

FES を使用する片麻痺者のための下肢動作からの人工神経回路による制御命令検出

渡邊 高志†

山岸 史歩††

村上 肇†††(正員)

古瀬 則夫††††

星宮 望††(正員)

Control Command Detection by Artificial Neural Network from Lower Limb Movements for Hemiplegic Patients Using FES

Takashi WATANABE†, Shiho YAMAGISHI††, Nonmembers, Hajime MURAKAMI†††, Regular Member, Norio FURUSE††††, Nonmember, and Nozomu HOSHIMIYA††, Regular Member

† 東北大学情報シナジーセンター, 仙台市

Information Synergy Center, Tohoku University, Aramaki Aza Aoba 05, Aoba-ku, Sendai-shi, 980-8579 Japan

†† 東北大学大学院工学研究科, 仙台市

Graduate School of Eng., Tohoku University, Aramaki Aza Aoba 05, Aoba-ku, Sendai-shi, 980-8579 Japan

††† 新潟工科大学, 柏崎市

Niigata Institute of Technology, 1719 Fujihashi, Kashiwazaki-shi, 945-1195 Japan

†††† 宮城工業高等専門学校, 名取市

Miyagi National College of Technology, 48 Nodayama, Medeshima, Natori-shi, 981-1239 Japan

あらまし 片麻痺者が機能的電気刺激 (FES) システムを使用する際には, 上肢を使わずに制御命令を入力できることが望まれる. 本論文では, 健側下肢で行う特徴的な動作を加速度計で計測して人工神経回路により認識する方法の利用可能性を検討した. 健常者の1回の動作での認識率は平均で 76.8%であったが, どの動作も認識しなかった場合に再入力を行うと仮定し, 再入力を含めた場合の認識率を1回の動作での認識率と未認識率から計算した結果, 3回以内の動作で正しく認識できる確率は平均で 92.4%になると推定された. 片麻痺者では, 使用条件, 特徴動作の選択等の検討課題が残されたが, 本手法が上肢を使わずに制御命令を与える方法として有効であることが確認された.

キーワード 機能的電気刺激, FES, 制御命令, 人工神経回路, 動作認識

1. まえがき

機能的電気刺激 (FES) により運動機能を再建する場合, 一般に, 動作を変更する場合はじめ, システムを操作するためには制御命令を与える必要があり [1], しばしば指先などの上肢による命令入力が使われている. しかし, 再建する動作の数が増えたと与える制御命令の数も増加し, システムの操作が煩雑になる. また, 片麻痺者は, 歩行中に杖などを使用することや日常生活で健側上肢を使用することを考えると, 上肢で

スイッチなどを操作して制御命令を入力することは望ましくない. 更に片麻痺者の場合には, 健側上肢と患側上肢との協調的な動作を実現することが望まれており, 上肢によらない制御命令入力が必要である.

上肢に代わる制御命令入力法としては, 音声 [2] や呼吸 [1], 筋電信号 [3] などのほか, 頭部 [4] や肩 [5] あるいは下肢の使用などが考えられる. 我々は以前に, 頭部や肘で行う単一種類の特徴的な動作について, 人工神経回路 (ANN) が高い認識能力を有していることを示した [4]. 本論文では, FES システムを使用する片麻痺者が, 上肢を使わずに複数の制御命令を容易に入力できるようにするために, この ANN による方法 [4] を下肢での複数の特徴動作の認識に応用することを検討した. 歩行動作を切り換えることを想定し, 4種類の特徴動作を認識することについての ANN の能力を健常者と片麻痺者で調べた結果から, 本手法の応用可能性について述べる.

2. 方法

2.1 下肢動作の測定

被験者は健常男性 5 名 (22~24 歳) と左片麻痺者 1 名 (55 歳女性) であり, 事前に実験についての説明を行い参加の了承を得た. 健常者の場合には右側を健側と仮定し, 動作を計測するための 3 軸加速度計 (8692C50M1, KISTLER) を健側の靴の踵部に取り付けた (図 1). また, ANN の学習に必要な特徴動作の終了の検出, 立脚期と遊脚期の判別のために, 健側の足底の踵部及び母指球部にフットスイッチを装着した. 加速度計とフットスイッチのデータはデータレコーダ (RD-135T, TEAC) に記録し, 計測終了後に, 低域通過フィルタ ($f_c=20$ Hz) を通してパーソナルコンピュータに取り込んだ ($f_s=200$ Hz).

