

深度センサーを用いた脳卒中後の運動機能の自動評価システム開発に関する研究

著者	大西 智也
学位名	博士（工学）
学位授与機関	甲南大学
学位授与年度	令和元年度(2019年度)
学位授与番号	34506甲第115号
URL	http://doi.org/10.14990/00003538

博士論文

深度センサーを用いた脳卒中後の運動機能の
自動評価システム開発に関する研究

2020年3月

甲南大学大学院自然科学研究科知能情報学専攻

大西 智也

論文概要

脳卒中後の身体機能の評価に用いられる脳卒中機能評価法 (SIAS) は、臨床において、特殊な器具を使わずに判定できる言語ルールベースの基準を用いて評価する。ところが、その基準は、曖昧な言語表現で書かれており、目測による評価であることから、その判定が曖昧になり、恣意性が含まれがちになる。そのため、同一の被験者に対して異なる結果が生じることもあり、それを回避するためには、定量的に評価するシステムが必要である。実際、モーションキャプチャーシステムを使って定量的な評価の試みもなされているが、利用者や使用者の負担が大きく、日常的に臨床で用いるのは困難である。

臨床において、理学療法士による曖昧性を含む言語的ルールに基づいた評価判定方法は、すでに日常的に使用されており、自動的に、一意的に評価するような新たなシステムに置き換えることは困難である。よって、システムを構築するにあたり、理学療法士一人ひとりが、目視による計測・判定に近づけるために調整を行うことのできるパラメータを具備する必要がある。そこで、本研究では、安価な深度センサー類、特に Kinect や Leap Motion を用いて、日常的に用いられる新たな SIAS の定量的な評価システムを構築する。

ここで開発する SIAS の評価システムについて、(1) Kinect の関節検知機能、(2) Leap Motion の関節検知機能、を用いるものと、(3) 深度画像から身体の特徴部位等を検出するアルゴリズムを作りこみ、それを用いて評価するものに分ける。(1) では、麻痺側運動機能に含まれる膝口テスト、股関節屈曲テスト、膝関節伸展テスト、足パットテスト、(2) では、手指テスト、視空間認知検査、(3) では、体幹機能に含まれる腹筋力テストと垂直性テスト、関節可動域測定に含まれる肩関節と足関節について、角度計測値を用いた評価システムが含まれる。

このシステムを用いて、身体に問題のない若年成人者を対象に実験を行い、また、実際の対象者となる高齢者や片麻痺者に対する実証実験も同時に行った。その結果、本システムと理学療法士とが評価した結果を比較したところ、高い一致率を示した。

理学療法士をはじめとする専門家が各々の判定基準を持ちながら評価する際にも、本研究で開発したシステムを併用して、本システムが出力する数値データによる評価の裏付けが可能である。このことから、本システムは新たに提案できる定量的な評価システムのプロトタイプになると考える。

A Study on development of automatic evaluation systems of bodily movement functions for people with post-stroke by using depth sensors

Abstract

Stroke Impairment Assessment Set (SIAS) is used to evaluate bodily function after stroke. In daily clinical treatment, SIAS is evaluated by using fuzzy linguistic rules without special equipment, which tends to include personal arbitrariness. This may lead to different results among physical therapists for a same client. A quantitative evaluation systems are required to avoid difference evaluations between testers. In fact, motion capture systems have been applied for quantitative measurement methods, but it costs expensive and forces troublesome tasks to clients and operators.

SIAS is conducted with linguistic fuzzy rules, thus it is difficult to change it to automatic unified evaluation methods even if it exists. Therefore, it is necessary to develop systems with changeable parameters to adjust each physical therapist. In this study, a new quantitative evaluation system is developed by using low-cost portable depth sensors such as Kinect and Leap Motion for SIAS.

Here, systems with three categories are developed: (1) Kinect applications using body joint detection function, (2) Leap Motion applications for finger detection, and (3) depth sensor applications by finding the feature of the body shape that cannot be detected properly by the joint detection. In (1), algorithms for testing paralysis motor functions are developed including knee mouth test, hip flexion test, knee extension test and foot pat test by using joint detected function. In (2), for finger test and visuospatial test systems are developed. In (3), evaluation systems are developed for trunk function inspection in abdominal test and vertical tests, and range of motion inspection in shoulder and ankle joints, by using depth data.

Experimental study conducted with healthy young persons, elderly persons and hemiplegia persons. The results of experiments show that the measurement values and the judgements were very similar between the results by this system and physical therapists.

Even when the SIAS is tested by physical therapists as the traditional way, it is possible for this system to supply various data to strengthen the judgement. In this way, this prototype can also be applied to various quantitative evaluation methods other than SIAS.

目次

第 1 章	序論	1
1.1	研究の背景と目的	1
1.2	社会背景	1
1.3	理学療法士の現状	2
1.4	脳卒中後のリハビリに関連する身体評価	3
1.5	深度センサーを用いた運動計測	4
1.6	本研究の目的と論文構成	7
第 2 章	脳卒中患者に対する身体機能評価	11
2.1	はじめに	11
2.2	脳卒中後の障害とその評価の現状	11
2.3	身体機能の定量的な評価	13
2.4	脳卒中機能評価法 (Stroke Impairment Assessment Set; SIAS)	14
2.5	麻痺側運動機能	14
2.5.1	膝口テスト	15
2.5.2	手指テスト	17
2.5.3	股関節屈曲テスト	18
2.5.4	膝関節伸展テスト	20
2.5.5	足パットテスト	21
2.5.6	視空間認知	22
2.5.7	麻痺側運動機能の計測デバイス	22
2.6	体幹機能	24
2.6.1	腹筋力テスト	24
2.6.2	垂直性テスト	26
2.6.3	評価時に生じる問題とその解決	26
2.7	関節可動域の測定	27
2.7.1	ゴニオメーターによる計測	27
2.7.2	SIAS における ROM 測定の意義	27
2.8	SIAS の評価と問題提起	28
第 3 章	SIAS の計測評価のためのデバイスの提案	29
3.1	はじめに	29

3.2	Kinect v2 センサー	29
3.2.1	関節検知機能	32
3.2.2	関節検知機能から取得する空間座標	33
3.2.3	深度データによる計測	33
3.3	Leap Motion	35
3.4	まとめ	36
第4章	Kinectの関節検知機能によるSIASの評価	39
4.1	はじめに	39
4.2	膝口テスト	39
4.2.1	アルゴリズム	39
4.2.2	実験	42
4.3	股関節屈曲テスト	42
4.3.1	アルゴリズム	43
4.3.2	実験	44
4.4	膝関節伸展テスト	44
4.4.1	アルゴリズム	45
4.4.2	実験	46
4.5	足パットテスト	48
4.5.1	アルゴリズム	48
4.5.2	実験	50
4.6	本システムを用いた実証実験	51
4.7	考察	53
4.8	本章のまとめ	55
第5章	Leap Motionを用いたSIASの評価	57
5.1	はじめに	57
5.2	手指テスト	57
5.2.1	アルゴリズム	58
5.2.2	実験	61
5.3	視空間認知検査	62
5.3.1	アルゴリズム	62
5.3.2	実験	64
5.4	考察	66
5.5	本章のまとめ	67
第6章	深度データによるSIASの評価	69
6.1	はじめに	69
6.2	腹筋力テスト	69
6.2.1	計測方法	70

6.2.2	楕円近似による体幹傾斜推定	73
6.2.3	基礎実験	74
6.2.4	法線ベクトルを用いた体幹の傾斜角推定法	77
6.2.5	実験(法線ベクトルを用いた計測)	79
6.3	垂直性テスト	80
6.3.1	体幹の左右方向への傾きの検出	81
6.3.2	実験(ϕ の妥当性検証)	82
6.4	関節可動域テスト	88
6.4.1	肩関節のROM測定のアプローチ	88
6.4.2	肩関節のROM測定の実験	88
6.4.3	足関節のROM測定のアプローチ	90
6.4.4	足関節ROM測定の実験	91
6.5	深度データを用いたシステムに対する考察	91
6.6	本章のまとめ	93
第7章	システムの実用化に向けた展望	95
7.1	はじめに	95
7.2	実験を通して明らかになったこと	95
7.3	実用化に向けて	97
第8章	結論	99
	謝辞	101
	参考文献	103
	副論文	113

目次

1.1	本論文の構成	8
2.1	SIAS の概略	15
2.2	体幹の定義	16
2.3	膝口テストの運動	17
2.4	手指テストにおける指の動かし方	17
2.5	股関節屈曲テストの運動	19
2.6	膝関節伸展テストの運動	20
2.7	足パットテストの運動	21
2.8	視空間認知検査の様子	23
2.9	片麻痺患者の座位の様子	25
2.10	体幹を後方に倒している様子	25
2.11	ROM 計測の様子	27
3.1	Kinect v2 センサー	30
3.2	関節検知機能による人物の検出範囲	31
3.3	関節検知機能を用いてスケルトンモデルを表示	32
3.4	背中を丸くした姿勢とスケルトンモデルの関係	33
3.5	Kinect の座標系	33
3.6	深度データの取得方法	34
3.7	深度画像の座標点と深度値の取り方	34
3.8	深度データの精度の確認のための実験環境	35
3.9	BodyIndex 機能を用いた人物領域の画像 (一例)	36
3.10	Leap Motion センサーと使用例	36
3.11	Leap Motion で取得できる関節点	37
4.1	足パットテストの姿勢	48
4.2	実験に用いる部屋の出入り口から撮影	53
5.1	手を開いてから親指・人差し指と順番に指を曲げる様子	57
5.2	指の関節位置と3次元座標点の関係	58
5.3	手指テストの環境設定	61

5.4	視空間認知検査の概略図と中点からのずれと点数の関係	63
5.5	計測に用いた装置	64
5.6	実測値とシステムによる計測値の比較	65
6.1	計測に用いる圧力センサー	70
6.2	実験に用いる徒手筋力計	70
6.3	圧力センサーと Mobie の計測値の関係	71
6.4	多項式を用いたデータ点に対する近似曲線と次数毎の平均二乗誤差	71
6.5	指数関数と 3 次関数の近似曲線の比較	72
6.6	計測時の椅子と Kinect の位置	73
6.7	腹筋力テストで抵抗を加える位置	73
6.8	楕円によるフィッティング	74
6.9	楕円の傾斜	74
6.10	楕円の傾きと理学療法士の計測	75
6.11	体幹に法線ベクトルの利用方法に関する模式図	77
6.12	体幹の傾斜角を表すための部位を白線で表した図	78
6.13	$w(i, j)$ の周囲の座標点群の取得の際の画素	78
6.14	垂直性テストにおける Kinect と被検者の位置関係	81
6.15	楕円近似の体幹の中点群 C の求め方	82
6.16	体幹の傾斜角 ϕ と集合 C の関係	83
6.17	体幹の傾き角を求めるときの手順	83
6.18	システムと理学療法士の計測角の比較	84
6.19	ゴニオメーターによる体幹傾き角の計測方法	87
6.20	システムと理学療法士と体幹の傾き角の比較	87
6.21	腕の検出	89
6.22	肩関節のゴニオメーターとシステムによる計測値の誤差頻度	89
6.23	下腿部分と足部の検知と背屈角の求め方	90
6.24	足関節のゴニオメーターとシステムによる計測値の誤差頻度	91

表目次

2.1	徒手による評価と機器による評価の違い	12
2.2	膝口テストの判定基準	16
2.3	手指テストの判定基準	18
2.4	股関節屈曲テストの判定基準	19
2.5	膝関節伸展テストの判定基準	21
2.6	足パットテストの判定基準	22
2.7	視空間認知検査の判定基準	23
2.8	腹筋力テストの判定基準	26
2.9	垂直性テストの判定基準	26
2.10	足関節と肩関節の可動範囲による点数	28
3.1	Kinect v2 センサーの仕様	30
4.1	膝口テストに用いるパラメータの定義	41
4.2	理学療法士とシステムの膝口テストの判定結果分布	42
4.3	股関節屈曲テストに用いるパラメータの定義	44
4.4	理学療法士とシステムの股関節屈曲テストの判定結果分布	45
4.5	膝関節伸展テストに用いるパラメータの定義	47
4.6	理学療法士とシステムの膝関節伸展テストの判定結果分布	47
4.7	足パットテストに用いるパラメータの定義	49
4.8	理学療法士とシステムによる足パットテストの判定結果の分布	51
4.9	被検者情報とテスト結果一覧	52
5.1	手指テストに用いるパラメータの定義	59
5.2	理学療法士とシステムによる手指テストの判定結果分布	62
5.3	システムと実測値のスコアの比較	66
6.1	近似曲線とテストデータの関係	72
6.2	腹筋力テストの結果	76
6.3	新たな計測方法による腹筋力テストの結果	80
6.4	傾き角と相関係数	85
6.5	被検者の情報と傾き角	86

第1章 序論

1.1 研究の背景と目的

少子高齢社会が深刻化する中、リハビリテーション(以下、リハビリ)の対象者の増加が予想され、高齢者に対する介護・医療の更なる充実が求められている。

海外では、高齢者の転倒予防や、病気による後遺症へのリハビリとして、“ヴァーチャルリハビリテーション”が広く展開されている。日頃から身体を動かして、健康を維持する、体力を維持することによって、病気やケガの予防を目指している。そのデバイスに安価な家庭用ゲームソフトなどが用いられており、手軽に使用でき、その効果についても検証されている [1], [2]。

リハビリ医療では、立ち上がり、移乗や移動など、日常生活の改善を目指した運動や動作練習に、多くの時間を費やす。その動作を適切に評価し、動作練習として与える課題やその要点を明確化し、効果的な治療を行うことを理想とする。リハビリでは専門家の目視による評価が主な手法となっている。動作を客観的に示すためには、3次元動作解析装置や筋機能評価装置などの評価機器が用いられる必要がある。ところが、価格や設置場所の問題で多くのリハビリの施設にこのような機器は、導入できないのが現状である。

リハビリにおける動作の観察や分析に、ゲーム用のコントローラーに使用されるセンサーを用いることで、専門家が普段行っている動作分析の数値化や、日頃のセルフトレーニングとして活用できる。

現在、要介護者等の介護が必要になる主な原因は、認知症に次いで、脳卒中、高齢による衰弱と続く。仮に、脳卒中後の身体機能を定期的にモニタリングできるシステムの開発が進めば、リハビリ医療も更に発展すると考えられる。そこで、本論文では、脳卒中後遺症の身体機能の評価に着目し、運動麻痺に伴った身体機能障害の評価を安価で高機能なセンサーを用いて客観的に評価するシステムの提案を行う。

1.2 社会背景

日本の人口は、2008年に約1億2800万人をピークに、2018年に約1億2650万人になり、2060年には約9300万人にまで減少すると予想されている [3]。出生数の減少もあり、高齢化率は2030年に31.8%、2050年には39.6%になると言われている [4]。また、現在の少子化の流れが変わらない場合、2060年には総人口が9000万人程度となり、高齢化率は40%近くになり、現役世代が社会保障費を支えられないと言われている [5]。そのため日

本では、医療、介護費用の削減、労働力者人口、労働力の確保を目指した政策が急いで進められている。

リハビリでは、WHO [6] が発表している国際障害分類、あるいは国際生活機能分類に従って障害を分類する。障害には身体に関わる部分、動作や活動に関わる部分、生活・社会に関わる部分と、階層的な構造をもち、相互依存する場合と、相対的に独立する部分がある。身体の機能面がその時の活動や生活に与える影響を明確にし、健康に生活できる手立てをリハビリを通して獲得するために、障害分類が行われる。脳卒中罹患者の身体に何らかの麻痺や障害が残り、生活や社会復帰を目指してリハビリを行うことが多くみられ、その障害は、身体の部分から生活の部分まで複雑に絡み合っている。より人間らしい生活を送るために、障害の分類を行い、克服すべき点を明確にした上で、リハビリ治療が実施される。

これまで、リハビリは“治療”的活動として位置づけられていたが、社会背景が変わっていく中、リハビリの考え方も変化し、“介護”的活動、“予防”的活動として位置づけることが求められている [7]。例えば、高齢者に対する疾病・障害予防と、介護予防・介護支援、そして、障害児に対する生活能力の向上と、社会交流の促進、がある。また、地域包括ケアシステムの導入 [8] により、病院・施設に加えて、地域、在宅において専門的知識を提供する機会が増えてきている。

一方で、リハビリに関する診療報酬(治療的活動)は、以前はリハビリ専門職である、理学療法士、作業療法士、言語聴覚士の人員配置の数によって、決められていた [9]。現在では、人員配置の数に加え、リハビリのアウトカム評価 [9] も必要となったため、成果を明確化しなければならない。そのため、効果的なリハビリが求められる時代に変化してきている。

1.3 理学療法士の現状

リハビリ専門職として理学療法士、作業療法士と言語聴覚士がある。いずれの職種も、病気やケガによって身体に残った障害に対する治療や生活復帰、社会復帰を支援する。筆者は理学療法士であり、理学療法士が取り巻く現状について述べる。

理学療法士は、1965年に制定された“理学療法士及び作業療法士法” [10] によって誕生し、1990年に1万人となり、2019年には約17万人を超え、近年急激に増加している。現在の年代別の割合では、全理学療法士の約40%が21～30歳で占められている [11]。経験年数の浅い療法士が急激に増えて、臨床経験の豊富なセラピストの十分な指導を受けられないなど、後継者育成が十分にできず、理学療法士の質の低下が生じている [12]。

熟練した理学療法士は、短時間に運動の阻害因子、復帰へのポイントを認識し、適切な長期目標を設定して治療を行うことはできるものの、非熟練者は、動作の観察するポイントが熟練者と異なることが示されている [13]。また、経験の浅い理学療法士(非熟練者)は、治療技術の必要性を強く感じており、専門家としてのキャリア向上が必要である [14]。臨床に関する技術力は高いものが求められるため、非熟練者の教育は必至である [15]。

日本理学療法士協会は、2009年に科学的根拠に基づいた理学療法 (Evidence Based Physical Therapy) を提唱し [16]、理学療法の科学性を向上させることによって、質の高い理学療法を展開することが必要であると述べている。つまり、客観的に理学療法治療効果を判定する方法の考案が必要であるということである。

理学療法は、障害者に対して、治療体操などの運動を行なわせることで、基本的動作能力の回復を図ることを目的としており、対象者に運動や動作を行わせて、身体に変化を与えることを業務としている [10]。

理学療法は以前から、アナログ計測機器による評価が中心で、運動や動作は、肉眼観察による運動分析が行われていた [17]。その流れは今でも変わらず、運動観察や分析が的確に行える者が優れた臨床家であるとして評価される [18]。ところが、その分析が本当に的確なのか、明らかにすることができず、また、客観的に示されるデータもなく、評価や治療が臨床経験を頼りに行われている [19]。

1980年ごろから、ヒトの動きを追跡するシステムの開発がなされてきており、理学療法においても、加速度センサー、地磁気センサーや3D動作解析装置など応用され始めた。3D動作解析装置の設置は、理学療法士養成校をはじめ、ヒトの運動を評価する施設への設置が行われた。関節運動や骨格モデルを作成する“VICON”は、マーカー誤差は1[mm]であり、リハビリ分野において、正確な評価装置とされ、グローバルスタンダードとなっている [20]。ところが、動作解析装置は高価であること、多くのスペースを必要とすることから、臨床現場への設置が限られる [21]。また、計測の準備、計測操作の習熟が求められるため、臨床業務と両立することが困難である [18]。

1.4 脳卒中後のリハビリに関連する身体評価

脳卒中は、介護保険制度の要支援もしくは、要介護の認定を受ける疾病の一つに挙げられる [22]。脳卒中の機能障害は、運動麻痺に限らず、感覚障害、痙性、拘縮、体幹障害、高次機能障害など多岐にわたるため、継続的なリハビリが必要となる [23]。また、寝たきり防止、介護予防に努め、生活機能の向上を目標として、可能な限り元の生活に戻るためのリハビリを欠かすことなく行なわれる。その身体機能は定期的に評価され、その状態に応じて、治療内容は変更される。

脳卒中後、全身に及ぶ症状が複雑に絡んで出現するため、様々な回復過程を辿り、素人の本人や家族は、身体の状態はなかなか理解されにくい。画一的な身体評価を行うことも難しい。

専門家と患者やその家族が、日常生活の復帰のために必要な身体機能を簡潔かつ、的確に共有できるように、脳卒中後の一般的な症候を順序尺度で表す指標を用いることが一般的となっている。その評価指標として、Fugl-Meyer Assessment [24]、NIHSS (National Institute of Health Stroke Scale) [25]、SIAS (Stroke Impairment Assessment Set) [26]、JSS (Japan Stroke Scale) [27] がある。

その中でも SIAS は、専門的な知識や技術を持たない患者本人、家族、あるいは医療従

事者に、脳卒中後のおおまかな身体の状態を比較的わかりやすい尺度で伝えることができ、病状の経過を追うことも可能となっている。

理学療法(もしくは、リハビリ)では、このSIASが評価ツールとして多くの施設で用いられている。SIASの評価では、複雑な運動が点数として表され、その結果は明確である一方、その評価方法は目視による観察内容による判断が中心である。

1.5 深度センサーを用いた運動計測

1.3節の状況を踏まえると、新たな計測機器および計測方法が開発されるべきであろう。

近年では、センサー技術、計測技術が急速に発展している。そして、安価で場所を選ばない小型のデバイスが開発されており、その代表として、WiiやKinectが挙げられる。これらのゲーム機器は、身体の動きをコントローラーとしているソフトであり、“身体検知”というリハビリの評価との共通点が伺える。従来のリハビリに加えて、Wiiを導入すると、脳卒中によって障害された身体機能が改善したことが示されている[2], [28], [29]。Maらは、脳卒中患者の運動機能に対するリハビリや日常生活動作の改善を目的としたゲームを開発している[30]。また、Kinectを用いたヴァーチャルゲームによって、高齢者の不良な姿勢が検知されるというシステムが開発されている[31]。

Virtual Rehabilitation (VR)において、安価で使用場所に制限のない、使いやすいKinectの有用性はあるものと考えられる。

Kinectは、非接触的なデバイスで扱いやすく、持ち運びも可能であることから、臨床応用に向けた研究が次のように行われている。

健常成人に対するKinectの関節検知機能を用いた歩行の特徴量の計測について、Eltoukhyら[32]は、トレッドミル歩行中の膝、股に該当する関節点を追跡すると、本格的な3次元動作解析装置で計測した同部位の運動と類似したことを示し、骨盤の位置や下肢の運動の特徴を捉えている。Clarkら[33]は、3次元空間における足部の位置について、Kinectと3次元動作解析装置による計測値の比較を行った結果、両者の間に高い相関関係がみられ、ストライド長¹や歩幅の計測結果から、臨床において有用であると述べている。Mentiplayら[34]やOtteら[35]は、歩行の特徴量(歩行スピード、ステップ長、歩幅)や、骨盤の左右の移動幅、膝や股関節の角度について、異なる歩行速度により、Kinectを用いて2回計測した結果、歩行速度の変化に併せて、歩行スピード、ステップ長、歩幅も変化することが示され、また、従来の計測方法より歩行の特徴を捉えていると述べている。

また、Vernonら[36]は、脳卒中の患者に対して、Timed up and go test²を行い、その間の身体の動きを関節検知機能で関節座標を取得し、立ち上がり時に前に屈む身体の傾き角やそのときの角速度、歩幅、歩行スピードについて再現性が高いことを述べ、Kinectの臨床応用への可能性を示している。

¹歩行中、一足の踵が接地してから、再び同側の踵が接地するまでの距離のことである。

²椅子から立ち上がり、3m先の目印を回って、再び椅子に座るまでの時間を測定する。TUGと略され、歩行速度や歩行中のバランスの評価に用いる。

Lotorre ら [21] は、片麻痺患者および健常者の Kinect を用いて、歩行中のスピード、ストライド、歩幅を求めている。Eltoukhy ら [37] は、パーキンソン病患者の歩行を Kinect を用いて、膝、股の動きをトラッキングし、歩行速度、ケイデンス³、ストライド長および遊脚期時間、立脚期時間の計測が可能であることを示している。

また、Cao ら [38] は、パーキンソンの重症度に関わらず、ストライド長は歩行速度との間に高い相関関係があること示し、パーキンソン病の症状が重症になると、ストライド長が短縮することを示している。

このように、下肢の関節点を用いて足の動きの特徴が計測され、臨床において有用であると考えられる。

また、上肢の運動に関する Kinect を用いた研究は次の通りである。

Lupinacci ら [39] は、Kinect の関節検知機能を用いて、上肢のリハビリのアプリケーションを開発、3次元動作解析装置と同期して Kinect の精度を確認し、臨床応用が可能であると述べている。Zulkarnain ら [40] は、肩関節の運動範囲を計測するシステムについて、関節検知機能を用いて腕の関節点から肩の運動範囲を計測するシステムを作成している。

Huber ら [41] は、上肢の運動について、Kinect の精度をゴニオメーター、3次元動作解析装置を用いて検証しており、正面からみたときは肩関節の計測は、ICC は 0.76-0.98 と高い相関関係であることを示し、また、Matsen ら [42] により、肩関節の自主トレーニングシステムが考案されている。

脳卒中に関する研究では、奥山ら [43] は、脳卒中片麻痺患者の麻痺側上肢のリーチ範囲を計測するシステムに、Kinect を用いており、定量的な計測を可能にし、臨床において妥当であることを示している。

Kim ら [44] は、身体機能を表す Fugl-Meyer Assessment (FMA) について、上肢の点数の予測値を求めるシステムを作業療法士と作成し、さらに、スムーズではない上肢の動きの特徴を表す jerk motion を評価値とするために、Kinect の関節検知機能が用いられている。

さらに、車いすからトイレに移動するときの上肢の動きを Kinect の関節検知機能を使って定量的な評価が試みられ、その計測値が臨床的に妥当であることが McCutcheon ら [45] により述べられている。同様に、車いす駆動時の上肢の動きについて、Kinect と 3次元動作解析装置による比較を行い、首の屈曲、肩の屈曲、外転、肘の屈曲、手関節の屈曲において、高い相関関係にあることが Milgrom ら [46] により確かめられている。

Clark ら [47] は、立位時のバランス能力に関する評価について、Functional Reach Test⁴ 中、前方あるいは側方にリーチしたときの体幹の運動を Kinect の関節検知機能を用いて計測、立位時の体幹の揺れ幅を求めており、その結果、前後よりも左右の揺れを的確に捉えられていることが Yeung ら [48] により示されている。また、Bonnechère ら [49] は、スクワット動作の際、Kinect で下肢の運動が捉えられていることを示している。

そして、Qu ら [50] は、Kinect の関節検知機能で検知した関節の座標点の情報を、トレーナーの示す姿勢と類似しているか(正しいのか)どうか、判断するための材料として使用し、Gauthier ら [51] は、自宅でトレーニングとして行う身体運動を Kinect で定量的に表

³1 分あたりの歩数のことであり、歩行の特徴量の一つである。

⁴動的姿勢コントロールに関する立位バランス能力を評価する代表的な方法の一つである。

すシステムを開発している。

Tanaka and Sogabe [52] は、いわゆる O 脚、X 脚の計測システムを開発している。また、Tanaka and Sutani [53] は動きの判定 (ラジオ体操等) と静的姿勢判定システムを開発している。

3次元動作解析装置と Kinect の関節検知機能の表す関節位置はそれぞれが近似し、臨床において Kinect が有効であることを示しており、従来の動作解析装置の代用になる。臨床における動作解析に関する評価が目視で行われるが、Kinect によって代用される。

この Kinect の特性を活かしてリハビリで頻繁に行う評価内容である、股関節の外転運動の評価、上肢の運動範囲の評価、立ち上がりの評価、柔軟性の評価に関するルールベースが Zhao ら [54] により提案され、また、鎌田ら [55] は座った状態でできる体操ゲームを、田中 [56] はラジオ体操採点システムを開発している。このように、リハビリや健康維持・向上のための運動機能評価システムの開発も行われている。

深度センサー (深度データ) を用いた研究では、機械学習を応用して、人物認証や人物の行為、環境情報の認証率を高める研究が、以下の通りなされている。

Wan ら [57] は、RGB-D センサーを用いたジェスチャー認識の研究では、ワンショット学習アプローチが有利であるが、RGB-D から新たに輪郭抽出されたデータを含む様々な空間の画像データを追加学習することで、ジェスチャーの認証率が高められることを示している。また、リアルタイムに身体を円柱形状として表すシステムが Shigalas ら [58] により考案されている。Nishi and Miura [59] は、深度データで取得した人物を身体の部位ごとに認識するモデルが作成され、その認識率が高いことを確かめている。

Yang と Tian [60] は、深度カメラで撮影した人の行動を認識するために、新しいフレームワークから身体部分の動きと形状情報を特徴付けて、新たなモデルを作成提案している。Shahroudy ら [61] は、人の行動を認識させるために、Recurrent Neural Network モデルの一つである LSTM による新たなモデルを作成し、Ho ら [62] は、オフィスや家のような狭いスペースにおいて、人の姿勢を判定するシステムを作成している。Xiao ら [63] は、深度センサーで得られる空間情報は、単純な静止画よりも多くの情報が含まれており、深度センサーで取得した動画を交えて新しいモデルを作成し、その認識率が改善したことを示している。Li ら [64] は、RGB-D カメラを使用し、顔モデルをフィッティングし、顔テンプレートを再構築して、頭部の姿勢を決定している。

また、深度データをリアルタイムに取得して、人の状態を表す研究として、トレッドミル歩行中の膝関節を同定して歩行パラメータを算出するシステムが Auvinet ら [65] により提案され、また、Tanaka [66] は、呼吸するときの胸の動きを捉え、その差から息を吸っているフェイズ、吐いているフェイズをモニタリングしつつ、呼吸数をカウントするシステムを提案している。その他、Jun ら [67] は、複数台の Kinect をサーバーに接続し、労働の効率化を図るためのシステムを開発している。

