

아크릴계 고분자 치아수복재의 치과적 물성에 미치는 광증감제 효과

김오영[†]

단국대학교 공과대학 공학부 고분자공학전공
(2004년 9월 7일 접수, 2004년 10월 12일 채택)

Effect of Photo-accelerator on the Dental Properties of Acryl-based Polymeric Dental Restorative Composites

Ohyoung Kim[†]

Department of Polymer Science & Engineering, Dankook University, Seoul 140-714, Korea
(Received September 7, 2004; accepted October 12, 2004)

가시광선 중합형의 치아수복용 고분자 복합체(polymeric dental restorative composites, PDRC)에 있어서 여러 종류의 3급 아민계 광증감제가 PDRC의 치과적 물성에 미치는 영향을 기계적 물성과 심미적 특성을 분석한 후 고찰하였다. PDRC 제조에 사용한 barium silicate 필러는 아크릴계 resin matrix와의 혼화성 증가를 위해 표면을 소수성으로 처리하여 사용하였다. 광증합에 필요한 광개시제로는 resin matrix를 기준으로 camphorquinone을 0.5 wt%로 하여 사용하였다. 그 결과, 제조된 PDRC의 기계적 물성과 심미적 특성은 사용한 광증감제의 함량보다는 화학적 구조에의 의존성이 더 큼을 알 수 있었다.

The aim of this study was to evaluate the effect of tertiary amine photo-accelerator on the dental properties of visible light-activated, polymeric, dental restorative composites (PDRC) through the measurement of mechanical and esthetic properties. The surface of barium silicate was hydrophobically treated to improve the interfacial behavior with the acrylic resin matrix. Camphorquinone was adopted as a photo-initiator with 0.5 wt% based on the resin matrix. It was discovered that the dental properties of PDRC were primarily dependent on the chemical structure rather than the added content of photo-accelerator.

Keywords: photo-accelerator, visible light, colorimeter, silane, camphorquinone

1. 서 론

1930년대부터 poly(methyl methacrylate)를 시작으로 치과재료학 분야에서 고분자 재료의 사용은 1962년 Bowen에 의한 2,2'-bis-[4-(3-methacryloxy-2-hydroxypropoxy)phenyl]propane (bis-GMA)의 치과용 resin matrix로의 적용과 1980년대 초 가시광선을 사용한 중합 체계의 등장 및 구강 보건에 대한 지속적인 관심 증가로 비약적인 발전을 하고 있다[1,2]. 그 중에서도 bis-GMA를 기본 구성으로 한 치아수복용의 아크릴계 고분자 복합체(polymeric dental restorative composites, PDRC)는 고분자의 장점인 성형 가공성이 뛰어나 수복 기술이 용이하고 기존의 치아수복 재료인 아말감이나 실리케이트 시멘트 등에 비해 기계적 성질이 우수하며 인체에 대한 독성이 적은 우수한 치과적 물성을 지니고 있다[3].

한편 우리나라에서는 예로부터 '단순호치'라 하여 붉은 입술과 희고 가지런한 치열을 미인의 조건으로 꼽아왔으며 치아는 건강 유지에 필요한 식사와 의사소통에 필수적 역할을 하며 치열은 눈, 코와 함께 사

람의 첫인상을 결정하는데 큰 몫을 차지하고 있어 치의학에 있어서 치아의 심미적(esthetic) 기능이 중요시 되고 있다. 또한 구강 내는 100%에 가까운 상대습도와 최대 65 °C의 급격한 온도 변화 및 높은 교합압(470 MPa)이 발생하므로 우수한 기계적 물성을 지닌 PDRC의 개발이 요구되고 있다[4,5]. 또한 치아는 다른 신체 조직과는 달리 병이 생기면 자연 치유가 불가능하고 치아에 대한 미적 감각 추구로서의 심미적 치아수술 증가 등으로 국내 치과재료 시장이 급속히 확대되고 있다.

상업적으로 제조되고 있는 대부분의 PDRC 제품들은 치과 임상 편의성을 고려하여 상온에서 빠르게 중합하여 경화됨으로써 그 기능이 발휘되도록 하는 상온 중합형, 특히 인체에 무해하며 작업성이 탁월한 가시광선을 이용한 광중합형이 주류를 이루고 있다. 이러한 광중합형의 PDRC는 camphorquinone (CQ)과 같은 diketone 류의 광개시제와 광증감제의 상호작용에 의해 생성된 자유 radical에 의해 중합반응이 개시되어 PDRC의 경화반응이 완성된다. 즉, CQ 광개시제는 그 자체만으로는 중합 효율이 낮기 때문에 효과적인 광증합을 만들어내기 위해서는 아민 화합물과 같이 비공유전자쌍이 있어 전자주개(electron donor)가 용이한 광증감제를 사용하게 된다. 지금까지 몇 가

[†] 주 저자(e-mail: koybon@dankook.ac.kr)

지 종류의 광증감제를 사용하여 이들이 PDRC의 치과적 물성에 미치는 영향을 고찰한 연구들이 보고[6,7]된 적은 있으나 아민계 화합물의 화학적 구조와 함량 변화에 따른 종합적인 광증감제의 사용에 따른 PDRC의 치과적 물성에 관한 고찰은 이루어지지 않고 있다.

