



저작자표시-비영리-변경금지 2.0 대한민국

이용자는 아래의 조건을 따르는 경우에 한하여 자유롭게

- 이 저작물을 복제, 배포, 전송, 전시, 공연 및 방송할 수 있습니다.

다음과 같은 조건을 따라야 합니다:



저작자표시. 귀하는 원저작자를 표시하여야 합니다.



비영리. 귀하는 이 저작물을 영리 목적으로 이용할 수 없습니다.



변경금지. 귀하는 이 저작물을 개작, 변형 또는 가공할 수 없습니다.

- 귀하는, 이 저작물의 재이용이나 배포의 경우, 이 저작물에 적용된 이용허락조건을 명확하게 나타내어야 합니다.
- 저작권자로부터 별도의 허가를 받으면 이러한 조건들은 적용되지 않습니다.

저작권법에 따른 이용자의 권리는 위의 내용에 의하여 영향을 받지 않습니다.

이것은 [이용허락규약\(Legal Code\)](#)을 이해하기 쉽게 요약한 것입니다.

[Disclaimer](#)

2008년 2월
석사학위논문

성견에서 자석 임프란트 주변의
신생골 형성에 대한 조직형태계
측학적 평가

조선대학교대학원

치의학과

백성문

성견에서 자석 임플란트 주변의
신생골 형성에 대한 조직형태계
측학적 평가

Histomorphometric Evaluation of New Bone Formation
around Magnetic Implant in Dogs

2008년 2월 25 일

조선대학교대학원

치 의 학 과

백 성 문

성견에서 자석 임프란트 주변의
신생골 형성에 대한 조직형태계
측학적 평가

지도교수 김 수 관

이 논문을 치의학 석사학위신청 논문으로 제출함.

2007년 10월

조 선 대 학 교 대 학 원

치 의 학 과

백 성 문

백성문의 석사학위논문을 인준함

위원장 조선대학교 교수 임 성 철 인

위 원 조선대학교 교수 김 수 관 인

위 원 조선대학교 교수 김 학 균 인

2007년 11월

조선대학교 대학원

목 차

도 목 차

ABSTRACT

I. 서 론	1
II. 실험 재료 및 방법	3
1. 실험재료	3
2. 실험방법	3
3. 실험평가	4
III. 실험 결과	6
IV. 총괄 및 고찰	8
V. 결 론	12
VI. 참 고 문 헌	13
VII. 사진 부도 설명	17
VIII. 사진부도	19

도 목 차

Fig. 1. Photograph of oral cavity of dog	19
Fig. 2. Photograph of Implant	19
Fig. 3. Photograph of Neodymium Magnetic	19
Fig. 4-A. Photograph of Insertion of Neodymium Magnetic	19
B. Radiograph of Insertion of Neodymium Magnetic	19
Fig. 5-A. Photograph of Extraction of Mn. pre-molar.....	19
B. Photograph of Extracted Mn. pre-molar	20
Fig. 6-A. Photograph of Implantation	20
B. Photograph of Implantation	20
C. Photograph of Suture	20
Fig. 7. Radiograph of Implantation	20
Fig. 8. Method of Histomorphometrical study	20
Fig. 9-A. Photomicrograph of Control 1(x15)	21

B. Photomicrograph of Control 1(x40)	21
Fig. 10-A. Photomicrograph of Experimental 1(x15)	21
B. Photomicrograph of Experimental 1(x40)	21
Fig. 11-A. Photomicrograph of Control 2(x15)	22
B. Photomicrograph of Control 2(x40)	22
Fig. 12-A. Photomicrograph of Experimental 1(x15)	22
B. Photomicrograph of Experimental 1(x40)	22

ABSTRACT

Histomorphometric Evaluation of new bone formation around Magnetic Implant in Dogs

Baik, Sung-Mun*

Advisor : Prof. Kim Su-Gwan Ph.D.

Department of Oral and Maxillofacial Surgery

Purpose : The aim of this study is to find the effect of early magnet's magnetic field of to the around the implant on the new bone formation rate in implantation on dog mandible

Material and Method : Four adult mongrel dogs, weight about 10~13 kg, were used. The first through fourth mandibular premolars were extracted from four adult mongrel dogs. Six weeks after extraction, implantation was performed at the extraction site of control 2 group and experimental 2 group. 4 weeks later, implantation was performed at the extraction site of control 1 group and experimental 1 group. The dogs are sacrificed; the hemi-mandibles were obtained and processed histologically to obtain non-calcified sections. Sections were made for each implant and analyzed using light microscopy.

Result : Implant success rate in 4 weeks groups were 100% and in 8 weeks groups were 94% in this study. Histomorphometrically, the experimental group had a better percentage of bone-implant contact than the control group but there wasn't a significant difference at the four weeks group. There was a significant difference at eight weeks groups after implantation.

Conclusion : This research showed that the magnetic field of the permanent magnet affected the growth rate of new bone around the implant. For after additional research on the new bone formation, attachment of the cells and further more, it will be conclude that the clinical applications, such as immediate loading of implant treatment are possible.

I. 서 론

구강 내에 위치하는 치아는 음식을 절단하는 등에 사용하는 것으로서 음식물의 섭취와 소화와 관련하여 필수적인 생체 장기에 해당한다. 그러나 치아 관리가 잘못된 경우 이를 치료하는 시도로 임프란트를 시술해야 하는 경우가 많다. 이때 기계적인 안정이 유지되기 위해서는 턱뼈에 고정되는 임프란트와 인체조직 사이에 거부반응 없이 잘 결합되어야 하는데 이는 임프란트의 여러 가지 특성에 의해 그 결과가 달라질 수 있다. 이러한 점을 잘 알고 있었던 선학들은 임프란트의 발전을 위해 많은 연구를 해왔다. 1969년 Banemark 등¹⁾에 의해 골 유착 이라는 용어가 정의된 이래 골 유착성 임프란트를 시술한 환자에서 장기적인 경과 관찰을 통하여 장기간의 높은 생존율과 만족할 만한 결과들이 보고되고 있으며 골유착을 증진시키기 위한 연구가 지속적으로 활발히 이루어지고 있다. Albreksson 등²⁾은 생체 친화성, 임프란트의 디자인과 표면상태, 식립될 부위의 골조직 상태, 외과적 술식, 임프란트에 가해지는 하중 등이 임프란트가 견고히 고정되고 적절한 골유착을 얻기 위해 필요하다고 하였으며, 임프란트 표면의 형태, 화학적 구성, 거시적/미시적 표면구조 등도 임프란트 골유착에 영향을 미치는 중요한 요소로 보고 있다. 이렇듯 많은 요소들이 골유착을 향상시키기 위해 연구 되면서 이에 따라 임프란트 보철에 하중을 가하는 시기를 단축시키려는 의도 하에 여러 가지 연구가 진행되고 있는데 이런 노력 중 하나로 전자기장을 이용한 임프란트 주위의 뼈형성 및 뼈 성장에 미치는 영향에 대하여 연구가 진행되었다.

