

지속적인 직류자극이 토끼 비골 골절의 신생골 형성에 미치는 영향

대구대학교 재활과학대학원 재활과학과 물리치료전공

정 형 국

대구대학교 재활과학대학 물리치료학과

김진상, 박래준

The Effects of Constant Direct Current on the New Bone Formation of Fractured Fibula in Rabbits

Chung, Hyung-Kuk

Dept. of Physical Therapy, Graduate School of Rehabilitation Science, Taegu University

Kim, Jin-Sang, Ph.D., Park, Rae-Joon, Ph.D., R.P.T.

Dept. of Physical Therapy, College of Rehabilitation Science, Taegu University

<Abstract>

This study was performed to identify the effect of constant direct current and to give us methods which can be applied easily in clinic.

Six rabbits was used at this experiment. After each animal was fractured at left fibula, divided into experimental group(n=3) and control group(n=3). Experiment duration of electrical stimulation on experimental rabbits was 35 days. Direct current from fifteen microampere to twenty microampere was passed continuously through the placed electrode between fracture area and thigh. Negative electrode was placed at fracture area and positive at thigh.

Roentgenography was used to observe bone-healing progression over three times-at 15days, 25days and 35days after electrical stimulation.

The results obtained are as followings:

1. Both experimental group and control group do not obtain callus formation on the first roentgenography(15 days after ES).
2. On the second roentgenography(25 days after ES), experimental group achieves above 70% on fracture-healing, but control group achieves about 20-30% on fracture healing.
3. On the third roentgenography(35 days after ES), experimental group achieves above 85-95% on fracture healing and control group achieves about 60-70% of bone union.

Thus, statistically significance(independent t-test) was occurred at the second and third roentgenography between experimental group and control group.

I. 서 론

전기를 이용한 치료법은 다양한 치료와 연구 목적으로 수 백년전부터 발전되어져 왔다. 그러나 골절, 불유합, 지연유합 등의 치료법에 대한 연구는 1950년 이후 부터 활발하게 이루어져 왔다. 수년 동안 골치유에 대한 역학적인 환경의 효과가 폭넓게 수용되어져 오는 동안 합리적인 기전이 Yasuda와 Fukada 등에 의해 비로소 가설화되었다(Albright와 Brand, 1987). 1953년 Yasuda는 골의 압전기(piezoelectricity) 성질을 보고 하고 골에 압박을 가하면 음극, 장력을 가하면 양극의 성질이 나타나고 음극에서 골형성이 촉진되고 양극에서는 골흡수가 일어난다고 하였다(cited by Brighton et al., 1981).

이러한 사실에 활동성 에너지를 골에 가하는 대신 직접 전기적 에너지를 가함으로써 골형성을 촉진시킬 수 있다는 것을 증명하여 주는 것으로서 이전의 전기자극을 이용한 골절 치유의 임상적 경험에 대한 이론적 뒷받침을 해준과 동시에 전기자극을 이용한 골절의 치유가 활발하게 되었다(이덕용, 정문상, 성상철과 김명호, 1984). Friedenber와 Kohanim(1968)은 직류 3-10 μ A에서의 효과를 연구한 결과, 양극(+)에서는 조직의 파괴가 일어났고 음극(-)에서는 골형성, 결합조직 형성과 연골의 형성이 약간 일어났음을 발견하였으며, Brighton(1981)은 음극도자의 금속종류에 따라 골성장에 적당한 강도가 달라진다고 주장하였다. 그는 스테인레스 스틸 도자를 사용할 때보다 플라티늄 도자를 사용할 때가 더 낮은 강도로써 최대 골성장이 일어났음을 보고하였다.

Friedenberg와 Brighton(1966)은 최초로 생전기(bioelectricity)란 용어를 사용하였으며 토끼의 실험을 통해 안정시 토끼의 생전기적 전위는 골단에 비해 골간단, 피질골 표면에 비해 골수강이 수 mV 정도 음으로 대전되는 정상전위를 갖고 있으며, 골절시에 손상된 부위가 인접 조직에 비해 더욱 음의 상태가 되고 이러한 음의 상태는 골절부위와 그 골절부위에서 먼 골간단 부위가 최대였음을 발견하였다. 그리고 Black(1985)도 골성장의 문제에 내인성전기적 부호를 적용하였다. 그는 내인성 전기적 부호를 크게 역학적인 변형과 관련된 압전기적 전위와 세포대사의 효과와

조직의 생존 능력과 관련된 생전기적 전위로 구별하였다.

Hassler, Rybicki, Diegle과 Clark(1977)는 전기자극이 골에 미치는 영향을 관찰하기 위해 다양한 전극배치와 전류강도를 적용하여 각기 다른 결과를 얻었다. 그리고 Treharne, Brighton, Korostoff와 Pollack(1979)은 임신한 쥐들을 대상으로 10 μ A의 직류 자극군과 대조군사이에서 드라마틱한 차이를 얻었으며 그리고 직류 자극군과 펄스 자극군사이에서도 큰 유의성을 얻었다. 그러나 아직까지 전기자극이 골에 미치는 영향에 대하여 그 기전이 확실하게 밝혀지지 않았지만, 많은 실험과 임상 연구를 통해 전기자극이 골절환의 치료에 유용하다는 의견이 지배적이다(Brighton, 1981).

낙상, 교통사고, 주의 부족 등으로 골절을 당할 수 있으며 골절에 의해 운동의 제한, 혈관 및 주위 연부조직의 손상, 통증, 심리적 불안 등 신체적, 정신적 장애를 갖는다. 골절은 손상된 부위에 따라 상당히 다른 결과를 가지며 골유합과 고정화에 걸리는 시간은 길다. 그러므로 골절 치료에 있어 무엇보다 중요한 것은 가장 빠른 골유합이다. 조기의 골절치유는 골유합후의 재활에 있어서도 매우 중요하며 골절 치유 속도에 따라 합병증의 잠재성을 최소화할 수 있다. 일반적으로 임상에서 볼 수 있는 골절치유 및 골유합 촉진을 위한 방법은 조기 체중 부하(Connolly, Hahn and Davy, 1978; Dehne, 1980), 외 고정 및 핀이나 플랫을 이용한 내고정(Rahn, Gallinaro, Baltensperger and Perren, 1971), 약물투여(Blythe and Buchsbaum, 1976) 등이 있으나 적절한 전기자극을 이용하면 부작용을 줄일 수 있고 골고정과 동시에 적용할 수 있으며 골절 유합 속도를 더욱 빠르게 할 수 있다. 그러나 서구의 여러 나라와는 달리 골절 치유, 불유합, 지연유합 및 선천성 가관절증에 대한 치료목적으로 아직까지 전기자극을 이용하고 있지 않고 있으며, 골절 치유에 대한 전기자극의 적용법에 대한 연구도 매우 부족한 상태이다.

