

국제 임플란트 학회지

*Journal of International Congress of
Oral Implantologists KOREA*

Volume 4 Number 1 2012

국제 임플란트 학회

Korean Society of Oral Implantologists

CONTENTS

Reconstruction of Alveolar Bone Defects with Iliac Bone and GBR Titanium Membrane for Dental Implant Site Preparation

Da-Nee Jeon, Uk-Kyu Kim* | Dept. of Oral and Maxillofacial Surgery, School of Dentistry, Pusan National University, Republic of Korea

..... 5

rhBMP-2와 rhPDGF-BB가 적용된 티타늄이 인간간엽 줄기세포의 반응에 미치는 영향

허중보 | 부산대학교 치의학전문대학원 치과보철학교실

..... 11

임플란트 지대주 종류에 따른 나사 풀림 정도 비교

김재기 · 류재준 · 권종진 | 고려대학교 임상치의학 대학원 임플란트학과

..... 25

Minimally Invasive Sinus Augmentation using Flapless Hydrodynamic Piezoelectric Internal Sinus Elevation

손동석 | Professor, Department of Dentistry and Oral and Maxillofacial Surgery, Daegu Catholic University Hospital.

..... 39

Reconstruction of Alveolar Bone Defects with Iliac Bone and GBR Titanium Membrane for Dental Implant Site Preparation

Da-Nee Jeon, Uk-Kyu Kim*

| Dept. of Oral and Maxillofacial Surgery, School of Dentistry, Pusan National University, Republic of Korea

ABSTRACT

Reconstruction of Alveolar Bone Defects with Iliac Bone and GBR Titanium Membrane for Dental Implant Site Preparation

Da-Nee Jeon, Uk-Kyu Kim*

Dept. of Oral and Maxillofacial Surgery, School of Dentistry, Pusan National University, Republic of Korea

Objective: The objective of this study was to evaluate the success of bone reconstruction of the severely atrophic maxilla and mandible using iliac bone with titanium membrane for dental implant site preparation.

Patients and methods: Ten consecutive patients who required bone graft for dental implant were studied. Group I (5 patients) had reconstruction with iliac bone and group II (5 patients) had reconstruction with mandibular body bone. The two groups were evaluated the volumetric changes with cone-beam computed tomography (CBCT).

Results: The group I with the iliac bone grafts showed less mean absorbed rate than group II with mandibular body bone (MBB), but the difference was not significant.

Conclusion: Reconstruction of alveolar bone defects with iliac bone and GBR titanium membrane is considered as reliable method for dental implant site preparation.

INTRODUCTION

Moderate or severe periodontitis, cystic lesion, oral cancer and trauma can cause alveolar bone defects. If the alveolar bone defects are not large, it could be restored with xenograft or allograft material. But, for long term stability and surgical success of dental implant, sufficient bone quantity and favorable bone density are very important. Therefore autogenous bone graft is necessary and it was thought as the gold standard in alveolar ridge reconstruction.

Bone substitute materials are developed, but autografts is always excellent in recovery of function and form or adaptability. The principles involved in successful bone grafts include osteoconduction, osteoinduction and osteogenesis. Osteogenesis only occurs with autografts. Autograft does not induce immune rejection response and has absolute biocompatibility.

For grafting, autogenous bone can be harvested from intraoral and extraoral donor sites. Intraoral donor sites could be mandibular symphysis, body, and ramus. Extraoral donor sites could be calvarium, tibia, iliac crest and rib. Iliac bone is the most commonly used for moderate alveolar bone defects and it has a large quantity of cancellous bone. Cancellous bone has more osteoblasts and osteocytes than cortical bone, therefore it

provides more osteogenesis. For mild or moderate alveolar bone defect, mandibular body bone graft is useful. It is easily harvested and donor site and recipient site are very close.

This study focused on the availability of iliac particulated cancellous bone marrow (PCBM) graft with guided bone regeneration (GBR) membrane reinforced with Titanium comparing to other autogenous bone grafts like mandibular body bone.

PATIENTS AND METHODS

1) PATIENTS

Ten consecutive patients who required bone graft for dental implant were studied. They underwent alveolar bone graft surgery for dental implant at the Department of Oral and maxillofacial Surgery in Busan National University Dental Hospital. Their average age was 50.71. Seven patients are male and 3 are female (Table 1). Age, gender, cause of alveolar bone loss, kind of grafted bone was researched in each patient (Table 2). Their causes of alveolar bone loss are variable: oral cancer, cystic lesion, traffic accident and so on.

Alveolar bone defects were reconstructed with particulated cancellous bone marrow (PCBM) of iliac bone and mandibular body

bone. We divided two groups by donor site of bone graft.

Table 1. Patients

Patient	Recipient sites(n)	M/F	Mean age
10	n=10	7/3	50.71

Table 2. Patients

Name	Age	Sex	Causes of loss of alveolar bone	Location of defect	Donor site
Lee OO	36	M	SCC	#34,36,37	Iliac PCBM
Jung OO	42	M	Ameloblastoma	Mn. Ant. & Lt.	Iliac PCBM
Gu OO	46	M	Edentulous state	Mx.	Iliac PCBM
Bak OO	50	M	OAF	#15,16,17	Iliac PCBM
Kim OO	27	M	Traffic accident	#31,32,41,42	Iliac block bone

2) SURGICAL PROCEDURE

Fully informed consent was obtained from all patients prior to treatment. For iliac bone harvesting, general anesthetics were administered via nasotracheal intubation. Local anesthesia, skin incision and dissection were done in layers on left iliac crest bone site. Musculoperiosteal flap was elevated and iliac bone was exposure. Harvesting of iliac PCBM was done through the trap door of cortical opening. Iliac PCBM was trimmed to fit the alveolar defect site. The bone graft was fixed with screw. It was covered with GBR membrane reinforced with titanium. Wound site was primary closed with releasing incision. After about 10days of hospitalization, patients were discharged. After 4months later, membranewas removed before 1st implantation.

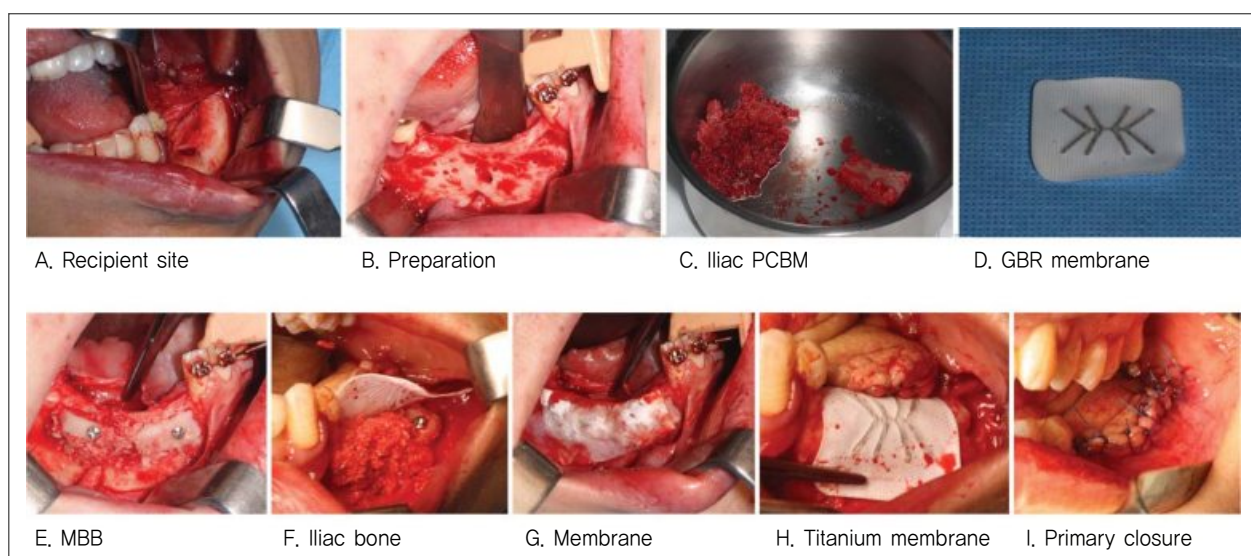


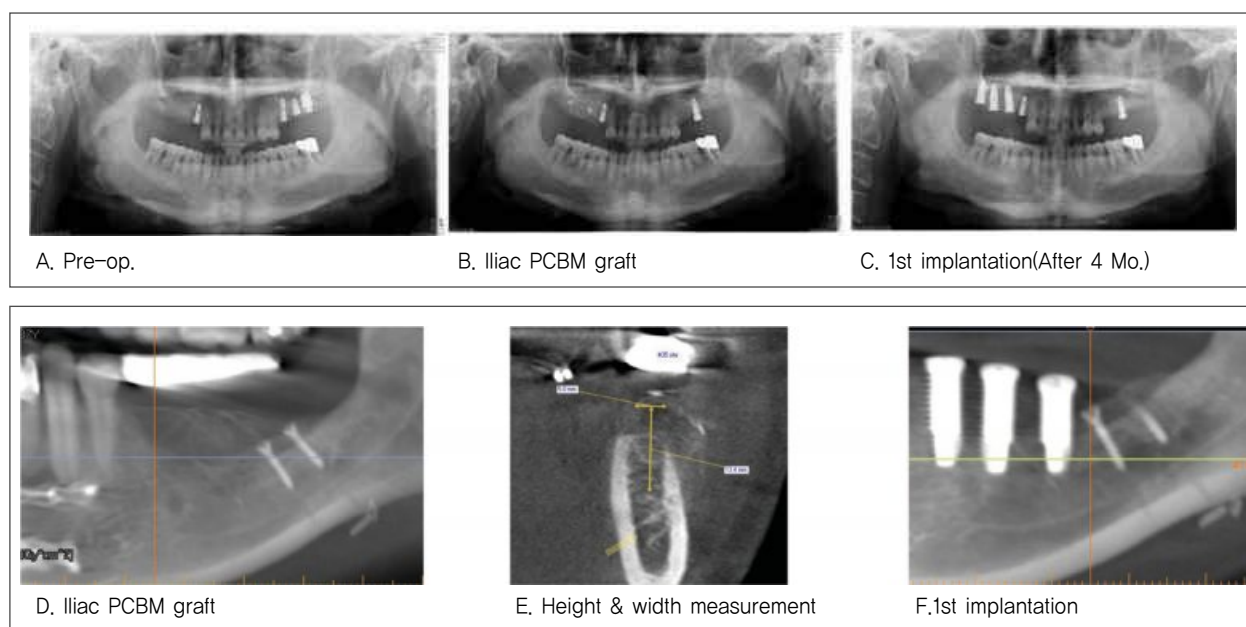
Fig 1. surgical procedure

Table 3. Iliac bone graft

Recipient site	Location of defect	Height gain	Width gain
1	#34,36,37	8.1mm	9.9mm
2	Mn. Ant. & Lt.	11.4mm	6.6mm
3	Mx.	5.1mm	7.3mm
4	#15,16,17	4.4mm	4.6mm
5	#31,32,41,42	6.7mm	3.2mm

Table 4. Mandibular body bone graft

Recipient site	Location of defect	Height gain	Width gain
1	#14,15,16,17	5.3mm	6.5mm
2	#26,27	5.2mm	6.5mm
3	#35,36	5.8mm	7.8mm
4	#35,36,37	3.8mm	4.4mm
5	#34,35,37	6.5mm	8.1mm

**Fig 2.** Radiographic evaluation and measurement

For mandibular body bone graft, patients were conscious sedation. Block bone was harvested by vertical and horizontal osteotomy. The rest of the process was similar to the iliac graft (Fig 1).

3) RADIOGRAPHIC EVALUATION AND MEASUREMENT

Patients divided two groups. Group I (5 patients) had reconstruction with iliac bone and group II (5 patients) had reconstruction with mandibular body bone. The two groups were evaluated the

volumetric changes with cone-beam computed tomography (CBCT).

Their maxilla or mandibular edentulous state was scanned with CBCT for preoperative diagnosis (T0), immediately after bone graft (T1) and 4months later (T2). Height and width were measured on CBCT images. It measured on mesial and distal side of fixed screw and we tried to measure up at the same site. Volumetric changes were evaluated by multiplied by the height and width.

RESULTS

The wound healed well without perforation or fistula. After bone graft, alveolar bone defect site was increased in the height and width. Group I (iliac PCBM) increased 4.4~11.4mm in the height and 3.2~9.9mm in the width. Group I I (MBB) increased 3.8~6.5mm in the height and 4.4~8.1mm in the width. It was considered it depends on the alveolar bone defect size and recipient site (anterior or posterior teeth site).

For the stability of bone graft, implantation was done by 4months later. Before the first implantation, GBR membrane was removed. Height and width were measured at this time. There has been a little change; they were generally decreased. Group I (iliac PCBM) were

slightly decreased compared with Group I I (MBB). The bone graft surgery was successful and sufficient bone was obtained for dental implant.

DISCUSSION

Severe bone loss from trauma, infection, or advanced atrophy usually demands the iliac crest as a donor site to provide the volume of bone necessary to reconstruct the defect. Iliac PCBM has both cancellous and cortical bone. GBR allow to maintain of adequate space under the membrane to allow migration of cells and ingrowth of blood vessels from adjacent osteogenic tissues to occur. For iliac PCBM graft, two team approaches is possible and donor site wounds can be sutured primarily. Although harvesting iliac bone has disadvantages like hospitalization and temporary walking disturbances, it provides a large amount of bone and its stability

CONCLUSIONS

Autografts with iliac bone and mandibular body bone showed the high qualified new bone formation of alveolar bone defects. Especially, use of iliac bone

with GBR titanium membrane can be optimal to moderate sized defects, vertically, horizontally compared to the mandibular body bone graft. GBR titanium membrane seems to be reducing the bone resorption and maintain the bone grafts.

*Acknowledgement:

This study was supported by a grant of Korean National Research Foundation, Republic of Korea (NRF-2012R1A1A2003550).

References

1. YuniaDwiRakhmatia, YasunoriAyukawa*, AkihiroFuruhashi, KiyoshiKoyano, Current barrier membranes: Titanium mesh and other membranes for guided bone regeneration in dental applications, Journal of Prosthodontic Research, 57 (2013) 3-14
2. S. Pelo, R. Boniello, A. moro, G. Gasparini, P. F. Amoroso, Augmentation of the atrophic edentulous mandible by a bilateral two-step osteotomy with autogenous bone graft to place osseointegrated dental implants, Int. J. Oral Maxillofac. Surg. 2010; 39: 227-234
3. L. Sbordone, P. Tl,ti, G.B.Menchini-Fabris, C. Sbordone, P. Piombino, F. Guidetti, Volume changes of autogenous bone grafts after alveolar ridge augmentation of atrophic maxillae and mandibles, Int. J. Oral Maxillofac. Surg. 2009; 38: 1059-1065
4. Carolina Sbordone, Paolo Toti, Franco Guidetti, Luigi Califano, Angela Santoro, and LudovicoSbordone, Volume changes of iliac crest autogenous bone grafts after vertical and horizontal alveolar ridge augmentation of atrophic maxillas and mandibles: a 6-year computerized tomographic follow-up.
5. Christian Mertens, Christian Decker, Robin Seeberger, Jurgen Hoffmann, Anja Sander, KoljaFreier, Early bone resorption after vertical bone augmentation-a comparison of calvarial and iliac grafts, Clinical oral implants research

교신 저자 연락처

김 옥 규 :
부산대학교 치의학전문 대학원 치과보철학 교실
경남 양산시 물금읍 범어리 626-870
Tel : 055-360-5100
Fax : 055-360-5104
Uk-Kyu Kim
Mulgeum-eup, Yangsan, Gyeong-nam 626-870,
Korea Republic
Pusan National University, School of Dentistry, Dept.
of Oral and Maxillofacial Surgery
Tel: +82-55-30-5112, Fax:+82-55-360-5104,
e-mail: kuksjs@pusan.ac.kr

rhBMP-2와 rhPDGF-BB가 적용된 티타늄이 인간간엽줄기세포의 반응에 미치는 영향

허중보

| 부산대학교 치의학전문대학원 치과보철학교실

ABSTRACT

Effect of rhBMP-2 and rhPDGF-BB coated onto titanium implant on Human mesenchymal stem cell

Jung-Bo Huh

Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Pusan National University, Yangsan, Korea

Purpose: This study was aimed to examine the effect of rhBMP-2 and rhPDGF-BB which were known as bone growth factors coated onto the anodized implant on response of stem cell.

