

平成 21 年 5 月 29 日現在

研究種目：基盤研究(C)

研究期間：2007～2008

課題番号：19500454

研究課題名（和文） リハビリ教育訓練用ロボット開発のための四肢の運動制御の体系化

研究課題名（英文） Systematization of motion control of extremity for development of rehabilitation educational and training robot.

研究代表者

百生 登 (MOMOSE NOBORU)

富山商船高等専門学校・電子制御工学科・准教授

研究者番号：80239590

研究成果の概要：

理学療法士の手技訓練用二関節脚ロボットを開発した。ロボットには従来の各軸を駆動する2つのアクチュエータに加えて、ヒトに備わっている二関節筋を模倣し、二つの軸に跨がって作用する第3のアクチュエータが装備されている。従来の単関節駆動型のロボットでは実現が困難であったヒトと同様な力出力、剛性特性が、本リハビリ教育訓練用ロボットでは、3つのモータを対応する拮抗筋の活動レベルを模倣した制御により実現した。

交付額

(金額単位：円)

	直接経費	間接経費	合計
2007年度	2,400,000	720,000	3,120,000
2008年度	1,100,000	330,000	1,430,000
年度			
年度			
年度			
総計	3,500,000	1,050,000	4,550,000

研究分野：総合領域

科研費の分科・細目：人間医工学・リハビリテーション科学・福祉工学

キーワード：運動療法学、教育訓練ロボット、二関節筋

## 1. 研究開始当初の背景

社会生活に復帰するためのリハビリテーションに対する要望の高度化や、理学療法士数の飛躍的増加により、質の確保がますます重要となっている。そのなかで、実際に患者と向かい合って、評価や訓練を行うリハビリテーション手技の教育が重要となるが、療法士の資格を持たない生徒が実際の患者を診る機会は極めて少なく、学生が互いに患者役となって実習を行っているのが現状であり、様々な症状に対して繰り返し訓練することは困難である。

一方、ロボットの研究・開発においては、

ヒトやイヌなどの動物の形態を模したロボットが多数開発され、その滑らかな運動が注目を集めている。そのなかで医療介護分野における教育訓練用のロボットが新しいロボットの可能性として注目されている。しかしながら、これらのロボットはヒトや動物の形を模してはいるが、機構は産業用ロボットの延長上にあり、1つの関節を1つのアクチュエータで駆動するのが一般的である。ところが、ヒトをはじめとする動物の四肢には、図1に示すように、さらに2つの関節に同時に作用するアクチュエータである二関節筋が存在する。

従来の運動学では2つの関節に同時に作用するアクチュエータは冗長であってその概念すら無かった。従って、二関節同時駆動アクチュエータを装備している動物の四肢では、従来のロボット工学とは異なった運動学が支配していると考えなければならない。例えば、エンドエフェクタでの力出力を得るためには各関節トルクを決定してやればよいが、動物の四肢の運動制御ではさらに筋力のレベルまで考慮しなければならない。二つの関節に同時に作用する二関節筋の存在は、二つの関節トルクは独立ではないことを示している。それにも関わらず、従来の運動学の体系を用いて生体の運動を理解しようとする現在の機運は、従来の運動学では解釈できない現象に遭遇しているリハビリ臨床の現場で問題視されており、二関節筋を考慮した運動学の重要性が認識されつつある。

## 2. 研究の目的

研究者らはこれまで、一関節筋と二関節筋の強調による筋骨格系の運動制御理論を展開し、ヒト四肢先端での力制御、剛性制御、軌道制御の関係を明らかとしてきた。現在、ヒトや動物の持つ滑らかで力強く、かつ柔らかい運動制御のロボット工学的応用を目指して研究を行っている。さらに、従来のロボットマニピュレータにおけるインピーダンス制御やコンプライアンス制御手法など、ロボット工学的手法の生体機構学的な解釈を試み、ロボットと生物をつなぐ新たな制御理論の展開を目指している。本研究により、生体機構学的知見のロボットへの応用のみならず、生体と同じ機構を持つロボットの制御理論が身体運動学や比較解剖学の発展に貢献すると考えられる。

