

平成 21 年 6 月 6 日現在

研究種目：若手研究(B)
 研究期間：2007～2008
 課題番号：19760184
 研究課題名（和文） 三対6筋の協調制御パターンによるヒトの歩行パターンの数値化に関する研究
 研究課題名（英文） Theoretical analysis of human gait based on muscular coordination control pattern with the three pairs of antagonistic muscles
 研究代表者
 藤川 智彦 (FUJIKAWA Tomohiko)
 大阪電気通信大学・医療福祉工学部・准教授
 研究者番号：80321420

研究成果の概要：本研究はヒトの歩行パターンの定量的な評価の指針を明らかにするために、生体特有の二関節筋を含めた三対6筋，すなわち，下肢大腿部における股関節の拮抗一関節筋ペア，膝関節の拮抗一関節筋ペア，股関節と膝関節に同時に関与する二関節筋ペアの筋配列に着目し，この三対6筋による筋の協調制御パターンと歩行時の足関節の軌道の関係をロボット工学的な理論解析と動作筋電図学的解析により明らかにした．この結果，三対6筋を有するリンク機構というハードウェアと筋の協調制御パターンというソフトウェアは歩行にも大きく関与していることがわかった．

交付額

(金額単位：円)

	直接経費	間接経費	合計
2007年度	2,800,000	0	2,800,000
2008年度	500,000	150,000	650,000
年度			
年度			
年度			
総計	3,300,000	150,000	3,450,000

研究分野：工学

科研費の分科・細目：機械工学 知能機械学・機械システム

キーワード：人間機械システム

1. 研究開始当初の背景

ヒトの下肢のようなリンク機構においてロボット工学的な手法が主に用いられるが、ヒトを含めた動物の四肢の運動機構は一般的なロボットなどのリンク機構とは大きく異なる。その大きな機構的な相違に二つの関節に同時に関与する駆動源である二関節筋の存在が挙げられる。このため、ヒト下肢の理論解析は従来のロボット工学的解析に二関節筋機能を付加した解析が必要となる。二関節筋の機能的特性は、G. J. van Ingen Shenau らの動力伝達、N. Hogan らの制御機能が主な作用として知られている。そこで、我々は二関節筋のみの機能ではなく、各関節

の一関節筋も含めた三対6筋，すなわち，二関節リンクモデルにおける第1関節の拮抗一関節筋ペアと第2関節の拮抗一関節筋ペア，第1および第2関節に同時に関与する拮抗二関節筋ペアの筋群の機構的特性に注目し，ヒト四肢における動作筋電図学的解析および二関節リンクモデルによるロボット工学的理論解析により，静的条件下の四肢先端に発生する力を制御する三対6筋の協調的な活動パターンが存在することを明らかにした．このように，生体特有の二関節筋を含めた三対6筋の筋群の解析により，ヒトや動物の四肢のような運動機能を有するための要因が明らかになりつつある．

2. 研究の目的

本研究は静的条件下の四肢先端に発生する力を制御する三対六筋の協調的な制御パターンに着目し、二関節筋を含めた三対六筋の機構的特性を考慮した理論的な歩行パターンにより、ヒトの歩行パターンの数値化の指針を明らかにすることを試みる。

3. 研究の方法

本研究は三対六筋を有するリンク機構というハードウェアと筋の協調制御パターンというソフトウェアに基づいて、準静的条件下において歩行の軌道が生成できることをロボット工学的な理論解析により明らかにする。さらに、その理論解析によって生成した軌道と動作筋電図学的解析によるヒトの歩行を比較検証し、動的な歩行動作においても筋の協調制御パターンが大きく関係していることを明らかにする。

4. 研究成果

(1) ロボット工学的な理論解析に用いた三対六筋を有する二関節リンクモデルを図1に示す。三対六筋を歩行における下肢の主な筋群に対応させると、股関節(J1)の一関節伸筋である大殿筋は筋 e1, その拮抗筋である屈筋の腸骨筋は筋 f1, 膝関節(J2)の一関節伸筋である外側広筋や内側広筋は筋 e2, その拮抗筋である屈筋の大腿二頭筋短頭は筋 f2, 膝関節(J2)と股関節(J1)に同時に関与する大腿部前面の二関節筋である大腿直筋は筋 e3, その拮抗筋である大腿部後面の半膜様筋や半腱様筋は筋 f3 となり、この三対六筋の協調的な活動により、下肢先端である足関節部または踵部(E)に発生する力(F)とその方向(θ)を制御している。特に、静的条件下の最大出力時に発生する力の方向の制御則は図2の協調的な三対六筋の活動パターンになる。この図2の横軸は出力方向を示し、図1の姿勢条件によって定義された方向 D_i ($i=1\sim6$) を用

