

근피로를 고려한 FES 사이클링의 제어

김철승 *, 엄광문#, 하세 카즈노리 **, 강 곤 ***

Control of FES Cycling Considering Muscle Fatigue

Chul-seung Kim *, Gwang-moon Eom #, Kazunori Hase **, Gon Kang ***

ABSTRACT

The purpose of this work is to develop the FES controller that can cope with the muscle fatigue which is one of the most important problems of current FES (Functional Electrical Stimulation). The feasibility of the proposed FES controller was evaluated by simulation. We used a fitness function to describe the effect of muscle fatigue and recovery process. The FES control system was developed based on the biological neuronal system. Specifically, we used PD (Proportional and Derivative) and GC (Gravity Compensation) control, which was described by the neuronal feedback structure. It was possible to control of multiple joints and muscles by using the phase-based PD and GC control method and the static optimization. As a result, the proposed FES control system could maintain the cycling motion in spite of the muscle fatigue. It is expected that the proposed FES controller will play an important role in the rehabilitation of SCI patient.

Key Words: FES (기능적 전기 자극), muscle fatigue (근피로), fitness function (fitness 함수), genetic algorithm(유전적 알고리즘), neuro-musculo-skeletal model (신경 근 골격 모델), SCI patient(척수 손상환자)

1. 서론

자발적으로 제어가 불가능한 근육에 전기 자극을 가하여 근육 수축을 유발하고 기능적으로 유용한 움직임을 만들어 내는 것을 기능적 전기자극 (FES)라 한다¹. 자의적 동작 생성이 불가능한 척수 손상(Spinal Cord Injury: SCI) 환자에 FES 를 이용한 운동기능재건이 이루어 지고 있다. 그러나 현재의 FES 는 다음과 같은 문제점을 가지고 있다.

우선, 임상에서 사용되는 개루프(open loop) 제어로는, 동작 중에 장애물이 나타나는 등 주변 상황이 변화하거나 환자의 근육 및 골격의 상태가 변화하게 되면 이를 해결할 방법이 없는 점을 들 수 있다. 특히, 통상적으로 최대 자극 강도를 사용한 on/off 제어가 사용되므로 부드러운 움직임의 생성이 불가능하고 근육이 쉽게 피로하게 된다.

또 하나의 중요한 문제점은 FES 를 사용하여 마비된 근육을 자극할 경우, 피로로 인하여

* * * 접수일: 2004 년 9 월 6 일; 게재승인일: 2005 년 4 월 15 일

* 건국대학교 대학원 의학공학과

교신저자: 건국대학교 의학공학과

E-mail garandain@empal.com Tel. (043) 852-9890

** 일본 나고야대학교 기계공학과

*** 경희대학교 동서의료공학과

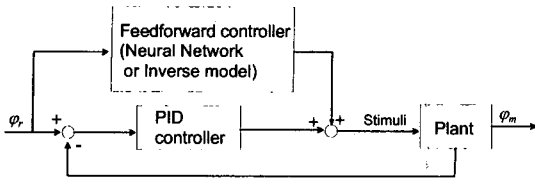


Fig. 1 The block diagram of the neuro (inverse)-PID control system (ϕ_r : reference angle (RA), ϕ_m : measured angle)

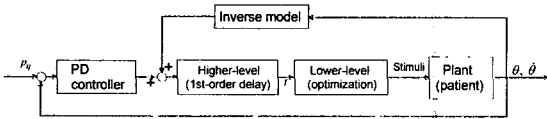


Fig. 2 The block diagram of the proposed control system (p: the goal angle, θ : joint angle, $\dot{\theta}$: joint angular velocity, i: joint number, j: phase number)

근력이 급격하게 감소하게 되어, 동작 시간이 제한되고 넘어짐 등의 위험에 처하게 될 가능성이 있다는 것이다.

FES의 경우, 자발적 운동에 비해 피로가 쉽게 발생하는 것은 비효율적인 자극 패턴(on/off)의 문제 외에도 전기 자극 자체가 가지는 속성에 기인한다. 자발적인 동작의 경우 SR(slow and fatigue resistant) 섬유가 먼저 흥분하고 더 큰 힘이 필요할 경우 FF(fast and fatiguable) 섬유가 흥분하게 된다. SR의 경우 피로에 강한 반면 FF는 쉽게 피로한다. 그러나 FF는 SR보다 작은 흥분 역치(excitation thresholds)를 가지고 있어 전기자극의 경우 자발적인 자극과는 반대의 순서로 자극 되어 결과적으로 빠른 시간내에 피로를 느끼게 된다². 따라서 FES 동작중의 급격한 피로는 필연적인 것이고, 이에 대처할 수 있는 방법이 요구된다.

