(19)대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(51) 。Int. Cl.[6]
A61B 3/16

(45) 공고일자 2003년12월18일
(11) 등록번호 10-0411363
(24) 등록일자 2003년12월03일

(21) 출원번호	10-1999-7001833	(65) 공개번호	특2000-0068457
(22) 출원일자	1999년03월04일	(43) 공개일자	2000년11월25일
번역문 제출일자	1999년03월04일		
(86) 국제출원번호	PCT/US1997/15489	(87) 국제공개번호	WO 1998/09564
(86) 국제출원출원일자	1997년09월04일	(87) 국제공개일자	1998년03월12일

(81) 지정국 국내특허 : 알바니아, 아르메니아, 오스트리아, 오스트레일리아, 아제르바이잔, 보스니아-헤르체고비나, 바베이도스, 불가리아, 브라질, 벨라루스, 캐나다, 스위스, 중국, 쿠바, 체코, 독일, 덴마크, 에스토니아, 스페인, 핀랜드, 영국, 그루지야, 헝가리, 이스라엘, 아이슬란드, 일본, 케냐, 키르기즈, 북한, 대한민국, 카자흐스탄, 세인트루시아, 스리랑카, 라이베리아, 레소토, 리투아니아, 룩셈부르크, 라트비아, 몰도바, 마다가스카르, 마케도니아, 몽고, 말라위, 멕시코, 노르웨이, 뉴질랜드, 폴란드, 포르투칼, 루마니아, 러시아, 수단, 스웨덴, 싱가포르, 슬로베니아, 슬로바키아, 타지키스탄, 투르크메니스탄, 터어키, 트리니다드토바고, 우크라이나, 우간다, 우즈베키스탄, 베트남,

AP ARIPO특허 : 케냐, 레소토, 말라위, 수단, 스와질랜드, 우간다,

EA 유라시아특허 : 아르메니아, 아제르바이잔, 벨라루스, 키르기즈, 카자흐스탄, 몰도바, 러시아, 타지키스탄, 투르크메니스탄,

EP 유럽특허 : 오스트리아, 벨기에, 스위스, 독일, 덴마크, 스페인, 프랑스, 영국, 그리스, 아일랜드, 이탈리아, 룩셈부르크, 모나코, 네덜란드, 포르투칼, 스웨덴, 핀랜드,

OA OAPI특허 : 부르키나파소, 베넹, 중앙아프리카, 콩고, 코트디브와르, 카메룬, 가봉, 기네, 말리, 모리타니, 니제르, 세네갈, 차드, 토고,

(30) 우선권주장 08/707,508 1996년09월04일 미국(US)

(73) 특허권자 애브리우 마시오 마크 오렐리오 마틴스
미국 펜실베니아주 15232 피츠버그 엘머 스트리트 #102 5709

(72) 발명자 애브리우 마시오 마크 오렐리오 마틴스
미국 펜실베니아주 15232 피츠버그 엘머 스트리트 #102 5709

(74) 대리인 김동완

심사관 : 전용해

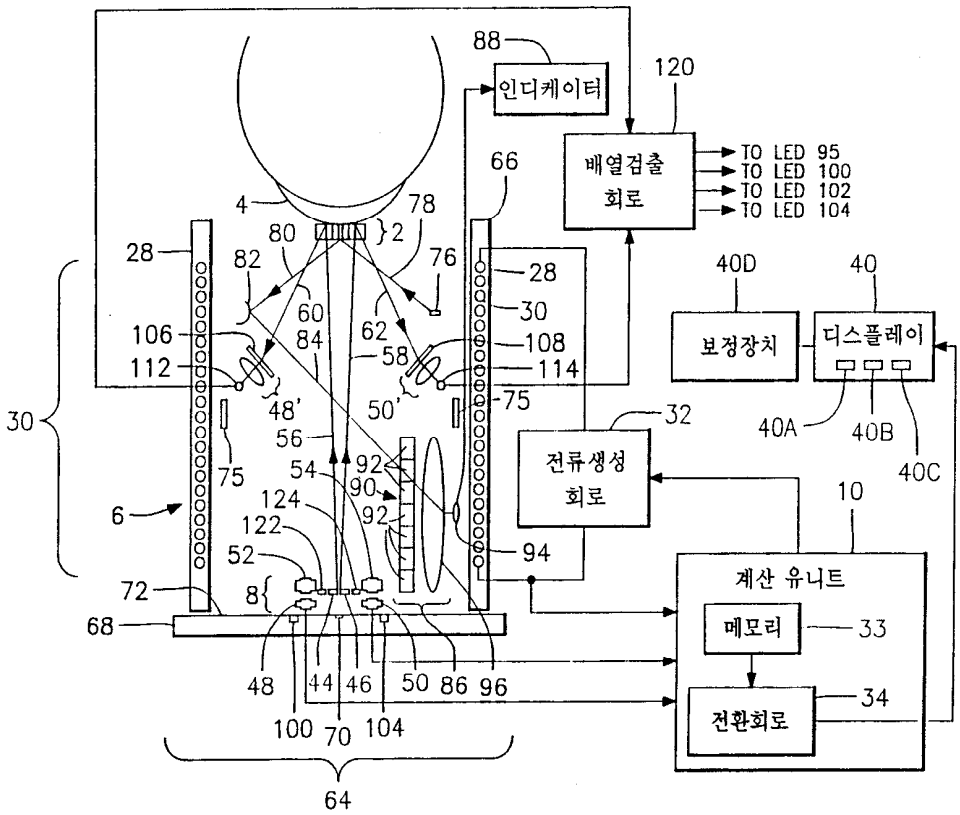
(54) 편평화 및/또는 인덴테이션에 의해 눈 내부의 압력을 측정하는

요약

본 발명은 미리 정해진 각막의 편평화량(amount of applanation)을 정확히 제공하고, 미리 정해진 편평화량을 실현하기 위해 필요한 힘의 양을 측정함으로써 눈 내부의 압력을 측정하는 안압계(tonometer)에 관한 것이다. 이 시스템은 또한 인덴팅 요소(indenting element)를 이용하여 미리 정해진 적용된 힘을 사용하여 각막을 인덴팅하고, 미리 정

해진 힘이 적용되었을 때 각막으로 이동하는 눈 내부의 압력에 반비례하는 인덴팅 요소의 거리를 측정함으로써 눈 내부의 압력을 측정할 수 있다. 또한 눈의 유체역학적 특성, 특히 전도 능력(outflow facility)을 측정하기 위해 안압계를 이용하는 방법이 제공되어진다. 안압계는 각막과 접촉하는 배치를 위한 접촉장치와 미리 정해진 편평화량을 제공하기 위해 일부가 안으로 각막에 대비하여 계획하여 콘택트 기구를 작동하는 작동기구를 포함한다. 이 계는 또한 미리 정해진 편평화량이 실현되었을 때 검출하기 위한 검출장치와 미리 정해진 편평화량을 얻기 위해 각막에 대비하여 적용해야 하는 콘택트 기구의 힘의 양에 기초하여 눈 내부의 압력을 결정하기 위해 검출장치에 감응하는 계산단위를 포함한다. 또한 인덴팅 거리 검출 장치는 눈 내부의 압력이 인덴팅에 의해 검출되어질 때 이용되어진다. 이 방법을 실행하는데 있어서, 계는 눈으로부터 내부의 유체를 나오게 하는 연속적인 단계들간의 눈 내부의 압력을 측정하는데 이용되어 진다.

대표도



색인어

안압계, 편평화, 인덴테이션

명세서

배경기술

본 발명은 미리 정해진 각막의 편평화량을 정확히 제공하고, 미리 정해진 편평화량을 실현하기 위해 필요한 힘의 양을 검출함으로써 눈 내부의 압력을 측정하는 안압계(tonometer)에 관한 것이다. 이 시스템은 또한 인덴팅 요소(indenting element)를 이용하여 미리 정해진 적용된 힘을 사용하여 각막을 인덴팅(indenting)하고, 미리 정해진 힘이 적용되었을 때 눈 내부의 압력에 반비례하여 각막속으로 이동하는 인덴팅 요소의 거리를 측정함으로써 눈 내부의 압력을 측정할 수 있다. 본 발명은 또한 눈의 유체역학적 특성, 특히 전도 능력(outflow facility)을 측정하기 위해 안압계를 이용하는 방법에 관한 것이다.

본 발명의 안압계는 또한 눈의 혈액동력학(hemodynamics), 특히 눈의 혈관에서의 혈액흐름과 압력을 측정하는 데 이용되어질 수 있다. 게다가, 본 발명의 안압계는 눈 압력을 증가시키고 측정하는 동시에 증가된 압력의 눈에 대한 효과를 평 가하는 데 이용되어질 수 있다.

녹내장(glaucoma)은 세계적으로 눈이 멀게되는 주된 원인이며, 35세 이상의 성인에게 더욱 일반적이지만 어느 나이에서건 발생할 수 있다. 녹내장은 주로 눈 내부의 압력이 눈이 견딜수 없을 수준으로 증가되었을 때 생긴다.

눈의 압력을 담당하는 유체(fluid)는 수양액(aqueous humor)이다. 이것은 섬모체(ciliary body)에서 눈에 의해 생성되고 모아지고 여러가지 채널(channel)에 의해 배출된다(trabecular mesh work, Schlemm's canal and venous system). 대부분의 녹내장 환자의 기본적인 질환은 눈 밖으로의 수양액 흐름을 제한하는 폐색(obstruction)과 간섭(interference)에 의해 발생한다. 이러한 폐색과 간섭은 수양액이 정상속도로 눈에서 배출되는 것을 막는다. 이 병리상의 상태는 눈 내부의 압력에서 결과적인 증가가 있기 전까지 오래 일어난다. 수양액의 전도에 대한 증가된 저항(resistance)은 녹내장에 걸린 환자에게서 눈 내부의 압력이 증가되는 주요한 원인이다.

눈 내부에서 증가된 압력은 시신경에 진행성 손상(progressive damage)을 일으킨다. 시신경의 손상에 따라 시계(visual field)에서 특징적인 결함이 발생하고, 이는 발견되지 않고 치료되지 않으면 눈이 멀게 될 수 있다. 녹내장의 잠행성 성질(insidious nature)과 그것과 관련하여 점진적이고 고통없이 시력을 잃게 되 므로, 녹내장은 돌이킬 수 없는 손상이 이미 일어났을 때 구제법을 찾으려고 하는 증후(symptom)를 그 과정에서 비교적 늦게까지 보이지 않는다. 결과적으로, 백만의 녹내장 희생자들은 병을 가지고 있고 결과적으로 실명에 직면해 있다는 것을 인식하지 못한다. 녹내장은 안압계를 이용하여 안액(eye fluid)의 압력을 측정하거나 안액의 전도능력을 측정하므로써 관찰되고 평가되어질 수 있다. 일반적으로, 전도능력을 측정하는데 가장 빈번하게 사용되는 방법은 인덴테이션 토노그래피(indentation tonography)을 행하는 것이다. 이 방법에 따르면, 흐름용량(capacity of flow)은 눈에 안압계를 이용하여 결정된다. 기계의 중량으로 필트레이션 시스템을 통하여 수양액을 밀어 넣으며 눈에서 압력이 시간에 따라 감소하는 속도는 유체가 눈에서 배출되기 용이함과 관련되어 있다.

녹내장의 위기에 처해있는 사람들과 녹내장에 걸릴 사람들은 일반적으로 감소된 전도 능력을 지닌다. 따라서, 전도능력의 측정은 녹내장에 걸릴 사람들을 분별하는데 도움이 되는 정보를 제공하고, 그 결과로써 치명적인 손상이 일어나기 전에 초기 진단과 치료를 가능하게 한다.

전도능력의 측정은 치료법을 결정하고 시간, 나이, 수술 또는 눈 내부의 압력을 바꾸는 약물 이용에서 일어날 수 있는 변화들을 진단하는데 도움이 된다. 전도능력의 결정은 또한 약물효과, 다양한 치료 양상의 메카니즘, 항녹내장 치료법의 적당성 평가, 압력에 있어서 광범위한 1일변화(diurnal swing) 및 녹내장의 병리생 리학적 연구와 같은 것들의 조사를 위한 중요한 연구수단이다.

눈 내부의 압력, 전도능력 및/또는 눈의 여러 가지 다른 녹내장 관련 특성을 측정하는데 이용가능한 여러 가지 방법과 장치들이 있다. 다음의 특허들은 그러한 종래의 방법과 장치들의 다양한 예를 제시한다.

특허번호(PATENT NO.) 특허권자(PATENTEE)

5,375,595 Sinha et al.
5,295,495 Maddess
5,251,627 Morris
5,217,015 Kaye et al.
5,183,044 Nishio et al.
5,179,953 Kursar
5,148,807 Hsu
5,109,852 Kaye et al.
5,165,409 Coan
5,076,274 Matsumoto
5,005,577 Frenkel
4,951,671 Coan
4,947,849 Takahashi et al.
4,944,303 Katsuragi
4,922,913 Waters, Jr. et al.
4,860,755 Erath
4,771,792 Seale
4,628,938 Lee
4,305,399 Beale
3,724,263 Rose et al.
3,585,849 Grolman
3,545,260 Lichtenstein et al.

종래의 방법과 장치에 대한 또다른 예들이 Morey, Contact Lens Tonometer, RCA Technical Notes, No. 602, December 1964; Russell Bergmanson, Multiple Applications of the NCT: An Assessment of the Instrument's Effect on IOP, Ophthal. Physiol. Opt., Vol. 9, April 1989, pp. 212-214; Moses Grodzki, The Pneumatonograph: A Laboratory Study, Arch. Ophthalmol., Vol. 97, March 1979, pp. 547-552; and C. C. Collins, Miniature Passive Pressure Transensor for Implanting in the Eye, IEEE Transactions on Bio-medical Engineering, April 1967, pp. 74-83에 제시되어 있다.

일반적으로, 눈의 압력은 눈의 표면을 누르거나 편평하게 하여 그때 주어진 누름(depression)과 편평함(flattening)에 필요한 힘의 양을 계산함으로써 측정한다. 종래의 편평화 원리를 이용한 토노메트리(tonometry) 방법은 눈 내부 압력의 정확한 측정을 제공해 줄 수 있으나, 현재 그것이 행해지는 데 많은 오류들이 따른다. 게다가, 이런 장치들은 사용하는데 고도의 보조가 필요하고 집에서 개인이 사용하기에는 매우 복잡하고 비싸며 부정확하다. 결과적으로, 개인들은 눈 압력을 검사하기 위해서 눈치료 전문가에게 가야만 한다. 눈 내부 압력의 빈번한 자가 검사는 녹내장을 가진

환자의 자가검사와 치료를 모니터링하는데 유용할 뿐만 아니라 녹내장이 아닌 사람과 진료실 방문시 증가된 압력이 발견되지 않은 사람에게 있어서 압력의 증가를 초기에 발견하는데 있어서 유용하다.
AIDS를 일으키는 바이러스뿐 아니라 헤르페스(herpes)와 아데노바이러스(adenovirus)와 같은 심각한 눈 감염과 시각의 손상을 일으키는 병원균은 눈의 표면 위와 눈물 각막(tear film)속에서 발견될 수 있다. 이러한 미생물은 안압계 팁(tip)이나 프로브(probe)를 통하여 이 환자에서 다른 환자로 옮겨질 수 있다. 프로브 커버는 병원균의 전염을 막을 수 있도록 디자인되어 있으나, 실용적이지 않고 측정의 정확성을 저하시키기 때문에 널리 사용되지 않는다. 병원균의 전염을 방지하는 "에어 퍼프(air-puff)"와 같은 타입의 안압계도 디자인 되었지만 비싸고 측정의 정확성을 저하시킨다. 어떤 종래의 직접 콘택트(contact) 안압계는 다양한 조직과 눈 내부의 병을 전염시킬 수 있다.
눈 내부의 압력 측정을 위한 두가지 주된 방법는 각각 "편평화(applanation)"와 "인덴테이션(indentation)" 토노메트리라고 불리는 눈을 편평하하게 하거나 인덴트하는 힘을 필요로 한다.
편평화 토노메트리는 임벌트-픽크(Imbert-Fick) 원리에 기초를 두고 있다. 이 원리는 건조하고 얇은 벽으로 둘러싸인 구(sphere)에 있어서, 구 내부의 압력은 편평한 면적으로 나누어지는 표면을 편평하게 하는데 필요한 힘과 같다는 것으로, P=F/A(여기서, P는 압력, F는 힘, A는 면적)이다. 편평화 토노메트리에서 각막은 편평해지고, 편평화 힘을 측정하고 편평해진 면적을 알아냄으로써 눈 내부의 압력이 결정되어 진다.
대조적으로 인덴테이션 토노메트리(Schiotz)에 따르면, 알려진 중량(또는 힘)이 각막에 대하여 적용되어지고 눈 내부의 압력은 각막의 변형(deformation) 또는 인덴테이션(indentation)동안 나타나는 선형배치를 측정함으로써 계산되어진다. 힘에 의한 선형배치는 눈 내부 압력의 표시인 것이다. 특히, 인덴팅 장치의 표준힘과 표준디멘젼(dimension)에 대하여 선형배치와 눈 내부 압력과 관계된 테이블이 알여져 있다.
편평화와 인덴테이션을 사용한 종래의 측정방법들은 많은 오류가 따른다. 임상장치에서 가장 빈번하게 사용되는 방법은 골드만(Goldman) 안압계를 이용한 콘택 트 편평화이다. 이 방법과 관련된 오류들의 주요한 원인은 검사자에 의한 각막의 외부 압력의 부가, 눈꺼풀의 스퀴징(squeezing) 또는 눈위에 안압계 프로브를 둠으로써 생기는 불편함에 기인하는 환자에 의한 눈꺼풀 틈(lid fissure)의 과도한 확장 및 부적절하고 과다한 염료(fluorescein)의 양이다. 게다가, 종래의 방법들은 조작자의 기술에 의존하고 조작자가 주관적으로 설계, 각도와 누름(depression)의 양을 결정함을 필요로 한다. 따라서, 확실한 근거가 모자라는 측정과 관계된 변화성과 불일치는 종래의 방법과 장치를 이용하면서 부닥치는 문제점들이다.
또다른 종래의 방법은 에어 퍼프(air-puff) 안압계를 포함하는데 여기서 부피와 압력이 알려진 압축된 에어 퍼프가 눈 표면에 대하여 적용되며, 센서는 에어 퍼프의 적용으로 인한 눈 표면에서 미리 정해진 변형의 양에 이르는데 필요한 시간을 검출한다. 예를 들면, 그러한 장치가 미국특허 제3,545,260호(Lichtenstein et al.)에 개시되어 있다. 에어 퍼프(non-contact : air-puff) 안압계는 염료를 사용하지 않고 검사자에 의한 눈의 외부 압력과 병의 전염과 같은 문제가 없지만, 그것과 관련된 다른 문제들이 있다. 예를 들면, 그러한 장치들은 비싸고 압축기체의 공급을 필요로 하고 조작하기에 부담이 되고 적당한 설계를 유지하기가 어렵고 조작자의 기술과 방법에 의존한다. 게다가, 시험해 본 사람들은 눈을 향한 공기배출과 관계된 고통을 불평하고, 이러한 이유로 불편을 느낀 많은 사람들은 이런 타입의 장치로 더 이상의 측정을 주저한다. 넌-콘택트(non-contact) 안압계의 주된 이점은 병을 전달하지 않고 압력을 측정할 수 있는 것이지만, 일반적으로 정확한 측 정값을 제공하지 못하는 것으로 여겨지며 주로 큰 규모의 녹내장 스크리닝 프로그램에 유용하다.
뉴모토노미터(pneumotonometer)와 같이 기체를 이용하는 안압계들은 몇가지 단점과 제한을 가지고 있다. 또한 그러한 장치들은 골드만 토노메트리와 같이 조작자의 오류가 따른다. 게다가, 이 장치는 환경적으로 안전하지 않은 것으로 여겨지는 프레온(freon) 가스를 사용한다. 이 장치의 또다른 문제점은 가스가 가연성이며, 다른 에어로졸-타입 캔(aerosol-type can)과 같이 캔이 뜨거워지면 폭발할 수도 있다는 것이다. 또한 가스는 누출될 수 있으며, 추운 날씨에서 변화하기 쉬우며, 그것에 의해 측정값이 부정확해진다. 프로브 커버가 이용되어지지 않을때 병의 전염은 이런 타입의 장치가 가지는 또다른 문제점이다.
종래의 인덴테이션 토노메트리(Schiotz)에서, 오류의 주된 원인은 눈에 비교적 무거운 안압계(총무게는 적어도 16.5g)를 적용시키는 것과 눈 외막의 팽창성(distensibility)의 차이와 관계되어진다. 무거운 중량은 불편함을 만들고 눈 내부 압력을 끌어올리는 것으로 알려져 있다. 또한, 시험은 검사자가 눈에 안압계를 누르지 않고 각막위에 안압계를 서서히 위치시키는 부담이 되는 방법에 의존한다. 종래의 인덴테이션의 정확성은 뒤에서 기술할 기계의 부적절한 청소에 의해 감소될 수도 있다. 어떠한 콘택트 토노미터와 같이 전염병을 옮기는 위험성은 종래의 인덴테이션에도 있다. 콘택트 렌즈를 사용하는 다양한 방법이 고안되었지만, 그러한 시스템은 많은 제한을 받으며 실질적으로 그들의 한계와 부정확한 해석에 기인하여 장치가 널리 이용되지 못하며 임상장치에 받아들여지지 않는다. 게다가, 그러한 장치들은 전형적으로 기계화된 콘택트 렌즈 및 부담이 되는 복잡한 콘택트 렌즈를 포함한다.
선행기술에서의 몇몇 기기들은 공막(sclera : 눈의 흰 부분)에 접하여 위치한 콘택트 렌즈를 사용한다. 그런 시스템은 많은 단점과 결점들을 갖는다. 눈의 혈관부분(vascularized part)에 접한 이물질의 존재로 전염과 염증의 가능성은 증가한다. 결과적으로 장치 주변의 염증반응은 어쩌면 측정의 정확성에 충격을 주면서 일어날 수 있다. 또한, 눈의 고도로 민감한 부분에 오랫동안 접해있음으로 해서 불편함의 정도가 높다. 게다가 장치는 미끄러져서 적절한 배열을 상실할 수 있으며, 정확한 측정이 얻어지는데 방해받을 수 있다. 또한 공막은 두꺼우며, 정확한 해석을 얻을 수 있는 능력을 해칠 수 있는 거의 비팽창성의 눈 외피이다. 이런 장치들의 대부분은 비싼 센서와 제작하기 어렵고 때로는 부담되는 비싼 렌즈에 끼워진 복잡한 전기회로(electric circuitry)를 이용한다.
각막위의 콘택트 렌즈를 이용하여 압력을 감지하는 다른 방법들이 기술되어졌다. 이러한 선행기술에서 몇가지 방법들은 또한 콘택트렌즈에 끼워진 비싸고 복잡한 전기회로 및 변환기를 사용한다. 게다가, 어떤 장치들은 렌즈에 압전물질(piezoelectric material)을 사용하며, 광축(optical axis)을 덮는 렌즈 요소의 금속화는 그런 타입의 장치를 이용

하는 환자의 시각적 예민함을 감소시킨다. 또한, 압전물질은 힘이 적용되어지는 것과 함께 온도와 속도에서의 작은 변화에 의해 영향을 받으므로 정확성은 감소된다. 각막의 변형을 발생시키는 구멍에서 유체를 이용하는 콘택트 렌즈 안압계들이 있다. 그러나, 그런 장치들은 배열을 위한 도구들이 부족하며, 유연성있는 부드러운 물질이 불안정하고 눈이 앞으로 튀어나올수도 있으므로 덜 정확하다. 게다가, 그속의 유체는 구멍의 낮은 부분에 축적되는 경향이 있어, 정확한 측정에 필요한 안정한 편평한 표면을 얻는데 실패한다.

또다른 실시태양은 콘택트 렌즈의 내부 표면에 상처를 입히는 코일과 외부 생성된 자기장에 따르는 자석을 이용한다. 전도성 코팅된 멤브레인은 짧은 회로를 완성하는 콘택트에 대해 압축되어진다. 자기장은 눈에 대해 자석을 가하며 콘택트로부터 자석을 분리하는데 필요한 힘은 압력에 비례하는 것으로 여겨진다. 이 장치는 많은 제한과 결점을 갖는다. 예를 들면, 자석이 각막을 인덴트하므로 정확성이 부족하며 자석이 눈으로 밀릴 때 옮겨진 눈 내부의 용량을 조절하기위해 공막과 눈의 외피가 쉽게 일그러진다. 이것은 이 방법이 눈의 견고함을 알지 못하여 일어나며, 사람 눈의 공막이 다른 공막보다 더 쉽게 늘려지는 사실과 관계있다. 낮은 견고성을 지닌 눈은 실제 눈의 압력보다 낮은 눈 내부의 압력을 가진 것으로 측정되고 해석된다. 반대로, 높은 견고성을 지닌 눈은 평균 눈보다 덜 쉽게 팽창되며 그 결과로 실제 눈 내부의 압력보다 높게 해석된다. 게다가, 이 디 자인은 몸체와 번갈아 직접 접하는 렌즈에서 전류를 이용한다. 그런 콘택트는 바람직하지 못하다. 불필요한 비용, 렌즈에 끼워진 회로 디자인의 복잡성, 그리고 배열 시스템의 부족은 이 디자인이 지닌 중요한 결점들이다.

다른 개시된 콘택트 렌즈 배열은 싱글 코일(single coil), 싱글 축전기(single capacitor)와 공명 회로(resonant circuit)에 비해 움직일 수 있는 자석으로부터 형성된 공진회로를 이용한다. 같은 개시물의 다른 디자인은 압력감지 트랜지스터(transistor)와 트랜지스터의 작동회로를 구성하는 렌즈의 복잡한 회로로 구성된 변환기(transducer)를 포함한다. 개시된 실시태양 세가지는 비실용적이며 사람 눈에 배치하기에 불안전한 것으로 여겨진다. 게다가, 이런 콘택트 렌즈 안압계들은 불필요하게 비싸며 복잡하고 사용하기에 부담이 되고 잠재적으로 눈에 해를 입힐 수도 있다. 이런 장치들은 편평화된 면적의 측정을 허가하지 않으며 따라서 일반적으로 매우 비실용적이다.

선행기술은 또한 전도능력 측정을 위한 충분히 정확한 기술과 기구들을 제공하지 못한다. 전도능력 측정을 위한 종래의 기술과 장치들은 실행에 제한되어지며 작동자, 환자와 기계오류에 좌우되므로 틀린 결과를 내기 쉽다.

작동자 오류에 대해, 전도능력의 종래의 시험은 안압계의 제목이 없는 동안 긴 시간을 필요로 한다. 따라서 작동자는 중량의 움직임 없이 눈을 누르지 않고 각막의 중량을 위치시키고 유지해야 한다.

환자 오류에 대해, 시험동안 환자가 깜박거리거나 스퀴즈(squeeze)하거나 움직이거나 숨을 죽여 움찔하거나 고정된 상태를 유지하지 않으면 시험결과는 정확하지 않을 것이다. 종래의 토노그래피는 완료하는데 약 4분이 걸리며 일반적으로 눈에 대해 비교적 무거운 안압계를 위치시키는 것이 필요하기 때문에, 환자가 걱정하여 그들의 눈에 위치한 기계적 무게에 반응하는 기회가 증가한다.

기계오류에 대해, 각각 사용후에 안압계 플런져(plunger)와 풋 플레이트(foot plate)는 물과 알코올로 씻어주어야 하며, 린트 프리(lint-free) 물질로 닦아서 말려야 한다. 만약 어떤 이물질이 풋 플레이트내에서 건조된다면 플런져의 운동에 유해하게 영향을 미칠 수 있으며 부정확한 값을 얻을 수 있다.

따라서 종래의 기술들은 행하기 어렵고 훈련된 전문 인력을 요구한다. 뉴모토노그래프(pneumotonograph)는 뉴모토노미터(pneumotonometer) 자체에 관련된 문제점들을 가진것에 더하여, "전적으로 토노그래피에 부적당한 것"으로 여겨진다(Report by the Committee on Standardization of Tonometers of the American Academy of Ophthalmology, Archives Ophthalmol., 97:547-552, 1979). 다른 타입의 안압계(Non Contact "Air Puff" Tonometer-U.S. Patent No. 3,545,260) 또한 토노그래피에 부적당한 것으로 여겨진다(Ophthalmic Physiological Optics, 9(2):212-214, 1989). 현재 눈 내부의 압력과 전도능력을 자가측정하기 위한 진정으로 받아들일 수 있는 도구들은 없다.

(발명의 요약)

다양한 선행기술 장치들과는 대조적으로, 본 발명의 기구는 눈 내부의 압력과 눈의 유체역학(hydrodynamics) 측정을 위한 전체적으로 새로운 접근을 제공한다. 기구는 간단하고 정확하며 비용이 적게 들고 녹내장에서 일어나는 초기 비정상적인 변화를 발견하고 측정하는 안전한 도구를 제공하며, 어떤 돌이킬 수 없는 손상이 일어나기 전에 녹내장의 초기형태를 진단하는 방법을 제공한다. 본 발명의 기구는 사용하기 쉽고 부드러우며 신뢰할 수 있으며 비용이 적게 드는 장치를 이용하여 빠르고 안전하며 실제적으로 자동적이며 직접적으로 값을 얻는 편안하고 정확한 측정을 제공하여 집에서 사용하기에 적당하다.

눈 내부의 압력을 싱글측정하고 자가측정하기 위한 새로운 방법을 제공하여 줌과 동시에 본 발명의 기구는 전도 능력과 눈의 견고함을 측정하는데 사용되어질 수 있다. 눈의 견고함을 결정하기 위하여 안압계에서 다른 중량을 갖거나 인덴테이션 안압계와 편평화 안압계를 갖는 두가지 다른 조건하에서 눈 내부의 압력을 측정하는 것이 필요하다. 게다가 장치는 각막의 변형량이 매우 작아 매우 작은 것도 압력의 매우 작은 변화를 일으키지 않으므로 눈의 견고함에 의해 영향을 받지 않 는 편평화 토노그래피를 실행할 수 있다. 따라서 눈의 견고함에서의 큰 변화는 편평화 측정에 영향을 미치지 않는다.

본 발명에 따르면, 시스템은 편평화에 의해 눈 내부의 압력을 측정하기 위해 제공되어진다. 시스템은 각막과 접해있는 위치에 콘택트 장치를 포함하며, 미리 정해진 편평화량을 제공하기 위해 그것의 일부가 각막에 대해 내부로 투입되도록 콘택트 장치를 작동하기 위한 작동기구를 포함한다. 콘택트 장치는 다용도로 사용되기 위하여 쉽게 소독되거나 대신 사용후에 버릴 수 있도록 값싸게 만들어질 수 있다. 따라서, 본 발명은 여러 가지 전신(systemic)과 눈 질병을 옮기는 많은 종래의 장치들이 갖는 위험성을 피한다.

시스템은 각막의 미리 정해진 편평화량이 얻어졌을 때 검출하기 위한 검출장치와 콘택트 장치가 미리 정해진 편평화량을 얻기 위해 각막에 대해 적용해야 하는 힘의 양에 기초한 눈 내부의 압력을 결정하기 위한 검출장치에 반응하는 계산단위(calculation unit)를 포함한다.

