

가토 두개부 골결손에서 맥동전자기장이 골형성에 미치는 영향에 관한 연구

황경균 · 이종환* · 김명진* · 심광섭 · 김종원*

한양대학교 의과대학 치과학교실, 서울대학교 치과대학 구강악안면외과학교실*

Abstract (J. Kor. Oral Maxillofac. Surg. 2002;28:264-273)

A STUDY OF EFFECT OF PULSED ELECTROMAGNETIC FIELDS ON OSTEOGENESIS IN RABBIT CRANIAL BONE DEFECT

Kyung-Gyun Hwang, Jong-Hwan Lee*, Myung-Jin Kim*, Kwang-Sup Shim, Jong-Won Kim*

*Department of Dentistry, College of Medicine, Hanyang University
Department of Oral & Maxillofacial Surgery, College of Dentistry, Seoul National University**

Pulsed electromagnetic field (PEMF) was used first to induce osteogenesis in 1974. The appliance which was consisted of the Helmholtz coil configuration have used to osteogenesis. The objective of this study was to determine whether PEMF, a frequency of 100 Hz and magnetic field strength of 38 gauss applied to the calvarial defect in rabbit, could affect the induction of osteogenesis and the healing of the graft bone. This field should not produce excitation of nerve or muscle and heating the tissue.

To evaluate the effect of PEMF on osteogenesis, 16 rabbit under the same condition was divided into 8 experimental groups and 8 control groups. 10 mm calvarial bone defects were formed around sagittal suture. The defect of left side was left without graft while the defect of right side was grafted by bone harvested from left side. A pulsed electromagnetic field was applied for 8 hours per day. Each group was sacrificed after 1 week, 2 weeks, 4 weeks, 8 weeks. Microscopic specimens were obtained from the calvarial bone defects and surrounding tissue using Hematoxylin-Eosin staining method. The results were as follows.

1. In the group which pulsed electromagnetic field was applied, new bone formation filled up the defect was observed after 4 and 8 weeks effectively.
2. There are no difference in the healing period for the fusion between the bone and graft bone.

According to the result, the PEMF with 38 Gauss, 100 Hz was very effective in the healing of bone defect and new bone formation. So The PEMF will be useful in clinical aspect for osteogenesis.

Key words : Pulsed electromagnetic field, Bone defect, Bone graft, Osteogenesis.

I. 서 론

1812년 Birch가 최초로 13개월된 경골 불유합을 미세 전기자극을 이용하여 치료하였으며¹⁾, 이어서 1850년 Lente²⁾와 1861년 Garant³⁾에 의해 임상 적용례가 발표되었지만, 별로 호응을 얻지 못하였다. 그 후 1953년 Yasuda⁴⁾는 골에서의 역학적 응력

(mechanical stress)에 의해서 발생하는 미세 전압을 발견하고 이것을 “압전기현상(piezoelectricity)”이라 칭하고, 이 미세 전류로 인하여 골형성이 촉진되리라는 가정하에 실험을 계속하여 가토 대퇴골에 1 μ A의 지속적인 전류자극을 3주간 가해 음극쪽에 신생골이 형성되는 것을 실험적으로 증명하였다⁴⁾. 1962년 Bassett과 Becker⁵⁾는 골에서의 stress generated voltage를 관찰하여 이를 반도체 기전에 의한 것이라 설명하였다. 1963년 Shamos⁶⁾은 이러한 현상을 압전기 기전으로 설명하였다. 1966년 Friedenber과 Brighton⁷⁾은 외력이 없이도 골간단에는 음성, 골단 및 골간에는 양성의 전장이 나타나고, 골절이 되면 골절부가 어디라도 음성으로 되는 것을 관찰하고 이를 생체전지현상(bioelectricity)이라 하였다. 임상적으로는 1971년 Friedenber과 Brighton⁸⁾이 10 μ A의 직류를 사용하여 내측 추골 불유합 치유를 성공한 이래 활발한

황 경 균

133-792, 서울특별시 성동구 행당동 17

한양대학교 의과대학 치과학교실

Kyung-Gyun Hwang

Dept. of Dentistry, College of Medicine, Hanyang University

17 Haengdang-dong, Seongdong Gu, Seoul, 133-792, Korea

Tel: 82-2-2290-8679 Fax: 82-2-2290-8678

E-mail: hkg@hanyang.ac.kr

임상 성공례가 계속 보고되었다. 1972년 Lavine등¹¹⁾은 최초로 선천성 가관절증을 직류 자극을 사용하여 4개월만에 유합시켰으며, 1977년에는 준삽입성 직류 자극을 이용하여 선천성 가관절증과 불유합증의 치료가 보고되었다^{12,13)}. 1981년 Bassett등¹⁴⁾은 맥동전자기장(pulsed electromagnetic field) 자극법으로 127례의 경골 불유합을 치료하여 87%의 성공률을 얻었다고 보고하였다.

전기 자극을 구강조직에 적용한 것으로는, 1975년 Norton¹⁵⁾이 교정 영역에서 생전기적 효과에 대해서 고찰 후 구개열 환자의 성장에 있어서 전기 자극의 이용 가능성을 제시하였다. 견조하악골과 상아질에서의 전기적 성질에 대해서 Braden등¹⁶⁾이 보고하였으며, Cochran등¹⁷⁾은 구강내 환경에서 치아와 골에 전기적인 영향을 줄 수 있는 요인들에 대해서, 그리고 Vingerling등¹⁸⁾과 Stalneckner등¹⁹⁾은 골이식과 발치와에서 전기 자극이 골흡수를 막아준다는 보고를 하였다. Branham등²⁰⁾은 냉동건조골이식에서 전기 자극 효과에 대해 연구하였으며, 최근에는 치과용 임플란트 시술에 있어 전기 자극 효과에 대해서 Steiner와 Ramp²¹⁾가 보고하였다. 이와같이 전기적 신호와 조직의 성장, 형성, 재형성과의 관계는 지난 30년 동안 많은 학자들에 의해서 연구되어 왔는데, 이것들은 크게 3 가지의 그룹으로 나눌 수 있다. 첫째 신체 내의 경조직과 연조직에서 내인성 전기적 신호와 이들이 조직에 미치는 작용과 작용 기전에 대한 연구, 둘째 외부적인 전기 신호가 생체 내의 조직, 세포에 작용하는 반응에 대한 연구 그리고 마지막으로 앞의 두 가지 연구를 토대로 실제 임상에서 사용될 수 있는 전기발생 장치에 대한 연구들이다²²⁻²⁴⁾.

