

# 간섭전류치료에 관한 고찰

신구전문대학 물리치료과  
오 경 환

## Study on Interferential Current Therapy

Kyung Hwan Oh

Dept. of Physical Therapy, Shin Gu Junior College

### 차 례

#### I. 서 론

#### II. 물리적 원리

1. 진폭변조
2. 지속 대 가변 맥놀이 주파수
3. 최대 정적간섭효과의 방향
4. 입체동적 간섭전류

#### III. 전기생리학적 효과

1. 동시성 탈분극 및 비동시성 탈분극
2. 중주파전류 및 피부저항

#### IV. 임상적용

1. 적용방법
2. 치료용량
3. 적용기술
4. 적응증
5. 금기증

#### V. 요 약

참고문헌

### I. 서 론

1950년대 초 Vienna의 Nemece에 의하여 최초로 소개된 간섭전류치료는 Cortisone, Phenylbutazone과 같은 약제의 출현과 전기치료는 단지 치료의 고식적인 수단이라는 생각과 겹쳐져서 실제로 사용되지

않고 있었다. 1965년 Melzack과 Wall에 의한 동통 기전의 발표에 의하여 구심성 신경을 자극하여 동통 조절이 가능하다는 것을 알게 되었다. 이것을 계기로 약제가 효과가 있음에도 부작용이 나타날 수 있다는 사실과 그 밖의 요인과 함께 간섭전류치료에 관하여 다시 관심을 갖게되어 현재에는 널리 사용되고 있다.<sup>1)</sup>

전기자극치료에 사용되는 전류는 중주파전류와 저주파전류로 분류된다. 전통적으로 사용되어온 저주파전류는 감용전류(faradic current), 정현파전류(sinusoidal current), 단속직류(interrupted DC), 경피신경자극(TENS) 등으로 1,000 Hz 이하의 주파수로 되어있다. 1944년 Gildeneister에 의하여 소개된 중주파는 2,000~3,000 Hz 였으며<sup>2)</sup> Wyss에 의하면 중주파의 이론적 범위는 1,000~100,000 Hz 사이에 속한다고 하였다.<sup>3)</sup> 그러나 d'Arsonval은 10,000 Hz 또는 그 이상의 주파수에서는 피부가 가열됨을 알게 되었다.<sup>4)</sup> 그러므로 임상적으로 신경근 자극(neuromuscular excitation)에 사용되는 중주파의 범위는 1,000~10,000 Hz 사이에 위치한다. 열효과를 위하여 임상에서 사용되는 고주파교류는 13~2,450 MHz에 속한다.

간섭전류란 두 개 또는 그 이상의 진동이 어떤 매체에서 동시에 같은 지점 또는 일련의 지점에 적용될 때 발생하는 현상으로 이렇게 발생한 간섭전류는 진폭변조 주파수(amplitude modulation frequency, AMF)를 갖게되어 저주파전류의 효과를 일으킬 수

있다.

동통조절 뿐아니라 다양한 질환에 효능이 있는 간섭전류치료를 이해하고 실제 적용하는데 도움이 되고자 이론과 적용방법에 관하여 문헌고찰과 함께 소개하고자 한다.

## II. 물리적 원리(Physical principle)

### 1. 진폭변조(Amplitude modulation)

치료학적으로 유용한 간섭전류는 두 개의 상이한 중주파교류를 교차통전시켰을 때 발생한다. 그림 1에 서처럼 A와 C점은 두 개의 양 및 두 개의 음교번(반파)(negative alternations(half cycles))이 결합되어 진폭이 커져 구성간섭(constructive interference)을 이루며, B점에서는 회로 1의 음교번이 회로 2의 양교번과 서로 상쇄되므로 합성과진폭이 영이 되어 파괴간섭(destructive interference)을 이룬다. 그러므로 두 중주파교류가 합성되는 헤테로다인 효과(heterodyning effect)는 진폭의 울동적 증감을 가져오며 이를 진폭변조라고 한다. 이러한 진폭변조는 새로운 맥놀이 주파수(beat frequency, 또는 진폭변조주파수(AMF)라고도 함)를 일으킨다. 예를 들면 4,000 Hz와 4,100 Hz의 중주파인 경우 100 Hz의 맥놀이 주파수가 발생된다.

