



**(19) 대한민국특허청(KR)**  
**(12) 공개특허공보(A)**

(11) 공개번호 10-2017-0110037  
 (43) 공개일자 2017년10월10일

- (51) 국제특허분류(Int. Cl.)  
*G02C 7/04* (2006.01) *A61F 2/14* (2006.01)  
*A61F 2/16* (2006.01)
- (52) CPC특허분류  
*G02C 7/041* (2013.01)  
*A61F 2/1451* (2015.04)
- (21) 출원번호 10-2017-0035273
- (22) 출원일자 2017년03월21일  
 심사청구일자 없음
- (30) 우선권주장  
 62/311,487 2016년03월22일 미국(US)  
 15/364,737 2016년11월30일 미국(US)

- (71) 출원인  
**존슨 앤드 존슨 비전 케어, 인코포레이티드**  
 미국 플로리다주 32256 잭슨빌 센츄리온 파크웨이 7500
- (72) 발명자  
**올레이 씨. 벤자민**  
 미국 플로리다 32256 잭슨빌 센츄리온 파크웨이 7500  
**존슨 앤드 존슨 비전 케어, 인코포레이티드**  
**브렌난 노엘**  
 미국 플로리다 32256 잭슨빌 센츄리온 파크웨이 7500  
**존슨 앤드 존슨 비전 케어, 인코포레이티드**
- (74) 대리인  
**장훈**

전체 청구항 수 : 총 20 항

(54) 발명의 명칭 **근시 진행을 예방하고/하거나 늦추기 위한 다초점 렌즈 설계 및 방법**

**(57) 요약**

다초점 안과용 렌즈는, 환자의 원거리 굴절력(distance refraction) 필요량을 만족하는 렌즈 굴절력(dioptric power)을 갖는 적어도 하나의 제1 구역; 및 적어도 하나의 제1 구역의 렌즈 굴절력보다 더 큰 렌즈 굴절력을 갖는 적어도 하나의 제2 구역을 포함하는 광학 구역을 갖는다. 적어도 하나의 제1 구역 및 적어도 하나의 제2 구역은, 1) 환자의 망막 상의 이미지 품질이 망막의 전방 및 망막의 후방 둘 모두에서의 이미지 품질보다 우수하고, 2) 환자의 망막의 전방에서의 이미지 품질이 망막의 후방에서의 이미지 품질보다 우수하도록 구성된다. 다초점 안과용 렌즈는 근시 진행을 예방하고/하거나 늦춘다.

(52) CPC특허분류

**A61F 2/1618** (2013.01)

A61F 2240/002 (2013.01)

G02C 2202/12 (2013.01)

G02C 2202/24 (2013.01)

---

## 명세서

### 청구범위

#### 청구항 1

다초점 안과용 렌즈로서,

광학 구역을 포함하고, 상기 광학 구역은,

환자의 원거리 굴절력(distance refraction) 필요량을 만족하는 렌즈 굴절력(dioptic power)을 갖는 적어도 하나의 제1 구역; 및

상기 적어도 하나의 제1 구역의 상기 렌즈 굴절력보다 더 큰 렌즈 굴절력을 갖는 적어도 하나의 제2 구역을 포함하고,

상기 적어도 하나의 제1 구역 및 상기 적어도 하나의 제2 구역은, 1) 상기 환자의 망막 상의 이미지 품질이 상기 망막의 전방 및 상기 망막의 후방 둘 모두에서의 이미지 품질보다 우수하고, 2) 상기 환자의 상기 망막의 전방에서의 이미지 품질이 상기 망막의 후방에서의 이미지 품질보다 우수하도록 구성되는, 다초점 안과용 렌즈.

#### 청구항 2

제1항에 있어서, 0.0D의 탈초점에서의 시력 또는 이미지 품질은  $-10\log\text{MAR}$  단위로  $-1.0$  초과인, 다초점 안과용 렌즈.

#### 청구항 3

제1항에 있어서, 상기 적어도 하나의 제1 구역 및 상기 적어도 하나의 제2 구역은 2 내지 10개의 동심 링들을 포함하는, 다초점 안과용 렌즈.

#### 청구항 4

제3항에 있어서,

상기 환자의 상기 원거리 굴절력과 실질적으로 동일한 렌즈 굴절력을 갖는 동심 원거리 링(concentric distance ring)들, 및

내부 구역의 렌즈 굴절력에 대해 추가 렌즈 굴절력을 갖고 상기 동심 원거리 링들과 교호하는 동심 ADD 링들을 포함하는, 다초점 안과용 렌즈.

#### 청구항 5

제4항에 있어서, 홀수 동심 링들은 눈의 구면 수차를 교정하기 위해 가변하는 렌즈 굴절력을 갖는 원거리 링들을 포함하는, 다초점 안과용 렌즈.

#### 청구항 6

제5항에 있어서, 짝수 동심 링들은 ADD 링들을 포함하는, 다초점 안과용 렌즈.

#### 청구항 7

제4항에 있어서, 짝수 동심 링들은 상기 눈의 구면 수차를 교정하기 위해 가변하는 렌즈 굴절력을 갖는 원거리 링들을 포함하는, 다초점 안과용 렌즈.

#### 청구항 8

제7항에 있어서, 홀수 동심 링들은 ADD 링들을 포함하는, 다초점 안과용 렌즈.

#### 청구항 9

제1항에 있어서, 상기 적어도 하나의 제1 구역은  $-0.5D$  내지  $-10.0D$ 의 렌즈 굴절력을 갖는, 다초점 안과용 렌즈.

**청구항 10**

제9항에 있어서, 상기 적어도 하나의 제2 구역은 상기 적어도 하나의 제1 구역의 렌즈 굴절력에 대해 1.5D 내지 4.0D의 추가 렌즈 굴절력의 렌즈 굴절력을 갖는, 다초점 안과용 렌즈.

**청구항 11**

제1항에 있어서, 직경이 1 내지 7 mm인 동공 크기들에 대한 스루 초점 시력 곡선(through-focus vision curve)의 피크가 0.0D의 탈초점 위치에 있는, 다초점 안과용 렌즈.

**청구항 12**

제1항에 있어서, 상기 광학 구역은 약 3 mm 내지 6 mm의 동공 크기에 대응하는, 다초점 안과용 렌즈.

**청구항 13**

제3항에 있어서, 4개의 동심 링들을 포함하는, 다초점 안과용 렌즈.

**청구항 14**

제3항에 있어서, 6개의 동심 링들을 포함하는, 다초점 안과용 렌즈.

**청구항 15**

제1항에 있어서, 상기 안과용 렌즈는 콘택트 렌즈(contact lens)를 포함하는, 다초점 안과용 렌즈.

**청구항 16**

제1항에 있어서, 상기 안과용 렌즈는 안내 렌즈(intraocular lens), 각막 인레이(corneal inlay), 또는 각막 온레이(corneal onlay)를 포함하는, 다초점 안과용 렌즈.

**청구항 17**

근시 진행의 완화를 위한 다초점 안과용 렌즈를 설계하는 방법으로서,

렌즈의 적어도 하나의 제1 구역의 제1 렌즈 굴절력 프로파일을 선택하는 단계로서, 상기 제1 렌즈 굴절력 프로파일은 환자에 대한 원거리 굴절력을 제공하는, 상기 제1 렌즈 굴절력 프로파일을 선택하는 단계;

상기 렌즈의 적어도 하나의 제2 구역의 제2 렌즈 굴절력 프로파일을 선택하는 단계로서, 상기 제2 렌즈 굴절력 프로파일은 상기 제1 렌즈 굴절력 프로파일보다 더 큰, 상기 제2 렌즈 굴절력 프로파일을 선택하는 단계;

상기 제1 렌즈 굴절력 프로파일과 상기 제2 렌즈 굴절력 프로파일의 조합을 평가하여 망막 상의 이미지 품질, 상기 망막의 전방에서의 이미지 품질, 및 상기 망막의 후방에서의 이미지 품질을 결정하는 단계; 및

1) 상기 망막 상의 이미지 품질이 상기 망막의 전방 및 상기 망막의 후방에서의 이미지 품질보다 우수하고, 2) 상기 망막의 전방에서의 이미지 품질이 상기 망막의 후방에서의 이미지 품질보다 우수할 때까지 상기 제2 렌즈 굴절력 프로파일을 변형하는 단계를 포함하는, 방법.

**청구항 18**

제17항에 있어서, 0.0D의 탈초점에서의 이미지 품질은  $-10\log\text{MAR}$  단위로  $-1.0$  초과인, 방법.

**청구항 19**

제17항에 있어서, 상기 적어도 하나의 제1 구역 및 상기 적어도 하나의 제2 구역은 2 내지 10개의 동심 링들을 포함하는, 방법.

**청구항 20**

제17항에 있어서, 상기 다초점 안과용 렌즈는,

상기 환자의 상기 원거리 굴절력과 실질적으로 동일한 렌즈 굴절력을 갖는 동심 원거리 링들, 및

내부 구역의 렌즈 굴절력에 대해 추가 렌즈 굴절력을 갖고 상기 동심 원거리 링들과 교호하는 동심 ADD 링들을 포함하는, 방법.

## 발명의 설명

### 기술 분야

[0001] 본 출원은, 전체 개시내용이 본 명세서에 참고로 포함된, 미국 특허청(U.S. Patent and Trademark Office)에 2016년 3월 22일자로 출원된 미국 출원 제62/311,487호에 대한 우선권을 주장한다.

[0002] 기술분야

[0003] 본 발명은 안과용 렌즈, 더 구체적으로는 근시 진행을 늦추거나, 지연시키거나, 예방하도록 설계된 콘택트 렌즈(contact lens)에 관한 것이다. 본 발명의 안과용 렌즈는, 중심와(foveal) 시력 교정, 증가된 초점 심도, 및 근점 작업 활동 동안에 망막 이미지 품질의 저하를 블러(blur)에 대해 덜 민감하게 만드는 조절 거리(accommodative distance)들의 범위에서 최적화된 망막 이미지를 제공하여, 그에 의해 근시 진행을 예방하고/하거나 늦추는 다초점 굴절력 프로파일들을 포함한다.

### 배경 기술

[0004] 저하된 시력을 초래하는 흔한 질환은 근시(myopia) 및 원시(hyperopia)를 포함하며, 이에 대해 안경, 또는 강성 또는 소프트 콘택트 렌즈 형태의 교정 렌즈가 처방된다. 질환은 일반적으로 눈의 길이와 눈의 광학 요소의 초점 사이의 불균형으로 설명된다. 근시안은 망막면의 전방에 초점이 맞춰지고 원시안은 망막면의 후방에 초점이 맞춰진다. 근시는 전형적으로 눈의 안축장(axial length)이 눈의 광학적 구성요소들의 초점 길이(focal length)보다 더 길게 성장하기 때문에, 즉 눈이 너무 길게 성장하기 때문에 발생한다. 원시는 전형적으로 눈의 안축장이 눈의 광학적 구성요소들의 초점 길이와 비교하여 너무 짧기 때문에, 즉 눈이 충분히 길게 성장하지 않기 때문에 발생한다.