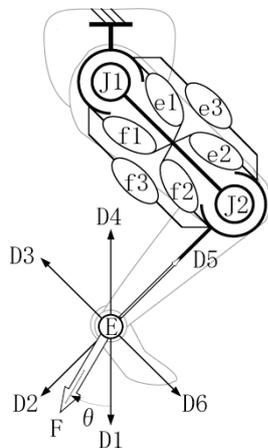


図1 解析に用いたリンクモデル

いている。定義された方向は足関節(E)を中心に、股関節(J1)と足関節(E)を結んだ方向を方向 D_1, D_4 , 下腿部と一致する方向を方向 D_2, D_5 , 下腿部と平行な方向を方向 D_3, D_6 である(図1)。図2の三対六筋の協調的な活動パターンは定義された方向 D_i ($i=1\sim6$)の各方向間を三対六筋の拮抗筋ペアごとに順次活動レベルを移行させる, すなわち, 方向 D_1 と方向 D_2 間は拮抗二関節筋ペア (f_3, e_3) の活動レベルの交替, 方向 D_2 と方向 D_3 間は第2関節の拮抗一関節筋ペア (f_2, e_2) の活動レベルの交替, 方向 D_3 と方向 D_4 間は第1関節の拮抗一関節筋ペア (f_1, e_1) の活動レベルの交替, 方向 D_4 と方向 D_5 間は拮抗二関節筋ペア (f_3, e_3) の活動レベルの交替, 方向 D_5 と方向 D_6 間は第2関節の拮抗一関節筋ペア (f_2, e_2) の活動レベルの交替, 方向 D_6 と方向 D_1 間は第1関節の拮抗一関節筋ペア (f_1, e_1) の活動レベルの交替となり, 拮抗筋ペアが交替する以外の方向では0%または100%の活動レベルを維持することがわかる。次に, この静的条件下における筋の活動パターンを動作筋電図学的解析により確認した。表面電極を用いて測定した被検筋は, 筋 f_1 の大殿筋(Gm), 筋 e_2 の外側広筋(V1), 筋 f_3 の半膜様筋(Sm), 筋 e_3 の大腿直筋(Rf), 筋 f_2 の一部である下腿部後面の二関節筋である腓腹筋(Gs)の計7筋とした。また, 筋 e_1 に関する筋は深部筋のため, 表面電極での測定は不可能であった。被験者は20代前半の健常男性8名とした。図2に動作筋電図学的結果を示す。図2の縦軸は各筋の活動レベルを積分筋電位(IEMG)で表し, 拮抗筋ペアごとに百分率表示したものであり, すべて被験者および姿勢条件のデータを定義した方向 D_i ($i=1, 2, 3, 4, 5, 6$) を基準に重複表記したものである。この動作筋電図学的結果とリンクモデルによる理論解析

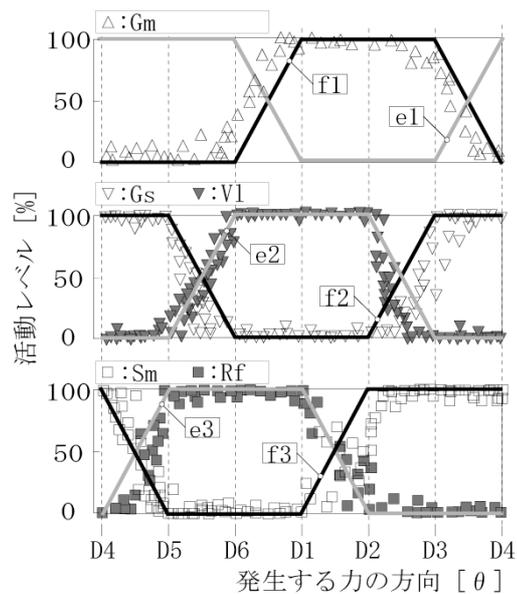


図2 筋の協調制御パターン (最大力)

