

博士論文

巧緻性と固有感覚の
定量的評価システムの開発

Development of Quantitative Evaluation System
of Skillfulness and Proprioception

2014年1月

山崎 一徳

目次

第1章 序論	1
1.1 背景	1
1.1.1 超高齢社会における医療・介護・リハビリテーション	1
1.1.2 科学的根拠に基づくリハビリテーションの重要性	2
1.1.3 リハビリルネッサンス研究会	3
1.2 巧緻性と感覚運動統合機能の定量的評価	4
1.2.1 巧緻性と感覚運動統合機能とリハビリテーション	4
1.2.2 巧緻性の定量的評価に関する先行研究	7
1.2.3 感覚運動統合機能の定量的評価に関する先行研究	8
1.2.4 固有感覚の定量的評価に関する先行研究	8
1.2.5 本研究における定量的評価システムの新規性	9
1.3 本研究の目的	12
1.4 本論文の概要	12
第2章 下肢動作における巧緻性の定量的評価	15
2.1 はじめに	15
2.2 下肢動作の計測システム	16
2.2.1 目的	16
2.2.2 計測システム	16
2.3 下肢動作の巧緻性の定量的評価法	18
2.3.1 目的	18
2.3.2 評価法	18
2.3.3 臨床試験の被験者と方法	20
2.3.4 臨床試験の結果と考察	21
2.4 おわりに	23

第3章	下肢動作における固有感覚の定量的評価	25
3.1	はじめに	25
3.2	感覚運動統合機能と固有感覚の定量的評価法	25
3.2.1	目的	25
3.2.2	評価原理	26
3.2.3	定量的評価法	27
3.3	定量的評価指標を選定するための臨床試験	30
3.3.1	目的	30
3.3.2	臨床試験の対象者と方法	31
3.3.3	実験結果と考察	33
3.4	提案評価法の有効性検証のための臨床試験	37
3.4.1	目的	37
3.4.2	臨床試験の対象者と方法	37
3.4.3	中年健常者群と患者の比較結果と考察	37
3.5	ロンベルグ率との比較	41
3.6	おわりに	43
第4章	精密把握動作における巧緻性の定量的評価	45
4.1	はじめに	45
4.2	巧緻性評価のための重量可変式把握力計測システム	46
4.2.1	目的	46
4.2.2	把握力計測システム	47
4.2.3	重量可変システム	52
4.3	把握力の調整実験	53
4.3.1	目的	53
4.3.2	実験方法	53
4.3.3	実験結果	56
4.4	巧緻性の定量的評価法	56
4.4.1	目的	56
4.4.2	定量的評価法の提案	56
4.4.3	評価結果	58

4.5	おわりに	59
第5章	精密把握動作における固有感覚の定量的評価	61
5.1	はじめに	61
5.2	把握力の計測システム	61
5.2.1	目的	61
5.2.2	評価原理	61
5.2.3	ハードウェアの仕様	62
5.2.4	iWakka Type L	65
5.2.5	iWakka Type S	68
5.2.6	性能評価の結果・考察	72
5.3	把握動作による iWakka の検証実験	73
5.3.1	目的	73
5.3.2	検証実験の方法	73
5.3.3	検証実験の結果と考察	74
5.4	おわりに	77
第6章	結論	79
6.1	本研究のまとめ	79
6.1.1	第2章, 第3章のまとめ	79
6.1.2	第4章, 第5章のまとめ	79
6.1.3	本研究で得られた成果	80
6.2	今後の課題と将来の展望	81
6.2.1	下肢動作における巧緻性と固有感覚の定量的評価システム	81
6.2.2	精密把握動作における巧緻性と固有感覚の定量的評価システム	82
6.2.3	課題指向型トレーニングを実現するためのリハビリテーション支援 機器	82
	参考文献	85
	謝辞	93
	研究業績	95

図リスト

1.1	Sensorimotor integration function and somatic sensation	5
1.2	Mechanism of voluntary movement	6
1.3	Comparison between this study and the previous study	11
2.1	Rehabilitation system of lower limb	17
2.2	Ten evaluating stages	19
2.3	Explanatory drawing of evaluating stages of sensorimotor integration function	20
2.4	Results of attainment time of Subject 1	22
2.5	Results of attainment time of seven subjects of deteriorated after surgery .	22
3.1	Evaluation method of proprioception	26
3.2	Four evaluating courses	28
3.3	Explanatory drawing of evaluating courses of proprioception	28
3.4	Results of attainment time	34
3.5	Results of deviation	34
3.6	Results of difference between attainment time with/without vision information	35
3.7	Results of ratio between attainment time with/without vision information .	35
3.8	Results of difference between accumulated deviations with/without vision information	36
3.9	Results of ratio between accumulated deviations with/without vision infor- mation	36
3.10	Results of attainment time	39
3.11	Results of deviation	39
3.12	Results of difference between accumulated deviations with/without vision information	40
3.13	Results of ratio between accumulated deviations with/without vision infor- mation	40

3.14	Mean of Romberg quotient according to age [48]	42
3.15	Reallyrelationship between the romberg quotient [48] and the results obtained by this evaluation method	42
4.1	Grip device	48
4.2	Block diagram of measurement system	49
4.3	Measurement system	49
4.4	Display monitoring	50
4.5	Characteristics of output voltage and reaction force	51
4.6	Characteristics of deformation and reaction force	51
4.7	Measurement device for added weight	52
4.8	Lift-up motion of grip device	53
4.9	Experimental equipment	54
4.10	Results of measurement	55
4.11	Quantitative evaluation of adjustment ability of grip force	57
4.12	Results of adjustment ability of grip force	58
5.1	Evaluation method of sensorimotor integration function	62
5.2	Definition of width of deformation	63
5.3	Structure of measurement device “ iWakka ”	64
5.4	Slide structure	64
5.5	Theoretical characteristics of deformation and reaction force	67
5.6	Measurement device “ iWakka ”	69
5.7	Comparison of characteristics of deformation and reaction force between simulation and real object	70
5.8	Characteristics of deformation and output voltage	70
5.9	Comparison of characteristics of deformation and reaction force between Type L and Type S	71
5.10	Deformation of leaf spring	71
5.11	Comparison of characteristics of deformation (4 - 7 mm) and reaction force between Type L and Type S	74
5.12	Scene of experiment	75

5.13 Mean and standard deviation of reproduction of error value ($N = 12$) . . . 76

表リスト

3.1	Case of experiments	32
3.2	Information of young subjects	32
3.3	Information of old subjects	32
5.1	Spring constant of Type Ls	67

第1章

序論

1.1 背景

1.1.1 超高齢社会における医療・介護・リハビリテーション

我が国の総人口は、2013年6月1日現在、1億2,732万5千人であり、このうち65歳以上の高齢者人口は過去最高の3,156万3千人である [1]。内閣府がまとめた平成24年版高齢社会白書によると [2]、総人口に占める65歳以上の割合を示す高齢化率は23.3%にのぼり、2007年以降、超高齢社会に突入している。今後、総人口が減少するなかで、高齢化率は上昇すると予測されており、2060年に高齢化率は39.9%に達し、国民の2.5人に1人が65歳以上となることが予測されている。しかし、日常生活に制限のない期間とされる健康寿命の伸びは小さく、高齢者の要介護者等数は、近年、急速に増加している。また、高齢者の生活を支えるために、20～64歳の現役世代の医療費負担も増加しており、2010年では高齢者1人を支える現役世代（20～64歳）は2.6人であるが、2060年には、高齢者1人を支える現役世代は1.2人となることが予測されている。これらの高齢化率の上昇は、アジアや欧米諸国と比較しても群を抜いて高い。一方で、世界的にも高齢化が進むため、各国が知恵を出し合い協力して取り組むべき課題として認識されている [2]。

高齢者の増加に伴い、身体能力の低下や各種疾患等により日常生活で何らかの支援を要する人も増加するため、年金・医療・福祉など日本の財政事情悪化の大きな要因となっている。我が国においては、国の一般歳出に占める社会保障関係費の割合が5割を超えており、毎年1兆円規模の社会保障の自然増が不可避となっている現状がある。特に、2025年は、団塊世代の全てが75歳以上の後期高齢者となり、総人口に占める75歳以上が20%を超えるため、医療や介護の需要が急増する。来たる2025年に向けて、2年ごとの診療報酬改定と3年ごとの介護報酬改訂、ならびに5年ごとの医療計画の見直しを経て、効率的で質の高い医療・介護の提供体制の構築および、地域包括ケアシステムの構築を目指している [3] [4]。これらの実現のために、「入院医療の機能分化・強化」、「医療機関間および医療と介護の連携強化」、「在宅医療の充実」を図る必要があり、患者の早期回復を目的とした

急性期リハビリテーションの充実・強化，ならびに患者の在宅復帰を目的とした亜急性期リハビリテーションの充実・強化，住み慣れた在宅を基本とした生活の継続を目指す地域包括ケアシステムの構築，要介護状態になる高齢者の減少を目的とした介護予防・重度化予防のための訪問リハビリテーションや通所リハビリテーションの充実・強化が重要視されている [5] [6].

1.1.2 科学的根拠に基づくリハビリテーションの重要性

リハビリテーションの語源は，ラテン語で，re（再び）+habilis（適した）であり，「再び適した状態になること」，「本来あるべき状態への回復」などの意味を持つ．このため，病院やリハビリテーション施設で見られる機能回復のためのトレーニング（関節の曲げ伸ばしやマッサージ，歩行訓練など）などの治療のみならず，より良い人生を送ることができるように患者を支援することも含む [7]. したがって，リハビリテーションは，健康な高齢者の増加のためや，障がい者が社会活動に貢献できる社会体制の構築のためには欠かせないものである．

リハビリテーションの臨床現場では，リハビリテーションを必要とする高齢者や障がい者に対して，種々の検査と評価の結果からトレーニングプログラムの設計を行い，患者一人一人の状態に適したトレーニングを行うことが一般的である．

検査や評価の実際は，療法士が患者の身体動作を観察した結果や計測した結果を基に評価を行うことが一般的である．例えば，関節機能を評価するための関節可動域（Range of motion, ROM）の検査では，身体の各関節が傷害などを起こさずに運動できる範囲（角度）を示す [9]. しかし，この評価は療法士の検査スキルが影響するため，療法士ごとに評価結果が異なり，再現性と客観性も欠けてしまう．また，片麻痺の回復段階を6段階で順序付けたブルンストロームステージ（Brunnstrom stage, Brs）は [9]，療法士間で最も使用されている臨床的評価指標の一つであるが，評価結果が変化なしでも歩行の改善が見られるなど，順序尺度としての信頼性と妥当性が十分でないと言われている [10]. したがって，これらの評価結果は，療法士の経験に依存することとなり．療法士ごとにばらつきが生じ，客観性に欠けてしまう問題が指摘されている．

近年，患者の早期回復と効果的な治療を目的として，科学的根拠に基づく医学（Evidence based medicine, EBM）によるリハビリテーションの重要性が謳われており [11]- [14]，臨床現場では，身体能力，ならびに身体機能の低下度合いを知ることのできる定量的評価法や効果の高い治療法の開発が強く望まれている．特に，療法士の経験に依存していた身体

機能の評価を定量的な情報とするためには、工学の支援が必要不可欠である。工学技術により、リハビリテーションによる治療効果の定量的評価が実現できれば、評価の再現性と正確性の向上と効果的な治療法の開発へと繋がり、リハビリテーションの効率化を図ることができる。このため、療法士の負担軽減、ならびに患者の早期回復を実現できる。さらに、2025年を見据えた効率的で質の高い医療・介護の提供体制の構築、ならびに地域包括ケアシステムの構築に寄与できると考える。

1.1.3 リハビリルネッサンス研究会

これまでに提案されてきたリハビリテーション支援機器の多くは、リハビリテーションの臨床現場のニーズに基づいていないと言われることが多い。この理由は、臨床現場におけるニーズを工学研究者が十分に把握できていないからであり、医工連携の難しさと、リハビリテーション支援機器の研究開発における課題が指摘されている [15] [16] [17]。

このような状況の中で、名古屋工業大学森田研究室では、2007年から療法士らとの医工連携によるリハビリテーション支援機器の研究開発を行っている。筆者は、2008年4月から森田研究室に所属しており、療法士らとの医工連携に携わってきた。以下に、森田研究室における医工連携の取り組みについて説明する。

2009年に森田教授は療法士らと一緒に、真の意味でのマッチングから、真に役立つリハビリテーション支援機器の開発を目指した「リハビリルネッサンス研究会 [18]- [20]」を立ち上げた。同年、中部イノベーション創出共同体の提案型連携構築事業において「事業名：工学的アプローチに基づくリハビリ機器開発のための連携体制の構築」を立ち上げた。ここでは、工学研究者と療法士との相互理解を深め、連携体制を構築した。2011年には、公益財団法人中部科学技術センターの地域産業の競争力強化を目指した新産業発掘のための調査事業である分野特化型勉強会事業において「事業名：リハビリテーション実務者ニーズによる機器開発のための勉強会」を立ち上げた。ここでは、機器の商品化を目指すために、産業界も含めたリハビリ・工学・産官学の連携体制を構築した。さらに、2012年には、これまでの連携活動を実質化するために、地域新成長産業創出促進補助金事業「中部ヘルスケア分野産業振興促進ならびに事業化支援事業」体制強化事業勉強会（採択事業者：(株)CLINICAL STUDY SUPPORT）の中で「訓練装置開発における関連法規に関する勉強会」を立ち上げた。ここでは薬事法を勉強すると同時に、4つのリハビリ支援機器開発プロジェクトを立ち上げ、それぞれに薬事法に基づく医療機器認可を受けるまでのロードマップを策定した。4つのプロジェクトを以下に示す。

- 1) 負荷抵抗訓練支援ロボット開発プロジェクト
- 2) 起立訓練支援ロボット開発プロジェクト
- 3) 手指感覚運動統合機能の訓練評価システム開発プロジェクト
- 4) 下肢感覚運動統合機能の訓練評価システム開発プロジェクト

以上の医工連携の取り組みの中で筆者が感じたことを述べた後、本論文との関連性をまとめる。これまでに関わってきた療法士のニーズをまとめると、身体機能や治療効果の定量的評価ツールの実現に集約される。これは、前節でも述べたように非常に重要であり、臨床現場における潜在的ニーズと言える。特に、臨床現場では、安価かつ簡便で扱いやすいツールが望まれており、高価で複雑な機器や装置は望まれていないようである。また、療法士のマンパワーの不足を補うためだけのツールは望まれていない。つまり、療法士の仕事を奪うような療法士の代替ツールではなく、治療スキルや効率を向上させるための支援ツールが望まれているようである。これらのニーズは、臨床現場における潜在的なものであるが、療法士自身も課題であると認識できていない場合も多い。さらに、有用なツールを開発するためには、臨床現場での利用を念頭に置いて改良を重ねる必要がある。そのため、療法士には開発機器のユーザーのみとしての立場ではなく、開発者の一員として参画してもらうことが非常に重要であると考えている。

本論文で示す成果は、先述の4つのプロジェクトのうち、3) 手指感覚運動統合機能の訓練評価システム開発プロジェクトと、4) 下肢感覚運動統合機能の訓練評価システム開発プロジェクトの2つに関係するものである。いずれの研究成果も、開発の初期段階から療法士が開発者の一員として参画しており、療法士が抱える臨床現場の潜在ニーズを掘り起こし、これらのニーズから工学的仕様を策定することを経て、リハビリテーション支援機器の研究開発を進めている。

1.2 巧緻性と感覚運動統合機能の定量的評価

1.2.1 巧緻性と感覚運動統合機能とリハビリテーション

生活の質 (Quality of life, QOL) を考える上で、日常生活でよく見られる階段昇降などの下肢動作や、コップの把持などの把握動作は非常に重要である。人間がこれらの動作を行う際、主に視覚 (Visual sense)、体性感覚 (Somatic sensation) などの感覚機能のフィードバックを必要とする [21]。このような状況に合わせて巧みに動作を調整する能力を巧緻性と呼び [22]、この能力を発揮するためには感覚機能と運動機能とそれらを統合する機能

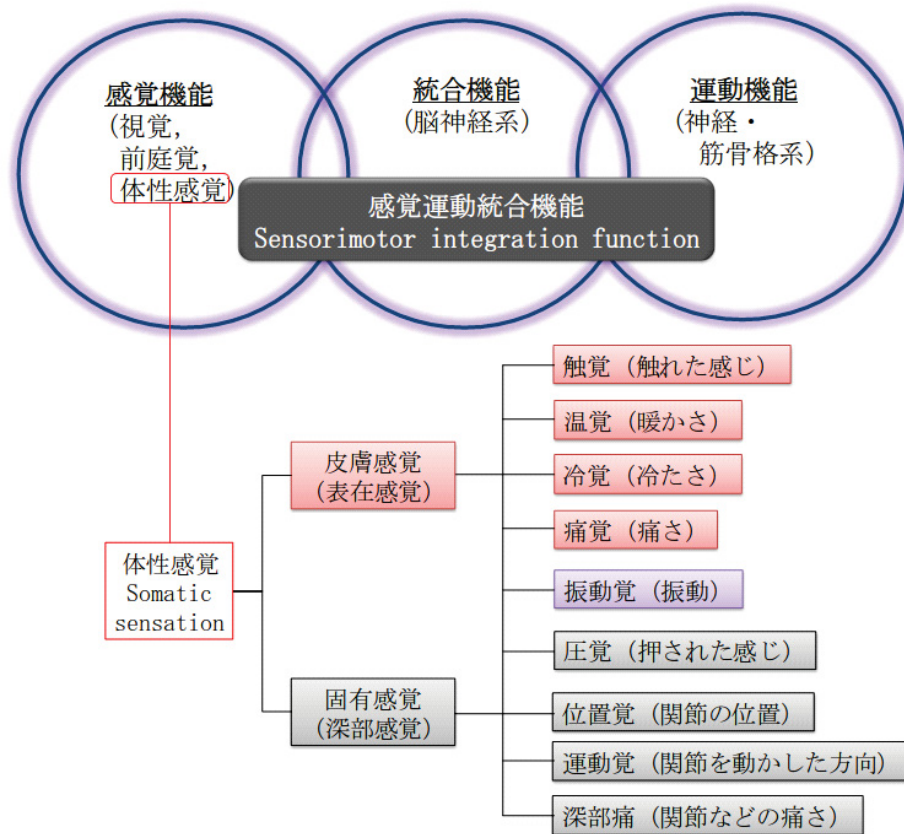


Fig. 1.1 Sensorimotor integration function and somatic sensation

から構成される感覚運動統合機能 (Sensorimotor integration function) が必要である。ここで、感覚運動統合機能と体性感覚の分類を Fig. 1.1 に示す。視覚は外界構造の認識を行うためのセンサ、前庭覚は運動に伴う内耳の傾きを感知するセンサである。また、体性感覚は皮膚感覚 (Skin sensation) と固有感覚 (Proprioception) からなる。皮膚感覚は皮膚表面への身体外部からの刺激を感知するセンサであり、固有感覚は各関節の角度や運動方向といった身体内部からの運動情報を感知するセンサである。運動の制御に大きく関係する体性感覚においては、皮膚感覚における触覚と、固有感覚における圧覚と位置覚と運動覚が考えられる。しかし、日常生活での動作を想定した時、皮膚感覚と固有感覚を切り分けて扱うことは困難である [23]。例えば、手指による対象物の把握動作では、対象物の反力から皮膚表在の触覚受容器のみならず深部の圧覚受容器も刺激される。このように触覚と圧覚の両感覚を明確に切り分けることは困難であるため、一般的には触圧覚として取り扱われることが多い [23] [24]。

人間が下肢動作や把握動作を行う際の運動メカニズムと感覚運動統合機能の働きを Fig.

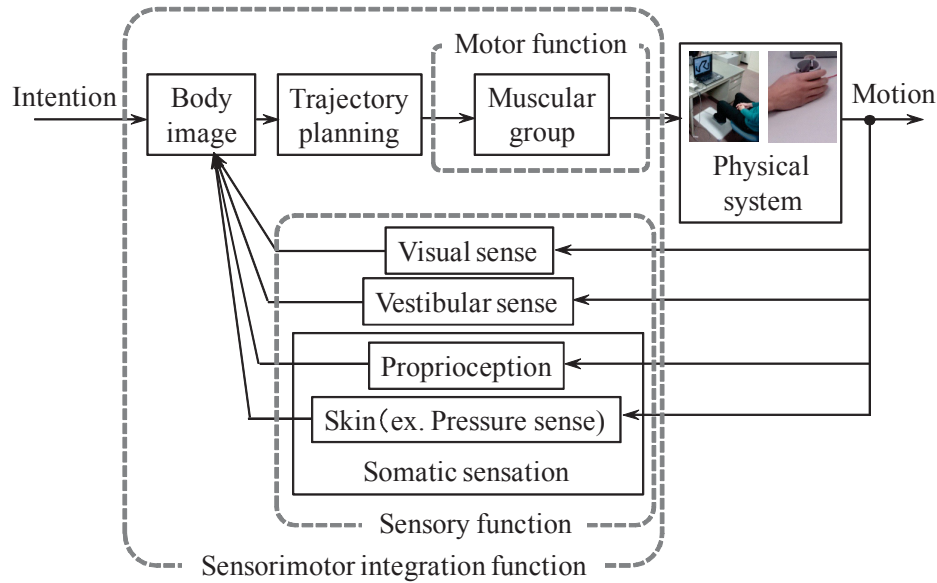


Fig. 1.2 Mechanism of voluntary movement

1.2 に示す [26]- [32]. この運動メカニズムのブロック線図は、人間が正確な随意運動を遂行する際、脳内で目標に向けた軌道を生成した上で、それを運動指令として神経系を通じて運動機能である筋骨格系に伝えている様子を示している。体性感覚、視覚、前庭覚の感覚情報を脳へとフィードバックし、再度軌道を生成し、運動指令を出力することにより随意運動の正確性を上げている。この脳内における軌道を生成し、運動指令を出力する過程の機能を運動指令生成機能とよぶ [33]。したがって、人間は運動実施後の各感覚情報を脳へとフィードバックして運動学習することにより [26]- [30]、動作の巧緻性を獲得し、巧緻性を発揮している。なお、感覚運動統合機能という用語について、参考文献 [26]- [30] では、Ability to coordinate exertion of force [26]、随意運動の筋収縮過程はフィードバック機能を有している [27]、脳の運動制御系モデル [28]、Simple multimodal feedback model、あるいは Multisensory integration [29]、並列階層制御神経回路 [30]、と様々な用語で表現されており統一されていない。このため、本論文では、これらの身体機能を感覚運動統合機能と呼んでいる。

加齢や外傷・疾病により感覚運動統合機能が低下すると、巧緻性も低下するため、日常生活に支障をきたし QOL の低下のみならず、転倒事故などの危険度が上昇する。このため、巧緻性を向上させるためのリハビリテーションが必要となる。特に、巧緻性を効率良く向上させるためには、低下した運動機能、あるいは感覚機能にまで細分化して評価を行い、低下した感覚機能のリハビリテーションを集中的に行うことが望ましい。しかし、下

肢動作や把握動作に関する巧緻性の定量的評価法は確立されていない。また、低下した感覚機能を特定するためには、感覚に対して刺激を与える必要がある。特に、固有感覚は、筋肉や関節などの深部に存在する感覚であるため、刺激を与える方法と評価法が確立されていない。

以上より、下肢動作と把握動作における巧緻性、ならびに固有感覚の定量的評価法を確立できれば、療法士がトレーニングプログラムを設計する際の支援となり、質的にも量的にも充実したリハビリテーションの提供が実現できると考える。

1.2.2 巧緻性の定量的評価に関する先行研究

巧緻性の定量的評価に関する先行研究について紹介する。

下肢動作における巧緻性の定量的評価に関する研究は見当たらず、歩行動作の定量的評価に関する先行研究は散見される [34] [35]。歩行は、接地している片足を進行方向に移動して再び接地させる下肢動作と、その動作に伴って身体の重心を移動させる体幹動作を繰り返すことにより実現される。一方、転倒を引き起こす要因として、巧緻性の低下が挙げられており [36]、歩行の前段階として、下肢動作における巧緻性の評価とトレーニングは非常に重要である。しかし、歩行や立位が困難な患者に対して、下肢動作の巧緻性を評価することは困難である。このため、歩行動作から細分化された下肢動作において、歩行能力から細分化された巧緻性の定量的評価法の開発が望まれる。

上肢動作における巧緻性の定量的評価に関する研究は多数報告されている。福井らは [37]、タッチセンサを人差し指で反復的に押し当てる課題を被験者に与えて、課題の達成時間と目標位置のずれ、動作力のばらつきを評価する機器を試作することにより、上肢動作の巧緻性を評価した。坪井は [38]、リハビリテーション現場で用いられている上肢の巧緻性評価器具（ペグボード）を使った巧緻動作能力の検査において、検査者による記録と計算作業を支援するシステムを提案することにより、上肢動作の巧緻性を評価した。しかし、どちらの先行研究も、作業後の達成度のみから評価しており、作業中の巧みに動作を調整する能力を評価できていない。さらに、上肢動作から細分化された手指動作における巧緻性のみを評価することができていない。また、中井は [39]、把握動作と上肢運動スキルの関係を解明するための基礎研究として、指腹つまみ、精密把握、強力把握の3様式の把握動作を取り上げ、握力計と動ひずみ計を用いた装置を用いて、運動スキルの観点から各々の運動について、スピード、タイミング、力、圧のスキル要素に分けることにより、手指動作と上肢動作の巧緻性を評価した。しかし、臨床現場で重要視されている、日常生活動作

(Activities of daily living, ADL) の評価とトレーニングへの適用は困難である。このため、日常生活の場面を想定した精密把握動作における巧緻性の定量的評価法が望まれる。

1.2.3 感覚運動統合機能の定量的評価に関する先行研究

感覚運動統合機能，ならびに構成される各機能の定量的評価に関する研究について紹介する。

Fig. 1.2 に示したように，身体能力は身体機能である感覚運動統合機能により発揮される。したがって，感覚運動統合機能の評価するためには，動作の最大パフォーマンスの評価するが良い。このための最も有名な方法として，文部科学省体育局が定めた国民の運動能力を調査するために実施する新体力テスト（スポーツテストとも呼ぶ） [40] が挙げられる。

運動機能の評価するためには，単純な運動における最大発揮力を見れば良い。このための方法として，体力・運動能力調査 [41] における握力計測や，スポーツジムなどに設置されているレッグプレスが挙げられる。

運動に関係する統合機能の評価するためには，非侵襲的脳機能イメージング装置を用いた報告が数多くある [42]- [44]。代表的な装置として，脳磁図（Magnetoencephalography, MEG），陽電子放射断層投影装置（Positron emission tomography, PET），機能核磁気共鳴断層装置（Functional magnetic resonance imaging, fMRI），近赤外分光イメージング装置（Near - nfrared spectroscopy, NIRS）がある。

運動に関係する感覚機能の評価について，視覚と前庭覚と皮膚感覚は評価法が確立されている。視覚は視力検査などによって評価可能であり，前庭覚は眼振検査や体平衡機能検査などによって評価可能である [45]。また，触圧覚は，太さの異なるナイロン製フィラメント（Semmes weinstein monofilaments, SWM）を皮膚に押し当てて，機械刺激による触圧覚閾値を測定する方法によって定量的評価が可能である。SWM は，立位姿勢が困難な患者に対しても適用できるため，簡便かつ定量的な検査器具としてその有用性が報告されている [46] [47]。

1.2.4 固有感覚の定量的評価に関する先行研究

評価法が確立されていない固有感覚の定量的評価に関する研究について紹介する。固有感覚は，皮膚感覚とは違い深部に存在するため，SWM のように外部から刺激を直接与えることが困難である。このため，様々な工夫によって評価が行われている。

各関節における固有感覚の検討方法について、視覚を遮った上で、(1) 他動的に関節を動かした際に動きを最初に感じる能力（関節運動閾値）を測定する閾値法、(2) 一旦、ある位置に設置された関節角度を同一関節で再現する能力（角度再現能）を測定する角度再現法が報告されている [50]。しかし、一般的な臨床現場での利用において、関節角度の正確な計測は非常に困難である。このため、簡便かつ定量的な評価ツールが望まれる。

全身動作である立位保持における固有感覚の評価として、ロンベルグ試験 [48] がある。ロンベルグ試験は、脊髄の後索障害の有無を評価するための神経学的試験であり、静止立位の重心動揺を開眼時と閉眼時で比較した結果から固有感覚を定性的に評価している。さらに、重心動揺計を用いて、重心移動の軌跡長における閉眼立位時と開眼立位時の比（ロンベルグ率）を算出することで固有感覚の定量的評価が可能となる。永谷らは [49]、固有感覚のみが低下した脊髄後索障害患者にロンベルグ試験とロンベルグ率を適用しており、臨床現場において固有感覚を定量的に評価するための有効な方法になり得ると報告している。しかし、立位保持が困難な脊髄後索障害患者はロンベルグ試験の実施が困難であるため、リハビリテーションの早期段階から適用可能な固有感覚の評価法の確立が課題として残されている [49]。また、対象部位については、立位動作に必要な部位ではなく、片下肢ずつに細分化して評価を行うことが望まれる。したがって、立位保持が困難な患者に対して、片下肢ずつ細分化した固有感覚の定量的評価法の確立が望まれる。

一方、上肢の固有感覚の評価について、柳瀬らは [51]、視覚を遮った上で、ある位置に設置された片手の指をもう一方の手の指を合わせる指合わせ試験という手法で脳卒中片麻痺患者の上肢の固有感覚の定量化を試みている。しかし、対象部位を手指関節のみに細分化して評価することは困難である。また、指合わせ試験の評価原理を真似て、片下肢を任意の位置に設置し浮かせたまま状態を維持する動作は高齢者や患者にとって非常に困難である。さらに、巧緻性の定量的評価法と同様に、臨床現場ではADLに対する評価とトレーニングが重要視されている。このため、手指の精密把握動作における固有感覚の定量的評価法の確立が望まれる。

1.2.5 本研究における定量的評価システムの新規性

本研究では、療法士らとの医工連携により、巧緻性と固有感覚の定量的評価システムを開発する。このために、下肢動作と精密把握動作における計測システムを開発し、それぞれの動作における巧緻性と固有感覚の定量的評価法を開発する。本研究と先行研究の比較を Fig. 1.3 に示す。本研究は先行研究と比較して、評価を行う対象部位の細分化、ならび

