

표면개질된 PE분말의 표면·화학적특성 및 이를 함유하는 PMMA 뼈시멘트의 열적·기계적특성 VIII. PE분말의 분자량에 따른 표면개질효과

고종태 · 양대혁 · 김문석¹ · 강길선[†] · 김용식² · 이종문 · 이해방¹

전북대학교 BK-21 고분자 BIN 융합연구팀, ¹한국화학연구원 나노생체재료연구실, ²가톨릭대학교 의과대학 정형외과
(2006년 2월 22일 접수, 2006년 7월 31일 채택)

Surface and Chemical Properties of Surface-modified PE Powder and Mechanical and Thermal Properties of PMMA Bone Cement Containing PE Powder

VIII. Effect of the Molecular Weight of Polyethylene on Surface Modification

Jong Tae Ko, Dae Hyeok Yang, Moon Suk Kim¹, Gilson Khang[†], Yong Sik Kim², John M. Rhee¹, and Hai Bang Lee¹

BK-21 Polymer BIN Fusion Res. TEam, Chonbuk National University, 664-14, Dukjin Ku, Jeonju 561-756, Korea

¹Nanobiomaterials Laboratory, Korea Research Institute of Chemical Technology, P.O. Box 107, Daejeon 305-606, Korea

²Department of Orthopedic Surgery, Catholic University Medical School, Youido-dong, Youngdeungpo, Seoul, 150-010, Korea

(Received February 22, 2006; Accepted July 31, 2006)

요 약: 본 연구에서는, PMMA 뼈시멘트의 약한 기계적, 열적 특성을 향상시키기 위해서, 분자량이 상이한 3종류의 폴리에틸렌(PE, 200, 3,800 및 8,000 kg/mol) 분말을 뼈 시멘트에 첨가하였다. PE 분말의 표면 불활성으로 인한 다른 생체 재료와의 약한 결합력으로 인해 MMA/자일렌의 혼합 용액으로 표면 개질시켰다. 3 wt%의 표면 개질한 3 종류의 PE 분말을 각각 기존의 PMMA 뼈 시멘트에 첨가하여 새로운 뼈 시멘트를 제조하였다. 복합 PMMA 뼈 시멘트의 인장 강도를 측정한 결과, PE의 분자량이 증가할수록, 인장강도가 증가하는 경향성을 살펴볼 수 있었다. 또한, 제조한 복합 PMMA 뼈 시멘트의 경화온도가 100°C 이상의 고온에서 40°C~80°C까지 확연히 감소함을 확인할 수 있어 본 방법에 의한 PE 복합 뼈시멘트의 응용가능성을 확인하였다.

Abstract: To improve the poor mechanical and thermal properties of conventional PMMA bone cement, we impregnated three types of polyethylenes (PE) (200, 3,800, and 8,000 kg/mol). MMA/xylene solution was used to modify the surfaces of PEs and new composite PMMA bone cements were manufactured by impregnating 3 wt% of the surface-modified PEs into conventional PMMA bone cement. As molecular weight of PE increased, tensile strengths of the manufactured composite PMMA bone cements were improved. Also, we confirmed that the curing temperatures of the composite PMMA bone cements decreased from near 100°C to 40°C~80°C.

Keywords: PMMA bone cement, PE, MMA/xylene solution, surface modification

[†] Corresponding author: e-mail: gskhang@chonbuk.ac.kr

1. 서 론

상온 자가경화용 폴리(메틸메타크릴레이트) (PMMA) 뼈 시멘트는 정형 외과에서 인공 고관절 치료 및 인공 슬관절 치료 시 삽입하는 금속 삽입 물과 뼈 사이를 고정시키기 위해서 사용하는 생체 재료이며, 현재는 척추와 척추사이의 디스크 연골 손상 시에 연골 대체 재료로 많이 사용하고 있다. 그러나 구성 성분인 미 반응 메틸 메타아크릴레이트(MMA) 단량체로 인한 시술 부위 세포의 화학적 괴사, 급격한 경화 반응으로 인한 뼈 시멘트 내에 미세한 공기 방울 및 균열이 발생하여 약한 기계적 특성을 나타냈으며, 100°C 이상의 높은 경화 온도로 인한 세포의 열적 괴사가 발생한다. 이런 문제점으로 인해, 기존의 아크릴 뼈 시멘트는 시술 후에도 80% 이상의 재 시술이 요구되며, 대략 15년이라는 짧은 수명으로 인해 많은 환자에게 경제적으로, 시간적으로 많은 고통을 안겨 주고 있다[1-11].

이런 문제점을 보완하기 위하여, 많은 연구들이 바이오 글라스, 수산화 인회석 및 트리 칼슘 포스페이트와 같은 생체 활성 무기 첨가물을 PMMA 뼈 시멘트에 첨가시켰지만, 깨지기 쉽다는 단점이 있었다[12,13]. 반면, 초고분자량 폴리에틸렌(UHMWPE)은 (i) 뛰어난 동적·정적 강도, (ii) 인체 뼈와 유사한 탄성 모듈러스, (iii) 우수한 마모 저항성, (iv) 인체 내 우수한 분해 저항성 및 (v) 생체 적합성이라는 인체 내에서 사용하기에 탁월한 성질을 지니고 있다. 그러나, UHMWPE의 표면 소수성은 다른 생체 재료와의 접착력을 현저히 떨어뜨려, 복합재료를 제조하였을 때 약한 기계적 특성을 나타낸다[14-20].

전 연구들에서 UHMWPE의 표면 처리를 수행하기 위하여 MMA와 자일렌의 혼합용액[21], MMA와 PMMA의 혼합물[22], 벤조일퍼옥시드(BPO)와 하이드로퀴논의 혼합물[23], MMA와 *N, N*-디메틸-*p*-톨루이딘의 혼합용액[24], 결사슬로 아미노 그룹을 가지고 있는 실란 커플링제[25], 산처리[26] 및 감마조사[27] 등의 여러 방법을 통하여 UHMWPE의 표면처리에 대한 영향을 관찰하였으며, 위의 방법을 이용하여 표면 개질시킨 UHMWPE 분말을 아크릴 뼈 시멘트에 첨가하여 새로운 복합 PMMA 뼈 시멘트를 제조한 결과, 기계적 특성과 열적 특성에서 PMMA 뼈 시멘트보다 유사하거나 탁월한 결과를 확인할 수 있어 UHMWPE의 표면 개질이 필요함을 확인하였다.

