

FESにおける動作制御機構

藤田 欣也*

1. はじめに

歩行や立位姿勢の維持など下肢の運動制御機構には未だ不明な点が多く、もちろん上肢に関しても同様であるが、これらの動作制御機構を明らかにしようという研究が活発におこなわれているのは本誌にも多く見受けられる。機能的電気刺激 (functional electrical stimulation:FES) は、人間が持つ動作制御機構を機械の上に再構築し、これにより麻痺した手足を制御しようというものである。よって人間の運動制御機構が明かにされるにつれて、その模倣であるFESも、より人間に近い機能を再建できるようになるものと考えられる。

人間の動作制御機構を明らかにしようという研究は多方面から様々な立場で行われており、いまだ活発な議論の対象であるが、ここでは動作を再建するという立場から、厳密なモデルや解析結果よりも動作の再建を前提に近似した動作制御機構を仮定する。また最近、下肢FESの現状に関して記述する機会があったこともあり¹⁾、本稿では少し観点を変えて、FESシステムに必要な機能を運動制御の点から、特に下肢のFESを中心に考えてみる。

2. 動作の目的, 計画, 補正, 変換

手を伸ばすのはコップを取るためであったり、動作にはその目的が存在すると考えられる。ただし、その動作目的を本人が意識しているとは限ら

ず、さらに動作目的を「定量的」に明らかにするのは非常に困難なことであろうと思われる。しかし、何らかの内部規範とか入力とかを仮定しなければ、一定の動作をおこなうシステムを定義できないので、ここでは何らかの定量的に定義された目的すなわち入力によって人間の動作は行われるものとする。ちなみに意識することは無くても、移動動作は目標地点が明確であるならば定量的な目的の与えられた動作である。

次に目的の動作をおこなうためには、特におこなうとする動作が初めての動作であれば、誰でもまず動作計画を立てる必要があろう。例えば図1のバレリーナのように回転してみせる場面を想像していただければ、動作計画の必要性を切実に感じて頂けるものと思う。この例は極端にしても、ある種のパターンジェネレータとも云える動作計画機構が必要なのは明白であり、近年では数理的に構築された神経回路モデルで自律的に、歩行パターンや上肢の動作パターンを生成することが可能であるとの報告もあり、本誌に解説いただいた記事も記憶に新しいところであろう²⁾。もっとも、われわれは日常動作では改めて「動作を計画すること」を意識することは少ない。計画した動作を記憶しておく機能が存在するためなのか、あるいは意識に現れない下位の動作計画、生成機構が存在する為なのかは興味深い点である。

さて、動作計画を立てて、実際の動作を始めたとして、次に必要になるのは動作を補正する機構であろう。図2のようにバランスをとっている時には、必ず視覚や体性感覚などの各種情報を統合したフィードバック情報に基づいて動作の補正が行われているものと考えられる。そのような補正機構が無い、あるいは情報の欠落などで働かないときには、長時間の正座の後と同様の結果が訪れることは明白である。

また動作指令が3次元の空間位置で与えられても、実際に仕事をするのは筋であるから、位置指

平成4年12月7日受付

*東北大学医学部

〒980 仙台市青葉区星陵町2-1

キーワード: 機能的電気刺激 (Functional Electrical Stimulation), 下肢 (Lower Extremity), 歩行 (Locomotion), 立位 (Upright Posture), フィードバック制御 (Feedback Control)



図1 動作計画の一例



図2 動作補正の一例

令から何段階か経て筋の収縮力指令に変換する機構が必要である。この指令変換に際しては、関節の自由度よりも筋の数の方が多いなど、生体の冗長性があるため、ある種の最適性を仮定して計算すると実際の人間の動作に近いものが数理的にも得られるようである²⁾。

ただし、ここでは単純化のために動作の目的、計画機構、補正機構、変換機構をそれぞれが分離した個別の機能として記述したが、実際には各種の研究においても複数の機能が統合、包含される場合が多い。

3. 下肢のFESによる制御

FESによる機能再建において、動作制御機構の働きを考える前に、下肢のFESについて整理しておく。FESの研究のうち、その多くが下肢の動作機能再建に関するものであるが、対象は脳卒中などの片麻痺患者と脊髄損傷などの対麻痺患者に2分される。このうち片麻痺患者の下肢に関しては、尖足あるいは下垂足により「爪先が床にひっかかる」ことが歩行機能上で最も問題となる場合が多い。このため足関節を背屈させて歩行を円滑に行うことを目的とした比較的シンプルなFESが多く行われてきた³⁾。フットスイッチにより麻痺側の脚の遊脚期を検出して足関節背屈筋である前脛骨筋を刺激する方法が代表例であろう。この歩行機能再建(補助)の対象となりえる片麻痺患者は比較的軽度の患者であり、刺激部位周辺にもいくらかの随意性が残存しているため、動作制御は患者の随意的な動作をフットスイッチ等で検出し、それに従属して制御すなわち電気刺激を行う方法が中心となる。

