

기능적 전기자극 I

- 척수손상환자의 기능적 보행을 중심으로 -

이 재 호
연세의료원 재활병원 물리치료실

Abstract

Functional Electrical Stimulation(FES) : Part I

Lee Jae-ho, B.H.Sc., R.P.T., O.T.R.

Dept. of Physical Therapy, Yonsei Rehabilitation Hospital,

Yonsei University Medical Center

The use of electricity to evoke a skeletal muscle response is FES, which is a form of functional electrical stimulation. In the case of the damaged spinal cord, the technique can supply stimulation to the lower motor neurons and their muscle fiber, which have been disconnected from control of the higher nervous system. Recent advances in electronics, particularly miniaturization, have made possible the design of much improved systems of electrodes and stimulators for FES. Clinical research has followed two main lines: the use of FES in the upper extremities for producing functional hand rehabilitation in quadriplegics and in the lower extremities for producing standing and gait in paraplegics.

Key Words : Functional electrical stimulation(FES); Spinal cord injury(SCI); Ambulation

I. 서론

척수손상이 된 후에는 신체상으로 많은 생리학적인 변화가 오는데 그중 몇 가지는 운동 부족과 이로 인한 신체 상태(fitness)의 허약에 기인한다. 그러나 바로 선 자세(standing)를 취해 주면 발목관절과 고관절에 오랜 시간을 앓아 있음으로 인해 생기는 관절 구축을 예방할 수 있고, 하지의 장골(long bone)에 체중부하로 인해 근위축을 최소화하고, 뼈의 광물질 소실을 최소화하여 골다골증을 예방할 수 있다(Holle 등, 1984). 또한 내장 기관에 위치를 변화시켜 항문과 방광의 기능에 도움을 줄 수도 있다(Gary M 등, 1990). 또한 기능적 활동범위도 넓어지게 되므로 정신적 건강에도 도움을 줄 수 있다(George R 등, 1984). 이에 척수손상 환자들에게 서기나 걷기, 활동범위를 넓혀 주기 위해 의자차와 장하지 보조기나 목발을 사용하는 방법을 가르쳐 주고 있다. 그러나 사용되는 보조기들은 발목관절과 무릎관절이 고정되어 있고 불편하며 착용 시간과 에너지 효율성 등의 많은 문제가 있다(Holle 등, 1984). Coughlan 등(1980)이 98명의 보조기를 착용한 하지마비 환자를 추적한 연구에 의하면 기능적인 보행을 위해서는 16명이, 서기나 운동을 위한 걷기 등을 위해서는 25명이 보조기를 사용하고 있었으며, 57명은 사용하고 있지 않다는 보고를 하였다.

이에 척수손상을 입은 환자들에게 서기나 걷기, 상지기능의 재획득을 목적으로 기능적 전기 자극(functional electrical stimulation)을 시도하고 있다. 국내에도 늘어가는 척수손상 환자의 재활을 위해 미국의 FDA 공인을 받은 기능적 전기자극 치료기가 도입되기 시작하였다(Parastep., Sigmedics Inc.). 이에 본 연구는 문헌적 고찰을 통하여 기능적 자극 치료기(functional electrical stimulator)의 관한 전반적인 사항을 알아보고자 한다.

1. 정의

기능적 전기자극은 Gacarin(1967)에 의하면 “정상적인 신경 지배를 받지 못하는 근육에 전기자극을 하여 근수축을 유도하고 이로 인해 기능적인 동작을 할 수 있도록 하는 방법이다”라고 하였다. kristjan(1994)은 조절된 근골격계의 수축을 유도할 목적으로 신경근계에 전가자극을 하는 것이라고 하였다. 또한 Peckham(1987)은 “저전류로 조절된 신경 활동을 유도하는 방법이다”이라고 하였으며 목적은 신경계를 통한 동작이나 감각 등의 반응을 얻기 위함이라고 하였다. 즉, 기능적 전기자극 치료는 우리 몸에 기능적 동작을 얻기 위한 목적으로 전기적 자극을 가하는 물리치료의 한 부분이라고 할 수 있다.

