

上肢運動訓練のためのリハビリテーション装置の設計と開発

木 澤 悟・三 浦 佳恵*

Design and Development of the Rehabilitation Device for Upper Limb Motion

Satoru Kizawa and Yoshie Miura

(平成 25 年 11 月 29 日受理)

In the paper, design and development of rehabilitation device for upper limb motion during wiping training are investigated. The wiping training is one of resistance training for upper limb widely performed in occupational therapy. However, an occupational therapist is required in many cases to exercise upper limb motion with rehabilitation device. Therefore, we decided to be equipped with a microcomputer and photo sensor on rehabilitation device, and automated it. As a result, even if an occupational therapist is absent, patient oneself can train upper limb motion with a rehabilitation device on the desk. Finally, we evaluated the safety of the rehabilitation device which developed with experiment.

1. 緒言

人間の関節は、高齢化による運動量の低下や事故・病気などにより関節の可動範囲が小さくなってしまいう拘縮が起きてしまい、関節の伸展・屈曲動作が困難、または不可能になってしまう症例がある。この関節の拘縮はリハビリによってある程度回復することが可能である。Fig.1 実際に上肢の運動機能訓練に用いられるリハビリ器具を示す。このリハビリ器具は腕を乗せる台車のようなものであり、ある程度随意的に関節を動かすことのできる患者向きで、ほぼ随意的に関節をうごかすことのできない患者のリハビリには適していない。また、リハビリは患者にとって十分な反復的作業が必要であり、継続的にやる気を起こさせることが早い身体的機能回復に重要であるといわれている。そこで、本研究では Fig.1 に示した装置にマイコンを搭載し、療法

*秋田高専専攻科学生

士が不在でも患者自身で上肢の運動機能回復訓練が可能なりハビリロボットの設計と開発を行った。また、装置の安全性や信頼性を高めるため、ライントレースの制御技術を組み込み、開発した上肢運動訓練支援装置の安全性に関する評価を行った。



Fig.1 従来のリハビリ装置

2. 上肢運動訓練支援装置の設計と製作

設計は 3DCAD ソフトである SolidWorks を使用

して行った. さらに 2 次元に図面化し部品の加工および組立を行った. 駆動部分にはタミヤ製のギヤードモーター540K75, 土佐電子製のスロットウレタンオムニホイールを使用している. また, 駆動制御には土佐電子性の高電流モータドライバボード, 秋月の H8 マイコンを使用し, 各モータを PWM 制御している. ライントレース用センサには ROHM 社のフォトセンサを使用した. Fig.2 には実際に製作した装置を示す.



Fig.2 製作したリハビリ装置

3. 制御回路

3.1. オムニホイールの制御回路

H8 マイコンからの出力信号をモータドライバにし, モータの回転方向および回転数を制御する. Fig.3 は製作したオムニホイールの駆動制御の電子回路である. 回路及びモータドライバボードは装置の前方, 肘の固定部分側に取り付けている. 回路基板には H8 マイコン・AND 回路の他に, プログラム書き込み/プログラム実行切り換えスイッチ, 書き込み用 D サブコネクタ, 確認用 LED, 電池ボックスを取り付けた.



Fig.3 製作したオムニホイール
駆動制御用電子回路

3.2. ライントレース回路

H8 マイコンによるモータ制御回路に加え, ライントレースによる制御も行うためにライントレース用回路を設計した. ライン読み取り用のセンサにフォトトランジスタを用い, センサの出力をマイコンで読み取り易くするためにシュミットトリガインバータ回路を使用している. 装置の前方と後方に合計で 4 つのフォトトランジスタを設置した.

Fig.4 に設計したライントレース回路を示す. フォトセンサが白地上にあるときは, センサの発光ダイオード部からの光が床で反射してフォトトランジスタに届きセンサ出力は Low となる. 次にこの信号はシュミットトリガインバータを通り High 信号に変換され, H8 マイコンに白ライン上にあることを知らせる. 逆にフォトセンサが黒地上にあるときは発光ダイオードからの反射光がフォトトランジスタに届かず, フォトセンサの出力は High 信号になる. 次にこの信号はシュミットトリガインバータを通り Low 信号に変換され, H8 マイコンに黒地上であることを知らせる. 装置はこの様に白いライン上と黒い部分を判別してライントレースを行う. Fig.5, Fig.6 に示すのは製作したライントレース用のセンサ回路である. Fig.5 はセンサ回路基板で,

