

전기자극을 이용한 마비환자의 기동성회복

姜 坤

建國大學校 醫科大學 醫學工學科

1. 서 론

사람이 무엇인가를 감지하거나 팔다리를 움직이고자 할 때 알맞은 명령을 뇌에서 만들어 그 명령을 전기적 신호로 바꾸어 중간 전달계통을 통하여 마지막 해당부분까지 전달하고 또 다시 역방향으로 되받기도 한다. 가령, 팔을 움직일 때에는 신경세포의 안쪽과 바깥쪽에 전기를 띤 이온의 농도차에 의하여 발생된 펄스형의 신호를 척수를 경유하여 마지막 모터에 해당하는 근육에 전달하여 원하는 움직임을 얻는다. 이리하여 물건을 짚거나 던지는 등의 동작을 하게된다.

그러나, 척수(spinal cord)의 손상, 뇌졸중(stroke) 등으로 인하여 신경계통에 이상이 오면 이러한 명령전달과정이 중간에 끊기게 된다. 이렇게 되면 그 신경계가 관장하는 부분에 마비현상이 초래되어 움직이지 못하고 때로는 감각조차 상실하게 된다. 다행히 손상부위 아래에는 아직도 명령을 전달할 수 있는 기능이 유지되고 있는 경우가 많아서 외부에서 적당한 전기신호를 가하면 불완전하나마 일상생활에 필요한 기능을 회복할 수 있다. 이 것을 기능적 전기 자극(functional electrical stimulation, FES)이라 한다. 일반적으로, 전기자극에 의하여 기능을 만들어 내는 것을 통털어 FES라 하고, 그 중에서 신경 또는 근육에 자극을 가하여 기동성을 만드는 것을 functional neuromuscular stimulation(FNS)라 부르는 것이 보통이나 본문에서는 보다 광범위한 용어 FES를 사용하기로 한다.

FES의 역사는 우리가 일반적으로 생각하는 것보다 훨씬 길다. 기록에 의하면, 서기 46년 경에 로마의 의사가 자기방어를 위하여 전기를 만들어내는 물고기

(torpedo fish)를 어항에 기르면서 두통 또는 통풍(gout)환자의 해당부위에 이 물고기를 갖다대고 전기자극을 가하여 진통효과를 얻었다고 한다. 그 후에도 적지않은 기록이 남아 있고, 1740년에 이르러 처음으로 전기를 저장하여 간질(epilepsy)환자의 치료에 사용하기 시작하였다.

1791년에 전류를 측정하는 갈바노미터(galvanometer)로 유명한 Galvani라는 과학자에 의하여 외부에서 전기자극을 가하면 근육이 수축한다는 사실이 개구리실험을 통하여 발견되었다. 이를 1960년대 초에 현실적으로 이용하기 시작한 사람은 Liberson¹⁾으로, 뇌졸중 등으로 인한 족하수증¹⁾(dropfoot 또는 footdrop)환자의 신발바닥에 센서를 부착하여 발뒤꿈치가 지면에서 떨어지면 배측굴근을 자극하여 발목을 굽히게 함으로써 비정상적인 보행을 교정할 수 있었다. 이를 토대로 현재까지 하반신마비환자의 일어서고 걷는 동작^{2,3,4)}, 반신 또는 사지마비환자의 손동작⁵⁾ 등을 FES로 회복하여 일상생활에 큰 도움을 주고 있다.

이러한 기동성재활 외에도 FES는 널리 사용되고 있다. 소변을 마음대로 볼 수 없는 경우에 방광이 어느 정도 차면 전기자극을 가하여 소변이 나오도록 한다든지 또는 일반인이라 하더라도 부상을 입어서 운동을 못하는 경우에 전기자극으로 운동에 대신하는 효과를 얻을 수 있다. 실제로, 미국의 fitness center(흔히 헬스클럽이라 부른다)에는 전기자극기를 설치하여 두고 이러한 사람들에게 운동효과를 주고 있다. 또한, 오랜기간 마비된 상태라면 근육이 위축

1. 발목의 앞쪽에 위치하고 있는 근육으로서 수축하면 발목을 앞으로 굽히는 역할을 하는 배측굴근(dorsiflexor)이 마비되어 보행시 발을 들어 올리지 못하므로 지면을 발끝으로 밟게 된다.