[0005] 근시는 전세계의 많은 지역에서 높은 유병률(prevalence rate)을 가진다. 이러한 질환에 있어서 가장 큰 관심사는 예를 들어 5 또는 6 디옵터(dioptr) 초과와 고도 근시로의 그의 가능한 진행인데, 이는 광학 보조 기구 없이 제대로 기능하는 눈의 능력에 크게 영향을 미친다. 고도 근시는 또한 망막 질병, 백내장 및 녹내장의 증가된 위험과 연관된다.

[0006] 초점을 각각 근시를 교정하기 위해 망막면의 전방으로부터 또는 원시를 교정하기 위해 망막면의 후방으로부터 이동시킴으로써 망막면에서 더 선명한 이미지로 되게 하도록 눈의 육안 초점(gross focus)을 변경하기 위해 교정 렌즈가 사용된다. 그러나, 질환에 대한 교정 접근법은 질환의 원인을 해소하는 것이 아니라, 단지 보철적(prosthetic)이거나 증상을 해소하려는 것이다. 더 중요한 것은, 눈의 근시성 탈초점 오차를 교정하는 것이 근시 진행을 늦추거나 지연시키지는 않는다는 것이다.

[0007] 대부분의 눈은 단순 근시 또는 단순 원시를 가진 것이 아니라, 근시성 난시 또는 원시성 난시를 가진다. 초점의 난시성 이상은 점 광원의 이미지가 상이한 초점 거리들에서 2개의 상호 수직인 선들로서 형성되게 한다. 하기 논의에서, 근시 및 원시라는 용어는 각각 단순 근시 또는 근시성 난시와 단순 원시 및 원시성 난시를 포함하도록 사용된다.

[0008] 정시안은 수정체가 이완된 상태에서 무한대에 있는 물체가 비교적 또렷하게 초점을 맺는 선명한 시력의 상태를 설명한다. 정상 또는 정시안인 성인 눈에서, 멀리 있는 물체와 가까이 있는 물체 둘 모두로부터의 그리고 개구(aperture) 또는 동공(pupil)의 중심 또는 근축(paraxial) 영역을 통과하는 광은 눈 내측의 수정체에 의해, 반전된 이미지가 감지되는 망막면에 가깝게 초점이 맺힌다. 그러나, 대부분의 정상 눈은 일반적으로 5.0 mm 개구에 대해 약 +0.50 디옵터(D)의 영역에서 양의 종방향 구면 수차(positive longitudinal spherical aberration)를 나타내는 것으로 관찰되는데, 이는 개구 또는 동공을 그의 주변부에서 통과하는 광선은 눈이 무한대에 초점을 맞출 때 망막면의 전방에서 +0.50 D에 초점이 맺힌다는 것을 의미한다. 본 명세서에 사용되는 바와 같이, 측정치 D는 미터 단위의 렌즈 또는 광학 시스템의 초점 거리의 역수로서 정의되는 렌즈 굴절력(dioptric power)이다.

[0009] 정상 눈의 구면 수차는 일정하지 않다. 예를 들어, 조절(accommodation)(주로 수정체에 대한 변화를 통하여 유래되는 눈의 광학 굴절력의 변화)은 구면 수차가 양으로부터 음(negative)으로 변화되게 한다.

- [0010] 언급된 바와 같이, 근시는 전형적으로 눈의 과도한 축방향 성장(axial growth) 또는 길어짐(elongation)으로 인해 발생한다. 이제는 축방향 눈의 생장이 망막 이미지의 품질 및 초점에 의해 영향을 받을 수 있다는 것이 주로 동물 연구로부터 일반적으로 인정된다. 다수의 상이한 경험적 패러다임들을 이용하여 일정 범위의 상이한 동물 종들에 대해 수행된 실험들은 망막 이미지 품질의 변경이 눈 성장에서의 일관되고 예측가능한 변화로 이어질 수 있음을 보여주었다.
- [0011] 또한, 양의 렌즈(근시성 탈초점) 또는 음의 렌즈(원시성 탈초점)를 통해 조류 및 영장류 동물 모델들 둘 모두에서의 망막 이미지를 탈초점화하는 것은, 도입된 탈초점을 보상하기 위해 성장하는 눈과 일관되는, (방향 및 크기 둘 모두의 측면에서의) 예측가능한 눈 성장의 변화로 이어진다는 것이 알려져 있다. 광학적 블러와 연관된 눈 길이의 변화는 공막(scleral) 성장에서의 변화에 의해 바뀌는 것으로 증명되어 왔다 근시성 블러 및 공막 성장 속도의 감소로 이어지는 양의 렌즈에 의한 블러는 원시성 굴절 오차의 발생을 초래한다. 원시성 블러 및 공막 성장 속도의 증가로 이어지는 음의 렌즈에 의한 블러는 근시성 굴절 오차의 발생을 초래한다. 망막 이미지 탈초점에 응답한 이러한 눈 성장 변화들은, 시신경이 손상되었을 때에 눈의 길이 변화가 여전히 발생하기 때문에 국부 망막 메커니즘을 통해 큰 영향을 받는 것이 입증되어 왔으며, 국부 망막 영역 상에 탈초점을 부여하는 것은 그 특정 망막 영역으로 국한되는 변경된 눈 성장을 초래하는 것으로 증명되어 왔다.
- [0012] 사람들에서, 망막 이미지 품질이 눈 성장에 영향을 미칠 수 있다는 개념을 지지하는 간접적인 증거 및 직접적인 증거 둘 모두가 존재한다. 모두가 안검하수, 선천성 백내장, 각막 혼탁, 초자체 출혈(vitreous hemorrhage) 및 다른 안구 질환과 같은 형태시(form vision)의 붕괴로 이어지는 여러가지 상이한 안구 질환들은 젊은 사람에서의 비정상적인 눈 성장과 연관된다는 것이 밝혀졌으며, 이는 망막 이미지 품질에서의 비교적 큰 변화가 사람 대상에서의 눈 성장에 영향을 미친다는 것을 시사한다. 사람들에서의 눈 성장에 대한 보다 미묘한 망막 이미지 변화의 영향이 또한, 눈 성장에 대한 자극 및 사람의 근시 발달을 제공할 수 있는 근접 작업 동안의 사람의 초점 맞춤 시스템에서의 광학적 오차에 기초하여 제기되어 왔다.
- [0013] 근시 발달을 대한 위험 요인들 중 하나는 근접 작업이다. 그러한 근접 작업 동안의 조절과 연관된 조절 지체(accommodative lag) 또는 음의 구면 수차로 인해, 눈은 원시성 블러를 경험할 수 있는데, 이는 위에서 논의된 바와 같이 근시 진행을 자극한다.
- [0014] 또한, 조절 시스템(accommodation system)은 활동적인 적응성 광학 시스템인데, 그것은 광학적 설계들뿐만 아니라 근접 물체들에 대해 끊임없이 반응한다. 눈의 진방에 이전에 알려진 광학적 설계들이 놓인 상태에서도, 눈이 근접 물체들에 대해 렌즈+눈 시스템을 이용하여 상호작용적으로 조절할 때, 연속적인 원시성 탈초점이 여전히 존재하여 근시 진행으로 이어질 수 있다. 따라서, 근시 진행의 속도를 늦추기 위한 하나의 방법은 망막 이미지 품질에 대한 원시성 블러의 영향을 감소시키는 광학계(optics)를 설계하는 것이다. 그러한 설계들에 의해, 원시성 탈초점의 각각의 디오퍼에 대해, 망막 이미지 품질이 덜 저하된다. 다른 의미에서, 망막은 따라서 원시성 탈초점에 대해 상대적으로 둔감하게 된다. 특히, 초점 심도(DOF) 및 이미지 품질(IQ) 감도는 망막에서의 원시성 탈초점의 결과로서 근시 진행에 대한 눈의 감수성(susceptibility)을 정량화하는 데 이용될 수 있다. 더 큰 초점 심도 및 낮은 이미지 품질 감도를 갖는 안과용 렌즈 설계는 망막 이미지 품질의 저하를 원시성 탈초점에 대해 덜 민감하게 만들어서, 근시 진행의 속도를 늦출 것이다.
- [0015] 물체 공간에서, 수용가능하게 뚜렷하게 보이는 장면의 가장 가까이 있는 물체와 가장 멀리 있는 물체 사이의 거리는 심도(depth of field)로 불린다. 이미지 공간에서, 그것은 초점 심도(DOF)로 불린다. 종래의 단초점(single vision) 광학 설계에 의하면, 렌즈는 단일 초점을 갖고, 이때 이미지 선예도(sharpness)는 초점의 각각의 축에서 급격하게 감소한다. 연장된 DOF를 갖는 광학 설계에 의하면, 그것이 단일 공칭 초점을 가질 수 있지만, 이미지 선예도의 감소는 초점이 맞춰진 거리의 각각의 축에서 점진적이므로, DOF 내에서, 감소된 선예도는 통상의 시야 조건 하에서 감지될 수 없다.
- [0016] 이미지 품질(IQ) 감도는 1 내지 5 디오퍼의 조절 요구에서의 망막 IQ 탈초점 곡선의 기울기로서 정의될 수 있다. 그것은 이미지 품질이 탈초점에 의해 어떻게 변화하는지를 나타낸다. IQ 감도의 값이 클수록, 이미지 품질은 조절 동안 탈초점 오차에 대해 더 민감하다.

**발명의 내용**

- [0017] 본 발명의 안과용 렌즈는, 간략하게 위에서 기재된 바와 같이 종래 기술의 한계를 극복하는, 중심와(foveal) 시력 교정, 증가된 초점 심도, 및 근접 작업 활동 동안에 망막 이미지 품질의 저하를 블러(blur)에 대해 덜 민감하게 만드는 조절 거리들의 범위에서 최적화된 망막 이미지를 제공하여, 그에 의해 근시 진행을 예방하고/하거

나 늦추는 다초점 굴절력 프로파일들을 포함한다.

