15-143-3 状況の変化に対応可能な FES 用起立動作データの生成法

An Adaptable Method to Changes in Situation for Generating Motion Data for Use in Standing-up by FES

○片岡 健* 池田 知純** 松田 英夫**

*高知職業能力開発促進センター **職業能力開発総合大学校 福祉工学科

Takeshi KATAOKA*, Tomozumi IKEDA** and Hideo MATSUDA**

*Polytechnic Center Kochi,

**Department of Rehabilitation Engineering, Polytechnic University

1. はじめに

機能的電気刺激 (Functional Electrical Stimulation: FES) の実用化への課題として、筋に電気刺激として与える刺激パターン生成法の改善がある。従来の生成法では、健常者の関節角度データを基にして FES 対象者が安定した動作を行えるよう手動による調整が必要である。その調整は、安定性の指標がないため、安定した動作が再建されるまで試行錯誤を繰り返すしかなく、医師や患者にとって大きな負担となっている[1]。

本研究では、再建された動作の安定性に対する指標として足圧中心 (Center Of Pressure: COP) を採用した。COP を監視しながら関節角度データの調整を行うことで、動作の安定性を確保できるだけでなく、状況の変化に対応可能となる。ただし、状況の変化がすべて COP に反映されるわけではないので人の巧みな動作の分析も必要となる。以下では、所望の動作の関節角度データと COP をまとめて動作データと呼ぶ。

本報告では、起立動作の分析から明らかになった健常者の動作の特徴を述べ、その動作の特徴に基づいた起立動作データの生成法および調整法を提案する。また、下肢機構モデルを用いて行った起立動作データの生成法および調整法に対する評価実験の結果を述べる。

2. 起立動作の解析

被験者は健常男性 3 名 (平均 21 歳) とした。3 次元動作分析装置 (MA-6250, アニマ) を用いていすの高さを変化 (35, 45, 55 cm) させたときの起立動作の測定を行った。図 1 はひとりの被験者の測定結果であり、股関節角度 θ_3 、膝関節角度 θ_2 、足関節角度 θ_1 を座標軸とする関節空間における起立動作の軌道を描いたものである。座位姿勢から股関節の屈曲角度が最大となるまでの屈曲期では弧状の軌道を描く。これに対して、股関節の屈曲角度が最大となってから立位姿勢となるまでの伸展期では、いすの高さにかかわらず、直線状の軌道を描く。身長によって座位姿勢 (初期値) は異なるが、関節空間に描かれる弧状および直線状という軌道の特徴は他の被験者の測定結果にも同様にみられた。

図 1 に示した測定結果からわかるように、屈曲期では主に股関節の関節角度のみ大きく変化している。股関節を屈曲させることで重心移動が行われ、屈曲期の初期にいすと下肢とで支えられていた体重は屈曲期の終了時には下肢のみで支えられる[2]。さらに、いすの高さによって股関節の最大屈曲角度が異なることもわかる。これらの結果から、屈曲期の動作データとして股関節の関節角度データのみを作成すればよいこと、屈曲期の終了は下肢に加わる荷重によって判断できることがわかる。下肢に加わる荷重は足底にかかる力によって検出可能である。

関節空間における伸展期の軌道は、いすの高さや被験者にかかわらず直線状の軌道を描く。もし、この軌道が直線であれば、股関節、膝関節および足関節の各関節角度は互いに独立でないことを意味する。そこで、関節空間における伸展期の軌道がどの程度の直線であるのかを判別するため、図 1 に示した測定結果に対して、股関節の関節角度 θ_3 を独立変数、膝関節の関節角度 θ_2 、足

Fig.1: Measured orbits in joint space

関節の関節角度 θ_1 をそれぞれ従属変数として線形回帰分析を行うと次式に示す結果が得られた。

$$\begin{cases} \theta_1(t) = -0.11 - 0.11\theta_3(t), & r = 0.95 \\ \theta_2(t) = 0.66 + 0.73\theta_3(t), & r = 1.00 \end{cases} \quad (1)$$

ここで、 r は相関係数である。

式 (1) からわかるように、この関節空間における伸展期の直線状の軌道は、ほぼ原点を通る直線とみなしてよい。したがって、各関節角度がひとつの時間関数 $\Gamma(t)$ によって

$$\theta_i = \theta_{i(s)}\Gamma(t), \quad i = 1, 2, 3 \quad (2)$$

と表すことができる。ただし、伸展期の開始時刻を $t = 0$ 、終了時刻を $t = 1$ とする。また、 $\theta_{i(s)}$ は屈曲期終了時の各関節角度である。以後、時間関数 $\Gamma(t)$ を“テンプレート関数”と呼ぶ。テンプレート関数 $\Gamma(t)$ は、測定した伸展期の股関節角度を時間と角度の両方に対して正規化することで求めることができる。

