

技術展望

電気刺激を用いた生体インタフェース

東京農工大学 藤田 欣也

1. はじめに

電気刺激の歴史は、古くは紀元46年にローマの医師 Scribonius Largusが疼痛の緩和目的でシビレイを用いたものが記録に残る最初のもと言われている。その後、蛙の足に2種類の金属を当てると筋が収縮するというガルバーニの実験を経て、現在では、低周波治療器やEMS機器など広く一般に使用されている。刺激方法はパルスや直流が用いられ、目的は医療や訓練あるいは情報提示など様々である。内容が多岐に渡ることと筆者の浅学のため、全てを網羅することは到底不可能であるが、可能な範囲で応用事例と技術動向を紹介する。

2. 医療・訓練への応用

最初に用いられた目的が疼痛の緩和であったように、電気刺激の利用目的の多くは医療や訓練である。特に、筋収縮を目的とする機器は一般市場において容易に入手可能であることから、インターネットでEMSをキーワードに検索してみたところ、気になる表現が散見されたので、電気刺激による筋収縮メカニズムの再確認から始める。生理学の教科書によると、筋や神経といった興奮性細胞の細胞膜内部は、通常は数十mVの負の静止電位に分極している。一定以上の電流を流して脱分極させると、興奮してさらに大きな脱分極電位を生じ、興奮部位は細胞膜に沿って伝導する^[1]。低周波治療器やEMSと呼ばれるものは、体表面に貼付した電極を介してパルス電流を流すことで筋を収縮させるが、興奮閾値は筋よりも神経はるかに小さいため、筋ではなく筋を支配する運動神経が刺激され、神経の興奮が筋に伝わって筋が収縮するものである。このことは、末梢神経疾患による脱神経支配筋が一般に用いられる電圧では刺激不可能であることから確認できる。したがって、EMSは厳密にはElectrical Neuro-Muscular Stimulationである。

また、神経束には感覚神経と運動神経が混在するので、同時に感覚神経が刺激されていることにも注意を払う必要がある。特に、感覚神経の中でも、筋の伸張を検出する筋紡錘からの信号を伝達するIa神経繊維は、直径が太く刺激されやすいため、電気刺激によって伸張反射が誘発されることがある。

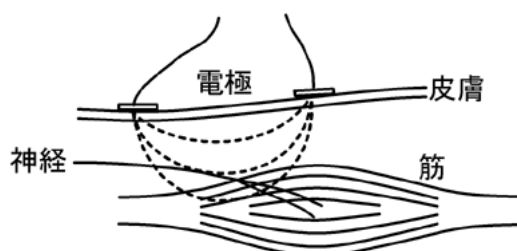


図1 刺激による筋収縮のメカニズム

実際の応用となると、最も直接的なものが筋力強化であり、片麻痺患者の肩関節亜脱臼に対して、肩周囲筋の筋力を刺激で強化して間接的に症状を緩和する方法などが試みられ、良好な成績を納めている^[2]。麻痺やギプス固定などによる廃用性筋萎縮に対する応用や、スポーツ選手の筋力強化などへの応用も報告されている^[3]。さらに、長期間にわたって極度の慢性的電気刺激をおこなうと、易疲労性の速筋繊維主体の骨格筋が耐疲労性の遅筋繊維主体に変化してくる現象が見られる^[4]。これを利用して、あらかじめ持久力のある遅筋繊維に置き換えた広背筋で心臓を巻くように外科手術を行い、必要に応じて電気刺激で心拍動の補助を行う研究がある^[5]。また同様の手法で薄筋の耐疲労性を高め、肛門括約筋に代用する試みも見られる^[6]。ただし電気刺激による筋収縮は局所的であるため予想以上の負荷となる場合があり、16名が1日2回の電気刺激を1週間実施したところ、7名でCPK(クレアチンホスホキナーゼ)の上昇が見られたとの報告もあり^[7]、使用に当たっては過負荷とならないよう注意が必要である。筋力増強や筋組成変化の生理学的機構の解明によって、近年問題になっている高齢者の筋力再強化や宇宙ステーションでの筋力維持など、さらに広い範囲に应用可能になってくるものと期待される。

