

リハビリのための上肢訓練支援装置の開発

木澤 悟・水澤 誉*

Development of the Upper Limb Training Support Device for Rehabilitation

Satoru KIZAWA and Homare MIZUSAWA

(平成 26 年 12 月 12 日受理)

Recently, an aging society of Japan has been advancing rapidly. Importance of the rehabilitation is increasing for the people causing dyskinesia of cerebrovascular disease. Repetitive therapeutic exercises are effective against the recovery of the contracture, which is one of the upper limb dyskinesia. This study has developed the compact upper limb training support device which can do continuously accurate exercise on the desk. Furthermore, we have carried out the motion evaluation experiment of vertical reaching exercise, angle of 45 degrees oblique reaching exercise, and circular orbit exercise by using the motion capture system in order to evaluate the performance of this device.

Keywords: Contracture, Upper limb Rehabilitation, Omni-wheel, Distance measuring sensor, Motion capture system

1. 緒言

近年，日本では高齢化社会が急速に進むことによって医療，介護分野にかかる負担は増大している．高齢者の諸問題の一つとして運動機能障害があり，そのことからリハビリテーションの重要性は増している．上肢における運動機能障害には，拘縮と呼ばれる運動量の低下などが原因で肘や肩の関節可動域が狭まってしまう症状がある．これはリハビリ訓練により改善が可能であり，また拘縮改善のためのリハビリ機器も多く存在する．

本研究では上肢の前腕と上腕のリハビリを目的に，ロボットの利点である長時間の持続的なリハビリ運動を活かしつつ，さらに福祉施設や在宅でも机上で手軽にリハビリが可能な上肢訓練支援装置の開発を行った．また，この装置の信頼性，安全性を確認するために三次元動作解析装置を用いたリハビリ運動動作評価実験を行ったので報告する．

2. 上肢リハビリ訓練支援装置の概要

2.1. 装置の設計

装置のコンセプトは，①机上で二次元平面上の全方向に移動可能であること，②コンパクト化して持ち運びを可能にすること，以上の二つである．これらを実現させるため，車輪にはオムニホイールを採用した四輪駆動方式とし，制御機器類は全て USB 通信方式の機器を採用して，パソコン一台で装置の制御を可能にした．装置の上部には，使用者が握るためのグリップを設置した．シャーシ部には二方向の距離を検知し，装置の自己位置を認識するための測距センサを搭載した．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 3DCAD ソフト「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．