본 연구에서는, PMMA 뼈 시멘트의 기계적, 열적 특성을 향상시키기 위해서, 생체 등급으로서 분자량이 다른 3종류 (200 kg/mol인 고밀도 폴리에틸렌(HDPE, 20H), 3,800 kg/mol인 UHMWPE (380U) 및 8,000 kg/mol인 UHMWPE (800U)) 분말을 첨가시켰다.

따라서 본 연구의 목적은;

(i) MMA와 자일렌의 혼합용액을 이용하여 표면 개질 시킨 20H, 380U 및 800U PE 분말의 표면 특성을 관찰 및 메카니즘을 제시하였다.

(ii) MMA와 자일렌의 혼합 용액으로 표면 개질시킨 20H, 380U 및 800U PE 분말에 흡수되어 전 도포된 MMA 단량체로부터 중합된 PMMA 고분자(poly MMA)의 존재 유·무와 전 도포 양을 측정하였다.

(iii) MMA와 자일렌의 혼합 용액으로 표면 개질시킨 20H, 380U 및 800U PE 분말을 각각 기존의 뼈 시멘트에 첨가하여 제조한 복합 PMMA 뼈 시멘트의 인장강도와 경화 온도를 측정하여 각각 기계적 특성 및 열적 특성을 파악하였다.

2. 실 험

2.1. 시약 및 재료

생체 등급으로써 분자량이 각각 다른 20H, 380U, 및 800U PE 분말은 Ticona GmbH사(Germany)로부터 구입하였으며, 반응 개시제로써 BPO, 중합 반응 조절제로써 하이드로퀴논 및 순수한 PMMA 분말은 Aldrich사(Milwaukee, USA)로부터 구입하였다. MMA 단량체와 유기용매인 자일렌은 각각 Junsei사(Japan)와 Showa사(Japan)로부터 구입하였다. 또한, 상온 자가 경화형 PMMA 뼈시멘트인 Vertex[®]는 Dentimex사(Netherlands)로부터 구입하였다. 그 이외 사용되는 모든 화학 약품과 유기 용매는 HPLC 등급을 사용하였다.

2.2. 실험 방법

MMA와 자일렌의 혼합용액을 이용하여 분자량이 다른 PE 분말에 대한 표면 처리 효과와 이 세 가지 분말을 각각 현재 상용화된 PMMA 뼈 시멘트에 첨가하여 제조한 복합 PMMA 뼈 시멘트의 인장강도와 경화 온도를 살펴보기 위하여 다음과 같은 두 가지 변수로 실험을 실시하였다.

(i) 50 mL 자일렌에 30, 40 및 50 mL 함량으로 MMA를 혼합한 용액을 이용하여 각각 PE 분말의 표면을 처리, polyMMA를 전 도포시켰다.

(ii) 50 mL MMA 단량체에 10, 20, 30, 40, 50 mL 함량으로 자일렌을 혼합한 용액을 이용하여 PE 분말의 표면을 처리 및 polyMMA를 전 도포시켰다. Table 1은 MMA와 자일렌 두 성분 함량을 변수로 한 실험 조건을 나타내었다.

2.3. 표면 개질 공정

PE의 개질을 위하여 Table 1에 나타내었듯이 18가지의 각각의 배합에 따라서 삼구 플라스크에 PE 분말

Table 1. List of chemical compositions of different amount of (a) MMA and (b) xylene

(a)							
Specimens	MMA (mL)	xylene (mL)	20H/380U/800U (g)	PMMA powder (g)	BPO (wt%)	hydroquinone (ppm)	
A-1	30	50	0.25/0.25/0.25	0.15	0.5	90	
B-1	40	50	0.25/0.25/0.25	0.15	0.5	90	
C-1	50	50	0.25/0.25/0.25	0.15	0.5	90	
(b)							
Specimens	MMA (mL)	xylene (mL)	20H/380U/800U (g)	PMMA powder (g)	BPO (wt%)	hydroquinone (ppm)	
A-2	50	10	0.25/0.25/0.25	0.15	0.5	90	
B-2	50	10	0.3/0.3/0.3	0.15	0.5	90	
C-2	50	10	0.35/0.35/0.35	0.15	0.5	90	
D-2	50	20	0.25/0.25/0.25	0.15	0.5	90	
E-2	50	20	0.3/0.3/0.3	0.15	0.5	90	
F-2	50	20	0.35/0.35/0.35	0.15	0.5	90	
G-2	50	30	0.25/0.25/0.25	0.15	0.5	90	
H-2	50	30	0.3/0.3/0.3	0.15	0.5	90	
I-2	50	30	0.35/0.35/0.35	0.15	0.5	90	
J-2	50	40	0.25/0.25/0.25	0.15	0.5	90	
K-2	50	40	0.3/0.3/0.3	0.15	0.5	90	
L-2	50	40	0.35/0.35/0.35	0.15	0.5	90	
M-2	50	50	0.25/0.25/0.25	0.15	0.5	90	
N-2	50	50	0.3/0.3/0.3	0.15	0.5	90	
O-2	50	50	0.35/0.35/0.35	0.15	0.5	90	

을 담은 후에, MMA와 자일렌의 혼합 용액을 첨가, 상온에서 3일 동안 지속적으로 교반을 실시하여 분말의 표면을 충분히 적셔주었다. 그런 후에, 일정한 함량의 BPO와 하이드로퀴논을 첨가하여 하루동안 지속적으로 교반을 실시함으로써 MMA 단량체에 충분히 녹인 후에, 110~120°C의 고온에서 BPO에 의해 라디칼 중합을 실시하여, polyMMA를 PE 분말의 표면에 전도포시켰다. 라디칼 중합 반응 동안에, 급격한 반응으로 인한 생성물의 영김 현상을 방지하기 위해 지속적으로 교반을 시켜주었다. 라디칼 중합 반응이 끝난 후, 생성물은 에탄올이 담긴 비이커에서 하루동안 교반을 실시하여 미반응 MMA 단량체 및 잔류 유기용매인 자일렌을 제거하였으며, 40°C의 진공 오븐에서 하루 동안 건조시켰다.

