

유도전력전송방식의 이식형 기능적 전기자극

이 준 하

영남대학교 의과대학 생화학·분자생물학교실

Implantable Functional Electrical Stimulation with Inductive Power and Data Transmission System

Joon Ha Lee

*Department of Biochemistry and Molecular Biology,
College of Medicine, Yeungnam University, Daegu, Korea*

— Abstract —

Functional electrical stimulation (FES) has developed over the last 35 years to become a scientifically, technologically and clinically recognized field of interest in clinical medicine. FES has been applied to locomotion, grasping, ventilation, incontinence, and decubitus healing. However, all of these achievements illustrate the initial applications of FES; its true potential has not yet been realized.

Recently, FES systems, which are miniaturized stimulation devices, have been utilized in the clinical setting. However, because the stimulating electrodes of the current FES devices are percutaneous electrodes, which are susceptible to wire breakage, and skin infection an implantable FES stimulating electrode has been introduced in the U.S. and Japan. In the present study, an external power supply method using radio frequency (RF) coupling and data transmission was developed for the control of the implantable FES device. In addition, we review the current understanding of FES devices and their application in clinical medicine.

Key Words: Functional electrical stimulation (FES), Implantable FES

서 론

기능적 전기자극(Functional Electrical Stimulation, FES)이란 하부 운동신경원(Lower motor

neuron)의 명령전달 능력을 보존하고 있는 환자, 즉 상부운동신경원이 손상되어 마비현상을 나타내는 환자의 말초신경에 전기적인 자극을 가하여 골격근의 수축을 유발시키고, 이로 인하여 손상된 운동기능을 복원하거나 보조하는 것을 의미한다.¹⁾ 세포의 대사 과정에서부터 대뇌 활동에 의한 인간의 고도의 지적 활동에 이르기까지 모든 생명 현상이 일어나기 위해서 전기의 힘이 반드시 필요하다. 인체에 인위적으로 전류가 가해지면 생체에서 일어나는 전기생리적 과정이 변화하는데, 그 결과는 상황에 따라서 인체에 치명적인 해가 될 수도 있고 또는 도움을 주기도 한다. 인체에 도움을 주도록 적절하게 조절된 전기는 오래 전부터 질병의 진단과 치료에 다양하게 사용되어 왔다.

중추 신경계 병변에 의하여 마비된 근육을 전기 자극으로 수축시켜 기능을 회복시키려는 시도는 매우 오래 전부터 있었지만 1961년 Liberson 등²⁾이 뇌졸중 환자의 보행을 돕기 위하여 비골신경을 자극한 것이 체계적인 첫 임상 연구로 알려져 있다. 그 후 40년간의 연구와 개발 과정을 거쳐 근래에 본격적으로 임상에 소개되기 시작한 기능적 전기자극은 아직은 비록 그 실질적 적용분야가 마비된 상하지의 움직임을 돕는 기능에 주로 제한되어 있지만, 중추 신경계 병변 환자들에서 흔하게 생기는 합병증은 거의 모두가 운동 마비로 인한 것임을 고려할 때, 마비된 근육을 체계적으로 수축시키면 다양한 기전을 통하여 기능 회복을 도울 수 있을 것이다.³⁾

특히 최근에는 첨단 과학의 발달과 함께 인체 조직에 대한 적응도가 뛰어난 소재가 개발되고, 이식형 장치로 발전됨에 따라 전력공급에 다양한 연구가 이루어져 유도코일을 이용하

여 무선으로 전력을 전송하는 장치가 연구되어 왔고, 최소전류로 동작될 수 있고, 전파장애를 최소화할 수 있는 FSK(frequency shift keying), LSK(load shift keying) 등의 디지털변조를 통하여 필요할 때만 전력을 공급하는 초미니 전기자극장치가 개발되고, 복잡한 프로그래밍이 가능해져서, 앞으로는 현재 보다 훨씬 더 다양한 분야에 유용하게 사용될 것으로 예상된다. 이 글에서는 운동 기능이 마비된 기관의 기능 회복을 돕기 위하여, 개발이 완료되어 임상에 사용되고 있거나, 다양한 수준의 연구가 진행 중인 기능적 전기자극장치의 현황을 살펴보고자 한다.

이식형 FES

기능 회복을 위한 전기 자극 시스템은 크게 흥분할 수 있는 조직인 근육이나 신경에 접촉하게 되는 체내에 이식되는 전극 및 도선 부분과 목적에 따라 특정한 전류를 만들어내는 자극 및 조절 부분과 전력을 전송하는 유도코일형 안테나 부분으로 이루어져 있다(Fig. 1).

