

타이타늄 임플란트 시편 내부에 설치한 자석의 자성강도에 따른 골형성 변화

경희대학교 치과대학 치과보철학교실

황운태 · 이성복 · 최대균 · 최부병

I. 서 론

치아 및 주위 조직의 상실로 인해 환자가 겪게 되는 저작, 심미, 발음 등의 문제를 해결하고자 하는 시도는 고대에서부터 행하여져 왔으며 최근에 이르러서는 임플란트의 개발로 인해 전통적인 치과 보철술식과는 다른 새로운 개념의 인공장기로서의 보철술식이 관심의 초점이 되고 있다.

1960년대 초 Bränemark이 최초로 광학현미경적 소견으로 임플란트와 계면골 사이에 어떠한 연조직의 개재없이 임플란트와 골이 직접 접촉되는 골유착의 이론과 현상을 제시한 이후 10년 이상의 실험과 임상적 자료를 통하여 1980년대 초에는 악골 고정보철물로 장기간의 좋은 치료 결과를 제공할 수 있음을 발표하였다.¹⁾ 이후 골유착 개념의 임플란트에 대한 효율성이 인정됨에 따라 최근에는 임플란트 술식이 완전 무치악 환자뿐만 아니라 부분 무치악 환자의 증례에서도 일반적인 치료술식으로 광범위하게 적용되고 있다.²⁻⁵⁾

그러나, 통상적인 임플란트 치료 술식은 임플란트 식립에서부터 임플란트의 상부구조가 장착되어 기능을 발휘하기까지 3~6개월의 기간이 필요하므로 임플란트로 치료를 받는 환자들은 오랜 치유기간에 대해 불편함을 호소하고 있다.^{6,7)} 이에 임플란트 주위 골의 형성과 성장을 촉진시켜 임플란트의 골유착 기간을 단축시키려는 여러 가지 연구가 진행되어 왔다.

만약 골형성 및 성장을 인위적으로 조절할 수 있다면, 골조직의 파괴 및 소실 시에 골재생을 도모하고 또한 임플란트를 매식한 후의 골조직의 재생을 촉진시키는 등의 다양한 임상적용이 가능하리라 여겨진다.

최근에는 전자기장(Electromagnetic Field)을 이용한 임플란트 주위의 골형성(Osteogenesis) 및 골성장(Bone Growth)에 대해서 활발한 연구가 진행되고 있다.⁸⁻¹¹⁾

선학들의 전자기장의 의학분야에 대한 사용 등을 살펴보면 Brighton 등¹²⁾은 골절 부위에 직접 전극을 삽입하고 직류전류를 흘려보내 이 부위에 국소적인 전류를 형성하는 직류 전기장 자극 장치를 개발하였다. Basset 등^{13,14)}은 외부코일을 위치시킨 후 일정한 주기로 교류전류를 흘려보내 이 부위에 유도 전자기장을 형성하여 골 형성을 촉진시켰다.

또한, 조 등¹⁵⁾은 세포 실험등을 통해 자성이 골모세포에 있어서 한가지 이상의 성장인자 수용체의 증가를 가져오므로써 세포 활성도가 증가하는 것을 관찰하였으며, 이 등¹⁶⁾은 자성이 골모세포의 활성도를 증가시키는 최적의 자장의 세기를 측정하여 임상적으로 골 생성이 증진되는 효과를 기대하게 하였다.

이처럼 전자기장을 임상에서 활용하기 위한 선학들의 많은 연구가 있었음에도 불구하고, 실제 임상에서, 특히 구강 내에서 인체에 대한 전자기장의 적용에 따르는 여러 가지 제한성은 아직 해결되지 않

는 직경 6.0mm, 길이 5.0mm 타이타늄 임플란트 시편을 제작하였다(Osstem Co., Korea). 타이타늄 임플란트의 표면은 machined surface로 하였다.

(3) 실험동물

생후 6주된 평균체중 2kg 내외의 雄性白卯(Newzealand white rabbit) 20마리를 사용하였다. 실험기간동안 고탄사료(축협사료, 축산업협동조합, 한국)를 사용하였으며, 실내 사육실에서 동물 개체별로 분리하여 사육하였다.

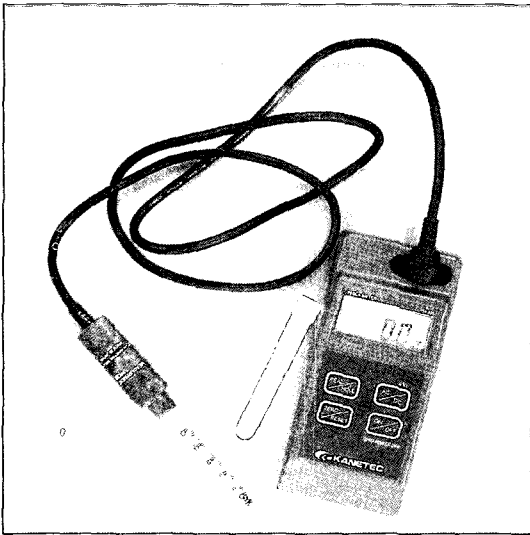


Fig. 4. Gauss meter(Kanetec Co., Japan).

2. 실험 방법

(1) 자성강도 측정

희토류 자석을 타이타늄 임플란트 시편 내에 위치시키고 시편 치경부의 첫 번째 나사산과 세 번째 나사산 주위의 자성 강도를 Gaussmeter(Kanetec Co., Japan)를 이용하여 각각 10회 측정하였다.

(2) 시술과정

雄性白卯를 임신 케타민(유한양행, 한국, 0.25ml/kg)과 럼폰(바이엘코리아, 한국, 0.25ml/kg)을 일정량으로 혼합한 후 근육주사하여 전신마취를 시행하였다. 수술부위는 리도케인 2%(1:80,000 에피네프린)(유한양행, 한국) 0.5ml로 국소마취하였다. 경골(tibia)의 평평한 부위에 절개를 하고 제조사의 임플란트용 외과 기구를 이용하여 타이타늄 임플란트 시편을 식립하였다. 대조군은 그 상태로 봉합하고, 실험군은 시편 내부에 Magnedisc500 또는 Magnedisc800을 삽입하고 pattern resin으로 고정 후 봉합하였다.

