

筋肉モデルに基づく FES(機能的電気刺激)を用いた歩行支援手法の提案

学生員 福井 龍* 正員 堀 洋一**

Proposal of Walking Support Technique Using Functional Electrical Stimulation (FES)
based on Muscle Model

Ryo Fukui*, Student Member, Yoichi Hori**, Member

Functional Electrical Stimulation (FES) is artificially made electrical pulse wave. FES can be used for people who have injured nerves as a substitute of stimulation coming through spinal cord from the brain. This technique is aiming to reconstruction or reproduction of human body movement. Automatic control system of FES is needed for handicapped people to be self-reliant. In this paper, cooperation of muscles during walking and influence of electrical stimulation for muscles during expansion and contraction are considered to build the control system.

キーワード：機能的電気刺激、歩行支援、筋骨格モデル、筋肉特性、筋の協調動作

Keywords: FES, Walking Support, Muscle-Skeletal Model, Muscle Property, Cooperation of Muscle Movement

1. 本研究の目的

近年増加している身障者のための歩行支援を FES(機能的電気刺激)で行うため、その自動化に向けた制御手法について提案する。これまでは一つの筋の動作制御のみが主体に行われてきたが、本研究では歩行における筋の協調動作を考慮にいれて、複数の筋を同時に制御する手法を考える。そこでは歩行モデルを用いてフィードフォワード制御器を設計することに特徴がある。

2. 筋骨格系のモデル

この章では、歩行時に必要とされる各関節のトルクを計算により求める。その次にそのトルクを出すために各筋に要求される出力を筋の協調動作を考慮にいれた上で求める。そして最後にその筋出力を発生する筋肉の性能や、筋出力を生み出す電気刺激の影響について実験的に検討した結果について述べる。

2.1 歩行モデル ここでは、健常者の歩行をモーションキャプチャ等によって得られるデータを基に、歩行中のエネルギー収支を計算することによって、必要とされる各関節のトルクを算出する手法を提案する。

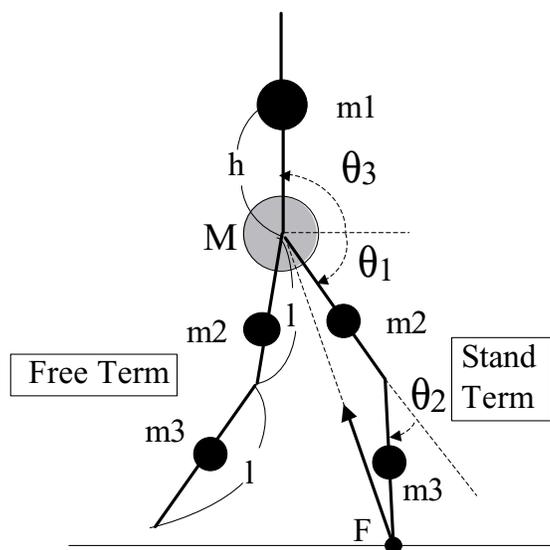


図 1 人の歩行モデル
Fig. 1. Human Walking Model

* 東京大学大学院工学系研究科電気工学専攻

** 東京大学生産技術研究所
〒 153-8505 東京都目黒区駒場 4-6-1 東京大学生産技術研究所
電話：03-5452-6287

2・1・1 歩行時における足先に必要な力 人体の歩行モデルを単純化したものが Fig.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。

Fig.1 のように、歩行中においては脚先の力は体重心の方向に向き、体重心は腰にあ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

$$F \sin(\theta_1 + \frac{\theta_2}{2}) = Mg - M \frac{d^2 l [\sin \theta_1 + \sin(\theta_1 + \theta_2)]}{dt^2} \quad (1)$$

$$F \cos(\theta_1 + \frac{\theta_2}{2}) = M \frac{d^2 l [\cos \theta_1 + \cos(\theta_1 + \theta_2)]}{dt^2} \quad (2)$$