(atrophy)되어 힘도 약할 뿐더러 뼈의 밀도도 낮아지는데, 전기자극을 일정기간 동안 규칙적으로 가하면 근력이 많이 향상되고 동시에 해당 뼈의 밀도도 현저히 증가한다는 연구보고도 있다.¹⁶⁾ FES를 적용하여 하반신마비환자를 일어서게 한다고 가정할 때 근력도 충분해야 하지만 다리뼈의 밀도가 낮다면 체중에 의한 하중을 이기지 못하고 부러지는 예가 있다.

II. FES의 필요성

기동성을 잃어버리는 요인중에 가장 큰 비중을 차지하는 척수손상(spinal cord injury, SCI)의 통계를 살펴보면¹⁷⁾, 현재 약 200,000명의 SCI환자가 있고 매년 10,000-12,000명의 환자가 새로 생기고 있다. 현재 지구상에 큰 전쟁이 없음에도 불구하고 이렇게 SCI환자의 수가 오히려 급속히 늘어나고 있는 이유로는, 나날이 심각해지는 교통사고, 이에 못지않는 스포츠사고, 또 심지어 범죄에 의한 총기/칼사고 등을 들 수 있다. 더욱이, 이들 SCI환자의 대부분이 20 세를 전후한 젊은 층이고 한번 척수에 손상을 입으면 대부분 마비현상이 영구적이라는 점을 감안하면 어떤 방법으로도 이들에게 기동성을 회복할 수 있도록 해 주어야 한다는데에는 의심할 여지가 없다. 우리나라에서도 몇 년전에 중학교에 다니는 여자체조선수가 훈련중에 척수손상을 입어서 하반신마비가 되었다는 보도가 우리를 우울하게 만든 적이 있다.

FES가 관심을 끌기 전까지 기동성을 대표하는 기기로 바퀴의자를 들 수 있으나, FES를 사용하면 사용자의 주위환경을 대대적으로 바꾸어 줄 필요가 없이 일반인과 같은 생활을 할 수 있다는 큰 장점이 있다. 즉, 바퀴의자가 다닐 수 있도록 통로를 넓히거나 앉아서 물건을 꺼낼 수 있도록 선반을 낮출 필요가 없다. 또, 근래의 연구결과에 의하면, 크러치(crutch)를 사용하여 걸을 때보다 에너지소모가 훨씬 적다고 알려져 있다.¹⁸⁾

현재 많은 외국의 학교와 연구소에서 FES에 관한 연구가 진행되고 있고 또 결과의 일부는 실제로 임상

이나 가정생활에서 사용되고 있다. 주요기관을 손꼽아 보면, 미국의 Stanford University, Case Western Reserve University, Rancho Los Amigos Hospital, Illinois Institute of Technology, Wright State University, 유고슬라비아의 Edvard Kardelj University, 그리고 일본의 동북대학 등을 들 수 있다. 국내에서는 건국대학교와 원광대학교 등에서 연구를 시작 또는 진행하고 있는 단계에 있다.

공학이 제품을 개발하고 상품화하여 국제경쟁력을 강화한다는 일반적인 관념에 비하면 재활공학은 투자되는 연구비에 비하여 경제적으로 얻는 이득이 낮고, 또 관련 제품들도 다품종 소량생산일 뿐더러 여러분의 연구인력이 동시에 참여해야 하는 복합분야이기 때문에 국내에서도 충분한 투자가 이루어 지려면 아직도 다소 시간이 걸릴 것으로 생각된다.