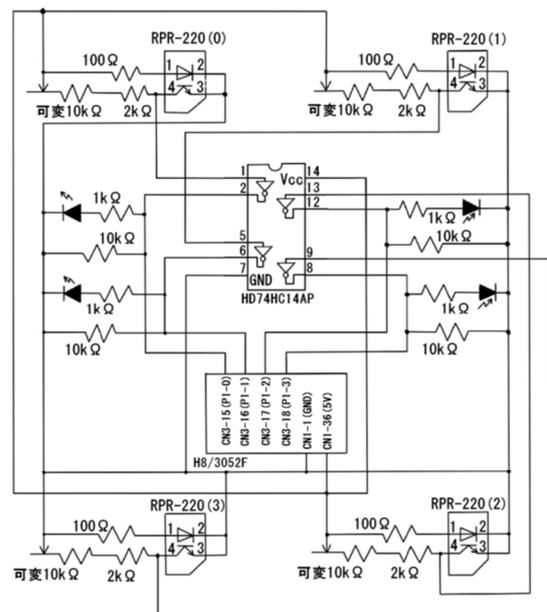


Fig.4 ライントレース用回路図

表面には確認用の LED を取り付けてライン上にあるかどうかモニタさせた。 Fig.6 はセンサ基板の裏側で、フォトトランジスタを取り付けている。取り付け位置によってライントレースの精度は変化すると予想されたため一つ一つを小さな基板にハンダ付けし任意の位置に配置がしやすいようにした。

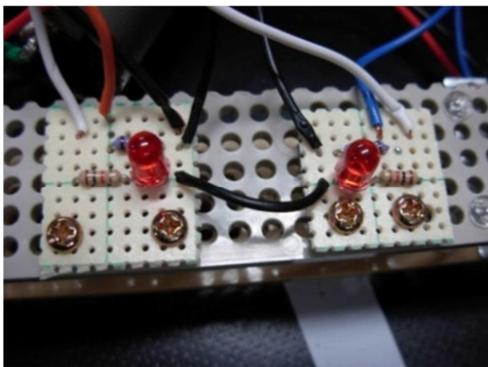


Fig.5 製作したライントレース用センサ回路
(表面)

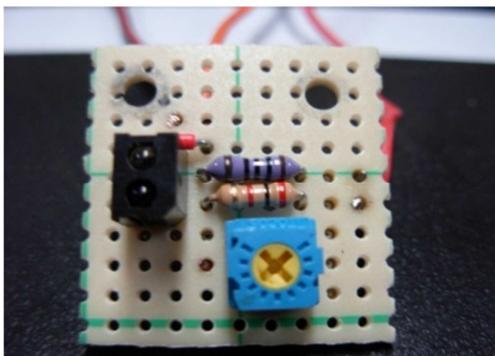


Fig.6 製作したライントレース用センサ回路
(裏面)

3.3. センサ取り付け位置

Fig.7 にセンサの取り付け位置の概略図を示す。フォトセンサを 4 個使用し、駆動輪の前に 2 個、後ろに 2 個の配置とした。 Fig.8 には装置に実装したフォトセンサを示す。この様にフォトセンサを配置したのは、 Fig.9 に示すようにテーブル上の読み取り用のラインを 2 本平行に貼ったからである。予備実験でラインを 1 本で走行させたときよりも 2 本で走行させた方がラインを脱線する確率が低かったためである。なおラインの幅は 15cm でフォトセンサ配置位置の幅に合わせている。また、左右の線は 25cm の距離を読み取るためのラインである。

