

簡易モーションセンサを用いた
机上リーチ動作における脳卒中の異常性検出に関する研究

A study on detecting abnormal movements of stroke patients
during reach motion on desk by a simple motion sensor

2018年2月

福井工業大学大学院

工学研究科 応用理工学専攻(博士後期課程) 機械工学コース

石 田 圭 二

KEIJI ISHIDA

目次

第1章 緒言	
1.1 研究背景 1
1.2 リハビリテーションにおける kinect センサの有用性 2
1-2-1 Kinect の仕様	
1-2-2 Kinect の測定誤差	
1.3 本論文の目的 6
1.4 まとめ 7
1.5 本論文の構成 8
第2章 脳卒中（上肢）の基礎知識	
2.1 緒言 13
2.2 脳卒中における上肢機能障害 13
2.2.1 脳卒中片麻痺の病態生理	
2.2.2 共同運動(synergy movement)	
2.2.3 筋緊張異常	
2.2.4 連合反応(associated reaction)	
2.2.5 姿勢反射(postural reflex)	
2.2.6 脳卒中の回復過程	
2.3 脳卒中上肢機能障害の評価 16
2.3.1 上田式12段階片麻痺機能テスト	
2.3.2 Fugl-Meyer Assessment (FMA)	
2.3.3 Motricity Index (MI)	
2.3.4 Modified Ashworth Scale (MAS)	
2.3.5 Barthel Index (BI)	
2.4 リーチ動作における脳卒中の異常性 21
2.4.1 時間的空間的運動協調の異常	
2.4.2 手部軌道の異常	
2.4.3 体幹代償（肩および頭部の軌道）	
2.5 近年の脳卒中上肢訓練の動向 24
2.5.1 脳の可塑性に対する知見の変化と新しい上肢に対する訓練方法（CI療法）	
2.5.2 脳卒中ガイドライン 2015	
2.6 フィードバックの重要性 27
2.6.1 フィードバック訓練とは	
2.7.2 脳卒中患者に対するフィードバック訓練の効果	
2.7.3 CI療法におけるフィードバック	
2.7 結言 28

第3章 脳卒中（上肢）に対するリハビリテーションシステム	
3.1 緒言 32
3.2 上肢リハビリ支援システム 32
3.3.1 上肢リハビリ支援システムの分類	
3.3.2 上肢リハ支援システムの世界的研究開発動向	
3.3.3 上肢リハビリ支援システムの訓練効果	
3.3 脳卒中（上肢）に対する机上訓練の重要性 40
3.3.1 従来の上肢訓練	
3.3.2 CI療法（シェイピング項目）	
3.3.3 MIT-Manusの研究開発と臨床評価	
3.3.4 PLEMOシリーズの研究開発と臨床評価	
3.3.5 上肢リハビリ支援システムにおけるフィードバック	
3.4 結言 48
第4章 Kinectによる机上リーチ動作における身体部位軌道の測定 —肘の高さの違いによる机上リーチ動作への影響について—	
4.1 緒言 53
4.2 対象・方法 53
4.3 結果 56
4.4 考察 58
4.5 結言 69
第5章 Kinect測定による健常者の机上リーチ動作中における肘および手部軌道 —手部の運動方向による違いについて—	
5.1 緒言 61
5.2 対象・方法 61
5.3 結果 63
5.4 考察 66
5.5 結言 68
第6章 Kinect測定による健常者の机上リーチ動作中における肩軌道 —手部の運動方向による違いについて—	
6.1 緒言 70
6.2 対象・方法 71
6.3 結果 73
6.4 考察 75
6.5 結言 76
第7章 Kinectを用いた机上リーチ動作における身体部位の最大移動幅測定による脳 卒中の異常性検出—再検査信頼性	
7.1 緒言 79
7.2 対象・方法 80

7.3	結 果	84
7.4	考 察	89
7.5	結 言	92
第8章	Kinect を用いた机上リーチ動作における身体部位間の距離測定による脳卒中の異常性検出—再検査信頼性		
8.1	緒 言	95
8.2	対象・方法	95
8.3	結 果	99
8.4	考 察	104
8.5	結 言	107
第9章	結 言	110

第1章 緒言

1.1 研究背景

厚生労働省発表の「平成26年度患者調査の概況」¹⁾によると、脳血管疾患の総患者数（継続的な治療を受けていると推測される患者数）は、117万9,000人で非常に高い水準にある。また、そのうちの多くは上肢麻痺を伴い、上肢障害は日常生活に大幅な制限をもたらすため積極的なリハビリテーションは重要になる。平成27年度の国民医療費は42兆3,644億円で、そのうち脳血管疾患の医療費は、1兆7,821億円と増加しており²⁾、今後も増え続けることが予測される。経済的で効率的なリハビリテーションを行なうことが必要とされる。

脳卒中リハビリテーションにおける運動回復は、約6か月でほぼ9割以上の患者がプラトーに達し、十分な可塑性は期待できないか、できても小さいと考えられてきた³⁾。しかし近年、中枢神経の可塑的变化や神経ネットワークの再構築による回復が起きることが、ニューロサイエンスによる動物実験やニューロイメージングで示されている⁴⁾⁻⁶⁾。そして脳卒中に関する上肢訓練で、急性期や回復期ばかりでなく維持期の患者においても、1日に数時間（6時間以上）の集中的なリハビリテーションを行えば脳の可塑性によって運動機能の回復が可能であることが明らかにされている⁷⁾⁸⁾。今後、作業療法士等による脳卒中上肢に対するリハビリテーションの必要性は増すと考えられる。

しかし現在の脳卒中リハビリテーションにおける保健医療体制は、膨張する医療費を抑制することを狙い、漫然とリハビリを続けるのではなく、標準的な治療期間として標準的算定日数を発症日から180日としている。平成20年4月からは、治療を継続することにより、状態の改善が期待できると医学的に判断される場合には、標準的算定日数を超えても標準的算定日数内と同様の算定できるが、治療を継続された場合も1日6単位（2時間）までと制限があり回復に必要な集中的なリハビリテーションを行える状況にはない⁹⁾。現在の保険診療体制では回復が見込めるにもかかわらず、対応できない事例が多く存在することが予想される。今後の課題としては、いかに集中的で、効率的なリハビリテーションを行うことが重要になる。そして退院後の施設や在宅において行われる維持期のリハビリテーションにおいても、集中的な訓練を行うことができる体制づくりが重要になる。

このような状況にこたえるために近年、ロボット技術、バーチャルリアリティ（以下、VR）技術を応用した上肢リハビリテーション支援システム（以下、上肢リハ支援システム）が開発されている¹⁰⁾⁻¹³⁾。上肢リハビリテーション技術は、十分な安全性や信頼性が確保できれば、ロボット技術を用いて、訓練の自動化および半自動化を図り、治療訓練の補助として集中的な訓練を実現することが可能である。しかし現在、開発されている上肢リハビリテーション支援システムは非常に高価であり、前述した医療費増大の解決には結びつかない現状がある。脳卒中ガイドライン2015¹⁴⁾では国内での実践事例は少ない状態と記載されている。これは経済的なものが最も大きな要因と考えられ、今後は安価なシステムの開発が求められる。

また維持期などでセラピストのいない状況（在宅及び施設など）の自主的な訓練で、安全性、効率性の高いものにするには、上肢リハ支援システムが訓練中の対象者

の状況把握を十分に行なえることが重要になる。

多くの上肢リハ支援システムは、評価システムとしての側面も有しており¹⁵⁾¹⁶⁾、脳卒中患者の訓練動作（リーチ動作）における異常性の検出や、重症度の判定、回復レベルの評価などが可能である。上肢機能に関する評価情報をデジタルデータ化することは、telerehabilitation¹⁷⁾¹⁸⁾など遠隔地においての対象者把握にも役立ち、在宅や施設等の様々なシーンの訓練を実現する。また脳卒中の運動障害に対するフィードバック訓練の効果は様々な研究で実証されており¹⁹⁻²¹⁾、脳卒中患者の訓練動作中の異常性を評価できるシステムを組み込むことで、ロボット訓練におけるフィードバックが可能となり、訓練効果を向上させることにもつながる。しかし現在の上肢リハ支援システムによる測定は制限があり、特に比較的安価な端点型（End-effector Type）では、操作部である把持部の軌道などの測定でとどまる。把持型で手部以外の評価を行なうためには新たにモーションセンサを組み込むことが必要になる。またモーションセンサを用いれば上肢リハ支援システム以外のVR技術を用いた仮想上肢訓練や通常の作業療法で行なわれている机上訓練などの評価にも活用することができる。

現在、モーションセンサで測定精度が高く、最も用いられているVicon²²⁾などの光学式のモーションセンサは、測定時に反射マーカを身体に取り付けることが必要であり、測定時間がかかるばかりでなく、被検者に負担をかけることになる。また測定に数台の赤外線カメラの設置が必要であり、空間的な制約も大きい。そして非常に高額（数千万円）で在宅や小規模な施設で設置することは、困難なことが予想される。しかし最近、Kinect for Windows（以下、Kinect）²³⁾に代表される安価（数万円）で、コンパクト、マーカを必要としない簡易なモーションセンサが開発されている。

在宅や施設等の様々なシーンで集中的で効率のよい上肢訓練を実現するためには、簡易で安価なモーションセンサに関して、対象者の状況把握の可能性について検討を行い、上肢リハ支援システムに代表されるリハビリテーションにおける活用方法を模索することが重要である。

1.2 リハビリテーションにおけるkinectセンサの有用性



図 1-1 Kinect for Windows²³⁾

Kinect(図 1-1)は、測定精度においては光学反射式モーションセンサに劣るものの、安価で低コスト化がはかれ、施設や在宅などの幅広い場面でVR技術などによる訓練プ

プログラムを提供できる²⁴⁻²⁷⁾。また様々なフィードバック訓練や、機能的電気刺激やロボット訓練のプログラムの調整などの効果的な訓練を可能にできる²⁸⁻³⁰⁾。現在までに、多くの研究者が、kinectの長所に着目し、脳卒中リハビリテーション以外でも、評価機器としての測定精度に関してや転倒予防や転倒探知の分野などの研究が進んでいる³¹⁾。

1-2-1 Kinectの仕様

Kinect²³⁾のシステムは、赤外線ソースおよび赤外線センサで構成された深度センサと、RGBカメラを内蔵した小型(30×8×6cm)、軽量(1.4kg)の3次元のモーションセンサである。

Kinectでは、投光した赤外線パターンを読み取り、パターンのゆがみから深度情報を得る「Light Coding」という方式が採用され、これにより深度の違いを濃淡で示された「距離画像」を取得する。そして「距離画像」を基に、ソフトウェア上で身体部位をパターン認識し、20個の関節として骨格モデルを推定しトラッキングを行う(図1-2)。このため、マーカーが不要になる。

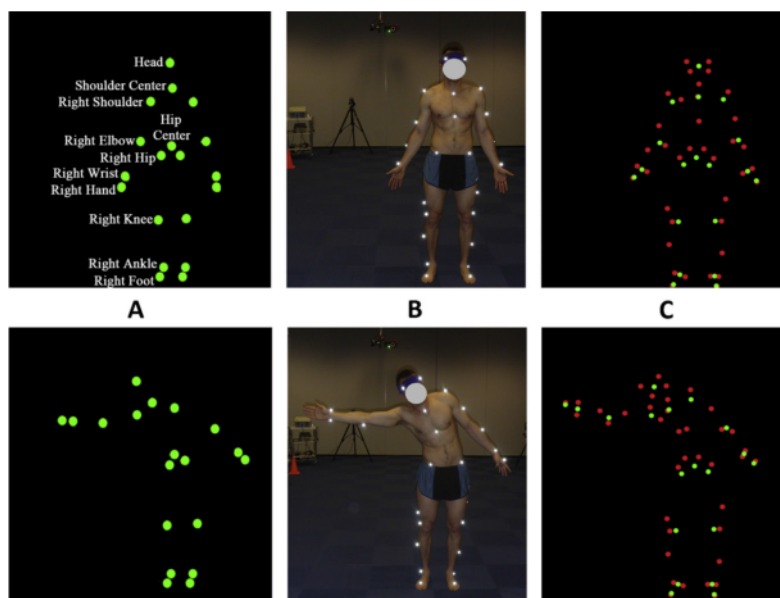


図 1-2 Kinect の骨格モデル³²⁾

Kinectの位置情報は、カメラ上の画素とその距離情報で構成される空間座標で示され、垂直座標および水平座標にあたる「骨格座標」と、奥行き座標である「深度座標」を取得することができる。推奨される測定範囲は、Kinectから水平で57度、垂直43度で、深度情報の取得範囲は0.8~4.0mとされている。また、RGBカメラも搭載されているので、2次元のビデオ画像も取得が可能である。

1-2-2 Kinectの測定誤差

Kinectの問題である測定精度については、臨床での使用について適切なレベルの範囲内とする幾つかの研究で示されているが³²⁻³⁵⁾、研究者によって様々な意見が存在する。以下に測定精度にかかわる事項を整理する。

まず、身体部位の認識エラー(図1-3)について説明すると、光学反射式モーション

センサでは、多くのカメラで動作を追うのに比べ、Kinect では1台のカメラでトラッキングを行う。そのため撮影環境や被検者の体が、カメラに対して身体部位を隠し骨格モデルを認識できないことがある³³⁻³⁵⁾。認識エラーによる誤差を取り除くには、被験者の全身が安定して捕らえられるカメラの適切な設置方法をとる必要がある。また多くの研究では、収集されたデータにフィルタリング (low-pass filtering^{31) 34)}, Kalman filter³⁵⁾, B スプライン曲線³⁶⁾ をかけ、極端なデータを取り除く方法が取られている。

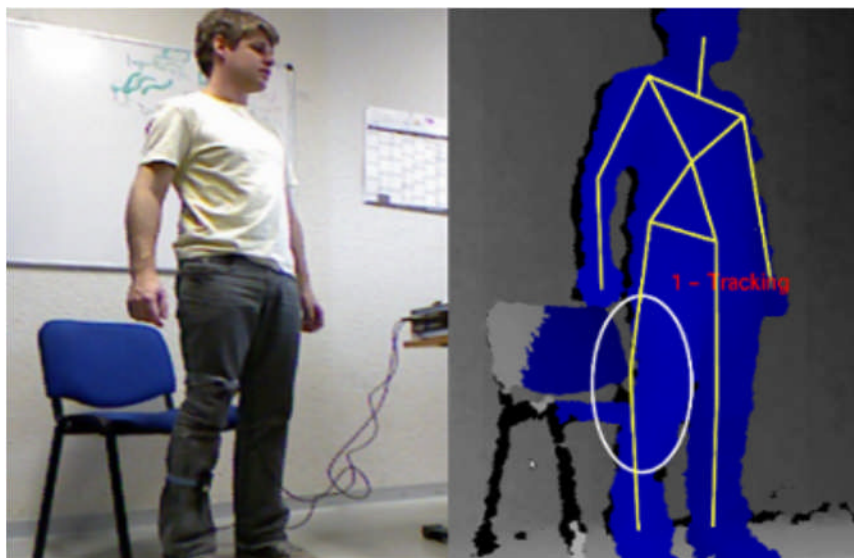


図 1-3 Kinect 測定時の認識エラー³⁵⁾

カメラレンズのゆがみ等から、Kinect の空間座標自体が微妙な誤差が含まれる。そして、その誤差は、センサから測定空間が遠ざかるほど大きくなる傾向を認める³⁷⁾。(図 1-4)

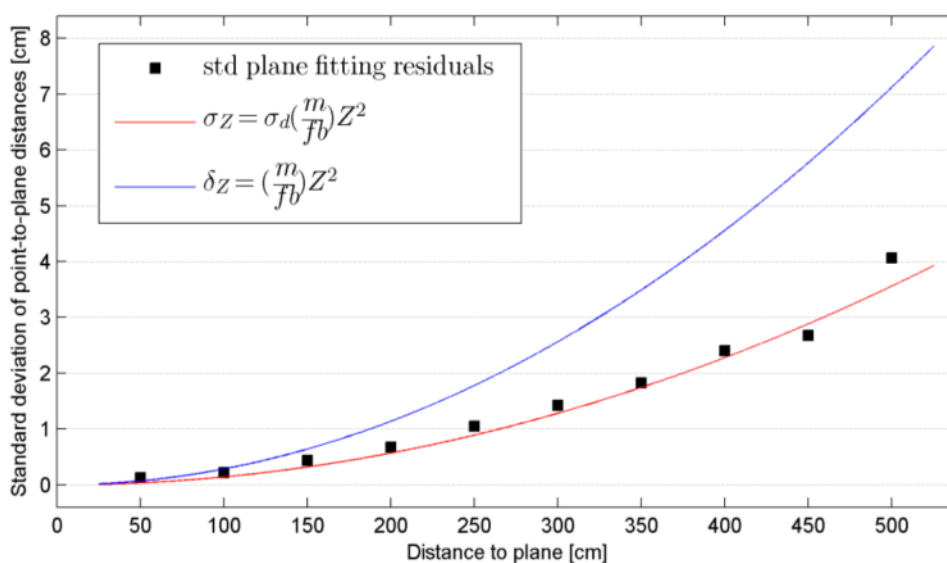


図1-4 センサの水平面フィッティング誤差の標準偏差³⁷⁾

センサからの距離が 1~3m の Vicon システムと Kinect の比較研究では、測定誤差が X 軸（横）:0.0074m (SD:0.0061m), Y 軸（縦）:0.0120m (SD:0.0112m), Z 軸（奥行）:0.0074m (SD:0.0075m) であった³⁸⁾。精度の高い測定はセンサから近距離で行う必要がある。

運動中の関節角度³⁵⁾³⁹⁾⁴⁰⁾ や、関節位置³²⁾ 測定に関する精度研究も行われている。その多くは Vicon, OptiTrack などの光学式モーション・キャプチャ・システムと Kinect の測定の比較である（図1-5）。

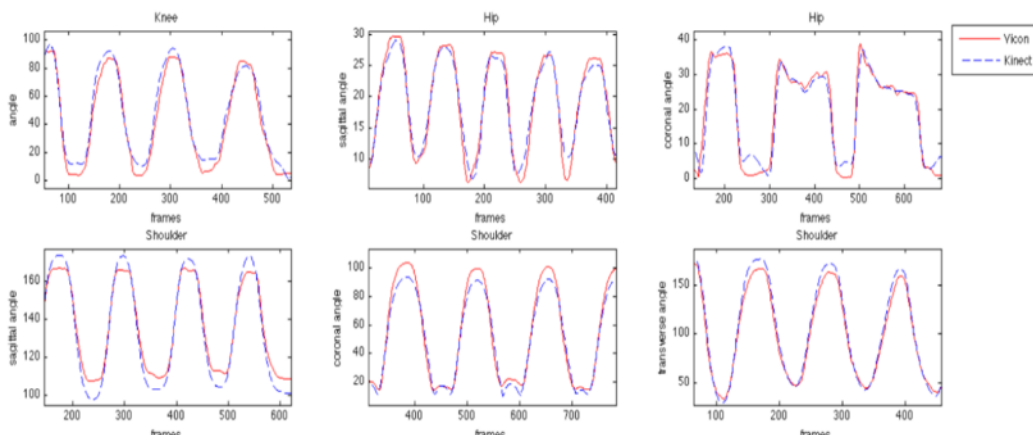


図1-5 光学式モーション・キャプチャ・システムと Kinect ベースの比較³⁵⁾

運動速度の評価に関しては、健常者の3段階（早い、普通、遅い）の速度が、判別可能なことがわかっている⁴¹⁾。

上肢動作測定に関する研究³¹⁾³³⁾³⁴⁾⁴²⁾は多くあり、Davidら³¹⁾は、システムレビューの中で、①Kinectは光学式モーションセンサと相関し、正当な精度を示すこと（特に手部と肘部）、②肩部に関しては様々な結果があること、肩部のKinectの使用機能性条件は、まだ臨床的に現実的な示されていないこと、③微細な運動に関しては、Kinect単独で十分に捕えられないことができないこと、④運動範囲の少ない高度障害をもった患者にKinectが適していないことを述べている。

Kinect測定における再検査信頼性の研究では、Bonnechereら³⁹⁾は、48名の健常者を対象に、肩外転、肘屈曲、股関節外転、膝屈曲の4つの動作を、kinectとViconで2回測定(1週間後)し、再試験信頼性を分析している。KinectはViconと類似の結果をとり、クラス相関係数は、0.61から0.89の間（中等度のものから良）であった。（表1-1）

表1-1 MLSとMBSシステムのための検査－再検査信頼度分析⁴⁰⁾

		Kinect				Vicon			
		Session1	Session2	p	ICC	Session1	Session2	p	ICC
Shoulder	ROM	111(17)	109(18)	0.57	0.73	110(16)	109(20)	0.53	0.61
Elbow	ROM	127(11)	126(14)	0.69	0.7	119(8)	119(8)	0.79	0.77
Hip	ROM	58(11)	60(11)	0.283	0.84	64(10)	64(12)	0.878	0.83
Knee	ROM	104(21)	97(25)	0.078	0.66	111(17)	108(21)	0.115	0.89

Mobiniら³⁶⁾は、18例の脳卒中患者と12人の健常者で、上肢リハ支援システムの4週間のリーチ訓練における平均速度 (MV) , 最高速度を叙した修正平均速度 (NMS) , 修正速度ピーク (NSP) , 無次元なジャーク (LJ) , 弯曲 (C) , スペクトル円弧長 (SAL) , 肩関節角度 (SA) と肘関節角度 (EA) の8つの運動指数に関して調査している。結果は平均速度, 無次元なジャーク, 弯曲, 肩関節角度と肘関節角度で0.9以上のクラス相関係数 (ICC) が得られ, 満足のいく標準誤差 (SEM) および変動係数 (CV) を示し, 再現性の高さが確認されている。しかし肩関節角度と肘関節角度の標準誤差 (SEM) は, それぞれ4.22度および5.49度となり, 1ヶ月間の訓練における平均が, 最小可検範囲 (MDC) をより小さくなり, Kinectでの関節角度測定は誤差の影響が多く含まれる結果になっている (表1-2)。体幹や肩, 肘の運動を測定するには, 身体部位の移動幅や距離の利用も考えられる。特に肩甲骨挙上や, 体幹の動きなどでは, 距離で測定するほうが有利である。また角度計測では, その関節部位とそれを中心にした隣接部位2点を合わせた計3点の座標データが必要であるが, 軌道幅等の身体部位計測では, その部位の座標1点のみのデータで計測は可能となる。角度測定よりも移動幅や身体間の距離の利用を検討する必要がある。

表1-2 脳卒中患者におけるインター・セッション信頼性パラメータ²⁶⁾

Performance indices	Mean ± SD	ICC	SEM	CV	MDC
MV (m/s)	0.669 ± 0.336	0.94	0.086	12.8	0.239
NMS	0.459 ± 0.074	0.60	0.034	7.36	0.093
NSP	0.085 ± 0.012	0.71	0.007	7.9	0.019
LJ	-0.779 ± 0.293	0.95	0.089	11.4	0.247
C (m)	0.951 ± 0.517	0.96	0.141	14.7	0.389
SAL	-3.19 ± 0.996	0.12	0.413	12.9	1.144
SA (°)	30.32 ± 24.46	0.96	4.22	13.9	11.71
EA (°)	33.12 ± 19.33	0.92	5.49	16.58	15.22

体幹運動の測定精度に関して, 為井ら⁴³⁾は開眼60秒のRomberg試験における姿勢制御を, KinectとMoCapを用いて同時に計測し, 両者間の誤差は, 頭両肩, 肩中心, 胴体, 腰, 腰中心では, 最大で3.4mm, 最小で2.7mm, 平均3.0±0.28mmであった。Clarkら³²⁾の研究において, リーチ動作および閉眼での立位動作の計測において, kinectとViconの測定値は, 体幹の各部 (骨盤, 胸骨, 体幹屈曲角度) において高い相関 (0.93~0.99) を示した。

最後にまとめると, Kinectは測定対象, 測定環境, 測定方法を十分に検討すれば, 正当な精度で測定を行うことが可能である。そして何よりもその特徴である経済性や測定の簡便さがリハビリテーションの機会を広げることが可能になると考えられる。

1.3 本研究の目的

コンピュータ・システムを導入した各種のリハビリ装置が, パフォーマンスの改善を導くことが明らかにされている。しかし現在, 開発されている上肢リハ支援システムは非常に高価であり, 脳卒中ガイドライン2015で「国内での実践事例は少ない。」と記載されているように普及されているとはいえない。そこで古荘研究室では, 老人

保健施設や家庭などで使用することを目的とし、安価で、コンパクト性、安全性に優れた端点型（End-effector Type）ロボットである準3次元上肢リハビリ支援システム PLEMOシリーズ（図1-6）の研究開発を行ってきた⁴⁴⁾

また上肢リハ支援システムは、上肢機能評価システムとしての側面も備えている。脳卒中患者のリーチ動作は、随意性の低下、共同運動の影響、体幹機能の低下などにより様々な異常性を示す。古荘らは異常性検出を目的に、PLEMOの手部に各種センサを取り付け、脳卒中患者において把持力、手関節可動域、作業面押付力の調査を行なった⁴⁵⁾。しかし手部以外の異常性を検出するためには、新たにモーションセンサを組み込む必要があり、また同時にPLEMOシリーズのコンセプトを保つために、安価で、簡易なKinectを組み込み、手部の異常性を評価し検出することを計画している。

また、上肢リハ支援システムにおける訓練は、机上リーチ動作課題を多く含み、その運動分析が重要になる。



図1-6 PLEMO-Y¹²⁾

本研究の目的は、汎用性の高い上肢リハ支援システムの開発に伴い、上肢機能評価の実施やフィードバック訓練の導入に向けて、机上リーチ動作測定における脳卒中上肢障害に関する異常性検出に関して、簡易で、安価なKinectの可能性を検証することである。

1.4 まとめ

本章で明らかになったことを以下に示す。

- 医療費が肥大し続ける中、効率的で経済的なリハビリテーションを行なうことが必要とされている。
- 脳卒中の上肢訓練では、維持期においても集中的で、長時間のリハビリテーションを行うことが重要であり、施設や在宅においてもリハビリテーションが可能な体制づくりが必要になる。
- 上肢リハ支援システムは、経済上および安全上の問題をクリアすれば、様々なシーンでの集中的で、長時間のリハビリテーションを行うことが可能である。
- 訓練動作中の脳卒中患者の異常性を評価できるシステムを組み込むことで、ロボット訓練におけるフィードバックが可能となり、訓練効果を向上させることにつながる。

- Kinectによる測定は、対象者の負担が小さく、また安価で、様々なシーンでの活用を普及することが期待できる。しかし測定精度には限界があり、目的とする測定に関して十分な検討が必要である。

以上の背景から、本研究では簡易で、安価なKinectを用いた机上リーチ動作測定における脳卒中上肢障害に関する異常性検出の可能性を検証する。

1.5 本論文の構成

本論分は9章からなっており、各章の概要は以下のとおりである。

第2章では、脳卒中（上肢）の基礎知識として、脳卒中における上肢機能障害の概要とその評価手法、また本研究の対象となるリーチ動作に伴う脳卒中の異常性について説明し、脳卒中上肢訓練に対する治療の最近の動向と、将来的に本研究を発展することで可能になるフィードバック訓練について述べる。

第3章では、我々がモーションセンサを組み込むことを計画している上肢リハ支援システムについて概説する。上肢リハ支援システムの分類、開発状況、訓練効果について説明し、上肢リハ支援システムをはじめ、多くの上肢機能訓練で応用されている机上訓練に関して検討を加える。

第4章では、健常者を対象に、机上リーチにおける自然な状態と脳卒中患者でよくみられる肘を挙げた状態を比較することで、Kinectを用いた測定の可能性について検討を加える。

第5章では、脳卒中患者の異常動作検出のための基礎データとするために、健常者を対象に、Kinectで測定した机上リーチ動作（前方リーチ、後方リーチ、内方リーチ、外方リーチ）における手・肘軌道の軌道を比較し、手部および肘部のリーチ方向による軌道の特徴を述べる。

第6章では、脳卒中患者の異常動作検出のための基礎データとして、健常者を対象に、机上での前後往復動作と内外往復動作における肩部の最大移動幅、手-肩距離におけるリーチ方向による違いについて検討する。

第7章では、脳卒中患者と健常者を対象に、Kinectにより机上リーチ動作中の身体部位最大移動幅（手部、肘部、肩部、頭部）を測定し、再検査信頼性と脳卒中上肢障害との関連性について述べる。

第8章では、脳卒中患者と健常者を対象に、Kinectを用いて机上リーチ動作中（前後往復動作）の身体部位間の距離を測定し、再検査信頼性と脳卒中上肢障害との関連性について説明する。

第9章では、本研究の結論と今後の展望について述べる。

参考文献

- 1) 平成 26 年度 患者 調査 の 概 況 （ 厚 生 労 働 省）：<http://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/kanja/14/index.html>
- 2) 平成 27 年度 国民医療の概況（厚生労働省）：<http://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/k-iryohi/15/dl/data.pdf>

- 3) 福井罔彦, 藤田勉, 宮坂元編著: 脳卒中最前線—急性期の診断からリハビリテーションまで—第4版 II-14 脳卒中片麻痺は回復するのか, 医歯薬出版, pp.91-96, 2009.
- 4) Nudo, R. J., Wise, B. M., SiFuentes F., Milliken G. W.: Neural substrates for the effects of rehabilitative training on motor recovery after ischemic infarct. *Science*, 21: 1791-1794. 1996.
- 5) Kopp, B., Kunkel, A., Mühlnickel, W., Villringer, K., Taub, E., Flor, H.: Plasticity in the motor system related to therapy-induced improvement of movement after stroke. *Neuroreport*, 10(4): 807-810, 1999.
- 6) 久保田競: 脳科学の進歩とニューロリハビリテーション, 理学療法, 24巻, pp. 1523-1531, 2007.
- 7) Wolf, S. L., Winstein, C. J., Miller, J. P., Thompson, P. A., Taub, E., Uswatte, G., Morris, D., Blanton, S., Nichols-Larsen, D., Clark, P. C.: Retention of upper limb function in stroke survivor who have received constraint-induced movement therapy: the EXCITE randomised trial. *Lancet Neurol*, 7: 33-40, 2008.
- 8) 道免和久: CI 療法—脳卒中リハビリテーションの新たなアプローチ, 中山書店, 2008.
- 9) リハビリテーションの標準的算定日数に関する関係団体への聞き取り調査(報告書), <http://www.mhlw.go.jp/stf/houdou/2r985200000079ry-att/2r985200000079tp.pdf>
- 10) Mehrholz, J., Platz, T., Kugler, J., Pohl, M.: Electromechanical and robot-assisted arm training for improving arm function and activities of daily living after stroke. *Cochrane Database Syst Rev*. 2008 Oct 8: (4): CD006876, 2008.
- 11) Mehrholz, J., Hädrich, A., Platz, T., Kugler, J., Pohl, M.: Electromechanical and robot-assisted arm training for improving generic activities of daily living, arm function, and arm muscle strength after stroke, *Cochrane Database Syst Rev*, 2012 Jun 13; (6): CD006876, 2012. .
- 12) 古荘純次, 石田圭二, 原口真: ヒトの運動機能と移動のための次世代技術開発—使用者に寄り添う支援機器の普及にむけて 第6章 上肢機能支援ロボット. NTS, 2014.
- 13) 古荘純次, 池田博康: (総説) リハビリ・介護とメカトロニクス, 日本機械学会誌 2016年1月特集号「リハビリ介護とメカトロニクス」, 119巻 1166号, pp. 4-7, 2016.
- 14) 日本脳卒中学会 脳卒中ガイドライン委員会: 脳卒中治療ガイドライン 2015, 協和企画, 2015.
- 15) 小澤拓也, 菊池武士, 古荘純次, 福島一樹, 福田孝博, 谷田惣亮, 藤川孝満, 加納繁照: 脳卒中片麻痺の臨床評価に基づく上肢リハビリ支援システム PLEMO-P3の研究開発—Burrnstrom Recovery Stage を用いた評価システムの検討—, 日本実験力学学会誌, 10巻 1号, pp. 89-95, 2010.
- 16) 小澤拓也, 古荘純次, 菊池武士, 赤井弘樹, 福島一樹, 福田孝博, 谷田惣亮, 藤川孝満, 加納繁照: 脳卒中片麻痺患者に対する上肢リハビリテーション支援シ

- テム P L E M O - P 3 の研究開発 (運動機能評価・訓練および実用化機の開発に向けた検討), 日本機械学会論文集(C 編), 76 巻 762 号, pp.323-330, 2010.
- 17) Kato,N., Tanaka,T., Sugihara,S., Shimizu,K.: Development and evaluation of a new telerehabilitation system based on VR technology using multisensory feedback for patients with stroke, J. Phys. Ther, 27(10): 3185-3190, 2015.
 - 18) Peretti,A., Amenta,F., Tayebati,S.K., Nittari,G., Mahdi,SS1.: Telerehabilitation: Review of the State-of-the-Art and Areas of Application, JMIR Rehabil Assist Technol, 4(2):e7,2017.
 - 19) Israely,S., Carmeli,E.: Error augmentation as a possible technique for improving upper extremity motor performance after a stroke—a systematic review, Top Stroke Rehabil, 23(6): 116-125, 2016.
 - 20) Chen,J., Fujii,L., Schlaug,G.: The use of augmented auditory feedback to improve arm reaching in stroke: a case series, Disabil Rehabil, 38(11): 1115-1124, 2016.
 - 21) Kim,C.Y., Lee,J.S., Lee,J.H., Kim,Y.G., Shin,A.R., Shim,Y.H., Ha,H.K.: Effect of spatial target reaching training based on visual biofeedback on the upper extremity function of hemiplegic stroke patients, J Phys Ther Sci, 27(4): 1091-1096, 2015.
 - 22) Macleod,A., Morris,J.W, Lyster,M.: Highly accurate coordinate generation for automatic 3D trajectory calculation, Image-Based Motion Measurement, 12, 1990.
 - 23) 上田智章: 奥行きカメラ kinect で 3D 計測, トランジスタ技術, 8 号, 2012.
 - 24) Brokaw,E.B., Eckel,E., Brewer,B.R.: Usability evaluation of a kinematics focused Kinect therapy program for individuals with stroke, Technol Health Care. 23(2): 143-51, 2015.
 - 25) Fernandes,A.B., Passos,J.O., Brito,D.P., Campos,T.F.: Comparison of the immediate effect of the training with a virtual reality game in stroke patients according side brain injury, NeuroRehabilitation, 35(1): 39-45, 2014.
 - 26) Song,G.B., Park,E.C.: Effect of virtual reality games on stroke patients' balance, gait, depression, and interpersonal relationships, J Phys Ther Sci, 27(7): 2057-60, 2015.
 - 27) Bower KJ, Louie J, Landesrocha Y, Seedy P, Gorelik A, Bernhardt J: Clinical feasibility of interactive motion-controlled games for stroke rehabilitation, J Neuroeng Rehabil, 2 (12) : 63, 2015.
 - 28) Matija.S., Slobodan,K., Marko,M., Dejan,B.P.: Microsoft Kinect-Based Artificial Perception System for Control, BioMed Research International, Vol 2014, Article ID 7404692014
 - 29) Adams,R.J., Lichter,M.D., Krepkovich,E.T., Ellington,A., White,M., Diamond, PT.: Assessing upper extremity motor function in practice of virtual activities of daily living, IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng, 23(2): 287-96,2015.

- 30) Klauer, C., Schauer, T., Reichenfelser, W., Karner, J., Zwicker, S., Gandolla, M., Ambrosini, E., Ferrante, S., Hack, M., Jedlitschka, A., Duschau-Wicke, A., Gföhler, M., Pedrocchi, A.: Feedback control of arm movements using Neuro-Muscular Electrical Stimulation (NMES) combined with a lockable, passive exoskeleton for gravity compensation, *Front Neurosci.* 2(8): 262, 2014.
- 31) Webster, D., Celik, O.: Systematic review of Kinect applications in Elderly care and stroke rehabilitation, *J Neuroeng Rehabil.* 3(11): 108-32., 2014.
- 32) Clark, R. A., Pua, Y. H., Fortin, K., Ritchie, C., Webster, K. E., Denehy, L., Bryant, A. L.: Validity of the Microsoft Kinect for assessment of postural control, *Gait Posture*, 36(3): 372-77, 2012.
- 33) Obdrzalek, S., Kurillo, G., Ofli, F., Bajcsy, R., Seto, E., Jimison, H., Pavel, M.: Accuracy and robustness of Kinect pose estimation in the context of coaching of elderly population, *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.* 2012, 1188-93.
- 34) Fernandez-Baena, A., Susin, A., Lligadas, X.: Biomechanical validation of upper-body and lower-body joint movements of kinect motion capture data for rehabilitation treatments, *IINCoS, 2012 4th International Conference on, IEEE, 2012*, 656-661.
- 35) Bó, A. P., Hayashibe, M., Poignet, P.: Joint Angle Estimation in Rehabilitation with Inertial Sensors and its Integration with Kinect, *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.* 2011, 3479-83
- 36) Mobini, A., Behzadipour, S., Saadat, M.: Test-retest reliability of Kinect's measurements for the evaluation of upper body recovery of stroke patients, *Biomed Eng Online*, 4(14): 75, 2015.
- 37) Khoshelham, K., Elberink, S.: Accuracy and resolution of kinect depth data for indoor mapping applications. *Sensors*, 12(2): 1437-1454, 2012.
- 38) Dutta, T.: Evaluation of the kinect sensor for 3-d kinematic measurement in the workplace, *Appl Ergon*, 43(4): 645-9, 2012.
- 39) Bonnechère, B., Jansen, B., Salvia, P., Bouzahouene, H., Omelina, L., Moiseev, F., Sholukha, V., Cornelis, J., Rooze, M., VanSint Jan, S.: Validity and reliability of the Kinect within functional assessment activities: Comparison with standard stereophotogrammetry, *Gait Posture*, 39(1): 593-8. 2014.
- 40) Huber, M. E., Seitz, A. L., Leeser, M., Sternad, D.: Validity and reliability of Kinect skeleton for measuring shoulder joint angles: a feasibility study, *Physiotherapy*, 101(4): 389-93, 2015.
- 41) Elgendi, M., Picon, F., Magnenat-Thalmann, N., Abbott, D.: Arm movement speed assessment via a Kinect camera: a preliminary study in healthy subjects, *Biomed Eng Online.* 27(13): 88, 2014.
- 42) Chang, C. Y., Lange, B., Zhang, M., Koenig, S., Requejo, P., Somboon, N., Sawchuk, A. A., Rizzo, A. A.: Towards pervasive physical rehabilitation using Microsoft Kinect. In *Pervasive Computing Technologies for Healthcare*

- (PervasiveHealth), 2012 6th International Conference on: IEEE; 2012:159-162.
- 43) 為井 智也, 柴田 智広, 和田 佳郎, 山中 敏彰: Kinect を用いた姿勢制御の簡易計測システム, Equilibrium Research 72 巻 5 号 pp.391.2013.
 - 44) 古荘純次, 吉田晴行, 早川潔: (解説) 非装着型上肢リハビリ支援システム, 日本機械学会誌, 119 巻, 1166 号, pp.19-21, 2016.
 - 45) Furusho, J., Takesue, N.: (Review) Research and Development of Functional Fluid Mechatronics, Rehabilitation Systems, and Mechatronics of Flexible Drive Systems, Journal of Robotics and Mechatronics, 28(1): 5-16. 2016.