一方、胸髄レベルでの脊髄損傷などにより下半身が麻痺した対麻痺患者の場合には、損傷が完全であれば麻痺も完全麻痺となる。この場合には体幹下部も含め下肢全体の制御を行うことが必要になってくる。図3は対麻痺者への下肢FESを概念的に示したもので、前章に従って単純化した。

健常者では、歩行や起立といった目的に応じて計画された動作指令が筋収縮力指令に変換されて、脊髄や末梢神経を介して筋に伝達されて動作が行

装置は、各々の筋への動作指令ではなく、動作の種類や開始停止といった単純な（情報量の少ない）指令をスイッチから検出することになる。そうするとFES装置は、与えられた指令に従って、もう一度動作計画、補正、変換などを経て筋への指令すなわち電気刺激を生成する機能を有する必要性が発生する。また運動指令と同様に、麻痺部位の体性感覚情報も脊髄断端で伝達が停止するため、FES装置が角度や力や姿勢といった情報を得るためには、独自にセンサーを持つ必要がある。

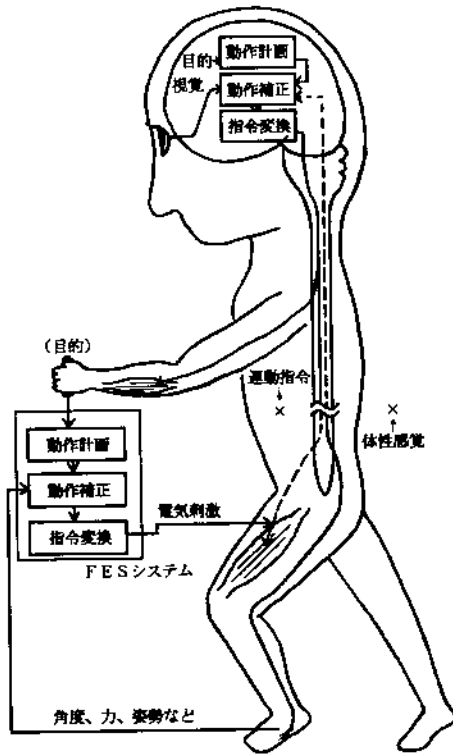


図3 対麻痺者への下肢FESの概念図

われ、さらに目的とする動作と実際の動作の相違に基づいて動作の補正が行われる。次に脊髄損傷による対麻痺患者が歩行しようとしたときを考えてみる。対麻痺患者の場合には、脊髄断端で運動指令の伝達が停止する。この断端で信号を検出して、さらに各々の筋への運動指令に分離して、この分離された信号に比例して電気刺激により筋を収縮させることができれば良いのであるが、現在のところ脊髄断端での有効な検出法はない。したがって現在確実に可能な情報伝達手段は上肢によるスイッチ操作など、単純かつ貧弱なものに限定され、その伝送可能な情報量は脊髄を介して伝送される量に比較して遥かに少ない。よってFES

4. 現在の下肢FESでの動作制御機構

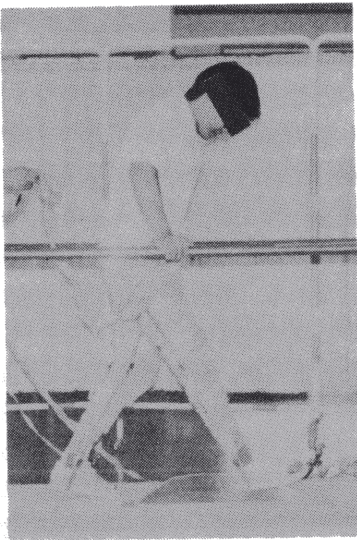
現在FESのみによって対麻痺患者に可能なのは、主に平行棒や歩行器のように強固な上肢の支持が得られる場所での起立、立位および歩行である。図4に一例を示す。ただしFESにより立位をおこなった時に短時間で筋疲労をきたす例では、歩行時には長下肢装具（LLB）を併用する場合がある。図の例は経皮的刺入電極を用い、殿部以下の筋（大殿筋、中殿筋、大腿四頭筋など）合計30箇所を刺激している。以下に動作制御の観点から、下肢FESの現状と検討課題をまとめてみる。