(3) 술 후 처치

세균감염을 방지하기 위해 수술당일로부터 1주일간 항생제로 겐타마이신(대성미생물 연구소, 한국, 0.5ml/kg) 1.0ml과 진통소염을 위해 케토프로(유니바이오 테크사, 한국, 0.1ml/kg) 0.2ml를 근육주사하고 포타딘으로 수술부위를 소독하였다.

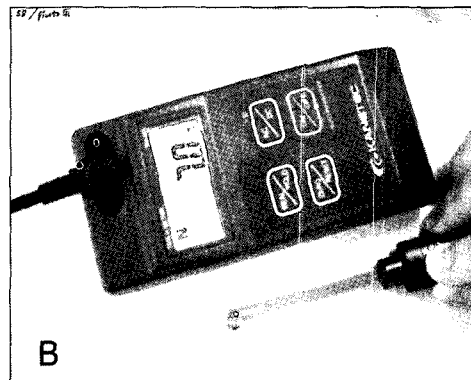
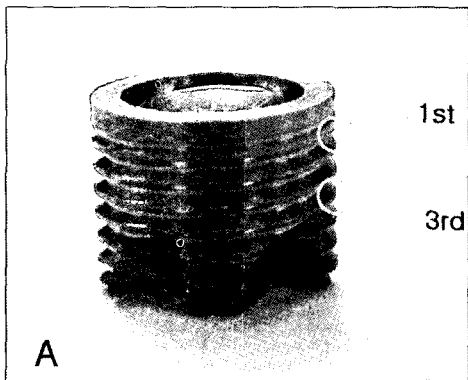


Fig. 5. Measurement of magnetic level (A : Measurement site, B : Measuring the magnetic level).

(4) 조직준비 및 분석

실험동물들은 술 후 2, 4, 8주에 각각 과량의 케타민을 근주하여 희생시킨 후 수술부위와 일부의 경골 부위를 포함한 조직절편을 획득하여 방사선사진 촬영을 한 후 10% 포르말린용액(1× PBS buffer에 희석)에 고정하였다. 조직절편을 Technovit 7200과 B.P solution에 넣고 block을 제작하였다. H-E stain 또는 Villanueva bone stain으로 처리한 후 75 μm정도 두께의 표본을 제작하였다.

광학 현미경을 통해 조직소견을 관찰하였고 Kappa image base program(Olympus Co. Japan)을 이용하여 자성 강도에 따른 시편의 각 부위별 골 접촉률 및 골면적률을 측정하고 분석하였다.

3. 통계분석

통계처리는 SPSS program(version 11.0)을 이용하여 시행하였다. 각 군과 각 군의 부위별 골접촉률 및 골면적률의 평균과 표준편차를 계산하였다. Mann Whitney U-test를 이용하여 통계처리하였다.

Ⅲ. 실험 성적

1. 시편주위의 자성강도 측정결과

타이타늄 임플란트 시편의 제 1나사산과 제 3나사산에서 10회에 걸쳐 자성강도를 측정하였다.

Table I. Magnetic intensity at each site of experimental group 1 (unit: mT)

Specimen	1st thread	3rd thread
1	3.6	1.8
2	4.2	1.9
3	4.0	1.8
4	4.2	1.6
5	4.1	1.9
6	3.8	1.7
7	4.4	1.8
8	3.7	1.8
9	4.0	1.5
10	4.1	1.9
Average	4.0	1.8

(1) 실험군 1

실험군 1의 제 1나사산의 평균 자성강도는 4.0mT였고, 제 3나사산에서는 1.8mT였다.

(2) 실험군 2

실험군 2의 제 1나사산의 평균 자성강도는 5.6mT였고, 제 3나사산에서는 4.4mT였다.

2. 조직소견

1) 대조군 2주

신생골 형성이 뚜렷이 관찰되며 임플란트 주변의 작은 골수는 대부분 골모세포로 구성되어 있다.

2) 대조군 4주(villenuva)

임플란트 주변은 신생골로 둘러싸여 있으며 미성숙한 증판골의 형태를 보인다. 임플란트는 골 또는 골수와 직접 접촉을 하고 있으며 골과 임플란트의 접촉이 일어나는 부위에서는 다른 연조직의 개입은 관찰되지 않았다. 주변의 염증세포 침윤이나 골 흡수상은 보이지 않았다.

3) 대조군 8주

4주 때와 유사하나 4주에 비해 골의 접촉이나 골 밀도는 향상되어 있으며 전반적인 골개조가 완료된 상태이다.

Table II. Magnetic intensity at each site of experimental group 2 (unit: mT)

Specimen	1st thread	3rd thread
1	5.6	4.5
2	5.2	4.5
3	5.5	4.4
4	5.6	4.6
5	5.7	4.3
6	5.8	4.5
7	5.4	4.4
8	5.7	4.5
9	5.6	4.2
10	5.6	4.3
Average	5.6	4.4

4) 실험군 1(Magnedisc500) - 2주
 임플란트 주변의 골과 골수는 잘 발달되어 있으며
 임플란트 표면과 골은 잘 결합하고 있다.

5) 실험군 1(Magnedisc500) - 4주
 임플란트는 신생골과 골수로 싸여 있으며, 뚜렷한
 골 개조상과 더불어 많은 조골세포와 파골모세포를
 보인다. 대조군과 마찬가지로 염증은 없다.

6) 실험군 1(Magnedisc500) - 8주
 대조군과 마찬가지로 4주에 비해 골의 접촉이나

골밀도는 향상되어 있으며 전반적인 골개조가 완료
 된 상태이다.

7) 실험군 2(Magnedisc800) - 2주
 Crest edge 가까운 부분에서 부분적으로 신생 경조
 직이 관찰되나 대부분의 접촉면은 조혈골수로 채워
 져 있다.

8) 실험군 2(Magnedisc800) - 4주
 실험군 1의 4주때와 유사하나 골밀도가 좀 더 크
 고 많은 골개조를 보인다.

