

## 누액 단백질 침착에 의한 소프트콘택트렌즈의 굴절력 변화

최진용 · 박재성 · 김소라 · 박미정

서울과학기술대학교 안경광학과

투고일(2011년 10월 30일), 수정일(2011년 12월 9일), 게재확정일(2011년 12월 17일)

**목적:** 본 연구에서는 소프트콘택트렌즈를 착용하였을 때 렌즈에 부착되는 누액 단백질에 의하여 굴절력의 변화가 유발되는 지를 알아보고자 하였다. **방법:** -1.00 D, -3.00 D, -5.00 D 및 -7.00 D의 굴절력을 가지는 etafilcon A, hilafilcon A 및 comfilcon A 재질 렌즈를 인공누액에 각각 1일, 3일, 5일, 7일 및 14일 동안 배양시킨 후 자동렌즈 미터를 이용하여 wet cell 방법으로 굴절력을 측정하였으며, 렌즈에 침착된 단백질 양을 Lowry 방법으로 정량하였다. **결과:** 세 종류의 렌즈 가운데 이온성인 etafilcon A 재질 렌즈에서 가장 많은 단백질이 침착되어 굴절력의 변화가 크게 나타남을 확인하였다. 즉, 인공누액에 1일 동안 배양시킨 후에는 모든 디옵터의 렌즈에서 굴절력이 크게 감소하였으나, 배양 기간이 증가할수록 굴절력이 다시 점차적으로 증가하였다. 모든 디옵터의 etafilcon A 렌즈에서 관찰된 굴절력 변화는 소프트콘택트렌즈의 기준오차범위를 벗어나는 큰 변화였으며 이러한 변화는 저굴절력 렌즈에서의 더 크게 나타났다. 반면, 비이온성의 hilafilcon A 렌즈는 etafilcon A 재질 렌즈의 약 20%에 해당하는 단백질이 침착되었으며, 인공누액에서의 배양기간이 증가할수록 지속적으로 유의한 굴절력의 증가를 보였다. Hilafilcon A 재질 렌즈의 굴절력 역시 인공누액에 배양하게 되면 기준오차범위를 벗어나는 변화가 나타났으며 저굴절력 렌즈에서 더 큰 굴절력의 변화가 나타났다. 실리콘 하이드로겔 재질인 comfilcon A 렌즈의 경우는 침착되는 단백질의 양이 가장 적어 etafilcon A 렌즈의 약 10%에도 미치지 못하였으며, 이에 따른 굴절력 변화도 적어 모든 디옵터에서 기준 오차범위 내의 변화를 보였다. **결론:** 본 연구에서는 렌즈에 침착된 누액 단백질에 의해 렌즈 재질에 따라서는 기준오차범위를 벗어날 정도의 큰 굴절력 변화가 나타남을 밝혔다. 이로써 소프트콘택트렌즈의 긴 착용 시간으로 유발되는 시야흐림 현상의 원인 중의 하나가 누액 단백질 침착에 의한 것임을 알 수 있었으며, 많은 침착 단백질 양을 가지는 콘택트렌즈 착용자의 경우 적절한 재질의 렌즈 선택이 필요하다는 것을 알 수 있었다.

**주제어:** 소프트콘택트렌즈, etafilcon A, hilafilcon A, comfilcon A, 실리콘 하이드로겔 렌즈, 단백질 침착, 굴절력 변화

### 서 론

우리나라에서의 소프트콘택트렌즈 착용자 비율은 1999년만 하더라도 6.1%로 그다지 높지 않은 수준이었다. 그러나 지난 10 여년 동안 그 착용자의 수가 꾸준히 증가하여 현재는 그 비율이 20% 정도까지 증가한 상태이다. 소프트콘택트렌즈 착용자의 증가와 더불어 제품화된 소프트콘택트렌즈의 종류 또한 많아지고 있으며, 착용자의 연령대가 넓어졌고 착용 양상들도 개인마다 차이가 있게 되어 다양한 조합의 콘택트렌즈 착용 양식이 나타나게 된다<sup>1)</sup>.

일반적으로 소프트콘택트렌즈의 재질은 합수올과 이온성 여부로 분류하는 FDA 기준에 따라 저함수/비이온성인 Group I, 저함수/이온성인 Group II, 고함수/비이온성인 Group III 및 고함수/이온성인 Group IV로 나누어진다<sup>2)</sup>. 이렇게 합수올과 표면의 특성에 따라 렌즈를 분류하는 이

유는 이들 특징에 따라 렌즈의 피팅 상태나 착용감, 누액 성분의 부착 등에서 차이가 나기 때문이다. Group I으로 분류되는 콘택트렌즈의 경우가 침착되는 단백질 양이 가장 적으며, Group II와 Group III으로 분류되는 렌즈의 경우는 Group I보다는 적은 단백질 침착양을 보이고 Group IV로 분류되는 렌즈의 경우는 가장 많은 양의 단백질이 침착된다. 이러한 단백질의 침착 정도는 콘택트렌즈 표면 전하와 단백질 전하 간의 결합과 렌즈 재질의 미세구멍 안으로의 단백질 침투 정도, 표면의 습윤성 차이에 따른 단백질의 친화력 차이에 따라 달라지게 된다<sup>3)</sup>.

이렇게 콘택트렌즈에 침착되는 글로불린, 알부민 및 락토페린과 같은 단백질은 콘택트렌즈 유발 유두결막염과 같은 부작용이 유발하며, 착용 초기에는 불편감이나 부작용이 없더라도 착용기간이 증가할수록 건조감, 충혈, 간지러움 등이 증가할 수 있을 뿐만 아니라 전체 직경과 곡률

반경 등의 렌즈 파라미터의 변화를 초래하기도 한다<sup>[4-10]</sup>. 이러한 렌즈 파라미터의 변화는 콘택트렌즈의 피팅 상태를 변화시키기 때문에 착용감 저하를 포함한 각종 부작용을 유발하기도 할 뿐만 아니라 정확한 시력 교정이 되지 않아 시야 흐림 현상까지 유발할 가능성이 있다. 콘택트렌즈 착용으로 유발되는 시야 흐림 현상은 여러 가지 원인에 의해 발생할 수 있으나, etafilcon A 재질의 렌즈에 352 µg/lens의 단백질이 침착되었을 때 부터도 베이스커브 값의 변화가 유발되었다는 연구결과로 미루어보아 단백질 침착으로 인한 콘택트렌즈의 굴절력 변화도 주원인 중의 하나가 될 가능성이 있을 것으로 보인다<sup>[10-11]</sup>.