맥동전자기장 자극법은 흔히 유도성 결합 전자기장이라고도 한다. 이는 전극을 삽입하지 않기에 수술부위의 감염을 막을 수 있으며, 적용되는 전자기장을 일정하게 유도할 수 있다. 맥동전자기장의 발생은 두개의 원형 코일을 코일의 반경만큼의 간격이 되게 하고, 이들 코일들은 평행이 되게 설치한다. 이 코일에 맥동성 전류를 흘려 평등자계를 형성하게 한다. 펄스파 자계의 파형의 모양은 여러 가지로 변화시켜서 사용하는 데, 치료의 대상과 부위에 따라 파형과 주파수 및 자기장의 세기는 달라진다^{7,14)}.

본 연구는 문헌상 치료 대상의 신경 및 근육이 가열되어 손상을 입지 않는 범위라고 알려진 자계세기 38 Gauss (10⁴ tesla)와 전기자극의 방법으로 골형성을 유도하는데 효과적인 것을 알려진 주파수 60~100 Hz에서 가장 높은 주파수인 100 Hz에서 맥동전자기장치를 이용하여²⁵⁻²⁷⁾ 가토 두개골 결손부 치유 및 자가골 이식에 있어 맥동전자기장이 미치는 효과를 알아보는데 그 목적을 두었다.

II. 재료 및 방법

1. 맥동전자기장 장치 제작

자계의 간섭이 극히 적은 5 mm 두께의 고밀도 polyvinyl chloride plastic 투명판을 사용한 내부장착장치를 제작하였다. 아래면은 380 mm × 150 mm, 윗면은 265 mm × 150 mm, 높이는 115 mm, 뒷면은 150 mm × 115 mm 크기이며, 앞면은 45° 경사지게

하고 직경 70 mm의 구멍을 뚫어 토끼 머리가 부분이 나오게 하였으며, 윗면은 열고 닫을 수 있도록 하였다. 평등자계 구성을 위한 외부장착장치 역시 5 mm의 고밀도의 polyvinyl chloride plastic 투명판으로 구성하였다. 두 개의 430 mm × 410 mm 투명판을 내부 간격 150 mm으로 양립하게 하고, 바깥쪽에 반경 140 mm의 두 개의 원형 코일(1 mm enamel copper wire, 180 turns)을 각각 장착하여 Helmholtz uniform electromagnetic field를 형성하게 하는 장치를 만들었다. 내부장착장치는 이 장치 속에 장착하게 하되 토끼의 머리 부위의 골결손 부위가 원형 코일들의 중심축에 놓이도록 고안하였다(Fig. 1).

펄스파 전자계 자극장치는 맥동 주파수조정기(pulsed frequency modulator) 및 펄스폭 조정기(pulsed width modulator)를 갖는 신호 발생기(master pulse oscillator), 펄스파전류 출력장치(pulsed current driving circuit) 및 전자계 자극코일(electromagnetic field stimulating coil)로 구성 제작하였다.

펄스파 전자계는 외부장착장치의 코일에 펄스파 전류를 흐르게 하면 같은 모양의 파형의 전자계가 형성되는데, 펄스파의 주파수는 펄스파 신호 발생기의 주파수조정기로 조정(50~300 Hz)하고 펄스파의 파형 조정은 펄스폭 조정기로 조정한다. 펄스파 자계의 조정(10~80 Gauss)은 펄스전류출력기에서의 전원전압을 조정하여 행하는데, 코일간 간격을 150 mm로 할때 38 Gauss를 갖게 하기 위하여는 코일 전선수와 전류의 값을 적정하게 선정하였다.

코일전선수는 stimulator의 회수정수임으로 펄스파의 파형을 좋게 하기 위하여 가능한 적게 하여 180 turns × 2 coil로 하고 stimulator coil의 전류를 0~10 A로 가변하게 하였다. 이 때 stimulator field의 자계분포를 측정 한 결과 (Hall element type Gauss meter, model 3251, Yokogawa Ltd.를 사용하여 측정하고, CRO oscilloscope terminal에서 파형을 측정하였음) 평등자계를 구성할 수 있었다.

2. 동물실험

동일 조건하에서 사육한 체중 약 1.6 kg 내외의 가토 16마리를 대조군과 실험군으로 각각 8마리씩 나누었다. 염산케타민(ketamine HCl[®], 유한양행) 1 cc와 xylazine(Rumpun[®], 한국바이엘) 1 cc를 근육 주사하여 마취를 유도하였다. 가토 두정부를 삭모하고 베타딘(Betadine)으로 소독하였다. 수술 중 지혈을 목적으로 1 : 10만 에피네프린이 함유된 2% 리도케인을 수술 부위에 주사하였다. 두개 정중부에 절개선을 주어 두개골의 봉합부를 노출시켰다. 골막하박리는 양쪽 안와상연까지 골막에 손상을 주지않게 시행하였다. 노출된 두개골에 봉합선을 피하여 뇌경막에 손상을 주지 않도록 조심하면서 hand trephine (Leibinger, Germany)으로 직경 10 mm의 원형결손부를 두 곳에 형성하였다(Fig. 2). 한 곳은 골결손부를 형성하고 나머지 결손 부위에는 반대쪽에 채취한 골을 이식하였으며(Fig. 3), 골막은 4-0 catgut으로 피부는 3-0 silk로 봉합하였다(Fig. 4). 수술 후 당일과 2일까지 감염 예방을 목적으로 Gentamycin[®](동화약품) 2 cc를 근주하였다. 맥동전자기장은

술후 2일째부터 적용하였으며, 대조군도 동일한 조건을 주기 위하여 맥동전자기장없이 토끼를 상자속에 넣었다. 맥동전자기장 적용은 아침 8시에서 오후 4시까지 매일 8시간 시행하였다. 각 군을 실험 후 1, 2, 4, 8주 간격으로 희생하고, 통상의 관류고정을 시행하고 탈회는 0.3N의 질산을 이용하여 시행하였다. Hematoxyline & Eosin으로 염색하고 광학 현미경으로 검경하였다.

III. 결 과

1. 골결손부

1) 1주 소견

(1) 대조군

골결손부에 다량의 혈병이 관찰되며, 결손부 변연주위로 조골세포와 약간의 골형성 그리고 활성화된 섬유아세포와 혈관내피세포의 증식이 관찰되었다. 혈관내피세포의 생성도 관찰되었으며, 조골세포와 섬유아세포의 증식은 경막보다는 두피쪽에서 더욱 활발하였다(Fig. 5).