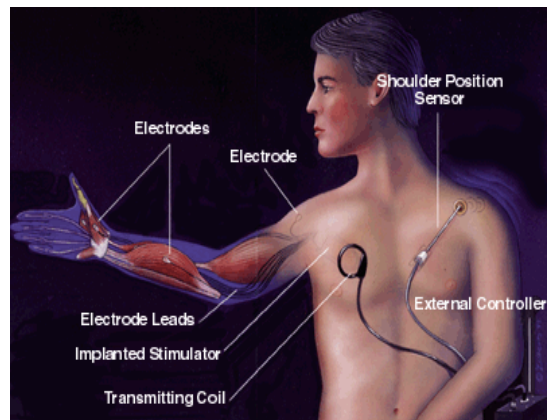


Fig. 1. Implantable Functional Electrical Stimulation system.

전극과 도선

전류를 최종적으로 조직에 전달하는 역할을 하는 전극은 접촉하는 조직에 따라 표면 전극, 근육 전극, 그리고 신경 전극으로 분류할 수 있다. 또한 자극기로부터 전류를 전극까지 전달하는 도선은 외부형(external), 경피형(percutaneous), 그리고 이식형(implantable)이 있다.

표면 전극을 사용하면 전류는 피부를 거쳐 근육의 운동점에 도달하게 된다. 표면 전극은 비침습적이며 부착과 제거가 용이하고, 값이 저렴하고 구하기가 용이한 장점이 있다. 반면에 인접한 여러 근육 중에 특정한 근육만을 자극하거나, 동시에 여러 근육을 자극하기가 어려우며, 전극의 위치를 최적의 장소에 장기간 고정할 수 없다. 또한 전류가 불가피하게 피하의 동통 수용기를 통과하므로 통증 때문에 충분한 수축력을 얻기 위하여 요구되는 강도의 자극을 가하지 못하는 단점이 있다. 또한 반복적인 자극에 의하여 피부 접촉 면적이 변하면 전하가 집중되어 화상을 입을 수도 있다.

이에 비하여 근육을 직접 자극하는 근육 전극은 피부의 높은 저항과 감각 수용기를 피하여 전류를 전달할 수 있기 때문에 자극에 의

한 통증이 덜하며, 낮은 강도의 자극으로 효과적인 수축을 얻을 수 있다. 근육용 전극은 경피적 방법이나 수술을 통하여 위치시킨다. 일반적으로 경피적 방법으로 근육에 삽입하는 전극은 근육내 전극으로서 끝부분이 가는 스테인레스선(SUS 316L)을 여러 가닥 꼬아서 만든 모양으로 되어 있고 삽입 후 주위에 조직 반응이 일어나 위치가 고정된다(Fig. 2). 그리고 끌어 당기어 쉽게 제거할 수 있기 때문에 일정한 기간동안의 치료적 자극이나, 이식형 자극기의 효과를 미리 확인하는 과정에 주로 사용된다. 그러나 감염의 위험이 있으며, 제거할 때 전극의 일부가 근육 내에 남을 수도 있다. 기능적 전기자극기는 장기간 지속적인 사용이 목적이므로 조작성이 필요 없는 부품은 인체 내에 매식하는 것이 이상적이다. 이런 경우에는 조절된 자극 신호를 무선으로 인식할 수 있는 수용기를 체내에 삽입하여야 하고, 수용기와 전극을 이어 줄 이식형 도선과 함께 근육 전극이나 신경 전극이 사용된다. 전극을 이식하는 경우에 근육 전극으로는 수술의 용이함과 근육 수축을 방해하지 않는 장점 때문에 근육외 전극이 자주 사용된다.

한편 방광이나 횡격막과 같이 비교적 단순한

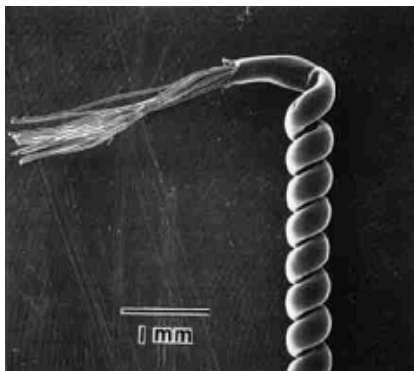


Fig. 2. Multistrand Flexible Electrode.

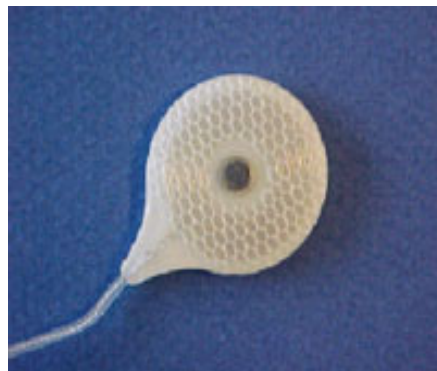


Fig. 3. Implantable Antenna electrode.

