

筋肉の協調特性を生かす FES(機能的電気刺激) を用いた歩行支援に関する研究

福井 龍, 堀 洋一 (東京大学)

Research on Walking Support Technology using FES (Functional Electrical Stimulation) based on Muscle Cooperation

Ryo Fukui, Yoichi Hori (The University of Tokyo)

Abstract

In this paper, the walking assist system using FES (Functional Electrical Stimulation) taking muscle fatigue into account is given by introducing muscle cooperation. Relation between the generated force at the top of leg and muscle tensions is made clear and the effective walking model is designed based on this property. Further, the method to reduce interference between stimulations and muscles is proposed.

キーワード: FES(機能的電気刺激), 筋肉の協調特性, 電気刺激の非干渉化
(FES(Functional Electrical Stimulation), Muscle Cooperation, Decoupling of Stimulation)

1 本論文の背景と目的

現在, 日本には四肢の不自由者の数が 150 万人以上であるが, 公共施設で十分な援助が達成されていない。そこで医療福祉への工学的な技術の導入は必要不可欠である。その中でも歩行補助技術として FES(機能的電気刺激) は「移動の自由」と共に, 人としての誇りを支える先端技術として注目されている。肢体不自由者の三分の一程度の方が事故などにより脊髄を損傷した場合で, 事故後に歩行が困難で寝たきりになり健常である部分も衰えていくケースが多い。しかし FES は脳からの指令の代わりとして, 外部から電気刺激による指令を与えることで, 積極的に残された筋肉の機能を使用することを目的とする。そして精神的ハードルが低くて使用し易いもので, 楽に歩行が継続できる技術の実現を目指す。

2 モーションキャプチャを用いて作成した歩行モデル

本章では, 歩行時に必要とされる各関節のトルクを, モーションキャプチャで人間の歩行を測定したデータを基にし, 計算により求める。その次に求めたトルクを出力するために各筋に張力を割り振り算出する。

• 歩行モデル

人体の歩行モデルを単純化したものが図 1 である。同図の M は体重, l は足先から膝, 膝から股関節までの長さ, θ_1, θ_2 は水平面からの股関節の角度と膝の曲がり角度である。 θ_3 は上体の水平面に対する角度である。 m_1 は上体の重心, m_2 は上腿の重心, m_3 は下腿の重心であり, M はそれぞれの和である。

文献 [1] の床反力測定図によると, 歩行中立脚期においては脚先の力は体重心の方向にほぼ向き, 体重心は腰にあ

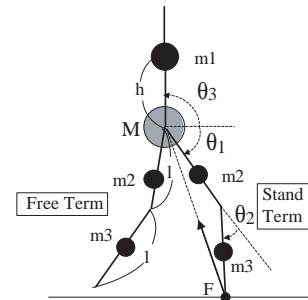


図 1: 人の歩行モデル

Fig. 1 human walking model

りほぼ股関節と一致している。よって脚先の力と体重心の挙動を表す運動方程式は, 脚先の力の鉛直方向成分と体重心の鉛直方向成分の加速度に影響するので

$$F \sin(\theta_1 + \frac{\theta_2}{2}) = Mg + Ml[\ddot{\theta}_1 \cos(\theta_1) + (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2) \cos(\theta_1 + \theta_2)] \quad (1)$$

となる。それぞれの角度と角加速度は人の歩行をモーションキャプチャにより測定することで得られる。測定した膝角度の例を図 2 に載せておく。そして, 力の向きが股関節に向かっていることを考えると, 第一関節のトルクを T_1 , 第二関節トルクを T_2 とすると,

