

소프트 콘택트 렌즈용 하이드로젤의 계면학적 및 유변학적 특성 연구

노혜란[†]

서울과학기술대학교 안경광학과

(2011년 7월 8일 접수, 2011년 8월 19일 수정, 2011년 9월 6일 채택)

Interfacial and Rheological Properties of Selected Hydrogel Formulations for Soft Contact Lens

Hyeran Noh[†]

Department of Optometry, Seoul National University of Science and Technology, 138 Gongneung gil, Nowon-gu, Seoul 139-743, Korea

(Received July 8, 2011; Revised August 19, 2011; Accepted September 6, 2011)

초록: 소프트 콘택트 렌즈의 재질 별 계면학적 특성 및 유변학적 변화를 조사하여 렌즈 재료의 성분 설계에 기본 정보를 제시하고자 하였다. 눈물 단백질인 albumin과 IgG의 흡착량을 측정한 결과 하이드로젤의 표면 에너지가 증가함에 따라 점차 단백질 흡착량이 감소하는 것을 볼 수 있었다. Polydimethylsiloxane-polyvinylpyrrolidone(PDMS-PVP) 하이드로젤은 albumin과 IgG 흡착량이 가장 높았으며 poly(2-hydroxyethyl methacrylate)-polyvinylpyrrolidone(HEMA-PVP)의 경우 albumin의 흡착량은 매우 미미한 것으로 나타났다. 일정한 수직항력 하에서의 하이드로젤의 토크는 실리콘 재질인 PDMS-PVP의 경우 HEMA계열보다 약 5배 이상 크게 측정된 것을 볼 수 있었다. 흥미로운 것은 단백질 흡착량이 적은 HEMA계열 하이드로젤의 경우 실리콘 계열 하이드로젤보다 인공 눈물 내 거동 시 마찰계수가 오히려 더 큰 것을 알 수 있었다. 인공눈물 내의 하이드로젤의 거동은 단백질 흡착으로 인한 윤활 효과 외에도 하이드로젤 고유의 구조와 회전하는 계면의 성질에 큰 영향을 받는 것을 알 수 있었다.

Abstract: Interfacial and rheological properties of selected hydrogel formulations were studied to understand the contact-lens comfort in end use. It was concluded that protein adsorption from aqueous solution decreased monotonically with increasing surface energy (water wettability) of tested hydrogels. Also, it has revealed that friction coefficient of polydimethylsiloxane-polyvinylpyrrolidone (PDMS-PVP) was significantly larger than 2-hydroxyethyl methacrylate (HEMA) based hydrogels. Interestingly, in artificial tear solution, friction coefficients of HEMA based hydrogels were larger than silicone hydrogels.

Keywords: protein adsorption, hydrogels, rheology, contact lens, hema.

서 론

1960년에 처음 poly(2-hydroxyethyl methacrylate) (pHEMA)가 소프트 콘택트 렌즈로 개발, 사용되면서 지금까지 여러가지 재질의 콘택트 렌즈가 개발되고 제품화 되었다.^{1,2} 기존 소프트 콘택트 렌즈 재질인 HEMA에 N-vinyl pyrrolidone(NVP), methyl methacrylate(MMA) 등의 단분자를 공중합하여 함유율이 높은 렌즈가 개발되고 근래에는 산소 투과성을 증가시키면서 기존 HEMA 렌즈가 지니는 편안한 착용감을 유지시키는 실록산(siloxane) 계열 하이드로젤이 개발되면서 콘택트 렌즈를 장기간 착용할 수 있게 되었다.³ 실리콘 계열 하이드로젤은 기존의 친수성 단량체에 polydimethylsiloxanes (PDMS), tris(trimethylsiloxy)silane 등을 공중합하여 실록산

을 통한 높은 산소투과율(Dk, oxygen permeability, 100이상)과 methacrylate를 통하여 30% 대의 적절한 함유율을 유지할 수 있다.¹ 그러나 새로운 렌즈 재료의 개발에도 불구하고 이들 렌즈를 매일 착용이나 연속착용 방식으로 사용할 때 윤부충혈, 구결막 충혈, 검결막 충혈 등 충혈과 관련된 안질환 및 건조감, 이물감 등 여러 각막 부작용 등의 문제점은 해소되지 않고 있다.^{4,6}

콘택트 렌즈 재질 개발은 이러한 부작용 및 이물감을 감소시키는 연구가 꾸준히 시도되어 왔다.^{1,7} 그러나 아직까지 하이드로젤 재료의 특성에 따른 생체적합성에 관한 연구가 미미한 실정이다. 이에 따라, 편안한 착용감을 예측할 수 있는 과학적인 모델이 부족하여 새로운 하이드로젤 재질 개발의 경우 임상적인 실험에 상당히 의존하고 있다. 그러나 임상적인 실험은 조사 기간이 길고 비용이 많이 들게 되며, 객관적인 자료로 쓰이기 어려운 경우가 많은 것이 현실이다. 따라서 하이드로젤 재료의 특성에 따른

[†]To whom correspondence should be addressed.
E-mail: hrnoh@seoultech.ac.kr

인체 거부감 즉 이물감의 상관 관계 이해를 바탕으로 한 콘택트 렌즈용 하이드로젤 재료의 재질적인 특성에 관한 연구가 필요하다.

