

## インテリジェントFESを利用した下肢麻痺者のための 自転車の開発

### A development of Intelligent FES Bicycle for disabled people

○河田 学\*, 長谷部佳文\*, 高橋隆行\*, 王志東\*, 中野栄二\*  
安藤久人†, 藤居徹†, 半田康延†

○Manabu Kawada\*, Yoshifumi Hasebe\*, Takayuki Takahashi\*, Zhi-Dong Wang\*,  
Eiji Nakano\* Hisato Andou †, Touru Fujii†, Yasunobu Handa†

\*東北大学大学院情報科学研究科, †東北大学医学部

\*Graduate School of System Information Science's Tohoku University

†Department of Medical Science's Tohoku University

キーワード: 機能的電気刺激 (FES: functional electrical stimulation), Runge-Kutta法 (Runge-Kutta method), 大腿四頭筋 (quadriceps), 大腿二頭筋 (hamstring)

連絡先: 〒980-8579 仙台市青葉区荒巻字青葉01 東北大学大学院 情報科学研究科中野研究室(青葉山キャンパス機械系)河田 学, Tel.: (022)217-7025, Fax.: (022)217-7023, E-mail: kawada@robotics.is.tohoku.ac.jp

#### 1. はじめに

現在下肢が麻痺した人、特に対麻痺の人にとって車いすは日常生活を送る上で移動手段として必要不可欠である。しかし現在の車いすは駆動源として上肢に頼らざるを得ず、あまり腕の力がない人が走行するのは困難である。

一方で、麻痺した部位はそのままにしておくとも筋肉が衰弱することはもちろん、骨の強度も落ちてしまう。また、動かさなくなった関節は固くなり骨化してしまう。対麻痺の人の場合、関節が固くなると車いすへの移乗などの日常生活における行動に支障が出てくる。

そこで下肢の運動により患者のリハビリテーション効果を実現させるため、筋系に電気刺激を与える事で失われた運動機能を再建するFESによ

り足を動作させ駆動する自転車を開発した図(1)。この自転車は、基本となる駆動力としてFESにより発生させた患者本人の下肢発生力を利用するとともに、それを補助する電気モータによる駆動力が重ね合わせられるため、患者の自律移動が確保されるだけでなく、将来のFESを用いた自律歩行のためのフィードバック制御に関する基礎的な知見を得ることが期待される。さらに、動力の一部を患者本人に負担してもらうために、電動車いすに比較してバッテリーが小型で済むか、あるいはより長時間の無充電稼働が可能になる等の効果も期待できる。

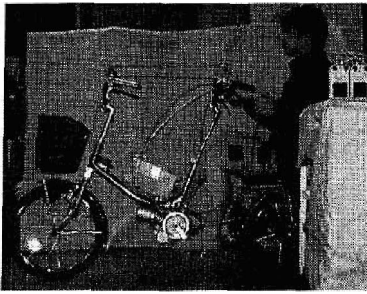


図1 開発した実験用自転車の概観図

### 1.1 FES(機能的電気刺激)とは

事故等による脊髄損傷、脳卒中その他で、脳・脊髄の中枢性運動ニューロンが障害を受けると、四肢や体幹に運動機能の麻痺を生じる。しかし、多くの場合、抹消運動ニューロンは興奮性を有し、電気刺激に対して活動電位を発生して筋肉を収縮させる。したがって、麻痺筋を支配する抹消の運動神経・筋系に電気刺激を与えることで、失われた運動機能を再建することができる。このように失われた生体の機能を再建する電気刺激を機能的電気刺激(FES: functional electrical stimulation)と呼んでいる。FESの概念図を図2に示す。