第2章 脳卒中（上肢）の基礎知識

2. 1 緒 言

本研究は、脳卒中の上肢リハ支援システムに関連したリーチ動作における異常性検出に関するものであり、脳卒中の障害および上肢障害に対するリハビリテーションに関する知識が不可欠である。

本章では、脳卒中における上肢機能障害と、その評価手法、本研究の対象となるリーチ動作における脳卒中の異常性について説明し、脳卒中上肢訓練に関する最近の動向と、本研究を発展することで可能になるフィードバック訓練について述べる。

2. 2 脳卒中における上肢機能障害

2. 2. 1 脳卒中片麻痺の病態生理

脳卒中は、脳損傷に伴うシステム障害により、運動行動の表出過程とその背景にある運動学的要素（感覚・平衡・筋活動）に不調和をきたし、特有の障害像を呈する。脳卒中で見られる運動麻痺は中枢性麻痺と呼ばれ、筋力低下など量的な低下が主症状になる末梢性麻痺とは根本的に異なるものになる¹⁾²⁾。

中枢性麻痺は、大脳皮質を中心とする複雑な上位運動制御のコントロールが障害され、正常ではコントロール下にあった下位運動中枢に関連する筋緊張の異常や、連合反応(associated reaction)、共同運動(synergy movement)などの質的に異常な運動パターンを示すことが特徴である。臨床症状は、上位中枢障害により正常運動機能が低下・欠如した陰性徴候と、正常時にはコントロール下にある下位レベルの反応や現象が表面化した陽性徴候の2群で構成される（表 2-1）。

表 2-1 脳卒中の症状²⁾

陰性徴候（巢症状）	陽性徴候（開放現象）
・運動性の低下・欠如 筋緊張の低下・麻痺 筋の伸展性	・筋緊張の亢進 深部腱反射の亢進 痙性・固縮の出現
・感覚障害・知覚障害 ・姿勢反応の低下・欠如	・連合反応・連合運動の出現 ・異常姿勢反応の出現 ・病的反射の出現

2. 2. 2 共同運動(synergy movement)

共同運動は、運動を行う際に必要な動作筋だけを働かすことができず、その共同筋も同時に働いてしまう現象をいう。これは脊髄レベルの原始的な運動が陽性徴候として現れたものである。脳卒中の回復段階ではわずかな随意的な動きが可能になった状態で出現し、共同運動が支配的な状態では肢全体の運動が一定の決まった型(stereotype)の運動となって出現する。そして回復に従い共同運動の影響が弱まり、徐々に分離・独立した運動が可能になる。

また共同運動（表2-2）は、屈筋共同運動と伸筋共同運動があり、麻痺側上肢では屈筋共同運動の影響を強く受ける。

表2-2 共同運動¹⁾

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

2. 2. 3 筋緊張異常

脳卒中の発症時は、筋の持つ本来の筋トーンスを失い弛緩性麻痺を呈する。麻痺が重いほどトーンスの低下が著しいことが多い。これは正常ならば上位中枢から脊髄に与えられる促通性の影響が除去されたためである。数日から数週間経過するうちに、深部腱反射とともに筋緊張は亢進し、続いて痙性(spasticity)または固縮痙性(rigidospasticity)のような異常な亢進を示すようになる。

Modified Ashworth Scaleが、現在その評価に用いられている主要な方法であり、2. 3. 4に詳細を述べる。

2. 2. 4 連合反応(associated reaction)

連合反応は、患側肢に全く随意性が見られないとき出現する。健側肢を強く動かしたときに、それとほぼ対称的な患側部位により原始的なパターン（共同運動）の筋収縮が起こる。上肢では対称性の運動で起こることが多く、健側で屈筋が活動したときに患側の屈筋に収縮が起き、伸筋の活動時に伸筋収縮がみられる。

2. 2. 4 姿勢反射(postural reflex)

中枢性神経障害では、下記の病的な姿勢反射の出現が見られる。これらは筋緊張を変化させる特有な姿勢を呈する。反射の中枢は脳幹から脊髄に存在する。

① 対象性緊張性頸反射

頸部の前屈により両上肢の屈曲と下肢の伸展が生じ、頸部の後屈によって上肢伸展、下肢屈曲をきたす。

② 非対象性緊張性頸反射

頸部の回旋で、顔面側の上下肢の伸展と、後頭側の上下肢の屈曲が生じる。

③ 緊張性迷路反射

背臥位で上下肢の伸筋優位、腹臥位で屈筋優位になる。

④ 緊張性腰反射

上半身を回旋すると、回旋側の上肢屈筋優位と下肢伸筋優位、反対側の上肢伸筋優位と下肢屈筋優位となる。

2. 3 脳卒中上肢機能障害の評価

2. 3. 1 上田式12段階片麻痺機能テスト

表2-4 上田式12段階片麻痺機能テスト¹⁾

12段階式片麻痺機能テスト(上田式) 上肢テスト判定一覧表

テストNo.	テスト動作	判定		
		不十分(無)	十分(有)	
1		不十分(無)	十分(有)	
		十分(有)	十分(有)	
2		不十分(無)	十分(有)	
		十分(有)	十分(有)	
3		不可能		
		可能	不十分	耳～乳頭 乳頭～臍 臍より下 完全伸展
			十分	完全伸展
			十分	完全伸展
4		不可能		
		可能	不十分	0～臍 臍～乳頭 乳頭以上 耳の高さ
			十分	乳頭以上
			十分	耳の高さ
5		不可能		
		不十分	体側まで 体側を越えるが不十分	
十分	脊柱より5cm以内			
	6		不可能	
不十分			5°～25° 30°～55° 60°～85° 90°	
			十分	90°
			十分	90°
7		不可能		
		不十分	肘が体側につかない 体側につく(前腕回外位) 前腕中間位保持可能 回内 5°～45° 回内 50°～85° 回内 90°	
			十分	回内 90°

テストNo.	テスト動作	判定	
		不十分	十分
8		不十分	5°～25° 30°～55° 60°～85° 90°
		十分	90°
9		不十分	0°～85° 90°～125° 130°～155° 160°～175° 180°
		十分	180°
10		不十分	前方挙上位が不可能 可能だが前腕回内位 前腕中間位が可能 回外 5°～45° 回外 50°～85° 回外 90°
		十分	回外 90°
11		不十分	健側の2倍以上 健側の1.5～2倍
		十分	健側の1.5倍以下
予備		不十分	健側の2倍以上 健側の1.5～2倍
		十分	健側の1.5倍以下

グレード	テストNo.	判定	ステージ
0	1	不十分(No.2,3,4も不十分)	I
1	1	十分	II-1
2	2	十分	II-2
3	3, 4	一方不可能・他方不十分	III-1
4		両方不十分 or 一方不可能・他方十分	III-2
5	3, 4	一方十分・他方不十分	III-3
6		両方ともに十分	III-4
7	5, 6, 7	(3つのうち)1つが十分	IV-1
8		(3つのうち)2つが十分	IV-2
9	8, 9, 10	1つが十分	V-1
10		2つが十分	V-2
11	8, 9, 10	3つが十分	V-3
12		11(or 予備)	No.8～10 全て十分かつNo.11(予備)も十分

上田式12段階片麻痺機能テスト(図 2-4)¹⁾³⁾は、運動麻痺評価で本邦において最も広く用いられている片麻痺機能評価である。Brunnstromテストが①判定基準が不明確でテスト者の判断により検査結果が異なる、②各stageの総合判定の基準が不明確である、③stageⅣの判定基準が不明確である、④サブテストの難易順に疑問がある、⑤回復までの長期にわたる片麻痺テストとしては大まか過ぎるなどの問題点を改善し上田らが開発したもので、上肢テスト、手指テスト、下肢テストがある。

上肢テストは肩関節と肘関節に関する12個のサブテスト、手指テストでは手関節と手指に関する9個のサブテストで構成されている。

サブテストごとに「十分」、「不十分」、「不可能」の3段階で評価し、そしてサブテストの結果から0(重度)～12(軽度)の片麻痺回復グレードに置き換え、総合評価を行なう。Brunnstrom stageとの比較では、上肢テストではグレード0はステージⅠに、グレード1～2はステージⅡ、グレード3～6はステージⅢ、グレード7～8はステージⅣ、グレード9～11はステージⅤ、グレード12はステージⅥに相当する。(表2-4)

2. 3. 2 Fugl-Meyer Assessment (FMA)

Fugl-Meyer Assessment (以下、FMA)⁴⁾は、脳卒中片麻痺患者の回復を定量的に評価するために、臨床や研究で欧米では幅広く用いられている脳卒中片麻痺の一般的な評価である。評価に長時間を要するため本邦ではそれほど使われてはいない。

Fugl-Meyer Assessment (1975)は、Brunnstromなどの知見を含み、以下の仮説に基づき開発されている。

- ・ 通常の筋力測定は、麻痺患者の運動機能を評価するには不適である。
- ・ 脳卒中後に高度な選択的な動きが困難になるのは、多様な反射機構の不調和によるものである。
- ・ 運動機能の回復はステージに応じておこる。
- ・ 弛緩性麻痺では、多くの場合まず反射の変化が起こり、おそらくこれが随意運動の再獲得に関連がある。
- ・ 回復は多くの場合、近位関節の動きより始まり、遠位関節の動きは回復過程の後期に起こる傾向にある。
- ・ 共同運動、特に上肢近位の活動は回復過程で出現し、回復の早期から中間ステージにおこりうる代表的で基本的な随意運動機能である。

FMAは、上肢機能テストと下肢機能テストがあり、上肢機能テストは肩/肘/前腕、手関節、手、協調性/スピードの項目で構成される。項目ごとの得点は、全くできない場合は「0」、部分的にできるは「1」、完全にできるは「2」の3段階で評価し、最高得点は66点になる。(表2-5)

表2-5 Fugl-Meyer Assessment⁴⁾

Fugl-Meyer Assessment

		無	不十分	有・十分	
A. 肩/肘/前腕	I. 反射 二頭筋及び指屈筋 三頭筋	0 1 0 1		2 2	この反射は、あるかなしかの判断で記載。非麻痺側と比較。
	II. ①屈曲共同運動（座位で麻痺側の耳まで手を挙上） 肩 後退 挙上 外転 外旋 肘 屈曲 前腕 回外 ②伸展共同運動（座位で麻痺側の膝に触れる） 肩 内転/内旋 肘 伸展 前腕 回内	0 1 0 1 0 1 0 1 0 1 0 1 0 1 0 1 0 1 0 1 0 1		2 2 2 2 2 2 2 2 2 2	しっかり外転 90 度させること。 回内外時は、体側に肘が接触していること。肩関節内旋は可。
	III. 座位で手を腰椎に回す 肘伸展位、前腕中間位での肩屈曲 90° 肩 0° 肘屈曲 90° での回内外	0 0 0		1: 上前腸骨棘・体側 1: 後半で肩外転・肘屈曲 1: 肢位保持可、回内外少し可	2: 完全に可能 2: 完全に可能 2: 完全に可能
	IV. 座位で肘伸展位、前腕回内位での肩外転 90° 肘伸展位での肩屈曲 180° 肘伸展位、肩 30° ~ 90° 屈曲位での回内外	0 0 0		1: 部分的に可、後半で肘屈曲、前腕回外 1: 開始時すぐ肩外転・肘屈曲 1: 肢位保持可、回内外少し可	2: 完全に可能 2: 完全に可能 2: 完全に可能
	V. 正常反射 I の腱反射を検査 *IV の項目で満点の場合のみ施行	0		1: 著明亢進 ≥ 2 個 1: 著明亢進 ≥ 1 個 or 亢進 ≥ 2 個 2: 著明亢進 = 0 個、亢進 ≤ 1 個	
	B. 手関節 (肩と肘の肢位は必要なら介助する)	肩 0°、肘屈曲 90° での手関節 15° 背屈位保持 回内位で手関節掌屈/背屈 肩軽度屈曲/外転位、肘伸展位、前腕回内位で手関節 15° 背屈位保持 手関節掌屈/背屈 肩関節 0 度、肘関節 90 度で手関節分回し	0 1 0 1 0 1 0 1 0 1		2: MMT4 以上 2: 他動の 80% 以上 2: MMT4 以上 2: 他動の 80% 以上 2: スムーズで可動域十分
C. 手 (必要なら肘を 90° に保つように介助する)	集団屈曲 集団伸展 握り ①II~V 指 MP 伸展、PIP と DIP の屈曲 ②I 指伸展位で II 指 MP と紙をはさむ ③I、II 指の指腹で鉛筆をつまむ ④I、II 指の指腹で筒握り（修正液程度のもの） ⑤I 指対立位でテニスボールを握る	0 0 0 0 0 0	1 1 1 1 1	2: 非麻痺側と同程度 2: 非麻痺側と同程度 2: MMT4 以上 2: 引き抜かれない 2: 引き抜かれない 2: 引き抜かれない	手の近くに物品を近づける介助は可も、はさむ、つまむ、握る、の各動作はしてもらう。
D. 協調性/スピード (目隠しで II 指を鼻につける動作を 5 回、できるだけ早く繰り返す。開始肢位は肩外転 90 度、肘伸展位で行う)	振戦 測定異常 非麻痺側との時間差	0 0 0		1: 軽度、軌跡が波線 1: わずかで一定した Dysmetria 1: 2~5 秒	2: 無 2: 無 2: < 2 秒
完全な指鼻試験 (2 点) では常に鼻先の大体 1 cm の範囲内に達する。 一定しない Dysmetria: 誤りがランダムな状態。		合計 _____ / 66			

2. 3. 3 Motricity Index (MI)

Motricity Index (以下, MI:表2-7)⁵⁾は, 脳卒中後の運動障害の評価指数として多くの研究で用いられており⁶⁾, 徒手筋力評価の方法で上肢3項目, 下肢3項目の評価をしたうえで, 加重平均により100点満点の得点に換算する方法である. 上肢の項目は①手指屈曲, ②肘関節屈曲運動, ③肩関節運動外転運動の3つの動きから評価を行なう.

脳卒中の包括的スケールとして脳卒中機能障害評価セット (Stroke Impairment Assessment Set :以下, SIAS)があるが, その上肢の運動機能項目(近位, 遠位)が機能的研究に用いられるも多い. MIおよびSIAS(運動機能)とBrunnstrom stageとの相関は高く, 併存的妥当性が示されている⁷⁾.

また疾患を限らない上肢機能の全般的な評価としては簡易上肢機能検査 (simple test for evaluating hand function:以下, STEF)⁸⁾がある. STEFは, 様々な物品の把持, 移動, 離すという一連の動作を行い, 所要時間から得点化を行う.

表2-6 Motricity Index(上肢)⁶⁾

①手指屈曲

開始肢位: 親指と人差し指との間に2.5cm立方体を準備

動作	得点
動きなし	0点
立方体をつかもうとする動きがみられる	11点
立方体をつかむことができるが重力に抗して保持できない	19点
立方体をつかむことができ, 重力に抗して保持できる。しかし弱い力でも立方体を引っ張られると保持できない	22点
立方体をつかむことができ, 重力に抗して保持でき, 弱い力で引っ張られても保持できる。	26点
立方体をつかむことができ, 重力に抗して保持でき, 強い力で引っ張られても保持できる	33点

②肘関節屈曲運動

開始肢位: 肘関節90度屈曲位

動作	得点
肘関節屈曲の筋の収縮の動きを触診できるが, 動きはみられない	9点
肘関節屈曲の動きはみられるが全可動域の動きではなく, 重力に抗することができない。	14点
重力に抗して完全可動域を肘関節屈曲できるが, わずかな抵抗に抗することができない	19点
弱い抵抗になら抗することができる	25点
強い抵抗にも抗することができる	33点

③肩関節外転運動

開始肢位: 胸の前から

動作	得点
肩関節外転運動の収縮の動きを触診できるが, 動きはみられない	9点
肩関節外転運動の動きはみられるが全可動域の動きではなく, 重力に抗することができない。	14点
重力に抗して完全可動域を肩関節外転できるが, わずかな抵抗に抗することができない	19点
弱い抵抗になら抗することができる	25点
強い抵抗にも抗することができる	33点

2. 3. 4 Modified Ashworth Scale (MAS)

Modified Ashworth Scale (以下, MAS)⁸⁾⁹⁾ は, 痙性・固縮などの筋緊張の高まりを他動運動の抵抗感で分類する被動性検査の評価基準である. 被動性とは他動的に動かしたときの抵抗感や末梢関節の動きの度合いであり, 関節を他動的に速やかに動かし, 抵抗感(折りたたみナイフ様, 鉛管様, 歯車様)とその強さをみる.

下記の基準に従い, 筋緊張が亢進していないから(0点), 関節運動の不可能(4点)まで6段階で評価できる. (表2-6)

表2-7 Modified Ashworth Scale⁹⁾

0:	筋緊張の増加なし
1:	軽度の筋緊張の増加あり. 患部の屈曲または伸展運動をさせると, ひっかかりとその消失, あるいは可動域の終わりに若干の抵抗がある
1+:	軽度の筋緊張増加あり. ひっかかりが明らかで, 可動域の1/2以下の範囲で若干の抵抗がある.
2:	さらにはっきりした筋緊張の増加がほぼ全可動域を通して認められるが, 患部は容易に動かすことができる.
3:	かなりの筋緊張の増加があり, 他動運動は困難である.
4:	患部は固まっていて, 屈曲あるいは伸展できない.

2. 3. 5 Barthel Index (BI)

Barthel Index (BI: 表2-8)⁸⁾ は, 日常生活活動(ADL)の10項目(1. 食事, 2. 椅子とベット間の移乗, 3. 整容, 4. トイレ動作, 5. 入浴, 6. 平地歩行, 7. 階段昇降, 8. 更衣, 9. 排便コントロール, 10. 排泄コントロール)を2~4段階で採点し, 経験的な重み付け(5~15点)に従い100点満点になるように合計する. 世界的に普及しているADL評価法である. またADL評価法として18項目の7段階評価で評価してするFunctional Independence Measure(FIM)^{6) 8)}も, よく研究で用いられる.

表2-8 Barthel Index⁹⁾

項目	点数	判定	基準
1. 食事	10	自立	皿やテーブルから自力で食物を取って、食べることができる。自助具を用いてもよい。食事を妥当な時間に終える。
	5	部分介助	なんらかの介助・監視が必要(食物を切り刻むなど)
2. いすとベッド間の移乗	15	自立	すべての動作が可能(車いすを安全にベッドに近づける。ブレーキをかける。フットレストを持ち上げる。ベッドへ安全に移る。臥位になる。ベッドの縁に腰掛ける。車いすの位置を変える。以上の動作の逆)
	10	最小限の介助	上記動作(1つ以上)最小限の介助または安全のための支持や監視が必要
	5	移乗の介助	自力で臥位から起き上がって腰掛けられるが、移乗に介助が必要
3. 整容	5	自立	手と顔を洗う、整髪する。歯を磨く、髭を剃る(道具は何でもよいが、引出しからの出納も含めて道具の操作・管理が介助なしにできる)。女性は化粧を含む(ただし、髪を編んだり、髪型を整えることは除く)。
4. トイレ動作	10	自立	トイレへの出入り(腰掛け、離れを含む)、ボタンやファスナーの着脱と汚れないための準備、トイレット・ペーパーの使用、手すりの使用は可。トイレの代わりに差込便器を使う場合には、便器の洗浄管理ができる。
	5	部分介助	バランス不安定、衣服操作、トイレット・ペーパーの使用に介助が必要
5. 入浴	5	自立	浴槽に入る、シャワーを使う、スポンジで洗う、このすべてがどんな方法でもよいが、他人の援助なしで可能
6. 平地歩行 (車いす駆動)	15	自立	介助や監視なしに45m以上歩ける。義肢・装具や杖・歩行器(車付きを除く)を使用してよい。装具使用の場合には立位や座位でロック操作が可能なこと。装着と取りはずしが可能なこと
	10	部分介助	上記事項について、わずかな介助や監視があれば45m以上歩ける。
	5	車いす使用	歩くことはできないが、自力で車いす駆動ができる。角を曲がる、方向転換、テーブル、ベッド、トイレなどへの操作など、45m以上移動できる。患者が歩行可能なときは採点しない。
7. 階段昇降	10	自立	介助や監視なしで安全に階段昇降ができる。手すり・杖・クラッチの使用可。杖を持ったままの昇降も可能
	5	部分介助	上記事項について介助や監視が必要
8. 更衣	10	自立	通常つけている衣類、靴、装具の脱着(細かい着方までは必要条件としない:実用性があればよい)が行える。
	5	部分介助	上記事項について、介助を要するが作業の半分以上は自分で行え、妥当な時間内に終了する。
9. 排便コントロール	10	自立	排便の自制が可能で失敗がない。脊髄損傷患者などの排便訓練後の座薬や浣腸の使用を含む。
	5	部分介助	座薬や浣腸の使用に介助を要したり、時々失敗する。
10. 排尿コントロール	10	自立	昼夜とも排便規制が可能。脊髄損傷患者の場合、集尿バッグなどの装着・清掃管理が自立している。
	5	部分介助	時々失敗がある。トイレに行くことや尿器の準備が間に合わなかったり、集尿バッグの操作に介助が必要

2. 4 リーチ動作における脳卒中の異常性

リーチ動作は、効果器である手部を目標に到達させる機能であり、体幹も含んだ肩、肘、手関節の運動によって実現される。上肢の運動性低下や筋緊張異常、共同運動、バランス能力の低下などの影響を受け、健常者に比べ脳卒中患者のリーチ動作では様々な異常性を呈する。

2. 4. 1 時間的空間的運動協調の異常

Levin¹⁰⁾らは、健常者および脳卒中患者を対象に、胸部から約15cmの出発点から40cm前方の標的にふれ、元に戻る課題の分析を行っている(図2-2)。健常者では手の軌跡が滑らかで直線的であること、肘関節と肩関節の時間的空間的關係が直線で示され協調性が良いこと、そして肘関節と肩関節の角速度が釣鐘型で最高速度のタイミングも一致することを述べている。一方、脳卒中患者の麻痺側では、肩と肘の協調性は失われ、リーチ動作中の肩関節の運動と肘の運動は減少し、主に肘関節の運動に体幹の代償動作が加わり行なわれている。運動を反復した際の運動軌跡の変動が大きく、肩および肘関節角速度の変化も滑らかでなく、健常者で認められた釣鐘型が崩壊する。また運動パフォーマンス(継続時間、分節、精度と協調)の諸相は、運動機能障害のレベルと、有意に相関している。

またCirsteaら¹¹⁾¹²⁾は、椅子座位における体幹の横下方から内側前方へのリーチ動作を分析し、様々な運動指標における健常者と脳卒中患者の比較を行った(表2-9)。健常者のリーチ動作に比べ脳卒中患者は、肘の伸展、肩の屈曲、肩の水平内転が有意に減少し、体幹の回旋と移動距離が有意に大きくなっている。

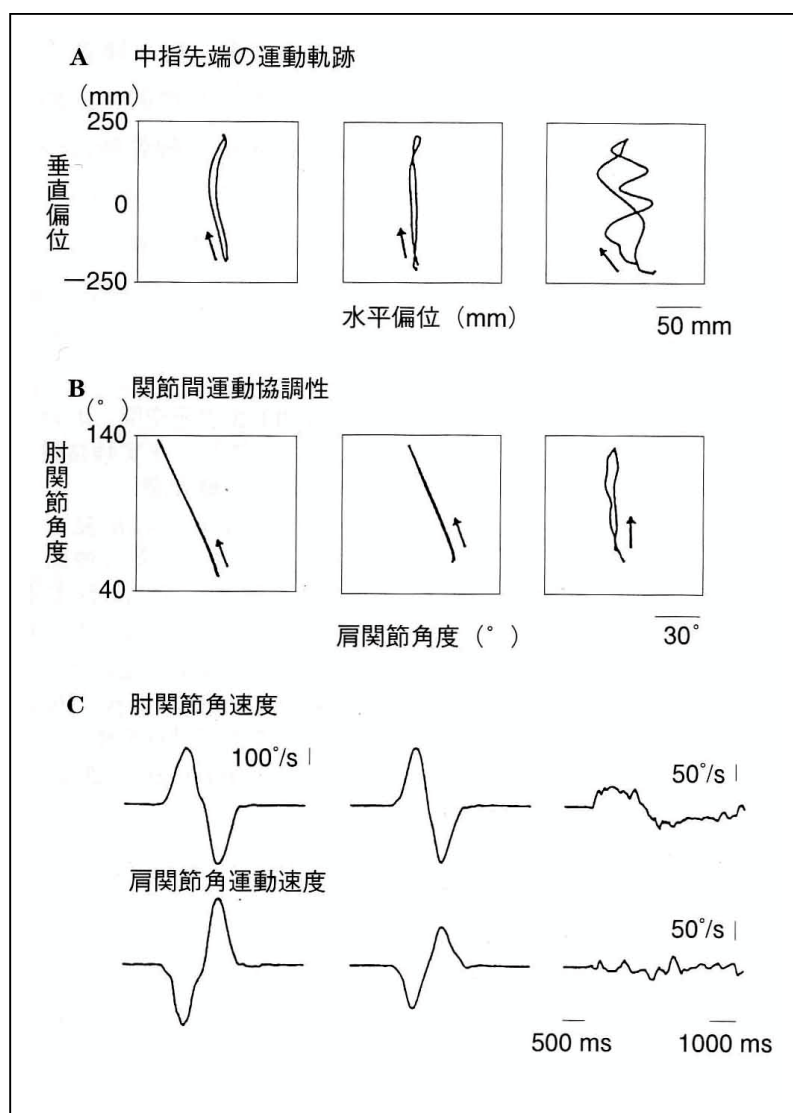


図 2-2 正面の標的に向かうリーチ動作における手先の運動軌跡および肩と手の運動左は健常者、中央は不全片麻痺の健側、右は麻痺側である¹⁰⁾

表 2-9 リーチ動作中の運動指標（平均±SD）における健常者と脳卒中患者の比較¹¹⁾

Parameter	Healthy	Stroke
Movement time (s)	0.620 ± 0.05	1.270 ± 0.29*
Constant errors (mm)	64.2 ± 14.5	113.5 ± 50.9*
Coefficient of variation (%)	31.7	34.6
Trajectory length	1.27 ± 0.04	1.35 ± 0.08*
Coefficient of variation (%)	2.7	5.3*
Peak velocity (mm/s)	2799.1 ± 190.4	1650.3 ± 519.5*
Coefficient of variation (%)	11.5	13.9*
Temporal segmentation (no. of peaks)	1.2 ± 0.3	3.3 ± 0.9*
Elbow extension (°)	34.4 ± 13.3	12.4 ± 13.8*
Shoulder horizontal adduction (°)	128.3 ± 8.0	105.2 ± 27.7*
Shoulder flexion (°)	86.5 ± 8.1	60.3 ± 20.3*
Trunk displacement (mm)	37.5 ± 14.1	110.2 ± 59.7*
Trunk rotation (°)	12.7 ± 4.7	24.3 ± 8.5*

* $P < 0.05$.

2. 4. 2 手部軌道の異常

Bullock ら¹³⁾は、健常者のリーチ動作中の手軌道の軌跡および速度に関して分析した。健常者のリーチ動作では標的が十分に大きければ開ループ制御により連続運動（滑らかな軌跡）を描くこと、運動速度の時間的変化は頂点が一つの釣り鐘型になり加速度は対称性に近いこと、最高速度は運動開始から 33~50% に起こることを述べている。

Trombly¹⁴⁾は、脳卒中患者のリーチ動作について麻痺側および健側について比較している。脳卒中の非麻痺側では健常者と同様の軌道で行なったが、麻痺側では手部軌道は閉ループ制御で見られるような非連続運動（ステップ状につながった）を描き、最高速度低下および運動時間延長が認められる。また最高速度に達する時期は、早期になっている。麻痺の回復に従って最高速度の低下及び運動時間延長は少なくなり、不連続運動が直線的な運動になると述べている。（図 2-3）

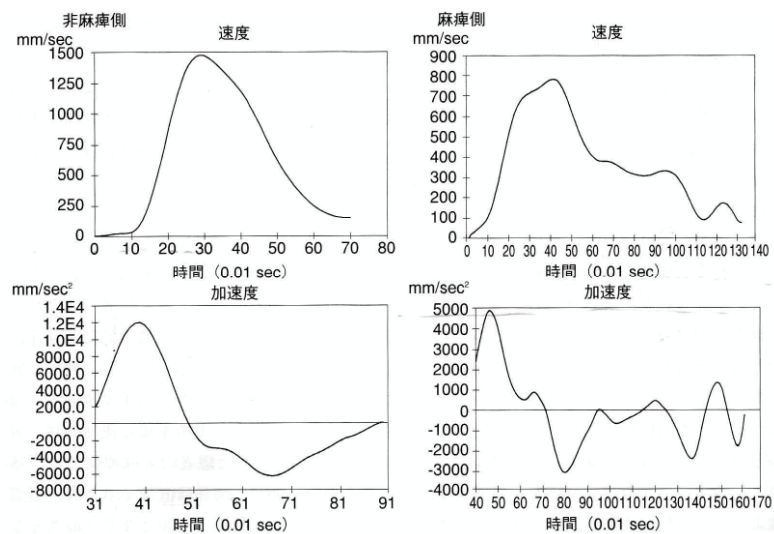


図 2-3 左不全片麻痺患者のリーチにおける速度と加速度のプロフィール¹⁴⁾

2. 4. 3 体幹代償

健常者に比べ脳卒中患者で、肩、肘関節の可動が減少し、体幹の可動域が増加する傾向にある。Mark¹⁵⁾らによると、健常者が体幹代償を用い始めるのは、上肢長の約 80～90%からであると述べている。Cirstea¹¹⁾らは、椅子座位における体幹の横下方から内側前方へのリーチ動作での体幹運動は、健常者 12mm、軽度麻痺 51mm、重度～中等度麻痺 139mm となり、体幹の移動距離と関節伸展および肩関節屈曲の低下、上肢の重症度、痙縮の程度との間に相関を認めている(図 2-4)。また Robertson¹⁶⁾らの研究では、前方へのリーチ動作に伴う体幹の代償動作の分析で、体幹屈曲と回旋で健常者と片麻痺患者間に差が認められ、側屈は差が無かったと述べている。

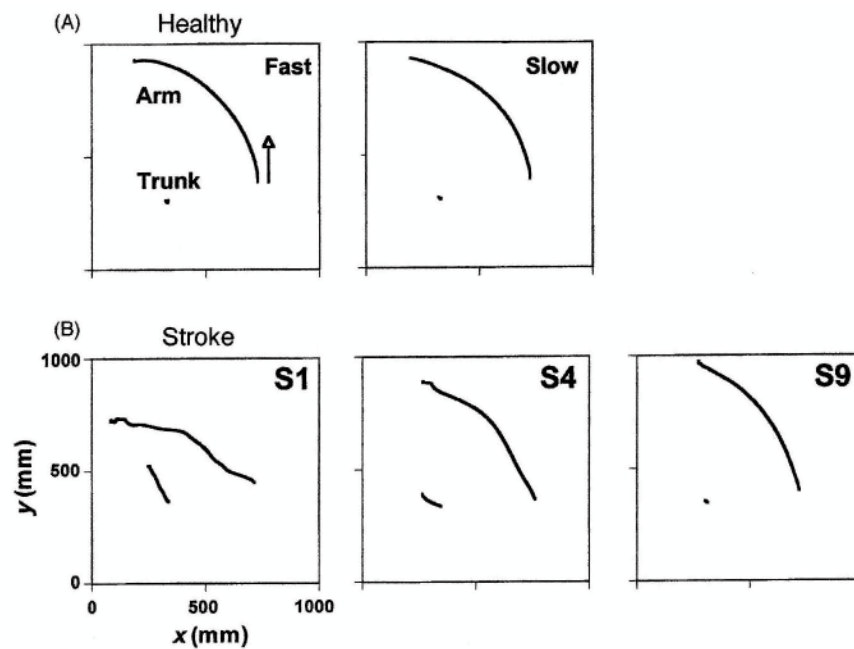


図2-4 リーチにおける示指先端と胸骨柄の水平面における運動軌跡¹¹⁾
S1は重度障害, S4は中等度障害, S9は軽度障害

2. 5 近年の脳卒中上肢訓練の動向

2. 5. 1 脳の可塑性に対する知見の変化と新しい上肢に対する訓練方法 (CI療法)

近年、基礎研究の領域や臨床研究で、中枢神経が損傷を受けた場合でも、特定の運動経験や感覚経験などの身体経験を持てば、損傷域に近接した領域や運動に関連した遠隔領域の再組織化がなされる可塑性の構造が明らかにされてきている。そして中枢神経の可塑性を利用した治療法¹⁷⁾⁻²⁰⁾が開発され、その効果が報告されている。

Nudeらはリスザルを使った実験で、主に指を使用する課題ではその指を支配する領域が拡大し、前腕を使う課題では前腕に関係する領域の拡大が見られたことを明らかにした。同時に指の課題では前腕の領域が、前腕の課題では指の領域が縮小されることも報告されている²¹⁾。また一次運動野の手指領域に脳梗塞を起こした動物実験では、自然回復では残存している手指領域は縮小し、損傷していない肩・肘領域は大きくなったが、手指に運動課題を与えると手指領域が拡大するが肩・肘領域では大きな変化が伴わないことがわかった。また腹側運動前野と一次感覚野(1野, 2野)の神経

ネットワークが新たに構築されることもわかっている²²⁾。自然回復における手指領域の縮小は身体の不使用によって運動野の再現領域が減ることを示しており、運動課題を与えられた結果である手指領域の拡大や関連領域の神経ネットワークの構築は、損傷後にダイナミックな可塑的变化を示していると考えられている。

そこでWolf²³⁾らは、脳卒中受傷後に起こる学習性不使用 (learned non-use) と麻痺側上肢使用による脳の可塑性 (use-dependent plasticity) をキイコンセプトとして、CI療法 (Constraint-Induce movement therapy) を開発した。CI療法は端的に言えば、片麻痺の健側をスリングで拘束し強制的に患側の運動を誘発する中で、患側に対して段階的に使用を促すような訓練 (shaping項目) を、集中的に長時間 (6時間/日) 行なうことで脳の可塑性を誘導しようとする治療法である。CI療法の臨床研究は多く行なわれ、主たる対象である脳卒中患者の急性期²⁴⁻²⁶⁾から慢性期²⁸⁻³⁰⁾まで治療効果が確認されており、その後訓練効果が1年間持続するとした報告²⁴⁾も見られる。またCI療法の施行前後を比較した脳イメージ研究³¹⁾³²⁾で当該運動領域の増加や活性化が認められている。

2. 5. 2 脳卒中ガイドライン2015

治療効果に関する診療ガイドラインの推奨度 (表2-10) は、治療法ごとの研究から得られたエビデンスのレベルが反映され決定されていく。

脳卒中ガイドライン2015³³⁾の上肢機能障害に対するリハビリテーションで、推奨度の高い訓練法のうち麻痺筋への電気刺激の使用と反復的径頭蓋磁気刺激や径頭蓋直流電流刺激を除いたCI療法、リーチ運動など目的の動作を反復する目的志向型運動や両上肢の繰り返し運動、自動運動の高頻度の反復を実現した運動療法の共通した部分は、高頻度で長時間の麻痺側上肢における随意的な使用を行なうことであり、Nudeらが示した脳の可塑性発現は、その体部位の使用頻度に依存するという見解に合致する。

最新の脳卒中ガイドラインである脳卒中ガイドライン2015の上肢機能障害に対するリハビリテーションにおける推奨、エビデンスを以下に示す。

表2-10 診療ガイドラインの推奨度³³⁾

推奨のグレード	内容
A	行うよう強く勧められる (I aまたは少なくとも1つ以上のレベルI bの結果)
B	行うよう勧められる (少なくとも1つのレベルII以上の結果)
C1	行うことを考慮しても良いが、十分な科学的根拠がない
C2	科学的根拠がないので、勧められない
D	行わないよう勧められる

(推 奨)

1. 麻痺が軽度の患者に対しては、適応を選べば、非麻痺側を抑制し、生活の中で麻痺側上肢を強制使用させる治療法が強くすすめられる（グレードA）。
2. 中等度の麻痺筋（手関節背屈筋、手指伸筋など）には、電気刺激の使用がすすめられる（グレードB）。
3. 麻痺が軽度から中等度の患者に対して、特定の動作の反復を伴った訓練（麻痺側上肢のリーチ運動、目的志向型運動、両上肢の繰り返し運動、mirror therapy、促通反復法など）を行なうことがすすめられる（グレードB）。
4. 反復的経頭蓋磁気刺激（repetitive transcranial magnetic stimulation:rTMS）や経頭蓋直流電流刺激（transcranial direct current stimulation:tDCS）は考慮しても良いが、患者の選択、安全面に注意を要する（グレードC1）。

(エビデンス)

慢性期において、麻痺側手関節の自動運動が可能な程度、あるいは手指の伸展が可能な程度の軽度の麻痺側例に対し、非麻痺側上肢を抑制し麻痺側上肢を強制使用させること（constraint-induced movement therapy）により麻痺側上肢機能（function）の改善が得られるが（レベル1～2）、急性期においては優位性の根拠に乏しい（レベル2）。なお、原法では一日に6時間の訓練を必要とし、一般的に国内の保険適用は難しい。

麻痺側手関節の自動伸展運動が見られる程度の中程度の麻痺例では、運動にトリガーされる電気刺激により、特に手関節伸展筋の筋力増強、上肢の運動障害（impairment）の改善が見られる（レベル1～2）。さらに、随意運動介助型電気刺激と手関節装具を使用し1日8時間の日常生活での使用を促すことで長期、持続的に上肢機能障害が改善している（レベル2）。

リーチ運動など目的の動作を反復する目的志向型運動は、運動障害や上肢機能障害を改善させるという報告があるが（レベル2）、メタアナリシスでは有効性が示されなかった（レベル1）。両上肢の繰り返し運動は、運動障害を改善させるという報告がある（レベル1～2）。鏡に投影させた非麻痺側上肢を注視させながら麻痺側の対称的な運動を行なうmirror therapyは運動障害や上肢機能障害の改善を促進させるという報告がある（レベル1～2）。これまで麻痺側上肢に対する運動療法は有効性に科学的根拠がなかったが（レベル1）、近年になり、自動運動の高頻度の反復を実現した運動療法が運動障害や上肢機能障害に有効であるという報告がある（レベル2）。

rTMSやtDCSで運動障害、上肢機能障害が改善したとのrandomized controlled trial(RCT)が増えているが（レベル2～3）、例数は少なく、刺激条件や刺激部位、併用する訓練が異なる（レベル1）。また安全面や患者の選択に注意を要する（レベル5）。近年、慢性患者において、非障害側運動野への1Hz-rTMSと集中的な訓練との併用療法が運動障害や上肢機能障害に有効とするエビデンスが集積されつつある（レベル2～3）。Robotic therapyは、麻痺側上肢の運動機能を改善させるというメタアナリシスやRCTがあるが（レベル1～2）。明らかな効果を認めなかったとするRCTもある（レベル1～2）。本邦ではまだ一般的に行なわれていない。

2. 6 フィードバック訓練の重要性

セラピストは、日々の機能訓練において課題の結果および遂行状態を把握し、フィードバックを行うことで、運動学習を促し訓練効果につなげている³⁴⁾。また近年エビデンスの高いCI療法や上肢リハビリ支援システムなどにおいても、訓練中に与えられるフィードバックの型式はそれぞれの療法で実施される訓練プログラム内容と同程度重要であるとされている。効果の高いフィードバック訓練を行なうためには、訓練動作中の身体のポジションや筋活動などを正確に計測し、異常性を明らかにすることが重要になる。

2. 6. 1 フィードバック訓練とは

フィードバックは、内的基準や運動プログラムを修正するための基準となる誤差(エラー)を提供し、内的基準や運動プログラムを更新し蓄積することに関与している。運動技能の学習を促進するための重要な要因であり、古くから健常者の運動学習においてフィードバックに関する研究が行なわれている。

フィードバックは視覚や固有受容覚、聴覚、触覚、嗅覚などの身体内部の情報である「内在的フィードバック(intrinsic feedback)」と身体外部から付加的に与えられる情報である「外在的フィードバック(extrinsic feedback)」および「付加的フィードバック(augmented feedback)」がある。「外在的フィードバック」および「付加的フィードバック」は、運動がうまくいったか否か、その結果を伝える結果の知識(knowledge of result:以下 KR)と、運動遂行中の特長について伝えるパフォーマンスの知識(knowledge of performance:以下 KP)がある。これらのフィードバック情報は、内的基準や運動プログラムによる運動の予測に対して、実際の運動時に生じた感覚情報や結果に関する情報を修正の基準となる誤差として提供し、正しい運動への強化と内的基準や運動プログラムの更新や蓄積に関与していく。しかし技能がどの程度保持されているかを調べた研究³⁵⁾では、高い頻度のフィードバック訓練ではむしろ学習を阻害するという結果を得たように、フィードバックの与え方(頻度、タイミング、提示する感覚様式、挿入課題の効果、精度)によって学習の成果が異なるため、十分に計画されたフィードバック訓練を実施する必要がある。

2. 6. 2 脳卒中患者に対するフィードバック訓練の効果

脳卒中患者におけるフィードバック訓練について、多くの研究で効果が認められている。Subramanian³⁶⁾らは、外在的フィードバックを用いた上肢に対する訓練効果に関する9つの研究をまとめたシステムチックレビューにおいて、外在的フィードバック訓練は脳卒中患者の運動学習の促進と上肢機能の改善を示す可能性があることを示唆している。

またMolier³⁷⁾は、脳卒中上肢に対する外在性フィードバック訓練の効果に関する23の研究(ランダム化比較試験-8、非ランダム化比較試験-4、介入前後比較研究-9、事件的な観察研究-1、事例研究-1)を抽出し、フィードバックの性質(KPか?KRか?)、頻度、タイミング(運動時か?終了後か?)とフィードバックのタイプ(視覚性か?聴覚性か?体制感覚性か?)に整理し、異なる状況でのフィードバック訓練の効果を検討した。結果としては外在性フィードバック訓練が、脳卒中上肢のリハビリテーショ

ンに対するに付加的価値を有するとしながらも、外在性フィードバックの性質やタイプにおいて、どの組み合わせが効果を示すかを明白にすることができなかった。

一方、メタアナリシス³⁸⁻⁴⁰⁾には、フィードバックが効果を示さなかった研究も多く存在する。フィードバック訓練のメタアナリシスは様々なフィードバックの性質やタイプが含まれており、今後は性質・タイプごとの研究数を増やし研究を進めていくことが必要である。

2. 6. 3 CI 療法におけるフィードバック

CI 療法におけるセラピストのかかわり方では、徒手的な・直接的な介入は最小限に抑え、口頭でフィードバックを十分与えるようにしている。このフィードバックは対象者が向ける注意の方向性や程度に影響を与え、ひいてはパフォーマンスの完成度を左右していく。

佐野⁴¹⁾は、運動学習理論に基づく介入戦略から、CI 療法の初期におけるフィードバックを重視すべきものとして、以下の点を挙げている。

- ・口頭フィードバックが無効な場合は、ハンドリングやモデリングも活用する。
- ・細かい指示を複数出すより、単純な動作指示を与える。
- ・個々の関節運動ではなく、具体的な動作の完結を意識させる。
- ・必要以上の体幹の代償動作を抑える。
- ・単純な量的段階付けから、動作の質を意識させる段階付けに移行する。
- ・練習の進行に合わせて、フィードバックの頻度を漸減する。
- ・明らかなエラーや成功を明確に評価する。
- ・日常生活での使用イメージを喚起させる。

2. 7 結 言

本章で明らかになったことを以下に示す。

- 脳卒中の運動は、上位中枢の障害による運動性の低下のみでなく、コントロールを失った下位中枢による筋緊張異常や共同運動の出現の影響を強く受ける。
- 脳卒中上肢の運動麻痺評価として、上田式 12 段階片麻痺機能テスト、FMA、MI が、筋緊張の検査として MAS が、ADL の評価として BI、FIM が主に用いられる
- 健常者に比べ脳卒中患者のリーチ動作は、運動精度の低下、最高速度の低下、運動軌跡の変動、肩関節の運動と肘の運動は減少、不連続運動、体幹の代償動作の増加が認められる。
- 近年、エビデンスが高いとされている中枢神経が持つ可塑性を応用した治療法として、CI 療法、上肢リハ支援システムなどが挙げられ、麻痺側上肢の高頻度で長時間の随意的な使用を行なうことで共通している。
- フィードバックの与え方(頻度、タイミング、提示する感覚様式、挿入課題の効果、精度)を十分に計画的された脳卒中患者に対するフィードバック訓練は、運動学習の促進と上肢機能の改善を示す。

脳卒中上肢は、集中的で長時間の訓練で回復すると考えられるが、現在の保険診療体制では十分に行なうことは困難であり、セラピストが同伴しない自主訓練などで補

うことなどが考えられる。そして訓練動作を正確にモニタしフィードバックすることは、訓練効果を向上させることが考えられる。訓練動作をモニタしフィードバックするシステムが必要である。

参考文献

- 1) 上田敏：目で見える脳卒中リハビリテーション，東京大学出版会，2000.
- 2) 福井圀彦，藤田勉，宮坂元編著：脳卒中最前線—急性期の診断からリハビリテーションまで—第4版 II・III，医歯薬出版，pp. 77-90. 2009.
- 3) 上田敏，福屋靖子，間得之，長谷川恒雄，佐久間昭：片麻痺機能テストの標準化—12段階「片麻痺回復グレード」法—。総合リハビリテーション，5巻10号，pp. 749-766, 1977.
- 4) Thomas, P. , Cosima, P. , Frederike, V. W. , Garth, J. : 上肢リハビリテーション評価マニュアル。医歯薬出版，2011.
- 5) Collin, C. , Wade, D. : Assessing motor impairment after stroke: a pilot reliability study, J Neurol Neurosurg Psychiatry, 53(7): 576-9, 1990.
- 6) 佐伯寛：（総論）帰結研究に用いる各種評価法，総合リハ，36巻1号，pp. 11-16, 2008.
- 7) 道免和久，才藤栄一，園田 茂，千野直一，木村彰男，里宇明元，野田幸雄，大塚友吉：脳卒中機能障害評価セット：Stroke Impairment Assessment Set (SIAS)：(3) 運動麻痺経時変化の観察，リハ医学：日本リハビリテーション医学会誌 ，30巻，pp. 310-314, 1993.
- 8) 岩崎テル子，山口 昇：標準作業療法学 作業療法評価学 第2版。医学書院，2011.
- 9) Bohannon, R. W. , Smith, M. B. : Interrater reliability of a modified Ashworth scale of muscle spasticity. Phys. Ther, 67(2): 206-207, 1985.
- 10) Levin, M. F. : Interjoint coordination during pointing movements is disrupted in spastic hemiparesis, Brain, 119: 281-293. 1996.
- 11) Cirstea, M. C. , Levin, M. F. : Compensatory strategies for reaching in stroke, Brain, 123: 940-53, 2000.
- 12) Cirstea, M. C. , Mitnitski, A. B. , Feldman, A. G. , Levin, M. F. : Interjoint coordination dynamics during reaching in stroke. Exp Brain Res, 151(3): 289-300, 2003.
- 13) Bullock, D. , Grossberg, S. : Neural Dynamics of Planned Arm Movements: Emergent Invariants and Speed-Accuracy Properties During Trajectory Formation. Psychol Rev, 95(1): 49-90, 1988.
- 14) Trombly, C. A. : Deficits of reaching in subject with left hemiparesis: a pilot study, AM J Occup Ther, 46(10): 887-897, 1992.
- 15) Mark, L. S. , Nemeth, K. , Gardner, D. , Dainoff, M. J. , Paasche, J. , Duffy, M. , Grandt, K. : Postural dynamics and the preferred critical boundary for visually guided reaching. J. Exp. Psychol. Hum. Percept. Perform, 23(5): 1365-1379, 1997.
- 16) Robertson, J. V. , Roby-Brami, A. : The trunk as a part of the kinematic chain for reaching movements in healthy subjects and hemiparetic patients, Brain Res 25(1382), 137-46, 2011.

