

研究テーマ 足踏み式電動補助型車椅子システムの開発

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

1 フェーズ

(1) 研究の概要

電動アシスト自転車をベースとした実験機を用いて、主として健常者を被験者とした実験を行い、F E Sによる連続的なサイクリング動作の実現を目指した。その結果、筋肉の反応遅れを考慮した刺激パターンを用いることで、スムーズな運動が実現できることが明らかとなった。また、電気刺激強度を自転車の速度に応じて調節することで、設定した速度を保持しながら走行できることを確認した。さらに、F E Sを用いた自転車の運動に関するコンピュータシミュレーションモデルを構築し、それが実際の運動をよく近似することを確認した。これは次年度以降の自転車の設計や制御アルゴリズムの構築において有効に利用可能である。

(2) 研究の目標

以下の項目について研究開発を行うことを目標とした。

連続的なサイクリング動作を実現するための刺激部位の選定とパターンの作成

一定速度での走行を可能とする制御手法の確立

コンピュータシミュレーションモデルの構築と最終試作機の設計

(3) 実施内容および結果

F E Sのみによる連続的なサイクリング運動の実現

F E Sにより自転車のクランク部に発生するトルクは、筋肉による発生するトルクが一定であっても、リンク機構として動作することにより、膝および股関節の角度に応じて変化する。サイクリング動作に重要な役割を果たし、かつ強力な筋力を発生する大腿四頭筋 (quadriceps) を刺激することにより発生するクランク部のトルクを求めると図1のようになる。図より quadriceps はクランク角が 180[deg]でトルクが[Nm]となっている。すなわち quadriceps だけ刺激しても連続的なサイクリング運動は行えないことがわかる。実際に quadriceps だけを刺激して実験を行ったところ、このことが確認できた。

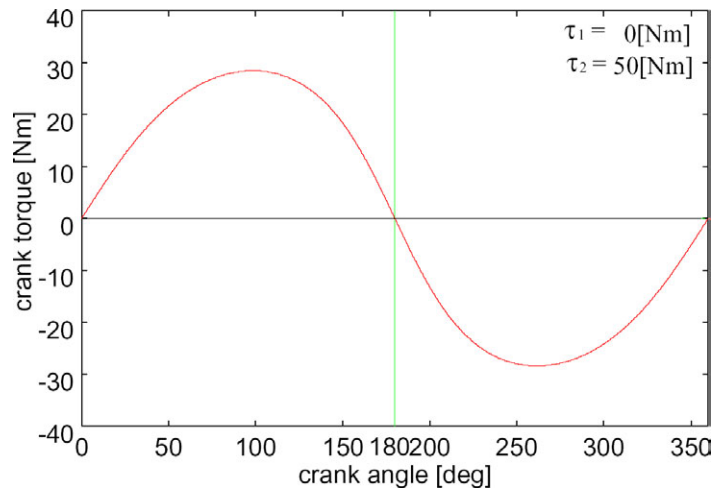


図1 大腿四頭筋 (quadriceps)によるクランク部発生トルク (理論値)

