

PEG를 포함한 실리콘 수화젤 렌즈의 제조 및 특성

장하나*** · 정연복* · 김승수**†

*충북대학교 약학대학 약학과, **한국화학연구원 융합바이오기술연구센터
(2008년 11월 16일 접수, 2008년 12월 24일 수정, 2008년 12월 26일 채택)

Preparation and Characterization of Silicone Hydrogel Lens Containing Poly(ethylene glycol)

Ha Na Jang***, Youn Bok Chung*, and Sung Soo Kim**†

*Department of Pharmacy, Chungbuk National University,
410 Sungbong-Ro, Heungduk-Gu, Cheongju 361-763, Korea

**Fusion Biotechnology Research Center, P.O Box 107,
Sinseongno 19, Yuseong-Gu, Daejeon 305-600, Korea

(Received November 16, 2008; Revised December 24, 2008; Accepted December 26, 2008)

초록: Poly(ethylene glycol) (PEG)이 콘택트렌즈에 미치는 영향을 조사하기 위하여 PEG가 도입된 실리콘 수화젤 렌즈를 제조하고 특성을 평가하였다. 실리콘 수화젤 렌즈는 methacryloxypropyl tris(trimethylsiloxy) silane(TRIS), methyl methacrylate(MMA), *N,N*-dimethyl acrylamide(DMA) 등과 PEG 함유 단량체인 poly(ethylene glycol) methyl ether methacrylate(PEG-MEM)를 공중합하여 제조하였다. 특성평가는 Fourier transform infrared spectroscopy(FT-IR), electron spectroscopy of chemical analysis(ESCA), scanning electron microscopy(SEM) 등과 물 흡수도, 물 접촉각, 광투과도, 인장강도 등을 평가하였고 단백질 흡착 실험을 행하였다. FT-IR 및 ESCA 분석결과 C-O 결합피크의 증가를 보여 PEG 도입을 확인하였고 SEM 분석결과 상분리 현상은 나타나지 않았다. 물흡수도는 PEG-MEM의 도입에 따라 1차적으로 증가하였고 물 접촉각 및 광투과도는 감소하는 현상을 나타내었다. 단백질흡착 실험결과, PEG의 도입에 따라 눈물 속에 있는 단백질인 albumin, lysozyme, γ -globulin 등의 흡착이 감소하는 현상을 나타내었다. 또한 PEG 분자량의 증가에 따라 흡착되는 단백질의 양이 감소하는 것을 확인할 수 있었다. 인공눈물을 사용한 단백질 흡착실험에서도 PEG의 도입에 따라 단백질 흡착이 감소하는 현상을 나타내었다.

Abstract: Silicone hydrogels incorporated with poly(ethylene glycol) (PEG) were prepared and characterized to evaluate the effects of PEG on contact lenses. The silicone hydrogels were copolymerized with methacryloxypropyl tris(trimethylsiloxy) silane (TRIS), methyl methacrylate (MMA), *N,N*-dimethyl acrylamide (DMA) and PEG-containing monomers such as poly(ethylene glycol) methyl ether methacrylate (PEG-MEM). The silicone hydrogels were characterized using Fourier transform infrared spectroscopy (FT-IR), electron spectroscopy of chemical analysis (ESCA), and scanning electron microscopy (SEM). Water absorbance, water contact angle and light transmittance of the silicone hydrogels were evaluated. The experiments of protein adsorption were also carried out to evaluate the protein adsorption in tears. The peak intensity of C-O bond was increased by the incorporation of PEG-containing monomers and thus PEG incorporation into silicone hydrogels could be confirmed. Phase separation was not shown by the SEM observation of the cross-section of silicone hydrogels. Water absorbancy was increased, while water contact angle and light transmittance were decreased with increasing incorporation of the PEG-containing monomers. The absorption of proteins in tears, albumin, lysozyme and γ -globulin, on the surface of silicone hydrogels was decreased with increasing incorporation of the PEG-containing monomers.

Keywords: silicone hydrogel, contact lens, polyethylene, PEG, protein adsorption.

서 론

멀티미디어 시대를 살아가는 현대인에게 눈은 인쇄활자를 비롯하여 영상매체 등에서 제공되는 수많은 정보 전달에 의해 혹사당하며

피로의 누적과 안질환으로 시각정보의 전달에 장애를 겪고 있는 사람들이 점차 늘어나고 있다. 이에 따라 콘택트렌즈 착용자가 점진적으로 증가하는 추세인데 콘택트렌즈를 성공적으로 착용하려면 각막의 생리가 적절하게 유지되고 시각적 성능이 만족스럽게 제공되며, 착용하는 동안 불편을 느끼지 않고 취급하기 쉬우며 쉽게 이용될 수 있어야 한다.¹

†To whom correspondence should be addressed.
E-mail: sskim@pado.krcit.re.kr

콘택트렌즈는 근시나 난시 또는 원시와 같은 굴절이상으로 시력이 나쁠 때 눈의 각막에 부착하여 시력을 교정하는 렌즈이다. 콘택트렌즈에는 경질렌즈, 연질렌즈, 산소투과성이 좋은 RGP(Rigid Gas Permeable) 렌즈 등이 있다. RGP 렌즈는 실리콘 또는 불소계 단량체를 함유하고 있어 산소투과율은 우수하나 재질이 단단한 경질렌즈이므로 착용감이 좋지 않은 단점이 있다.