Materials and Methods: For In-Vitro Study, the discs were made of anodized titanium surface with the diameter of 12mm and the thickness of 3mm. The specimens were classified 3 groups. Control group is anodized titanium surface group, rhBMP-2 group is anodized titanium surface group coated with rhBMP-2 (50ng/ml), Combination group of rhBMP-2, rhPDGF-BB is anodized titanium surface coated with rhBMP-2 (50ng/ml), rhPDGF-BB (10ng/ml). Cell attachment and proliferation were measured by scanning electron microscopy, XTT assay. For analysis of cell differentiation and mineralization, ALP activity assay, RT-PCR, osteocalcin production assay and alizarin red stain-mineralization assay were measured. The statistical significance was analyzed by Kruskal-Wallis test. Multiple comparison was performed by Tukey-Kramer HSD.

Results: rhBMP-2 group and combination group of rhBMP-2, rhPDGF-BB were effective compared to control group in XTT assay at 4th day. Combination group of rhBMP-2 and rhPDGF-BB, rhBMP group, control group in order were effective in XTT assay at 10th day ($p < 0.05$). In results of ALP activity analysis at 7th, 14th days, there is no effect among rhBMP group, combination group of rhBMP-2 and rhPDGF-BB, control group. But in results of 21th ALP activity analysis, rhBMP-2 group, combination group of rhBMP-2 and rhPDGF-BB were effective compared to control group.

Conclusion: rhBMP-2 group and combination group of rhBMP-2 and rhPDGF-BB were effective compared to control group on bone formation in vitro studies.

Key words : rhBMP-2, rhPDGF-BB, dental implant, osseointegration

I. 서론

임상에서 임플란트를 사용하기 시작한 이후, 임플란트 주변 골 형성을 증진시키기 위해 표면 처리법이 지속적으로 발전되어져 왔다. 평활한 기계 절삭면 (machined surface)을 시작으로 임플란트의 표면 구조를 변화 시켜 골 유착을 증진시키려는 많은 연구들이 있었다.^{1,2} 임플란트의 표면 거칠기를 증가시키기 위해서 산부식이나 생체 친화물질의 분사 등이 사용되었고, 한편으로는 산화층 및 다공성 표면을 형성시키기 위해서 양극산화 (anodizing oxidation) 방법들도 사용되어지고 있다.³ 일반적인 임플란트 기술에서는 표면을 기계적으로 거칠게 하여 골 전도 (osteoconduction)를 증가 시키는 것만으로도 좋은 결과를 기대 할 수 있었다. 그러나 시술 부위에 골 상태가 양호하지 못한 경우, 고혈압, 당뇨 등 대사 질환을 가진 환자의 경우, 상·하악

에서 심하게 골이 퇴축된 경우에는 임플란트의 초기 고정과 골 유착이 제한을 받게 된다. 정상적인 골 유착을 기대하기 어려운 위의 경우에 골 유착을 증진시키기 위하여, 최근에는 임플란트 표면에 생물학적 활성물질을 적용하여 좋은 결과를 얻으려 하는 연구들이 많이 진행 중이며, 특히 직접적인 골 유도성을 증가시키기 위해서 기계적인 표면처리 임플란트 위에 BMP (bone morphogenic protein)와 같은 골 성장인자를 코팅하여 좋은 골 형성을 보여주는 연구들이 발표 되었다.^{4,5-8}

1965년 Urist⁹가 동물의 근육에서 BMP의 골 유도에 의해 골 형성을 처음 보고한 이래 Wozney 등¹⁰이 처음으로 Cloning에 성공하면서 recombinant human BMP에 관한 많은 연구가 진행되고 있다.

BMP (bone morphogenic proteins)는 골 유도 기본인자를 조절함으로써 골 형성을 촉진

하여 골선조세포 (Osteoprogenitor cell)로부터 조골세포의 증식을 유도하고 골 기질을 합성하여 골 형성을 촉진 한다.¹¹⁻¹³

1999년에 Bessho 등⁴은 rhBMP-2가 임플란트 주위 골 형성에 효과적이었다고 보고 하였다. rhBMP를 적용하기 위해서 많은 연구들이 있어 왔는데 chondrosulfate¹⁴, hydroxyapatite¹⁵, collagen¹⁴ 등을 이용한 방법들이 대표적이었다. 몇몇 연구들은 표면 처리된 임플란트 표면에 직접 코팅된 rhBMP-2가 골유착에 효과가 있고 임플란트 표면 주위에 치조골 성장을 유도하는 것을 보여주었다. Wikesjö 등^{5,6}은 발치 직후 rhBMP-2의 효과를 알아보는 실험을 통해 양극산화 임플란트에 rhBMP-2를 코팅하는 것이 치조골의 성장에 효과적이라고 보고 하였으며, 유전자 재조합 기술에 의해서 추출된 rhBMP-2가 임플란트 표면에 코팅 되어졌을 때, 골유도 효과가 있다는 것을 보여 주는 연구들도 있었다.^{7,8} Hall 등⁷은 낮은 rhBMP-2 농도에서 골을 형성하기 위해서는 티타늄 다공성 산화 표면 (양극산화표면)이 유리할 수 있다고 보고 했다.

수직적인 골 증대를 시킬 목적으로 양극산화 임플란트에 BMP를 적용하여 성공적으로 치조골 증대를 시킨 많은 문헌들이 Wikesjö⁶, Leknes 등⁸에 의해 발표되어 졌다. 양극산화 임플란트는 티타늄 표면에 비교적 쉽게 적용 할 수 있고, 임상적 적용에 있어서도 다른 부가적 전달 매개체를 사용 하지 않기 때문에 임상 의사들에게 용이하게 사용되어 질 수 있다. 이러한 이유로 양극산화 임플란트는 골 성장 인자의 적용 방식으로 이용 되어져 오고 있다. 그러나 BMP만을 적용하여 수직적 골 증대를 시킨 연구들을 관찰하면 새롭게 형성된 치조골에서 골량은 증가 하였으나 bone to implant contact ratio나 intra threads bone density로 평가 할 수 있

는 골질은 골량에 비하여 확실하게 증가 하였다고 평가 할 수 없었다.^{5,6}

이상의 이유로 최근에는 rhBMP-2 이 외의 다른 성장인자들을 이용하여 임플란트 표면을 코팅하여 골 형성을 증진시키려는 시도들이 이루어 졌으며, 몇몇 연구에서 하악골 결손부위에 rhPDGF-BB와 deproteinized bovine block 을 membrane과 함께 적용하여 효과적인 골형성을 관찰 했다고 보고하였다.^{17,18} 혈소판유래성장인자 (PDGF: Platelet derived growth factor)는 주요 창상 치유 호르몬의 하나로 골형성과 골 재생 과정에서 중요한 역할을 하고 세포분열을 개시해주는 강력한 분열촉진인자로서, 골아세포를 포함하는 중배엽 기원세포에 대한 화학 주성인자로서 작용하는 것으로 알려져 있다. PDGF는 혈소판뿐 아니라 활성화 대식세포와 골 기질에서도 분비되며 동물과 인간에서 잘 알려진 조직의 성장인자이다.¹⁹⁻²⁴ 임플란트 주위 골형성 유도 시에 이와 같은 이유로 골질을 증가시키려는 노력의 일환으로, rhBMP-2 적용과 함께 또 다른 성장인자의 하나인 PDGF 중 보다 효과적인 인자로 알려진 rhPDGF-BB를 혼합 적용하는 것에 대해 생각해 보았다.^{21,23} 그러나 골 치유에 중요한 역할을 하는 것으로 알려진 rhPDGF-BB와 rhBMP-2를 같이 임플란트 표면에 코팅하였을 때 이에 따른 골 형성 효과를 확인한 이전연구는 전무하다. 따라서 본 연구의 목적은 양극산화 처리된 임플란트 표면에 rhBMP-2와 또 다른 잠재적 성장인자로 알려진 rhPDGF-BB를 양극산화 임플란트에 동시에 코팅하여 rhBMP-2만 단독 코팅한 군과 비교하여 세포수준 효과가 있는지를 평가하고자 하는 것이다.

II. 연구재료 및 방법

In Vitro study

1. 연구재료

1) 시편의 제조

직경 12.0mm, 두께 3.0mm의 상업용 순수 티타늄 grade IV 재질의 디스크를 제작하였다 (Cowellmedi Co., Pusan, Korea). 코팅을 하지 않은 티타늄 디스크를 대조군으로 사용하였으며, rhBMP-2 (Cowellmedi Co., Pusan, Korea)을 단독 코팅한 군과 rhBMP-2와 rhPDGF-BB (Prospec Co., NJ, USA)를 혼합하여 코팅한 군을 실험 군으로 사용하였다.

Table 1. Experimental Groups and Methods of surface treatment

Groups	Methods of surface treatment
Control	Anodized surface
BMP	Anodized surface + rhBMP-2(50ng/ml)
BMP/PDGF	Anodized surface + rhBMP-2(50ng/ml) + rhPDGF-BB(10ng/ml)

rhBMP-2 코팅은 티타늄 시편을 24well plate에 각 well 당 시편을 코팅할 면이 위로 오게 위치시킨 후, 시편의 한쪽 면에 멸균된 rhBMP-2 단백질 용액 (50ng/ml pH5, MES buffer) 8 μ l를 여러 부분에 나누어 점적하여 골고루 퍼지게 하였다. rhBMP-2와 rhPDGF-BB 코팅은 rhBMP-2 (50ng/ml)와 rhPDGF-BB (10ng/ml)을 1:1로 희석하여 8 μ l를 점적, 골고루 퍼지게 하였다. 모든 과정은 크린 룸 내의 크린 벤치 속에서 시행하였다.

2. 연구 방법

1) 세포배양

Human mesenchymal stem cell (Lonza, Walkersville, MD, USA)은 mesenchymal stem cell growth medium (Lonza, Walkersville, MD, USA)을 사용하여 37°C, 5% CO₂의 조건에서 배양하였다. 세포가 culture dish에 80% 이상 차게 되면 0.25% trypsin, 0.1% glucose가 함유된 1mM EDTA 용액 (Invitrogen)을 사용하여 계대 배양하였고, 배지는 2~3일에 한 번씩 교체하였다. 골아세포로의 분화를 위해서, 세포를 seeding 한 후 분화 유도 배양액인 Osteogenic Media bullet kit (Lonza, Walkersville, MD, USA)로 교체하여 14, 21일간 배양하였다. 실험에 사용한 세포는 passage 6~8까지의 세포를 사용하였다.

2) 형태학적 분석

세포의 형태와 부착 정도를 관찰하기 위해서 SEM을 측정하였다. 1일간 배양한 시편을 PBS (phosphate buffer solution)로 세척하였고, 2.5% glutaraldehyde (Sigma Aldrich, St Louis, MO, USA)로 60분 간 1차 고정한 후 1% osmium tetroxide (Sigma Aldrich, St Louis, MO, USA)로 2차 고정한 뒤 탈수화 과정을 거쳤다. Critical point drying 과정을 거쳐 gold sputter coating을 시행한 후 scanning electron microscopy (JSM-6700F, JEOL, Tokyo, Japan)를 이용하여 세포의 형태를 확인하였다.

3) 세포의 증식 특성 평가

세포의 증식을 확인하기 위해 2 \times 10⁴cell/ml의 농도로 세포를 seeding 한 후 4, 10일간 배양하였고, XTT assay kit (Cell Proliferation

Kit II, Roche Applied Science, Mannheim, Germany)를 이용하여 증식 정도를 측정하였다. XTT labeling reagent (soium 3 [1-[(phenylamino)-carbonyl]-3,4-tetrazolium]-bis (4-methoxy-6-nitro) benzenesulfonic acid hydrate)와 electron coupling reagent (N-methyl dibenzopyrazine methyl sulfate, PMS를 함유한 PBS)를 정해진 농도로 혼합하여 250 μ l씩 각 well에 첨가한 후 37 $^{\circ}$ C, 5% CO₂의 조건에서 2시간 동안 반응시켰다. 반응시킨 후 각 well의 formazan products를 충분히 용해시켜 96-well plate에 넣고, ELISA analyzer (Spectra MAX 250, Molecular Devices Co., Sunnyvale, CA, USA)를 이용하여 450nm에서 측정하였다.

4) 세포의 분화 특성 평가

(1) Alkaline phosphatase (ALP) activity assay

조골세포의 분화능을 확인하기 위해 1×10^4 cell/ml의 농도로 세포를 seeding한 후 분화 유도 배양액에 7, 10, 21일간 배양하였고, alkaline phosphatase assay kit (Biovision Research, Mountain View, CA, USA)을 이용하여 alkaline phosphatase 활성도를 측정하였다. 세포는 인산 완충 용액으로 수세한 후 ALP assay buffer를 이용해 녹인 뒤 초음파 처리를 통해 완전히 용해시킨 후 4 $^{\circ}$ C, 13,000x g에서 3분간 원심 분리하여 상등액만을 취하였다. Bradford (BioRad Laboratories, CA, USA) 방법을 이용하여 단백질을 정량한 후 동량의 단백질을 96 well plate에 80 μ l씩 넣고 5mM p-nitrophenylphosphate를 50 μ l씩 각 well에 첨가한다. 빛을 차단한 상태로 1시간 동안 실온에서 반응시킨 후 p-nitrophenylphosphate가 가

수분해 되어 형성된 p-nitrophenol를 ELISA analyzer (Spectra MAX 250, Molecular Devices Co., Sunnyvale, CA, USA)를 이용하여 405nm에서 측정하였다.

(2) 정량중합효소연쇄반응(Real Time

polymerase chain reaction; RT-PCR)

조골세포로의 분화에 관여하는 유전자들의 mRNA의 발현을 확인하기 위해 1×10^4 cell/ml의 농도로 세포를 seeding 한 후 분화유도 배양액에 10일간 배양하였고, one step SYBR primescipt RT-PCR kit (Takara Bio Incorporation, Shiga, Japan)를 이용하여 RT-PCR을 실시하였다. Total RNA는 RNeasy mini kit (Qiagen Inc., Valencia, CA, USA)를 이용하여 분리한 후, 분광광도계를 이용하여 260nm와 280nm에서의 흡광도를 측정, 추출액 내의 total RNA를 정량하였다. Total RNA와 20pM의 primer를 kit내의 정해진 용액과 혼합한 후 Real-Time PCR system 7300 (Applied Biosystem, Foster city, CA., USA)을 이용하여 RT-PCR를 실시하였다.