- 17) 小金丸聡子：脳卒中－片麻痺を中心に－. 総合リハ, 35 巻, pp. 1031-1037, 2007.
- 18) 神作憲司：特集 片麻痺の手－利き手交換でいいのか？ オーバービュー－神経科学からみた片麻痺の手の治療. Journal of clinical rehabilitation, 16(10): 909-912, 2007.
- 19) 新藤 恵 一 朗： 上肢機能はさらに改善するか, Journal of clinical rehabilitation, 19 巻 7 号, pp. 628-634, 2010.
- 20) 座長/安保雅博, 長谷公隆： 第 46 回日本リハビリテーション医学会学術集会 シンポジウム 中枢神経可塑性への挑戦. Jpn J Rehabil Med 47 巻 3 号, pp. 152-165, 2010.
- 21) Nudo, R. J. , Wise, B. M. , SiFuentes F. , Milliken G. W. : Neural substrates for the effects of rehabilitative training on motor recovery after ischemic infarct. Science, 21: 1791-1794. 1996.
- 22) Nudo, R. J. : Remodeling of cortical motor representations after stroke: implications for recovery from brain damage, Mol Psychiatry, 2(3): 188-91, 1997.
- 23) Wolf, S. L. , Lecraw, D. E. , Barton, L. A, Jann, B. B. : Forced use of hemiplegic upper extremities to reverse the effect of learned nonuse among chronic stroke and head-injured patients. Exp Neurol, 104(2): 125-32, 1989.
- 24) Dromerick, A. W. , Edwards, D. F. , Hahn, M. : Does the application of constraint-induced movement therapy during acute rehabilitation reduce arm impairment after ischemic stroke?, Stroke, 31(12): 2984-8, 2000.
- 25) Page, S. J. , Levine, P. , Leonard, A. C. . : Modified constraint-induced therapy in acute stroke: a randomized controlled pilot study, Neurorehabil Neural Repair, 19(1): 27-32, 2005.
- 26) El-Helow, M. R. , Zamzam, M. L. , Fathalla, M. M. , El-Badawy, M. A. , El Nahhas, N. , El-Nabil, L. M. , Awad, M. R. , Von Wild, K. : Efficacy of modified constraint-induced movement therapy in acute stroke, Eur J Phys Rehabil Med, 51(4): 371-9, 2015.
- 27) van der Lee, J.H. , Wagenaar, R.C. , Lankhorst, G.J. , Vogelaar, T.W. , Devillé, W. L. , Bouter, L. M. : Forced Use of the Upper Extremity in Chronic Stroke Patients : Results From a Single-Blind Randomized Clinical Trial, Stroke, 30(11): 2369-2375, 1999.
- 28) Lin, K. C. , Wu, C. Y. , Wei, T. H. , Lee, C. Y. , Liu, J. S. : Effects of modified constraint-induced movement therapy on reach-to-grasp movements and functional performance after chronic stroke: a randomized controlled study, Clin Rehabil, 21(12): 1075-86, 2007.
- 29) Sterr, Al. Elbert, T. , Berthold, I. , Kölbel, S. , Rockstroh, B. , Taub, E. : Longer versus shorter daily constraint-induced movement therapy of chronic hemiparesis: an exploratory study, Arch Phys Med Rehabil, 83(10): 1374-7, 2002.
- 30) Wolf, S. L. , Winstein, C. J. , Miller, J. P. , Taub, E. , Uswatte, G. , Morris, D. , Giuliani, C. , Light, K. E. , Nichols-Larsen, D. : Effect of constraint-induced

- movement therapy on upper extremity function 3 to 9 months after stroke: the EXCITE randomized clinical trial, *JAMA*. 2006, 296(17): 2095-104, 2006.
- 31) Gauthier, LV. , Taub, E. , Perkins, C. , Ortmann, M. , Mark, V. W. , Uswatte, G. : Remodeling the Brain Plastic Structural Brain Changes Produced by Different Motor Therapies After Stroke by Different Motor Therapies After Stroke, *Stroke*, 39(5): 1520-1525, 2008.
- 32) Liepert, J. , Miltner, W. H. , Bauder, H. , Sommer, M. , Dettmers, C. , Taub, E. , Weiller, C. : Motor cortex plasticity during constraint-induced movement therapy in stroke patients. *Neurosci Lett*, 250(1): 5-8, 1998.
- 33) 日本脳卒中学会 脳卒中ガイドライン委員会: 脳卒中治療ガイドライン 2015, 協和企画, 2015.
- 34) 池田由美: 運動遂行結果のフィードバックの仕方, *理学療法*, 24 巻 2 号, pp. 342-350, 2007.
- 35) Winstein, C. J. , Schmidt, R. A. : Reduced frequency of knowledge of results enhances motor skill learning, *Journal of Experimental Psychology: Learning Memory and Cognition*, 16(4): 677-691, 1990.
- 36) Subramanian, S. K. , Massie, C. L. , Malcolm, M. P. , Levin, M. F. : Does provision of extrinsic feedback result in improved motor learning in the upper limb poststroke? A systematic review of the evidence, *Neurorehabil Neural Repair*, 24(2): 113-24, 2010.
- 37) Molier, B. I. , Van Asseldonk, E. H. , Hermens, H. J. , Jannink, M. J. : Nature, timing, frequency and type of augmented feedback; does it influence motor relearning of the hemiparetic arm after stroke? A systematic review, *Disabil Rehabil*, 32(22): 1799-809, 2010.
- 38) Israely, S. , Carmeli, E. : Error augmentation as a possible technique for improving upper extremity motor performance after a stroke—a systematic review, *Top Stroke Rehabil*, 23(6), 116-125, 2016.
- 39) Van Dijk, H. , Jannink, M. J. , Hermens, H. J. : Effect of augmented feedback on motor function of the affected upper extremity in rehabilitation patients: a systematic review of randomized controlled trials. *J Rehabil Med*, 37(4): 202-11, 2005.
- 40) van Vugt, F. T. , Kafczyk, T. , Kuhn, W. , Rollnik, J. D. , Tillmann, B. , Altenmüller, E. : The role of auditory feedback in music-supported stroke rehabilitation: A single-blinded randomised controlled intervention, *Restor Neurol Neurosci*, 34(2): 297-311, 2016.
- 41) 原寛美, 吉尾雅春編: 脳卒中理学療法の理論と技術 改定第2版, *MEDICAL VIEW*, pp. 395-408, 2016.

第3章 脳卒中（上肢）に対するリハビリテーションシステム

3.1 緒言

近年，ロボット技術，VR技術を応用した上肢リハ支援システムが開発されている．そして上肢リハ支援システム¹⁾は，集中的な上肢訓練を可能にし，十分な訓練効果が得られることが明らかにされている．また上肢リハ支援システムは，机上動作を多く取り入れられることで長時間の集中的な訓練を可能にしており，机上リーチ動作の分析が重要になる．

本章では，上肢リハ支援システムの分類，開発状況，訓練効果について説明し，多くの上肢機能訓練で応用される机上訓練に関して検討を加える．

3.2 上肢リハ支援システム

ロボット技術を導入する利点として，1. 人手に変わってプログラム通りに動いてくれる．2. 作業効率がよい．3. 作業精度がよく，ミスが少ないので，品質を一定に保つことができる．これら利点を有効に整理できれば脳卒中上肢の回復で求められる集中的で，長時間の訓練に応えられる．

脳卒中治療ガイドライン（2015）で，「Robotic therapyは，麻痺側上肢の運動機能を改善させるというメタアナリシスやRCTがあるが（レベル1～2）．明らかな効果を認めなかったとするRCTもある（レベル1～2）」と記載があるように，上肢リハビリ支援システムは様々なタイプがあり訓練方法も多岐にわたるため，今後も訓練効果に関する検討が必要である．また市販されているものもあるが価格が数百万円以上することもあり，本邦ではまだ一般的に行なわれていない状況である．安全で安価なシステムの開発が望まれる．

またリハビリ訓練支援システムは，上肢機能評価システムとしての側面も備えている．訓練中の運動評価はアシスト機能，コーチング機能など訓練場面の管理・調整や各種のフィードバック訓練に使うことができる．しかし端点型（End-effector Type）の支援システムでは，操作部である手部以外の異常性を検出するためには，新たにモーションセンサを組み込む必要がある．

3.2.1 上肢リハビリ支援システムの分類

現在開発されているシステムの形状的な分類としては，上肢全体に直に装着する装着型（Exoskeleton Type）と，ロボットアームの先端（End-effector）を把持する端点型（End-effector Type）（図 3-1）がある．

装着型は，上肢全体をしっかりと固定・制御できるというメリットがあるが，訓練者の身体サイズに合わせる必要があり，装着に時間がかかる．一方，端点型は，把持部の1点しか固定できないといったデメリットがある．

また力の発生部にモータなどアクチュエータを用いたアクティブ（能動）型システムと，ブレーキなどの受動要素を用いたパッシブ（非能動）型システムの2種類に区分することもできる．アクティブ型の場合，システム自体の誤作動，故障による事故だけではなく，操作者の誤使用を起因とする事故を未然に防ぐことのできるシステム

の開発が重要である。それに対して、パッシブ型の力覚提示では、ブレーキのような受動的な要素のみを用いて構成され、操作者の力や運動に対する抵抗を表現する。

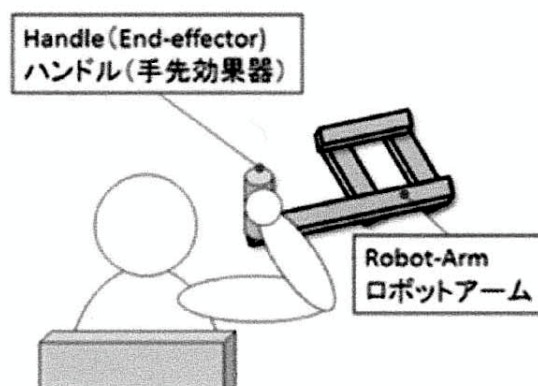


図 3-1 端点型 (End-effector Type) ¹⁾

3.2.2 上肢リハ支援システムの世界的な研究開発動向

1) 市販品の力覚提示装置を利用した上肢リハ支援システム

上肢リハ支援システムは、ロボット側から訓練者にアシスト力などの何らかの力感覚を提示する必要がある。力感覚を提示する装置を、力覚提示装置 (Force Display Device) または触覚提示装置 (Haptic Display Device) と呼ぶ。まず市販品の力覚提示装置を利用したシステムを紹介すると、Massachusetts Institute of Technology (以下 MIT) で開発された PHANTOM (Geomagic, 日本バイナリーにて販売) (図 3-2) や、PHANTOM よりも広い可動域を有する Haptic Master を利用したものがある。PHANTOM は、例えば Nine Hole Peg Test をバーチャルリアリティで再現するため研究に使用された事例がある ²⁾。Haptic Master を用いたリハシステムとしては、University of Reading (U.K.) で開発された GENTLE シリーズ (図 3-3) ^{3) 4)} が有名である。一方、力覚提示装置の代わりに産業用ロボットを用いている事例もある。Stanford University (USA) で開発された MIME (Mirror-Image Movement Enabler) システム (図 3-4) ⁵⁾ は、両手動作可能なシステムであり、産業用ロボットの PUMA560 が用いられている。



図 3-2 PHANTOM Omni ¹⁾



図 3-3 GENTLE/S¹⁾



図 3-4 MIME System¹⁾

2) 独自開発による上肢リハ支援システム

一方既存の市販装置を使わず，独自に開発が進められた上肢リハロボットについて紹介をすると，MIT の Krebs, Hogan らによって開発され，Motion Interactive Technologies によって販売されている MIT-MANUS（製品名：InMotion Arm）（図 3-5）⁶⁾ は水平型（2次元）の End-Effector 型リハビリロボットである．3.3.3 MIT-Manus の研究開発と臨床評価で詳細に述べる．



図 3-5 MIT-MANUS¹⁾

Queen's University (Canada)（2次元）の Scott らによって開発され，BKIN Technologies によって販売されている KINARM は水平型の両手リハビリシステムである⁷⁾．Exoskeleton 型（KINARM Exoskeleton）に加え，End-Effector 型（KINARM End-Point）（図 3-6）⁸⁾ も販売されている．



図 3-6 KINARM End-Point¹⁾

University of Padua (Italy) (図 3-7) で開発された NeReBot⁹⁾は、3次元空間で上肢を動かすことができるワイヤ駆動型リハビリ支援ロボットである。さらに2自由度を持たせて5自由度とした後継型の MariBot も開発されている。



図 3-7 NeReBot¹⁾

Motorika Medical Ltd (Israel)から販売されている ReoGo (図 3-8)¹⁰⁾も、同様に3次元の自由度を有した End-Effector 型リハビリシステムである。



図 3-8 ReoGo¹⁾

Free University Berlin (Germany) で開発された Bi-Manu-Track (図 3-9)¹¹⁾ (Reha-Stim Medtec にて販売) は, 両手の手首を訓練する為のシステムである.



図 3-9 Bi-Manu-Track¹⁾

Claude D. Pepper Older Americans Independence Center (USA) の Waller らが開発した BATRAC (Bilateral Arm Training with Rhythmic Auditory Cueing) (商品名: TailWind) (図 3-10)¹²⁾ は, モータやブレーキなどの力覚発生源を有していないパッシブ型システムである. MIME System や KINARM, Bi-Manu-Track と同様, 両手動作可能なシステムである.



図 3-10 BATRAC¹⁾

札幌医科大学で開発されたキネステージ (図 3-11) ((株)アフィオ, 酒井医療(株)によって販売) は, 水平型 (2次元) End-effector 型システムであり, 先端部品を交換することで下肢用にも使用することができる.



図 3-11 キネステージ¹⁾

3.2.3 上肢リハビリ支援システムの訓練効果

治療法効果に関するエビデンスのレベル（表 3-1）は，臨床研究で検証された結果を基準に決定される．ランダム化比較試験（Randomized controlled trial：RCT）を複数集め検討されたメタ分析（meta-analysis）が最もエビデンスが高いとされている．そしてエビデンスのレベルの高さは，診療ガイドラインにおける推奨度において反映されていく．ここでは上肢ロボットセラピーのメタ分析を中心に紹介し，その効果について検討を加える．

表 3-1 臨床研究のエビデンスのレベル

エビデンスのレベル	内容
I a	RCTのメタアナリシス(RCTの結果がほぼ一様) Meta-analysis (with homogeneity) of randomized control trials (RCTs)
I b	RCT At least one randomized control trial (RCT)
II a	良くデザインされた比較研究(非ランダム化) At least one well designed, controlled study but without randomization
II b	良くデザインされた準実験的研究 At least one well designed, quasi-experimental study
III	良くデザインされた非実験的記述研究(比較・相関・症例研究) At least one well designed, non-experimental descriptive study
IV	専門家の報告・意見・経験 Expert committee reports, opinions and/or experience of respected authorities

2008年に Kwakkel¹³⁾らは，1997年から2006年までに発表された急性期から慢性期までの218例の脳卒中患者を含んだ10件のRCTを基にメタ分析を行った結果，Fugl-Meyer Assessment (FMA) スコアを代表とする上肢機能の改善の有意差を得ることができなかった．しかし，その後の感度分析において十分な効果サイズがあり(0.65, 95%CI: .0.02 to 1.33; Z = 1.90, P=0.06)ロボットセラピーの上肢機能の改善効果を支持するものとしている．一方，Functional independent Measure (FIM) スコアや Bathal Index (BI) スコアを代表とする日常生活活動 (ADL) の改善においては，有意差と効果サイズ (SES: $\chi^2 = 0.50$, $P > 0.05$) の両者において十分な改善効果が認められなかった．そして改善効果が示されなかった理由として，チェックされた研究で実施された ADL

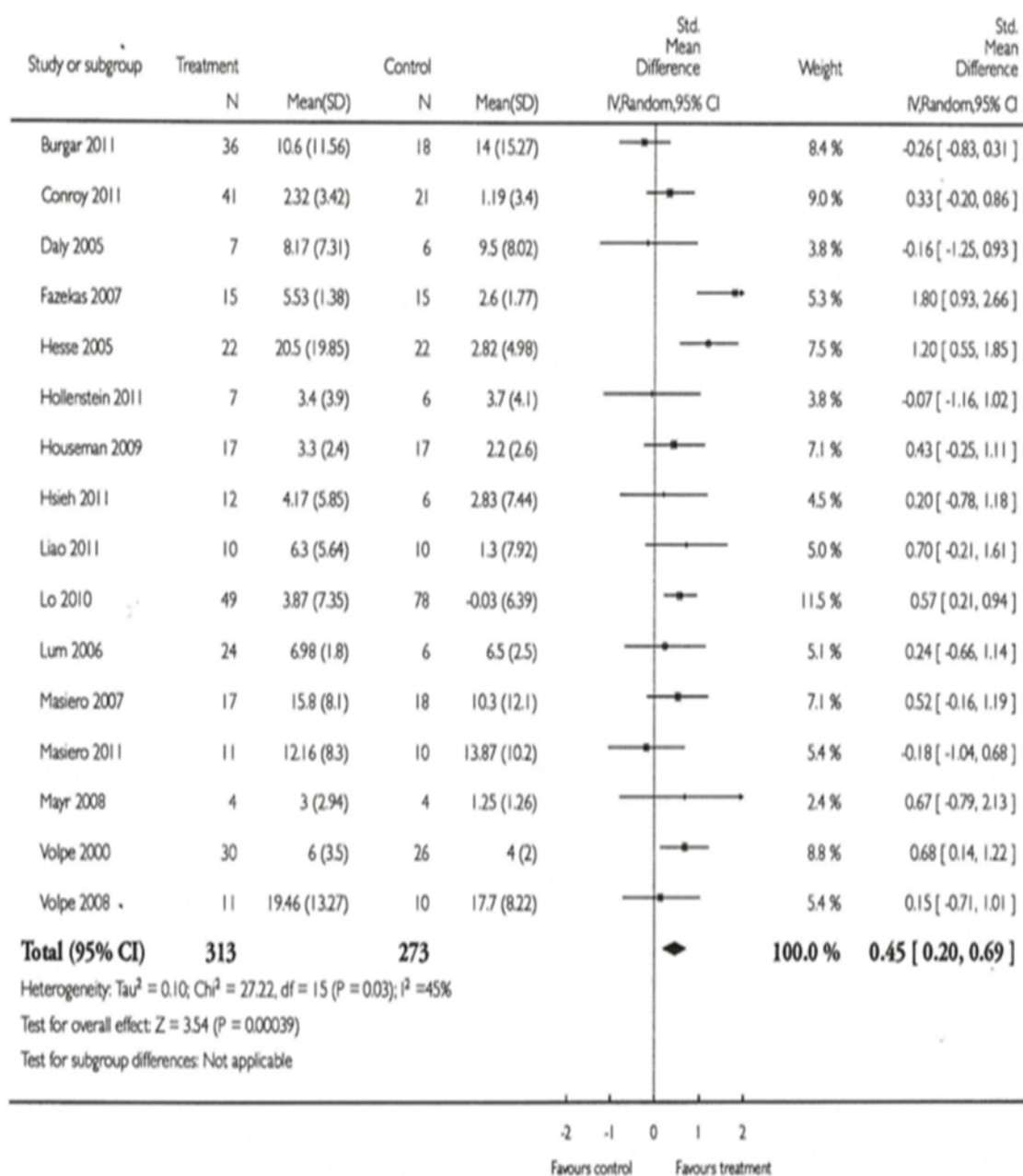
表 3-2 上肢リハ支援システムの上肢機能に対する効果¹⁵⁾

Analysis 1.3. Comparison 1 Electromechanical and robotic assisted training versus all other intervention, Outcome 3 Arm function at the end of intervention phase.

Review: Electromechanical and robot-assisted arm training for improving generic activities of daily living, arm function, and arm muscle strength after stroke

Comparison: 1 Electromechanical and robotic assisted training versus all other intervention

Outcome: 3 Arm function at the end of intervention phase



Jan Mehrholz, et al : Electromechanical and robot-assisted arm training for improving generic activities of daily living, arm function, and arm muscle strength after stroke. cochrance Database Syst Rev.2013

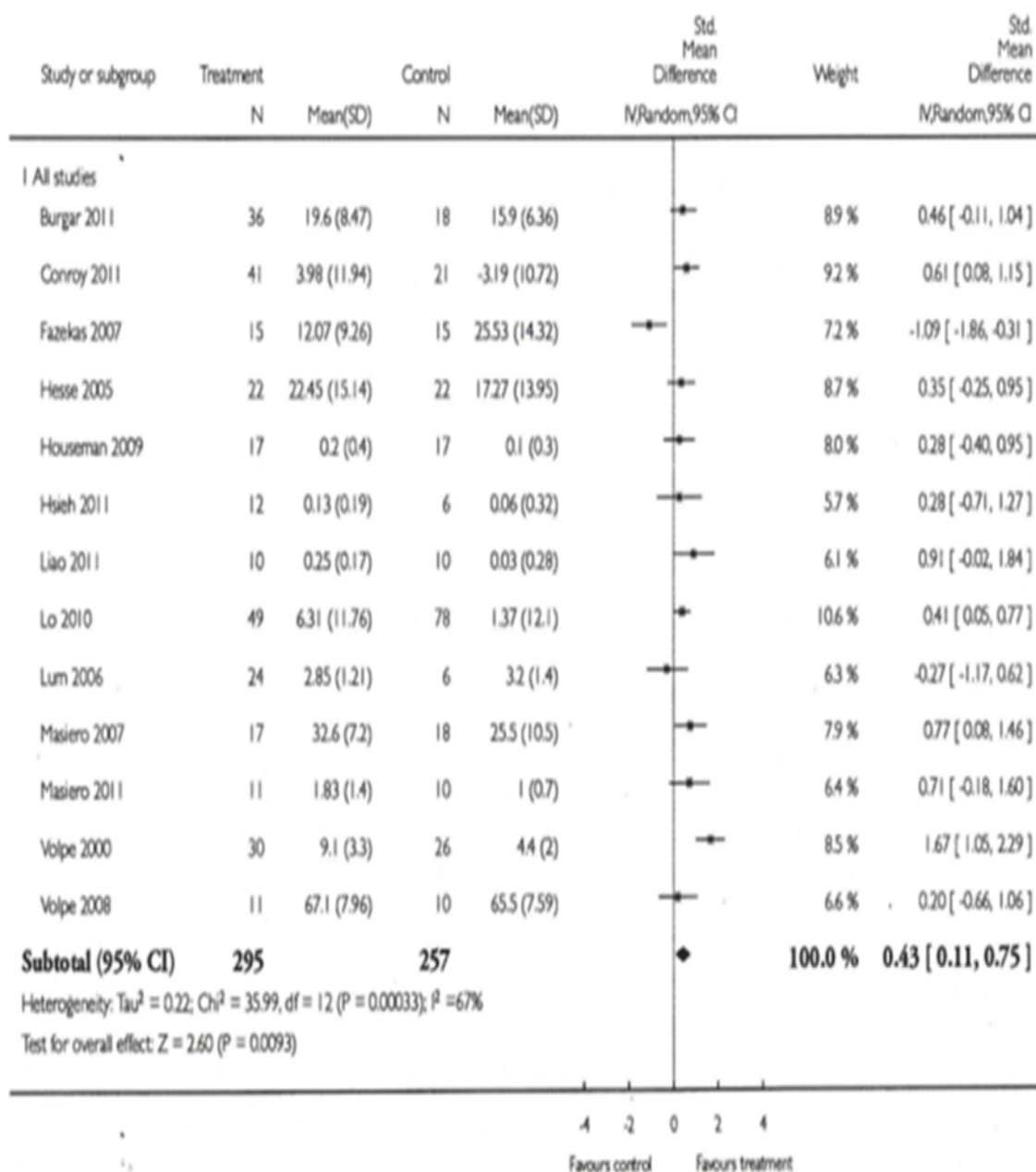
表 3-3 上肢リハ支援システムの ADL に対する効果¹⁵⁾

Analysis 1.1. Comparison 1 Electromechanical and robotic assisted training versus all other intervention, Outcome 1 Generic activities of daily living at the end of intervention phase.

Review: Electromechanical and robot-assisted arm training for improving generic activities of daily living, arm function, and arm muscle strength after stroke

Comparison: 1 Electromechanical and robotic assisted training versus all other intervention

Outcome: 1 Generic activities of daily living at the end of intervention phase



Jan Mehrholz, et al : Electromechanical and robot-assisted arm training for improving generic activities of daily living, arm function, and arm muscle strength after stroke. Cochrance Database Syst Rev.2013より

尺度は適切に麻痺性上肢の回復を反映しないこと、訓練時に起こる純正の上肢運動回復と体幹による代償戦略が区別されていないことを原因として挙げている。次に 2008 年に Mehrholz¹⁴⁾らは、2000 年～2008 年の 11 件の RCT を基に 165 名の脳卒中患者を分析したメタ分析を報告した。その結果は Kwakkel の報告と同様のものではあった。すなわち、この時点でのメタ分析の結果は上肢ロボットセラピーの効果は上肢機能を改善する可能性を示したものの、ADL の十分な改善につながらないという結論であった。

そして Mehrholz¹⁵⁾らが、2012 年に発表した最新版の上肢訓練ロボットに関するメタ分析は、2011 年までの 19 件の RCT を検証した。上肢ロボットセラピーの効果として、上肢機能（主に FMA および MI）において、586 名が参加した 16 の研究の分析で有意な改善 ($P = 0.0004$) が認められ、効果サイズにおいても 0.45 (95%の CI 0.20～0.69) であった (表 3-2)。また ADL (主に FIM, BI) においても、552 名の 13 の研究の分析で優位に改善 ($P=0.009$) を示し、効果サイズも 0.43 (95%CI 0.11～0.75) であった (表 3-3)。しかし、上肢筋力の改善に関しては (321 名の参加した 10 の研究)、十分な改善が認められなかった (0.48 95%CI-0.06～1.03 $P=0.08$)。すなわち上肢ロボットセラピーの効果は、筋力の改善は認められないが、上肢機能を改善し、そして ADL の改善につながるとしている。また、これらの報告の中で訓練に伴う有害事象は、ほとんどなく、訓練のドロップアウトの割合も比較的到低い結果であり、安全で継続性の高さのある訓練であることも実証されている。

これらのメタ分析に含まれた上肢ロボット訓練は、端点型と装着型、麻痺側の片側性訓練と両側性の訓練、通常訓練に置換した上肢ロボットセラピーと従来訓練に追加した上肢ロボット訓練が含まれており、今後はこれらを区別した十分な検証が行われることが期待される。

上肢リハビリ支援システムによる訓練を、従来訓練に置換するか、あるいは上肢ロボットリハビリ訓練を従来訓練に追加するかに関する研究では、2011 年に Masiero¹⁶⁾らは、2000 年から 2007 年までに行われた急性期から亜急性期の脳卒中患者を対象とした 4 つの上肢ロボット (MIT-Manus, MINE, Bi-Manu-Track, NeReBot) の RCT を紹介し、新たな介入の考え方を提案している。4 つの RCT で、それぞれ上肢機能および ADL 能力において改善させたが、Masiero らは ADL 測定上で大きな効果サイズを示した 2 つの研究 (MINE, Bi-Manu-Track) が、通常リハの置換ではなく追加訓練であったことに着目し、その上で自ら開発した NeReBot を置換ではなく追加訓練として使用した効果検証を行っている。その結果、ロボット加入群は、通常リハ群と同等の改善を示し、以前の研究と比較して ADL (m-FIM) の改善は置換よりも追加のほうが有効であったと言及している。脳の可塑性発現は、その体部位の使用頻度に依存するという見解に、Masiero らの上肢ロボットセラピーの追加により反復練習量を増やす取り組みが有効であるという見解は、一致する。

3.3 脳卒中（上肢）に対する机上訓練の重要性

机上におけるリーチ訓練は、姿勢が椅子座位で行なわれるために、バランス能力が低下した脳卒中患者においても安定化が図れ上肢機能改善に必要な長時間の訓練を可能にすること、食事動作などの生活訓練、書字や創作活動等の生活関連動作など様々な日常で行われる動作に直結した訓練が可能であること、また机を用いることで身体運動および訓練に用いる道具の誘導や保持などが可能になることから、脳卒中上肢リ

ハビリ訓練において、机上リーチ訓練は非常に重要であり頻繁に行なわれる。机上リーチ訓練に関する臨床評価では、肩・肘の機能改善を認めるものが多い。机上リーチ課題を用いた訓練は、脳卒中患者の上肢機能改善のために重要であり、訓練効果の評価あるいはフィードバックのためにも、机上訓練時の運動解析を同時に行なうことの意義は大きいと考えられる。

ここでは従来の上肢訓練，CI療法（シェイピング項目），水平型 End-effector 型上肢リハビリ支援システムにおける机上訓練の位置づけについて考察を加える。

3.3.1 従来の上肢訓練

脳卒中の上肢リハビリ訓練で、以前より行なわれている机上リーチ訓練としてサンディング動作（図 3-12）が挙げられる¹⁷⁾。サンディングは用いるブロックの形状や、作業面の角度調整等で、患者の重症度に合わせた段階付けが容易な訓練課題である。セラピストは、麻痺側の随意性の程度、共同運動の影響などをチェックし、ブロックのタイプ（前腕部回内→回外）、運動方向（内方→外方）、机上面の角度を設定し、運動について口頭でのフィードバックや徒手的な誘導で難易度を調整し対象者の随意運動を促している。

■ 近位（肩・肘・前腕・手関節）の練習（サンディングを例にとりて）

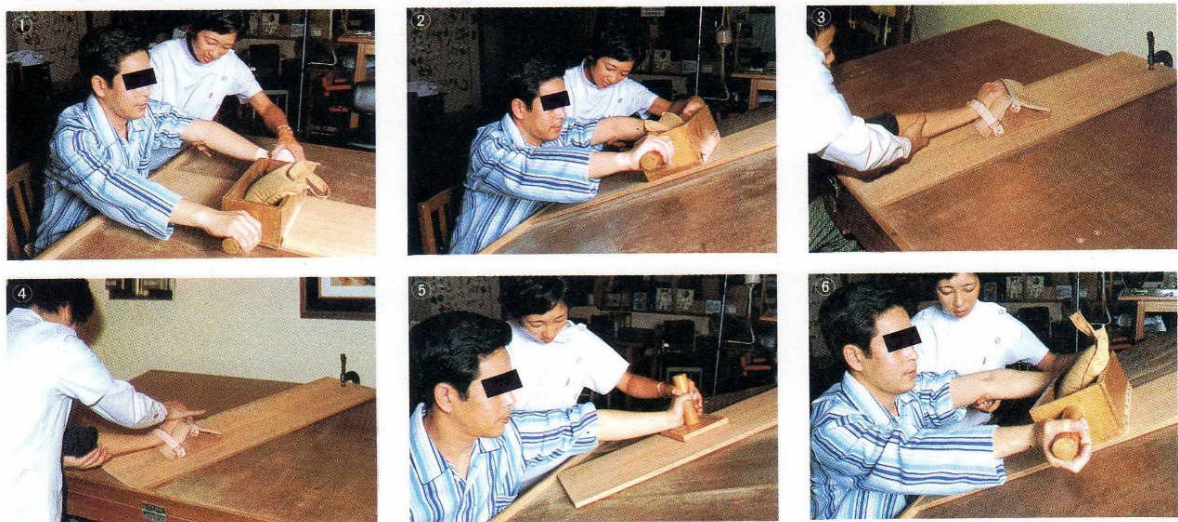


図 3-12 脳卒中上肢障害に対するサンディング訓練¹⁷⁾

①②は重度患者に健側の補助や斜面角度で段階付けしている。③④は運動方向（前方→外方）で段階付けしている。⑤⑥は上肢肢位（前腕回内→回外）で段階付けしている。

その他脳卒中に対する上肢機能訓練でよく用いられる動作¹⁸⁾としては、肩手動作訓練として、お手玉、ペグ移動、輪やボール移動、ワイピングなど、両手動作訓練としてはさみ動作、書字動作、食事動作などの机上動作がある（図 3-13）、これらの訓練効果に関しては様々な意見があり、訓練時間、訓練頻度などが異なる CI 療法などに劣るとされている。

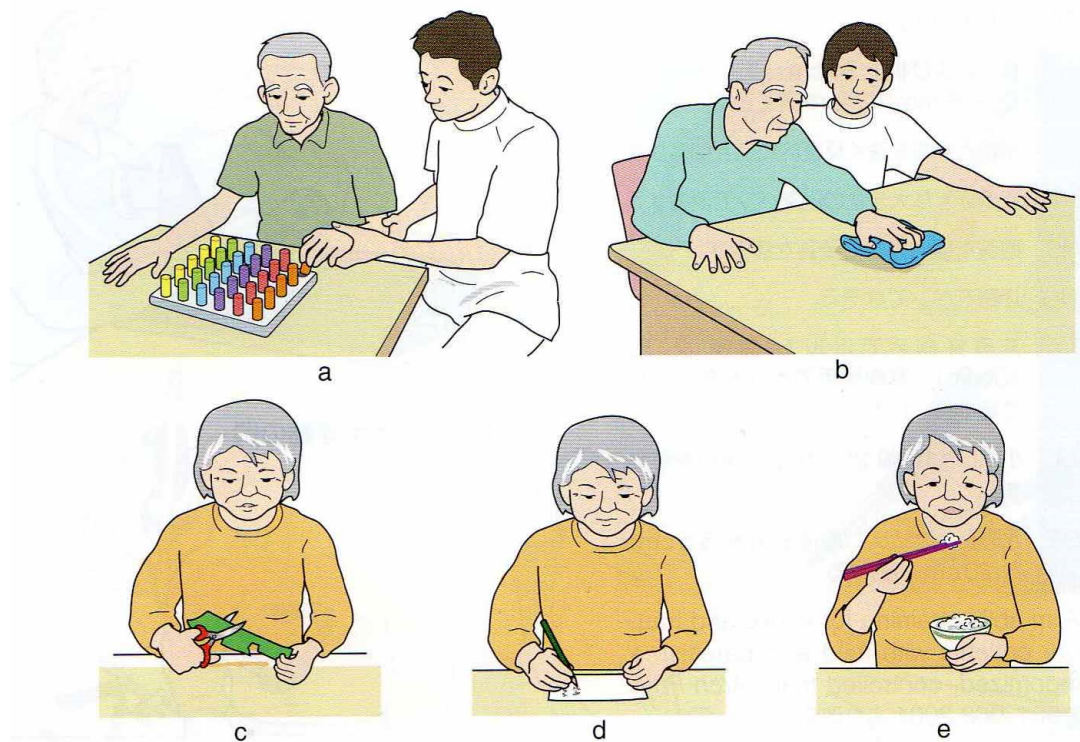


図 3-13 作業療法における機能訓練例(左肩麻痺)¹⁸⁾

a:ペグの移動.b:ワイピング.c:はさみの使用.d:書字.e:箸の使用

3.3.2 CI 療法 (シェイピング項目)

エビデンスの高い CI 療法¹⁹⁾における訓練項目は、「シェイピング(shaping)項目」(表 3-4)と呼ばれ、日常生活の一部を含むこと、個々の動作が目的的事であること、粗大動作・巧緻動作・両手動作を含むこと、項目内で段階付けが可能であることなどを考慮し作成されている。セラピストは対象者のニード、麻痺の程度を考慮し対象者が独力で行なえるように、難易度を段階付けしながら項目を選択し集中的な訓練を行なう。そして「シェイピング項目」の粗大動作項目の多くは机上課題であり、肩・肘を中心とした機能回復にとって重要な項目になる。

表 3-4 シェイピング項目 (CI 療法) ¹⁹⁾

粗大動作	1	前腕を机上のタオルに乗せる	巧緻動作	30	うちわで手前や前方に向かって仰ぐ
	2	机上のタオルに前腕をのせた状態で円を描くように肘を伸ばす		31	食べ物に塩をふる動作
	3	肘で時計回り・反時計回りに直径10cm・20cmの円をなぞる		32	洗濯バサミをさまざまな角度で板にはさむ
	4	手を膝上から机上のタオルに乗せる		33	紙を握りつぶす
	5	手を机上のタオルにのせた状態で前方に肘を伸ばす		34	握りつぶした紙のしわを伸ばす
	6	患側横に置いた椅子の上に掌か拳を置き、肘を伸ばして体重をかける		35	クリップをつまみ、紙を挟む
	7	机上のボールに手を伸ばす・戻す		36	雑誌のページを1枚ずつめくる
	8	A4大クリップボードを立てて机上で支える		37	スティック糊のねじキャップを開閉する
	9	手を腰に回して叩く		38	直径5cm程度のボトルのねじ蓋を開閉する
	10	反対側の肩のほこりを掌で払う		39	そろばんをはじく
	11	反対側の肩をリズムカルに叩く		40	小銭をつまむ
	12	穴開けパンチで紙に穴を開ける		41	ティッシュでこよりをつくる
	13	お手玉を口元まで持ってくる・机上に置く		42	複数枚のトランプを持ち、1枚ずつ机上に置く
	14	机上のボールをつかみ、患側横の箱に入れる		43	野球ボールの縫い目を親指でなぞる
	15	机上と机縁をタオルで拭く		44	机に貼ったセロハンテープを爪を立ててはがす
	16	輪投げの輪をさまざまな方向にセットした棒に通す		45	書字 (名前, 計算, 迷路など障害や必要度に応じて)
	17	ブロックを2つ以上積み上げる		46	お手玉を投げる・受ける
	18	食器洗いのスポンジを (洗剤を泡立てるイメージで) 5回握り離す		47	(男性) ネクタイを締める・(女性) エプロンのひもを結ぶ
	19	引き出しを開ける・閉める		48	袖口や襟元のボタンをかける・はずす
	20	頬杖をつく		49	タオルを絞る
	21	盆上でボールを時計回り・反時計回りに回す		50	ちょうちょ結びをする
	22	紙を手前から2つに折る		51	はさみで紙を切る
	23	クリップをつまみ、箱に入れる		52	紙で箱を包む
巧緻動作	24	人差し指で時計回り・反時計回りに直径10cm・20cmの円をなぞる	両手動作	53	両手でタオルを握りピンと張る
	25	計算機のキーを人差し指で順に押す		54	立って足踏みをするとき、手を前後に振りリズムをとる
	26	机縁と平行に置いた定規の目盛を5cm刻みで指腹で弾く		55	10cm段差を昇降する (両手でバランスを取る)
	27	ペンをつまんでペン立てに立てる		56	両手を左右対称に広げて深呼吸をする
	28	軽い木片をはじく		57	お手玉を前方のかごに投げ入れる
	29	頭をかく		58	輪投げ
			59	上手投げでボールを持ったままゆっくり壁に当てる	
			60	傘を差して歩く	

3.3.3 MIT-Manus の研究開発と臨床評価

上肢リハビリ支援システムのうち、MIT-Manus や PLEMO シリーズなどの水平型 (2 次元) End-effector 型の上肢リハビリ支援システムは、把持部を操作して机上リーチ動作を繰り返し行うことになる。そしてこれらの上肢リハビリ支援システムの臨床評価で肩・肘の機能改善を示している。

3.2.2 上肢リハ支援システムの世界的な研究開発動向で紹介した MIT-Manus は、マサチューセッツ工科大学 (MIT) で 1990 年代から研究開発がなされており、患者の麻痺側肢を運動させることが、上肢機能の神経学的な修復に本当に陽性影響を及ぼすことを予測して開発された。端点型 (End-Effector 型) 上肢リハビリ支援システムのうちパイオニア的な存在である。また最も研究報告が多く、開発後の臨床試験において

米国にて膨大な脳卒中患者の臨床データを集めている。現在は、Motion Interactive Technologies によって製品名を InMotion2 (InMotion Arm) として市販されている²⁰⁾²¹⁾。

MIT-Manus の当初開発された基本的な形状は、水平型（2次元）の自由度2のロボットであり、ディスプレイ画面上で目標物の表示に合わせて、麻痺側上肢でロボット・アームの先端にあるグリップを握り水平面でのリーチ動作で操作する（図 3-14）。このときディスプレイ画面上でアームの動きがフィードバックされる²²⁾²³⁾。その後、訓練運動にバリエーションを持たすために、垂直方向への訓練を可能にする反重力垂直モジュール、また前腕、手関節の訓練を可能にする手関節モジュールおよび手モジュールが開発されている。