따라서 본 연구에서는 가시광선에 의해 중합되는 아크릴계의 치아 수복용 고분자 복합체인 PDRC의 광중합 효율을 향상시키고자 CQ 광개시제와 함께 사용되는 3급 아민계 광증감제의 종류와 함량을 변화시켜 PDRC를 제조하고 이들이 PDRC의 치과적 물성에 미치는 영향을 기계적 물성 분석과 색조계(colorimeter)와 시차주사전자현미경(scanning electron microscopy, SEM)을 사용한 심미적 특성을 분석한 후 고찰하였다.

2. 실험

2.1. 재료 및 시약

PDRC 제조에 사용된 resin matrix인 bis-GMA (Dajac Lab., Catalogue No. 9093)와 이의 점도 희석제인 triethyleneglycol dimethacrylate (TEGDMA, Shin-Nakamura, 3G grade), 필러 그리고 광증감제를 포함하는 광첨가제에 관한 정보를 Table 1에 나타내었다. 이 때 필러는 그 표면을 이전에 보고한 방법[8]인 동결건조법으로 γ -methacryloxypropyltrimethoxysilane (γ -MPS, Aldrich, 일급시약)를 사용하여 소수성으로 처리하여 사용하였다. PDRC는 역시 이전에 보고한 방법[8]으로 kneading시켜 제조한 후 진공(25 °C, 2 h)으로 기포를 완전히 제거하였다. 또한 resin matrix로는 bis-GMA와 TEGDMA를 70/30 wt%로 혼합하여 사용하였다. 광증감제는 Table 1에 나타낸 바와 같이 다양한 종류의 아민계 화합물을 resin matrix를 기준으로 함량을 0.2에서 3.0 wt%까지 변화시켜 사용하였다. 사용된 광증감제인 ethyl-4-*N,N*-dimethylaminobenzoate (EDMAB), 4-*(N,N)*-dimethylamino)benzoic acid (DMABA), 4-*(N,N)*-dimethylamino)benzaldehyde (DMABZA), 2-*(N,N)*-dimethylamino)ethyl methacrylate (DMAEMA), 2-*(N,N)*-dimethylamino)ethyl acrylate (DMAEA), 2-*(N,N)*-diethylamino)ethyl methacrylate (DEAEMA), 2-*(N,N)*-diethylamino)ethyl acrylate (DEAEA)의 화학적 구조를 Figure 1에 나타내었다.

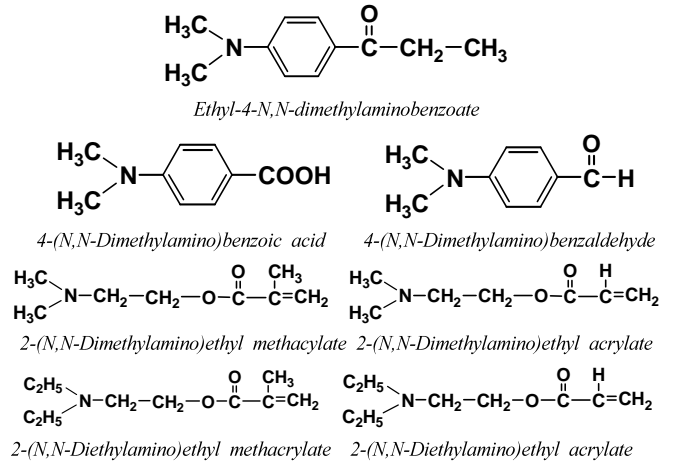


Figure 1. Molecular structures of photo-accelerators used for the preparation of PDRC.

2.2. 물성 측정

직경이 20 mm, 두께가 2 mm인 디스크 모양의 SUS mold에 미경화된 PDRC 시료를 가득 채운 후 mold의 위아래를 유리판으로 압착시킨 다음, XL-2500 광조사기(365 nm light source, 3.9 mW/cm² intensity, 3M Dental Products)로 시료의 양면을 40 s 동안 조사시켜 광중합시킨 후 Minolta사의 colorimeter (Model: CR-300)를 사용하여 Hunter L, a, b 값을 3회씩 측정하여 구한 color distribution의 평균값을 사용하여 PDRC의 심미적 특성을 평가하였다[9].