이에 본 연구에서는 착용 권장 기간이 1일인 고흡수 이온성 재질의 콘택트렌즈, 착용 권장 기간이 14일인 고흡수 비이온성 재질의 콘택트렌즈 및 착용 권장 기간이 14일이며 저흡수 비이온성 표면을 가진 실리콘 하이드로겔 렌즈에 대하여 각각 4개의 도수의 렌즈를 선정하여 인공누액에 렌즈별 착용 권장 기간 동안 배양시킨 후 콘택트렌즈의 굴절력 변화를 비교하여 보고자 하였다. 본 연구를 통하여 소프트콘택트렌즈를 착용하는 기간에 따른 단백질 침착 정도와 굴절력 변화의 관계를 비교하여 시야 흐림 현상의 원인을 밝힘과 동시에 렌즈 재질별, 도수별 차이를 분석하여 건강한 소프트콘택트렌즈 착용에 도움이 되고자 하였다.

## 대상 및 방법

### 1. 실험 재료

실험 대상 소프트콘택트렌즈는 etafilcon A(Johnson & Johnson, U.S.A. Group IV), hilafilcon A(Bausch & Lomb, U.S.A., Group II), comfilcon A(Cooper Vision, U.S.A., Group I)재질의 렌즈로 각 재질별로 굴절력이 -1.00 D, -3.00 D, -5.00 D 및 -7.00 D이었다(Table 1). 인공누액 제조 및 단백질 정량에 사용된 시약은 Sigma-Aldrich(M.O., U.S.A.)의

제품이었으며 굴절력 측정시에 사용한 생리식염수는 중의 제약(서울, 대한민국)의 제품이었다.

### 2. 단백질의 침착 및 정량

누액 성분 중 단백질 침착에 의한 소프트콘택트렌즈의 굴절력 변화를 알아보기 위해 누액과 동일한 조성의 주 단백질 구성을 가진 인공누액을 제조하였다. 즉, 누액의 총 단백질 양 0.9% 중에 글로불린 20%, 라이소자임 20%, 알부민 60%의 조성을 가진 인공누액 용액(인산완충용액, I=0.01, pH=7.4)을 제조하여 소프트콘택트렌즈를 넣고 36°C, 50 rpm으로 진탕회전(Shaker CR300, FINEPCR, 대한민국)시켜 콘택트렌즈에 누액단백질을 침착시켰다<sup>[5]</sup>. 인공누액에서의 소프트콘택트렌즈 배양 시간은 권장 착용 기간이 14일인 hilafilcon A와 comfilcon A 재질 렌즈의 경우는 1일, 3일, 5일, 7일 및 14일 동안이었으며, 권장 착용 기간이 1일인 etafilcon A 재질 렌즈는 1일, 3일, 5일, 7일 동안이었다. 소프트콘택트렌즈에 침착된 단백질 양과 굴절력은 인공누액에 배양되지 않은 렌즈와 비교하였다.

인공누액에 배양시킨 소프트콘택트렌즈 표면의 습기를 제거한 후 250 µL의 SDS 완충용액에서 15분 동안 95°C의 온도로 가열하여 소프트콘택트렌즈에 침착된 단백질을 추출하였다<sup>[5]</sup>. 단백질 정량은 Lowry 방법을 이용하여 ELISA READER(THERMI max microplate reader, Molecular Device, U.S.A.)로 500 nm에서 흡광도를 측정하였다<sup>[12]</sup>.

### 3. 소프트콘택트렌즈의 굴절력 측정

소프트콘택트렌즈의 굴절력은 자동렌즈미터기(Computerized lensmeter CL-200, Topcon, Japan)를 사용하여 wet cell 방법으로 측정하였다<sup>[13-15]</sup>. 굴절력을 측정하기 전에 소프트콘택트렌즈는 상온에서(20±1°C) 30분 동안 생리식염수에 두어 함수상태를 유지하게 한 후 기포가 없는 wet cell(BC7009, Bernell, U.S.A)에 측정할 실험 대상 렌즈를 넣고 소프트콘택트렌즈에 물방울이 맺히지 않음을

Table 1. Properties of soft contact lenses tested

	Etafilcon A	Hilafilcon A	Comfilcon A
Water content(%)	58	59	48
Center thickness(mm)	0.084	0.05~0.075	0.075
Base curve(mm)	8.5/9.0	8.6	8.6
Diameter(mm)	14.5	14.2	14.0
Manufacturer	Johnson & Johnson	Bausch & Lomb	Cooper vision
FDA group	IV	II	I
Characteristic	Ionic	Non-ioninc	Silicone hydrogel
Recommended wearing period(day)	1	14	14

확인한 후 각 렌즈의 굴절력을 측정하였다. 동일한 단백질 침착 조건의 소프트콘택트렌즈를 4개씩, 3회 반복하여 측정하였으며 모든 실험조건에서 동일하게 생리식염수에서 30분 동안 수화시킨 후 굴절력을 측정하였다. 각 렌즈에 대해 측정된 굴절력과 렌즈 제조사에서 제공한 굴절력을 이용한 공기 굴절률과 식염수굴절률을 보정하여 환산인자를 결정한 후 측정값과 환산인자를 곱하여 최종 굴절력으로 하였다<sup>14)</sup>.

4. 통계처리

실험의 결과는 평균±표준편차로 표시하였으며, 서로 다른 재질의 소프트콘택트렌즈 간의 비교는 T-test와 ANOVA를 이용하여 95% 신뢰수준에서 유의성을 판정하였다<sup>16-17)</sup>.

결과 및 고찰

1. Etafilcon A 재질 렌즈의 단백질 침착 정도와 굴절력의 변화

Etafilcon A 재질의 콘택트렌즈를 인공누액에 배양시킨 기간에 따른 침착된 단백질 양의 변화를 알아보았다(Fig. 1). -1.00 D 렌즈의 경우, 인공누액에 1일 배양한 후에는 1083.9 µg/lens, 3일 동안의 배양에는 1188.8 µg/lens, 5일 간의 배양에는 1656.9 µg/lens, 7일 간 배양에는 1670.4 µg/lens로 배양 기간이 증가함에 따라 소프트콘택트렌즈에 부착되는 단백질 양이 점차적으로 증가함을 알 수 있었다 ( $R^2 = 0.8748$ ). -3.00 D 렌즈의 경우에도 인공누액에서의 배양 1일 후에는 1290.2 µg/lens에서 7일 후에는 1840.4 µg/lens( $R^2 = 0.9954$ ), -5.00 D의 렌즈의 경우 1일 후에는

1230.4 µg/lens에서 7일 후에는 1927.3 µg/lens( $R^2 = 0.9773$ ), -7.0 D의 경우 1일후에는 1094.4 µg/lens에서 7일후에는 1911.4 µg/lens( $R^2 = 0.8971$ )로 실험에 사용한 모든 디오퍼터의 렌즈에서 인공누액 배양 기간이 증가될수록 침착되는 단백질 양이 통계적으로 유의하게 증가함을 확인하였다( $p \text{ value}_{-1.00 D} = 0.014$ ,  $p \text{ value}_{-3.00 D} = 0.042$ ,  $p \text{ value}_{-5.00 D} = 0.005$ ,  $p \text{ value}_{-7.00 D} = 0.023$ ). 그러나 소프트콘택트렌즈 디오퍼터별로 침착되는 단백질 양들 간의 차이는 통계적으로 유의하지 않았다.