*秋田高専専攻科学生

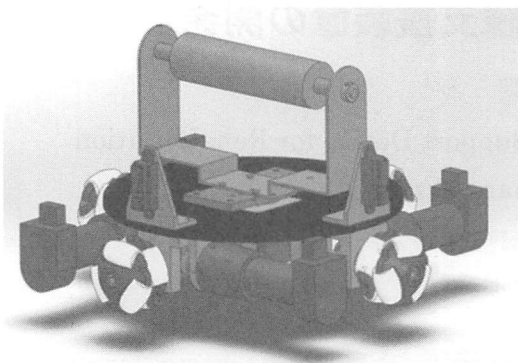


図1 3DCAD モデリング図

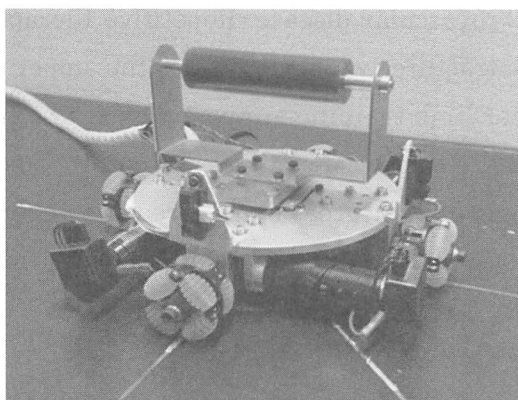


図2 リハビリ装置の全体図

2.2. 搭載センサについて

リハビリ装置は，プログラムされたリハビリ運動を常に軌跡から外れないように，自己位置をセンサからの情報によって認識しながら進まなければならない．開発した装置には，ある基準位置からの距離を非接触で測定することが可能である測距センサを搭載し，正確な自己位置の認識を行っている．使用した測距センサを図3に示す．このセンサは，赤外線 LED から照射され，測定対象物に当たり反射してきた光を受光素子で受光し，三角測量の原理で距離をアナログ電圧値として出力するセンサである．この出力された電圧値を距離に変換するための演算を行うことで，非接触で距離を検出することが可能となる．センサは図4のように，シャーシ部のアングルに90度直交方向それぞれ配置し，各方向（x方向，y方向）の距離を検知可能にした．また，距離の測定にはセンサから照射された赤外線を反射させる測定対象物が必要となる．そこで，寸法700mm×700mmの反射壁を作成し，この反射壁からの距離をもって装置の自己位置認識を可能にした．図5に測距センサと反射壁の位置関係を示す．

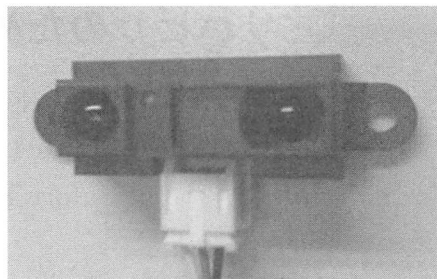


図3 赤外線測距センサ



図4 測距センサ搭載位置

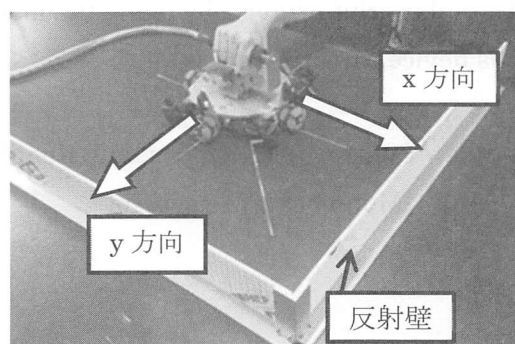


図5 測距センサと反射壁の位置関係

2.3. 制御回路について

図6に制御システムの構成を示す．リハビリ装置の制御はPC一台で行い，制御回路はゲート回路を用いた制御基板，多機能 I/O ユニット，パルス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．PC側からは，リハビリ装置に搭載されたモータの回転速度と回転方向の制御およびセンサ情報を用いたロボットの位置制御を行う必要がある．モータの回転制御はモータドライバを制御して，I/O ユニットから出力された PWM 信号を利用して行っている．ロボット側からは，ロボットに搭載されたセンサ類の情報が送られてくる．ロータリーエンコーダからは，オムニホイールの回転角角度がパルスカウンタを通して送られてきており，測距センサからは，ロボットの位置情報が I/O ユニットから送られてくる．USB 通信を用いることで，PC 一台で制御情報と

センサ情報がコンパクトに送受信でき、また制御基板、機器類についても持ち運びが容易となるように図7に示すケース内に収容できるようになっている。

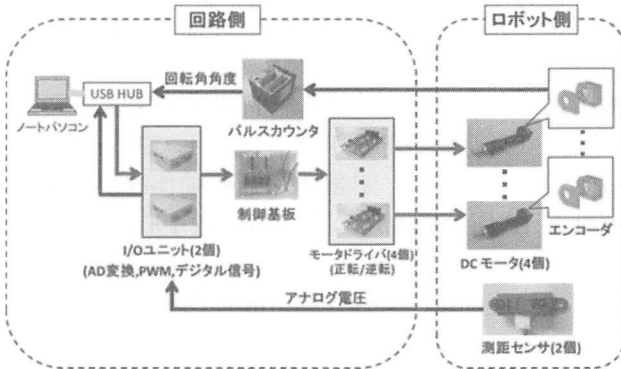


図6 制御システムの構成



図7 制御回路ケース

3. リハビリ運動動作評価実験

3.1. 計測装置と計測方法

運動動作の計測には、三次元動作解析装置である「VICON」を使用した。図8に実際の計測実験の様子を示す。この装置は、計測用モーションキャプチャカメラと制御用ハードウェアモジュール、そしてデータ解析を行うためのソフトウェアで構成される。モーションキャプチャカメラで装置中心位置に設置された反射マーカを撮影し、マーカの位置を三次元座標に変換することが可能である。計測は、モーションキャプチャカメラを八台使って行った。座標軸の設定は、リーチング方向をY軸、リーチング方向に対して90度直交方