III. FES의 연구분야

1. 신빙성 있는 전극의 개발

실험적으로는 초기단계에 피부 위에 부착하여 전기 신호를 가하는 표면전극을 사용하지만, 사용하기에 간편한 반면에, 외관상 그다지 좋지 못하고 또 원하는 근육만 선택적으로 자극하는데 문제가 있을 뿐더러 몸 속 깊은 곳에 위치하는 근육을 자극할 수 있는 방법이 없기 때문에 점차 체내에 수술로 삽입하여 사용하는 전극을 사용하고 있다. 원하는 신경부위 또는 근육내의 적당한 위치에 전극을 삽입하고 자극을 가하는 전극으로는, 고리(hook)가 달린 전극을 바늘에 넣어 원하는 위치에 피부를 경유하여 꽂은 다음에 바늘을 빼내고 피부 바깥으로 나온 전선을 통하여 전기 자극을 가하는 바늘전극, 아예 자극기의 역할을 가지고 있는 소형전극을 체내에 수술로 삽입하고 피부를 사이에 두고 상호유도(mutual induction)의 원리를 이용하여 전력을 공급하는 전극시스템 등이 있다.

이러한 체내 전극시스템은 전극이 몸속에서 오랜기간 머물기 때문에 화학작용을 일으켜 부식되기 쉽고 일단 부식이 되거나 위치가 움직이면 다시 수술로 교환해 주어야 하는 문제점이 있기 때문에 아직도 많은 연구가 필요하다 하겠다. 즉, 몸 속에서 영구히 제 위치를 지키면서 작동할 수 있도록 신빙성을 제고한 전극이 필요하다. 현재 개발된 전극은 보통 5 년 정

2. 불행히도 필자가 가지고 있는 국내의 통계가 그다지 정확치 못하므로 여기에서는 부득이 미국의 예를 보는 것을 독자들은 양해하여 주시기 바란다.

도는 재수술 없이 사용할 수 있다.

2. 제어시스템 및 센서

여러 개의 근육을 순차적으로 때에 맞추어 적당한 자극을 가하여야 하기 때문에 이러한 역할을 할 수 있는 제어(control)시스템이 있어야 한다. 과거에는 컴퓨터의 기능이 미약하여 적절한 시각에 적당한 자극강도를 해당 근육에 가할 수 없는 경우가 많았으나, 현재에는 초고속 컴퓨터 또는 마이크로프로세서가 개발되어 있기 때문에 제어시스템의 기능향상에 힘이 모아지고 있다. 특히 손에는 아주 가는 근육이 많이 있기 때문에 알맞게 자극을 가하여 원하는 동작을 얻으려면 정교하게 제어할 수 있는 시스템이 반드시 필요하다. 움직임 자체 이외에도 손으로 물건을 쥐는 정도 또는 힘도 적절히 조절할 수 있어야 한다. 이 분야 역시 많은 연구가 진행되고 있다.

몸의 위치를 원하는대로 제어하면서 새로운 자극을 각 근육에 전달하기 위하여는 제어시스템, 즉 컴퓨터가 각 제질의 현재 위치, 또 필요하다면 움직임이고 있는 속도를 계속 추적하고 있어야 한다. 이를 위하여 신빙성이 있는 센서가 필요하다. 또 몸에 부착하기 때문에 소형이고 가벼워야 하며 외관상 보기에 나쁘지 않아야 한다. 여기에서 부연하고 싶은 것은, 장애자의 보조기구를 설계하거나 선택할 때에는 반드시 외관을 충분히 고려하여야 한다는 것이다. 필자가 미국에서 많은 장애자들을 상대로 조사한 바에 의하면, 보조기구가 아무리 훌륭한 기능을 갖고 있다하더라도 모양이 양호하지 못하여 남 보기에 흉하다면 절대로 사용하지 않는 경향이 있다. 이는 지극히 당연한 사실이므로 아무리 깊이있게 고려하더라도 지나치지 않는다.

3. 다채널 전기자극기의 개발

앞에서 언급한 바와 같이, 어떠한 동작을 만들어내기 위하여는 다수의 근육을 각각 독립적으로 자극해야 하기 때문에 이를 수행할 수 있는 다채널자극기가 반드시 필요하다. 현재 개발되어 상품화된 다채널자극기는 가격에 비하여 그 성능이 그다지 우수하지 못하다고 필자는 판단하고 있다. 따라서 일반적으로 장애자들이 쉽게 구입하여 사용할 수 있는 소형 다채널자극기가 널리 연구되고 있다.