개루프 제어기의 문제와 근피로와 같은 시변성 및 근육 입출력간의 비선형성의 문제를 해결하기 위하여 피드포워드(feedforward)와 피드백 제어기를 결합한 Fig.1 과 같은 구조의 제어기가 제안되었다^{3,4}. 피드포워드 부분을 구현하기 위하여 Chang³ 등은 신경망(neural network)을 이용한 neuro-PID 제어기를 제안하였고 Ferrarin⁴ 등은 신경망 대신 inverse 모델을 사용하였다.

그러나 이러한 방법은 정상인의 동작을 기초로 하여 RA(Reference Angle)를 수동적으로 결정해야 하고, RA만을 이용하여 피드포워드 부분이 계산되므로 RA(ϕ_r)와 실제 관절각도(ϕ_m) 간에 큰 오차가 발생하였을 경우 이를 해결할 수 있는 방법이 없다. 또한, 이러한 제어방식은 단관절(single-joint), 단근육(single-muscle) 제어에는 적용할 수 있으나, 다관절(multi-joints), 다근육(multi-muscles) 제어에는 적합하지 않다.

본 연구의 목적은 다관절, 다근육의 제어가 가능하고, 피로에 의하여 근력이 감소할 경우 이를 보완하고 운동을 지속시킬 수 있는 제어기를 구현하고자 한다(Fig. 2). 우선 미리 지정된 RA를 입력으로 하는 문제점을 해결하기 위하여 최적화 방법을 이용하여 영역별 목적 위치를 결정한 후 실제의 관절각도에 따라 자동적으로 동작을 생성하는 영역별 제어(phase-based control)를 제안한다. 또한, PD 제어와 inverse 모델을 이용하여 피드백 구조를 구현하고 중추 및 말초신경계를 모방한 상하위 신경계에서 각 근육의 최적한 자극정도를 계산하도록 하였다. 특히 Fig.1에서의 피드포워드 제어의 단점을 해결하기 위하여 현재 상태($\theta, \dot{\theta}$)를 피드백 하여 inverse 모델의 출력을 계산하도록 하였다.

본 연구에서 제안한 방법의 실현 가능성을 조사하기 위하여 신경-근-골격계 모델(neuro-musculo-skeletal model)을 이용하여 시뮬레이션을 수행하였다. 기존의 모델을 이용한 FES 제어^{3,4}에서는 단관절 즉 슬관절만을 대상으로 하였으나, 본 연구에서는 다관절(슬관절, 고관절)을 사용한 모델에 근피로를 적용하여 FES 제어를 시도하였다. 그리고 제어기의 파라미터를 결정하기 위하여 광역적 최적화(global optimization) 방법중의 하나인 유전적 알고리즘(genetic algorithm)을 사용하였다.

본 연구에서는 심폐기능, 순기환 기능의 재활효과가 크고 안정성이 높은 FES 사이클링을 제어대상으로 시뮬레이션을 수행하였다.

2. 방법

본 연구에서는 Fig. 3 과 같은 신경-근육-골격계모델⁵을 이용하였다. 하단의 근골격계

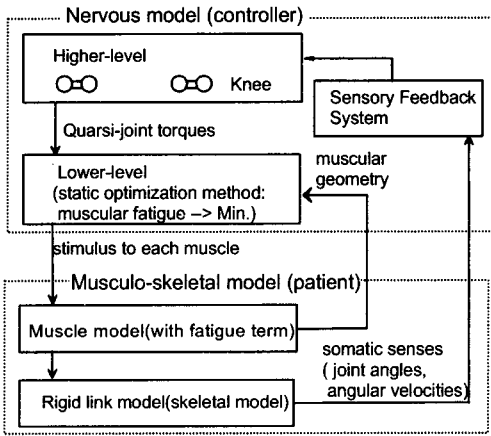


Fig. 3 Neuro-musculo-skeletal system

모델은 마비환자와 사이클링 에르고미터를 표현하는 것으로 여기에 근육의 피로를 포함하였고, 상단의 신경계 모델이 이를 제어하는 FES 신호를 발생하는 제어기에 해당한다.