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。

2・1・2 作業点にかかる力と対応するトルク ここで、一般の作業点にかかる力と、それを実現するために必要とされる各関節のトルクの間を論じておく。Fig.2 において作業座標系の力、つまり先端にかかる力 (F_x, F_y) と関節トルク (T_1, T_2) の関係は、

$$\begin{pmatrix} T_1 \\ T_2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \alpha & -\beta \\ \gamma & \delta \end{pmatrix} \begin{pmatrix} F_x \\ F_y \end{pmatrix} \dots\dots\dots (3)$$

となる。ここで

$$\begin{aligned} \alpha &= L_1 \sin \theta_1 + l_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) \\ \beta &= l_1 \cos \theta_1 + l_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) \\ \gamma &= l_1 \sin(\theta_1 + \theta_2), \delta = l_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) \dots\dots\dots (4) \end{aligned}$$

である。

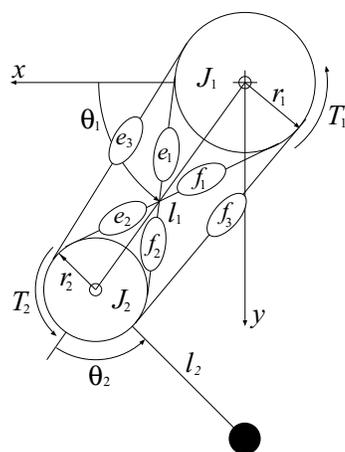


図 2 筋骨格系モデル

Fig. 2. Human Muscle-Skeletal Model

2・1・3 歩行に必要な関節のトルク 文献⁽¹⁾によると、歩行の場合、Fig.2 のモデルで考えると、力を出す方向は股関節から脚先に伸ばしたベクトルの方向と同じなので、Fig.2 の作業点を y 軸上にとると、 y 軸上方向のみに力を加えた形になるので、 $l_1 = l_2$ なら、

$$T_1 = -[l_1 \cos \theta_1 + l_1 \cos(\theta_1 - \pi - 2\theta_1)] F_y = 0 \dots\dots\dots (5)$$

$$T_2 = -l_2 \cos(\pi - \theta_1) F_y \dots\dots\dots (6)$$

この F_y に対応するのが (1),(2) 式では F である。脚先にかかる力の方向は股関節から脚先へのベクトル方向と同じなので、 T_1 は必要がないということである。

2・2 二関節筋を考慮した筋肉モデル 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するため、一つのアームに存在する二つの関節の運動を独立に取り扱うことはできない。そのモデルが Fig.2 である

Fig.2 のモデルをヒトの足とみて、胴体が y 軸の負方向に J_1 から伸びていると仮定する。Fig.2 の関節角度と筋の収縮量の関係は例えば一関節筋 f_1 の場合、収縮量は $r_1(\theta_1 - \pi/2)$ 、 e_2 の場合 $-r_2\theta_2$ 、また二関節筋の e_3 の場合 $-r_1(\theta_1 - \pi/2) - r_2\theta_2$ というように、標準角度との違いと関節半径によって求まる。また、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