본 연구의 목적은 삼입식 전극과 달리 표면전극의 지속적인 직류가 골에 어떠한 영향을 주는지를 연구하고, 이를 통해 임상에서 쉽게 적용할 수 있는 방법을 제시하고 골절의 신생골에 대한 전기자극의 효과를 연구하고자 한다.

II. 재료 및 방법

1. 실험동물 및 처치

본 실험을 만족하는 골절의 형태와 상태를 고려하고자 수술이후에도 전이되지 않고 고정을 필요로 하지 않으며 보행시 장애를 주지 않는 가토의 비골을 선택하여 다음과 같은 절차로 실험을 실시하였다. 동물은 2.5-3.0kg이 되는 성숙한 가토(8-12주) 웅성 6마리를 무작위로 선택하여 실험군(n=3)과 대조군(n=3)으로 나누어 가토의 배부 피하조직에 ROMPUN (xylazine, 2%) 2cc를 먼저 주사하여 진정시킨 후에 3cc의 KETALAR(ketamine HCl, 10mg/ml)로 가토의 후이정맥에 주사하여 전신 마취를 시켰다. 마취된 실험군의 가토를 좌측 대퇴부와 하퇴 외측부에서 삭모하여 비골부위의 피부를 절개하고 근막과 근육을 분리한 후 근육과 동맥의 손상없이 비골을 노출시켜 골절단기로 비골을 횡골절시켰으며 이런 처치가 끝난 후에 근막과 피부를 실크사로 봉합 하였다. 근육 항생제 (antipen, 1.5cc)는 모든 처치가 끝난 직후에 좌측 둔부에 적용되었다.

자극장치를 실험군 가토의 좌측 족부에 장치하여 양극(+)을 삭모된 대퇴부에, 그리고 음극(-)을 골절 부위에 부착한 후 압박붕대로 감았다. 처치된 모든 가토는 경북대학교 의과대학 동물사육장에서 35일간 사육되었다.

2. 전기자극

임상에서 쓰이고 있는 일반적인 전기자극기는 전류강도가 대개 mA 단위이기 때문에 본 실험을 만족하는 전기자극기를 구할 수가 없어 연구자가 직접 제작한 자극기를 이용하였다(이덕용 등, 1984; Minkin, Poulton and Hoover, 1968). 자극기의 구성은 전류를 줄 수 있는 건전지(1.5V)에 전류의 흐름을 일정하게 하기 위해 저항기를 달고 15-20 μ A가 흐를 수 있도록 구성하였다. 전류의 강도를 측정하기 위해 Multi-Tester TK-360A(정원전기)를 이용하였다. 전극은 0.8x1.2m²의 표면전극을 사용하였으며, 전극도자의 재질은 일반적으로 쉽게 구할 수 있는 스테인레스 스틸을 사용했다. 그리고 건전지의 소모를 보충하기 위해 일주일마다 건전지를 교환하였으며, 2-3일 간격으로

전류의 흐름을 관찰하였다. 전기자극을 제공하는 기간동안에 발생할 수 있는 감염 등의 합병증을 관찰 하였다.

실험군에서 음극을 골절된 부위의 피부에 부착하고 양극은 대퇴부에 부착하여 실험 전반에 걸쳐 계속적으로 전기를 흘려 보냈다.

3. 평가

골절 치유의 과정을 정확히 판단하기란 쉬운 것이 아니며, 임상적으로 판정함에 있어서 어느 정도 치유가 되었는지 수치상으로 표현할 수 있는 객관적인 판정법은 없다. 그러나 일반적으로 가장 많이 이용되고 있으며 골절 치유도와 판정사이의 상관계수가 약 0.9 정도인 방사선 검사를 이용하였다(이덕용, 이선호, 정문상, 1988). 이런 방사선 검사에서 오는 오류를 최소화 하기위해 5명의 방사선 전문의에게 판정의 근거를 제시하고 이들로 부터 골절 치유에 대한 성적을 얻었다.

1) 방사선 촬영

골절의 신생골 형성의 진행 정도를 단계적으로 평가하기 위해 3회에 걸쳐 방사선 촬영(전후방 촬영, 사선 촬영)을 실시하였다.

- (1) 첫번째 촬영: 전기자극후 15일
- (2) 두번째 촬영: 전기자극후 25일
- (3) 세번째 촬영: 전기자극후 35일

2) 판정 근거와 점수 설정

방사선 전문의 5명에게 의뢰하여 성적을 구하였다. 이때 판정 기준과 점수의 설정은 다음과 같다.

- (1) 0 점: 아직 가골형성이 없을 때
- (2) 1 점: 가골형성이 시작할 때
- (3) 2 점: 가골형성의 끝막반응이 일어날 때
- (4) 3 점: 가골이 골절부를 지나가기 시작할 때
- (5) 4 점: 가골이 골절부를 어느 정도 지나갈 때
- (6) 5 점: 골소주가 골절선을 지나갈 때
- (7) 6 점: 골절선이 사라지기 시작할 때
- (8) 7 점: 골절선이 사라졌을 때
- (9) 8 점: 골절부위에 골수강이 재생할 때
- (10) 9 점: 거의 골유합이 일어났을 때

4. 자료분석

각 평가자는 골절의 신생골 형성의 진행을 방사선 검사를 통해 얻은 후 판단 근거에 따른 평가자간의

신뢰성을 SPSS-PC를 이용하여 상관계수를 먼저 구하였다. 그리고 세차례의 방사선 촬영을 통해 실험군과 대조군사이의 유의성을 독립변수 t-검정으로 검증하였다.

