

발치와의 결손부위에 Regenafil™의 임상적 적용에 관한 조직학적 연구

계승범 · 양승민 · 설양조 · 이영규

성균관대학교 의과대학 삼성서울병원 치과진료부 치주과

I. 서론

치주질환의 진행에 따라 치조골은 수평적, 수직적 그리고 복합적으로 흡수되어 치조골 결손부를 형성한다¹⁾. 또한 치주질환에 이환된 치아를 발거한 후에는 치조골 폭과 높이가 점차 감소하여 치조용선이 비정상적인 형태로 변화되어 심미적 기능적 문제를 야기한다²⁾. 치주질환으로 인한 치아상실은 예방과 치주치료의 발전에도 불구하고 노령화와 맞물려 그 수가 점차 증가되고 있으며 이로 인한 무치악부의 치료에 치과 임플란트 술식이 도입되면서 치조골 결손부 재건의 필요성이 증가되고 있다³⁾.

발치와의 치유에 관한 연구는 Euler가 개의 발치와를 통한 조직병리학적 연구, 관찰을 처음으로 시작되었다⁴⁾. 치조돌기 유지를 위한 다양한 이식재를 이용한 술식이 보고되어 왔다. 1965년 decalcified freeze dried bone allograft(DFDBA)가 치과에 처음 도입된 이후⁵⁾ freeze dried bone(FDB)를 탈회할 경우 골유도 능력이 증진된다고 잇따라 보고되었다⁶⁻¹¹⁾.

다양한 동물실험을 통해서 치조골 결손부위에서 DFDBA의 우수성을 확인하였고¹²⁻¹⁵⁾, Mellonig¹⁶⁾, Narang^{13,17)} 등은 자가골 이식보다 오히려 골재생 능력이 더 높다고 보고하였다.

DFDBA와 함께 치주조직 재생에 흔히 사용되는 것이 calcium phosphate 계통의 bioceramics 제재이다¹⁸⁾. Calcium phosphate계통은 흡수성인 tricalcium phosphate(TCP)와 비흡수성인 hydroxyapatite(HA)로 나눌 수 있다. 개념적으로 TCP는 흡수가 되므로 골 대체물로서 상당한 능력이 있는 것 같지만 흡수율이 너무 빨라서 오히려 골의 재생을 방해한다고 알려졌다¹⁹⁾. 그러한 이유로 HA가 화학적 성분이 골의 무기질 성분과 유사하고 우수한 생체적합성을 가지고 있어 합성골 이식물로 널리 쓰이고 있다. 비흡수성 합성골인 HA는 입자형태와 블록형태로 공급된다. 블록형 HA는 발치후의 치조골유지를 위해 일찍부터 이용되어 왔다. Boyne 등과 Quinn 등은 개의 발치와 내에 HA root implant를 매식하여 치조골의 폭경 및 고경을 유지하는데 성공적임을 보고하였으나^{20,21)}, Kwon 등은 HA root implant가 치조골 유지에 다소 기여하나 장기간 관찰 결과 협측골의 흡수로 열개가 유발되고, 매식체가 상실되는 경우가 흔하다고 보고했다²²⁾. 입자형 HA는 조직내 적합성이 우수하고 열개를 유발하지 않음으로 치조골 형태 보존 효과가 우수함이 보고되었다²³⁻²⁷⁾. 입자형 HA는 치밀성과 다공성으로 구별되는데, 치밀성 HA는 이식된 골내결손부와 이식되지 않은 골내결손부를 비교한

교신저자: 이영규, 서울특별시 강남구 일원동 50 성균관대학교 의과대학 치과학교실, 우편번호: 135-710

결과 6개월 후, HA이식시 더 나은 결과를 보고하였다²⁸⁻³⁰. 다공성 HA는 산호를 열수변환처리하여 산호가 갖는 균일한 크기의 소공을 유지하여(190-230 μ m) 골과 결합조직의 유입성장이 가능하도록 만들어진 HA 제재로³¹ 다공성 HA이식후, 최소 2주후면 소공 내로 결합조직이 차게되고 이후 골형성으로 대치된다고 보고하였다³²⁻³⁴.

Regenafil™ allograft paste는 gelatin carrier 내에 human demineralized bone matrix로 이루어져 있다. gelatin은 생물학적으로 비활성이고 revascularization을 허용하며 7일 이후에는 이식 부위로부터 완전히 흡수되기 때문에 우수한 송달 체제이다. gelatin은 human demineralized bone matrix의 골유도 능력을 방해하지 않고 안전성이 검증된 자연 물질이다.

