

치아수복용 고분자 나노복합체의 물성

김오영[†] · 한상혁 · 서기택 · 공명선* · 김창근** · 임범순*** · 조병훈****

단국대학교 공과대학 공학부 고분자공학전공, *단국대학교 첨단과학대학 화학과, **중앙대학교 공과대학 화학공학과
서울대학교 치과대학 치과생체재료학교실, *서울대학교 치과대학 치과보존학교실
(2005년 2월 3일 접수, 2005년 4월 4일 채택)

Properties of Polymer Nanocomposites Useful for Dental Restoration

Ohyoung Kim[†], Sanghyuk Han, Kitaek Seo, Myoung-Seon Gong*, Chang-Keun Kim**, Bum-Soon Lim***, and Byeong-Hoon Cho****

Department of Polymer Science & Engineering, Dankook University, Seoul 140-714, Korea

**Department of Chemistry, Dankook University, Cheonan, Chungnam 330-714, Korea*

***Department of Chemical Engineering, Chung-Ang University, Seoul 156-756, Korea*

****Department of Dental Biomaterials, Seoul National University, Seoul 110-749, Korea*

*****Department of Conservative Dentistry, Seoul National University, Seoul 110-749, Korea*

(Received February 3, 2005; accepted April 4, 2005)

가시광선에 의해 활성화되는 치아수복용 고분자 나노복합체를 제조하고 이들의 주요 물성을 고찰하였다. 복합체 제조에 사용한 충전제는 barium silicate와 나노 크기의 fumed silica가 혼합된 하이브리드 충전제를 사용하였으며 bisphenol A glycerolate methacrylate와 triethyleneglycol dimethacrylate로 구성되는 resin matrix와의 계면력 향상을 위해 실란 결합제로 표면을 소수성으로 처리하였다. 제조된 고분자 나노복합체의 기계적 물성을 평가한 결과, 나노 충전제가 첨가됨에 따라 내마모성이 향상되었다. 그러나 중합수축률 값은 나노 충전제 함량에 관계없이 3 vol% 이하로 거의 일정하였으며 광조사가 끝난 후에도 중합수축은 지속적으로 일어남을 알 수 있었다. 또한 복합체의 색차는 나노 충전제 함량이 늘어남에 따라 근소한 차이로 증가되었다.

Visible-light activated polymer nanocomposites (PNC) were designed to be used for dental restoration. Hybrid-filler composed of barium silicate and nano-sized silica was adopted as a filler system. To improve the interfacial behavior of the resin matrix of bisphenol A glycerolate methacrylate/triethyleneglycol dimethacrylate, the surface of filler was hydrophobically treated with a silane coupling agent. Mechanical properties of PNC were investigated by measuring the abrasion resistance, and it was discovered that PNC showed excellent properties with an increase of nanofiller content. However, the polymerization shrinkage was consistently maintained under 3 vol% and the shrinkage continued even after photo-polymerization. In addition, a slight color difference between PNC specimens was observed with increase of nanofiller content.

Keywords: nanocomposite, dental restoration, abrasion, polymerization shrinkage, color difference

1. 서 론

치아는 소화 기능과 의사전달 기능에 매우 중요한 역할을 하는 인체 조직이다. 또한 다른 조직과는 달리 일단 손상되면 재생이 거의 불가능한 특징을 지닌다. 그러므로 치과재료는 보존과 보철, 교정치료 등 모든 치과 영역에서 핵심 요소가 되고 있다. 그 중에서도 유기질의 아크릴계 단량체를 기재(resin matrix)로 하고 다양한 크기의 무기질 충전제를 복합화 시켜 제조하는 치아수복용 고분자 복합체는 고분자 재료의 일반적 장점인 우수한 성형가공성은 물론 조직의 간편성과 인체에 유해성이 없어 치과재료 시장에서 전통적 수복재료인 아말감이

나 금속재료를 대체하여 오고 있다[1-3].