이에 최근에는 RGP 렌즈의 단점을 보완한 실리콘 수화젤 렌즈가 개발되어 사용되고 있다. 실리콘 수화젤 렌즈는 TRIS와 같은 산소투과율이 우수한 실리콘 단량체, 광투과성이 우수한 MMA 등과 DMA, hydroxyethyl methacrylate(HEMA) 등과 같은 친수성 단량체 등의 공중합체로 제조되어진다. 따라서 이 렌즈는 RGP 렌즈의 장점인 산소투과율과 연질렌즈의 장점인 물흡수성을 동시에 가져 착용감이 매우 우수한 장점이 있다.

실리콘 수화젤은 위와 같이 기존 렌즈에 비해 장점을 가지고 있으나, 장기적으로 연속 착용하기에는 착용 중 단백질 흡착에 의해 투명성과 산소투과성이 저하되는 문제가 있다. 또한 콘택트렌즈 표면에 부착된 단백질은 렌즈의 재질과 더욱 강하게 결합하여 감염의 위험성을 증가시키며, 알레르기 반응을 일으켜 거대유두결막염을 유발한다.²

이와 같은 단백질 흡착의 문제점을 보완하기 위해 콘택트렌즈 표면에 친수성 고분자인 수화젤의 코팅,³ 친수성-소수성 마이크로상분리 구조를 갖는 표면 설계,⁴ 고분자 인지질 극성기의 도입 등을⁵ 시도하였다. PEG는 독성이 없고, 면역반응을 일으키지 않고,⁶ 이것이 표면에 존재할 때에는 혈액응고에 관여하는 혈소판의 점착과 단백질의 흡착을 막는다는 보고가⁷⁻⁹ 있기 때문에 기존의 콘택트렌즈 표면에 PEG를 도입하는 연구들이 행해진 바 있다. 예를 들면, PEG 사슬의 그래프트에 의한 도입,¹⁰ PEG 사슬의 블록 공중합체에 의한 도입 등을¹¹ 시도하였다.

본 연구에서는 PEG를 포함한 단량체를 실리콘 단량체 등과 공중합하여 실리콘 수화젤 렌즈 소재에 PEG를 도입하고 도입된 PEG가 물 흡수도, 물 접촉각, 광투과도 등에 미치는 영향을 조사하였다. 또한 실리콘 수화젤 렌즈의 단백질 흡착 거동을 조사하기 위해 눈물 속에 있는 단백질인 알부민, lysozyme, γ -globulin 등의 흡착량을 조사하였다.

실 험

시약 및 재료. 실리콘 수화젤 중합을 위한 단량체로 TRIS, MMA, DMA 등과 PEG를 포함하는 단량체인 PEG-MEM(molecular weight(MW)=300, 475, 1100 g/mol)을 사용하였다. 이들 단량체는 모두 Aldrich Chemical 제를 정제하지 않고 그대로 사용하였다. 가교제로는 ethylene glycol dimethacrylate(EGDMA, Aldrich chemical)를 사용하였고 중합개시제는 2,2'-azobis(n-butyl-2-methyl propionamide)(VAm-110, Wako pure chemical)를 사용하였다.

한편, 단백질 흡착 실험을 위하여 알부민, lysozyme, γ -globulin과 인산원충용액(PBS, pH 7.4)을 사용하였다. 그 외 흡착된 단백질 정량을 위하여 탄산나트륨, sodium potassium tartrate(Rochelle salt), cupric sulfate pentahydrate, Folin & Ciocalteu's phenol reagent 등을 사용하였다. 이들 시약은 모두 Sigma Chemical 제를 사용하였다.

실리콘 수화젤 렌즈의 제조. 실리콘 수화젤의 제조를 위하여 2 g TRIS, 5 g MMA, 3 g DMA를 혼합하여 공중합하였다. 이때 가교제인 EGDMA 및 중합개시제인 VAm-110은 단량체 양에 대해 각각 1.0 및 0.2 wt%를 사용하였다. PEG 도입에 따른 실리콘 수화젤의 물성변화를 조사하기 위하여 분자량이 300 g/mol인 PEG-MEM을 전체 단량체 대비 0, 9.1, 23.1, 33.3, 41.2, 47.4 wt%로 변화를 주어 단량체 혼합액에 혼합한 다음 공중합하였다. 렌즈중합은 단량체 혼합액을 콘택트렌즈 주조용 몰드((주)베스콘)에 넣어 행하였다. 이때 사용된 몰드는 콘택트렌즈 모양의 오목 및 볼록 몰드로 구성되어 있다. 각 몰드에 단량체 혼합액을 150 μ L씩 넣고 공기가 들어가지 않게 덮어준 다음, 건조오븐(115 $^{\circ}$ C)에서 1시간 동안 중합하였다.

