

空気圧シリンダを用いた上肢リハビリテーション支援装置の開発

Development of an Upper Limb Rehabilitation Support Device Using a Pneumatic Cylinder

○桐原 浩一, 嵯峨 宣彦, 齋藤 直樹

○Kouichi Kirihara, Norihiko Saga, Naoki Saito

秋田県立大学

Akita Prefectural University

キーワード : リハビリテーション(Rehabilitation), 空気圧シリンダ(Pneumatic Cylinder)

連絡先 : 〒015-0055 秋田県由利本荘市土谷字海老ノ口 84-4 秋田県立大学 システム科学技術学部
機械知能システム学科 桐原浩一, Tel.:0184-27-2217, Fax.:0184-27-2188, E-mail:m10a004@akita-pu.ac.jp

1. はじめに

現在, 疾病・事故や高齢化による身体能力の衰えにより体が不自由となった人が増加している。そこで, そのような人が自立した生活を行うことが可能となるように様々なリハビリテーションが行われている。リハビリテーションにおいては, 患者と療法士がマンツーマンとなり, 療法士が患者の障害の程度を考慮して, 患者の肢体に一定の負荷を与えつつ, 関節の曲げ伸ばしを反復するような動作を行う。この療法士の動作は, 装置を用いることで代行可能なことが多いため, 代行動作を行えるような装置の開発が行われている^{1), 2)}。しかし, これらの装置はアクチュエータとしてモータを使用していること, 機構の複雑さなどから, サイズや重量といった面で問題がある。臨床場面では, できるだけ簡単な機構・簡単なシステムで, 使いやすい装置であることが望ましい³⁾。

そこで, 我々はシンプルなリンク機構⁴⁾を利用

し, コンパクトで, 大きな可動域を持つ, 上肢リハビリテーション支援装置を開発した。

装置を駆動させるためのアクチュエータには,

- ・ 空気の圧縮性により衝撃を吸収できる
- ・ モータ等と比較して出力対重量比が高い
- ・ 構造が簡単である

等の利点に着目して空気圧シリンダを使用した⁵⁾。また, 位置制御とコンプライアンス制御を行うことにより, 療法士が行うような徒手訓練の代行動作の機能実現を目的とする。これにより, 療法士の負担が減少するだけでなく, 患者が在宅訓練を行えるなどのメリットが期待できる。

本稿では, 開発した装置の構成, 制御法, 想定したリハビリテーション支援機能について示し, 2種類のリハビリテーション支援機能の有効性を検討するための, 位置制御実験とコンプライアンス制御実験について述べる。

