

비삽입성 용량결합 전장자극이 골절치유에 미치는 영향

서울대학교 의과대학 정형외과학교실

이한구 · 정문상 · 최인호 · 장관환 · 백구현

—Abstract—

The Effects of Non-invasive Capacitively Coupled Electrical Field on Fracture Healing

Han Koo Lee, M.D., Moon Sang Chung, M.D., In Ho Choi, M.D., Gwan Hwan Chiang, M.D.
and Goo Hyun Baek, M.D.

Department of Orthopedic Surgery, Seoul National University Hospital, Seoul, Korea

To demonstrate the stimulation effect on fracture healing by capacitively coupled electrical field, the rabbits' fibulae were fractured and treated with a capacitively coupled electrical signal (10V peak to peak, 60 kilohertz, symmetrical quadriangular wave) that was applied non-invasively over the skin surface overlying the approximate site of the fractured fibulae.

Each fibula was evaluated with gross, roentgenographic, histological and mechanical tests after 21 days of the electrical stimulation, and compared to control group statistically.

Maximum bending moment, Young's modulus of elasticity and bending stiffness were calculated by 3 point bending test, and the ratios of the fractured to the intact fibulae of the electrically stimulated rabbits were compared to the non-stimulated rabbits statistically.

The results revealed that the fractured fibulae exposed to capacitively coupled electrical field showed the higher degree of fracture healing than the non-stimulated fibulae.

Key Words: Non-invasive capacitively coupled electrical field.

서 론

1953년 Yasuda^{21, 22, 23}가 골의 압전기 (piezoelectricity)적 성질을 관찰 보고한 후 전기자극이 골형성에 도움을 준다는 사실이 밝혀짐에 따라 여러 형태의 전기자극이 골절의 치료에 이용되고 있다. 삽입성 (invasive) 혹은 준삽입성 (semi-invasive) 직류전기 자극^{9, 12, 15, 16, 17, 19}, 유도결합 전자장 (inductive coupling electromagnetic fields) 자극^{6, 7} 등을 이용하여 불유합을 치료하여 고식적인 골이식술과 필적할 만한 좋은 결과가 보고되었다.

우리나라에서는 이등^{1, 2}이 최초로 준삽입성 직류전기 자극으로 선천성 경골 가관절증의 치료에 성공한 이래 불유합을 치료하여 좋은 결과를 얻었다

* 본 논문은 1986년도 서울대학병원 특진연구비 보조로 이루어진 것임.

고 하였다. 그러나 비삽입성 (non-invasive) 전기자극으로 치료한 경우는 현재까지 국내에서는 보고된 바 없다.

전기자극의 종류나 방법에 따라 여러 가지 문제점이 지적되고 있다. 완전삽입성 (total-invasive) 직류전기 자극에서는 2회에 걸친 큰 수술을 요하고, 그에 따른 감염의 위험성이 커지며, 작용전류의 측정이 불가능하고, 음극이 골내에 남겨지는 단점이 있다. 준삽입성 (semi-invasive) 직류전기 자극에서의 단점은 전극에 의한 자극, 감염의 위험성, 양극에서의 부식, 하지에 사용시 체중부하가 곤란한 점등이다. 수술적 요법을 피할 수 있는 유도결합 전자장 자극에서는 장판골에 이용할 경우 전기 자극기를 휴대용으로 제작하기 곤란하고, 하지에 사용시 체중부하가 곤란하다. 또한 기술적인 문제로 직류전기 자극에서는 음극, 유도결합 전자장 자극에서는 코일의 중앙축이 불유합의 부위에 정확하게 놓여야 하

Table 1. Grouping of experimental animals

Group	No. of rabbits	Contents
Experimental	30	Right fibular osteotomy + electrical stimulation
Control	30	Right fibular osteotomy

Fig. 1. Symmetrical quadriangular wave signal.

Fig. 2. Non-invasive capacitively coupled electrical stimulator.

는 어려움이 지적되고 있다.

그러나 용량결합 전장(capacitively coupled electrical field)을 이용한 전기자극은 수술을 하지 않는 비삽입성으로서 감염의 위험이 없고, 체중부하가 가능하며 용량전극판(capacitor plate)의 위치 선정에 어려움이 없으며, 저전압 고주파수를 이용할 경우 휴대용으로도 사용가능하다.

1981년 Brighton 등^{10, 11)}은 가토의 비골 절골술후 10일간의 용량결합 전장자극으로 골절 치유가 촉진 되는 것을 관찰하고, 임상적으로 22예의 불유합에 대해서 sine wave, 60 kilohertz, 5 volts peak to peak의 용량결합 전장 자극으로 77.3%의 골유합을 얻었다고 보고하였다.