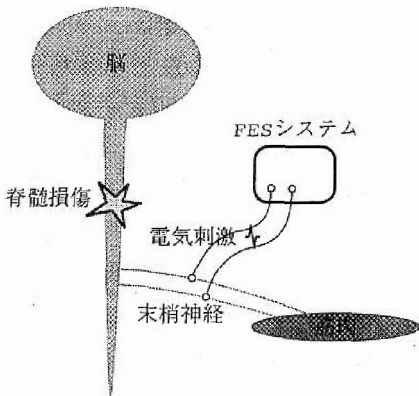


図2 機能的電気刺激(FES)の概念

FESは心臓ペースメーカ、呼吸ペースメーカ、排尿補助、上肢制御、起立動作などで既に実用化されている。

### 1.2 現在のFESシステムの問題点および本研究の目的

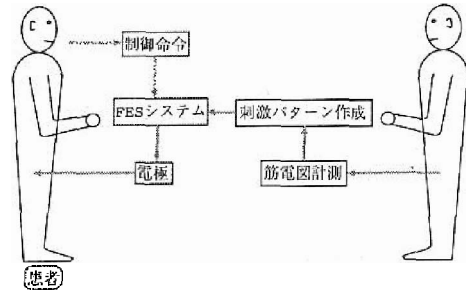


図3 FESシステムの構成

現在臨床で適用されているFESシステムは<sup>1)2)</sup> 健常者の動作時の筋電図をもとにして作成された刺激パターンを開ループで出力するのみである。したがって、人の視覚系等を介したものの以外のフィードバック制御は行われていない。しかし、神経・筋系は刺激入力に対して発生張力が非線形であり、刺激に対する応答も時間と共に変化する。特に連続的に刺激を行った場合、筋肉は早く疲労し長時間力を出ることができないといった特徴を持つため、視覚系を介しこれらの変化に応じて操作することは患者にとって大きな負担であり、再運動作の安全性にも影響を与えかねない。現状では人に常時付けた状態で四肢の動きや発生した力を計測することが可能なセンサがないことが理由となっている。そこで本研究ではセンサ類を体に直接付けずに、自転車にセンサを取り付けることでフィードバックを行い長時間かつ滑らかなサイクリング運動を実現させ、患者が気軽に出かけて行ける乗物を製作する。

### 1.3 関連研究

台湾のJia-Jin J. Chenら<sup>3)</sup>はクランク角をフィードバックし、クランクの回転周期において、重力に打ち勝ってクランクを回転させなければならない角度を刺激しペダリング動作を実現した。さらに速度をフィードバックしファジー理論で刺激強度を制御し滑らかでより長いペダリング動作

の研究をしている。しかし実際に自転車での走行は行っておらずその場合を考えたとき、クランクに重力より大きい負荷がかかるため刺激するクランク角度は考え直す必要がある。

## 2. 実験用自転車及び刺激装置の構成

Intelligent FES Bicycleはペダリング動作により駆動力を得、トルクが足りない時にはパワーアシストするためのモータを備えている。またクランク部には速度およびクランク角度を計測するためのエンコーダが取り付けられている。さらにクランク部にかかるトルクを測定するためのトルクセンサも備えている。

刺激は大腿部に表面電極を貼ることで行い、電圧の振幅を変えることで筋肉の収縮力を変える振幅変調方式であり、走行時における電圧は約30Vとなる。また周波数は50Hzでパルス幅は300 $\mu$ sで固定する。図4に刺激装置の概観、図5に制御システムの概要を示す。

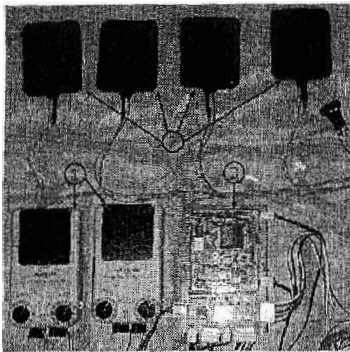


図4 刺激装置の概観

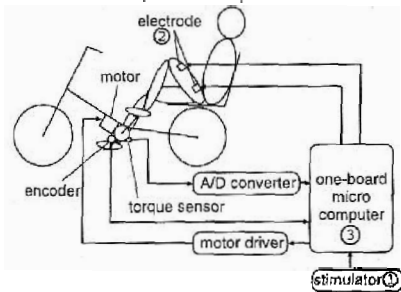


図5 制御システムの概要

## 3. 健常者による走行実験

健常者においてFESで自転車を漕げることを確認し、Intelligent FES Bicycleを設計するうえで重要となるFESで発生できる脚のトルク特性を計測する。

### 3.1 サイクリング動作の原理

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。また、実際に下肢麻痺者が日常的に使う事を考えると、数多くの筋肉に表面電極を設置するのは困難であると考えられる。そこで、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quadriceps(大腿四頭筋)およびhamstring(大腿二頭筋)の2つの筋肉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とした。これらの筋肉はともに股関節から膝関節への2関節筋であり、刺激した時の機能はquadricepsは主に膝関節の伸展、hamstringは股関節の伸展と膝関節の屈曲であり1つの関節に対する作用の強さは、もう一方の関節の肢位に影響される。走行時は股関節が伸展位となるため膝関節の屈曲力は股関節の伸展力に比べて非常に小さくなる。それぞれの機能を図6に示す。

