

200626002B

厚生労働科学研究費補助金

障害保健福祉総合研究事業

肢体不自由者用新移動機器・足漕ぎ車椅子の研究開発に関する研究

平成16年度～平成18年度 総合研究報告書

研究代表者 半田康延

平成18(2006)年 3月

目 次

I. 総合研究報告	
肢体不自由者用新移動機器・足漕ぎ車椅子の研究開発に関する研究	・・・ 1
半田康延	
I-2 分担研究報告	
脚駆動方式に関する研究	・・・ 6
高橋隆行	
運動量負荷推定型パワーアシスト方式に関する研究	・・・ 14
高橋隆行	
ペダリング運動がもたらす神経生理学的変化に関する研究	・・・ 17
関 和則	
屋内外における足漕ぎ車椅子の実用使用に関する研究	・・・ 20
関 和則	
心拍数帰還形制御システムの構築に関する研究	・・・ 23
吉澤 誠	
II. 研究の成果に関する一覧表	・・・ 32
III. 研究成果の刊行物・別冊	

肢体不自由者用新移動機器・足漕ぎ車椅子の研究開発

主任研究者 半田康延 東北大学教授

研究要旨：申請者らがこれまでに開発した足漕ぎ式車椅子について、操舵・駆動の性能向上と、実用移動機器としての活用範囲の拡大および確立を目指すこと、また下肢障害者や高齢者のための訓練機器としての有効性および適応の確立と、駆動原理であるペダリング運動がもたらす臨床効果の、神経生理学的背景機構を解明することを目的として研究を実施した。操舵性能については丸型ハンドル方式の有用性が確認されたが、改良すべき点のあることも指摘された。駆動性能の向上には、独自の曲線軌道を用いた往復運動方式が利用可能であること、また段差や斜面への対応には運動負荷推定形アルゴリズムによるパワーアシスト方式が適していることを明らかにした。さらにこれらを検討する中で、独自の運動負荷シミュレータが開発された。ペダリング運動には中枢神経系の活動調整効果のあることが示唆され、これが足漕ぎ車椅子による麻痺肢の筋活動活性化の背景機構と推察された。また、生体情報をモニタリングし自動制御を行うことにより心拍数を適正に目標値に近づけることができることを確認した。足漕ぎ車椅子の利用は、施設における障害高齢者の活動性向上をもたらす訓練機器となり得ることが確認され、また実社会でも実用移動機器として活用可能であることが示された。本移動機器の普及は、医療費介護費の削減と生産性の向上に寄与するものと考えられる。

A. 研究目的

本研究では、申請者らが開発した足漕ぎ式車椅子について、①より少ない力で駆動でき、②小型・軽量で搭乗者の生体情報フィードバックのあるパワーアシスト方式を装備し、③痙性緩和のための補助的 FES システムと融合させた、より高い性能を有する下肢駆動型移動機器を開発し、④走行中心拍数をモニターして心拍数を適正に制御できるリハビリテーションシステムの構築を行うことを目的とした。またこれにより肢体不自由者や身体的弱者が、高速長距離の移動能力を獲得するとともに、身体機能の改善が図れるかどうかを検証することを目標とした。

高齢や長期疾病に伴う身体的弱者、また神経系の傷害や諸疾患による肢体不自由者において、移動能力の低下は精神的・身体的機能の劣化をもたらすと共に、社会的活動性の低下をもたらす。本移動機器は、下肢の自動運動（自らの意思でペダルを漕ぐ）で高速長距離移動を実現するものであり、身体的弱者や肢体不自由者ではこれによって心身機能の向上と活動範囲の拡大がもたらされることが明らかになった。この点で本移動機器の普及が、彼らの家庭内自立や社会的自立を促し、介護者の負担を軽減することによって、医療費介護費の削減と生産性の向上に寄与できるものと考えられる。

B. 研究方法

1) 自転車のような回転型ペダル・クランクの場合、機構学的に1回転中2箇所の死点(デッドポイント)が存在し、その前後で大きく脚発生力の利用効率が落ちてしまう。つまり、脚の発生する力を効率的にペダル・クランクの回転トルクに変換できず、また死点では起動すら不可能となる。そこで、新しい脚駆動方法を用いた車いすの開発では、さまざまな座面位置およびペダル位置に対して脚発生力を2次元のベクトル量として計測できる実験装置を開発し、これを用いて、より効率的な駆動のための脚移動軌跡の設計を目指した。

2) 脚発生力等の計測では、車いすに搭乗している状態と同様の負荷を脚に与えながらその特性を計測できるよう、車いすの物理運動(機械的負荷)を模擬する運動負荷シミュレータを開発し、上記の脚移動軌跡計測用実験装置と併せて用いた。これにより、固定した実験装置であるにも関わらず、実際に移動したときと同様の条件でのデータを得られるようにした。

3) 操作性および移乗性の向上を目指し、工業デザインの専門家の助言を得て、人間工学的な視点に基づく車いすの設計を試みた。特に操舵性能の向上を意図した設計を行った。

4) パワーアシストシステムの開発では、車いすの移動速度ならびに脚発生力の時間変化を観察してその変動の原因を追究し、それらが不必要に変動することの無いパワーアシストシステムの開発を目指した。特に、脚が実際に力を発生することによるリハビリテーション効果ならびに搭載電池の連続駆動時間をできる限り延長することを目標に、脚が発生する力を阻害せず、有効に活用できるような手法を目指した。

5) 一側下肢で遂行されるペダリング運動が、脊髄内および大脳皮質の神経系にどのような影響を与えるかを明らかにすることを目的に、

健常成人と痙性片麻痺患者を対象として、ペダリング側の対側下肢からH波と運動誘発電位を測定した。

6) 宮城県内の老人保健施設等に入所・通所中の、重度片麻痺患者(Brunnstrom stage I~III)、神経疾患患者、骨関節疾患患者、術後等の廃用患者などの障害高齢者を対象として、足漕ぎ式車椅子を用いた駆動実験を行い、駆動性能や心身機能に与える効果等を臨床的に分析した。実験では、訓練室内の走行路をできるだけ速く駆動させた際の移動速度の計測と、屋内の移動距離の計測を行った。またこれとは別に、障害者による市街地での移動について、丸型ハンドル方式の足漕ぎ車椅子による駆動実験を行って、実用性と駆動性能を検証した。

7) 個人に適した負荷を自動的に提示するために、足漕ぎ車椅子の負荷トルクを操作して、被験者の心拍数を目標心拍数に維持するような自動制御系を構築した。

次に、適切なウォーミングアップ運動あるいはクーリングダウン運動を行なわせることにより、血圧の急激な変動を避けることが可能かどうかを検討した。すなわち、心拍数の変動に対する収縮期血圧の変動パターンを3つの被験者グループ間で比較することで、リスクの違いを評価した。

C. 研究結果

1) 座位にある健常者の前方で、脚先が到達可能な範囲における脚発生力および発生力方向を静的(脚先を動かさず、定点に留置すること)に計測した。その結果、手前情報より奥手下方に向かう傾き約10度から30度の方に、最も効率の良い軌道があることが明らかになった。また、この軌道は直線ではなく、手前より奥側に曲がる曲線であることも分かった。この曲線に沿うように脚先を誘導することで、脚発生力をほぼ100%利用可能であり、効率の良い駆動が可能となることがわかった。