向をX軸に設定した。図9に装置と座標軸の関係を示す。

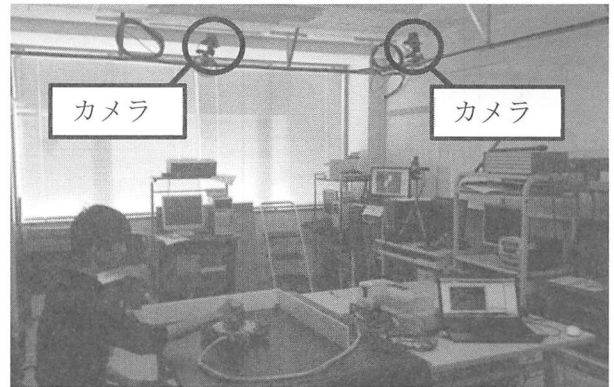


図8 計測実験の様子

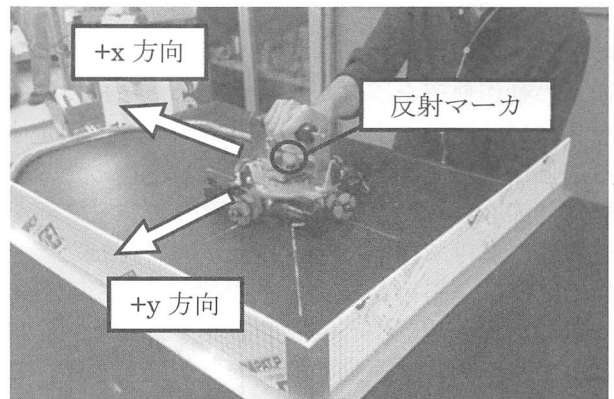


図9 装置と座標軸の関係

3.2. 上下リーチング運動プログラムの実験方法

まず初めに、上肢の関節可動域を広げるための運動である肘関節の屈曲・伸展を目的とした上下リーチング運動動作の直進性の検証実験を行った。具体的な評価は、VICONを用いて運動動作を計測し、y軸方向に定められた距離を正確にトレースしているか、またx軸方向に蛇行等の振れがどの程度なのかを調べた。実験は、実際に臨床に導入することを前提と考え、リハビリ装置のグリップ部を被験者に右手で握ってもらった状態で行った。動作の計測は上下リーチング運動を10往復分繰り返した際の装置中心位置の計測を行った。図10に上下リーチング運動の軌跡の概要図を示す。この図に示すように、y軸に沿って上下方向に直線的にリーチングを行うような運動となっている。リーチング距離は200mmに設定した。

