

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

平成 15 年度 総括・分担研究報告書

主任研究者 半 田 康 延

平成 16 年 4 月 5 日

## 目 次

I.	総括研究報告	
	肢体不自由者用新移動機器・足漕ぎ車椅子の研究開発 .....	1
	半田康延	
II.	分担研究報告	
	1. 自走式足漕ぎ車椅子の臨床適用に関する研究 .....	5
	関 和則、藤居 徹	
	2. 足漕ぎ車椅子の開発研究ならびにペダル漕ぎ運動の シミュレーションモデル構築に関する研究 .....	13
	高橋隆行	
	3. 心拍帰還形制御システムの構築 .....	22
	吉澤 誠	
III.	研究成果の刊行に関する一覧表 .....	28
IV.	研究成果の刊行物・別冊 .....	30

## 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： 高齢に伴う下肢機能劣化や疾病や外傷に伴う歩行障害者を対象として、下肢でペダルを漕ぎ車椅子を駆動させる足漕ぎ車椅子を開発した。ペダル漕ぎが自力では不可能な者に対しては機能的電気刺激（FES）によってペダル漕ぎ運動を惹起させる方式を採用し、最適な FES 制御方式を求め実用性が高いことを確認した。脳卒中や脊髄損傷などによる下肢不全麻痺者では、自力あるいはパワーアシスト方式で足漕ぎ車椅子を駆動できることが確認された。また、車椅子駆動中の過度な心負荷をかけない心拍帰還形制御システムに脈波伝播時間と心拍数の最大相関係数を利用することが有用であることが判明した。

### 分担研究者

高橋隆行 東北大学助教授

関 和則 東北大学助教授

藤居 徹 東北大学助手

吉澤 誠 東北大学教授

用性変化(廃用症候群)を助長させ、リハ医療上好ましくない結果を生むことが多い。また、高齢の身体的弱者や肢体不自由者では、寝たきり生活や痴呆に陥る確率が高く、社会参加が不可能になることが多い。

そこで我々は、自転車と同様のペダル駆動で推進できる足漕ぎ式車椅子を開発した。これを起立・歩行が極めて困難で介助が全面的に必要な脳卒中患者に適用したところ、外見上健常者と変わらないサイクリング運動で両足で随意的にペダルを漕ぎ走行できることが判明した。また、脊髄損傷などで両側下肢が麻痺し足漕ぎ車椅子を推進できない重度麻痺者に対し、機能的電気刺激（FES）で下肢のペダル漕ぎ運動を制御し足漕ぎ車椅子駆動を行わせる FES 制御足漕ぎ車椅子もあわせて開発した。

### A. 研究の目的

高齢や長期疾病に伴う身体的弱者や神経系の障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。現行の車椅子は、ほとんどが手で駆動輪を漕ぐ方式のものか電動車椅子であり、歩行機能が低下した障害者用に製作されているものである。しかし、このような車椅子では、下肢を運動させる頻度が極端に少なくさせることとなり、むしろ下肢・体幹の廃

また、サイクリングチェア・システムの新しい機能として、生体情報と連携して過負荷を防止するための安全機能の構築をめざし、そのための基礎的研究として、心負担や自律神経系の状態をよく反映する血圧と心拍数の間の最大相互相関係数  $\rho_{\max}$  を利用することを試みた。

## B. 研究方法

詳細については各分担研究毎に記載した。なお、主任研究者は分担研究の統括を行うと共にそれぞれの分担研究に参画した。

### 1) 自走式足漕ぎ車椅子の臨床応用に関する研究

自力歩行が不可能な脳卒中片麻痺者 6 名 (平均年齢: 65.7 歳) を対象として足漕ぎ車椅子駆動能力と駆動時の下肢筋電図解析を行った。また、脳卒中後のパーキンソン症候群ですくみ足を呈し歩行困難な男性 1 名において足漕ぎ車椅子駆動能力を調べた。さらに、足漕ぎ車椅子前部に買い物籠を取りつけ、自力歩行が困難な脳卒中片麻痺女性に搭乗させ、大型スーパーマーケットで買い物を行わせて駆動能力と日常生活への応用性について調べた。

### 2) 足漕ぎ車椅子の開発研究ならびにペダル漕ぎ運動のシミュレーションモデル構築に関する研究

本研究では足漕ぎ車椅子駆動時の関節トルク計測システムを開発し、健常者、不全麻痺者での自力駆動および下肢麻痺者での機能的電気刺激 (FES) 制御による駆動における各回転角毎の関節トルクの推定を行った。このデータより、FES 制御での駆動方法に関しコンピュータシミュレーションを行い電気刺激シーケンスを求めた。さらに FES 制御シーケンスを頸髄

損傷不全四肢麻痺者に適用し、その駆動特性につき解析した。

### 3) 心拍数帰還形制御システムの構築

実用上、血圧計測は困難であるため、血圧情報の代用として脈波伝播時間を用いる方法を試みた。その結果、サイクリングチェア・システムにおいても簡単に計測できる光電脈波と心電図から脈波伝播時間を求め、これと心拍数との間の  $\rho_{\max}$  を利用し指標とすること試みた。このため非侵襲・小型・軽量の光電脈波計を試作した。

## C. 研究結果

### 1) 自走式足漕ぎ車椅子の臨床応用に関する研究

脳卒中片麻痺患者、パーキンソン患者のすべてで自力駆動による足漕ぎ車椅子走行が可能であることが判明した。また、その速度も健常者の早足程度までですることも確認した。この自力駆動時、麻痺側では通常筋活動が見られない前脛骨筋などでもペダル踏み運動に同期したリズムカルな筋電図が得られた。また、買い物籠付足漕ぎ車椅子をスーパーマーケットに用意し、歩行が困難な脳卒中片麻痺者に応用したところ、自力で売り場内を自由に走行して好きな買い物をして本人が十分満足することができたという結果が得られた。

PAS 付足漕ぎ車椅子を頸髄損傷不全四肢麻痺者に適用したところ、PAS なしでは自力走行ができないものが PAS 駆動によって、軽快な自力走行が可能となった。

### 2) 足漕ぎ車椅子の開発研究ならびにペダル漕ぎ運動のシミュレーションモデル構築に関する研究

屋内・屋外の両方で利用可能な、下肢駆

動型の車椅子(足漕ぎ車椅子)を開発した。座位でのサイクリング運動再建は、これまで専門家の間でも困難といわれていたものである。具体的な項目は以下の通りである。

- (1)軽度から重度・完全麻痺まで、幅広い症例に対応可能である。
- (2)さまざまな体型の搭乗者に適応可能である。
- (3)超信地旋回が可能であり、狭い屋内空間での高い移動性能を有する。旋回性能に関しては力学的な解析を行い、小さな旋回半径が可能であることを理論的にも証明した。また、前輪を大径駆動輪とすることで、段差移動性能も高い。
- (4)下肢で発生した駆動力を無駄にすることなく、また前進・後進ともに補助可能なパワーアシストシステムを開発した。
- (5)座面が回転するなど、移乗が容易となるような機能を装備した。
- (6)サイクリング運動中の搭乗者の下肢力、関節トルクをオンラインかつリアルタイムで計測可能なシステムを開発した。本システムの核となるのが、ペダルに取り付ける2次元ベクトル力センサである。このセンサ出力とクランク角度から、下肢関節のトルクを実時間で推定することが可能となった。
- (7)下肢の発生力の事前計測データを用いて、電気刺激設計を行う手法を開発した。
- (8)搭乗者の筋力変動に関して、疲労など短時間での変化、およびリハビリテーション効果による筋力回復など長時間での変化の両方に自動的に適応するパワーアシストシステムを開発した。
- (9)頸髄損傷による四肢不全麻痺者での臨