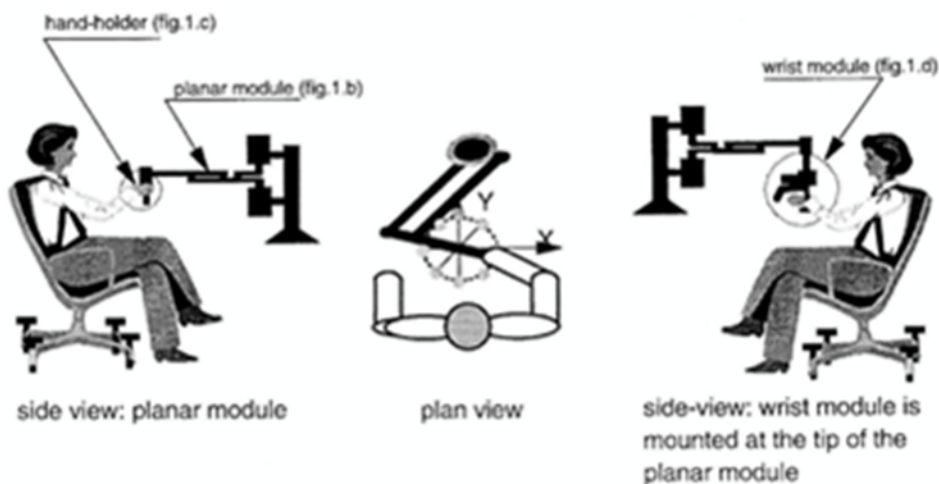


図 3-14 平面モジュール²³⁾

MIT-Manusは、自動運動だけでなく介助運動や抵抗運動も可能であり、自らの意思で麻痺側上肢を動かすことで感覚運動訓練を強化する作用があると考えられている。人間と共存するロボットは安全で柔らかく反応することが必要であり、Hogan²⁴⁾らは、ロボットのEnd-Effectorに外から力を加えた場合に生じる機械的なインピーダンス（慣性、減衰係数、剛性）を、目的とする作業に都合の良い値に設定するための位置と力の制御を可能し、その上で安全性向上のため動作範囲を制限可能な非線形インピーダンス制御を使用し、高いバックドライビティを実現している。また安全性確保のためあらかじめフォース（0.45N）とインピーダンス（0.2N/mm）を範囲内で作動するように設計されている。そしてジョイント部分やアクチュエーターなどに、トルクセンサー、リゾルバー、タコメーター、ポテンシヨナルセンサーが設置され、それらの情報はロボットの制御のためとEnd-Effectorの位置データと速度データを記録することができる。

MIT-MANUS による水平ロボットの臨床試験は、300名以上の症例が参加して実施されている^{20)21)23)25)–28)}。機能障害に対しての効果は肩・肘の改善を示し、その後数か月後においても持続する。しかし手関節/手に関しては有意な改善が認められず、ADLなどの能力障害の改善もほとんど認められていない。

また様々な比較研究がなされており、介助訓練と抵抗訓練の比較²²⁾では抵抗訓練のほうが肩・肘の有意な改善が認められている。そしてセラピスト行う訓練とロボット訓練の比較では、ほぼ同レベルで肩・肘の改善が認められている²⁸⁾。

3.3.4 PLEMOシリーズの研究開発と臨床評価

従来の上肢リハビリ支援システムで、製品化されているものはモータ等を用いているため、暴走の危険性があり、安全確保のためにコストがかかるという問題が考えられる。そこで、大阪大学古荘研究室では、安全性やブレーキの応答速度に優れたER流体・MR流体を用いたパッシブ型力覚提示システムを研究開発してきた^{29)~39)}。最初にER流体アクチュエータを用いた2次元上肢リハビリ支援システム仁王I³⁸⁾、II(図3-15)を研究開発し、次に5ヵ年NEDOプロジェクト「身体機能リハビリ支援システム(1999年度~2003年度)において、3次元上肢リハビリ支援システムEMUL(図3-16)を開発した³⁴⁾。(図3-16)は、EMULとNIRS(近赤外分光法)を組み合わせることによって、運動学習がどのように行われているかの実験の様子を示す⁴⁰⁾。この研究は、運動の再学習による脳卒中の回復過程に関する検討の基礎研究となる。



図 3-15 仁王 I³⁸⁾



図 3-16 EMUL (NIRSによる脳機能計測実験)⁴⁰⁾

次に、2ヵ年NEDOプロジェクト「次世代ロボット実用化プロジェクト」(2004年度~2005年度)において、手首を含む6自由度の上肢リハビリ支援システム「セラフィ」(図3-17)(グッドデザイン賞受賞)を開発し³⁵⁾、愛知万博で実演展示を行った。これらのシステムでは、安全を確保するためER流体アクチュエータを用いている⁴¹⁾。しかし開発したEMUL、「セラフィ」などのシステムは高価かつ肥大化し、運用面においても注意を要することから、用途は研究用中心となっている。



図 3-17 セラフィ³⁵⁾

そこでブレーキのみを用いることで、本質安全の確保、及び低コストを図った PLEMOシリーズの研究開発を並行的に行ってきた。PLEMOという名称は、つらく途中で止める患者の多いリハビリ訓練に、Pleasant（楽しさ）とMotivation（動機付け）を与えるリハビリ支援システムという意味合いをこめて命名した。在宅や通所リハビリテーション施設等でも使える安全性を高めた装置開発について、低コスト化、ソフトウェアの質の向上、安全性向上などの改善、臨床評価等について継続的に研究開発を行っている。

PLEMO-P3^{30) 42) 43)} (図 3-18)は、原則的には2次元平面内（テーブル平面）であるが、テーブルの傾斜を調整することで準3次元上肢リハビリ支援システムである。ER液体ブレーキのみを用いたパッシブ型ハプティックデバイスであり、安全性に優れ、小型で廉価に開発ができた。また基本リハソフトは、上肢の運動の基本であるスペーシング（リーチング）、タイミング、グレーディング（力の調節）よりなる。



図 3-18 PLEMO-P3⁴²⁾

続いて福井工業大学古荘研究室では大阪大学古荘研究室のロボット開発をベースに、経済産業省平成 22 年度補正予算「課題解決型医療機器の開発・改良に向けた病院・企業間の連携支援事業」実証事業において、「脳卒中患者に対する上肢機能訓練用医療機器の開発（事業管理機関：福井工業大学（金井学園）、プロジェクトリーダー：古荘純次）」を実施した。この事業において PLEMO-P3 の後継機にあたる

「PLEMO-Y」(図 3-19)を開発した。PLEMO-Y は、大阪大学古荘研究室において開発したリハビリソフトを基本リハビリソフトとしており、PLEMO-P3 からの改良点とし

ては、ブレーキへの印加電圧化の低電圧化，システム全体の低コスト化，AD, DA 変換のボードに代わってワンチップマイコンの導入による低コスト化，コンパクト化，日本家屋の曲がった廊下を移動可能とした，リハビリテーブルの傾斜角を上向きにも下向きにも変えられるようにした，リハビリテーブルの高さ可変とした，右片麻痺，左片麻痺の両方に対応できるようにしたなどがある．



図 3-19 PLEMO-Y（左：リハビリテーブル上向き，右：下向き）¹⁾

PLEMO シリーズの臨床評価⁴³⁾は，5名の脳卒中患者を対象にクロスオーバースタディ方式で行なっている．2週間の通常訓練のみを実施（リハ訓練のみ期間）後に，PLEMO-P3による訓練を追加した2週間の訓練期間（プラス PLEMO 訓練期間）を実施する訓練方法とその逆の訓練方法を設定し，各被験者はランダムに両期間の訓練を実施した．その結果，FMA の上肢（肩/肘/前腕）の運動機能，FMA の合計点数，手関節の運動機能において統計的に優位な改善を示し臨床効果が確認されている．

3.3.5 上肢リハビリ支援システムにおけるフィードバック

リハビリ訓練支援システムは上肢機能評価システムとしての側面も備えている．そしてシステムを通して取得した運動時の操作部や身体的位置情報，関節角度，発生したトルク，筋電のデータをベースにフィードバック機能やアシスト機能，コーチング機能などを組み合わせた研究も多数認められる⁴⁴⁾．

多くの上肢リハビリ支援システムにおけるアシスト機能では，健常者や脳卒中患者の動作軌道や軌道湾曲，速度，筋活動の程度等の数学モデルなどからリーチ動作の望ましい軌道をもとめ，その軌道からのエラー情報をパラメータにアシストのタイミングや強さが調整される⁴⁵⁻⁴⁷⁾．アシスト機能は視覚や固有受容覚，聴覚，触覚，嗅覚などの身体内部の情報である「内在的フィードバック」を調整・強化する戦略であると考えられる．

また脳卒中患者は注意障害や感覚障害などのため「内在的フィードバック」が損なわれる．そこでロボット・インタフェースを含む技術を利用し運動中の望ましい軌道からのエラーを抽出・拡大するか，あるいは，視覚および感覚のフィードバックを強調する「エラーの増大(Error augmentation:以下 EA)」の戦力を組み込んだ上肢リハビリ支援システムが開発されている．Israely⁴⁸⁾らは EA 訓練による上肢フィードバック訓練の効果に関するメタアナリシスを行なっている．8つの研究（ランダム化比較試験-1，クロスオーバーデザイン-4，パイロットデザイン-2，介入前後比較研究-1）を取り上げ，コントロール群と比較して，すべての研究で有意の改善を示し，2つの研究ではその後も継続的に治療効果を示したと述べている．

コーチングは、非接触で脳卒中患者に特有な異常な活動の出現や関節運動の量的不足、モチベーションを上げるための励ましを与えることで、パフォーマンスの改善を促して行くことである。Kim⁴⁹⁾らは、リーチ動作中に出現する代償的な肩関節の外転および内旋運動を2次元のモーションキャプチャで検出し、モニタを通じて視覚的フィードバック訓練を4週間行ったところ、コントロール群に比べて上肢機能が優位に改善している。またChen⁵⁰⁾らは5名の脳卒中患者を対象にしたパイロットスタディで、リーチ課題の正確性をKRとし、ゴニオメーターを用いてモニタされる肩の屈曲と肘の伸展角度の望ましい範囲からの逸脱をKPとして、和音を用いた聴覚フィードバック訓練を実施しKRとKPの効果について、その効果を検討した。3名の被検者において、KPフィードバックは肘伸展を増加させて、代償性体幹屈曲を低下させた。4名の被検者において、KRフィードバックは、リーチを行うために摂取される運動時間を低下させた。コーチングの臨床検査は、まだ初期段階であり、今後の十分な検証が必要である。

3.4 結 言

本章で明らかになったことを以下に示す。

- 上肢リハ支援システムは、集中的な上肢訓練を可能にし、十分な訓練効果が得られること、有害事象が少なく安全な訓練提供が可能なが明らかにされている。
- 市販されている上肢リハ支援システムは非常に高価であるため十分に普及されているとはいえない。安価な上肢リハ支援システムの開発が必要である。
- 机上リーチ訓練は、姿勢が椅子座位で行なわれるためにバランス能力が低下した脳卒中患者においても安定化が図れ、上肢機能改善に必要な集中的で長時間の訓練を可能にする。
- 水平型(2次元)End-effector型上肢リハ支援システムの訓練では、机上動作に類似した訓練が行われる。訓練状況の把握を行なうには机上リーチ動作の分析が重要になる。
- 上肢リハ訓練支援システムは、上肢機能評価システムとしての側面も備えている。そしてシステムを通して取得した運動時の操作部や身体的位置情報、関節角度、発生したトルク、筋電のデータをベースにフィードバック機能やアシスト機能、コーチング機能などを組み合わせた研究も多数認められる。

我々は開発した安価な水平型(2次元)End-effector型上肢リハ支援システム(PLEMOシリーズ)に、そのコンセプトを保ちつつ、手部以外の異常性を評価し、フィードバックを行うことのためにKinectを組み込むことは意義があると考えられる。

参考文献

- 1) 古荘純次, 石田圭二, 原口真: ヒトの運動機能と移動のための次世代技術開発—使用者に寄り添う支援機器の普及にむけて 第6章上肢機能支援ロボット. NTS, 2014.
- 2) Lamercy, O., Fluet, M. C., Lamers, I., Kerkhofs, L., Feys, P., Gassert, R. O.: Assessment of upper limb motor function in patients with Multiple Sclerosis using the Virtual Peg Insertion Test: a pilot study, ICORR, 2013: 6650494..

- 3) Loureiro, R., Amirabdollahian, F., Topping, M., Driessen, B., Harwin, W. :
"Upper limb robot mediated stroke therapy - GENTLE/s approach,"
Autonomous Robots, 15(1): 35-51, 2003.
- 4) Chemuturi, R., Amirabdollahian, F., Dautenhahn, K.R. : Performance based
upper extremity training: a pilot study evaluation with the GENTLE/A
rehabilitation system, *IICORR*, 2013: 6650380.
- 5) Lum, P.S., Burgar, C.G., Shor, P.C., Majmundar, M., Van der Loos, M. : " Robot-
assisted movement training compared with conventional therapy techniques
for the rehabilitation of upper-limb motor function after stroke", *Arch
Phys Med Rehabil*, 83(7): 952-959, 2002.
- 6) Krebs, H. I, Dipietro, L., Levy-Tzedek, S., Fasoli, S.E, Rykman-Berland, A.,
Zipse, J., Fawcett, J.A., Stein, J., Poizner, H., Lo, A.C., Volpe, B.T, Hogan,
N. : " A paradigm shift for rehabilitation robotics" , *IEEE Eng Med Biol Mag*,
27(4): 61-70, 2008.
- 7) Scott, S.H. : Apparatus for measuring and perturbing shoulder and elbow
joint positions and torques during reaching, *J Neurosci Methods*, 89(2):
119-27, 1999.
- 8) Dukelow, S.P., Herter, T.M., Bagg, S.D., Scott, S.H. : The independence of
deficits in position sense and visually guided reaching following stroke,
Journal of Neural Engineering, 9(72), 2012.
- 9) Rosati, G., Andreolli, M., Biondi, A. : Performance of cable suspended robots
for upper limb rehabilitation, *ICORR*, 2007: 9847688.
- 10) Treger, I., Faran, S., Ring, H. I. : Robot-assisted therapy for neuromuscular
training of sub-acute stroke patients. A feasibility study, *Eur J Phys
Rehabil Med*, 44(4): 431-5, 2008.
- 11) Hesse, S., Schmidt, H., Werner, C., Bardeleben, A. : Upper and lower extremity
robotic devices for rehabilitation and for studying motor control, *Curr
Opin Neurol*, 16(6): 705-10, 2003.
- 12) McCombe Waller, S., Liu, W., Whittall, J. : Temporal and spatial control
following bilateral versus unilateral training, *Hum Mov Sci*, 27(5): 749-
58, 2008.
- 13) Kwakkel, G., Kollen, B. J., Krebs, H. I. : Effects of Robot-assisted therapy on
upper limb recovery after stroke: A Systematic Review, *Neurorehabil Neural
Repair*, 22(2): 111-21, 2008.
- 14) Mehrholz, J., Platz, T., Kugler, J., Pohl, M. : Electromechanical and robot-
assisted arm training for improving Arm Function and activities of daily
living, after stroke, *Cochrane Database Syst Rev*. 8(4): CD006876, 2008.
- 15) Mehrholz, J., Hädrich, A., Platz, T., Kugler, J., Pohl, M. : Electromechanical
and robot-assisted arm training for improving generic activities of daily
living, arm function , and arm muscle strength after stroke. *Cochrane
Database Syst Rev*, 13(6): CD006876, 2012.

- 16) Masiero, S., Armani, M., Rosati, G.: Upper-limb robot-assisted therapy in rehabilitation of acute stroke patients: Focused review and results of new randomized controlled trial, *J Rehabil Res Dev*, 48(4): 355-366, 2011.
- 17) 上田敏: 目で見る脳卒中リハビリテーション, 東京大学出版会, 2000.
- 18) 矢谷 令子監修: 標準作業療法学 身体機能作業療法学 第3版 第3章 I.脳血管障害, 医学書院, pp.162-184, 2016.
- 19) 原寛美, 吉尾雅春編: 脳卒中理学療法の理論と技術 改定第2版, *MEDICAL VIEW*, pp.395-408, 2016.
- 20) Fasoli, S.E., Krebs, H. I., Stein, J., Frontera, W. R., Hughes, R., Hogan, N.: Robotic therapy for chronic motor impairments after stroke: follow-up results. *Arch Phys Med Rehabil*, 85(7): 1106-11, 2004.
- 21) Stein, J., Krebs, H. I., Frontera, W. R., Fasoli, S. E., Hughes, R., Hogan, N.: Comparison of two techniques of robot-aided upper limb exercise training after stroke, *Am J Phys Med Rehabil*, 83(9): 720-28, 2004.
- 22) Krebs, H. I., Hogan, N., Volpe, B. T., Aisen, M. L., Edelstein, L., Diels, C.: Overview of clinical trials with MIT-MANUS: a robot-aided neuro-rehabilitation facility, *Technol Health Care*, 7(6): 419-23, 1999.
- 23) Krebs, H. I., Hogan, N., Aisen, M. L., Volpe, B. T.: Robot-aided neurorehabilitation, *IEEE Trans Rehabil Eng*, 6(1): 75-87, 1998.
- 24) Hogan, N., Krebs, H. I., Sharon, A., Charnnarong, J.: Interactive Robotic Therapist, U.S. Patent Number 5,466,213
- 25) Fasoli, S. E., Krebs, H. I., Stein, J., Frontera, W. R., Hogan, N.: Effects of Robotic Therapy on Motor Impairment and Recovery in Chronic Stroke, *Phys Med Rehabil*, 84(4): 477-82, 2003.
- 26) Daly, J. J., Hogan, N., Perepezko, E. M., Krebs, H. I., Rogers, J. M., Goyal, K. S., Dohring, M. E., Fredrickson, E., Nethery, J., Ruff, R. L.: Response to upper limb robotics and functional neuromuscular stimulation following stroke, *J Rehabil Res Dev*, 42(6): 723-36, 2005.
- 27) Finley, M. A., Fasoli, S. E., Dipietro, L., Ohlhoff, J., Maccllellan, L., Meister, C., Whittall, J., Macko, R., Bever, C. T., Krebs, H. I., Hogan, N.: Short duration upper extremity robotic therapy in stroke patients with severe upper extremity motor impairment, *J Rehabil Res Dev*, 42(5): 683-92, 2005.
- 28) Volpe, B. T., Lynch, D., Rykman-Berland, A., Ferraro, M., Galgano, M., Hogan, N., Krebs, H. I.: Intensive sensorimotor arm training mediated by therapist or robot improves hemiparesis in patients with chronic stroke, *Neurorehabil Neural Repair*, 22(3): 305-10, 2008.
- 29) 古荘純次: (巻頭言) 上肢リハビリ支援ロボットとその本格的実用化, 総合リハビリテーション, 38巻12号, 2010.
- 30) 古荘純次, 原口真: (解説) ロボット・VRおよび理学療法の技術を取り入れた上肢リハビリ支援システムによる訓練とその脳活動を含む評価, *バイオメカニズム学会誌*, 33巻2号, pp.109-16, 2009.
- 31) 古荘純次, 菊池 武士: (解説) 上・下肢リハビリテーション, 福祉機器へのロボット技術の適用, 総合リハビリテーション, 35巻5号, pp.439-445, 2007.

- 32) 古荘純次, 森川隆浩: (解説) ER 流体・MR 流体を用いたリハビリ支援システム, フルードパワーシステム (日本フルードパワーシステム学会誌), 42 巻 1 号, pp.12-15, 2011.
- 33) 古荘純次, 菊池武士: (総説) 医工連携とフルードパワー, フルードパワーシステム (日本フルードパワーシステム学会誌), 37 巻 5 号, pp.272-276, 2006.
- 34) 古荘純次, 小柳健一, 片岡次郎, 笠潮, 井上昭夫, 竹中重和: 三次元上肢リハビリ訓練システムの開発 ((第 1 報) ER アクチュエータを用いた機構およびシステム全体の開発), 日本ロボット学会誌, 23 巻 5 号, pp.123-30, 2005.
- 35) 古荘純次, 中山健二: (解説) 手首を含む 6 自由度上肢リハビリ支援ロボット「セラフィ」, 日本ロボット学会誌, 24 巻 2 号, pp.186, 2006.
- 36) 古荘純次, 小柳健一: (解説)機能性流体を用いたウェアラブルパワーアシストシステム (安全性に関する国際・国内基準に基づく研究開発),フルードパワーシステム (日本フルードパワーシステム学会誌), 34 巻 5 号, pp.121-127, 2003.
- 37) 古荘純次: 活動機能回復装置の使われ方, 機構・制御方式とその Hazard および安全性評価, 平成 23 年度次世代医療機器評価指標作成事業 活動機能回復装置審査 WG 報告書 (次世代医療機器評価指標検討会(厚生労働省) / 医療機器開発ガイドライン評価検討委員会(経済産業省)合同検討会), pp.11-16, 2012.
- 38) Furusho, J., Sakaguchi, M., Takesue, N., Koyanagi, K.: New Actuators Using ER Fluid and Their Applications to Force Display Devices in Virtual Reality and Medical Treatments, Int. J. of Modern Physics B, 13, Nos 14(16): 2151-59, 1999.
- 39) Furusho, J., Sakaguchi, M., Takesue, N., Koyanagi, K.: Development of ER Brake and its Application to Passive Force Display, J. of Intelligent Material Systems and Structures, 13, Nos. 7(8): 425-429, 2002.
- 40) 原口 真, 菊池 武士, 三原 雅史, 畠中 めぐみ, 宮井 一郎, 古荘 純次: 3 次元上肢機能回復訓練支援装置 EMUL と脳機能計測法 NIRS を用いた追従訓練評価システム. 機論 (C 編), 76 巻 764 号, pp.942-948, 2010.
- 41) 古荘純次, 小柳健一, 片岡次郎, 笠潮, 井上昭夫, 竹中重和: 三次元上肢リハビリ訓練システムの開発 (第 1 報: ER アクチュエータを用いた機構およびシステム全体の開発), 日本ロボット学会誌, 23 巻 5 号, pp.629-636, 2005.
- 42) 古荘純次, 小澤拓也・他: 準 3 次元上肢リハビリ支援システム PLEMO-P3 の研究開発, 日本リハビリテーション医学会学術集会講演論文集, 1-4-21, 2009.
- 43) 小澤 拓也, 古荘 純次, 菊池 武士, 赤井 弘樹, 福島 一樹, 福田 孝博, 谷田 惣亮, 藤川 孝満, 加納 繁照: 脳卒中片麻痺患者に対する上肢リハビリテーション支援システム PLEMO-P3 の研究開発 (運動機能評価・訓練および実用化機の開発に向けた検討). 機論 (C 編), 76 巻 762 号, pp.323-330, 2010.
- 44) Marchal-Crespo, L., Reinkensmeyer, D. J.: Review of control strategies for robotic movement training after neurologic injury, J Neuroeng Rehabil, 16(6): 20, 2009.
- 45) Krebs, H. I., Palazzolo, J. J., Dipietro, L., Ferraro, M., Krol, J., Rannekleiv, K., Volpe, B. T., Hogan, N.: Rehabilitation robotics: performance based progressive robot-assisted therapy. Autonomous Robots, 15(1): 7-20, 2003.

- 46) Kahn LE, Rymer WZ, Reinkensmeyer DJ.: Adaptive assistance for guided force training in chronic stroke, *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*, 4: 2722-5, 2004.
- 47) Lum, P. S., Burgar, C. G., Shor, P. C., Majmundar, M., Van der Loos, M.: Robot-assisted movement training compared with conventional therapy techniques for the rehabilitation of upper-limb motor function after stroke, *Arch Phys Med Rehabil*, 83(7): 952-959, 2002.
- 48) Israely, S., Carmeli, E.: Error augmentation as a possible technique for improving upper extremity motor performance after a stroke—a systematic review. *Top Stroke Rehabil*, 23(2): 116-25, 2016.
- 49) Kim, C. Y., Lee, J. S., Lee, J. H., Kim, Y. G., Shin, A. R., Shim, Y. H., Ha, H. K.: Effect of spatial target reaching training based on visual biofeedback on the upper extremity function of hemiplegic stroke patients, *J Phys Ther Sci*, 27(4): 1091-1096, 2015.
- 50) Chen, J. L., Fujii, S., Schlaug, G.: The use of augmented auditory feedback to improve arm reaching in stroke: a case series, *Disabil Rehabil*, 38(11): 1115-24, 2016.

第4章 Kinectによる机上リーチ動作における身体部位軌道の測定

—肘の高さの違いによる机上リーチ動作への影響について—

4.1 緒言

Kinect for Windows（以下、Kinect）は、非常に安価な3次元モーションセンサであり、低コスト化が図れ、施設や在宅など幅広い場面で訓練システムに組み込むことが可能である。現在、高齢者のケアと脳卒中リハビリテーションで、身体運動の評価分野、リハビリテーション訓練分野、転倒探知など介護上の管理分野でKinectを用いる研究が進んでいる¹⁾。また測定精度においても、臨床での使用について適切なレベルの範囲内であることも示されている²⁻⁴⁾。

一方、脳卒中ガイドライン2009（上肢機能障害に対するリハビリテーション）⁵⁾で「robotic therapyは、麻痺側の肩と肘の運動機能を改善させる。」とあるように、上肢リハビリ支援システムは脳卒中の上肢訓練として有効であり、そのうち端点型（End-effector Type）の訓練では、バーチャルリアリティで提示されたゲーム形式の課題を行うために、上肢で先端操作部（End-effector）を把持し、主に平面空間でのリーチ動作を行うことでロボット操作が行われている。

また脳卒中患者の平面リーチ動作について、Levinら⁶⁾によると、手部軌跡は①運動速度低下、②運動軌跡の変動の大きさ、③運動の不連続性になると述べている。同時にリーチ動作時は屈筋共同運動の影響を受けやすく、その運動要素である肩甲骨挙上および肩外転し肘部を挙上した状態でのリーチ動作が多く見受けられる。そして現在の上肢ロボット訓練では異常パターンを検出し運動調整を行うものがほとんどないために、異常運動パターンを示しながらロボット操作することが多くみられる。そこで上肢訓練ロボットとKinectを組み合わせ、そのデータをもとにロボットのアシスト機能や機能的電気刺激を与えることで、理想的な運動軌道に調整ができるシステム開発に関する研究が始められている⁷⁻⁸⁾。我々は、ロボット訓練中のフィードバック訓練を可能にするために、Kinectを用いた簡易な計測システムを開発した。

本章では、健常者を対象に、脳卒中患者に観察される肘を高くしたリーチ動作と通常のリーチ動作をKinectによるシステムで測定し、①手部の運動軌跡、②手部の側方移動距離、③肘部の運動軌跡、④動作時間について比較することで、計測システムの可能性について検討する。

4.2 対象・方法

4.2.1 対象

対象は、健常者20名である。基本情報として性別は男性10名、女性10名、利き手は右利き18名、修正右利き2名、年齢：32.20±8.25歳（mean±SD, 以下も同様）、座高：86.68±6.94cm、上肢長（肩峰～第3指尖）：70.80±5.24cmである。（表4-1）

表 4-1 対象

性別	男性10名、女性10名
利き手	右18名、修正右利き2名
年齢	32.20±8.25歳
座高	86.68±6.94cm
上肢長(肩峰-第3指尖)	70.80±5.24cm

4.2.2 測定機器

測定機器は、Kinect(v1:Microsoft社製)を用いた。Kinect⁹⁾は、赤外線ソースおよび赤外線センサで構成された深度センサと、RGBカメラを内蔵した小型(30×8×6cm)、軽量(1.4kg)の3次元のモーションキャプチャである。Kinectは、投光した赤外線パターンを読み取り、パターンのゆがみから深度情報を得る「Light Coding」という方式が採用され、これにより深度の違いを濃淡で示された「距離画像」を取得する。そして「距離画像」を基に、ソフトウェア上で身体部位をパターン認識し、20個の関節として骨格を推定しトラッキングを行う。このため、光学反射式モーションキャプチャで必要であったマーカーが不要になり、測定対象者の負担軽減につながる。

Kinectの位置情報は、カメラ上の画素とその距離情報で構成される空間座標で示され、垂直座標および水平座標にあたる「骨格座標」はメートル単位で、奥行き座標である「深度座標」はミリ単位で取得できる。推奨される測定範囲は、Kinectから水平で57度、垂直43度、深度情報の取得範囲は0.8~4.0mとされている。また、RGBカメラも搭載されているので、2次元のビデオ画像も取得が可能である。

本システムではKinectから得られた3座標のデータを、Microsoft-Excelに記録した。同時にRGBカメラからの画像データを記録した。

4.2.3 リーチ課題

机上リーチ動作は椅子座位で行った。使用するテーブルの高さは、座面より25cm上方で、被検者の腹部より10cm前に設定した。被検者は体幹の代償動作を制限するためにベルトで椅子に固定した。

リーチ動作は、端点型上肢リハビリ支援システムの把持部に似たブロックを用い、利き手で行った。リーチ運動(図4-1)は、体幹の正面で、机手前から前方10cmとさらに前方20cmに示された2つの目標間で9往復する動作を、①自然な状態で行うもの(普通に往復運動を行ってください。)と②肘高位の状態(肘を意識的に上げた状態で往復運動を行ってください。)の2回行った。

4.2.4 測定方法

Kinectを用い、課題中のビデオ画像、手部と肘部の座標情報を記録した。

Kinectは、リーチ動作の手部軌道の中心から前方220cmに置き、高さは机上面から上方15cmに設置した(図4-1)。そして、9往復動作の計測データから、ビデオ画像および手部の軌跡データをもとに、運動が安定する第4試行から第6試行の3往復動作のデータを抜き出した。その後3往復のデータを、前方向に向かったのリーチ(以下、前方向リーチ)と、後方向へ向かったのリーチ(以下、後方向リーチ)に分け抽出した。

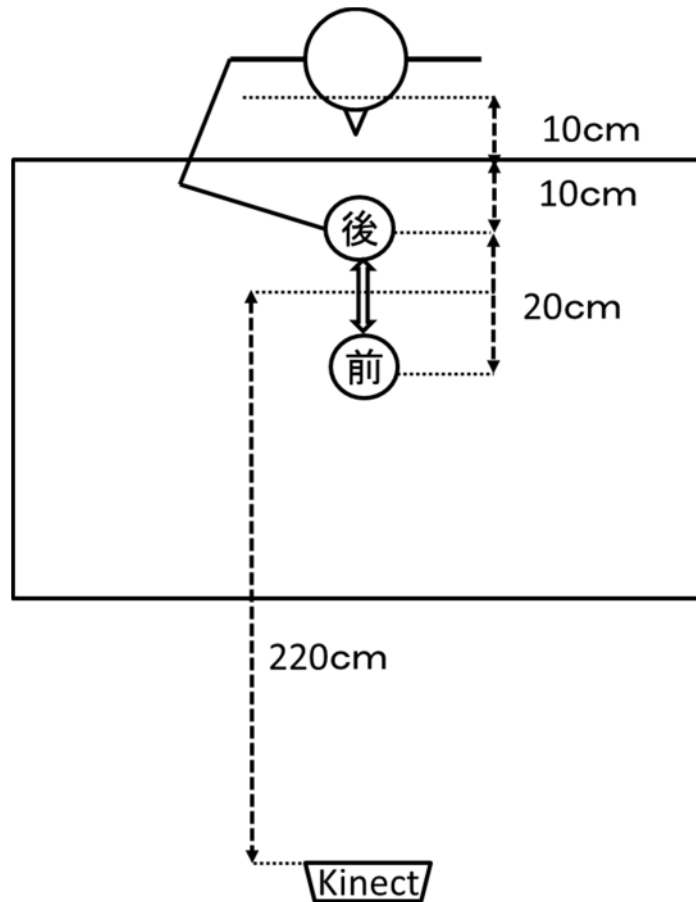


図 4-1 課題および測定方法を上から見た図

測定項目は、以下の 4 項目を測定した

- ① 手部の運動軌跡
手部における運動軌跡の不連続性の確認
- ② 手部の最大側方移動距離
手部の運動変動性の確認
- ③ 肘部の運動軌跡
肘部における不連続性の確認
- ④ 動作時間
運動速度低下の確認

4.2.5 解析方法

①手部の運動軌跡，③肘部の運動軌跡は典型的な軌跡を図示し考察を加えた．②手部側方移動距離，④動作時間の 2 つの測定項目に関しては，自然位と肘高位間における差の検定のため Wilcoxon 符号付順位和検定を行った．

4.3 結果

4.3.1 手部の運動軌跡

RGB カメラのデータ画像で、手部の律動的な前後方向運動は、すべての被験者で確認できた。

手部の動きに関して前後軸座標を縦軸に、経過時間を横軸にして図示(図 4-2)すると、全被験者の自然位および肘高位のすべてのリーチ動作で、正弦曲線に似た軌跡を示し、安定した律動的に前後運動を繰り返す運動が認められた。

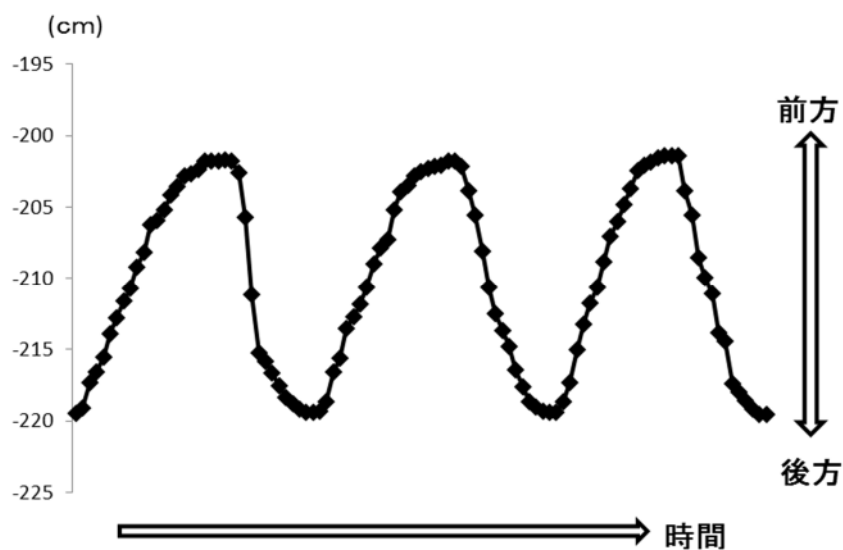


図 4-2 典型例の前後往復リーチ動作における手部の動き
運動前後座標を縦軸、時間経過を横軸で手部の動きを図示した。

4.3.2 手部の側方移動距離

表 4-2 測定結果

	動作時間 (Sec)		手部の側方移動距離 (cm)	
	前方向リーチ	後方向リーチ	前方向リーチ	後方向リーチ
自然位	0.98 ± 0.32	0.94 ± 0.31	1.20 ± 0.59	1.23 ± 0.53
肘高位	1.24 ± 1.08	1.23 ± 1.23	2.18 ± 1.37	1.83 ± 1.29

** P<0.01

前方向リーチは、自然位 1.20 ± 0.59cm, 肘高位 2.18 ± 1.37cm となり、両者間で有意な差を認めた (p<0.01)。後方向リーチでは、自然位 1.23 ± 0.53cm, 肘高位 1.83 ± 1.29cm

であり、両者間に有意な差は認めなかった（表 4-2）。

4.3.3 肘部の運動軌跡

肘部の矢状面における座標情報を基に、典型的な肘部の運動軌跡（図 4-3）を示す。自然位のリーチ動作において、手部が、図 4-1 の前方にあるとき、肘部は下方にあり、後方にあるとき、肘部は上方にある軌跡を示す。この傾向は 20 名中 18 名の被検者に見られた。残り 2 名は、リーチ動作中に上下動や前後動を繰り返す不安定な軌跡が認められた。一方、肘高位では、前方向リーチと後方向リーチの両方で、上下動や前後動を繰り返す不安定な軌跡が 20 名中 15 名に認められた。残りの 5 名は自然位でみられた後方部から前方部にかけて上昇する軌跡が認められた。

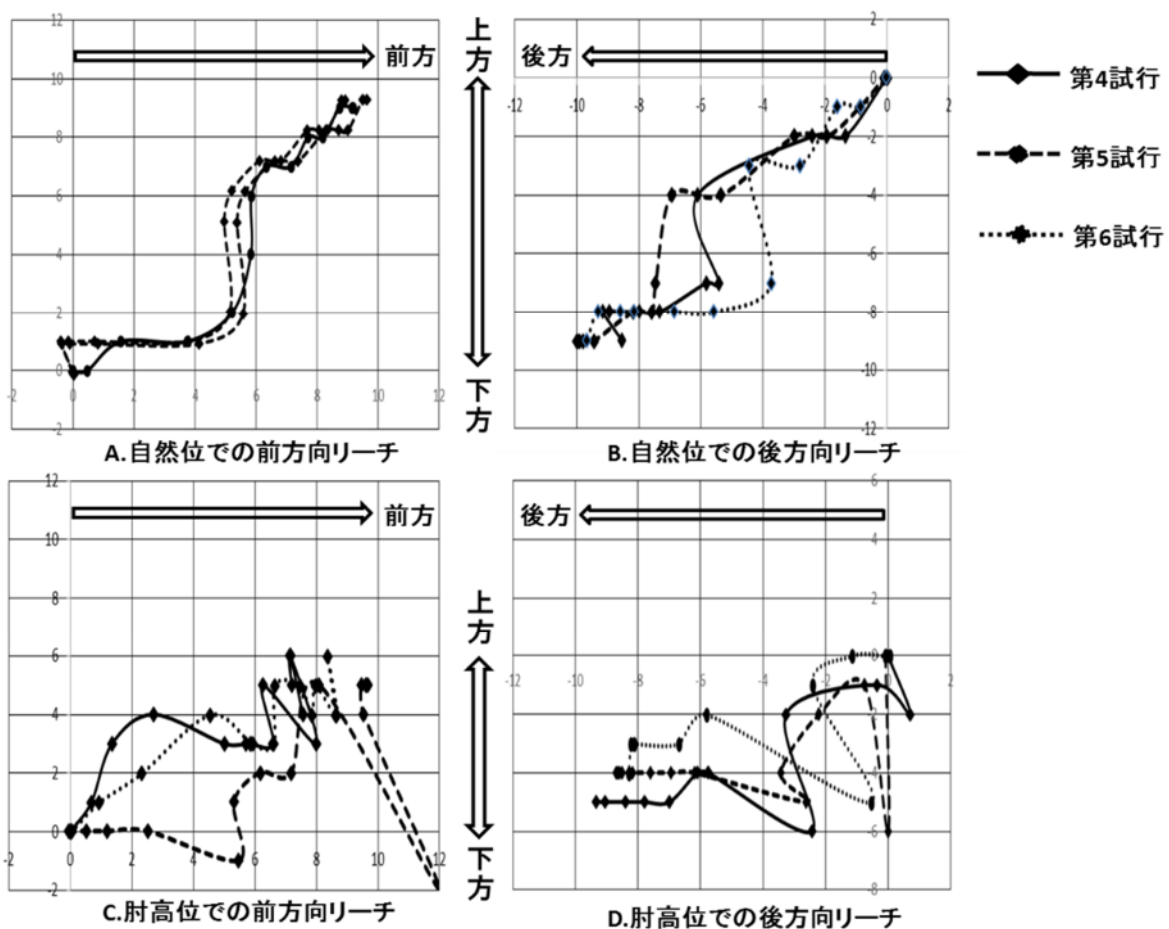


図 4-3 典型例の矢状面から見た肘部運動軌跡

自然位の A. 前方向リーチ, B. 後方向リーチと肘高位の C. 前方向リーチ, D. 後方向リーチについて、垂直軸を縦軸、前後軸を横軸（前方向リーチは左⇒右、後方向リーチは右⇒左の運動となる）にして、矢状面における肘部軌跡をあらわした。

4.3.4 動作時間

前方向リーチは、自然位 0.94 ± 0.32 Sec, 肘高位 1.24 ± 1.08 Sec となり、両者間で有意な差は認めなかった。後方向リーチは、自然位 0.94 ± 0.31 Sec, 肘高位 1.23 ± 1.23 Sec

で、有意な差は認めなかった（表 4-2）。

4.4 考察

4.4.1 手部の運動軌跡および側方移動への影響について

肘高位における肘部の運動軌跡では、上下動や前後動を繰り返す不安定な軌跡を示していたが、手部の運動軌跡は直線的な調整された運動が行われた。肘関節および手関節において、肘の不安定さを調整するような動きが生じたと考えられる。しかし、運動軌跡変動の指標である手部側方移動距離は、前方向リーチ動作時において、肘高位のほうが有意に大きかった。肘高位における肘部の運動軌跡の不安定さが、前方向リーチ動作の運動軌跡に影響したと考えられる。

4.4.2 肘部の運動軌跡への影響について

肘部の運動軌跡は、自然位リーチで、後方部から前方部にかけて上昇する軌跡が多く認められた。机上での前後方向リーチ動作は、主に肩関節の屈-伸運動と内-外転運動の組み合わせ要素で行われ、肩関節を中心にそれらの運動が行われるため肘の高低に影響する。

多くの健常者で、後方部から前方部にかけて上昇する軌跡が多く認められたのは、肩の屈伸に伴い肘が上下したと考えられる。また手部の前後運動は、短い移動範囲ながらも、肩関節の内-外旋運動と肘の内-外転運動の組み合わせでも可能である。この組み合わせでは、肘は必ずしも前後および上下する必要はなく、軌跡は不安定な状態になる。自然位のリーチ動作で、不安定な軌跡を示した 2 名は、肩関節の内-外旋要素を使いながらリーチ動作を行ったことが考えられる。一方、肘高位ではリーチ動作中に上下動や前後動を繰り返す不安定なものが増えた。肘高位を維持するためには、肩甲骨挙上を行う僧帽筋や肩甲挙筋、肩関節外転を行う三角筋中部線維などの活動が必要になり、リーチ動作中にそれらの筋活動が影響し、肘部が上下動や前後動を繰り返す不安定性を示したものと考えられる。

4.4.3 動作時間への影響について

動作時間を自然位と肘高位で比較したところ、運動の協調性に問題のない健常者では有意な差は認めなかった。健常者の肘高位のリーチ動作においても、著明な不連続運動や最高速度の低下は認められなかったため明確な差がなかったと考えられる。

4.4.4 異常運動測定の可能性について

Trombly¹⁰⁾らは、脳卒中患者のリーチ動作中の手部の軌跡を測定し、健常側上肢では連続運動になるが、麻痺側上肢では運動が予期した標的に達しないために、潜在意識のなかで運動を修正する不連続運動になり、また同時に最高速度の低下も認められると述べている。脳卒中患者では運動速度低下、運動軌跡の変動、不連続性が、健常者よりも著明に現れることになる。またリーチ動作時に屈筋共同運動が出現し、肩甲骨挙上や肩関節外転の運動要素が肘の運動に影響する。共同運動の出現は運動負荷時に大きくなり、リーチ動作において筋活動の必要な加速期や減速期および運動の不安定時の修正時が予測される。一方、健常者では、リーチ方向や移動距離で決定され、肘の運動軌跡において健常者と比べ脳卒中患者では大きく異なることが考えられる。そして

手部においても、屈筋共同運動が出現すると、肘関節屈曲や手関節掌屈などの不随意運動が起こり、そのため健常者でみられた肘関節の不安定さを調整する肘関節や手関節の活動もなくなり、手部の非連続性や変動性などの手部不安定さがより大きくなることが予想される。

脳卒中患者におけるリーチ動作の肘部、手部の運動軌道は、健常者と比較して、時間的にも、質的にも、量的にも異なり、その異常要素を検出できる可能性は十分に考えられる。

4.5 結 言

本章で明らかになったことを以下に示す。

- 前後往復動作（前方リーチ動作、後方リーチ動作）に関して、健常者により脳卒中患者に観察される肘を高くしたリーチ動作と自然なリーチ動作を行い Kinect で測定した。
- 手部の軌道測定に関して全被験者のすべてのリーチ動作（自然位および肘高位）で、正弦曲線に似た軌跡を示し、安定した律動的に前後運動を繰り返す運動が認められた。
- 手部運動軌跡変動の指標である手部側方移動距離は、前方向リーチ動作時において、肘高位のほうが有意に大きかった。
- 自然位リーチの多くの健常者で、後方部から前方部にかけて上昇する軌跡が多く認められた。肘高位ではリーチ動作中に上下動や前後動を繰り返す不安定なものが増えた。
- 動作時間は、自然位と肘高位間で有意な差は認めなかった。

Kinect を用いた机上リーチ動作測定で、手部および肘部の動きを十分に捉えることが可能であり、健常者が意識的に肘を高くした場合の影響である運動変動の指標である手部側方移動距離の差を検出できたと考えられる。Kinect を用いた計測システムの脳卒中患者の異常性検出の可能性が示唆された。

参考文献

- 1) David, W., Ozkan, C.: Systematic review of Kinect applications in Elderly care and stroke rehabilitation. *J Neuroeng Rehabil*, 3(11): 108-32, 2014.
- 2) Elgendi, M., Picon, F., Magnenat-Thalmann, N., Abbott, D.: Arm movement speed assessment via a Kinect camera: a preliminary study in healthy subjects, *Biomed Eng Online*. 27(13): 88, 2014.
- 3) Dutta, T.: Evaluation of the kinect sensor for 3-d kinematic measurement in the workplace, *Appl Ergon*, 43(4): 645-9, 2012.
- 4) 為井 智也, 柴田 智広, 和田 佳郎, 山中 敏彰: Kinectを用いた姿勢制御の簡易計測システム, *Equilibrium Research* 72巻5号 pp.391.2013.
- 5) 日本脳卒中学会 脳卒中ガイドライン委員会: 脳卒中治療ガイドライン2009, 協和企画, 2009.
- 6) Levin, M. F.: Interjoint coordination during pointing movements is disrupted in spastic hemiparesis, *Brain*, 119: 281-293. 1996.
- 7) Timothy, E., Christopher, F., Katie, M., Hallewell, M., Hughes, E., Ann-Marie,

- Burridge, A. M., Jane, H., Ericet, R. : Goal Orientated stroke rehabilitation utilising electrical stimulation, iterative learning and Microsoft Kinect, ICORR, 2013: 350060.
- 8) Brokaw, E. B., Lum, P. S., Cooper, R. A., Brewer, B. R. : Using the Kinect to Limit Abnormal Kinematics and Compensation Strategies During Therapy with End Effector Robots, ICORR, 2013: 6650384.
- 9) 上田智章 : 奥行きカメラkinectで3D計測, トランジスタ技術, 8号, 2012.
- 10) Trombly, C. A. : Deficits of reaching in subject with left hemiparesis: a pilot study, AM J Occup Ther, 46(10): 887-897, 1992.

