

上肢訓練支援のための卓上リハビリロボットの開発

木 澤 悟・安 保 俊 彦*・水 谷 嵩**
松 永 俊 樹**・島 田 洋 一**

Development of the Rehabilitation Robot on the Desk for the Upper Limb Training Support

Satoru KIZAWA, Toshihiko ANBO*, Takashi MIZUTANI**,
Toshiki MATUNAGA** and Yoichi SHIMADA

(平成25年11月30日受理)

The motor paralysis person desire to restore the upper limb function. Since the upper limb function of role in everyday life is important. In these days, a rehabilitation robot is gathering attention and is used by rehabilitation, however it is not so common with large size. Therefore, in this study, we have developed the rehabilitation robot which can easily rehabilitation on the desk. The newly developed rehabilitation robot is using an AR (Augmented Reality) technology for the control and an evaluation of the rehabilitation. Further, we have validated the effects of the newly developed rehabilitation robot to evaluate the difference of the motor skill in the upper limb between the motor paralysis person and physically unimpaired person.

Keywords : Motor Paralysis, Upper Limb Rehabilitation, AR technology, Web Camera

1. 緒言

脳卒中や脊髄損傷、高齢化が原因による運動麻痺者は、リハビリによって筋力低下予防や関節拘縮予防、関節可動領域の維持など運動機能の改善が期待できる。しかし、リハビリを行うにはセラピストの補助が必要であり、リハビリ増大はセラピストに掛かる負担も大きくなる。このため長時間のリハビリは人手だけに頼るのは現実的には難しい。このような問題への対策の一つとしてロボット機器による運動訓練支援が期待されている。ロボット機器による運動訓練支援の特徴は、反復性の運動を長時間持続させることや、リハビリ患者の訓練効果に対するモチベーションの向上などが挙げられる。また、日常生活で上肢の動作は食事・更衣・入浴など幅広い場面で必要とされるため、上肢の機能の回復は患者の生活の質の向上につながると考えられる。

そこで本研究では上肢機能の回復を目的とするリハビリロボットの開発を行うことにした。実際に上

肢訓練のためのリハビリロボットは数多く存在するが、そのほとんどが据え置きで大掛かりなものが多く、設置場所やコストの面で利用するのが困難である。この問題を解決するためにロボットの利点である長時間かつ反復的なリハビリ運動を活かしつつ福祉施設や自宅でも気軽に持ち運び、机上で上肢のリハビリ運動を行うことができるリハビリロボットの開発を検討した。また、リハビリロボットは、機器の運動制御や使用者の障害の改善状況を評価するために、自己の軌道をはじめとする位置情報を必要とする。そのため開発したリハビリロボットの自己位置認識の方法として、ARToolKitを用いたAR(拡張現実)技術を利用した。この技術の利用によりwebカメラにARマーカを認識させることで自己位置を取得できる簡易な測定装置を開発し、ロボットへ導入した。さらに、開発したリハビリロボットの効果を検証するために、麻痺者と健常者の上肢の運動における力の調整能力、つまり巧緻性の違いを検討した。巧緻性の比較を行うためにリハビリ訓練動作の一つである上下方向のリーチング運動の実験を行った。開発したロボットを上肢の麻痺者に実験した結果、有効性が確かめられたので報告する。

* 秋田高専専攻科学生

** 秋田大学大学院医学系研究科整形外科

2. 上肢リハビリ訓練支援装置の概要

2.1. 装置の設計

本研究で開発するロボットはコンパクトで持ち運び可能で、机上でのリハビリ運動が可能であることをコンセプトとしている。しかし、作用域が広く多彩である上肢の動きに対応するためには机上での二次元平面上を全方向に移動できる必要がある。そのため、車輪にはオムニホイールを採用し、四輪駆動方式にすることで全方向移動を実現した。そして持ち運びを可能にするために、制御機器類は全てUSB通信方式の機器を採用してノートパソコン1台でロボットを制御できるようにした。ロボットの上部には使用者が握るためのグリップを用意し、その下に6軸力覚センサを埋め込んだ。そして、ロボットの中心にはARマーカを設置した。駆動部にはマイタギヤを使用し、シャフトとモータを90度直交に配置することで装置のコンパクト化を行った。装置の設計は3D CADソフトのSolidWorksを使用して行った。図1にリハビリ装置の3Dモデリング図を示す。これを二次元平面の図面におとし、部品の加工および組み立てを行った。図2に実際に製作したリハビリ装置の全体図を示す。

