 6 時間以上のリハビリテーションプログラムを約 10 日間行うと麻痺側の機能向上が見られるという。この CI 療法には麻痺側において一定の手指を動かす機能があることが前提とされているが[9-10]、治療エビデンスは高いが手指機能回復に至るメカニズムはいまだ神経生理学的なメカニズムは未だ解明されていない。

### 1.5.2 BMI Brain-Machine-Interface

(以下 **BMI**) はアメリカで開発された侵襲型の脳と手指機能を連動させる画期的な療法である。主なものは脳に電極を埋め込み、運動意思を可視データにし、手指の増幅器にて運動の疑似体験を生み出す[11]。

**BMI** 療法は、これまで運動機能が確認できずにいた麻痺側のダイレクトな運動意思をキャッチするという点に新規性がある。機械が複雑大型かつ高価で、脳に電極を埋め込む侵襲型のため一般向きではないが、近年は EEG による随意運動を可視データとするなど、研究が日本でも盛んに行われている[図 14]。

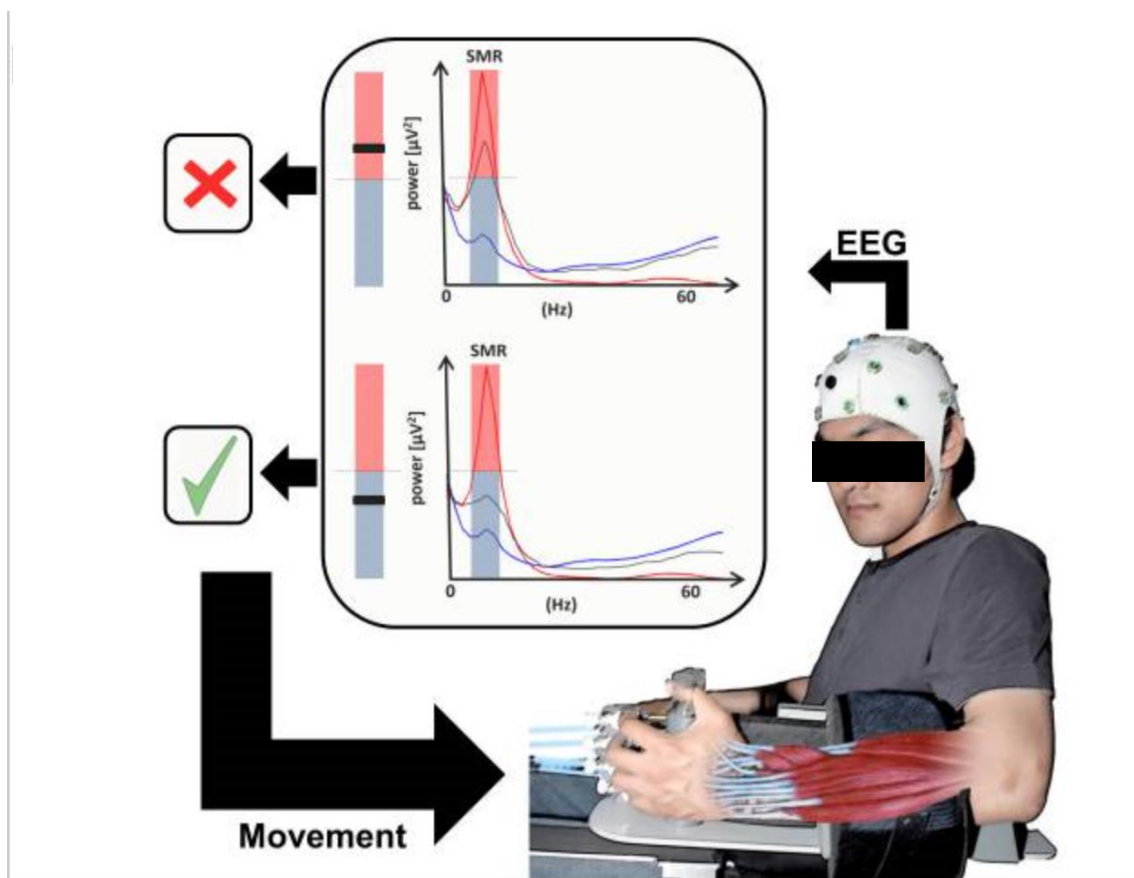


図 14 脳波形を用いた BIM [66]. 16 チャンネル脳波計と手指伸展をモータでアシストされる装置を装着した被験者. 感覚運動リズム (SMR) の大きさによって休止状態と運動意図状態を区別し, 運動意図と判断された場合に手指伸展をアシストする. [38]より引用

### 1.5.3 リハビリテーションロボティクス

近年、医療であるリハビリテーション分野に工学の風が吹いている。リハビリテーションロボティクスは医工協働の産物である。ほとんどは関節や筋の動きをサポートするデバイスであり、その様式はさまざまである。一般的に、上肢にジョイスティック型の操作器を把持させ、微弱な随意運動を UI にて確認し、フィードバックを得て運動体験を得ることができる装置等が多い。運動自体は機械によるサポータティブなものであるが、筋電図を利用し随意収縮を可視化しその動きをプログラミングしたものや、低周波電極を手指操作を行わせる前腕の筋に貼り付け、運動を増幅させて動かすもの、また外骨格系の強固な支えで下肢の歩行を助けるものまである[図 15][12-16]。この分野は 10 年ほどで急速に発展し研究が盛んである。

リハビリロボットの問題は装着や家庭への持ち込みに難があることである。外骨格を表現したデバイスが多く、それを制御するシステムはまだまだ大掛かりであり、専門のスタッフなしでは使用が行えないことが多い。また装着には時間と手間がかかり障害をもつ身では単独で行うことが困難である。しかし、医学と工学の分野が協力すればこの問題は少しずつ解決していくものと考えられ、期待が寄せられている。

メリットは情報分野における参画であり、生体信号を可視化することが簡便になり、材料も安価なことである。10 年ほど前であれば 3 軸加速度センサや重さセンサなどは高価で扱いにくいものであった。また小型 CPU が組み込まれることで生体信号が扱いやすいものとなり、自らの体をモニタリングするリハビリテーションの効果を実感するという機会に恵まれた状態であるということは過言ではない。

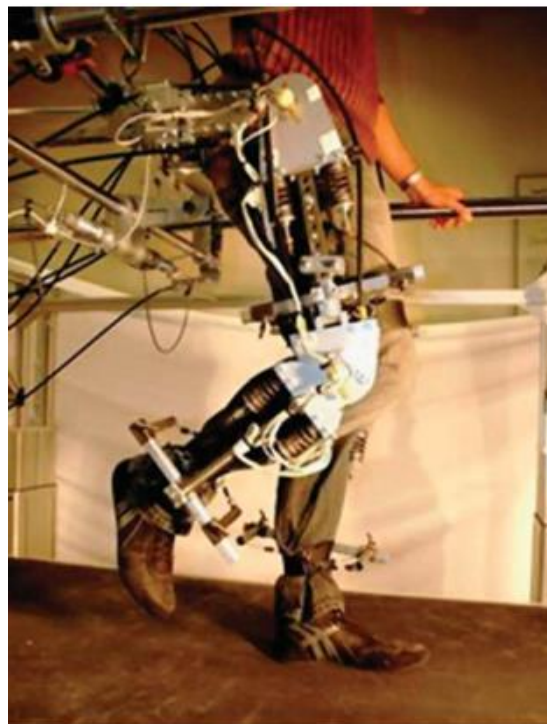
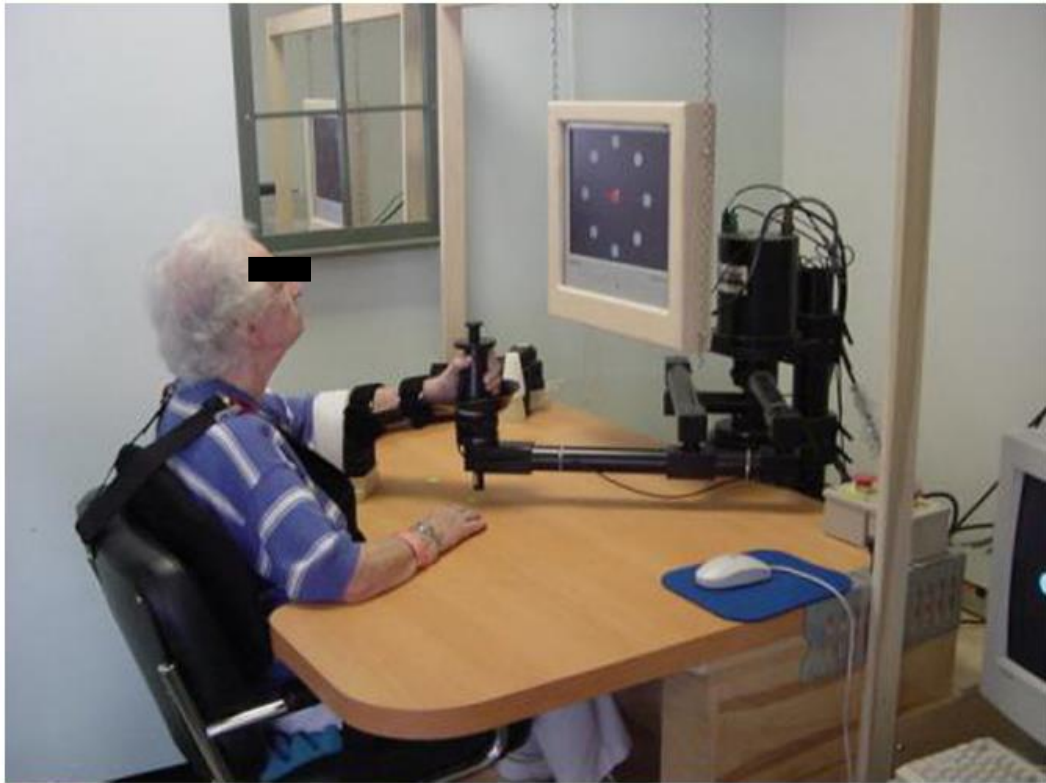


図 15 リハビリテーション装置 [41]より引用

## 1.6 上肢のリハビリテーションについて

人の手は時には目となり耳となるほど感覚受容器が発達している。本来であれば運動器である手は、新生児の時には感覚受容器そのものであるかのように母の皮膚の柔らかさや温度、髪の毛の質感などを入力し、幼児には玩具に手を伸ばし、遊びながら新たな対象物の感触（重量、硬さ、振動）を経て手指と身体、脳の成長が促されていく。手は成長過程に伴い情報収集の役割を担いながらヒトとして活動しうる操作性を兼ね備えていく。成人になると手が日常生活を支え、その喪失は日常生活の質を落とす大きな原因となる。

脳は手を表現し、手は脳を表現するといっても過言ではない。実際にペンフィールドの実験で明らかになっているように運動野、感覚野ともに脳の手指の位置が占める割合は非常に大きい[図 16].

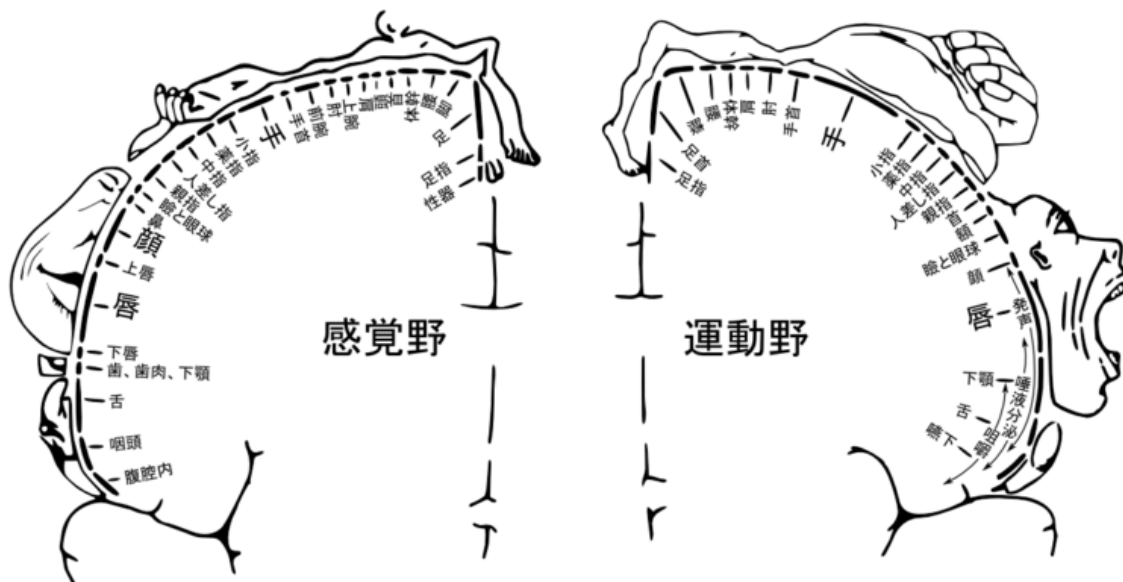


図 16 ホムンクルスによる感覚野と運動野の機能

出典：脳と手

脳血管疾患の後遺症で片麻痺になった患者は手の障害の程度が重度なほど生活水準は低下する。リハビリテーション分野において半身麻痺は障害側の大抵は障害側の反対側の上下肢に出現する。下肢の障害は歩行障害により移動を妨げ、生活範囲を狭小化させる。しかし多くの場合、リハビリテーションにおいて体重移動から始まり、下肢の補装具等で支持性を得られることがまあり、不便ながらも近距離の歩行が自立する例が散見される。それに比べ、上肢は使用頻度や脳の領域の大きさから機能を失ったまま、治療をあきらめ生活の変換を余儀なくされることが少なくない。時には初めから“廃用手”と診断され治療すらされず放置され、健側である非麻痺側で生活をするようなリハビリテーションが行われていることが散見される。



図 17 乳児の体幹機能と四肢の関係

出典 : <https://mamasup.me>

発達学的に上肢は乳幼児の成長に伴い、体幹機能が安定し、体幹に近い“近位筋”が安定してから自由度が増してくる。自由度のない上肢の例は乳児の四つ這い運動である。または座位獲得した手の幼児のバランスをとる上肢である[図 17]。この段階では手指はおろか上肢の安定性を欠くものである。こういったことから成人の片麻痺患者の上肢訓練において、体幹の安定性—上肢近位筋の安定性—上肢の操作性—手指という治療段階を踏むこととなる。我が国医療保険におけるリハビリテーション算定日数は 180 日が上限であり、それ以降は制限が設けられ、それまで毎日受けられていた治療の頻度が非常に少なくなり、在宅でのセルフリハビリテーションを余儀なくされるが、この発症から 180 日で手指まで完全に回復した例は数少ないのは事実である。

## 1.7 誘発神経伝導（F波）について

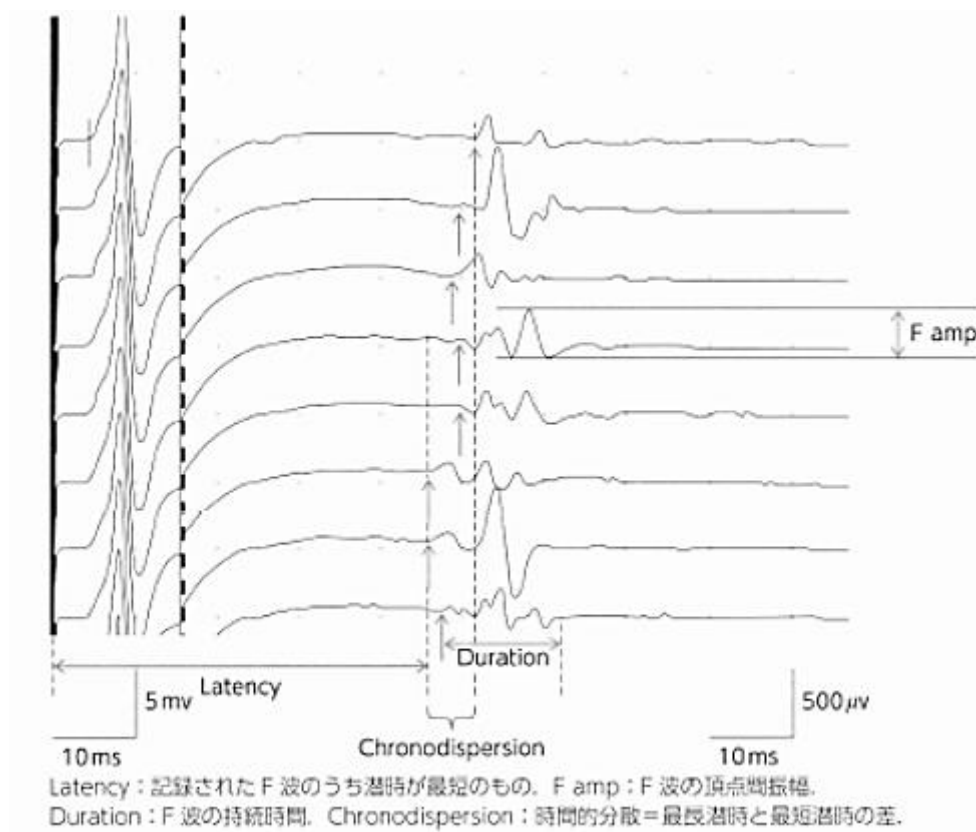


図 18 F 波の詳細 (谷口 2013)

筋緊張、張力、反射活動などの骨格筋の活動は、脊髓前角に位置する  $\alpha$  運動ニューロンの発火様態によって決定される。 $\alpha$  運動ニューロンは脊髓反射回路や皮質脊髓路などに代表される様々な神経経路を介して、求心性の末梢神経線維や中枢神経からの入力を受けて活動が調節されている。その閾値は入力の時間的・空間的加重により大きく変動する可能性が高い。運動神経軸索の末梢部での刺激による  $\alpha$  運動ニューロンの逆行性興奮を受けて出現すると考えられている F 波は、直接  $\alpha$  運動細胞を刺激することで出現する反射波であることから[図 18]、1966 年 McLeod に発見されて以来、脊髓



興奮性指標として認知されている[25]。さらに痙性麻痺を起している筋から導出された F 波の出現率が正常平均値より大幅に高い 80%以上になるという報告もあり[27-19]、上肢からも検出可能である F 波は本テーマの基礎実験において有用な尺度になると考えられた。

## 1.8 運動の再獲得，再学習について

先述のとおり，手指の回復を待たずに在宅生活を送ることとなった人々はセルフリハビリテーションを余儀なくされるが，自分自身のリハビリテーションを行うには強い信念と，根気，そして何よりも自身の身体についての医学的知識とリハビリテーション技能が不可欠である。

何よりも障害を受けるまでの健康な時期には，自動化されたプログラムで動かしてきた手指に関して“動かしていた”という自覚さえ乏しいのが現実である。それほどにヒトの身体運動は複雑な機構かつ機能的であり，そのシステムはブラックボックスに等しい。リハビリテーションを行うセラピストにおいても“どのように指を動かすか”について質問をされて答えに窮することが多い。

“示指を伸ばす”という現象は厳密には脳的意思発動から運動野の手指領域を活性化させ，上位運動ニューロン障害を下り，下位運動ニューロンを經由し効果器に至る。そして効果器である総指伸筋および示指伸筋を緊張させることで“示指を伸ばす”ということが遂行される。問題は“何を指標に運動を遂行するか”による。示指は単に“伸ばす”という目的のために存在するのではなく，モノをつかむ，つまむ，はじくなどの合目的的な文脈の中でその動作が生きてくる。

“指をのぼし”－“目的に到達させ”－“掴んだ”－“滑らないように力を入れて”という遂行の結果が見えて初めて自分の指が機能していることに気が付くものである。例えばちいさなモノをつまんだ時に思いもかけずに重量があった時には，一度は取り落とし，時には痛みを伴いつつその道具の扱いを学習する。モノありきの学習で体得してきたこの運動を，障害が出たとたんに“指を伸ばしてください”という無理難題を押し付ける発言になってしまうことがしばしば経験される。人間の行動には結果の知識 **knowledge of result** (以下 **KR**)が必要であるということである。

運動学習に関するトピックスが過去にはいくつも提示されてきており、古いものでは1960年に提唱された閉ループ理論 **closed loop**、やその後に開ループ理論が展開された。