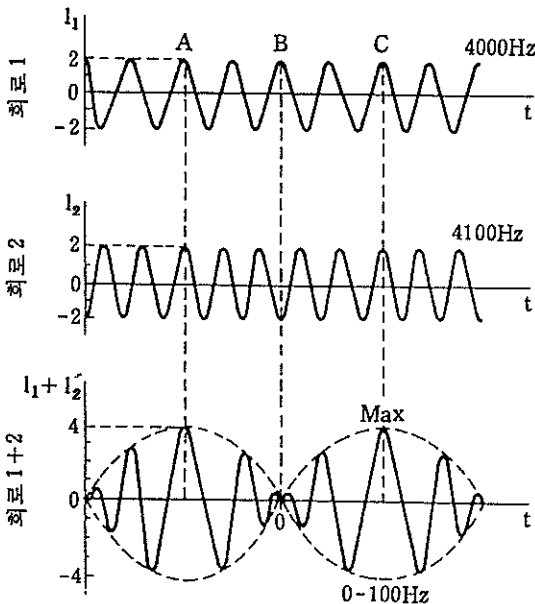


그림 1. 중주파교류의 헤테로다인 효과

### 2. 지속 대 가변 맥놀이 주파수(Constant versus variable frequency)

진폭이 변조된 주파수 전류는 지속형과 가변형으로 나뉜다. 지속형은 두 중주파회로 간의 주파수 차이로 인하여 지속적 맥놀이 주파수가 발생된다. 예를 들면 두 주파수의 차이가 40 Hz 라면 맥놀이 주파수는 40 Hz 로서 지속될 것이다. 가변형은 두 회로간의 주파수는 미리 선택한 범위 내에서 변화한다. 간섭전류기구(IFC device)는 흔히 가변맥놀이 주파수 프로그램을 선택할 수 있다.

### 3. 최대 정적간섭효과의 방향(Direction of maximum static-interference effect)

정적 간섭전류에서는 그림 2와 같이 최대 간섭효과가 두 쌍의 도자를 연결한 선과 45°되는 곳에서 일어난다. 그림 3은 진폭변조의 차이를 최대 변조효과의 백분율로서 나타낸 것이다. 1970년 초기에 정적간섭장(static interference field)이 최전될 수 있도록 개발되었다. 이러한 방법으로 생겨난 스캐닝 간섭전류(scanning IFC)는 정적정보보다 큰 부파의 조직에 간섭파의 효과가 일어나므로 환부의 정확한 위치를 구별하기 곤란한 경우에 유효하다.

### 4. 입체동적 간섭전류(Stereodynamic IFC)

세 개의 중주파교류가 동질의 매체에서 교차되었을

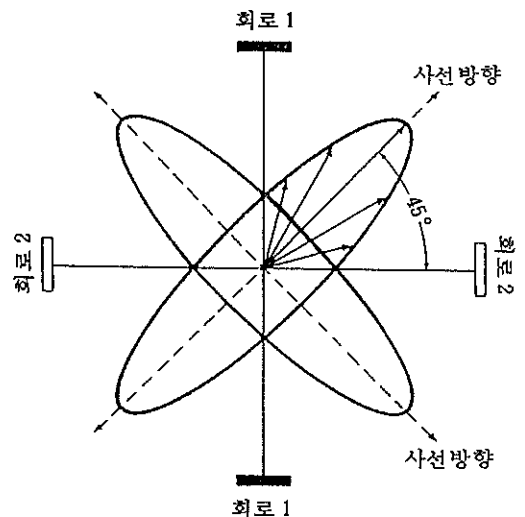


그림 2. 정적간섭효과의 방향

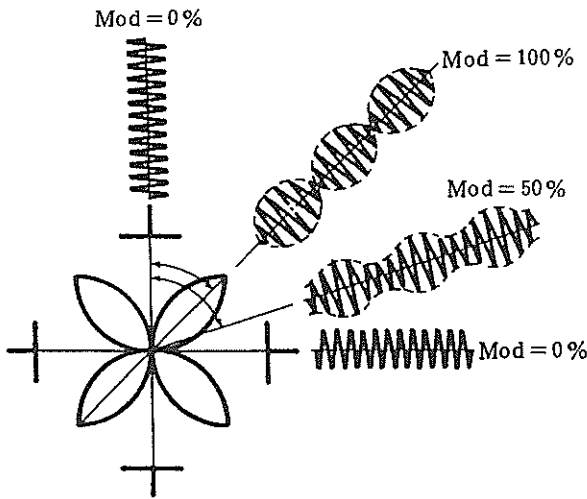


그림 3. 진폭변조의 차이

때 3 차원의 간섭장이 발생된다. 이러한 공간적인 자극 효과는 2 개 전류에 의한 선자극효과(linear stimulating effect), 2 개 회로 간섭전류(two-circuit IFC)에 의한 평면효과(planimetric effect)와 비교된다.<sup>15)</sup> 입체동적 간섭전류는 조직내에서 세 전류가 교차할 수 있는 부위에 배치한다. 3 개 회로 간섭전류를 개발한 이론적 근거는 조직은 입체적 공간을 차지하며 이온 및 조직액이 입체적으로 이동한다는 데 있다.

