

研究テーマ インテリジェント FES 利用の移動能力増強手法の開発

研究者 中野 栄二 東北大学大学院情報科学研究科 委託研究員

フェーズ

(1) 研究の概要

電動アシスト自転車をベースにした実験機を試作し、基礎的なデータ収集とメカニズムの基本的検討を行った。

(2) 研究の目標

下肢機能の縮退した患者の車いすなどによる移動能力を、インテリジェント F E S を利用して増強するための基礎研究として、以下の研究開発を行うことを目標とした。

下肢麻痺者の下肢駆動能力の調査

F E S により発生させた下肢駆動力により駆動され、かつ電気モータにより下肢駆動力を増強可能な車輪駆動機構の予備設計と予備実験装置の試作

駆動力増強型車いすの予備設計

(3) 実施内容および結果

駆動および操作方法

足の動作で車いすを駆動する方法はいくつか考えられる。本研究では、実際に下肢麻痺者の人に使用してもらうことを想定して、それを使用することに対する心理的な抵抗感の少ない駆動方法として、自転車のようなサイクリング動作を用いることとした。

また操舵方法としては、自転車や自動車のようなステアリング方式とすることとした。通常の場合、左右の車輪の回転差により操舵を行うが、これでは F E S で再建した動作による微妙な操作は困難であり、これを回避するためには、ステアリング方式が最適であると考えられる。

以上より、サイクリング動作により駆動し、ステアリング機構を有する 3 輪自転車をベースとした。また電気刺激は、実際の運用を考慮して表面電極を用いた方法により行うこととした。

サイクリング動作の再建

健常者は、サイクリング動作を数多くの筋肉を用いて実現する。しかし、本研究で採用した表面電極を用いる方法では、ある特定の筋肉を正確に選択して刺激を与えることが困難である。そこで、サイクリング動作に重要な役割を果たしている大腿四頭筋、膝腱および殿筋を用いることを考えた。しかし下肢麻痺患者が日常的に使うことを考えると、膝腱および殿筋の 2 つの筋肉は、座った状態で座面に接する下肢の裏側にあり、表面電極の設置に困難があると考えられる。また、実際に F E S による発生力の予備調査をしたところ、

大腿四頭筋以外は発生力が小さく、あまり有効に機能しないことがわかった。

これらのことより、本研究では大腿四頭筋のみを刺激することによってサイクリング動作を実現することを考えることとした。

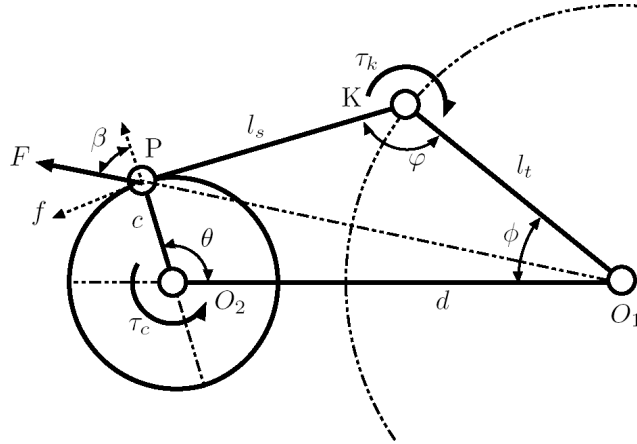


図1 リンクモデル

リンクモデルを用いたサイクリング動作の解析

FESによるサイクリング動作によって推進力を得ることが可能な範囲について考えてみる。図1にクランク、脛および腿により構成されるリンクモデルを示す。図中 O_1 は股関節、 O_2 はペダルクランクの回転軸、P はペダルの回転軸、K は膝を表す。また、 ϕ は膝の屈曲角である。なおクランクの角度 θ は、長さ d の仮想リンク O_1 、 O_2 の位置を $0[\text{deg}]$ とする。

一般に、FESにより発生する膝伸展トルク τ_k は伸展角度 ϕ によって変化し、さらにそれは非線形かつ時变的である。そこで、クランクにかかる回転力 τ_c は、 τ_k を一定と仮定してグラフ化すると、図2のようになる。なお、各パラメータは $\tau_k=30$ 、 $l_t=380$ 、 $l_s=445$ 、 $c=149$ のように設定した。この中で τ_k は下肢麻痺者がFESで出せる力の平均値であり、 l_t 、 l_s は研究室に所属する健常男子学生数人の平均値である。また c はベースとした電動アシスト自転車の仕様である。