このように、人物の推定モデル、行動を特定するための推定モデルの新たな提案に、深度データが活用されている。

人物や行為の認証精度を求めることも重要であるが、Chang ら [68] によって、期待され計測情報をリアルタイムに表示し、自ら運動の様子を知ることモチベーションが高まる

ことが示されているように、センサーは様々な臨床場面で応用できると思われる。

その他、手指の運動を検知するデバイスに、Leap Motion があり、次のような研究がなされている。Boulaia [69] ら、Khelil and Amiri [70], Chong and Lee [71] は、手話などのジェスチャーとして認識させるために、アルファベット、アラビア語を題材にして取り組んでいる。機械学習を用いて、手の形が何を表すのか、認識することができれば、手話を理解するための有益なシステムになると述べている。

また、Iosa ら [72] は、脳卒中後遺症で、手指の運動麻痺に対し、Leap Motion 用に開発されたゲームを行った結果、握力や手の機能が改善することを示している。Oña らは、[73] パーキンソン病患者に、ゲームの内容と従来の治療を組み合わせたプロトコルを作成して介入することで、新たな運動機能の評価が可能になると述べている。また、Wang ら [74] は、亜急性期の脳卒中患者に Leap Motion のゲームを用いて、上肢の治療介入を行った結果、従来のリハビリ介入のみの治療よりも、上肢の運動機能の改善がみられたことを示している。その他、Leap Motion を用いて、辻村と曾我 [75] はゲームを開発し、井川と堂藪 [76] は生体認証システムのアプリケーションを開発している。

Leap Motion を用いた臨床研究では、Leap Motion コントローラーに付随するゲームを用いた治療の補助として使用されているようである。

1.6 本研究の目的と論文構成

リハビリは、継続して行う必要があり、その結果や効果は分かりにくい。Kinect や Leap Motion を用いて、リアルタイムに自分の動きを可視化できることは、有用である。また、これらセンサーデバイスを用いることで、身体運動の計測値を記録・保存することもできるので、リハビリの効果判定の材料として用いることも可能である。

従来のリハビリの方法で、身体運動の記録や追跡を行う場合、その作業が煩雑になり、動作の観察や分析は専門家の恣意性が含まれる恐れもある。また、身体の動きや姿勢を機械学習によって自動的に判定し、危険な状態になるとアラームを発する、といったシステムも期待される。

松永ら [77] は、脳卒中による後遺症(片麻痺)に対するリハビリは継続することで改善されることを示しており、その変化を経時的に追跡し、リハビリの重要なデータとして蓄積することで、EBPT へ応用できると述べている。

本論文では、普段の臨床で行う目視・経験知による動作分析に客観性を持たせられるように、Kinect や Leap Motion を用い、可搬性、経済性に富んだシステムを提案する。そして、脳卒中後の後遺症に対し、その運動能力や障害の予後などに用いる評価法の一つである、脳卒中機能評価法 (SIAS; Stroke Impairment Assessment Set) について、関節検知機能と深度データを用いた評価システムを構築する。筆者は、1.5 節で紹介した Kinect や Leap Motion を応用して、脳卒中後の身体機能評価方法として考案された SIAS に含まれる身体運動が伴う評価 [78] について、自動評価判定システムを構築し、新たな評価方法を提案することを目的とする。

本章で述べたリハビリに関する社会背景，理学療法の現状を踏まえ，この後の本論文の構成について，図 1.1 に示す。

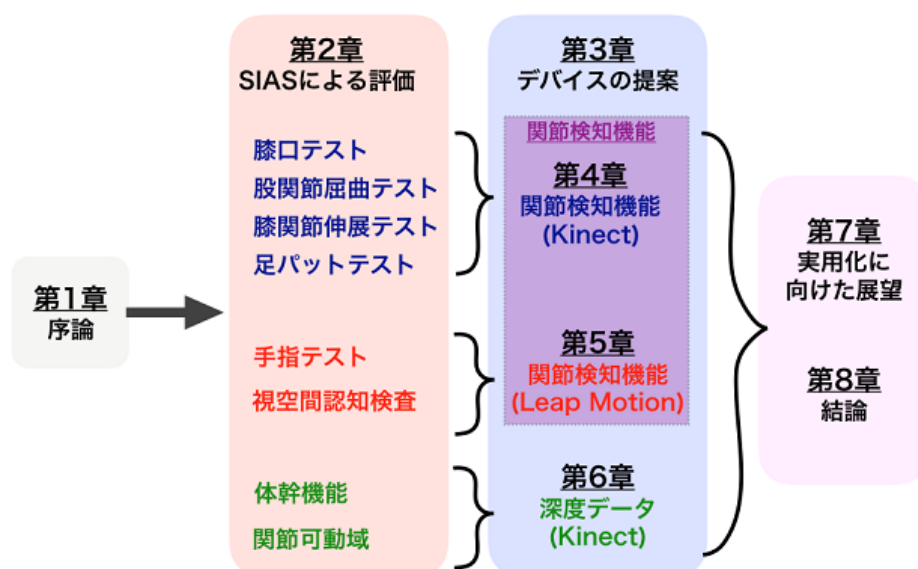


図 1.1: 本論文の構成

第2章では，脳卒中を患った後の後遺症等に対する運動機能の簡便な評価方法の一つである，脳卒中機能評価法 (SIAS) について述べる。これは，臨床で頻繁に行われる評価方法であり，予め設けられた言語ルールベースによる評価判定方法であり，その内容について説明する。

第3章では，第2章で述べる SIAS に含まれる運動機能評価について，従来の評価方法に代わり，客観的な評価が行える計測デバイスについて述べる。本論文では，Kinect v2 センサーの深度センサー機能を用いた関節検知機能と深度データ (画像) および Leap Motion の仕様について説明する。

第4章では，SIAS に含まれる麻痺側運動機能の評価判定のうち，膝口テスト，股関節屈曲テスト，膝関節伸展テストおよび足パットテストに対する，Kinect v2 センサーの関節検知機能を用いた自動評価判定システムについて述べる。4.6 節では，ここで開発したシステムの一部を用いて高齢者を対象に行った実証実験について述べる。

第5章では，SIAS の検査項目のうち，手指の運動によって判定する検査の麻痺側運動機能の手指テストおよび視空間認知検査に対する評価システムの開発について述べる。この章では，手指の検出に関して精度の高い Leap Motion を用いている。

第6章では，SIAS の評価の項目のうち，体幹の筋力や姿勢を評価する体幹機能および肩と足関節の運動範囲を評価する関節可動域について，深度データによる評価システムの開発について述べる。体幹の姿勢の評価システムを用い，高齢者に対する実証実験を行っており，6.3.2 節で述べる。

第7章では、第4章、第5章、第6章におけるシステム開発と実験によって得られた知見をもとに、システムの実用化に向けた展望について述べ、最後に、第8章で本論文をまとめる。

第2章 脳卒中患者に対する身体機能評価

2.1 はじめに

脳卒中の後遺症には、感覚障害、運動麻痺、体幹機能障害、高次脳機能障害などがある。その障害の程度は個人によって様々であり、すべての症状が同じ、ということはほとんどない。そのため、身体機能に対する評価やリハビリ治療は個々に応じた内容になる。そして、リハビリ治療の方針や計画を決めるために、身体症状を的確に評価しなければならない。

専門的な知識や技術を持たない患者本人、家族、あるいは医療従事者に、発症後の身体機能が適切に理解されるために、その身体のおおまかな状態を比較的わかりやすい尺度で伝える必要があり、様々な方法が提案されている。

本章では、リハビリにおける脳卒中機能評価法の一般的な位置づけとその内容について、2.2節では、脳卒中後のリハビリの評価の現状、2.3節で、身体機能の定量的な評価、2.4節では、SIASの概要、2.5節では、SIASの麻痺側の運動機能の評価および視空間認知検査の評価、2.6節では、体幹機能の評価、2.7節では、関節可動域測定の評価について説明し、運動の内容と言語ルールベースによる判定基準を整理する。そして、脳卒中機能評価の自動化に向けた課題を検討する。

2.2 脳卒中後の障害とその評価の現状

脳卒中を含む脳血管性疾患の治療や経過観察などで通院している日本の患者数は、2014年の時点で118万人と言われ、そのうち約17万人の14%が就労世代（20～64歳）であると言われている[79]。一般的に、脳卒中になると手足の麻痺や言語障害などが残る。それら障害を克服するためにリハビリ治療を受け、職場復帰（復職）や家庭復帰を目指す対象者は増えており、リハビリの必要性は高まっている。

様々な生活スタイルに対して治療を含めた必要なサポートを行うためには、身体的な構造や機能評価、環境を評価し、現在の対象者の状況を把握することが重要である。また、刻一刻と変化する対象者の状態に合わせた最善の方針を示さなければならない。

一般的なリハビリの経過について、発症後、全身状態が安定し始めるころから、ベッドサイドでリハビリが開始される。そして、離床し、行動範囲が広げられれば、立ち上がり、日常生活動作や歩行などを行い、生活復帰に向けたリハビリが展開される。身体の機能が病前のように改善されることが最も望ましく、身体の機能について、臨床向けに簡易的に行う評価、研究等に用いる緻密な評価と多くの評価方法がある。その評価の中心となるの

が身体運動であり、臨床では身体運動を目測やアナログ計器によって評価されるのが主となっている。それら評価に客観性を持たせるためには、呼気ガス分析装置、筋電計、3次元動作解析装置や床反力計などの計測機器が必要となる。

実際の臨床場面では、療法士の経験や目測による身体運動評価が頻繁になされており、評価に時間をかけず、簡便に評価できること、患者への負担を少なるすること、が主眼となる。そのため、運動の記録がおろそかになってしまい、曖昧な評価になってしまう。簡便な評価器として、ゴニオメーター(角度計)などのアナログ機器が用いられるが、これも目視による判断が必要となり、主観性が含まれる評価と位置付けられる。

評価内容に見合ったデバイスを用いた計測では、客観的な評価を可能にするメリットもあるが、医療評価機器は高価であり、一般に普及しておらず、精度の良い機器では患者への負担が増大するといったデメリットもある。

このように、身体計測では、療法士の評価と機器による評価を使い分けることが理想となるが、一般の臨床では、簡便さを優先するため、主観的な評価が多くなってしまっているのが現状である。主観的な評価を徒手、客観的な評価を機器、としてその違いについてまとめたものを表2.1に示す。これは、筆者をはじめ、多くの理学療法士の観点を元にまとめる。

表 2.1: 徒手による評価と機器による評価の違い

	徒手	機器
メリット	即時に行える 簡単である 機器が低価格である 患者の負担が少ない 患者に合わせることができる	正確な計測ができる 運動を追跡できる
デメリット	主観的な判断が含まれる 検者間で誤差が生じる 記録が面倒である 断片的なデータになりやすい	準備に時間がかかる 患者への負担が大きい 機器が高価である

徒手にはアナログ計器を含む。

臨床における目測等の評価では、計測結果の記録や判断に統一性はなく、経時的な改善が提示されるべきときに示されないことがある。例えば、立てるようになった、歩けるようになったとは分かるが、なぜ変化したのか、推察の域で終わってしまう。

機器による計測は、正確であり、多くの情報を取得することができるが、セッティングに時間を要し、患者の負担が大きいため、臨床向きではない。また、高価な機器が多く、一般の病院や施設には設置されない。3次元動作解析装置よりも簡便に行う計測方法があると、普段から身体の運動が客観的に表されやすい状況になる。

リハビリ分野でも時代の背景と共に、新たな身体計測方法の開発が急速に進んでいる。その中でも、センサー技術が急激に向上し、高性能化、小型化が進んでおり、リハビリにも様々なセンサーが導入され始めている。これまでに筆者ら [80], [81] は、加速度・角速度センサーを用いて安静立位時の身体動揺に関する計測方法の開発と重心動揺の特性について研究を行っている。

2.3 身体機能の定量的な評価

脳卒中後の身体状態を定量的に表す試みがなされ、様々なモデルが開発されている。その代表的なものは、脳卒中機能評価法 (SIAS) [78], Fugl-Meyer Assessment [24], NIHSS (National Institute of Health Stroke Scale) [25], JSS (Japan Stroke Scale) [27] がある。それら、テストの概要は以下のとおりである。

SIAS は、9 分類、22 項目の評価内容から構成され、それぞれの検査項目について、0～3 もしくは 5 点で点数化が行われて機能状態が判断される。その特長は、多面的な脳卒中機能障害の評価項目として必要かつ最小限の項目を含む、患者を寝かすことなく検者が一人で簡易的に評価できる、総合的な評価のセットである。

Fugl-Meyer Assessment の総得点は 226 点であり、高得点ほど、機能障害は軽度である。評価項目は運動機能、関節可動域、疼痛、感覚、バランスよりなり、運動機能評価項目はさらに、上肢、手指・手関節、下肢に分かれている。各項目はそれぞれいくつかのサブテスト (0 点, 1 点, 2 点の 3 段階評価) からなり、その加算により合計得点を求めるようになっている。

NIHSS は、脳卒中急性期における神経症状の重症度の評価法として国際的に使用されており、本邦においても脳梗塞における rt-PA¹ 使用時の必須評価法として用いられている。意識、注視、視野、顔面麻痺、上肢の動き、下肢の動き、運動失調、感覚、言語、構音障害など、15 項目の所見を 3～5 段階で評価する方法で、0 点を正常とし、点数が高いほど重症であることを示す。

JSS は、脳卒中重症度を定量的に評価出来るスケールとして、日本脳卒中学会 Stroke Scale 委員会で作成されている。意識、言語、視野、眼球運動、顔面麻痺、足底反射など 10 項目の検査を行い、統計的に算出された重みづけによって合計され、脳卒中の急性期の重症度を比例尺度として評価できる。

いずれの評価も、脳卒中によって生じた障害の全体像を把握するために行う、総合的な評価として位置付けられている [23]。また、基本的な動作能力を評価するために、Functional Independence Measure (FIM) [82] が用いられる。FIM は、食事、更衣、歩行など、全 18 項目の評価内容から構成されている。すべての項目において、介護量の程度に応じて、7 段階で評価することになっている。この評価で重要なことは、日常生活において、実際に行われる動作から評価するものであり、実際の日常生活動作能力を点数で表すことができる

¹血栓溶解療法と呼ばれ、超急性期の脳梗塞が治療対象となる。脳梗塞の原因となっている血栓を溶かし、梗塞領域の拡がりを防ぐ。

ということである。FIM と SIAS とをあわせて評価することで、脳卒中患者の予後予測が立ちやすくなることから、FIM と SIAS を同時に評価することが推奨されている [83]。このように SIAS は脳卒中の後遺症を評価する上で非常に重要である。

本論文では、SIAS に含まれる評価項目のうち、理学療法分野にとってより関連のある以下の4項目、

- 麻痺側運動機能
- 視空間認知
- 体幹機能
- 関節可動域

について、客観性のある評価システムの開発を行う。

2.4 脳卒中機能評価法 (Stroke Impairment Assessment Set; SIAS)

脳卒中機能評価法は、次のような特徴を有する。

- 多面的な脳卒中機能障害の評価項目として必要かつ最小限の項目を含んでいる。
- 検者一人で簡単に短時間で評価できる。
- 各項目が単一のテストによって評価できる。
- 非麻痺側機能を含んだ総合的評価セットである。

SIAS の全体像を図 2.1 に示す。赤枠で囲っている項目を、本論文で取り上げる。

この評価では、脳卒中後に表れる身体の障害の回復の程度を定量的に判定し、日常生活動作を予測する。そして、治療方法の選択や予後予測に役立てようとするのが主な目的である。SIAS と FIM を組み合わせて、症例の障害像を捉えることができれば、退院時の機能予測が行いやすくなる。また、リハビリを目的とした回復期リハビリテーション病棟では、FIM の評価が義務付けられていることから、理学療法評価の指標として、FIM と SIAS の併用は推進され、SIAS の必要性は自ずと高まっている。

それぞれの評価の判定は、定められた基準を参考に、セラピストが個々の対象者に対して行なう。

2.5 麻痺側運動機能

麻痺側運動機能の検査は、上肢および下肢の麻痺側を定量的に表すための検査で、以下の通り5項目あり、すべて0~5点の得点を付与するテストである [78]。

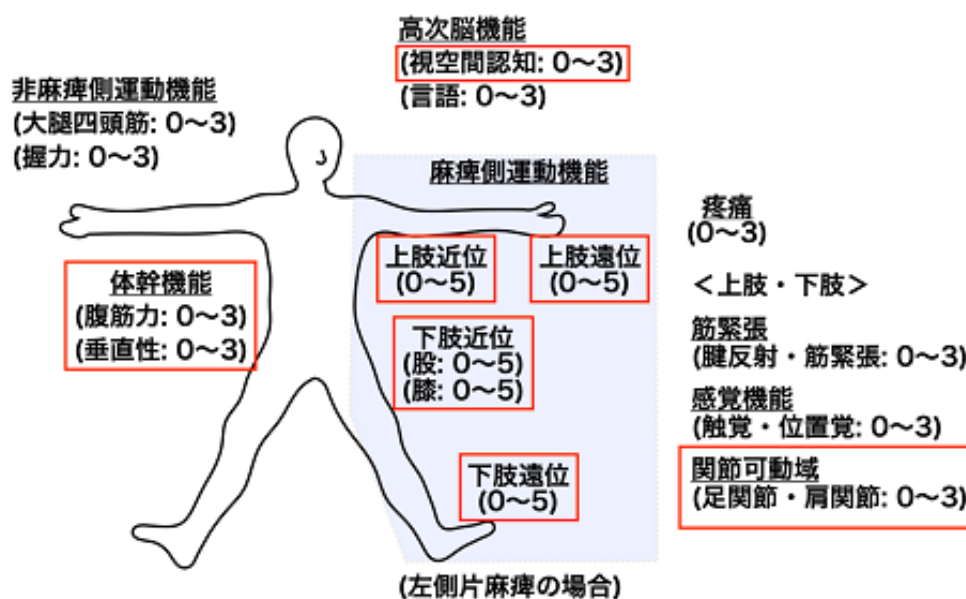


図 2.1: SIAS の概略

- 上肢近位テスト (膝口テスト)
- 上肢遠位テスト (手指テスト)
- 下肢近位テスト (股関節屈曲テスト)
- 下肢近位テスト (膝関節伸展テスト)
- 下肢遠位テスト (足パットテスト)

身体の体幹について、解剖学では四肢・頭部を除く頸椎から骨盤を指す。本論文では頭部を含めて体幹とする(図 2.2)。そして、上肢・下肢を体幹に近い側(近位)と、遠い側(遠位)に分け、それぞれ特有の運動機能を分けて判定するという、SIAS 独自の評価である [26]。

なお、SIAS の検査項目に含まれる視空間認知は、ある空間内の指尖の動きを追従することで評価判定される検査である。SIAS では独立した検査項目であるが、関節運動として捉えることができるので、本論文では麻痺側運動機能の検査に含める。視空間認知に関する簡易的な 0~3 点の得点を付与するテストである [26]。

2.5.1 膝口テスト

膝口テストの運動課題について、座位姿勢をとり、麻痺側の手部を膝(大腿)上より挙上し、手部を口元まで運ぶ。この際、肩は 90° まで外転させる。そして膝上まで戻す(図 2.3)。

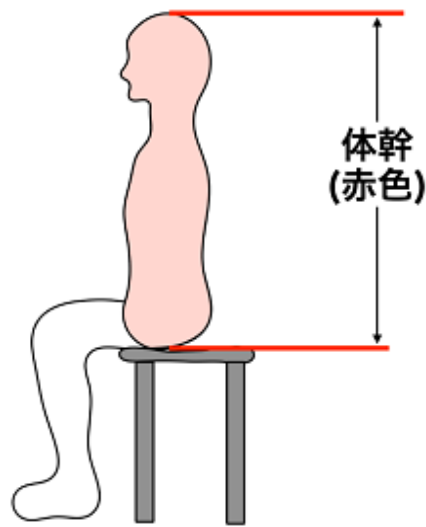


図 2.2: 体幹の定義

その課題を非麻痺側，麻痺側の順に行い，その左右差を観察し，表 2.2 の内容と照らし合わせて，0～5 の点数を付与する。

表 2.2: 膝口テストの判定基準

判定	判定内容
5	非麻痺側と変わらず，正常。
4	課題遂行可能。軽度のぎこちなさあり。
3	課題遂行可能。中等度のあるいは著明なぎこちなさあり。
2	肩肘の共同運動があるが手部が口に届かない。
1	肩のわずかな動きがあるが手部が乳頭に届かない。
0	全く動かない。

この運動課題を評価する際，人が判定するのに用いる具体的な指標は，

- 手を口元まで運ぶのに要する時間
- 手の挙上した高さ
- 手の運動軌跡と滑らかさ
- 開始位置との復帰可否

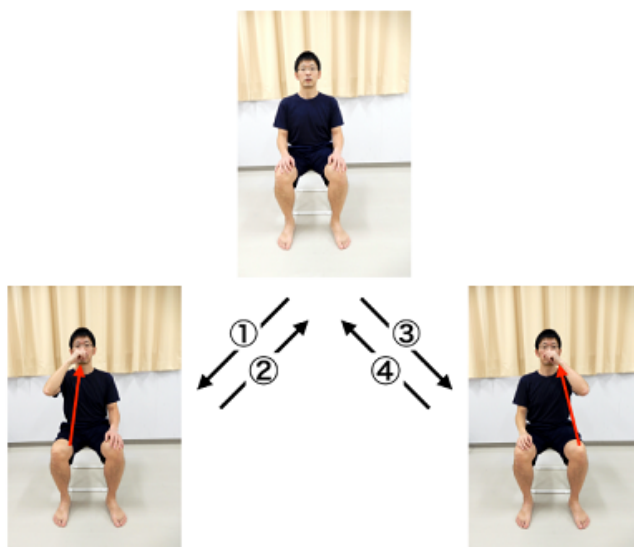


図 2.3: 膝口テストの運動

である。

2.5.2 手指テスト

片麻痺のために運動機能が低下した状態で指を動かそうとすると、指は集団的に曲げる(グーの状態)、あるいは伸ばす(パーの状態)動作になりやすい。つまり、各指を別々に動かすことが困難になる。この現象の状況によって、手指の麻痺の状態を点数化する。

具体的な検査は、母指⇒小指の順に曲げ・伸ばしする(図 2.4)。そのときの動き方を評価して判定する検査である。

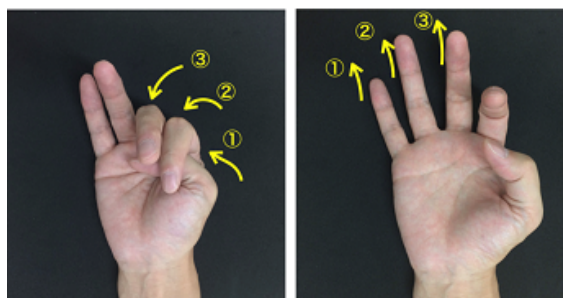


図 2.4: 手指テストにおける指の動かし方

最初に、非麻痺側を動かす。次に麻痺側を動かし、両手の動き方の比較をし、表 2.3 を

もとに、スコアを与える。左右の動き方がスコアを付与する際に大きく関与する。臨床場面における観察のポイントについては、次のとおりである。

- 親指から同じような時間間隔で指が曲げられるのか
- 小指から順番に同じような時間間隔で伸ばされるのか
- 指の曲げ伸ばしは順番通りか
- 指の曲げ伸ばしの運動範囲は十分であるか
- 曲げるとき、指尖が手掌内に届くか
- 各指がまっすぐに伸びるか

表 2.3: 手指テストの判定基準

判定	判定内容
5	非麻痺側と変わらず、正常。
4	課題遂行可能。軽度のぎこちなさあり。
3	課題遂行可能（全指の分離運動が十分な屈曲伸展を伴って可能）。 中等度のあるいは著明なぎこちなさあり。
2	全指の分離運動可能なるも屈曲伸展が不十分である。 A：わずかな動きがある。または集団屈曲可能。
1	B：集団伸展が可能。 C：分離運動が一部可能。
0	全く動かない。

これらを観察して、総合的に判断して、スコアを与える。

2.5.3 股関節屈曲テスト

自然な座位姿勢をとる。膝を高く持ち上げるように、股関節をさらに深く曲げる (図 2.5)。そのとき、麻痺した足では、膝を高く持ち上げることができず、身体を倒すなどの代償的な運動が起こすことがある。

実際の検査では、非麻痺側を実施し、その上がり方、膝の高さを目測などし、記憶する。次に麻痺側の運動を運動を行い、非麻痺側と同じように滑らかに動くことができるか、代償動作は生じていないか、などを確認し、表 2.4 に従って、スコアを付与する。

臨床において、観察するポイントは、

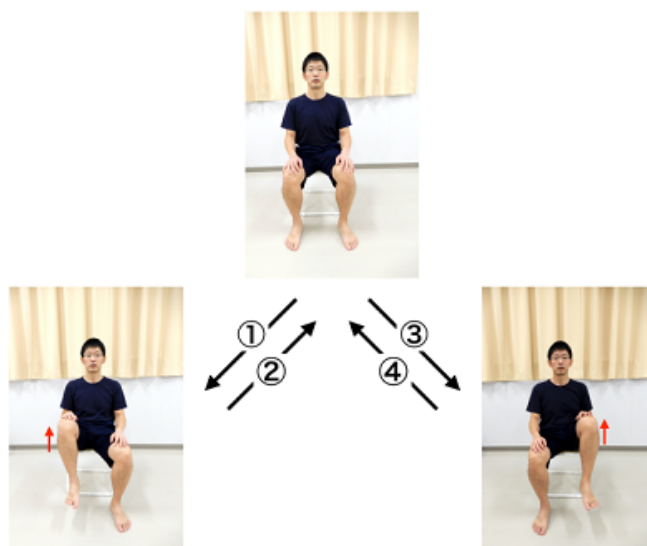


図 2.5: 股関節屈曲テストの運動

表 2.4: 股関節屈曲テストの判定基準

判定	判定内容
5	非麻痺側と変わらず，正常。
4	課題遂行可能。軽度のぎこちなさあり。
3	課題遂行可能。中等度のあるいは著明なぎこちなさあり。
2	股関節の屈曲運動あり，足部は床より離れるが十分ではない。
1	大腿にわずかな動きがあるが足部は床から離れない。
0	全く動かない。

- 膝を持ち上げる (股関節を屈曲する) ときの膝の高さ
- 持ち上げるときの滑らかさ
- 代償動作が生じないか
- 足が床から離れるか

となる。

2.5.4 膝関節伸展テスト

自然な座位姿勢で、膝関節が 90° 屈曲位から十分伸展 (-10° 程度まで) する。この運動を連続で3回行う (図 2.6)。

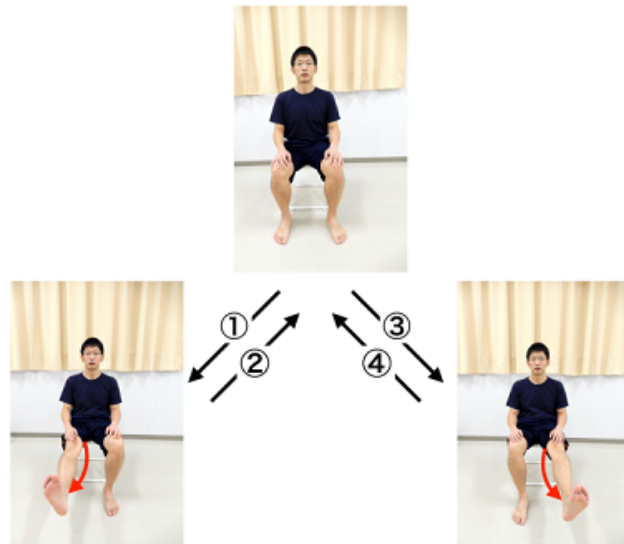


図 2.6: 膝関節伸展テストの運動

繰り返し行った膝の曲げ伸ばしの運動のぎこちなさ、運動範囲を目測し、表 2.5 に従ってスコアを与える。

判定するための観察のポイントは、

- 3回ともに膝を最後まで伸ばすことができるか
- 身体を傾けるなどの代償動作がないか
- 運動は滑らかか
- スピーディにできるか

となる。

表 2.5: 膝関節伸展テストの判定基準

判定	判定内容
5	非麻痺側と変わらず，正常。
4	課題遂行可能。軽度のぎこちなさあり。
3	課題遂行可能。中等度のあるいは著明なぎこちなさあり。
2	膝関節の伸展運動あり，足部は床より離れるが十分ではない。
1	下腿にわずかな動きがあるが足部は床から離れない。
0	全く動かない。

2.5.5 足パットテスト

踵が床につくように，自然な座位姿勢をとる。踵部を床につけたまま，足部の背屈運動を協調しながら，つま先を持ち上げて，すぐに持ち上げたつま先を元に戻す運動を3回繰り返す(図 2.7)。このテストでは，つま先を上げる能力があるか確認するためである。判定基準を表 2.6 に示す。

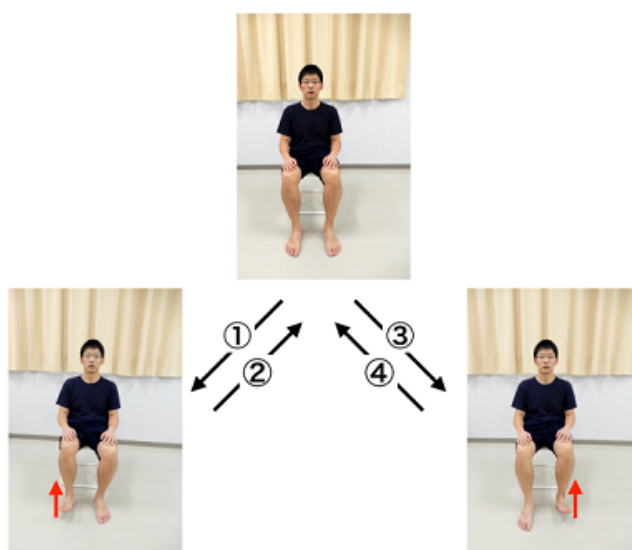


図 2.7: 足パットテストの運動

片麻痺者がつま先を上げることができないと，歩くときにつま先がひっかかり，転倒の危険性が高くなる。転倒等の危険性を予測したり，装具治療などの提案を行う情報となる。このテストを観察するポイントは，