기능적 전기자극에 대한 용어는 아직 확립되어 있지 않아 용어는 functional electrical stimulation(FES), neuromuscular stimulation(NMS, NMES), electrical muscle stimulation(EMS), moter system neural prosthesis, 전기적 보장구(electrical orthosis) 등이나 이와 유사한 용어들을 사용하고 있다.

2. 역사

심박조율기 등의 전기 자극기가 의학 분야에서 사용되고는 있었지만(Zoll, 1952), 상위운동신경원의 병변으로 인하여 마비가 된 사지에 전기자극을 하여 기능적 동작을 처음 시도한 이는 Liberson(1961)이다. 이 연구는 1-채널 자극기(one-channel stimulator)이용하여 뇌졸중으로 인한 편마비 환자의 유각기에 비골신경을 자극하여 하수족을 방지하기 위한 것이었다(foot drop orthosis). 일반적으로 이 연구를 기능적 전기자극의 시초로 보는 경향이지만(Robert, Kristjan), 척수손상 환자에게 기능적 전기자극을 처음 시도한 사람은 Kantrowitz(1960)였다. 흉추 3번 손상환자에게 표면전극으로 대퇴사두근과 대둔근을 자극하여 서기를 시도하였으나 근피로로 인하여 오랜 시간을 서있지는 못하였다(Electronic physiologic aids.

Brooklyn: Maimonides Hospital, 1960;4-5). 이어 Long와 Masciarelli(1963)도 쥐기(grasp)와 펴기(release)를 위한 전기자극을 시도하였다. 그러나 이때에는 전기기술이 발달되지 않아 활발한 연구가 이루어지지 않았다.

1970년대에 들어서면서 전자학의 발달과 신경과 근육에 대한 생리학적 이해의 증가, 보행에 필요한 근육들이 근전도기록법으로 밝혀지면서 기능적 전기자극의 발달이 급속히 이루어졌다. 연구의 방향은 보행, 상지기능 조절 등의 치료적 적용방법과 환기장치(ventilator) 없이 호흡조절 등의 치료적 방법으로 나뉘어 연구가 진행되었다. 현재 척수손상 환자의 기능적 전기자극의 연구는 유고슬라비아의 Liubljana, 미국의 Dayton과 Cleveland 등의 세 군으로 나뉘어져 있다(Robert, 1993).

Liubljana의 Kraj와 Bajd는 표면전극과 4-채널 자극기, 유각기에 비플신경을 자극하여 굴곡 회피반사(flexion withdrawal reflex) 유발 등을 사용하는 그룹이다(Edvard Kardelj Univ.). 이 반사를 이용하는 방법은 간단하기는 하지만 신뢰성과 일반적인 적용에는 문제가 있다. 또한 대퇴사두근을 고주파수와 높은 세기로 자극함으로써 인하여 근피로도가 빨리 오며 에너지 소모량이 많아 휴식없이 먼 거리를 걷는 것은 불가능하다.

Petrofsky와 Glaser는 교차자극(rotary muscle stimulation), closed-loop 조절 방법, FES-powered RGOs 을 사용하는 그룹이다. 교차자극은 자극할 근육을 여러 부위로 나눈 후 서로 다른 전극을 이용하여 시간적 차이를 두고 자극하는 방법이다. 예를 들어 두개의 전극을 사용할 경우에는 각각의 전극을 20Hz로 자극하면 근육 전체는 40Hz로 자극하는 효과를 가져온다. 이렇게 함으로서 근육은 저주파수보다 정상수축과 유사한 근수축을 할 수 있으며, 각각의 운동단위에 맞는 또 다른 전극이 있음으로 인해 수축력을 확보할 수 있다. closed-loop 방법을 사용하여 특별히 고안된 신발과 전자각도계(sensors)로 자극의 결과에(동작이나 관절의 locking) 따라 강도를 조절하

고 자극을 과계수행에 필요하도록 조절할 수 있다. 이 감소된 자극으로 인해 에너지소모율을 줄이고 지구력을 증가시킬 수 있다. 또한 이들은 전기자극을 이용한 운동기구를 고안하여 운동 후에는 심혈관기능 향상과 뼈의 광물질소실율이 감소되는 것을 보고하였다(1984).