저자는 국내에서 제작한 10 V peak to peak, 60 kilohertz, symmetrical, quadriangular wave signal 을 나타내는 용량결합 전장 자극기를 사용하여, 가

Fig. 3. Photograph of right lower extremity with electrical stimulator incorporated with cast.

토의 비골 절골술후 3주간의 지속적인 전기자극이 골절치유에 미치는 영향을 관찰하기 위하여 다음과 같은 실험을 하였다.

실험재료 및 방법

정규 사료로 동일 조건에서 사육한 체중 2.5~3.0 kg의 성숙한 백색가토 60마리를 30마리씩 2개군 으로 나누어 30마리는 절골술후 용량결합 전장 자극을 시행하여 실험군으로, 30마리는 절골술만 시행하여 대조군으로 사용하였다(Table 1).

실험에 사용한 전기 자극기는 최¹²⁾가 고안한 용량결합 전장 자극기를 사용하였다. 전극판을 직경 3cm, 두께 0.5mm의 알루미늄판으로 하였으며, 전기 자극기는 10 V peak to peak, 60 kilohertz, symmetrical quadriangular wave signal을 나타내며, 5.5 × 2.0 × 9 크기의 용량결합 전장 자극기로 되어있고, 전원으로 2개의 가정용 9 V 전지들을 이용하였다(Fig. 1, 2).

20% Urethane과 ketamine을 복합하여 전신마취를 시행하고, 우측 하지를 10% betadine 용액으로 소독한 후 무균조작으로 수술을 시행하였다. 근위하퇴의 외측에 종적 피부절개후 비골을 노출하여, 비골두에서 2.0cm 원위의 비골 간부에 두께 0.5mm의 톱을 사용하여 횡적 골절이 되도록 절골술을 시행하였고, 환부세척후 봉합하였다. 실험군에서는 용량 전극판을 골절부에 해당하는 하퇴의 내측과 외측에 평행하게 부착시킨후 우측 하지를 전장 자극기와 함께 석고붕대로 고정하였다(Fig. 3). 대조군도 동

일한 방법으로 절골술을 시행한 후 석고붕대로 고정을 하였다.

전전지는 매일 오전 8시에 2개 모두 교환하였으며 교환 직전 및 직후에 전압측정기로 전압차를 측정하여 전기자극이 계속되는지 검사하였다. 수술

후 7일간 매일 50mg의 kanamycin을 투여하였다. 수술후 21일만에 토끼를 희생한 후 조심스럽게 실험조작을 가한 우측 및 아무 조작을 가하지 않은 정상인 좌측의 비골을 적출하였다. 적출한 비골은 골절면에서의 육안적인 골절치유 상태를 관찰한 후 방사선 촬영을 시행하였고, 역학적 검사로서 3점굴곡하중검사(3 point bending test)를 시행한 후 조직을 10% formalin 용액에 고정하여 조직학적표본을 얻었다.

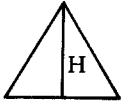
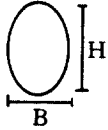
방사선 검사는 40 KV-80mA-32msecond의 조건 하에서 전후면 및 측면 사진을 촬영하였으며(Fig. 4) 골절가골이 피질골 외측에 존재하는가에 따라 수치적으로 비교하였다.

즉 전후면 및 측면 사진에서 나타나는 네 방향의 피질골중 골주연결(trabecular bridging)이 각 방향에 있는 경우 1점씩, 0에서 4점으로 환산하여 전기자극군과 대조군의 산술평균을 구하여 양측성 검정(paired test)으로 통계학적 유의성을 검정하였다.

Fig. 4. Roentgenographs of fractured fibulae obtained 21 days after fracture.

Fig. 5. Bending test with Instron.

Table 2. Formulae of 3 point bending test

D : Deflection		
L : Distance between the Upholders		
P : Ultimate Load		
Maximum Bending Moment (M)	$\frac{P}{4} \cdot L$	$\frac{P}{4} \cdot 4$
Stree(S)	$\frac{2 \cdot H \cdot M}{3 \cdot I}$	$\frac{M \cdot H}{2 \cdot I}$
Energy	$\frac{D \cdot P}{2}$	$\frac{D \cdot P}{2}$
Moment of Inertia(Ia)	$\frac{H^4}{18 \sqrt{3}}$	$\frac{\pi B \cdot H^3}{64}$
Young's Modulus(E)	$\frac{P \cdot L^3}{48 \cdot D \cdot I}$	$\frac{P \cdot L^3}{48 \cdot D \cdot I}$
Bending Stiffness	E · I	E · I