第 5 章 Kinect 測定による健常者の机上リーチ動作中における肘および手部軌道

— 手部の運動方向による違いについて —

5.1 緒言

脳卒中ガイドライン 2009（上肢機能障害に対するリハビリテーション）では、「robotic therapy は、麻痺側の肩と肘の運動機能を改善させる。」と述べている¹⁾。多くの上肢リハ支援システムの訓練では、上肢リーチ動作にてアーム操作が行われるためリーチ動作の分析は不可欠である。

脳卒中患者のリーチ動作は随意性低下に加え、筋緊張異常が連合反応、共同運動として出現するため質的に異常な運動パターンを示す。そして不連続性の軌跡を呈し①運動速度低下、②運動軌跡の変動の大きさを示すといわれている²⁾。また脳卒中患者リーチ動作では、共同運動のうち屈筋共同運動（肩甲骨 拳上・後退、肩関節 屈曲・外転など）の影響を受け、腋窩部をあけて③肩や肘を挙上した動作が多くみうけられる。

一方、Kinect（以下 Kinect）センサは、赤外線ソースおよび赤外線センサで構成された深度センサと RGB カメラを内蔵した簡便で安価な小型モーションキャプチャである。低コスト化が図れ、施設や在宅など幅広い場面で訓練システムに組み込むことが可能になる。また測定精度でも、臨床での使用について適切なレベルの範囲内であることも示されている³⁻⁵⁾。われわれは Kinect を用い、肘部、手部の軌道を記録することで脳卒中のリーチ動作の特徴である①運動速度低下、②運動軌跡の変動、③肘部挙上などの脳卒中リーチ動作時の異常パターンの検出可能な計測システムの開発をおこなっている。

本章の目的は開発したシステムを使用して、健常者の机上リーチ動作における手部の運動方向による手・肘軌道の違いを明らかにすることである。これらは今後の脳卒中患者の異常性を検出するための基礎資料としていく。

5.2 対象・方法

5.2.1 対象

対象は健常者 20 名である。基本情報は、性別：男性 10 名 女性 10 名、利き手：右 18 名 修正右利き 2 名、年齢：32.20±8.25 歳（mean±SD, 以下も同様）、座高：86.68±6.94cm、上肢長（肩峰～第 3 指尖）：70.80±5.24cm である。

5.2.2 基本情報の聴取および測定

実験前に、①年齢、②性別、③利き手、④座高（座面～頭頂）、⑤上肢長（肩峰～第 3 指尖）を聴取および測定した。

5.2.3 リーチ課題

リーチ動作は椅子座位で行った。使用するテーブルの高さは座面より 25cm 上方で、被検者の体幹より 10cm 前に設定した。被検者は肩甲帯の運動は確保した状態で体幹の代償動作を制限するために、胸部をベルトで椅子に固定した。

リーチ課題は、端点型上肢リハビリ支援システムの把持部と同様のブロックを用い、利き手で行った。手部の作業域は、端点型上肢リハビリ支援システム操作で使用される一般的な空間を想定し、体幹正面の前方 20cm と 40cm に示された 2 つの目標間の前後方向往復動作と、体幹から 30 cm 前方の横軌道上で正中位からそれぞれ左右 10 cm に位置する目標間の内外方向往復運動を行った (図 5-1)。それぞれ往復動作は 9 回行い、そのうち運動が安定する 4 試行から 6 試行の 3 往復動作のデータを、kinect センサ上の RGB 画像および手部の軌跡データをもとに抜き出した。その後 3 往復のデータから後方目標から、前方目標に向かう①前方リーチ、前方目標から後方目標に向かう②後方リーチ、使用手側(外方)目標から非使用手側(内方)目標に向かう③内方リーチ、非使用手側(内方)目標から使用手側(外方)目標に向かう④外方リーチを区別した。

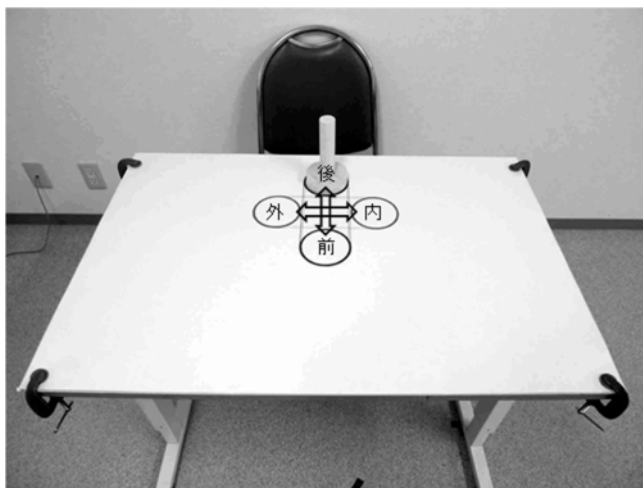


図 5-1 測定環境 (利き手が右の場合)

5.2.4 測定方法

Kinect は、リーチ動作の手部軌道中心から前方 220 cm、高さは軌道面であるテーブル面から上方 15cm に設置した。測定に用いる単位は、kinect の深度および画像座標から求めた実空間の 3 次元座標におけるポイント(Pt)とし、運動軌跡は座標ポイントの変化として、距離は Pt 数の差として求めた。1 ポイントはほぼ 1cm に相当する。

測定項目は下記のとおりである。

①動作時間

脳卒中リーチ動作で見られる運動速度低下の確認指標として測定した。

②手部的変動幅

手部的におけるリーチ動作軌道に直交する軸(前後リーチでは内外軸、内外リーチ動作では前後軸)の最大振幅(最大値から最小値を引いた数値)を、変動幅として測定した。脳卒中リーチ動作で見られる運動軌跡変動性の指標として測定した。

③肘の高さ（膝部～肘部）

肘の高さは、膝部～肘部の垂直軸における長さを測定し、その動作中の平均を求めた。共同運動に影響された肘部の運動特性の指標として測定した。

④肘の高さ（修正）

肘の高さ（修正）は、垂直軸上の座高（膝部～頭部）測定し、①肘の高さ（膝部～肘部）の測定値を除すことで体格を考慮した値を求めた。

⑤ 肘部の移動幅

各リーチ動作中の前後軸、水平軸、垂直軸における肘部の移動幅は、各リーチ動作中の最大値より最小値を引いて求めた。

共同運動に影響された肘部の運動特性の指標として測定した。

⑥ 肘部の軌跡

4 試行から 6 試行の 3 動作について軌跡を描き出した。また典型例と思われる事例について、4 つの目標地点（前方、後方、内方、外方）に手部が位置した状態の肩関節角度（屈曲－伸展、内転－外転）を、角度計にて計測した。共同運動に影響された肘部の運動特性の指標として測定した。

5.2.5 解析方法

①動作時間、②手部の変動幅、③肘の高さ（膝部～肘部）、④肘の高さ（修正）、⑤肘部の移動幅の測定項目に関して①前方リーチ、②後方リーチ、③内方リーチ、④外方リーチ間で比較した。各リーチのデータで正規性が認められなかったため Kruskal-Wallis 検定を行い、その後、有意な差が認められた項目で各リーチ間の差について Steel-Dwass 検定を行った。肘部軌跡に関してはデータを基に図示したパターンを目視にて確認した。

5.2.6 倫理的配慮

被験者に実験内容について十分な説明を行い、同意を得ている。なお本研究は新田塚医療センターの承認を得ている（整理番号 新倫 27-6 号）。

5.3 結果

表 5-1 各リーチ間の多重比較

	時間(Sec)	手部 変動幅(Pt)	肘部高さ (膝部～肘部:Pt)	肘部高さ (修正%)	肘部前後軸 移動幅(Pt)	肘部水平軸 移動幅(Pt)	肘部垂直軸 移動幅(Pt)
前方リーチ	1.04±0.33	1.15±0.64	58.72±10.93	67.69±11.02	10.61±1.86	6.96±2.21	7.83±2.05
後方リーチ	1.02±0.32	1.28±0.84	57.63±10.78	66.44±10.78	10.49±2.02	6.45±2.64	7.27±2.40
内方リーチ	1.09±0.33	1.72±1.49	55.47±10.41	64.08±11.47	4.84±2.08	12.30±2.10	3.20±1.50
外方リーチ	1.08±0.34	1.94±1.82	56.11±9.33	64.87±10.40	4.84±1.83	12.52±2.14	3.30±1.60

**P<0.01

5.3.1 動作時間

①前方リーチ $1.04 \pm 0.33\text{Sec}$, ②後方リーチ $1.02 \pm 0.32\text{Sec}$, ③内方リーチ $1.09 \pm 0.33\text{Sec}$, ④外方リーチ $1.08 \pm 0.34\text{Sec}$ であり, 各リーチ動作間で有意な差は認めなかった(表 5-1).

5.3.2 手部の変動幅

①前方リーチ $1.15 \pm 0.64\text{Pt}$, ②後方リーチ $1.28 \pm 0.84\text{Pt}$, ③内方リーチ $1.72 \pm 1.49\text{Pt}$, ④外方リーチ $1.94 \pm 1.82\text{Pt}$ であり, 各リーチ動作間で有意な差は認めなかった(表 5-1).

5.3.3 肘の高さ

肘の高さ(膝部~肘部)は①前方リーチ $58.72 \pm 10.93\text{Pt}$, ②後方リーチ $57.63 \pm 10.73\text{Pt}$, ③内方リーチ $88.47 \pm 10.41\text{Pt}$, ④外方リーチ $56.11 \pm 9.33\text{Pt}$ となり, 各リーチ動作間で有意な差を認めなかった(表 5-1)

座高(膝部~頭部)は $95.55 \pm 11.25\text{Pt}$ であった.

座高に対する肘の高さ(修正: %)は, ①前方リーチ $67.69 \pm 11.02\%$, ②後方リーチ $66.44 \pm 10.73\%$, ③内方リーチ $64.08 \pm 11.47\%$, ④外方リーチ $64.87 \pm 10.40\%$ となり, やはり各リーチ動作間で有意な差は認めなかった(表 5-1).

5.3.4 肘部の移動幅

前後軸における移動幅は, ①前方リーチ $10.61 \pm 1.86\text{Pt}$, ②後方リーチ $10.49 \pm 2.02\text{Pt}$, ③内方リーチ $4.84 \pm 2.08\text{Pt}$, ④外方リーチ $4.84 \pm 1.83\text{Pt}$ となり, 前方リーチおよび後方リーチは内方リーチおよび外方リーチより有意に大きくなった($p < 0.01$) (表 5-1).

水平軸における移動幅は, ①前方リーチ $6.96 \pm 2.21\text{Pt}$, ②後方リーチ $6.45 \pm 2.64\text{Pt}$, ③内方リーチ $12.30 \pm 2.10\text{Pt}$, ④外方リーチ $12.52 \pm 2.14\text{Pt}$ となり, 内方リーチおよび外方リーチは前方リーチおよび後方リーチより有意に大きくなっていった($p < 0.01$) (表 5-1).

最後に垂直軸における移動幅は, ①前方リーチ $7.83 \pm 2.05\text{Pt}$, ②後方リーチ $7.27 \pm 2.40\text{Pt}$, ③内方リーチ $3.20 \pm 1.50\text{Pt}$, ④外方リーチ $3.30 \pm 1.60\text{Pt}$ となり, 前方リーチおよび後方リーチは, 内方リーチおよび外方リーチより有意に大きくなっていった($p < 0.01$) (表 5-1).

5.3.5 肘部の運動軌跡

図 5-2 および図 5-3 に典型的な運動軌跡を示す.

図 5-2 は水平面における軌跡である. すべてのリーチ動作で前方移動と内転移動, 後方移動と外方移動が組み合わさった斜めの軌跡になっている. 前後リーチでは前後移動が大きくなり, 内外リーチでは内外移動が大きくなっている. また前後座標で前後リーチと内外リーチの軌道と比較すると, 内外リーチ動作の軌跡は全体的に前方に位置していた. これらの傾向は被験者 18 名に見られ, 2 名はリーチ動作中に前後の動きや内外の動きを繰り返す不安定な軌跡が認められた.

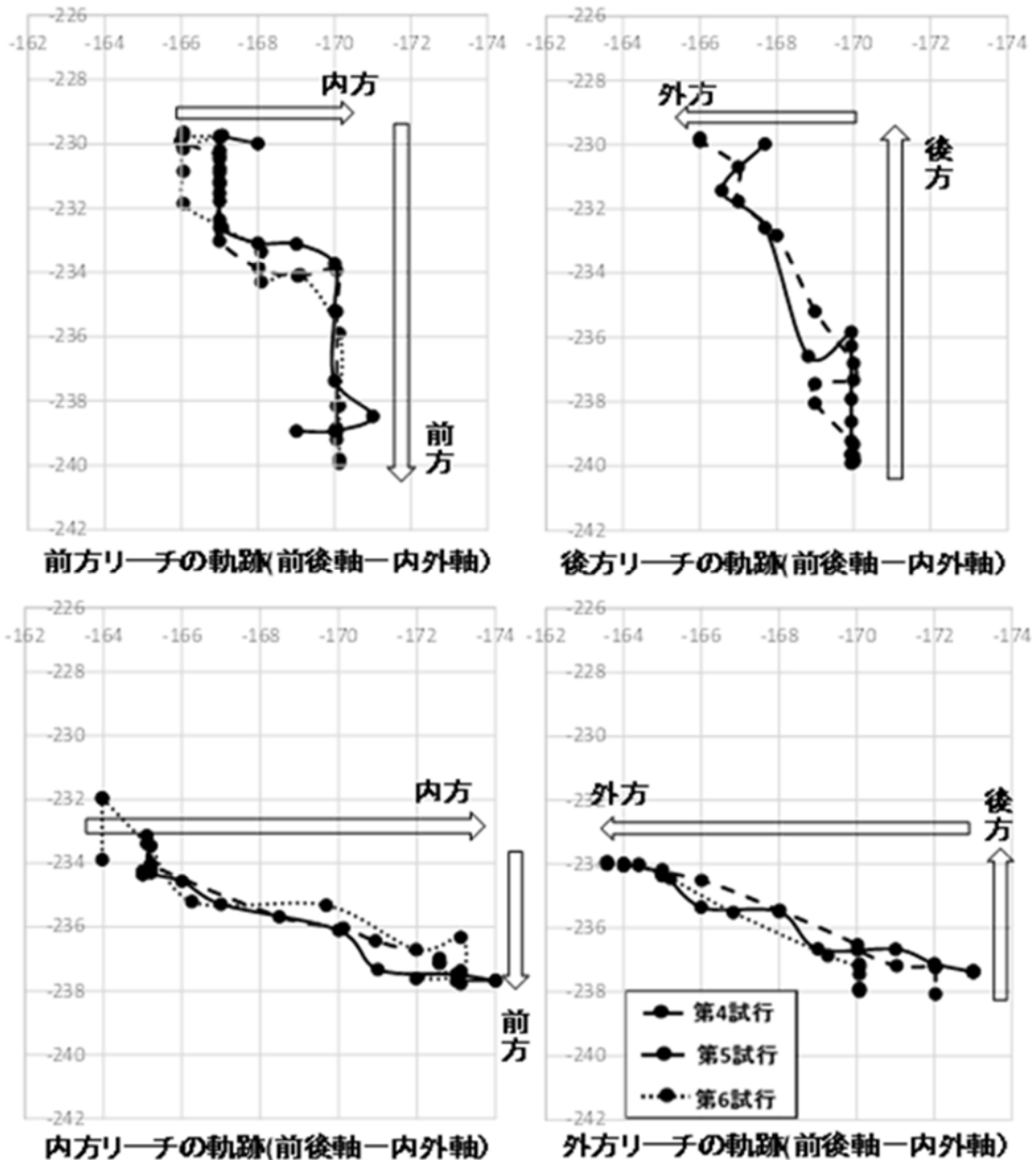


図 5-2 水平における肘部軌道

図 5-3 は、前後リーチ動作を矢状面の運動軌跡と、内外リーチ動作を前額面の運動軌跡を示す。前方リーチと後方リーチの軌跡は後方部で下方に位置し、上昇および下降が見られ、前方で上方に位置している。この傾向は 20 名中 18 名の被検者に見られた。残り 2 名は、リーチ動作中に上下動や前後動を繰り返す不安定な軌跡が認められた。一方外方および内方リーチで、運動幅の大きかった前額面の運動は外方部と内方部の高さはほぼ同一で、運動幅の小さな上下運動を繰り返しながら左右移動していた。そして上下軸で前後リーチと内外リーチの軌道と比較すると、内外リーチ動作の軌跡は全体的に上方に位置していた。また典型例において手部が目標地点にあるときの、

関節角度は、前方目標：屈曲 50 度，内転 11 度，後方目標：屈曲 26 度，内転 5 度，内方目標：屈曲 35 度，内転 18 度，外方目標：屈曲 30 度，外転 5 度であった。

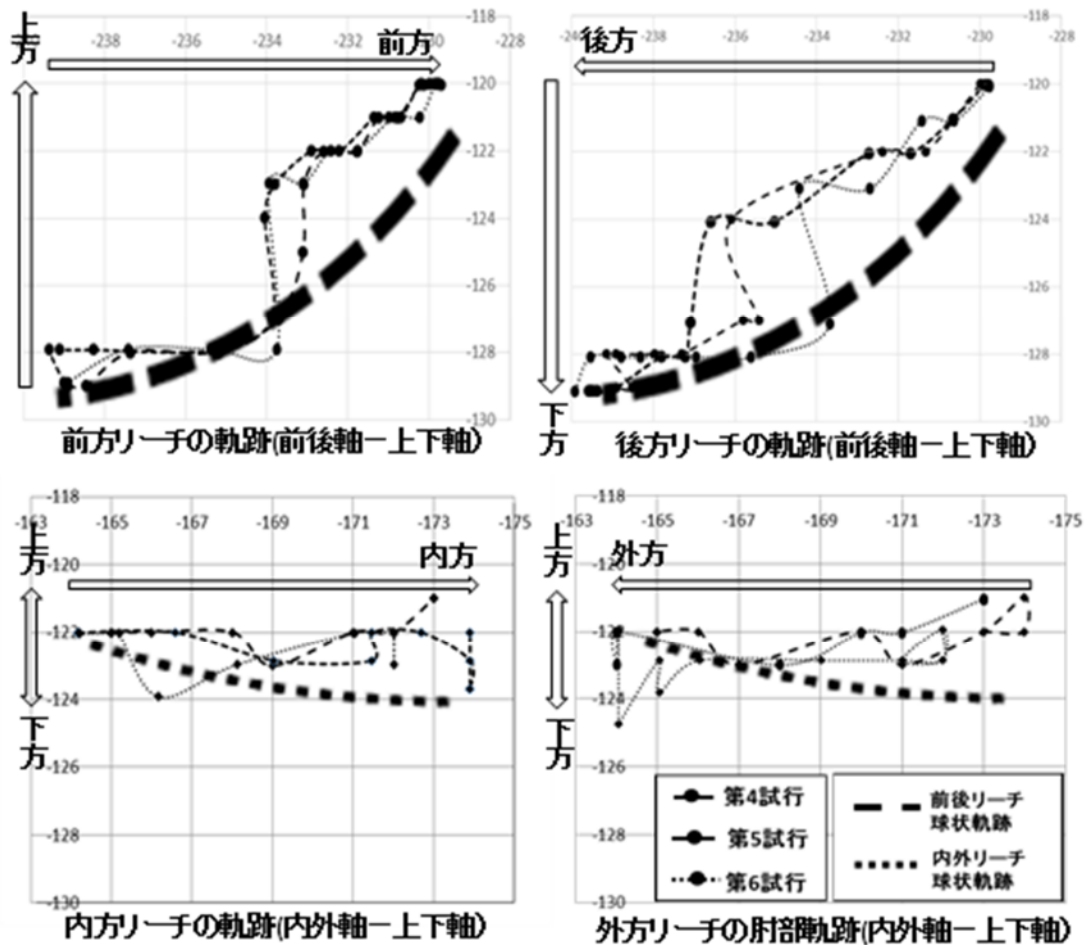


図 5-3 矢状面・前額面における肘部軌道

5.4 考察

本実験に用いた手部の作業域は、端点把持型上肢リハビリロボットでの使用が想定される空間であり、安定した両眼視が可能で、また両側手部が余裕を持って到達し、十分な巧緻地性を確保できる場所である。このような空間におけるリーチ動作の運動方向による違いについて考察する。

5.4.1 動作時間，手部の変動幅について

動作時間および手部の変動幅ともに、各リーチ間で有意な差が認められなかった。本実験で設定した作業域では、運動方向の違いが手部の運動速度および運動軌跡の変動性に影響しないものと考えられる。

5.4.2 肘部の水平面における軌跡について

肘部の移動幅および運動軌跡から、前後方向のリーチでは肘部においても前後移動幅が大きく、肩関節の屈曲－伸展と内転－外転の組み合わせで行われ、前後移動幅の約50～60%程度の内外移動幅の動きを伴うことになる。手部の動きは純粋な前後方向であるが、肘部の動きは前内方と後外方の動きになっている。これは水平座標上で肩部が各運動目標の後方および外方にあることが関係している。健常者の肘部座標は、上腕長、前腕長などの上肢サイズと肩部－手部の距離を含めた位置関係より推測することができる。内外方向のリーチでは肩関節の屈曲－伸展と内転－外転の組み合わせで行われる事には変わりはない。しかし手部の内方移動で肩関節の内転を行う際に、屈伸中間位では上腕部が体幹と衝突し内転でできないために代償的に肩関節を屈曲することになる。典型例の被検者においても、内外リーチ動作中は肩を30度以上屈曲した状態で肩の内転を可能にしている。健常者の肘部座標を推測する場合、肘部が肩部より内方に向かうリーチ動作で、これらの影響を考慮する必要がある。

また2名の被験者は、リーチ動作中に前後の動きや内外の動きを繰り返す不安定な軌跡が認められた。肩関節の内旋－外旋運動で、前腕を弧状に動かすことで手部を前後または内外に移動させることが可能である。その際に肘部は必ずしも前後移動もしくは内外移動する必要はなく、時には手部の進行方向と逆の動きを行うことも可能である。リーチ動作中に肘部が不安定な軌道を持った被験者は、肩関節の内旋－外旋運動の要素を用いて手部を動かしたと考えられる。

5.4.3 肘部の矢状面・前額面における軌跡

肩関節は複合関節であり、胸鎖関節、肩鎖関節の動きに従い肩甲骨が動かされ肩部の位置が決める。そして肩甲上腕関節の動きにより、肩部と肘部の関係性が決定される。そのうち肩甲上腕関節は球関節であり、上腕長が一定であるため、肩部と肘部の関係性は図5-4のように肩部を中心に半径が上腕長に当たるほぼ球状軌跡の上を動くことが考えられる。

図5-4に、典型例における各リーチで起こる球状軌跡(以下、仮想球状軌跡)を、リーチ動作時の目標時点の肩角度を基に再現する。

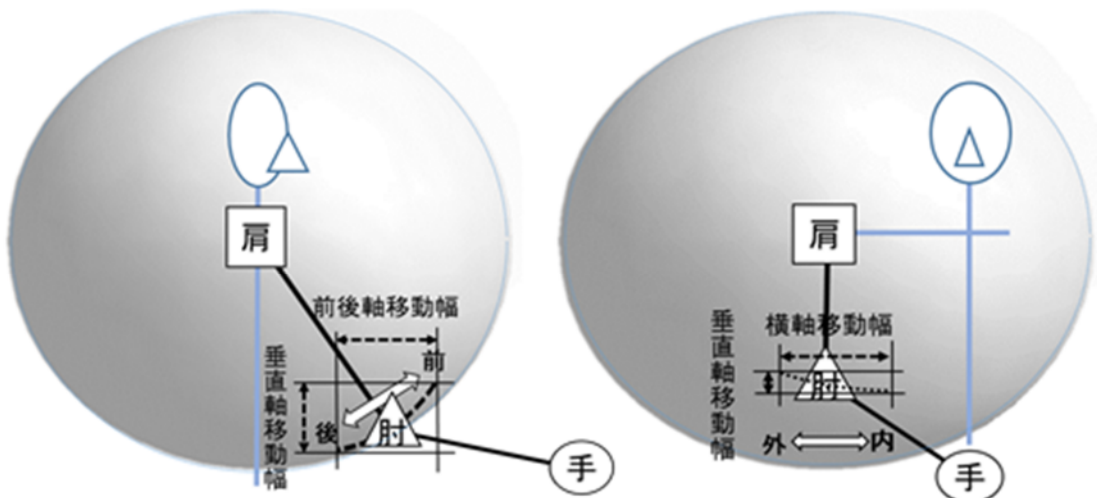


図5-4 目標時点の肩角度から求めた仮想球状軌跡

前後リーチでは矢状面において仮想球体の周辺部を通り，しかも水平座標において肩から遠い軌跡のため上下軸移動幅が広がる．一方，前額面での側方リーチでは肩関節における可動角度はほぼ同じであるにもかかわらず，球状軌道は上下軸移動幅の狭い肩部の直下を横切り，しかも初期屈曲で球体形状の制限を受けないため，上下軸移動幅は狭くなっている．上下軸における球体軌跡の変化は，水平座標における肩部座標から肘部座標がはなれるほど大きくなる傾向が認められる．本実験で肘部の垂直軸における移動幅は，前方リーチおよび後方リーチ動作が内方リーチおよび外方リーチよりも有意に広がった．肘の移動域と肩部および肩部を中心にした球状軌跡にみられる関係性が強く影響したと考えられる．

体幹を固定した場合，肘部の動きは，前述した肩甲上腕関節の動きと胸鎖関節，肩鎖関節の関連する肩部の動きにより規定される．図 5-3 の典型例における実際の肘部軌跡に図 5-4 で描いた仮想球状軌跡を座標も一致させて重ね合わせてみると，前後リーチにおいて，実際の軌跡と仮想球状軌跡は後方部ではほぼ一致するが，前方部においての実際の軌跡が上部に位置している．これは，肘部の軌跡は肩甲上腕関節による動きのみでなく，肩甲上腕関節運動の基部にあたる肩部自体の動きが生じ重なったと考えられる．肩関節の屈曲には肩甲骨の上方回旋，伸展には下方回旋が伴う．一方，肩の外転には肩甲骨の上方回旋，内転時には下方回旋が伴い，その関係性を肩甲上腕リズム(scapulohumeral rhythm)という⁶⁾．表面から見ると肩部は上腕骨頭にあたり，肩甲骨の上方回旋では，肩甲関節窩を上方に向けながら挙上していく．また上方回旋は肩甲骨全体の挙上を伴う運動である．肘部における実際の軌跡に肩甲上腕関節の動きだけでなく，肩甲骨の上方回旋による肩部の挙上重なったものと考えられることができる．

一方，内外リーチ動作の肘部軌跡は，運動幅の小さな上下運動を繰り返しながら内方および外方移動を行っていた．肩甲骨周囲筋や肩の屈筋群の活動で代償的な肩関節の屈曲位を保っている状況であり，小さな上下運動の繰り返しはその不安定さの影響と考えられる．

5.4.4 肘の高さ

肘の高さは，各リーチ動作間で差が認められなかった．肘の軌跡幅で，内外リーチ動作は前後リーチより狭い状態である．肘の軌跡の座標を確認すると，1名の被験者を除いて典型例でみられたように，内外リーチの軌跡の高さは，軌跡の下方部では代償的に肘を屈曲位にしているために，前後リーチより高くなっていた．しかし内外リーチ動作の肘の軌跡は，前後リーチの前方部で軌跡が高くなった範囲を超えることがなかった．軌跡の幅や軌道は異なるものの本実験の作業空間において差がないものと考えられる．

5.5 結 言

本章で明らかになったことを以下に示す．

- Kinect センサを用い，健常者の机上リーチ動作（前後往復動作：前方リーチ，後方リーチ，内外往復動作：内方リーチ，外方リーチ）の手部と肘部の軌道を記録した．
- リーチ動作における動作時間および手部の変動幅，肘部の高さ（平均）は各リーチ間で有意な差が認められなかった．
- 肘部の移動幅（前後軸）は前後往復動作（前方リーチ，後方リーチ）が内外往復動作

- (内方リーチ, 外方リーチ) より大きくなった ($P < 0.01$) .
- 肘の移動幅(水平軸)は内外往復動作(内方リーチ, 外方リーチ)が前後往復動作(前方リーチ, 後方リーチ)より大きくなった ($P < 0.01$) .
 - 肘の移動幅(垂直軸)は前後往復動作(前方リーチ, 後方リーチ)が内外往復動作(内方リーチ, 外方リーチ)より大きくなった ($P < 0.01$) .
 - 前後往復動作では後方が低く前方が高い大きな軌跡になり, 一方, 内外往復動作では小さな範囲を細かく上下動する軌跡になった.

手部の変動指標は, 動作の正確性, 肘の高さは屈筋共同運動のうち, 肩甲帯の挙上や肩関節の外転などの指標になる. これらの項目では運動方向による違いは認められなかった. また肘部軌道に関して手部作業域の違いに強く影響を受けるが, 上肢訓練でよく用いられる本研究の手部作業域の運動方向による違いを確認できた. 脳卒中患者のリーチ動作における動作異常検出のための基礎資料となった.

謝 辞

本研究の一部は, JSPS 科研費 研究課題番号: 24300205 の助成を受けた.

参考文献

- 1) 日本脳卒中学会 脳卒中ガイドライン委員会: 脳卒中治療ガイドライン2009, 協和企画, 2009.
- 2) 中村隆一編著: 臨床運動学 第3版, pp340-347, 医歯薬出版, 2002.
- 3) Dutta, T.: Evaluation of the kinect sensor for 3-d kinematic measurement in the workplace, *Appl Ergon*, 43(4): 645-9, 2012.
- 4) 為井 智也, 柴田 智広, 和田 佳郎: kinectを用いた姿勢制御の簡易計測システム. *Equilibrium Research* 72 Suppl:391, 2014.
- 5) Elgendi, M., Picon, F., Magnenat-Thalmann, N., Abbott, D.: Arm movement speed assessment via a Kinect camera: a preliminary study in healthy subjects, *Biomed Eng Online*. 27(13): 88, 2014.
- 6) 中村隆一, 長崎浩, 斎藤宏著: 基礎運動学 第6版補訂, pp219, 医歯薬出版, 2013.

第 6 章 Kinect 測定による健常者の机上リーチ動作中における肩軌道

— 手部の運動方向による違いについて —

6.1 緒言

脳卒中患者のリーチ動作は、随意性の低下、共同運動などの影響により、肘関節伸展および肩関節屈曲の低下、運動速度の低下、動作精度の低下、軌跡の不連続性の増加、代償的な体幹動作の増加など様々な異常性を示す¹⁻⁵⁾。また脳卒中中の運動障害に対するフィードバック訓練の効果は様々な研究で実証されている⁶⁻⁹⁾。我々は安価な Kinect を用いることで、様々な場面の自主訓練やフィードバック訓練を実現することを目的にリーチ動作における脳卒中特有の運動を評価するシステムの開発を行っている。

そこで、机上リーチ動作が行われる作業域における前後往復動作および内外往復動作について、健常者を対象に Kinect で意識的に肘を挙げた場合の違いを識別することで、Kinect を用いた異常性検出の可能性を検討した¹⁰⁾。また健常者のリーチ動作中の手部および肘部軌道について、運動方向（前後方向と内外方向往復運動）による違いについて検討を加えた¹¹⁾。

Kinect は、カメラと赤外線ソースと赤外線センサとで構成された深度センサを内蔵した小型、軽量で安価な 3 次元モーションキャプチャである。姿勢推定のソフトウェアを用い身体の 20 個の関節としてほぼ正確に認識するので、反射マーカを身体に取り付けることが不要になる。しかし測定精度に関しては臨床的な応用で様々な意見が存在する¹²⁻¹⁵⁾。

また異常性検出を検討するには測定項目の再現性を確認することが重要であるが、脳卒中患者の Kinect 測定の再検査信頼性に関する研究¹⁶⁾では、脳卒中患者と健常者間の差が最小可検範囲を超えリーチ動作における平均速度、軌跡の不連続性、軌道の弯曲で認められた。しかし上肢運動指標である肩関節角度、肘関節角度は Kinect の測定誤差のため検出できない結果になった。肩甲骨挙上、体幹の動きなどでは距離で測定するほうが有利である。また角度算出には 3 つの部位測定が必要であるが、距離測定では 1 点の部位測定と少なく測定誤差も減少することが考えられる。

手部と肩部の距離は肩関節や肘関節の運動の指標となる。また脳卒中中のリーチ動作では共同運動パターンの影響を受け肩甲帯の挙上が出現し、垂直軸の手-肩距離はその指標としても考えられる。そして肩部の最大移動幅は、体幹代償動作の指標として考えられる。

本章では Kinect による脳卒中患者のリーチ動作における動作異常（体幹代償動作等）検出のための基礎資料とするために、健常者の机上リーチ動作における肩部の最大移動幅、手-肩距離における運動方向（前後往復動作課題と内外往復動作課題）による違いを検討した。

6.2 対象・方法

6.2.1 対象

被験者は健常者 25 名である。

男性 7 名 女性 18 名，年齢： 20.6 ± 1.1 歳，利き手：右 24 名 左 1 名，上肢長（肩峰～第 3 指尖）： 69.14 ± 3.17 cm であった。

6.2.2 リーチ動作

テーブルの高さは，上肢を体側に垂らして肘頭-2cm とした．机上中央における手の前方最大到達点から-10cm を前方目標，その後方 20cm を後方目標とした．また前方目標と後方目標の中間点から左右に 10cm 変異した位置を，内方目標，外方目標とした．目標は，内径 9cm および外径 10cm の円形で，前後目標 2 点と内外目標の 2 点の外径を直線で結ぶことで幅 10cm の移動経路を示した（図 6-1）．

測定は座位で行った．まず机に対して左右対称に座り，目標地点においたブロックに手を伸ばしリーチ動作を開始した．リーチ課題は，直径 3cm の円筒縦型把持部および直径 9cm の円筒型底部のブロックを用いて，前後往復動作課題（前-後方向目標間）および内外往復動作課題（内-外方向目標間）を，それぞれ 10 回行った．「移動経路からはみ出さないように 10 回の往復運動を行ってください」と指示し，動作スピードは特に指示しなかった．

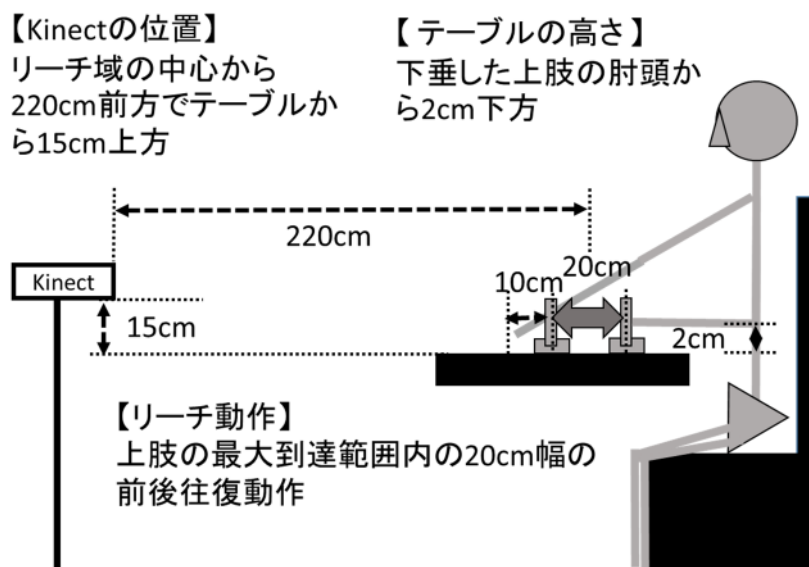


図 6-1 リーチ動作および測定方法

6.2.3 測定方法

測定は，kinect(v1:Microsoft 社製)を用いた．得られたデータは Microsoft-Excel に記録し解析を行った．

Kinect を，リーチ動作の手部軌道の前方 220cm，高さは机上面から上方 15cm，また使用手側に中央から 30cm 側方に設置した．また机に対して平行に設置した（図 1-1）．

測定は利き側動作を 10 回計測した．測定項目は 1. 手部，2. 肘部，3. 肩部，4. 頭部の 4 つ身体部位のリーチ操作中の軌跡を計測した．

6.2.4 データ解析

左右差の影響をなくすために、左上肢で行った課題は左右反転してデータ処理を行った。測定データは、運動が安定した3往復運動のデータを抜き出し1往復運動に分けた。

次にKinectから得られる①水平軸、②垂直軸、③前後軸の1往復動作のデータから、以下の方法で(1)最大移動幅と(2)手-肩距離を求めた。

(1)最大移動幅

①水平軸、②垂直軸、③前後軸について、最大値と最小値の差を求め、3往復動作の平均値を最大移動幅とした。また①②③の最大移動幅から④全距離を算出した。

(2)手-肩距離

前後往復動作における手部の a. 最大前方位置、b. 最大後方位置、内外往復動作の c. 最大内方位置、d. 最大外方位置における①水平軸、②垂直軸、③前後軸について、肩のKinect座標と手のKinect座標の差を求め、3往復動作の平均値を手-肩距離とした。その後①水平軸、②垂直軸、③前後軸のデータを基に、手部の④全距離を算出した。

次に被検者間の体格による影響を取り除くために、20cm移動の手部移動幅(cm)のデータ(pt)を基に、メートル法(cm)とKinect座標単位(pt)の関係(1:0.89)を明らかにし、Kinect座標単位の上肢長(pt)を求めた。その後、最大移動幅(pt)と手-肩距離(pt)を上肢実測値(pt)で除すことで上肢長に対する距離比率(%)を求めた。

最大移動幅(%:最大移動幅/上肢長)と、手-肩距離(%:最大移動幅/上肢長)について以下の3つの解析を行った。なお検定にはSPSS 24.0 for Windowsを使用した。

1) 手部、肘部、肩部の軌道

典型的な1例の手部、肘部、肩部のKinectからの①水平軸、③前後軸からのデータを基に、身体各部の水平面における3連続分のリーチ動作について図示した。

2) 肩部最大移動幅の運動方向の違いにおける比較

①水平軸、②垂直軸、③前後軸、④全距離の肩部最大移動幅における前後往復動作と内外往復動作間の差の検定(t検定)を行った。

3) 手-肩距離の運動方向の違いにおける比較

①水平軸、②垂直軸、③前後軸、④全距離の最大前方位置(前後往復動作)、最大後方位置(前後往復動作)、最大内方位置(内外往復動作)、最大外方位置(内外往復動作)の4つの地点における手-肩距離の差の検定を行った。検定はKruskal-Wallis検定を行った後に、多重比較検定を行った。