원하는 순간에 근육에 자극을 전달하려면 이를 수행하기 위한 명령이 무엇이냐가 때때로 중요한 선택

이 될 수 있다. 예전에는 허리에 부착한 스위치를 많이 사용하였으나 이를 작동시키기 위하여 한 손을 사용하여야 하고 더욱이 손을 사용하지 못하는 마비환자의 경우에는 가능성이 없다. 현재 사지마비환자의 손 동작을 위하여 Case Western Reserve University에서 선택하여 사용하고 있는 방법은 어깨에 위치센서를 달아서 어깨를 앞뒤와 위아래로 움직이는 정도를 감지하여 명령으로 삼는 방법이다. 필자의 소견으로는, 이 역시 명령을 전달하기 위하여 어깨를 움직이는 동작이 그다지 보기에 좋지 않으므로 현재 인공팔의 제어에도 사용하고 있는 근전도(electromyogram)를 이용하면 가장 무난할 것으로 보인다. 즉, 몸에서 그다지 많이 사용하지 않는 길항근³⁾ 한 쌍을 골라서 사용자가 스스로 일정한 패턴으로 작동시켜서 그 근육들로부터 나오는 근전도를 명령신호로 사용하는 방법이다. 이 방법은 사용자가 연습을 거쳐서 충분히 숙달할 수 있고, 무엇보다도 외관상 어떠한 비정상적인 모양도 나타내지 않는다는 장점을 가지고 있다.

4. 컴퓨터 모델

해당 FES 사용자의 체형, 근육의 상태 등과 외부 기계/전자시스템을 컴퓨터로 모델링하여 그 FES시스템이 어떻게 작동할 것인가를 예측하고 설계에 변경을 가하기도 한다. 일반인들에게 컴퓨터 모델이 FES에서 중요한 역할을 한다고 얘기하면 아마도 의아해하는 사람들이 많을 것이다. 컴퓨터 모델은 매우 유용하게 사용된다. 무엇보다도, 이 시스템을 장애자가 직접 사용하고 있거나 사용할 것이기 때문에 안전하게 작동할 것이라는 확신이 있어야만 실제로 적용할 수 있다. 가령, 실험 도중에 사용자가 만약의 경우에 넘어지기라도 한다면 상당한 손상을 입게된다. 정상인은 웬만한 높이에서 떨어져 넘어진다 하더라도 스스로 본능적으로 몸의 부상을 막기 위한 보호동작을 취하지만, 하반신마비자의 경우에는 상당한 충격을 받게되고 심한 경우에는 여러개의 뼈가 동시에 부러지고 마는 해를 입기도 한다. 따라서 실제적용에 앞서서 컴퓨터 모델로 실제상황을 충분히 예측해보고 안정성과 정확성을 높이기 위한 조치를 취해야 한다. ¹¹⁾ 동시에 여러가지 다른 설계를 사전에 비교검토하는 작업을 하는데 매우 유용하게 사용할 수 있다.

3. 서로 반대작용을 하는 근육. 예: 이두박근과 삼두박근

5. 근육의 피로를 줄일 수 있는 방법의 개발

사람의 골격근⁴은 기능상 두 가지 종류의 근섬유로 구성되어 있다. 비교적 붉은 색이 강한 근육은 그다지 빨리 수축하지 못하여 동작이 느린 대신에 쉽게 피로하지 않는다. 가령, 소의 배근육이 대표적 예라 하겠다. 반면에, 비교적 희게 보이는 근육은 수축속도가 빨라서 신속한 동작을 만들어 내지만 쉽게 피로하여 오래 사용하지 못한다. 빨리 달리기로 유명한 치타의 다리 근육이 대표적인 예로서, 먹이를 사냥할 때 매우 빨리 달릴 수 있으나 한번 전력을 다하면 충분한 휴식을 취해야만 다시 사냥에 나설 수 있다. 사람의 근육은 대부분 이 두 가지 근섬유가 적절히 배합되어 있으나 몇몇 근육은 상대적으로 한 종류의 근섬유를 다른 종류의 근섬유보다 많이 가지고 있다.