5) ELISA, osteocalcin production assay

조골세포로의 분화능을 확인하기 위해 1×10^4 cell/ml의 농도로 세포를 seeding 한 후 분화 유도 배양액에 21일간 배양하였고, DIAsource hOST-EASIA kit (DIAsource Immunoassays S.A., Nivelles, Belgium)을 이용하여 osteocalcin의 생성량을 확인하였다. 각 well의 배양액을 원심 분리하여 상등액을 취한 후 96-well plate에 넣은 후 Anti-OST-HRP-conjugate를 첨가하여 실온에서 2시간 동안 반응시켰다. 반응액을 제거한 후 wash solution으로 3번 세척하였고, chromogenic

solution (TMB, Tetramethylbenzidine)을 넣은 후 빛을 차단한 상태로 실온에서 30분 간 반응시켰다. Stop solution으로 반응을 정지시킨 후, ELISA analyzer (Spectra MAX 250, Molecular Devices Co., Sunnyvale, CA, USA)를 이용하여 450nm에서 측정하였다.

6) 세포의 광화 특성 평가

골아세포로의 분화능을 확인하기 위해 1×10^4 cell/ml의 농도로 세포를 seeding 한 후 분화유도 배양액에 21일간 배양하였고, alizarin red S stain 법을 이용하여 칼슘 침착량을 측정하였다. 세포는 PBS로 2회 수세한 후 70% 에탄올로 4°C에서 1시간 동안 고정한 뒤, 증류수로 수세하였다. 실온에서 15분간 40mM alizarin red S 용액 (Sigma Aldrich, St Louis, MO, USA)으로 염색한 후 용액을 제거한 뒤, 증류수로 수세하였다. 염색된 세포에 10% cetylpyridinium chloride (Sigma Aldrich, St Louis, MO, USA)를 1시간 동안 처리하여 dye를 녹인 후 ELISA analyzer (Spectra MAX 250, Molecular Devices Co., Sunnyvale, CA, USA)를 이용하여 540nm에서 측정하였다.

7) 통계분석

데이터의 분석은 JMP (Ver 5.0.1, SAS, USA)를 사용하여 통계 처리하였다. Kruskal-Wallis test로 비모수적 방법으로 유의성을 검증하였다 ($\alpha=0.05$, 0.01). 전체 그룹 사이에 차이가 있는 경우에 다중비교는 Tukey-Kramer HSD를 시행하였다 ($\alpha<0.05$).

III. 결과

In Vitro study

1. 표면 형태 관찰

대조군, rhBMP-2 단독 적용 군과 rhBMP-2와 rhPDGF-BB 조합 적용 군을 주사전자 현미경으로 표면의 미세 구조를 관찰한 결과, 각 군 간에 형태학적인 차이는 없었다. rhBMP-2 단독 적용 군과 rhBMP-2와 rhPDGF-BB 조합 적용 군에서 대조군에 비하여 보다 증식된 세포 군락 (화살표)을 더 관찰 할 수 있었다. 세 군 모두 10일 주사현미경 관찰 시에 3일 관찰 시에 비하여 더 많은 세포증식을 확인 할 수 있었다 (Fig 1).

2. 세포증식에 미치는 효과

각 시편에서 4, 10일간 세포 배양 후 XTT assay에 의해 흡광도를 측정하여 세포 증식에 미치는 효과를 알아보았다. 4일째 되는 날 XTT 검사에서 rhBMP-2 단독 적용 군과 rhBMP-2와 rhPDGF-BB 조합 적용 군은 유의차가 없었으나 두 그룹 모두 대조군에 비해 유의할 만한 차이를 보였다 ($p=0.0027$). 세 군 모두 10일 배양 후 세포의 증식을 관찰한 결과 rhBMP-2와 rhPDGF-BB 조합 적용 군, rhBMP-2 단독 적용 군, 대조군의 순서대로 세포증식의 효과에 차이가 있었다 ($p=0.0012$). 세 그룹 군 모두 세포 배양 4일째에 비하여 세포배양 10일째에 현저한 세포증식을 관찰 할 수 있었다 (Fig 2).

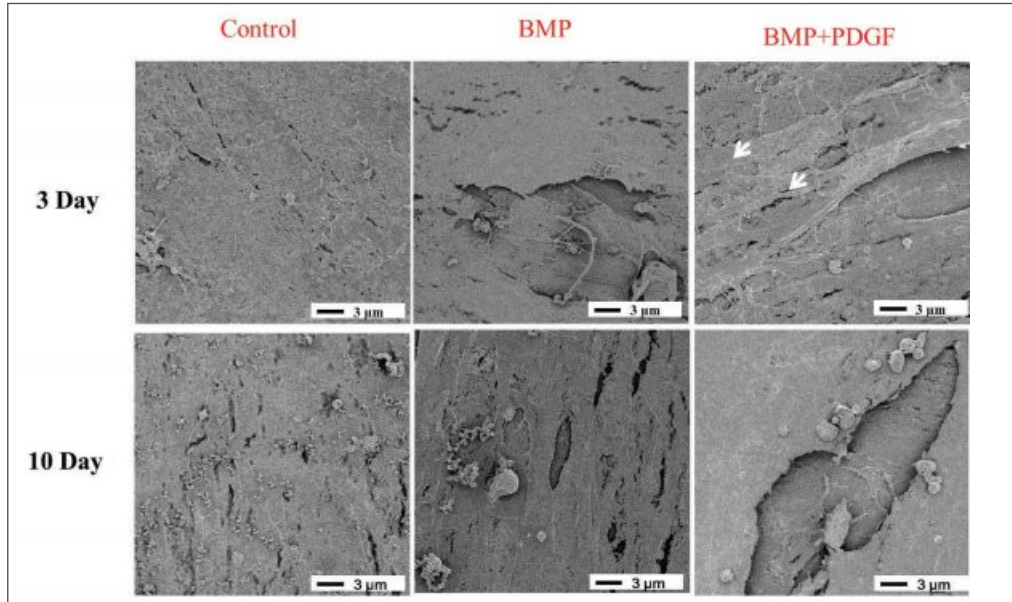


Fig 1. SEM images of three treated surfaces (Magnification×1000). A. control group B. BMP group C. BMP+PDGF group, Arrows indicate the filipodium of cells.

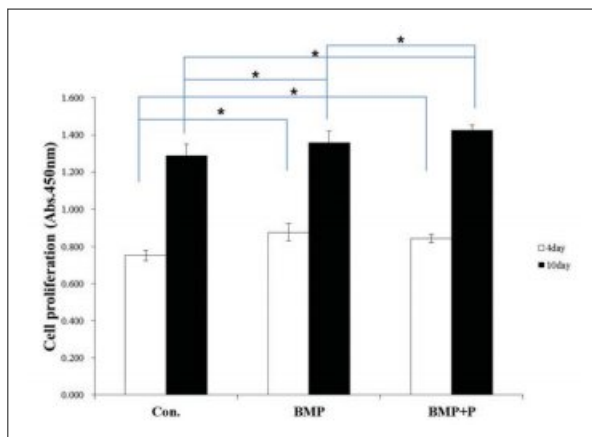


Fig 2. Cell proliferation of three groups at 4th, 10th day. (*p < 0.05)

3. 세포의 분화 특성 효과

1) ALP analysis

골화세포 분화의 지표가 되는 ALP 활성도를 측정 한 결과 배양 7일에서 rhBMP-2와

rhPDGF-BB 조합 적용 군이 rhBMP-2군과 대조군에 비하여, ALP 활성도 증가를 보였다. 배양 14일째에는 rhBMP-2군, rhBMP-2와 rhPDGF-BB 조합 적용 군, 대조군의 순으로 활성도증가를 보였다. 배양 21일째에는 rhBMP-2와 rhPDGF-BB 조합 적용 군, rhBMP-2군, 대조군의 순으로 ALP 활성도가 관찰 되었다. 각각의 군에서 개별적으로 ALP 활성도를 평가한 결과, 대조군에서는 7일, 14일이 지나면서 ALP 활성도가 증가하다가 21일 관찰에서는 현저하게 감소하였다. rhBMP-2군에서는 7일 14일 이 지나면서, ALP 활성도가 현격하게 증가한 후, 21일째 관찰에서는 다소 감소하였다. rhBMP-2와 rhPDGF-BB 조합 적용 군에서는 7일 14일 21일이 지나면서 ALP 활성도가 지속적으로 증가 하였으며, 21일 ALP 활성도 관찰에서는 가장 높은 세포 활성도를 보였다 (Fig 3).

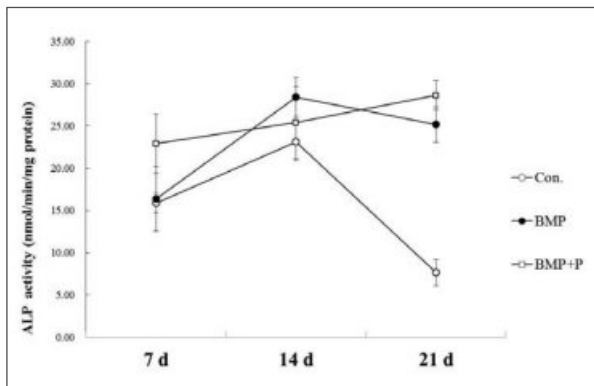


Fig 3. ALP activity assay.

2) RT-PCR

분화 표지 단백질인 Collagen type I, osteocalcin, osteopontin의 mRNA 양을 정량 중합효소연쇄반응분석 (RT-PCR)을 통해 측정하였다. collagen type I을 분석한 결과 rhBMP-2와 rhPDGF-BB 조합 적용 군, rhBMP-2군, 대조군의 순으로 mRNA 발현량을 나타냈다 ($p=0.0390$). Tukey-Kramer HSD 다중 비교 결과 rhBMP-2와 rhPDGF-BB 조합 적용 군과 rhBMP-2군은 차이가 없었으며, rhBMP-2군과 대조군은 차이가 있었고, rhBMP-2와 rhPDGF-BB 조합 적용 군과 대조군은 차이가 있었다 ($\alpha=0.05$). osteocalcin을 분석한 결과 rhBMP-2군, rhBMP-2와 rhPDGF-BB 조합 적용 군, 대조군의 순으로 mRNA 발현량을 보였다 ($p=0.0390$). 다중 비교 결과 rhBMP-2군과 rhBMP-2와 rhPDGF-BB 조합 적용 군은 차이가 없었으며, rhBMP-2와 rhPDGF-BB 조합 적용 군과 대조군도 차이가 없었다. 하지만 rhBMP-2군과 대조군은 mRNA 발현량에 차이가 있었다. Osteopontin을 분석한 결과 rhBMP-2 단독 사용 군, rhBMP-2와 rhPDGF-BB 조합 적용 군, 대조

군의 순으로 mRNA 발현량을 보였으나 95% 신뢰 수준에서는 각 군간 유의차는 없었다 ($p=0.0665$) (Table 1).

Table 1. Mean (Standard Deviation) and multiple comparisons

Groups	Control	BMP2	BMP2+PDGF
RT-COL	1.00(0.04) ^a	1.26(0.096) ^b	1.41(0.11) ^b
OC	1.01(0.15) ^a	1.48(0.049) ^{a, b}	1.28(0.15) ^b
OP	1.04(0.35) ^a	1.71(0.199) ^a	1.08(0.22) ^a

Note: Levels not connected by same letter are significantly different at $\alpha=0.05$

3) ELISA 분석

21일 동안 세포 배양한 후, osteocalcin 생성량을 알아보기 위해 450nm 흡광도로 분석하였다. rhBMP-2와 rhPDGF-BB 조합 적용 군, rhBMP-2군, 대조군의 순으로 osteocalcin 생성량이 관찰되었다 ($p\text{-value}=0.0273$). Tukey-Kramer HSD 다중 비교 결과 rhBMP-2와 rhPDGF-BB 조합 적용 군이 rhBMP-2 단독 사용 군, 대조군에 비해 유의한 차이로 더 관찰되었다. rhBMP-2 단독 사용 군과 대조군은 유의차가 없었다 (Fig 4).

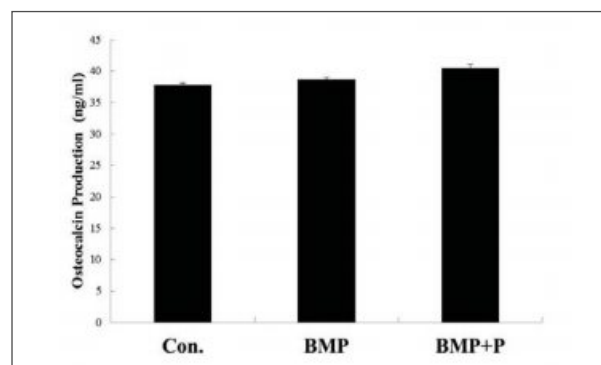


Fig 4. ELISA (osteocalcin, 21day).

4) 세포 광화 특성

분화의 마지막 단계인, 칼슘 침착량을 알아보기 위해 각 시편에서 21일 동안 배양한 후 alizarin red assay를 시행하였다 (Fig 5). 관찰한 결과, 대조군, rhBMP-2 단독 사용 군, rhBMP-2와 rhPDGF-BB 조합 적용 군 순으로 칼슘 축적량이 증가하는 것을 관찰 할 수 있었다. 그러나 통계적으로는 rhBMP-2 단독 사용 군과 rhBMP-2와 rhPDGF-BB 조합 적용 군 사이에서 Alizarin red 측정에 미치는 효과는 유의한 차이가 없었다 ($p=0.0523$).

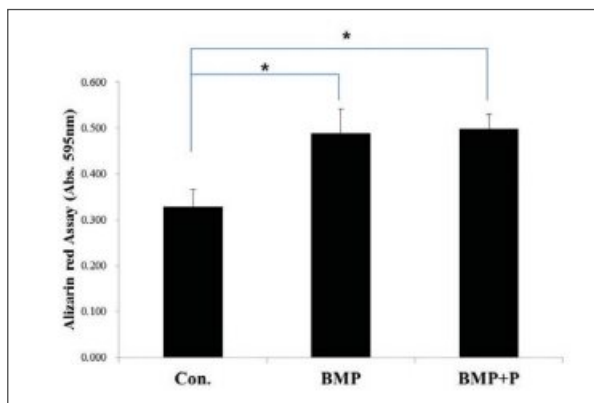


Fig 5. Alizarin red stain at 21st day.