2.4. 주사전자 현미경 측정

MMA와 자일렌의 혼합용액을 이용한 표면 개질 전·후의 PE 분말의 표면 형태를 관찰하기 위하여 전자주사 현미경(Scanning electron microscope, Hitachi, S-

2250N, Japan) 분석기를 이용하였다. 측정 시 분말의 간섭 효과로 인한 부정확한 분석을 방지하기 위해 양면 테이프를 붙인 금속판 위에 각 샘플의 분말을 뿌린 후 플라즈마 스퍼터(Emscope, Model SC500K, UK)를 이용하여 아르곤 가스 상태 하에서 백금 코팅을 실시하였다.

2.5. 적외선 분광기(FTIR-ATR) 측정

각각의 polyMMA로 전도포된 PE 분말의 화학적 조성 변화를 확인하기 위해서 FTIR-ATR (DigiLab FTS 80, Bio-Rad, USA) 분석기를 이용하였다. FTIR-ATR 분석을 위한 필름은 KBr 분말과 적당량의 시료를 혼합하여 140°C, 200 kg/cm²의 조건으로 프레스(Carver WMV50, USA)를 이용하여 제조하였다.

2.6. 인장강도 측정

MMA와 자일렌의 혼합 용액으로 표면 개질한 PE 분말과 이들 표면에 전도포된 polyMMA와의 접착력의 향상 여부를 확인하기 위하여 기존의 PMMA 뼈

시멘트에 첨가하여 인장강도를 측정하였다. 인장강도 측정을 위한 시편은 PE, MMA와 자일렌으로 표면 개질한 각각의 PE 분말을 PMMA 뼈 시멘트에 섞어 테프론 몰드에 주입하여 제조하였으며[21], 크기는 64 mm (L)×12 mm (W)×2.2 mm (T)로 일정하게 규격화하였다. 인장강도 측정은 Universal transverse mercator (UTM) (United STM-10, USA)를 사용하였으며 테스트 속도는 5 mm/min이었다.

2.7. 경화 온도 측정

MMA와 자일렌의 혼합 용액으로 표면 개질한 각각의 PE 분말의 3 wt%를 취한 후, 현재 상용중인 PMMA 뼈 시멘트에 첨가하여 제조한 복합 PMMA 뼈 시멘트의 경화 온도를 측정하기 위하여 디지털 온도계(TES 1300 Thermometer, Taiwan)를 사용하였다. 측정 시편은 20 mL 바이얼에 PMMA 뼈 시멘트의 구성 성분인 PMMA 분말 부분과 MMA 액체 부분을 3 : 1.5 (g : mL)로 골고루 혼합한 후, 각각 3 wt%의 표면 개질된 PE 분말을 첨가하여 제조하였다.

2.8. Student' t-test 법

PMMA 뼈 시멘트와 polyMMA가 전 도포된 PE 분말을 함유한 복합 PMMA 뼈 시멘트의 인장강도에 대한 유의성을 알아보기 위하여 student' t-test법을 사용하였으며, p 값이 0.05 미만일 때, 유의성이 있는 것으로 판단하였다.

3. 결과 및 고찰

3.1. SEM 측정

Figure 1에 표면을 개질 하지 않은 PE 분말의 표면을 나타내었다. 분자량에 따른 각 분말의 개질 전 표면을 저 배율(Figure 1(a))로 관찰한 결과, 분자량에 관계없이 대체적으로 구형 혹은 타원형 형태를 지니지만, 표면은 울퉁불퉁하여 거친 편이며, 미세 다공성을 가지고 있음을 확인하였다. 보다 뚜렷한 표면 관찰을 위해 고배율(Figure 1(b))을 통해 관찰한 결과, 작은 분절들이 여러 개의 섬유가닥들로 연결되어 있으며, 수많은 분절과 섬유가닥들이 모여 구형 혹은 입체 타원 형태의 분말을 구성하고 있음을 확인하였다. 20H, 380U 및 800U PE 분말의 이런 형태는 중합 과정 중에 유체역학적으로 발생하는 전단장에 기인한다[22-27]. Figure 1(c)는 MMA와 자일렌의 혼합 용액으로 표면 개질한 후 polyMMA로 전 도포한 20H HDPE 분말의 표면을 관찰한 SEM 사진이며, Figure 1(d)는 동일한 혼합 용액으로 표면 개질한 후 polyMMA로 전도포한 800U PE 분말의 표면을 관찰한 SEM 사진이다. 두