に評価を行う身体機能と身体能力の細分化を図っている。

下肢動作の計測システムでは、坐位での利用を可能としたシステム構成を実現し、片足に装着したデバイス位置を計測できるようにした。これにより、下肢動作における巧緻性と固有感覚の定量的評価が実現できるとともに、立位保持が困難な患者でもリハビリテーションの早期段階から利用可能となる。また、把握動作の計測システムでは、日常生活でよく見られる精密把握動作を対象とし、把握により把握デバイスに加えられた把握力を逐次計測できるようにした。これにより、精密把握動作における巧緻性の定量的評価が可能となる。また、精密把握動作における固有感覚の定量的評価法の前段階として、精密把握動作時の皮膚感覚と固有感覚に対して異なる感覚刺激を与えられる把握デバイスを開発した。

提案の定量的評価システムは、先行研究の技術的課題を解決し得るものである。従来、療法士の経験に依存していた主観的評価に対して、定量的な情報を提供するとともに、効果的なリハビリテーションのための新たな知見を創出できると考える。また、下肢動作の定量的評価システムは、下肢動作に限らず他の身体部位の複合関節運動に適用可能であり、精密把握動作の定量的評価システムは、把握動作に限らず他の身体部位の単関節運動に適用可能という特徴を有する。ここで、複合関節運動は、肘関節と肩関節を利用した上肢の協調動作など2つ以上の関節を同時に動かす運動を指し、単関節運動は、肘関節や肩関節のみの1つの関節を動かす運動を指す。したがって、本研究成果をシーズとした様々なリハビリテーション機器の実用化や製品化が期待できる。

下肢動作を含む全身における巧緻性と固有感覚の定量的評価に関する研究

		歩行能力の定量的評価		固有感覚の定量的評価	
		全身	下肢	全身	下肢
先行研究	10m 歩行の歩数と達成速度 [34] [35]	○ (立位)			
	閉眼/開眼の立位バランスの比 [48] [49]		対象部位と能力の細分化	○ (立位)	
	閉眼, 関節角度の再現課題 [50]				○ (坐位)
本研究	2章		○ (坐位, 軽度)		
	3章		○ (坐位, 重度)		○ (坐位)

注: 矢印は「対象部位と能力の細分化」(先行研究2行目)から「○ (坐位, 軽度)」(本研究2行目)と「○ (坐位, 重度)」(本研究3行目)へ、「対象部位の細分化」(先行研究3行目)から「○ (坐位)」(本研究3行目)へ、「能力の細分化」(本研究2行目)から「○ (坐位)」(本研究3行目)へ、「対象部位の細分化」(本研究3行目)から「○ (坐位)」(本研究3行目)へ、「定量化」(本研究3行目)から「○ (坐位)」(本研究3行目)へを示しています。

手指動作を含む上肢動作における巧緻性と固有感覚の定量的評価に関する研究

		巧緻性の定量的評価		体性感覚(固有感覚, 皮膚感覚)の定量的評価	
		上肢	手指	上肢	手指
先行研究	閉眼, 指合わせ課題[51]			○ (固有)	
	閉眼, 皮膚への機械刺激[46] [47]			○ (皮膚)	○ (皮膚)
	対象物を移動する課題の達成時間と正確性[37] [38]	○			
	対象物を移動する課題の把握力[39]		○ (基礎)		
本研究	4章		○ (臨床)		
	5章				○ (固有/皮膚)

注: 矢印は「○」(先行研究3行目)から「○ (基礎)」(先行研究4行目)と「○ (臨床)」(本研究4行目)へ、「○ (基礎)」(先行研究4行目)から「○ (臨床)」(本研究4行目)へ、「○ (固有)」(先行研究1行目)から「○ (固有/皮膚)」(本研究5行目)へ、「○ (皮膚)」(先行研究2行目)から「○ (固有/皮膚)」(本研究5行目)へ、「対象部位の細分化」(先行研究3行目)から「○」(先行研究3行目)へ、「機能の細分化」(先行研究3行目)から「○ (固有/皮膚)」(本研究5行目)へ、「能力の細分化」(本研究4行目)から「○ (固有/皮膚)」(本研究5行目)へを示しています。

Fig. 1.3 Comparison between this study and the previous study

1.3 本研究の目的

本研究の目的は、巧緻性と固有感覚の定量的評価システムを開発することである。そのために、下肢動作と把握動作における計測システムを開発する必要があり、巧緻性と固有感覚の定量的評価法を開発する必要がある。各章における目的を以下にまとめる。

第2章 下肢動作における巧緻性の定量的評価システムを開発する。このために、下肢動作の計測システムを開発する。また、下肢動作の計測システムを用いた巧緻性の定量的評価法を開発し、臨床試験から有効性を検証する。

第3章 下肢動作における固有感覚の定量的評価システムを開発する。このために、第2章で開発した計測システムを用いた固有感覚の定量的評価法を開発し、臨床試験から有効性を検証する。

第4章 精密把握動作における巧緻性の定量的評価システムを開発する。このために、把握力の計測システムと重量可変装置を開発する。また、これらの計測システムを用いた精密把握動作における巧緻性の定量的評価法を開発し、臨床試験から有効性を検証する。

第5章 精密把握動作における固有感覚を定量的評価するための把握デバイスを開発する。このために、人間の把握動作に異なる感覚刺激を与えられる把握デバイスを開発し、臨床試験から有効性を検証する。

1.4 本論文の概要

本論文は6つの章で構成されており、各章の概要は以下の通りである。

第1章は序章であり、本研究の背景、ならびに先行研究を説明し、解決すべき課題を挙げ、本研究の新規性と目的を明確にしている。

第2章では、臨床現場のニーズを基に開発した下肢動作の計測システムを説明し、下肢動作の計測システムを用いた巧緻性の定量的評価法、ならびに臨床試験について説明する。下肢動作の計測システムは、坐位にて片足に装着したデバイスを床面上で滑らせて利用するため、立位保持が困難な患者でも利用できる。さらに、デバイスの二次元平面上の動きを逐次計測し、画面にポインタの動きを表示するため、被験者は自身の下肢を直接見なくても、画面上に映し出されたポインタの動きのみから足の動きを認識することができる。ま

た、巧緻性を評価するために難易度の異なる軌跡追従課題を設定し、速さを巧緻性の評価指標とした定量的評価法を開発している。以上の下肢動作の計測装置、ならびに提案評価法の有効性は、巧緻性の低下した脊髄後索障害患者を対象とした臨床試験で検証している。

第3章では、第2章で開発した下肢動作の計測システムを用いた感覚運動統合機能と固有感覚の定量的評価法、ならびに臨床試験について説明する。感覚運動統合機能と固有感覚を同時に評価するために単一方向かつ、正確さを重視する軌跡追従課題を設定している。まず、感覚運動統合機能の評価するために、第2章の巧緻性と同様に課題における速さを評価値とした定量的評価法を提案している。次に、固有感覚を評価するために、課題における正確さを視覚への運動情報のバイオフィードバックの有無で比較している。これらの提案評価法の有効性は、固有感覚の低下により巧緻性が低下した高齢健常者と若年健常者、ならびに同年代同性の脊髄後索障害患者と健常者を対象とした臨床試験で検証している。

第4章では、臨床現場のニーズを基に開発した精密把握動作における把握力計測システムを説明し、計測システムを用いた巧緻性の定量的評価法、ならびに臨床試験について説明する。計測システムの把握デバイスは加えられた把握力の変化する様子を目視できるように弾性体とし、把握力を計測できるように歪みゲージを利用している。また、把握力を調整する課題を設計するために、把握デバイスの持ち上げ高さに応じて重量が時間変化する重量可変装置を開発している。精密把握動作における巧緻性を評価するために、計測システムを用いた巧緻性の定量的評価法を開発し、若年健常者の利き手と非利き手を比較した臨床試験で有効性を確認している。

第5章では、精密把握動作における固有感覚を評価するための把握デバイスについて説明し、提案デバイスの有効性を検証するための臨床試験について説明する。精密把握動作における固有感覚と皮膚感覚を個別に定量的評価するために、把握デバイスの変形量－反力特性について線形特性と飽和特性を実現し、把握時に異なる感覚刺激を与えられるようにしている。把握デバイスの有効性は、変形量－反力特性の違いが若年健常者の把握動作に対して異なる感覚刺激が与えられることを確認することにより検証している。

第6章では、本研究で得られた成果をまとめ、本研究で残された課題を述べると共に今後の展望について言及している。

第2章

下肢動作における巧緻性の定量的評価

2.1 はじめに

第2章と第3章で述べる研究成果は、名古屋大学医学部附属病院リハビリテーション部の理学療法士、ならびに同病院医学部整形外科の脊椎外科医師との共同研究によるものである。ここでは、医工連携のはじまりから研究背景、ニーズに基づく要求仕様の策定と研究目的を述べる。

本研究の医工連携は、2008年春に筆者が名古屋大学医学部附属病院リハビリテーション部が所蔵する図書を借りるために訪問したことがはじまりである。同年5月末頃から、同病院の脊髄髄内腫瘍と脊髄後索障害に関する研究グループが毎週1回開催する論文抄読会に筆者も参加することとなり、リハビリテーションの臨床現場における課題の理解、ならびにニーズの発掘に努めた。ここで、脊髄髄内腫瘍とは、脊髄内に発生した腫瘍を指す。また、脊髄後索障害とは、固有感覚のみの低下により巧緻性の低下を来した特殊な症例を指す。脊髄髄内腫瘍の摘出術は、脊髄後索への一過性のダメージを避けることが難しいため、手術直後には高い確率で固有感覚のみが一時的に低下する [52] と報告されている。

人間が日常生活で下肢動作を行う時、自分の体の動きを目視で確認しなくても実施できる。例えば、階段の昇降動作を行う場合、視覚情報は障害物の確認に利用する程度である。これは、脳が自分の足の位置や動きを、視覚に依らずとも足裏の皮膚感覚や各関節や筋の固有感覚を通して知ることができるからである。このような動作は、Fig. 1.2に示す感覚運動統合機能により実現されている。

加齢や疾病・外傷により、下肢の感覚運動統合機能が低下すると、歩行動作や下肢動作に影響を与え、日常生活に支障をきたす。特に、固有感覚の低下や障害は、動作の巧緻性に悪影響を及ぼし転倒事故の危険度が増加する。また、重度の脊髄後索障害を呈すると、固有感覚の著しい低下により閉眼時に自身の動作を認識できなくなるため、常に動作を目視で確認する必要がある。このため、固有感覚と巧緻性の回復や向上のためのトレーニング、ならびに定量的評価法が強く望まれている。しかし、第1章でも述べたように下肢動作における巧緻性と固有感覚の定量的評価に関する報告は存在しない。一方で、Fassoliら [53],

古荘ら [54], ならびに井上ら [55] は, 上肢で操作するデバイスの動きを画面に表示させる視覚情報のバイオフィードバックを用いたトレーニング・評価機器を提案しており, 感覚運動統合機能が低下した脳卒中片麻痺患者に適用した結果から, 機器による評価結果とトレーニング結果の有効性を報告している. 同様の機能を有する下肢動作のリハビリテーション機器の開発に対する期待は大きく, 実際にこのような機器を作ってほしいというニーズがあった. しかし, 先行研究の手法を下肢動作に適用することは, 機器のサイズとコストの問題から困難であると考えられた.

本研究では臨床現場のニーズに基づき, 下肢動作における巧緻性の定量的評価システムを開発する. 臨床現場のニーズとして, リハビリテーションの早期段階からの利用可能であること, 対象部位を細分化できることが挙げられており, 歩行の前段階として, 任意の進行方向に片足を移動する下肢動作の評価やトレーニングが必要とされている.

本章では, 下肢動作における巧緻性の定量的評価システムを開発するために, 立位保持が困難な患者でも利用可能な下肢動作の計測システム, ならびに下肢動作における巧緻性の定量的評価法を開発し, これらの有効性検証のための臨床試験を行う. 臨床試験では, 固有感覚の低下に伴い下肢の巧緻性が低下した脊髄髄内腫瘍手術患者 (以下, 患者と呼ぶ) を対象に, 提案計測システムと提案評価法の有効性を検証する. また, 次章で述べる固有感覚の定量的評価の前段階として, 提案計測システムによる視覚への運動情報のバイオフィードバック効果も確認する.

2.2 下肢動作の計測システム

2.2.1 目的

本節では, 次節で述べる巧緻性の定量的評価と, 次章で述べる固有感覚の定量的評価のための下肢動作の計測システムを開発することを目的とする. このために, 計測システムは, 筋力の低下などにより立位保持が困難な患者でも利用可能できるように, 坐位姿勢で下肢全体を浮かせる必要がない構造とする. また, 動作中の足の動きを逐次計測できるようにし, 視覚への運動情報のバイオフィードバックと抵抗感の提示を実現する.

2.2.2 計測システム

開発したシステムの外観を Fig. 2.1 に示す. ハードウェアの構成は, ノート PC, 制御ボックス, トレーニングデバイス (以下, デバイスと呼ぶ), ならびにトレーニングボード

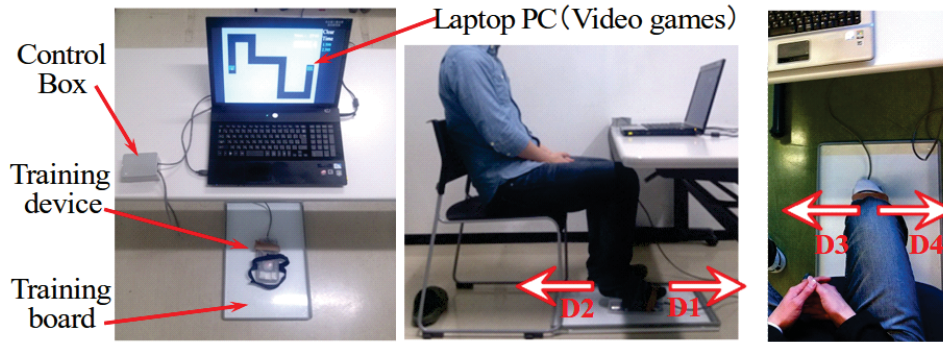


Fig. 2.1 Rehabilitation system of lower limb

からなる。提案計測システムの要求仕様を述べる。まず、坐位でも利用できるように、トレーニングボード上でデバイスを滑らせて動かすことによる使用方法とした。次に、巧緻性を定量的評価するために、デバイスの動きを逐次計測できるようにした。また、感覚運動統合機能を運動機能と感覚機能に細分化して定量的評価するために、デバイスの動きをノート PC の画面に表示する視覚への運動情報のバイオフィードバックを実現した。そして、個々の患者に合わせて課題の難易度を変更するために、デバイスを滑らせて動かす際に抵抗感を与えられるようにし、画面に投影されるコースを変更可能とした。具体的な仕様について下記に示す。

被験者は、坐位にて画面上のデバイス位置（以下、ポインタと呼ぶ）を目視で確認しながら、足裏面に装着したデバイスを床面のトレーニングボード上で動かして操作を行う。ここで坐位とは、Fig. 2.1に示すように、ベッドや椅子の端に両下肢を垂らして腰かける姿勢を指す。なお、このポインタの動が動く移動量とデバイスが動く移動量は、1:1のスケールでデバイスの動きと同期させている。なお、被験者がデバイスを左右に滑らせて動かすとポインタは左右に動き、デバイスを前後に滑らせて動かすとポインタは上下に動く。また、動作中にデバイスを浮かせてしまうと計測できないため、被験者に注意を促す必要がある。

デバイス内には、PCマウスがデバイスの中心に1つと電磁石が四隅に1つずつ組み込まれている。PCマウスを用いることで、デバイスの位置を知ることができる。これにより、ノート PC の画面にデバイスの位置を表示し、足の動きを視覚的に提示することが可能となる。したがって、被験者は自身の下肢を直接見なくても、画面上に映し出されたポインタの動きのみから足の動きを認識することができる。これを視覚への運動情報の提示によるバイオフィードバックと呼ぶ。また、トレーニングボードは鉄製の板であるため、制御ボツ

クス内のマイコンから電磁石をPWM制御することで、電磁石をトレーニングボードとの間に最大10Nの吸引力を働かせることができる。デバイスが動かされる際に提示する吸引力の大きさや提示時間を変更することにより、被験者は停止感や凹凸感などの抵抗感を感じる事が可能となっている。これらの抵抗感により固有感覚への刺激を実現している。

このような足の動きの視覚情報と、足の刺激となる抵抗感の提示方法は、療法士のニーズに応じて容易に変更することが可能であり、様々な疾患に適応できると考えられる。また、提案計測システムは、立位ではなく坐位で行うことにより、転倒事故の危険性が少なく、アクチュエータを使用していないことから安全性も高い。したがって、手術後の比較的早期の段階から適用でき、病室等での自主トレーニングにも利用可能である。さらに、汎用な部品を使うことで低コスト化を実現している。

2.3 下肢動作の巧緻性の定量的評価法

2.3.1 目的

本節では、開発した計測システムによる巧緻性の評価法の有効性を検証することを目的とする。このために、脊髄髄内腫瘍摘出術を受ける患者11名を対象とした経過観察実験を行う。永谷らは、脊髄髄内腫瘍摘出術によって重度の脊髄後索障害と歩行能力の低下を示した患者であっても、およそその退院時期となる術後3週目で歩行能力は術前に近い状態にまで回復し、脊髄後索障害の改善が見られると報告している [49]。そこで、提案計測システムを用いた提案評価法によって、同様の結果が得られるかを確かめることで評価法の有効性を検証する。また、提案計測システムによる視覚への運動情報のバイオフィードバック効果も確認する。

2.3.2 評価法

下肢の巧緻性を評価するために用意した軌跡追従課題の10コースを Fig. 2.2 に示す。Stage 1~Stage 3は直線状のコースであり、Stage 4~Stage 10はコーナーの含まれるコースである。後者のコースはコーナーがあるため、足の運動方向を切りかえる動作が必要となる。被験者は、Stage 1~Stage 10までのコースを各1回ずつ順番に実施する。また、コースの説明を Fig. 2.3 に示す。コースが表示後にスタートボタンを押すとポインタが出現し、経過時間を示すタイマーが表示される。

被験者は、画面に映し出されたポインタを、目視で確認しながらスタート地点からゴー

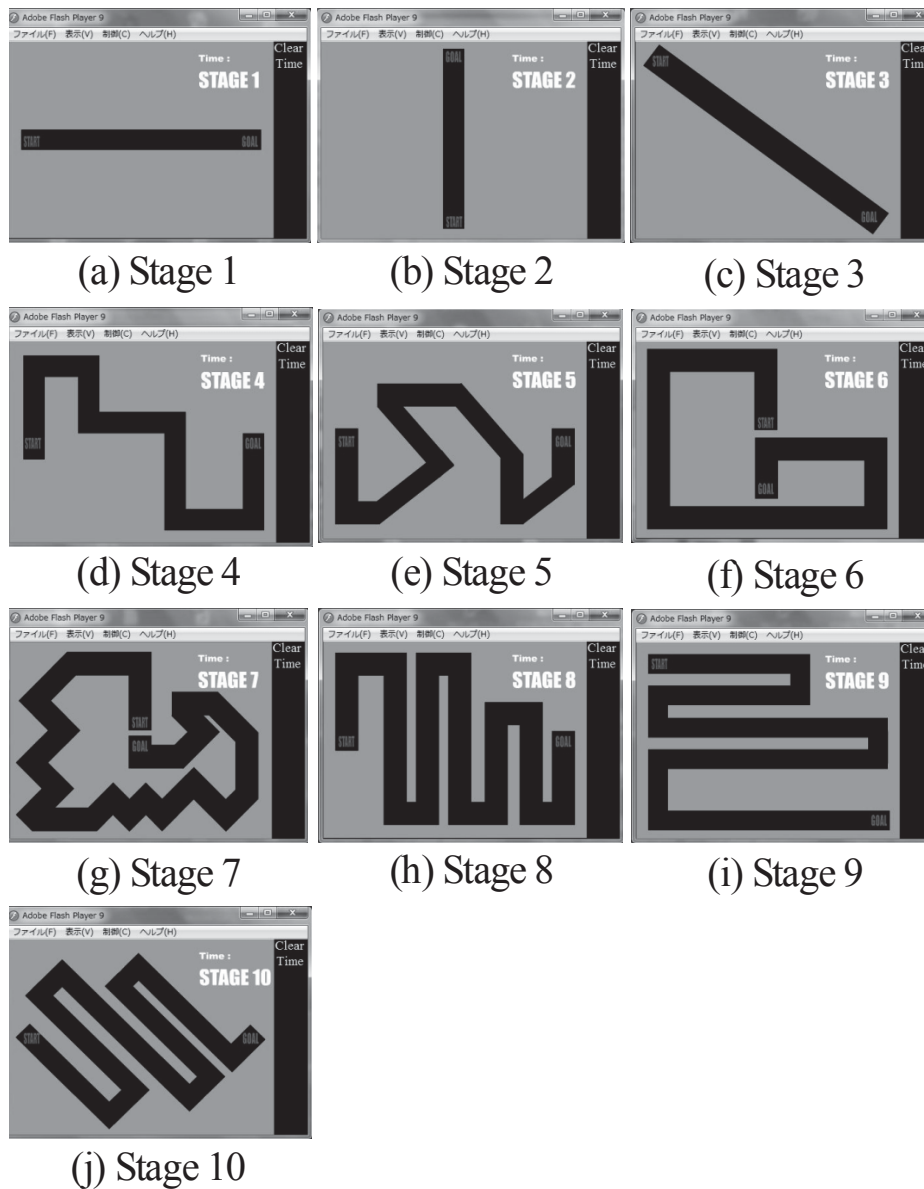


Fig. 2.2 Ten evaluating stages

ル地点まで移動させる。コースから逸脱すると、デバイスがトレーニングボードに吸着するため、被験者は10Nの吸引力に対応した抵抗感を感じる。その結果、コースへの復帰が困難となり、ゴールへの到達が遅れる。このことから、被験者はコースから逸脱しないように下肢動作の正確さが求められる。したがって、下肢動作における巧緻性の定量的評価指標として、全10コースの達成時間の合計値のみを用いる。評価指標が大きいほど、下肢動作の巧緻性が低下していることを意味する。

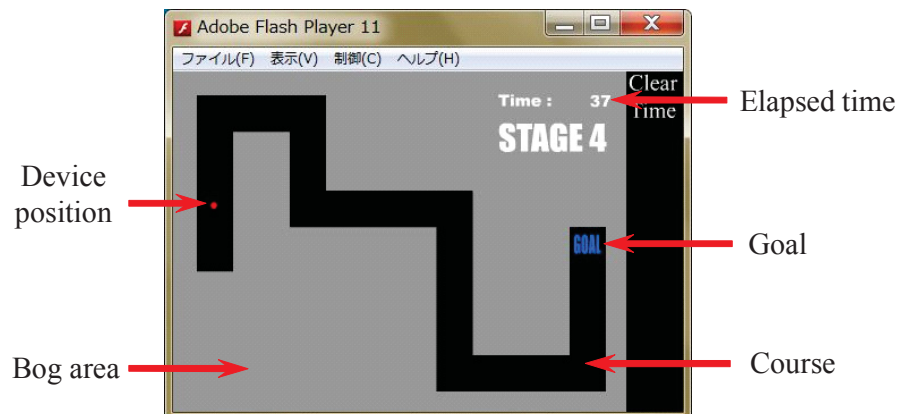


Fig. 2.3 Explanatory drawing of evaluating stages of sensorimotor integration function

2.3.3 臨床試験の被験者と方法

被験者は、脊髄髄内腫瘍の摘出術を受けるために入院した患者 11 名（男性 7 名，女性 4 名，平均年齢 44 ± 17.8 歳，平均入院日数 25.7 ± 8.2 日）とした。また，本研究の趣旨を説明し同意を得られた者を対象とした。なお，重度の筋力低下をきたした患者，研究の主旨を理解できないほどの重度の高次脳機能障害患者，他の整形外科疾患を併発している患者は除外した。

ここで，脊髄髄内腫瘍の摘出術を受けるために入院した患者を対象に選んだ理由と特徴を述べる。巧緻性，ならびに固有感覚の低下の障害が著しい代表的な疾患に，脊髄髄内腫瘍がある。脊髄髄内腫瘍とは，脊髄の中に存在する腫瘍のことを指す。また，脊髄髄内腫瘍の摘出術は，脊髄後索への一過性のダメージを避けることが難しい [52]。その結果，手術直後は高い確率で固有感覚のみが低下するため，巧緻性と固有感覚の評価対象群として，提案評価法の有効性の検証に適している [49]。また，重度の脊髄後索障害を呈すると，著しい固有感覚の低下により閉眼時に自身の身体部位を認識できなくなるため，下肢の動作において目視での確認を常に要する。

全ての患者に対して，療法士のトレーニングプログラムによる下肢の巧緻性の入院から退院の期間での回復過程を，提案計測システムによる巧緻性の定量的評価法を用いて確認する。実験手順として，脊髄後索障害の症状が顕著な足から順番に，両足の測定を実施した。

2.3.4 臨床試験の結果と考察

対象とした11名の患者のうち、5名は手術直後に巧緻性、ならびに固有感覚の低下が見られた。これらの中で最も重度の脊髄後索障害を呈した、60代女性患者の入院から退院までの期間における両方の下肢の結果を Fig. 2.4 に示す。また、5名における脊髄後索障害の影響がより大きく出現した下肢の結果を Fig. 2.5 に示す。Fig. 2.4 と Fig. 2.5 の縦軸は合計達成時間である。Fig. 2.4 の横軸は手術日を0として入院後から退院までの日数を示す。黒色のマーカーは脊髄後索障害がより大きく出現した側の下肢を示している。また、Fig. 2.5 の横軸は術前・術後1回目・退院直前の各時点を示す。

Fig. 2.4 の結果より、どちらの下肢においても術前と退院直前は同程度の達成時間となっていた。また、Fig. 2.5 の結果も Fig. 2.4 と同様の傾向を確認できた。これらの結果は、永谷らの見解 [49] と一致しており、手術による固有感覚の低下と、日々のリハビリテーションによる固有感覚の回復、ならびに下肢動作の巧緻性の回復を捉えていると考える。したがって、提案計測システムを用いた下肢動作の巧緻性の定量的評価法の有効性を確認できた。

また、Fig. 2.5 の患者 No.1, No.2 のように重度の脊髄後索障害を呈した者であっても、画面を介して足の動きを認識することで目的に合わせた下肢動作が実施できた。したがって、提案計測システムによる視覚への運動情報のバイオフィードバック効果を確認できた。

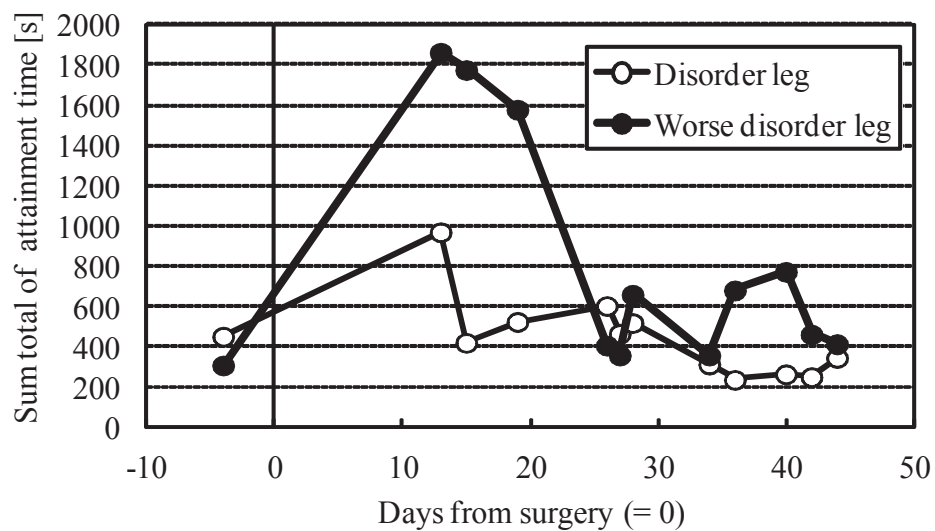


Fig. 2.4 Results of attainment time of Subject 1

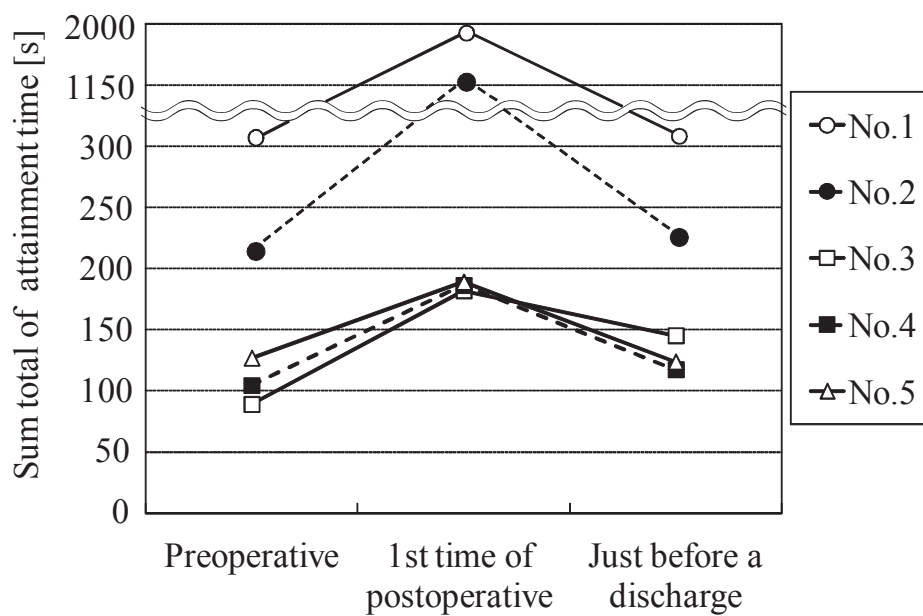


Fig. 2.5 Results of attainment time of seven subjects of deteriorated after surgery