하이드로젤 렌즈의 표면 즉 계면의 성질은 콘택트 렌즈의 성질에 영향을 미친다고 알려져 있다.⁸⁻¹⁰ 따라서 많은 상업화된 콘택트 렌즈 제조시 표면 개질을 통하여 렌즈의 생체 적합성을 높이는 시도를 하고 있다. 그러나 하이드로젤의 재질 자체의 특성이나, 어떻게 표면 개질이 렌즈 착용시 이물감을 감소시키고 어느 정도 생체 적합성을 증대시키는지 그 상관 관계가 객관적이고 정량적으로 알려져 있지는 않다. 하지만, 다음과 같은 두 가지 현상이 결정적인 중요한 요소로 여겨지고 있다. 첫째, 하이드로젤로의 눈물 단백질 흡착현상으로 콘택트 렌즈 표면에서 일어나는 파울링(fouling)은 렌즈를 장기간 착용시에 생체 적합성에 영향을 미치는 것으로 알려져 있다.¹¹ 두번째, 렌즈 재질의 마찰계수로 예측되는 유변학적 특성으로 각막 위 콘택트 렌즈의 움직임은 장단기 생체 적합성과 밀접한 관련이 있기 때문이다.¹² 반복된 착용과 탈착 그리고 지속적인 눈 깜빡임 등에 의해 작용되는 힘(stress)은 콘택트 렌즈 하이드로젤의 형태의 변화 및 파열을 일으키게 된다. 또한 장기적으로는 매끄럽지 못한 표면을 만들게 되어 근본적인 광학적인 굴절 보정 기능을 상실할 수도 있고 각막에 심각한 부작용을 일으킬 수 있다.^{4,6,13} 최근 하이드로젤에 관한 연구논문은 이 두 가지 요소가 서로 밀접하게 관련되어 있음을 밝히고 있다.^{14,15}

본 연구에서는 콘택트 렌즈에 사용되는 하이드로젤을 이용하여 눈물 단백질 흡착현상과 재료특성의 상관관계를 이해하고 눈을 깜빡일 때 렌즈에 작용하는 힘에 따른 하이드로젤의 마찰계수를 측정하여 렌즈의 유변학적 특성을 이해하고자 하였다.

실 험

재료. 실험에 쓰인 하이드로젤은 Yang,¹⁶ Kronberg¹⁷⁻¹⁹ 그리고 Nandu의¹⁹ 방법에 따라 중합했다. 2-Hydroxyethyl methacrylate (HEMA, 68.7 wt%), *N*-vinyl-2-pyrrolidone (NVP, 30 wt%)를 이용하여 ethylene glycol dimethacrylate (EGDMA, 1 wt%)를 가교제로, azobisisobutyronitrile (AIBN, 0.3 wt%)을 개시제로 사용하여 80 °C에서 1시간 열중합하였다. HEMA hydrogel은 NVP를 제외하고 HEMA 98.7%를 사용하여 위의 방법과 동일하게 열중합하였다. Polydimethylsiloxane-polyvinylpyrrolidone (PDMS-PVP)는 polydimethylsiloxane (PDMS, 54.8 wt%), *N*-vinyl-2-pyrrolidone (NVP, 30 wt%), triethyleneglycol dimethacrylate (TEGDMA, 15 wt%), a mixture of mono and bis(2,4,6-trimethylbenzoyl)-phenylphosphineoxide (Irgacure 2100, 0.2 wt%)를 혼합하여 30분간 305 nm의 UV 램프 아래에서 광중합하였다. 중합된 hydrogel은 증류수에 24시간 동안 희석하여 잔류 화학 성분을 제거하였다. 광개시제인 Irgacure 2100은 Ciba Specialty

Chemicals 제품이며 다른 모든 시약은 Aldrich사의 특급시약을 별도의 정제 없이 사용하였다.

시료제조. 계면학적 특성 실험을 위해 중합 전 고분자 용액을 가로 세로 700 μm pore 크기를 가지는 polypropylene mesh에 넣어(Figure 1) 중합 하였으며 유변학적 특성 실험을 위해서는 두께 600 μm의 쉬트로 제조하였다.

인공누액. 인체의 눈물 성분과 비슷한 단백질 용액은 다음과 같이 만들었다.¹² Lysozyme (1.2 mg/mL), albumin (3.88 mg/mL) 그리고 Immunoglobulin G (IgG, 1.61 mg/mL)를 CPBSz 용액(0.01 M sodium citrate, 0.01 M sodium phosphate, 0.12 M NaCl, 0.02% sodium azide, pH 7.4)에 녹여 만들었다.

계면학적 특성. 하이드로젤 입자(20 mg)를 각각 0.5 mL 폴리프로필렌 마이크로 튜브에 넣은 뒤 30 μL의 단백질 용액과 접촉시켰다. 20초간 40 rpm에서 원심분리시킨 뒤 1시간 동안 단백질 흡착을 유도하였다. SDS 전기영동방법으로 용액에 남아있는 단백질의 농도를 측정하였다.