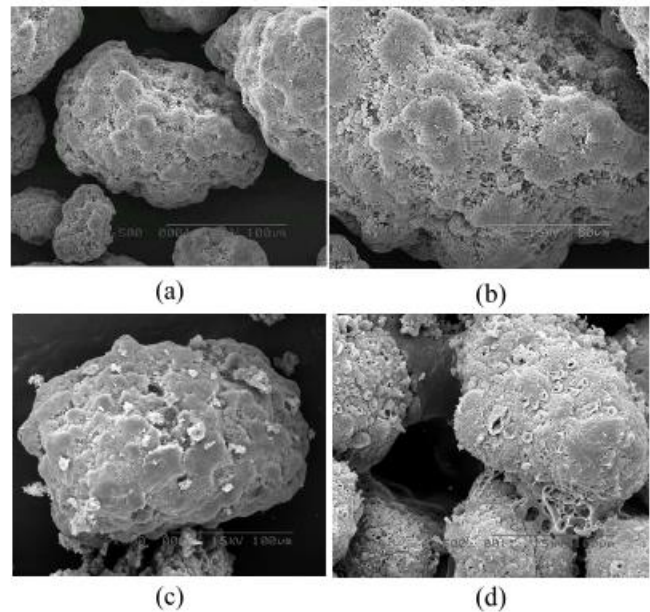


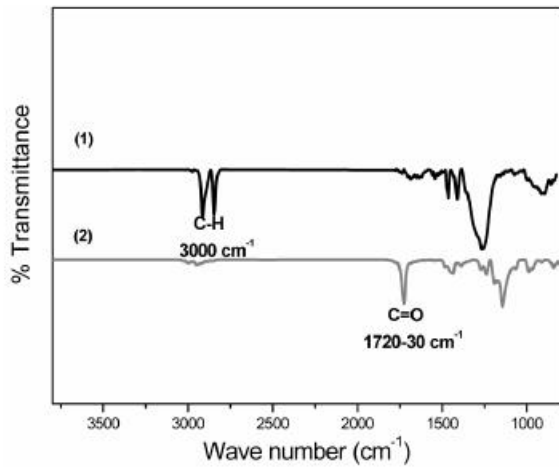
Figure 1. SEM microphotographs of (a), and (b) virgin ((a); $\times 500$, - : 100 μm , (b); $\times 1000$, - : 50 μm) and the surface-modified (c) 20H ($\times 500$, - : 100 μm) and (d) 800U ($\times 500$, - : 100 μm).

SEM 사진으로부터, 각각의 순수한 PE의 표면으로부터 관찰할 수 있었던 미세한 많은 구멍과 섬유 가닥의 모습은 거의 찾아볼 수 없었다. 이런 현상은 polyMMA가 각 분말의 표면에 전 도포되어 있는 것으로 추측된다.

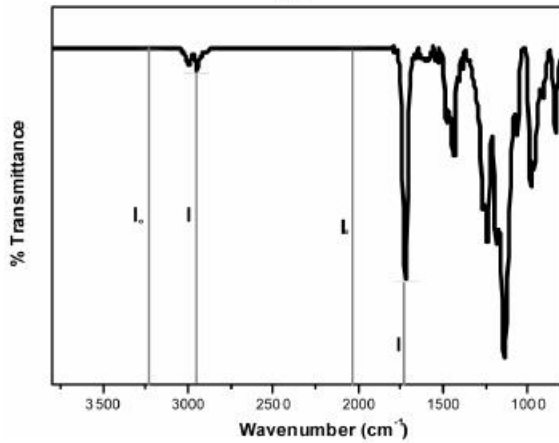
polyMMA가 MMA와 자일렌의 혼합 용액으로 표면 개질한 20H, 380U 및 800U PE 분말의 표면에 전 도포되는 작용은 다음과 같은 작용에 기인하는 것으로 판단된다[21,23,25] 첫째는, MMA와 자일렌의 혼합 용액은 각 분말의 표면을 충분히 적셔 PE 고분자 사슬 사이의 간격을 벌리고 이에 PMMA가 침투하고 동시에 PE 내외부에서 MMA가 중합을 일으킬 수 있도록 제공하고, 따라서 polyMMA가 충분히 스며들 수 있도록 표면적을 증가시켜 표면에 polyMMA가 충분히 강하게 결합할 수 있는 물리적 결합을 제공하는 것으로 사료된다. 둘째는, 110°C~120°C의 고온에서 자일렌과 MMA의 영향으로 PE의 표면에 국소적으로 반응을 일어나게 하여 MMA 단량체와 화학적 결합을 할 수 있게 하는 것으로 사료된다[3,15].

3.2. FTIR-ATR 측정

PMMA 뼈 시멘트의 주성분인 PMMA는 대표적으로 카보닐 관능기(C=O)와 탄소-수소 결합(C-H)이 있다 (Figure 2(a)). Figure 3은 MMA 단량체의 여러 함량에 따라, MMA와 자일렌의 혼합 용액으로 표면을 개질시



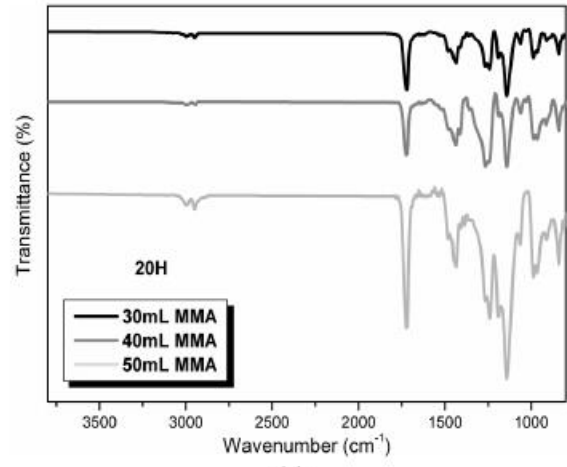
(a)



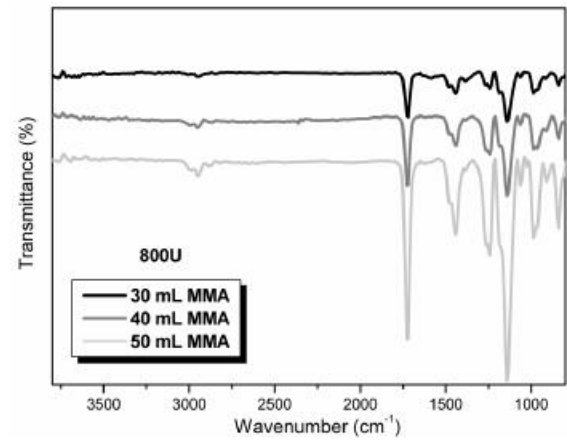
(b)

Figure 2. (a) FTIR-ATR of virgin (1) UHMWPE powder and (2) PMMA powder. (b) Method of measuring intensity values I and I_0 for calculations of absorbance ratio.

