

생체 정상전위와 골내 유도전위에 관한 연구

서울대학교 의과대학 정형외과학교실 · 재활의학과교실*

최인호 · 이덕용 · 이지호 · 이은용*

—Abstract—

A Study on Bioelectric Steady State Potentials and Intraosseous Induced Potentials

In Ho Choi, M.D., Duk Yong Lee, M.D., Ji Ho Lee, M.D. and Eun Yong Lee, M.D.*

Department of Orthopedic Surgery and Department of Rehabilitation Medicine*,
Seoul National University Hospital, Seoul, Korea

Great strides have been made not only in the research of the endogenous electrical signals, but also in the clinical application on nonunions using exogenous electrical signals.

We measured human skin steady state potentials on the anteromedial surface of the twenty-eight left proximal tibiae and investigated intraosseous induced potentials created by a capacitively coupled signal applied on the proximal tibia of ten rabbits' right hind limbs.

Following results were observed:

1. Human skin epiphysio-metaphyseal and epiphysio-diaphyseal potential differences in resting state were $116.1 \pm 11.7 \mu V$, and $120.5 \pm 29.4 \mu V$, respectively ($P > 0.05$), while those in full weight bearing were $310.3 \pm 169.4 \mu V$, and $404.2 \pm 154.1 \mu V$, respectively ($P < 0.05$).
2. Skin steady state potentials were affected by muscle contraction and load bearing.
3. Through a sequence of applied voltage of 2, 5, 10, 20, and 30 volts peak to peak, linear increase in the intraosseous induced potentials were produced.
4. Intraosseous induced potentials increased, although their increasing rates being decelerated, with increasing frequencies of 2, 20, 60, 120, and 200 KHz.
5. Higher intraosseous induced potentials were produced, as conductive jelly was applied between the capacitor plates and skin.

Key Words: Steady state potential, Intraosseous induced potential.

서 론

근년에 들어와서 임상적으로 불유합, 지연유합 및 선천성관절증 등의 치료에 성공적으로 사용되고 있는 전기자극법^{7, 9, 10, 14-16})은 1957년 Fukada와 Yasuda²⁴)의 골의 압전기적 성상에 대한 실험적, 이론적 업적이 그 효시라고 할 수 있다. 그들은 Wolff 법칙을 압전기의 현상으로 설명하였다. 골에 물리적인 스트레스를 가하면 압박을 받은 쪽에서는 음성전위가 발생하면서 골형성이 되고, 반대로 장력을 받은 쪽에는 양성전위가 발생하면서 골흡수가

* 본 논문은 1986년도 서울대학교병원 임상연구비 보조로 이루어진 것임.

유발되는 세포반응에 의하여 골재형성이 일어난다^{8, 20}).

음성전위가 유도된 쪽에서 골형성이 생긴다는 사실에 착안하여, 임상적으로 Becker¹¹), Brighton 등¹⁴)은 골내에 삽입된 음극에 직류를 통과시켜 전장(電場, electric field)을 유도시킴으로써 음극주위에 골형성을 유도시키는 이른바 준삽입성 직류자극법을 개발하였고, 또한 Bassett 등^{7, 9})과 Brighton 등¹⁵)은 외부에서 강한 전자장이나 전장을 골에 노출시켜, 골내에서 일정한 범위의 전위차와 전류가 흐르도록 유도하여, 골형성이 일어나도록 하는 비삽입성 전기자극법을 개발하였다. 비삽입성 전기자극법으로서 Bassett 등^{7, 9})은 코일을 사용하는 유도결합성 전자장(誘導結合性 電磁場, inductively coupled elect-

romagnetic field)을 채택한 반면, Brighton 등¹⁸⁾은 용량결합성을 이용하는 용량결합성 전장(容量結合性電場, capacitively coupled electric field) 자극법을 사용한다는 점에서는 서로 다르지만, 궁극적으로 골내에 일정한 전위차를 유도시킨다는 점에서는 마찬가지이다¹⁸⁾.

우리나라에서도 1980년도에 최초로 본 교실의 이등²⁾이 준삽입성 직류자극기를 개발하여, 불유합 및 선천성 가관절증환자들의 치료에 사용하여 좋은 성적을 얻었다고 보고⁴⁾한 바 있으며, 최근에는 이등²⁾이 가토 비골간부골절에서 용량결합성 전장자극법을 사용하여 골절치유를 촉진시켰다고 발표한 바 있다.

현재 임상에서 사용되고 있는 이러한 외인성(外因性, exogenous)의 전기자극법들이 개발되기 까지는 골의 내인성(內因性, endogenous) 전기적 특성에 대한 많은 연구들이 기초가 되었음은 두말할 필요가 없다. 그러나 아직까지도 어떠한 기전에 의하여 전기자극이 골형성을 유발시키는지는 정확히 알려져 있지 않은 실정이다⁵⁾.