제조된 PDRC의 대표적 기계적 물성인 간접인장강도(diametral tensile strength, DTS) 값을 측정하기 위한 시편은 직경 8 mm, 높이가 4 mm인 실린더형 SUS mold에 미경화된 PDRC 시료를 완전히 채운 다음 유리판을 씌워 압축시킨 후, 역시 XL-2500 광조사기를 사용하여 시료 양면을 40 s 간 조사시켜 제조하였다. 제조된 시편을 테시케이터에 24 h 동안 보관한 후 1000 kg load cell을 이용하여 분당 1 mm로 압축되는 만능압축시험기(universal testing machine, UTM, Lloyd Co., Model: LR10K)를 사용하여 미국치과협회 규격[10]에 따라 시편을 직경 방향

Table 1. Material Informations for the Preparation of Polymeric Dental Restorative Composites

Materials	Maker	Grade	Wt%	Remark
Bis-GMA ¹⁾	Dajac Lab.	Catalogue No. 9093	70	Resin matrix
TEGDMA ²⁾	Shin-Nakamura	3G	30	Diluent
Barium silicate	Schott	-	75 loading%	Filler
Camphorquinone	Aldrich Chem. Co.	97%	0.5	Photo-initiator
EDMAB ³⁾	Aldrich Chem. Co.	A.C.S reagent	0.2~3.0	Aromatic amine (photo-accelerator)
DMABA ⁴⁾	Aldrich Chem. Co.	90%		
DMABZA ⁵⁾	Aldrich Chem. Co.	A.C.S reagent		
DMAEMA ⁶⁾	Aldrich Chem. Co.	98%	0.2~3.0	Aliphatic amine (photo-accelerator)
DMAEA ⁷⁾	Aldrich Chem. Co.	98%		
DEAEMA ⁸⁾	Aldrich Chem. Co.	98%		
DEAEA ⁹⁾	Aldrich Chem. Co.	95%		

¹⁾ 2,2'-bis-[4-(3-methacryloxy-2-hydroxypropoxy)phenyl]propane, ²⁾ triethyleneglycol dimethacrylate, ³⁾ ethyl-4-*N,N*-dimethylaminobenzoate, ⁴⁾ 4-*(N,N)*-dimethylamino)benzoic acid, ⁵⁾ 4-*(N,N)*-dimethylamino)benzaldehyde, ⁶⁾ 2-*(N,N)*-dimethylamino)ethyl methacrylate, ⁷⁾ 2-*(N,N)*-dimethylamino)ethyl acrylate, ⁸⁾ 2-*(N,N)*-diethylamino)ethyl methacrylate, ⁹⁾ 2-*(N,N)*-diethylamino)ethyl acrylate.

으로 설치하여 파열될 때 걸리는 최대 힘을 측정, 아래 식 (1)을 이용하여 DTS 값을 계산하였다.

$$DTS = 2P/(\pi \cdot D \cdot T) \quad (1)$$

where, P : maximum load,
D : specimen diameter,
T : specimen thickness

PDRC의 굴곡강도(flexural strength, FS) 값은 국제 표준화 규격[11]에 따라 DTS 측정 시 사용한 UTM을 이용하여 직사각형 형태의 경화된 시편(25 mm × 2 mm × 2 mm)을 폭이 20 mm인 지지대 위에 놓고 시편의 중앙을 분당 1 mm 씩 500 kg의 load cell을 이용하여 힘을 가하여 얻어진 값을 측정한다. 아래의 식 (2)를 이용하여 FS 값을 계산하였다.

$$FS = 3F \cdot l/(2 \cdot b \cdot h^2) \quad (2)$$

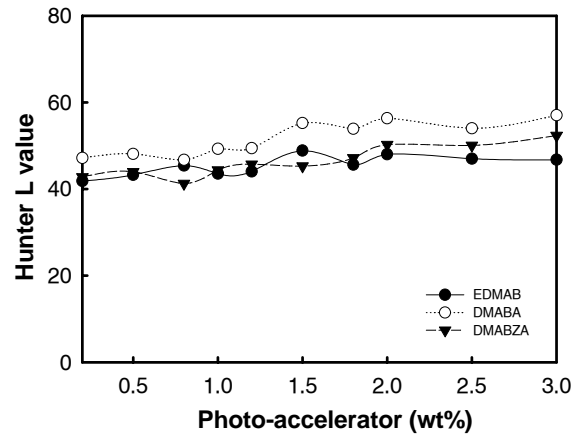
where, F : maximum load,
l : distance between support,
b : width of specimen,
h : height of specimen

한편, PDRC를 구성하고 있는 resin matrix와 필러와의 혼화성 및 resin matrix 내에서의 필러 분산성을 평가하기 위하여 원통형(직경 8 mm, 높이 4 mm)의 광경화된 PDRC 시료의 DTS 측정 시 UTM으로 파절시켜 생긴 시편의 단면을 SEM (Hitachi, Model: S-3500N)을 이용하여 분석하였다. 이 때 시편의 파단면은 보통의 SEM 측정 시 사용하는 시료의 전처리 방법 즉, 전자기 빔의 불규칙적인 회절을 막기 위해 측정하고자 하는 시료의 파단면을 금으로 완전히 coating시켜 사용하였다.