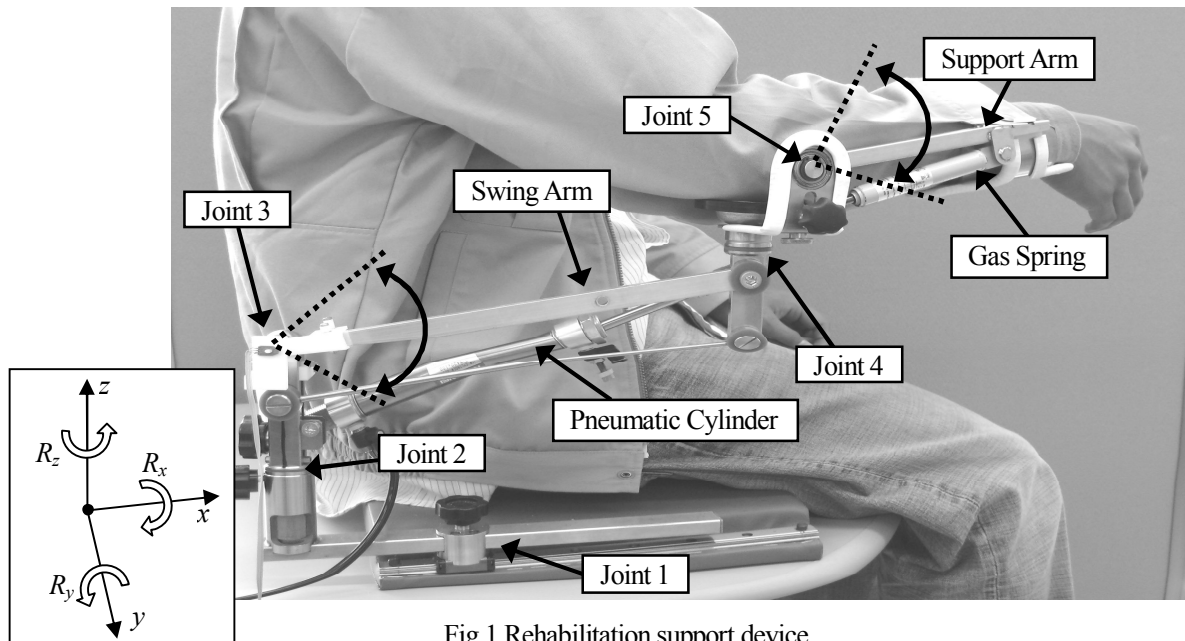


Fig.1 Rehabilitation support device

2. リハビリテーション支援装置の概要

2.1 装置の構成

今回開発した、リハビリテーション支援装置を図1に示す。装置は5自由度を有するリンク機構となっており、関節1～5の計5関節によって構成される。関節1はリニアガイドにより、患者が腕リーチ動作を行うことにより、 x 軸方向に往復動作する。関節3は空気圧シリンダが取り付けられたスイングアームによる y 軸回りの旋回動作により、患者の肩関節屈曲・伸展動作をアクティブにサポートする。関節5はガสปリングが取り付けられたサポートアームが y 軸回りに旋回動作することにより、肘関節屈曲・伸展動作をサポートする。また、関節2および関節4は回転ジョイントにより、患者の肩関節水平屈曲・伸展動作および肘関節外旋・内旋動作により、 z 軸回りに水平旋回する。関節3の y 軸回りの旋回動作のみを、空気圧シリンダによりアクティブにサポートし、その他の関節部は、患者自身の残存能力で動作させる。開発した装置は簡単なリンク機構であるが、大きな可動範囲を有しているため、患者は動作を拘束されることなく、上肢を動作させることが可

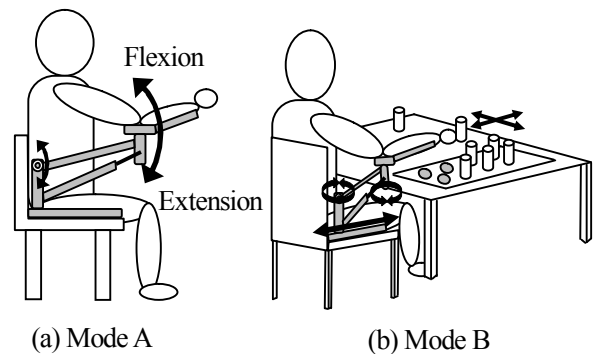


Fig.2 Rehabilitation support function

能である。これまでに開発されている装置は大型であるため可搬性が低く、患者の自宅や病室のベッドサイド等では、装置を用いてのリハビリテーションは難しいという問題があった。しかし、今回開発した装置は軽量・小型であるため可搬性に優れ、患者が望む場所でリハビリテーションを行うことが可能である。また、今回の装置では、空気圧の供給源としてコンプレッサの使用が問題となる。しかし、病院のベッドサイドで使用する際には、医療ガス配管で供給されている圧縮空気を用いる、自宅で使用する際には持ち運び可能な小型のコンプレッサを用いることで、空気圧供給の問題は解決できる。