## 第2章

# 脳血管障害による片麻痺における手指リハビリテーション支援装置の提案

### 2.1 家庭でのリハビリテーション支援装置のコンセプト

近年の手をターゲットにしたリハビリテーションロボティクスは、様々な形状や方法が散見されるようになった。ゲームを取り入れたUIや筋電位によって筋収縮を促し随意運動を疑似化して手指が運動しているかのように見せるものなどである



図 19 手指リハビリテーション AMADEO

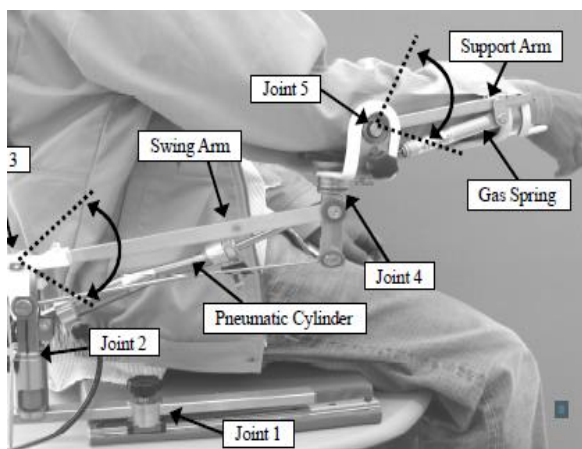


図 20 外骨格型アシスト (桐原ら 2008)



図 21 ソフトアクチュエータ

出典：早稲田大学パワーアシスト

その多くはグローブなどで手全体を覆い、モータ駆動やアクチュエータによって強制的に手の動きを能動的に動かすものがほとんどである[図 19-21]

特に電気刺激によって筋収縮を促す手法は 20 年前にさかのぼり話題となった機能的電気刺激法 Functional Electrical Stimulation FES という方法がある。FES は中枢神経障害によって随意運動が障害された筋に対して痛みを緩和させる目的で開発された低周波刺激を機能的に用いた方法であり、ターゲットとする筋に対し筋収縮が得られる強さの刺激をおこなう。

FES の利点は自分の意思では動かすことができなかった筋が他動的にでも動くことを知らせることであり、随意収縮に結び付けるための第一段階として導入できることにある。しかしそのほとんどは強い電気刺激と筋運動が同期するのみでなかなか随意で動かしているという一人称感覚を得られにくい。電気刺激によって自分の筋が動くことがわかってその方法を体得し難く、その先の随意的に動かすにはという方法に到達しにくかった。

アクチュエータに関してはグローブで手を覆い空気を管で注入し手の集団伸展を目的とするものが多い。この機器は 30 年ほど前から開発され、手の拘縮（筋が固くなり永続的に関節運動を起こせなくなること）を予防するのみにとどまった。

FES やアクチュエータの難点は患者一人では装着が困難な点も指摘しなければならない。FES はターゲットとする筋肉の場所に適切に電極を張り付けなければならず解剖学的な知識を要するのと、アクチュエータに関しては麻痺した手を非麻痺側にて固くなった麻痺側の手の筋を一本一本手袋に入れるように装着し時間がかかる。また患者の判断で集団伸展させる時間を延長させてしまうことで過用症候群（リハビリテーションのやりすぎで二次的障害を呈すること）を起こしかねない。

この点を解消したとしても決定的に足りない点は随意運動に結びつきにくいという点である。「指をあげてください」、「手の力を抜いてください」という掛け声は一見簡便で理解可能な容易さが感じられるが、実は麻痺を抱える患者にとって非常に不可解で達成困難なことである。これらのことを現実可能にするためにいろいろな機器が開発されているが、徹底した患者に対する解剖学的、神経生理学的な教育が必要であったり、あるいは説明がなされないまま他動かつ強制的に動作を求める機器が多いのが現状である。

以上のことから本研究における機器作成のテーマは随意運動を促すシステムが容易であり、一人称感覚を得られるよう視覚フィードバックを使用することとした[図 22-23]。

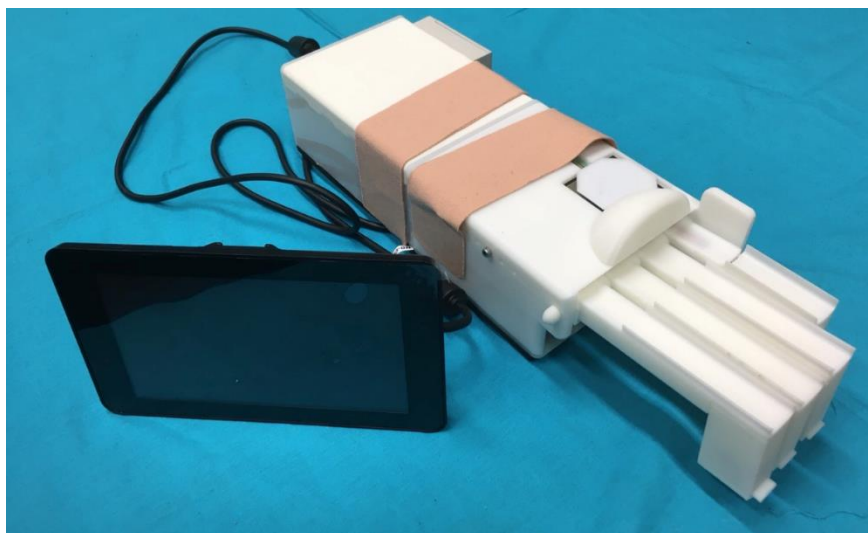


図 22 本研究で提案した家庭用手指リハビリテーション支援装置



図 23 装置に手を置いたリハビリテーション構えの図

これまでの説明のように“指を上げる”という動作は簡便なようであっても方法を確立することすら難しいことを示してきた。結果の知識 knowledge of results **KR** を明確に指示し、かつ動かしているという状態をフィードバックできるのであれば、手指動作の複雑なメカニズムの教育がなくても遂行可能と考えた。人間発達の知見を参考にすれば反復運動を行うことで動きを再獲得、再学習できる可能性がある。ブラックボックス化している人体についていくら教育しても、一人称感覚は実際に行ってみないことにはわからない感覚である。またその一部始終を自分の目で確認できる仕様にすれば運動効率はアップすると考えた。結果、機械を手の下に置く置き型に設定したのはこのためである。機器は山本ら[20]が作成を行った。

## 2.2 一人称感覚の実現による連合反応の抑止

片麻痺手指のリハビリテーションには障壁となる現象がいくつかある。それは手指間の屈筋共同運動と手指内の連合反応現象である[図 24]。

手指内の屈筋挙動運動についてはすでに説明をしたが、手指内の連合反応現象はあまり知られていない。連合反応は同側性の連合反応と対側性の連合反応とが知られており、粗大な運動の際に出現するイメージがある。連合反応とは脊髄の前角細胞がオーバーフローを起している状態であり、例えば動きに不便な麻痺側を使う際に健側である非麻痺側の筋収縮を利用することでその収縮が麻痺側に伝搬することである。片麻痺患者はこの動きを本能的に学習し、適宜利用する傾向にあるが、この動きを利用した場合、実際の麻痺側の運動は非麻痺側優位の自立しない運動にとらえ、効率が悪くレベルの低い運動となる。

何より問題であるのは、リハビリテーションにおいて正しい運動を練習していても、連合反応を使用する癖がついてしまった患者からそれを除くのが困難となることである。これら事象を解決するにあたり作成機器には圧力センサやひずみゲージなどを多く使用し、健常の手指運動時には表れない移乗動作についてモニタリングするシステムを導入した。



図 24 徒手（検査者による）連合反応の誘導の方法

出典：目で見えるリハビリテーション医学



## 2.3 連合反応検出のためのセンシング

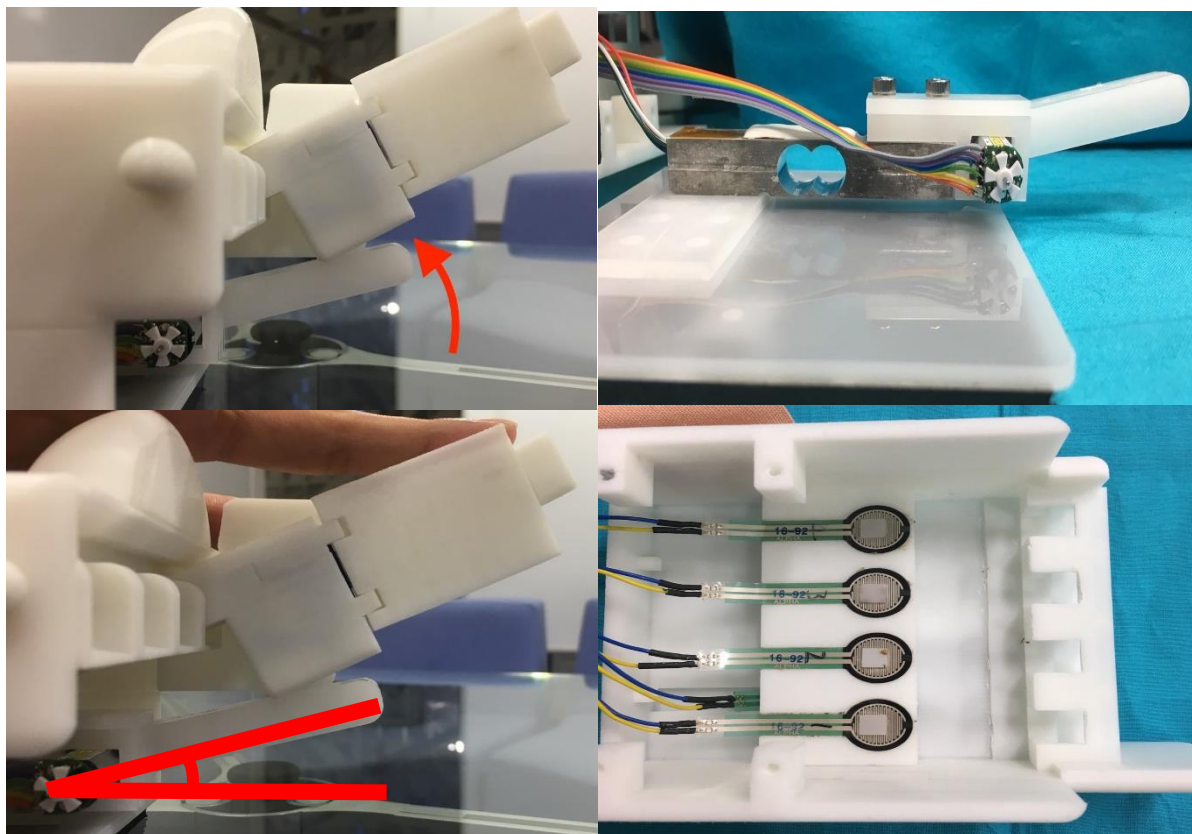


図 25 機器の動作とセンシングについて

左上 手指持ち上げアシスト機構。

右上 手指持ち上げ時に押し下げ力を測定するロードセル。

左下 手指持ち上げ角度を測定するロータリエンコーダ。

右下 各指の押し下げ力を測定する平板型圧力センサ。

以上のことから手指の屈筋共同運動や手指の連合反応現象についてモニタリングするために圧力センサを多く搭載し、台座指上げ鍵盤の間に設置した。またひずみゲージを用いターゲットとする手指の上下を促した際の筋緊張亢進の反応に耐えられるようにした。[図 25-32]

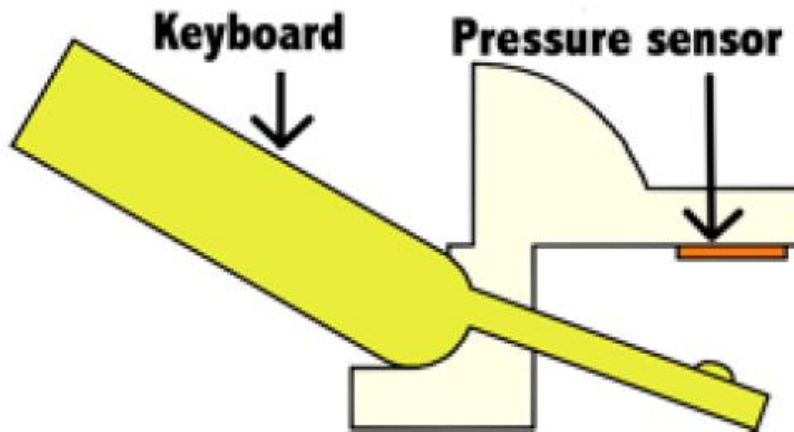


図 26 圧力センサと鍵盤の関係

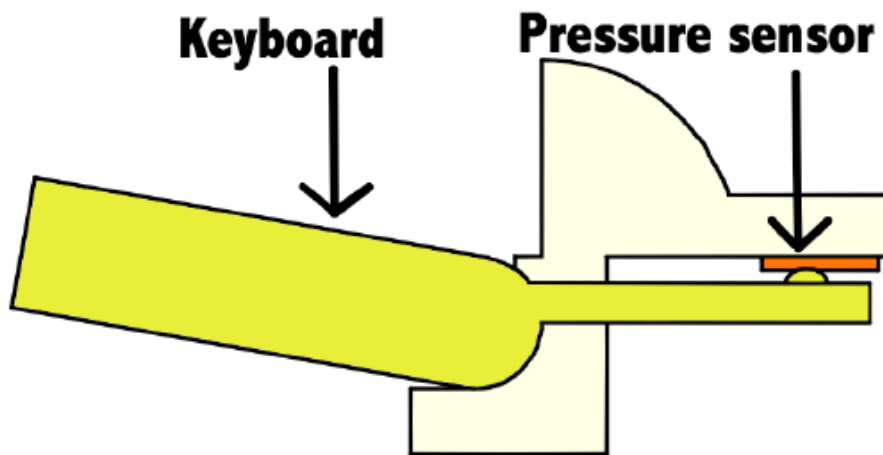


図 27 鍵盤が圧力センサを稼働させる図

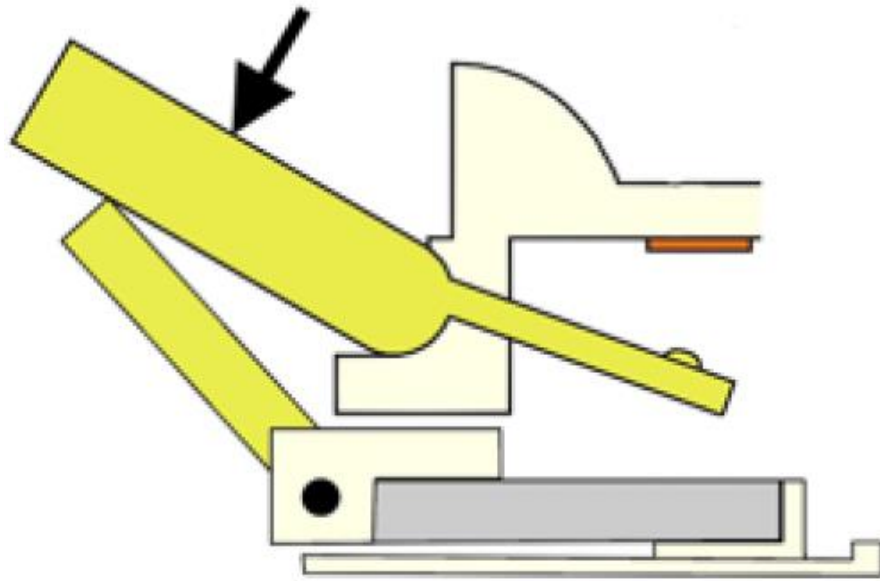


図 28 ロードセルと鍵盤押上機構の関係

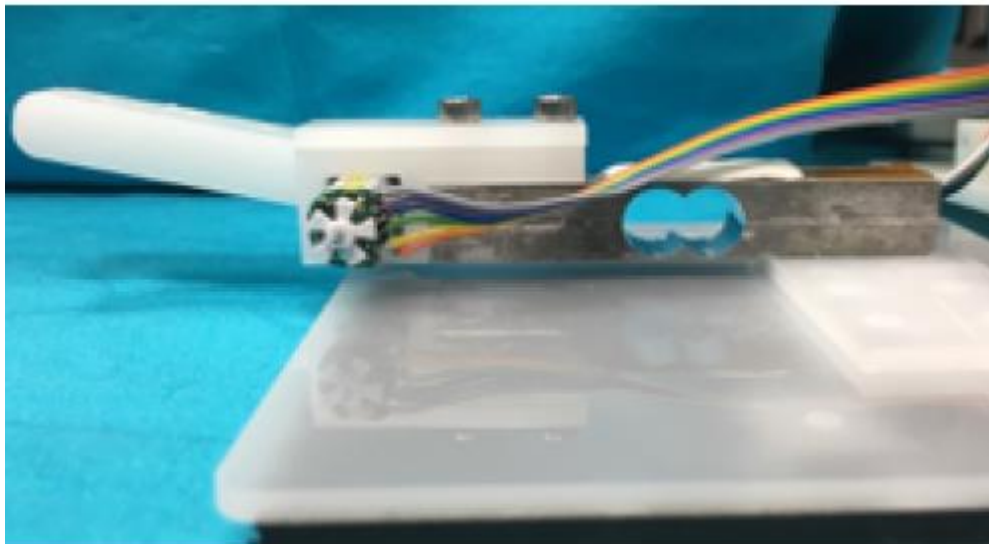


図 29 ロードセル

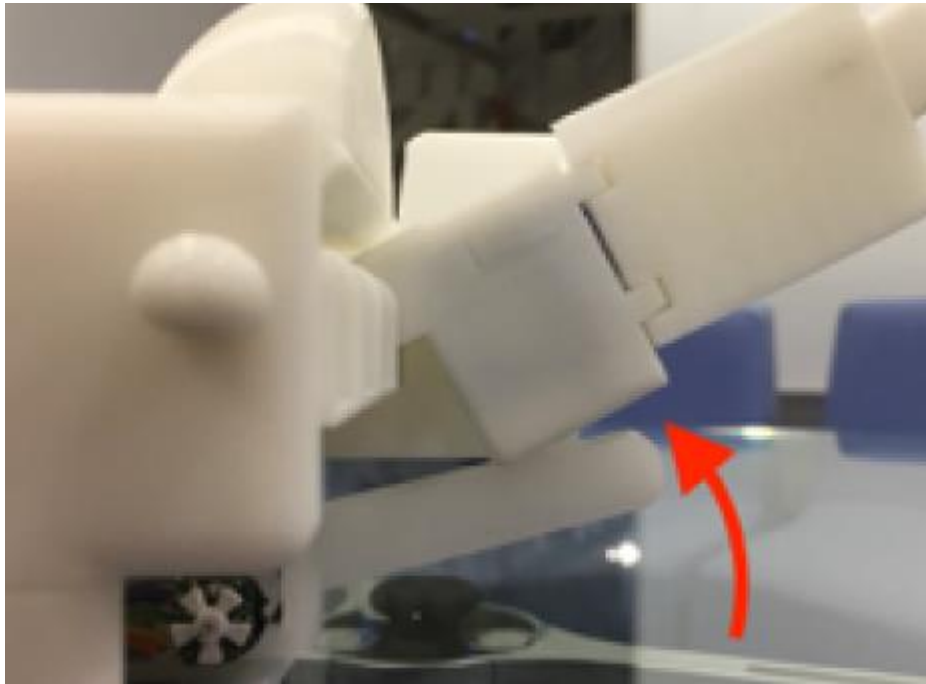


図 30 手指の持ち上げとギアモータ



図 31 患者に実装した機器 指上げ中

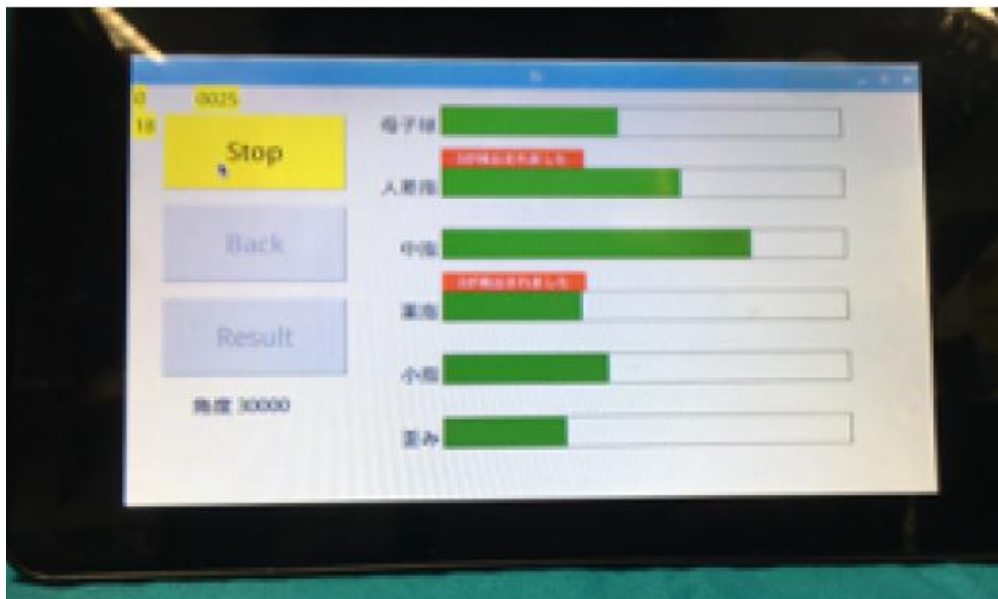


図 32 スタートから各指の押し下げ力をリアルタイム表示する UI

## 2.4 機器への探索課題の導入

1章 1.4 で述べたように、手指によるアクティブ探索は、随意的な運動を必要としつつ、感覚入力も行われることから、リハビリテーション手順として望ましい。実際、3章 3.1 で示すとおり、手指の探索課題は能動的探索課題を行わせることによってターゲットとする筋の随意収縮を促し、他指の緊張を緩和させる効果がみられることが本研究で明らかになった。手指による探索課題の提示は小型の装置で実現できるため、家庭用機器として望ましい。そこでこの機構を次のように実現し機器に搭載することとした。具体的には手指の先端部分にあたる箇所に幾何学の図形を浮き出させたアタッチメントを装着し、“探索課題”として閉眼した状態で課題を行わせる。探索課題はアタッチメント3面に施し、課題をクリアする度に小型サーボモータの回転によって課題の種類を変化させる。課題中は鍵盤を動かさず、能動的なタッチを行うことで筋の緊張を緩和させその後に手指の上下課題へと移行する仕組みである[図 33-35]。