床試験の結果、サイクリング運動の再建に成功した。

以上のように、全ての研究目標を一定のレベルで実現した。しかしながら、いくつかの項目では検討が不十分な点も残り今後さらに試験を重ねる予定である。

### 3)心拍数帰還形制御システムの構築

光電脈波計から得られる脈波と心電計から得られる心電図を組合せて得られる脈波伝達時間の逆数を血圧の代用とし、これと心拍数との間の最大相互相関係数 $\rho_{\max}$ を指標とすることにより、心負担や自律神経の状態を知ることが可能であることが明らかとなった。

これらのシステムはサイクリングチェア・システムに容易に搭載できるものであり、サイクリングチェア駆動中の過負荷を防止できる有力な手段であると考えられる。

## D. 健康危険情報

なし

## E. 研究発表

### 1. 論文発表

- 1)吉澤 誠, 杉田典大, 田中 明, 増田達哉, 阿部健一, 山家智之, 仁田新一, “Mayer 波帯域における脈波伝播時間-心拍数間の相互相関を用いた情動反応の定量化,” 循環制御, Vol. 25, No. 1, pp. 41-49 (2004)
- 2)吉澤 誠, 田中 明, 杉田典大, 阿部健一, 山家智之, 仁田新一, “生理的パラメータの相互相関を用いた映像の生体影響評価法,” BME, Vol. 18, No. 1, pp. 8-13 (2004)

### 2. 学会発表

- 1) 関 和則、藤居 徹、市江雅芳、半田康延:脳卒中片麻痺患者による足漕ぎ車椅子駆動と下肢筋電図.リハビリテーションケア合同研究大会(札幌). 265, 2002
  - 2) 佐藤元彦、関 和則、半田康延、市江雅芳:一側肢による pedalling 運動時の中枢神経活動.第5回日本電気生理運動学会大会抄録集. 40-41、2002
  - 3) 関 和則、佐藤元彦、半田康延、市江雅芳:一側肢による pedalling 運動と等尺性運動時の中枢神経系活動の変化.第6回日本電気生理運動学会大会抄録集. 1-2、2003
  - 4) 半田康延:FESによる生体機能再建と関連生活支援技術.第40回日本リハビリテーション学会抄録集、S151、2003
  - 5) 関 和則、佐藤元彦、市江雅芳、半田康延、藤居 徹:脳卒中片麻痺患者による足漕ぎ車椅子駆動と麻痺側下肢の筋電図変化.第40回日本リハビリテーション医学会学術集会(札幌). S367、2003
  - 6) 藤居 徹、関 和則、市江雅芳、半田康延、高橋隆行、中野栄二:FESサイクリングチェアの開発.第9回日本FES研究会学術集会(久留米)、2003
  - 7) 高橋隆行、西山裕己、高沢稔、半田康延、中野栄二:FESサイクリングチェア的设计と不全麻痺者による実験,第10回FES研究会学術講演会, pp. 55-60, 2003.
  - 8) 高沢稔、西山裕己、高橋隆行、庄司道彦、半田康延、中野栄二:機能的電気刺激を用いた下肢障害者のためのパワーアシスト足漕ぎ車椅子,第21回日本ロボット学会学術講演会,CDROM(2H28), 2003.
  - 9) 西山裕己、高沢稔、高橋隆行、庄司道彦、半田康延、中野栄二:関節トルク推定を用いた下肢障害者のためのFESサイクリングチェアの刺激タイミング設計,第4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概要集, 2003.
  - 10) Makoto Yoshizawa, Norihiro Sugita, Akira Tanaka, Tatsuya Masuda, Ken-ichi Abe, Tomoyuki Yambe, Shin-ichi Nitta, "A novel method for assessing autonomic nervous function induced by visual stimulation using multiple and simultaneous measurement," International Symposium on Simulator Sickness, NAVAIR, Orlando, U.S.A. (Mar, 2004)
  - 11) K. Seki, M. Sato, T. Fujii, M. Ichie and Y. Handa: Activity of lower limb muscles during driving a cycling chair in hemiparetic stroke patients. Proc. 15<sup>th</sup> Cong. ISEK. 323, p221, 2004
- F. 知的所有権の出願・取得状況  
平成15年度:なし

## 自走式足漕ぎ車椅子の臨床適用に関する研究

分担研究者 関 和則 東北大学助教授、  
藤居 徹 東北大学助手

研究要旨： 前輪を駆動輪、後輪のキャスター輪を操舵輪とした改良型の足漕ぎ車椅子を試作した。これを、自力では起立歩行の不可能な脳卒中片麻痺者に適用したところ、麻痺側下肢にもペダル漕ぎ運動が誘発され、早足程度の速度で車椅子を自走させることができた。しかも、麻痺側筋に足漕ぎ運動に同期した筋活動が見られており、恐らく下位脊髄の central pattern generator の関与によるものと考えられた。パーキンソン症候群ですくみ足のある患者でも、極めてスムーズな交代性のペダル漕ぎ運動により、車椅子での高速移動が可能となった。

### A. 研究の概要

脳卒中、脊髄損傷など歩行障害を呈する大部分の肢体不自由者は、車椅子を使用することが多い。現在の車椅子は、手漕ぎ式か電動式のものであり、下肢そのもので駆動する車椅子はほとんどないのが現状である。歩行の困難な者が一旦手漕ぎ車椅子や電動車椅子を使用すると、移動能力は向上するものの、下肢はほとんど動かさなくなるため、更なる歩行機能の低下や筋萎縮、筋力低下、関節拘縮など廃用性の変化を下肢に生じ、むしろ医療上あるいは介護上の問題が生じてくる恐れがある。

しかし、足漕ぎ式の車椅子を、起立・歩行が極めて困難で介助が全面的に必要な脳卒中患者に適用したところ、外見上健常者と変わらないサイクリング運動で両足で随意的にペダルを漕ぎ走行できることが判明した。このことは、歩行障害者が自立して移動できかつ下肢の廃用性変化を予防改善することを示している。そこで、本稿では、下肢機能障害者での足漕ぎ運動につき解析

すると共に、本車椅子の臨床的適用範囲について述べる。

### B. 研究方法

1. 脳卒中片麻痺へ応用と足漕ぎ車椅子走行中の筋電図解析

#### 1.1 方法

対象は医学的リハを目的に入院した脳卒中片麻痺患者6名（脳出血4例、脳梗塞2例：このうち左片麻痺5例、右片麻痺1例）で、このうち左片麻痺5例、右片麻痺1例で、全例自力歩行は不能であった（表1）。ブルンストロムによる麻痺側下肢の回復段階はIIが5名、IIIが1名、平均年齢は65.7（55～83）歳、発症から測定までの平均期間は96.7（50～134）日であった。5例の左片麻痺患者のうち4例は左半側無視を、右片麻痺1例は失語を伴ったが、言語的指示には全例従えた。足漕ぎ式車椅子への乗車後、両側の大臀筋、大腿直筋、内側ハムストリングス、前脛骨筋、ひらめ筋に筋電図記録用の表面電極を貼付した。両足には靴を装着させ、麻痺側足部はバンドでペダルに固定した。ペダルには on-off 式の足圧センサ

一を設置した（図1）。

表1 被験者のプロフィール

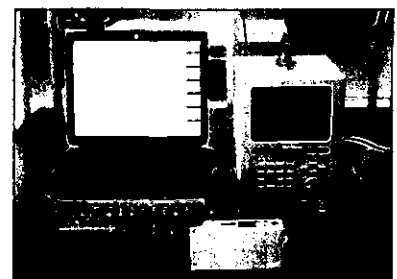
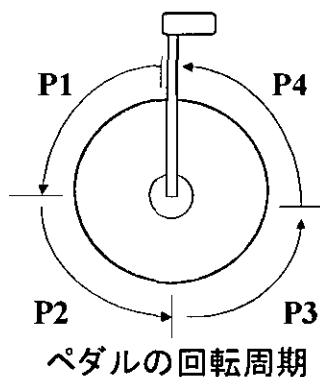
## <対象>