III. 결 과

방사선 검사로 시간의 경과에 따른 골절의 신생골 형성 정도를 평가하기 위해 전기자극후 15일에서 촬영한 첫번째 촬영, 25일에서 촬영한 두번째 촬영, 그리고 35일에서 촬영한 세번째 촬영에서 각기 평가자간의 상관계수로 신뢰성을 얻었다. 방사선 검사를 접수할 수 있는 판정 근거에 신뢰성을 주기 위해 5명의 방사선 전문의에게 의뢰한 성적으로 평가자간의 신뢰성을 상관계수로 나타냈다(Table 1).

각 촬영그룹에 대한 평가자간의 신뢰도는 전반적으로 높았으며, 평가자 간의 신뢰도를 상관계수로 나타냈다. 첫번째 촬영인 전기자극후 15일의 촬영에 대한 평가자간 상관계수는 $\gamma = .7795$ 로 나머지 촬영그룹에 비해 다소 낮았으며, 두번째 촬영에 대한 평가자 간의 상관계수는 $\gamma = .9915$ 로 가장 높았다. 그리고 세번째 촬영인 35일의 상관계수는 $\gamma = .9854$ 이었다. 각 방사선 촬영시기에 대한 평가자 간의 상관계수는 평균 $\gamma = .9188$ 로 상당히 높았다.

평가자들의 각 대조군과 실험군에 대한 점수의 평균값과 표준편차의 값은 첫번째 촬영인 전기자극후 15일의 촬영에서는 실험군과 대조군 모두에서 낮은 점수를 얻고 있어 표준편차가 평균값보다 크게 나타났다. 시간의 지남에 따라 골절의 신생골 형성 정도가 많이 일어남을 이 도표를 보고 알 수 있다(Table 2).

방사선 촬영시기에 따른 각 그룹의 방사선 평균값은 시간에 따라 대조군과 실험군의 신생골 형성 정도가 차이가 있음을 알 수 있었다(Fig. 1).

그리고 골절의 신생골 형성 정도는 대조군과 실험군에 관계없이 시간의 지남에 따라 증가를 보이고 있었으나 실험군이 대조군보다 훨씬 빠른 시간에 이루어지고 있음을 알 수 있다. 실험군에 대해서는 두번째 촬영인 전기자극후 25일에서의 촬영에서 방사선 검사상 가장 빠른 골절의 신생골 형성을 나타내고 있었으며(Fig. 6-1, 6-2), 대조군에 대해서는 마지막 촬영(Fig. 9-1, 9-2)인 전기자극후 35일의 촬영에서 빠른 골절의 신생골 형성을 보였다. 전기자극후 15일의

촬영에서는 대부분의 대조군과 실험군의 동물이 신생골 형성을 나타내지 않고 있으나(Fig. 4-1, 4-2, 5-1, 5-2) 25일의 실험군 촬영에서는 골절선이 사라지는 약 70% 골유합이 이루어졌다(Fig. 6-1, 6-2). 그러나 이 시기의 대조군에서는 단지 골절부를 지나가고 있는 약 20-30%의 골형성을 보이고 있을 뿐이었다(Fig. 7-1, 7-2). 마지막 방사선 촬영인 전기자극후 35일의 촬영에서는, 대조군은 골절선이 사라지기 시작하는 약 60-70% 골절의 골형성을 나타내는(Fig. 9-1, 9-2) 반면, 실험군에서는 골수강이 재생하고 거의 골유합이 일어나는 약 85-95%의 골유합을 보였다(Fig. 8-1, 8-2).

촬영시기에 대하여 실험군과 대조군사이의 골절의 신생골 형성 정도를 독립변수 t-검정하였다(Table 3). 이때 유의수준은 0.05이었으며 첫번째 촬영인 전기자극후 15일 촬영에서는 대조군과 실험군 사이에 유의한 차이를 나타내지 못하였다. 즉, 이 시기의 촬영에서는 대조군과 실험군 모두에서 거의 비슷하게 신생골 형성이 일어나지 않았다. 그러나 두번째 촬영인 전기자극후 25일에서는 대조군과 실험군사이에서 뚜렷한 유의성을 나타내고 있고 전기자극후 35일에서의 마지막 촬영에서도 대조군과 실험군사이에서 유의성을 보여 주었다.

Table 1. Interrater Reliability of Scores for Five Raters

Day	ICCs*
15days	.7795
25days	.9915
35days	.9854
Total	.9188

*ICCs: Interrater Correlation Coefficients

Table 2. The Mean and Standard Deviation of Roentgenographic Value for Each Group (Mean ± SD)

Day	Control Group	Experimental Group
15days	1.333 ± .231	3.333 ± .577
25days	2.400 ± 1.442	7.1333 ± .808
35days	6.3333 ± .577	8.8867 ± .196

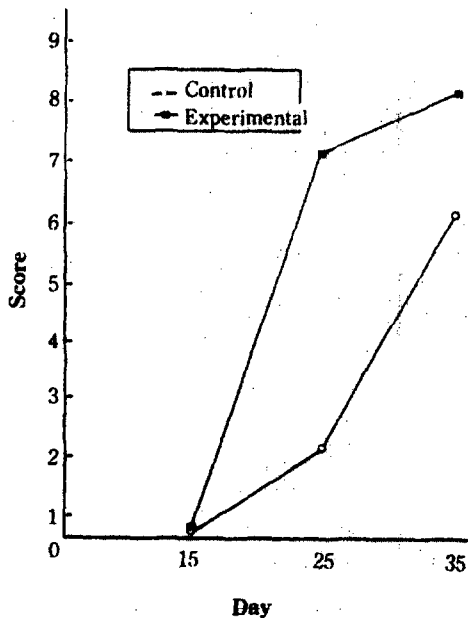


Fig. 1. The Mean Values of Control Group and Experimental Group on Roentgenography.