1930년대부터 poly(methyl methacrylate)를 시작으로 고분자 치아수복재에 적용된 resin matrix의 경화 기구는 peroxide를 개시제로 한 화학중합형이 1970년대 초까지 주류를 이루었다. 그러나 화학중합형은 중합시간이 길고 중합열로 인한 환자의 불편함 등으로 자외선 혹은 가시광선을 이용한 광중합형이 등장하였으며 현재는 자외선보다는 인체에 무해한 가시광선에 의한 중합형이 대부분 채택되고 있다[1]. 치아수복재료는 구강 내의 특수한 환경 즉, 높은 상대습도와 65 °C 이상의 급격한 온도 변화 때문에 높은 기계적 물성이 요구된다. 20세기 말부터 시작된 나노 개념의 고분자 재료에의 적용은 고분자 복합체에 있어서 일반적 고분자 특성은 유지되면서도 특정한 물성의 향상을 꾀할 수 있다는 장점으로 인해 정보전자, 의용생체, 에너지, 환경, 수송

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

등 거의 모든 산업분야에서 핵심적 연구 영역이 되고 있다[4]. 그러므로 복합재료의 분상상인 충전제 크기를 나노 수준에서 제어하여 재료에 고기능성을 부여하는 나노복합체 제조 기술은 재료공학 분야에서 선도적 위치를 차지하고 있으며 국가적으로도 나노 기술은 국가과학기술혁신체계의 정점에서 차세대 성장 동력으로 급부상하고 있다.

따라서 본 연구에서는 고분자계 치아수복재료에서 그동안 거의 시도된 적이 없는 나노복합체 개념을 도입시켜 7~40 nm 크기의 나노 충전제를 분산상으로 하는 가시광선 중합형의 치아수복용 고분자 나노복합체를 제조하고 이들의 치과적 물성 즉, 동적 중합수축률 측정을 통한 중합 특성과 내마모도 평가를 통한 기계적 물성, 그리고 색차 측정에 의한 심미적 특성을 고찰하여 보았다.

2. 실험

2.1. 재료 및 시약

본 연구에서 치아수복용의 고분자 나노복합체 제조에 사용된 resin matrix로는 DAJAC Lab.사의 bisphenol A glycerolate methacrylate (Bis-GMA, catalogue #9093, USA)와 Shin-Nakamura사의 triethyleneglycol dimethacrylate (TEGDMA, 3G grade, Japan)를 무게비 6:4로 혼합하여 사용하였다. 충전제로는 Table 1에 나타난 바와 같이 barium silicate에 7~40 nm 크기의 fumed silica를 첨가한 삼성분계 하이브리드 충전제를 사용하였다. 이 때, 충전제 표면은 충전제 상호간의 응집을 최소화하고 복합체 내에서의 분산성을 극대화시키기 위해 이전에 보고한 방법[5]에 따라 γ -methacryloxypropyltrimethoxy silane (γ -MPS, Aldrich, 일급 시약)을 사용하여 동결건조 방법에 의해 소수성으로 처리한 후 사용하였으며 resin matrix의 중합은 camphorquinone (CQ, $\lambda_{max} = 472$ nm Aldrich, 97%) 광개시제와 2-(dimethylamino)ethyl methacrylate (DMAEMA, Aldrich, 97%) 광중합제를 각각 resin matrix를 기준으로 0.5와 0.25 wt%를 사용한 가시광선 경화 기구를 사용하였다.

2.2. 고분자 나노복합체 제조 및 물성 분석

표면을 소수성으로 처리한 충전제와 Bis-GMA/TEGDMA resin matrix를 이전에 보고한 방법[6]에 따라 자체에서 제작한 혼련기(kneader)를 사용하여 고분자 나노복합체를 제조하였다. 이 때, 혼합시 발생하는 기포는 혼련시킨 후 진공오븐(25 °C, 2 h)을 사용하여 제거하였으며 충전제의 충전률은 혼련 작업성을 고려하여 복합체 총량을 기준으로 76 wt%로 일정하게 유지시켜 사용하였다.

제조된 나노복합체의 심미성을 평가하기 위해 Figure 1에 나타난 색차에 의한 시료의 Hunter L, a, b 값을 색차계(colorimeter, Minolta Co., CR-300 model, Japan)를 사용하여 측정[7]한 후 미국 표준국(National Bureau of Standard, NBS)에서 정한 색차 단위인 ΔE 값을 Equation (1)을 사용하여 구한 다음 Table 2에 나타난 판정 기준에 따라 평가하였다[8].

