

歩行時足関節周囲筋群の電気刺激の運動制御方策

Muscular output control of the ankle actuation in walking

○山本直輔(九工大) 黒川直也(岡山理大) 久野弘明(岡山理大) 山本敏泰(岡山理大) 田川善彦(九工大)

Naosuke Yamamoto, Kyushu Institute of Technology
 Naoya Kurokawa, Okayama University of Science
 Kuno Hiroaki, Okayama University of Science
 Toshiyasu Yamamoto, Okayama University of Science
 Yoshihiko Tagawa, Kyushu Institute of Technology

Abstract: We describes the ankle actuation control system of the functional electrical stimulation (FES) walking assistive system, on the fundamental principle of passive walking, with the hip joint driven by the servo motor . The actuators of the stimulated soleus and gastrocnemius around the ankle joint, have moved the stimulated lower limb into the swing phase. Stimulus strength was estimated, based on the basis of a musculoskeletal model. In a preliminary study, the spinal cord injury subject sometimes showed an unstable muscular output, the processed electrical responses (M- wave) of the stimulated muscles were utilized as a force feedback signal. A clever adjustment of stimulating timing was introduced by to circumvent the interference of electrical responses due to multichannel muscle stimulations. We found that stable force outputs may greatly assist an effective pattern of passive walking.

Key Words: passive walking, hybrid assistive system, M-wave, force feedback

1. INTRODUCTION

近年、脊髄損傷者や脳卒中患者の歩行リハビリテーション、日常生活での歩行支援のために、様々な仕組みや機器が開発されてきた。Lokomat のようなロボット技術^{1,2)} を利用したもの、機能的電気刺激(Electrical stimulation, FES) を用いた歩行訓練^{3,5~8)} などがそれにあたる。これらは、ニューロリハビリテーションの効果を高めて機能回復を促し、訓練・介護者の負担を軽減するために開発され、その長期的な効果が注目されてきた¹⁾。しかしながら、前者では必ずしも人の自然な歩行が再現されておらず、高価で大掛かりであるという問題点が、後者には筋疲労等の基本的な問題が指摘されてきた。

FES を導入したハイブリッド歩行動作支援システム (fig.1) の開発において、本報告では、新たに下腿伸筋群の電気刺激による蹴り出しによる足関節駆動力を利用した効率のよい擬似受動歩行様の制御方策⁹⁾ について述べる。頸髄損傷者などにおける、筋疲労などによる下腿屈曲筋群の不安定な出力を補償するため筋の電氣的応答(M-Wave) を用いた制御法についても検討を試みた。

2. 実験の方法

2-1 被験者

7 人の健康者(21~23 歳)と 2 人の SCI 患者 (C5) は、岡山理科大学倫理委員会の承認を得て、実験に関する詳細な説明を受けた後に書面での同意を得て参加した。健康者は、

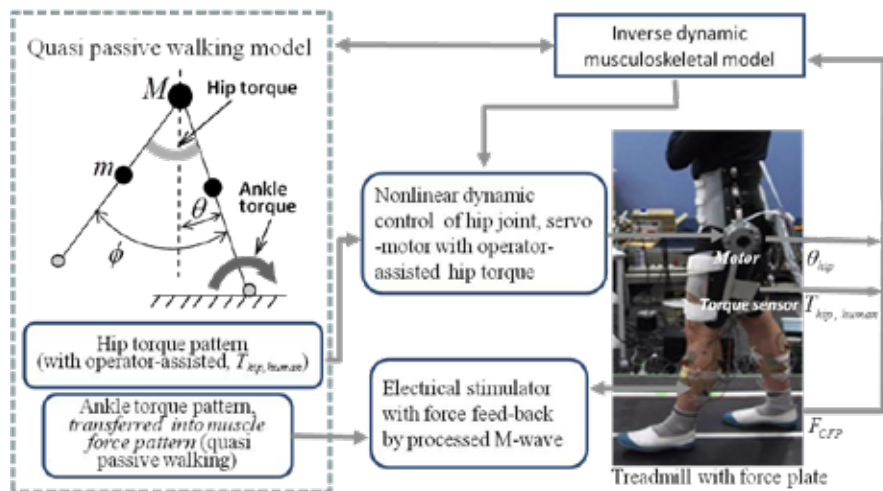


Fig. 1 Total control diagram of the hybrid FES walking assistive system

In quasi-passive walking model, This robotic assistive system has two torque actuators - the 1st one at the ankle joint to drive the ankle joint with FES of the gastrocnemius and soleus muscle, the 2nd one at the hip joint by the servo-motor, with the aid of the operator-assisted torque