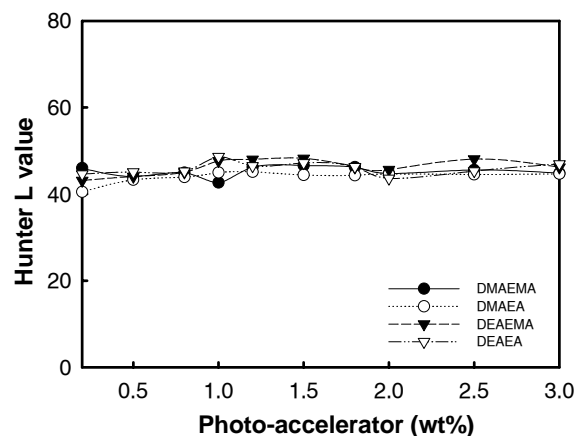
3. 결과 및 고찰

치아수복용 고분자 재료는 최근 교정치료와 심미적 시술의 증가에 따라 재료의 심미적 특성이 중요한 연구 대상이 되고 있다. 특히 치열 교정이나 미백치료 등과 같은 전치부(anterior)에 사용되는 PDRC의 경우 재료의 심미성은 더욱 중요한 요소가 된다. 그러므로 본 연구에서는 광증감제의 종류와 함량을 달리하여 제조한 PDRC의 심미적 기능을 관찰하기 위하여 PDRC의 color distribution을 colorimeter를 사용하여 Hunter L, a, b 값을 측정 후 평가하였다.

Figure 2는 광증감제의 종류와 함량에 따른 Hunter L 값(시료의 밝기 즉, lightness) 실험 결과를 나타낸 것으로서 광증감제의 함량이 변하더라도 그 종류에 관계없이 Hunter L 값은 거의 변화가 없는 것으로 보인다. 즉, PDRC의 밝기(명도) 변화는 광증감제에 의존성이 그다지 크지 않음을 알 수 있다. 또한 시료의 redness (역으로는 greeness)를 나타내는 Hunter a 값 또한 Figure 3에서 볼 수 있듯이 광증감제의 함량 증가에 따른 일정한 경향을 찾아볼 수가 없었다. 본 연구에서 제조한 PDRC의 yellowness (역으로는 blueness)를 나타내는 Hunter b 값도 Figure 4에 나타낸 바와 같이 사용한 광증감제의 함량이나 종류에 관계없이 큰 변화가 관찰되지 않는 것으로 보아 PDRC의 color distribution은 이전의 연구 결과[12]에서 보고한 바와 같이 본래 황색을 띠는 CQ 광개시제에 의존성이 매우 강하며 또한 본 실험에서의 결과인 광증감제의 함량이나 종류, 구조적 특성에서의 의존성



(A) Aromatic amine photo-accelerator

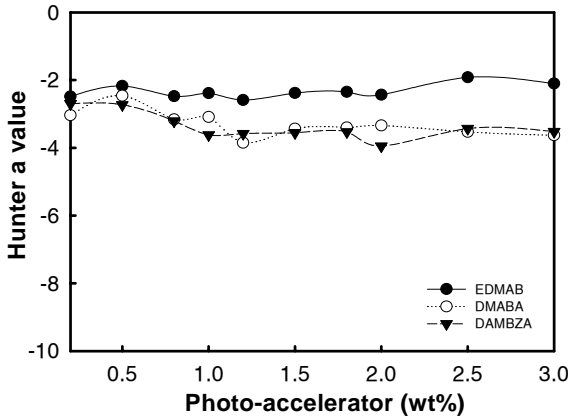


(B) Aliphatic amine photo-accelerator

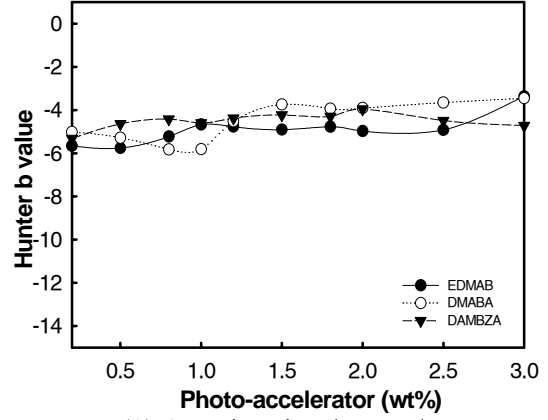
Figure 2. Hunter L values of various bis-GMA based polymeric dental restorative composites containing different photo-accelerator contents: (A) aromatic amine and (B) aliphatic amine photo-accelerator.