しかしこの軌道の傾きは、座面に対して上下方向にやや急であり、従来の車いす座面を用いた場合には、大腿部下面が座面に当たり、脚発生力を相殺してしまうことも明らかになった。つまり、この曲線を有効活用するためには、座面の改良が不可欠である。

2) この計測に活用した車いす運動負荷シミュレータは、車いすの運動方程式をマイクロコンピュータで数値計算し、その結果を500Wのサーボモータにより負荷として人間に与えるものである。機械的強度の不足やアクチュエータ取り付け方法に関する数度の改良の後、ほぼ満足のできる性能を有する装置として完成できた。これを用いて現在、動的な脚先特性の計測を試みている。

3) 工業デザインの専門家による車いす設計では、最終的に、両脚の間に丸型ハンドルを有する形式が提案された。この車いすを試作して試乗調査を行ったところ、操作性などが良好であることが明らかになった。しかし、ハンドル部の重量により重心が車いす前方にくることから、車いす駆動輪ならびに操舵輪への荷重分担率の設計が難しいこと、非搭乗時ならびに乗り込み時に、前方に転倒しやすくなる等の改良すべき点もあることがわかった。

4) パワーアシストシステムでは、いくつかの可能性のある手法を実験およびコンピュータシミュレーションにより比較検討した結果、車いすの慣性質量や減衰抵抗等の運動特性等を考慮し、脚の1サイクル分の運動中に失われる機械的エネルギーを、次のサイクルで補充するようなアルゴリズム（運動負荷推定形）を用いることで、ほぼ目的のパワーアシストが得られることが分かった。このアルゴリズムはさらに、走行面の傾斜にもその角度が比較的小さい場合にもそのまま対応可能であり、特に屋内での走行に対しては有効に機能すると期待できる。

5) 一側下肢によるペダリング中には、対側

下肢のひらめ筋を支配する脊髄運動ニューロンの活動が抑制され、同筋支配の皮質運動野の活動が促進されることが示唆された。足漕ぎ車椅子の使用に代表される下肢のペダリング運動は、神経生理学的には中枢神経系の活動調整効果を有し、重度の片麻痺患者ではこれによって麻痺側下肢の筋活動が促進される可能性があることが明らかとなった。

6) 老人保健施設に通所・入所中の障害高齢者に対する足漕ぎ車椅子の使用は、施設内移動範囲の拡大と運動機能の向上をもたらし、また心理面の活性化にも寄与することが判明した。また丸型ハンドル方式の足漕ぎ車椅子は、繁華街でも十分な操舵・駆動性能を有することが明らかとなったが、3) で記したような問題点のあることも指摘された。

7) 個人に適した負荷を自動的に提示するために、足漕ぎ車椅子の負荷トルクを操作して、被験者の心拍数を目標心拍数に維持するような自動制御系としてPI制御を用いることにより、心拍数を目標値に自動的に近づけることが可能であることが確かめられた。

また、適切なウォーミングアップ運動あるいはクーリングダウン運動を行なわせることにより、血圧の急激な変動を避けることが可能かどうかを検討した結果、2分間のウォーミングアップ運動により、心拍数を同一にしたまま血圧を10mmHg程度下げることが可能であることが分かった。

D. 考察

脚駆動方法の改良に関しては、これまでと全く異なる発想による方式を開発でき、十分な成果を得たといえる。また、この検討に用いた実験装置（脚先発生力計測装置および車いす運動負荷シミュレータ）は、目的の計測を十分な精度で行えることを確認し、今後の脚駆動方式車いすの研究に有効に活用できるものと考ええる。また、操作性などの向上を目指した新デザインの車いすの開発では、丸ハ

ンドル型の評価が良好であり、今後の車いす設計に対して重要な指針を与えるものである。さらにパワーアシストシステムの開発では、運動負荷推定型という新しい方式を開発し、特に屋内環境での利用において効果を発揮するものと期待される。

また、心拍数などの生体情報を訂正な値に自動制御する足漕ぎ車椅子 VR リハビリテーションシステムの構築が可能であることが判明した。

新しく開発した脚駆動方法は、脚発生力の利用効率が高く、このため自力で走行可能となる症例が拡大することが見込まれる。また、運動負荷推定型のパワーアシスト方式は、変動の大きな脚駆動力を平滑化してスムーズな駆動を可能とし、さらに比較的緩やかな斜面にも適用できることから、より多くの下肢障害者が移動機器として容易に活用できることとなる。これらのことは、リハビリテーション医学および福祉工学の分野の発展に寄与するものと考えられる。

国内においては駆動効率の高い足漕ぎ式の車椅子を開発し、身体的弱者や肢体不自由者への適用によって、その心身機能への影響および社会的意義に言及した報告は見当たらない。国外においては、FES による駆動方式やサイクリング式三輪車の開発などが行われているが、適応となる障害内容が限定される、あるいは日本の生活様式に合わない等の問題がある。本研究では、比較的狭い屋内でも効率よく駆動できる新しい下肢駆動型移動機器を開発し、移動能力の低下した多くの障害者や高齢者に適用可能であることを、初めて明らかにした。また、ペダリングに代表される下肢の回転運動が、随意運動不能な重度の麻痺肢の機能回復に有用であることを神経生理学的に明らかにした。こうした点で多くの学術的意義を有する。

E. 結論

駆動効率の高い新しい脚駆動方式、および FES による駆動方式は確立し、また運動負荷推定型パワーアシスト方式についても原理的にはほぼ確立した。改良型の車椅子の試作は丸形ハンドルのは実施でき、駆動性能の改善が得られることが明らかとなったが、パワーアシスト方式を搭載した車椅子の試作には至らず、今後の課題である。また足漕ぎ式車椅子の使用は、臨床的には、麻痺下肢の筋機能の改善、心身活動性の向上、術後の廃用防止等に有効であることが明らかとなり、施設等の屋内移動には十分な実用性を有する機器となることが示された。屋外移動については、パワーアシスト方式が、またより重度の下肢障害者には FES 方式による駆動が望ましいが、症例数の増加と機器の試作が待たれる。

F. 研究発表

1. 論文発表

- 1) 高橋隆行、関 和則：下肢麻痺者のための新しい脚駆動型移動機器。計測と制御、45、440-444、2006。
- 2) Baheux K., Yoshizawa M., Tanaka A., Seki K., Handa Y.: Virtual Reality Counterparts of Pencil and Paper Tests for Hemispatial Neglect: a protocol, *CyberPsychology & Behavior*, Vol.9, No. 2, pp. 192-195, 2006
- 3) Daisuke Ogawa, Makoto Yoshizawa, Akira Tanaka, Ken-ichi Abe, Paul Oregario, Tadashi Motomura, Hisashi Okubo, Takeshi Oda, Toshiya Okahisa, Steohen R. Igo, Yukihiro Nose: Indirect flow measurement of the NEDO PI gyro pump for Chronic BVAD experiments, *ASAIO J*, Vol. 52, pp. 266-271, 2006

2. 学会発表

- 1) Seki K, Sato M, Fujii T and Handa Y:

Driving a cycling chair without FES in the non-ambulatory hemiplegic patients. Proc 9th Annual Conference of IFESS, pp245-246, 2004.

