

FNS를 사용한 하반신마비자의 일어서기

강 곤

Functional Neuromuscular Stimulation for Paraplegic Standing

Gon Khang

요 약

Functional neuromuscular stimulation(FNS)를 사용하여 하반신마비자가 앉은 상태에서부터 일어나 균형을 유지할 수 있도록 하기 위하여 FNS의 자동제어 시스템을 개발하였다. Output feedback gain matrix를 최적제어이론을 사용하여 계산하기 위하여 비선형 신체모델을 직립위치에 대하여 선형화하였다. 제어기는 측정된 output에 의하여 매순간 각 신체조인트에 필요한 torque를 계산하며, 이 조인트 torque는 근육이 최소한의 에너지를 사용하게끔 각 근육에 배분된다. 컴퓨터 시뮬레이션결과, 이 제어 시스템을 사용하여 각 조인트가 약 45도 정도 구부러진 상태에서부터 직립위치를 회복할 수 있으며 팔의 움직임으로 대표되는 외부로부터의 방해를 받았을 때에도 직립위치를 자동적으로 유지할 수 있었다.

1. 서 론

전기자극이 환자의 치료에 사용된 최초의 기록은 AD46년에 Scribonius Largus라고 하는 로마의 의사가 순간적으로 전기를 발생하는 물고기 (torpedo fish)를 환자의 두통등에 이용하였다는데서 찾아볼 수 있다. 그 후 1740년에 이르러 최초로 전기를 저장하여 필요할 때 간질등의 질환을 치료하는데 이용하였고, 전기자극으로 근육의 수축을 유발시킨 사람은 1791년 Luigi Galvani였다. 전기자극이 신경장애자의 기동성회복에 사용되기 시작한 것은 1960년 이후의 일이며 현재 미국의 Case Western University, 유고슬라비아의 Ljubljana Institute 등의 기관에서

활발한 연구가 진행되고 있다.

척추신경장애 (spinal cord injury, SCI) 또는 영구적인 뇌신경손상등을 입을 경우 거의 대부분 신경의 회복이 불가능하지만, 다행이도 명령을 각 신체 부위로 전달하는 α -motoneuron은 그 기능을 유지하므로 전기자극, 즉 FNS에 의하여 부분적이거나 간단한 팔다리 움직임을 회복시킬 수 있다. 현재 지구상에 큰 전쟁이 없음에도 불구하고 SCI 환자의 수는 자동차 사고, 스포츠, 총기류의 사고등으로 계속 증가일로에 있고, 더욱이 SCI 환자의 대부분이 매우 젊은층(SCI의 50% 이상)이 20세 미만의 젊은층에 발생한다)이기 때문에 FNS에 의한 기동성 재활은 매우 중요하다.

2. 수학적 모델

제어시스템의 설계에 사용된 컴퓨터모델은 4부분으로 구성되어 있다(그림 1).