FES시스템에서 앞으로 해결해야 할 가장 큰 문제점을 꼽으라면 필자는 아마도 서슴없이 근육의 피로라고 대답할 것이다. 정상인의 자발적인 근육수축에서는 특별한 자의적 노력이 없이도 자동적으로 피로에 강한 근섬유가 먼저 작동되고 힘이 모자라면 비로서 피로에 약하지만 힘이 좋은 근섬유들이 작동되기 시작한다. 이는 아마도 피로를 줄이면서 오래 사용할 수 있도록 한 조물주의 배려인 것 같다. 그러나, 전기적으로 근육을 외부에서 자극하면 그 작동순서가 반대가 되어 아주 쉽게 피로하여 원하는 힘을 오래 유지하지 못한다.^{11,10} 특히, 표면전극을 사용하는 경우에 비교적 낮은 자극으로도 작동되는 근섬유들이 피부에 가까운 쪽에 많이 분포되어 있기 때문에 이들이 우선적으로 동원되므로 피로가 심각할 수 밖에 없다. 또, 원만한 근육의 힘과 힘의 증가를 위하여 자극의 주파수를 어느 정도 이상으로 높이면 피로도도 급속히 높아져서 큰 문제점을 야기한다. 따라서 강축⁵(tetanus)을 얻을 수 있는 최소의 주파수, 보통 20 Hz 내외로 고정하여 사용한다. 아무리 강한 전기자극을 주어도 예측하고 있는 정도의 힘을 근육이 피로때문에 만들어 내지 못한다면 동작을 제어할 수 있는 방법이 없다.

4. 근섬유가 한 쪽 방향으로 배열되어 있어서 한 방향으로만 수축하는 근육을 골격근(skeletal muscle)이라 하고 근섬유의 배열방향이 무작위로 되어 있어서 사방으로 한꺼번에 수축하는 근육을 평활근(smooth muscle)이라 한다. 전자는 사지, 또는 몸통을 움직이는데 사용되고 후자는 심장, 위 등을 구성하고 있다.
5. 전기펄스 하나만을 가하여 근육의 힘이 생성되고 없어지는 과정을 단수축(twitch)이라 하는 반면에 일련의 펄스열을 가하여 지속적으로 근육의 수축하는 과정을 강축(tetanus)이라 한다.

이 문제를 해결하기 위하여 현재 사용하고 있는 가장 대표적인 방법으로 소위 순환자극(rotary stimulation 또는 sequential stimulation)이란 방법이 있다.^{11,13} 즉, 한 근육에 하나가 아니고 다수의 전극을 달고 짧은 시간간격으로 돌아가면서 자극을 가하는 방법이다. 정상적인 근육작용을 흉내내는 것으로서 피로를 많이 줄일 수 있으나 아직도 더욱 효과적인 방법의 개발이 요구된다. 에너지소모를 최소화하면서 근육을 작동시키는 방법을 필자가 개발하여 사용한 경험이 있다.^{11,12} 그다지 빨리 움직이지 않는다면, 에너지를 많이 비축하고 있으면 그만큼 피로를 늦출 수 있다는 가정에서 출발하였는데 다행이도 현재까지 발표된 실험결과와 필자의 이론결과가 거의 일치함을 볼 수 있었다.

IV. FES의 현위치

기동성의 회복이라는 면에서 현재 FES가 차지하고 있는 비중은 상당히 클 뿐만 아니라 그 발전속도도 매우 빠르다. FES를 사용하면 하반신마비자가 바퀴 의자에서 스스로 일어서서 선 위치를 유지할 수 있다. 일어서서 선반에서 물건을 꺼내는 동작이 하반신에 주는 영향을 컴퓨터가 감지하여 자동적으로 균형을 유지시켜 준다. 일어서기 동작은 사용자가 허리에 부착한 제어기의 스위치 하나만 누르면 충분히 수행할 수 있다.