の結果に同様の傾向が得られることから、姿勢条件によって定めた四肢先端の方向 D_i ($i=1\sim6$) を用いると、姿勢が変化しても静的条件下における四肢先端の最大力の方向は三対六筋の拮抗筋ペアの交替により、制御されていることがわかる。ここでは、このリンク先端(足関節)に発生する力の方向を制御する三対六筋の活動パターンを筋の協調制御パターンとする。この筋の協調制御パターンは静的条件下の最大力時にリンク先端の出力方向を制御するパターンであるが、日常の運動や出力は最大力ではなく、最大力以下(最大力の30%以下程度)である。この場合は三対六筋の中で最もその運動の主働筋となる1筋または2筋が働き、3筋が同時に働くことは少ないことが明らかになっている。そこで、最大力以下の筋の協調制御パターンを求めると図3となる。例えば、方向 D_1 の出力は筋 e_2 の1筋のみの出力、方向 D_1 と方向 D_2 の間は筋 e_2 と筋 f_1 の2筋となり、方向 D_2 では筋 f_1 の1筋のみとなる。すなわち、姿勢条件で定義される方向 D_i ($i=1\sim6$) 上の出力は主働筋の1筋のみとなり、その方向間は主働筋の2筋の活動レベルの変化で出力方向が変化するパターンであり、三対六筋内での各筋が活動を順次移行させるパターンが最大力以下の筋の協調制御パターンであることがわかる。

(2) 図2, 3の筋の協調制御パターンにより、静的条件下でのリンク先端に発生する力の方向制御には三対六筋による筋の協調制御パターンが存在することが明らかになった。ここでは、動的条件下における筋の協調制御パターンの有効性を明らかにするため、この筋の協調制御パターンとリンク先端(足関節)の位置の関係を明らかにした。図1の三対六筋を有する二関節リンクモデルに図2, 3の筋の協調制御パターンを時間関数として入力し、リンク先端が移動する位置を理論的に算出した(図4)。解析に用いた筋のモデルは一般的な粘弾性モデルとした。図4中のラ

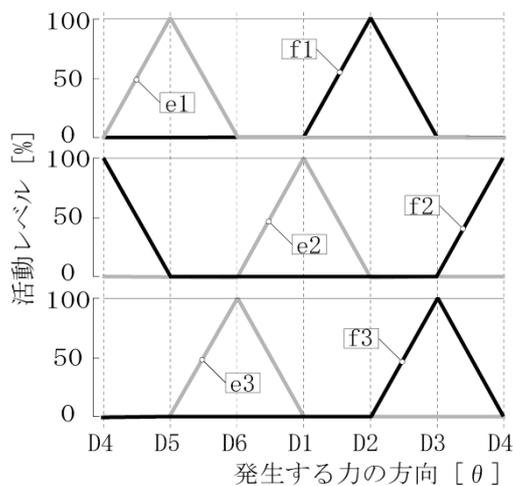


図3 筋の協調制御パターン (最大力以下)

インAは図2のパターンを三対六筋に入力した場合のリンク先端部(E)の位置を示す。位置 P_i ($i=1\sim6$) は、図2のパターンの方向 D_i ($i=1\sim6$) の各方向へ力を発生させた場合に移動する位置を示す。例えば、ラインA上の位置 P_1 は図2の方向 D_1 へ力を発生させる、すなわち、筋 f_1, e_2, e_3 を100%、筋 e_1, f_2, f_3 を0%の活動レベルで収縮させた場合に移動する位置である。このリンク先端(E)のラインA上の P_1-P_2 間と P_4-P_5 間は拮抗二関節筋ペア (f_3, e_3) の活動の交替、 P_2-P_3 間と P_5-P_6 間は第2関節の拮抗一関節筋ペア (f_2, e_2) の活動の交替、 P_3-P_4 間と P_6-P_1 間は第1関節の拮抗一関節筋ペア (f_1, e_1) の活動の交替により、リンク先端(E)が移動していることがわかる。特に、歩行運動の生成に重要な立脚期のリンク先端の位置 $P_6-P_1-P_2$ 間に注目すると、第2関節の伸筋 (e_2) が絶えず100%の活動レベル維持していることがわかる。ただし、最大力の筋の協調制御パターンでは各拮抗筋ペアの活動の交替時における軌道が滑らかでなく、位置 P_1 以外の5点において、軌道が大きく変化する特異点となっていた。図4中のラインBは図3のパターンを三対六筋に入力した場合のリンク先端部(E)の位置を示す。位置 P_i ($i=1\sim6$) は、図3のパターンの方向 D_i ($i=1\sim6$) の各方向へ力を発生させた場合に移動する位置を示す。例えば、ラインB上の位置 P_1 は図3の方向 D_1 へ力を発生させる、すなわち、筋 e_2 のみを100%、それ以外の筋 f_1, e_1, f_2, f_3, e_3 を0%の活動レベルで収縮させた場合に移動する位置である。このリンク先端(E)のラインB上の位置 P_6-P_1 間は筋 e_3 から筋 e_2 への活動の交替、位置 P_1-P_2 間は筋 e_2 から筋 f_1 への活動の交替、位置 P_2-P_3 間は筋 f_1 から筋 f_3 への活動の交替、位置 P_3-P_4 間は筋 f_3 から筋 f_2 への活動の交替、位置 P_4-P_5 間は筋 f_2 から筋 e_1 への活動の交替、位置 P_5-P_6 間は筋 e_1 から筋 e_3 への活動の交替により、リンク先端(E)が移動していることがわかる。歩行運動の生成に重要な立脚期のリンク先端の位置 $P_6-P_1-P_2$