은 극히 미미함을 확인할 수 있었다. 일반적으로 상업화된 PDRC를 생산하는 대표적 기업인 3M, Vericom, Kultzer, 그리고 Kuraray사 등의 제품의 Vita shade에 있어서 Hunter L 값은 50 ± 10 , Hunter a 값은 -3 ± 0.5 , 그리고 Hunter b 값은 -3.5 ± 1.0 사이의 값을 가지는데 [13] 본 연구에서 제조된 PDRC의 색조 특성은 심미적 관점에서 광증감제의 종류와 함량과는 거의 무관하게 우수함을 알 수 있다.

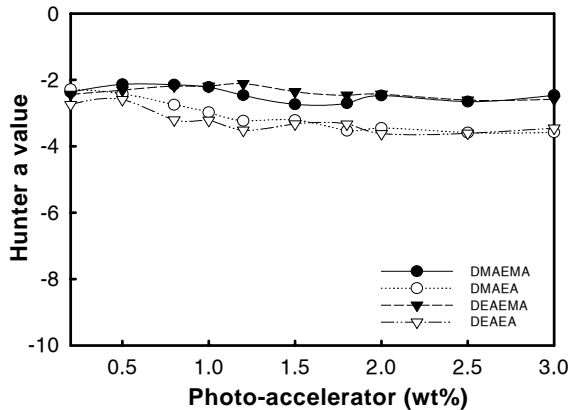
일반적으로 PDRC의 기계적 물성은 사용된 resin matrix의 종류와 그 구성비, 필러, 광촉매 등과 같은 여러 가지 요인들의 복합적인 작용에 의해 결정된다[14]. 그 중에서도 Kim[15]은 PDRC의 기계적 물성이 resin matrix를 구성하고 있는 단량체 즉, bis-GMA와 TEGDMA와 같은 점도 희석제들의 광중합 전 구성비와 광중합 후에 있어서의 PDRC를 구성하고 있는 단량체와 고분자체의 비 즉, 중합 전환률 값에 의존함을 발표한 바 있다. 한편 본 연구에서 제조된 PDRC는 PDRC 총량을 기준으로 무기질의 barium silicate 필러가 75 wt%가 들어 있는 취성이 매우 큰 복합재료이다. 이와 같은 취성이 큰 재료의 기계적 물성 특히, 기계적 강도는 간접적으로 인장강도를 측정함으로써 비교적 안정된 실험 결과를 얻을 수 있다고 알려져 있다[14]. 그러므로 본 연구에서 제조된 PDRC의 기계적 강도를 미국치과협회에서 규정한 DTS 값을 측정하여 비교하였다.



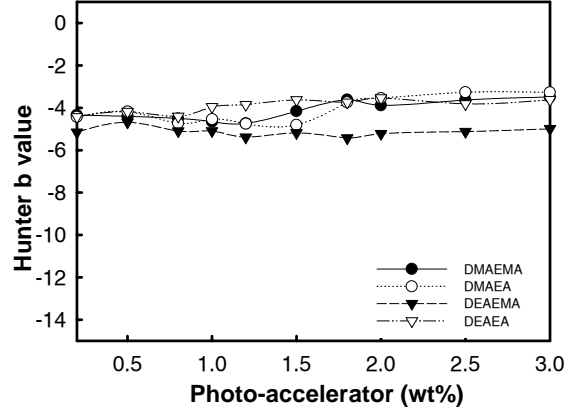
(A) Aromatic amine photo-accelerator



(A) Aromatic amine photo-accelerator



(B) Aliphatic amine photo-accelerator



(B) Aliphatic amine photo-accelerator

Figure 3. Hunter a values of various bis-GMA based polymeric dental restorative composites containing different photo-accelerator contents: (A) aromatic amine and (B) aliphatic amine photo-accelerator.

Figure 4. Hunter b values of various bis-GMA based polymeric dental restorative composites containing different photo-accelerator contents: (A) aromatic amine and (B) aliphatic amine photo-accelerator.

