

초소형 전기장치에 의한 미세 전류가 치아이동에 미치는 효과

김동환^a · 박영국^b · 강승구^c

교정치료 본질인 치아이동을 보다 효과적으로 하기 위한 기계적 힘외의 다른 자극원으로서 전기적 자극에 대한 효용성이 부각되고 있다. 본 연구는 임상에서 초소형 전기장치에 의한 전기 자극이 교정적 치아이동에 미치는 효과를 실증하기 위해 시행되었다. 교정용 미니 스크류를 식립한 성인 여성 교정 환자 7명의 상악 견치 후방 견인 시 실험측에 150 gm의 기계적 교정력 외에 20 μ A의 직류 전류를 공급하는 초소형 전기 장치를 고안, 제작, 장착하여 견치의 근원심에 1일 5시간씩 4주간 전류 자극을 흘리고, 대조측에는 기계적 자극만을 가한 후, 매 주간 치아 이동량을 측정하여 치아이동에 있어서 전기자극의 효과를 검증하였다. 실험기간 동안 치아이동률에 있어서 실험군에서 대조군에 비해 1, 2째주에서 33%, 3, 4째주에서 21.4% 증가된 치아이동을 보였다. 실험군의 평균 치아 이동량은 1, 2째주가 3, 4째주에 비하여 컸으며, 그 차이는 각각 47%, 24% 증가된 치아 이동량을 보였다. 실험을 통하여 미세 전류가 적용되어 치아이동을 촉진할 수 있다는 것이 임상적으로 실증되었다. 생물학적으로 최적의 치아이동을 계획하여 치료계획을 단축시킬 수 있는 방법은 기계적 교정력과 전기자극을 동시에 가하는 것이라고 제안한다. (대치교정지 2008;38(5):337-346)

주요 단어: 치아이동, 초소형 전기장치, 미세전류

서론

과거 교정치료는 주로 부정교합에 의한 부적절한 저작기능의 회복을 목적으로 하였다. 그러나 근래에 이르러 사회 심미적 욕구가 증가함에 따라 안모 개선 또한 중요한 목적 중의 하나로 하고 있다. 이러한 안모개선 효과를 보다 용이하게 하기 위해 많은 발전이 있었으며, 이는 주로 교정치료에 사용되는 교정 장치와 재료를 개선, 발전시킴으로써, 과거 복잡했던 술식을 단순화하는 데 집중되었다.

대부분의 교정 장치들은 기계적 힘을 치아와 주위 조직에 가하여 치아이동을 일으키는 장치들이다. 교정적 치아이동은 치아를 둘러싼 골조직에서 이동하고자 하는 방향에서는 골흡수가 일어나고,

그 반대 방향에서는 골침착이 일어난다는 골개조 현상을 기본으로 한다는 점은 널리 받아들여지고 있는 사실이다.^{1,2} 그러나, 기계적 교정력에 의한 치아이동의 정확한 기전은 아직 완전히 해명되지 못하고 있다.

골개조 현상을 유발하는 자극원으로 기계적 자극이 유일한 것이 아니며, 다른 자극원 하에서도 골개조 현상과 연관된 세포의 활성도가 증가된다는 사실들이 밝혀지고 있다. 그 중 하나가 압전현상(piezoelectric effect)을 이용한 전기적 자극이다. 원래 압전현상은 나무 등에서 구부러짐 현상이 나타날 때 외측으로 볼록한 부분에서는 양전위가, 안쪽으로 오목한 부분에서는 음전위를 띠게 되는 물리적 현상이다. 1957년 Fukada와 Yasuda³는 이러한 현상이 생물학적인 현상으로 나타나는 것으로 처음 발견하였다. 1962년 Bassett과 Becker⁴는 골이 변형되면 전위차가 나타나며, 이때 발생하는 전위차는 골의 변형량의 크기와 변형률에 비례한다는 것을 발견하였다. 이 때문에 압전기(piezoelectricity)와 가골형성(callus formation) 간에는 어떠한 상관관계가 있는 것으로 추론되었고, 외부 자극에 의해 발생된 생전기 전위차(stress-induced bioelectric potential)가 골세

^a개원의.

^b교수, ^c조교수, 경희대학교 치의학전문대학원 교정학교실.

교신저자: 박영국.

서울시 동대문구 회기동 1 경희대학교 치의학전문대학원 교정학교실.

02-958-9310; e-mail, ygpark@khu.ac.kr.

원고접수일: 2006년 9월 1일 / 원고최종수정일: 2008년 5월 30일 /

원고채택일: 2008년 6월 3일.

DOI:10.4041/kjod.2008.38.5.337

포 활성을 조절한다고 추측되었다. 1965년 Bassett⁵은 골의 형성이 음전하를 나타내는 곳에서 일어나고, 양전하가 나타나는 곳에서는 골흡수가 일어나 골개조 현상이 나타난다고 하였다.

1974년 Brighton과 Friedenberg⁶는 기계적 자극이 없을 때에도 생체조직에서 전류가 발생하는 생전기 전위차(bioelectric potential)를 보고하였고, 조골 활성이 높은 골간단(metaphysis) 부위와 골절 가골(fracture callus)에서 음전위(electronegative potential)를 발견하였다. 1971년 Lavine 등⁷은 토끼의 대퇴골을 절단한 뒤 2 - 4 Am의 전류를 흘린 결과 실험군에서 3주 후의 결과가 대조군에서의 6주 후 결과에 비하여 치유상태가 훨씬 좋았음을 보고하였다. 이와 같은 실험결과는 골형성에 관한 전류와 전기적 변화의 효과에 대해 많은 후속 연구를 유인하였으며, 이를 기반으로 실제 임상에서 전기력을 사용하여 장골에서 골절의 치유⁸⁻¹⁰에 성공하였으며, 정형외과적 영역에서는 골형성을 유도하는 데 미세 전류를 직접적으로 이용⁶하였다.

