

의료용 인산칼슘계 본시멘트

글 _ 오경식

국립안동대학교 신소재공학부 세라믹전공, 청정소재기술연구센터

1. 서론

정형외과, 신경외과, 치과에서는 경조직 관련 치료 중 손상된 조직의 회복을 위한 충전재를 필요로 한다. 이러한 충전재로는 생체 친화성 및 자연 조직으로의 전환 가능성을 고려할 때 자가골(autografting)이 황금률로 인정받지만 확보할 수 있는 양이 불충분할 경우 인공 충전재를 활용하게 된다. 인공 충전재에는 과립, 블록, 시멘트 등 다양한 형태가 있지만 그 중 시멘트는 다른 충전재와는 구분되는 고유한 특징을 지니고 있다.

이렇게 의료용으로 사용되는 시멘트를 페이스트, 본시멘트, 혹은 골시멘트라 하는데 이는 분말과 경화액으로 구성되어 있고 사용 전에 이들을 혼합하면 유동성을 가진 페이스트 상태가 된다. 페이스트를 치료부위에 적용하여 시간이 경과하면 경화하는 특징을 가지고 있어 블록이나 과립형과 달리 불규칙한 부위에 적용하기에 편리하고 적용부위에서 잘 이탈하지 않는 장점을 지니고 있다. 따라서 자가골을 사용하더라도 본시멘트와 함께 사용하면 적용부위에서 고정을 도모할 수 있는 장점이 있다. 이러한 본시멘트에는 크게 아크릴계와 인산칼슘계의 두 종류가 있다. 본래 시멘트에는 건축용 시멘트에서 유래된 '경화체'의 의미와 '접착'의 의미가 함께 반영되어 있다. Polymethyl metacrylate로 대표되는 아크릴계 시멘트는 단량체의 중합반응을 통해 경화되는 원리로서 접착의 기능에 충실하므로 인공관절 등 금속 임플란트의 고정에 흔히 사용된다. 인산칼슘계 시멘트(Calcium Phosphate Bone Cement: CPBC 혹은 CPC)도 임플란트 고정 목적에 사용되지만 접착 특성보다는 경화특성 및

생체친화성을 활용하는 측면이 강하다.

즉 CPBC는 건축용 시멘트처럼 공간을 효과적으로 메우는 충전재의 기능에서 출발하였다. CPBC는 아크릴계와 비교해 특히 조직 친화성이 돋보이는데, 이는 근본적으로 체내 자연골을 구성하는 미네랄과의 화학적 동질성에 기인한다. 이처럼 화학적 친화성에 힘입어 자연골의 신진대사에 간여하는 세포들의 활동이 진행되며 결과적으로 이식된 CPBC와 주변조직이 화학적 결합을 하거나 생분해 과정을 통하여 자연골로 대체되기도 한다. 또한 CPBC는 경화 과정 중에 발열 정도가 아크릴계에 비해 훨씬 가벼워 척추와 같이 보다 고도의 안전성이 요구되는 부위에도 사용할 수 있다. 게다가 높은 비표면적 및 생분해성을 활용한 약물 전달체로서의 응용 가능성도 있어 CPBC는 현재의 단순한 충전재로서의 역할에 그치지 않고 보다 다양한 기능을 수행하는 의료용 소재로서 역할이 확대될 것으로 여겨지고 있다. 여기서는 이러한 CPBC의 개발 역사 및 현황에 대해 알아보고 응용이 기대되는 분야를 간략히 소개하였다.

2. CPBC의 발전

이집트의 미이라에 남은 흔적과 1892년 석고 사용에 있으나 현대적 의미에서 CPBC는 1983년 LeGeros¹⁾, 그리고 Brown 및 Chow²⁾가 아파타이트계 시멘트의 기본 조성을 제시한 데서 시작한 것으로 볼 수 있다. 그 후 생분해성을 가진 Brushite³⁾계 시멘트의 기본 조성이 알려지면서 현재는 다수의 2세대 시멘트들이 Table 1과 같이 상품화 또는 개발 중이다. Table 1의 CPBC는 최종

생성물을 기준으로 Apatite 및 Brushite계로 구분한 것인데, Apatite는 $Ca_{10-x}(HPO_4)_x(PO_4)_{6-x}$ 의 기본조성을 갖는 인산칼슘화합물로서 pH > 4.5에서 화학적으로 안정한 결정구조인 반면 Brushite는 $CaHPO_4 \cdot 2H_2O$ 의 화학식을 갖는 Dicalcium phosphate dihydrate의 광물명으로서 pH < 4.5에서 안정한 인산칼슘이다.