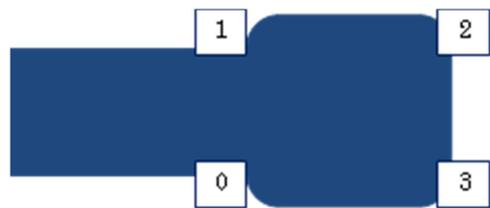


Fig.7 センサ取り付け位置

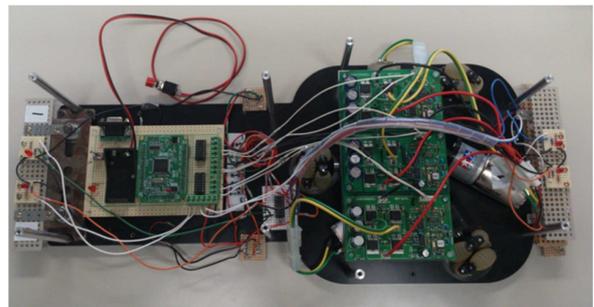


Fig.8 実装したフォトセンサ

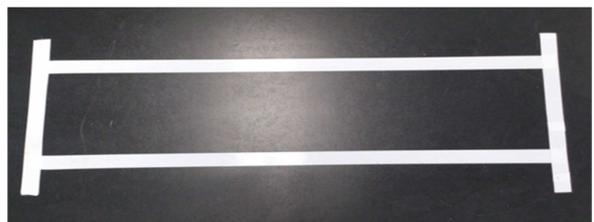


Fig.9 読み取り用ライン

4. 実験と評価

上肢運動訓練支援装置は一般に高齢者が利用するものであり、安全性、信頼性が重要となるため装置の動作評価を行った。実験は、はじめに 3 輪によるオムニホイール制御に果たして直進性があるのかどうか、センサ無しでの検証を行った。また、腕を乗せた場合と乗せない場合で装置の走行にどう影響があるのか検証した。

4.1. センサが無い場合

4.1.1. 腕を乗せない場合の実験と評価

駆動制御の直進性を評価するために、前後への往復運動を繰り返した時のスタート位置と動作後の位置の比較を行った。モータ 1 およびモータ 3 のみを制御し前後の往復運動を行う。 Fig.10 に実験概略

図を示す。実験を行う机上には装置の駆動開始位置を示すラインを貼った。Fig.10に示すように駆動距離は25cmとする。往復動作の繰り返し数10回を1セットとし、これを5セット行い平均をとる。車体速度は5段階で行い、Table 1にモータドライバに与えたPWMのデューティー比と車体速度の関係を示す。

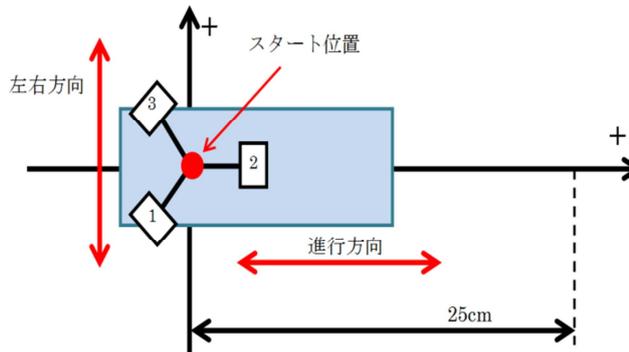


Fig.10 実験概略図

Table 1 デューティー比と速度の関係

速度 [m/s]	Duty比 [%]
0.085	10.0
0.118	12.5
0.134	15.0
0.170	17.5
0.197	20.0

Fig.11にFig.10に示した中心位置のスタート点が実験後どの位置に停止したかを示した。Table 2にはFig.11から読み取った、各速度に対する停止した位置の座標値を示した。Fig.11の座標の原点がスタート中心位置である。示した数値は10往復した後の中心位置のスタートのずれであり、5セット分の平均値である。Fig.11より分かるように実験後の中心位置のスタート位置は全体として進行方向の左斜め装置の後方側に大きくずれていることが分かる。つまり、開始位置より進行方向の後方に平均32mm、左右方向に平均58mmずれていることが分かり、腕を乗せない無負荷状態ではあまり直進性が無いことがわかった。これはオムニホイールの走行が力を打ち消しあって、合成されたベクトル方向に進むためある程度の接地面の滑りが直進性に影

響していると思われる。

- ◆ 速度0.085[m/s](Duty比-10%)
- ◆ 速度0.118[m/s](Duty比-12.5%)
- ◆ 速度0.134[m/s](Duty比-15%)
- ◆ 速度0.170[m/s](Duty比-17.5%)
- ◆ 速度0.197[m/s](Duty比-20%)