IV. 고찰

BMP는 골유도 기본인자를 조절함으로써 골 형성을 촉진하여 골수세포로부터 조골세포의 증식을 유도하고 골 기질을 합성하여 골 형성을 촉진하는 성장인자로 알려져 있다.^{25,26,27} 그 중 BMP-2는 높은 골유도 잠재력을 가지고 있어 임플란트 표면에 코팅하는 성장인자로 사용되고 있다. 임플란트의 골유착 과정과 골 재생 과정에서 인간 간엽 줄기세포는 중요한 역할을 수행하

는 것으로 알려져 있다.²⁵ 인간 간엽 줄기세포는 분화능력을 가지고 있고, 골 유착에 필수적인 골 선조 세포 (osteoprogenitor cell)를 제공한다. 본 실험의 세포 연구에서도 인간 간엽 줄기 세포를 이용, 배양하여 골 형성 여부를 관찰 하였다. 조직 재건 혹은 골 결손 회복과정에서 골선조세포의 역할은 중요한 것으로 알려져 있고,²⁵ 골선조 세포의 chemotaxis proliferation에 PDGF는 중요한 역할을 수행한다. 골선조 세포는 순환하는 골수로부터 혈류에 의해 공급 될 수 있다. 골수강의 비율이 높은 저밀도의 골에서 임플란트의 초기 고정은 문제가 될 수 있으나, 반대로 임플란트가 골수강에 접촉되는 면적이 늘어나는 이로인 효과도 있을 수 있다. 이러한 골 형성이 불리한 경우에 BMP는 골형성에 중요한 역할을 할 수 있게 되고, 골선조 세포를 유도하여 조골 세포로 분화 시킬 수 있는 장점이 있는 것으로 알려지고 있다.²⁶ 이상의 연구들을 근거로 최근의 임플란트 표면처리는 기계적 물리적 표면처리를 넘어서, 생물학적 코팅을 시도하는 연구들로 발전 되어져 오고 있다.

이에 본 연구에서는 rhBMP-2 이 외에 부가적으로 골선조세포의 세포 분화를 유도하는 rhPDGF-BB를 추가하여 골 형성을 증가시키려는 연구를 생각하게 되었고 이를 분석하였다. 세포 실험 관찰 결과 세포 증식의 지표인 XTT 분석에서 rhBMP-2, PDGF-BB를 혼합 적용한 군이 rhBMP-2 단독 적용군에 비하여 10일째 측정에서 더 좋은 결과를 보여 주었다. 세포 분화의 측정으로 alkaline phosphatase activity를 평가한 결과에서도 21일째에 rhBMP-2, rhPDGF-BB를 조합 적용한 군이 rhBMP-2 단독 적용 군에 비하여 좋은 결과를 보여 주었다. 그러나 RT-PCR의 분석 결과는 세포 분화에서 뚜렷하게 rhBMP-2, rhPDGF-BB를 조합 적용

한 군이 rhBMP-2 단독 적용 군에 비하여 더 좋은 결과를 보인다고 해석할 수가 없었다. 역시 alizarin red assay를 통한 세포 광화 특성의 평가에서도 rhBMP-2, rhPDGF-BB를 조합 적용한 군이 rhBMP-2 단독 적용 군에 비하여 나은 세포 실험 결과를 보이지 않았다.

Balasundaram²⁹은 양극산화 방법이 쉽고 빠르게 티타늄 표면을 변형시켜 rhBMP-2 코팅을 용이하게 한다고 보고 하였다. rhBMP-2가 적용되면 줄기세포는 연골내 골화, 직접적인 막내 골화를 통해 망상골을 형성하고 재골화를 거쳐 완전한 골이 될 수 있다.²⁷

기존의 연구는 rhBMP-2가 조골세포 분화의 표시인 alkaline phosphate, collagen, osteocalcin, osteopontin을 증가 시킬 수 있다고 보고 하였다.²⁸ 이상의 연구들을 바탕으로 본 연구의 세포 실험에서도 조골 세포의 분화 지표들의 증가 여부로 골 형성 여부를 관찰 해 보았다. 본 실험의 세포 증식의 관찰 결과 4일에서 10일이 경과 하면서 rhBMP-2만 코팅한 군에 비하여 rhBMP-2, rhPDGF-BB를 조합 코팅한 군에서 더 많은 세포 증식을 관찰 할 수 있었고, 세포의 증식 부분에서만 보면 rhBMP-2만 코팅한 군에 비하여 rhPDGF-BB를 부가적으로 적용한 군이 효과적이었다고 볼 수 있었지만, 골 형성의 다른 지표인 RT-PCR과 세포 광화의 평가 결과는 rhBMP-2, rhPDGF-BB를 조합 코팅한 군이 rhBMP-2 단독 적용 군에 비하여 좋다고 할 수 없었다. 세포 실험 과정 중의 알 수 없는 실수 때문인지, 농도의 문제 때문인지, 방출 시기 때문인지에 관한 더 많은 비교 분석이 필요하리라고 판단된다.

앞으로 연구들은 insulin like growth factor, fibroblast growth factor, vascular endothelial growth factor와 같은 다른 성장

인자 후보군들의 혼합 적용이나, 혹은 단독 적용, 효과적인 지연 방출 시스템을 가진 전달 매개체의 이용, 두 인자의 혼합 적용 시 각각의 성장인자들의 적절한 농도의 조합 등에 관한 심도 있는 연구가 더 필요하리라고 생각 된다. 또한 동물 실험과 임상 실험에서 골 형성을 평가 할 때, 단기간 내의 평가가 아닌 장기간의 평가와 예후의 관찰 등에 관한 더 많은 연구들이 필요하리라고 판단된다.

V. 결론

세포 분화의 지표인 ALP activity는 rhBMP-2, rhPDGF-BB 혼합 적용군에서 BMP군과 비교하여 7일, 14일, 21일이 지나면서 세포분화가 지속적으로 증가하였다. rhBMP-2를 적용한 군과 rhBMP-2, rhPDGF-BB를 혼합 적용한 군 모두에서 대조군과 비교하여 골 형성에 효과가 있음을 알수 있었다.

References

1. Buser D, Schenk RK. Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants A histomorphometric study in miniature in pigs. J Biomed Mater Res. 1991;25:889-902
2. Wong M, Eulenberger J, Schenk R, Hunziker E. Effect of surface topography on the osseointegration of implant materials in trabecular bone. J Biomed Mater Res.

- 1995;29:1567-1576.
3. Son WW, Zhu X. In vivo histological response to anodized and anodized /hydrothermally treated titanium implant. J Biomed Mater Res B Appl Biomater. 2003;66:520-525.
4. Bessho K, Carmes DL, Cavin R, Chen HY & Ong JL. BMP stimulation of bone response adjacent to titanium implants in vivo. J Clin Oral Implants Res. 1999;10:212-218.
5. Wikesjo UM, Xiropaidia AV, Qahash M, Lim WH, Sorensen RG, Roger MD, Wozney JM, Hall J. Bone formation at recombinant human bone morphogenetic protein-2-coated titanium implants in the posterior mandible (Type II Bone) in dogs. J Clin Periodontol. 2008;35:985-991.
6. Wikesjo UM, Qahash M, Polimeni G, Susin C, Shanaman RH, Rohrer MD, Wozney JM, Hall J. Alveolar ridge augmentation using implants coated with recombinant human bone morphogenetic protein-2: histologic observation. J Clin Periodontol. 2008;35:1001-1010.
7. Hall J, Sorensen RG, Wozney JM, Wikesjo UM. Bone formation at rhBMP-2-coated titanium implants in the rat ectopic model. J Clin Periodontol. 2007;34:444-451.
8. Leknes KN, Yang J, Qahash M, Polimeni G, Susin C, Wikesjo UM. Alveolar ridge augmentation using implants coated recombinant human bone morphogenetic protein-2: radiographic observations. J Clin Oral Implants Res. 2008;19:1027-1033.
9. Urist MR. Bone formation by autoinduction. Science 1965;150:893-899.
10. Wozney JM, Rosen V, Celeste AJ, Mitsock LM, Whitters MJ, Kriz RW, Hewick RM, Wang EA. Novel regulators of bone formation: molecular clones and activities. Science 1988;242:1528-1534.
11. Reddi AH. Role of morphogenetic proteins in skeletal tissue engineering and regeneration. Nat Biotechnol. 1998;16:247-252.
12. Bessa PC, Casal M, Reis RL. Bone morphogenetic proteins in tissue engineering: the road from the laboratory to the clinic, part I(basic concepts). J Tissue Eng Regen Med. 2008;2:1-13.
13. Bessa PC, Casal M, Reis RL. Bone morphogenetic proteins in tissue engineering: the road from laboratory to clinic, part II(BMP delivery). J Tissue Eng Regen Med. 2008;2:81-96.
14. Stadlinger B, Pilling E, Huhle M, Mai R, Bierbaum S, Scharnweber D, Kuhlisch E, Loukota R, Eckelt U. Evaluation of osseointegration of dental implants coated with collagen, chondroitin sulphate and BMP-4: an animal study. Int J Oral Maxillofac Surg. 2008;37:54-59.
15. Aebli N, Stich H, Schawalder P, Yheis JC, Krebs J. Effects of bone morphogenetic protein-2 and hyaluronic acid on the osseointegration of hydroxyapatite-coated implants: An experimental study in sheep. Int J Biomed Mater Res. 2005;73:295-302.
16. Simion, M., Rocchietta, I. & Dellavia, C. Three-dimensional ridge augmentation with

- xenograft and recombinant human platelet derived growth factor-BB in humans:report of two cases. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2007;27:109-115.
17. Simion, M., Rocchietta, I., Kim, D., Nevins, M. & Fiorellini, J. Vertical ridge augmentation by means of deproteinized bovine bone block and recombinant human platelet-derived growth factor-BB: a histologic study in a dog model. *International J Periodontics Restorative Dent.* 2006;26:415-423.
18. Giannobile, W. V. Periodontal tissue engineering by growth factors. *Bone* 1996;19:23-37.
19. Park, Y. J., Ku, Y., Chung, C. P. & Lee, S. J. Controlled release of platelet-derived growth factor from porous poly (L-lactide) membranes for guided tissue regeneration. *J Control Release* 1998;51:201-211.
20. Camelo, M., Nevins, M. L., Schenk, R. K., Lynch, S. E. & Nevins, M. Periodontal regeneration in human Class II furcations using purified recombinant human platelet-derived growth factor-BB (rhPDGFBB) with bone allograft. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2003;23:213-225.
21. Nevins, M. L., Camelo, M., Lynch, S. E., Schenk, R. K. & Nevins, M. Evaluation of periodontal regeneration following grafting intrabony defects with bio-oss collagen: a human histologic report. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2003;23: 9-17.
22. Nevins, M., Camelo, M., Nevins, M. L., Schenk, R. K. & Lynch, S. E. (2003b) Periodontal regeneration in humans using recombinant human platelet-derived growth factor-BB (rhPDGF-BB) and allogenic bone. *J Periodontol.* 2003;74:1282-1292.
23. Nevins, M., Giannobile, W. V., McGuire, M. K., Kao, R. T., Mellonig, J. T., Hinrichs, J. E., McAllister, B. S., Murphy, K. S., McClain, P. K., Nevins, M. L., Paquette, D. W., Han, T. J., Reddy, M. S., Lavin, P. T., Genco, R. J. & Lynch, S. E. Platelet-derived growth factor stimulates bone fill and rate of attachment level gain: results of a large multicenter randomized controlled trial. *J Periodontol.* 2005;76:2205-2215.
24. Lynch, S. E., de Castilla, G. R., Williams, R. C., Kiritsy, C. P., Howell, T. H., Reddy, M. S. & Antoniades, H. N. (1991b) The effects of short-term application of a combination of platelet-derived and insulin-like growth factors on periodontal wound healing. *J Periodontol.* 1991;62:458-467.
25. Campoccia D, Arciola CR, Cervellati M, Maltarello MC, Montanaro L. In vitro behaviour of bone marrow-derived mesenchymal cells cultured on fluorohydroxyapatite-coated substrata with different roughness. *Biomaterials* 2003;24: 587-596.
26. Chen D, Zhao M, Mundy GR. Bone morphogenetic proteins. *Growth Factors* 2004;22:233-241.
27. Wozney JM. Overview of bone morphogenetic proteins. *Spine* 2002;27:2-8.
28. Takuwa Y, Ohse C, Wang EA, Wozney JM, Yamashita K. Bone morphogenetic protein-

- 2 stimulates alkaline phosphate activity and collagen synthesis in cultured osteoblastic cells. *Biochem Biophys Res Commun.* 1991;174:96-101.
29. Balasundaram G, Yao C, Webster TJ. TiO₂ nanotubes functionalized with regions of bone morphogenetic protein-2 increases osteoblast adhesion. *J Biomed Mater Res.* 2007;447-453.

본 논문은 국제임플란트 학회 우수논문으로 선정되었습니다.

임플란트 지대주 종류에 따른 나사 풀림 정도 비교

김재기 · 류재준 · 권종진
| 고려대학교 임상치의학 대학원 임플란트학과

ABSTRACT

Comparison of screw loosening depend on types of implant abutments

Jae-Ki KIM, D.D.S.

Implant Major, Graduate School of Clinical Dentistry, Korea University

(Directed by Professor Jong-jin Kwon, D.D.S., M.S.D., Ph.D.)

Purpose : This study examined the effects of the abutment types and dynamic loading on the stability of implant prostheses with three types of implant abutments prepared using different fabrication methods by measuring removal torque both before and after dynamic loading.

Materials and methods : Three groups of abutments were produced using different types of fabrication methods. Transfer Abutment (Osstem Co., Seoul, Korea) was used as stock abutment, GoldCast Abutment (Osstem Co., Seoul, Korea) was used as gold cast abutment, and MYPLANT™ (Raphabio, Seoul, Korea) was used as CAD/CAM custom abutment. According to the ISO standard 14801 for dentistry, which is the fatigue test for endosseous dental implants, a customized jig was produced to apply the load at 30° to the long axis. The implant fixtures were fixed to the jig, and connected to the abutments with a 30 Ncm tightening torque using an electronic torque controller. Removal torque before loading was evaluated using a digital torque gauge. A sine curved dynamic load was applied for 10⁵ cycles between 25 and 250 N at 14 Hz using a dynamic loading fatigue tester. Removal torque after loading was evaluated. Loss ratio of removal torque before

loading, removal torque after loading, and removal torque between before and after loading were calculated. The SPSS was used for statistical analysis of the results. A Kruskal-Wallis test was performed to compare screw loosening between abutment systems. A Wilcoxon Signed-Rank test was performed to compare screw loosening between before and after loading in each group.

Results : Removal torque value before loading and after loading was the highest in stock abutment, which was then followed by gold cast abutment and CAD/CAM custom abutment but there were no significant differences. Stock abutment and gold cast abutment did not show significant differences between removal torque value before loading and that after loading but CAD/CAM custom abutment showed a significant difference ($p < 0.05$). All loss ratios of removal torque before loading, removal torque after loading, and removal torque between before and after loading were the lowest in stock abutment and followed in order by gold cast abutment and CAD/CAM custom abutment but there were no significant differences.

Conclusion : From these results, the abutment types did not have a significant influence on short term screw loosening. On the other hand, after 10^5 cycles dynamic loading, CAD/CAM custom abutment affected the initial screw loosening, but stock abutment and gold cast abutment did not. Further studies related to CAD/CAM custom abutment will be necessary.