筋力増強以外の応用としては、電気刺激による筋収縮を補助具のように利用して麻痺者の動作を再建する機能的電気刺激(Functional Electrical Stimulation)が挙げられる。刺激方法で見ると、刺激のための電極を体内に埋め込むもの^[8]と、体表面に貼付する電極で刺激し、必要に応じて補装具を組み合わせるものに大きく2分されるが、いずれもパルス幅200~300 μ s、周期20~50ppsのパルスを用いて運動神経を刺激する。応用例は、1960年代のLibersonらによる片麻痺者の歩行補助に始まり^[9]、頸髄損傷による四肢麻痺者の把持動作の再建や^{[10][11]}、下肢麻痺者の立位歩行機能再建^{[12][13]}など多様な動作再建が試みられている。図2は経皮埋込電極を用いた下肢筋へのFESによって、胸髄損傷者の立位機能を再建した一例である。安全のため上肢の補助が必要であるが、関節拘縮や麻痺筋の痙性が軽い例では30分以上の立位姿勢の維持が可能となっている。一般に、FESで日常動作を再建するためには多くの関節自由度すなわち筋を制御する必要があるが、現状で利用可能な動作意図の信号源はスイッチなどに限定される。また安全性などの観点からも、制御自由度が少ない限定的な動作を、補装具を併用して再建する方法が最も臨床的実用に近い。より健常者に近い機能を実現するためには、利用者の意図を脳や脊髄から検出するインタフェースと、検出された意図から適切に各筋への収縮指令を生成する小脳や脊髄に相当する機能の実現、また人工のアクチュエータと比較して効率は良いが非線形で時変特性を持つ筋の適切な制御が課題である。

電池などのエネルギー源が不要であり軽量化が容易であること、装具的利用によって元来の随意的機能の訓練効果も期待できることなどから、障害者に限らず高齢者向けのアシスト装置の動力源といった応用なども期待される。

骨格筋以外の筋への電気刺激では、最も実用的に成功した例が心臓ペースメーカと電気除細動器である。生命にかかわる重要な機能であることと、刺激が1チャンネルであり制御目標が明確であることが成功要因と見られる。また、呼吸補助の試みも従来から行われており、横隔神経を刺激する呼吸ペーシングが侵襲的手法にならざるを得ないことから、使用が容易な表面電極を用いた体幹筋の刺激で呼吸補助をおこなう研究なども試みられている^[14]。

筋収縮以外を目的とする電気刺激の医療応用といえば、電気刺激による感覚代行である。まず蝸牛での電気刺激を用いた聴覚補助が上げられる。これは既に22チャンネルの電気刺激装置が臨床的に用いられており、チャンネル数の増加、音声から刺激に変換する処理の改良、電極状態のモニタリングなどが試みられている。聴覚に比較して、視覚は情報が2次元的な広がりをもち情報量が多いことから、より困難な状況にあるが、近年は様々な試みがおこなわれている。電気刺激を用いた視覚機能代行に関する初期の研究としては、1968年にBrindleyらが52歳の全盲被験者の大脳視覚領野に80チャンネルの無線伝送型刺激装置を埋め込んだものが挙げられる^[15]。輝点のおおよその位置を識別できたと報告されている。大脳視覚野への刺激以外の方法では、神経刺激電極の改良を背景に視神経に刺激を加える試みも始められている^[16]。神経束で刺激をおこなうため、分解能の向上が難しい点が課題である。さらには小型多チャンネルの刺激電極を用いて網膜を電気刺激するシステムの開発が近年試みられている^[17]。末梢の受容器部分での刺激であるため、抹消性の疾患は適応対象にならないが、大脳視覚野の刺激より安全性が高く、視神経刺激方式に比較して分解能を上げやすい点において期待される方法である。刺激電極の分解能の向上が課題である。

さらに、筋収縮や感覚の生成以外を目的とした電気刺激としては、求心性神経を電気刺激して、脳や脊髄の神経回路を抑制あるいは促進する、すなわち電気刺激を神経の活

動状態に介入するNeuro-Modulationの手段として用いるものがあり、パーキンソン病に見られる振戦を視床への電気刺激によって抑制するものなどがある。脊髄硬膜での電気刺激による除痛なども、臨床的におこなわれている。あるいは、排尿障害に対して電気刺激により膀胱容量の増大を行うことや、逆に積極的に排尿を制御する目的で、仙髄神経や陰部神経への電気刺激が試みられている^[18]。このほか、電気刺激の効果の一つとして、脳血管障害などの麻痺患者で見られる不随意性の筋収縮である痙性の抑制が挙げられる。筋収縮を伴わない求心性神経枝の選択的刺激によっても痙性抑制効果が得られることがある^[19]。運動閾値以下の電気刺激による随意運動指令の促進効果なども報告されている^[20]。これらは、電気刺激を用いて脳や脊髄の神経回路の活動に介入することで、異常な中枢神経系の活動を抑制あるいは正常な神経回路を促進するものである。中枢神経系の神経回路に関してより理解が深まることによって、上記のほかにも様々な応用が生まれる可能性がある。