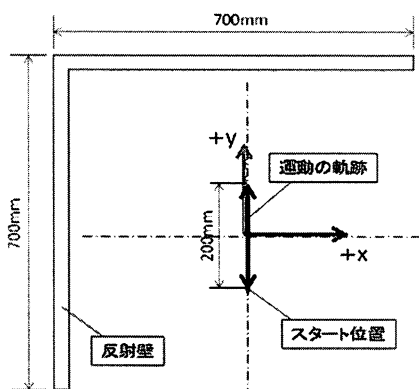


図 10 上下リーチング運動動作の軌跡

3.3. 斜めリーチング運動プログラムの実験方法

次に、肩関節の内旋・外旋、肘関節の屈曲・伸展を目的とした斜めリーチング運動がプログラム通りの動作軌道を描き、長時間にわたって持続的なリハビリ運動が上下方向の一方向のみに限定することなく可能かどうかの検証実験を行った。実験は、節 3.2 の実験と同様に装置のグリップ部を被験者に右手で握ってもらった状態で行った。動作の計測は、斜めリーチング運動を 10 往復分繰り返した際の装置中心位置の計測を行った。図 11 に斜めリーチング運動の軌跡の概要図を示す。この図に示すように、左上斜め 45 度方向に車体の姿勢を変えず直線的にリーチングし、その後リーチング軌跡をなぞるようにスタート位置まで屈曲をする動作を繰り返し行うような運動となっている。計測には、節 3.2 の実験と同様、三次元動作解析装置の「VICON」を使用し、装置中心の位置情報の x 座標及び y 座標を計測した。

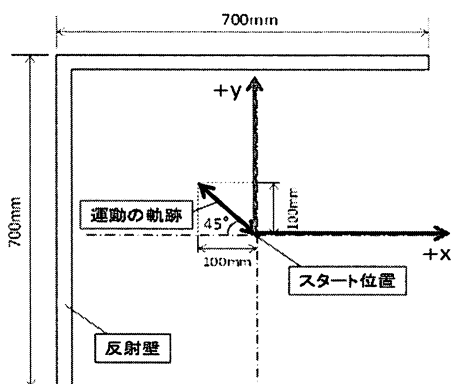


図 11 斜めリーチング運動動作の軌跡

3.4. 円軌道運動プログラムの実験方法

さらに、リーチング運動以外のリハビリ運動として、肩関節の水平内転・水平外転および内旋・外旋、肘関節の屈曲・伸展を目的とした円軌道運動がプログラム通りの動作軌道を描き、長時間にわたって持続的なリハビリ運動が可能かどうかの検証実験を行った。実験は、節 3.2 の実験と同様に装置のグリップ部を被験者に右手で握ってもらった状態で行った。計測する運動動作は、円軌道運動を 10 周分繰り返した際の装置中心位置の計測を行った。図 12 に円軌道運動の軌跡の概要図を示す。運動は、半径 120mm の円軌道を車体の姿勢を変えずに辿るような運動となっている。円軌道運動を制御するためには全方向への運動となるため、さらに難しい制御が要求されるが、測距センサから得られた装置中心座標をリアルタイムでフィードバックし、装置の中心速度の x , y 成分を三角関数的に変化させることで円軌道が可能となる。計測には、節 3.2 で行った実験と同様、三次元動作解析装置の「VICON」を使用し、装置中心の位置情報の x 座標及び y 座標を計測した。

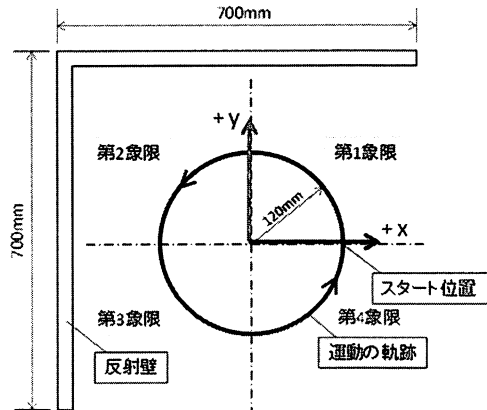


図 12 円軌道運動動作の軌跡

4. 実験結果と考察

4.1. 上下リーチング運動プログラムの動作評価

計測結果を以下に示す。図 13 は上下リーチング運動を 10 往復行った時の装置中心位置の軌跡である。図中における破線が運動の目標軌跡、実線が実際の運動の軌跡を示している。実線が破線と一致しているほど、実際の運動の軌跡が目標軌跡に近いことを表す。この図から Y , X 軸方向の