4.1 「定量的」動作目的

下肢動作の再建にあたって、起立、立位保持、歩行動作の「定量的」動作目的であるが、これを明確に定義することも、ましてや患者が「定量的」動作目的をFES装置に伝えることは困難であろう。したがってFES装置は、その内部に予め設定された動作目的を保持している必要がある。ここでは立位保持の動作目的を筆者が検討してみたものを例に考えてみる⁴⁾。立位保持の目的は、すなわち「理想的な立位姿勢」を維持することであり、理想的な立位姿勢が定義されれば良いと考えた。そこで、1) 姿勢安定性の観点から、矢状面で見て重心位置が足部の中央に来る、2) 効率の観点から、関節に働く重力のモーメントが最小になる、3) 骨格構造の制約から、膝関節は過伸展しないの3つの仮定において、理想的な立位姿勢をリンクモデルを用いて計算したものが図5である。健常者の立位姿勢の中でも「気をつけ」の姿勢と似た結果が見られる。この目標に近づくよう



(a) FES立位,



(b) ハイブリッド歩行 (FES+LLB)

図4 FESによる動作再建例
対象は第7胸髄損傷対麻痺患者



図5 モデルから求めた理想的な立位姿勢⁴⁾

に刺激強度の調整とリハビリテーション訓練を併せておこなうことにより、平行棒内で従来よりも長時間の立位が可能となった。現在まだ立位可能時間は伸びている段階であるが、最長で30分程度まで到達している。

また、動作目標は姿勢などの位置情報のみで規定されるとは限らず、紙コップを持つ場合を考えると、(把持)力であったり、(手先の)スティフネスであったり各種の物理量で有り得る。起立や歩行といったダイナミックな動作における目的の定量化は立位姿勢などに比較して遥かに困難であろうが、歩行分析分野における最新の研究成果に期待する次第である。

4.2 動作計画機構+指令変換機構

次にマニピレータの軌道生成問題などと同様に、人間の動作に関しても動作計画機構が必要である。環境に応じて適応的に動作を計画するためには、本来は外界を知る、すなわち何らかのフィードバックループが必要であるが、図3には単純化して記述した。

また動作計画が実空間での位置座標で与えられたとき、実際に仕事をする筋の収縮指令に変換す

る指令変換が必要である。この動作計画機構と指令変換機構が対になって初めて動作目標を達成するための筋収縮指令が生成可能になる。これら2つの機構は、機能の上では明らかに独立であるが、機構として独立に存在するかどうかは明かではない。むしろ人間の脳内にあるのは、動作目標が与えられた時に、多段階の変換を経ずに直接筋への指令を与える機構であるかも知れないが、ここでは機能の点から運動計画+指令変換機構としておく。

さて実際のFESにおいては、多様なフィードバック情報を得るためのセンサーの問題などから、適応的に動作計画をおこなう機能はまだ実現されていない。現段階では単純なOn-Off制御あるいは、事前に設定された動作パターンを再現するのみで、せいぜい何種類かの動作の中から1つを選択して再現する程度である。階段でも坂道でも、転びそうになっても、その環境に適応した歩行を生成する、人間の動作計画機構の巧妙さに比べて貧弱なものでしかない。

また、あらかじめ設定した動作しか再現できないにしても、その事前設定が適切か不適切かで結果も当然異なってくる。上肢においては健常者動作の筋電解析結果を刺激パターンとして設定しておく手法で良好な結果が得られているが⁹⁾、現在下肢に関しても同様の手法が試みられつつある⁸⁾。図6は踵が床に着いてからまた着くまでの歩行1周期分の整流積分筋電図であるが、1周期の間に外側広筋の放電に2つの山があること、踵が地面についたあとも腸腰筋が放電していることなどが読み取れる。ただし現在まだ測定と解析をおこなっている段階であり、示した結果も個体により変わってくる可能性がある。さらに上肢動作と違って下肢動作は重力の影響が大きいので、筋電解析結果をそのまま刺激パターンとして使用したときの再現性に疑問はあるが、これまでのFESによる下肢動作機能の再建が経験的試行錯誤を中心に行われてきたことを考えると⁷⁻⁸⁾、健常者の解析結果を基に、健常者の動作に近い動作を再建することは、見た目だけでなく、生体に無理な負荷がかかることを予防するとか、エネルギー消費など