表 2.6: 足パットテストの判定基準

判定	判定内容
5	非麻痺側と変わらず，正常。
4	課題遂行可能。軽度のぎこちなさあり。
3	課題遂行可能。中等度のあるいは著明なぎこちなさあり。
2	背屈運動あり，足部は床より離れるが十分ではない。
1	わずかな背屈運動があるが前足部は床から離れない。
0	全く動かない。

- すばやくつま先を上げることができるか
- つま先を上げる場合，その高さは十分か
- 体幹を傾けたり，膝を持ち上げる代償（踵が床から離れる）は現れないか

となる。

2.5.6 視空間認知

約 500[mm] の紐の紐の中心が被検者の前方に位置するように提示し，差し出した中心を被検者が人差し指と親指でつまむ。このテストを 2 回実施し，中央から大きくずれる値を採用して，視空間認知のずれを簡易的に検査する (図 2.8)。そのずれの大ききで判定する (表 2.7)。

脳卒中になると視力の障害がないにも関わらず，左側 (まれに右側) 半分の空間を認知できない症状が現れることがある。これを半側空間無視と言い，認知的処理が障害された病態であり，主に左側の片麻痺に生じる。頭部や視線の動きを自由にした状態で起こるために幅広い生活場面に困難を生じる。例えば，左側の認知ができない対象者では，歩行 (移動) 中に左側の身体を障害物にぶつける，つまづくなど，ケガの発生する可能性が高くなる [84]。そのような現象に対する治療の必要性についてスクリーニング的に調べる検査である。代表的な検査として，線分末梢試験や線分二等分試験があり，SIAS では後者が用いられる。

2.5.7 麻痺側運動機能の計測デバイス

2.5.1 節から 2.5.6 節において，SIAS の麻痺側運動機能の評価の際，現在臨床で行われていると思われる一般的な観察の要点を列挙した。

いずれの検査も目視，目測で身体部位の運動評価を行うものである。身体を検出し，身体部位を同定し，その運動が経時的に追跡可能なデバイスを用いることで，実際に検者が

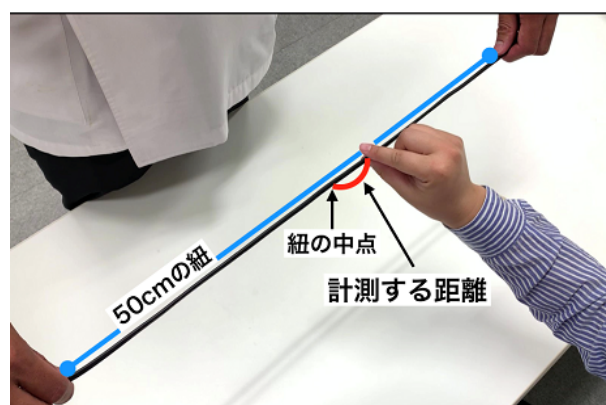


図 2.8: 視空間認知検査の様子

表 2.7: 視空間認知検査の判定基準

判定	判定内容
3	30[mm] 以内
2	30~50[mm]
1	50~150[mm]
0	150[mm] 以上

観察する部位を追跡しながら、SIASの判定を行うことができる。本論文で開発する評価システムには、関節検知機能が適しており、SIASの自動評価判定システムを提案できるものと思われる。

そのデバイスの選定に際し、本研究を開始した、2016年時点では、Kinect v2センサーが骨格検知機能を有するデバイスとして代表的なものであった。また、手指の細かい動きを検知することのできるLeap Motionは、手部の骨格検知では、Kinectよりも精度がよい。

いずれのデバイスも、Software Development Kit (SDK)が充実しており、開発できる環境である。また、デバイスも安価で持ち運びができ、自宅や施設などの小さい規模の場所でも使用可能である。

SIASの特徴は、“簡易な検査で身体の運動機能を点数化できる”ことであり、今回選定したデバイスは障害者、高齢者の運動評価方法にマッチさせることを可能にするものである。

そこで、麻痺側運動機能の評価デバイスとして、KinectとLeap Motionを用いることとする。

2.6 体幹機能

日常生活を送る上で、身体をコントロールすることは、非常に重要である。特に、頭部や体幹が安定すると、四肢の運動も安定し、生活活動の範囲が広がるなど、生活に復帰する上で重要な機能であると言える。

体幹や立ち上がりなどの動作を制御するためには、腹筋力が必要であることがNoguchiら[85]や、Eomら[86]により示されている。

脳卒中などの病気になると、病前のように身体を動かすことができず、左右のバランスが崩れ、図2.9のように、どちらかに傾いた状態で、座り続けることになる。この状態で座り続けると、脊柱のゆがみ、疲労、立位や歩行動作が困難になる、などの悪い影響が生じる。体幹の機能を評価することは非常に重要である。

SIASでは、2つの検査によって、体幹機能を評価する。その検査を次に述べる。

2.6.1 腹筋力テスト

車いす、あるいは背もたれのある椅子に座り、体幹が45°程度後傾した座位姿勢をとる(図2.10)。

その状態から体幹を起こして座る(背中を背もたれから離す)ように指示する。そのときに胸骨部に検者の徒手によって抵抗を加える。最後に、背面が背もたれから離れるかどうか、抵抗を加えたときの抵抗量から腹筋力を0~3点の4段階で判定を行う(表2.8)。

背もたれがない椅子で体幹を後方に傾斜できる場合は、その角度を観察して腹筋力として評価²する。いずれにおいても、体幹が後方に傾く角度を計測する。

²腹筋力が高い被検者では体幹を後方により大きく傾けることができる。



図 2.9: 片麻痺患者の座位の様子



図 2.10: 体幹を後方に倒している様子

表 2.8: 腹筋力テストの判定基準

判定	判定内容
3	強い力に抗して体幹を起こすことができる。
1	抵抗なしで起こすことができる。
2	軽い抵抗に抗して体幹を起こすことができる。
0	身体を起こすことができない。

2.6.2 垂直性テスト

垂直性テストでは、椅子に座ることができるのかを検査の最初に確認する。次に、座位を保持している間、体幹が傾いていないかどうか観察し、表 2.9 の内容に従って判定する。体幹の傾きが 15° 以上の場合は異常姿勢とされている [87]。

表 2.9: 垂直性テストの判定基準

判定	判定内容
3	まっすぐ座ることができる。
2	助言をあたえるとまっすぐに座ることができる。
1	身体をまっすぐにした座位保持ができない。
0	座位姿勢を保持できない。

2.6.3 評価時に生じる問題とその解決

座位や立位するとき、体幹部は鉛直向きに位置する状態が正常とされる。体幹の可動域範囲測定方法が明示されている [17] が、脊柱 (背筋から殿部にかけて) が丸くなっている状態 (円背様) や側弯の簡易な計測方法について明示されていない。SIAS では、体幹機能の評価のための具体的な数値に、 45° や 15° がある。体幹の傾斜をゴニオメーターで計測する場合、基本軸や移動軸を明確にすることが難しく、人的誤差が入りやすい。

脊柱の形状を的確に評価できるのは、レントゲン撮影であるが、侵襲するため簡便な方法ではない。その他に、脊柱に沿ってマウスのようなものを転がし、脊柱のカーブを可視化する脊柱計測分析器がある [88]。これは、静的場面において、利用可能であるが、動きの伴う計測においては困難である。Kinect v2 センサーは、体幹部分を中央、肩関節中央、骨盤付近を自動で検知するが、体幹の厚みやねじれ、歪みなどを検知する機能はない。そこで、体幹の形状を的確に捉えるために、先に述べた Kinect v2 センサーで得られる深度データ (画像) から上記のねじれや歪みなどを導出することを提案する。

2.7 関節可動域の測定

関節可動域 (Range of motion; ROM) とは、ある関節の運動可能な範囲のことであり、その測定値を角度で表す。ROM の測定は、リハビリ分野で頻繁に用いられる検査方法である。関節の可動範囲が小さいと、身体活動の阻害と成り得る。その中でも特に肩関節と足関節は拘縮が生じやすい関節であり、注意を要する。

2.7.1 ゴニオメーターによる計測

角度計 (ゴニオメーター) と呼ばれる器具を使い、2つの柄を基本軸、移動軸に合わせて、その成す角を計測する。基本軸は固定軸とも言われ、ゴニオメーターを固定するための軸のことである。移動軸は体が移動した場合の軸でゴニオメーターを動かすための軸のことである。両方の軸は臨床で定めやすいように考慮されており、計測結果は 5° の量子化の後にその角度値で表すことになっている。SIASによる肩関節の外転 (Abduction) を φ 、足関節の背屈 (Dorsiflexion) を δ ($L2$ の上側を+, 下側を-) とし、ゴニオメーターによる計測方法を図 2.11 に示す。

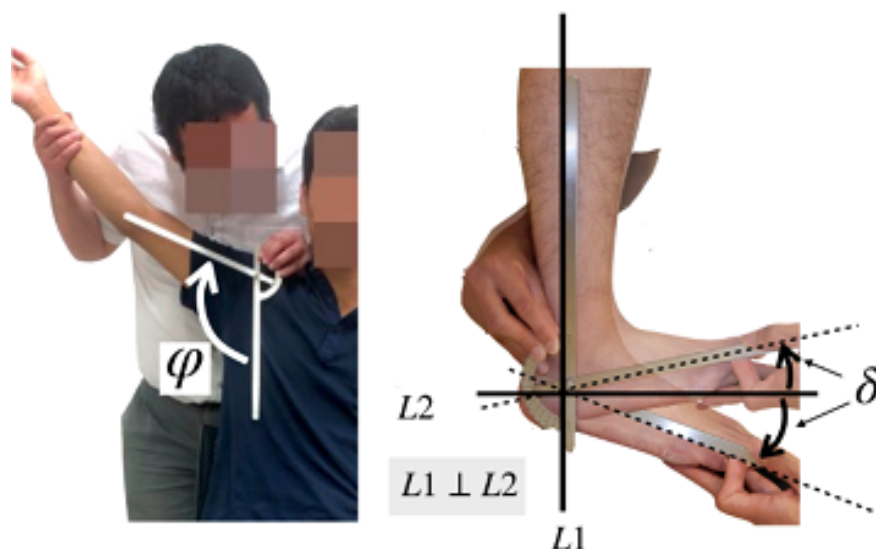


図 2.11: ROM 計測の様子

2.7.2 SIAS における ROM 測定の意義

麻痺などで、身体を動かす機会が減ると、本来有する関節の全運動範囲を動かすことができなくなる。一旦固まった肩や足関節を元の状態に戻すことは難しく、運動を阻害する

可能性が高まる。

肩関節では、片麻痺になると麻痺側の肩関節は拘縮や痛みが生じやすく、身体機能に良くない影響を及ぼす関節である。特に肩関節の外転の運動方向が制限されやすい。

足関節では、麻痺側の足関節の背屈の運動が不十分な場合、歩行や立位、立ち上がりに影響を与える。

表 2.10 に、SIAS におけるスコアリングの基準値を示す。

表 2.10: 足関節と肩関節の可動範囲による点数

点数	足関節 (φ)	肩関節 (δ)
3	10° 以上	150° 以上
2	10° 以下	150° 以下
1	0° 以下	90° 以下
0	-10° 以下	60° 以下

2.8 SIAS の評価と問題提起

SIAS の特徴は前述したとおりであり、特殊な機器を使わずに、目視によって判断できるように構成されている。その計測は簡単な運動を行い、その反応によって判定するという簡便な評価で有用である。一方、以下の問題点もある。

- 運動による評価にも関わらず、その運動を記録しない。
- 判定に至った具体的なデータがない。
- 経時的に追うことができない。
- 症例が自分の運動を確認することができない。

SIAS に限らず、臨床では同様の問題を抱えている。つまり、目測や臨床経験による判断によって行われることが多い。

SIAS は、検査の課題が決まっており、判定方法も言語ルールベースで定義されている。ここで行われる検査方法に合やすことのできるデバイスが求められる。

これらの問題を解決するために、実施場所が制限されることなく、患者に負担をかけず、かつ正確に計測できる方法が必要である。その一つに、身体を検出するためのマーカー等を身体に貼り付けず、非接触性に身体運動を検知するデバイスがある。そのデバイスとして、Kinect v2 センサーや Leap Motion が挙げられる。これらデバイスについて、第3章で説明し、SIAS への応用の可能性について述べる。

第3章 SIASの計測評価のためのデバイスの提案

3.1 はじめに

高齢者の健康の維持・向上や、病気の後のリハビリによって、介護予防がなされるように、在宅においても運動が継続できるシステムが強く求められている [1]。また、脳性麻痺のリハビリにおけるモチベーションが Kinect の利用により、向上することが示されている [68]。

Kinect や Leap Motion は、安価であること、持ち運びができること、操作が簡単であること、などの特徴があり、大がかりな 3D 動作解析装置を用いる際の問題点が解決されると考えられる。

本章では、第2章で述べた SIAS について、評価システムとして応用できるデバイスについて説明する。3.2 節では、Kinect v2 センサーについて述べる。そして、3.2.1 節では、Kinect の関節検知機能について、3.2.2 節では、関節検知機能の空間座標の定義について述べる。3.2.3 節では、Kinect の深度センサーから取得される深度データの特性について述べ、3.3 節では、Leap Motion の性能について述べる。3.4 節で本章をまとめる。

3.2 Kinect v2 センサー

Kinect は、Microsoft 社のテレビゲーム X-box のコントローラーの一つであり、Kinect for Windows v1 と呼ばれるデバイスが 2010 年～2014 年に販売された。ジェスチャーや音声など、全身がコントローラーとなる。その後、次世代のコントローラーとして、Kinect for Windows v2 (以下、Kinect) が登場した。Kinect の特徴は、RGB 画像に加え、Depth 画像、ヒトの関節点を取得すること (関節検知機能)、人の領域を抽出すること (BodyIndex) ができることである。v2 では、RGB 画像の解像度や Depth 解像度が向上し、検知可能なヒトの関節点の数が増えるなど、性能は v1 よりも大きく改善している [89]。

Kinect の外観と仕様を、図 3.1 と表 3.1 に示す [89]。

視野角及び検出範囲の関係について、水平方向 (X-Z 軸) と垂直方向 (Y-Z 軸) をそれぞれ捉えた模式図を、図 3.2 に示す。計測時に撮影される範囲が限られるので、環境設定に注意を要する。

本論文では、Kinect の持つ機能のうち、Body 機能と深度センサーから取得する深度データを用いる。これら Kinect が有する機能は、深度センサーによって実現しており、本論文

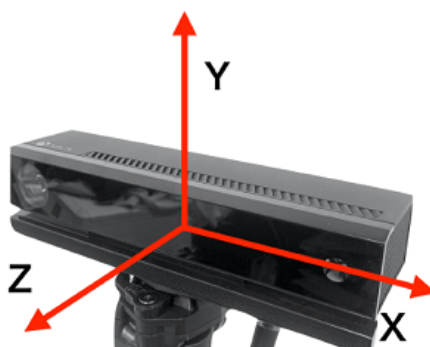


図 3.1: Kinect v2 センサー

表 3.1: Kinect v2 センサーの仕様

	仕様
カラー画像解像度 (水平 × 垂直)	1920 × 1080
深度画像解像度 (水平 × 垂直)	512 × 424
フレームレート	30 [fps]
人物姿勢 (Skeleton)	6 [人]
関節	25 [関節/人]
深度の取得範囲	0.5~8.0 [m]
人物の検出範囲	0.5~4.5 [m]
視野角 (水平 × 垂直)	70×60 [°]

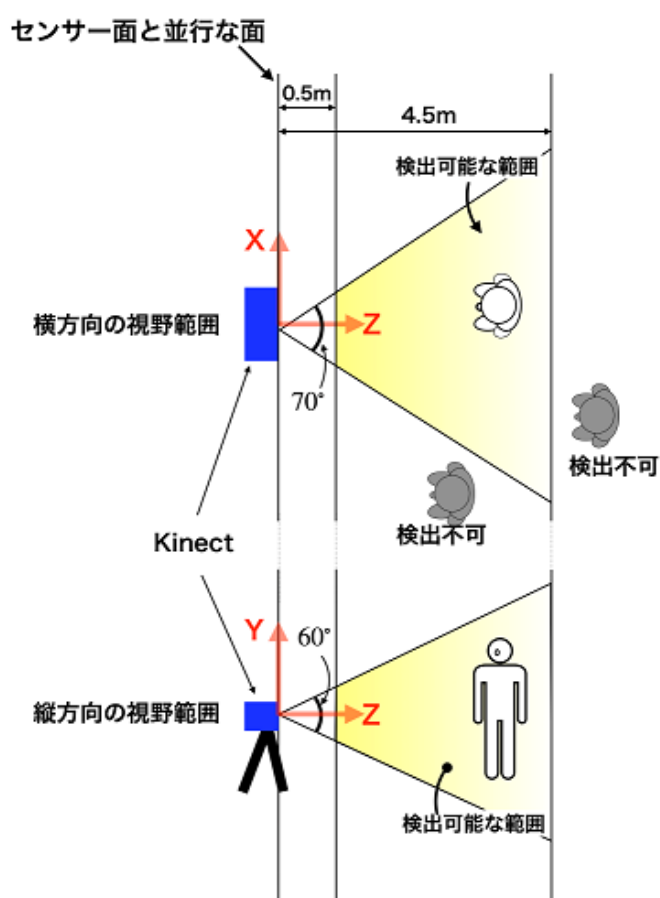


図 3.2: 関節検知機能による人物の検出範囲

では、Body 機能を“関節検知機能”として、深度センサーから取得される“深度データ”と区別しておく。

3.2.1 関節検知機能

Kinect の関節検知機能と深度データの性能について述べる。関節検知機能を用いると、全 25 点の 3 次元の関節位置情報が取得でき、図 3.3 のようなスケルトンモデルを描くことができる。図 3.1 のように Kinect が有する右手座標系に則って得られたすべての 3 次元空間座標点を表している。

以後、本論文では、関節検知機能を用いて取得した 3 次元空間座標点を、図 3.1 に示す Kinect の座標系に従い、*N* や *H* などのように大文字アルファベットのイタリック体とする。

Kinect の関節検知機能では、デバイスから 0.5–4.5[m] の範囲内にいる、最大 6 名の主要な 25 点の 3D の関節位置を取得できる。

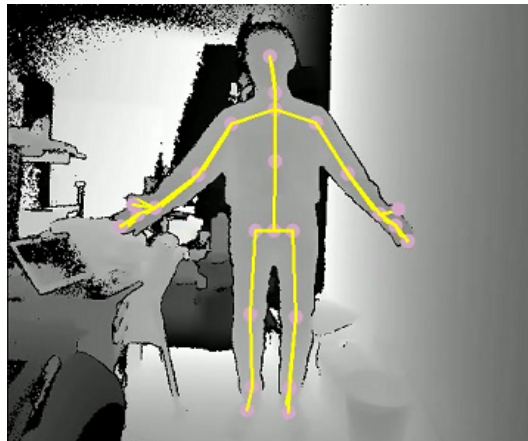


図 3.3: 関節検知機能を用いてスケルトンモデルを表示

一方、関節検知機能による計測画像の体幹部分¹のモデル化の精度は低い。例えば、猫背のように背中が丸い姿勢では、関節検知機能でその状態は認識されない(図 3.4)。

この問題に対して、村田ら [90] は、Kinect のスケルトンモデルでは、体幹が一本の棒のように表現されるので、体幹のねじれや回旋を表す手法を開発しており、関節検知機能で表すことのできない体幹の形状については、後述する深度データを用いる。これについては、3.2.3 節で述べる。

¹首から骨盤の脊椎の部分を目指す。



図 3.4: 背中を丸くした姿勢とスケルトンモデルの関係

3.2.2 関節検知機能から取得する空間座標

Kinect は、デバイス本体の中心を原点とする右手座標系に従った 3 次元空間座標点を取得する。関節検知機能を用いた場合、人の身体特徴である関節点 (25 点) は、この座標系で表される。

以後、本論文で用いる関節検知機能で取得した関節点は、Kinect の有する右手座標系で表すこととし (図 3.5)、その単位を [mm] とする。

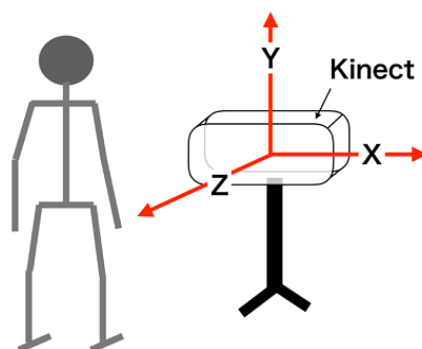


図 3.5: Kinect の座標系

3.2.3 深度データによる計測

Kinect の深度センサーは、投光した赤外線が反射して戻ってくる時間から Depth 情報を得る “Time of Flight (TOF)” という方式が採用されている [91]。そのセンサーは、外観

からは見えないが，Color カメラの隣に赤外線カメラとパルス変調された赤外線を投光するプロジェクターが搭載されている。

深度データの基準はセンサーと並行した面となっており，図 3.6 の矢印の深度がデータとして取得される。

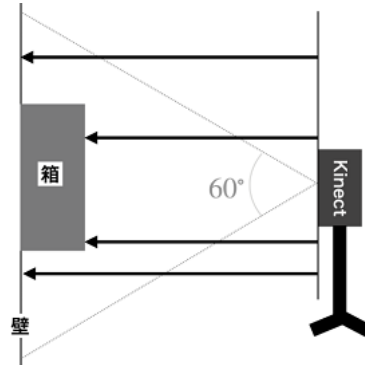


図 3.6: 深度データの取得方法

Kinect を用いて取得できる画素は 512×424 である。ここで，その画素の深度値について，図 3.7 のように，画像の左上を原点 O として，横を i ，縦を j をとり，座標 (i, j) の深度値を， $r_{ij}(i = 0, 1, 2, \dots, 511, j = 0, 1, 2, \dots, 411)$ と表す。

図 3.8 のような環境を作成し，取得される r_{ij} の精度について次の通り，確認した。

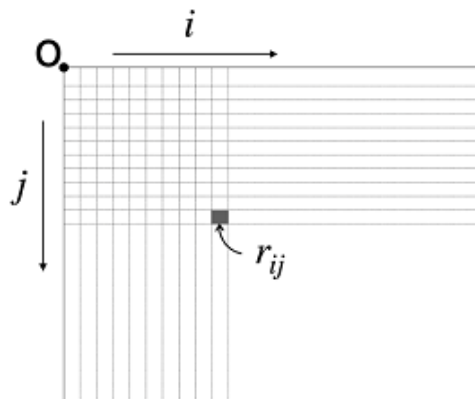


図 3.7: 深度画像の座標点と深度値の取り方

- 図 3.8 のように，壁に箱を設置し，Kinect を壁から 1000[mm] 離れた位置に置く。そのとき，Kinect のレンズ面が壁と並行になるように，Kinect の X 軸が壁と平行，Y 軸が鉛直方向となるように設置する。



図 3.8: 深度データの精度の確認のための実験環境

- 壁の設置した箱のサイズは、 $W220 \times D215 \times H310$ [mm] である。
- Kinect の深度値を取得し、壁までの距離は 1023[mm]、箱までの距離は 809[mm] となった。深度データから求めた箱の奥行きは $1023 - 809 = 213$ [mm] となり、実測値の 215[mm] とは 2[mm] の差である。
- 深度データによるブロックの大きさを計測したところ、横幅が 216[mm]、縦幅が 306[mm]、縦横比は、0.706 であった。
- 箱の縦横比は、0.709 であり、縦横比の差異は $0.709 - 0.704 = 0.005$ であり、画像全体の横幅に対して縦約 1 画素分であり、縦横の 1 画素分の実サイズは同じであると言って問題ない。

また、システムの中で、Kinect の BodyIndex 機能を用いる。BodyIndex 機能の画素は深度センサーと同じ 512 (横) \times 424 (縦) で、人物領域を抽出する機能であり、人物領域が図 3.9 の白色部分ように取得される。

本論文では、画素 (i, j) における深度値を r_{ij} とする。

手指の検知については、Kinect や Leap Motion を用いることで、指の関節点は取得される。Leap Motion は指の関節の 3 次元空間座標点を Kinect よりも多く取得する。ここでは指の関節検知に、Leap Motion を用いる [92]。

3.3 Leap Motion

Leap Motion は、サイズが $W80 \times D30 \times H11$ [mm] と、小型のセンサーであり、手元に置いて使用することを想定している。Leap Motion で可能なことは、手や指の検出、ジェスチャーの検出などである。Leap Motion デバイスは 3 つの赤外線 LED と 2 つのカメラで構成され、赤外線画像でのステレオカメラでセンシングしている [93]。

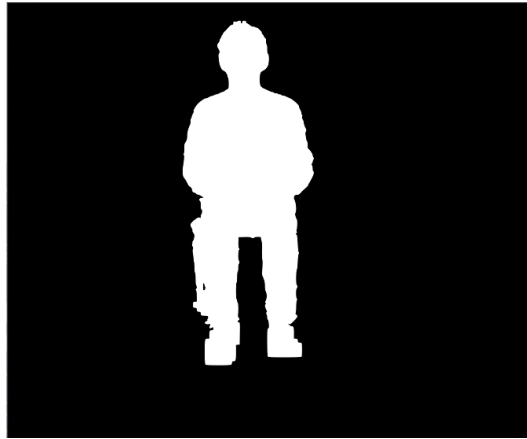


図 3.9: BodyIndex 機能を用いた人物領域の画像 (一例)

デバイスは、図 3.10 左のように右手座標系を有している。Leap Motion で取得される指の関節の 3 次元空間座標点は、Leap Motion デバイスの中心を原点とする座標系で表し、その単位は [mm] とする。

図 3.10 右は使用例である。関節位置から骨格をノートパソコンのモニタに表示している。取得できるポイントは図 3.11 の赤色の部分である。親指は 4 点、そのほかの指は 5 点となる。両側の指の関節点を同期して取得することができる。

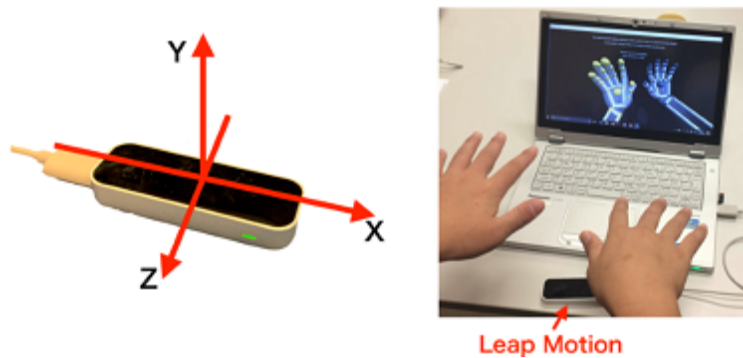


図 3.10: Leap Motion センサーと使用例

3.4 まとめ

Kinect および Leap Motion の性能について述べてきた。Kinect では、身体の主要な 3 次元空間の関節位置情報および深度データ画像を取得することができ、SIAS の検査の課題運

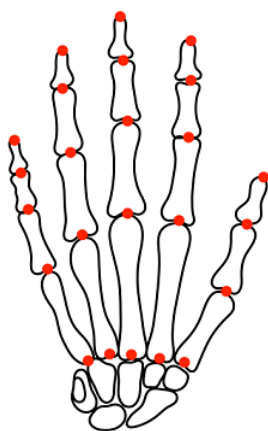


図 3.11: Leap Motion で取得できる関節点

動特性に合わせて、応用できることを確認した。また、Leap Motion では、指の動きを追従して指の 3 次空間の関節位置を取得することができ、SIAS の指の運動に関する検査で応用できることが確認された。

次の、第 4 章、第 5 章、第 6 章では、Kinect および Leap Motion を用いて、SIAS の評価システムの開発について述べる。

第4章 Kinectの関節検知機能によるSIASの評価

4.1 はじめに

SIASに含まれる検査項目のうち、関節検知機能を用いてSIASの判定を行うことのできる評価項目として、膝口テスト、股関節屈曲テスト、膝関節伸展テスト、足パットテスト、手指テストおよび視空間認知検査がある。そのうち、本章では、膝口テスト、股関節屈曲テスト、膝関節伸展テスト及び足パットテストにおける、Kinectの関節検知機能による自動評価システムのアルゴリズムについて述べる。

4.2節では、膝口テストについて、4.3節では、股関節屈曲テストについて、4.4節では、膝関節伸展テストについて、4.5節では、足パットテストについて、それぞれアルゴリズムと実験結果について述べる。4.6節では、本システムの一部を用いた高齢者に対する実証実験の内容について述べる。本章の最後に、4.7節で考察し、4.8節でまとめる。

4.2 膝口テスト

臨床で行う膝口テストの方法について、2.5.1節で述べている。ここでは、実際に行う手順に従う内容に沿って、次のとおりアルゴリズムを構成する。

4.2.1 アルゴリズム

1. 両手を両大腿部に置き、計測の準備を整える。
2. 膝口テストでは、図2.3のように、非麻痺側、麻痺側の手部をそれぞれ口元まで動かす。そのときの移動距離と、口元まで運ぶのに要する時間を計測してSIASの判定を行う。
3. 離散時刻を k とし、システムの動作開始時を $k = 0$ とする。 k ($k = t_0, t_0 + 1, t_0 + 2, \dots$)とし、運動が開始されたときを t_0 とする。必要に応じて経過時間 $t_k = k - t_0$ (離散時間)を T_k [s]で表す。 k における手の3次元座標を H_k 、口元の位置に最も近い首の座標を N_k とする。

