

平成 22 年 6 月 7 日現在

研究種目：基盤研究 (B)
 研究期間：2006～2009
 課題番号：18300194
 研究課題名 (和文) 生体信号モニタリングと統合ヒューマンモデルによる身体運動時の筋力設計
 研究課題名 (英文) Control of Muscle Force During Exercise base on Biosignal Monitoring and Musculoskeletal-Exoskeletal Integrated Human Model
 研究代表者
 小笠原 司 (OGASAWARA TSUKASA)
 奈良先端科学技術大学院大学・情報科学研究科・教授
 研究者番号：30304158

研究成果の概要 (和文)：高齢者や障害者の運動支援のため、パワーアシストシステムの研究はロボット技術における重要な研究分野の一つとなっている。本研究では、選択された対象筋肉の負荷をパワーアシスト装置を用いて局所的に制御することを目標とする筋力制御手法について成果を得ることができた。この手法により、対象とする筋肉を明示的に決定し、負荷を操作することで、筋肉の機能診断や筋肉レベルのピンポイントトレーニングが可能になる。

研究成果の概要 (英文)：Power-assisting system is an important research area of robotics technology for enhancing the mobility of senior people with disability. We proposed a pinpointed muscle force control method to control the load of selected muscles by using power-assisting device, thus enabling pinpointed motion support, rehabilitation, and training by explicitly specifying the target muscles.

交付決定額

(金額単位：円)

	直接経費	間接経費	合計
2006年度	4,600,000	0	4,600,000
2007年度	3,300,000	990,000	4,290,000
2008年度	4,400,000	1,320,000	5,720,000
2009年度	2,700,000	810,000	3,510,000
年度			
総計	15,000,000	3,120,000	18,120,000

研究分野：生体工学

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：生体モニタリング、筋力設計、ヒューマンモデル、リハビリテーション

1. 研究開始当初の背景

社会の高齢化が進行する中、高齢者の介護・支援のための機器のニーズがより一層高まっている。そのような機器には、人の内部状態を正確に推定し、それに基づく動作設計手法が必要とされる。しかしながら、運動

時の人の状態を推定し、運動を支援するための手法については確立されていない。

従来のパワーアシスト装置に関する研究は行われているが、それらの動作コンセプトは、ある動作のための労力を人間と装具で分担することであった。装着者の手先発生力あるいは関節トルクに着目すれば十分であつ

た。しかし、パワーアシスト装具を装着して身障者の活動支援やリハビリテーションを効果的に行うには、装着者の個別の筋負荷を任意に設定する必要がある。

2. 研究の目的

本研究では、リハビリやトレーニングへの応用を念頭に置いたパワーアシストについて研究を行う。人間の筋活動に注目し、人間の筋肉とパワーアシストを行うアクチュエータの人工筋とを統合するヒューマンモデルを構築し、これを基に身体運動時の筋力設計を可能とする手法の確立をめざす。

本研究で提案する手法では、パワーアシスト装具が動作したときの装着者の筋力発生を推定する「筋/人工筋統合ヒューマンモデル」を構築する。人間の筋力推定に関連して、主に人の歩行解析用に開発された Gsport 社の 3D マッスルシミュレータ「アルモ」、Musculographics 社の全身筋骨格モデル「SIMM」などが販売されている。ところが、人の筋肉と骨格のみのモデル化および解析に留まっており、筋力を補助する外部アクチュエータを付加した場合の筋力推定をおこなう発想はない。「筋/人工筋統合ヒューマンモデル」は、外部アクチュエータ（人工筋）を含め、パワーアシスト装着時の全身筋力計算を行う。このモデル単体でもパワーアシスト効果やリハビリ効果を筋力レベルで直接評価可能であり、提案者の知る限りこのような先行事例は見当たらない。

3. 研究の方法

「身体運動時の筋力設計」とは、身障者の活動支援および効率的なリハビリやトレーニング計画のため、申請者らのグループが提案しているロボット技術の概念である。人工筋を用いたパワーアシスト装具を装着した人間の筋活動を正確に推定し、推定値より適切な人工筋駆動力を決定し、任意部位における筋肉の負荷設計を可能とする。