켜 polyMMA로 표면에 전 도포한 PE 분말의 FTIR-ATR 결과이다. 또한, Figure 4는 자일렌 함량에 따라, 동일한 방법으로 처리한 PE 분말의 FTIR-ATR이다. 각각의 세 PE를 분석한 결과, 1720 cm^{-1} ~ 1730 cm^{-1} 에서 나타나는 카보닐 피크의 존재를 확인할 수 있었으며, 이것은 polyMMA가 20H, 380U 및 800U PE 분말에 전 도포되었음을 나타낸 것이다. 다른 함량의 MMA 단량체와 동일한 함량의 자일렌 혼합 용액의 비를 변화하여 PE 분말 표면에 전 도포시킨 polyMMA 함량을 흡수 비로 처리정도를 정량화하였다. 이것은 FTIR-ATR 분석을 위해서 PE 분말을 이용하여 제조한 필름이 두께, 투명도 및 표면의 거칠도에 상당한 영향을 받기 때문에 정확한 분석을 위해 필요한 방법이다. 탄소-수소 단일 결합과 카보닐 그룹사이의 흡수 비는 다음 식 (1) 및 (2)로 이용하여 계산하였다(Figure 2(b)).



(a)



(b)

Figure 3. FTIR-ATR of (a) 20H and (b) 800U surface-modified with variation of MMA amount.

$$ABS = \log_{10} \left(\frac{I}{I_0} \right) \quad (1)$$

$$absorbance\ ratio = \frac{ABS(1720-30\text{ cm}^{-1})}{ABS(3000\text{ cm}^{-1})} \quad (2)$$

Figure 5(a)는 30 mL의 자일렌 함량에 30, 40 및 50 mL의 MMA 단량체 함량을 각각 혼합한 용액으로 표면 개질하여 polyMMA를 전 도포한 20H 및 800U PE 분말의 흡수 비이며, Figure 5(b)-(d)는 일정한 MMA 단량체 함량에 자일렌 함량이 각각 (b) 30 mL, (c) 40 mL, (d) 50 mL일 때 각각 10, 20, 30, 40, 50 mL의 자일렌을 혼합한 용액으로 표면 개질하여 polyMMA를 전 도포한 20H PE 분말의 흡수 비를 나타낸 것이다. 이와 함께 380U 및 800U UHMWPE 분말과 유사한 양상을 나타냄을 확인할 수 있었다(데이터를 나타내지 않음). 또한 MMA 단량체와 자일렌의 함량이 증가할

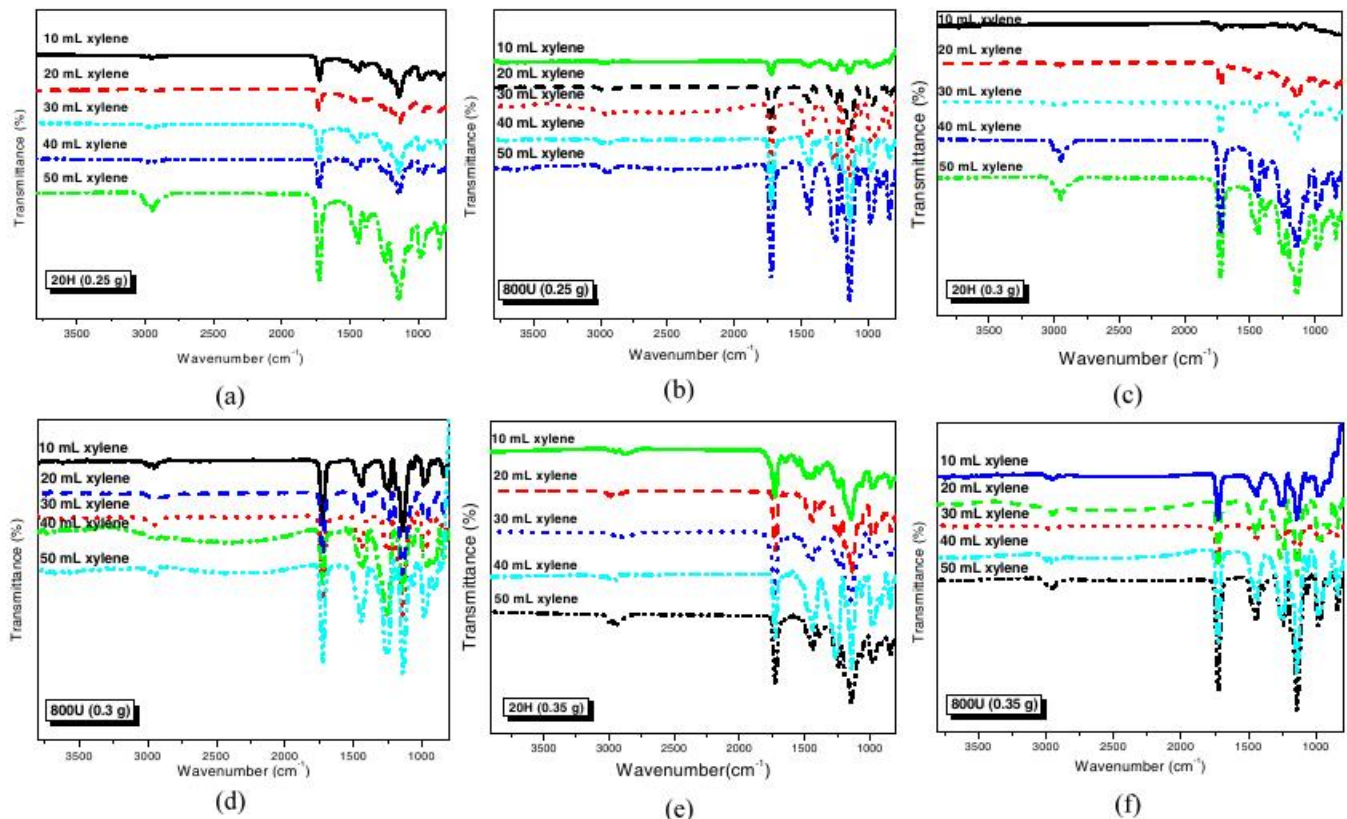


Figure 4. FTIR-ATR analysis of ((a), (c), and (e)) 20H and ((b), (d), and (f)) 800U surface-modified with same amount of MMA and different amounts of xylene.