Table 3. Roentgenographic Evaluation on the New Bone Formation of Fractured Fibula (independent t-test)

Day	t-Value	Df	p
15days	.56	4	.607
25days	4.96	4	.008*
35days	7.25	4	.002*

* p(0.05)

IV. 고 찰

지속적인 직류자극이 어떠한 기전으로 골절 치유와 불유합 및 골형성에 영향을 미치는가에 대해서는 많은 학자와 임상가들로 부터 다양한 의견들이 나오고 있지만, 적용되는 전류의 강도와 전극배치에 대해서는 전반적으로 비슷한 견해를 나타내고 있다. Brighton, Friedenber, Mitchell과 Booth(1977)들은 여러 학자들의 선행 연구에 근거한 실험을 통하여 전기와 골사이의 관계는 낮은 직류강도(10-20 μ A)의 음극에서 골형성이 일어난다고 하였다. 직류를 적용하였을 때 최대 골형성은 5-20 μ A에서 일어나고 양극부위에서는 조직의 파괴, 음극부위에서 골형성이 일어나며(Friedenberg, Roberts, Didizion & Brighton, 1971; Treharne

et al., 1979), 직류의 5 μ A가 골형성에 대한 역치이고 5-20 μ A의 직류에서 뚜렷한 골형성이 일어나며 골의 파괴는 20 μ A이상에서 일어난다고 하였다(Friedenberg, Andrews, Smolenski, Pearl, & Brighton, 1970).

Friedenberg 등(1970)은 전기에 대한 골성 반응을 다양한 직류의 강도로 적용한 결과, 1-5 μ A를 적용하였을 때 골성 반응은 음극과 양극 모두에서 나타나지 않았지만 10 μ A와 20 μ A를 적용하였을 때는 양극에서는 탈색(discoloration)이 일어났고 음극에서는 뚜렷한 반응이 일어나지 않았으며 50-100 μ A에서는 양극과 음극 모두에서 탈색이 일어났다. 그러나 이러한 결과들은 방사선상으로는 골형성과 파괴가 관찰될 수 없었으나 조직학적으로는 5-20 μ A를 적용하였을 때 음극에서 최대 골형성이 일어나고 양극에서는 조직의 파괴가 일어났음을 관찰할 수 있었다.

직류에 대한 골형성의 연구는 많은 학자들에 의해 연구되어져 왔다. Minkin 등(1968)은 골에 대한 직류의 효과에서, 용액에서 일어난 생전기적 전위에 의해 골성장이 일어난다고 생각하여 세가지의 처리 즉, 첫째, 70 μ A의 직류 자극기, 둘째, 전류가 흐르지 않은 자극기, 그리고 셋째, 수술적 외상을 통해 골성장을 연구하였다. 그들은 3주 후 방사선 촬영을 통해 70 μ A의 자극과 전류가 흐르지 않는 자극기에서 골의 길이와 폭 성장을 얻었으며 특히 70 μ A의 자극에서 음극성 외골증을 관찰할 수 있었다. Friedenber와 Kohanim(1968)의 골형성에 대한 직류의 효과에서는, 직류가 토끼의 골성장에 있어 뚜렷한 결과를 얻지 못했으나 양극에서 조직의 파괴를 관찰할 수 있었고 음극에서 미세한 양이지만 간질 결합조직과 연골 및 골의 형성을 얻을 수 있었다. 오늘날 골절에 대한 전기자극법은 첫째 골절 부위를 전자장의영역에 노출시켜 치료하는 전자장을 이용한 방법, 둘째 양극을 피부에, 음극을 골절에 배치하는 지속적인 직류법, 셋째 느린 펄스파 전류를 이용하는 방법으로 크게 3가지로 대별할 수 있다(Jorgensen, 1977).

본 연구에서는 외적인 골고정에 부착할 수 있고 일상생활에 불편함을 크게 주지 않는 작은 전기자극기를 고안하였으며 삽입된 금속으로 올 수 있는 감염을 줄이기 위해 삽입식 전극도자 대신에 표면전극을 이용하였다. 이 연구에 있어 가장 중요한 것은 표면전극을 이용한 지속적인 직류자극이 골절의 신생골 형성에 효과적이라는 것이다. 표면전극이 삽입식 전극을 이

용하였을 때보다는 가끝반응이 약간 늦게 일어났지만 적용이 쉽고 처치가 편리하였다.

Bassett는 가토에서 전기자극을 2주간 시행한 후 음극에서 신생 골형성이 있음을 관찰한 바 있고 Yasuda 등(cited by Friedenberget al., 1970)은 1 μ A의 전류로 3주간 전기자극을 하여 음극에서 골형성이 일어남을 관찰하였다. Brighton 등(1977)은 7.5V의 건전지 회로에 저항기와 전자장 효과 트랜지스터가 부착된 지속적인 직류 자극기를 고안하여 57명의 불유합된 경골 골절환자에게 처음에는, 10 μ A나 20 μ A가 흐르는 하나의 음극도자를 불유합된 부위에 적용하였으나 치료적 효과가 일어나지 않은 경우에는 20 μ A의 4개음극도자를 다시 적용하였다. 이들에 의하면 10 μ A로 음극에 적용하여 내측과와 같은 작은 골에서는 효과를 보았지만 큰 골에서는 효과를 보지 못해 4개의 음극도자 20 μ A를 적용하여 68.4%의 치유율을 얻을 수 있었다. 그리고 Friedenberget 등(1971)은 18일 동안 토끼의 비골에다 서로 다른 다섯가지의 전극배치로 10 μ A의 삼입식 전기자극을 적용하여 가끝형성을 얻었지만 단지 이들 전극배치 중에서 음극이 골절부위에 적용되었을 때에 최대 골형성이 일어났음을 발견했다. 그들은 세가지의 평가 방법-방사선 검사, 조직학적 검사 그리고 부하검사-으로 골절 치유 정도를 평가하였으며, 특히 전-후 촬영과측방 촬영의 방사선 촬영으로 골절부위의 외측, 전방, 후방, 내측에서의 골소주 유무에 근거하여 성적을 구하였다. 그러나 이들에 의한 방사선 검사, 조직학적 검사, 부하검사 등은 골절의 신생골형성의 진행을 관찰하는 본 연구와는 달리 전기자극 후 18일에서의 골유합 정도를 검사하기 위한 것이었다. Treharne 등(1979)도 지속적인 직류와 펄스직류를 이용하여 전기적 골형성을 연구한 결과, 상대적으로 10 μ A의 지속적인 직류를 적용했을 때가 22 μ A의 펄스 직류보다 더 큰 피질두께 형성을 얻었고 20 μ A의 직류를 적용했을 때가 44 μ A의 펄스직류보다 더 큰 피질두께를 얻었다. 그들은 최대 골형성이 직류일 경우 5-20 μ A에서 일어난다고 하였다.