현재까지 알려진 생체의 내인성 전기적 신호들은 크게 압전기(壓電氣, piezoelectricity), 일명 Zeta 전위라 불리는 유동전위(流動電位, streaming potential) 및 정상전위(定常電位, steady state potential, standing potential, resting potential 또는 bio-potential)로 대별된다^{18, 30)}.

압전기는 흔히 어떤 물체가 외력에 의한 스트레스를 받을 때 양전하는 양전하끼리 모이고, 음전하는 음전하끼리 모이는 전하분리현상에 의하여 전위차가 유발되는 것을 지칭하는 것으로서, 광물질 보다는 골내 교원질에 의하여 압전기가 유도된다^{6, 8, 18, 28)}.

유동전위는 혈액세포 또는 액체내의 유기체와 같이 전기적으로 대전된 물체가 조직속 또는 혈관내를 흘러갈 때 수역동적(hydrodynamically)으로 딱딱한 벽면의 표면전하와 액체속의 이온들 사이에 전기적으로 서로 밀어내거나 땀기면서 발생하는 전위를 말한다^{18, 30)}. 예를들면 lacuna로부터 Haversian 관에 연결된 미세혈관내 혈류의 전위차 혹은 하중에 의한 연골의 변형시 발생하는 전위차가 이에 해당한다. 유동전위는 도관의 내벽쪽으로 가까이 갈수록 전위차가 불균일하게 되고, 멀리 떨어질수록 전위차가 점점 작아지며, 아울러 액체내의 이온농도가 증가할수록 격감하게 되는 특성을 갖고 있다. 유동전위는 하중을 받을 때 변동될 수 있다^{28, 30)}.

정상범위는 문자그대로 외력이 가해지지 않은 살아있는 골조직에서 유도되는 전위로서 그 근원이

무엇인지는 확실하지 않다^{21, 22, 27)}. Friedenbergl 등²¹⁾은 가토를 이용한 동물실험을 통하여 골단에 비하여 골간단이, 피질골표면에 대하여 골수강이 수mV 정도 음으로 대전되는 정상전위를 갖고 있으며, 골절부위는 더욱 음으로 대전된다고 보고하면서, 그 이유는 골간단이나 골간골절부의 골세포들이 골단의 연골이나 비골절부위보다 활발한 대사성 및 물리화학적 변화를 나타내기 때문이라고 설명하였다.

현재 임상에서 연구되고 있는 정전류(定電流, constant direct current) 자극법¹⁶⁾과 맥박형의 교류전자장⁷⁾ 또는 전장¹⁸⁾ 자극법은 전기자극기의 개발자들에 따라 전극 및 코일 혹은 전극판에 통과시키는 전류, 전압 및 주파수등에서 다소 차이가 있으며, 골세포가 과연 어느 범위의 전류, 전압 및 주파수를 갖는 전기적 신호를 가장 민감하게 받아들여 골형성을 유도시키는지는 정확히 알려져 있지 않고, 다만 많은 동물실험들의 결과, 직류자극법이전 혹은 교류자극법이전 간에 골내 전위차가 1~10mV/cm로 유지될 때 골세포가 골형성을 촉진시킨다는 실험적 사실만이 알려져 있을 뿐이다¹²⁾.

우리나라에서는 아직까지 골의 내인성 전기적 신호에 대한 연구는 미미한 실정으로써, 보다 진일보한 전기자극기를 개발하여 외화농비를 막고, 임상적으로 만족할만한 결과를 얻기 위해서는 무엇보다도 골의 전기적 특성에 대한 연구가 선행되어야 한다고 사료된다.

저자들은 첫째, 인체내 정상전위의 크기와 그 성상을 알아보고, 둘째, 외인성 전기적 신호를 변경시킬 때 골조직내 전위는 어떻게 유도되는가를 알아보기 위하여 다음과 같은 실험을 하였다.

재료 및 방법

생체 정상전위의 측정에는 20대의 건강한 남자 28명을 대상으로 하였다. 정상전위는 대상자들을 체중부하가 가해지지 않도록 하기 위하여 침상위에 앙와위로 편안히 눕게한 후, 좌측 하퇴를 노출시켜, 전도액이 묻어있는 직경 2cm 크기의 피부 전극 패드를 경골 전내측의 근위 골단부를 양극으로 하고, 약 5cm 하방의 골간단부 및 경골간부 중간부의 피부에 음극 패드를 부착시킨 후 각기 두 극간, 즉 골단-골간단사이의 전위차 및 골단-골간사이의 전위차를 측정하였다(Fig. 1).

또한 체중부하시 발생하는 압전기와 유동전위의 변화에 의하여 정상전위가 어떻게 영향을 받는가를 알아보기 위하여 같은 방법으로 전체중을 가한 상태에서 전위차를 측정하였다. 경골 전내측을 측정

부위로 삼은 이유는 이곳이 근육으로 덮혀있지 않으므로 골조직속에서부터 유래되는 생체 전위를 가장 민감하게 반영할 수 있는 장소로 생각하였기 때문이다. 피부정상전위는 $10\mu\text{v}$ 부터 10volt 까지의 전지의 전위차를 측정할 수 있는 미제 TECA 20 근전도기계를 사용하였다.

