テラメイドリハビリのための 上肢運動機能リハビリ訓練支援システムの開発 - 筋力評価支援システムの開発 -

Development of Rehabilitation Training Support System of Upper Limb for Personalized Rehabilitation - Development of Muscle Evaluation Support System -

○古橋 裕一(名工大), 永崎 雅也(名工大), 青木 聡将(名工大)
正 森田 良文(名工大), 鶴飼 裕之(名工大), 松井 信行(名工大)

○Yuichi FURUHASHI, Masaya NAGASAKI, Toshimasa AOKI,
Yoshifumi MORITA, Hiroyuki UKAI and Nobuyuki MATSUI,
Nagoya Institute of Technology, Gokiso-cho, Showa-ku, Nagoya, Aichi

Key Words : Medical and Welfare Assistance , Robot, Measurement, Personalized Rehabilitation, Upper Limb, Manual Muscle Test

1. 緒言

現在, 高齢化や少子化に伴いリハビリの必要な高齢者が増加し, リハビリを行う療法士の負担の増加が社会的な問題となっている. このような背景から本研究では, ロボット運動制御技術を導入し, 患者一人一人に適したリハビリ訓練を実現する「テラメイドリハビリ」を提唱し, 患者一人一人のためのリハビリロボットの実現を目指している. 提案ロボットシステムでは, テラメイドリハビリを実現するため, 患者の身体的特徴や回復具合に適した訓練軌道で負荷抵抗訓練が実施できることや, 科学的根拠に基づく医療の確立の要望から, 治療効果の定量的評価が実現できることなどが必要となる. このような開発の中で, 療法士からのニーズを具現化する一例として, 文献(1)では筋力評価支援システムの概要を提案した. 本稿では具体的な評価手順の提案と固定器具の開発, また抵抗力制御法の開発ならびに検証を行った.

2. 3次元リハビリ訓練支援ロボット

Fig.1 に開発したリハビリロボットを示す. 療法士の治療経験を活かすために, 療法士は患者と一緒にロボットを操作することで訓練メニューを作成し, この訓練メニューを患者が実施する. このために, 1) 訓練軌道作成モードと 2) 訓練実施モードからなる教示訓練機能を用いることで, 患者一人一人に適した訓練軌道の作成が可能となる. この教示訓練機能とは, 産業用ロボットのティーチング・プレイバックに似ている. ただし, ティーチングされるのはグリップの軌道であるが, プレイバックではグリップが軌道上を自動的に動くのではなく, 人間が自らの意思でグリップを軌道上で動かせる機能である. よって本研究では, 患者自らがグリップを動かして訓練を行う自動訓練を想定している. この教示機能を用いることで療法士自らが様々な訓練メニューを作成し, 治療に利用することが出来る. さらに, 療法士からの要望として, 窓拭き訓練, ハンドル訓練, アームレスリングなどが挙げられ, それらの訓練メニューを作成することも可能である(2).

3. 筋力評価支援システム

リハビリテーションにおいて, 患者の身体状態を評価するのに様々な評価法が用いられている. その中に MMT (Manual Muscle Test, 徒手筋力テスト) がある. MMT は, 臨床現場で多く用いられる筋力検査法で, 末梢性の弛緩性麻痺, 廃用性筋萎縮, 軽度の痙攣性麻痺などの筋の評価に用いられ, 筋毎に 6 段階で評価される.

Fig.1 3D rehabilitation training support robot

MMTには抑止テストと抗抵抗自動運動テストの二種類がある. 抗抵抗自動運動テストは抵抗に逆らって腕を動かすことで患者の訓練にもなり, 将来的に評価と訓練を同時に行えることを想定しているため抗抵抗自動運動テストの評価方法を参考にする. 抗抵抗自動運動テストとは, 運動が起こっている間に, 検査者は運動の方向と逆方向に徒手抵抗を加え, 被験者が耐えられる最大の抵抗に達して, 運動が起こらなくなるまで抵抗を加え続けるものである(3). 現在MMTには検査技術の熟練が必要であり, 検査者の主観的な判断による部分が大きく, 他の検査者が行ったデータとの比較には再現性がないなどの問題点が指摘されている. そこで, ロボットの援用による測定と定量的評価を行うことを考える.

Fig.2 MMT using the robot

Fig.2 は被験者の筋力評価をロボットを用いて行う様子の写真である. Fig.2 では, 肩関節の屈曲時に使用する屈曲筋(三角筋前部及び中部, 烏口腕筋, 大胸筋上部, 前鋸筋)の筋力評価を行っており, 図中の矢印はロボットが評価のために発生する力の方向を示している. 肩関節屈曲の測定範囲は 0~90° となる. またその他にも肩関節と肘関節の 10 種類の筋力の評価が可能である. 評価手順は以下のようになる.

- 1) 本ロボットのアームと患者の腕を固定する. この際ロボットアームを患者の前腕あるいは上腕に固定するため Fig.3 に示す固定器具を新たに開発した.