(2) 실험군

골결손부내에 혈병이 형성되어 있었으며, 결손부의 골변연주위로 골형성으로 보이는 소견과 조골세포와 활성화된 섬유아세포의 증식이 관찰되었다. 골형성정도는 대조군과 비슷하였으나, 대조군과는 달리 골결손부의 중앙부위에 조골세포의 증식이 관찰되었다(Fig. 6).

2) 2주 소견

(1) 대조군

혈병조직이 보이지 않고, 대신 결체조직 가운데 섬유아세포의 활성이 증가되어 보였다. 골결손부 가운데에서 골형성 양상은 관찰되지 않고 혈관의 발달과 섬유아세포의 활성이 두드러져 보였다. 골변연부의 골형성은 1주의 소견에 비해서 약간 증가되어 보였다.

(2) 실험군

혈병조직이 보이지 않고 골변연부에서의 골형성이 상당히 관찰되었다. 골결손부에서 결체조직 주위로 섬유아세포의 활성이 두드러져 보였다. 이러한 결체조직 사이로 간간이 신생골이 도상으로 형성되어 있었다. 골이식을 시행한 부위에서는 이식골 자체에서 신생골의 형성이 많이 관찰되었다(Fig. 7).

3) 4주 소견

(1) 대조군

골변연부에서의 신생골의 증식은 골결손부 중심으로 상당히 연장되었다. 그러나 골결손부 중심은 여전히 결체조직으로 남아 있고 섬유아세포의 활성이 남아 있었다.

(2) 실험군

골변연에서 골형성이 상당히 진행되었고, 골결손부의 결체조직들은 대부분 골로 대체되었다. 그러나 이러한 골편들은 서로 완전히 융합되어 있지는 않았으며 섬유아세포들이 활발한 결체조직으로 둘러싸여 있었다(Fig. 8).

4) 8주 소견

(1) 대조군

골변연부에서 골이 증식되어 골결손부로 연장된 소견을 관찰되었지만 4주에 비해서 큰 차이는 인지되지 않았다(Fig. 9).

(2) 실험군

골변연부에서의 골형성이 골결손부로 연장되고, 10 mm의 골결손부의 수복이 간간이 완성되어 있었다(Fig. 10).

2. 자가골 이식부

1) 1주 소견

(1) 대조군

이식골 하방에서 약간의 골형성이 관찰되었고, 숙주골과 이식골 사이의 계면에서는 골형성 소견은 보이지 않고 결체조직들이 증식되어 있었다(Fig. 11).

(2) 실험군

골결합부에서는 골흡수의 양상도 관찰되었으며 또한 경막 상방으로 신생골이 형성되었다(Fig. 12).

2) 2주 소견

(1) 대조군

이식골과 두개골 사이의 골유합은 관찰되지 않고 신생혈관과 섬유아세포가 증식되어 있었다. 이식골 자체는 두피보다는 경막 부위의 골에서 신생골 형성이 관찰되었다(Fig. 13).

(2) 실험군

이식골과 숙주골 사이의 간극에서 결체조직과 섬유아세포들 사이에서 골이 형성되어 있었다. 이식골 주위의 골형성은 대조군과 마찬가지로 두피쪽에서보다는 경막 부위에서 활발하였다(Fig. 14).

3) 4주 소견

(1) 대조군

골과 이식골의 간극은 신생골로 유합되는 양상으로 보이지만 완전히 연결되지는 않았다. 이식골은 많은 부위에서 신생골로 대체된 양상이었으며 일부에서는 골흡수도 관찰되었다(Fig. 15).

(2) 실험군

이식골과 숙주사이의 골간극이 완전히 신생골로 유합이 된 소견은 보이지는 않지만 이식골의 흡수를 보였다(Fig. 16).

4) 8주 소견

(1) 대조군

골이식부에서 골간극의 골화는 상당히 증가되었지만, 이식골 자체가 많이 흡수된 양상을 보였다(Fig. 17).

(2) 실험군

골이식부에서 골간극의 골화는 상당히 증가되어 있었고, 이식골 자체의 흡수는 대조군에 비해서 약간 적은 것으로 관찰되었다(Fig. 18).

IV. 총괄 및 고찰

전기자극기는 이용 방법에 따라서 삽입성, 준삽입성, 비삽입성으로 분류하고 전류 자극의 종류에 따라 지속성(constant) 혹은 맥동성(pulsed)으로 분류한다. 삽입성 전기 자극의 장점은 간편하고, 환자의 협조가 필요없다는 점이며 단점은 두 번의 수술을 해야하고, 감염 가능성이 있으며, 적용되는 전류의 조절이 불가능하다는 점이다. 준삽입성 전기 자극은 간편하고, 큰 수술이 필요없다는 장점이 있는 반면 환자의 협조가 필요하고 전극을 넣은 부위에 피부자극 및 염증이 생길 수 있다는 단점이 있다²⁷. Bassett^{28,29}은 골내에 전극을 집어 넣어야 하는 삽입성이나 준삽입성 전기 자극의 경우에는 골내의 전극이 일부 전해(electrolysis)되어 전기 화학적 부산물을 만들어 이것들이 골화(osteogenesis)에 나쁜 영향을 미친다고 주장하였다. 비삽입성 전기자극법에는 유도성 결합 전자장 자극법과 용량성 결합 전장 자극법이 있다. 이것들은 수술을 하지 않기 때문에 감염의 문제는 없으나 환자의 주의 깊은 협조가 절대로 요구되는 단점이 있다. 유도성 결합 전자장 자극법은 용량성 결합 전장 자극법과 달리 코일의 위치가 중요하다. 왜냐하면 용량성결합 전장 자극법은 양쪽 전극 사이에 있는 골에 전류를 고루 유도하여 골형성이 광범위하게 형성되지만, 유도성 결합 전자장 자극법은 양쪽 코일의 중앙을 연결하는 축에만 골형성이 되기 때문에 이 축을 골결손부에 잘 맞추는 것이 무엇보다 중요하다.