選択された対象筋肉の負荷をパワーアシスト装具を用いて局所的に制御することを目標として、図1に示すような「ピンポイント筋力制御」を提案し、その手法について研究を行った。本研究では、以下の3つの項目について研究活動を行った。

(1) 人の筋肉と人工筋肉を統合した「筋/人工筋統合ヒューマンモデル：全身モデル」の構築と検証

(2) 人工筋駆動力の設計アルゴリズムの提案

(3) パワーアシスト装具試作と実験による有用性検証

以下に、これらに関する研究成果を述べる。

4. 研究成果

(1) 「筋/人工筋統合ヒューマンモデル」の開発

人間の筋力とゴム人工筋の筋力推定を統合的に行うための統合モデルを構築した。

図2に示すように人の右上半身を腰、首、肩、肘、手首を関節とした5リンク12自由度の簡略化した剛体リンクモデルとして表現する。筋肉は一般に骨に付着した部分（始点・終点および経由点）を通る重さの無いワイヤとしてモデル化できる。本研究でも、肘または手首を跨ぐ筋肉（41本）の骨との付着点（始点・終点）と骨との接触部分である経由点を解剖学的な知見よりワイヤモデル化して配置している。41本の筋肉モデルの中で、二頭筋などの起始点停止点が複数に分岐している筋肉については、複数に分割してモデル化を行うことが一般的であり、最終的に51本の筋肉モデルとなっている。

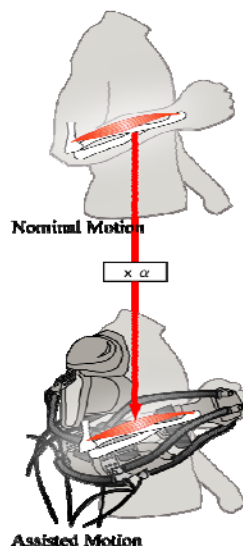


図1 ピンポイント筋力制御

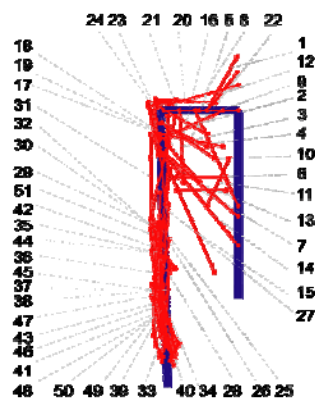


図2 筋骨格モデル

本研究では運動中に手指の動作は伴わないものとする。モデル化においても、手首を跨っている筋肉の中で終点が指にあるものは、経由点である伸筋支帯および屈筋支帯を終点と定めている。

さらに、人間の四肢部分の筋力推定モデルを、人工筋によるパワーアシスト装具を含めた筋力推定および設計に応用可能なように拡張を行った。図3に示すように空気圧人工筋を人の筋骨格モデルと同様にモデル化した。

(2) 筋力設計アルゴリズム

上腕の筋群レベルの筋力設計アルゴリズムを整備した。これを用いて、パワーアシスト装具を用いた、局所的な筋力制御アルゴリズムを提案した。実現可能な筋力の判断により、アシスト後の筋力を簡単に設定が可能となった。また、筋力制御アルゴリズムのシミュレーションを行い各筋肉の制御可能性を検証した。さらに、局所的な筋力設計の実現可能性について検討した。

パワーアシスト装具を装着して人間が動作を行う場合、人間と装具が協調して動作を実現することになるため、動作に必要な総関節トルク τ と人間および装具の関節トルク τ_h , τ_a の関係は以下の式(1)で表される。

$$\tau = \tau_h + \tau_a \quad (1)$$

所定の動作に必要な総関節トルクの一部分をパワーアシスト装具により発揮(障害)すれば、人間が発揮する関節トルクが減少(増加)し、結果的に人間の筋肉の負荷が軽減(増加)される。