걸을 수 있는 거리도 근래에 상당히 늘어나서 수백 미터에 이른다. 다만, 정상인과 같이 자유자재로 걷는 것이 아니라 워커(walker) 또는 크리치를 짚고 어떠한 자동제어기능이 없이 걷고 있다. 다시 말하면, 외부에서 들어오는 간섭작용에 대하여 자동적으로 대응할 수 있는 기능은 아직 실제로 적용된 적이 없고 여러 개의 스위치를 순차적으로 사용자가 눌러 가면서 걷고 또 계단을 오르내리기도 한다. 속도의 면에서도 정상보행보다는 다소 느리지만 크게 차이는 않는다.

사지 또는 반신마비환자가 FES시스템을 사용하여 간단한 손동작을 할 수 있다. 치솔이나 수저 또는 컵을 쥐고 있거나 원하는 방향으로 움직일 수 있다. 아직도 미약한 부분은 쥐는 힘을 적당히 조절하는 방법으로서 현재 많은 연구가 진행되고 있고 실제로 임상

적용에 적지않게 응용이 되고 있다.

이러한 FES시스템이 수 년전만 하더라도 실험실내에서만 행해졌으나 요즘에는 간단한 제어를 몸에 부착하고 필요할 때 가정에서도 사용하고 있다. 물론 사용자가 그다지 널리 퍼져 있지 않을 뿐 아니라 모든 마비환자 중에서 FES를 실제로 사용할 수 있는 사람의 수도 많지 않다. 가령 경직이 심하거나 피부에 과민반응을 나타나는 환자는 현재 FES 대상에서 제외하고 있다.

V. FES의 임상적용

여기에서는 편의상 FES를 사용하여 기동성을 회복할 때의 대상을 SCI 환자로 국한하여 FES가 실제로 적용되는 과정을 간단히 소개하기로 한다. 즉, 하반신 마비환자의 경우에는 일어서기와 걷기, 팔의 기능도 마비된 경우에는 손동작을 위하여 FES를 사용한다고 가정한다.

1. 대상환자의 선택

각 환자의 신체적 그리고 정신적 상태를 충분히 검토한 후 FES 대상환자를 선택한다. SCI의 경우 손상부위를 면밀히 검토한다. 가령 FES 일어서기 또는 걷기의 대상은 통상 T-4에서 T-12 (4번째에서 12번째 흉추) 사이에 손상을 입은 경우를 택한다. 또, 상부운동신경원에 손상을 입은, 즉 하부운동신경원은 아직 명령전달 능력이 있는 경우를 대상으로 하지만, 하부운동신경원이 손상된 경우에도 때때로 FES의 대상이 될 수 있다. 환자의 감각능력을 세밀히 검토하여 완전마비인지 불완전마비인지를 구별해야 한다.

불완전마비의 경우에는 아직 유지하고 있는 기능을 최대한 활용하도록 한다. 예를 들면, 불완전마비환자는 경우에 따라서 FES 없이 브레이스(brace)만을 사용하여도 일어설 수 있다. 경직(spasticity)이 그다지 심하지 않으면 다음에 언급할 훈련과정을 통하여 더욱 그 정도를 줄일 수도 있으나, 매우 심한 경우는 일단 대상에서 제외한다. 가능한 한 SCI의 기간이 짧고 젊은 환자를 우선적으로 한다. 그 이유는 근육이 그만큼 덜 위축되었다고 기대할 수 있고 FES 과정에 환자 자신이 보다 적극적으로 협조할 수 있기 때문이다. 이 밖에도 많은 선택조건이 있으나 지면상 줄이기로 한다.

2. 근육의 훈련프로그램

위축된 근육에 정기적으로 전기자극을 가하여 근력을 향상시키고 부수효과로 해당 뼈의 밀도를 높혀줄 뿐 아니라 경직현상을 감소시킨다. 앉은 자세로부터 일어서는데 가장 중요한 역할을 하는 무릎의 신근(伸筋, extensor)을 예로 들면, 근력이 정상인의 약 30-40%에 다다르면 FES로 동작을 수행할 준비가 되었다고 판단할 수 있다. 훈련프로그램에는 등장, 등력, 등속훈련⁶ 등 여러가지 방법이 있으나 일반적으로 등장훈련을 가장 많이 사용한다.