[0018] 일 태양에 따르면, 본 발명은, 환자의 원거리 굴절력(distance refraction) 필요량을 만족하는 렌즈 굴절력을 갖는 적어도 하나의 제1 구역, 및 적어도 하나의 제1 구역의 렌즈 굴절력보다 더 큰 렌즈 굴절력을 갖는 적어도 하나의 제2 구역을 포함하는 광학 구역을 갖는 다초점 안과용 렌즈에 관한 것이다. 적어도 하나의 제1 구역 및 적어도 하나의 제2 구역은, 1) 환자의 망막 상의 이미지 품질이 망막의 전방 및 망막의 후방 둘 모두에서의 이미지 품질보다 우수하고, 2) 환자의 망막의 전방에서의 이미지 품질이 망막의 후방에서의 이미지 품질보다 우수하도록 구성된다.

[0019] 다른 태양에 따르면, 본 발명은 근시 진행의 완화에 유용한 다초점 안과용 렌즈를 설계하는 방법에 관한 것이다. 렌즈의 적어도 하나의 제1 구역에 대한 제1 렌즈 굴절력 프로파일을 선택하는데, 제1 렌즈 굴절력 프로파일은 환자에 대한 원거리 굴절력을 제공한다. 렌즈의 적어도 하나의 제2 구역에 대한 제2 렌즈 굴절력 프로파일을 선택하는데, 제2 렌즈 굴절력 프로파일은 제1 렌즈 굴절력 프로파일보다 더 크다. 제1 렌즈 굴절력 프로파일과 제2 렌즈 굴절력 프로파일의 조합을 평가하여 망막 상의 이미지 품질, 망막의 전방에서의 이미지 품질, 및 망막의 후방에서의 이미지 품질을 결정한다. 1) 망막 상의 이미지 품질이 망막의 전방 및 망막의 후방에서의 이미지 품질보다 우수하고, 2) 망막의 전방에서의 이미지 품질이 망막의 후방에서의 이미지 품질보다 우수할 때까지 제2 렌즈 굴절력 프로파일을 변형한다.

[0020] 본 발명은, 렌즈가 눈 상에 착용될 때 근시 진행을 늦추거나 예방하는 데 이용될 수 있는 다초점 광학 렌즈를 설계하는 방법을 제공한다. 본 발명은 또한, 렌즈가 눈 상에 착용될 때 근시 진행을 늦추거나 예방하는 데 유용한 콘택트 렌즈에 대한 최적화된 설계를 제공한다. 보다 구체적으로는, 본 발명에 따르면, 적절한 원거리 시력을 제공하면서 또한 망막의 전방에서, 망막에서, 그리고 망막의 후방에서의 이미지 품질의 소정 값들 및 관계들을 갖는 렌즈를 설계함으로써, 완화된 근시 진행에서 매우 효과적일 수 있는 렌즈 설계를 생성하고 접근법을 이용할 수 있다.

**도면의 간단한 설명**

[0021] 본 발명의 전술한 그리고 다른 특징 및 이점은 첨부 도면에 예시된 바와 같은, 본 발명의 바람직한 실시 형태의 하기의 보다 상세한 설명으로부터 명백해질 것이다.

도 1은 예시적인 콘택트 렌즈의 개략도이다.

도 2는 본 발명의 실시 형태에 따른 콘택트 렌즈의 굴절력 프로파일을 나타내는 그래프이다.

도 3a는 종래 기술의 이중초점 렌즈의 굴절력 프로파일을 나타내는 그래프이다. 도 3b는 렌즈에 대한 탈초점 대 시력을 나타내는 그래프이다. 도 3c는 렌즈에 대한 탈초점 대 시력을 나타내는 다른 그래프이다.

도 4a는 1.75D ADD(+ 1.75D)를 갖는 4 구역 다초점 렌즈의 굴절력 프로파일을 나타내는 그래프이다. 도 4b는 렌즈에 대한 탈초점 대 시력을 나타내는 그래프이다.

도 5a는 1.65D ADD(+1.65D)를 갖는 6 구역 다초점 렌즈의 굴절력 프로파일을 나타내는 그래프이다. 도 5b는 렌즈에 대한 탈초점 대 시력을 나타내는 그래프이다.

도 6a는 4D ADD(+4D)를 갖는 6 구역 다초점 렌즈의 굴절력 프로파일을 나타내는 그래프이다. 도 6b는 렌즈에 대한 탈초점 대 시력을 나타내는 그래프이다.

도 7a는 1.75D ADD(+1.75D)를 갖는 6 구역 다초점 렌즈의 굴절력 프로파일을 나타내는 그래프이다. 도 7b는 렌즈에 대한 탈초점 대 시력을 나타내는 그래프이다.

**발명을 실시하기 위한 구체적인 내용**

[0022] 노안 환자들에 대해 설계된 다초점 콘택트 렌즈들은 원거리, 중간 거리, 및 근거리 시야에서 적합한 시력을 제공하도록 최적화되어 있다. 설계들의 대부분은 원거리에서 그리고 근거리에서 양호한 시력을 제공하도록 최적화되어 있다. 그러나, 근시 제어를 위한 다초점 렌즈들에 대한 메트릭(metric)들은 상이하므로, 상이한 설계들로 이어진다. 근시 제어를 필요로 하는 환자, 예를 들어, 어린이가, 근거리 및 중간 거리 물체들에 초점을 맞출 수 있는 충분한 조절을 가질 수 있기 때문에, 본 발명에 따른 렌즈들에 대한 설계 목표들은 공지된 다초점 렌즈들에 대한 것과는 상이하다.

[0023] 도 1을 참조하면, 콘택트 렌즈(100)의 개략도가 도시되어 있다. 콘택트 렌즈(100)는 광학 구역(102) 및 외부

영역(104)을 포함한다. 광학 구역(102)은 내부 또는 중심 구역(106) 및 적어도 하나의 외부 구역(108)을 포함한다. 특정 실시 형태에서, 광학 구역(102)의 직경은 8 mm이도록 선택될 수 있고, 실질적으로 원형인 내부 구역(106)의 직경은 4 mm이도록 선택될 수 있고, 환상 외부 구역(108)의 경계 직경들은 렌즈(100)의 기하학적 중심으로부터 측정될 때 5 mm 및 6.5 mm일 수 있다. 도 1은 단지 본 발명의 예시적인 실시 형태를 도시한다는 것에 주목하는 것이 중요하다. 예를 들어, 이러한 예시적인 실시 형태에서, 적어도 하나의 외부 구역(108)의 외부 경계는 광학 구역(102)의 외부 가장자리와 반드시 일치할 필요는 없으며, 반면에 다른 예시적인 실시 형태에서, 이들은 일치할 수 있다. 외부 영역(104)은 광학 구역(102)을 둘러싸고, 렌즈 위치설정 및 중심화를 비롯한 표준적인 콘택트 렌즈 특징부들을 제공한다. 예시적인 일 실시 형태에 따르면, 외부 영역(104)은 눈 상에 있을 때 렌즈 회전을 감소시키기 위한 하나 이상의 안정화 메커니즘(stabilization mechanism)들을 포함할 수 있다. 광학 구역(102)은, 각각의 구역이 인접한 구역들에 대해 고유 굴절력 프로파일을 갖는 다수의 구역들로 이루어질 수 있다.

[0024] 도 1의 다양한 구역들은 동심 원들로서 도시되며, 구역들은 임의의 적합한 등근 또는 등글지 않은 형상들, 예컨대 타원형 형상을 포함할 수 있다는 것에 주목하는 것이 중요하다.

[0025] I. 본 발명의 안과용 렌즈

[0026] 본 발명에 따르면, 환자를 위한 다초점 안과용 렌즈는 광학 구역을 포함한다. 광학 구역은, 1) 환자의 원거리 굴절력 필요량을 만족하는 렌즈 굴절력을 갖는 적어도 하나의 제1 구역, 및 2) 적어도 하나의 제1 구역의 굴절력보다 더 큰 렌즈 굴절력을 갖는 적어도 하나의 제2 구역을 포함한다. 적어도 하나의 제1 구역 및 적어도 하나의 제2 구역은, 망막의 전방 및 망막의 후방 둘 모두에서의 이미지 품질보다 우수한 환자의 망막 상의 이미지 품질을 갖도록 설계된다. 더욱이, 적어도 하나의 제1 구역 및 적어도 하나의 제2 구역은, 망막의 전방에서의 이미지 품질이 망막의 후방에서의 이미지 품질보다 우수하도록 설계된다.

[0027] 적어도 하나의 제1 구역 및 적어도 하나의 제2 구역은, 각각의 링에서 고유 렌즈 굴절력들을 갖는 동심 링들을 포함할 수 있다. 특정 실시 형태에서, 렌즈는 2 내지 10개의 동심 링들(예를 들어, 2, 4, 또는 6개의 링들)을 가질 수 있다. 특정 실시 형태에서, 적어도 하나의 제2 구역은 적어도 하나의 제1 구역보다 더 큰 렌즈 굴절력을 가질 수 있다. 즉, 적어도 하나의 제2 구역은 "ADD"(렌즈의 중심에서의 렌즈 굴절력에 대한 추가 플러스 굴절력)를 가질 수 있다.

[0028] 특정 실시 형태에서, 렌즈는 -0.5 내지 -10D의 굴절력을 갖는 적어도 하나의 제1 구역(예컨대, 내부 구역)을 가질 수 있고, 적어도 하나의 제2 구역(예컨대, 내부 구역을 둘러싸는 외부 구역)은 바람직하게는 1.5 내지 4D의 범위인 ADD를 가질 수 있다. 다른 특정 실시 형태에서, 렌즈는 -0.5 내지 -10D의 굴절력을 갖는 적어도 하나의 제2 구역(예컨대, 외부 구역)을 가질 수 있고, 적어도 하나의 제1 구역(예컨대, 외부 구역에 의해 둘러싸인 내부 구역)은 바람직하게는 1.0 내지 4D의 범위인 ADD를 가질 수 있다. 따라서, 다초점 렌즈는 ADD 링들과 교호하는 "원거리" 링들을 포함할 수 있다.

[0029] Acuvue® Bifocal(AVB)와 같은 종래 기술의 렌즈들은, 전방 및 후방 표면 둘 모두에서 구면 표면들 또는 섹션들을 갖도록 설계된다. 본 발명에 따르면, 다초점 안과용 렌즈는 비구면 전방 및 후방 표면을 가질 수 있다. 그와 같이, 각각의 동심 링 내의 굴절력은 일정하지 않을 수 있지만, 구면 수차로 인한 변동을 나타낼 수 있다. 구면 표면들을 갖는 렌즈들에 대한 구면 수차는 렌즈 굴절력(예컨대, 환자의 굴절력 처방)에 따라 가변된다.