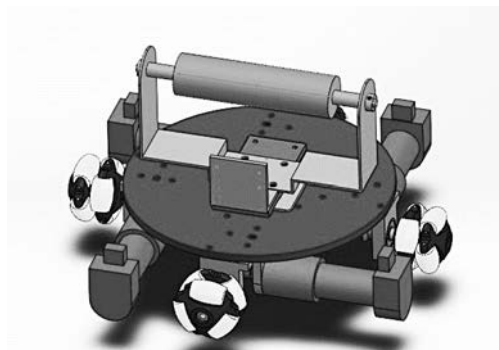


図 1. 3DCAD モデリング図

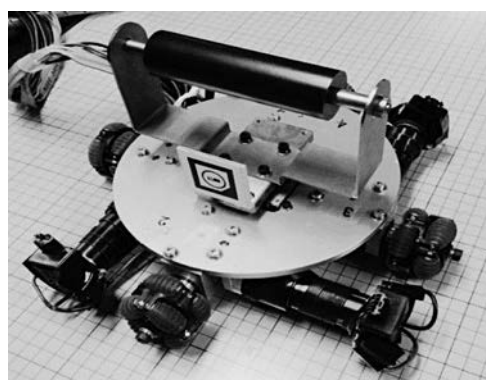


図 2. リハビリ装置の全体図

2.2. 制御回路について

図3に制御システムの構成を示す。リハビリ装置の制御はノートパソコン一台で行い、制御回路は制御基板、多機能I/Oユニット、カウンタモジュール、モータドライバボードから構成されている。制御回路にシステムはケースに収容することで持ち運びを容易にした。ロボットの移動制御についてはI/Oユニットから出力するPWM信号のデューティ比を調整することでモータの回転速度を制御し、正転逆転についてはデジタル出力を調整することで制御している。また、6軸力覚センサは把持したグリップの掛かる力と方向を感知し、webカメラはAR(拡張現実)を利用して、ロボットの現在位置の測定に使われる。なお、モータの回転速度及び正転逆転については6軸力覚センサから得られた被験者の力の大きさ、およびwebカメラから取得したマーカの位置情報、そしてエンコーダから得られたモータの回転数から決定している。

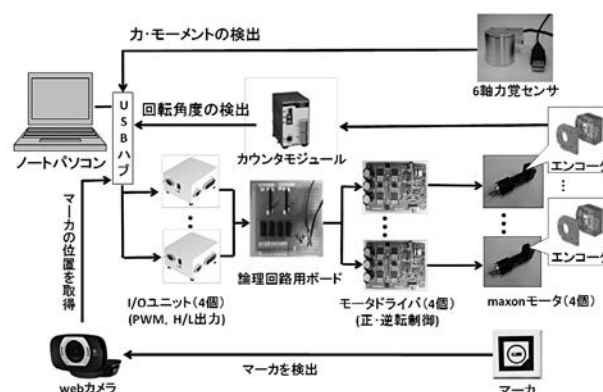


図 3. 制御システムの構成

2.3. AR (拡張現実) 技術とその応用

上述したように自己位置情報を得るためにAR(拡張現実)技術を導入した。この自己位置情報はロボットの制御だけでなく、使用者の運動特性の評価にも採用した。AR(拡張現実)技術とは現実世界に、コンピュータによって作り出された情報(バーチャル世界)を重ね合わせることで周囲の情報に付加価値を加える技術である。現実世界とバーチャル世界を重ね合わせるためにARマーカと呼ばれる目印をカメラで読み取り、コンピュータに認識させる必要がある。ARマーカの位置を読み取りカメラの位置と方向をリアルタイムで計算することで対象物の現在位置を習得することができる。このように開発したロボットに設置されているARマーカを