ピンポイント筋力制御のためには人間の筋力発生原理を考慮する必要がある。人間の筋肉は関節自由度より数が多いため、一意に求められない。そこで、各筋肉の筋力は静的な動作における最適化問題により推定する。この方法はCrowninshieldらの法則をはじめ、多くの論文で実用上の有用性が報告されている。関節トルク制御により各筋力を独立に制御す

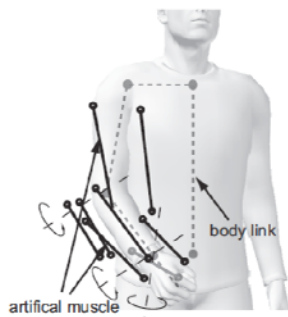


図3 パワーアシスト装具の人工筋モデル

るためには、筋力推定問題の逆問題、つまり不良設定問題を解く必要があり、筋力の最適性を維持しながら関節トルクを決定する必要がある。目標筋肉の選択や筋力の設定いかんでは実現可能な解が存在しない可能性があるため、解が存在するための必要条件を導出することで無駄な計算を削減する。

ピンポイント筋力制御手法は以下のように4ステップからなる。

- ①[Step 1] 姿勢の計測：姿勢計測装置を用いて人間が動作する際の右上肢の各関節の角度を計測する。
- ②[Step 2] 無補助時の筋力の推定：計測された関節角度から外力負荷および人体モデルを用いて、無補助時の関節トルク τ_0 を求める。さらに筋骨格モデルと静的な筋力推定手法を利用して無補助時の通常筋力 f_0 を推定する。
- ③[Step 3] 目標筋力の設定と実現可能性の判定：筋力制御をしたい筋肉を選択し、目標筋力を設定する。ここでは簡単のため、 n 本の対象筋肉の目標筋力を無補助時筋力との比で設定する。つまり、それらの筋力は下式により設定する。

$$f_{jd} = \gamma_j f_{j0} \quad (j=1, 2, \dots, n) \quad (2)$$

ここで、 f_{jd} と f_{j0} はそれぞれ筋肉 j の通常筋力と目標筋力であり、 γ_j はその筋肉の筋力変化率である。目標筋力の実現可能性を判断する。

- ④[Step 4] 目標関節トルクの計算：目標筋力 f_{jd} と筋骨格モデルを用いてアシスト装具が発揮する関節トルク τ_a を計算する。目標筋力が可能であれば残りの筋肉を無補助時筋力になるべく近づけるように自動設定することで、すべての筋肉が実現可能な筋力を設定する。

以上のアルゴリズムを用いて筋力設計を行うソフトウェアシステムを構成した。図4にその構成図を示す。

(3) パワーアシスト装具の試作と評価

人工筋ユニットと制御ユニットを用いた肘部のパワーアシスト装具の試作を行った。

図5に示すような、空気圧ゴム人工筋により駆動するパワーアシスト装具を開発した。このパワーアシスト装具はスーツ型で、図中示した空気圧ゴム人工筋を8本装備している。肘関節(1自由度)と手首関節(2自由度)を含む、現在、合計3自由度の動作制御が可能である。パワーアシスト装具の駆動には、圧縮空気を送り出すコンプレッサ、空気圧を制御する電空レギュレータ(電磁弁)を用いる。本研究で用いた空気圧ゴム人工筋は

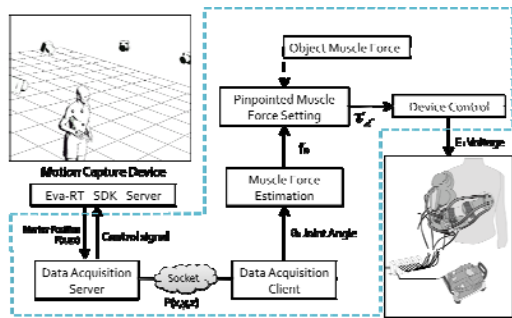


図4 筋力設計ソフトウェアの構成

非線形性を欠点として持つものの、軽量であるために関節自由度に対して冗長にアクチュエータを配置できる。またアクチュエータ自体が柔軟性を持つため、装着者にとって安全であり、特に福祉用途に適している。