2) Takahashi T, Takazawa M, Nishiyama Y, Nakano E, Handa Y: FES Cycling Chair for the Lower Limbs Disabled People with Electric Motor Power Assist, 9th Ann. Conf. of the Int. FES Soc., 247-249, 2004.

3) Takayuki TAKAHASHI, Yuuki NISHIYAMA, Yukiko OZAWA, Eiji NAKANO, and Yasunobu HANDA: Cycling Chair: a novel vehicle for the lower limbs disabled, Proc. 2005 ICMIT 2005, 2005.

4) Takayuki Takahashi, Yuuki Nishiyama, Yukiko Ozawa, Eiji Nakano, and Yasunobu Handa: A novel Vehicle for Lower Limbs Disabled using Leg Driven Mechanism, Proc. of Robotics and Automation Conference 2006, pp.24-33, 2006.

1. 佐藤 昇, 吉澤 誠, 田中 明, 高橋隆行, 関 和則, 半田康延: バーチャル・サイクリングチェア・システムに対する運動負荷に連動した仮想環境変化のための生体情報フィードバックの導入, 日本バーチャルリアリティ学会第 11 回大会論文集, pp.372-373 (2006)

G. 知的所有権の出願・取得状況 (予定を含む。)

- 1) 前輪駆動式車椅子 高橋隆行 半田康延
出願 2002年6月24日 (審査請求中)
- 2) 足踏式車椅子 半田康延 出願 2002年
1月7日 (審査請求中)
- 3) 高橋隆行: 脚駆動型車椅子のための高効率駆動メカニズム (申請準備中)

脚駆動方式に関する研究

分担研究者 高橋隆行 福島大学教授

研究要旨：足漕ぎ車いすを駆動する下肢障害者の発生力は必ずしも十分な大きさがあるとは限らず、そのため、発生した脚先力を有効に活用する“駆動方式”の確立は重要である。これまで研究者らは、自転車のような回転型の駆動方式を採用してきたが、詳細な検討を行った結果、この方式は脚先発生力の有効利用という観点では不十分なことが明らかとなった。本研究の目的は、回転型に代わる新しい駆動方式の確立を行うことである。このため、新たに力ベクトルセンサや運動負荷シミュレータを開発するとともに、これらを用いた脚先発生力の検討を行い、新しい駆動方式として“スウィング型”を提案した。これはほぼ 100%に近い脚先発生力の有効利用が可能である。さらに、スムーズな駆動を行うために、運動量負荷推定型コントローラを開発した。これは、車いすの駆動に必要な駆動力を推定して適切な刺激量による電気刺激を行う方法であり、過度の発生力もないことから筋疲労を抑えることが可能である。以上の検討により、足漕ぎ車いすのための新しい駆動方式を提案する。

A. 研究目的

FES サイクリングチェアの対象となる下肢障害者の、下肢発生力は決して大きくないであろうことは容易に想像される。そのため、FES により得られる脚発生力を効率的に利用することは非常に重要である。脚の発生力を効率的に利用することで、移動能力が向上する。またそのことで、利用者も「自分の力で漕いでいる」という意識が高まり、リハビリに対しての積極性が得られると考えられる。

本研究では、脚の発生力に対するサイクリングチェアの推進力の効率的な利用を目指す。そのために、効率的に漕ぐための「最適な状態」を発生力の特徴を調べることによって導き出す。

B. 研究方法

下肢発生力の検証や解析には、実際の下肢

発生力などの基礎データが必要不可欠である。そのため本研究では、脚先が発生する力ベクトル(2次元)を計測可能な力ベクトルセンサ、ならびに下肢発生力の検証を目的とした運動負荷シミュレータ(エルゴメータ)を新たに開発し、それらを用いて研究を行った。

また、それらの装置を使用して、脚が発生する力を効率的に使用可能な新しい駆動方式について提案するとともに、車いすの移動速度ならびに脚発生力の時間変化を観察してその変動を予測し、それらが不必要に変動することの無いパワーアシストシステムの開発を目指した。

(倫理面への配慮)

研究にあたっては、研究協力者に対し、本研究の目的、方法、予測される結果、安全性などについて十分説明すると共に、予測される

危険性、不利益とその対処法についても十分に説明して理解を得、さらに書面で確認し、本人の同意を得た上で実施した。また、研究遂行時において、被験者の健康状態をチェックし、顔色、血圧、呼吸、心拍数などの他覚所見に問題がないこと、自覚的にも異常を感じないことを確かめるとともに、医師が常時待機することとした。

C. 研究結果

1) カベクトルセンサ

関節トルクの推定等に用いることを目的に、脚先のカベクトルを計測するための、2次元力ベクトルセンサを開発した。

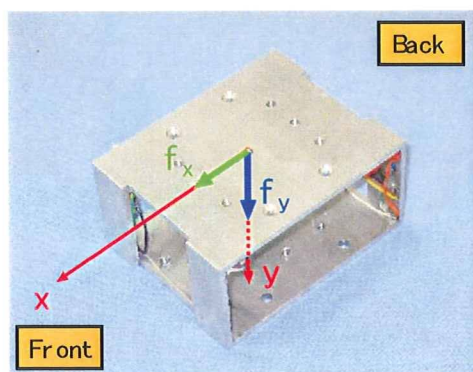
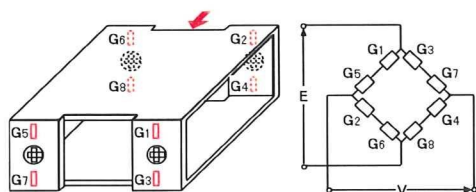
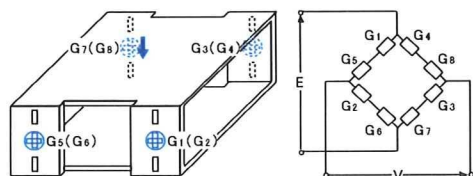


図1 2次元力ベクトルセンサ



(a) 水平方向力の検出



(b) 垂直方向力の検出

図2 カベクトルセンサの原理

この基本原理は、高志リハビリテーション病院の山本や九州工業大学の田川らによるものであり、図2のようなひずみゲージを用いたブリッジ構成が基本原理である。研究分担

者らはこの基本原理を用いて、形状やひずみゲージの貼付けの位置などについて改良を加え、さらに有限要素法 (FEM) による解析を行ってその性能を検討し、最適な形状とした。

2) 運動負荷シミュレータ

図4に示した運動負荷シミュレータは、下肢発生力の基礎データを基に実際の各駆動型移動機器を開発していくことを念頭に置いた実験装置であり、モータによる慣性力のエミュレート機能により、負荷の条件を任意かつ容易に設定できる。本シミュレータの構成を図5に示す。

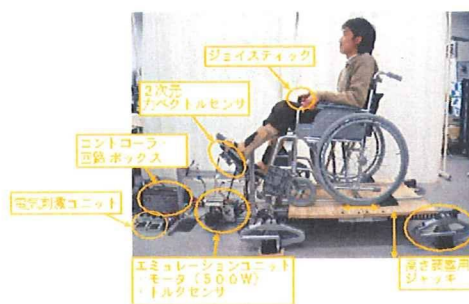


図4 運動負荷シミュレータ (全体)