ARToolkitの使用によってwebカメラから読み取ることによって位置情報を取得した。使用したwebカメラとマーカを図4、マーカの設置位置を図5に示す。webカメラを基準としたARマーカの3次元位置(x方向, y方向, z方向)や姿勢を計測することが可能となっている。また、測定時にはwebカメラに対して正面をy軸, 垂直方向をx軸とした。そしてwebカメラとARマーカがy方向に600[mm], x方向に0[mm]離れた場所を原点とした。図6にカメラとマーカの位置関係を示す。さらに, リハビリロボットを使ったりハビリ運動の軌道を視野的に明示するために, モニタ上に目標軌跡と実際に動かした軌跡を描画させるシステムを構築した。これにより



図4. webカメラとARマーカ

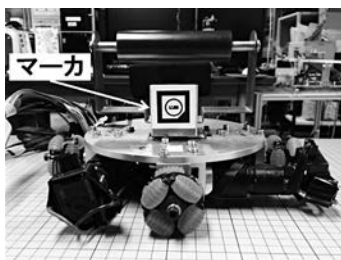


図5. マーカの設置位置

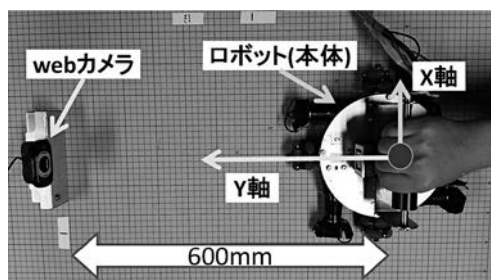


図6. webカメラとマーカの位置関係

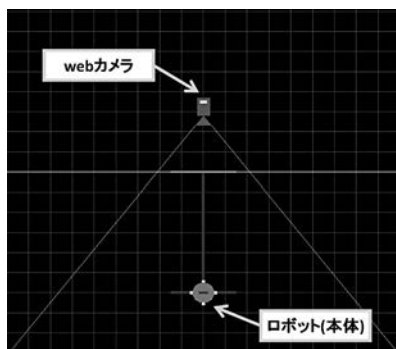


図7. モニタの表示画面

使用者のリハビリに対するモチベーションも高められると考えられる。モニタの表示画面を図7に示す。

3. リハビリ支援のための動作とその制御

3.1. リーチング運動

リハビリ動作の1つである前後のリーチング運動を採用した。リーチング運動は, 肩関節, 肘関節の可動領域を広げるためのリハビリ療法である。ロボットの移動制御に関しては, 使用者がロボットのグリップに与えた力の大きさや方向をグリップ下部に埋め込まれた力覚センサから取得し, 使用者の腕の動きに合わせてロボットが追従する動きが可能である。なお, リーチング運動の距離は上肢の可動範囲を想定して300[mm]に設定し, 図8にリーチング動作の状態を示す。

またリーチング動作の制御は力覚センサを利用しているが, 反力にも敏感に反応するため振動的な動作が生じてしまう場合がある。この動作を打ち消すために, エンコーダ情報からロボットの進行方向を取得して, 使用者がグリップを押す方向とロボットの進行方向が真逆になった場合は動きを止める制御プログラムを組み込み, さらにフィルタ的な特性を保持するために, 移動平均を用いて力覚センサの情報を処理している。