人工筋の発揮力を制御するため、各人工筋の先端には力センサが設置されている。人工筋の発揮力は力センサの計測結果をもとに、PI制御でコントロールされる。

この装具を用いて、筋力設計アルゴリズムによる筋力支援の実験を行った。これにより、筋力設計手法の有効性を確認した。さらに、設計結果を基に装具を制御するためには、正確な運動計測が必要になる。そこで、人工筋に組込んで用いる形式の変位計測用センサを試作した。評価実験により、変位の計測が可能であることを確認した。

パワーアシスト装具を用いて提案手法の有用性を検証した。表面筋電図信号(EMG)を用いて、筋力の変化を計測することにより、提案手法の有用性を検証した。図6に、上腕にあり計測が容易な各筋肉の位置と筋電計電極を貼る位置を示す。被験者にパワーアシスト装具を装着し、図で示す把持姿勢に対して、筋力制御実験を行った。手先に3kgの鉄アレイを持った状態で、空気圧ゴム人工筋を

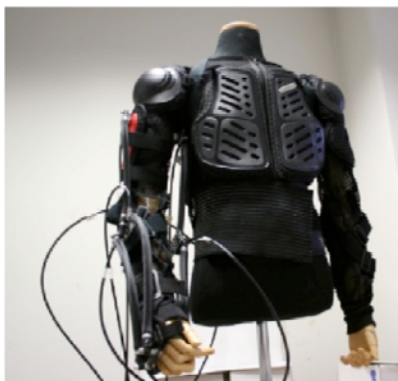


図5 パワーアシスト装具

制御することで、筋肉の発揮力を変化させた。実験中、上腕筋(BRA)、腕橈骨筋(BRD)、尺側手根屈筋(FCU)と上腕二頭筋(Biceps; BIC)、4箇所(筋)のEMG信号を計測した。提案アルゴリズムによって判断される制御可能性を考慮した結果、上腕筋、腕橈骨筋と尺側手根屈筋を対象筋肉とする。EMG信号が計測される筋肉のうち非対象筋肉は上腕二頭筋となる。

各対象筋肉の目標筋力変化率を示す。モデルでの筋力制御計算により、図7で示す実験姿勢に対して、上腕筋(BRA)と腕橈骨筋(BRD)は相互に影響しているの、各実験では同じ変化率に設定した。表1の一番右の列は非対象筋肉である上腕二頭筋の目標筋力の変化率を示している。この変化率は前章で紹介した筋力設定アルゴリズムにより決定され、ほぼ影響を受けることなく目標筋力の制御が可能であることが分かる。

20代の被験者8人の協力を得て、各実験に対して5回ずつ試行を行った。図8は各実験に対する筋力制御の結果を示している。白色は目標筋力変化率、灰色は8人の被験者から計測されたEMG信号の変化率の平均値と標準偏差を示す。グラフに示すように、推定値と計測値はほぼ全ての実験で同じ方向に変化しており、上腕筋(BRA)・腕橈骨筋(BRD)と尺側手根屈筋(FCU)が独立に制御可能であるこ