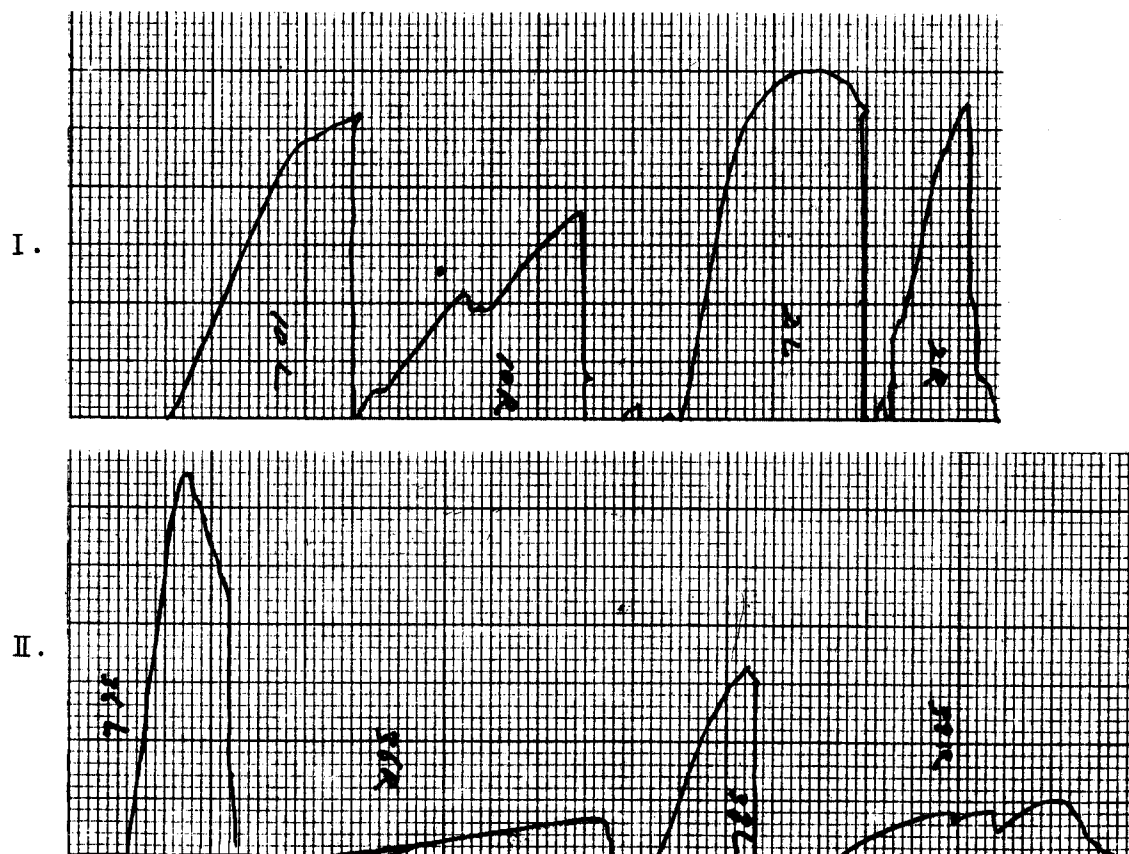


Fig. 6. Graphs obtained from 3 point bending test. I : Electrical stimulation group, II : Non-electrical stimulation group.

Table 3. Analysis of fracture healing

	No. of Animals	Gross union No. of(%) animals	Radiographic rating	Histological rating
Electrical stimulation	24	23 (95.8)	3.2 ± 0.74	11.3 ± 0.81
No electrical stimulation	19	13 (68.4)	1.6 ± 1.68	9.3 ± 2.31
			$P < 0.01$	$P < 0.01$

역학적 검사는 한국과학기술원의 협조를 받아 Instron(model 1127) 측정기를 사용하여 3점굴곡하중 검사(3 point bending test)를 수술을 가한 우측 비골 및 좌측의 정상 비골에 대하여 양측 모두 시행하였다(Fig. 5).

부하지점간의 거리는 20mm로 일정하게 하였으며 골절부위가 정중앙에 위치하도록 조정시킨후 10 kg. f의 용량을 지닌 load cell을 이용하여 2mm / min의 속도로 골절이 일어날 때까지 계속 굴곡력을 가하였다.

굴곡검사의 결과는 50mm/min의 속도로 진행하도록 조정된 모눈종이에 그려진 곡선을 이용하여 판독하였다. 즉 모눈종이의 X축은 굴곡력 부하지점의 수직이동거리를 나타내며 Y축은 부하된 굴곡력의 크기를 나타낸다(Fig. 6). 골절시키지 않았던 좌측의 정상 비골 단면은 타원형으로 간주하여 Table 2과 같은 공식에 대입하여 각 수치를 계산하였다.