2.4 おわりに

本章では、下肢動作における巧緻性の定量的評価システムを開発した。このために、立位保持が困難な患者でも利用可能な下肢動作の巧緻性の定量的評価のための計測システムを開発した。また、開発した下肢動作の計測システムを用いて、下肢動作における巧緻性の定量的評価法を開発した。定量的評価システムを用いた臨床試験から、提案計測システムを用いた提案評価法の有効性を検証した。本章の成果を以下にまとめる。

1. 坐位でも利用可能な下肢動作の計測システムを開発した。これにより、足に装着したデバイスの動きの逐次計測と、視覚への運動情報のバイオフィードバックと抵抗感の提示を実現した。
2. 提案計測システムを用いた下肢動作における巧緻性の定量的評価法を開発した。巧緻性を1つの評価指標から評価できるようにするために、軌跡追従課題のコースから逸脱した時には抵抗感の提示による時間遅延のペナルティを与えることとした。これにより、速さを巧緻性の評価指標とした。
3. 提案計測システムと提案評価法を用いて、脊髄後索障害患者の入院から退院の期間における下肢の巧緻性を評価した。得られた評価結果と、日々のリハビリテーションによる回復過程、ならびに理学療法士による経験的な評価結果が一致する点から、提案計測システムを用いた下肢動作の巧緻性の定量的評価法の有効性を確認した。
4. 臨床試験では、固有感覚の低下により自身の足を直視しないと動かすことができないほどの重度の脊髄後索障害患者においても、提案計測システムの画面を介して足の動きを認識してもらうことにより目的に合わせた下肢動作が実施できた。これにより、提案計測システムによる視覚への運動情報のバイオフィードバック効果を確認した。

本章で示した成果に対する臨床現場の声をまとめる。患者を担当した理学療法士からは、患者のリハビリテーション意欲の向上が見られた点、病室での自主トレーニング時間が増えた点、Fig. 2.4のように日々の回復過程を確認できる点で好評であった。また、患者からは、ゲーム性があり楽しく取り組める点、日々の回復過程を確認できる点で好評であった。一方で、頑張りすぎてしまう患者においては、血圧などの体調確認が必要であった。特に、評価の実施後は疲労を解消するためのマッサージが必要となる患者もいた。しかし、入院日数が長く使用頻度が多くなった患者は、課題に対するモチベーションの低下が見られた。

モチベーションの低下が評価結果に与えることを避けるために、療法士の指示を仰いで、評価の開始前にこれまでの経過を確認して貰うことでモチベーションのアップを図った。したがって、下肢動作における巧緻性の定量的評価システムを開発して欲しいという臨床現場のニーズに応えることができた。

今後の課題についてまとめる。提案評価法では、下肢動作の巧緻性を評価するための軌跡追従課題として10コースを用意した。しかし、最も重度の患者のように、片足の評価に約30分を要する時も見られた。このため、被験者への精神的な負担によるモチベーションの低下が問題となる。よって、下肢動作の定量的評価が可能な範囲内でコースを選定することにより、被験者の負担を軽減する。また、提案定量的評価システムを療法士などの医療関係者だけでも扱えるようにするため、ユーザビリティの向上を図る必要がある。

最後に、本研究は名古屋工業大学生命倫理審査委員会の承認（承認番号21-007）、ならびに名古屋大学医学部生命倫理委員会の承認（承認番号916）を得て実施した。

第3章

下肢動作における固有感覚の定量的評価

3.1 はじめに

第2章でも述べたように、坐位でも利用可能な下肢動作における巧緻性の定量的評価システムの開発が強く望まれている。また、現状の自主トレーニングでは筋力トレーニングが主流であるが、これのみでは回復効果が得られないとの報告がされており [56] [57]、感覚機能における固有感覚の向上を目的としたトレーニング法の確立、ならびに固有感覚の定量的評価法の確立が強く望まれている。しかし、下肢動作における固有感覚の評価を考えた時、種々の感覚の中から固有感覚のみを分離して評価を行うことは困難である。

第2章では、画面を介して足位置の運動情報を視覚提示するバイオフィードバックによって、患者は自身の足位置を目視しなくても下肢の動作が実施できることを確認した。

本章では、下肢動作における固有感覚の定量的評価システムを開発するために、第2章で開発した計測システムを用いた下肢の感覚運動統合機能、ならびに固有感覚の定量的評価法を開発し、これらの有効性検証のために二つの臨床試験を行う。臨床試験では、まず、固有感覚の低下により巧緻性が低下としたとされる高齢健常者群と若年健常者群を対象に、定量的評価指標を決定する。次に、巧緻性と固有感覚の低下した脊髄髄内腫瘍手術患者（以下、患者と呼ぶ）と、同性同年代の健常者群を対象に、決定した定量的評価指標の有効性を検証する。これらの臨床試験の結果と、固有感覚の定量的評価法の結果 [48] を比較することにより、開発した定量的評価システムの有効性を検証する。

3.2 感覚運動統合機能と固有感覚の定量的評価法

3.2.1 目的

感覚運動統合機能の中でも固有感覚が低下すると、巧緻性が著しく低下するため素早く正確な動作が困難となる。前章では、巧緻性を評価するために、運動方向の切り替えを要するコース、ならびにコースから逸脱するとゴールへの到達が遅れる課題を設定し、動作の速さである課題の達成時間のみを定量的評価指標とした。本節では、下肢動作における

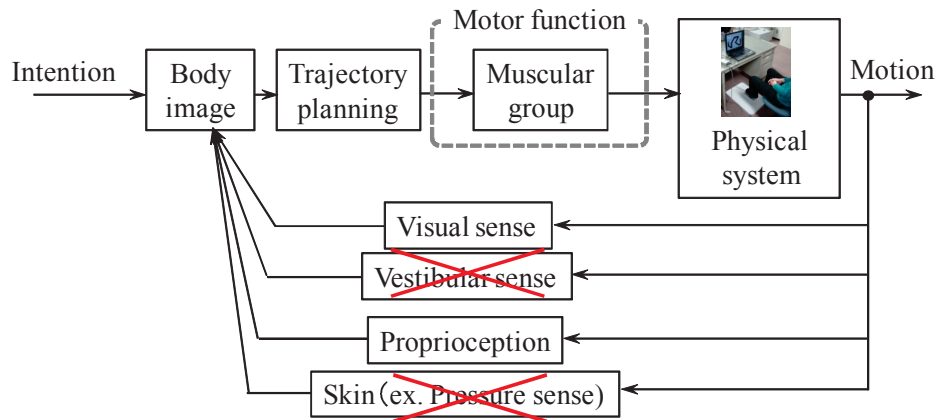


Fig. 3.1 Evaluation method of proprioception

感覚運動統合機能と固有感覚を評価するために、動作の速さに加えて、動作の正確さも定量的評価指標に用いる。また、固有感覚を評価するために視覚への運動情報のフィードバックの有無で比較した結果を用いる。

3.2.2 評価原理

感覚機能における固有感覚を定量的評価するために、Fig. 1.2の運動メカニズムにロンベルグ試験 [48] の基本原理を導入する。ロンベルグ試験とは脊髄の後索障害の有無を評価するための神経学的試験であり、固有感覚の基本的な検査である。この評価手法は開眼時と閉眼時における静止立位の重心動揺を比較するもので、被験者の重心移動の総軌跡長を計測することで定量的評価にも用いられる。そこで本装置を用いた評価においても、開眼と閉眼の状態を視覚への運動情報のバイオフィードバックの有無に対応させて、下肢の固有感覚の低下度合いを評価することが可能であると考えられる。

提案計測システムを用いた固有感覚の評価原理を Fig. 3.1 に示す提案計測システムの動作では、坐位で行うためバランス維持の必要は少ない。このため、前庭覚を支配的には必要としないと考えられる。また、足底に装着したデバイスを適切に動かすという動作では、体性感覚中の皮膚感覚についても支配的には必要としないと考えられる。これらについて、Rossettiらによると、健常者が坐位で行う上肢動作の実現には、特に視覚と固有感覚の情報を利用すると報告しており [31] [32]、提案計測システムを操作する際の下肢動作においても、視覚と固有感覚のフィードバックによって実現できると考える。さらに、視覚への運動情報のフィードバックであるポインタを非表示にして、視覚を強制的に遮断することで、下肢

動作は主に固有感覚を使った動作となる。このため、視覚情報の有・無による下肢動作の違いから固有感覚の評価を行うことが可能となる。

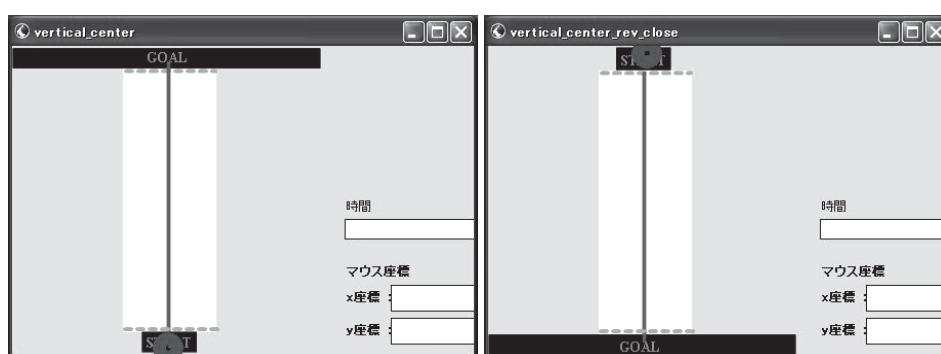
3.2.3 定量的評価法

固有感覚を評価するために用意した4つのコースを Fig. 3.2 に示す。コースの説明を Fig. 3.3 に示す。コース画面の右端には、経過時間とデバイス位置を示すポインタの座標が表示されており、被験者は、画面に映し出されたポインタを、コース中央の目標軌跡に沿わせて移動させ、ゴールラインで停止させる。

固有感覚を評価するためには、視覚情報の有・無による下肢動作の違いを比較する必要があると報告されている [50]。そのため、視覚情報なしでも実施可能なコースとして、単一方向の運動で実現できる極めて簡単なコースとした。この視覚情報を遮断するために、ポインタが非表示のタスクを用意した。Fig. 3.2(a), (b), (c), (d) のコースに沿って足を動かすには、それぞれ股関節の内旋運動、股関節の外旋運動、膝関節の伸展運動、膝関節の屈曲運動が主に必要となる。膝関節の伸展動作と屈曲動作による足の運動方向をそれぞれ Fig. 2.1 の D1 と D2 に示し、股関節の内旋運動と外旋運動による足の運動方向をそれぞれ Fig. 2.1 の D3 と D4 に示す。



(a) Course 1 for stage 1, 5 (b) Course 2 for stage 2, 6



(c) Course 3 for stage 3, 7 (d) Course 4 for stage 4, 8

Fig. 3.2 Four evaluating courses

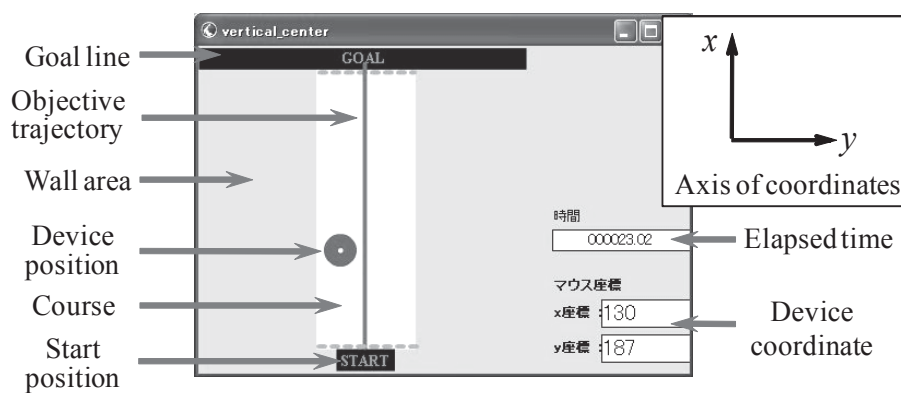


Fig. 3.3 Explanatory drawing of evaluating courses of proprioception

Fig. 3.2(a), (b), (c), (d) のコースを、ポインタが表示された状態で行うタスクを Stage 1~Stage 4 とする．一方、ポインタが非表示の状態で行うタスクを Stage 5~Stage 8 とする．ポインタが非表示のタスクは、スタートと同時にポインタの表示が消えてゴールラインを通過直後に現れる．この時、視覚情報が遮断されたこととなり、固有感覚のフィードバックに頼った運動となる．

被験者は、画面に映し出されたポインタを、コース中央の目標軌跡に沿わせて移動させ、ゴールラインで停止させる．ポインタの位置座標は、スタート地点を原点とし、ゴールラインに向けた進行方向を x 軸、その垂直方向を y 軸とする座標系を用いて表される．下肢動作の速さの評価値として達成時間を、下肢動作の正確さの評価値としてポインタの目標軌跡からの誤差の累積値を採用する．これらの評価値を T , S とすると、各コースでそれぞれ式 (3.1), 式 (3.2) となる．

$$T = t_f \quad (3.1)$$

$$S = \sum_{k=1}^{N-1} |y(k) \cdot \{x(k+1) - x(k)\}|, \quad N = \frac{t_f}{\Delta t} \quad (3.2)$$

ここで、 t_f と N はスタートしてからゴールラインを越えるまでの達成時間とデータ数、 Δt はサンプリング時間である． S は累積誤差面積と表し、式 (3.2) に示す通り目標軌跡とポインタの移動軌跡とゴールラインで囲まれた面積から求まる．

本章で扱う 4 つのコースについて、ポインタの表示・非表示が存在する．したがって、コース i におけるポインタを表示した時の T を T_i^V 、表示しない時の T を T_i^{NV} と定義する． S についても同様に S_i^V と S_i^{NV} を定義する．ここで、 $i = 1, \dots, 4$ となる．

まず、感覚運動統合機能の低下を各コースにおける速さの平均値 \bar{T}^V を用いて評価する． \bar{T}^V は、式 (3.3) から求まる．

$$\bar{T}^V = \sum_{i=1}^4 \frac{T_i^V}{4} \quad (3.3)$$

速さの評価値 \bar{T}^V が、比較対象として定める基準値よりも大きい場合は、感覚運動統合機能の低下を意味する．また、ポインタ非表示においては、同様に \bar{T}^{NV} となる．ここで、感覚運動統合機能と巧緻性は表裏一体であるため、第 2 章と同様に視覚情報ありの速さのみを定量的評価指標としている点に注意されたい．ただし、定量的評価指標を 1 つに絞るための工夫として、被験者には目標軌跡に沿ってゴールを目指すように指示を与える必要がある．

次に、感覚運動統合機能の低下理由が固有感覚に起因することを確かめるための評価指標の候補として、 T_i^V と T_i^{NV} の差、 T_i^V と T_i^{NV} の比、 S_i^V と S_i^{NV} の差、 S_i^V と S_i^{NV} の比の4種類が考えられる。この時、正確さの評価値の候補として、それぞれ、 $\Delta_D T_i$ は式(3.4)、 $\Delta_R T_i$ は式(3.5)、 $\Delta_D S_i$ は式(3.6)、 $\Delta_R S_i$ は式(3.7)となる。

$$\Delta_D T_i = T_i^{NV} - T_i^V \quad (3.4)$$

$$\Delta_R T_i = \frac{T_i^{NV}}{T_i^V} \quad (3.5)$$

$$\Delta_D S_i = S_i^{NV} - S_i^V \quad (3.6)$$

$$\Delta_R S_i = \frac{S_i^{NV}}{S_i^V} \quad (3.7)$$

式(3.4)、式(3.5)、式(3.6)、式(3.7)について、4つコースの平均値 $\Delta_D \bar{T}$ 、 $\Delta_R \bar{T}$ 、 $\Delta_D \bar{S}$ 、 $\Delta_R \bar{S}$ は、それぞれ式(3.8)、式(3.9)、式(3.10)、式(3.11)から求まる。

$$\Delta_D \bar{T} = \sum_{i=1}^4 \frac{\Delta_D T_i}{4} \quad (3.8)$$

$$\Delta_R \bar{T} = \sum_{i=1}^4 \frac{\Delta_R T_i}{4} \quad (3.9)$$

$$\Delta_D \bar{S} = \sum_{i=1}^4 \frac{\Delta_D S_i}{4} \quad (3.10)$$

$$\Delta_R \bar{S} = \sum_{i=1}^4 \frac{\Delta_R S_i}{4} \quad (3.11)$$

以上4つの定量的評価指標 $\Delta_D \bar{T}$ 、 $\Delta_R \bar{T}$ 、 $\Delta_D \bar{S}$ 、 $\Delta_R \bar{S}$ のうち、固有感覚の低下を示すことが予想される指標について考える。被験者には目標軌跡に沿ってゴールを目指すように指示を与えるため、視覚情報なしの場合においても脳内でイメージした目標軌跡に沿ってゴールを目指す。つまり、動作の正確さを重視することが考えられる。したがって、 $\Delta_D \bar{S}$ 、もしくは $\Delta_R \bar{S}$ が固有感覚の定量的評価指標に適していることが予測される。

3.3 定量的評価指標を選定するための臨床試験

3.3.1 目的

本節では、提案評価法を固有感覚の低下したとされる高齢健常者5名と、若年健常者8名に適用した結果から、定量的評価指標を選定することを目的とする。星は、加齢に伴って

固有感覚は低下すると報告している [25]. そこで, 提案計測システムを用いた提案評価法において, 先行研究と同様の結果が得られる定量的評価指標を $\Delta_D\bar{T}$, $\Delta_R\bar{T}$, $\Delta_D\bar{S}$, $\Delta_R\bar{S}$ の中から選定する.

3.3.2 臨床試験の対象者と方法

臨床試験の対象者は, 基準となる健常者群として健常若年者を, 感覚運動統合機能が低下した群として健常高齢者を用意した. これらの被験者を若年者群と高齢者群として, それぞれ8名と5名とした. 若年者群は22~23歳から構成された平均年齢22.5歳であり, 高齢者群は63~74歳から構成された平均年齢68.8歳である. 本研究の趣旨を説明し同意を得られた被験者のみを対象とした. 各被験者に対して, 過去に大きな怪我や病気の前歴がないことをあらかじめ確認した.

実験手順として, Fig. 3.2に示す4つのコースを順番に1回ずつ, 計4回実施する. この試行を利き足と非利き足にて, 視覚情報ありの場合となしの場合, 計4つの条件で実施する. これらの異なる4つの実験条件を Table 3.1に示す. なお, 実験を行う上で順序効果を排除するために, 被験者毎にこれらの実験手順を変えて行う. 被験者毎の実験手順を含め, 若年者群の情報, 高齢者群の情報をそれぞれ Table 3.2, Table 3.3に示す. 利き足か非利き足かについてはボールを蹴る足を利き足とした.

それぞれの条件で高齢者群と若年者群を比較する評価指標として, 4つのコースから得られた評価指標 \bar{T}^V , \bar{T}^{NV} , ならびに $\Delta_D\bar{T}$, $\Delta_R\bar{T}$, $\Delta_D\bar{S}$, $\Delta_R\bar{S}$ を用いる. 統計学的検討は, F 検定により等分散であることを確認した後, 対応なしの t 検定を用いて比較を実施した. その時の有意水準は5%以下とした.

Table 3.1 Case of experiments

Case	Condition	
	Leg	Vision information
A	Dominant	Used
B	Dominant	Not used
C	Non dominant	Used
D	Non dominant	Not used

Table 3.2 Information of young subjects

Subject No.	Age	Sex	Procedure
1	22	Male	A→B→C→D
2	23	Male	A→B→C→D
3	23	Male	C→D→A→B
4	22	Male	B→A→D→C
5	22	Male	D→C→B→A
6	23	Male	D→C→B→A
7	23	Male	C→D→A→B
8	22	Male	B→A→D→C

Table 3.3 Information of old subjects

Subject No.	Age	Sex	Procedure
1	74	Male	A→B→C→D
2	73	Female	B→A→D→C
3	70	Female	B→A→D→C
4	64	Male	C→D→A→B
5	63	Female	D→C→B→A

3.3.3 実験結果と考察

若年健常者と高齢健常者の比較結果について、全4コースにおける速さの平均値 \bar{T}^V と \bar{T}^{NV} をFig. 3.4に、全4コースにおける正確さの平均値 \bar{S}^V と \bar{S}^{NV} をFig. 3.5に示す。白色の棒グラフはポインタを表示した時の結果、灰色の棒グラフはポインタを表示しない時の結果である。高齢健常者群は、基準値である若年健常者群と比べて、 \bar{T}^V が両方の下肢で大きく有意差も認められたため、感覚運動統合機能の低下を確認できた。

次に、全4コースの速さと正確さの評価値における視覚情報ありと視覚情報なしの差と比の結果について述べる。 $\Delta_D\bar{T}$ をFig. 3.6に、 $\Delta_R\bar{T}$ をFig. 3.7に、 $\Delta_D\bar{S}$ をFig.3.8に、 $\Delta_R\bar{S}$ をFig. 3.9に示す。濃い灰色の棒グラフは健常者群の結果、薄い灰色の棒グラフは高齢健常者群の結果である。高齢健常者群は、基準値である若年健常者群と比べて、 $\Delta_D\bar{S}$ が両方の下肢で大きく、有意差が認められた。

したがって、下肢動作における正確さを視覚情報の有・無の差で比較した時の結果から、固有感覚の定量的評価が可能であることを確認できた。これは、加齢に伴う低下する固有感覚の結果と一致しており [25]、本結果も加齢による固有感覚の低下、ならびに感覚運動統合機能の低下を捉えている。このことから、提案計測システムを用いた固有感覚の定量的評価法の有効性を確認できた。

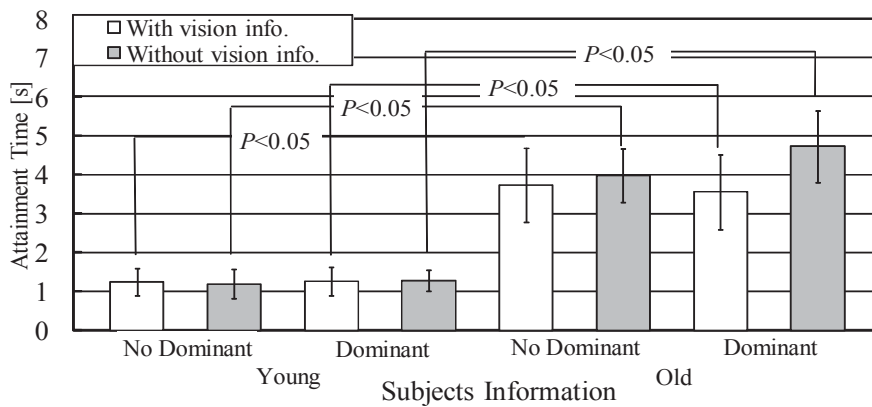


Fig. 3.4 Results of attainment time

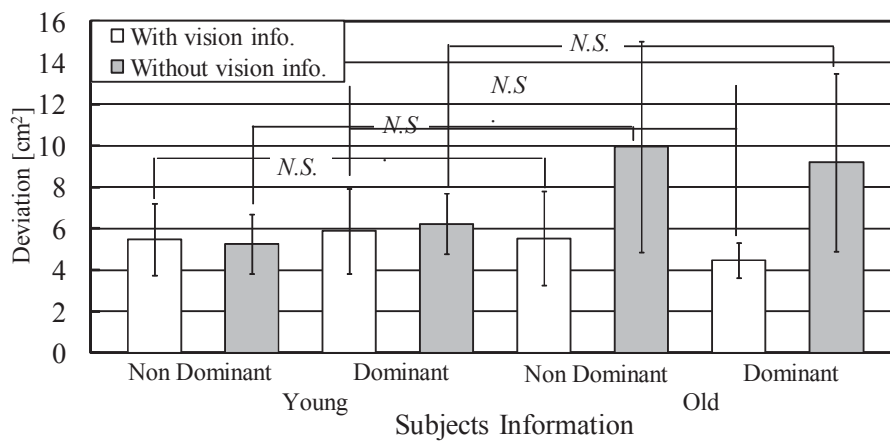


Fig. 3.5 Results of deviation

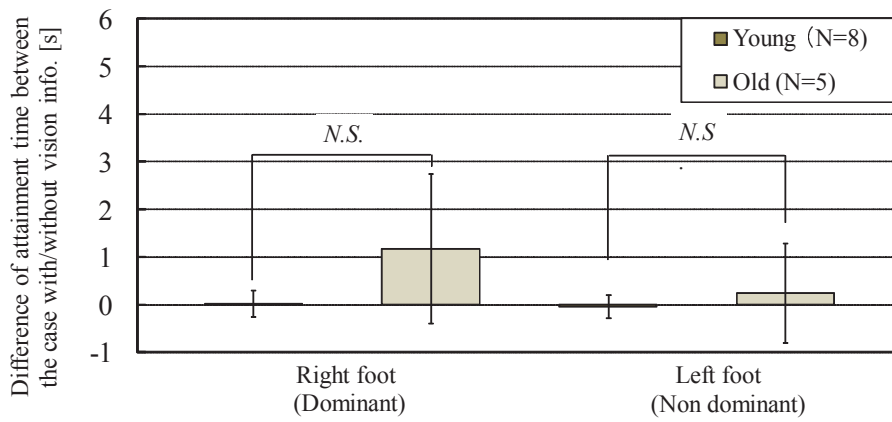


Fig. 3.6 Results of difference between attainment time with/without vision information

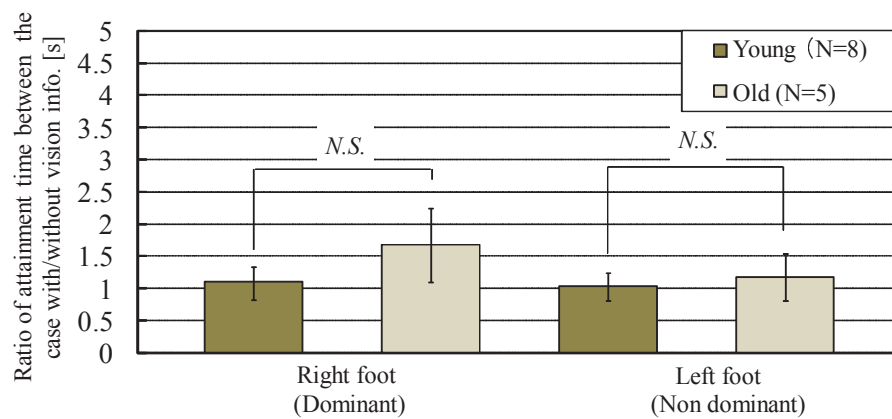


Fig. 3.7 Results of ratio between attainment time with/without vision information

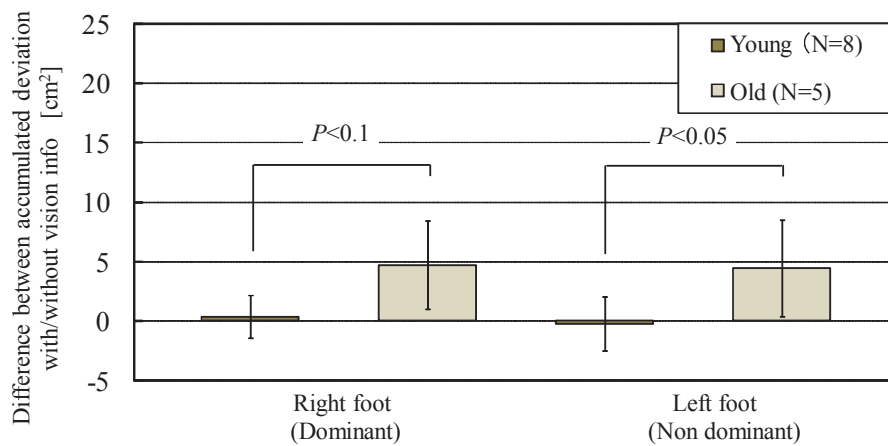


Fig. 3.8 Results of difference between accumulated deviations with/without vision information

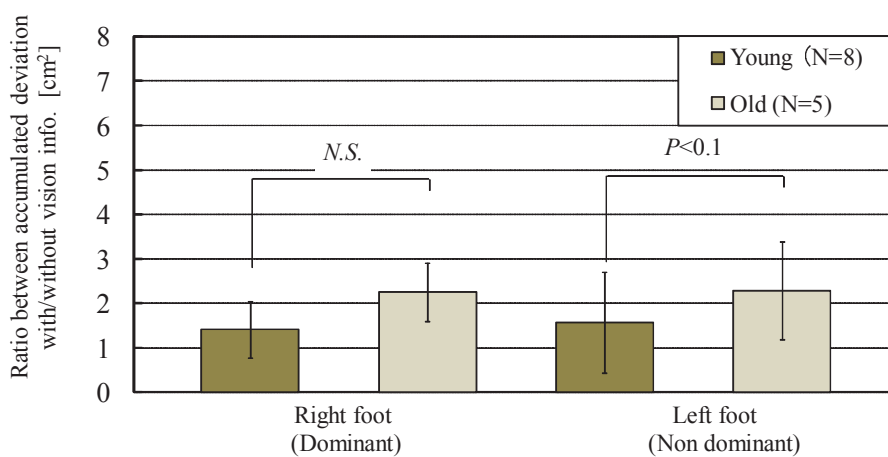


Fig. 3.9 Results of ratio between accumulated deviations with/without vision information

3.4 提案評価法の有効性検証のための臨床試験

3.4.1 目的

本節では、提案評価法を同年代同性の健常者と脊髄後索障害患者に適用して、この有効性を検証した実験について述べる。永谷らは、術後3週目においても固有感覚の回復に時間を要すると報告している [49]。そこで、提案計測システムを用いた提案評価法によって、同様の結果が得られるかを確かめることで提案評価法の有効性を検証する。

3.4.2 臨床試験の対象者と方法

40代女性の中年健常者7名（以下、中年健常者群と呼ぶ）と、術後3週以上経過した40代女性の患者1名に対して、提案評価法を適用した。全ての対象者の利き足は、いずれも右足であった。患者は固有感覚の低下が左下肢のみであり、固有感覚の低下を評価するロンベルグ率は3.0であった。これは、閉眼での立位保持が困難な状態である。