임상적으로 유명철, 배대경, 김종관과 안용성(1983)들은 외상성 불유합 환자를 대상으로 삼입성 전기자극법과 준삼입성 전기자극법으로 치료한 결과 삼입성 자극으로는 14예 중 12예에서 성공을 거두었고 준삼입성 자극에서는 3예 중 2예에서 성공을 거두었다. 그리고 준삼입성 자극으로 실패한 1예를 다시 삼입성

자극으로 성공을 거두었다. Wahlstrom(1984)은 8주 동안 초저주파수를 이용하여 외관절성 요골원위단 골절을 치료하였다. 이때의 자극기는 교류성 전자장을 발생하며 1-1000Hz의 주파수를 이용하였다. 그는 4주후의 원래 배치와 해부학적 결과에서, 대조군과 실험군사이에서 유의성을 나타내지 못했으나, 1주와 2주후의 섬광계수법의 검사상에서는 대조군과 실험군사이에서 높은 유의성을 나타냈다. Masureik과 Eriksson(1977)들은 임상적으로 턱의 골절부위에 10-20 μ A의 직류를 적용하여 좋은 결과를 얻을 수 있었다.

여러 학자들은 임상적인 실험을 통해 지속적인 직류 자극이 골형성과 골성장 및 골절 치유에 효과적이라는 사실을 입증시켜 왔으나 이들의 많은 연구가 삼입식 전극배치를 위주로 한 연구이었고, 전극배치 적용시에 많은 어려움과 수술이후의 전기자극기의 관리에 대한 어려운 점들을 내포하고 있어 본 연구에서는 전극도자를 표면전극으로 하였다. 비록 본 실험이 삼입식 전극배치에 근거한 전류 강도를 적용하여 좋은 결과를 얻었지만, 표면전극에 대한 많은 연구가 이루어지고 표면전극에 맞는 전류강도를 적용하여서도 삼입식전극법과 같은 빠른 골절 치유의 효과를 얻을 수 있을 것이다.

또 다른 장점은 골고정과 동시에 적용할 수 있으며 삼입식 전극배치보다 전극도자에 따른 감염의 잠재성을 줄일 수 있다. 그러나 압박붕대에 의한 고정으로 약간의 대퇴 돌레가 감소되기도 하였다. 고정은 골절에 있어 매우 중요하지만 잘못된 고정은 재골절과 불유합 및 지연유합을 초래하고 기능적인 활동을 방해한다. 골절의 고정만으로 골유합이 일어나 지 않는 경우를 종종 임상에서 볼 수 있고 골유합에 걸리는 시간적 손실이 매우 크다. 이 전기자극의 장점은 골고정과 동시에 적용할 수 있고 골고정만으로 골절 치유하는 것보다 더 좋은 효과를 얻을 수 있다. Jorgensen(1977)은 비대칭성의 느린 펄스직류를 이용한 Hoffman apparatus로 골절을 치유하였다. 그는 1Hz의 주파수, 1.5V를 초과하지 않는 전압, 그리고 약 40 μ A의 전류로 치료한 결과, 통계학적으로 대조군보다 치료군에서 30%의 골절치유 촉진을 관찰하였다. 그리고 Brighton 등(1981)은 골의 내고정에다 지속적인 직류를 이용하여 불유합을 치료하는데 4개의 음극도자를 이용하였다. 그들은 실험 초기에서는 하나의 음극도자와 10 μ A를 적용하여 치료하다가 4개의 음극도자와 20 μ A로 바꾸어

더 좋은 결과를 얻었으며 지속적인 직류를 이용하여 189명 중 149명을 치료하였다. 그들은 골이식과 전기치료를 문헌적으로 비교하여 서로 비슷한 결과를 갖는다고 하였으나 이들을 비교할 비슷한 인구대상을 구하기가 어려웠다. 그러나 Boyd 등(cited by Brighton 등, 1981)이 대상으로한 불유합의 기간은 약 8개월인 반면 그들이 대상으로한 불유합의 기간은 평균 2.7년이어서 간접적으로 전기자극이 더 효과적이라는 것을 알 수 있었다. 그리고 전기자극법은 골이식보다 안전성이 더 높고 간단하게 적용할 수 있다.

Becker, Spadaro와 Marino(1977)들도 골성장을 위해 저강도의 직류자극을 적용하였다. 그들은 13명의 불유합 및 가관절증 환자에게 초기에 100nA/cm를 먼저 적용한 후 다시 200nA/cm를 적용하여 77%의 성공을 이끌어냈고 Levy와 Rubin(1972)들은 약 2주 동안 18-29kg되는 개의 늑골 4개와 좌우 대퇴에 총 6개의 전극을 삽입시켜 펄스 전류, 직류, 무자극 적용시의 골체적을 평가하였다. 이때 평균 골체적의 증가는 펄스 전류에서 43%, 직류에서 17%, 무자극에서 3%로 증가했으며 전류를 받은 절반 정도에서 견고한 백색 유골의 집단이 골의 중심내강에서 형성되었음을 관찰하였다.