どちらに関しても 10 往復中において目標軌跡と実際の運動の軌跡がほぼ一致していることが分かる．図 14 は上下リーチング運動における X 軸方向の中心位置の時間経過である．X 軸方向に関して，運動の軌跡のズレは最大でも 10mm 以内に収まっており，Y 軸方向へ直線的にリーチングが行えていることが分かる．図 15 は上下リーチング運動における Y 軸方向の中心位置の時間経過である．Y 軸方向に関して，リーチング方向への軌道誤差は一方向に偏らず，安定したリーチング運動が行えていることが分かる．10 往復中におけるリーチング始点位置 10 ポイントの平均 Y 軸方向位置は 221mm，リーチング折り返し位置 10 ポイントの平均 Y 軸方向位置は 410mm であり，平均リーチング距離は 189mm と設定したリーチング距離より 11mm 短かった．Y 軸方向への最大リーチング距離は 1,5,7 往復目リーチング始点位置と 9 往復目リーチング折り返し位置との差が最大であり，198mm であった．表 1 には，往復回数毎のリーチング始点位置を示す．図 16 は表 1 をグラフ化したものである．往復毎の Y 軸方向のリーチング始点位置の誤差は目標軌跡のリーチング始点位置から 5mm 以内に収まり，運動軌道は目標とする位置で持続的な運動を実現することができた．

微小であるが，目標軌跡と実際の運動の軌跡に誤差が生じた原因としては，センサから出力される電圧値に電氣的ノイズが乗ってしまっていることが考えられる．実際に，測距センサから出力された電圧値をパソコン上のコンソール画面で確認すると，電圧値が $\pm 0.2V$ の範囲で振れてしまっていることが確認できた．測距センサの特性上，測定対象物である反射壁からの距離が遠いほど，電圧値の振れが測定された距離の誤差を大きくしてしまうため，このノイズをカットすることができればさらなる運動動作精度の向上が見込まれる．この電氣的ノイズをカットするためには，制御システムのハード面，またはソフト面からの対策が考えられる．具体的には，ハード面としては，ノイズを遮断するフィルタを回路内に組み込むことなどが考えられる．ソフト面からは，測定された距離をデータとして格納し，現在の時点からいくつか前の時点までの平均をとり，その値を採用するという数値処理である移動平均を使う等の対策が必要と考えられる．