[0030] 본 발명의 렌즈들은 -3.D, -3.25D, -3.5D 등의 재고 관리 단위(stock keeping unit, SKU)로 일정한 굴절력에 대해 렌즈를 가로질러 처방된 굴절력 프로파일을 가질 수 있다. 따라서, 교호하는 "원거리" 링들 내에서, 렌즈 굴절력은 실질적으로, 눈의 자연 구면 수차를 교정하기 위해 가변하는 렌즈의 굴절력일 수 있다.

[0031] 이제 도 2를 참조하면, 본 발명의 실시 형태에 따른 콘택트 렌즈의 굴절력 프로파일을 나타내는 그래프가 도시되어 있다. 굴절력( $P_{cl}$ )은 콘택트 렌즈의 반경( $r$ )에 걸쳐 가변할 수 있다. 굴절력은 디옵터 단위의 축방향 굴절력에 대응한다. 굴절력( $P_{cl}(r)$ )은 렌즈의 중심 및 광학 축으로부터 높이  $r$ 에서 렌즈에 입사하는 광선에 대한  $1/(\text{미터 단위의 초점에 대한 거리})$ 이다.

[0032] "원거리" 링들(예컨대, 링 1, 링 3, 링 5 등 또는 대안적으로 링 2, 링 4, 링 6 등)에서의 렌즈 굴절력( $P_1$ )은 하기와 같을 수 있다:

[0033] 
$$P_1(r) = \text{구면 굴절력} + \Delta_1 + (SA_1) * r^2, \quad (1)$$

[0034] 여기서 SA<sub>1</sub>은 대략 눈의 구면 수차의 음이도록 설정되고 약 -0.08D/mm<sup>2</sup>일 수 있고, r은 렌즈의 중심으로부터의 거리이고; 구면 굴절력은 디옵터 단위의 환자의 구면 굴절력이고; Δ<sub>1</sub>는 굴절력의 특정 변이여서 피크 시력이 멀리 있는 물체를 조절되지 않은 눈으로 볼 때이고 전형적으로 -0.25D 내지 0.25D인 것을 보장한다.

[0035] ADD 링들(예컨대, 링 2, 링 4, 링 6 등 또는 대안적으로 링 1, 링 3, 링 5 등)에서의 렌즈 굴절력(P<sub>2</sub>)은 하기와 같을 수 있다:

[0036] 
$$P_2(r) = \text{구면 굴절력} + \text{ADD} + (SA_2) * r^2, \quad (2)$$

[0037] 여기서 SA<sub>2</sub>는 전형적으로 0.0 내지 -0.15D/mm<sup>2</sup>의 범위이고, ADD는 전형적으로 1.0 내지 4.0D이지만, 특정 실시 형태에서는 2.5D 미만일 수 있다.

[0038] 콘택트 렌즈의 굴절력(P<sub>CL</sub>(r))은 도 2에 도시된 바와 같은 P<sub>1</sub>(r)과 P<sub>2</sub>(r)의 조합이고, 이때 구역들의 에지들은 각각 r<sub>1</sub>, r<sub>2</sub>, r<sub>3</sub>, r<sub>4</sub>, r<sub>5</sub>에 의해 정의된다. 예를 들어, "원거리" 구역이 제2 구역일 때, 도 2에 도시된 바와 같이:

[0039] 
$$P_{CL}(r), = P_2(r) \quad (r \leq r_1, r_2 < r \leq r_3, r_4 < r \leq r_5 \text{의 경우}) \quad (3)$$

[0040] 
$$P_{CL}(r), = P_1(r) \quad (r_1 < r \leq r_2, r_3 < r \leq r_4, r > r_5 \text{의 경우})$$

[0041] 대안적인 실시 형태는 더 많거나 더 적은 구역들을 가질 수 있거나, 또는

[0042] 서로 바뀐 P<sub>1</sub> 및 P<sub>2</sub>를 가질 수 있다. 특정 실시 형태에서, 하나의 동심 링으로부터 다음의 동심 링으로의 매끄럽게 가변하는 굴절력을 제공하는 전이 구역들이 동심 링들 사이에 있을 수 있다.

[0043] 근시 제어를 위해, 본 발명에 따른 다초점 설계 목표들은 하기를 포함한다:

[0044] 1. 최소의 불만스러운 이미지 인공물들을 갖는 적절한 원거리 시력(예컨대, 20/25 이상 또는, 특정 실시 형태에서 -10logMAR 단위로 -1.0 초과).

[0045] 2. 망막 상의 이미지 품질은 망막의 전방 및 망막의 후방에서의 이미지 품질보다 우수하다.

[0046] 3. 직경이 1 mm 내지 7 mm(예를 들어, 3 mm 내지 6 mm)인 동공 크기에서 그리고 임의의 거리에서 물체를 볼 때, 망막의 전방에서의 이미지 품질은 망막의 후방에서의 이미지의 품질보다 우수하다.

[0047] 이러한 목표들은, 1) 아래에 논의되는 바와 같이, 스루 초점 시력 곡선(through-focus vision curve)들의 피크들이 0.0D 탈초점 위치에 있고, 2) 스루 초점 곡선들이 0.0D에 대해 비대칭임을 보장함으로써 달성될 수 있고, 이때 최상의 이미지 품질은 마이너스 탈초점 측에 있다.

[0048] II. 이미지 품질의 측정

[0049] 이미지 품질 또는 시력을 측정하기 위해 임의의 적합한 시력 메트릭, 예를 들어, 변조 전달 함수의 영역(Area of Modulation Transfer Function, AMTF); 스트렐 비(strehl ratio); 문헌[Thibos et al., *Accuracy and precision of objective refraction from wave front aberrations*, Journal of Vision (2004) 4, 329-351]에서와 같은 신경 선예도(neural sharpness); 또는 하기와 같이 기술되는 바와 같이 단안 시력(monocular visual acuity)(-10 logMAR 단위)을 계산하기 위한 동공 크기 및 휘도 레벨을 이용한 예측 모델링이 이용될 수 있다.

[0050] 식 4는 하기와 같이 콘택트 렌즈+눈의 파면(wave front)(W)을 제공한다:

[0051] 
$$W(R) = \int_0^R r [P_{CL}(r) - \text{구면 굴절력} + SA_{eye} * r^2] dr \quad (4)$$

[0052] 여기서 R은 렌즈(및 눈 및 파면)의 중심으로부터의 반경 거리를 제공하고, 구면 굴절력은 D 단위이고, SA<sub>eye</sub>는 눈의 구면 수차이며 이 계산의 경우 0.08D/mm<sup>2</sup>로 설정된다. 파면(W)은 회전 대칭 렌즈를 가정하지만, 더 정확하게는, 파면은 직교 좌표로 주어질 수 있다. 극 좌표와 직교 좌표 사이의 변환은 알려져 있다. 파면(W(x,y))을 고려하면, 동공 함수(PF)는 하기와 같다:

[0053]

$$PF(x, y) = A(x, y)e^{-i\frac{2\pi}{\lambda}W(x, y)} \quad (5)$$

[0054]

여기서  $r = (x^2 + y^2)^{1/2}$ 이  $D/2$  이하인 경우  $A(x, y) = 1$ 이고,

[0055]

$r$ 이  $D/2$  초과인 경우  $A(x, y) = 0$ 이고, 파장( $\lambda$ )이 0.555 마이크로미터이다.

[0056]

동공 함수( $PF(x, y)$ )는 동공 내의 복소 진폭이며, 동공의 외측에서 0(zero)인데, 즉,  $r$ 이  $D/2$  초과인 경우  $A(r) = 0$ 이고, 여기서  $D$ 는 동공 직경이다.

[0057]

광학 시스템(이 경우에, 렌즈+눈)의 진폭 점 확산 함수(amplitude point spread function, PSFa)는 2차원 동공 함수( $PF(x, y)$ )의 푸리에 변환으로서 주어지고, 이하와 같다:

[0058]

$$PSFa(u, v) = \iint PF(x, y)e^{-i2\pi(u \cdot x + y \cdot v)} dx dy \quad (6)$$

[0059]

이때 동공 반경에 걸쳐 적분이 행해진다. 양들  $u$  및  $v$ 은 1/mm의 주파수 단위를 가지며, 물체 공간에서 라디안(radian)의 단위를 갖는  $x$  및  $y$  방향에서의 각도들인 하기의 각도들  $\theta_x$  및  $\theta_y$ 에 관련되어 있다:

[0060]

$$\theta_x = \lambda \cdot u \quad (7)$$

[0061]

$$\theta_y = \lambda \cdot v \quad (8)$$

[0062]

여기서  $\lambda$ 는 mm 단위의 파장이다.

[0063]

세기(intensity) 점 확산 함수(PSF)는 하기와 같다:

[0064]

$$PSF(u, v) = PSFa(u, v) \cdot PSFa^*(u, v) \quad (9)$$

[0065]

여기서  $*$ 는 복소 켤레(complex conjugate)를 지칭한다.

[0066]

PSF의 푸리에 변환으로서 주어지는 광학 전달 함수(optical transfer function, OTF)는 하기와 같다:

[0067]

$$OTF(v_x, v_y) = \int PSF(\theta_x, \theta_y)e^{-i2\pi(\theta_x \cdot v_x + \theta_y \cdot v_y)} d\theta_x d\theta_y \quad (10)$$

[0068]

여기서  $v_x$  및  $v_y$ 는 라디안당 사이클 단위이다.

[0069]

변조 전달 함수(modulation transfer function, MTF)는 하기와 같다:

[0070]

$$MTF(v_x, v_y) = |OTF(v_x, v_y)| \quad (11)$$

[0071]

위에서 개괄된 바와 같은 파면으로부터의 MTF의 계산은 당업계에 알려져 있으며 수치적으로 행해질 수 있다. 즉 좌표에서, MTF는 하기로 된다:

[0072]

$$MTF(v, \Theta) \quad (12)$$

[0073]

여기서  $v$ 는 하기의 방사 주파수이고:

[0074]

$$v = \sqrt{v_x^2 + v_y^2} \quad (13)$$

[0075]

$\Theta$ 는 각도이다.

[0076]

그 평균(MTFa)은 하기와 같다:

[0077]

$$MTFa = \frac{1}{2\pi} \int_0^{2\pi} MTF(v, \Theta) d\Theta \quad (14)$$

[0078]

MTF의 가중 면적(WA)은 하기 식에 따라 계산된다:

[0079]

$$WA = \int_0^{20 \text{ 사이클/도}} MTFa(v)^2 \cdot NCSF(v, D, L)^2 dv \quad (15)$$

[0080]

여기서 MTFa는 식 14에서와 같이 계산되며, 각 주파수(angular frequency), 동공 직경, 및 렌즈+눈 조합의 굴절력 프로파일의 함수이고, NCSF는 신경 대비 감도 함수이며 주파수, 동공 직경(D), 및 칸델라(candela)/m<sup>2</sup>로 표현되는 휘도(L)에 좌우된다. 회전 대칭이 아닌 렌즈 설계의 경우, MTF는 2차원 MTF의 평균으로 계산된다.