도입된 PEG의 분자량 변화가 실리콘 수화젤의 물성에 미치는 영향을 조사하기 위하여 분자량이 300, 475, 1100 g/mol인 PEG-MEM을 도입하여 실리콘 수화젤을 제조하였다. 이때 도입된 PEG-MEM의 양은 전체 단량체 대비 23.1 wt%이었다.

물리 및 화학적 특성분석. FT-IR 분광분석기(Equinox 55 FT-IR, Bruker, Germany)를 이용하여 중합한 실리콘 수화젤 공중합체의 화학적 구조를 분석하였다. 실리콘 수화젤 렌즈 표면의 화학적 구조를 분석하기 위하여 ESCA(Nova Axis, Kratos, UK) 분석을 행하였다. 실리콘 수화젤 렌즈 표면 및 단면의 형태학적 분석을 위하여 SEM(JSM-840A, JEOL, Japan) 분석을 행하였다.

실리콘 수화젤 렌즈의 물 흡수도를 측정하기 위하여 각 시료를 100 mL의 0.01 M PBS(pH 7.4) 용액에 넣고 120 $^{\circ}$ C 고압멸균기(Autoclave, HS-9041, Hanshin medical, Korea)에서 1시간 동안 팽윤하였다. 이때 각 소재 당 시료수(n)는 5개로 하였다. 다음 시료를 상온에서 1일간 방치한 후, 시료표면의 물을 필터지로 제거한 후 시료무게를 측정하였다(팽윤무게, $W_{t_{wet}}$). 팽윤된 시료는 110 $^{\circ}$ C 건조오븐에서 충분히 건조한 다음 시료무게를 측정하였다(건조무게, $W_{t_{dry}}$). 물 흡수도는 다음과 같은 식에 의하여 계산하였다:

$$\text{Water absorbance (\%)} = \frac{W_{t_{wet}} - W_{t_{dry}}}{W_{t_{wet}}} \times 100$$

수팽윤 전후의 실리콘 수화젤 시료의 표면 친수도를 측정하기 위하여 물 접촉각을 접촉각 측정기(Contact angle system OCA, Data-physics, Germany)를 사용하여 Sessile drop(water-in-air)법으로 측정하였다. 이때 각 소재 당 시료수는 3개로 하였다. 접촉각 측정은 물방울이 시료 내로 흡수되기 전에 측정하기 위하여 시료표면에 물방울을 떨어뜨린 후 3~5초 내에 측정하였다. 실리콘 수화젤 렌즈의 광투과도를 측정하기 위하여 수팽윤 전후의 시료를 일회용 UV cell(KA1961, Kartell, Korea)에 넣고 UV 분광 광도계(UV-visible spectrometer, UV-2450, Shimadzu, Japan)를 사용하여 450 nm에서 측정하였다. 이때 각 소재 당 시료수는 5개로 하였다.

실리콘 수화젤 렌즈의 인장강도 및 인장탄성률을 조사하기 위해 만능시험기(Material testing system, LLOYD Instrument Co.)를 사용하여 측정하였다. 또한 대조군으로 시바비전(O_2 OPTIXTM, Ciba Vision), 및 바슈롬(Pure vision, Bausch & Lomb)제 실리콘 수화젤 렌즈를 사용하였다. 이때 시료는 수팽윤시킨 후 폭이 약 3.5 mm, 두께가 약 0.5 mm인 것을 사용하였고 각 소재 당 시료수는 5개로 하였다.

단백질 흡착 실험. 표준 단백질 용액으로 albumin, lysozyme,

γ -globulin을 0~1.0 mg/mL의 범위 내 여러 농도로 0.01 M PBS (pH 7.4)에 녹여 제조하였다. 단백질흡착 검량곡선을 구하기 위하여 표준 단백질 용액 1.0 mL을 유리용기에 넣고 0.1 mL의 2 N NaOH를 가하고 용기를 밀폐한 다음 100 °C에서 20분간 가열하여 가수분해 시켜 단백질 가수분해 용액을 제조하였다. 2% (w/v) Na₂CO₃ 수용액 25 mL와 1% (w/v) CuSO₄ 수용액 0.25 mL, 2% (w/v) KNaC₄H₄O₆ 수용액 0.25 mL를 혼합하여 Lowry 시약을 제조하였다. 이 Lowry 시약 1.0 mL을 취하여 단백질 가수분해 용액에 가하고 혼합한 뒤 10 분간 방치시켰다. 다음 0.1 mL의 Folin 시약을 가하고 30~60분간 방치한 뒤 ELISA (Benchmark plus microplate spectrophotometer, BMS, Korea)를 사용하여 660 nm에서 흡광도를 측정하고 최소제곱법에 의하여 검량곡선을 구하였다.

단백질 흡착실험을 위하여 100 mg albumin을 0.01 M PBS 용액 (pH 7.4) 100 mL에 녹여 알부민 수용액을 제조하였다. Lysozyme 및 γ -globulin도 마찬가지로 각각 수용액을 제조하였다. 흡착실험은 수행된 실리콘 수화젤 렌즈를 상기 단백질 수용액에 넣고 37 °C의 shaking incubator (KMC-8480F, Vision scientific, Korea)에서 24시간동안 적절한 속도로 교반하며 행하였다. 이때 실리콘 수화젤 렌즈 시료는 직경 14 mm의 천공기(punch)를 이용하여 천공한 후 시료의 표면적을 될 수 있는 한 일정하게 하였다. 또한 인공눈물에서의 단백질 흡착을 조사하기 위하여 인공눈물을 albumin 0.39 g, lysozyme 0.17 g, γ -globulin 0.105 g을 0.01 M PBS (pH 7.4) 100 mL에 넣어 혼합하여 제조하였다.