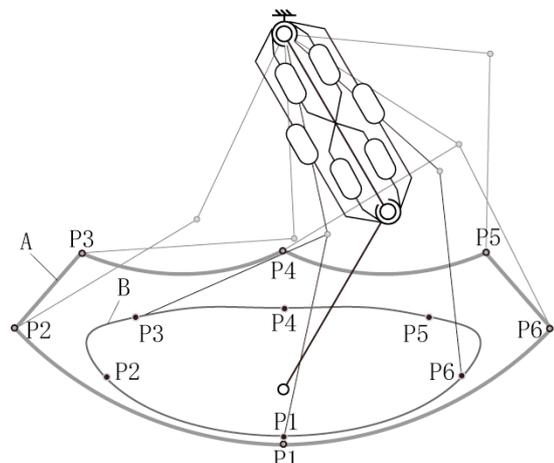


図4 筋の協調制御パターンによる軌道

間に注目すると、第2関節の伸筋(e2)が主働筋であることがわかる。また、最大力以下の筋の協調制御パターンは、主働筋が変化する位置 P_i ($i=1\sim6$)における軌道が滑らかであり、スムーズな連続運動になることがわかる。

(3) ヒトの歩行動作と筋活動の関係を動作筋電図学的解析により求めた。被験者は年齢19歳~27歳の健常男子6人とし、被験筋は股関節の一関節伸筋である大殿筋(f1)、膝関節の一関節伸筋である内側広筋(e2)、二関節筋ペアである大腿直筋(e3)と半腱様筋(f3)を選んだ。また、着床直前に活動する前頸骨筋、離床のための蹴り動作に関与するヒラメ筋と腓腹筋も同時に計測し、計7筋とした。各被験者はほとんど負荷のない歩行速度で正常歩行をおこない、各被験者に対して3回以上の計測をおこなった。その結果を図5に示す。図5の最上段は歩行動作中の姿勢変化をスティックピクチャで表したものであり、2,3段目は床反力計から得られた力、それより下段は生の筋活動を示している。図5より歩行動作中の筋活動を確認すると、着床直後は内側広筋(e2)と大腿直筋(e3)に放電がみられ、内側広筋(e2)は立脚中の抗重力筋として主に活動していることがわかる。立脚期の後半はヒラメ筋と腓腹筋の放電がみられ、脚を持ち上げるための蹴り動作に貢献していることがわかる。蹴り動作によって離床すると半腱様筋(f3)に放電がみられ、脚を前方へ移動させ、着床前に前頸骨筋に放電がみられ、足関節を屈曲させ、着床に備える働きをしていることがわかる。これより、ヒトの正常歩行では離床から遊脚期にかけて、足関節で発生するトルク(腓腹筋とヒラメ筋の出力)による蹴り動作の影響は非常に大きく、その力による遊脚期の軌道は大腿部の筋の活動を最小限にしていると考えられる。本研究は大