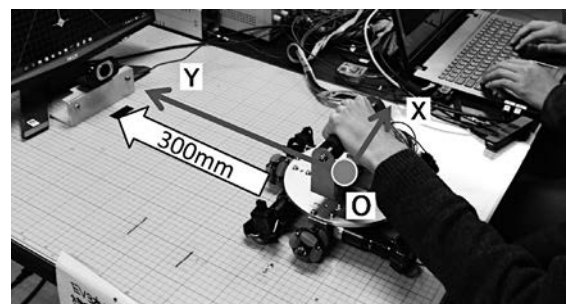


図8. リーチング動作の状態

3.2. 環境変化に対応したリーチング動作

実際の場合, 日常生活でのリーチング運動は知覚と身体運動の協応動作である。そのため, 環境変化の適応能力が低下している麻痺患者への運動療法を考えたとき, 上肢に何らかの外乱を作用させた場合の方が麻痺患者に対して効果的であると思われる。本研究では作為的にロボットの運動に外乱を生じさせ動的な環境下でのリーチング運動を想定した。図9は環境変化を想定したリーチング運動の概略図であり, 外乱の区間は100~150[mm]の区間とした。

また、急激に外乱を与えとりハビリ装置に急激な加速が発生する。これを防ぐため、外乱の印加方法は、外乱印加領域内で一定ではなく、100～125 [mm] の領域では移動距離に比例して外乱の印加を増加させ、125～150 [mm] 領域では移動距離に比例して外乱の印加を減少させる。なお、外乱の強さは中央部において力を最大として、力の大きさを 2 [N]、5 [N] 及び 8 [N]、の 3 種類を設定した。

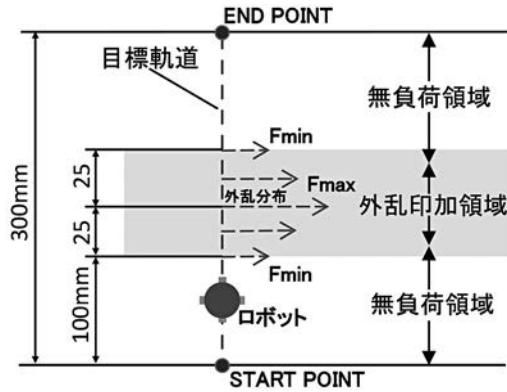


図 9. 環境変化を考慮したリーチング運動

4. リーチング運動に対する評価

4.1. 運動特性に対する評価方法

リハビリの手段としてリーチング運動を導入し、上肢の麻痺者と健常者において、目標軌道に対する巧緻性の違いを評価、検討するために様々な評価指標を設定し、運動特性を解析した。次に設定した評価項目とその目的について説明する。

4.1.1 最大振れ幅

図10に示すように目標軌跡と実際の軌道の最大誤差を示し、値が小さい程、外乱の影響が小さいと判断できる。

4.1.2 平均振れ幅

図10に示すように目標軌跡と実際の軌道の全体の誤差を平均することで求める。相対的な誤差を評価できる。

4.1.3 荷重偏差面積

図11に示すように縦軸に時間 [t] と、横軸に X 軸の軌道を取り、目標軌道とある時点での X 方向の位置の偏差 [X(t)] と時間 [t] を開始時間から終了時間まで積分した値に時間の重みを加えたものを荷重偏差面積 [I] とする。計算式を式(1)に示す。時間の重みを加えた理由は、外乱に対する反応の速さを評価するために時間的尺度を考慮する必要があるためである。