단백질 정량 실험은 Lowry 법을 이용하였다.¹² 단백질 흡착실험을 행한 실리콘 수화젤 시료를 0.01 M PBS (pH 7.4) 용액으로 씻은 후 5 mL vial에 넣고 1.0 mL의 0.01 M PBS (pH 7.4)와 0.1 mL의 2 N NaOH를 가하고 밀폐한 다음, 100 °C에서 20분간 가열하여 가수분해하였다. 그 후 가수분해물을 상온에서 냉각시킨 다음, 1.0 mL의 Folin 시약을 가하고 30~60분간 방치한 뒤 660 nm에서 흡광도를 ELISA를 사용하여 측정하였다. 앞에서 구한 검량곡선의 식을 이용하여 측정된 흡광도로부터 흡착된 단백질의 양을 계산하였다.

결과 및 토론

실리콘 수화젤 렌즈의 물리 및 화학적 특성분석. 실리콘 수화젤 렌

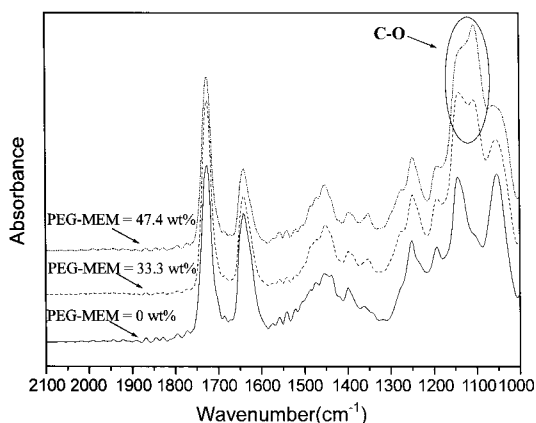


Figure 1. FT-IR spectra of silicone hydrogels incorporated with PEG-MEM (MW = 300 g/mol).

즈소재의 FT-IR 스펙트럼을 Figure 1에 나타내었다. 그림에서 보는 바와 같이 PEG-MEM이 도입된 시료에서는 C-O bond로 인한 강한 흡수대가 1100 cm⁻¹ 부근에 나타났고 도입된 PEG-MEM 양의 증가에 의해 피크강도가 증가되었다. 반면 PEG-MEM 도입이 없는 대조군 시료에서는 C-O 피크가 크게 나타나지 않았다. 따라서, PEG 포함 단량체의 공중합에 따라 PEG의 도입을 확인할 수 있었다.

ESCA를 이용하여 실리콘 수화젤 렌즈소재의 표면을 분석하였다. ESCA를 이용한 원소분석결과, PEG-MEM 도입이 없는 대조군 시료에서는 탄소 72.92 at%, 산소 19.79 at%, 질소 3.35 at%, 실리콘 3.94 at%인데 반해 47.4 wt% PEG-MEM이 도입된 시료에서는 탄소 73.30 at%, 산소 22.60 at%, 질소 1.65 at%, 실리콘 2.44 at%가 나타났다. PEG-MEM의 도입에 따라 산소의 양이 증가하

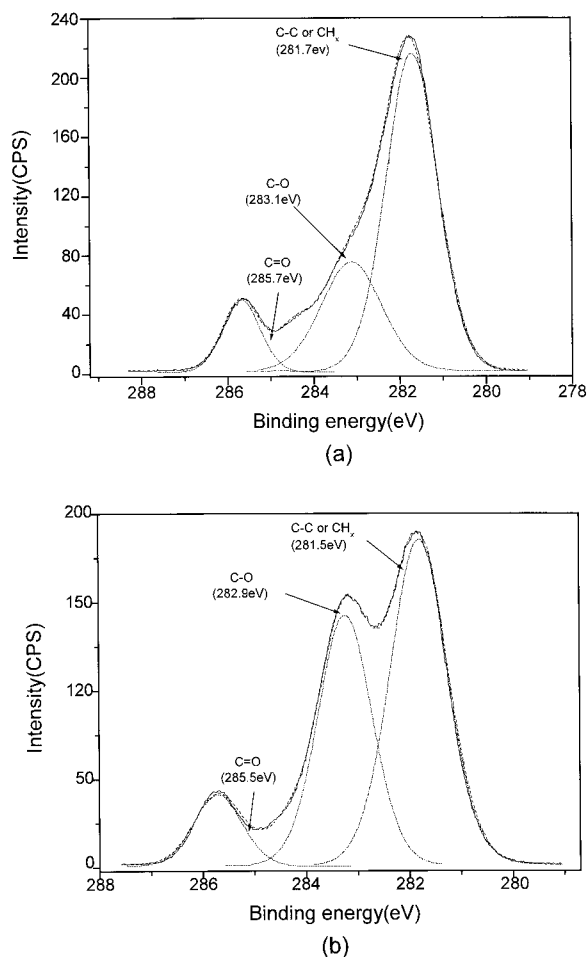


Figure 2. C1s deconvolution spectra of silicone hydrogels incorporated with PEG-MEM (MW = 300 g/mol): (a) 0 wt%; (b) 47.4 wt%.