콘택트 장치는 실체적으로 단단한 환상 멤버(annular member), 유연한 멤브레인과 움직일 수 있는 중심 단편(central piece)을 포함한다. 실체적으로 단단한 환상멤버는 각막의 외부표면에 맞도록 생겨 그 안에 규정된 홀(hole)을 지닌 내부 오목한 표면을 포함한다. 부환상 멤버(subsannular member)는 홀에서 가장 큰 두께를 가지며 실체적으로 단단한 환상 멤버의 외주(periphery)를 향해 점차 두께가 감소한다.
유연한 멤브레인은 실체적으로 단단한 환상 멤버의 내부 오목한 표면에 단단히 고정되어 있다. 유연한 멤브레인은 환상 멤버에서 적어도 홀과 같은 공간에 걸치며 적어도 하나의 투명한 부분을 포함한다. 투명한 부분은 유연한 멤브레인 전체에 걸치며 유연한 멤브레인은 단단한 환상 멤버의 내부 오목한 표면 전체와 같은 공간에 걸친다.
움직일 수 있는 중심 단편은 홀 속으로 미끄러지듯 배치되며 유연한 멤브레인에 단단히 매인 실체적으로 편평한 내부면을 포함한다. 실체적으로 원통모양의 벽(cylindrical wall)은 홀 주위에서의 단단한 환상 멤버의 증가된 두께에 의해 홀 주위에 완곡하게 한정된다. 움직일 수 있는 중심 단편은 이 벽에 대해 피스톤과 같은 방법(piston-like manner)으로 미끄러지도록 배치되며 원통모양 벽의 높이와 맞도록 두께를 갖는다. 사용할 때에 실체적으로 편평한 내부면은 작동기구에 의해 움직일 수 있는 중심 단편을 작동하여 각막부분을 편평하게 한다.
작동기구는 각막내부로 피스톤과 같은 방법으로 움직일 수 있는 중심 단편의 미끄럼이 야기되도록 움직일 수 있는 중심 단편을 작동시킨다. 그렇게 함에 있어, 움직일 수 있는 중심 단편과 유연한 멤브레인의 중심부분은 각막의 내부로 향하 게 하기 위한 원인이 된다. 따라서 각막 부분은 편평해진다. 작동은 미리 정해진 편평화량이 얻어질 때까지 계속된다.
움직일 수 있는 중심 단편은 자기장에 반응하여 움직일 수 있는 중심 단편으로 미끄러지도록 하기 위하여 배열된 자기적으로 감응하는 요소를 포함하며, 작동기구는 자기장을 그렇게 적용시키기 위한 메카니즘을 포함한다. 자기장을 적용시키기 위한 메카니즘은 코일을 통해 점진적으로 증가되는 방식으로 전류를 생성하기 위한 코일과 회로를 포함한다. 점진적으로 증가하는 전류에 의해 자기장은 점점 증가한다. 따라서 작동기구와 움직일 수 있는 중심부분간의 자기적 반발작용(magnetic repulsion)은 점점 증가하여 미리 정해진 편평화량이 얻어질 때까지 차례로 각막에 대하여 적용된 더 큰 힘을 일으킨다.
알려진 물리학의 원리를 이용하여, 코일을 통해 지나는 전류가 유연한 멤브레인을 통해 각막에 대하여 움직일 수 있는 중심 단편에 의해 적용되는 힘의 양에 비례할 것이라는 것이 이해된다. 미리 정해진 편평화량을 얻는데 필요한 힘의 양이 눈 내부의 압력에 비례하기 때문에 미리 정해진 편평화량을 얻는데 필요한 전류의 양 또한 눈 내부의 압력에 비례할 것이다.
따라서 계산단위는 미리 정해진 편평화량이 얻어졌을 때 코일을 통해 지나는 전류의 양을 나타내는 전류값을 저장하는 메모리(memory)를 포함하며, 전류값을 눈 내부의 압력표시로 전환하기 위한 전환단위(conversion unit)를 포함한다.
자기적으로 감응하는 요소는 광선이 각막으로부터 그곳을 통과할 수 있는 투명한 외주 부분에 의해 둘러싸여 있고, 광선이 투명한 외주 부분을 통해 각막으로부터 다시 반사되도록 한다.
자기적으로 감응하는 요소는 콘택트 장치가 환자의 각막에 배치된 동안 환자가 볼 수 있도록 중심 시각 홀(central sight hole)을 가진 환상자석(annular magnet)을 포함한다. 중심 시각 홀은 유연한 멤브레인의 투명한 부분과 정렬된다.
디스플레이는 시스템에 의해 관찰되는 눈 내부의 압력을 숫자로 디스플레이 하기위해 제공된다. 대신으로 디스플레이는 눈 내부의 압력이 어떤 범위에 있는지 나타내기 위해 정렬될 수 있다.
같은 눈 내부의 압력에 대해 다른 환자들은 다른 감도와 반응을 가지므로, 범위는 각 환자에 대해 의사의 간호로 보정된다. 증가된 눈 내부의 압력으로부터 결과를 더욱 느끼기 쉬운 환자는 다른 덜 느끼기 쉬운 환자가 같은 행동을 하기를 경계하는 압력보다 덜한 압력에서 의학치료 받기를 경계할지도 모른다.
검출장치는 시력 편평화 검출 시스템을 포함한다. 게다가, 시각장치는 작동기구와 검출장치가 콘택트 장치와 적당하게 정렬될 때 나타내기 위해 제공된다. 시각장치는 장치가 환자의 각막에 위치해 있는 동안 환자가 볼 수 있도록 움직일 수 있는 중심부분에 중심 시각 홀을 포함한다. 중심 시각 홀은 투명한 부분과 정렬되며, 환자는 일반적으로 작동기구에서 중심 시각 홀을 통해 시각을 타겟마크(target mark)를 향하게 하여 적당한 정렬을 이룬다.
시스템은 콘택트 장치가 작동기구와 검출장치로부터 적당한 축 거리에 있는지 나타내기 위해 광학 거리 측정 메카니즘을 포함한다. 광학 거리 측정 메카니즘은 시각장치와 함께 사용되어지며 부적당한 거리가 검출될때마다 교정 작용이 행해져야 하는 시각 도수(visual indication)를 제공한다.
시스템은 또한 콘택트 장치가 작동기구와 검출장치에 적당히 정렬되었는지 나타내기 위해 시각 정렬 메카니즘을 포함한다. 광학 정렬 메카니즘은 잘못된 정렬이 검출될때마다 교정 작용이 행해져야 하는 시각 도수를 제공하며, 시각장치와 함께 사용되어진다. 따라서 시각장치가 주요한 정렬 보정도수를 제공하는 반면 광학 정렬 메카니즘은 단지 주요하지 않은 보정도수를 제공한다.
각막두께의 편차를 보충하기 위하여, 본 발명의 시스템은 정상 두께의 각막에서 1과 같은 계수(눈금), 매우 두꺼운 각막에서 1보다 작은 계수와 매우 얇은 각 막에서 1보다 큰 눈금에 의해 검출된 눈 내부의 압력을 증가시키기 위한 장치를 포함할 수도 있다.
동일한 보충은 각막의 곡률(corneal curvature), 눈 크기, 눈의 견고성 등을 위해 행해질 수 있다. 정상보다 더 높은 각막의 곡률 레벨에서 계수는 1보다 작을 것이다. 같은 계수는 정상보다 편평한 각막의 곡률 레벨에서 1보다 클 것이다.
눈 크기 보충의 경우, 정상 눈보다 더 작은 것은 1보다 큰 계수를 필요로 하는 반면 정상 눈보다 더 큰 것은 1보다 작은 계수를 필요로 할 것이다.

정상 눈의 견고성보다 뻣뻣함(stiffer)을 가진 환자는 계수가 1보다 작지만 더 부드러운 눈의 견고성을 가진 환자는 계수가 1보다 크다.
계수는 각 환자에 대해 수동으로 선택되거나, 대신으로 눈금은 각막 두께를 보충할 때 본 발명의 기구를 알려진 파치메트리(pachymetry) 기구에 연결하거나 각막의 곡률을 보충할 때 알려진 케라토미터(keratometer)에 연결하거나 눈의 크기를 보충할 때 알려진 바이오미터(biometer)에 연결함으로써 자동으로 선택될 수도 있다.
본 발명의 콘택트 장치와 관련된 시스템은 인덴테이션에 의해 눈 내부의 압력을 검출하는데 사용되어 질 수도 있다. 인덴테이션 기술이 눈 내부의 압력을 측정하는데 사용되어질 때 미리 정해진 힘이 인덴테이션 장치를 통해 각막에 대해 적용된다. 힘 때문에 인덴테이션 장치는 각막쪽으로 이동하고, 이동함에 따라 각막을 인덴팅한다. 미리 정해진 힘에 감응하여 인덴테이션 장치가 각막쪽으로 이동한 거리는 눈 내부의 압력에 반비례하는 것으로 알려져 있다. 따라서, 어떤 표준 크기의 인덴테이션 장치와 표준 힘에 대해 이동한 거리와 눈 내부의 압력을 보정하는 많은 테이블들이 알려져 있다.
콘택트 장치의 움직일 수 있는 중심부분 또한 인덴테이션 장치처럼 작용한다. 게다가, 회로는 인덴테이션 모드에서 작동하기 위해 연결된다. 인덴테이션 모드로 연결되었을 때 전류 생성 회로는 코일을 통해 미리 정해진 전류의 양을 공급한다. 미리 정해진 전류의 양은 앞에 말한 표준 힘의 1을 생성하기 위해 필요한 전류의 양과 일치한다.
특히 미리 정해진 전류의 양은 작동기구에서 자기장을 생성한다. 차례로 자기장은 유연한 멤브레인을 통해 움직일 수 있는 중심부분을 각막쪽으로 밀어넣는다. 미리 정해진 전류의 양이 적용되고 표준 힘이 각막을 누르게 되면, 움직일 수 있는 중심부분이 각막으로 얼마나 멀리 이동할 수 있는지 결정하는 것이 필요하다.
따라서, 인덴테이션에 의해 눈 내부의 압력을 측정하기 원할 때 본 발명의 시스템은 움직일 수 있는 중심부분에 의해 이동한 거리를 검출하기위한 거리 검출 장치를 포함하며, 눈 내부의 압력을 결정하기 위한 계산단위에서 컴퓨테이션 부분(computation portion)은 미리 정해진 힘의 양을 적용함에 있어 움직일 수 있는 중심부분에 의해 이동한 거리에 기초한다.
미리 정해진 힘의 양을 적용하면 거리 검출 장치로부터의 출력전압이 컴퓨테이션 부분에 의해 수신되도록 컴퓨테이션 부분은 전류 생성 회로에 감응한다. 특별한 출력 전압과 관련된 변위(displacement)에 기초한 컴퓨테이션 부분은 눈 내부의 압력을 결정한다.
게다가, 본 발명은 이하에 기술될 눈의 인덴테이션 관련 측정을 수행하기 위한 또다른 실시태양을 포함한다. 따라서, 확실히 본 발명은 앞에서 말한 전형적인 인덴테이션 장치에 제한되지 않는다.
본 발명의 앞에서 말한 인덴테이션 장치는 전도능력을 포함하는 눈의 유체역학을 침투하지 않고 측정하는데 이용될 수도 있다. 본 발명의 방법은 다음의 몇가지 단계를 포함한다.
첫 단계에서는 인덴테이션 기구가 각막과 접해 위치한다. 인덴테이션 기구는 본 발명의 콘택트 기구를 포함한다.
다음으로, 인덴테이션 기구의 적어도 하나의 움직일 수 있는 단편이 각막의 인덴테이션을 실현시키는 미리 정해진 첫 번째 힘의 양을 이용하여 각막을 향해 이동한다. 눈 내부의 압력은 미리 정해진 첫 번째 힘의 양이 적용되는 동안 인덴테이션 기구의 움직일 수 있는 단편이 각막을 향해 이동한 첫 번째 거리에 기초하여 결정된다. 눈 내부의 압력은 인덴테이션에 의해 눈 내부의 압력을 결정하기 위한 앞에서 말한 시스템을 이용하여 결정된다.
다음으로, 인덴테이션 기구의 움직일 수 있는 단편은 눈으로부터 눈 내부의 유체를 나오게 하는 힘에 의해 각막을 향해 이동하는 동안 미리 정해진 첫 번째 진동수에서 미리 정해진 두 번째 힘의 양을 이용하여 각막을 향해 또는 반대로 각막으로부터 빠르게 왕복운동하게 된다. 미리 정해진 두 번째 힘의 양은 미리 정해진 첫 번째 힘의 양과 같거나 더 크다. 그러나, 미리 정해진 두 번째 힘의 양이 미리 정해진 첫 번째 힘의 양보다 작을 것이다.
움직일 수 있는 단편은 각막의 인덴테이션을 다시 실현하기 위해 미리 정해진 세 번째 힘의 양을 이용하여 각막을 향해 이동된다. 두 번째 눈 내부의 압력은 미리 정해진 세 번째 힘의 양이 적용되는 동안 인덴테이션 기구의 움직일 수 있 는 단편이 각막을 향해 이동한 두 번째 거리에 기초하여 결정된다. 움직일 수 있는 단편의 빠른 왕복운동동안 눈으로부터 눈 내부의 유체를 나오게 하는 힘의 결과로 눈 내부의 압력은 감소하므로, 눈이 유체가 흘러나오지 않는 결점이 없다면, 눈 내부의 두 번째 압력은 눈 내부의 첫 번째 압력보다 작을 것이다. 눈 내부의 압력에서 이러한 감소는 전도능력을 나타낸다.
다음으로, 인덴테이션 장치의 움직일 수 있는 단편은 각막을 향해 이동하는 동안 미리 정해진 두 번째 진동수에서 미리 정해진 네 번째 힘의 양을 이용하여 다시 각막을 향해 또는 반대로 각막으로부터 빠르게 왕복운동하게 된다. 미리 정해진 네 번째 힘의 양은 미리 정해진 두 번째 힘의 양과 같거나 더 크다. 그러나, 미리 정해진 네 번째 힘의 양이 미리 정해진 두 번째 힘의 양보다 작을 것이다. 부가적인 눈 내부의 유체는 눈으로부터 나오게 된다.
움직일 수 있는 단편은 각막의 인덴테이션을 다시 실현시키는 미리 정해진 다섯 번째 힘의 양을 이용하여 각막을 향해 이동된다. 그후에 눈 내부의 세 번째 압력은 미리 정해진 다섯 번째 힘의 양이 적용되는 동안 인덴테이션 기구의 움직일 수 있는 단편이 각막을 향해 이동한 세 번째 거리에 기초하여 결정된다.
차이는 첫 번째, 두 번째 그리고 세 번째 거리들 간에 계산되어지며, 차이는 눈을 떠나는 눈 내부의 유체의 부피의 표시이며 따라서 전도능력의 표시이다. 첫 번째와 마지막 거리간의 차이는 사용되어질 수 있으며, 이점에서 모든 세가지 거리간의 차이는 이용하는 것이 불필요하다. 사실, 어떤 두거리간의 차이는 충분할 것이다.
방법의 다양한 변수와 인덴테이션 기구의 용적이 변할 때 전도능력과 검출된 차이들간의 관계는 다양하지만, 주어진 변수와 용적들에 대한 관계는 알려진 실험기술 및 알려진 프리덴왈드 테이블(Friedenwald Table)에 의해 쉽게 결정될 수 있다.
방법은 차이 그래프를 만들기 위해 첫 번째, 두 번째 그리고 세 번째 거리들간의 차이를 플롯팅하는 단계와 만약 어떤 불규칙적인 전도능력이 존재하는 경우 정상적인 눈의 전도능력과의 차이를 그래프로 비교하는 단계를 포함한다.
도면과 관련하여 얻어진 다음의 기술들로부터 상기 및 다른 목적들과 잇점들은 더욱 명백해질 것이다.

도면의 간단한 설명

도 1은 본 발명의 우선하는 실시태양에 따라 눈 내부의 압력을 측정하는 시스템을 도시한 모형도이다.
도 2A 2D는 본 발명에 따른 콘택트 장치의 우선하는 실시태양을 도식화한 것이다.
도 3은 도 1에 도시한 시스템을 이용할 때 환자에게 보여지는 시야(view)를 도식화한 것이다.
도 4와 5는 본 발명의 우선하는 실시태양에 따라 멀티-필터 광학 요소(multi-filter optical element)를 도식화한 것이다.
도 5A 5F는 본 발명에 따라 각막에 콘택트 장치를 서서히 적용하기 위한 애플리케이터(applicator)의 우선하는 실시태양을 도식화한 것이다. 도 6은 도 1에서 도식화한 실시태양의 여러면을 수행하기 위한 전형적인 회로를 도식화한 것이다.
도 7A와 7B는 본 발명에 따라 각막두께의 편차를 보충할 수 있는 배열을 도시한 모형도이다.
도 8A와 8B는 본 발명의 우선하는 실시태양에 따라 바코드(barcode) 기술을 이용한 콘택트 장치를 도식화한 것이다.
도 9A와 9B는 본 발명의 우선하는 실시태양에 따라 색 검출(color detection) 기술을 이용한 콘택트 장치를 도식화한 것이다.
도 10은 본 발명의 우선하는 다른 실시태양에 따라 다른 콘택트 장치를 도식화한 것이다.
도 11A와 11B는 본 발명의 우선하는 실시태양에 따라 인덴테이션 거리 검출 장치를 도식화한 것이다.
도 12는 본 발명의 우선하는 다른 실시태양에 따른 다른 콘택트 장치의 단면도이다.
도 13A 15는 본 발명의 다른 실시태양에 따라 다른 콘택트 장치의 단면도를 도식화한 것이다.
도 16은 본 발명에 따라 편평화에 의한 눈 내부 압력을 측정하기 위한 시스템의 다른 실시태양을 도식화한 것이다.
도 16A는 본 발명에 따라 자기 작동기구의 극(pole)으로부터 움직일 수 있는 중심부분을 분리하는 거리(X)의 함수로 힘(F)을 도시한 그래프이다.
도 17은 본 발명에 따라 다른 광학 설계(optical alignment) 시스템을 도식화한 것이다.
도 18과 19는 본 발명의 기구에서 눈을 정렬하는 동안 환자를 인도하는 장치를 도식화한 것이다.
도 20A와 20B는 인덴테이션에 의한 눈 내부 압력을 측정하기 위한 다른 실시태양을 도식화한 것이다.
도 21과 22는 눈 공막에서 콘택트 장치의 배치를 쉽게하는 본 발명의 실시태양을 도식화한 것이다.
도 23은 본 발명에 따라 상공막 정맥압(episclera venous pressure)을 측정하는데 사용될 수 있는 다른 콘택트 장치의 설계도이다.
도 24는 본 발명에 따라 상공막 정맥압(episclera venous pressure)을 측정하는데 사용될 수 있는 다른 콘택트 장치의 단면도이다.
도 25는 본 발명의 다른 실시태양을 도식화한 것이며, 거기에 붙여진 압력 변환기와 함께 콘택트 장치를 포함한다.
도 25A는 도 25에서 도시한 다른 실시태양의 단면도이다.
도 26은 도 25의 압력 변환기를 도시한 단면도이다.
도 27은 환자의 눈에 위치했을 때 도 25의 다른 실시태양을 도식화한 것이다.
도 28은 두 개의 압력 변환기를 사용했을때의 다른 실시태양을 도식화한 것이다.
도 29는 중앙에 배치된 압력 변환기를 이용하는 다른 실시태양을 도식화한 것이다.
도 30은 다른 실시태양의 우선하는 장비를 안경구조로 도식화한 것이다.
도 31은 도 25에서 도시한 다른 실시태양에 의해 규정된 우선하는 회로의 모형도이다.

발명의 상세한 설명

(편평화)
본 발명의 우선하는 실시태양은 이제 참고문헌과 함께 도면으로 기술될 것이다. 도 1에서 도시한 우선하는 실시태양에 따르면, 시스템은 편평화에 의한 눈 내부의 압력을 측정하기 위해 제공된다. 시스템은 각막 4와 접해있는 콘택트 장치 2와 미리 정해진 편평화량을 제공하기 위해 각막에 대해 투입하도록 콘택트 장치 2를 작동하기 위한 작동기구 6을 포함한다. 시스템은 각막 4의 미리 정해진 편평화량이 얻어졌을 때 검출하기 위한 검출장치 8과 미리 정해진 편평화량을 얻기위해 각막 4에 대해 콘택트 장치 2가 적용해야 하는 힘의 양에 기초한 눈 내부의 압력을 결정하기 위해 검출장치 8에 감응하는 계산단위 10을 포함한다.
도 1에 도시된 콘택트 장치 2는 각막 4로부터 더욱 명백하게 구별하기 위해 과장된 두께를 갖는다. 도 2A 2D는 더욱 정확하게 실체적으로 단단한 환상 멤버 12, 유연한 멤브레인 14와 움직일 수 있는 중심 단편 16을 포함하는 콘택트 장치 2의 우선하는 실시태양을 도식화한다. 실체적으로 단단한 환상 멤버 12는 각막 4의 외부표면에 맞도록 생겨 그 안에 규정된 홀 20을 지닌 내부로 오목한 표면 18을 포함한다. 실체적으로 단단한 환상 멤버 12는 홀 20에서 가장 큰 두께(대략 1 mm)를 가지며 실체적으로 단단한 환상 멤버 12의 주위 21을 향해 점진적으로 두께가 감소한다. 우선하는 실시태양에 따르면, 단단한 환상 멤버의 직경은 대략 11 mm이며 홀 20의 직경은 대략 5.1 mm이다. 실체적으로 단단한 환상 멤버 12는 투명 한 폴리메틸메타크릴레이트(polymethylmethacrylate)로 만들어지지만, 유리, 적당히 단단한 플라스틱과 폴리머와 같은 많은 다른 물질들이 환상부분 12를 만드는데 사용될 수 있다고 알려져 있다. 물질은 각막에 향하는 빛과 각막으로부터 반사되는 빛을 방해하지 않도록 선택된다.
유연한 멤브레인 14는 각막 상피층의 긁힘(scratch)과 벗겨짐(abrasion)을 방해하여 사용자에게 편안함을 제공하기 위해 실체적으로 단단한 환상 멤버 12의 내부로 오목한 표면 18에 단단히 매어있다. 유연한 멤브레인 14는 환상 멤버 12에서 적어도 홀 20과 같은 공간에 걸치며 적어도 하나의 투명한 부분 22를 포함한다. 투명한 부분 22는 유연한 멤

브레인 14 전체에 걸치며 유연한 멤브레인 14는 단단한 환상 멤버 12의 내부로 오목한 표면 18 전체와 같은 공간에 걸친다. 우선하는 장치에 따르면, 유연한 멤브레인 14의 주위와 단단한 환상 멤버 12의 주위만이 서로 매어있다. 이것은 유연한 멤브레인이 움직일 수 있는 중심 단편 16의 각막 4에 대한 치환에 미치는 어떤 저항을 최소화하기 쉽다. 다른 장치에 따르면, 유연한 멤브레인 14는 단단한 환상 멤버와 같은 공간에 걸치며, 홀 20의 대략 1 mm 이내의 원형영역을 제외한 전체에 걸쳐 열로 밀폐된다.

유연한 멤브레인 14는 투명한 실리콘 엘라스틱(silicone elastic), 투명한 실리콘 러버(silicone rubber) (종래의 콘택트 렌즈에서 사용되는), 투명한 유연한 아크릴릭(acrylic) (종래의 눈 내부 렌즈에 사용되는), 투명한 하이드로겔(hydrogel)과 그 종류와 같은 부드럽고 얇은 폴리머로 구성되어 있지만 다른 물질들도 유연한 멤브레인 14를 제조하는데 이용될 수 있다고 알려져 있다.

움직일 수 있는 중심 단편 16은 홀 20 내부에 미끄러지듯 배치되며 유연한 멤브레인 14에 매인 실체적으로 편평한 내부면을 포함한다. 내부면 24가 유연한 멤브레인 14에 맞물림은 접착제 또는 열 접촉 기술에 의해 제공된다. 그러나, 내부면 24를 유연한 멤브레인 14에 단단하게 맞물리도록 다양한 다른 기술들이 이용될 수 있다고 알려져 있다. 움직일 수 있는 중심 단편 16은 대략 5.0 mm의 직경과 1 mm의 두께를 가지고 있다.

실체적으로 원통모양의 벽 42는 홀 20 주변에서의 단단한 환상 멤버의 증가된 두께에 의해 홀 20 주위에 완곡하게 규정된다. 움직일 수 있는 중심 단편 16은 이 벽 42에 대해 피스톤 방식으로 미끄러지듯 배치되며 원통모양 벽 42의 높이와 맞도록 두께를 갖는다. 사용할 때에 실체적으로 편평한 내부면 24는 작동기구 6에 의해 움직일 수 있는 중심부분 16을 작동하여 각막 4의 부분을 편평하게 한다.

실체적으로 단단한 환상 멤버 12, 유연한 멤브레인 14와 움직일 수 있는 중심 단편 16의 전체 용적은 편평화동안 각막 4에 적용된 바람직한 힘의 범위, 환자의 불편함 내성, 편평화의 바람직한 최소 면적과 각막 4에서 콘택트 장치 2의 필수 안 정성을 포함하는 평형요소에 의해 결정된다. 게다가, 움직일 수 있는 중심 단편 16의 용적은 앞서 말한 피스톤 미끄러짐을 방해하지 않고 움직일 수 있는 중심부분 16과 실체적으로 단단한 환상 멤버 12간의 상대적 회전이 방해되도록 선택된다.

콘택트 장치 2를 제조하는데 사용되는 물질은 각막 4에 향하는 빛과 각막으로부터 반사되는 빛에 방해를 최소화하도록 선택된다.

도 1에 도시한 작동기구 6은 각막 4 내부로 피스톤 방식으로 움직일 수 있는 중심부분 16이 미끄러지게 하기 위해 움직일 수 있는 중심 단편을 작동시킨다. 그렇게 함에 있어, 움직일 수 있는 중심 단편 16과 유연한 멤브레인 14의 중심부분은 각막 4에 대하여 내부로 투입되기 위한 원인이 된다. 도 2C와 2D는 이것을 보여준다. 따라서 각막 4의 부분은 편평해진다. 작동은 미리 정해진 편평화량이 얻어질 때까지 계속된다.

움직일 수 있는 중심 단편 16은 자기장에 반응하여 움직일 수 있는 중심 단편 16으로 미끄러지도록 조정된 자기적으로 감응하는 요소 26을 포함하며, 작동기구 6은 자기장을 그렇게 적용시키기 위한 메카니즘 28을 포함한다. 자기장을 적용시키기 위한 메카니즘 28은 선택적으로 배치된 막대 자석을 포함하지만, 우선하는 실시태양에 의하면, 자기장을 적용시키기 위한 메카니즘 28은 빽빽하게 채워진 헬릭스(helix)에 감긴 긴 전선의 코일 30과 코일 30을 통해 점진적으로 증가되는 방 식으로 전류를 생성하기 위한 회로 32를 포함한다. 점진적으로 증가하는 전류에 의해 자기장은 점점 증가한다. 따라서 작동기구 6과 움직일 수 있는 중심 단편 16간의 자기적 반발작용은 점점 증가하여 미리 정해진 편평화량이 얻어질 때까지 차례로 각막 4에 대하여 적용된 더 큰 힘을 일으킨다.

알려진 물리학의 원리를 이용하여, 코일 30을 통해 지나는 전류가 유연한 멤브레인 14를 통해 각막 4에 대하여 움직일 수 있는 중심 단편 16에 의해 적용되는 힘의 양에 비례할 것이라는 것이 이해된다. 미리 정해진 편평화량을 얻는데 필요한 힘의 양이 눈 내부의 압력에 비례하기 때문에 미리 정해진 편평화량을 얻는데 필요한 전류의 양 또한 눈 내부의 압력에 비례할 것이다. 따라서, 전류값을 눈 내부의 압력 값으로 전환하기 위한 전환요소(conversion factor)는 시스템의 용적, 자기적으로 감응하는 요소 26의 자기적 감응성, 코일의 감긴 수와 그 종류와 같은 것에서 실험적으로 쉽게 결정될 수 있다.

실험기술 사용 외에도 변환요소는 안압계를 보정하기 위한 알려진 기술을 이용하여 결정될 수 있다. 그러한 알려진 기술들은 인덴테이션 장치의 내부 배치와 톱니모양의 눈(indented eye)에서 부피와 압력변화간에 존재하는 알려진 관계에 기초한다. 그런 기술의 예는 Shiotz, Communications: Tonometry, The Brit. J. of Ophthalmology, June 1920, p. 249-266와 Friedenwald, Tonometer Calibration, Trans. Amer. Acad. of O. O., Jan-Feb 1957, pp. 108-126와 Moses, Theory and Calibration of the Schiotz Tonometer VII: Experimental Results of Tonometric Measurements: Scale Reading Versus Indentation Volume, Investigative Ophthalmology, September 1971, Vol. 10, No. 9, pp. 716-723에 개시되어 있다.

전류와 눈 내부의 압력간의 관계에 비추어 계산단위 10은 미리 정해진 편평화량이 얻어졌을 때 코일 30을 통해 지나는 전류의 양을 나타내는 전류값을 저장하는 메모리 33을 포함한다. 계산단위 10은 전류값을 눈 내부의 압력표시로 전환하기 위한 전환단위 34를 포함한다.

계산단위 10은 미리 정해진 편평화량이 얻어졌을 때 전류값(코일 30을 통해 흐르는 전류의 양에 상응하는)이 메모리 33에 즉시 저장되도록 검출장치 8에 감응한다. 동시에 계산단위 10은 전류흐름을 끝내기 위해 전류 생성 회로 32가 나타내는 출력신호를 생성한다. 차례로 이것은 각막 4에 대한 힘을 끝낸다. 다른 실시태양에서 전류 생성 회로 32는 미리 정해진 편평화량이 얻어지면 자동적으로 코일 30을 통한 전류흐름을 끝내도록 직접적으로 검출장치 8(계산단위 10을 통하지 않고)에 감응할 수 있다.