実験手順として、右足と左足の順番で実施した。本節では、患者の感覚運動統合機能と固有感覚を評価するための基準値として中年健常者群を用いる。

統計手法は、 F 検定により等分散であることを確認した後、対応なしの t 検定を用いて比較した。その時の有意水準は5%以下とした。

3.4.3 中年健常者群と患者の比較結果と考察

全4コースにおける速さの平均値 \bar{T}^V と \bar{T}^{NV} をFig. 3.10に、全4コースにおける正確さの平均値 \bar{S}^V と \bar{S}^{NV} をFig. 3.11に示す。白色の棒グラフはポインタを表示した時の結果、灰色の棒グラフはポインタを表示しない時の結果である。患者は基準値である中年健常者群と比べて \bar{T}^V が大きく有意差も認められたため、感覚運動統合機能の低下を確認できた。

次に、全4コースの正確さの平均値 $\Delta_D\bar{S}$ と $\Delta_R\bar{S}$ を、Fig. 3.12とFig. 3.13に示す。濃い灰色の棒グラフは中年健常者群の結果、薄い灰色の棒グラフは患者の結果である。患者は基準値である健常者群と比べて、固有感覚の低下を示す $\Delta_D\bar{S}$ が左下肢で増加しており、有意差が認められた。

したがって、下肢動作における正確さを視覚情報の有・無の差で比較した時の結果から、固有感覚の定量的評価が可能であることを確認できた。これは、永谷らの見解 [49]、ならびにロンベルグ率の結果とも一致しており、本結果も固有感覚の低下による感覚運動統合

機能の低下を捉えている。このことから、提案計測システムを用いた固有感覚の定量的評価法の有効性を確認できた。

従来の脊髄後索障害の評価では、閉眼での立位姿勢保持ができない患者は除外されており、術後早期段階からの適用、ならびに長期的な経過観察も困難であった [49]。以上より、端坐位姿勢で利用できる提案計測システムを用いることによって、立位困難な患者に対しても、感覚運動統合機能、ならびに固有感覚を定量的に評価できる可能性が示唆された。

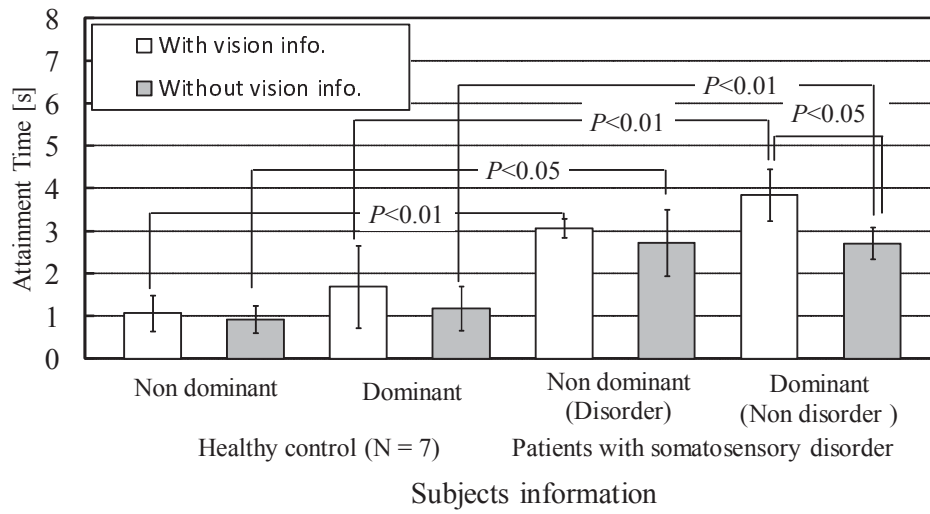


Fig. 3.10 Results of attainment time

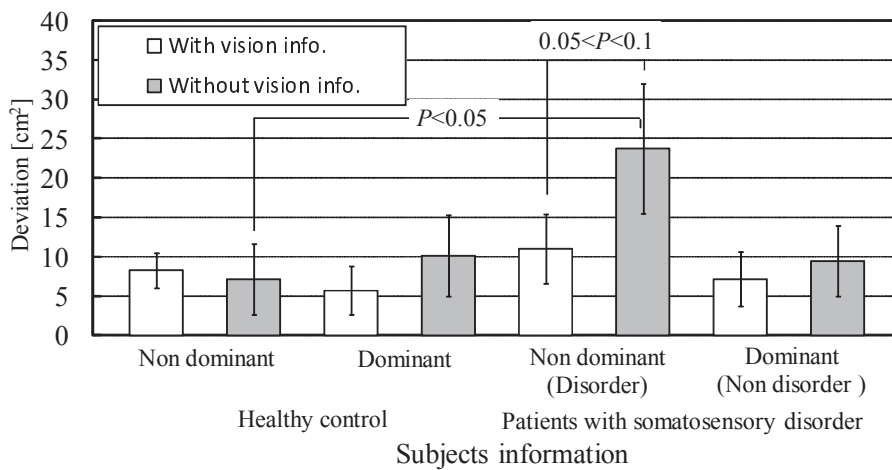


Fig. 3.11 Results of deviation

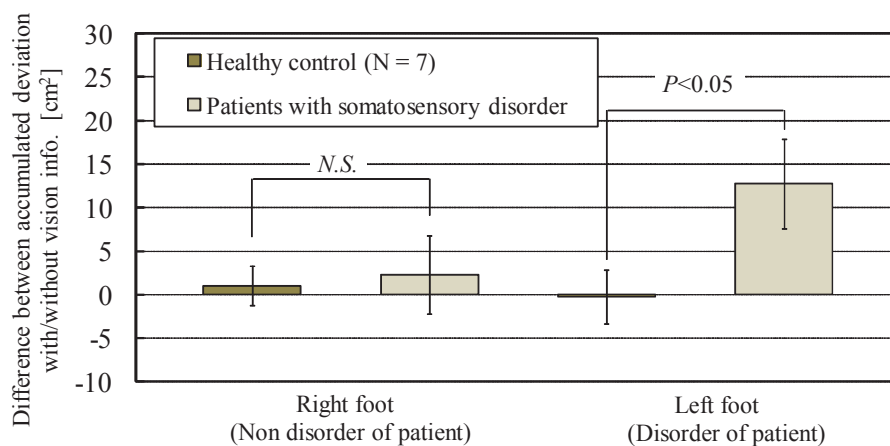


Fig. 3.12 Results of difference between accumulated deviations with/without vision information

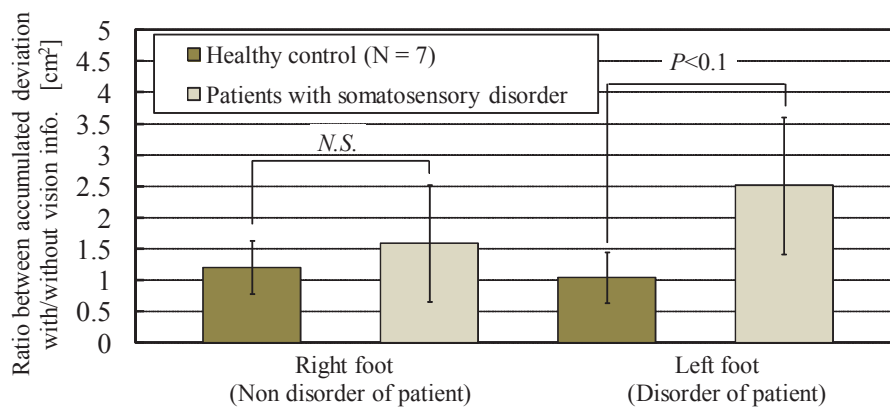


Fig. 3.13 Results of ratio between accumulated deviations with/without vision information

3.5 ロンベルグ率との比較

下肢動作における固有感覚の定量的評価システムの有効性を検証するために、若年健常者群と高齢健常者群、ならびに同年代同性の健常者と脊髄後索障害患者、という被験者群を対象とした臨床試験を実施した。固有感覚を評価するために、目標軌道に沿ってゴールを目指す課題における正確さの評価値に対して、視覚情報の有無の比と差で比較する手法を提案した。本節では、視覚情報の有無の比と差を使い分けるための条件を説明する。また、固有感覚の定量的評価システムの有効性を検証するために、先行研究で示されている健常者の年代別ロンベルグ率 [48] の結果と、提案評価法の結果を比較する。

運動機能と視覚が著しく低下している被験者は、提案した固有感覚の定量的評価法において、視覚情報ありの正確さの評価値が悪化する。このような被験者を含む群に対して固有感覚の評価を行う際には、群内と群間のばらつきの影響を小さくするために視覚情報の有無の比を用いる必要がある。しかし、視覚情報ありの正確さの評価値が群内と群間で揃っている場合は、視覚情報ありの差を用いても良い。本章で対象とした被験者群は、いずれも運動機能と視覚が著しく低下していないため、視覚情報ありの正確さの評価値が揃っている。このため、視覚情報の有無の差を用いても良いと言える。

Straube らによる健常者の年代別ロンベルグ率の結果を Fig. 3.14 に示す。これによると、ロンベルグ率の平均値は、20 歳以下で 1.5、20～40 歳で 1.9、40～60 歳で 2.1、60 歳以上で 2.5 であると報告されている。この結果を横軸に取り、本研究で示した各年代の健常者の利き足と非利き足における $\Delta_D \bar{S}$ と $\Delta_R \bar{S}$ を縦軸に取ってプロットして描いた散布図を Fig. 3.15 に示す。Fig. 3.15 から、視覚情報の有無の差より算出した $\Delta_D \bar{S}$ とロンベルグ率との間に非常に強い相関が認められた。また、 $\Delta_R \bar{S}$ とロンベルグ率との間においても非常に強い相関が認められたしたがって、固有感覚の定量的評価システムの有効性を検証できた。

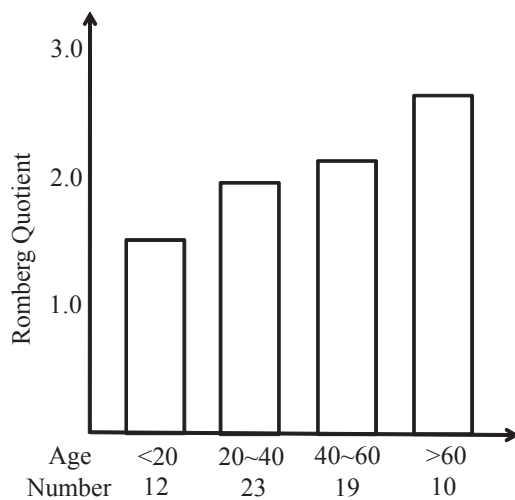


Fig. 3.14 Mean of Romberg quotient according to age [48]

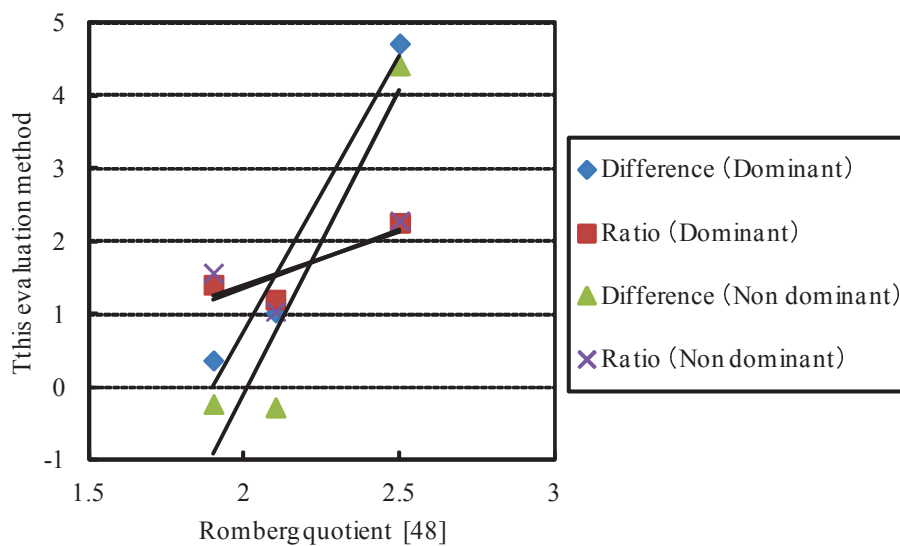


Fig. 3.15 Relationship between the romberg quotient [48] and the results obtained by this evaluation method

3.6 おわりに

本章では、下肢動作における固有感覚の定量的評価システムを開発した。このために、第2章で開発した下肢動作の計測システムを用いて、下肢動作の感覚運動統合機能、ならびに固有感覚の定量的評価法を開発した。定量的評価システムを用いた臨床試験から、提案計測システムを用いた提案評価法の有効性を検証した。本章の成果を以下にまとめる。

1. 下肢動作の計測システムによる感覚運動統合機能の定量的評価法を開発した。正確さと速さの評価指標のうち、正確さを重視する課題を設定することにより、速さの評価値を感覚運動統合機能の評価指標とした。
2. 下肢動作の計測システムによる固有感覚の定量的評価法を開発した。視覚と固有感覚を支配的に使う課題を設定することにより、視覚への運動情報のバイオフィードバックの有無を比較した値を固有感覚の評価指標とした。
3. 提案計測システムを用いた感覚運動統合機能と固有感覚の定量的評価法を、若年健常者群と高齢健常者群に適用した。視覚情報ありの速さの評価値から、加齢に伴う感覚運動統合機能の低下を確認できた。また、正確さの評価値における視覚情報の有無の比と差から、加齢に伴う固有感覚の低下を確認できた。
4. 提案計測システムを用いた感覚運動統合機能と固有感覚の定量的評価法を、健常者と脊髄後索障害患者に適用した。視覚情報ありの速さの評価値から、患者の両下肢における感覚運動統合機能の低下を確認できた。また、正確さの評価値における視覚情報の有無の比と差から、患者の片下肢の固有感覚の低下を確認できた。
5. 上記で示した固有感覚の提案定量的評価法による結果は、先行研究で示されているロンベルグ率との間に強い相関が認められた。したがって、固有感覚の定量的評価システムの有効性を検証できた。

本章で示した成果に対する臨床現場の声をまとめる。患者を担当した理学療法士からは、固有感覚の定量的評価を坐位にて片下肢ずつできる点、患者への身体的負担が少ない点で好評であった。本研究は先行研究と強い相関が認められた点からも、下肢動作における固有感覚の定量的評価システムを開発して欲しいという臨床現場のニーズに応えることができたと考える。

今後の課題についてまとめる。本研究で提案した下肢動作における固有感覚の定量的評価システムは、リハビリテーションの臨床現場において有効性を検証できた。今後は、より多くの被験者を対象に臨床試験を実施することにより、定量的評価システムとしての信頼性を確認する。

最後に、本研究は名古屋工業大学生命倫理審査委員会の承認（承認番号 21-007）、ならびに名古屋大学医学部生命倫理委員会の承認（承認番号 916）を得て実施した。

第4章

精密把握動作における巧緻性の定量的評価

4.1 はじめに

第2章と第3章では、下肢動作を対象とした計測システムについて述べた。第4章と第5章では、日常生活でよく見られる精密把握動作を対象とした巧緻性と固有感覚の定量的評価システムについて述べる。第4章と第5章で述べる研究成果は、目白大学作業療法学科と医療法人愛整会北斗病院リハビリ科の作業療法士との共同研究によるものである。ここでは、医工連携のはじまりから研究背景、ニーズに基づく要求仕様の策定と研究目的を述べる。

本研究の医工連携は、2008年夏に作業療法士が森田研究室を来訪したことがはじまりである。共同研究者の作業療法士らは、臨床現場において、患者が把握力を調整する能力を評価するために、厚紙を円筒形状に丸めた対象物を潰さないように精密把握させるタスクを患者に与えて、精密把握動作の巧緻性と感覚運動統合機能の評価を行っていた。対象物として円筒形状に丸めた厚紙を用いることによって、使用後の塑性変形から把握力の調整能力を視覚的に確認することができる。しかし、対象物の変形量の計測は行えていないため、定量的評価法の確立が課題となっていた。そこで、2010年より医工連携チームを形成し、精密把握動作における把握力の定量的評価のための計測システムを開発してきた [58]- [60]。計測システムの構成要素である把握デバイスについて、初期段階では、円筒形状のシリコーンゴムホースの内側に歪みゲージを貼り付けた計測装置を開発した。これにより、把握力調整の様子を視覚的かつ定量的に確認できるようになった。しかし、変形時の曲率負荷が大きくなることにより歪みゲージが破壊されてしまう技術的課題が明らかになった。そこで、円筒形状のシリコーンゴムホースに対して、歪みゲージを貼り付けたリン青銅板による構造体を組み込むことで解決を図った [59]。しかし、耐久性と再現性が技術的課題として残されていた。

把握動作は、頻繁に使用される動作であり、日常生活のあらゆる場面において重要な役割を持つ。日常生活では、体力・運動能力調査 [41] による握力計測のように最大筋力を発揮することは極めて少なく、効率的に最大下の力をいかに調整しうるかが重要である。こ

の把握動作について、Napier [61] が、精密把握 (Precision grip) と強力把握 (Power grip) の2種類に大別されることを報告して以来、多くの研究者によって把握動作の細分化が行われてきた [62]- [64]。鎌倉 [62] は、対象物に対する目的動作の最終段階で認められた手指の形態について、物体と手の皮膚面との接触を基に、手の操作パターンと機能の分類を試みた。長尾 [63] は、健常者の日常生活における把握動作の出現頻度を調べており、精密把握の出現率が利き手で最も高いことを報告している。また、橋 [64] は、利き手と非利き手のそれぞれを機能手と固定手と呼んでおり、利き手は巧緻性に優れることを明らかにしている。ここで、巧緻性とは手先の器用さを指す能力である。このことから、人間は特に意識せずとも巧緻性に優れる利き手で精密把握動作を実施していることが分かる。

実際に、人間は対象物を直接見ていなくても、コップなどを滑り落とすことなく把握できる。さらに、コップに液体が注がれて重量が増加しても、コップを滑り落とさないように効率良く把握力を調整できる。このとき、硬さや重さの違いや素材の違いによる力の調節のみならず、時間的に変化する外部からの影響 (外乱) に対する力の調節の能力も求められる。このような精密把握動作は、Fig. 1.2 に示す感覚運動統合機能により実現されている [26]- [32]。ここで、人間は対象物からの視覚の情報、指腹からの触圧覚の情報、手指の固有感覚の情報を脳内で統合し、目的に合わせた動作を計画している。これらの手指の感覚運動統合機能に基づく動作の実施後、脳の内部モデルが更新されて新しい動作の獲得、ならびに動作の習熟を図っている [30]。

精密把握動作における巧緻性を評価するために、人間が対象物を精密把握するときに調整する把握力を計測するシステムを開発する必要がある。本章では、精密把握動作における固有感覚の定量的評価システムを開発するために、後述する要求仕様を満たした重量可変式把握力計測システム、ならびに精密把握動作における巧緻性の定量的評価法を開発し、若年健常者の利き手と非利き手を比較した臨床試験を行う。

4.2 巧緻性評価のための重量可変式把握力計測システム

4.2.1 目的

本節では、共同研究者である作業療法士らのニーズを基に、下記の4つの要求仕様(1)~(4)を満たす重量可変式把握力計測システムを開発する。

臨床現場において、患者の身体にセンサや計測用マーカールを取り付けて計測を行うことは、身体的・心理的な負担の観点から好ましくない。また、手指機能に障害のある患者に対

して、把握位置を厳密に指定することは困難である。したがって、本章冒頭でも述べたとおり、対象物そのものが把握力を計測できる必要がある。そこで、把握力を調整している様子を目視できるように、弾性体を把握デバイスとして用いる必要がある（要求仕様(1)）。さらに、様々な患者に適用させるために、弾性体の硬さは変更可能である必要がある（要求仕様(2)）。その際には、把握デバイスに加えられた把握力の変化を定量的な数値として逐次表示・保存できるようにする必要がある（要求仕様(3)）。また、対象物の重量が時間変化する外乱を与えられると、人間は把握力を頻繁に調整することになる。このような把握力の調整は、精密把握動作における巧緻性によって発揮されるため、対象物の重量は変更可能であり、変化する必要がある（要求仕様(4)）。

4.2.2 把握力計測システム

要求仕様(1)、(2)を満たすための、把握デバイスの外観を Fig. 4.1 (a), (b) に示す。把握デバイスの高さは 80 mm、外径は 65 mm であり、重量は 120 g である。構造は、塩化ビニル製のパイプを半割したものの片端部を蝶番で固定し、反力を提示するための板ばね 2 枚と、変形量を計測するためのパイゲージを取り付けている。蝶番を用いた開閉構造とすることにより、変形方向の規定を実現した。パイゲージは、パイ型に湾曲させたばね板の腹部分の表裏に歪みゲージを 2 枚ずつ 4 アクティブゲージ法で貼り付けたものであり、把握デバイスの変形に伴う大きなたわみを安定して計測できる。ここで、把握デバイスの変形量 d は、Fig. 4.1 (c), (d) に示す外径 d_i と d_g を用いて定義する。 d は、変形前の把握デバイスの幅 d_i と変形後の把握デバイスの幅 d_g の差から、式(4.1)のように定義した。

$$d = d_i - d_g \quad (4.1)$$

把握デバイスを把握すると、加えた外力に応じて板ばねがたわみ、把握デバイスの開口部は開閉するため、把握力を視覚的に確認することができる。このとき、板ばねには圧縮荷重と曲げ荷重が働くため、板ばねは S 字状にたわむ。把握デバイスを、外径 65 mm から 56 mm に変形させたときの様子を Fig. 4.1 (d) に示す。ここで、幅の異なる板ばねに交換することにより、把握された際の反力を調整することができる。

把握力を計測するための π Wakka（以下、 π Wakka と呼ぶ）の構成と外観を、それぞれ Fig. 4.2 と Fig. 4.3 に示す。要求仕様(3)を満たすため、 π Wakka のシステムは、把握デバイス、アンプボックス、ノート PC から構成されるようにした。アンプボックスは、ブリッジ回路とアンプ回路とマイコンで構成される。パイゲージに貼り付けられた歪みゲージの

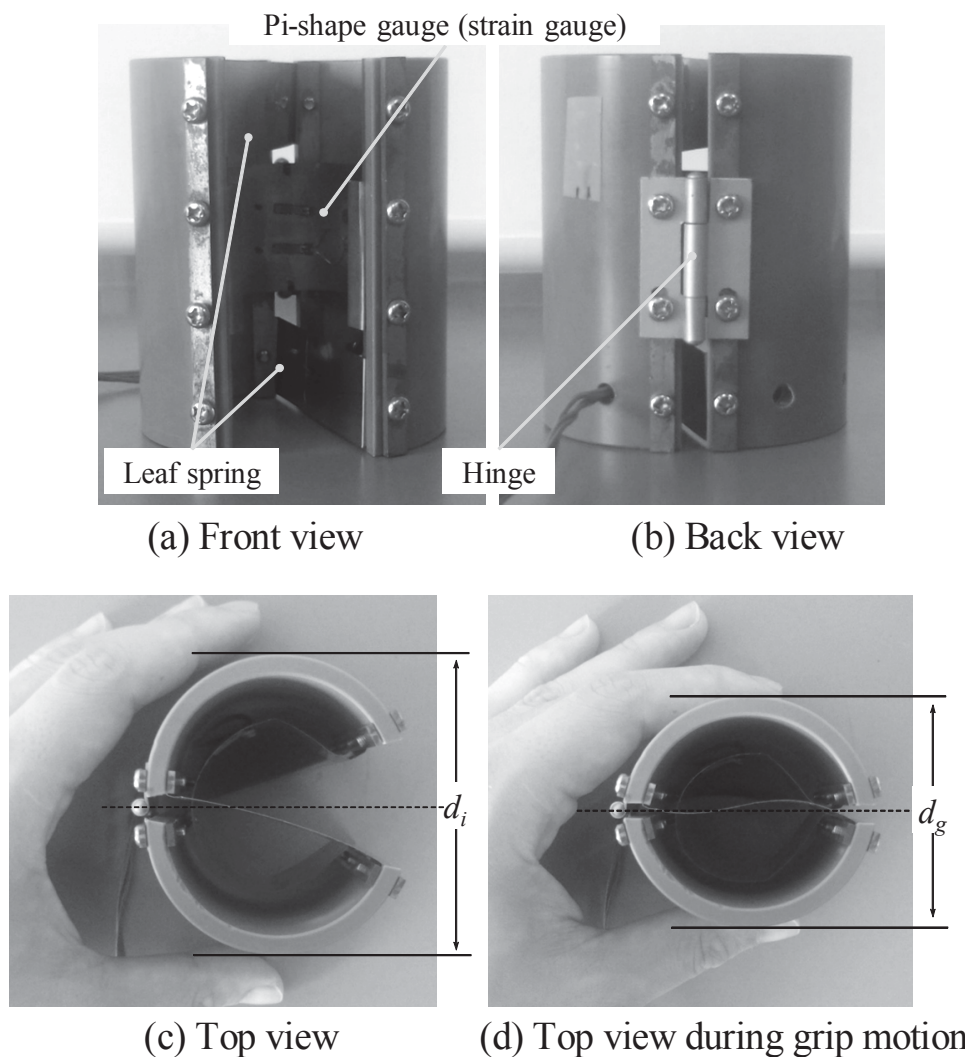


Fig. 4.1 Grip device

抵抗値をブリッジ回路で電圧に変換しても、この出力電圧は数ミリボルトと非常に微小なため、アンプで1000倍に増幅する必要がある。増幅した電圧をシリアル通信でパソコン側に出力するために、AVRマイコンボードのArduinoを用いた。Arduinoは、単純な入出力を備えた基板とProcessing言語を実装した開発環境から構成されたシステムであり、プロトタイプの開発に適している。

パソコンで受け取った出力電圧の逐次表示、ならびに把握力への換算と表示・保存を実現するために、Fig. 4.4に示す計測ソフトをJava言語で開発した。Fig. 4.4の波形は出力電圧の時間変化を示しており、計測開始ボタンが押されて計測終了ボタンが押されるまで

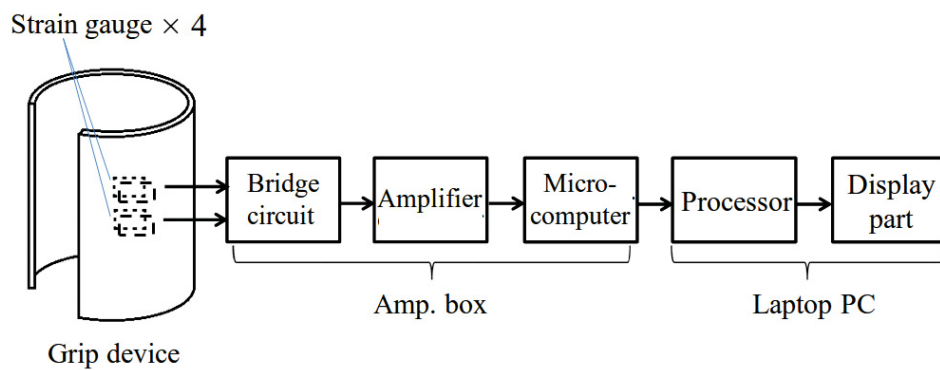


Fig. 4.2 Block diagram of measurement system

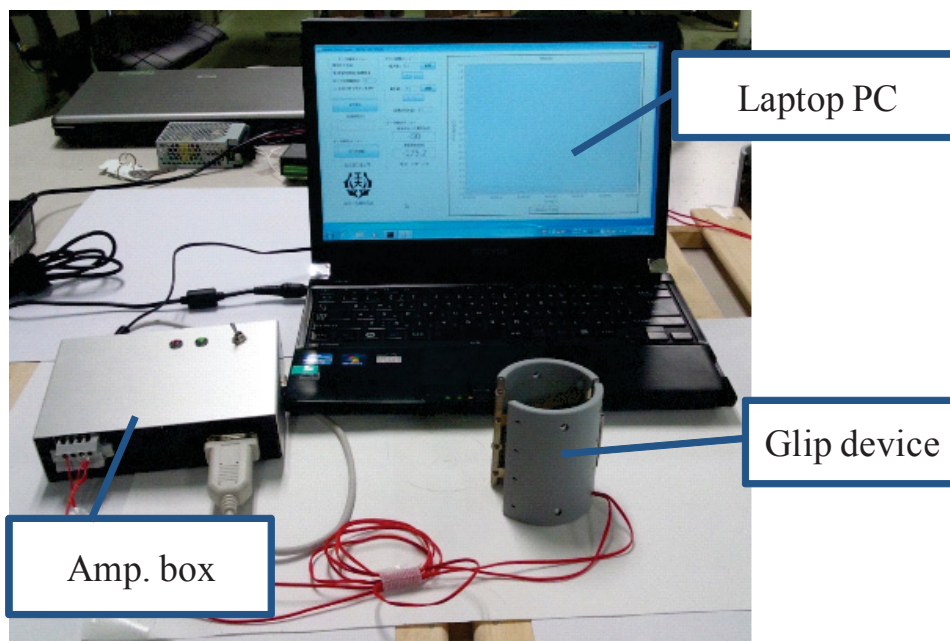


Fig. 4.3 Measurement system

の間、サンプリング周波数 30 Hz で出力電圧，ならびに出力電圧から換算された把握力が時系列で保存される。また、計測を簡便するためのゼロ点調整ボタン等の機能を持つ。

把握デバイスのパイゲージより出力された電圧値から、把握力への換算について述べる。換算に必要となる特性を得るために、専用の実験装置を用いた。実験装置は、力計測用ロードセル、位置検出用エンコーダおよびマイコンから構成される。実験装置の開口部に把握デバイスを取り付けて、実験装置のハンドルを回して無段階に開閉させる。把握デバイスの変形量はエンコーダから取得でき、把握デバイスの反力はロードセルから取得できる。