형태의 신경 지배에 의하여 기능을 하는 근육을 수축시키기 위해서는 신경 조직을 직접 자극 하는 것이 효과적이다. 신경을 직접 자극하면 더욱 낮은 강도의 자극으로 효과적인 수축을 얻을 수 있다. 신경전극은 주위 조직에 봉합하거나, 신경을 감싸는 방법으로 위치시킨다.

최근에 개발된 무선전력전송용 안테나는 체표면에 매입해야 하기 때문에 생체적합성이 양호한 재료를 사용한 체내 이식형 코일 안테나를 사용하여 전력유도에 이용되고 있다(Fig. 3).

전류발생장치

자극기는 일반적으로 전류 발생 장치와 조절 장치로 구성된다. 표면 자극과 경피적 자극일 경우에 전류 발생 장치와 조절 장치는 체외 시스템에 함께 있으나, 이식형 자극에서는 조절된 자극 신호를 무선으로 인식할 수 있는 수용기와 전류 발생 장치는 체내에 삽입하고, 체외의 조절 장치에서 만들어진 자극 신호를 라디오 주파수 송신기로 체내의 수용기에 무선으로 전달 한다. 체내에 이식된 전류발생장치의 전원을 공급하는 방식에는 생체전지, 원자력전지, 일차전지를 이용하는 방법과 유도결합에 의해 전력을 공급하는 방법 등이 있다(Fig. 4A, Fig. 4B). 그러나 이 방식은 항상 전자기파에 대한 노출로 인한 인체유해성의 논란이 되어오고 있다. 때문에 이식된 의료전기용품에 필요한 전력이 요구될 때만 에너지를 전송하는 방법으로 LSK방식을 사용한다. 이는 이식부의 전력 수신회로의 공진상태를 변화시켰을 때 발생하는 1차 코일에서의 전류변화를 기준전류와 비교하여 이진신호로서 인식을 하게 된다. 그러나 사람마다 피부두께가 다양하고 시간이 흐름에 따라 변할 가능성이 있다. 이것은 두 코

일간의 결합계수에 영향을 주어 LSK 방식을 사용한 신호전달시에 고정된 기준 전류를 사용한 경우는 정확하게 신호를 전달받지 못할 가능성이 있다. 이에 두 코일간의 거리에 의한 상호 인덕턴스의 변화에 따른 영향을 고려해야 한다.⁴⁾

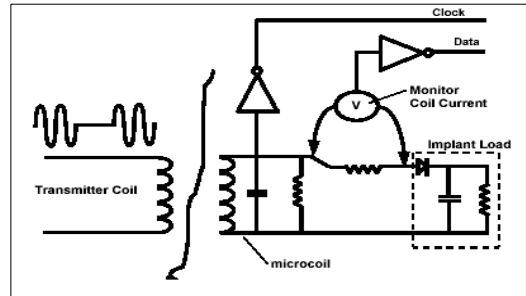


Fig. 4A. Demodulation circuit for suspended carrier.

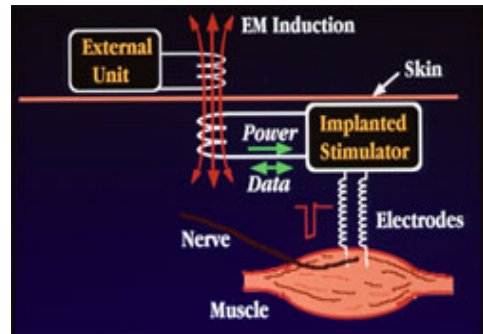


Fig. 4B. Configuration of implantable Functional Electrical Stimulation.

자극에 사용되는 전파는 일반적으로 주파수 10~50 Hz, pulse width 100~300 μ sec의 자극 파이다. 요구되는 자극 강도는 얻으려는 수축력에 비례하며, 표면 전극을 사용할 때는 100 mA 미만, 경피적 방법으로 근육을 자극하는 경우에는 10~20 mA, 그리고 신경을 직접 자극하는 경우에는 1 mA 정도가 사용된다. 전류 발생 장치에서 만들어진 전류는 사용 목적에

따라 다양한 수의 채널로 나뉘어 방출되는데, 횡격막이나 방광에서와 같이 단순한 형태의 수축이 필요한 경우에는 2~3개의 채널을 사용하지만, 손으로 물체 쥐기나 보행과 같이 여러 근육의 복잡한 협동 작용이 필요한 경우에는 많게는 32개의 채널이 사용되기도 한다.