このほか、神経系の刺激ではなく、通電することにより骨の再生を促すものや、電界に曝露することで治療効果を期待する方法など、神経系を介さない電気刺激もある。

3. ヒューマンインタフェースへの応用

医療目的の電気刺激も広い意味での生体インタフェースの一種といえるが、本章ではパーチャルリアリティやナビゲーションといった分野における、情報提示を目的とする事例を紹介する。皮下の触圧覚受容器を電気刺激すると、ある種の感覚を提示することができる。2点を同時に電気刺激して、それぞれの刺激強度の比率を変化させると、あたかも1つの刺激が2点間を移動しているかのように感じるファントムセンセーションが知られており、古くから位置情報の提示などが試みられている。また、皮下の触圧覚受容器には、順応の早いものと遅いもの、受容野の狭いものと広いものというRAI、II、SAI、IIの4種類があり、それぞれ感受性の高い周波数帯や得られる感覚、そして解剖学的な存在位置も異なっている。最近では、電流分布を制御することによって異なる触圧覚受容器を選択的に刺激するという研究をもとに、さらに図3のように視触覚変換デバイスへの応用が試みられている^[21]。



図2 FESによる下肢麻痺者の立位機能再建

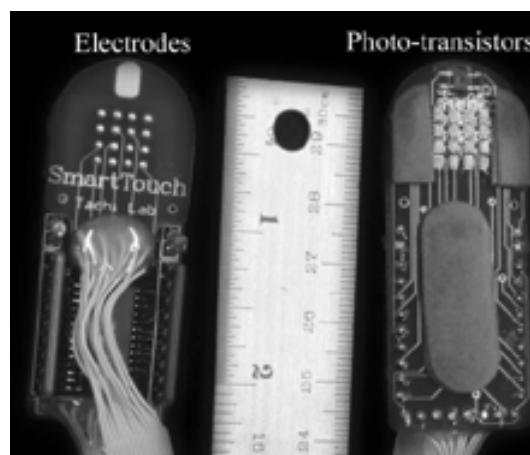


図3 電気刺激を用いた視触覚変換デバイス

また、両耳の後ろに電極を貼付して数mAの直流を通電すると、前庭が刺激され平衡感覚が影響を受けることが知られており^[22]、米国ではバーチャルリアリティ用の平衡感覚ディスプレイとしての製品化が一時試みられていた。使用者は、電流の方向に応じて、重力方向が左右いずれかにシフトして感じられるため、最近では、これを利用したナビゲーションが試みられている^[23]。情報を提示することによって意図的に方向を変えさせるのではなく、直接に誘導する点で従来の方法と異なり興味深い。

情報提示には、電気刺激を用いて拮抗筋を収縮させることで、負荷感覚を提示する試みもある。このとき、負荷感覚は拮抗筋が実際に発生しているトルクよりも2割程度大きくなるとの実験結果がある^[24]。先に述べたように、筋収縮を目的とした電気刺激でも感覚神経は刺激されており、また拮抗する伸筋と屈筋の間には筋紡錘を介した相反抑制が存在するため、筋紡錘からのIa繊維が刺激されたことに

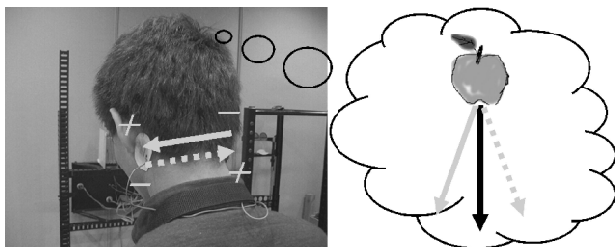


図4 前庭電気刺激によるナビゲーション

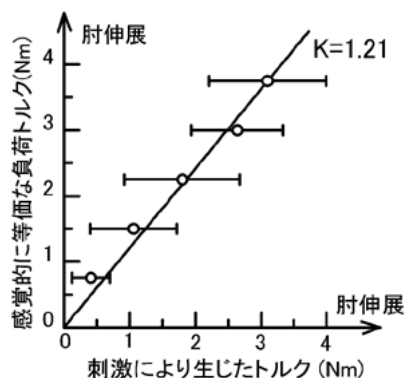


図5 拮抗筋の電気刺激による負荷効果

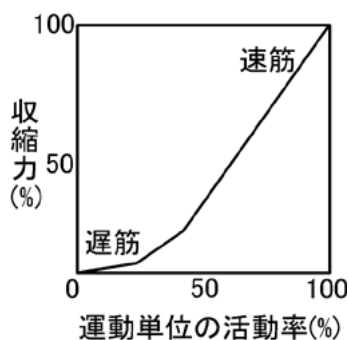


図6 随意収縮におけるリクルートメント特性

よる抑制と考えることが出来る。したがって、効果的に筋紡錘を電気刺激することができれば、筋紡錘への振動刺激によって関節角度感覚が変化する^[25]ように、擬似的な負荷感覚の提示が可能になるものと期待される。

