研究論文

遠隔で行う他動運動による在宅手首リハビリシステムの研究*

修 震**, 留 滄海**, 北 川 能**,
塚 越 秀 行**, 小 西 健一郎***

Study on At-home Wrist Rehabilitation System by Remote Passive Exercise

Zhen XIU, Canghai LIU, Ato KITAGAWA, Hideyuki TSUKAGOSHI, Kenichiro KONISHI

This study focuses on the at-home wrist rehabilitation system aiming to achieve the situation where home-stay patients can accept rehabilitation from therapist in clinic. As the first stage, this paper discusses the development of the wrist rehabilitation by remote passive exercise for stroke patients. Firstly, based on the dynamic model of passive exercise, rehabilitation by remote passive exercise is proposed. Secondly, pneumatic pseudo-therapist which can realize the therapist's rehabilitation actions and pneumatic pseudo-patient which can realize the patient's resistance are designed and fabricated. Finally, based on the experimental result in clinic, the validity of the rehabilitation system developed in this paper is verified.

Key words : Pneumatics, Medical and Welfare Assistance, Biomechanics, Tele-Robotics, Human-Robot-Interaction

1. 緒 言

片麻痺患者の治療において、脳や脊髄といった中枢神経系の可塑性を活用し、麻痺した手足に効率的な効果的刺激や環境を与えれば、患者自身の脳の潜在能力が引き出され、自分で動けるようになると考えられている。そのため、身体運動を生成するリハビリが有効とされている¹⁾。しかし、リハビリを指導する理学療法士の人数は全国の理学療法関連施設を満遍なく満たすほど十分ではないのが現状である²⁾。一方、患者、特に高齢患者にとっては、一般の通院リハビリよりも理学療法士が患者宅を訪れる訪問リハビリの方が望ましい。しかし、訪問リハビリの実施はただでさえ十分ではない理学療法士数の問題をより深刻化させるため、(1)訪問リハビリの実施率が低いこと、(2)患者宅までの往復時間がかかるため、十分な治療時間がないこと、(3)ほとんど問題視されていないが、理学療法士は過剰な負担を背負っていること、(4)医療の地域格差が生じること、などの問題を生むこととなっている。この問題に対して、従来は身体運動を生成するための様々なリハビリ機器が開発されてきた^{3),4)}。また、理学療法士による遠隔リハビリを目指した映像による患者の症状把握の研究も行われている⁵⁾。

そこで本研究では、片麻痺患者の手首のリハビリを対象

として取り上げ、患者が訪問リハビリを受けると同等のリハビリが実現できる「在宅手首リハビリシステム」を提案する⁶⁾。ここで、「在宅」とはクリニックに居る理学療法士による治療を患者が在宅のまま遠隔で受けることを意味する。

このシステムができれば、理学療法士の不足が緩和されるだけでなく、高齢患者は通院に伴う肉体的、精神的、経済的負担から解放されることが期待できる。さらに、医療施設が整っていない過疎地に散在する高齢患者でも在宅での理学療法士によるリハビリが可能になる。

本論文は在宅手首リハビリシステム実現の第1段階として、遠隔で行う他動運動によるリハビリが可能な在宅手首リハビリシステムを開発する。まず患者の手首の他動運動の力学モデルをもとに、遠隔で行う他動運動によるリハビリを提案する。次に、理学療法士の動作を再現できる疑似療法士と患者の抵抗を再現できる疑似患者からなる空気圧駆動の在宅手首リハビリシステムを試作する。最後に患者を被験者とした検証実験を行い、試作したシステムが遠隔で行う他動運動が可能な在宅手首リハビリシステムとしての機能を有することを明らかにする。

2. 他動運動による在宅手首リハビリ

2.1 他動運動の特徴

リハビリ療法には表1に示すように、他動運動、自動運動がある⁷⁾。自動運動は、患者自身の筋力で動かす運動であり、患者の脳から出る命令により障害部位を動かすので、遠心性および求心性神経経路が刺激され、患者の脳の潜在能力が引き出される。一方、本論文が対象としている他動運動は、患者が他動的に動かされる運動であり、その反復

*平成21年5月14日 原稿受付

**東京工業大学大学院理工学研究科

(所在地：東京都目黒区大岡山2-12-1)

(E-mail: kitagawa@cm.ctl.titech.ac.jp)

***真岡中央クリニック リハビリ科

(所在地：栃県真岡市上高間木2-24-5)