건국대학교 의과대학 의학공학과

Dept. of Biomedical Engineering, College of Medicine, Konkuk University

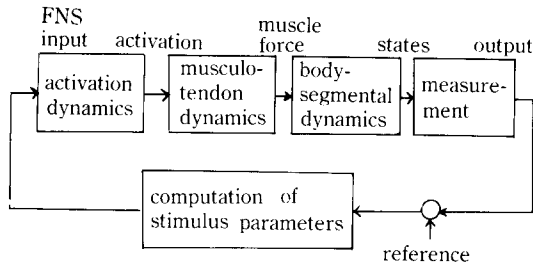


그림 1 전체 FNS 시스템의 블럭선도

Fig. 1 Blockdiagram of the FNS system

2.1 Activation Dynamics

Activation dynamics는 통상 흥분수축결합(excitation-contraction coupling)이라 불리우는 신경근육의 흥분과정을 나타내는 부분으로서, 입력으로서 사각형모양의 펄스를 보통 사용하고 이 펄스의 매개변수에 따라 크고 작은 normalized activation $a(t)$ (Hill 1949)가 출력으로 나타난다. 즉, $a(t)=1$ 일 경우 시간이 지날수록 근육의 힘은 최대치를 향하여 계속 증가하고, $a(t)=0$ 는 근육이 수축되지 않음을 의미한다. 펄스는 3가지 매개변수에 의하여 규정되어 있는데 이는 펄스의 폭(d), 높이 및 주파수(f)를 말한다. 여기에서는 펄스의 높이가 일정하다고 가정한다. 왜냐하면, 발생하는 근육의 힘은 펄스의 전하량(charge)의 함수이므로 높이대신 폭을 변화시켜 근육의 힘을 조절할 수 있다(Crago et al. 1980a).

다음과 같은 모델로써 activation dynamics를 나타내고자 하였다.

$$a(t) = a_m(d) \exp\left\{-\frac{(t-kT_s)}{T_c}\right\},$$

$$kT_s \leq t \leq (k+1)T_s, \quad k=0, 1, 2, \dots \quad (1)$$

$a_m(d)$ 를 recruitment curve²⁾를 나타내고, $T_s=1/f$, T_c 는 근육의 activation이 다시 0으로 줄어들때의 시정수를 의미한다. 보여진 바와 같이 위의 activation dynamics는 매우 비선형적이므로 실제의 연산에서는 (1)을 간략한 수식⁵⁾으로 대체하였으나 그로 인해 파생되는 오차는 거의 없었다.

2.2 Contraction Dynamics

Contraction dynamics는 activation dynamics의 출력 $a(t)$ 와 근육의 힘 p 와의 관계를 설명하는데, 사용한 모델은 근육의 힘발생 요소와 탄성, 그리고 근(tendon)의 탄성을 모두 포함하고 있다.⁷⁾ 근육의 등장힘(isometric force) p_0 이 직립위치 부근에서 일정하고, 근육이 통과하는 조인트에 대하여 일정한 팔거리(moment arm)를 유지한다고 가정하면 다음과 같은 선형 1차 미분방정식으로 대체할 수 있다.

$$\dot{\phi} = -c\phi + c\phi_0 a(t) \quad (2)$$

여기에서 ϕ 와 ϕ_0 는 각각 근육의 torque와 등장 torque를 나타내고, c 는 각 (근을 포함한) 근육의 고유 시정수이다.

2.3 Body-Segmental Dynamics

이 연구에서 사용된 body-segmental dynamics는 2차원, 즉 신체의 앞뒤 운동을 나타낸다. 두 다리의 근육들은 동시에 자극되고, 발은 언제나 지면에 붙어 있다고 (실제로는 매순간 이 가정이 성립되든가를

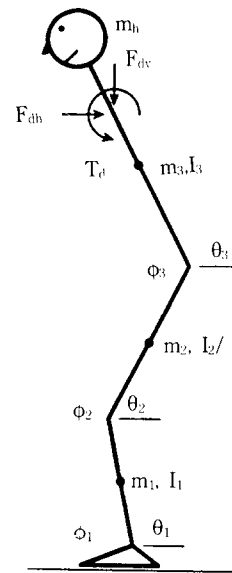


그림 2 Body-Segmental 모델

Fig. 2 Body-Segmental Model

검토하였다) 가정하였다. 이 모델은 4부분으로 구성되었고 (그림 2) 각 조인트는 마찰이 없는 hinge형이라 가정하였다. 팔의 움직임은 외부로부터의 방해 (external disturbance)로 간주되었고, 이는 어깨에 작용하는 힘 F_v , F_d 와 torque T_d 로 대치되었다. 선형화된 운동방정식 (컴퓨터시뮬레이션에서는 원래의 비선형 운동방정식이 사용되었다)은 다음과 같다.

$$\ddot{\theta} = A\theta + B\phi \quad (3)$$

A와 B는 일정한 매트릭스이다.