Table 1. Results of C1s Deconvolution of ESCA of Silicone Hydrogels Incorporated with 0 and 47.4 wt% PEG-MEM (MW = 300 g/mol)

Amount of incorporated PEG-MEM (wt%)	Chemical bonds (atomic %)		
	C-C or CH _x	C-O	C=O
0	61.4	24.6	14.1
47.4	50.7	36.1	13.2

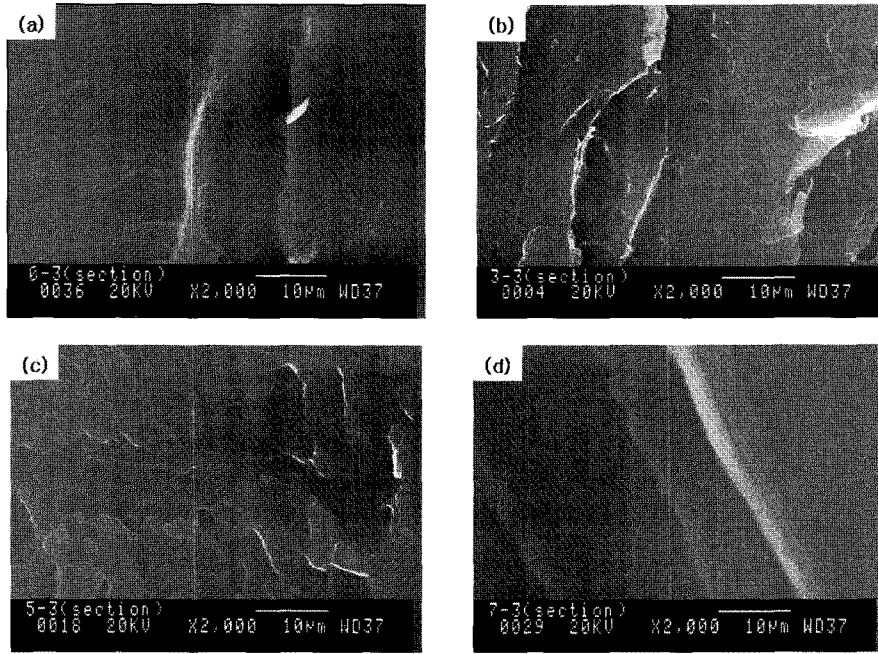


Figure 3. SEM images (x 2000) of silicone hydrogels incorporated with PEG-MEM (MW = 300 g/mol): (a) PEG-MEM = 0 wt%; (b) PEG-MEM = 23.1 wt%; (c) PEG-MEM = 33.3 wt%; (d) PEG-MEM = 47.4 wt%.

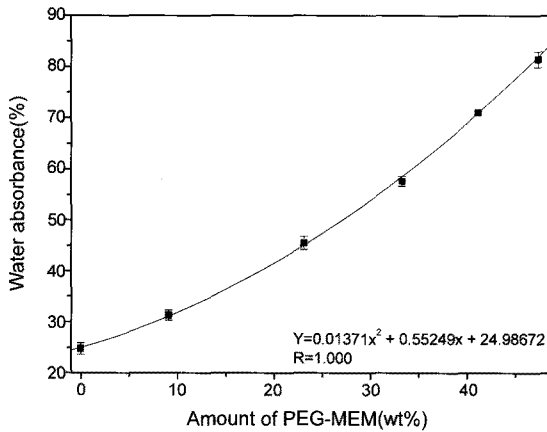


Figure 4. Water absorbance of silicone hydrogels incorporated with PEG-MEM (MW = 300 g/mol) (n = 5).

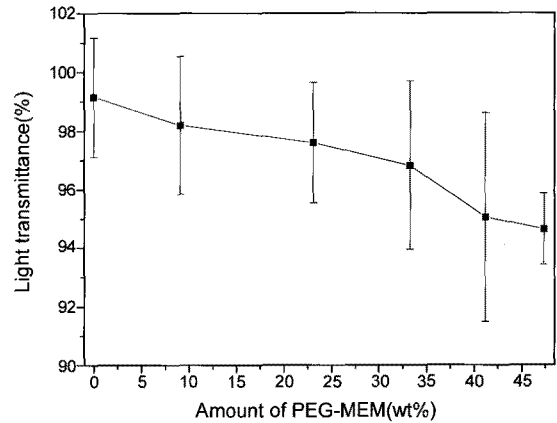


Figure 5. Light transmittance (wavelength = 450 nm) of silicone hydrogels incorporated with PEG-MEM (MW = 300 g/mol) (n = 5).