유변학적 특성. 유변학적 거동을 위한 하이드로젤은 직경이 25 mm, 두께 600 μm인 원형으로 절단하였다. 25 mm의 평행평판 회전점도계(Rheometric사, Advanced Rheometric Expansion System, ARES)를 사용하여 용액상(PBS 또는 인공누액)에서의 하이드로젤 토크를 측정하였다(Figure 2). 하이드로젤의 마찰력(friction force, F)은 Gong의 이론에 따라 식 (1)에 의해 계산했다.²⁰

$$F = 4T / 3R \quad (1)$$

여기서 R 은 하이드로젤의 반지름이다. 회전속도는 회전축의 중심으로부터의 거리에 따라 달라지므로 중심에서 r 만큼 떨어진 위치에서의 부분 마찰력은 다음과 같이 표시된다.

$$f = c\omega r \quad (2)$$

여기서 c 는 상수, r 은 원의 중심으로부터의 거리, ω 는

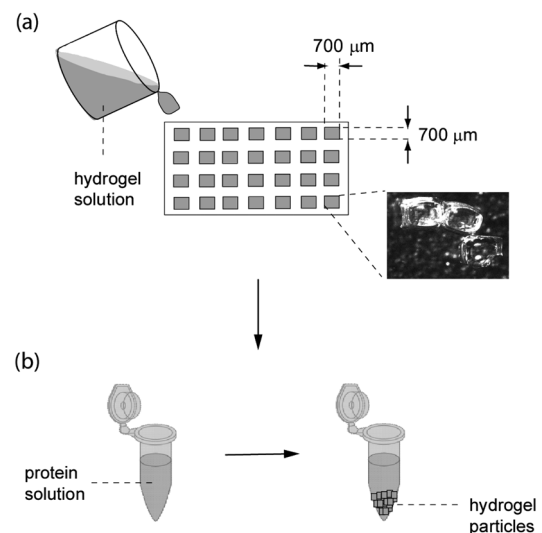


Figure 1. Schematic illustration for preparation of protein depletion study.

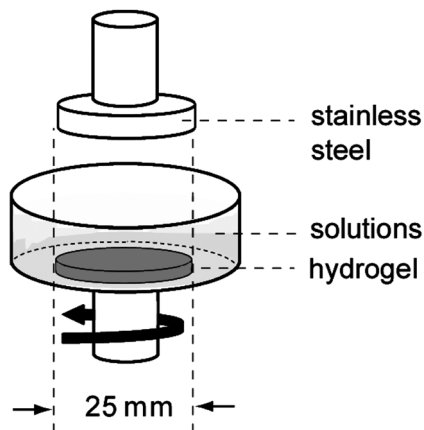


Figure 2. Schematic representation of rheometer setup for sliding hydrogels.

회전각이다.

회전하는 하이드로젤의 전체 넓이에 따른 마찰력과 토크는 다음과 같이 계산된다.

$$F = \int_0^R 2\pi r \cdot f \cdot dr = \frac{2}{3}\pi c \omega R^3 \quad (3)$$

$$T = \int_0^R 2\pi r \cdot f \cdot dr = \frac{1}{2}\pi c \omega R^4 \quad (4)$$

마찰계수(μ)는 측정된 전단속도 내의 평균 마찰력을 평균 수직항력으로 나누어서 계산하였다.

$$\mu = \frac{F}{N} \quad (5)$$

결과 및 토론

하이드로젤의 단백질 흡착. Figure 3은 SDS 전기영동으로 얻어진 albumin 흡착에 관한 표준 곡선 결과를 나타낸 것이다. 선형 결과 내의 단백질 농도 또는 O.D.값으로 얻어진 데이터로 단백질 흡착결과를 분석했다. 표준 곡선은 두 개의 선형 곡선으로 분류되어(2 mg/mL 이하는 저농도, 2 mg/mL 이상은 고농도) 적용되었으며, 모든 표준 곡선은 R^2 값이 95% 이상인 것으로 측정되었다.

재료표면으로의 단백질 흡착현상에 관한 연구는 재료의 생체적합성을 이해하기 위한 첫 번째 단계로 알려져 있다.^{21,22} 외부 물질인 재료의 이식 또는 접촉에 의한 인체의 반응은 첫째, 단백질 흡착, 둘째로 세포 흡착, 그리고 혈액 응고 등의 단기간 반응을 거친다. 이에 따라 장기적으로 재료의 부식, 변성 등으로 나타나게 된다. 콘택트 렌즈의 경우 단백질 흡착, 그에 따른 국소적인 파울링에 의한 광투과율, 산소 투과율 저하로 나타나며 결과적으로는 각막 부작용 등으로 가시적으로 나타난다.⁷ 따라서 하이드로젤로 단백질이 흡착되는 계면 현상에 관한 이해는 재료의 각막 적합성을