6.2.5 倫理的配慮

被検者に実験内容について十分な説明を行い、同意を得ている。なお本研究は新田塚医療センター倫理委員会の承認を得ている(整理番号 新倫 27-6号)。

6.3 結果

6.3.1 肩部の軌跡

手，肩，肘軌道は前後方向と内外方向ともに，手部の移動と連動した往復軌道が認められた．軌跡の長さは手部，肘部，肩部の順で大きく，手の動きに比べ肩部の動きは非常に小さかった．

肘部，肩部の運動方向は，どちらも前内方と後外方を結んだ軌跡を描くが，両軌道は前方方向と外方方向への運動で，肘部および肩部がそれぞれの運動目標に向かう．前後往復動作と内外往復動作を比較すると，手移動と平行な成分（前後往復動作ならば前後軸成分）が大きくなった．（図 6-2）

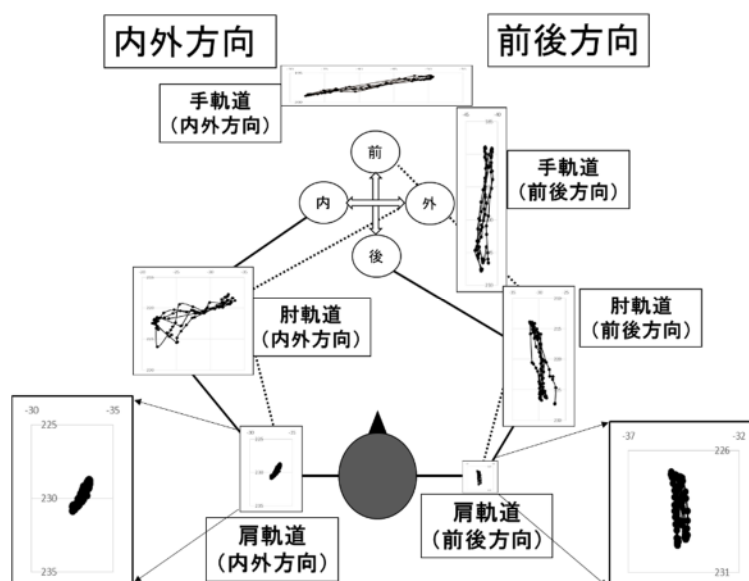


図 6-2 肩部の軌道

図の右側に前後方向往復動作を，左側に内外往復動作を左右反転して表した．また肩部の移動を拡大したものを図示した．

6.3.2 肩部最大移動幅の運動方向の違いによる比較

前後往復動作と内外往復動作の比較では，水平軸，前後軸に有意差が認められた ($p < 0.01$)．全距離と垂直軸成分では差が認められなかった (表 6-1)．

表 6-1 最大移動幅における運動方向による差

(単位:%)	水平軸	垂直軸	前後軸	全体距離
前後往復動作	1.77±0.66	1.19±0.47	4.53±1.53	5.22±1.88
内外往復運動	2.60±1.18	1.11±0.48	2.86±1.08	6.07±3.99

** : $p < 0.01$

6.3.3 手-肩距離の運動方向の違いによる比較

1) 水平軸成分での差

Kruskal-Wallis 検定で有意差が認められた ($p < 0.01$)。多重比較では，最大前方位置と最大後方位置の比較以外で有意差が認められた ($p < 0.01$)。最大内方位置での距離が最も大きく，次に最大前方位置および最大後方位置となり最大外方位置が最も小さい結果となった(表 6-2)。

表 6-2 手-肩距離（水平軸）の手部座標による差

水平軸(Kruskal-Wallis検定 $p < 0.01$)				
	最大前方位値	最大後方位置	最大内方位置	最大外方位置
(単位:%)	15.25±5.07	15.89±5.06	30.10±5.79	3.00±3.83
最大前方位値	-	n,s	$p < 0.01$	$p < 0.01$
最大後方位置	-	-	$p < 0.01$	$p < 0.01$
最大内方位置	-	-	-	$p < 0.01$
最大外方位置	-	-	-	-

2) 垂直軸成分での差

Kruskal-Wallis 検定では有意差が認められなかった。 ($p < 0.01$)。

最大前方位置，最大後方位置，最大内方位置，最大外方位置間で差は認められなかった(表 6-3)。

表 6-3 手-肩距離（垂直軸）の手部座標による差

垂直軸(Kruskal-Wallis検定 (n,s))				
	最大前方位値	最大後方位置	最大内方位置	最大外方位置
(単位:%)	34.98±4.59	34.61±5.32	33.33±4.68	33.48±5.77
最大前方位値	-	n,s	n,s	n,s
最大後方位置	-	-	n,s	n,s
最大内方位置	-	-	-	n,s
最大外方位置	-	-	-	-

3) 前後軸成分での差

Kruskal-Wallis 検定で有意差が認められた ($p < 0.01$)。多重比較では，最大内方位置と最大外方位置の比較以外で有意差が認められた ($p < 0.01$)。最大前方位置での距離が最も大きく，次に最大内方位置および最大外方位置となり最大後方位置が最も小さい結果となった(表 6-4)。

表 6-4 手-肩距離（前後軸）の手部座標による差

前後軸(Kruskal-Wallis検定 p<0.01)				
	最大前方位値 (単位:%)	最大後方位置	最大内方位置	最大外方位置
	62.27±5.12	39.03±6.04	50.62±6.75	50.90±4.64
最大前方位値	-	p<0.01	p<0.01	p<0.01
最大後方位置	-	-	p<0.01	p<0.01
最大内方位置	-	-	-	n,s
最大外方位置	-	-	-	-

3) 全距離での差

Kruskal-Wallis 検定で有意差が認められた ($p < 0.01$)。多重比較ではすべての項目間に有意差が認められた ($p < 0.01$)。手-肩距離は最大前方位置が最も大きく、最大内方位置、最大外方位置、最大後方位置の順で小さい結果となった(表 6-5)。

表 6-5 手-肩距離（全距離）の手部座標による差

全体距離(Kruskal-Wallis検定 p<0.01)				
	最大前方位値 (単位:%)	最大後方位置	最大内方位置	最大外方位置
	73.33±5.35	55.07±5.53	68.14±5.94	61.35±5.07
最大前方位値	-	p<0.01	p<0.01	p<0.01
最大後方位置	-	-	p<0.01	p<0.01
最大内方位置	-	-	-	p<0.01
最大外方位置	-	-	-	-

6.4 考 察

6.4.1 健常者のリーチ動作

本実験での手軌道はブロックの移動を示し、肘軌道は肘部の動きを生み出す肩関節の運動とその基点となる体幹運動（肩部軌道）を合わせた動きを表し、手部と肘部の動きの差は肘部を基点に手部を動かす肘関節の運動を示す。そして肩部軌道は体幹全体の動きを示すことが考えられる。今回の結果では肩移動幅はとても小さかった。健常者のリーチ動作では、体幹の動きは非常に少なく、主に肩関節および肘関節の運動で行われていることになる。Mark¹⁷⁾らによると健常者が体幹代償を用い始めるのは上肢長の約 80~90%からであると述べている。今回の実験で手-肩距離（全距離）が最も大きくなった最大前方位値でも 73.33±5.35%であり、体幹代償が大きく出現していない作業域だと考えられる。

リーチ動作中の手部軌道の位置および移動目標はすべて前内方にあるために、肩部の運動方向は体幹から手部が遠くなる運動では手部にむかっていくように前内方に移動し、手部が体幹に近づく運動では後外方に移動した。肩部の運動方向は体幹から遠

くなる場合は手部移動の目標地点がある方向に肩部も近づき、体幹に近づく運動では逆方向となり開始肢位に戻ることになる。

また、前後往復運動と内外往復運動で、最大移動幅の垂直軸と全体距離において差が認められなかった。同時に手-肩距離においては、水平軸の最大前方位置と最大後方位置、前後軸の最大内方位置と最大外方位置の間で差が認められなかった。手部運動に対して直交する運動軸では、変位量が少なく十分に識別できないため、差が認められない結果となった。

手-肩距離の垂直軸では、最大前方位置、最大内方位置、最大外方位置、最大後方位置の4つの位置で有意差が認められなかった。今回の作業域の健常者のリーチ動作では、位置によって肩の高さについて大きな変化がなかったと考えられる。

6.4.2 脳卒中患者の異常性検出に向けて

脳卒中-健常者の運動パターンの違いにより、肩部の最大移動幅、手-肩距離の差が認められることが考えられる。しかし Kinect 測定はある程度の測定誤差を含んでいる¹²⁻¹⁵⁾。脳卒中動作の異常性を検出するためには、脳卒中と健常者の差の量に対する誤差の範囲の比率が小さくなる必要がある。そのためには脳卒中-健常者の差の量が大きな項目を選ぶことが重要となる。リーチ動作における変位量が大きくなると考えられる項目について考察を加える。

まず運動方向について考察すると、手部の移動と平行な運動軸は変位量が大きいため、脳卒中と健常者の差の量は大きくなると予想される。次に手部の作業域について考察すると、体幹代償は、脳卒中患者特有の屈筋共同運動の影響で、肩屈曲および肘伸展の組み合わせが困難になることがあり、そのためリーチ動作中の手-肩距離が、短いまま行うことが考えられる。Levin¹⁸⁾の研究では、脳卒中患者で代償動作が出現する距離は、健常者に比べて短いと述べている。また脳卒中患者の体幹代償は、手-肩距離が大きいほど増加する。健常者の体幹代償が出現せず、脳卒中患者では大きく出現する作業空間として、上肢長の70%~80%付近の作業空間が考えられる。まとめると、リーチ動作中の脳卒中特有の異常性を検出するためには、上肢長の70%程度の手-肩距離で手部の運動と、平行な軸や平面の動きに直目することで、体幹代償の検出が容易になることが考えられる。

最後に手-肩距離の垂直軸について考察すると、手-肩距離（垂直軸）は屈筋共同運動の肩甲帯挙上の指標として考えられる。今回の結果では手-肩距離（垂直軸）は作業域による差異は認められず、肩甲帯挙上が出現した場合どの作業域でも検出できる可能性が示唆された。

6.5 結 言

本章で明らかになったことを以下に示す。

- 健常者の机上リーチ動作（前後往復動作課題と内外往復動作課題）における肩部の最大移動幅と、最大前方位置、最大後方位置、最大内方位置、最大外方位置における手-肩距離を測定した。
- 肩部最大移動幅の前後往復動作と内外往復動作の比較では、水平軸、前後軸に有意な差が認められた ($p < 0.01$)。全距離と垂直軸成分では差が認められなかった。
- 手-肩距離（水平軸）は、最大内方位置での距離が最も大きく、次に最大前方位置

および最大後方位置となり最大外方位置が最も小さい結果となった。

- 手-肩距離（垂直軸）は，最大前方位置，最大後方位置，最大内方位置，最大外方位置間で差は認められなかった。
- 手-肩距離（前後軸）は，最大前方位置での距離が最も大きく，次に最大内方位置および最大外方位置となり最大後方位置が最も小さい結果となった。
- 手-肩距離（全距離）は，手-肩距離は最大前方位置が最も大きく，最大内方位置，最大外方位置，最大後方位置の順で小さい結果となった。

肩の最大移動幅は机上リーチ動作中の体幹代償動作の指標，手-肩距離は肘関節屈伸運動の指標，手-肩距離（垂直軸）は肩甲帯の高さの指標と考えられる．肩屈曲，肘伸展が求められる本研究の最大前方位置は上肢長に対し手-肩距離が $73.33 \pm 5.35\%$ であり，脳卒中患者の異常性が大きく出現すると考えられた．脳卒中患者のリーチ動作における動作異常検出のための基礎資料となった．

謝 辞

本研究の一部は，JSPS 科研費 研究課題番号：24300205 の助成を受けた。

参考文献

- 1) Trombly, C.A.: Deficits of reaching in subject with left hemiparesis: a pilot study, *AM J Occup Ther*, 46(10): 887-897, 1992.
- 2) Levin, M.F.: Interjoint coordination during pointing movements is disrupted in spastic hemiparesis, *Brain*, 119: 281-293. 1996.
- 3) Cirstea, M.C., Levin, M.F.: Compensatory strategies for reaching in stroke, *Brain*, 123: 940-53, 2000.
- 4) Cirstea, M.C., Mitnitski, A.B., Feldman, A.G., Levin, M.F.: Interjoint coordination dynamics during reaching in stroke, *Exp Brain Res*, 151(3): 289-300, 2003.
- 5) Robertson, J.V., Roby-Brami, A.: The trunk as a part of the kinematic chain for reaching movements in healthy subjects and hemiparetic patients, *Brain Res* 25(1382), 137-46, 2011.
- 6) Israely, S., Carmeli, E.: Error augmentation as a possible technique for improving upper extremity motor performance after a stroke—a systematic review, *Top Stroke Rehabil*, 23(6), 116-25, 2016.
- 7) Kim, C.Y., Lee, J.S., Lee, J.H., Kim, Y.G., Shin, A.R., Shim, Y.H., Ha, H.K.: Effect of spatial target reaching training based on visual biofeedback on the upper extremity function of hemiplegic stroke patients, *J Phys Ther Sci*, 27(4): 1091-1096, 2015.
- 8) Chen, J.L., Fujii, S., Schlaug, G.: The use of augmented auditory feedback to improve arm reaching in stroke: a case series, *Disabil Rehabil*, 38(11): 1115-24, 2016.
- 9) Durham, K.F., Sackley, C.M., Wright, .CC., Wing, A.M., Edwards, M.G., van Vliet, P.: Attentional focus of feedback for improving performance of reach-to-grasp after stroke: a randomised crossover study,

- Physiotherapy 100(2): 108-15, 2014.
- 10) 石田圭二, 田端晟定, 笠川慎矢, 山西輝也, 熊谷のぞみ, 小林康孝, 古荘純次: 肘の高さの違いによる机上リーチ動作への影響について-Kinectを用いた脳卒中異常運動パターン検出システムの開発にむけて-, 福井医療科学雑誌, 12巻, pp.27-31, 2015.
 - 11) 石田圭二, 田端晟定, 笠川慎矢, 山西輝也, 古荘純次: 机上リーチ動作における運動方向による違いについて-Kinectセンサーによる肘部軌道測定を中心に-, 福井県作業療法士会学術誌 3巻, pp.8-12, 2016.
 - 12) Huber, M. E., Seitz, A. L., Leeser, M., Sternad, D.: Validity and reliability of Kinect skeleton for measuring shoulder joint angles: a feasibility study, *Physiotherapy*, 101(4): 389-93, 2015.
 - 13) Bó, A. P., Hayashibe, M, Poignet, P.: Joint Angle Estimation in Rehabilitation with Inertial Sensors and its Integration with Kinect, *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.* 2011, 3479-83
 - 14) Clark, R. A., Pua, Y. H., Fortin, K., Ritchie, C., Webster, K. E., Denehy, L., Bryan.: Validity of the Microsoft Kinect for assessment of postural control, *Gait Posture*, 36(3): 372-377, 2012.
 - 15) Dutta, T.: Evaluation of the kinect sensor for 3-d kinematic measurement in the workplace, *Appl Ergon*, 43(4): 645-9, 2012.
 - 16) Mobini, A., Behzadipour, S., Saadat, M.: Test-retest reliability of Kinect's measurements for the evaluation of upper body recovery of stroke patients, *Biomed Eng Online*, 4(14): 75, 2015.
 - 17) Mark, L. S., Nemeth, K., Gardner, D., Dainoff, M. J., Paasche, J., Duffy, M., Grandt, K.: Postural dynamics and the preferred critical boundary for visually guided reaching, *J. Exp. Psychol. Hum. Percept. Perform*, 23(5): 1365-1379, 1997.
 - 18) Levin, M. F., Michaelsen, S. M., Cirstea, C. M., Roby-Brami, A.: Use of the trunk for reaching targets placed within and beyond the reach in adult hemiparesis. *Exp. Brain Res*, 143(2): 171-80, 2002.

第7章 Kinectを用いた机上リーチ動作における身体部位の最大移動幅測定による脳卒中の異常性検出—再検査信頼性

7.1 緒言

多くの脳卒中患者は、上肢機能低下を伴い日常生活に大幅な制限をもたらすために、上肢に対するリハビリテーションが重要である。

慢性期脳卒中患者で集中的に患側上肢を使用することが、脳の可塑性を刺激し回復を促進することが明らかにされている¹⁾²⁾。そこで脳卒中のリハビリテーションの考え方が、世界的に変わりつつある。コンピュータ・システムを導入した各種のリハビリ装置がパフォーマンスの改善を導くことが明らかにされている³⁻⁵⁾。

古荘らは、最初に5ヶ年NEDOプロジェクト「身体機能リハビリ支援システム」において3次元上肢リハビリ支援システムEMULを研究開発し⁵⁻⁷⁾、最終年度の臨床評価で大きなリハビリ訓練効果を認めた⁶⁻⁹⁾。EMULは、1000万円以上するシステムであり、リハビリ専門病院や研究用に適するものであった。そこで大阪大学古荘研究室は、老人保健施設や家庭などで使用することを目的とし、安価で、コンパクト性、安全性に優れた把持型ロボットである準3次元上肢リハビリ支援システムPLEMOシリーズの研究開発を行い、大きなリハビリ訓練効果を挙げている¹⁰⁻¹²⁾。さらなる低コスト化、コンパクト化を目指し、健側補助・両手動作に関する研究開発を行っている¹²⁾⁻¹⁴⁾。

またリハビリ訓練支援システムは、上肢機能評価システムとしての側面も備えている。脳卒中患者のリーチ動作は、随意性の低下、共同運動の影響、体幹機能の低下などにより様々な異常性を示す¹⁵⁻¹⁸⁾。古荘らはPLEMOの手部に各種センサを取り付け、脳卒中患者において把持力、手関節可動域、作業面押付力と上肢機能評価結果との相関を認めた¹⁹⁾²⁰⁾。しかし手部以外の異常性を検出するためには新たにモーションセンサを組み込む必要があり、PLEMOシリーズのコンセプトを保つために安価で簡易なKinectセンサ（以下、Kinect）を組み込み、手部以外の異常性を評価し検出することを計画している。

Kinectの測定精度に関しては、臨床的な応用で様々な意見が存在する²¹⁻²⁶⁾。Davidら²⁵⁾は、システムレビューでKinectは光学式モーションセンサと高い相関があり、正当な精度を示すこと、肩部に関しては様々な結果があり肩の使用条件は臨床的にまだ示されていないこと、微細な運動に関してはKinect単独で十分に捉えられないことを述べている。

また脳卒中リーチ動作の異常性を検出するには、測定の再現性の確認が重要であるが、脳卒中患者と健常者を対象としたKinectの検査-再検査の研究²⁶⁾では、多くの測定項目において再現性の指標である級内相関係数（Intraclass Correlation Coefficients：以下、ICC）²⁷⁾の良好な結果（0.6以上：高度の一致）が得られている。しかし脳卒中における1ヵ月間の上肢訓練による平均変化量が、全被検者の最小可検変化量（Minimal Detectable Change, 以下、MDC）²⁷⁾を超えた項目は、平均速度、軌跡の不連続性、軌道の弯曲のみであり、肩関節や肘関節の関節角度ではMDC値より小さなために十分に変化を検出できない結果であった。体幹や肩、肘の運動を測定するには、身体部位の移動幅や距離の利用も考えられる。特に肩甲骨挙上や、体幹

の動きなどでは距離での測定が有利である。また角度計測では、その関節部位とそれを中心にした隣接部位2点を合わせた計3点の座標データが必要であるが、軌道幅等の身体部位計測ではその部位の座標1点のみのデータで計測は可能となる。角度測定よりも移動幅の利用が測定誤差は、誤差が少なくなると考えられる。

本章では、脳卒中患者および健常者を対象に、Kinect を用いて机上リーチ動作における身体部位の最大軌道幅を測定し、検査-再検査信頼性の検証と脳卒中上肢障害との関連性について評価することで、脳卒中患者の異常性検出の可能性について検討する。

7.2 対象・方法

7.2.1 被験者

被検者は、40歳以上の健常者18名（男性9名，女性9名，平均年齢 57.69 ± 9.84 歳，座高 86.28 ± 3.38 cm 上肢長 70.40 ± 4.17 cm）と，脳卒中患者18名（男性14名，女性4名，平均年齢 63.90 ± 12.50 歳，座高 86.17 ± 5.35 cm，上肢長 70.53 ± 3.95 cm，発症後平均月数 11.8 ± 17.3 ヶ月）である。脳卒中患者の特性を（表7-1）に示す。上田式12段階片麻痺機能テスト²⁸⁾の上肢テスト（12-grade recovery grading system of hemiplegia：以下，Grade-上肢）ではGrade5~12，手指テスト（以下，Grade-手指）はGrade1~12の範囲にわたった。Modified Ashworth Scale²⁹⁾（以下，MAS-肘）は0~3の範囲であった。

表7-1 脳卒中患者の特性

ID	Age (years)	Type	Side	U/E length (cm)	Grade (U/E)	Grade (Finger)	MAS (Elbow)
1	67.4	Isch	R	75.5	5	5	2
2	54.9	Isch	L	73.5	6	2	1+
3	60.9	Isch	R	65.5	6	1	2
4	44.2	Hem	R	77.0	6	4	3
5	67.0	Isch	R	69.0	7	3	1+
6	49.8	Isch	R	72.5	8	7	1
7	69.5	Isch	R	64.0	8	5	2
8	77.1	Isch	R	68.0	8	9	1+
9	74.2	Hem	L	69.5	8	11	2
10	74.2	Hem	R	70.0	9	9	1
11	76.1	Isch	R	67.5	11	8	0
12	45.3	Hem	R	75.0	11	11	1
13	40.5	Hem	R	75.5	11	9	1
14	73.3	Isch	L	68.5	11	10	0
15	57.4	Hem	R	75.5	11	10	1
16	63.7	Hem	L	68.0	11	11	1
17	79.1	Isch	L	67.5	12	10	0
18	75.5	Isch	R	67.5	12	12	0
AV	63.90			70.53	8.94	7.61	

Abbreviations: Hem=Hemorrhagic, Isch=Ischemic, L=Left, R =Right, U/E=Upper Extremity

7.2.2 動作環境

テーブル高は，上肢を体側に垂らした肘頭から 2cm 低い位置とした．机上中央における手の前方最大到達点から 10cm 手前を前方目標，その後方 20cm を後方目標とした（図 7-1）．また前方目標と後方目標の中間点から左右に 10cm の位置を，それぞれ内方目標，外方目標とした．目標は直径 10cm の円形で，前後目標と内外目標の外径を直線で結ぶことで移動経路を示した．

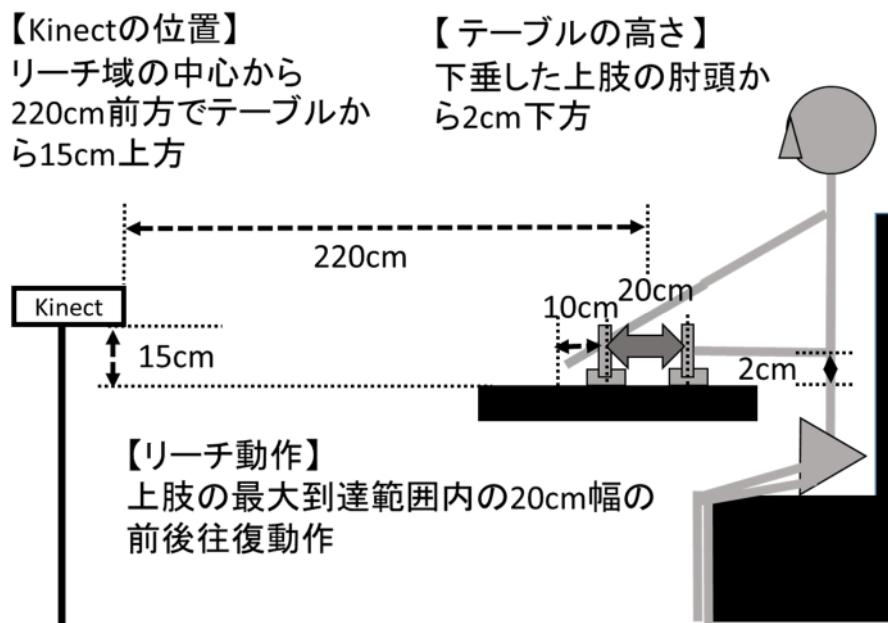


図 7-1 計測方法

7.2.3 リーチ動作

リーチ動作には，直径 3cm の円筒縦型把持部および直径 9cm の円筒型底部のブロックを用いた．ブロックを十分に保持できない被検者は，ストラップを用いて手部を固定した．被検者は，20cm の前後往復動作（前方ー後方目標間）および内外往復動作（内方ー外方目標間）をそれぞれ 10 回行った（表 7-1）．移動経路をはみ出さないように行うよう指示し，動作スピードは指示しなかった．

7.2.4 測定

脳卒中患者の麻痺側動作と健常者の利き側動作について，検査および再検査の 2 回計測した．検査と再検査の間隔は 3 日間とした．測定項目は手部，肘部，肩部，頭部の 4 つの身体部位のリーチ動作時の軌跡を計測した．

7.2.5 測定機器

測定には Kinect (v1:Microsoft 社製) を用いた．

Kinect は，カメラと赤外線ソースおよび赤外線センサで構成された小型，軽量の 3 次元モーションセンサである．

Kinect は，姿勢推定のソフトウェアを用い 20 個の関節部位をほぼ正確に認識するため，従来の光学式モーションセンサのように反射マーカを身体に取り付けること

が不要になる。そして Kinect の位置を原点とした各身体部位の水平軸，垂直軸，前後軸の座標を最高で約 30Hz で取得でき，目視に比べて精度の高い評価が可能である。

Kinect の位置は，リーチ作業域の前方 220cm，高さは机上面から上方 15cm で，使用手側に中央から 30cm 側方に設置した（表 7-1）。また机に対して平行に設置した。得られたデータは Microsoft-Excel に記録した。

7.2.6 臨床検査

脳卒中患者は，上田式 12 段階片麻痺機能テストの上肢テスト(Grade-上肢) および手指テスト(Grade-手指)と Modified Ashworth Scale（以下，MAS-肘）を実施した。

上田式 12 段階片麻痺機能テストは，運動麻痺評価で広く用いられる検査である。上肢テストは，肩関節と肘関節の運動項目，手指テストでは手関節と手指の運動項目で構成され，0(重度)～12(軽度)までの Grade で評価できる。

MAS は，筋緊張の高まりを他動運動時の抵抗感で分類する。筋緊張が亢進していない(0)から関節運動の不可能(4)まで 6 段階で評価される。

これらの検査は，Kinect 計測を行っている期間中に，Kinect 測定者以外の作業療法士が実施した。

7.2.7 データ解析

Kinect から得られる手，肘，肩，頭の身体部位における水平軸，垂直軸，前後軸のデータについて解析を行った。

手順としては，まず左右差の影響をなくすために左上肢で行った課題は，左右反転してデータ処理を行った。

次に運動が安定した 3 往復運動を抜き出し，以下の(1)式で示すローパスフィルタ(1次遅れ系)で処理した。

$$x(n) = \frac{T_s u(n) + T_f x(n-1)}{T_s + T_f} \quad (1)$$

式(1)で $u(n)$ は 1 次遅れ系への入力データ(生データ)， $x(n)$ は 1 次遅れ系からの出力(ノイズ除去後のデータ)である。サンプリングタイム T_s ，フィルタ時定数 T_f に関しては， $T_s=0.38$ 秒， $T_f=0.08$ 秒とした。

そして手部が行う 1 往復動作における Kinect から得られるデータの最大値と最小値の差を求め，連続した 3 往復動作の平均値を最大軌道幅の実測値として求めた。

また最大軌道幅の実測値の上肢長に対する 100 分率を算出することを目的に，上肢長の実測値から Kinect 座標における上肢長を求めた。方法は，まず健常者 18 名(72 動作)の手部 20cm 移動時の Kinect 測定値が 17.84 ± 1.21 となるために，メートル法(cm)に対する Kinect 座標上距離の比率を 0.89 とした。実測した上肢長(cm)にこの比率を掛け合わせることで，Kinect 座標の上肢長を算出した。

最後に Kinect 座標の上肢長に対する最大移動幅の実測値の割合(最大軌道幅の実測値/Kinect 座標の上肢長)を，最大移動幅[%]として求めた。

そして最大移動幅[%]について，以下の解析を行った。なお検定には SPSS 24.0 for Windows を使用した。

1) 検査－再検査の差の検定と SEM, MDC, ICC

健常者, 脳卒中患者, 健常者および脳卒中患者を合わせた全被検者について, 検査－再検査間の差の検定を行った. 検定は関連のある t 検定を行った.

また検査－再検査に関する標準誤差 (Standard Error of Measurement, 以下 SEM), MDC と ICC (一元配置変量)²⁷⁾を, 以下の(2)式, (3)式, (4)式で求めた.

$$SEM = \frac{SD_d}{\sqrt{2}} \quad (2)$$

$$MDC = \sqrt{2} z SEM \quad (3)$$

式(2), (3)で SD_d は検査－再検査における測定値差の標準偏差, $\sqrt{2}$ は正規化された 2 つの測定値群の分散和の標準偏差, z は 95%信頼区間の値であり 1.96 となる.

$$ICC = \frac{BMS - WMS}{BMS + (k - 1) WMS} \quad (4)$$

式(4)で k は被検者数, BMS は分散分析で得られる級間平均平方, WMS は級内平均平方を示す.

2) 健常者と脳卒中患者の差

健常者(検査と再検査のデータ)と脳卒中患者(検査と再検査のデータ)の差の検定を行った. 検定は t 検定を行った. また健常者と脳卒中患者との平均値における差を求めた.

3) 上肢の軽度麻痺と重度麻痺の差

脳卒中被検者(検査と再検査のデータ)について, Grade-上肢の結果から Grade9~12 の 9 名を軽度麻痺グループ, Grade5~8 の 9 名を重度麻痺グループとして, 軽度麻痺グループと重度麻痺グループの差の検定と両グループの平均値における差を求めた. 検定は t 検定を行った.

4) 上肢機能障害 (臨床検査) との相関

脳卒中麻痺側の最大軌道幅と Grade-上肢, Grade-手指, MAS-肘との相関関係を調べた. 検定は Spearman の順位相関係数を行った.

7.2.8 倫理的配慮

被検者に実験内容について十分な説明を行い, 同意を得ている. なお本研究は新田塚医療センター倫理委員会の承認を得ている(整理番号 新倫 27-6 号).

7.3 結果

7.3.1 検査－再検査の差の検定と SEM, MDC, ICC

7.3.1.1 健常者

1) 前後往復動作

検査と再検査で有意差が認められたものは、肩-前後軸 ($p < 0.01$) のみであった。検査と再検査の平均値の差は、0.01~1.37%の範囲であった。SEM は 0.26~2.60%で、平均は 1.28%であった。MDC は 0.73~7.21%の範囲であった。検査－再検査間の ICC 値が 0.6 以上の項目は、手-前後軸、肘-前後軸、肩-前後軸であった (表 7-2)。

2) 内外往復動作

検査と再検査で有意差が認められたものはなかった。検査と再検査の差の平均値は、0.16~1.58%の範囲であった。SEM は 0.50~3.84%で平均は 2.08%であった。MDC は 1.39~10.66%の範囲であった。ICC 値が 0.6 以上の項目は肩-水平軸のみであった (表 7-2)。

表 7-2 健常者の検査－再検査の差の検定と SEM, MDC, ICC (n=18)

		Anterior-posterior						Interior-exterior					
		Test(%) Mean±SD	Retesut(%) Mean±SD	Test-Retest (%) Mean±SD	SEM (%)	MDC (%)	ICC	Test(%) Mean±SD	Retesut(%) Mean±SD	Test-Retest (%) Mean±SD	SEM (%)	MDC (%)	ICC
Hand	Horizontal axis	2.86±2.56	3.43±2.96	0.58±2.81	1.99	5.50	0.49*	30.16±4.26	30.57±3.73	0.40±5.44	3.84	10.66	0.10
	Vertical axis	3.58±2.51	3.86±2.96	0.28±2.90	2.05	5.69	0.46*	3.66±3.10	5.24±3.16	1.58±3.66	2.59	7.18	0.26
	Anteroposterior axis	28.37±2.43	28.84±2.30	0.47±1.54	1.09	3.01	0.78**	4.18±2.89	4.93±3.34	0.75±4.51	3.19	8.85	0.03
Elbow	Horizontal axis	5.55±1.71	6.93±2.75	1.37±2.79	1.97	5.47	0.18	15.51±3.29	16.99±3.80	1.48±3.47	2.46	6.81	0.48*
	Vertical axis	6.67±2.90	6.02±2.04	0.65±3.68	2.60	7.21	-0.07	4.34±2.48	4.54±2.88	0.20±3.77	2.67	7.40	0.04
	Anteroposterior axis	18.23±3.35	18.59±3.5	0.36±2.64	1.86	5.17	0.71**	7.18±2.26	8.68±2.80	1.51±4.37	3.09	8.57	-0.50
Shoulder	Horizontal axis	1.81±1.02	1.80±0.68	0.01±1.03	0.73	2.02	0.32	3.54±1.27	3.75±1.48	0.20±1.17	0.83	2.29	0.65*
	Vertical axis	0.98±0.36	0.82±0.39	0.16±0.40	0.28	0.78	0.41*	0.73±0.41	1.00±0.51	0.26±0.71	0.50	1.39	-0.22
	Anteroposterior axis	4.25±1.11	3.75±1.12	0.50±0.60**	0.42	1.18	0.77**	3.19±1.16	3.85±2.22	0.66±1.86	1.32	3.65	0.42
Head	Horizontal axis	0.86±0.45	0.95±0.41	0.10±0.48	0.34	0.94	0.40*	2.84±1.82	2.42±1.58	0.42±1.72	1.22	3.37	0.49*
	Vertical axis	1.33±1.68	1.16±1.69	0.17±2.45	1.73	4.80	-0.03	1.70±2.76	2.34±2.67	0.64±3.69	2.61	7.22	0.10
	Anteroposterior axis	0.94±0.69	0.71±0.37	0.23±0.51	0.26	0.73	0.53*	0.82±0.59	0.98±0.99	0.16±0.86	0.61	1.69	0.45*

* $p < 0.05$, ** $p < 0.01$

Abbreviations: Test-Retest=Differences between Test and Retest.

7.3.1.2 脳卒中患者

1) 前後往復動作

検査と再検査で有意差が認められたものはなかった。検査と再検査の差の平均値は、0.03～2.11%の範囲であった。SEMは0.96～6.57%で平均は2.80%であった。MDCは2.65～18.21%の範囲であった。ICC値が0.6以上の項目は、肘-垂直軸、肩と頭のすべての軸であった（表7-3）。

2) 内外往復動作

検査と再検査で有意な差が認められたものはなかった。検査と再検査の差の平均値は、0.07～1.91%の範囲であった。SEMは0.89～4.68%で平均は2.80%であった。MDCは2.48～12.96%の範囲であった。ICC値が0.6以上の項目は、肘-水平軸、肩-水平軸、肩-前後軸、頭-水平軸、頭-前後軸であった（表7-3）。

表7-3 脳卒中患者の検査－再検査の差の検定とSEM, MDC, ICC (n=18)

	Anterior-posterior						Interior-exterior						
	Test(%) Mean±SD	Retesut(%) Mean±SD	Test-Retest (%) Mean±SD	SEM (%)	MDC (%)	ICC	Test(%) Mean±SD	Retesut(%) Mean±SD	Test-Retest (%) Mean±SD	SEM (%)	MDC (%)	ICC	
Hand	Horizontal axis	7.13±5.00	5.37±6.09	1.76±6.52	4.17	11.56	0.31	31.28±5.19	30.53±4.17	1.91±5.76	4.07	11.29	0.39
	Vertical axis	6.02±4.67	3.91±2.57	2.11±5.08	3.44	9.53	0.04	3.80±3.73	5.32±3.72	1.46±5.28	3.73	10.35	0.25
	Anteroposterior axis	29.07±4.54	28.08±3.89	0.99±4.30	1.93	5.34	0.48*	5.10±3.88	5.44±3.92	0.07±5.33	3.77	10.44	0.33
Elbow	Horizontal axis	6.05±1.98	5.64±1.68	0.42±2.15	1.50	4.15	0.33	16.67±3.62	17.222±4.18	0.38±3.36	2.37	6.58	0.69**
	Vertical axis	5.24±2.28	5.64±2.86	0.40±2.06	1.57	4.34	0.69**	4.40±2.27	5.08±2.84	1.14±3.27	2.31	6.42	0.09
	Anteroposterior axis	24.24±4.82	22.41±4.66	1.83±5.23	3.49	9.69	0.36	7.70±2.84	8.817±2.89	0.72±3.07	2.17	6.02	0.54**
Shoulder	Horizontal axis	3.10±2.19	3.36±2.22	0.26±5.33	0.96	2.65	0.78**	6.92±5.01	7.05±5.97	0.06±4.93	3.49	9.67	0.69**
	Vertical axis	2.42±1.79	2.45±1.62	0.03±1.51	1.11	3.08	0.63**	1.27±0.81	1.56±1.28	0.32±1.26	0.89	2.48	0.47*
	Anteroposterior axis	12.95±7.25	12.53±8.21	0.42±6.23	4.60	12.76	0.69**	4.45±2.08	4.51±2.35	0.55±1.66	1.17	3.25	0.70**
Head	Horizontal axis	3.23±2.62	3.35±2.71	0.12±1.67	1.02	2.83	0.81**	8.34±7.87	7.69±8.71	0.87±6.61	4.68	12.96	0.73**
	Vertical axis	5.12±5.02	4.43±4.02	0.69±3.14	2.24	6.20	0.76**	2.84±3.42	2.96±3.98	0.40±4.80	3.40	9.41	0.42*
	Anteroposterior axis	11.16±10.46	10.60±11.09	0.56±8.56	6.57	18.21	0.70**	2.19±2.20	1.98±2.75	0.56±2.25	1.59	4.41	0.72**

*p<0.05, **p<0.01

Abbreviations: Test-Retest=Differences between Test and Retest.

7.3.1.3 全被検者（健常者，脳卒中患者）

1) 前後往復動作

検査と再検査で有意な差が認められたものはなかった。検査と再検査の差の平均値は、0.06～0.92%の範囲であった。SEMは0.77～4.23%で平均は2.31%であった。MDCは2.14～11.72%の範囲であった。ICC値が0.6以上の項目は、肘-前後軸，肩と頭のすべての軸であった（表 7-4）。

2) 内外往復動作

検査と再検査の結果で有意な差が認められたものは、手-垂直軸(p<0.05)であった。検査と再検査の差の平均値は、0.05～1.52%の範囲であった。SEMは0.71～3.99%で、平均は2.53%であった。MDCは1.98～11.06%の範囲であった。ICC値が0.6以上の項目は、肘-水平軸，肩-水平軸，肩-前後軸，頭-水平軸，頭-前後軸であった（表 7-4）。

表 7-4 全被検者の検査－再検査の差の検定と SEM, MDC, ICC (n=36)

		Anterior-posterior						Interior-exterior					
		Test(%) Mean±SD	Retesut(%) Mean±SD	Test-Retest (%) Mean±SD	SEM (%)	MDC (%)	ICC	Test(%) Mean±SD	Retesut(%) Mean±SD	Test-Retest (%) Mean±SD	SEM (%)	MDC (%)	ICC
Hand	Horizontal axis	4.99±4.47	4.40±4.82	0.59±5.09	3.60	9.97	0.41**	31.28±5.19	30.53±4.17	0.75±5.64	3.99	11.06	0.29
	Vertical axis	4.80±3.90	3.88±2.73	0.92±4.25	3.01	8.34	0.19	3.80±3.73	5.32±3.72	1.52±4.47*	3.17	8.78	0.24
	Anteroposterior axis	28.72±3.61	28.46±3.17	0.26±3.27	2.31	6.41	0.55**	5.10±3.88	5.44±3.92	0.34±4.88	3.45	9.57	0.23
Elbow	Horizontal axis	5.80±1.84	6.28±2.34	0.48±2.62	1.85	5.13	0.23	16.67±3.62	17.22±4.18	0.55±3.50	2.47	6.86	0.60**
	Vertical axis	5.96±2.67	5.83±2.45	0.13±2.98	2.11	5.85	0.36*	4.41±2.27	5.08±2.84	0.67±3.51	2.48	6.89	0.06
	Anteroposterior axis	21.23±5.10	20.50±4.50	0.74±4.23	2.99	8.30	0.61**	7.70±2.84	8.81±2.89	1.11±3.75	2.65	7.34	0.12
Shoulder	Horizontal axis	2.45±1.81	2.58±1.80	0.12±1.26	0.89	2.48	0.76**	6.92±5.01	7.05±5.97	0.13±3.53	2.50	6.93	0.80**
	Vertical axis	1.70±1.47	1.64±1.43	0.06±1.09	0.77	2.14	0.72**	1.27±0.81	1.56±1.28	0.29±1.01	0.71	1.98	0.07
	Anteroposterior axis	8.60±6.75	8.14±7.29	0.46±4.36	3.09	8.55	0.81**	4.45±2.08	4.51±2.35	0.05±1.84	1.30	3.61	0.66**
Head	Horizontal axis	2.04±2.21	2.15±2.26	0.11±1.21	0.86	2.38	0.86**	8.34±7.87	7.69±8.71	0.65±4.77	3.37	9.34	0.80**
	Vertical axis	3.23±4.16	2.80±3.46	0.43±2.79	1.97	5.47	0.74**	2.84±3.42	2.96±3.98	0.12±4.25	3.01	8.33	0.14
	Anteroposterior axis	6.05±8.96	5.66±9.22	0.39±5.98	4.23	11.72	0.79**	2.19±2.20	1.98±2.75	0.20±1.72	1.22	3.37	0.77**

*p<0.05, **p<0.01

Abbreviations: Test-Retest=Differences between Test and Retest.