생전기(bioelectricity)에 대한 치의학 분야의 연구로 1967년 Cochran 등¹¹이 치아와 지지조직에 기계력을 가할 경우, 기계력에 의해 변형된 조직 시편에서 전류를 발견했으며, 이 전류는 압전기(piezoelectric effect)임을 보고하였다. Zengo 등¹²은 성견의 하악골을 사용하여 치아와 치조골에 변형력을 가했을 때 전위차가 발생한다는 것을 보고하였으며 임상적 교정력이 이러한 전위차를 발생시키기에 충분하다고 하였다. 또한 기계력을 가했을 경우 발생하는 음전위 부위는 조골 활성화 부위와 동일하였고, 양전위와 전기적으로 중성인 부분은 파골활성이 나타났다고 하였다.

이러한 골활성 증가를 위한 시도으로써 치주조직이 파괴된 치주 조직 결손 부위에서 생전기를 이용하여 결손부위의 치유를 가속화시키고,^{13,14} 과두의 형성을 촉진하거나,^{15,16} 임플란트 식립 후 골형성을 촉진하는 연구¹⁷들이 있었다.

이러한 연구들 외에 전기적 자극이 골세포의 활성에 미치는 영향을 기반으로 치아이동에 전기적 자극을 이용하는 시도들이 진행되었다. Davidovitch 등^{18,21}과 Hashimoto²²는 고양이의 견치에 교정력과 동시에 전기자극을 가하여 치아이동이 촉진되었음을 보고하였고, 특히 Davidovitch 등^{18,19}은 10 - 20 μ A의 전류가 치조골의 개조에 영향을 미칠 수 있으며, 골세포에 대한 전류의 효과는 cyclic nucleotide에 의해 매개되는 것이라고 설명하였다. 또한 기계

적 자극과 전기적 자극을 동시에 가한다면, 치아이동 속도와 골개조 활성을 증가시킴으로써 치료기간의 단축이 가능하다고 제안하였다. 그러나 이상의 연구들은 실험기간을 2주간의 단기간으로 설정함으로써 장기간의 전류자극에 의한 조직학적 변화와 치아이동양상에 대한 것들은 이루어지지 않았다.

이에 반해 Park 등²³의 고양이를 이용한 동물실험에서는 전류자극 기간을 4주까지 장기간으로 하여 치아이동 속도 및 조직학적 반응을 고찰한 바 기계력과 함께 간헐적인 전류자극을 동시에 가한 견치의 이동량이 대조군에 비해 증가된 것을 보고하였으며, 전기자극을 받은 치아의 근원심면에서 대조군에 비해 증가된 골개조 활성을 관찰하였다. 이 연구는 그 연장선상에서 동일한 전기장치를 사용하여 실제 임상에서 이전 실험동물에서 시행되었던 전류자극의 효과를 임상적으로 검증하였다.

연구방법

연구재료

이 연구의 실험대상으로 7명의 성인을 선정하였다. 실험대상자는 I급 부정교합 상악 제1소구치 발치 환자로 교정치료 중에 협조도와 구강위생 관리가 철저한 환자들 중 환자의 동의를 얻어 선정되었다. 실험대상자의 평균 연령은 20.4개월로서 7명 모두 여성이었다.

연구방법

상악 제1소구치 발치 후 상악 견치 후방 견인 시편측에 미세전류자극과 교정력을 동시에 가하고, 반대편(contralateral side)에는 교정력만을 가하였다. 견치 후방 견인 시 상악에 장착된 호선은 016 × 022 인치(inch) 굵기의 스테인레스 스틸이었으며, 견치 후방 견인력을 위해 Rocky mountain사의 Elgiloy coil spring을 사용하여 편측당 150 gm을 가하였다. 이때 Elgiloy coil spring을 견치와 상악 협측에 식립된 고정용 미니 스크류에 연결함으로써 견치 후방 견인 시 상악 구치부의 고정원 손실(anchor loss)을 최소화하고 치아 이동량 계측의 정확성을 기하였다. 전기장치는 실험 전 인상(impression)을 채득하여 치형(model)상에서 제작되었다. 전기장치는 고정식 장치로 제작되었다 (Figs 1, 2).

고정식 전기 장치는 브라켓에 고정되어 전극이

치은에 접촉하도록 제작되었다. 이를 위해 기존의 견치 브라켓의 incisal wing 하방에 016 인치(inch) 스테인리스 스틸 와이어를 납착하여 전기장치가 연결될 수 있도록 한 customized 브라켓을 제작하였다. 그리고, 납착된 와이어와 전기장치를 연결하고 전기장치의 전극을 치은과 적절한 접촉을 할 수 있도록 하는 assembly를 제작하였다 (Fig 3).

Assembly는 브라켓에 납착된 와이어에 연결하기 위한 헬릭스, 전기장치를 연결하기 위한 지지부(holding part), 이 두 가지를 연결하고 치은과 적절한 간격을 유지하기 위한 Gorlin lock으로 구성된 연결부(connecting part)로 세 가지를 구성요소로 하고 있다. 전기장치를 assembly와 연결하고, 모형상에 부착된 브라켓에 assembly의 헬릭스를 연결한 상태에

서 전극과 전기장치의 단속 스위치(on/off switch)를 릴리프(relief)하고 나머지 부분은 레진으로 피개하였다. 전극의 위치는 파골활성이 나타나는 양극(+) 부분은 견치의 원심측에, 조골활성이 나타나는 음극(-) 부분은 견치의 근심측에 위치시켰고, 전극은 치근단 부위에서 내려와 최대한 치조정(alveolar crest)에 근접하도록 위치시켰으며, 치형 모형상에서 장치제작 시 각 전극은 견치에서 1.5 - 2 mm 간격을

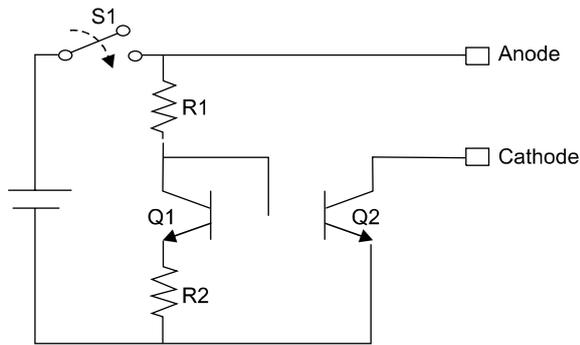


Fig 1. Schematic diagram of the electric circuit. S1, switch; Q1, Q2, transistor; R1, R2, resistor.



