解 説

人体の関節特性を模擬する患者ロボット

Patient Robots Simulating Joint Characteristic of Human Body

升 谷 保 博^{*1} 西 村 敦^{*2}Yasuhiro Masutani^{*1} and Atsushi Nishimura^{*2} ^{*1}Osaka Electro-Communication University ^{*2}Osaka College of Rehabilitation

1. は じ め に

医療福祉は人間を対象とした技術であり、その学習のために、教材として人体や患者を用いざるをえないことがある。しかし、様々な制約の中でふさわしい症例を経験できないことがあり、また、生身の人間相手に何度も反復練習をすることはできないという問題がある。このような問題を解消するために、医学教育では、古くから人体や患者を模擬するモデルが用いられており、「シミュレータ」と呼ばれている。これは、かなり広い意味に使われており、コンピュータのソフトウェアから人間による模擬患者まで含むようである。これらの中で、実体を持ちセンサとアクチュエータを備えてコンピュータで制御されたものは「患者ロボット」と言っていいたい [1]。医学教育用の患者ロボットの事例としては、心肺蘇生訓練用や麻酔訓練用などがあり、米国では 1970 年代から研究が行われている。現在では、様々な目的のものが研究されており、比較的安価な製品として実用化されているものもある。

最近では、シミュレータを活用した医学教育を研究、開発、普及する団体が、国内だけでもいくつも活動しており（例えば、文献 [2]）、大学の医学部などには専用の訓練施設が設置されている（例えば、文献 [3]）。このような教育のために、ロボティクスやメカトロニクスは鍵となる技術である。ただし、全体の中でロボットは一つの要素に過ぎず、カリキュラムや教授方法と伴って効果を発揮する。

以上のような患者ロボットは、医師や看護師の教育用には多数の事例があるが、これまで理学療法士（Physical Therapist, 以下 PT）の養成を目的としたものは見当たらなかった。本稿では、以下で PT の養成を支援する患者ロボットについて述べ、特に筆者らの開発した人体の関節特性を模擬する下肢ロボットの事例について紹介する。

2. 理学療法士の養成を支援する患者ロボット

2.1 背景

病気や外傷などでリハビリテーションが必要になった場合、理学療法は重要な役割を果たす。その理学療法を施行するのは主に PT である。超高齢化社会を迎える日本では、適切なりハビリテーションを行うことができる医療システムの構築が必要であり、優秀な PT を多く養成することが求められている。

PT の根幹を成す技術は、患者の各関節の動きを理解し、その問題を評価、さらに問題を改善するために適切な動かし方で治療することである。その技術の習熟には繰り返し練習が欠かせないため、大学、専門学校などの理学療法士養成校では徒手による技術を身につけるために実習が重視されている。養成校では、まず学内で学生同士が患者役と PT 役に分かれて人体に触れて学習する。これは、多くの場合、健常者である学生同士で行われるので、正常関節での練習となる。学生は、その後の臨床実習で問題を有する関節に接することになる。学生同士の正常関節での練習は、比較的繰り返し経験できる。一方、問題を有する関節での練習は、患者の理解と協力があってできることなので、理学療法士となり臨床の場に出るまでに経験できる症例および練習回数は限られてくる。

このような実情を改善するために、実際の患者の代わりとなり理学療法の手技の練習台となる患者ロボット、およびそのロボットを用いた教育プログラムを開発することになった。これは、筆者の一人が PT 養成校の相談を受けたことをきっかけに始まり、大阪市の助成を受けて企業とともに設立したコンソーシアムの下で行われた。

多くの関節の中で膝関節の実習は、理学療法で最も典型的で重要である。そこで、筆者らは患者ロボットの第 1 段階として、人体の下肢、特に膝関節の運動に注目し、その特性を模擬する下肢ロボットを開発することになった [4] [5]。図 1 にロボットの使用例の概念図を示す。その後、同様の考え方の研究開発として、肘関節 [6]、手の指関節 [7]、足関節 [8] の模擬を目指すものが現れた。

原稿受付 2008 年 1 月 22 日

キーワード: Patient, Human Body, Joint, Rehabilitation, Physical Therapist, Training

^{*1}〒 575-0063 四條畷市清滝 1130-70^{*2}〒 530-0043 大阪市北区天満 1-17-3^{*1}Shijonawate-shi, Osaka^{*2}Kita-ku, Osaka-shi, Osaka