여러 임상연구로부터 전기자극의 효과에 대해 좋은 결과를 이끌어 낼 수 있었으며 본 연구도 선행된 연구와 비슷한 결과를 얻을 수 있었다. 표면전극을 이용한 지속적인 직류자극은 전기자극후 3주경에서 빠른 골유합을 보였으며 삽입식 전극에 비해 비교적 간단한 전기자극의 적용과 감염 등의 합병증을 최소화할 수 있는 장점을 가지고 있었다.

앞으로 삽입식 전극 및 전자장 기법과 비슷한 효과를 나타낼 수 있는 표면전극의 전극자극법에 대한 연구와 합병증 및 통증 등의 문제를 동시에 줄일 수 있는 방법들에 대한 연구가 이루어져야 한다.

V. 결 론

성숙한 웅성 가토를 실험적으로 비교를 골절시켜 표면전극을 이용하여 15-20 μ A의 지속적인 직류를 통전시킨 결과, 전기자극후 15일경에서는 대조군과 실험군사이의 유의성은 나타나지 않았으며 이 두 그룹에서는 아직까지 신생골 형성이 이루어지지 않았다. 그러나 전기자극후 25일과 35일의 방사선 촬영에서는

대조군과 실험군사이에 유의한 차이를 나타냈다. 특히 두번째 촬영인 25일에서의 대조군의 골절 치유는 신생골의 형성이 일어나는 약 20-30%의 골유합을 나타내는 반면, 실험군에서는 골절선이 사라지는 약 70%의 골유합을 보였다. 그리고 세번째 촬영인 전기자극후 35일에서의 대조군의 골유합 정도는 골절선이 사라지는 60-70% 정도이고, 실험군에서는 골수강이 재생하는 약 85-95%의 골유합이 나타났다. 이와 같은 결과에서 표면전극을 이용한 지속적인 직류에서의 골절의 신생골 형성은 약 3주에서 빠른속도를 보였다.

참 고 문 헌

1. 유명철, 배대경, 김종관, 안용성(1983). 전기자극법을 이용한 장관골 불유합의 치료. 대한정형외과학회지. 제 18 권 6 호. 1177-1184.
2. 이덕용, 이선호, 정문상(1988). 골절학. 서울대학교 의과대학-정형외과교실. 일호각. 45-48.
3. 이덕용, 정문상, 성상철, 김명호(1984). 전기자극기간이 신생골 형성에 미치는 영향. 대한정형외과학회지. 제 19 권 5 호. 757-763.
4. Albright J. A. & Brand R. A.(1987). *The Scientific Basis of Orthopaedics(2nd)*. Appleton & Lange, p 33.
5. Becker, B.O., Spadaro, J.A., & Marino, A.A.(1977). *Clinical Experiences with Low Intensity Direct Current Stimulation of Bone Growth. Clinical Orthopaedics and Related Research. Number 124:77*.
6. Black, J.(1985). *Electrical stimulation of hard and soft tissues in animal models. Clinics in Plastic Surgery. Vol. 12. No. 2:243*.
7. Blythe, J. G. & Buchsbaum, H. J.(1976). *Fracture healing in estrogen-treated and castrated rats. Obstetrica & Gynecology. Vol.48. No.3:351*.
8. Boyd, H.B. & Lipinski, S.W.(1960). *Cause and Treatment of Nonunion of the Shaft of the Long Bones, with Review of 741 Patients. In Instructional Course Lectures, The American of Academy of Orthopaedic Surgeons. St. Louis, C.V. Mosby. Vol. 17, pp. 165-183*.
9. Brighton, C.T., Friedenberg, Z.B., Mitchell, E.I. & Booth, R.E.(1977). *Treatment of Nonunion with Constant Direct Current. Clinical Orthopaedics and Related Research. Number 124:106*.
10. Brighton, C.T.(1981). *Current Concepts Review: The treatment of Non-union with Electricity. J. Bone & Joint Surgery. 63-A:847*.
11. Brighton, C.T., Black, J., Friedenberg, Z.B., Estershal, J.L., Day, L.J., & Connolly, J.F.(1981). A

- Multicenter Study of the Treatment of Non-Union with Constant Direct Current. *J. Bone & Joint Surgery*. 63-A:2.
12. Connolly, J.F., Hahn, H., & Davy, D.(1978). Fracture Healing in Weight-bearing and Nonweight-bearing Bones. *J. Trauma*. Vol. 18:766.
 13. Dehne, E.(1980). The rationale of early functional loading in the healing of fractures: A comprehensive Gate Control Concept of Repair. *Clin. Orthop. & Related Research*. No. 146:18.
 14. Friedenberg, Z.B., Andrews, E.T., Smolenski, B.I., Pearl, B.W., & Brighton, C.T.(1970). Bone Reaction to Varying Amounts of Direct Current. *Surg., Gynec. and Obstet.*, 131:894-899.
 15. Friedenberg, Z.B. & Brighton, C.T.(1966). Bioelectrical Potentials in Bone. *J. Bone & Joint Surgery*. 48-A:915.
 16. Friedenberg, Z.B. & Kohanim, M.(1968). The effect of direct of current on bone. *Surg. Gynec. Obste.* 127:97.
 17. Friedenberg, Z.B., Roberts, P. G., Didizian, N. H., & Brighton, C. T.(1971). Stimulation of fracture healing by direct current in the rabbit fibula. *J. Bone & Joint Surgery*. 53-A. No. 7:1400.
 18. Hassler, C.R., Rybicki, R.B., Diegle, R.B. & Clark, L.C.(1977). Studies of enhanced bone healing via electrical stimuli. *Clin. Orthop.* No. 124:9.
 19. Jorgensen, T.E.(1977). Electrical Stimulation of Human Fracture Healing by Means of a Slow Pulsating, Asymmetrical Direct Current. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. Number 124: 124.
 20. Levy, D.D. & Rubin, B.(1972). Inducing Bone Growth in Vivo by Pulse Stimulation. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. Number 88: 218.
 21. Masureik, C. & Eriksson C.(1977). Preliminary Clinical Evaluation of the Effect of Small Electrical Currents on the Healing of Jaw Fractures. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. Number 124: 84.
 22. Minkin, C., Poulton, B.R., & Hoover, W.H.(1968). The Effect of Direct Current on Bone. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. Number 57: 303.
 23. Rahn, B., Gallinro, P., Baltensperger, A. & Perren, S.(1971). Primary bone healing. *J. Bone & Joint Surg.* 53-A. No. 4:783.
 24. Treharne, R.W., Brighton, C.T., Korostoff, E., & Pollack, S.R.(1979). An in vitro-study of electrical osteogenesis using direct and pulsating currents. *Clin. Orthop.* No. 145:300.
 25. Wahlstrom, O.(1984). Stimulation of Fracture Healing with Electromagnetic Fields of Extremely Low Frequency(EMF of ELF). *Clinical Orthopaedics and Related Research*. Number 124:124. 186: 293.
 26. Yasuda, I.(1953). (Fundamental Aspects of Fracture Treatment.) *J. Kyoto Med. Soc.*, 4:395-406. as cited by Brighton, C.T., Black, J., Friedenberg, Z.B., Esterhal, J.L., Day, L.J., and Connolly, J.F. (1981).
A Multicenter Study of the Treatment of Non-Union with Constant Direct Current. *J. Bone & Joint Surgery*. 63-A:2.
 27. Yasuda, I., Noguchi, K. & Sata, T.(1955). Dynamic calus and electric calus. *J. Bone Joint Surg.* (Amer.). 37:1292. as cited by Friedenberg, Z.B., Andrews, E.T., Smolenski, B.I., Pearl, B.W., and Brighton, C.T.(1970). Bone Reaction to Varying Amounts of Direct Current. *Surg., Gynec. and Obstet.*, 131:894-899.