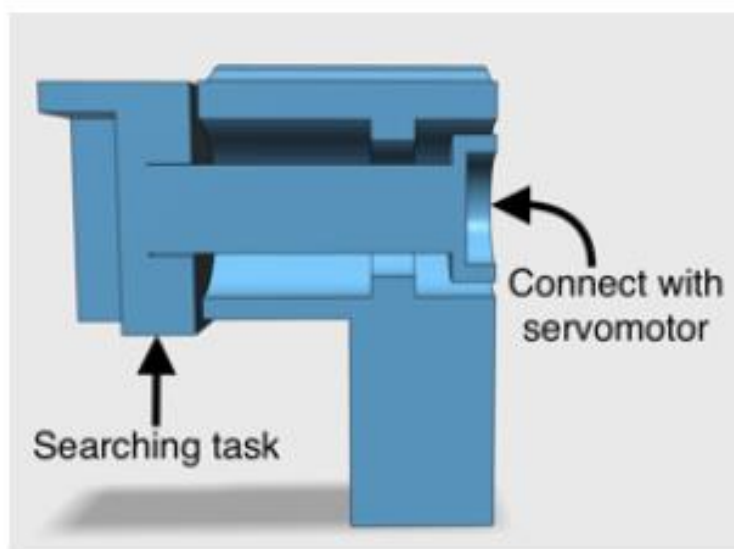


図 33 探索課題アタッチメントのサーボモータ図 1



図 34 実際の探索課題アタッチメントのサーボモータ図 2

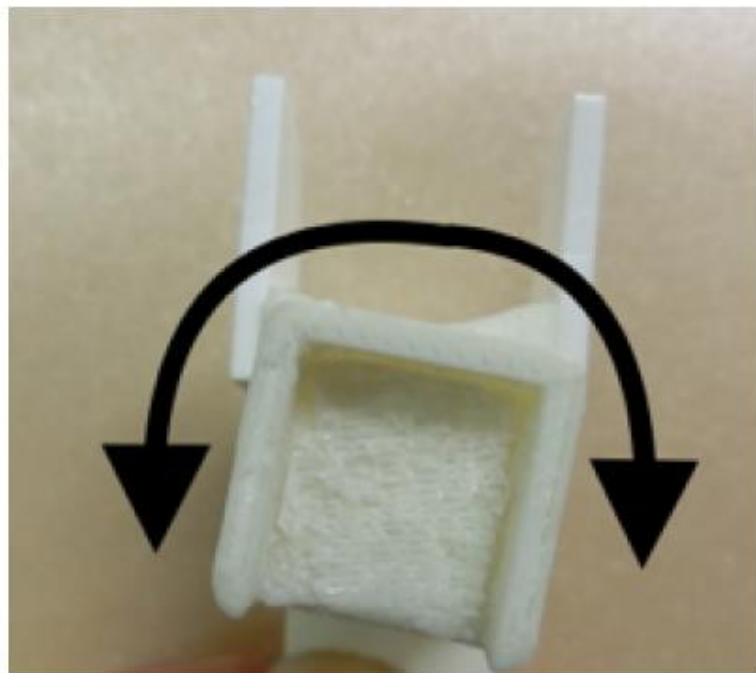


図 35 アタッチメントが回転して別の面の課題を提示する

## 2.5 リハビリテーション支援装置の動作フロー

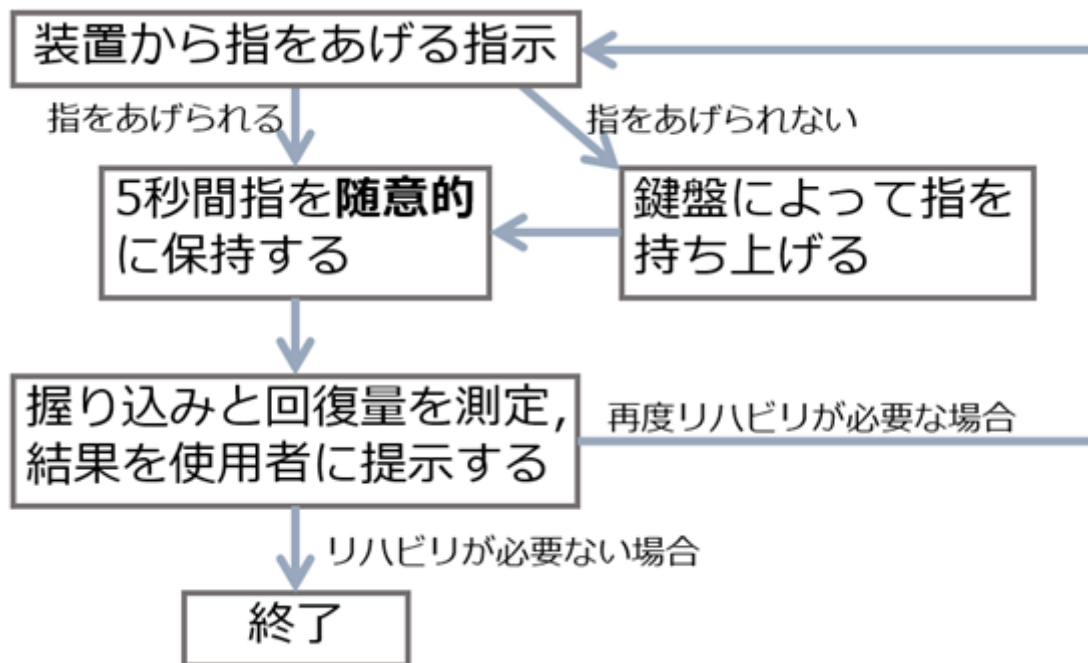


図 36 機器のリハビリテーション手順

以上の議論およびハードウェア構成から、機器によるリハビリテーションのパターンを図 36 のように設計した。このパターンは手指が動かなくてもただ一つのコマンドである「指を上げようとしてください」ということのみを行わせる。ターゲットとする手指（現段階では示指）に対し、簡便かつなじみ深い動作を促すことで反復練習を促すシステムとなっている[図 36]。

これまでのリハビリテーションは手の集団伸展を促し、手指の選択的使用を定めることの必要性が不明であった。この件については後に考察で述べるが徹底的な選択運動と反復練習によって得られるであろうニューラルネットワークの再構築に期待をするものである。

バイオフィードバックとして視覚を利用したインジケータも設置した。圧力センサと同期しているため少しでも圧が変化するとインジケータも反応するため、使用者の課題達成度が繊細な動きで常にフィードバックされる。



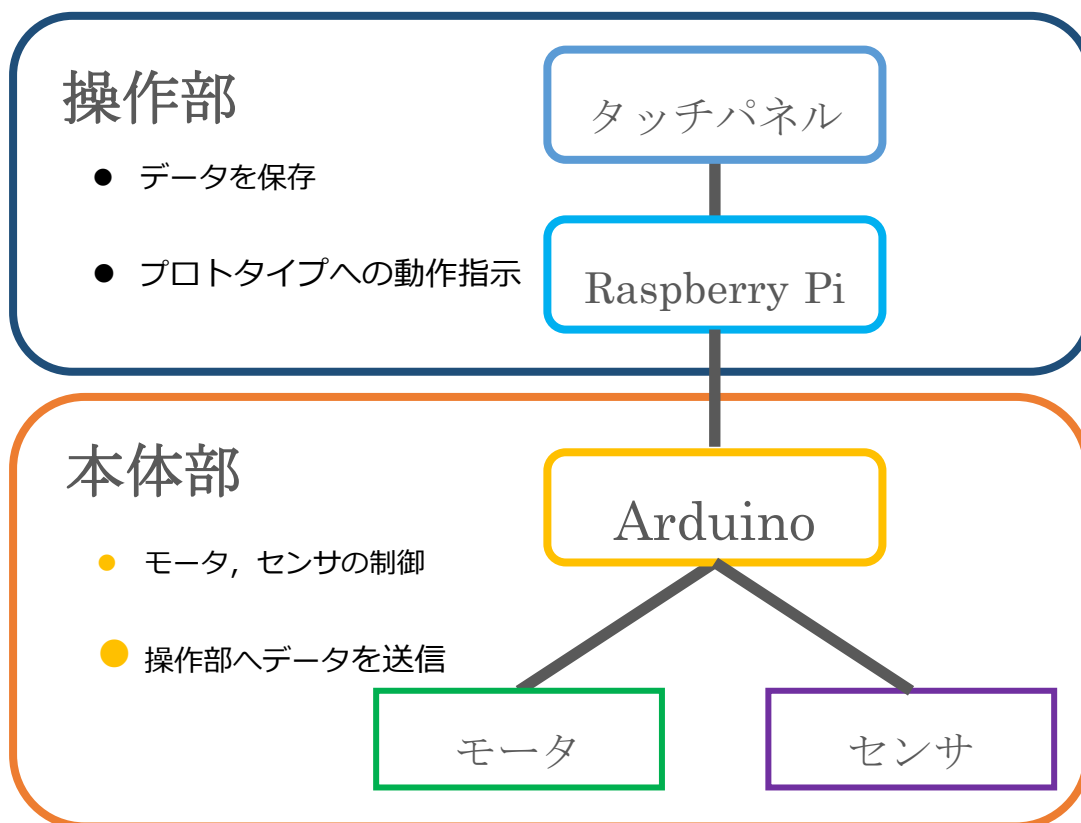


図 37 装置のシステム構築図

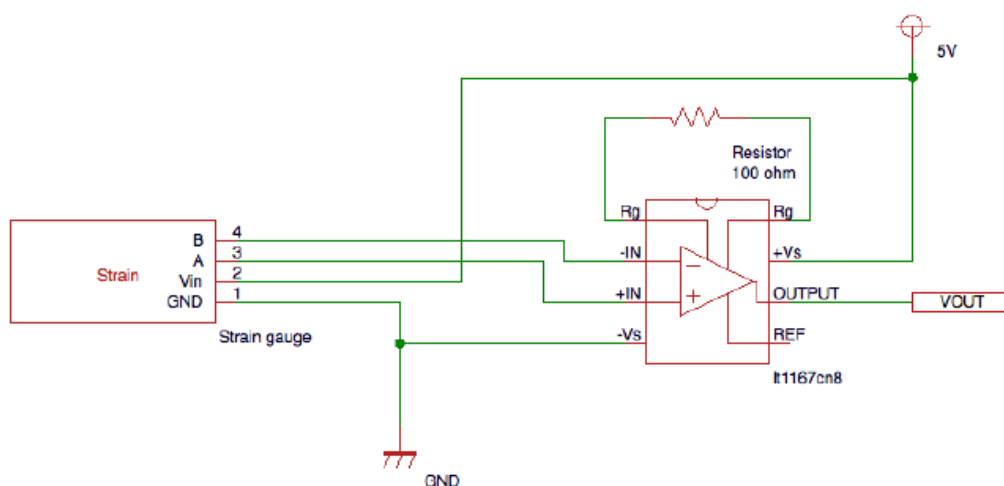


図 38 歪ゲージ, ロードセル, 計装アンプの回路図

装置のシステム構築は上図のとおりである。装置はリハビリテーションを行う操作部と、患者が装着する本体部を一体化させた。

試作機で使用した素材は、3Dプリンタのプラスチック素材と小型マイコン Arduino Mega と Raspberry Pi3 である。これに圧力センサを5つ指の本数とひずみゲージの使用により、本研究のテーマの一つである安価で家庭に持ち込める機器の小型化を実現することができた[図 37-38]。

駆動型のリハビリテーション機器はバイオフィードバック装置が備わっているだけで大変効果的である。従来の自立した駆動型の機器は大型かつリハビリテーションの専門家が装着を促す必要がある。一般的に小型化し患者自身が実装できる小型の形状を実現する場合には、小型高出力のデバイスやセンサを利用する必要があり高価になるが、本研究での提案は、駆動対象とセンシング内容を検討することによってシンプルで同等な効果を得るシステムに作り上げ、安価なものを実現しているところに大きな特徴がある。

## 2.6 機器による利用者の回復度の自動評価の実現

圧力センサは手指の異常運動の検出のほかに重要な役割を担う。本研究では、機器を使用するうちに回復状態に向かった場合、それまでにかかっていた圧力を利用して回復状態を示すことができる可能性を見出した[30]。

患者の回復の評価として機器に設定した動作は以下のものである

1. 初めに5秒間、使用者は機器に手をのせたままとする
2. 5秒経過後、装置から使用者に示指を上げるよう指示を出す
3. 示指を上げる指示から3秒後、装置は指の押し上げ機構によって6秒の間鍵盤を持ち上げ角度の計測を行う（3秒で鍵盤の持ち上げ、3秒で鍵盤を下げる）
4. 装置は使用者に示指を上げるように指示し5秒間待機する。この間指を上げられなかった場合の圧力を計測する。

この機器によって回復の判定を行う具体的な方法は、古舘らと著者が見出した。詳細は[研究業績 B2]に記す。検証のために、機器を利用した健常者群と患者群データの取得を行った。回復の指標のベースは既存の片麻痺の回復指標である Brunnstrom stage Brs を用いて患者群を区別し、山本らが作成した機器で計測が行われた。Brs は回復するにつれ健常者の指の動きに接近した状態となるためセンサにかかる圧が軽減してゆく。これらのことを利用し、患者の回復について定量的な尺度を得られることとなった[図 37][表 5]。

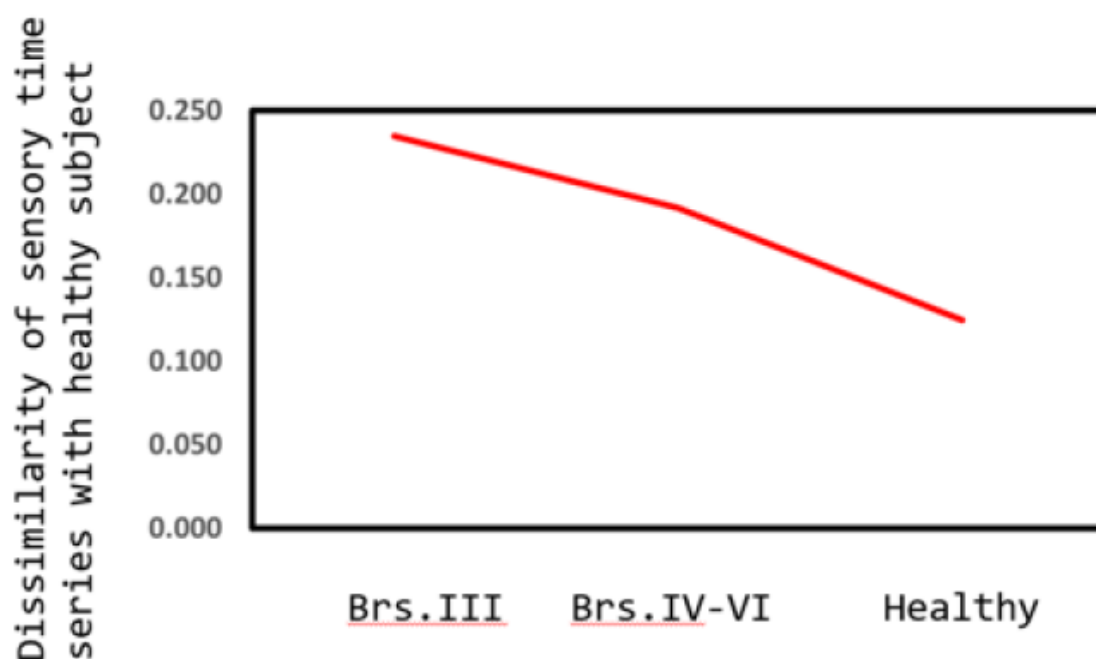


図 39 ブルンストロームステージIIIおよびVIと健常者のセンシングエピソード

表 4 古舘ら実験のデータセット P35

	Group	Age	Number
Healthy	Healthy	18 22	50
VI	Slight	62 86	1
V			6
IV			4
III	Severe	41, 55 (one person unknown)	3

# 第3章 脳血管疾患後遺症の片麻痺患者に適用する家庭用手指リハビリテーション支援装置の設計妥当性

## 3.1 手指のみを対象とするリハビリテーション支援の妥当性に対する重さ感覚のフィードバック学習効果による検証

### 3.1.1 概要

物体のない重さ（力）を表現するとしたらどのような手段を用いるであろうか。認知や運動の源である様々な感覚は、人の日常的な運動を企画、計画するための極めて重要な情報であり、脳血管疾患後遺症等の中枢神経疾患のリハビリテーションにおいても非常に有用となる。従来、手指の治療は困難と考えられてきたが[21]、手指の機能回復に特化した在宅で使用できる安価で簡便な支援装置は現状では開発されていない。そこで我々は在宅環境で使用可能な新しい手指のリハビリテーション支援装置の開発に着手した[22]。この装置は手指の重さの感覚入力を検知しながら独立した手指の動きを誘導して運動学習効果をねらうメカニズムであることから、本研究では手指の重さ感覚のフィードバックがどのように関節運動へ反映されるかを調査した。

被験者を 0.5kgf 相当の手指の重さ感覚を利用してその感覚と同程度の荷重負荷動作を肘で再現する群：指入力肘出力群と、その逆に肘部の重さ感覚を利用してその感覚と同程度の荷重負荷動作を手指で再現する群：肘入力指出力群の2グループに分け、各々のデータを比較した。その結果、手指の重さ感覚を肘で再現する群の方がより大きなデータの変化が表れることが示された。また、手指からの感覚のフィードバックが肘部からのフィードバックに比して脳内の神経回路に強く影響した可能性がある。これは手指に特化したリハビリテーション支援装置が上肢機能全般に影響を及ぼす可能性を示唆していると考えられる。

### 3.1.2 日本における脳血管疾患罹患者の現状

日本ではおおよそ 130 万人もの脳血管障害（cerebrovascular disease；以下 CVD）の患者がいる[23]。CVD の患者は発症から 180 日で障害固定とみなされ、その後のリハビリテーションは月 13 単位（一単位 20 分）と制限されている。遷延化した運動麻痺は総合的な身体機能の低下をもたらし、日常生活(activities of daily living 以下 ADL)が制限され、家庭や社会生活で不便を強いられる。

CVD による片麻痺は下肢よりも上肢は回復がしにくいという特徴があり、中でも手指の回復に至る例は少ない。理由として脳の機能局在における手の領域が大きいことや、麻痺であっても上肢よりも下肢の使用頻度の高いことが考えられる[24]。片麻痺患者が片麻痺歩行といわれる状態で自立して歩いていることは珍しいことではなく、ADL の練習においても、上肢は健側を使った訓練に移行することが多い。しかし、中には麻痺手の潜在能力が高い患者も散見され、健側手の使用によって日常生活に適応している患者における麻痺手の治療が見過ごされるケースが少なくない。

片麻痺特有の症状で共同運動パターンと言われる随意収縮に伴う集団屈曲や集団伸展と呼ばれる運動[25]により、麻痺手の合目的な運動が阻害される。治療はこのパターンからの分離を促すことが最善と考えられており、通常は肩甲帯から上腕へと体幹から近位の筋から治療が始められる[26]。手指の治療は集団屈曲による把持や集団伸展によるリリースが主に行われ、物を固定する程度に回復した段階で治療が終了する例が散見される。手指の治療が遅延する中で筋組織が硬化する拘縮と呼ばれる現象や長期にわたる不使用による手指の運動健忘などの二次的障害に陥ることも考えられる。

### 3.1.3 上肢ではなく手指を対象とするリハビリテーション支援の妥当性

現在日本においても Brain Machine Interface(以下 BMI)や随意運動介助型電気刺激装置（以下 IVES）などの CVD 後遺症における上肢支援装置が開発されている。これら

の特徴は随意的な筋収縮を検知し上肢の動きをサポートするシステムである[27][図 40-41]

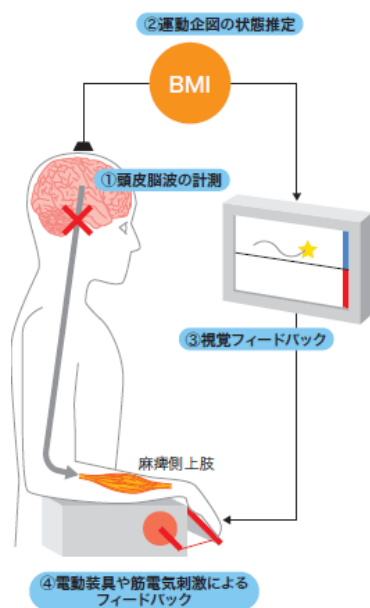


図 40 BMI 概略図  
慶応義塾大学



図 41 IVES

しかし、これらの装置は脳波等の生体信号を媒介とするため大掛かりで高価なマシンとなり、家庭でのセルフリハビリテーションへの適応の道のりは遠い。世界的に見てもグローブ方のアクチュエータやロボットアーム型などが開発の主流であることが知られている。

これらは治療のターゲットを上肢の粗大な運動に絞っているため、手指のリハビリテーションに適応しているとはいえない。

手指のリハビリテーションにおける問題点は一人称感覚を表現することが難しいことにある。普段我々は、無意識に合目的な動きを行っており、どの筋をどのように収縮させるとよいのかなどを考えて手指を使用してはいない。

そこで手指機能に特化した治療的介入においては、随意的収縮についての徹底的な“意識変容”を求めなければならないと考えた。手指一本動かすことに労力を要した経験がないことをふまえ、我々が開発している手指のリハビリテーション支援装置は手指一本の収縮にターゲットを絞り、患者に筋収縮を意識させるシステムを構築しようとしている[図 42-43].