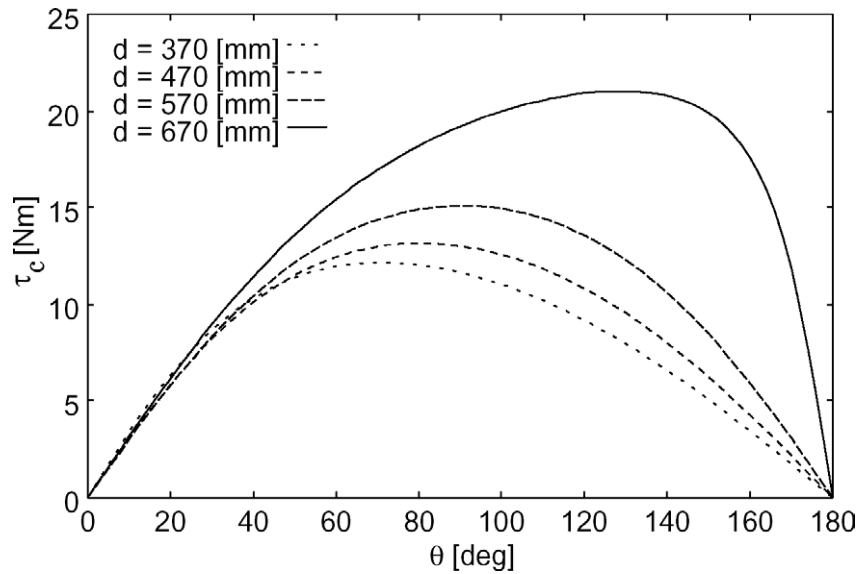


図2 クランク角とトルクの関係

図2より、2つのことがいえる。第1には、股関節からクランク軸までの距離 d が大きいほどクランクにかかるトルクが大きい。この結果より、足先が股関節から最も遠ざかった位置でペダルに足先が届く限界となる距離までいすの位置を遠ざけると、最も大きなトルクを得ることができることがわかる。第2に、 $\theta = 0$ および 180 で $\tau_c = 0$ となり、この点で推進力を得られないことがわかる。実際には、摩擦などの損失があるためにこの点だけでなく、その近傍も推進力を発生できない範囲となることが予想される。

試作機の概要

今回試作した実験機の写真を図3に示す。この試作機は、市販の電動アシスト3輪自転車を独自に改造して製作した。この試作機の特徴は以下に示す通りである。また、試作

機の主な寸法を表1に示す。

- イ 前輪 20 インチ、後輪 18 インチの 3 輪自転車である
- ロ 利用者が移乗しやすく安定した位置にイスを有する
- ハ 24[V](1.2[V]×20)5[Ah](5 時間率)のニカドバッテリーを有する
- ニ クランク部にモータおよびトルクセンサを有する
- ホ クランク部にエンコーダを有する

表1 試作機の寸法

項目	数値
全長	1665 mm
全幅	575 mm
軸間距離	1165 mm
座面高	500 mm
座面幅	440 mm
座面奥行き	390 mm
背もたれ高	390 mm
重量	37 kg

クランクの回転角度を計測するエンコーダは、ベースとなる電動アシスト自転車には装備されていなかった。このため、クランク軸に円筒を取り付けて回転させ、これに、0リングをはめたプーリを軸に取り付けたエンコーダを押し当てることで回転をエンコーダに伝達した。

また、前に述べたように、クランクの角度によっては、推進力を発生できなくなる領域が存在する。車輪アシスト用のモータを、この領域での回転補助にも利用するために、クランク部のラチェットを固定して、クランクと車輪アシスト用モータが一体となって回転するように改造した。

制御システムおよび制御方法

制御システムの概要を図4に示す。この制御システムには、ノート型のパーソナルコンピュータ(PC)とワンボードマイクロコンピュータの二つのコンピュータが使われている。PCはFESの電気刺激の制御、ワンボードマイコンはモータの制御とセンサからのデータの処理をそれぞれ担当している。2つのコンピュータは、RS-232-Cによるシリアル通信を行うことによりデータの送受信を行う。

ワンボードマイコンは5[ms]毎に、クランク部に取り付けられたエンコーダの値を取得し、クランクの角度および角速度を計算する。クランク角が求まると、その情報をもとにモータの制御を行う。一方、クランク角の情報はRS-232-Cによるシリアル通信で、ほぼ

実時間で FES を制御する PC へと転送される。PC は、この情報によって電気刺激の on/off の情報を刺激装置へ出力する。刺激装置によって生成された電気刺激は増幅機へと送られ増幅した後、皮膚に貼られた表面電極を通して神経・筋系を刺激する。