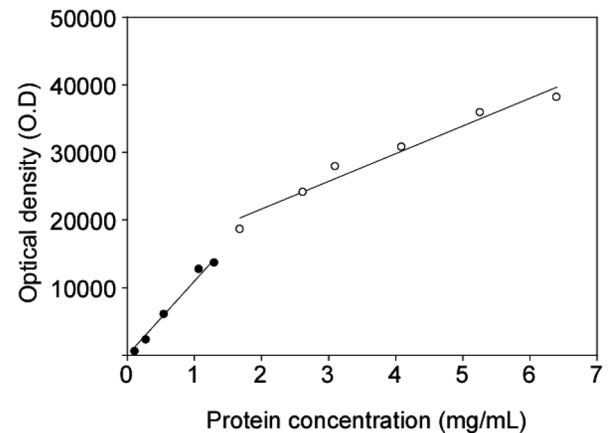


Figure 3. Typical calibration curves relating SDS gel electrophoresis band optical density (OD) to protein concentration.

이해하기 위한 첫 단계라고 할 수 있다.

Figure 4는 소프트 콘택트 렌즈용 하이드로젤의 종류에 따라 1시간 반응시켰을 때 흡착된 albumin (a)와 IgG (b)의 흡착량을 나타낸 것이다. Albumin과 IgG 체내에 물론 눈물 내에도 가장 높은 농도로 존재하는 단백질이다. Albumin과 IgG의 흡착 곡선 모두 초기 단백질 농도가 증가함에 따라 계면으로의 단백질 흡착량이 점차적으로 증가하나 어느 순간이 되면 더 이상 증가하지 않고 일정량을 유지하는 것을 볼 수 있다. 이 때의 재료의 계면은 흡착된 단백질로 포화된 상태를 나타낸다.

Figure 4에서 보듯이 실리콘 계열의 PDMS 하이드로젤에 albumin과 IgG 모두 가장 많은 흡착량을 보였다. 이와 같은 이유는 일반적으로 실리콘 계열의 하이드로젤이 상대적으로 큰 접촉각을 보이며 소수성을 나타내기 때문인 것으로 해석된다.^{12,21} 또한 HEMA PVP의 경우 polyvinylpyrrolidone으로 인해 친수성이 더욱 강화되어 albumin의 경우 흡착량이 미미하게 적은 것으로 나타났다. 따라서 하이드로젤의 젖음성(wettability)이 증가함에 따라 단백질 흡착량이 점차 감소하는 양상을 보임을 알 수 있었다. 흡착량 외에도 흡착 곡선의 기울기 또한 표면의 친수성도가 증가함에 따라 감소하는 것을 볼 수 있다(albumin의 경우).

IgG의 경우 albumin과 유사한 흡착현상을 보이지만 albumin보다 동일 재료의 계면으로의 흡착질량이 최대 8배 이상 많다. 이것은 계면에너지 차에 의해 특정 단백질이 특정 재료에 더 많이 흡착될 수도 있으며 또는 단백질의 크기에 의해서도 1 layer가 아닌 multi layer로 흡착할 수 있기 때문인 것으로 해석된다.^{23,24} 분자량이 77 kDa로 상대적으로 크기가 작은 albumin은 1 layer로 계면을 포화시키지만 분자량이 큰 IgG의 경우(160 kDa) 2 layer 이상을 이루며 계면을 포화시키는 것으로 이해된다. 따라서 2 layer 이상을 포화시키기에 필요한 질량도 상대적으로 최대 8배 이상 필요한 것으로 보인다.

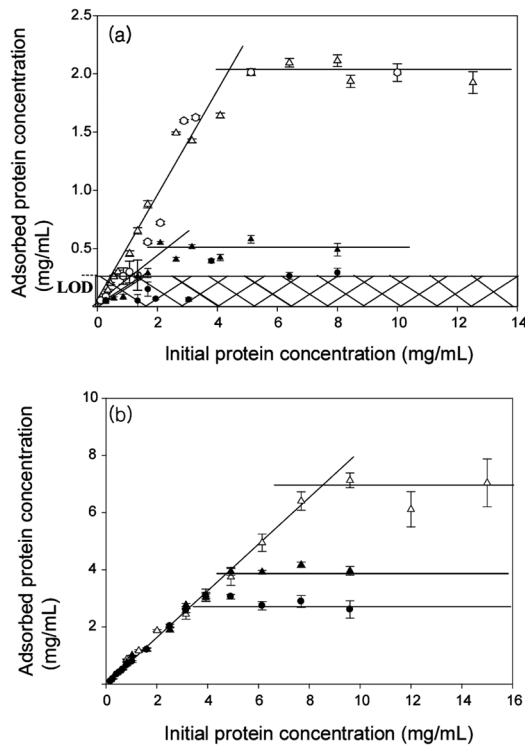


Figure 4. Depletion curves for purified albumin (a); IgG (b) adsorbed to three different hydrogels. HEMA-PVP (closed circle), HEMA (closed triangle), PDMS-PVP (open triangle).