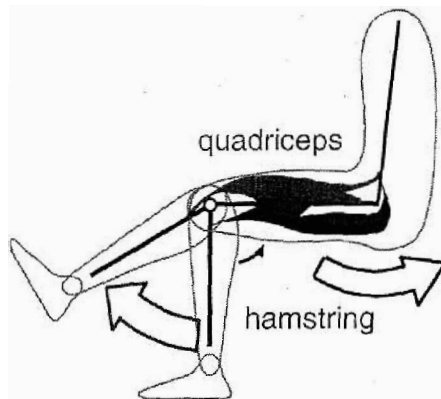


図6 quadricepsとhamstringの機能

### 3.2 リンクモデルを用いたサイクリング動作の解析

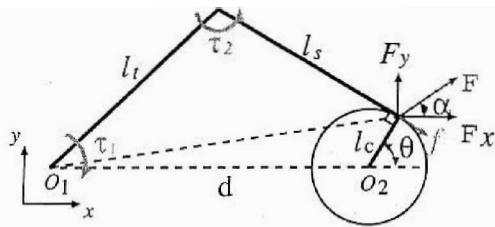


図7 サイクリング動作のリンクモデル

quadricepsおよびhamstringを刺激した時クランクにどれだけの力が加わるか考える。図7にクランク、腿および脛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、 $O_2$ はクランクの回転軸、 $l_t$ は腿の長さ、 $l_s$ は脛の長さを表す。なおクランクの角度 $\theta$ は、長さ $d$ の仮想リンク $O_1-O_2$ の位置を $0[\text{deg}]$ とする。

いま、quadricepsおよびhamstringを刺激したとき、股関節にトルク $\tau_1$ 、膝関節にトルク $\tau_2$ が発生すると仮定する。このトルク $\tau_1$ 、 $\tau_2$ と足先に働く力 $F$ との関係は仮想仕事の原理により次式で与えられる。

$$\begin{aligned} F &= (J^T)^{-1}\tau \\ \tau &= \begin{pmatrix} \tau_1 \\ \tau_2 \end{pmatrix} \end{aligned} \quad (1)$$

ここで $J$ は関節変位と手先変位間のヤコビ行列である。

またクランクの円運動の接線方向に働く力 $f$ は次式となる

$$f = \|F\| \cos(\alpha + \theta - \frac{\pi}{2}) \quad (2)$$

よってクランクにかかるトルクはクランクの長さを $l_c$ として以下の式で与えられる。

$$\begin{aligned} T &= l_c \|F\| \cos(\alpha + \theta - \frac{\pi}{2}) \\ &= l_c \|(J^T)^{-1}\tau\| \cos(\alpha + \theta - \frac{\pi}{2}) \end{aligned} \quad (3)$$

一般に、FESにより発生するトルク $\tau$ は膝および股関節の角度によって変化し、さらにそれは非線

形かつ時变的である。そこで式(3)の傾向を見るために、 $\tau$ を一定と仮定してグラフ化すると図8ようになる。ここで図8(a)は膝関節にトルク $\tau_1$ 、図8(b)は股関節にトルク $\tau_2$ が発生したときの図である。

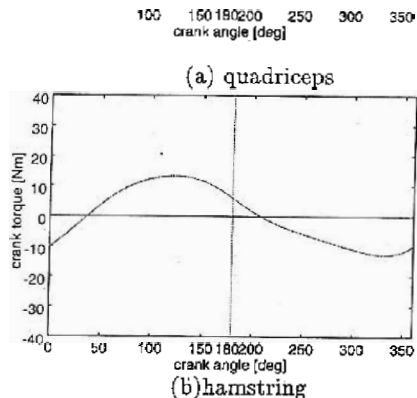


図8 クランク角とクランクトルクの関係  
(理論値)

なお各パラメータは

$$\begin{aligned} \tau_1 &= 50 \text{ [Nm]} \\ \tau_2 &= 30 \text{ [Nm]} \\ l_t &= 369 \text{ [mm]} \\ l_s &= 435 \text{ [mm]} \\ l_c &= 149 \text{ [mm]} \end{aligned}$$