### III. 전기생리학적 효과 (Electrophysiological effect)

#### 1. 동시성 탈분극 및 비동시성 탈분극(Synchronous depolarization and asynchronous depolarization)

생리적인 상태하에서 수의적으로 근육을 수축시키고자 할 때 운동신경은 다양한 흥분율(firing rate)을 가지므로 비동시적으로 흥분된다. 약한 수의수축(volitional contraction)에서는 운동단위의 흥분주파수(firing frequency)는 초당 5~15 회이며 최대 수축에서는 25~50 회 정도이다.<sup>6)</sup> 운동단위의 비동시성 흥분율의 결과로 유연하고 점진적인 근수축을 일으키어 적은 에너지가 소모되며 덜 피로해진다. 약한 수의수축에서는 작은 운동신경과 작은(보다 피로를 느끼지 않는(more fatigue-resistant)) 운동단위가 먼저 흥분되며 수의수축이 점진적으로 심해지면 보다 큰 운동신경과 큰(보다 쉽게 피로하는) 운동단

위가 흥분하게 된다.<sup>13)</sup> 피부에 적용한 저주파전기 자극에 의한 근수축은 직경이 크고 역치가 낮고 보다 흥분성이 높은 운동신경섬유의 동시성 흥분(synchronous excitation)으로부터 일어난다. 이러한 운동신경은 보다 크고 빠르게 쉽게 피로해지는 운동단위를 지배한다. 직경이 작고 보다 심부에 위치에 운동신경 섬유는 보다 작고 느리며 피로를 덜 느끼는 운동단위를 지배하는 데 자극진폭을 흥분역치에 도달할 때까지 충분히 증가시킬 때에만 흥분한다.<sup>1)</sup> 그러므로 근육에 대한 저주파(20~1,000 Hz) 전기 자극에 의하여 일어난 강축성 수축은 수의적으로 일어난 수축보다 쉽게 피로해진다. 이것은 운동단위의 동시성 흥분이 정상패턴에서 나타나는 운동단위의 흥분과는 다르기 때문이다.

수의수축은 수축의 강도에 따라 초당 5~50 회의 신경방전율(neural discharge rate)을 일으킨다. 이러한 정상적인 방전율은 운동신경을 따라 충격전도(impulse conduction)가 일어난 신경접합부에서 신경전달물질(neurotransmitter)의 주기적인 방출을 가져온다. 50 Hz 이상의 전기 자극은 의지수축 중에 일어나는 방전율보다 고율에서 신경섬유를 자극하므로 보다 피로가 빨리 일어나며 신경전달물질의 방출이 감소되거나 신경근 시냅스에 장애가 크면 피로가 더욱 심해진다.<sup>3,10)</sup> 일반적으로 자극빈도가 높아질수록 근육의 피로가 빠르게 일어난다.<sup>1)</sup>

저주파전류(단속직류)로 신경섬유로 자극하면 동시성 탈분극이 일어난다.<sup>4)</sup> 이 원리에 의하면 펄스(pulse)의 지속시간 및 강도가 충분하다면 직류 또는 교류의 매 펄스마다 신경섬유의 탈분극을 일으킬 것이다. 자극주파수가 높아지면 탈분극주파수도 대응하여 높아질 것이다. 그러나 개개의 신경섬유는 불응기에 의하여 결정되는 최대 탈분극 주파수를 가지고 있다.<sup>12)</sup> 가장 큰 유수신경섬유의 최대 탈분극 주파수는 800~1,000 Hz 사이에 위치한다. 1,000 Hz 이상의 지속적인 진폭 및 주파수를 가진 연속적인 자극은 신경의 상대불응기에서 일어나므로 탈분극이 방지된다. 부가하여 운동종판(motor endplate)은 피로해져서 자극전달이 일어나지 않게 될 수도 있다.

1,000 Hz 이상의 지속적인 자극으로 반응이 억제되거나 전혀 반응하지 않게 되는 현상을 웨덴스키 억제(Wedensky inhibition)라고 한다. 웨덴스키 억제와 운동종판의 피로를 방지하기 위하여 개개의 탈분극 후에 중주파전류를 잠시 단속시킬 필요가 있다.

그리하여 재분극이 발생하게 되고 조직은 자극에 민감한 상태가 될 것이다. 그림 4는 중주파전류의 율동적 단속(rhythmic interruption)으로 신경섬유가 탈분극되는 모습을 보여주고 있다.

주파수가 증가함에 따라 동시성 탈분극은 비동시성 탈분극으로 변한다. 매 사이클이 아닌 중주파교류로서 자극하는 동안 여러 사이클의 가중(summation)으로 신경섬유는 탈분극을 일으킬 것이다.

일련의 교류사이클(일정한 효과기(effective time)) 후에 역치에 도달되어 신경섬유는 탈분극을 일으킨다. 전류의 강도가 높아질 수록 효과기는 짧아질 것이다. 이러한 가중원리에 따라 신경섬유가 탈분극되는 현상을 길데마이스터 효과(Gildemeister effect)라고 한다.