1974년에 골에 맥동형의 자계를 가하였을 때 치유과정(healing process)이 촉진될 수 있음이 보고되었으며³⁰, 1977년에는 인체에 적용한 연구가 발표되었다³¹. 그 후 전자석을 사용한 여러 가지 방법이 개발되었으며, 사람의 경골(tibiae)에 적용한 결과 82%의 치료 효과를 얻게 되었다¹⁴. 이러한 치료 효과는 골과 연조직이 절연체가 아니라 낮은 전도성 물질이므로 자계(magnetic field)의 펄스적 변화가 골절 부위에 와전류(eddy current)를 야기하게 하여 자극을 주게 됨으로서 일어나는 것이라 알려졌다. 다시 말하면, 연조직(resistivity $\rho = 1.5 \Omega m$)과 골(fresh bone $\rho = 18 \Omega m$)과의 두 매질의 저항률(resistivity)이 다르므로 흐르는 와전류가 다르게 된다. 두 매질의 경계면에 이들이 평형 상태를 이루기 위한 전하가 나타나게 된다. 손상된 연골이나 피질골은 주위의 연조직보다 저항률이 월등히 높으므로 이들의 경계면에 나타나는 전하량은 상당히 커지게 되나, 맥동성전류를 가하면 이들 전하의 극성(polarity)이 반복하여 바뀔므로 전하의 자극작용이 활성화되어

저항률이 점차적으로 낮아져서 저항률이 낮은 신선골(fresh bone)의 상태로 진전하게 되는 것으로 알려져 있다³¹.

본 실험에서 사용된 전자기장은 항상 일정한 방향으로 고정되어 있는 것이 아니라, 맥동성으로 전자기장이 방향을 100 Hz의 진동수를 가지고 바뀌게 된다. Hassler³²의 보고에 의하면, 전기자극에 의한 골의 치유과정에서 골형성은 음극에 국한되며, 양극에서는 골흡수가 일어난다고 한다. 여러가지 파형으로 맥동성 전기를 주었때, Fig. 6과 같은 사인곡선(sine wave)형태의 60~100 Hz의 주파수에서 토끼의 두개골에서 가장 많은 골이 형성되었다고 보고되어 있다. 실제로 신체내에서 신경 전도나 골의 생전기적 성질에서 관찰되는 파형도 Fig. 6과 유사한 파형을 가지고 있다.

골결손부가 동물이 생존하는 기간 동안에 자연적으로 10% 이상 치유되지 않는 골결손부의 최소 크기를 critical size defect (CSD)라 부르는 데³³, 인간의 경우 두개골은 면적이 넓고 근육부착면이 적어서 다른 포유류보다 혈액 공급이 낮아 결과적으로 작은 두개골 결손부도 성인의 경우 자연 치유가 일어나기 어렵다. 가토의 경우 8 mm이하에서 완전한 골 재생이 일어난다는 Kramer³⁴의 보고에 근거하여 8 mm보다 조금 큰 10 mm의 골결손부를 사용하여 골재생에 있어 맥동전자기장의 효과를 비교해 보았다^{34,36}.

골은 전기적으로 비교적 안정되어 있는 조직이기는 하지만, 두 가지 형태의 전기적 작용이 관찰된다. 비교적 안정된 상태에서 아주 천천히 변화를 보이는 "Direct Current biopotential" 이 그 하나이고, 나머지는 전기적, 역학적, 화학적인 자극이 가해졌을 때 급격한 반응을 보이는 "strain related potential"이다. 안정된 direct current potential은 정상적인 골에서 나타나며, 이 potential은 골절, 골의 손상, 골절단부 또는 성장이 활발한 곳에서는 증가한다는 보고가 있다. 이러한 부위의 전류는 손상 직후에 증가하다가 손상이 치유됨에 따라서 서서히 원래 안정 상태의 potential로 회복된다고 보고되어 있다. 이러한 생전기현상은 생체조직내에서만 존재하며, 산화성 대사 활동이 활발한 곳에서 관찰된다고 알려져 있다^{12,31}.

Yasuda⁹는 역학적인 자극하에 골내에서 전기 현상이 일어나는 것을 발견한 후 골에서도 압전기현상이 생성된다고 보고하였다. 압전기현상은 전기적으로 평형을 이루는 물질에 외부의 힘이 가해질 경우에 전기적인 평형이 깨어짐으로 해서 전기적 성질을 형성하는 것으로 골에서 생성되는 압전기현상은 골을 형성하는 교원질성분들이 외부의 자극에 의해 재배치되는 과정에 생성된다고 보고하고 있다. 외부 자극에 의해서 형성되는 골의 전기적 성질을 설명하는 학설은 "streaming potential"로서 전해질들이 전하를 가진 작은 통로를 지나갈 때 전류를 형성한다는 것으로 신체 내에서의 골의 전기적 작용을 설명하는 데 많이 이용되고 있다. 이렇게 형성된 전류가 하나의 전기적 신호로 작용하여 세포내에 골형성 기전에 작용한다고 알려져 있다³⁰.

세포 분화, 골개조와 c-AMP간에 밀접한 관계가 있다는 여러 보고가 있는데 전기적 신호(e-)가 호르몬이나 화학 물질처럼 1차적 매개체로 작용하여 세포막 내의 adenylyl cyclase를 자극하여 c-

AMP를 형성하고 c-AMP는 이차적인 생화학적 매개체로 작용하여 골형성 및 골개조에 참여하게 된다고 하였다. 그는 골단 연골 세포를 oscillating electrical field에 노출시켜 다량의 c-AMP를 검출함으로써 자신의 가설을 간접적으로 증명하였다. c-AMP가 증가하면 DNA 합성과 세포 분열은 억제되지만 세포 분화 즉 세포의 성숙은 진전된다고 하였는데 이것은 골성장판에서 번식층과 성숙층간에 c-AMP 농도가 다른 것과 마찬가지로, Bassett이 주장한 불유합이나 가관절증내의 섬유 연골이 석회화되는 과정에도 c-AMP의 작용이 있으리라 추측되고 있다.^{31,37,38)}

골결손부에 맥동전자기장을 가했을 경우, 1주에서는 대조군에 비해 특별한 변화는 관찰되지 않았다. 단지 골변연부에서 골형성이 활발하고 섬유아세포의 활성이 두드러졌다. 그리고 골결손부의 중앙부위에 약간의 골형성을 보이는 소견이 관찰되었다. 시간이 지남에 따라 골결손부에서의 골형성이 점차 증가하여 8주에서는 신생골이 골결손부의 상당한 부분을 차지하고 있었다. 이러한 결과로 미루어 볼 때에 골결손부에서 맥동전자기장은 골형성을 촉진시키는 작용을 하고 이러한 영향은 골형성의 초기보다 4주 이상 경과한 후반기에 일어났다. Black²⁹⁾은 지속적인 전기 자극이 외부에서 가해졌을 때에는 골형성의 초기 단계에 영향을 주고, 맥동전자기장은 치유 과정의 말기 단계에 많은 영향을 준다고 보고하고 있다. Cane³⁰⁾은 말의 장골에서 인위적인 골결손부를 만들고 여기에 28 Gauss와 주파수 75 Hz의 맥동전자기장을 가한 실험에서 맥동전자기장이 골치유를 촉진시키고 골화과정을 증진시킨다고 보고하고 있다.