図1 理学療法士養成支援下肢ロボットのコンセプト

2.2 目標とする機能

PTの養成を支援するために関節運動を模擬するロボットの機能について検討した結果、以下の要件を目指すことにした。

- (1) 制御ソフトウェアを変更することで、単一の機構でも様々な問題のある関節を含む特性を模擬できること。
- (2) 関節の特性などに再現性があること。
- (3) ロボットが持つセンサで測定したデータをその場で見るだけでなく、個々の学習者ごとに記録できること。この測定データから学習者の手技の定量的な評価が可能である。また、データを蓄積することにより学習者の習熟度が分かる。
- (4) 実際の人間のような反応や治療のシナリオを設定すること。これにより適切な手技を行えているかどうかを知ることができ、学習効果の向上が期待できる。

2.3 症例の模擬

前述のように患者ロボットを用いることの利点の一つは、臨床実習で繰り返し十分経験できるとは限らない症例の模擬体験が可能となることである。筆者らのロボットでは、関節の可動域（Range of Motion, 以下 ROM）に制限のある関節、筋緊張異常である痙縮と固縮の状態、および筋力が低下した状態の模擬を目指すことにした。

ROMの制限は骨関節疾患、脳卒中、脊髄損傷などの疾患の中で日常的に見られる機能障害の一つであり、骨性、筋性、結合組織性など様々な原因によって発生する[9]。

痙縮は筋緊張が増強して腱反射が亢進した状態で、脳卒中などによる上位運動ニューロン障害で発症する。関節を受動的に動かしたときに、動かし始めは抵抗が大きく、あるところから急に小さくなる「折りたたみナイフ現象」を呈する。この現象は関節を速く動かすほど強く現れる[9]。

固縮は屈筋も伸筋も筋緊張が亢進した状態で、大脳基底

核の病変であるパーキンソン病などで現れる症状である。関節を受動的に動かしたときに一定の抵抗感としてとらえられる[9]。

筋力低下は正常レベルの力を生成できない状態と定義され、上位運動ニューロンならびに下位運動ニューロンが損傷した場合の運動機能の主要な機能障害である[10]。

実際の患者では、おのおの、障害の程度に差があり、また複数の部位に障害を受けていることもあるので、典型的で明らかな痙性麻痺のみの症状が現れないことが多い。ロボットで複数の典型的な症例を体験することは、複雑な障害を持つ患者の関節の理解にも役立つと考えられる。

2.4 学習項目

患者ロボットによる学習項目として以下を目指す。

- (1) 徒手筋力テスト
- (2) 関節可動域測定
- (3) 徒手による関節可動域運動
- (4) 筋力増強運動

上記(1)、(2)は患者の筋や関節の問題を知るための測定、(3)、(4)はその問題を改善するための治療である。

3. 関節特性を模擬する下肢ロボットの開発例

前章のような検討を踏まえて、膝関節の運動を模擬する下肢ロボットを開発することになった。まず、最初に決めたことは、膝関節を1軸性関節とし、ダイレクトドライブ（以下DD）モータで駆動することである。人体の膝関節の運動は、大腿骨と脛骨が接しながら滑り転がることによって生じており、また、その主たる運動以外の動きも学習の上で重要であることは分かっていたが、実用性を重視して1軸性関節とした。また、実用性や制御性に優れた電気モータを使うことによって、機械的なハードウェアではなく、ソフトウェア制御によって人体の関節の特性を模擬し、ソフトウェアの切り替えによって多様な特性を表現することにした。

このコンセプトを基に第1試作機を開発し[4]、PTの方々に評価していただいたところ様々な問題が明らかになった。そこで、それを踏まえて第2試作機を開発した[5]。以下ではそれを紹介する。

3.1 システム構成

下肢ロボットシステムの外観を図2に示し、下肢部の機構の模式図を図3に示す。下肢部の骨格は、大腿部、下腿部、足部の三つの部分よりなり、その間に股関節、膝関節、足関節がある。

前述のように、膝関節は、1軸性関節としてピッチ軸まわりのみ回転する。人体の関節特性を模擬するには、減速機によるバックラッシュや摩擦が問題となる。そこで、アクチュエータとしてDDモータ（最大出力トルク45[Nm]）を採用した。これを股関節付近に配置し、減速比1/1のタ