$$T_1 = 0 \quad (2)$$

$$T_2 = -l_2 \sin\left(\frac{\theta_2}{2}\right) F \quad (3)$$

となる。

図 3 左のように人間などの筋骨格系では一つの関節に何対かの拮抗筋が組になって作用することで関節は駆動さ

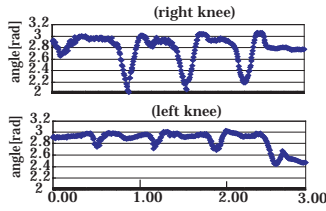


図 2: 人の歩行中の膝関節角度の一例

Fig. 2 human knee angle example during walking

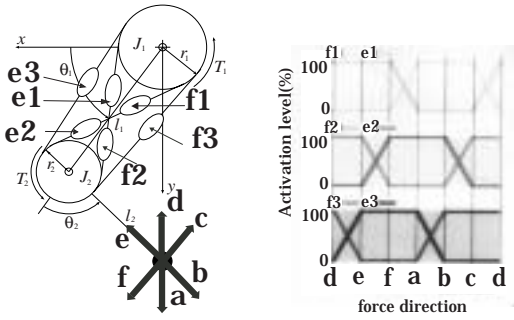


図 3: ヒトの筋骨格系と筋電測定実験

Fig. 3 human muscle-skeletal model and an electromyogram

れる。そこでは二関節筋という二つの関節の運動に作用する筋肉が存在し、二つの関節の運動を独立に取り扱うことはできない。筋出力をそれぞれ F_{mf1} , F_{me1} , F_{mf2} , F_{me2} , F_{mf3} , F_{me3} とすると、関節トルクと筋出力の関係は

$$T_1 = r_1 F_{mf1} - r_1 F_{me1} + r_1 F_{mf3} - r_1 F_{me3} \quad (4)$$

$$T_2 = r_2 F_{mf2} - r_2 F_{me2} + r_2 F_{mf3} - r_2 F_{me3} \quad (5)$$

で表現される。

この方程式だけでは冗長性があるのである種の拘束条件を与える必要があり、大島、熊本教授ら [2][3] が二関節筋と一関節筋間の協調動作関係について、動作筋電図学的な手法でアプローチしている。作業座標点に固定したグリップを握らせ、任意の方向に最大の力を発揮させた場合の各筋の筋電図を調べ、方向によりどの筋肉が働くか解明したものである。歩行に必要な a 方向では筋肉 $e2, e3, f1$ が最大に張力を発揮し、他の筋肉は無活動であった。よって歩行の際には、筋肉 $e2, e3, f1$ のみを刺激すれば良いことが分かる。

● 各筋肉に必要な張力の例

以上のことをふまえ、立脚期における各関節角度の時間変化を力の解析をするために近似をし、求める各筋肉に必要な張力が図 5 である。この測定では 1 秒間に 1/0.6 歩進み、脚の開きの最大角度 (脚先と股関節を結ぶ線分が鉛直方向となす角度) がおおよそ 10 度であった。また同図では、 $t=0(s)$ で脚先着地、 $t=0.6(s)$ で脚先が地面から離れるとしている。また、 $l = 0.4[m]$, $e2_{max} : e3_{max} = 2 : 1$ としている。 $f1$ には $e3$ に拮抗するための力と、進行方向への速度変化にたいして上体の角度 θ_3 を一定に保つための力が必要であるので、 $e3, e2$ と少し波形が違う。

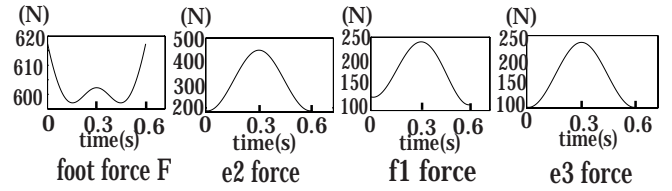


図 4: 脚先と各筋肉にかかる力

Fig. 4 foot force and muscle tension

3 筋の協調特性を考慮した最適な歩行モデル

人の筋骨格系の特徴は、力の向きが変われば発揮できる力の大きさも変わることである。歩行中脚先の力の向きを変えることが出来れば歩行を楽しむことが出来ることから、この脚先力の出力方向を少し調節出来るものを作成した。

