

탈지방탈회우골분말과 Polymethyl Methacrylate(PMMA) Bone Cement 혼합제에 관한 연구

김운규 · 김수관 · 조세인 · 고영무* · 윤정훈** · 안종모***

조선대학교 치과대학 구강악안면외과학교실, 치과재료학교실*, 구강병리학교실**, 구강내과학교실***

Abstract

STUDY OF POLYMETHYL METHACRYLATE BONE CEMENT CONTAINING BOVINE-DERIVED DEFATTING DEMINERALIZED BONE POWDER

Woon-Kyu Kim, Su-Gwan Kim, Se-In Cho, Young-Moo Ko*, Jung-Hoon Yoon**, Jong-Mo Ahn***

Department of Oral & Maxillofacial Surgery, Department of Dental Materials*, Department of Oral Pathology**, Department of Oral Medicine***, College of Dentistry, Chosun University

Polymethylmethacrylate(PMMA) is currently commonly used material for the reconstruction of bone defects and fixation of joint prosthetics following congenital and acquired causes. Although PMMA has widespread use, it does not possess the ideal mechanical characteristics with osteoconductivity and osteoinductivity required. In order to overcome these problem, addition of bovine bone derived defatting demineralized bone (BDB) powders to a PMMA bone cement was done for improvement of physical property and bone forming characteristics of composite.

In order to investigate the influence of BDB reinforcement on the PMMA, we measured physical property of compressive, tensile, flexural strength, and scanning electron microscopic examinations.

The results were obtained as follows:

1. The PMMA forms a solid cellular matrix with open cells about above 100µm in variable size and incorporating BDB. BDB aggregates inside the cells form a porous network that is accessible from the outer surface.
2. The physical properties were compressive strength of mean 22.74±1.69MPa, tensile strength of mean 22.74±1.69MPa, flexural strength of mean 77.53±6.93MPa. Scanning electron microscopic examinations were revealed that there was DBD particles form a highly porous agglomerates.

BDB can be added PMMA in the form of dried powders, the composites are applicable as bone substitutes. BDB and PMMA mixture is shown to produce a class of composites that due to their microstructure and improved mechanical properties may be suitable for application as bone substitutes. The mechanical and material properties of the BDB-PMMA bone substitute composites are competitive with those properties of a porous ceramic matrix of other hydroxyapatite and with those of natural bones.

Key words : Polymethyl Methacrylate Bone Cement, Bovine bone derived defatting demineralized bone powder, Mechanical Properties.

I. 서 론

구강악안면외과 영역에서 외상, 감염, 선천성 질환, 종양 등 다양한 선천적 및 후천적 원인에 의해 골결손이나 손실이 초래되며, 이러한 골 결손부 수복시 골재생능, 생체 적합성과 면역학적 인 수용도에서 신선 자가골이 가장 많이 사용되고 있으며 그 결과 또한 우수하다. 그러나 자가골 이식은 이식골 채취를 위한 공여부의 부가적인 수술이 필요하고 채취하고자 하는 부위에 따라 골 채취량에 한계가 있으며 이식후 수혜부의 생착되는 이식골의

김운규

501-825, 광주광역시 동구 서석동 421번지
조선대학교 치과대학 구강악안면외과학교실

Woon-Kyu Kim

Dept. of Oral & maxillofacial Surgery, College of Dentistry, Chosun University

421 Sosoegdong, Dong-Ku, Kwangju, 501-825, Korea.

Tel : (062)220-3810 Fax : (062)224-9172

E-mail : WKKIM@mail.chosun.ac.kr

* "이 논문은 2000년도 조선대학교 학술연구비의 지원을 받아 연구되었음"

흡수가 발생할 수 있다. 이식골의 흡수로 인한 형태변화나 부피의 감소 등 이차적인 문제점이 발생할 수 있다. 따라서 생체친화성과 골형성능이 우수한 골 대체재의 개발에 대한 관심이 증가하고 있다.^{1,2)}

자가골 대체재에 대한 연구로 냉동건조, 방사선 조사, 압열멸균 처리한 동종골이나 이종골에 대한 연구가 활발히 진행되었고 양호한 결과에 따라 임상에 적용시켜왔다. 그러나 이러한 이식물은 재혈관화가 늦고 면역거부반응, 질환전염 가능성 등의 단점이 있다. 따라서 인공적으로 합성 제조된 물질이 개발되기에 이르렀다.³⁾

합성 제조된 이식물은 외형 결손부의 재건을 위해서 이식물과 숙주간의 유합도 중요하지만 이식 후 이식체가 변화 없이 장기간 유지되는 것이 중요하기 때문에 두부, 관골, 상악골 전방부, 그리고 이부의 골 증강술과 같은 심미 성형술에서는 아주 유용하게 사용할 수 있다.⁴⁾