치주 질환에 이환된 치아는 협착골 파괴를 보이는 경우가 다수이다. 또한, 발치후 치조골 치유의 일련의 과정에 따라 얇은 순측 치밀골판이 흡수되어 설측에서 협착으로 경사진 치조골 높이감소를 나타낸다^{35,36}.

이번 실험의 목적은 발치 후 치조골의 폭과 높이를 유지, 보존하기 위해 사용되는 기존의 골이식재와 Regenafil™ allograft paste를 일련의 술식에 따라 형성된 골결손부에 이식하여 조직학적으로 비교관찰하여 골이식재로서 가능성을 평가하는 것이다.

II. 연구재료 및 방법

전신적으로 건강한 비글견 3마리를 실험대상으로 하였다. 실험 시작전에 치주 조직은 염증이 없는 건강한 상태였다.

비글견을 Thiopental sodium 30mg/kg을 족근에 정맥주사하여 전신마취를 유도하였다. 하악 제 2, 3, 4소구치 부위를 실험 대상으로 하였다. 우선 2% lidocaine HCl(Epinephrine 1:100000)로 침윤 마취를 한 후 협측과 설측으로 치은 열구 절개를 하고 전층 판막을 박리하여 치조골을 노출시켰다. 치아를 수술용 버를 이용하여 외과적으로 절단한 후, elevator와 forcep을 이용하여 치아를 발거하였다. 실험 defect

는 High speed handpiece를 이용하여 발치와의 협측골을 골능에서부터 7mm 하방까지 골을 제거하여 형성하였다.

무작위로 선택된 각 비글견마다 제 3, 4 소구치 부위에 Regenafil™(실험1군), Bio-Oss®(실험2군), DFDBA(실험 3군)를 채우고, 제2 소구치 부위는 대조군으로 아무런 이식재도 사용하지 않았다. 각 비글견은 이식재 이식 후 판막을 상방으로 위치시켜 완전 봉합하였다.

수술 12주후에 실험동물을 희생하여 실험부위를 적출하였다. 적출 조직을 10% formalin에 1주일간 고정하고, nitric acid로 2주간 탈회시켰다. 통법에 따른 parafin 포매 후 3 μ m 두께로 절편을 만들어 H&E 염색 후 광학 현미경으로 관찰하였다.

III. 연구 결과

모든 실험 동물은 어떠한 임상적 이상 증상이 없이 정상적인 치유 양상을 보였다. 조직학적 소견으로 Regenafil™ 군, Bio-Oss® 군, DFDBA 군 모두 결손부가 모두 골로 대체되었다.

1. 대조군

수술로 인한 골결손부는 일부 결합 조직과 골소주로 채워졌다. 미성숙 골조직이 얇고 불규칙하게 위치하였고 협설로의 흡수 양상을 보였다. 이러한 골소주는 이식재를 넣은 것에 비해 얇았다. 골소주 내 부로는 조골세포의 lining이 관찰되었다(Figure 1, 5).

2. Bio-Oss® 군

골결손부는 발치전 형태를 유지하고 있으나 완전한 골주의 형성보다는 미성숙한 골주와 골성 결합조직으로 채워져 있었다. 어떤 영역에서는 조골세포와 이식재가 긴밀히 접촉하고 있었고 이식재 주위에 골matrix가 침착되어 있었다. 이식재에 대한 거부 반응은 관찰되지 않았다(Figure 2, 6).

3. DFDBA 군

골결손부는 발치전 상태를 유지하고 성숙하고 경계가 잘 지어진 골소주를 포함하는 골조직으로 완전히 채워졌다. 그러나 골조직 사이사이에는 흡수되는 않은 DFDB particle이 관찰 되었다. 커다란 골수강과 불규칙하게 분포되어 있는 골소주가 관찰된다 (Figure 3, 7).

4. Regenafil™ 군

외과적으로 형성한 골결손부가 커다란 골수강과 많은 성숙한 골소주로 채워진 골조직으로 대체되었다. 일부 영역에서는 골소주가 얇고 두꺼운 많은 세포들을 포함하였다. 골결손부에는 염증세포의 침윤이 거의 없었으며 골생 결합조직이 드물게 관찰되었다. 판모양의 신생 골소주와 주위 결합조직이 접하고 있었으며 부분적으로 흡수되는 것도 있었다 (Figure 4, 8).