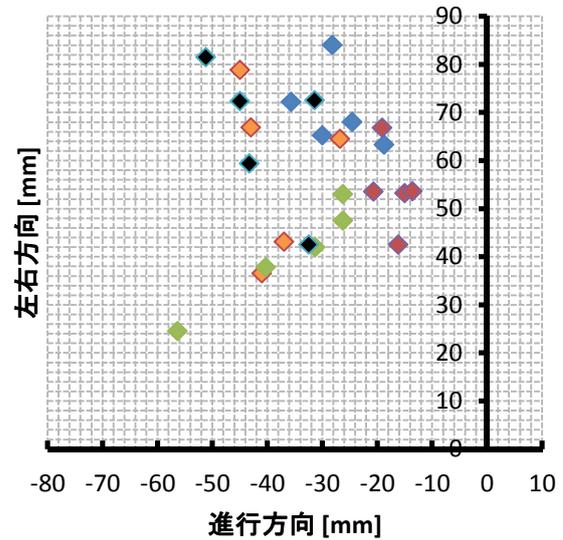


Fig.11 腕を乗せない場合の中心位置のずれ

Table 2 無負荷状態での測定結果

速度 [m/s]	Duty比 [%]	左右方向 [mm]	進行方向 [mm]
0.084	10.0	71	-27
0.118	12.5	58	-39
0.134	15.0	41	-36
0.172	17.5	54	-17
0.196	20.0	66	-41

4.1.2. 腕を乗せた場合の実験と評価

次に5人の健常者により実際に腕を乗せ、荷重をかけた場合の装置の動作精度を測定した。実験手順は無負荷状態での測定と同様に、駆動距離を25cm、往復動作の繰り返し数10回を1セットとし、5セットの平均で評価した。車体速度も同様に5段階とした。Table 3に被験者5人のデータをまとめる。また、腕の重さは全体重の3%として考える。また、Fig.12には腕を乗せた場合の実験の様子を示す。

Table 3 被験者データ

	性別	年齢	体重 [kg]	腕の重さ [kg]
被験者A	男	21	45	1.35
被験者B	男	21	62	1.86
被験者C	男	21	60	1.8
被験者D	男	21	50	1.5
被験者E	男	22	70	2.1

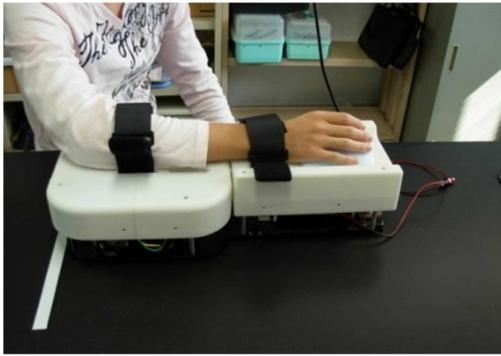


Fig.12 腕を乗せた場合の実験の様子

Fig.13 にスタートしたときの中心位置が実験後どの位置に停止したのかの実験結果を示す。Table 4 は Fig.13 から読み取った各速度に対する停止した位置の座標値である。Fig.13 の座標の原点がスタート中心位置である。Fig.13 より分かるように、個人差はあるものの全体として左右方向へのズレは小さくなったが、進行方向へのズレは平均して 36mm と依然として大きい。速度による影響については相関は無く、被験者によって進行方向の停止位置は様々である。スタート位置のずれが腕を乗せない場合に比べ減少したのは、オムニホイールの接地圧が上昇して直進性が増したと考えられる。