자가골을 대체하는 이종골 이식물 중 탈지방탈회골분말(defatting demineralized bone powder) 제제가 많이 이용되고 있으며, 실험적 연구 및 임상적 연구가 부단히 지속되고 있다. 골영양 물질(osteotropic material)인 수산화 인회석은 생체 결합성이 우수하고 물리적 성질이 골과 유사하며 염증반응이나 전신적인 독성이 적어 단독 또는 자가골과 혼합하여 사용하여 좋은 결과를 나타낸다. 그러나 단점으로 가공상의 문제와 가격이 비싸며 분말형을 단독으로 매식할 경우에는 유지에 상당한 문제점이 발생하게 된다. 시간이 경과함에 따라 생분해(biodegradation)되어 이식체가 골격체(scaffold) 역할을 하지 못하는 경우가 있다.⁶⁾

이러한 문제점을 해결하기 위해 골격체로서 작용할 수 있는 새로운 acrylic bone cement은 생분해에 저항하며, 골내성장(bone ingrowth)을 방해하지 않으며, 신생골이 직접 골에 접촉되어 결합할 수 있어 구강 악안면 영역에서 인공 생체 재료로서 사용할 수 있다.⁷⁾ Acrylic bone cement인 Polymethyl-Methacrylate bone cement(DePuy CMW[®] Bone cement, a Johnson & Johnson company)은 골에 대한 부착능력을 증진시키는 Polymethyl-Methacrylate (PMMA)에 기초를 두고 개발되었다.⁷⁻¹⁰⁾ PMMA based bone cement은 정형외과 영역에서 대퇴골의 과두(femur head)를 제거하고 대퇴골 체간부 내로 인공관절 대체물을 고정할 때 흔히 사용한다.^{7,15-16)} PMMA based bone cement는 접착된 관절성형부위(arthroplasty site)의 대퇴골과 인공관절이 접착되어 있는 상태가 무균성 해체 또는 분리(aseptic loosening)가 발생되는데 관계된 많은 결점을 막아주고 있다. PMMA based bone cement은 골과 인공관절물 사이의 좋은 간격(interface)을 제공하며, 기계적인 성질 특히 피로도(fatigue), 인장강도(tensile strength), 파절 저항성(fracture toughness)은 이식부위를 보강시키는 특성을 제공한다.⁷⁻¹⁰⁾ 이러한 PMMA based bone cement은 여러 가지 생활성을 지니는 물질을 첨가할 수 있고, 이러한 생활성 물질(bioactive material)의 기질(matrix)을 제공할 수 있다.^{6,8,17,18)} PMMA based bone cement에 입자 성분(particulate composites)을 첨가하게 된 이유는 파절강도가 낮은 PMMA based bone cement의 단점을 보완하고 유동성(flow characteristics)을 줄이고 stress를 분산시키며, 강도를 증가시키고,

PMMA의 modulus를 증가시키며, 파절에너지를 감소시키기 위한 목적이었다.^{6,8,10,17)}

본 연구의 목적은 구강악안면 영역의 골 결손부의 수복이나 재건시 단독으로 PMMA based bone cement을 사용할 수 있으나 골유도 및 전도 능력이 있는 탈지방탈회골분말을 포함시켜 골형성을 매개할 수 있는 생활성 골접착제(bioactive bone cement)를 개발하여 임상에 사용할 수 있다는 전제하에 다양한 방법과 외과적 환경에 따라 적용시킬 수 있는 이러한 재료에 대한 연구가 필요하리라 사료되어 우골유도 탈지방탈회골분말과 PMMA (Polymethyl Methacrylate, DePuy CMW[®] Bone cement, a Johnson & Johnson company)을 무게에 따른 혼합비를 동일하게 하여 혼합 이식체를 제조한 후 재료학적 특성을 관찰하는데 두었다. 이러한 PMMA based bone cement과 탈지방탈회골분말을 동량의 무게비로 혼합한 이식체의 재료학적 성질, 기계적 성질, 조작성, 유동성과 어떤 상태로 우골유도 탈지방탈회골분말의 이탈을 방지하고 골면에 기계적인 결합을 제공하는지와 PMMA based bone cement이 탈지방탈회골분말을 포함하는 골격체의 역할 및 외형의 유지하는지를 알고자 골대체재 개발을 위한 연구의 계획 중 재료학적 분야의 일환으로 시행하였다.

II. 연구재료 및 방법

1. 연구재료

1) Polymethyl-Methacrylate based bone cement

본 연구에 이용된 PMMA은 상품명 DePuy CMW[®] Bone cement (Johnson & Johnson company)을 이용하였다. PMMA based bone cement의 구성성분 중 bone cement 분말은 polymethyl methacrylate가 주성분으로 gentamicin sulphate, benzoyl peroxide, barium sulphate가 포함되어 있으며, bone cement 액체는 methyl methacrylate가 주성분이며 N,N-Dimethyl-p-toluidine, Hydroquinone이 포함되어 있다. 이 PMMA bone cement는 자가 중합되며 불규칙한 골면이나 보철물사이에 기계적인 결합을 제공하고 골이나 보철물에 가해지는 무게나 스트레스를 분산시키는 것을 허용한다. Table 1은 본 연구에 이용된 PMMA bone cement의 구성 성분의

Table 1. Manufacturer's Composition of PMMA bone cement

	Constituents	%W/W
Powder	Gentamicin Sulphate	4.22*
	Polymethyl Methacrylate	84.73
	Benzoyl Peroxide	1.95
	Barium Sulphate	9.10
	Methyl Methacrylate	99.18
Liquid	N,N-dimethyl-p-toluidine	0.82
	Hydroquinone(ppm)	25

* Equivalent to 1.0g(1.0 M.I.U.) Gentamicin base in 40g unit

비율을 보여주고 있다.