IV. 총괄 및 고찰

치주 질환은 치아의 부착 기구를 파괴하고 결국 치아의 상실을 야기한다. 많은 이식재가 치주 질환으로 인해 상실된 골을 재건하기 위해 시도되고 사용되어왔다. 이러한 치주 재생 술식은 골이식이나 다른 재생 술식으로 행해질 수 있다. 자가골 이식재의 사용은 1923년 경에 보고되었다³⁷⁾. 임상적 결과에 대해서는 자가골 이식재가 뛰어나지만 많은 단점이 있는데 부가적인 수술 부위가 필요하고 충분한 양의 자가골을 얻기에는 구강내 공여부가 적다는 점이다.

냉동 탈회 동종골 이식재(DFDBA)가 1970년대 초에 치주 영역에서 사용되었다. DFDBA는 골 무기질이 골형성 단백질(BMP)같은 bone matrix가 골재생을 자극하는데 방해하기 때문에 무기질을 탈회시켜서 이용한다³⁸⁾. BMP는 줄기세포를 골모세포로 분화를 유도하는 골유도를 통해서 골형성을 촉진한다^{39,40)}. 골유도(osteinduction)는 이식재가 골이 없는 곳에 새로운 골을 형성할 수 있는 능력이다. 여러 동

물실험 결과는 DFDBA가 골형성 능력이 있음을 보여주었다^{41,42)}. 하지만 DFDBA의 골유도 능력은 제품마다 다르다고 알려져 있다⁴³⁻⁴⁵⁾. 불확실성을 최소화하기 위해 Regenafil™의 생산에 들어가는 DFDBA의 각 제품을 Urist's rat model에서 골유도 성질을 실험하고 내놓는다. DFDBA의 각 제품을 쥐의 근육내에 집어 넣고 4주 후에 제거하여 3가지 기준에 맞추어 골형성을 측정한다(방사선학적 증거, 칼슘 침착, 조직학적 증거). 이 실험은 또한 Regenafil™이 순수한 DFDBA보다 골유도능이 뛰어나다는 것을 보여주었다.

이식 부위에서 이탈될수 있는 입자로 된 DFDBA와 달리 Regenafil™은 생체내에서 고무와 같은 점도로 이식부위에 머물도록 도와준다. 이번 실험에서 보면 순수하게 냉동탈회동종골이식재로 되어 있는 부위보다 Regenafil™로 이식된 부위에서 협설축 폭경의 유지가 좋았으며 치유 형태가 신생골이 더 많았다. 이와 같은 이유로는 Regenafil™의 점도가 더 많은 양의 DFDBA가 더 작은 부피로 밀집되게 하여 결손부에 원하는 양의 DFDBA가 위치될수 있게 하기 때문이다.

Bio-Oss®(Osteohealth Co., Shirley, NY)는 자연골에서 유기 성분을 뺀 상업적으로 이용 가능한 bovine bone이다. 이것의 장점은 인간의 골과 유사한 구조적 성분을 가지고 있고 합성 이식재 보다 골전도 능력이 우수하다는 것이다. 무기질 bovine bone은 다공성의 피질골과 해면골의 구조를 가진다⁴⁶⁾. 이러한 다공성의 구조로 골전도의 scaffold 역할을 하고 무기질 성분이 인간의 골과 성분이 유사하여 host bone과 잘 융합한다⁴⁷⁾. 이번 실험에서 보면 Bio-Oss®군에서는 발치와의 협설축 폭경을 치유과 정중에 대조군에 비해서 유지한다. 그러나, 12주 기간 동안 Bio-Oss®의 흡수는 일어나지 않아서 자체적으로 biocompatible filler의 역할을 하고 오히려 신생골의 성장이 억제되었다.

Regenafil™ allograft paste는 demineralized bone matrix를 사용하기위해 gelatin을 delivery medium으로 이용한다. Gelatin은 생물학적으로 비활성이고 revascularization이 일어나는 동안 이식 부위로부터 완전히 흡수되기 때문에 우수한 송달 체제이다. 그

리고 결합조직에서 유래한 교원질 성분의 부분적 가수분해에 의해 얻어진 천연물질이므로 안정성이 검증된 자연 물질이다. 흡수성 gelatin 가루는 골치유에 영향을 주지 않고 cancellous-bone bleeding을 조절하기 위한 지혈제로 효과적으로 사용되어왔다⁴⁸⁾. gelatin paste는 골결합을 방해하지 않고 전방 경추 유합에 사용되어왔다⁴⁹⁾. 흡수성 gelatin은 교원질이 주성분인 재료와 비교하여 최소한의 항이식재 항원 반응을 가지고 있다⁵⁰⁾. delivery medium으로 gelatin을 사용함으로써 수술시 demineralized bone matrix의 사용과 관련된 많은 문제를 해결한다.