3.1 筋肉の出力と足先に発揮する出力の関係

まず、各筋肉の張力と脚先出力の方向と大きさを示す。各筋肉の張力をそれぞれ f_1, e_2, e_3 としておく。

第一関節に力を及ぼす筋肉は、第二関節の回転方向に力を及ぼすことが出来ない。第二関節に力を及ぼす筋肉は第一関節の回転方向に力を及ぼすことは出来ない。二関節筋の場合は両方の関節に回転半径を与える。第一関節の回転半径を r_1 、第二関節の回転半径を $r_2 (= 1/2 \cdot r_1)$ 、関節間の長さ、第二関節から作業点までの長さを l とすると、各筋肉が脚先に与える力の大きさはそれぞれ

$$F(f1) = (r_1 f_1) / (2l \sin \theta \cos \theta) \quad (6)$$

$$F(e2) = (r_1 e_2) / (2l \sin \theta) \quad (7)$$

$$F(e3) = (r_1 e_3) / (2l \sin \theta \cos \theta) \quad (8)$$

で表せる。

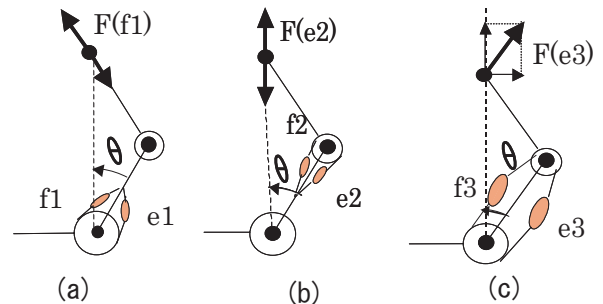


図 5: 各筋肉の出力と脚先に発揮する出力

Fig. 5 relation between each muscle and foot force

次にある方向に最大の力を発揮しているとき、各筋肉がどの程度張力を発揮しているかを調べる。2章のモデルでは、熊本教授が筋電図を取得し、調べられたものを用いていたが、FES による刺激が可能な筋肉は限られており、なるべく刺激を行う筋肉を少なくする必要があるので、新たに出力分布を作成する。

ここでは、第一関節と脚先の結ぶ線分と、脚先に発揮している力の方向との角度差を θ_d として、最大の力をこの

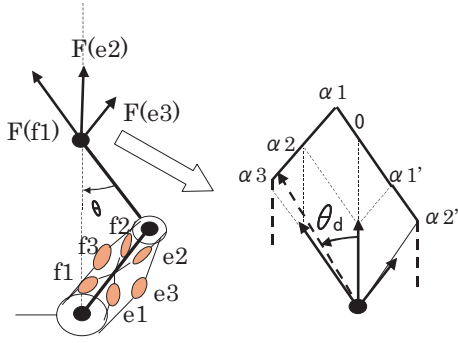


図 6: 出力方向と最大出力

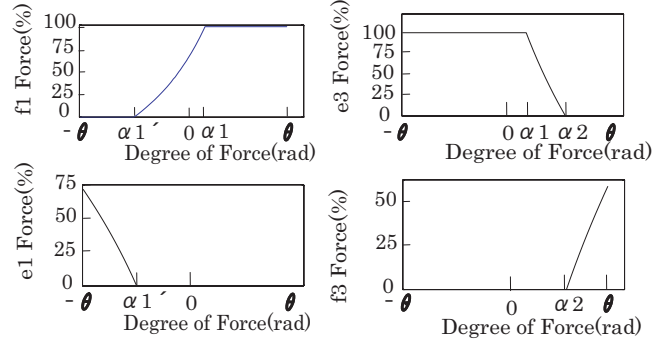
Fig. 6 output force direction and maximum value

方向に発揮しているときの各筋肉の出力分布を角度 θ_d で表す (図 6)。最大力は図右の太線を移動する。

たとえば $\alpha 1' \leq \theta_d \leq \alpha 1$ のときは、筋張力が変化するのは筋肉 f_1 であり、脚先に与える力は $F(f_1(\theta_d))$ である。また、筋肉 e_2 と e_3 は最大に張力を発揮しているので、幾何学的に計算すると

$$f_1(\theta_d) = \frac{\tan \theta_d \cos \theta (e_{3max} + e_{2max}) + \sin \theta e_{3max}}{\sin \theta - \cos \theta \tan \theta_d} \quad (9)$$

として、角度 θ_d の方向に最大の力を発揮するときには必要な筋力 f_1 は上式で表され、 e_2 と e_3 はそれぞれ最大出力である。他の角度も同様に計算した結果の筋力の変化分布図を図 7 に載せておく。脚先から角度 θ_d の方向に発揮で



When muscles' maximum tensions are as follow

$f_{1max}=786(N)$; $f_{3max}=540(N)$; $e_{1max}=400(N)$; $e_{2max}=672(N)$;
 $e_{3max}=408(N)$;