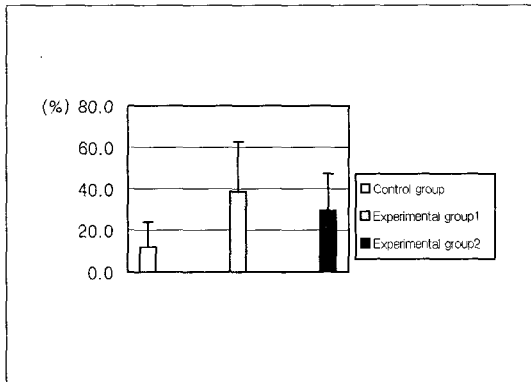


Fig. 6. Bone contact ratio(%). There was a significant difference statistically at control group & experimental group 1, control group & experimental group 2, and not at experimental group 1 & experimental group 2. ($p < 0.05$)

Table III. Bone contact ratio

Classification	Sample number	Mean(%)	SD
Control group	18	11.9	12.02
Experimental group 1	18	38.5	24.21
Experimental group 2	24	29.5	17.96

SD : standard deviation

Table IV. Comparison of bone contact ratio in each group ($P < 0.05$)

Comparison	P-value
Control group & experimental group 1	0.001*
Control group & experimental group 2	0.002*
Experimental group 1 & experimental group 2	0.204

* : significant difference

Table V. Bone contact ratio according to measurement sites in each group

Measurement sites	Classification	Sample number	Mean(%)	SD
1st thread	control group	6	11.3	9.02
	experimental group 1	6	34.8	32.66
	experimental group 2	8	30.2	15.59
3rd thread	control group	6	9.7	12.29
	experimental group 1	6	38.4	17.48
	experimental group 2	8	25.0	20.09

SD : standard deviation

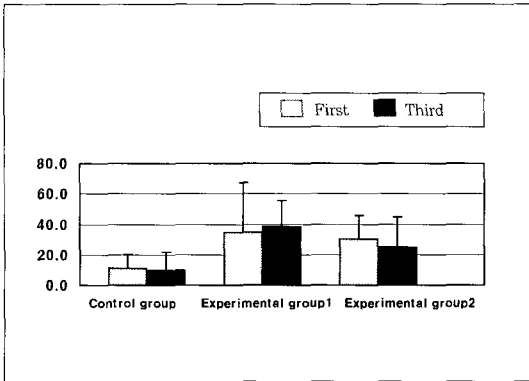


Fig. 7. Bone contact ratio according to measurement sites in each group(%).

There was a significant difference at the 1st thread of control group & experimental group 2 and at the 3rd thread of control group & experimental group 1, and not at experimental group 1 & experimental group 2. ($P < 0.05$)

Table VII. Bone area ratio

Classification	Sample number	Mean(%)	SD
Control group	18	36.0	34.75
Experimental group 1	18	46.4	23.82
Experimental group 2	24	60.9	14.80

SD : standard deviation

Table VIII. Comparison of bone area ratio in each group($P < 0.05$)

Comparison	P-value
Control group & experimental group 1	0.775
Control group & experimental group 2	0.121
Experiment group 1 & experimental group 2	0.220

9) 실험군 2(Magnedisc800) - 8주
실험군 1의 8주때와 유사하며 골접촉률은 높지 않으나 골밀도는 유사하게 나타났다.

Table VI. Comparison of Bone contact ratio according to measurement sites in each group ($P < 0.05$)

Comparison	P-value	
	1st thread	3rd thread
Control group & experimental group 1	0.259	0.010*
Control group & experimental group 2	0.039*	0.103
Experimental group 1 & experimental group 2	1.000	0.245

* : significant difference

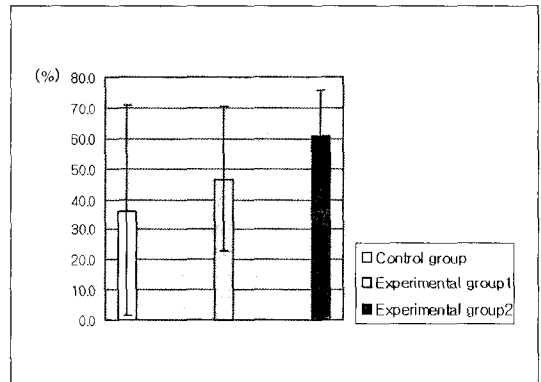


Fig. 8. Bone area ratio(%). There was no significant difference statistically. ($P < 0.05$)

3. 골접촉률 측정 결과

타이타늄 임플란트 시편 매식 4주 후에 실험 동물을 희생시킨 후 조직검사를 시행한 결과 실험군 1에서 가장 높은 골접촉률을 나타냈다. 통계학적으로 대조군과 실험군 1, 대조군과 실험군 2에서 통계학적으로 유의성있는 차이를 보였고, 실험군 1과 실험군 2에서는 유의성있는 차이가 없었다. ($P < 0.05$)

각 군의 부위별 골접촉률 측정결과 대조군과 실험군 1의 비교시 실험군 1의 제 3나사산에서 유의성있게 크게 나타났으며, 대조군과 실험군 2의 비교시 실험군 2의 제1나사산에서 크게 나타났고 유의성있는 차이로 인정되었다. 실험군 1과 실험군 2의 비교에서는 유의성있는 차이가 없었다.

Table IX. Bone area ratio according to measurement sites in each group

Measurement sites	Classification	Sample number	Mean(%)	SD
1st thread	Control group	6	36.0	32.20
	Experimental group 1	6	35.3	33.04
	Experimental group 2	8	64.6	9.46
3rd thread	Control group	6	24.5	37.12
	Experimental group 1	6	47.6	14.97
	Experimental group 2	8	60.4	12.62

SD : standard deviation

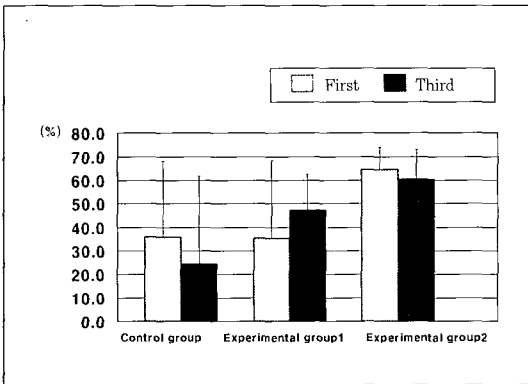


Fig. 9. Bone area ratio according to measurement sites in each group(%).