외부에서 전장자극을 가할 때 골조직 자체속에서는 어떠한 전위차가 유도되는가를 알아보기 위하여 체중 4.5kg 내외의 10마리 가토를 이용하였다. 실험 가토는 20% Urethane 5cc/kg 를 복강내 주사하고, Ketamine 20mg/kg 를 근육주사하여 전신마취시킨 뒤 살이 베어지지 않도록 조심하면서 우측 하지의 털을 깎은 후, 노출부분이 0.5cm 로 제한된 직경 1.2mm 의 teflon절연 Kirschner강선 2개를, 우측 경골 근위 골간단부에 삽입하여 골내 유도전위를 측정하는 모니터 전극으로 사용하였다. 이때 모니터 전극이 서로 닿지 않도록 조심하였고, 이를 방사선 촬영으로 확인하였다(Fig. 2). 외부 전장자극은 가토의 경골 골간단부의 내측 및 외측피부에 고정된 두께 0.5mm , 직경 1.5cm 크기의 스테인레스 용량판을 통하여 교류자극을 가하였고, 골간단부에 내고정시킨 두개의 Kirschner강선을 통하여 전위차를 측정

하였다. 두개의 용량판은, 측정시의 오차를 줄이기 위하여, 모니터 전극 끝 부분에 해당하는 피부위에 가능한한 서로 평행하게 위치하도록 반창고로 고정시켰다. 또한 같은 방법으로 용량판의 안쪽에 전도젤리를 바른 후 골내 유도전위를 측정하였다. 전도젤리는 용량판의 중심에 소량 바른후 피부에 밀착시켰고, 전도젤리가 용량판의 밖으로 빠져나오지 않도록 조심하였다. 외인성 전기적 신호에 변화를 주기위하여 peak to peak $2\text{volt}\sim 30\text{volt}$, 초당 1

Fig. 1. A photograph measuring the human skin in steady state potential.

Fig. 2. A radiograph showing two monitoring electrodes and two parallel capacitor plates on the proximal tibia of the rabbit.

Fig. 3. A photograph measuring the intraosseous induced potentials.

KHz~250KHz 까지 정현파(正弦波, sine wave)로 공급할 수 있는 일제 Kikusui 전자회사제품 Model 4030 RC oscillator를 사용하였고, 골내유도 전위차의 측정은 peak to peak 0.1mV~300volt, 최대 주파수 초당 20MHz 까지 측정가능한 일제 Hitachi oscilloscope V-212를 이용하여 유도된 골내 정현파의 진폭을 D.C.전위로 측정하였다(Fig. 3). 외부 전기자극은 2, 5, 10, 20 및 30 volt와 2, 20, 60, 120 및 200KHz/sec의 변화를 주도록 하였고, 이때의 골내 유도전위를 측정하였다.

결 과

가. 골단-골간단 및 골단-골간사이의 피부 정상전위차

앙와위로 체중을 가하지 않고 근육을 수축하지 않은 상태에서 28명의 정상 성인에서 피부 정상전위차를 측정한 결과, 좌측 경골 근위 골단-골간단사이의 전위차가 $116.1 \pm 11.7 \mu V$ 이었고, 경골 근위 골단-골간사이의 전위차는 $120.5 \pm 29.7 \mu V$ 로서 student 양측 t-검정상 통계적인 유의한 차이가 없는 것으로 나타났다($P > 0.05$). 반면에 체중을 가한 상태로 측정하였을 때에는 좌측 경골 근위 골단-골간단사이의 전위차는 $310.3 \pm 169.4 \mu V$ 이었고, 경골근위 골단-골간사이의 전위차는 $404.2 \pm 154.1 \mu V$ 로서 서로 유의한 차이가 있었다($P < 0.05$) (Table 1).

체중부하시 $116.1 \pm 11.7 \mu V$ 의 골단-골간단의 정상전위는 $310.3 \pm 169.4 \mu V$ 로 유의하게 증가하였고, $120.5 \pm 29.7 \mu V$ 의 골단-골간의 정상전위도 404.2

$\pm 154.1 \mu V$ 로 유의하게 증가하였다($P < 0.0001$). 이것은 정상전위차가 체중이 가해질 때, 압전기 및 근육수축에 의한 국소 전위자의 변화에 의한 영향 때문으로 해석하였다.