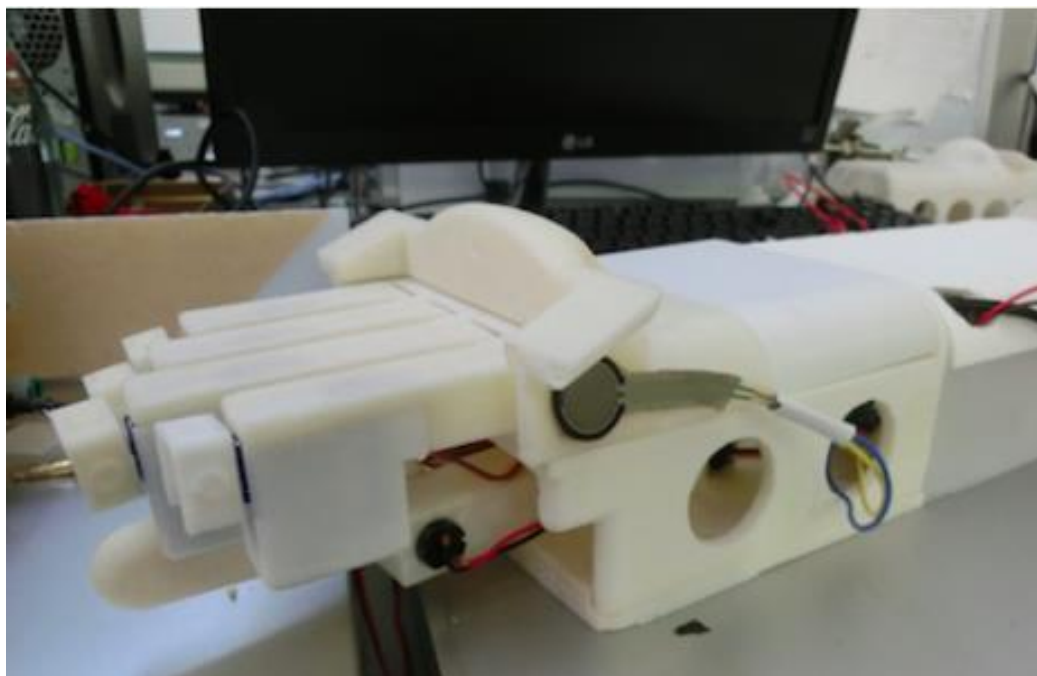


図 42 手指リハビリテーション支援装置 母指の連合反応センシング



図 43 左手用家庭用手指リハビリテーション装置

2章で述べた通り，本装置は利便性やコストの面から，大掛かりな仕掛けは無用であると考え，患者にとっても我々開発者にとってもシンプルで情報の交換が行いやすい装置とした．この装置のメカニズムには，指を持ち上げるサポートシステムやタイムラグを作り随意収縮を促す時間をあたえる機能を搭載している．また，1章1.4で述べたとおり，指先について探索課題タスクを提示するリハビリテーションを提案して2.4に示すハードウェアに実現している．

本研究では家庭向け装置を目的とすることから，手指のみをリハビリテーション対象とするハードウェアを提案しているが，このリハビリテーション手順が局所的な手指の改善にとどまるのであれば，従来の上肢リハビリテーション装置の代替として十分ではない．しかし1章で議論した通り，手指のリハビリテーションは手指にとどまらず，上肢の改善へとつながる可能性が指摘できる．そこで本研究では装置の妥当性の検証の一つとして，手指の運動学習が上肢の運動学習に影響し得ることを実験により明らかにした．このことから，手指の運動再獲得が上肢の運動再獲得につながり得ること，すなわち本装置が従来の大型の機器によるリハビリサポートの代替となり得る可能性を主張する．



### 3.1.4 実験の概要

セラピストの中には障害が長年続いている患者の手指の治療に取り組んだ結果、手指の治療に成功した例を経験するものもいる。このことは大変根気の要る作業であり、患者自身の一人称感覚の獲得がターゲットとなる。結果、自由度が高まった麻痺側手指は合目的動作が行えることから、上肢全体での新たな運動を再学習する患者も少なからずいる。現在の日本の医療事情により、先述したリハビリテーションの制限により在宅でのセルフ・リハビリテーションが奨励されているが、麻痺手の回復に伴うリハビリテーションは高度な専門知識と綿密な介入が必要であり、患者単独で治療を行うことが大変難しい。

今回我々は手指への適切な治療的介入が上肢全体の機能回復を促進する可能性を見出すために、手指機能の運動学習の基盤となる適切な感覚入力について検討し、ADLにおいてその動作を完遂するために必要不可欠な複合感覚の一つである「重さ感覚」に着目した。手指からフィードバックされる重さ感覚と、より近位部である肘部からフィードバックされる重さ感覚がどのように認識されるか実験的に比較し、知見を得たので報告する。

### 3.1.5 対象

実験の参加に説明と同意を得た神経筋に疾患の既往がない年齢は21歳～30歳の17人の健常者とした。

### 3.1.6 方法

**グループ1・指入力肘出力群**：第2指で圧力計を押して動作練習し、後に肘でその重さを再現するグループ。

**グループ2・肘入力指出力群**：肘で圧力計を押して動作練習し、後に指でその重さを再現するグループの2グループに分けた。

**実験の手順**：被験者を安楽な椅子に座らせ図55～図56、圧力計測装置に接続したばかり図5（以下圧力計）を用意した。この圧力計を押す。重さは0.5kgfとし、10分間の練習時間を与えた。再現試行は20回で、1回の施行ごと経験した効果器のみで（指で動作練習をしたものは指で、肘頭で動作練習したものは肘頭）での確認作業を許可する。確認作業の際に圧力計を押すが、目隠しをして視覚を遮断しているため、検者が押され

た圧力計の数値を読み上げ，聴覚を用いて確認させた.一回の試行は5秒間持続して再現させる効果器（グループ1は肘，グループ2は指）で圧力計を押させ，圧力計に接続したセンサで10msecごとに記録できるように設定した.[図44-47]



図44 計測肢位1

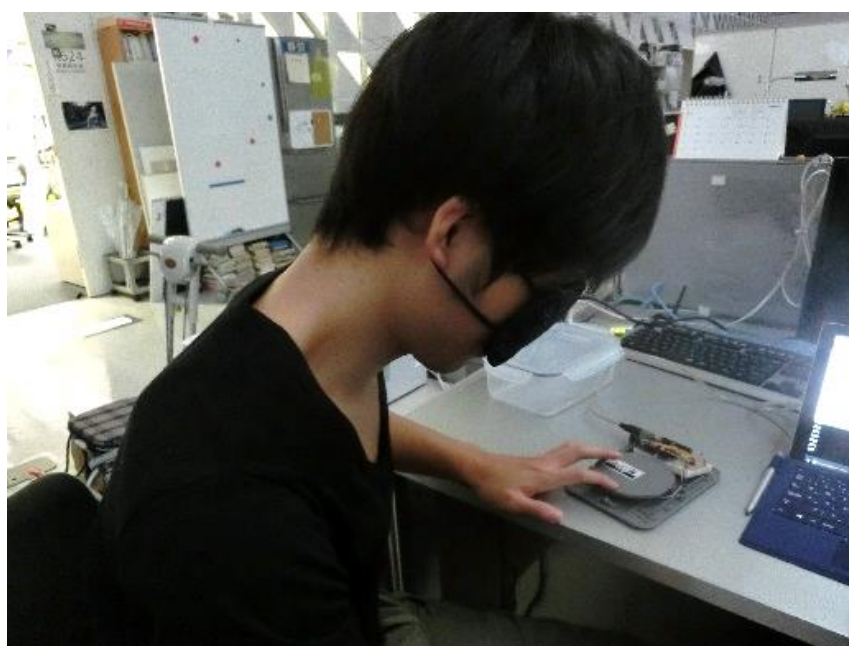


図45 計測肢位2

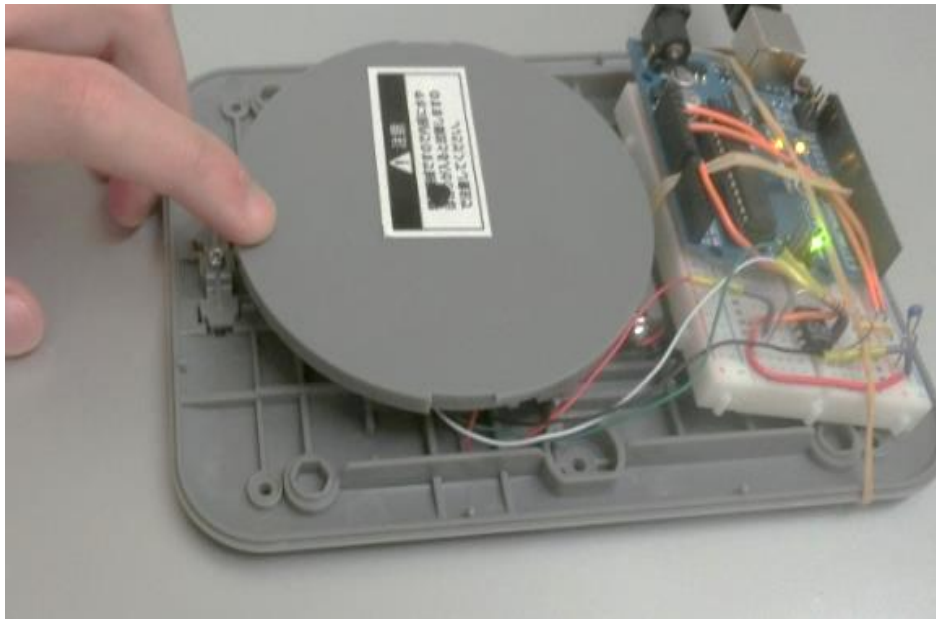


図 46 重量覚検査用圧力計（キッチンスケールを改造）



図 47 指のポジション

実験値は計測開始時の2秒間と終了時の2秒間を削除した1秒間の値をデータとして用いた。また2グループのフィードバックが適切であったかを検定するためにデータを正規化して絶対値をとり、以下の式に当てはめ平均を算出し、相関を求めた。相関係数（純フィードバック）の解釈は、相関がみられる＝試行回数の変化に対して[g]の変化が見られる＝随意性が見られる（フィードバックを行っている）となる。

### 3.1.7 結果

フィードバック量について：肘練習指出力群  $r = 0.33$ ，指練習肘出力群  $r = 0.36$  でありともにフィードバックの量に差はなかった。

実測値について：各グループで以下の実測値が得られた。平均は図9により、指練習肘出力群の圧力平均は 1107g，肘練習指出力の平均は 165g であった[表7][図48]。

表 5 肘出力群と指出力群 グループ平均値

試行回数	肘出力	指出力
1	939.0	121.5
2	941.7	153.7
3	1080.9	152.1
4	940.5	169.8
5	1018.6	120.5
6	1010.6	199.7
7	962.8	208.1
8	1091.5	187.4
9	1265.0	177.1
10	1126.0	172.8
11	1134.9	171.2
12	1260.0	133.9
13	1135.8	149.6
14	1080.7	127.7
15	1067.4	153.8
16	1129.7	186.9
17	1121.4	162.0
18	1058.4	203.0
19	1342.0	162.7
20	1435.7	186.1
average	1107.1	165.0

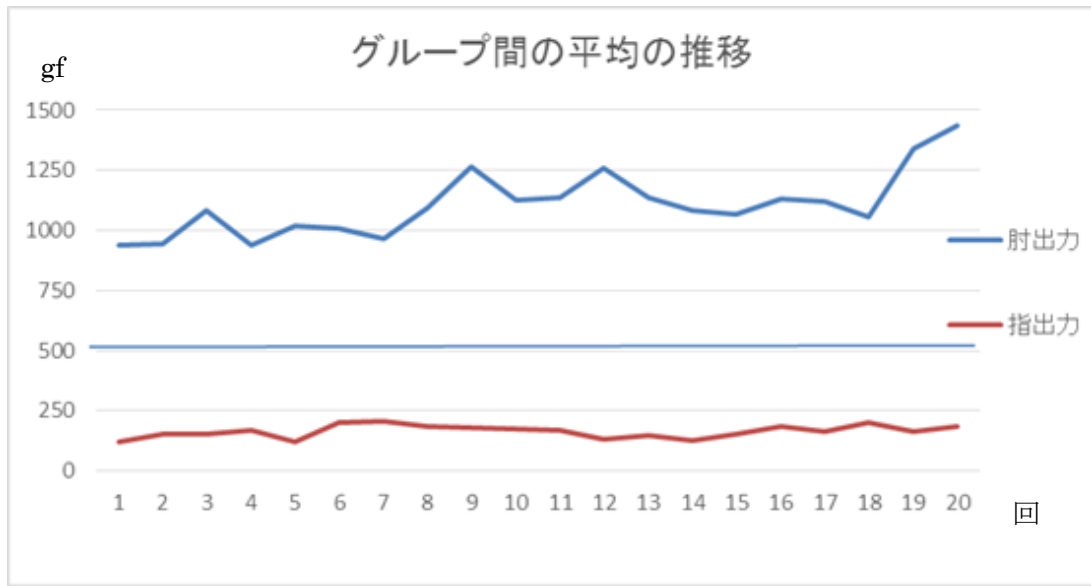


図 48 グループ間の平均値の推移

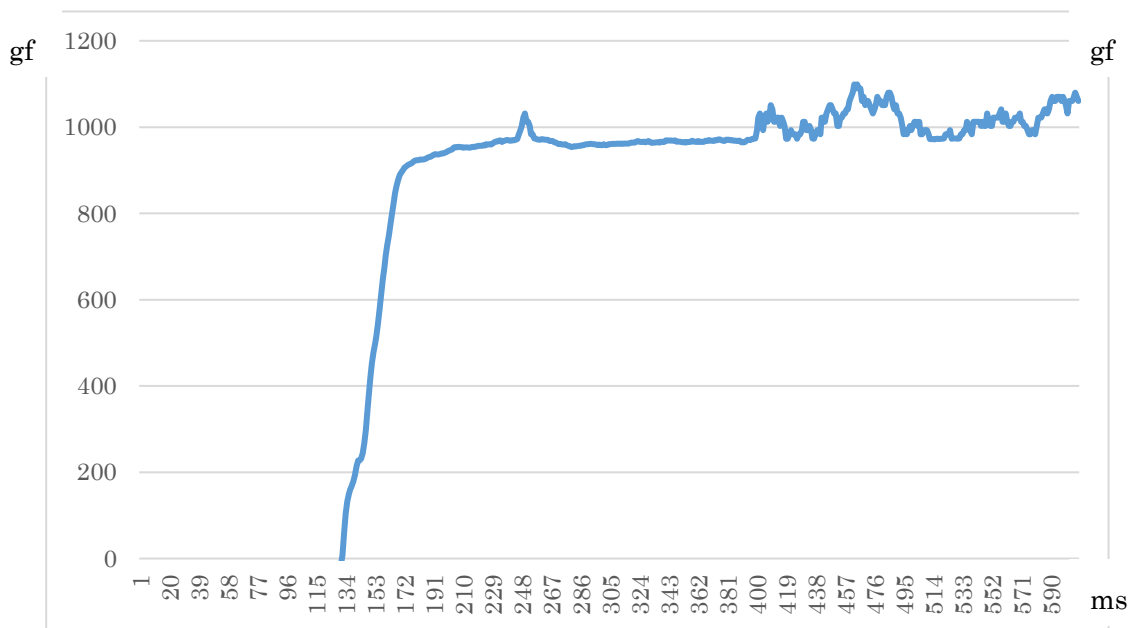


図 49 肘出力 個人のデータ

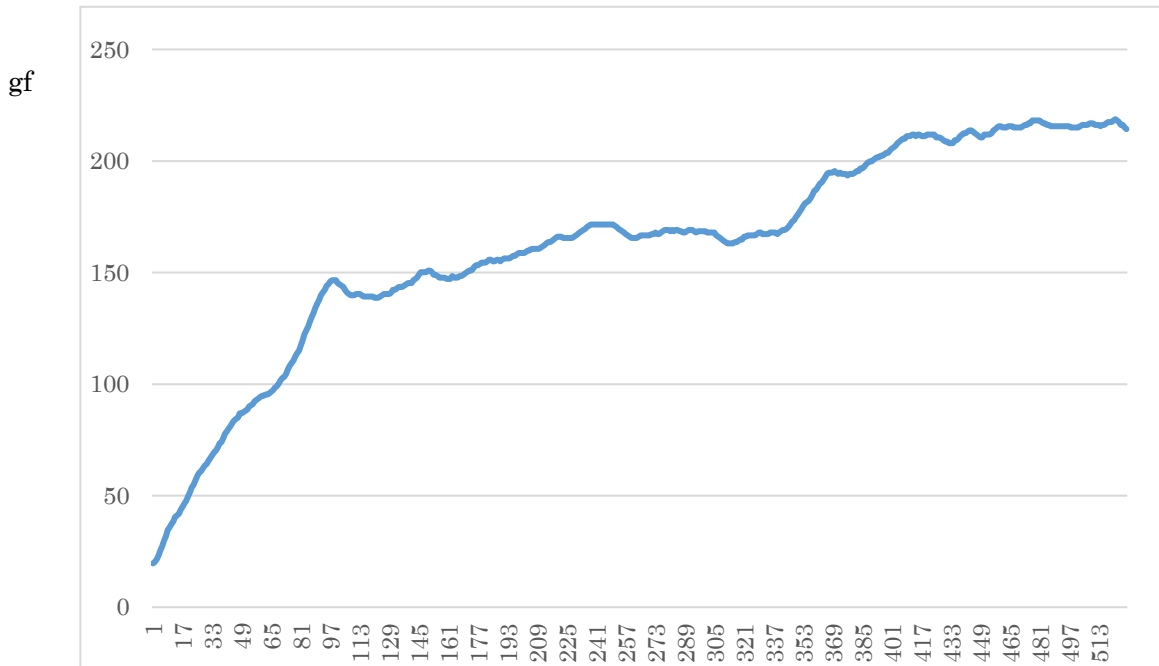


図 50 指出力 個人のデータ

ms

### 3.1.8 考察

重さの感覚に“内部モデル”という概念がある。物体の重さや大きさについて視覚情報に基づく運動イメージである。この内部モデルに基づいて物体から得られる視覚情報と過去の経験に基づき運動プログラムを選択し、日常生活の物体をヒトが操作すると考えられている。しかし、我々の実験では視覚情報のない重さの感覚の再現を行ったため、身体部位から直接フィードバックされる情報を用いて即時に作られたモデルとして活用したと考えられる。この重さ感覚は単純に言語化できない感覚であり、一人称記述と計測される物理的なデータからではしか知ることができない。“物体のない重さ”を身体で表現する難しさは、ヒトがなぜ腕を上げることができるのか、歩くことができるのかという事象の説明が困難であるのに等しい。このことはリハビリテーションを行うセラピストが必ず遭遇する難解な問題であり、この事象について考えられなければ、単に患者に口頭指示で模倣させたり受動的な運動を強いたりするだけの介入に