여러 가지 골 이식재는 치주 재생과 골 재생 치료에 중요한 역할을 한다. 임상적으로 자가골, 타가골, 이종골, 다양한 합성 재료를 이용할 수 있다. 자가골을 제외하고는 이러한 골 이식재는 골 형성에 필요한 어떠한 세포성분도 제공하지 못하고 대신에 골침착을 위한 scaffold 역할로 골전도 밖에는 기대하지 못한다. 이번 실험에서 DFDBA와 Regenafil™, Bio-Oss®는 조직학적으로 서로 비슷한 양상을 보였다. 골결손은 거의 골과 골성 물질로 채워졌으며 어떠한 이물반응이나 염증반응도 보이지 않았다. 그러나 Regenafil™은 이식재가 거의 흡수되었지만 DFDBA와 Bio-Oss®는 이식재가 남아 있었다. 하지만 이식재를 넣지 않은 곳에서는 골 결손부 대부분이 결합조직으로 채워졌고 협설측 폭경을 유지하지 못하고 함몰되었다. 발치후 치조골의 협설측 폭경과 높이를 유지, 보존하기 위해서는 골이식재의 사용이 흡수를 방지할 수 있을 것으로 생각된다.

V. 결론

이번 실험에서 DFDBA와 Regenafil™, Bio-Oss®는 조직학적으로 서로 비슷한 양상을 보였다. 골결손은 거의 골과 골성 물질로 채워졌으며 어떠한 이물반응이나 염증반응도 보이지 않았다.

1. 모든 실험군과 대조군에서 정상적인 치유 양상을 보였다. 조직학적 소견으로 Regenafil™ 군, Bio-Oss® 군, DFDBA 군 모두 결손부가 모두 골

로 대체되었다.

2. Regenafil™은 이식재가 거의 흡수되었지만 DFDBA와 Bio-Oss®는 이식재가 남아 있었다. 하지만 대조군에서는 골 결손부 대부분이 결합조직으로 채워졌고 치조정은 함몰되었다.
3. demineralized bone matrix(DBM)의 delivery medium으로 사용한 gelatin은 human DBM의 골유도 능력을 방해하지 않는다.

VI. 참고문헌

1. 김정희. Porous Replaminiform Hydroxyapatite가 성견의 치주질환이환 발치와내의 치조골 재생에 미치는 영향. 연세치대논문집 199;27:93
2. 손효상. Porous Replamineform Hydroxyapatite와 decalcified Freeze Dried Bone이 치주질환이환 발치와의 치유에 미치는 영향. 대한치주과학회지 1993;23:315
3. 정정학. 성견의 건강치아와 치주질환 이환치아의 발치와 치유에 관한 연구. 대한치주과학회지 1992;22(3):421
4. Euler H. Die Heilung von Extraktions wunden. Dtsch. Mschr. F. Zahnhlk., 41:685,1923 (cited from J Am Dent A 23:945)
5. Urist M. R. : Bone formation by autoinduction. Science 1965;150: 893
6. Koskinen E. V., Ryppy S. A., Lindholm, S. A. : Osteoinduction and osteogenesis in implants of allogenic bone matrix. Clin Orthop 1972;82:116
7. Mellong J. T. : Alveolar bone induction : Autografts and allografts. Dent Clin North Am 1980;4:719
8. Osbone D. B., Lilly G. E., Thompson C. W., Jost T. Bone grafts with surface decalcified allogenic and particulated autogenous bone. J Oral Surg 1977;35:276
9. Urist M. R., Dowell T. A., Hay P. H., Strates B. S. : Inductive substrates for bone formation. Clin