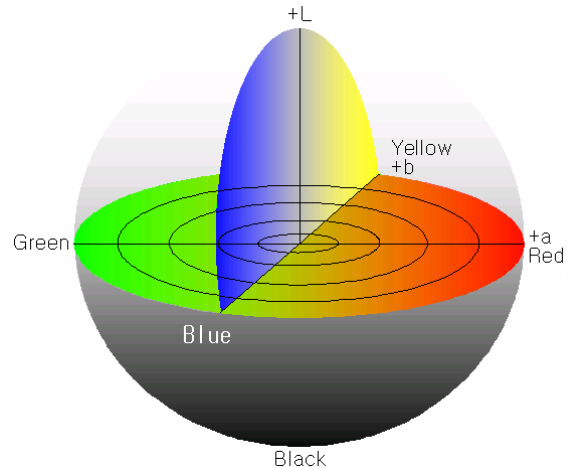


Figure 1. Representation of color solid for Hunter L, a, b color space.

Table 2. Discretion of the Degree of Color Difference by ΔE Value

| Degree of color difference | ΔE (NBS Unit) |
|----------------------------|-----------------------|
| Trace | 0.0 ~ 0.5 |
| Slight | 0.5 ~ 1.5 |
| Noticeable | 1.5 ~ 3.0 |
| Appreciable | 3.0 ~ 6.0 |
| Much | 6.0 ~ 12.0 |
| Very Much | more than 12.0 |

$$\Delta E = \sqrt{(\Delta L)^2 + (\Delta a)^2 + (\Delta b)^2} \quad (1)$$

(ΔE : degree of color difference, ΔL : $L_2 - L_1$, Δa : $a_2 - a_1$, Δb : $b_2 - b_1$)

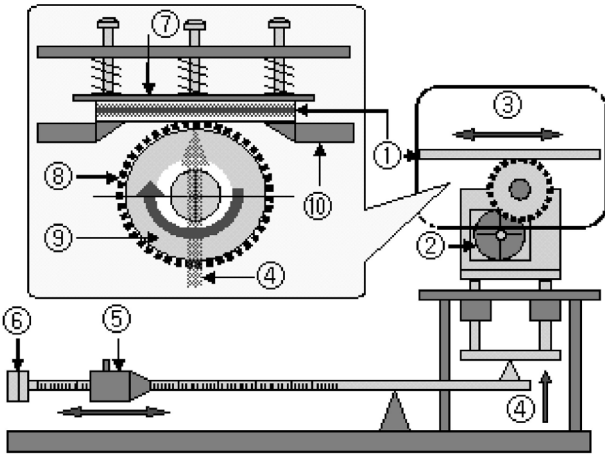
복합체의 기계적 물성을 평가하기 위해 한국공업규격(KS) D8335에 의거한 내마모도를 Figure 2에 나타난 왕복마모시험기(정도시험기 연구소)를 사용하여 측정하였으며 연마지는 입도가 AA-400인 Al_2O_3 를 사용하였다. 시편은 Hunter 값 측정 시와 같이 직경이 20 mm, 두께가 2 mm인 디스크 모양의 stainless steel 주형에 미 경화된 시료를 가득 채운 후 주형 위아래를 유리판으로 압착시킨 다음, XL-2500 광조사기(460 mW/cm², 3M)로 시료의 양면을 40 sec 동안 조사한 후 광중합시켜 제조하였다. 시험 조건은 1 kg의 하중으로 분당 60회씩 총 2000회 왕복시험을 5회 측정된 평균값으로서 초기시편 무게에 대한 마모된 무게를 백분율로 나타내어 표기하였다.