Cleveland의 Marsolasis와 Peckham은 다채널 자극기(multichannel FES)와 경피전극과 삽입전극을 사용하는 그룹이다(VA hospital). 삽입형 체계는 근육을 흥분시키기 위해 낮은 전류를 사용할 수 있고, 큰 에너지원이 필요하지 않아 기기를 소형화시킬 수 있다. 또한 다른 전극에서는 단점이 되는 피부의 손상과 부착시간의 최소화와 신뢰성을 높일 수 있다. 자극 채널수가 늘어남에 따라 동작이 정상적인 동작 유형과 유사할 수 있고 활동근육들이 많아짐으로 인해 안전도를 증가시킬 수 있다.

II. 본론

1. 신경학적 원리

척수골절이나 질환으로 인하여 척수가 손상이 되면 운동정보를 전달하는 내림신경로(descending tract)가 단절되어 골격근의 움직임 조절과 자율신경계를 조절하는 기능에 손상을 입게 된다. 또한 감각을 전달하는 오름신경로(ascending tract) 손상으로 인하여 일반감각, 분별감각, 진동감각, 위치감각, 고유감각, 현재 근육의 수축상태와 관절의 위치를 무의식적으로 알게 해주는 무의식고유감각 등도 소실된다. 결과적으로는 수의적인 근수축을 할 수 없게 되고 동작의 질적인 조절을 하지 못하게 된다. 이러한 경우에 우리가 전기자극을 하여 근수축을 유도하거나 반사작용을 유발하기 위해서는 척수전각세포의 γ 운동신경원과 축삭신경섬유, 신경-근 접합부, 지배를 받고 있는 근섬유들로 이루어진 운동단위(moter unit)가 정상적으로 작용할 수 있어야 한다. 이 경우에는 하위운동신경원의 흥분성(excitability)이 있

므로 전기자극을 할 수 있게 된다.

이와 같이 상위운동신경의 병변으로 정상적인 신경지배를 받지 못하는 근육을 전기자극하여 수축하기 위해서는 근육이나 말초운동신경, 신경-근 접합부위를 전기자극하여야 한다. 먼저, 탈신경된 근육을 직접 전기자극하여 탈분극(depolarization)을 일으키기 위해서는 전류가 탈신경 근섬유 전체에 흘러야만 하므로 높은 전류로 자극하여야만 한다. 그러나 이와 같은 강도는 위협스러울 뿐만 아니라 감각이 남아 있는 경우에는 통증과 불편 감을 야기시킨다. 이에 현재에는 말초운동신경이나 신경-근 접합부를 자극하여 활동전위를 유도하는 방법을 사용한다. 이 부위는 일명 운동점이라 하며, 말초운동신경과 근육이 만나는 곳으로 자극에 대한 감수성이 높은 곳이다.

2. 근 반응(muscle response)

수의적인 의지로 자극되어 근육이 수축하는 경우에는 중추신경계의 작용으로 1형 근섬유가 먼저 동원(recruitment)이 되고 짧은 기간동안 강한 수축을 하는 2형 근섬유는 나중에 동원된다. 그리고 움직임의 속도에도 영향을 받아 움직임이 빠를수록 같은 힘의 느린 움직임 때 보다 연축이 빠른 섬유의 동원이 많이 된다. 이러한 동원순서가 생기는 것은 역치의 높고 낮음으로 인해 생기는 것으로 완근섬유를 지배하는 가는 알파운동뉴런은 저주파수(약 10-20Hz)로 전하 되어 있어 역치가 낮고, 굵은 알파운동뉴런은 속근섬유를 지배하며 고주파(30-60Hz)로 전하 되어 있어 역치가 높다. 그러나 전기자극시에는 동원순서가 바뀌어서 2형 근섬유가 먼저 흥분된다. 이렇게 되면 근피로가 발생하게 되는데 근피로도를 줄이는 방법으로는 자극 주파수를 15~50Hz의 범위에서 사용하거나 교차 근자극법을 사용한다. 다른 방법으로는 상호 교대적으로 전기자극을 계속하여 동원근섬유의 유형을 변화시키는 방법이 있다.