Fig 2. Fixed type electric appliance was set up on the upper left canine.

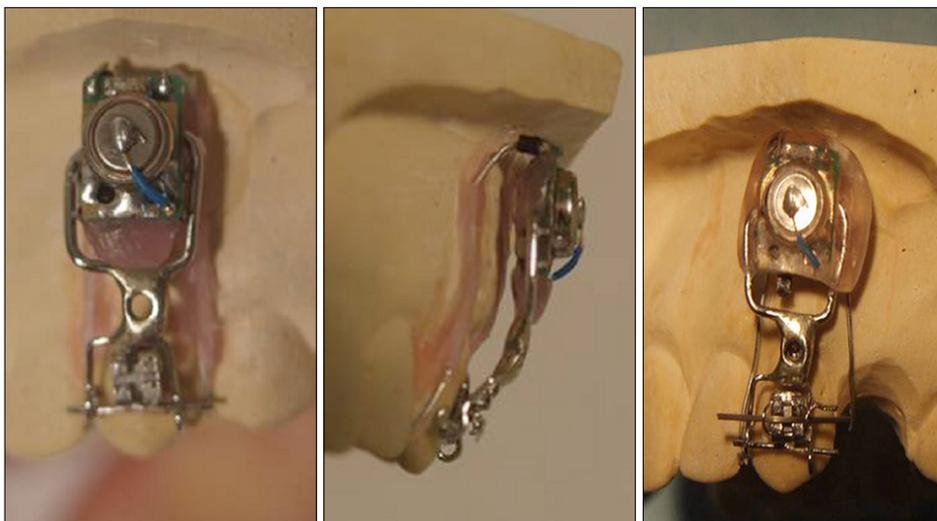


Fig 3. Assemblies, customized bracket and electric elements used in fixed electric devices.

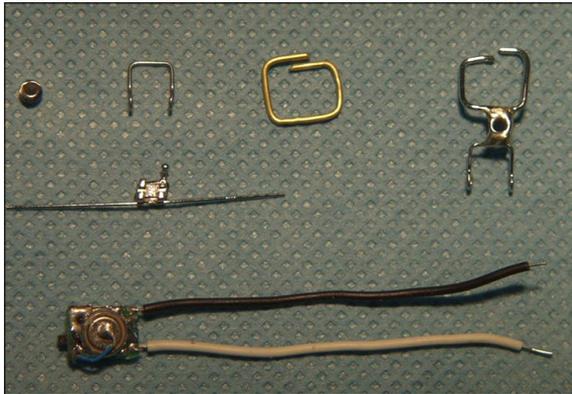


Fig 4. Check the application of the fixed type electric appliance to the study model.

가지도록 조절하였다 (Fig 4).

이 장치는 경희대학교 임상시험 연구소의 인가를 거쳐 환자의 동의를 구한 후 환자의 구강 내에 장착되었다. 일일 5시간 동안만 전류자극을 가하도록 환자에게 지시하였으며, 장착된 전기장치의 전류 공급량은 digital multimeter (digital high tester 3256, Hioki, Japan)를 사용하여 $20\ \mu A$ 의 전류 공급 여부를 확인하였다.

실험기간은 4주로 하였으며, 실험 대상자들은 일주일 간격으로 내원하여 상악 미니스크류의 최원심과 견치 브라켓의 최근심까지의 거리를 전자 캘리퍼(caliper)로 길이 측정하였으며, 상악 견치 후방견인력 또한 매주 간격으로 동일하게 적용되었다.

전기장치

본 연구에서 사용된 전기장치는 2002년 Park 등²³이 사용했던 장치와 동일하며, Fig 1은 그 회로도이다. Q1과 Q2는 트랜지스터로서, 각각의 베이스 전극이 서로 연결되고 Q1의 베이스는 콜렉터와 연결되어 다이오드 동작을 하는 전형적인 전류 반복기 형태를 취하고 있다. 실제 치아에 인가되는 전류는 전원의 양극에서 공급되어 치아 골조직을 거친 후 음극으로 들어와 Q2의 콜렉터를 거쳐 전지의 음극으로 흐른다.

이때의 전류 값은 트랜지스터 Q1과 저항 R1, R2 및 전지의 전압으로 결정된다. Q1으로 흐르는 전류는 치아에 흘리는 전류를 조절하기 위한 추가적인 전류이므로, 전지의 전류 소모량을 줄여 사용시간을 늘리기 위해 최소화되어야 한다. 따라서, 에미터 저항(R2)에 의해 Q1에 흐르는 전류를 Q2에 흐르는

전류보다 훨씬 작게 할 수 있다. 가장 적절한 자극 전류는 약 $20\ \mu A$ 정도로 알려져 있으므로, 전원은 1.5 V 가량의 전압을 갖는 버튼형 초소형 전지 1개로 구현될 수 있다. 스위치(S1)에 의해 동작을 on/off 시킬 수 있다.

본 연구의 장치는 기존 장치에 비하여 다음과 같은 장점을 갖는다.

- 1) 소형 전지 1개로 동작 가능하므로 초소형으로 교정 장치에 부가하여 사용 가능하다.
- 2) 인쇄 회로 기판에 집적화하여 소형화를 도모하였다.
- 3) 개체간 혹은 장착될 위치간 치아 조직의 증가 임피던스의 변화에도 일정한 전류가 유지된다.
- 4) On/off 스위치로 장치 장착 후 동작 시간 조절이 가능하다.