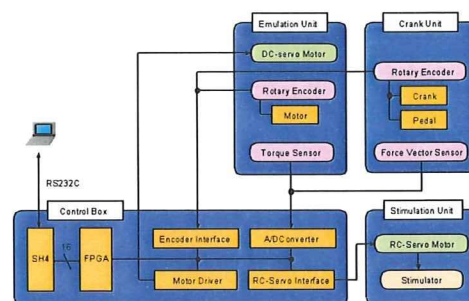


図5 運動負荷シミュレータの構成

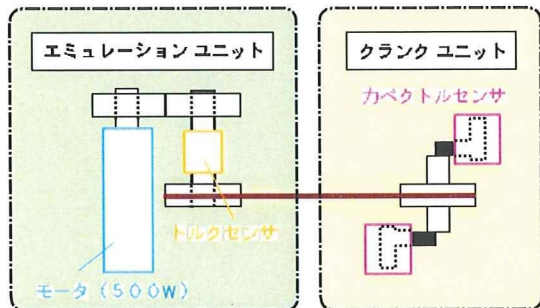
本装置は、実際に漕いだ感覚を仮想的に提示可能であるため、エルゴメータの設置するスペースさえあれば、車いすを漕ぐために体育館のような広いスペースがなくとも試験が可能である。

また、車いすのまま試験機との接続を可能とすることにより、車いすの乗り換えの必要がなく移乗の負担が大幅に軽減される。特に、下肢障害者の場合には、搭乗中よりもむしろ移乗する時に一番負担がかかり、一人もしくは

は二人程度の介助者が必要になるのである。この意味で、車いす接続型である特徴は大きな意味を持っており、他のエルゴメータにはない特徴の一つである。搭乗中での座席配置の調整は、ジャッキを利用した高さ調整テーブルで実現する。これにより、座席配置に関する条件を容易に変更することができるのである。以上のようにして、パラメータ設定やスペースに関する問題をクリアしている。



(a) エミュレーションユニットとクランクユニットの接続方法



(b) 構成図

図5 エミュレーションユニットとクランクユニット

エミュレーションユニットは、図6のような構成となっており、慣性力を含めた負荷をクランクユニットに力覚提示する機能を持つ。基本的な構成は、最大 50Nm まで計測可能なトルクセンサと 500W のモータから成る。

このシミュレータは、車いすの運動方程式をコンピュータにより数値的に解くことにより動作する。本研究では、慣性力、駆動力、摩擦力などを総合的に考慮に入れた数値モデ

ルを構築した。例として、慣性力のエミュレートの様子を模式的に図7に示す。

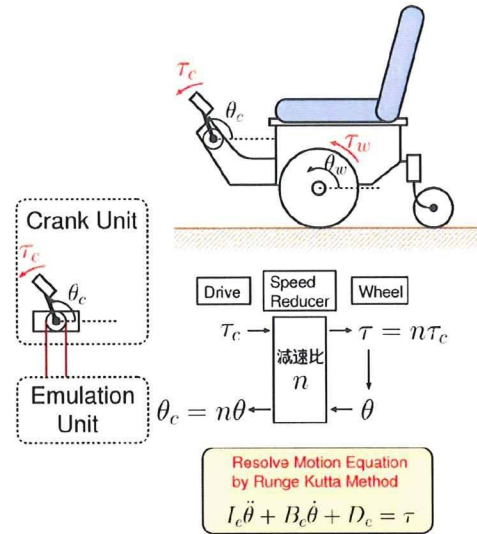


図7 慣性力のエミュレート

3) スウィング型ペダリング

従来の自転車型円運動ペダリング方式において、駆動トルクを最大限に得るためには円軌道に沿った力をクランクに与えることが必要である。しかし、円軌道に沿った力を与えるためには、一つの筋肉の機能では実現することはできず、結果として異なる機能を持った複数の筋肉を切り替えることによって実現しようとしていたのである。それでもなお、完全に円軌道に沿った力を出すことは難しい。

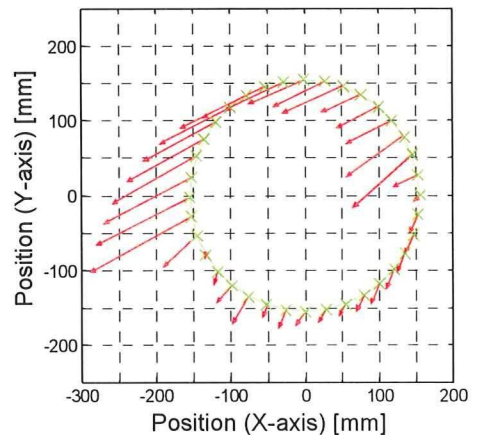


図8 FESによる円運動ペダリングのカベクトル(左脚)

図8は、サイクリングチェアで下肢障害者

による円運動ペダリングを行った時の左脚先に発生していた力ベクトルをクランク角 10° ごとに示したものである。この力ベクトルの軌跡からも分かるように、円軌道に沿った力を出すことはできていない。ペダルを回転させるための有効な力は軌道に対する接線力となるから、力の効率性は力がどれだけ軌道に沿っているかによって決まる。しかしこの実験結果からは、その効率性は高くない(むしろ低い)ということができる。

このような円運動ペダリングでの問題点をふまえて、特に FES による下肢駆動に最適な脚軌道について検討すると、その要件は次のようになる。

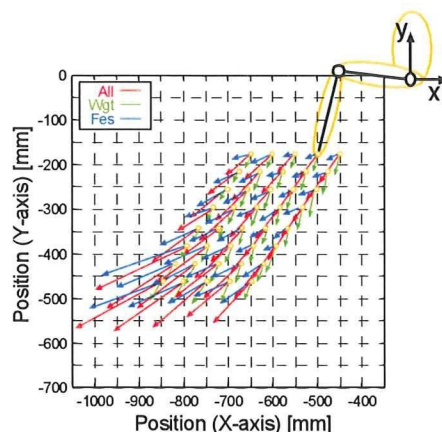
- ① FES により発生する脚先の力ベクトルに沿う軌道にする。
- ② 異なる筋肉の機能を必要とするような軌道を作らない。
- ③ 小さなループ構造の軌道にする。

①は脚で発生できる力を無駄にすることなく効率よく漕げるという意味を持つ。②は FES で使用する筋肉の切替えを極力減らすということを意味する。筋肉の切替えを減らすことができれば、刺激タイミングの単純化につながると思われる。そして③は脚駆動部をコンパクト化する意味を持っている。

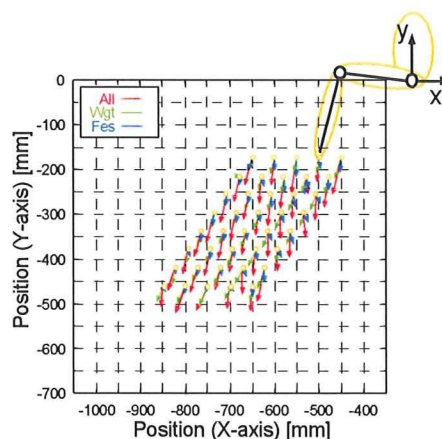
このような要件をできる限り考慮した駆動方式を検討した結果、本研究では、スウィング運動ペダリングを提案した。スウィング運動とは、従来の円運動に対して曲線・直線軌道の往復運動を指している。スウィング運動は、ループ構造を作らず軌道部分の占有体積で済むため、コンパクトにしやすいというメリットがある。ただし、連続的にスウィング運動をするためには、当然「行き」と「戻り」が必要になる。しかし、「行き」と「戻り」に異なる筋肉の機能を利用することは、要件でも述べた通り刺激チャンネルの増加につながってしまう。そこでこれを避けるために、両脚のうち一方が「行き」の時はもう一方は「戻