골이식체에 대한 맥동전자기장에 대한 여러 보고들이 있는데, 본 실험에서는 골과 이식골과의 유합에 있어 맥동전자기장의 영향은 별로 없는 것으로 나타났지만, 이식골이 자가골로 대체되는 과정에서 생성되는 맥동전자기장을 가한 군에서는 적은 골흡수가 일어나는 것으로 관찰되었다. Ortman⁴⁰⁾과 Vingerling¹⁸⁾은 발치와에 전자기장을 가했을 때에 치조골의 흡수가 50% 이상 감소된다는 보고를 하였다. Stalneck¹⁹⁾은 가토 하악골에 골이식을 한 후 전기 자극을 가했을 경우에 실험군에서 이식골의 흡수가 24.8%가 감소했다고 보고하였으며, 전기 자극이 이식골에 있어서 골형성보다는 골흡수과정에 더 많은 영향을 준다고 주장하고 있다. 진과 이⁴¹⁾는 골형성단백질의 골유도실험에서 맥동전자기장의 영향은 골막의 유무에 관계없이 골유도에 상승작용을 한다고 보고하였다. 반면, Jacobs와 Norton⁴²⁾은 치주염에 의한 치조골 결손부위에서 전기 자극의 효과에 관한 실험에서 특별한 골형성을 관찰하지 못하였으며 골결손부의 염증상태와 혈행이 골형성에 어느 정도 영향을 준다고 보고를 하였다. Branham²⁰⁾도 개에서 동결 건조 동종골을 이식한 후 전기 자극을 가한 실험에서 대조군과 별 다른 변화를 관찰하지 못했다고 보고하고 있다.

골이식의 실험에서 이식골이 신생골로 대체되는 과정에서 보이는 소견 중에서 두피보다는 경막에서 보다 빨리 많은 양의 재형성이 관찰되었다. 이것은 골이식의 재형성 과정에서 재혈행이 일어나는 과정이 중요한 영향을 미친다는 Lozano⁴³⁾의 보고에 미루어 보아서 두개골에 골결손부에서 형성시 혈액 공급이 두피

에서 보다는 경막에서 보다 잘 되기에 경막에서 골의 재형성이 빨리 일어나고 있다.

실제로 맥동전자기장이 임상에 사용되기 위해서는 전기자극이 생물의 발육단계나 성장단계에 다른 유해 작용을 유발해서는 안된다. 본 실험에서는 자속 세기는 38 Gauss, 주파수 100 Hz를 사용했는데 실험 과정에서 가토의 성장과 행동에서 특별한 변화는 관찰되지 않았다. Gerling²⁵⁾은 맥동전자기장이 하악과두의 성장 관한 실험장치의 고안에서 100 Hz와 38 Gauss의 자속은 근육과 신경의 흥분을 일으키지 않으며, 심한 발열 반응도 일으키지 않는다고 보고하고 있다. Grissett⁴⁴⁾과 Jose⁴⁵⁾은 낮은 주파수와 자속에서는 신체에 유해한 작용을 하지 않는다고 보고하고 있다.

맥동전자기장이 골형성에 미치는 영향에 대한 확실한 작용기전을 아직도 명확하지 않다. 최근 이에 관한 골성장 호르몬과 DNA, RNA 수준에서의 연구들도 활발히 이루어지고 있다³⁷⁾. 사용하기에 편리하고 효과적인 맥동전자기장을 가하는 장치에 대한 연구도 이루어져야 할 것이고, 맥동전자기장의 자속과 주파수에 따른 골형성 정도에 대한 연구도 필요할 것이다. 뿐만 아니라 치과임프란트 시술에 있어서 골유착과정에서 맥동전자기장의 효과에 대한 연구도 필요하다고 하겠다.

V. 결 론

저자는 가토를 이용하여 두개골에 골결손부를 형성하여, 맥동전자기장을 자속 38 Gauss, 주파수 100 Hz를 하루에 8시간씩 가한 후에 희생시켜서 골형성과정을 1, 2, 4, 8주에서 조직학적인 소견을 관찰하여 맥동전자기장이 골형성과정에 미치는 영향에 대한 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 맥동전자기장을 가한 군의 1주, 2주 소견에서는 대조군보다는 많은 골형성을 보였지만 골결손부를 수복하는 골형성은 보이지 않았고 4주, 8주에서는 골결손부를 수복하는 효과적인 골형성이 관찰되었다.
2. 골이식부에서 이식골과 골사이의 골유합과정의 치유기간은 실험군과 대조군과는 큰 차이는 없었고 이식골의 흡수량상은 대조군보다 실험군에서 약간 적은 것으로 나타났다.

이상의 결과를 살펴볼 때 38 Gauss와 100 Hz의 맥동전자기장은 골결손부 치유에 있어서 신생골 형성면에 효과적이었으며, 이는 임상적 적용가능성이 높음을 시사하였다.

참고문헌

1. Peltier LF : A brief historical note on the use of electricity in the treatment of fracture. Clin. Orthop. 161: 4-7, 1981.
2. Garratt AC : Electrophysiology and electrotherapeutics. pp. 657, Ticker and Fields, Boston, 1861. (Cited from A brief historical note on the use of Electricity in the treatment of fractures. Clin. Orthop. 161 : 4, 1981.)
3. Yasuda I : Piezoelectricity of living bone. J. Kyoto Pref. Univ. Med. 53 : 325, 1953.
4. Yasuda I : Mechanical and electrical callus. Ann. N.Y. Sci. 238 : 457, 1974.