Key words : computer-aided design, dental implantation, prosthesis failure, removal torque, screw loosening

I. 서론

임플란트 지대주는 인체에 유해하지 않은 적절한 재료로 만들어져야 하며.¹ 생물학적, 기능적, 심미적 요소를 충족시켜야 한다.² 이와 더불어 나사풀림, 치아 손실, 지대주 파절로 인한 기능손실과 같은 합병증을 방지하기 위하여 임플

란트와 연결에 있어서 정확성을 가지고 있어야 한다. 또한 이상적인 치은의 심미를 위하여 주위를 감싸고 있는 연조직을 받쳐주는데 필요한 적절한 emergence profile의 형태를 가지고 있어야 한다.³

임플란트 지대주 종류로는 크게 기성 지대주와 맞춤 지대주가 있고, 또한 맞춤 지대주에는

주조 지대주와 CAD/CAM을 이용하여 만든 지대주가 포함 되어 있다. 우선 기성 지대주의 가장 큰 장점은 제작비용이라고 말할 수 있다. 하지만 기성 지대주는 이상적인 치아 외형 및 emergence profile을 재현해 낼 수가 없고, 임플란트 식립 각도 등의 문제로 임플란트의 보철물을 제작하는데 있어서 기성품이라는 점의 한계를 가질 수밖에 없다. 그리고 맞춤 제작 지대주의 장점으로는 환자의 구강 내 인접치의 상황이나 치은의 형태 등을 고려해서 만들어지기 때문에 이상적인 emergence profile 재현해 낼 수 있다는 것이다. 예를 들자면 임플란트를 식립하는데 있어서 환자의 골 상태가 좋지 않아 식립 각도가 적절치 않은 상황에서도 맞춤 지대주는 그 상황에 맞춰 가장 적절한 형태로 구현해 낼 수 있다는 것이다. 하지만 이러한 장점에도 불구하고 높은 제작 비용, 매몰, 주조 등의 기공 과정 중에 오차가 발생 할 수 있다는 단점을 가지고 있다. 마지막으로 CAD/CAM 지대주는 이상적인 emergence profile 등의 맞춤 제작 지대주의 장점을 모두 충족 시킬수 있다.⁴ 지대주 제작 시 비용적인 측면에서는 기성 지대주보다는 높고 맞춤 제작 지대주보다는 낮다고 보고 되고 있으며, 단점이라면 CAD/CAM 장비자체가 상당히 고가라는 것이다.

CAD/CAM 기술은 기존의 기공실에서 제작되는 임플란트 지대주의 제작 방법을 빠른 속도로 대체해 나가고 있으며 앞으로의 기대 또한 크다. 1981년에는 Francois Duret은 CAD/CAM 방식을 이용하여 치과 보철물을 만들 수 있다는 것을 발표하였으며, 1983년에는 CAD/CAM을 이용한 첫 치과 보철물을 만들기도 하였다. 또한 Aoki, Rekow와 Coudi¹¹ 등의 다른 연구원들이 이 기술을 치의학 시스템으로 개발하는데 중요한 역할을 하였으며, 1985년 Brandestini와

Mormann은 CAD/CAM 시스템을 이용하여 판매를 목적으로 하는 첫 세라믹 수복물을 개발하였다. 1990년대 초반에는 그 CAD/CAM 기술이 임플란트의 지대주 및 보철물을 만드는데 까지 발전하게 되었다.⁴ 현재 그 활용 범위가 계속 해서 넓어지고 있으며 다음과 같이 많은 시스템들이 개발되어 사용되어지고 있다.: Atlantis™ (Astra Tech AB, Cambridge, MA), ProCera (Nobel Biocare, Goteborg, Sweden), Etkon™ (Straumann, Munich, Germany), Endoce (Biomet 3i, Palm Beach Gardens, FL).

임플란트 보철물을 만드는데 있어서 CAD/CAM 기술에 대한 관심은 최근 들어서는 더욱 증대되고 있다. 그 이유로 블록 모델을 이용하여 일관되게 깎아서 만드는 CAD/CAM 기술은 높은 재현 능력과 기계적 특성을 가지며, 매몰이나 주조를 하는 맞춤 제작 지대주에 비해 정확도가 현저하게 높아졌고 이에 더해 비용 절감에도 영향을 미치고 있다.

더욱이, CAD/CAM 기술은 부적절한 각도로 식립된 임플란트의 보철물을 만드는데 있어서도 좋은 결과를 나타내고 있다. CAD/CAM 세라믹 지대주는 자연스러운 치아의 외형과 인접 연조직의 이상적인 심미성까지 제공 하고 있다.⁵

한편, 임플란트의 높은 성공률에도 불구하고 Laney et al⁶은 단일 임플란트 수복물을 3년 동안 follow up 한 결과, 지대주 나사 파절, 연조직 퇴축, 감염, 지대주 나사 풀림 등 몇몇 종류의 문제점이 있다고 보고 하였다. 그 중 가장 흔한 문제점은 지대주 나사 풀림이라고 하였다.⁷

나사풀림의 원인으로는 반복되는 피로, 적절한 치 않은 나사 조임, 보철물의 미세한 움직임, 굽힘 작용 등 여러 가지가 있다.⁸ Jorneus⁹는 임플란트 나사풀림의 가장 주요한 요소는 부적절한

조임 회전력임을 보고하였고, 나사 조임 회전력이 적정 조임 회전력보다 낮으면 나사풀림이 일어날 수 있고, 적정 조임 회전력보다 높으면 나사파절이 유발될 수 있다고 하였다. 지대주 나사에 조임 회전력을 가하는 목적은 나사를 신장시켜, 신장된 나사의 인장력에 의한 지대주와 고정체 간의 압축력을 통해 연결부의 안정성을 부여하는데 있다.¹⁰

Jaarda et al¹¹은 손으로만 지대주 나사를 잠그면 15~48% 오차가 발생하므로, 제조사가 추천하는 적정 조임 회전력을 적용하기 위해서 토크 조절기를 사용할 것을 추천하였다.

나사풀림 정도를 측정하는 방법으로 나사의 초기 길이와 풀림 후 신장된 길이 비교로 전하중을 측정하는 방법,¹² 변형계를 이용한 전하중의 측정¹³ 및 풀림회전력 측정¹⁴ 하는 방법을 들 수 있다.

임플란트 술식에 있어서 외과적인 것을 제외하고 보철 치료과정에 있어서는 우선적으로 적합도 및 안정성이 중요하다. CAD/CAM 임플란트 보철물의 적합도에 관해서 연구 발표된 논문은 적지 않으나¹⁵⁻¹⁷ CAD/CAM 지대주의 안정성에 관련해 나사풀림에 대한 기성지대주와 맞춤형 제작 지대주의 비교 연구는 많지 않다. 따라서 본 연구에서는, 제작 방법이 다른 세 종류의 임플란트 지대주에 동적하중을 가하기 전후의 풀림토크를 측정하여, 지대주의 종류와 동적하중이 임플란트 보철물의 안정성에 미치는 영향을 비교하고자 한다.

II. 연구 재료 및 방법

1. 연구 재료

1) 임플란트 고정체

본 연구에서는 내사 구조 형태의 임플란트 고정체인 GSⅡ Ø 4.0 × 11.5mm (Osstem Co., Seoul, Korea)를 각 군당 7개씩 세 군으로 총 21개를 사용하였다 (Fig 1).

2) 지대주 나사

나사는 21개의 임플란트에 동일한 Ebonygold screw (Osstem Co., Seoul, Korea)를 사용 하였다 (Fig 1).



Fig 1. Implant and Screw

3) 지대주

지대주는 제작 방법이 다른 세 가지 지대주를 사용하였다. 기성 지대주는 Transfer Abutment (Osstem Co., Seoul, Korea), UCLA gold 지대주는 Gold Cast Abutment (Osstem Co., Seoul, Korea), CAD/CAM 맞춤형 지대주는 MYPLANT™ (Raphabio, Seoul, Korea)를 사용하였다. 실험에 사용된 지대주의 제조사와 조성은 Table 1과 같다. 기성 지대주를 group 1, UCLA gold 지대주를 group 2, CAD/CAM 맞춤형

춤 abutment를 group 3으로 설정하여 각 군당 7개의 지대주를 사용하였다 (Fig 2).



Fig 2. Abutment

Table 1. Abutment systems used in this study				
Group	Abutment system	N	Compositio	Brand name & manufacturer
1	Stock abutment	7	Ti-6Al-4V	Transfer Abutment (Osstem Co., Seoul, Korea)
2	Gold cast abutment	7	type III gold alloy	GoldCast Abutment (Osstem Co., Seoul, Korea)
3	CAD/CAM custom abutment	7	Ti-6Al-4V	MYPLANT™ (Raphabio, Seoul, Korea)

4) 맞춤 지그

지그는 치과용 임플란트의 피로 실험에 관한 ISO 규정에 따라 제작되었으며, 장축에 30°의 방향으로 하중을 가하도록 하였다 (Fig 3).

5) 토크 조절기

지대주 나사를 일정한 조임 회전력으로 조이기 위해 electronic torque controller iSD900 (NSK, Tochigi-ken, Japan)를 이용하였다 (Fig 4).

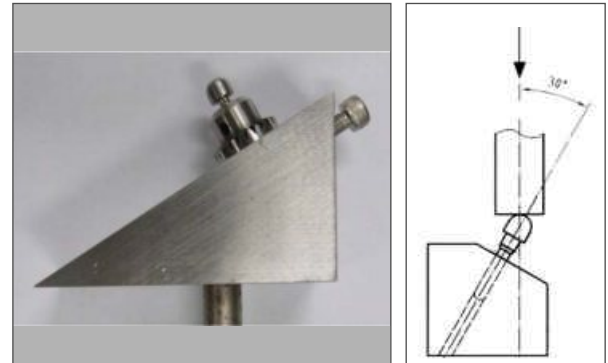


Fig 3. Customized jig



Fig 4. electronic torque controller iSD900 (NSK, Tochigi-ken, Japan)



Fig 5. digital torque gauge HTG2-200Nc (IMADA, Toyohashi, Japan)

6) 토크 게이지

풀림 회전력은 digital torque gauge HTG2-200Nc (IMADA, Toyohashi, Japan)로 측정 하였다 (Fig 5).

7) 하중 기계장치

동적하중 피로시험기 MTS 810 (Material Test systems co., Minnesota, USA)을 이용하여 실험 조건에 따른 반복하중을 가하였다 (Fig 6).

2. 연구 방법

1) 지대주의 제작

세 종류의 지대주는 동일한 형태로 표준화하기 위하여, 기성 지대주와 유사하게 제작하였다. 먼저 기성 지대주 (group 1)는 diameter 4mm, collar 2mm, height 6mm인 Transfer Abutment를 선택하였다. UCLA gold 지대주 (group 2)를 제작하기 위하여, Transfer Abutment를 lab analogue에 연결한 뒤 초경 석고에 고정하고 collar가 2mm 되도록 연조직을 형성하여 모형을 만들었다. 제작된 모델에 금주조 지대주를 연결하고 diameter 4mm, height 8mm로 납형을 형성한 뒤 type III 금합금으로 주조한 후 마무리 하여 완성하였다. CAD/CAM 맞춤 지대주는 (group 3)는 모델을 optic & touch scanner로 스캔한 뒤 CAD software를 이용하여 디자인하고 ultra sonic milling machine으로 티타늄 블럭을 깎아서 제작하였다.

2) 초기 나사 풀림 회전력 측정

임플란트 고정체를 지그에 고정시키고 지대주를 연결한 후 electronic torque controller iSD900 (NSK, Tochigi-ken, Japan)를 이용하여 30 Ncm의 조임 회전력을 가하였다. 계면의 표면침하에 의한 전하중 소실을 보상하기 위해 10분 후 동일 조임 회전력을 다시 적용하였다. 다시 10분 후 digital torque gauge

HTG2-200Nc (IMADA, Toyohashi, Japan)로 초기 나사 풀림 회전력을 측정하였다 (Fig 5).

3) 하중 적용

임플란트 고정체를 지그에 고정시키고 지대주를 30 Ncm의 조임 회전력으로 연결한 후, 지그를 동적하중 피로시험기 MTS 810 (Material Test systems co., Minnesota, USA)에 장착하였다. ISO 규정에 따라 (Fig 6), 원통형 스테인리스 스틸 메탈 캡을 지대주 위에 장착한 후, 30° 각도로 최대 250N, 최소 25N 주기 14Hz, sine형의 하중을 10⁵회 적용하였다.

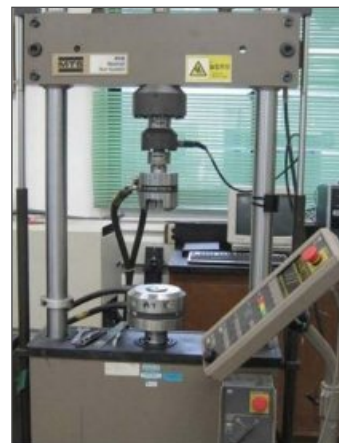


Fig 6. MTS 810 (Material Test systems co., Minnesota, USA)

4) 하중 후 나사 풀림 회전력 측정

동적인 하중을 가한 후 digital torque gauge HTG2-200Nc (IMADA, Toyohashi, Japan)를 이용하여 하중 후 풀림 회전력을 측정하였다.

5) 풀림 회전력 상실률

초기 풀림 회전력과 조임 회전력의 비는 하중

전 풀림이 얼마나 일어났는지를 알 수 있는 척도가 되고, 하중 후 풀림 회전력과 조임 회전력의 비는 하중 후 풀림이 얼마나 일어났는지를 알 수 있는 척도가 된다. 또한 하중 후 풀림 회전력과 초기 풀림 회전력의 비는 순수하게 동적 하중에 의해 생긴 나사풀림의 정도를 알 수 있는 척도가 된다.

각 회전력 상실률은 다음의 공식에 의하여 산출하였다.²

$$\text{Loss percentage of initial removal torque (\%)} = \frac{\text{Tightening torque} - \text{Initial removal torque}}{\text{Tightening torque}} \times 100$$

$$\text{Loss percentage of removal torque after loading (\%)} = \frac{\text{Tightening torque} - \text{Removal torque after loading}}{\text{Tightening torque}} \times 100$$

$$\text{Loss percentage of removal torque according to loading (\%)} = \frac{\text{Initial removal torque} - \text{Removal torque after loading}}{\text{Initial removal torque}} \times 100$$

3. 통계 처리

SPSS (Release 12.0, SPSS Inc., Chicago, USA)를 이용하여 통계 처리를 하였다. 각기 다른 종류의 나사 풀림 정도를 비교하기 위하여 Kruskal-Wallis test를 사용하였고, 하중 전 후 나사풀림 정도를 비교하기 위하여 Wilcoxon signed rank test를 사용하였다.

III. 연구결과

1. 초기 나사 풀림 회전력과 하중 후 나사 풀림 회전력

각 지대주에 따른 초기 풀림 회전력과 하중 후 풀림 회전력 측정치의 평균과 표준편차는 Table 2와 같고, 이를 Fig 7과 Fig 8에 나타내었다.

Table 2. Removal torque value before loading and after loading (unit: Ncm)

Group	Removal torque value before loading		Removal torque value after loading	
	Mean	SD	Mean	SD
1	18.12	2.11	17.67	2.60
2	16.63	1.48	16.10	1.56
3	16.06	2.45	15.20	2.25

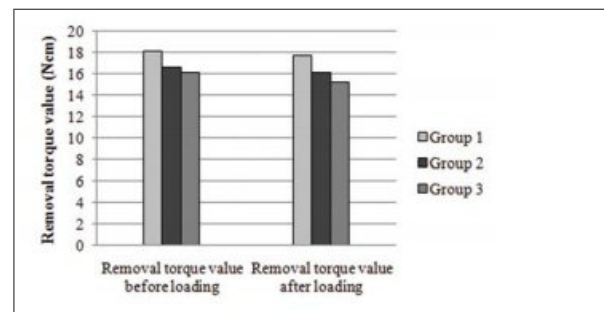


Fig 7. Comparison of removal torque value between abutment systems.