전자기장은 전기장과 자기장의 총칭으로 전기장과 자기장이 서로 연관되어 나타날 때 양쪽을 합쳐서 전자기장이라고 한다. 전기장은 정전하의 주위에, 자기장은 자극 주위에 생기는 것으로 각각 독립된 물리대상이지만, 전하가 운동하여 전기장이 시간적으로 변동하는 곳에서 반드시 자기장이 생기고 역으로 자기장이 변동하면 전기장이 동반되는 등, 일반적으로 양쪽이 동시에 나타나는 경우가 많으므로 이를 전자기장이라 한다.

전자기장의 생물학적 영향에 관한 연구는 뼈의 Piezoelectric Properties에 관한 연

구를 시작으로 전자기장이 뼈에 미치는 연구, 특히 파절된 뼈에 있어서의 치유를 위한 비침습적 방법으로 연구를 진행하였고³⁾ Korrenstein 등⁴⁾의 실험에서 전자기장 자극에 의해서 뼈세포가 증식한다는 간접적인 증거가 있었다. 또한 1998년 Yan 등⁵⁾은 쥐의 대퇴골에 사마리움-코발트 자석을 매식한 후 매식된 자석 주위에 뼈의 무기질 밀도(BMD, bone mineral density)가 동일한 크기의 비자기화된 사마리움-코발트 금속을 매식한 경우에 비하여 매우 높아지는 것을 관찰하였다.

생체를 전체적으로 바라볼 때 장(field)의 개념을 도입하여 위와 같은 선행기술의 문제점을 극복하고자 하였다. 처음 장(field)의 개념이 도입된 것은 패러데이의 전자기장에 의한 것이지만, 이는 발전적으로 생체에서도 적용될 수 있음이 여러 연구에서 밝혀지고 있다. 나뭇잎을 절단 한 후에 키르리안(Kirlian)사진기로 찍어 보면, 잘려 나간 나뭇잎의 형상을 볼 수 있다. 또한 인체 역시 내부의 전기적 활동에 의해 자장이 발생하는 것을 알 수 있다. 즉 시술 중에 파괴된 경조직(hard tissue)과 연조직(soft tissue)의 재생에 도움이 될 수 있도록 생체용 자석을 이용하여 자장을 형성하게 하여 형태성 장(Morphogenetic Field)을 마련하여 사라지지 않으면서 생체조직이 복구되는데 도움이 되도록 하는 설계를 제공할 수 있을 거란 생각이 본 실험을 시행하게 된 계기라 할 수 있겠다. 또한 본 실험은 구강 내에서 전기 장치를 설치하여 전자기장을 발생하게 하는 것은 불가능하여 정적 자기장(static magnetic field)을 형성 할 수 있는 영구 자석을 이용하여 임프란트의 골 유착에 긍정적인 효과를 발생시켜 임프란트가 조기에 기능하도록 하여는 목적으로 행해졌다. 이에 본 연구는 임프란트 내에 삽입될 수 있으며 적절한 자력을 발생할 수 있는 네오디미움(Neodymium) 자석을 고정체 내부에 삽입한 임프란트를 성견의 악골에 식립하여 임프란트 주변부의 조기 골재생 양상을 조직 형태계측학적으로 평가하여 전자기장이 골유착 여부에 미치는 영향을 연구해 보고자 한다.

II. 실험재료 및 방법

1. 실험재료

1) 실험동물

생후 10-12개월 된 15 kg내외의 잡종 성견 4마리를 대상으로 하였다. 모두 동일 조건하에서 사육되었고 암수 구별은 없었으며, 건강 상태는 모두 양호하였다(Fig. 1).

2) 임프란트

직경 3.9 mm, 길이 8.5 mm이며 machined surface인 32개의 임프란트(제일메디컬, grade 3)를 사용하였다. 한 마리당 8개의 임프란트를 식립 하였다(Fig. 2).

3) 영구자석

직경 1.2 mm, 길이 2 mm로 제작된 네오디미움 자석(NdFeB, Titanmagnetics Konusinsert, Steco-system-technik, Germany)을 사용하였다(Fig. 3). 실험군에는 이 자석을 임프란트 고정체 안에 넣었으며 대조군은 자석을 넣지 않았다(Fig. 4). 실험에서 사용한 영구 자석의 자력은 고정체에 넣기 전에는 400 가우스였으나 임프란트 내부로 들어간 후의 자력은 임프란트 중앙부에서 약 20 가우스였다. 자력의 분포는 임프란트 중앙부에서 가장 컸으며 neck과 apex 쪽으로 갈수록 점차 감소하여 약 7 가우스를 보였다.

2. 실험방법

1)마취

Xylazine(Rumpun[®], Bayer Vetchem-Korea Co.), Ketamine(Ketera[®], 유한양행) 2cc를 각각의 대퇴부에 근주 후 전신마취 시킨 후 식립 부위의 출혈 방지와 동통억제를 위해 2% Lidocaine(1:100,000 Epinephrine함유, 유한양행)으로 침윤마취를

시행 하였다.

Table 1. Experimental design

Group(Number of implant)	Osseointegration period
Experimental group 1	4weeks
Experimental group 2	8weeks
Control group 1	4weeks
Control group 2	8weeks

Experimental group : machined surface implant + Neodymium magnet

Control group : machined surface implant

2)발치

각각의 성견에서 양측 하악 제1,2,3,4 소구치를 발거하여 마리당 총 8개를 발거하였고 12주간의 치유기간을 부여하였다(Fig. 5). 모든 군은 발치와 임프란트 매식 후 수술 후 감염을 방지하기 위하여 Gentamicin(건일제약(주), 겐타신주)을 하루 1회 2 cc씩 5일간 근주하였다.