り」となるように機械的拘束を設けるのである。これにより、効率性の得られる脚先の力ベクトルに沿う軌道を「行き」の部分に合わせて作ることが可能になる。

このような考え方に基づき、大腿四頭筋ならびにハムストリングを単独で電気刺激した場合の脚先発生力を、開発した装置を用いて計測した。結果を図 9 に示す。この実験において股関節の位置は図に示したように、(-300, 0)である。



(a) 大腿四頭筋を刺激した場合



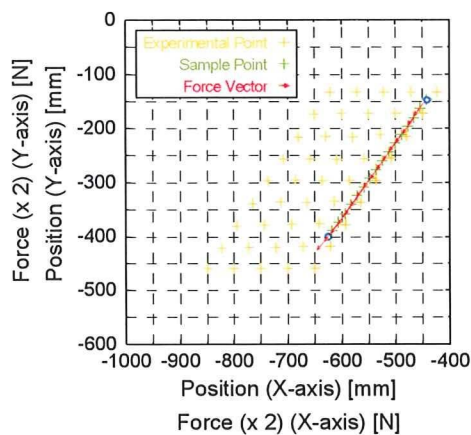
(b) ハムストリングを刺激した場合

図 9 FES 刺激により発生する脚先力ベクトル

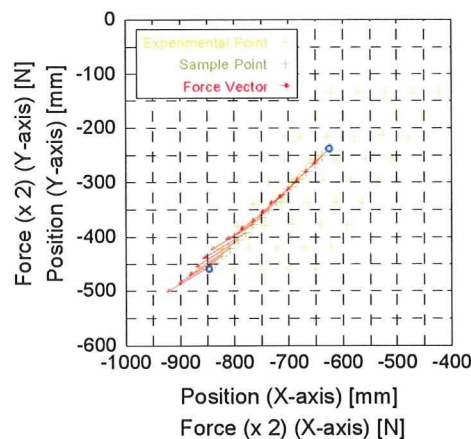
図中、青矢印は FES により発生する力ベクトル、緑矢印は脚重量により発生する力ベクトル、赤矢印はこれらを合成した力ベクトルである。大腿四頭筋に比較してハムストリングの発生力は小さく、ハムストリングの刺激

を省略できる可能性も示唆される。これらの筋が発生する合力を接線とするような軌道を脚先が描くことにより、効率のよい駆動が可能となる。

この実験結果に基づいて、2つの最適軌道を提案した。図10(a)は、大腿四頭筋のみを刺激した場合の効率性最適の軌道であり、(b)は有効力最適の軌道である。股関節の位置は、図9と同様に、(-300, 0)である。



(a) 効率性最適の軌道



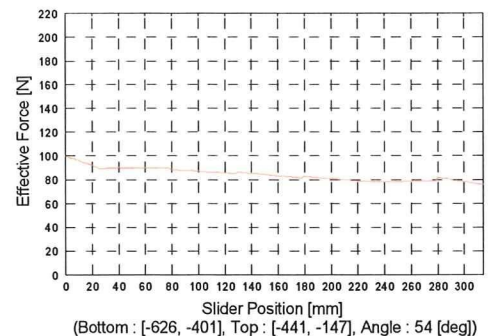
(b) 有効力最適の軌道

図10 2つの最適スウィング軌道

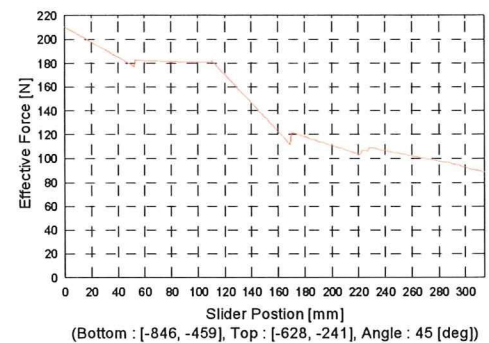
図10に示したいずれの軌道も、脚先発生力の有効利用という点では100%に近い効率を有している。具体的には、効率性最適軌道で99.97%、有効力最適軌道で98.5%である。

一方、これら二つの軌道で実際に発生する有効力の大きさを調査した結果、図11の結果

が得られた。全般的に、有効力最適軌道の方がより大きな有効力を得られることがわかる。



(c) 効率性最適軌道の有効力



(d) 有効力最適軌道の有効力

図11 2つの最適スウィング軌道の有効力

4) 運動量負荷推定型コントローラ

FESの刺激強度は、各筋肉の収縮力を決定する。したがって、FESの刺激強度の大きさやその変化の仕方によって、発生力に大きな影響を与える。

従来は、FESの刺激強度を車体速度制御型コントローラにより決定していた。しかし、人の脚へ使用することを考えるとオン・オフを激しく繰り返すため不向きである。また、脚への電気刺激による発生力がクランクトルクへ変換される際の変換効率は、脚の関節角の状態によって大きく変化するため、変換効率が低い状態で車体速度が落ちると、変換効率が低いにもかかわらず大きな刺激強度が出力されることになり、非効率的な運動となるのみならず脚への負担が増加してしまう。

そこで、無意味にオン・オフを繰り返すことを抑制して効率よく漕ぐための刺激強度の

決定を目指し、仕事量推定型 FES 刺激強度コントローラを提案した。基本的な考え方は、目標とする車体速度を維持するための仕事量を推定し、その仕事量を達成するような刺激を出力するものである。

刺激強度の決定は、予め計測された最大刺激強度の電気刺激による脚の発生力から計算されるクランクトルクを基に行われる。図 12 では、FES の最大刺激強度で出力されるクランクトルクの概形が示されており、この面積が最大刺激強度で行える仕事量ということになる。予備実験によって、摩擦パラメータや車体と人の重量が与えられるものとする、現在の速度や T 秒間における速度変化から、 T 秒間でどれだけの仕事量を電気刺激による発生力で行えばよいかを推定することができる。この推定された仕事量と、最大刺激強度の電気刺激で行える仕事量との割合でもって、 T 秒間の刺激強度は決定される。

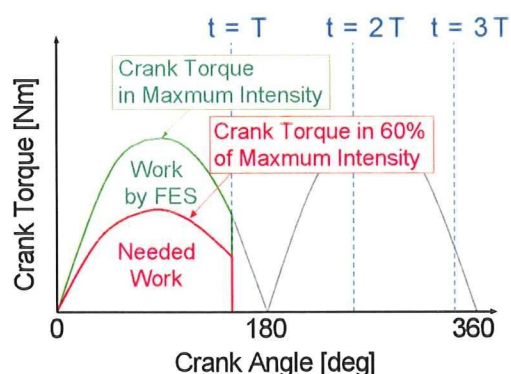


図 12 刺激強度の決定

この T 秒間の刺激強度を決定するため、ジョイスティックから T 秒後の目標速度を入力するようにし、現在と T 秒後の速度とその変化から必要な仕事量を計算する。現在のステップでは前のステップで計算された仕事量に見合う刺激が実行されるが、目標速度に対して誤差が生じた場合には、この誤差分の仕事量を次のステップに加えるようにしている