수록 전 도포된 polyMMA의 함량은 대체적으로 증가하는 경향을 나타내었다. 그러나, 분자량이 가장 낮은 20H HDPE 분말은 MMA 단량체와 자일렌의 함량이 증가할수록 polyMMA의 함량이 대체적으로 감소하였다.

3.3. 인장강도 측정

Figure 6(a)는 일정한 자일렌 함량에 MMA 함량을 달리하여 혼합한 용액으로 표면 처리한 PE 분말을 3 wt%의 PMMA 뼈 시멘트에 첨가하여 인장강도를 측정된 것이다. MMA 단량체 함량이 증가할수록, 인장강도가 증가하였다. Figure 6(b)~(d)는 일정한 MMA 단량체 함량에 자일렌 함량을 달리하여 혼합한 용액으로 표면 처리한 PE 분말을 3 wt%를 취하여 PMMA 뼈 시멘트에 첨가하여 제조한 복합 PMMA 뼈 시멘트의 인장강도는 일반 PMMA 뼈 시멘트의 인장강도(44.5 MPa)와 비교하였을 때, 유사한 인장강도를 나타내었으며, 표면 처리를 하지 않은 PE 분말을 뼈 시멘트에 첨가하여 측정된 인장강도(33~36 MPa) 보다 뛰어난 결과를 확인하였다($P < 0.05$). 또한, PE 분말의 분자량이 증가함에 따라, 인장강도가 증가함을 확인할 수 있었다. 이 결과는 Figure 5에서 나타낸 흡수비에서와 동

일한 결과를 나타내는 것으로서 PE 분말의 분자량 감소에 따른 인장강도의 저하는 분자량이 낮을수록 또한 MMA/자일렌 표면 개질된 UHMWPE 분말의 함량이 증가할수록 나타난다. 이는 MMA/자일렌 표면 개질된 UHMWPE 분말을 첨가한 뼈 시멘트는 강한 결합인 화학적 결합보다 MMA와 UHMWPE 분말 사이에 물리적 결합이 주를 이루기 때문에 표면 개질된 UHMWPE 분말의 양이 증가할수록 인장강도가 감소하는 것으로 추측되며 이러한 결과로 인하여 PMMA 뼈시멘트의 결합력을 약화시키는 원인이 될 것으로 예상된다[21,26]. 따라서 MMA 단량체와 자일렌의 혼합 용액을 이용하여 분자량이 다른 세 종류의 PE 표면을 처리함으로써, PMMA 뼈 시멘트와의 결합력을 향상시켜, 궁극적으로는 기계적 특성을 향상시킨 것으로 판단된다.

3.4. 경화 온도 측정

상온 경화형 PMMA 뼈 시멘트가 경화될 때 100°C 이상의 높은 경화 열에 의한 세포의 열적 괴사가 발생하므로 경화 열을 낮춰야만 하는 문제점이 있다. Figure 7은 상온 경화형 PMMA 뼈 시멘트의 분말과

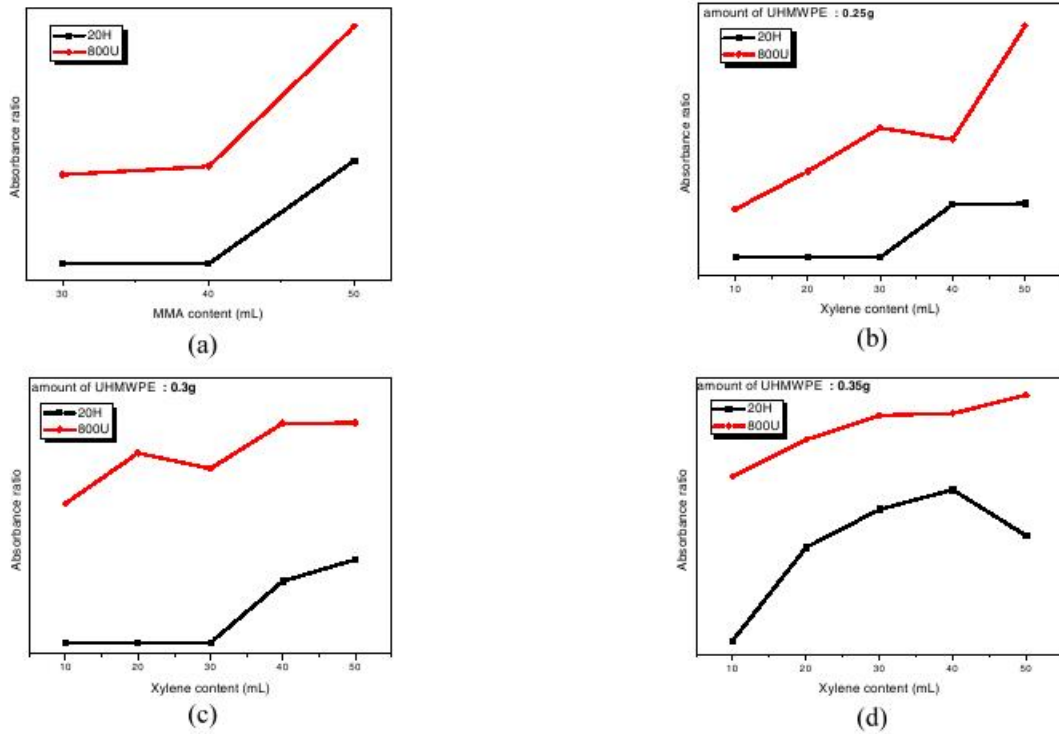


Figure 5. (a) Absorbance ratio of 20H and 800U surface-precoated with polyMMA on different amounts of MMA. (b)~(d) Absorbance ratios of 20H and 800U surface-precoated with polyMMA on different amounts of surface-modified UHMWPE (amount of MMA 30 mL, amount of UHMWPE (b) 0.25 g, (c) 0.3 g and (d) 0.35 g).