- Ortho 1968;59:59
10. Urist M. R., Silverman B. F., Buring K., Dubuc F. C. and Rosenberg J. M. The bone induction principle. *Clin Orthop* 1967;53:293
 11. Urist M. R., Strates B. S. Bone morphogenetic protein. *J Dent Res* 1971;50:1392
 12. Perlus J. D. Histological evaluation of the osteogenic potential of decalcified lyophilized bone and dentin. *J Periodontol* 1975;46:628
 13. Narang R., Ruben M. P., Harris, M. A., Wells H. Improved healing of experimental defects in the canine mandible by grafts of decalcified allogenic bone. *Oral Surg* 1970;30:142
 14. Pearson G. E., Rosen S. Deporter D. A. Preliminary observations in the usefulness of a decalcified freeze-dried cancellous bone allograft material in periodontal surgery. *J periodontol* 1981;52:55
 15. Quintero G., Mellonig J. T. A six month clinical evaluation of decalcified freeze-dried bone allograft in periodontal osseous defect. *J Periodontol* 1982;53:726
 16. Mellong J. T. Freeze-dried bone allografts in periodontal reconstructive surgery. *Dent Clin North Am* 1991;35:504
 17. Libin B. M., Ward H. L. Fishman L. Decalcified, lyophilized bone allografts for use in human periodontal defects. *J Periodontol* 1975;46:51
 18. Shetty V., Han T. J. Alloplastic materials in reconstructive periodontal surgery. *Dent Clin North Am* 1991;35:521
 19. White E., Shors E. C. Biomaterial aspects of interpore-200 porous hydroxyapatite. *Dent Clin North Am* 1986;30:49
 20. Boyne P. J. Long term study of hydroxyapatite implants in canine alveolar bone. *J Oral Maxillofac Surg* 1984;42:589
 21. Quinn J. H., Kent J. N., Hunter R. G., Schaffer C. M. Preservation of the alveolar ridge with hydroxyapatite tooth root substitutes. *J Am Dent Assoc* 1985;110:189
 22. Kwon H. J., Deeb M., Morstad T., Waite D. Alveolar ridge maintenance with hydroxyapatite ceramic cones in human. *J Oral Maxillofac Surg* 1986;44:503
 23. Bahat O., Deeb C., Gokden T., Komarnycky O. Preservation of ridges utilizing hydroxyapatite. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1987;7:34
 24. Bell D. H. Jr. Particles versus solid forms of hydroxyapatite as a treatment modality to preserve residual alveolar ridges *J Prosthet Dent* 1986;56:322
 25. Block M. S., Kent J. N., Ardoin R. C., Davenport W. I. Mandibular augmentation in dogs with hydroxyapatite combined with demineralized bone. *J Oral Maxillofac Surg* 1987;45:414
 26. Block M. S., Kent J. N., Ardoin R. C., Davenport W. I. A comparison of particulate and solid root form of hydroxyapatite in dog extraction sites. *J Oral Maxillofac Surg* 1986;44:89
 27. Sherer A. D., Slighter R. G., Rothstein S. S., Drobeck H. P. Evaluation of implanted durapatite particles in fresh extraction sockets to maintain the alveolar ridge in beagle dogs *J Prosthet Dent* 1987; 57:331
 28. Rabalais Jr. M. L., Yukna R. A., Mayer E. T. Evaluation of Durapatite ceramic as an alloplastic implant in periodontal osseous defects. I. Initial six-month results. *J Periodontol* 1981;52:680
 29. Meffert R. M., Thomas J. R., Hamilton K. M., Brownstein C. N. Hydroxylapatite as an alloplastic graft in the treatment of human periodontal defects. *J Periodontol* 1985;56:63
 30. Kenney E. B., LeKovic V., Han T., The use of a porous hydroxylapatite implant in periodontal defects. I. Clinical results after six months. *J Periodontol* 1985;56:82