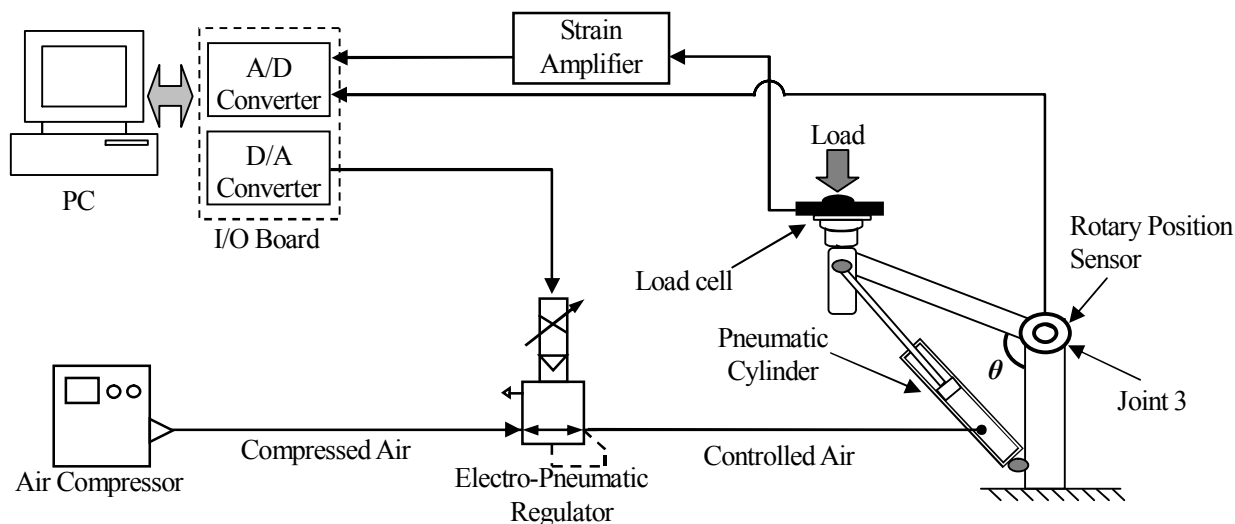


Fig.3 Control system of rehabilitation support device

2.2 リハビリテーション支援機能

リハビリテーション支援装置の対象者は、随意性が残存している不全麻痺者や、加齢・事故などにより筋力や巧緻性が低下した患者である。そして、リハビリテーション内容の違いによる、以下の2種類の運動モードを行う。

(1) 上肢自動介助運動支援モード(モードA)

このモードAでは、図2(a)のように患者が装置から抵抗(負荷)を受けながら、上腕の屈曲・伸展を反復する運動を支援する。これにより、上肢の筋力回復や可動域拡大が期待できる。モードAを実現するために、コンプライアンス制御を行った。

(2) 上肢能力回復訓練支援モード(モードB)

モードBでは、上肢能力の実用的機能回復を図る訓練を支援する。図2(b)のように指先で対象物を把持・移動する動作を支援する。これにより、上肢の巧緻性や随意性の回復が期待できる。このモードBを実現させるために、関節3の位置制御(回転角度)を行った。このモードBでは、上肢の垂直移動動作および高さの保持は装置が行うが、手先作業や上肢の水平移動動作は患者自身の残存能力によって行う。

2.3 制御システム

装置の制御システムを図3に示す。電空レギュレータ(ETR200-1, コガネイ製)にはコンプレッサ

から圧縮空気が供給されている。PCからの制御信号を、DA変換器を介して電空レギュレータに与える。電空レギュレータは制御信号の値に応じた空気圧を空気圧シリンダ(T-DA20×100, コガネイ製)に与える。そして、空気圧シリンダの内圧が変化することによりシリンダのロッドが伸縮し、スイングアームがy軸回りに旋回する。その際の回転角度 θ を関節3のロータリポジションセンサ(SVO01, 村田製作所製)により計測し、AD変換器を介してフィードバックすることにより位置制御(回転角度)の制御を行う。また、装置の関節5にはロードセル(LMA-A-50, 共和電業製)が取り付けられており、患者が装置に加えている力を計測し、AD変換器を介してフィードバックすることにより、関節3の剛性を自由に変化させることができるコンプライアンス制御を行う。

2.4 コンプライアンス制御

関節3部分の剛性を変化させるための方法として、コンプライアンス制御を行った。今回は剛性のみを考慮し、回転角度 θ [deg]と発生トルク τ [Nm]が(1)式の関係を満たすように制御を行う。ここで、(1)式において K は設定剛性[Nm/deg]、 θ_d は目標角度[deg]である。また、 θ_d と θ との差($\theta_d - \theta$)を $d\theta$ [deg]と定義する。