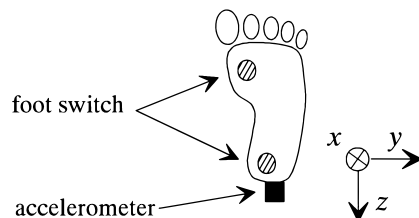


図 1 右足での加速度計とフットスイッチの配置. 加速度の各成分の方向も示す

Fig.1 Arrangement of accelerometer and foot switches on the right foot (top view). Directions of acceleration components are also shown in the figure.

被験者は、歩行中に一時停止し、健側で制御命令入力を模擬する特徴的な動作を行った。歩行動作は、i) 平地歩行、ii) 階段上り、iii) 階段下りの3種類とし、制御命令としての特徴動作は、#1) 膝屈曲(平地歩行開始)、#2) 股関節と膝関節の屈曲(階段上り開始)、#3) 爪先部を床に接した状態での下腿の内転(階段下り開始)、#4) 爪先部を床に接した状態での足関節底屈(歩行終了)とした。第1歩は、平地歩行と階段上りにおいては健側で、階段下りにおいては患側から行った。また、階段歩行の前後では、平地での健側での1~2歩が含まれるようにした。例えば、階段上りでは、被験者は歩行開始時に特徴動作#1を行い、階段上り開始時に動作#2を行い、階段上り終了後に平地歩行開始の動作#1を行い、歩行終了時に動作#4を行った。

測定回数は、健常者では各歩行について10回とし、患者では平地歩行を10回、階段歩行を各5回とした。ただし、患者の負担を軽減するために、階段歩行を階段の途中で終了するよう患者に指示した。片麻痺者は、平地歩行の場合には杖を、階段歩行では手摺を使用した。歩行に関するその他の制限は被験者に対して与えていない。

2.2 特徴動作の認識 [6]

特徴動作の認識には、図2に示した3層フィードフォワード型ANNを用い、入力層には、低域通過フィルタ($f_c=3\text{Hz}$)を通した後20Hzでサンプリングし直した信号を与えた。特徴動作はほぼ1s以内であったので、入力層のニューロン数は60個(加速度の x , y , z 成分に対して各20個)とし、20サンプル前の値からの変化分を与えた(図2参照)。隠れ層、出力層のニューロン数はそれぞれ10個、4個とし、シグモイド関数により0~1.0の値を出力させた。なお、出力層のニューロンの出力値が0.5以上のときに、特徴動作が行われたとして認識される。4種類の動作は、出力層の4個のニューロンによりそれぞれ認識されるので、出力層のすべてのニューロンの認識結果が正しいときに、ANNによる正しい認識となる。

ANNの学習には誤差逆伝搬法(最急降下法、一括修正、可変な慣性項あり)を用いた[4],[6]。学習のパラメータは、学習係数を0.01、学習速度を2.0とした。また、慣性項の係数は、初期値を0、学習1回ごとの増分を0.001、最大値を0.9とした。被験者ごとに、3種類の歩行から各2回の測定データを抽出し、計6回分の測定データを学習データとして用いた。ただし、

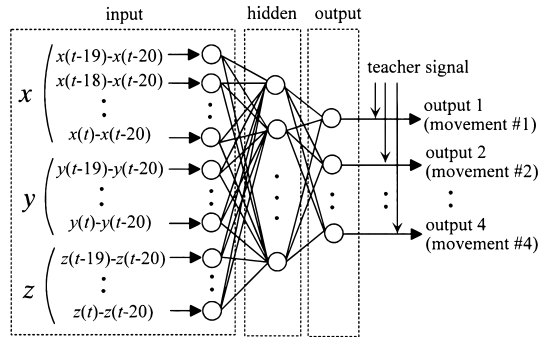


図2 特徴動作の認識に使用した人工神経回路(ANN)の構造

Fig.2 Structure of the artificial neural network (ANN) used in recognition of specific movements.