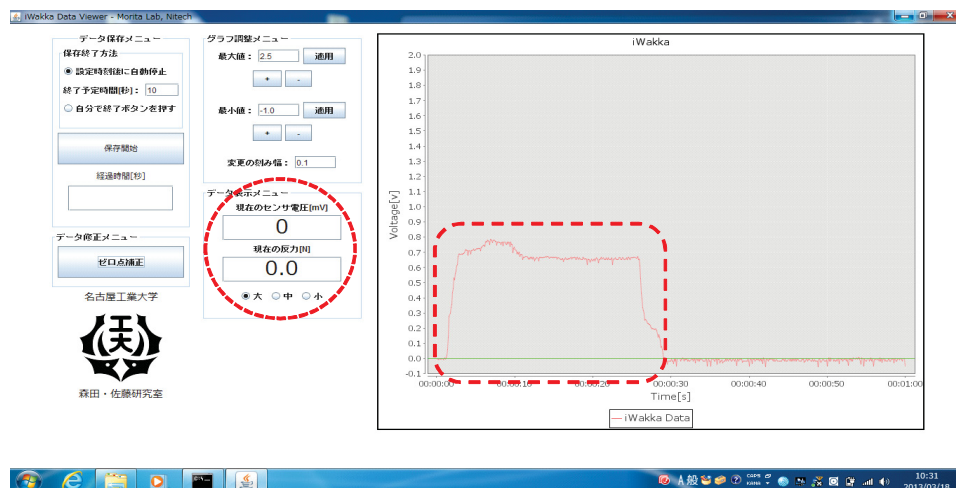


Fig. 4.4 Display monitoring

このときの計測のサンプリング周波数は 30 Hz である．したがって，把握デバイスの変形量に伴う出力電圧，ならびに変形量と反力は同期して連続的に取得できる．把握デバイスの変形によって生じる出力電圧と反力の関係を生出力電圧－反力特性，把握デバイスの剛性特性を示すための変形量と反力の関係を変形量－反力特性と定義する． π Wakka の出力電圧－反力特性を Fig. 4.5 に，変形量－反力特性を Fig. 4.6 に示す．Fig. 4.5 と Fig. 4.6 の結果より，変形に伴う出力電圧と反力は単調増加しており，反力と把握力は作用・反作用の関係であるため， π Wakka は出力電圧から反力，すなわち把握力を計測できるシステムであることを確認した．

以上のように，把握デバイスを精密把握するときに調整される把握力計測システム π Wakka を開発した． π Wakka は，把握力の逐次表示・保存と，硬さを変更する機能（要求仕様 (1)～(3) に対する機能）を有している．

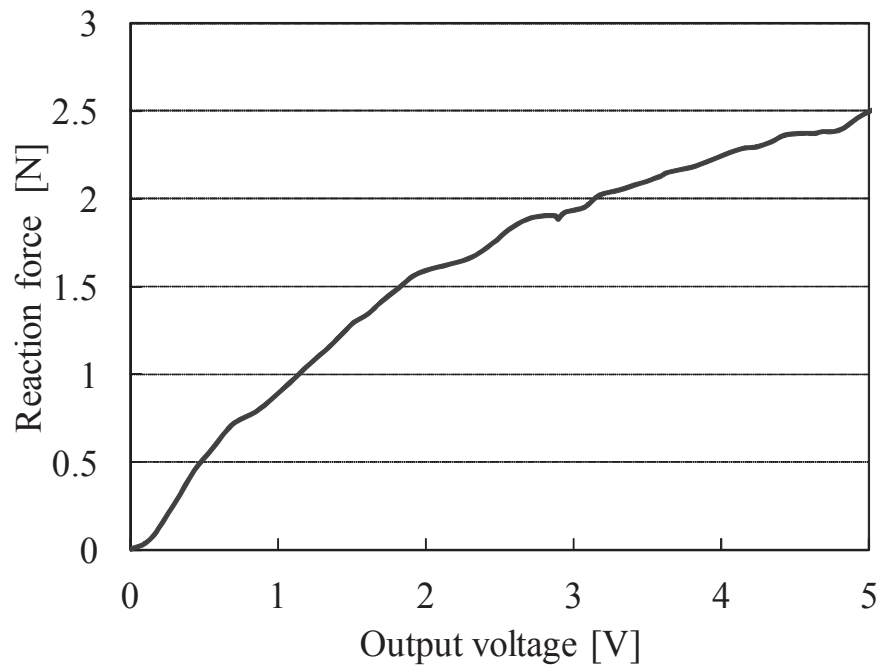


Fig. 4.5 Characteristics of output voltage and reaction force

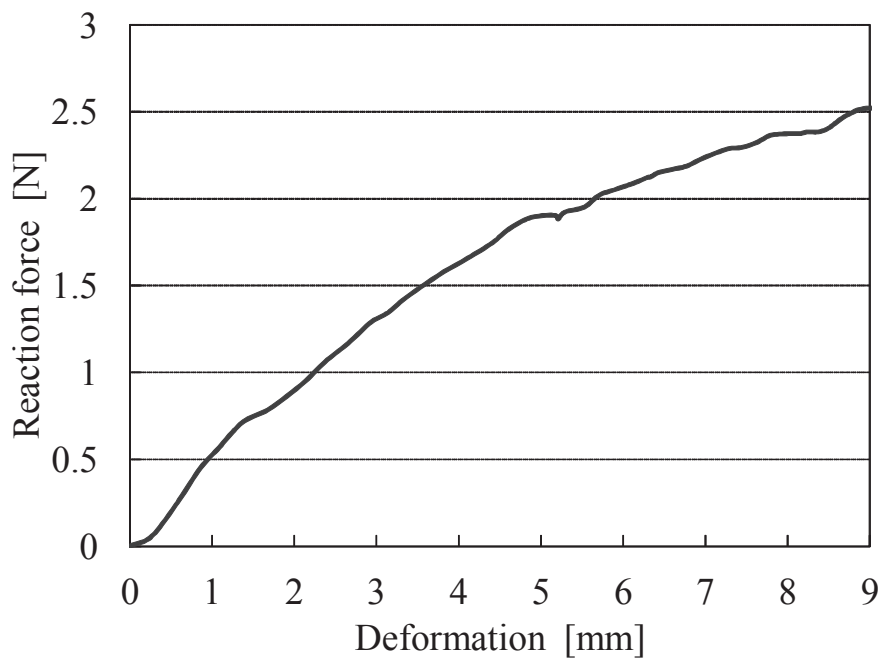


Fig. 4.6 Characteristics of deformation and reaction force

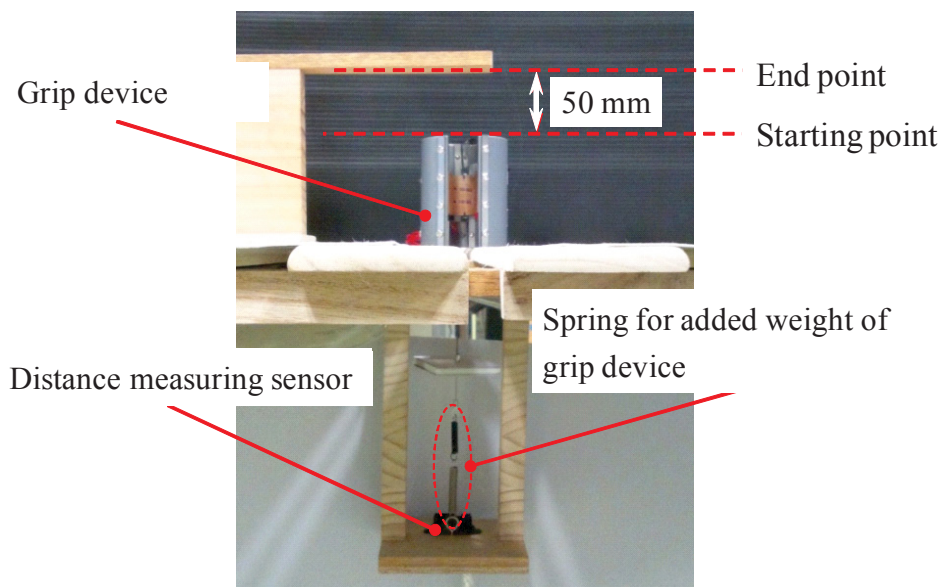


Fig. 4.7 Measurement device for added weight

4.2.3 重量可変システム

要求仕様(4)を満たすために開発した重量可変システムの外観を Fig. 4.7 に示す。この装置は、把握デバイスの下に取り付ける構造となっており、把握デバイスの持ち上げ量に応じて重くなる機構と、その持ち上げ量を逐次計測できる機能を有している。把握デバイスの床下に接続した引張コイルばねにより、持ち上げ量に応じて増加する重量を再現している。ここで、異なるばね定数の引張コイルばねに変更することにより、持ち上げ重量を調整することができる。また、床下に設置した赤外線式の測位センサにより、持ち上げ高さを計測できる。

把握デバイスを 50 mm の高さまで持ち上げる様子を Fig. 4.8 に示す。把握デバイスを 50 mm の高さまで持ち上げたときの重量は、本来の 120 g から仮想的に最大 242.2 g まで増加する。このことから、把握デバイスを片手で変形させないように持ち上げようとしたとき、常に把握力を調整する必要がある。Fig. 4.8 (b) と Fig. 4.8 (c) を比較すると、Fig. 4.8 (c) の方が把握デバイスの開口部が狭くなっており、把握デバイスを落下させないための把握力が増加していることが分かる。

以上のように、要求仕様(4)を満たす重量可変システムを開発した。要求仕様(1)~(3)を満たす π Wakka と、要求仕様(4)を満たす重量可変システムを組み合わせることによって、全ての要求仕様を満たす重量可変式把握力計測システムを開発した。

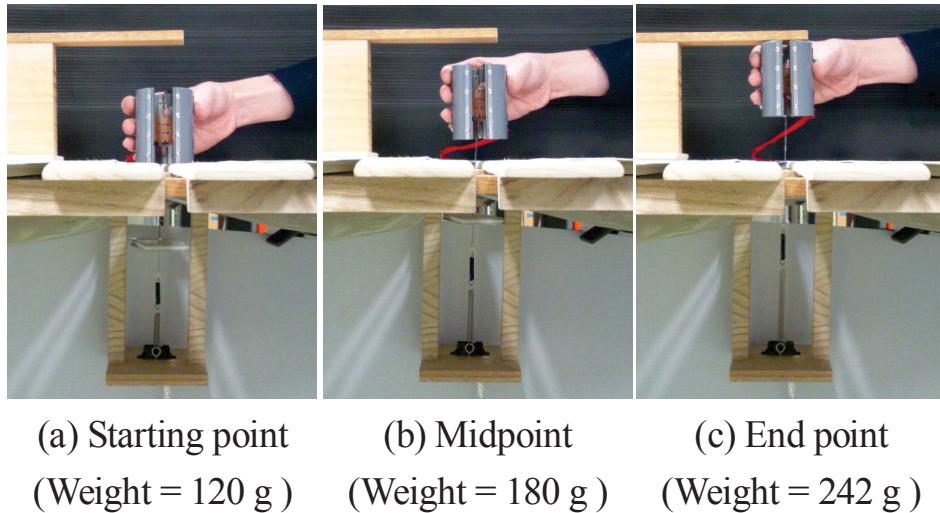


Fig. 4.8 Lift-up motion of grip device

4.3 把握力の調整実験

4.3.1 目的

本節では、精密把握動作時に調整される把握力の計測結果から、巧緻性の定量的評価指標を抽出するための実験を行う。そこで、 π Wakka を含む Fig. 4.7 の把握力計測システムを、若年健常者の利き手と非利き手に適用する。

4.3.2 実験方法

把握デバイスを片手でできるだけ変形させないように把握して、50 mm の高さまで持ち上げるタスクを考える。このときの様子を Fig. 4.9 に示す。被験者は椅子に座り、机に肘をつく。このとき、被験者の胸から 300 mm となる位置に把握デバイスを置く。これを初期位置とする。対象とした被験者は 20 代の健常男子 10 名であり、本研究の趣旨を説明し同意を得られた者のみを対象とした。順序効果を排するために、利き手から計測した群と非利き手から計測した群とで半分ずつ 2 グループに分けた。利き手の判断は、Edinburgh handedness inventory [65] を用いた。その結果、被験者全員が右利きであった。

ここでは、利き手から計測したグループの実施方法について述べる。まず、被験者は初期位置で、肘を机についた状態で待機する。次に、Fig. 4.9 に示すように、肘を机についたまま利き手で把握デバイスを把握して、50 mm の高さまで約 10 mm/s の速度で持ち上

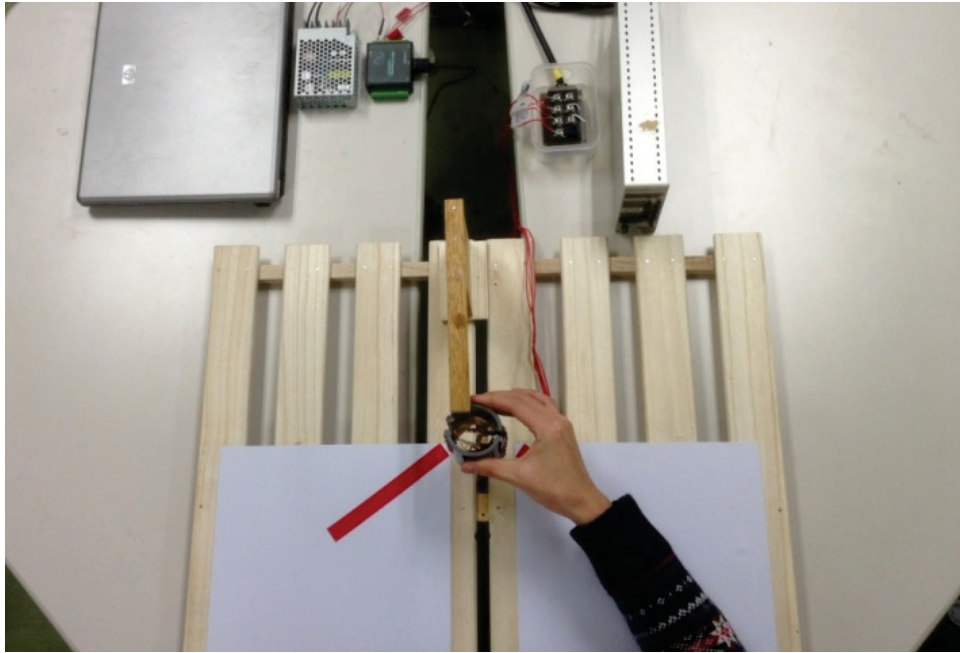
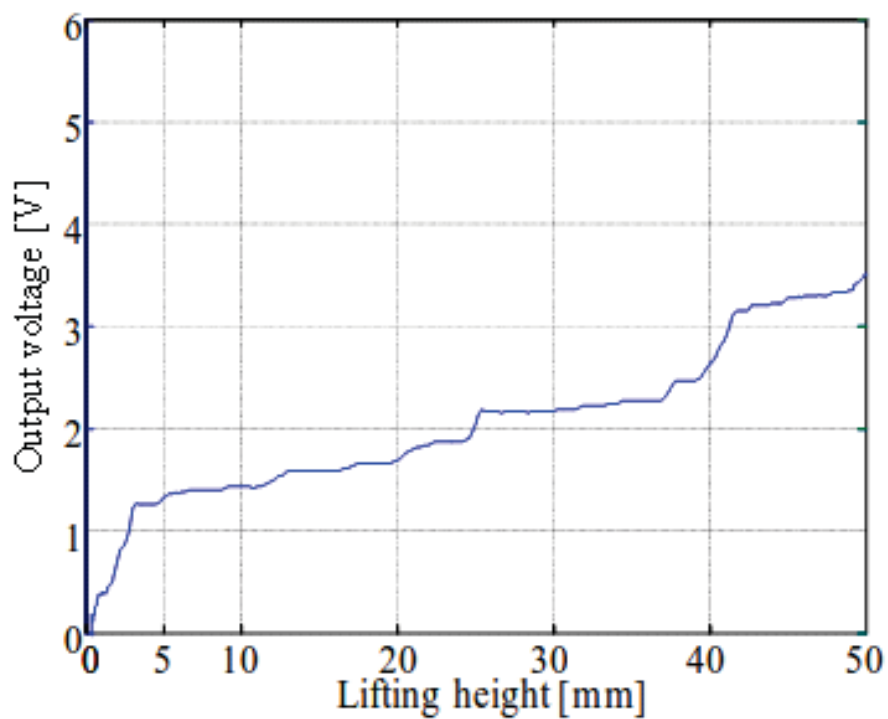
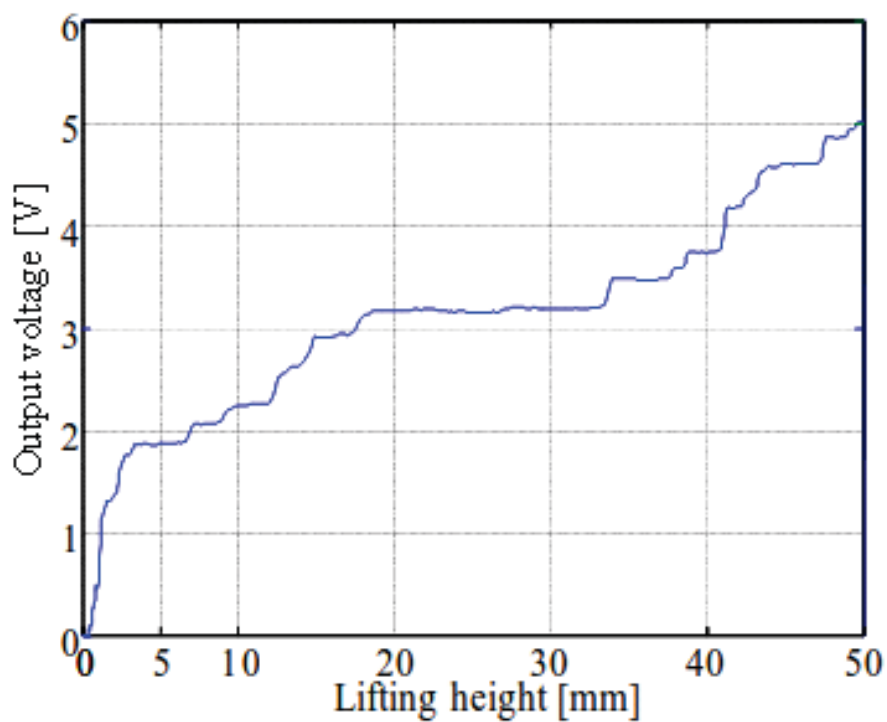


Fig. 4.9 Experimental equipment

げる。このときの持ち上げ速度は、目安のスピードを体験させることで再現させた。また、被験者間の把握姿位を揃えるために、握り位置を予め指定して、小指を使わないように指示した。さらに、把握デバイスをできるだけ変形させないように指示した。その後、把握デバイスを机の元の位置に戻して初期位置で待機する。これらを1セットとして、非利き手においても同様に実施した。



(a) Dominant hand



(b) Non dominant hand

Fig. 4.10 Results of measurement

4.3.3 実験結果

被験者10名のうち、1名の利き手と非利き手の実験結果を、それぞれFig. 4.10 (a)と(b)に示す。横軸は持ち上げ高さを示しており、縦軸は把握力に相当する把握デバイスの出力電圧を示す。

実験結果について、利き手・非利き手ともに、持ち上げ高さに応じて把握力が増加することを確認できた。また、利き手・非利き手ともに、持ち上げ高さ5 mm以下において、把握力が急激に増加していた。これは各被験者が、把握デバイス持ち上げの初期段階において、把握デバイスを落とさないように把握したためだと考える。一方、利き手は、50 mmの高さまで持ち上げたときの把握力が非利き手よりも小さかった。また、利き手は、持ち上げ高さ5 mmから50 mmの範囲において、比例的に増加する把握デバイスの重量に対する追従性が非利き手よりも優れていた。

以上に示した利き手と非利き手の把握力の傾向は、他の9名の被験者においても同様であった。本研究では、巧緻性の評価のために、利き手と非利き手の違いに着目する。つまり、次章では50mm持ち上げたときの把握力の大きさの違いと、重量に対する追従性の違いに着目して、精密把握動作における巧緻性の定量的評価法を提案する。

4.4 巧緻性の定量的評価法

4.4.1 目的

4.3節の把握力の調整実験では、若年健常者の利き手と非利き手にける把握力調整の様子の違いを確認した。本節では、この結果をもとに精密把握動作における巧緻性の定量的評価法を提案する。そこで、巧緻性の評価指標として把握力調整能力を定義する。ここでの把握力調整能力とは、持ち上げ量に応じて重くなる把握デバイスに対して、把握力の調整を常に正確に行える能力と考える。

4.4.2 定量的評価法の提案

Fig. 4.10 に一例を示した結果において、把握力調整能力を利き手と非利き手で比較するために、Fig. 4.11のような処理を施した。図中の実線は計測された実データであり、点線は持ち上げ量5 mm～50 mm間の実データの近似直線である。 S は持ち上げ量5mm～50mmの範囲で実線と近似直線で囲まれた面積 mmV 、 a は近似直線の傾き V/mm 、 b は近似直線

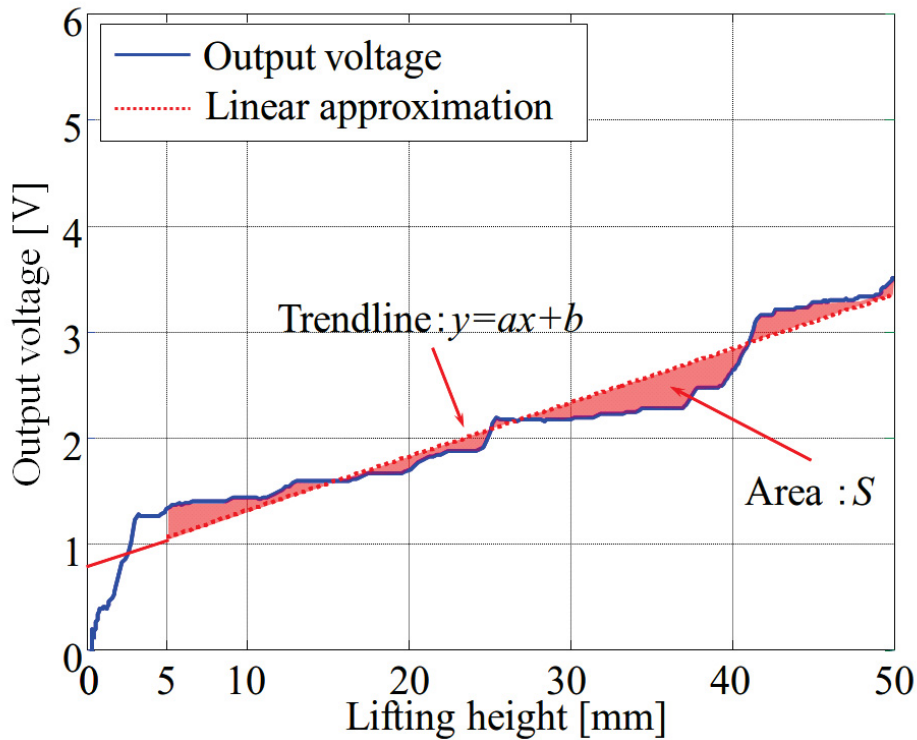


Fig. 4.11 Quantitative evaluation of adjustment ability of grip force

の切片 V , c は 50 mm の高さのときの把握力に相当する出力電圧 V (以下, 到達時把握力と呼ぶ) である. なお, 面積 S は式 (4.2) で与えられる.

$$S = \sum_{k=1}^{N-1} \{|v(k) - y(k)| + |v(k+1) - y(k+1)|\} \cdot \frac{L(k+1) - L(k)}{2}, \quad N = \frac{T}{\Delta T} \quad (4.2)$$

ここで, $L(k)$ は持ち上げ高さ, $v(k)$ は計測された実データ, $y(k)$ は近似直線のデータ, N はサンプリング数, T は計測時間 [s], ΔT はサンプリング時間 [s] である.

把握力調整能力の評価値として, 面積 S を用いる. この評価値に対して, 利き手と非利き手という対応する 2 群間で比較を行う. 母集団が正規分布という前提条件を満たすため, 対応ありの t 検定を用いた. なお, 有意確率は 5% 未満とした.

橘 [64] によると, 利き手は非利き手よりも巧緻性に優れることが報告されている. したがって, 本研究で提案した評価値 S について, 非利き手は非利き手よりも有意に小さいという結果が得られたとき, 提案計測システムは精密把握動作における巧緻性の定量的評価に利用できると思われる.

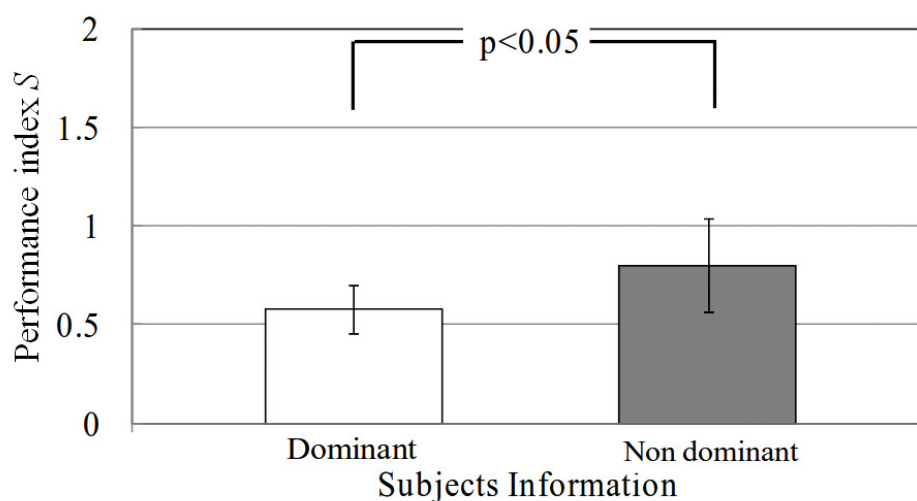


Fig. 4.12 Results of adjustment ability of grip force

4.4.3 評価結果

面積 S について、対象とした被験者 10 名の利き手と非利き手で比較した結果を、それぞれ Fig. 4.12 に示す。白色の棒グラフは利き手の結果、灰色の棒グラフは非利き手の結果である。利き手は非利き手よりも、評価値 S が小さく、有意差も認められた。なお、有意確率は、 $p = 0.0420$ であった。

したがって、橘 [64] の研究報告と同様、20 代の健常男子の利き手は、非利き手よりも把握力調整能力に優れる。つまり、利き手の方が精密把握動作の巧緻性に優れることを確認できた。このことから、開発したシステムは、精密把握動作における巧緻性の定量的評価に利用できることが示唆された。

4.5 おわりに

本章では、精密把握動作における巧緻性の定量的評価システムを開発した。このために、硬さと重量を変更可能な重量可変式把握力計測システムを開発した。また、開発した重量可変式把握力計測システムを、若年健常者に適用した結果に基づいて、精密把握動作における巧緻性の定量的評価法を開発した。従来研究の知見と若年健常者に提案評価法を適用した結果が一致することから、提案定量的評価システムの有効性を検証した。本章の成果を以下にまとめる。

1. リハビリテーションの臨床現場のニーズから、要求仕様(1)～(4)を策定し、精密把握動作における把握力の計測システムを開発した。開発した把握デバイスは、デバイスに加えられた把握力が変化する様子を目視できるように弾性体とし、把握力を計測できるように歪みゲージを利用した。また、変形量と反力を逐次表示可能な計測ソフトを開発した。これらにより、視覚に対して、把握デバイスの変形量と把握力のバイオフィードバックを実現した。
2. 把握力を調整する課題を設計するために、把握デバイスの持ち上げ高さに応じて重量が時間変化する重量可変装置を開発した。
3. 巧緻性の一つの評価指標として把握力調整能力を定義し、その定量的評価法を開発した。設定した課題における動作の速さを揃えることにより、調整の正確さを把握力調整能力の評価指標とした。
4. 重量可変式把握力計測システムを用いた巧緻性の定量的評価法を、若年健常者の利き手と非利き手に適用した。利き手が巧緻性に優れるという従来研究の知見と、提案評価法による若年健常者の把握力調整能力の結果に高い相関があることから、提案計測システムを用いた提案評価法の有効性を検証した。

本章で示した成果に対する臨床現場の声をまとめる。共同研究者の作業療法士からは、変形方向を規定したことにより再現性が向上した点、把握デバイスの硬さが変更可能である点、計測ソフトにより把握力を被験者が調整する様子をリアルタイムに確認できる点で好評であった。したがって、精密把握動作における巧緻性の定量的評価システムを開発してほしいという臨床現場のニーズに応えることができた。

今後の課題についてまとめる．個々の患者の障がいの度合に対応するために，把握デバイスの硬さを更に容易に変更できる構造を実現する必要がある．また，把握デバイスの変形量－反力特性が線形特性でないため，把握時に違和感がある．そこで，変形量－反力特性が線形特性となる把握デバイス，すなわち，ばね定数が一定となる把握デバイスを開発する必要がある．

第5章

精密把握動作における固有感覚の定量的評価

5.1 はじめに

第4章では、精密把握動作における巧緻性の定量的評価システムを開発した。このために開発した把握デバイスは、リハビリテーションの臨床現場に導入する上で、把握デバイスの硬さの変更が困難であるという技術的課題と、変形量－反力特性において線形特性であること、すなわち、ばね定数が一定であることの実現という技術的課題が残されていた。

一方、把握力を調整する固有感覚を評価するためには、皮膚感覚と固有感覚、ならびに視覚に対して異なる感覚刺激を与える必要がある。このための方法として、変形を伴う把握デバイスの変形量－反力特性の変更が考えられる。

本章では、変形量－反力特性の変更を実現した新しい構造の把握デバイスの開発し、若年健常者を対象とした臨床試験から有効性の検証を行う。

5.2 把握力の計測システム

5.2.1 目的

精密把握動作における感覚機能を個別に評価するために、把持時の皮膚感覚と固有感覚に対して異なる感覚刺激を与えることが可能な把握デバイスを開発する。把握デバイス内の板ばねについて、片持ち梁の構造と両端支持の構造の2種類を実現することにより、変形量－反力特性が線形特性と飽和特性となる把握デバイスを設計開発する。

5.2.2 評価原理

精密把握動作における感覚機能について、固有感覚と皮膚感覚を切り分けて細分化して定量的評価するために、把握動作時に異なる感覚刺激を与えられるよう工夫する。具体的には、変形量が大きくなるにつれて反力が大きくなる把握デバイスと、変形量が大きくなっても反力がほとんど変化しない把握デバイスの2種類を開発する。これにより、把握デバ

