

上肢運動訓練のためのリハビリ装置の設計と開発

Design and Development of the Rehabilitation Device for Upper Limb Motion

○ 三浦 佳恵 (秋田高専) 正 木澤 悟 (秋田高専)

Yoshie MIURA, Akita National College of Technology

Satoru KIZAWA, Akita National College of Technology

Key Words: : Upper Limb Exercise Device, Line Trace, Photo Sensor

1. 緒言

人間の関節は高齢化による運動量の低下や事故・病気等により拘縮が起きてしまい、関節の進展・屈曲運動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。本研究では、肘や肩の関節可動領域を拡大させる訓練のための上肢運動訓練支援装置にマイコンを搭載して、療法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、実際の使用を想定した場合、安全性や信頼性の問題が重要となるので、ライントレースの制御技術を組み込み、開発した装置の安全性や信頼性に関する評価を行った。

2. 上肢運動訓練支援装置の設計と開発

設計は3DCADソフトであるSolidWorksを使用して行った。SolidWorksで製作した3Dモデルを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、土佐電子製のスレ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製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.1には実際に製作した装置を示す。



Fig.1 製作したリハビリ装置

3. 装置の制御について

モータの回転方向および回転数を制御にはH8マイコンを使用した。H8マイコンからのPWM信号をAND回路を通してモータドライバに入力し、モータの回転数及び回転方向を制御した。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、また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.2には製作したライントレース用センサ回路を示す。センサはFig.3のように装置に取り付け、Fig.4に示す2本線のラインを読み取れるようにしている。

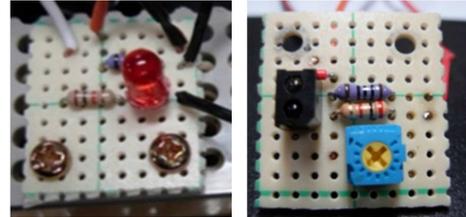


Fig.2 製作したライントレース用センサ回路
(左：表面 右：裏面)

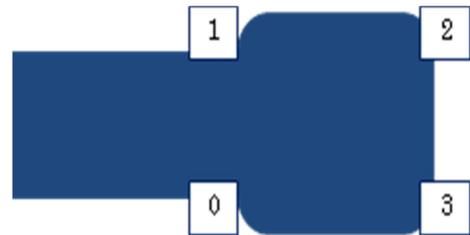


Fig.3 フォトセンサの配置図

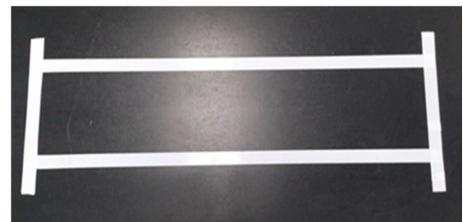


Fig.4 読み取り用ライン

4. 製作した上肢運動訓練支援装置の動作評価実験

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い、次にセンサがある場合でも同様の検証を行った。また、センサが無い場合とセンサがある場合において、それぞれ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も検証した。

Fig.5に実験の概略図、Fig.6に腕を乗せた場合の実験の様子を示す。装置の駆動距離は25cmとし、これを10往復させる。10往復を1セットとし、5セット行い平均をとる。車体速度は5段階に可変させて検証を行う。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。