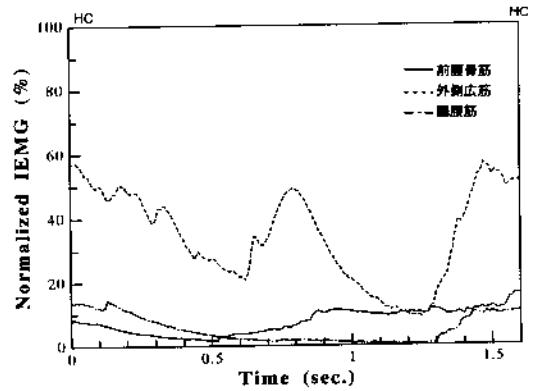


図6 健常者歩行時の整流積分筋電波形

の点で改善されるといった点で期待される。

将来的には、数理モデルと実験との融合により、健常者の解析結果と同様の筋収縮指令を発生する動作計画機構がFES装置上に構築され、さらに外部環境に応じて適応的に動作することが期待される。またここでは健常者動作をできるだけ忠実に再建するという方向で記述したが、補装具を併用して制御問題を単純化して扱うという方向もある^{9-10, 13)}ことを併記しておく。

4.3 動作補正機構

下肢動作における動作補正といえば、まず姿勢制御が連想されるが、フィードバック制御という観点で分類すると、伸張反射や逃避反射などの反射系も含まれる。姿勢制御系は体性感覚や視覚など多くの感覚情報を統合してフィードバックする複雑な系であるが、最も単純にモデル化するなら倒立振り子モデルになる。FESにおいても姿勢制御機能を再建する試みはおこなわれており¹¹⁻¹²⁾、足首関節角度に応じて足関節の底背屈筋(腓腹筋と前脛骨筋)を表面電極で刺激するI-PD制御系を用いて第5胸髄損傷完全対麻痺患者に適用した結果が図7である。この図は平行棒内で立位を30秒間保持したときの床反力作用点の軌跡である。フィードバックが無いときに比較してフィードバックが有るときでは矢状面内での動揺が減少している。各5試行の平均で、フィードバ

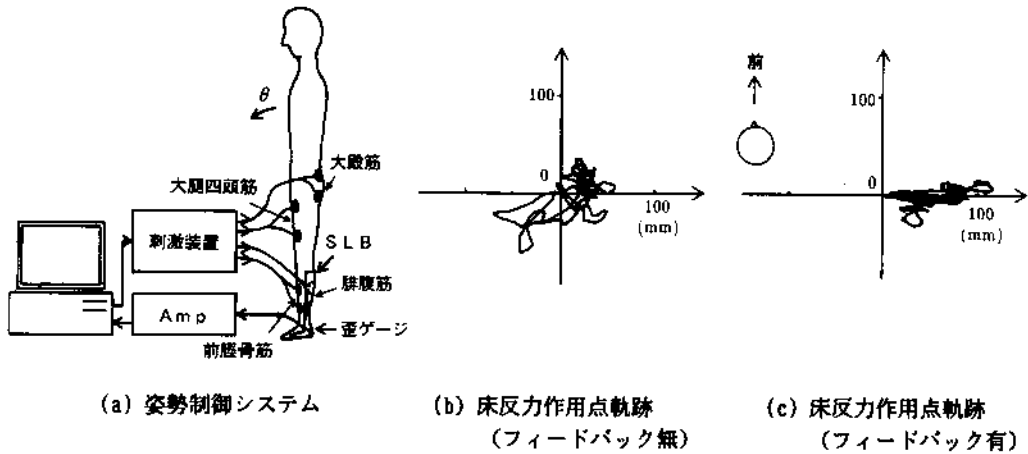


図7 FESによる平行棒内姿勢制御¹²⁾
対象は第5胸髄損傷対麻痺患者

ックによる動揺低減は20%強であった。足関節まわりの筋にしかフィードバックをおこなっていないが、その他の部位の筋にもフィードバックすることで、より安定性のよい安全な立位に近づけられるものと考えられる。

また姿勢制御以外のフィードバック系として、反射系を模擬した「人工反射法」も提案されており¹³⁻¹⁴⁾、こちらは収縮の必要が発生した時だけ筋を刺激するというものである。人間の中樞系による制御も脊髄レベルでの反射と、脳を介した制御の、上位と下位のフィードバック系が存在することを考えてみると、より健常者に近い機能を得るためには、FESにも同様の階層的な構造が必要であろう。

その他の試みとしては、動作補正のためのフィードバック情報をセンサーによって得るのではなく、人間の感覚器（特に体性感覚器）をセンサーとして用いる研究もある¹⁵⁾。感覚神経から信号を検出する方法であり、必要な信号だけを分離する方法や長期間での安定性など課題は多いが、装着が煩雑で動作時に邪魔な体表のセンサーがなくなることから、将来的に期待される方法である。