片麻痺患者	T.T.	H.K.	Y.H.	T.W.	I.M.	N.S.	M.Y.
年齢(歳)	62	83	69	60	55	65	55
病型	Hx.	Inf.	Hx.	Hx.	Inf.	Hx.	Inf.
麻痺側	Lt.	Rt.	Lt.	Lt.	Lt.	Lt.	Rt.
発症からの期間(日)	105	59	134	50	119	113	111
麻痺側下肢Br.Stage	II	II	II	II	III	II	II
Barthel Index	60	25	30	40	60	20	75
体幹下肢運動年齢(月)	9	9	7	10	12.5	21	20

健常者	Ka.S.	M.S.	M.Y.	Ke.S.
年齢(歳)	44	35	28	29
性別	male	male	female	male

駆動方法の説明と駆動練習を数分行った後に、13mの直線走行路をできるだけ速く漕ぐよう指示して2回駆動させた。漕ぎ出しから目標のラインに車輪が到達するまでの

時間を計測し、最短の時間を最短駆動時間とした。駆動中の下肢筋電図はテレメトリーシステム(MT11)で記録した(図1)。対照として、健常被験者4名で上記と同様の方法で解析を行った



EMGテレメトリーシステム

図1 測定方法



## 2) 脳卒中片麻痺者の足漕ぎ車椅子でのショッピング

### 2.1 方法と症例

前輪駆動方式の足漕ぎ車椅子の前部にキャスター付の買い物籠を取り付けた。これを大型スーパーマーケットに持ち込み、歩行障害者に試乗してもらった。

被験者は、たまたま、足漕ぎ車椅子を持ち込んだ大型スーパーマーケットに買い物に来た脳卒中左片麻痺の女性である。左下肢のBrunnstrom StageはIIで、起立歩行は全介助を要する。通常スーパーマーケットでの買い物は、介護者が手漕ぎ車椅子を押しながら、被験者の指示する売り場に行き品定めをして買っている

## 3) パーキンソン症候群ですくみ足を呈する患者への足漕ぎ車椅子の応用

### 3.1 症例

症例は、脳梗塞後パーキンソン症候群となり、すくみ足のため強い歩行障害を呈し、歩行器を使ってようやく平地歩行を行っている75歳の男性である(図31-a)。

## 4) 頸髄損傷不全四肢麻痺者への電動パワーアシスト足漕ぎ車椅子の適用

### 4.1 方法と症例

下肢の発生した力が希望する速度での走行に不足している場合に、電気モータによるパワーアシストが自動的に働いて発生力を補うように設計した足漕ぎ車椅子を開発している。

このPAS方式足漕ぎ車椅子をC4不全四肢麻痺に適用した。

(倫理面への配慮)

実験を行うにあたり、実験の目的と方法、予想される結果および問題点を十分説明し、かつ実験中医師が常に監視し被験者の状態チェックを行い、問題があれば直ちに実験を中止し適切な対応をとることを説明し、さらに書面で確認し、十分なインフォームドコンセントが得られた段階で実験を開始した。

表2 各被験者における足漕ぎ車椅子の最短駆動時間

片麻痺患者	T.T.	H.K.	Y.H.	T.W.	I.M.	N.S.	M.Y.
最短駆動速度 (km/h)	2.3	1.9	2.2	3.0	1.8	2.2	3.7
平均駆動速度: 2.4km/h							
健常者	Ka.S.		M.S.	M.Y.		Ke.S.	
最短駆動時間 (km/h)	5.0		3.2	5.2		5.1	
平均駆動速度: 4.6km/h							

C. 研究結果

1 脳卒中片麻痺へ応用と足漕ぎ車椅子走行中の筋電図解析結果

全例足漕ぎ式車椅子の駆動は可能であり、ほぼ直線的に走行した。駆動中、外観上は健常者と同様の対称的なペダリング運動が観察され、一側下肢が麻痺しているとは思

えないような走行状態を示した。13m 走行の最短駆動時間は、最も早い者で 15.7 秒、平均は 21.5 秒であった。これを平均駆動速度に変化すると 2.4km/h であった。この速度は健常者の最短駆動時間：4.6km/h の約 1/2 であったが、これら片麻痺患者の手漕ぎ式車椅子の走行速度より早かった(表 2)。

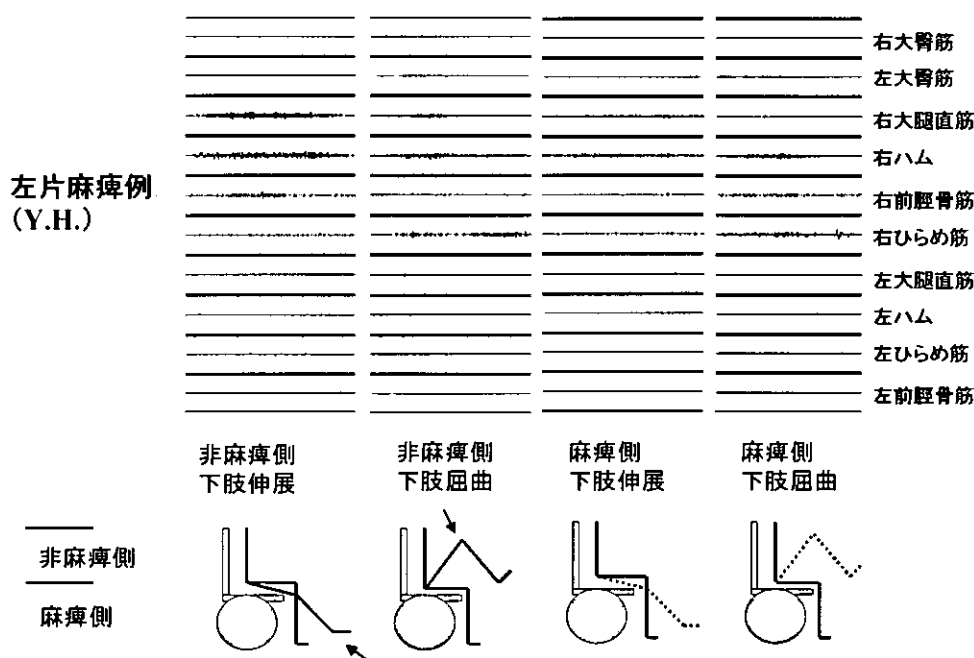


図 2 車椅子座位で一側下肢を伸展・屈曲させた際の筋電図記録  
被験者：左片麻痺患者 (Y.H.)

Brunnstrom Stage II の片麻痺患者において、車椅子座位で共同的な下肢伸展・屈曲を促した際の筋電図記録を示す(図 2)。非麻痺側下肢は下肢伸展・屈曲が可能で、それぞれ臀部、大腿、下腿の筋より屈伸運動に一致した筋放電が認められた。しかし、麻痺側下肢は、患者が下肢伸展・屈曲に非常な努力を払ったものの、随意的な屈伸運動に一致した筋放電が認められた。しかし、麻痺側下肢は、患者が下肢伸展・屈曲に非常な努力を払ったものの、随意的な屈伸運

動は惹起されず、また、下肢の筋放電も全く認められず silent であった。

図 28 は足漕ぎ車椅子駆動中の筋電図記録例を示す。足漕ぎ車椅子駆動中には、右片麻痺例、左片麻痺例のいずれにおいても、非麻痺側下肢からペダルの回転に同期した周期的な筋電図が記録されたのに加えて、麻痺側下肢のすべての記録筋において、振幅は小さいながら非麻痺側と同様の周期的な筋電図が明瞭に記録された。

図 4 は、健常例と左片麻痺例におけるペ

ダルの回転周期毎の前脛骨筋の筋活動量を示したものである。健常例では回転1周期において、左ではP1、右ではP3と180度周期の異なる位置で前脛骨筋の活動量がピークとなっている。一方左片麻痺例では、非麻痺側がP3で最大活動を示しているの