장치는 $6 \times 8\ mm$ 크기의 인쇄 회로 기판에 구현되었으며, 전지를 제외한 모든 소자들이 한 쪽 기판면에 장착되었고, 전지는 반대편 기판에 장착되었다. 장치 구현에 사용된 소자는 다음과 같다.

- 1) 소형 건전지: Silver-Oxide, 지름 = 6 mm, 두께 = 1.6 mm, 전압 = 1.55 V (SONY, Japan)
- 2) 트랜지스터 IC: Dual bipolar IC (ZDT1049, Zetex, Japan)
- 3) 저항: 칩 저항 2개
- 4) 강철 전극
- 5) 스위치

통계처리

좌측 치아와 우측 치아라고 하는 상관된 두 집단이 사용되었으므로 통계적 분석은 SAS JMP 4.0.4. (SAS, Cary, NC, USA)를 사용한 Wilcoxon Signed Rank Test를 사용하였다. 통계적 유의성은 type I error p -value로 평가되었다. 집단 내 대상의 수가 작았으므로($n = 7$), 치아 이동의 실제 차이의 크기와 무관하게 통계적 유의성이 없을 가능성이 매우 높았다. 따라서, proportionate increment index를 사용한 임상적 유의성을 측정하였다.

연구성적

매주 내원하여 상악의 미니스크류의 최원심과 견치 브라켓의 최근심 간의 거리를 측정하였다. 7명의 환자에서의 주별 치아 이동량의 평균값과 통계학적 유의성, 대조군에 대한 실험군의 치아이동비율은

Table 1. The mean value and statistical significance of tooth movement measured on a weekly basis (mm)

	1st week	2nd week	3rd week	4th week	Sum
Experimental side	0.75 ± 0.13	0.65 ± 0.09	0.51 ± 0.02	0.51 ± 0.03	2.42 ± 0.26
Control side (contra-lateral side)	0.56 ± 0.08	0.49 ± 0.08	0.45 ± 0.01	0.39 ± 0.02	1.89 ± 0.27
Statistical significance (Paired <i>t</i> -test)	0.001	0.003	0.236	0.001	0.001
Tooth movement ratio	134.9%	140.1%	115.3%	132.2%	130.6%

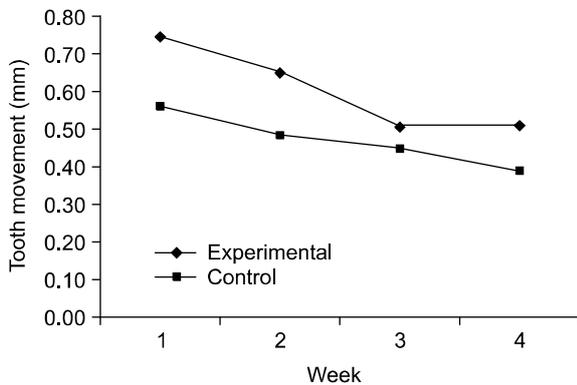


Fig 5. Weekly tooth movement.

다음과 같다 (Table 1, Fig 5).

모든 실험기간에서 실험군의 치아 이동량이 대조군에서 보다 많았다. 치아 이동률로 환산하면, 실험군의 치아 이동량이 대조군에 비해 첫째주에서 34.9%, 둘째주에서 40.1%, 셋째주에서 15.3%, 넷째주에서 32.2%만큼 많았으며, 총 실험기간 동안 실험군에서 30.6%의 치아이동량의 증가를 보였다. 실험군에서는 첫째, 둘째주에서의 치아이동량이 나머지 기간에 비하여 많았으며, 3, 4주에서는 거의 동일한 치아 이동량을 나타내었다. 반면 대조군에서는 점진적으로 치아이동이 감소하는 것을 볼 수 있었다. 주별 이동량에 있어서 실험군은 실험기간에 걸쳐 주당 0.61 mm (SD; 0.26 mm)의 이동량을 보인 반면, 대조군은 0.47 mm (SD; 0.22 mm)의 이동량을 보였다.

대조군에 대한 실험군의 치아 이동량 비율은 개인별로 첫 번째 환자에서 3주째의 -33.3%를 제외하고 나머지는 11.8%에서 85.4%까지의 다양한 치아이동률을 보였다. 그러나 전체 실험기간동안의 치아이동률의 평균은 실험대상 1을 제외하고 유사하

였다.

실험 기간별 대조군에 대한 실험군의 치아 이동량 비율은 2주에서는 40.1%로 그 양이 가장 컸으며, 그 다음으로 1주에서 34.9%, 4주에서 32.2%, 3주에서는 15.3%로 가장 작았다. 3주에서의 치아 이동을 감소는 대상 1의 3주에서의 치아이동감소에서 기인하나, 이를 제외하고도 23.4%로 다른 실험 기간에 비해 치아 이동률은 작았다.

치아 이동률에 있어서 통계학적 유의성을 살펴보면 다음과 같다.

1주에서 실험군의 치아이동량이 대조군에 비해 약 34.9% 더 많았다. 이 차이는 통계학적 유의성이 있었다 ($p = 0.001$).

2주에서 실험군과 대조군의 치아이동량은 실험군에서 40.1% 많았다. 이 차이는 통계학적 유의성이 있었다 ($p = 0.003$).

3주에서 실험군의 치아이동량은 15.3% 많았다. 그러나, 이 차이는 통계학적 유의성이 없었다($p = 0.236$).

4주에서 실험군과 대조군에서의 치아이동은 통계학적으로 유의한 차이가 있었다 ($p = 0.001$). 실험측에서의 치아이동량이 대조군에 비하여 32.2% 많았다.