조절 장치에서는 많은 근육의 조화된 수축을 통하여 원하는 기능이 이루어지도록 각 채널의 작동 시간, 순서, 강도를 프로그래밍하는데, 한두 근육에 대한 간단한 프로그램은 조절기 자체에서 조절 하지만, 여러 채널의 복잡한 계획이 필요한 경우에는 외부 컴퓨터에서 프로그래밍하여 조절기에 저장하는 방법을 사용한다. 기기를 작동 시키는 조종기는 켜고 끄는 기능만 하는 단순한 스위치 형태에서부터, 결과적인 움직임의 방향이나 강도를 조절할 수 있는 세밀한 것 까지 다양하다. 입력 방법은 손은 물론 자의로 움직일 수 있는 몸의 모든 부분을 사용할 수 있으며, 감각기를 사용하여 관절의 움직임이나 근육 수축 상태를 전기 신호로 변화시켜 자동적으로 되먹임 하는 closed-loop system⁵⁾에 대해서도 많은 연구가 진행되고 있다.

다양한 임상적용 장치

1) 상지

중추 신경계 병변이 있을 때 상지 기능을 회복하기 위한 전기 자극은 여러 분야에 폭 넓게 시도되고 있으나 경수 손상 환자에서 마비된 손 기능을 도와주는 시스템을 제외하면 거의 모두 치료적 전기 자극이다. 경수 손상 환자의 상지 전기자극기는 일반적으로 제 5~6 경수 이상의 신경학적 기능이 보존되어 있는 환자에서 손으로 물체 쥐기를 가능하게 한다.

유사한 목적으로 표면 자극시스템과 경피형 자극시스템도 개발 되어 있으나, 부품을 장착하기가 번거롭고 여러 가닥의 선이 자유로운 움직임을 방해하며, 통증이나 감염의 빈도가 높아 실생활에서 사용하기에는 제한점이 많다. 반면에 매식형 시스템은 비록 고가이며 장시간의 수술을 요하지만 표면형이나 경피형에 비하여 실용적인 장점이 있다. 우선 경피형에 비해서 감염이나 도선이 단락되는 비율이 현저히 낮으며, 외부의 선이 적어 외형적으로도 유리하다. 또한 매식 수술 중에 근육이나 건에 대한 수술을 병행하여 부가적인 기능 향상을 얻을 수 있다. 이와 같은 장점 때문에 환자들의 선호도가 높아 현재 까지 미국을 중심으로 유럽, 일본에서 시술 되어 사용되고 있다. 전극은 근육외 전극이 주로 사용되며 각 전극에서의 도선은 피하경로를 따라 같은 쪽 가슴 상부 피하에 위치하는 수용기에 연결된다. 사용자는 반대 편 어깨나 손목에 부착된 위치 센서를 조종하고, 이에 따라 만들어진 명령 신호는 외부의 조절기에서 목적에 맞게 프로그래밍되며, 프로그래밍된 신호는 전달 코일을 통하여 피부 아래의 수용기에 무선으로 전달된다. Joy-stick과 유사한 기능의 조종기에 포함되어 있는 위치 센서는 비례적 조절(proportional control)이 가능하지만 어느 강도의 자극이 손에서는 어떤 크기의 힘으로 나타나는지는 시각적으로 판단하여야 하므로(visual feedback) 효과적으로 사용하기 위하여서는 수주간의 훈련이 필요하다. 이 시스템은 손의 쥐는 동작을 도와주는 것이므로 제 4 경수 손상 환자에서는 위팔두갈래근(biceps brachii)나 위팔근(brachialis)를 자극하거나 기능 하는 근육을 전이하는 수술을 시행하여 팔꿈치 굽힘이 가능하게 한다.

2) 하지

척수손상 환자들이 가장 되찾기를 원하는 기능은 무엇보다도 두 다리로 서서 걷는 것이다. 이를 반영 하듯 간접적인 기록이기는 하지만 150 여 년 전에 하지마비환자를 전기자극으로 세우려는 시도가 있었다고 하며, 현대에 들어서 체계적인 임상적 시도도 상지나 다른 기관에 앞서 1960년대 초반에 시도되었다. 그 후 수많은 과학자들이 이에 대한 관심을 보여 1970년대에는 여러 실험실에서 전기 자극을 이용한 서기와 걷기를 시도 하였으며, 1980~90년대에 들어서자 전자 산업의 비약적 발전과 함께 실용성있는 제품들이 상용화되기 시작했다.