のように設定した。この中で $\tau_1$ 、 $\tau_2$ は健康者がFESにより出せるトルクのおおよその目安であり、 $l_t$ 、 $l_s$ は人体寸法データベース<sup>4)</sup>による平均値である。 $l_c$ はベースとした自転車寸法を適用した。

図8(a)よりquadricepsはクランク角 $180[\text{deg}]$ でトルクが $0[\text{Nm}]$ となっている。それに対してhamstringの図8(b)は $180[\text{deg}]$ 付近でもトルクは発生する。よって全てのクランク角においてトルクが発生できるように図9に示すような刺激パターン

を作成し、クランク角に応じて刺激する筋肉を変えてサイクリング運動を実現する。

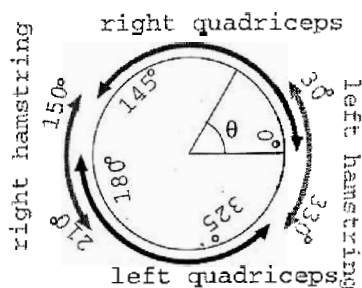


図9 刺激パターン

このような刺激パターンで刺激することにより各クランク角のトルクは図10のようになる。

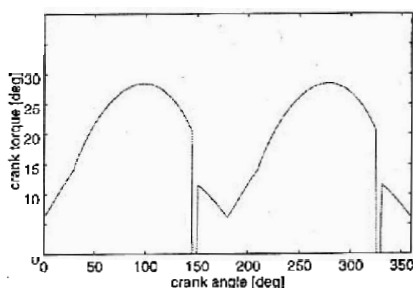


図10 クランク角とクランクトルクの関係  
(理論値)

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。すなわち必要な関節モーメントを発生するとともに関節の硬さを制御していると考えられる。しかし現在のFESでは関節モーメントを発生するために必要な方向の一方の筋だけを刺激するのでコンプライアンスの制御は出来ず、もし同時収縮させた場合関節モーメントの観点から無駄になり筋肉の疲労も激しくなるのが現状である。

そのためコンプライアンスの制御は行えないが筋肉疲労を起こさないようにするため同じ脚では、各クランク角においてquadriceps, ham-

string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度の余裕を入れた。

### 3.3 実験結果

図9の刺激パターンで健常者において走行したときの発進時と等速時でのクランク角とトルクを関係を図11に示す。

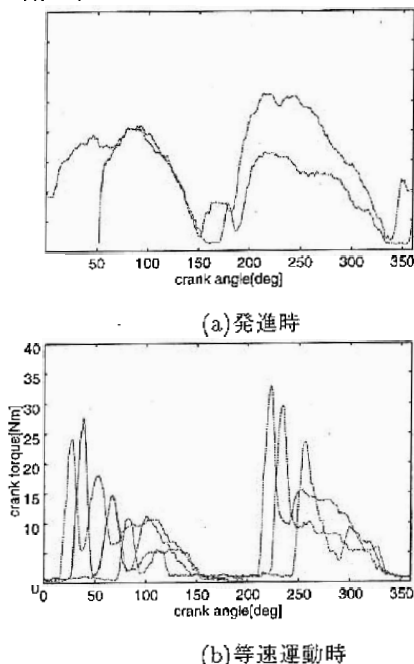


図11 クランク角とクランクトルクの関係  
(実験値)

またこのときの時間と自転車の速度の変化を図12に示す。

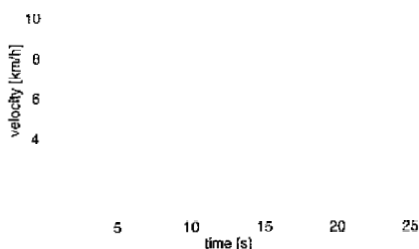


図12 時間と自転車の速度の関係  
(実験値)

図11および図12を見ると時速6[km/h]で等速

運動となりそれ以上速度は上昇せず、さらにモデルでは全てのクランク角においてトルクが発生するが等速運動になると180[deg]付近でトルクがほとんど発生しないという結果になった