는 현상으로 보아 실리콘 수화젤 렌즈표면에 PEG가 존재하는 것을 확인할 수 있었다. ESCA의 C1s 분석결과를 Figure 2 및 Table 1에 나타내었다. 그림에서 보는 바와 같이 C=O (285.5 eV), C-O (282.9 eV), C-C 또는 CH_x (281.5 eV) 피크들로 피크분해를 할 수 있었다. 표에서 보는 바와 같이 대조군 실리콘 수화젤 렌즈에서는 C-O 결합이 24.6 at%인데 반하여 47.4 wt% PEG-MEM이 도입된 시료에서는 36.1 at%로 증가하였다. 이 C-O 결합피크의 증가는 도입된 PEG에 기인하는 것으로 생각된다. 따라서, PEG-MEM의 도입에 따라 렌즈표면에 PEG의 존재 및 증가를 확인할 수 있었다.

실리콘 수화젤 렌즈소재 단면의 SEM 사진을 Figure 3에 나타내었다. 그림에서 보는 바와 같이 PEG-MEM의 도입과 상관없이 모두 유사한 양상을 나타내었다. 따라서, PEG-MEM의 도입에 따른 상분

리 현상은 크게 나타나지 않는 것으로 생각되어진다.

PEG-MEM의 도입에 따른 실리콘 수화젤의 물 흡수도 변화를 Figure 4에 나타내었다. 그림에서 보는 바와 같이, 물 흡수도가 도입된 PEG-MEM 양의 증가에 따라 1차적으로 약 25.0%에서 약 81.5%로 증가하였다. 물 흡수도가 높으면 습윤성은 향상되나 기계적 강도가 좋지 않은 단점을 가지게 된다. 또한, PEG 분자량에 변화에 따른 물 흡수도 변화를 조사하기 위하여 분자량이 300, 475, 1100 g/mol 인 PEG-MEM을 23.1 wt% 도입하여 실리콘 수화젤을 제조하고 물 흡수도를 비교하였다. 그 결과 분자량이 높을수록 물 흡수도가 대체적으로 증가하는 것을 확인할 수 있었다(데이터 생략). 이는 친수성 관능기인 PEG의 분자길이 증가에 기인하는 것으로 생각되어진다.

제조된 실리콘 수화젤 렌즈의 실제 광투과도는 약 94.6~99.2%

로 PEG-MEM(MW=300 g/mol)의 함량이 증가할수록 감소하는 경향을 나타내었다(Figure 5). 이는 도입된 PEG-MEM 양의 증가에 따라 렌즈의 물 흡수도가 증가되고 이에 따라 렌즈두께가 증가하여 빛의 투과를 억제하기 때문으로 생각되어진다. 실리콘 수화젤에 분자량 300, 475, 1100 g/mol인 PEG-MEM을 23.1 wt% 도입하여 PEG 분자량 변화가 광투과도에 미치는 영향을 조사하였다. 그 결과, 분자량이 증가할수록 광투과도가 감소하는 경향을 보였다(데이터 생략). 이 또한 렌즈두께의 증가에 기인하는 것으로 생각되어진다.

Figure 6에 PEG-MEM(MW=300 g/mol) 도입에 따른 물 접촉각 변화를 나타내었다. 그림에서 보는 바와 같이 건조된 렌즈에 비해 물에 팽윤된 렌즈가 물 접촉각이 낮게 나타났다. 이는 PEG 분자 사슬이 물흡수에 의해 시료표면으로 배향되어 일어나는 현상으로 사료된다. 한편, PEG-MEM 도입에 따라 물 접촉각이 감소하는 경향을 나타내었다. 이 결과로부터 PEG-MEM의 함량이 증가할수록 렌즈 표면의 친수성이 증가하는 것을 확인할 수 있었다. 렌즈표면의 친수성은 눈물순환을 원활하게 하여 렌즈 착용감을 향상시키는 작용을 하므로 콘택트렌즈에서 매우 중요한 요소 중 하나이다. PEG 분자량 변화가 물 접촉각에 미치는 영향을 조사하기 위하여 분자량 300, 475, 1100 g/mol인 PEG-MEM을 23.1 wt% 도입하여 상호 비교하였다. 그

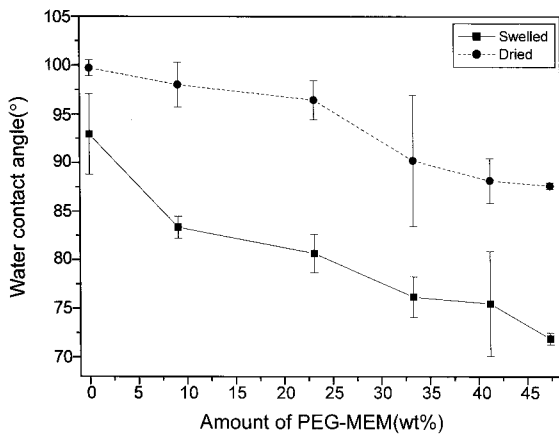


Figure 6. Water contact angle of silicone hydrogels incorporated with PEG-MEM (MW = 300 g/mol) (n = 3).