5. Yasuda I : Fundamental aspects of fracture treatment. Clin. Orthop. 124 : 5-8, 1977.
6. Yasuda I : Electrical callus and callus formation by electret. Clin. Orthop. 124 : 53-56, 1977.
7. Bassett CAL, Becker RO : Generation of electric potential by bone in response to mechanical stress. Science 137 : 1063, 1962.
8. Shamos MH, Lavine LS, Shamos M I : Piezoelectric effect in bone. Nature 197 : 81, 1963.
9. Friedenberg ZB, Brighton CT : Bioelectric potenials in bone. J. Bone Joint Surg. 48A : 915, 1966.
10. Friedenberg ZB, Brighton CT : Healing of nonunion of the medial malleolus by means of direct current : A case report. J. Trauma 11 : 883, 1971.
11. Lavine LS, Lustrin I, Shamos MS : Treatment of congenital pseudoarthrosis of the tibia with direct current. Clin. Orthop. 124 : 69-74, 1977.
12. Brighton CT : Bioelectrical effects on bone and cartilage. Clin. Orthop. 124 : 2-4, 1977.
13. Brighton CT, Friedenberg ZB, Mitchell EI, Booth RE : Treatment of nonunion with constant direct current. Clin Orthop. 124 : 106-123, 1977.
14. Bassett CAL, Michell SN, Gaston SR : Treatment of ununited tibial diaphyseal fractures with pulsing electromagnetic fields. J. Bone Joint Surg. 63(4) : 511-523, 1981.
15. Norton LA : Implication of bioelectric growth control in orthodontics and dentistry. Angle Orthod. 45 : 34-42, 1975.
16. Braden M, Bairstow AG, Beider Z, Ritter BG : Electrical and piezoelectrical properties of dental hard tissue. Nature 212 : 1565-1566, 1966.
17. Cochran GVB, Pawluk RJ, Bassett CAL : Stress generated electrical potentials in the mandible and teeth. Arch. Oral Biol. 12 : 917-920, 1967.
18. Vingerling PA, Vanderkuij P, Degroot K, Sillevs PAE : Non-invasive treatment of alveolar wounds. In Elelctrical properties of bone and cartilage. pp. 341-346, Graune and Stratton. New York 1979.
19. Stalneckel MC, Whitaker LA, Brighton CT : Electrical stimulation of onlay bone graft. Plast. Rconstr. Surg. 82 : 580-588, 1988.
20. Branham GB, Triplett RG, Yeandle S, Vieras F : The effect of electrical current on the healing of mandibular freezed dried bone allograft in dog. J. Oral. Maxillofac. Surg. 43 : 403-407, 1985.
21. Steiner M, Ramp WK : Electrical stimulation of bone and its implications for endosseous dental implantation. J. Oral Implant. 16 (1) : 20-27, 1990.
22. Black J : Tissue response to electromagnetic signals. Orthop. Clin. North Am. 15(1) : 15-32, 1984.
23. Colacicco G, Pilla AA : Electromagnetic modulation of biological processes : Influenc of culture media and significance of methodology in the Ca⁺⁺ uptake by embryonal chick tibia in vitro. Calcif. Tissue Int. 36 : 167-174, 1984.
24. Weigert M, Werhahn C : The influence of electrical stimulation. Clin. Orthop. 124 : 20-30, 1977.
25. Gerling JA, Sinclair PM, Roa RL : The effect of pulsating electromagnetic fields on condylar growth in guinea pigs. Am. J. Orthod. 87(3) : 211-223, 1985.
26. 양상덕 : 맥동전자기장과 하악골 전방이동이 백서 하악과두 성장에 미치는 영향에 관한 실험적 연구. 서울치대논문집 14(1) : 611-642, 1990.
27. 최인호 : 정형외과 영역에서의 전기자극의 이용 : 전기자극기와 그 이론적 배경. 최신의학 26(7) : 943-952, 1983.
28. Bassett CAL, Pawluk RJ, Philla AA : Augmentation of bone repair by inductive coupled electromagnetic fields. Science 184 : 575-577, 1974.
29. Bassett CAL : The development and application of pulsed electromagnetic fields(PEMFs) for ununited fractures and arthrodeses. Orthop. Clin. North Am. 15(1) : 61-88, 1984.
30. Watson, J. and Downes, E.M. : Clinical aspects of the stimulation of bone healing using electrical phenomena. Med. Biol. Engin. Comput. 17 : 161-169, 1979
31. Spadoro JA : Bioelectrical properties of bone and response of bone to electrical stimuli. In Bone. Vol 3, pp. 109-141. CRC Press, Boston, 1991.
32. Hassler CR, Rybicki EF, Diegle RB, Clark LC : Studies of enhanced bone healing via electrical stimuli : Comparative effectiveness of various parameters. Clin. Orthop. 124 : 9-19, 1977.
33. 윤도철, 이재훈, 임한욱, 김기환, 김경옥 : 백서 두개골에 형성된 골결손부 크기에 따른 골치유과정에 대한 조직학적 연구. 대한구강악안면외과학회지 21(1) : 36-42, 1995.
34. Frame, J.W. : A convenint animal model for testing bone substitute materials. J. Oral Surg. 38 : 176-180, 1980.
35. Kramer IRH, Kelly HC, Wright HC : A histological and radiological comparison of the healing of defects of the rabbit calvarium with and without implanted heterogeneous an organic bone. Arch. Oral Biol. 13 : 1095, 1968.
36. Schmitz JP, Hollinger JO : The critical size defect as an experimental model for craniomandibulofacial nonunions. Clin. Orthop. 205 : 299-308, 1985.
37. Roden GA, Bourrett LA, Norton LA : DNA sythesis in cartilage cell stimulated by oscillating eletrical field. Science 199 : 690, 1978.
38. Norton LA, Rodan GA, Bourret LA : Epiphyseal cartilage c-AMP changes produced by electrical and mechanical perturbations. Clin. Orthop. 124 : 59 - 68, 1977.
39. Cane V, Botti P, Soana S : Pulsed magnetic field improve osteoblast activity during the repair of an experimental osseous defect. J. Orthop. Res. 11(5) : 664-670, 1993.
40. Ortman LF, Casey DM, Deer M : Bioelectric stimulation and residual ridge resortion. J. Prosthet. Dent. 67(1): 67-71, 1992.
41. 진병로, 이상한 : 골형성단백질(BMP)의 골유도 실험에서 맥동전자기장의 효과에 관한 연구. 대한구강악안면외과학회지. 19(3):412-421, 1993.
42. Jacobs JD, Norton LA : Electrical stimulation of osteogenesis in periodontal defects. Clin. Orthop. 124 : 41-52, 1977.
43. Lozano AJ, Herman BA, Cestero J, Salyer KE : The early vascularization of onlay bone grafts. Plast. Reconstr. Surg. 58 (3) : 302-305, 1976.
44. Grissett JD : Biological effects of electric and magnetic fields associated with ELF communications systems, Proceeding of IEEE. 68 : 98-104, 1980.
45. Jose MR : Embryological changes induced by weak, extremely frequency electromagnetic fields. J. Anat. 134 : 533-551, 1982.