척수 손상으로 인한 하지 마비환자의 기립과 보행을 회복시키기 위한 표면 자극은 1970년대부터 유럽과 미국을 중심으로 광범위한 연구와 임상 적용이 이루어 졌다. 대표적인 시스템은 한 쪽 다리에 두 개 썸의 표면 전극을 사용하였으며, 넙다리 네갈래근(quadriceps femoris) 수축과 유발된 flexion withdrawal 반사를 조합하여 기립과 보행이 가능하게 하였다. 1990년대 초에는 이들과 작용 기전이 유사한 시스템이 미국에서 개발되어 미국 식품 의약청(FDA)의 공인을 거쳐 상용화 되었으며, 우리 나라에도 소개 되었다. 이 시스템의 기본 작동 원칙은 입각기(stance phase)에는 슬관절 신전근을 지속적으로 수축 시키고 유각기에는 순간적으로 비골 신경을 자극하여 flexion-withdrawal 반사를 유발함으로써 발을 들어 올리는 것이다. 이 시스템은 중흥수에서 하흥수 사이에 병변이 있는 완전 손상 환자에게 가장 효과적인데, 상지의 근력이 강하고, 균형감각이 좋으며, 시스템의 작동 원리를 이해하는 대상에서 성공율이 높다고 한다. 반면 골다공증, 또는 관절

강직이 있거나 자율신경계 반사부전(autonomic dysreflexia), 비만, 피부 병변, 현저한 강직, 측만증, 시력 또는 청각 장애가 동반된 환자에게는 사용하지 않는 것이 바람직하다고 알려져 있다. 또한 이 시스템은 표면 자극법의 일반적인 제한점 이외에도 보행 기능면에서 몇 가지 제한점이 있다. 넙다리네갈래근이 자극될 때 넙다리곧은근(rectus femoris)도 함께 수축되고, 이로 인하여 엉덩관절(hip joint)이 굴곡되어 선 자세가 안정성을 잃게 된다. 또한 모든 환자에서 flexion withdrawal 반사가 충분한 강도로 반복적으로 일어나지 않고, 습관화되어 발걸음의 수가 제한되기도 한다. 표면 전기 자극만으로 서있는 경우에는 반중력 근육들이 장시간 수축 상태를 유지하여야 하므로 쉽게 피로해지고, 자세의 세밀한 조절과 균형유지가 어렵다. 이러한 점을 보완하기 위하여하지 보조기를 동시에 사용하는 hybrid 형 자극기가 개발 되었다. 보조기를 같이 사용하면 기계적 안정성을 확보 할 수 있을 뿐만 아니라, 필요 없는 범위의 운동을 제한하고, 에너지 소모를 감소시킬 수 있다.

이 hybrid형은 전기 자극만을 사용 하는 경우에 비하여 안정성은 우수하나, 장착하는 과정이 번거롭고 모양이 좋지 않으며, 보조기의 무게가 부가된 것이 단점이다. 불규칙하게 일어나는 flexion withdrawal 반사나 무거운 보조기로인한 사용상의 불편함과 같은 표면 자극 시스템의 제한 점을 개선하기 위하여 근래에 들어 연구자들은 많은 채널의 근육 전극을 사용하는 경피형, 또는 이식형 시스템 개발에 주력하고 있다. Marsolais 등⁶⁾은 최대 48개의 근육을 독립적으로 수축 시킬 수 있는 경피형 시스템을 환자에게 적용하고 보행기를 함께 사용

하여 초당 0.73 m로 걷게 하였다. 그러나 이 시스템 역시 많은 수의 경피형 전극을 삽입하고 유지하기가 어려워 임상적으로는 실효성은 적은 편이다. 따라서 근래에는 실용성을 향상시키기 위해서 8~16채널의 이식형 시스템이 소개되고 있다. 이렇게 다양한 형태의 수많은 연구가 진행되고 눈부신 학문적 발전이 이루어졌음에도 불구하고 현재 상용화된 시스템이나 유명 실험실의 장치를 사용한 환자의 걸음걸이 모습은, 안타깝게도 상지의 힘에 많이 의존해야 하는 등, 30년 전과 크게 다르지 않다. 이보다 늦게 개발이 시작된 상지나 방광, 또는 횡격막 자극 시스템이 척수손상 환자들에게 실질적인 도움을 주며 그 보급율이 급속히 증가하는데 비하여, 하지의 기능적 전기 자극이 광범위하게 실용화되지 못한 이유는 다음과 같이 설명할 수 있다. 우선 배뇨나 호흡기능을 얻으려고 할 때의 목표는 환자들 간에 큰 차이가 없음에 비하여 전기 자극을 통하여 얻으려는 하지 기능은 표준화하기가 어렵다. 그리고 시스템의 오류나 부족한 성능에 의하여 다양한 상황에서의 균형을 유지하지 못하였을 때에는 넘어 지는 등 다른 기관의 경우에 비하여 안전성이 부족하다. 또한 정상인의 효율적인 보행에 필수적인 감각기관의 되먹임에 의한 자동 조절기능이 없거나 충분하지 못하여 보행에 필요한 모든 힘을 거의 근육의 수축력에만 의존하기 때문에 근육이 쉽게 피로해진다. 따라서 동일한 거리를 이동하기 위하여 전기 자극을 이용한 보행은 의자차에 비하여 매우 높은 에너지 소비가 요구된다. 마지막으로 서있는 자세를 유지하기 위해서도 상지를 사용해야 하므로 손으로 하는 일상 생활 동작에 도움이 되지 않는다. 이 같은 제한점을 해결하고 정상 보행에