소프트콘택트렌즈에 단백질이 침착하게 되면 습윤성과 가시광선투과도의 변화는 착용감뿐만 아니라 시야의 흐림 현상에도 직접적으로 영향을 미칠 수 있다<sup>5)</sup>. 또한 전체직경 및 베이스커브의 변화도<sup>10)</sup> 소프트콘택트렌즈의 형태 변화를 유발하여 착용감에 영향을 미칠 뿐만 아니라 콘택트렌즈의 광학적 특성을 감안할 때 굴절력에도 영향을 미쳐 시야 흐림 현상을 유발시킬 가능성이 있다고 생각되었다. 따라서 본 연구에서는 콘택트렌즈에 침착된 단백질의 양에 따라 굴절력이 어떻게 달라지는 지를 알아보았다. 이러한 변화는 중심두께 및 중심부 형태가 다른 소프트콘택트렌즈의 특성상 그 도수에 따라 달라질 수 있으므로 인공누액으로 단백질을 1, 3, 5, 7일 동안 침착시킨 -1.00 D, -3.00 D, -5.00 D 및 -7.00 D의 etafilcon A 렌즈 굴절력을 자동렌즈미터기를 이용하여 측정하였다(Fig. 2). 그 결과, -1.00 D의 etafilcon A 렌즈는 인공누액에 배양되기 전의 굴절력 측정값이  $-1.00 \pm 0$  D이었으나 배양 1일 후에는 +0.38 D로 굴절력이 크게 감소하였다가 배양기간이 길어질수록 굴절력이 증가하기 시작하여 7일 후에는 -1.69 D로 크게 증가하였다( $R^2 = 0.4273$ ). -3.00 D의 etafilcon A 렌즈 역시 인공누액에 배양되기 전에는  $-3.00 \pm 0$  D에서

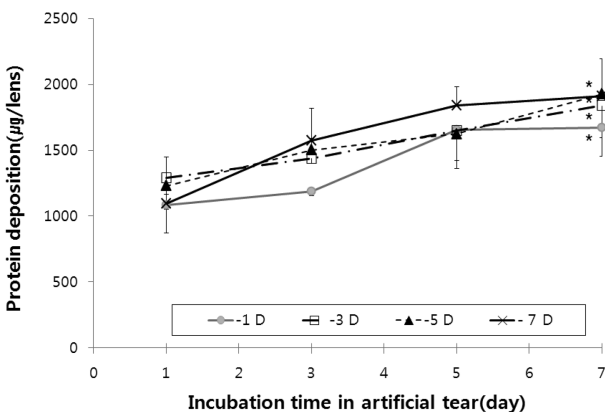


Fig. 1. Protein deposition of etafilcon A lens by its incubation in artificial tear.

Values are expressed as mean±SD.(n=4)  
\*, Significantly different from protein deposition of etafilcon A lens which was not incubated in artificial tear at  $p < 0.05$  by ANOVA test.

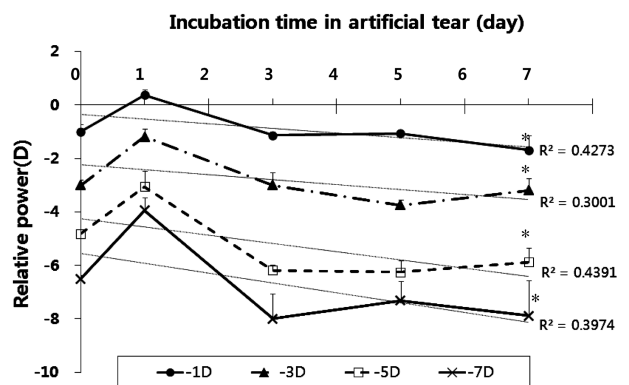


Fig. 2. The change in refractive power of etafilcon A lens induced by different incubation time in artificial tear.

Values are expressed as mean±SD.(n=4)  
\*, Significantly different from power of etafilcon A lens which was not incubated in artificial tear at  $p < 0.05$  by ANOVA test.

배양 1일 후  $-1.19$ 로 크게 감소하였다가 굴절력이 점차 증가하여 7일 후에는  $-3.19$  D에 이르렀다( $R^2=0.3001$ ).  $-5.00$  D의 etafilcon A 렌즈는 인공누액에 배양 전  $-5.00 \pm 0$  D에서 배양 1일 후  $-3.06$  D로 감소하였으며, 7일 후에는  $-5.88$  D에 이르렀으며( $R^2=0.4391$ ),  $-7.00$  D 렌즈는 배양 전  $-6.50 \pm 0.31$  D에서 1일 후에는  $-3.94$  D, 7일 후에는  $-7.88$  D( $R^2=0.3974$ )로 모든 디오퍼터에서 인공누액에 하루 동안 배양하였을 때는 굴절력이 감소하였다가 3일 후부터는 점차 증가하는 양상을 보임을 확인하였다. 인공누액에 배양되지 않은 렌즈의 굴절력과 비교하여 배양 1일 후에 보였던 굴절력 감소는 통계적으로 유의한 차이였다.