근력을 증가시키기 위해서는 이미 활동 중인

운동단위의 흥분율이 증가하거나 흥분하는 운동단위 수가 늘어나야 한다. 즉, 역치에 해당하는 하나의 자극이 가해져 흥분이 되면 한 운동단위에 지배를 받고 있는 모든 근섬유만이 수축을 하게 된다. 그러나 최대자극(maximal stimuli)을 가하면 모든 신경섬유가 흥분하고 이어서 모든 근섬유가 수축하게 된다. 이와 같이 근수축을 유발하는 운동단위가 증가되는 것을 동원이라 한다. 또한 처음 자극으로 생긴 수축이 완전히 이완되기 전에 두 번째의 자극을 가하면 처음 자극으로 발생된 장력에 두 번째 자극의 장력이 가세(summation)되어 더 강한 수축을 할 수 있다. 이와 같이 활동운동단위(active moter unit)의 흥분율이 증가되는 것을 temporal summation이라 하며, 이 두 요인은 동시에 작용하며 수의적인 근수축시에 근수축력을 조절하는 주된 기전이 된다. 또한 운동단위의 활성이 비동시성(asynchronized activation)으로 이루어지나, 전기자극시에는 모든 운동단위가 동시성으로 활성화되어 최대수축에 도달하며 여기에서 자극강도를 높이더라도 수축력은 증가되지 않는다.

3. 기계학적 원리

3.1 구심성과 원심성 자극기

구심성 자극기(afferent FES)는 입각기에 양대퇴사두근을 자극하여 다리의 신전과 무릎관절의 잠금기전(locking)을 이용하여 서고, 유각기에는 한쪽의 전기자극을 단절하여 걷는 방법이다(그림1-A.). 원심성 자극기(efferent FES)를 이용하는 경우에는 서기는 위의 방법과 동일하나 유각기에 굴곡 회피반사와 같은 반사기전을 이용하는 것이다(그림1-B.). 이 반사는 척수손상의 경우에는 기전이 명확히 규명되지는 않았지만 팔이나 다리를 유해자극(noxious stimulations)으로 부터 보호하기 위한 반응으로 발의 바닥(sole)이나 발등(dorsum), 대퇴의 후하면(lower posterior thigh) 등에 유해자극(noxious stimulations)을 주면 일어난다고 한다(George R 등, 1984). Dimitrijevic과 Sherwood

등(1970, 1971)에 의하면 이 반사는 반복적인 전기자극에 의해 습관화된다고 한다. George 등(1984)도 비골 부위를 계속적으로 자극하여 이와 같은 결과를 얻었고 굴곡반사의 반응 정도는 자극강도에 비례한다고 보고하였다.

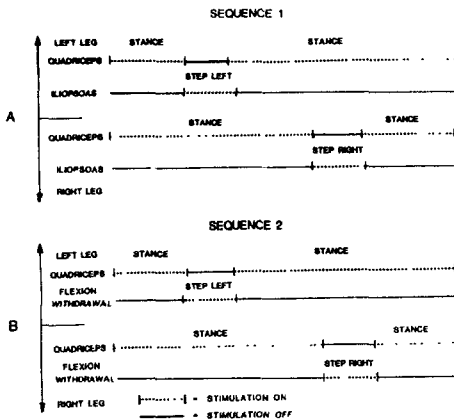


그림1. 자극방법에 따른 보행방법

3.2 조절체계

인간의 동작은 감각-운동신경계의 통합작용에 의해 요구에 부합되는 동작을 하게 된다. 기능적 전기자극에서도 이와 같은 작용이 필요하며 방법에는 열린 회로 조절 방법(open-loop control)과 닫힌 회로 조절 방법(closed-loop control)이 있다.