광증감제의 종류와 함량에 따른 PDRC의 기계적 물성을 고찰하기 위해 DTS와 FS 측정용 시편을 각각 5개씩 제조한 다음 UTM을 사용하여 분석하였다. Tables 2와 3에 본 실험에서 사용한 광증감제의 종류와 함량에 따른 PDRC의 DTS와 FS 실험 결과를 나타내었다. 일반

적으로 PDRC의 중합 전환률 값의 증가는 광중합 후에 resin matrix 내의 결합하지 않은 아크릴 단량체의 양을 줄일 수 있기 때문에 PDRC의 체반 기계적 물성을 향상시킨다. 그러므로 Kim의 연구 결과 [15]에서도 지적한 바와 같이 본 연구에서 사용한 광증감제 변화에 따

Table 2. Effect of Photo-accelerator (PA) on the Diametral Tensile Strength Values of Visible Light Activated Polymeric Dental Restorative Composites

PA wt%	Aromatic amine			Aliphatic amine			
	EDMAB	DMABA	DMABZA	DMAEMA	DMAEA	DEAEMA	DEAEA
0.2	48.41 (3.16)*	43.65 (0.56)	44.05 (0.92)	49.83 (1.66)	45.11 (0.75)	43.12 (1.51)	42.95 (1.01)
0.5	49.97 (2.20)	45.89 (1.83)	46.17 (1.48)	55.16 (1.16)	46.16 (1.29)	44.07 (1.61)	43.56 (1.17)
0.8	51.42 (2.07)	50.11 (1.31)	48.96 (1.94)	55.46 (1.70)	48.98 (1.41)	49.23 (0.82)	48.62 (1.75)
1.0	55.46 (1.59)	52.16 (1.08)	52.55 (0.92)	58.80 (1.59)	51.13 (0.76)	51.23 (1.99)	50.72 (1.06)
1.2	50.25 (0.88)	53.21 (1.99)	50.57 (1.18)	53.87 (0.69)	51.03 (1.46)	52.20 (2.10)	48.25 (0.98)
1.5	50.50 (1.34)	48.95 (1.23)	45.78 (1.45)	52.66 (0.96)	49.02 (1.41)	48.25 (0.88)	47.23 (1.83)
1.8	49.23 (0.69)	45.56 (1.63)	49.73 (1.55)	49.29 (1.01)	46.51 (2.04)	46.22 (2.11)	44.62 (1.52)
2.0	49.85 (1.60)	42.11 (1.22)	48.17 (1.14)	48.76 (1.17)	44.24 (1.65)	45.65 (1.27)	42.38 (2.37)
2.5	48.39 (0.64)	43.15 (1.03)	47.42 (1.06)	44.70 (1.51)	41.84 (2.14)	43.22 (2.13)	43.65 (1.34)
3.0	43.77 (1.44)	42.85 (0.92)	43.83 (0.93)	42.26 (1.76)	40.95 (1.56)	40.22 (1.58)	42.85 (0.90)

* sample standard deviation.

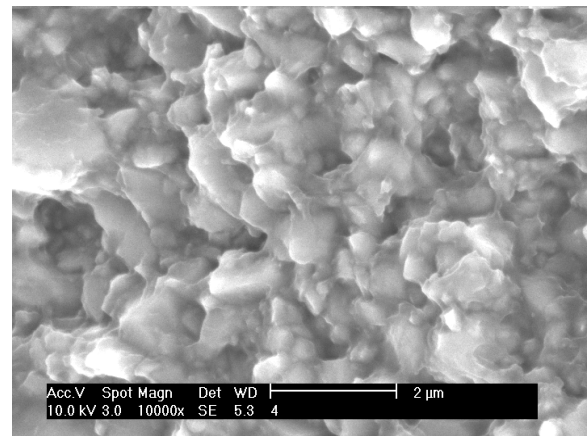
Table 3. Effect of Photo-accelerator (PA) on the Flexural Strength Values of Visible Light Activated Polymeric Dental Restorative Composites

PA wt%	Aromatic amine			Aliphatic amine			
	EDMAB	DMABA	DMABZA	DMAEMA	DMAEA	DEAEMA	DEAEA
0.2	153.1 (7.4)*	159.8 (5.2)	144.3 (6.6)	172.8 (4.2)	131.3 (6.6)	145.3 (5.6)	140.0 (6.0)
0.5	222.9 (5.2)	192.6 (5.7)	182.0 (8.6)	173.2 (5.2)	143.6 (9.3)	152.1 (6.9)	160.9 (7.4)
0.8	245.4 (4.5)	211.2 (4.4)	203.9 (3.3)	208.2 (7.0)	186.5 (9.8)	185.6 (6.1)	179.5 (4.6)
1.0	264.0 (7.3)	240.9 (6.5)	232.7 (6.3)	235.3 (5.6)	209.2 (7.2)	216.3 (7.4)	211.5 (4.6)
1.2	237.4 (6.1)	237.7 (5.9)	220.4 (7.3)	187.5 (5.1)	195.6 (6.8)	210.8 (5.9)	208.6 (7.1)
1.5	212.9 (8.1)	185.4 (6.9)	159.5 (5.1)	159.4 (6.1)	167.2 (8.9)	163.4 (4.0)	173.6 (5.9)
1.8	168.8 (6.3)	166.3 (5.2)	144.3 (4.3)	150.0 (6.4)	152.1 (5.5)	148.2 (3.7)	152.2 (5.2)
2.0	165.6 (4.9)	170.6 (5.9)	139.6 (8.7)	135.6 (5.1)	120.1 (4.5)	123.9 (6.2)	131.5 (6.2)
2.5	162.5 (6.3)	155.4 (5.0)	142.2 (4.5)	135.6 (6.2)	115.5 (5.4)	118.2 (5.6)	108.3 (3.3)
3.0	152.8 (5.9)	151.6 (7.5)	139.2 (4.8)	121.6 (9.3)	119.2 (6.0)	110.8 (6.8)	111.2 (4.2)