[0081]

전형적인 사무실 환경에 대응하는 250 cd/m<sup>2</sup>의 휘도가 본 발명의 예시이며, NCSF는 하기와 같다:

[0082]

$$NCSF = \frac{1}{k \cdot \sqrt{2} \sqrt{T \left( \frac{1}{X_0^2} + \frac{1}{X_{\max}^2} + \frac{v^2}{N_{\max}^2} \right) \left( \frac{1}{\eta \cdot p \cdot E} + \frac{\Phi_0}{1 - e^{-(v/v_0)^2}} \right)}} \quad (16)$$

[0083]

이때

[0084]

$$E = \frac{\pi \cdot D^2}{4} \cdot L \quad (17)$$

[0085]

여기서 L은 휘도(250 cd/m<sup>2</sup>)이고,

[0086]

D는 mm 단위의 동공 직경이고,

[0087]

E는 Td 단위의 조도이다.

[0088]

식 16의 상수들은 하기와 같다:

[0089]

k=3.0;

[0090]

T=0.1 초;

[0091]

X<sub>0</sub>=2 도(degree);

[0092]

X<sub>max</sub>=12 도;

[0093]

N<sub>max</sub>=15 사이클;

[0094]

$\eta = 0.03$ ;

[0095]

p=1.247×10<sup>6</sup> 광자/초/도<sup>2</sup>/Td;

[0096]

v는 사이클/도 단위의 주파수이고;

- [0097]  $v_0 = 7$  사이클/도; 그리고
- [0098]  $\Phi_0 = 3.0 \times 10^{-8}$  초 도<sup>2</sup>이다.
- [0099] NCSF의 설명은, 예를 들어, 본 명세서에 참고로 포함된, 문헌[Barten, "Contrast Sensitivity of the Human Eye and its Effects on Image Quality", SPIE Optical Engineering Press, 1999]에서 확인될 수 있다.
- [0100] 가중 면적(WA)을 이용하여,  $-10\log\text{MAR}$  단위의 단안 성능(Monocular Performance, MP)이 하기의 식을 사용하여 계산될 수 있다:
- [0101] 
$$\text{MP} = -11.5 + 4.94 * \log_{10}(\text{WA}) - 1.26 * \log_{10}(\text{WA})^2 + 0.15 * \log_{10}(\text{WA})^3 \quad (18)$$
- [0102] 이때,  $\log_{10}(\text{WA})$ 는 WA의 로그 밑(log base)이 10인 대수를 나타낸다. 개별 렌즈들의 측정된 굴절력 프로파일들 또는 설계 굴절력 프로파일들로부터 계산될 수 있는 이러한 양은, 특정 실시 형태에서, 본 발명의 렌즈들을 기술하는 제약들에 대한 기초를 제공할 수 있다.
- [0103] III. 특정 렌즈의 논의
- [0104] 도 3a는 Acuvue® Bifocal 2.5D ADD 렌즈와 유사한 종래 기술의 다초점 렌즈에 대한 굴절력 프로파일의 그래프 분석을 도시한다. 도 3a는 -3.0D SKU에 대한 굴절력 프로파일을 도시한다.
- [0105] 도 3b는 3.0, 4.0, 5.0, 및 6.0 D 직경 동공 크기들에 대한 탈초점의 함수로서의 도 3a의 렌즈에 대한 3 내지 12 사이클/도의 변조 전달 함수의 영역(AMTF)에 대한 계산된 시력을 도시한다. 0.0D 탈초점은 원거리에 대응한다. 마이너스 탈초점은 멀리 있는 물체를 볼 때 망막의 전방에서의 이미지 품질을 나타내는 것으로 해석될 수 있고; 반면에, 플러스 탈초점은 망막의 후방에서의 이미지 품질을 나타내는 것으로 해석될 수 있다. 도 3c는 임상 결과들을 예측하는, 전술된 방법을 이용하여 계산되는  $-10\log\text{MAR}$  단위의 예측된 시력을 도시한다.
- [0106] 도 3b 또는 도 3c를 참조하면, 상기 설계 목표 2 및 설계 목표 3이 충족된다(예컨대, 0.0D에서의 곡선들의 피크들은 전체 범위에 걸쳐 최대 값들이고, 스루 초점 시력 곡선들은 비대칭이고, 이때 망막의 전방의 마이너스 탈초점 위치들에서의 시력은, 양의 탈초점 위치들에서보다 더 양호한 시력을 나타낸다). 도 3c를 참조하여 분석된 제1 목표는, 0.0D의 탈초점 값에서의 시력의 경우  $-10\log\text{MAR}$  단위가  $-1.0$  미만이기 때문에 충족되지 않는다. 또한, 3.0 mm 직경 동공의 경우, 약  $-2\text{D}$  탈초점에서의 이차적인 피크는 거의 0.0D에서의 피크의 높이이다. 따라서, 작은 동공 크기의 경우, 환자는 설계에 의해 제공되는 근점 이미지를 이용하는 대신에 근점 이미지에 대해 원근을 충분히 조절하지 못할 수 있다. 이것은, 망막의 후방의 이미지가 망막의 전방의 이미지보다 더 양호한 품질이 되고 근시를 증가시킬 수 있는 눈의 성장 신호를 제공하는 결과를 가져올 것이다.
- [0107] 도 4a는 본 발명에 따른 4 구역 다초점 렌즈의 굴절력 프로파일을 나타내는 그래프이다. 적어도 하나의 제1 구역(예컨대, 내부 구역)은  $-3.0\text{D}$ 의 렌즈 굴절력을 가지며, 교호하는 "원거리" 링들은  $-3.0\text{D}$ 와 실질적으로 유사한 굴절력을 갖지만 구면 수차에 대해 교정된다. 적어도 하나의 제2 구역(예컨대, 외부 구역들)은 약  $+1.75\text{D}$ 의 ADD를 갖는다.
- [0108] 도 4b는 3.0, 4.0, 5.0, 및 6.0 mm 동공 직경 크기들에 대해 도 4a의 렌즈에 대한 탈초점 대  $-10\log\text{MAR}$  단위의 시력을 나타내는 그래프이다. 0.0D 탈초점은 원거리에 대응한다. 모든 동공 직경들에 대해, 상기 설계 목표 1 내지 설계 목표 3이 충족된다(예컨대, 0.0D에서의 곡선들의 피크들은 전체 범위에 걸쳐 최대 값들이고, 0.0D에서의 시력은  $-10\log\text{MAR}$  단위로  $-1.0$  초과이고, 스루 초점 곡선은 비대칭이고, 이때 음의 탈초점 값들은 양의 탈초점 값들보다 더 크다).
- [0109] 도 5a는 본 발명에 따른 6 구역 다초점 렌즈의 굴절력 프로파일을 나타내는 그래프이다. 적어도 하나의 제1 구역(예컨대, 내부 구역)은  $-3.0\text{D}$ 의 렌즈 굴절력을 가지며, 교호하는 "원거리" 링들은  $-3.0\text{D}$ 와 실질적으로 유사한 굴절력을 갖지만 구면 수차에 대해 교정된다. 적어도 하나의 제2 구역(예컨대, 외부 구역들)은 약  $+1.65\text{D}$ 의 ADD를 갖는다.
- [0110] 도 5b는 3.0, 4.0, 5.0, 및 6.0 mm 동공 직경 크기들에 대해 도 3a의 렌즈에 대한 탈초점 대 시력을 나타내는 그래프이다. 모든 동공 직경들에 대해, 상기 설계 목표 1 내지 설계 목표 3이 충족된다(예컨대, 0.0D에서의 곡선들의 피크들은 전체 범위에 걸쳐 최대 값들이고, 0.0D에서의 시력은  $-10\log\text{MAR}$  단위로  $-1.0$  초과이고, 스루 초점 곡선은 비대칭이고, 이때 음의 탈초점 값들은 양의 탈초점 값들보다 더 크다).