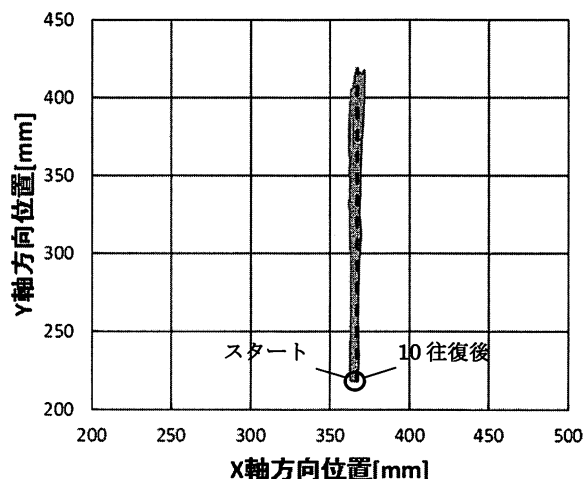


図 13 上下リーチング運動の中心軌跡

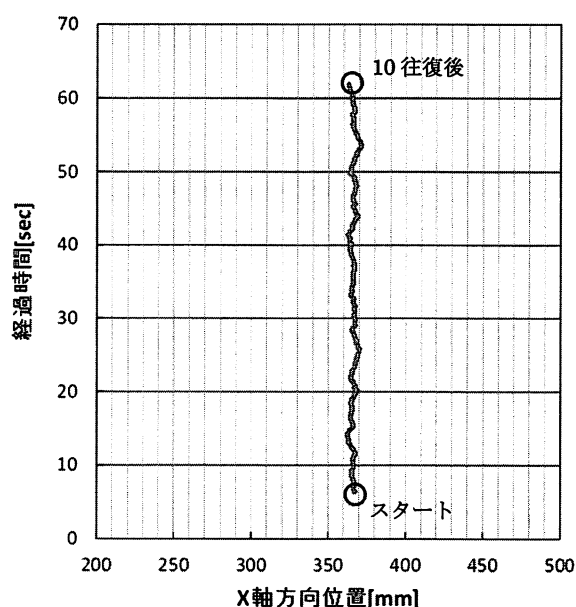


図 14 X 軸方向中心位置の時間経過

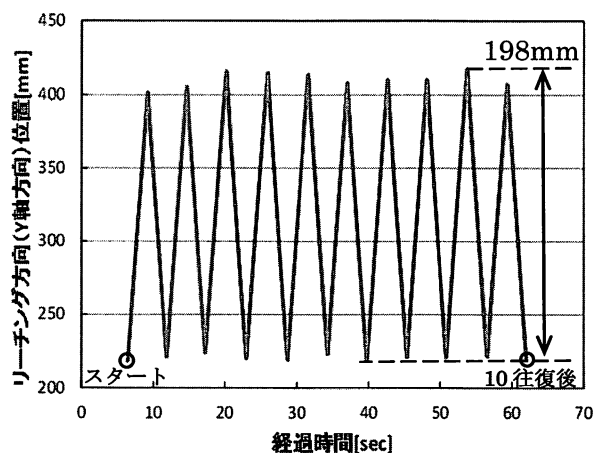


図 15 Y 軸方向中心位置の時間経過

表 1 往復回数毎の Y 軸方向リーチング始点位置

往復回数	目標リーチング始点位置=219[mm]	
	リーチング始点位置[mm]	目標リーチング始点位置との差[mm]
1	219	0
2	221	+2
3	224	+5
4	220	+1
5	219	0
6	223	+4
7	219	0
8	221	+2
9	221	+2
10	222	+3

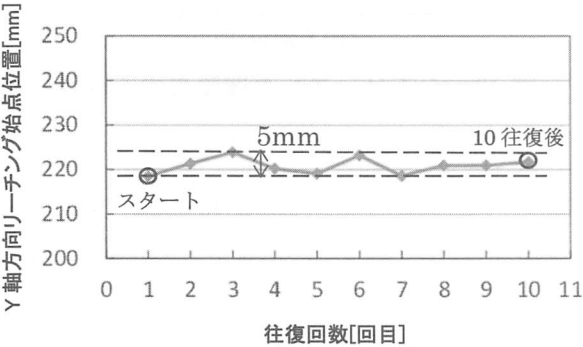


図 16 往復回数毎の始点位置の経過

4. 2. 斜めリーチング運動プログラムの動作評価

計測結果を以下に示す. 図 17 は斜め 45 度方向にリーチング運動を 10 往復行った時の装置中心位置の軌跡である. 図中における破線が運動の目標軌跡, 実線が実際の運動の軌跡を示している. この図から, 10 往復中における実際の運動の軌跡は, 目標軌跡に対してほぼ一致して斜め 45 度方向へリーチングを行えていることが分かる. 図 18 は斜めリーチング運動における X 軸方向の中心位置の時間経過である. この図から X 軸方向に関して, 設定された X 軸方向への移動距離 (100mm) に従って軌道誤差が一方向に偏らず, 安定したリーチング運動が行えていることが分かる. 10 往復中におけるリーチング始点位置 10 ポイントの平均 X 軸方向位置は 357mm, リーチング折り返し位置 10 ポイントの平均 X 軸方向位置は 262mm であり, 平均 X 軸方向リーチング距離は 95mm と設定したリーチング距離より 5mm 短かった. X 軸方向への最大リーチング距離は 10 往復目リーチング始点位置と 1 往復目リーチング折り返し位置との差が最大であり, 106mm であった. 図 19 は斜めリーチング運動における Y 軸方向の中心位置の時間経過である. この図から Y 軸方向に

関しても, 設定された Y 軸方向への移動距離 (100mm) に従って軌道誤差が一方向に偏らず, 安定したリーチング運動が行えていることが分かる. 10 往復中におけるリーチング始点位置 10 ポイントの平均 Y 軸方向位置は 158mm, リーチング折り返し位置 10 ポイントの平均 Y 軸方向位置は 257mm であり, 平均 X 軸方向リーチング距離は 99mm と設定したリーチング距離より 1mm 短かった. Y 軸方向への最大リーチング距離は 10 往復目リーチング始点位置と 10 往復目リーチング折り返し位置との差が最大であり, 106mm であった.