その中で本研究課題は、よりヒトの特性に近いリハビリ教育訓練用ロボットとするために、ヒトを初めとする動物が普遍的に有する二関節同時駆動アクチュエータをロボットに適用し、関節障害の機序の解明とそのリハビリ教育訓練用ロボットでの再現、さらには二関節同時駆動アクチュエータを備えたロボットの運動制御法の確立を目的とする。教育訓練用ロボットでは、関節可動域テスト、関節可動域訓練、筋力強化訓練や患者の筋肉の力がどの程度あるかを調べる徒手筋力テストの訓練などが対象となり、ロボットの先端での力出力特性、剛性特性の再現が重要となる。

## 3. 研究の方法

理学療法士の感じる外力は、患者の筋活動により生じる。理学療法士は適切に患者の筋活動を把握し、必要な外力を与えなければならない。また、理学療法士の訓練のためには教育訓練用ロボットで患者の疾患を模擬し、

筋の活性度に基づいた作業空間での力、剛性が発揮されなければならない。

本研究課題は機能的実効筋理論に基づいて行われる。動物の四肢、例えばひと上肢の場合、肘関節の屈曲伸展にかかる平面内の運動に関与する筋群は、肩の屈曲筋および伸展筋、肘の屈曲筋および伸展筋と拮抗する二関節筋の6つの筋群に機能的に分類することができる。これを機能別実効筋と称している。この6筋の協調により上肢の力出力と剛性が制御されている。中枢神経系の障害によって生じる痙縮などは、これらの機能別実効筋が過緊張を起こすことによって生じるため、教育訓練用ロボットではこの6筋全てを考慮する必要がある。その上で、理学療法士など実際に治療を行う専門家に訓練用ロボットを使用してもらい、障害の発生機序を再現することにより、二関節同時駆動アクチュエータを有する訓練用ロボットの有効性を検証する。

(1)従来の関節座標系を用いた運動方程式を作業空間や関節空間での運動方程式で表現することにより、四肢先端での力出力、剛性、粘性特性と筋の活性度との関連を明らかとする。

生体内で発生した筋力は関節トルクとなり、作業空間での力の出力となる。同時に、拮抗筋の作用により関節剛性、作業空間での剛性が生じる。しかしながら、システムの冗長性により理学療法士が感じる患者の力や剛性から各筋の活性を一意に求めることはできない。エネルギー消費量の最小化などの最適化手法はこの場合用いることはできない。従って、症例の詳細な調査によって各筋の活性を決定する必要がある。本研究課題ではそれぞれの拮抗筋ペアを一つのモータで実現するため、それぞれのモータのトルクと剛性が拮抗筋ペアの収縮力と弾性に相当する。

(2)二関節同時駆動アクチュエータを有する訓練用ロボットを試作する。

### ・機構

対象をヒト下肢とする。ヒト下肢には股関節、膝関節、足関節それぞれの拮抗一関節筋ペアと股関節と膝関節に同時に作用する拮抗二関節筋ペア、足関節を底屈させると同時に膝関節を屈曲させる二関節筋の4対と1本の筋が作用している。本研究課題では、足関節を固定とし、股関節、膝関節に関わる3対の拮抗筋を対象とする。

### ・アクチュエータ

二関節筋の機構を模したアームロボットは筋の特性に近い空気圧人工筋(ラバチュエータ)を用いて行われてきたが、ラバチュエータはその非線形性や遅れなどにより制御が難しく、訓練用ロボットで様々な疾患を模

擬するためには不向きである。本研究課題では、アクチュエータとして制御性のよい電動モータを採用することにより、幅広い特性の変化に対応可能なものとする。

(3) 試作した二関節同時駆動アクチュエータを有する教育・訓練用ロボットを検証する。

制作した教育・訓練用ロボットの性能を、ヒトの特性を模擬可能かという視点で評価を行う。具体的には、ヒトと同様な六角形の最大力出力分布、任意の方向への手先剛性の変化が可能かなどを実験を通して検証する。

(4) 理学療法士など実際に治療を行う専門家に訓練用ロボットを使用してもらい、二関節同時駆動アクチュエータを有する訓練用ロボットの有効性を検証する。

必要なデータは、患者の筋活性、力出力の関係とそれに応じた理学療法士の発生力であり、以下の項目について検討を行う。

- ・筋力発生パターンの再現
- ・脚の運動性の評価
- ・理学療法士の手技の数値化

具体的には、理学療法士に模擬治療を行ってもらい、実際の患者との違いをフィードバックすることにより筋力発生パターンの調整を行う。

4. 研究成果

ヒトのアクチュエータである筋は通常収縮要素と弾性要素、粘性要素が並列につながったアクチュエータとして図1に示すようにモデル化され、その出力  $f$  は

$$f = \alpha(u - k\Delta s - b \frac{ds}{dt}) \quad (1)$$

となる。ここで  $\alpha$  は筋の活動レベル、 $u$  は最大収縮力、 $k$  は弾性要素、 $b$  は粘性要素、 $\Delta s$  は収縮量をそれぞれ表している。