하이드로젤의 유변학적 거동. 일반적으로 고분자와 접촉하는 계면 사이의 마찰에는 여러 가지 요인이 있겠지만 그 중에서도 고분자 사슬형태의 변화 그리고 계면으로의 흡착이력(adhesion hysteresis)이 영향을 미치는 것으로 알려져 있다.²⁵ Gong에 따르면 고분자의 마찰은 Amonton의 법칙을 절대적으로 따르지 않으며 고분자의 화학구조와 형태 및 접촉면에 큰 영향을 받는다고 알려져 있다. 특히 하이드로젤의 경우 팽윤 정도에 따라 같은 재질이라도 마찰계수는 상당히 달라진다. 화학구조 외에도 맞는 재료의 계면 성질에 의해서 마찰 그리고 젤의 상관관계에 중대한 영향을 미친다고 알려져 있다.^{26,27}

그 동안 하이드로젤 마찰에 관한 여러 연구가 진행되어 왔는데 그 중에서도 Gong과 Osada가 발표한 adsorption repulsion 이론에 따르면 하이드로젤의 마찰거동(frictional behavior)은 젤의 화학구조뿐 아니라, 하이드로젤 고분자를 구성하고 있는 용매에 의해서 큰 영향을 받는데 이때 녹아 있는 용매와 맞닿아 있는 재료표면의 상대적인 상관관계에 의해 고분자 사슬이 거부(repel)될 수도 흡착(adsorb)될 수도 있다. 거부되는 경우 계면의 용매 층이 마찰력에 큰 영향을 준다. 그러나 후자의 경우 흡착하는 고분자 사슬은 고체 표면이 움직일 때에 잡아당겨지게 되며 이때 발생하는 elastic힘은 사슬의 변형에 의해 증가하게 되기도 또는 고체 표면에서 사슬이 탈착되기도 한다. 따라서 이러한 반

응에 의한 결과로 마찰력이 결정되며 상대적으로 전자의 경우보다 큰 마찰력을 보인다.^{20,25}

수직항력과 전단속도에 따른 하이드로젤의 거동변화. Figure 5는 하이드로젤 재질에 따른 토크를 나타낸 것으로 일정한 수직항력 하에 변화하는 전단속도에 따른 토크 값을 측정하였다. 전단속도의 변화(1000 mm/s 이하)에 따른 토크의 변화는 미미한 것으로 나타났다. 전단속도를 1000 mm/s 이상일 때의 토크는 측정하지 않았다. 눈을 깜빡일 때 또는 각막이 움직일 때의 움직임은 최대 약 600 mm/s 이므로 이에 해당하는 전단속도 범위 내에서만 토크 값을 측정하고자 하였으며 이때의 토크는 Figure 5에서 보이는 것처럼 일정하게 나타났다(눈을 깜빡이는 데의 시간은 약 0.025 s이며 눈의 세로 크기는 평균 약 1.5 cm이다^{28,29}). 또한 Figure 5에 따르면 실리콘 재질인 PDMS-PVP의 경우 토크 값이 HEMA계열보다 약 5배 이상 크게 측정된 것을 볼 수 있다. HEMA와 HEMA-PVP의 경우는 토크값이 거의 비슷하게 측정된다.

마찰력은 Gong의 이론에 따라 식 (2)를 이용하여 계산하였으며 마찰 계수는 마찰력(F)과 수직항력의 비로 계산했다. Table 1은 측정된 수직항력, 마찰력 그리고 마찰계수를 나타낸다. PVP 단량체를 HEMA에 공중합한 경우는 HEMA와 비슷한 마찰계수가 측정되었다. PDMS-PVP 하이드로젤의 마찰계수 값은 HEMA 계열 하이드로젤보다 최대 2 배이상 크게 측정되었는데 이는 PDMS-PVP 재질 콘택트 렌즈가 착용시 이물감을 많이 느낀다는 임상 실험 결과와 부합하는 것이다.⁵

렌즈의 생체 적합성을 이해하기 위해서는 렌즈 재질의 특성뿐 아니라 렌즈와 각막의 계면의 특성이 중요하다는 것을 알 수 있다. 실험시 하이드로젤에 작용한 수직항력은 하이드로젤 재질간의 토크값의 차이를 측정할 수 있으면서도 콘택트 렌즈 착용시 각막에서 작용하는 압력과 유

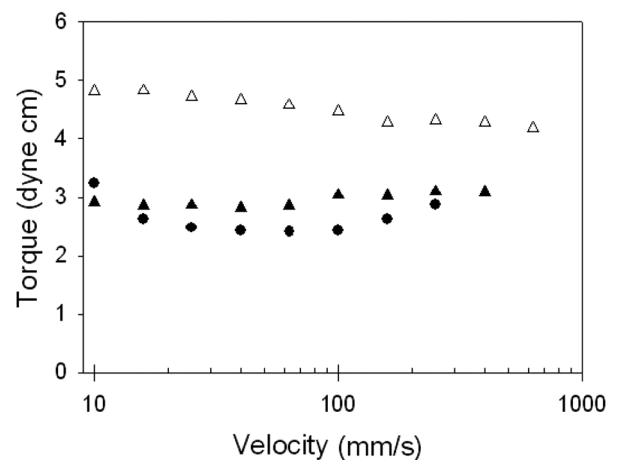


Figure 5. Hydrogel sliding friction experiments against stainless steel as a function of shear rate of outer rim. HEMA-PVP (closed circle), HEMA (closed triangle), PDMS-PVP (open triangle).