List of Figures

Fig. 2. Electrical Stimulator and Multi Tester(TK-360A) 27

Fig.3. The rabbit was given all treatment. The electrical apparatus placement at left foot(Arrow).

Fig. 4-1. On 15days after ES,the fractured left fibula on roentgenograph(A-P direction) of the experimental rabbit.

Fig. 4-2. On 15days after ES,the fractured left fibula on roentgenograph(Oblique direction) of the experimental rabbit.

Fig. 5-1. On 15days after ES,the fractured left fibula on roentgenograph(A-P direction) of the control rabbit.

Fig. 5-2. On 15days after ES, the fractured left fibula on roentgenograph(Oblique direction) of the control rabbit.

Fig. 6-1. On 25days after ES,the fractured left fibula on roentgenograph(A-P direction) of the experimental rabbit.

Fig. 6-2. On 25days after ES,the fractured left fibula on roentgenograph(Oblique direction) of the experimental rabbit.

Fig. 7-1. On 25days after ES, the fractured left fibula on roentgenograph(A-P direction) of the control rabbit.

Fig. 7-2. On 25days after ES,the fractured left fibula on roentgenograph(Oblique direction) of the control rabbit.

Fig. 8-1. On 35days after ES, the fractured left fibula on roentgenograph (A-P direction) of the experimental rabbit.

Fig. 8-2. On 35days after ES, the fractured left fibula on roentgenograph(Oblique direction) of the experimental rabbit.

Fig. 9-1. On 35days after ES, the fractured left fibula on roentgenograph(A-P direction) of the control rabbit.

Fig. 9-2. On 35days after ES, the fractured left fibula on roentgenograph(Oblique direction) of the control rabbit.

PLATE 1

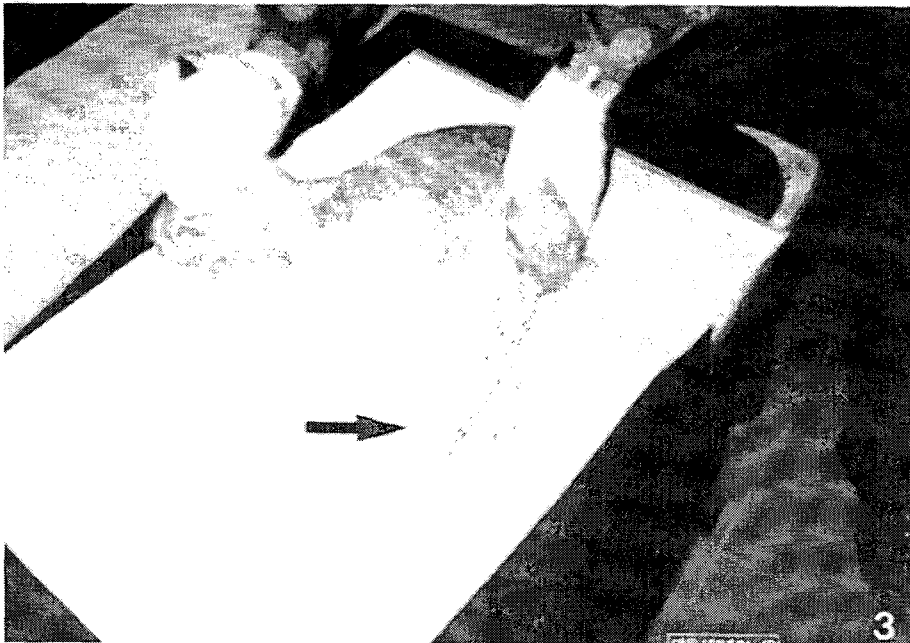
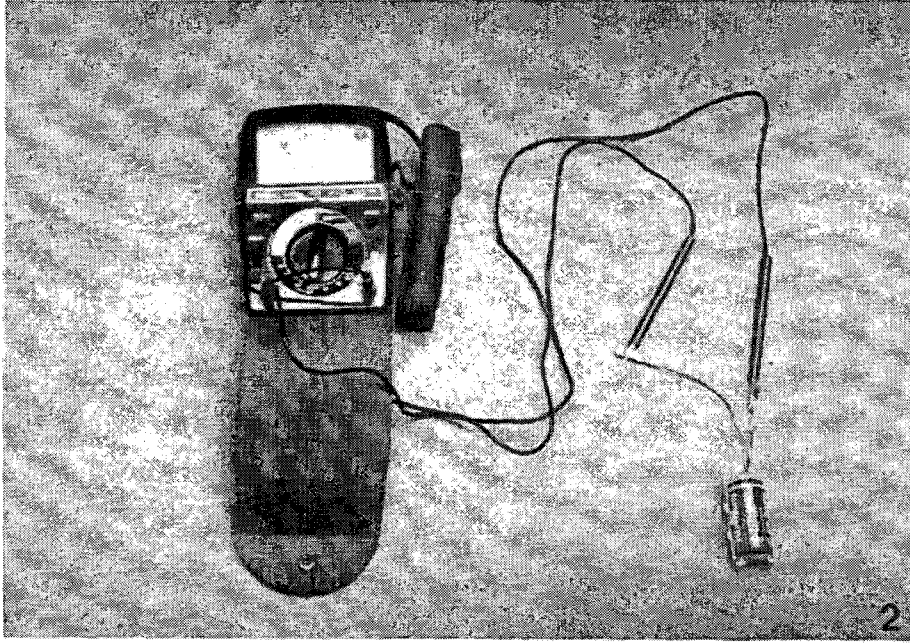