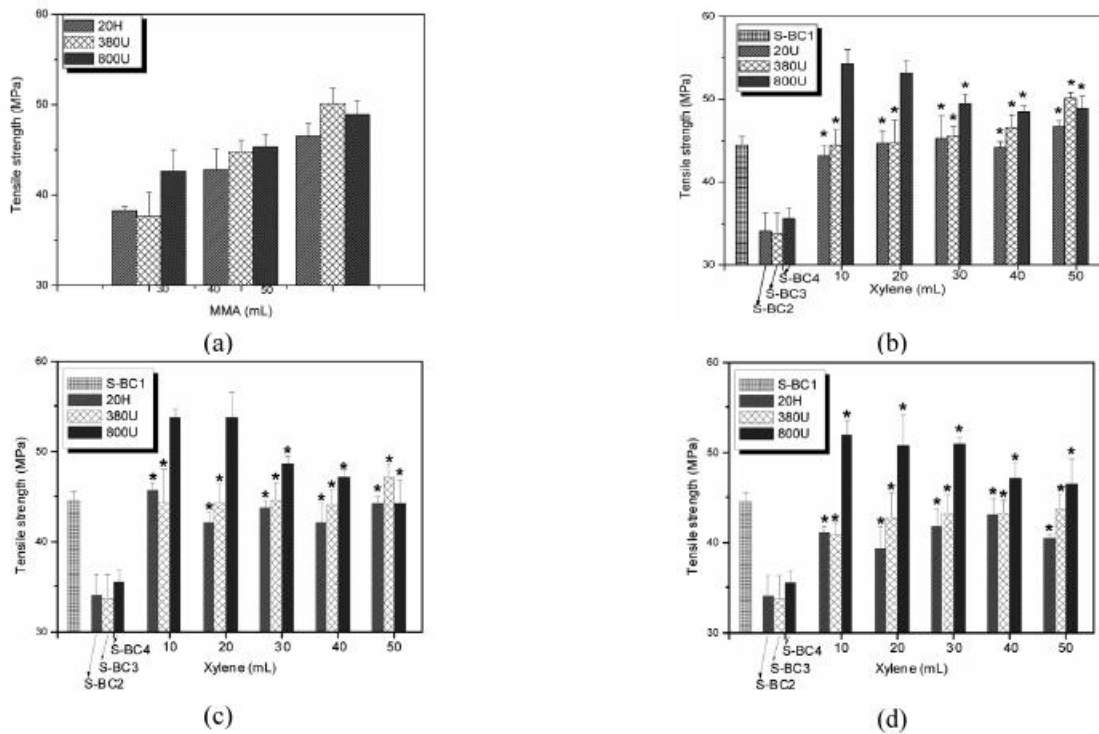


Figure 6. Tensile strengths of 3 wt% of the surface-modified PE impregnated PMMA bone cements on (a) various volumes of MMA and xylene and (b) 0.25 g PEs, (c) 0.3 g PEs, and (d) 0.35 g PEs.

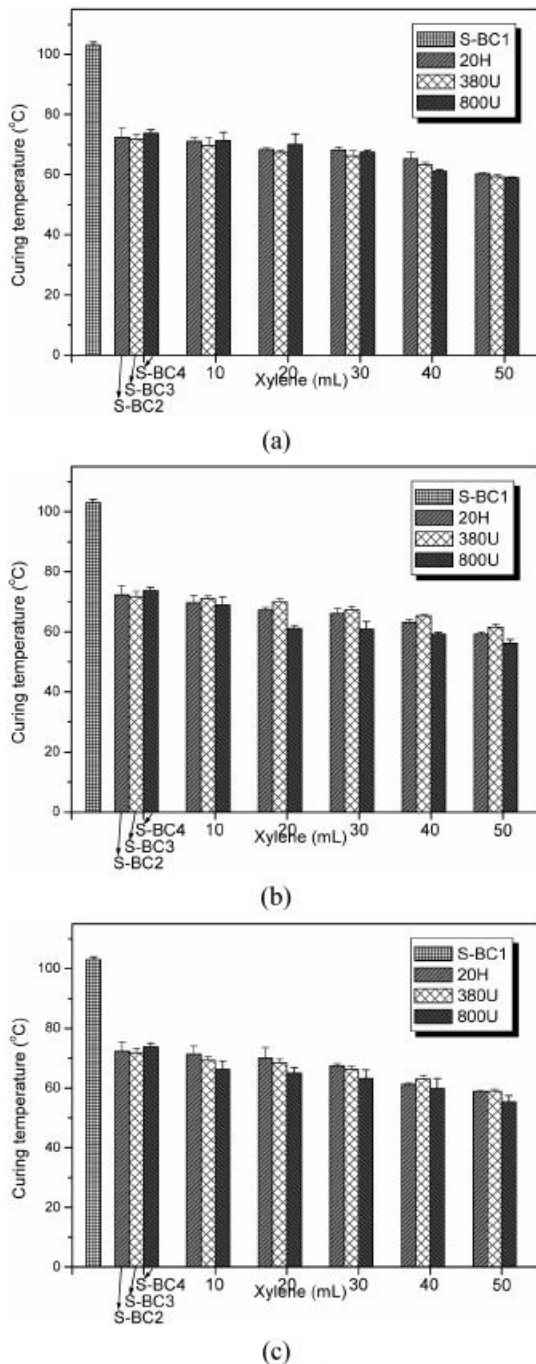


Figure 7. Curing temperatures of 3 wt% of the surface-modified PEs impregnated composite PMMA bone cements on different amounts of PEs ((a) 0.25 g PEs, (b) 0.3 g PEs, and (c) 0.35 g PEs).