There was a significant difference at the 1st thread of control group & experimental group 2, and at 1st thread & 3rd thread of experimental group 1 & 2, and not at control group experimental group 1. ($p < 0.1$)

Table X. Comparison of Bone area ratio according to measurement sites in each group ($p < 0.1$)

Comparison	P-value	
	1st thread	3rd thread
Control group & experimental group 1	0.747	0.336
Control group & experimental group 2	0.093*	0.155
Experimental group 1 & experimental group 2	0.070*	0.093*

* : significant difference

제 3나사산에서 더 크게 났으며 제 1나사산과 제 3나사산에서 유의성있는 차이로 인정되었다. ($P < 0.1$)

IV. 총괄 및 고안

4. 골면적을 측정결과

각 군의 골면적을 측정결과 대조군과 실험군 1, 대조군과 실험군 2, 실험군 1과 실험군 2의 비교시 통계학적으로 유의성있는 차이는 없었다. ($P < 0.05$)

각 군의 부위별 골면적을 측정결과 대조군과 실험군 1의 비교에서는 제 1나사산에서는 대조군, 제 3나사산에서는 실험군 1이 더 컸으나 유의성있는 차이가 없었고, 대조군과 실험군 2에서는 제 1나사산과 제 3나사산에서 모두 실험군 2가 더 컸으나 제 1나사산에서만 유의차로 인정되었다. 또한, 실험군 1과 실험군 2의 비교에서는 실험군 2의 제 1나사산과

Volta가 건전지를 발견한 이후로, 의학 분야에서 전기적 자극을 이용하고자 많은 시도가 있었다. 골에서의 전기적 자극의 사용에 대해서는 1812년 환자의 유합되지 않는 tibia에 전기적 자극을 이용하여 성공적으로 치료한 기록이 있다.¹⁷⁾ 그러나 전류를 이용하는 것에 대한 이론적 근거는 아직 명확하지 않다.

전기의 의학분야에 대한 사용은 1953년 Yasuda가 전기적 자극으로 골형성을 유도한 이후 크게 증가하였다.¹⁸⁾ Yasuda는 더 나아가 건조된 뼈에 하중을 가했을 때 전위가 발생하는 것을 관찰하였다. 이런 연구들은 뼈에 가해지는 기계적 하중이 골의 양과 구조의 증가를 유도하거나 골 대사를 변화시킨다는 가

설을 뒷받침해 주었다. Yasuda 이후에 많은 연구자들이 골 치유에 전자기장의 효과를 관찰하였다. 이런 연구들을 바탕으로 의학분야에서는 주로 정형외과 분야에서 전자기장이 골에 미치는 영향에 관한 연구. 특히 파절되거나 유합되지 않는 골에 있어서의 골의 치유를 위한 다양한 방법으로 시도되어 왔다.¹⁹⁻²¹⁾

치의학 분야에서도 오래전부터 전기자극이나 전자기장이 골의 형성 및 성장에 미치는 영향에 관하여 많은 실험이 이루어졌다. 이러한 연구들은 초기에는 교정 및 치주학 분야에 주로 적용되었으나,²²⁻²⁶⁾ 최근에는 임플란트가 널리 보급되면서 임플란트의 골유착 기간을 단축시키고자 하는 목적으로 전자기장 (Electromagnetic Field)을 이용한 임플란트 주위의 골형성 및 골의 성장에 대해서 활발한 연구가 진행되고 있다.

Bassett²⁷⁾과 Zengo 등²⁸⁾은 전기의 극성은 교정적인 재형성에 있어서 중요한 역할을 한다고 제안하였다. 교정력에 영향을 받는 치조골은 압박측에서는 양극을 띠게 되고, 신장측에서는 음극을 띤다고 하였다.

Suzuki²⁹⁾은 인간의 건조된 하악골에서 골두꺼와 형태의 다양성 때문에 압전압 특성이 곳곳에서 다양하게 나타나는 것을 관찰하였다. 특히 1 μ A 직류를 Macaca irus의 하악골에 적용시켰을 때 골형성이 증가함을 관찰하였다. 이후 여러 가지 연구에서 골절 회복의 증가, 발치와의 골흡수 감소, 골-임플란트 계면의 강화, 그리고 새로운 골 형성을 강화하는 효과 등을 관찰하였다.

Jacobs와 Norton³⁰⁾은 견치 치주질환 결합부위에 골형성에 대한 직류의 효과를 조사하였다. 임상적, 방사선적인 척도로는 nA 범위에서 음극의 직류를 사용했을 때 대조군과 비교해서 의미있는 변화를 밝히는데는 실패하였다.

반면, Karaki 등³¹⁾은 개의 하악에 10 μ A 직류를 가했을 때 증가된 내부의 변화를 관찰할 수 있었다.

조 등¹⁵⁾은 Neodymium 자석을 사용해 자성이 골모세포에 미치는 영향을 살펴보고자, 각각 다른 세기의 자기장 하에서 세포를 배양해 자성이 골모세포의 활성화, 알칼리성 인산효소의 활성, 단백질 생성에 미치는 영향을 관찰하고 세포를 광학현미경과 전자현미경으로 관찰하여 자성이 세포의 형태와 미세구

조물의 변화에 미치는 영향을 관찰한 결과, 자성은 골모세포에 있어서 한가지 이상의 성장인자 수용체의 증가를 가져오으로써 세포 활성도를 증가시키며 임상적으로 골생성이 증진되는 효과를 기대할 수 있다고 보고했다.

이 등¹⁶⁾은 자성이 골모세포의 활성도를 증가시키는 최적의 자장의 세기를 알아내기 위해서 자장의 영향을 배제한 대조군과 각기 다른 세기의 자장 하에서의 실험군을 24시간 배양한 골모세포에 있어서 IGF-I수용체의 면역형광염색과 Western immunoblotting analysis를 시행하여 자성이 골모세포의 활성도를 증가시키는 최적의 자장의 세기를 관찰하였으며 임상적으로 골 생성이 증진되는 효과를 기대할 수 있다고 보고했다.