제조된 나노복합체의 중합수축률은 Watts 등[9]에 의해 제안된 선형가변차동변압기(linear variable differential transformer, LVDT) 측정 방법[10]을 응용하여 Lee[11]가 제안한 실시간 선형 중합수축 측정 장치

Table 1. Filler Composition Used for the Preparation of Polymer Nanocomposites Useful for Dental Restoration

| Materials | Maker | Grade | wt% ¹⁾ | Remark |
|---|---------|---------------|-------------------|--|
| Fumed silica microfiller | Degussa | OX-50 | 7~0 | Avg. dia. = 40 nm (surface area = 50 m ² /g) |
| Barium silicate macrofiller ²⁾ | Schott | - | 69 | Avg. dia. = 1 μ m (surface area = 1.5 m ² /g) |
| Fumed silica nanofiller | Aldrich | A.C.S.Reagent | 0~7 | Avg. dia. = 7 nm (surface area = 380 m ² /g) |

¹⁾ Total loading percentage of filler in nanocomposites was 76 wt%, ²⁾ formulation: SiO₂/BaO/B₂O₃/Al₂O₃= 50/30/10/10 wt%.



| | |
|----|----------------------|
| 1 | Sample |
| 2 | Abrasion wheel motor |
| 3 | Reciprocation motion |
| 4 | Upward motion |
| 5 | Weight & pointer |
| 6 | Great weight |
| 7 | Sample holder (up) |
| 8 | Abrasion paper |
| 9 | Abrasion wheel |
| 10 | Sample holder (down) |

Figure 2. Schematic illustration of the abrasion resistance testing machine.

를 제작한 후 상온에서 40 sec 간 광조사시킨 시간을 포함하여 500 sec 간 실시간으로 측정하여 평가하였다. 구체적으로, Figure 3에 나타난 바와 같이 디스크 모양의 시편을 유리판 사이에 놓고 휘지 않는 아래 유리판 밑에서 광조사시키면 나노복합체(Figure 3의 composite specimen)가 중합이 되면서 발생하는 유연한 위 유리판의 시간에 따른 수축을 전기적 신호로 감지하여 측정하는데 이 때, 얻어지는 데이터는 실제적인 선형수축과 유사한 값이 되며 측정된 전기적 신호는 시간함수에 대한 무피변화로 변환, 도시하여 동적 중합수축률을 관찰할 수 있다. 이에 대한 자세한 내용은 결과 및 고찰에서 자세히 서술하였다.

3. 결과 및 고찰

일반적으로 고분자 복합체의 경우 마모저항성은 복합체 내의 기포, 유기질 resin matrix와 무기질 충전제의 결합도, 중합 정도, 그리고 사용된 충전제의 크기 및 양 등이 재료의 마모에 직접적으로 영향을 미친다. 그러나 치과 영역에 있어서의 재료의 마모 현상은 구강 내에서 다양한 변수가 존재하는 복잡한 환경에서 일어나는 과정이므로 마모성에 미치는 어떤 특정한 요소와 재료와의 직접적인 관계를 절대적 수치로 평가하기가 매우 어렵다[12]. 실제로 구강 내에서 치아수복체의 마모도에 영향을 미칠 수 있는 것은 재료 자체의 물성 이외에도 개인의 저작력, 저작횟수, 음식의 마모도, 액상 음식의 조성, 온도 변화, 자연치아의 표면 거칠기 등과 같은 수많은 외적 요인들이 있다. 그러므로 이러한 모든 요인들의 복합적 효과에 대한 실험을 수행한다는 것은 매우 어렵고 재현성이 없으며 실험 결과로서 측정된 값의 경향성에 대한 의미를 부여하기가 힘들다.

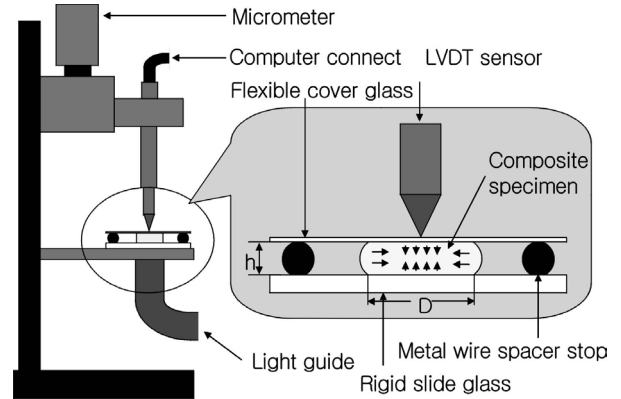


Figure 3. Testing scheme for the measurement of dynamic polymerization shrinkage values.