学習データ中の特徴動作#2と#3の加速度信号は、学習データの最後に3回ずつ追加した。教師信号は、4種類の特徴動作の終了時に0.99(HIGH)を1サンプル分だけ与え、その他には0.01(LOW)を与えた。結合荷重の修正は、教師信号が0.99(HIGH)のときに0.01(LOW)のときの5倍の修正量を加算した。学習回数は、2乗誤差関数がある程度収束するまでとしたが、上限を40000回に設定した。

認識実験は、ANNの学習に用いなかったデータ(未学習データ)に対して行った。全未学習データ中、各特徴動作の回数は、健常者の場合、動作#1が40回、#2と#3が8回、#4が24回であった。片麻痺者の場合には、動作#1が8回、#2と#3が3回、#4が8回であった。また、教師信号がLOWであったときの全歩数は、健常者が264歩、片麻痺者で109歩であった。

3. 認識結果

3.1 1回の動作での認識

計測した特徴動作及び歩行動作の加速度信号について、ANNに与えた波形の一例を図3に示す。これは、学習に用いた測定データから、各動作について2s間ずつ切り出した波形である。

行った動作の総数に対する正しい認識数の割合として認識率を定義し、その結果を表1にまとめた。なお、教師信号がLOWの場合(特徴動作ではない通常の歩行動作に対する認識結果)も示した。四つの特徴動作の平均認識率は、健常者で70~88.8%、片麻痺者で41.0%であった。

誤認識については、健常者の場合、教師信号がHIGH

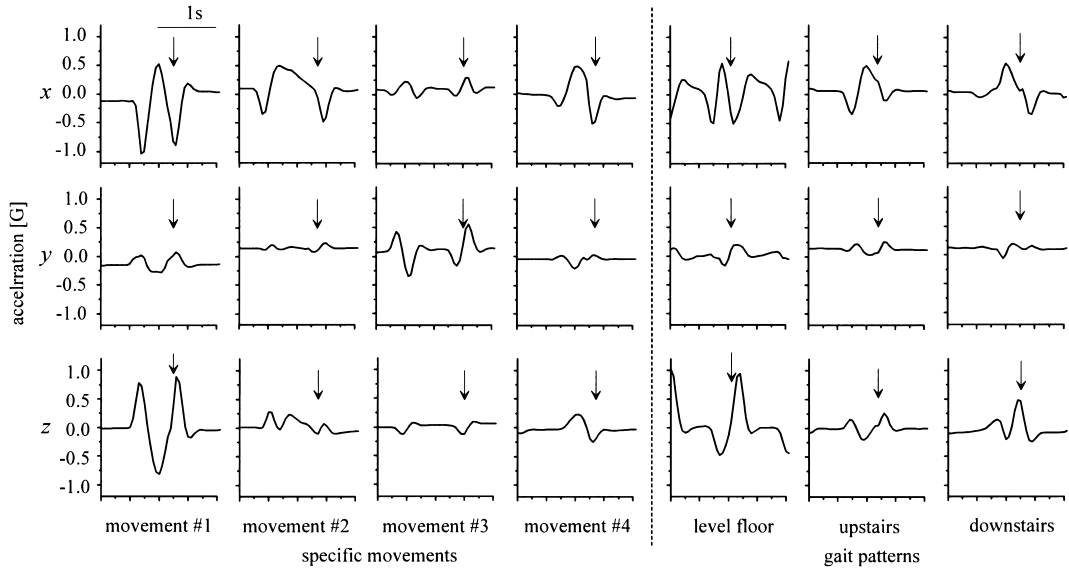


図 3 ANN に与えた加速度波形 (被験者 E). 4 種類の特徴動作, 3 種類の歩行について, 加速度の x, y, z 成分を示す. 矢印は, 特徴動作波形の場合には教師信号を与えた位置を, 歩行波形の場合には遊脚期の終了を示す

Fig.3 Acceleration waveforms given to an ANN (subject E). Components x, y and z of acceleration signal are shown for 4 types of specific movement and 3 types of gait. Arrows show time when teacher signal was given for waveforms of specific movements, and the end of the swing phase for waveforms of gait patterns.

表 1 未学習データに対する特徴動作の認識結果 [%]
Table 1 Recognition results of specific movements on unlearned data [%].

teacher signal	correct recognition					mis-recognition				
	HIGH					LOW	HIGH			
	HIGH					LOW	LOW	another movement	HIGH	
output	#1	#2	#3	#4	mean	LOW	LOW	another movement	HIGH	
neurologically intact subject	A	82.5	75.0	62.5	50.0	70.0	100.0	20.0	10.0	0.0
	B	92.5	75.0	75.0	91.7	88.8	100.0	5.0	6.3	0.0
	C	70.0	87.5	87.5	70.8	73.8	99.2	21.3	5.0	0.76
	D	80.0	75.0	50.0	70.8	73.8	96.6	25.0	1.3	3.4
	E	75.0	75.0	100.0	75.0	77.5	99.2	16.3	6.3	0.76
	mean	80.0	77.5	75.0	71.6	76.8	99.0	17.5	5.78	0.98
patient		25.0	0.0	0.0	87.5	41.0	96.3	31.8	27.3	3.7

であったときに出力が小さく (0.5 未満), どの特徴動作も認識しなかった場合が多かった (平均で, 教師信号 HIGH での全誤認識数の 75.3%). また, 歩行動作を誤って特徴動作として認識することはほとんどなく, 健常者の平均で全歩数の 1% 以下であり, 片麻痺者の場合でも 4% 未満であった.