により、各関節の角度変化に伴う筋肉の伸縮活動信号を脳に送り込むことができ、求心性神経経路が刺激される。本研究が目指すのは在宅手首リハビリであり、理学療法士と患者は互いに直接触れないが、両者とも触れているように感じる事が重要であるため、リハビリの際の両者に働く力の関係を詳細に検討する必要がある。そこで次節では手首の他動運動の力学モデルを検討する。

Table 1 Classification of rehabilitation exercise

	Explanation	Effective point
Passive exercise	Moving joints by external force	Afferent nerve stimulation
Active exercise	Moving joints by mind with assistance or resistance	Efferent and afferent nerve stimulation

2.2 手首の他動運動の力学モデル

健常者の手首には関節を曲げ伸ばしする伸筋及び屈筋があり、手首関節は張力が大きい側へ曲がる。筋肉は力発生器と抵抗の二つの機能を持つ特殊なアクチュエータと考えることができる。健常者の掌屈・背屈の手首曲げのモデルを図1に示す⁸⁾。Uは手首筋肉の力発生器の発生する力であり、抵抗に関するK, Cは手首の弾性および粘性を表すパラメータである。健常者の場合、U, K, Cは筋活動レベルによって変化する、さらにK, CはUによって変化する。したがって、力発生器が発生する関節トルクを τ_u 、手首関節を軸とする手の慣性モーメントをI、手首の角度を θ 、その自由位置での角度を θ_0 すると、運動方程式は式(1)のように表される。

$$\tau_u = K(\theta - \theta_0) + C\dot{\theta} + I\ddot{\theta} \quad (1)$$

Fig. 1 Dynamic model of able-bodied person's wrist

一方、本研究で対象とする片麻痺患者は、筋活動レベルが非常に低くなっており、力発生器は衰弱もしくは機能していないのでUは小さく、手首の抵抗K, Cは大きい。そしてその抵抗の大きさは患者の意思では変わらなくなっている。さらに、理学療法士はまず患者に「力を抜いてください」と言ってから他動運動によるリハビリを始めるため、一般に他動運動を行っている状態では患者の力発生器は機能していない。そのため、他動運動によるリハビリの際、

理学療法士が患者の筋肉の力発生器の代わりに患者の手首に力を加える必要がある。そこで、本研究では図1に示す健常者の手首の力学モデルを参考に、患者の手首とその他動運動によるリハビリの力学モデルとして図2に示すモデルを用いる。したがって、理学療法士が患者に与えるトルクを τ_{th} とすると、この場合の運動方程式は式(2)のように表される。

$$\tau_{th} = K(\theta - \theta_0) + C\dot{\theta} + I\ddot{\theta} \quad (2)$$

図2の上図のリハビリ動作を力学モデルで表現すると、下図のようになり、患者の手首は健常者に比べて力発生器がないため受動的と見なせ、また抵抗K, Cは短時間ではあまり変化しないものになっている。したがって、患者の手首を対象とする遠隔リハビリは十分可能と考えられる。

Fig. 2 Dynamic model of passive exercise with patient

2.3 遠隔で行う他動運動による在宅手首リハビリ

他動運動によるリハビリにおいては、理学療法士は患者からの反力を感じながら治療を行うことが重要である。さらに理学療法士と患者が話しながら行うこと、すなわちコミュニケーションは患者や家族に安心感を与えている。

そこで、本論文では、図2に示した患者手首の他動運動の力学モデルをもとに、理学療法士に代わって力を発生する「疑似療法士 (Pseudo-therapist)」をスレーブとし、患者の手首に代わって抵抗を発生する「疑似患者 (Pseudo-patient)」をマスタとしたマスタ・スレーブシステムを用いた遠隔で行う他動運動による在宅手首リハビリを提案する。この方法により、患者の筋肉の力発生器の代わりに理学療法士が疑似療法士を通じて患者の手首に力を加えることができる。一方、患者は疑似患者を通じて患者の手首の抵抗(硬さ)を理学療法士に伝えることができる。図3はその概念図であり、図の上半分はクリニックにある疑似患者とそれを操作する理学療法士を表しており、下半分は患者宅にある疑似療法士と治療を受ける患者を表している。さらに図の左半分の破線枠内で発生した力が図の右半分の

破線枠内の抵抗に加えられることも表している。結果として、疑似療法士が理学療法士の力を再現し、疑似患者が患者の抵抗を再現することになる。これによって図2と同様な動作を遠隔で実現することができる。

また、在宅患者と理学療法士の間の情報伝達の手段としては、どこでも利用できる一般のインターネットを利用すれば、リハビリに重要なコミュニケーションもインターネットを経由した映像と音声の通信によって容易に実現できる。