이상에서 실험군의 치아 이동량과 대조군의 치아이동량의 차이는 3주째를 제외하고는 모두 통계학적 유의성이 있는 것으로 분석되었으며, 비율에서는 각각 34.9%, 40.1%, 32.2%, 30.6%만큼 실험군의 치아이동이 더 많았다. 총 치아이동을 분석하면 기계적 자극과 동시에 전기자극을 가한 실험군에서 대조군에 비하여 30.6%의 더 많은 치아이동을 보였다. 이는 교정력과 함께 전기자극을 동시에 적용한다면, 치아이동의 효율을 30% 정도 더 높일 수 있음을 의미한다.



Fig 6. Frontal and buccal view. A, Experimental side; B, frontal view; C, control side.



Fig 7. Occlusal view. A, Beginning stage at start of experiment; B, after 4 weeks.

고찰

압전 효과(piezoelectric effect)는 섬유성 분자들의 연결에서 분자 구조에서의 교차결합 간의 변형에 의해 전위가 변위되면서 나타나며, 아마도 수소결합에서 나타나는 것으로 생각된다. 모든 결체 조직 내에는 이러한 섬유성 분자들, 즉 예를 들면 교원질(collagen), 탄성소(elastin), 세망조직(reticulum), 셀룰로스(cellulose) 등이 있으며, 이들은 일종의 결정체 구조를 가지고 있다. 따라서 교원 섬유질과 같은 섬유성 분자들이 거의 함유되어 있지 않은 법랑질에서는 압전기 효과(piezoelectric effect)가 관찰되지 않으며,^{24,25} 교원질이 함유된 골조직과 상아질, 백악질에서는 압전기 효과(piezoelectric effect)가 나타난다.²⁴⁻²⁶ 전술하였듯이 기계적 자극에 의해 발생된 압전기(piezoelectricity)는 골대사를 변형시켜, 골구조를 변형시킬 수 있다는 사실이 발견되었다.^{3,5} 이는 외인성 전류자극 시의 골형성에 관한 고찰을 불러 일으켰으며, 외인성 전류자극을 통해 pseudoarthrosis와 non-union fracture의 치료에 다양하게 이용되었다. 이러한 전류자극에 의한 골형성 효과(osteoblastic effect)에 대한 정확한 기전은 알려져 있지 않

으나, 주로 산소분압의 변화에 따른 조골활성의 증가¹⁰와 cAMP, 호르몬 등의 변화,^{18-21,28} 세포막 투과성의 변화에 의한 것으로 언급되고 있다.

조직 내 산소 분압이 낮을 경우 골형성 과정에 유리하다는 것은 골형성(osteogenesis) 연구에서 다음과 같은 사항들에서 알 수 있다.

1. 성장판에서의 골 연골 결합부와 골절부의 가골 형성부에서의 낮은 산소 분압이 발견된다.
2. 시험관상에서 낮은 산소 분압 환경에서 적절한 골성장이 나타난다.
3. 골세포뿐 아니라 성장판의 연골세포가 주로 무산소성 대사 과정(anaerobic metabolic pathway)을 따른다.^{7,10}

Brighton 등¹⁰의 연구에서는 최대 20 A DC가 사용되었는데 이는 조직 내에서 0.83 V의 전위를 가지는 것으로 계측되었다. 이러한 1 V 이하의 낮은 전위에서는 전기자극이 가해질 때 흔히 나타나는 전기 용해가 발생하지 않으며, 대신 음극에서 산소가 소모되면서, 하이드록실 라디칼(hydroxyl radical)들이 생성된다. 만약 전류가 1 V 이상으로 증가한다

면, 전기 용해가 일어나며 산소 소모와 수소의 발생이 일어난다. 따라서 1 V 이하의 저 전압에서는 하이드록실 라디칼(hydroxyl radical)이 생성되어 국소적인 조직 환경이 석회화 과정에 유리한 알칼리성으로 되며, 이러한 알칼리성 환경(pH 7.70 ± 0.05)은 성장판의 비후세포대에서 발견된다. 그러나, 골형성을 촉진하기 위한 외부 전기자극 중의 하나인 전자기장(electromagnetic fields, EMFs)하에서는 이러한 산소분압 감소와 pH의 증가는 나타나지 않는다. 따라서, EMF하에서의 골형성 기전은 산소분압외에 다른 기전에 의한 것일 개연성이 있다.

Brighton 등¹⁰은 시험관상에서 골단판(epiphyseal plate)에 1,500 V/cm의 전기장을 가했을 때 골성장이 촉진되었다고 보고하였다. 이는 세포의 미세 환경 변화에 의한 것이라기보다는 골, 연골세포에 직접적인 영향을 가한 것에 의한 것이라고 하였다. 이는 cAMP에 직접적인 영향을 가하여 차례로 다양한 효소체계에 반응이 일어나 골세포가 영향을 받는 것이라 하였다. 과거 고양이의 치아이동 연구에서 이동한 치아주위의 신생골 부위에서 cAMP가 증가된 것이 보고되었다.²⁷ 또한 Norton 등²⁸은 전기자극에 의해 cAMP의 생성이 변화한다고 하였다. Davidovitch 등^{18,21}은 기계적 힘외에도 전기적 자극을 가했을 때 치조골과 치주조직에서 cAMP, cGMP와 프로스타글란딘(prostaglandin)의 증가를 보고하였고, cyclic nucleotide가 전기자극에 대한 세포반응에서 주된 역할을 하는 것으로 간주하였다. Brighton 등¹⁰은 전류자극이 cAMP에 직접적으로 영향을 미친다면, 골 연골세포에 호르몬과 같이 직접적으로 영향을 미치는 “first messenger”와 같이 작용한다고 하였다.