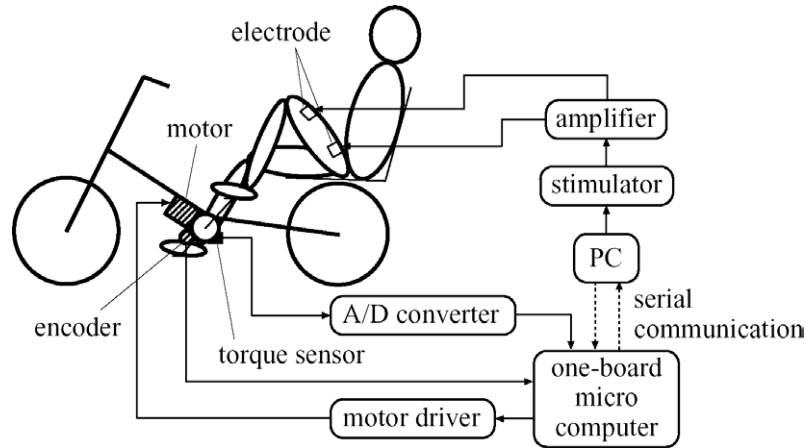


図 4 制御システムの概要

F E S のみで推進力を得ることのできる範囲の測定

で述べたように、クランク角 が 0[deg] および 180[deg] のとき、クランクにかかるトルク がゼロとなり推進力を得ることができなくなる。そこで、F E S を用いて実際に推進力を得られる範囲を実験により確認した。

電気刺激を on にした状態で推進力を発生できない位置から、手を使って徐々にクランクを回転させ、F E S で回転し始める点および止まる点のクランク角を測定した。この測定を 3 回行い、平均をとった。

ある被験者の測定結果を表 2 に示す。

表 2 F E S のみで漕ぐことができる範囲

単位[deg]

	1 回目	2 回目	3 回目	平均
左足	32-182	40-178	28-173	37-177
右足	210-335	211-343	207-345	209-341

表 2 より、左足および右足で、それぞれ 3 回の測定結果に大きなばらつきはない。また、左足と右足で漕ぐことができる範囲は、単純に 180[deg] 異なるという訳ではないこともわかる。

F E S とモータを用いたサイクリング動作の再建

で明らかとなった F E S では推進力を発生できない範囲を、モータで補助することによりサイクリング動作の再建を行うことを試みた。ここでは以下の 2 つの方法を用いることと

した。

方法 1： モータに加える平均電圧を一定として、クランク角に応じてモータの出力をオン・オフする方法である。オン・オフするクランク角は実験によって求める。

方法 2： 方法 1 のモータ出力をオンする区間において、出力電圧を角速度 PD 制御により与える方法である。目標角速度は、出力のオン・オフ切り替え点から、5[deg]前の角度のときのクランクの角速度とした。ここで設定した 5[deg]は、実験的に決めたものである。

なお、以下で述べる実験では、試験機をスタンドに固定し、車輪を浮かせた状態で行っている。このため、動作は摩擦以外の負荷のない状態で行われたものであることを注意しておく。具体的なモータ出力のオン・オフタイミングは、図 5 に示したようになる。

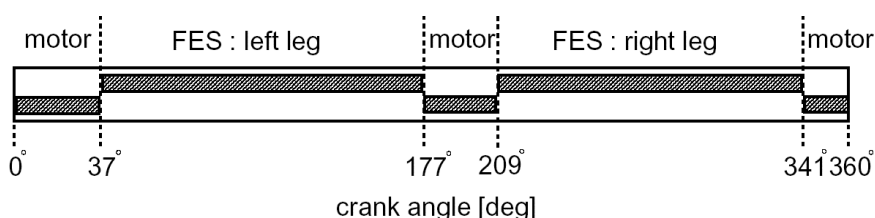


図 5 F E S とモータのオン・オフタイミング

実験結果を以下に示す。比較のため、健常者による通常のサイクリング動作に対しても測定を行った結果を図 8 に示した。図(a)縦軸はクランクの角度、図(b)は角速度である。図 8 から明らかなように、健常者の通常のサイクリング動作は極めてスムーズであり、速度の変動も 130[deg/s]程度である。