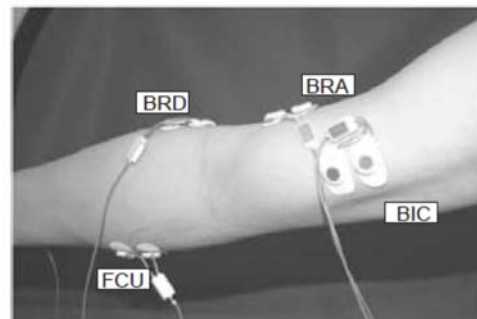


図6 筋電位の計測

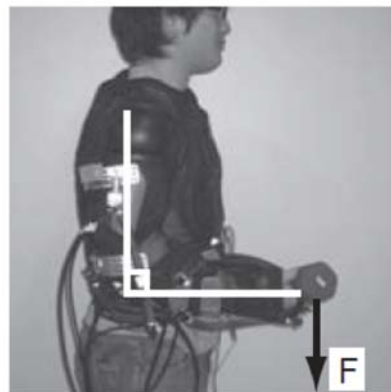


図7 筋力制御実験時の把持姿勢

とを確認した。各筋肉の平均制御誤差は 11% から 19%まで、各実験の平均制御誤差は 2% から 33%であり、全体の平均誤差は約 15%であった。実験結果により、計測された筋力変化の方向は計算された目標筋力と概ね合っており、ピンポイント筋力制御の有用性を示している。しかし、実際に計測された筋力変化は目標値より差が小さかったため、制御精度までは現時点ではうまくコントロールできていない。現時点ではアシスト装具の構造上の問題や、被験者の学習と疲労など、見過ごしている点がある。今後、個人対応モデルの利用とアシスト装具の改良を行えば、より正確な筋力制御が可能であると考えられる。

表 1 目標筋力変化率

Exp.	BRA&BRD	FCU	BIC
A	×50%	×50%	×101%
B	×50%	×75%	×101%
C	×50%	×100%	×101%
D	×50%	×125%	×101%
E	×75%	×50%	×101%
F	×75%	×75%	×101%
G	×75%	×100%	×101%
H	×75%	×125%	×101%
I	×100%	×50%	×100%
J	×100%	×75%	×100%
K	×100%	×100%	×100%

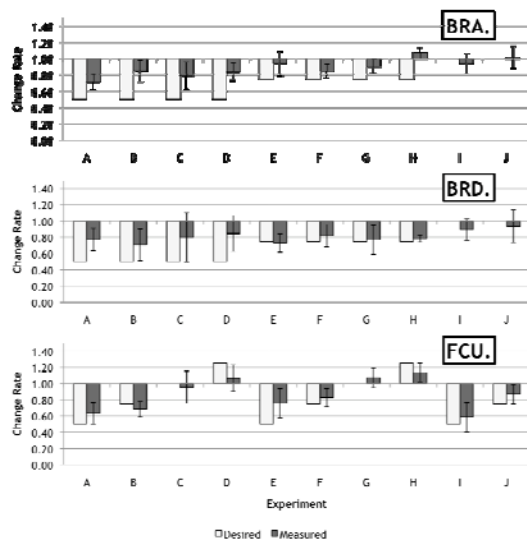


図 8 筋力制御実験結果

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 7 件)

(1) 丁明, 上田淳, 小笠原司, “パワーアシスト装具を用いたピンポイント筋力制御,” 日本ロボット学会誌, 査読有, Vol. 27, No. 9, pp. 75-83, 2009.

(2) Shinji Kuriyama, Ming Ding, Jun Ueda, Yuichi Kurita and Tsukasa Ogasawara, “Flexible Sensor for McKibben Pneumatic Artificial Muscle,” International Journal of Automation Technology, 査読有, Vol. 3, No. 6, pp. 731-740, 2009.

(3) Shinji Kuriyama, Ming Ding, Yuichi Kurita, Jun Ueda and Tsukasa Ogasawara, “Flexible Sensor for McKibben Pneumatic Actuator,” Proceedings of the 2009 IEEE SENSORS conference, 査読有, October 25-28, Christchurch, New Zealand, 2009.

(4) 小笠原司, 丁明, 上田淳: “運動機能支援装具の開発と身体運動時の筋力設計”, 科学と工業, 査読無, Vol. 83, No. 10, pp. 435-461, 2009.

(5) M. Ding, J. Ueda, T. Ogasawara: “Pinpointed Muscle Force Control Using a Power-assisting Device: System Configuration and Experiment,” Proc. of the second IEEE/RAS-EMBS Int. Conf. on Biomedical Robotics and Biomechanics, 査読有, pp. 181-186, 2008.