以上のように、触圧覚、前庭、筋紡錘など各種感覚受容器やその神経への非侵襲的の刺激が容易に利用できれば、さまざまな感覚を提示することが可能となり、広い応用が考えられる。電気刺激を誰もが利用するインタフェースデバイスに応用するためには、非侵襲的な体表面での刺激では電極貼付位置において目的外の受容器への刺激が生じる点、また体表面からの刺激では空間分解能を高めにくい点の克服が課題となる。微小多点電極を利用した刺激電流分布の精密な制御や干渉波の利用など、技術的改善による上記課題の解決が期待される。

4. その他の電気刺激の課題と可能性

電気刺激で筋収縮をおこなう場合には、その収縮機構が随意運動と異なることに注意が必要である。随意運動の場合には図6のように、必要とされる収縮力が低い時には、耐疲労性が高い遅筋が主体に活動し、高い収縮力が必要になると、収縮力が大きい反面疲労しやすい速筋が参加するリクルートメント特性と呼ばれるパターンで活動する。ところが、速筋の支配神経は太く遅筋の神経は細いため、電気刺激の場合には太い神経繊維が先に刺激され、低い収縮力でも簡単に筋疲労を招くという逆リクルートメント問題が存在する。

これに対して、ブロック刺激や3極のカフ電極と特殊な刺激波形の組み合わせによって順リクルートメントを得る方法が提案され、動物実験まで行われている^{[26][27]}。神経束での刺激方法であるため、侵襲的アプローチが許容される場合に限定される点が課題である。神経とのインタフェースである電極に関しては、貼付型や単純な刺入型ではなく、神経を巻くような形のカフ型や、剣山型の他に、神経再生型電極もある。一度神経を切断して、電極を経由して再生させるものであるため、用途は極めて限定されるが、もっとも直接的な人工神経インタフェースとなる可能性がある。また、磁気を用いて誘導電流で刺激を行う方法もある。効率や刺激分解能の向上が課題となるが、非侵襲的で皮下の受容器を刺激しにくい点が利点である。

5. おわりに

本稿では電気刺激を用いた生体機能の制御や感覚提示など、応用事例を紹介した。目的も作用も多様であるため、雑ばくな紹介になってしまったが、電気刺激は古くから知られている技術であるにもかかわらず、今でもなお、最も効果的に生体活動に介入できるインタフェースであることには変わりがない。生理的な課題も技術的な課題も多いが、高齢化・情報化を迎える社会にとって、まだまだ未知の利用可能性のある技術である。