전류 생성 회로 32는 점진적으로 증가하는 전류를 얻기 위해 적당히 배치된 회로를 구성할 것이다. 그러나, 우선하는 전류 생성 회로 32는 스위치(switch)와 DC전원(DC power supply), 스텝(step) 기능을 생성하는 콤비네이션(combination)을 포함한다. 우선하는 전류 생성 회로 32는 점진적으로 증가하는 전류를 얻기 위해 스텝 기능을 인테그레이

트하는 인테그레이팅 증폭기(integrating amplifier)를 포함한다.
자기적으로 감응하는 요소 26은 투명한 주위부분 36에 의해 완곡하게 둘러싸인다. 투명한 주위부분 36은 투명한 부분 22와 정렬되며 콘택트 장치 2를 통해 빛이 각막 4을 통과하도록 해주며, 투명한 주위부분 36을 통해 콘택트 장치 2의 뒤로 빛이 각막 4로부터 반사되도록 해준다. 투명한 주위부분 36은 정확성과 단단한 환상부분 12를 통해 움직일 수 있는 중심부분 16의 더욱 유연한 미끄러짐을 제공하기 위해 전체적으로 에어갭(air gap)으로 이루어져 있지만, 투명한 고체 물질이 투명한 주위부분 36을 구성하는 것이 우선한다. 전형적인 투명한 고체 물질은 폴리메틸 메타크릴레이트(polymethyl methacrylate), 글래스(glass), 하드 아크릴릭(hard acrylic), 플라스틱 폴리머(plastic polymer)와 같은 종류의 것을 포함한다.
자기적으로 감응하는 요소 26은 콘택트 장치 2가 환자의 각막 4에 위치해 있는 동안 환자가 볼 수 있도록 중심 시각 홀 38을 가진 환상자석을 포함한다. 중심 시각 홀 38은 유연한 멤브레인 14의 투명한 부분 22와 정렬되며, 적어도 직경이 1 2 mm이다.
우선하는 실시태양이 자기적으로 감응하는 요소 26으로 환상자석을 포함하지만, 다양한 강자성물질(ferromagnetic material) 및 액체내의 자기적으로 감응하는 입자(particle)를 포함하는 다른 자기적으로 감응하는 요소 26가 사용될 수 있다고 알려져 있다. 자기적으로 감응하는 요소 26은 또한 서클(circle)에 위치한 작은 다수의 막대자석으로 이루어져 있다. 투명한 자석 또한 사용될 수 있다.
디스플레이 40은 시스템에 의해 관찰되는 눈 내부의 압력을 숫자로 디스플레이하기 위해 제공된다. 디스플레이 40은 계산단위 10의 전환단위 34에 연결되어 감응하는 리퀴드 크리스탈 디스플레이(LCD) 또는 라이트 에미팅 다이오드(LED)를 포함한다.
대신으로 디스플레이는 눈 내부의 압력이 어떤 범위에 있는지 표시하기 위해 배치될 수 있다. 이점에서 디스플레이 40은 녹색의 LED 40A, 노란색의 LED 40B, 그리고 붉은색의 LED 40C를 포함할 수 있다. 압력이 미리 정해진 높은 범위내에 있다면, 붉은색의 LED 40C는 의학치료가 필요하다는 것을 나타내기 위해 조명될 것이다. 노란색의 LED 40B는 압력이 정상 범위와 다소 상승되었음을 나타내는 높은 범위사이에 있을 때 조명되며, 그렇다면 의학치료가 현재 필요하지 않더라도 주의깊은 잦은 모니터링이 권해진다.
같은 눈 내부의 압력에 대해 다른 환자들은 다른 감도와 반응을 가지므로, 각 LED 40A, 40B, 40C에 대응하는 범위는 각 환자에 대해 의사의 간호로 보정된다. 증가된 눈 내부의 압력으로부터 결과를 더욱 느끼기 쉬운 환자는 다른 덜 느끼기 쉬운 환자가 같은 행동을 하기를 경계하는 압력보다 덜한 압력에서 의학치료 받기를 경계할지도 모른다. 범위 보정은 알려진 변수 눈금 증폭기(variable gain amplifier) 또는 저항변수를 지닌 전압 분할 네트워크(voltage divider network)를 포함하는 보정장치 40D를 사용하여 될 수 있다.
검출장치 8은 두 개의 프라이머리 빔 에미터(primary beam emitter) 44, 46와 두 개의 광 센서(light sensor) 48, 50, 그리고 두 개의 수렴 렌즈(converging lense) 52, 54를 포함하는 광학 검출 시스템(optical detection system)을 포함한다. 통상적으로 사용가능한 빔 에미터의 다수는 저전력 레이저 빔 에미팅 장치와 적외선(IR) 빔 에미팅 장치를 포함하는 에미터 44, 46으로 사용될 수 있다. 되도록 장치 2와 프라이머리 빔 에미터 44, 46은 각각의 프라이머리 빔 에미터 44, 46이 장치의 투명한 부분 22를 통해 각막을 향해 빛의 프라이머리 빔을 방출하도록, 그리고 빛의 프라이머리 빔이 각막 4에 의해 장치 2를 통해 반사되어 각막의 편평화량에 의존하여 전파방향으로 빛의 반사된 빔 60, 62를 생성하도록 서로에 관해 배치된다. 두 개의 광 센서 48, 50과 두 개의 수렴 렌즈(converging lense) 52, 54는 미리 정해진 각막 4의 편평화량이 얻어졌을때만 빛의 반사된 빔 60, 62와 정렬되도록 배치된다. 프라이머리 빔 56, 58은 실체적으로 투명한 주위부분 36을 통해 통과한다.
도 1은 서로 발산하여 두 개의 수렴 렌즈 52, 54와 광 센서 48, 50으로부터 나오는 빛의 반사된 빔 60, 62를 보여주지만, 각막 4가 편평화될 때 반사된 빔 60, 62는 두 개의 광 센서 48, 50과 두 개의 수렴 렌즈 52, 54에 접근한다고 알려져 있다. 미리 정해진 편평화량이 얻어졌을 때 반사된 빔 60, 62는 수렴 렌즈 52, 54와 센서 48, 50과 직접 정렬될 것이다. 따라서 센서 48, 50은 미리 정해진 편평화량이 얻어졌을 때 반사된 빔 60, 62 존재의 관찰만으로 검출할 수 있다. 미리 정해진 편평화량은 센서 48, 50 모두가 반사된 빔 60, 62 각각의 하나를 받을때 실재하는 것으로 간주된다.
도시된 배열은 두 개의 프라이머리 빔 에미터 44, 46과 두 개의 광 센서 48, 50을 사용하여 일반적으로 유효하지만, 더 나은 정확성은 작동기구 6의 세로축에 대하여 서로 직각으로 배치된 네 개의 빔 에미터와 네 개의 광 센서를 제공함으로써 난시(astigmatism)를 지닌 환자에게서 얻어질 수 있다. 두 개의 빔 에미터 44, 46과 광 센서 48, 50을 가진 경우 미리 정해진 편평화량은 센서 모두가 반사된 빔 각각의 하나를 받을때 실재하는 것으로 간주된다.
시각장치는 작동기구 6과 검출장치 8이 장치 2와 적당히 정렬될 때를 나타내기 위해 제공된다. 시각장치는 장치 2가 환자의 각막 4에 위치해 있는 동안 환자가 볼 수 있도록 움직일 수 있는 중심부분 16에 중심 시각 홀 38을 포함한다. 중심 시각 홀 38은 투명한 부분 22와 정렬된다. 게다가, 작동기구 6은 장치 2를 갖 춘 눈에 대한 배치를 위해 첫번째 말단(first end) 66을 지닌 관상 하우징(tubular housing) 64와 적어도 배치된 하나의 마크(mark) 70을 지닌 두번째 반대 말단(second opposite end) 68을 포함하여, 환자가 중심 시각 홀 38을 통해 마크 70을 볼 때 장치 2는 작동기구 6과 검출장치 8에 적당히 정렬된다.
두번째 반대 말단은 일반적으로 일련의 십자선(cross-hair)을 포함하는 내부 거울 표면(internal mirror surface) 72와 마크 70을 포함한다. 도 3은 장치 2가 작동기구 6과 검출장치 8에 적당히 정렬되었을 때 중심 시각 홀 38을 통해 환자에게 보여지는 시야(view)를 도식화한 것이다. 적당히 정렬되면 중심 시각 홀 38의 반사된 상(reflected image) 74가 마크 70을 구성하는 두 십자선의 교점에서 거울 표면 72에 나타난다.(상 74의 크기는 도면에서 다른 요소들과 더욱 명백하게 구별하기 위해 도 3에서 과장되어진다.)

적어도 하나의 빛 75가 하우징 64 내면을 조명하고 십자선과 반사된 상 74를 잘 보이도록 하기 위해 관상 하우징 64 내면에 제공된다. 내부 거울 표면 72는 빛 75가 켜질때만 거울처럼 작용하며, 관상 하우징 64 내면의 어두움에 기인하는 빛 75의 비활성화에서 거의 투명해진다. 관상 하우징 68의 두 번째 말단 68은 종종 보호와 감시장치에 쓰이는 일면 유리(one-way glass)를 이용하여 제조될 수 있다.
대신으로, 장치가 주로 의사, 시력 측정자 등에 의해 사용된다면 두 번째 말 단 68은 투명해질 것이다. 반면에 장치가 자가 모니터링하는 환자에 의해 사용된다면 두 번째 말단 68은 단지 거울을 포함할 것이다.
시스템은 장치 2가 작동기구 6과 검출장치 8로부터 적당한 축 거리에 위치했는지 나타내기 위해 광학 거리 측정 메카니즘을 포함한다. 광학 거리 측정 메카니즘은 시각장치와 함께 사용되어진다.
광학 거리 측정 메카니즘은 장치 2에 대해 광학 거리 측정 빔 78을 발산하기 위해 거리 측정 빔 에미터 76을 포함한다. 장치 2는 첫 번째 반사된 거리 측정 빔 80을 생성하기 위해 거리 측정 빔 78을 반사할 수 있다. 첫 번째 반사된 거리 측정 빔 80의 통로에 배치된 것은 볼록 거울(convex mirror) 82이다. 볼록 거울 82는 두번째 반사된 거리 측정 빔 84를 만들기 위해 첫 번째 반사된 거리 측정 빔 80을 반사하며 첫 번째 반사된 빔의 전달 방향에서 어떤 변화를 증폭시키기 위해 작용한다. 두번째 반사된 거리 측정 빔 84는 일반적으로 거리 측정 빔 검출기 86을 향한다. 거리 측정 빔 검출기 86은 장치 2가 작동기구 6과 검출장치 8로부터 적당한 축 거리에 위치했을 때만 두번째 반사된 거리 측정 빔 84이 거리 측정 빔 검출기 86의 미리 정해진 부분을 때리도록 배치된다. 적당한 축 거리가 부족할 때 두번째 반사된 거리 측정 빔은 빔 검출기 86의 다른 부분을 때린다.
LCD 또는 LED 디스플레이와 같은 인디케이터 88은 반사된 거리 측정 빔이 거 리 측정 빔 검출기의 미리 정해진 부분을 때릴때만 적당한 축 거리가 얻어졌는지 나타내기 위해 빔 검출기 86에 연결되어 감응한다.
도 1에 도시한 바와 같이, 거리 측정 빔 검출기 86은 두번째 반사된 거리 측정 빔 84를 받기 위해 배치된 멀티 필터(multi-filter) 광학 요소 90을 포함한다. 멀티 필터 광학 요소 90은 다수의 광학 필터 92를 포함한다. 각각의 광학 필터 92는 특별한 한 개의 광학 필터 92와 관련 필터링 퍼센트에 의해 규정된 검출기 86의 미리 정해진 부분과 함께 빛의 다른 퍼센트를 여과해 낸다.
거리 측정 빔 검출기 86은 또한 빔 84가 멀티 필터 광학 요소 90을 통해 통과한 후에 두 번째 반사된 거리 측정 빔 84의 세기를 검출하기 위하여 빔 세기 검출 센서(beam intensity detection sensor) 94를 포함한다. 멀티 필터 광학 요소는 축 거리에 따라 변하는 이 세기의 원인이 되므로, 세기는 장치 2가 작동기구 6과 검출장치 8로부터 적당한 축 거리에 위치했는가를 나타내 준다.
수렴 렌즈 96은 빔 84가 멀티 필터 광학 요소 90을 통해 통과한 후에 빔 세기 검출 센서 94에서 두 번째 반사된 거리 측정 빔 84의 초점을 맞추기 위해 멀티 필터 광학 요소 90과 빔 세기 검출 센서 94의 사이에 위치한다.
인디케이터 88은 장치 2가 작동기구 6과 검출장치 8로부터 적당한 축 거리에 위치하지 않을 때 적당한 거리를 얻기 위해 교정작용이 행해져야 하는지 나타내기 위해 빔 세기 검출 센서 94에 감응한다. 인디케이터 88로 주어진 표시는 세기에 기초하며 다수의 광학 필터 92는 관련 필터링 퍼센트에 의해 특별한 세기를 얻는다.
예를 들면, 장치 2가 작동기구 6으로부터 과도하게 멀리 있을 때 두 번째 반사된 거리 측정 빔 84는 필터 92의 어두운 하나를 통해 통과한다. 빔세기의 결과적인 감소는 빔 세기 검출 센서 94가 인디케이터 88을 작동하여 장치 2를 작동기구에 더 가까이 가져갈 필요를 나타내는 신호를 가지게 한다. 인디케이터 88은 시스템 사용자에게 그 필요를 통신함으로써 이 신호에 감응한다.
대신으로, 장치 2를 작동기구에 가까이 가져갈 필요를 나타내는 신호는 자동적으로 교정하는 컴퓨터에 적용될 수 있다.
장치 2가 작동기구 6으로부터 과도하게 가까이 있을 때 두 번째 반사된 거리 측정 빔 84는 필터 92의 밝은 하나를 통해 통과한다. 빔세기의 결과적인 증가는 빔 세기 검출 센서 94가 인디케이터 88을 작동하여 장치 2를 작동기구에서 더 멀어지게 움직일 필요를 나타내는 신호를 가지게 한다. 인디케이터 88은 시스템 사용자에게 그 필요를 통신함으로써 이 신호에 감응한다.
또 장치 2로부터 작동기구를 더 멀어지게 하는 컴퓨터 제어 운동은 장치 2를 작동기구에서 더 멀어지게 움직일 필요를 나타내는 신호에 감응하는 적당한 컴퓨터 제어 운동 메카니즘을 제공함으로써 자동적으로 이루어질 것이다.
도 3에 관하여, 인디케이터 88은 하우징 64의 두 번째 말단 68을 가로지르는 수평선에 배치된 세 개의 LED를 포함한다. 조명되었을 때 노란색인 왼쪽의 LED 88a는 장치 2가 작동기구 6과 검출장치 8로부터 너무 멀리있다는 것을 나타낸다. 동일하게 조명되었을 때 붉은색인 오른쪽의 LED 88b는 장치 2가 작동기구 6과 검출장치 8에 너무 가까이 있다는 것을 나타낸다. 적당한 거리가 얻어졌을 때 중심의 LED 88c는 조명된다. 중심의 LED 88c는 녹색이다. LED 88a 88c는 빔의 세기에 감응하는 빔 세기 검출 센서 94에 의해 선택적으로 조명된다.
도 1은 필터 92의 배치를 도시하여 세기의 감소가 장치를 더 가까이 움직여야 할 필요를 의미하지만 본 발명은 그러한 배치에 제한되지 않는다. 예를 들면 멀티 필터 광학 요소 90은 필터 92의 가장 어두운 것이 관상 하우징 64의 말단 68에 근접하게 위치하도록 뒤집어질 것이다. 그런 배치가 이용되면 빔 세기의 증가는 장치 2를 작동기구 6으로부터 더 멀어지게 움직일 필요를 의미할 것이다.
작동기구 6(또는 적어도 그것의 코일 30)은 하우징 64내에 미끄러지듯 설치되며, 나브와 기어링(knob and gearing ; 예를 들면 rack and pinion) 메카니즘은 장치 2로부터 적당한 축거리가 얻어질 때까지 작동기구 6(또는 그것의 코일 30)을 하우징 64를 통해 축방향으로 완전히 선형방식으로 선택적으로 움직이기 위해 제공된다. 그런 장치가 제공되면 하우징 64의 첫 번째 말단 66은 환자가 검사되는 눈 주위의 얼굴 부분을 누르는 것에 대하여 콘택트 장치 2를 위한 포지셔닝(positioning) 메카니즘으로 작용한다. 얼굴 부분이 첫 번째 말단 66에 걸쳐 놓이면 나브와 기어링 메카니즘은 콘택트 장치 2로부터 적당한 축거리에서 작동기구 6(또는 그것의 코일 30)을 배치하기 위해 조종된다.

첫 번째 말단 66과 접한 얼굴 부분이 안정성을 증가시키지만 얼굴 접촉은 본 발명을 이용하는데 필수의 단계는 아니다.

시스템은 또한 장치 2가 작동기구 6과 검출장치 8과 적당하게 정렬되었는지 나타내기 위해 광학 정렬 메카니즘(optical alignment mechanism)을 포함한다. 광학 정렬 메카니즘은 빛의 반사된 빔 60, 62가 어떤 편평화에 앞서는지 각각 검출하기 위해 두 개의 정렬 빔 검출기 48', 50'을 포함한다. 정렬 빔 검출기 48', 50'은 장치 2가 작동기구 6과 검출장치 8에 대해 적당하게 정렬되었을때만 빛의 반사된 빔 60, 62가 편평화에 앞서 정렬 빔 검출기 48', 50'의 미리 정해진 부분을 때리도록 배치된다. 장치 2가 적당하게 정렬되지 않을 때 반사된 빔 60, 62는 이후에 기술될 정렬 빔 검출기 48', 50'의 다른 부분을 때린다.

광학 정렬 메카니즘은 정렬 빔 검출기 48', 50'에 감응하는 인디케이터 장치 를 포함한다. 인디케이터 장치는 빛의 반사된 빔 60, 62가 편평화에 앞서 정렬 빔 검출기 48', 50'의 미리 정해진 부분을 때릴때만 적당한 정렬이 얻어진 것을 나타내는 일련의 LED 98, 100, 102, 104를 포함한다.

정렬 빔 검출기 48', 50' 각각은 멀티 필터 광학 요소 106, 108을 포함한다. 멀티 필터 광학 요소 106, 108은 빛의 반사된 빔 60, 62를 받도록 배치된다. 각 멀티 필터 광학 요소 106, 108은 빛의 다른 퍼센트를 여과해내는 다수의 광학 필터 110_{10} -110_{90} (도 4와 5)을 포함한다. 도 4와 5에서 다른 퍼센트는 10에서 90 퍼센트 사이에서 10 퍼센트 증가로 라벨된다. 그러나, 많은 다른 장치와 증가는 충분할 것이다.

장치를 도시하기 위해 빛의 50%를 여과해내는 중앙에 위치한 필터 110_{50} 은 정렬 빔 검출기 48', 50'의 미리 정해진 부분을 나타내는 것이 좋다. 따라서 적당한 배열은 빛의 반사된 빔 60, 62가 필터 110_{50} 을 통해 통과하고 빔 60, 62의 세기가 50% 감소할 때 존재하는 것으로 여겨진다.

각각의 정렬 빔 검출기 48', 50'은 빛의 반사된 빔 60, 62가 멀티 필터 광학 요소 106, 108을 통해 통과한 뒤 빛의 반사된 빔 60, 62의 세기를 검출하기 위해 빔 세기 검출기 112, 114를 포함한다. 각 빔의 세기는 장치 2가 작동기구 6과 검출 장치에 대해 적당하게 정렬되었는지를 나타내준다.

수렴 렌즈 116, 118은 각 멀티 필터 광학 요소 106, 108와 그것의 빔 세기 검출기 112, 114 사이에 위치한다. 수렴 렌즈 116, 118은 반사된 빔 60, 62가 멀티 필터 광학 요소 106, 108을 통해 통과한 뒤 빔 세기 검출기 112, 114에 반사된 빔 60, 62의 초점을 맞춘다.

각각의 빔 세기 검출기 112, 114는 빔 세기 검출기 112, 114의 각 출력에 기초하여 정렬 빔 검출 회로에 연결된 출력을 갖는데, 이 회로는 적당한 정렬이 있는지 결정하며, 그렇지 않으면 교정작업이 이루어져야 함을 나타내기 위해 LED 98, 100, 102, 104 중 하나 또는 여러개를 작동시킨다.

도 3에 도시한 것처럼, LED 98, 100, 102, 104는 각각 십자선 70의 교차점 위, 오른쪽, 아래, 왼쪽에 배치된다. 잘못된 배열이 없으면 LED 98, 100, 102, 104은 하나도 조명되지 않는다. 따라서 조명의 부재는 장치 2가 작동기구 6과 검출장치 8에 대해 적당하게 정렬되었음을 나타낸다.

각막 4의 장치 2가 너무 높으면 빛의 빔 56, 58은 각막 4의 낮은 부분을 때리며 각막의 곡률 때문에 더욱 낮게 반사된다. 따라서 반사된 빔 60, 62는 멀티 필터 요소 106, 108의 낮은 절반에 부딪히며 반사된 빔 60, 62의 세기는 30%만 감소 된다. 세기 감소는 빔 세기 검출기 112, 114에 의해 정렬 검출 회로 120에 연결되어진다. 정렬 검출 회로 120은 이 세기 감소를 장치 2가 너무 높은 잘못된 정렬의 결과라고 해석한다. 따라서 정렬 검출 회로 120은 위쪽 LED 98이 조명하는 원인이 된다. 그런 조명은 사용자에게 장치 2가 너무 높으며 작동기구 6과 검출장치 8에 대해 더 낮아져야 함을 나타낸다.

마찬가지로 각막 4의 장치 2가 너무 높으면 빛의 빔 56, 58은 각막의 낮은 부분을 때리며 각막의 곡률 때문에 더욱 낮게 반사된다. 따라서 반사된 빔 60, 62는 멀티 필터 요소 106, 108의 낮은 절반에 부딪히며 반사된 빔 60, 62의 세기는 30%만 감소된다. 세기 감소는 빔 세기 검출기 112, 114에 의해 정렬 검출 회로 120에 연결되어진다. 정렬 검출 회로 120은 이 세기 감소를 장치 2가 너무 높은 잘못된 정렬의 결과라고 해석한다. 따라서 정렬 검출 회로 120은 위쪽 LED 98이 조명하는 원인이 된다. 그런 조명은 사용자에게 장치 2가 너무 높으며 작동기구 6과 검출장치 8에 대해 더 낮아져야 함을 나타낸다.

도 1에 관하여 장치 2가 오른쪽으로 멀어지면 빔 56, 58은 각막의 왼쪽 부분을 때리며 각막의 곡률 때문에 더욱 왼쪽으로 반사된다. 따라서 반사된 빔 60, 62는 멀티 필터 요소 106, 108의 왼쪽 절반에 부딪힌다. 필터링 퍼센트는 멀티 필터 요소 106의 왼쪽에서 오른쪽으로 감소하고 멀티 필터 요소 108의 왼쪽에서 오른쪽으로 증가하므로, 빔 세기 검출기 112, 114에 의해 검출된 세기에서 차이가 있 을 것이다. 특별히, 빔 세기 검출기 112는 빔 세기 검출기 114보다 작은 세기를 검출할 것이다. 다른 세기들은 빔 세기 검출기 112, 114에 의해 정렬 검출 회로 120에 연결되어진다. 정렬 검출 회로 120은 빔 세기 검출기 114에서의 세기가 빔 세기 검출기 112에서의 세기보다 높은 이 세기 차이를 도 1에서 장치 2가 너무 오른쪽으로 멀어진(도 3에서 너무 왼쪽으로 멀어진) 잘못된 정렬의 결과라고 해석한다. 따라서 정렬 검출 회로 120은 왼쪽 LED 104가 조명하는 원인이 된다. 그런 조명은 사용자에게 장치 2가 도 3에서 너무 왼쪽으로 멀어져 작동기구 6과 검출장치 8에 대해 오른쪽(도 1에서 왼쪽)으로 이동해야 함을 나타낸다.

마찬가지로 도 1에 관하여 장치 2가 왼쪽으로 멀어지면 빔 56, 58은 각막의 오른쪽 부분을 때리며 각막의 곡률 때문에 더욱 오른쪽으로 반사된다. 따라서 반사된 빔 60, 62는 멀티 필터 요소 106, 108의 오른쪽 절반에 부딪힌다. 필터링 퍼센트는 멀티 필터 요소 106의 왼쪽에서 오른쪽으로 감소하고 멀티 필터 요소 108의 왼쪽에서 오른쪽으로 증가하므로, 빔 세기 검출기 112, 114에 의해 검출된 세기에서 차이가 있을 것이다. 특별히, 빔 세기 검출기 112는 빔 세기 검출기 114보다 큰 세기를 검출할 것이다. 다른 세기들은 빔 세기 검출기 112, 114에 의해 정렬 검출 회로 120에 연결되어진다. 정렬 검출 회로 120은 빔 세기 검출기 114에서의 세기가 빔 세기 검출기 112에서의 세기보다 낮은 이 세기 차이를 도 1에서 장치 2가 너무 왼쪽으로 멀어진(도 3에서 너무 오른쪽으로 멀어진) 잘못된 정렬의 결과라고 해석한다. 따라서 정렬 검출 회로 120은 오른쪽 LED 100이 조명하는 원인 이 된다. 그런 조명은 사용자에게 장치 2가

도 3에서 너무 오른쪽으로 멀어져 작동기구 6과 검출장치 8에 대해 왼쪽(도 1에서 오른쪽)으로 이동해야 함을 나타낸다.

따라서 LED 98, 100, 102, 104와 정렬 검출 회로 120의 콤비네이션은 빔 세기 검출기 112, 114에 감응하는 디스플레이 장치를 구성하며 이는 장치 2가 적당히 정렬되지 않았을 때 적당한 정렬을 얻기 위해 교정작업이 이루어져야 함을 나타낸다. 움직일 수 있는 중심부분 16의 실체적으로 투명한 주위 부분 36은 잘못 정렬되었을 때조차도 빔 56, 58이 각막 4로 통과하도록 하기에 충분히 넓다.

자동 정렬 교정은 작동기구를 위, 아래, 왼쪽, 오른쪽으로 컴퓨터 제어 이동이 제공됨으로써 가능하며 컴퓨터 제어 이동은 광학 정렬 메카니즘에 감응하는 적당한 컴퓨터 제어 이동 메카니즘에 의해 발생한다.

시각장치가 주요한 정렬 교정을 제공하는 반면 광학 정렬 메카니즘은 단지 주요하지 않은 보정도수를 제공하므로 광학 정렬 메카니즘은 시각 장치와 함께 이용되어진다. 그러나, 실체적으로 투명한 주위 부분 36이 충분히 넓다면 광학 정렬 메카니즘은 시각 장치 대신 사용될 수 있다.

앞의 정렬 메카니즘은 검출 장치 8에 의해 이용된 같은 반사된 빔 60, 62를 이용하지만 분리 정렬 빔 에미터는 분리된 다른 정렬 빔을 제공하기 위해 사용될 수 있다. 앞의 장치는 부가적인 에미터를 제공할 필요를 덜어주고 제조하기에 비싸지 않으므로 우선한다.

그럼에도 불구하고, 선택 정렬 빔 에미터 122, 124는 도 1에 도식화하였다. 이런 선택 정렬 빔 에미터 122, 124를 이용한 정렬 메카니즘은 반사된 빔 60, 62를 이용하는 대응물과 같은 방식으로 작동할 것이다.

특별히, 각각의 정렬 빔 에미터 122, 124는 장치 2를 향해 광학 정렬 빔을 발산한다. 정렬 빔은 반사된 정렬 빔을 생성하기 위해 각막 4에 의해 반사된다. 정렬 빔 검출기 48', 50'은 정렬 빔 에미터 122, 124가 있을 때 빛의 반사된 빔 60, 62가 아닌 반사된 정렬 빔을 받도록 배치된다. 더욱 상세하게, 반사된 정렬 빔은 장치 2가 작동기구 6과 검출장치 8에 대해 적당하게 정렬되었을때만 편평화에 앞서 정렬 빔 검출기 48', 50'의 미리 정해진 부분을 때리도록 배치된다. 나머지 시스템은 선택 정렬 빔 에미터 122, 124를 사용하지 않는 시스템과 같은 요소를 포함하며 같은 방식으로 작동한다.

또한, 시스템은 각막 4에 콘택트 장치 2를 유연하게 배치하기 위한 애플리케이터를 포함한다. 도 5A-5F에 도시한 것처럼, 애플리케이터 127의 우선하는 실시태양은 애플리케이터 127의 팁(tip)에서 환상부분(annular piece) 127A를 포함한다. 환상부분 127A는 움직일 수 있는 중심부분 16의 모양과 잘 맞는다. 애플리케이터 127은 또한 환상부분 127A를 향해 열리는 열린 말단(open end)를 지닌 전선관(conduit) 127CN을 포함한다. 전선관 127CN의 반대 말단은 스퀴즈 벌브(squeeze bulb) 127SB에 연결된다. 스퀴즈 벌브 127SB는 스퀴즈 벌브 127SB로 공기의 흐름을 허가하는 한 방향 밸브(one-way valve) 127V를 포함하지만 밸브 127V를 통해 스퀴즈 벌브 127SB 밖으로의 공기 흐름을 막는다. 스퀴즈 벌브 127SB 가 스퀴즈되어 풀어지면 스퀴즈 벌브 127SB가 선 스퀴즈(pre-squeeze) 형태로 팽창하기 위해 시도하듯이 흡입효과(suction effect)가 전선관 127CN의 반대 말단에서 생긴다.

게다가, 피보티드 레버 시스템(pivoted lever system) 127B는 애플리케이터 127의 근저에서 노브 127C가 눌렸을 때 콘택트 장치 2를 환상부분 127A로부터밀어냄으로써 움직일 수 있는 중심부분 16을 환상부분 127A로부터 분리하기 위해 배치된다.

대신으로, 애플리케이터 127의 팁은 환상부분 127A를 통해 전류흐름을 이용하여 선택적으로 자기화되고 탈자기화될 수 있을 것이다. 이 장치는 피보티드 레버 시스템 127B를 움직일 수 있는 중심부분 16을 반발시켜 콘택트 장치 2를 각막 4에 적용하는 자기장을 제공할 수 있는 자기화 메카니즘(magnetization mechanism)으로 바꾼다.

위 요소들의 콤비네이션을 도구화하기 위한 우선하는 회로장치를 도 6에 도식화하였다. 우선하는 회로장치에 의하면 빔 세기 검출기 112, 114는 검출된 빔 세기에 비례하는 전압출력을 제공하는 한 쌍의 포토센서(photosensor)를 포함한다. 빔 세기 검출기 112, 114의 출력은 필터링 증폭기(filtering amplifier) 126, 128의 넌-인버팅 인풋 터미널(non-inverting input terminal)에 각각 연결된다. 필터링 증폭기 126, 128의 인버팅 터미널은 접지된다. 따라서 증폭기 126, 128은 필터링과 증폭(amplification) 효과를 제공한다.

적당한 수직 정렬이 존재하는지 결정하기 위하여 필터링 증폭기 128로부터의 출력은 수직 정렬 컴패레이터(vertical alignment comparator) 130의 인버팅 인풋 터미널에 적용된다. 수직 정렬 컴패레이터 130은 레퍼런스 전압 $Vref_1$에 연결된 넌-인버팅 인풋 터미널을 가진다. 레퍼런스 전압 $Vref_1$은 라이트 빔 62가 멀티 필터 광학 요소 108의 필터 110_{40-60}의 중앙 열을 때릴때마다(예를 들면 적당한 수직 정렬이 얻어졌을 때) 필터링 증폭기 128로부터의 출력을 어림하기 위해 선택된다.

결과적으로 컴패레이터 130으로부터의 출력은 적당한 수직 정렬이 얻어졌을 때 대략 영이며, 콘택트 장치 2가 너무 높으면 음이며, 콘택트 장치 2가 너무 낮으면 양이다. 컴패레이터 130으로부터의 출력은 수직 정렬 스위치 132에 적용된다. 수직 정렬 스위치 132는 컴패레이터 130으로부터의 출력이 대략 영일 때만 AND 게이 트(AND-gate) 134에 양 전압을 제공하기 위하여, 컴패레이터 130으로부터의 출력이 음일 때만 LED 98에 양 전압을 제공하기 위하여, 그리고 컴패레이터 130으로부터의 출력이 양일 때만 LED 102에 양 전압을 제공하기 위하여 논리적으로 배치된다. LED 98, 102는 잘못된 수직 정렬이 있을 때만 조명되며, 각 조명은 명백하게 교정작업이 행해져야 함을 나타낸다.

적당한 수평 정렬이 존재하는지 결정하기 위하여 필터링 증폭기 126으로부터의 출력은 수평정렬 컴패레이터(horizontal alignment comparator) 136의 넌-인버팅 인풋 터미널에 적용되는 반면 수평 정렬 컴패레이터 136의 인버팅 인풋 터미널은 필터링 증폭기 128로부터의 출력에 연결된다. 따라서 컴패레이터 136은 빔 세기 검출기 112, 114에 의해 검출되는 세기들간의 차이에 비례하는 출력을 생성한다. 라이트 빔 60, 62가 멀티 필터 광학 요소 106, 108의 필터 110_{20}, 110_{50}, 110_{80}의 중앙 열을 때릴때마다(예를 들면 적당한 수평 정렬이 얻어졌을 때) 이 차이는 영이다.