に対し麻痺側はP4で前脛骨筋活動が最大となっていた。しかし、非麻痺側と麻痺側とで完全な180度の対称性はなかったものの、筋活動の位相は明確に異なっており、麻痺側もペダルの回転に寄与していることが強く示唆された。

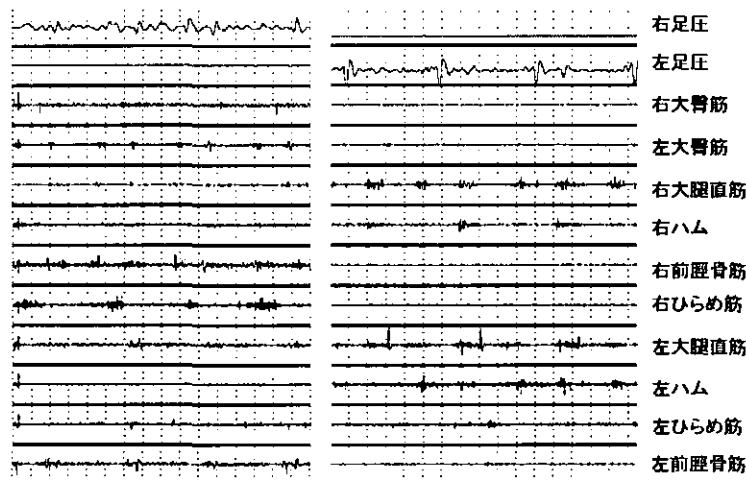


図3 足漕ぎ車椅子駆動時の下肢筋電図  
被験者：左片麻痺患者(T.T.)、右片麻痺患者(H.K.)

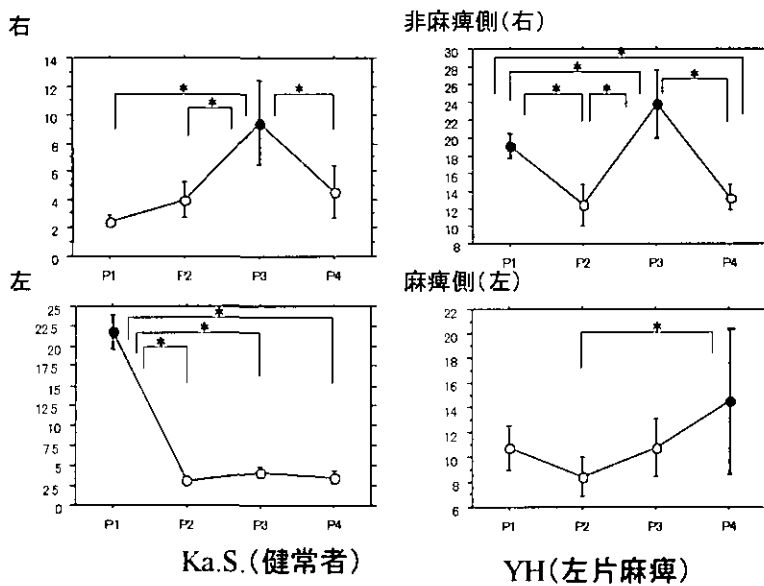


図4 ペダルの回転周期毎の前脛骨筋の筋活動量

## 2) 脳卒中片麻痺者の足漕ぎ車椅子でのショッピング

図30に足漕ぎ車椅子での買い物状況を示す。自走で買いたい品物のところに移動し、車椅子を前後に移動させて品定めをしてい

る(図30-a 後ろに移動中の図)。次に、介護者に品物を取ってもらい、自分で買い物籠に入れ(b)、その後、また別の売り場に自分でペダルを漕いで移動している(c, d)。この間、介護者の負担は品物を手にとって被験者に渡すだけであった。



図5 脳卒中左片麻痺における足漕ぎ車椅子での買い物

## 3) パーキンソン症候群ですくみ足を呈する患者への足漕ぎ車椅子の応用

すくみ足を呈するパーキンソン症候群患者(図6-a)を足漕ぎ車椅子に乗せると、なんと足がすくむことなくリズムカルにペダルを漕いで、前進時には健常者が早足で歩

く程の速度で走行させることができ、また後進走行も遅滞なく行うことができた(図6-b, c)。



図6 パーキンソン症候群ですくみ足を呈する患者への足漕ぎ車椅子の適用

## 4) 頸髄損傷不全四肢麻痺者への電動パワーアシスト足漕ぎ車椅子の適用

図7にPASをセットする前とセット後のC4不全四肢麻痺者の自走結果を示す。PASをセットされていない状態では、ほとんど

自走することが困難であったが、PASセット後はきわめて容易に足漕ぎ車椅子を前後方向に自走させることができた。

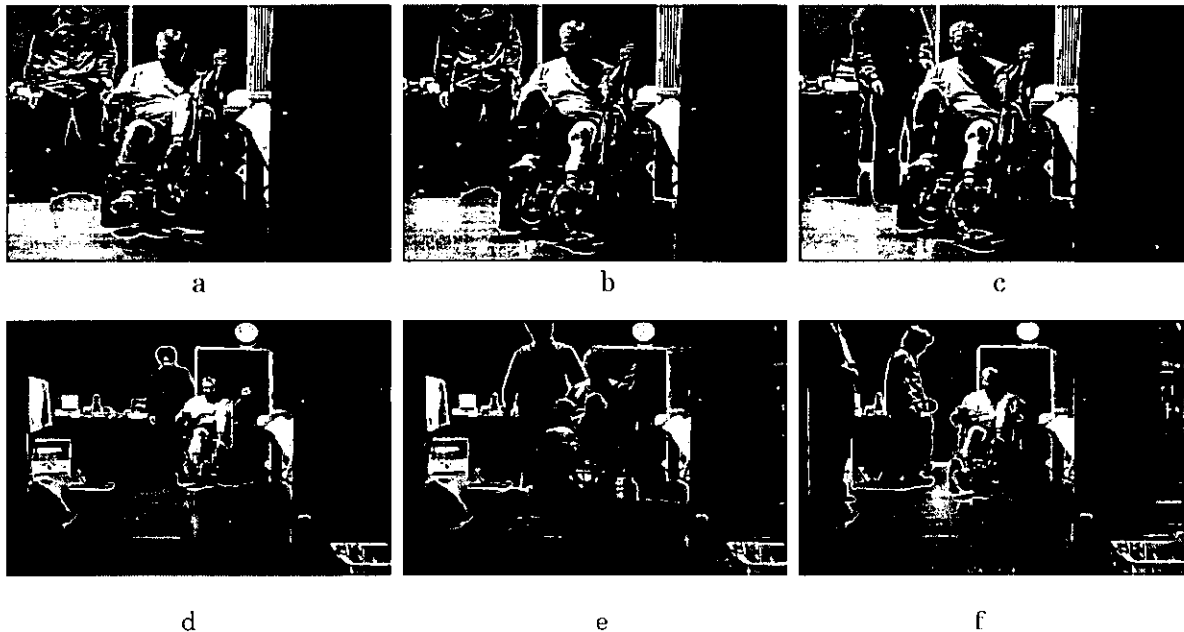


図7 C4 不全四肢麻痺者でのPAS付足漕ぎ車椅子の適用

a～c PASセット前の自走 a～bでは、180度弱ペダルを前に回転させることができたが、その後はいくら努力をしても前に進まなかった (c)

d～f PASセット後の自走 d：前進開始時、e：前進走行中、f：後進走行中

### 5) 考察

麻痺側下肢に随意的な関節運動が生ぜず、筋電活動も見られない完全片麻痺患者においても、足漕ぎ式車椅子の直線的な駆動が可能であることが明らかとなった。足漕ぎ車椅子操作時に完全麻痺下肢にペダル漕ぎ運動が惹起される一因として、下位脊髄にある central pattern generator (CPG) によって活性化している可能性があげられる(図8)。脊髄損傷犬などで、完全脊髄損傷後後肢に自動的なステップ運動が生じ、ひいては後肢による歩行機能が再現されることが我々の先行研究でも判明している。また、上位腰髄の電気刺激で完全脊髄損傷者で CPG 賦活によるステップが見ら