つまり、現在のステップで行えなかった仕事量は次のステップに持ち越され、余った仕事量は次のステップでキャンセルされるので

ある。これにより、1 ステップで行えない仕事量の要求が生じた場合にも対処でき、かつ、路面の摩擦等の環境によって仕事量の見積もりがある程度外れた時にも対処できると考えられる。ここで述べたコントローラのアルゴリズムを示したものが図 13 である。また、実際に実装したコントローラでは、 $T=1$ 秒とした。

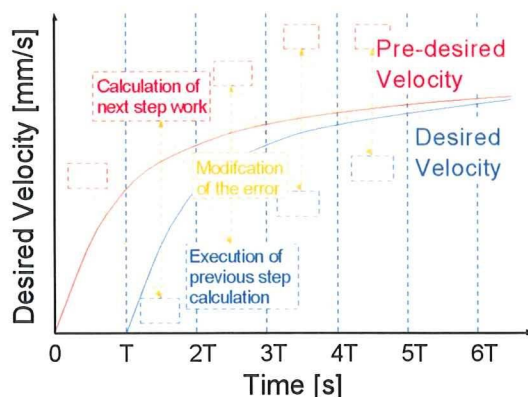


図 13 コントローラのアルゴリズム

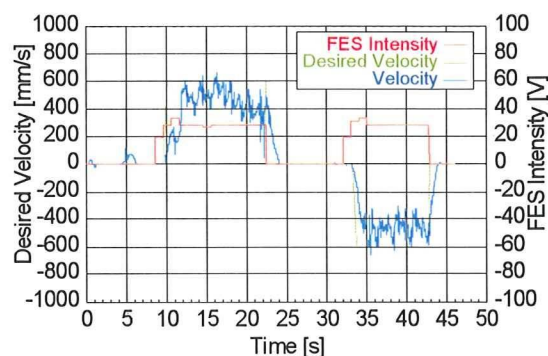


図 14 運動量負荷推定型コントローラ

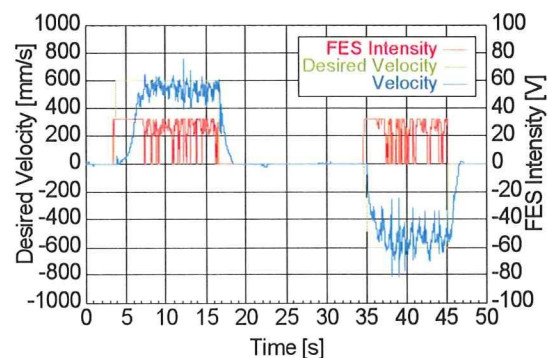


図 15 従来型 PD コントローラ

実際にこの制御法をサイクリングチェアの

システムに実装し、健常者による実験を行った。結果を図 14 に示す。比較のために、従来型の PD コントローラによる結果を図 15 に示した。運動量負荷推定型コントローラは、目標速度への追従性を維持したままで刺激強度の変動を大幅に抑制できていることが分かる。

D. 考察

各実験・提案結果についての考察は、前節のそれぞれ箇所で述べた。

E. 結論

自転車のような回転型ペダル・クランクの場合、機構学的に 1 回転中 2 箇所の死点（デッドポイント）が存在し、その前後で大きく脚発生力の利用効率が落ちてしまう。つまり、脚の発生する力を効率的にペダル・クランクの回転トルクに変換できず、また死点では起動すら不可能となる。そこで、さまざまな座面位置およびペダル位置に対して脚発生力を 2 次元のベクトル量として計測できる実験装置を開発し、これを用いて、より効率的な駆動のための脚移動軌跡の設計を目指した。

また、脚発生力等の計測では、車いすに搭乗している状態と同様の負荷を脚に与えながらその特性を計測できるよう、車いすの物理運動（機械的負荷）を模擬する運動負荷シミュレータを開発し、上記の脚移動軌跡計測用実験装置と併せて用いた。これにより、固定した実験装置であるにも関わらず、実際に移動したときと同様の条件でのデータを得られるようになった。

これらの装置を用いて検討を行った結果、脚先発生力を有効利用可能な駆動方式として、スウィング型を提案し、その効率がほぼ 100% であることを得た。

さらに、パワーアシストシステムの開発では、車いすの移動速度ならびに脚発生力の時間変化を観察してその変動を予測し、それら

が不必要に変動することの無いパワーアシストシステムの開発を行った。この制御方式による実験を行った結果、電気刺激量の変動が抑えられ、スムーズな駆動が可能となった。

F. 研究発表

1) 国内

口頭発表	8 件
原著論文による発表	2 件
それ以外（レビュー等）の発表	1 件

2) 国外

口頭発表	4 件
原著論文による発表	0 件
それ以外（レビュー等）の発表	0 件

そのうち主なもの

論文発表

高橋隆行, 関 和則: 下肢麻痺者のための新しい脚駆動型移動機器, 計測と制御, 45, 440-444, 2006.

学会発表

Takahashi T, Takazawa M, Nishiyama Y, Nakano E, Handa Y: FES Cycling Chair for the Lower Limbs Disabled People with Electric Motor Power Assist, 9th Ann. Conf. of the Int. FES Soc., 247-249, 2004.

Takayuki TAKAHASHI, Yuuki NISHIYAMA, Yukiko OZAWA, Eiji NAKANO, and Yasunobu HANDA: Cycling Chair: a novel vehicle for the lower limbs disabled, Proc. 2005 ICMIT 2005, 2005.

Takayuki Takahashi, Yuuki Nishiyama, Yukiko Ozawa, Eiji Nakano, and Yasunobu Handa: A novel Vehicle for Lower Limbs Disabled using Leg Driven Mechanism, Proc. of Robotics and Automation Conference 2006, pp.24-33, 2006.

受賞

研究奨励賞：2004.10（財団法人 石田（實）

記念財団）、受賞者：高橋隆行

題目：下肢障害者のための次世代移動機器・
脚駆動型車椅子の開発

G. 知的所有権の出願・取得状況（予定を含む。）

高橋隆行：脚駆動型車椅子のための高効率駆
動メカニズム（申請準備中）

運動量負荷推定型パワーアシスト方式に関する研究

分担研究者 高橋隆行 福島大学教授

研究要旨：車体の速度を適切に維持しつつ、適量の電気刺激を筋に与えるための制御アルゴリズム（制御器）を開発することを目的とした。これを実現するための基本的な考え方は、車体の現在の速度ならびに次のサイクルにおける希望速度を比較し、その差に相当する運動量を筋で発生させることである。この方式によれば、無駄な漕ぎ過ぎを抑えられ、余計な筋疲労を発生させないことが期待できるとともに、路面の状況等により車体の速度が目的の速度に到達しなかった場合でも、そのような誤差を蓄積させることなく目的速度に収束させることができる。この考えに基づく制御アルゴリズムを実際に実現し、足漕ぎ車椅子での実験を行ってその有効性を確認した。

A. 研究の概要

これまでの研究において、各筋肉の収縮力を決定する FES の刺激強度を車体速度制御型コントローラにより決定していた。しかし、人の脚へ使用することを考えると、この方式ではオン・オフを激しく繰り返すため不向きである。また、脚への電気刺激による発生力がクランクトルクへ変換される際の変換効率は、脚の関節角の状態によって大きく変化するため、変換効率が低い状態で車体速度が落ちると、変換効率が低いにもかかわらず大きな刺激強度が出力されることになり、非効率的な運動となるのみならず脚への負担が増加してしまう。