액체부분을 2 g : 1 mL의 비를 혼합 후 최대 강도를 나타낸 3 wt% (무게비율) 함량의 polyMMA 전 도포된 PE 분말과 순수한 3 wt% (무게비율) PE 분말을 첨가하여 중합 열을 측정하였다. 측정 결과, 100°C의 중합

열이 60~70°C까지 감소하는 것으로 보아 PE 분말이 중합열의 heat sink 역할을 하여 중합열을 강하시키는 현상으로 나타낸 것으로 판단되었다.

4. 결 론

PE 분말을 인체에 사용하기 위해서 특히, 정형외과에서 인공 대퇴부 보정물로 많이 사용하는 PMMA 뼈 시멘트 내에 첨가할 때 표면을 개질하여 접착력을 증가시키는 것이 무엇보다 중요하다. 본 연구에서는 단량체인 MMA와 유기용매인 자일렌의 혼합용액으로 폴리에틸렌의 분자량에 따라 표면을 개질한 후, PMMA 뼈 시멘트에 3 wt% 첨가하여 열적·기계적 특성을 측정하였다. 기계적 특성으로 인장강도를 측정한 결과, PE를 첨가하지 않는 PMMA 뼈 시멘트의 인장강도(44.5 MPa)와 비교할 경우, 유사한 인장강도를 나타냄을 확인할 수 있었다. 또한, 표면 개질하지 않은 순수한 PE 분말을 3 wt% 첨가하여 제조한 복합 PMMA 뼈 시멘트의 인장강도(33~36 MPa)보다 우수한 결과를 나타내었다. 열적 특성으로 경화온도를 측정한 결과, 경화 열이 103°C에서 약 60~70°C까지 감소하여 열에 의한 과사를 줄일 수 있는 장점도 있음을 확인하였다.

감사의 글

본 연구는 KMOST (2004-01352)에 지원에 의하여 이루어 졌으므로 이에 감사드립니다.

참 고 문 헌

1. G. Khang and H. B. Lee, *Biomedical Polymers*, Munundang, Korean Chemical Society Press., p.33, (2002).
2. K. D. Kühn, *Up-to-Date Comparison of Physical and Chemical Properties of Commercial Materials, Bone Cement*, Springer, Gemany (2000).
3. K. D. Park, G. Khang, H. B. Lee, and J. B. Park, *Bio-med. Mater. Eng.*, **11(4)**, 311 (2001).
4. J. A. Dispisa, G. S. Sih, and A. T. Berman, *Clin. Orthop. Rel. Res.*, **121**, 95 (1976).
5. W. Petty, *J. Biomed. Mater. Res.*, **14**, 88 (1980).
6. R. Feith, *Acta Orthop. Scand. Suppl.*, **161**, 1 (1975).
7. D. R. Cho and K. C. Lee, *Polymer(Korea)*, **19(5)**, 578 (1995).
8. J. R. Dewijin and F. C. M. Driessens, *J. Biomed. Res. Symp.*, **6**, 99 (1975).

9. L. N. Johnson, *J. Biomed. Mater. Res.*, **5**, 207 (1991).
10. S. Saha and S. Pal, *J. Biomech.*, **17**, 467 (1984).
11. B. V. Rejda, J. G. J. Peelen, and K. DeGroot, *J. Biomed. Mater. Res.*, **20**, 143 (1997).
12. J. M. Yang, C. S. Lu, T. G. Hsu, and C. H. Shih, *J. Biomed. Mater. Res.*, **20**, 143 (1997).
13. J. Berzen, H. G. Willert, G. H. Buchhorn and P. Eyerer, "Standardization of UHMW-PE", In *Ultra-High Molecular Weight Polyethylene as Biomaterial in Orthopedic Surgery*, Hogrefe & Huber Pub., Toronto (1991).
14. I. Oh, T. W. Sander, and R. W. Treharne, *Clin. Orthop. Rel. Res.*, **189**, 308 (1984).
15. B. Pourdeyhimi and H. D. Wagner, *J. Biomed. Mater. Res.*, **23**, 63 (1989).
16. D. N. Hild and H. Malchau, *Clin. Orthop. Rel. Res.*, **344**, 44 (1993).
17. M. S. Silverstein, O. Breuer, and H. Dodiuk, *J. Appl. Poly. Sci.*, **52**, 1785 (1994).
18. G. Khang, Y. H. Kang, H. B. Lee, and J. B. Park, *Bio-Med. Mat. Eng.*, **6**, 335 (1996).
19. Y. H. Kang, G. Khang, H. B. Lee, and J. B. Park, *Biomater. Res.*, **2**, 107 (1998).
20. K. D. Park and J. B. Park, *J. Biomed. Mater. Res., (Appl Biomater)*, **53**, 737 (2000).
21. D. H. Yang, G. H. Yoon, S. H. Kim, J. M. Rhee, and G. Khang, *Polymer(Korea)*, **28**, 77 (2004).
22. D. H. Yang, G. H. Yoon, S. H. Kim, J. M. Rhee, and G. Khang, *J. Biomed. Mater. Res., Part B (Appl. Biomater.)* (in press), (2006).
23. D. H. Yang, G. H. Yoon, S. H. Kim, J. M. Rhee, and G. Khang, *J. Biomater. Sci., Polymer Edn.*, **16**, 1121 (2005).
24. D. H. Yang, M. S. Lee, J. T. Ko, Y. S. Kim, M. S. Kim, J. M. Rhee, G. Khang, and H. B. Lee, *J. Biomater. Sci., Polymer Edn.* **17**(7), 807 (2006).
25. D. H. Yang, G. H. Yoon, G. J. Shin, S. H. Kim, J. M. Rhee, and G. Khang, *Macromol. Res.*, **13**(2), 120 (2005).
26. D. H. Yang, M. S. Lee, J. T. Ko, Y. S. Kim, M. S. Kim, H. B. Lee, J. M. Rhee, and G. Khang, *Bio-Med. Mater. Eng.* (in press) (2006).
27. D. H. Yang, M. S. Lee, J. T. Ko, Y. S. Kim, M. S. Kim, H. B. Lee, J. M. Rhee, and G. Khang, *J. Appl. Polymer Sci.* (submitted) (2006).