Fig. 3 Concept of rehabilitation by remote passive exercise

3. 在宅手首リハビリシステムの試作

理学療法士の力を再現する疑似療法士と患者の抵抗を再現する疑似患者を用いれば在宅手首リハビリが可能となることを前章で示した。本章では、疑似患者と疑似療法士の設計試作にあたり、両者にどのようなリハビリ動作が必要であるかを知るため、まず理学療法士のリハビリ動作を詳細に検討し、それをもとに疑似患者と疑似療法士を試作する。

3.1 理学療法士のリハビリ動作

手首のリハビリには、図4(a), (b)に示す掌屈・背屈(Dorsal/Palmar flexion)と図4(c), (d)に示す橈屈・尺屈(Radial/Ulnar flexion)という4つの基本動作がある。

Fig. 4 Basic motions for wrist rehabilitation

手首のリハビリは掌を開いて指を反らせて行くと手首関節周辺の筋肉が緊張して神経を刺激しやすくなるので効果

的となる。図5(a)は理学療法士が掌を開いた状態でリハビリを行う様子を示している。一方、多くの片麻痺患者は自力では掌を開けられないため、理学療法士はまず図5(b)①→②のように患者の閉じた掌を開いて指を反らせる必要がある。そこで本論文ではリハビリ動作としては掌屈・背屈動作を対象とし、疑似療法士の試作に当たっては、まず掌を開き、さらに指を反らせた状態に保つ構造とすることにした。

Fig. 5 Wrist rehabilitation with palm opening

3.2 疑似患者と疑似療法士の構成

試作したマスタとなる疑似患者を図6に示す。疑似患者は手首形にし、表面を人間の皮膚と似た弾力のある手首形ゴムカバー（指先から肘までの形を再現したもの）で覆った。図6(a)のように理学療法士がこれを両手で抱えて操作する際、あたかも実際の手首を抱えてリハビリを行っているように感じさせるためである。この疑似患者の手首形カバーの中は図6(b)に示すような構造になっており、圧力制御によってトルク制御が容易に行える空気圧ロータリーアクチュエータ（黒田精工株式会社製）を手首関節に設置してトルクを再現する。アクチュエータの出力軸に回転型ポテン

(a) Photo

(b) Mechanical structure

Fig. 6 Pseudo-patient device

ショメータと自作のトルクセンサを取り付け、回転角度とトルクを測定する。トルクセンサは図6(b)のように、超小型圧縮型ロードセル (LSM社製) を1自由度の支柱の両側に一個ずつ固定したものである。

一方、患者の手首を動かすスレーブとなる疑似療法士は装着の利便性を考え、図7(a)に示すように、患者の肘より先が簡単に入るよう凹形にし、手首は腕ホルダと掌ホルダで固定するようにした。手首関節の駆動は安全性を考慮してコンプライアンスが大きい空気圧ロータリーアクチュエータで行い、その角度とトルクの計測は疑似患者と同様に行った。患者手首の可動範囲を考慮し、空気圧ロータリーアクチュエータの揺動範囲は90°のものを選定した。さらに、通常硬く閉じてしまっている患者の掌を開くため、疑似療法士の先端には患者の指を挟んで開く指ホルダを取り付けた。これは180°回転可能な小型空気圧ロータリーアクチュエータで駆動され、図5(b)に示した理学療法士のように患者の掌を開くものである。指を開く際、指の回転中心は変化するので、指を挟む部分にはリニアスライドを設置し指に負担をかけないようにした。また患者の親指を反らすため、図7(b)に示すように親指をマジックテープで上方に引っ張って固定できるようにした。なお、柔らかく固定するため各ホルダ部分にはエアバッグとスポンジを詰めた。

(a) Mechanical structure

(b) Photo

Fig. 7 Pseudo-therapist device

図8は疑似患者および疑似療法士の空気圧ロータリーアクチュエータの駆動回路である。患者の反力を再現するため疑似患者と疑似療法士の制御には力帰還型バイラテラル制御⁹⁾を用いた。両者の制御式は次の2式で表される。

$$\tau_m = G_{mc}(s) \cdot (\tau_{th} - \tau_p) \quad (3)$$

$$\tau_s = G_{sc}(s) \cdot (\theta_m - \theta_s) \quad (4)$$

ここで、 τ_m と τ_s は疑似患者と疑似療法士のアクチュエータの駆動トルク、 τ_{th} は理学療法士が疑似患者へ加えるトルク、 τ_p は疑似療法士が患者へ加えるトルク、 θ_m と θ_s は疑似患者と疑似療法士の回転角度、 $G_{mc}(s)$ と $G_{sc}(s)$ は疑似患者と疑似療法士のPIDコントローラの伝達関数である。アクチュエータのバーン両側の部屋の圧力 p_{m1} 、 p_{m2} および p_{s1} 、 p_{s2} をそれぞれ2個の電空レギュレータ (SMC株社製) で制御することにより、疑似患者の場合はトルクを、疑似療法士の場合は角度を制御している。なお図が煩雑にならないよう、アクチュエータに接続されているその他の部分は記述を省略した。