2) 우골유도 탈지방탈회골분말 (Bovine bone driven defatting demineralized bone powder)

우골유도 탈지방탈회골분말의 제조는 원광골은행의 이중골 제조방법에 따라 탈지방탈회골분말로 제조하였다. 제조과정은 골을 2~3mm두께의 얇은 골편으로 만들고 골편에 부착되어 있는 연조직이나 골막을 제거하였고 30분 동안 4번 생리식염수에 위치시키고 골을 분쇄하였다. 골분말을 2시간 동안 99.9% 알콜에 위치시키고 나서, 1시간반 동안 에테르에 작용시키고 12시간 동안 실온에서 보관하였다. 골분말 1cc당 60ml의 0.5N HCL에 1시간 반 동안 위치시켰고 2시간 동안 99.9% 알콜에 담가두고 나서 다시 0.5N HCL에 1시간반 동안 위치시키고 나서 1시간 반 동안 에테르에 작용시키고 나서 12시간 동안 실온에 보관하였으며 30분 동안 4번 생리식염수에 위치시킨 후 영하 54도의 7.6×10^4 mmHg 하에서 48시간 동안 동결건조 시킨 후 분쇄하였으며 분쇄된 분말을 소독된 채를 이용하여 일정한 분말의 크기를 얻도록 250~400 μ m의 체로 걸렀다. 분말은 사용이 용이하도록 0.2gm씩 소독 용지에 포장하여 EO gas를 이용하여 소독하여 제조한 골 분말을 이용하였다²⁾.

2. 연구방법

1) 혼합체의 준비 (Sample preparation)

우골유도 탈지방탈회골분말 분말과 PMMA bone cement의 분말을 무게비에 따라 1 : 1의 비율 무게를 측정하여 준비한 다음 탈지방탈회골분말과 PMMA bone cement를 혼합하여 잘 섞이도록 한다. 여기에 일정량의 PMMA bone cement의 액체를 점적하면서 분말과 액체를 혼합한다. 모든 표본은 기계적인 성질은 평가하기 위한 준비방법에 따라 영향을 받지 않도록 같은 방법으로 준비하였다. 용액과 분말은 혼합하기 전 5 $^{\circ}$ C로 실험실 냉장고에 냉각하였고, 20초 동안 손으로 천천히 혼합하였다.

2) 재료학적 특성을 측정을 위한 혼합체의 완성

① 압축강도 측정을 위한 혼합체

혼합 후에 PMMA based bone cement과 우골유도 탈지방탈회골분말의 혼합체는 기계적인 성질을 평가하기 위해 mold내에 dough stage에서 즉시 분는다. 금속주형에 분리제를 도포한 후 mold내 주입부의 크기는 두께 4mm, 높이 8mm인 원주형으로 되어 있어 주입시 기포가 형성되지 않도록 주입시 잘 다져 넣도록 한다.

② 간접인장강도 측정을 위한 혼합체

금속주형에 분리제를 도포한 후 혼합체를 충전하여 두께 3mm, 직경 6mm의 원판형 시편을 기포가 생기지 않게 주입한 후 경화시켰다.

③ 3점 굴곡강도 측정을 위한 혼합체

금속주형에 분리제를 도포한 후 혼합체를 충전하여 길이 25mm, 두께 2mm, 폭 2mm의 표본을 제작하여 24시간 보관한 후 측정하였다.

3) 압축강도 측정

금속주형에 분리제를 도포한 후 혼합체를 충전하여 두께 4mm, 높이 8mm인 원주형 시편을 제작한 후 24시간 보관한 후, 20개의 실험 시편을 만능측정 시험기(AGS-1000D Simadazu Co. Japan)를 이용하여 500kg의 load cell로 분당 3mm의 crosshead speed로 하중을 가하여 시편이 파절될 때의 하중 값을 측정한다.

4) 간접인장강도 측정

금속주형에 분리제를 도포한 후 혼합체를 충전하여 두께 3mm, 직경 6mm의 원판형 시편을 기포가 생기지 않게 제작하여 24시간 보관한 후, 20개의 실험 시편을 만능 측정시험기(AGS-1000D, Simadazu Co. Japan)에서 3mm/min의 속도로 압축력을 가하여 간접인장강도를 측정 비교하였다. Fig. 1은 간접인장강도 측정을 위한 모식도를 보여주고 있다.

$$\sigma(DTS) = \frac{2P}{\pi Dt}$$

P : 압축강도
D : 시편의 직경
t : 시편의 두께

5) 굴곡강도 및 굴곡 계수측정 시험

금속주형에 분리제를 도포한 후 혼합체를 충전하여 길이 25mm, 두께 2mm, 폭 2mm의 표본을 제작하여 24시간 보관한 후, 20개의 실험 시편을 만능시험 측정기를 이용하여 시편을 지점간 거리를 50mm로 조절한 3점 굴곡특성 측정장치에 위치하고, 양 지지점 간의 중앙점에 하중을 가하여 파절시의 하중을 측정하여 굴곡강도를 구하였으며, 변위량을 구하여 굴곡계수를 계산한다.