図 7: 力方向と各筋肉張力変化

Fig. 7 output force direction and each muscles' tension

きる最大の力 $F(\theta_d(t))_{max}$ は、図 7 が示す各筋肉の張力が脚先に発揮する力の、角度 θ_d の方向への出力成分の和で表せる。

3.2 脚先の力の向きを調整できる歩行モデル

ここで作成する歩行モデルは、まず脚の着地時と離れる時の体重心の上下方向の速度を 0、位置を L_1 にするよう

に、脚先の力の上下方向成分を求める。そうすることで、一連の歩行が周期運動になる。

次に歩行の進行方向成分の力を脚先に加えることにより、進行速度が変化する。脚先の力は進行方向成分と上下方向成分のベクトルの和として、大きさと角度を計算することが出来る。まず、脚が着地する時刻を $t = 0[s]$ 、離れる時刻を $t = T[s]$ 、重心の上下振動の振幅を $a[m]$ 、着地時の重心の高さを $L_1[m]$ 、体重を $M[kg]$ 、重力加速度を $g[m/s^2]$ とする。人間の歩行中の重心位置 y を測定したデータをもとに、図 8 のように正弦波状に設定しておく。そうすると、

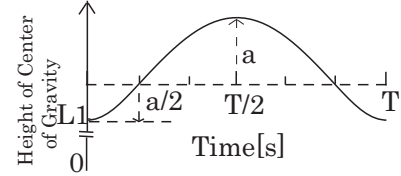


図 8: 歩行中人体重心の上下方向変化

Fig. 8 vertical position of center of gravity

脚先の力の上下方向成分 F_y は $M\ddot{y} + Mg$ として表せる。

次に脚先の力の進行方向成分について考える。進行速度が周期的な歩行の場合、脚先の力の進行方向成分の積分値は 0 なので、時刻 $T/2[S]$ に関して対称にするように脚先力の向きを設定する。脚先力の向きと鉛直方向との成す角度を $\theta_F(t)$ として、

$$\theta_F(t) = \beta \cdot \theta_{lmax} \cdot ((\frac{T}{2} - t) / \frac{T}{2}) \quad (10)$$

(ただし θ_{lmax} は第一関節と脚先を結ぶ線分が鉛直方向と成す角の最大値、 β は可変パラメータで、脚先力の水平方向成分への影響力を決定、 $0 \leq \beta \leq 1$) とすれば、脚先力の大きさ $F(t)$ 、進行方向成分 $F_x(t)$ は

$$F(t) = (F_y(t)) / (\cos(\theta_F(t))) \quad (11)$$

$$F_x(t) = -F_y(t) \tan(\theta_F(t)) \quad (12)$$

となり、関数 $F_x(t)$ の絶対値は時刻 $t = \frac{T}{2}$ に関して対称になる。

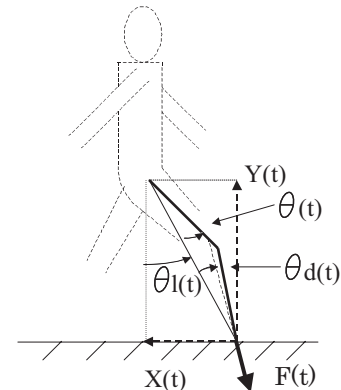


図 9: 歩行中各部の角度定義

Fig. 9 definition of each points' angle

次に脚先の着地点からの重心の相対位置を $x(t), x(0) = -L_2, x(0) = v_0$ とすると,

$$x(t) = -L_2 + \int_0^t (v_0 + \frac{1}{M} \int_0^t F_x(t) dt) dt \quad (13)$$

力の向きと、第一関節と着地点を結ぶ線分の角度差 $\theta_d(t)$ は

$$\theta_d(t) = \tan^{-1} \left(\frac{-x(t)}{y(t)} \right) - \theta_F(t) \quad (14)$$

と表すことが出来る。この $\theta_d(t)$ により、発揮できる最大の脚力、各筋肉の張力の負担の分布が求まる。よって、前の節で求めた θ_d 方向への脚先最大出力時の各筋肉の張力に、 $F(t)/F(\theta_d(t))_{max}$ をかけたものが、歩行中に必要な各筋肉の張力ということになる。