통계상 오차를 줄이기 위하여 골절시킨후 전기 자극을 가했던 군과 전기자극을 가하지 않았던 군 모두에서 좌측의 정상 비골에 대한 골절시킨 우측 비

Fig. 7. Cross sections of callus. I : Electrical stimulation group. II : No electrical stimulation group.

Table 4. Summary of mechanical test

Content	Normal (n = 23)	ES* (n = 14)	No ES** (n = 9)	ES Normal × 100(%)***	No ES Normal × 100(%)***	P
Ultimate Bending load (kg. f)	2.41 ± 0.83	1.20 ± 0.67	0.67 ± 0.70	53.4 ± 25.7	26.3 ± 25.0	<0.025
Maximum Bending moment (kg. f/mm)	12.70 ± 3.34	5.30 ± 3.54	3.33 ± 3.49	56.1 ± 28.8	26.4 ± 24.9	<0.025
Stress (kg. f/mm ²)	24.71 ± 6.84	1.76 ± 1.81	0.85 ± 0.79	7.7 ± 7.1	3.2 ± 2.6	<0.1
Energy (kg. f. mm)	1.90 ± 1.02	1.09 ± 0.87	0.58 ± 0.41	101.7 ± 182.8	43.4 ± 36.7	>0.1
Young's modulus (kg. f/mm ²)	442.20 ± 263.00	21.03 ± 25.25	10.81 ± 17.98	5.6 ± 6.8	2.1 ± 3.0	>0.1
Bending stiffness (kg. f. mm ²)	311.57 ± 185.28	125.83 ± 91.12	83.17 ± 128.03	53.1 ± 34.0	23.3 ± 32.6	<0.05

*Electrical stimulation after fracture **No electrical stimulation after fracture ***The ratios of the fractured to the intact normal fibulae

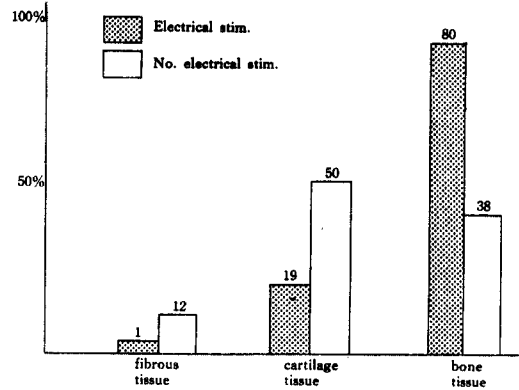


Fig. 8. Histological Analysis.

골의 비율을 구하였으며 이를 바탕으로 양측성 t검정으로 통계학적 유의성을 검정하였다.

조직학적 골절치유에 대한 판정은 골절부의 횡단면 표본의 판독으로 1에서 12점의 수치로 나타내어 비교하였다 (Fig. 7).

즉 골절횡단면의 표본상 섬유조직만 있는 경우 섬유조직이 전체면적의 1/4, 2/4, 3/4, 4/4를 점유하면 각각 1, 2, 3, 4점으로 계산하였고, 연골조직이 있고 골조직이 없는 경우 연골조직의 점유면적에 따라 같은 방법으로 5, 6, 7, 8점으로, 골조직이 존재하면 그 면적의 비율에 따라 마찬가지로 9, 10, 11, 12점으로 계산하였다. 각 비골마다 골절면의 중앙에서 얻은 2개의 표본을 상기와 같은 기준으로 판독하여 그 평균값을 그 비골의 조직학적 산술값으로 사용하였으며 이를 바탕으로 전기자극군과 전기자극을 시행하지 않은 군간의 통계학적 유의성을 검정하였다.

실험결과

수술후 사망한 토끼, 감염 및 전기자극기의 파손 등으로 실험에 실패한 경우를 제외하고 21일 경과 후까지 생존한 토끼는 모두 43마리로서, 골절시킨 후 전기자극을 가했던 군이 24마리, 골절후 전기자극을 시행하지 않았던 대조군이 19마리이었다.

육안적인 골절치유의 판정은 골절면의 움직임 유무에 의하였으며, 전기자극을 시행한 군에서 95.8%, 전기자극을 시행하지 않은 대조군에서는 68.4%의 골유합을 나타내어 전기자극을 시행한 군에서 더 높은 유합율을 보였다 (Table 3).

방사선 촬영 소견상 골절치유의 정도를 수치로 표시한 결과 산술평균과 표준편차는 전기자극을 시행한 군에서는 3.2 ± 0.74 , 전기자극을 시행하지 않은

군에서는 1.6 ± 1.68 로 나타나 전기자극을 시행한 군에서 더 높은 골절치유도를 나타내었고 통계학적으로 유의한 차이를 보였다 ($p < 0.01$) (Table 3).