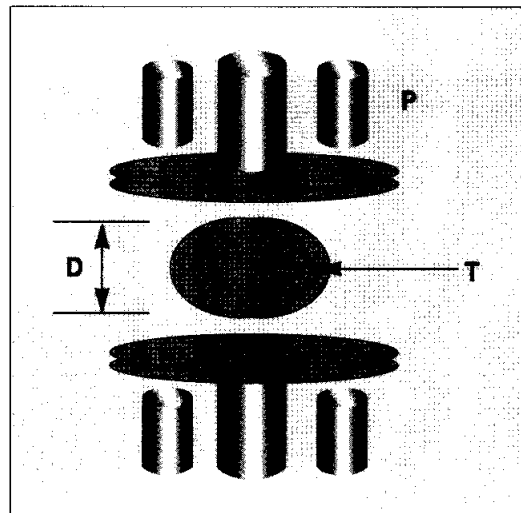


Fig. 1. Schematic diagram of diametral tensile strength test.

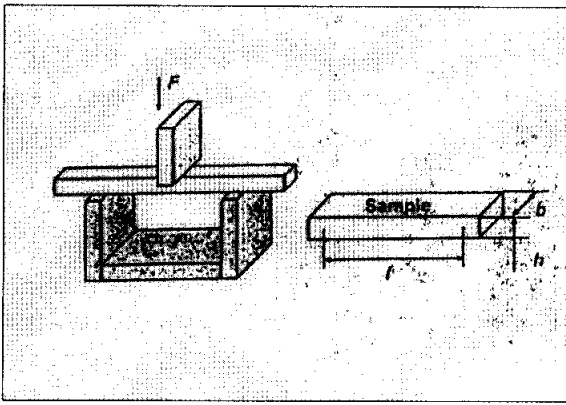


Fig. 2. Schematic diagram of flexural strength test.

Fig. 2은 간접인장강도 측정을 위한 모식도를 보여주고 있다. 굴곡강도를 측정하는 두가지 방법은 다음과 같다.

a) 다음의 공식으로부터 굴곡강도(Flexural strength)를 MPa 단위로 구한다.

$$\sigma = \frac{3Fl}{2bh^2}$$

F: 시편에 가해진 최고 하중
 l: 0.01mm 정확도로 측정된 지지대간의 거리
 b: 실험직전에 시행한 시편의 폭경
 h: 실험직전에 측정된 시편의 두께

b) 다음의 공식으로부터 굴곡강도를 MPa단위로 구함

$$E = \frac{Fl^3}{4bh^3d}$$

F_i: Trace의 직선 부위에서 편리한 점에서의 하중
 l: 0.01mm 정확도로 측정된 지지대간의 거리
 b: 실험직전에 측정된 시편의 폭경
 h: 실험직전에 측정된 시편의 두께

(6) 주사전자현미경 관찰(Scanning electron microscopy)

우골유도 수산화인회석을 포함한 PMMA based bone cement는 JSM-840A scanning microscope를 이용한 주사전자현미경으로 검사하였다. 파절면(fracture surface)은 얇은 금층(thin gold layer)으로 도포(coating)한 후 분석하였다.

II. 결 과

1. 압축강도

PMMA based bone cement과 우골유도 탈지방탈회골분말의 혼합체의 압축강도의 결과는 평균 716.76±35.31kg/cm² 또는 70.3±3.46MPa 이었다.

2. 간접인장강도

PMMA based bone cement과 우골유도 탈지방탈회골분말의 혼합체의 압축강도의 결과는 평균 232.8±15.92kg/cm² 또는 22.74±1.69MPa 이었다.

3. 굴곡강도

PMMA based bone cement과 우골유도 탈지방탈회골분말의 혼

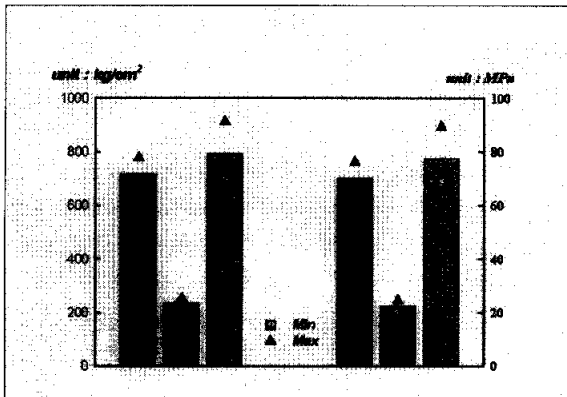


Fig. 3. Comparison of Compressive(A), Tensile(B) and Flexural Strength(C)



Fig. 4. Scanning electron photomicrograph of fractured surface of 50 wt% defatting demineralized bone powder and PMMA based bone cement mixture. The defatting demineralized bone particles form a highly porous agglomerate.

A: magnification x 400 B: magnification x 750

합체의 압축강도의 결과는 평균 $790.58 \pm 70.64 \text{ kg/cm}^2$ 또는 $77.53 \pm 6.93 \text{ MPa}$ 이었다.