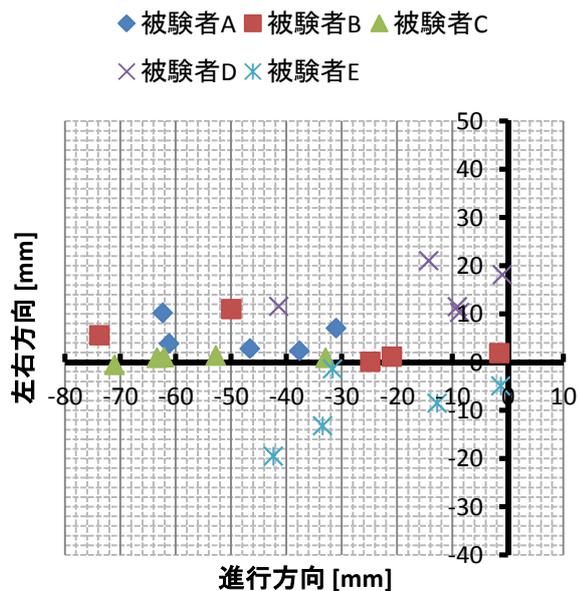


Fig.13 腕を乗せた場合の中心位置のずれ

Table 4 評価結果

被験者	速度 [m/s]	Duty比 [%]	左右方向 [mm]	進行方向 [mm]
A	0.086	10.0	2	-38
	0.117	12.5	7	-31
	0.133	15.0	10	-62
	0.169	17.5	4	-61
	0.193	20.0	3	-47
B	0.086	10.0	6	-74
	0.115	12.5	11	-50
	0.132	15.0	1	-21
	0.170	17.5	2	-2
	0.199	20.0	0	-25
C	0.086	10.0	1	-33
	0.117	12.5	1	-63
	0.134	15.0	1	-53
	0.171	17.5	-1	-71
	0.200	20.0	1	-62
D	0.085	10.0	12	-41
	0.117	12.5	10	-9
	0.134	15.0	21	-14
	0.172	17.5	18	-1
	0.200	20.0	11	-9
E	0.087	10.0	-9	-13
	0.117	12.5	-1	-32
	0.134	15.0	-5	-1
	0.174	17.5	-20	-42
	0.200	20.0	-13	-34

4.2. 装置の動作評価（センサがある場合）

前節の実験より、センサを搭載していない状態では直進性や往復運動の再現性が無くリハビリ装置として安全性の面で大きな課題があることがわかった。往復運動を繰り返しているうちに開始位置から大きくずれてしまったりはリハビリ効果の減少だけでなく、幹部の悪化、最悪の場合、装置の落下によって重大な事故を引き起こしかねない。そこで、解決策としてラインレースの導入によって、直進性と往復運動の精度を上げることを考えた。装置の大きさを踏まえて、適切なセンサの個数及び取り付け位置、さらに、プログラムの検討、加えて、ラインレース機能を実装した後の装置の駆動精度を前節で述べた往復運動の動作精度測定実験と同じ要領で測定し、どの程度改善することができるのか検討した。

4.2.1. 腕を乗せない場合の実験と評価

本実験ではオムニホイールの駆動制御プログラムをラインレース用に改良し、ラインに沿って駆動させ、終端ラインを認識して進行方向を逆転させ

た. その他の実験条件はセンサ無しで腕を乗せない場合と同じである. 駆動距離 25cm, 10 往復を 1 セットとし 5 セット分の平均値を算出し, 停止後の中心位置のずれを評価した. また, 進行速度においても 5 段階で実験を行い, 速度による影響の違いを検討した Fig.14 には実験の概略図, Fig.15 には腕を乗せない場合の実験の様子を示す.

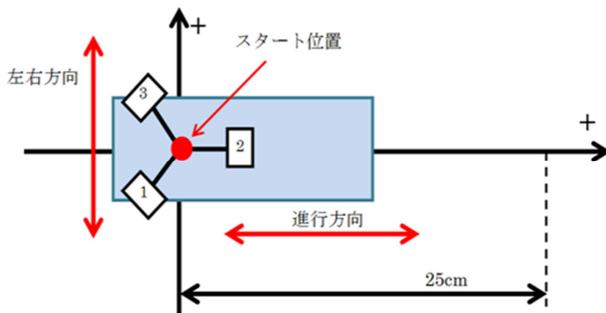


Fig.14 実験概略図

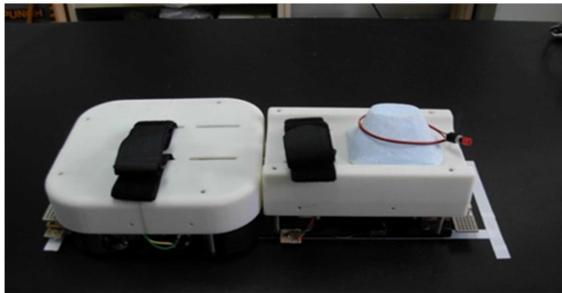


Fig.15 腕を乗せない場合の実験の様子

Fig.16 にスタートしたときの中心位置が実験後の位置に停止したかの実験結果を示す. Table 5 は Fig.16 から読み取った, 各速度に対する停止した位置の座標値である. 示した数値は 10 往復した後の中心位置のスタートのずれであり, 5 セット分の平均値である. 左右方向への大きなズレはなく, 開始位置より後方 10mm 以内にだいたい収まっている. このずれは, ギヤのバックラッシュやオムニホイールの接地面での滑りに起因するものと思われるが, 十分に直進性や往復走行による繰り返しの精度がライトレース制御をさせることによって高まったと考えられる.