31. Souyris F, Coral A, New biomedical material. *J Oral Maxillofac Surg* 1985;13:64
32. Finn R, A., Bell W. H., Brammer J. A. Interpositional grafting with autogenous bone and coralline hydroxyapatite *J Oral Maxillofac Surg* 1980;8:217
33. Holmes R, E. Bone regeneration within a coralline hydroxyapatite implant. *Plast Reconstr Surg* 1979;63:626
34. Roser S, M., Brady F, A., McLilvy B. Tissue implant of hydroxyapatite replamineform implants in the dog. *J Dent Res* 1977;56:B172
35. Tatum O, H. *The Omnii Implant System* 1980
36. Misch C, E. A modified socket seal surgery with composite graft approach *J Oral Implant* 1999;25:244
37. Hegdus Z. The rebuilding of the alveolar processes by bone translation. *Dent Cosmos* 1923; 65: 736-742
38. Urist MR, Strates B. Bone morphogenic protein. *J Dent Res* 1971;50:1392-1406
39. Harakas N. Demineralized bone matrix induced osteogenesis. *Clin orthop* 1984;188:239-251
40. Urist MR, Strates B. Bone formation in implants of partially and wholly demineralized bone matrix. *Clin Orthop* 1970;71:271- 278
41. Melonig J, Browers G, Baily R. Comparison of bone graft materials. I. New bone formation with autografts and allografts determined by strontium 85. *J Periodontol* 1981;52:291-296
42. Melonig J, Browers G, Baily R. Comparison of bone graft materials. II. New bone formation with autografts and allografts: A histological evaluation. *J Periodontol* 1981;52:297-302
43. Nyssen Behets C., Delaere O., Duchesne P.Y., Dhem A. Aging effect on inductive capacity of human demineralized bone matrix. *Arch. Orthop, Trauma Surg.* 1996; 115: 303-306
44. Pinholt E.M., Solheim E. Osteoinductive potential of demineralized rat bone increases with increasing donor age from birth to adulthood. *J. Craniofac. Surg.* 1998; 9: 142-146
45. Zhang M., Powers R.M, Jr., Wolfenbarger L, Jr. Effect(s) of the demineralization process on the osteoinductivity of demineralized bone matrix. *J Periodontol.* 1997; 68: 1085-1092
46. DeLustro F, Condell R, Ngugen M, McPherson J. A comparative study of the biologic and immunologic response to medical devices derived from dermal collagen. *J Biomedical materials Research*, 1986;20: 109-120
47. Callan DP, Rohrer MD. Use of bovine derived hydroxyapatite in the treatment of edentulous ridge defects: A human clinical and histologic case report. *J Periodontol* 1993;64:575-582
48. Harris WH, Crothers OD, Moyon BJ, Bourne RB. Topical hemostatic agents for bone bleeding in humans: a quantitative comparison of gelatin paste, gelatin sponge plus bovine thrombin, and microfibrillar collagen. *J Bone Joint Surg Am.* 1978;60:454-456
49. Taheri ZE. The use of gelfoam paste in anterior cervical fusion. *J Neurosurg.* 1971;34:438
50. Jarcho M. Calcium phosphate ceramics as hard tissue prosthetics. *Clin Orthop* 1981;157:259-279

사진부도 설명

- Figure 1. Control sites, HE stain (original magnification $\times 20$)
- Figure 2. Bio-Oss® sites, HE stain (original magnification $\times 20$)
- Figure 3. DFDBA sites, HE stain (original magnification $\times 20$)
- Figure 4. Regenafil™ sites, HE stain (original magnification $\times 20$)
- Figure 5. Control sites, HE stain (original magnification $\times 100$)
- Figure 6. Bio-Oss® sites, HE stain (original magnification $\times 100$)
- Figure 7. DFDBA sites, HE stain (original magnification $\times 100$)
- Figure 8. Regenafil™ sites, HE stain (original magnification $\times 100$)

사진부도 (1)