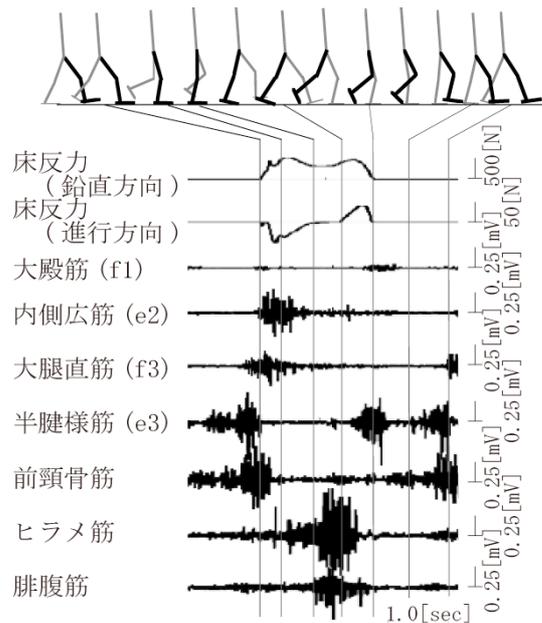


図5 ヒト正常歩行時の筋活動と床反力

腿部の三対6筋の機能による歩行動作の数値化を目指しているため、ヒラメ筋と腓腹筋による蹴り動作をなくした着床させない条件下での模擬歩行をおこない、そのときの筋活動を計測した。その結果を図6に示す。図6は歩行動作とほぼ同じ速度で、歩行運動に近い回転運動をおこなった2周期分のスティックピクチャと生の筋電図である。ヒトの着床から足を持ち上げる動作に対応する姿勢では、大腿直筋(e3)から内側広筋(e2)へ主働筋が交替しており、その後、持ち上げる動作では、腓腹筋が少し放電した後、半腱様筋(f3)が主働筋となり、その後、大腿直筋(e3)が主働筋となっていた。着床しないため、蹴り動作が無い場合、腓腹筋の放電が小さくなっていた。また、大殿筋(f1)は被験者間で放電が少しある場合とほとんど無い場合の相違があった。これより、着床しない模擬歩行をおこなった場合の筋活動は最大力以下の筋の協調制御パターンのような三対6筋内の3筋、大腿直筋(e3)と内側広筋(e2)、半腱様筋(f3)の3筋の活動が順次移行するパターンであることがわかった。

(4) 動作筋電図学的解析の結果に基づき、股関節(J1)を中心にヒトの正常歩行中の足関節(E)の軌道を描くと図7のラインCとなる。図7のラインBは最大力以下の筋の協調制御パターン(図3)から得られる軌道である。ラインC上の位置M1は踵が着床した姿勢、位置M2は頸椎と股関節の結ぶ方向に踵がある姿勢、位置M3は踵が離床した姿勢である。各被験者において、重心の変化および軌道の大きさの差はあるが、位置M1付近では尖った形状、立脚中は円弧の形状、位置M3付近では膨らみが大きくなることがわかった。ラインBとラインCを比較すると、立脚期中の軌道はほぼ同じ軌道であり、着床および離床における主働筋の交替位置も近いことが伺えるが、遊脚期中の軌道は大きく異なることがわかる。そこで、着床をしない模擬歩行において、必要最小限の筋である膝関節(J2)の一関節伸筋(e2)と膝関節(J2)と股関節(J1)の二関節筋ペア(f3, e3)の3筋による