Table 1에 나타난 Apatite계 CPBC의 출발 조성에서 확인할 수 있듯이 다양한 인산칼슘화합물의 조합을 통해 Apatite를 생성할 수 있는데, ACP, DCPD, TTCP, α -TCP 등이 대표적인 시멘트의 출발물질이다. Table 2는 CPBC의 출발물질로 사용되는 여러 인산칼슘을 Ca/P 비율 및 결정수의 포함여부에 따라 정리한 표이다. 최종 생성물인 Apatite의 Ca/P인 1.5~1.67을 기준으로 하여 P의 함

량이 높은 산성의 인산칼슘 및 Ca이 과량인 염기성성분이 출발물질에 포함된다. 따라서 Apatite계 시멘트는 산염기형 시멘트로 불리기도 한다. 수용액인 경화액에는 Na_2HPO_4 , NaH_2PO_4 , H_3PO_4 , sodium succinate 그리고 sodium chondroitin sulphate 등이 첨가되기도 한다. 이러한 물질들은 경화시간의 조절, 그리고 뒤에 기술할 주사특성, 점착성의 개선 등을 목적으로 첨가된다. Apatite계 시멘트의 경화 과정에 대해 Brown 및 Chow의 기본 조성²⁾을 바탕으로 알아보면 TTCP가 높은 용해도로 인해 먼저 이온상태로 분해된다. 이어서 경화액을 통해 공급된 이온과 함께 주로 DCPA의 표면에 Apatite가 석출 반응을 일으킨다. 경화반응의 최종단계에서는 Apatite결정이나 whisker의 성장이 활발히 일어나면서 DCPA입자나 아직 용해되지 않은 TTCP 입자들을 서로 연결시켜 경화되는 것으로 제시된 바 있다.⁴⁾ α -TCP를 사용하는 시멘트에서는 α -TCP가 DCPD로 수화반응을 일으킨 뒤 마찬가지로 TTCP와의 석출반응을 통해 Apatite를 석출하는 차이가 있다. 최종 생성물인 Apatite는 체내에서 안정하고 자연골과 직접적인 결합을 하는 것으로 관찰되었다.⁵⁾

Table 1의 Brushite계 시멘트를 보면 β -TCP와 MCPM이 분말의 주성분이며 $MgHPO_4 \cdot 2H_2O$, $MgSO_4$ 그리고 $Na_4P_2O_7$ 등의 첨가물이 혼합된다. 경화액으로는 sodium hyaluronate, H_3PO_4 , H_2SO_4 등이 첨가된 수용액을 사용한다. Brushite계의 경화는 MCPM이 경화액에 용해되어 인산을 배출하면서 β -TCP가 인산용액과 반응한 결과 침상의 DCPD를 생성하는 과정에서 진행된다. 즉 수용액을 소모한 결과 석출되는 결정이 서로 얽히면서 딱딱해지는 것이다. Brushite계 시멘트의 경화는 10분 이하로 비교적 신속하므로 경화속도를 늦추기 위해 첨가물이 경화액이나 출발분말에 도입되기도 한다. 최종반응상인 DCPD의 체내 용해도는 Table 2에 나타난 바와 같이 Apatite에 비해 대단히 크다. 시멘트의 체내 흡수는 macrophage, osteoclast 등 세포에 의한 생물학적 과정과 용해/수화와 같은 화학적 분해 과정으로 구분할 수 있다. Brushite계 시멘트는 생물학적 분해 뿐 아니라 화학적 분해 과정의 속도가 커서 Apatite계에 비해 높은 생분해 속도를 갖는 것으로 이해할 수 있다. 실제로 Brushite계 시