나. 용량결합성 전자기극의 인가전압 및 주파수 변화에 따른 골내 유도전위의 양성

가토 경골 근위부에서 측정한 골내 유도전위는 용량결합 전장 자극의 인가전압(印加電壓, applied voltage)을 각기 2, 5, 10, 20 및 30volt peak to peak로 증가시키고, 또한 주파수를 초당 2, 20, 60, 120 및 200KHz로 증가시키면서, 골내 유도전위를 측정한 결과, 가토의 피부에 전도젤리를 바르지 않고, 단지 피부에 용량판을 밀착시킨 상태로 골내 유도전위를 측정하였을 경우, 주파수 2KHz에서 2, 5, 10, 20 및 30volt의 인가전압에 대하여 유도전위는 각기 2.27 ± 0.57 , 5.15 ± 1.25 , 10.20 ± 1.58 , 23.88 ± 4.63 및 $39.20 \pm 9.67 mV$ 이었다. 20KHz에서는 2, 5, 10, 20 및 30volt의 인가전압에 대하여 각기 2.94 ± 0.63 , 6.44 ± 1.51 , 12.66 ± 2.13 , 27.60 ± 4.86 및 $44.7 \pm 9.14 mV$ 이었다. 60KHz에서는 2, 5, 10, 20 및 30volt의 인가전압에 대하여 각기 3.78 ± 0.99 , 7.84 ± 2.34 , 16.55 ± 2.61 , 36.67 ± 6.10 및 $53.70 \pm 9.14 mV$ 이었다. 120KHz에서는 2, 5, 10, 20 및 30 volt의 인가전압에 대하여 각기 5.00 ± 1.12 , 10.17 ± 2.78 , 20.33 ± 3.68 , 42.90 ± 6.28 및 $64.60 \pm 12.10 mV$ 이었다. 200KHz에서는 2, 5, 10, 20 및 30volt의 인가전압에 대하여 각기 6.41 ± 1.15 , 11.95 ± 3.59 , 24.30 ± 5.65 , 49.88 ± 9.56 및 $72.90 \pm 13.59 mV$ 이었다(Fig. 4).

Table 1. Human skin electrical potentials

	Potential differences(μV)		P value
	Epiphysio-metaphyseal	Epiphysio-diaphyseal	
Resting state	116.1 ± 11.7	120.5 ± 29.7	0.511
Weight-bearing	310.3 ± 169.4	404.2 ± 154.1	0.039

Table 2. The linear regression equation* of induced potentials by the change of applied voltages and frequencies

Frequency(Khz)	No Jelly		Jelly	
	Slope(a)	y-intercept(b)	Slope(a)	y-intercept(b)
2	1.32	-1.49	4.11	5.18
20	1.50	-1.23	4.64	7.48
60	1.82	-0.68	5.26	9.20
120	2.18	-0.61	5.87	10.82
200	2.42	0.66	6.43	12.43

*Induced potential(mV) = $a \times$ applied voltage(V) + b

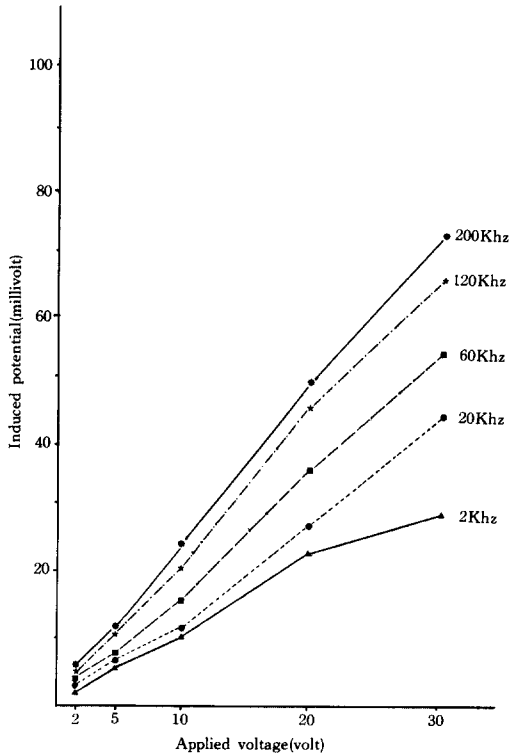


Fig. 4. The induced potentials without application of conductive jelly on the capacitor plates.

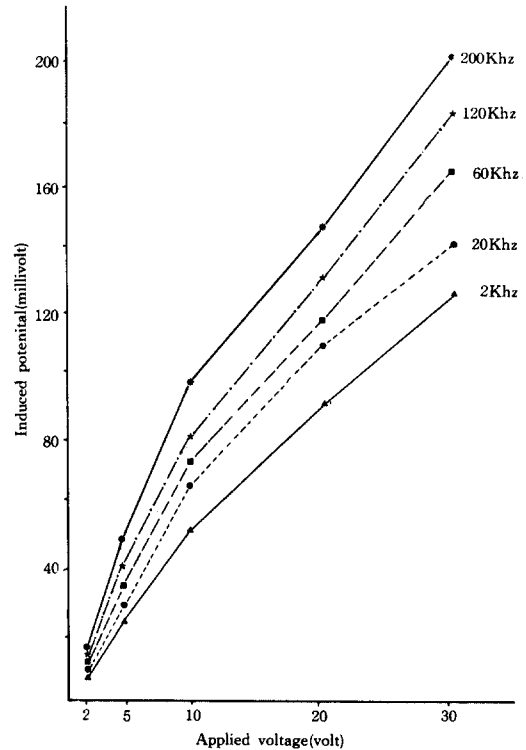


Fig. 5. The induced potentials with application of conductive jelly on the capacitor plates.