사하게 작은 수치이다(소프트 콘택트 렌즈와 각막 사이의 압력은 약 500 Pa이며, 실험에 적용된 압력은 200-700 Pa 이다³⁰). 따라서 Gong의 모델로 각막에 작용하는 압력과 전단속도를 적용하여 임상실험 결과에 부합하는 마찰계수를 측정할 수 있었으며 이로서 하이드로젤 재질의 유변학적 특성이 콘택트 렌즈 착용시 이물감과 밀접한 관련이 있음을 알 수 있다.

인공눈물 내에서의 하이드로젤의 거동. Leo Vroman은 1970년대에 두 가지 단백질의 경쟁적 흡착현상을 연구 발표하였는데 그 결과 크기가 큰 단백질이 크기가 작은 단백질을 교체하면서 재료 표면의 에너지를 감소시킨다고 알려져 있다.^{31,32} Vroman effect로 잘 알려져 있는 이 현상은 분자량이 작은 단백질이 재료 표면에 먼저 도착하고 크기가 큰 단백질이 상대적으로 나중에 도착하면서 작은 단백질을 떼어내고 표면에 흡착하는 것으로 보고되었다. 반면에, Brash와 Lyman은 모든 단백질은 동일 재료의 표면에 동등하게 또는 비슷하게 흡착한다고 보고하였다.^{33,34} 그 이후 많은 논문들이 단백질 흡착현상을 Vroman effect 또는 Bash와 Lyman의 학설을 바탕으로 연구되었으나 생체재료 표면에서 일어나는 단백질 흡착 현상을 일반화하기가 어려운 것이 현실이다. 그러나 최근 여러 연구들이 인간 혈청으로부터 다양한 크기와 성질의 단백질들이 재료 표면에 흡착 시 표면 에너지의 변화량은 일정하며 또한, 그 에너지 변화량은 한 가지 단백질 흡착으로 인한 변화량과 거의 흡사한 것으로 보고되고 있다.^{21,35-42} 따라서 본 연구에서는 albumin과 IgG 각각의 단백질의 흡착 현상을 바탕으로 인공눈물 내의 단백질들의 흡착으로 인한 하이드로젤의 거동을 이해하고자 하였다.

하이드로젤과 맞닿은 steel plate간의 거리를 조정하여 전단속도를 일정하게 유지(600 mm/s) 하면서 수직항력을 증가시켜 PBS 용액과 인공 눈물에서의 하이드로젤의 마찰계수를 비교하여 보았다. Figure 6(a)의 결과로부터 하이드로젤의 마찰계수가 단백질이 포함되어 있지 않은 PBS 용액에서는 수직항력과 하이드로젤의 재질에 큰 영향을 받는 것으로 나타났다. 수직항력이 증가함에 따라 마찰 계수 또한 일정하게 증가하는데 실리콘 계열의 하이드로젤의 경우 HEMA계열 하이드로젤보다 급격하게 영향을 받아 증가하는 것을 볼 수 있다.

Figure 6(b)에서는 albumin, IgG를 포함하는 인공눈물 용액 내에서는 모든 하이드로젤의 마찰계수는 수직항력에 거의 영향을 받지 않고 일정하게 유지되어 Amonton의 법

칙을 따르지 않는 것을 볼 수 있다. 이는 눈물 단백질이 하이드로젤의 계면에 흡착하면서 윤활제 역할을 하여 수직항력 증가에 따른 마찰력을 완화시킨 것으로 보인다. 이 효과는 수직항력이 증가할수록 확연히 관찰된다.

수직항력의 변화(6-16 g)에 따른 하이드로젤의 마찰계수는 실리콘 하이드로젤이 가장 낮았는데(0.39 ± 0.04) 이는 Figure 4의 결과에서 보이듯이 눈물 단백질이 상대적으로 소수성인 실리콘 계열 하이드로젤에 많이 흡착됐기 때문으로 예측된다. HEMA 계열의 마찰계수는 실리콘 하이드로젤처럼 인공눈물 내에서 수직항력에 영향을 받지 않았지만 8 g 이하의 수직항력에서는 오히려 인공눈액에서의 마찰계수가 0.49 ± 0.04 (HEMA) 그리고 0.48 ± 0.04 (HEMA-PVP)로 PBS 용액에서보다 더 높게 측정되었다(Figure 6(a), (b)). 이는 고분자 사슬의 하이드로젤의 유변학적 거동에 관한 Osada의 이론에 따르면 흡착된 단백질양이 적은 HEMA 하이드로젤은 회전하는 steel plate으로의 HEMA 고분자 사슬의 흡, 탈착에 의해 마찰력이 결정된다는 사실과 일치함을 알 수 있다.²⁰ 반면, PDMS-PVP 하이드로젤은 흡착된 단백질과 회전하는 steel plate의 상관관계에 의해 마찰력이 더 영향을 받기 때문인 것으로 보인다. 따라서 인공눈물 내의 하이드로젤의 거동은 단백질 흡착으로 인한 윤활 효과 외에도 하이드로젤 고유의 구조와 회전하는 계면의 성질에 큰 영향을 받는 것으로 나타났다.