れることも報告されている。今回の結果が直ちに CPG 賦活によるものと断定するのは尚早であるが、その可能性もあるものとして現在研究を続行中である。

また、麻痺はないものの、パーキンソン症状としてのすくみ足のため強い歩行障害を呈する患者でも、スムーズなペダル漕ぎ運動で高速移動が足漕ぎ車椅子で可能であることが判明した。このことは、パーキンソン病、パーキンソン症候群に起因するすくみ足に広く適用できることを示している。また姿勢障害のため起立歩行が困難な症例でも、転倒の危険性が全くない状態で自走することが可能であることも判明している。

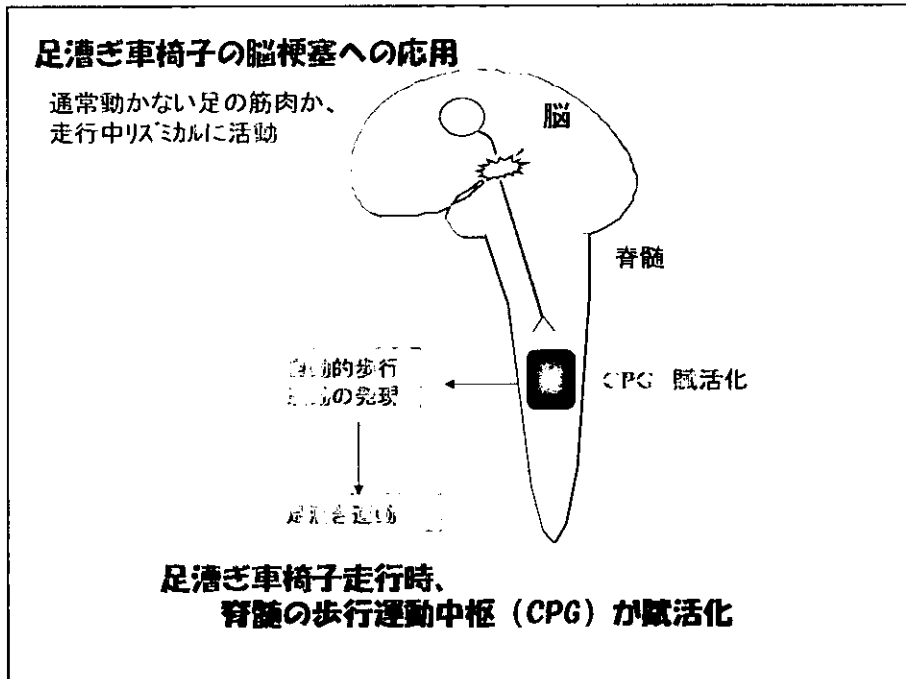


図8 脳梗塞片麻痺者における足漕ぎ車椅子駆動時の中枢メカニズムの考察

PAS を搭載した足漕ぎ車椅子は、筋力のきわめて低下した歩行障害者にも適用できると共に、坂道走行も容易にできることを示している。また、このパワーアシスト方式

は、前後方向へのアシストも可能な機構と件においても十分な制動能力を有しており、安全性の高い車椅子走行を実現したものと評価される。

# 足漕ぎ車椅子の開発研究ならびに ペダル漕ぎ運動のシミュレーションモデル構築に関する研究

分担研究者 高橋 隆行 東北大学助教授

研究要旨： 下肢障害者が自らの脚を利用して移動可能な機器（サイクリングチェア）の開発を目的として、サイクリング運動中の搭乗者の脚力、関節トルクを計測するオンライン計測システムを開発し、またその知見を基礎として、ペダル漕ぎ運動のシミュレーションモデル構築を行い、コンピュータシミュレーションによりスムーズなサイクリング運動再建を実現する電気刺激シーケンスを設計する手順を確立する。また、これらの有効性を、下肢障害者での臨床試験で確認する。

## A. 研究の概要

脳卒中、脳性麻痺、脊髄損傷、頸髄損傷、加齢等により、下肢の機能が麻痺あるいは衰弱した人を対象に、自身の脚で漕ぎ、移動することが可能な足漕ぎ車椅子（サイクリングチェア）本体を開発することが本研究の目的である。具体的には以下の項目について研究を行った。

- (1) サイクリング運動中の搭乗者の脚力、関節トルクをオンラインかつリアルタイムで計測可能なシステムを開発する。これは、サイクリングチェアのメカニズム設計、電気刺激設計に必須な情報を与える。
- (2) ペダル漕ぎ運動のシミュレーションモデル構築を行い、(1)の計測システムと併せ、コンピュータシミュレーションによりスムーズなサイクリング運動再建を実現する電気刺激シーケンスを設計する手順を確立する。
- (3) 下肢障害者での臨床試験でその有効性を確認する。

## B. 研究方法

### 1. 計測システムの研究開発

関節トルクの計測は、脚-クランク系をリンクモデルで近似することにより、ベクトルとして計測した脚先力を用いて推定する方法により求めることにする。そのために必要な、脚先ベクトル力センサの試作を行い、実験によりその性能を確認

する。

### 2. 電気刺激シーケンス設計手順の確立

関節トルクの推定結果を用いて、コンピュータシミュレーションによりスムーズなサイクリング運動再建を実現する電気刺激シーケンスを設計する手順を確立する。

### 3. 下肢障害者による臨床試験

頸髄損傷による四肢不全麻痺の方に協力をいただき、上記の手法に関して実験的に検証を行う。

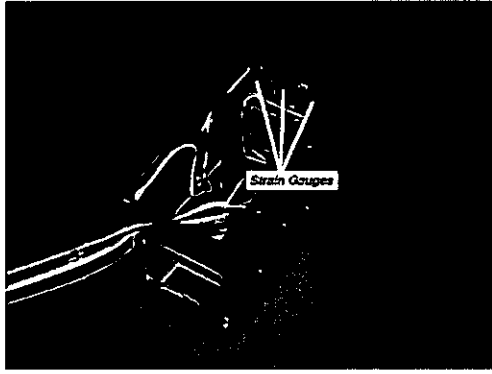
#### （倫理面への配慮）

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ともに、予測される危険性・不利益とその対処法についても納得のいくまで説明し、さらに書面で確認し、本人の同意を得た上で実施した。

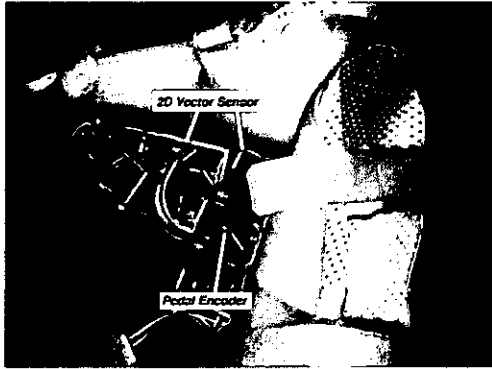
## C. 研究結果

### 1. 計測システムの研究開発

1.1 計測原理 脚の股関節および膝関節での発生トルクを計測するために、図1に示すような2次元ベクトル力センサを開発した。計測原理を図2に示す。垂直荷重は、(a)のようにセンサの足部中央付近に2軸の歪みゲージを貼付し、計8個のゲージを用いてブリッジを構成する。また、水平方向は(b)のように歪みゲージを配置する。これにより、水平・垂直荷重を分離して計測する