謝辞

図3は東京大学梶本裕之氏から、図4はNTT前田太郎氏から提供を受けたものである。ここに記して感謝する。

参考文献

- [1] 真島: 生理学, 文光堂, 1956.
- [2] 高橋, 亀山他: 経皮埋め込み電極を用いた肩関節亜脱臼に対する治療的電気刺激法の開発, 日本パラプレジア医学会雑誌, 4(1), 278-279, 1992.
- [3] A. Delitto and M. Brown: Electrical stimulation of quadriceps femoris in an elite weight lifter: a single subject experiment, *Int. J. Sports Med.*, 10(3), 187-191, 1989.
- [4] D. Pette D and G. Vrbova: What does chronic electrical stimulation teach us about muscle plasticity?, *Muscle Nerve*, 22(6), 666-677, 1999.
- [5] R. L. Whalenm, C. L. Richards et. al.: A ventricular assist device powered by conditioned skeletal muscle, *Ann. Thorac. Surg.*, 68(2), 780-784, 1999.
- [6] T. Shatari, Y. Sugiyama et. al.: Reconstruction of anal function by transposed gracilis muscle with electrical stimulation: rabbit model, *Int J. Art. Organs.*, 17(4), 240-244, 1994.
- [7] 国民生活センター: 電気の刺激で筋肉増強のはずが... EMSベルトの安全性に迫る, たしかな目11月号, 2002.
- [8] W. T. Liberson, H. J. Holmquest et. al.: Functional electrotherapy. Stimulation of the peroneal nerve synchronized with the swing phase of the gait of hemiplegic patients", *Arch Phys. Med. Rehabil.*, 42, 101-105, 1961.
- [9] Y. Handa, N. Hoshimiya, Y. Iguchi, T. Oda: Development of percutaneous intramuscular electrode for multichannel FES system, *IEEE Trans. BME*, 36(7), 705-710, 1989.
- [10] P. H. Peckham, J. T. Mortimer, et. al.: Controlled prehension and release in the C5 quadriplegic elicited by functional electrical stimulation of the paralyzed forearm musculature, *Ann. Biomed Eng.*, 8(4-6), 369-388, 1980.
- [11] A. Prochazka, M. Gauthier et.al.: The bionic glove: an electrical stimulator garment that provides controlled grasp and hand opening in quadriplegia, *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, 78(6), 608-614, 1997.
- [12] K. Fujita, N. Hoshimiya, et. al.: Stimulus adjustment protocol for FES-induced standing in paraplegic using percutaneous intramuscular electrodes, *IEEE Trans. Rehabil.*, 3(4), 360-366, 1995.
- [13] E. B. Marsolais and K. Kobetic: Functional electrical stimulation for walking in paraplegia, *J. Bone Joint Surg.*, 69A(5), 728-733, 1987.
- [14] J. Sorli, F. Kandare et. al.: Ventilatory assistance using electrical stimulation of abdominal muscles, *IEEE Trans. Rehab. Eng.*, 4, 1-6, 1996.
- [15] G. S. Brindley & W. S. Levin: The sensations produced by electrical stimulation of the visual cortex, *J. Physiol.*, 196 479-493, 1968.
- [16] C. Veraart, C. Raftopoulos et. al.: Visual sensations produced by optic nerve stimulation using an implanted self-sizing spiral cuff electrode, *Brain Research*, 813, 181-186, 1998.
- [17] J. Ohta, N. Yoshida et. al.: Proposal of Application of Pulsed Vision hip for Retinal Prosthesis, *Jpn. J. Appl. Phys.*, 41(4B), 2322-2325, 2002.
- [18] R. A. Appell: Electrical stimulation for the treatment of urinary incontinence, *Urology*, 51(2A Suppl.), 24-26, 1998.
- [19] K. Fujita, S. Kataoka et. al.: Soleus spasticity reduction by repeated burst stimulation to superficial peroneal nerve, in *Proc. IFESS'99*, 173-176, 1999.
- [20] S. Nebuya, R. Uchida et. al.: Facilitation of motor evoked potentials in the anterior tibial muscle by repetitive sub-threshold electrical stimulation, *Med. Biol. Eng. Comput.*, 39(4), 441-446, 2001.
- [21] 梶本, 稲見他: 電気触覚を用いた皮膚感覚のオーグメンティドリアリティ, 日本バーチャルリアリティ学会論文誌, 8(3), 339-348, 2003.
- [22] T. C. Britton, B. L. Day et. al.: Postural electromyographic responses in the arm and leg following galvanic vestibular stimulation in man, *Exp. Brain Res.*, 94, 1993.
- [23] 杉本, 渡邊他: 前庭感覚刺激による歩行方向の誘導, 日本バーチャルリアリティ学会第8回大会論文集, 2003.
- [24] 藤田: 電気刺激による筋収縮を利用した力覚提示法の検討, 第11回ヒューマンインタフェースシンポジウム論文集, 329-334, 1995.
- [25] G. M. Goodwin, D. J. McCIskey et. al.: The contribution of muscle afferents to kinesthesia shown by vibration-induced illusions of movement and by the effect of paralyzing joint afferents, *Brain*, 95, 705-748, 1972.
- [26] R. Baratta, M. Ichie, et. al.: Orderly stimulation of skeletal muscle motor units with tripolar nerve cuff electrode., *IEEE Trans BME*, 36(8), 836-843, 1989.
- [27] Z. P. Fang and J. T. Mortimer: Selective activation of small motor axons by quasi-trapezoidal current pulses, *IEEE Trans. BME*, 38(2), 168-174, 1991.

著者紹介



藤田 欣也 (ふじた きんや):

1988年慶應義塾大学大学院理工学研究科修了。相模工業大学、東北大学医学部、岩手大学を経て、現在東京農工大学工学部教授。機能的電気刺激を中心とした医用福祉工学、ならびに力触覚や歩行感覚の提示と遠隔共有仮想空間などの仮想現実感に関する研究に従事(工学博士)。