Table 1. 개발 진행 혹은 완료된 CPBC

제품	구성성분		
	분말	경화액	
Apatite Type	A	TeCP, DCP	H_2O , Na_2HPO_4 , NaH_2PO_4
	B	α -TCP, TeCP, Na Glycerophosphate	H_2O , $Ca(OH)_2$, H_3PO_4
	C	α -TCP, DCP, $CaCO_3$, PHA	H_2O , Na_2HPO_4
	D	α -TCP, TeCP, DCPD, HA	H_2O , sodium succinate, sodium chondroitin sulfate
	E	α -TCP, $Mg_3(PO_4)_2$, $MgHPO_4 \cdot SiCO_3$	H_2O , $(NH_4)_2HPO_4$
	F	α -TCP, $CaCO_3$, MCPM	H_2O , Na_2HPO_4
	G	ACP, DCPD	Saline
Brushite Type	H	β -TCP, MCPM, $MgHPO_4 \cdot 3H_2O$, $CaCO_3$, MCPM	H_2O , sodium hyaluronate
	I	β -TCP, $Na_4P_2O_7$	H_2O , H_3PO_4 , H_2SO_4
	J	β -TCP, $Na_2H_2P_2O_7$, H_2O , MCPM, $CaSO_4 \cdot 2H_2O$	H_2O , H_3PO_4
	K	β -TCP, MCPM, $CaSO_4$	H_2O

Table 2. CPBC에 관련된 인산칼슘염

Ca/P	화 학 식	명 칭	약 칭	25°C 용해도 $-\log(K_s)$
0.5	$Ca(H_2PO_4)_2 \cdot H_2O$	monocalcium phosphate monohydrate	MCPM	1.17
1.0	$CaHPO_4 \cdot 2H_2O$	dicalcium phosphate dihydrate	DCPD, Brushite	6.59
1.0	$CaHPO_4$	dicalcium phosphate anhydrous	DCP, Monelite	6.90
1.5	α - $Ca_3(PO_4)_2$	α -tricalcium phosphate	α -TCP	25.5
1.5	β - $Ca_3(PO_4)_2$	β -tricalcium phosphate	β -TCP	28.9
1.5~1.67	$Ca_{10-x}(HPO_4)_x(PO_4)_{6-x}(OH)_{2-x}$ ($0 < x < 1$)	calcium deficient hydroxyapatite	CDHA	85.1
1.67	$Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$	hydroxyl apatite	HA	116.8
2	$Ca_4P_2O_9$	tetracalcium phosphate	TTCP	39.44
1.2~2.2	$Ca_3H_2(PO_4)_4 \cdot nH_2O$, $n=3-4.5$, 15-20% H_2O	amorphous calcium phosphate	ACP	-

멘트의 분해속도는 0.25 mm/주에 달하는데,⁶⁾ 분해속도가 과도하면 성숙한 신생골의 생성 속도가 이에 못 미칠 수 있다. 이때 과립상의 β -TCP을 도입하면 뼈가 전도되는 경로를 제공하여 성숙골의 형성을 도울 뿐 아니라⁶⁾, 경화액의 필요량을 줄여 강도⁷⁾ 및 발열 특성의 개선⁸⁾에도 기여하는 것으로 알려져 있다.

3. CPBC의 특성 요소들

3.1. 경화시간

CPBC는 페이스트로부터 경화가 발생하기 때문에 그 특성을 경화시간, 압축강도, 경화 중 발열, 주사특성 그리고 점착성 등을 평가해 표현한다. 경화시간, 압축강도, 발열 등은 건축용 시멘트나 아크릴계 시멘트에서도 주요 특성 항목으로서 유사한 평가법을 적용할 수 있다. 경화시간의 경우 기계적 특성을 이용하는 측정법이 있는데 그 원리는 경화 중인 시멘트 표면에 하중을 가했을 때 변형이 일어나지 않는 상태에 도달하는 시간을 측정하는 것이다. 이때 가하는 하중은 압축강도의 10-20%가 적합하며 압력을 가하는 침의 형상에 따라 Gilmore 혹은 Vicat needle을 사용한다. 한편 어떤 시멘트는 두 가지의 경화과정이 있기 때문에 경화 시간을 둘로 구분하여 평가해야 한다는 지적도 있다.⁹⁾

경화시간과 관련된 다른 지적¹⁰⁾에 따르면 CPBC의 중요성은 성형이 허용되는 페이스트 상태를 갖는 점으로 그 성형 허용 시간이 경화시간에 관련된 중요 특성이라고 하였다. 이를 Cohesion time¹⁰⁾이라고 하였는데, 시술자의 관점에서 초기경화 시간은 성형을 마무리해야 하는 마감 시간, 최종경화시간은 수술부위의 봉합을 시작할 수 있는 시간의 의미가 있다. Gilmore needle 등을 이용하여 경화시간을 측정할 경우 최종 경화는 초기경화와 비교하여 얇은 침을 이용해 무거운 하중으로 측정하여야 한다. 임상적 관점에서 초기 경화시간은 3-8분 사이, 최종경화 15분이 적합한 것으로 알려져 있다.¹¹⁾ 이때 Cohesion time은 당연히 초기 경화시간보다 작은 값인데, 가능하면 그 차이가 1분 이내로서 의사가 분말/경화액을 혼합하는 시간을 제하더라도 최소한 1분 이상의 Cohesion