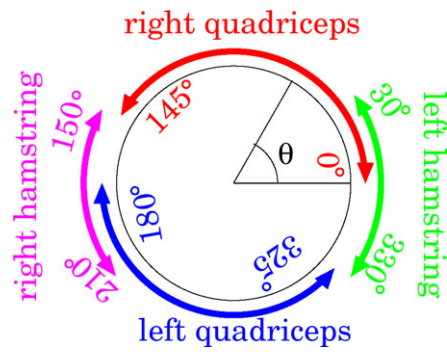


図2 刺激パターン

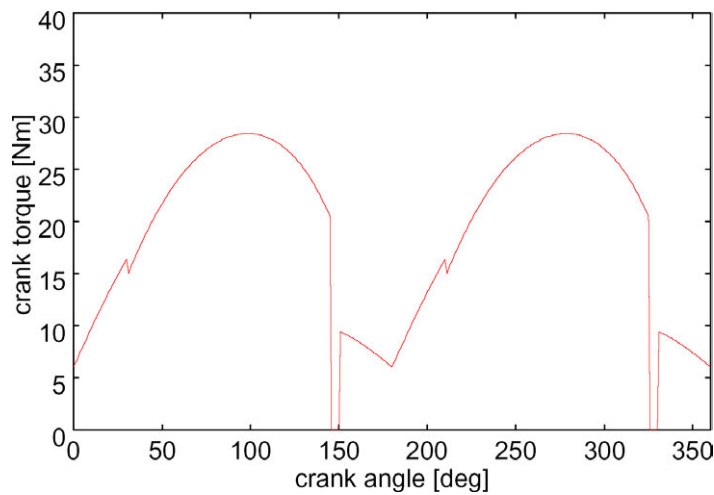


図3 クランク角とクランクトルクの関係 (理論値)

そこで股関節の伸展と膝関節の屈曲の機能を果たし、強力な筋力を発生する hamstring にも同様に刺激を加えて連続的なサイクリング運動を実現することを試みた。その結果、図2のような刺激を与えることで、図3示すようなトルクが得られることがわかった。

ここで、quadriceps と hamstring は拮抗筋であり、互いに相反する作用をもつ筋肉である。これらの筋肉が同時に働いた場合は、関節モーメントは各筋によるモーメントの差となる。健常者が随意運動を行う場合、拮抗筋を同時収縮させることで関節の硬さ（コンプライアンス）をコントロールしている。しかし現在の F E S コンプライアンスの制御を行うのは困難であり、むしろ同時収縮させた場合、発生力の一部が無駄になるだけでなく、筋肉の疲労も激しくなってしまう。そのため、同じ脚では quadriceps あるいは hamstring のいずれか一方だけを刺激し、さらにこれら筋肉の刺激タイミングの切り替えには 5[deg] の余裕を入れた。この刺激方法により、実際に健常者を被験者として、F E S により自転車を走行させた結果を図 4(a)に示す。