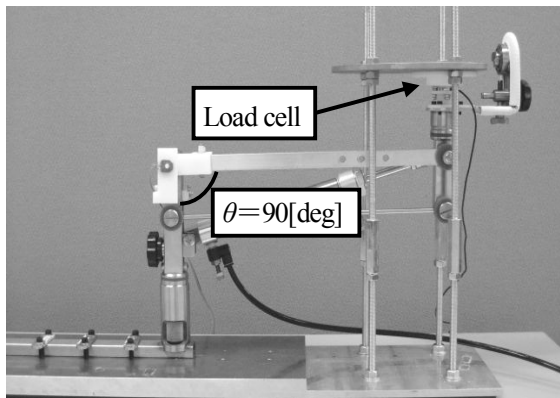


Fig.4 Experimental setup of compliance control

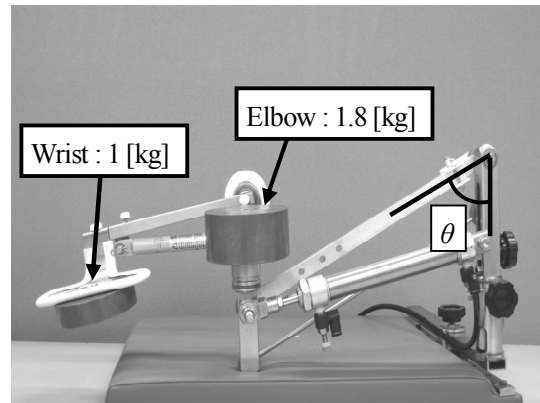


Fig.6 Experimental setup of position control

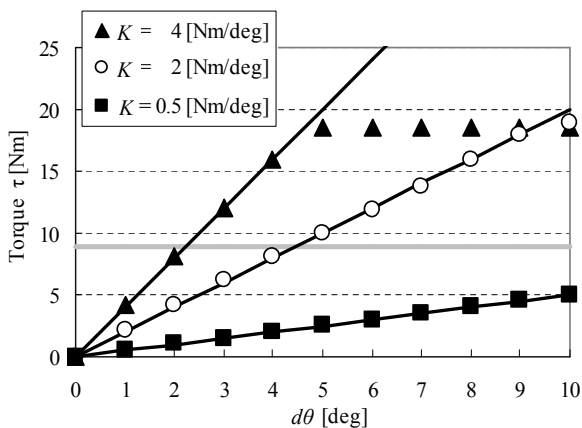


Fig.5 Experimental results of compliance control

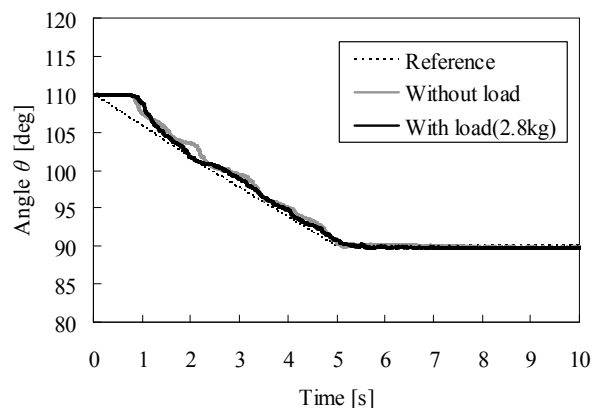


Fig.7 Experimental results of position control

$$\tau = K(\theta_d - \theta) \quad (1)$$

設定剛性 K を大きくすることにより、発生トルクが大きくなり、装置に力を加えてもスイングアームが旋回し難くなる。すなわち、関節3の剛性が高くなるということである。また、モードBを行う際には、PC上でロードセルからの出力信号をカットすることにより、通常の位置制御を行う。

3. 実験結果および考察

3.1 コンプライアンス制御(モードA)

モードAの有効性を検討するために、関節3のコンプライアンス制御実験を行った。図4のように回転角度 θ が $90[\text{deg}]$ になるように治具で固定し、設定剛性 K を変化させたときの $d\theta$ と発生トルク τ の関係を測定した。実験結果を図5に示す。横軸に $d\theta$ をとり、縦軸が発生トルクを示している。ま

た、図5の実線は(1)式より求まる発生トルクの理論値であり、実線(灰色)は平均的な成人男性の腕の重さ(体重: $65.7[\text{kg}]$, 腕の重さ: $3.2[\text{kg}]$)によるトルクを示している。