조직학적 소견상 골절치유의 정도를 수치로 표시한 결과 전기자극을 시행한 군의 평균과 표준편차는 11.3 ± 0.81 이었고, 전기자극을 시행하지 않은 군은 9.3 ± 2.31 로 나타나 전기자극을 시행한 군에서 더 높은 수치를 보였다. 통계학적 분석 결과 유의한 수준의 차이를 나타내어 ($p < 0.01$) 전기자극이 골절치유를 촉진시킨다는 것을 의미하였다 (Table 3).

또한 섬유조직, 연골조직, 골조직이 접유하는 비율을 보면, 전기자극을 시행한 군에서는 골조직이 대부분을 차지한 반면, 전그자극을 가하지 않은 군에서는 연골조직이 많았으며 이것은 전기자극을 시행한 군에서 골절치유의 정도가 더 진행된 것을 나타낸다 (Fig. 8).

역학적 검사는 전기자극을 가한 군 14예, 전기자극을 가하지 않은 군 9예에 대해 시행하였다.

최대굴곡하중 (ultimate bending load)은 어떤 골을 굴곡시켜 골절시키는 데 필요한 최소한의 힘으로서 그 골의 질과 양등의 골전체의 구조상 특성을 나타내는 수치로서 본 실험에서는 아무 조작을 가하지 않은 정상 비골군에서는 2.41 ± 0.83 kg. f, 골절 후 전기자극을 가한 군에서는 1.20 ± 0.67 kg. f, 골절 후 전기자극을 가하지 않은 군에서는 0.67 ± 0.70 kg. f 이었다. 정상 비골에 대한 골절되었던 비골의 비율은 전기자극을 가한 군에서 $53.4 \pm 25.7\%$, 전기자극을 가하지 않은 군에서는 $26.3 \pm 25.0\%$ 로 통계학적으로 유의한 차이가 있었다 ($t = 2.5$, $p < 0.025$).

최대굴곡능력 (maximum bending moment)은 각 12.70 ± 3.34 kg. f. mm, 5.30 ± 3.54 kg. f. mm, 3.33 ± 4.49 kg. f. mm 이었고, 정상 비골에 대한 골절되었던 비골의 최대굴곡능력의 비율은 전기자극을 가한 군에서 $56.1 \pm 28.8\%$, 전기자극을 가하지 않은 군에서 $26.4 \pm 24.9\%$ 로 통계학적으로 유의한 차이가 있었다 ($t = 2.5$, $p < 0.025$).

응력 (stress)은 단면적에 대한 강도로서 골조직의 질적 성격을 나타내는데 정상 비골군은 24.71 ± 6.84 kg. f/mm², 골절시킨 후 전기자극을 가한 군은 1.76 ± 1.81 kg. f/mm², 골절만 시킨 군은 0.85 ± 0.79 kg. f/mm²이었으며 정상에 대한 골절되었던 비골의 응력의 비율은 전기자극을 가한 군에서 $7.7 \pm 7.1\%$, 전기자극을 가하지 않은 군에서 $3.2 \pm 2.6\%$ 로 통계학적으로 유의한 차이가 있었다 ($t = 1.8$, $P < 0.1$).

완전한 골절이 발생할 때 까지의 흡수된 총 에너지는 골조직의 질적 및 양적 표현으로서 에너지가 클수록 골조직은 가소성 변형 (plastic deformation)

을 하는 경향이 크다. 본 실험에서는 정상비골군은 1.90 ± 1.02 kg. f. mm, 골절후 전기자극을 가한 군은 1.09 ± 0.87 kg. f. mm, 골절후 전기자극을 가하지 않은 군은 0.58 ± 0.41 kg. f. mm이었으며, 정상비골에 대한 골절되었던 비골의 에너지 비율은 전기자극을 가한 군에서 $101.7 \pm 182.8\%$, 전기자극을 가하지 않은 군에서 $43.4 \pm 36.7\%$ 로 통계학적으로 유의한 차이가 없었다 ($t = 0.9$, $P > 0.1$).

Young 탄성율 (Young's modulus of elasticity)은 응력 (stress)과 strain의 비율을 말한 것으로서 골조직의 질적 탄성 성질을 나타내며 성인골에 가까울수록 증가한다. 본 실험의 결과 Young 탄성율은 정상 비골군이 442.20 ± 263.00 kg. f/mm², 골절후 전기자극을 가한 군에서 21.03 ± 25.25 kg. f/mm², 골절만 시키고 전기자극을 가하지 않은 군에서 10.81 ± 17.98 kg. f/mm²이었으며, 정상 비골에 대한 골절되었던 비골의 Young 탄성율의 비율은 골절후 전기자극을 가한 군에서 $5.6 \pm 6.8\%$, 전기자극을 가하지 않은 군에서 $2.1 \pm 3.0\%$ 로서 통계학적으로 유의한 차이가 없었다.