3)임프란트 매식 및 희생

발치 시와 동일한 방법으로 마취를 시행하였고 판막거상을 위해 절개를 시행한 후 골막기자를 이용하여 전층판막으로 골막을 거상하였다. 성견 한 마리당 하악골 양측으로 총 8개의 임프란트를 식립하였다. 실험군과 대조군의 환경을 최대한 동일 시 하기 위해 좌우측 모두에 실험군과 대조군을 식립하였다(Fig. 6). 좌우측에 각각 4개씩, 마리당 8개씩 식립하였다. 술 후 감염을 방지하기 위하여 Gentamicin(건일제약(주), 겐타신주)하루 1회 2 cc씩 5일간 근주하였다. 식사는 유동식을 시행하였다. 식립 후 4주가 지난 뒤 4주군은 희생하였고 8주군은 식립한 후 8주 후 같은 방법으로 희생하였다.

4)방사선 사진

임프란트 매식 후와 희생 후에 방사선 사진을 촬영하였다(Fig. 7).

3.실험 평가

1) 임상적 평가

임상적 결과는 다음과 같은 기준을 근거로하여 분석되었다. 그 기준은 1) 임플란트의 안정성유지, 2) 방사선학적 골 높이의 적절한 유지, 3)감염소견이 없는 상태이다.

2) 조직계측학적 평가

매식 4주와 8주후에 성견을 희생하였으며 하악골을 절단하여 제거한 후 즉시 10% 포르말린 용액에 넣어 고정하였으며 임플란트를 1개씩 포함하는 시편을 제작하였다. 그 후 실험실로 와서 70%의 alcohol에 6일간 고정하였으며 그 후 24시간 동안 상온의 흐르는 물에서 washing을 시행하였다. 그 후 알코올 세척을 통해 탈수시킨 후 glycometacrylate resin(spurr Low-viscosity Embedding media, Polyscience, PPA, USA)에 포매 하였다. 중합시킨 시편을 high-precision diamond disc (Low speed diamond wheel saw 650, SBT, San clemente, CA, USA)를 사용하여 임플란트 장축방향으로 약 200 μ m 두께로 절단 후 최종적으로 lapping and polishing machine (OMNILAP 2000, SBT, Sanclemente, CA, USA)을 사용하여 30 μ m 두께로 연마하였고 각 임플란트 당 1개의 슬라이드를 제작하여 유골과 석회화골이 확실히 나뉘어 염색되고 또한 골표식의 형광도 관찰이 가능하여 골의 조직학적 동태계측을 위한 기본적인 염색법인 Villanueva osteochrome bone stain(San clemente, CA, USA)을 시행 후 광학현미경(Olympus BX50, Tokyo, Japan)으로 관찰하였다.

조직형태계측학적 평가는 임플란트 나사선내의 신생골의 충전율을 조사하였다 (Fig. 8); 신생골 충전율 = 신생골 형성 면적/thread 밖 공간 넓이 \times 100%. 계산된 결과를 통하여 통계학적으로 분석(Student t-test, $P < 0.05$)을 시행하였다.

3) 통계학적 분석

조직표본으로 임플란트와 골의 충전율이 측정되었고 Student t-test로 통계학적 분석이 시행되었다. 임플란트 4, 8주 후 실험군과 대조군과의 골 충전율에 대해 독립 표본 t-test로 통계학적 분석을 시행 하였다.

III. 실험결과

1. 임상적 결과

임상적인 검사로 4마리에 식립 된 32개의 임플란트 중 실험 1군에서 1개, 대조 1군에서 3개, 실험 2군에서 2개, 대조 2군 3개가 심한 동요도 및 골소실로 실패하였다. 골 유착 기간을 고려하지 않았을 때, 실험군에서 평균 81.5%, 대조군에서 평균 56.5%의 성공률을 보였다.

2. 임플란트 골 충전율

조직형태계측학적 평가는 임플란트 나사선내 신생골 충전율을 조사하였다. 신생골 충전율 = 신생골 형성 면적 / Thread 밖 공간 넓이 × 100% (Fig 8). 실험 1군, 대조 1군에서 실패한 임플란트는 신생골 충전율의 계산에 포함되지 않았으며 실험 1군에서는 총 8개의 임플란트 식립 중에 1개가 실패하였으며 7개의 임플란트의 신생골 충전율은 평균 44.65%의 골 충전율을 나타내었다. 실험 2군에서는 2개의 임플란트가 실패하였으며 신생골 충전율은 46.68%의 신생골 충전율을 보였다. 대조군의 신생골 충전율은 자석이 삽입된 실험군에 비해 낮은 신생골 충전율을 보였다. 대조 1군은 31.67%, 대조 2군은 37.80%의 신생골 형성율을 보였다(Table 3).

Table 3. Bone to implant contact percentage(%)

Group	Bone to implant contact
Experimental 1	44.65±18.00
Control 1	31.67±11.82
Experimental 2	46.68±13.44
Control 2	37.80±7.29

Experimental 1 : machined surface implant + Neodymium magnet, 4 weeks osseointegration

Experimental 2 : machined surface implant + Neodymium magnet, 8 weeks osseointegration

Control group 1 : machined surface implant, 4 weeks osseointegration

Control group 2 : machined surface implant, 8 weeks osseointegration

실험 1군과 대조 1군의 골 충전율에서는 각각 44.65%±18.00, 31.67%±11.82로 실험

1군의 골 충전율이 더 높은 것으로 나타내어 실험 4주군에서는 자석을 포함하는 경우가 더 높은 골 충전율을 보이고 있었으나 통계적으로 유의한 차이를 보이지 않았다. 실험 2군과 대조 2군의 신생골 충전율은 각각 $46.68\% \pm 13.44$, $37.80\% \pm 7.29$ 으로 나타내어 역시 자석을 포함하는 실험군에서 더 높은 골 충전율을 보였으나 통계적으로 유의한 차이는 보이지 않았다. 실험 1군과 2군의 신생골 충전율은 $44.65\% \pm 18.00$, $46.68\% \pm 13.44$ 으로 나타나 4주군에 비해 8주군의 경우가 더 골 충전율이 높아 시간이 경과함에 따라 골 신생율이 높았으나 통계적으로 유의한 차이를 보이지 않았다. Villanueva osteochrome bone stain (San clemente, CA, USA)을 시행 후 광학현미경(Olympus BX50, Tokyo, Japan)으로 관찰한 결과 역시 실험군의 경우에서 신생골의 형성이 더 많음을 알 수 있었다(Fig. 9-12).