사용자가 전기자극을 조절하는 방법에는 push-button, rocker switch, hand-held manipulator 등이 사용된다. 이외도 Peckham(1980) 등은 상지의 손의 위치와 손가락의 굴곡과 신전을 조절하는 방법으로 shoulder position transducer를 사용하였다.

3.2.1 열린회로 조절 체계

(open-loop control system)

외부환경의 변화에 관계없이 내장되어 있

는 프로그램의 양식에 의해서만 자극하는 방법이다. 즉 시각이나 청각 등에 의해 인지된 감각정보만을 자극을 조절하는데 사용하며, 관절이 신진된 상태에서 체중을 지탱하거나 관절을 locking 시키는데 필요한 자극강도만 계속되는 상황 변화에 관계없이 적용해 나가는 방법이다(그림2-상). open-loop 방법은 일반적으로 근수축의 자연스러운 조절이나 정확한 반응을 유도하기에는 부적절하나 근피로를 조절할 수 있고 과자극을 방지할 수 있다.

3.2.2 닫힌회로 조절 체계

(closed-loop control system)

감지기(sensors)에 의해 측정된 근력이나 위치 등의 되먹임 정보를 받아 자극기가 전기자극을 계속적으로 조절하는 방법이다. 예를 들면 바로 선 자세를 유지하기 위하여 발목관절의 각도를 감지함으로써 몸이 두로 넘어질 경우에는 발목굴곡근의 자극강도를 줄이고 반대의 경우에는 늘리는 것이다. 감지기의 양식에 따라 두 가지로 분류할 수 있다.

1) user-transparent closed-loop 방법

사용자의 요구(command of the user)에 따라 자극강도를 조절하는 것은 위의 방법과 동일하나 사용자가 전적으로 결정하는 것은 아니다. 즉 감지기에 감지된 신체 변화량에 따라 자극의 변화가 조절되어 직접 자극기로 보내어진다(그림2-중.).

2) supplemental sensory feedback closed-loop 방법

감지기에 의해 감지된 정보를 다른 자극기를 이용하여 신경계에 전달함으로써 사용자가 감각적 인지를 하는 방법이다. 주로 이 방법은 상지에 기능적 자극을 적용할 때에 사용된다. 그러나 이 방법은 아직 문제점이 많으며 게다가 적절한 감지기가 개발되지 않은 상태이다(그림2-하.).

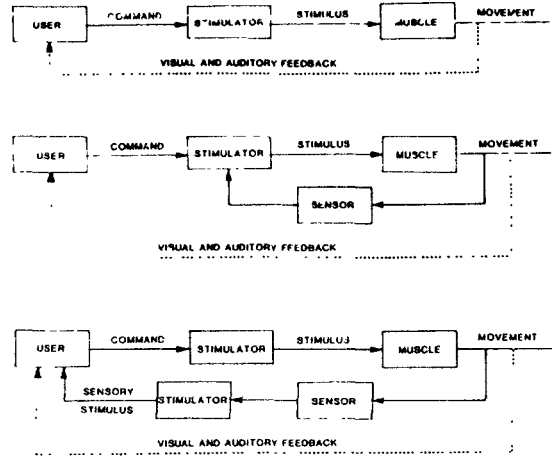


그림2. 조절 체계

3.3 되먹임회로와 감지기

이와 같이 되먹임회로와 감지기는 모든 기능적 자극치료기에 필요한 것으로 사용자와 일상생활 환경간에 적절한 상호작용을 할 수 있도록 하여 치료기를 적용한 우리 몸의 움직임에 관한 정보를 제공하는 역할을 한다. 이러한 감각 되먹임작용이 없으면 활동은 전반적으로 조화를 이루지 못하고 불필요한 동작을 하게 된다. 조절된 활동을 하기 위해서는 각 관절의 위치와 동작상태에 관한 정보뿐만 아니라 사지의 움직임과 힘(force), 압력(pressure), 건의 긴장(tendon tension)에 관한 정보도 필요하다.