3. 起立動作データの生成法

図 2 に本報告で提案する起立動作データの生成システムの構成を示す。提案するシステムは起立動作の関節角度を発生する中枢パターン発生器 (Central Pattern Generator: CPG) と COP を関節角度へ変換する COP/ θ 変換部からなる。CPG が発生する所望の動作の関節角度 $\bar{\theta}$ は従来の FES 閉ループ制御系への目標値として送られる。COP は再建された動作の安定性および状況の変化の指標として用いられる。また、CPG は足底にかかる力 F を常時監視している。

本システムは、次のような動作によって刺激パターンの生成と修正を行う。CPG は起立動作を再建する関節角度 $\bar{\theta}$ とその起立

Fig.2: Block diagram of proposed system

動作に対応する $\overline{COP}$ を出力する。所望の関節角度 $\bar{\theta}$ は、2 節で述べた健康者の起立動作の測定結果および解析を基に生成される。すなわち、屈曲期では下肢にすべての体重がのるまで股関節を屈曲させる動作データを、伸展期ではテンプレート関数 $\Gamma(t)$ によって生成される動作データを所望の関節角度 $\bar{\theta}$ として用いる。起立動作に対応する $\overline{COP}$ は足底中央に選ぶ。このときの姿勢は安定である。

CPG は $\bar{\theta}$ を従来の FES 閉ループ制御系への目標値 θ_d として送り、電気刺激装置はその関節角度を実現する刺激パターン E_s を出力する。刺激パターンが対象者の筋へ加えられると起立動作が再建される。もし、再建された起立動作が安定した動作でなければ、対象者から検出される COP と CPG から出力される $\overline{COP}$ も一致しない。このふたつの足圧中心のずれ ΔCOP に比例した関節角度の修正値 $\Delta\theta$ が変換部から出力され、目標値 θ_d が自動的に修正される。

COP が足底面領域内にある限り動作は安定であると考えてよいので、COP を安定性の指標とすることで、安定性を確保した関節角度データの自動調整が可能となる。さらに、提案したシステムでは COP に基づいて θ_d が修正されるので、状況の変化や対象者の違いにも対応が可能である。

4. 下肢機構モデルによる検証

本研究では人の下肢を模した下肢機構モデルを用いて、提案した動作データの生成法および調整法の有効性を検証した。下肢機構モデルの全長は 408 mm であり、重量は 1.2 kg である。下肢機構モデルの足底には、COP を検出するために感圧導電性ゴムを片足 4 箇所、両足で 8 箇所取り付けた。下肢機構モデルの COP は電圧値で出力されるため、本報告では COP を E_{COP} と表す。

起立動作制御の状況の変化に対する適応性を調べるために、状況の変化としていすの高さ変化を与えた。いすの高さは、下肢機構モデルの構造を考慮し、180, 195, 210 mm の 3 段階とした。

図 3 は提案した生成法および調整法で生成された起立動作時の関節角度を関節空間で表したものである。図 3 から、いすの高さに応じて、座位姿勢（初期姿勢）が異なっていることがわかる。しかし、提案した生成法および調整法で生成した動作データでは、いすの高さ変化（状況の変化）に対応した動作データを生成していることがわかる。関節空間における軌道は、図 1 に示した健康者の測定結果と同様な軌道形状を描いている。

図 4 に起立動作時の前後方向の E_{COP} の変化の一例を示す。実細線の範囲は下肢機構モデルが安定した姿勢をとる E_{COP} の

Fig.3: Measured orbits in joint space of mechanical model of lower limb

Fig.4: Variation of E_{COP} during standing-up

範囲である。時刻 $t = 0$ は股関節の屈曲角度が最大となる時刻であり、時刻 4 s から立位姿勢となる。図 4 からわかるように、下肢機構モデルは殿部がいすから離れる殿部離床時から起立動作終了までの全期間に渡って E_{COP} が安定範囲内に入るように制御されている。さらに、起立動作終了後の立位姿勢においても E_{COP} は安定範囲内にあり、安定な起立動作の行われたことが確認できる。

5. まとめ

本報告では、起立動作を対象として、状況の変化に対応可能な FES 動作データの生成法および調整法を提案した。健康者による起立動作の測定結果とその解析結果を示し、関節空間における軌道形状はいすの高さや被験者によらない特徴をもつことを示した。提案した動作データの生成法はこの特徴を利用したものであり、したがって、いすの高さ変化という状況の変化に対応可能な動作データの生成法であることを述べた。

また、安定性の指標である COP を常に監視しているため、安定した姿勢が確保されることも述べた。さらに、下肢機構モデルを用いた検証実験の結果を示し、異なる高さのいすでも安定した起立動作が再建されることを示した。

文 献

- [1] 前崎 高純, 藤 光文, 二見 亮弘, 星宮 望: “FES 刺激パターン生成のための逆モデリングの基礎検討”, 信学技報, vol.MBE98-97, pp.95-101, 1998.
- [2] 江原 義弘, 山本 禮子: “立ち上がり動作の分析”, 医歯薬出版株式会社, 2001.