IV. 총괄 및 고찰

임프란트 치료의 중요한 목표는 안정적인 골유착을 통해 보철을 하기 위한 장기적이고도 안정적인 고정(anchorage)을 제공하는데 있다.⁶⁻⁹⁾ 이러한 관점에서 임프란트의 성공을 위해서는 골유착이 필수적일 수밖에 없다. 이러한 골 유착을 개선하기 위해서 여러 가지 노력이 수반되어야 하는데 우선 술자는 임프란트를 매식하기에 앞서 식립 부위의 골조직의 상태와 환자의 전신적인 평가가 수행되어야 할 것이다. 또한 그에 맞는 임프란트의 형태와 표면 그리고 부위와 골질에 따른 올바른 술식이 적용되어야 한다.^{10,11)} 그리고 보철물의 설계와 환자의 교육정도에 따라서도 그 성공 여부가 결정될 것이다. 이러한 임프란트 고정을 향상시키기 위한 많은 노력이 이뤄지고 있는데 최근에는 그 노력의 방향이 단순히 임프란트의 fixture의 형태 디자인을 개발하거나 표면처리를 향상시키는 것에서 벗어나 임프란트가 식립된 주변의 신생골 형성을 촉진시킬 수 있는 방법을 고려해볼 수 있다.

한편 자석이 관심을 받게 된 것은 1970년대 희토류 자석이 연구되면서 인체에 대한 충분한 효과가 있는 크기의 자석이 발달 하면서였다. Yasuda 등은^{12,13)} 1955년 전기적 흐름이 callus의 형성을 촉진한다고 최초로 보고 하였으며, 그 이후 Bassett 등에 의해 pulsing electromagnetic fields(PEMF)내에서도 유사한 효과가 있다고 보고되었다.^{14,15)} 다른 동물 실험에서^{16,17)}에서는 PEMF가 골의 감소를 억제한다는 보고도 있었다. 1979년 미국의 Food and Drug Administration(FDA)에서 비유합된 골절과 실패한 arthrodsis의 치료에 PEMF의 승인을 하였다.^{18,19)} 하지만 적은 수의 연구자들만이 SMF(static magnetic fields)에서의 골재형성에 관한 연구를 보고 하였으며 그 또한 결과들이 일치하지 않았다.^{20,21)} 좀더 중요한 것은 이러한 불일치를 보이는 이유가 골막에 가해지는 인장력과 자석의 미세한 움직임 등이 고려되지 않았기 때문이다. 이러한 점에서 몇몇의 연구자들은 좀더 제한된 조건 내에서 자기장과 골형성에 관한 연구를 시행하고자 하였다. Yuge 등²²⁾은 자기장내에서 근세포(myoblast)를 배양해 자기장이 세포의 분화도에 긍정적인 영향을 미친다는 것을 알고 골모세포(osteoblast)를 실험하여 자기장이 골모세포의 분화를 증진시킨다는 것

을 보고 하였다. Inoue 등²³⁾은 전자기장 자극이후 미분화²⁴⁾은 전자기장에 노출된 부위에서 골 분화도를 나타내는 지표인 알칼리성인산분해효소의 활성이 증가되는 것을 관찰하여 자기장에 의해 골모세포의 증식과 분화가 증가하는 것을 관찰하였다.

전자기장에 의한 골모세포의 활성의 증가와 그에 따른 신생골 형성에 관한 많은 연구가 현재에도 진행되고 있다. 그 연구에 대한 관심은 Yasuda²⁵⁾가 전기적 자극으로 골 형성을 유도한 연구에서 비롯되었으며 그의 연구 이후에도 많은 이들이 골의 치유 및 재생에 있어서 외부의 자기장은 인공적으로 만든 손상부위의 뼈 형성과 골결의 치유^{26,27)}, Partial limb^{28,29)}의 재생을 포함한 다양한 경우에서 유용하게 이용될 수 있음이 나타났다. 1998년 Yan 등은³⁰⁾ 쥐의 대퇴골에 사마리움-코발트 자석을 매식한 후 자석 주위의 골의 무기질 밀도(BMD, bone mineral density)가 동일한 크기의 비자기화된 사마리움-코발트 금속을 매식한 쥐에 비해 매우 높아지는 것을 보고 하였다. 또한 2001년 Xu 등³¹⁾은 여기서 좀더 나아가 동맥을 차단한 실험군에서도 BMD가 유지되는 것을 토대로 자석이 혈액의 순환의 개선에도 효과가 있음을 보고 하였다. 이는 여러 연구에서 논란이 되고 있는 점인데, 2000년 Ichioka 등³²⁾은 80,000 Gauss(G)의 SMF(static magnetic fields)에서 전체의 몸이 노출된 쥐에서 혈류를 조사해본 결과 피부의 온도가 저하되면서 혈류의 흐름이 늦어졌다고 보고 했으나, Gmitrov³³⁾은 토끼의 귀에서 Ichioka 등의 실험에 비해 낮은 자기력인 2500G에서는 오히려 혈류의 흐름이 증가됨을 발표하여 자기력의 세기에 따른 혈류의 흐름도 다르다는 것을 알 수 있었다.

그 외에도 SMF가 국소적인 골 대사(metabolism)를 증진 시킨다고 제안되어 왔다.³⁴⁾⁻³⁶⁾ 이처럼 전자기장의 노출은 뼈세포에 직접적으로 영향을 주어서 뼈의 재형성을 촉진시킨다는 것을 알 수 있다.³⁷⁾⁻³⁹⁾

그러나 자기장이 골모세포에 부정적인 영향을 미칠 수 있다는 일부의 부정적인 영향에 대한 보고도 있는데, 이는 실험에 사용한 자기장의 세기, 적용시간 등 여러 가지의 조건에 따라 달라지는 것으로 보인다. 따라서 자기장이 골모세포의 분화에 긍정적인 효과를 미칠 수 있는 자기장의 세기와 적용 시간 등을 규격화하는 실험도 반드시 필요하리라 사료된다. 이에 국내에서 연구된 바에 따르면 10G 정도의

자기장의 세기에서 뼈모세포의 활성이 가장 증가하였고 뼈 형성에 관련 있는 수용체의 발현 빈도 또한 높았다는 보고가 있었다.^{40,41)}

임프란트를 위해 선택되는 금속은 생체 친화성이 높은 티타늄으로^{42,43)}, 티타늄(Ti)과 티타늄 합금(Ti-6Al-4V)은 골유착성 임프란트에 첫 번째로 선택되는 금속이다.⁴⁴⁾ 이에 따라 치은에 대한 생체 친화성을 고려하여 생체 친화성이 높은 티타늄으로 자성재를 제작할 수도 있었으나, 자성재는 생체 친화성 뿐만아니라 구강 내에서 자성 구조체와의 결합력을 유지하여야 한다는 또 다른 조건을 만족시키기 위해서 우수한 자기 특성과 내식성이 요구되므로 티타늄과 같은 비자성체만을 재료로 하여 제작될 수 없는 문제점을 가지고 있었다. 그래서 본 연구에서는 티타늄으로 제작된 임프란트 내부에 네오디미움 자석을 삽입함으로써 위와 같은 문제점을 해결하였으며 또한 기존에 healing cap 형태로 제작된 자석을 이용한 실험에서 임프란트 neck 부위에서 멀어질수록 자력이 약해져 골모세포의 분화도가 낮아지는 부분을 보완하였다.