- [0111] 도 6a는 본 발명에 따른 6 구역 다초점 렌즈의 굴절력 프로파일을 나타내는 그래프이다. 적어도 하나의 제1 구역(예컨대, 내부 구역)은 -3.0D의 렌즈 굴절력을 가지며, 교호하는 "원거리" 링들은 -3.0D와 실질적으로 유사한 굴절력을 갖지만 구면 수차에 대해 교정된다. 적어도 하나의 제2 구역(예컨대, 외부 구역들)은 약 +4D의 ADD를 갖는다.
- [0112] 도 6b는 3.0, 4.0, 5.0, 및 6.0 mm 동공 직경 크기들에 대해 도 6a의 렌즈에 대한 탈초점 대 시력을 나타내는 그래프이다. 모든 동공 직경들에 대해, 상기 설계 목표 1 내지 설계 목표 3이 충족된다(예컨대, 0.0D에서의 곡선들의 피크들은 전체 범위에 걸쳐 최대 값들이고, 0.0D에서의 시력은 -10logMAR 단위로 -1.0 초과이고, 스루 초점 곡선은 비대칭적이고, 이때 음의 탈초점 값들은 양의 탈초점 값들보다 더 크다).
- [0113] 도 7a는 본 발명에 따른 다른 6 구역 다초점 렌즈의 굴절력 프로파일을 나타내는 그래프이다. 다른 렌즈들과 달리, 제1 "원거리" 구역이 렌즈 중심에 있지 않고, 오히려 렌즈 중심에서의 ADD 구역을 둘러싼다. 제1 원거리 구역은 -3.0D의 렌즈 굴절력을 가지며, 교호하는 "원거리" 링들은 -3.0D와 실질적으로 유사한 굴절력을 갖지만 구면 수차에 대해 교정된다. 제2 구역들은 약 +1.75D의 ADD를 갖는다.
- [0114] 도 7b는 3.0, 4.0, 5.0, 및 6.0 mm 동공 직경 크기들에 대해 도 5a의 렌즈에 대한 탈초점 대 시력을 나타내는 그래프이다. 모든 동공 직경들에 대해, 상기 설계 목표 1 내지 설계 목표 3이 충족된다(예컨대, 0.0D에서의 곡선들의 피크들은 전체 범위에 걸쳐 최대 값들이고, 0.0D에서의 시력은 -10logMAR 단위로 -1.0 초과이고, 스루 초점 곡선은 비대칭적이고, 이때 음의 탈초점 값들은 양의 탈초점 값들보다 더 크다).
- [0115] 추가로, 본 발명의 설계들은 조절에 의한 그러한 구면 수차 변화들을 고려할 수 있고, 렌즈들은 조절에 의한 동공 크기 변화를 포함하는 어린이들의 동공 크기들에 대해 최적화될 수 있다.
- [0116] 눈의 입사 동공(entrance pupil) 크기 및 타깃 이향운동(vergence)/조절이 부분 모집단에 따라 다르다는 것에 주목하는 것이 중요하다. 소정의 예시적인 실시 형태에서, 렌즈 설계는 환자의 평균 동공 크기 및 바람직한 타깃 이향운동에 기초하여 양호한 중심과 시력 교정 및 근시 치료 효능 둘 모두를 달성하기 위해 주문맞춤될(customized) 수 있다. 더욱이, 동공 크기는 소아 환자에게 대해 굴절 및 연령과 상관되기 때문에, 소정의 예시적인 실시 형태에서, 렌즈는 소아 부분모집단의 하위 집단에 대해 그들의 동공 크기에 기초한 특정 연령 및/또는 굴절에 의해 추가로 최적화될 수 있다. 본질적으로, 굴절력 프로파일은 중심과 시력 교정, 증가된 초점 심도, 및 감소된 IQ 감도 사이의 최적 균형을 달성하도록 동공 크기에 대해 조절 또는 맞춤될 수 있다.
- [0117] 현재 이용가능한 콘택트 렌즈는 여전히 시력 교정을 위한 비용 효율적인 수단이다. 얇은 플라스틱 렌즈는 근시 또는 근시안, 원시 또는 원시안, 난시, 즉 각막의 비구면성(asphericity), 및 노안, 즉 수정체의 조절 능력의 상실을 비롯한 시력 결함을 교정하기 위해 눈의 각막 위에 피팅된다. 콘택트 렌즈는 다양한 형태로 이용가능하고, 상이한 기능을 제공하기 위해 다양한 재료로 제조된다.
- [0118] 매일 착용 소프트 콘택트 렌즈는 전형적으로 산소 투과성을 위해 물과 조합된 연질 중합체 재료로 제조된다. 매일 착용 소프트 콘택트 렌즈는 일일 착용 일회용 또는 연속 착용 일회용(extended wear disposable)일 수 있다. 일일 착용 일회용 콘택트 렌즈는 보통 하루 동안 착용되고 그 후 버려지는 반면, 연속 착용 일회용 콘택트 렌즈는 보통 최대 30일의 기간 동안 착용된다. 컬러 소프트 콘택트 렌즈는 상이한 기능을 제공하기 위해 상이한 재료들을 사용한다. 예를 들어, 가시성 색조 콘택트 렌즈는 착용자가 떨어뜨린 콘택트 렌즈를 찾아내는 것을 돕기 위해 약한 색조를 사용하고, 강화 색조 콘택트 렌즈는 착용자의 본래 눈 색상을 향상시키도록 의도된 반투명한 색조를 가지며, 컬러 색조 콘택트 렌즈는 착용자의 눈 색상을 변화시키도록 의도된 더 어두운 불투명한 색조를 포함하고, 광 여과 색조 콘택트 렌즈는 다른 색상을 약화시키면서 소정의 색상을 향상시키는 기능을 한다. 기체 투과성 강성 하드 콘택트 렌즈는 실록산-함유 중합체로 제조되지만, 소프트 콘택트 렌즈보다 더 강성이고 이에 따라 그의 형상을 유지하고 더욱 내구성이 있다. 이중초점 콘택트 렌즈는 노안을 가진 환자를 위해 특별히 설계되고, 소프트 종류 및 강성 종류 둘 모두로 이용가능하다. 원환체 콘택트 렌즈는 난시를 가진 환자를 위해 특별히 설계되고, 또한 소프트 종류 및 강성 종류 둘 모두로 이용가능하다. 상기의 다양한 양태들을 조합하는 조합 렌즈, 예를 들어 하이브리드(hybrid) 콘택트 렌즈가 또한 이용가능하다.
- [0119] 본 발명의 다초점 렌즈 설계는 임의의 개수의 재료들로부터 형성되는 임의의 개수의 상이한 콘택트 렌즈들 내에 통합될 수 있다는 것에 주목하는 것이 중요하다. 구체적으로, 본 발명의 다초점 렌즈 설계는 매일 착용 소프트 콘택트 렌즈, 강성 기체 투과성 콘택트 렌즈, 이중초점 콘택트 렌즈, 원환체 콘택트 렌즈 및 하이브리드 콘택트 렌즈를 비롯한 본 명세서에 기술된 콘택트 렌즈들 중 임의의 것에 이용될 수 있다. 또한, 본 발명이 콘택트 렌즈에 관하여 기술되지만, 본 발명의 개념은 안경 렌즈, 안내 렌즈(intraocular lens), 각막 인레이(inlay) 및

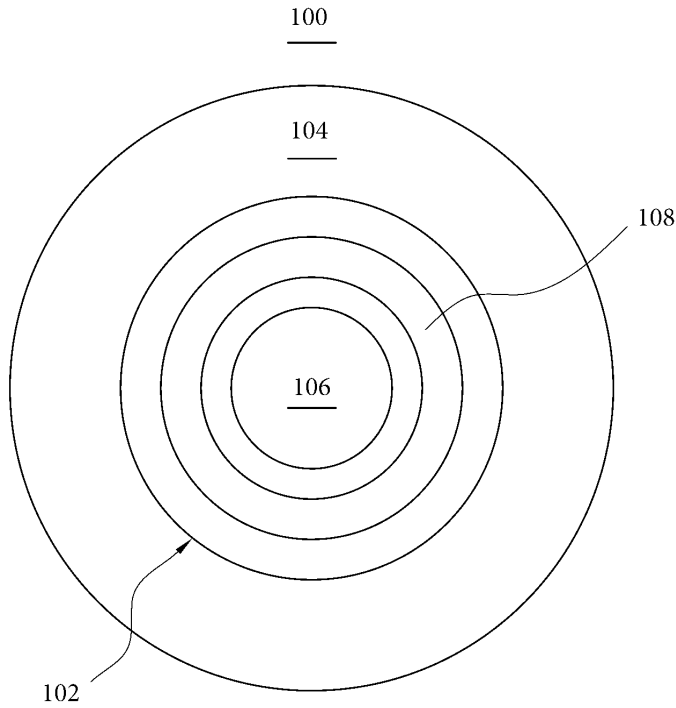
온레이(onlay)에 이용될 수 있다는 것에 주목하는 것이 중요하다.

[0120]

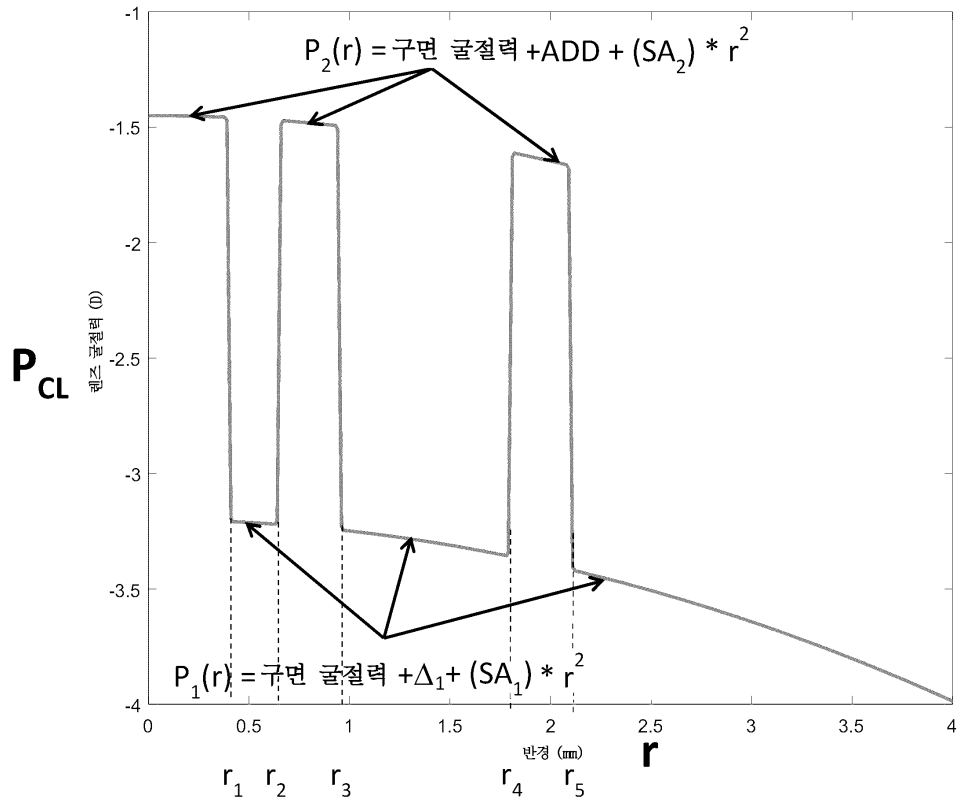
가장 실용적이고 바람직한 실시 형태로 여겨지는 것이 도시되고 기술되지만, 기술되고 도시된 특정 설계 및 방법으로부터 벗어나는 것이 당업자에게 떠오를 것이고 본 발명의 사상 및 범주로부터 벗어남이 없이 사용될 수 있다는 것은 명백하다. 본 발명은 기술되고 도시된 특정 구성으로 제한되는 것이 아니라, 첨부된 청구범위의 범주 내에 속할 수 있는 모든 변경과 일관되도록 구성되어야 한다.