이렇듯 etafilcon A 재질의 렌즈는 배양 1일 후만을 제외하고는 전체적으로 단백질 침착량이 증가할수록 굴절력 또한 전체적으로 증가하는 경향을 보였다. 단백질 침착량이 증가할수록 소프트콘택트렌즈의 형태가 더 스텝(step)해진다는 연구결과에서 (-)도수의 콘택트렌즈에서의 굴절력이 어느 정도 증가하리라고 예상할 수 있었지만 etafilcon A 재질 렌즈의 경우 단백질의 침착도와 관계없이 모든 디오퍼터에서 현재 상용되는 기준 오차범위를 벗어나는 큰 굴절력 변화가 나타났다. 제조사에서 제시하는 기준오차범위는  $-1.00$  D와  $-3.00$  D의 렌즈에서는  $\pm 0.25$  D이며  $-5.00$  D와  $-7.00$  D 렌즈에서는  $\pm 0.50$  D이었다. Etafilcon A 재질 렌즈의 경우 단백질 침착으로 인해 형태가 스텝해짐에도 불구하고<sup>[10]</sup> 배양 1일 후에는 모든 디오퍼터의 렌즈에서 오히려 굴절력이 감소함을 보였는데, 이는 단백질 자체도 고유한 굴절률을 가지고 있어 콘택트렌즈에 부착되었을 때 단백질 자체의 굴절률이 반영되어 콘택트렌즈의 굴절력에 영향이 미쳤을 가능성을 배제할 수 없다. 즉, 콘택트렌즈의 형태 변화에 따른 굴절력 증가보다는 침착된 단백질이 굴절력에 미치는 영향이 더 컸기 때문에 인공누액 배양 1일 후 콘택트렌즈의 굴절력이 감소되었을 것으로 사료되었다.

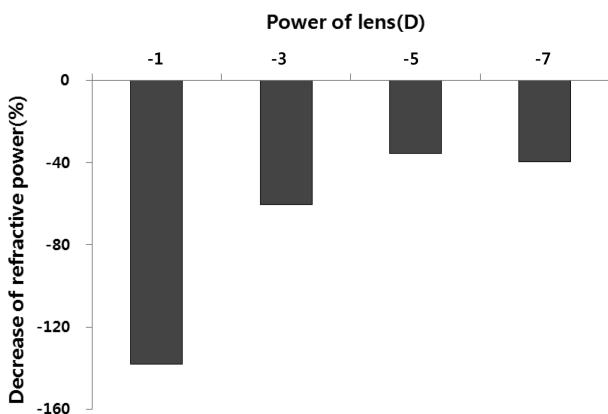


Fig. 3. Decrease of refractive power of etafilcon A lens after 1 day incubation in artificial tear.

또한 본 연구에 사용한 etafilcon A 재질의 렌즈는 1일 착용 렌즈로 인공누액에 1일 동안 배양 후 굴절력이  $-1.00$  D 렌즈는 138%,  $-3.00$  D 렌즈는 60%,  $-5.00$  D 렌즈는 36%,  $-7.00$  D 렌즈는 39% 감소하여 실제 착용 시 시야 흐림 현상을 유발할 가능성이 큰 것으로 생각되었다 (Fig. 3). 또한 이러한 변화는 높은 도수의 렌즈보다는 낮은 도수의 렌즈에서 더 크게 발생할 수 있다는 것을 확인할 수 있었다.

## 2. Hilafilcon A 재질 렌즈의 단백질 침착 정도와 굴절력의 변화

고함수 비이온성 재질이며 착용권장기간이 14일인 hilafilcon A 재질의 콘택트렌즈를 인공누액에 최대 14일 동안 배양시킨 후 렌즈에 침착된 단백질 양을 측정해 보았다.  $-1.00$  D 렌즈는 인공누액에 1일간 배양 후에는  $245.1 \mu\text{g}/\text{lens}$ , 3일 배양 후에는  $249.5 \mu\text{g}/\text{lens}$ , 5일간 배양에는  $297.5 \mu\text{g}/\text{lens}$ , 7일 배양 후  $292.7 \mu\text{g}/\text{lens}$ , 14일 후에는  $357.2 \mu\text{g}/\text{lens}$ 의 단백질이 침착됨을 보여 배양기간 증가에 따라 침착 단백질 양 또한 증가하였으나( $R^2=0.9394$ ) etafilcon A 재질의 경우와 비교하였을 때 약 20% 내에 해당하는 침착 단백질 양이었다.  $-3.00$  D 렌즈의 경우는 배양 1일 후에  $278.6 \mu\text{g}/\text{lens}$ 에서 14일 후에는  $362.4 \mu\text{g}/\text{lens}$ 의 단백질이 침착되었으며( $R^2=0.9474$ ),  $-5.00$  D 렌즈의 경우는 배양 1일 후에  $292.4 \mu\text{g}/\text{lens}$ 에서 14일 후에는  $366.3 \mu\text{g}/\text{lens}$ 의 단백질이 침착되었다( $R^2=0.9854$ ).  $-7.00$  D 렌즈의 경우 배양 1일 후에는  $305.2 \mu\text{g}/\text{lens}$ 에서 14일 후에는  $351.9 \mu\text{g}/\text{lens}$ 의 단백질이 침착되었다( $R^2=0.9890$ ). Hilafilcon A 재질의 렌즈 역시 인공누액에서의 배양시간이 증가됨에 따라 침착된 단백질 양이 모든 디오퍼터에서 통계적으로 유의하게 증가

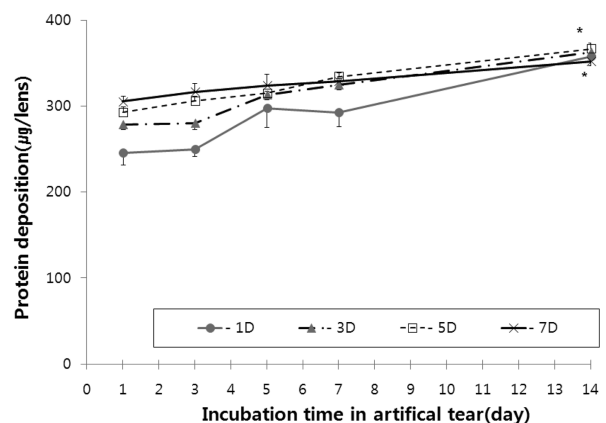


Fig. 4. Protein deposition on hilafilcon A lens by its incubation in artificial tear.

Values are expressed as mean  $\pm$  SD. (n=4)

\*, Significantly different from protein deposition of hilafilcon A lens which was not incubated in artificial tear at  $p < 0.05$  by ANOVA test.

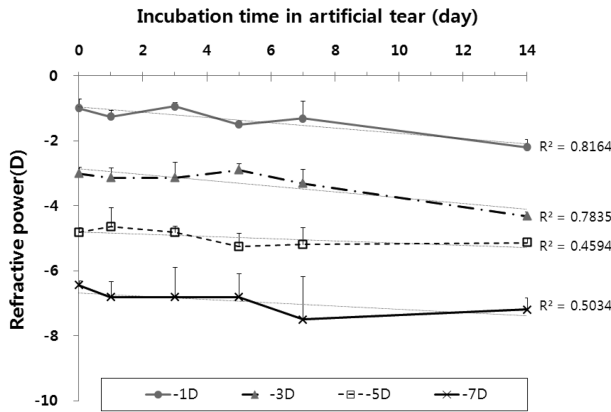


Fig. 5. The change in refractive power of hilafilcon A lens induced by different incubation time in artificial tear. Values are expressed as mean  $\pm$  SD.