7.3.2 健常者と脳卒中患者の差

1) 前後往復動作

健常者と脳卒中患者に有意差が認められたのは、手-水平軸，肘-前後軸，肩および頭のすべての軸（ $P < 0.01$ ）であった。また両者間の平均値の差が全被検者の MDC 値より大きなものは、肩-前後軸，頭-水平軸の2項目であった(表 7-5)。

2) 内外往復動作

健常者と脳卒中患者に有意差が認められたのは、肩-水平軸（ $p < 0.01$ ），肩-前後軸（ $p < 0.01$ ）と頭のすべての軸（水平軸： $p < 0.01$ ，垂直軸： $p < 0.05$ ，前後軸： $p < 0.01$ ）であった。また両者間の平均値の差が全被検者の MDC 値より大きなものは、頭-水平軸のみであった(表 7-5)。

表 7-5 最大軌道幅における健常者 (n=36) と脳卒中患者の比較 (n=36)

		Anterior-posterior				Interior-exterior			
		Healthy(%) Mean±SD	Stroke(%) Mean±SD	Healthy- Stroke(%)	MDC(%) (Total)	Healthy(%) Mean±SD	Stroke(%) Mean±SD	Healthy- Stroke(%)	MDC(%) (Total)
Hand	Horizontal axis	3.14±2.75	6.29±5.54	3.14**	9.97	30.36±3.95	31.45±5.33	1.08	11.06
	Vertical axis	3.72±2.71	5.02±3.82	1.30	8.34	4.45±3.19	4.67±4.33	0.22	8.78
	Anteroposterior axis	28.60±2.34	28.56±4.21	0.04	6.41	4.56±3.10	5.98±4.46	1.42	9.57
Elbow	Horizontal axis	6.23±2.36	5.88±1.82	0.36	5.13	16.25±3.58	17.64±4.11	1.39	6.86
	Vertical axis	6.35±2.49	5.43±2.55	0.91	5.85	4.44±2.65	5.05±2.50	0.61	6.89
	Anteroposterior axis	18.41±3.38	23.28±4.77	4.87**	8.30	7.93±2.62	8.57±3.16	0.64	7.34
Shoulder	Horizontal axis	1.80±0.85	3.28±2.30	1.48**	2.48	3.64±1.36	10.32±6.00	6.68**	6.93
	Vertical axis	0.90±0.38	2.47±1.76	1.57**	2.14	1.36±2.96	1.97±1.22	0.61	1.98
	Anteroposterior axis	4.00±1.13	12.71±7.57	8.71**	8.55	3.52±1.78	5.44±2.19	1.92**	3.61
Head	Horizontal axis	0.91±0.43	3.35±2.77	2.44**	2.38	2.63±1.69	13.39±8.69	10.76**	9.34
	Vertical axis	1.25±1.66	4.86±4.72	3.62**	5.47	2.80±5.49	3.79±4.32	0.99*	8.33
	Anteroposterior axis	0.83±0.56	10.84±10.55	10.02**	11.72	0.90±0.81	3.27±2.99	2.39**	3.37

* $p < 0.05$, ** $p < 0.01$

Abbreviations: Healthy-Stroke=Differences between Healthy subjects and Stroke subjects, MDC (Total) =MDC of Total subjects.

7.3.3 軽度麻痺と重度麻痺の差

1) 前後往復動作

軽度麻痺と重度麻痺で有意な差が認められたものは、手-水平軸 ($p < 0.05$)、肘-前後軸 ($P < 0.05$)、肩と頭のすべての軸 ($p < 0.01$)であった。また両者間の平均値の差が脳卒中患者の MDC 値以上のものは、なかった(表 7-6)。

2) 内外往復動作

軽度麻痺と重度麻痺で有意な差が認められたものは、頭-前後軸 ($P < 0.05$)のみであった。また両者間の平均値の差が脳卒中患者の MDC 値以上のものは、なかった(表 7-6)。

表 7-6 最大軌道幅における軽度麻痺 (n=18) と重度麻痺健常者 (n=18) の比較

		Anterior-posterior				Interior-exterior			
		Mild(%) Mean±SD	Severe(%) Mean±SD	Mild- Severe (%)	MDC(%) (Stroke)	Mild(%) Mean±SD	Severe(%) Mean±SD	Mild- Severe (%)	MDC(%) (Stroke)
Hand	Horizontal axis	4.42±3.35	8.07±0.63	3.65*	11.56	30.40±4.82	32.49±5.74	2.09	11.29
	Vertical axis	4.72±3.95	5.21±3.88	0.49	9.53	3.83±3.64	5.50±4.89	1.67	10.35
	Anteroposterior axis	29.20±4.40	27.95±4.01	1.25	5.34	4.97±3.59	6.99±5.08	2.02	10.44
Elbow	Horizontal axis	6.05±1.97	5.64±1.70	0.40	4.15	17.07±2.89	18.21±5.07	1.14	6.58
	Vertical axis	4.82±1.93	6.06±2.98	1.25	4.34	4.82±2.18	5.29±2.83	0.47	6.42
	Anteroposterior axis	21.54±4.43	25.11±4.52	3.56*	9.69	7.91±2.89	9.23±3.36	1.32	6.02
Shoulder	Horizontal axis	2.04±0.76	4.42±2.49	2.37**	2.65	8.85±4.92	11.79±6.73	2.94	9.67
	Vertical axis	1.59±1.04	3.29±1.79	1.70**	3.08	1.84±1.14	2.10±1.32	0.26	2.48
	Anteroposterior axis	8.56±4.45	16.92±7.96	8.36**	12.76	5.41±1.79	5.46±2.58	0.05	3.25
Head	Horizontal axis	1.91±1.27	4.67±2.93	2.75**	2.83	11.41±8.06	15.37±9.06	3.96	12.96
	Vertical axis	2.63±3.11	6.93±4.71	4.30**	6.20	3.22±4.43	4.36±4.25	1.14	9.41
	Anteroposterior axis	5.48±7.81	16.28±10.48	10.80**	18.21	2.06±1.28	4.47±3.69	2.41*	4.41

* $p < 0.05$, ** $p < 0.01$

Abbreviations: Mild-Severe=Differences Mild group and Severe group, MDC(Stroke)=MDC of Stroke subjects.

7.3.4 上肢機能障害（臨床検査）との相関

1) 前後往復動作

手部で相関係数が 0.4（中等度）以上のものは、手-水平軸と MAS（肘）の間のみであった。肘部では 0.4 以上の項目はなかった。肩部および頭部は全項目で、すべての臨床検査と 0.4 以上の相関が認められた（表 7-7）。

2) 内外往復動作

0.4 以上の相関係数のものは、肘-前後軸，頭-垂直軸，頭-前後軸と Grade-手指との間であった（表 7-7）。

表 7-7 最大移動幅と上肢機能障害（Grade-U/E, Grade-Finger, MAS-Elbow）との相関（n=36）

		Anterior-posterior			Interior-exterior		
		Grade (U/E)	Grade (Finger)	MAS (Elbow)	Grade (U/E)	Grade (Finger)	MAS (Elbow)
Hand	Horizontal axis	-0.39*	-0.30	0.42*	-0.07	-0.15	0.19
	Vertical axis	-0.14	-0.02	0.15	-0.02	-0.08	0.05
	Anteroposterior axis	0.26	0.24	-0.16	-0.18	-0.35	0.06
Elbow	Horizontal axis	0.09	0.19	-0.04	-0.02	-0.39	0.07
	Vertical axis	-0.26	-0.22	0.12	-0.10	-0.28	-0.01
	Anteroposterior axis	-0.23	-0.25	0.24	-0.18	-0.50**	0.12
Shoulder	Horizontal axis	-0.64**	-0.64**	0.58**	-0.10	-0.27	0.15
	Vertical axis	-0.50**	-0.52**	0.42*	-0.06	-0.30	0.01
	Anteroposterior axis	-0.60**	-0.62**	0.50**	0.13	-0.10	-0.13
Head	Horizontal axis	-0.65**	-0.52**	0.52**	-0.09	-0.18	0.15
	Vertical axis	-0.55**	-0.49**	0.47**	-0.17	-0.41*	0.06
	Anteroposterior axis	-0.58**	-0.56**	0.53**	-0.35	-0.43*	0.31

*p<0.05, **p<0.01

7.4 考察

7.4.1 Kinect の測定誤差について

本実験で、健常者における SEM の平均は、前後往復動作で 1.28%，内外往復動作で 2.08%であった。メートル法 (cm) と Kinect 座標における距離の比率 (0.89:1.00) から

計算すると、前後往復動作で 1.01cm、内外往復動作で 1.64cm となる。

また健常者における検査－再検査で、前後往復動作の肩-前後軸で有意な差が認められた ($p < 0.01$)。David ら²⁵⁾らが微細な運動に関しては十分に捉えることができないと述べているように、Kinect では健常者のばらつきの少ないリーチ動作測定では、誤差が影響し、十分に識別できないことになる。しかし脳卒中患者の検査－再検査の差の検定では、有意なものがなかった。健常者に比べて脳卒中患者は、肩と頭の動きが代償的に大きくなったため、検査－再検査の差が認められなかったと考えられる。しかし健常者と脳卒中患者を合わせた全被検者では、手の検査－再検査の内外往復動作における手-垂直軸で有意な差が認められた ($p < 0.05$)。これは平面リーチ動作では垂直軸上の動きが小さいことや、ブロックを持つ位置に関して実験上の設定が不十分だったことが影響したと考えられる。

また Kinect は 1 台のカメラで測定を行うため、撮影環境が影響し骨格モデルをうまく認識できないことがある²¹⁾。本研究で、身体部位の軌道は往復動作となり正弦曲線を描くことが考えられるが、実際のデータで、肩部および頭部に比べ手部および肘部の軌道は崩れているものが多かった。原因としては、机やブロックと手部、肘部との距離が近く誤認識されることが多くなったと考えられる。

7.4.2 脳卒中患者の机上リーチ動作

内外往復動作では、リーチ動作と Grade-手指を除いた Grade-上肢と MAS-肘との間で、相関が認められるものはなかった。一方、前後往復動作の手-水平軸、肩と頭のすべての項目で中等度 (0.4) 以上の相関関係が認められ、脳卒中の上肢機能障害との関連が認められた。同時に健常者－脳卒中患者間と脳卒中患者の軽度麻痺－重度麻痺間の有意差も認められている。

手-水平軸は、前後往復動作でブロックの動きと直交し手部の変動幅に相当する。Trombly¹⁵⁾ は、脳卒中患者では非麻痺側と比較して麻痺側では不連続運動になること、運動軌跡の変動が大きくことを述べており、今回の実験でも同様の結果を得たことになる。

肩部および頭部の項目は、肘関節、肩関節の運動性を補う体幹代償動作と関係が深い項目である。特に肩部は、上肢運動の起点であり手部の動きと直結する。過去の体幹代償に関する研究¹⁷⁾¹⁸⁾で、脳卒中患者はリーチ動作中の体幹移動距離、肘関節伸展および肩関節屈曲角度と上肢麻痺重症度、痙縮の程度に相関関係が認められている。Kinect 測定でも同様の結果が得られたことになる。

また前後往復動作に比べ内外往復動作では、リーチ動作への影響が大きな肩部、肘部の上肢機能障害と関連した項目が少ない結果となった。これは前後往復動作に比べ内外往復動作は、健常者でも肩関節の屈伸運動や肘関節の屈伸運動の可動性が少なく、脳卒中患者との差異が小さいことが影響していると考えられる。

7.4.3 Kinect による異常性検出の可能性

前後往復動作の手-水平軸、肩と頭のすべての項目で、健常者と脳卒中患者の差が、被験者全体の MDC より大きくなった項目は、肩-前後軸、頭部-水平軸の 2 つであった。また、これらの項目は被検者全体で検査－再検査の有意差がなく、同時に高い検査－再検査間の ICC 値 (0.81~0.86) となっている。脳卒中患者の体幹代償において健常者との違いを Kinect により検出できる項目として考えられる。

図 7-2 に肩-前後軸，頭-水平軸の検査と再検査を基にした散布図を示す．両項目ともに上肢の麻痺がない健常者から麻痺の重度な Grade5～6 へと最大移動幅が大きくなることや，健常者と脳卒中患者（特に重度麻痺）との差異を見ることができる．

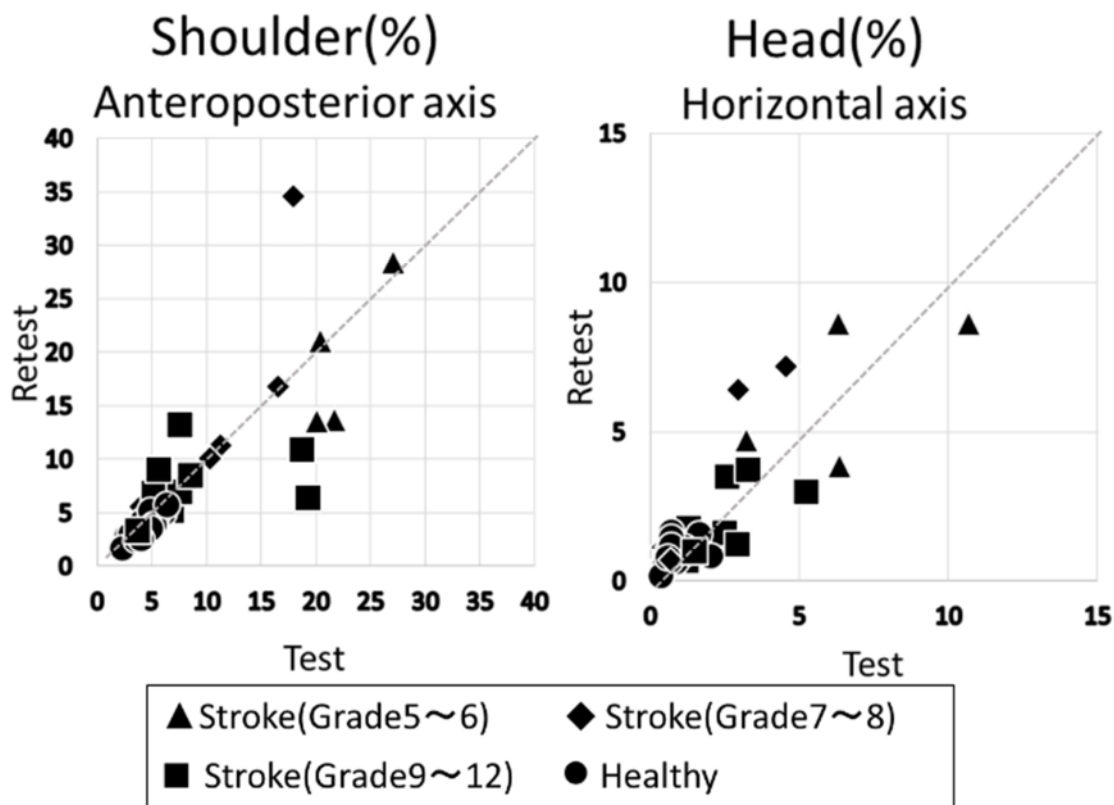


図 7-2 検査と再検査の散布図（肩-前後軸，頭-水平軸）

肩-前後軸は，前後往復動作の前後軌道に平行で，健常者においても手部前後移動に伴い動きが認められる ($4.11 \pm 1.13\%$)．同時に手部前後移動を代償するために最も有利な運動軸であり，脳卒中患者の体幹代償動作でより大きくなったもの ($12.71 \pm 7.57\%$) と考えられる．

また頭-水平軸について考察すると，前後往復動作中の頭部の動きは，健常者でほぼ固定されて頭-水平軸の動きはわずかである ($0.91 \pm 0.43\%$)．脳卒中患者では体幹代償に伴う頭部の動きが出現することや，変動性の大きな手部移動（手-水平軸）を調整するため大きくなった ($3.35 \pm 2.77\%$) と考えられる．

最後に，脳卒中患者の軽度麻痺と重度麻痺の差が脳卒中患者の MDC 値より大きな項目は，なかった．Kinect により脳卒中患者の重症度を識別することは，難しい結果となった．

7.4.4 準 3 次元上肢リハビリ支援システムの今後の機構開発等に参考となる点

上肢リハビリ支援システムは，ゲームなどの訓練プログラムをモニタに提示し，把持部を操作してリーチ動作を行う．机上動作中の体幹代償を検出するには，前後方向のリーチ動作を行うプログラムを開発する必要がある．また測定結果が身体と課題目

標の位置関係に依存するために、いくつかの手順が必要になる。まず椅子の位置と、課題目標間距離の調整が必要であり、椅子や支援システムが容易に移動できる必要がある。また上肢長測定も必要であり、Kinect による上肢長の測定手順や、その測定精度についても検討する必要がある。

脳卒中の運動障害に対するフィードバック訓練の効果は、様々な研究で実証されている³⁰⁻³²⁾。我々は準 3 次元上肢リハビリ支援システム PLEMO に Kinect を組み込むことで、新たに体幹代償を測定できることになる。訓練効果を向上させるために、上肢運動を計測するシステムを開発し、上肢リハビリ支援システムに組み込むことは意義があると考えられる。

7.5 結 言

本章で明らかになったことを以下に示す。

- 脳卒中患者および健常者を対象に、Kinect を用いて机上リーチ動作(前後往復動作, 内外往復動作)における身体部位の最大軌道幅を測定し、検査-再検査信頼性の検証と脳卒中上肢障害の程度との関連性について検討した。
- 検査と再検査の比較で、健常者における前後往復動作の肩-前後軸 ($p < 0.01$) と、全被験者における内外往復動作の手-垂直軸 ($p < 0.05$) で有意差が認められた。Kinect が微細な運動を十分に捉えきれないことが示唆された。
- 内外往復動作では、リーチ動作と手指を除いた上肢機能評価(Grade-上肢, MAS-肘)との間で相関が認められるものはなかった。
- 前後往復動作の手-水平軸と肩と頭のすべての項目で、中等度 (0.4) 以上の相関関係が認められ、脳卒中の上肢機能障害との関連が認められた。同時に健常者-脳卒中患者間と脳卒中患者の軽度麻痺-重度麻痺間の有意差も認められた。
- 健常者と脳卒中患者の差が被験者全体の MDC より大きくなった項目は、肩-前後軸、頭部-水平軸の 2 つであった。
- 軽度麻痺と重度麻痺の差の平均値の差が脳卒中患者の MDC 値以上のものはなかった。

手、肘、肩、頭の机上リーチ動作中の最大移動幅の検査と再検査の比較では、Kinect が微細な運動を十分に捉えきれないことが示唆された。また、また前後往復動作にくらべ内外往復動作は、上肢機能との関連が少ないことも示唆された。しかし前後往復動作では多くの項目で上肢機能障害と関連が認められた。それらのうち体幹代償動作の指標として考えられる前後往復動作における肩-前後軸、頭部-水平軸は、MDC 値との比較から計測を行なううえでの十分な信頼性が認められた。

謝 辞

本研究の一部は、JSPS 科研費 研究課題番号：24300205 の助成を受けた。

参考文献

- 1) Nudo, R. J., Wise, B. M., SiFuentes F., Milliken G. W.: Neural substrates for the effects of rehabilitative training on motor recovery after ischemic infarct. *Science*, 21: 1791-1794. 1996.
- 2) Nudo, R. J.: Postinfarct Cortical Plasticity and Behavioral Recovery, *Stroke*.

- 38(2 Suppl):. 840-5,. 2007.
- 3) Mehrholz, J., Platz, T., Kugler, J., Pohl, M.: Electromechanical and robot-assisted arm training for improving Arm Function and activities of daily living, after stroke, *Cochrane Database Syst Rev.* 8(4): CD006876, 2008.
 - 4) Mehrholz, J., Hädrich, A., Platz, T., Kugler, J., Pohl, M.: Electromechanical and robot-assisted arm training for improving generic activities of daily living, arm function, and arm muscle strength after stroke. *Cochrane Database Syst Rev*, 13(6): CD006876, 2012.
 - 5) 古荘純次, 石田圭二, 原口真: ヒトの運動機能と移動のための次世代技術開発—使用者に寄り添う支援機器の普及にむけて 第6章上肢機能支援ロボット. NTS, 2014.
 - 6) 古荘純次, 小柳健一, 片岡次郎, 笠潮, 井上昭夫, 竹中重和: 三次元上肢リハビリ訓練システムの開発((第1報) ERアクチュエータを用いた機構およびシステム全体の開発), *日本ロボット学会誌*, 23巻5号, pp.123-30, 2005.
 - 7) 古荘純次, 吉田晴行, 早川潔: 非装着型上肢リハビリ支援システム(特集 リハビリ・介護とメカトロニクス) -- (リハビリのメカトロニクス), *J. JSME*, 119巻1166号, pp.19-21, 2016.
 - 8) 古荘純次, 菊池 武士: (解説) 上・下肢リハビリテーション, *福祉機器へのロボット技術の適用, 総合リハビリテーション*, 35巻5号, pp.439-445, 2007.
 - 9) 宮越 浩一, 道免 和久, 小山 哲男, 古荘 純次, 小柳 健一: 脳卒中片麻痺患者に対する上肢機能訓練装置の使用経験, *リハビリテーション医学*, 43巻6号, pp.347-52, 2006.
 - 10) 古荘純次, 小澤拓也・他: 準3次元上肢リハビリ支援システム PLEMO-P3の研究開発, *日本リハビリテーション医学会学術集会講演論文集*, 1-4-21, 2009.
 - 11) 小澤 拓也, 古荘 純次, 菊池 武士, 赤井 弘樹, 福島 一樹, 福田 孝博, 谷田 惣亮, 藤川 孝満, 加納 繁照: 脳卒中片麻痺患者に対する上肢リハビリテーション支援システム PLEMO-P3の研究開発(運動機能評価・訓練および実用化機の開発に向けた検討). *機論(C編)*, 76巻762号, pp.323-330, 2010.
 - 12) Furusho, J., Takesue, N.: (Review) Research and Development of Functional Fluid Mechatronics, Rehabilitation Systems, and Mechatronics of Flexible Drive Systems, *JRM*, 28(1): 5-16, 2016.
 - 13) 古荘純次, 池田博康: (総説) リハビリ・介護とメカトロニクス, *日本機械学会誌* 2016年1月特集号「リハビリ・介護とメカトロニクス」, 119巻, 1166号, pp.4-7, 2016
 - 14) Furusho, J. ARAI, S. TSUTSUI, S., SATSUMA, Y.: Research and Development of Rehabilitation System for Bilateral Upper Limbs Training to Stroke Patients Using Force Presentation by Brakes " PLEMO-BAT", *Proc. of the 55th Conference of the Japanese Society for Medical and Biological Engineering (JSMBE) (第55回日本生体医工学会大会・英文予稿集)*, 2016.
 - 15) Trombly, C. A.: Deficits of reaching in subject with left hemiparesis: a pilot study, *AM J Occup Ther*, 46(10): 887-897, 1992.
 - 16) Cirstea, M. C., Mitnitski, A. B., Feldman, A. G., Levin, M. F.: Interjoint coordination dynamics during reaching in stroke, *Exp Brain Res*, 151(3): 289-300, 2003.
 - 17) Robertson, J. V., Roby-Brami, A.: The trunk as a part of the kinematic chain for reaching movements in healthy subjects and hemiparetic patients, *Brain Res* 25(1382): 137-46, 2011.

- 18) van Kordelaar, J., van Wegen, E. E., Kwakkel, G. K.: Unraveling the interaction between pathological upper limb synergies and compensatory trunk movements during reach-to-grasp after stroke: a cross-sectional study, *Exp Brain Res*, 221(3): 251-62, 2012.
- 19) 小澤拓也, 菊池武士, 古荘純次, 福島一樹, 福田孝博, 谷田惣亮, 藤川孝満, 加納繁照: 脳卒中片麻痺の臨床評価に基づく上肢リハビリ支援システム PLEMO-P3 の研究開発-Burunnstrom Recovery Stage を用いた評価システムの検討-, *JSEM*, 10 巻 1 号, pp. 89-95, 2010. .
- 20) 小澤拓也, 古荘純次, 菊池武士, 赤井弘樹, 福島一樹, 福田孝博, 谷田惣亮, 藤川孝満, 加納繁照: 脳卒中片麻痺患者に対する上肢リハビリテーション支援システム PLEMO-P3 の研究開発: 運動機能評価・訓練および実用化に向けた検討 (機会力学, 計測, 自動制御), *日本機械学会論文集 C 編*, 76 巻 762 号, 323-30, 2010.
- 21) Bó, A. P., Hayashibe, M., Poignet, P.: Joint Angle Estimation in Rehabilitation with Inertial Sensors and its Integration with Kinect, *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.* 2011, 3479-83.
- 22) Dutta, T.: Evaluation of the kinect sensor for 3-d kinematic measurement in the workplace, *Appl Ergon*, 43(4): 645-9, 2012. Dutta, T.: Evaluation of the Kinect sensor for 3-d kinematic measurement in the workplace, *Applied Ergonomics*, 43-4(2012), 645-649.
- 23) Huber, M. E., Seitz, A. L., Leeser, M., Sternad, D.: Validity and reliability of Kinect skeleton for measuring shoulder joint angles: a feasibility study, *Physiotherapy*, 101(4): 389-93, 2015.
- 24) Clark, R. A., Pua, Y. H., Fortin, K., Ritchie, C., Webster, K. E., Denehy, L., Bryan.: Validity of the Microsoft Kinect for assessment of postural control, *Gait Posture*, 36(3): 372-377, 2012.
- 25) David, W., Ozkan, C.: Systematic review of Kinect applications in Elderly care and stroke rehabilitation. *J Neuroeng Rehabil*, 3(11): 108-32, 2014.
- 26) Mobini, A., Behzadipour, S., Saadat, M.: Test-retest reliability of Kinect's measurements for the evaluation of upper body recovery of stroke patients, *Biomed Eng Online*, 4(14): 75, 2015.
- 27) 下井俊則: 評価の絶対信頼性, *理学療法科学*, 23 巻 3 号, pp. 451-61, 2011.
- 28) 上田敏, 福屋靖子, 間得之, 長谷川恒雄, 佐久間昭: 片麻痺機能テストの標準化—12 段階「片麻痺回復グレード」法—. *総合リハビリテーション*, 5 巻 10 号, pp. 749-766, 1977.
- 29) 日本脳卒中学会 脳卒中ガイドライン委員会: 脳卒中治療ガイドライン 2015, 協和企画, 2015.
- 30) Israely, S., Carmeli, E.: Error augmentation as a possible technique for improving upper extremity motor performance after a stroke—a systematic review, *Top Stroke Rehabil*, 23(6), 116-25, 2016.
- 31) Chen, J. L., Fujii, S., Schlaug, G.: The use of augmented auditory feedback to improve arm reaching in stroke: a case series, *Disabil Rehabil*, 38(11): 1115-24, 2016.
- 32) Kim, C. Y., Lee, J. S., Lee, J. H., Kim, Y. G., Shin, A. R., Shim, Y. H., Ha, H. K.: Effect of spatial target reaching training based on visual biofeedback on the upper extremity function of hemiplegic stroke patients, *J Phys Ther Sci*, 27(4): 1091-1096, 2015.

第8章 Kinect を用いた机上リーチ動作における身体部位間の距離測定による脳卒中の異常性検出—再検査信頼性

8.1 緒言

慢性期脳卒中患者においても、集中的に患側上肢を使用することが脳の可塑性を刺激し、回復を促進することが明らかにされている¹⁾。我々は在宅など様々な場面での自主訓練やフィードバック訓練を実現することを目的に、Kinectを用いて脳卒中特有の運動を評価する簡易で安価なシステムの開発を行っている。

7章で、脳卒中患者および健常者を対象にした身体部位（手部、肘部、肩部、頭部）の最大軌道幅の検査—再検査信頼性に関する研究を行なった。結果として、まず手部の内外往復動作で脳卒中の機能障害との相関がなく、健常者と脳卒中患者間で差が認められなかった。しかし前後往復動作では、リーチ動作中の体幹代償の指標と考えられる肩部の前後軸と頭部の水平軸の最大移動幅で、脳卒中患者と健常者の被検者全体における検査—再検査間の有意差はなく、その上で高い級内相関係数（0.81～0.86）、Grade（上肢）、Grade（手指）とMAS（肘）との相関（0.49～0.65）、脳卒中患者—健常者間の差（ $p < 0.01$ ）、重度—軽度間の差（ $p < 0.01$ ）が認められ、同時に脳卒中患者と健常者の平均値の差が全被検者の最小可検変化量より大きくなった。肩部の前後軸、頭部の水平軸における最大移動幅のKinectによる測定で、脳卒中患者の体幹代償動作に関連する特徴を識別できることを明らかにした。

リーチ動作の指標として身体部位（手部、肘部、肩部、頭部）間の距離も考えられる。例えば手部と肩部間の距離は、肘関節の屈伸運動により決定されるため、手—肩距離は肘伸展の指標となる。また肩部と肘部の距離は、肩の屈—伸運動および内—外転運動の指標として考えることができる。脳卒中のリーチ動作は、屈筋共同運動に強く影響され肘伸展を伴った肩屈曲が困難となり、肩屈曲や肘伸展を多く必要とする手部の作業作域で、脳卒中患者の異常性は顕著になることが予想される⁴⁾⁵⁾

本章では、机上におけるリーチ動作（前後往復動作）に関して、手部の最大前方位値、最大後方位置における身体部位間距離の再検査信頼性の検証と、脳卒中上肢障害との関連性について検討を加える。

8.2 方法

8.2.1 被験者

被検者は40歳以上の健常者18名（男性9名、女性9名、平均年齢 57.69 ± 9.84 歳、座高 86.28 ± 3.38 cm、上肢長 70.40 ± 4.17 cm）と、脳卒中患者18名（男性14名、女性4名、平均年齢 63.90 ± 12.50 歳、座高 86.17 ± 5.35 cm、上肢長 70.53 ± 3.95 cm、発症後平均月数 11.8 ± 17.3 ヶ月）である。脳卒中患者の特性を（表8-1）に示す。上田式12段階片麻痺機能テスト⁶⁾⁷⁾の上肢テスト（12-grade recovery grading system of hemiplegia：以下、Grade-上肢）ではGrade5～12、手指テスト（以下、Grade-手指）はGrade1～12の範囲にわたった。Modified Ashworth Scale⁸⁾（以下、MAS-肘）は0～3の範囲であった。

表 8-1 脳卒中患者の特性

ID	年齢 (歳)	病型	麻痺側	上肢長 (cm)	Grade (上肢)	Grade (手指)	MAS (肘)
1	67.4	梗塞	右	75.5	5	5	2
2	54.9	梗塞	左	73.5	6	2	1+
3	60.9	梗塞	右	65.5	6	1	2
4	44.2	出血	右	77.0	6	4	3
5	67.0	梗塞	右	69.0	7	3	1+
6	49.8	梗塞	右	72.5	8	7	1
7	69.5	梗塞	右	64.0	8	5	2
8	77.1	梗塞	右	68.0	8	9	1+
9	74.2	出血	左	69.5	8	11	2
10	74.2	出血	右	70.0	9	9	1
11	76.1	梗塞	右	67.5	11	8	0
12	45.3	出血	右	75.0	11	11	1
13	40.5	出血	右	75.5	11	9	1
14	73.3	梗塞	左	68.5	11	10	0
15	57.4	出血	右	75.5	11	10	1
16	63.7	出血	左	68.0	11	11	1
17	79.1	梗塞	左	67.5	12	10	0
18	75.5	梗塞	右	67.5	12	12	0
				63.90	70.53	8.94	7.61

8.2.2 リーチ動作

リーチ動作は、直径 3cm の円筒縦型把持部および直径 9cm の円筒型底部のブロックを用いた。ブロックを十分に保持できない被検者は、ストラップを用いて手を固定した。被検者は 20cm の前後往復動作（前方－後方目標間）を 10 回行った（図 8-1）。移動経路をはみ出さないように行うように指示し、動作スピードは指示しなかった。

8.2.3 測定

脳卒中患者の麻痺側動作と健常者の利き側動作について、検査および再検査の 2 回計測した。検査と再検査の間隔は 3 日間とした。測定項目は肘－肩距離、手－肩距離、手－頭距離の 3 つの身体部位間の距離を計測した。

8.2.4 測定機器

測定には Kinect (v1:Microsoft 社製) を用いた。

Kinect の位置は、リーチ作業域の前方 220 cm、高さは机上面から上方 15cm で、使用手側に中央から 30cm 側方に設置した。また机に対して平行に設置した（図 8-1）。得られたデータは Microsoft-Excel に記録した。

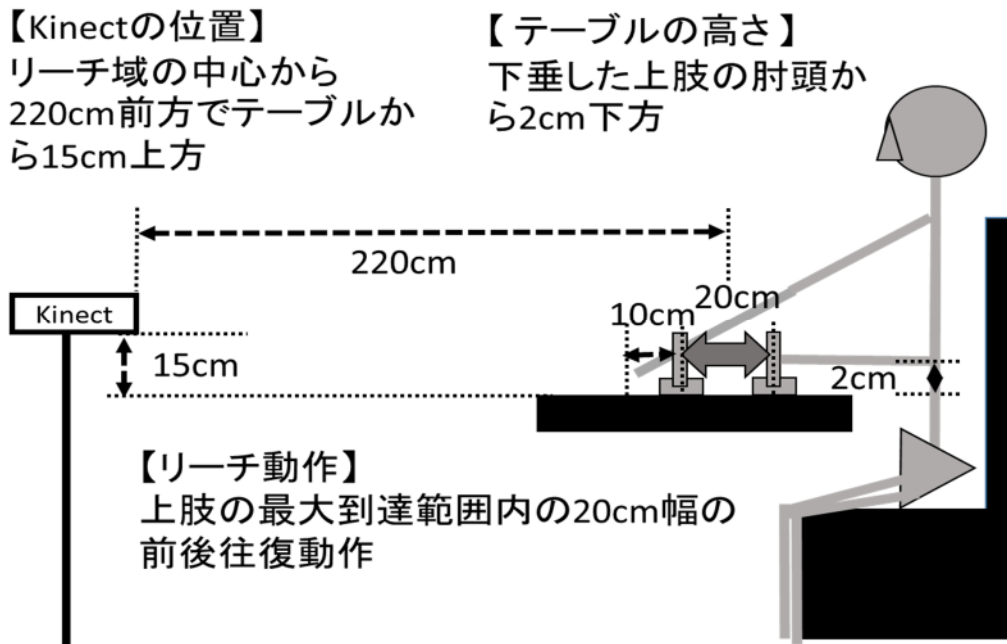


図 8-1 リーチ動作と測定方法

8.2.5 臨床検査

脳卒中患者は、上田式 12 段階片麻痺機能テストの上肢テスト(Grade-上肢) および手指テスト(Grade-手指)と、Modified Ashworth Scale (以下、MAS-肘) を実施した。

上田式 12 段階片麻痺機能テストは、運動麻痺評価で広く用いられる検査である。上肢テストは、肩関節と肘関節の運動項目、手指テストでは手関節と手指の運動項目で構成され、0(重度)～12(軽度)までの Grade で評価できる。

MAS は、筋緊張の高まりを他動運動時の抵抗感で分類する。筋緊張が亢進していない(0)から関節運動の不可能(4)まで 6 段階で評価される。これらの検査は Kinect 計測を行っている期間中に、Kinect 測定者以外の作業療法士が実施した。

8.2.6 データ解析

Kinect から得られる肘-肩距離、手-肩距離、手-頭距離における①水平軸、②垂直軸、③前後軸とそれらから算出した④距離のデータについて解析を行った。

手順としては、まず左右差の影響をなくすために左上肢で行った課題は左右反転してデータ処理を行った。

次に運動が安定した 3 往復運動を抜き出し、以下の(1)式で示すローパスフィルタ(1次遅れ系)で処理した。

$$x(n) = \frac{T_s u(n) + T_f x(n-1)}{T_s + T_f} \quad (1)$$

式(1)で $u(n)$ は 1 次遅れ系への入力データ(生データ)、 $x(n)$ は 1 次遅れ系からの出力(ノイズ除去後のデータ)である。サンプリングタイム T_s 、フィルタ時定数 T_f に関しては、 $T_s=0.38$ 秒、 $T_f=0.08$ 秒とした。

そして手部が最大前方位置と最大後方位置における各身体部位間距離を測定し、3 往復動作の平均値を各身体部位間距離の実測値とした。

また同時に各身体部位間距離の上肢長に対する 100 分率を算出することを目的に、上肢長の実測値から Kinect 座標における上肢長を求めた。方法はまず健常者 18 名 (72 動作) の手部 20cm 移動時の Kinect 測定値が 17.84 ± 1.21 となるために、メートル法 (cm) に対する Kinect 座標上距離の比率を 0.89 とした。実測した上肢長 (cm) にこの比率を掛け合わせることで Kinect 座標の上肢長を算出した。

最後に Kinect 座標の上肢長に対する各身体部位間距離の実測値の 100 分率 (各身体部位間距離の実測値/Kinect 座標の上肢長 \times 100) を身体部位間距離 (%) として求めた。

身体部位間距離 (%) について以下の解析を行った。なお検定には SPSS 24.0 for Windows を使用した。

1) 検査－再検査の差の検定と SEM, MDC, ICC

健常者, 脳卒中患者, 健常者および脳卒中患者を合わせた全被検者について検査－再検査間の差の検定を行った。検定は関連のある t 検定を行った。

また検査－再検査に関する標準誤差 (Standard Error of Measurement, 以下 SEM), (Minimal Detectable Change, 以下, MDC) と級内相関係数 (Intraclass Correlation Coefficients: 以下, ICC) (一元配置変量)⁹⁾ を以下の (2) 式, (3) 式, (4) 式で求めた。

$$SEM = \frac{SD_d}{\sqrt{2}} \quad (2)$$

$$MDC = \sqrt{2} z SEM \quad (3)$$

式 (2), (3) で SD_d は検査－再検査における測定値差の標準偏差, $\sqrt{2}$ は正規化された 2 つの測定値群の分散和の標準偏差, z は 95% 信頼区間の値であり 1.96 となる。

$$ICC = \frac{BMS - WMS}{BMS + (k - 1) WMS} \quad (4)$$

式 (4) で k は被検者数, BMS は分散分析で得られる級間平均平方, WMS は級内平均平方を示す。

2) 健常者と脳卒中患者の差

脳卒中患者 (検査と再検査のデータ) と健常者 (検査と再検査のデータ) の差の検定を行った。検定は t 検定を行った。また脳卒中と健常者の平均値における差を求めた。

3) 上肢の重度麻痺と軽度麻痺の差

脳卒中被検者 (検査と再検査のデータ) について, Grade-上肢の結果から Grade9~12 の 9 名を軽度麻痺グループ, Grade5~8 の 9 名を重度麻痺グループとして, 軽度麻痺グループと重度麻痺グループの差の検定と両グループの平均値における差を求めた。検定は t 検定を行った。

4) 上肢機能障害 (臨床検査) との相関

脳卒中麻痺側の各身体部位間距離 (%) と Grade-上肢, Grade-手指, MAS-肘との相関関係を調べた。検定は Spearman の順位相関係数を行った。

8.2.7 倫理的配慮

被検者に実験内容について十分な説明を行い, 同意を得ている。なお本研究は新田塚医療センター倫理委員会の承認を得ている (整理番号 新倫 27-6 号)。

8.3 結果

8.3.1 検査－再検査の差の検定と SEM, MDC, ICC

8.3.1.1 健常者

1) 最大前方位値

検査と再検査で有意差が認められたものは、手-肩距離の水平軸 ($p < 0.05$)、手-頭距離の水平軸 ($p < 0.05$) であった。検査と再検査の平均値の差は、0.03~2.10%の範囲であった。SEM は 1.32~4.74%で平均は 2.58%であった。MDC は 3.65~13.15%の範囲であった。検査－再検査間の ICC 値が 0.6 以上の項目は、肘-肩距離（前後軸）、手-肩距離（前後軸）、手-頭距離（垂直軸）、手-頭距離（前後軸）、手-頭距離（距離）であった。（表 8-2）

2) 最大後方位値

検査と再検査で有意差が認められたものはなかった。検査と再検査の差の平均値は、0.18~1.29%の範囲であった。SEM は 2.10~4.06%で平均は 2.76%であった。MDC は 5.81~11.24%の範囲であった。ICC 値が 0.6 以上の項目は、手-肩距離（前後軸）、手-頭距離（垂直軸）、手-頭距離（前後軸）、手-頭距離（距離）であった。（表 8-2）

表 8-2 健常者における検査－再検査の差の検定と SEM, MDC, ICC (n=18)

	検査 (%:Mean ± SD)	再検査 (%:Mean ± SD)	検査-再検査 (%:Mean ± SD)	SEM(%)	MDC(%)	ICC	
最大前方位値							
手-頭距離	水平軸	6.59 ± 2.80	5.93 ± 1.92	0.66 ± 2.26	1.60	4.42	0.55
	垂直軸	23.75 ± 2.26	25.21 ± 2.45	1.46 ± 2.95	2.09	5.78	0.13
	前後軸	21.90 ± 2.97	22.12 ± 3.57	0.22 ± 1.86	1.32	3.65	0.85
	距離	33.22 ± 2.10	34.21 ± 3.39	0.99 ± 2.74	1.94	5.38	0.50
手-肩距離	水平軸	15.10 ± 3.75	17.20 ± 2.73	2.10 ± 3.95*	2.79	7.73	0.18
	垂直軸	31.52 ± 4.54	32.71 ± 2.52	1.20 ± 3.96	2.80	7.77	0.40
	前後軸	59.83 ± 5.13	59.88 ± 3.42	0.05 ± 3.74	2.64	7.33	0.65
	距離	69.52 ± 5.16	70.48 ± 3.06	0.96 ± 4.33	3.06	8.49	0.48
手-肘距離	水平軸	-8.51 ± 3.69	-6.78 ± 2.59	1.73 ± 3.38*	2.39	6.63	0.36
	垂直軸	71.74 ± 6.61	72.76 ± 5.16	1.02 ± 3.32	2.35	6.50	0.84
	前後軸	54.19 ± 7.97	54.16 ± 6.83	0.03 ± 6.71	4.74	13.15	0.61
	距離	90.66 ± 7.31	91.11 ± 7.17	0.44 ± 4.57	3.23	8.95	0.81
最大後方位値				2.58			
手-頭距離	水平軸	9.67 ± 2.58	10.39 ± 2.80	0.72 ± 3.50	2.47	6.86	0.16
	垂直軸	29.33 ± 2.61	29.66 ± 2.82	0.33 ± 3.62	2.56	7.09	0.14
	前後軸	8.60 ± 3.52	8.42 ± 3.60	0.18 ± 3.60	2.55	7.06	0.51
	距離	32.32 ± 2.93	32.86 ± 2.54	0.54 ± 3.49	2.47	6.85	0.21
手-肩距離	水平軸	16.91 ± 3.11	18.20 ± 3.37	1.29 ± 3.84	2.72	7.53	0.27
	垂直軸	33.12 ± 4.79	33.98 ± 4.38	0.86 ± 4.55	3.22	8.93	0.51
	前後軸	35.88 ± 3.78	35.23 ± 2.72	0.65 ± 2.97	2.10	5.81	0.60
	距離	51.99 ± 3.49	52.45 ± 3.40	0.47 ± 4.54	3.21	8.90	0.15
手-肘距離	水平軸	-8.36 ± 2.85	-7.30 ± 3.74	1.06 ± 3.63	2.56	7.11	0.39
	垂直軸	73.34 ± 5.95	74.26 ± 6.08	0.92 ± 3.42	2.42	6.71	0.84
	前後軸	26.43 ± 6.72	26.12 ± 6.34	0.30 ± 5.74	4.06	11.24	0.63
	距離	78.71 ± 6.14	79.33 ± 6.83	0.61 ± 3.98	2.82	7.80	0.82