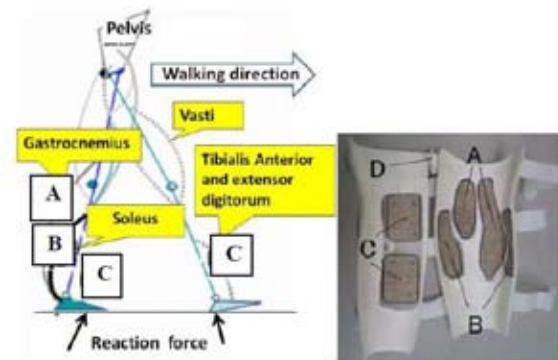


fig.2 (left) : The stimulated muscles of the shank and thigh, A=Gastrocnemius, B=Soleus, C=tibialis anterior and extensor digit. longus, and E=Vasti. (right): The electrodes cuff orthosis with one patient in walking. D=connector to the stimulator

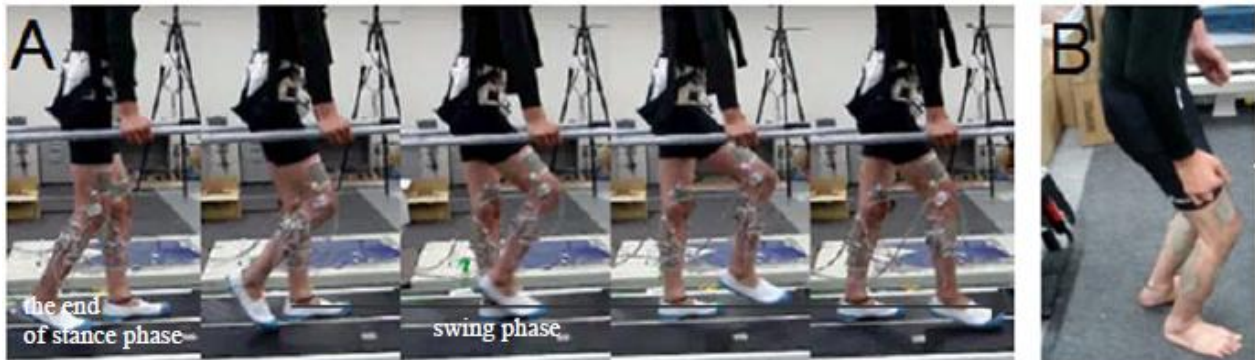


fig.3 Quasi-passive walking assistive FES in SCI (C5), after one and half month training. A = walking with the leg stimulated, B = sliding walk without stimulation.

神経学的病歴もなく全員健康である。

2-2 実験装置と、電気刺激

実験システムは、2枚の床反力計トレッドミルと運動分析システム (Vicon512, 6組のカメラ) によって構成される。健康者は、1.85, 4.1km/hで歩行し、頸椎損傷者は最も快適と感じる歩行速度に合せた。

8ch刺激装置の基本的なパラメータ、刺激筋とその役割を以下に示す。刺激期間2.4ミリ秒、刺激周波数20.0Hz、(1) 腓腹筋、ヒラメ筋と前脛骨筋；ヒラメ筋と腓腹筋は、足関節の蹴りだし力の生成し、腓腹筋は必要に応じ、遊脚期初期の段階で膝の屈曲を援助する。前脛骨筋は、足関節の関節剛性のコントロールのために刺激を行う。(2) 大腿四頭筋；立脚期の膝関節剛性をコントロールするために刺激を行う。刺激タイミング、刺激パターンについては筋骨格モデルを用いて作成した。

6ch双差動筋電アンプは、電気刺激時の刺激パルスをカットし、3極で計測したM波を用いた。

筋電アンプは、生波形と積分回路後の2系統出力を持っており本実験では、処理された積分回路出力を用いる。刺激部位は fig. 2 に示す。

2-3 刺激部位マッピングと刺激電極

刺激電極は、銀織布にゲルパッドを貼付し作成した。刺激電極はできるだけ被刺激筋の筋腹全体を覆うように貼付する。これは低い刺激電圧でより大きな筋出力を得ることもつながる。実際の患者では、健康者と比べ下腿三頭筋は比較的痩せていることが多い。そのため、隣接した筋を刺激しないように刺激部位のマッピングは重要である。本実験室では、ニューロパック (MBE-9400, 日本光電) を使用し刺激部位を検索した。大腿四頭筋については、内側及び、外側広筋に電極を貼付し刺激を行い、立脚期の体重支持に必要な膝関節の安定のために刺激を行った。計測電極は、腓腹筋、ヒラメ筋、前脛骨筋に配置し (fig. 2), M波の干渉や刺激パルスの影響が最も少ない位置に配置した。中心部の3か所の計測を行い双差動増幅した。