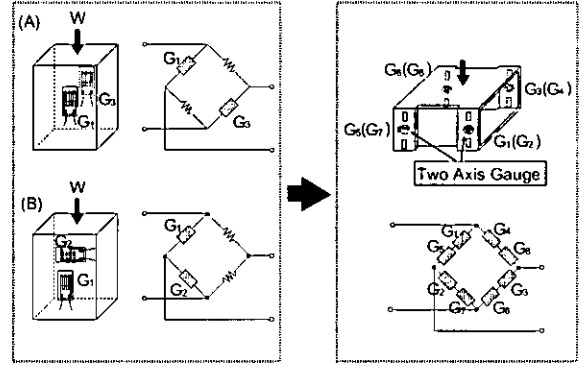


(a) センサ単体

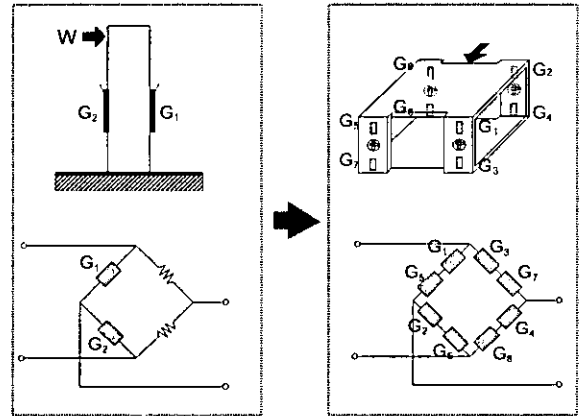


(b) 足部装具と組合せた状態

図 1 2次元ベクトル力センサ



(a) 垂直荷重の計測原理



(a) 水平荷重(せん断荷重)の計測原理

図 2 2次元ベクトル力センサの原理

ことができる。

さて、このセンサの計測データを用いて関節トルクを推定する方法について説明する。

図3のように、股関節にトルク $\tau_1$ 、膝関節にトルク $\tau_2$ が発生すると、トルク $\tau_1$ 、 $\tau_2$ と足先に働く力 $F$ との関係は次式で与えられる。

$$\mathbf{F} = (\mathbf{J}^T)^{-1} \boldsymbol{\tau} \quad (1)$$

ここで

$$\mathbf{F} = \begin{pmatrix} F_x \\ F_z \end{pmatrix}, \quad \boldsymbol{\tau} = \begin{pmatrix} \tau_1 \\ \tau_2 \end{pmatrix} \quad (2)$$

である。また $J$ は関節変位と脚先変位のためのヤコビ行列であり、次式のように表される。

$$\mathbf{J} = \begin{bmatrix} a_{11} & a_{12} \\ a_{21} & a_{22} \end{bmatrix} \quad (3)$$

$$a_{11} = -l_t \sin \theta_1 - l_s \sin (\theta_1 + \theta_2)$$

$$a_{12} = -l_s \sin (\theta_1 + \theta_2)$$

$$a_{21} = l_t \cos \theta_1 + l_s \cos (\theta_1 + \theta_2)$$

$$a_{22} = l_s \cos (\theta_1 + \theta_2)$$

また、クランク運動円の接線方向に働く力 $f$ は次式となる。

$$f = \|F\| \cos \left( \theta_p - \theta_c + \frac{\pi}{2} \right) \quad (4)$$

よってクランクにかかるトルク $\tau_c(\theta_c)$ は以下の式で与えられる。

$$\tau_c(\theta_c) = l_c \|F\| \cos \left( \theta_p - \theta_c + \frac{\pi}{2} \right) \quad (5)$$

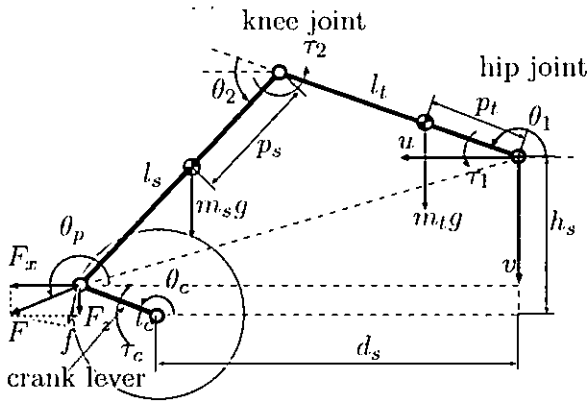
逆に、脚先に働く力のベクトル $(F_x \ F_z)^T$ が分かれば股関節、膝関節の関節トルクを計算により求めることができる。式(1)より、

$$\boldsymbol{\tau} = \mathbf{J}^T \mathbf{F} \quad (6)$$

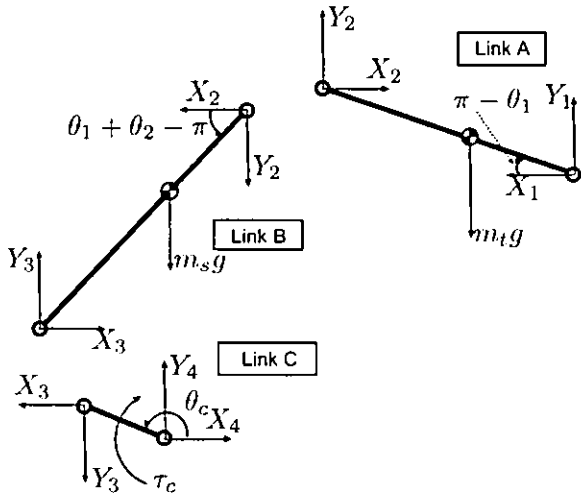
である。式(6)中の力ベクトル $\mathbf{F} = (F_x \ F_z)^T$ は、2次元ベクトル力センサの出力に、ペダル角度に応じた座標変換を適用して、次のように求めることができる。

$$\mathbf{F} = \mathbf{A} \mathbf{F}_p \quad (7)$$





(a) 力学モデル



(b) 脚重量バランス ( $\tau_1 = \tau_2 = 0$ )

図3 サイクリング運動の力学モデル

ただし、 $F_p$  はペダル座標系における力ベクトルであり、

$$F_p = \begin{pmatrix} F_x \\ F_z \end{pmatrix}, A = \begin{bmatrix} \cos \phi_p & -\sin \phi_p \\ \sin \phi_p & \cos \phi_p \end{bmatrix} \quad (8)$$

である。よって、式 (6) および式 (7) より

$$\tau = J^T A F_p \quad (9)$$

と表せ、ベクトル力センサを用いて各関節のトルクを推定できることがわかる。

**1.2 脚重量の補正** 図3(b)のように各リンクにかかる力を設定し、力のつりあい、モーメントのつりあいを考える。いま、静的な力のつりあいを考えるため、クランクには仮想的な大きさ  $\tau_c$  のトルクを与えている。この  $\tau_c$  は脚重量によって発生するクランクトルクに等しい。

このモデルにおいて、リンク B 先端における力

$(X_3 \ Y_3)^T$  は、以下のように与えられる。

$$X_3 = -\alpha k_2 + \beta(k_1 + k_3) + \gamma k_2 \quad (10)$$

$$Y_3 = \alpha(g - k_2 \tan \theta_1) + \beta k_3 \tan \theta_1 - \gamma k_2 \tan \theta_1 \quad (11)$$