3. 자극패턴의 추출

주어진 동작을 수행하려면 여러 개의 근육을 적절한 시각에 적절한 강도로 자극하여야 한다. 가령 바퀴의자에 앉은 자세로부터 일어서서 균형을 유지하는 동작을 수행한다고 하자. 선택한 근육들에 자극할 자극강도를 우선적으로 추출하여야 한다. 일본의 동북대학의 경우에는 정상인에게 동일한 동작을 하게 한 다음 각 근육의 근전도를 측정하여 자극패턴을 추출하고 있으나, 필자의 생각으로는 마비환자의 신체조건이 정상인과 큰 차이를 나타내므로 각 환자의 파라미터(근육의 최대힘, 각 체절의 길이, 무게 등)를 컴퓨터에 입력하여 가장 알맞는 자극패턴을 도출한 후 컴퓨터모델에 적용하여 원하는 동작을 수행할 수 있는지 사전에 미리 충분히 검토하는 것이 바람직하다. 그 이유는 시행착오를 줄이고, 무엇보다도 발생할 수 있는 모든 위험성을 제거할 수 있기 때문이다.

4. 자극패턴의 적용 및 분석

위에서 추출한 자극패턴을 컴퓨터에 입력하여 컴퓨터로 하여금 각 근육에 자극을 전달하여 동작을 수행한다. 하반신 마비환자의 경우 보통 바퀴의자에 앉은 자세에서 팔을 사용하여 일어서는데 필요한 자세를 취한 후 (그림 1) 자극기를 작동하게 한다. 그림 2는 하반신 마비환자가 그림 1과 같은 자세로부터 일어설 때까지의 과정을 보여준다. 즉, 처음에는 중력에 의하여 각 관절이 다소 굽혀지나 전기자극에 의하여 작용되는 근력이 점차 중력을 이겨내어 직립위치에 다다르게 된다. 이 때 각 관절에 센서를 부착하여 각도

6. 근육이 길이를 일정하게 유지하면서, 근력을 일정하게 유지하면서, 또는 수축속도를 일정하게 유지하면서 수축할 때 이를 각각 등장(isometric), 등력(isotonic), 그리고 등속(isokinetic) 수축이라 한다.

와 각속도를 측정하여 원하는 동작을 원활히 수행하였는지 검토하고 보다 나은 동작을 위하여 자극패턴을 개선하는데 이용한다.

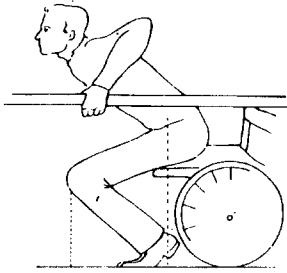


그림 1. 하반신 마비환자가 FES에 의하여 일어설 때의 준비자세

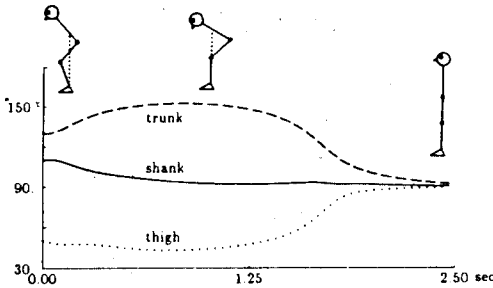


그림 2. 하반신 마비환자가 FES에 의하여 일어서는 과정([12]에서 인용)

VI. FES의 미래

이제 FES를 포함한 재활공학의 학문에 들어선지 얼마되지 않아서 일천한 경험과 지식으로 미래의 방향을 제시한다는 것이 외람된다고 느끼지만 나름대로 국내외에서 앞으로 시도하여 얻을 수 있는 기대효과를 간단히 제시하고 끝을 맺고자 한다.

