

リハビリ支援ロボットの開発

酒井昌夫^{*1}、牧 俊一^{*1}、山本光男^{*2}

Development of a Rehabilitation Robot

Masao SAKAI^{*1}, Syunichi MAKI^{*1} and Mitsuo YAMAMOTO^{*2}

Industrial Technology Division, AITEC ^{*1*2}

これまで患者に機械的な負荷をかけるリハビリテーション機器の代表に CPM(Continuous Passive Move)装置が存在した。しかし、これらの機器は簡易な位置制御によるものが多く、患者に対するきめ細かな力の調整を行う方式は無かった。そのため、リハビリテーションを行う上で、理学療法士の負担と人手不足を軽減する方法として、より効果的な装置への発展が望まれている。この問題に対してロボット技術の導入による機能の高度化を目的とした開発を実施し、本年度は主に試作ロボットの機体制御ソフトウェアの開発と所内での試運転を実施した。

1. はじめに

従来のロボット研究は、製造業向けの産業用ロボットに主眼が置かれてきたが、ロボットの要素技術であるセンサ、コンピュータ、制御技術等の発展に伴い、医療・福祉、生活全般等の非製造業分野への展開が期待されるようになってきた。本研究では、福祉分野へのロボットの普及を目指し、リハビリテーション(以下リハビリという)の支援を行うロボットの研究を行った。

本研究に関して、リハビリの専門家であり従来型リハビリ機器のユーザでもある理学療法の専門家から次のような要望があった。

理学療法の動作は単純な曲げ伸ばしだけではないため、患者に合わせた動きを理学療法士が実際に行い、それをロボットがリピーターするシステム (ティーチング&プレイバック機能)。

リハビリ実施中に人体の柔軟性が改善されることにより、患者への負荷が低下することが効率低下の原因であるため、安全な範囲で負荷の追加調整を行うシステム。

これを受け、筆者らは昨年度肘の曲げ伸ばし(屈伸)と捻り(旋回)の動作をターゲットとしたパラレルリンク構造の2自由度機構を有するリハビリ支援ロボットの機体を試作した¹⁾。本年度は機体の更なる改善とともにソフトウェアの開発を実施した。

2. 試作ロボットについて

2.1 ロボット試作機と目標とする機能

本研究では前項で述べた2つの要求項目を実現するため、既存のリハビリ機器が有していない次の3つの機能

の実現を目標とした。

理学療法士がリハビリ運動中の軌道と負荷を直接教示する機能

教示された軌道を再現するための複数のアクチュエータによる協調動作

患者の状況をモニタしながら軌道と負荷の調節

2.2 ロボットの機構

図1に本試作機の全体図を、図2に患者が装着した場合の拡大図、図3にこの機構の簡略図を示す。

試作機は、パラレルリンク機構により2本のリニアアクチュエータ(以下アクチュエータ)の出力を患者の腕に固定した装具(図2、3中のエンドエフェクタの位置)へ伝達することでリハビリを行う¹⁾。ただし、教示を行うときには装具とパラレルリンクを分離する。これは教示を行う際に、アクチュエータによる抵抗が患者に作用する負荷以外の力として、6軸力覚センサに悪影響を及ぼすことを防ぐためである。そのため図3に示すように、装具側はフレームに固定されたベースから、肘の屈伸、旋回の順に関節が直列につながり、手先をエンドエフェクタとした2自由度のシリアルリンク構造となる。患者の動きはこの2関節に組み込まれたロータリーエンコーダの変位、負荷は6軸力覚センサの出力信号として計測する。一方、リハビリ時の装具の駆動はパラレルリンク機構により行われる。つまり、教示で得られる運動軌道はシリアルリンク機構での空間座標系で表現され、アクチュエータにより再現される運動軌道はパラレルリンクによる空間座標系で表現される。このため、教示で得られた装具の運動軌道をアクチュエータの運動軌道に効率