전기자극의 생성방법에 관하여 지금까지 보고된 전기자극의 종류는 직류전류(DC), 교류전류(AC), 파동형 전자기장(pulsed electromagnetic fields), 열전쌍(thermo-couple) 등이 있다. Spadaro²⁹가 이러한 다양한 전기자극의 임상보고서를 종합하였는데 전기자극의 유형에 따른 결과의 차이점은 보고되지 않았다. 전류 형태에 의해서 골형성 효과(osteogenetic effect)가 다르지는 않다고 많은 임상가들이 보고하고 있으나 전기장과 전류의 세포막에 대한 기전은 약간 상이한 점이 있다고 보고되고 있다. 전류에서는 연속적인 전류보다는 단속적인 전류를 흐르게 하는 것이 골형성 효과(osteogenetic effect)를 보다 더 효과적으로 일으킨다고 보고되고 있다. 치아이동 시의 전류자극의 적용은 직류전류(DC), 파동형 전자기장(pulsed electromagnetic fields, PEMF)이 이

용되었다. Davidovitch 등,²¹ Hashimoto, Park 등²³은 기계적 자극과 동시에 DC를 이용한 전기적 자극을 동시에 가하여, 치아이동속도의 증가를 관찰하였다. Beeson 등³⁰은 이와 유사한 연구를 하였으나 전기적 자극을 가한 군에서 유의할 만한 차이를 보이지 않았다. Stark와 Sinclair³¹은 Guinea pig에서 PEMF를 기계적 자극과 동시에 가했을 경우 치아이동의 속도가 증가된 것을 관찰하였다.

Bassett 등³²은 “골형성을 기시하기 위한 역치(threshold)는 3 - 5 μ A, 적절한 전류는 10 - 25 μ A, 50 μ A 이상 시에는 역효과가 나타난다”고 하였다. 그러나, 이전 문헌상에서 기록된 자료들을 보면, 전류자극의 크기는 직류전류를 사용한 경우 0.1 - 100 μ A 범위 내의 다양한 전류자극 강도들이 기록되어 있다. 술자마다 다양한 크기의 전류를 사용하였는데, 이는 전극으로 사용한 물질에 따라 달라져야 하기 때문이다. 전술하였듯이 조골 활성화에 적합한 조직 내 국소 전압은 1 V 이하이다. 따라서, 조직 내의 전압은 조직 내에 흘러들어갈 전류의 양에 의해 결정되는데 이는 사용되는 전극의 물성에 의한 고유저항에 따라 조절된다는 면에서 스테인리스 스틸일 경우 15 - 20 μ A, 백금의 경우 3 - 5 μ A, 은의 경우는 nanoampere 단위까지 내려가게 된다.¹⁰ 스테인리스 스틸의 경우 최적의 전류가 20 μ A라고 하였으며, 20 μ A하에서보다 많은 양의 골 형성을 하는 경우는 없었다. 전류자극이 500 μ A 이상의 경우에는 통증이 보고되기도 하였다.

전기자극이 영향을 미치는 범위를 고려한다면, Friedenbergl 등³³은 미세전류(DC)에 의한 골 형성반응은 수 mm에 국한된다고 하였고, 전류자극에 의한 cAMP의 증가에 대한 연구에서 Davidovitch 등^{18,19}은 전류자극에 의한 조직학적 소견이 전극에서 2 - 3 mm 이상 떨어진 경우 나타나지 않았다고 하였다. 따라서, DC를 이용하여 넓은 부위에서 조직 반응을 나타내기 위해서는 전류의 양을 증가시키지 말고, 전극의 수를 증가시켜야 한다고 하였다.³²

이번 연구에서 실험군에서의 치아 이동량은 대조군에 비해 21.8% 증가된 소견을 보였다. 그러나 개인별 치아 이동률에 있어서는 실험 측에서 대조군에 비해 평균적으로 30.6%의 증가를 보였다. 이는 치아 이동량에 의한 단순비교는 실험 대상자의 치아 이동량을 하나로 통합한 것으로 각 개인마다 교정력에 대한 조직 반응이 차이가 날 수 있다는 점을 생각한다면, 대조군에 대한 실험군의 치아이동의 증가는 개인별 치아이동률의 증가로 판별하는 것이

적절하다고 생각된다. 이는 이전 Park 등²³의 연구와 비교한다면, 고양이에서 약 37%의 치아이동의 증가를 보인 것과 치아이동에 있어서의 효과는 유사하다고 생각된다.

대조군에 대한 실험군의 주별 치아 이동률에서 대상 1에서의 3주간을 제외하고도 3주간의 이동률이 23.4%로 다른 주간 등에 비해 떨어지는 것을 관찰할 수 있었다. 이는 대조군에서의 2주 후의 catch up movement일 것으로 생각된다. 과거 Davidovitch의 연구에서 실험기간을 2주간으로 한정함으로써 대조군의 2주 후 catch up movement를 고려하지 못했다고 비판 받은 바 있다. 그러나 이번 실험에서 이러한 결과는 비록 치아이동률이 다른 기간에 비해 감소하기는 하였으나, 대조군의 catch up movement시에도 실험군의 전기자극이 가해진 치아이동이 보다 효율적이라는 것을 반증한다.

이번 실험에 영향을 미칠 수 있는 인자로 장치 사용에 의한 염증을 들 수 있다. 고정식 장치 사용의 경우 Gorlin rock을 사용하여 레진(resin) 상과 치은 사이에 적절한 거리를 유지할 수 있도록 하였으나, 그럼에도 불구하고 해당 치은 조직에서 염증이 수반되는 것을 관찰할 수 있었다. 이러한 염증상태는 치아이동을 저해할 수 있는 것으로 여겨지며, 이로 인한 영향을 완전히 배제할 수는 없었다. 이에 대한 고려로 장치 장착과 철거가 용이한 가철식 장치에 대한 고안이 필요할 것으로 생각된다.

또 다른 하나는 치아이동 거리계측 시의 오차이다. 전자 caliper의 사용 시 0.01 mm까지의 거리 계측이 가능하지만, 그만큼 거리의 민감성이 뛰어나므로 거리계측 시 오차의 발생을 간과할 수 없다. 그러나, 미니 스크류 원심과 브라켓의 근심간은 거리계측 시에 caliper의 고정이 용이하였다. 또한, 교정용 미니스크류를 사용함으로써 전술한 measurement marker 외에 견치 후방 견인 시 대구치의 전방 이동 가능성을 배제함으로써 순수한 치아이동만을 계측할 수 있었다.