컴패레이터 136으로부터의 출력은 적당한 수평 정렬이 얻어졌을 때 영이며, 도 1에서 콘택트 장치 2가 오른쪽으로 멀어지면 음이며, 콘택트 장치 2가 왼쪽으로 멀어지면 양이다. 컴패레이터 130으로부터의 출력은 수평정렬 스위치 138에 적용된다. 수평 정렬 스위치 138은 컴패레이터 136으로부터의 출력이 영일 때만 AND 게이트(AND-gate) 134에 양 전압을 제공하기 위하여, 컴패레이터 136으로부터의 출력이 음일 때만 LED 104에 양 전압을 제공하기 위하여, 그리고 컴패레이터 136으로 부터의 출력이 양일 때만 LED 100에 양 전압을 제공하기 위하여 논리적으로 배치된다. LED 100, 104는 잘못된 수평 정렬이 있을 때만 조명되며, 각 조명은 명백하게 교정작업이 행해져야 함을 나타낸다.
도 6에 도시한 우선하는 회로장치에 따라 거리 측정 빔 검출기 86의 빔 세기 검출 센서 94는 검출된 빔 세기에 비례하는 전압출력을 생성하는 포토센서 140을 포함한다. 이 전압출력은 필터링 증폭기 142의 넌-인버팅 인풋 터미널에 적용된다. 필터링 증폭기 142의 넌-인버팅 인풋 터미널은 접지된다. 따라서, 필터링 증폭기 142는 포토센서 140로부터의 전압출력을 여과하고 증폭한다. 필터링 증폭기 142로부터의 출력은 거리 측정 컴패레이터 144의 넌-인버팅 인풋 터미널에 적용된다. 컴패레이터 144는 레퍼런스 전압 $Vref_2$ 에 연결된 인버팅 터미널을 가진다. 레퍼런스 전압 $Vref_2$ 는 적당한 축거리가 작동기구 6과 검출장치 8로부터 콘택트 장치 2를 분리할때만 필터링 증폭기 142의 출력을 균등화하기 위해 선택된다.
결과적으로, 컴패레이터 144로부터의 출력은 적당한 축거리가 얻어질 때마다 영이며, 두 번째 반사된 빔 84가 멀티 필터 광학 요소 90의 어두운 부분을 통해 통과할 때마다(예를 들면 축거리가 매우 클 때마다) 음이며, 그리고 두 번째 반사된 빔 84가 멀티 필터 광학 요소 90의 밝은 부분을 통해 통과할 때마다(예를 들면 축거리가 매우 짧을 때마다) 양이다.
컴패레이터 144로부터의 출력은 거리 측정 스위치 146에 적용된다. 거리 측정 스위치 146은 컴패레이터 144로부터의 출력이 영일 때마다 양 전압으로 LED 88c를 작동하며, 컴패레이터 144로부터의 출력이 양일 때만 LED 88b를 작동하며, 그리고 컴패레이터 144로부터의 출력이 음일 때만 LED 88a를 작동한다. LED 88a, 88b는 작동기구 6으로부터 콘택트 장치 2를 분리하는 축거리와 검출장치 8이 부적당할 때만 조명된다. 각 조명은 명백하게 교정작업이 행해져야 함을 나타낸다. 물론, LED 88c가 조명되면 교정작업은 필요하지 않다.
검출 장치 8에 대하여, 도 6에 도시된 우선하는 회로 장치는 두 개의 광센서 48, 50을 포함한다. 광센서 48, 50로부터의 출력은 애더(adder) 147에 적용되며 더해진다. 애더 147로부터의 출력은 필터링 증폭기 148의 넌-인버팅 인풋 터미널에 적용된다. 같은 증폭기 148의 인버팅 인풋 터미널은 접지된다. 결과로, 필터링 증폭기 148은 광센서 48, 50로부터의 출력전압의 합을 여과하며 증폭한다. 필터링 증폭기 148로부터의 출력은 편평화 컴패레이터(applanation comparator) 150의 넌-인버팅 인풋 터미널에 적용된다. 편평화 컴패레이터 150의 인버팅 인풋 터미널은 레퍼런스 전압 $Vref_3$ 에 연결된다. 레퍼런스 전압 $Vref_3$ 는 미리 정해진 편평화량이 얻어졌을 때만(예를 들면 반사된 빔 60, 62가 광센서 48, 50을 때릴 때) 필터링 증폭기 148의 출력을 균등화하기 위해 선택된다. 따라서 편평화 컴패레이터 150으로부터의 출력은 미리 정해진 편평화량이 얻어질때까지 음으로 남는다.
편평화 컴패레이터 150으로부터의 출력은 편평화 스위치 152에 연결된다. 편평화 스위치 152는 편평화 컴패레이터 150으로부터의 출력이 음이고 편평화 컴패레이터 150으로부터의 출력이 양이 될 때마다 그 양의 출력전압을 종결할 때 양의 출력전압을 제공한다.
편평화 스위치 152로부터의 출력은 미리 정해진 편평화량이 얻어졌을 때를 들을 수 있도록 나타내는 편평화 스피커(applanation speaker) 154에 연결된다. 특별히, 편평화 스위치 152로부터의 양의 출력전압이 처음으로 사라질때마다 스피커 154는 활성화된다.
도 6의 우선하는 회로에서 코일 30은 코일 30에서 점진적으로 증가하는 전류를 생성할 수 있는 신호 발생기(signal generator)를 포함하는 전류 생성 회로 32에 전기적으로 연결된다. 전류 생성 회로 32는 AND 게이트 158에 의해 선택적으로 활성화되고 비활성화되는 시작/정지 스위치(start/stop switch) 156에 의해 제어된다.
AND 게이트 158은 시작/정지 스위치 156과 전류 생성 회로 32를 활성화시키기 위해 양의 전압을 나타내야 하는 두 개의 인풋을 가진다. 두 개의 인풋중의 첫 번째 인풋 160은 편평화 스위치 152로부터의 출력이다. 편평화 스위치 152는 정상적으로 양의 출력전압을 가지므로 첫 번째 인풋 160은 양으로 남으며 AND 게이트는 적어도 첫 번째 인풋 160에 대해 기능할 수 있다. 그러나, 미리 정해진 편평화량이 얻어질 때마다(예를 들면 양의 출력 전압이 편평화 스위치 152로부터의 출력에서 더 이상 존재하지 않을 때마다) AND 게이트 158은 시작/정지 스위치 156에 대해 전류 생성 회로 32를 비활성화시킨다.
AND 게이트 158에 대한 두 번째 인풋은 다른 AND 게이트 162로부터의 출력이다. 다른 AND 게이트 162는 푸쉬 액션 스위치(push-action switch) 164가 눌려졌을 때만, 콘택트 장치 2가 작동기구 6과 검출장치 8로부터 적당한 축거리에 위치했을 때만, 그리고 콘택트 장치 2가 작동기구 6과 검출장치 8과 수직, 수평으로 적당하게 정렬되었을 때만 양의 출력전압을 제공한다. 따라서 전류 생성 회로 32는 적당한 정렬이나 적당한 축거리가 얻어지지 않으면 활성화될 수 없다. 그런 작동을 얻기 위하여 AND 게이트 134로부터의 출력은 AND 게이트 162의 첫 번째 인풋과 연결되며 푸쉬 액션 스위치 164는 AND 게이트 162의 두 번째 인풋과 연결된다.
지연 요소(delay element) 163은 AND 게이트 134와 AND 게이트 162 사이에 전기적으로 위치한다. 지연 요소 163은 양의 전압이 AND 게이트 134의 아웃풋 터미널에서 처음으로 나타난 후에 미리 정해진 시간을 위해 AND 게이트 162에 대한 첫 번째 인풋 터미널에서 양의 전압을 유지한다. 지연 요소 163의 주요한 목적은 편평화 초기 단계동안 반사된 빔 60, 62의 진행방향 변화에 감응하여 발생할 전류 생 성 회로 32의 비활성화를 방지하는 것이다. 미리 정해진 시간은 미리 정해진 편평화량을 얻기 위해 걸리는 시간의 최대량에 준하여 선택된다.
도6에 도시한 우선하는 회로에 따르면, 장치 2가 작동기구 6과 검출장치 8로부터 잘못 정렬되고 부적당하게 축분리됨은 스피커 166에 의해 들을 수 있도록 알려지며 디스플레이 167의 비활성화를 일으킨다. 디스플레이 167과 스피커 166은 AND 게이트 168에 연결되어 감응한다. AND 게이트 168은 푸쉬 액션 스위치 164에 연결된 인버팅 인풋과

쓰리 인풋 OR 게이트(three-input OR-gate) 170에 연결된 다른 인풋을 가진다.
따라서 푸쉬 액션 스위치 164가 활성화되면 AND 게이트 168의 인버팅 인풋 터미널은 AND 게이트 168로부터의 출력에서 양의 전압이 나타나는 것을 방지한다. 스피커 166의 활성화는 방해된다. 그러나, 푸쉬 액션 스위치가 활성화되지 않으면 OR 게이트 170의 세 개의 인풋에서의 어떠한 양의 전압은 스피커 166을 활성화시킬 것이다. OR 게이트 170의 세 개의 인풋은 각각 다른 세 개의 OR 게이트 172, 174, 176의 출력에 연결된다. 차례로 OR 게이트 172, 174, 176은 LED 100, 104, LED 98, 102, 그리고 LED 88a, 88b에 연결된 인풋을 갖는다. 따라서 LED 88a, 88b, 98, 100, 102, 104의 어느 하나라도 활성화될 때마다 OR 게이트 170은 양의 출력 전압을 생성한다. 결과로써 스피커 166은 LED 88a, 88b, 98, 100, 102, 104의 어느 하나라도 활성화될 때마다 활성화되는 반면 푸쉬 액션 스위치 164는 비활성화 된 채로 남을 것이다.
전류 생성 회로 32에서, 전류 생성 회로 32로부터의 출력은 코일 30에 연결된다. 또한 코일 30은 전류-전압 변환기(current-to-voltage transducer) 178에 연결된다. 전류-전압 변환기 178로부터의 출력전압은 코일 30을 통한 전류 흐름에 비례한하며 계산단위 10에 적용된다.
계산단위 10은 변환기 178로부터의 출력전압을 받으며, 전류를 나타내는 이 출력전압을 눈 내부의 압력을 나타내는 출력전압으로 전환한다. 처음으로, 작동기구 6과 검출 장치 8로부터 콘택트 장치 2의 분리된 축거리를 나타내는 필터링 증폭기 142로부터의 출력전압은 멀티플라이어(multiplier) 180을 이용하여 레퍼런스 전압 $Vref_4$와 곱해진다. 레퍼런스 전압 $Vref_4$는 거리 보정 상수를 나타낸다. 멀티플라이어 180으로부터의 출력은 제곱된 거리를 나타내는 출력전압을 만들기 위해 멀티플라이어 182를 이용하여 제곱된다.
멀티플라이어 182로부터의 출력은 디바이더(divider) 184의 인풋 터미날에 공급된다. 디바이더 184의 다른 인풋 터미날은 전류-전압 변환기 178로부터 전류를 나타내는 출력전압을 받는다. 디바이더 184는 코일 30에서 제곱된 거리로 나누어진 전류(I/d^2)를 나타내는 출력전압을 생성한다.
디바이더 184로부터의 출력전압은 멀티플라이어 186에 적용된다. 멀티플라이어 186은 디바이더 184로부터의 출력전압을 레퍼런스 전압 $Vref_5$와 곱한다. 레퍼런스 전압 $Vref_5$는 (I/d^2)값을 각막 4에 대해 움직일 수 있는 중심부분 16에 의해 적용되는 힘을 뉴턴(Newton)으로 나타내는 값으로 전환하기 위한 전환요소에 대응한다. 따라서 멀티플라이어 186으로부터의 출력전압은 각막에 대해 움직일 수 있는 중심부분 16에 의해 적용되는 힘을 뉴턴으로 나타낸다.
다음으로, 멀티플라이어 186으로부터의 출력전압은 디바이더 188의 인풋 터미널에 적용된다. 디바이더 188의 다른 인풋 터미널은 레퍼런스 전압 $Vref_6$을 받는다. 레퍼런스 전압 $Vref_6$은 힘(뉴턴)을 움직일 수 있는 중심부분의 실체적으로 편평한 내면 24의 표면적에 의존하는 압력(파스칼)으로 전환하기 위한 전환요소에 대응한다. 따라서 디바이더 188로부터의 출력전압은 움직일 수 있는 중심 단편 16의 치환에 감응하여 움직일 수 있는 중심 단편 16의 내면에 대해 각막 4에 의해 쓰여진 압력(파스칼)을 나타낸다.
각막 4에 의해 쓰여진 압력은 실체적으로 편평한 내면 24의 표면적에 의존하므로, 디바이더 188로부터의 출력전압은 각막 4가 내면 24의 전체 표면적에 의해 편 평화되었을 때만 눈 내부의 압력을 나타낸다. 차례로, 이것은 미리 정해진 편평화량에 대응한다.
눈 내부의 압력을 나타내는 출력전압은 멀티플라이어 190의 인풋 터미널에 적용된다. 멀티플라이어 190은 레퍼런스 전압 $Vref_7$에 연결된 다른 인풋 터미널을 가진다. 레퍼런스 전압 $Vref_7$은 파스칼 압력을 수은의 밀리미터(mmHg) 압력으로 전환하기 위한 전환요소에 대응한다. 따라서 멀티플라이어 190으로부터의 출력전압은 미리 정해진 편평화량이 얻어질 때마다 눈 내부의 압력을 mmHg로 나타낸다.
멀티플라이어 190으로부터의 출력전압은 이 출력전압에 기초하여 눈 내부의 압력을 시각적으로 디스플레이하는 디스플레이 167에 적용된다. 디스플레이 167 또는 계산단위 10은 미리 정해진 편평화량이 얻어질 때마다 멀티플라이어 190으로부터의 출력전압과 관련된 압력값을 저장하는 메모리 장치 33을 포함한다. 전류 생성 회로 32는 미리 정해진 편평화량이 얻어지면 자동적으로 즉시 비활성화되므로 눈 내부의 압력은 멀티플라이어 190으로부터의 피크 출력전압과 관련한 압력값에 대응한다. 따라서 메모리는 멀티플라이어 190으로부터의 출력전압에서 감소를 검출하여 가장 높은 압력값을 저장하기 위해 트리거(trigger)될 수 있다. 메모리는 그 뒤의 눈 내부 압력 측정에 앞서 자동적으로 리셋(reset)된다.
도 6은 디스플레이 167을 디지털(digital) 형식으로 보여주지만, 디스플레이 167은 어떤 알려진 형식이 없다고 알려져 있다. 디스플레이 167은 각 환자에 대해 보정된 압력의 범위를 시각적으로 나타내는 도 1에서 도시한 세 개의 LED 40A, 40B, 40C를 포함한다.
위에서 나타낸 대로, 도시한 계산단위 10은 전류를 나타내는 출력전압을 눈 내부의 압력(mmHg)을 나타내는 출력전압으로 전환하기 위한 분리된 다른 멀티플라이어 180, 182, 186, 190과 디바이더 184, 188을 포함한다. 분리된 다른 멀티플라이어와 디바이더는 시스템 특성의 변화가 레퍼런스 전압 $Vref_4$, $Vref_5$, $Vref_6$ 및 $Vref_7$을 적당하게 변화시킴으로써 보충되도록 제공된다. 그러나, 모든 시스템 특성이 같고(예를 들면 내면 24의 표면적과 작동기구 6과 검출장치 8로부터 콘택트 장치 2를 분리하는 적당한 거리) 전환요소가 변하지 않을 때 다른 전환요소 각각의 콤비네이션으로부터 얻어진 하나의 전환요소는 도 6에서 보여진 다양한 멀티플라이어와 디바이더에 의해 제공되는 결과를 얻기 위해 하나의 멀티플라이어 또는 디바이더와 함께 사용될 수 있다.
위의 요소들의 콤비네이션은 일반적으로 실질적인 대다수의 환자에게 눈 내부의 압력을 정확하게 측정하는 데 효과적이지만, 어떤 환자들은 보통과는 다르게 얇거나 두꺼운 각막을 지닌다. 이것은 측정된 눈 내부 압력에서 적은 편차를 일으킨다. 그런 편차를 보충하기 위해 도 6의 회로는 멀티플라이어 190의 출력에 다양한 눈금 증폭기(gain amplifier) 191(도 7A에 도시한)을 포함할 수도 있다. 환자 대다수에 있어, 다양한 눈금 증폭기 191은 1의 눈금(g)을 제공하기 위해 조정된다. 따라서 다양한 눈금 증폭기 191은 멀티플라이어 190의 출력에 영향을 미치지 않을 것이다.

그러나 특별히 두꺼운 각막을 지닌 환자에게 있어, 눈금(g)은 1 이하의 양으로 조정된다. 특별히 두꺼운 각막은 편평화에 더욱 저항적이며 작은 양이기는 하나 실제 눈 내부 압력을 초과하는 압력을 나타내므로, 1 이하의 눈금(g)이 이용된다. 따라서, 조정가능한 눈금 증폭기 191은 정상 각막 두께와의 각막 편차에 비례하는 선택된 퍼센트에 의해 멀티플라이어 190으로부터의 출력을 감소시킨다.

특별히 얇은 각막을 지닌 환자에게 있어, 반대의 효과가 관찰될 것이다. 따라서, 그런 환자들에게 눈금(g)은 조정가능한 눈금 증폭기 191가 정상 각막 두께와의 각막 편차에 비례하는 선택된 퍼센트에 의해 멀티플라이어 190으로부터의 출력을 증가시키도록 1 이상의 양으로 조정된다.

눈금(g)은 다양한 눈금 증폭기의 눈금을 조절하기 위해 각 환자들에게 알려진 수단, 예를 들면 전압원에 연결된 전위차계(potentiometer)를 이용하여 수동적으 로 선택된다. 위에 나타낸 대로, 사용된 특별한 눈금(g)은 알려진 각막 패치메트리(pachymetry) 기술을 이용하여 결정될 수 있는 각 환자의 각막 두께에 의존한다. 각막 두께가 결정되면 정상 두께와의 편차는 계산되고 따라서 눈금(g)은 바로 놓일 것이다.

도 7에 도시한대로, 눈금(g)은 출력(각막의 두께를 나타내는)을 알려진 패치메트리 기구 193으로부터 완충회로(buffer circuit) 195로 연결함으로써 자동적으로 선택될 수 있다. 완충회로 195는 검출된 각막 두께를 정상 각막 두께와의 검출된 두께 편차와 관련된 눈금 신호로 전환한다. 특별히, 눈금 신호는 편차가 0일 때 1의 눈금(g)을 생성하고, 검출된 각막 두께가 정상 두께보다 작을 때 1보다 큰 눈금(g)을 생성하며, 검출된 각막 두께가 정상 두께보다 클 때 1보다 작은 눈금(g)을 생성한다.

도 7A와 7B는 각막 두께만을 보충하는 구성(configuration)을 도시한 것이지만, 동일한 구성은 각막의 곡률, 눈의 크기, 눈의 견고성과 같은 것을 보충하는 데 이용될 수 있다. 정상보다 높은 각막 곡률의 레벨에서는 눈금이 1보다 작을 것이다. 정상보다 편평한 각막 곡률의 레벨에서는 눈금이 1보다 클 것이다. 전형적으로 각막 곡률의 1 디옵터(diopter) 증가는 압력 0.34 mmHg 증가와 연관한다. 눈 내부 압력은 3 디옵터에 대해 1 mmHg 증가한다. 따라서 눈금은 이 일반적인 관계에 따라 적용될 수 있다.

눈 크기 보충의 경우, 정상보다 큰 눈은 1보다 작은 눈금을 필요로 하는 반면 정상보다 작은 눈은 1보다 큰 눈금을 필요로 할 것이다.

정상보다 뻣뻣한(stiffer) 눈의 견고성을 지닌 환자에게 눈금은 1보다 작지만 부드러운 견고성을 지닌 환자는 눈금이 1보다 크다.

각막 두께를 보충할 때 눈금은 각 환자에 대해 수동적으로 선택되거나, 본 발명의 기구를 각막 곡률을 보충할 때 알려진 케라토미터(keratometer)에 연결하거나 눈 크기를 보충할 때 알려진 바이오미터(biometer)에 연결함으로써 자동적으로 선택될 것이다.

도시하지 않았지만, 시스템은 배터리(battery)나 가정용 AC 전류를 이용하여 시스템을 선택적으로 움직이기 위한 전원 공급 메카니즘(power supply mechanism)을 포함한다.

우선하는 회로의 작동이 이제 기술될 것이다. 처음으로, 콘택트 장치 2는 환자의 각막 표면에 설치되며 종래의 콘택트 렌즈와 같은 방식으로 각막 4 앞에서 중앙에 위치한다. 관 하우징 64내에 제공된 빛 75가 십자선과 반사된 상 74의 시각화를 용이하게 하기 위해 조명되는 동안 환자는 중심 시각 홀 38을 통해 마크 70 을 규정하는 십자선의 교차점을 보게된다. 이렇게 해서 대략적인 정렬이 이루어진다.

다음으로, 우선하는 회로는 잘못된 정렬이나 부적당한 축거리가 존재하는지의 표시를 제공한다. 환자는 표시된 교정 작업을 행함으로 그러한 표시에 감응한다.

적당한 정렬이 이루어지고 작동기구 6과 콘택트 장치 2간에 적당한 축거리가 존재하면, 푸쉬 액션 스위치 164는 활성화되며 AND 게이트 158과 시작/정지 스위치 156은 전류 생성 회로 32를 활성화시킨다. 활성화에 감응하여 전류 생성 회로 32는 코일 30에서 점진적으로 증가하는 전류를 발생한다. 점진적으로 증가하는 전류는 코일 30에서 점진적으로 증가하는 자기장을 만들어낸다. 점진적으로 증가하는 자기장은 자기적으로 감응하는 요소 26에서 자기장의 반발 효과에 의해 각막 4를 향해 움직일 수 있는 중심 단편 16의 축치환을 일으킨다. 움직일 수 있는 중심 단편 16의 축치환은 각막 4의 점진적으로 증가하는 편평화를 생성하며 반사된 빔 60, 62는 광 센서 48, 50을 향해 어색하게 흔들리기 시작한다. 그런 축치환과 편평화 증가는 반사된 빔 60, 62가 광 센서 48, 50에 도달하고 미리 정해진 편평화량이 있는 것으로 여겨질 때까지 계속된다. 그 순간에 전류 생성 회로 32는 AND 게이트 158로의 인풋 160에 의해 비활성화되며, 스피커 154는 편평화가 이루어졌음을 들을 수 있도록 나타내기 위해 순간적으로 활성화되며, 눈 내부의 압력은 메모리 장 치 33에 저장되며 디스플레이 167에 디스플레이된다.

위에서 기술하고 도시한 실시태양은 다양한 우선하는 요소들을 포함하지만 본 발명은 다양한 다른 개개의 요소들을 이용하여 실행될 것이다. 예를 들면 검출 장치 8은 전형적으로 바코드 해석에 이용되는 요소를 포함하는 다양한 다른 요소들을 이용한다.

도 8A와 8B에 대하여 콘택트 장치 2는 움직일 수 있는 중심 단편 16'의 치환에 감응하여 변하는 바코드같은 패턴(barcode-like pattern) 300과 함께 제공될 수 있다. 도 8A는 움직일 수 있는 중심 단편 16'의 치환에 앞서 우선하는 패턴 300을 도시하였으며, 도 8B는 미리 정해진 편평화량이 얻어졌을 때 우선하는 패턴 300을 나타낸다. 따라서 검출 장치는 일반적으로 콘택트 장치 2'를 향하며 바코드 패턴 300에서 차이를 검출할 수 있는 바코드 리더를 포함할 것이다.

도 9A와 9B에 도시한대로, 콘택트 장치 2'는 움직일 수 있는 중심 단편 16'의 치환에 감응하여 변하는 멀티 컬러 패턴(multi-color pattern) 310과 함께 제공될 수 있다. 도 9A는 움직일 수 있는 중심 단편 16'의 치환에 앞서 우선하는 컬러 패턴 310을 도시하였으며, 도 9B는 미리 정해진 편평화량이 얻어졌을 때 우선하는 패턴 310을 나타낸다. 따라서 검출장치는 패턴 310을 향해 빛의 빔을 발산하기 위한 빔 에미터(beam emitter)와 패턴 310으로부터 반사된 빔을 받아 편평화가 이루어졌는지 결정하기 위해 반사된 컬러를 검출하는 검출기를 포함할 것이다.

움직일 수 있는 중심 단편 16의 치환을 검출하는 또다른 방법은 빛의 반사된 빔의 위치를 감지하는 이차원 배열 포토센서(two dimensional array photosensor)를 이용하는 것이다. 자기장에서도 변화하는 커패시티브(capacitive) 일렉트로스태틱(electrostatic) 센서는 반사된 빔의 위치를 암호화하고 움직일 수 있는 중심 단편 16의 치환을 암호화하는데 이용될 수 있다.

도 10에 도시한 또다른 실시태양에 따르면, 미니어쳐 LED 320은 콘택트 장치 2'에 삽입된다. 압전 세라믹(piezoelectric ceramic)은 초음파에 의해 운전되거나 전자기파에 의해 구동된다. 미니어쳐 LED 320의 밝기는 변하기 쉬운 저항 330에 의해 조절될 수 있는 미니어쳐 LED 320을 통한 전류흐름에 의해 결정된다. 움직일 수 있는 중심 단편 16'의 모션은 변하기 쉬운 저항 330을 변화시킨다. 따라서, 미니어쳐 LED 320으로부터의 빛의 세기는 움직일 수 있는 중심 부분의 치환의 크기를 나타낸다. 미니어쳐인 저전압 주요 배터리(low-voltage primary battery) 340은 미니어쳐 LED 320을 구동하기 위해 콘택트 장치 2'에 삽입될 수 있다.

본 발명의 또다른 우선하는 실시태양에 대해, 눈물 막은 전형적으로 눈을 덮으며 그로부터의 표면장력은 눈 내부 압력의 과소평가를 일으킬 것이다. 따라서, 본 발명의 콘택트 장치는 잠재적인 오류원을 감소시키거나 제거하기 위해 소수성(hydrophobic)의 유연한 물질의 내부 표면을 지닌다.

도면은 단지 우선하는 실시태양의 도식적인 표시임을 주지해야 한다. 따라서, 우선하는 실시태양의 실제 용적과 다양한 요소들의 물리적 배열은 도식화된 것에 제한되지 않는다. 다양한 배열과 용적은 보통 기술의 그것에 명백해 질 것이다. 예를 들면 움직일 수 있는 중심 단편의 크기는 동물이나 실험기술을 위해 변경될 수 있다. 이와 같이 콘택트 장치는 눈꺼풀이 비정상인 유아와 환자의 사용을 위해 더 작은 용적으로 만들어질 수 있다.

본 발명의 우선하는 하나의 배열은 하우징 64 아래로 확장하여 플랫폼(platform)에 멀리 연결된 핸들 부분(handle portion)을 포함한다. 플랫폼은 편평한 표면위의 작동기구 6을 지지하기 위해 그로부터 튀어나온 핸들과 함께 편평한 표면(예를 들면 테이블)에서 배치를 위한 기초로 작용한다.

(인덴테이션)

도 1-5에 도시한 콘택트 장치 2와 관련된 시스템은 인덴테이션에 의해 눈 내부의 압력을 검출하기 위해 사용될 수도 있다. 인덴테이션 기술이 눈 내부의 압력을 측정하는데 이용될 때 미리 정해진 힘은 인덴테이션 장치를 이용하여 각막에 대해 적용된다. 힘 때문에 인덴테이션 장치는 각막을 향해 움직이고, 움직임에 따라 각막을 인덴팅한다. 미리 정해진 힘에 감응하여 인덴테이션 장치가 각막쪽 으로 움직인 거리는 눈 내부의 압력에 반비례하는 것으로 알려졌다. 따라서, 인덴테이션 장치의 표준 크기와 표준 힘에 대해 움직인 거리와 눈 내부의 압력을 상관하는 알려진 다양한 테이블이 있다.

인덴테이션에 대해 도시된 배열을 이용함에 있어, 콘택트 장치 2의 움직일 수 있는 중심부분 16은 인덴테이션 장치로 작용한다. 게다가, 전류 생성 회로 32는 인덴테이션 모드에서 작용하기 위해 바뀐다. 인덴테이션 모드로 바뀔 때 전류 생성 회로 32는 코일 30을 통해 미리 정해진 전류의 양을 공급한다. 미리 정해진 전류의 양은 앞에서 말한 표준 힘 1을 생성하기 위해 필요한 전류의 양에 대응한다.

미리 정해진 전류의 양은 작동기구 6에서 자기장을 만들어낸다. 자기장은 유연한 멤브레인 14를 통해 각막에 대해 움직일 수 있는 중심부분을 안으로 밀게한다. 미리 정해진 전류의 양이 적용되고 표준 힘이 각막을 누르면 움직일 수 있는 중심부분 16이 각막 4로 얼마나 멀리 움직였는가를 결정하는 것이 필요하다.

따라서, 인덴테이션에 의한 눈 내부 압력의 측정이 원해질 때, 도 1에 나타난 시스템은 움직일 수 있는 중심부분 16이 움직인 거리를 검출하기 위한 거리 검출 장치와 미리 정해진 힘의 양을 적용할 때 움직일 수 있는 중심부분 16이 움직인 거리에 기초하여 눈 내부 압력을 결정하기 위한 계산 단위 10의 컴퓨테이션 부분을 포함한다.

우선하는 인덴테이션 거리 검출 장치 200은 도 11A와 11B에 도시되었으며, 빔 에미터 202와 빔 센서 204를 포함한다. 렌즈 205는 빔 에미터 202와 빔 센서 204간의 광학 통로에 배치된다. 빔 에미터 202는 빛의 빔 206을 움직일 수 있는 중심부분 16을 향해 발산하도록 배치된다. 빛의 빔 206은 반사된 빔 208을 만들어 내기 위해 움직일 수 있는 중심부분 16으로부터 반사된다. 빔 센서 204는 장치 2가 작동기구 6과 적당한 축거리와 적당한 정렬에 있을때마다 반사된 빔 208을 받도록 위치한다. 적당한 거리와 정렬은 앞서 말한 시각 메카니즘, 광학 정렬 메카니즘과 광학 거리 측정 메카니즘의 모든 또는 어떤 콤비네이션을 이용하여 얻어진다.

적당한 축거리와 적당한 정렬이 얻어지면 도 11A에 도시한대로 빔 206은 움직일 수 있는 중심부분 16의 첫 번째 부분을 때린다. 빔 206이 반사되면 반사된 빔 208은 빔 센서 204의 첫 번째 부분을 때린다. 도 11A에서 첫 번째 부분은 도면의 오른쪽면을 향해 빔 센서 204에 위치한다.

그러나, 인덴테이션이 진행되면 움직일 수 있는 중심부분 16은 빔 에미터 202로부터 더욱 멀어진다. 이러한 거리 증가는 도 11A에 도시되었다. 움직일 수 있는 중심부분 16이 선형으로 멀리 움직이므로 빔 206은 움직일 수 있는 중심부분 16의 더욱 왼쪽으로 점진적으로 때린다. 따라서 반사된 빔 206은 왼쪽으로 옮 겨져 첫 번째 부분의 왼쪽으로 두 번째 부분에서 204를 때린다.

빔 센서 204는 반사된 빔 206의 이동을 검출하도록 배치되는데, 이동은 움직일 수 있는 중심부분 16의 치환에 비례한다. 빔 센서 204는 반사된 빔 208의 검출된 세기에 비례하는 출력전압을 생성하는 세기 감응 빔 검출기(intensity responsive beam detector) 212와 빛의 입사점(point of incidence)이 필터의 한 부분으로부터 반대부분으로 이동함에 따라 점진적으로 빛을 여과하는 광학 필터 요소 210을 포함한다.

11A와 11B에서, 광학 필터 요소 210은 두꺼운 부분을 통과한 빛이 필터의 얇은 부분을 통과한 빛보다 감소된 세기를 갖도록 점진적으로 증가하는 두께를 지닌 필터를 포함한다. 대신으로, 필터는 입사점이 필터의 세로 길이를 가로질러 움직일 때 점진적으로 증가하는 필터링 효과가 얻어지도록 일정한 두께와 점진적으로 증가하는 필터링 덴시티(filtering density)를 가질 수 있다.