굴곡저항도 (bending stiffness)는 질적, 양적 성질을 나타내는 것으로서 클수록 골의 굴곡력에 대한 저항이 크다고 할 수 있으며, 이것은 골절치유율과 정하는 데 있어서 가장 중요한 지표가 된다. 본 실험의 결과는 정상 비골군에서 311.57 ± 185.28 kg. f. mm², 골절후 전기자극을 가한 군에서 125.83 ± 91.12 kg. f. mm², 골절후 전기자극을 가하지 않은 군에서 83.17 ± 128.03 kg. f. mm²이었으며, 정상비골에 대한 골절되었던 비골의 굴곡저항도의 비율은 전기자극을 가한 군에서 $53.1 \pm 34.0\%$, 전기자극을 가하지 않은 군에서 $23.3 \pm 32.6\%$ 로서 통계학적으로 유의한 차이가 있었다 ($t = 2.1$, $P < 0.025$), (Table 4).

이상의 역학적 검사 결과는 다음과 같이 설명될 수 있다. 즉 전기자극을 가한 군과 전기자극을 가하지 않은 군 사이의 Young 탄성율의 차이는 통계학적으로 유의한 차이를 보였다. 이것은 다시 말해서 전기자극이 골절치유 과정에서 골의 질적 변화도 초래하지만 주로 구조적 변화를 초래하여 골절치유를 촉진시킴으로서 골을 보다 견고하게 한다는 것을 의미하는 것이다.

고 안

전기자극을 이용한 불유합의 치료는 19세기에 Mr. Birch (1812), Mott (1820), Lente (1850), Garratt (1861) 등¹⁰⁾에 의해 시도되었으나 1950년대에 들어서서 본격적인 연구가 시작되었다고 말할 수 있다.

1953년 Yasuda^{21, 22, 23})는 골에 압박을 가하면 음극, 장력(tension)을 가하면 양극이 되는 압전기(piezoelectricity)를 보고하였고 가토의 대퇴골에 $1\mu A$ 로 3주 동안 지속적인 전기자극을 가하여 신생골이 형성되는 것을 관찰하였다.

1964년 Bassett와 Becker^{4, 6})는 골에서의 stress generated voltage를 관찰하였고, 1966년 Friedenbergl과 Brighton¹⁰)은 stress가 없어도 골간단에는 음성의 전장이, 골간 및 골단에서는 양성의 전장이 나타나며, 골절시 골절부위는 음성으로 나타나는 것을 관찰하고 이를 bioelectricity라 하였다.

전기자극으로 골형성을 촉진시킬 수 있다는 것은 기초연구 및 임상실험을 통해서 경험적으로 입증되었으며, Connolly¹¹)에 의하면 이러한 전기자극은 골형성 기간을 단축시키는 것은 아니고 골형성의 유도에 도움을 주며 유도후 골유합까지의 기간은 일반적으로 골절치유에 소요되는 기간과 같다고 하였다.

임상적으로는 1971년 Friedenbergl등¹⁴)이 $10\mu A$ 의 direct current를 이용하여 경골 원위부 내과 불유합의 치료에 성공한 최초의 예를 보고하였다. Paterson등¹⁵)은 삽입성 직류전기 자극으로 85.7%의 유합율을 보고 하였고, Brighton등⁹)은 불유합 178예에서 83.7% 성공율을 나타내었다. Bassett등⁶)은 127예의 경골 불유합에서 비삽입성인 pulsating electromagnetic field를 이용하여 87%의 성공율을 보고하였다.

전기자극의 종류나 방법에는 여러가지가 있으나 각각 장점과 단점이 있다²⁰). 준삽입성 직류전기 자극은 휴대용으로 제작 가능하고 큰 수술은 필요 없다는 장점이 있으나 전극의 자극이나 감염의 위험성이 있고 하지에 사용시 체중부하가 곤란한 단점이 있다.

삽입성 직류전기 자극의 장점은 체내에 삽입하는 휴대용으로서 환자의 협조가 필요없는 점, 척추가 관절증에 사용가능한 점 등이고, 단점으로는 큰 수술을 두번해야 하고 그에 따른 감염의 위험성이 크고, 제거시 음극을 골내에 남기게 되고 적정량의 전류가 흐르는가에 대한 측정방법이 없다는 점이다.