$$T_1 = r_1 F_{mf1} - r_1 F_{me1} + r_1 F_{mf3} - r_1 F_{me3} \dots (7)$$

$$T_2 = r_2 F_{mf2} - r_2 F_{me2} + r_2 F_{mf3} - r_2 F_{me3} \dots (8)$$

で表現される。

この方程式だけでは、冗長性があるので T_1, T_2 を与えただけでは各筋の出力を一意に決められない。よって上の

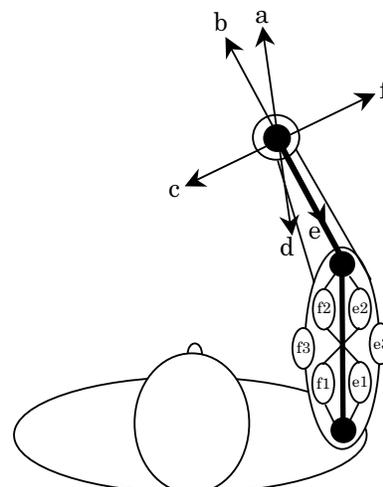


図 3 力方向-筋電測定実験

Fig. 3. Forcedirection-EMG Measurement

方程式にある種の拘束条件を与える必要がある。

大島ら⁽²⁾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。すなわち Fig.3 のような状態で作業座標系である手に固定したグリッパを握らせ、作業座標系に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ている。Fig.3 の方向ベクトル a、b、c、d、e、f は腕の形状によって規定されるもので a は肩（第一関節）から手（作業点）に伸ばした方向、b は肘（第二関節）から手に伸ばした方向であり c は b に直角である。それによると作業座標系の出力する力の方向を θ とし、a を基準とした b、c、d、e、f の角度をそれぞれ θ_b 、 θ_c 、 θ_d 、 θ_e 、 θ_f とすると、この実験における関節トルク τ_1 、 τ_2 の式は、例えば $0 \leq \theta \leq \theta_b$ のとき

$$\tau_1 = -r_1 \left[F_{me3max} \cdot \left(\frac{\theta_b - \theta}{\theta_b} \right) - F_{mf1max} - F_{mf3max} \cdot \left(\frac{\theta}{\theta_b} \right) \right] \dots \dots \dots (9)$$

$$\tau_2 = -r_2 \left[F_{me2max} + F_{me3max} \cdot \left(\frac{\theta_b - \theta}{\theta_b - \theta_a} \right) + F_{mf3max} \cdot \left(\frac{\theta - \theta_a}{\theta_b - \theta_a} \right) \right] \dots \dots \dots (10)$$

のように表すことができる。ここで $F_{m...max}$ は各筋の図の関節角度における最大出力である。こうして、作業座標系におけるある方向に最大力を出力する場合の各筋の出力配分が得られる。

よって作業点にある方向にある力を加えるときの各筋の出力は、上記の出力配分と比例したものと考えられ、各関節にあるトルクが与えられると、各筋肉の出力は上式で必要とされた各筋力に、必要なトルクと上式の最大のトルクとの比をかけたものになる。次の節では必要な出力を得るための電気刺激の影響の受けやすさと筋肉の長さによる出力特性について述べる。

2.3 筋肉のモデル

2.3.1 筋肉の伸縮度による筋張力特性 人体における筋の発揮する力はその筋の伸縮度により異なる。Stroeve⁽³⁾によるモデルによると、筋の長さ l と発揮する力の関係を表した関数 $F_{lce}(L_{ce})$ は次に示すようなガウス関数で表される。

$$F_{lce}(l_{ce}) = F_{max} \exp \left[- \left(\frac{L_{ce} - L_{ce0}}{L_{sh}} \right)^2 \right] \dots (11)$$

上式において F_{max} はその筋が発生する最大の張力のことであり、 L_{ce} は腱の長さを差し引いた収縮、または伸展したときの筋の長さを表す。 L_{ce0} は自然長、 L_{sh} は筋長が最大の時と最小の時の差である。

2.3.2 筋肉に対する電気刺激の影響力の筋長による変化の検証 電気刺激パルス信号をある筋肉に与えたとき、筋の伸縮度が大きいと受ける刺激の影響も大きい。筋肉に刺激を与えて筋に必要な力を出力させるには刺激の影響力を調べねばならない。考えられる要因から仮説を立てた。考えられる要因は「筋肉自体の抵抗が変化する」、「筋肉に対する刺激面積の割合の違い」である。初めの仮説は、筋が収縮したときに抵抗の長さ l と太さ R が変化して、抵抗が小さくなったときに刺激を大きく受ける、というものである。二つ目の仮説は Fig.4 の様に、一度に刺激する筋肉の量が変わると発生する筋力が変わるということである。

き、筋の伸縮度が大きいと受ける刺激の影響も大きい。筋肉に刺激を与えて筋に必要な力を出力させるには刺激の影響力を調べねばならない。考えられる要因から仮説を立てた。考えられる要因は「筋肉自体の抵抗が変化する」、「筋肉に対する刺激面積の割合の違い」である。初めの仮説は、筋が収縮したときに抵抗の長さ l と太さ R が変化して、抵抗が小さくなったときに刺激を大きく受ける、というものである。二つ目の仮説は Fig.4 の様に、一度に刺激する筋肉の量が変わると発生する筋力が変わるということである。