도 11A에 도시한 대로 반사된 빔 208이 광학 필터 요소 210(예를 들면 인덴테이션에 앞서)의 가장 얇은 부분을 통해 통과할 때, 반사된 빔의 세기는 소량만 감소한다. 따라서, 세기 감응 빔 검출기 212는 움직일 수 있는 중심부분 16의 각막 4를 향한 움직임이 없음을 나타내는 비교적 높은 출력전압을 제공한다.
그러나, 인덴테이션이 진행되면 반사된 빔 208은 빛을 여과하는 광학 필터 요소 210의 두꺼운 부분으로 점진적으로 이동한다. 따라서, 반사된 빔 208의 세기는 각막 4에 대한 움직일 수 있는 중심부분 16의 치환에 비례하여 감소한다. 세기 감응 빔 검출기 212는 반사된 빔의 세기에 비례하는 출력전압을 생성하므로, 이 출력전압은 움직일 수 있는 중심부분 16의 치환이 증가할수록 점진적으로 감소한다. 따라서 세기 감응 빔 검출기 212로부터의 출력전압은 움직일 수 있는 중심부분 16의 치환을 나타낸다.
컴퓨테이션 부분 199는 미리 정해진 힘의 양이 적용되면 빔 검출기 212로부터의 출력전압이 컴퓨테이션 부분 199에 의해 받아지도록 전류 생성 회로 32에 감응한다. 특별한 출력전압과 관련한 치환에 기초한 컴퓨테이션 부분은 눈 내부의 압력을 결정한다. 메모리 33은 눈 내부의 압력을 나타내는 값을 저장하기 위한 메모리 로케이션을 포함한다.
또한, 컴퓨테이션 부분 199는 앞서 말한 알려진 테이블의 저장된 1에 전기적으로 또는 자기적으로 접근한다. 테이블은 눈 내부의 압력이 움직일 수 있는 중심부분 16에 의해 움직인 어떤 거리에 대응하는지 나타내므로, 컴퓨테이션 부분 199는 압력이 움직일 수 있는 중심부분 16에 의해 움직인 어떤 거리에 대응하는지 결정함으로써 눈 내부의 압력을 결정할 수 있다.
본 발명의 시스템은 공막의 견고성을 계산하는데 이용될 수도 있다. 특별히, 시스템은 편평화에 의한 눈 내부의 압력을 결정하는데 처음으로 이용되며, 그 다음에 인덴테이션에 의한 눈 내부의 압력을 결정하는데 이용된다. 두 방법에 의해 검출된 눈 내부의 압력간의 차이는 공막의 견고성을 나타낸다.
우선하는 시스템의 앞의 기술이 일반적으로 편평화와 인덴테이션에 의해 눈 내부 압력을 검출할 수 있는 조합된 시스템을 말하지만, 조합된 시스템은 만들어 질 필요가 없다. 편평화에 의해 눈 내부의 압력을 결정할 수 있는 시스템은 인덴테이션에 의해 눈 내부의 압력을 결정하기 위한 분리된 시스템으로부터 독립적으로 구축될 수 있으며, 반대도 또한 마찬가지이다.
(눈의 유체역학 측정)
본 발명의 인덴테이션 장치는 전도능력을 포함하는 눈의 유체역학을 비침략적으로 측정하기 위해 이용될 수 있다. 본 발명의 방법은 다음의 몇 단계를 포함한다.
첫 단계에 따르면, 인덴테이션 장치는 각막과 접해 위치한다. 인덴테이션 장치는 도 1과 2A-2D에 도시한 콘택트 장치 2를 포함한다.
다음으로, 인덴테이션 장치의 적어도 하나의 움직일 수 있는 부분은 각막의 인덴테이션을 얻기 위한 미리 정해진 처음 힘의 양을 이용하여 각막을 향해 이동한다. 인덴테이션 장치가 콘택트 장치 2일 때 움직일 수 있는 부분은 움직일 수 있는 중심 부분 16으로 구성된다.
눈 내부의 압력은 미리 정해진 처음 힘의 양을 적용할 동안 인덴테이션 장치의 움직일 수 있는 부분에 의해 각막으로 이동하는 처음 거리에 기초하여 결정된다. 눈 내부의 압력은 인덴테이션에 의한 눈 내부 압력의 결정을 위한 앞서 말한 시스템을 이용하여 결정된다.
다음으로, 인덴테이션 장치의 움직일 수 있는 부분은 각막쪽으로 움직여 눈으로부터 안액을 빼는 동안 미리 정해진 처음의 진동수에서 미리 정해진 두 번째의 힘의 양을 이용하여 각막을 향해 빠르게 왕복운동을 한다. 미리 정해진 두 번째의 힘의 양은 미리 정해진 처음의 힘의 양과 같거나 그보다 크다. 그러나, 미리 정해진 두 번째의 힘의 양은 미리 정해진 처음의 힘의 양보다 작을 수 있다. 5초동안 계속되는 왕복운동은 일반적으로 10초 경화를 넘지 못한다.
움직일 수 있는 부분은 각막의 인덴테이션을 다시 얻기 위해 미리 정해진 세 번째의 힘의 양을 이용하여 각막쪽으로 이동한다.
두 번째의 눈 내부의 압력은 미리 정해진 세 번째의 힘의 양을 적용할 동안 인덴테이션 장치의 움직일 수 있는 부분에 의해 각막으로 이동하는 두 번째 거리에 기초하여 결정된다. 이 두 번째의 눈 내부의 압력은 인덴테이션에 의한 눈 내부 압력의 결정을 위한 앞서 말한 시스템을 이용하여 결정된다. 눈 내부의 압력은 움직일 수 있는 부분의 빠른 왕복운동 동안 눈으로부터 안액을 빼내는 결과로서 감소하므로, 눈이 결점이 있어 유체가 흘러나오지 않는 것이 아니라면, 두 번째의 눈 내부의 압력은 처음의 눈 내부의 압력보다 작을 것이다. 눈 내부 압력의 이런 감소는 전도 능력을 나타내는 것이다.
다음으로, 인덴테이션 장치의 움직일 수 있는 부분은 각막쪽으로 움직이는 동안 미리 정해진 두번째의 진동수에서 미리 정해진 네 번째의 힘의 양을 이용하여 각막을 향해 다시 빠르게 왕복운동을 한다. 미리 정해진 네 번째의 힘의 양은 미리 정해진 두번째의 힘의 양과 같거나 그보다 크다. 그러나, 미리 정해진 네 번째의 힘의 양은 미리 정해진 두번째의 힘의 양보다 작을 수 있다. 부가적인 눈 내부의 유체는 눈으로부터 빼내어진다. 5초동안 계속되는 왕복운동은 일반적으로 10초 경화를 넘지 못한다.
움직일 수 있는 중심부분은 각막의 인덴테이션을 다시 얻기 위해 미리 정해진 다섯 번째의 힘의 양을 이용하여 결과적으로 각막쪽으로 이동한다.
그후에, 세 번째의 눈 내부의 압력은 미리 정해진 다섯 번째의 힘의 양을 적 용할 동안 인덴테이션 장치의 움직일 수 있는 부분에 의해 각막으로 이동하는 세 번째 거리에 기초하여 결정된다.
차이는 첫 번째, 두 번째, 그리고 세 번째 거리들간에 계산되어지며, 그 차이는 눈을 떠나는 안액의 부피를 나타내므로 또한 전도능력을 나타낸다. 첫 번째와 마지막 거리간의 차이는 이용될 수 있으며, 이점에서 모든 세 거리들간의 차이를 이용하는 것은 불필요하다. 사실, 어느 두 거리간의 차이면 충분하다.
방법의 다양한 변수와 인덴테이션 장치의 용적이 변할 때 전도능력과 검출된 차이간의 관계는 변하지만, 주어진 변수와 용적에 대한 관계는 알려진 실험 기술 또는 알려진 프리덴왈드 테이블을 이용하여 쉽게 결정될 수 있다.

본 발명의 방법은 직경이 3mm 인 인덴팅 표면과 데이터 입수 판을 갖춘 컴퓨터를 이용하여 실행된다. 특별히, 컴퓨터는 전류 생성 회로 32에 연결된 디지털 투 아날로그 전환기(digital-to-analog(D/A) converter)를 통하여 미리 정해진 힘을 발생시킨다. 컴퓨터는 아날로그 투 디지털 변환기(analog-to-digital(A/D) converter)를 통하여 첫 번째, 두 번째, 그리고 세 번째의 미리 정해진 거리를 나타내는 신호를 받는다. 이러한 신호는 거리차이와 전도능력간의 앞서 말한 관계를 이용한 컴퓨터에 의해 분석된다. 이 분석에 기초하여, 컴퓨터는 전도능력을 나타내는 출력신호를 만들어낸다. 출력신호는 디스플레이 스크린에 적용되어 전도능 력을 시각적으로 나타내준다.

방법은 차이 그래프를 만들기 위해 첫 번째, 두 번째, 그리고 세 번째 거리간의 차이를 그리는 단계와 전도 능력에서 어떤 비정상적인 면이 있는지 결정하기 위해 차이 그래프의 결과를 정상 눈의 그것과 비교하는 딘계를 포함한다. 그러나, 위에서 나타낸 대로, 첫 번째와 마지막 거리간의 차이는 이용될 수 있으며, 이점에서 모든 세 거리들간의 차이를 이용하는 것은 불필요하다. 사실, 어느 두 거리간의 차이면 충분하다.

미리 정해진 첫 번째의 진동수와 미리 정해진 두 번째의 진동수는 실체적으로 같으며 대략 20 헤르쯔이다. 일반적으로, 눈의 외부 표피의 스트레스 이완이 압력과 부피의 변화에 기여하기 때문에 1 헤르쯔 이하의 진동수는 부적당하지만, 35 헤르쯔로의 진동수 증가는 사용될 수 있다.

미리 정해진 네 번째의 힘의 양은 적어도 미리 정해진 두 번째의 힘의 양의 2배이며, 미리 정해진 세 번째의 힘의 양은 대략 미리 정해진 첫 번째의 힘의 양의 절반이다. 그러나, 다른 관계는 충분할 것이며, 본 방법은 앞의 우선하는 관계에 제한되지 않는다.

방법의 우선하는 사용에 따르면, 첫 번째 미리 정해진 힘의 양은 0.01 0.015 뉴턴, 두 번째 미리 정해진 힘의 양은 0.005 0.0075 뉴턴, 세 번째 미리 정해진 힘의 양은 0.005 0.0075 뉴턴, 네 번째 미리 정해진 힘의 양은 0.0075 0.0125 뉴턴, 다섯 번째 미리 정해진 힘의 양은 0.0125 0.025 뉴턴, 첫 번째 미리 정해진 진동수는 1 35 헤르쯔, 그리고 두 번째 미리 정해진 진동수 또한 1 35 헤르쯔이다. 그러나 본 발명은 앞서의 우선하는 범위에 한정되지 않는다.

본 발명의 방법은 앞서 말한 장치를 이용하여 실행되지만, 다양한 다른 안압계들이 사용될 수 있다. 따라서, 본 발명의 방법은 청구한 시스템과 도시한 콘택트 장치와 함께 사용됨에 제한되지 않는다.

(콘택트 장치의 다른 실시태양)

앞의 기술은 콘택트 장치 2의 내면 표면에 유연한 멤브레인 14를 포함하는 콘택트 장치 2의 실시태양을 이용하지만, 본 발명은 그런 장치에 제한되지 않는다. 게다가, 본 발명의 영역에 잘 맞는 콘택트 장치의 많은 변화가 있다.

예를 들면, 콘택트 장치 2는 유연한 멤브레인 없이, 콘택트 장치 2의 외부 표면에 유연한 멤브레인을 가지고(예를 들면 각막으로부터 바깥쪽), 콘택트 장치 2의 내부 표면에 유연한 멤브레인을 가지고, 또는 콘택트 장치 2의 양쪽 표면에 유연한 멤브레인을 가지고 제조될 수 있다.

또한 유연한 멤브레인 14는 환상형으로 만들어져 반사를 위해 빛을 움직일 수 있는 중심부분 16과 각막으로 직접 변형되지 않게 통과시킬 수 있다.

게다가, 도 12에 나타낸 것처럼, 움직일 수 있는 중심부분 16은 그것의 투명한 중심부분이 공기만을 포함하도록 동일한 환상형으로 형성될 수 있다. 전체 콘택트 장치 2를 통해 통과하는 빛은 콘택트 장치 2에 기인하는 어떤 변형을 거치지 않고 각막을 직접적으로 친다.

대신으로, 투명한 중심부분은 투명한 고체 물질로 채워질 수 있다. 그런 투명한 고체 물질의 예는 폴리메틸 메타크릴레이트, 글래스, 하드 아크릴릭, 플라스틱 폴리머와 같은 것이다. 우선하는 장치에 따르면, 실체적으로 각막보다 큰 굴절율(index of refraction)을 지닌 글래스는 빛이 콘택트 장치 2를 통해 통과할 때 각막에 의한 빛의 반사를 증가시키기 위해 이용된다. 글래스의 굴절율은 1.7보다 크며, 각막과 관련한 1.37의 전형적인 굴절율과 비교된다.

움직일 수 있는 중심부분 16의 외부 표면은 정렬 메카니즘과 편평화 검출 장치의 작동을 방해할 수 있는 표면으로부터의 외부의 반사를 제거하기 위해 안티 반사 층(anti-reflection layer)으로 입혀질 수 있다.

콘택트 장치 2의 다양한 구성요소의 상호연관은 본 발명의 영역으로부터 이 탈없이 수정된다. 따라서, 움직일 수 있는 중심부분 16, 단단한 환상 부분 12, 그리고 멤브레인 14간의 작동관계를 상호연관하거나 유지시키기 위해 많은 방법이 존재한다.

예들 들어 하나 또는 두 개의 유연한 멤브레인 14가 사용되면, 실체적으로 단단한 환상 부분 12는 접착, 열결합과 같은 알려진 부착 기술을 이용하여 유연한 멤브레인 14의 한쪽 또는 양쪽에 부착될 수 있다. 두 개의 유연한 멤브레인 14가 사용되면, 구성요소들은 유연한 멤브레인 14를 실체적으로 단단한 환상 부분 12에 직접 부착시키지 않고 작동관계에서 상호연관되거나 유지될 수 있다. 대신, 실체적으로 단단한 환상 부분 12이 멤브레인 14사이에 샌드위치될 때 실체적으로 단단한 환상 부분 12는 멤브레인을 그 주위에 서로 결합시킴으로써 두 개의 유연한 멤브레인 14사이에 유지될 수 있다.

움직일 수 있는 중심부분 16이 접착, 열결합으로 유연한 멤브레인 14에 부착되지만, 그러한 부착은 불필요하다. 대신, 유연한 멤브레인 14의 하나 또는 두 개가 움직일 수 있는 중심부분 16을 부분적으로 막고, 그것이 실체적으로 단단한 환상 부분 12의 홀에 빠지는 것을 막도록 배치될 수 있다. 앞서 말한 유연한 멤브레인 14의 환상형이 사용되면, 도 12에 예로 나타낸 것처럼 환상의 유연한 멤브레인 14의 방사상 내부 부분(radially inner portion) 14A이 움직일 수 있는 중심부분 16에 겹쳐져 움직일 수 있는 중심부분 16이 실체적으로 단단한 환상 부분 12의 홀에 빠지는 것을 막도록 적어도 유연한 멤브레인 14 하나의 홀 직경이 실체적으로 단단한 환상 부분 12의 홀 직경보다 작다.

도 13A에 도시한 것처럼, 움직일 수 있는 중심부분 16이 실체적으로 단단한 환상 부분 12의 홀에 빠지는 것을 막는 다른 방법은 움직일 수 있는 중심부분 16으로부터 방사상으로 나와 각각의 홈(grooves) 16B에서 미끄러지듯이 받는 암(arm) 16A를 제공하는 것이다. 홈 16B는 단단한 환상 부분 12에서 형성된다. 각 홈 16B는 움직일 수 있는 중심부분 16의 이동범위를 미리 정해진 한계에 제한하기 위해 선택적으로 택해지는 세로 용적(도 13에서 수직인)을 지닌다.

도 13은 홈이 실체적으로 단단한 환상 부분 12에 있고 암이 움직일 수 있는 중심부분 16으로부터 뻗어나오는 실시태양을 보여주지만, 동일한 효과 장치는 홈이 움직일 수 있는 중심부분 16에 위치하고 암이 실체적으로 단단한 환상 부분 12로부터 방사상으로 뻗어나오는 배열에 의해 만들어질 수 있다.
홈 16B는 움직일 수 있는 중심부분 16의 위치를 시작점으로 기울게하는 미니어쳐 스프링과 같은 탄력성 요소를 포함한다. 게다가, 암 16A는 암 16A와 홈 16B 벽간의 마찰을 감소시키는 말단에 위치하는 미니어쳐 휠을 포함할 수도 있다.
도 13B는 움직일 수 있는 중심부분 16이 실체적으로 단단한 환상 부분 12의 홀에 빠지는 것을 막는 다른 방법을 도시한 것이다. 도 13B에서 실체적으로 단단 한 환상 부분 12는 환상 부분 12의 외부 표면에서 방사상 안으로 뻗는 플랩(flap) 12F와 함께 제공된다. 앞서 말한 환상 멤브레인 14의 하나는 실체적으로 단단한 환상 부분 12의 내부면에 위치한다. 멤브레인 14의 부분은 단단한 환상 부분의 홀 벽을 지나 방사상으로 내부로 뻗는다. 환상 멤브레인 14와 플랩 12F의 콤비네이션은 움직일 수 있는 중심부분 16이 실체적으로 단단한 환상 부분 12의 홀에 빠지는 것을 막는다.
플랩 12F는 움직일 수 있는 중심부분 16의 작동을 얻거나 용이하게 하는데 사용된다. 예를 들면 자기적으로 작동하는 실시태양에서 플랩 12F는 플랩 12F가 외부 적용된 자기장에 감응하여 내부로 움직일 수 있도록 자기화될 수 있다.
도 14에 관하여, 콘택트 장치 2의 다른 실시태양은 그것의 외부 주변을 향해 점진적으로 감소하는 두께를 지닌 부드러운 콘택트 렌즈 물질 12A를 이용하여 만들어진다. 원통모양의 홀(cylindrical hole) 12B는 부드러운 콘택트 렌즈 물질 12A에서 형성된다. 그러나 홀 12B는 부드러운 콘택트 렌즈 물질 12A를 통해 전체적으로 뻗지 않는다. 대신, 홀은 부드러운 콘택트 렌즈 물질 12A의 얇은 부분 12C로 규정된 닫힌 바닥을 갖는다. 움직일 수 있는 중심부분 16은 홀 12B내에 미끄러지듯 위치하며 얇은 부분 12C는 겨우 0.2 mm 두께이므로, 얇은 부분 12C로부터 방해가 없는 각막을 향해 홀의 닫힌 바닥에 대해 움직일 때 움직일 수 있는 중심부분 16이 편평화 또는 인덴테이션을 얻게 한다.
홀 12B 주위의 더욱 안정한 벽 구조를 규정하기 위해 실체적으로 단단한 환상 부분 12D는 부드러운 콘택트 렌즈 물질 12A에 삽입되며 안전하게 된다. 차례로 이것은 움직일 수 있는 중심부분 16이 홀 12B에 이동할 때 더나은 안정성을 제공한다.
부드러운 렌즈 물질 12A는 하이드로겔, 실리콘, 플렉서블 아크릴릭(flexible acrylic)과 같은 것을 포함하지만 어떤 다른 적당한 물질이 사용될 수도 있다. 게다가, 위에서 나타낸 대로 유연한 멤브레인의 어떤 콤비네이션은 도 14의 실시태양에 부가된다. 도 14의 움직일 수 있는 중심부분 16은 환상으로 도시되었지만, 어떤 다른 모양이 이용될 수 있다. 예를 들면 이전에 기술한 움직일 수 있는 중심부분 16의 어떤 것도 충분하다.
동일하게, 움직일 수 있는 중심부분 16의 환상형은 움직일 수 있는 중심부분 16의 편평한 투명 바닥 표면을 규정하는 투명한 바닥 면(도시되지 않음)을 더함으로써 수정된다. 이렇게 수정되면 움직일 수 있는 중심부분 16은 일반적으로 컵 모양의 형상을 가질 것이다. 편평한 투명 바닥 표면은 움직일 수 있는 중심부분 16의 편평화 효과를 증가시키기 위해 각막을 향해 위치한다. 그러나, 투명한 판은 가능하면 움직일 수 있는 중심부분 16의 바깥쪽 표면에 위치할 수 있다.
움직일 수 있는 중심부분 16과 실체적으로 단단한 환상 부분 12에서 홀(부드러운 콘택트 렌즈 물질 12A에서 홀)은 보충 원통 모양을 갖는 것으로 도시되었지만 보충 모양은 원통에 제한되지 않으며, 그것의 주위에 대해 움직일 수 있는 중심부분 16이 미끄러질 수 있도록 하는 어떤 모양을 포함할 수 있다.
움직일 수 있는 중심부분 16은 실체적으로 단단한 환상 부분 12를 사용하지 않고 유연한 멤브레인 14의 표면에 직접적으로 올려진다. 그러한 배열이 콘택트 장치 2의 작동 실시태양을 규정하지만, 그것의 안정성, 정확성, 그리고 안전도는 점진적으로 가늘어지는 주위를 가진 실체적으로 단단한 환상 부분 12를 이용한 동일한 실시태양에 비교하여 감소된다.
움직일 수 있는 중심부분 16의 도시한 실시태양은 일반적으로 잘 규정된 측면 모서리와 함께 편평한 외부 표면을 포함하지만, 본 발명은 그런 배열에 제한되지 않는다. 예를 들면 본 발명은 편안함을 증가시키고 실체적으로 단단한 환상 부분 12의 외부 표면의 곡률과 일치시키기 위한 둘러진 외부 표면을 갖는 움직일 수 있는 중심부분 16을 포함할 수 있다. 움직일 수 있는 중심부분 16은 그것의 내부와 외부 표면에서 규정된 굽고 편평한 표면, 각막 표면에 존재하는 내부 표면 그리고 각막으로부터 바깥으로 향하는 표면에 존재하는 외부 표면의 콤비네이션을 갖도록 만들어질 수 있다.
도 15에 대하여 움직일 수 있는 중심부분 16은 또한 각막을 향해 중앙에 배치된 프로젝션(centrally disposed projection) 16P를 포함할 수 있다. 프로젝션 16P는 움직일 수 있는 중심부분 16의 중앙에서 각막을 향해 투명한 고체 물질을 뻗게함으로써 만들어진다.
(편평화에 의한 눈 내부 압력을 측정하기 위한 다른 실시태양)
도 16에서는 편평화에 의한 눈 내부 압력을 측정하기 위한 다른 실시태양을 나타내고 있다. 바람직하게 다른 실시태양은 투명한 중심부분을 포함하는 콘택트 장치 2를 이용한다.
다른 실시태양에 따라 개략적으로 도시한 작동 기구의 코일 30은 코일 30에 의해 생성되는 자기장을 증가시키기 위한 아이런 코아(iron core) 30A를 포함한다. 아이언 코아 30A는 바람직하게 아이언 코아 30A를 통하여 빛이 통과할 수 있고 두 개의 렌즈 L3와 L4 안에 놓일 수 있도록 축의 방향으로 뻗는 홀(hole) 30B(거의 6㎜직경)를 가진다.
시스템을 성공적으로 작동하기 위해서, 움직일 수 있는 중심부분 16에서 코일 30에 의해 생기는 자기장의 세기는 적어도 임상적으로 알맞은 눈 내부의 압력의 전체 범위로 환자의 각막을 편평화하는데 충분해야만 한다(즉 5 50㎜Hg). 예를 들은 다른 실시태양에 따라, 본 발명에서는 수은 1 100 ㎜의 범위의 눈 내부의 압 력으로 측정될 수 있다. 이러한 눈 내부의 압력에 대해 편평화하기 위해 필요한 힘은 적당히 간단한 디자인과 비싸지 않은 물질로 얻을 수 있고, 다음의 계산에 의해 설명될 수 있다.

작은 자석에서 외부 자기장에 의해 가해지는 힘 F는 자석의 자기 이중 쌍극자 모멘트(magnetic dipole moment) m과 자기 이중 쌍극자 모멘트 방향으로 작용하는 외부장 자기유도 벡터(external feild's magnetic induction vector) "grad B"의 변화도의 곱과 같다고 알려져 있다.

$F = m * \text{grad } B$ (1)

움직일 수 있는 중심 부분 16의 자석판(magnetic version)에 대한 자기 이중 쌍극자 모멘트 m은 다음의 식을 사용하여 결정될 수 있다.

$m = (B * V)/u_o$ (2)

여기에서 B는 움직일 수 있는 중심 부분의 단지 한개의 극(pole) 표면에서의 자기유도 벡터이고, V는 그것의 볼륨(volume)이고, u_o는 $12.57 * 10^{-7}$ Henry/meter의 값을 가지는 자유 공간(free space)의 자기 투과성(magnetic permeability)이다.

자기화된 알니코 움직이는 중심부분(magnetized Alnico movable central pieces) 16에 대한 전형적인 B 값은 0.5 테슬라(Tesla)이다. 움직이는 중심부분 16이 1㎜의 두께, 5㎜의 직경을 갖는다면, 그것의 처음 볼륨은 기계로 만들어지고, 볼륨은 V는 9.8 세제곱 밀리미터이다($9.8 * 10^{-9}$ cubic meter). 이 값을 식(2)에 대입하면 움직이는 중심부분의 자기 이중 쌍극자 모멘트 값인 $m = 0.00390 \text{ Amp} * (\text{Meter})^2$ 을 얻는다.

앞서 말한 식을 사용하여 작동 기구의 설계는 결정될 수 있다. 자기장 변화도 "grad B"는 작동 기구의 앞면으로부터 측정되는 거리 x의 함수 이고, 다음과 같이 계산될 수 있다.

$$\text{grad } B = u_o * X * N * I * (RAD)^{2} * \{[(x + L)^2]^{-3/2} - [x^2 + RAD^2]^{-3/2}\} \quad (3)$$

$$2 * L$$

여기에서 X는 아이런 코아의 자기화율(magnetic susceptibility)이고, N은 코일 전선의 감긴수이고, I는 전선에 의해 흐르는 전류이고, L은 코일 30의 길이이고, RAD는 코일 30의 반경이다.

다른 실시태양의 이러한 파라미터(parameter)의 바람직한 수치는 X = 500, N = 200, I = 1.0 Amp, L = 0.05 미터(meters) 및 RAD = 0.025 미터이다. 그러나, 본 발명은 이러한 바람직한 파라미터를 제한하고 있지는 않다. 평소와 같이, $u_o = 12.57 * 10^{-7}$ Henry/meter 이다.

움직이는 중심부분 16에서 자기 작동 기구에 의해 가해지는 힘 F는 식 (3)에서 파라미터로써 바람직하게 전술한 수치와 상기 결과 $m = 0.00390 \text{ Amp} * (\text{Meter})^2$ 를 사용하여 식 (1)로부터 얻을 수 있다. 자기 작동 기구의 극으로부터 움직이는 중심부분 16이 떨어진 거리 x의 함수로서 F를 도시(plot)한 것은 도 16A에 나타나 있다.

움직이는 중심부분을 지니는 콘택트 장치 2에 의해 덮여졌을 때, 환자의 각막 4가 작동 기구로부터 x = 2.5 ㎝(0.025 m)로 알맞게 놓일 수 있기 때문에 자기 작용 힘은 거의 F = 0.063 뉴턴(Newtons)으로 도 16A로부터 알게 된다.

이 힘은 그런후 눈 내부의 압력이 50 ㎜Hg 만큼될 때 전형적인 편평화 면적을 넘어 각막 4를 편평화하기 위해 실제적으로 필요한 힘인 $F_{required}$ 와 비교된다. 골드만 토노메트리에서 편평화된 면적의 직경은 거의 3.1㎜ 이고, 따라서 전형적인 편평화된 면적(AREA)는 7.55 $㎜^2$ 와 같을 것이다. 50 ㎜Hg의 전형적인 최대 압력은 미터 형태로 전환될 수 있고 0.00666 뉴턴/$㎜^2$ (Newtons/$㎜^2$)을 얻는다. $F_{required}$ 의 값은 다음 식을 이용하여 결정될 수 있다.

$F_{required} = \text{PRESSURE} * \text{AREA}$ (4)

수학적으로 대입 후에 $F_{required} = 0.050$ 뉴턴이다. 계산된 자기 작용힘 F를 필요되어지는 힘 $F_{required}$ 을 비교하여 $F_{required}$ 은 이용할 수 있는 자기 구동력(magnetic driving force)보다 작다는 것이 명확해 진다. 따라서, 눈 내부의 압력을 결정하기 위한 각막 4를 편평화하는데 필요한 최대 힘은 본 발명의 작동 기구와 움직이는 중심 부분 16을 이용하여 쉽게 도달된다.

어떤 이유(콘택트 장치 2와 작용 기구 사이에 좀더 거리를 제공하기 위함) 때문에 더 큰 힘이 필요하다면, 다양한 파라미터들이 조정될 수 있고, 또는 코일 30에서 전류는 만족스러운 배열을 얻기 위해 증가될 수 있다.

실제적인 방법으로 움직이는 중심부분 16을 적당히 작동하기 위한 작동 기구를 위해서 자기 작동힘(자기장과 관련된) 영(zero)에서 증가되어야만 하여 약 0.01 초에서 최대에 다다르고 그런후 거의 다음 0.01 초에서 영으로 돌아간다. 따라서, 작동 기구에서 전원장치(power supply)는 바람직하게 회로와 전력이 매우 큰 지시계(indicator, 코일 30)를 통하여 1 암페어(ampere)의 범위에서 피크를 가지는 "전류 펄스(current pulse)"를 만들 수 있는 전력 공급원(power source)을 포함한다.

"단일 펄스(single pulse)" 작동을 위해 직류 전압(DC-voltage) 전원 장치가 충전 저항기(charging resistor)를 통하여 축전기(capacitor) C를 충전하는데 사용될 수 있다. 축전기의 한면은 기본으로, 다른 한면("high" side)은 50 볼트 직류 전위로 되어 있다. 축전기의 "높은(high)"면은 코일 30과 제동저항기(damping resistor)로 구성된 "방전 회로(discharging circuit)"에 높은 전류 운반 스위치를 통하여 연결될 수 있다. 배열은 큰 펄스 자기장을 얻거나 펄스 레이저 전력시스템을 작동하는 것과 같은 적용으로 종래의 전류의 큰 펄스를 발생시키는 것과 비슷한 알-엘-씨 시리즈(R-L-C series) 회로를 생성한다. 적당한 전기적 요소와 초기 축전기의 전압의 수치를 선택하여 상기 기술한 종류의 "전류 펄스(current pulse)"가 생성될 수 있고 그것에 의해 작동 기구를 작동하기 위해서 코일 30으로 공급될 수 있다.

그러나, 단지 코일 30과 같은 큰 지시계에 상기 기술한 종류의 전류 펄스의 적용은 전류 펄스가 끝난 후에 자기장을 영으로 생성하는데 필요한 것은 아니다. 대신에 코일 30에 전류가 흐르지 않을지라도 일반적으로 아이런 코아 30A로부터 잔류 자기장은 바람직하지 않다. 이 잔류장은 자기 이력현상(magnetic hysteresis)에 의해 야기되고, 그러한 힘을 원하지 않을 때 움직이는 중심부분에서 자기장을 일으키는 경향도 있다.