なり、適切なフィードバックを最大限に活用する効果的な治療とはかけ離れた介入になる可能性が極めて高い。本実験は筋肉量や皮膚受容器の分布、構築学的構造および深部感覚閾値などが大きく異なる手指と肘部の二つの器官で計測された結果を比較している。

0.5kgfの圧迫というタスクを手指と肘で遂行するには力の差も大きく異なる。この0.5kgfという触圧感覚は手指にとって果たして強いのか、あるいは弱いのが議論すべき第一の問題となる。プレ実験ではこの倍の強さである1kgでも検討をした。しかし、被験者で1kgを持続して圧力計を押し続けることが肘で押し続けるよりも手指の機構により厳しい課題であることがあきらかとなったことから遂行可能な0.5kgfという手指で持続して押し続けられる力を設定した。いずれにしてもヒトの感度領域ではもともと0.5kgfという重さ感覚が日常生活上現実的な値であるのかという問題が次の議論となったが日常的にその重さを扱う経験がないものにとってはあいまいで表現しにくい力であったことは言うまでもない。

日常生活であまり経験のない感覚と運動表現の連携は、脳のプログラム、あるいは即時的に作成される内部モデルを純粹に表せると考えた。データの結果フィードバック量は同等であるのに対し、実際の出力結果が2グループで大きな差が見られた。このことから、皮膚の受容器について言及すればヒトの触圧覚感受性は肘頭より指先の閾値が低い。触圧覚の閾値は加えられた刺激、力 ( $\text{g}/\text{mm}^2$ )、皮膚の変位 ( $\mu\text{m}$ )、皮膚圧迫の速度 ( $\text{mm}/\text{s}$ )などで表される。小さな断面積の毛を用いた実験で、身体各部の感覚点の閾値が調べられており、口唇や指先は閾値が低く、およそ0.3-0.5g/mm<sup>2</sup>であり、腕や体幹では閾値は指先の10-30倍である。ことから肘の入力時は指のそれより弱い入力に感じられた想定される。

指と肘の構造を考えても関節の大きさが異なり、筋肉量も異なる。肘練習指出力群では肘=肩関節の重さに強い抑制をかけ：抑制モデル、指練習肘出力では小さい筋肉量に対して強い促通をもって遂行した：促通モデルと考えることができる。

また、注目すべき点に被験者の記述がある。手指で圧力計を押し、フィードバックを利用したグループの被験者は「0.5kgfは手指の負担が大きく大変大きな力を使ったので肘でもそれを再現した」と述べた。また、肘で0.5kgfの力を経験し、手指で再現したグ



ループの被験者は「肘での0.5kgfの経験は小さな力を感じたので手指でそう再現した」と述べた。すなわち、刺激入力のイメージ上、手指での経験は肘部の経験に比して強いインパクトが脳に印加されたことが考えられる。

これらのことから計測結果の相違が発生した要因は単に筋肉量や手指と肘の重量の違いではなく、個人のイメージや即時的に作成された内部モデルの形質の相違である可能性が高い。また、内部モデルの形質は、フィードバックされる感覚入力の質と量に強く依存することが示唆されている。

個人のデータを比較すると[図49-50]のような傾向がみられた。肘出力においては0kgfからのピークが参考数値0.5kgfを直線的に超え、平均値であるピークに達しているのに対し、手指の場合、肘での練習における脳の印加が弱かった影響はあるものの、曲線を描いており、注意深くイメージした重さの感覚を表現しようとしている傾向であることがわかる。重さの感覚については遠心性分、つまり中枢からの指令が末梢からの感覚情報と同様に重要な役割を演じていることがわかった。

このことから手指のリハビリテーションには動きの手がかりとなるテクスチャーの能動的探索にプラスした手指からの重さのタスクも必要になると考えられる。重さのタスクはひとつのアクションとして捉えることができる。本研究での重さは手指リハビリテーション装置に搭載するのであれば“押す（指の屈曲）”というアクションとなる。重さから解放するには“力を抜く（指の伸展）”という方法がとられ、記述しがたい手指の一人称感覚にひとつ意味が与えられる。アクションはダイレクトな視覚と結びつく。ダイレクトなアクションは刺激となるゴールが必要であり、それを視覚で確認することで経験として蓄積される。麻痺した手においてダイレクトなアクションの蓄積は運動の再学習にとって欠くことのできない教材であると考えられる。重さを表現する＝運動感覚という動きの感覚、位置の感覚、重さ感覚を総動員するパフォーマンスは手指運動タスクにとって不可欠であると考えられる。本研究の能動的な重さ感覚の表現は現在作成している手指のリハビリテーションの構造上優位に働くことが考えられる。

以上より，筋出力が低下し共同運動パターンに支配されている脳卒中片麻痺患者の運動機能回復に向けた介入では，適切な内部モデルを構築させるべく，感覚閾値の低い手指からのフィードバック，すなわち具体的な関節運動の誘導による関節感覚のフィードバックや強い皮膚からの触圧覚などを重視し，利用する必要性があることが示唆された。

## 3.2 機器への手指探索課題の導入によるリハビリテーション効果

### に対する，誘発筋電図 F 波による脊髄興奮性による検証

#### 3.2.1 概要

人間の手は外部の脳といわれ，探索行動を経て脳細胞に信号を送り情報を伝達する．この探索行動により，探索を行っている手指の選択性が高まり，他指の興奮性が収まる効果，すなわちリハビリテーション効果が得られることが期待できると考え，提案したリハビリ支援システムに手指による探索行動を行えるハードウェアを導入した．この仮説を確かめるため，探索課題実施中の脊髄興奮性を，誘発筋電装置を使用して F 波を観測して測定する実験を立案し実施した．結果は安静時に比べて探索行動時に F 波の出現率が低下 ( $p<0.05$ ) し，また手指の選択性を示す F/M 比が有意に上昇した ( $p<0.05$ ) ．この結果を元にリハビリテーション支援装置に探索行動を組み込むことの妥当性を明らかにした．

#### 3.2.2 手指探索行動による異常筋緊張の抑制の可能性

手指の精密な運動機能は，各関節の微細な動きが正確に表現されることであり，その動きは，中枢神経が様々な感覚入力を適切に演算処理した結果を運動プログラムに反映させることで成立する．それらの感覚モダリティの一つに「触覚」がある．触覚には能動的触覚と他動的触覚があることが知られている[28]．能動的触覚とは，随意的な運動の中で反映される表在感覚であり，手指の微細な運動と密接に関係していると考えられ，触れた対象物の認知過程における探索行動の中で得る情報である．また，探索行動により入力される情報は，単純な触覚だけではなく多くの感覚モダリティが混合しているので，随意運動の集大成である日常生活動作の完成度を高めるために有用であることが容易に推測できる．しかし，探索行動が随意運動の神経制御機構にどのような影響を与えるかを検証している文献は見当たらない．

今回我々は，誘発筋電装置を使用して健常者の上肢から導出した F 波を分析し，探索行動が脊髄の興奮性にどのような影響を与えるか，電気生理学的視点をもとに分析し知見を得たので報告する．本実験は公立ほこだて未来大学倫理委員会の承認を受けたものである (No.2014004) ．

### 3.2.3 対象

実験の対象は本研究について十分な説明を行ったうえ同意と署名を得た男性5名女性5名の計10名とした。いずれも末梢神経障害などの既往歴がない健常者で、年齢は $31 \pm 11.1$ 歳であった。

### 3.2.4 方法

F波の導出は誘発筋電装置NeuropacX1 MEB-2306 (Nihon Kohden, Tokyo, Japan) を使用し、電極はNM-317Y3(Ag/AgCl Adhesive Gel)を使用した。導出部位は利き手の短母指外転筋の筋腹とし、2つの電極は中心間距離2cmで貼付した。また、当該筋を支配する正中神経を刺激するために、刺激部位を掌側の前腕手関節部に統一した。刺激装置の電極は中枢側をマイナス極にして、intensity;2.0~6.0 mA, Rate;1 Hz, Duration;0.5 msの設定で16回刺激を加えることとした。intensityは最大M波が見られる強度より少し強い値として、被験者が苦痛を訴えないことを確認した。また計測は、室温23~25度に調整された可能な限り静かな部屋を用い、5分ほど安静を取らせた後で計測を行った。

データの収集最初に机上に前腕を置いた安静状態でM波の最大振幅値とその時の刺激で導出されたF波の振幅値と出現回数を計測し、次に同肢位で探索課題を行わせている最中に、安静時に計測した時と同じ項目を同じ手法で計測した[図 51-52]

探索課題遂行時における誘発筋電計測時の姿勢は、背もたれ付き椅子で安楽な座位をとらせ、肘関節を屈曲させ前腕回外位で机上的においた肢位とした。探索課題は図 2-1のようにステープラー針で組み合わせて作った「図形」を前腕回外位で手指の動きに制限を設けずに示指の指腹で探らせた[図 53]。

F波は振幅値そのもので被験者間比較が出来ないため、同時に導出されるM波の最大振幅値で除した値で正規化する必要がある。この値を振幅F/M比として採用した。また、F波は脊髄興奮性に左右されるので、刺激閾値の変動に応じて刺激回数と出現回数の関係性が変動する。よって、出現回数を刺激回数で除した値を出現率とし、この値も実験値に採用した。加えてF潜時も計測して参考データとして記録し、これらのF波出現率、F/M比、F潜時について安静時と探索時を比較した。

統計学的処理は Wilcoxon signed-rank test を行い有意確率は 5%とした。統計ソフトは SPSS Statistics version22 を使用した。



図 51 誘発筋電装置での F 波計測 1

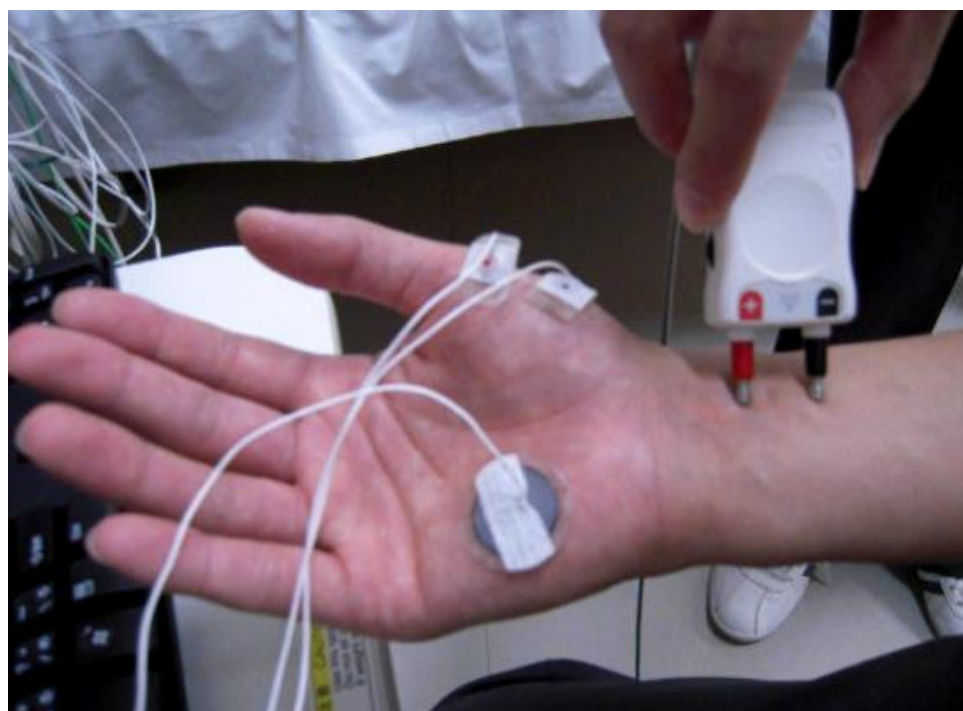


図 52 誘発筋電装置での F 波計測 1

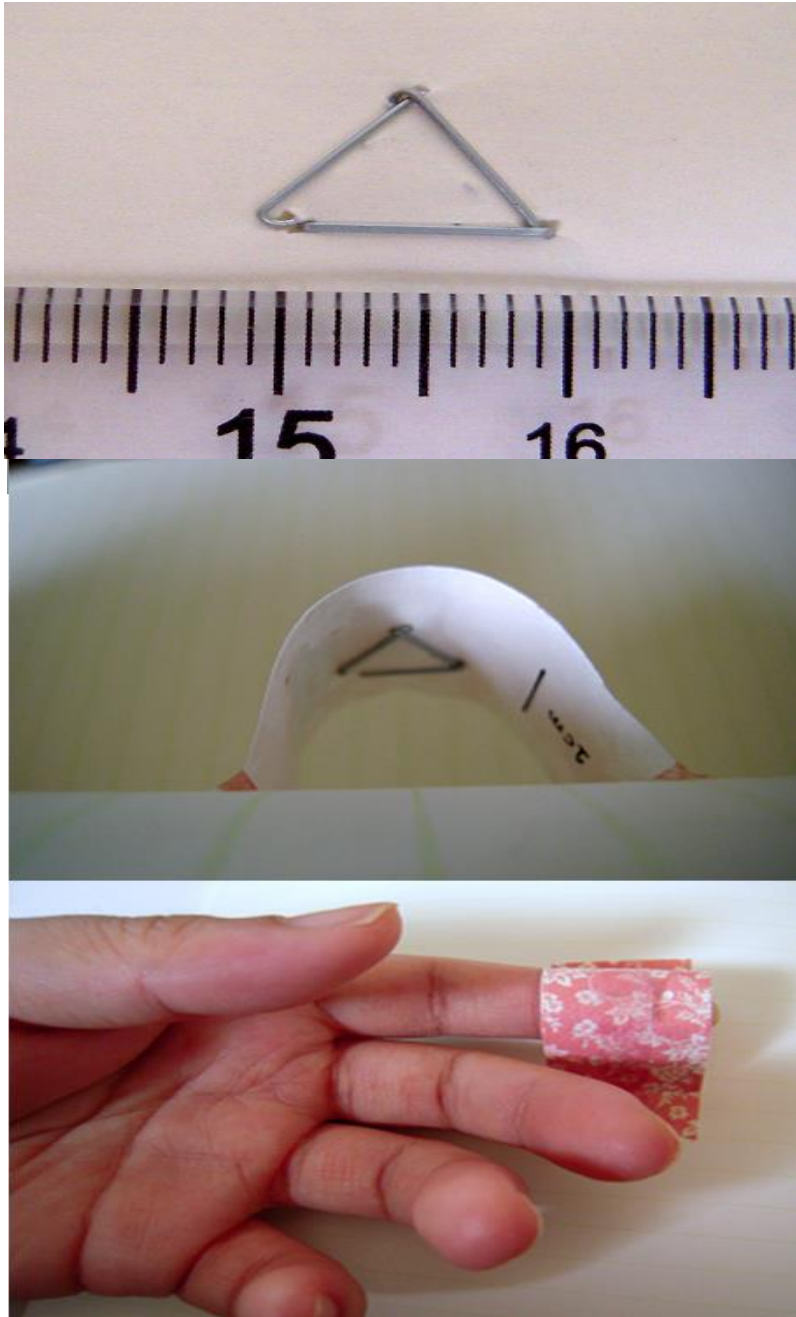


図 53 上段 探索課題図形  
中段 図形の実寸  
下段 探索課題の実際

### 3.2.5 結果

安静時と探索課題遂行時の比較において、F波出現率では、安静時が34.5%、探索課題遂行時が22.0%であり、探索遂行時の出現率は安静時のそれに比べて有意に低下していた ( $p=0.029$ )。またF/M比では安静時が4.4%、探索課題遂行時は6.1%であり、探索課題遂行時の方が有意に上昇していた ( $p=0.016$ )。F潜時については有意差がみられなかった[表 6][図 54-55]。

### 3.2.6 考察

F潜時は刺激時からF波が導出されるまでの時間である。前述のとおり、F波は $\alpha$ 運動ニューロンの逆行性興奮の現れであるので、健常者が被験者である本実験において、F潜時が被験者の姿勢変化により変動する可能性は極めて低い。よって、本実験において肢位の違いでF潜時が有意に変化しなかったことは、刺激電極の位置が被験者の姿勢変化に関わらず一定の位置に設置されていたことを示し、間接的に本実験の正確性を示しているものと判断する。

安静時に比較して探索課題時のF波出現率が低下した要因として、導出部位である短母指外転筋の筋活動が、示指探索動作時の動きに伴い上位中枢から抑制されたことが考えられる。古賀はピアノ演奏やPCのキーボード操作の時に、ある指が単独で独立して動くときに他の指が抑制されると述べており[29]、恣意的・選択的に手指を動かしている本研究の結果を支持している。これは、一部の知覚・運動系の感度を上げるために、その行動に無関係な部位を抑制するメカニズムの存在を示唆している可能性がある。

振幅F/M比が安静時に比べて探索課題時のほうが有意に高かったのは[図 56-57]、探索課題の遂行に関わる上位中枢のプログラムにより $\alpha$ 運動ニューロンの閾値が低下したためと考えられる。 $\alpha$ 運動ニューロンの興奮性は上位ニューロンからの促通や抑制により維持され、軽度の筋収縮によりその閾値が低下すればF波の振幅が増大するとされている。

これらから、手指を使った能動的な探索動作において、それらの動作に関わる筋が選別され、さらに選別された動作筋を支配する神経系の興奮性が高める（閾値を低下させる）上位中枢の制御機構が存在すると考えられる。

能動的に触知することは受動的な刺激と違い、感覚を皮膚で感知することで外界の情報を得ることができる[30]。触覚探索は運動を伴うがその運動は選択的である。探索行動によって得られた情報を統合する認知過程は能動的であり、受容感覚と運動制御は不可分の関係にあるとされている[31]。また、能動的に手で外界を探索するときには皮膚表在性の触圧、痛、温度受容器だけでなく、手の動きにより深部にある筋肉、腱、関節などの深部受容器も興奮し[32]、能動的に触れたときのほうがより弁別しやすく[33]、単に指で突起をなでた時の受動的なエッジの手がかりだけでなく指先に力の要素が重要な貢献をしているという[7]。これらの先行研究は、本研究で示した仮説を支持していると考えられる。

手は外部の脳といわれ脳とのつながりが密接である。すなわち、CVAなどの脳障害ではその症状が上肢に強く影響し、機能回復が体幹や下肢に比べて遅延することを意味する。CVAなどで出現する上位ニューロン症候群の所見には陽性徴候と陰性徴候がある。陽性徴候には筋緊張や腱反射の亢進などがあり、陰性徴候には麻痺や筋力低下などがあるが、これらの症状は関節運動を妨げる原因となりADLに支障をきたす。