4. H_k と N_k の間のユークリッド距離 [mm] を

$$d_k = \|H_k - N_k\| \quad (4.1)$$

とする。

5. $k = t_0$ のときの H_0 [mm] と N_0 [mm] のユークリッド距離を

$$d_0 = \|H_0 - N_0\| \quad (4.2)$$

とする。

6. N_k は口元よりも奥に位置するため、 H_k と口元の距離が一定距離に近づいたとしても、物理的な制限で、ある一定値よりも小さくならない。 N_k と口元の距離 [mm] として、 β_1 をパラメータとして定義する。ここでは、 $\beta_1 = 150$ [mm] とする。
7. d_k が β_1 [mm] 未満になった瞬間の時刻を n とし、(4.1) 式を用いて d_n を取得する。また、 d_k が β_1 になるのに要する離散時間 $t_n = n - t_0$ 及び T_n [s] を求める。
8. 運動が開始され、ある一定時間経過しても、 d_k が変化しない (H_k と N_k の距離が縮まらない) 場合は、計測を強制的に終了する。その制限時間を β_2 [s] とし、 $\beta_2 = 10$ [s] とする。その瞬間の d_k を d とする。また、 $T_n = \beta_2$ となる。
9. 非麻痺側を“-”，麻痺側を“+”と記載することとし、 d を d^- , d^+ , T_n を T_n^- , T_n^+ とする。
10. (4.2) 式を用いて、運動が開始したとき (t_0) の非麻痺側と麻痺側の手と、首のユークリッド距離を、 $d_{t_0}^-$, $d_{t_0}^+$ とする。
11. d_{t_0} に対する d_n の割合で、手がどこまで挙げられたのかを示し、スコアの“1”と“2”の判別を行うパラメータ $\beta_3 = 0.5$ を定義する。また、スコアの“3”と“4”以上を判別するパラメータを $\beta_4 = 1.5$ [s]，“4”と“5”の判別のためのパラメータを $\beta_5 = 0.5$ [s] とする。
12. 表 2.2 に対して、膝口テストのスコアを P_1 とし、次のように判定する。

$$P_1 = \begin{cases} 0 & (T_n^+ = \beta_2 \wedge d^+ > \beta_1 \wedge d^+/d_{t_0}^+ \simeq 1) \\ 1 & (T_n^+ = \beta_2 \wedge d^+ > \beta_1 \wedge d^+/d_{t_0}^+ < \beta_3) \\ 2 & (T_n^+ = \beta_2 \wedge d^+ > \beta_1 \wedge d^+/d_{t_0}^+ \geq \beta_3) \\ 3 & (T_n^+ < \beta_2 \wedge d^+ \leq \beta_1 \wedge T_n^+ - T_n^- \geq \beta_4) \\ 4 & (T_n^+ < \beta_2 \wedge d^+ \leq \beta_1 \wedge T_n^+ - T_n^- \geq \beta_5) \\ 5 & (T_n^+ < \beta_2 \wedge d^+ \leq \beta_1 \wedge T_n^+ - T_n^- < \beta_5) \end{cases} \quad (4.3)$$

表 4.1: 膝口テストに用いるパラメータの定義

パラメータ	内容
β_1	首の座標と口元の直線距離 [mm] の設定 (6. 参照)
β_2	計測時間の設定 [s]
β_3	手の移動距離を比 $d_n^+ / d_{t_0}^-$ で判定
β_4	$T_n^+ - T_n^-$ [s] による判定 (“3” と “4” の判定)
β_5	$T_n^+ - T_n^-$ [s] による判定 (“4” と “5” の判定)

$\beta_4 > \beta_5$ の条件を満たす

13. 膝口テストで用いるパラメータを表 4.1 にまとめる。これらパラメータは計測前に実験を繰り返しながら、筆者が理学療法士の立場から、実際の患者を計測した場合を想定して、専門家の判定に近くなるようにパラメータを設定した。
14. このアルゴリズムの精度を評価するため、専門家とシステムが判定するスコアの一致率を次のように求める。
- 専門家による評価とシステムによる評価が一致した回数を n [回]、スコアが一段階違う場合の頻度を n' [回]、スコアが二段階違う場合の頻度を n'' [回] とする。
 - 一致率を y [%]、全実施回数を m [回] として、

$$y = 100 \times \frac{n + 0.8n' + 0.3n''}{m} \quad (4.4)$$

とする。

15. 計測時の Kinect と被検者の位置関係についてまとめる。
- Kinect の高さを h [mm]、椅子の高さを c [mm]、 ϖ [mm] をパラメータとして、Kinect と椅子の高さの関係を、

$$h = c + \varpi \quad (4.5)$$

とする。

- 被検者は Kinect から 200[mm] 離れた椅子に座り、計測を行った。Kinect の X 軸は床面に平行、Z 軸は被検者を向くように設置する。
16. ここでは、 $\varpi = 400$ 、 $c = 400$ とするので、Kinect の高さは 800 [mm] として実験を行う。

4.2.2 実験

膝口テストのシステムを用いて次のように実験を行った。

被検者は、健常成人男性8名(20~21歳, 身体に障害を有しない者)を対象とした。今回の実験ではシステムの精度を確認するため、様々な姿勢を再現することのできる健常成人を対象とした。Kinectの高さを約800[mm]とし、Kinectから200[mm]離れた約400[mm]の椅子に被検者は座り、計測を行った。KinectのX軸は床面に平行、Z軸は被検者を向くように設置する。被検者は、指示した運動を模倣し、その運動を本システムで計測した。その運動の様子を一名の理学療法士が判定しており、本システムとの差異の結果を表4.2に示す。全部で94回のテストを行い、一致率は(4.4)式から、82.7%となった。

一致しなかった結果では、システムで“2”と判定したときに、理学療法士では、“5”、“3”と判定されたことが目立った。パラメータは、口元に向かって手がどこまで移動したのか、その直線距離に依存する。 β_3 を小さくすることで、調整できると思われる。

システムが、“0”と判定したとき、理学療法士で“3”、“4”と判定されることが7回あった。これは、システムでは左右の手の運動がなされていないと判定したときに生じており、Kinectが正確に人を認識するような環境設定をする、もしくは認識していないときは、やり直しをシステムを追加する必要がある。

全体的に、システムが厳しい判定をしており、課題を遂行し終えた時間のパラメータである β_4 、 β_5 を大きく設定することで改善すると思われる。

表 4.2: 理学療法士とシステムの膝口テストの判定結果分布

Score		理学療法士					
		5	4	3	2	1	0
システム	5	14	1	1			
	4	4	4	1	2		
	3		2	2			
	2	4		9	35	1	
	1					2	
	0		3	2	2	1	4

4.3 股関節屈曲テスト

臨床で行う股関節屈曲テストの方法について、2.5.3節で述べている。ここでは、実際に行う手順に従う内容に沿って、次のとおりアルゴリズムを構成する。

4.3.1 アルゴリズム

1. 図 2.5 のような端座位を開始姿勢とする。そのとき膝関節の角度は約 90° (下腿部分が床面と垂直かつ、大腿部は床面と平行) とする。体幹は可能な限り、鉛直に平行な姿勢を保つ。
2. 離散時刻を k ($k = 0$ のときにシステムが動作しはじめたもの) とする。 k における肩および手の座標 y 成分を S_{y_k} , H_{y_k} とし、その位置の差を a_k とし、

$$a_k = S_{y_k} - H_{y_k} \quad (4.6)$$

を求める。

3. 非麻痺側を挙手し、挙手した手を下した時点を計測開始の合図として、その時刻を t_0 とする。つまり、 t_0 は、 $a_k < 0$ から、 $a_k > 0$ へ移行した k を指す。計測時間はパラメータ $\gamma_1 = 10$ [s] としておく。
4. 膝の 3 次座標を L_k とする。 t_0 のときの膝の 3 次座標を L_{t_0} とし、その 2 点のユークリッド距離を b_k :

$$b_k = \|L_k - L_{t_0}\| \quad (4.7)$$

とする。

5. 非麻痺側を“-”，麻痺側を“+”と記載することとし、 b_k^- , b_k^+ とする。
6. γ_1 の間の $\max b_k^-$, $\max b_k^+$ を求め、その時点を $n = k$ とし、 T_n^- , T_n^+ を求める。また、

$$b^- = \max_{k \in \gamma_1} b_k^- \quad (4.8)$$

$$b^+ = \max_{k \in \gamma_1} b_k^+ \quad (4.9)$$

とする。

7. b^- と b^+ の比を α , T_n^- と T_n^+ の差を ξ [s] とし、

$$\alpha = \frac{b^+}{b^-} \quad (4.10)$$

$$\xi = T_n^+ - T_n^- \quad (4.11)$$

とする。

8. 股関節屈曲テストの判定スコアを P_2 とし、パラメータとして、 γ_2 , γ_3 , γ_4 を与える。このシステムでは、 $\gamma_2 = 0.3$, $\gamma_3 = 0.8$, $\gamma_4 = 2$ [s], $\gamma_5 = 1$ [s] とし、表 4.3 にまとめる。

9. 表 2.4 の条件に対して, P_2 を次のように得る。

$$P_2 = \begin{cases} 0 & (b_k^- \approx 0) \\ 1 & (0 \leq \alpha < \gamma_2) \\ 2 & (\gamma_2 \leq \alpha < \gamma_3) \\ 3 & (\gamma_3 \leq \alpha \wedge \gamma_4 < \xi) \\ 4 & (\gamma_3 \leq \alpha \wedge \gamma_5 \leq \xi < \gamma_4) \\ 5 & (\gamma_3 \leq \alpha \wedge \xi < \gamma_5) \end{cases} \quad (4.12)$$

表 4.3: 股関節屈曲テストに用いるパラメータの定義

パラメータ	内容
γ_1	制限時間 [s]
γ_2	麻痺側/非麻痺側 の膝の高さの比
γ_3	麻痺側/非麻痺側 の膝の高さの比の増加の最小許容値
γ_4	(麻痺側) – (非麻痺側) の運動時間の差 [s]
γ_5	(麻痺側) – (非麻痺側) の運動時間の差の許容最小値 [s]

10. 計測環境について, 4.2.1 節の 15 に従い, $c = 400$ [mm], $\varpi = 400$ [mm] とする。

4.3.2 実験

ここで, 股関節屈曲テストの実験を行った。被検者は, 健常成人男性 8 名 (20~21 歳, 身体に障害を有しない者) を対象とした。

被検者は, 指示した運動を模倣し, その運動を本システムで計測した。その運動の様子を一名の理学療法士が判定し, 本システムの差異の分布を表 4.4 に示す。全部で 83 回のテストを行い, 一致率は (4.4) 式から, 88.8% となった。

このシステムでは, 理学療法士の判定結果との間に大きな差はなかった。“4”以上の判定では, 判定が甘くなる傾向であり, “3”以下の判定では, 判定が厳しくなる傾向であった。例えば, パラメータを $\gamma_4 = 1.5$, $\gamma_5 = 0.5$, $\gamma_2 = 0.2$ のように変更することで, 一致率を上げることができると思われる。

4.4 膝関節伸展テスト

臨床で行う膝関節伸展テストの方法について, 2.5.4 節で述べている。膝関節を伸ばしたときの姿勢について, 関節検知機能では十分に検知できないので, ここでは, 関節検知機能と合わせて, Kinect の BodyIndex 機能を併用して, アルゴリズムを構成する。

表 4.4: 理学療法士とシステムの股関節屈曲テストの判定結果分布

Score		理学療法士					
		5	4	3	2	1	0
システム	5	16	5	2			
	4		5	4	2		
	3	1	1	7			
	2		2	3	13	2	
	1				4	9	
	0					3	4

4.4.1 アルゴリズム

1. 図 2.6 のような端座位を開始姿勢とする。そのとき膝関節の角度は約 90° (下腿部分が床面と垂直かつ, 大腿部は床面と平行) とする。
2. 離散時刻を k (プログラム起動時を $k = 0$) とする。非麻痺側を挙手し, 挙手した手を下した時点を計測開始の合図として, その時刻を t_0 とする。股関節屈曲テストのときに示した (4.6) 式を用いて, $a_k < 0$ から, $a_k > 0$ へ移行したときの k を, t_0 とする。BodyIndex で取得される人領域 3.9 の深度値を 3.2.3 で定義した内容に従い, \bar{r}_{ij_0} とし, そのうち, 最も Kinect に近い深度値 d_0 を取得する。この位置が, 最も Kinect に近い身体部位と定めることができる。2.6 のように座っている状態から膝をわずかに伸ばしたかどうか, “0”, “1”, “2” を判定するために, つま先の最大変位量を求める。ここでは, Kinect に最も近い点, 足の末端であると仮定する。
3. 計測時間はパラメータ $\eta_1 = 10$ [s] としておく (表 4.5)。
4. 膝の伸展角を求めるために, 足, 膝, 股の 3 次座標を A_k, L_k, J_k とし, t_0 のときの足, 膝, 股の 3 次座標を $A_{t_0}, L_{t_0}, J_{t_0}$ とする。
5. 膝の伸展角を τ_k [$^\circ$], L_k から J_k へのベクトルを \mathbf{v}_k , L_k から A_k へのベクトルを \mathbf{w}_k と定義し,

$$\tau = \tan^{-1} \frac{\mathbf{v}_k \cdot \mathbf{w}_k}{\|\mathbf{v}_k\| \|\mathbf{w}_k\|} \quad (4.13)$$

を求める。ただし, $\mathbf{v}_k \cdot \mathbf{w}_k$ は 2 つの内積である。

6. t_0 から膝が伸びるのに要する時間 T [s] を求める。

7. 膝を伸ばす運動を3回連続で行う。 τ が、パラメータ $\eta_2 = 165 [^\circ]$ よりも大きい値となったときに1回目としてカウントし、最もKinectに近い身体部位として、そのときの \bar{r}_{ijk} の深度値のうち、最も小さい値を d_1 とする。残り2回運動したときの値を含め、 $\tau_1, \tau_2, \tau_3, d_1, d_2, d_3, T_1, T_2, T_3$ とする。
8. d_1^+, d_2^+, d_3^+ と d_0 との差を s_1, s_2, s_3 として、

$$s_1 = d_0 - d_1^+ \quad (4.14)$$

$$s_2 = d_0 - d_2^+ \quad (4.15)$$

$$s_3 = d_0 - d_3^+ \quad (4.16)$$

とする。ここに、肩字“-”と“+”は非麻痺側、麻痺側を示す。以下、同様とする。

9. 膝関節伸展テストのスコアを P_3 とする。
10. パラメータについて、本システムでは、 $\eta_3 = 4.5, \eta_4 = 1.5, \eta_5 = 180, \eta_6 = 50$ とする。
11. P_3 を、

$$P_3 = \begin{cases} 0 & (\tau_1^+ \leq \eta_2 \wedge \tau_2^+ \leq \eta_2 \wedge \tau_3^+ \leq \eta_2 \wedge s_1 \approx 0 \wedge s_2 \approx 0 \wedge s_3 \approx 0) \\ 1 & (\tau_1^+ \leq \eta_2 \wedge \tau_2^+ \leq \eta_2 \wedge \tau_3^+ \leq \eta_2 \wedge \eta_6 \leq s_1 < \eta_5 \wedge \eta_6 \leq s_2 < \eta_5 \wedge \eta_6 \leq s_3 < \eta_5) \\ 2 & (\tau_1^+ \leq \eta_2 \wedge \tau_2^+ \leq \eta_2 \wedge \tau_3^+ \leq \eta_2 \wedge \eta_5 < s_1 \wedge \eta_5 < s_2 \wedge \eta_5 < s_3) \\ 3 & (\eta_2 < \tau_1^+ \wedge \eta_2 < \tau_2^+ \wedge \eta_2 < \tau_3^+ \wedge \eta_3 < T_1^+ + T_2^+ + T_3^+) \\ 4 & (\eta_2 < \tau_1^+ \wedge \eta_2 < \tau_2^+ \wedge \eta_2 < \tau_3^+ \wedge \eta_4 < T_1^+ + T_2^+ + T_3^+ \leq \eta_3) \\ 5 & (\eta_2 < \tau_1^+ \wedge \eta_2 < \tau_2^+ \wedge \eta_2 < \tau_3^+ \wedge T_1^+ + T_2^+ + T_3^+ \leq \eta_4) \end{cases} \quad (4.17)$$

として、スコアを取得する。

12. 計測環境について、4.2.1節の15に従い、 $c = 400$ [mm], $\varpi = 400$ [mm]とする。

4.4.2 実験

ここで作成した膝伸展テストのシステムを用いて次のように実験を行った。被検者は、健常成人男性5名(20~22歳、身体に障害を有しない者)を対象とした。一人の被検者に対し、10回ずつ計測を実施した。

表 4.5: 膝関節伸展テストに用いるパラメータの定義

パラメータ	内容
η_1	計測時間 [s]
η_2	膝の伸展角度 [°]
η_3	膝の 3 回の曲げ伸ばしに要する時間 [s]
η_4	膝の 3 回の曲げ伸ばしに要する時間の許容最小値 [s]
η_5	爪先の前後方向 (Z 軸) の変位距離 [mm]
η_6	爪先の前後方向 (Z 軸) の変位距離 [mm]

表 4.6: 理学療法士とシステムの膝関節伸展テストの判定結果分布

Score		理学療法士					
		5	4	3	2	1	0
システム	5	2	2				
	4		3	3			
	3		2	6	4		
	2				11	4	1
	1				1	8	1
	0	1					1

被検者は、片麻痺の模倣をしながら、両側の膝を3回ずつ伸ばすように指示し、その運動を本システムで計測した。その運動の様子を一名の理学療法士が判定した結果と、本システムの判定結果の分布を表4.6に示す。

全部で50回のテストを行い、一致率は(4.4)式から、89.8%となった。判定結果が大きく外れたものは1回であった。これは、初期の関節が検出される前に、運動を開始したために生じた結果である。運動課題の説明と環境設定を適切に行うことで解決できる。

全体を通して、システムの判定が厳しい傾向であった。理学療法士の聞き取りの際、膝関節の伸展を評価するよりも、足の高さや動きを評価の基準にしていた。システムでは、膝関節の動きを評価しているため、両者の結果に違いが現れたものと考えられる。理学療法士とシステムの評価基準に差異が生じていたためにこのような結果になったと推察できる。

4.5 足パットテスト

臨床で行う足パットテストの方法について、2.5.5節で述べている。ここでも、4.4節で用いたBodyIndex機能を応用し、次のとおりアルゴリズムを構成する。

4.5.1 アルゴリズム

1. 図4.1のような端座位を開始姿勢とする。そのとき膝関節の角度は約 90° (下腿部分が床面と垂直かつ、大腿部は床面と平行)とする。体幹は可能な限り、鉛直と平行な姿勢を保つ。

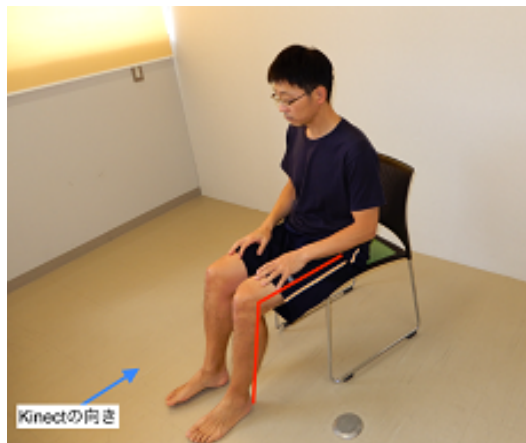


図4.1: 足パットテストの姿勢

2. 離散時刻を k とする。必要に応じて経過時間を T_k で表す。非麻痺側を挙手し、挙手した手を下した時点を計測開始の合図として、その時刻を t_0 とする。股関節屈曲テストのときに示した (4.6) 式を用いて、 $a_k < 0$ から、 $a_k > 0$ へ移行したときの k を、 t_0 とする。
3. 計測時間はパラメータ $\zeta_1 = 10[\text{s}]$ としておく。その他のパラメータ (その都度述べる) を含め表 4.7 のように設定する。

表 4.7: 足パットテストに用いるパラメータの定義

パラメータ	内容
ζ_1	計測時間 [s]
ζ_2	爪先の上方向への移動範囲 [mm]
ζ_3	爪先の上方向への移動範囲 [mm] の許容最小値
ζ_4	爪先を最大位置まで挙げるのに要する時間 [s]
ζ_5	(麻痺側 3 回の遂行時間 [s]) / (非麻痺側 3 回の遂行時間 [s]) による比

4. BodyIndex で取得した人領域の深度値を \bar{r}_{ij_k} とし、そのうち、最も Kinect に近い深度値 $\min \bar{r}_{ij_k}$ を取得する。ここでは、足首を持ち上げる動作であり、 $\min \bar{r}_{ij_k}$ の縦成分の j_k を評価に用いる。
5. $(i_k, j_k) = \arg \min_{i,j} \bar{r}_{ij}$ とするとき、 $k = t_0$ のときの j_{t_0} からの移動量 v_k は、

$$v_k = j_k - j_{t_0} \quad (4.18)$$

である。

6. 足首を持ち上げている間は、

$$v_k > v_{k-1} \quad (4.19)$$

が成り立ち、逆に、おろしている間は、

$$v_k < v_{k-1} \quad (4.20)$$

が成り立つ。つま先が、地面についているときは、

$$v_k \simeq 0 \quad (4.21)$$

となる。

7. 爪先が高い位置に到達したときを,

$$v_k \simeq v_{k-1} \quad (4.22)$$

とする。

8. 足首を持ち上げる運動を3回行う。そのとき, (4.19)式が成り立つ。そして, (4.22)式を満たすときを爪先が最も動いたものとして, (4.18)式の値を w_1 [mm], (4.21)式から (4.22)式の条件となるのに要する時間を s_1 [s] とする。
9. (4.21)式になっていれば, 2回目の足首を持ち上げる運動を, 8と同様に評価し, w_2 , s_2 を取得する。
10. 再び, (4.21)式を満たしていれば, 3回目の足首を持ち上げる運動を行い, w_3 , s_3 を取得する。
11. 非麻痺側, 麻痺側を“-”, “+”で表して, s_1^- [s], w_1^- [mm], s_1^+ [s], w_1^+ [mm] を取得する。同様に, 2回目を $s_2^-, w_2^-, s_2^+, w_2^+$, 3回目を $s_3^-, w_3^-, s_3^+, w_3^+$ とする。そして,

$$n = \arg \max_i T_i^+ \quad (4.23)$$

とする。

12. 足パットテストのスコアを P_4 とし, 本システムではパラメータを, $\zeta_2 = 2$, $\zeta_3 = 4$, $\zeta_4 = 1$, $\zeta_5 = 2.0$ とし, P_4 を以下のようにして判定する。

$$P_4 = \begin{cases} 0 & (\zeta_1 < s_n^+ \wedge w_n^+ < \zeta_2) \\ 1 & (\zeta_1 < s_n^+ \wedge \zeta_2 \leq w_n^+ < \zeta_3) \\ 2 & (\zeta_1 < s_n^+ \wedge \zeta_4 \leq s_n^+) \\ 3 & (\zeta_1 \leq s_n^+ \wedge \zeta_4 \leq s_n^+ \wedge \zeta_3 \leq w_n^+) \\ 4 & \left(\zeta_1 \geq s_n^+ \wedge \zeta_5 < \frac{s_1^+ + s_2^+ + s_3^+}{s_1^- + s_2^- + s_3^-} \right) \\ 5 & \left(\zeta_5 \leq \frac{s_1^+ + s_2^+ + s_3^+}{s_1^- + s_2^- + s_3^-} \right) \end{cases} \quad (4.24)$$

13. 計測環境について, 4.2.1節の15に従い, $\varpi = 400$ [mm], $c = 400$ [mm] とする。

4.5.2 実験

ここで作成した膝伸展テストのシステムを用いて次のように実験を行った。被検者は, 健常成人男性5名(20~22歳, 身体に障害を有しない者)を対象とした。一人の被検者に対し, 9回ずつ計測を実施した。被検者は, 指示した運動を模倣し, その運動を本システムで計測した。その運動の様子を一名の理学療法士が判定したときの, 本システムとの差異の分布を表4.8に示す。

表 4.8: 理学療法士とシステムによる足パットテストの判定結果の分布

Score		理学療法士					
		5	4	3	2	1	0
システム	5	13	1				
	4						
	3		5	8	1		
	2				9		
	1			1	2	3	
	0						2

全部で 45 回のテストを行い、一致率は (4.4) 式から、94.4% となり、安定した結果が得られたと思われる。

この実験では、大きく値が外れることはなかったが、理学療法士による判定“4”がシステムでは“3”となった。 ζ_5 の 2.0 が厳しかった可能性がある。その値については、複数名の専門家の判定内容と今後調整する必要がある。

本システムでは、BodyIndex 機能を用いて、爪先 (Kinect に最も近い身体部分) を検出し、その位置の移動範囲で足の運動範囲の評価を行っている。Kinect と人の距離に依存するのでここでは、パラメータ ζ_2 , ζ_3 を与えて、後からでも計測の状態に合わせられるようにした。

4.6 本システムを用いた実証実験

兵庫県伊丹市にあるデイサービス施設で、膝口テスト、股関節屈曲テスト、膝関節伸展テストおよび足パットテストを実施した。実験日は、2019 年 8 月 23 日、9 月 2 日、9 月 11 日と 9 月 19 日である。

対象は当デイサービスを利用する高齢者 (年齢 74~91 歳、男性 4 名、女性 9 名) とした。そのうち、片麻痺者は 2 名であった。被検者に余計な負担をかけないように、介助を必要とせずに計測可能な検査項目の実験を行った。被検者の服装は当施設利用時の服装とし、半袖もしくは長袖のシャツと長ズボンであった。実験スペースは当施設が提供する一室である (図 4.2)。前半の 2 日間はスペース 1 (図 4.2 の左) で、後半はスペース 2 (図 4.2 の右) で実施した。

スペース 1 のときの Kinect と被検者の位置関係は、4.2.1 節の 15 に従い、 $c = 430$ [mm], $\varpi = 400$ [mm] とし、Kinect と被検者の直線距離は 1200 [mm] とした。スペース 2 のときは、 c , ϖ は同様であり、Kinect と被検者の直線距離は 1500 [mm] とした。スペース 1 では、Kinect を部屋の外に設置している。

表 4.9: 被検者情報とテスト結果一覧

space	被検者情報				テストの結果			
	被検者	年齢	性別	特記	Mouth	Hip	Knee	Foot
1	S1	78	F	膝伸展×	–	–	3	5
					5	5	5	5
1	S2	89	F		5	5	–	–
					5	5	5	5
1	S3	77	F		5	5	2	0
					5	5	5	5
1	S4	81	F	側弯傾向	5	5	–	5
					5	5	5	5
1	S5	80	F	側弯・内股傾向	5	5	–	–
					5	5	5	5
1	S6	91	F	膝伸展×	5	–	–	3
					5	5	5	5
2	S7	86	M	膝痛	5	5	–	–
					5	5	–	5
2	S8	81	M	膝伸展×	5	5	2	–
					5	5	5	5
2	S9	74	F	膝伸展×	4	5	4	5
					5	5	5	5
2	S10	82	F		5	5	5	5
					5	5	5	5
2	S11	81	M	片麻痺・高次脳	5	5	1	0
					5	5	5	5
2	S12	80	F	側弯傾向	5	5	5	5
					5	5	5	5
2	S13	80	M	片麻痺	5	5	–	3
					4	5	5	3

Mouth: 膝口テスト, Hip: 股関節屈曲テスト, Knee: 膝伸展テスト, Foot: 足・パットテスト

膝関節 ×: 膝をまっすぐ伸ばすことができない

高次脳: 高次脳機能障害あり

–: 測定失敗

上段: システムによる評価結果, 下段: 専門家による評価結果



図 4.2: 実験に用いる部屋の出入り口から撮影

すべてのテストを 13 名に対して 1 回ずつ実施した結果を表 4.9 に示す。“-”は測定の失敗を表し、テスト結果の上段は、システムによる判定結果、下段は理学療法士による判定結果を表している。

膝口テストは 12 回、股関節屈曲テストは 11 回、膝伸展テストは 7 回、足パットテストは 9 回計測することができた。理学療法士とシステムの判定結果が一致した回数は、測定が行われた 39 回のうち、一致率は (4.4) 式から、82.0%となった。

スペース 1 の計測場所は狭く、計測不能になることがあったので、スペース 2 に場所を変え、被検者と Kinect の距離を十分にとることで、計測が安定した。

今回計測した評価のうち、膝伸展テストの判定ができないことが多かった。SIAS の膝伸展テストでは「膝を伸ばすことができるのか」評価することになっている。今回の被検者では、加齢によって膝が変形したり、痛みがあるなど、下肢の機能が低下し、SIAS で行う運動課題をこちらが想定した範囲で実施できなかったのではないかとと思われる。膝の運動範囲が狭小し、膝を伸ばす動きができず、想定するような結果が得られなかったと推察する。

4.7 考察

今回の実験では、関節検知機能による身体評価が可能な SIAS の 4 つテスト、膝口テスト、股関節屈曲テスト、膝関節伸展テストおよび足パットテストについて、自動的に評価判定するシステムを作成、その動作を確認した。また、そのアルゴリズムの妥当性についても検討した。

アルゴリズムが完成した後、健常者による実験を行った。その過程では、従来の動作解析装置よりも簡便にセッティングでき (マーカーの装着などしなくてよいため)、臨床において、Kinect の有用性は十分にある。

今回作成したアルゴリズムは、SIASの麻痺側運動機能に関する評価である。システムの判定の作成には、従来の判定基準を参照し、その判断は人による判断と同様となるようにアルゴリズムを作成した。検査の運動課題をモニタリングし、課題遂行に要した時間や、非麻痺側と麻痺側の運動範囲の相違、麻痺側の運動の滑らかさを、運動によって変位するKinectの3次元座標点から計算した。