본 연구에서는 자성이 골모세포의 분화에 긍정적인 영향을 미친다는 발상에서 기존의 기계적인 관점에서 치과용 임프란트가 개선되는 것과 달리 생체 전자기장의 관점에서 고안된 임프란트를 실험함으로써 임프란트 주변의 신생골 형성에 대한 자기장의 영향에 대하여 살펴보았다. 이 실험의 결과에서도 자기장이 존재하는 경우에 임프란트 주변부의 신생골 형성에 긍정적인 영향을 주는 것을 검증하였다. 또한 시간의 경과에 따라 실험군과 대조군 모두 신생골 형성이 증가하는 것을 볼 수 있었으나 4,8 주군 모두에서 유의성은 보이지 않았다($P>0.05$).

본 연구에서 더욱 정확한 실험을 위해서 실험동물의 식습관, 임프란트 표면처리 등 실험에 영향을 미치는 외부요인의 정확한 제한이 필요하며 정확한 구강 내의 자기장을 측정하기 위한 장치의 고안이 필요하리라 사료된다. 또한 장기간의 추적 관찰을 통한 임프란트의 생존율 평가 및 신생골 형성에 긍정적인 효과를 줄 수 있는 자기장의 세기, 시간 경과에 따른 자기장의 세기의 변화 및 자력의 적용 시간 등에 대해 더 많은 임상적, 통계학적 연구가 필요하리라 사료된다. 또한 인체에 대한 자기의 부정적 영향은 임상적으로 경험되고 있는 것은 없지만 임상 시험에 임한 많은 사람들에게는 여전히 불안한 여지가 남아있는 것이 사실이다. 이에 지속적

이고 다양한 조건을 적용한 연구를 통하여 자기력에 의해 임프란트 주변의 골 뿐 아니라 잇몸과 인접 치아 등의 생체에 미치는 영향에 대한 많은 의문을 해결하려는 의지가 필요할 것이다.

V. 결론

임프란트에 가해진 자기장이 임프란트 주위의 신생골 형성에 미치는 영향을 알아보기 위하여 bar형태로 제작된 네오디미움 자석을 임프란트 내부에 삽입하여 실험군으로 하고, 자석을 넣지 않은 임프란트를 대조군으로 하여 주위 신생골 형성율을 관찰하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 실험 1군(4 weeks)에서 44.65 ± 18.00 의 신생골 충전율을 보였으며 대조 1군(4 weeks)에서 31.67 ± 11.82 의 신생골 충전율을 보여 실험군에서 좀더 높은 신생골 충전율을 보였으나 통계적 유의성은 없었다($P > 0.05$).
2. 실험 2군(8 weeks)에서 46.68 ± 13.44 의 신생골 충전율을 보였으며 대조 2군(8 weeks)에서 37.80 ± 7.29 의 신생골 충전율을 보여 2군(8 weeks) 역시 실험군에서 높은 신생골 충전율을 보였으나 통계적 유의성은 보이지 않았다($P > 0.05$).
3. 시간의 경과에 따라 실험군과 대조군 모두 신생골 형성이 증가하는 것을 볼 수 있었으나 4, 8 주군 모두에서 유의성은 보이지 않았다($P > 0.05$).

참고문헌

1. Branemark PI, Adell R, Breine U, Hansson BO, Lindstrom J, Ohlsson A. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies, Scand J Plast Reconstr Surg 1969;3: 81.
2. Albrektsson T, Branemark PI, Hansson HA, Lindstrom J. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. Acta Orthop Scand 1981;52:155-170.
3. Yasuda I, and Fukuda E. On the piezoelectric effect of bone. J Physiol Soc Japan 1957;12:121-128
4. Korenstein R., Somjen D., Fischer H., and Binderman I. Capacitative pulsed electric stimulation of bone cell. Induction of cyclic-AMP and DNA synthesis. Biochem Biophys Acta 1984;803:302-307
5. Yan Q.C., Tomita N., and Ikada Y. Effect of static magnetic field on bone formation of rat femur. Med Eng Phys 1998;20:397-402
6. Branemark PI, Albrektsson RA, Lekholm U. An experimental and clinical study of osseointegrated penetrating the nasal cavity and maxillary sinus. J Oral Maxillofac Surg 1984;42:497.
7. Barber HD, Betts NJ, Edwards ML. The status of implant training in oral and maxillofacial surgery residency programs. 1994;52:1058.
8. Krekmanov L. A modified method of simultaneous bone grafting and placement of endosseous implants in the severely atrophic maxilla. Int J Oral Maxillofac Implants 1995;10:682.
9. Smith DE, Zarb GA. Criteria for success of osseointegrated endosseous implants. J Prosthet Dent 1989;62:567.
10. Albrektsson T, Branemark PI, Hansson HA, Lindstrom J. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. Acta Orthop Scand 1981;52:155-170.

11. Albrektsson T. Direct bone anchorage of dental implants. *J Prosthet Dent.* 1983;50:255-261.
12. Yasuda I, Noguchi KA, Sata T. Dynamic callus and electric callus. *J Bone Joint Surg* 1955;37A:12 - 92.
13. Yasuda I. Application of electrical callus. *J Jpn Orthop Assoc* 1955;29:351-3.
14. Bassett CAL, Mitchell SN, Gaston SR. Treatment of un-united tibial diaphyseal fractures with pulsing electromagnetic fields. *J Bone Joint Surg* 1981;63A:511-23.
15. Bassett CAL, Pawluk RJ, Pilla AA. Augmentation of bone repair by inductively coupled electromagnetic fields. *Science* 1974;184:575 - 7.
16. Mishima S. The effects of long-term pulsing electromagnetic field stimulation on experimental osteoporosis of rats. *J Univ Occup Envir Health* 1988;10:31-45.
17. Rubin CT, Mcleod KJ, Lanyon LE. Prevention of osteoporosis by pulsed electromagnetic field. *J Bone Joint Surg* 1989;71A:411 - 7.
18. Downes EM, Watson J. Development of the iron-cored electromagnet for the treatment of non-union and delayed union. *J Bone Joint Surg* 1984;66B:754-9.
19. Meskens MWA, Stuyck JAE, Mulier JC. Treatment of delayed union and nonunion of the tibia by pulsed electromagnetic fields: a retrospective follow-up. *Bull Hosp Joint Dis Orthop Inst* 1988;48:170-5.
20. Bruce GK, Howlen CR, Huckstep RL. Effect of a static magnetic field on fracture healing in a rabbit radius. *Clin Orthop* 1987;222:300 - 6.
21. Camilleri S, McDonald F. Static magnetic field effects on the sagittalsuture in *rattus norvegicus*. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1993;103:240-6.
22. Yuge L. *Biochemical and Biophysical Research Communications* 2003;311:32 - 38.
23. Inoue S., Ohashi S., Kajikawa K. The effects of electric stimulation on the differentiation to the bone. *Orhop Res Sci* 1980;7:501-507