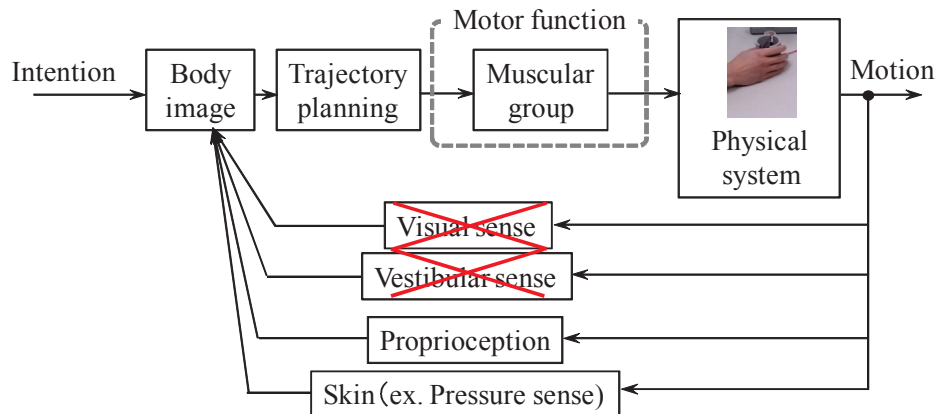


Fig. 5.1 Evaluation method of sensorimotor integration function

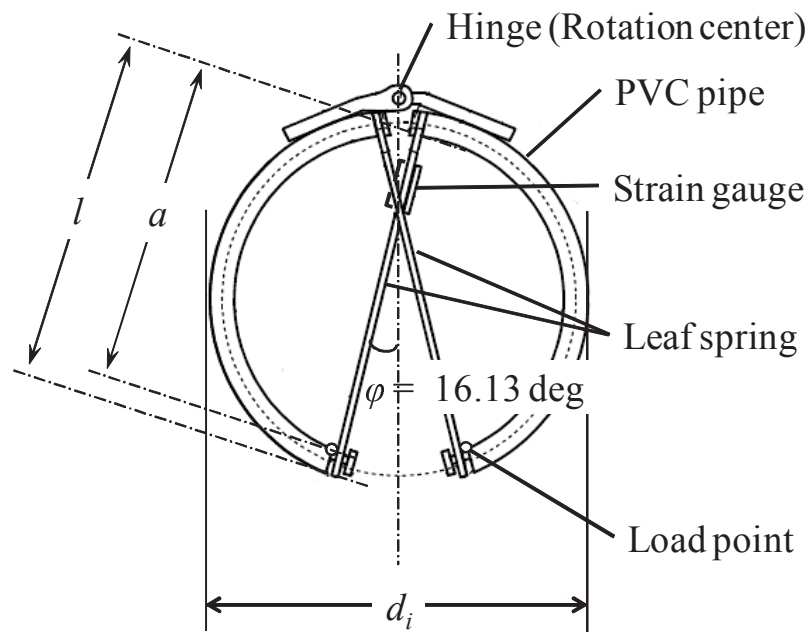
イスの把持時において、変形量を検知する固有感覚と反力を検知する皮膚感覚に対して異なる感覚刺激を与えることが可能であると考えられる。

提案計測システムを用いた感覚運動統合機能の評価原理を Fig. 5.1 に示す。提案計測システムの動作では、坐位で行うためバランス維持の必要は少ない。このため、前庭覚を支配的には必要としないと考えられる。また、精密把握動作において変形量を記憶・再現する課題においては、体性感覚中の視覚についても支配的には必要としないと考えられる。このため、変形量を記憶・再現する課題において、変形量－反力特性が飽和特性を有する把握デバイスは、線形特性を有する把握デバイスよりも固有感覚の固有感覚を使うことになる。このため、変形量－反力特性の違いによる精密把握動作における変形量の記憶・再現値の違いから固有感覚の評価を行うことが可能となる。

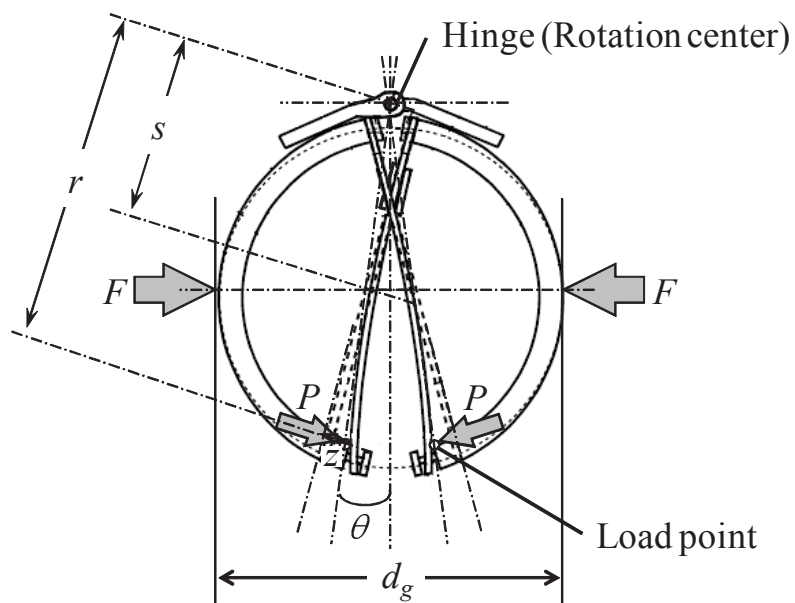
5.2.3 ハードウェアの仕様

把握動作の測定システムの構成と外観、ならびに表示画面は、前章で示した Fig. 4.2 と Fig. 4.3, ならびに Fig. 4.4 と同様である。ただし、新しい構造の把握デバイスでは、歪みゲージの枚数を4枚から2枚に変更している。

なお、本章で開発する新しい構造の把握デバイスを iWakka とする。



(a) Initial state



(b) Deformation state

Fig. 5.2 Definition of width of deformation

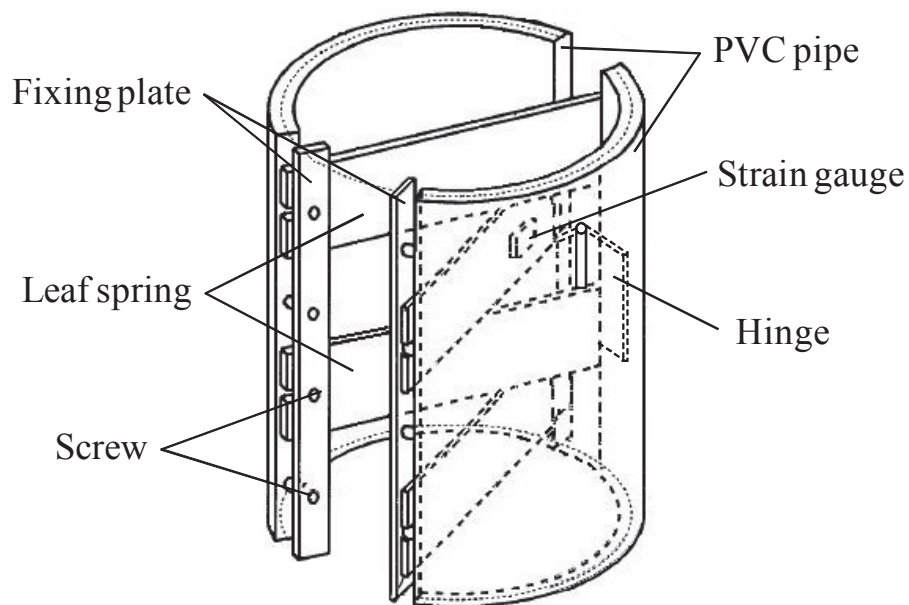


Fig. 5.3 Structure of measurement device “iWakka”

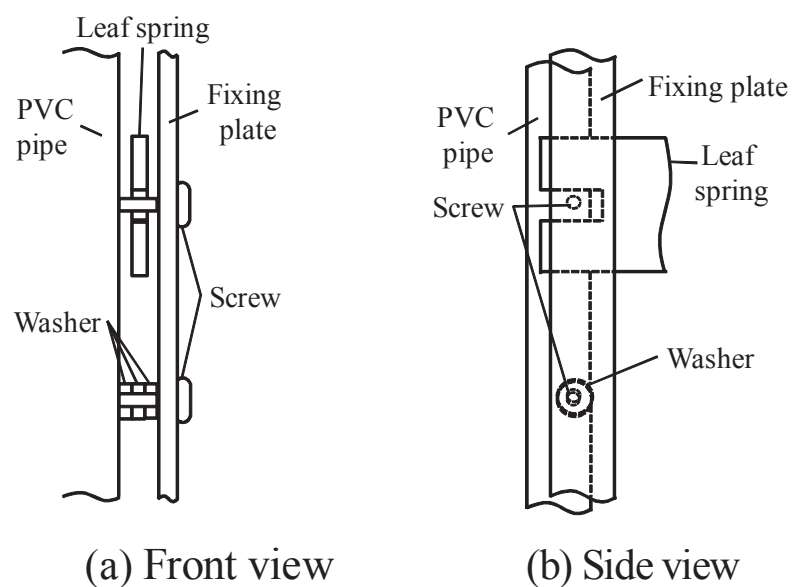


Fig. 5.4 Slide structure

5.2.4 iWakka Type L

iWakka を手指で把握すると、板ばねが変形してデバイスの幅が変化する．これにより、柔軟物の把握を模擬できる．提案計測システムにより、iWakka が把握された時の電圧値から、変形量とそれに応じた反力を取得できる．また、変形量－反力特性が変更可能であることを確認できた．したがって、把握動作から手指の感覚運動統合機能の推測が可能となると考える [60]．

ここで、把握デバイス iWakka の変形量 d を Fig. 5.2 で定義する． d は、把握力 F のない変形前の把握デバイスの幅 d_i と、把握力 F が働いた変形後の把握デバイスの幅 d_g の差から、式 (5.1) のように定義した．

$$d = d_i - d_g \quad (5.1)$$

なお、把握力を計測するためには、把握位置を指定する必要がある．そこで、iWakka には小指を除く 4 指による把握位置を示す小さなシールを貼り付けた．

iWakka の高さは 80mm、外径は 65mm であり、重量は 120g である．iWakka の構造を Fig. 5.3 に示す．板ばねを片持ち梁として利用する構造を設計した．塩ビパイプの半割の片端部を蝶板で固定し、さらに板ばね 4 枚を塩ビパイプに対して交互にクロスするように取り付けている．歪みゲージは、上から 2 枚目の板ばねの曲げを測定するために、板ばねの固定端の根元に貼り付けてある．この板ばねの表裏に歪みゲージを 1 枚ずつ貼り付けし、2 アクティブゲージ法を用いて測定することで、温度補償を行い、曲げのみを測定する．iWakka を把握すると、加えた把握力に応じて板ばねがたわみ、塩ビパイプが開閉する．板ばねがたわむことによって生じる歪みから変形量を算出し、把握動作を時系列で測定する．

Fig. 5.2(b) に示すように、塩ビパイプに把握力 F を加えると、塩ビパイプはヒンジを回転中心として塩ビパイプ同士が近づく．この回転に伴い、塩ビパイプが板ばねに荷重 P を及ぼす．このとき把握力 F と荷重 P には、ヒンジを回転中心としたモーメントのつり合いにより式 (5.2) が成り立つ．

$$P = \frac{s \cos \theta}{r \cos(\phi - \theta)} F \quad (5.2)$$

ここで、 r はヒンジの回転中心から荷重点までの直線距離、 s はヒンジの回転中心から把握力の作用線とヒンジの回転中心から荷重点を結ぶ直線との交点までの距離、 θ はヒンジの回転中心と荷重点を結ぶ直線とヒンジの回転中心を通る中心線のなす角度、 ϕ は初期状態の板ばねと中心線のなす角度である．また、荷重 P と板ばねの荷重点でのたわみ z の関係

は式(5.3)のように定義される.

$$z = \frac{6 \left(la^2 - \frac{a^3}{3} \right) (1 - \nu^2)}{Ebh^3} P \quad (5.3)$$

ここで, l は梁の長さ, a は梁の根元から荷重点までの距離, P は荷重, z は板ばねのたわみ, E は縦弾性係数, b は梁の幅, h は梁の厚さ, ν はポワソン比である. なお, 板ばねの荷重点におけるたわみ z と, 変形量 d の関係は実測値により式(5.4)が成り立つ.

$$d = \frac{z}{1.667} \quad (5.4)$$

以上より, 把握力 F と変形量 d は式(5.5)となる.

$$F = \frac{1.667Ebh^3 r \cos \theta (\phi - \theta)}{6s \cos \left(la^2 - \frac{a^3}{3} \right) (1 - \nu^2)} d \quad (5.5)$$

したがって, 板ばねを片持ち梁の構造にすることで, 変形量-反力特性を線形にできると考えられる. 板ばねを片持ち梁の構造にするためには, 板ばねの一端を自由端としなければならない. そこで, Fig. 5.4に示すように開口側の板ばねの片端は固定せずスライドする構造とした. 塩ビパイプの淵と固定板の間に座金を入れることにより, 塩ビパイプの淵と固定板に隙間ができる. これにより, 板ばねがスライドでき, 自由端となるため, 片持ち梁の特性から変形量-反力特性は線形となる. ここでの反力とは, iWakkaを把握した際の把握力に対する反作用の力を指す. 把握力の作用点は, Fig. 5.2(b)に示すようにiWakkaを上方から見た時, 中心線に平行な2つの直線で把握する場合の接点とする. この2直線の間隔は, 式(5.1)に示した d_i と d_g であり, 把握力はこの2直線に対する垂直成分のスカラー量である. この構造を採用したiWakkaをType Lと呼ぶ.

上記で設計したiWakka Type Lは, 幅の異なる3種類の板ばねを組み合わせることで, Table 5.1に示すType L1~L5からなる5種類のばね特性を設計した. なお, 3種類の板ばねの幅は, $b = 15.0\text{mm}$ (以下, 板ばねLと呼ぶ), $b = 11.3\text{mm}$ (以下, 板ばねMと呼ぶ), $b = 7.5\text{mm}$ (以下, 板ばねSと呼ぶ)である. ここでは, 上下左右に対称性のある板ばねの配置, ならびに等間隔で変化するばね定数を実現した. このうち, 同じ幅の板ばねL, M, Sそれぞれを4枚ずつ組み合わせたiWakka Type L1, L3, L5の変形量-反力特

Table 5.1 Spring constant of Type Ls

Series of Type L	Combination of leaf springs	Spring constant [N/m]
Type L1	L, L, L, L	4.82×10^{-4}
Type L2	L, M, M, L	4.22×10^{-4}
Type L3	M, M, M, M	3.61×10^{-4}
Type L4	M, S, S, M	3.02×10^{-4}
Type L5	S, S, S, S	2.41×10^{-4}

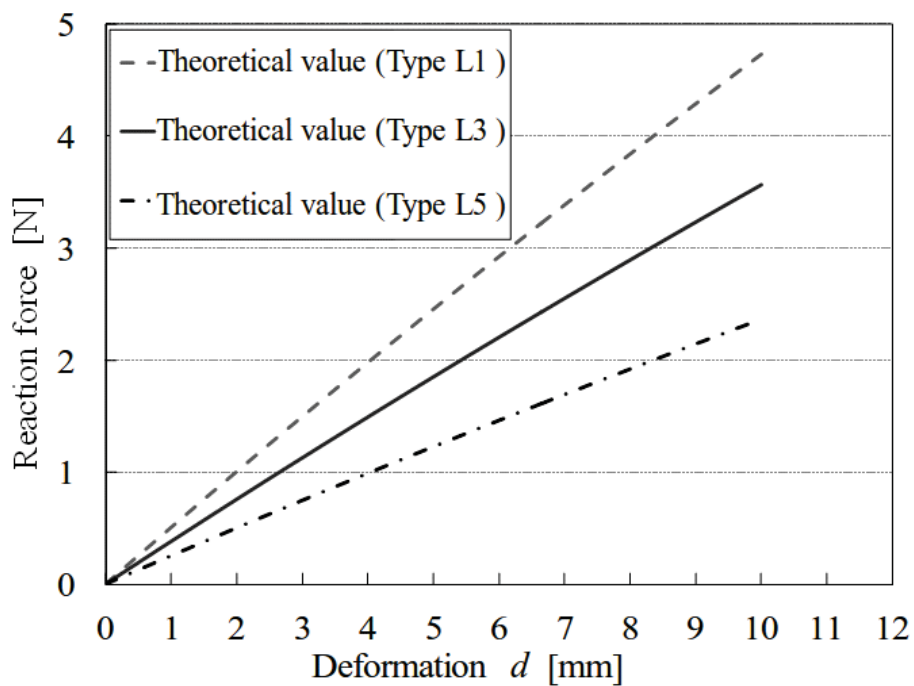
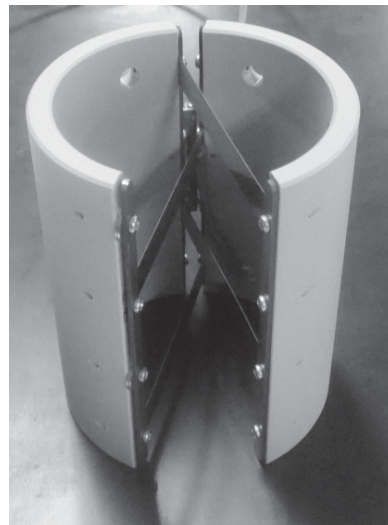


Fig. 5.5 Theoretical characteristics of deformation and reaction force

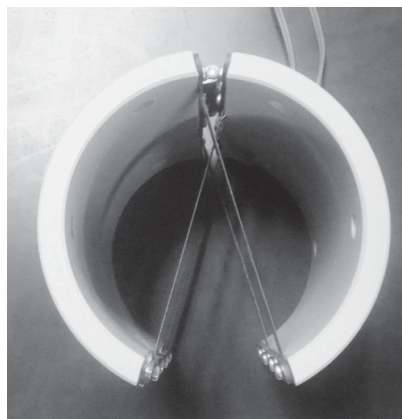
性の理論値の結果を Fig. 5.5 に示す. ただし, d に対する a と s の測定は困難であるため, 変形前の長さで定数 ($a = 54.75$ mm, $s = 30.0$ mm) とした.

5.2.5 iWakka Type S

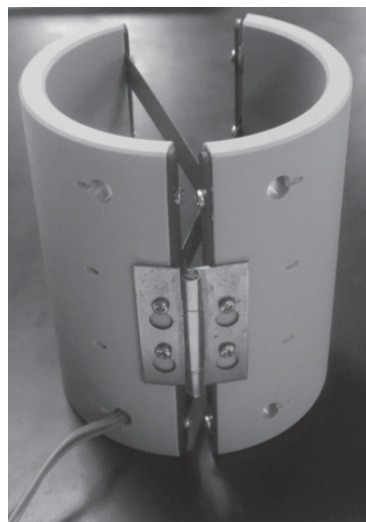
Fig. 5.4に示したスライド構造は、板ばねの自由端側の座金を取り除くことにより、板ばねの両端を固定した構造（以下、固定構造と呼ぶ）にできる。この固定構造の把握デバイスを把握した時、板ばねには圧縮荷重、曲げ荷重が働くため、板ばねはS字状にたわむ。そのため、把握デバイスの変形量－反力特性は線形特性とならない。ただし、Type Lと同等の変形量－出力電圧特性を得るために、歪みゲージが貼られた板ばねはスライド構造のままとした。したがって、iWakkaに取り付けられた板ばね4枚のうち、1枚目と3枚目を固定構造、2枚目と4枚目をスライド構造とすることで、変形量－反力特性が飽和特性を有するように調整した。このiWakkaをType Sと呼ぶ。飽和特性の実現により、iWakkaの変形量の変化に対して反力の変化が小さくなる。このため、把握する際の固有感覚に対する刺激と比べて、皮膚感覚への刺激を小さくすることが期待できる。



(a) Front view



(b) Upper view



(c) Back view

Fig. 5.6 Measurement device “iWakka”

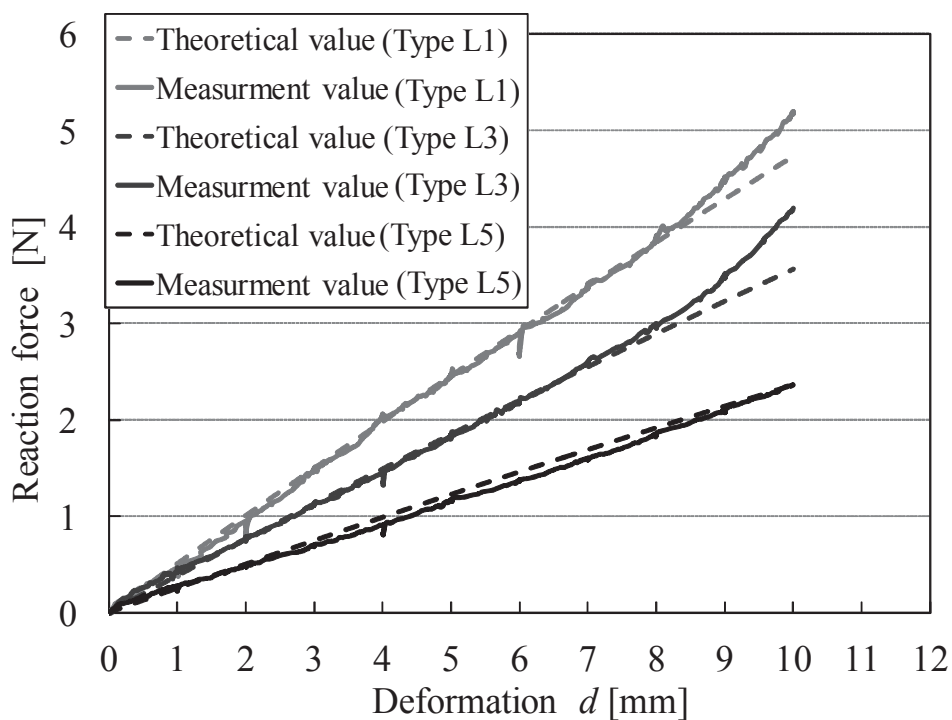


Fig. 5.7 Comparison of characteristics of deformation and reaction force between simulation and real object

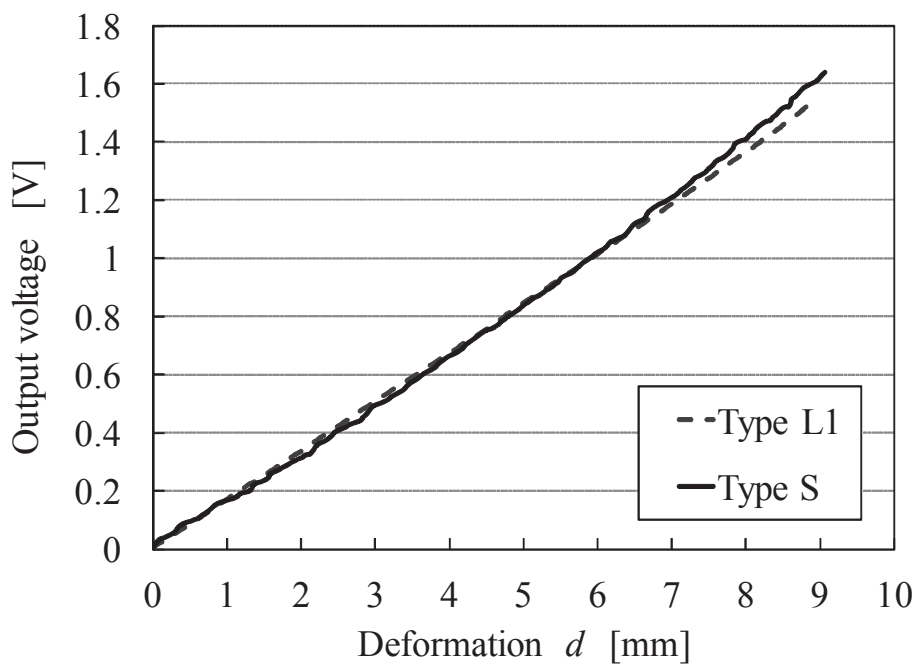


Fig. 5.8 Characteristics of deformation and output voltage

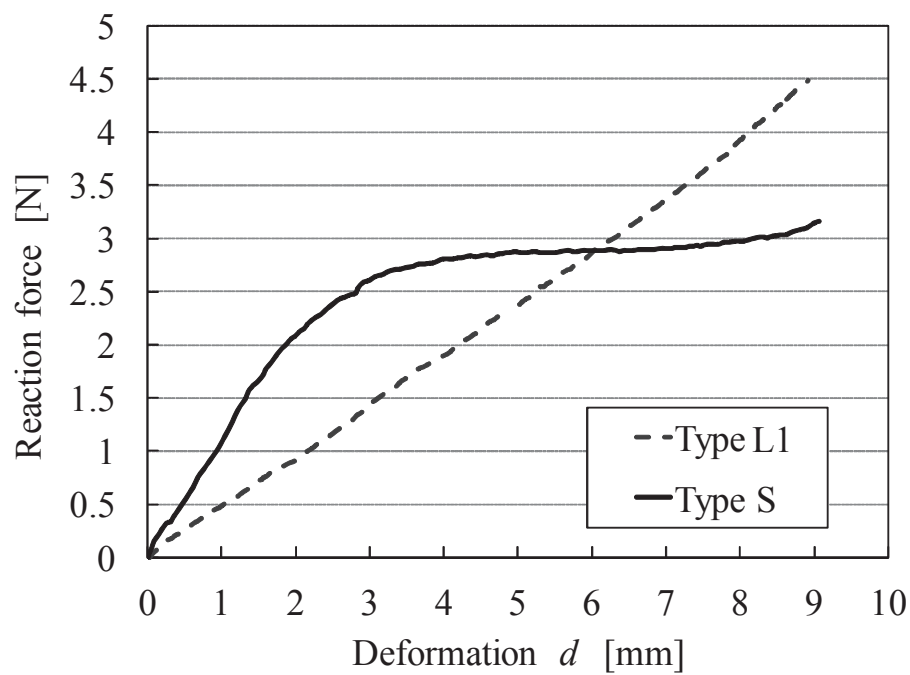
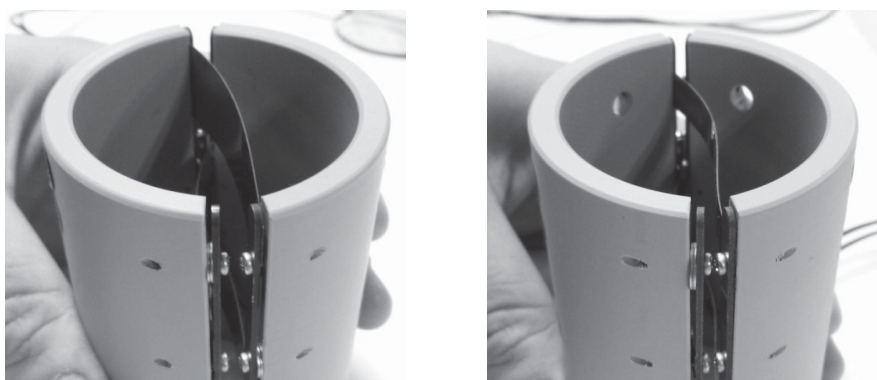


Fig. 5.9 Comparison of characteristics of deformation and reaction force between Type L and Type S



(a) Type L1

(b) Type S

Fig. 5.10 Deformation of leaf spring

5.2.6 性能評価の結果・考察

開発した iWakka の外観を Fig. 5.7 に示す。この iWakka の歪みゲージより出力された電圧値から、把握力への換算について述べる。換算に必要な特性を得るために、特性評価装置を用いた。特性評価装置は、力計測用ロードセル、位置検出用エンコーダおよびマイコンから構成される。特性評価装置の開口部に把握デバイスを取り付けて、特性評価装置のハンドルを回して無段階に開閉させる。iWakka の変形量はエンコーダから取得でき、iWakka の反力はロードセルから取得できる。このときの計測のサンプリング周波数は 30Hz である。したがって、iWakka の変形量に伴う出力電圧、ならびに変形量と反力は同期して連続的に取得できる。ここでは、変形量 d と歪みゲージによって生じる出力電圧 V の関係を変形量－出力電圧特性、変形量 d と把握力 F の関係を変形量－反力特性と定義する。iWakka Type L1, L3, L5 をモデル化し、計算式から求めた変形量－反力特性の理論特性と、実際に製作した iWakka Type L1, L3, L5 にて計測した変形量－反力特性の比較を Fig. 5.7 に示す。その結果、変形量が 8mm までの範囲において変形量－反力特性が高い線形性を有することを確認できた。ただし、開口部の大きさから変形量の範囲は 10mm までとなる。次に、Type S と Type L1 の変形量－出力電圧特性、ならびに変形量－反力特性を特性評価装置にて比較した結果をそれぞれ Fig. 5.8, 5.9 に示す。Type S で用いた板ばねは、変形量 6mm のときの反力を Type L1 と揃えるために、全て S サイズを用いた。その結果、Type L1 と Type S では変形量－出力電圧特性は同じであるのに対し、変形量－反力特性が異なる結果が得られた。Type S の変形量－反力特性は、変形量が 4～7mm の範囲において変形量に対する反力はほとんど変化しておらず飽和特性を有する。これらの Type S と Type L1 を実際に把握して変形させた様子を Fig. 5.10 に示す。設計時の予想通り、板ばねが S 字状にたわんでいることが分かる。

以上の結果より、変形量－反力特性を変更可能な把握動作の把握デバイス iWakka が目的通り開発できたことを確認した。また、外観は同じでも、異なる 2 つの変形量－反力特性を持つ iWakka を把握させることによって、皮膚感覚と固有感覚のそれぞれに対して異なる感覚刺激を与えることができると考える。

5.3 把握動作による iWakka の検証実験

5.3.1 目的

iWakka の Type L1 と Type S が把握動作に対して異なる感覚刺激を与えられることを確認するために、若年健常者による検証実験を行う。なお、Rossetti らによると、端坐位姿勢で行う上肢の協調動作の実現には、特に視覚と皮膚感覚と固有感覚の情報を利用する [31] [32] と報告していることから、本課題においても同様に端坐位姿勢で実施する。