3.3 歩行中に各筋肉に必要な張力

ここでは、前章の脚先力方向角度パラメータ β を変化させたときに、各筋肉の出力がいかに変化するのかを図示する(図7)。各パラメータは、 $T = 0.6[s]$ (片足が着地してから離れるまでの時間)、 $v_0 \simeq 1[m/s]$ (脚が着地する時の進行方向初速度で β の大きさによる)、 $a = 0.04[m]$ (重心の上下方向の振動振幅)。 $l = 0.4[m], r_1 = 0.1[m], r_2 = 0.5[m], L_1 = 0.74[m], L_2 = 0.24[m]$ としている。

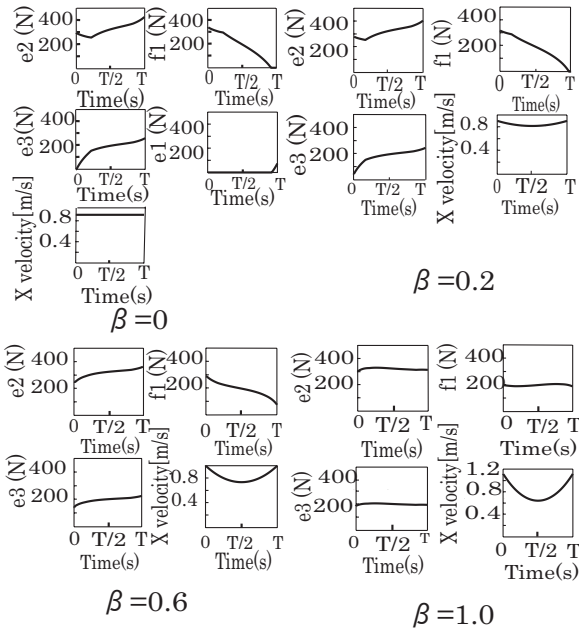


図 10: 各筋肉に必要な力

Fig. 10 each muscles' desired force

4 電気刺激と脚の出力の関係の実験

本研究の目的は歩行中に必要とされる脚の筋肉をそれぞれ独立に電気刺激により駆動することにある。また被験者の負担を少なくするため表面電極による刺激法を選

択している。しかしこの手法だと刺激の精度を欠き、刺激を与えたい筋肉以外の他の筋肉を刺激してしまい、脚先に予期せぬ方向への力を発揮する可能性がある。そこで、電気刺激を脚のある筋肉へ与え、脚先に発生する力の方向を調べ、理論上正しいとされる力の方向との差を測定し、他の筋肉への影響を考える。

4.1 各筋肉に与える電気刺激と力の方向

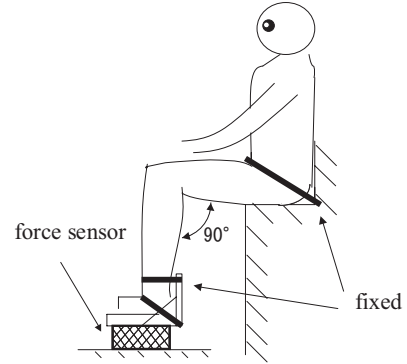


図 11: 実験設定

Fig. 11 experimental setup

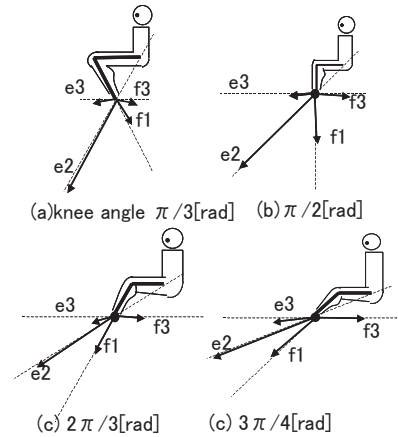


図 12: 各筋肉を刺激したときの脚先に与える力

Fig. 12 output force caused by stimulating each muscle

実験設定の図のように脚先を 6 軸の力センサに固定し、各筋肉へ 5 秒間電気刺激を与えた。膝角度が 90 ~ 135 度 のときにおいて、脚先に発生する力の方向を調べた。筋肉 e_2, e_3, f_1, f_3 に電気刺激を試みた場合の力方向の平均値の概念図(図 12)を載せる。