반면에 피부의 반도체로서의 역할을 감소시키기 위하여 소량의 전도젤리를 용량결합판에 바른후 같은 방법으로 유도전위를 측정할 경우, 주파수 2 KHz에서 2, 5, 10, 20 및 30volt의 인가전압에 대하여 유도전위는 각기 8.29 ± 4.06 , 24.55 ± 5.96 , 51.63 ± 10.54 , 93.63 ± 24.23 및 123.13 ± 24.49 mV 이었다. 20KHz에서는 2, 5, 10, 20 및 30volt의 인가전압에 대하여 각기 9.76 ± 4.20 , 29.63 ± 8.85 , 62.38 ± 19.06 , 106.00 ± 27.66 및 140.63 ± 31.10 mV 이었다. 60KHz에서는 2, 5, 10, 20 및 30volt의 인가전압에 대하여 각기 12.45 ± 4.92 , 35.80 ± 10.98 , 70.25 ± 25.93 , 117.13 ± 28.58 및 162.75 ± 37.25 mV 이었다. 120KHz에서는 2, 5, 10, 20 및 30volt의 인가전압에 대하여 각기 13.91 ± 5.28 , 40.13 ± 9.99 , 80.63 ± 29.39 , 130.25 ± 28.27 및 182.50 ± 41.66 mV 이었다. 200KHz에서는 2, 5, 10, 20 및 30volt의 인가전압에 대하여 15.94 ± 6.07 , 44.75 ± 10.53 , 87.50 ± 30.56 , 145.38 ± 28.35 및 199.38 ± 44.34 mV 이었다(Fig. 5).

골조직내의 유도전위는 Fig. 4와 Fig. 5에서 보듯이, 용량결합 전압을 크게 할수록 거의 정비례하

여 증가하며($P < 0.001$), 또한 주파수를 증가시켜도 커지는 상관관계를 나타내었다($P < 0.05$).

그러나 골조직내의 유도전위의 변화는 전도젤리를 바르지 않은 경우거나 바른 경우 모두에서 Table 2에서 같은 회귀직선을 구할 수 있었으며, 기울기 값의 변화 즉, 용량결합 인가전압에 대한 유도전위의 변화는 용량결합 인가주파수가 증가함에 따라 증가하나 점차 증가율의 증가가 전도젤리를 바르지 않은 경우에는 $4 - 2.7e^{-\frac{\text{주파수(KHz)}}{300}}$, 바른 경우에는 $8 - 3.8e^{-\frac{\text{주파수(KHz)}}{200}}$ 의 형태로 둔화되는 현상을 나타내었다(Table 2).

용량판과 피부사이에 공기가 없도록 하고, 피부의 반도체로서의 역할을 감소시키기 위하여 용량판에 전도젤리를 바르고 측정하였을 경우에는, 각 전압과 주파수의 변화에 따라 유도전위가 약 2배 내지 5배가량 증가하였다.

용량결합인가전압과 주파수를 10volt, 60KHz로 고정한 뒤, 용량판을 모니터 전극으로부터 3cm, 6cm 및 9cm 멀어지도록 가토후 원위부로 옮길 경우, 유도전위는 각기 $41.8 \pm 3.4\%$, 68.9 ± 5.5 및 $81.2 \pm 8.9\%$ 감소하였다. 이 결과는 용량결합전장

이 비교적 광범위하게 분포된다는 것을 의미하는 것이다.

고 찰

생전기적 현상은 살아있는 동·식물조직의 생물학적인 한 특성으로서, 전기역학적 상호작용은 세포의 증식, 분화 및 기능의 유지에 일익을 담당한다^{18, 21)}.

Pollack³⁰⁾은 정상전위는 아무런 외부 스트레스가 가해지지 않은 상태의 살아있는 세포에서 유발되는 전위차로서 그 크기는 대략 $\pm 10\text{mV}$ 이라고 하였다. Pollack, Friedenberg 등^{21, 22)}은 골조직은 다른 조직과 마찬가지로 mV 정도의 정상전위를 가지며, 이러한 전위차는 세포의 생존과 물질대사와 밀접한 관계에 있고, 특히 대사가 활발한 골단부에서 가장 큰 음성전위를 나타낸다고 하였다.