そこで本研究では、運動量負荷推定型 FES 刺激強度コントローラを提案し、無意味にオン・オフを繰り返すことを抑制し、効率よく漕ぐための刺激強度決定を目指す。

B. 研究方法

FES の刺激強度は、各筋肉の収縮力を決定

する。したがって、FES の刺激強度の大きさやその変化の仕方によって、発生力に大きな影響を与える。

従来は、FES の刺激強度を車体速度制御型コントローラにより決定していた。しかし、人の脚へ使用することを考えるとオン・オフを激しく繰り返すため不向きである。また、脚への電気刺激による発生力がクランクトルクへ変換される際の変換効率は、脚の関節角の状態によって大きく変化するため、変換効率が低い状態で車体速度が落ちると、変換効率が低いにもかかわらず大きな刺激強度が出力されることになり、非効率的な運動となるのみならず脚への負担が増加してしまう。

そこで、無意味にオン・オフを繰り返すことを抑制して効率よく漕ぐための刺激強度の決定を目指し、仕事量推定型 FES 刺激強度コントローラを提案した。基本的な考え方は、目標とする車体速度を維持するための仕事量を推定し、その仕事量を達成するような刺激を出力するものである。

刺激強度の決定は、予め計測された最大刺激強度の電気刺激による脚の発生力から計算されるクランクトルクを基に行われる。図 1 では、FES の最大刺激強度で出力されるクランクトルクの概形が示されており、この面積が最大刺激強度で行える仕事量ということになる。予備実験によって、摩擦パラメータや車体と人の重量が与えられるものとする、現在の速度や T 秒間における速度変化から、 T 秒間でどれだけの仕事量を電気刺激による発生力で行えばよいかを推定することができる。この推定された仕事量と、最大刺激強度の電気刺激で行える仕事量との割合でもって、 T 秒間の刺激強度は決定される。

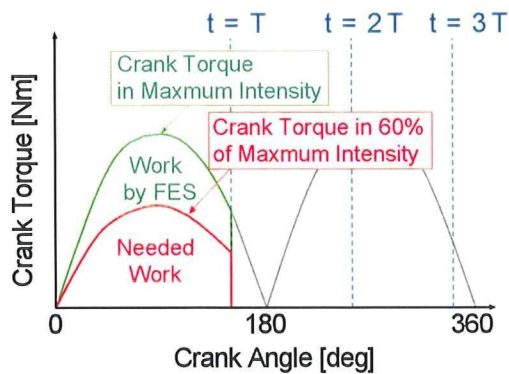


図 1 刺激強度の決定

この T 秒間の刺激強度を決定するため、ジョイスティックから T 秒後の目標速度を入力するようにし、現在と T 秒後の速度とその変化から必要な仕事量を計算する。現在のステップでは前のステップで計算された仕事量に見合う刺激が実行されるが、目標速度に対して誤差が生じた場合には、この誤差分の仕事量を次のステップに加えるようにしている

つまり、現在のステップで行えなかった仕事量は次のステップに持ち越され、余った仕事量は次のステップでキャンセルされるのである。これにより、1 ステップで行えない仕事量の要求が生じた場合にも対処でき、かつ、路面の摩擦等の環境によって仕事量の見積もりがある程度外れた時にも対処できると考えられる。ここで述べたコントローラのアルゴ

リズムを示したものが図 2 である。また、実際に実装したコントローラでは、 $T=1$ 秒とした。

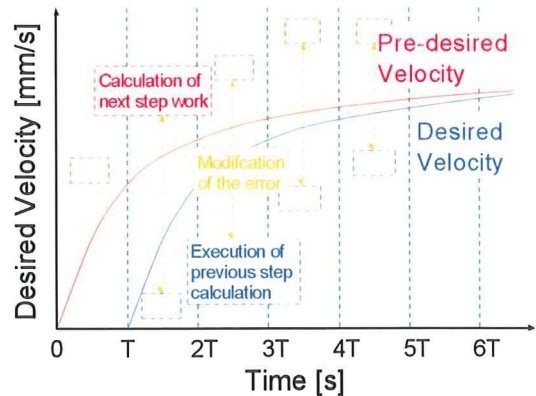


図 2 コントローラのアルゴリズム

C. 研究結果

実際にこの制御法をサイクリングチェアのシステムに実装し、健常者による実験を行った。

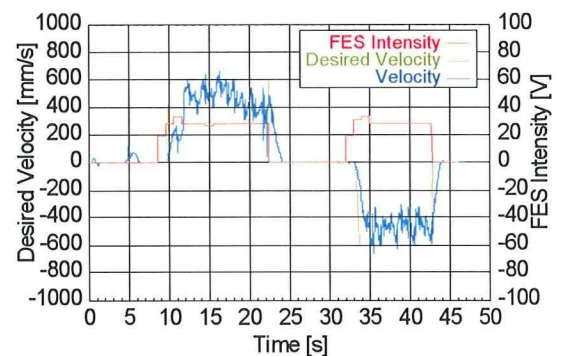


図 3 運動量負荷推定型コントローラ

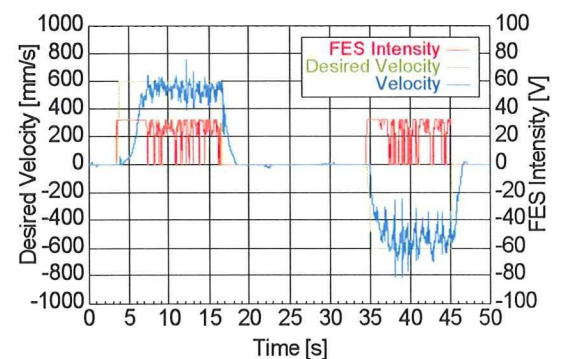


図 4 従来型 PD コントローラ

結果を図 3 に示す。比較のために、従来型

の PD コントローラによる結果を図 4 に示した。運動量負荷推定型コントローラは、目標速度への追従性を維持したままで刺激強度の変動を大幅に抑制できていることが分かる。

D. 考察

車体の望ましい速度を維持するために必要な発生力を過不足なく発生させることにより、余計な筋疲労を抑え、効率的かつスムーズな駆動を実現することが、この新しい制御方式の目的である。

図 3 ならびに図 4 を比較すると、まず FES 刺激量の変動が大幅に抑えられていることがわかる。すなわち、従来の PD 制御では、“漕ぎ過ぎ”が多く発生し、そのために生じた速度超過を、次の周期では“惰性走行”によって補うということが生じている。それに対して新しい制御方式では、必要な発生力が過不足無く発生していることから、電気刺激量の変動は大幅に抑えられていることが確認できた。

E. 結論

従来の厳密な速度制御によって無意味にオン・オフを繰り返すことなく、効率よく漕ぐための刺激強度決定法として、運動量負荷推定型 FES 刺激強度コントローラを提案した。健常者による実験の結果、目標速度への追従性を維持したままで、刺激強度の変動を抑制できることが示された。今後は、本方式による筋疲労への影響や下肢障害者による検証を行っていく予定である。

F. 研究発表

1. 論文発表

口頭発表 3 件

2. 学会発表 1 件

原著論文による発表 0 件

それ以外（レビュー等）の発表 1 件

高橋隆行, 関 和則: 下肢麻痺者のための新しい脚駆動型移動機器, 計測と制御, 45, 440-444, 2006.