^{*1}工業技術部 機械電子室(現基盤技術部) ^{*2}工業技術部 機械電子室

よく変換する手法の検討が必要である。本研究では後述するマッピングによる軌道算出を利用した。

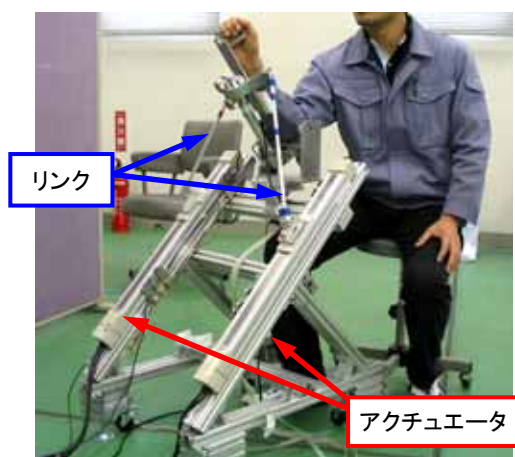


図1 試作機全体図

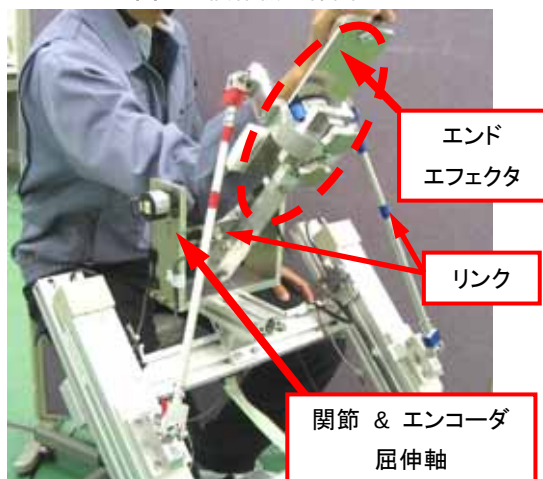


図2 装具拡大図

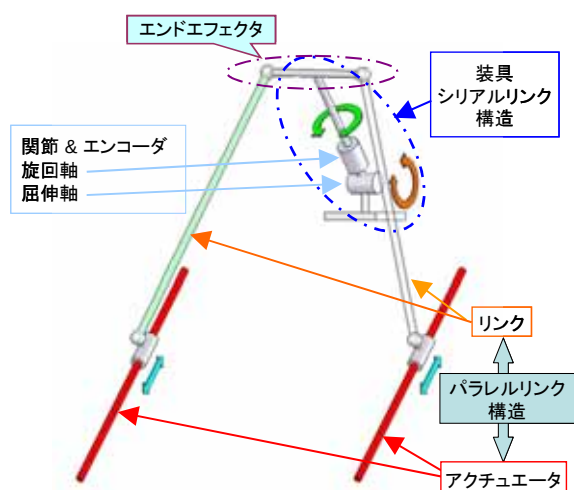


図3 機構概略図

2.3 制御ソフトウェア

2.3.1 制御ソフトウェアの概要

図4にロボットを制御するソフトウェアのフローチ

ャートを示す。このソフトウェアは3つの機能を有し、この機能を ~ の順に操作することでリハビリを行う。はじめに、図4の機器調整機能は、ロボットの電源投入時に実施するもので、アクチュエータおよび装具に内蔵されている各センサの機能チェックと初期化を行う。もう一つ重要な機能として、ロボットが軌道を計算する際に利用するマッピングを行う。このマッピング機能については後述する。

次に、図4の軌道教示機能は、理学療法士による患者に適したリハビリ動作の軌道をロボットに教示する機能である。この教示機能により得られた情報を元にリハビリ動作を再現するが、一度教示した軌道はハードディスク等に保存できるため、後日再利用して同じ内容のリハビリを行うことが可能である。

最後に、図4のリハビリ機能は、教示で与えられた軌道をもとにリハビリを行うためのものであり、機体内に設置された各センサから得られる情報を参照して制御を行う。また、リハビリ中にロボットに与えられる指令値と動作結果の情報は、運転中の安全確保と動作検証のため全て監視し、保存する。