본 연구에 사용된 전기장치는 전원공급 장치(battery)의 크기를 최소화함으로써 4주간의 장착이 가능하였다. 이는 한 개 치아의 이동 시와 같은 간단한 치아이동 시에 매우 유용하다고 생각되며, 전원공급 장치를 최소화한다면 더 작은 장치가 가능할 것으로 생각된다. 그러한 대안으로써 열전쌍(thermocouple) 장치를 생각할 수 있다. 이는 온도에 따른 금속의 팽창계수의 차이에 따른 galvanic current의 유발에 의해 전기가 발생하는 것으로, 이를 이용

하여 Jacobs과 Norton¹⁵은 병리적 골 소실부(pathologic osseous defect)에 골 형성을 유도한 바 있다. 이에 사용된 전류는 파동형(oscillating) 0 - 20 nA의 직류 전류였다.

다른 하나의 가능한 전기자극형태는 파동형 전자기장(pulsed electromagnetic fields, PEMF)이다. 근래에 들어 견치 후방 견인 후 4전치 후방 견인을 시행하는 경우보다는 6전치 후방 견인이 보편화되었으며 이와 같은 치아이동 형태에 적용 가능한 전기장치의 고안이 필요할 것이다. 직류 전류를 이용할 경우 6전치 후방 견인 시에는 전극의 수를 증가시켜야 하고, 따라서 전기장치의 크기가 증가하며, 전극을 치은에 적합시키는 데 어려움이 있다. 따라서 전극의 형태를 판형(plate type)으로 하여 국소적으로 미세한 전자기장을 발생시킨다면, 장치의 사용이 가능할 것으로 생각된다. 그러나 전자기장을 발생시키기 위해서는 전원 공급 장치가 직류 전류보다는 훨씬 큰 전류발생을 요구하기 때문에 현재로서는 구외전원 공급 장치가 필요할 것으로 생각된다.

결론

이 연구는 그동안 실험동물상에서 입증된 치아이동에 미치는 미세전류의 효과를 임상적으로 실증하는 데 있다. 성인 여성 환자 7명을 대상으로 상악 견치 후방 견인 시에 실험군에는 150 gm의 기계적 자극 외에 20 μ A의 전기적 자극을 간헐적으로 동시에 가하고, 대조군에는 기계적 자극만을 가한 뒤 매주 견치 후방 이동량을 측정하여 총 4주 동안의 상악 견치 후방 이동량을 계측하였다.

1. 4주간의 실험 기간 동안 실험군의 이동거리는 대조군에 비해 현저히 증가하여, 4주 후 실험군에서 대조군에 비해 30% 증가된 치아이동량을 보였다. 실험기간별 통계학적 유의성 분석에서 3주째를 제외하고 통계학적 유의성을 보였다.
2. 실험군에서의 치아 이동량은 1, 2째주에서의 치아 이동량이 나머지 기간에 비하여 그 양이 컸으며, 3, 4째주에서는 거의 동일한 치아 이동량을 나타내었다.
3. 대조군의 치아 이동량은 실험기간이 지남에 따라 점진적으로 치아이동량이 감소하였다.

치아이동에 대한 정확한 기전은 밝혀지지 않았으나, 그러나 본 연구를 통해 미세 전류가 적용되어

임상적으로 치아이동을 촉진할 수 있다는 것이 밝혀졌다. 생물학적으로 최적의 치아이동을 계획하여 치료계획을 단축시킬 수 있는 방법은 기계적 교정력과 전기자극을 동시에 가하는 것이라고 제안한다. 추후 다수치아의 이동에 적용할 수 있는 전기장치가 고안된다면, 임상적인 전류자극의 이용은 보다 가속화할 수 있을 것이라 생각된다.