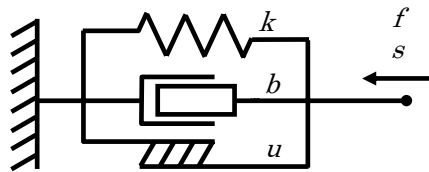


図1 筋のモデル

解析を容易にするために以降は静的な条件下を考え、粘性項を無視することとする。

筋は収縮方向のみに力を発揮するアクチュエータであるため、関節周りに拮抗して筋を配置することで、関節の自由な屈曲・伸展が可能となる(図2)。ここで関節を屈曲させる方向の変位を正とすると、各筋の出力は屈曲筋  $f$ ・伸展筋  $e$  でそれぞれ

$$\begin{aligned} f_f &= \alpha_f(u + k\Delta s) \\ f_e &= \alpha_e(u - k\Delta s) \end{aligned} \quad (2)$$

と表され、これらの拮抗による関節トルクは

$$\begin{aligned} T &= (f_e - f_f)r \\ &= (\alpha_f - \alpha_e)ru - (\alpha_f + \alpha_e)kr^2\Delta\theta \end{aligned} \quad (3)$$

$$\frac{\partial T}{\partial \theta} = -(\alpha_f + \alpha_e)kr^2, \quad s = r\Delta\theta \quad (4)$$

となる。式(3)、(4)より拮抗する筋の活動レベルの差によって出力トルクを、和によって関節剛性を制御できることが分かる。

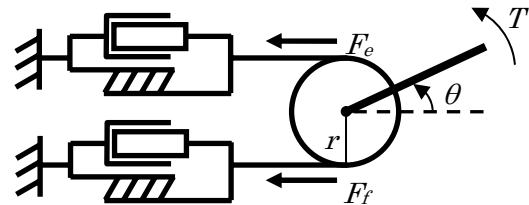


図2 単関節モデル

図3に示す股関節と膝関節の拮抗二関節筋( $f_1, e_1$ ), ( $f_2, e_2$ )および拮抗二関節筋( $f_3, e_3$ )の3対6筋から成る二関節レッグモデルにおいては、第一、第二リンク長を  $l_1 = l_2 = l$ 、第一、第二関節角度を  $\theta_1, \theta_2$ 、第一、第二関節のモーメントアームを  $r_1 = r_2 = r$ 、第一、第二関節トルクを  $T_1, T_2$ 、系先端での出力を  $F(F_x, F_y)$  とすると、第一関節および第二関節におけるトルク  $T_1, T_2$  はそれぞれ

$$\begin{aligned} T_1 &= (f_{e1} - f_{f1})r + (f_{e3} - f_{f3})r \\ T_2 &= (f_{e2} - f_{f2})r + (f_{e3} - f_{f3})r \end{aligned} \quad (5)$$

となる。また各関節角度と系先端の位置との関係は式(6)のよう与えられ、

$$\begin{aligned} x &= l \cos \theta_1 + l \cos(\theta_1 + \theta_2) \\ y &= l \sin \theta_1 + l \sin(\theta_1 + \theta_2) \end{aligned} \quad (6)$$

系先端での出力と関節トルクとの関係は(6)式のヤコビ行列を用いて次式で表される。

$$\begin{bmatrix} F_x \\ F_y \end{bmatrix} = (\mathbf{J}^T)^{-1} \begin{bmatrix} T_1 \\ T_2 \end{bmatrix} \quad (7)$$

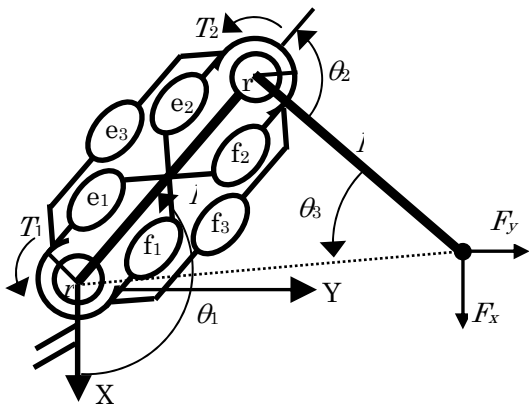


図3 三対6筋から成る二関節レッグモデル

以上より、図4に示すように、各筋の単独作用による系先端での出力の方向は、筋 f1, e1 ならば第2リンクに平行な b-e 方向、筋 f2, e2 ならば第一関節と系先端を結ぶ方向