가까운 이상적인 시스템을 개발하기 위하여 최근에는 자동 조절 기능에 필수적인 감각 시스템에 대하여 많은 연구가 진행되고 있다. 또한 이와 동시에 보행이외의 하지의 역할을 분석하여 일상생활에 필요한 몇 가지 단순한 동작을 개발 목표로 함으로써, 현재의 기술 수준으로 사용자에게 실질적 도움을 줄 수 있는 제품 개발을 위해 노력 하고 있다. 즉 장소 이동은 의자차로 하면서 짧은 시간 선 자세가 필요하거나, 의자차로 접근하기 어려운 상황에서만 사용하는 자극기 등으로 개발 목표를 세분화 하고 있다.

3) 호흡

제 3 경수 이상을 침범한 척수 손상환자는 횡격막을 이용한 자발 호흡이 불가능하기 때문에 대부분 절개된 기관지를 통한 양압기계호흡(positive pressure mechanical ventilation)에 의존한다. 이 호흡방법을 사용할 때에는 여러 가지 합병증이 빈번하게 발생하고, 흔히 집중적인 치료가 요구된다. 또한 말을 할 수 없으며, 커다란 호흡기를 항상 옆에 두어야 하기 때문에 움직임이 현저히 제한된다. 이러한 양압기계호흡의 단점을 보완한 것이 전기 자극을 사용한 횡격막 수축법인데, 1968년 처음으로 이식형 자극기가 개발되어 사용되었다. 횡격막 신경신호 동기에 관한 연구가 활발히 진행되어^{7,8)} (Fig. 5) 얻어진 횡격신경박동기(phrenic nerve pacemaker)라고도 불리는 이 자극기를 사용하면 정상적인 호흡과 같은 음압에 의한 공기 흡입이 이루어지며, 말을 할 수 있는 장점이 있다. 또한 작은 휴대용 조절기만 휴대하기 때문에 이동성이 뛰어나다. 이 시스템의 구조는 이식형 상지 시스템과 거의 동일 하여 횡격 신경

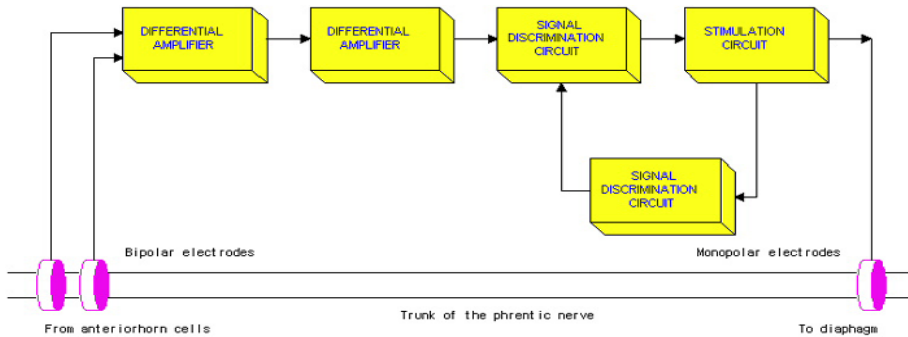


Fig. 5. Block diagram of the synchronous electronic phrenic respiration type.

을 감싸는 신경 전극과 피하경로를 통한 수용기까지의 도선, 그리고 가슴 상부의 피하에 이식하는 라디오파 수용기로 이루어져 있다. 이 자극기를 사용하려면 횡격신경과 횡격막이 손상되지 않아야 하며, 폐에 병변이 없어야 한다.

횡격신경박동기의 기능은 단순하여 고장율이 높지 않지만, 대상 환자들이 위험군이기 때문에 장기간 사용 결과는 아주 만족스럽지는 않다. 한편 현재 상용화되어 있는 시스템들은 1억원에 달하는 고가이고, 또 큰 수술이 필요하며, 전극이 횡격 신경에 직접 접촉되기 때문에 조직 반응이 좋지 않거나 고장이 났을 때 위험한 단점이 있다.