(a) Pseudo-patient

(b) Pseudo-therapist

Fig. 8 Pneumatic circuit

4. 患者の手首による検証実験

試作した在宅手首リハビリシステムを用いた遠隔の他動運動による手首リハビリの可能性について、患者を被験者にした検証実験をクリニックにおいて行った。被験者となった患者のプロフィールを表2に示す。麻痺ステージはBrunnstrom stage III以上であるので、随意的な伸展は不能になっている¹⁰⁾。

Table 2 Profile of the patient

Medical history	Being left-paralyzed from 2002
Sex/Age	Male/62
Brunnstrom stage	Left upper limbs (III) Left lower limbs (IV) Left finger (III)
Range of motion	Dorsal (40°) Palmar (60°)
Others	Conscious impairment (+) Sense impairment (+) Spastic muscle Hearing (able) Talking (able)

4.1 検証実験：その1

最初に、疑似患者と疑似療法士をインターネットを介さずに直結した実験（検証実験：その1）を行った。

理学療法士の動作をできる限り再現するため、理学療法士と同様、次のような手順で行った。(1)肘より先を凹型の疑似療法士にセットし、手首より先は疑似療法士の可動部（図7のPalm holderおよびFinger holder）にエアバッグで固定する。(2)疑似療法士のFinger holderを回転させて親指以外の指を反らせた位置まで開き、さらに親指も反らせた位置にマジックテープで固定する。(3)理学療法士は疑似患者の前腕部分と掌部分を両手で抱えて操作し、患者の手首の抵抗を感じながらリハビリを行う。

手首の掌屈・背屈動作によるリハビリを行った際の疑似患者と疑似療法士の角度とトルクの測定結果を図9に示す。縦軸の角度は、疑似療法士のPalm Holderが直線位置から掌屈側に45°曲がったところを原点とし、背屈側に向かう角度である。疑似療法士は疑似患者の角度によく追従し、疑似患者は患者の手首の抵抗（トルク）をよく再現している。

Fig. 9 Experimental result in clinic (1)

さらに2.2節の図2に示した患者の手首とその他動運動によるリハビリの力学モデルの妥当性を確認するため、図9の結果をもとにモデルの同定を行った。予測誤差法を用い、 $K=0.0437$, $C=0.00132$, $I=0.108 \times 10^{-4}$ の同定結果を得た。また図9から得られる患者（疑似療法士）の角度とトルクの間を関係を図10に書き直し、 K 値と比較した結果、他動運動によるリハビリにおいては抵抗のうち弾性が支配的であり、2章で述べた力学モデルにより手首が近似的に表現できることが分かった。

4.2 検証実験：その2

本研究の目的は在宅手首リハビリシステムの実現にある。そこで疑似患者と疑似療法士の間にインターネットを模擬

Fig. 10 Relation between torque and angle of patient's wrist

した通信環境を構築し¹¹⁾、実験（検証実験：その2）を行った。

手首の掌屈・背屈動作によるリハビリを行った際の疑似患者と疑似療法士の角度とトルクの結果を図11に示す。図11の結果は図9に比べてインターネットに起因する時間遅れが見られるものの、疑似療法士は疑似患者の角度にほぼ追従し、疑似患者は患者の手首の抵抗をほぼ再現している。

Fig. 11 Experimental result in clinic (2)

4.3 考察

図9および図11に示したように、試作した在宅手首リハビリシステムは遠隔の他動運動による手首リハビリに最低限必要な基本的機能を有することが分かった。検証実験1および2を通じて得られた患者の感想と理学療法士の意見は以下のようにまとめられる。

患者：

- (1) 装着が簡単で、エアバッグとスポンジにより腕と手のひらと指が痛みなく固定でき、リハビリの際にずれや痛みがなかった。
- (2) 指を回転して反らせる際に指に負担がかからず、理学療法士のように指を開く感じがした。親指も気持ちよく反ってくれた。