ここで筋肉の反応速度について考え、筋肉を刺激してから張力がどのように発生するか実験を行った。以下にその実験結果を示す。

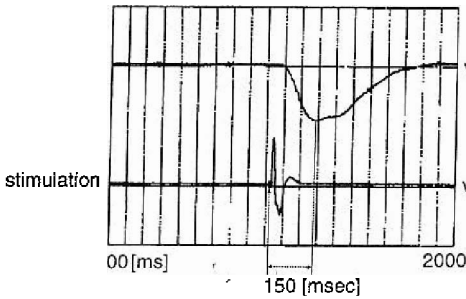


図 13 FESの時間遅れ

図13より筋肉を電気刺激してから張力が発生するまでに150[ms]の遅れが生じることになる。この150[ms]はクランク角での遅れにして自転車の速度で以下の式のように表される。

$$\theta = \frac{b}{a} \frac{1}{r} v \frac{180}{\pi} 0.15 \quad (4)$$

- $\theta$  : 遅れクランク角[deg]
- $a$  : クランク軸のギヤのピッチ円の半径[m]
- $b$  : 駆動輪のギヤのピッチ円の半径[m]
- $r$  : 駆動輪の半径[m]
- $v$  : 自転車の速度[m/s]

式(4)より自転車の速度とクランクの遅れ角度の関係を図14に示す。

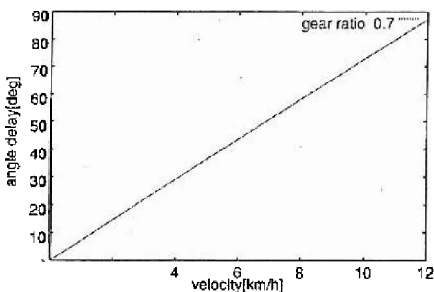


図 14 FESの時間遅れ

すなわち速度6[km/h]で走行しているときは筋肉を刺激してクランクが44[deg]進んでから張力が発生することになる。

これは以下の刺激パターンで刺激したことと同様のことになる。

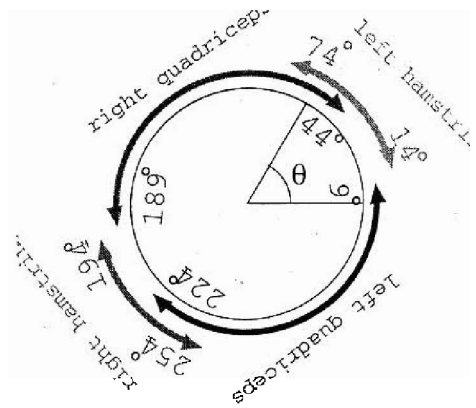


図 15 刺激パターン

この刺激範囲は図8においてトルクが負となる範囲であるため、発進時にクランク角とトルクの関係が図10であったのが速度が上昇し時速6[km/h]になるとこの関係は以下のようになる。

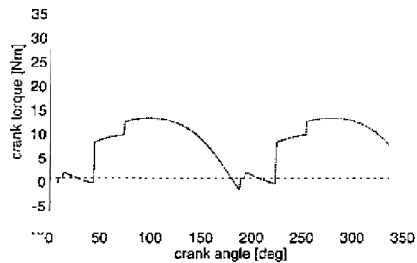


図 16 クランク角とクランクトルクの関係  
(理論値)

図16より実験でクランク角180度付近でトルクがほとんど出なくなった理由として筋肉の刺激に対する反応遅れが考えられることとなる。

そこでクランク角速度をフィードバック式(5)に示す角度だけタイミングを早める実験を行う。

$$\theta = 0.15\omega$$

$\theta$  : 早めるクランク角度[deg]

$\omega$  : クランク角速度[deg/s]

健常者において刺激タイミングを制御して実験を行った時のクランク角とトルクの関係を図17に示し、図18にそのときの時間と自転車の速度の関係を示す。

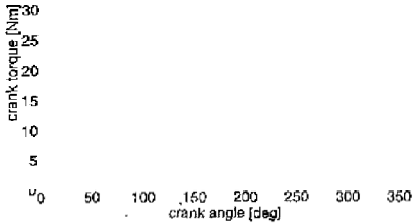


図 17 クランク角とクランクトルクの関係  
(実験値, 全走行).