4つのすべてのテストにおいて、理学療法士の判定と大きな相違のない結果が得られたことは、従来の人による判断を自動的に評価できるアルゴリズムによる代用、あるいは従来の判定に客観性を持たせる可能性があることを示す。

実験の中で、SIASの運動課題を行い、“5”や“0”に属する運動は理学療法士も即座に判断できていたが、“1”や“2”、あるいは“3”や“4”など、運動課題の結果から即座に判断できない(悩む)場面もあった。

麻痺側運動機能検査のうち、膝口テスト、股関節屈曲テスト、膝伸展テストおよび足パットテストについて、高齢者を対象に実験を行った。

高齢者や片麻痺者においても、本研究で提案したテストにおいては、Kinectの関節検知機能を用いることができ、施設や病院で臨床場面で用いることができる。

今回、4日間にわたって実験を行った。最初の2日間は、図のような狭いスペースで実験を行い、後半の2日間は別のスペースで実験を行った。膝口テスト(上半身を対象にした検査)では、Kinectと被検者との距離が1200[mm]程度でも誤認されることなく評価することができた。ところが、下肢の検査においては、その距離が1500~2000[mm]ほど必要であった。仮に病室でKinect(関節検知機能)を使う場合は、何らかの工夫が必要であると思われる。

膝口テストでは、全員の運動を検知し、判定することができた。下肢の運動では、判定に至らない、測定できない場面があった。その要因として以下のことが挙げられる。

一つ目は、SIASの麻痺側運動機能の運動は、単純な運動であり、何回か繰り返しているとその動きを覚える。その中でも、膝口テストは、毎日行う仕草であり、覚えやすい。システム作成時に想定した運動を、片麻痺者を含めた被検者が行っていた。ところが、腿をあげる、膝だけを伸ばすなどの普段行わない下肢の運動については、運動内容を丁寧に説明するものの、実際に計測するときには、想定していない運動が行われ、測定できないケースとして扱われた。

本システムでは限界もあり、施設における実証実験を通して、課題も明確になった。今後は、実験を重ねつつ、理学療法士の判定基準の明確化、対象者への運動提示の方法や測定できる運動評価の拡大、および片麻痺者に対する実験を数多く重ねることで、本システムの精度を上げるために必要なことである。

以上のことから、Kinectの関節検知機能を用いたSIASの麻痺側運動機能の自動評価システムの有用性について、実験を繰り返しながらシステムを改良することで、本システムの実用化は可能であると考えられる。

4.8 本章のまとめ

本章では、Kinectの関節検知機能を用いて、SIASの麻痺側身体機能の評価項目である、(1)膝口テスト(4.2節)、(2)股関節屈曲テスト(4.3節)、(3)膝関節伸展テスト(4.4節)および(4)足パットテスト(4.5節)について、自動評価システムの開発を行った。それぞれの評価システムの動作確認と健常者に対する実験を行った。それぞれのシステムの判定結果について、理学療法士との差異を、(4.4)式を用いて、一致率を求めた。その結果、(1)は82.7%、(2)は88.8%、(3)は89.8%、(4)は94.4%となった。また、高齢者に対する実証実験では、(1)から(4)すべてのシステムの実験を行い、すべての実験を合わせて一致率を求めたところ、82.0%となった。言語ルールベースの基準をセンサーデバイスによる計測で代用することができたと思われる。今後は、実証実験を重ねながら、最良のパラメータを求める必要がある。

第5章 Leap Motion を用いた SIAS の評価

5.1 はじめに

第4章では、KinectのBody機能(関節検知機能)を用いた評価システムを提案した。本章では、指の運動に関する評価システムについてまとめる。Leap Motionは、指の関節検知機能については、Kinectよりも高い精度であることがわかっている。

本章では、SIASの評価システムのうち、手指テストと視空間認知検査についてそれぞれ5.2節と5.3節で述べる。また、5.4節では、本章で述べたシステムについて考察し、5.5節でまとめる。

5.2 手指テスト

臨床で行う手指テストの方法について、2.5.2節で述べている。手指テストは、Leap Motionを用いた評価システムである。図5.1のように、非麻痺側と麻痺側の手指を曲げ伸ばしする関節運動の様子から、SIASのスコアを評価するアルゴリズムを以下のように構成する。



図 5.1: 手を開いてから親指・人差し指と順番に指を曲げる様子

5.2.1 アルゴリズム

1. ここでは図 3.10 の右に示すような, Leap Motion が有する右手座標系に則って 3 次元座標点を用いる。
2. 離散時刻を k ($k = 0, 1, 2, \dots$) とし, 必要に応じて実験開始からの経過時間を T_k で表す。 k における各指が有する関節位置および指尖の 3 次元座標点を次のように定義する (図 5.2)。また, 親指を S , 人差し指を N , 中指を M , 薬指を R , そして小指 L とする。

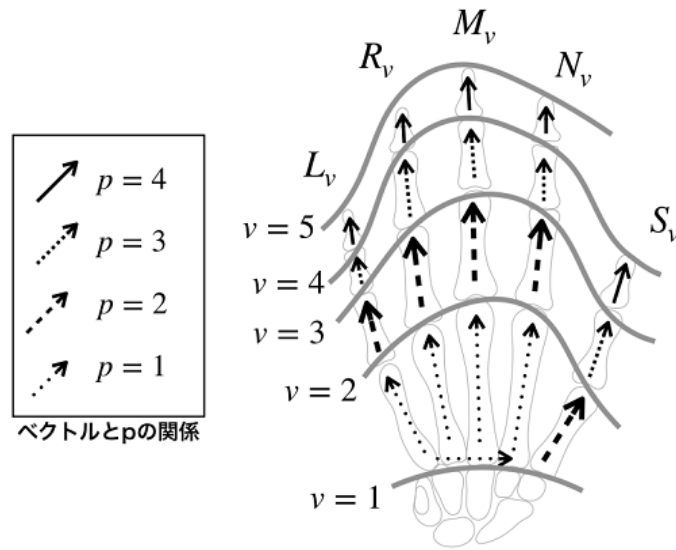


図 5.2: 指の関節位置と 3 次元座標点の関係

3. 各指の関節を, 指の名に添字 v をつけて表示する。すなわち, 親指を S_v , 人差し指を N_v , 中指を M_v , 薬指を R_v , 小指を L_v とし, $v = 1, \dots, 5$ (S に対しては 4 まで。図 5.2 参照) とする。
4. 各指ごとに有する隣り合う関節点間の座標の差をベクトル, s_p ($p = 1, 2, 3$), n_p , m_p , r_p , l_p ($p = 1, 2, 3, 4$) とする (図 5.2)。
5. 各指の関節の曲がり角を, θ_{S_v} , θ_{N_v} , θ_{M_v} , θ_{R_v} , θ_{L_v} と定義し,

$$\theta_{S_v} = \cos^{-1} \left(\frac{s_v \cdot s_{v+1}}{\|s_v\| \|s_{v+1}\|} \right) \quad v = 1, 2, 3 \quad (5.1)$$

$$\theta_{N_v} = \cos^{-1} \left(\frac{n_v \cdot n_{v+1}}{\|n_v\| \|n_{v+1}\|} \right) \quad v = 1, 2, 3, 4 \quad (5.2)$$

$$\theta_{M_v} = \cos^{-1} \left(\frac{\mathbf{m}_v \cdot \mathbf{m}_{v+1}}{\|\mathbf{m}_v\| \|\mathbf{m}_{v+1}\|} \right) \quad v = 1, 2, 3, 4 \quad (5.3)$$

$$\theta_{R_v} = \cos^{-1} \left(\frac{\mathbf{r}_v \cdot \mathbf{r}_{v+1}}{\|\mathbf{r}_v\| \|\mathbf{r}_{v+1}\|} \right) \quad v = 1, 2, 3, 4 \quad (5.4)$$

$$\theta_{L_v} = \cos^{-1} \left(\frac{\mathbf{l}_v \cdot \mathbf{l}_{v+1}}{\|\mathbf{l}_v\| \|\mathbf{l}_{v+1}\|} \right) \quad v = 1, 2, 3, 4 \quad (5.5)$$

とする。

6. 運動開始前は、手をパーのように広げた状態とする。その状態から、親指 (S), 人差し指 (N), 中指 (M), 薬指 (R), 小指 (L) の順に曲げる (図 5.1)。
7. それぞれの指が曲がり始めた時刻を, $T_S^f, T_N^f, T_M^f, T_R^f, T_L^f$ とする。その時刻 k は $\theta_{S_3}, \theta_{N_4}, \theta_{M_4}, \theta_{R_4}, \theta_{L_4}$ が $(k-1)$ の時の値より増加したときとした。そして, 各 θ の最大値を, $\bar{\theta}_{S_3}, \bar{\theta}_{N_4}, \bar{\theta}_{M_4}, \bar{\theta}_{R_4}, \bar{\theta}_{L_4}$ とする。
8. すべての指を曲げ終わった後, L, R, M, N, S の順に伸ばして, 手をパーの状態に戻す。
9. それぞれの指の関節を伸ばし始めた時刻を, $T_S^e, T_R^e, T_M^e, T_N^e, T_L^e$ とする。その時刻は $\theta_{S_3}, \theta_{N_4}, \theta_{M_4}, \theta_{R_4}, \theta_{L_4}$ が $(k-1)$ のときより減少したときとした。そして, 最も小さくなった値を, $\underline{\theta}_{S_3}, \underline{\theta}_{N_4}, \underline{\theta}_{M_4}, \underline{\theta}_{R_4}, \underline{\theta}_{L_4}$ とする。
10. 手指テストの判定では, θ と T を用いる。また, 非麻痺側, 麻痺側を必要に応じて “-”, “+” で示す。
11. パラメータを表 5.1 のように定めておく。そして, 判定を次のように行う。

表 5.1: 手指テストに用いるパラメータの定義

パラメータ	内容
κ_1	判定に用いる指の本数
κ_2	判定に用いる指の本数
κ_3	指が順番通りに曲がるときの時間差 [s]
κ_4	指が順番通りに伸びるときの時間差 [s]
κ_5	3 と 4 の判定をする指の本数

- $\theta_{S_3}^+, \theta_{N_4}^+, \theta_{M_4}^+, \theta_{R_4}^+, \theta_{L_4}^+$ が変化しないときは判定 “0”, 少しでも変化があれば, “1A” とする。

- $T_S^{f+}, T_N^{f+}, T_M^{f+}, T_R^{f+}, T_L^{f+}$ のうち, θ に変化がみられ, パラメータ κ_1 本の指とともに T が取得されたが, T の時間差がない場合は, “1B” とし, κ_2 本の場合は, “1A” とする。
- $T_S^{f+}, T_N^{f+}, T_M^{f+}, T_R^{f+}, T_L^{f+}$ と, $T_S^{e+}, T_N^{e+}, T_M^{e+}, T_R^{e+}, T_L^{e+}$ を得るが,

$$T_S^{f+} < T_N^{f+} < T_M^{f+} < T_R^{f+} < T_L^{f+} \quad (5.6)$$

と

$$T_L^{e+} < T_R^{e+} < T_M^{e+} < T_N^{e+} < T_S^{e+} \quad (5.7)$$

の条件を満たさない場合は, “1C” とする。

- (5.6) 式と (5.7) 式を満たすが, $F \in \{S, N, M, R, L\}$ に対し, すべての v に対して,

$$\bar{\theta}_{Fv}^- > \bar{\theta}_{Fv}^+ \quad (5.8)$$

$$\underline{\theta}_{Fv}^- > \underline{\theta}_{Fv}^+ \quad (5.9)$$

を満たすときは, “2” とする。

- (5.6) 式と (5.7) 式を満たし, かつ, S, N, M, R, L をまとめて F として,

$$\bar{\theta}_{Fv}^+ \simeq \bar{\theta}_{Fv}^- \quad (5.10)$$

が成り立つとき, 判定は “3” 以上となる。

- 次に, 以下の条件

$$\begin{cases} T_N^{f+} - T_S^{f+} \leq \kappa_3 \\ T_M^{f+} - T_N^{f+} \leq \kappa_3 \\ T_R^{f+} - T_M^{f+} \leq \kappa_3 \\ T_L^{f+} - T_R^{f+} \leq \kappa_3 \end{cases} \quad (5.11)$$

および

$$\begin{cases} T_R^{e+} - T_L^{e+} \leq \kappa_4 \\ T_M^{e+} - T_R^{e+} \leq \kappa_4 \\ T_N^{e+} - T_M^{e+} \leq \kappa_4 \\ T_S^{e+} - T_N^{e+} \leq \kappa_4 \end{cases} \quad (5.12)$$

を満たすとき, 判定は “5” とする。

- (5.11) 式のうちの 2 つ以上, (5.12) 式のうちの κ_5 以上の条件を満たすとき, 判定を “4” とする。
- 上記以外の場合は, 判定を “3” とする。

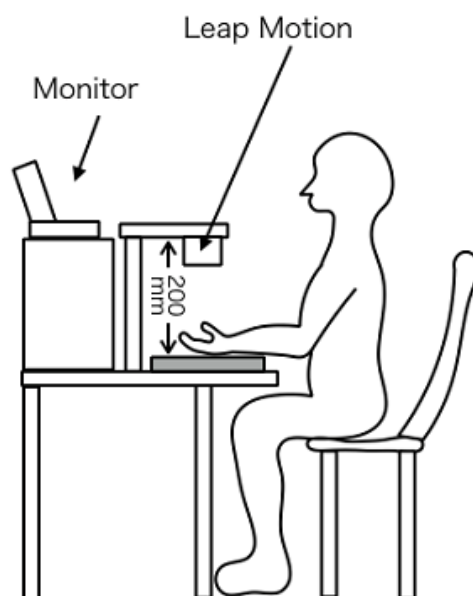


図 5.3: 手指テストの環境設定

5.2.2 実験

ここで作成した膝伸展テストのシステムを用いて次のように実験を行った。

被検者は、健常成人男性 (20~21 歳) 8 名、身体に障害を有しない者である。各被検者に対し、8 回ずつ計測を実施した。計測時の環境設定を図 5.3 に示す。被検者は、指示した運動を行ない、その運動を本システムで計測した。その運動の様子を一名の理学療法士が判定したものと、本システムで判定したものの分布を表 5.2 に示す。手指テストについては、51 回実施し、一致率は (4.4) 式から、86.7% となった。

表 5.2 の下三角部分は計測が適切に行われなかったケースである。計測前の指の状態を認識できず、誤った結果が出力された。他の結果については、妥当であると思われる。

Leap Motion の使い方は、図 3.10 のように、机上にセンサーを置き、その上側にある手を認識させることが一般的である。今回のシステムは脳卒中片麻痺患者を想定しているため、腕を宙に浮かせておくのは、困難であるため、台の上に腕をのせて計測できる環境とした。

Leap Motion は稼働時間が長くなると、認識が遅れることを実験中に見つけた。計測時間が長くなるように注意することと、誤認が生じない工夫をする必要がある。

表 5.2: 理学療法士とシステムによる手指テストの判定結果分布

Score		理学療法士							
		5	4	3	2	1C	1B	1A	0
システム	5	12	1		1				
	4								
	3			7	3				
	2	1		2	8				
	1C								
	1B				1		2		
	1A							4	
	0		1		1		1	1	5

5.3 視空間認知検査

臨床で行う視空間認知検査の方法について、2.5.6 節で述べている。視空間認知検査は、手の動きから評価することが可能であることから、Leap Motion を用いることで評価できる。その方法について、次のとおりアルゴリズムを構成する。

5.3.1 アルゴリズム

500[mm] の棒を図 5.4 上のように被検者の前に提示し、その中央部を摘むように指示する。そのときの位置を Leap Motion で取得した人差し指の関節座標点から、計算し、図 5.4 下のような SIAS の判定基準に従って自動評価を行う。中央点と摘んだ位置の距離の差の値から点が付与される。

1. 離散時刻を k とし、システム動作時を $k = 0$ とする。
2. Leap Motion によって取得される人差し指および親指の指尖の時刻 k における 3 次元座標点を、検者は N_k と S_k 、被検者は P_k と U_k とする。
3. N_k と S_k および P_k と U_k のユークリッド距離 r_k , w_k を、

$$r_k = \|N_k - S_k\| \quad (5.13)$$

$$w_k = \|P_k - U_k\| \quad (5.14)$$

とする。

4. 摘んでいる状態を判定するために、パラメータ $m = 20$ [mm] を定義する。

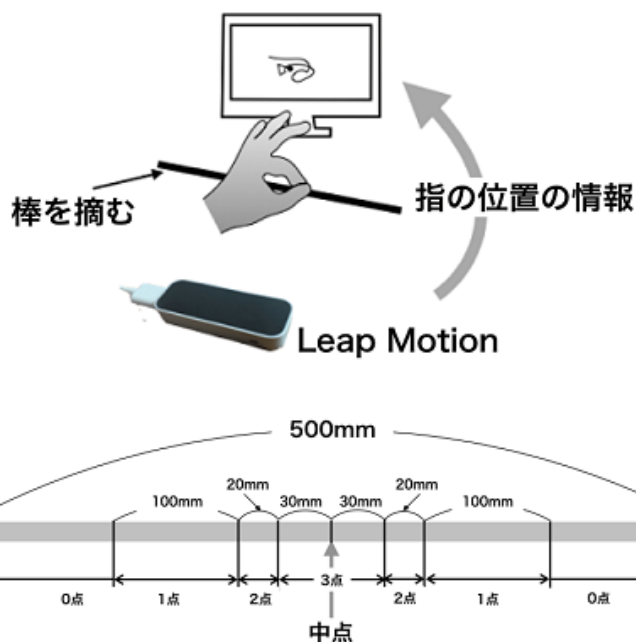


図 5.4: 視空間認知検査の概略図と中点からのずれと点数の関係

5. 掴んでいるときは,

$$r_k \leq m \quad (5.15)$$

$$w_k \leq m \quad (5.16)$$

とする。

6. (5.15) 式を満たした瞬間を $n = k$ とし, n から 5[s] 連続して (5.15) 式を満たした場合, N_n として取得し, N_n を棒の中点とする。
7. 対象者に棒の中心を人差し指と親指で掴むように指示し, (5.16) 式の条件を満たした瞬間を $c = k$ として, P_c を取得する。
8. もう一度, 7 のように棒を掴み, (5.16) 式の条件を満たした瞬間を $m = k$ として, P_m を取得する。
9. 次に, N_n と P_c のユークリッド距離を d_1 , N_n と P_m のユークリッド距離を d_2 として,

$$d_1 = \|N_n - P_c\| \quad (5.17)$$

$$d_2 = \|N_n - P_m\| \quad (5.18)$$

を求める。

$$V = \max\{d_1, d_2\} \quad (5.19)$$

として, V [mm] を求める。

10. 図 5.4 下に示す中点からの距離 V によって, スコア P_6 を,

$$P_6 = \begin{cases} 3 & (V < 30) \\ 2 & (30 \leq V < 50) \\ 1 & (50 \leq V < 150) \\ 0 & (150 \leq V) \end{cases} \quad (5.20)$$

により求める。閾値は, 表 2.7 により設定した。

5.3.2 実験

健常成人4名に対して15回ずつシステムによる計測とSIASの方法による実測を行った。実験の様子を図5.5に示す。Leap Motionを設置し, 計測に用いる500[mm]の棒をLeap Motionから約350[mm]の高さに, Leap MotionのX軸方向(図3.10)と棒が平行になるように設置した。



図 5.5: 計測に用いた装置

はじめに検者が棒の中点を摘み, そのときの位置を取得する。次に対象者がその棒の中点を2回摘み, その位置をリアルタイムに取得する。それらの値 M_1 および M_2 が適切に記録されたか確認し, その相違について比較した。

被検者が把持した位置を実測した値とシステムによる計測値 [mm] の相関図を図 5.6 に示す。“-”は左側を，“+”は右側を示しており，それぞれの値が0 (中点) から離れるとその絶対値は大きくなる。相関係数は 0.859 であり，強い相関を示した。図 5.6 では外れ値が数点出現した。システムによる指の検知が不適切に行われることがあり，その際に実測から大きく外れる結果となった。

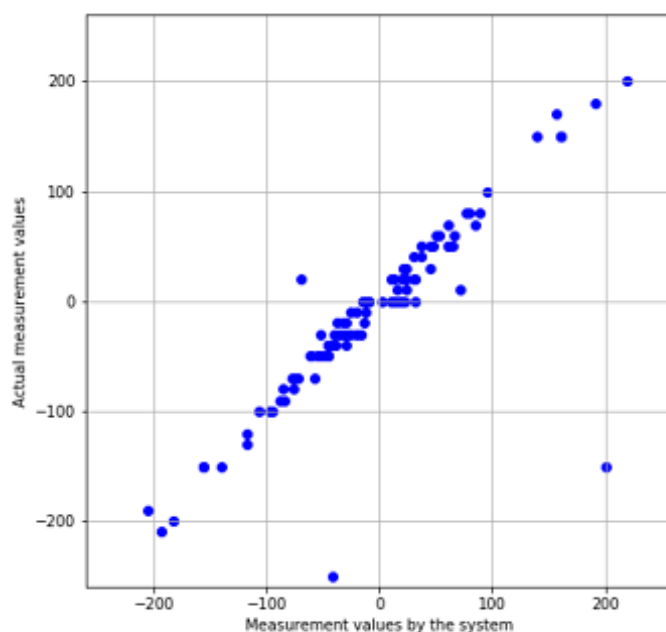


図 5.6: 実測値とシステムによる計測値の比較

表 5.3 は縦方向にシステムによるスコア，横方向に実測によるスコアの対角表である。一致率は (4.4) 式から，95.3%となった。

システムによる距離の計算では実測の方法と同じプロトコルになるように自動化した。また，計測値はシステムと実測値とほぼ同様の値を算出することができ，本研究の視空間認知検査の自動評価システムに用いることが可能である。一方，システムでは Leap Motion が対象とする手を検知することができない場面があった。手部が確実に検知されたときのみ計測するようにプログラムを改良する必要がある。従来の目視による計測では，[mm] 単位の数値化は困難であるため，5[mm] 刻みで距離を求めることが一般的である。本システムでは距離を単位 [mm] で求めている。

表 5.3: システムと実測値のスコアの比較

Score		理学療法士			
		3	2	1	0
システム	3	6	1		
	2		20	2	1
	1			7	5
	0			1	10

5.4 考察

手指テストおよび視空間認知検査では、指や指尖の空間の位置を評価するので、本研究では、Kinect よりも手や指の検知に特化し、精度が Kinect よりも優れているため Leap Motion を採用した。これは、Kinect の関節検知機能同様に、関節や指尖を空間座標で表す。

本システムでは、曲げ伸ばしの指の動く順番や5本の指が同時に伸びたり、曲がったりすることを数値として表すことを重点に取り組んだ。

今回作成したアルゴリズムでは、理学療法士の判定と類似する結果が得られたことは大きな成果である。ここでは、指が同時に運動する数をパラメータで表し、“0”から“2”の評価に幅を持たせたり、左右の指がそれぞれ曲げ伸ばしに有する時間の差をパラメータを導入して“4”、“5”の評価に幅をもたせた。

現時点では、指の運動を数値として評価することができ、従来の SIAS の手指テストに加えて、数値結果を付与できる状態である。実用化に向けて、今後は実験を重ねてこのシステムの精度を高める必要がある。そして、パラメータの決め方や、その範囲についても検討する。

Leap Motion では、一人分の指の検知が可能である。Leap Motion の有する座標系のある点を紐の中心とする座標点を取得できれば、視空間認知検査は可能となる。その決定について、はじめに検者の指を用いて、Leap Motion の空間の紐の中心を把持し、その空間的位置を紐の中心とした。次に検査を行う被検者の指が位置する座標点を求め、最初に決定した検者の座標点との差によって、評価値を求めた。その結果、実測値と近い結果を得ることができた。

Leap Motion を用いることで、手の運動を評価することは十分可能であり、臨床に応用できると考えられる。

ただし、Leap Motion の主な使い方はジェスチャーの取得であり、動きが細かいと、ノイズが入り、指の動きを誤認することがまれにある。この問題に対しては、深度データ等を用いて直接人の指を検知して、その値から運動を取得し、その運動と SIAS 判定を関連づけておき、教師データに基づく学習による自動評価判定モデルを作成することで、判定の精度は向上すると思われる。これは、今後取り組むべき課題である。

5.5 本章のまとめ

SIAS に含まれる検査のうち、指の運動による評価判定を行う検査について、手指の動きの検出に優れている Leap Motion を用いた評価システムを作成した。システムの精度を確かめるため、システムと理学療法士との判定結果の一致率を求めた。その結果、手指テストでは 86.7%，視空間認知検査では 95.3%を示した。

Leap Motion の関節検知機能を用いた評価システムでは、検知する関節点の動きや関節角度、課題遂行時間を計測し、言語ルールベースの判定基準に近づくようなアルゴリズムが作成されたと思われる。その値の設定は、検者や対象者の状態に合わせて、その都度計測の状況によって変えられるようにしており、パラメータについては、判定基準となる計測値やスコアを定義できるように、多くの実験を行う必要があると思われる。

第6章 深度データによるSIASの評価

6.1 はじめに

第4章、5章で述べた関節検知機能による評価は、骨格モデルから人の関節位置を推定するものであった。その際、Kinectと対象者との位置関係において、一定間隔を確保しなければならず、計測場所の選定に困難をきたす。関節を適切に認識させるためには、少なくとも、Kinectと対象者の距離が1.5[m]ほど確保可能なスペースが必要である。

SIASには、体幹や上肢、あるいは下肢など、身体の特部分のみの姿勢や運動を評価する項目が含まれている。例えば、体幹機能の垂直性テストでは、人の後方にKinectを設置する。その場合、足は関節検知機能で検知されることはほとんどない。

関節検知機能を用いると、体幹部分の関節点は直線状となることが経験上わかっている。背筋が伸びているならば、問題にはならないと思われるが、円背の人では、体幹の動きを適切に捉えているのか不確かである。

深度データは、Kinectから常に取得できる奥行き値であり、データ処理によって、身体のシルエットの縁を取得することができる。この機能はKinectに限定されるものではなく、他の深度センサーも利用できる。

本章では、深度データから、体幹機能と関節可動域の測定をする、自動評価システムの提案を行う。6.2節では、腹筋力テストについて、6.3節では、垂直性テストについて述べる。次に、6.4節で、肩関節および足関節の可動域測定について述べる。6.5節で、深度データを用いたシステムとその実験について考察する。

6.2 腹筋力テスト

腹筋力テストでは、体幹の運動を計測する。身体における体幹とは、解剖学的に頭部・四肢(両腕・両脚)を除くすべての部位と定義される[17]。腹筋力テストでは、四肢を除いた、頭部を含めた部位を総合して体幹としておく(図2.2)。

腹筋力テストでは、体幹部分の傾斜角の求め方が重要となる。6.2.2節では、楕円近似によって体幹の前後の傾斜角を推定、6.2.4節では、直接体幹の背面の形状を用いて体幹の傾斜角の精度を高める。

6.2.1 計測方法

体幹機能に含まれる腹筋力テストを行う場合、体幹に加える抵抗量によって判定される。体幹機能の評価判定に用いる深度データと、圧力データセンサーについて述べる。

深度データ

深度データの座標の表し方は、3.2.3節で述べた通りである。

圧力データ

体幹機能に含まれる腹筋力テストでは、体幹を起こす際に抵抗を加える。その抵抗値を計測するために、直径15[mm]の圧力センサー（Taiwan Alpha Electronic Co., Ltd.）を用いる。それをArduino (Uno R3)に接続し、圧力センサーにかかる圧データを取得する(図6.1)。

圧力センサーから直接得られるデータ x は、区間 $[0,1023]$ 内の整数値で出力される。この値には単位がなく、リハビリで一般的に使用される N (ニュートン) 単位に換算する。まず、圧力センサー x と徒手筋力計 (モービィ, MT-100, 酒井医療株式会社) で同時に測定した値 y の散布図を図6.3に示す。

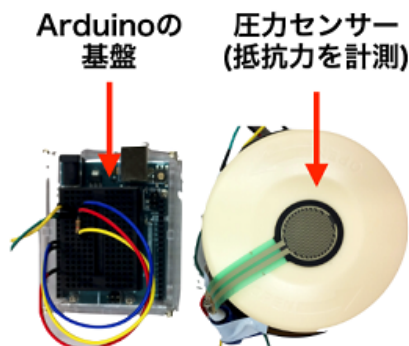


図 6.1: 計測に用いる圧力センサー



図 6.2: 実験に用いる徒手筋力計

図6.3のデータ350点に対し、多項式関数を用いて図6.4左のように近似曲線をとる。1~12次の多項式の近似曲線式と実測値の差から平均二乗誤差を求めた。その結果を図6.4右に示す。このことから、3次式が適当であると考えられ、

$$f(x) = 3.29 \cdot 10^{-7} x^3 - 3.02 \cdot 10^{-4} x^2 + 0.11x - 11.4 \quad (6.1)$$