それに対して、方法 1 では約 800[deg/s]、方法 2 では 500[deg/s]と非常に大きくなっており、スムーズにクランクを回転させているとはいえない。特に、駆動力が FES とモータの間で切り替わるときに顕著である。この原因として、電気刺激を入れてから筋肉が力を発生するまでの時間遅れを考慮に入れていないこと、筋肉の力が徐々に変化するのにに対してモータのトルクはステップ状に変化していることなどが考えられる。

このことは、方法 1 と方法 2 の差としても現れており、速度の連続性を考慮した方法 2 の方が、よりスムーズなサイクリング動作を実現できている。

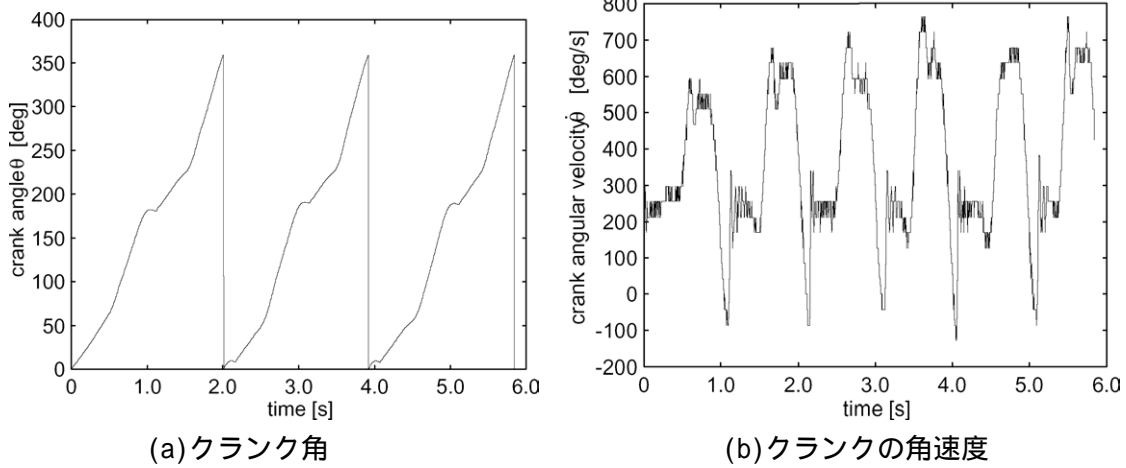


図6 方法1による実験結果

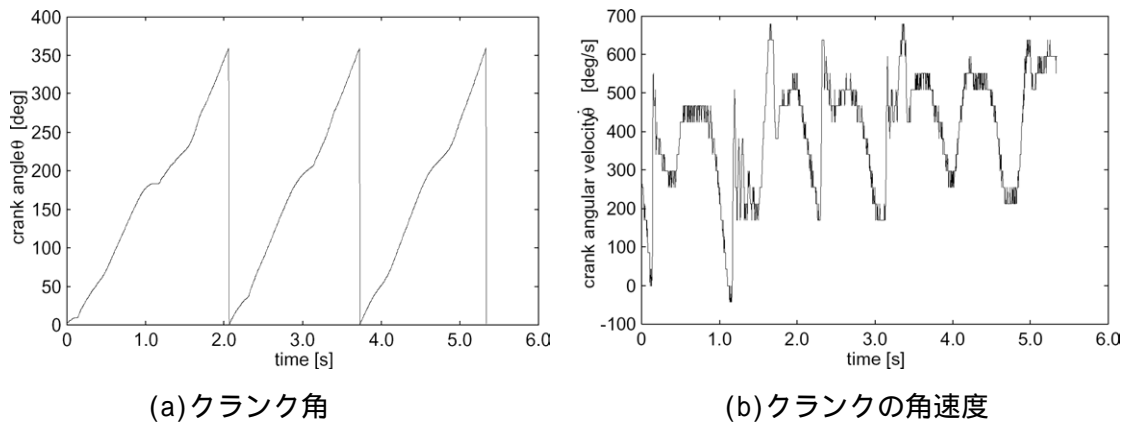


図7 方法2による実験結果

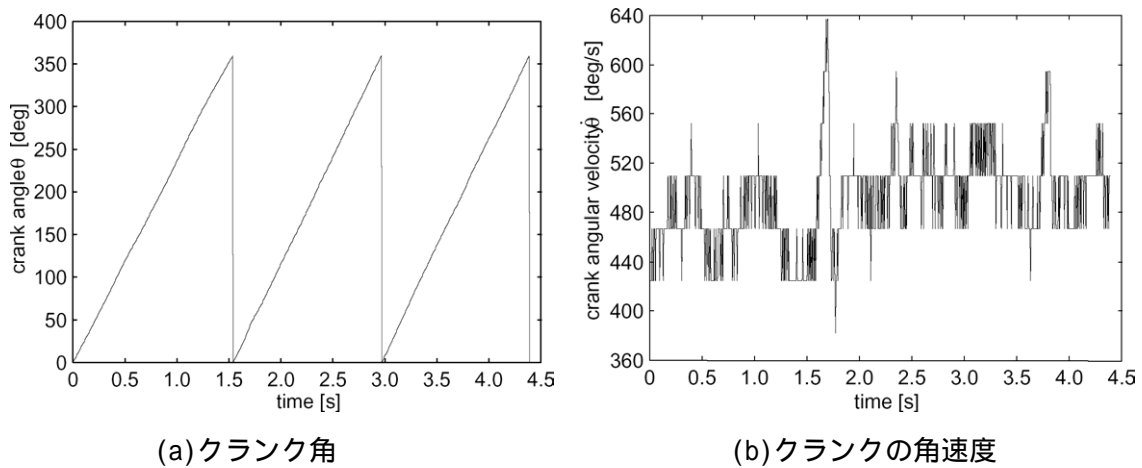


図8 比較実験：健常者による随意運動

2 フェーズ 以降

以下、本年度の検討で問題となった点、あるいは更に検討を要する点についてまとめる。

(1) いすの取り付け位置

今年度試作した実験機では、椅子を取り付ける際に考慮したことは、リンクモデルで

考えた場合に最も推進力が発生できること、移乗が容易に行えることという2点であった。それ以外にも、疲労しにくい方法、負荷がかかった場合の検討なども行う必要がある。

(2) F E Sのみによる再建動作では推進力を得ることが不可能な範囲

今回の実験では、推進力を発生できない範囲を静的に求めた。しかし、健常者が自転車を漕ぐ場合にも、完全ではないにしろ dead-point に近い部分は存在する。それにも関わらず健常者は特に何のサポートもなくサイクリング動作を実行可能である。これは主として慣性によるものと考えられ、F E Sでサイクリング動作をする場合にも有効である。したがって、負荷が小さい状態では、この作用によりモータによるアシスト無しにサイクリング動作を実行できる可能性がある。特に、今回試作する際にベースに用いた電動アシスト自転車は、まさに負荷を小さくするために開発されたものであるので、モータの制御を適切に行うことで、スムーズなサイクリング動作を実現できる可能性がある。