time을 확보할 수 있어야 한다. 경화과정에 대해서는 needle을 이용하는 방법 외에도 열분석¹²⁾, 초음파 분석법¹³⁾, AC impedance¹⁴⁾를 사용하는 접근법도 시도되고 있다.

CPBC의 경화시간을 조절하려 한다면 실질적으로 다양한 실험적 변수를 활용할 수 있다. 경화란 화학반응의 정도를 반영하므로 경화액의 농도, 경화액 혼합비, 분말 입자의 크기, 최종 반응물질의 석출을 좌우하는 변수 등 다양한 요인이 경화 시간을 변화시킬 수 있다. 원료분말의 미세화, 경화액 혼합량 감소, Ca이나 PO_4^{3-} 이온 방출 물질 첨가, 최종 생성물의 핵생성유도물질 첨가를 통해 경화시간을 단축시킬 수 있다.

3.2. 주사성

CPBC의 특성을 나타내는 다른 요소로서 주사성(Injectability)과 점착성(Cohesion)이 있다. CPBC의 임상적 활용에는 의사가 환부에 적용한 페이스트를 직접 손으로 형태를 다듬어 마무리되는 경우와 주사기를 통해 손이 닿지 않는 치료 부위로 적용되는 경우가 있다.¹⁰⁾ 첫 번째 경우는 마치 밀가루 반죽처럼 점도가 높은 편이 바람직하다. 반면 두 번째 경우에는 주사기의 좁은 구멍을 통해 페이스트가 흘러나갈 수 있어야 하므로 점도가 낮은 상태를 필요로 한다. 이처럼 주사기로 얼마나 수월하게 CPBC를 배출할 수 있는지를 알아보는 특성을 주사성이라고 할 수 있고 점도가 낮을 때 주사성은 우수하다. CPBC는 보편적으로 아크릴계 시멘트에 비해 주사성에서 취약한데 이는 특히 filter pressing이라고 하는 액체-고체 분리현상이 종종 발생하기 때문이다.¹⁵⁾ 이러한 상태에서 경화액만 배출되고 분말이 주사기에 남아있으면 페이스트내의 경화액-분말 혼합비율이 균질하지 않기 때문에, 점도, 경화시간, 압축 강도 등 CPBC의 특성 전체가 불균질해진다. 최근에는 유변학적 연구를 통하여 이에 대해 개선안이 제시되었으며^{16,17)} sodium hyaluronate나 chondroitin sulfate는 이와 같은 filter pressing 현상을 방지하기 위한 목적에서 첨가된다.

3.3. 점착성

CPBC가 갖는 점착성(cohesion)에 대해서는 비교적 최



근에 관심을 갖게 되어 경화성이나 주사성에 비해 많은 연구가 수행되지 않았다. 점착성의 정의 자체에 대해서도 '분해되지 않는 (non decay) 특성'¹⁸⁾, '유연성'^{19,20)}, '안정성 (stability)²¹⁾ 등 강조하는 측면이 서로 다르다. 그러나 폭 넓게 보면 모두 시술 부위에 적용된 후 한 덩어리를 안정성있게 유지하면서 경화에 도달할 수 있는 능력을 의미하는 것으로 볼 수 있으며, 여기서는 '경화 중 한 덩어리를 유지하려는 특성'을 점착성으로 정의하여 설명하였다. 시술부위에 적용된 페이스트가 경화되기 전에 혈액 등 체액이 흐르는 조건에 노출된 결과 한 덩어리로 유지되지 못하고 일부가 유실될 경우 원래의 의도한 기능을 수행하는데 실패하는 것은 물론 염증 발생 사례²²⁾가 있어 점착성은 매우 중요한 의미를 가진다. 특히 경피적 척추성형술(Vertebroplasticity)에서는 약화된 척추뼈의 압축강도 개선을 위해 주사침을 통해 환부에 시멘트 물질을 직접 주입하기 때문에, 주사성은 물론 점착 특성도 우수한 시멘트가 필요하다. 실제로는 주사성을 높여 점도를 낮추면 점착특성이 악화되기 쉽기 때문에 gel을 형성하는 고분자를 투여해 개선하는 방법도 시도되고 있다.^{18,20,21)}