上位ニューロン障害で起こる「痙性麻痺」とは、陽性徴候の一つである随意的にコントロールできない持続的な強い筋収縮と腱反射の亢進を伴う痙縮と、陰性徴候の一つである麻痺が同時に出現している状態であるが[36]、実用的な関節運動の有無にかかわらずわずかな随意収縮が可能な場合が多い。また、陰性徴候が主症状となっている症例では、上肢および手指は弛緩性麻痺を伴い、筋の粘弾性も低下し随意的な収縮が難しい。いずれも筋の不活により筋硬直や拘縮、萎縮など非神経因性的な変化が生じる。特に弛緩性麻痺を呈し随意運動が不可能な症例では上肢（特に手指）の回復は遅く、症例によっては全く回復の兆しを示さないこともあり重症化していることが多い。ブロードマンの脳地図で知られているように、手指に関連している運動や感覚の



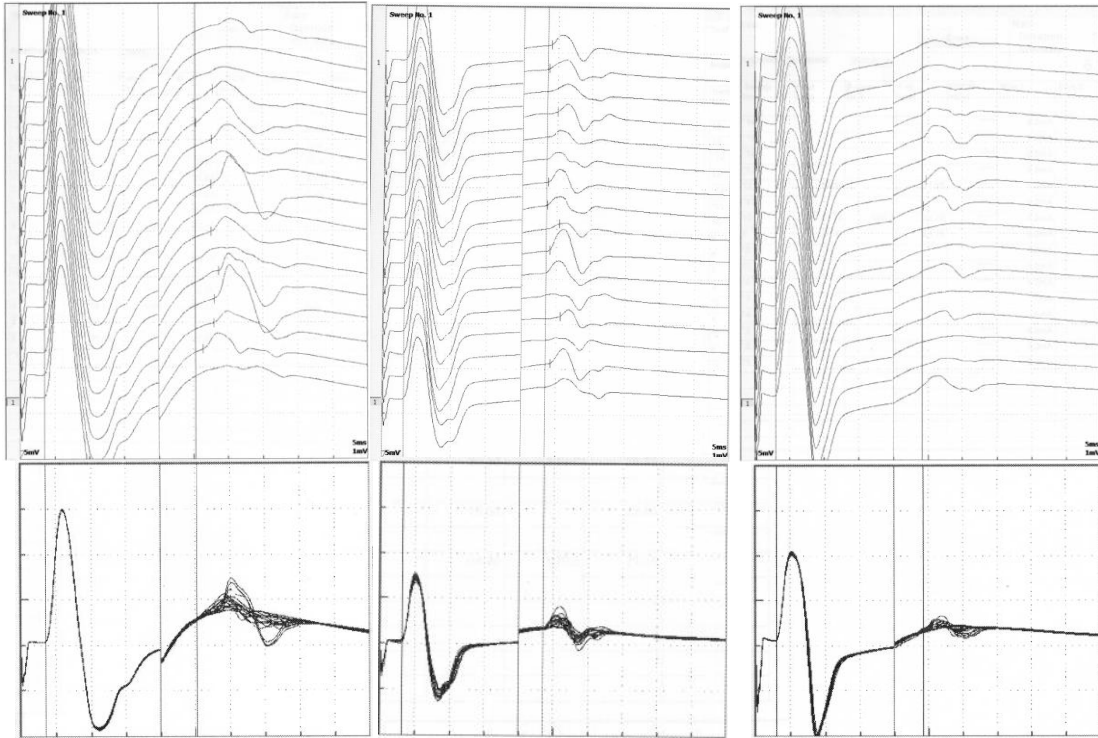


図 54 安静時グループ F 波

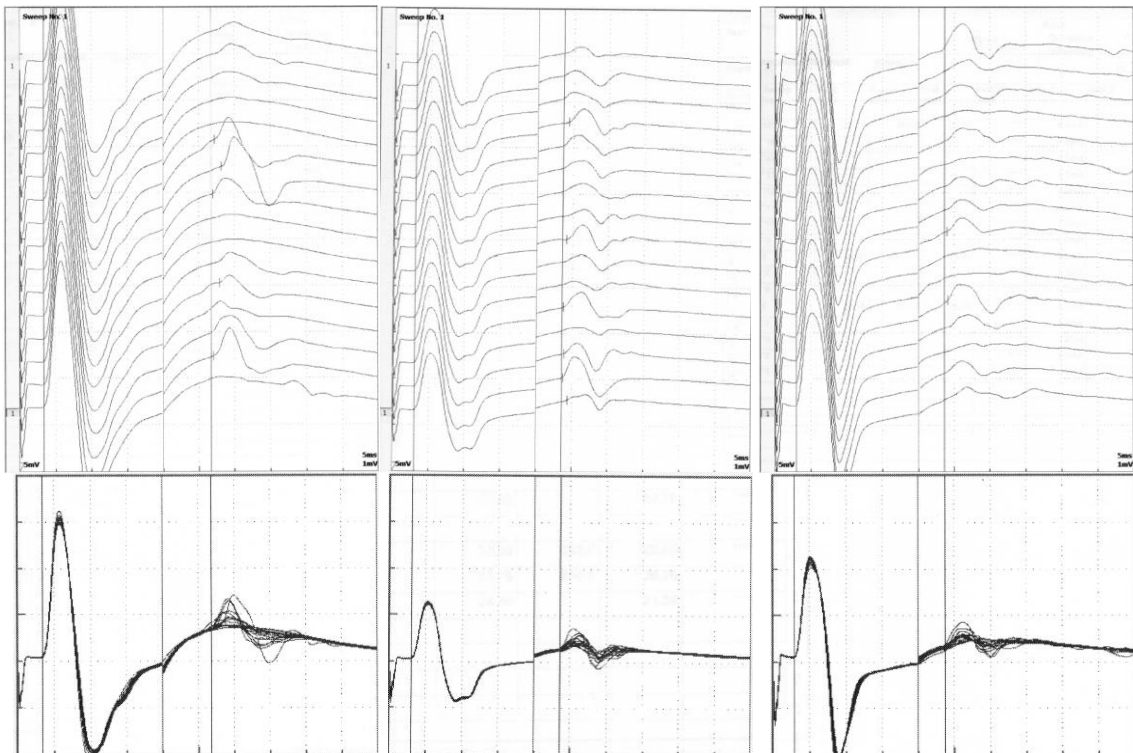


図 55 探索時グループ F 波

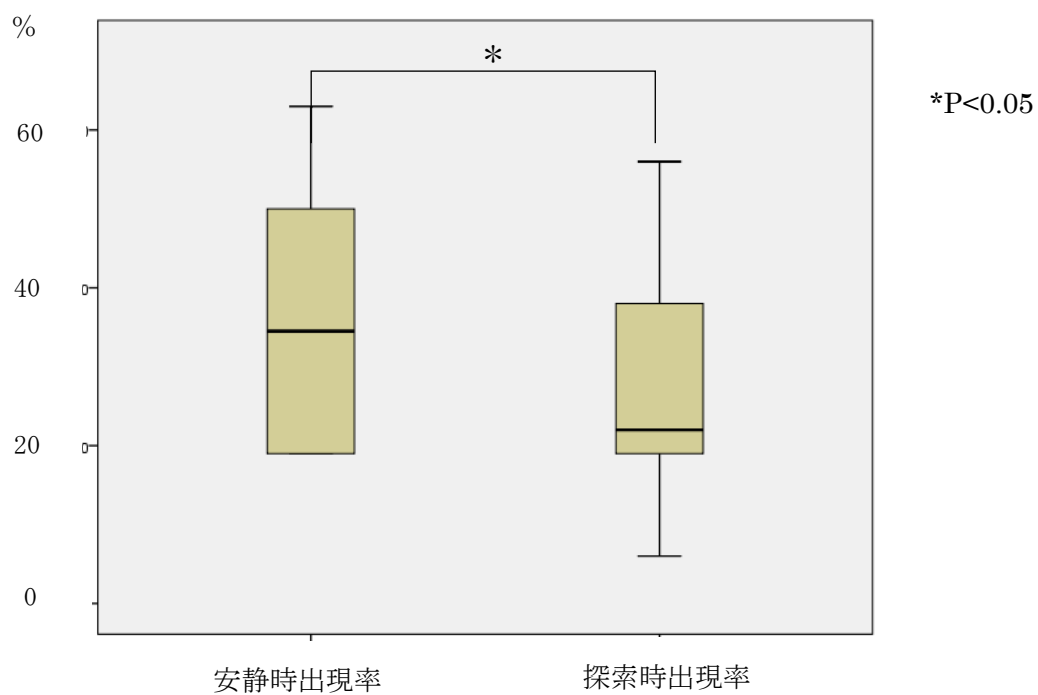


図 56 探索時 F 波の状態

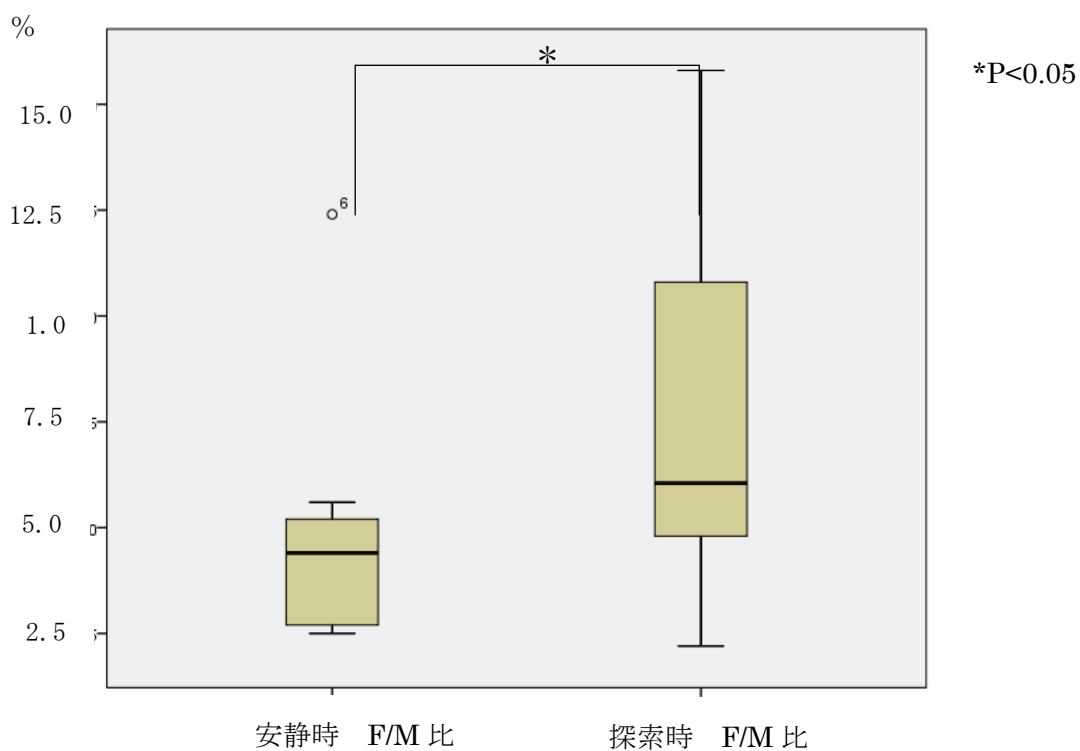


図 57 安静時 F 波の状態

表 7 探索時および安静時 F 波のデータ

	Rest position					searching				
	出現率 (%)	F/M 比 (%)	F 潜時 (ms)	F 振幅 ( $\mu$ V)	M 振幅 (mV)	出現率 (%)	F/M 比 (%)	F 潜時 (ms)	F 振幅 ( $\mu$ V)	M 振幅 (mV)
A	44	4.3	24.96	1113	25.79	56	4.9	24.57	1220	24.95
B	31	5.2	29.54	960	18.46	25	4.8	30.81	880	18.33
C	63	5.6	27.28	1350	24.32	38	6	24.00	1470	24.40
D	38	3.9	25.09	770	19.07	19	7.5	26.83	1400	18.63
E	19	2.5	24.42	500	20.29	19	3.2	23.98	675	21.28
F	50	12.4	29.62	950	7.68	25	14.3	29.8	575	4.02
D	19	2.7	23.87	370	13.91	6	15.8	27.85	910	8.65
H	31	2.6	24.52	440	17.09	19	2.2	28.1	390	17.7
I	63	5	24.33	670	10.89	50	6.1	23.96	635	10.35
J	19	4.5	28.32	500	10.83	19	10.8	27.57	530	4.90
MED	34.5	4.4	25.0	720.0	17.8	22.0	6.1	27.2	777.5	18.0

領域は、他の身体部位の領域に比して広範囲である。また、片麻痺が起こっていても立ち上がりや歩行など、頻回に動作・運動に関与する機会がある下肢に比して、上肢は患側が不使用状態に陥りやすく、感覚入力に極端に減少する可能性が高い。これらの臨床症状や環境が上肢の機能回復を妨げている要因であると考えられる。よって CVA などの上位運動ニューロン障害への治療的介入手段として、早期からの積極的な、また持続的な手指への治療介入が不可欠であると考えられる。その具体的な手段の一つとして、本実験で行った探索行動をタスクとする機能的介入法を提言したい。

### 3.2.7 結語

能動的探索行動により F 波の出現率が低下することを明らかにした本実験の結果から、上位ニューロン障害の症例に同様の動作を行わせることにより筋肉の異常筋緊張

を抑制できる可能性が考えられ、また、F/M比が上昇したことから選択された $\alpha$ 運動ニューロンを賦活させ、随意的な筋収縮力を高める効果も期待できると考える。

## 第4章 考察

本研究は脳血管疾患の後遺症である片麻痺における随意運動を促すことについて一つの方法論を提案するものである。片麻痺の随意運動は“自らの意思で身体を動かす”ということに他ならないが、そこに至るには、運動感覚、目的による認知心理学的視点、運動学習、病態の自覚と教育など様々な問題を包括したパフォーマンスであり、ブラックボックス化されている脳が指令塔となって処理し、効果器に伝達することで運動が可能となる。“指を上げる”という単純な課題を遂行し、達成せしめるためにはこれらの問題と向き合うことが必要である。治療者や機器の提案者のみならず、提案した機器を使用する使用者本人がこの機器を使い、“簡単なコマンドを遂行”することで“複雑な問題にシンプルに向き合えるようにする”ための方策の一つとしてこの機器の使用によるリハビリテーションについて研究したいと考えた。

人間は筋肉や関節などの効果器を意のまま動かして生活しているが、これは言わば“随意であって不随意である状態”と言っても過言ではないと考える。このことは意識的に集団の筋を個別に動かすことが困難だからであり、肩を動かす、下肢を動かすというパフォーマンスにおいてもある一定の集団の筋があるパターンによって“目的に沿って動かされている”と言い換えてもよい。

疾病の障害により、指一本動かせなくなった時、動かせなくなった指に注目が集まる。目的的に使われていた筋肉は方法論的に操作することを強要される。ヒトはそれまで外部環境によって協調するように動かされているということが考えられ、その要因は目的であり、我々をとりまくモノの存在が人間の多種多様な無限のパフォーマンスをもたらしている。これは“刺激環境”とでも表現したくなるようなものであり、人間はいろいろな刺激にさらされ活動を起しているのである。この一見抽象的な概念に幼少期から身体を育てられ、進化させてきたのがヒトであるとするならば、身体が動かせなくなった時に、著者は身体にばかり向き合うというリハビリテーションは非常に的が外れていると考えるようになった要因である。

動機や目的のすべてが人間の身体活動を表しているならば、誤解を恐れずに言う  
と、その環境に身を置かせるのが先述した CI 療法であると考え。画期的な治療法で  
あるが、全く動かせない上肢を刺激環境に置くには尋常ではないストレスがかかる。  
CI 療法には有る程度の適用範囲があり、注意すべき点である。この治療法に至るには  
もう一段階治療が必要であると考えたのが本テーマのもう一つの視点である。

麻痺手は必要以上に保護された状態に置かれるため、二次的に活動性が低下する。  
たとえ麻痺手に感覚が残存していたとしてもその刺激を受ける機会すら失われる。

“不活性”という状態に陥る原因ともなり、脳はその不活性になった腕を丸ごと除く  
ように運動の健忘をきたすことがリス猿の実験で古くから知られている[1]。

本研究における機器によるリハビリテーションの目的の一つは自身の身体への注目を  
促すことにある。身体の運動機構が未だ誰にも解明できないのであれば、せめて自らの  
注目し、向き合うことが必要最小限程度は重要であると考えている。不活性に陥れ  
ないために最低限のケアと動機付けを本機器が担うこととなると考えている。

身体の運動学習は以前の経験によって生じた行動であり、経験の蓄積が必要とされ  
ている。蓄積は記憶によって保持され、必要に応じて取り出され再生される。また、  
これらのことが運動として定着するには気の遠くなるような反復運動が必要となっ  
ている。学習には反復練習、実践、転移によるものがあるがそれらは少しずつ環境によ  
ってあるいは事象によって変容していく。大人が歩きたての乳幼児のような歩行様式  
ではないのがそのことを示している。

運動学習は巧みな課題遂行の能力を比較的永続する変化に導くような実践あるいは  
経験に関する一連の過程であるとも言われており、何らかの形で障害を負った身体  
部位に（本研究では手）経験を積みせなければならない。しかし、片麻痺患 ものの  
患者は成人であることがほとんどであるため、日常生活に困らない技能の経験を積ん  
でいるはずであるにも関わらず我々ヒトは運動の仕方を再現できない状況に容易に陥  
る。ではなぜ麻痺では容易に運動ができなくなってしまうのかを整理した。

1. 効果器を支配している脳の損傷部位によるため。
2. ニューラルネットワークの断線と混乱

3. 麻痺側効果器の不活性により運動経験の機会が与えられない
4. 麻痺側は使えないという思い込みによる放置
5. 治療不足，予後予測がミスマッチなりハビリテーション
6. 患者自身病態から見た生活への価値観の変容

などが考えられる．この中からいくつかを解決していくことで運動の再獲得の道筋が得られるのではないかと考えた．運動の再獲得は文字通り再び学びなおすことを意味する．

乳幼児の運動学習が何年もの長期にわたる原因に未成熟な効果器と脳があげられる．先述したように身体を使わずにいられない“刺激環境”に身を置きながら，たどたどしく身体を使い，道具の扱い方を同時並行で学んでゆく．道具の扱いは用途のみならず，感覚の入力が必須である．例えば幼児はコップに入った水を飲むことは困難であるが，その要因にコップの材質，コップ自体の重さ，中身の量，液体の粘度などなど瞬時に対応すべき点が多くある．このことを反復して経験し記憶にとどめ再生してゆき，その結果，成人は中身の入ったコップを見ただけでどんな形，重さ，量にも対応できる筋活動を身に着ける．日常生活における慣れ親しんだ動作，例えば箸動作における巧緻性を発揮しなければならない動作でも同様である．日常で箸を使い，いろいろな素材をつまみ，その素材のバリエーションを随時更新していることが要因の一つである．元来運動学習は閉鎖的なループで習熟されることが提唱されていた時期がある，しかしなぜ重さの違う食材を箸で容易につまめるようになるのかを考えた時に，その情報を受け入れられるよう脳ではフィードバックに基づく処理が行われることが分かった[36][図 58]