4 주사전자현미경 관찰(Scanning electron microscopy)

우골유도 탈지방탈회골분말과 PMMA based bone cement의 혼합체의 파절면의 주사전자현미경 사진은 Fig. 6 A와 B에 나타나 있다. 파절된 PMMA based bone cement에 수산화인회석의 입자가 매몰되어 있는 양상을 보였으며 파절면은 불규칙한 양상을 보였다. Fig. 4는 탈지방탈회골 분말이 포함된 PMMA bone cement의 파절된 면을 보여 주고 있다.

IV. 총괄 및 고찰

bone cement는 1900년대 초 공업적으로 합성된 acrylic에서부터 발전된 긴 역사를 가지고 있으며 2차 세계대전 동안 치과에서 사용되었다⁷⁾. 1950년 중반 Chamley¹⁹⁾는 처음 정형외과에 자가중합 PMMA를 소개하였으며, PMMA를 이용하여 total hip replacement 시 femoral and acetabular component를 성공적으로 고정하였으며, 고관절과 다른 관절의 혁신적인 재건외과에 선구적인 역할을 하였다. bone cement는 병리적 골절의 고정에 이용되기도 하고 골결손부의 수복에 이용되어 왔다. acrylic bone cement는 낮은 흡수성, 비독성(nontoxicity), dimensional stability, 조작의 용이성으로 인하여 dental cement으로서 사용되고 있기도 하다^{7,11,12)}. 현재 PMMA based bone cement는 대부분 주로 신경외과 분야의 두개 안면 결손부의 골격체 역할을 하기 위한 재건 수복이나 정형외과 분야에서 사지 골격의 골절이나 결손시 수복이나 이식된 매식체의 보강을 위해 많이 사용하고 있다^{11,13,16)}.

공업용 plexiglas, dental cement, bone cement는 모두 PMMA로 이루어져 있지만 차이가 있다. plexiglas는 열과 압력을 가하여 형성되고, 외과적으로 사용되는 PMMA는 자가 중합과 중합시 발열이 되며 외과적 사용시 손으로 polymer와 liquid를 혼합하여 사용한다^{17,21)}. 그리고 PMMA는 brittle하기 때문에 fracture energy를 가지며, 손으로 혼합한 경우 기포가 들어가고 cement는 다공성(porosity)을 나타낸다. 다공성은 생체 내에서 acrylic bone cement의 기계적인 성질에 부정적인 영향을 미치는 요소이다^{11,19,20)}. bone cement의 기계적인 성질을 증진시키는 많은 시도가 문헌상 보고되었다. 주로 cement의 혼합방법에 대한 변화에 많은 초점이 맞춰졌다. centrifugation과 vacuum mixing은 기계적 성질을 증진시키는 방법으로 제안되었다^{21,22)}. 이러한 증진은 많은 다공성을 감소시키고 기포의 크기를 줄였다. 다른 한편으로 어떤 연구에서 cement에 fiber를 첨가하여 강화시켰다. fiber를 첨가한 경우 fiber reinforced bone cement는 stiffness가 아주 증가하고 삼입성을 나쁘게 하는 역할을 한다^{21,23)}. 접착되는 관절대체물의 loosening을 해결하기 위한 새로운 시도로 bone cement내에 mineral particle를 결합시켰다^{26,27)}.

Harper 등⁶⁾과 Castaldini 등¹⁰⁾은 bone cement에 mineral 성분을 소

량 포함시킬 경우 응력분포(stress distribution)나 유동성(flow characteristics)의 문제점을 일으키지 않고 파절강도 등의 물리적 성질을 증진되며, 단단한 입자의 첨가는 PMMA의 modulus를 증가시키고 파절에너지를 감소시킨다고 하였다. 이러한 변형방법을 이용한다면 좀 더 flexible cement를 만들 수 있고 응력을 분산시킬 수 있도록 한다고 하였다.

골절착제 역할에 대한 연구로 Crawford 등²⁰⁾은 caprine femora의 subchondral defect시 hydroxyapatite cement와 polymethylmethacrylate의 강도를 비교하였으며, Yerby 등²⁷⁾은 hydroxyapatite cement를 이용하여 pedice screw revision surgery시 생물리적인 영향(bio-mechanical influence)을 연구하였으며, Mermelstein 등²⁸⁾은 calcium phosphate cement를 이용한 thoracolumbar burst fracture의 재강화(reinforcement)에 대한 연구하였다. Kobayashi 등^{29,30)}은 Bis-GMA based resin과 glass-ceramic 분말을 혼합하여 기계적 강도와 표면반응을 연구하였으며, Harper³¹⁾는 PMMA를 이용하여 적절한 용도의 bioactive bone cement에 대한 연구를 하였다. Morita³²⁾은 탈지방탈회골분말 입자를 포함한 부착성 골절착제의 사용에 대해 연구하였다. 정형외과영역에서 사지의 골절로 인한 근육판 고정이나 골유합시 골결손부의 수복이나, 신경외과 영역 척추골의 수복, 두개골 부위의 재건시 다양한 골절착제 예로 calcium phosphate cement, hydroxyapatite cement, bis-GMA based resin cement, 4-methacryloyloxy-ethyl trimellitate anhydride(4-META) 등에 관한 연구들이 최근 들어 활발하게 이루어지고 있다.