Eriksson¹⁹⁾은 골동맥이 차단되면 정상전위의 크기가 크게 감소하고, 반면에 골정맥이 차단되면 증가한다고 하였다. 또한 Friedenberg 등²²⁾은 골로 가는 혈류가 차단되면 정상전위의 크기가 줄어들기는 하지만 약 30분이 경과할 때까지도 여전히 측정이 가능하다고 하였다. 이에 반하여 Pollack³⁰⁾은 정상전위가 신경절단이나 동맥결찰을 하더라도 별 영향을 받지 않는다고 하였다.

정상전위가 나타나는 근원에 대하여는 여러 가설만이 존재할 뿐 정확히 알려져 있지 않다^{18, 30, 32)}. Pollack³⁰⁾은 정상전위는 아마도 골막과 골내막의 반투과성에 의하여 골조직액의 이온농도 차이가 형성되기 때문이며, 결국 이것은 Nernst 방정식에 의거한 전기화학적 전위차를 반영하는 것이라고 하였다.

Friedenberg 등²¹⁾은 인체와 가토에서 경골과 대퇴골의 골막 정상전위와 피부 정상전위를 측정하였으며, 직류전위차는 거의 일정한 곡선의 양상을 띠었다고 하였다. 즉, 골단부는 골단하부에 비하여 양성전위로서, 근위 골간단부는 그에 비해 음성전위이며, 점차 골간부로 향할수록 등전위를 지나 골간부에 이르면 양성전위가 되고, 원위 골단부에 이르면 다시 음성전위가 된다고 하였다. 그들은 경골골절환자들을 대상으로 피부정상전위를 측정하였는데, 경골 근위 골간단부는 골단부에 비하여 $-1.2\text{mV} \sim -14.2\text{mV}$ (평균 -8.2mV)이고, 경골 골간부에서는 $-20.1\text{mV} \sim +27.8\text{mV}$ (평균 $+0.8\text{mV}$)이라고 하였으며, 골절치유가 진행될수록 이 전위차는 점차 줄어든다고 하였다. 본 실험의 경우에는 Friedenberg 등²¹⁾의 결과와는 달리 골단-골간단사이와 골단-

골간사이에 통계학적 유의한 차이가 없는 것으로 나타났는데 이것은 아마도 정상전위 자체가 μV 내지 mV 정도의 전위차를 다루는 것이기 때문에 측정방법상의 차이에 의한 오차일 가능성도 배제할 수 없다. 그러나 본 연구에서도 확실히 골단-골간단 혹은 골단-골간사이에 피부 정상전위차가 존재함을 밝힐 수 있었고, 이 정상전위의 크기가 체중 부하에 따라 달라지는 것으로 미루어 보아 정상전위가 근육수축이나 역학적 하중에 따른 유도전위 혹은 압전기의 변화에 의하여 영향받는다는 것을 알 수 있었다.

골내 유도전위는 용량결합 전장자극시 인가전압과 주파수에 변화를 주면서 측정하였다. Brighton 등¹⁶⁾은 용량결합성 전장자극은 유도결합성 전자장극과는 달리 용량결합성 전장자극의 주파수를 높일 경우 비교적 낮은 전압으로도 골조직내에서 일정한 전장자극형성이 가능하도록 해주기 때문에, 전전지를 사용하는 휴대용으로 제작이 가능하다고 하였다. 또한 코일이나 자석을 이용하는 유도결합성 전장자극법과는 달리 용량결합전극판 사이에 전류가 고르게 유도되어 균등한 전장이 형성되므로 전극판의 위치선택에 큰 어려움이 없다고 주장하였다. 본 연구에서 용량결합성 전압과 주파수를 10volt, 60 KHz로 고정한 후, 용량결합판을 모니터 전극으로부터 3cm, 6cm, 9cm 떨어지게 할 때, 유도전위가 점진적으로 감소하였는데, 이것은 임상적으로 용량결합성 전장자극시에는 유도결합성 전자장 자극때와는 달리 용량결합판이 골절부위에 아주 정확히 일치되지는 않더라도 비슷한 효과를 얻을 수 있다는 것을 지지하는 소견이다.

골내 유도전위는 용량판에 전도젤리를 발랐을 때가 바르지 않았을 때보다 약 2배 내지 5배가량 증가하였는데 이것은 두개의 평행한 용량판사이에 존재하는 근육 및 골조직의 유전율(dielectric constant)이 공기의 유전율보다 월등히 높기 때문이다. 다시 말해서 피부와 용량판사이에 공기의 개입을 없애므로써 모든 에너지가 직접 피부를 통하여 근육과 골조직에 전달되기 때문으로 해석할 수 있다. 실험과정에서 전도젤리가 용량판 밖으로 새어 나올 정도로 과량바른 경우에는 피부위로 모든 전류가 퍼짐으로써 골내 유도전위는 거의 측정되지 않을 정도로 감소하였는데, 이것은 임상적으로 불유합의 치료에 용량결합성 전장자극을 사용할 경우, 두 용량판 사이에 위치한 피부표면이 물기로 젖어 있으면 안된다는 것을 시사하는 것으로서, 그 이유는 유도된 전류가 골조직 내부까지는 침투하지 못하고 대신 피부표면에서만 흐르기 때문이라고 해석할 수