우 등³²⁾은 치과용 임플란트 주위 골모세포에 대한 전기자극의 영향에 관한 연구에서 전류의 세기, 간격, 임플란트의 표면을 다르게 하면서 전류를 흐르게 한 다음 임플란트에 부착되는 골모세포의 수를 측정, 비교한 결과 적절한 전기적 자극은 임플란트와 골모세포의 부착을 증진시키며 임상적으로 임플란트 주위 골 생성이 증진되는 효과를 기대할 수 있다고 보고했다.

이처럼 자성과 골 생성 간에 상호 연관성이 있다는 것은 여러 논문에서 다루어지고 있다. 그러나, 자성이 일정하게 유지되는 상태에서 동물실험을 통해 자성이 골 형성 및 성장을 촉진시키는 지에 관한 연구는 거의 없는 상황이었다. 따라서 본 연구에서는 동물실험을 통해 골내에 매식된 타이타늄 임플란트 시편 주위의 시간에 따른 조직조건과 타이타늄 임플란트 시편내부에 있는 자석의 자성 강도에 따른 시편 주위의 골접촉도 및 골면적을 분석하여 자성 강도에 의한 골 형성 변화를 알아내어 구강내 임플란트나 골 이식술 분야에 있어서의 임상적인 가능성을 알아보고자 하였다.

본 연구를 구성하는데 있어서 여러 가지 고려할 점이 있는데, 그 첫 번째는 골 치유과정동안 항상 일정한 자성이 작용하도록 하는 것이었다. 이것을 위해 본 연구에서는 임플란트 시편 내부에 자석이 들어갈 공간을 형성한 후, 기존 임플란트 식립 과정에 따른 수술시 임플란트의 cover screw를 대신하여 자석을 매입해서 골 치유과정동안 어떤 외부적인 제한성없

이 항상 일정한 자성이 작용하도록 하여 조 등¹⁵⁾과 이 등¹⁶⁾의 실험실상 세포수준에서의 연구결과와 동일한 지를 동물수준에서 확인하였다.

두 번째로 고려할 점은 응성백묘의 경골에 매식될 임플란트의 디자인이었다. 본 연구에서는 임플란트를 응성백묘라는 소동물의 경골에 매식해야 하는 점과 임플란트 내부에 자석을 매입해야 하는 이 중의 임플란트 직경 크기 제한성으로 인해 직경을 대조군과 실험군 1에서는 5.5mm, 실험군 2에서는 6.0mm로 제작하였다. 또한 매식 후 골 유합의 확인을 위해 임플란트의 길이는 5.0mm로 설정하였다. 또한 임플란트 형태는 임플란트 내면에 자석이 들어갈 공간을 형성한 후 기존 임플란트 식립 과정에 따른 수술시 임플란트의 cover screw를 대신하여 자석을 매입하여 골 치유과정동안 항상 일정한 자성이 작용하도록 하였다. 하지만 임상적용을 위해서는 실제 사용되고 있는 임플란트를 고려한 자성의 적용 방법을 위해 자석의 형태도 가장 효과적이면서 간편한 것으로 발전해야 할 것으로 생각된다. 임플란트에 매입될 자석은 Neodymium 자석으로써, 이같은 희토류 자석은 1970년대에 발견되어 과거에 사용되었던 Alnico(Al-Ni-Co), Ferrite, Pt-Co 자석 등 기존의 자석보다 6배정도 강한 자기력을 가졌으며 비자기화에 대한 저항성이 20~50배까지 커졌다. 이런 성질로 인해 1mm 이내의 크기와 쉽게 자성을 잃지 않는 자석의 제작이 가능해져 자석 크기와 사용 기간에 따른 비자기화에 대한 제한성을 크게 감소시켰다.

세 번째로 고려할 점은 골의 형성과 성장을 확인하는 것이었다. 본 연구에서는 임플란트 식립 후 기간에 따른 조직 소견을 통해 단순히 선적인 골 접촉을 계산하는 골접촉률과 임플란트 주위골의 골질과 골밀도를 의미하는 골 면적률의 차이를 알아봄으로써 골 형성과 성장 변화를 관찰하였다.

마지막으로 고려할 점은 자석이 인체조직에 유해한 지에 관한 내용이다. Altay 등³⁹⁾은 자석을 식립한 조직표본을 관찰한 동물 실험 결과 국소적으로 미치는 자장의 경우 주위 조직의 병리학적인 소견은 관찰할 수 없다고 보고하였으며, Yan 등³⁹⁾은 동물 실험 결과 자장이 외상이나 수술시 손상으로 인한 골의 무기물 흡수를 방지함으로써 오히려 재광화를 돕는

작용이 있다고 보고하였다. 본 연구에서는 이미 보철학의 여러분야에서 사용되는 상용화된 희토류 자석을 사용함으로써 인체의 안전성에 대한 문제를 해결하였다. 그러나, 타 의학분야에서도 자성을 이용한 여러 가지 술식 특히 자기 공명 영상 장치(MRI)같은 진단 기기는 인체내에 매입된 자석의 자성에 의해 영향을 받으므로 앞으로 자성을 이용하는 타분야와의 관계에 대해서도 많은 연구가 필요하다고 생각한다.

본 연구의 결과들을 살펴보면 실험 4주차에서 조직소견 관찰시 순수하게 타이타늄 임플란트를 골내에 매식한 경우보다 타이타늄 임플란트 시편 내부에 자석을 매입한 경우에 있어 뚜렷한 골 개조의 증가와 함께 많은 골모세포와 파골세포가 관찰되었으며, 이는 이전의 세포수준에서의 연구결과인 자성의 골 생성 증진 효과와 동일한 양상이었다.¹⁵⁻¹⁶⁾

골접촉률 크기의 경우 실험군 1(500gf), 실험군 2(800gf), 대조군의 순으로 나타났으며, 대조군과 실험군 1, 2 모두에서 유의성있는 차이($p<0.05$)가 나타났다.