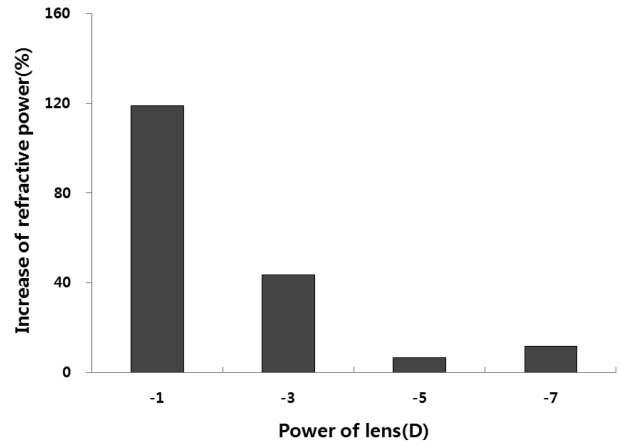


Fig. 6. Increase of refractive power of hilafilcon A lens after 14 days incubation in artificial tear.

하였다(p value<sub>-1.00 D</sub> = 0.004, p value<sub>3.00 D</sub> < 0.0001, p value<sub>-5.00 D</sub> = 0.001, p value<sub>-7.00 D</sub> = 0.030)(Fig. 4).

그러나 hilafilcon A 재질 렌즈의 경우 단백질 침착정도가 etafilcon A 재질 렌즈와 비교하여 현저히 적었다. 이는 렌즈의 재질 특성과 관련이 있는 것으로 FDA 기준 분류 Group IV에 속해있는 etafilcon A는 이온성 고합수를 재질로 단백질의 성분 중 라이소자임과 같은 양이온성 단백질의 부착이 많은 반면, Group II에 속하는 hilafilcon A의 경우 비이온성 고합수 재질로 렌즈 표면의 특성 차이에 의해 단백질 부착정도가 차이가 남을 알 수 있었다.

실제로 hilafilcon A 재질 렌즈에 침착된 단백질 양이 변함에 따라 굴절력에 변화 또한 유발되었으나 etafilcon A 재질 렌즈와는 다른 양상을 보였다(Fig. 5). 즉, Hilafilcon A 재질 -1.00 D 렌즈의 경우 인공누액에 배양되기 전에는  $-1.00 \pm 0$  D였으나 배양 1일 후에는  $-1.25$  D로 증가하였으며, 배양기간이 증가함에 따라 굴절력 또한 점차 증가하여 배양 14일 후에는  $-2.19$  D의 굴절력을 보였다( $R^2 = 0.8164$ ).  $-3.00$  D 렌즈는 인공누액에 배양되기 전에는  $-3.00 \pm 0$  D 였으나, 배양 1일 후에는  $-3.13$  D였고 배양기간이 증가함에 따라 굴절력이 점차 증가하여 14일 후에는  $-4.31$  D였다( $R^2 = 0.7835$ ). 인공누액에 배양되지 않은  $-5.00$  D 렌즈의 측정 굴절력은  $-4.81 \pm 0.13$  D였으나, 인공누액에 배양되면서 점차 굴절력이 증가하여 배양 14일 후에는  $-5.13$  D였다( $R^2 = 0.4594$ ). 인공누액에 배양되지 않은  $-7.00$  D 렌즈의 굴절력 측정치는  $-6.69 \pm 0.13$  D였으며 역시 인공 누액에서의 배양기간이 증가함에 따라 굴절력도 증가하여 14일 후에는  $-7.19$  D였다( $R^2 = 0.5034$ ). 모든 도수의 hilafilcon A 재질 렌즈에서 나타난 인공누액의 배양기간 증가에 따른 굴절력의 감소는 통계적으로 유의한 변화였다(p value<sub>-1.00 D</sub> < 0.0001, p value<sub>-3.00 D</sub> < 0.0001, p value<sub>-5.00 D</sub> = 0.048, p value<sub>-7.00 D</sub> = 0.036). Etafilcon A

재질의 렌즈가 배양 1일 후에는 굴절력이 크게 감소하였다가 배양 기간이 증가함에 따라 굴절력이 증가하는 것과는 달리 hilafilcon A 재질 렌즈는 지속적으로 굴절력이 증가하였으며 이러한 결과는 렌즈 재질 특성상 침착되는 단백질의 종류와 표면과의 상관관계에 의해 굴절력 변화 양상 또한 etafilcon A 재질 렌즈와는 달랐던 것으로 보인다.

Hilafilcon A 재질의 렌즈는 etafilcon A 재질의 렌즈에 비해 침착되는 단백질 양의 20% 정도에 불과하였음에도 불구하고 굴절력이 크게 변화하였다. 특히  $-1.00$  D와  $-3.00$  D와 같은 저굴절력 렌즈의 경우 영향을 더 크게 받아  $-1.00$  D의 경우 인공누액에 배양시킨지 5일 후부터,  $-3.00$  D의 경우 7일 이후부터 오차 범위인  $\pm 0.25$  D를 벗어났다. 반면  $-5.00$  D와  $-7.00$  D의 경우는 침착되는 단백질의 양이 증가하더라도 굴절력의 변화 범위는 기준 오차 범위 내에 들었다.

또한,  $-5.00$  D와  $-7.00$  D 렌즈에 비해  $-1.00$  D와  $-3.00$  D 렌즈에서의 상관계수가 더 높아 도수가 낮을수록 굴절력의 변화 정도가 더 큼을 확인할 수 있었으며, 이러한 결과는 인공누액에 배양되기 전과 착용 권장 기간인 14일 동안 배양된 후의 렌즈 도수별 증감에 대한 비율을 비교하였을 때  $-1.00$  D인 경우 119%의 증가를,  $-3.00$  D인 경우 44%의 증가를,  $-5.00$  D인 경우 7%의 증가를,  $-7.00$  D인 경우 12%의 증가를 보이는 것으로 다시 한 번 확인할 수 있었다(Fig. 6).