하지만 점착특성은 특성 평가를 위해 사용하는 용액의 종류(phosphate buffer solution, 혹은 milli Q)에 따라 결과가 달라지는 등²³⁾ 측정방법의 표준화가 필요한 분야이다. 특히 점착성을 개선하기 위한 첨가제를 투여한 결과로 혈액의 응고^{24,25)}가 발생된 보고도 있는데, 이는 경피적 척추성형술의 경우 시술 부위가 심장이나 폐 등 중요 심혈관계와 가깝기 때문에 심각한 문제가 된다. 따라서 혈액의 응고를 방지할 수 있는 첨가물질과 관련해서도 연구를 필요로 하고 있다.

주사성과 점착성이 모두 우수한 시멘트를 확보할 수 있으면 바람직하지만 실질적으로는 조화를 모색해야 하는 특성이므로 처음부터 치료 목적에 따라 주사성 혹은 점착성 중 한 쪽을 강조하는 “맞춤형” 시멘트로 개발하는 방안도 의미가 있다. 실제로 Table 1의 일부 시멘트는 안면골 성형, 원위(遠位)골절접합 (distal fracture) 등으로 용도를 구체화하고 있다.

3.4. 기계적 특성

CPBC는 trabecular처럼 자연골의 가장 약한 부분보다는 강해야 충전재로서 의미가 있으므로 10 MPa 이상의 압축강도가 요구된다. 그런데 실제로 충전재는 압축은 물론 인장, 전단, 비틀림 등의 상태에서 응력을 받고, CPBC는 세라믹 소재와 유사한 취성 파괴 특성을 나타내므로 인장 등 압축 이외의 응력 상태에서 매우 취약하다. 따라서 실제로는 10 MPa보다 훨씬 큰 압축강도를 가져야만 다른 응력 조건에서의 강도도 함께 증가할 것이며 응용범위를 확대할 수 있다.

CPBC의 강도는 Apatite계 시멘트²⁶⁾가 인장에서 16 MPa, 압축에서 83 MPa로서 Brushite계 시멘트(인장에서 10 MPa, 압축에서 60 MPa²⁷⁾)에 비해 다소 강한 편이다. 생분해성을 가진 Brushite계 시멘트는 이식 후 시간이 경과할수록 강도가 감소하지만²⁸⁾, 체내 용해도가 낮은 Apatite계 시멘트는 경화반응이 오래 지속되므로 오히려 약간 증가하는 경향²⁹⁾이 있다. Brushite계 시멘트의 경우 자체의 강도는 생분해과정에서 점차 감소하지만 3-4주 후에는 자연골의 성장에 따라 이식 부위의 강도가 수복되는 경향을 보여주기도 한다.²⁸⁾ CPBC의 경우도 일반 세라믹재료와 마찬가지로 보강재를 첨가하여 강화할 수 있으며 부피비로 약 5.7%의 탄소섬유를 첨가하였을 때 효과적으로 압축강도를 개선한 사례³⁰⁾가 보고된 바 있다.

4. CPBC의 적용

앞서 설명한 바와 같이 CPBC는 자가골의 수요를 보조하는 충전재 혹은 임플란트의 고정을 보조하는 소재로서 출발하였다. 그러나 특유의 성형성, 생체친화성 및 생분해성을 활용하여 그 응용범위를 점차 넓히고 있다. 다음의 예에서 이를 구체적으로 소개하였다.

- (1) 두개골 성형(Cranioplasty) : 신경외과 수술 과정에서 손상된 두개골을 수복하고 내부를 보호하기 위한 목적으로 CPBC를 사용하지만 성형 목적으로도 사용될 수 있다. 높은 강도는 필요하지 않으며 성형 시간을 확보할 수 있도록 cohesion time이 충분한 CPBC가 적합하다.