골면적률의 경우는 실험군 2, 실험군 1, 대조군의 순으로 나타났으며 유의성있는 차이($p<0.1$)는 없었다. 그러나 각군의 부위별 골면적률을 비교한 경우 대조군과 실험군 2에서는 제 1나사산에서 유의성있는 차이($p<0.1$)가 있었고 실험군 1과 실험군 2에서는 제 1나사산과 제 3나사산 모두에서 유의성있는 차이($p<0.1$)가 있었다. 이러한 결과를 볼 때 순수한 임플란트를 매식한 것보다 자석이 들어가 있는 임플란트에서 골 형성 및 성장이 일어나는 것은 확실하지만 골접촉률과 골면적률에 있어서 500gf와 800gf사이의 유의성있는 차이가 없기 때문에 골 형성과 성장을 촉진하는 최적의 자장 세기에 대해서는 더 많은 횡수의 실험과 연구가 필요하다고 생각되었다(Fig. 6-9, Table IV, VI, VIII, X).

인체에 해가 없고 자성이 일정하게 유지되는 영구 자석 자석의 재료나 형태 등에 관한 다양한 연구와 더불어 골조직의 파괴 및 소실시에 골재생을 도모하고 또한 임플란트 치료시 임플란트를 매식한 후의 골유착을 촉진시킬 수 있도록 다양한 임상적용에 관한 연구가 필요하다고 생각된다.

V. 결 론

본 연구는 동물 실험을 통해 골내에 매식된 순수 타이타늄 임플란트 시편(대조군) 과 내부에 각기 다른 크기의 자성을 가진 자석을 설치한 타이타늄 임플란트 시편(실험군 1-Magnedisc 500설치, 실험군 2-Magnedisc 800설치) 주위의 기간에 따른 조직소견과 골접촉률 및 골면적률을 비교, 분석하여 자성 강도에 의한 골형성 변화를 비교, 분석하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 실험 4주차 이상에서 실험군은 대조군에 비하여 더 많은 신생골과 골수로 싸여 있으며, 뚜렷한 골개조상과 함께 많은 골모세포와 파골세포를 보였다.
2. 대조군과 실험군의 시편 매식 4주 후에 조직형태학적 분석 결과, 골접촉률은 실험군 1에서 38.5%, 실험군 2에서 29.5%, 대조군 11.9%로 실험군 1, 2 모두 대조군에 비해 크게 나타났으며 ($P<0.05$) (Fig. 6, Table IV), 반면, 골면적률은 실험군 2에서 60.9%, 실험군 1에서 46.4%, 대조군 36.0%로 실험군 1, 2가 대조군에 비해 역시 크게 나타났으나 유의차는 없었다 ($P<0.05$) (Fig. 8, Table VIII).
3. 자성 강도에 따른 부위별 골접촉률 측정 결과, 제 1나사산 부위에서는 실험군 2(5.6mT)가 대조군에 비해 크게 나타났으며 ($P<0.05$), 제 3나사산 부위에서는 실험군 1(1.8mT)이 대조군에 비해 크게 나타났다 ($P<0.1$) (Fig. 7, Table V, VI).
4. 자성 강도에 따른 부위별 골면적률 측정 결과, 제 1나사산 부위에서는 실험군 2(5.6mT)가 대조군과 실험군 1(4.0mT)에 비해 크게 나타났으며 ($P<0.1$), 제 3나사산 부위에서는 실험군 2(4.4mT)가 실험군 1(1.8mT)에 비해 크게 나타났다 ($P<0.1$) (Fig. 9, Table IX, X).

이상의 결과로 보아 적절한 자성은 임플란트와 골의 초기 골유합을 강화시키며 임상적으로는 임플란트 주위 골 형성이 증진되는 효과를 기대할 수 있었다.

따라서, 향후 구강내 임플란트나 골이식술 분야에 있어서 임상적으로 응용 가능할 것으로 판단되었다.

참고문헌

1. Bränemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent* 1983;50:399-410.
2. El Charkawi HG, El Wakad MT, Naser ME. Modification of osseointegrated implants for distal-extension prostheses. *J Prosthet Dent* 1990;64:469-72.
3. Scher ELC. The use of osseointegrated implants in long span fixed partial prosthesis: A case report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;6:351-3.
4. Lewis SG, Beumer III J, Perri GR, Homburg WP. Single tooth implant supported restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1988;3:25-30.
5. Ekfeldt A, Carlsson GE, Bjesson G. Clinical Supported by Osseointegrated Implants: A retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:169-73.
6. Bränemark PI, Hansson BO, Adell R. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plastic Reconstr Surg* 1981, 16:1-132.
7. Bränemark PI, Zerb GA, Albrektsson T. Tissue integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry. Chicago: Quintessence Publishing Co Inc. 1985.
8. Weinstein AM, Klawitter JJ, Cleveland TW, Amoss DC. Electrical stimulation of bone growth into porous Al_2O_3 . *Biomed Mater Res* 1976;10:231-47.
9. Salman NN, Park JB, Kenner GH, Vonrecum AF. Effect of electrical stimulation on bone growth into porous PMMA and Co-Cr-Mo alloy. *Trans 11th Int Biomater Symp* 1979;3:33.
10. Park JB, Young SO, Keener GH. Alveolar bone ingrowth into porous dental im-