참고문헌

- Baumrind S. A reconsideration of the propriety of the "pressure-tension" hypothesis. *Am J Orthod* 1969;55:12-22.
- Mostafa YA, Weaks-Dybvig M, Osdoby P. Orchestration of tooth movement. *Am J Orthod* 1983;83:245-50.
- Fukada E, Yasuda I. On the piezoelectricity effect of bone. *J Physiol Soc Japan* 1957;12:1158-62.
- Bassett CA, Becker RO. Generation of electrical potentials by bone in response to mechanical stress. *Science* 1962;137:1063-4.
- Bassett CA. Electrical effects in bone. *Sci Am* 1965;213:18-25.
- Brighton CT, Friedenberg ZB. Electrical stimulation and oxygen tension. *Ann N Y Acad Sci* 1974;238:314-20.
- Lavine LS, Shamos MH, Moss ML. The influence of electric current on bone regeneration in vivo. *Acta Orthop Scand* 1971;42:305-14.
- Jorgensen TE. The effect of electric current on the healing time of crural fractures. *Acta Orthop Scand* 1972;43:421-37.
- Masureik C, Ericksson C. Preliminary clinical evaluation of the effect of small electrical currents on the healing of jaw fractures. *Clin Orthop Relat Res* 1977;124:84-91.
- Brighton CT, Friedenberg ZB, Mitchell EI, Booth RE. Treatment of nonunion with constant direct current. *Clin Orthop Relat Res* 1977;124:106-23.
- Cochran GV, Pawluk RJ, Bassett CA. Stress generated electric potentials in the mandible and teeth. *Arch Oral Biol* 1967;12:917-20.
- Zengo AN, Pawluk RJ, Bassett CA. Stress-induced bioelectric potentials in the dentoalveolar complex. *Am J Orthod* 1973;64:17-27.
- Zengo AN, Bassett CA, Pawluk RJ, Proutzos G. In vivo bioelectric potentials in the dentoalveolar complex. *Am J Orthod* 1974;66:130-9.
- Kubota K, Yoshimura N, Yokota M, Fitzsimmons RJ, Wikesjö ME. Overview of effects of electrical stimulation on osteogenesis and alveolar bone. *J Periodontol* 1995;66:2-6.
- Jacobs JD, Norton LA. Electrical stimulation of osteogenesis in pathological osseous defects. *J Periodontol* 1976;47:311-9.
- Gerling JA, Sinclair PM, Roa RL. The effect of pulsating electromagnetic fields on condylar growth in guinea pigs. *Am J Orthod* 1985;87:211-23.
- Narkhede PR. A histologic evaluation of the effect of electrical stimulation on osteogenic changes following placement of blade-vent implants in the mandible of rabbits. *J Oral Implan-*
tol 1998;24:185-95.
- Davidovitch Z, Finkelson MD, Steigman S, Shanfeld JL, Montgomery PC, Korostoff E. Electric currents, bone remodeling, and orthodontic tooth movement: I. The effect of electric currents on periodontal cyclic nucleotides. *Am J Orthod* 1980;77:14-32.
- Davidovitch Z, Finkelson MD, Steigman S, Shanfeld JL, Montgomery PC, Korostoff E. Electric currents, bone remodeling, and orthodontic tooth movement: II. Increase in rate of tooth movement and periodontal cyclic nucleotide levels by combined force and electric current. *Am J Orthod* 1980;77:33-47.
- Davidovitch Z, Steigman S, Finkelson MD, Yost RW, Montgomery PC, Shanfeld JL, et al. Immunohistochemical evidence that electric currents increase periosteal cell cyclic nucleotide levels in feline alveolar bone in vivo. *Arch Oral Biol* 1980;25:321-7.
- Davidovitch Z, Korostoff E, Finkelson MD, Yost RW, Montgomery PC, Steigman S, et al. Effect of electric currents on gingival cyclic nucleotides in vivo. *J Periodontal Res* 1980;15:353-62.
- Hashimoto H. Effect of micro-pulsed electricity on experimental tooth movement. *Nippon Kyosei Shika Gakkai Zasshi* 1990;49:352-61.
- Park SJ, Lee YJ, Park YG. A study on the effects of electrical stimulation by the miniature electric device on the tooth movement and tissue remodeling. *Korea J Orthod* 2003;33:279-91.
- Shamos MH, Lavine LS. Piezoelectricity as a fundamental property of biological tissues. *Nature* 1967;213:267-9.
- Braden M, Bairstow AG, Beider I, Ritter BG. Electrical and piezoelectrical properties of dental hard tissues. *Nature* 1966;212:1565-66.
- Marino A, Gross BD. Piezoelectricity in cementum, dentin and bone. *Archs Oral Biol* 1989;34:507-9.
- Davidovitch Z, Shanfield JL. Cyclic AMP levels in alveolar bone of orthodontically-treated cats. *Archs Oral Biol* 1975;20:567-74.
- Norton LA, Rodan GA, Bourret LA. Epiphyseal cartilage cAMP changes produced by electrical and mechanical perturbations. *Clin Orthop Relat Res* 1977;124:59-68.
- Spadaro JA. Electrically stimulated bone growth in animals and man. Review of the literature. *Clin Orthop Relat Res* 1977;122:325-32.
- Beeson DC, Johnston LE, Wisotzky J. Effect of constant currents on orthodontic tooth movement in the cat. *J Dent Res* 1975;54:251-4.
- Stark TM, Sinclair PM. Effect of pulsed electromagnetic fields on orthodontic tooth movement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1987;91:91-104.
- Bassett CA, Pawluk RJ, Pilla AA. Acceleration of fracture repair by electromagnetic fields. A surgically noninvasive method. *Ann N Y Acad Sci* 1974;238:242-62.
- Friedenberg ZB, Roberts PG Jr, Didizian NH, Brighton CT. Stimulation of fracture healing by direct current in the rabbit fibula. *J Bone Joint Surg Am* 1971;53:1400-8.

The effects of electrical current from a micro-electrical device on tooth movement

Dong-Hwan Kim, DDS, MSD,^a Young-Guk Park, DDS, MSD, PhD,^b
Seung-Gu Kang, DDS, MSD, PhD^c

Objective: The purpose of this study was to determine whether an exogenous electric current to the alveolar bone surrounding a tooth being orthodontically treated can enhance tooth movement in human and to verify the effect of electric currents on tooth movement in a clinical aspect. **Methods:** This study was performed on 7 female orthodontic patients. The electric appliance was set in the maxilla to provide a direct electric current of 20 μ A. The maxillary canine on one side was assigned as the experimental side, and the other as control. The experimental canine was provided with orthodontic force and electric current. The control side was given orthodontic force only. Electrical current was applied to experimental canines for 5 hours a day. The amount of canine movement was measured with an electronic caliper every week. **Results:** The amount of orthodontic tooth movement in the experimental side during 4 weeks was greater by 30% compared to that of the control side. The amount of increase in tooth movement in the experimental side was statistically significant. The amount of tooth movement in the experimental side during the first two weeks was greater than that in the following two weeks. The amount of weekly tooth movement in the control side was decreased gradually. **Conclusions:** These results suggested that the exogenous electric current from the miniature electric device might accelerate orthodontic tooth movement by one third and have the potential to reduce orthodontic treatment duration. (**Korean J Orthod 2008;38(5): 337-346**)

Key words: Electric appliance, Tooth movement, Canine retraction

^aPrivate practice.

^bProfessor, ^cAssistant Professor, Department of Orthodontics, School of Dental Medicine, Kyung Hee University.

Corresponding author: **Young-Guk Park.**

Department of Orthodontics, School of Dental Medicine, Kyung-Hee University, 1, Hoegi-dong, Dongdaemun-gu, Seoul 130-702, Korea.

+82 2 958 9310; e-mail, ygpark@khu.ac.kr.

Received September 1, 2006; Last Revision May 30, 2008; Accepted June 3, 2008.