### 3. Comfilcon A 재질 렌즈의 단백질 침착 정도와 굴절력 변화

Comfilcon A 재질의 콘택트렌즈를 인공누액에서 최대 권장 착용일인 14일까지 배양시킨 후 렌즈에 침착된 단백질 양을 측정하였다(Fig. 7).  $-1.00$  D 렌즈의 경우 인공누액 배양 1일 후에는  $74.1 \mu\text{g}/\text{lens}$ , 3일 후에는  $81.8 \mu\text{g}/\text{lens}$ , 5일 후에는  $83.4 \mu\text{g}/\text{lens}$ , 7일후에는  $86.4 \mu\text{g}/\text{lens}$ , 14

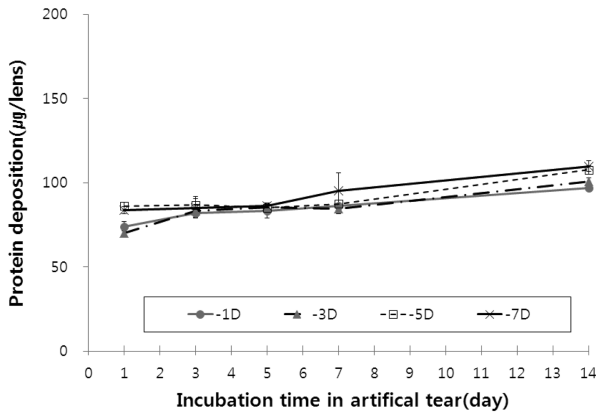


Fig. 7. Protein deposition on comfilcon A lens by its incubation in artificial tear.

Values are expressed as mean  $\pm$  SD (n=4).

\*; Significantly different from protein deposition of comfilcon A lens which was not incubated in artificial tear at  $p < 0.05$  by ANOVA test.

일 후에는 97.1  $\mu\text{g}/\text{lens}$ 의 단백질 침착량을 보여 etafilcon A나 hilafilcon A 재질 렌즈에 비해 적은 단백질 침착량을 보였다. 그러나 인공누액 배양 기간이 증가함에 따라 침착된 단백질 양의 증가는 통계적으로 유의하게 변화했다 ( $R^2 = 0.9625$ ,  $p = 0.016$ ). -3.00 D 렌즈는 배양 1 일 후에는 70.0  $\mu\text{g}/\text{lens}$ 에서 14일 후에는 100.7  $\mu\text{g}/\text{lens}$ 의 단백질이 침착되었으며 ( $R^2 = 0.8883$ ,  $p < 0.0001$ ), -5.00 D 렌즈의 경우는 배양 1 일 후에 86.1  $\mu\text{g}/\text{lens}$ 에서 14일 후에는 107.6  $\mu\text{g}/\text{lens}$ 의 단백질이 ( $R^2 = 0.8121$ ,  $p = 0.001$ ), -7.00 D 렌즈의 경우 배양 1 일 후에는 83.8  $\mu\text{g}/\text{lens}$ 에서 14일 후에는 109.9  $\mu\text{g}/\text{lens}$ 의 단백질이 침착되었다 ( $R^2 = 0.9538$ ,  $p = 0.018$ ). Comfilcon A 재질 렌즈는 역시 인공누액에 배양시킨 시간이 증가함에 따라 침착된 단백질 양이 모든 디오퍼터에서 통계적으로 유의하게 증가하였다.

단백질 침착에 의한 comfilcon A 재질 소프트콘택트렌즈의 굴절력 변화를 알아보기 위해 인공누액에 1일, 3일, 5일, 7일 그리고 권장착용일인 14일 동안 배양시킨 후 굴절력을 측정하였다 (Fig. 8). -1.00 D 렌즈의 경우 인공누액에 배양되지 않았을 때의 굴절력 측정값은  $-1.00 \pm 0.29$  D이었으며, 배양 1 일 후에는 -1.00 D, 3일 후에는 -1.19 D, 5일 후에는 -0.81 D, 7일 후에는 -1.25 D, 14일 후에는 -0.81 D로 인공누액에서의 기간에 따라 굴절력의 증감이 교차하는 양상을 보였으며 모두 기준 오차 범위 내의 굴절력 변화이었으며 통계적으로도 유의하지 않은 차이였다 ( $R^2 = 0.1143$ ,  $p = 0.127$ ). -3.00 D 렌즈의 경우는 인공누액에 배양되기 전의 굴절력 측정값  $-3.00 \pm 0.20$  D에서 배양 1 일 후에는 -2.81 D로 다소 감소하였으나 인공누액에 배양되는 기간이 길어짐에 따라 적은 폭에서의 굴절력 감소나 증가가 나타났으며 통계적으로도 유의하지 않은 변화

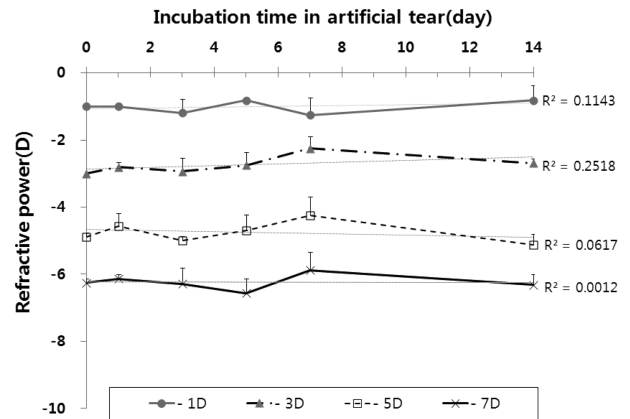


Fig. 8. The change in refractive power of comfilcon A lens induced by different incubation time in artificial tear.

Values are expressed as mean + SD.

였다 ( $R^2 = 0.2518$ ,  $p = 0.249$ ). -5.00 D 렌즈의 경우는 인공누액에 배양되기 전 측정값  $-4.88 \pm 0.15$  D에서 배양 1 일 후에는 -4.56 D로 다소 감소하였다가 배양 14일 후에는 -5.13 D로 증가하였으나 이 역시 통계적으로 유의하지 않은 변화였다 ( $R^2 = 0.0617$ ,  $p = 0.676$ ). -7.00 D 렌즈의 경우는 인공누액에 배양되기 전의 굴절력 측정값은  $-6.18 \pm 0.14$  D로 제조사에서 제시하는 오차범위인  $\pm 0.5$  D보다 낮은 굴절력값이 측정되었다. 이는 자동렌즈미터로 실리콘 하이드로겔렌즈의 굴절력을 측정할 때 그 오차가 크다는 연구 보고와 유사한 결과였으며<sup>[15]</sup>, 본 연구에서는 단백질이 침착되지 않은 렌즈의 굴절력 측정값  $-6.18 \pm 0.14$  D를 기준으로 하여 굴절력 변화를 비교하여 보았다. -7.00 D의 comfilcon A 렌즈 역시 배양 기간이 증가함에 따라 굴절력 변화의 증감이 반복되었으나 통계적으로 의미가 있는 증가나 감소의 양상을 나타내지는 않았다 ( $R^2 = 0.0012$ ,  $p = 0.314$ ). Comfilcon A 재질 렌즈는 etafilcon A나 hilafilcon A 재질의 콘택트렌즈와는 다르게 모든 디오퍼터에서 굴절력의 증감 정도가 기준 오차 범위 내에 있어 굴절력의 변화가 크지 않음을 확인할 수 있었다.