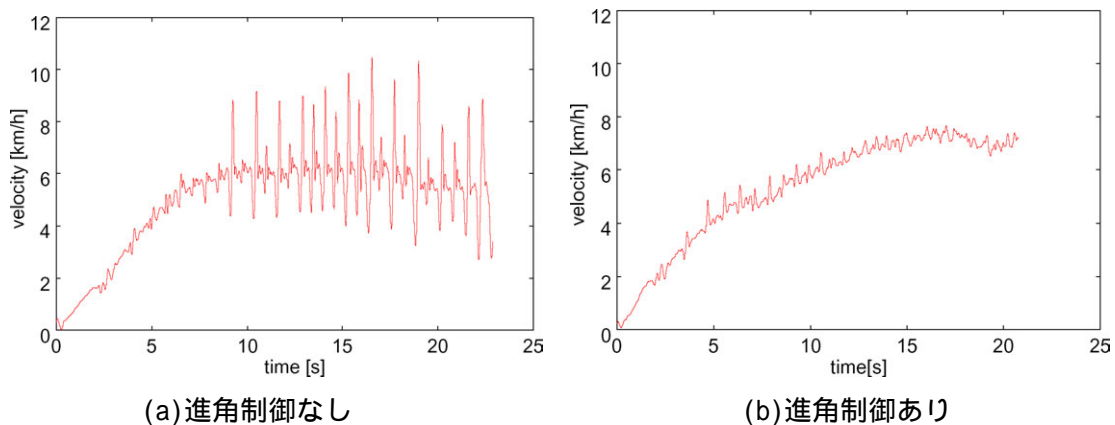


図 4 時間と自転車の速度の関係（実験値、ギア比 0.697）

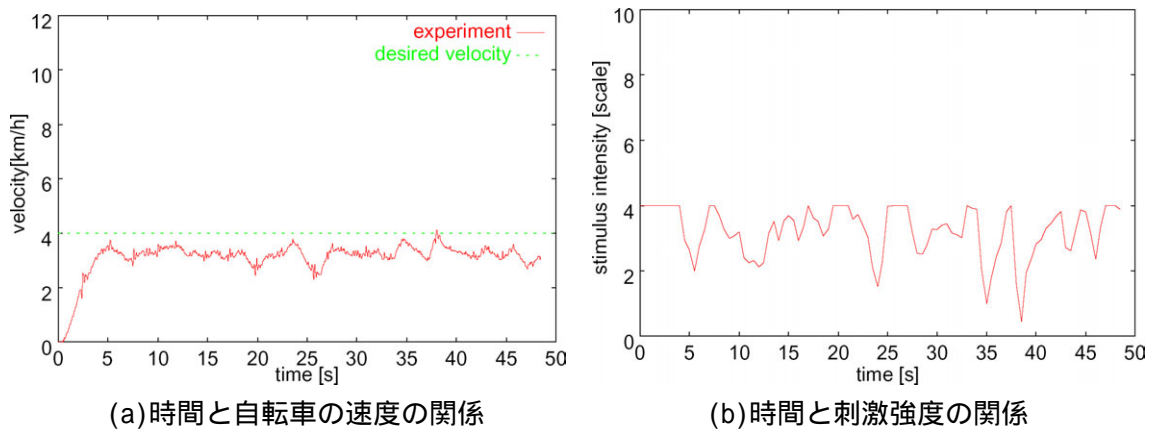
図より、連続的サイクリング動作が行えることがわかる一方で、速度が増加した場合に、速度が大きく変動していることがわかる。この原因を調査したところ、約 150[ms]程度の筋肉の反応遅れにより実効的な刺激タイミングに誤差が生じ、その結果クランクに衝撃的な力が作用しているためであることが明らかとなった（自転車の速度はクランクにとりつけたエンコーダにより計測している）。そこで、電気刺激に対する筋肉の反応遅れを考慮して、自転車の速度が変化しても図 2 した刺激パターンが実効的に変化しないように、自転車の速度に応じて刺激タイミングを変化させることとした。その結果、図 4 b)に示したような速度が得られ、スムーズな加速を実現できた。

一定速度での走行を実現する制御法

以上述べた方法では、力を発生している間は加速を続け、任意の速度で走行することができない。そこで図 5 に示す 6 段階のロータリースイッチをハンドルの手の届くところに取り付け、被験者の意志に従って速度を制御することを試みた。



図5 速度調節用ロータリースイッチの外観



(a)時間と自転車の速度の関係

(b)時間と刺激強度の関係

図6 目標速度 4[km/h]の実験結果 (ギア比 0.697)

まず被験者が図5に示す6段階のロータリースイッチで目標速度を与える。自転車の速度は、駆動輪に取り付けられたエンコーダにより測定し、500[ms]毎に目標速度と比較する。そして得られた誤差信号により刺激の強度を調節する。刺激強度の調節は、刺激装置の強度調節つまみにラジコン用のサーボモータを取り付けてそれを回すことで行うようにした。なお、刺激強度がある一定限度を超えると被験者に負担となるので、機械的に制限を加えることでつまみが回転しすぎないような構造とした。

実験結果を図6に示す。目標である4[km/h]付近に自転車の速度が制御されていることがわかる。

シミュレーションモデルの構築

本研究のように、多数の実験を繰り返し行うことが困難なテーマにおいては、機械設計および制御アルゴリズムの構築を効率的に進めるに、シミュレーションモデルを構成してコンピュータを利用する方法が有効である。

図7に腿、脛およびクランク、駆動輪により構成される自転車モデルを示す。図中 l_t は腿、

l_s は 脛を表し、クランク軸のギヤのピッチ円の半径を a 、駆動輪のギヤのピッチ円の半径を b 、駆動輪の半径を r とする。

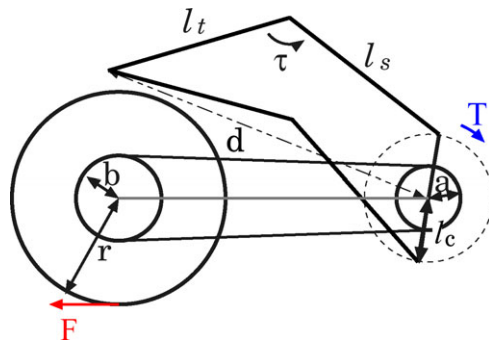


図7 自転車モデル

F E Sにより発生する関節トルクが一定と仮定すると、クランクに発生するトルクはクランク角に応じて周期的に変動する。また、筋肉の特性により、クランク角速度が増加するにしたがって減少していく。これらの特性を図示したものが図8である。ここで x 軸、 y 軸、 z 軸はそれぞれクランク角速度、クランク角度、クランクトルクである。