우선, 팔다리가 자동적으로 원하는 궤적을 그리도록 하는 자동제어기능을 포함하기 위한 노력이 활발히 진행되고 있으므로 일어서서 걸을 때 외부로부터의 방해에 적절히 자동적으로 대응할 수 있는 시스템이 머지않은 장래에 개발되어 상품화되리라 생각된다. 또, 크기 및 무게가 최대한 줄어든 FES시스템이 개발되어 일반화 될 것이다. 그러므로써 마비환자들

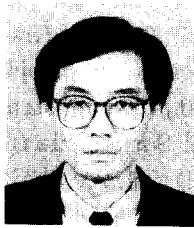
이 일상생활에서 큰 불편 없이 사용할 수 있을 것이다. 근육의 훈련이나 실험에는 일반적으로 부착하고 제거하기 쉬운 표면전극을 사용하지만 궁극적으로 체내에 삽입하는 전극을 사용하여야 할 것이다. 보다 영구적으로 사용이 가능한 전극의 개발에 많은 연구가 진행되고 있다. 마지막으로, FES를 사용함으로써 잃었던 신체적 기동성을 회복하는 효과가 있으나 다시는 움직일 수 없을 것으로 생각했던 팔 또는 다리를 사용함으로써 환자의 정신건강에 미치는 효과도 신체적 효과 못지 않게 중요할 것이다.

參 考 文 獻

- [1] Liberson WT, Holmquest HJ, Scot D, Dow M: Functional Electrotherapy: Stimulation of the Peroneal Nerve Synchronized with the Swing Phase of the Gait of Hemiplegic Patients. Arch. Phy. Med. Rehab., vol. 42, 1961:101-105.
- [2] Kralj A, Bajd T, Turk R, Krajnik J, Benko H: Gait Restoration in Paraplegic Patients: A Feasibility Demonstration Using Multichannel Surface Electrode FES. J. Rehabil. R&D, vol. 20, 1983:3-20.
- [3] 강 근: FNS를 사용한 하반신마비자의 일어서기. 의공학회지, vol. 11, 1990:1-4
- [4] Marsolais EB, Kobetic R: Functional Walking in Paralyzed Patients by Means of Electrical Stimulation. Clin. Orthop. vol. 175, 1983:30-36.
- [5] Peckham PH, Mortimer JT, Marsolais EB: Controlled Prehension and Release in the C5 Quadriplegic Elicited by Functional Electrical Stimulation of the Paralyzed Forearm Musculature. Ann. Biomed. Eng., vol. 8, 1980:369-388.
- [6] Lew RD: The Effect of FNS on Disuse Osteoporosis. Proc. 10th Annual Conf. Rehabil. Eng., San Jose, CA, 1987:616-617.
- [7] Yashon D: Spinal Injury. Appleton-

- Century-Crofts, 1986.
- [8] Fisher SV, Gullickson G: Energy Cost of Ambulation in Health and Disability: A Literature Review. Arch. Phy. Med. Rehab., vol. 59, 1978:124-133.
- [9] Mortimer JT: Motor Prostheses. in Handbook of Physiology: The Nervous System, vol. II, Motor Control, ed. by Brooks VB, Amer. Physiol. Soc., 1981: 155-18.
- [10] Stuart DG, Enoka RM: Motoneurons, Motor Units, and Size Principle. in the Clinical Neuroscience, ed. by Rosenberg RN, Churchill Livingstone, 1983:V471-517.
- [11] Khang G, Zajac FE: Paraplegic Standing Controlled by Functional Neuromuscular Stimulation: Part I - Computer Model and Control-System Design. IEEE Biomed. Eng., vol. BME36, 1989: 873-884.
- [12] Khang G, Zajac FE: Paraplegic Standing Controlled by Functional Neuromuscular Stimulation: Part II - Computer Simulation Studies. IEEE Biomed. Eng., vol. BME36, 1989: 885-894.
- [13] Peckham PH, Van Der Meulen JP, Reswick JB: Electrical Activation of Skeletal Muscle by Sequential Stimulation. in the Nervous System and Electrical Currents, ed. by Wulfsohn NL and Sances A., 1970: 45-49.

筆者紹介



姜 坤

1957年 1月 31日生

1979年 2月 서울공대 기계공학과(학사)

1981年 2月 서울대학교 대학원 기계설계학과(석사)

1988年 6月 Stanford대 기계공학과(박사)

1988年 8月 ~ 1989年 12月 U. of Wisconsin - Milwaukee 조교수

1990年 3月 ~ 현재 건국대학교 의과대학 의학공학과 조교수, 부교수

주관심 분야 : 장애인 재활공학, 생체역학