図2 下肢ロボットの試作機

図3 下肢ロボットの試作機の機構概略

イミングベルトとプーリで動力を膝関節まで伝達している。一方、股関節と足関節は受動的である。

膝関節の下の下腿部のリンクの付け根に6軸力覚センサを取り付けている。これによって、学習者が下腿部に加えた力とモーメントを測定する。

骨格の周囲には樹脂製の外装を被せている。第1試作機では、人体の外形を模した発泡樹脂の上に柔軟樹脂を被せたものであり、外見は人体に近いものであったが、触った際の骨の感触が表現できておらず不評であった。そこで、第2試作機では、義肢装具製造会社の協力を得て、外形を人体に似せるだけでなく、骨格指標を有し、場所によって剛性が異なり、かつ、関節の動きを極力妨げないような工夫を重ねた。また、各部位の質量分布は、人体に近くなるように調整している。

制御用コンピュータには一般のPCを用い、OSにART Linuxを使用して周期1[ms]でトルク指令値を計算している。

3.2 トルクモデル

前述のように筆者らの開発したロボットでは、ソフトウェアによる制御で人体の関節特性を模擬する。これは、受動的な特性であれば、関節のトルク τ を角度 θ や角速度 $\dot{\theta}$ の関数として $\tau = \tau(\theta, \dot{\theta})$ と表現することである。人体の各関節のROMや受動抵抗についてはデータベース化されているが[11]、様々な障害による症状を数学的なモデルで

図4 ROM 終末感のトルクモデル

図5 痙縮のトルクモデル (伸展時)

表現する知見は見つけられなかった。そこで、第1段階としては、経験豊富なPTとの議論に基づきトルクモデルをパラメータ化し、「現物合わせ」で関節特性を模擬することにした。パラメータの調整が容易にできるようにGUIを導入し、PTがロボットに触りながら調整を繰り返した。

以下では、その一部として受動的な関節特性モデルの表現について紹介する。

3.2.1 ROM 制限と終末感

ROMの終端における反力トルクを、モータの制御で模擬することによってROM制限を設定する。ROMを制限している原因には骨・軟骨によるもの、筋によるもの等があり、それぞれ終末感が異なる。そこで、ROM端角度 θ_{Le} 、 θ_{Lf} とそれらの角度におけるトルク τ_{Le} 、 τ_{Lf} トルク変化率 k_e 、 k_f 、および、トルクを提示する角度区間 $\Delta\theta_e$ 、 $\Delta\theta_f$ を指定して、図4のようにトルク表現した。

3.2.2 痙縮

伸筋の痙縮（折りたたみナイフ現象）を模擬するために、完全伸展位（ $\theta = 0$ ）でのトルク τ_{J0e} 、抵抗が急に小さくなる角度 θ_{Je} とそのときのトルク τ_{Je} 、および抵抗が急に小さくなる角度から抵抗を0にするまでの角度区間 $\Delta\theta_{Je}$ を指定し、各点を直線で繋いでトルクを表現した（図5）。これに関節速度の依存性を表す粘性抵抗トルクを加えたものを伸筋モデルとした。屈筋の場合も同様である。

3.2.3 固縮

他動運動時、固縮は一定の抵抗感としてとらえられる。そこで、固縮をクーロン摩擦のような関節角度および関節角速度に依存しないある一定のトルクを与えることで表現する。

図6 理学療法士養成校における実証実験

3.3 計測

膝関節と股関節の角度と6軸力覚センサの計測値は、コンピュータの画面上に実時間でグラフとアニメーションで表示される。学習者は、それを見ながら自分の手技を定量的に確認することができる。また、別の回のグラフと重ねて表示できるので、熟練者との比較や学習者同士の比較を容易に行うことができる。これらの機能は、学習効果や動機付けの向上に有用である。

3.4 実証実験

開発した下肢ロボットをPT養成の専門学校に持ち込み、実証実験を行った。図6にその様子を示す。詳細は省略するが、第2試作機では、教員や学生64名に4種類の関節特性を体験してもらい、アンケートを取った。自由記述の回答では、臨床実習に出るまで触れることのできない症例を体験できることが良いというものが多かった。しかし、終末感や徒手筋力テストにおけるトルクモデルに関する不満が多く、また、関節包内の運動や軟部組織の表現ができていないなどの機構に関する指摘もあった。さらに、学生20名を対象とする授業(計2回)でも使用し、その際の教育的効果について検討した。実施後のアンケートによると、力覚センサの計測値をその場で確認できたり、指導者の値と比較できたりすることを評価する意見が多かった。