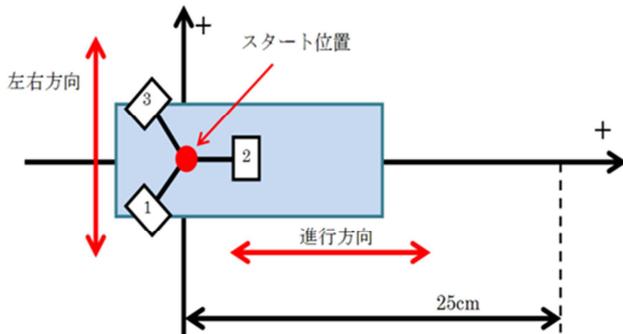


Fig.5 実験概略図

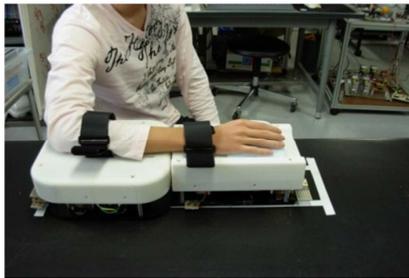


Fig.6 腕を乗せた場合の実験の様子

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

5. 実験結果と考察

Fig.7 に腕を乗せていない状態でのセンサが無い場合とセンサを搭載しライトレース制御させた場合との比較, Fig.8 に腕を乗せている状態でのセンサが無い場合とセンサを搭載しライトレース制御させた場合との比較を示す. 実線で囲った部分はセンサが無い場合の実験結果であり, 点線で囲った部分はセンサがある場合の実験結果である. どちらのグラフも座標の原点を装置の中心位置とし, Fig.5 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ている. センサが無い状態では, 腕を乗せない場合に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. 腕を乗せた場合では, 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.

センサが無い状態での実験において, 往復運動中に装置が大きくずれてしまった原因は, 左右のモータに回転数の差が生じてしまったこと, オムニホイールが接地面で滑ってしまったことが原因だと考えられる. 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で接地面への摩擦力が大きくなったこと, 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, 腕を乗せないで実験を行った場合と比べ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トレースさせた状態での実験においては, 腕を乗せた場合と乗せない場合の両方の状態において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.

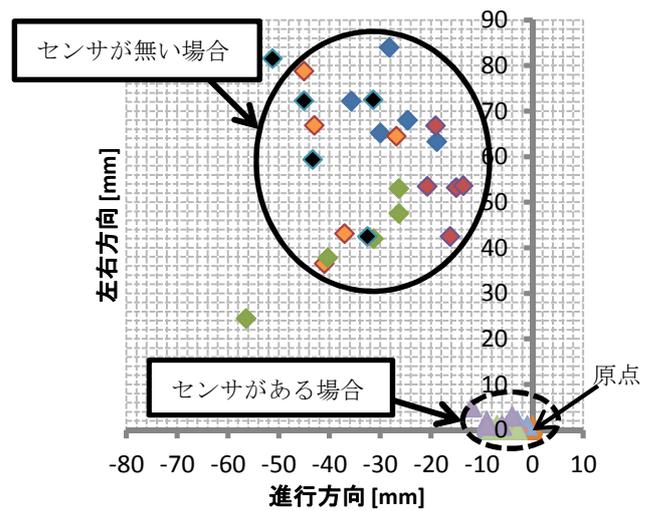


Fig.7 腕を乗せない場合の動作後の装置のずれ

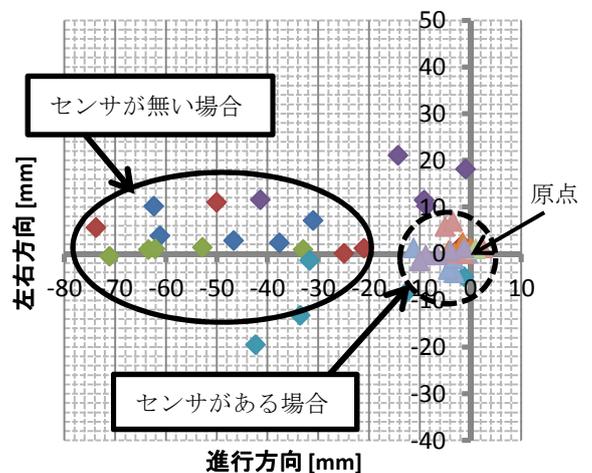


Fig.8 腕を乗せた場合の動作後の装置のずれ

6. 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.

実験の結果, 装置にライトレース回路を加えることによって駆動制御の直進性の精度を改善し, 装置動作時の安全性を高めることができた.

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: 平成 23 年度 秋田高専卒業論文, (2011)
- (2) 李, 服部, 橋詰, 前田: 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: 福祉のまちづくり研究所報告集, pp.105-110, (2010)