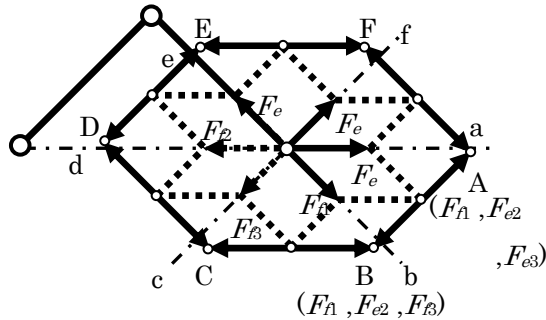


図4 足先での力出力分布

である a-d 方向、筋 f3, e3 であれば第一リンクと平行な c-f 方向であり、力出力はこれらの合力となる。従って、最大力の出力分布は六角形である。

式(4)より関節角度の微小変化  $\Delta\theta_1, \Delta\theta_2$  とトルクの微小変化  $\Delta T_1, \Delta T_2$  の関係は次式のように表される。

$$\begin{bmatrix} \Delta T_1 \\ \Delta T_2 \end{bmatrix} = \mathbf{K} \begin{bmatrix} \Delta\theta_1 \\ \Delta\theta_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} K_1 + K_3 & K_3 \\ K_3 & K_2 + K_3 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \Delta\theta_1 \\ \Delta\theta_2 \end{bmatrix} \quad (8)$$

$$K_i = -(a_{fi} + a_{ei})kr^2 \quad i=1,2,3$$

ここで  $K_i$  は各アクチュエータの剛性である。式(8)より、第1関節の微小変化が第2関節へ（逆も）力を伝達することがわかる。これは、二関節筋の重要な役割の一つを示している。先端の変位と関節角度の変位がヤコビ行列を用いて表されることを考慮すると、式(7)、式(8)より系先端の微小変位と力出力の関係は、

$$\begin{bmatrix} \Delta F_x \\ \Delta F_y \end{bmatrix} = (\mathbf{J}^T)^{-1} \mathbf{K} \mathbf{J}^{-1} \begin{bmatrix} \Delta x \\ \Delta y \end{bmatrix} \quad (9)$$

となる。この行列の固有値と固有ベクトルは剛性楕円の長軸、短軸と、その傾きを表しており、図5のように剛性楕円を求めることができる。

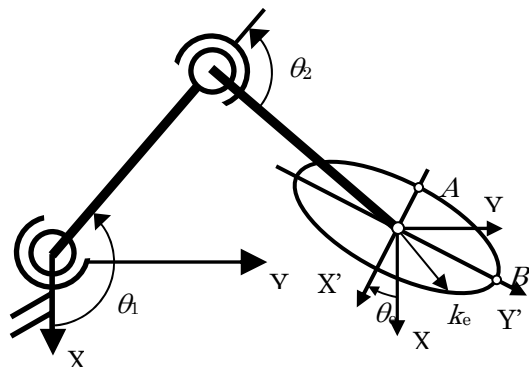


図5 系先端における剛性楕円

以上より、各拮抗筋対の活動レベルの和を調節することにより系先端での剛性楕円の3要素を独立に設定できることが分かる。

アクチュエータにはダイレクトドライブモータを使用している。モータは計三つ使用し、一つのモータで一对の拮抗筋の作用を再現する。そのための各モータのトルクモデルとしては解析にも使用した式3を用いる。つまり、仮想的に定めた筋の活動レベルを制御ゲインとするトルク制御によってトルクと剛性を制御し、一对の拮抗筋の働きの再現を行う。二関節同時駆動モータを有する今回の下肢ロボットの概要を図6に、写真を図7に示す。各モータが一对の拮抗筋に対応しており、その関節に対する作用の仕方は、第一・第二関節を駆動するモータに関しては動力伝達にタイミングベルトを用いること以外は通常の2リンク型のロボットと同様である。二関節同時駆動モータは、モータ本体を、出力軸が第一関節軸と一致する位置でベースに固定し、出力軸はタイミングベルトにより第二関節とつなげる。これによりモータは第一関節と第二関節に同時に同じ大きさ、方向のトルクを発揮することが可能となる。リンク長は第一・第二ともに0.416[m]とした。