**2. 중주파전류 및 피부저항 (Medium frequency)**

표면도자를 통한 인체에 적용된 전류는 도자-피부 공유영역 (electrode-skin interface)에서 두 가지 형태의 저항과 마주치게 된다. 첫 번째는 옴저항(ohmic resistance)으로 도자면적, 피부온도, 건조상태, 두께, 피부 오일 및 체모의 양에 따라 달라진다. 옴저항은 피부오일의 제거, 피부의 가열 등으로 어느정도 감소할 수 있다. 그러나 이러한 준비 후에도 피

부저항은 흔히 비교적 높은 채로 남아있게 된다. 두 번째는 단상성 또는 이상성파를 가진 전류를 피부에 적용하였을 때 나타나는 용량저항(capacitive resistance)이다. 전류가 피부를 통과하여 전달될 때 다양한 형태의 조직사이와 세포막내의 공유영역에 전기적으로 전하된 이온의 힘을 일으킨다.

전류가 인체에 도입될 때 이온은 조직의 공유영역과 모든 세포막에 축적되어 도자에 가해진 전압의 전하와 반대되는 전하를 일으킨다. 이것을 용량저항이라고 하며 역전압(counter voltage) 또는 리액턴스(reactance)라고도 불리운다. 각 도자와 조직사이에서 일어나는 전위차는 전해질 분극(electrolytic polarization)에 의하여 일어난다. 이러한 현상(그림 5)은 정전용량(capacitance)으로서 하나의 전도체와 비교되는 생체조직에서도 나타난다. 조직은 분극 정전용량(polarizing capacitance)을 갖게되며 정전용량은 도자의 면적에 따라 달라진다. 인체의 피부에 대한 용량저항과 정전용량은 일차적으로 전도성이 매우 불량한 외피의 각질층에 의해 결정된다. 손상받지 않은 피부의 저항은 단속직류를 사용할 때보다 고주파교류에서 훨씬 낮아진다.

다음의 예는 사방 10 cm되는 도자로 피부를 자극하였을 때 주파수가 50 Hz에서 4,000 Hz로 증가하

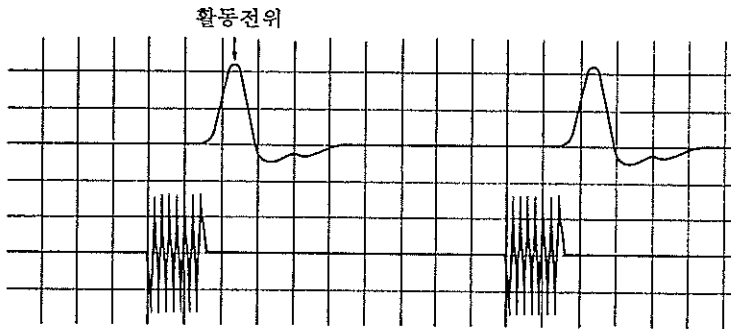


그림 4. 중주파전류의 율동적 단속

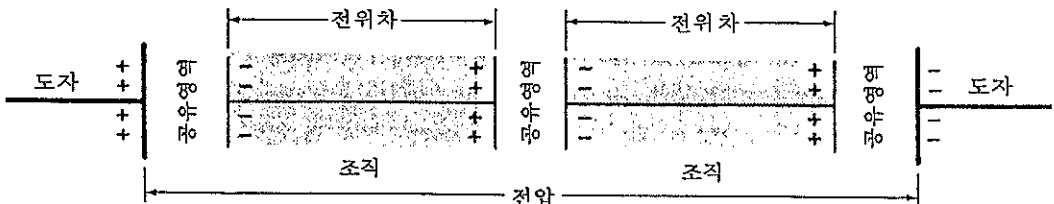


그림 5. 전해질 분극 도자 전위차

면 용량저항이 얼마나 감소하는가를 보여준다. 용량저항을 산출하기 위한 공식,  $Z = \frac{1}{C(F) \cdot 2\pi f (Hz)}$ 에서  $Z$  = 용량저항,  $C$  = 조직의 분극 정전용량,  $f$  = 주파수라고 정하고 피부와 접촉한 도자의 면적이 100 cm<sup>2</sup>일 때 1microfarad ( $\mu F$ )의 용량을 갖는다고 하면

$$50 \text{ Hz에서는 } Z = \frac{1}{10^{-6} \cdot 2\pi \cdot 50} = 3,225 \Omega$$

4,000Hz에서는  $Z = \frac{1}{10^{-6} \cdot 2\pi \cdot 4,000} = 40.3 \Omega$ 이 산출된다. 이상으로 보아 4,000Hz에서 용량저항이 약 80배 감소됨을 알 수 있다. 이와 같이 중주파전류는 저주파전류 보다 용량저항이 적으므로 피부를 쉽게 통과하여 피부에 불쾌감없이 심부에 위치한 신경 및 근조직에 접근할 수 있을 것이다. 중주파는 평류특성이 없으므로 충혈은 일어나지 않으며 피부의 전기분해의 위험성도 없다. 그러므로 저주파전류는 조직의 표층을, 그리고 중주파전류는 피부의 심층을 치료하는데 적합하다.