- ◆ 速度0.085[m/s](Duty比-10%)
- ◆ 速度0.118[m/s](Duty比-12.5%)
- ◆ 速度0.134[m/s](Duty比-15%)
- ◆ 速度0.170[m/s](Duty比-17.5%)
- ◆ 速度0.197[m/s](Duty比-20%)

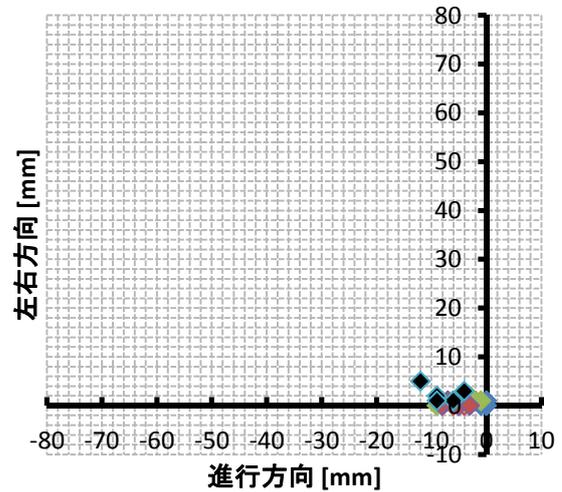


Fig.16 腕を乗せない場合の中心位置のずれ

Table 5 無負荷状態での測定結果

速度 [m/s]	Duty比 [%]	左右方向 [mm]	進行方向 [mm]
0.075	10.0	0	0
0.094	12.5	0	5
0.116	15.0	1	5
0.131	17.5	0	6
0.169	20.0	2	8

4.2.2. 腕を乗せた場合の実験と評価

次に 5 人の健常者により実際に腕を乗せ, 荷重をかけた場合の装置の動作精度を測定した. 実験手順は無負荷状態での測定と同様に駆動距離を 25cm, 往復動作の繰り返し数 10 回を 1 セットとし, 5 セットの平均で評価した. 車体速度も同様に 5 段階とした. 表被験者 5 人のデータは Table 6 に示す. Fig.17 には腕を乗せた場合の実験の様子である.

Table 6 被験者データ

	性別	年齢	体重 [kg]	腕の重さ [kg]
被験者A	男	21	45	1.35
被験者B	男	21	62	1.86
被験者C	男	21	60	1.8
被験者D	男	21	50	1.5
被験者E	男	22	70	2.1

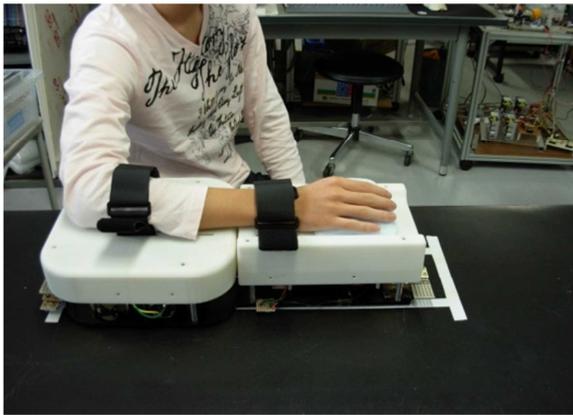


Fig.17 腕を乗せた場合の実験の様子

Fig.18 にスタートしたときの中心位置が実験後、どの位置に停止したかの実験結果を示す。Table 7 は Fig.18 から読み取った、各速度に対する停止した位置の座標値である。Fig.18 より分かるように、ライントレース制御によって無負荷の場合と同様に装置に荷重がかかる状態でも往復運動時のズレは大幅に小さくなり、停止した位置は開始位置より後方へ平均 10mm 以内のずれであった。