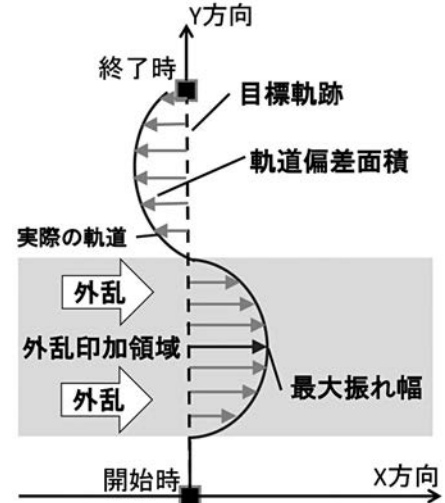


図10. 最大振れ幅と平均振れ幅

$$I = \int_0^{\infty} t |X(t)| dt \quad (1)$$

これが小さいほど環境変化の対応が早いと判断することができる。

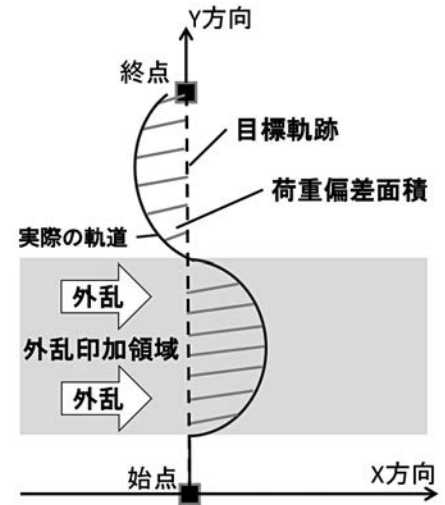


図11. 荷重偏差面積

4.1.4 Jerk cost

リーチング動作の現在位置を用いて躍度 [J] を算出する。躍度とは加速度の時間変化を示し、式(2)のように表すことができる。

$$J_x = \frac{d^3x}{dt^3} [x: ロボットの X 座標の移動] \quad (2)$$

$$J_y = \frac{d^3y}{dt^3} [y: ロボットの Y 座標の移動] \quad (3)$$

しかし、微分を繰り返すたびに測定誤差が大きくなることを確認した。そのため、数値微分を行う際には加重移動平均を使用して、平滑化処理を行うことにした。求めた躍度 J から、Jerk Cost は

$$\text{Jerk Cost} = \int J^2 dt \quad (4)$$

と求めることができる。X 軸に対しては Jerk Cost X、Y 軸に対しては Jerk Cost Y とした。これが小さいほど円滑な動作であることを意味する。

5. 健常者によるリーチング動作の検証

5.1. リーチング運動の方法（外乱無し）と結果

開発したリハビリロボットが、リーチング運動に対して適応できるかどうかの評価実験を健常者に対して行った。図12に実験の様子を示す。実験方法は健常者の利き手でグリップを握って行い、スタート点から終点までの300 [mm] の距離を目標軌道に沿って動かす。このとき、被験者は前方のモニタに写し出されている目標軌道を見ながらリハビリ装置を前方に動かし、これを5回繰り返した。このときのリハビリ装置の軌道を記録し、平均振れ幅と最大振れ幅を測定した。なお、リーチング動作の途中において外乱は作用させていない。図13はリハビリロボットの5回分の移動軌跡である。X 軸は水平方向、Y 軸は進行方向を表している。図より健常者の場合は、ほぼ目標軌道に沿って動かしていることがわかった。また、表1より、5回分の平均振れ幅の平均は約1.5mm、最大振れ幅の平均は±3 [mm] 以内に収まっており、健常者の場合はリハビリ装置を真直ぐに操作可能であることが検討できた。