2.1 피로를 고려한 근골격계 모델

제어방식과는 별도로 FES 표면자극의 근본적인 문제로서, 자극할 수 있는 채널의 수가 한정되어 있고, 표면전극을 사용하여 자극할 수 있는 근육이 한정되어 있다는 문제가 있다. 따라서 최소한의 근육만을 사용하여 동작을 구현하도록 하기 위하여 Fig. 4 와 같이 무릎의 신전근(Vasti)과 굴곡근(Hamstrings)만을 모델에 포함하였으며, 몸 전체를 사이클링 운동을 담당하는 하지부분만을 고려하여 5 개의 강체링크(상체, 대퇴× 2, 하퇴× 2)로 표현하였다(Fig. 5).

전기자극에 의한 근육의 피로를 결정하기 위하여 fitness 함수를 다음과 같이 일차 지연(1st-order delay)관계식으로 표현하였다.

$$\frac{dfit(t)}{dt} = \frac{(fit_{min} - fit(t))s(t)}{T_{fat}} + \frac{(1 - fit(t))(1 - s(t))}{T_{rec}} \quad (1)$$

- $fit(t)$: fitness of muscle
- fit_{min} : the minimum fitness
- $s(t)$: stimulation intensity
- T_{fat} : time constant for fatigue
- T_{rec} : time constant for recovery

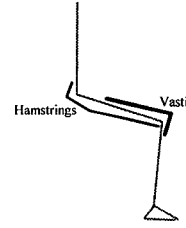


Fig. 4 Muscle model

Hamstrings: muscle group of biceps femoris, semitendinous, and semimembranosus, Vasti: muscle group of vastus lateralis, vastus medialis and vastus intermedius

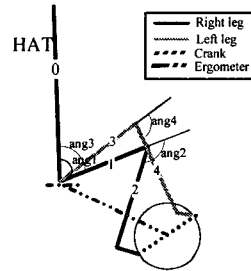


Fig. 5 Skeletal model

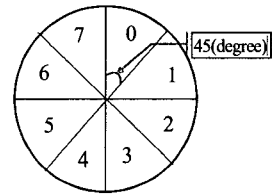


Fig. 6 Phases of cycling motion

위 식은 피로와 회복에 의한 fitness 의 변화를 고려하였다. 본 연구에서 사용된 피로와 회복의 시정수(T_{fat} , T_{rec})는 기존의 연구결과⁶를 사용하였다.

2.2 제어기

Fig.2 및 Fig.3 상단의 신경계 모델에 해당하는 제어기에서는 기본적으로 PD 제어와 중력보상 제어를 사용하였다. 목적위치까지 가기 위한 제어 신호를 생성하기 위하여 다음식과 같이 현재의 관절 각도와 각속도를 이용하였고 이를 $feed_i$ 라고 정의 하였다.

$$feed_i = -k_{ij}(\theta_i - p_{ij}) - c_{ij}\dot{\theta}_i + INV_i(\mathbf{0}, \mathbf{0}, \mathbf{\theta}) \quad (2)$$

i : joint number, j : phase number

$feed$: feedback signal to the nervous system

k, c : proportional and derivative coefficients ($k, c > 0$)

$\theta, \dot{\theta}$: joint angle and angular velocity

p : goal position

$INV(\mathbf{0}, \mathbf{0}, \mathbf{\theta})$: inverse dynamics calculating the joint torque as output with zero angular acceleration, zero angular velocity and current angle vector

$Feed_i$ 는 Fig.2 에서 PD 제어와 Inverse 모델의 출력이 합쳐진 값이며, Fig.3 에서는 감각피드백 시스템(sensory feedback system)의 출력에 해당한다.

중력보상 제어의 경우 각속도와 각가속도를 0 으로 설정하고, 현재의 자세 즉 θ 를 유지하기 위한 모멘트를 계산한다. 비레미분 제어는 목적위치(p_{ij})까지 도달하는데 필요한 값을 계산하게 된다. 신경계 파라미터들을 효율적으로 결정하기 위하여, 사이클링의 한 바퀴를 슬관절의 각도와 각속도를 기준으로 영역을 구분하였다. 즉 좌우 슬관절의 신전, 굴곡과 감속, 가속 영역을 고려하여 Fig. 6 과 같은 영역이 결정되었고, 각 영역별 PD 제어기의 상수들은 다르게 설정되었다.