足部にはフットスイッチが組み込まれており、歩行周期 (遊脚期/立脚期比率) を計算するために利用され、得られた情報は、次のスライドに反映される。

3. 頸椎損傷者での歩行実験と、筋出力フィードバック
頸椎損傷者の方に協力していただき受動歩行の形成実験を行った。被験者は通常車椅子を用いて生活をしている。最初の1ヶ月間は5分以上歩くことができなかった。週に2,3回の

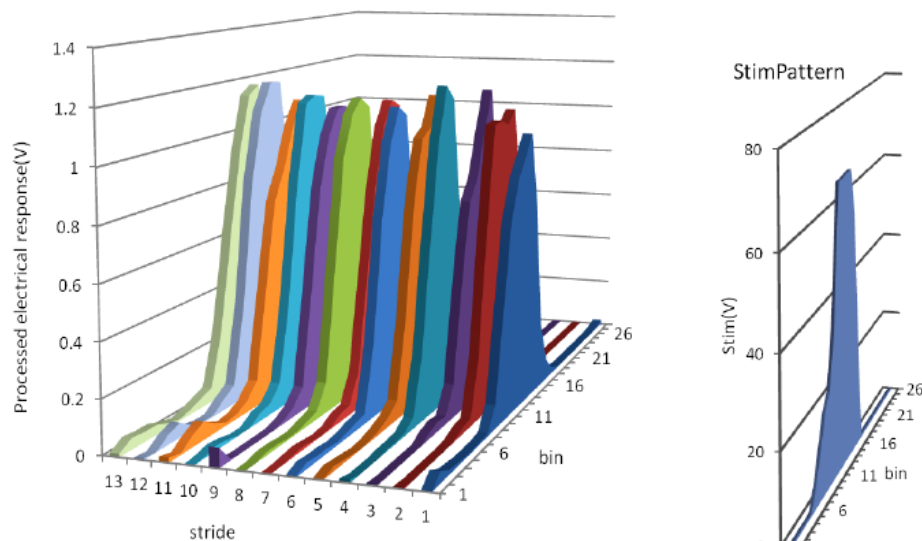


Fig. 4 The stride cycle-to-stride cycle control of the muscular output by using the processed electrical response of the Soleus; (a) PD feedback response, (b) the stimulating voltage

The forward number of stride shows walking cycle in an experimental session. 'bin' means the stimulating numbers per 50ms during 1 stride, which detected by 2 sets of foot switches. Stimulating pattern (Stim pattern) shows a stimulating voltage pattern during 1 stride.

訓練を続け、電気刺激を用いることで、摺り足歩行の状態から蹴り出しを行い歩行が可能になった。

立脚期終期で主にSoleusとGastrocnemiusを刺激することで足関節底屈が起こり、蹴り出しが行われることで推進力を生む。立脚期中期には、大腿4頭筋を刺激することで膝関節の合成を生み膝折れの防止をしている。また、遊脚期では、蹴り出しの影響で膝関節が屈曲し、下肢全体の屈曲パターンを獲得し、床面とのクリアランスを保っている。しかし、障害のある被験者での実験で麻痺などの影響を受け刺激に対し筋の活動が上手くいかない場合があることがわかった。その対策として、筋の電気的応答(M-Wave)を用いた制御を検討した^{4,10,11)}。M-Waveは、電気刺激による筋の反応で通常のEMGとは異なる。特性として、刺激電圧や筋出力とおおよそ線形関係にある。歩行実験での筋出力の安定化を目指し、M-Waveによるフィードバック制御実験を行った。fig.4はその結果である。歩行周期を基本としたタイミングはフットスイッチにより検出し、cycle-to-cycle制御を構成した。

下腿三頭筋の電気刺激において、腓腹筋とヒラメ筋を個別に刺激した理由として、fig.5に示すように2つの筋の機能的な違いがあり、ヒラメ筋の方が進行方向への推進力を生み出している事を付記しておく。