Figure 1

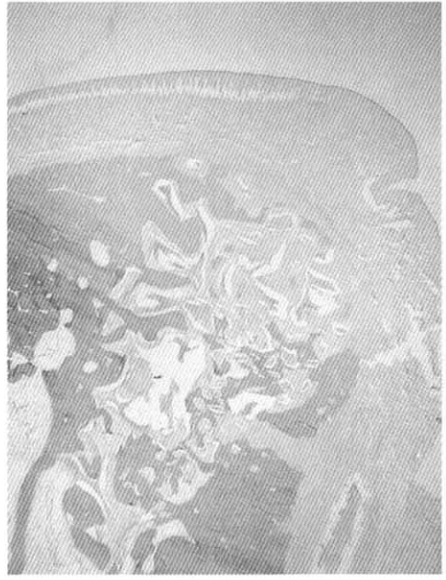


Figure 2

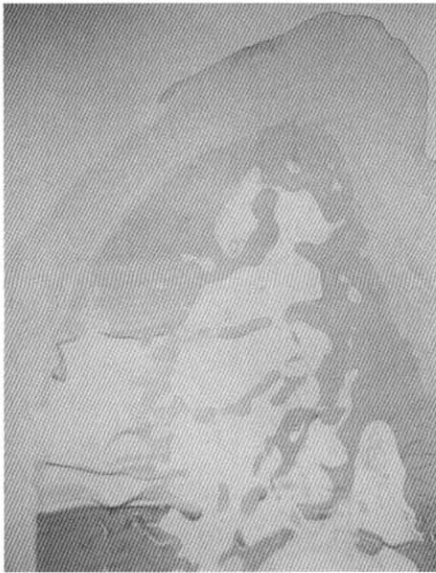


Figure 3

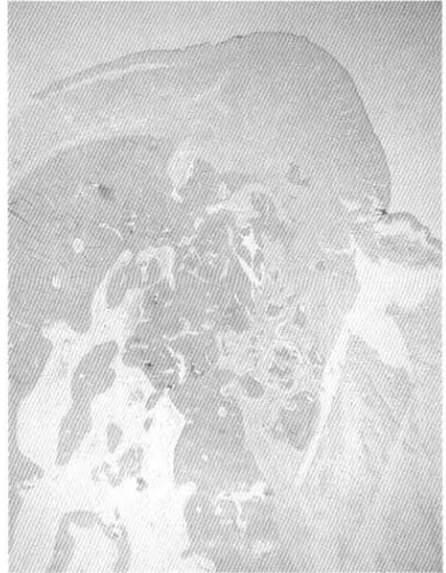


Figure 4

사진부도(II)

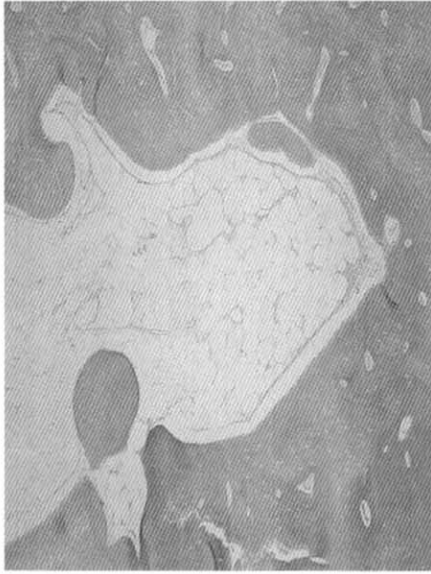


Figure 5



Figure 6

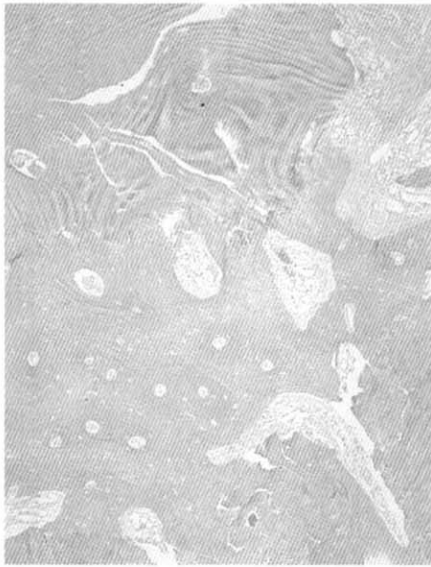


Figure 7



Figure 8

Histologic evaluation of Regenafil™ on defects of extraction socket

Seung Beom Kye, Seung Min Yang, Yang Jo Seol, Young Kyoo Lee

Dept. of Periodontics, Samsung Medical Center, Sungkyunkwan University School of Medicine

The purpose of this study is to evaluate histologic result of bone substituting material on defects followed tooth extraction. We compare the histologic findings control, DFDBA, Bio-Oss®, and Regenafil™. Briefly, mandibular premolar teeth were extracted available for bone filling. All alveolar sites were checked after extraction and thoroughly debrided with a dental curet to remove the periodontal ligament. Extraction sites were prepared dehiscence on buccal side 7mm height from alveolar crest. The graft materials were filled into the extraction socket and dehiscence defects. The animals were sacrificed 12 weeks after implantation. Both treated and control mandibular sites were histologically evaluated with light microscopy. Histologic observation at 12 weeks revealed that control and experimental sites were healed uneventfully and directly apposed to new bone without any adverse tissue reaction. DFDBA and Bio-Oss® sites maintain width of alveolar crest but were not fully resorbed. Regenafil™ sites also maintain width and particles were resorbed more than other graft materials.

From this results, it was suggested that Regenafil™ is promising bone substituting materials maintaining the width of alveolar crest and height followed tooth extraction.