2.4 근육의 에너지 소모

전기자극으로 인한 근육의 피로를 줄이고자 에너지 소모의 극소화를 도입하였다. 정상인의 자발적 근육수축에서는 피로에 강한 fiber가 그렇지 못한 fiber보다 먼저 수축되나, 전기자극에서는 그 반대순서로 fiber가 수축되어 피로가 매우 심하게 된다.⁶⁾ 특히 오랜기간 사용하지 않았던 근육에서는 피로현상이 더욱 현저하게 나타난다.

근육이 소모하는 에너지는 일(work)과 열(heat)로서 외부에 방출된다. 인체에서 얻어진 자료가 없기 때문에 여기에서는 개구리 근육으로부터 얻어진 자료를 normalize하여 인체의 근육에 적용하기로 한다.

근육으로부터의 전체 에너지 소모율 \dot{E} 는 근육의 힘 p와 activation a(t)의 선형식으로 나타낼 수 있다.⁵⁾

$$\frac{\dot{E}}{p_0 l_0} = (1.178 - a_0 \frac{V_{max}}{l_0}) \frac{p}{p_0} + (0.020 + a_0 \frac{V_{max}}{l_0}) a(t) \quad (4)$$

$a_0=0.25$ 이고, l_0 와 V_{max} 는 근육 fiber의 optimal length와 최대수축속도를 각각 의미한다.

3. 제어 시스템 설계

3.1 상태 방정식

전체 상태 방정식을 유도하기 위하여 상태벡터 x(t)와 입력 벡터 a(t)를 다음과 같이 정의하기로 한

다.

$$x(t) = [\theta_1 \cdots \theta_3 \dot{\theta}_1 \cdots \dot{\theta}_3 \phi_1 \cdots \phi_q]^T \quad a(t) = [a_1 \cdots a_q]^T \quad (5)$$

θ 는 각 조인트의 각도이고, q는 사용한 근육의 수를 말한다.

지금까지 얻어진 수식들을 이용하면 다음과 같은 비선형 상태방정식을 구할 수 있다.

$$dx(t)/dt = F(x(t), a(t), F_v, F_d, T_d) \quad (6)$$

(6)에 출력 방정식 (7)을 더할 수 있다.

$$y(t) = C \{x(t) - x_{op}\} \quad (7)$$

x_{op} 는 직립 평형위치에서의 상태벡터를 의미한다.

(6)(7)과 같은 상태 방정식이 도출되었으나, 자동 제어를 위한 귀환 시스템의 구성에는 두가지 어려움이 있다. 즉, (6)이 비선형이며, (5)의 ϕ 와 a(t)가 일정범위를 갖는다는 것이다. 다시 말하여 근육의 activation은 0과 1 사이에 존재하며 근육의 힘은 음이 될 수 없다. 따라서 위의 식들을 간략화하여야 한다.

여기에서 사용한 간략화 방법은 각 조인트를 통과하는 근육(들)을 모두 하나의 actuator로 간주하는 것이다. 이 가상적인 joint-torque actuator는 편의상 1차 선형 미분방정식으로 표현하기로 한다. 즉, 이 가상적인 joint-torque actuator를 가상하여 실제 시스템의 출력이 이 joint-torque actuator의 출력을 따라가게 하자는 것이다.

3.2 activation의 분배

위와 같은 방법으로 얻어진 가상적인 joint-torque actuator에서 매 순간 계산되는 joint torque를 에너지 소모의 극소화에 입각하여 각 근육에 배분한다. 이 과정에서 각 근육의 에너지 소모율(5)가 사용된다. 자세한 과정을 참조하기 바란다.⁵⁾