그러므로, 바람직하게 다른 실시태양은 작동기구 외부에 그것의 작동 후에 자기장을 영으로 만드는 방법을 포함한다. 그러한 영으로 만드는 것은 아이런 코아 30A에 연결된 탈자기(demagnetizing) 회로에 의해 제공될 수 있다.

아이런-코아를 탈자기 하기 위한 방법은 일반적으로 잘 알져져 있고, 수행하기에 쉽다. 예로, 전류의 크기를 감소시키는 반면 코일에서 전류를 반복적으로 반대로 전환하여 행해진다. 이것을 하는 가장 쉬운 방법은 입력을 110 VAC의 "직선 전압(line voltage)"에서 시작하여 60 Hz에서 사인곡선의(sinusidal) 전압으로, 점차로 영 볼트로 꺽이게 되고 변압기의 출력을 코일 30에 연결되는 스텝-다운 변압기(step-down transformer)를 사용하는 것이다.
따라서, 작동 기구는 두 개의 전력 회로, 즉 편평화를 측정하기 위해 사용되는 "단일 펄스" 전력 공급원과 각각의 편평화 측정 후에 즉시 코일 30의 자기장을 영으로 만들기 위한 "탈자기 회로"를 포함한다.
도 16과 좀 더 정확히 도 17에서 나타내고 있는 것과 같이, 편평화를 위한 다른 실시태양은 또한 광학 설계(optical alignment) 시스템을 포함한다. 도 16A의 그래프에서 나타내는 것과 같이, 움직이는 중심부분 16에서 작동기구에 의해 가해지는 힘은 그들의 상대적인 위치에 많이 의존하기 때문에 설계는 매우 중요하다. 작동기구에 대해 움직이는 중심부분에 축의 방향(x-축 방향)에 더하여, 또한 움직 이는 중심부분 16에 가해지는 자기장은 작동기구의 중심축에 대한 방향(팁과 틸트)에서 뿐만 아니라, 그것의 가로(lateral)와 수직(vertical)의 위치에 의존한다.
도 16A에서 나타낸 축거리 x에 대한 힘 F의 변화를 고려하면, 움직이는 중심부분은 정확한 측정을 위해서는 약 +/- 1 ㎜의 정확도로 x 축 방향으로 위치해야만 한다. 비슷하게, 코일 30의 직경은 바람직하게 50㎜이기 때문에 y축과 z축 방향(코일 30의 세로축에 수직)에 대해 움직이는 중심부분의 위치는 코일의 세로축의 +/- 2 ㎜(자기장이 일정하게 유지되는 지역)내에서 유지되어야만 한다.
결국, 움직이는 중심부분 16에서의 힘은 코일의 가로축과 움직이는 중심부분 16의 팁(tip) 또는 틸트(tilt) 앵글(angle)사이의 코사인 앵글에 의존하기 때문에 코일의 가로축에 대한 환자의 주시(gaze) 범위가 정확한 측정을 위해서는 +/- 2 디그리(degrees)내에서 유지되어야만 하는 것이 중요하다.
앞서 말한 기준을 만족시키기 위해서, 다른 광학 배열 시스템은 코일의 가로축으로 환자 각막 정(corneal vertex, 움직이는 중심부분 16 뒤의 중심에 위치)의 정확한 배열을 용이하게 하고, 정확한 배열은 수련된 의학 기술자나 건강 관리 전문가의 도움없이도 환자에 의해 자유롭게 이룩될 수 있다.
다른 광학 배열 시스템은 빛이 각막 표면에서 어떻게 반사되고 굴절되는 지 에 관한 기능을 한다. 간단하게 하기 위해서, 다른 광학 배열 시스템과 도 16및 도 17의 다음의 기술은 기본적으로 움직이는 중심 부분 16의 투명한 중심부분은 바람직하게 움직이는 중심 부분 16을 통과하는 광학 광선(optical ray)의 행동에 영향을 주지 않기 위해 배열되어 있기 때문에, 광학 시스템의 작동에서 움직이는 중심 부분의 투명한 중심 부분의 효과를 특별히 언급하지는 않는다.
또한, 간단하게 하기 위해서 배열된 빔(beam, 하기에 기술됨)은 구멍난 홀 30B를 통과하고 렌즈 L3와 L4는 구멍난 홀 30B 내에 놓여 있는 것으로 생각하고 도 17은 아이런 코아 30A과 그것과 관련한 구멍 30B을 나타내지 않는다.
도 16에서 보여지듯이, LED와 같이 포인트와 같은(point-like) 빛 공급원 350은 렌즈 L1의 양(positive, 한점에 모이는)의 초점면에 위치한다. 정렌즈(positive lens) L1은 공급원 350으로부터 빛의 빔을 평행하게 하기 위해 배열되어진다. 평행하게 된 빔은 빔 분할기(splitter) BS1을 통과하고 평행하게 전달된 빔은 분할기 BS1을 통하여 정렌즈 L2로 계속간다. 정렌즈 L2는 전달된 빔을 렌즈 L4의 초점면에 위치한 렌즈 L3내의 포인트로 초점에 모은다. L4를 통과한 광선은 일단 다시 평행하게 되고 망막 5에 초점을 모은 환자의 눈에 들어간다. 따라서, 전달된 빔은 포인트와 같은 빛처럼 환자에게 인식된다.
눈에 도달한 약간의 광선은 각막에 미리 편평화하는 곡률(curvature) 때문에 도 18에서 보듯이 발산하는 방식으로 각막 표면으로부터 반사되고, 렌즈 L4의 부분적으로 반사된 평평한 표면에 의해 환자의 눈으로 다시 돌아간다. 이러한 광선은 하기와 같이 기술될 기계에서 환자 눈의 배열하는 동안 환자를 가이드(guide)할 각막 반사의 이미지로써 환자에 의해 인식된다.
볼록한 각막 4에 의해 반산되고 렌즈 L4를 통하여 오른쪽에서 왼쪽으로 통과하는 광선은 다소 렌즈 L4에 의해 좀더 한점에 모인다. 렌즈 L3의 투시도(perspective)로부터 이러한 광선은 초점에 위치한 실제 포인트 물체로부터 온 것으로 나타나게 된다. 따라서, L3를 통과한 후에, 광선은 일단 다시 평형하게 되고, 빔 분할기 BS1의 표면위에 포인트로 광선을 초점을 모으는 렌즈 L2로 들어간다. 빔 분할기 BS1은 45 도(degree)에서 틸트되고, 그 결과로서 차례로 광선을 평행으로 하는 렌즈 L5를 향하여 광선을 편향(deflect)시킨다. 그런후 이 광선은 틸트되고 반사하는 빔 분할기 BS2의 표면을 비춘다. 빔 분할기 BS2로부터 반사되어 평행하게 된 광선은 배열된 센서 D1로 기능을 하는 실리콘 포토다이오드(silicon photodiode)의 작은 구멍위로 초점을 모으는 렌즈 L6로 들어간다.
따라서, 곡선모양의 각막 4가 정확히 배열되었을 때, 전류는 배열된 센서 D1에 의해 생성된다. 이 배열 시스템은 공촛점(confocal) 배열(퍼어킨제 상(Purkinje image)으로, 각막 반사로 인한 배열된 빛의 포인트 상이고, 이 기준 위 치는 작은 빛에 민감한 실리콘 포토다이오드에 결합됨) 때문에 매우 민감하다. 이러한 방법으로, 각막 4가 차례로 바람직하게 자기 작동 기구의 끝에 놓여진 렌즈 L4에 대해 정확히 배열될 때 전류는 단지 배열된 센서로부터 얻어진다. 도 17에서 나타난 모든 렌즈들의 초점 거리는 바람직하게 100 ㎜의 초점거리를 가지는 렌즈 L3를 제외하고 50 ㎜를 갖는다.
배열된 센서 D1을 작동할 수 있는 전기회로는 곧게 뻗게 디자인하고 조립한다. 실리콘 포토다이오드는 이러한 고유의 검출기 잡음(noise) 최소화하는 어떤 바이어스(bias) 전압 없이 작동한다. 이 방식에서, 실시콘 표면에서 빛의 정도에 해당하는 전압 시그널(signal)은 다이오드의 터미널(terminal)을 연결하는 작은 저항기를 가로질러 나타난다. 보통, 이 전압 시그널은 표시하고 그다음으로 처리하기에는 너무 작으나, 이것은 간단한 트랜스임피던스(transimpedance) 증폭 회로를 사용하여 아주 크게 증폭되어 질 수 있다. 바람직하게, 배열된 센서 D1은 그러한 증폭된 포토다이오드 회로와 결합하여 이용된다.
바람직하게, 배열된 센서 D1에 연결된 회로는 센서 D1이 정확히 배열됨을 확인하자마자 자동적으로 작동기구를 활성화하도록 배치되었다. 그러나, 배열된 센서 D1으로부터의 출력이 눈이 정확히 배열되지 않았음을 나타낸다면, 회로는 바람직하게 작동기구의 활성화를 막는다. 이러한 방식으로, 작동기구가 작동될 수 있을때 환자가 아닌 배열된 센서

D1은 결정한다.
상기에서 나타나듯이, 광학적 배열 시스템은 바람직하게 기계에 환자 눈의 배열동안 환자를 가이드하기 위한 배열을 포함한다. 그러한 배열은 도 18과 도 19에서 예를 통하여 보여진다.
도 18에서 나타낸 배열은 모든 x-y-z 방향에서 환자가 정확하게 환자의 눈을 병진운동으로 위치를 정하도록 한다. 특히, 렌즈 L4는 거의 조리개(iris)의 중심근처에 위치한 밝은 포인트 빛 공급원으로 사람들의 확대된 상을 환자가 볼 수 있도록 하기 위해 부분적으로 반사하게 만들어진 평평한 표면을 포함하도록 한다. 포인트 공급원 상은 굴곡된 각막 표면(첫 번째 퍼어킨제 상)으로부터 배열되어 들어오는 빔의 반사 때문이고, 그 다음의 렌즈 L4의 평평한 표면을 반영하고 부분적인 반사 때문이다. 바람직하게 렌즈 L4는 망막 5위로 초점을 모아 눈으로 돌아가는 평평하게 반사된 광선을 만든다.
도 18은 광선을 망막 5의 표면위에 위치한 중심 위치에 초점을 모으기 위해 잘 배열되었을 지라도, 렌즈 L4로부터 향하거나 떨어지는(x축 방향) 눈의 운동은 각막 반사의 상을 흐리게 할 것이고, x축이나 y축 방향에서 눈의 운동은 오른/왼쪽 또는 위/아래로 각막 반사 상을 바뀌어 놓을 수 있을 것이다.
따라서, 각막 반사의 포인트 상이 가능한한 선명하게(x축 위치) 하고, 망막 4를 똑바로 통과하는 배열된 빛의 포인트 상(y축과 z축 방향)으로 합체시킬 때 까지 배열된 빛에서 직접 주시하고 3차원에서 천천히 환자의 눈을 움직여서 배열 작동을 수행한다.
도 19에서 나타내듯이, 거의 정확한 방향으로 주시하는 것이 충분한 정렬(alignment)을 제공하지 못한다면, 렌즈 L4는 부분적으로 반사 부분을 가질 필요는 없다.
일단 정렬이 이루어지면, 광학 설계 시스템으로부터의 로직 시그널(logic signal)은 작동 기구에 차례로 전력을 공급하는 "펄스 회로(pulse circuit)"를 활성화시킨다. 작동 기구가 활성화된후, 환자의 각막에서 자기장은 약 0.01 초 간격으로 점차적으로 증가한다. 증가하는 자기장의 효과는 점점 시간을 넘어 평평화하는 각막 4를 차례로 각막위에 존재한 움직이는 중심부무 16에 증가된 힘을 점차적으로 적용하는 것이다. 편평화된 면적의 크기는 움직이는 중심부분 16위의 힘(Pressure = Force/ Area)에 비례하기 때문에, 눈 내부의 압력(IPO)는 힘에 의해 편평화된 면적에 대한 힘의 비율로 결정된다.
편평화된 면적을 알고 편평화된 면적 크기의 전류 시그널 지시계(indicative)를 제공하기 위해서 다른 실시태양은 편평화 센서 D2를 포함한다. 편평화된 각막 표면으로부터 반사된 광선은 편평화된 각막 4에 의해 존재하는 평평한 표면에 의하여 일반적으로 평평하게 비추어 진다. 광선이 렌즈 L4를 통하여 오른쪽에서부터 왼쪽으로 통과할 때, 광선은 차례로 렌즈 L2의 초점면에 있는 렌즈 L3 내에서 초점을 모은다. 따라서, L2를 통과한 후에, 광선은 일단 다시 평형하게 되고, 빔 분할기 BS1의 표면위에 부딪치게 된다. 빔 분할기 BS1은 45 도(degree)로 틸트되기 때문에, 빔 분할기 BS1은 광선을 빔 분할기 BS2의 중심 포인트에 초점을 모으는 렌즈 L5를 향해 평행하게 하는 광선을 반사한다. 빔 분할기 BS2는 렌즈 L7위로 광선의 직접통과를 위해 그의 중심에 작고 투명한 부분이나 홀을 가진다(바람직하게, 50 ㎜ 초점 길이). 렌즈 L7는 다른 실시태양의 편평화 센싱 암(sensing arm)에 속한다.
빔 분할기 BS2에서 초점은 렌즈 L7의 초점면에 있다. 따라서, 렌즈 l7로부터 나오는 광선은 일단 다시 평평하게 된다. 이 평평하게 된 광선은 미러(mirror) M1위에 부딪치고 , 바람직하게 45 도의 각에서, 편평화 센서 D2를 정의하는 실리콘 포토다이오드의 작은 기구위에 광선을 초점을 모으는 정렌즈 L8(50 ㎜초점 길이)을 향하여 편향되어진다.
각막의 곡률이 교란되지 않은 상태일 때 중심으로부터 약간 각막 4로 부??치는 광선은 렌즈 L4로부터 반사되는 경향이 있다. 그러나, 편평화가 진행되어지고 각막이 점점 평평하게 되었을 때, 이 광선들은 렌즈 L4로 다시 반사를 더 한다. 따라서, 편평화 센서 D2에서 빛의 세기는 증가하고, 결과적으로 전류는 편평화 센서 D2에 의해 발생하고, 잔류는 편평화 정도에 비례한다.
바람직하게, 편평화 센서 D2에 의해 이용되는 전류는 정렬된 센서 D1에 의해 사용되는 것과 동일하거나 비슷하다. 그런후, 편평화 면적의 전류 시그널 지시계는 편평화를 이루는데 필요한 시간과/또는 편평화를 이루는데 사용되는 전류의 양(번갈아 적용된 힘에 해당)을 결합시키고, 이러한 정보의 결합은 Pressure = Force/ Area의 식을 사용하여 눈 내부의 압력을 결정하는데 사용될 수 있다.
다음은 측정 사이클동안 바람직한 작동 기구의 작동 단계이다.
1) 작동 기구가 OFF일 동안, 콘택트 장치 2에 대한 어떤 자기장도 없다.
2) 작동 기구가 ON으로 켜졌을 때, 초기에 자기장은 영으로 남아있는다.
3) 환자가 위치에 있으면, 환자는 환자의 눈을 작동기구에 배치하기 시작한다. 눈이 정확히 배치될 때까지, 자기장은 영으로 남아있는다.
4) 눈이 정확히 배치 되었을 때(광학 정렬 센서세 의해 자동적으로 감지됨), 자기장(점차적으로 증가한 전류에 의해 유도된)은 영으로부터 증가하기 시작한다.
5) 전류가 증가하는 시간동안(거의 0.01 초), 움직이는 중심부분위에 힘은 또한 점차적으로 증가한다.
6) 움직이는 중심부분위에서 증가하는 힘에 대해서, 움직이는 중심 부분에 인접한 표면적은 점점 평평해진다.
7) 각막의 평평해진 표면적으로부터 빛은 편평화의 미리결정된 양이 도달되었을 때 감지하는 정렬을 향해 반사된다. 각막으로부터 다시 곧게 반사되는 빛의 양은 평평해진 표면적의 크기에 비례하기 때문에, 미리 결정된 편평화의 양이 도달되었을 때, 바람직하게 각막의 3.1㎜ 직경의 원형 면적, 정확히 결정되는 것이 가능하다. 그러나, 0.10 ㎜에서 10 ㎜ 범위의 직경이 이용될 수 있다.
8) 특정한 표면적의 편평화(미리 결정된 편평화의 양)를 이루기 위해 필요한 시간은 편평화 감지 배열의 부분인 타이밍(timing) 회로에 의해 측정된다. 선 보정(calibration)과 결과적인 전환 테이블(table)을 기초로하여, 이 시간은 눈내부의 압력의 표시로 변환된다. 특정한 면적을 편평화하기 위해 필요한 시간이 길어질수록, 반대로 눈 내부의 압력은 더 높아진다.

9) 미리결정된 편평화 양이 도달된후에, 자기장은 OFF로 끈다.
10) 그런후 눈 내부의 압력은 리드아웃 미터(readout meter)에 나타나고, 환자의 눈이 배치된 상태로 있다면 자동적인 측정 사이클이 바로 반복되지 않기 하기 위해서 모든 회로들은 바람직하게 15 초의 간격을 위해 완전리 OFF로 꺼진다. 그러나, 회로들은 ON으로 유지되고 눈 내부 압력의 연속적인 측정은 자동적인 측정 사이클을 실행으로 행해진다. 그런후 자동적인 측정사이클에 의해 제공되는 자료는 혈류량(blood flow)을 측정하기 위해 사용될 수 있다.
11) 주 전원장치가 OFF로 꺼지지 않는다면, 모든 회로들은 15 초후에 다시 ON으로 켜지고, 이렇게 다음 측정을 위해 준비를 한다.
편평화에 의한 눈 내부의 압력을 측정하기 위한 시스템의 다양한 요소들을 보정하는 위한 다양한 방법이 있을지라도, 다음은 이러한 보정이 어떻게 이루어지는지 예를 나타낸다.
처음에 다양한 구성성분을 조작한 후에, 각각의 요소들은 정확히 작동하는 요소들을 확실하게 하기위해 테스트를 한다. 바람직하게, 콘택트 장치에서 움직이는 중심부분의 자유로운 피스톤(piston) 같은 운동(트위스팅은 아님)이 있음을 확인하고; 기계적인 핸들링(handling) 동안 콘택트 장치의 구조적으로 완벽함을 확인하고; 자기 이중 쌍극자을 결정하기 위해서 움직이는 중심부분의 표면의 자기장을 측정하고(자기적인 작동이 이용될 때); 자동적으로 움직이는 중심부분의 반응 요소를 작동하는 자기장을 생서하는 전류 펄스는 적당한 크기와 지속기간을 가지고, "링잉(ringing)"이 없음을 확인하고; 펄스되어진 후에 작동기국의 아이런 코아에서 잔류 자기화를 제거하는 "탈자기화 회로"의 효능을 확인하고; 움직이는 중시부분을 결국 위치하게하는 코일의 가로축 근처 및 따라서 시간의 함수인 자기장을 측정하고; 여러 x축 위치(코일로부터 여러 거리)에서 시간의 함수에 대한 grad B을 플롯하고 결정하고; 및 코일의 가로축을 따라 여러 x축 위치에서 자기 중심부분(콘택트 장치)을 위치를 잡고, 작동기구에 펄스가 작동하는 동안 시간의 함수로서 작용하는 힘 F를 결정하는 것을 포함한다.
다음, 광학 배치 시스템은 정확한 작동을 위해 테스트된다. 광학 배열 시스템은 도 16과 도 17에서 보이는 것과 같이 구성되고 예를 들면 다음의 테스트와 보정을 위한 과정들이 사용된다.
a) 첫째로, 거의 각막과 같은 곡률의 반지름을 가지는 볼록 유리표면(렌즈의 한면)은 각막과 그것의 표면 반사를 실험하는데 사용된다. 바람직하게, 유리표면은 코일의 가로축을 따라 마이크로미터로 조절된 설치(micrometer-adjusted mounting) 배열로 놓여진다. 마이크로미터로 조절된 설치 배열은 거의 두 축(팁 및 틸트)에서 회전과 3차원의 x-y-z 공간에서 병진운동을 가능케한다.
b) 전압과 전류미터와 연결된 검출기 D1을 가지고, 렌즈 L4로부터 25 ㎜의 거리에 놓여지도록 디자인된 볼록 유리표면은 바람직하게 리드-아웃 미터에서 출력 시그널을 최대화하여 배치될 수 있다.
c) 정확한 배치가 된후에, 배열 측정 배치는 각각의 위치 자유도(팁/틸트/x/y/z)에 대해 "이조(detuned)"되고, 곡선은 배치에 대한 시스템의 민감도를 정의하기 위해서 각각의 자유도에 대해 플롯되어 진다.
d) 배치에 대한 민감도는 측정의 재현성에서 바람직한 허용오차와 비교되어 질 수 있고, 또한 위치의 함수로써 움직이는 중심부분위에 자기력의 변화(variance)에 기초를 둘수 있다.
e) 그 후에, 배열된 시스템의 민감도는 배열된 센서 D1로 기능을 하는 실리콘포토다이오드에서 기구의 크기를 바꾸는 것 및/또는 렌즈 L4에서 조리개(stop)를 바꾸는 것과 같은 과정에 의해 필요할 때 바뀌어 질 수 있다.
다음에, 검출 배열은 정확한 작동을 위해 테스트되어 진다. 검출 배열은 도 16과 도 17에서 보듯이 광학 검출 배열로 구성되고 예를 들면 다음의 테스트와 보정을 위한 과정들이 사용된다.
a) 바람직하게 4 5 ㎜의 직경을 가지는 평평한 유리 표면(짧게 연마된 로드(rod)의 한면)은 편평화된 각막과 그것의 표면 반사를 실험하는데 사용된다.
b) 기계를 특징짓는 검고 불투명한 기구(0.5 4 ㎜의 직경을 가지는 맑은 내부 기구와 로드와 같은 위부 직경을 가짐)는 로드의 면을 부분적으로 덮기 위해 배열되고, 이리하여 편평화의 여러 가지 단계를 실험한다.
c) 평평한 표면 로드는 거의 두 축(팁 및 틸트)에서 회전과 3차원의 x-y-z 공간에서 병진운동을 가능케하는 마이크로미터로 조절된 설치(micrometer-adjusted mounting) 배열에서 코일의 가로축을 따른 위치에 놓여진다.
d) 그런후, 편평화 센서 D2는 전압과 전류미터와 연결되고, 바람직하게 편평화 센서 D2로 부터 리드-아웃 미터에서 출력 시그널을 최대화하여 배치된 렌즈 L4로부터 25 ㎜의 거리에 놓여지도록 로드는 디자인 된다. 이 경우에 배열은 x축 위치에 민감하지 않다.
e) 정확한 배치가 된후에, 배열은 각각의 위치 자유도(팁/틸트/x/y/z)에 대해 "이조(detuned)"되고, 곡선은 배치에 대한 시스템의 민감도를 정의하기 위해서 각각의 자유도에 대해 플롯되어 진다. 이 종류의 자료는 로드의 면에서 다양한 크기의 기구(다른 정도의 편평화)로부터 얻어진다.
f) 그런후, 배치에 대한 민감도는 부분적으로 앞서 말한 테스팅과 배열 기구와 관련된 보정 방법에서 얻어지는 결과에서 편평화 측정을 제현하는데 요구되어지는 허용오차와 비교되어 진다.
g) 그런후, 편평화 검출 배열의 민감도는 편평화 센서 D2의 앞에 기구의 크기를 바꾸는 것 및/또는 빔 분할기 BS2에서 기구 조리개(작은 홀)를 바꾸는 것과 같은 과정에 의해 필요할 때 바뀌어 진다.
게다가, 보정과 생체외(in-vitro) 측정은 다음과 같이 수행된다. 앞서 말한 보정과 테스팅 과정은 개별의 지상조립(subassemblies)으로 이루지고, 모든 부분은 결합되고, 시스템은 완전한 유니트(unit)로서 테스트된다. 이 목적으로, 열개의 적출된 동물 눈과 사람의 눈을 두가지 분리된 시리즈로 측정한다. 두가지 눈 타입(type)에 대한 과정은 동일하다. 눈은 각막과 공막(sclera)의 부분이 노출되어 열려진 중심을 가진 비자기홀더(non-magnetic holder)위에 놓여진다. 그런후, 폴리에틸렌 튜빙(polyethylene tubing)의 짧은 부분에 부착된 게이지(gauge) 23은 공막과 섬모체(ciliary body)를 통하여 림보스(limbus)의 뒤에 삽입되어 지고, 팁은 렌즈와 조리개 사이를 통하게 하기 위해서 촉진시킨다. 옆의 구멍(port)은 조리개 또는 렌즈에 의해 캐뉼러(cannula)의 방해(blockage)를 막기위해서 팁으로부터 약 2 ㎜에 캐뉼러에 뚫어진다. 이 캐뉼러는 적당한 표시 요소를 가진 압력 변환기(transducer)에 부착된다. 조절된 높이의 표준 식

염저장기(saline reservoir)는 또한 압력 변환기 튜빙 시스템에 연결된다. 이 저장기에 의해 눈에 적용되는 수압기(hydrostatic pressure)는 0 50 ㎜Hg로 조절되고, 이 범위 이상의 눈내부의 압력은 압력 변환기로 바로 측정될 수 있다.

앞서말한 장치는 정확히 각각의 새로운 눈에 설치되고, 표준 골드만 편평화 안압계는 단일 높이의 저장기에서 눈내부의 압력을 독립적으로 측정하는데 사용될 수 있다. 그런후, 골드만 시스템을 사용하여 측정된 눈내부의 수치는 압력 변환기에 의해 측정되어 결정된 눈내부의 압력과 동시에 비교된다. 장치에서 일어나는 어떤 문제도 두 개의 측정이 상당히 다르다면 교정될 수 있다.

저장기는 5 50 ㎜Hg 압력 범위이상의 눈 내부의 압력을 5 ㎜Hg의 연속적인 단계로 바꾸는데 사용된다. 각각의 압력에서 측정은 본발명의 시스템을 사용하여 행해진다. 본 발명에 의해 행해지는 측정은 펄스 자기장의 지속 시간에 대한 세 개의 분리된 시간 변화 시그널을 기록기로 구성된다. 세 개의 시그널은 1) I(t)로 라벨된 시간의 함수로써 작동 기구의 코일에서 전류흐름, 2) APLPLN(t)로 라벨된 편평화 검출기 D2로부터 시간의 함수로써의 전압 시그널 및 3) ALIGN(t)로 라벨된 배열된 센서 D1으로부터 시간의 함수로써의 전압 시그널이다. 각각의 측정과 관련된 세 개의 시그널은 얻어지고, 그런후 멀티-입력 "자료 획득과 프로세싱(data acquisition and processing)" 보드(board)와 관련된 소프트웨어로 설치된 컴퓨터에 저장된다.

컴퓨터는 1) 순차적인 검색에 대한 많은 시그널의 기록과 저장, 2) 시간에 대한 시그널 그래프의 표시, 3) 바람직한 방법으로 수치적인 공정과 분석, 4) 마지막 결과의 플롯팅, 5) 통계분석을 자료 그룹에 적용 및 6) 자료를 라벨링(눈내부의 압력과 관련된 측정 세트를 표지)를 포함한 자료를 처리하는 많은 일들을 한다.

세 개의 시간 변화 시그널과 눈내부 압력사이의 관계는 다음과 같다.

1. I(t)는 작동 기구를 활성화시키는 전원장치로 부터 전류 펄스로서 일관되게 적용되는 독립적인 입력 시그널이다. 시그널 I(t)는 본질적으로 샷-투-샷 변화(shot-to-shot variation)를 제외하고는 한 측정에서 다른 측정까지 일정하다. I(t)는 다른 파형(wave form)과 APPLM(t) 및 ALIGN(t)는 아래에서 더욱 비교되어지는 것에 대한 "기준파형(reference waveform)" 이다.

2. APPLN(t)는 의존적인 출력 시그널이다. APPLN(t)는 I(t)가 영일 때(작동 기구의 코일에서 전류펄스의 시작에서) 영의 수치를 갖는다. 이것은 I가 영일 때, 자기장이 존재하지 않기 때문이고, 따라서 움직이는 중심부분위에 편평화 힘이 존재하지 않기 때문이다. I(t)가 증가함에 따라, 편평화 정도도 증가하고 상응하여 APPLN(t)도 그렇다. I(t)의 증가와 함께 APPLN(t)의 증가하는 비율이 눈 내부의 압력에 의존한다는 것은 주목할 만하다. 편평화 힘에 대하여 낮은 눈내부의 압력을 가진 눈이 높은 눈 내부의 압력을 가진 눈이 좀더 쉽게 편평화되기 때문에, APPLN(t)은 낮은 눈내부의 압력을 가진 눈이 높은 눈 내부의 압력을 가진 눈보다 더 빨리 증가할 수 있다. 따라서, APPLN(t)는 편평화가 완전히 도달될 때 눈내부의 압력이 최대 수치에 다다를 때 까지 눈내부의 압력과 반비례하는 비율로 영으로부터 증가한다.

3. ALIGN(t)는 또한 의존적인 출력 시그널이다. 눈이 설치되어 배열되었다면, ALIGN(t) 시그널은 I(t)가 영일 때(작동 기구의 코일에서 전류펄스의 시작에서) 약간의 최대 수치에서 시작한다. 이것은 I가 영일 때, 자기장이 존재하지 않기 때문이고, 따라서 각막의 곡률을 다르게 바꾸는 경향이 있는 움직이는 중심부분에 힘이 존재하지 않기 때문이다. 각막 반사는 배열 시그널에 무엇인가 일으키기 때문에, I(t)는 편평화를 야기시켜 증가(상응하여 각막 곡률의 정도를 감소시킴)함에 따라, 시그널 ALIGN(t)는 편평화가 완전히 될 때 눈내부의 압력이 영에 다다를 때 까지 눈내부의 압력과 반비례하는 비율로 영으로부터 증가한다. I(t)의 증가와 함께 ALIGN(t)의 감소하는 비율이 눈 내부의 압력에 의존한다는 것은 주목할 만하다. 눈 외부의 압력은 높은 눈내부의 압력을 가진 눈보다 더 쉽게 편평화되기 때문에, ALIGN(t)은 낮은 눈내부의 압력을 가진 눈이 높은 눈 내부의 압력을 가진 눈보다 더 빨리 감소할 수 있다. 따라서, ALIGN(t)는 편평화가 완전히 도달될 때 눈내부의 압력이 영으로 다다를 때 까지 눈내부의 압력과 반비례하는 비율로 최대 수치로부터 증가한다.

앞서 말한 것으로부터 입력 시그널 I와 관련한 출력 시그널 APPLN(t)와 ALIGN(t)의 변화비율은 눈내부의 압력에 반비례한다. 따라서, 본 발명을 사용한 눈 내부압력 측정은 측정자료 APPLN 대(verse) I의 기울기(약간 확실하지만, 또한, 측정자료 ALIGN 대 I의 기울기)를 결정함에 의존하다.

간단하게 하기 위해서, 다음의 서술은 "APPLN 대 I" 자료에 제한되고, 그러나 "ALIGN 대한 I" 자료도 비슷한 방법으로 처리될수 있다.

"APPLN 대 I"의 플롯은 다양한 측정(각각 및 모든 눈에 대한 다른 눈내부의 압력)을 위한 컴퓨터 모니터에 나타나지고, 회귀분석(regression analysis, 및 다른 자료 감소 알고리즘)은 각각의 측정을 위한 "가장 좋은 핏(fit)" 기울기를 얻기 위해서 사용될 수 있다. 이 자료 감소 과정을 최적화하기 위해서 시간이 소요될 수 있다. 눈에서 다른 눈내부의 압력에서 여러 가지 압력 측정의 마지막 결과(앞서말한 압력 변환기에 의해 결정됨)는 여러 가지 기울기에 해당(본 발명의 시스템에 의해 결정됨)할 것이다.