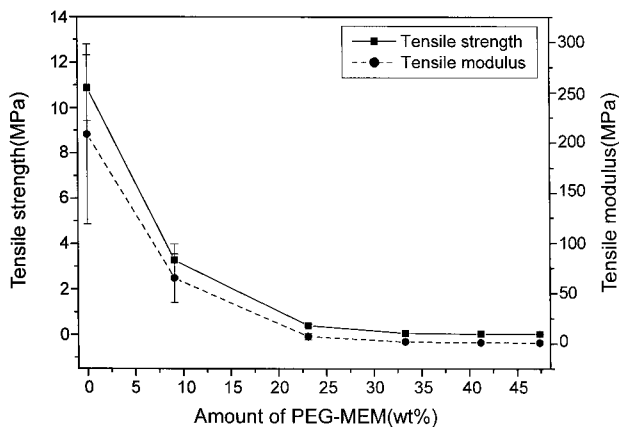


Figure 7. Tensile strength and moduli of silicone hydrogels incorporated with PEG-MEM (MW = 300 g/mol) (n = 5).

결과 물 접촉각은 PEG 분자량에는 크게 영향을 받지 않는 것으로 나타났다(데이터 생략).

Figure 7에 PEG-MEM(MW=300 g/mol) 도입에 따른 인장강도 및 탄성률의 변화를 나타내었다. PEG-MEM이 도입되지 않은 시료의 인장강도는 10.87 ± 1.44 MPa를 나타내었다. PEG-MEM의 도입에 따라 인장강도는 점진적으로 감소하여 PEG-MEM 함량이 9.1 wt%일 때 3.27 ± 0.72 MPa에서 47.4 wt%일 때 0.03 ± 0.02 MPa로 감소하였다. 한편, 대조군인 시버비전 및 비슈롬체의 인장강도는 각각 3.13 ± 0.67 및 1.64 ± 0.42 MPa로 측정되었다. PEG-MEM이 도입되지 않은 시료의 인장탄성률은 208.1 ± 89.6 MPa를 나타내었다. PEG-MEM의 도입에 따라 인장탄성률은 인장강도와 마찬가지로 점진적으로 감소하여 PEG-MEM 함량이 9.1 wt%일 때 64.9 ± 24.0 MPa에서 47.4 wt%일 때 0.8 ± 0.2 MPa로 감소하였다. 한편, 대조군인 시버비전 및 비슈롬체의 인장탄성률은 각각 15.3 ± 4.9 및 12.9 ± 1.6 MPa로 측정되었다. 이와 같은 결과로 볼 때, 제조된 실리콘 수화젤 소재는 물흡수도의 증가에 따라 기계적 물성이 저하되는 것으로 나타났다. 또한, 측정된 결과를 대조군과 비교한 결과, PEG-MEM 함량이 약 10~20 wt%가 기계적 물성 측면에서 적절한 것으로 사료된다.

단백질 흡착 실험. Lowry 법에 의하여 측정된 실리콘 수화젤 렌즈에 흡착된 단백질의 양을 Figure 8에 나타내었다. 그림에서 보는 바와 같이 γ -globulin이 가장 많이 흡착되었고 lysozyme, albumin의 순으로 흡착량이 감소하였다. 이를 통해 단백질의 소수성이 높을수록 실리콘 수화젤 표면에 보다 잘 흡착하는 것으로 알 수 있었다. 한편, PEG-MEM(MW=300 g/mol) 함유량 증가에 따라 단백질 흡착량이 감소하는 경향을 보였다. 따라서, 렌즈표면에 도입된 PEG가 단백질의 흡착을 방지하는 역할을 하는 것으로 사료되어진다.

PEG 분자량이 단백질 흡착에 미치는 영향을 조사하기 위하여 분자량 300, 475, 1100 g/mol인 PEG-MEM을 23.1 wt% 도입하여 제조된 실리콘 수화젤 표면에서의 단백질 흡착량을 Figure 9에 나타내었다. 그림에서 보는 바와 같이 PEG 분자량 즉 PEG의 반복단위가 길수록 단백질 흡착량이 감소하는 경향을 나타내었다. 그러나, 반복단위가 약 8 및 22는 단백질 흡착량이 유사한 것으로 나타났다.

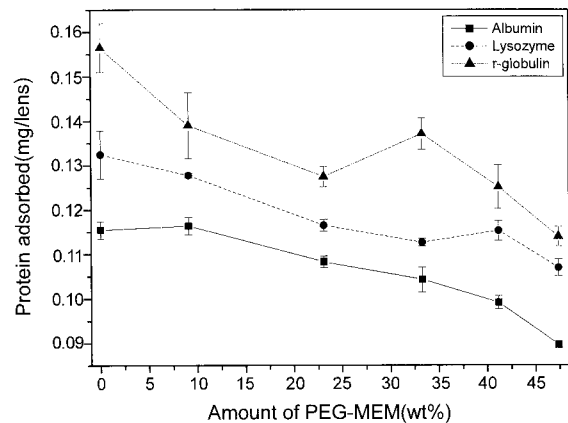


Figure 8. Amounts of proteins (albumin, lysozyme and γ -globulin) adsorbed on silicone hydrogels incorporated with PEG-MEM (MW = 300 g/mol) (n = 3).