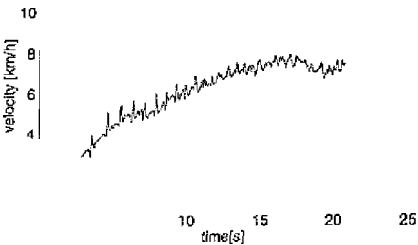


図 18 時間と自転車の速度の関係  
(実験値)

図17より刺激タイミング制御を行うことで、どのクランク角においてもトルクを発生していることがわかる。また速度も上昇していることが図18より明らかである。

またクランク角速度に応じたトルクの変化を図19に示す。

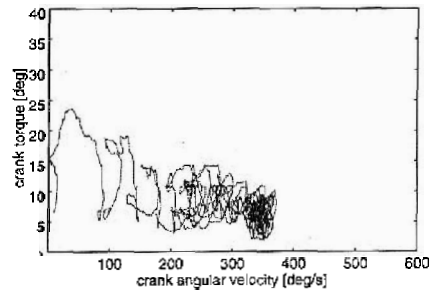


図 19 クランク角速度とクランクトルクの関係  
(実験値)

この図より筋肉の特性としてトルクはクランク角速度が上昇するにしたがい減っていくことがわかる。ここでトルクが上下に変動しながら減少しているのは、図8のようにクランク角に応じてトルクが周期的に変動するからである。またクランク角速度、クランク角、トルクの関係を示すと図20のようになる。

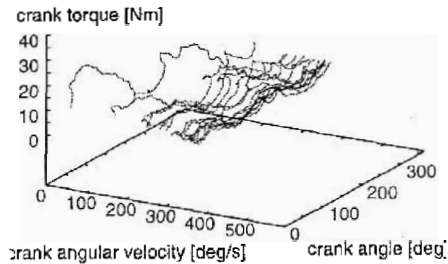


図 20 クランク角速度とクランク角とクランクトルクの関係(実験値)

#### 4. Intelligent FES Bicycleの設計

自転車を効率的に設計するためコンピュータシミュレーションモデルを構成し、実験結果より得られたトルク特性をもとに、走行する際に重要な役割を果たすギア比の選定を行う。

#### 4.1 コンピュータシミュレーションモデルの構成

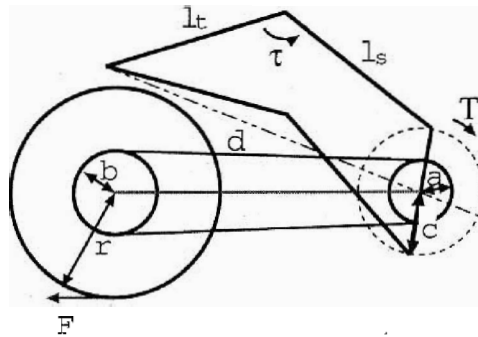


図 21 自転車モデル

図21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。このとき自転車の運動方程式は以下のようなになる。

$$M\ddot{x} + c\dot{x} + \mu Mg = F \quad (6)$$

- $M$  : 自転車と人の重量
- $c$  : 粘性減衰係数
- $\mu$  : 摩擦係数
- $F$  : 駆動輪に働く力

ここで駆動輪に働く力 $F$ はクランクにかかるトルク $T$ で以下のように与えられる。

$$F = \frac{1}{r} \frac{b}{a} T$$

このときクランク角度は式(6)より求まる走行距離 $x$ から求めるが、駆動輪が回ってもクランクは回らないワンウェイ構造となっているため駆動輪がクランクより速く回転した場合この方法では求められなくなる。そこで近似モデルとしてトルク $T$ が0以下の時だけクランクの運動方程式を以下のように近似して求める。

$$I\ddot{\theta} = T \quad (8)$$

$I$  : クランク軸周りの慣性モーメント

$T$  : クランクに働くトルク

次に式(6)の運動方程式を解く際にクランクにかかるトルク $T$ を実験結果よりどのように近似するかであるが、図20のトルクがクランク角に応じて周期的に変動しながらかつ、クランク角速度にしたがい減少していく特性を以下の式で近似する。

$$T = A(\dot{\theta})T(\theta) \quad (9)$$

以下に式(9)を示す。

crank angular velocity [deg/s]       $\circ$  crank torque [deg]

図 22 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)

ここで $T(\theta)$ は式(3)で与えられる。

次に $A(\dot{\theta})$ であるが図23のように筋肉の発生するトルクが角速度に応じて減少する特性を直線で近似する。このとき $A(\dot{\theta})$ は以下の式で与えられる。

$$A(\dot{\theta}) = -\frac{T_{\max}}{A_{\max}} \dot{\theta} + T_{\max} \quad (10)$$