김 등³³⁾은 Zimmer regular bone cement의 bone mineral particle의 30wt%을 첨가한 효과에 대해서 연구하였는데 실험동물 연구에서 bone mineral particle의 양이 증가하면서 다공성이 감소된다고 하였다. 그러나 임상에서 다공성을 줄이기 위한 원심분리기와 진공혼합기를 사용하기가 힘들며, 기구의 준비가 있어야 하고 보편적으로 이러한 혼합과정은 수술중 출혈이 있는 부위 등에 사용하는데 시간이 많이 걸리는 단점이 있어 임상가들은 보통 주로 손으로 혼합하여 사용하고 있다. 본 연구에서도 일정한 속도(초당 2회의 회전)로 혼합하여 사용하였다.

기계적 생물학적 성질상 mineral 성분이나 골질내에 포함되어 있는 수산화인회석 분말은 organic polymer를 강화한다. 수산화인회석은 생체친화성이 있으며 골전도성 및 골친화성(osteophilic)이 있는 것으로 알려져 있다^{23,24)}. 수산화인회석 입자가 생활골에 인접하여 위치할 때 골형성 세포의 내성장(ingrowth)과 골형성이 관찰된다^{35,36)}. Lieberfer 등³⁵⁾은 생체에서 14wt% 수산화인회석으로 변형된 PMMA bone cement(Palcos[®])에 대한 연구를 하였는데, 조직학적 평가상 초기 골형성시기에 생물학적 성질은 PMMA cement보다 우위에 있었다고 하였다. 다른 저자 등은 큰 이식체 부위상방에 직접 골 침착(direct bone apposition)을 보고 하였다. Lee 등³⁶⁾은 HA filler로 재강화한 새로운 골절착제 공식을 연구하였는데, cement의 liquid portion은 5% 4-methacryloyloxy-ethyl trimellitate anhydride로서 initiator로 작용하며 MMA와 tri-n-butyl borane을 용해시킨다. 분말은 50wt% PMMA와 50wt% dense HA filler로 구성되었으며, 새로운 혼합공식에 따른 골반응을 기계적 및 조직학적으로 검사하였는데 cement내에

포함된 HA particle은 cement bonding을 증진시킨다는 것을 발견하였다. Castaldini 등¹⁰⁾은 Simplex-P bone cement에 12.5wt% HA particle 이상을 첨가시킨 경우 기계적 성질을 증진되었다고 하였다. Perek 등⁸⁾은 Zimmer Low viscosity bone cement에 40wt% HA 이상 포함시킨 경우 fracture toughness가 증가하였다고 하였다. Weightman 등⁷⁾은 polyethylmethacrylate(PEMA)와 n-butylmethacrylate(nBMA) monomer에 기초를 둔 cement을 개발하였다. Harper 등⁶⁾은 PEMA와 nBMA에 40wt% HA particle 이상을 첨가한 경우 굴곡강도와 modulus가 증가하였다고 하였다. 본 연구에서는 이러한 연구들을 기초로 동량의 무게비가 될 수 있도록 PMMA의 분말(50%)과 우골유도 탈지방탈회골분말 분말(50%)을 혼합하여 사용하였다.

Vallo 등¹⁷⁾의 연구에서 수산화인회석분말의 무게함량(weight percent: wt%)에 따라 압축강도가 차이가 있다고 하였는데 2.5wt%의 수산화인회석을 포함한 경우 86.5MPa였으며 탈지방탈회골분말을 포함하지 않는 bone cement의 압축강도는 83MPa로 2.5wt%의 수산화인회석이 포함된 경우에 강도가 높았으며 수산화인회석을 포함한 bone cement를 비교하였을 때 2.5wt% 보다는 5, 10, 15wt%의 경우는 더 낮았다고 하였다. 수산화인회석을 bone cement에 혼합할 경우 기포내에 수산화인회석이 포함되어 포함되지 않는 경우보다 강도가 높게 나타났다고 하였다. 그러나 Perek 등⁸⁾의 연구에서는 수산화인회석을 40% 이상 포함시킬 때 골절강도가 증가한다고 하였으며 다른 기계적인 성질을 측정하지 않았다. 본 연구에서 무게함량비가 동량이 되도록 탈지방탈회골분말과 PMMA를 혼합한 경우의 압축강도는 평균 70.29MPa로 Vallo 등¹⁷⁾의 보고보다 낮았으나 Harper 등⁶⁾의 연구보다는 비교적 높은 파절강도를 보였다. Harper 등⁶⁾은 PMMA와 수산화인회석에 기초를 둔 bone cement의 굴곡 및 피로도를 연구하였는데 수산화인회석의 함량을 0, 10, 20, 30, 40wt%로 하였을 경우 함량이 증가할수록 굴곡강도는 증가하였다고 하였으며, 수산화인회석이 포함되지 않는 경우 굴곡강도는 29.3MPa였으며 40wt% 일 경우 43.3MPa로 나타났다. 본 연구에서 50wt%의 우골유도 탈지방탈회골분말을 포함시킨 경우 굴곡강도는 77.5MPa로 나타났으며 수산화인회석의 양이 비록 10wt%정도 높다고 하지만 Harper 등의 연구에서 나타난 비례곡선을 비교하여볼 때 비교적 높은 굴곡강도를 보였다. 이것은 본연구의 표본이 비교적 높은 굴곡강도를 지니고 있음을 알 수 있다. Castaldini 등¹⁰⁾은 simplex-P bone cement에 hydroxyapatite 입자를 12.5wt% 이상 첨가하여 기계적인 성질의 변화가 생기지 않는 것을 확인하였다. Perek 등은 Zimmer low Viscosity PMMA bone cement에 40wt% hydroxyapatite를 첨가하여 파절저항성(fracture toughness)를 증가시켰으며 다른 기계적인 성질은 측정하지 않았다.