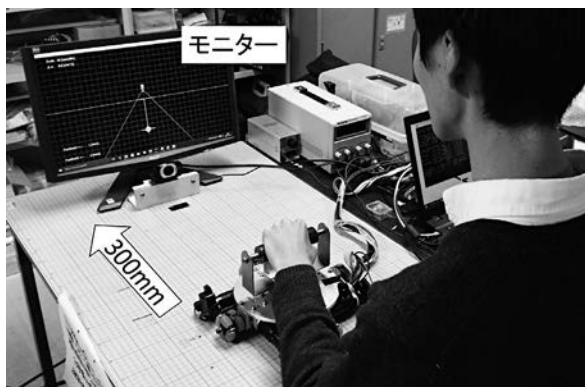


図12. 実験の様子

5.2. 外乱を考慮したリーチング運動と結果

リーチング運動の途中に外乱を加えることでどのような影響を及ぼすのか確認した。実験の様子は図

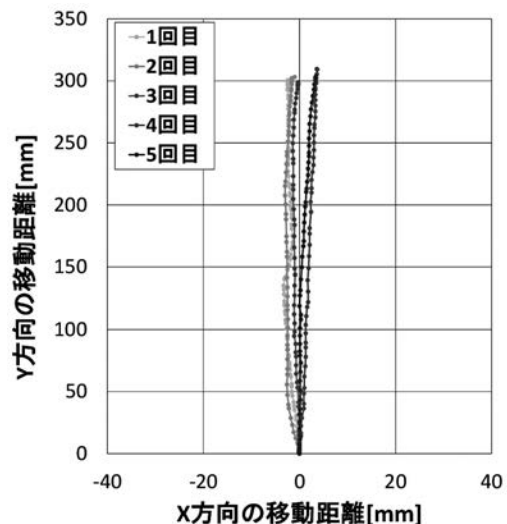


図13. リーチング軌道

表1. リーチング動作の振れ幅

	平均振れ幅 [mm]	最大振れ幅 [mm]
1 回目	2.0	3.3
2 回目	2.0	3.0
3 回目	0.8	1.4
4 回目	1.8	3.7
5 回目	1.0	3.4
平均	1.5	3.0

12と同様である。実験方法は健常者の利き手でグリップを握って行い、始点から終点までの300 [mm] の距離を目標軌道に沿って動かす。このとき、100～150 [mm] の区間で外乱を左→右に印加した。被験者は前方のモニタに写し出されている目標軌道を見ながらリハビリ装置を前方に動かした。また、外乱の強さを変更した場合の比較をするために外乱印加範囲での最大の強さを2N、5N、8Nの3種類で変更し、それぞれでリーチング運動をした場合の軌道を記録し、平均振れ幅と最大振れ幅を測定した。図14では外乱印加範囲での最大の強さが2N、5N、8Nの場合のそれぞれのリーチング軌道から1例を取り出して描写した。図より2Nの外乱を左から右に与えた場合は振れ幅が小さいので外乱による影響も小さいと考えられる。外乱が強くなるほど影響も大きくなっていることが確認できる。逆に8Nの外乱を左から右に与えた場合は反動が大きく、装置が右側から左側に移動している。この結果から外乱の強さは5N程度が適切であると判断し、以後の実験では外乱の強さを5Nと決定した。

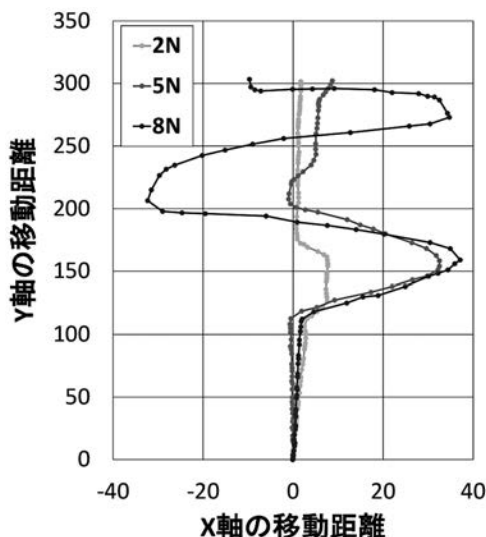


図14. 動作環境下でのリーチング軌道

表 2. 動作環境下でのリーチング振れ幅

外乱強さ	回数	平均振れ幅 [mm]	最大振れ幅 [mm]
2N	1 回目	2.5	10.2
	2 回目	4.5	16.1
	3 回目	2.2	7.7
	平均	3.0	11.3

外乱強さ	回数	平均振れ幅 [mm]	最大振れ幅 [mm]
5N	1 回目	6.7	33.4
	2 回目	6.1	32.5
	3 回目	8.5	35.1
	平均	7.1	33.7

外乱強さ	回数	平均振れ幅 [mm]	最大振れ幅 [mm]
8N	1 回目	12.4	37.1
	2 回目	9.9	30.9
	3 回目	14.3	43.7
	平均	12.2	37.2