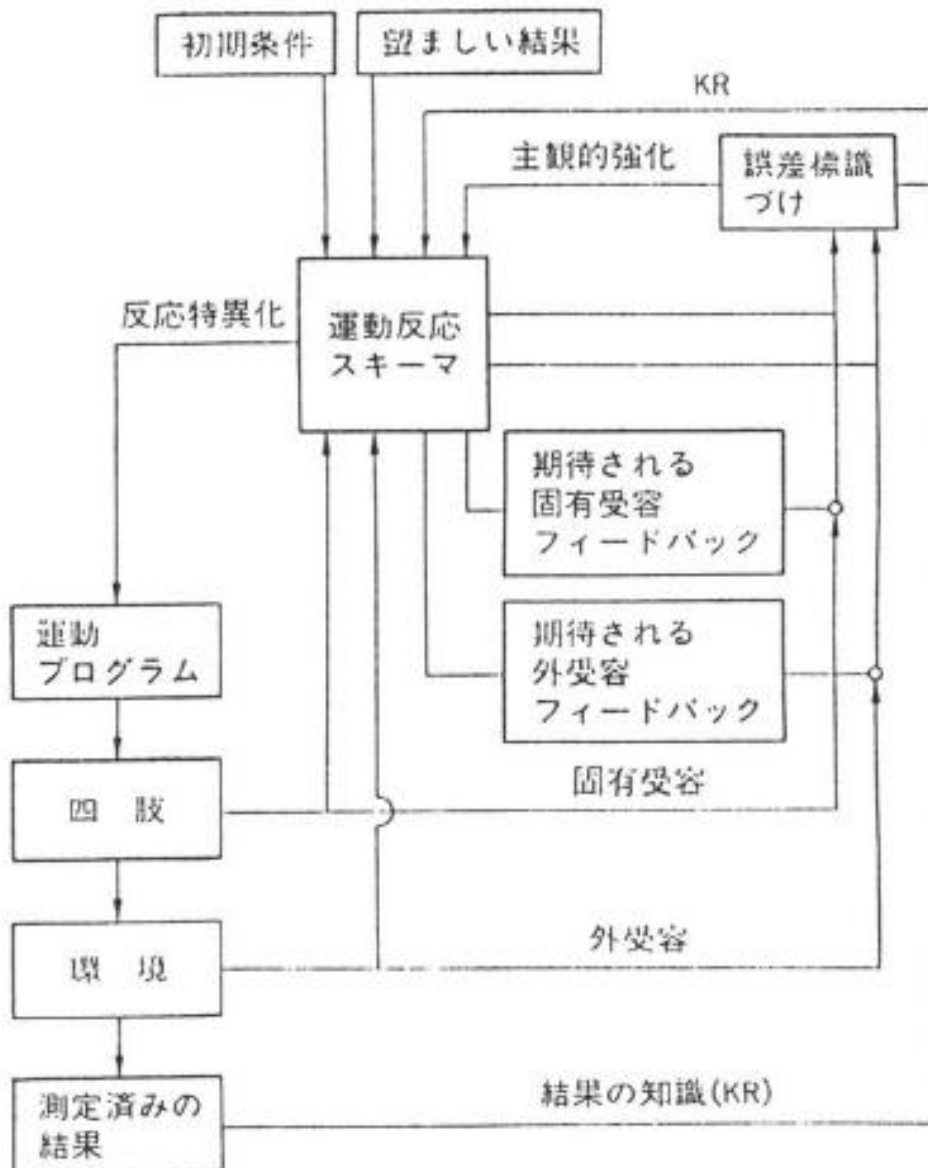


図 58 SCHMIDT のスキーマ理論 (SCHMIDT1975)

以上のことから、箸で制御できない食材があれば、食材を取り落とし、うまくいくと口に入る。その運動が正しい運動であるのかどうなのかを五感を通してフィードバックされる。このフィードバック機構は非常に重要であり、運動の獲得には欠かせない条件である。感覚のフィードバックは将来のフィードフォワード制御を可能にする内部モデルの形成にも関与している。



本研究の機器においてこのフィードバックはトライアンドエラーの状況によって伝えられる。またインジケータによる視覚フィードバックによって鍵盤にかかる圧が軽くなっているのか重くなっているのか、要するに指があげられているのかそうでないかがわかるようになっている。

感覚と運動制御に関する点については非常に深く密接な関連がある。感覚のイメージは一言でいうと“受け入れる”という受動的なものであることが推測される。実際に感覚受容器は皮膚にあり、入力された刺激は上行性の脊髄神経を脳に向かって遡ってゆく。そして脳の視床を経由し、皮質にある感覚野の脳細胞にたどり着くことで入ってきた刺激情報が“知覚”される。しかし、見方を変えると入力とは受動的なものではない。ヒトが刺激にさらされた場合は除いて成長過程ではむしろ能動的に感覚を入力することが発達学的に証明されている。その最たるものが乳児の四肢の指しゃぶりであるといわれている。ヒトは素材に関する探索をするとき、言い換えれば刺激を入力して確かめたいときにその素材を確かめるかのように細やかに指を動かす。能動的探索は動作を伴う。また探索中には集中力と注意力が不可欠であり、探索している最中の他指は抑制された状態となることが自身の実験で明らかになった。また受動的な感覚入力よりも能動的な感覚入力時の方が脳の活性部位が多く運動を司る分野にまでおよんでいることもわかっている[34]。これらのことから感覚と運動の事象を利用した機器設定を行った。このことは指先から運動の制御を自然に学ばせるという特性があり、“指を動かして”よりも“この形はどんな形ですか”と質問を変えるだけで運動制御を促せると考えている。この事象は上肢全体に波及させることが可能である。探索課題の設定を指先の範囲から軌道を描く図形にすることであくまでも探索をもとめると肘、肩の運動につながっていくという利点がある。

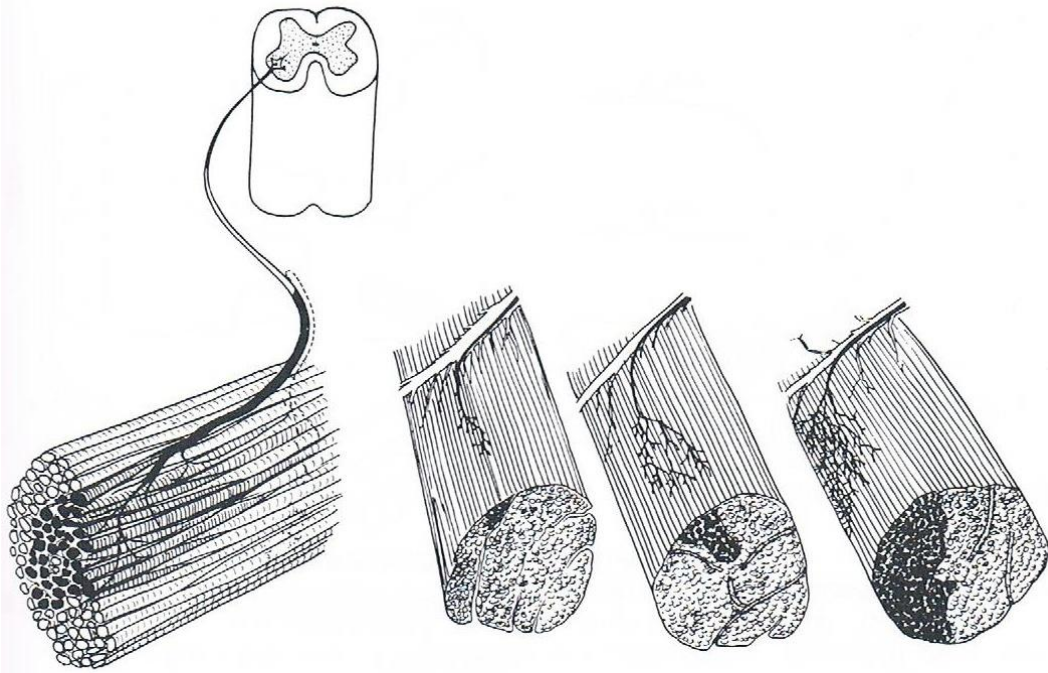


図 3-35 運動単位  
 右の3つは筋における運動単位の大小を示す。  
 (Close 1964)

図 59 運動単位

表 8 運動単位

筋	筋繊維数	計測された運動単位数	運動単位数当り筋繊維数
広頸筋	27,100	1,096	25
第一背側骨間筋	40,500	119	340
第一虫様筋	10,038	93	108
前脛骨筋	250,200	445	562
腓腹筋(内側)	11,200,000	579	1934

(Goodgold J et al, 1977)

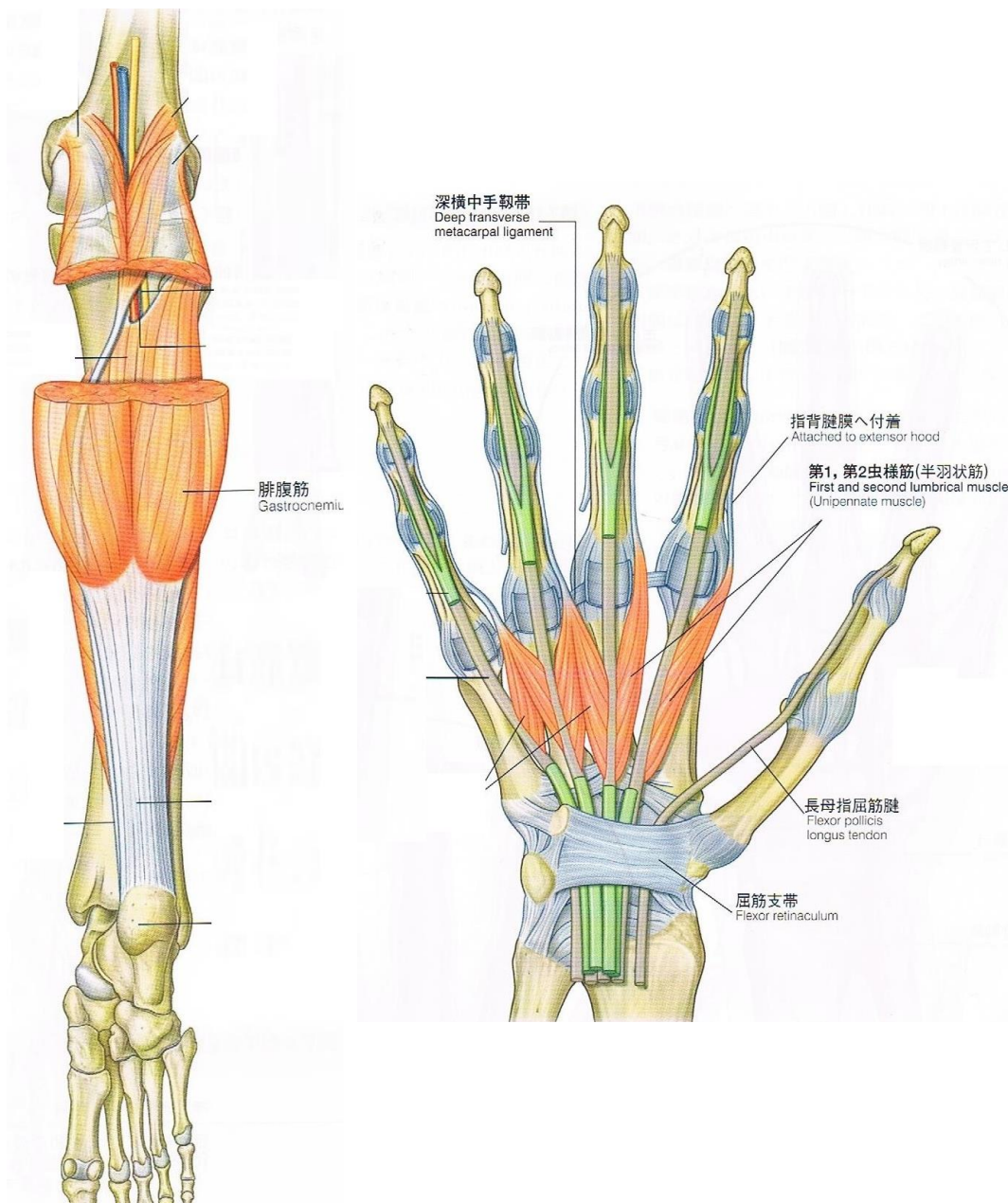


図 60 下腿三頭筋と手指虫様筋

出典：グレイ解剖学

上記述べた運動の波及効果について、自身がリハビリテーションにおける治療者になってから疑問に感じていた上肢リハビリテーションの定石がある。脳血管障害片麻痺の障害は上下肢のみに起こるものではなく、体幹を含める半身が運動制御不能とな

る。このため人間発達学的に習い、体幹筋の制御から始まり上肢のアプローチであれば体幹に近い近位筋である肩甲帯（肩周囲筋）の制御から始まり肘から手関節へと治療が進む。近位筋は神経がどの筋をどの程度支配しているかが決定されている神経支配比が大きく、運動は粗大で制御しやすいことに理由がある[35]。逆に眼球や手指など巧緻な動作を行う筋は神経支配比が小さく複雑な運動が可能となっており、治療が困難になってくる。また脳血管疾患における近位筋の回復は共同運動のシステムが示すように反射レベルの回復である。上肢に力を入れると麻痺側の屈筋がすべて発動する筋収縮は例え動いているかのように見えても随意運動とは程遠いものである。この状態に対してまずどの筋をターゲットにするかという議論は多くあるが、一見動いているように感じられることが回復の兆しとみなしている理由が近位筋からの治療が定石となっている一因と考えられる[図 59-60][表 8]。

近位筋からのアプローチが手関節まで及んだところでリハビリテーションの治療日数に制限がかかり（発症から 180 日）、退院もしくは毎日行われていた治療が月に 4～5 回程度になるなど、セルフリハビリテーションを強いられるのが現状であり、合理的な手指の回復を促すことができるリハビリテーションが行う必要があると考える。

3.2.8 で述べた重さ感覚のフィードバック実験において簡単な手指の筋活動は上肢にどのように波及するのかについて検討した結果、効果器である手指の目的によって上肢にも手指同様の影響が伝搬することが分かった。健常人で行った 0.5kgf の重さ課題を肘で押す群と指先で押す群に分けて行った実験において、指で重さをはかった場合に肘で測った時よりもフィードバックが増強される傾向であることが分かった。被験者の内省を聴取すると、指で 0.5kgf 押す場合と肘で押す場合に各関節の使い方に非常に気を使ったことが分かった。先述した運動学習においてフィードフォワードにおける制御は内部モデルに関与する可能性を示したが、フィードフォワード制御に動作の遅延が出ないのは経験に基づく予測が含まれているからだと考えられている。この度の重量感覚を用いた実験において指先で得られた経験は内部モデルとなって記憶に蓄積され、肘に効果器を変えた時に遠心性コピー（脳から効果器へ反映）され、コピーされたように重さを表現した。このことは 0.5kgf という結果の知識 knowledge of results KR があつた場合実験で示された結果にはならず、正確に 0.5kgf を表現してい

た可能性があることから全く経験したことのない運動は身体にはまだまだあることが示唆された。

重さ感覚において指先で練習した群はそのインパクトを一度脳内に経験をとどめ、効果器を肘に変えた場合においてもその力を減衰することなく発揮した。言い換えれば指で 0.5kgf の力で押すことは非常に粗大かつ力がある課題であったといえる。肘で押した場合筋が粗大であり、0.5kgf は非常に弱い力に感じられ、それを指先という効果器に変換した場合、そのまま弱いインパクトが表現されていることから巧緻な筋と粗大な筋での扱い方が違うことが証明された[36]。また手指において巧緻でインパクトのある課題を設定することで、その効果が上肢にも波及させることができるということは手指からのアプローチにおける合理的な上肢リハビリテーションを行える可能性があると考えられる。

本研究で提案している機器の形状は机上の据え置き型である。かつ手指の装着はなく、簡単なコマンドでフィードバックを伴った反復運動を変化があるまで行う市党となっている。では、反復運動はどのような効果をもたらすのであろうかという疑問が生じる。

この機器は Brs stage II レベルに対応するため、実際には反復運動を遂行できない状況となる。ここで重要となるのは認知機能が明確で求められている運動を理解していることであり、弛緩性麻痺から腱反射が亢進している一見弛緩様麻痺を呈している患者である。

弛緩患者の多くはその外見と反応の乏しさから治療をはじめからあきらめられたり、自らあきらめたりする重度麻痺の人々である。しかし、手指や前腕の著しい筋萎縮が認められない場合は神経細胞と軸索の軸索輸送が可能な状態であり、脊髓前角細胞と脳皮質の細胞がつながっていることを表す。効果器である筋の萎縮がないことはこのことを保証すると考えられている。この状態の患者の反復運動とは運動を行う意思を効果器に伝え続けることである。近年のメンタルプラクティスの研究でも実証されているように運動イメージは筋線維の肥大を有意に促すことが知られている[37]。この機器の目的は運動を繰り返しあたかも自分が行っているように視覚フィードバック

クと合わせて頭で考えている運動イメージを繰り返し行うことで内部モデルを構築させることにある。

表 9 段階的学習

学習の段階	特徴	注意要求
認知	運動は遅く、一貫性がなく、非効率的で、かなりの認知活動が必要。	運動の大部分は意識的に制御される
連合	運動はより流れるように行われ、信頼性が高まり、効率的で認知活動はより少ない。	運動は部分的に自動化する
自動	運動は正確で、一貫性があり、効率的で、認知活動をほとんど、または全く必要としない。	運動はほとんど自動化する

運動学習は①言語—認知段階、②運動段階、③自動化段階という段階を踏みながら進む [65][表 9]。この認知相においてのどのような運動をどのように行うかについて理解する段階において認知機能が必要となる。また考えを言語化し、戦略を考えるのが必要となる。続いて運動段階では感覚フィードバックと結果の知識 **KR** が重要となり運動の修正を試み、成功した運動は注意集中をしなくても行える運動、意識に上らない運動として滑らかに無駄がない状態となる。本機器は運動の動機として言語—認知段階を重要視し、徹底した意識化を促すことを目的とした。わずかな運動がインジケータに現れ、それを読み取り、フィードバックを得られたときに運動が変容してくることを期待するものであり、麻痺の手について運動の動機を提示できる可能性があることが示唆された。

## 第5章 結論

本論文では脳血管疾患後遺症の重度な麻痺手に関してどのように運動の動機を与えるべきかについて医療と工学的視点からのアプローチを試みるための基礎的研究を行った結果、以下の知見を得た。

第1章では脳血管疾患片麻痺に起こる現代の医学においてできるだけあきらかになっている病態を明らかにし、このことに対し我が国リハビリテーションの現状と歴史を整理した。この章で明らかにしたかったことは片麻痺に対する医療やリハビリテーションは脳の損傷が事象を複雑にしていることや、脳がいかに日常の幾層にも重なった複雑な事象を脳が処理していることである。いくつもの並列した信号を絶妙のタイミングで処理し、その運動は自動化され意識に上らない。この快適な身体状況を作り上げている脳にはほころびが出ると日常生活が破綻をきたすことを再認識するものである。しかし、新生児の時にはたどたどしかった身体運動も脳の成熟とともに整ってくる。この軌跡についてたどり、身体運動とはなにかを改めて認識した。

第2章では、第1章の考察に基づいて、麻痺手を対象とした家庭用手指リハビリテーション支援装置について仕組みと使用法を提案した。運動学習の段階を踏むというコンセプトや適用範囲を絞ったこの機器は安価で小型という利便性を兼ね備えた装置を実現している。また手指の異常な動作に対するリアルタイムモニタリング機構を用意し、エラーを的確に視覚フィードバックできる点も大きな特徴と考えている。散見されるリハビリテーション支援ロボットは大型かつ高価で専門家の指導なしでは装着が困難なものが多い。その中でも徹底した運動の動機付けを可能とする設計として、提案機器のセンサ情報からの回復度の自動提示が可能なことも明らかにしている。

第3章では、提案した手指リハビリテーション支援装置の設計の妥当性を、基礎的な実験を通じて明らかにしている。

実験1として、手指リハビリ支援装置に有用な重さ感覚のフィードバックの効果を検証した結果、手指からの刺激が上肢近位筋で反映されることがわかり、手指からのアプローチは妥当性があることがわかった。

実験2として探索課題における脊髄興奮性について検討した結果、探索中の手指の選択性が高まり、他指の興奮性が安静時よりも抑制されたことから、家庭用手指リハビリテーション支援装置のアタッチメントに凶形課題を採用し、アクティヴタッチを行わせることで手指の筋緊張がコントロールできない患者に対応できるものと考えられる。

第4章では総論としてすべての実験を総括し、提案した家庭用手指リハビリテーション支援装置についての機器としての妥当性について述べた。誘発筋電計測における手指の探索時のF波を計測し、能動的探索は治療のターゲットとする手指の緊張を抑制し、さらに手指の選択性を高めることが分かった。また重量覚における手指から上肢への波及効果についての実験は、手指からリハビリテーションを行うことが上肢にも運動獲得を促し得るかを検証したものである。結果、体幹に近い筋で学習させるよりも手指からアプローチした時の方が重量覚においては手指から上肢への波及効果が表れることがわかった。また0.5kgfを再現するという日常生活ではほとんど経験したことのない運動であったため知識の結果—KRに基づかない特別な課題であったことも分かった。このことは麻痺になった手が様々な運動タスクを再学習するときに経験する“未知の体験”に相当すること考えられる。運動の再学習について合理的かつインパクトのある課題を提示する重要性が示唆されたものとなった。