学会発表

Takahashi T, Nishiyama Y, Ozawa Y, Nakano E, Handa Y: A Novel Vehicle for Lower Limbs Disabled using Leg Driven Mechanism, Proc. of Robotics and Automation Conf. 2006, 24-33, 2006.

G. 知的所有権の出願・取得状況(予定を含む。)

高橋隆行: 脚駆動型車椅子のための高効率駆動メカニズム (申請準備中)

ペダリング運動がもたらす神経生理学的変化に関する研究

分担研究者 関 和則 東北大学助教授

研究要旨：足漕ぎ車椅子の駆動様式として用いられるペダリング運動が、脊髄および大脳皮質にどのような影響をもたらすかを、特に一側下肢で遂行されるペダリング運動時の運動誘発電位とH波の変化から明らかにすることを目的とした。健常成人を対照として行った実験の結果から、一側下肢によるペダリング中には、対側下肢のひらめ筋を支配する脊髄運動ニューロンの活動が抑制され、同筋支配の皮質運動野の活動が促進されることが示唆された。このことから、随意ペダリング中に発生する脳から脊髄への抑制性の信号伝達には、皮質脊髄路以外の経路を想定することが妥当と考えられた。

A. 研究の概要

脊髄内には、左右の下肢を結合する抑制性あるいは興奮性の神経回路が存在する。これらの神経回路は、左右下肢の協同的な運動に関係する反射活動を制御するために重要な役割を果たしている。一方で一側下肢による随意運動は、対側下肢を支配する脳内の運動神経にも一定の影響を与え、対側下肢に信号を伝える脊髄内の運動神経も、皮質運動野からの運動司令によって修飾を受ける。われわれは、脳卒中後の重度の片麻痺患者でも足漕ぎ式の車椅子を駆動できること、また駆動中の麻痺側下肢には、随意的な等尺運動を促した時にはみられない、著明な筋活動が認められることを報告した。このことは、重度の片麻痺患者であっても、足漕ぎ式の車椅子駆動が、麻痺側下肢の制御に関与する神経系の活動を賦活する可能性を有することを示唆する。しかしながら、非麻痺側下肢のペダリング運動が、麻痺筋に何らかの反射的な活動をもたらすのか、あるいは主として非麻痺側で行われるペダリングの努力が、麻痺側下肢支配の皮質運動野の活動を賦活するのかは不明である。

そこで本研究では、一側下肢で遂行されるペダリング運動が、脊髄内および大脳皮質の神経系にどのような影響を与えるかを明らかにすることとした。

B. 研究方法

8名の健常成人（平均年齢 20.3 ± 0.9 歳）と2名の脳卒中片麻痺患者（症例A：42歳、右片麻痺、症例B：72歳、左片麻痺）を対象とした。いずれの患者も、ブルンストロムのテストで評価される麻痺側下肢の麻痺レベルは3であった。すべての被験者には実験前に十分な説明を行い、同意を得た。ペダリングにはリカンベント型のエルゴメーター装置（Strength Ergo; 三菱電機製）を用いた。ペダリングに際して、すべての被験者はエルゴメーター上のヘッドレスト付きの椅子に座り、右足（患者では非麻痺側足部）をペダル上に固定した。その上で左下肢（患者では麻痺側下肢）を、膝屈曲90度、足関節屈曲0度で安静状態に保つよう指示された。初めに、安静状態で、左（麻痺側）のひらめ筋からH波（SolH）が記録され、次に左（麻痺側）のひ

らめ筋および前脛骨筋から、経頭蓋磁気刺激による運動誘発電位 (motor evoked potential: MEP) が記録された (SolMEP、TAMEP)。その後、右 (非麻痺側) 下肢でのペダリングを行っている状態で、安静時と同様に H 波および MEP が記録された。H 波誘発のための電気刺激は、膝窩部に Hmax の 50% 強度で与えられた。磁気刺激には Magstim200 を用い、ダブルコーンコイルで頭皮上の Cz の部位を刺激した。磁気刺激の強度は運動閾値の 120% とした。すべての被験者は、ペダリング中のペダル回転速度を 40rpm に保つよう指示された。安静時、ペダリング中ともに、0 度および 180 度のふたつのクランク角度で H 波が記録され、おのおの 8-10 発が EPlizer (キッセイコムテック製) 上で加算された。MEP も同様に記録され、処理された。統計処理にはダネット法を用い、加算平均化された H 波および MEP の振幅を、安静時とペダリング中で比較検討した。

C. 研究結果

健常成人では、ペダリング中に記録された SolH の平均振幅は、0 度と 180 度のいずれのクランク角度においても、安静時に比して有意に減少した。一方で、SolMEP と TAMEP の平均振幅は、0 度と 180 度のいずれのクランク角度においても、安静時に比して有意に増大した。片麻痺患者では、SolH はいずれの患者でも変化がみられなかったが、症例 B の TAMEP は、安静時にはまったく出現しなかったものの、ペダリング中にはすべての刺激施行時に波形が観察された。しかしながら、SolMEP はいずれの患者でも安静時、ペダリング中ともに出現せず、症例 A では TAMEP も記録できなかった。

D. 考察

本研究における健常成人の結果は、一側下肢によるペダリング中には、対側下肢のひ

らめ筋を支配する脊髄運動ニューロンの活動が抑制され、同筋支配の皮質運動野の活動が促通されることを示唆する。われわれが健常者で行ったこれまでの検討では、随意運動努力を伴わずに行われる他動的なペダリングでは、SolH、SolMEP、TAMEP のいずれにも明らかな変化がみられなかった。他動的なペダリングであっても、下肢関節からの求心性感覚情報は、脊髄および脳へ到達すると考えられる。したがって、随意的なペダリング運動中に、安静を保つ側の下肢にみられた H 波振幅の減少には、以下のような二つの神経活動を背景機構として仮定することができる。ひとつは、ペダリングを行う下肢筋からの Ia 群感覚神経を介して賦活された、脊髄内の抑制性介在ニューロンによる抑制効果であり、今ひとつは、運動野皮質から下行する運動司令の抑制作用である。しかしながら片麻痺患者では、随意的なペダリング運動中でも、SolH の振幅は変化しなかった。片麻痺患者の脊髄内には特に病変はなかったことから、このことは、ペダリングを行う下肢の対側下肢を支配する脊髄内運動ニューロンの活動抑制が、脳からの抑制作用によってもたらされることを示唆する。SolMEP と TAMEP の振幅増大がみられたことから、少なくとも健常成人では、随意ペダリング運動中に皮質運動野の活動が亢進することは明らかである。この現象は、一側下肢によるペダリングの努力が、両側大脳皮質の興奮性増大をもたらし、その興奮性の信号が皮質脊髄路を介して脊髄運動ニューロンに伝播する可能性のあることを意味する。症例 B において、非麻痺側下肢の随意ペダリング中に TAMEP が出現したことは、脳卒中片麻痺患者においても、ペダリング運動が麻痺側下肢の運動機能を促通し得ること、またこれが皮質興奮に関連したものであることを示唆する。ところで、SolH の振幅減少にみられる脊髄内運動ニューロンの抑制が、脳からの下行性インパルスに基づくとする考え