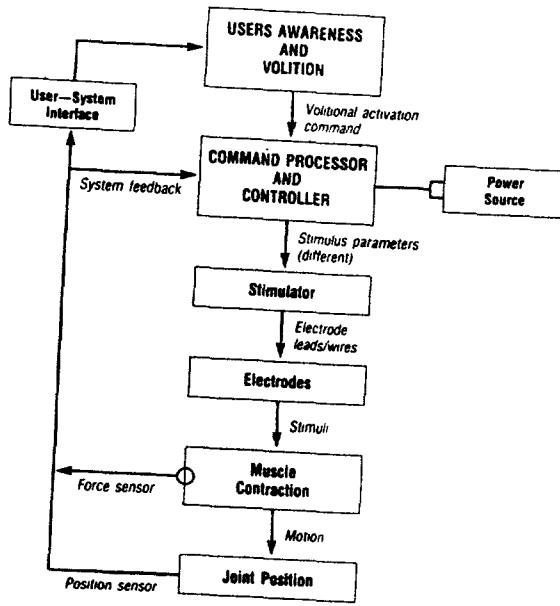
이러한 작용을 하기 위해서는 감지기가 기기를 조절하는 사용의 요구를 감지할 수 있어야 하고, 자극을 받아 수축하고 있는 근육과 신체의 상태를 측정할 수 있어야만 한다. 현재 감지기는 관절 각도계(goniometer)나 발목 관절이나 무릎관절에 potentiometer를 부착하여 속도나 동작의 가속도를 소형 전산기로 계산하여 자극기로 보내는 외부 감지기(external sensors)와 삽입 감지기(implanted sensors)가 있다. 전자는 적절한 지지점(alignment)이 필요하고 보장구나 운동기계를 제외하고는 부착

하기가 어렵다. 삽입 감지기는 삽입하기가 (paced) 어렵고 효과를 유지하기가 어렵다. 그리고 예민성(sensitivity)이 떨어지고 적절하지 못하다. 따라서 이 방법은 좋은 방법이지만 하나 보다 나은 감지기 개발이 필요하다.

4. 기능적 전기자극치료 기기

4.1 자극기의 구성요소

기기는 보통 자극기(stimulator), 조절기(controller), 자극전극(stimulation electrodes), 휴대용 전원(portable power source), 전선(lead wires), 감지기(sensors), 자극 프로그램이 내장되어 있는 소형 전산기(microprocessor) 등으로 구성되어 있다. 이 구성요소들을 도식화하면 그림3.과 같다. 현재의 기기를 자극기와 조절기의 위치에 따라 분류하여 보면, external systems은 비침투적 방법으로 자극장치의 모든 요소가 사용자의 몸 밖에 존재하는 경우이다. percutaneous systems은 자극전극만을 삽입하는 경우이며, 자극기와 전극은 몸 안에 심고 조절기는 밖에 두는 implanted systems로 분류할 수 있다.



FNS SYSTEM: MAIN COMPONENTS AND ACTION SEQUENCE

그림3. 기능적 전기자극기의 구성요소와 작용과정

4.2 자극전극

기능적 전기자극 치료에서 전극(electrode)은 신경조직에 활동전위를 발생시키기 위하여 조절된 전류를 기기에서 신체 내(피부표면이나 피하를 통해)로 흘려 보내는 매개체이다. 여기에는 치료기의 종류나 방법과 목적에 따라 표면전극(surface electrodes), 경피전극(percutaneous electrodes), 삽입전극(implanted electrodes) 등의 전극이 있으며 각 방법에 따라 장·단점이 있다. 주로 임상에서 문제가 되고 있는 것은 조직의 손상으로 표면전극의 경우는 피부화상, 삽입전극은 신경손상과 감염이다.