2.76 * $p < 0.05$, ** $p < 0.01$

8.3.1.2 脳卒中患者

1) 最大前方位置

検査と再検査で有意差が認められたものは、手-肩距離の垂直軸 ($p < 0.05$)、手-肩距離の距離 ($p < 0.05$) であった。検査と再検査の差の平均値は、0.51~2.97%の範囲であった。SEMは1.83~5.66%で平均は3.74%であった。MDCは5.06~15.68%の範囲であった。ICC値が0.6以上の項目は、肘-肩距離(水平軸)、手-肩距離(垂直軸)、手-肩距離(前後軸)、手-肩距離(距離)、手-頭距離(水平軸)、手-頭距離(前後軸)、手-頭距離(距離)であった。(表8-3)

2) 最大後方位置

検査と再検査で有意な差が認められたものはなかった。検査と再検査の差の平均値は、0.09~1.79%の範囲であった。SEMは2.32~5.98%で平均は3.55%であった。MDCは6.42~16.58%の範囲であった。ICC値が0.6以上の項目は、手-肩距離(垂直軸)、手-肩距離(距離)、手-頭距離(前後軸)であった。(表8-3)

表8-3 脳卒中における検査-再検査の差の検定とSEM, MDC, ICC (n=18)

	検査 (%:Mean±SD)	再検査 (%:Mean±SD)	検査-再検査 (%:Mean±SD)	SEM(%)	MDC(%)	ICC	
最大前方位置							
手-肩距離	水平軸	9.27±3.80	9.78±3.91	0.51±2.58	1.83	5.06	0.78
	垂直軸	26.09±4.15	25.32±4.73	0.77±4.72	3.34	9.25	0.45
	前後軸	17.32±6.05	17.57±6.44	0.25±5.76	4.07	11.29	0.59
	距離	33.42±3.89	20.18±3.52	0.13±5.41	3.83	10.61	-0.04
肘-肩距離	水平軸	16.21±4.76	15.57±4.27	0.64±4.91	4.29	11.88	0.41
	垂直軸	36.33±5.23	34.29±6.29	2.04±3.66*	2.59	7.17	0.76
	前後軸	51.1±7.56	50.29±7.46	0.81±3.86	2.73	7.57	0.87
	距離	65.26±6.11	63.37±6.35	1.89±3.23*	2.29	6.34	0.83
手-頭距離	水平軸	-10.53±5.62	-11.98±7.94	1.45±6.14	4.34	12.02	0.60
	垂直軸	70.59±7.06	67.73±7.28	2.86±6.57	4.65	12.88	0.54
	前後軸	37.85±12.44	35.64±14.19	2.22±7.42	5.25	14.54	0.84
	距離	81.72±8.70	78.75±10.23	2.97±8.00	5.66	15.68	0.62
最大後方位置				3.74			
手-肩距離	水平軸	10.31±3.51	11.04±2.54	0.73±3.27	2.32	6.42	0.43
	垂直軸	29.48±4.21	29.39±3.61	0.09±4.27	3.02	8.37	0.43
	前後軸	6.90±3.97	9.39±3.71	1.49±5.03	3.56	9.85	0.13
	距離	32.47±3.15	32.86±2.82	0.39±3.61	2.55	7.07	0.29
肘-肩距離	水平軸	17.69±5.43	18.27±3.57	0.58±5.13	3.63	10.06	0.40
	垂直軸	34.93±5.47	35.05±5.74	0.13±4.05	2.86	7.94	0.75
	前後軸	35.18±4.37	34.60±3.26	0.58±4.08	2.89	8.00	0.45
	距離	53.14±4.67	52.79±5.26	0.35±3.43	2.43	6.73	0.77
手-頭距離	水平軸	-8.52±4.69	-9.51±4.47	0.99±4.28	3.03	8.39	0.57
	垂直軸	70.68±6.87	69.14±8.10	1.54±7.35	5.19	14.40	0.53
	前後軸	18.48±8.57	16.98±8.23	1.51±7.22	5.11	14.15	0.63
	距離	74.12±7.35	72.33±8.76	1.79±8.46	5.98	16.58	0.46

3.55 * $p < 0.05$, ** $p < 0.01$

8.3.1.3 全被検者（健常者，脳卒中患者）

1) 最大前方位置

検査と再検査で有意な差が認められたものはなかった。検査と再検査の差の平均値は，0.07～1.26%の範囲であった。SEMは1.74～4.99%で平均は3.29%であった。MDCは4.83～13.83%の範囲であった。ICC値が0.6以上の項目は，肘-肩距離（水平軸），肘-肩距離（前後軸），手-肩距離（垂直軸），手-肩距離（前後軸），手-肩距離（距離），手-頭距離（水平軸），手-頭距離（垂直軸），手-頭距離（前後軸），手-頭距離（距離）であった。（表8-4）

2) 最大後方位置

検査と再検査の結果で有意な差が認められたものはなかった。検査と再検査の差の平均値は，0.04～0.93%の範囲であった。SEMは2.10～4.69%で平均は3.15%であった。MDCは5.81～12.99%の範囲であった。ICC値が0.6以上の項目は，手-肩距離（垂直軸），手-頭距離（垂直軸），手-頭距離（前後軸），手-頭距離（距離）であった。（表8-4）

表8-4 全被検者（健常者，脳卒中患者）における検査－再検査の差の検定とSEM, MDC, ICC (n=36)

		検査 (%:Mean±SD)	再検査 (%:Mean±SD)	検査-再検査 (%:Mean±SD)	SEM(%)	MDC(%)	ICC
最大前方位置							
肘-肩距離	水平軸	7.93±3.56	7.86±3.61	0.07±2.46	1.74	4.83	0.77
	垂直軸	24.92±3.50	25.26±3.71	0.34±4.04	2.86	7.92	0.38
	前後軸	19.61±5.24	19.84±5.63	0.24±4.22	2.98	8.27	0.71
	距離	33.32±3.08	33.75±3.43	0.43±4.27	3.02	8.36	0.15
手-肩距離	水平軸	15.65±4.26	16.38±3.63	0.73±4.60	3.26	9.03	0.33
	垂直軸	33.92±5.41	33.50±4.79	0.42±4.10	2.90	8.03	0.68
	前後軸	55.46±7.75	55.08±7.51	0.38±3.77	2.67	7.39	0.88
	距離	67.39±5.98	66.92±6.09	0.47±4.03	2.85	7.91	0.78
手-頭距離	水平軸	-9.52±4.80	-9.38±6.39	0.14±5.14	3.64	10.08	0.60
	垂直軸	71.17±6.76	70.25±6.72	0.92±5.50	3.89	10.77	0.67
	前後軸	46.02±13.22	44.89±14.45	1.13±7.06	4.99	13.83	0.87
	距離	86.19±9.12	84.93±10.73	1.26±6.65	4.70	13.03	0.78
最大後方位置							
肘-肩距離	水平軸	10.02±3.04	10.71±2.66	0.70±3.28	2.32	6.44	0.33
	垂直軸	29.41±3.45	29.53±3.20	0.12±3.91	2.76	7.66	0.32
	前後軸	7.75±3.80	8.41±3.60	0.66±4.39	3.11	8.61	0.30
	距離	32.39±3.00	32.86±2.65	0.47±3.50	2.48	6.86	0.24
手-肩距離	水平軸	17.30±4.38	18.23±3.42	0.93±4.48	3.17	8.78	0.34
	垂直軸	34.02±5.15	34.52±5.06	0.50±4.26	3.02	8.36	0.66
	前後軸	35.53±4.04	34.91±2.97	0.30±0.62	2.49	6.90	0.51
	距離	52.56±4.10	52.62±4.37	0.06±3.99	2.82	7.82	0.57
手-頭距離	水平軸	-8.44±3.83	-8.41±4.22	0.04±4.05	2.86	7.93	0.51
	垂直軸	72.01±6.48	71.70±7.52	0.31±5.78	4.09	11.33	0.67
	前後軸	22.46±8.60	21.55±8.60	0.91±6.46	4.56	12.65	0.72
	距離	76.42±7.07	75.83±8.51	0.59±6.63	4.69	12.99	0.65

*p<0.05, **p<0.01

8.3.2 健常者と脳卒中患者の差

1) 最大前方位置

健常者と脳卒中患者に有意差が認められたのは、肘-肩距離（水平軸：P<0.01），肘-肩距離（前後軸：P<0.01），手-肩距離（垂直軸：P<0.01），手-肩距離（前後軸：P<0.01），手-肩距離（距離：P<0.01），手-頭距離（水平軸：P<0.01），手-頭距離（垂直軸：P<0.05），手-頭距離（前後軸：P<0.01），手-頭距離（距離：P<0.01）であった。また両者間の平均値の差が全被検者の MDC 値より大きなものは、手-肩距離（前後軸：P<0.01），手-頭距離（前後軸：P<0.01）の 2 項目であった。（表 8-5）

2) 最大後方位置

健常者と脳卒中患者に有意差が認められたのは、手-頭距離（垂直軸：P<0.05），手-頭距離（前後軸：P<0.01），手-頭距離（距離：P<0.01）であった。また両者間の平均値の差が全被検者の MDC 値より大きなものはなかった。（表 8-5）

表 8-5 身体部位間距離の健常者と脳卒中との比較（n=36）

		健常者(%) Mean±SD	脳卒中(%) Mean±SD	健常者-脳卒中 (%)	MDC(%) (全被検者)
最大前方位置					
手-肩距離	水平軸	6.26±2.39	9.53±3.80	3.26**	4.83
	垂直軸	24.48±2.44	25.71±40.40	0.06	7.92
	前後軸	22.01±3.24	17.44±6.16	4.57**	8.27
	距離	33.71±2.82	33.36±3.65	0.36	8.36
肘-肩距離	水平軸	16.15±3.41	15.89±4.47	0.26	9.03
	垂直軸	32.12±3.67	35.31±5.79	3.19**	8.03
	前後軸	59.85±4.30	50.69±7.41	9.16**	7.39
	距離	70.00±4.21	64.32±6.22	5.68**	7.91
手-頭距離	水平軸	-7.65±3.26	-11.26±6.82	3.61**	10.08
	垂直軸	72.25±5.86	69.16±7.21	3.09*	10.77
	前後軸	54.17±7.32	36.74±13.20	17.43**	13.83
	距離	90.88±7.14	80.24±9.48	10.65**	13.03
最大後方位置					
手-肩距離	水平軸	10.03±2.68	10.70±3.02	0.67	6.44
	垂直軸	29.50±2.68	29.43±3.87	0.06	7.66
	前後軸	8.51±3.51	7.65±3.86	0.87	8.61
	距離	32.59±2.72	32.67±2.96	0.08	6.86
肘-肩距離	水平軸	17.55±3.26	17.93±4.52	0.38	8.78
	垂直軸	33.55±4.54	35.09±5.65	1.55	8.36
	前後軸	35.55±3.26	34.86±3.80	0.69	6.90
	距離	52.22±3.40	53.00±4.95	0.78	7.82
手-頭距離	水平軸	-7.83±3.32	-9.06±4.50	1.24	7.93
	垂直軸	73.80±5.95	70.04±7.52	3.77*	11.33
	前後軸	26.28±6.44	17.77±8.30	8.51**	12.65
	距離	79.02±6.40	73.36±8.07	5.66**	12.99

*p<0.05, **p<0.01

8.3.3 軽度麻痺と重度麻痺の差

1) 最大前方位置

軽度麻痺と重度麻痺で有意な差が認められたものは、肘-肩距離（水平軸：P<0.01），肘-肩距離（前後軸：P<0.05），肘-肩距離（距離：P<0.01），手-肩距離（垂直軸：P<0.01），手-肩距離（前後軸：P<0.01），手-頭距離（前後軸：P<0.01）であった。また両者間の平均値の差が脳卒中患者のMDC値以上のものは、手-肩距離（前後軸：P<0.01），手-頭距離（前後軸：P<0.01）であった。（表8-5）

2) 最大後方位置

軽度麻痺と重度麻痺で有意な差が認められたものは、手-肩距離（垂直軸：P<0.01），手-肩距離（距離：P<0.05），手-頭距離（垂直軸：P<0.05）であった。また両者間の平均値の差が脳卒中患者のMDC値以上のものはなかった。（表8-5）

表8-5 身体部位間距離の軽度麻痺と重度麻痺の比較（n=18）および上肢機能評価結果との相関関係（n=36）

		軽度(%) Mean±SD	重度(%) Mean±SD	軽度-重度 (%)	MDC(%) (脳卒中)	Grade (上肢)	Grade (手指)	MAS (肘)
最大前方位置								
肘-肩距離	水平軸	7.54±2.37	11.51±3.98	3.97**	5.06	-0.60	-0.51	0.62
	垂直軸	25.74±3.70	25.67±5.12	0.07	9.25	0.06	0.28	-0.04
	前後軸	19.54±4.77	15.35±6.78	4.19*	11.29	0.36	0.34	-0.14
	距離	33.49±4.52	33.22±2.64	0.27**	10.61	0.11	0.23	0.09
手-肩距離	水平軸	17.52±4.11	13.61±6.15	3.91	11.88	0.41	0.51	-0.21
	垂直軸	32.62±5.29	37.99±5.09	5.37**	7.17	-0.45	-0.48	0.17
	前後軸	55.10±3.59	46.18±7.69	8.82**	7.57	0.69	0.65	-0.50
	距離	66.68±4.12	61.96±7.13	4.72	6.34	0.46	0.45	-0.42
手-頭距離	水平軸	-9.11±4.21	-13.40±8.27	4.29	12.02	0.31	0.26	-0.22
	垂直軸	68.31±5.69	70.01±8.55	1.70	12.88	0.06	0.02	-0.14
	前後軸	45.29±7.83	28.20±11.95	17.09**	14.54	0.68	0.61	-0.51
	距離	82.83±6.87	77.64±11.11	5.19	15.68	0.32	0.22	-0.30
最大後方位置								
肘-肩距離	水平軸	10.60±2.94	10.80±3.19	0.20	6.42	0.03	0.01	0.09
	垂直軸	29.31±3.89	29.56±3.96	0.25	8.37	0.02	0.23	0.02
	前後軸	7.31±3.95	7.99±3.85	0.68	9.85	-0.11	-0.21	0.24
	距離	32.43±3.29	32.90±2.66	0.47	7.07	0.04	0.16	0.09
手-肩距離	水平軸	18.65±3.67	17.31±5.29	1.33	10.06	0.13	0.05	0.00
	垂直軸	32.13±4.15	37.85±5.32	5.72**	7.94	-0.47	-0.48	0.19
	前後軸	34.33±3.67	35.45±3.97	1.12	8.00	-0.05	-0.14	0.08
	距離	50.92±2.75	55.01±5.76	4.08*	6.73	-0.34	-0.45	0.14
手-頭距離	水平軸	-9.21±4.37	-8.82±4.83	0.39	8.39	-0.03	-0.05	0.07
	垂直軸	67.44±6.25	72.39±7.87	4.95*	14.40	-0.30	-0.25	0.13
	前後軸	19.67±9.76	15.79±6.27	3.88	14.15	0.22	0.19	-0.07
	距離	71.47±7.71	74.98±8.16	3.51	16.58	-0.18	-0.19	0.06

*p<0.05, **p<0.01

8.3.4 上肢機能障害（臨床検査）との相関

1) 最大前方位値

Grade-上肢および Grade-手指と 0.4 以上の相関が認められたのは、肘-肩距離（水平軸）、手-肩距離のすべての項目、手-頭距離（前後軸）であった。MAS と 0.4 以上の相関が認められたものは、肘-肩距離（水平軸）、手-肩距離（前後軸）、手-肩距離（距離）、手-頭距離（前後軸）であった。（表 8-5）

2) 最大後方位置

Grade-上肢と 0.4 以上の相関が認められたのは、手-肩距離（垂直軸）であった。Grade-手指と 0.4 以上の相関が認められたのは、手-肩距離（垂直軸）、手-肩距離（距離）であった。そして MAS と 0.4 以上の相関が認められたものはなかった。（表 8-5）

8.4 考察

8.4.1 脳卒中におけるリーチ動作の特徴

脳卒中の運動麻痺は、随意性の低下のみでなく共同運動の影響を受ける。共同運動は、伸筋共同運動（肩甲帯：前方突出，肩：屈曲・内転・内旋，肘：伸展）と屈筋共同運動（肩甲帯：挙上・後退，肩：屈曲・外転・外旋，肘：屈曲）があり，上肢麻痺では屈筋共同運動の影響を強く受ける⁵⁾¹⁰⁾。そして屈筋共同運動は，リーチ動作中の肘伸展をより強く阻害することになる。本研究で，手-肩距離（前後軸）および（距離）は肘関節屈伸運動の指標と考えられるが，これらの項目で上肢機能障害（Grade-上肢，Grade-手指）と中等度以上の相関を示し，健常者と脳卒中および軽度麻痺と重度麻痺の間で有意な差が認められた。

図 8-2 に，脳卒中と健常者の最大前方位値と最大後方位置の肘-肩距離，手-肩距離，手-頭距離の平均値をもとに，前後往復動作中の水平平面における各身体部位座標を示す。

健常者と脳卒中を比較すると，最大後方位置で，頭部は脳卒中で前方にあるものの，肘部，肩部はほぼ同じ座標に位置している。肘関節が屈曲位にある最大後方位置では，共同運動の影響を強く受けていないと考えられる。一方，肘関節の伸展が求められる最大前方位値では，健常者に比べ脳卒中では十分に伸展することが困難で，不十分な肘関節伸展を補うために，肩部，頭部が最大後方位置と最大前方位値の間で大きく移動している。この肩部，頭部の動きは，第 7 章の研究で，上肢機能障害と相関を示し，健常者と脳卒中の間で有意な差が認められている。

最大前方位値での手-肩距離（垂直軸）と肘-肩距離（水平軸）で，健常者と脳卒中の有意な差と同時に上肢機能検査結果との相関，重度グループと軽度グループ間の差が認められた。手-肩距離（垂直軸）は肩部の高さ，肘-肩距離（水平軸）は肩関節の内外転運動の指標となり，脳卒中では健常者に比べ肩部を挙上，肩関節を外転していたことになる。屈筋共同運動に支配された脳卒中のリーチ動作で，最大前方位値では動作を行う上で難易度が高く強く影響が出たものと考えられる。

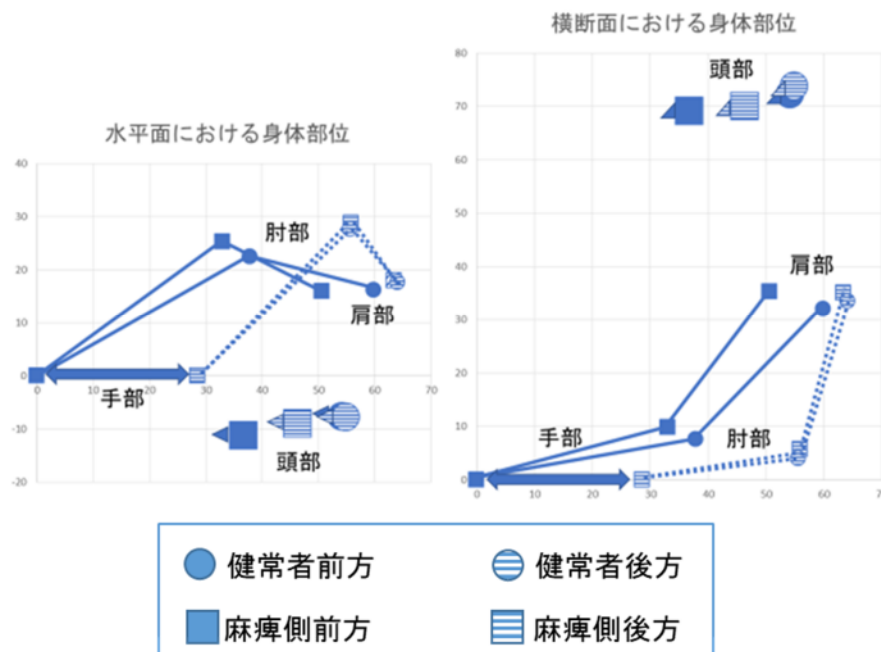


図 8-2 前後往復動作中の水平平面における各身体部位座標

8.4.2 Kinect を用いた身体部位間の距離計測による脳卒中異常性検出の可能性

健常者と脳卒中との差，上肢機能検査結果との相関，重度グループと軽度グループ間の差が認められた測定項目のうち，健常者と脳卒中の平均値間の差が被験者全体の MDC 値より大きかったものは最大前方位置の手-肩距離（前後軸），手-頭距離（前後軸）の 2 項目であった．また重度グループと軽度グループ間の差が脳卒中の MDC 値より大きかったものは，同じく最大前方位置の手-肩距離（前後軸），手-頭距離（前後軸）であった．手-頭距離（前後軸），手-肩距離（前後軸）は健常者から脳卒中を識別する指標となり，その上，上肢機能障害の重症度を検出できる指標となる．

図 8-3 に，手-肩距離（前後軸），手-頭距離（前後軸）の検査と再検査を基にした散布図を示す．両項目ともに，上肢麻痺の重度な Grede5～6 肢から麻痺がない健常者へと身体部位間の距離が大きくなること，健常者と脳卒中患者間，軽度グループと重度グループの差異を見ることができる．

Mark⁴⁾らによると，健常者が体幹代償を用い始めるのは上肢長の約 80～90% であり，また Levin⁵⁾の研究では，健常者に比べ脳卒中患者で代償動作が出現する距離は短いと述べている．本研究では健常者の最大前方位置における 3 次元座標の手-肩距離は $70.00 \pm 4.21\%$ になり，その位置で健常者は肩関節屈曲や肘関節伸展を十分行なうことで体幹代償が大きく出現せず，脳卒中患者はそれよりも短い距離から体幹代償が大きく出現したため平均値の差が MDC 値を超えたと考えられる．

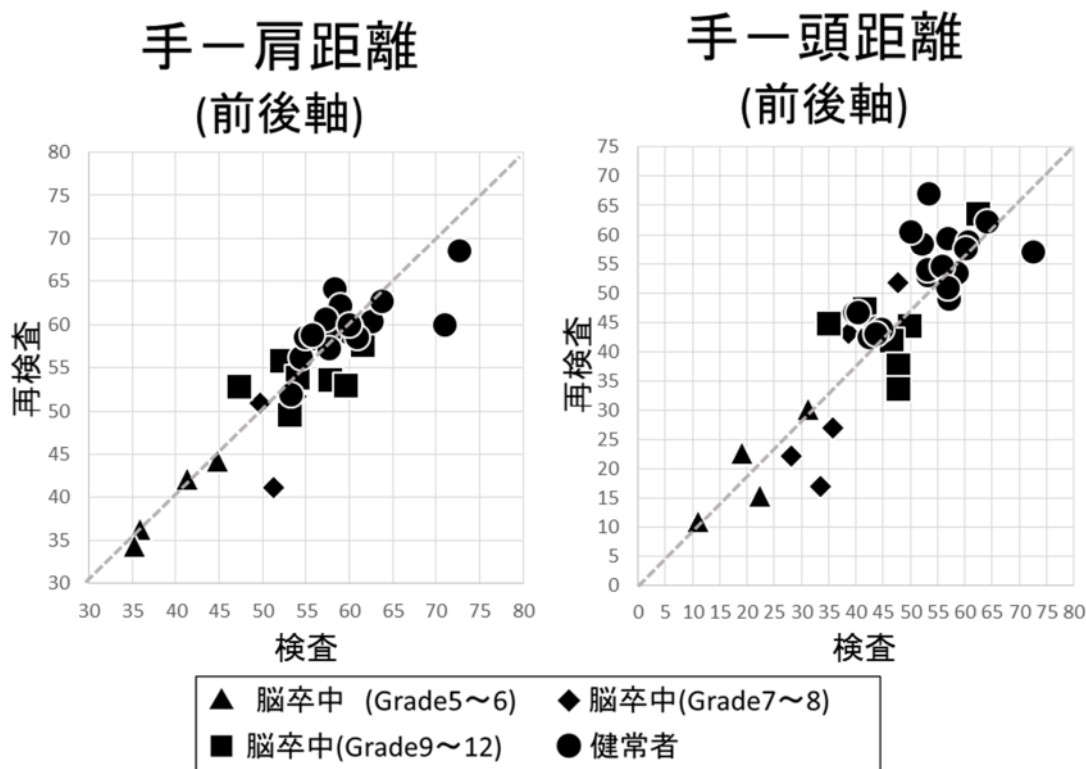


図 8-3 検査－再検査の散布図

また最大前方位置の手一肩距離（垂直軸）と肘一肩距離（水平軸）は，上肢機能検査結果との相関に加え，健常者と脳卒中間，軽度麻痺と重度麻痺間の差が認められたものの，それぞれの平均値の差が MDC 値を超えることがなかった．これらの項目は CVA と健常者間の平均値の差が小さく，Kinect の測定誤差の影響を強く受けたものだと考えられる．

8.4.3 準 3 次元上肢リハビリ支援システムの今後の機構開発等に参考となる点

古荘らは，把持型上肢訓練ロボットである準 3 次元上肢リハビリ支援システム「PLEMO」の研究開発を継続的に行っている¹¹⁻¹⁷．また様々な場所で自主訓練も可能となるように，手軽で安価な Kinect などを組み合わせ，CVA の異常性をフィードバックするシステムを構成することを計画している．本研究の結果から，前後往復動作中の体幹代償測定で脳卒中患者を検出できるばかりでなく，手一肩距離測定により上肢機能重症度検出の可能性が認められた．

実際のシステムに組み込むためには，測定結果が身体と課題目標の位置関係に依存するために椅子の位置や課題目標間距離の調整を容易にすること，Kinect による上肢長測定，測定プログラムの検討などのいくつかの手順が必要になる．

また脳卒中の運動障害に対するフィードバック訓練の効果は，様々な研究で実証されている¹⁸⁻²⁰．訓練効果を向上させるために，訓練中にフィードバックできるシステムを開発し上肢リハビリ支援システムの組み込むことは意義があると考えられる．また，今回検証した Kinect を用いたシステムは，上肢リハビリ支援システムのみに応用

できるものではなく、作業療法で多く用いられるサンディング訓練などの机上リーチ動作訓練に応用することも可能である。

8.5 結 言

本章で明らかになったことを以下に示す。

- 脳卒中患者および健常者を対象に、Kinect を用いて机上リーチ動作（前後往復動作）における身体部位間の距離（肘-肩距離，手-肩距離，手-頭距離）を測定し，再検査信頼性の検証と脳卒中上肢障害の程度との関連性について検討した。
- 検査と再検査の比較で，健常者における最大前方位置の手-肩距離の水平軸（ $p < 0.05$ ），手-頭距離（の水平軸（ $p < 0.05$ ）と，脳卒中患者における最大前方位置の手-肩距離の垂直軸（ $p < 0.05$ ），手-肩距離の距離（ $p < 0.05$ ）で有意差が認められ Kinect が微細な運動を十分に捉えきれないことが示唆された。
- 上肢機能障害（Grade-上肢，Grade-手指）と中等度（0.4）以上の相関を示し，軽度麻痺と重度麻痺の差（ $P < 0.01$ ），健常者と脳卒中の間で有意な差（ $P < 0.01$ ）が同時に認められたものは，最大前方位置の肘-肩距離（水平軸），手-肩距離（垂直軸），手-肩距離（前後軸），手-頭距離（前後軸）であった。
- 健常者と脳卒中間の差の平均値の差が全被検者の MDC 値より大きなものは，手-肩距離（前後軸），手-頭距離（前後軸）の 2 項目であった。
- 軽度麻痺と重度麻痺間の差の平均値の差が脳卒中患者の MDC 値以上のものは，手-肩距離（前後軸），手-頭距離（前後軸）の 2 項目であった。

机上リーチ動作中の身体部位間距離の計測で，Kinect が微細な運動を十分に捉えきれないことが示唆された。しかし最大前方位置の肘-肩距離（水平軸），手-肩距離（垂直軸），手-肩距離（前後軸），手-頭距離（前後軸）の 4 つの項目で，上肢機能障害との関連が認められた。それらのうち肘関節屈伸の指標として考えられる最大前方位置の手-肩距離（前後軸），手-頭距離（前後軸）は，MDC 値との比較から測定に関する十分な信頼性が認められた。

謝 辞

本研究の一部は，JSPS 科研費 研究課題番号：24300205 の助成を受けた。

参考文献

- 1) Wolf, S. L., Winstein, C. J., Miller, J. P., Taub, E., Uswatte, G., Morris, D., Giuliani, C., Light, K. E., Nichols-Larsen, D.: Effect of constraint-induced movement therapy on upper extremity function 3 to 9 months after stroke: the EXCITE randomized clinical trial, JAMA. 2006, 296(17): 2095-104, 2006.
- 2) 石田圭二，田端晟定，笠川慎矢，山西輝也，熊谷のぞみ，小林康孝，古荘純次：肘の高さの違いによる机上リーチ動作への影響について-Kinect を用いた脳卒中異常運動パターン検出システムの開発にむけて-，福井医療科学雑誌，12 巻，pp. 27-31，2015.

- 3) 石田圭二, 田端晟定, 笠川慎矢, 山西輝也, 古荘純次: 机上リーチ動作における運動方向による違いについて—Kinect センサーによる肘部軌道測定を中心に—, 福井県作業療法士会学術誌 3 巻, pp.8-12, 2016.
- 4) Mark, L. S., Nemeth, K., Gardner, D., Dainoff, M. J., Paasche, J., Duffy, M., Grandt, K.: Postural dynamics and the preferred critical boundary for visually guided reaching, *J. Exp. Psychol. Hum. Percept. Perform.*, 23(5): 1365-1379, 1997.
- 5) Levin, M. F., Michaelsen, S. M., Cirstea, C. M., Roby-Brami, A.: Use of the trunk for reaching targets placed within and beyond the reach in adult hemiparesis. *Exp. Brain Res.*, 143(2): 171-80, 2002.
- 6) 上田敏: 目で見る脳卒中リハビリテーション, 東京大学出版会, 2000.
- 7) 上田敏, 福屋靖子, 間得之, 長谷川恒雄, 佐久間昭: 片麻痺機能テストの標準化—12 段階「片麻痺回復グレード」法—. 総合リハビリテーション, 5 巻 10 号, pp.749-766, 1977.
- 8) Bohannon, R. W., Smith, M. B.: Interrater reliability of a modified Ashworth scale of muscle spasticity. *Phys. Ther.*, 67(2): 206-207, 1985.
- 9) 下井俊則: 評価の絶対信頼性, 理学療法科学, 23 巻 3 号, pp.451-61, 2011.
- 10) 福井圀彦, 藤田勉, 宮坂元編著: 脳卒中最前線—急性期の診断からリハビリテーションまで—第 4 版 II・III, 医歯薬出版, pp.77-90. 2009.
- 11) 宮越 浩一, 道免 和久, 小山 哲男, 古荘 純次, 小柳 健一: 脳卒中片麻痺患者に対する上肢機能訓練装置の使用経験, リハビリテーション医学, 43 巻 6 号, pp.347-52, 2006.
- 12) 古荘純次, 小澤拓也・他: 準 3 次元上肢リハビリ支援システム PLEMO-P3 の研究開発, 日本リハビリテーション医学会学術集会講演論文集, 1-4-21, 2009.
- 13) 小澤 拓也, 古荘 純次, 菊池 武士, 赤井 弘樹, 福島 一樹, 福田 孝博, 谷田 惣亮, 藤川 孝満, 加納 繁照: 脳卒中片麻痺患者に対する上肢リハビリテーション支援システム PLEMO-P3 の研究開発 (運動機能評価・訓練および実用化機の開発に向けた検討). 機論 (C 編), 76 巻 762 号, pp.323-330, 2010.
- 14) Furusho, J., Takesue, N.: (Review) Research and Development of Functional Fluid Mechatronics, Rehabilitation Systems, and Mechatronics of Flexible Drive Systems, *JRM*, 28(1): 5-16, 2016.
- 15) 古荘純次, 池田博康: (総説) リハビリ・介護とメカトロニクス, 日本機械学会誌 2016 年 1 月特集号「リハビリ・介護とメカトロニクス」, 119 巻, 1166 号, pp.4-7, 2016
- 16) Furusho, J. ARAI, S. TSUTSUI, S., SATSUMA, Y.: Research and Development of Rehabilitation System for Bilateral Upper Limbs Training to Stroke Patients Using Force Presentation by Brakes "PLEMO-BAT", Proc. of the 55th Conference of the Japanese Society for Medical and Biological Engineering (JSMBE) (第 55 回日本生体医工学会大会・英文予稿集), 2016.
- 17) 平成 28 年～30 年度・科研 (研究代表者: 古荘純次) 「同側及び鏡面对称の健側補助を導入した新規な非能動型上肢リハビリ支援システム」: <https://kaken.nii.ac.jp/ja/grant/KAKENHI-PROJECT-16K01586/>

- 18) Israely, S., Carmeli, E.: Error augmentation as a possible technique for improving upper extremity motor performance after a stroke—a systematic review, *Top Stroke Rehabil*, 23(6), 116–25, 2016.
- 19) Chen, J. L., Fujii, S., Schlaug, G.: The use of augmented auditory feedback to improve arm reaching in stroke: a case series, *Disabil Rehabil*, 38(11): 1115–24, 2016.
- 20) Kim, C. Y., Lee, J. S., Lee, J. H., Kim, Y. G., Shin, A. R., Shim, Y. H., Ha, H. K.: Effect of spatial target reaching training based on visual biofeedback on the upper extremity function of hemiplegic stroke patients, *J Phys Ther Sci*, 27(4): 1091–1096, 2015.

第9章 結 言

本論文は、上肢リハビリ支援システムの開発に伴い、システムにおける上肢機能評価やフィードバック訓練の導入に向けて、簡易な Kinect センサを用いた机上リーチ動作測定における脳卒中上肢障害の異常性検出に関する可能性を検討することが目的である。

具体的な検討内容は、第1章から第9章に記した。下記にそれぞれの結果をまとめる。

第1章では、簡易で安価なモーションセンサである Kinect を紹介し、本研究の背景と目的に関して述べた。Kinect による測定は、対象者の負担が小さく、また安価で様々なシーンでの普及を行なうことが期待できる反面、測定精度には限界があり、測定に関して十分な検討が必要なことが示唆された。

第2章では、脳卒中（上肢）の基礎知識として、本研究の測定対象である脳卒中上肢機能障害と、本研究で用いられたその評価方法、また本研究の測定対象になるリーチ動作中の脳卒中に認められる異常性、脳卒中の上肢訓練の最近の動向、将来的に本研究を発展することで可能になると考えられるフィードバック訓練について説明した。

脳卒中の運動は、上位中枢の障害による運動性の低下のみでなく、コントロールを失った下位中枢による筋緊張異常や共同運動の出現の影響を強く受ける。上肢のリーチ動作では、これらの影響を受け、運動速度の低下、手部軌跡の非連続化、肩関節・肘関節の運動性低下が出現し、その結果、代償的に体幹の運動が大きくなり、異常性の検出にはこれらの項目の測定が重要であることが示唆された。

また脳卒中上肢訓練では、維持期においてさえも集中的で、長時間のリハビリテーションを行うことが重要であること、脳卒中上肢に対するフィードバック訓練は十分に検討することで効果が見込まれることを確認した。

第3章では、我々がモーションセンサを組み込むことを計画している上肢リハビリ支援システムに関する基礎知識を述べた。上肢リハビリ支援システムは集中的な上肢訓練を可能にし、十分な訓練効果が得られることが明らかにされた。また上肢リハビリ支援システムは、長時間の集中的な訓練を可能なため机上リーチ動作が多く取り入れられており、訓練状況の把握を行なうためには机上リーチ動作の分析が重要であること、システムを通して取得した関節角度などをベースにフィードバック機能やアシスト機能、コーチング機能などを組み合わせた研究も多数行われていることが確認できた。

第4章では、健常者を対象に、自然なものと肘を意識的に挙げた状態で行った机上リーチの手部、肘部の軌道を比較することで、Kinect 測定の可能性について検討した。手部の側方移動距離で有意な差が認められ、肘部の運動軌跡の違いも確認できた。

第5章では、脳卒中患者のデータと比較するための基礎データとして、健常者を対象に、Kinect で測定した机上リーチ動作（前方リーチ、後方リーチ、内方リーチ、外方リーチ）における手・肘軌道の軌道を比較し、運動方向による健常者の軌道の特徴を検討した。結果として手肘部の移動幅は、前後軸、内外軸、上下軸のすべての項目において、前方リーチ動作および後方リーチ動作と内方リーチおよび外方リーチの間で有意な差が認められた。肘部の上下軸における運動軌跡は、前後往復動作では後方部が低く前方部が高い大きな軌跡になり、一方、内外往復動作では小さな軌道幅にとどまった。

第6章では、脳卒中患者のデータと比較するための基礎データとして、健常者を対象に、机上での前後往復動作と内外往復動作における肩の最大移動幅、手-肩距離における運動方向による違いについて検討した。結果として、肩の最大移動幅では手部

移動と直交した運動軸において差がないこと、手-肩距離で前後往復動作の最大前方位置は上肢長の70%に近くあたり健常者の著明な体幹代償が出現しないこと(同時に脳卒中患者で体幹代償の出現が予想されること)が確認できた。そして測定誤差が想定される最大前方位置において計測することで、脳卒中動作の異常性検出の可能性が高いことが示唆された。

第7章では、脳卒中患者と健常者を対象に、Kinectにより机上リーチ動作中の身体部位(手部, 肘部, 肩部, 頭部)の最大移動幅を測定し、再検査信頼性の検証と脳卒中上肢障害との関連性について検討した。手部の前後往復動作における肩-前後軸と頭部-水平軸では、被検者全体で検査-再検査の有意差はなく、高い検査-再検査間のICC値(0.81~0.86), 中等度の上肢評価結果との相関(0.49~0.65), 脳卒中患者と健常者間の差($p < 0.01$), 全被検者のMDC値をこえる脳卒中患者と健常者の差, 重度麻痺-軽度麻痺間の差($p < 0.01$)が認められた。肩-前後軸, 頭部-水平軸は、Kinect測定による脳卒中の上肢麻痺に関連した体幹代償動作を検出するための測定項目となることが示唆された。

第8章では、脳卒中患者と健常者を対象に、Kinectを用いて机上リーチ動作中(前後往復動作)の身体部位間の距離を測定し、再検査信頼性を調査した。結果は、前後往復動作における最大前方位置の手-肩距離(前後軸), 手-頭距離(前後軸)の2項目は、検査と再検査の比較で有意差はなく、高いICC(0.87~0.88), 上肢評価結果との相関(0.50~0.69), 脳卒中患者-健常者間の差($p < 0.01$), 重度-軽度間の差($p < 0.01$)が認められた。また、これらの2項目は、脳卒中患者-健常者間, 重度-軽度間の差の平均と最小可検変化量(MDC)との比較から、健常から脳卒中を識別する指標するばかりでなく、上肢機能障害の重症度を検出する指標となる可能性が示唆された。

本研究の結果から、リーチ動作中の手部の前後往復動作における最大移動幅(肩-前後軸)と最大移動幅(頭部-水平軸)および最大前方位置における手-肩距離(前後軸), 手-頭距離(前後軸)の評価項目において脳卒中患者の異常性検出が可能なことが示唆された。今後の方向性として、実際のシステムに組み込むためには、測定結果が身体と課題目標の位置関係に依存するため、椅子の位置と課題目標間距離の調整の為に椅子や支援システムが容易に移動可能できること, 上肢長測定も必要でありKinectによる上肢長測定手順やその測定精度についての検討すること, また評価プログラムに関して手部の前後運動(特に前方の到達範囲に関して)で検出しやすい作業域を検討することなどを行いながら、実用に向けてすすめていく。

関連論文・書籍

(1) 学術雑誌論文

第4章に関連

石田圭二，田端晟定，笠川慎矢，山西輝也，熊谷のぞみ，小林康孝，古荘純次：肘の高さの違いによる机上リーチ動作への影響について-Kinect を用いた脳卒中異常運動パターン検出システムの開発にむけて-，福井医療科学雑誌(査読あり)，12，(2015)，27-31.

第5章に関連

石田圭二，田端晟定，笠川慎矢，山西輝也，古荘純次：机上リーチ動作における運動方向による違いについて-Kinect センサによる肘部軌道測定を中心に-．福井県作業療法士会学術誌(査読あり)，3-1(2016)，8-12.

第6章に関連

石田圭二，熊谷のぞみ，小林康孝：机上リーチ動作における運動方向による肩軌道の違いについて-．福井県作業療法士会学会誌(査読あり)．（掲載決定）．

第7章に関連

石田圭二，古荘純次，熊谷のぞみ，小林康孝：Kinect センサによる机上リーチ動作測定の検査-再検査信頼性-身体部位最大軌道幅による脳卒中リーチ動作の異常性検出-．実験力学(査読あり)，17-4(2017)，304-311.

(2) 書籍

第3章に関連

古荘純次，原口真，石田圭二：ヒトの運動機能と移動のための次世代技術開発-使用者に寄り添う支援機器の普及にむけて．6章上肢機能支援ロボット 第1節 開発状況，NTS (2014)，125-134.

古荘純次，石田圭二，原口真：ヒトの運動機能と移動のための次世代技術開発-使用者に寄り添う支援機器の普及にむけて．6章上肢機能支援ロボット 第2節 使用状況，NTS (2014)，135-141.

謝 辞

本研究は、多くの方々の支えをなしでは行うことができなかつた。

長年にわたり暖かいご指導をいただいた古荘純次（ファジィシステム研究所・特別研究員，大阪電気通信大学・客員研究員，福井工業大学・元教授，大阪大学・名誉教授），山西輝也（福井工業大学・教授）両先生，Kinect の測定システムのプログラミングをはじめ初期の測定方法を一緒に検討して頂いた田端晟定さん，笠川慎矢さん，被検者の紹介や臨床検査を行っていただいた福井総合病院の作業療法士の皆様，お忙しい中，被検者として参加して頂いた皆様，そして病苦に苦しみながらご理解いただき被検者として参加いただいた脳卒中患者の皆様に深く感謝いたします。

また学びたいという私の気持ちを理解し機会を与えていただいた福井工業大学，私が所属する福井医療大学，そして家族の支えに感謝いたします。

2018年2月
石田圭二