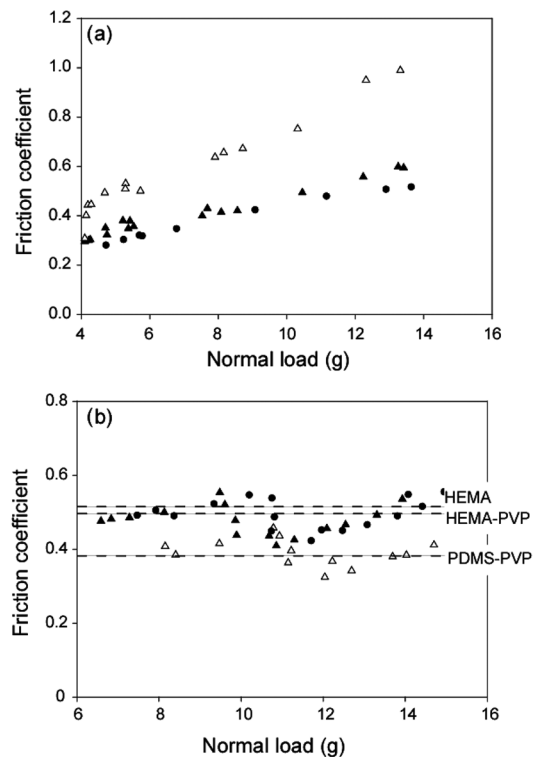


Figure 6. Friction coefficients of hydrogels in PBS (a); artificial tear solution (b). HEMA-PVP (closed circle), HEMA (closed triangle), PDMS-PVP (open triangle).

Table 1. Hydrogel Friction Coefficients from Gel Sliding Experiments against Stainless Steel

Polymer	Normal force (gf/cm ²)	Friction force(dyne)	Friction coefficient
HEMA	8.0	2.95 ± 0.11	0.39 ± 0.01
HEMA-PVP	8.0	2.64 ± 0.29	0.35 ± 0.04
PDMS-PVP	8.0	4.49 ± 0.24	0.60 ± 0.03

결론

본 연구에서는 소프트 콘택트 렌즈들의 재질 및 단백질 흡착에 따른 유변학적 특성 및 변화를 조사하여 렌즈 재료의 성분 설계에 기본 정보를 제시하고자 하였다. 그 결과 실리콘 계열의 PDMS젤에 albumin과 IgG 모두 가장 많은 흡착량을 보였다. 눈이 깜빡일 때 또는 각막이 움직일 때의 움직임은 최대 약 600 mm/s이므로 이에 해당하는 전단속도 내에서 토크 값을 측정하였다. 그 결과, 실리콘 재질인 PDMS의 경우 토크 값이 HEMA계열보다 약 5배 이상 크게 측정되었다. 각막에 작용하는 압력과 전단속도를 적용하여 계산된 하이드로젤의 마찰계수는 콘택트 렌즈를 이용한 임상실험 결과에 부합하였다. Albumin과 IgG를 포함하는 인공눈물 용액 내에서는 모든 하이드로젤의 마찰계수는 수직항력에 영향을 받지 않고 일정하게 유지되었는데 이는 눈물 단백질이 하이드로젤의 계면에 흡착하면서 윤활제 역할을 하여 수직항력 증가에 따른 마찰력을 완화시킨 것으로 보인다. 인공눈물 내의 하이드로젤의 거동은 단백질 흡착으로 인한 윤활 효과 외에도 하이드로젤 고유의 표면 특성에 영향을 받는 것으로 나타났다. 하이드로젤의 유변학적 특성이 콘택트 렌즈의 착용감과 밀접한 관련이 있으므로 향후 각막의 성질과 최대한 가까운 재료를 이용하여 인공눈물 내 하이드로젤의 마찰력을 측정한다면 콘택트 렌즈의 장, 단기 생체 적합성을 예측하는데 효과적일 것이라 예상된다.