Fig. 1. 주사기를 이용한 CPBC 주입을 시연하는 장면.
<http://www.synthes.com>

- (2) 구강악안면 성형 (maxillofacial surgery) : 치아의 아래 위를 구성하는 부위의 수복과 성형에 CPBC를 사용한다. 두개골 성형의 경우와 유사한 특성을 필요로 하며 결손부의 수복과정에 implant와 함께 사용할 수 있다.
- (3) 골절 치료: 원위요골 골절(distal radius fracture)과 같이 손목 부위에서 발생한 불안정 골절의 경우 외고정 장치를 이용해 뼈를 고정할 때 적용한다. 발꿈치(cal-caneal), 고관절, 경골고원(tibial plateau)의 골절을 외고정장치로 고정할 때도 이용되는데, 성형성, 점착성, 압축강도가 두루 필요하며 특히 압축이외의 응력상태에 대해서도 내구성을 요한다.
- (4) 경피적 척추 성형술(Vertebroplasty) : 골다공증 등으로 약화된 척추의 강도를 보강하거나 원래의 높이로 복구하기 위한 목적으로 Fig. 1과 같은 주사침을 이용하여 CPBC를 주입한다. 이러한 CPBC는 주사성, 점착성, 압축강도에서 모두 우수한 특성이 요구된다.
- (5) 약물전달체: 약물전달체는 담지한 약물을 특정한 위치에서 장기간 배출할 수 있는 능력을 지녀야 한다. 이러한 약물 전달체는 주사가 가능하며, 생분해성이 있

고 경화되면서 발열 등으로 약물을 변질시키지 않을 때 특히 장점이 있다. 또한 중성의 pH를 가지고 있고 넓은 비표면적을 가지면 더욱 좋다. CPBC는 이를 상당 부분 만족하는 약물전달체의 조건을 갖추고 있다.

5. 기타 CPBC와 관련된 문제들

5.1. 혼합장치

CPBC를 사용하기 위해 현장에서 분말과 경화액을 혼합할 때 사용자에게 따라 특성이 달라질 수 있다. 이에 분말과 경화액을 혼합하여 페이스트를 제작하는 과정을 담당하는 장치를 사용하여 혼합과정을 표준화하고 개인차가 발생하지 않도록 하고 있다. Fig. 2는 페이스트 혼합 및 주사기에 대한 loading을 자동으로 수행하는 장치이다.

5.2. 보관문제

CPBC는 경화 전의 화학적 자유에너지가 항상 경화 후 보다 높다. 따라서 자발적 반응이 일어날 수 있는 구동력을 항상 보유하고 있는 셈이다. 경화액과 접촉하면 자유에너지를 방출하도록 고안된 것이지만 사용자가 원치 않을 때, 즉 보관 중에도 반응이 진행되면서 화학적 자유에너지를 소실할 가능성을 안고 있다. 혼합된 분말이 습기나 수분에 노출될 경우 그 가능성이 현실로 될 것이며 이런 변화를 겪은 CPBC는 원래의 의도했던 특성



Fig. 2. 페이스트의 혼합 및 주사기에 대한 적재를 자동화한 장치.
<http://www.synthes.com>

을 잃어버리게 된다. 따라서 CPBC가 그 특성을 되도록 장기간 유지할 수 있는 보관조건에 대한 탐색을 필요로 한다. Brushite계 시멘트의 경우 수분과의 접촉 차단은 물론 원료분말 혼합 중 교반 조건, 보관 온도 등의 중요성이 지적된 바 있다.^{31,32)}