그러므로 현재까지 치의학에서 구강 내에서 일어나는 재료의 실제 마모 현상을 그대로 재현할 수 있는 절대적 측정 방법은 지금까지 알려지지 않고 있으며 대부분 재료학 분야에서 일반적으로 적용하는 연마형의 내마모도 분석 기구를 사용한 간접적 방법으로 평가하고 있다. 그러므로 본 실험에서 제조된 치아수복용의 고분자 나노복합체의 마모저항성을 한국공업규격(KS D8335)에 의거하여 연마식 왕복마모 성시험기를 사용하여 재료별로 상대적인 내마모도를 평가하였다.

Figure 4는 나노복합체 제조에 사용된 7 nm 크기의 나노 충전재 함량에 따른 복합체의 마모도 정도를 나타낸 것으로서 나노 충전재의 충전량이 증가함에 따라 마모도가 작아져서 내마모성이 향상되는 결과를 보이고 있다. 이러한 실험 결과는 복합체 제조에 사용된 하이브리드 충전제를 구성하고 있는 비표면적이 1.5 m²/g인 barium silicate (크기: 1 μm)나 50 m²/g인 OX-50 silica 충전재(크기: 40 nm) 보다도 크기는 훨씬 작으면서도 비표면적이 380 m²/g으로서 매우 큰 나노 충전재(크기: 7 nm)가 훨씬 더 큰 계면에너지를 가지고 있기 때문에 복합체 내의 resin matrix와의 결합력이 커져서 7 nm 크기의 나노 충전재 함유량이 증가할수록 나노복합체의 마모저항성을 높여준 결과로 나타났다고 할 수 있다.

Bis-GMA나 TEGDMA와 같은 아크릴계 단량체를 resin matrix로 하는 고분자 복합체의 중합수축은 비교적 약한 van der Waals 힘이 중합이 이루어짐에 따라 공유결합성의 강한 결합으로 변화되면서 고분자 내의 단량체 사이의 길이가 줄어들어서 발생된다. 이러한 중합수축은 치과 임상에서 수복재료와 와동벽 사이에 미세 간격을 유발시켜 수복물의 직접적 파절이나 탈리는 물론 이차 우식이나 치주염 등과 같은 병변의 원인이 되고 있다. 그러므로 중합수축은 치아수복재료의 설계에 있어서 필수적 고려 요소가 되고 있으며 중합수축률의 정확한 측정은 치과재료 분야에서 그만큼 중요한 의미를 지닌다고 할 수 있다.

현재까지 알려진 중합수축률은 일반적으로 dilatometer나 pycnometer 등을 사용하여 체적 변화를 측정하거나 정밀분석저울을 사용하여 중합 전후의 비중 변화를 이용하여 측정하여 오고 있다[13]. 그러나 이들 방법은 온도 변화에 따른 실험 오차의 발생과 측정 상 번거로움 및 광중합이 진행되는 과정에서의 중합거동에 대한 동적 변화를 알 수 없는 관계로 치과 임상에서 필요한 정보를 제공할 수 없다는 단점이 있다. 그러므로 본 연구에서는 Figure 3에 나타난 온도 변화에 민감하지 않으면서 복잡한 과정 없이 간단히 계속할 수 있고 고분자 나노복합체의 실시간 무피 변화를 측정할 수 있는 장치를 사용하여 중합수축률을 평가하였다. 광중합 후 LVDT로 측정된 선형수축률은

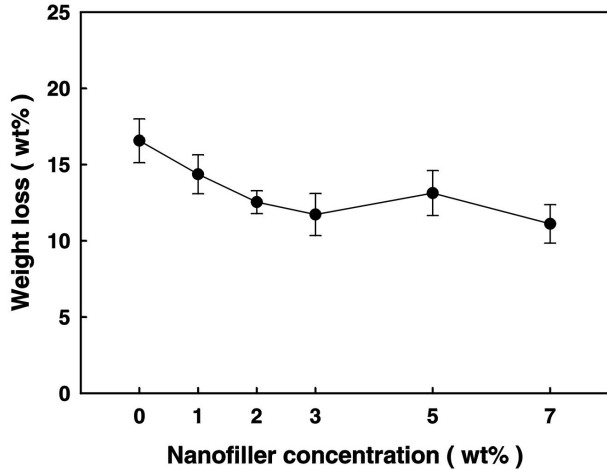


Figure 4. Abrasion resistance of various polymeric dental restorative nanocomposites containing different nanofiller contents in hybrid-filler (see Table 1).