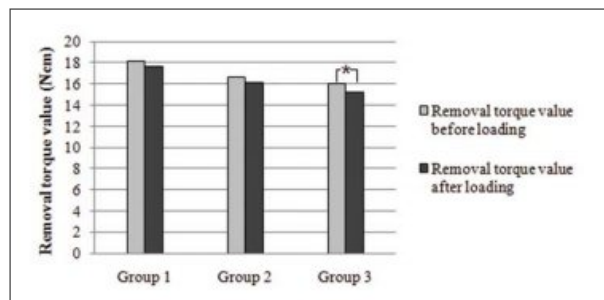


Fig 8. Comparison of removal torque value before and after loading. *: significant at p<0.05

초기 나사 풀림 회전력은 group 1, group 2, and group 3 순으로 높았고, 또한 하중 후 나사 풀림 회전력은 group 1, group 2, and group 3 순으로 높았다. 지대주 시스템에 따른 초기 나사 풀림 회전력과 하중 후 나사 풀림 회전력을 비교 하기 위하여 Kruskal-Wallis test를 시행한 결과, 둘 다 통계적으로 유의한 차이를 보이지 않았다 (Table 3).

Table 3. Results of the Kruskal-Wallis test for removal torque value between abutment systems

Group	Removal torque value before loading			Removal torque value after loading		
	Mean±SD	F	P	Mean±SD	F	P
1	18.12±2.11	1.87	0.18	17.67±2.60	2.30	0.13
2	16.63±1.48			16.10±1.56		
3	16.06±2.45			15.20±2.25		

하중에 따른 풀림 회전력을 비교하기 위하여 Wilcoxon signed rank test를 시행한 결과, 1군과 2군은 유의한 차이를 보이지 않았고, 3군은 유의한 차이를 보였다 (Table 4).

Table 4. Results of the Wilcoxon Signed-Rank test for removal torque value before and after loading

Group	t	df	P
1	-1.52	2	0.13
2	-1.19	2	0.24
3	-2.37	2	0.02*

*: significant at $p<0.05$

2. 풀림 회전력 상실률

각 지대주에 따른 초기 나사 풀림 상실률, 하중 후 나사 풀림 상실률, 초기 풀림 상실률, 그리고 하중 후 나사 풀림 상실률의 평균과 표준편차는 Table 5와 같고, 이를 Fig 9에 나타내었다.

Table 5. Loss ratio of removal torque (unit: %)

Group	Loss ratio of removal torque before loading		Loss ratio of removal torque after loading		Loss ratio of removal torque between before and after loading	
	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD
1	39.61	7.02	41.11	8.66	2.76	4.90
2	44.56	4.95	46.33	5.19	3.07	6.77
3	46.47	8.17	49.32	7.48	5.26	2.17

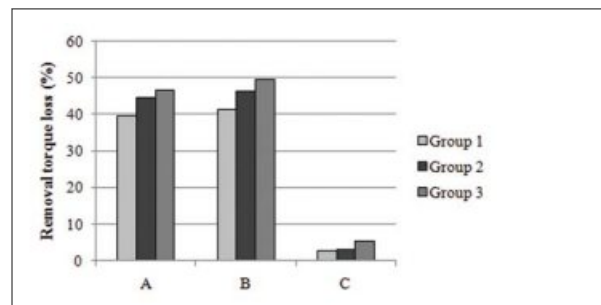


Fig 9. Comparison of loss ratio of removal torque between abutment systems.

A : Loss ratio of removal torque before loading.

B : Loss ratio of removal torque after loading.

C : Loss ratio of removal torque between before and after loading.

초기 나사 풀림 상실률은 group 1, group 2, group 3 순으로 낮았고, 하중 후 나사 풀림 상실률은 group 1, group 2, group 3 순으로 낮았고, 또한 하중에 따른 나사 풀림 상실률은 group 1, group 2, group 3 순으로 낮았다. 지

Table 6. Results of the Kruskal-Wallis test for loss ratio of removal torque between abutment systems

Group	Loss ratio of removal torque before loading			Loss ratio of removal torque after loading			Loss ratio of removal torque between before and after loading		
	Mean±SD	F	P	Mean±SD	F	P	Mean±SD	F	P
1	39.61±7.02	2.58	0.28	41.11±8.66	3.52	0.17	2.76±4.90	1.92	0.38
2	44.56±4.95			46.33±5.19			3.07±6.77		
3	46.47±8.17			49.32±7.48			5.26±2.17		

대주 시스템에 따른 풀림회전력 상실률을 비교한 결과 유의한 차이를 보이지 않았다 (Table 6).

IV. 고찰

지대주 - 임플란트를 연결하는 나사의 안정성은 다양한 요인이 영향을 미치는데, 임플란트와 지대주의 연결형태, 지대주 나사의 특성, 적절한 조임회전력에 의한 적절한 전하중, 임플란트 구성 성분 간의 정확한 적합이 중요하다.

그 중에서도 임플란트 지대주 연결이 나사풀림에 큰 영향을 미친다. 외사 구조 형태의 임플란트는 외사 구조 hex의 접촉면에서 진동과 미세움직임이 발생한 결과 나사풀림이 일어나고, 외부 힘이 모두 지대주 나사에 집중되어 나사풀림이 더 잘 일어난다. 반면, 내사 구조 형태의 경우 고정체 내부로 들어간 연결부의 경사진 형태로 인하여, 마찰과 썪기효과로 연결부의 기계적 안정성이 향상되고 나사풀림이 외사 구조 보다 작게 나타난다. 연결형태의 변화 뿐 아니라 마찰저항형태를 부여한 morse taper 형태는 기존의 마찰저항 형태가 없는 시스템에 비교하여 경사면에 의해 측방력에 저항하므로 나사풀림이 덜 발생한다. 본 실험에서는 내사 구조 임플란트와

taper의 연결 형태를 이용하였다. 한편, Theoharidou 등²⁴은 임플란트 지대주 연결에 상관없이, 회전저항 형태와 조임회전력이 적절하다면 나사풀림이 덜 발생할 것이라고 하였다.

나사의 재질에 따라 다른 전하중이 발생하는데, Haack 등¹²은 금 나사와 티타늄 나사를 이용하여 나사를 조일 때 나사의 경부와 나사산이 신장되는 양을 측정하였다. 금 나사의 신장량이 티타늄 나사의 신장량 보다 컸으며, 전하중도 금 나사가 티타늄 나사 보다 더 컸다. 서로 다른 나사를 이용할 경우 실험 결과에 영향을 미칠 수 있으므로, 본 실험에서는 세 군 모두 동일한 재질의 나사를 이용하였다.

금 나사가 티타늄 나사에 비해 더 높은 풀림회전력을 유지할 수 있음이 증명되었지만, Joneus 등⁸은 나사의 재질보다 더 중요한 것은 나사를 잠그는 방법 즉, 조임회전력의 양이라고 하였다. 또한, 나사 조임회전력이 적정 조임회전력보다 낮으면 나사풀림이 일어날 수 있고 적정 조임회전력보다 높으면 나사파절이 유발될 수 있으므로 토크 렌치 등을 이용하여 적절한 조임회전력을 가할 것을 주장하였다. 본 연구에서는 일정한 조임회전력을 위해 제조사가 추천하는 30 Ncm을 적용하였고, 동일한 조임회전력을 위해 electronic torque controller를 이용하였으며, 전하중 감소를 보상하기 위해 10분 뒤 동일

한 조임회전력을 다시 적용하였다. Jönéus 등⁸은 Jaarda 등¹⁸은 손으로만 지대주 나사를 잠그면 15~48% 오차가 발생하므로, 제조사가 추천하는 적정 조임회전력을 적용하기 위해서 토크 조절기를 사용할 것을 추천하였다. Siamos 등¹⁹은 표면침하에 따른 전하중 감소를 최소화하기 위해서는 나사 체결 시 10분 후에 조임회전력을 다시 적용하는 것이 필요하다고 하였다. 또한 기능하중에 의한 표면침하를 보상하기 위해서는 조임회전력을 주기적으로 반복 적용해야 한다고 하였다.

임플란트 구성 성분 간의 적합 불량도 나사풀림을 일으킬 수 있다.^{20,21} 불량한 적합은 접촉부의 마모를 일으키고, 나사 연결의 틈을 증가시켜 나사풀림이 발생한다. Vigolo와 Majzoub²²는 UCLA-type 지대주와 CAD/CAM 티타늄 지대주에서 임플란트 계면의 정밀성을 평가한 결과, 두 지대주 모두 좋은 정밀성을 보였고, 유의한 차이는 보이지 않았다. Abduo 등²³은 임플란트 구조의 적합성을 조사한 결과, CAD/CAM 구조는 적합성이 좋고, 일관성이 가장 좋고, 기술 민감성이 가장 작았다. 이렇듯 이전 연구결과 CAD/CAM 지대주는 기성 지대주, 금주조 지대주와 유사한 우수한 변연 적합을 보였기에, 본 연구에서는 변연 적합을 따로 관찰하지는 않았다.

Bates²⁴은 제1대구치에서 최대 교합력을 300~500 N으로 보고하였다. Hohl 등²⁵에 의하면 최대 교합력은 244~1,245 N이고, 평균 저작력은 최대 교합력의 40%라고 하였다. 이를 참고로 하여 본 실험에서는 하중 조건을 250 N으로 임의로 선택하였고, 10⁵번의 반복하중은 1개월간의 평균 저작운동에 해당한다.²⁶ ISO 규정 14801에 따라, 하중이 임플란트 장축에 대하여 30°를 이루도록 지그를 제작하였다. 한편, 본 실험에서는 반구형의 메탈 캡을 제작하여 지대주

위에 올려놓고 하중을 가하였으나, 메탈 캡은 상부보철물을 대신하기 위한 것이 아닌 하중이 지대주 장축에 가해지도록 하기 위해 이용되었다. 하지만 실제로는 상부보철물에 교합력이 작용하므로, 상부보철물을 제작하여 지대주 위에 접착한 뒤 하중을 가하는 연구가 의미가 있을 것으로 사료된다.

지대주 시스템에 따른 하중 전과 하중 후 풀림회전력을 각각 비교했을 때, 1군이 가장 높았고 2군, 3군 순이었다. 그러나 지대주 시스템 간 통계적으로 유의한 차이는 없었다. 이는 제한된 조건 하에서의 지대주 시스템은 지대주 나사풀림에 유의한 영향을 주지 않음을 의미한다. 이러한 연구 결과는 티타늄 지대주, 지르코니아 지대주, 금주조 지대주에서 나사풀림을 비교했을 때, 지대주 종류가 유의한 차이를 보이지 않은 이전 연구와 일치한다.²⁷

각 군에서 하중 전후의 풀림회전력을 비교했을 때, 1군과 2군은 유의한 차이가 없었고, 3군은 유의한 차이를 보였다 ($p < 0.05$). 이는 CAD/CAM 지대주가 기성 지대주와 금주조 지대주에 비해 하중전 및 하중 후 풀림회전력은 유의한 차이는 없었으나 작았으며, 하중에 의해 나사풀림이 발생될 수도 있다고 설명할 수 있다. 이러한 원인으로 CAD/CAM 지대주에 사용된 나사를 고려해 볼 수 있다. 일반적으로 지대주 나사는 지대주와 동일한 회사의 제품으로 함께 구성되어 판매되는 것을 이용한다. 하지만 본 연구에서는 지대주 시스템에 따른 영향을 알아보기 위하여, 세 군 모두 동일한 재질의 나사를 적용하여 CAD/CAM 지대주는 제조사가 권장하는 나사를 이용하지 않았다. 이로 인해 CAD/CAM 지대주는 지대주와 임플란트 고정체의 적합도는 긴밀할지 모르나, 지대주와 지대주 나사 사이의 적합이 긴밀하지 않을 수 있으며, 이러한 이유로

나사풀림이 발생할 수도 있을 것이 사료된다. CAD/CAM 지대주에서, 제조사가 권장하는 나사를 이용한 추가적인 연구가 필요하다.

하중 전 풀림회전력 상실률, 하중 후 풀림회전력 상실률, 하중에 의한 풀림회전력 상실률 모두 1군이 가장 낮았고 2군 3군 순이었다. 지대주 시스템 간의 유의한 차이는 없었다. 그러므로, 3군, 2군, 1군 순으로 나사풀림이 발생할 가능성이 크지만, 통계적으로 유의한 차이를 보이지 않았다.

이번 연구는 시편 수의 제한과 단기간의 하중에 의한 한계를 가진다. 한 종류의 CAD/CAM 시스템만 사용하였는데, 여러 가지 다른 CAD/CAM 시스템을 이용한 비교 연구를 할 수 있다. 10^5 회는 1개월에 해당하는 단기간의 하중으로, 임상에서 이와 같은 단기간에 나사 풀림이 발행하는 경우는 흔하지 않다. 하중 횟수와 시편 수를 증가시킨 장기적인 사용에 있어서 각 지대주 나사풀림과 안정성에 대한 연구가 계속되어야 할 것이다. 또한 본 실험에서는 변연 적합은 관찰하지 않았으나, 변연 적합과 풀림토크가 나사 풀림에 미치는 영향을 동일한 시편에서 알아보는 연구도 의미가 있을 것으로 사료된다.

V. 결론

제작 방법이 다른 세 종류의 임플란트 지대주인 기성 지대주, UCLA gold 지대주, CAD/CAM 맞춤 지대주를 30 Ncm의 조임 회전력으로 임플란트 고정체에 연결하고, 최대 250 N, 최소 25 N, 14 Hz, sine형 동적하중을 10^5 회 가하였을 때 하중 전후의 풀림 회전력을 측정하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 초기 나사 풀림 회전력은 기성 지대주, UCLA gold 지대주, CAD/CAM 맞춤 지대주 순으로 높았으며, 지대주 종류에 따른 유의한 차이를 보이지 않았다.

2. 하중 후 나사 풀림 회전력은 기성 지대주, UCLA gold 지대주, CAD/CAM 맞춤 지대주 순으로 높았으며, 지대주 종류에 따른 유의한 차이를 보이지 않았다.

3. 하중 전후에 따른 나사 풀림 회전력을 비교한 결과 기성 지대주, UCLA gold 지대주는 유의한 차이를 보이지 않았고, CAD/CAM 맞춤 지대주는 유의한 차이를 보였다.

4. 초기 나사 풀림 회전력 상실률은 기성 지대주, UCLA gold 지대주, CAD/CAM 맞춤 지대주 순으로 낮았으며, 지대주 종류에 따른 유의한 차이를 보이지 않았다.

5. 하중 후 나사 풀림 회전력 상실률은 기성 지대주, UCLA gold 지대주, CAD/CAM 맞춤 지대주 순으로 낮았으며, 지대주 종류에 따른 유의한 차이를 보이지 않았다.

6. 하중에 따른 나사 풀림 회전력 상실률 기성 지대주, UCLA gold 지대주, CAD/CAM 맞춤 지대주 순으로 낮았으며, 지대주 종류에 따른 유의한 차이를 보이지 않았다.