Fig.3 Arm brace

- 2) 療法士が患者の腕を動かしながら、患者の評価軌道の獲得を行う。この際、2節に示した教示機能の訓練軌道作成モードを用いる。
- 3) 療法士の介助の下、ロボットを用いて患者の筋力評価を行う。この際、教示機能の訓練実施モードを用いる。

以上がロボット援用によるMMTの流れである。またこの時、本ロボットに求められる制御機能として、常に患者の評価の運動とは反対方向に一定の抵抗力を出すことが必要となる。評価軌道上で運動と反対方向に抵抗力を出すことは患者の評価軌道を獲得することで可能となる。また、一定の抵抗力を出すための制御手法については次節に示す。

4. 抵抗力制御法

ロボットアームの制御には、位置ベースのインピーダンス制御が用いられており、そのブロック図をFig.4に示す。インピーダンス制御は、グリップに機械的なインピーダンス特性をもたせることができ、パラメータを変更することで希望の抵抗力を出すことができるため用いている。

Fig.4 Block diagram of impedance control

Fig.5 Coordinate system

インピーダンス制御に用いる座標系をFig.5に示す。 P_{Gn-1} , P_{Gn} , P_{Gn+1} は記憶された目標位置の時系列データとする。 Σ_n は現在のグリップの位置に対応した座標系であり、 P_{Gn} から P_{Gn+1} 方向を X_n 軸の正の方向とし、 Y_n 軸及び Z_n 軸と直交系をなすものとする。 P_{Gn} から P_{Gn+1} との間の距離を L_n とする。グリップの現在位置 P_{Gn} の X_n 成分が L_n より大きくなった場合、座標系は次の目標位置 P_{Gn+1} の座標系 Σ_{n+1} に切り替わる。またグリップの現在位置 P_{Gn} の X_n 成分が負になった場合は、一つ前の目標位置 P_{Gn-1} の座標系 Σ_{n-1} に切り替わる。グリップに与えるインピーダンス特性は式(1)で表される。

$$\begin{aligned} f_x &= M_x \ddot{x} + D_x \dot{x} \\ f_y &= M_y \ddot{y} + D_y \dot{y} + K_y y \\ f_z &= M_z \ddot{z} + D_z \dot{z} + K_z z \end{aligned} \quad (1)$$

ここで M_x, M_y, M_z は仮想慣性係数を表しており、

D_x, D_y, D_z は仮想粘性係数を表している。また K_y, K_z は仮想弾性係数を表しており、 K_y, K_z の値を非常に大きくすることでグリップを軌道上に拘束することができる。このようにインピーダンス制御ではグリップに機械的インピーダンス特性を与えることが出来るが、一定の抵抗力を発生することが出来ない。そこで D_x を式(2)に置き換え、速度や加速度に応じて可変とする。

$$D_x = (F_d - M_x \ddot{x}) / \dot{x} \quad (2)$$

ここで F_d は抵抗力の目標値である。ただし速度 $\dot{x}$ が分母にあり、これが0のときに発散してしまうことを防ぐため、 $\dot{x}$ の値に下限を設けている。また速度 $\dot{x}$ と加速度 $\ddot{x}$ の値は、位置と速度の差分とフィルタから計算して導出した。式(2)を式(1)に代入すると $f_x = F_d$ となり、進行方向の力 f_x が目標の抵抗力 F_d と一致していることが確認できる。また D_x が定数の時と式(2)を用いた時の力と速度の時間応答をそれぞれFig.6とFig.7に示す。今回は抵抗力制御法の有効性を検証するため、円軌道を用い、それ上で任意に速度を変化させた。またこの時、 $F_d = 15$ [N]と設定した。Fig.6では速度の変動に応じて力も変化しているが、Fig.7では速度が変動しても力が15[N]で一定となっていることが確認できる。これにより抵抗力制御法の有効性の確認が出来た。

Fig.6 Relationship between velocity and force (D_x =constant)

Fig.7 Relationship between velocity and force using Eq.(2)

5. まとめ

3次元リハビリ訓練支援ロボットにおいて、筋力評価支援システムの評価手順の提案と固定器具の開発、抵抗力制御法の開発ならびに検証を行った。本システムにより、従来経験的に評価されてきた患者の筋力を定量的に評価することが可能となる。また検査技術の均一化、療法士の負担軽減等が期待できる。今後の課題として、療法士との意見交換や、臨床現場での実験を通して、本システムの有効性の検証を行うことが挙げられる。

文献

- (1) 古橋、永崎、森田、鶴飼、松井、"3次元リハビリ訓練支援ロボットを用いた筋力評価支援システムの提案",平成20年度電気関係学会東海支部連合大会, O-248, p.21, 2008.
- (2) 永崎、古橋、青木、森田、鶴飼、松井、"テラーメイドリハビリのための上肢運動機能リハビリ訓練支援システムの開発", 第9回(社)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, 3K1-1, pp.1281-1282, 2008
- (3) Helen j.Hislop, Jacqueline Montgomery 著, 津山直一訳, "新・徒手筋力法" 原著第7版, pp.2-3,2003