소프트콘택트렌즈의 굴절력 측정은 재질적 특성 때문에 하드 콘택트렌즈에 비해 까다로울 수 밖에 없다. 소프트콘택트렌즈의 굴절력의 측정은 다양하며 ISO기준<sup>[18]</sup>으로는 렌즈미터<sup>[19]</sup>, Moire deflectometer<sup>[20]</sup>, Wavefront aberrometer<sup>[21]</sup> 등을 이용한 방법을 채택하고 있으나 각 방법마다 장단점이 존재한다. 즉, 비교적 정확도가 높은 Moire deflectometer나 Wavefront aberrometer를 이용한 측정법은 고가의 장비가 구비되어야 하는 한계가 있으며, 렌즈미터를 이용하는 방법은 실험오차가 있을 수 있다는 단점이 있으나 손쉽게 이용할 수 있고 신속한 측정이 가능하다는 점 때문에 학술적인 연구 목적으로도 많이 사용되고 있다. 소프트콘택트렌즈는 일정한 양의 수분을 함유하고 있기 때문에 렌즈

미터를 이용하여 굴절력을 측정할 때 소프트콘택트렌즈의 건조 상태에 따라 굴절력 측정값에 차이가 있을 수 있다. 따라서 건조한 상태에서 렌즈미터로 굴절력을 측정하는 dry blotting법<sup>12)</sup>은 생리식염수에 꺼낸 후 수분을 제거한 후 가능한 빠른 시간 내에 굴절력을 측정해야 하는 데 수분을 제거하는 과정이 검사자에 따라 상이하며 측정 시간에 따라 오차가 생길 수 있다는 문제점이 있다. 따라서 이러한 문제점을 보완하기 위해 wet cell을 이용하는 방법<sup>14)</sup>이 사용되고 있으며 정확도에 대해서는 상이한 견해를 보이는 연구 결과들이 보고되고 있다. 렌즈미터를 이용한 소프트콘택트렌즈의 굴절력 측정방법은 실리콘 하이드로겔 렌즈에서는 다소 낮은 신뢰도를 보인다는 연구결과가 있으며<sup>15)</sup>, 본 연구에서도 실리콘 하이드로겔 렌즈 중 -7.00 D의 렌즈의 경우 기준 오차 범위를 벗어나는 측정값이 나왔다. 하지만 본 연구는 단백질의 침착에 의해 굴절력 변화의 유무를 비교할 목적으로 수행된 연구로 인공누액에 배양되기 전 측정값과 비교하여 굴절력의 변화 정도를 알아본 것이므로 인공누액에 노출되기 전의 굴절력 측정값을 기준으로 비교하였으며 실리콘 하이드로겔 렌즈 -7.00 D 렌즈 역시 굴절력 변화가 크게 나타나지 않음을 확인 할 수 있었다.

콘택트렌즈의 사용인구가 증가하였고 다양한 재질의 렌즈가 개발이 되고 있는 현 상황에 맞추어 콘택트렌즈 관련 연구들도 활발하게 진행되고 있어 콘택트렌즈 재질에 대한 연구, 콘택트렌즈 파라미터를 측정하는 방법, 착용으로 인한 형태 및 움직임의 변화, 부작용, 관리시스템 등과 같은 광범위한 분야에서 괄목할 만한 연구결과들이 도출되고 있다. 본 연구에서도 재질 특성이 다른 3 종류의 소프트콘택트렌즈를 대상으로 단백질 침착 정도와 이로 인한 굴절력 변화를 알아보았으며 재질별 특성에 따라 그 차이가 크다는 것을 확인하였다. 또한 동일재질에서 디오퍼터에 따른 굴절력이 변화가 있어 실제로 어떤 재질과 도수의 렌즈를 착용하느냐에 따라서 착용자의 시력변화에 차이가 클 것으로 보인다.

## 결 론

고함수 이온성인 etafilcon A 재질의 소프트콘택트렌즈는 인공누액에 배양시켜 단백질이 침착되었을 때 굴절력의 변화가 크게 나타났다. 권장착용기간인 1일 동안 인공누액에 배양시켰을 때 굴절력이 크게 감소하여 기준오차 범위를 벗어나는 변화가 나타났으며 낮은 도수의 렌즈에서 감소정도가 더 컸다. 고함수이지만 비이온성이며 14일 착용렌즈인 hilafilcon A 재질의 소프트콘택트렌즈는 etafilcon A에 비해 단백질 침착량 및 굴절력 변화 정도가 더 적었으며, etafilcon A 재질 렌즈와는 달리 일관되게 굴

절력이 증가하였다. 또한 인공누액 노출 14일 후에는 모든 도수에서 기준오차범위를 벗어나는 굴절력 변화가 나타났다. 실리콘 하이드로겔인 comfilcon A 재질의 경우 단백질 침착량이 가장 적었으며 굴절력 변화 역시 기준오차범위를 벗어나지 않았고 통계적으로도 의미있는 변화가 아니었다. 이상에서 소프트콘택트렌즈를 착용시에 유발되는 누액성분의 부착으로 인해 콘택트렌즈의 굴절력이 변화된다는 것을 밝혀 착용으로 인한 시야 흐림 현상의 원인 중의 하나가 굴절력 변화일 수 있다는 것을 밝혔다. 또한, 이러한 굴절력 변화는 렌즈에 침착된 단백질의 양, 재질 특성 및 도수에 따라 달라질 수 있으므로 소프트콘택트렌즈를 선택하고 관리할 때 이에 대한 고려가 있어야 함을 알 수 있었다.