$T_{\max}$  : 最大トルク

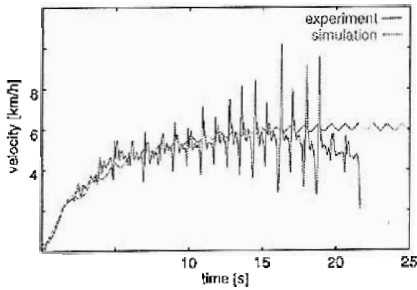
$A_{\max}$  : 最大クランク角速度

100 200 300 400 500 600  
crank angle [deg]

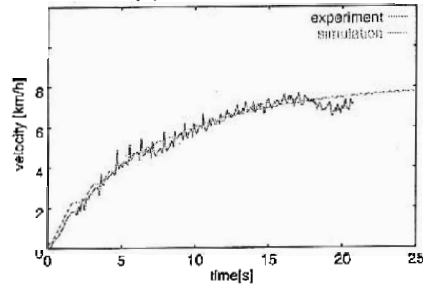
図 23 クランク角速度とクランクトルクの関係



このように近似して式(6)の運動方程式をRunge-Kutta法<sup>5)</sup>を用いて解く。以下に実験結果およびシミュレーション結果を示す。



(a) タイミング制御なし



(b) タイミング制御あり

図 24 時間と自転車の速度の関係

図24よりシミュレーションの妥当性が確かめられた。次に5人の健常者で同様の実験を行い健常者の平均トルクパターン ( $T_{max}$ ,  $A_{max}$ ) を決め、患者が出せるトルクはこの60%として設計する。このようにして決められたトルク  $T$  を患者のトルクパターンとする。なお健常者の  $T_{max}$ ,  $A_{max}$  の平均は  $27.8[Nm]$ ,  $628[deg/s]$  であった。

## 4.2 ギヤ比の選定

自転車を走行する際に重要な最高速度と加速度を基準に、このシミュレータおよびトルクパターンを用いてギヤ比を決める。

そこでギヤ比毎の最高速度を求めると以下のようになる。ここでギヤ比は

$$\text{ギヤ比} = \frac{\text{駆動輪のギヤのピッチ円の半径}}{\text{クランク軸のギヤのピッチ円の半径}}$$

である。

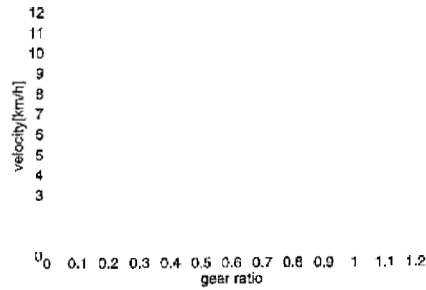


図 25 ギヤ比と最高速度の関係

図25よりギヤ比0.8のとき速度は最高となることが分かる。また加速時間とギヤ比の関係を以下に示す。

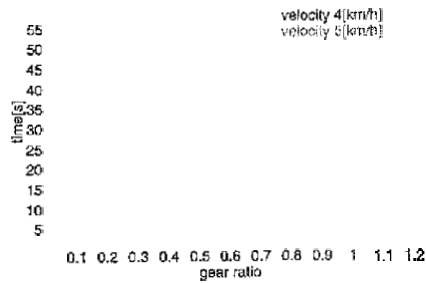


図 26 ギヤ比と加速時間の関係

図26は時速4[km/h]および時速5[km/h]に達するまでの時間を示す。この図よりギヤ比1.0のとき加速度が大きいことが分かる。以下にギヤ比0.8の時とギヤ比1.0の時のシミュレーション結果を示す。

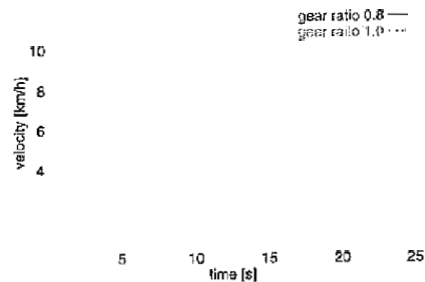


図 27 時間と速度の関係

この図より最高速度の差は非常に小さいため、加速の速いギヤ比1.0に決める。

次にこのギヤ比で平地および坂道を走行したときのシミュレーション結果を以下に示す。