図5において、発生トルクが $18[\text{Nm}]$ 付近で一定値となっているのは、供給空気圧力の限界による発生トルクの限界である。実験結果は(1)式による理論値とよく一致しており、良好なコンプライアンス制御性能を実現できていることがわかる。また、発生トルクの限界は $18[\text{Nm}]$ であるが、平均的な成人男性の腕の重さによるトルクは $8.9[\text{Nm}]$ であるので、発生トルクの限界までは十分な余裕がある。そのため、装置に腕を乗せた状態からさらに負荷を与えて、上腕の屈曲・伸展を行うリハビリテーションが可能である。

実際にリハビリテーションに使用する際には、筋力が弱い患者の場合には設定剛性を小さくし、

筋力が強い(回復が進んでいる)患者の場合には、設定剛性を大きくするなどの使用法が可能である。また、設定剛性により訓練強度を定量化できるので、リハビリテーション効果を検証する際に客観的な評価が可能であると考えられる。

3.2 位置制御実験(モードB)

モードBの有効性を検討するために、関節3の位置制御実験を行った。装置に負荷を与えない場合と、体重が60[kg]程度の使用者を想定して、図6のように手首部分に1[kg]、肘部分に1.8[kg]の計2.8[kg]の錘により負荷を与えた場合の2種類の条件により実験を行った。手首および肘部分の負荷の大きさは、人間の体重に対する各部の重量の割合⁹⁾より求めた。また、腕を上から下へ降ろす動作(伸展)を想定して、回転角度 θ を110[deg]から90[deg]まで減少させるような目標値をランプ状に与えた。

図7に位置制御実験の実験結果を示す。図7より負荷なし、負荷ありの場合ともに、回転角度 θ はオーバーシュートすることなくスムーズに目標値に追従し、最終的な目標角度である90[deg]に収束している。よって、装置を机上での上肢能力回復訓練支援に使用した場合、患者の上肢の垂直移動動作および高さの保持を行うことが可能であり、不快感を与えることなく安全に使用可能であるものと考えられる。

4. まとめ

本研究では、療法士の代行動作を行えるような、空気圧シリンダを用いた上肢リハビリテーション支援装置を開発した。そして、2種類のリハビリテーション支援モードを実現するために、位置制御やコンプライアンス制御の基本的な実験を行い、装置のリハビリテーションにおける有効性を検討した。以下に得られた結論を示す。

(1) 上肢自動介助運動支援(モードA)のためのコンプライアンス制御実験を行った結果、良好なコ

ンプライアンス制御性能を得て、患者の筋力回復度合いに応じたリハビリテーションを行えることを確認した。

(2) 上肢能力回復訓練支援(モードB)のための位置制御実験を行った結果、オーバーシュートすることなくスムーズに目標角度に収束し、机上でのリハビリテーションにおいて、安全に使用可能なことを確認した。

今後は、臨床試験によりリハビリテーション機能の有効性を評価するとともに、装置の改良を進めてゆく予定である。

参考文献

- 1) 則次俊郎, 安藤文典, 山中考司: ゴム人工筋を用いたリハビリテーション支援ロボット(第1報 インピーダンス制御による訓練運動モードの実現), 日本ロボット学会誌, Vol.13, No.1, pp.141/148(1995)
- 2) 宮口尚太, 野尻紘聖, 松永信智, 川路茂保: 上肢CPMにおける内旋・外旋運動に伴う抵抗力の変化, 計測自動制御学会 SI 部門講演会, pp.763/764(2007)
- 3) 齋藤之男: ヒトの筋構造を模倣したロボット用力伝達メカニズム, 電気学会論文誌 C 編, Vol.125, No.6, pp.840/845(2005)
- 4) 櫛田大輔, 中村政俊: 運動障害者のための食事動作支援装置と制御法の開発, 電気学会論文誌 C 編, Vol.124, No.6, pp.1296/1304(2004)
- 5) 川嶋健嗣, 船木達也: リハビリ支援用ロボットアームの力制御, 日本フルードパワーシステム学会論文集, Vol.34, No.1, pp.14/18(2003)
- 6) 佐久間尚也, 森秀一郎, 荏原斉明, 泉隆, 田中栄一, 井野秀一, 伊福部達: 上肢麻痺者のための動力補助装置の設計, 電子情報通信学会 技術研究報告, MBE98-160, pp.145/151(1999)