EXPLANATIONS OF FIGURES

- Fig. 1. Apply external animal holder assembly with Helmholtz coil to rabbit.
- Fig. 2. Formation of defect using of hand trephine on calvarium.
- Fig. 3. Formation of defect and bone grafting.
- Fig. 4. Suturing the periosteum and skin.
- Fig. 5. Microscopic exam. show the bone defect in Control. 1week. ($\times 40$, H&E stain)
- Fig. 6. Microscopic exam. show the bone defect in Experimental. 1week. ($\times 40$, H&E stain)
- Fig. 7. Microscopic exam. show the bone defect in Experimental. 2weeks. ($\times 40$, H&E stain)
- Fig. 8. Microscopic exam. show the bone defect in Experimental. 4weeks. ($\times 40$, H&E stain)
- Fig. 9. Microscopic exam. show the bone defect in Experimental. 8weeks. ($\times 40$, H&E stain)
- Fig. 10. Microscopic exam. show the bone defect in Control. 8weeks. ($\times 40$, H&E stain)
- Fig. 11. Microscopic exam. show the bone graft in Control. 1week. ($\times 200$, H&E stain)
- Fig. 12. Microscopic exam. show the bone graft in Experimental. 1week. ($\times 200$, H&E stain)
- Fig. 13. Microscopic exam. show the bone graft in Control. 2weeks. ($\times 100$, H&E stain)
- Fig. 14. Microscopic exam. show the bone graft in Experimental. 2weeks. ($\times 100$, H&E stain)
- Fig. 15. Microscopic exam. show the bone graft in Control. 4weeks. ($\times 100$, H&E stain)
- Fig. 16. Microscopic exam. show the bone graft in Experimental. 4weeks. ($\times 100$, H&E stain)
- Fig. 17. Microscopic exam. show the bone graft in Control. 8weeks. ($\times 100$, H&E stain)
- Fig. 18. Microscopic exam. show the bone graft in Experimental. 8weeks. ($\times 100$, H&E stain)

* W : Week, M : Calvarial Bone Margin, B : Graft Bone, G : Bony Gap,
F : Fibrous tissue or Fibroblast, N : New Bone formation,
CONT : Control, EXP : Experimental,

사진부도 ①

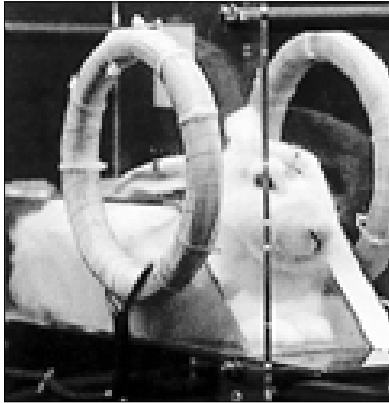


Fig. 1.

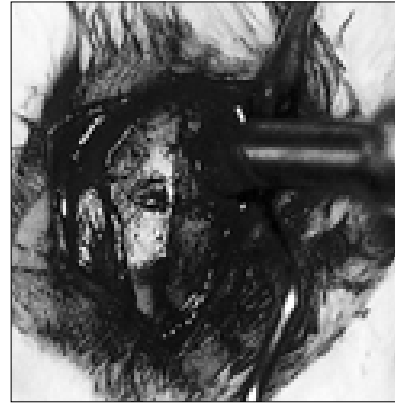


Fig. 2.

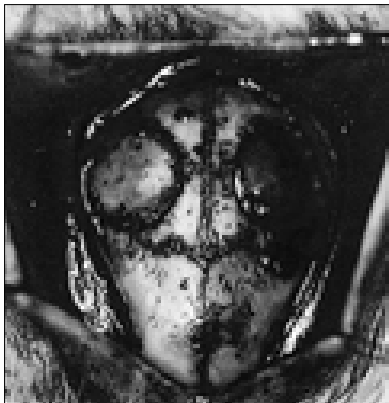


Fig. 3.



Fig. 4.

사진부도 ②

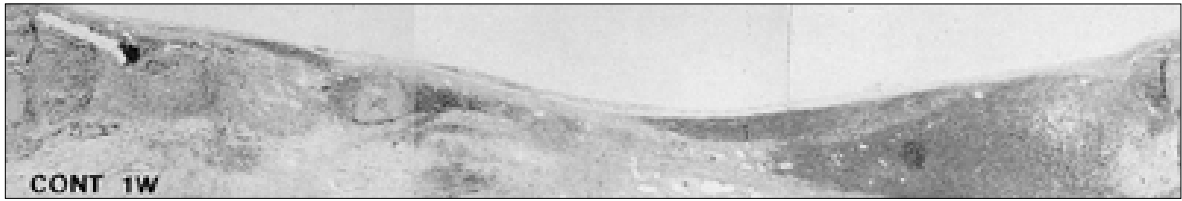


Fig. 5.

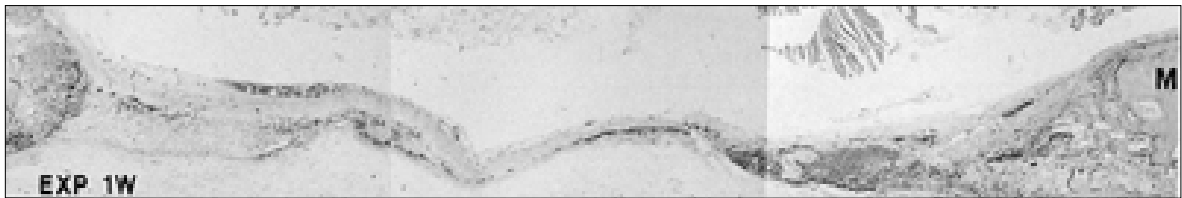


Fig. 6.

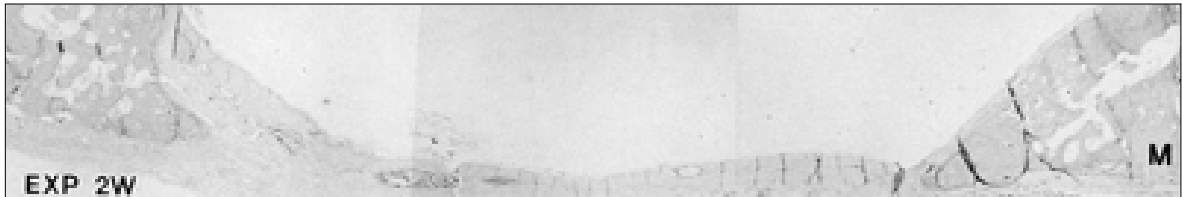


Fig. 7.