が求められる。

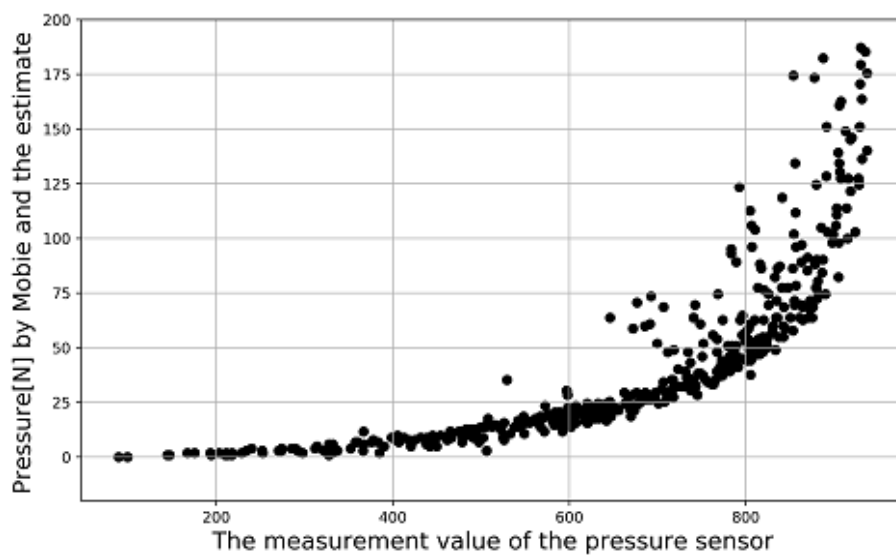


図 6.3: 圧力センサーと Mobie の計測値の関係

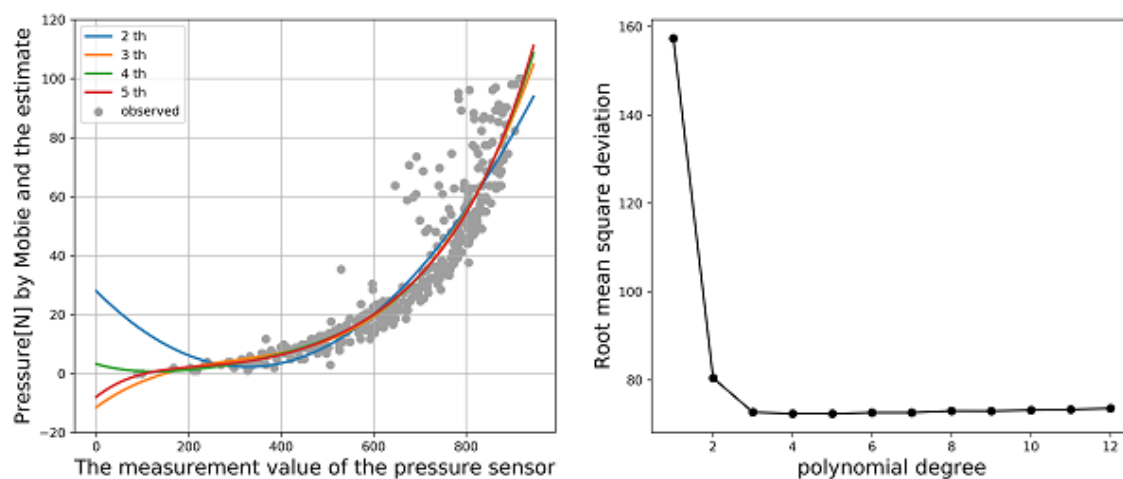


図 6.4: 多項式を用いたデータ点に対する近似曲線と次数毎の平均二乗誤差

指数関数を用いて近似式をとると、

$$f(x) = 1.285 \times e^{0.005x} - 1.8 \quad (6.2)$$

となり、図 6.5 の赤線で表わされる。

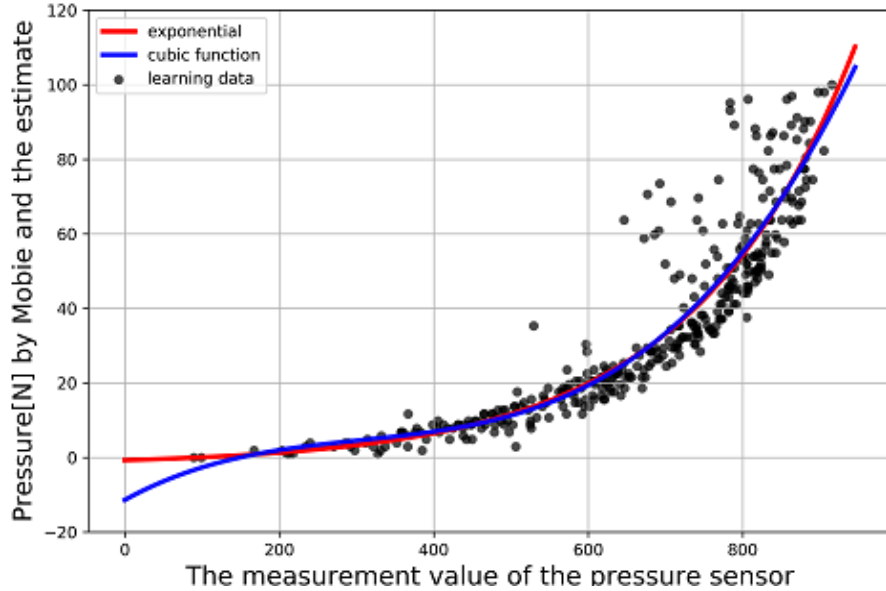


図 6.5: 指数関数と 3 次関数の近似曲線の比較

次に、テストデータとして、別に計測した 250 点を用い、それぞれの平均二乗誤差を求めると、表 6.1 のようになる。

表 6.1: 近似曲線とテストデータの関係

近似式	平均二乗誤差値
1 次式	113.3003
2 次式	25.9190
3 次式: (6.1) 式	18.3616
4 次式	18.5096
5 次式	18.4123
6 次式	18.4138
指数関数: (6.2) 式	18.4573

図 6.5 を見ると、圧力センサーの値は、(6.1) 式では $x < 150$ で (6.5) 式では $x < 84$ でマイナス値を示している。また、(6.1) 式と (6.2) 式で求めた平均二乗誤差の差は 0.00914 と小さい。したがって、ここでは、(6.2) 式を用いて N (ニュートン) 単位に換算する。

6.2.2 楕円近似による体幹傾斜推定

腹筋力テストでは、体幹の傾斜を評価する必要がある。ここでは、文献 [94] にある楕円近似によって、体幹の傾斜を評価するシステムを作成する。

1. 体幹部分全体を精度よく撮影できるように適した距離として、被検者が座る椅子と Kinect の距離を 800[mm] とする。Kinect の高さを h [mm] とし、Kinect の X 軸が床と水平、かつ椅子と同じ向きを向くように、Y 軸は床に対して垂直になるように設置する (図 6.6)。 h は、椅子の高さを c [mm] とし、

$$h = c + 500 \quad (6.3)$$

とする。ここで $c = 350$ [mm] とする。500[mm] は座高の 1/2 強に近い値に設定した。

2. 被検者の上肢の位置について、特別な指定はしない。被検者は両足を肩幅程度に広げた端座位をとり、両腕は下垂位、両手を腹部の前に置く。検者は胸部に抵抗を加えられる位置に立つ (図 6.7)。



図 6.6: 計測時の椅子と Kinect の位置

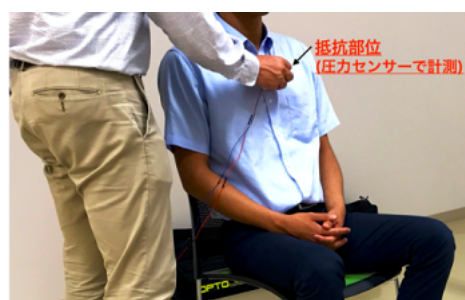


図 6.7: 腹筋力テストで抵抗を加える位置

3. 被検者が座る前の深度値を r_{ij} としておく。被検者が座った後、任意のタイミングでの深度値に対して、

$$w(i, j) = \begin{cases} 1 & (r_{ij} - r_{ij} > 50) \\ 0 & (\text{その他}) \end{cases} \quad (6.4)$$

とする 2 値画像 $\{w_{ij}\}$ を作成する。

4. 次に、 $\{w_{ij}\}$ に対してメディアンフィルタによる平滑化を行う。なお、 $\{w_{ij}\}$ は 2 値なので、 $5 \times 5 = 25$ 画素値の総和が 13 以上のとき 1、それ以外を 0 にすればよい。

5. $\{w_{ij}\}$ に対して、OpenCV を用いて体幹部に対する楕円のフィッティングを行う。フィッティングで得られた楕円の例を図 6.8 に示す。次に楕円の傾斜角 θ を楕円の固有ベクトルから求めて、 θ を体幹の傾斜角とする。 θ は鉛直方向と楕円の長径方向の成す角とし、時計回りを正とする (図 6.9)。



図 6.8: 楕円によるフィッティング

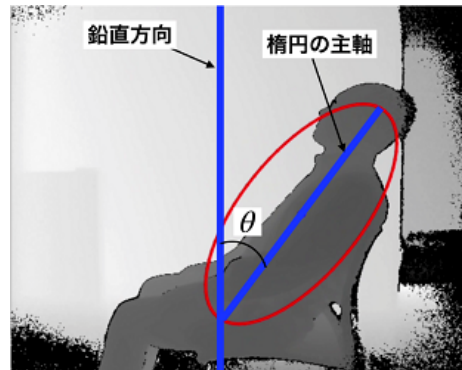


図 6.9: 楕円の傾斜

6. スコアリングにおいては、体幹の傾斜角が $35\sim 55^\circ$ であっても 45° 傾斜したとみなす。 35° 以上の体幹傾斜角から体幹を垂直まで起こすことができれば 1 点、そのときの抵抗値を $p[\text{N}]$ として、 $0 < p < 5$ のとき、+1 点、 $p \geq 5$ のとき、+2 点を与えて、スコアに反映させる。ここで、SIAS の判定基準の抵抗量は、表 2.8 に示されるように“弱い”あるいは“強い”抵抗とあり、具体的な数値ではない。ここでは、 $0\sim 5[\text{N}]$ を“弱い”抵抗とし、 $5[\text{N}]$ より大きい値を“強い”抵抗として暫定的に定義する。

6.2.3 基礎実験

実際に腹筋力テストを行う場合、

1. 座位姿勢を保つことができるのか、
2. 45° 体幹を傾斜させた姿勢から体幹を起こすことができるのか、
3. 起こすときの抵抗の強さはどうか (強い, 弱い, なし),

によって、判定がなされる。ここでは 2, 3 について、実験を行う。

対象は、健常成人男性 5 名、女性 4 名とした (年齢: $21\sim 29$ 歳)。服装は軽装 (T シャツとした) とし、四肢、体幹にケガなどの既往がないことを実験前に口頭で確認した上で計測を行った。

方法 1 (様々な傾斜角の測定)

計測課題は、両腕を腹部の前で保持し、背もたれ付きの椅子に座る。体幹をゆっくりと前後に5回ずつ傾けたときの傾斜角について、専門家による傾斜角の計測、システムによる傾斜角の計測を行い、その値を比較した。専門家による計測には、本システムが角 θ を求めたときと同じ画像を用い、HIN ImageJを用いて傾斜角を求めた。体幹を後ろに傾けるときは、図6.9のように、体幹を伸ばした状態で実施した。

その角度値と理学療法士が計測する体幹傾斜角は図6.10のようになり、相関係数は0.998と高い相関関係であった。よって、楕円の傾きを反映し、従来の計測とほぼ一致しており、臨床の検査として扱えることが分かった。ただし、ここでいう従来の計測とは、専門家による目視によるものであり、その値は恣意的な値となる。この場合の傾斜角の測定ポイントは明記されていない。傾きをどこの部分で評価するのか、その方法によって結果が異なる可能性もある。

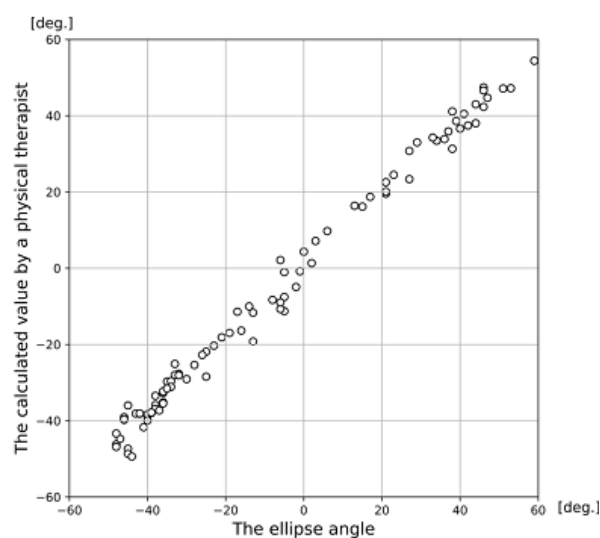


図 6.10: 楕円の傾きと理学療法士の計測

方法 2 (体幹を起こさせる計測)

計測課題は、両腕を腹部の前で保持し、背もたれ付きの椅子に座る。体幹の傾斜角度が45°程度になるように体幹を後方に傾斜させ、椅子の背もたれにもたれた座位姿勢を保持する。次に体幹を起こすときに胸骨部に加えられた抵抗に抗しながら体幹が鉛直方向と平行になる姿勢に起こす。以上の計測を2回行う。

その結果を、表 6.2 に示す。最大傾斜角は、体幹を後方へ倒したときに計測された角度、最小傾斜角は、傾けた体幹が鉛直と平行な姿勢に戻したときに計測された角度である。鉛直上向き方向を 0° とし、後方に倒したときは、“+”，前に傾いたときは“-”で表している。

表 6.2: 腹筋力テストの結果

性別	最大傾斜角	最小傾斜角	抵抗力 [N]	判定結果
Female	45	0	0.7	2
Female	37	-9	1.2	2
Female	36	-4	1.2	2
Male	60	-5	1.3	2
Male	47	-4	1.5	2
Female	39	-6	1.6	2
Female	58	-1	2.0	2
Female	59	-4	2.6	2
Male	43	-9	3.6	2
Female	53	-10	4.4	2
Male	50	-3	4.5	2
Female	37	-8	5.6	3
Male	45	-6	5.8	3
Male	6	-4	6.3	3
Male	42	-1	6.5	3
Male	39	-5	6.7	3
Male	54	-0	9.4	3
Male	42	-1	9.4	3

最大傾斜角は、体幹部分を楕円近似し、その固有ベクトルから求めており、方法 1 で確認している。今回の計測では、体幹が 45° 以上傾いているケースもあると思われる。ただし、楕円近似による評価であるため、体幹が曲がって猫背のようになってしまうと、計測値にばらつきが現れる可能性がある。

体幹の傾斜角を計測する具体的基準は明確ではない。そのため、被検者の体幹の状態や専門家の見方によって、その値は異なる可能性もある。体幹は幅があり、背中が丸くなると、頭、胸部分、腰部分によって、その傾きは変わってしまう。計測値に用いる身体部位を特定して、体幹の傾斜角を求める必要がある。この問題に対して、次の 6.2.4 節に追加の計測手法とその実験を行った。

腹筋力の抵抗力について、体幹を起こす間に示される最大値を求めた。抵抗力を同期して計測できることが確認できた。体幹を起こすときに具体的な抵抗力を表すのは、従来の方法では困難である。今回は抵抗量を数値として表すことができ、腹筋力テストに具体的

数値を付与することが確認できた。その値の妥当性については、多くの実験を繰り返して追求する必要がある。

6.2.4 法線ベクトルを用いた体幹の傾斜角推定法

体幹の傾斜角を楕円で近似すると、頭頸部の位置によって楕円の第一主軸の向きに影響を与えてしまう。その問題を解決するために、評価したい体幹の向きを求める際に法線ベクトルを用いて、体幹の傾斜角を求める。

深度データから体幹部分の縁の位置を取得することができる。ある座標に対する8近傍のデータ分布から、取得した体幹の縁がどの向きであるのか、つまり、法線ベクトルを用いることで、体幹の傾斜を推定する。例えば、図 6.11 のように、体幹の縁に対する法線ベクトル(矢印)を求め、そのうち、太い矢印で示すような法線ベクトルの座標点(体幹の縁)を取得することで、体幹の傾斜角などの計算に用いることができる。

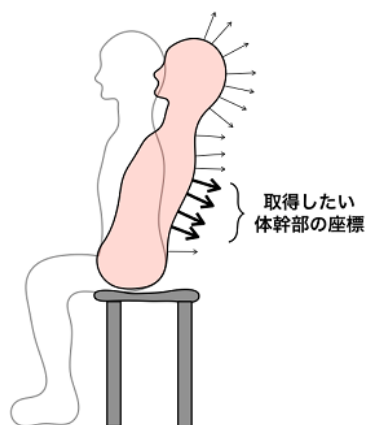


図 6.11: 体幹に法線ベクトルの利用方法に関する模式図

この処理を用い、体幹の傾斜角を次のように求め、腹筋力テストの評価システムを作成する。

1. 椅子の情報を取り除くために、図 6.6 の人のいない状態の画像を初期の深度値 r_{ij} とし、被検者が安静に椅子に座っている間は上書きする。
2. 体幹を鉛直にした初期の姿勢(図 6.12 左)から、後方 45° に傾けた姿勢(図 6.12 右)の間、 r_{ij} を取得し、6.2.2 節の 3, 4 の処理を行い、2 値画像 $\{w_{ij}\}$ を作成する。
3. 図 6.13 のように $w(i, j) = 1$ 及びその 8 近傍、 3×3 の座標点群のうち、

$$S = \{(i, j) \mid w(i, j) = 1, w_{i+1, j-1} = 0, w_{i+1, j} = 0, w_{i, j+1} = 0, w_{i+1, j+1} = 0\} \quad (6.5)$$

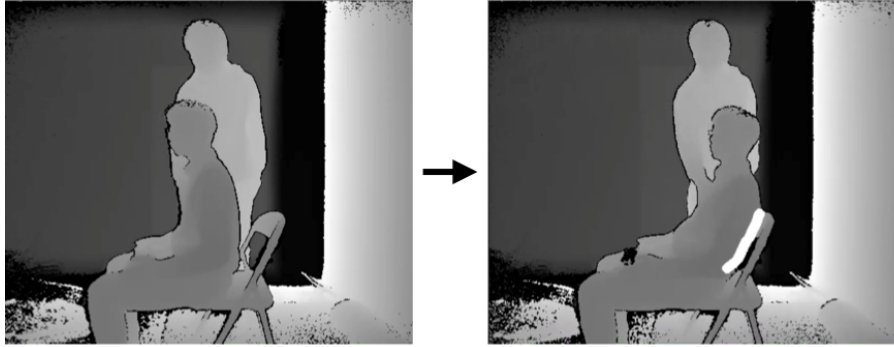


図 6.12: 体幹の傾斜角を表すための部位を白線で表した図

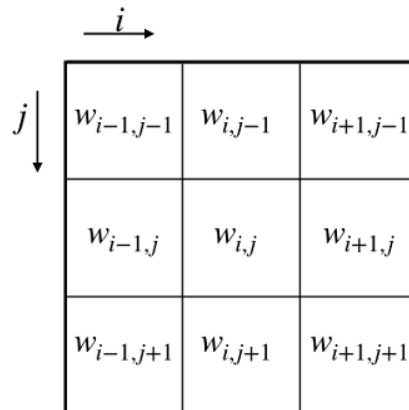


図 6.13: $w(i, j)$ の周囲の座標点群の取得の際の画素

となる点の集合 S を求める。図 6.12 には S に属する点を白で表示している。被検者の背面の下部が白くなっていることがわかる。椅子の背もたれは背景差分によって除外されるため、ここでは背面が検出されている。

4. S に属する (i, j) の集合を

$$S = \{(i_1, j_1), (i_2, j_2), \dots, (i_m, j_m)\} \quad (6.6)$$

とする。頭部や背中上部分は、専門家による体幹の傾斜角の評価に含めない。ここでは、データ数 m のうち、 $[\frac{m}{2}, m]$ 番のデータ S' として、上半身のデータ部分を除外する。 S' の各要素を縦ベクトルとして、 S' のベクトルの共分散行列を A とする。

5. A の 2 つの固有ベクトルより、主軸の固有ベクトル $(v_i, v_j)^T$ を得る。

6. 上体の傾きを θ とすると、

$$\tan \theta = \frac{v_j}{v_i} \quad (6.7)$$

であり、これから、 θ を求める。 θ は白い部分の楕円近似の主軸に関する角度で、鉛直時は 0° 、横臥時が 90° である。

7. 図 6.7 のように検者によって加えられた最大の抵抗値 p_{max} を取得し、“弱い”および“強い”抵抗力をそれぞれ g_1 [N]、 g_2 [N] とする。体幹が最も大きく傾いた角度を α 、傾けた体幹を元の位置に戻したときの θ を β とし、SIAS のスコア S_c を

$$S_c = \begin{cases} 3 & (\alpha \geq 35^\circ \wedge \beta < 10^\circ \wedge g_2 \leq p_{max}) \\ 2 & (\alpha \geq 35^\circ \wedge \beta < 10^\circ \wedge g_1 \leq p_{max} < g_2) \\ 1 & (\alpha \geq 35^\circ \wedge \beta < 10^\circ \wedge 0 \leq p_{max} < g_1) \\ 0 & (\text{その他}) \end{cases} \quad (6.8)$$

のように決定する。ただし、 α 、 β 、 g_1 、 g_2 に関する判定基準は検者や被検者の感覚等で任意に設定できるものである。

6.2.5 実験 (法線ベクトルを用いた計測)

本実験では、“楕円近似による体幹傾斜推定”の体幹の傾斜角の取得方法について、体幹部分を直接検出して傾斜角を求める手法(図 6.11)へと改良した。身体の運動に合わせてリアルタイムに処理を行い、本システムで取得すべき計測値を求めることを目的とした。

対象は、体力や身体に問題がなく、我々が求めたい姿勢(体勢)となることのできる健康者を対象とし、5名の健康成人男性(21~23歳)が実験に参加した。

服装は素肌になるべく密着するような、襟・ボタンのない薄手のシャツ(Tシャツ、色は指定なしで、実際に着用したものの色は白、黒、グレーであった)とし、シャツの裾はズボンで固定した。

体幹の傾斜角について、専門家の判断とシステムの計測値が近似することを確認しながら、専門家が約45°傾斜したと判断したときのシステムの計測値を記録する。最大抵抗値は胸骨部に抵抗を加えたときの最大抵抗量である。

実際にSIASの腹筋力テストの方法に従って、本実験では最大の傾斜角度と最大圧力を求める。その結果を表6.3に示す。今回はすべて体幹を起こすことができた。また、抵抗圧および体幹の傾斜角を追従して計測することができ、それぞれの値を抽出できた。

表 6.3: 新たな計測方法による腹筋力テストの結果

被検者	最大傾斜角 [°]	最大抵抗圧 [N]
A	41	11.7
	41	40.3
	41	57.3
B	42	10.9
	35	47.7
	50	47.7
C	44	45.7
	48	33.2
	51	48.2
D	34	0.7
	40	14.4
	35	5.6
	40	42.6
E	39	3.9
	34	10.4
	35	6.2
	35	2.4

6.3 垂直性テスト

垂直性テストは、安静に座っているときの体幹が傾いていないかどうか、判定するものである。その指標は、体幹の左右への傾き角である。臨床ではその値を求めるための明確な基準はなく、ここでは、臀部中央座面部と体幹中央部分の位置から傾き角を求めている。そのアルゴリズムと実験結果について述べる。

6.3.1 体幹の左右方向への傾きの検出

Kinect の X 軸が床面と平行に、Z 軸が被検者に向くように設置する (図 6.14)。

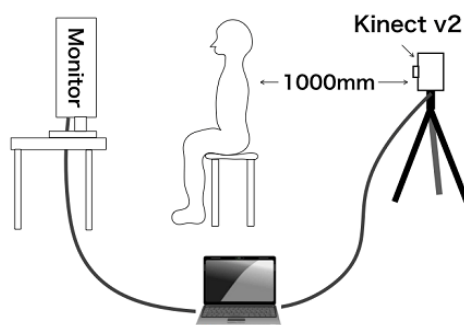


図 6.14: 垂直性テストにおける Kinect と被検者の位置関係

鉛直方向に対する左右の体幹の傾きの角度値を、すべての画素値 r_{ij} を用いて、次の通り計算する。

1. 初期の深度値を r_{ij} , 被検者が安静に座っている間の深度値を r_{ij} とする。
2. ψ を“体の輪郭線の近似楕円の鉛直方向からの傾き角”と定義し、これを以下のように求める。
3. 6.2.2 節の 3 から 4 の処理を行い、2 値画像 $\{w_{ij}\}$ を作成する。
4. $w(i, j) = 1$ となる座標点 (i, j) を取得して楕円近似して得られた固有ベクトルから、逆三角関数を用いて楕円の傾き ψ を求める (図 6.15)。
5. (4) で求めた楕円の中心点を $c(i^c, j^c)$, 長軸の両端を $m(i^m, j^m)$ と $n(i^n, j^n)$, 楕円の主軸を \boldsymbol{v} とする。 c から m および n に向かうベクトルを \boldsymbol{m} , \boldsymbol{n} とする。
6. 新たに, ϕ を“体幹部分の中心線をなす点群から求める体幹の傾き角”と定義し、以下のように求める。
7. c から楕円の主軸 \boldsymbol{v} に沿って,

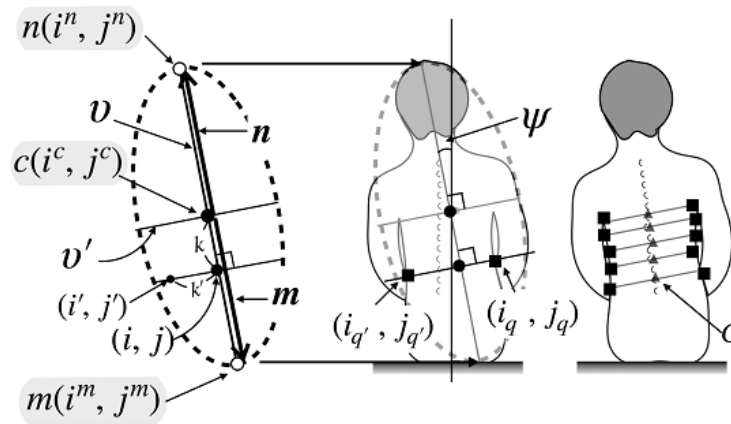
$$(i, j) = (i^c + k \sin \psi, j^c + k \cos \psi) \quad (6.9)$$

をとる ($k \in \mathbb{Z}$)。

8. 肩から腰にかけてその左右の縁を検出するため, ν と μ を係数として, k の範囲を,

$$\nu \cdot \|\boldsymbol{n}\| \leq k \leq \mu \cdot \|\boldsymbol{m}\| \quad (6.10)$$

とする。

図 6.15: 楕円近似の体幹の midpoint 群 C の求め方

9. このシステムでは, $\nu = -0.8$, $\mu = 0.8$ とする。

10. (i^c, j^c) から \mathbf{v} への直交ベクトル \mathbf{v}' を求め, \mathbf{v}' に沿って得られる座標点 (i', j') を

$$i' = i^c - k' \cos \psi \quad (6.11)$$

$$j' = j^c - k' \sin \psi \quad (6.12)$$

とする ($k' \in \mathbb{Z}$)。そこで得られた座標点の深度値を $d(i', j')$ とし,

$$d(i^c, j^c) - d(i', j') \leq -200 \quad (6.13)$$

を満たしたときの座標点, $k' < 0$ のとき (i_q, j_q) , $k' \geq 0$ のとき $q'(i_{q'}, j_{q'})$ とする。

11. q と q' の midpoint の集合を C とする (図 6.15)。

12. このとき, C の各要素を縦ベクトルにし, 共分散行列 B をとる。

13. B の主軸の固有ベクトル $\rho = (\rho_i, \rho_j)^T$ を用いて, ϕ を

$$\tan(\phi) = \frac{\rho_j}{\rho_i} \quad (6.14)$$

から求める (図 6.16)。

14. 以上の処理の流れを図 6.17 に示す。

6.3.2 実験 (ϕ の妥当性検証)

実験 1

本システムが算出する ϕ の値と理学療法士による NIH ImageJ を用いた評価値との間の関連について実験した。

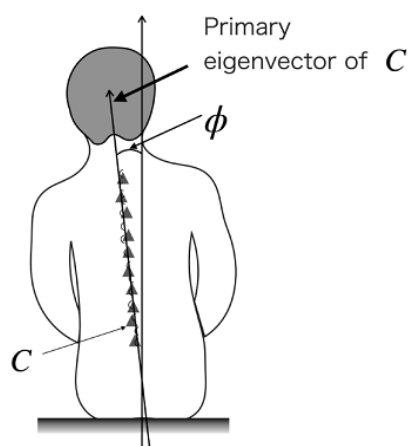
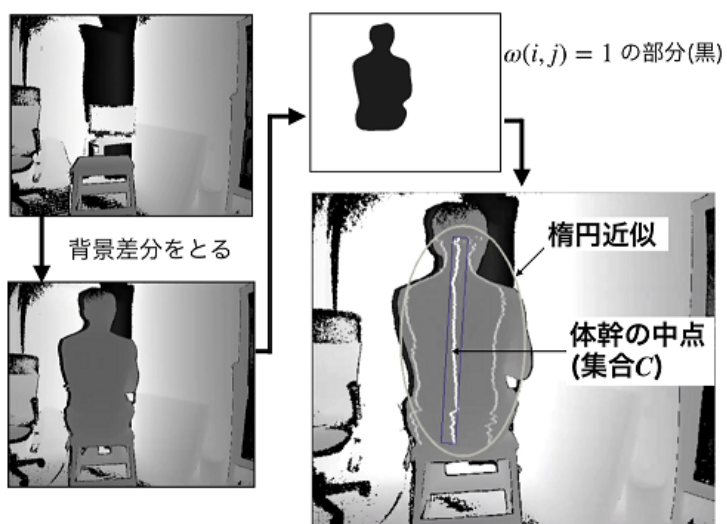
図 6.16: 体幹の傾斜角 ϕ と集合 C の関係

図 6.17: 体幹の傾き角を求めるときの手順

対象

健康成人男性 11 名，女性 9 名 (年齢: 21～36 歳) が被検者として参加した。被検者は四肢・体幹にケガや障害を有しない者とした。

方法

被検者に左右へそれぞれ 5 回ずつ傾斜させる。その際，本システムによる傾き角を計測しながら，ビデオ画像を同時に撮影する。 ϕ の値を求め，そのときのビデオ画像を，理学療法士に見せ NIH ImageJ を用いて得られた評価値と本システムによって得られた ϕ の値を比較した。その結果を図 6.18 に示す。両データ間の相関係数は 0.986 と高い値であり，本システムの傾き角は妥当な値と考えられる。