- (3) 疑似療法士によるリハビリは理学療法士が直接行う場合とあまり変わらず、違和感はなかった。
- (4) 一定の角度内でしか動かないので安心。
- (5) 通院しなくても自宅で理学療法士のリハビリが受けられるようになれば私も家族も嬉しい。

理学療法士：

- (1) 形や感触が人体に似ているので操作し易い。
- (2) 疑似患者から患者の手首の反力が感じ取れたので他動運動によるリハビリを行っているという感覚があった。
- (3) 患者の家を訪問しなくても患者の症状が感じられ、他動運動によるリハビリができて便利である。

以上のように試作したシステムは遠隔の他動運動が可能で在宅手首リハビリシステムとしての機能を有することが分かった。

他動運動によるリハビリでは、外部からの刺激情報は末梢神経を経由して脳や脊髄などの中枢神経へ伝わるが、そのとき刺激情報を受け取った神経網内の細胞が何らかの反応を起こし神経回路が回復することを目的としている。実際に被験者となった患者は、手首リハビリを開始してしばらく後には麻痺した左側の上半肢がピクピクする感覚があったと述べた。理学療法士は、これは手首のリハビリが神経を刺激した結果であり、神経回路が回復の方向に向かう可能性があることを示すものと述べた。さらに、退院後の通院あるいは自宅療養が中心である維持期の患者のリハビリに本システムを用いれば、理学療法士は入院中の回復期の患者のリハビリをより多く行える点が有効であるとも述べた。

本論文では北京と東京間という国際間のインターネットで発生する比較的大きな約0.3秒前後の時間遅れを仮想的な通信環境として使った。そのため、理学療法士は反力に関して若干の時間ずれの違和感を感じたと述べた。しかしこの問題についてはインターネット通信技術の発展とともに解消される方向に向かうと考えられる。

5. 結 言

本論文は、片麻痺患者の手首リハビリを対象として取り上げ、遠隔で行う他動運動によるリハビリが可能な在宅手首リハビリシステムを開発した。まず理学療法士の動作を詳細に検討し、これを再現できる疑似患者と疑似療法士からなる空気圧駆動の在宅手首リハビリシステムを試作した。次に患者を被験者とした検証実験を行い、患者ならびに理学療法士の評価をもとに、試作したシステムが遠隔の他動

運動が可能な在宅手首リハビリシステムとしての機能を有することを明らかにした。

本研究は、遠隔で行う他動運動によるリハビリに続き、他動運動で得られた手首特性を活用した自動運動によるリハビリを検討する。それらの成果をもとに患者が訪問リハビリを受けると同等のリハビリができる在宅手首リハビリシステムの実現を目指す。

参 考 文 献

- 1) Kottke, F. J.: Therapeutic exercise to develop neuromuscular coordination, Krusen's handbook of physical medicine and rehabilitation, 452/479 (1990)
- 2) 佐々英達, 豊田堯, 鯨島健: 平成18年度診療報酬改定における緊急要望, 全日本病院協会, 1/1 (2006)
- 3) 安川電機: ベッドサイド型下肢運動療法装置, 日本メディックスリハビリテーション機器・福祉機器, 144/145 (2007)
- 4) 宮越浩一, 道免和久: 脳卒中片麻痺患者に対する上肢機能訓練装置の使用経験, リハビリテーション医学, 43-6, 347/352 (2006)
- 5) Yamashita, K., Kawamura, T.: An analysis of a new method for estimating the range of hand motion using tele-rehabilitation, Japanese journal of medical physics, 24-4, 162/168 (2004)
- 6) 修震, 塚越秀行, 井戸聞多, 北川能, 留滄海: Internet-based telerehabilitation system for wrist with single-master and multi-slaves, 計測自動制御学会システムインテグレーション部門講演会, 785/786 (2005)
- 7) Doering, T. J., et al.: Passive and active exercises increase cerebral blood flow velocity in young, healthy individuals, American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation, 77-6, 490/493 (1998)
- 8) 伊藤広司, 伊藤正美: 生体とロボットにおける運動制御, 計測自動制御学会, 133/146 (1991)
- 9) 小林尚登他: ロボット制御の実際, 計測自動制御学会, 228/241 (1997)
- 10) 脳卒中合同ガイドライン委員会 (編): 脳卒中治療ガイドライン2004, 228/229 (2004)
- 11) 修震, 北川能, 留滄海, 塚越秀行, 呉平東: インターネットを用いた空気圧マスタ・スレーブシステムのバイラテラル遠隔制御に関する研究, 日本フルードパワーシステム学会論文集, 44-3, 37/42 (2009)