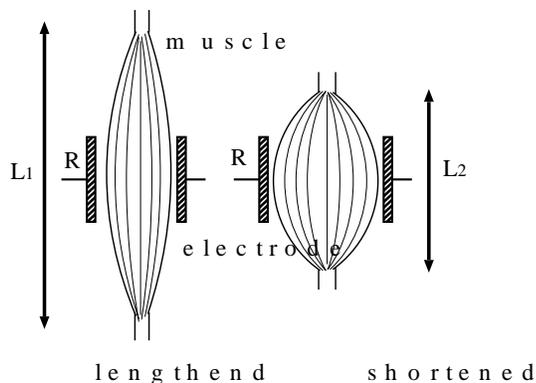


図4 電気刺激範囲比率
Fig.4. Ratio of Electrode Area

実験結果は、筋の長さによらずパルス電流値は変わらなかったため筋の全体としての抵抗は変化しないということになる。つまり抵抗の形が変化しても抵抗値は変わらない。よって筋の長さによって刺激の影響力が異なる要因は、刺激面積の筋長に対する割合ということになる。

3. 制御系設計

ここでは立脚期の制御系設計について論ずる。

3.1 筋骨格系モデル 立脚期に用いられる筋肉は f_1 、 e_3 、 e_2 である。それぞれの筋肉に電気刺激 E_{f1} 、 E_{e3} 、 E_{e2} を与えるとする。先程の話によると、最大の張力を発揮させる電圧を E_{max} 、また、電極の大きさ R 、筋長 l のときの $1V$ 加えたときの発生する力を $R/E_{max}l$ とすると、例えば筋肉 f_1 の電気刺激による収縮力特性は

$$E_{f1}(E, \theta_1, \theta_3) = \frac{E}{E_{max}} \frac{KR}{l_{f10} + r_1 \left[\left(\frac{\pi}{2} - \theta_1 \right) + \left(\frac{\pi}{2} - \theta_3 \right) \right]} \cdot F_{max} \exp \left[- \left(\frac{r_1 \left(\frac{\pi}{2} - \theta_1 \right) + r_1 \left(\frac{\pi}{2} - \theta_3 \right)}{L_{sh}} \right)^2 \right] \dots (12)$$

のように角度の関数で表せる力を発揮することになる。 e_2 、 e_3 も同様である。第一関節に発生するトルクは、 f_1 と e_3 の力が拮抗しているので、各筋出力の差に関節半径をかけたものとなる。Fig.2 の筋骨格系モデルの向きだと逆になる。