4) 배뇨

척수 손상으로 소실되는 기능 중에서 전기 자극이 가장 효과적으로 도움을 주고 있는 것은 방광의 배출 기능이다. 척수 상부에 병변이 있는 반사성 신경인성 방광의 배출 기능을 회복시키기 위한 전기 자극은 30여 년 전부터 다양하게 시도되었다. 1970년대 초 동물 실험을 시작하고, 1976년에 처음으로 척수 손상 환자에 대하여 사용한 척수 운동신경근 자극은, 이식형으로 사용하기 편리하고 임상 결과도 좋아 현재까지 전 세계적으로 수 천례 가까이 시술

되었다. 이 방법은 하부요로(lower urinary tract)로의 원심성 신경섬유를 포함하고 있는 천수 운동신경근을 척수강 내에서 자극 하는 것이다. 전극은 신경전극을 경막 안이나 밖에서 신경근을 감싸 고정시키며, 조절 신호를 무선으로 받을 수 있는 수용기는 복부나 흉부의 피하에 위치시키고, 라디오 주파수의 송신기를 통하여 자극을 조절한다(Fig. 6). 이 방법으로 배뇨에 필요한 방광 수축은 유발 할 수 있으나, 천수 신경근에는 방광으로의 부교감 신경 섬유 뿐 만 아니라, 외요도 괄약근을 지배하는 신경 섬유도 포함되어 있기 때문에 자극이 가해지면 괄약근이 닫히는 제한점이 있다. 이 점을 해결하기 위하여 외요도 괄약근으로의 음부 신경(pudendal nerve)을 절단하거나, 괄약근 절제술을 함께 시행하기도 하지만 뇨실금이 자주 동반되어, 현재는 간헐적 자극법이 주로 사용되고 있다. 간헐적 자극법은 전기 자극을 가할 때 골격근과 평활근의 생리적 반응의 차이 점을 이용한다. 즉 전기 자극을 시작하면 방광과 괄약근이 동시에 수축하여 방광내 압력이 상승하게 되고, 자극을 멈추면 골격근인 괄약근이 평활근인 방광근보다 빨리 이완하므로 소변의 배출이 수 초간 일어나게 된다. 따라서 이 방법으로 방광내 소변을 모두 배출시키기

위해서는 수 차례 간헐적인 자극이 반복 되어야 한다.

이러한 천수 운동신경근 자극법으로 방광의 배출 기능은 회복 될 수 있으나, 방광 과반사에 의한 저장 기능 이상은 회복 되지 않는다. 따라서 방광 과반사를 억제하기 위하여 전극을 매식 할 때, 구심성인 천수 후근을 절제하여 반사 경로를 차단하는 것이 일반적이다. 자극기의 이식과 동시에 시행하는 천수 후근 절제술은 과반사와 자율신경계 이상반사를 억제하고 방광의 유연성을 호전 시켜 상부 요로를 보호하는 장점이 있다. 그러나 천수 후근을 절제하면 반사성 발기와 사정이 소실되고, 불완전 손상인 경우 감각이 소실되며, 무엇보다도 불가역적 시술이어서 향후가능 할 수도 있는 병변 부위의 신경 조직 재생 치료를 기대하는 환자의 목표와 부합되지 않으므로 환자에게 이에 대한 설명을 분명히 하여야 한다. 척수 전근 자극이 효과적으로 기능하기 위하여서는 천수에서 방광에 이르는 원심성 부교감 신경이 정상이어야 하므로 수술 전에 방광내압측정검사

(cystometry)나 천수공을 통한 실험적 자극을 통하여 이를 확인하여야한다. 또한 방광의 용적이 현저히 감소되어 있거나 방광벽의 섬유화가 심한 경우는 시술 하지 않는 것이 좋다. 이 방법을 적용할 때 발생 할 수 있는 합병증으로는 감염이나 뇌척수액의 누액 등 수술에 의한 일반적인 것 이외에, 전극에 의한 신경의 손상, 또는 전기 자극에 의한 통증 등이 보고 되었다.

이와 같이 방광 기능을 회복하기 위한 전기 자극 방법은 다른 부위의 시스템에 비하여 단순한 작용 기전으로 만족스러운 효과를 얻을 수 있고, 30년 이상의 충분한 임상 자료가 보고 되어 있어 더 많은 척수 손상인 들에게 도움을 줄 수 있을 것이다. 그러나 비교적 광범위한 수술이 필요하고, 기기가 고가이며, 후근 절제술의 단점이 많다는 제한점이 있어 이를 개선 하기위한 다양한 연구가 진행되고 있다. 특히 근래에 후근 절제술 대신에 원심성 천수 신경경로에 대한 전기 자극으로 방광 과반사를 조절 하려는 연구가 활발하다. 즉 구심성 천수 신경 경로의 자극이 pudendal-pelvic spinal reflex pathway에 억제하는 기전을 이용하는 것으로서, 이 방법은 척수에 병변이 없는 경우인, 원발성 또는 난치성 절박성 노실금에는 효과적으로 사용되고 있다. 그러나 척수가 손상되었을 때 일어나는 방광 과반사에 대한 매우 제한적으로 이루어 졌는데, Previnaire 등⁹⁾과 Wheeler 등¹⁰⁾은 방광내압측정검사를 통하여 구심성 천수 경로 자극이 반사성 방광 수축을 억제함을 확인하였으며, Creasey 등¹¹⁾은 방광 수축을 본인이 느낄 수 있는 불완전 경수 손상 환자에게 이 방법을 실제 치료에 사용하여 노실금을 효과적으로 조절하였다. 앞으로 다양한 환자군에 대한 폭 넓은 연구를 통하여 천수 후