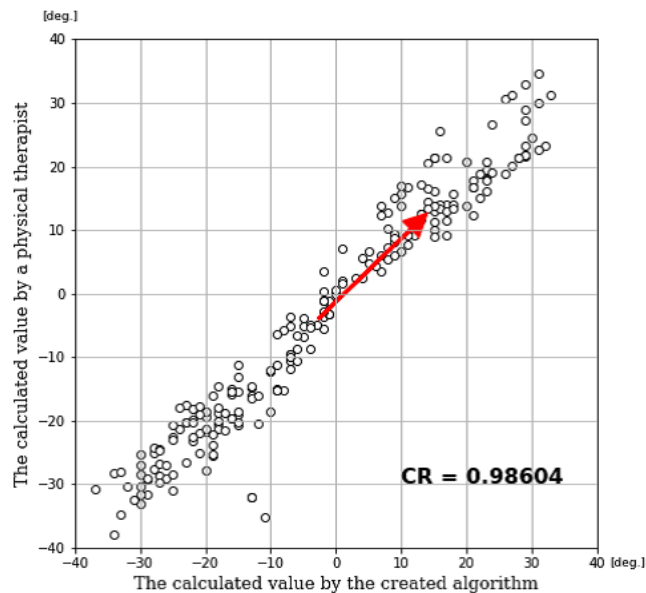


図 6.18: システムと理学療法士の計測角の比較

実験 2 (基礎実験)

本システムでは，体幹の傾き角値が適切に求められるか，実験を行う。

対象

本実験では，身体の運動に合わせてリアルタイムに処理を行い，本システムで取得すべき計測値が求められるかどうかの確認を目的とした。体力や身体機能に特段の問題がなく，

我々が求めたい姿勢(体勢)をとることのできる健常成人男性6名(21~23歳)を対象とする。そのうち、体幹機能に関する実験に5名が参加した。

計測内容

背もたれのない椅子に腰かける。左と右に体幹を2ないし3回傾けるように被検者に指示した。そして、 ϕ がここで得る最終的な体幹の傾き角であるが、その過程で先に求める ψ との関連性を確認した。表6.4に、傾き角は左右に最も大きく傾いたときの角度値と、そのときの相関係数を示す。表6.4の角度値の“+”は右，“-”は左へ傾いていることを示す。

ψ と ϕ の間は、約0.938~0.998の相関係数が得られた。 ϕ は、体幹の各分節ごとの中央点群より求めた傾きであり、これよりさらに歪みやねじれ等の評価への応用も可能と思われる。

表 6.4: 傾き角と相関係数

被検者	左への傾き角 [°]	右への傾き角 [°]	相関係数
A	-8	8	0.937
	-36	27	0.996
B	-26	22	0.998
	-28	27	0.997
	-22	22	0.997
C	-20	21	0.984
	-20	20	0.984
	-38	26	0.997
D	-30	26	0.975
	-13	9	0.938
	-16	26	0.999
E	-8	13	0.956
	-25	25	0.997
	-22	23	0.992

実験3(実証実験)

介護サービス事業所において、当事業所を利用する高齢者12名(年齢:74~91歳,男性:3名,女性:9名)を対象に実験した。この中には、片麻痺者1名、目測で体幹が歪んでいると判断できる者3名が含まれている。介助を必要とせずに計測可能な検査項目のみを検査した。実験した日は、2019年8月23日,9月2日,9月11日と9月19日であった。

計測内容が不明確な体幹機能の垂直性テストについて、正しい値を取得できるか、想定される利用者に近い高齢者で確認した。

計測前に実験の内容を説明し、同意を得た上で実験を行った。計測時の服装は、被検者が着用している半袖のシャツとした。計測課題は、背もたれのない椅子に1分程度座位を保持することとした。そのうち、安定した20秒間の ϕ の平均を求めた(表6.5)。 ϕ の“+”は右へ、“-”は左へ傾いていることを表す。

表 6.5: 被検者の情報と傾き角

No.	年齢	性別	特記	傾き角 [°]
S1	78	Female		-2.3
S2	89	Female		-0.9
S3	77	Female		3.5
S4	81	Female	側弯	-8.9
S5	80	Female	側弯	6.9
S6	91	Female		4.5
S7	86	Male		0.4
S8	81	Male		-0.7
S9	74	Female		3.6
S10	82	Female		-0.6
S11	81	Male	片麻痺	5.5
S12	80	Female	側弯	-0.7

側弯: 外見上曲がっている

体幹の傾き角(ϕ)は $\pm 9^\circ$ の範囲内で、脳卒中ガイドライン[87]に示されている異常姿勢の目安である 15° よりも小さい値であった。しかし、多くの場合“くの字”型に変形している体幹の中心線のどこからどこの部分で計測するかはガイドラインに明示されておらず、感覚的な数値という意味があることを考慮すると、本システムで、異常姿勢が検知できたと考えることが可能と思われる。

高齢者で計測した結果の正当性を検証するために、健常男性成人5名(年齢: 21~22歳)を対象に追加実験を行った。SIASの垂直性テストの判定について、臨床では明確な計測方法はない。本システムで求める ϕ に該当する計測方法について、座面への鉛直方向からの傾きを体幹の傾き角とし、その角をゴニオメーターで計測する(図6.19)。

体幹を $-20^\circ \sim 20^\circ$ の間で、 5° 毎に傾斜する(傾斜角はその都度ゴニオメーターで確認、“-”は左、“+”は右)。その状態を本システムで2秒間(サンプリング10Hz)計測する。なお、被検者が自然に座っている状態を傾き角 0° とする。傾き角のデータを図6.20に示す。

ゴニオメーターによる計測値とシステムによる計測値 ϕ の間の相関係数は0.981であった。本システムを用いた計測では、SIASにおける垂直性テストに客観性を持たせること

ができると考えられる。

表 6.5 に示す高齢者および片麻痺者への評価では、体幹が大きく傾くことなく、比較的安定して座っていることを目視で確認し、また、異常と言われる 15° より小さい角度であったことから、適切な結果が得られたと思われる。

6.4 関節可動域テスト

SIAS には、肩関節の外転と足関節の背屈の可動域テストが含まれる。ここでは、深度データを用いた肩関節および足関節の可動範囲の計測方法について述べる。いずれも、関節検知機能で計測できると思われるが、足関節は精度に不安があり、ここでは深度データによる評価を行う。それに合わせて、肩関節も同様に深度データによる評価を行い、関節可動域テストとして一つにまとめる。

6.4.1 肩関節の ROM 測定のアプローチ

肩関節の ROM の測定について、腕の運動を追従し、肩の運動範囲を角度で表す。なお、被検者の肩関節を検者が外方向に挙げた腕の角度範囲を計測する。

1. Kinect の Y 軸が床面に対して垂直、Z 軸が被検者に向かうように設定し、被検者は Kinect に正対して、椅子に座る。
2. 腕以外は動かさないという前提で腕の動きを取得する。安静な状態を r_{ij} とする。
3. 腕が動き始めたときから r_{ij} を取得し、6.2.2 節の 3 から 4 の処理を行い、2 値化画像 $\{w_{ij}\}$ を作成する。
4. $w(i, j) = 1$ となる集合 S に対して楕円近似をし、その楕円の固有ベクトルを用いて腕の運動角 φ とする。その一連の流れを図 6.21 に示す。
5. 表 2.10 に従って、スコアリングをする。

6.4.2 肩関節の ROM 測定の実験

検者は被検者の後方に位置し、被検者の手首～前腕部分を持ち、肘を伸ばした状態で、被検者の腕を外方向に持ち上げる (図 2.11)。その状態を保持し、本システムによる腕の外転角を、それと同時に、検者がゴニオメーターで計測する外転角を求めた。

検者が被検者の腕を持ち上げた範囲は目測で $120\sim 170^\circ$ であり、左右合わせて 32 回計測した。検者が計測する角度は臨床で用いる記録方法に従って、 5° 間隔で求めた。検者が計測した角を v_1 、本システムによる計測値を v_2 とし、その差 $v_2 - v_1$ を求め、その頻度を図 6.22 に示す。両者間の相関係数は、0.952 となり、高い相関があることを示す。本システムによる肩の外転角度は正確に計測できることが明らかとなった。

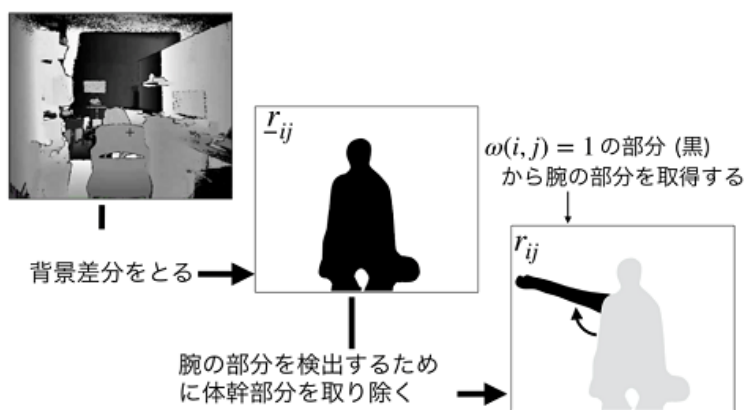


図 6.21: 腕の検出

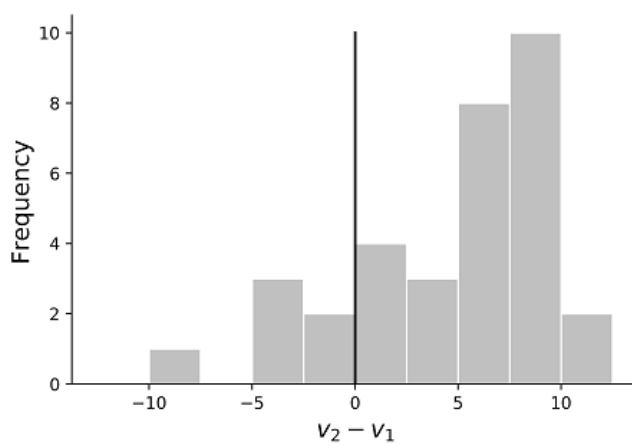


図 6.22: 肩関節のゴニオメーターとシステムによる計測値の誤差頻度

6.4.3 足関節のROM測定のアプローチ

足関節のROMの測定について、下腿の前面と足底の成す角から足関節最大背屈角度を求め。なお、足関節の可動域も検者が運動を行わせることを想定している。

1. 足首の位置が床から150[mm]程度上方向に離れるような高さのベッドに座る。
2. 計測対象の下肢の撮影を開始と同時に $\{r_{ij}\}$ を更新する。
3. 6.2.2 節の3から4の処理を行い、2値化画像 $\{w_{ij}\}$ を作成する。
4. 集合 $S (= \{(i, j) | w(i, j) = 1\})$ を取得する。
5. 図6.13に当てはめて、下腿の縁として集合 L

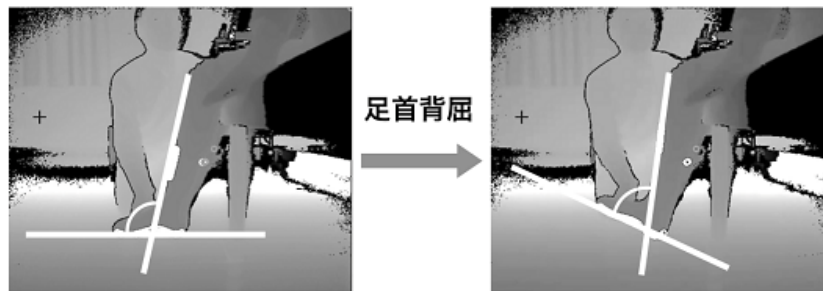
$$L = \{(i, j) | w(i, j) = 1, w_{i-1, j-1} = 0, w_{i-1, j} = 0, w_{i-1, j+1} = 0\} \quad (6.15)$$

を取得する。

6. 集合 L を j で降順ソートを行い、中央1/3の範囲の座標点で上書きする。その点から図6.23の下腿部分の白点が描ける。2つの白線の成す角を背屈角度 δ として計算する。その求め方は、以下の通りである。
7. 同様に足底の集合 F を

$$F = \{(i, j) | w(i, j) = 1, w_{i-1, j+1} = 0, w_{i, j+1} = 0, w_{i+1, j+1} = 0\} \quad (6.16)$$

として取得する。



足底と下腿に描かれる線のなす角を背屈角として計算する

図6.23: 下腿部分と足部の検知と背屈角の求め方

8. 集合 L , F それぞれ主軸の固有ベクトルを求め、 δ を求める。
9. 表2.10に従って、スコアリングをする。

6.4.4 足関節 ROM 測定の実験

足首の位置が床から 150[mm] 程度上方向に離れるような高さのベッドに座り，検者が被検者の足部（足首）の背屈運動を行う（図 2.11）。その運動範囲は検者の任意とし，静止時にゴニオメーターで背屈角を計測し，同時に本システムでも背屈角を求めた。

図 2.11 の右図のように足部を保持した範囲は目測で $-30^{\circ} \sim 20^{\circ}$ ，左右合わせて 20 回計測した。図 6.24 は，検者が角度計で計測した角度とシステムが計測した角度の差の分布を表す。両者間の相関係数は 0.975 であり，検者による計測角と近似した値を示した。

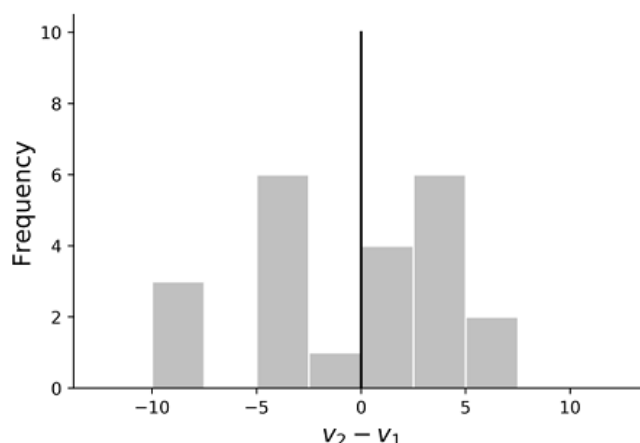


図 6.24: 足関節のゴニオメーターとシステムによる計測値の誤差頻度

肩関節の場合，Kinect の関節検知機能を用いて肩関節の角度を計算することは可能である [41]。SIAS の評価には関節検知機能で評価できないテストが含まれている。そのテストの計測方法に合わせることで，一貫性のある評価システムができると考えられる。また，深度データによる計測を行うことで，機械学習等を用いた評価も可能になると考え，今回は関節検知機能を用いずに深度データによる肩関節 ROM 計測のアルゴリズムを作成した。

このシステムでも，ゴニオメーターとの誤差は小さく，臨床で用いることが可能である。今後は臨床での実験を重ねて，精度を確かめていきたいと考えている。

6.5 深度データを用いたシステムに対する考察

第 6 章では，深度データによる SIAS の評価方法の開発を行った。

SIAS には，Kinect の関節検知機能 (Leap Motion を含む) による評価が可能なテストと，不可能なテストがある。関節検知機能を用いる場合，Kinect に正対し，全身が撮影される位置まで Kinect から離れる必要がある。その条件に当てはめることが可能なテストとして，麻痺側運動機能の 5 項目と視空間認知検査があり，第 4 章，5 章で述べている。

関節検知機能の利用が困難な体幹機能およびROMの計測システムの開発を行った。Kinectの関節検知機能を用いる場合、カメラに正対し、全身の撮影が必要である。関節の運動範囲はKinectによる関節検知機能から間接的に関節の運動角度を求めることは可能であるが、対象となる片麻痺を有する身体障害者や高齢者では、関節検知を用いるために必要な姿勢をとれない場合もある。肩関節の運動は関節検知機能を用いることも考えられるが、足関節の運動は難しく、一つのシステムを構成することを考慮し、第6章では、深度値を用いた評価システムの提案を行った。

SIASにおける検査では、角度値を用いて運動機能を判定するため、角度を計算することを主眼とした。得られる深度値から身体部位を検知し、その対象部位の角度を、輪郭線の法線ベクトルや楕円近似の第1主軸を用いて求めた。

さらに、体幹の中央を示す点群を求めて、直接身体部分から体幹の傾き角を求めることができた。また、ROMの測定では、基本軸や移動軸に近似した部位の同定とそれを用いた運動範囲の計測が可能となった。

腹筋力テストやROMの測定では、検者が抵抗を加えたり、関節を動かす必要がある。検者が写り込んでも、計測対象の測定には影響しないことを確認した。このことから、本章で作成したシステムでは、臨床で行われる実際の計測状況に近い状態で角度を計算することができた。

SIASのような身体機能の評価には、ある程度の専門的知識と技量が必要であるが、本論文の結果から、Kinectなどの安価なセンサーを用いて、専門的知識と技量の条件を満たしていない評価者、本人自身あるいはその家族などにより、専門家が行う評価と同じ条件による評価が可能になったと推察される。

体幹機能では、座位時に体幹を鉛直に保持する能力を測ることが目的で、腹筋力や体幹の姿勢保持能力を評価する。その能力は、被検者の年齢や性別、家屋環境などの影響を受けることもあり、人による判定では、どうしても恣意性が入る。例えば、理学療法士である筆者が目視で判定する際、年齢によって、腹筋力テストの抵抗量を変えざるを得ない場合や、円背を有した被検者が身体を傾斜させるときの角度はどこを見て判断するのか迷うことがある。本提案システムでは、それを否定するのではなく、必要に応じてそういう恣意的な計測を行うことができ、かつ、その情報に客観性を持たせた。圧力センサーを用いて、運動に対する抵抗力を計測した。被検者を見て抵抗量を変えることは、必要不可欠であるが、そのときの圧力を計測することで、実験内容に客観性を持たせた。さらに、その抵抗量を被検者の状態で変更できるようにパラメータ化することで、表2.8に示す、“弱い抵抗”、“強い抵抗”に対応できる。

ROMは、各関節の運動範囲を示し、その角度を測るための基準線を2つ定める。その基準線は、臨床で計測しやすい部位を使うことに決まっている。ところが、被検者の姿勢や検者の技量に左右されることもある。また、ゴニオメーターを用いた計測では、目視による計測の精度が考慮され、5°の量子化を行った後、計測結果として用いられるので、そこに自らの誤差が生じる。

このように、SIASにおいては、測定者の固有の計測バイアスが生じ、さらに、状況に応じて恣意的に条件を変化させて計測しているのが実情である。また目測の限界から、測

定値はかなり粗い量子化を行っている。本システムでは、測定者の固有のバイアスを解消し、量子化レベルも細かく、しかも、状況に応じて個別に条件を変更することは、記録されることにより可能になっている。

ここで提案する SIAS のテストでは、可能な姿勢を取った時にシステムが正しい値を出力することが確認できた。それは、数個の単独テストということではなく、実験中にリアルタイムで正しい値が出ていることから、多くの単独実験をしたことに準ずる結果を得たと考えても差し支えないと思われる。

一部のシステムについては、高齢者を対象に実験を行った。その結果、 ϕ は妥当な値を示したことから、SIAS の垂直性テストの判定基準に則った評価ができる。体幹の姿勢を細かく評価するためには、表 6.5 の被検者 S4, S5 や S12 のように、歪んでいる姿勢を正確に捉えることも重要である。本システムでは、図 6.15 の右に示すような C を取得している。この点群を曲線で近似して曲率を求めたり、楕円近似し、長径・短径の比を用いる等の方法が考えられるが、詳細は多数の計測データを用いて検討する必要がある。

6.6 本章のまとめ

本章では、関節検知機能の利用が困難な SIAS の検査項目である、体幹機能および関節可動域の計測システムの開発を行った。

体幹機能には、(1) 腹筋力テストと (2) 垂直性テストがあり、検査課題の内容と評価判定のルールから、体幹の前後あるいは左右の傾き角を求める。(1) では、後方に傾けた体幹を起こす際に、抵抗を加え、その抵抗量を用いてスコアを求めるテストであり、圧力センサーを導入したシステムを作成した。(2) では、後方から体幹の縁を検出し、体幹の傾きを推定するアルゴリズムを用いて、SIAS の評価を行うのに必要な体幹の傾斜角を求めた。(1) と (2) のシステムによって求められる体幹の傾き角と理学療法士の計測値は 0.9 以上という高い相関関係であった。(1) について、SIAS の判定を行う際、抵抗量の基準を決定する必要があったが、言語ルールベースの“強い抵抗”、“弱い抵抗”という曖昧な表現であり、具体的な抵抗量を専門家の判定基準を調査しながら、決定する必要があると思われる。

(2) については、高齢者に対する実証実験を行い、高齢者において想定する計測角を求めることができた。本章で示した実験結果から、関節検知機能に加え、深度データによる身体検知は臨床において有用であると思われる。

第7章 システムの実用化に向けた展望

7.1 はじめに

第4章では、Kinectの関節検知機能を用いたSIASの評価システムの開発と実験について述べた。第5章では、Leap Motionを用いた評価システムの開発と実験について述べた。また、第6章では、深度データを用いたSIASの評価システムの開発と実験について述べた。これらシステムの開発を通して、非接触性のセンサーデバイスによる身体機能評価は有用であることが伺えた。

本章では、本研究で行った実験等を元に、リハビリへの導入に向けて、今後どのように取り組んでいくべきか述べる。

7.2節では、本論文で行ったシステム開発や実験を通して明らかになった点についてまとめる。7.3節では、今後の展望として、実用化にむけた取り組みで必要なことをまとめる。

7.2 実験を通して明らかになったこと

リハビリの主な内容は、何らかの理由で障害となった患者や利用者に対して、個々の能力に合わせて動作や姿勢、日常生活動作、認知・会話能力の改善のための運動や動作(治療)を実施(リハビリ)して、社会・生活の復帰を支援することである。画一的な評価や治療はあり、その内容は、個々の能力に合わせて少しずつ変化される。そのときの身体の状態を、客観的な評価値として表現するために、SIAS[26]、FIM[82]、FMA[24]などの評価方法が提案されており、患者やその家族、治療に関わる専門家が共通して認識できるように工夫がなされている。

SIASには、片麻痺者の左右の運動の軌跡の違いや、姿勢を観察する評価が含まれている。本研究では、その項目に該当する5種類の検査について、自動評価判定システムを作成し、健常者による実験を繰り返し行った。また、その一部の麻痺側運動機能の評価方法については、高齢者を対象に実験を行った。

第4章、5章では、麻痺側運動機能や視空間認知検査について、“関節検知機能”を有したデバイスを用いて、身体の動きを計測した。健常者を対象にした実験では、理学療法士とシステムの評価判定を比べると、約83~95%の一致率となった。

高齢者に対する麻痺側運動機能の実験では片麻痺者が含まれていた。いずれの被検者でもシステムが想定の通りに動き、専門家が判定する結果との一致率は、約82%であった。

本システムは、関節の運動範囲が正常な運動範囲を想定してシステムを作成している。高齢者では、加齢による関節変形などによって関節運動範囲が小さくなってしまい、専門家との判定では、可動範囲の狭小を考慮した判定となっている。一致率を改善するために、調整用のパラメータを導入した。

第6章では、深度センサー(深度センサー)に圧力センサーを組み合わせて、腹筋力テストのシステムを、座位時の体幹の傾きについても同様のアルゴリズムでシステムを作成した。体幹を傾けたときの計測角をシステムと、理学療法士がそれぞれ計測し、相関係数を求めると、0.9以上と高い相関係数を得ることができた。腹筋力テストのときに被検者に与える抵抗量について、SIASの評価基準では、具体的な数値はなく、“弱い”、“強い”抵抗量という表現のため、本システムでは、0~5[N]を弱い抵抗力の範囲と定め、判定“2”の基準とし、5[N]より大きい場合、“3”の基準となるように設定している。この値については実験を繰り返す中で、適切な値を定める。

次に、肩関節と足関節のROM測定を行うシステムを作成した。このシステムでは、理学療法士のゴニオメーターによる計測値をシステムによる計測値の誤差を求めた。その結果、肩関節では6.4°、足関節では、4.7°の誤差であった。理学療法士の角度計による計測において、5°の量子化を行うために、このような誤差が生じたものと考えられる。システムによる計測値は従来の方法よりも細分化されている。リハビリの臨床現場に、1°刻みのような細かい数値が果たして必要か、注意しながら調整したい。

理学療法士による判定では、対象者の構築学的な変化¹を考慮しながら、判定基準の内容に従い、評価判定する。その際、判断に悩むことや評価ポイントの見落としなどにより、運動をやり直すこともある。体幹機能の腹筋力テストでは、運動に抵抗を加える検査であり、その抵抗量は曖昧な判定であり、主観的判断に依存する。判断に自信がない場合は、周囲の意見に左右されることもあり、判定には被検者の状態や検者の考えに依存する場合もある。

体幹が傾く場合、体幹部分が一本の棒のようになって傾くことは少なく、体幹のねじれや歪みが生じる。体幹部分の評価を行う場合は、そのような歪みやねじれを数値として表し、姿勢の判定に用いることを合わせて、システムの精度と汎用性を高めたい。

本研究では、SIASの身体運動機能に関する検査に着目し、KinectやLeap Motionを用いて、身体運動を計測し、SIASの判定をシステムティックに行うことができた。ここで得られる数値は、従来の判定方法に数値を付与することもでき、臨床への応用も可能である。現時点では、検者や被検者の状態に合わせて、パラメータを変えられるようなシステムとしている。そのパラメータを変えることで得られる結果を詳しく評価する必要がある、今後の課題となる。

¹加齢に伴い、関節の変形などにより、骨格の形が変形するために姿勢に変化することがあり、身体の構造に変化が生じている状態を指す。

7.3 実用化に向けて

今後、システムを臨床に導入する場合には、本システムで計算している身体部位や判定に用いるパラメータが適切であるのか、臨床におけるデータを通して確認する必要がある。そのためには、多くの専門家の判定結果が必要となり、様々な専門家に試験的に使用できるシステムとして仕上げなければならない。

専門家や対象者の状況によって判定が少しずつ異なる可能性もある。専門家が行う判定理由等、個々によって異なる判定基準を調査し、専門家の判定をシステムが代用できるように、システムの改良が必要であろう。

そして、判定時に用いた多くの身体運動に関する特徴量を取得し、それに対象者の年齢、性別、症状の経過などの基本的な情報を加えて判定する、独自のモデルを提案することができると考えられ、次世代医療基盤法 [95] などの資源を活用することで、従来の方法とは別の判定基準や計測方法の提案がなされるであろう。

Kinect を用いた歩行能力の判定システムが製品化されている [96] ことから、非接触性による身体計測の需要は高いものと思われる。

リハビリで用いる臨床応用機器については、その機器が計測した数値等の結果のみ必要である。したがって、本システムを活用してもらうためには、簡単な操作で計測できるシステムにする必要がある。そして、対象者が付き添い者など不在で一人の場合であっても、Visual Rehabilitation [2] のように活用されるようなシステムに発展させたい。

第8章 結論

脳卒中後の身体機能評価方法において、SIASの判定を行うことのできる理学療法士が急増しており、その中には必ずしも熟練していない判定者が多くいるという現状認識のもと、対象者への負担を強要せず、簡便な方法で客観的に計測や評価のできる方法の考案が必要である。そこで、本論文では、非接触性のデバイスである、KinectおよびLeap Motionを用いて、リハビリでよく用いられる脳卒中後の身体機能評価法であるSIASの評価判定システムの開発を行った。SIASは、9分類、22項目の評価内容から構成され、0~3もしくは0~5点で点数が付与される。SIASは脳卒中後の全身の身体機能状態を数値で簡易的に表す方法であり、その判定は臨床で使いやすい基準の言語ルールベースで決められている。これは、従来のリハビリにおける評価手法を基にしており、目測で判断できるような内容である。本論文では、言語ルールベースによる判定と計測値による判定が一致するようにアルゴリズムを作成した。

Kinectは赤外線を用いたカメラであるが、ToFにより画素毎に距離(深度データ)を得る機能と、ソフトウェア(SDK)により25か所の関節座標を取得する関節検知機能がある。手指についてはKinectの関節検知機能よりも性能が優れているLeap Motionを用いた。関節検知機能を用いて判定できる機能と、深度データから所望の部位の形状や姿勢を深度データから直接求める必要があるものに分けて開発した。

その結果、目視判定とほぼ一致する判定結果を得ることができた。これにより判定が自動化できるだけでなく、従来法における目視判定の場合も、本システムを補助的に使用すれば、SIASの目視判定結果に数値結果を付与することができ、SIAS評価の情報が増す。

一方、Kinectの関節検知機能やLeap Motionによる評価が困難な姿勢変化をSIASで評価しなければならないテストがある。そのテストは、体幹機能と関節可動域で、深度データを用いた。体幹機能は、腹筋力テストと垂直性テストの2つのテストから構成される。いずれのテストも体幹部分の鉛直方向に対する傾き角、体幹の形状を評価する必要がある。先述の関節検知機能による骨格モデルでは、実際に体幹が曲がっても関節検知機能では直線的に表現され、体幹部分の形状を検知できない。

また、関節可動域における肩関節の評価は関節検知機能で可能であるが、足関節については、関節検知機能による安定した足部が検知されるような調整が必要であり、環境に依存する可能性がある。

したがって、体幹機能および関節可動域は、深度センサーによる評価システムの開発を行った。さらに、深度センサーを用いる理由として、計測を行う上で、関節検知機能を用いることのできない状況や対象者もいるため、いずれの対象者に対応できること、を挙げている。

深度データを用いて、身体部分(体幹, 腕, 足部)を検知するアルゴリズム作成し、運動に合わせて追従することを確認した。また、体幹, 腕, 下腿と足部の縁を検出し、その情報を基にして体幹の傾きや腕, 足の角度を計算した。よって、身体運動を追跡でき、SIASの自動評価を行うことができた。