24. Matsunaga S., Sakou T., Yoshikuni N. Intramedullary callus induced by weak direct current stimulation: Serial changes in the alkaline phosphatase activity at the site of electricity induced callus formation. *J Japan Bioelect Res Soc* 1988;2:67-71
25. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent* 1983;49:843-848.
26. Friedenberg Z.G., Robert P.G., Didizian N.H., and Brighton C.T. Stimulation of fracture healing by direct current in the rabbit fibula. *J Bone Joint Surg* 1971;54A:1400-1408.
27. Cieszynski Y. Studies on the regeneration of ossal tissue. II. Treatment of bone fracture in experimental animals with electric energy. *Arch Immunol Ther Exp* 1963;11:199-217.
28. Vercaigne S, Wolke JGC, Naert I. Histomorphometrical and mechanical evaluation of titanium plasma-sprayed-coated implants placed in the cortical bone of goats. *J Biomed Mater Res* 1998;41:41-48.
29. Hansson S. The implant neck : Smooth or provided with retention elements : A biomechanical approach. *Clin Oral Implants Res* 1999;10: 394-405.
30. Yan Q.C., Tomita N., and Ikada Y. Effect of static magnetic field on bone formation of rat femur. *Med Eng Phys* 1998;20:397-402
31. Xu S., Tomita N., Ohata R., and Yan Q. Static magnetic field effects on bone formation of rats with an ischemic bone model. *Biomed Mater Eng* 2001;11:257-263
32. Ichioka, S., Minegishi, M., Iwasaka, M., Shibata, M., Nakatsuka, T., Harii, K., Kamiya, A., Ueno, S. High-intensity static magnetic fields modulate skin microcirculation and temperature in vivo. *Bioelectromagnetic* 2000;21:183 - 188.
33. Gmitrov, J., Ohkubo, C., Okano, H. Effect of 0.25 T static magnetic field on microcirculation in rabbits. *Bioelectromagnetics* 2002;23:224-229.
34. Rodan GA, Bourre LA, Norton LA. DNA synthesis in cartilage cells is

- stimulated by oscillating electrical field. *Science* 1978;199:690 - 2.
35. Bassett CAL. Pulsing electromagnetic field: a new method to modify cell behaviors in calcified and non-calcified tissues. *Calcif Tissue Int* 1982;34:1 - 8.
 36. Norton LA, Hanley KJ, Turkewicz J. Bioelectric perturbations of bone. *Angle Orthod* 1984;54:73 - 87.
 37. Kubato K. Effect of electrical currents of alveolar bone defects. *J Kyushu Dent Soc* 1982;36:64-81
 38. Karaki R. Experimental study of internal remodeling and callus formation in mandible by electrical stimulation. *J Kyushu Dent Soc* 1979;32:590-608
 39. Takahashi H. The effects of microelectric current on internal remodeling of bone. *Orthop Res Sci* 1980;7:517-527
 40. Cho Y.W., Lee S.B., and Chio B.B. The effect of magnetism(neodymium magnet) on activity of osteoblast. *J Korean Acad Stomatognath Func and Occ* 2003;19:185-194
 41. Lee S.M., Lee S.B., and Chio B.B. Effect of magnetism(neodymium magnet) on growth factor receptors of osteoblast. *J Korean Acad Stomatognath Func and Occ* 2003;19:87-96
 42. Breme J, Steinhauser E, Paulus G. : Commercially pure titanium Sterinhauser plate-screw system for maxillofacial surgery. *Biomaterials* 1988;9:310-313.
 43. Browne M, Gregson PJ. : Effect of mechanical surface pretreatment on metal ion release. *Biomaterials* 2000;21:385-392.
 44. Kasem B, Lausmaa J. Metal selection and surface characteristics : In : Branemark P-I, Zarb GA, Albrektsson T, eds. *Tissue-Integrated Prostheses : Osseointegration in Clinical Dentistry*. Chicago : Quintessence 1985:99-116.

사진 부도 설명

Fig 1. Pre-extraction state in dog.

Fig 2. Implant (Jeil medical, grade 3, machined surface; Length: 8.5mm
Diameter: 3.9mm)

Fig 3. Neodymium Magnetic (NdFeB, Titanmagnetics Konusinsert, Steco
-system-technik, Germany)

Fig 4-A. Insertion of Neodymium Magnetic in Implant

B. X-ray taking (red circle : Insertion of Neodymium Magnetic in
Implant)

Fig 5-A. Extraction of Mn. 1, 2, 3, 4 pre-molar and suture

B. Extracted Mn. 1, 2, 3, 4 pre-molar

Fig 6-A, B, C. Implantation, Suture

Fig 7. X-ray taking(after sacrifice)

Fig 8. Implant to bone contact percentage

Fig 9. Immature new bone formation was observed in the implant surface

A : Control 1. (Villanueva osteochrome bone stain, X15)

B : Control 2. (Villanueva osteochrome bone stain, X40)

Fig 10. Immature new bone and new trabecular bone of lammellar type
was seen in the middle portion of implant surface

A : Experimental 1. (Villanueva osteochrome bone stain, X15)

B : Experimental 2. (Villanueva osteochrome bone stain, X40)

Fig 11. Immature new bone formation was observed in the implant surface

A : Control 2. (Villanueva osteochrome bone stain, X15)

B : Control 2. (Villanuuva osteochrome bone stain, X40)

Fig 12. Immature new bone and new trabecular bone of lammellar type was seen in the middle portion of implant surface.