있다. 골내 유도전위에 대하여 Brager등¹³⁾은 인가 전압을 2, 5, 10, 20 및 30volt peak to peak로 할 경우 0.5~168.0mV(RMS)의 유도전위가 측정되고, 용량결합 전장의 주파수를 0.1, 1.0, 10, 20 및 60 KHz로 증가시키에 따라 유도전위가 일정히 증가하였고, 용량결합판의 크기나, 사지의 크기는 골내 유도전위치에 별 영향을 미치지 않았다고 보고한 바 있다. 본 실험의 결과도 인가전압을 증가시킬 때 유도전위가 거의 정비례하여 증가하였으며, 또한 용량결합 전장의 주파수를 높일 경우에도 유도전위가 커졌으나, 이때에는 주파수가 증가함에 따라 유도전위의 증가율이 점차 줄어 들었다.

생체내의 전위차의 측정치는 기구 및 측정방법에 따라 다소 오차가 있을 수 있다^{7, 17, 21, 22, 24)}. 왜냐하면 생체전위차는 모니터 전극의 분극화뿐만 아니라 주위의 근육, 신경계통 및 심장등에서 유발되는 생체전위에 의하여 영향받을 수 있기 때문이다²¹⁾.

Cochran¹⁸⁾은 모니터 전극을 선택할 때에는 저항성, 용량성 및 분극성등을 고려해야 하고 silver-silver chloride(Ag-AgCl) 전극은 분극현상이 낮기 때문에 생체전위를 측정하는데 적합하다고 하였다. 본 실험에서는 모니터 전극이 골내에 삽입된 끝부분만 제외하고 나머지 부분은 절연된 상태로 있어야 하므로, 손쉽게 구할 수 있는 준삽입성 정전류 자극에 흔히 사용되는 teflon절연된 스테인레스 Kirschner 강선을 모니터 전극으로 사용하였으며, 이에 따른 유도전위 측정값의 오차는 어느정도 감안해야 하리라 생각된다.

요약 및 결론

28명의 20대 정상 성인 하퇴에서 피부정상전위를 측정하고, 10마리의 성숙가로 근위경골에 용량결합전장자극을 가하면서 골내 유도전위를 측정하였으며, 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 20대 정상 남자의 좌측 경골의 근위 골단-골간단 및 근위 골단-골간 사이의 피부정상전위차는 각기 $116.1 \pm 11.7 \mu V$, $120.5 \pm 29.4 \mu V$ 이었으며, 이 정상전위는 체중부하를 가할 경우 각기 $310.3 \pm 169.4 \mu V$, $404.2 \pm 154.1 \mu V$ 로 증가하였다.

2. 정상전위는 근육의 수축, 체중부하에 따른 압 전기 및 유도전위등의 변화에 민감하게 반응하였다.

3. 용량결합성 전장자극시 골내 유도전압은, 인가전압을 2, 5, 10, 20 및 30volt peak to peak로 증가시킬 경우, 거의 정비례하여 증가하였다.

4. 용량결합성 전장자극시 골내 유도전압은, 인

가 주파수를 2, 20, 60, 120 및 200KHz로 증가시킬 경우, 증가하는 경향을 보이나 그 증가율은 주파수가 증가함에 따라 둔화되었다.

5. 전도젤리를 용량판과 피부사이에 바르면 보다 큰 골내 유도전위를 얻을 수 있었다.