4. 컴퓨터 시뮬레이션 결과

그림 3에서 보는 바와 같이 각 조인트가 (직립위

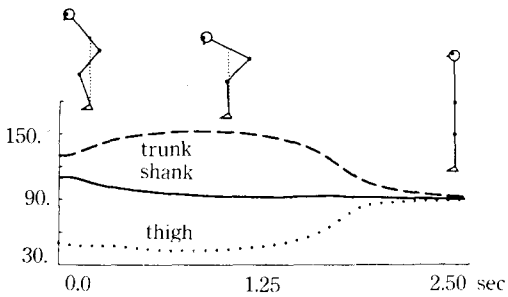


그림 3 일어서기의 컴퓨터 시뮬레이션

Fig. 3 Computer Simulation of Paraplegic Standing

치에서 flexion 방향으로) 45도 까지의 위치에서부터 (예 : 바퀴의자로부터) 일어날 수 있음을 알 수 있고 이 제어 시스템의 구성에 도입된 여러 형태의 가정과 간략화가 실제의 제어기능에 그다지 큰 오차를 가져 오지 않는다는 것을 알 수 있다. 처음에는 어떠한 근육도 작동을 하지 않고 있으므로 근육의 힘이 중력을 이겨낼때까지 더욱 flexion 방향으로 움직이다가 직립위치를 향하는 것을 볼 수 있다.

여기에 보여지지는 않았지만 컴퓨터시뮬레이션을 통하여 에너지소모 극소화에 의한 근육 작동의 일관된 우선순위를 볼 수 있었다. 첫째, 길항근(antagonistic muscle)은 어느 경우에도 동시에 작동하지 않는다. 둘째, 주동근(agonist)들 중에서는 힘이 강하고 빨리 힘을 발생하는 근육이 그렇지 못한 근육보다 우선적으로 작동한다. 그 이유는, 에너지 소모율이 activation의 양에 절대적으로 의존하므로 ((4) 참조) 힘이 강한 근육은 같은 힘을 내는데 약한 근육 만큼의 activation을 필요로 하지 않기 때문이다. 이는⁴⁾ 등에서 보고된 정상인의 실험결과와 일치한다.

또한, 각 근육의 역할에 대하여 중요한 사항을 발견할 수 있었다. 우선, 근육이 통과하고 있는 조인트뿐만 아니라 다른 조인트의 가속도에 영향을 미친다. 두개의 근육이 어떤 특정한 조인트에 같은 방향의 torque를 작용하여도 서로 반대 방향으로 가속도를 발생하여 결과적으로 서로 길항근의 역할을 한다.

⁵⁾ 근육은 그것이 통과하고 있는 조인트에 직접적으로

로 길항근의 역할을 한다.⁵⁾ 근육은 그것이 통과하고 있는 조인트에 직접적으로 torque를 작용하는 반면에 다른 조인트들에도 항력을 발생하기 때문이다.

이 제어 시스템은 팔의 움직임(방해)에도 자동적으로 선 위치를 유지할 수 있었다.

참 고 문 헌

- 1) Crago, P. E., Mortimer, J. T. and Peckham, P. H., "Closed-loop control of Force during electrical stimulation of muscle," IEEE Trans Biomed. Eng., Vol. BME-27, pp. 306-312, 1980a
- 2) Crago, P. E., Peckham, P. H. and Thrope, G. B., "Modulation of muscle force by recruitment during intramuscular stimulation," IEEE Trans Biomed. Eng., Vol. BME-27, pp. 679-684, 1980 b
- 3) Hill, A. V., "The heat of activation and the heat of shortening in a muscle twitch," Proc. Roy. Soc. Ser. B, Vol. B136, pp. 195-211, 1949.
- 4) Joseph, J., "Man's posture electromyographic studies," Charles Thomas Publisher, chapter 4-6, 1960.
- 5) Khang, G., "Paraplegic standing controlled by functional neuromuscular stimulation : computer model, controlsystem design, and simulation studies," doctoral dissertation, Stanford University, 1988
- 6) Mortimer, J. T., "Motor prosthesis," Handbook of Physiology : The Nervous System, vol. II, Motor Control, ed. by V. B. Brooks, Amer. Physiol. Soc., pp. 155-187, 1981
- 7) Zajac, F. E., Topp, E. L. and Stevenson, P. J., "Musculotendon actuator model for use in computer studies and design of neuromuscular stimulation system," Proc. 9th Annual Conference on Rehabilitation Engineering (RESNA), Minneapolis, MN, pp. 442-444, 1986