#### IV. 임상적용(Clinical application)

##### 1. 적용방법(Method of application)<sup>9)</sup>

###### 1) 4극방법 대 2극방법(Quadripolar method versus bipolar method)

2극방법은 기구 내에서 간섭전류가 발생되며 조직 내에서는 발생되지 않는다. 4극방법은 도자 - 피부 공유영역에서 전류는 변조되지 않으므로 피부에서의 진폭은 조직내의 교차지점에서 변조된 진폭보다 낮다. 2극간섭전류는 피부에서 진폭이 변조되어 있으므로 전류강도는 조직내와 도자 - 피부 공유영역이 동일하며 진폭변조의 크기는 모든 방향에서 100%이다. 2극방법의 장점은 조직에 지속적인 최대의 자극을 줄 수 있으며 적용하기 쉽다는 것이며 단점으로는 4극방법보다 피부에서의 자극이 강하다는 것이다.

###### 2) 진공 대 패드도자(Vacuum versus pad electrode)

진공도자는 진공펌프로 발생한 음압을 이용하여 도자를 인체에 유지한다. 진공펌프는 지속형 또는 펄스형으로 선택할 수 있으며 진공의 크기는 조절하여 도자를 겨우 피부에 유지시키기에 필요한 정도의 음압으로 한다. 진공도자는 적용하기 쉬우며 또한 도자 내의 음압이 피부 모세혈관액(cutaneous capillary

fluid)을 피부표면으로 모이게 하여 음저항을 낮추어 전도성을 증진시킨다. 음압이 너무 높으면 점상출혈(petechia)을 수반한 혈종(hematoma)이 나타날 수도 있다. 그러므로 손상받기 쉬운 피부나 출혈의 위험이 있는 피부를 가진 환자는 진공도자를 사용하지 않는 편이 바람직하다.

###### 3) 스캐닝 대 정적 간섭전류(Scanning versus static IFC)

동통 기시부위, 조직 유착부위, 골절부위 등과 같이 임상적으로 이환조직의 정확한 부위를 구별하기 곤란한 경우에는 스캐닝 간섭전류가 정적 간섭전류보다 유리하다. 그 이유는 스캐닝으로 인하여 자극을 받는 조직의 범위가 증가하기 때문이다.

###### 4) 4극 탐침도자(Quadripolar probe electrode)

이 도자는 4개의 작은 도자가 하나의 프라스틱 원통형에 결합되어 있는 형태로 국소치료를 때나 발통점이나 침점을 지속적으로 자극시 적합하다.

###### 5) 지속적 주파수 대 주파수 변조(Constant frequency versus frequency modulation)

지속적인 자극으로 인하여 마지막에는 자극에 대하여 반응하지 않게 되는 적응현상(accomodation)을 방지하기 위하여 전류의 강도를 증가시키거나 주파수를 변화시켜야 한다. De Domenico는 80~100 Hz의 변조주파수(modulated frequency)가 100Hz의 지속적 주파수보다 진통이 잘 되었고 오래 지속하였다고 발표하였다.<sup>3)</sup> 주파수를 변조하는 이유는 주파수를 일정한 범위 내에서 주기적으로 변하게 하여 C섬유에 비하여 적응현상이 빨리 나타나는 A-delta 섬유를 활성화시켜 동통을 조절하는 데 있다.

##### 2. 치료용량(Dosage)

###### 1) 강도(Intensity)

치료에서 얻고자 하는 효과뿐 아니라 질병의 종류, 중증정도(seriousness), 단계(stage)에 따라 치료의 강도가 달라지나 일반적으로 근수축을 일으키지 않는 범위내에서(근수축이 목적인 경우는 제외) 환자의 감각에 의존하여 기분좋은 느낌을 갖도록 한다.

###### 2) 치료시간(Treatment time)

일반적으로 10~15분 정도 실시한다. 정상적인 강도하에서 한 부위를 20분 이상 적용하지 않으며 여러 부위를 치료할 경우에도 전체 치료시간이 30분 이상을 초과하지 않도록 한다. 장시간의 치료는 환자를 피로하게 한다.

### 3) 치료빈도(Treatment frequency)

치료용량에 따라 결정되며 낮은 용량의 치료에서는 짧은 간격을 두고, 예를 들면 하루에 한 번 또는 여러 번 실시하며 높은 용량에서는 일주일에 3, 4회 실시한다. 치료빈도는 또한 질병의 심한 정도와 다른 형태의 치료를 받는가에 따라 달라진다.

### 3. 적용기술(Application technique)<sup>8)</sup>

#### 1) 동통점 또는 발통점 적용(Pain point or trigger point application)

근육, 건, 인대, 관절낭과 같은 심부조직의 동통점이나 발통점은 간섭치료의 적용점으로 적합하며 작은 전극을 사용하여 2극 배치하는 것이 적합하다(그림 6).

#### 2) 신경적용(Nerve application)

좌골신경과 같은 큰 유수신경섬유에 적용하려면 2극 배치방법이 가장 적합하다(그림 7). 이러한 치료 방법에서는 환자는 전류가 신경을 따라 방사(radiation)하는 것을 느끼는 것이 중요하다.