안전도, 신뢰도, 효율성, 내구성, 특이성, 경제성, 편의성, 등의 모든 범주에 만족할 만한 전극은 없으며 임상적 경험, 적용목적, 기기의 유용성 등에 근거하여 전극을 선택하여야 한다. 그러나 현재는 상용되고 있는 자극기는 특성에 따라 전극이 선정되어 있으므로 사용자가 선택할 필요는 없다.

4.2.1 표면전극

자극 채널 수가 많지 않은 자극기로 짧은 시간에 치료목적으로 자극하는 경우에 가장 널리 사용되는 방법이다. 전극을 운동점이나 말초운동신경부위에 두고 반창고나 그 밖의 접착성이 있는 물질을 사용하여(Karayan gum) 피부에 부착시킨다. 그러나 보행이나 운동 시에 전극이 계속적으로 움직이므로 같은 반응을 기대하기가 어렵다. 또한 비교적 큰 전극을 사용하므로 선택성(selectivity)과 감각신경을 자극할 수도 있어 원하지 않는 반사적 반응이 나올 수도 있다.

이 전극의 장점으로는 안전하며 삽입할 필요가 없고, 부착하기가 쉬우며 전극을 움직일 필요가 있을 때에는 아주 편리하다. 또한 큰 근육군을 자극할 때에는 좋은 방법이다. 부착 소요시간을 줄이기 위해 옷처럼 만들어 입는 전극도 있다(skin-tight garment, Robert R등, 1990).

4.2.2 경피전극

이 방법은 주로 기능적 적용방법에 사용되며 근육에 대한 선택성이 높아 해부학적 위치로 인하여 자극하기 어려운 근육을 자극할 시에 이 전극을 사용한다. 또한 채널이 8개 이상으로 되어 있는 기기로 상지의 작은 근육들을 자극하여 소동작 조절(fine moter control)에 사용된다. 즉 전극은 아주 가는 전선으로 된 전극[wire E. (75 μ m)]를 사용하며 재질에 따라 stainless steel wire, multistain wire 등으로 나눌 수 있다. 삽입하는 방법은 주로 수술을 하지 않고 피하용 바늘(hypodermic needle, 19 - 29 gauge)을 사용하여 근육의 피하나 근육바깥막(epimysium), 또는 근내에 삽입한다.

이 전극의 장점은 각 대상자에 적합한 유형으로 많은 근육을 자극할 수 있다는 것이다. 전극이 파손되거나 반응이 부적절한 경우에는 교환하거나 다른 부위로 전극을 이동시킬 수 있다.

4.2.3 삽입전극

수술 적인 방법을 통하여 전극을 근육바깥막, 신경 근처나 신경 위에 직접 삽입하는 방법이며 기기의 채널 수가 많거나 오랜 시간동안 적용할 경우에 주로 사용한다. 임상에서는 전극이 몸 속에 영구히 삽입되어 있으므로 환자에게는 보다 편리하며 전극이 일정 부위에 고정되어 있어 전극을 통해 흐르는 전류 징집율이 일정하다. 전극의 삽입부위에 따라 신경낭대 전극(nerve cuff E.), 신경외막 전극(epidermal E.), 신경내 전극(intranural E.) 등이 있다. 전극으로 사용되는 재질은 생물학적 반작용이(biological reaction) 적고 강하면서도 유연성이 있는 물질이어야 하며, 부식이 되지 않아야 하고 낮은 임피던스를 갖고 있어야 한다. 이러한 재질로는 스테인레스 스틸, 백금, 니켈, 코발트, 이리듐(백금족 원소), 몰리브덴 등이 이용된다. 이 전극은 말초신경에 손상을 입을 수 있는데 원인은 8~16시간이라는 일정한 시간동안 50Hz 주파수로 계속적인

자극에 의해서 생겨나는 것으로 전기자극 자체로 인한 것과 조직에 전기자극을 가하기 위해 전극을 부착함으로써 발생하는 것이다.