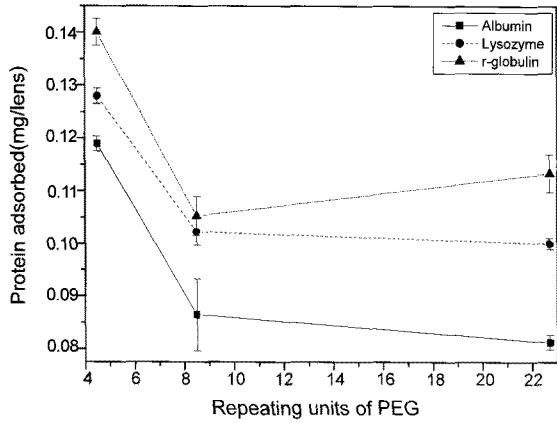


Figure 9. Effect of PEG length of PEG-MEM on the adsorption of proteins such as albumin, lysozyme and γ -globulin (n=3).

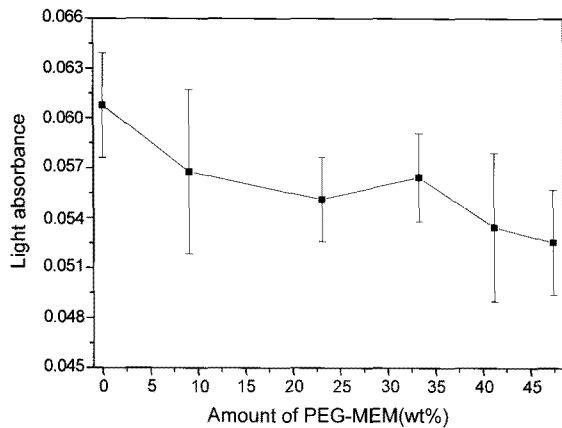


Figure 10. Change of light absorbance (wavelength at 660 nm), by proteins in artificial tears, adsorbed on silicone hydrogels incorporated with PEG-MEM (MW=300 g/mol) (n=3).

따라서, 일정크기 이상의 PEG 길이는 단백질 흡착량에 크게 영향을 미치지 않는 것으로 나타났다.

Figure 10은 실제 눈물에서의 단백질 흡착경향을 추정하기 위하여 인공눈물을 제조하여 단백질 흡착량을 조사하였다. 그림에서 보는 바와 같이 흡광도가 도입된 PEG-MEM 양 증가에 따라 감소하는 경향을 나타내었다. 따라서, 인공눈물에서도 도입된 PEG 양이 증가할수록 단백질의 흡착량이 감소하는 것을 확인할 수 있었다.

결론

PEG가 도입된 실리콘 수화젤 렌즈를 제조하기 위하여 TRIS, MMA, DMA 등과 함께 PEG-MEM을 도입하여 공중합하였다. 이 실리콘 수화젤 렌즈는 PEG-MEM 양의 증가에 의하여 물 흡수도는 증가하고 물 접촉각은 감소하는 경향을 나타내었다. 광투과도는 PEG-MEM 양의 증가에 따라 감소하는 경향을 나타내었으나 감소량은 크지 않았다. 기계적 물성은 PEG-MEM 양의 증가에 따라 감소하는 경향을 나타내었다. 눈물 속 단백질인 albumin, lysozyme, γ -globulin 등을 이용하여 단백질 흡착실험을 한 결과, PEG-MEM 양이 증가할수록 단백질 흡착은 감소하는 것을 확인할 수 있었다. 또한, 인공눈물에서도 렌즈표면의 단백질 흡착이 감소하는 것을 확인하였다.

참고 문헌

1. P. Morgan and N. Brennan, *Contact Lens Spectrum*, **22**, 6 (2007).
2. M. G. Baines, F. Cai, and H. A. Backman, *Optom. Vis. Sci.*, **67**, 807 (1990).
3. F. J. Holly and M. F. Refojo, *J. Am. Optom. Assoc.*, **43**, 1173 (1972).
4. T. Okano, S. Nishiyama, I. Shinohara, T. Akaike, Y. Sakurai, K. Kataoka, and T. Tsuruta, *J. Biomed. Mater. Res.*, **15**, 393 (1983).
5. C. S. Andrews, S. P. Denyer, B. Hall, G. W. Hanlon, and A. W. Lloyd, *Biomaterials*, **22**, 3225 (2001).
6. E. W. Merrill and E. W. Salzman, *ASAIO J.*, **6**, 60 (1983).
7. J. H. Lee, J. Kopeček, and J. D. Andrade, *J. Biomed. Mater. Res.*, **23**, 351 (1989).
8. P. Stenius, J. Berg, P. Claesson, C. G. Galander, C. Herder, and B. Kronberg, *Creat. Chem. Acta*, **63**, 501 (1990).
9. S. Nagaoka and A. Nakao, *Biomaterials*, **11**, 119 (1990).
10. Y. Mori, S. Nagaoka, M. Itoga, H. Tanzawa, Y. Yamada, H. Watanabe, and Y. Idezuki, *Artif. Organs*, **2**, 66 (1978).
11. A. S. Sawhney, C. P. Pathak, and J. A. Hubbell, *Macromolecules*, **26**, 581 (1993).
12. O. H. Lowry, N. J. Rosebrough, A. L. Farr, and R. J. Randall, *J. Biol. Chem.*, **193**, 265 (1951).