Equation (2)에 의해 선형중합수축비(linear shrinkage rate, a_p)로 나타낼 수 있고 이것을 구하고자 하는 체적중합수축으로 환산할 경우에는 오차를 최대한 줄이기 위해서는 수축에 대한 저항요소를 최소화시켜 등방수축(isotropic free shrinkage)을 유도할 수 있는 C factor (configuration factor)를 적용하여야 한다. C factor는 Equation (3)으로 나타낼 수 있는데 구하고자 하는 체적중합수축비 γ_p 는 Equation (4)로 계산할 수 있다. 이 식에서 a_p 는 비교적 작은 값인 관계로 Equation (4)의 뒷부분 제곱과 세제곱 항을 무시하면 체적수축은 선형수축의 약 3 배가 됨을 알 수 있다[14].

$$a_p = 100 \times \Delta h / (h + \Delta h) \quad (2)$$

(h : thickness after polymerization, Δh : linear shrinkage measured by LVDT)

$$C = D / [2 \times (h + \Delta h)] \quad (3)$$

(C : C factor, D : specimen diameter, h and Δh : see equation 2)

$$\gamma_p = 1^3 - (1 - a_p)^3 = 3a_p - 3a_p^2 + a_p^3 \quad (4)$$

(a_p : linear shrinkage rate)

위와 같은 일련의 관계를 이용하여 본 연구에서 제조한 고분자 나노복합체의 체적중합수축률을 상온에서 40 sec 간 광조사 시킨 후 실시간으로 500 sec 간 측정하였다. 실험 결과 나타난 1, 2, 그리고 3 min 후의 중합수축률 값을 Table 3에 표시하였다. Table 3에서 보면 제조된 복합체의 중합수축률은 최대치를 보이는 3 min 후의 값을 기준으로 볼 때 7 nm 나노 충전재 함량에의 의존성이 거의 없이 3 vol% 이하로 그다지 큰 변화가 없음을 알 수 있다. 일반적으로 무기질의 충전재 함량이 증가할수록 복합체의 점도는 증가하여 중합수축이 상대적으로 낮아질 것으로 예상되어지나 본 실험의 결과는 반드시 그러하지는 않음을 보여주고 있다. Lee 등이 연구한 치아수복용 고분자 복합재료의 점탄성에 관한 유변학 연구에 의하면 복합체의 점성은 단순히 충전재 함유량의 대소에 의해서만 결정되는 것이 아니고 resin matrix의 조성이나 충전재 모양 등 여러 요소들의 종합적인 결과임이 밝혀진 바 있다[15]. 그러므로 중합수축도 충전재 요인 이외에도 resin

Table 3. Volumetric Polymerization Shrinkage of Polymeric Nanocomposites for Dental Restoration

| Nanofiller concentration | Polymerization shrinkage (vol%) | | |
|--------------------------|---------------------------------|-------|-------|
| | 1 min | 2 min | 3 min |
| 0 wt% | 1.03 | 2.47 | 2.61 |
| 1 wt% | 1.46 | 2.60 | 2.72 |
| 2 wt% | 1.67 | 2.56 | 2.67 |
| 3 wt% | 1.63 | 2.50 | 2.64 |
| 5 wt% | 1.85 | 2.72 | 2.82 |
| 7 wt% | 1.74 | 2.59 | 2.67 |

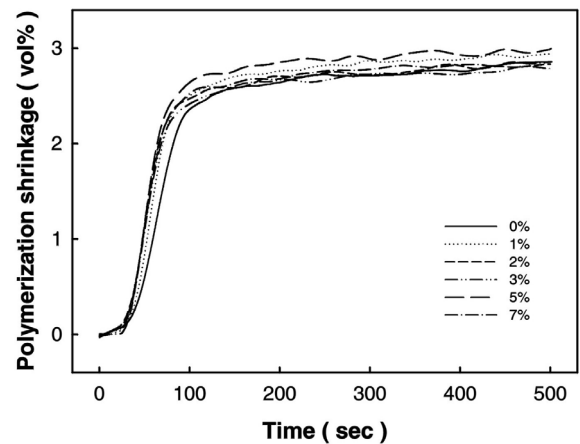


Figure 5. Polymerization shrinkage of various polymeric dental restorative nanocomposites containing different nanofiller contents in hybrid-filler (see Table 1).