이 연구의 결과로부터 기성 지대주, UCLA gold 지대주, CAD/CAM 맞춤 지대주 등 지대주 종류에 따른 초기 나사풀림의 유의한 차이는 없다고 볼수 있다. 또한 10^5 회 동적하중은 기성 지대주, UCLA gold 지대주의 나사풀림에는 영향

을 주지 않으나 CAD/CAM 맞춤 지대주의 나사 풀림에는 영향을 주었다. 추후 CAD/CAM 맞춤 지대주와 제조사가 권장하는 나사를 이용한 다양한 동적하중 조건에 대한 실험이 있어야 할 것으로 사료된다.

References

- Schmitt A, Zarb GA. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants for single-tooth replacement. *Int J prosthodont* 1993;6(2):197-202.
- Friedman JR. Five techniques for single tooth replacement on endosseous root-form implants. *J Prosthet Dent* 1993;69(6):582-7.
- Wannfors K, Smedberg JI. A prospective clinical evaluation of different single-tooth restoration designs on osseointegrated implants. A 3-year follow-up of Branemark implants. *Clin Oral Implants Res* 1999;10(6):453-8.
- Laney WR, Jemt T, Harris D, Henry PJ, Krogh PH, Polizzi G, Zarb GA, Herrmann I. Osseointegrated Implants for single-tooth replacement: Progress report from a multicenter prospective study after 3 years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9(1):49-54.
- Jemt T, Pettersson P. A 3-year follow-up study on single implant treatment. *J Dent* 1993;21(4):203-8.
- Kang YM, Lim JH, Cho IH. A study on the abutment screw loosening of dental implants. *J Korean Acad Prosthodont* 1996;34(1):1-14.
- Lim JH, Lee MR, Cho IH. A study on the photoelastic analysis of stresses induced by the connection modalities between natural tooth abutment and dental implant. *J Dankook Dent Res Inst* 1992;4:141-51.
- Lazzara R, Siddiqui AA, Binon P, Feldman SA, Weiner R, Phillips R, Gonshor A. Retrospective multiucenter analysis of 3i endosseous dental implants placed over a five-year period. *Clin Oral Implants Res* 1996;7(1):73-83.
- Jorneus L, Jemt T, Carlsson L. Loads and designs of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7(3):353-9.
- Burguete RL, Johns RB, King T, Patterson EA. Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. *J Prosthet Dent* 1994;71(6):592-9.
- Ahn JS, Cho IH, Lim JH, Lim HS. On screw loosening of various implant systems. *J Dent Rehabil Appl Sci* 2002;18(2):81-92.
- Haack JE, Sakaguchi RL, Sun T, Coffey JP. Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10(5):529-36.
- Martin WC, Woody RD, Miller BH, Miller AW. Implant abutment screw rotations and preloads for four different screw materials and surfaces. *J Prosthet Dent* 2001;86(1):24-32.
- Cibirka RM, Nelson SK, Lang BR, Rueggeberg FA. Examination of the implant-abutment interface after fatigue testing. *J Prosthet Dent* 2001;85(3):268-75.
- Sawase T, Wennerberg A, Hallgren C,

- Albrektsson T, Baba K. Chemical and topographical surface analysis of five different implant abutments. *Clin Oral Implants Res* 2000;11(1):44-50.
16. Heydecke G, Sierraalta M, Razzoog ME. Evolution and use of aluminum oxide single-tooth implant abutments: a short review and presentation of two cases. *Int J Prosthodont* 2002;15(5):488-93.
 17. Wood MR, Vermilyea SG. A review of selected dental literature on evidence-based treatment planning for dental implants: report of the committee on research in fixed prosthodontics of the academy of fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent* 2004;92(5):447-62.
 18. Kapos T, Ashy LM, Gallucci GO, Weber HP, Wismeijer D. Computer-aided design and computer-assisted manufacturing in prosthetic implant dentistry. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009;24:110-7.
 19. Binon PP. Evaluation of machining accuracy and consistency of selected implants, standard abutments, and laboratory analogs. *Int J Prosthodont* 1995;8(2):162-78.
 20. Merz BR, Hunenbart S, Belser UC. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15(4):519-26.
 21. Norton MR. An in vitro evaluation of the strength of an internal conical interface compared to a butt joint interface in implant design. *Clin Oral Implants Res* 1997;8(4):290-8.
 22. Weiss EI, Kozak D, Gross MD. Effect of repeated closures on opening torque values in seven abutment-implant systems. *J Prosthet Dent* 2000;84(2):194-9.
 23. Norton MR. Assessment of cold welding properties of the internal conical interface of two commercially available implant systems. *J Prosthet Dent* 1999;81(2):159-66.
 24. Theoharidou A, Petridis HP, Tzannas K, Garefis P. Abutment screw loosening in single-implant restorations: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008;23(4):681-90.
 25. Jaarda MJ, Razzoog ME, Gratton DG. Effect of preload torque on the ultimate tensile strength of implant prosthetic retaining screws. *Implant Dent* 1994;3(1):17-21.
 26. Siamos G, Winkler S, Boberick KG. The relationship between implant preload and screw loosening on implant supported prostheses. *J Oral Implantol* 2002;28(2):67-73.
 27. Tan KB, Nicholls JJ. Implant-abutment screw joint preload of 7 hex-top abutment systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001;16(3):367-77.

Minimally Invasive Sinus Augmentation using Flapless Hydrodynamic Piezoelectric Internal Sinus Elevation

손동석

| Professor, Department of Dentistry and Oral and Maxillofacial Surgery, Daegu Catholic University Hospital

ABSTRACT

Minimally Invasive Sinus Augmentation using Flapless Hydrodynamic Piezoelectric Internal Sinus Elevation

Dong-Seok Sohn

Professor, Dept of oral and maxillofacial surgery, Catholic University Medical Center of Daegu

A 47 aged woman presented our department. She wanted implant supported restoration at tooth number 26 site. No special systemic diseases are shown. Cone beam computed tomogram (CBCT) scans shows about 3mm bone height at the implant site but she was afraid of postoperative swelling and pain from laterally approached sinus augmentation. Fortunately ridge width was favorable, so flapless sinus augmentation using HPISE technique was planned in order to minimize postoperative discomfort and autologous growth factors were utilized to accelerate bone reformation in the augmented sinus. SPI implant was placed immediately with good initial stability after sinus augmentation. Impression for temporary prosthesis was taken after 4 M healing.

Case report



Fig 1. Preoperative CBCT showing insufficient bone height on the site of left upper 1st molar. Bone height at the implant site was 3mm. However 7mm width of bone at the implant site was shown, so flapless sinus augmentation using crestal approach sinus augmentation was planned.



Fig 2. 4mm wide tissue punch was utilized to expose bone at the implant site.



Fig 3. 1.6mm wide round carbide insert connected with piezoelectric bone device (Surgybhone, Silfradnet, Itlay) was used to penetrate sinus floor directly. Thanks to micrometric cut and selective cut effect, the risk of membrane perforation is very low.



Fig 4. 2.8mm wide hydrodynamic piezoelectric internal sinus elevation (HPISE) tip connected with piezoelectric bone surgery device was inserted through the osteotomy site to sinus floor. Hydraulic pressure from internally irrigated HPISE tip elevated sinus mucosa gently. This tip is final osteotomy tip to accommodate 4.2mm wide SPI implant (Alphabio Tec, Israel).



Fig 5. The tip was positioned inside sinus to confirm sinus mucosal elevation and water pressure was applied for about 20 seconds.



Fig 6. To accelerate bone reformation, one piece of fibrin rich block with concentrated growth factors was inserted in the new compartment under the elevated sinus mucosa.



Fig 7. Bovine bone (Bio-Cera, Oscotec, Korea) and mineral allograft (PUros, Zimmer Co, USA) was mixed with autologous fibrin glue to make sticky bone graft. This bone mixture was inserted through the osteotomy site for additional sinus elevation. This sticky bone mixture contains autologous growth factors, so bone reformation in the sinus is accelerated and doesn't migrate in the sinus.



Fig 8. 4.2x11.5 SPI implant was placed immediately. Thanks to thread design and tapered design of SPI implant, initial stability of implant was good.



Fig 9. Healing abutment was connected as one staged procedure.

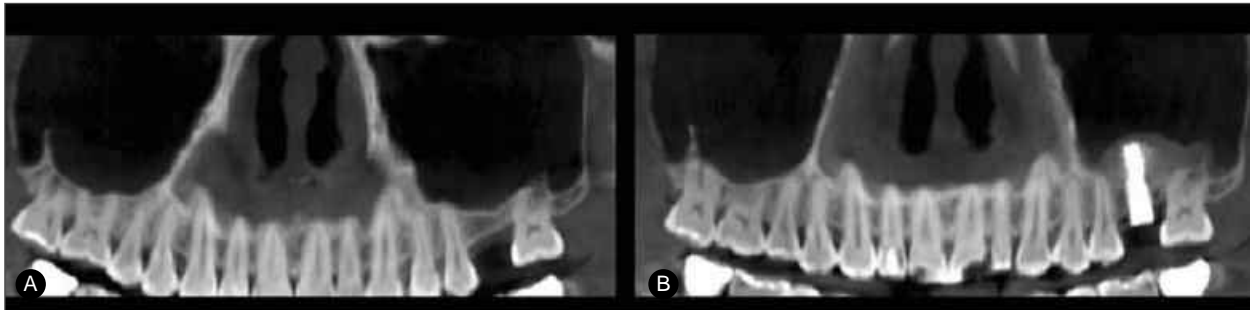


Fig 10. Comparison of preoperative and postoperative panoramic CBCT. Sinus elevation from water pressure was evident in CBCT. Patient didn't complain any pain and swelling on the next day. She had only very minor discomfort because minimally invasive sinus augmentation was performed.



Fig 11. Comparison of preoperative and postoperative cross sectional view of CBCT. About 10mm sinus elevation is seen in this radiogram. Sinus elevation from water pressure is different from the result from osteotome technique. Sinus elevation is seen at medial wall and lateral wall unlike osteotome technique.

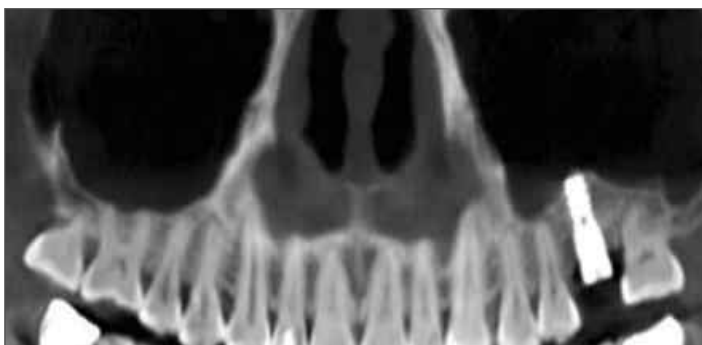


Fig 12. CBCT after 4 months healing. Favorable sinus augmentation is seen. Impression was taken at this stage. Periotest value was minus 4. Good osseointegration was gained in short healing period thanks to collaboration of autologous growth factors and food initial stability of implant.



Fig 13. Temporary crown was seated on implant.



Fig 14. Periapical radiogram after delivery of temporary crown.



Fig 15. Final prosthesis was cemented on after 3 months loading of temporary prosthesis.



Fig 16. Periapical radiogram after delivery of final prosthesis.

Conclusion:

Laterally approached sinus elevation has been known as predictable method. However this technique has some disadvantages such as increased surgical time, postoperative swelling and discomfort and delayed healing time. Crestal approaches are known to have less invasiveness than laterally approached sinus augmentation. HPISE uses ultrasonic piezoelectric vibration to penetrate sinus floor and uses water pressure to elevate sinus membrane. The possibility of membrane perforation is very low and this technique usually doesn't depend on bone compaction for the elevation of sinus membrane unlike osteotome technique. For faster bone reformation, concentrated autologous growth factors are beneficial for sinus and ridge augmentation.

Initial stability of implant at low bone height is critical for successful osseointegration. Macro thread and tapered designed implant facilitates to get good initial stability at poor bone condition.

References

1. Summers RB. The osteotome technique: Part 3-Less invasive methods of elevating the sinus floor. *Compendium*. 1994;15:698-708.
2. Kim JM, Sohn DS, Heo JU, Park JS, et al. Minimally invasive sinus augmentation using ultrasonic piezoelectric vibration and hydraulic pressure: a multicenter retrospective study. *Implant Dent*. 2012;21(6):536-542.
3. Sohn DS, Moon JW, Moon YS, et al. The use of concentrated growth factors(CGF) for sinus augmentation. *The Journal of Oral Implants*. 200938:25-38.

국제임플란트학회 논문상 및 학술상 규정

제1조 (목적)

국제임플란트학회 회칙 제2장 제5조(사업) 1항 “임플란트치의학에 관한 학문연구”과 6항 “기타 본회 목적 달성에 필요한 사항을 사업”에 의거 국제임플란트학회 논문상 (이하 “논문상”) 및 국제임플란트학회 학술상 (이하 “국제임플란트학술상”)을 제정한다.

제2조 (명칭)

본 상의 명칭은 국제임플란트학회 논문상 및 국제임플란트학회 학술상이라고 한다.

제3조 (후보작 대상)

- 1) 논문상의 후보작은 해당년도 회원 본인에 의해 저술되어 국제임플란트학회지에 투고된 논문에 국한한다.
- 2) 자평학술상의 후보작은 임플란트학회 학술대회에 발표된 포스터에 국한한다.

제4조 (수상자 선정)

논문상의 수상자는 국제임플란트학회 이사회에서 의결하며, 국제임플란트학회 학술상의 수상자 선정은 학술대회 중 학회장이 위촉한 심사위원이 정한다.

제5조 (수상자 후보작 심사와 결정)

- 1) 논문상은 국제임플란트학회 이사회에서 다음과 같이 평가항목과 점수에 따라 학회지에 게재된 논문 후보작들을 심사하고, 각 항목에 대한 평점을 보여한다.
 - 학문적 기여도 40점
 - 창의성 20점
 - 논리성 20점
 - 체계성 20점총 100점을 만점으로 하며, 이 기준을 “논문상 심사기준표”로 정한다. 심사결과에 따른 점수는 비공개를 원칙으로 한다.
- 2) 이사회는 심사기준표에 의거하여 최우수 논문상 1편과 우수 논문상 1편을 선정한다.
- 3) 국제임플란트학회 학술상은 위촉된 심사위원의 재량에 따라 심사하며, 학술대회에 발표된 포스터 중 최우수 포스터상과 우수 포스터상을 선정한다.

제6조 (시상의 방법과 내용)

국제임플란트학회 회장은 회장 명의로 국제임플란트학회 학술대회에서 선정된 최우수 논문상, 우수 논문상 및 국제임플란트학회 학술상 최우수 포스터상과 우수 포스터상의 수상자를 시상한다.

시상은 상장과 상금으로 하며, 상금은 이사회가 별도로 정한다.

시상을 위한 기금은 특별회계로 하고, 그 관리는 이사회가 결정한다.

제7조 (부칙)

- 1) 본 규정은 국제임플란트학회 이사회의 과반수 찬성에 의하여 내용을 변경할 수 있다.
- 2) 본 규정에 규정되지 않은 세부사항은 일반 관례에 따르며, 이사회의 의결에 따른다.