A : Experimental 2.(Villanueva osteochrome bone stain, X15)

B : Experimental 2.(Villanueva osteochrome bone stain, X40)

사진부도



Fig. 1

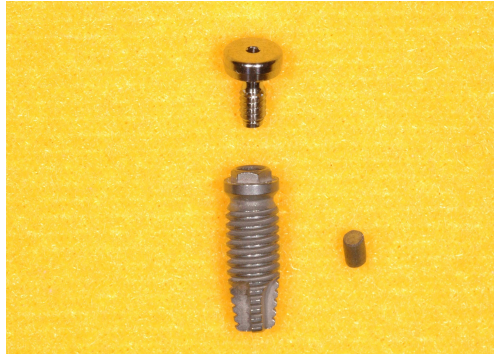


Fig. 2

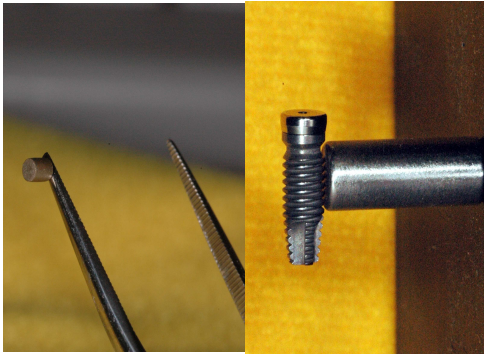


Fig 3.

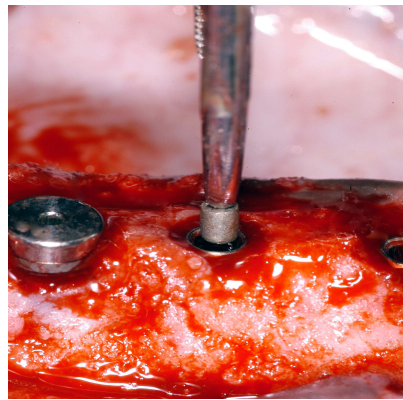


Fig 4-A.

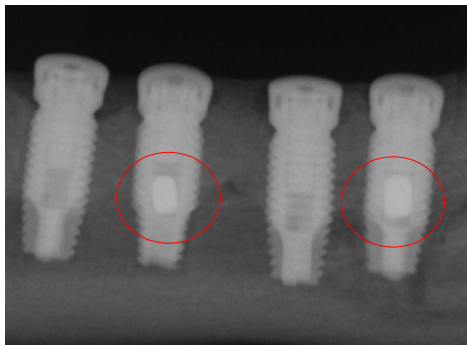


Fig 4-B.

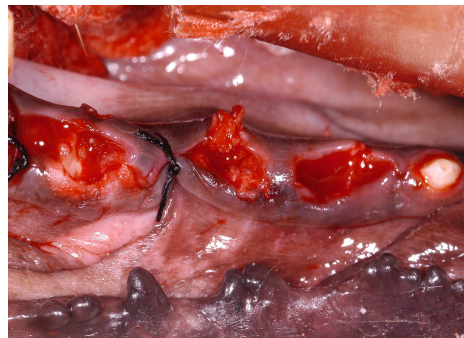


Fig 5-A.



Fig. 5-B

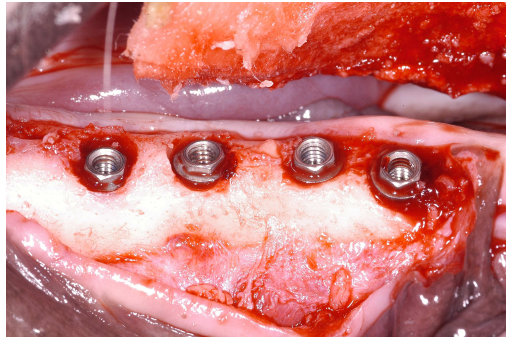


Fig. 6-A

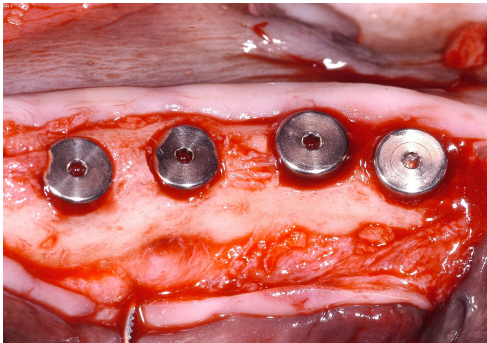


Fig. 6-B

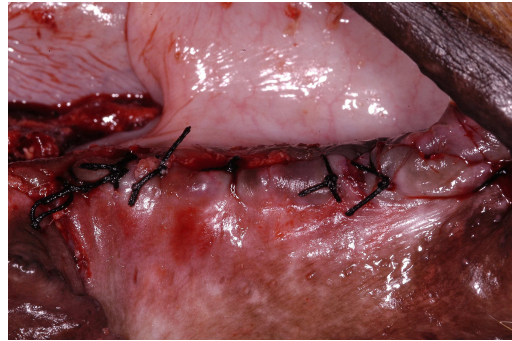


Fig. 6-C

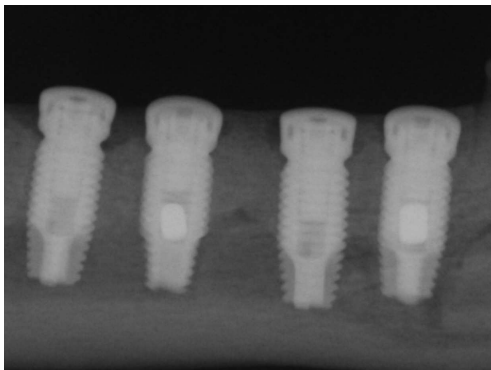


Fig. 7



Fig. 8



Fig. 9-A (X15)

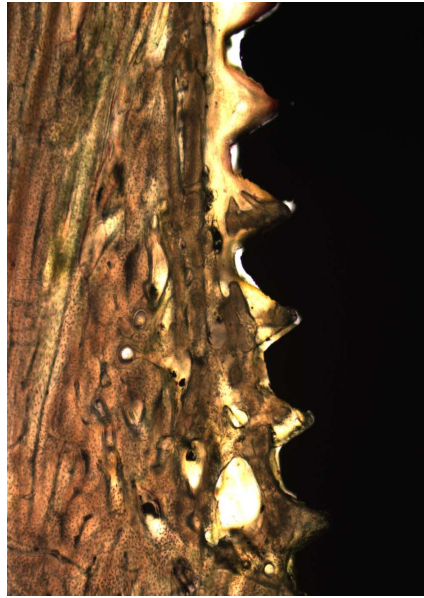


Fig. 9-B (X40)