5. おわりに

FESにより対麻痺者の起立や歩行機能を再建する上での問題点を、動作制御機構の観点から考

えてみた。歩行分析や健常者動作制御機構のモデル解析などが積極的に行われている現在、これらの成果がFESに反映される期待が大であるものの、ここでは触れなかった実際に制御を支えるハードウェアも大きな課題である。特に姿勢制御や適応的動作計画などのためには関節角度、筋収縮力、加速度などの各種情報をフィードバックすることが重要と考えられる。そこで筆者の私見ではあるが、生体親和性が良好で長期間安定なセンサーと制御方策が一体となって、次世代のFESのためのキーテクノロジーとなるのではないかと考えており、各方面での研究の発展を期待する次第である。

なお本稿では使用したデータは、筆者の以前の共同研究者および現在の共同研究者の協力のもとに得られたものである。改めて謝意を表す。

参 考 文 献

- 1) 藤田欣也, 南谷晴之: “機能的電気刺激による起立・歩行制御”, BME, 6(8), 16-24 (1992)
- 2) 特集「人体のモデル化とシミュレーション」, バイオメカニズム学会誌, 16(3), (1992)
- 3) Liberson W.T., Holmquest H.J., Scot D and Dow M.: “Functional electrotherapy. Stimulation of the peroneal nerve

- synchronizad with the swing phase of the gait of hemiplegic patients”, Arch Phys. Med. Rehabil., 42, 101-105(1961)
- 4) 藤田欣也, 半田康延, 星宮望: “立位姿勢のモデル解析と対麻痺患者の立位の検討”, 第7回生体生理工学シンポジウム論文集, 389-392 (1992)
 - 5) 半田康延: “機能的電気刺激による上肢運動機能の制御”, BME, 6(8), 8-15(1992)
 - 6) 安達登, 藤田欣也, 半田康延, 星宮望: “機能的電気刺激による下肢機能の再建を目的とした下肢動作と筋電位の同期解析”, 第32回ME学会大会(発表予定)
 - 7) Kralj A., Bajd T., Turk R., Krajnik J. and Benko H.: “Gait restoration in paraplegic patients: A feasibility demonstration using multichannel surface electrodes FES”, J. Rehabilitation R&D, 20(1), 3-20(1983)
 - 8) Marsolais E. B. and Kobetic K., “Functional electrical stimulation for walking in paraplegia”, J. Bone Joint Surg., 69A(5), 728-733(1987)
 - 9) Popovic D., Tomovic R. and Schwirtlich L.: “Hybrid assistive system-The motor neuroprosthesis”, IEEE Trans. Biomed. Eng., BME-36(7), 729-737(1989)
 - 10) Solomonow M., Walker W., Barrata R., Beaudette P., Hirokawa S., Shoji H., Rightor N. and D'Ambrosia R.: “The RGO Generation II: Muscle stimulation powered orthosis as a practical walking system for thoracic paraplegics”, Orthopaedics, 12(10), 1309-1315(1989)
 - 11) Chizeck H. J., Kobetic R., Marsolais E. B., Abbas J. J., Donner I. H. and Simon E.: “Control of functional neuromuscular stimulation system for standing and locomotion in paraplegics”, Proc. IEEE, 76(9), 1155-1165 (1988)
 - 12) 藤田欣也, 野口隆敏, 南谷晴之, 戸松泰介: “FESによる対麻痺者立位姿勢のフィードバック制御”, 電子情報通信学会論文誌, J75-DII(4), 791-798(1992)
 - 13) Andrews B. J., Baxendale R. H., Barnett R., Phillips G. F., Yamazaki T., Paul J. P and Freeman P. A.: “Hybrid FES orthosis incorporating closed loop control and sensory feedback”, J. Biomed. Eng., 10(2), 189-195(1988)
 - 14) Mulder A. J., Boom H. B. K., Hermens H. J. and Zilvold G., “Artificial-reflex stimulation for FES-induced standing with minimum Quadriceps force”, J. Med. & Biol. Eng. & Comput., 28, 483-488(1990)
 - 15) Stein R. B., Kostov A., Belanger M., Armstrong W. W. and Popovic D. B.: “Methods to control functional electrical stimulation in walking”, Proc. 1st Int. FES Symp. in Sendai, 135-140(1992)



藤田欣也(ふじた きんや) 昭和58年慶應義塾大学工学部電気工学科卒業。昭和63年同大学院博士課程修了。同年相模工業大学講師。平成4年東北大学医学部助手。機能的電気刺激による起立歩行機能の再建を中心に、生体の運動制御機構の解析と再建の研究に従事。工学博士。バイオメカニズム学会, IEEE, 電子情報通信学会, ME学会, 計測自動制御学会, 各会員。