Morita 등³⁾은 일반적인 PMMA와 4-META의 bone cement에 수산화인회석을 포함시킨 연구를 시행하였는데 일반적인 PMMA bone cement의 인장강도는 7.1±1.2MPa 정도를 보였으며, Harper 등⁶⁾의 연구에서 40wt%의 수산화인회석을 포함한 PMMA bone cement의 인장 강도는 39.5±4.84MPa였고 같은 함량의 PEMA(polyethylmethacrylate) bone cement의 경우 25.0±0.8MPa로

나타났다. 본 연구에서 동량의 탈지방탈회골분말을 포함한 PMMA bone cement의 인장강도는 22.74±1.69MPa도로 나타나 Morita 등³⁾의 연구에서 확인된 일반적인 PMMA bone cement보다 더 높은 인장강도를 보였으나 Harper 등⁶⁾의 연구에서 변형된 PMMA보다는 낮은 인장강도를 보였다.

우골유도 탈지방탈회골분말은 악안면 골 결손부에 많이 사용하고 있는 골형성을 매개할 수 있는 골전도능이 있으며, PMMA based bone cement은 우골유도 탈지방탈회골분말을 유지시키고 이것은 잡아주는 골격체로서 작용할 수 있고 생분해에 저항한다. 탈지방탈회골분말이 포함되어 있는 경우 주위 숙주골에서 골내 성장을 방해하지 않으므로 신생골이 직접 골에 접촉되어 결합하여 골에 대한 부착능력을 증진시킬 수 있으리라 사료되며 이에 대한 연구가 추가되어야 하며, 이러한 우골유도 수산화인회석과 PMMA based bone cement의 두 재료를 혼합하여 서로의 장점을 살릴 수 있는 연구를 통하여 자가골이식을 이용하지 않을 경우 합성된 이물성형물로 안면부 결손을 수복할 경우 다른 수복물에 비해 골형성을 유도하고 골에 부착할 수 있는 장점이 있을 것으로 사료된다.

V. 결 론

본 연구를 통하여 구강악안면외과 영역에서 많이 쓰이고 있는 우골유도 탈지방탈회골분말과 PMMA based bone cement를 동량의 무게비로 혼합시켜 압축강도, 간접인장강도, 굴곡강도 및 주사전자현미경 관찰을 시행하였으며 따른 결과를 분석하여 자가동종골이 임상에 많이 사용하고 있지만 자가동종골이 적응증이 되지 않는 골내 병소(예, 혈관종)나 결손부의 정상적인 형태 및 외형의 유지가 필요한 부위의 골 결손부에 적용시켜 임상에 이용하거나 직접 병소부에 채우기 힘든 부위에 주사기를 이용하여 주입하여 결손된 병소부를 채울 수 있어 접근이 힘든 부위에서도 사용할 수 있어 재건의 기술적인 면을 증진시킬 수 있으리라 사료된다.

참고문헌

- Melloning JT, Bowers GM, Cotton WR : Comparision of bone graft materials. J Periodontol. 52:297, 1981.
- 이동근 : 동종골의 처리방법에 따른 골치유능력에 관한 실험적 연구. 대한구강악안면외과학회지. 23:43-62, 1997.
- 김영조, 엄인웅, 이동근, 김수남 : 냉동건조탈회골편의 치유과정에 관한 조직학적 연구. 대한구강악안면외과학회지. 19:432-443, 1993.
- Harding RL: Replantation of the mandible in cancer surgery. Plast Reconstr Surg 48:586-587, 1971.
- Wolfe SA: Autogenous bone grafts versus alloplastic material in maxillofacial surgery. Clin Plast Surg 9:539-545, 1982.
- Harper EJ, Behiri JE, Bonfield J: Flexural and fatigue properties of a bone cement based upon polyethylmethacrylate and hydroxyapatite :J Materials Science : Materials in Medicine 6:799-803, 1995.
- Charnley J: Acrylic Cement in Orthopedic Surgery. Williams and Wilkins, Baltimore, p115-121, 1970.
- Perek J, Pilliar RM : Fracture toughness of composite acrylic bone cements. J Mater Sci Mater Med. 3:333-334, 1992.
- Sogal A, Hulbert SF :Fracture properties of acrylic bone cements. Bioceramics 5:213-224, 1992.