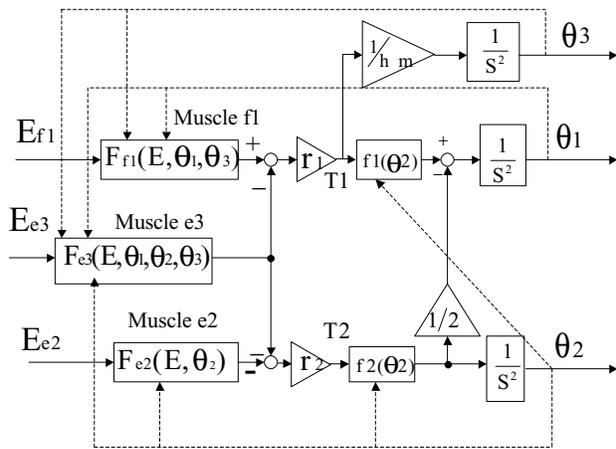


図 5 筋骨格系 (プラント) のモデル
Fig. 5. Muscle-Skeletal(Plant) Model

次に θ_1 、 θ_2 、 θ_3 の変動の説明をする。まず θ_2 について、膝関節 J_2 にトルク T_1 がかった場合、歩行中のトルクと脚先発生力の関係より F は $T_2/[-l \cos(\pi/2 + \theta_1/2)]$ となり、生じる加速度 a は上式を M で割った値になる。この加速度は関節 J_1 から見て、脚先が移動する方向とは $\frac{\pi}{2} - \frac{\theta_2}{2}$ 違う。よって、膝関節から見たときの脚先の加速度 $l\ddot{\theta}_2$ は $a/\sin(\theta_2/2)$ でなければならず、膝関節角加速度 $\ddot{\theta}_2$ は $T_2/[\sin(\theta_2/2)Ml \cos(\pi/2 + \theta_2/2)]$ となるので、Fig.5 の $f_2(\theta_2)$ は $1/[\sin(\theta_2/2)Ml \cos(\pi/2 + \theta_2/2)]$ とした。 θ_1 の挙動については Fig.2 を見ればわかるように、 θ_2 が変動すると θ_1 は θ_2 の半分の影響を受ける。またトルク T_1 による変動は、関節 J_1 から脚先までの距離は $2l \cos(\theta_2/2)$ なので、 T_1 による重心に生ずる角加速度 $\ddot{\theta}$ は $T_1/[2lM \cos(\theta_1/2)]$ となる。よって $f_1(\theta_1)$ は $1/[2lM \cos(\theta_1/2)]$ とした。 θ_3 もまた第一関節 J_1 のトルク T_1 が上半身の重心に影響する関数であり、比例定数は $1/hm_1$ である。

3.2 Inverse-Model の設計 θ_3 の目標軌道により、角加速度を得ると、先に述べた $f_2(\theta_2)$ の逆数を取り、必要なトルク T_2 が求められる。歩行中は脚先にかかる力 F により発生するトルクは 0 になるので、その各筋の力配分を考えると、 e_3 と e_2 の出力が同じであり、 e_3 と f_1 の出力も同じ、すなわち股関節 J_1 のトルクに及ぼす力はつり合っていないからならない。さらに J_1 には上体を支える力が必要で、 θ_3 が $\pi/2$ で一定に出力される様に制御する場合、 J_1 のトルクに影響を与えるのは歩行の進行歩行の速度の変化のみである。よって、上体の角度を $\pi/2$ で支えるために必要なトルク成分 T は進行方向のみの速度の変化を考えて $hm_1 \dot{v}_x$ となる。よってこの力の成分と、 e_3 が出力する力に拮抗するための力成分の和が f_1 に必要とされる力である。

こうして、それぞれの筋に必要な力を求めると、必要な電気刺激も求めることができる。その必要な電気刺激はフィードフォワード項としてプラントの各筋肉に与えられることになる。

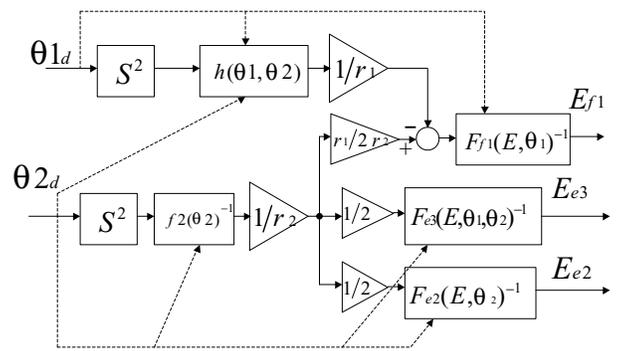


図 6 プラントの逆モデル
Fig. 6. Inverse Model of the Plant

4. あとがき

以上、歩行中の筋肉の協調動作、筋肉のモデルを考慮にいたした歩行に必要な制御系の設計を行った。歩行という一連の動作の間、必要な筋肉に必要な電気刺激をあたえて力を発揮させるものである。今後は今回提案した制御手法で歩行ができることをシミュレーションで確認し、その後に実際に歩行支援の実験に入る予定である。

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
- (4) Sybert Stroeve: "Impedance characteristics of a neuromusculoskeletal model of the human arm I. Posture control", Biological Cybernetics, Vol. 81, No. 475, 1999