REFERENCES

- 1) 민홍식 · 안수길 · 이정환 · 이종욱 · 이충웅 · 최계근: 기초전자공학, p 51, 보성문화사, 1981.
- 2) 이덕용 · 최인호 · 이상훈 · 정문상: 전기자극을 이용을 이용한 선천성 경골 가관절증 치험 1례 보고. 대한정형외과학회지, 15:350, 1980.
- 3) 이한구 · 정문상 · 최인호 · 장관환 · 백구현: 비삽입성 용량결합 전장자극이 골절치유에 미치는 영향. 대한정형외과학회지, 21:521, 1986.
- 4) 정문상 · 한문식 · 이덕용 · 이상훈 · 김용훈: 전기자극을 이용하여 치료한 선천성 가관절증과 불유합의 임상경험. 대한정형외과학회지, 16: 519, 1981.
- 5) 최인호: 정형외과영역에서의 전기자극의 이용. 최신의학, 26: 79, 1983.
- 6) Anderson, J. and Eriksson, C.: *Electrical Properties of Wet Collagen*. Nature, 218: 166, 1968.
- 7) Bassett, C.A.L.: *The Development and Application of Pulsed Electromagnetic Fields for Ununited Fractures and Arthrodesis*. Orthop. Clin. North America., 15:1, 1984.
- 8) Bassett, C.A.L. and Becker, R.D.: *Generation of Electrical Potentials by Bone in Response to Mechanical Stress*. Science, 137: 1063, 1962.
- 9) Bassett, C.A.L., Mitchell, S.N. and Gaston, S. R.: *Treatment of Ununited Tibial Diaphyseal Fractures with Pulsing Electromagnetic Field*. J. Bone and Joint Surg., 63-A: 511, 1981.
- 10) Bassett, C.A.L., Valdes, M.G. and Hernandez, E.: *Modification of Fracture Repair with Selected Pulsing Electromagnetic Fields*. J. Bone and Joint Surg., 64-A: 888, 1982.
- 11) Becker, R.O.: *The Significance of Electrically Stimulated Osteogenesis*. Clin. Orthop., 141: 266, 1979.
- 12) Black, J.: *Tissue Response to Exogenous Electromagnetic Signals*. Orthop. Clin. North America, 15: 15, 1984.
- 13) 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.
- 14) Brighton, C.T., Black, J., Friedenber, Z. B., Esterhai, I.L. and Connolly, J.F.: *A Multicenteric Study of the Treatment of Non-union with Constant Current*. *J. Bone and Joint Surg.*, 63-A:2, 1981.
 - 15) 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, 1985.
 - 16) Brighton, C.T., Pollack, S.R. and Wihsor, R. E.: *Stimulation of Fracture Healing by a Capacitively Coupled Electrical Field in the Rabbit Fibula*. *Trans. Orthoped. Soc.*, 6:93, 1981.
 - 17) Chakkalakal, D.A. and Johnson, M.W.: *Electrical Properties of Compact Bone*. *Clin. Orthop.*, 161:133, 1981.
 - 18) Cochran, G.V.B.: *A Primer of Orthopaedic Biomechanics*. New York, Edinburgh, London and Melbourne, Churchill Livingstone, p. 349, 1980.
 - 19) Eriksson, C.: *Streaming Potentials and Other Water-Dependent Effects in Mineralized Tissue*. *NY Acad. Sci.* 231:321, 1974.
 - 20) Freeman, J.R.: *Dielectric Properties of Mineralized Tissues*. *Trans. N.Y. Acad. Sci.* 29:623, 1967.
 - 21) Friedenber, Z.B. and Brighton, C.T.: *Bioelectric Potentials in Bone*. *J. Bone and Joint Surg.*, 48-A:915, 1966.
 - 22) Friedenber, Z.B., Harlow, M.C. and Heppinstall, R.B.: *The Cellular Origin of Bioelectric Potentials in Bone*. *Calcif. Tissue Res.*, 13:53, 1973.
 - 23) Friedenber, Z.B. and Smith, H.G.: *Electrical Potentials in Intact and Fractured Tibia*. *Clin. Orthop.*, 63:222, 1969.
 - 24) Fukada, E. and Yasuda, I.: *On the Piezoelectric Effect of Bone*. *J. Phys. Soc, Japan*, 12:1158, 1957.
 - 25) Gross, D. and Williams, W.S.: *Streaming Potentials and the Electromechanical Response of Physiologically Moist Bone*. *J. Biomech*, 15:277, 1982.
 - 26) Hughes, S., Davies, R., Khan, R. and Kelly, P.: *Fluid Space in Bone*. *Clin. Orthop.*, 134:332, 1978.
 - 27) Konikoff, J.J.: *Origin of the Osseous Bioelectric Potentials: A Review*. *Ann. Clin. Lab. Sci.*, 5:330, 1975.
 - 28) Korostoff, E.: *Stress-Generated Potentials in Bone: Relationship to Piezoelectricity of Collagen*. *J. Biomech.*, 10:41, 1977.
 - 29) Law, H.T., Annan, I., McCarthy, I.D., Hughes, S.P.F., Stead, A.C., Camburn, M.A. and Montgomery, H.: *The Effect of Induced Electrical Currents on Bone after Experimental Osteotomy in Sheep*. *J. Bone and Joint Surg.*, 67-B:463, 1985.
 - 30) Pollack, S.R.: *Bioelectrical Properties of Bone. Endogenous Electrical Signals*. *Orthop. Clin. North America*, 15:3, 1984.
 - 31) Reinish, G.B. and Nowick, A.S.: *A Model for Dielectric Behavior of Wet Bone*. In Brighton, C. T., Black, J., and Pollack, S. R. (eds.): *Electrical properties of Bone and Cartilage*. p. 13, New York, Grune and Stratton, 1979.
 - 32) Shamos, M.H. and Lavine, L.S.: *Physical Bases for Bioelectric Effects in Mineralized Tissues*. *Clin. Orthop.*, 35:177, 1964.
 - 33) Shamos, M.H. and Lavine, L.S.: *Piezoelectricity as a Fundamental Property of Biological Tissues*. *Nature*, 213:267, 1967.
 - 34) Singh, S. and Saha, S.: *Electrical Properties of Bone. A Review*. *Clin. Orthop.*, 186:249, 1984.