Bassett등⁶)은 골내에 전극이 삽입되는 삽입성 혹은 준삽입성 직류전기 자극의 경우 전극의 일부 전해로 전기화학적 부산물을 형성하여 골형성에 악영향을 미친다고 하였고, Brighton등²⁰)은 음극의 실제 작용 부위는 강선의 절연부와 노출된 강선 사이의 $0.02mm^2$ 로 감소한다고 하였다.

수술적 처치가 필요없기 때문에 감염등의 위험이 없는 유도결합전자장(inductive coupling electromagnetic field) 자극은 환자의 협조가 요구되고, 장광

골에 사용시 큰 출력을 요하므로 휴대용으로 제작하기 어렵고, 코일의 중앙축이 정확하게 불유합 위치와 일치시켜야 하며 하지에 사용시 체중부하가 곤란한 단점이 있다.

그러나 용량결합 전장을 이용한 전기자극시에는 주파수를 높일 경우 적은 출력으로도 골조직내에서의 전장형성이 가능하게 되므로 휴대용으로 제작할 수 있다. 또한 용량전극관사이에 전류가 고루 유도되므로 전극의 위치선택에 큰 어려움이 없다. Brighton등^{9, 10, 11})은 10일간의 용량결합 전장 자극으로 골절치유가 촉진되었다고 보고하고, 22예의 불유합에서 77.3%의 성공율을 보고하였다.

저자는 직류전기 자극의 단점과 유도결합 전자장 자극의 단점을 극복할 수 있는 10V peak to peak, 60 kilohertz, symmetrical quadriangular wave signal을 나타내는 용량결합 전장 자극으로 비골골절에서 골절치유가 촉진되는 것을 관찰하였으며 이는 15V peak to peak, 57.3 kilohertz, sinusoidal wave signal을 이용한 Brighton등¹¹)의 결과보고와 비슷한 소견이라고 할 수 있다. 그러나 본 실험의 역학적 검사에서 나타난 결과를 보면 전기자극을 가한군과 가하지 않은 군 사이에 Young 탄성율의 차이는 통계학적으로 의의가 없었으나 최대굴곡능률과 굴곡저항도가 유의한 차이를 나타내어, 골조직의 질적 변화 보다는 주로 구조적인 변화로 골절치유를 촉진시킨다는 것을 알 수 있었다.

용량결합 전장 자극의 정확한 작용기전은 알려진 바 없으나 Brighton등¹⁰)은 배양된 골아세포에서 용량결합 전장 자극에 의해 부갑상선 호르몬에 의한 C-AMP의 증가가 둔화되는 것을 관찰하고, 부갑상선 호르몬의 골흡수 작용에 대한 탈감작(desensitization)으로 골의 흡수가 억제되어 전체 골형성이 증가될 수 있으리라 추측한 바 있다.

그러나 향후 용량결합 전장의 작용기전뿐만 아니라 어떠한 signal shape, voltage, frequency가 가장 좋은 효과를 나타내는가 하는 문제는 앞으로도 계속 연구되어야 할 과제일 것으로 생각된다.

결 론

용량결합 전장이 골절치유에 미치는 영향을 관찰하기 위하여 토끼 비골에 골절을 일으키고 21일간 10V peak to peak, 60 kilohertz, symmetrical quadriangular wave signal의 용량결합 전장 자극을 시킨후 육안적, 방사선적, 조직학적 및 역학적 골절치유도를 관찰하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 방사선적 골절치유도를 수치로 환산한 결과 전

기 자극을 시행한 군에서 3.2 ± 0.74 , 전기 자극을 시행하지 않은 군에서 1.6 ± 1.68 로 나타나 통계학적으로 유의한 차이를 보였다 ($P < 0.01$).

2. 조직학적 골절치유도를 수치로 환산한 결과 전기 자극을 시행한 군에서 11.3 ± 0.81 , 전기 자극을 시행하지 않은 군에서 9.3 ± 2.31 로 통계학적으로 유의한 차이를 보였다 ($P < 0.01$).

3. 골절치유의 역학적 검사결과 정상 비골에 대한 골절을 일으킨 비골의 최대 굴곡능률의 비는 전기 자극을 시행한 군에서 $56.1 \pm 28.8\%$, 전기 자극을 시행하지 않은 군에서 $26.4 \pm 24.9\%$ 로 나타나 유의한 차이를 보였고 ($P < 0.025$), 굴곡저항도의 비는 각각 $53.1 \pm 34.0\%$, $23.3 \pm 32.6\%$ 로 나타나 통계학적으로 유의한 차이가 있었다 ($P < 0.05$). 그러나 Young 탄성율은 유의한 차이를 나타내지 않았다 ($P > 0.1$).

4. 이상의 실험 결과는 용량결합 전장 자극이 골절치유를 촉진시킨다는 것을 의미하며 그 효과는 골의 질적인 변화보다는 오히려 구조적인 변화에 기인하는 것으로 추정된다.