#### 3) 척추주위 적용(Paravertebral application)

국소통(local pain), 경부통(cervical pain), 척추기립근의 과긴장, 자율신경 평형장애(disturbance of the neurovegetative balance)와 같은 증상에는 척추주위에 도자를 배치한다(그림 8).

#### 4) 근적용(Muscular application)

근육에 간섭치료를 적용하여 근긴장, 순환증진, 근력강화 및 근이완의 효과를 얻는다. 간섭전류는 피부에 불쾌감없이 심부조직에 현저한 효과가 있으므로 근육치료에 적합하다.

#### ① 근긴장 및 순환증진(Toning of the musculature, improvement of the circulation)

50Hz 이하의 진폭변조주파수(AMF)로 전류강도를 충분히 높이면 강축(tetanic contraction)이 일어난다. 그림 9는 비복근의 순환을 위하여 지속적으로 연속(fibrillating)시키는 모습이다.

#### ② 근력강화(Muscle strengthening)

스포츠의학 교수인 Koz는 근육을 강화시킬 목적으로 처음으로 중주파전류를 사용하였다. 근육을 직접 자극할 때는 2,500Hz에서, 그리고 신경을 간접자극

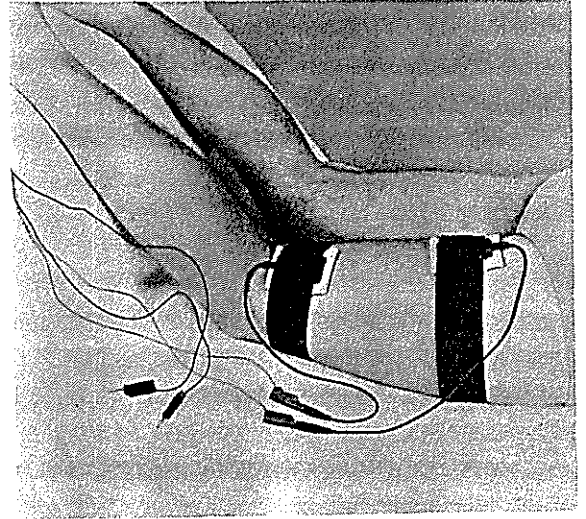


그림 7. 신경적용(좌골신경)

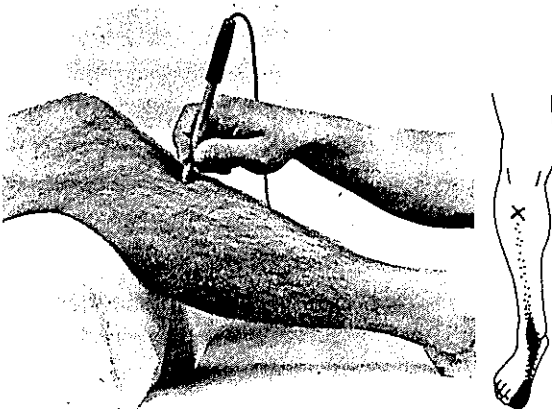


그림 6. 동통점 또는 발통점 적용(전경근)

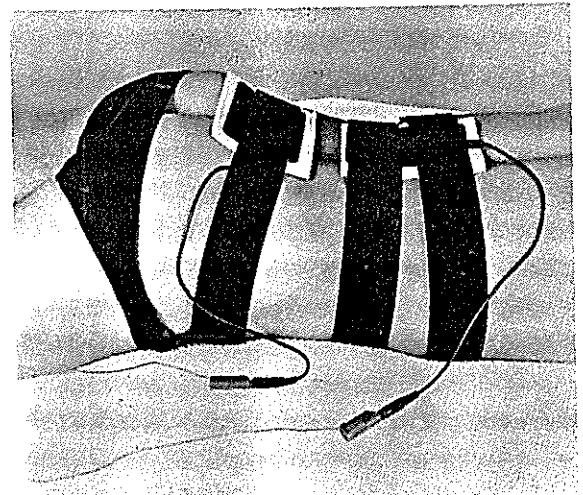


그림 8. 척추주위 적용

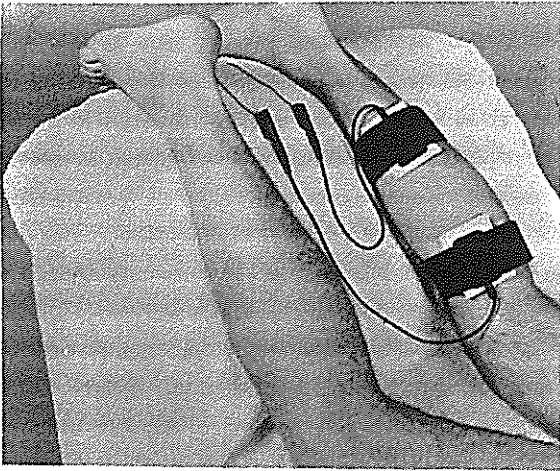


그림 9. 파열된 비복근의 치료

할 때는 1,000Hz에서 최대의 수축이 일어남을 알게 되었다. 40~80Hz 주위의 AMF가 가장 안락한 강축을 일으킨다. 큰 도자는 불쾌한 전류의 집중을 방지할 수 있으며 또한 최대의 근섬유가 참여할 수 있도록 한다. 일반적으로 근육의 피로는 약 4.5회 강한 수축 후에 시작된다(그림 10).