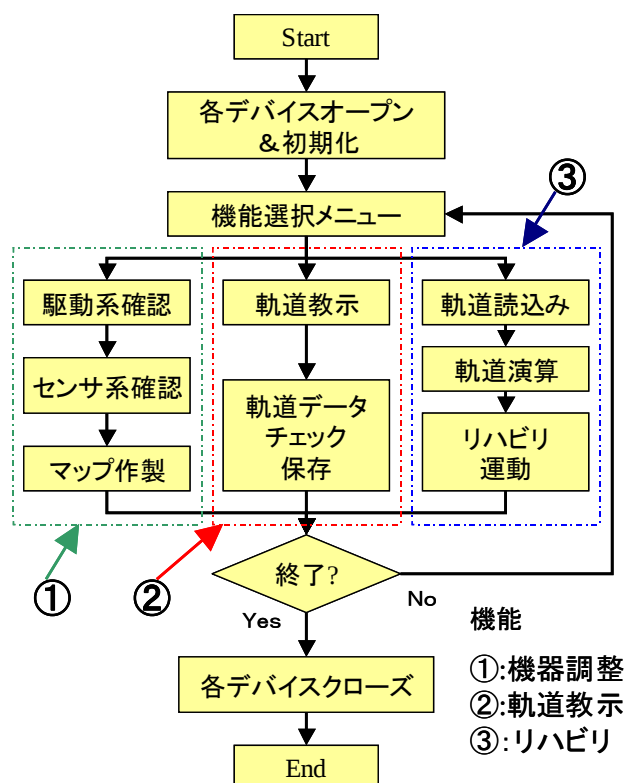


図4 ロボット制御ソフトフローチャート

2.3.2 マッピング機能

ロボットに柔軟さを与える力制御が一般にあまり利用されない理由として、運転中常に外力の影響によって

変化する軌道を再計算する必要があることが挙げられる。

図5は、力制御の一例としての位置ベース力制御のブロック線図である。試作機にも同様のものを採用して評価中である。位置ベース力制御は、基本的なフィードバック制御に図5の破線で囲まれた軌道再計算部分を追加したもので、運転中に外力 F_{ext} と、ブロック線図中の G_f から指令値の補正量を、 J^T からモータの発生すべき外力補償トルクを計算する²⁾。通常の計算処理法では、制御コンピュータへの負荷が増大しロボットの制御性能低下につながるため、軌道再計算を簡略化する方法が必要である。本試作機は、2.2節で述べたように教示時はシリアルリンク機構、リハビリ運動時はパラレルリンク機構と変則的な機構を採用していることと、2自由度と軸数が少ないことから、産業用ロボットなどで多用されているヤコビアンを利用した方法ではなく、マッピング手法を採用した。これは、装具の位置は2本のアクチュエータの位置と対応していることを利用して、事前に装具の可動領域について位置関係を計測し、マップとして制御用コンピュータのメモリに保有するものである。そして、リハビリ運動時にはこのマップから装具の目標位置に対応したアクチュエータの目標位置を呼び出して指令値とするものである。本試作機の装具のエンコーダは2048pprの分解能を有し、その4倍で利用している。しかし、屈伸軸の可動角度 0° (水平) $\sim 90^\circ$ (垂直)を2048分割、旋回軸の可動角度 $0^\circ \sim \pm 30^\circ$ を1365分割したマップを作製することは、作業時間とマップに占有されるメモリ容量の制約があり現実的ではないため、屈伸軸を128に等分割、旋回軸を84に等分割し、この位置に対応したアクチュエータの座標をマップ化して保存することとした。さらにマップ化から漏れた装具の位置については、マップで既知である近接した座標から直線補間で求めることで計算を簡略化した。また、このソフトウェアではマッピング作業を自動化し無人運転で行う。

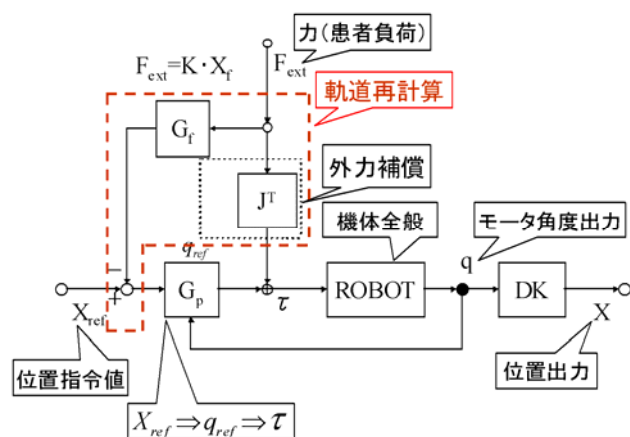


図5 位置ベース力制御の例

2.3.3 教示機能

患者の腕の軌跡は、肘の屈伸と旋回動作に分解されそれぞれの角度検出用エンコーダから、患者への負荷は6軸力覚センサから、同時に一定周期で取り込む機能を有する。このとき、エンコーダの出力は位置情報であるから、情報を取得する周期を正確に一定にしないと、位置・速度情報が正確ではなくなる。そこで制御用パソコンのOSに国産で無料のリアルタイムART-LINUXを導入し、10msec周期で位置・力情報を取得するソフトウェアを作製した。1回の軌道データとして、メモリ上に3分間の腕の位置(2軸分)・負荷(6軸分)の情報と計測した時刻歴を保持し、数値に異常がないか判断した後にハードディスクに保存する。

2.3.4 リハビリ運動制御機能

本機能により、教示機能により得られた教示データ(腕の位置、負荷情報)は、マッピング作業で取得したマップを利用して、アクチュエータの位置情報に変換した後、アクチュエータに対する移動指令値として10msec周期で与えられる。教示データが機体の可動領域を超えた値を指示した場合の軌道修正は、この段階で行う。また、本試作機では、これまでのリハビリ支援機器で利用されているオープンループ制御の他に、軌道の精度を向上させるための位置・速度フィードバック制御と力制御による負荷調整機能を選択利用できるようにした。