ただし

$$\alpha = m_s + m_t, \quad \beta = \frac{(l_t - p_t)m_t}{l_t}, \quad \gamma = \frac{m_s p_s}{l_s}$$

$$k_1 = \frac{g}{\tan \theta_1}, \quad k_2 = \frac{bg}{a}, \quad k_3 = \frac{cg}{a}$$

$$a = \tan \theta_1 (b - c)$$

$$b = \tan \theta_1 \cos(\theta_1 + \theta_2)$$

$$c = \sin(\theta_1 + \theta_2)$$

である。ここで  $\alpha, \beta, \gamma$  は脚パラメータにより決まる係数であり、 $k_1, k_2, k_3$  は関節角度によりのみ決まる変数である。また  $\tau_c$  は

$$\tau_c = X_3 l_c \sin \theta_c - Y_3 l_c \cos \theta_c \quad (12)$$

で与えられる。以上より、脚重量によって脚先が受ける力  $(X_3 \ Y_3)^T$  およびクランクトルク  $\tau_c$  が求まった。

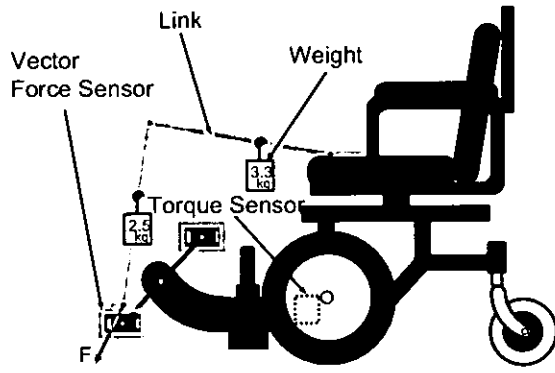
筋力による各関節の関節トルクのみを推定するのであれば、計測した力ベクトルからここまでの計算で求まる脚重量によって発生する成分を除いて、関節トルク推定の式 (6) に適用しなければならない。脚重量によって脚先で発生している力ベクトルは  $(-X_3 \ -Y_3)^T$  であるので、筋力のみによって生じる関節トルクの推定式 (6) は、

$$\begin{pmatrix} \tau_1 \\ \tau_2 \end{pmatrix} = J^T \begin{pmatrix} F_x - (-X_3) \\ F_z - (-Y_3) \end{pmatrix} \quad (13)$$

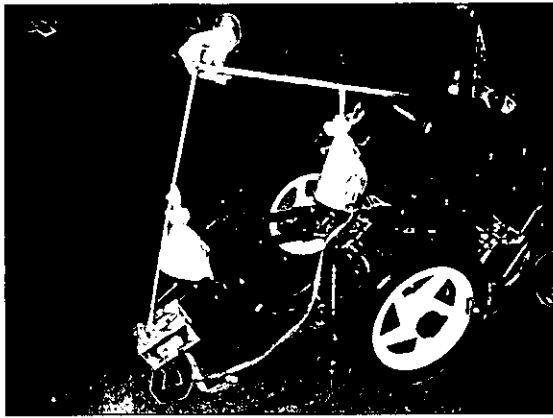
となる。

**1.3 予備実験による精度の確認** 図4に示すようにアルミ角棒と重りを使って製作したリンク模型を用いてベクトル力センサの信頼性を確認するための実験を行った。使用したリンク模型の物理パラメータを表1に示す。

実験結果を図5に示す。図(a)は脚先で発生する力ベクトル(センサの出力を絶対座標系に変換したもの)をいくつかのクランク角度についてベクトル表示したものである。また(b)はクラン



(a) 構成図



(b) 実験の様子

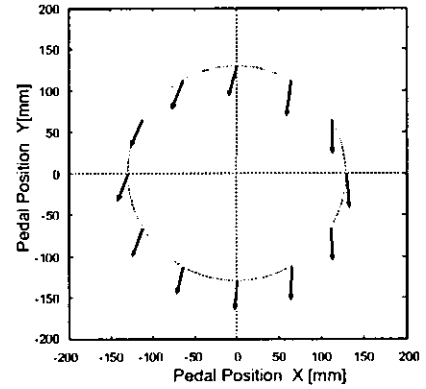
図4 リンク模型を用いた2次元ベクトル力センサ実験装置

表1 リンク模型のパラメータ

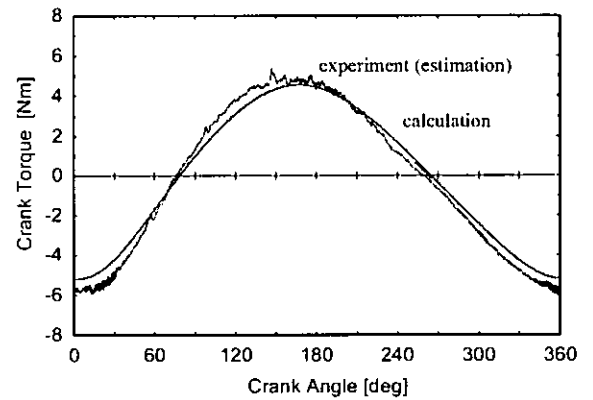
●座席配置	
$h_s = 250$ [mm]	$d_s = 500$ [mm]
●身体情報	
$l_t = 460$ [mm]	$l_s = 460$ [mm]
$p_t = 200$ [mm]	$p_s = 200$ [mm]
$m_t = 3.3$ [kg]	$m_s = 2.5$ [kg]

クランクトルクについて、ベクトル力センサの出力から推定したものとリンクモデルおよび重りの質量から計算される理論値との比較である。そして(c)は関節トルクおよび  $F_x$ 、 $F_z$  について、ベクトル力センサのデータを利用して推定したものと、図3のモデルと表1のパラメータを用いて式(13)により計算で求めた推定値との比較である。

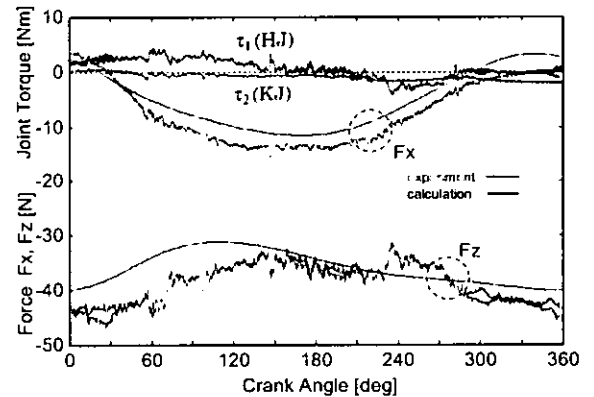
まず図(b)から明らかなように、脚先で計測された力ベクトルから推定したクランクトルクは理論値とほぼ一致しており、ベクトル力センサの精



(a) ベクトル力センサの出力データ



(b) クランクトルク

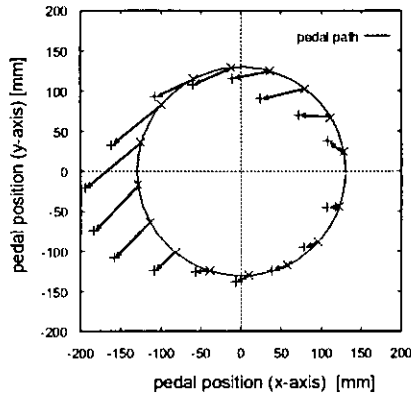


(c) 関節トルクおよび力ベクトル

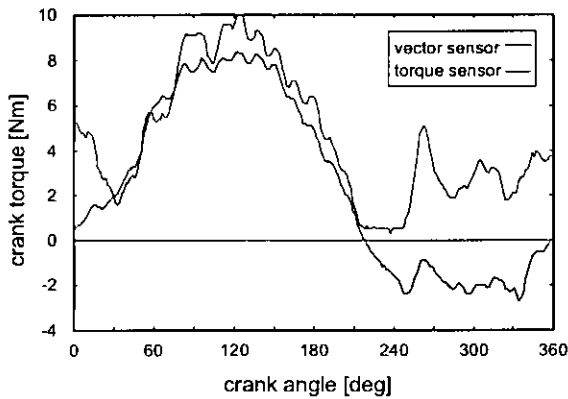
図5 2次元ベクトル力センサを用いた実験結果(リンク模型実験)

度が満足できるレベルであることを示している。なおこの計算値は、式(12)を用いて求めたものであるが、片脚(左脚)のみに対する結果であり、実際にはクランク角で  $180^\circ$  位相がずれた位置にもう一方の脚(右脚)があることを注意しておく。