부칙

이 규정은 2009년 2월 14일부터 시행한다.

국제임플란트 학술상 규정

제1조 (목적)

본 규정은 임플란트치의학 분야의 연구의욕을 고취시키고 학술활동을 장려하고자 임플란트치의학 분야에서 매년 탁월한 업적을 세운 연구자에게 학술상을 수여하기 위한 제반 사항을 결정한다.

제2조 (명칭)

본 학술상의 명칭은 국제임플란트학회 학술상이라고 한다.

제3조 (수상자의 자격)

- 1) 원칙적으로 1년에 1인으로 정한다.
- 2) 수상자는 국제임플란트학회의 회원이어야 함을 원칙으로 한다.

제4조 (수상자 후보의 추천과 심사)

- 1) 수상자 후보는 본인을 포함한 이사회의 추천으로 정한다.
- 2) 수상자 후보는 국제임플란트학회 이사회에서 심사한다.

제5조 (수상자 선정)

학술상 수상자는 국제임플란트학회 이사회에서 의결한다.

제6조 (수상자의 의무)

- 1) 학술상 수상자는 의무적으로 연구의 결과를 국제임플란트학회 학술대회에서 발표해야 하며 국제임플란트학회에 게재하여야 한다.
- 2) 학술지 게재시 “본 논문은 0000년도 국제임플란트학회의 지원을 받아 연구되었음”이라고 명기한다.

제7조 (학회의 의무)

국제임플란트학회는 학술상 수상자에게 상장과 소정의 상금을 지급한다.

제8조 (부칙)

- 1) 본 규정은 국제임플란트학회 이사회의 과반수 찬성에 의하여 내용을 변경할 수 있다.
- 2) 본 규정에 규정되지 않은 세부사항은 일반관례에 따른다.
- 3) 본 규정은 2009년 2월 14일부터 적용된다.

국제임플란트치의학회 논문 및 임상증례 투고 규정

원고는 국제임플란트학회의 투고규정에 맞게 작성되어야 하며 그 내용은 다음과 같다.

I. 일반적인 지침사항

1. 투고된 원고는 다른 학술지에 게재되었거나 게재될 예정이 아니어야 한다.
2. 원고의 종류는 중설, 실험연구, 임상연구, 증례보고, 편집위원회에 보내는 글, 학회 소식과 각종 소개 등으로 한다.
3. 원고의 채택여부 및 게재순서는 학회편집위원회에서 결정한다. 편집위원회는 논문을 채택함에 있어서 논문의 윤리성, 정당성, 독창성과 학술적 의의를 심사하며, 내용의 정정, 보완, 삭제를 요구할 수 있다.
4. 원고는 한글(또는 한자와 혼용)로 작성하거나 영문으로 작성할 수 있다. 한글 원고인 경우 고유명사, 약품명, 단위 등과 적절한 번역어가 없는 의학 용어는 영자로 표기한다. 번역어는 있으나 이해가 쉽지 않은 경우에는 그 용어가 최초로 선택 될 때 번역어 다음 괄호 속에 원어로 표기하고 그 다음부터는 번역어만 사용한다. 학술용어는 대한의학학술지 편집인위원회에서 발행한 의학용어집 최신판(<http://kamje.or.kr/term>) 및 대한치과의사 협회 용어집에 준하는 한글로 표시한다.
5. 원고의 총 분량은 실험연구나 임상연구의 경우 총 10쪽 이내를 권장한다. 편집위원회의 허가가 있는 중설의 경우에는 예외로 한다. 증례보고는 본문을 4쪽 이내로 권장한다(학회지 1쪽은 글자만 포함될 경우 대략 한글 2,500자 정도가 된다).
6. 원고는 원본 1부, 복사본 2부를 저자의 발간요청편지 1부와 원고내용이 저장된 컴퓨터 디스켓(아래한글 또는 워드 파일)과 같이 편집위원회에 우편으로 송부한다. 논문이 게재되기로 수락되면 저자는 수정, 보완되어 완성된 원고 1부와 원고내용이 수정되어 저장된 컴퓨터 디스켓을 제출한다. 디스켓에는 파일이름, 제1 저자명, 사용된 프로그램을 표시한다.
7. 실험연구, 임상연구 및 증례보고는 소정의 게재료를 납입하며 도안료 및 제판비와 특수인쇄가 필요할 때에는 그 실비를 저자가 부담한다. 추가로 필요한 별책의 비용은 저자가 부담한다. 학회에서 의뢰한 중설은 저자에게 학회에서 소정의 원고료를 지불한다.

II. 원고 작성 요령

1. 실험연구 및 임상연구

(1) 표제

- ① 표제 페이지에 제목, 소속, 저자명을 기록한다.
- ② 제목 : 논문 제목은 연구목적에 연계하여 간결하고 명확하게 나타내며, 한글과 영문을 병기한다.
- ③ 저자 인적사항 : 모든 저자의 저자명, 학위, 소속, 직위 등을 기록하고 교신저자(corresponding author)의 성명, 주소, 전화, FAX 번호 및 E-mail 주소를 구분하여 기록한다(한글과 영문 병기).
- ④ 저자가 서로 다른 대학 또는 병원일 경우 소속은 제 1저자, 공저자, 교신저자의 순으로 기록하고 번호로서 각각을 구분한다.
- ⑤ 연구비 지원 또는 수혜에 대한 내용은 표제 페이지 하단에 기록한다.

(2) 초록

- ① 한글과 영문을 모두 작성하며, 초록에도 저자명, 학위, 소속, 직위 등을 기록한다.
- ② 분량은 한글은 600자 이내, 영문은 250단어 이내로 작성한다. 초록에는 참고 문헌을 인용하지 않는다.
- ③ 핵심용어(key words)는 초록 하단에 논문의 색인에 필요한 중요단어 6개 이내를 선택하여 알파벳(가나다) 순으로 나열하고 각 핵심용어 간에는 comma를 사용하여 구분한다(세부지침사항 참고). 영문 핵심용어는 미국국립도서관의 Medical Subject Heading(MeSH)에 기재되어 있는 용어를 추천한다.
- (3) 서론 : 연구의 배경 및 목적을 간결하고 뚜렷하게 기술하며, 직접 연관이 있는 필요한 내용만을 기술한다.
- (4) 연구방법 및 대상 : 연구의 계획, 방법 및 대상을 기술한다. 연구방법은 가능한 구체적이고 자세하게 기술하여 독자가 이를 재현할 수 있도록 하여야 한다. 사용된 통계방법을 여기에 기술하여야 한다.
- (5) 결과 : 연구결과를 명료하고 논리적으로 기술하고 연구목적에 부합하는 결과만을 기술한다. 결과에 대한 통계적 의의를 기술한다. Table이나 Figure로 결과를 나타낼 때는 Table이나 Figure의 내용을 중복하여 기술하지 않으나 중요한 경향 및 요점은 설명할 수 있다.
- (6) 고찰 : 연구결과에 대한 고찰 및 이에 연관된 다른 자료와 관련시켜 해석한다. 새롭고 중요한 관찰을 강조하며 결과의 내용을 중복 기술하지 않는다. 연구결과와 내용이 허용하는 범위 내에서 결론과 연구의 목적을 연관시켜 기술한다. 결론 항목을 별도로 설정하지 않은 경우 독립된 단락으로 논문의 결론을 간단명료하게 기술한다.
- (7) 결론 : 연구결과를 중복하지 말고 결과를 토대로 연구목적에 부합되는 결론을 간단명료하게 기술한다.
- (8) 참고문헌 : 참고문헌은 현저하게 의의가 있는 것으로 제한하되 논문에 인용된 순서대로 기재하고 본문에는 어깨번호를 기입한다. 다른 논문에서 간접적으로 소개되는 문헌은 참고문헌으로 사용할 수 없다. 국제임플란트학회지에 게재된 관련 논문은 우선적으로 인용함을 권장한다.

2. 중설

중설은 특정 제목과 내용에 관한 고찰로서 편집위원회에서 위촉하여 게재한다.

3. 증례보고

- (1) 표제 : 실험연구 및 임상연구에 준한다.
- (2) 초록 : 실험 연구 및 임상 연구에 준하되 영문초록은 150단어 이내 한글초록은 400자 이내로 한다.
- (3) 서론 : 증례와 연관된 일반적 배경 및 의의를 간략하게 기술한다.
- (4) 증례 : 임상소견은 진단 및 임상소견에 직접 관계가 있는 사항만 국한하여 기술한다.
- (5) 고찰 : 증례가 강조하고 있는 내용에 초점이 맞추어져야 하며 장황한 문헌고찰을 피한다. 결론항목을 별도로 설정하지 말고 끝부분에 결론을 요약하여 기술한다.
- (6) 참고문헌 : 실험연구 및 임상연구에 준한다.

4. 편집위원회에 보내는 글

학회지에 게재된 특정 논문에 대한 건설적인 비평, 토론, 의견을 기술하여 국제임플란트학회 회원의 일반적 관심사항이나 학술분야의 특정 주제에 대한 개인적 의견을 기술한다.

5. 학회 소식과 각종 소개

편집위원회에서 그 게재 여부를 결정할 수 있다.

Ⅲ. 세부 지침 사항

1. 원고는 A4 또는 letter 용지 크기에 작성하며 행간 1행의 간격(double space)을 둔다. 좌우단은 2cm, 상하는 3cm의 여백을 두고 타자로 작성하거나 프린트로 선명하게 인쇄한다(대략 한 쪽에 한글 800~900자 정도).
2. 원고순서는 실험 및 임상연구는 표제, 초록, 서론, 대상 및 방법, 결과, 고찰, 참고문헌, Table, Figure 또는 사진 순으로 하고 증례보고, 종설 및 편집자에게 보내는 글은 일반적인 지침 사항을 따른다. 각 부분은 새로 시작하되 초록은 1쪽으로 하여 하단에 쪽수를 연결하여 표시한다.
3. 영문약어는 최소화하며 이를 사용 시에는 본문 내 최초사용 시 괄호 속에 풀어 쓴다.
예) 근육이완교정장치 (muscle relaxation appliance, MRA)
4. 측정의 단위는 International System of Units (SI)에 준한다. 길이, 무게, 용적은 각기 meter, kilogram, liter로 표준화하며 공인된 약어를 사용할 수 있다. 압력 단위는 mmHg로 한다.
5. 기계 및 장비의 경우 괄호 안에 모델명, 제조회사, 국적을 기입한다. 약품의 경우 일반명을 쓰고 상품명은 괄호 안에 쓰며, 일반적으로 사용되지 않는 특수한 약품일 경우에는 제조회사, 국적을 괄호 안에 기입한다.
6. 본문에 인용되는 참고문헌의 어깨번호는 다음과 같이 표시한다. 1) 1,3,5) 1-5)

| 참고문헌 |

- (1) 본문에는 인용된 순서대로 아라비아 숫자 번호와 함께 기입한다.
- (2) 참고문헌에 기술된 논문은 본문에서 반드시 인용되어야 한다.
- (3) 학술지의 표기에는 Index Medicus의 공인된 약어를 사용한다. 인용이 드문 희귀한 잡지명은 약어를 사용하지 않고 전체 이름을 적는다.
- (4) 저자명은 6명까지 기록하며 7명 이상의 경우에는 앞의 3명만 기술하고 등 또는 et al.을 쓴다.
- (5) 인용문헌의 쪽수는 시작과 끝을 기록한다.
- (6) 참고문헌의 숫자는 원저는 50개 이내, 임상연구 30개 이내, 증례보고 20개 이내, 질의/답변 5개 이내를 원칙으로 한다.
- (7) 기술 양식은 다음의 예와 같이 한다.
① 정기학술지 : 저자명(.), 논문제목(.), 학술지명, 발행년도(:), 권수(:), 책쪽-끝쪽
예) Kim KS, Kim KS, Lee PY, et al. Effects of low incident energy levels of infrared laser irradiation on the proliferation of C. albicans Part II: A short term study during cell growth. Laser Therapy 1995;7:61-66.
예) Meretoja OA, Olkkola KT. Pharmacodynamics of mivacurium in children using a computer-controlled infusion. Br J Anaesth 1993;71:232-237
예) Lee JY, Kho HS, Kim YK, Chung SC, Lee SW. Factors related to patients' satisfaction level of treatment outcome of oral malodor. Korean J Oral Med 2011;26:27-38.

| Table |

- (1) 한 쪽에 한 개씩의 Table을 작성한다.
- (2) Table은 설명과 본문을 영문 및 아라비아 숫자로 기록한다. 간단하고 명료한 제목을 구(phrase)나 문장(sentence)의 형태로 표기한다.
- (3) Table은 본문에서 인용되는 순으로 번호를 붙인다.
- (4) 약어 사용 시 국제적으로 공인된 약어 외에는 Table 하단에 풀어서 설명한다.
- (5) Table의 내용은 이해하기 쉬워야 하며 독자적 기능을 할 수 있어야 한다.

| Figure 또는 Fig. 또는 사진 |

- (1) Figure(line drawing)는 흰 바탕에 검은 선을 사용하며 인쇄되어야 한다.
- (2) 사진의 크기는 5X7inch (13X18cm)로 통일하며 광택인화지를 사용한다. 사진이나 방사선 소견 등에 환자의 인적사항은 알 수 없도록 기술한다. 병리표본은 반드시 자(尺)를 놓고 촬영한다.
- (3) 사진의 뒷면에는 사진의 번호와 상하표시를 연필로 기입한다. 지나치게 눌러 써서 전면에 표시가 나지 않도록 하며 잉크나 볼펜 사용을 금한다.
- (4) 동일번호에 2개 이상의 사진이 있는 경우 아라비아 숫자 이후에 알파벳 글자를 기입하여 구분한다(예: Fig. La. Fig. 1b).
- (5) 본문에서 인용된 순으로 아라비아 숫자로 번호를 붙인다.
- (6) 별지에 영문으로 절(phrase)이나 문장(sentence)의 형태로 기술한다.
- (7) 현미경 사진의 경우 염색방법과 배율을 기록한다.

| 논문 투고방법 안내 |

논문투고에는 기존의 우편물 접수 방법과 온라인 논문투고 신청 두 가지의 방법이 있다.

1. 온라인 논문투고
학회 홈페이지나 학술인사위원회에 논문투고를 이용한다.
2. 우편물 논문 접수
(1) 원고는 원본 1부, 복사본 2부를 저자의 발간요청편지 1부와 원고내용이 저장된 컴퓨터 디스켓(아래한글 또는 워드 파일)과 같이 학회사무국에 우편으로 송부한다.
(2) 논문이 게재되기로 수락되면 저자는 수정, 보완되어 완성된 원고 1부와 원고내용이 수정되어 저장된 컴퓨터 디스켓을 제출한다. 디스켓에는 파일이름, 제 1저자명, 사용된 프로그램을 표시한다.

Volume 4 Number 1 2012

국제임플란트학회지

통권5권발행 : 2012년 4월 30일

발 행 인 : 권금록

편 집 인 : 정동욱

편 집 위 원 : 김수관, 손동석, 조경안, 권영선, 김현민, 김현종

발 행 처 : 국제 임플란트 학회

인 쇄 인 : 박기용

인 쇄 처 : 지성출판사

서울특별시 광진구 천호대로 116길 23

TEL: 454-5463, 455-5463 • FAX : 456-5058

jsbook@hanafos.com

jsmall.co.kr