matrix의 구성 내용에 의해서도 많은 영향을 받게 된다. 제조된 복합체에 대하여 이전에 보고[16]한 중합전환률(degree of conversion, DC) 실험 결과에서도 보는 바와 같이 중합에 참여하는 단량체 비율인 DC 값은 하이브리드 충전재 내에서의 7 nm 나노 충전재 함량과는 직접적 상관관계 없이 거의 일정한 수준을 유지하고 있다. 그러므로 1차 공유 결합으로 전환되는 비율인 DC 값이 거의 일정하기 때문에 고분자 복합체의 중합수축률 값 또한 나노 충전재 함량에 관계없이 거의 일정하게 된다(Table 3 참조). 이러한 실험 결과는 본 연구에서 사용된 하이브리드 충전재 중에서 가장 많은 비율(7 wt% 중에서 69 wt%로 전체의 91%)로 첨가된 barium silicate가 Table 1에서 보는 바와 같이 7 nm 크기의 나노 충전재에 비해 지름이 140 배, 체적이 270만 배 정도 크기 때문에 상대적으로 나노 충전재가 resin matrix의 수축 운동에 저항하는 힘이 극히 미미하기 때문에 나노 충전재 양이 증가하더라도 복합체의 중합수축률 변화에 미치는 영향이 미미하여 나노 충전재 함량 변화에 따른 중합수축률은 이전에 보고[16]한 DC 값과 마찬가지로 거의 일정하게 나타나는 것으로 생각된다.

Figure 5에 본 연구에서 나노 충전재 함량을 달리하여 제조한 고분자 나노복합체에 대하여 광조사 시작 후 500 sec 간의 동적 중합수축률 변화를 나타내었다. 광조사 개시 후 초기 25 sec 동안에는 미미한 변화만 보이다가 그 이후부터 중합수축이 급격히 증가하기 시작하여 광조사가 끝난 직후인 45~50 sec가 지난 후에는 서서히 수축의 증가율이 줄어들기 시작하여 150 sec가 넘어서면서부터 최대 수축을 보인 후 더 이상의 수축이 일어나지 않음을 알 수 있다. Figure 5로부터 받

Table 4. Degree of Color Difference of Polymer Nanocomposites Calculated by ΔE Value

| L_2, a_2, b_2 | ΔE value as a function of 7 nm nanofiller content* (wt%) | | | | | |
|-----------------|--|------|------|------|------|---|
| | 0 | 1 | 2 | 3 | 5 | 7 |
| 0 | 0 | . | . | . | . | . |
| 1 | 1.24 | 0 | . | . | . | . |
| 2 | 1.19 | 0.33 | 0 | . | . | . |
| 3 | 1.34 | 0.51 | 0.60 | 0 | . | . |
| 5 | 2.57 | 2.26 | 2.28 | 2.20 | 0 | . |
| 7 | 2.76 | 2.47 | 2.49 | 2.42 | 1.01 | 0 |

* Filler content is based on the hybrid-filler composition shown in Table 1

견할 수 있는 흥미로운 현상은 광조사가 끝난 40 sec 이후에도 중합수축이 지속적으로 진행되는 것을 동적으로 확인한 것으로서 이러한 실험 결과는 향후 치과 임상에 있어서 매우 중요한 정보를 제공할 수 있을 것으로 판단된다.