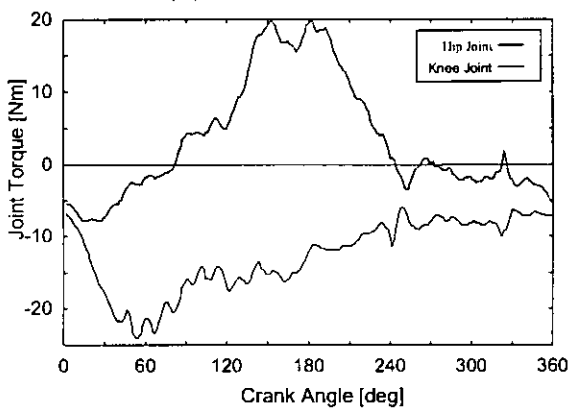
また脚先で発生する力ベクトル  $(F_x, F_z)^T$  も、図(c)に示したように理論値と実験値がおおよそ一致していることが分かる。また、この実験では



(a) ベクトルセンサの計測データ



(b) クランクトルク



(c) 推定した関節トルク

図6 2次元ベクトル力センサを用いた関節トルク推定実験（健常者随意運動）

各関節トルク  $\tau_1$ 、 $\tau_2$  はゼロになると予想されるが、 $\tau_1$  に若干誤差が認められるものの、ベクトル力センサおよび推定法がほぼ期待通り機能していることがわかる。

次に、健常者の随意サイクリング運動について、2次元ベクトル力センサを用いて計測を行った結果を図6に示す。図(a)は脚先に発生する力ベクトル、(b)はクランクトルクについてベクトル

表2 電気刺激を加えた場合の発生関節トルクの例

発生トルク [Nm]	股関節 $\tau_1$	膝関節 $\tau_2$
大腿四頭筋への刺激	-10	-25
大腿二頭筋への刺激	10	1

※健常者による実験

力センサから計算される値と動力トレインの間に挿入されたトルクセンサの出力との比較、(c)は推定した関節トルクである。

図(b)より、2種類の異なる方法で計測したクランクトルクは良く一致しており、ベクトル力センサの精度および計測手法の妥当性がこの結果からもわかる。なおクランク角度が約200[deg]以上でグラフが異なっているのは、この区間では計測側と反対側の脚が本体を駆動しており、計測側の脚はむしろ抵抗として働いているためである。図(c)に示した関節トルクの推定値は、その真の値を知ることは困難であるが、これまでの実験結果からその値の信頼性は高いものと考えている。

ところで図(a)に示した脚先の力ベクトルをみると、本サイクリングチェアは脚発生力の有効利用率が比較的低いことがわかる。力ベクトルは、クランク運動円の接線方向を向いているときに最も効率よく駆動トルクに変換されるが、大きな駆動力が発生している図の左側でのベクトルは、接線方向から大きく離れている。逆に図の上下での力ベクトルは良い方向である。これから推定されることは、健常者が通常使う自転車のような座面-ペダル配置が、サイクリング運動には適しているかもしれないということである。この点については、今後さらに検討を進める必要がある。

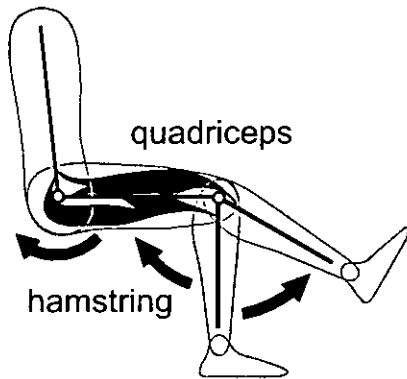
## 2. 電気刺激シーケンス設計手順の確立

2.1 電気刺激シーケンスの設計 本サイクリングチェアで、サイクリング運動に用いる筋は、大腿四頭筋と大腿二頭筋の2種類である(図7)。大腿四頭筋は、大腿直筋は用いずに内側広筋および外側広筋を用いた。大腿四頭筋には股関節屈曲と膝関節伸展の機能があり、大腿二頭筋にはこの逆の股関節伸展と膝関節屈曲の機能がある。

それぞれの筋に一定の電気刺激を加えて、発生する関節トルクを測定した結果の一例を表2に示す。符号は図3に示した方向を正としている。関節角度によるトルク変化が無いと仮定すると、各

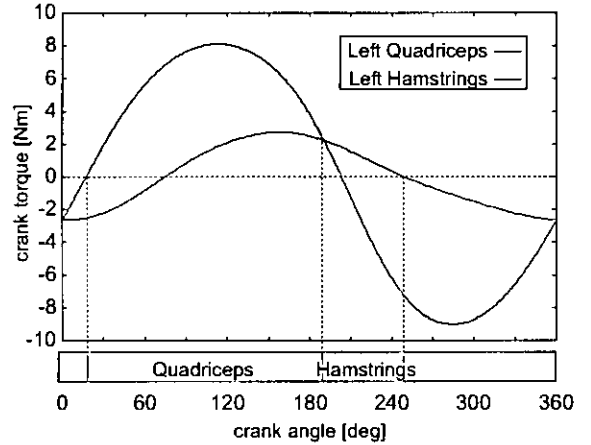


(a) 表面電極貼付位置

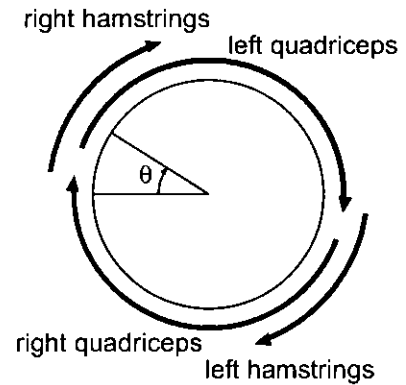


(b) 刺激する筋肉

図 7 刺激筋と電極貼付位置



(a) 刺激により発生するクランクトルク



(b) 電気刺激切り替えタイミング

図 8 電気刺激タイミング

筋が発生するクランクトルクの計算値は図 8 (a) のようになる。したがって、クランクトルクが常に正かつ最大になるようにするには、図示のクランク角度で刺激筋を切り替えるようにすればよい。

これを図 3 にあてはめ、着座位置などを変化させながらクランクトルクが最も大きくなる点をコンピュータシミュレーションを用いて探索する。なお後述の臨床試験では、関節トルクは 30[deg] 毎により細かく計測して精度を高めている。以上のような手順により、同図 (b) のような切り替えタイミングを得る。これにより、連続的なサイクリング運動が実現できる。

なお、電気刺激から実際に筋が力を発生するまでには若干の時間遅れがある。実験によれば、その値はおよそ 0.15[s] であり、本サイクリングチェアの運用範囲内のクランク回転速度であれば、その値は一定とみなしてよいことが既にわかっている。したがって、実際の切り替えタイミングはこの遅れを考慮し、

$$0.15\dot{\theta}_c \quad (14)$$

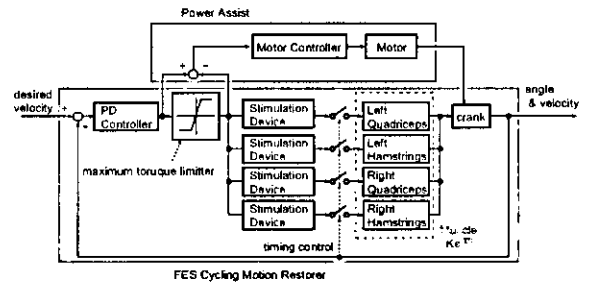


図 9 コントローラのブロック図

だけ切り替えタイミングを早める「進角」制御を行っている。ここで  $\dot{\theta}_c$  はクランクの回転角速度である。

**2.2 制御系の構成** 本サイクリングチェアの制御系を図 9 に示す。

制御系への入力サイクリングチェアの目標走行速度である。本制御系は、現在の走行速度が目標値に達するよう、筋肉の刺激量を PD 制御する。刺激の大きさは、脚への負担が過大とならないよ