10. Castaldini A, Cavallini A : Creep behavior of composite bone cements. Biological and biomedical performance of biomaterials. Amsterdam, Elsevier Science Publishers. p 525-530. 1986.
11. Saha S, Pal S : Mechanical properties of bone cement: A review. J Biomed Mater Res. 18:435-462, 1984.
12. Smith DC : Lutes, Glues, Cements and Adhesives in Medicine and Dentistry. BioMed. Eng. 8:108-115, 1973.
13. Charnley J : Anchorage of the Femoral Head Prosthesis to the Shaft of the Femur. J bone surg. 42:28-30, 1960.
14. Black B, Haven JK, Hastings GW : Evaluation of Cold-curing Acrylic Cement for Prosthesis Stabilization. Clin orthop Relat Res. 72:239-241, 1970.
15. Homsy CA, Tullos HS, King JW: Evaluation of Rapid-Cure Acrylic Composed for Prosthesis Stabilization. Clin Orthop Relat Res. 67:169-171, 1969.
16. Benum P : The use of bone cement as an adjunct to internal fixation of supracondylar fractures of osteoporotic femurs. Acta Orthop Scand. 48:52-56, 1977.
17. Vallo CL, Montemartini PE, Fanovich MA, Lopez JMP, Caudrado TR : Polymethylmethacrylate-Based Bone Cement Modified with Hydroxyapatite. J Biomed Mater Res. 48:150-158, 1999.
18. Fumich RM, Gibbons DF : Rate of mixing and strength of methylmethacrylate bone cements. Ortho Rev. 8:41-47, 1979.
19. Lee AJC, Ling SM : Further studies of monomer loss by evaporation during the preparation of acrylic cement for use in orthopaedic surgery. Clin Orthop Relat Res. 106: 122-125, 1975.
20. Lewis G, Nyman JS, Triew HH : Effect of mixing method on selected properties of acrylic bone cement. J Biomed Mater Res Appl Biomater. 38:221-228. 1997.
21. Lidgren L, Drar H, Moller J : Strength of polymethylmethacrylate increased by vacuum mixing. Acta orthop Scand. 55:536-541, 1984.
22. Rimnac C, Wright T, McGill D : The effect of centrifugation on the fracture properties of acrylic bone cements. J Bone Joint Surg 68:281-287 1968.
23. Pourdeyhimi B, Wagner HD : Elastic and Ultimate properties of acrylic bone cement reinforced with ultra-high-molecular weight polyethylene fibers. J Biomed Mater Res 23:63-80, 1989.
24. Topolesky LDT, Duchene P, Cuckler JM : The fracture toughness of titanium-fiber-reinforced bone cement. J Biomed Mater Res 26:1599-1617, 1992.
25. Saha S, Pal S : Improvement of mechanical properties of acrylic bone cement by fiber reinforcement. J Biomech 17:467-468, 1984.
26. Crawford K, Berrey BH, Pierce WA, Welch RD : In vitro strength comparison of hydroxyapatite cement and polymethylmethacrylate in subchondral defects in caprine femora. J Orthop Res. 16:715-719, 1998.
27. Yerby SA, Toh E, McLain RF : Revision of failed pedicle screws using hydroxyapatite cement. A biomechanical analysis. Spine. 23:1657-1661, 1998.
28. Mermelstein LE, McLain RF, Yerby SA : Reinforcement of thoracolumbar burst fractures with calcium phosphate cement. A biomechanical study. Spine. 23:664-670, 1998.
29. Kobayashi M, Nakamura T, Okada Y : Bioactive bone cement: comparison of apatite and wollastonite containing glass-ceramic, hydroxyapatite, and beta-tricalcium phosphate fillers on bone-bonding strength. J Biomed Mater Res. 42:223-237, 1998.
30. Kobayashi M, Nakamura T, Shinzato S: Effect of bioactive filler content on mechanical properties and osteoconductivity of bioactive bone cement. J Biomed Mater Res. 46:447-457, 1999.
31. Harper EJ : Bioactive bone cements. Proc Inst Mech Eng. 212:113-120, 1998.
32. Morita S, Furuya K, Ishihara K, Nakabayashi N : Performance of adhesive bone cement containing hydroxyapatite particles. Biomaterials. 19:1601-1606. 1988.
33. Kim YS, Kang YH, Kim JK, Park JB : The effect of bone mineral particles on the porosity of bone cement. Biomed mater Eng 4:37-46, 1994.
34. Ogiso M, Tabata T, Ichijo T, Borgese D : Bone calcification on the hydroxyapatite dental implant and the bone-hydroxyapatite interface. J Long-term Effect Med Implants 2:137-148, 1993.
35. Liebhendorfer A, schmitz B, Wenz R, Specht R, Bonath K : Experimental studies on a new bone cement : hydroxyapatite composite resin. The 21st Annual meeting of the Society for Biomaterials, March 18-22. San Francisco, CA. p335, 1995.
36. Lee RR, Ogiso M, Watanabe A, Ishihara K : Examination of hydroxyapatite filled 4-META/MMA-TBB adhesive bone cement in in vitro and in vivo environment. J Biomed Mater Res Appl Biomater 34:11-16, 1997.
37. Weightman B, Freeman MAR, Revell PA, Braden M, Albrektsson BEJ : The mechanical properties of cement and loosening of the femoral component of hip replacements, J. Bone Joint Surg. 69:558-564, 1987.