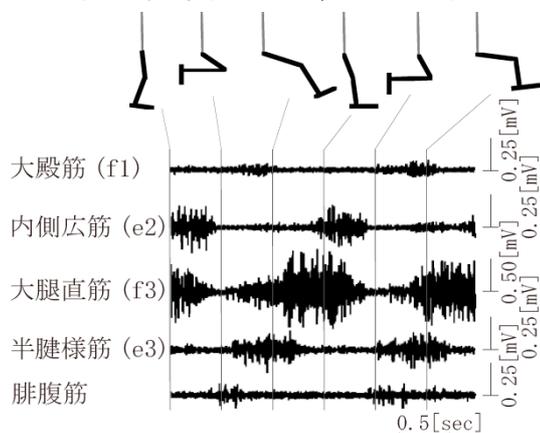


図6 着床しない模擬歩行の筋活動

最大力以下の筋の協調制御パターンは筋 e3, e2, f1, f3, f2, e1 と順に主働筋が変化するため、必要最小限の主働筋 e2, f3, e3 の3筋のみの活動パターンを構築し、この最小限の3筋のみの筋の協調制御パターンを収縮力として、入力した場合のリンク先端の軌道を求めると、図7中のラインDとなる。ラインD上の位置 P1, P3, P6 は3筋の内の1筋のみが100%の活動レベルであるときに移動する位置であるため、ラインBの位置と一致する。そのため、軌道 P6-P1 間は同じ軌道となる。また、軌道 P1-P3 間は位置 P2 へ移動する筋 f1 の活動が無いのにも関わらず、位置 P2 付近を通過していることから、第1関節の一関節屈筋である筋 f1(大殿筋)の収縮力は殆どなくても軌道が生成できることがわかる。さらに、筋 f2 と筋 e1 の活動も無いことから、位置 P4 と P5 から離れた軌道となり、位置 P6 では先が尖った特異的な軌道となった。この模擬歩行から得られた最小限の筋の協調制御パターンによる軌道(ラインD)はヒト歩行時の足関節の軌道(ラインC)は着床寸前に指先を降り出す軌道、さらに、指先を引っ掛けないための蹴り上げの軌道が再現されており、非常に類似した軌道となっていることがわかる。また、軌道 P6-P1-P3 間は抗重力の筋である筋 e2 が活動している範囲であり、体重を支えるための出力も可能であることがわかる。これらのことを考えると、脊髄レベル内に大腿部の三対6筋を制御するパターンが既に組み込まれており、静的条件では四肢先端の出力方向制御、動的時には歩行の軌道の生成ができる筋の協調制御パターンが存在していることが伺える。また、筋の協調制御パターンが脊髄レベルに存在すると仮定すると、通常の歩行の筋活動が最大力以下の筋の協調制御パターンになり、その後、適切な機能のみの筋が活動し、その収縮した筋のみが大きくなり、最小限の筋の協調制御パターンを得ることは可能であると思われる。今後、この三対6筋の構成を基準にした

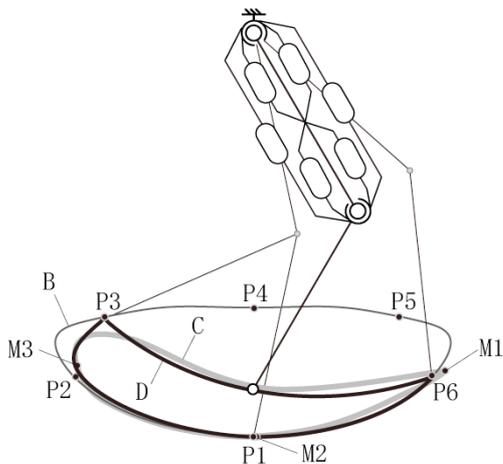


図7 筋の協調制御パターンにより算出した軌道とヒト歩行時の足関節の軌道

解析による筋の協調制御パターンはヒトの運動における観点に新たな方向性を示唆できるものと考えている。

(5) ヒト下肢大腿部に存在する三対6筋、すなわち、股関節の一对の拮抗一関節筋ペアと膝関節の一对の拮抗一関節筋ペア、さらに、膝関節と股関節に同時に関与する一对の拮抗二関節筋ペアの三対6筋による筋の協調制御パターンはヒトの二足歩行における足関節の軌道制御に関与していることがロボット工学的な解析とヒト歩行時の動作筋電図学的解析から明らかになった。これより、三対6筋を有するリンク機構というハードウェアと筋の協調制御パターンというソフトウェアは、リンク先端に発生する力とその方向の制御に加えて、歩行にも大きく関与していることが伺え、歩行動作の定量的な評価の指針の一つにできると考えられる。今後、運動制御の神経系の研究とのリンクによって、さらなる生得的な運動の解明が期待できる。なお、本研究の被験者を伴う実験はインフォームドコンセントのもとで実施された。

5. 主な発表論文等

[雑誌論文] (計2件)

- ① 大島徹, 百生登, 藤川智彦, 鳥海清司, 小柳健一, 松野隆幸, 動物の脚機構を模倣したリンク機構による跳躍の実現, 精密工学会誌, 74巻4号, pp.416-420, 2008, 査読有り。
- ② 大島徹, 鳥海清司, 藤川智彦, 熊本水頼, 一関節筋と二関節筋の協調による四肢の力出力分布特性(一関節トルクによる力出力分布との相違), 精密工学会誌, 第73巻, 4号, pp.492-497, 2007, 査読有り。

[学会発表] (計2件)

- ① 藤川智彦, 三対6筋の協調制御パターンと歩行動作の関係, 精密工学会, 生体機構制御・応用技術専門委員会, 第12回研究例会, 2008年8月23日, 東京電機大学神田キャンパス。
- ② 藤川智彦, 人体四肢リンク機構の制御機能特性とそれに基づく将来展望について, 精密工学会, 精密工学会シンポジウム, 2007年9月13日, 旭川市勤労者福祉総合センター。

6. 研究組織

(1) 研究代表者

藤川 智彦 (FUJIKAWA Tomohiko)
大阪電気通信大学・医療福祉工学部・准教授
研究者番号：8032142