이 전극을 이용하여 척수손상의 보행이나 상지의 기능적 조절을 한 보고는 많지 않으며(1992년 기준, 하지는 6명, 상지는 1명), 오히려 방광을 자극하여 배뇨나 횡격막 조절을 위한 방법에 많이 사용된다.

인용문헌

- 민경옥. 전기치료학. 1993. 현문사.
서울대학교 의과대학 재활의학교실. 재활의학. 1990:39-73.
이재형. 전기치료학. 원광보건전문대학. 1993.
Aloiz R, Tadej. Functional electrical stimulation: standing and walking after spinal cord injury. CRC press. 1989.
Coughlan JK, Robinson CE, Newmarch B, Jason G. Lower extremity bracing in paraplegia-a follow up study. Paraplegia, 1980;18:25-32.
DeLisa, Robert J. Rehabilitation medicine: principles and practice. 2nd ed. Philadelphia. Lippincott company. 1993:463-476.
Dimitrijevic MR, Nathan PW, Studies of spasticity in man: 4. Changes in flexion reflex with repitive cutaneous stimulation in spinal man. Brain. 1970;93:743-768.
Dimitrijevic MR, Nathan PW, Studies of spasticity in man: 5. Dishabitation of flexion reflex in spinal man. Brain. 1971;94:77-90.
Frederic J, Justus F, Jeffrey R. Krusen's handbook of physical medicine and rehabilitation. 4th ed. W.B. Saunders company 383-396.

- Gary M, Elliot J, George, Robert J. Neuromuscular stimulation in spinal cord injury : Restoration of functional movement of the extremities. Arch Phys Med Rehabil. 1992;73:78~86.
- Gary M, Robert J, Elliot, Alojz R, Jochen. Functional neuromuscular stimulation for standing after spinal cord injury. Arch Phys Med Rehabil. 1990;71:201-206.
- George R, Richard D, Robert J. Lower extremity neuromuscular stimulation in cases of Spinal cord injury. Neurosurgery. 1984;15:132-146.
- Holle et all. Functional electrostimulation of paraplegics. Orthopedics, 1984;7:1145-1155.
- Joseph K. Principles and practice of electrotherapy. 2nd ed. churchill Livingstone Inc. 1991:71.
- John A, Stanley J, Erwin G, James S, Kristjan T. The physiological basis of rehabilitation medicine. 2nd. Butterworth-Heinemann. 1994:573-597.
- Peckham PH. Functional electrical stimulation: current status and future prospects of applications to the neuromuscular system in spinal cord injury. Paraplegia.1987;25:279-288.
- Robert P. A functional electrical stimulation system using electrode garment. Arch Phys Med Rehabil. 1990;71:340~342.
- Robert J. Lower extremity applications of functional neuromuscular stimulation. Assist Technol. 1992;4:19-30.
- Laurel A, Lucinda L, Bruce R, Robert L. Functional electrical stimulation-a practical clinical guide. 2nd ed. Rancho Los Amigos hospital. 1981.
- Liberson WT, Holmquist HJ, Scot D, Dow M, Hines, Illinois. Functional electrotherapy: stimulation of the peroneal nerve synchronized with the swing phase of gait hemiplegic patients. Arch Phys Med Rehabil. 1961;42:101-105.
- Malcolm P. Current physical therapy. Peat. 1988:180-183.
- Marsol Eb, Kobetic R. Functional walking in paralyzed by means of electrical stimulation. Clinical orthopedics and related research. 1983;175:30-36.
- Robert R, Jody S, Dennis. a Functional electric stimulation system using an electrode garment. Arch Phys Med Rehabil. 1990;71:340-342.