(3) F E Sで漕げない範囲のアシストと登り坂などにおけるアシスト

仮に前項で述べた方法でサイクリング動作を実行できなかった場合には、幾つかの問題が生じる。

通常の自転車では、ペダルのついたクランク軸と車輪の間にはラチェット機構が組み込まれており、車輪の回転がクランクに逆流するのを防ぐ構造になっている。そのため、車輪のモータではクランクを回転させる動作をアシストすることができない。今回の実験では、装置の改造を最小限に留めるために、ラチェット機構の機能を止め、意図的にクランク軸の回転を車輪のモータがアシストできるようにしてある。しかし、実用化を考えるとこのような機構を採用することは無理が多い。

これらのことが意味することは、仮にモータアシストなしにF E Sのみでサイクリング動作を実現できないとすると、クランク軸にももう一つのモータが必要になるということである。この点については、今後十分な検討を行う必要がある。

(4) ハンドルの取り付け

今回試作した実験機では、新たに取りつけた椅子の位置が、本来のサドルの位置と大きく異なる。そのため、手足の位置関係が大きく異なるので、それを考慮したハンドルとしなければならない。これは次年度の課題である。

(5) 制御装置の車いすへの搭載

現在の制御装置は、車いすに搭載するには大きすぎる。特にF E Sのための装置は、小型のものにしなければならない。ノートPCの役割については、今回使用したワンボードマイコンで代替できる可能性があるため、その検討も行う必要がある。また、電源供給も大きな問題である。モータの制御装置への電源供給は、本実験機のベースとなっている電動アシスト自転車に付属の24[V]バッテリーからDC/DCコンバータを用いて生成す

る予定である。

(6) F E S による膝の関節角度に関する制限

下肢麻痺者に F E S を適用して膝の伸展を行う場合、医学的な見地から膝の角速度を 15[deg/s]以内にしなければならない。これは膝関節の破壊を防ぐために必要な措置である。しかし、この制限は、サイクリング動作を行うためには若干厳しい条件である。この制限内で有効なサイクリング動作を行うためのメカニズム設計が課題となる。