③ 근이완(Muscle relaxation)

근육이 과긴장되고 동통이 있을 때 간섭치료는 긴장을 이완시키기 위하여 사용된다. 전류는 환자가 간신히 참을 수 있을 정도로 높게 하며 도자는 근육에서 가장 동통을 느끼는 부위에 대주며 뚜렷한 근수축이 일어나야 한다. 잠시 후 피로가 일어나며 근육은 이완되기 시작한다. 근육이 이완되었을 때 수축을 다시 일으키기 위하여 강도를 증가시킨다. 이러한 강

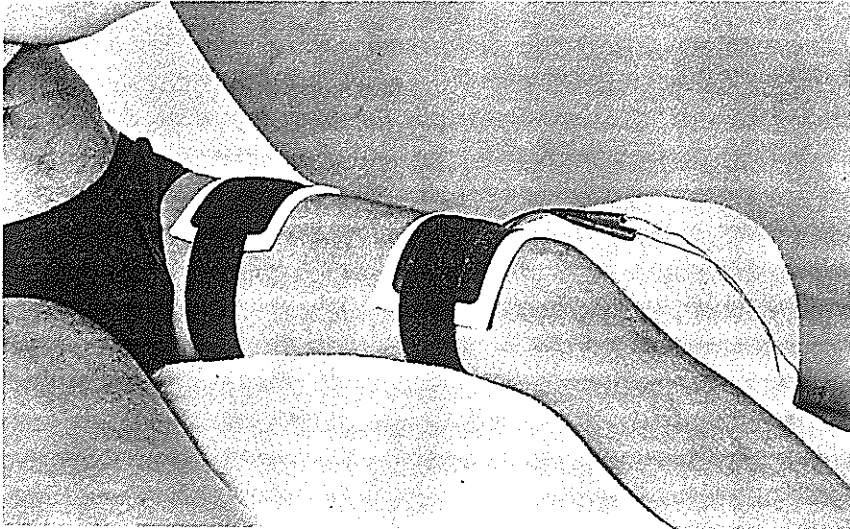


그림 10. 대퇴사두근의 근력강화

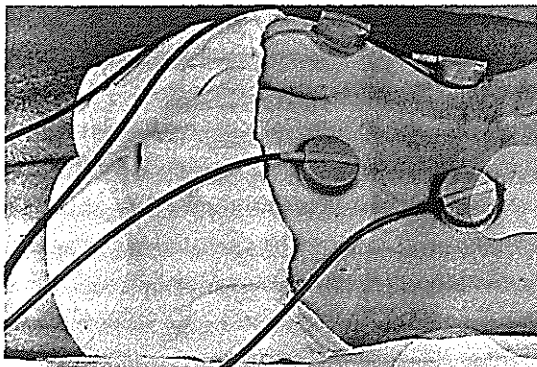


그림 11. 횡부위 적용

한 수축과 이완을 여러번 반복한다.

5) 횡부위 적용(Transregional application)

환부에서 뚜렷한 적용점을 찾을 수 없기 때문에 지금까지의 방법이 부적절함을 알게 되었다면 4극도자를 이용하여 횡부위매치를 적용할 수 있다. 이러한 적용의 치료효과는 비교적 넓은 부위에서 일어난다(그림 11).

4. 적응증(Indication)<sup>8)</sup>

다음의 증상은 간섭치료의 적응증이다.

- ① 동통(근육, 건, 인대, 관절낭 또는 신경에서 발

생한)

② 과긴장(hypertonia)

③ 근약증(muscle weakness)

위의 증상을 일으킬 수 있는 병변은 다음과 같다.

자율신경 평형장애(그 결과 순환 및 기관기능(organ functions)의 장애를 가져옴)

외상 후, 수술 후의 병변(타박상(contusion), 염좌(sprain), 탈구(luxation), 파열(rupture), 고정으로 인한 구축(contracture)), 관절증(arthrosis), 척추증(spondylosis), 관절주위염(periarthritits), 활액낭염(bursitis), 건염(tendinitis), 근통(myalgia) 위축(atrophy)

5. 금기증(Contraindication)<sup>16)</sup>

① 동맥질환(Arterial disease)

전류의 자극효과는 색전(emboli)을 일으킬 수 있으므로 금기이다.

② 심부정맥 혈전증 또는 혈전성 정맥염(Deep vein thrombosis or thrombo-phlebitis)

혈전을 움직이게 하거나 정맥염의 염증을 증가시킬 수 있다.