これらの結果から, X 軸方向と Y 軸方向の二軸を組み合わせた往復運動である斜めリーチング運動においても, X 軸および Y 軸方向で最大リーチング距離が設定されたリーチング距離と比較して 6mm 以内に収まり, 持続的な運動を実現することができた.

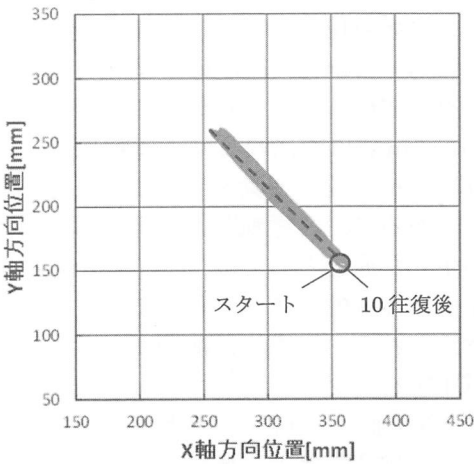


図 17 斜めリーチング運動の中心軌跡

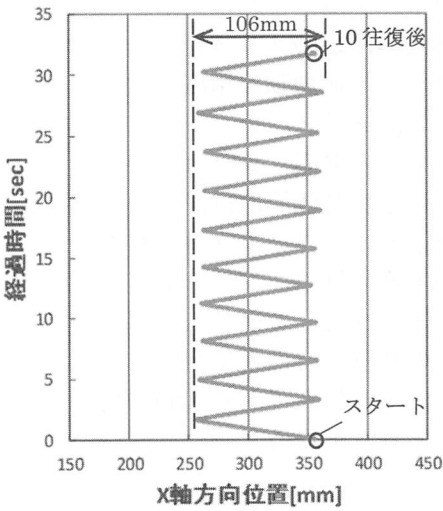


図 18 X 軸方向中心位置の時間経過

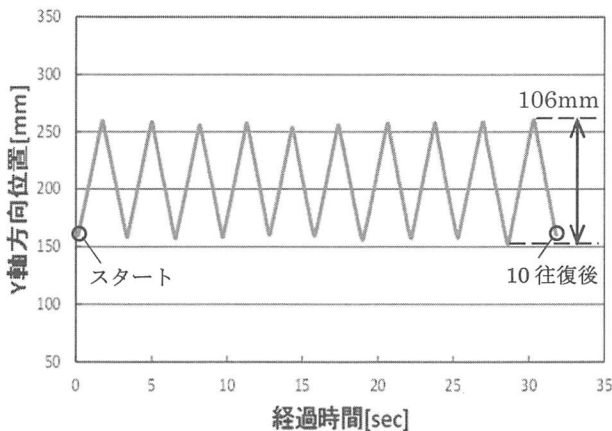


図 19 Y 軸方向中心位置の時間経過

4. 3. 円軌道運動プログラムの動作評価

計測結果を以下に示す．図 20 は円軌道運動を 10 周行った時の装置中心位置の軌跡である．図中における破線が運動の目標軌跡，実線が実際の運動の軌跡を示している．この図から，10 周中における実際の運動の軌跡は，多少のズレが発生しているが，目標軌跡に対してほぼ一致し，また発生したズレが一方向に偏っていないことが分かる．表 2 に周回毎における目標軌跡中心点から計測点までの平均半径と最大，最小半径を示す．平均半径の誤差は絶対値 6mm 以内に収まっている．また，10 周中における目標軌跡中心点から計測点までの最大半径は 135mm，最小半径は 110mm であり，その差である 25mm の範囲内で円軌道を描いていることが分かる．