Fig. 5.9 より、iWakka の Type L1 と Type S は、ともに変形量 6mm の時に提示する反力は 2.88N であるが、Type S は飽和特性を有するため変形量 5~7mm の時もほぼ同じ反力となる。この説明を分かりやすくするために、Fig. 5.9 に補助線を加えて Fig. 5.11 のようにした。なお、変形量 5~7mm におけるばね定数は、Type L1 で 0.49N/m であり、Type S で 0.015N/m である。このため、被験者が iWakka を把握して変形量 6mm の記憶後に再現をする課題を行う際、Type L1 では皮膚感覚と固有感覚の両方の情報を利用するのに対して、Type S では固有感覚のみの情報しか利用できない。したがって、把握動作に固有感覚の情報を利用していると仮定した時、Type S は把握状態の記憶と再現が困難になることが予想される。

以上より、開発した把握デバイスの変形量-反力特性の違いが人間に対して異なる感覚刺激を与えられることを検証するために、Type S は Type L1 に比べて再現時のばらつきが大きくなることを確認する。

5.3.2 検証実験の方法

対象とした被験者は 20 代の健常男女 12 名（左利き 1 名，右利き 11 名）であり、本研究の趣旨を説明し同意を得られた者のみを対象とした。利き手の判断は、Edinburgh Handedness Inventory [65] を用いた。

実験中の様子を Fig. 5.12 に示す。被験者は、まず、片手で iWakka を把握して 6mm 潰した状態を 10 秒間保持する。被験者はこの時、手元と変形量 6mm に対応した電圧値 1.0V を目視で確認することができる（以下、記憶モードと呼ぶ）。次に、iWakka を机の上に戻した後、目の前につい立てが置かれて視覚情報を使えない状況で、iWakka を再度把握して、10 秒以内に変形量 6mm を再現・保持する（以下、再現モードと呼ぶ）。これらの記憶モードと再現モードの間に、2 秒間の休憩を挟んだものを 1 セットとして、計 5 セット繰り返す課題を被験者に与えた。なお、記憶モードと再現モードの開始と終了の合図は、測定者

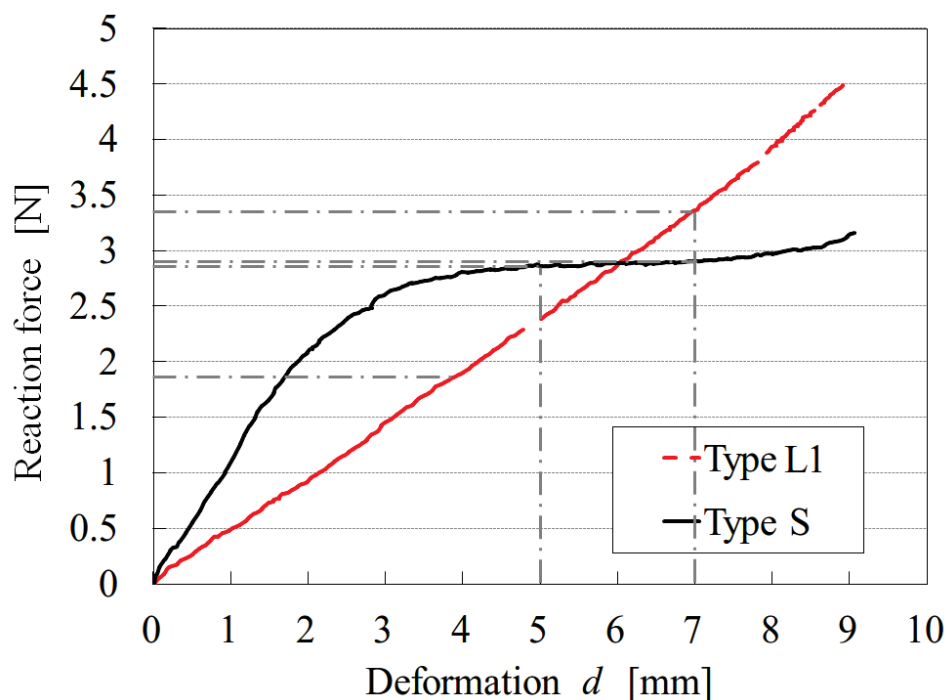


Fig. 5.11 Comparison of characteristics of deformation (4 - 7 mm) and reaction force between Type L and Type S

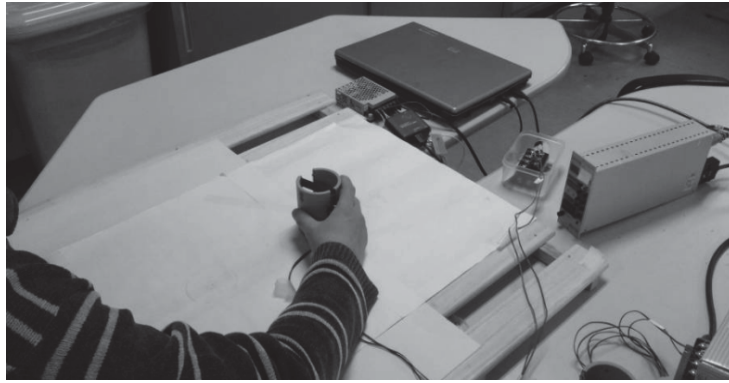
が指示を与えた。また、指腹の把握位置を指定するためのシールに触れるように注意を与えた。

把握する手と iWakka の種類は、(1) 利き手・Type L1, (2) 利き手・Type S, (3) 非利き手・Type L1, (4) 非利き手・Type S の4つの条件に分けられる。順序効果を排除するために、被験者12名を4グループに均等に分けて、4つの条件を全て実施した。

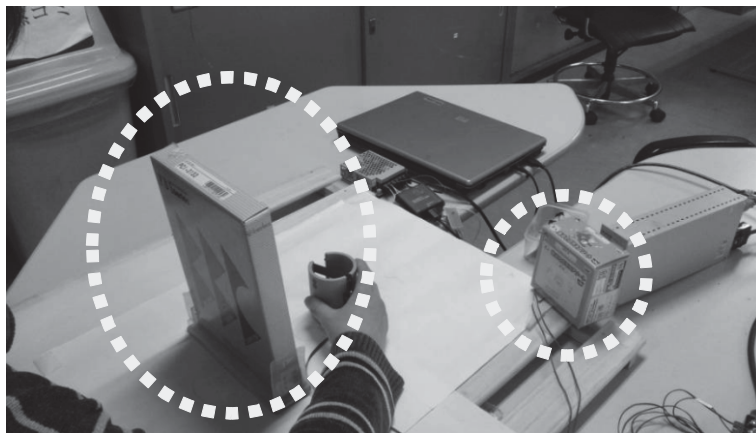
評価と結果の考察は、変形量の記憶が十分にできたと考えられる5セット目に対して行う。4つの条件それぞれに対して、5セット目における目標変形量6 mmからの再現値の誤差の絶対値を取り、被験者12名の平均値と標準偏差を求める。これを再現誤差値と定義する。統計手法は、 F 検定により等分散であることを確認した後、対応なしの t 検定を用いて比較した。その時の有意水準は5%以下とした。

5.3.3 検証実験の結果と考察

5セット目の(1)~(4)の条件における、再現誤差値の被験者12名の平均値と標準偏差を Fig. 5.13 に示す。縦軸は再現誤差値を示しており、値が大きいほど変形量を正しく再現できていないことを示す。



(a) Visual info.



(b) Non visual info.

Fig. 5.12 Scene of experiment

Type Sは、Type L1 と比べて再現誤差値が大きい結果が得られた。特に、利き手では有意差が認められた。このことから、iWakka の Type Sは、Type L1 よりも変形量の記憶と再現が困難になることを確認できた。したがって、Type L1 と Type Sは、把握動作に対して異なる感覚刺激を与えられることを確認できた。

また、非利き手における iWakka の Type L1 と Type S の再現誤差値で有意差が認められなかった理由について考察する。本実験の結果から非利き手は利き手と比較して、Type L1 の再現誤差値が大きく、Type S の再現誤差値が小さかった。人間が iWakka を把握する時、Type L1 では皮膚感覚と固有感覚の両方を利用して変形量の記憶・再現ができるが、Type S では固有感覚のみの情報から変形量を記憶・再現しなければならない。一方、利き手は機能手、非利き手は固定手と呼ばれており、利き手と非利き手では得意とする能力が異な

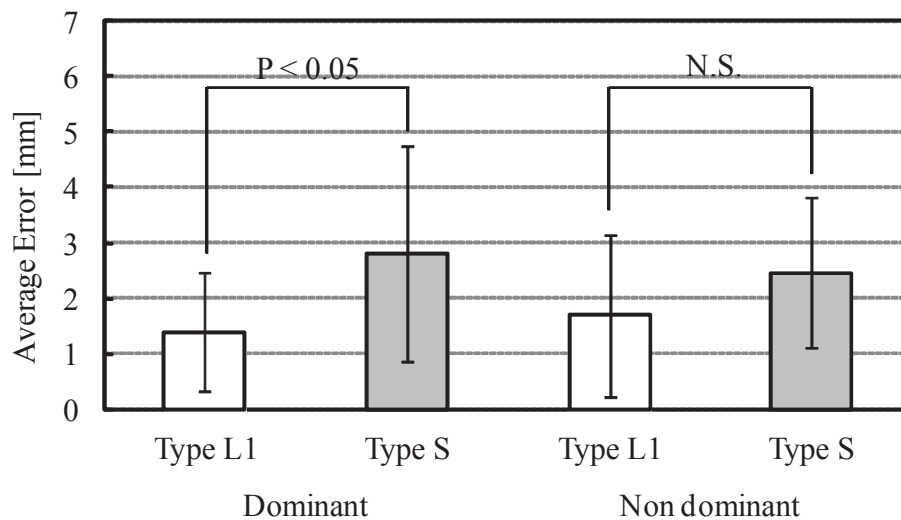


Fig. 5.13 Mean and standard deviation of reproduction of error value (N = 12)

ることが報告されている。以上の報告と本実験の結果から、利き手は皮膚感覚に優れており、非利き手は固有感覚に優れていると考えることができる。

以上より、変形量-反力特性の異なる iWakka を用いて、感覚運動統合機能の各機能を定量的評価に利用できる可能性が示唆された。

5.4 おわりに

本章では、精密把握動作における固有感覚を評価するために、弾性体である把握デバイスの変形量－反力特性の変更可能とした把握デバイスを開発した。また、変形量－反力特性について、線形特性と飽和特性の2種類の把握デバイスを用いた臨床試験から、開発した把握デバイスの有効性を検証した。本章の成果を以下にまとめる。

1. 第4章で開発した精密把握動作における把握力の計測システムについて、把握デバイス内部の板ばねをスライド構造とすることで変形量－反力特性が線形特性となる iWakka Type L を開発した。iWakka Type L は、内部の板ばねを交換することにより把握デバイスの硬さが変更である。これにより、リハビリテーションの臨床現場での実利用が可能となった。
2. 精密把握動作における固有感覚と皮膚感覚を個別に定量的評価するために、把握デバイス内部の板ばねについて、固定構造とすることで変形量－反力特性が飽和特性となる iWakka Type S を開発した。iWakka Type S は、iWakka Type L と比べて変形量の変化に対する反力の変化量が小さい。これにより、iWakka Type S は固有感覚に対する刺激と比べて、皮膚感覚への刺激を小さくすることが期待できる。
3. 開発した iWakka の Type L と Type S を若年健常者に適用して、把握デバイスの変形量を視覚情報ありの状態記憶した後、視覚情報なしの状態再現する課題を与える実験を実施した。目標変形量からの再現誤差値について、Type S は Type L と比べて有意に大きいことを確認した。また、Type S と Type L が与える感覚刺激の違いについて、利き手では再現誤差値の違いが現れたが、非利き手では違いが現れなかった。これらの結果から、非利き手は固有感覚のみで把握状態の記憶と再現が可能であることが示唆された。したがって、Type L と Type S を用いることにより、人間の把握動作に対して異なる感覚刺激が与えられることを確認できた。

本章で示した成果に対する臨床現場の声をまとめる。共同研究者の作業療法士からは、把握デバイスの硬さの変更が容易になった点で好評であった。また、利き手と非利き手における皮膚感覚と固有感覚の違いを、精密把握動作から明らかにできる可能性が示唆された点についても高い興味を持たれた。したがって、開発した計測システムと提案評価法は、臨床現場に導入可能であると判断できる。

今後の課題について、精密把握動作における固有感覚の定量的評価法を確立する必要がある。また、臨床現場に導入して有効性の検証を行う必要がある。

第6章

結論

6.1 本研究のまとめ

6.1.1 第2章, 第3章のまとめ

第2章と第3章では, 下肢動作における巧緻性の定量的評価システム, ならびに固有感覚の定量的評価システムを開発した. 第2と第3章の成果を以下にまとめる.

1. リハビリテーションの臨床現場のニーズから, 坐位でも利用可能な下肢動作の計測システムを開発した. これにより, 足に装着した動きの逐次計測と, 視覚への運動情報のバイオフィードバックと抵抗感の提示を実現した.
2. 課題の速さを評価指標とした, 下肢動作における巧緻性の定量的評価法を開発した.
3. 提案計測システムを用いた下肢動作における感覚運動統合機能, ならびに固有感覚の定量的評価法を開発した.
4. 臨床試験より, 開発した定量的評価システムの有効性を検証した.

6.1.2 第4章, 第5章のまとめ

第4章と第5章では, 精密把握動作における巧緻性の定量的評価システム, ならびに固有感覚を定量的評価するための把握デバイスを開発した. 第4と第5章の成果を以下にまとめる.

1. リハビリテーションの臨床現場のニーズから, 精密把握動作における把握力の計測システムを開発した. これにより, 把握デバイスに加えられた把握力の逐次計測と, 視覚への変形量と把握力の提示を実現した. また, 把握デバイスの持ち上げ量に応じて重量が時間変化する重量可変装置を開発した.
2. 提案計測システムを用いた精密把握動作における巧緻性の定量的評価法を開発した.

3. 精密把握動作における固有感覚を定量的評価法するための把握デバイスを開発した。
4. 臨床試験より、開発した定量的評価システム、ならびに把握デバイスの有効性を検証した。

6.1.3 本研究で得られた成果

本研究では、リハビリテーションの臨床現場ニーズに基づいて、下肢動作における巧緻性と固有感覚の定量的評価システムを開発し、精密把握動作における巧緻性の定量的評価システム、ならびに固有感覚の定量的評価のための把握デバイスを開発した。

下肢動作における巧緻性と固有感覚の定量的評価システムに関する研究では、視覚への運動情報のバイオフィードバックを実現し、立位保持が困難な患者でも利用可能な下肢動作の計測システムを開発した。また、精密把握動作における巧緻性の定量的評価システムと固有感覚の定量的評価のための把握デバイスに関する研究では、把持対象物の硬さと重量を変更できる構造を実現した把握力計測システムを開発した。下肢動作は複合関節運動であり、精密把握動作は単関節運動に置き換えることが可能である。このため、下肢動作の定量的評価システムは、下肢動作に限らず他の身体部位の複合関節運動に適用可能であり、把握力計測評価システムは、精密把握動作単関節運動に適用可能という特徴を有する。

巧緻性の評価は、動作における正確さと速さを評価指標とする必要がある。しかし、2つの評価指標に対する重みづけは困難であり、臨床現場での利用を考えた時、必ずしも親切とは言えない。そこで、評価指標が1つとなるように課題を設定した。具体的には、第2章と第3章において、被験者に対して正確さを重視する課題を与えることにより、動作の速さを示す課題の達成時間から下肢動作における巧緻性、ならびに感覚運動統合機能を評価した。また、第4章では、動作の速さを揃える課題を与えることにより、把握力調整の正確さを示す把握力調整能力から精密把握動作における巧緻性を評価した。

一方、固有感覚の評価は、人間が動作の実現に必要とする感覚機能のうち、固有感覚が支配的となるように限定した課題における動作の正確さと、限定しない課題における動作の正確さを比較する必要がある。このために、動作中の人間に対して異なる感覚刺激を与える必要があり、動作における前庭覚や皮膚感覚の影響を小さくした方が固有感覚の評価には適している。具体的には、3章では、被験者に対して坐位で足底を地面に常に接地させる下肢動作を行わせることにより、動作中に使う感覚において視覚と固有感覚が支配的となるようにした。これにより、動作中の視覚情報の有無から固有感覚を評価した。また、

5章では、被験者に対して坐位で精密把握動作を行わせることにより、動作中に使う感覚において皮膚感覚と固有感覚が支配的となるようにした。さらに、皮膚感覚情報の有無から固有感覚を評価するための基礎実験として、把握デバイスの変形量-反力特性の違いが人間の把握動作に対して異なる感覚刺激が与えられることを確認した。

6.2 今後の課題と将来の展望

6.2.1 下肢動作における巧緻性と固有感覚の定量的評価システム

下肢動作における巧緻性と固有感覚の定量的評価システムでは、定量的評価システムとしての信頼性を高めるために、より多くの被験者を対象とした臨床試験を行う必要がある。また、巧緻性と固有感覚の評価を同一のコースで短時間で実施できるように改良を行う必要がある。さらに、療法士による臨床現場での有効性検証を行うために、ユーザビリティの向上を図る必要がある。

これらのために現在、医療法人田中会西尾病院の理学療法士らと共同研究を行っている。下肢動作の巧緻性と固有感覚の定量的評価を短時間でを行うことを目的として、目標軌道の難易度が異なる3つのコース（直線コース、円コース、星型コース）を含む評価システムを開発した。この評価システムを、SeMoiD（Sensory motor integration function device）と名付け、愛知県西尾市に在住の高齢者を対象とした大規模な臨床試験を実施中である。さらに、SeMoiDの将来的な製品化を目的に据えて、三洋機工株式会社の技術者も交えた医工産学連携で取り組んでいる。また、これらの取り組みは、愛知県の平成25年度の福祉用具・介護ロボット実証評価促進事業のもとでも実施している。

一方で、本論文には掲載していないが、これまでに訪問リハビリテーションでの利用実績もある。軽度の脳卒中片麻痺患者を対象に、巧緻性と固有感覚の定量的評価法の適用可能性と有効性を検証した。この結果、下肢麻痺の状態を示す下肢Brunnstrom stage（ステージI～VIの6段階で評価、ステージVIがほぼ正常）が、ステージIV以上の軽度患者であれば麻痺側の下肢においても適用可能であること、麻痺の回復過程を評価できることを確認することで有効性を検証した。また、ステージIVの中でも麻痺が重度の患者は、片足に装着したデバイスに対して体重を掛け過ぎてしまい、デバイスを床面上で滑らせる下肢動作を実施できない事例が散見された。さらに、デバイスに対して荷重を掛け過ぎているという自覚症状もなかった。これらを解決する手段として、本論文で示した視覚への運動情報のバイオフィードバックを利用することが挙げられる。足裏とデバイスとの間に荷重を

計測する感圧センサを複数枚配置して、下肢動作中の荷重量と荷重の分布を画面に表示する機能を開発する必要があると考えられる。

6.2.2 精密把握動作における巧緻性と固有感覚の定量的評価システム

精密把握動作における巧緻性の定量的評価システムでは、臨床現場に導入して定量的評価システムの有効性を検証する必要がある。また、精密把握動作における固有感覚の定量的評価システムを開発する必要がある。

これらのために現在、目白大学の作業療法士、社会医療法人財団大和会武蔵村山病院の作業療法士、医療法人愛整会北斗病院の作業療法士らに iWakka を貸し出して実証評価中である。また、iWakka の製品個体差を少なくして把握力計測装置としての信頼性を向上させるために、株式会社アイムに製造を依頼して取り組んでいる。

患者に対する実証評価では、上記の課題の達成を目的とするとともに、視覚への運動情報のバイオフィードバックを利用した効果的なトレーニング法の開発を目指している。例えば、Fig. 4.4 の時系列グラフについて、目標値となる把握力（もしくは変形量）を示す波形を追加する。目標値の波形に対して把握力（もしくは変形量）を調整する課題の設定が可能となり、これが巧緻性のトレーニングになり得る。また、把握デバイスを把握する際の姿勢を変えることにより、身体部位や能力をより細分化できる可能性も分かってきた。したがって、今後はこれらの使い方をまとめた説明書の作成、ならびに評価・トレーニングシステムの開発を行う必要がある。

6.2.3 課題指向型トレーニングを実現するためのリハビリテーション支援機器

本研究では、超高齢社会における効率的で質の高い医療・介護の提供体制の構築、ならびに地域包括ケアシステムの構築に寄与することを目指して、リハビリテーションの臨床現場ニーズに基づく定量的評価システムの開発に取り組んでいる。これらの定量的評価システムの実現により、リハビリテーションによる治療効果を定量的に評価することができるため、効果的な治療法の確立、新しい治療法の開発、専門者間や患者の情報共有へと繋がり、リハビリテーションの効率化が期待できる。

今後は、前述した課題を克服してゆくと同時に、日常生活動作の向上のための機能回復を目的としたトレーニングシステムの開発も行っていきたい。運動機能が低下していない患者や高齢者に対しては、本研究で示した定量的評価システムを利用したトレーニング法

を開発することによって実現できると考える。

一方で、運動機能が低下した患者（例えば、Brunnstrom stage III 以下の脳卒中片麻痺患者）は、個々の関節を独立して動かすことができないため、麻痺の改善を目的としたトレーニングシステムの開発を行う必要がある。麻痺の改善のための効果的な方法として、課題指向型トレーニング（Task-specific training）は高いエビデンスが報告されている [67]- [69]。課題指向型トレーニングとは、患者の麻痺側を回復させるために、日常生活において患者が積極的に麻痺側を使えるように療法士が促すことを指す。具体的には、患者自身が再獲得を希望する複雑な動作に対して、単純な動作に細分化して各動作ができるようになるまで反復的に繰り返し、再び組み合わせることで最終的に複雑な動作の再獲得を目指すという方法である。このような課題指向型トレーニングは、運動学習を伴っており、大脳皮質の可塑的变化を引き起こすことが報告されている [70] [71]。さらに、麻痺側の上下肢を使わないことによる筋力の低下や、運動機能や感覚機能を司る脳活動領域の減少を防ぐことができる [72]- [74]。

本研究は、対象部位と能力の細分化を図っており、上記の課題指向型トレーニングの方法にもマッチすると考えられる。また、運動学習を効率良く行わせるための手段として、バイオフィードバックが有効であると考えられる。したがって、巧緻性と固有感覚のトレーニングシステムの開発、ならびにバイオフィードバックを用いた課題指向型トレーニングを実現するためのリハビリテーション支援機器の開発を行っていききたい。最後に、これらを実現する上でリハビリテーションの臨床現場との関わり方はより一層重要になると考えている。これまで通り、医師や療法士らには開発者の一員として参画してもらい、患者、研究者、工学技術者らも交えて、皆で「真に役立つリハビリテーション支援機器の開発」を行っていききたい。

参考文献

- [1] 総務省・統計局, 人口推計
- [2] 内閣府, 平成 24 年版 高齢社会白書
- [3] 内閣府, 社会保障・税一体改革大綱について (2012 年 2 月閣議決定)
- [4] 社会保障制度改革国民会議, 社会保障制度改革国民会議 報告書 (2013 年 8 月)
- [5] 厚生労働省, 医療・介護制度改革について (2011 年 11 月)
- [6] 厚生労働省, 在宅医療・介護の推進について
- [7] 知恵蔵 2013, リハビリテーション
- [8] 日本整形外科学会身体障害委員会, 関節可動域表示ならびに測定法, リハビリテーション医学: 日本リハビリテーション医学会誌, Vol.11, No.2, pp.127-132, 1974.
- [9] Brunnstrom S, Motor testing procedures in hemiplegia: based on sequential recovery stages, Physical Therapy, Vol. 46, No.4, pp.357-375, 1966.
- [10] 望月久, 脳卒中における機能障害と評価, 理学療法科学, Vol.22, No.1, pp.33-38, 2007.
- [11] 厚生労働省, 健康日本 21
- [12] Ichiro Miyai, Neuroscience based strategies for neurorehabilitation, Brain and Nerve, Vol.59, No.4, pp.347-355, 2007.
- [13] 井上勲, 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実際, 相澤病院医学雑誌 Vol.8, pp.1-11, 2010.
- [14] Janet H. Carr, Roberta B. Shephered, 潮見泰蔵 (訳), 斎藤昭彦 (訳), 脳卒中の運動療法—エビデンスに基づく機能回復トレーニング, 医学書院, 2004.

- [15] 独立行政法人新エネルギー・産業技術総合開発機構（NEDO）研究評価委員会：「身体機能リハビリ支援システム」中間評価報告書，2002.
- [16] 独立行政法人新エネルギー・産業技術総合開発機構（NEDO）研究評価委員会：「身体機能リハビリ支援システム」事後評価報告書，2005.
- [17] 経済産業省商務情報政策局 医療・福祉機器産業室，経済産業省における医療機器産業政策について（2013年9月）
- [18] 森田良文，山崎一徳，鵜飼裕之，永谷元基，林尊弘，伊藤忠，栢本あずさ，杉浦一俊，酒井義人，吉安敏彦，村田淳，小向徹哉，森 亮，新美修治，中野智之，里中綾子，高尾恵子，山本光男，酒井昌夫，牧俊一，工学技術を駆使したリハビリ工学連携，愛知県理学療法学会誌，Vol.22, No.1, pp.38-39, 2010.
- [19] 森田良文，山崎一徳，佐藤徳孝，人と人の絆を大切にしたりハビリ支援機器の開発，生活生命支援医療福祉工学系学会連合大会 2012(LIFE2012) 論文集，OS1-2-1, 2012.
- [20] 田邊浩文，高木芳明，青木嘉隆，森田良文，実践報告「リハビリルネッサンス研究会」による産官学連携のリハビリテーション機器開発，医療従事者ニーズを優先した医工連携，日本作業療法士協会学術誌「作業療法」，Vol.32, No.2, pp.171-175, 2013.
- [21] 矢部京之助・大築立志・笠井達哉，入門運動神経生理学：ヒトの運動の巧みさを探る，市村出版，pp.364-371, 2003.
- [22] 大築立志，「たくみ」の科学，朝倉書店，1988.
- [23] 岩村吉晃，タッチ，医学書院，2001.
- [24] 岩村吉晃，能動的触知覚(アクティヴタッチ)の生理学(；特集；運動感覚と運動学習)，バイオメカニズム学会誌，Vol.31, No.4, pp.171-177, 2007.
- [25] 星文彦，高齢者の加齢変化と転倒要因，PT ジャーナル，Vol.36, No.5, pp.307-314, 2002.
- [26] Henatsch, H.D., & Langer, H.H., Basic neuro physiology of motor skills in sport: a review, International Journal of Sports Medicine, Vol.6, pp.2-14, 1985.
- [27] 久保山直己，大柿哲朗，大脳皮質運動野の神経配置と筋収縮信号の出力，健康科学，Vol.27, pp.1-12, 2005.

- [28] 大島知一, 随意運動の制御機構 (i) : 状況依存を中心に, 臨床脳波, Vol.29, pp.49-55, 1987.
- [29] Bryan L.R, Scott M.L, The Sensorimotor System, Part I: The Physiologic Basis of Functional Joint Stability, Journal of Athletic Training, Vol.37, No.1, pp.71-79, 2002.
- [30] 片山正純, 川人光男, 視覚, 体性感覚と運動司令を統合する神経回路モデル, 日本ロボット学会誌, Vol.8, No.6, pp.757-765, 1990.
- [31] Rossetti Y, Desmurget M, Prablanc C, Vectorial coding of movement: vision, proprioception or both, J Neurophysiol, Vol.74, No.1, pp.457-463, 1995.
- [32] Rossetti Y, George S, Michel D, The effect of viewing the static hand prior to movement onset on pointing kinematics and variability, Experimental Brain Research, Vol.101, pp.323-330, 1994.
- [33] 阪口豊, 随意運動における運動指令パタンの創発, 計測と制御, Vol.48, No.1, pp.88-93, 2009.
- [34] 中村隆一, 斉藤宏, 長崎浩, 臨床運動学 第3版 (中村隆一編著), 医歯薬出版, 2002.
- [35] 中村隆一, 斉藤宏, 基礎運動学 第5版, 医歯薬出版, 2000.
- [36] 鈴木隆雄, 高齢者の転倒防止対策に何が有効か-転倒予防外来を実施して-, Osteoporosis Japan, Vol.9, No.1, pp.42-46, 2001.
- [37] 福意武史, 井上桂子, 常久謙太郎, 上肢巧緻性評価機器の開発: 臨床適応の検討, 川崎医療福祉学会誌 17(2), pp.389-394, 2008.
- [38] 坪井章雄, 手指の巧緻動作能力を検査するシステム, 方法及びプログラム, 特開 2010-284293.
- [39] 中井滋, 脳性まひ児のパルプピンチ・精密把握・握力把握に関する研究, 心身障害学研究, Vol.8, No.1, pp.73-80, 1983.
- [40] 文部科学省, 新体力テスト実施要項, 1999.
- [41] 文部科学省, 体力・運動能力調査, 2012.

- [42] Roland PE, Larsen B, Supplementary motor area and other cortical areas in organization of voluntary movements in man, *Journal of Neurophysiology*, Vol.43, No.1, pp.118-136, 1980.
- [43] Stephan KM, Fink GR, Passingham RE, Silbersweig D, Ceballos-Baumann AO, Frith CD, Frackowiak RS, Functional anatomy of the mental representation of upper extremity movements in healthy subjects, *Journal of Neurophysiology*, Vol.73, No.1, pp.373-386, 1995.
- [44] 南部功夫, 大須理英子, 内藤栄一, 川人光男, 手指筋出力と運動野活動との関係: NIRS と fMRI による比較, 電子情報通信学会技術研究報告. NC, ニューロコンピューティング Vol.104, No.758, pp.25-30, 2005.
- [45] 日本めまい平衡医学会診断基準化委員会, 良性発作性頭位めまい症診療ガイドライン (医師用) 日本めまい平衡医学会診断基準化委員会編, *Equilibrium research*, Vol.68, No.4, pp.218-225, 2009.
- [46] Yuzhe Feng, Felix J. Schlosser, Bauer E. Sumpio, The Semmes Weinstein monofilament examination as a screening tool for diabetic peripheral neuropathy, *Journal of Vascular Surgery*, Vol.50, No.3, pp.675-682, 2009.
- [47] 神康之, 金森晃, 藤田芳邦, 糖尿病性神経障害患者における Semmes-Weinstein Monofilaments 法の有用性, *糖尿病*, Vol.44, No.3, pp.209-216, 2001.
- [48] Straube A et al., Postural control in the elderly : differential effects of visual, vestibular and somatosensory input, in B Amblard, A Berthoz, F Clarac(eds), *Posture and Gait: Development, adaptation and modulation*. Elsevier Science Publishers, Amsterdam, pp.105-114, 1988.
- [49] 永谷元基, 阿部友和, 森友洋, 牧本卓也, 林満彦, 松山幸弘, 吉原永武, 酒井義人, 中村博司, 片山良仁, 伊藤全哉, 石黒直樹, 脊髄内腫瘍摘出後における後索障害評価の定量化の試み, *東海脊椎外科*, Vol.21, pp.55-60, 2007.
- [50] 高柳清美, 中山彰一, 吉村理, 感覚障害の検査・測定, *理学療法*, Vol.20, No.1, pp.132-142, 2003.