- plants by electrical stimulation. In: *Electrical properties of bone and cartilage*, CT Brighton, J Black, S Pollack, Eds., New York: Grune and Stratton, pp.225-247.
11. Matsumoto H, Ochi M, Abiko Y, Hirose Y, Kaku T, Sakaguchi K. Pulsed electromagnetic fields promote bone formation around dental implants inserted into the femur of rabbits. *Clin Oral Impl Res* 2000;11:354-60.
 12. Brighton CT, Black J, FriedenberG ZB, et al. A multicenter study of the treatment of non-union with constant current. *J Bone Joint Surg* 1981;63:2-13.
 13. Basset CAL, Mitchell SN, Norton L, Pilla AA. A nonoperative salvage of surgically resistant pseudarthroses and nonunions by pulsing electromagnetic fields: a preliminary report. *Clin Orthop* 1977;1245:128-43.
 14. Basset CAL, Pawluk RJ, Pilla AA. Augmentation of bone repair by inductively coupled electromagnetic fields. *Science* 1974;184:575-7.
 15. Cho YW, Choi BB, Lee SB. The effect of Magnetism(Neodymium) on Activity of Osteoblast. *The Journal of Korean Academy of Stomatognathic Function and Occlusion* 2003;19:186-93.
 16. Lee SM, Lee SB, Choi BB. Effect of the magnetism(neodymium magnet) on growth factor receptors of osteoblast. *The Journal of Korean Academy of Stomatognathic Function and Occlusion* 2003;19:88-96.
 17. Brighton CT, Magnusson PB. Electrically induced osteogenesis. Its clinical use in treating nonunion. In: Fukuda E, et al. et al. eds. *Bioelectrical Repair and Growth*. Niigata: Nisimura; 1985:3-19.
 18. Yasuda I, Nagayama H, Kato T, et al. Fundamental problems in the treatment of fracture. *J Kyoto Med Soc* 1953;4:395-406.
 19. Yasuda I. Piezoelectricity of living bone. *J Kyoto Pref Univ Med* 1953;53:325.
 20. Fukada E, Yasuda I. On the piezoelectric effect of bone. *J Physical Soc Jap* 1957;12:1158-62.
 21. Mark WO, Kenneth JM, Clinton TR. Effects of electromagnetic fields in experimental fracture repair. *Clin Orthopedics & related Res* 1998;355:90-104.
 22. Kubota K. Effect of electrical currents of alveolar bone defects. *J Kyushu Dent Soc* 1982;36:64-81.
 23. Hayashikawa T. Effects of electrical stimulation on periodontal tissue regeneration in dogs. *J Kyushu Dent Soc* 1990;44:172-94.
 24. Jacobs JD, Norton LA. Electrical stimulation of osteogenesis in pathological osseous defects. *J Periodontol* 1976;47:311-19.
 25. Kawata T, Hirota K, Sumitani K, et al. A new orthodontic force system of magnetic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1987;92:241-8.
 26. Darendeliler MA, Darendeliler A, Mandurino M. Clinical application of magnets in orthodontics and biological implications: a review. *European J Orthod* 1997;19:431-42.
 27. Bassett CAL. Biophysical principles affecting bone structure. In: Bourne, ed. *The Biochemistry and Physiology of Bone*, 2nd ed. New York: Academic Press 1971; 1-76.
 28. Zengo AN, Pawluk RJ, Bassett CAL. Stress-induced bioelectric potentials in the dentoalveolar complex. *Am J Orthop* 1973;64:17-27.
 29. Suzuki H. An experimental study of the micro electric current on the bone formation in *Macaca irus*. *J Kyushu Dent Soc* 1976; 29:399-416.

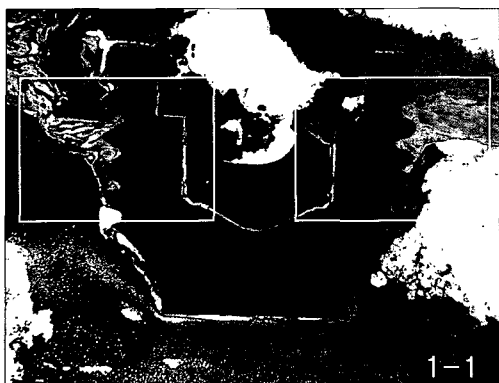
30. Jacobs JD, Norton LA. Electrical stimulation of osteogenesis in pathological osseous defects. *J Periodontal* 1976;47:311-9.
31. Karaki R. Experimental study of internal remodeling and callus formation in mandible by electrical stimulation. *J Kyushu Dent Soc* 1979;32:590-608.
32. Woo KY, Kwon KR, Choi BB. The Effect of Electrical Stimulation on Osteoblast Surrounding Dental Implant. *The Journal of Korean Academy of Stomatognathic Function and Occlusion* 2003;19:196-206.
33. Altay OT, Kutkam T, Koseoglu O, Tanyeri S. The biological effects of implanted magnetic fields on the bone tissue of dog. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;6:345-9.
34. Yan QC, Tomita N, Ikada Y. Effects of static magnetic fields on bone formation of rat femurs. *Med Eng Phys* 1998;20:397-402.

Reprint request to:

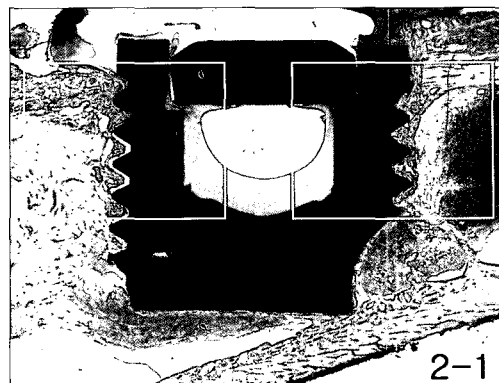
Sung-Bok Lee, D.M.D., M.S.D., Ph.D.

Department of Prosthodontics, Division of Dentistry, Graduate School, Kyung Hee University
#1, Hoigi-Dong, Dongdaemun-Gu, Seoul, 130-701, Korea
lsb@khu.ac.kr

사진부도 ①



1-1 Undecalcified experimental specimen in the rabbit tibia bone.
- 4weeks, control, villenueva & H-E stain (×5)



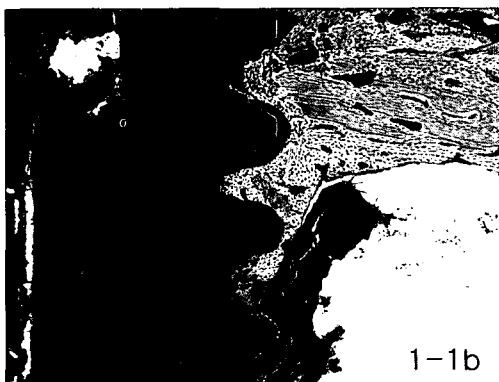
2-1 Undecalcified experimental specimen in the rabbit tibia bone.
- 4weeks, Magnedisc500, H&E stain (×5)



1-1a Undecalcified experimental specimen in the rabbit tibia bone.
- 4weeks, control, villenueva & H-E stain (×40)