다음에, 단일 플롯은 각각의 눈에 대해 자료를 통하여 가장 좋은 핏팅 곡선(curve) 뿐만 아니라 눈 내부의 압력 자료 포인트에 대한 기울기를 보여주기 위해 제공된다. 이상적으로, 10 마리의 돼지의 눈에 대한 모든 곡선은 10명의 사람의 눈으로부터 얻어진 곡선에 대해 정확하게 일치한다. 이상적인 것으로 된다면, 어떤 곡선도 본 발명의 보정을 위해서 사용될 수 있다(그것은 모두 같기 때문에). 실제로, 그러나 이상적인 것은 거의 실행되지 않는다.

따라서, 10 마리 돼지의 눈에 대해 눈내부의 압력에 대한 모든 기울기들은 단일 플롯으로 포개어 놓는다(10 명의 사람 눈에 대해 눈내부의 압력에 대한 모든 기울기로 마찬가지로). 일반적으로, 이러하게 포개어 놓는 것은 "평균(averaged)"의 보정 곡선을 얻고, 또한 보정과 관련된 신뢰도(reliability)의 지표를 표시한다.

다음에, 단일 플롯에서 자료는 눈내부의 압력 자료에 대한 모든 기울기의 혼합을 차례로 제시하여 통계학적(1 마리의 돼지와 1명의 사람)으로 분석될 수 있다. 통계적인 분석으로부터, 1) 측정된 기울기 수치와 관련된 "가장 적합한 눈 내부의 압력(most likely intraocular pressure)"을 얻을 수 있는 본발명에 대한 평균 보정 곡선, 2) 본 발명을 사용하여

결정된 눈 내부의 압력와 관련한 표준편차(standard deviation, 또는 변이), 본질적으로 본 발명에서 기대되는 측정을 반복하는 "능력(ability)" 및 3) 자료의 평균의 표준오차(standard-error-of-the mean) 분석으로부터 얻어지는 본 발명의 보정 곡선의 "신뢰도(reliability)"와 "정확도(accuracy)"를 얻는 것이 가능하다.
병진운동이나 회전운동에서 잘못 정렬된 상태에서 정렬된 눈으로부터 얻는 자료 뿐만아니라, 본 발명을 사용하여 얻어진 눈 내부압력의 민감도를 조사하는 것 도 가능하다.
(인덴테이션에 의한 눈 내부의 압력을 측정하기 위한 다른 실시태양)
도 20A와 도 20B에 관하여, 인덴테이션에 의한 눈 내부의 압력을 측정하기 위한 다른 실시태양이 이제 기술될 것이다.
다른 실시태양은 인덴테이션 거리 검출 배열과 콘택트 장치를 포함한다. 콘택트 장치는 도 20A와 도 20B에서 나타내듯이 단지 외부 표면인 움직이는 중심부분16을 가지고 있다. 움직이는 중심부분 16의 외부표면은 적어도 부분적으로 반사한다.
인덴테이션 거리검출 배열은 두개의 수렴 렌즈(converging lense) L1과 L2; 빔 분할기 BS1; 나비 W를 가지는 빛의 빔을 방출하기 위한 빛 공급원 LS; 및 그것의 표면에 부딪쳐서 반사된 빔 직경에 반응하는 빛 검출기 LD를 포함한다.
도 20A는 움직이는 중심부분 16의 작동에 앞선 다른 실시태양을 나타낸다. 작동에 앞서, 환자는 움직이는 중심부분 16의 외부 표면이 초점을 모으는 렌즈 L2의 초점에 놓이게 하기 위해서 인덴테이션 거리검출 배치에 배열된다. 움직이는 중심부분을 16이 그렇게 놓였을 때, 빛 공급원 LS로 부터의 빛이 빔 분할기 BS에 비치고, 반사적인 움직이는 중심부분의 외부 표면에 포인트로 부딪치기 위해서 수렴하 는 렌즈 L1을 통하여 편향된다. 그런후, 반사하는 움직이는 중심부분 16의 외부 표면은 수렴 렌즈 L1, 빔 분할기 BS 및 그런후 빛 검출기 LD의 표면을 비치게 하기 위한 수렴 렌즈 L2를 통하여 다시 이 빔을 반사한다. 바람직하게 빛 검출기 LD는 움직이는 중심부분의 외부 표면이 수렴렌즈 L1의 초점에 존재할 때 실제로 영의 직경의 포인트로써 빛 검출기 LD의 표면에 반사된 빔을 부딪치게 하기 위해서 빛 검출기 LD는 수렴렌즈 L2의 초점에 위치한다.
바람직하게, 인덴테이션 거리검출 배열은 도 20A에서 보여지듯이, 움직이는 중심부분의 외부 표면이 여전히 나타나 보일 때, 영(zero) 위치의 표시를 생성하기 위한 표시장치와 연결되어 진다.
작동 장치를 사용하여 순차적으로 움직이는 중심부분 16의 작동(바람직하게 상기 기술된 작동 장치와 비슷)에 의하여, 움직이는 중심부분 16의 외부 표면은 도 20B에서 보여지듯이, 수렴 렌즈 L1의 초점으로부터 점진적으로 이동해 간다. 결과적으로, 움직이는 중심부분 16의 반사하는 외부 표면에 부딪치는 광선은 점진적으로 증가하는 직경을 가진다. 이 점진적으로 증가하는 직경은 수렴렘즈 L1의 초점으로부터의 위치에 비례한다. 따라서, 결과적으로 반사된 빔은 배치에 비례하고 수렴 렌즈 L1, 빔 분할기 BS 및 수렴 렌즈 L2를 통하여 다시 통과하고, 그런후 움직이는 중심부분의 배치에 비례하는 직경을 가지는 빛 검출기 LD의 표면을 비친다. 빛 검출기 LD는 상기 나타낸 것과 같이 반사된 빛의 직경에 반응하고, 움직이는 중 심부분의 어떤 배치는 빛 검출기 LD로 부터의 출력에서 비례적인 변화를 일으킨다.
바람직하게, 빛 검출기 LD는 앞서 말한 표시 장치에 연결된 포토일렉트릭 변환기(photoelectric converter)이고, 빛 검출기 LD에 부딪치는 반사된 빛의 직경에 비례하는 출력 전압을 제공할 수 있다. 따라서, 표시장치 빛 검출기 LD로부터 출력 전압을 기초로 한 배치의 시각적인 표시를 제공한다.
대신에, 빛 검출기 LD로부터의 출력은 상기 기술한 것과 같이 움직이는 중심부분 16의 배치를 기초로 한 눈 내부의 압력의 표시를 제공하는 배열 시스템에 연결될 수 있다.
(추가적인 특성)
일반적으로, 본 기구와 방법은 상기에 나타낸것과 같이 눈내부의 압력 뿐만아니라 눈의 견고성, 안액의 전도력과 유입속도와 같은 눈의 유체역학, 상공막 정 맥에서의 압력과 눈의 맥동하는 혈류량과 같은 혈액동력학를 평가할 수 있고, 또한 눈 내부의 압력을 연속적으로 기록할 뿐만 아니라 인공적으로 눈 내부의 압력을 증가시킬 수 있다.
편평화에 의한 눈내부의 압력 측정에 관하여, 앞서 말한 기술은 각막에 적용되는 힘이 시간에 따라 변화하는 힘을 변화시키는 기술을 포함한 그러한 측정을 수 행하기 위한 여러 가지 기술들을 설명한다. 그러나, 다양한 면적 방법도 수행될 수 있다.
기구는 알려진 힘에 의해 편평화된 면적의 양을 측정할 수 있다. 압력은 힘을 편평화된 면적의 양으로 나누어서 계산된다. 편평화된 면적의 양은 이전에 기술한 광학적인 방법 및/또는 필터를 사용하여 결정될 수 있다.
예를 들어, 각막 5 g에 해당하는 힘은 압력이 30 ㎜Hg 이라면 첫 번째 면적을 편평화할 것이고, 압력이 20 ㎜Hg 이라면 두 번째 면적을 편평화할 것이고, 압력이 15 ㎜Hg 이라면 세번째 면적등을 편평화할 것이다. 따라서, 편평화된 면적은 눈내부 압력의 표시이다.
대신에, 눈 내부의 압력은 연식 경계면(non-rigid interface)과 일반적인 편평화 기술을 이용하여 측정된다. 이 실시태양에서 움직이는 중심부분의 자석에 의해 둘러 싸인 탄력적인(flexible) 중심부분이 사용되고, 움직이는 중심부분의 투명한 부분은 마이크로-발륨(micro-balloon)과 같이 작용한다. 이 방법은 같지 않은 반지름을 가진 두 개의 구형 발륨 사이에 경계면은 두 개 사이에 압력이 같다면 평평해 질 것이다. 발륨을 가진 중심부분은 눈/중앙 부분 경계면이 앞서말한 광학적인 방법에 결정져 평평해질 때까지 눈에 대해 눌러진다.
또한, 인덴테이션에 의해 눈 내부의 압력을 측정하는 미리 상술한 배열에 관해서, 다른방법은 기구가 미리 결정된 양으로 각막을 인덴트하는데 필요한 힘을 측정하는 실시태양으로 행해질 수 있다. 인덴테이션의 양은 미리 기술한 광학적인 방법에 의해 결정된다. 움직이는 중심부분은 각막을 인덴트하기 위해 각막에 대해, 예로 0.5 ㎜, 밀어넣어진다(실질적으로 다른 깊이가 사용되어 질수 있을지라도). 미리결정된 깊이(depth)의 도달은 이미 기술한 광학적인 방법과 필터에 의해 검출될수 있다. 테이블에 따라서, 눈내부의 압력은 그후의 압력으로부터 결정될 수 있다.

그러나, 본 발명에서 용이하게 사용하는 방법은 탄도원리(ballistic principle)이다. 탄도 원리에 따라, 움직이는 중심부분의 알려진 질량과 각막사이의 충돌(collision)의 파라미터는 측정된다. 이 때, 측정 파라미터는 이론적으로나 실험적으로 눈 내부의 압력과 연관된다.

충돌 가속(Impact acceleration)

움직이는 중심부분은 잘 정의된 속도에서 각막에 향하게 된다. 그것은 각막과 충돌을 하고 약간의 접촉(contact) 후에 다시 튀어오른다. 충돌동안 및 후에 시간-속도 관계는 조사될 수 있다. 편평화하는 중심부분은 콘택트 장치의 견고한 환상멤버(annular member)에 연결하는 스프링(apring)을 가질 것이다. 각막 표면이 단단하면, 충돌시간은 짧을 것이다. 다르게, 각막 표면이 소프트하다면, 충돌시간은 길 것이다. 광학 센서는 충돌 지속시간과 움직이는 중심부분이 원래의 모습으로 돌아가기 위한 시간을 광학적으로 탐지할 수 있다.

충돌 지속시간(Impact duration)

눈 내부의 압력은 눈과 함께 움직이는 중심부분에 의해 추진된 스프링의 접촉 시간을 측정하여 추정될 수 있다. 각막이 평평해져 있는 시간은 이미 기술한 광학적인 방법에 의해 측정될수 있다.

리바운드 속도(Rebound velocity)

바운딩(boinding)후에 시간당 이동한 거리는 또한 리바운드 에너지를 나타내는 것이고, 이 에너지는 눈 내부의 압력에 비례한다.

진동 원리(Vibration principle)

눈 내부의 압력은 또한 콘택트 장치와 접촉한 진동 요소의 진동수(frequency) 측정에 의해 추정될 수 있고, 빛 반사에서 결과적인 변화는 눈에서의 압력과 연관이 있다.

시간(time)

본 발명의 기구는 또한 상기에서 나타나듯이, 각막을 편평화하는데 걸리는 시간을 측정하는데 사용될 수 있다. 각막이 단단할수록 눈내부의 압력은 더높아 지고, 따라서 각막을 변형하는데 더 오랜 시간이 걸린다. 한편, 각막이 소프트할수록 눈 내부의 압력은 낮아지고, 따라서 각막을 변형하는데 더 짧은 시간이 걸린다. 따라서, 각막을 변형하는데 걸리는 시간은 눈 내부의 압력에 비례한다.

본 발명의 추가적인 사용과 능력은 전도능력을 측정(토노그래피)하는 다른 방법과 연관된다. 이런 다른 방법은 종래 인덴티이션 방법, 일정 깊이 인덴테이션 방법, 일정 압력 인덴테이션 방법, 일정 압력 편평화 방법, 일정 면적 편평화 방법 및 일정 힘 편평화 방법의 사용을 포함한다.

1. 종래 인덴티이션(conventional indentation)

종래 인덴티이션 방법이 사용될 때, 본 발명의 움직이는 중심부분은 각막을 인덴트 하는데 사용되고, 그것에 의하여 인공적으로 눈 내부의 압력을 증가시키는데 사용된다. 눈 내부의 압력에서 인공적인 증가는 정상보다 더 빨리 눈에서 유체를 밀어낸다. 유체가 눈을 떠날 때, 압력은 점차로 원래의 수준으로 돌아간다. 눈 내부의 압력이 떨어지는 속도는 눈의 배수(drainage) 시스템이 어떤 기능을 하느냐에 달려 있다. 시간의 함수로써 압력의 하락은 전도능력의 C 값(value) 또는 계수를 계산하는데 사용된다. C 값은 눈 내부의 압력 변화가 전도능력의 속도 변화를 일으키는 정도를 나타내는 것이다. 또한, 이것은 눈의 배수 시스템에 의해 제공되는 전도에 대한 저항력을 나타낸다. 전도능력을 측정하는 다양한 과정중에 일반적으로 토노그래피로 알려져 있고, C 값은 전형적으로 분당 수은의 밀리미터당 마이크로리터로 표현된다. C 값은 콘택트 장치의 움직이는 중심부분을 사용한 눈 내부의 압력 증가와 시간에 대한 눈 내부의 순차적인 압력붕괴(decay)를 측정하여 결정된다. 증가된 눈 내부의 압력은 수용성의 유출 속도를 증가시키고, 또한 부피의 변화를 제공한다. 부피의 변화는 압력의 변화에 대한 부피의 변화에 관련이 있는 프리덴왈드 테이블(Friedenwald table)로부터 계산될 수 있다. 부피의 감소 속도는 유출 속도와 같다. 토노그래픽 과정동안 눈내부의 압력은 1/2 분 간격에 대한 압력 증가의 산술 평균(arithmetical average)로써 계산된다. C 값은 다음의 식으로부터 유도된다: $C = \Delta V/t * (Pave-Po)$, t는 과정에 걸리는 시간이고, Pave는 테스트동안 평균 압력 증가이고 측정될 수 있고, Po는 초기 압력으로 또한 측정될 수 있고, 및 ΔV는 초기와 마지막의 부피차이로 알려진 테이블로부터 얻어질 수 있다. 유체의 흐름("F")은 다음식 $F = C * (Po-Pv)$을 사용하여 계산되고, Pv는 측정될 수 있는 상공막 정맥이고 일반적으로 10의 일정한 값을 갖는다.

2. 일정 깊이 인덴테이션(constant depth indentation)

일정 깊이 인덴테이션 방법이 사용될 때, 이 방법은 눈에 미리결정된 양의 인덴테이션을 일으키는데 필요한 다양한 힘의 사용을 포함한다. 따라서, 본 발명의 기구는 미리결정된 양으로 각막을 인덴트하는데 필요한 힘을 측정하기 위해 배열된다. 인덴테이션의 양은 이미 기술한 광학적인 방법에 의해 검출될 수 있다. 움직이는 중심부분을, 예로 거의 0.5 ㎜, 눈을 인덴트하기 위해 각막에 대해 밀어낸 다. 10 g에 해당하는 무게를 사용하여 각막을 인덴팅하는 중심부분을 가지고, 0.5 ㎜ 인덴테이션 정상 압력 조건하(15 ㎜Hg의 눈 내부 압력)에서 평균 각막 곡률을 가정하여 이룩될 수 있다. 인덴테이션의 양과 각막 부분에 대한 표준 디멘젼(dimension)을 사용하여, 유체 2.5 ㎣ 는 대치될 것이다. 본 발명에 의해 기록되는 힘은 느린 감소를 하고 2 4분 후에 다소 정상 상태 수치로 된다. 압력에서의 붕괴는 중심부분의 첫 번째 인덴테이션 값과 약간의 시간후에 이룩된 마지막 수준과의 차이에 의해 측정된다. 압력 하락은 움직이는 중심부분에 의해 일어나는 인덴테이션에 의해 인위적으로 증가된 후에 정상 수치의 압력으로 돌아오기 때문이다. 알려진 정상 붕괴 값은 기준으로 사용되고 얻어진 값과 비교된다. 앞서말한 것은 시간에 대한 압력을 계속적인 기록을 제공하기 때문에 이 방법은 예로 강제로된 호기(expiration)동안 압력의 증가를 보여주는 생리학상의 연구를 위한 중요한 도구일 수 있다. 펄스 파동(wave)와 펄스 진폭(amplitude)는 평가 될 수 있고, 또한 눈의 맥동하는 혈류량도 계산될 수 있다.

3. 일정 압력 인덴테이션(constant pressure indentation)

일정 압력 인덴테이션 방법이 사용될 때, 눈 내부의 압력은 자기장을 증가시키고 그것에 의하여 유체가 눈으로부터 리크될 때 각막에 대한 힘을 증가시켜 일정하게 유지된다. 일정한 압력에서 힘과 전도속도는 프리덴왈드 테이블에 따라 직선적으로 연관된다. 눈 내부의 압력은 종래 인덴테이션 토노메트리에서 기술한 것과 같은 방법을 사용하여 계산될 수 있다. 전도능력(C)은 두 개 의 다른 방법을 사용하여 계산 될 수 있다. 첫 번째 방법에 따라, C는 식, $C = \{[(\Delta V_1/t_1)-(\Delta V_2/t_2)]/(P_1-P_2)\}$, 에 따라 다른 압력에서 두개의 일정 압력 토노그램으로부터 계산 될 수 있는데, 1은 첫 번째 압력에서 측정이고 2는 두 번째 압력(첫번째 압력보다 높음)에서 측정한 것이다. C 를 계산하는 두 번째 방법은 일정 압력 토노그램과 편평화 토노메트리를 사용하여 눈 내부의 압력의 독립적인 측정(P_a)으로부터 계산되는 데, $C = \{[(\Delta V/t)/(P-P_a-P_c)\}$으로, P_c 는 인덴테이션 토노메트리로 상공막 정맥 압력의 증가에 대한 보정 요소이고 P는 인덴테이션 토노메트리를 사용하여 얻어진 눈 내부의 압력이다.

4. 일정 압력 편평화(constant pressure applanation)

일정 압력 편평화 방법이 사용될 때, 눈 내부의 압력은 자기장을 증가시키고 그것에 의하여 유체가 눈으로부터 리크될 때 각막에 대한 힘에 의해 일정하게 유지된다. 각막이 구(sphere)라고 가정한다면, 수학식은 구 부분의 부피를 구의 곡률 반지름과 기본 부분(base of segment)의 반지름과 연관시킨다. 대치된 부피는 식, $V = A^2/(4*\pi*R)$,을 기초로하여 계산되고, 여기서 V는 부피이고 A는 기본 부분의 면적이고 R은 구 곡률의 반지름(각막 곡률의 반지름)이다. $A = \text{weight}/\text{pressure}$이기 때문에, 따라서 $V = W^2(4*\pi*R*P^2)$이다. 무게는 전자기장에서의 힘으로 구성되고, R은 케라토미터(keratometer)로 측정될 수 있는 각막의 곡률이고, P는 종래 편평화 토노메트리에서 기술한 방법에 의해 측정될 수 있는 눈에서의 압력이 다. 따라서, 대치된 부피와 C 값 또는 전도능력을 계산하는 것은 가능하다. 대치된 부피는 예를들어 15 초 간격으로 계산될 수 있고, 시간의 함수로써 플롯된다.

5. 일정 면적 편평화(constant area applanation)

일정 면적 편평화 방법이 사용될 때, 이 방법은 주로 편평화된 면적이 일정한 상태에서 압력 붕괴 곡선을 계산하는 것으로 구성한다. 앞서말한 광학 편평화 검출 배열은 움직이는 중심부분에 의해 편평화된 면적을 일정하게 유지하기 위해 사용된다. 편평화된 면적을 일정하게 유지하기 위해 필요한 힘의 양은 감소하고 이 감소는 기록된다. 여러 가지 편평화 면적에 대해 대치된 부피의 양은 알려져 있다. 이 경우에, 중심부분의 5 ㎜ 편평화는 7.8 ㎜의 평균 각막 반지름에 대한 4.07 ㎣로 대치한다. 식 $\Delta V/\Delta t = 1/(R*\Delta P)$을 사용하여, C의 역수인 R을 계산하는 것은 가능하다. 시간에 대한 연속적인 기록이 제공되기 때문에, 이 방법은 혈류량을 연구하고 계산하는데 중요한 도구이다.

6. 일정 힘 편평화(constant force applanation)

일정 힘 편평화 방법이 사용될 때, 같은 힘이 일정하게 적용되고 편평화된 면적은 앞서말한 광학 편평화 검출배열을 사용하여 측정된다. 일단, 아는 힘에 의해 편평화된 면적은 측정되고, 압력은 힘을 편평화된 면적의 양을 나누어서 계산될 수 있다. 유체가 눈을 떠날 때 편평화된 면적의 양은 시간에 따라 증가한다. 이 방법은 주로 일정한 힘이 적용된 상태에서 결과적인 면적 확대(augmentation) 곡선을 계산하는 것으로 구성한다. 여러 가지 편평화 면적에 대해 대치된 부피의 양은 알려져 있다. 식 $\Delta V/\Delta t = 1/(R*\Delta P)$을 사용하여, C의 역수인 R을 계산하는 것은 가능하다.

지금까지 본발명의 추가적인 사용은 토노메트리를 사용하여 눈의 주파수 반응(frequency response)을 검출하는 것과 연관된다. 특히, 오실레이팅(oscillating)하는 힘이 움직이는 증심부분 16을 사용하여 적용 된다면, 움직이는 중심부분 16의 속도는 눈의 주파수 반응의 표시이다. 이 시스템은 움직이는 중심부분 16의 무게에 의하여 주로 결정된 공명(resonant) 주파수에서 진동한다. 힘의 진동수(frequency)을 바꾸고 반응을 측정하여, 눈 내부의 압력은 계산된다. 이 계산은 공명 주파수를 측정하여 얻을 수 있고, 공명 주파수에서 상당한 변이는 눈내부 압력 함수로써 얻어질 수 있다.

본 발명은 또한 앞서말한 인덴테이션 방법을 사용하나, 여기서 계산에 사용되는 눈내부의 압력은 편평화 원리를 사용하여 측정된다. 실질적으로 편평화는 매우 작은 부피를 대치때문에 유체역학적인 평형을 교란하지는 않기 때문에, 이 방법은 종래의 인덴테이션 방법을 사용한 눈내부 압력의 측정보다 좀더 정확한 것으로 간주된다.

본 발명의 다른 사용은 전도에 대하여 측정하는 시간에 관련된 방법이다. 특히, 전도에 대한 저항력은 편평화나 인덴테이션으로 각막을 변형하는데 필요한 시간을 측정하여 검출된다. 치환하는데 필요한 시간은 예를들어, 5 ㎕는 정상 환자에게 있어서는 1초일 것이고, 녹내장 환자에게 있어서는 2초이상 일 것이다.

그러나, 본 발명의 다른 사용은 안액(eye flow)의 유입을 측정하는 것을 포함한다. 특히, 이 측정은 식 $F = \Delta P/R$의 적용에 의해 얻어지는데, 여기서 ??P는 $P-P_V$ 이고 P는 정상상태(steady state) 눈내부의 압력이고 P_V 는 상공막 정맥 압력이고, 계산할 목적으로 10으로 일정하게 간주된다. R은 전도에 대한 저항력으로 계산될 수 있는 C의 역수이다. F는 부피/분(volume/min)의 단위를 가지며, 계산될 수 있다.

본 발명은 또한 증가된 눈내부의 압력에 대하여 눈의 강도(rigidity)나 팽창성(distensibility)을 측정하는데 유용하다. 눈의 강도 계수는 다른 무게를 가진 두 개의 토노메릭 리딩(reading)을 기초로한 노모그램(nomogram)을 사용하여 측정될 수 있다. 눈의 강도 계수를 계산하기 위한 전환 테이블은 프리덴왈드에 의해 발달 되었다. 눈의 강도를 결정하는 방법은 다른 무게를 가진 두 개의 인덴테이션 포노메트릭 리딩을 사용한, 좀더 정확하게 한 개의 인덴티이션 리딩과 한 개의 편평화 리딩을 사용하고 노모그램으로 이 리딩들을 플롯하는 시차 토노메트리(differtial tonometry)의 개념을 기초로 한 것이다. 본 발명은 편평 화와 인덴테이션 방법을 사용하여 눈내부의 압력을 측정하기 위해 사용될 수 있기 때문에, 좀더 정확한 눈의 강도 측정을 이룰수 있다.

또한, 본 발명의 기구를 이용한 눈 내부의 압력측정은 혈액동력학, 특히 눈의 혈액 동력학과 눈의 맥동하는 혈류량을 측정하는데 사용될 수 있다. 눈의 맥동하는 혈류량은 눈 내부의 압력의 규칙적인 동요를 일으키는 눈의 총 동맥 유입량의 구성성분이다. 눈내부의 압력은 심박(heaart beat)으로 눈에 동맥혈 덩어리(bolus)의 맥동적인 유입 때문에 각각의 펄스에 따라 변한다. 혈액의 덩어리는 눈 내부의 압력에서 일시적인 증가를 일으키는 심박으로 눈내부의 동맥으로 들어간다. 유입의 주기는 혈액이 눈으로부터 배출될 때 이전 부피로의 완화와 이전 압력으로 돌아가는 것에 따라

수반되는 압력의 증가로 눈 벽(wall)을 팽팽하게 한다. 수축(심장의 수축) 동안 확장(expansion)과 확장(diastole, 심장의 이완) 동안 수축의 과정이 어떤 맥동률에서 일어난다면, 그때에 혈류 속도는 눈의 부피에서 펄스속도에 몇배 증가하는 변화일 것이다.

심장 사이클(cardiac cycle)에 대해 시간에 따라 눈내부의 압력이 변화한다는 사실은 맥동하는 눈의 혈류량을 측정하는 기본이다. 거의 심장 사이클은 0.8 Hz 순이다. 본 발명은 계산하고 눈내부의 압력을 기록하는 상기 기본적인 사람 심박 빈도(frequency)에 대해 눈내부 압력의 시간변화를 측정할 수 있다. 정상사람에 있어서, 눈내부의 펄스는 거의 3 ㎜Hg의 크기이고, 실제적으로 심장 사이클과 동시에 일어난다.

기술한 것과 같이, 눈내부의 압력측정은 동맥압(arterial pressure)의 맥동하는 구성성분과 연관된 시간변화를 보여준다. 실험적 결과는 눈의 압력의 변화를 눈 부피의 변화로 변환시키는 방법을 제공한다. 눈으로 들어가는 혈액 덩어리는 눈의 부피와 눈내부의 압력을 증가시킨다. 압력에서 관찰된 변화는 눈의 부피가 동맥혈 펄스에 의해 유도된 눈내부의 혈액부피의 변화를 조절해야만 한다는 사실을 반영한다. 이 펄스 부피는 눈 부피에 비례하여 작고, 그러나, 눈의 벽(wall)은 딱딱하기 때문에 펄스 부피를 조절하기에 필요되어지는 압력 증가는 중요하고, 측정될 수 있다. 따라서, 증가된 눈 내부의 압력과 증가된 눈의 부피사이에 관계가 주어진다면, 유체의 덩어리 부피는 결정될 수 있다. 압력 변화와 부피변화 사이의 관계는 잘 정리 되어 있기 때문에(프리덴왈드; Frisdenwald 1937, 멕바인; McBain 1957, 이테보르그;Ytteborg 1960, 아이센로르; Eisenlohr 1962, 멕에웬; McEwen 1965), 압력 측정은 혈액 덩어리의 부피를 얻는데 사용될 수 있고, 그것에 의하여 혈류량을 결정할 수 있다.

순간의 압력에 대한 토노미터의 출력은 시간의 함수로써 눈 부피의 순간적인 변화로 전화될 수 있다. 눈 부피의 변화에 대한 시간 도함수는 눈 혈액유체의 유효(net) 순간적인 맥동하는 구성성분이다. 이러한 조건하에, 눈을 통하여 맥동하는 혈류량의 속도는 눈내부의 압력의 순간의 측정으로부터 계산될 수 있다. 눈 내부의 펄스를 빠르게 정량하고 분석하기 위해서 토노미터의 시그널은 디지털 화될 수 있고 컴퓨터로 보내진다.

게다가, 눈 내부의 압력 측정은 프리덴왈드 식(friedenwald, 1937)과 같은 독립적으로 결정된 압력-부피 관계를 통하여 눈내부의 부피를 얻는데 사용될 수 있다. 또한 압력 부피 관계의 실험적 자료를 기초로한 수학적인 모델(프리덴왈드 1937, 멕바인 1957, 아이센로르 1962, 멕에웬 1965)은 눈 압력의 변화를 눈 부피의 압력으로 전환하는데 사용될 수 있다.

더욱이, 이 모델은 또한 눈 내부의 압력 파동 형태로부터 눈의 혈류량을 측정할수 있도록 구성될 수 있다. 유체 곡선은 부피변화 곡선으로부터 오는 파라미터와 연관된다. 눈 내부의 압력은 측정된 압력-부피 관계로부터 부피 변화로 변환되는 실제적으로 측정된 양이기 때문에 이 곡선은 간접적으로 얻을 수 있다. 그때, 유체는 유입의 시간간격의 길이와 총 펄스 길이와 연관된 상수에 의하여 증가된 부피 $V_{max} - V_{min}$ 의 변화를 취하여 계산 될 수 있다. 알려진 수학적인 계산은 눈 혈류량의 맥동하는 구성성분을 얻는데 사용될 수 있다. 본 발명은 또한 눈의 강도를 측정하는데 사용될 수 있고, 눈 강도의 계수 파라미터는 맥동하는 혈류량의 개인적인 차이를 좀더 정확하게 계산하기 위해 사용될 수 있다.

게다가, 본 발명의 작동 기구 6과 콘택트 장치 2는 바람직하게 투명한 부분 을 포함하고, 맥동하는 혈류량은 각각의 심박에서 혈관(vessel) 크기의 변화를 측정하기 위해 광학적으로 직접 측정될 수 있다. 따라서, 혈류량의 좀더 정확한 측정은 눈 내부의 펄스 변화를 자동적으로 광학적인 측정을 한 혈관 직경의 변화에 결합하여 이룩될 수 있다.

눈의 혈관 시스템와 중추 신경 시스템에 대한 많은 자료는 시간에 대한 눈 내부 압력의 변화와 맥동하는 눈의 혈류량으로써 얻어질 수 있다. 눈 내부의 압력과 펄스는 눈 양쪽에 균형이 잡혀 있다. 따라서, 이 균형의 손실은 눈과 대뇌혈관 질병(cerebrovascular disease)에 어떤 사인(sign)을 보낸다. 또한, 당료병(diabetes), 흑점 변성(macular degeneration) 및 다른 혈관 질병으로 고생하는 환자는 본 발명의 기구를 이용하여 눈의 혈류량을 감소시킬 수 있고 눈의 혈액동력학을 측정할 수 있는 이득이 있다.

본 발명은 또한 인위적으로 눈 내부의 압력을 측정하는데 사용될 수 있다. 눈 내부의 인위적인 증가는 연구를 위한 중요한 요인일 뿐만 아니라 눈과 뇌의 질병의 진단과 예후에 중요한 요인이다.