Fig.3 과 같이 감각피드백의 출력($feed_i$)은 상위 신경계의 입력으로 주어지며 일차지연을 통하여 각 관절에서 발생해야 하는 토크 값을 발생하게 된다. 상위 신경계의 출력은 하위 신경계에서 정적 최적화(static optimization) 방법⁷ 을 통하여 각 근육의 자극 강도(stimulation intensity)를 결정한다.

감각피드백 시스템과 상, 하위 신경계에 사용된 파라미터들은 운동의 효율을 결정하므로 유전적 알고리즘(genetic algorithm)⁸ 을 사용하여 최적화 되었다. 운동의 효율을 결정하기 위한 평가항목으로는 에너지 소모율과 운동 속도가 사용되었다. 즉 GA 는 최소한의 에너지를 사용하여 50rpm 의 속도로 운동을 지속시킬 수 있는 파라미터들을 탐색하였다.

3. 결과 및 고찰

유전적 알고리즘을 사용하여 제어기의 파라미터들을 최적화 한 후 피로를 인가하여

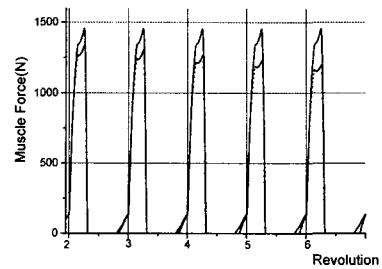


Fig. 7 Muscle force with and without fatigue (solid: without fatigue, dashed: with fatigue)

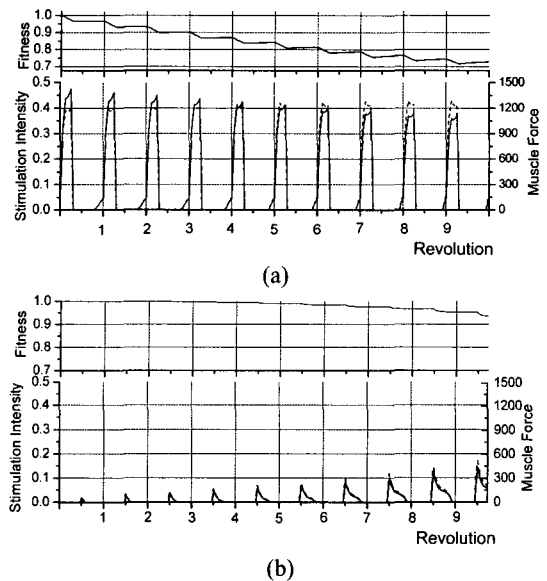


Fig. 8 Fitness, stimulation intensity and force of vasti and hamstrings of right leg (solid: muscle force, dashed: activation state)

시뮬레이션 한 결과 크랭크의 부하를 5Nm 로 인가한 조건에서 17 바퀴까지 운동을 지속하였다.

피로를 인가하기 전(실선)과 후(점선)의 신전근의 근력 변화를 Fig.7 에서 볼 수 있다. 피로를 인가한 경우 시간이 지남에 따라 근력이 감소되고 있다.

Fig.8(a)는 신전근의 fitness, 자극 강도 그리고 근력을 보여주고 있다. 자극 강도는 근육별 최대근력이 발생할 수 있는 최대 자극 강도로 정규화(normalize) 하였다. fitness 는 시간이 경과함에 따라 급격하게 감소되며, 약 9 바퀴