REFERENCES

- 1) 이덕용 · 최인호 · 이상훈 · 정문상 : 전기 자극을 이용한 선천성 경골가관절증 치험 1례 보고. 대한정형외과학회지, 15:350, 1980.
- 2) 정문상 · 한문식 · 이덕용 · 이상훈 · 김용훈 : 전기 자극을 이용하여 치료한 선천성 가관절증과 불유합의 임상경험. 대한정형외과학회지, 16:519, 1981.
- 3) 최인호 : 정형외과 영역에서의 전기 자극의 이용. 최신의학, 26:79-88, 1983.
- 4) Bassett, C.A.L. and Becker, R.D.: Generation of Electrical Potentials by Bone in Response to Mechanical Stress, Science, 137:1063, 1962.
- 5) Bassett, C.A.L., Mitchell, S.N., and Gaston, S.R.: Treatment of Ununited Tibial Diaphyseal Fractures with Pulsing Electromagnetic Fields. J. Bone and Joint Surg., 63-A:511-523, 1981.
- 6) Bassett, C.A.L., Pawluk, K.J. and Becker, R.D.: Effects of Electric Currents in Bone in Vivo. Nature, 204:652, 1964.
- 7) Bassett, L.F., Valdes, M., and Hernandez, E.: Modification of Fracture Repair with Selected Pulsing Electromagnetic Fields. J. Bone and Joint Surg., 64-A:888-895, 1982.
- 8) Brager, M.D., Brighton, C.T. and Pollack, S.R.: Induced Electric Potentials in Vivo Produced by Capacitively Coupled Signals. Trans. Bioelec. Growth Repair Soc. 2:12, 1982.
- 9) Brighton, C.T., Black, J., Friedenberg, Z.B., Esterhai, I.L., and Connolly, J.F.: A Multicenteric Study of the Treatment of Non-union with Constant Direct Current. J. Bone and Joint Surg., 63-A:2-13, 1981.
- 10) Brighton, C.T., and Pollack, S.R.: Treatment of Recalcitrant Non-union with a Capacitively Coupled Electrical Field. J. Bone and Joint Surg., 67-A:577-585, 1985.
- 11) Brighton, C.T., Pollack, S.R., Wihsor, R.E.: Stimulation of Fracture Healing by a Capacitively Coupled Electrical Field in the Rabbit Fibula. Trans. Orthoped. Soc., 6:93, 1981.
- 12) Connolly, J.F.: Selection, Evaluation and Indication for Electrical Stimulation of Ununited Fractures, Clin. Orthop., 161:39, 1981.
- 13) Friedenberg, Z.B., and Brighton, C.T.: Electrical Potentials in Bone. J. Bone and Joint Surg., 48-A:915, 1966.
- 14) Friedenberg, Z.B., Harlow, M.C. and Brighton, C.T.: Healing of Nonunion of the Medial Malleolus by Means of Direct Current: A Cases Report. J. Trauma, 11:883, 1971.
- 15) Friedenberg, Z.B., Robert, R.G. Jr., Didizian, N.H. and Brighton, C.T.: Stimulation of Fracture Healing by Direct Current in the Rabbit Fibula. J. Bone and Joint Surg., 53-A:1400-1408, 1971.
- 16) Jorgensen, T.E.: Asymmetrical Slow-Pulsating Direct Current. Clin. Orthop., 161:67-70, 1981.
- 17) Paterson, D.C., Lewis, G.N. and Gass, C.A.: Treatment of Delayed Union and Nonunion with an Implanted Direct Current Stimulator. Clin. Orthop., 148:119-128, 1980.
- 18) Peltier, L.F.: A Brief Historical Note on the Use of Electricity in the Treatment of Fractures. Clin. Orthop.: 164:4, 1981.
- 19) Spadaro, J.A.: Electrically Stimulated Bone Growth in Animals and Man, Review of the Literature. Clin. Orthop., 122:325, 1977.
- 20) Straub, L.R. and Wilson, P.D.: Clinical Trends in Orthopaedics, pp. 1-15 N.Y., Thieme-Stratton Inc., 1982.
- 21) Yasuda, I.: Electrical Callus and Callus For-

mation by Electret. *Clin. Orthop.*, 124:53, 1977.

22) Yasuda, I.: *Fundamental Aspects of Fracture Treatment*. *Clin. Orthop.*, 124:5, 1977.

23) Yasuda, I.: *Fundamental Aspects of Fracture*

Treatment. *J. Kyoto Med. Soc.*, 4:395, 1953.

(Cited from *electrically stimulated bone growth in animals and man*, by Spadaro. *Clin. Orthop.*, 122:325, 1977).