6. 健常者と片麻痺者の比較実験

6.1. 実験内容

開発したリハビリ装置を使って健常者と片麻痺者の運動特性を比較検討した。測定にはwebカメラを使用し、評価項目には最大振れ幅、平均振れ幅、荷重偏差面積、Jerk cost X、Jerk cost Yを指標とした。実験は4名の健常者と1名の麻痺者の計5人で行った。被験者のデータは表3に示す。表より被験者である麻痺者の特徴は、上肢の右側の麻痺が強いことが挙げられる。そこで、実験では、麻痺者、健常者とも右手でリーチング運動を行ってもらい、麻痺者と健常者の巧緻性を比較することにした。実

験の様子は図12と同様である。実験方法は被験者に右手でグリップを握って行き、始点から終点までの300[mm]の距離を目標軌道に沿って動かす。このとき、100～150[mm]の区間で(i)外乱が左→右に印加する場合と、(ii)外乱が右→左に印加する場合、そして(iii)外乱が加わらない場合の3パターンをランダムに各3回ずつ行うように設定し、合計9回行った。また、外乱の強さは前節の実験より5Nと設定した。

表 3. 被験者データ

被験者	年齢	性別	握力 [kg] (右手)	備考
健常者 A	23	男	54	右利き
健常者 B	23	男	50	右利き
健常者 C	21	男	26	右利き
健常者 D	23	男	35	両利き (右利きに強制)
両麻痺者	23	男	12	脊髄腫瘍 右手の麻痺が強い

6.2. 実験結果

測定結果は外乱印加方法の3パターンのそれぞれに対し平均値を用い、評価方法ごとにグラフで健常者と麻痺者の巧緻性の違いを検討した。

図15は被験者5人それぞれの最大振れ幅を測定した結果である。図より健常者は外乱に対して適応できるため、影響をあまり受けず最大振れ幅は小さい結果になったが、麻痺者は外乱に適応する力が弱いため最大振れ幅が大きくなったと考えられる。

図16は被験者5人それぞれの平均振れ幅を測定した結果である。図より健常者は全軌道において外乱に対応した修正運動が優れていると考えられる。一方、片麻痺者は健常者に比べ値が大きいことより、全軌道において軌道修正能力が弱いと言える。

図17は被験者5人それぞれの荷重偏差面積を測定した結果を示す。図より健常者は外乱終了後に素早く目標軌跡に装置を戻すことができたため変化に対する対応が早いと考えられる。しかし、麻痺者は健常者と比較して荷重偏差面積が大きいことより、外乱終了後になかなか目標軌跡に戻すことができなかったため、麻痺者は変化に対する対応が悪いと考えられる。しかしながら図より健常者であっても、軌道修正に時間的な差ができることが確認できる。

図18は被験者5人それぞれのJerk cost X、図19は被験者5人それぞれのJerk cost Yを測定した結果を示す。図18より、外乱が無い場合、健常者は装置をまっすぐに操作していることが確認できるが、麻痺者は左右にぶれていることが読み取れる。ただし、外乱が入力された場合は健常者、麻痺者とも相

違が見られなかった。図19は進行方向の滑らかさを示す評価である。健常者Cを除いて考察すれば、麻痺者はJerk cost Yの値が大きいことより、進行方向に対して滑らかな動きをしていないと言える。一方、健常者はこの値が麻痺者より小さいため、滑らかに装置の動作をコントロールしていることが確認できる。

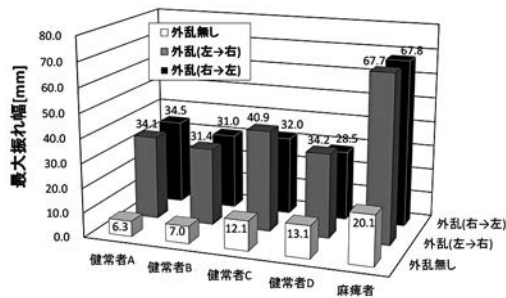


図15. 最大振幅 (利き手)