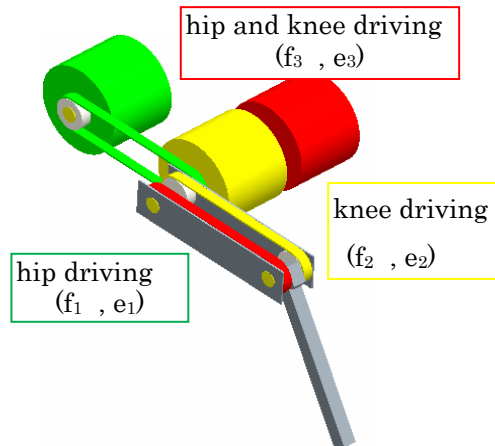


図6 下肢ロボット概略

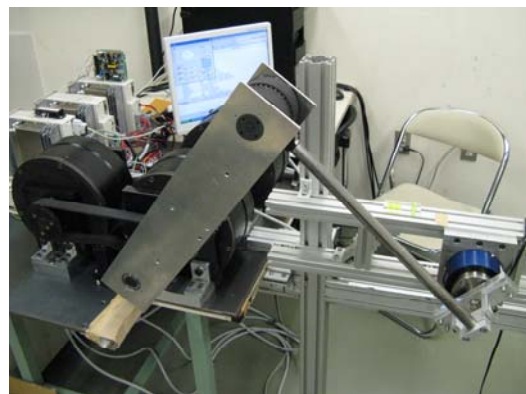


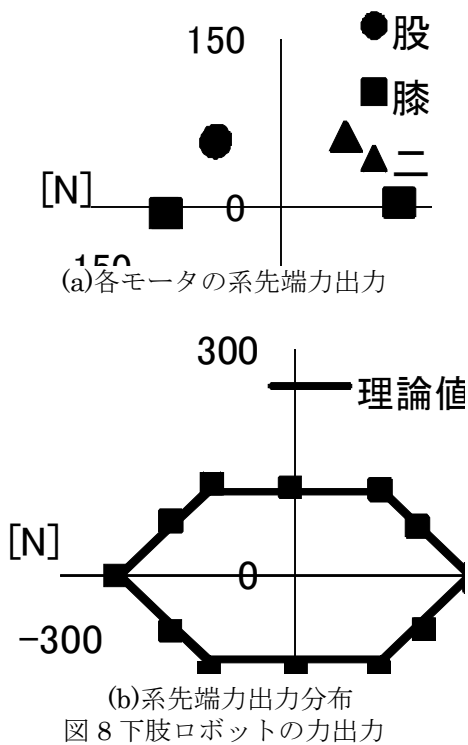
図7 下肢ロボット外観

下肢ロボット先端での力出力の測定により、二関節同時駆動モータを有する本機の系先端における力出力特性の確認を行った。

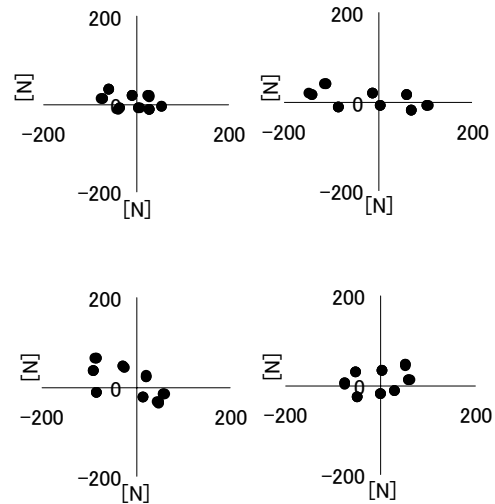
各モータ単体、および理論上の力出力分布の頂点方向への力出力を行う組み合わせで、三つのモータを同時に駆動した際の系先端における出力をフォーストルクセンサによって測定し、それぞれ理論値との比較を行う。測定時の姿勢条件および各モータ駆動時に発生するトルクは表2の通りである。力出力測定の結果はそれぞれ、図8(a)、(b)のようになった。図8(a)より各モータ単体での出力方向は、それぞれが対応する拮抗筋対の作用による、系先端での理論上の力出力方向とほぼ一致しており、各モータが系先端においてそれぞれの拮抗筋対に対応した力出力をしていることが分かる。また、力出力分布各頂点と各辺の中点への力出力となるよう各筋の活動レベルを設定した際の力出力結果は図8(b)のように、出力値は理論値とほぼ一致し、出力方向の変化も同様であった。したがって仮想的に定めた3対6筋の活動パターンの変化によって任意方向への出力制御が実現できているものと考えられる。