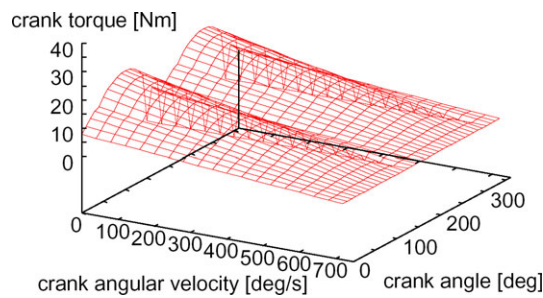


図8 クランク角速度とクランク角とクランクトルクの関係(近似式)

以上の近似を用いて、自転車の運動を Runge-Kutta 法を用いて解いた結果を図9に示した。図には実験結果を併せて示してある。ここで横軸、縦軸はそれぞれ時間と速度であり、各パラメータは、実測により表1のように与えた。

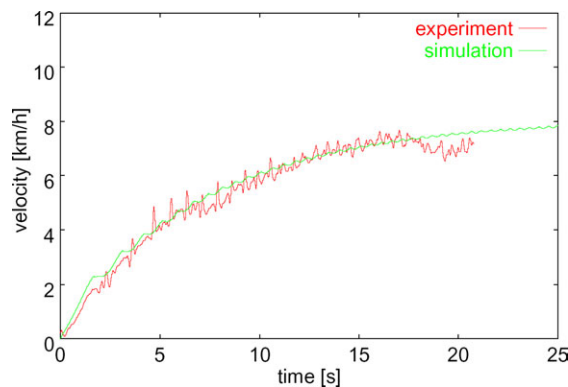


図9 時間と自転車の速度の関係 (ギア比 0.697)

表1 シミュレーションに用いたパラメータ

M	95[kg]	c	1.0
μ (静止摩擦係数)	0.022	μ' (動摩擦係数)	0.02
T_{\max}	22[Nm]	A_{\max}	710[deg/s]
b/a	0.697	r	0.2286[m]

図9より、シミュレーションと実験のよい一致が見られる。さらに、このシミュレータを用いて、前に述べた刺激タイミングの補正を行わない場合等、他の条件についても確認を行ったところ、極めてよい一致が得られた。

2 フェーズ以降

今後の課題として次のようなものが挙げられる。

- (1) 患者用自転車の詳細設計および製作
- (2) 坂道におけるモーターアシスト
- (3) トルク特性の適応制御

- (1) 患者用自転車の詳細設計および製作

実際に詳細設計を行い、患者が走行できる自転車を製作する。その際に注意すべき点は、高い安全性を有するものであるということである。そのためにはいすが移乗しやすく安定した位置になければならない。さらに脚をペダルに運び乗せて固定しやすいように自転車およびペダルの構造を考える必要がある。

- (2) 坂道におけるモーターアシスト

本年度の検討で、平地における連続走行が可能であることが明らかとなったが、勾配が2[deg]以上の坂道になると、モーターでアシストする必要があることも予備検討の結果あきらかとなっている。そのため、FESによる発生力と電動モーターアシストの有効な協調法について検討しなければならない。

- (3) トルク特性の適応制御

5人の健常被験者について、それぞれギア比0.697、0.526、0.424の3通りで合計15回走行実験を行い、クランクにおけるトルクを測定したが、そのうちギア比0.697のとき被験者のうち2人は、刺激タイミングの補正を行っているにもかかわらず、クランク角が180[deg]付近でトルクがほとんど発生せず、自転車の速度が上昇しないという結果になった。これは筋肉を刺激してからの反応遅れには若干の個人差があることが推察される。そこで今後の課題として、自転車に備えられているトルクセンサを用いて、その

ような個人によって異なる筋肉の特性を適応的に制御することを検討する。