- [51] 柳瀬由起子, 村上忠洋, 脳卒中片麻痺者における麻痺側上肢の感覚障害と動作障害との関連, 理学療法学, Vol.37, No.6, pp.397-402, 2010.
- [52] 吉原永武, 松山幸弘, 酒井義人, 中村博司, 片山良仁, 佐藤公治, 見松健太郎, 脊髄髄内腫瘍の神経学的治療成績—良性髄内腫瘍を中心に, 臨床整形外科, Vol.41, pp.213-222, 2006.
- [53] Fasoli SE, Krebs HI, Stein J, Frontera WR, Hogan N, Effects of Robotic Therapy on Motor Impairment and Recovery in Chronic Stroke, Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, Vol.84, No.4, pp.477-482, 2003.
- [54] 菊池武士, 小田邦彦, 胡星皓, 福島一樹, 古荘純次, 井上昭夫, 準3次元上肢リハビリ支援システム「PLEMO (プレモ)」及びそのソフトウェアの研究開発, 日本バーチャルリアリティ学会論文誌, Vol.13, No.1, pp.79-87, 2008.
- [55] 井上薫, 寺田尚史, 高木基樹, 伊藤祐子, 高橋良至, 米田隆志, Haptic Rehab を使用した脳血管障害者の複合的上肢機能評価, 生活生命支援医療福祉工学系学会連合大会講演論文集, ROMBUNNO.1C3-4, 2010.
- [56] 森岡周, リハビリテーションのための認知神経科学, 協同医書出版社, 2006.
- [57] 宮本省三, 脳のなかの身体—認知運動療法の挑戦, 講談社, 2008.
- [58] Kenji Komori et al., A Newly Developed System to Assess Comprehensive Hand Functions, 6th World Congress on Biomechanics, WCB-A01290-02252, 2010.
- [59] 北山佳央里, 廖立翔, 山崎一徳, 佐藤徳孝, 森田良文, 鵜飼裕之, 小森健司, 田口真哉, 指協調性評価のための柔軟物変形を利用した測定デバイスの提案, 平成23年度電気関係学会東海支部連合大会論文集, 論文番号 H3-1, 2011.
- [60] 森田良文, 鵜飼裕之, 濱坂純, 山崎一徳, 小森健司, 感覚統合運動機能の計測装置, 特開 2012-024394.
- [61] Napier, J. R., The Prehensile Movements of the Human Hand, J. Bone Joint Surg., Vol.38-B, No.4, pp.902-913, 1956.
- [62] 鎌倉矩子, 手のかたち手の動き, 医歯薬出版, 1989.

- [63] 長尾竜郎, 手指動作の研究 (第1報), 日本リハビリテーション医学会誌, Vol. 8, No.1, pp.3-12, 1971.
- [64] 橋廣, 手の活動における機能的左右非対称性と操作性の高さ, 東邦学誌, Vol.40, No.1, pp.141-152, 2011.
- [65] Oldfield R.C., The assessment and analysis of handedness: The Edinburgh Inventory, *Neuropsychologia*, Vol.9, No.11, pp.97-113, 1971.
- [66] 木下博, 青木朋子, 津田勇人, 奥直彦, 橋川一雄, 小物体の精密把握持ち上げ運動に関わる脳機能局在の検討, *バイオメカニズム*, Vol.16, pp.101-113, 2002.
- [67] 脳卒中治療ガイドライン 2009
- [68] Wolf SL, Winstein CJ, Miller JP, Taub E, Uswatte G, Morris D, Giuliani C, Light KE, Nichols-Larsen D; EXCITE Investigators, Effect of constraint-induced movement therapy on upper extremity function 3 to 9 months after stroke: the EXCITE randomized clinical trial, *Journal of the American Medical Association*, Vol.296, pp.2095-2104, 2006.
- [69] Dean CM, Shepherd RB, Task-related training improves performance of seated reaching tasks after stroke. A randomized controlled trial, *Stroke*, Vol.28, No.4, pp.722-728, 1997.
- [70] Nudo RJ, Wise BM, SiFuentes F, Milliken GW, Neural substrates for the effects of rehabilitative training on motor recovery after ischemic infarct, *Science*, Vol.272, No.5269, pp1791-1794, 1996.
- [71] 久保田競, 宮井一郎, 虫明元, 学習と脳—器用さを獲得する脳 (ライブラリ脳の世紀: 心のメカニズムを探る), サイエンス社, 2007.
- [72] Merzenich MM, Kaas JH, Wall J, Nelson RJ, Sur M, Felleman D, Topographic reorganization of somatosensory cortical areas 3b and 1 in adult monkeys following restricted deafferentation, *Neuroscience*, Vol.8, No.1, pp.33-55, 1983.

- [73] Merzenich MM, Nelson RJ, Stryker MP, Cynader MS, Schoppmann A, Zook JM, Somatosensory cortical map changes following digit amputation in adult monkeys, *Journal of Comparative Neurology*, Vol.224, No.4, pp.591-605, 1984.
- [74] 川上寿一, 道免和久, 学習性不使用 (learned non use), *総合リハビリテーション*, Vol.31, No.12, pp.1115-1119, 2003.

謝辞

本論文をまとめることができたのも、非常に多くの方々のご支援ご協力の賜物であり、ここにあらためて感謝の意を表します。

本論文をまとめるにあたり、研究指導から学位論文審査までのあらゆる面で、始終懇切丁寧なご指導とご助言を賜りました名古屋工業大学大学院工学研究科の森田良文教授に心より感謝いたします。さらに、学位審査に携わっていただき有益なご助言を賜りました名古屋工業大学大学院工学研究科の岩崎誠教授，鵜飼裕之教授，佐野明人教授に深く感謝いたします。

また、懇切丁寧なご助言を賜りました名古屋工業大学大学院工学研究科の佐藤徳孝助教に深く感謝いたします。

本研究の下肢動作の計測システムの開発にあたり、多大なるご助言とご支援を賜りました、名古屋大学医学部附属病院リハビリテーション部理学療法士の永谷元基氏，学校法人セムイ学園東海医療科学専門学校理学療法学科の林尊弘氏，国立長寿医療研究センター脊椎外科医長の酒井義人氏，同センター研究生の伊藤忠氏，元名古屋大学医学部附属病院リハビリテーション部理学療法士の杉浦一俊氏，中里千穂氏，栢本あずさ氏，訪問看護ステーションリハステージ東海理学療法士の小向徹哉氏，医療法人田中会西尾病院リハビリテーション科理学療法士の平井達也氏，武田春菜氏，杉浦由佳氏，三洋機工株式会社情報技術部の小坂井健二氏，柴田悟氏，大西成典氏，伊藤昭博氏，水野大介氏に深く感謝いたします。

本研究の精密把握動作の計測システムの開発にあたり，多大なるご助言とご支援を賜りました，目白大学作業療法学科の矢崎潔教授，医療法人愛整会北斗病院リハビリ科作業療法士の小森健司氏，田口真哉氏，株式会社アイムの桜井亨氏，久保田怜氏，有限会社生体機構研究所の佐中孝二氏に深く感謝いたします。

そして，博士前期課程におきまして，ご指導とご助言を賜りました名古屋工業大学大学院工学研究科の梅崎太造教授，田口亮助教に深く感謝いたします。

本研究を遂行するにあたり多大な協力をしていただきました，森田研究室卒業生の濱坂純氏，今泉大地氏，廖立翔氏，北山佳央里氏，在籍中の中嶋伸吾氏，金東君氏に感謝いたします。

また、森田研究室での研究活動を支えて下さいました秘書の鈴木恵美子氏に深く感謝いたします。

最後に、研究室で共に過ごした院生、学部生の皆様、研究にご協力いただきました先生や被験者の方々をはじめ、本研究は、ここでは書ききれないほど多くの方々に携わっていただきました。皆様の温かいご支援とご協力に心より感謝申し上げます。

研究業績

本論文に関連する研究業績

学術論文 (査読有り)

- (1) 今泉大地, 山崎一徳, 森田良文, 佐藤徳孝, 鵜飼裕之, 永谷元基, 林尊弘, 酒井義人, 伊藤忠, 下肢の協調動作における感覚運動統合機能の定量的評価, 高速信号処理応用技術学会誌, Vol.15, No.1, pp.31-38 (2012.12)
- (2) 山崎一徳, 森田良文, 佐藤徳孝, 鵜飼裕之, 永谷元基, 林尊弘, 伊藤忠, 酒井義人, 下肢の感覚運動統合機能と固有感覚の定量的評価システム—脊髄髄内腫瘍手術患者を対象とした有効性検証—, 日本福祉工学会誌, Vol.15, No.2, pp.44-49 (2013.11)
- (3) 山崎一徳, 廖立翔, 北山佳央里, 佐藤徳孝, 森田良文, 鵜飼裕之, 矢崎潔, 小森健司, 田口真哉, 把握動作における巧緻性の定量的評価のための計測システムの開発, 高速信号処理応用技術学会誌, Vol.16, No.1, pp.64-71 (2013.12)
- (4) 山崎一徳, 北山佳央里, 中嶋伸吾, 佐藤徳孝, 森田良文, 鵜飼裕之, 桜井亨, 久保田怜, 矢崎潔, 小森健司, 田口真哉, 把握動作における感覚運動統合機能の定量的評価のための計測デバイスの開発, 日本福祉工学会誌, 2014 (掲載決定)

国際会議論文 (査読有り)

- (1) Lixiang Liao, Jun Hamasaka, Kazunori Yamazaki, Yoshifumi Morita, Hiroyuki Ukai, Kenji Komori, Kouji Sanaka, A Newly Developed System for Quantitative Evaluation on Hand Sensorimotor Integration Function, Procs. of the 3rd Int. Conf. on BioMedical Engineering and Informatics (BMEI'10), pp.1789-1793 (2010.10)
- (2) Daichi Imaizumi, Kazunori Yamazaki, Yoshifumi Morita, Hiroyuki Ukai, Motoki Nagaya, Takahiro Hayashi, Tadashi Ito, Azusa Kayamoto, Kazutoshi Sugiura, Yoshihito Sakai, Development of Rehabilitation Support System for Lower Limbs for Recovery and Quantitative Evaluation of Proprioception, Procs. of the 3rd Int. Conf. on BioMedical Engineering and Informatics (BMEI ' 10), pp.1818-1822 (2010.10)

(3) Kazunori Yamazaki, Donggun Kim, Yoshifumi Morita, Noritaka Sato, Hiroyuki Ukai, Kenji Kozakai, Satoru Shibata, Shigenori Onishi, Akihiro Ito, Daisuke Mizuno, Tatsuya Hirai, Haruna Takeda, Yuka Sugiura, Development of Measurement System for Quantitative Evaluation of Skillfulness of Lower Extremities, International Conference on Artificial Life and Robotics (ICAROB2014, January 11-13, 2014, Oita), (2014.1) (To be published)

国際会議論文 (査読無し)

(1) Kazunori Yamazaki, Daichi Imaizumi, Yoshifumi Morita, Hiroyuki Ukai, Motoki Nagaya, Takahiro Hayashi, Tadashi Ito, Azusa Kayamoto, Kazutoishi Sugiura, Yoshihito Sakai, Clinical Trial of New Device Somatic Sensation System for the Patient with Postoperative Spinal Cord Injury, 6th World Congress on Biomechanics, WCB-A00436-00578 (2010.8)

(2) Kenji Komori, Jun Hamasaka, Kazunori Yamazaki, Yoshifumi Morita, Hiroyuki Ukai, Kouji Sanaka, A Newly Developed System to Assess Comprehensive Hand Functions, 6th World Congress on Biomechanics, WCB-A01290-02252 (2010.8)

国内口頭発表

(1) 山崎一徳, 森田良文, 酒井義人, 永谷元基, 林尊弘, 中里千穂, 杉浦一俊, 鵜飼裕之, 脊髄感覚障害患者のための体性感覚回復リハビリシステムの開発, 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会 '09 講演論文集, 1A2-M06(1)-(2) (2009.5)

(2) 今泉大地, 山崎一徳, 森田良文, 鵜飼裕之, 永谷元基, 林尊弘, 杉浦一俊, 伊藤忠, 栢本あずさ, 酒井義人, 下肢体性感覚回復リハビリシステムの開発, - 加速度・角速度センサを用いた回復具合定量評価システムの提案 -, 日本機械学会東海支部第59期総会講演会講演論文集, pp.57-58 (2010.3)

(3) 山崎一徳, 今泉大地, 森田良文, 鵜飼裕之, 永谷元基, 林尊弘, 伊藤忠, 栢本あずさ, 杉浦一俊, 酒井義人, 体性感覚リハビリテーションシステムの開発, 一脊髄後索障害の定量的評価指標の一考察一, 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会'10 講演論文集, 1P1-E17(1)-(2) (2010.6)

(4) 山崎一徳, 今泉大地, 森田良文, 鵜飼裕之, 田口亮, 梅崎太造, 永谷元基, 林尊弘, 伊藤忠, 栢本あずさ, 杉浦一俊, 酒井義人, 固有感覚リハビリテーションのための下肢感覚運

動統合機能の評価, 第8回生活支援工学系学会連合大会講演論文集, pp.499-502 (2010.9)

(5) 山崎一徳, 今泉大地, 佐藤徳孝, 森田良文, 鶴飼裕之, 伊藤忠, 小向徹哉, 脳卒中片麻痺患者の下肢感覚運動統合機能の定量的評価, 平成23年度電気関係学会東海支部連合大会論文集, 論文番号 H3-7 (2011.9)

(6) 山崎一徳, 今泉大地, 佐藤徳孝, 森田良文, 鶴飼裕之, 伊藤忠, 永谷元基, 林尊弘, 酒井義人, 下肢感覚運動統合機能の定量的評価方法の提案, 平成23年度電気関係学会東海支部連合大会論文集, 論文番号 H3-2 (2011.9)

(7) 北山佳央里, 廖立翔, 山崎一徳, 佐藤徳孝, 森田良文, 鶴飼裕之, 小森健司, 田口真哉, 指協調性評価のための柔軟物変形を利用した測定デバイスの提案, 平成23年度電気関係学会東海支部連合大会論文集, 論文番号 H3-1 (2011.9)

(8) 山崎一徳, 今泉大地, 佐藤徳孝, 森田良文, 鶴飼裕之, 伊藤忠, 小向徹哉, 下肢感覚運動統合機能の定量的評価法の開発, -脳卒中片麻痺患者の定量的評価法の一考察-, 第12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 (SI2011) 予稿集, pp.1487-1489 (2011.12)

(9) 山崎一徳, 今泉大地, 佐藤徳孝, 森田良文, 鶴飼裕之, 伊藤忠, 小向徹哉, 下肢感覚運動統合機能のためのリハビリテーションシステムの開発 - 維持期脳卒中片麻痺患者に対する定量的評価の考察 -, 電子情報通信学会技術報告第61回福祉情報工学研究会, pp.73-78 (2012.1)

(10) 山崎一徳, 今泉大地, 佐藤徳孝, 森田良文, 鶴飼裕之, 伊藤忠, 小向徹哉, 下肢感覚運動統合機能のためのリハビリテーションシステムの開発 - 維持期脳卒中片麻痺患者に対する定量的評価の考察 -, 電子情報通信学会技術報告第61回福祉情報工学研究会, pp.73-78 (2012.1)

(11) 中嶋伸吾, 北山佳央里, 山崎一徳, 佐藤徳孝, 森田良文, 鶴飼裕之, 桜井亨, 久保田怜, 矢崎潔, 小森健司, 田口真哉, 把握動作における感覚運動統合機能の定量的評価装置の設計および性能評価, 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会'13講演論文集, 1A1-C14 (2013.5)

(12) 山崎一徳, 廖立翔, 北山佳央里, 佐藤徳孝, 森田良文, 鶴飼裕之, 矢崎潔, 小森健司, 田口真哉, 把握動作における巧緻性の定量的評価のための計測システムの開発, 高速信号処理応用技術学会2013年研究会講演論文集, pp.17-22 (2013.7)

(13) 杉浦由佳, 白木春菜, 山崎一徳, 金東君, 平井達也, 森田良文, 感覚運動統合機能評価の再現性と関節位置覚との関連性について, 第29回東海北陸理学療法学会大会, O-144,

(2013.11)

(14) 山崎一徳, 金東君, 森田良文, 佐藤徳孝, 鵜飼裕之, 小坂井健二, 柴田悟, 大西成典, 伊藤昭博, 水野大介, 平井達也, 白木春菜, 杉浦由佳, 下肢の巧緻性の定量的評価のための計測システムの開発, 第56回自動制御連合講演会 講演概要集, pp.1464-1466, 2013

特許

(1) 森田良文, 鵜飼裕之, 濱坂純, 山崎一徳, 小森健司, 感覚統合運動機能の計測装置, 特開 2012-024394

(2) 森田良文, 鵜飼裕之, 佐藤徳孝, 山崎一徳, 北山佳央里, 中嶋伸吾, 桜井亨, 久保田怜, 感覚運動統合機能評価装置及びこれに使用されるプローブ, 特願 2012-202994

受賞歴

(1) 財団法人名古屋都市産業振興公社名古屋市新事業支援センター主催, 学生ビジネスアイデア, 優秀賞, 題目: 医療現場のニーズから生まれた体性感覚回復リハビリシステム (2009.1)

(2) 日刊工業新聞社主催, 第6回キャンパスベンチャーグランプリ (CVG) 中部, 特別賞中部経済連合会会長賞, 題目: 医工連携の特徴を生かした感覚回復リハビリシステムの開発と販売 (2009.2)

(3) 東海地区音声関連研究室主催, 2009年度東海地区音声関連研究室修論中間発表会, チャレンジ賞, 題目: 体性感覚リハビリシステムの開発 (2009.8)

(4) 名古屋工業大学コミュニティ創世教育研究センター主催, コミュニティ工学アワード 2012 B部門, 奨励賞, 題目: 把握動作リハビリテーション支援機器の地域コミュニティへの活用 (2013.2)

その他の研究業績

学術論文 (査読有り)

(1) 森田良文, 山崎一徳, 鵜飼裕之, 永谷元基, 林尊弘, 伊藤忠, 栢本あずさ, 杉浦一俊, 酒井義人, 吉安敏彦, 村田 淳, 小向徹哉, 森 亮, 新美修治, 中野智之, 里中綾子, 高尾恵子, 山本光男, 酒井昌夫, 牧俊一, 工学技術を駆使したリハビリ工学連携, 愛知県理学療法学会誌, 第22巻, 第1号, pp.38-39 (2010.6)

- (2) 伊藤忠, 太田進, 馬淵晃好, 永谷元基, 林尊弘, 杉浦一俊, 林満彦, 山崎一徳, 今泉大地, 森田良文, 井上真郷, ハイヒール歩行時の踵接地～立脚中期における膝関節角度の変化, 第32回国立大学法人リハビリテーションコメディカル学術大会誌, vol.31, pp.41-45 (2011.6)
- (3) 伊藤忠, 太田進, 馬淵晃好, 永谷元基, 林尊弘, 杉浦一俊, 林満彦, 青木浩代, 山崎一徳, 今泉大地, 森田良文, ハイヒール着用時に起きる自覚的愁訴によるアンケート調査報告, 愛知県理学療法学会誌, 第24巻, 第1号, pp.31-33 (2012.6)
- (4) 伊藤忠, 太田和義, 平井達也, 白木春菜, 吉久みな子, 山崎一徳, 森田良文, 後進歩行練習が最大歩行速度に及ぼす影響, 愛知県理学療法学会誌, Vol.25, No.2, pp.63-65 (2013.12)
- (5) Noritaka Sato, Keita Kamada, Yuki Hiramatsu, Kazunori Yamazaki, Yoshifumi Morita, Hiroyuki Ukai, Kenji Komori, Shinya Taguchi, Quantitative Evaluation of Shoulder Joint Function to Reproduce Results of Clinical Tests by Therapist, Journal of Robotics and Mechatronics, Vol.25, No.6, pp.983-991 (2013.12)
- (6) 伊藤忠, 太田和義, 馬淵晃好, 國島宏樹, 山崎一徳, 森田良文, 谷川智康, 吉久みな子, 久保晃, 酒井義人, 歩行ケイデンスの変化をさせた後進歩行練習が高齢者と若年者の運動機能に及ぼす即時効果, 理学療法科学, 2014 (掲載決定)

国際会議論文 (査読有り)

- (1) Yuki Hiramatsu, Yuki Iida, Kazunori Yamazaki, Yoshifumi Morita, Hiroyuki Ukai, Kenji Komori, Shinya Taguchi, Fundamental Study on Evaluation of Rotator Cuff Function Using Three-Dimensional Force Display Robot, Procs. of the 4rd International Conference on BioMedical Engineering and Informatics (BMEI'11 in Shanghai, China), pp.1325-1329 (2011.10)
- (2) Michito Yasukita, Yuki Iida, Kazunori Yamazaki, Noritaka Sato, Yoshifumi Morita, Hiroyuki Ukai, Yoshiaki Takagi, Yoshitaka Aoki, Hirofumi Tanabe, Rumi Tanemura, Evaluation of Simplified Repeated Resistance Training System for Severe Hemiplegic Stroke Patient, Procs. of Int. Conf. on Control, Automation and Systems 2012 (ICCAS2012 in Jeju Island, Korea), pp.1566-1569 (2012.10)
- (3) JungTang Wang, Kazunori Yamazaki, Yoshifumi Morita, Noritaka Sato, Hirofumi Tan-

abe, Measuring system of therapist's guiding motion for standing up training of hemiplegic stroke patient and analysis results of patient's motion, International Conference on Artificial Life and Robotics (ICAROB2014, January 11-13, 2014, Oita), (2014.1) (To be published)

国内口頭発表

- (1) 森田良文, 山崎一徳, 鶴飼裕之, 永谷元基, 林尊弘, 伊藤忠, 栢本あずさ, 杉浦一俊, 酒井義人, 吉安敏彦, 村田淳, 小向徹哉, 森 亮, 新美修治, 中野智之, 里中綾子, 高尾恵子, 山本光男, 酒井昌夫, 牧俊一, 工学技術を駆使したリハビリ工学連携, 第20回愛知県理学療法学会大会抄録集, p.38 (2010.3)
- (2) 古橋裕一, 飯田裕紀, 山崎一徳, 森田良文, 鶴飼裕之, 松井信行, 田邊浩文, 3次元反力提示ロボットを用いた上肢リハビリ訓練・評価支援システムの開発, - CI療法における負荷抵抗訓練 -, 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会 '10 講演論文集, 1P1-E19(1)-(2) (2010.6)
- (3) 飯田裕紀, 古橋裕一, 山崎一徳, 森田良文, 鶴飼裕之, 松井信行, 小森健司, 3次元反力提示ロボットを用いた上肢リハビリ訓練・評価支援システムの開発, - 筋力評価システム -, 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会 '10 講演論文集, 1P1-E20(1)-(2) (2010.6)
- (4) 林祐介, 平野達也, 河合佑樹, 山崎一徳, 森田良文, 鶴飼裕之, 佐中孝二, 中牟田祐典, 高尾恵子, 療法士養成のための膝関節ロボットの開発, - ワイヤード駆動系の設計と基礎実験 -, 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会 '10 講演論文集, 1P1-E18(1)-(2) (2010.6)
- (5) 伊藤忠, 永谷元基, 林尊弘, 栢本あずさ, 杉浦一俊, 太田進, 林満彦, 山崎一徳, 今泉大地, 森田良文, 井上真郷, 馬淵晃好, ハイヒール歩行時の踵接地～立脚中期における膝関節角度の変化, 第32回国立大学法人リハビリテーションコメディカル学会大会抄録, p.20 (2010.9)
- (6) 飯田裕紀, 平松佑基, 山崎一徳, 森田良文, 鶴飼裕之, 田邊浩文, 種村留美, 横山清子, 上肢リハビリ訓練・評価支援システムの開発, - CI療法におけるロボットを用いた負荷抵抗訓練に関する考察 -, 第11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 (SI2010) 予稿集, pp.1808-1811 (2010.12)
- (7) 伊藤忠, 太田進, 馬淵晃好, 永谷元基, 林尊弘, 杉浦一俊, 林満彦, 青木浩代, 山崎一

徳, 今泉大地, 森田良文, ハイヒール着用時に起きる自覚的愁訴によるアンケート調査報告, 第21回愛知県理学療法学会大会抄録集, p.36 (2011.3)

(8) 山崎一徳, 児玉裕勝, 森田良文, 鶴飼裕之, 永谷元基, 林尊弘, 伊藤忠, 栢本あずさ, 井上貴行, 眞鍋朋誉, 杉浦一俊, 酒井義人, 腰痛機序解明のための振動数可変デバイスの開発, - 60Hz の振動刺激が健常者の重心動揺に与える影響 -, 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会 '11 講演論文集, 2P2-D06(1)-(3) (2011.6)

(9) 平松佑基, 飯田裕紀, 山崎一徳, 森田良文, 鶴飼裕之, 小森健司, 田口真哉 3次元反力提示型ロボットを用いたローテータカフの機能評価に関する基礎検討, 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会 '11 講演論文集, 2P2-C03(1)-(4) (2011.6)

(10) 平野達也, 林裕介, 山崎一徳, 森田良文, 鶴飼裕之, 佐中孝二, 中牟田裕典, 回旋運動を含む膝関節ロボットの開発, - 健常者と障がい者の膝関節模擬の検証実験 -, 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会 '11 講演論文集, 2P2-D07(1)-(4) (2011.6)

(11) 森田良文, 飯田裕紀, 平松佑基, 山崎一徳, 佐藤徳孝, 鶴飼裕之, 田邊浩文, 種村留美, 3次元反力提示ロボットを用いた脳卒中片麻痺患者の反復負荷抵抗訓練, 第12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 (SI2011) 予稿集, pp.2225-2227 (2011.12)

(12) 森田良文, 飯田裕紀, 平松佑基, 安北理人, 山崎一徳, 佐藤徳孝, 鶴飼裕之, 高木芳明, 青木嘉隆, 田邊浩文, 種村留美, 重度脳卒中片麻痺患者のための簡易反復負荷抵抗訓練装置の開発, 電子情報通信学会技術報告第61回福祉情報工学研究会, pp.67-72 (2012.1)

(13) 安北理人, 飯田裕紀, 山崎一徳, 佐藤徳孝, 森田良文, 鶴飼裕之, 高木芳明, 青木嘉隆, 田邊浩文, 種村留美, 重度脳卒中片麻痺患者のための簡易反復負荷抵抗訓練装置の臨床評価, 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会 '12 講演論文集, 1A1-M07(1)-(4) (2012.5)

(14) 大野泰生, 山崎一徳, 佐藤徳孝, 森田良文, 鶴飼裕之, 永谷元基, 林尊弘, 伊藤忠, 酒井義人, 局所振動刺激が健常者の姿勢バランスに与える影響, 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会 '12 講演論文集, 1A1-M11(1)-(3) (2012.5)

(15) 寺田祐基, 伊藤峻, 打田正樹, 山崎一徳, 佐藤徳孝, 森田良文, 日下部達也, 鈴木清治, 小林幸雄, 起立訓練支援装置のための計測装置の開発, 平成24年度電気関係学会東海支部連合大会論文集, 論文番号 B2-2 (2012.9)

(16) 森田良文, 山崎一徳, 佐藤徳孝, 人と人の絆を大切にしたりハビリ支援機器の開発,

生活生命支援医療福祉工学系学会連合大会 2012(LIFE2012) 論文集, OS1-2-1 (2012.11)

(17) 伊藤忠, 太田和義, 馬淵晃好, 國島宏樹, 山崎一徳, 森田良文, 谷川智康, 吉久みな子, 平井達也, 高齢者と若年における後進歩行練習が運動機能に与える影響, 第17回日本体力医学会東海地方会学術集会抄録集, p.33 (2013.3)

(18) 中村英士, 大野泰生, 山崎一徳, 佐藤徳孝, 森田良文, 鵜飼裕之, 伊藤忠, 酒井義人, 若年者と高齢者における局所振動刺激に対する立位重心動揺に関する考察, 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会'13講演論文集, 2P1-G04 (2013.5)

(19) 鎌田慶太, 平松佑基, 山崎一徳, 佐藤徳孝, 森田良文, 鵜飼裕之, 小森健司, 田口真哉, 上肢の運動と発揮力に着目した肩関節機能の定量的評価—検査手技における療法士の動作の解析に基づく定量的評価に関する考察—, 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会'13講演論文集, 1A1-D02 (2013.5)

(20) 宮井良太, 大古拓史, 谷名英章, 森田良文, 山崎一徳, パーキンソン病によるすくみ足に対する自助具の検討, 第47回日本作業療法学会, 講演番号 100247 (2013.6)

(21) 王榮堂, 山崎一徳, 佐藤徳孝, 森田良文, 脳卒中片麻痺患者の起立トレーニングにおける療法士の誘導動作解析のための計測システム, 平成25年度電気関係学会東海支部連合大会論文集, 論文番号 H5-3 (2013.9)

特許

(1) 森田良文, 鵜飼裕之, 佐藤徳孝, 山崎一徳, 安北理人, 田邊浩文, 高木芳明, 青木嘉隆, 運動機能回復装置, 特願 2013-239945