表2 姿勢および各モータの最大トルク

Angle of the hip joint (degree)	135
Angle of the knee joint (degree)	90
Torque of each motor (N)	33



次に、各筋の活動レベルを変化させた際の系先端における剛性の変化を、系先端に変位を与えた際の復元力の測定により確認した。測定時の姿勢は力出力測定時と同じとし、系先端に40mmの変位を与えた時の復元力をフォーストルクセンサにより測定した。測定点は方向を45°ずつずらした全8点とした。活動レベルは0.25を基準にいずれか一对の筋を0.5とするように変化を与えた。それぞれの活動レベルで測定された復元力を図9に示す。各場合において、基準となるデータからの変化は解析によるものと一致しており、同様の角度の変化と軸長の変化が見られた。このことから、各モータが外力による変位に対して二関節筋を含む各拮抗筋の挙動を再現しており、活動レベルの変化により、下肢ロボットの系先端における剛性を任意で調節可能である。



- ①0.25 : 0.25 : 0.25 : 0.25 : 0.25 : 0.25
  - ②0.25 : 0.25 : 0.5 : 0.5 : 0.25 : 0.25
  - ③0.5 : 0.5 : 0.25 : 0.25 : 0.25 : 0.25
  - ④0.25 : 0.25 : 0.25 : 0.25 : 0.5 : 0.5
- 図9 活動レベルの変化と復元力の変化

以上より、ヒトの特性を模擬可能な教育・訓練用ロボットが作成できたことが確認された。ここで、ロボットに使用したダイレクトドライブモータには当初想定していた以上に静止摩擦が存在したため、モータの制御によって静止摩擦をキャンセルしている。しかしながら、理学療法士の手技による外力は、摩擦によりモータまで伝わらないためこのままでは目的が達成できない。そこで、モータの出力軸とタイミングベルトのプーリの間のキー結合部に圧電素子を挿入したトルクセンサーを開発し、導入を試みたが、本報告書作成段階では試作段階であり、ロボットに適用できていない。従って、理学療法士による模擬治療は今後の課題として残った。

本研究課題により、産業用ロボットの延長上にある単関節駆動型ロボットでは容易に模擬できないヒト下肢の挙動を、2関節に同時に作用する第3のアクチュエータを導入し、ヒトの筋の活性レベルをパラメータに各モータを制御することにより比較的簡単に模擬できることを実証した。今後は、理学療法士が加えた外力を確実に捕らえられるトルクセンサーを装備させ、理学療法士の協力の下、データの収集やより使いやすいソフトウェアの開発を行っていく予定である。

#### 5. 主な発表論文等

(研究代表者、研究分担者及び連携研究者には下線)

〔雑誌論文〕(計 0件)

〔学会発表〕(計 3件)

①清水真也, 大島徹, 百生登, 小柳健一, 松野隆幸、二関節筋機能を有するリハビリ教育訓練用下肢ロボットの開発、第24回ライフサポート学会大会、2008.9、山口大学

②清水真也, 大島徹, 百生登, 小柳健一, 松野隆幸、Development of teaching robot leg with a function of bi-articular muscle for rehabilitation education、第3回日中韓ロボット研究者交流ワークショップ、2008.9、宇奈月国際会館

③清水真也, 大島徹, 百生登, 小柳健一、リハビリ教育訓練用下肢ロボットの開発(ヒト下肢の力出力分布の再現)、日本機械学会北陸信越支部第46期総会・講演会、2009.3、富山大学

#### 6. 研究組織

##### (1) 研究代表者

百生 登 (MOMOSE NOBORU)

富山商船高等専門学校・電子制御工学科・准教授

研究者番号：80239590

##### (2) 研究分担者

大島 徹 (OOSHIMA TORU)

富山県立大学・工学部・教授

研究者番号：60223806

小柳 健一 (KOYANAGI KEN'ICHI)

富山県立大学・工学部・講師

研究者番号：30335377

##### (3) 連携研究者