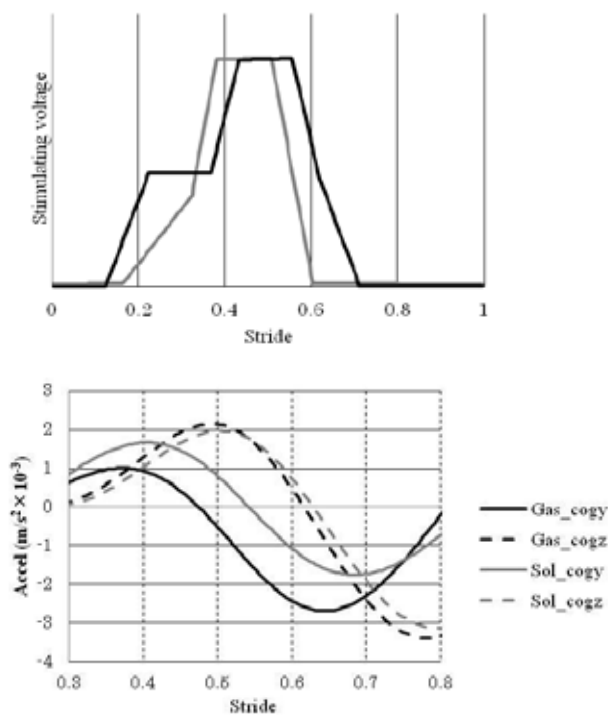


Fig.5 Different acceleration curve between Soleus and Gastrocnemius ;(a)stimulating voltage patterns, (b) acceleration curve of the center of gravity, Gas_cogy, Gas_cogz are forward and vertical acceleration of gastrocnemius, Sol_cogy, Sol_cogz are forward and vertical acceleration of Soleus.

4. 結論

我々は、FESを取り入れたハイブリッド歩行動作支援システムの開発を進めてきた。本報告では、新たに下腿伸筋群の電気刺激による足関節駆動力を利用した効率のよい擬似受動歩行様の運動を実現した。また頸髄損傷者などにおける、下腿屈曲筋群の不安定な出力を補償するため筋の電

氣的応答(M-Wave)フィードバック制御を導入し、筋疲労などによる変動を抑制した。

参考文献

- (1) Robert Riener, Lars Lunenburger, Sa.so Jezernik, Martin Anderschitz, Gery Colombo, and Volker Dietz, Patient-Cooperative Strategies for Robot-Aided Treadmill Training: First Experimental Results, IEEE Trans Neural systems and Rehab Eng, 13(3), p380-393, 2005
- (2) Lee, H. and Sankai, Y., Power assist method based on phase sequence driven by interaction between human and robot suit, Proceedings of the 2004 IEEE International Workshop on Robot and Human Interactive Communication, p491-496, 2004
- (3) T. Yamamoto, J. Ohshima, H. Yano, and A. Bettou, Feasibility study of hybrid therapeutic electrical stimulation for walking in the hemiplegia, 3rd IFESS, Lucerne, Switzerland, 1998
- (4) Yamamoto, T., Control of movement of a skeletal joint by functional electrical stimulation via surface electrodes, PhD thesis, University of Wisconsin-Madison, 1985
- (5) Lyons, GM., Sinkjær, T, Burridge, JH., and Wilcox, DJ., A Review of Portable FES-Based Neural Orthoses for the Correction of Drop Foot, IEEE Trans on neural systems and rehab eng, 10(4), 260-279, 2002
- (6) Johnston TE, Finson RL, Smith BT, Bonaroti DM, Betz RR, Mulcahey MJ, Functional electrical stimulation for augmented walking in adolescents with incomplete spinal cord injury, J. of Spinal Cord Medicine, 26(4):390-400, 2003
- (7) Kobetic, R., To CS., MS;2 Schnellenberger, JR., et al, Development of hybrid orthosis for standing, walking, and stair climbing after spinal cord injury, J of Rehab R&D, 46(3), 447-462, 2009
- (8) N. Yamamoto, N. Aoki, T. Yamamoto, H. Kuno, Y. Aoyagi, A. Tsubahara, Assistive FES system after spinal cord injury in treadmill walking, 50th Annual Conference of Japanese Society for Med and Biol Eng, DVD, 2 pages, 2011
- (9) Arthur D. Kuo, Energetics of actively powered locomotion using the simplest walking model, ASME Journal of Biomech Eng, Vol.124,123-130, 2002
- (10) H.M. Franken P.H. Veltink G. Baardman R.A. Redmeyer, and H.B.K. Boom, Cycle-to-cycle control of swing phase of paraplegic gait induced by surface electrical stimulation, Med.& Biol. Eng. & Comput., 33, 440-451, 1995
- (11) Farina, D., Blanchietti, A., Pozzo, M. and Merletti R., M-wave properties during progressive motor unit activation by transcutaneous stimulation, J Appl Physiol 97, 545-555, 2004