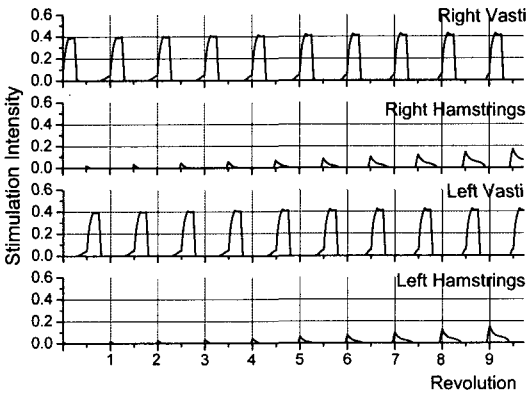


Fig. 9 Muscles stimulation pattern

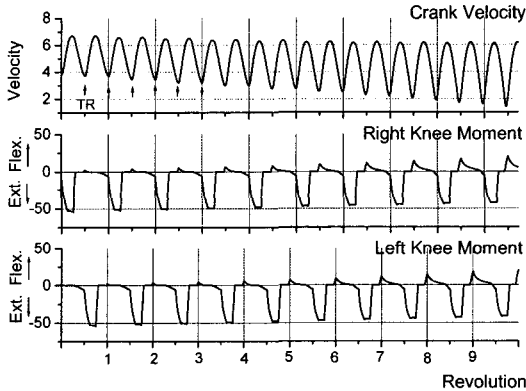


Fig. 10 Crank Velocity and Knee Moment pattern

(TR: Transition Area, Ext: extension moment, Flex: flexion moment)

후에는 약 0.7 정도로 30%가 감소되었다. 이로 인하여 자극 강도가 최초 0.4 에서 9 바퀴 운동 후 0.42 로 약 4%가 증가하였으나, 근력은 약 35%가 감소된 것을 볼 수 있다.

Fig.8(b)의 굴곡근의 fitness 의 경우 9 바퀴 후에는 fitness 가 약 0.95 정도로서 신전근에 비하여 감소량이 매우 작은 것을 볼 수 있다. 자극 강도의 각 회전별 최고값은 최초 0.015 에서 9 바퀴 운동 후 0.18 로 약 12 배가 증가하였고, 이에 해당하는 근력도 동일한 비율로 증가하였다. 신전근의 경우 자극 강도가 증가함에도 불구하고 근력이 감소한 반면 굴곡근의 경우 자극 강도에 비례하여 근력이 증가하였다. 이것은 cycling 운동에서의 굴곡근의

역할이 작으므로 자극 강도가 신전근에 비해 미미하였으므로 피로도 적은 것으로 사료된다.

Fig.9 는 좌우 굴곡근과 신전근의 자극 강도를 보여주고 있다. 좌우 신전근과 굴곡근의 강도는 반복적인 패턴을 보이고 있으며, 자극강도가 점차 증가하고 있다. 굴곡근의 자극 강도가 신전근에 비해 증가하는 이유는 Fig.8(a)에서 보는 것과 같이 신전근의 급격한 근력의 감소 및 fitness 의 감소를 보완하기 위한 것으로 판단 할 수 있다.

Fig.10 은 크랭크 속도와 좌우 슬관절 모멘트를 나타내고 있다. 근력감소로 인하여 천이 영역(TR: TRansition area) 부근의 속도가 점차 감소되어 속도의 진동폭은 2.9rad/s(3.8~6.7rad/s)에서 9 바퀴 후에는 4.9rad/s(1.3~6.2rad/s)로 진동폭이 커지고 있다. 여기서 천이영역은 좌우의 크랭크가 연속적으로 정렬되는 영역을 의미하며, 천이영역에서는 슬관절의 신전근이 크랭크 회전을 유발하기 어려워서 크랭크 속도가 저하되는 것이 일반적이다. 따라서 이 영역에서의 크랭크 속도는 주로 직전의 신전근의 근력과, 부수적으로 이 영역에서의 굴곡근의 근력에 의해 결정된다. 천이영역의 크랭크 속도가 점차 작아지는 것은 신전근의 근력이 피로의 영향으로 점차 감소하는 것에 기인하며, 이러한 변화를 보상하기 위해 굴곡근의 자극이 점차 증가하고 있다. 이러한 사실은 좌우의 슬관절 모두, 신전 모멘트는 감소하는 반면 굴곡모멘트는 증가하는 것에서도 확인할 수 있다.

결과적으로 제어기의 출력은 Fig. 9 의 자극 패턴이다. 본 연구에서 구현한 제어기는 근력이 감소함에도 불구하고 운동을 지속시키는 것을 볼 수가 있다. 즉, 신경계를 모방한 제어기가 신전근의 급격한 근력감소를 보조하기 위하여 신전근의 자극 강도를 증가시키면서 동시에 반대편 하지의 굴곡근의 자극강도를 증가시켜서, 크랭크 속도가 작은 천이 영역에서의 천이를 용이하게 하여 운동을 지속시키는 방법이 사용되고 있다. 주된 활동을 하는 신전근의 자극 강도만을 증가시키는 경우 더욱 빠른 피로를 초래하게 된다. 그러므로 피로가 상대적으로 적은 굴곡근이 이를 보조하는 책략이 더욱 효과적일 것이다.