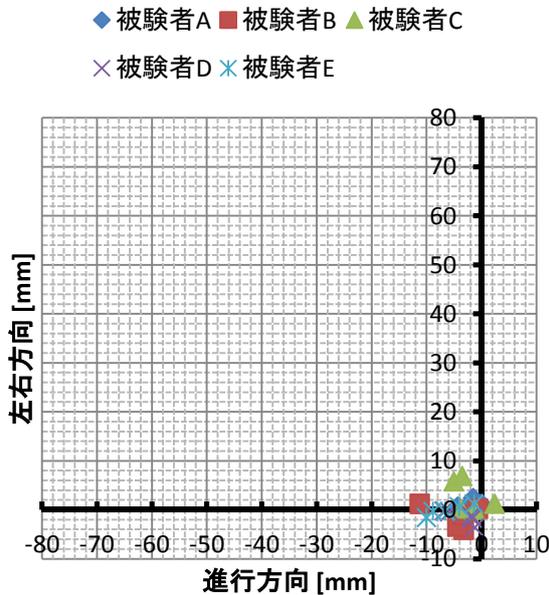


Fig.18 腕を乗せた場合の中心位置のずれ

Table 7 評価結果

被験者	速度 [m/s]	Duty比 [%]	左右方向 [mm]	進行方向 [mm]
A	0.073	10.0	1	0
	0.092	12.5	2	-2
	0.112	15.0	1	-2
	0.129	17.5	0	-3
	0.168	20.0	1	-4
B	0.078	10.0	0	-1
	0.096	12.5	-4	-3
	0.109	15.0	-3	-4
	0.134	17.5	-1	-3
	0.160	20.0	1	-11
C	0.072	10.0	1	2
	0.094	12.5	0	-1
	0.110	15.0	0	-4
	0.139	17.5	6	-5
	0.157	20.0	7	-4
D	0.070	10.0	-4	-1
	0.093	12.5	-1	-2
	0.115	15.0	-2	-2
	0.150	17.5	0	-6
	0.169	20.0	0	-7
E	0.086	10.0	1	-1
	0.106	12.5	1	-4
	0.127	15.0	0	-7
	0.157	17.5	0	-9
	0.177	20.0	-2	-10

5. 結言

本研究では、高齢化や病気等により上肢の運動機能が麻痺した患者を対象にした上肢運動訓練のためのリハビリテーション装置の設計と開発を行った。また、開発した上肢運動訓練支援装置の信頼性と安全性を検討する評価実験を行った。

センサが無い状態で装置の動作評価を行ったところ、腕を乗せないで場合では、装置は開始位置より後方に平均して 32mm のずれが生じ、進行方向に対しては 58mm のずれが生じた。腕を乗せた場合は、開始位置より平均して 36mm のずれが生じ、進行方向に対しては左側に 0~10mm のずれが生じた。これに対してセンサを実装した状態では、装置の動作後のずれは装置に腕を乗せていない状態、腕を乗せた状態、共に開始位置より進行方向の後方および左右方向へのずれは 10mm 以内であった。

センサが無い状態において、往復運動中に装置が大きくずれてしまった原因については、左右のモータの回転数の差や、オムニホイールの接地面の滑り

によるものだと考えられる。腕を乗せた状態では、オムニホイールに荷重が加わることにより接地面への摩擦力が大きくなったことと、乗せた腕が多少なりともガイドの役目を果たしたことによって装置の駆動精度が改善された。また、センサを実装しライントレースさせた状態での実験においては、10mm 前後の装置のずれが発生したがものの駆動精度は大幅に改善された。以上より、センサを使用してライントレース制御をさせることにより駆動精度を改善させることができた。

今後の展望としては、力センサ、ロータリーエンコーダの導入により、力の働く向きや装置の加速度および姿勢を読み取り、上肢運動訓練支援装置を使ってどの程度のリハビリ効果があるのか、また、上肢運動訓練支援装置に外乱や抵抗を加えるなどして、ある程度随意的に上肢を動かせる患者に対しても、より効果のあるリハビリプログラムの検討を行う事を考えている。

参考文献

- (1) 船木，三浦：“腕の伸展・屈曲のためのリハビリマウス装置の開発”，平成 23 年度 秋田高専卒業論文，(2011)
- (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，pp.71-76，(2011)
- (3) 李，服部，橋詰，前田：“リハビリテーション支援技術の研究”，福祉のまちづくり研究所報告集，pp.105-110，(2010)