筋肉 f_1 と f_3 は膝の角度が小さい場合には力の向きが互いの方向に傾いていることから、干渉しあう。また、筋肉 e_3 に刺激を与えた場合には、ほぼすべての膝角度の場合において e_2 の発揮する方向へ傾く。よって e_3 から e_2 へ干渉するといえる。

ここで電気刺激はすべての場合において同じ大きさを与えている。各筋肉への影響力のパーセンテージをプロットすると次の図 13 のようになる。

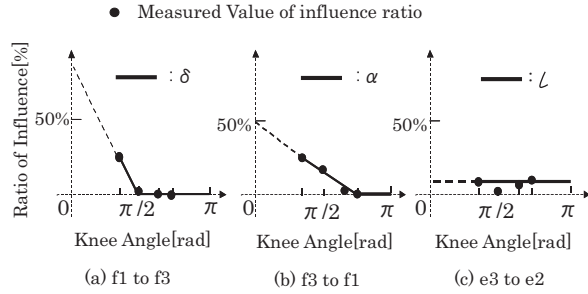


図 13: 筋肉間の電気刺激の漏れと各パラメータ

Fig. 13 leak of stimulation and each parameter

4.2 脚先にある力を与えるための電気刺激の非干渉化

次に、電気刺激で各筋肉を刺激して、他の筋肉への干渉がある上で、脚先に目的の出力を得るための非干渉化を考える。筋肉 X の筋張力 $\tau(x)(N)$ は、電気刺激の大きさ $E(v)$ から、ある閾値 $th(v)$ を引いた値 $E - th(v)$ に比例するので、実験結果より一般的に

$$\begin{pmatrix} K_{f1} \cdot \tau(f1) \\ K_{f3} \cdot \tau(f3) \\ K_{e2} \cdot \tau(e2) \\ K_{e3} \cdot \tau(e3) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & \alpha & 0 & 0 \\ \delta & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & \iota \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} E_{f1} - th \\ E_{f3} - th \\ E_{e2} - th \\ E_{e3} - th \end{pmatrix} \quad (15)$$

であると言える。ここで K は各筋肉の電気刺激の大きさに対する発生張力の比例定数である。また電気刺激漏れの各パラメータは図 13 に示したとおりの値である。

ここで、パラメータ行列の逆行列を求めて前式の両辺の左側からかけると、必要な筋肉の張力が求まる場合に漏れを考慮した上で必要な各筋肉への電気刺激を求めることが出来る式が完成する。

上式左辺の行列を $\bar{\tau}$ 、パラメータ行列を \bar{P} 、右辺右行列を \bar{E} と置くと、パラメータ行列の逆行列は

$$P^{-1} = \frac{1}{(1-\alpha\delta)} \begin{pmatrix} 1 & -\alpha & 0 & 0 \\ -\delta & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1-\alpha\delta & -\iota(1-\alpha\delta) \\ 0 & 0 & 0 & 1-\alpha\delta \end{pmatrix} \quad (16)$$

と求まり、まとめると

$$\bar{E} = \bar{P}^{-1} \bar{\tau} \quad (17)$$

となる。

5 歩行実験による検討

●実験準備

先に作成した二つのモデルによる FES 歩行を、両脚の膝と腰の部分に取り付けた合計四つのロータリエンコーダで測定し、比較した。電気刺激による歩行補助は右脚のみとした。健常者の自然な歩行と類似し、なおかつ左右の角度の挙動が近いものであれば、良いアシストであると評価する。電気刺激は電気刺激装置が行う。電気刺激装置の

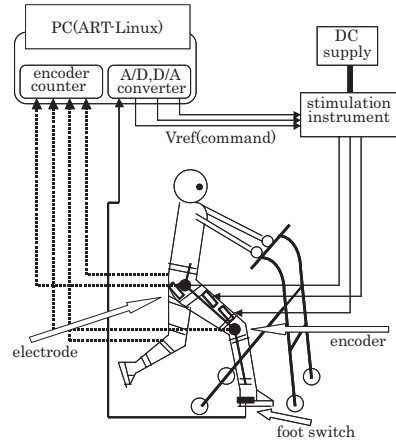


図 14: 歩行実験装置構成概念図

Fig. 14 setup of walking experiment

出力はフットスイッチがオンになった瞬間から始まり、0.6秒を経過すれば 0[V] にもどる。また、歩行補助器を用いて転倒の可能性を除くことで右脚が歩行者の意志で駆動されることが無いようにした (図 14)。