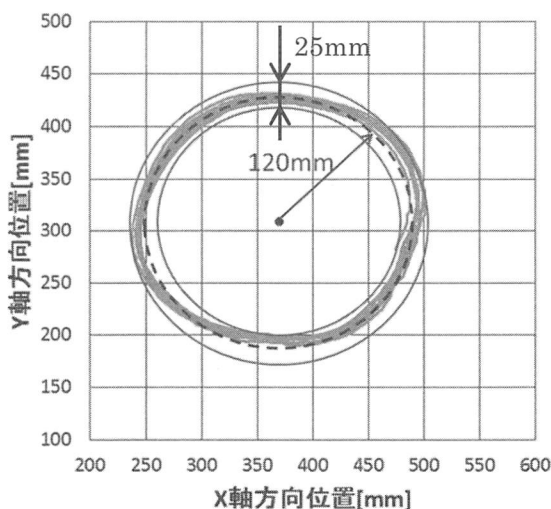


図 20 円軌道運動の中心軌跡

表 2 周回毎の平均半径と最大，最小半径

周回数	周回毎の 平均半径[mm]	周回毎の 最大半径[mm]	周回毎の 最小半径[mm]
1	120	129	113
2	120	130	112
3	120	129	110
4	119	129	110
5	120	129	112
6	122	131	112
7	124	133	117
8	121	129	112
9	121	132	113
10	125	135	111

これまでの実験結果から本研究で開発したリハビリ装置は，上下方向へのリーチング運動をはじめ，指定されたあらゆる方向へのリーチング運動，さらには円軌道運動のような滑らかな曲線を描く運動動作において，測距センサを用いることで自己位置情報をリアルタイムで取得しながら，プログラムによって設定された軌道上から外れてゆくことなく持続的な運動を実現することができた．したがって，この装置は二次元平面上において，長時間にわたって持続的に，全方向移動を始めリハビリのあらゆる動きに対応できる運動動作を実現することが可能であると言える．

5. 結言

本研究では，高齢者の上肢運動機能障害を対象とした手軽に持ち運びができ，卓上でのリハビリ運動が可能な上肢訓練支援装置の開発を行った．また，開発した上肢訓練支援装置の安全性，信頼性を検証するための評価実験を行った．

開発した装置を使用し，上下リーチング運動の動作評価を行ったところ，10 往復中における目標軌跡に対する実際の運動の軌跡のズレは，X 軸方向に最大で 10mm 以内，Y 軸方向に最大で 5mm 以内の範囲に収まる程度であった．二軸の往復運動を組み合わせた斜めリーチング運動では，10 往復中において X 軸および Y 軸方向で最大リーチング距離が設定されたリーチング距離と比較して 6mm 以内に収まった．さらに，滑らかな曲線を描く円軌道運動では，10 周中において目標軌跡から 25mm の範囲内で円軌道を描けていることが分かった．このことから，本研究で開発したリハビリ装置は二次元平面上において長時間にわたって持続的に，リハビリのあらゆる動きに対応できる運動動作を実現できることが確認できた．

今後の展望としては、力覚センサを導入しグリップに掛かる力(力の方向ベクトル, モーメント)の情報を用いたより効果的なリハビリ運動療法の提案, さらに健常者と患者のリハビリ運動時におけるグリップに掛かる力, モーメントの測定データの比較をすることで, 理想的なリーチング動作の教示, 患者の症状の回復度合いの定量的な評価を行うなどを検討していく予定である.

参考文献

- (1) 三浦, 木澤, 上肢運動訓練のためのリハビリ装置の設計と開発, 日本機械学会 東北学生会 第 44 回卒業研究発表講演会 講演論文集, pp241-242, (2014)
- (2) 李, 服部, 橋詰, 前田, 上肢運動機能リハビリテーションにおける訓練・評価手法の開発, 福祉のまちづくり研究所報告集, pp71-75, (2011)
- (3) 平田, Arduino と MATLAB で制御系設計をはじめよう!, TechShare 株式会社, (2012)