3. 機体改良点と試運転結果について

3.1 機体改良点

昨年度試作した機体はパラレルリンク機構の動作検証のため、アクチュエータの出力に対して十分な強度の確保を最優先した設計とし、図6左に示すように多数のアルミフレームによる箱型形状とした。しかし、本年度は



図6 試作機(左:昨年度 右:本年度)

理学療法士と患者の距離を近づけて正確な動作の教示、患者への機械による心理的圧迫の軽減、機体の軽量化等を実現するため、アクチュエータと装具部を支持するフレームの構造を図6右のように改良した。この結果、フレームの部品点数を削減し、重量(アクチュエータ・装具を除く)も23.2kgから16.3kgと約30%軽量化した。また、患者側・理学療法士側双方から機体に近づき易くしたことで患者と理学療法士の距離を縮め、操作性の改善を実現した。

3.2 試運転

図7の軌道データで運転した結果を図8、9に示す。図8、9は無負荷(患者が装着しない状態)でのオープンループとフィードバック制御について、それぞれ指令値と実際の軌道の差分を取り、運動の精度を比較した結果である。オープンループ制御ではアクチュエータが指令値に対し最大3.0mm程度の誤差を発生しているが、位置・速度フィードバック制御により軌道に対する誤差を0.15mm程度に改善した。

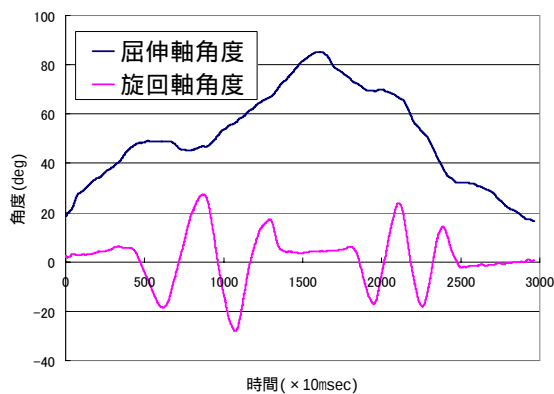


図7 試験用リハビリ軌道

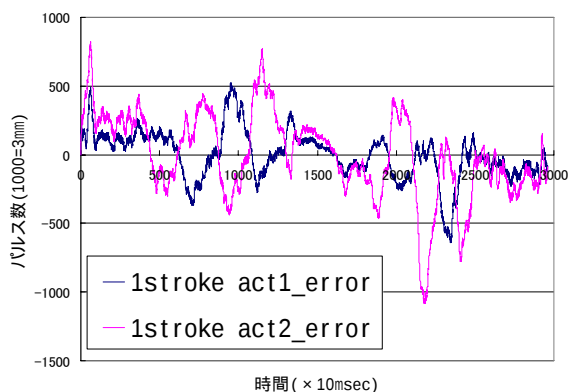


図8 位置誤差(オープンループ制御時)

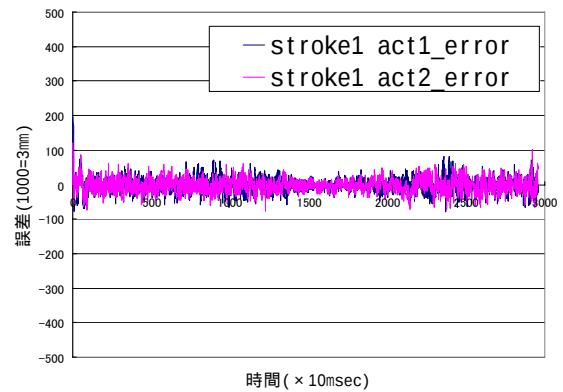


図9 位置誤差(フィードバック制御時)

4 . 結び

本年度はリハビリロボットのソフトウェア開発を中心に研究を実施した。その結果は次のとおりである。

- (1)リハビリ支援ロボットのソフトウェアを開発、フィードバック制御において精度の高いリハビリ動作の再現を可能にした。
- (2)ロボットの機体構造の見直しを進めることで機体の軽量化と操作性の改善を実施した。

今後は負荷を調整するための力制御手法の検討および、病院等で理学療法士の方の協力を得て実際にテストを行なう予定である。これによりソフトウェアにおける制御手法、機体の操作性・安全性の向上などへのフィードバックを行う予定である。

文献

- 1) 酒井ほか：愛知県産業技術研究所研究報告，5，90 (2006)
- 2) 小林尚登ほか：ロボット制御の実際，P118 (2003)，コロナ社