③ 감염성 질환(Infective condition)

감염이 확산되거나 악화된다.

④ 임신된 자궁(Pregnant uterus)

자궁에 직접 적용하는 것은 안전하지 않으나 임신 중 천장골 스트레인(sacro-iliac strain)의 경우에는 간섭장(interferential field)이 천장골인데가 있는 천층에 놓여진다면 적용할 수 있다.

⑤ 출혈의 위험(Danger of hemorrhage)

간섭치료의 자극효과로 출혈의 원인이 될 수 있으므로 금기이다.

⑥ 악성종양(Malignant tumor)

종양의 직접자극은 금기이나 관련통은 치료할 수 있다.

⑦ 인공 심장박동기(Artificial pacemaker)

심장박동기를 착용한 환자에게 치료하지 않는 것이 안전하다.

⑧ 월경 중(During menstruation)

복부를 치료할 때는 금기이다.

⑨ 열성 질환(Febrile condition)

간섭전류치료로 악화될지 모른다.

⑩ 개방성 상처(Open wound)

전류의 집중과 간섭장의 변화를 가져올 수 있다.

⑪ 신뢰할 수 없는 환자(Unreliable patient)

주위나 지시를 이해하지 못하는 환자로 예를 들면 어린이나 노인을 들 수 있다.

⑫ 피부질환(Dermatological condition)

간섭전류치료는 치료부위의 피부질환을 악화시킬지 모른다.

V. 요약

간섭전류는 중주파의 2개 이상의 회로를 결합하여 진폭을 변조시킨 전류로서 1,000Hz 이하의 진폭변조 주파수(AMF)를 가지므로 인체를 자극시킬 수 있게 되어 각종 질환에 효과적으로 사용할 수 있게 되었다. 저주파전류에 비하여 간섭전류는 몇 가지 장점을 가지고 있는 데 그것은 평류특성이 없으므로 전기분해 효과가 없으며 용량저항이 감소되므로 피부 자극이 적은 상태에서 심부조직의 치료효과를 얻을 수 있으며 또한 진폭과 주파수를 변조하여 적응현상을 완화시킬 수 있다는 것이다.

이상으로 보아 간섭전류는 임상에서 더욱 자주 사용되리라 여겨지며 그와 함께 이에 대한 과학적인 연구가 뒤따라야 할 것이다.

참 고 문 헌

1. Benton L, Baker L, Bowman B, et al. : Functional electrical stimulation-A practical clinical guide. Downey, Calif, Rancho Los Amigos Hospital, 1980.
2. Brown G, Burns B : Fatigue and neuromuscular block in mammalian skeletal muscle. Proc R Soc 136 : 182, 1949.
3. DeDomenico G : Basic guidelines for interferential therapy. Sydey, Australia, Thera-med, 1981.
4. Edel H : Fibel der Elektrodiagnostik und Electrotherapie. Verlag Theodor Steinkopf Dresden, 4e Druck, 1977.
5. Gildemeister M : Untersuchungen über die Wirkung der Mittelfrequenzströme auf den Menschen. Pfluger's Arch Physiol 247 : 266, 1944.
6. Goodgold J, Eberstein A : Electrodiagnosis



- of neuromuscular diseases. Baltimore, Md, Williams & Wilkins, 1978.
7. Hansjurgens A : Dynamische Interferenzstromtherapie. *Physik Med Rehabil* 15 : 24, 1974.
  8. Hogenkamp M, Mittelmeijer E, Smits I, van Stralen : Interferential therapy. Enraf-Nonius, 1985.
  9. Kloth L : Interferential therapy. In Nelson R, Currier DP : *Clinical Electrotherapy*. Appleton & Lange, pp. 183~207, 1987.
  10. Krnjevic K, Miledi R : Failure of neuromuscular propagation in rats. *J Physiol* 140 : 440, 1958.
  11. Licht F : History of therapeutic heat. In Lichts(ed) : *Therapeutic Heat and Cold*. New Haven, Conn, Waverly, pp. 196~231, 1965.
  12. Lullies H, Trincker D : *Taschenbuch der Physiologie II*. Gustav Fischer Verlag, Stuttgart, 2e Druck, 1973.
  13. Mountcastle VB : *Medical physiology*. 13th ed. St Louis, CV Mosby, Vol 1, 1974.
  14. Savage B : *Interferential therapy*. Faber & Faber, 1984.
  15. Szehi E, David E : The stereodynamic interferential current-A new electrotherapeutic technique. *Electromedica* 48 : 13, 1980.
  16. Wadsworth H, Chanmugam APP : Electro-physical agents in physiotherapy. *Science Press*, pp. 275~290, 1983.
  17. Wyss O : Die Reizwirkung sinusformiger Wechselstromer untersucht bis zur Oberen Grenze der Niederfrequenz(1,000 Hz). *Helv Physiol Acta* 21 : 419, 1963.