(6) M. Ding, J. Ueda, T. Ogasawara: “Development of MAS - a system for pin-pointed muscle force control using a power-assisting device,” Proc. of the 2007 IEEE Int. Conf. on Robotics and Biomimetics, 査読有, pp. 1463-1469, 2007.

(7) J. Ueda, M. Matsugashita, R. Oya, T. Ogasawara: “Control of Muscle Force during Exercise using a Musculoskeletal-Exoskeletal Integrated Human Model,” Proc. of 10th Int. Symposium on Experimental Robotics, 査読有, 2006.

[学会発表] (計 7 件)

(1) 丁明, 平澤 功太郎, 栗田雄一, 上田淳, 小笠原司: “ピンポイント筋力制御: 設定筋力を実現するための外力の計算方法の比較”, 第 15 回ロボティクスシンポジウム, 2B1, pp. 164-169, 奈良県吉野, 2010. 3.

(2) 平澤 功太郎, 丁明, 栗田雄一, 小笠原司: “姿勢と外力の影響を考慮したピンポイント筋力制御”, 第 27 回ロボット学会学術講演会, 1C3-03, 横浜, 2009. 9.

(3) 丁明, 栗田雄一, 上田淳, 小笠原司

：“アシスト装置の自由度を考慮したピンポイント筋力制御”，第27回ロボット学会学術講演会，1C3-04，横浜，2009.9.

(4) 栗山, 丁, 栗田, 上田, 高松, 小笠原: “柔軟変位センサを備えたMcKibben型アクチュエータのオブザーバによる状態量推定”，第9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，岐阜，2008.12.

(5) 栗山, 丁, 栗田, 上田, 松本, 小笠原: “柔軟センサを用いたMcKibben型アクチュエータの軸方向変位の推定”，ロボティクスメカトロニクス講演会2008，長野，2008.6.

(6) 丁, 近藤, 上田, 松本, 小笠原: “パワーアシスト装具を用いた局所的な筋力制御法”，ロボティクスメカトロニクス講演会2007，秋田，2007.5.

(7) 丁, 近藤, 上田, 松本, 小笠原: “筋・人工筋 統合モデルによる筋力設計を用いた力覚提示手法”，ロボティクスメカトロニクス講演会 2006 予稿集，1P1-D07，東京，2006.5

〔図書〕(計1件)

(1) J,Ueda, M.Matsugashita, R.Oya, and T.Ogasawara: “Control of Muscle Force During Exercise Using a Musculoskeletal-Exoskeletal Integrated Human Model”, in Experimental Robotics, Springer, 2008.

〔産業財産権〕

○出願状況(計1件)

名称：直動伸縮アクチュエータ
発明者：上田淳，栗山真司，小笠原司
権利者：奈良先端科学技術大学院大学
種類：特許
番号：特願 2008-303087
出願年月日：2008年11月27日
国内外の別：国内

〔その他〕

ホームページ等

<http://robotics.naist.jp/research/index.html>

6. 研究組織

(1) 研究代表者

小笠原 司 (OGASAWARA TSUKASA)
奈良先端科学技術大学院大学・情報科学研究科・教授
研究者番号：30304158

(2) 研究分担者

上田 悦子 (UEDA ETSUKO)
奈良産業大学・情報学部・准教授
研究者番号：90379529

高松 淳 (TAKAMATSU JUN)
奈良先端科学技術大学院大学・情報科学研究科・准教授
研究者番号：90510884

栗田 雄一 (KURITA YUICHI)
奈良先端科学技術大学院大学・情報科学研究科・助教
研究者番号：80403591

竹村 憲太郎 (TAKEMURA KENTARO)
奈良先端科学技術大学院大学・情報科学研究科・助教
研究者番号：30435440

(3) 連携研究者

松本 吉央 (MATSUMOTO YOSHIO)
奈良先端科学技術大学院大学・情報科学研究科・客員准教授
研究者番号：00314534