PLATE 2

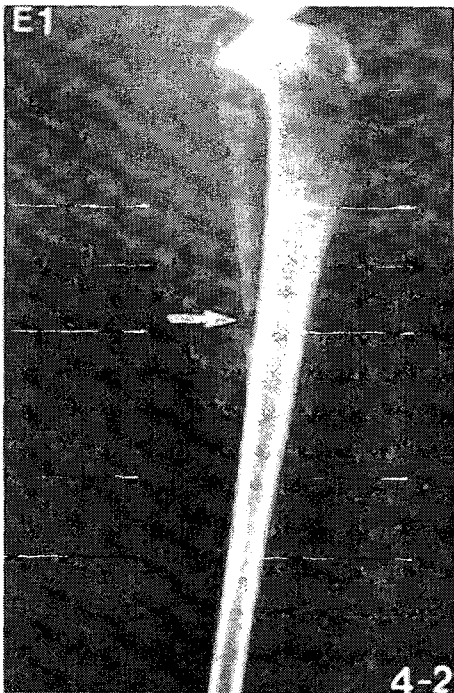
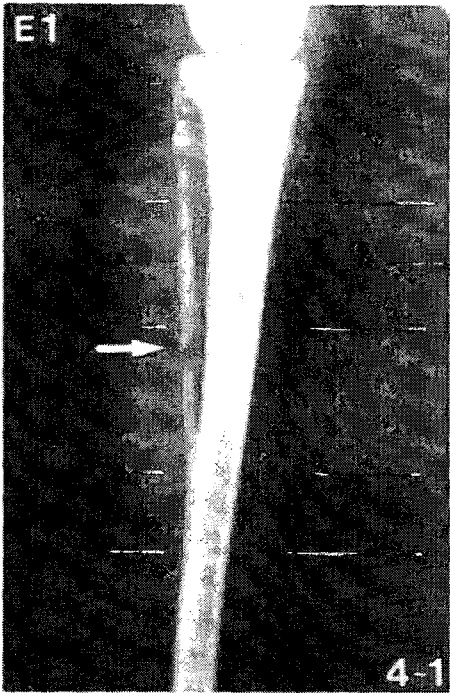


PLATE 3

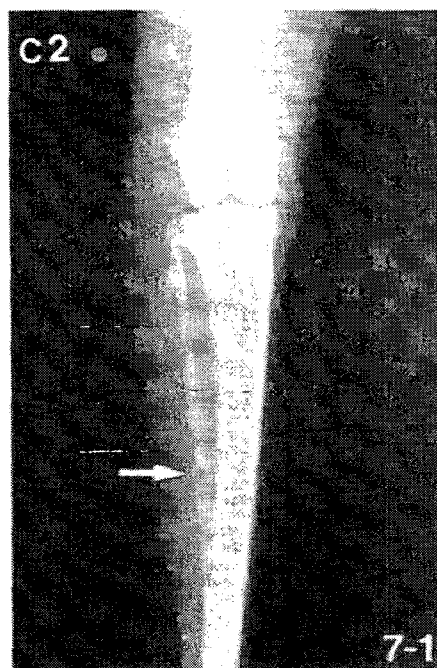
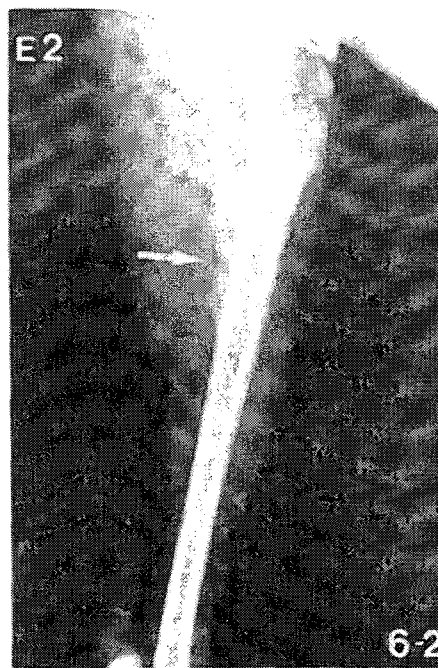
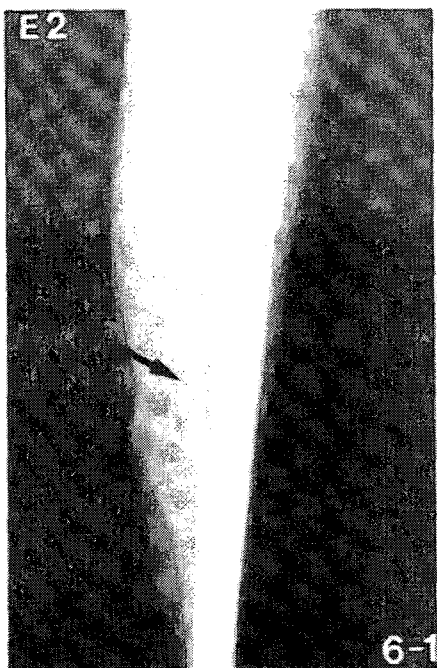


PLATE 4