以上のことから作成された家庭用手指リハビリテーション支援機器は、重度片麻痺Brs stage IIの適用に際し、治療効果を上げうる可能性が高いことを提言したい。

今後の展望として今後さらに患者にこの機器を使用してもらい、新しい知見を発見するべく努力し、治療につながるよう研究を継続する所存である。



## 謝辞

本論文を作成するにあたり、本当に多くの方々の励ましや支え、ご指導があり完成に至ることができました。研究は一人ではできない、ということを実感いたしております。

公立ほこだて未来大学教授 三上貞芳先生におかれましては、自身の研究が岐路に立った2014年に、初めてお会いした時から全く面識がなかった私に温かく接していただき、研究生そして博士課程へとお導きくださいました。リハビリテーション医療に関しての知識しか持たない私の話を熱心にお聞き入れくださり、リハビリテーションとロボティクスという2つの世界を融合させる方法をご提案いただきました。この道は私にとって半ば空想的であった理想でしたが、実現にこんなことができるのだと新鮮かつ感動の日々を過ごさせていただきました。自身の新しい世界を切り開く、人生において大きな、そして大切な影響を与えてくださいました。このことは三上先生との出会いがあったからこそだと深く感謝いたし、ここに厚く御礼申し上げます。

公立ほこだて未来大学教授 藤野雄一先生におかれましては査読のみならず各報告会の際に多くのご指導を賜りましたことに深く感謝いたし、ここに厚く御礼申し上げます。

公立ほこだて未来大学教授 櫻沢 繁先生におかれましては査読のみならず自身の研究に関心を持ってくださいました。ご指導を賜りましたことに深く感謝いたし、ここに厚く御礼申し上げます。

公立ほこだて未来大学教授 鈴木昭二先生におかれましては査読のみならず多くのご指導を賜りましたことに深く感謝いたし、ここに厚く御礼申し上げます。

公益社団法人函館市医師会 函館市医師会病院、院長本原敏司先生、事務部長永澤潤一郎様には、社会人でありながら大学院生であるという状況を受け入れていただき、入職させてくださった上、勉学についてもご理解を示してくださいました。数々のご迷惑をおかけいたしました。どちら一方をあきらめるといふことなく仕事と勉学の両立を果たすことができましたことに深く感謝いたし、ここに厚く御礼申し上げます。

共同研究者であり、函館市医師会病院リハビリテーション課 作業療法士、小倉尚之様、垣見彰宏様におかれましては本当に初めから終わりまで数々のご面倒をおかけいたしました。いつも温かくフォローしていただき、研究の原動力となる力強い支えと励ましを幾度もいただきましたことに深く感謝いたし、ここに厚く御礼申し上げます。

公立はこだて未来大学の卒業生であり共同研究者の山本一希様におかれましては私が考えていたデバイスを学部生の頃から多くの苦勞を伴い具現化してくださり、自身の研究の道が大きく開けました。山本氏の存在なしではこの研究は語れません。このことに深く感謝いたし、ここに厚く御礼申し上げます。

公立はこだて未来大学博士後期課程の共同研究者である古舘裕大様におかれましては数々の研究の協議を重ねていただき、本研究のデバイスの分析に関する多くの指南をいただきました。古舘氏の存在は私にとって非常に刺激になりました。深く感謝いたし、ここに厚く御礼申し上げます。

北海道文教大学作業療法学科教授石田裕二先生におかれましては研究という方法すら知らなかった頃からご指導いただきました。学生時代から作業療法士の道のみならず学位取得の道のりをお示しく下さいました。現時点をスタートと考え、研究に邁進する所存です。先生のご指導ご鞭撻を賜りましたことに深く感謝いたし、ここに厚く御礼申し上げます。

滝川脳神経外科の作業療法士の皆様、患者の皆様には度々実験でご協力を賜りました。スタッフの皆様のご支援、患者の皆様のご温かいご協力はこの研究の土台となっております。深く感謝いたしまして、ここに厚く御礼申し上げます。

函館市医師会病院 松村みゆき様におかれましては研究の最終段階である大切な箇所、実装を担当していただきました。日頃の多忙な業務にもかかわらず快くお引き受けくださり、忌憚のないご意見をいただけ、非常に多くのことを学ばせていただきました。多大なご負担をおかけいたしましたことをご容赦いただければ幸甚です。松村様のご尽力に深く感謝いたし、ここに厚く御礼申し上げます。

元信州大学繊維学部大学院工学系研究科教授 故 阿部康次先生におかれましては博士前期課程で大変お世話になりました。こうして地元函館の公立はこだて未来大学大学院の博士後期課程で学ぶ原動力をくださったのは先生のお言葉と叱咤激励およびご指導ご鞭撻があったからこそと実感しております。先生にお世話になっていた当時は研究が何たるかも知らず、随分お手を煩わせてしまいました。また幾つかの人生のイベントがあった時にはおおらかな笑顔で「人生にはいろいろなことがある、頑張りなさい、でも目標は見失わないように」と励まして下さいました。自身の研究についてもはるか前にリハビリテーションロボティクスを示唆して下さったのも先生です。今も先生のお言葉が聞こえるようです。ゆっくりとした歩みであろうとも決して足は止めません。

またお会いできた時には面白い実験結果についてご指導いただけましたら幸甚です。直接お礼をお伝え出来ないことを未だ悔やんでおりますが、大変お世話になりました。深く感謝いたしまして、ここに厚く御礼申し上げます。つたない論文ではありますが、ご笑納いただけましたら幸いです。

最後に無謀とも言える自身の道のりや挑戦を温かく見守り、支えてくれた家族である両親、妹には本当に多くの支え、励ましをもらいました。ここに深く感謝いたします。

2018年6月



## 参考文献

- [1] R. J. Nudo and G. W. Milliken, “Reorganization of movement representations in primary motor cortex following focal ischemic infarcts in adult squirrel monkeys,” *Journal of neurophysiology*, vol. 75, no. 5, pp. 2144–2149, 1996.
- [2] K. Kario et al., “Morning surge in blood pressure as a predictor of silent and clinical cerebrovascular disease in elderly hypertensives: a prospective study,” *Circulation*, vol. 107, no. 10, pp. 1401–1406, 2003.
- [3] P. Bath, C. Alpert, N. Chapman, and B. Neal, “Association of mean platelet volume with risk of stroke among 3134 individuals with history of cerebrovascular disease,” *Stroke*, vol. 35, no. 3, pp. 622–626, 2004.
- [4] P. Bath, C. Alpert, N. Chapman, and B. Neal, “Association of mean platelet volume with risk of stroke among 3134 individuals with history of cerebrovascular disease,” *Stroke*, vol. 35, no. 3, pp. 622–626, 2004.
- [5] J. W. Lance, “Pathophysiology of spasticity and clinical experience with baclofen,” *Spasticity: disordered motor control*, pp. 185–204, 1980.
- [6] E. R. Kandel, J. H. Schwartz, and T. M. Jessell, *カandel神経科学. メディカル・サイエンス・インターナショナル*, 2014.
- [7] 久保田競, *手と脳*. 紀伊国屋書店, 2010.
- [8] 道免和久, “運動学習とニューロリハビリテーション,” *理学療法学*, vol. 40, no. 8, pp. 589–596, 2013.
- [9] Wolf SL, Winstein CJ, Miller J, and et al, “Effect of constraint-induced movement therapy on upper extremity function 3 to 9 months after stroke: The excite randomized clinical trial,” *JAMA*, vol. 296, no. 17, pp. 2095–2104, Nov. 2006.
- [10] A. Bateman, F. J. Culpan, A. D. Pickering, J. H. Powell, O. M. Scott, and R. J. Greenwood, “The effect of aerobic training on rehabilitation outcomes after recent severe brain injury: a

- randomized controlled evaluation,” *Archives of physical medicine and rehabilitation*, vol. 82, no. 2, pp. 174–182, 2001.
- [11] H. I. Krebs et al., “Rehabilitation robotics: Performance-based progressive robot-assisted therapy,” *Autonomous robots*, vol. 15, no. 1, pp. 7–20, 2003.
- [12] H. I. Krebs et al., “Rehabilitation robotics: pilot trial of a spatial extension for MIT-Manus,” *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 1, no. 1, p. 5, Oct. 2004.
- [13] J. Eriksson, M. J. Mataric, and C. J. Winstein, “Hands-off assistive robotics for post-stroke arm rehabilitation,” in *Rehabilitation Robotics, 2005. ICORR 2005. 9th International Conference on*, 2005, pp. 21–24.
- [14] N. Tejima, “Rehabilitation robotics: a review,” *Advanced Robotics*, vol. 14, no. 7, pp. 551–564, 2001.
- [15] P. Beckerle et al., “A Human–robot interaction Perspective on Assistive and rehabilitation robotics,” *Frontiers in neurorobotics*, vol. 11, p. 24, 2017.
- [16] F. Yakub, A. Z. M. Khudzari, and Y. Mori, “Recent trends for practical rehabilitation robotics, current challenges and the future,” *International Journal of Rehabilitation Research*, vol. 37, no. 1, pp. 9–21, 2014.
- [17] 平塚弘幸 et al., “脳卒中片麻ひ上肢の F 波と H 波,” *整形外科と災害外科*, vol. 35, no. 1, pp. 237–239, 1986.
- [18] 片山雅史, 古島健次, 中西亮二, 村山伸樹, “睡眠時における F 波の変化,” *医学検査 : 日本臨床衛生検査技師会誌 = The Japanese journal of medical technology*, vol. 53, no. 9, pp. 1122–1126, Sep. 2004.
- [19] J. Kimura, P. Bosch, and G. Lindsay, “F-wave conduction velocity in the central segment of the peroneal and tibial nerves.,” *Archives of physical medicine and rehabilitation*, vol. 56, no. 11, pp. 492–497, 1975.

- [20] K. Yamamoto, Y. Furudate, K. Chiba, Y. Ishida, and S. Mikami, "Home Robotic Device for Rehabilitation of Finger Movement of Hemiplegia Patients," in 2017 IEEE/SICE International Symposium on System Integration, Taipei, Taiwan, 2017, p. TuE1.3:1-6.
- [21] K. Chiba et al., "Effects of Searching Task on Spinal Cord Excitability for Finger Function Recovery Training with Robotic Device," in The 2015 Biomedical Engineering International Conference (BMEiCON-2015), Pattaya, Thailand, 2015, p. D2R3AE1-5.
- [22] O. Sandoval-Gonzalez et al., "Design and development of a hand exoskeleton robot for active and passive rehabilitation," International Journal of Advanced Robotic Systems, vol. 13, no. 2, p. 66, 2016.
- [23] 正門由久, "入門講座 痙縮(1)その病態生理," 臨床脳波, vol. 48, no. 3, pp. 169-177, Mar. 2006.
- [24] P. M. Davies, Steps to follow: the comprehensive treatment of patients with hemiplegia. Springer Science & Business Media, 2000.
- [25] R. J. Downey, T.-H. Cheng, M. J. Bellman, and W. E. Dixon, "Closed-loop asynchronous neuromuscular electrical stimulation prolongs functional movements in the lower body," IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng, vol. 23, no. 6, pp. 1117-1127, 2015.
- [26] S. Bhasin, P. Patre, Z. Kan, and W. Dixon, "Control of a robot interacting with an uncertain viscoelastic environment with adjustable force bounds," in American Control Conference (ACC), 2010, 2010, pp. 5242-5247.
- [27] M. Kawato, "Internal models for motor control and trajectory planning," Current opinion in neurobiology, vol. 9, no. 6, pp. 718-727, 1999.
- [28] J. J. Gibson, "Observations on active touch.," Psychological review, vol. 69, no. 6, p. 477, 1962.
- [29] 古屋晋一, ピアニストの脳を科学する: 超絶技巧のメカニズム. 春秋社, 2012.
- [30] 岩村吉晃, タッチ. 医学書院, 2010.

- [31] D. Katz, Lk. Krueger, and L., Eds., *The World of Touch*. New York: Psychology Press, 1989.
- [32] 岩村吉晃, “感覚系のモデリング「アクティヴタッチの神経機構」,” *計測と制御*, vol. 41, no. 10, pp. 728-732, 2002.
- [33] G. Robles-De-La-Torre and V. Hayward, “Force can overcome object geometry in the perception of shape through active touch,” *Nature*, vol. 412, p. 445, Jul. 2001.
- [34] P. M. Fitts and J. R. Peterson, “Information capacity of discrete motor responses.,” *Journal of Experimental Psychology*, vol. 67, no. 2, pp. 103–112, 1964.
- [35] P. N. Hoffman, “The slow component of axonal transport. Identification of major structural polypeptides of the axon and their generality among mammalian neurons,” *The Journal of Cell Biology*, vol. 66, no. 2, pp. 351–366, Aug. 1975.
- [36] K. Chiba et al., “Robotic Finger Rehabilitation Support Device for Home Use - An Analysis of the Effect of Finger Rehabilitation for the Upper Limb Function Recovery,” *International Journal of Mechanical Engineering and Robotics Research*, vol. 5, no. 4, pp. 288–294, Oct. 2016.
- [37] 嘉戸直樹 and 伊藤正憲, “運動学習はここまでわかった,” *関西理学療法*, vol. 8, pp. 49-52, 2008.
- [38] A. Ramos-Murguialday et al., “Brain-machine interface in chronic stroke rehabilitation: A controlled study: BMI in Chronic Stroke,” *Annals of Neurology*, vol. 74, no. 1, pp. 100–108, Jul. 2013.



## 研究業績

### A. 学位に關与する業績

[1]K. Chiba et al., “Robotic Finger Rehabilitation Support Device for Home Use - An Analysis of the Effect of Finger Rehabilitation for the Upper Limb Function Recovery,” International Journal of Mechanical Engineering and Robotics Research, vol. 5, no. 4, pp. 288–294, Oct. 2016.

[2]K. Chiba et al., “Effects of Searching Task on Spinal Cord Excitability for Finger Function Recovery Training with Robotic Device,” in The 2015 Biomedical Engineering International Conference (BMEiCON-2015), Pattaya, Thailand, 2015, p. D2R3AE1-5.

### B. 国際会議・ジャーナル

[1]K. Yamamoto, Y. Furudate, K. Chiba, Y. Ishida, and S. Mikami, “Home Robotic Device for Rehabilitation of Finger Movement of Hemiplegia Patients,” in 2017 IEEE/SICE International Symposium on System Integration, Taipei, Taiwan, 2017, p. TuE1.3:1-6.

[2]Y. Furudate, K. Yamamoto, K. Chiba, Y. Ishida, and S. Mikami, “Quantification Method of Motor Function Recovery of Fingers by Using the Device for Home Rehabilitation,” in 2017 IEEE 39th Annual International Conference of the Engineering in Medicine and Biology Society, Jeju Island, Korea, 2017, pp. 3872–3875.

### C. 学会発表

[1]大貫奈々美, 古館裕大, 山本一希, 千葉馨, 石田裕二, 三上貞芳, “指先を対象とした家庭で広く利用できるリハビリテーション支援デバイス の機構開発,” Japan AT フォーラム 2017 函館 ポスター発表論文集, 函館, 北海道, 2017, pp. 1–2.

[2]古館裕大, 山本一希, 千葉馨, 石田裕二, 三上貞芳, “指先を対象とした家庭用リハビリデバイスにおける示指と母指の分離運動に着目した定量化手法の検討,” 第33回ライフサポート学会大会, 第17回日本生活支援工学会大会, 日本機械学会 福祉工学シンポジウム 2017, 東京都文京区, 2017, pp. 1C-3-7.

[3]山本一希, 古館裕大, 千葉馨, 石田裕二, 三上貞芳, “指の随意運動を対象とした作業療法リハビリを支援する簡便な家庭向けデバイス,” 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会 2017, 福島県郡山市, 2017, pp. 2P1-O12(1-4).

[4]古館裕大, 山本一希, 千葉馨, 石田裕二, 三上貞芳, “指先を対象とした家庭用リハビリデバイスにおける麻痺の回復度の自動測定システム,” 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会 2017, 福島県郡山市, 2017, pp. 2P1-O10(1-4).

[5]古館裕大, 山本一希, 千葉馨, 石田裕二, 三上貞芳, “指先を対象とした家庭用リハビリテーションデバイスにおける麻痺の回復度定量化に関する研究,” 第32回ライフサポート学会大会, 第16回日本生活支援工学会大会, 日本機械学会 福祉工学シンポジウム 2016, 宮城県仙台市, 2016, pp. 266-269.

[6]山本一希, 古館裕大, 千葉馨, 石田裕二, 三上貞芳, “指の随意運動を対象とした作業療法リハビリを支援する簡便な家庭向けデバイス,” 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会 2016, 神奈川県横浜市, 2016, pp. 2A2-03a1(1-4).

## 目次

図 1 Nudo らの人工的に脳梗塞を作ったリス猿の不活性性上肢の実験 .....	16
図 2 脳動脈.....	17
図 3 ウィリス大脳動脈 .....	18
図 4 動脈の還流領域 .....	19
図 5 (左) 片麻痺の状態像と (右) 上位ニューロンの障害部位と麻痺の状態 .....	20
図 6 ブロードマンの脳地図 一部 .....	21
図 7 意図から運動までのフロー .....	221
図 8 脳 CT 画像 左被殻出血.....	22
図 9 片麻痺の状態図 .....	24
図 10 深部腱反射の仕組み 上腕二頭筋反射.....	25
図 11 感覚神経の入力図 (上行性神経路) .....	27
図 12 能動的触覚と受動的触覚の MRI.....	29
図 13 筋力評価と片麻痺評価 (ブルンストロームステージ) の関係性 .....	31
図 14 脳波形を用いた BIM .....	34
図 15 リハビリテーション装置 .....	36
図 16 ホムンクルスによる感覚野と運動野の機能 .....	37
図 17 乳児の体幹機能と四肢の関係 .....	39
図 18 F 波の詳細.....	40
図 19 手指リハビリテーション AMEDEO .....	43

図 20	外骨格型パワーアシスト .....	44
図 21	ソフトアクチュエータ .....	44
図 22	山本らが作成した家庭用手指リハビリテーション支援装置.....	45
図 23	装置に手を置いたりハビリテーション構えの図.....	46
図 24	徒手（検査者による）連合反応の誘導の方法.....	48
図 25	機器の動作とセンシングについて.....	49
図 26	圧力センサと鍵盤の関係 .....	50
図 27	鍵盤が圧力センサを稼働させる図.....	50
図 28	ロードセルと歪ゲージの関係 .....	51
図 29	歪ゲージ .....	51
図 30	手指の持ち上げとギアモータ .....	52
図 31	患者に実装した機器 指上げ中 .....	52
図 32	スタートからインジケータまでを表示する UI.....	53
図 33	探索課題アタッチメントのサーボモータ図 1 .....	54
図 34	実際の探索課題アタッチメントのサーボモータ図 2 .....	55
図 35	アタッチメントが回転して別の面の課題を提示する.....	55
図 36	機器のリハビリテーション手順 .....	56
図 37	装置のシステム構築図.....	57
図 38	歪ゲージ，ロードセル，計装アンプの回路図.....	57
図 39	ブルンストロームステージⅢおよびⅥと健常者のセンシングエピソード.....	59

図 40	BMI 概略図 .....	62
図 41	IVES .....	62
図 42	手指リハビリテーション支援装置 母指の連合反応センシング .....	63
図 43	左手用家庭用手指リハビリテーション装置 .....	64
図 44	計測肢位 1 .....	66
図 45	計測肢位 2 .....	66
図 46	重量覚検査用圧力計 .....	67
図 47	指のポジション .....	67
図 48	グループ間の平均値の推移 .....	70
図 49	肘出力 個人のデータ .....	70
図 50	指出力 個人のデータ .....	71
図 51	誘発筋電装置での F 波計測 .....	77
図 52	誘発筋電装置での F 波計測 .....	77
図 53	探索課題図形 .....	78
図 54	安静時グループ F 波 .....	81
図 55	探索時グループ F 波 .....	81
図 56	探索時 F 波の状態 .....	82
図 57	安静時 F 波の状態 .....	82
図 58	Schmidt のスキーマ理論 .....	88
図 59	運動単位 .....	91

図 60 左図 下腿腓腹筋 右図手指虫様筋 ..... 92

# 表目次

表 1	感覚の種類と受容器.....	28
表 2	片麻痺の評価 ブルンストロームステージ.....	30
表 3	共同運動の状態.....	30
表 4	古舘ら実験のデータセット .....	59
表 5	肘出力群と指出力群 グループ平均値.....	69
表 6	試行回数とグループの平均..... エラー! ブックマークが定義されていません。	
表 7	探索時および安静時 f 波のデータ .....	85
表 8	運動単位.....	90
表 9	段階的学習 .....	94