참고문헌

1. RZ. LeGeros, A. Chohayeb, and A. Shulman, *J. Dent. Res.*, **61**(Special issue) 343 (1982).
2. WE. Brown and LC Chow, *J. Dent. Res.*, **62**(Special issue) 672 (1983).
3. J. Lemaitre, AA. Mirtchi, and A. Mortier, *Silic. Ind.*, **9-10** 141 (1987).
4. WC. Chen JHC., Lin, and CP Ju, *J. Biomed. Mater. Res.*, **64** 664 (2003).
5. I. Khairoun, D. Magne, O. Gauthier, JM. Bouler, E. Aguado, G. Daculsi, and P. Weiss, *J. Biomed. Mater. Res.*, **60** 633 (2002).
6. K. Ohura, M. Bohner, P. Hardouin, J. Lemaitre, G. Pasquier, and B. Flautre, *J. Biomed. Mater. Res.*, **30** 193 (1996).
7. KS Oh, SR Kim and P Boch, *Key Engin. Mater.*, **254-256** 237 (2004).
8. KS Oh, HW Choi, and SR Kim, *Cur. Appl. Phys.*, **5** 489-92 (2005).
9. FCM. Driessens, MG. Boltong, O. Bermudez, JA. Planell, MP. Ginebra, and E. Fernandez., *J. Mater. Sci. Mater. Med.*, **5** 164 (1994).
10. I. Khairoun, MG. Boltong, FCM. Driessens, and JA. Planell, *J. Mater. Sci. Mater. Med.*, **9** 667 (1998).
11. MP. Ginebra, E. Fernandez, FCM Driessens, MG. Boltong J. Muntasell, J. Font, and JA. Planell, *J. Mater. Sci. Mater. Med.*, **6** 857 (1995).
12. M. Bohner, AK. Malsy, CL. Camire, and U. Gbureck, *Acta Biomater.*, **2** 343 (2006).
13. M. Nilsson, J. Carlson, E. Fernandez, and JA. Planell, *J. Mater. Sci. Mater. Med.*, **13** 1135 (2002).
14. C. Liu, Y. Huang, and H. Zheng *J. Amer. Ceram. Soc.*, **82** 1052 (1999).
15. FCM Driessens, JA. Planell, M. Boltong, I. Khairoun, MP. Ginebra, *Proc. Inst. Mech. Eng. H: J. Eng. Med.*, **212** 427 (1998).
16. U. Gbureck, K. Spatz, R. Thull, and JE. Barralet., *J. Biomed. Mater. Res. B Appl. Biomater.*, **73B** 1 (2005).
17. U Gbureck, JE. Barralet, K. Spatz, LM. Grover, and R. Thull, *Biomaterials*, **25** 2187 (2004).
18. K. Ishikawa, Y. Miyamoto, M. Kon, M. Nagayama, and K. Asaoka, *Biomaterials*, **16** 527 (1995).
19. E. Fernandez, MG. Boltong, PM. Ginebra, FCM. Driessens, O. Bermudez, and JA Planell, *J. Mater. Sci. Lett.*, **15** 1004 (1996).
20. I. Khairou, MG. Boltong, FC Driessens, and JA. Planell, *J. Biomed. Mater. Res.*, **38** 3560 (1997).
21. H. Andrianjatovo and J. Lema i tre, *Innovation Tech. Biol. Med.*, **16S1** 140 (1995).
22. E. Fernandez, FJ. Gil, MP. Ginebra, FCM. Driesens, JA. Planell, and SM. Best, *J. Mater. Sci. Mater. Med.*, **10** 223 (1999).
23. M. Bohner U. Gbureck, JE. Barralet, *Biomaterials*, **26** 6423 (2005).
24. CM. Bernards, JR. Chapman and SK. Mirza, Proceedings of the 50th Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society (ORS), San Fransisco, p. 254.
25. N. Axen, NO. Ahnfelt, T. Persson, L. Hermansson, J. Sanchez and R. Larsson, Proceedings of the Nineth annual meeting 'Ceramics, cells and tissues', Faenza, September 28.October 1, (2004).
26. FCM. Driessens "Chemistry and Applied Aspects of Calcium Orthophosphate Bone Cements", Concepts and Clinical Applications of Ionic Cements. September 8, Arcachon, France, 1999.
27. H. Andrianjatovo, F. Jose, and J. Lemaitre, *J. Mater. Sci. Mater. Med.*, **7** 34 (1996).
28. M. Ikenaga, P. Hardouin, J Lemaitre, H. Andrianjatovo, and B. Flautre, *J. Biomed. Mater. Res.*, **40** 139 (1998).
29. Y. Miyamoto, K. Ishikawa, K. Fukao, M. Sawada, M. Nagayama, M. Kon, and K. Asaoka, *Biomaterials*, **16** 855 (1995).
30. HHK. Xu, FC. Eichmiller, and PR Barndt, *J. Mater. Sci. Mater. Med.*, **12** 57 (2001).
31. U. Gbureck, S. Dembski, R. Thull, and JE. Barralet, *Biomaterials*, **26** 3691 (2005).
32. SA Lee, TJ Chung, and KS Oh, *J. Kor. Ceram. Soc.*, **45** 625 (2008).

오경식



- 1995 서울대학교 무기재료공학과 박사
- 1995~1997 프랑스 ESPCI Post. Doc
- 1999~2001 미국 Pennsylvania 주립대 Post. Doc
- 2001~2005 요업(세라믹)기술원 선임연구원
- 2005~현재 국립안동대학교 조교수, 부교수
- 2008~2009 미국 Pennsylvania 주립대 방문교수