Table 4는 본 연구에서 제조된 고분자 나노복합체에 대하여 NBS 단위로 측정된 ΔE 값을 나타낸 것으로서 각 시료 간의 색차를 나타낸 것이다. 색차 즉, 시료 간의 색의 다름 정도는 7 nm 나노 충전제 함량 차이가 가장 많은 0과 7 wt%의 경우의 ΔE 값이 최대치인 2.76이었고 최소치는 0.33으로서 Table 2에 나타난 판정 기준에서 보는 바와 같이 trace 등급(혼련된 색 전문가가 미약한 차이를 인지할 수 있을 정도의 매우 근소한 차이)에서부터 noticeable 등급 즉, 눈으로 약간의 차이를 느낄 수 있을 정도의 색차를 보임을 확인할 수 있다. 또한 나노 충전제 함량이 늘어남에 따라 근소한 차이로 ΔE 값이 증가되는 것을 알 수 있다. 이러한 실험 결과는 이전에 보고[17]한 Hunter 값 실험 결과에서도 보는 바와 같이 나노 충전제가 첨가됨에 따라 측정된 시료의 밝기 즉, Hunter L 값은 큰 폭으로 감소하여 투명도가 증가하고 황색도를 나타내는 Hunter b 값은 약간 증가되어 시료의 색차를 일으키게 하는 것으로 보인다. 그러나 그 범위는 앞에서도 언급하였듯이 복합체의 심미성을 저해시키는 수준 이하임을 알 수 있다.

4. 결 론

본 연구에서는 수 nm 크기를 가지는 나노 충전제를 포함하는 하이브리드 충전제를 사용하여 치아수복용 고분자 나노복합체를 제조한 후 물성을 고찰한 결과, 다음과 같은 결론을 얻을 수 있었다. 1) 나노 충전제가 첨가됨에 따라 내마모성이 향상되었다. 2) 동적 중합수축률 측정 결과, 제조된 복합체의 중합수축률 값은 7 nm 나노 충전제 함량

에 관계없이 3 vol% 이하로 거의 일정하였으며 광조사가 끝난 후에도 중합수축이 지속적으로 진행됨을 알 수 있었다. 3) 나노 충전제 함량이 늘어남에 따라 근소한 차이로 색차인 ΔE 값이 증가되었다.

감사의 글

본 연구는 보건복지부 보건의료기술연구개발사업의 중점공동연구지원사업(고유번호: 03-PJ1-PG1-CH09-0001)의 지원에 의해 수행되었음.

참 고 문 헌

- O. Kim, C. M. Um, H. H. Son, and J. Chun, *Polym. Sci. Tech.*, **12**, 46 (2001).
- D. F. Williams, *Materials Science and Technology*, Vol. **14**, VCH, USA, 209 (1992).
- G. Willems, P. Lambrechts, M. Braem, J. P. Celis, and G. Vanherle, *Dent. Mater.*, **8**, 310 (1992).
- H. G. Kim, D. H. Lee, K. H. Seo, W. S. Kim, S. Y. Park, and K. E. Min, *Polymer(Korea)*, **27**, 589 (2003).
- O. Kim and T. Lee, *J. Korean Ind. Eng. Chem.*, **12**, 65 (2001).
- O. Kim, *J. Korean Ind. Eng. Chem.*, **14**, 313 (2003).
- G. G. Field, *Color and its reproduction*, Graphics Arts Technical Foundation, Pittsburgh, USA, 54 (1988).
- G. Wsyzecy and W. S. Stiles, *Color Science*, 228 Wiley, USA (1979).
- D. C. Watts and A. J. Cash, *Dent Mater.*, **7**, 281 (1991).
- C. Becker, P. Mueller, and H. Schmidt, *Optical and thermomechanical investigations on thermoplastic nanocomposites with surface-modified silica nanoparticles*, *SPIE Proceedings*, **3496**, 88 (1998).
- I. B. Lee, *J. Korean Acad. Cons. Dent.*, **26**, 134 (2001).
- K. H. Lee and S. Y. Huh, *Operative Dentistry*, 4th ed., Chap. 7, Komoonsa, Seoul (2000).
- A. D. Puckett and R. Smith, *J. Prosthet. Dent.*, **68**, 56 (1992).
- I. B. Lee, *J. Korean Acad. Cons. Dent.*, **28**, 457 (2003).
- I. B. Lee and C. M. Um, *J. Korean Acad. Cons. Dent.*, **25**, 359 (2000).
- O. Kim, S. Han, and M. S. Gong, *J. Korean Ind. Eng. Chem.*, **15**, 808 (2004).
- O. Kim, S. Han, and C. K. Kim, *Polymer(Korea)*, **29**, 95 (2005).