**도면**

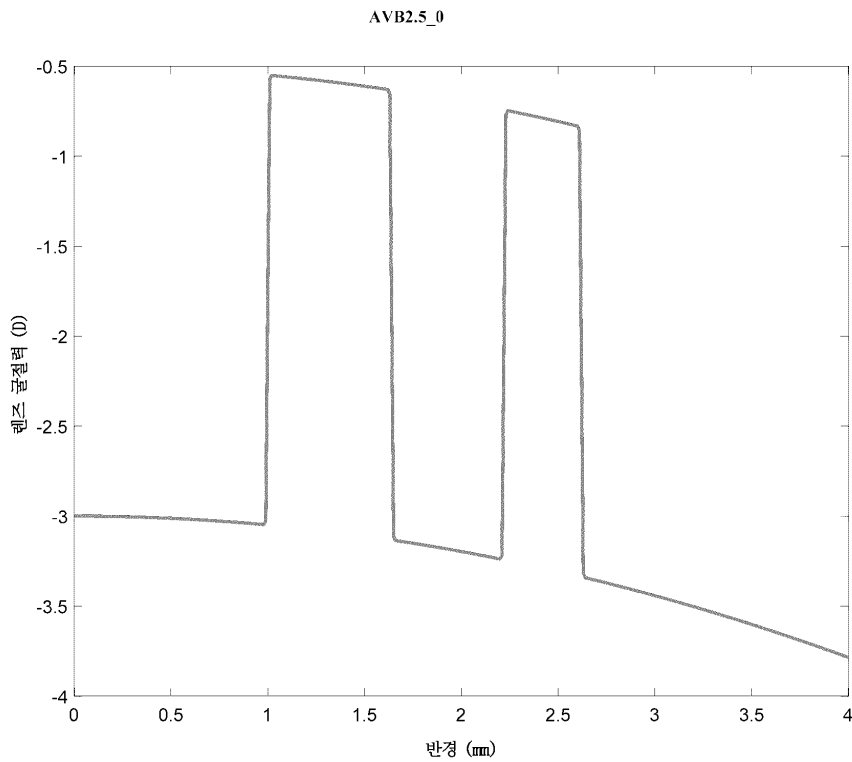
**도면1**



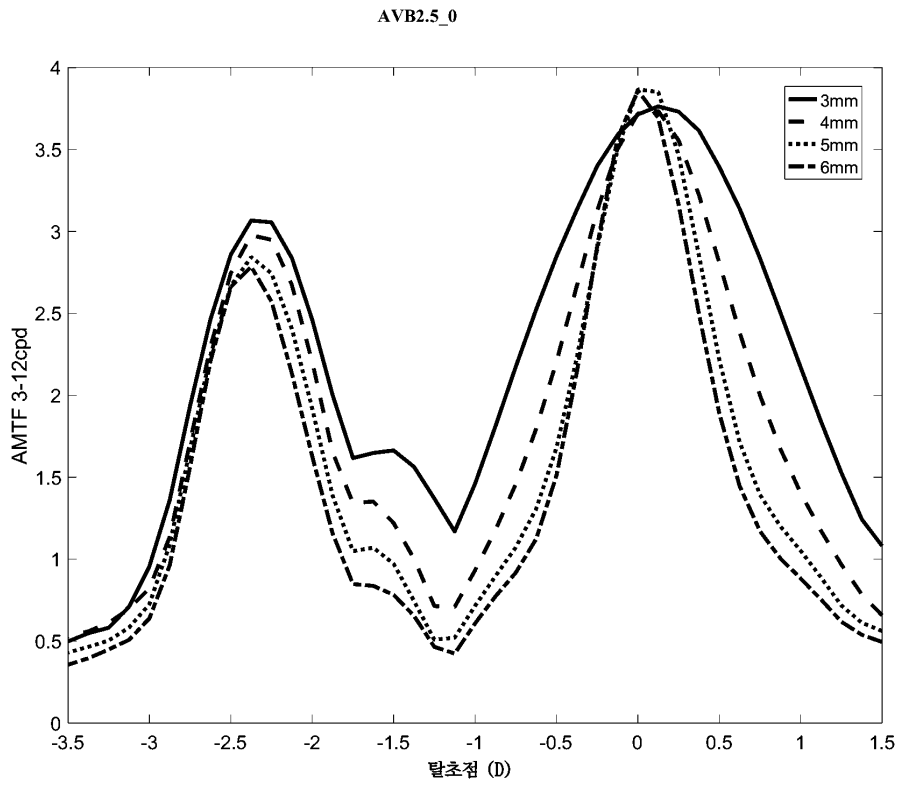
도면2



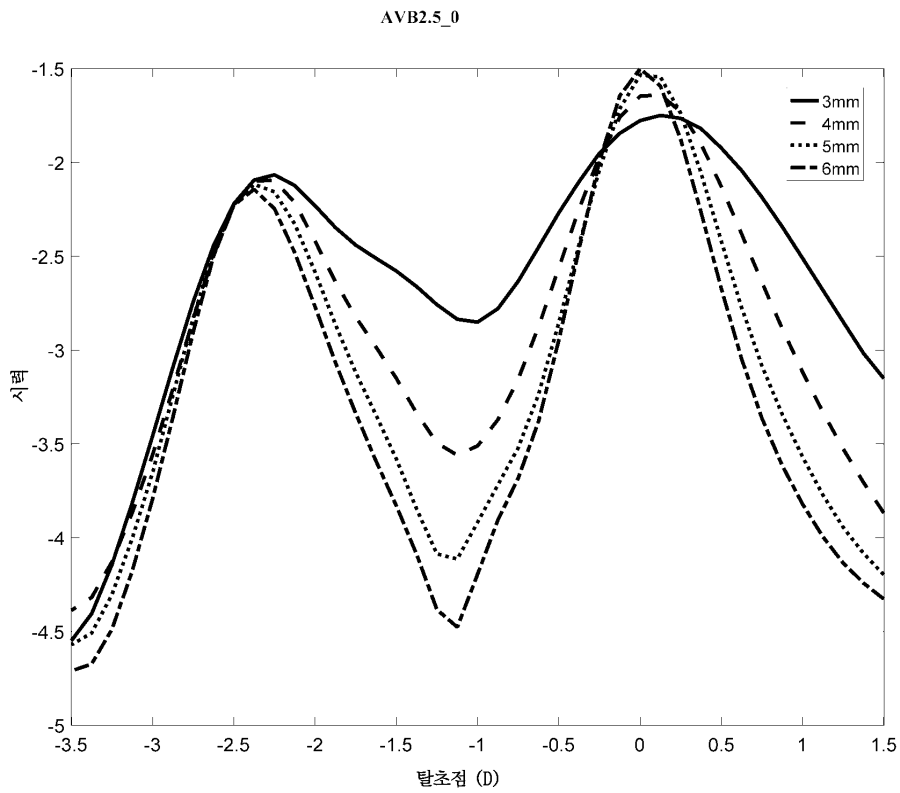
도면3a



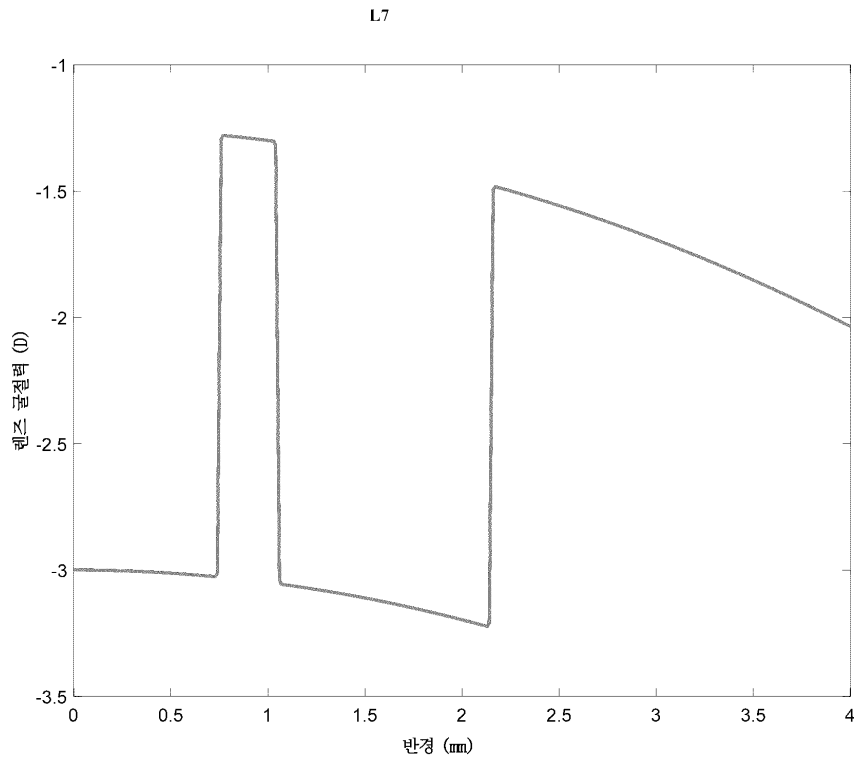
도면3b



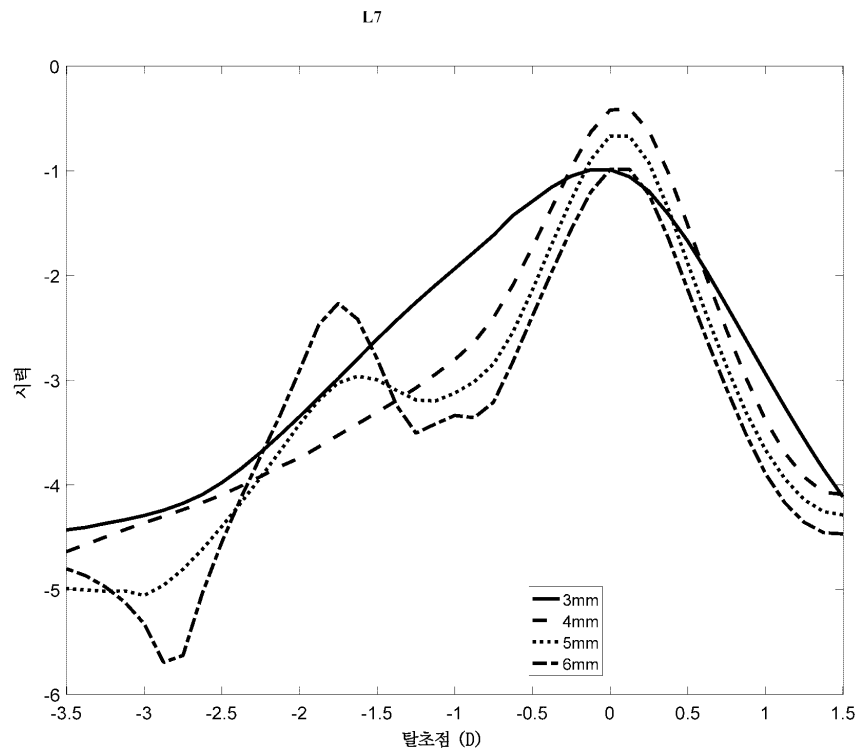
도면3c