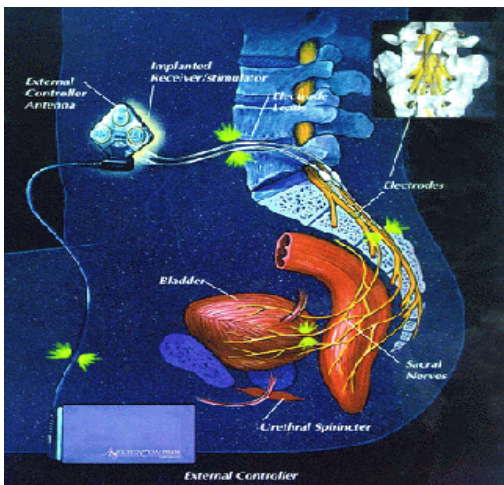


Fig. 6. VACARE bladder stimulator.

근을 절제 하지 않고 방광의 저장 기능을 회복할 수 있다면 더 많은 환자들에게 도움을 줄 수 있을 것이다.

향후의 기능적 전기자극장치

기능적 전기자극은 정상적인 신경 지배를 받지 못하는 근육에 전기자극을 가하여 근 수축을 유도하고 이로 인해 기능적인 동작을 할 수 있도록 하는 방법이다. 현재 임상적으로 적용되고 있는 기능적 전기 자극 시스템들 중에는 첨단 기능을 보유하고 있으면서도 가격이나 적용의 복잡성을 실용성이 뛰어 넘지 못하여 실생활에서 사용자들에게 도움을 주지 못하는 것들이 적지 않다. 특히 경피적 FES는 이식된 전극에 발생하는 감염문제를 해결하기 위하여 이식형 FES를 개발하고 있으나 이식된 FES의 전류구동장치의 전원공급이 제한적이기 때문에 외부에서 유도전력으로 전원을 공급하는 다양한 방법이 연구되고 있다. 또한 전기자극에 필요한 전류를 제어하기 위하여 데이터 전송방식을 이용하여 환자에게 가해지는 전류크기와 자극시간에 동기된 유도전력을 공급하는 직접적인 전원장치가 개발되면 이식형 Microstimulator가 상품화될 것으로 기대된다.

참 고 문 헌

1. Kralj A, Bajd T. Functional electrical stimulation: standing and walking after spinal cord injury. CRC Press, Inc. 1989
2. Liberson WT, Holmquest HJ, Scott D, Dow A. Functional electrotherapy: stimulation of the peroneal nerve synchronized with swing phase of the gait in hemiplegic patients. Arch Phys Med Rehabil 1961;42:101-5.
3. Lake DA. Neuromuscular electrical stimulation: an overview and its application in the treatment of sports injuries. Sports Medicine 1992;13: 320-36.
4. Tang Z, Smith B, Schild JH, Peckham PH. Data transmission from an implantable biotelemetry by load-shift keying using circuit configuration modulator. IEEE Trans Biomed Eng 1995 May; 42:524-8.
5. Troyk PR, Schwan MAK. Closed-loop class E transcutaneous power and data link for microimplants. IEEE Trans Biomed Eng 1992 Jun;39:589-99.
6. Marsolais EB, Kobetic R. Development of a practical stimulation system for restoring gait in the paralyzed patient. Clin Orthop 1988;233: 64-74.
7. Hoshimiya N, Takahashi M, Handa Y, Sato G. Basic studies on electrophrenic respiration Part 1-Electrophrenic respirator synchronised with phrenic nerve impulses. Med Biol Eng 1976 Jul;14(4):387-94.
8. Handa Y, Natori N, Sato G, Hoshimiya N, Takahashi M, Matsuo T, Nitta S, Ohkuda K, Nakada T. Basic studies on electrophrenic respiration Part 2-Assisted ventilation by the synchronous electrophrenic respirator. Med Biol Eng 1976 Jul;14(4):395-401.
9. Previnaire JG, Soler JM, Perrigot M. Is there a place for pudendal nerve maximal electrical stimulation for the treatment of detrusor hyperreflexia in spinal cord injury patients?. Spinal Cord 1998;36:100-3.
10. Wheeler JS, Jr., Walter JS, Zaszczurynski PJ. Bladder inhibition by penile nerve stimulation in spinal cord injury patients. J Urol 1992;147: 100-3.
11. Creasey GH, Kilgore KL, Brown-Triolo DL, Dahlberg JE, Peckham PH, Keith MW. Reduction of costs of disability using neurprostheses. Assist Technol 2000;12:67-75.