## 참고문헌

- [1] 신재현, "콘택트렌즈의 저장 케이스의 위생관리에 관한 연구", 한국안광학회지, 5(2):33-42(2000).
- [2] 마기중, 이군자, "콘택트렌즈", 초판, 대학서림, 서울, pp.197(1995).
- [3] Minno G. E., Eckel L., Groemminger S., Minno B., and Wrzosek T., "Quantitative analysis of protein deposits on hydrophilic soft contact lenses: I. Comparison to visual methods of Analysis. II. Deposit variation among FDA Lens Material Groups", *Optom. Vis. Sci.*, 68(11):865-872 (1991).
- [4] Maissa C., Franklin V., Guillon M., and Tighe B., "Influence of contact lens material surface characteristics and replacement frequency on protein and lipid deposition", *Optom. Vis. Sci.*, 75(9):697-705(1998).
- [5] 박미정, 권미정, 현선희, 김대수, "소프트콘택트렌즈의 단백질 부착 양상 및 가시광선투과도와 접촉각에 미치는 영향", 한국안광학회지, 9(1):53-68(2004).
- [6] Soltys-Robitaille C. E., Ammon D. M. Jr., Valint P. L. Jr., and Grobe G. L. 3rd., "The relationship between contact lens surface charge and in-vitro protein deposition levels", *Biomaterials*, 22(24):3257-3260(2001).
- [7] Mirejovsky D., Patel A. S., and Rodriguez D. D., "Effect of proteins on water and transport properties of various hydrogel contact lens materials", *Curr. Eye Res.*, 10(3): 187-196(1991).
- [8] Garrett Q., Griesser H. J., Milthorpe B. K., and Garrett R. W., "Irreversible adsorption of human serum albumin to hydrogel contact lenses: a study using electron spin resonance spectroscopy", *Biomaterials*, 20(14):1345-1356(1999).
- [9] Michaud L. and Giasson C. J., "Overwear of contact lenses: increased severity of clinical signs as a function of protein adsorption", *Optom. Vis. Sci.*, 79(3):184-192(2002).
- [10] 박미정, 조규태, 신성환, 이흥숙, 김대수, "단백질 침착에 의한 소프트콘택트렌즈의 직경 및 곡률반경 변화", 한국안광학회지, 10(3):165-171(2005).
- [11] Liu H., Thibos L., Begley C. G., and Bradley A., "Measurement of the time course of optical quality and visual

- deterioration during tear break-up”, *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.*, 51(6):3318-3326(2010).
- [12] Lowry H., Rosebrough N. J., Farr A. L., and Randall R. J., “Protein measurement with folin phenol reagent”, *J. Biochem.*, 193:265-275(1951).
- [13] Pearson R. M., “Aspects of wet cell measurement of back vertex power of contact lenses”, *Clin. Exp. Optom.*, 91(5):461-468(2008).
- [14] Yumori R. W., and Mandell R. B., “Optical power calculation for contact lens wet cells”, *Am. J. Optom. Physiol. Opt.*, 58(8):637-639(1981).
- [15] 김건규, 이욱진, 이선행, 광호원, 유동식, “자동렌즈미터를 이용한 소프트콘택트렌즈의 굴절력 측정 방법에 관한 신뢰도”, *한국안광학회지*, 15(1):39-46(2010).
- [16] 박성현, 최병철, “SPSS와 SAS분석을 통한 실험계획법의 이해”, 초판, 민영사, 서울, pp.26-30(2005).
- [17] 박미라, 이재원, “EXCEL을 이용한 의학데이터의 통계분석”, 개정판, 자유 아카데미, pp.159-165(2007).
- [18] International Organization for Standardization 18369-3, “Ophthalmic optics - contact lenses - Part 3. Measurement methods”(2006).
- [19] Wang L. R., Zhang J. Y., and Ya Z., “Calibration error on the measurement of back vertex power for contact lenses with method using focimeter with manual focusing”, *Optom. Vis. Sci.*, 79(2):126-133(2002).
- [20] Wei X., Heugten T. V., and Thibos L., “Validation of a Hartmann-Moirwavefront sensor with large dynamic range”, *Optics Express*, 17(16):14180-14185(2009).
- [21] Jeong T. M., Menon M., and Yoon G., “Measurement of wave-front aberration in soft contact lenses by use of a Shack-Hartmann wave-front sensor”, *Appl. Opt.*, 44(21): 4523-4527(2005).
- [22] Bennett E. S. and Weissman B. A., “Clinical contact lens practice”, 2nd Ed., Lippincott Williams and Wilkins, Philadelphia, U.S.A., pp.121-162(2005).

## The Change in Refractive Powers of Soft Contact Lenses Caused by the Deposition of Tear Proteins

Jin-Yong Choi, Jae-Sung Park, So Ra Kim and Mijung Park

Department of Optometry, Seoul National University of Science and Technology  
(Received October 30, 2011; Revised December 9, 2011; Accepted December 17, 2011)

**Purpose:** The present study was conducted to investigate whether refractive powers of soft contact lenses were induced by the deposition of tear proteins when wearing soft contact lenses. **Methods:** The soft contact lenses (material: etafilcon A, hilafilcon A and comfilcon A) with refractive powers of -1.00 D, -3.00 D, -5.00 D and -7.00 D were incubated in artificial tear for 1 day, 3 days, 5 days, 7 days and 14 days, respectively. After incubation, their refractive powers were measured by wet cell method with an auto-lens meter and their protein deposited on the lenses was determined by the method of Lowry. **Results:** Among three types of soft contact lenses, the most protein deposition was detected in ionic etafilcon A lens material and significant change of its refractive power was manifested. In other words, refractive powers of etafilcon A lenses firstly decreased after 1 day incubation in artificial tear and then gradually increased with increasing incubation period again. The observed change in refractive powers of all diopters of etafilcon A material was beyond the scope of standard error and bigger in the lens with lower optical power. On the other hand, non-ionic hilafilcon A showed less protein deposition as much as about 20% in etafilcon A and statistically significant increase of refractive powers with increasing incubation period in artificial tear. The change in refractive power of hilafilcon A was also beyond the scope of the standard of error when incubating in artificial tear and greater in the lens with lower diopter. The least protein deposit was shown in silicone hydrogel lens material, comfilcon A as approximately 10% of it in etafilcon A, indicating less change in refractive power within the standard range of error. **Conclusions:** The large change of refractive powers that was beyond the scope of standard error by the deposition of tear proteins on soft contact lenses was differently detected depending on lens materials in the current study. Thus, the deposition of tear proteins induced by longer period of lens wearing may be one of the causes that induces blurred vision, suggesting that soft contact lens wearers with the amount of tear proteins may need to choose proper lens material.

**Key words:** Soft Contact Lens, Etafilcon A, Hilafilcon A, Comfilcon A, Silicone hydrogel lens, Protein deposit, Refractive power change