참고 문헌

1. P. C. Nicolson and J. Vogt, *Biomaterials*, **22**, 3273 (2001).
2. Y. Lai, A. Wilson, and S. Zantos, "Contact lens", in *Kirk-Othmer Encyclopedia of Chemical Technology*, Wiley, New York, pp. 191-218 (1993).
3. F. Holly and M. Refojo, *J. Biomed. Mater. Res.*, **9**, 315 (1975).
4. M. Allansmith, D. Korb, J. Greiner, A. Henriquez, M. Simon, and V. Finnmere, *Am. J. Ophthalmol.*, **83**, 697 (1977).
5. J. Josephson and B. Caffery, *ICLC*, **6**, 223 (1980).
6. E. Alfonso, S. Mandelbaum, M. Fox, and R. Forster, *Am. J. Ophthalmol.*, **101**, 429 (1986).
7. B. Tighe, *Silicone Hydrogels: Continuous Wear Contact Lenses*, Butterworth-Heinemann, Oxford, 2004.
8. V. A. M. Luprano, P. A. Ramires, G. Montagna, and E. Milella, *J. Mater. Sci. Mater. Med.*, **8**, 175 (1997).
9. E. V. Aksenenko, V. I. Kovalchuk, V. B. Fainerman, and R. Miller, *Adv. Colloid Interface Sci.*, **122**, 57 (2006).
10. E. Dickinson, *Colloids Surf. B*, **15**, 161 (1999).
11. D. Luensmann and L. Jones, *Cont. Lens & Anterior Eye*, **31**, 179 (2008).
12. J. Bohnert, T. Horbett, B. Ratner, and F. Royce, *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.*, **29**, 362 (1988).
13. B. Holden, D. Sweeney, A. Vannas, K. Nilsson, and N. Efron, *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.*, **26**, 1489 (1985).
14. X. Hu, T. Wang, L. Xiong, C. Wang, X. Liu, and Z. Tong, *Langmuir*, **26**, 4233 (2010).
15. S. Meng, Z. Guo, Q. Wang, Z. Liu, Q. Wang, W. Zhong, and Q. Du, *J. Biomat. Sci.-Polym. Ed.*, **22**, 651 (2011).
16. K. Cai, Y. Huang, and J.-I. Yang, *J. Am. Ceram. Soc.*, **88**, 3332 (2005).
17. A. Hillerstrom, M. Andersson, J. S. Pederson, A. Altskar, M. Langton, J. v. Stam, and B. Kronberg, *J. Appl. Polym. Sci.*, **114**, 1828 (2009).
18. A. Hillerstrom and B. Kronberg, *J. Appl. Polym. Sci.*, **110**, 3059 (2008).
19. M. Nandu, R. Bawa, and Y. Lai, U. S. Patent 5,260,000 (1992).
20. J. P. Gong and Y. Osada, *Prog. Polym. Sci.*, **27**, 3 (2002).
21. H. Noh and E. A. Vogler, *Biomaterials*, **27**, 5801 (2006).
22. B. Ratner and S. Bryant, *Annu. Rev. Biomed. Eng.*, **6**, 41 (2004).
23. H. Noh and E. A. Vogler, *Biomaterials*, **28**, 405 (2007).
24. W. Muller, H. Ringsdorf, E. Rump, G. Wildburg, X. Zhang, L. Angermaier, W. Knoll, M. Liley, and J. Spinke, *Science*, **262**, 1706 (1993).
25. J. P. Gong, G. Kagata, Y. Iwasaki, and Y. Osada, *Wear*, **251**, 1183 (2001).
26. D. P. Chang, J. E. Dolbow, and S. Zauscher, *Langmuir*, **23**, 250 (2007).
27. S. H. Kim, C. Marmo, and G. A. Somorjai, *Biomaterials*, **22**, 3285 (2001).
28. C. Evinger, M. Shaw, C. Peck, K. Manning, and R. Baker, *J. Neurophysiol.*, **52**, 323 (1984).
29. H. Collewijn, V. Steen, and R. Steinman, *J. Neurophysiol.*, **54**, 11 (1985).
30. J. Khan and C. Graham, *Arch. Ophthalmol.*, **109**, 825 (1991).
31. L. Vroman, L. Adams, M. Klings, G. Fischer, P. Munoz, and R. Solensky, *Ann. N.Y. Acad. Sci.*, **283**, 65 (1977).
32. E. Leonard and L. Vroman, *J. Biomat. Sci. Polym. Ed.*, **2**, 95 (1991).
33. J. Brash and D. Lyman, *J. Biomed. Mater. Res.*, **3**, 175 (1969).
34. P. Wojciechowski and J. Brash, *J. Biomat. Sci. Polym. Ed.*, **2**, 203 (1991).
35. A. Krishnan, Y. Liu, P. Cha, D. L. Allara, and E. A. Vogler, *Biomaterials*, **27**, 3187 (2006).
36. H. Shirahama, J. Lyklema, and W. Norde, *J. Colloid Interface Sci.*, **139**, 177 (1990).
37. H. Noh and E. A. Vogler, *Biomaterials*, **28**, 405 (2006).
38. H. Noh, S. T. Yohe, and E. A. Vogler, *Biomaterials*, **29**, 2033 (2008).
39. P. Parhi, A. Golas, N. Barnthip, H. Noh, and E. A. Vogler, *Biomaterials*, **30**, 6814 (2009).
40. A. Krishnan, J. Sturgeon, C. Siedlecki, and E. A. Vogler, *Langmuir*, **19**, 10342 (2003).
41. B. Lassen and M. Malmsten, *J. Colloid Interface Sci.*, **180**, 339 (1996).
42. N. Barnthip, H. Noh, E. Leibner, and E. A. Vogler, *Biomaterials*, **29**, 3062 (2008).