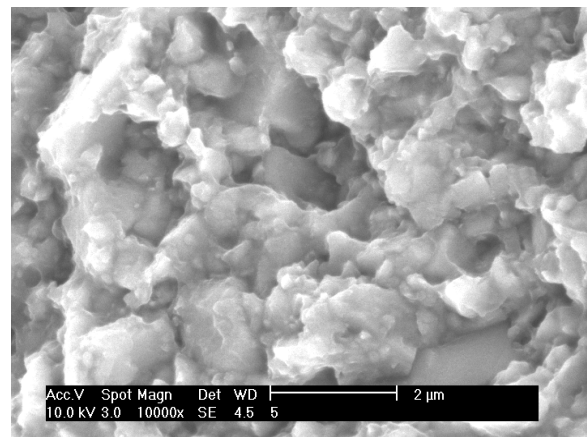
* sample standard deviation.

른 중합 특성에 관한 이전의 실험 결과[12]와 Table 2의 DTS 값 및 Table 3의 FS 값과 같은 기계적 물성은 비슷한 변화를 나타냄을 확인할 수 있었다. 즉, PDRC의 중합 전환률 실험 결과[12]에서 관찰된 경향과 마찬가지로 Tables 2와 3에서 볼 수 있듯이 PDRC의 기계적 물성 즉, DTS와 FS 값은 사용된 광증감제의 양이 증가할수록 증가하다가 광증감제의 종류에 관계없이 광증감제의 양이 1.0~1.2 wt% 부근에서 최고치를 이루어 정점에 도착하고 그 이후에는 다시 감소하는 경향을 보였으며 이러한 PDRC의 기계적 물성 변화는 PDRC의 중합 전환률 값에 일차적으로 의존함을 확인할 수 있었다. 이러한 실험 결과는 diketone 계인 CQ 광개시제는 1 몰당 2 몰의 CQ radical이 생성되므로 최적의 광개시가 일어나기 위해서는 CQ 1 몰당 2 몰의 아민계 광증감제가 필요하게 된다. 그러므로 본 연구에서 사용한 Figure 1의 아민계 광증감제들의 분자량(143~193 g/g몰)과 CQ의 분자량(166 g/g몰)의 비가 0.85에서 1.16배가 되므로 실험에 사용된 CQ에 대한 몰비가 대략 2배가 되는 광증감제의 사용량인 즉, CQ (resin matrix를 기준으로 0.5 wt%)에 대하여 1.0~1.2 wt%에서 광증감제의 구조에 관계없이 최대의 중합 효율을 보임으로써 기계적 물성 값이 정점에 이르는 것으로 생각된다.

본 연구에서 사용한 PDRC의 resin matrix는 모두 유기질이다. 그러므로 표면에 수산기를 가진 친수성의 무기질 필러와 유기질인 resin matrix 사이에는 화학적 결합이 존재하지 않기 때문에 필러와 resin matrix의 혼화성 증가와 resin matrix 내에서의 필러 분산도 향상을 위하여 ν -MPS와 같은 유기 결합제를 사용하여 필러 표면을 resin matrix와 동일한 dimethacrylate기가 결합된 형태의 소수성으로 개질시켰다. 한편, 앞서서도 언급한 바와 같이 일반적으로 PDRC의 기계적 물성은 resin matrix의 종류와 구성비, 중합 전환률, 필러 크기와 충전률 등과 같은 요인들에 의해 변화하지만 사용된 필러의 종류와 충전량 그리고 resin matrix 내에서의 필러 분산도 및 계면 특성 등은 PDRC의 치과적 물성의 균일도에 매우 큰 영향을 미치게 된다[16]. 따라서 본 연구에서 광증감제의 종류와 함량을 달리하여 제조한 PDRC에 대한 resin matrix 내에서의 필러 분산도를 SEM을 사용하여 분석하여 그 결과를 Figure 5에 나타내었다. Figure 5는 필러 충전률을 75 wt%로 하고 광증감제를 EDMAB 1.0 wt%와 DEAEMA 1.0 wt%를 사용하여 제조한 PDRC를 광증합시킨 후 UTM으로 파단시켜 생긴 파단면을 SEM을 사용하여 측정한 사진이다. Figure 5에서도 볼 수 있는 바와같이 필러 주위에 구멍을 찾아볼 수 없을 정도로 파쇄형의 필러 입자들 공간