●実験

まず健常者の正常な歩行中の各関節角度を測定した。腰関節の角度は上腿と脚が鉛直にまっすぐ立っている状態を 0[rad] として、前に脚を投げ出した時の角度を正に取っている。膝関節の角度はまっすぐ伸ばした状態を π [rad] として、曲げると角度が小さくなるように目盛を設定している。図を見ると腰関節は 0[rad] より少し上を軸としてほぼ対象の軌道を描いている。膝関節は歩行中立脚期において、始まりと終わりの角度が最も大きく、立脚中期に最も角度の曲がり大きい。そして左右の脚の角度の軌道はほぼ同じである。次に、前述した二つの歩行モデルにより作成した FES 補助歩行の角度を測定、比較する。図 16、図 17 は筋肉の協調特性を考慮したモデルによる FES 歩行の角度で、第三章で説明したパラメータ β を変化したときの各関節角度挙動の変化を表す。また、図 18 はモーションチャプチャを用いて作成した歩行モデルによる FES 歩行の各関節角度の挙動である。筋肉が収縮を開始し、張力を発生させ始めるのはおよそ 35[V] であり、指令値は 0.7[V] である。この閾値からの電圧差に各筋肉の収縮力は比例

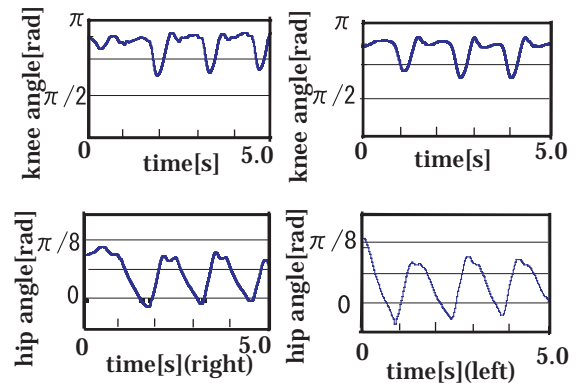


図 15: 健常者の歩行中の角度

Fig. 15 joint angle during natural human walking

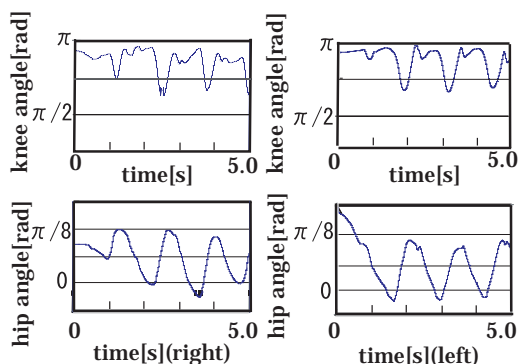


図 16: $\beta = 0$ の時の各関節角度

Fig. 16 joint angle ($\beta=0$)

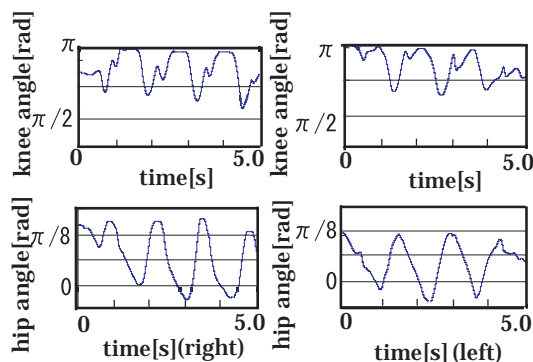


図 17: $\beta = 1.0$ の時の各関節角度

Fig. 17 joint angle ($\beta=1.0$)