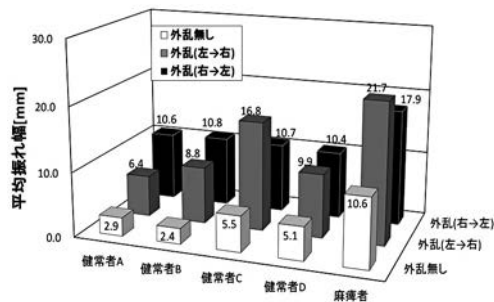


図16. 平均振幅 (利き手)

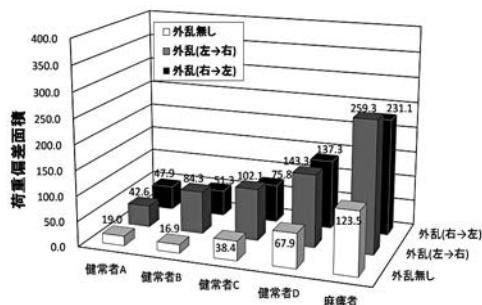


図17. 荷重偏差面積 (利き手)

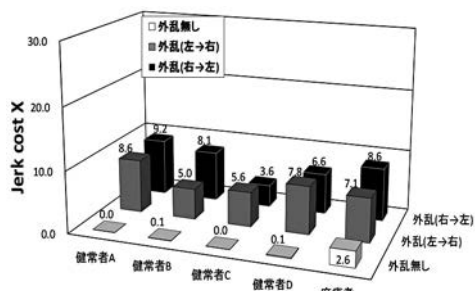


図18. Jerk cost X (利き手)

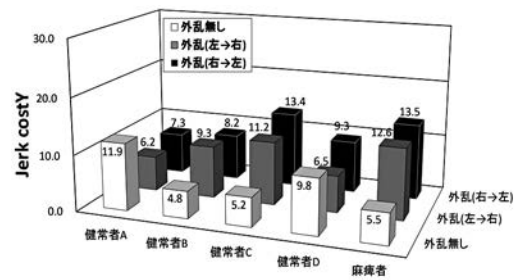


図19. Jerk cost Y (利き手)

7. 結言

本研究では、卓上でリハビリ動作が可能な装置を開発した。リハビリ装置の位置制御およびリハビリの改善状態を推定するためにwebカメラとAR(拡張現実)技術を利用することで装置の位置情報を取得した。また、開発したリハビリ装置は日常生活でのリーチング運動を想定し、目標軌道の途中で外乱分布を発生させることで負荷を与え、動作環境下でのリハビリを考慮した卓上型の上肢訓練用のリハビリ装置である。開発したリハビリ装置を利用してリハビリ運動の1つであるリーチング運動に対し、健常者と麻痺者の運動の巧緻性について比較検討を行った。評価項目として、最大振幅、平均振幅、荷重偏差面積、Jerk costを導入した。実験結果より、最大振幅、平均振幅、荷重偏差面積では健常者と麻痺者において評価値に差が見られたが、運動の滑らかさを示すJerk costに関しては、外乱を考慮した場合において、明確な違いが見られないケースもあった。しかしながらJerk costを除けば、リハビリ装置を使った動作に明確な差が見られるため、これらの評価項目においては、麻痺者が繰り返しリハビリ訓練を行えば健常者の値に近づけることができ、リハビリ装置として十分機能すると考えられる。今後の検討課題としては、運動動作を示すJerk cost評価について、なぜ健常者と麻痺者に明確な違いが現れなかったのかを検討することが挙げられる。

参考文献

- (1) 水澤, 木澤, リハビリのための上肢訓練支援装置の開発 平成26年度 秋田工業高等専門学校 専攻科特別研究論文, (2015)
- (2) 安田, 巖見, ロボットを用いた上肢運動支援システムに関する研究 平成20年度 秋田大学 修士論文, (2008)