3.2 動作の繰返しにより期待される認識率

ANN がどの動作も認識しなかった場合, 使用者が同じ動作を再度行うことを仮定し, 確率計算により期

待される認識率を求めた. 1 回目の動作に対する認識率 P_1 は, 1 回の動作での認識率 s (実験により得られた認識率) に等しい. 1 回目の動作で何も検出されないときに, もう一度同じ動作を繰り返すとすれば, 未検出に伴う再入力を含めた 2 回以内の動作で正しく認識できる確率 (これを期待認識率と呼ぶ) P_2 は, 1 回の動作での認識率 s と, どの動作も検出されなかった確率 (これを未認識率と呼ぶ) r とを用いて次式で計算される [7]:

表 2 特徴動作に対する実験結果から得られた平均の認識率 P_1 と期待認識率 P_2 及び P_3 [%]Table 2 Measured (P_1) and expected (P_2 and P_3) mean recognition rates for specific movements [%].

subject		P_1	P_2	P_3
neurologically intact subject	A	70.0	84.0	86.8
	B	88.8	93.2	93.4
	C	73.8	89.5	92.8
	D	73.8	92.3	96.9
	E	77.5	90.1	92.2
	mean	76.8	89.8	92.4
patient		41.0	54.1	58.2

$$P_2 = s + rs$$

期待認識率 P_3 も同様に, 1 回目, 2 回目の動作でも何れも認識されなかったときに, 3 回目までの再入力を含めた認識率として次式により計算される:

$$P_3 = s + rs + r^2s$$

期待認識率の計算結果を表 2 に示す. 各被験者の 1 回の動作での認識率 s は, 表 1 の四つの動作の平均認識率を使用し, r の値は, 表 1 中で, 教師信号が HIGH であったときに出力が LOW であったことにより生じた未認識率を用いた. この結果から, 1 回の動作で特徴動作が検出されなかったとしても, ANN は, 2 回以内の追加動作により, 健常者で平均 92.4% の認識率を達成できる可能性があることが確率計算によって示された. しかし片麻痺者の場合には, P_3 は約 60% であり, あまり高い値にはならなかった.

4. 考 察

我々は以前に, 3 次元位置センサで計測した頭部あるいは肘関節で行った 1 種類の特徴動作を ANN で認識させ, ほぼ 100% の認識率であったことを報告した [4]. 本論文での実験結果では認識率がやや低下したものの, 本手法が複数の動作の検出に利用可能であること, また, 動作の計測に使用するセンサが異なった場合には, 入力層内のニューロン数を調整することで対応可能であることが示された. 歩行中の下肢動作による制御命令入力は比較的難しい課題であり, 特に練習を行わなかったにもかかわらず 92% 程度の認識率を得られることが期待されたことから, 本手法は, 上肢を使わずに複数の制御命令を入力する手法として有効になることが示唆される. ただし, 実用的な制御命令入力法として使用するためには, 更に多くの種類の動作を認識可能にするとともに, 更に高い認識率が必要になると思われる. ANN を用いた動作の認識は, 医療関係では, 疾患の自動診断やリハビリテーション

での評価, 行動評価のための日常動作の識別などで検討されている [8] ~ [11]. 目的により, ANN の構造やニューロン数, 入力層へ与える信号の処理方法, 学習方法などが異なってくるので, 他の方法を参考にし, まだ十分に検討されていない点を改善して, 認識率の向上を図ることが課題である.

片麻痺者での認識率が低かった原因としては, 患側下肢と杖による立位時に健側で特徴動作を行うことが難しかったことが考えられる. 動作 #4 (爪先を床に接触した状態での足関節屈) に対する認識率が比較的高かった (表 1 で 87.5%) ので, 健側の爪先接地が特徴動作を行う際の安定性を改善したと考えられる. 一方で動作 #3 に対する結果から, 短時間で下腿の内転を行うことが難しかったことも推測される. これらのことから, 高い認識率を得るためには, 動作の選択, 動作を行う際の患者の安定性の確保が重要になると考えられる.