Fig. 8.

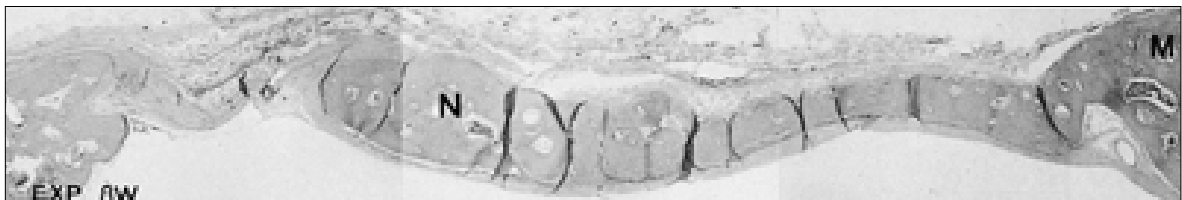


Fig. 9.

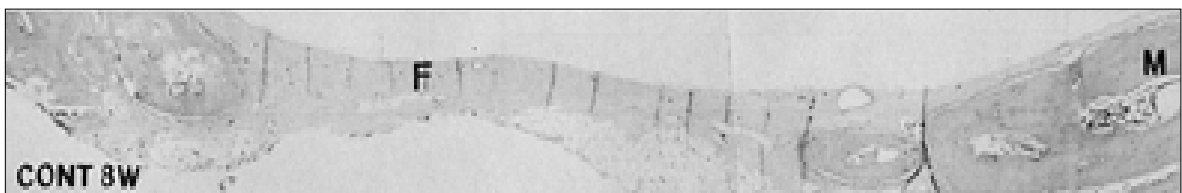


Fig. 10.

사진부도 ③

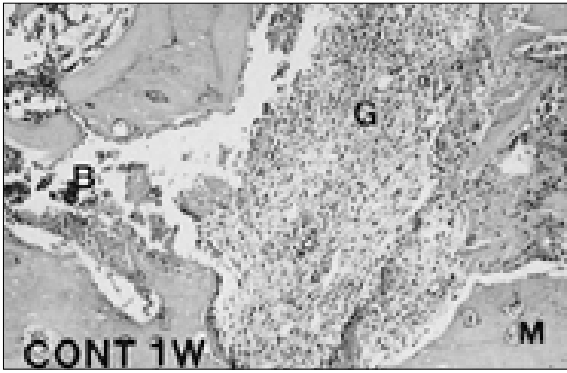


Fig. 11.

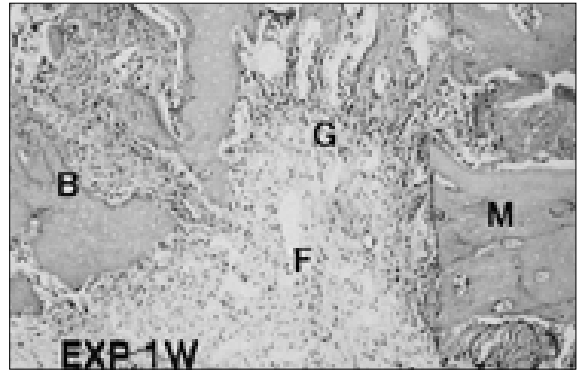


Fig. 12.

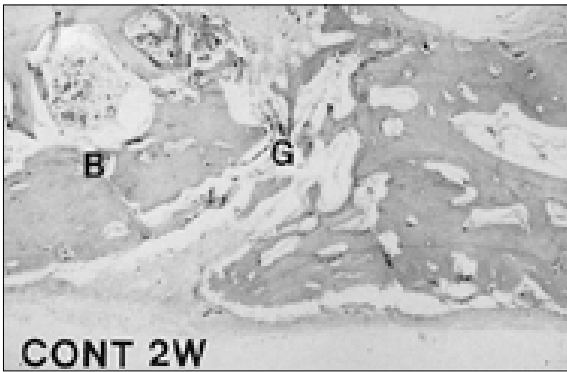


Fig. 13.

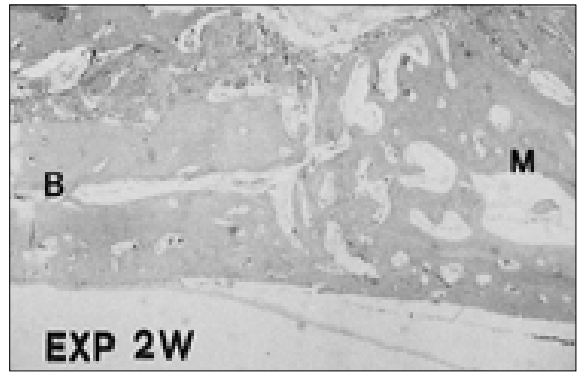


Fig. 14.

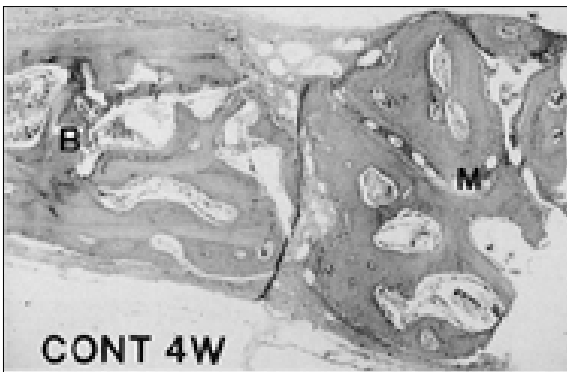


Fig. 15.

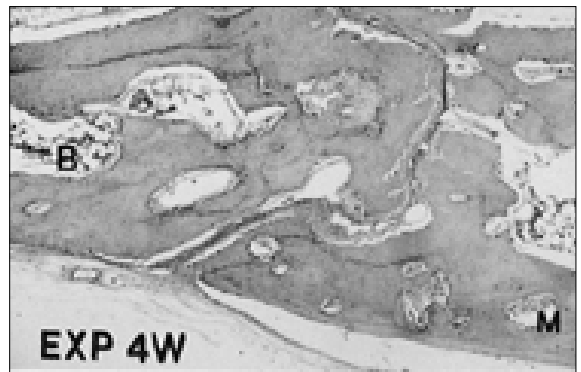


Fig. 16.



Fig. 17.



Fig. 18.