SIASは動作を観察して言語ルールベースによりスコアを付与するものであるが、理学療法士一人ひとり、異なる経験を持つため、同じ被験者に対して異なる判定となることがある。本システムの開発の動機は、それを解消することであるが、いきなりそこに至ることはできないので、まずは目視判定と同様の判定結果が本システムで得られることを示す必要がある。そのために、本システムでは調整可能なパラメータを持たせている。

しかし、理学療法士ごとに自分のパラメータを適切な基準なしで設定することは、同一の被験者に対して異なる結果を許容することにつながる。そのため、最終的には、本システムにおいて、パラメータの値を固定して計測することが望ましいが、その際には、被験者の体形の違いなども考慮する必要があると思われ、多くの検討課題が存在する。今後、総合的な判定システムを目指して改良を進めていきたい。

なお、本研究に関する実験は、甲南大学におけるヒトを対象とした研究審査(17-04)および宝塚医療大学研究倫理委員会(190718)の承認を得た上で実施した。

謝辞

この研究および論文は、多くの方々の助言やご指導、ご支援によって完成したものです。

はじめに、甲南大学知能情報学部教授の田中雅博先生に、この3年間、毎週ご指導をいただきましたことに心から感謝申し上げます。私のテーマがリハビリに関する内容であり、田中先生のご専門ではない、リハビリのことを理解しようとなさっていたことに感銘を受け、私も努力しなければならない、と考えを改めるきっかけになりました。田中先生との出会いは私や私の家族にとって大切なものになりました。この3年間のうちに、幾度とくじけてしまうこともありました。きめ細かなアドバイス、温かいお言葉をいただきましたこと、有難く思っております。何より、最後まで丁寧なご指導をいただきましたこと、本当に感謝しております。

甲南大学知能情報学部教授の渡邊栄治先生、甲南大学知能情報学部准教授の梅谷智弘先生には、本研究を進める上で、適切なアドバイスを最後までいただきましたことに感謝するとともに御礼申し上げます。また、その他、本研究にアドバイスをいただきました先生方へも感謝するとともに御礼申し上げます。

この研究に協力していただき、一部の研究を共に行った、甲南大学大学院自然科学研究科修士課程2年の岩崎智宏氏に感謝いたします。

私が甲南大学大学院に進学したとき、大学院のことや研究室のことを多くアドバイスいただきました。当時修士課程2年の岡田航大氏に感謝いたします。その他、甲南大学知能情報学部田中研究室の学部生の皆さん、宝塚医療大学の学生の皆さんには、実験への協力を多くいただきました。御礼申し上げます。

また、このような機会をいただく、最初のきっかけを与えてくださった、宝塚医療大学保健医療学部教授の橘浩久先生、吉備国際大学農学部醸造学科教授の橋本久美子先生、そして甲南大学理工学部物理学教授の市田正夫先生に御礼申し上げます。先生方のご理解なくして、この論文は完成しなかったと思います。特に、橘先生には、私の研究のテーマにご理解をいただき、多くのご指導をいただきました。そして、研究に邁進できる環境を多くご提供いただきましたお陰だと感謝いたします。

3年前、私が大学院博士後期課程に進学することを決めたときの直属の上司であった、大阪人間科学大学人間科学部理学療法学科教授の奥壽郎先生に心から感謝申し上げます。また、臨床実験の場所を提供していただいたことに感謝いたします。吉田賢一様には臨床実験を快くお引き受けいただいたことに御礼申し上げます。

宝塚医療大学学長の岸野雅方先生、宝塚医療大学保健医療学部柔道整復学科教授の小原教孝先生、宝塚医療大学教務部長の澤田規先生、宝塚医療大学教職員の皆様には、私が大学院に進学することを、応援いただき、研究環境へのご配慮に心から感謝申し上げます。

特に、宝塚医療大学保健医療学部理学療法学科科学科長の小林茂先生には、長期間に渡るこの研究活動へのご理解と業務のご配慮に、感謝しております。この研究や論文で行った様々な実験では、宝塚医療大学保健医療学部理学療法学科助教の坂本竜司先生、同学科准教授の篠原博先生に、多くの助言をいただきました。心から感謝申し上げます。また、宝塚医療大学保健医療学部理学療法学科の先生方には、私の研究活動にご理解とご協力をいただきましたことに感謝いたします。

鹿児島大学工学部情報生体システム工学科教授の渡邊睦先生、渡邊研究室の先生方には毎年研究発表を聴講いただき、多くの助言をいただきました。心から感謝申し上げます。

両親(父: 芳輝, 母: 明子), 家族(妻: 摩紀子, 息子: 理久, 娘: 奏菜)には、この研究を最後まで温かく見守ってくれてありがとうございました。そのお陰で無事に終えることができました。また、研究成果を共に心から喜んでくれたことに感謝します。

この研究を行っていた間、妻との共働き家庭を、陰ながら応援していただいた、山口家、町谷家、岸野家、木村家、佐藤家の皆様には、心から御礼申し上げます。特に、本研究に関する学会出張中に遭遇した2018年の北海道地震と関西を襲った大型台風の際、家族を支えていただいたことに、感謝いたします。

参考文献

- [1] D. Webster and O. Celik: Systematic review of Kinect applications in elderly care and stroke rehabilitation, *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, doi: 10.1186/1743-0003-11-108. (2014)
- [2] N.M. da Silva Ribeiro, D.D. Ferraz, É. Pedreira, Í. Pinheiro, A.C. da Silva Pinto, M.G. Neto, L.R. Dos Santos, M.G. Pozzato, R.S. Pinho and M.R. Masruha: Virtual rehabilitation via Nintendo Wii[®] and conventional physical therapy effectively treat post-stroke hemiparetic patients, *Topics in Stroke Rehabilitation*, Vol. 22, pp. 299–305 (2015)
- [3] 内閣官房まち・ひと・しごと創生本部事務局: 「将来の人口動向等について」, https://www.kantei.go.jp/jp/singi/sousei/meeting/senryaku2nd_sakutei/h31-04-22-shiryoushu3.pdf (last accessed on Nov. 1, 2019)
- [4] 総務省: 「我が国における総人口の長期的推移」, http://www.soumu.go.jp/main_content/000273900.pdf (last accessed on Nov. 1, 2019)
- [5] 内閣府: 「平成 24 年度高齢化の状況及び高齢社会対策の実施状況」, <https://www8.cao.go.jp/kourei/whitepaper/w-2013/zenbun/pdf/1s1s.pdf> (last accessed on Nov. 1, 2019)
- [6] World Health Organization: *International Classification of Functioning, Disability and Health (ICF)* (2001)
- [7] 高齢者リハビリテーション研究会: 「高齢者リハビリテーションのあるべき方向」, <http://www.jupiter.sannet.ne.jp/to403/tokushuu/reha/houkou.html> (last accessed on Nov. 1, 2019)
- [8] 厚生労働省: 「地域包括ケアシステムの実現へ向けて」, https://www.mhlw.go.jp/stf/seisakunitsuite/bunya/hukushi_kaigo/kaigo_koureisha/chiiki-houkatsu/ (last accessed on Nov. 1, 2019)
- [9] 厚生労働省: 「平成 30 年度資料報酬改訂の概要」, <https://www.mhlw.go.jp/file/05-Shingikai-10801000-Iseikyoku-Soumuka/0000207112.pdf> (last accessed on Nov. 1, 2019)

- [10] 厚生労働省: 「理学療法士及び作業療法士法 (昭和四十年六月二十九日法律第百三十七号)」, <https://www.mhlw.go.jp/file/05-Shingikai-10801000-Iseikyoku-Soumuka/0000168998.pdf> (last accessed on Nov. 1, 2019)
- [11] 日本理学療法士協会: 「統計情報」, <http://www.japanpt.or.jp/about/data/statistics> (last accessed on Nov. 1, 2019)
- [12] 佐々木嘉光: 理学療法の質向上と質変化のマネジメントの挑む-EPDCA サイクルを基盤としたスキルアップとスキルチェンジ-, 理学療法学, Vol. 44, pp. 141-144 (2017)
- [13] 山田洋一, 堀本ゆかり, 丸山仁司: 動作分析における理学療法非熟達者の視線特性について, 理学療法科学, Vol. 28, pp. 589-595 (2013)
- [14] 山田洋一, 丸山仁司: 理学療法士の自己認識から抽出した今後の育成課題-医療機関に勤務する理学療法士の調査-, 理学療法科学, Vol. 27, pp. 385-389 (2012)
- [15] 藤田聡行, 小串健志, 石橋尚基, 小池靖子, 堀本ゆかり: OJT による新人教育を通じたチームビルディングの現状-OJT シートの活用から新人教育に与える影響- 理学療法科学, Vol. 32, pp. 803-808 (2017)
- [16] 日本理学療法士協会: 「EBM から EBPT へ」, http://jspt.japanpt.or.jp/ebpt/ebpt_basic/ebpt02.html (last accessed on Nov. 1, 2019)
- [17] 中村隆一, 齋藤宏, 長崎浩: 基礎運動学 (第 6 版). 医歯薬出版 (2003)
- [18] 白銀暁: 理学療法場面における簡便な機器を用いた運動計測, 理学療法-臨床・研究・教育, Vol. 23, pp. 9-15 (2016)
- [19] 濱田もえ, 松下光範: 理学療法士の支援を目的とした知識モデルの構築, 第 17 回情報科学技術フォーラム, pp. 381-382 (2018)
- [20] H. Zhou and H. Hu: Human motion tracking for rehabilitation, *Biomechanical Signal Processing and Control*, Vol. 3, pp. 1-18 (2007)
- [21] J. Lotorre, R. Llorens, C. Colomer and M. Alcañiz: Reliability and comparison of Kinect-based methods for estimating spatiotemporal gait parameters of healthy and post-stroke individuals, *Journal of Biomechanics*, Vol. 72, pp. 268-273 (2018)
- [22] 内閣府: 「平成 30 年版高齢社会白書」, https://www8.cao.go.jp/kourei/whitepaper/w-2018/html/zenbun/s1_2_2.html (last accessed on Nov. 1, 2019)
- [23] 原寛美, 吉尾雅春 (編): 脳卒中理学療法の理論と技術. メディカルビュー (2013)
- [24] A.R. Fugl-Meyer, L. Jääskö, I. Leyman, S. Olsson and S. Steglind: The post-stroke hemiplegic patient. 1. a method for evaluation of physical performance, *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, Vol. 7, pp. 13-31 (1975)

- [25] T. Brott, H.P. Jr. Adams, C.P. Olinger, J.R. Marler, W.G. Barsan, J. Biller, J. Spilker, R. Holleran, R. Eberle and V. Hertzberg: Measurements of acute cerebral infraction; a clinical examination scale, *Stroke*, Vol. 20, pp. 864–870 (1989)
- [26] N. Chino, S. Sonoda, K. Domen, E. Saitoh and A. Kimura: Stroke Impairment Assessment Set (SIAS) —A new evaluation instrument for stroke patient—, *The Japanese Journal of Rehabilitation Medicine*, Vol. 31, pp. 119–125 (1994)
- [27] F. Gotoh, Y. Terayama and T. Amano: Stroke Scale Committee of the Japan Stroke Society—Development of a novel, weighted, quantifiable stroke scale Japan Stroke Scale, *Stroke*, Vol. 32, pp. 1800–1807 (2001)
- [28] G.C. Lee: Effects of training using video game on the muscle strength, muscle tone and activities of daily living of chronic stroke patients, *Journal of Physical Therapy science*, Vol. 25, pp. 595–597 (2013)
- [29] D.S. Park, D.G Lee, K. Lee and G. Lee: Effects of Virtual Reality Training using Xbox Kinect on Motor Function in Stroke Survivors: A Preliminary Study. *Journal of Stroke and Cerebrovascular Diseases*, Vol. 26, pp. 2313–2319 (2017)
- [30] M. Ma, R. Proffitt and M. Skubic: Validation of a Kinect v2 based rehabilitation game, *PLOS ONE*, Vol. 13, doi: 10.1371/journal.pone.0202338 (2018)
- [31] Z. Saenz-de-Urturi and B. Garcia-Zapirain Soto: Kinect-based virtual game for the elderly that detects incorrect body postures in real time, *Sensors*, Vol. 16, doi:10.3390/s16050704 (2016)
- [32] M. Eltoukhy, J. Oh, C. Kuenze and J. Signorile: Improved Kinect-based spatiotemporal and kinematic treadmill gait assessment, *Gait & Posture*, Vol. 51, pp. 77–83 (2017)
- [33] R.A. Clark, K.J. Bower, B.F. Mentiplay, K. Paterson and Y.H. Pua: Concurrent validity of the Microsoft Kinect for assessment of spatiotemporal gait variables, *Journal of Biomechanics*, Vol. 46, pp. 2722–2725 (2013)
- [34] B.F. Mentiplay, L.G. Perraton, K.J. Bower, Y.H. Pua, R. McGaw, S. Heywood and R.A. Clark: Gait assessment using the Microsoft Xbox One Kinect: Concurrent validity and inter-day reliability of spatiotemporal and kinematic variables, *Journal of Biomechanics*, Vol. 48, pp. 2166–2170 (2015)
- [35] K. Otte, B. Kayser, S. Mansow-Model, J. Verrel, F. Paul, A.U.Brandt and T. Schmitz-Hübsch: Accuracy and reliability of the Kinect Version 2 for Clinical Measurement of motor function, *PLOS ONE*, doi:10.1371/journal.pone.0166532 (2016)

- [36] S. Vernon, K. Bower, K. Paterson, J. McGinley, Y.H. Pua and R.A. Clark: Quantifying individual components of the timed up and go using the Kinect in people living with stroke, *Neurorehabilitation and Neural Repair*, Vol. 29, pp. 48–53 (2015)
- [37] M. Eltoukhy, C. Kuenze, J. Oh, M. Jacopetti, S. Wooten and J. Signorile: Microsoft Kinect can distinguish differences in over-ground gait between older persons with and without Parkinson’s disease, *Medical Engineering and Physics*, Vol. 44, pp. 1–7 (2017)
- [38] Y. Cao, B.Z. Li, Q.N. Li, J.D. Xie, B.Z. Cao and S.Y. Yu: Kinect-based gait analyses of patients with Parkinson’s disease, patients with stroke with hemiplegia, and healthy adults, *CNS Neuroscience & Therapeutics*, Vol. 23, pp. 447–449 (2017)
- [39] G. Lupinacci, G. Gatti, A. Angilica and M. Muzzupappa: Kinect v2 for upper limb rehabilitation applications, *The 9th International Joint Conference on Biomedical Engineering Systems and Technologies*, pp. 131–138 (2016)
- [40] R.F. Zulkarnain, G.Y. Kim, A. Adikrishna, H.P. Hong, Y.J. Kim and I.H. Jeon: Digital data acquisition of shoulder range of motion and arm motion smoothness using Kinect v2, *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, Vol. 26, pp. 895–901 (2017)
- [41] M.E. Huber, A.L. Seitz, M. Leeser and D. Sternad: Validity and reliability of Kinect skeleton for measuring shoulder joint angles: a feasibility, *Physiotherapy*, Vol. 101, pp. 389–393 (2015)
- [42] F.A. Matsen, A. Lauder, K. Recto, P. Keeling and A.L. Cheronis: Measurement of active shoulder motion using the Kinect, a commercially available infrared position detection system, *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, Vol. 25, pp. 216–223 (2016)
- [43] 奥山航平, 川上途行, 土元翔平, 小倉美帆, 牛場潤一, 水野勝広, 里宇明元: 脳卒中片麻痺患者における Reachable Workspace 評価の依存的妥当性について—Kinect による簡易三次元動作計測—, *理学療法学*, Vol. 45, pp. 256–262 (2018)
- [44] W.S. Kim, S. Cho, D. Baek, H. Bang and N.J. Paik: Upper extremity functional evaluation by Fugl-Meyer Assessment scoring using depth-sensing camera in hemiplegic stroke patients, *PLOS ONE*, doi:10.1371/journal.pone.0158640 (2016)
- [45] J. McCutcheon, S. Hwang, C.Y. Tsai and A.M. Koontz: The feasibility of using Kinect for transfer assessment, *Rehabilitation Engineering and Assistive Technology Society of North America*, <https://www.resna.org/sites/default/files/conference/2014/PDF%20Versions/Seating/Student%20Scientific/McCutcheon.pdf> (last accessed on Nov. 1, 2019)

- [46] R. Milgrom, M. Foreman, J. Standeven, J.R. Engsborg and K.A. Morgan: Reliability and validity of the Microsoft Kinect for assessment of manual wheelchair propulsion, *Journal of Rehabilitation Research & Development*, Vol. 53, pp. 901–918 (2016)
- [47] R.A. Clark, Y.H. Pua, K. Fortin, C. Ritchie, K.E. Webster, L. Denehy and A.L. Bryant: Validity of the Microsoft Kinect for assessment of postural control, *Gait & Posture*, Vol. 36, pp. 372–377 (2012)
- [48] L.F. Yeung, K.C. Cheng, C.H. Fong, W.C.C. Lee and K. Tong: Evaluation of the Microsoft Kinect as a clinical assessment tool of body sway, *Gait & Posture*, Vol. 40, pp. 532–538 (2014)
- [49] B. Bonnechère, B. Jansen, P. Salvia, H. Bouzahouene, L. Omelina, J. Cornelis, M. Rooze and S. Van Sint Jan: What are the current limits of the Kinect sensor?, *9th Intl Conf. Disability, Virtual Reality & Associated Technologies*, pp. 287–294 (2012)
- [50] H. Qu: Application of Kinect Technology in Blind Aerobics Learning, *International Journal of Emerging Technologies in Learning*, Vol. 12, pp. 103–111 (2017)
- [51] S. Gauthier and A.M. Cretu: Human movement quantification using Kinect for in-home physical exercise monitoring, *IEEE International Conference on Computational Intelligence and Virtual Environments for Measurement Systems and Applications*, doi:10.1109/CIVEMSA.2014.6841430 (2014)
- [52] M. Tanaka and A. Sogabe: A measuring system of the legs shape by using the Kinect sensor, *Proceedings of the SICE Annual Conference 2017*, pp.106–109 (2017)
- [53] M. Tanaka and A. Sutani: An evaluation system of the performance of gymnastics, *2017 International Workshop on Nonlinear Circuits, Communications and Signal Processing*, pp. 593–596 (2017)
- [54] W. Zhao, D.D. Espy, M.A. Reinthal and H. Feng: A feasibility study of using a single Kinect sensor for rehabilitation exercises monitoring: A rule based approach, *IEEE Symposium on Computational Intelligence in Healthcare and e-health*, doi:10.1109/CICARE.2014.7007827 (2014)
- [55] 鎌田和樹, 渡邊俊哉, 渋谷進: 深度画像センサを用いた拮抗体操支援システムの改良と評価, *情報処理学会研究報告*, Vol. 2015-HCI-163, pp. 1–8 (2015)
- [56] 田中雅博: 深度センサーによる人の状態や姿勢の把握と生活支援システム開発, *地域ケアリング*, Vol. 20, pp. 47–51 (2018)
- [57] J. Wan, G. Guo and S.Z. Li: Explore efficient local features from RGB-D data for one-shot learning gesture recognition, *IEEE Transactions on pattern analysis and machine intelligence*, Vol. 38, pp. 1626–1639 (2016)

- [58] M. Shigalas, M. Pateraki and P. Trahanias: Full-body pose tracking—The top view reprojection approach, *IEEE Transactions on pattern analysis and machine intelligence*, Vol. 38, pp. 1569–1582 (2016)
- [59] K. Nishi and J. Miura: Generation of human depth image with body part labels for complex human pose recognition, *Pattern Recognition*, Vol. 71, pp. 402–413 (2017)
- [60] X. Yang and Y. Tian: Super normal vector for human activity recognition with depth cameras, *IEEE Transactions on pattern analysis and machine intelligence*, Vol. 39, pp. 1028–1039 (2017)
- [61] A. Shahroudy, J. Liu, T.T. Ng and G.Wang: NTU RGB+D: A Large Scale Dataset for 3D Human Activity Analysis, *IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*, pp. 1010–1019 (2016)
- [62] E.S.L. Ho, J.C.P. Chan, D.C.K. Chan, H.P.H. Shum, Y. Cheung and P.C. Yuen: Improving posture classification accuracy for depth sensor-based human activity monitoring in smart environments, *Computer Vision and Image Understanding*, Vol. 148, pp. 97–110 (2016)
- [63] Y. Xiao, J. Chen, Y. Wang, Z. Cao, J.T. Zhou and X. Bai: Action recognition for depth video using multi-view dynamic limages, *arXiv*, 1806.11269v3 (2018)
- [64] S. Li, K.N. Ngan, R. Paramesran and L. Sheng: Real-time head pose tracking with online face template reconstruction, *IEEE Transactions on pattern analysis and machine intelligence*, Vol. 38, pp. 1922–1928 (2016)
- [65] E. Auvinet, F. Multon, C. Aubin, J. Meunier and M. Raison: Detection of gait cycles in treadmill walking using a Kinect, *Gait & Posture*, Vol. 41, pp. 722–725 (2015)
- [66] M. Tanaka: Application of depth sensor for breathing rate counting, *The 10th Asian Control Conference*, pp. 591–595 (2015)
- [67] C. Jun, J.Y. Lee, B.H. Kim and S.D. Noh: Automatized modeling of a human engineering simulation using Kinect, *Robotics and Computer Integrated Manufacturing*, Vol. 55, pp. 259–264 (2019)
- [68] Y.J. Chang, S.F. Chen and J.D. Huang: A Kinect-based system for physical rehabilitation: a pilot study for young adults with motor disabilities, *Research in Developmental Disabilities*, Vol. 34, pp. 2566–2570 (2011)
- [69] S.Y. Boulahia, E. Anquetil, F. Multon and R. Kulpa: Dynamic hand gesture recognition based on 3D pattern assembled trajectories, *7th International Conference on Image Processing Theory, Tools and Applications*, doi:10.1109/IPTA.2017.8310146 (2017)

- [70] B. Khelil and H. Amiri: Hand gesture recognition using Leap Motion controller for recognition of arabic sign language, *3rd International Conference on Automatic, Control, Engineering and Computer Science*, pp. 233–238 (2016)
- [71] T.W. Chong and B.G. Lee: American sign language recognition using Leap Motion controller with machine learning approach, *Sensor*, doi:10.3390/s18103554 (2018)
- [72] M. Iosa, G. Morone, A. Fusco, M. Castagnoli, F.R. Fusco, L. Pratesi and S. Paolucci: Leap Motion controlled videogame-based therapy for rehabilitation of elderly patients with subacute stroke: a feasibility pilot study, *Topics in Stroke Rehabilitation*, Vol. 22, pp. 306–316 (2015)
- [73] E.D. Oña, C. Balaguer, R. Cano-de la Cuerda, S. Collado-Vázquez and A. Jardón: Effectiveness of serious games for Leap Motion on the functionality of the upper limb in Parkinson's disease: A feasibility study, *Computational Intelligence and Neuroscience*, doi:10.1155/2018/7148427 (2018)
- [74] Z.R. Wang, P. Wang, L. Xing, L.P. Mei, J. Zhao, T. Zhang: Leap Motion-based virtual reality training for improving motor functional recovery of upper limbs and neural reorganization in subacute stroke patients, *Neural Regeneration Research*, Vol. 12, pp. 1823–1831 (2017)
- [75] 辻村美里, 曾我麻佐子: Leap Motion を用いたカロムの遊び支援システム, 情報処理学会インタラクシオン, pp. 189–192 (2019)
- [76] 井川征士, 堂園浩: Leap Motion を用いた生体認証アプリケーションの開発, 情報処理学会研究報告, pp. 1–4 (2015)
- [77] 松永玄, 山口智史, 鈴木研, 近藤国嗣, 大高洋平: 通所リハビリテーションを2年間利用した脳卒中の歩行能力と下肢筋力の経時的変化—後方視的研究—, 理学療法学, Vol. 43, pp. 315–322 (2016)
- [78] 千野直一, 椿原彰夫, 園田茂, 道免和久, 高橋英寿 (編著): 脳卒中の機能評価—SIASとFIM[基礎編]. 金原出版 (2012)
- [79] 厚生労働省: 「平成26年患者調査の概況」, <https://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/kanja/14/dl/05.pdf> (last accessed on Nov. 1, 2019)
- [80] 大西智也, 橘浩久, 武田功: 加速度・角速度センサによる立位時の骨盤の動きの検討, 理学療法科学, Vol. 29, pp. 595–598 (2014)
- [81] 大西智也, 橘浩久, 武田功: 安静な立位における足位の違いが下肢帯および下肢の動揺に及ぼす影響, 理学療法科学, Vol. 30, pp. 313–316 (2015)

- [82] N. Chino and J.M. Melvin (Eds.): *Functional Evaluation of Stroke Patients*, Springer (1996)
- [83] 佐藤惇史, 藤田貴昭, 山本優一, 潮見泰藏: 脳卒中患者における運動機能評価と日常生活動作評価との関連性 –Motor assessment scale を中心として–, *理学療法科学*, Vol. 29, pp. 721–724 (2014)
- [84] 中田佳佑, 生野公貴, 森岡周, 河島則天: 半側空間無視の臨床所見および病態メカニズムとその評価, *保健医療学雑誌*, Vol. 7, pp. 67–76 (2016)
- [85] T. Noguchi, S. Demura and K. Takahashi: Relationships between sit-ups and abdominal flexion strength tests and the thickness of each abdominal muscle, *Advances in Physical Education*, Vol. 3, pp. 84–88 (2013)
- [86] J. Eom, M.H. Rhee and L.J. Kim: Abdominal muscle activity according to knee joint angle during sit-to-stand, *The Journal of Physical Therapy Science*, Vol. 28, pp. 1849–1851 (2016)
- [87] 日本脳卒中学会: 脳卒中ガイドライン 2009, http://www.jsts.gr.jp/guideline/350_351.pdf (last accessed on Nov. 1, 2019)
- [88] 宝亀登: スパイナルマウス[®]による日本人健常成人と背・腰部痛患者の姿勢分析, *杏林医学会雑誌*, Vol. 41, pp. 2–12 (2010)
- [89] 中村薫, 杉浦司, 高田智広, 上田 智章: KINECT for Windows SDK プログラミング Kinect for Windows v2 センサー対応版. 秀和システム (2015)
- [90] 村田嘉利, 永澤修平, 鈴木彰真: KINECT を用いた体幹のリハビリテーション支援システム, *マルチメディア, 分散, 協調とモバイル*, pp. 553–559 (2014)
- [91] S.T. Pöhlmann, E.F. Harkness, C.J. Taylor and S.M. Astley: Evaluation of Kinect 3D sensor for healthcare imaging, *Journal of Medical and Biological Engineering*, Vol. 36, pp. 857–870 (2016)
- [92] H.M. Hondori and M. Khademi: A review on technical and clinical impact of Microsoft Kinect on physical therapy and rehabilitation, *Journal of Medical Engineering*, doi:10.1155/2014/846514 (2014)
- [93] 中村薫: LeapMotion プログラミングガイド [改訂版]. 工学社 (2014)
- [94] エイドリアン・カーラー, ギェアリー・ブラッドスキー: 詳解 OpenCV3–コンピュータビジョンライブラリを使った画像処理・認識, 松田晃一・他 (翻訳). オライリージャパン (2018)
- [95] 内閣府: 「次世代医療基盤法」とは, <https://www8.cao.go.jp/iryou/gaiyou/pdf/seidonogaiyou.pdf> (last accessed on Nov. 1, 2019)

- [96] NEC: 歩行姿勢測定システム, <https://www.nec-solutioninnovators.co.jp/sl/walkingform/lp> (last accessed on Nov. 1, 2019)

副論文

1. 大西智也, 岩崎智宏, 田中雅博: 深度センサーの関節検知機能を用いた脳卒中片麻痺の身体機能評価–SIAS の場合–, 電気学会論文誌 C, Vol. 138, pp. 662–669, DOI: 10.1541/ieej.iss.138.662 (2018)
(translated version) T. Ohnishi, T. Iwasaki and M. Tanaka: Evaluation of hemiplegia caused by stroke by using joint detection of depth sensors –Case of SIAS–, *Electrical Engineering in Japan*, Vol. 206, pp. 33–43, DOI: 10.1002/ej.23152 (2019)
2. T. Ohnishi and M. Tanaka: Evaluation of trunk control test included in SIAS by using Kinect, *2018 International Workshop on Nonlinear Circuits, Communications and Signal Processing (NCSP'18)*, pp. 208–211 (2018)
3. T. Ohnishi and M. Tanaka: The evaluation of the verticality test in SIAS by using a depth sensor, *The 15th International Conference on Control, Automation, Robotics and Vision (ICACV2018)*, pp. 1278–1283 (2018)

学会発表

1. 大西智也, 田中雅博: Leap Motion を用いた SIAS の上肢遠位テストの評価システム設計の試み-, *LIFE2017 講演概要集*, pp. 533–536 (2017)
2. 大西智也, 安達靖太, 田中雅博: デプスセンサを用いた SIAS における体幹姿勢の評価, *2018 年電気学会電子・情報・システム部門大会講演論文集*, pp. 209–213 (2018)
3. 岩崎智宏, 大西智也, 田中雅博: Kinect を用いた SIAS における麻痺側運動機能の評価法, *2018 年電気学会電子・情報・システム部門大会講演論文集*, pp. 214–219 (2018)
4. 大西智也, 田中雅博: 上下肢運動時における関節角度の深度センサによる計測, 第 19 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, pp. 512–517 (2018)
5. 大西智也, 田中雅博: SIAS における視空間認知検査の自動評価システムの開発, 第 63 回システム制御情報学会研究発表講演会, pp. 106–110 (2019)
6. 大西智也, 田中雅博: 深度センサーによる SIAS の自動評価と管理システム, *2019 年電気学会電子・情報・システム部門大会講演論文集*, pp. 36–40 (2019)
7. 大西智也, 田中雅博: Kinect を用いた関節運動範囲の計測システムと臨床応用, 第 20 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, pp. 2730–2735 (2019)