一方, 本手法では, センサを装着したあとに ANN を学習させる必要がある. これに対しては, センサを体内に埋め込むことが一つの解決法として考えられる. その場合, ANN はセンサ埋込み直後のみ学習すればよいことになる. 既に, 体内埋込型のセンサが開発され, 実用化も進められていること [12] から, このような方法も実現可能であろう.

5. む す び

片麻痺者を対象とし, FES システムを使用する際の制御命令を上肢を使用しないで与える方法として, 健側下肢での特徴動作を人工神経回路 (ANN) によって認識する方法の利用可能性を検討した. 本手法は, 複数種類の動作の検出が可能であること, 計測に使用するセンサの種類や動作を行う部位に依存しないで利用可能であり, 上肢を使わずに制御命令を取得する方法として有効であるので, FES システムの操作性を改善することが期待される. 今後, 認識率の向上, 麻痺患者への適用法の検討が課題である.

謝辞 本研究を遂行する上で, 東北大学大学院医学系研究科・市江雅芳教授, 藤居徹助手に御協力頂いた. また, 東北大学未来科学技術共同研究センター・半田康延教授, 東北大学大学院工学研究科・二見亮弘助教授, 大庭茂男博士には多くの御助言を頂いた. なお, 本研究の一部は, 日本学術振興会日欧科学協力事業 (共同研究), 高柳記念電子科学技術振興財団の補助を受けた. 記して感謝する.

文 献

- [1] N. Hoshimiya, A. Naito, M. Yajima, and Y. Handa, "A multichannel FES system for the restoration of motor functions in high spinal cord injury patients: A respiration-controlled system for multijoint upper extremity," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol.36, no.7, pp.754–760, July 1989.
- [2] R.H. Nathan, "An FNS-based system for generating upper limb function in the C4 quadriplegic," *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol.27, pp.549–556, Nov. 1989.
- [3] 半田 勉, 亀山順一, 高橋博達, 半田康延, 星宮 望, "筋電制御式機能的電気刺激システムの開発とその臨床応用," *バイオメカニズム*, vol.11, pp.285–292, 1992.
- [4] 古瀬則夫, 渡辺高志, 二見亮弘, 星宮 望, 半田康延, "運動機能麻痺者の残存運動機能を用いた制御命令入力システム," *ME 誌*, vol.37, no.2, pp.152–160, June 1999.
- [5] M.W. Johnson and P.H. Peckham, "Evaluation of shoulder movement as a command control source," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol.37, no.9, pp.876–885, Sept. 1990.
- [6] 山岸史歩, 渡辺高志, 古瀬則夫, 村上 肇, 大庭茂男, 二見亮弘, 星宮 望, 半田康延, "片麻痺者の FES 歩行制御のための動作識別に関する検討," *信学技報*, MBE2000–99, 2000.
- [7] 村上 肇, 森田健司, 渡辺高志, 星宮 望, 半田康延, "機能的電気刺激 (FES) システムの制御命令としての舌動作の検討," *ME 誌*, vol.33, no.4, pp.365–369, Dec. 1995.
- [8] J.G. Barton and A. Lee, "An application of neural networks for distinguishing gait patterns on the basis of hip-knee joint angle diagrams," *Gait & Posture*, vol.5, no.1, pp.28–33, Feb. 1997.
- [9] W.-L. Wu and F.C. Su, "Potential of back propagation neural network in the assessment of gait patterns in ankle arthrodesis," *Clin. Biomech.*, vol.15, no.2, pp.143–145, Feb. 2000.
- [10] J. Van Vaerenbergh, R. Vranken, L. Briers, and H. Briers, "A neural network for recognizing movement patterns during repetitive self-paced movements of the fingers in opposition to the thumb," *J. Rehabil. Med.*, vol.33, no.6, pp.256–259, 2001.
- [11] K. Kiani, C.J. Snijders, and E.S. Gelsema, "Recognition of daily life motor activity classes using an artificial neural network," *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol.79, no.2, pp.147–154, Feb. 1998.
- [12] M.W. Johnson, P.H. Peckham, N. Bhadra, K.L. Kilgore, M.M. Gazdik, M.W. Keith, and P. Strojnik, "Implantable transducer for two-degree of freedom joint angle sensing," *IEEE Trans. Rehabil. Eng.*, vol.7, no.3, pp.349–359, Sept. 1999.

(平成 14 年 8 月 1 日受付, 9 月 27 日再受付)