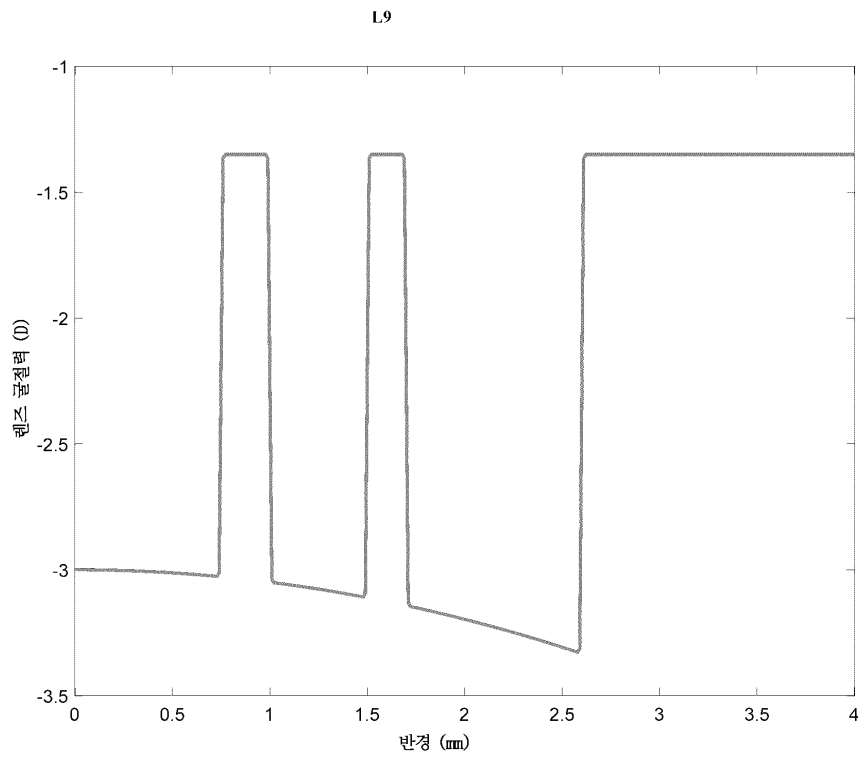
도면4a



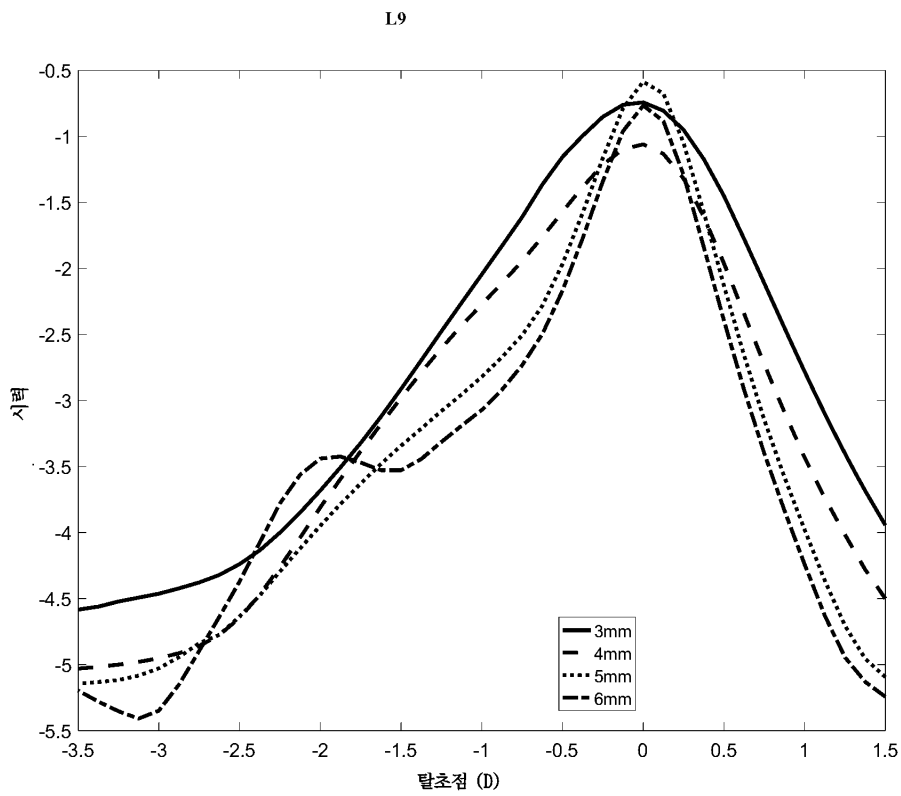
도면4b



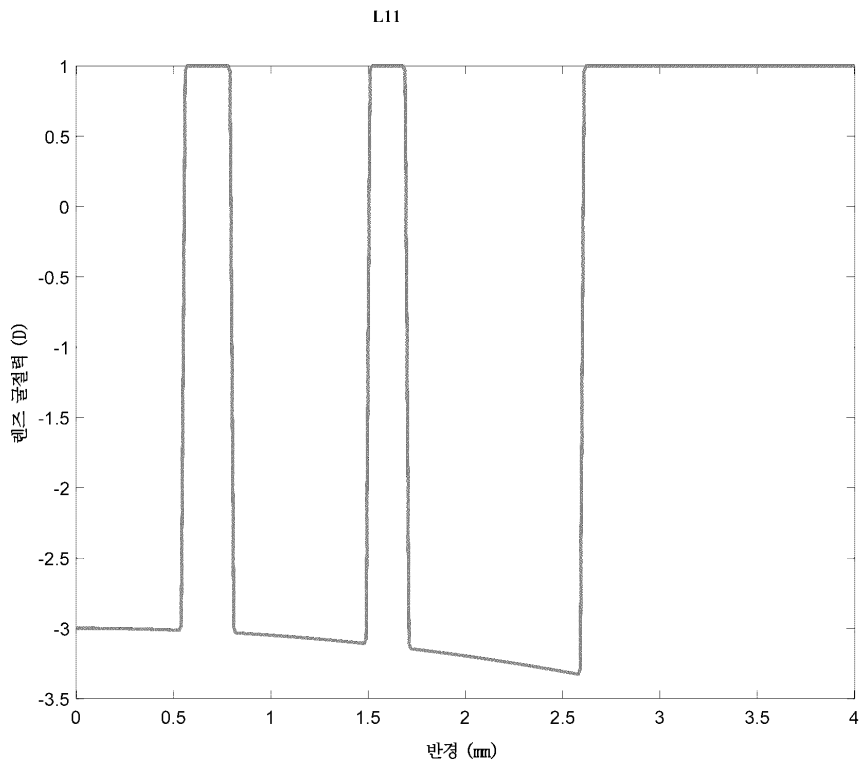
도면5a



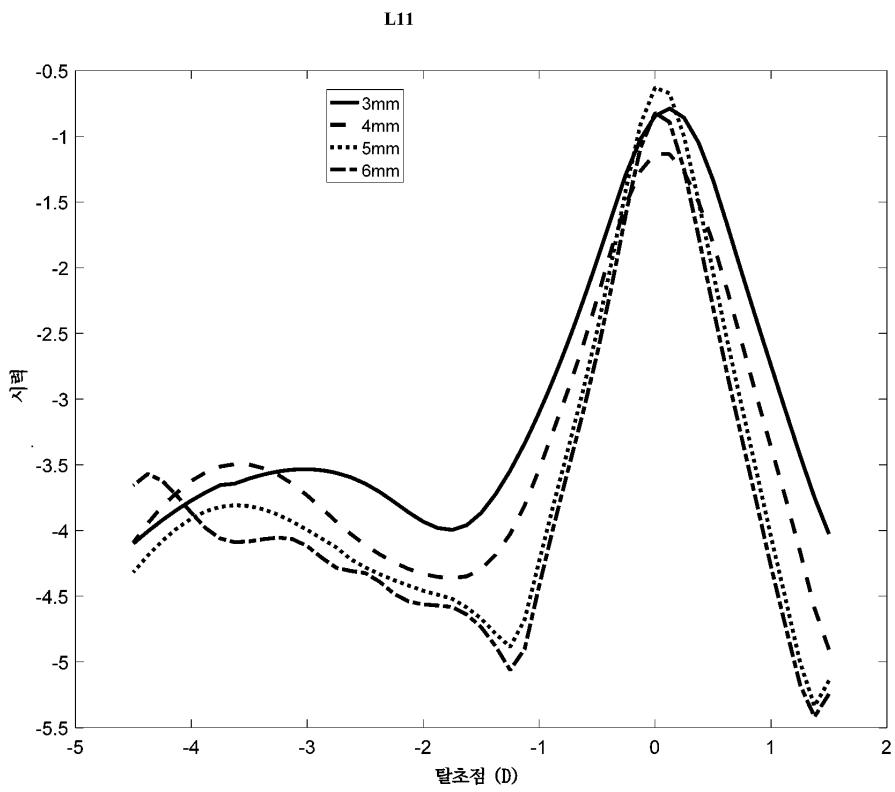
도면5b



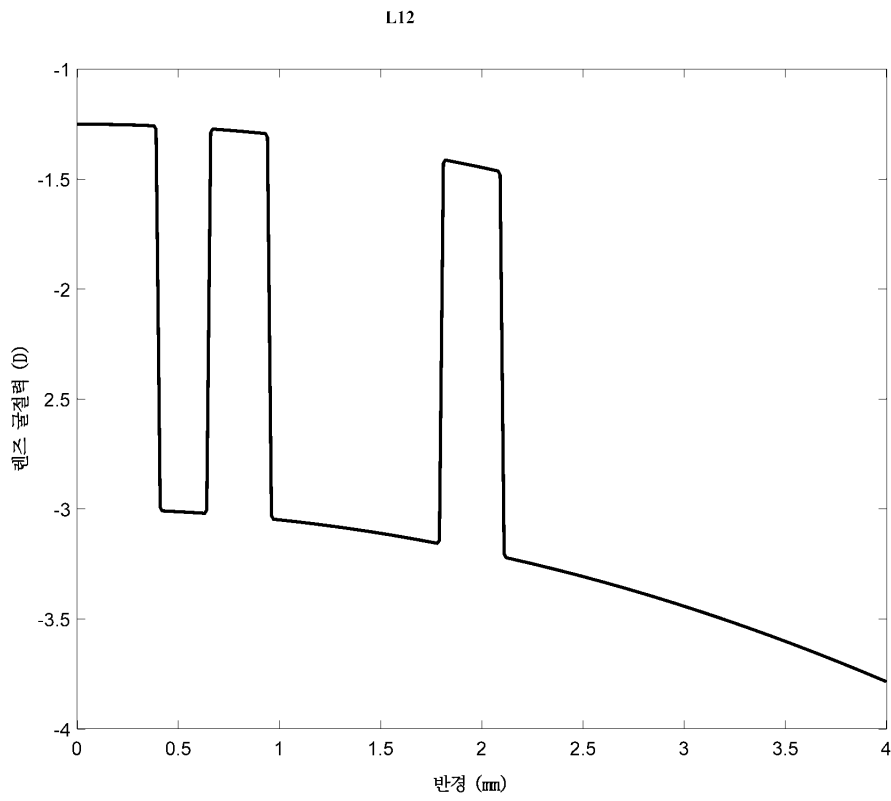
도면6a



도면6b



도면7a



도면7b