FES 싸이클링과 같은 지속적인 운동은 SCI

환자의 심혈관계질환 예방이나 심폐기능 향상에 큰 도움을 준다는 보고가 있다^{9,10}. 또한 SCI 뿐만 아니라 다발성경화증(multiple sclerosis) 및 뇌졸중(strokes) 등의 환자들의 재활에 효과적이다¹¹. 그러나 이러한 FES 재활의 경우, 큰 문제점은 근 피로로 인한 짧은 운동시간이다. 본 연구결과를 임상에 적용할 경우 운동시간 연장으로 인하여 환자의 재활에 큰 도움을 줄 수 있을 것이다.

4. 결론

inverse 모델과 PD, 제어를 이용한 피드백 구조와 인체의 신경계를 모방한 상하위 신경계를 이용하여 피로를 극복하기 위한 제어기를 구현하였고, 피로를 고려한 FES 사이클링 시뮬레이션은 성공적으로 수행되었다. 피로를 극복하기 위한 전략으로 다음과 같은 방법이 사용되었다. 첫째로 피로에 의해 감소된 근력을 보조하기 위하여 자극 강도를 증가시킨다. 다음으로 참여율이 상대적으로 적은 굴곡근의 자극을 크게 증가시켜서, 좌우 슬관절 신전의 천이를 원활하게 하는 방법이 사용되었다. 결론적으로 피로에 따른 근력의 저하를 제어기가 효과적으로 극복하고 운동을 지속시켰다.

후 기

이 논문은 2002 년도 한국학술진흥재단의 지원에 의해 연구되었음(KRF-2002-002-D00226):

참고문헌

1. Gracanin, F., Prevec, T., Trontelj, J., "Evaluation of use of functional electronic peroneal brace in hemiparetic patients," in Proc. Int. Symp. External Control Human Extremities, Dubrovnik, Yugoslavia, Aug. 29, 1967.
2. Bridley, G. S., Polkey, C. E., Rushton, D. N., "Electrical splinting of the knee in paraplegia," Paraplegia, Vol. 16, pp. 428, 1979.
3. Chang, G. C., Luh, J. J., Liao, G. D., Lai, J. S., Cheng, C. K., Kuo, B. L., Kuo, T. S., "A neuro-control system for the knee joint position control with quadriceps stimulation," IEEE Trans. Rehab. Eng., Vol. 5, pp. 1063, 1997.
4. Ferrarin, M., Palazzo, F., Riener, R., Quintern, J., "Model-based control of FES-induced single joint movements," IEEE Trans. Neural system and rehabilitation, Vol. 9, pp. 1534, 2001.
5. Kim, C. S., Eom, G. M., Hase, K., "Implementation of Fes Cycling using only Knee Muscles: A Computer Simulation study," J. Korean Society of Precision Engineering, Vol. 21, No. 8, pp. 171-179, 2004.
6. Riener, R., Quintern, J., Schmidt, G., "Biomechanical model of the human knee evaluated by neuromuscular stimulation," J. Biomechanics, Vol. 29, pp. 1157, 1996.
7. Crowninshield, R. D., Brand, R. A., "A physiologically based criterion of muscle force prediction in locomotion," J. Biomechanics, Vol. 14, pp. 793-801, 1981.
8. Goldberg, D. E., "Genetic Algorithms in Search, Optimization and Machine Learning," Addison Wesley, 1989.
9. Chilibeck, P. D., Bell, G., Jeon, J., Weiss, C. B., Nurdoch, G., NacLean, I., Ryan, E., Burnham, R., "Functional electrical stimulin exercise increases GLUT-1 and GLUT-4 in paralyzed skeletal muscle," Metabolism, Vol. 48, pp. 1409, 1999.
10. Peters, E. J., Armstrong, D. G., Wunderlich, R. P., Bosma, J., Stacpooleshea, S., Lavery, L. A., "The benefit of electrical stimulation to enhance perfusion in persons with diabetes mellitus," J. Foot Ankle Surg., Vol. 37, pp. 396, 1998.
11. Petrofsky, J. S., Kazemi, A., Laymon, M., "The use of electrical stimulation for healing decubitus ulcers: a way to handle difficult wounds," J Neurol Orthop. Med. Surg., Vol. 20, pp. 114, 2001.