する。シミュレーションで求めた各筋肉に必要な筋張力を発揮するための電気刺激指令値を与えている。

まず筋肉の協調特性を考慮したモデルによる歩行について考える。パラメータ β が小さいときは自然な歩行が実現できているようである。立脚初期、中期、後期の特徴が健常者の歩行パターンに近く、左脚と右脚の挙動もほとんど差が無い。パラメータ β の値が大きくなると、脚先が地面に着地した時点での電気刺激が少し強くて膝の角度が伸びきっているため、進行速度を低下させてしまう。腰関節角度も β が大きい場合、腰関節角度が最大になった時点で横ばいになっている。また筋肉 f1 と筋肉 e3 の求められる筋張力はほぼ同じになる。張力発揮能力の低い筋肉 e3 に無理をさせているといえる。さらに筋肉 e3 が脚先に発生させる力は進行方向成分に限れば速度を落とす要因になるので、不必要に張力を与える必要はなく、 β の値は小さめで良いことが分かる。

モーションキャプチャを用いて作成したモデルによる FES 歩行についても、筋肉協調特性を考慮したモデルとの筋肉疲労の違いについて調べるため、立脚期一周期を通した電気刺激の大きさの合計は同じ程度になるように電気刺激指令値を与えた。右脚と左脚の角度の挙動には少し違いがあり、脚の着地したときの膝角度が浅めで歩行が安定せず歩行補助器に寄りかかり、体が前のめりになっているので、安定しているとはいいいにくい。着地した瞬間のアシストされた脚のふんばりが小さいから起こると考えられる。安定させるには脚が着地した瞬間にある程度の電気刺激が必要で、安定した歩行を実現させるために全体的

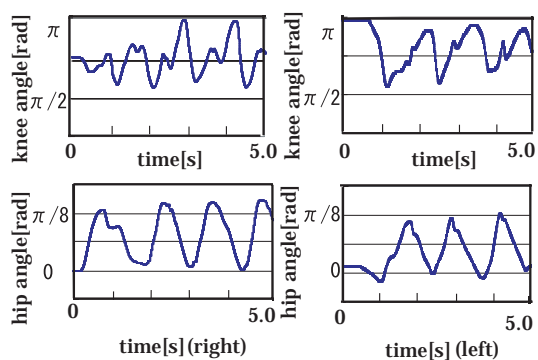


図 18: モーションキャプチャによる FES 歩行の各関節角度

Fig. 18 joint angle (motion capture)

にもう少し大きな指令値が必要と考えられる。

安定性と筋肉疲労の緩和という観点から筋肉の協調特性を考慮して作成したモデルのほうが、FES の歩行へは適していると言える。

6 おわりに

まず一般に歩行解析によく用いられているモーションキャプチャを用いた手法で歩行モデルを作成した。さらに筋肉の協調特性を考慮にいたした歩行モデルを提案し、筋肉を効率よく駆動することを可能とした。これにより、問題とされてきた筋肉の疲労問題を減少させ、FES を簡単に使用できるシステムへ改良した。

さらに FES の問題の一つである表面電極の刺激の精度を、筋肉の協調特性の理論を組み入れることで、漏れ電気刺激を有効利用する非干渉化法を開発した。

最後に二つの歩行モデルによる FES 歩行の実験を行い、その結果安定した歩行へは筋肉の協調特性を考慮して作成したモデルの適用が適当であり、効率の良い電気刺激を与えていることが分かった。

今後筋肉そのものの特有の性質である、筋長が変化したときに発生するバネ成分のごとき受動張力というものを考慮して、筋肉の剛性という概念も組み込むとさらに良いシステムを開発できるだろう。またさらに汎用性を高めること、例えば坂道や階段での歩行モデルを作成する際にも、筋肉の協調特性を考慮すると効率的な歩行が行える可能性が高い。

参考文献

- [1] 宮脇和人, 大日方五郎: “FES 歩行のための下肢冗長筋の運動学的解析”, 日本機械学会論文集 C, Vol. 65, No. 636, 1999.
- [2] 大島徹 藤川智彦 熊本水頼: “一関節筋および二関節筋を含む筋座標系による機能別実効筋力評価”, 精密工学会誌, Vol. 67, No. 6, 2001
- [3] 大島徹 藤川智彦 熊本水頼: “一関節筋および二関節筋を含む筋座標系によるロボットアームの機能的特性”, 精密工学会誌, Vol. 66, No. 1, 2000