2-1a Undecalcified experimental specimen in the rabbit tibia bone.
- 4weeks, Magnedisc500, H&E stain (×40)

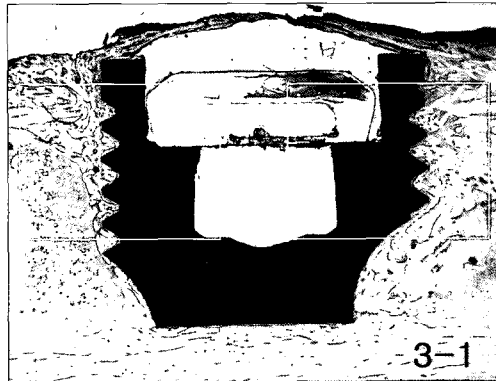


1-1b Undecalcified experimental specimen in the rabbit tibia bone.
- 4weeks, control, villenueva & H-E stain (×40)

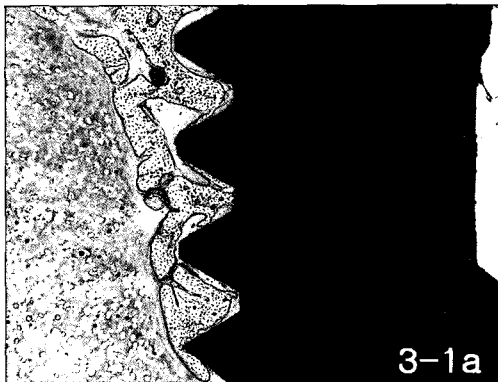


2-1b Undecalcified experimental specimen in the rabbit tibia bone.
- 4weeks, Magnedisc500, H&E stain (×40)

사진부도 ②



3-1 Undecalcified experimental specimen in the rabbit tibia bone.
- 4weeks, Magnedisc800, H&E stain ($\times 5$)



3-1a Undecalcified experimental specimen in the rabbit tibia bone.
- 4weeks, Magnedisc800, H&E stain ($\times 40$)



3-1b Undecalcified experimental specimen in the rabbit tibia bone.
- 4weeks, Magnedisc800, H&E stain ($\times 40$)

ABSTRACT

THE CHANGE OF BONE FORMATION ACCORDING TO MAGNETIC INTENSITY OF MAGNET PLACED INTO TITANIUM IMPLANT SPECIMENS

Yun-Tae Hwang, D.D.S., M.S.D., Sung-Bok Lee, D.M.D., M.S.D., Ph.D.,
Dae-Gyun Choi, D.M.D., M.S.D., Ph.D., Boo-Byung Choi, D.M.D., M.S.D., Ph.D.

Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Kyung-Hee University

Purpose. The purposes of this investigation were to discover the possibility of clinical application in the areas of dental implants and bone grafts by investigating the bone formation histologically around specimen which was depending on the intensity of magnetic field of neodymium magnet inside of the specimens.

Material and method.

1. Measurement of magnetic intensity

- placed the magnet inside of the specimen, and measured the intensity of magnetic field around the 1st thread and 3rd thread of specimen 20 times by using a Gaussmeter(Kanetec Co., Japan).

2. Surgical Procedure

- Male rabbit was anesthetised by constant amount of Ketamine (0.25ml/kg) and Rompun (0.25ml/kg).

After incising the flat part of tibia, and planted the specimens of titanium implant, control group was stitched without magnet, while experimental groups were placed a magnedisc 500(Aichi Steel Co., Japan) or magnedisc 800(Aichi Steel Co., Japan) into it, fixed by pattern resin and stitched.

3. Management after the surgery.

- In order to prevent it from the infection of bacteria and for antiinflammation, Gentamycin and Ketopro were injected during 1 week from operation day, and dressed with potadine.

4. Preparation of histomorphometric analysis

- At 2, 4 and 8 weeks after the surgery, the animals were sacrificed by excessed Ketamine, and then, specimens were obtained including the operated part and some parts of tibia, and fixed it to 10% of PBS buffer solution.

After embedding specimens in Technovit 1200 and B.P solution, made a H-E stain. Samples width was 75 μ m. In histological findings through the optical microscope and using Kappa image base program(Olympus Co. Japan), the bone contact ratio and bone area ratio of each parts of specimens were measured and analyzed.

5. Statistical analysis

Statistical analysis was accomplished with Mann Whitney U-test.

Results and conclusion.

1. In histomorphometric findings, increased new bone formation was shown in both control & experimental groups through the experiment performed for 2, 4, & 8 weeks. After 4 weeks, more osteoblasts and osteoclasts with significant bone remodeling were shown in experimental groups.
2. In histomorphometric analysis, the bone contact ratios were 38.5% for experimental group 1, 29.5% for experimental group 2 and 11.9% for control group. Experimental groups were higher than control group($p < 0.05$)(Fig. 6, Table IV).
The bone area ratios were 60.9% for experimental group 2, 46.4% for experimental group 1 and 36.0 % for control group. There was no significantly ststistical difference between experimental groups and control group($p < 0.05$)(Fig. 8, Table VII)
3. In comparision of the bone contact ratios at each measurement sites according to magnetic ntensity, experimental group 2(5.6mT) was higher than control group at the 1st thread ($p < 0.05$) and experimental group 1(1.8mT) was higher than control group at the 3rd thread($p < 0.05$)(Fig. 7, Table V, VI).
4. In comparision of the bone area ratios at each measurement sites according to magnetic intensity, experimental group 2(5.6mT) was higher than control group and experimental group 1(4.0mT) at the 1st thread($p < 0.1$) and experimental group 2(4.4mT) was higher than experimental group 1(1.8mT) at the 3rd thread($p < 0.1$)(Fig. 9, Table IX, X).

Experiment group 2 was largest, followed by experiment group1 and control group at the 3rd thread of implant. There was a significant difference at the 1st thread of control group & experiment group 2. and at 1st thread & 3rd thread of experiment group 1 & 2, and not at control group experiment group 1. ($p < 0.1$)

Key words : Neodymium magnet, Titanium implant, Histomorphometric analysis, New bone formation, Bone remodeling