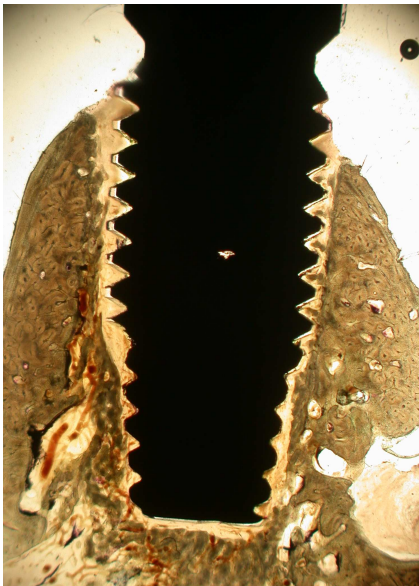


Fig. 10-A (X15)

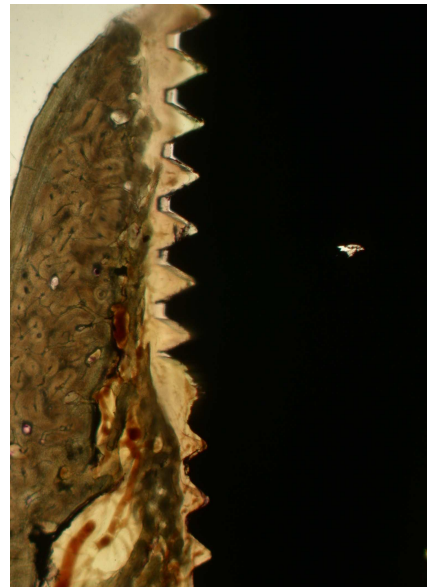


Fig. 10-B (X40)



Fig. 11-A(X15)

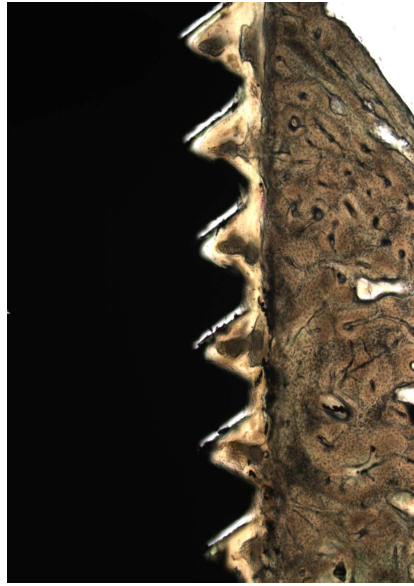


Fig. 11-B (X40)

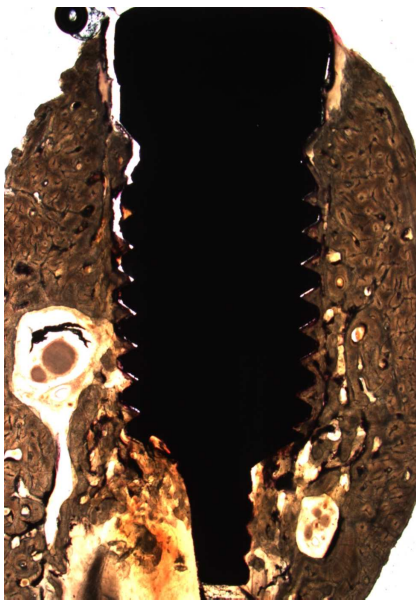


Fig. 12-A (X15)

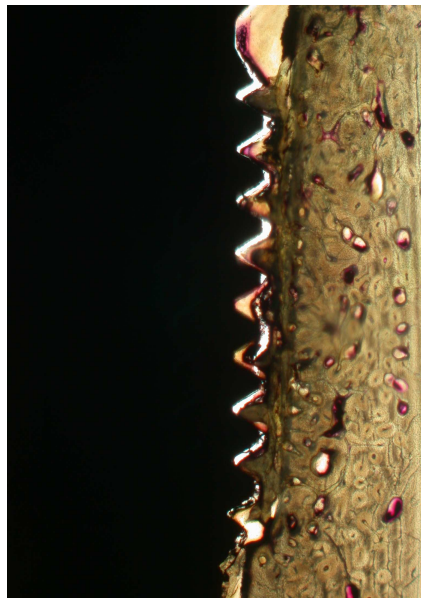


Fig. 12-B (X40)

저작물 이용 허락서

학 과	치의학과	학 번	20067181	과 정	석사(0), 박사
성 명	한글: 백 성 문 한문: 白 成 文 영문: Baik Sung Mun				
주 소	광주광역시 북구 두암동 주공아파트 304동 604호				
연락처	E-MAIL : baik4080@hanmail.net				
논문제목	한글 : 성견에서 자석 임플란트 주변의 신생골 형성에 대한 조직형태계측학적 평가 영문 : Histomorphometric Evaluation of new bone formation around Magnetic Implant in Dogs				

본인이 저작한 위의 저작물에 대하여 다음과 같은 조건아래 조선대학교가 저작물을 이용할 수 있도록 허락하고 동의합니다.

- 다 음 -

1. 저작물의 DB구축 및 인터넷을 포함한 정보통신망에의 공개를 위한 저작물의 복제, 기억장치에의 저장, 전송 등을 허락함
2. 위의 목적을 위하여 필요한 범위 내에서의 편집·형식상의 변경을 허락함. 다만, 저작물의 내용변경은 금지함.
3. 배포·전송된 저작물의 영리적 목적을 위한 복제, 저장, 전송 등은 금지함.
4. 저작물에 대한 이용기간은 5년으로 하고, 기간종료 3개월 이내에 별도의 의사 표시가 없을 경우에는 저작물의 이용기간을 계속 연장함.
5. 해당 저작물의 저작권을 타인에게 양도하거나 또는 출판을 허락을 하였을 경우에는 1개월 이내에 대학에 이를 통보함.
6. 조선대학교는 저작물의 이용허락 이후 해당 저작물로 인하여 발생하는 타인에 의한 권리 침해에 대하여 일체의 법적 책임을 지지 않음
7. 소속대학의 협정기관에 저작물의 제공 및 인터넷 등 정보통신망을 이용한 저작물의 전송·출력을 허락함.

동의여부 : 동의(O) 반대()

2008년 2 월 일

저작자: 백 성 문 (서명 또는 인)

조선대학교²⁴ 총장 귀하