4. おわりに

本稿で紹介した下肢ロボットは、人体の仕組みを解明する工学モデルではないので、機構の面でもトルク発生モデ

ルの面でも実際の人体とは大きく異なっており、人体の特性を模擬できる範囲も限られている。しかし、そのようなものであっても、養成校で実証実験を行ってみると、学生の評判は良く、教材としての有用性を確認することができた。また、当初は懐疑的であったPT養成校の教員からは、より具体的な要望や新たな使い方の提案があり、実用化に向けての一步を踏み出したと感じている。今後は、ハードウェアの改善とともに、ソフトウェアの充実とカリキュラムの開発を進めていく予定である。

謝辞 本研究は大阪産業創造館が運営・管理するロボットラボラトリーにおいて、大阪市の大阪発!次世代ロボット実用化プロジェクトの助成を受けて行われた。開発当時の「RTサポーテッドケアコンソーシアム」の他のメンバーである和倉慎治氏(アサヒ電子研究所)、田村昭夫氏(アスペック)、児島満氏(児島電機)、新田久美子氏(ニッタモケイ)に感謝する。

参考文献

- [1] 菊池眞:“医学教育におけるロボット”, 日本ロボット学会誌, vol.3, no.6, pp.569-573, 1985.
- [2] モデル&シミュレーション医学教育研究会: <http://square.umin.ac.jp/model/>
- [3] 慶應義塾大学医学部クリニカルシミュレーションラボ: <http://www.med.keio.ac.jp/csl-web/>
- [4] 牧田忍, 浦岡繁宣, 升谷保博, 西村敦:“理学療法士の養成を支援する下肢ロボットの開発”, 第23回日本ロボット学会学術講演会予稿集CD-ROM, 1J34, 2005.
- [5] 浦岡繁宣, 牧田忍, 升谷保博, 西村敦:“理学療法士の養成を支援する下肢ロボットの開発—第2試作の開発と実証実験”, 第24回日本ロボット学会学術講演会予稿集CD-ROM, 1I34, 2006.
- [6] 藤澤友浩, 李虎奎, 高木基樹, 高橋良至, 井上薫, 寺田尚史, 足立吉隆, 川上幸男, 米田隆志:“上肢疾患シミュレータの開発に関する基礎研究”, 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会'06講演論文集, 2P2-A20, 2006.
- [7] 毛利哲也, 川崎晴久, 梅林克哉, 西本裕, 下村尚之, 石樽康彦:“リハビリテーション教育訓練用ロボットハンドの研究開発”, 第24回日本ロボット学会学術講演会予稿集CD-ROM, 2I25, 2006.
- [8] 菊池武士, 山口紗代, 小田邦彦, 古莊純次:“MRクラッチを用いた足部座性シミュレータの開発”, 第8回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論文集, 3I3-5, 2007.
- [9] 望月久, 山田茂 編:筋機能改善の理学療法とそのメカニズム, ナップ, 2001.
- [10] A. Shumway-Cook and M.H. Woollacott, 田中繁, 高橋明 監訳:モーターコントロール 原著第2版, 医歯薬出版, 2004.
- [11] デジタルヒューマン技術協議会:人体特性文献データベース. <http://www.dh.aist.go.jp/bodyDB/>

升谷保博 (Yasuhiro Masutani)

1989年大阪大学大学院基礎工学研究科物理系専攻博士後期課程中退。同年大阪大学基礎工学部助手, 1995年同講師, 1997年大阪大学大学院基礎工学研究科講師, 2003年同助教授を経て, 2005年大阪電気通信大学総合情報学部教授, 現在に至る。ロボットの知能化に関する研究に従事。博士(工学)。計測自動制御学会, IEEE各会員。(日本ロボット学会正会員)

西村 敦 (Atsushi Nishimura)

1977年国立療養所近畿中央病院附属リハビリテーション学院理学療法学科卒業。同年理学療法士国家資格取得。1979年金沢大学医療技術短期大学教官, 1984年藍野学院専任教員, 1988年大阪府済生会吹田病院リハビリテーション科技師長, 1996年大阪府立看護大学医療技術短期大学非常勤講師, 2000年学校法人福田学園大阪リハビリテーション専門学校教育局長, 現在に至る。2005年から大阪府立大学非常勤講師。(社)日本理学療法士協会代議員。2007年(社)大阪府理学療法士会会長。