(A)



(B)

Figure 5. SEM photographs of the fractured surface of polymeric dental restorative composites using (A) EDMAB 1.0 wt% and (B) DEAEMA 1.0 wt% (filler loading 75 wt%).

사이를 resin matrix가 전체를 채우고 있음을 확인할 수 있으며 필러들도 엉김이 없이 양호하게 고루 분산되어 있음을 확인할 수 있다. 이것은 필러의 표면 처리 시 사용한 ν -MPS 결합체가 일종의 soap 역할을 함으로써 resin matrix 내에 있는 필러의 젖음성을 높여주기 때문에 필

리의 분산성이 향상될 수 있었으며 또한 필러의 소수성 처리 방법에서 채택한 동결건조 방법의 사용으로 필러를 둘러싸고 있는 v-MPS 결합제 분자 사이의 상호 작용을 최소화하고 필러들 사이의 엉김 현상을 줄여 줌으로써 resin matrix 내 필러의 분산성을 더욱 더 높일 수 있었다고 생각된다. 이와 같은 젖음성과 분산성의 향상은 resin matrix와 필러 계면 사이에서 일어나는 stress를 감소시켜 결국 PDRC의 제반 치과적 물성이 향상되는 효과를 기대할 수 있게 된다.

4. 결 론

다양한 관능기를 가진 3급 아민계 광증감제를 사용하여 제조한 가시광선 중합형의 고분자계 치아수복재를 제조하고 이들이 수복재의 치과적 물성에 미치는 영향을 생체외 실험을 통해 고찰하였다. 그 결과 Hunter 값으로 측정된 수복재의 색조 특성인 심미적 물성은 광증감제의 함량이나 종류에 관계없이 그다지 큰 변화가 관찰되지 않았으며 광개시제에 의해 일차적으로 의존함을 알 수 있었다. 기계적 물성은 광증감제의 종류에 관계없이 광증감제의 함량이 1.0~1.2 wt%에서 최대치를 보이며 중합 특성에 크게 의존함을 확인할 수 있었다. 또한 수복재의 SEM 분석 결과, 필러들은 엉김이 없이 양호하게 수복재 내에 고루 분산되어 있음을 확인할 수 있었다.

감사의 글

이 연구는 2004학년도 단국대학교 대학연구비의 지원으로 연구되었으므로 이에 감사드립니다.

참 고 문 헌

1. R. L. Bowen, *U. S. Pat.* 3,066,112 (1962).
2. O. Kim, J. Um, H. Son, and J. Chun, *Polym. Sci. Tech.*, **12**, 463 (2001).
3. J. E. Elliott, L. G. Lovell, C. N. Bowman, *Dent. Mater.*, **17**, 221 (2001).
4. R. W. Phillips, *Skinner's science of dental materials*, 8th ed., Igaku-Shoin/Saunders, 177 (1982).
5. R. G. Craig, *Restorative dental materials*, 8th ed., CV Mosby, St. Louis, U.S.A., 514 (1989).
6. K. Yoshida and E. H. Greener, *Dent. Mater.*, **9**, 246 (1993).
7. A. Peutzfeldt and E. Asmussen, *J. Dent. Res.*, **71**, 1522 (1992).
8. O. Kim and T. Lee, *J. Korean Ind. Eng. Chem.*, **12**, 65 (2001).
9. G. G. Field, *Color and its reproduction*, Graphics Arts Technical Foundation, Pittsburgh, USA, 54 (1988).
10. Council on Dental Materials and Devices, New American Dental Association Specification No. 27 for Direct Filling Resins, *J. Am. Dent. Assoc.*, **94**, 1191 (1977).
11. Dentistry-Resin based filling materials, *ISO Specification No. 4049* (1978).
12. O. Kim, *J. Ind. Eng. Chem., in press*, **11** (2005).
13. O. Kim and W. J. Shim, *Polym. Comp.*, **22**, 650 (2001).
14. E. Asmussen and A. Peutzfeldt, *Dent. Mater.*, **14**, 51 (1998).
15. S. W. Kim, *Ph.D. Dissertation*, Seoul Nat'l Univ., Seoul, Korea (1999).
16. O. Kim and T. Lee, *J. Ind. Eng. Chem.*, **7**, 78 (2001).