본 발명을 사용한 눈 내부 압력의 인위적은 증가는 여러 가지 방법에 의해 수행될 수 있다. 한가지 방법에 따라, 본 발명의 콘택트 장치는 공막(눈의 하얀부분)에서 배치 모양을 변형한다. 하기에서 기술되어질 이 배열은 도 21 22에 보여지듯이, 움직이는 중심부분 16은 크기에서 더 크고 바람직하게 눈 내부의 압력을 증가시키기 위해 공박에서 작동된다. 인덴테이션의 양은 이미 기술한 광학 검출 시스템에 의해 검출될 수 있다.

인위적으로 눈내부의 압력을 증가시키는 다른 방법은 이미 기술한 것과 같은 방법이나 더 깊은 인덴테이션을 위한 더 큰 힘을 적용한 움직이는 중심부분을 사용하여 각막에 본 발명의 콘택트 장치를 배치시키는 것이다. 이 방법은 콘택트 장치의 움직이는 중심부분이 바람직하게 투명하기 때문에 힘을 가하는 동안 편리하게 눈을 볼수 있다. 이 방법에 따라, 또한 움직이는 중심부분의 크기는 또한 더 넓은 면적을 인덴트하기 위해 증가 될 수 있고, 그러므로 더 큰 눈내부의 인위적인압력을 생성할 수 있다. 바람직하게, 또한 작동 장치는 상기 기술한 것처럼 투명한 중심부분을 가지고, 눈내부의 압력이 증가하는 동안 눈과 망막(retina)을 직접 용이하게 볼수 있다. 눈내부의 압력이 눈동맥확장 압력을 초과할 때, 펄스크기와 혈류량은 신속하게 감소한다. 눈 내부의 압력이 눈 수축 압력과 같거나 더 높다면 혈류량은 영으로 된다. 이와 같이, 망막 혈관을 직접 볼 수 있어서, 펄스가 사라지는 정확한 순간을 결정할 수 있고 눈 동맥에서 펄스 압력와 같은 양의 압력을 중지시키기 위해 필요한 압력을 측정할 수 있다. 그러므로 본 발명은 눈의 동맥의 압력을 측정할 수 있다.

또한, 작동기구의 뒷 부분에 빛을 고정시키고 빛을 더 이상 볼수 없는 환자 에게 부탁하여, 환자의 시력이 머무는 곳에서의 압력을 기록할 수 있다. 또한 눈의 동맥에서 펄스를 중지시키는 것에 해당한다. 혈관이 개방된 상태에서의 압력은 펄스가 사라질 때까지 눈 내부의 압력을 증가시키고 점차로 펄스가 다시 생길 때 눈내부의 압력을 감소시켜 결정될 수 있다. 그러므로 혈관이 개방되는데 필요한 눈 내부의 압력은 측정될 수 있다.

앞서말한 측정은 예를들어 빛을 맥동하는 혈액 혈관에 비추는 광학적인 검출 시스템을 사용하여 자동적으로 행해질 수 있나는 것을 주목하는 것은 중요하다. 맥동(pulsation)의 중단을 광학적으로 인식될 수 있고, 압력은 기록된다. 맥동의 감쇠는 마지막 목적으로 사용될 수 있고 광학적으로 검출될 수 있다. 기구는 또한 증가된 압력이 생성되는 동안 시신경(optic nerve)의 돌기를 직접 볼 수 있게 한다. 그러므로, 눈 내부 압력의 인위적인 증가로 눈내부에서 일어나는 물리적, 화학적인 변화는 압력이 측정되는 동시에 측정될 수 있다.
앞서말한 테스트는 편리하게 눈의 뒷부분을 볼수 없게 하는 메디아(media) 불투명체를 가지고 환자에게 수행될 수 있다. 특히, 앞서말한 시력이 머무는 곳에 환자가 나타내는 방법은 메디아 불투명체를 가진 환자에게 있어서 유용하다. 말초시력(peripheral vision)의 퇴색은 확장압력에 해당하고 중심시력(central vision)의 퇴색은 수축압력에 해당한다.
눈내부 압력의 증가와 상기와 같이 눈 뒤에서 혈액 혈관을 직접보는 것에 의하여 본 발명은 예를 들어 당료병과 흑점변성에서 일어나는 출혈과정(hemorrhagic process)에 탐폰삽입법(tamponade, 간접 압력적용으로 출혈을 막음)을 사용하는데 사용될 수 있다. 눈 내부의 압력 증가는 또한 망막 박리(retinal detachment) 치료에 도움이 된다.
지금까지의 본 발명의 다른 사용으로 앞서말한 기구는 안액(eye flow)의 유출(outflow)을 측정하는데 사용될 수 있다. 안액에서 유출압력은 측정하기 위해서 콘택트 장치는 각막위에 놓여지고 적당한 압력은 각막에 적용된다. 이 압력은 각막의 압력이 유출압력과 같을 때 방수정맥(aqueous vein)의 직경을 증가시킨다. 각막에서 압력은 유출압력과 비례한다. 눈으로부터 안액의 흐름(flow)은 라미나르 전류(laminar current)에 대한 포이세울리 법칙(Poiseuille's Law)에 의해 조절된다. 저항을 이 식에 삽입하면 결과는 옴의 법칙(Ohm's Law)과 비슷한 식이 된다. 알려진 식을 이용하여 흐름의 속도(시간당 부피)는 결정될 수 있다. 기준 포인트인 혈관의 직경에서의 변화는 간접적인 관찰이나 직경에서의 보이는 변화를 수동적으로 검출될 수 있거나, 정맥에서 흐름의 양에 기인하는 반사력의 변화와 표면적의 변화를 검출할 수 있는 광학 검출 시스템을 사용하여 자동적으로 검출될 수 있다. 정맥의 실제적인 단면(cross-section)은 광학 검출 시스템을 사용하여 검출될 수 있다.
눈과 뇌는 혈액동력학적으로 경동맥(carotid artery)과 자율신경계(autonomic nervous system)에 의해 연결된다. 경동맥, 뇌, 심장 및 교감신경계에서의 병리학적인 변화는 눈의 혈류량에 이차적인 영향을 줄수 있다. 눈과 뇌는 높은 반응성을 가진 낮은 혈관 저항계(vascular resistance system)이다. 뇌에 정맥류의 흐름은 경동맥에 의해 제공된다. 눈 동맥은 90도로 경동맥으로 나뉘어지고 거의 5 ㎜의 직경인 경동맥과 비교하여 0.5 ㎜의 직경으로 측정된다. 그러므로, 뇌의 흐름에 가장 많은 영향을 주는 과정은 눈에 중요한 영향을 준다. 게다가, 중추 망막 동맥(central retinal artery)은 눈 동맥에서 수축압력을 결정하는데 사용되고 뇌 순환계(cerebral circulatory system)와의 해부학상의 연관때문에 뇌혈관에서의 압력은 측정될 수 있다. 뇌로의 혈관계의 전체적이나 부분적인 폐색은(occlusion)은 눈의 혈류량을 측정하여 결정될 수 있다. 눈내부의 압력곡선와 눈의 펄스 크기를 바꾸는 혈관계와 신경계의 수 많은 손상들이 있다. 이러한 병리학적인 경우는 눈간의 불균형, 중추 망막 동맥압력의 감소 및/또는 맥동하는 혈류량의 감소를 나타낼 것이고, 펄스크기를 바꿀 것이다.
경동맥(뇌순환, cerebral circulation)에서 흐름의 저해(obstruction)는 눈 펄스 크기와 면적, 펄스붕괴와 펄스 나비, 파형의 분석과 눈 펄스의 하모닉(harmonic) 분석으로 측정될 수 있다.
눈 맥동은 광학적으로 각막에 비추어진 빛 반사의 변화에 따라 기록될 수 있 다. 인덴테이션 동안 움직이는 중심부분에 의해 이동하는 거리를 기록하기 위해서 사용되는 같은 시스템은 각각의 맥동과 함께 일어나는 부피의 변화를 검출하기 위한 노출된(bare) 각막에 사용될 수 있다. 광학 검출 시스템은 각각의 심박과 함께 일어나는 각막의 표면으로부터의 거리변화를 기록한다. 각막의 위치에서의 이런 변화는 눈에서의 부피변화에 의해서 유도된다. 이런 변화의 맥동 특성으로부터 눈으로의 혈류량은 계산될 수 있다.
앞서말한 인위적인 압력의 증가 방법을 가지고, 눈이 기준선(baseline)으로 되돌아가는데 필요한 시간을 측정할 수 있고 이 회복 시간은 녹내장의 존재와 전도능력의 계수를 나타나는 표시이다.
또한 본 발명은 눈의 표면에서 혈관속의 압력, 특히 상공막 정맥의 압력을 측정하는데 사용될 수 있다. 정맥을 허탈(collapse)하는데 필요한 외부의 압력은 이 측정에서 이용될 수 있다. 이 방법은 바람직한 마지막 포인트를 얻을 때 까지 상공막 정맥의 위에 함께 누펴진 일정한 면적에 대해 다양한 힘을 적용함을 포함한다. 이 압력은 직접적으로 혈관속으로 적용되고, 혈관이 허탈될 때 바람직한 마지막 포인트에 다다른다. 그러나, 허탈전에 일어나는 혈관의 블랜칭(blanching)과 같이 다른 마지막 포인트도 사용될 수 있다. 마지막 포인트의 압력은 토노메트리에서 사용되는 비슷한 방법으로 적용된 힘을 편평화하는 중심부분의 면적으로 나누어 결정된다. 혈관은 슬릿-램프 바이오마이크로스코프(slit-lamp biomicroscope)를 사용하여 투명한 편평화 움직이는 중심부분을 통하여 관찰 될 수 있다. 바람직하게, 이 방법 대한 실시태양은 공막에 알맞는 변형된 콘택트 장치를 포함한다(도 23). 바람직한 팁의 크기는 250 500 ㎛ 이다. 마지막 포인트의 검출은 수동적으로나 자동적으로 이룩될 수 있다.
수동적인 배열에 따라, 작동 기구는 작동기구의 투명한 뒤 창(window)을 통하여 직접적으로 볼 수 있도록 배열된다. 자동적인 배열을 통한 광학 검출시스템은 혈류가 더 이상 보이지 않을 때 그렇게 배열되고, 상기와 같은 토노메트리 방법에 의해 반사된 빛의 변화가 있으며, 따라서 허탈하기 위한 압력은 자동적으로 동일하게 된다. 이 두가지 경우, 마지막 포인트에서 혈류 흐름은 사라지고, 하나는 작동자에 의해 감출되고, 다른 하나는 광학 검출시스템에 의해 검출된다. 바람직하게, 두가지 경우에서 콘택트 장치는 공막의 평균 곡률을 꼭맞게 하기 위해 디자인 되어 있고, 움직이는 중심부분은 단단하거나 탄력적인 물질로 되어 있어 혈관를 압축하는데 사용된다.
또한 본 발명은 눈 내부 압력의 리얼-타임(real-time) 기록을 제공하는데 사용될 수 있다. 빌트-인 싱글 칩 마이크로프로세서(built-in single chip microprocessor)는 시간에 대한 눈 내부의 압력 측정에 반응하도록 만들어 질 수 있고, 압력을 시간과 연관하는 곡선을 생성하고 도시하도록 프로그램될 수 있다. 움 직이는 중심부분의 상대적인 위치는 상기 기술한 것과 같이 광학 검출 시스템을 사용하여 검출될 수 있고, 작동 기구의 코일을 통하여 흐르는 전류량의 정

보를 결합한 정보에서 검출된 위치는 빨리 수집될 수 있고 앞서말한 곡선을 생성하기 위한 마이크로프로세서에 의해 분석될 수 있다.
마이크로프로세서의 사용은 곡선을 생성하는데에 배열을 제한하지는 않는다. 사실, 마이크로프로세서 기술은 적어도 본 발명의 앞서말한 10 유니트 계산을 생성하는데 사용될 수 있다. 바람직하게, 마이크로프로세서는 시그널과 적용된 힘을 계산한다. 결과적인 측정은 여러 가지 방법에서 전자적으로 기록될 수 있고 저장될 수 있다. 시간에 대한 전류의 변화는 예를 들어 스트립-차트 리코더(strip-chart recorder)에 기록될 수 있다. 자료를 기록하고 저장하는 다른 방법은 적용될 수 있다.
지금까지 다른 본 발명의 사용은 공업과 의학에서 변형할 수 있는 물질에서의 압력 평가에 관한 것이다. 그러한 예는 사체(cadaver)로부터 제거된 기관(organ)과 같은 소프트 조직(tissue)을 평가하기 위해 본 발명을 사용하는 것이다. 사체 해부는 인체를 연구하고 배우는 기본적인 방법이다. 뇌, 간, 비장 등 그와같은 조직들의 변형은 본 발명을 사용하여 측정될 수 있고, 인덴테이션의 깊이는 측정될 수 있다. 이 점에 있어서, 본 발명의 콘택트 장치는 기관의 곡률에 꼭 맞게 변형될 수 있다. 움직이는 중심부분은 표면위에 놓여질 때, 변형된 표면 의 장력(tension)과 강도에 반비례하는 표면거리에 놓여지도록 작동될 수 있다. 또한 본 발명은 반흔화(cicatrization), 특히 화상 반흔 치료(burn scar therapy)를 평가하고 양을 측정하기 위해 사용될 수 있다. 본 발명은 정상 피부면적과 비교하여 반흔의 단단함(firmness)을 평가하는데 사용될 수 있다. 반흔 피부 장력은 정상 피부장력의 수치와 비교되어 진다. 이 방법은 반흔 과정중에 수적인 정량을 할 수 있는 화상 반흔을 가진 환자의 치료를 모니터하는데 사용될 수 있다. 또한, 이 방법은 비대(hypertrophic, 두껍고 증가된) 반흔(scarring)이 진척되는 것을 초기에 표시하는 것으로 사용될 수 있다. 조직 압력과 변형의 평가는 다음과 같은 여러 가지 조건: a) 임파선종(lymphoedema), b) 심장수술과 같은 외과수술 후의 결과 및 c) 속이 빈 기관의 압력은 또한 기구를 가지고 가능하다. 상기의 경우에, 콘택트 장치에 의해 제공되는 위치가 다른 배열은 콘택트 렌즈와 다른 모양의 요소에 위치해야만 한다. 반대로, 바람직하게 바닥이 평평한 표면을 가진 어떤 모양과 어떤 크기도 사용될 수 있고, 콘택트 렌즈와 같이 구부러지지 않는다.
그러나, 본 발명의 다른 사용은 오랜 시간을 사용하는 벤디지(bandage) 렌즈를 제공하는 것과 관련한다. 녹내장과 증가된 압력은 각막 이식에 거부를 일으킨다. 시중의 많은 종래의 토노미터는 각막 질환을 가진 환자에게 있어서 눈 내부의 압력을 정확히 측정할 수 없다. 각막 질환을 가지거나 최근 각막이식을 한 환자들에게 있어서, 더 얇고 더 큰 콘택트 장치는 사용되고, 이 콘택트 장치는 더 오랜 기간동안 사용될 수 있다. 또한 이 장치는 치료의 일부로써 콘택트 렌즈를 착용해야 하는 각막 질환을 가진 환자에게 있어서, 눈 내부의 압력 측정을 용이하게 한다.
또한 본 발명은 유아의 두개골 내부(intracranial)를 해치지 않고 측정할 수 있고 또는 손상되지 않은 혈관을 통하여 혈압을 순간적으로 연속적으로 모니터링 도록 변형될 수 있다. 또한 본 발명은 심장계에서 동시에 일어나는 것(synchronization)을 제공하기 위해 디지탈 펄스 미터와 연결되어 사용될 수 있다. 또한, 콘택트 마이크로폰을 제공하여 동맥 압력은 측정될 수 있다. 또한 본 발명은 하나의 눈에 이중 토노미터 배열을 생성하는데 사용된다. 첫 번째 토노미터는 상기 기술한 것과 같이 각막에 대해 적용된 본 발명의 콘택트 장치에 의해 정의될 수 있다. 두 번째 토노미터는 일시적인 공막의 위치에서 변형된 이미 언급된 콘택트 장치에 의하여 정의된다. 이중 토노미터 배열의 사용에서 콘택트 장치가 작동되는 동안 밑에서 눈을 처다보는 것이 바람직하다. 따라서, 적어도 각막에 위치한 콘택트 장치의 움직이는 중심부분은 밑에서 마이크로스코프를 가지고 관찰하기 위해서 바람직하게 투명하다.
일반적으로 앞서말한 콘택트 장치의 실시태양은 각각의 콘택트 장치 2에서 단지 하나의 움직이는 중심부분을 보여줄지라도, 한 개 이상의 움직이는 중심부분 16은 본 발명의 범위와 정신에서 벗어나는 것은 아니다. 바람직하게, 다수의 움직이는 중심부분 16은 움직이는 중심부분 16에 집중적으로 배열되어 연결하는 탄력 있는 맴브레인 14를 적어도 한 개를 가진 콘택트 장치에 2에 집중적으로 배열된다. 다수의 움직이는 중심부분 16의 배열은 바람직한 전체적인 결합을 이룩하기 위해서 앞서말한 어떤 특색(feature)으로 결합될 수 있다.
앞서말한 바람직한 실시태양은 적어도 한 개의 자성을 띠고 작동하는 움직이는 중심부분 16을 포함할 지라도, 움직이는 중시부분을 작동할 많은 다른 방법들이있을 것이다. 예를 들어, 사운드(sound) 또는 울트라사운드(ultrasound) 발생 기술은 움직이는 중심부분을 작동하는데 사용될 수 있다. 특히, 음파(sonic) 또는 초음파(ultrasonic) 에너지는 움직이는 중심부분의 투명한 부분에 보내어 지고 차례로 그러한 에너지의 적용에 반응하여 각막으로 향하여 이동한다. 비슷하게, 움직이는 중심부분은 정전기적 전하(static electrical charge)를 유지하기 위한 방법에 의하여 제공될 수 있다. 그러한 움직이는 중심부분을 작동하기 위해서 그것과 함께 관련된 작동 메카니즘은 극성(polarity)과 같은 전기장을 생성할 것이고, 그것에 의하여 전기장으로부터 움직이는 중심부분을 멀리하려는 반발(replsion)을 일으킨다.
예를 들어, 다른 작동 방법은 움직이는 중심부분을 향해 유체 또는 기체의 방전을 포함하고, 덜 바람직한 배열에 따라 물리적으로 움직이는 중심부분을 기계적인 작동 장치를 연결하는 것은 추진된 모터일 것이고, 스트레인 게이지(strain gauge)를 사용할 것이다.
대신에, 콘택트 장치는 작동 기구에서 움직이는 중심부분을 위하여 제거될 수 있다. 이 배열에 따라, 작동 기구의 움직이는 중심부분은 작동기구에서 자기장이나 다른 작동 방법에 의하여 작동되는 미끄러지는 샤프트(slidable shaft)에 연결될 수 있다. 바람직하게, 의사는 작동기구의 움직이는 중심부분을 눈에 적용하고 자기장을 발생시키기 위한 버튼(button)을 누른다. 차례로 이것은 샤프트와 눈에 대한 움직이는 중심부분을 작동시킨다. 바람직하게, 작동기구의 작동기구, 샤프트 및 움직이는 중심부분은 환자 눈의 안쪽이 작동하는 동안 보일 수 있도록 적당하게 투명한 부분에 배열된다.
광학 검출 방법을 포함한 상기 기술한 어떤 검출 방법은 다른 작동 방법으로 사용될 수 있다.
또한, 움직이는 중심부분 16은 단단한 환상의 멤버 12에 배열된 팽창식 블래더(inflatable bladder, 보여지지 않음)로 대치될 수 있다. 팽창되었을 때, 블래더는 단단한 환상 멤버 12에 홀로부터 각막을 향햐여 뻗어간다.

비슷하게, 앞서말한 약간의 바람직한 실시태양은 미리결정된 편평화 양이 도달되었을 때 결정 하기위한 광학 배열을 사용하고, 편평화가 일어날 때 결정하기 위 한 다른 많은 방법들이 있다. 예를 들어 콘택트 장치는 움직이는 중심부분이 편평화를 제공하는데 필요되어지는 거리로 이동할 때, 전기 회로를 만들거나 중단 시키기 위해 배열된 전기 콘택트를 포함한다. 그런후, 전기회로를 만들거나 중단시키는 것은 편평화를 나타내는데 사용될 수 있다.
또한, 편평화가 일어난후에 작동힘이 끝난 후에 움직이는 중심부분이 처음의 위치로 돌아가는데 필요한 시간은 눈내부의 압력을 나타내는 표시이다. 눈내부의 압력이 높을 때 움직이는 중심부분은 좀더 빨리 처음위치로 돌아간다. 비슷하게, 더 낮은 눈내부의 압력에 있어서, 움직이는 중심부분 16은 처음의 위치로 돌아가는데 더 오래 걸린다. 따라서, 본 발명은 또한 측정된 눈 내부의 압력을 결정하는 움직이는 중심부분이 돌아가는 시간을 고려하여 배치될 수 있다.
상기 기술한 것과 같이 본 발명은 콘택트 장치에서 투명한 중심부분으로 형성될 수 있다. 이 투명한 중시부분은 눈내부의 압력이 움직이는 중심부분을 이용하여 인위적으로 중가되는 동안 눈의 내부(시신경)를 볼 수 있는 잇점이 있다. 따라서, 시신경, 망막 및 초자체(virteous)에서 증가된 눈 내부의 압력의 효과는 눈 내부의 압력이 동시에 측정되는 동안 본 발명을 통하여 이미 관찰된다.
도 21과 도 22을 보면, 앞서 말한 예가 각막에서 콘택트 장치 2의 위치를 기술할 지라도, 본 발명의 콘택트 장치는 눈의 공막에 콘택트 장치 2의 배치를 용이하 게 하기 위해 콰지-트라이엥글 모양(실질적으로 단단하고 환상의 멤버에 의해 정의됨)으로 배열될 수 있다.
도 23과 도 24를 보면, 본 발명의 콘택트 장치는 상공막 정맥 압력을 측정하는데 사용될 수 있다. 바람직하게, 상공막 정맥 압력은 측정될 때, 움직이는 중심부분 16은 중심에 투명한 프러스트코니얼 프로젝션(frustoconial projection) 16P를 가진다. 도 24에서 보여주는 실시태양은 움직이는 중심부분 16의 적어도 한 개의 투명한 부분을 통하여 물체를 볼 수 있다는 잇점이 있다.
게다가, 상기 기술한것 처럼 본 발명은 또한 몸의 다른 부분(성형 수술에서 흉터의 압력)이나 다양한 물체의 표면에서의 압력을 측정하는데 사용될 수 있다. 따라서, 본 발명의 콘택트 장치는 실시태양에서 보여주는 각막-형성 곡선모양에서 제한하는 것은 아니고, 일반적으로 평평한 배열을 포함하는 다른 모양을 가질것이다.
(눈꺼풀의 닫힘에 의해 구동되는 다른 실시태양)
그림 25-31을 참조하여, 이 시스템의 대체 실시태양을 설명토록 하겠다. 대체 기구와 방법은 눈꺼풀이 닫히거나 깜박일 때 생성되는 힘과 동작을 구동기구로서 사용하며, 각막에 위치한 콘택트 장치 402에 탑재된 적어도 하나 이상의 변환기 400을 활성화시킨다. 이 방법과 기구는 정보를 눈꺼풀 조직을 통해 정보를, 바 람직하게는 전자기파를 통해, 전송함으로서 압력 및 기타 생리학적 반응들을 원격 모니터링하는 것을 용이하게 한다. 전송된 정보는 콘택트 기구 402에 비해 멀리 위치한 수신기 404(receiver)에서 재생되며, 이 수신기 404는 안경, 프레임 408에 위치하도록 한다.
이 다른 실시태양은 또한 유출물을 측정하도록 힘찬 눈꺼풀 닫힘의 이용을 용이하게 한다. 변환기 400은 변환기 400에 가해지는 물리적 압력을 라디오 주파수 신호로서 나타내는 극소형 압력 감지식 변환기(miniature pressure-sensitive transducer) 400로 한다.
변환기 400으로부터의 신호 반응은 케이블을 사용하여 통신이 가능하지만 능동적이건 수동적이건 콘택트 장치 402에 비해 떨어져서 위치한 수신기 404로의 통신은 무선 형태를 바람직하면 사용토록 한다. 변환기 400의 신호반응으로 대표되는 자료는 그 후에 저장되고 분석된다. 이 자료로부터 얻어진 정보도 또한 관례적인 방법을 이용하여 전화로 통신이 가능하다.
다른 실시태양에 따라, 기구는 적어도 하나의 압력 감지 변환기 400으로 구성되며, 이 변환기 400은 바람직스럽게는 눈꺼풀이 닫힘에 의해 활성화 되고 콘택트 장치 402에 장착되도록 한다. 그리고, 콘택트 장치 402는 눈 위에 위치하게 된다. 시스템을 보정하기 위해서 눈꺼풀의 움직임/닫힘에 의한 운동량과 콘택트 장치 402의 압착되는 정도가 평가되고 계산되어진다. 눈 껌벅일 때 상위 눈꺼풀이 닫히는 동안 상위 눈꺼풀은 콘택트 장치 402를 내려 누르고 압착하게 되며, 이에 따라 콘택트 장치 402에 미끄러짐과 압착 운동을 받게 된다.
정상인은 무의식중에 매 2초 내지 10초당 한 번씩 눈을 깜박거리게 되므로, 본 발명의 이러한 대체 실시태양은 변환기 400의 빈번한 구동을 제공하게 된다. 사실상, 이 종류의 콘택트 장치 402를 착용한 정상인은 무의식적인 눈 깜박거림의 수치적 증가를 경험하게 되며, 이로 인해 준연속적인 측정을 제공하기 쉽게 된다. 수면이나 눈을 감고 있을 동안에는 눈꺼풀에 의한 막힘없는 압력이 지속되기 때문에 연속적으로 측정 될 수 있다.
상기된 바와 같이, 눈을 감는 동안 콘택트 장치 402는 눈꺼풀에 의해 닫힘 단계에서 압착과 미끄러짐의 운동을 받게 된다. 초기에는 상위 눈꺼풀이 활짝 열린 위치에서 콘택트 기구 402의 위 부분과 만날 때 까지 내려오며, 그 후에 콘택트 장치 402는 약 0.5 mm에서 2 mm 가량 아랫방향으로 눌려진다. 이 거리는 콘택트 장치 402의 구조(structure) 412를 만드는데 사용된 물질의 종류에 의존하며 또한 직경에도 의존한다.
단단한 구조 412가 사용될 때는 눈꺼풀과 콘택트 장치 402의 초기 중첩은 거의 없다. 부드러운 구조 412가 사용될 때는 눈꺼풀 운동의 초기 단계에서조차 상당한 중첩이 있게 된다. 이러한 초기의 작은 움직임을 만든 후 콘택트 장치 402는 휴지하고 나서 눈꺼풀은 콘택트 장치 402의 외부표면 위로 압착을 가하며 미 끄러지고 이것을 덮는다. 구조 412의 직경이 눈꺼풀 구경보다 크거나, 각막 직경보다 크다면 상위 눈꺼풀은 눈깜박거림의 초기에 콘택트 장치 402의 위부분을 건드리지 않을 수도 있다는 것을 인식하는 것이 중요하다.
콘택트 직경 402의 움직임은 각막(반지름 9mm)과 공막(반지름 11.5mm) 사이의 교차면적 내의 약 13도의 각도 변화로 인해 각막-공막 교차점(corneo-scleral junction) 근처에서 멈추게 된다. 이 지점에서 단단한 구조 또는 부드러운 구조를 가진 콘택트 장치 402는 눈꺼풀이 그것의 전체를 덮으며 진행되어가는 동안 안정되고 고정된다.
단단한 구조 412가 사용되는 경우, 콘택트 장치 402는 일반적으로 휴지되기 전에 0.5 2 mm 정도 눌리게 된다. 부드러운 구조 412가 사용되는 경우, 콘택트 기구 402는 휴지되기 전에 0.5mm 또는 그 이하로 눌리게 된다. 콘택트 장치 402의 지름이 크면 클수록 이 움직임은 작아지고, 지름이 충분히 크다면 수직적 운동이 하나도 없을 수도 있다. 이

러한 운동의 정도 차이에도 불구하고, 압착 효과는 언제나 존재하며 구조 412의 크기에 상관없이 정확한 측정을 가능케 한다. 더 두꺼운 구조 412나 더 평평한 표면을 지닌 구조 412를 사용하면 콘택트 장치 402에 보다 많은 압착력이 가해질 것이다.
눈꺼풀 가장자리는 각막에 대해 약 35도의 재진입각을 만든다. 눈꺼풀 가 장자리 근처의 리오란(riolan) 근육의 수축에 의해 발생되는 힘의 조합이 콘택트 기구 402에 작용한다. 대략 20,000에서 25,000 dynes의 수평적 힘(normal force component)과 대략 40에서 50 dynes의 수직적 힘(tangential force component)이 상위 눈꺼풀에 의해 콘택트 장치 402에 작용한다. 이러한 힘들에 대한 대응으로 콘택트 기구 402는 눈에 대한 방향과 눈의 수직적인 방향으로 동시에 움직이게 된다. 눈이 최대로 닫히는 순간에 수직적 움직임과 힘은 영(zero)가 되며 수평적 움직임과 힘은 최대가 된다.
눈 쪽으로 콘택트 장치 402를 미는 20,000 25,000 다인(dynes)의 수평적 눈꺼풀 힘은 콘택트 장치 402에 장착된 변환기(transducer) 400을 충분히 활성화 시키며 측정을 가능케 한다. 이러한 눈의 표면에 대한 눈꺼풀 힘과 움직임은 콘택트 기구 402에 장착될 수 있는 많은 종류의 변환기들이나 전극을 충분히 작동시킬 수 있다. 눈을 깜박거리는 동안 눈꺼풀은 콘택트 장치 402와 충분한 접촉을 갖게 되며 각 변환기의 표면은 각막/눈물층 및/또는 눈꺼풀 내부 표면과 접촉하도록 한다.
극소형 압력 감지식 라디오 주파수 변환기 400은 바람직하게 각막 위에 위치한 콘택트 장치 402에 장착된 엔도라디오존데(endoradiosonde)로 구성되어 있으며 눈꺼풀 움직 그리고/또는 닫힘에 의해 동작한다. 콘택트 장치 402에 눈꺼풀에 의해 작용하는 힘은 상기된 바와 같이 각막 방향으로 기구를 누르게 된다.
그림 26에 대체 실시태양이 묘사된 바와 같이 엔도라디오존데(endoradiosonde)는 두 개의 대항하는 작은 펠렛(pellet)에 위치한 코일을 포함한다. 이 펠렛(pellet)의 평면은 횡경막으로서의 역할을 하며 횡경막 압축이 코일들이 서로 가까이 붙도록 각 코일이 부착되어진다. 코일들은 서로 매우 가까이 위치하므로, 그것들간의 매우 작은 분리 움직임도 공명 주파수에 영향을 미치게 된다.
원격 그리드-딥(grid-dip) 오실레이터(oscillator)는 콘택트 장치 402에 편리한 위치에 장착될 수 있는데, 예를 들자면 환자의 모자 등이 될 수 있다. 원격 그리드-딥 오실레이터 414은 변환기 400의 오실레이션(oscillation)을 유도하도록 사용될 수 있다. 이러한 오실레이션의 공명 주파수은 눈내부 압력을 지시하게 된다.
간략하게 눈꺼풀의 횡경막과의 접촉은 변환기 400내의 한 쌍의 평행한 동축 나선형 코일(archimedean-spiral coil)을 서로 가깝게 위치시킨다. 코일들은 상대적으로 코일 간격에 따른 공명 주파수 변화를 지니는, 공명 회로 내에 분포된 높은 캐패시턴스(capacitance)로 구성된다. 코일들이 서로 가까이 접근하게 되면, 캐패시턴스의 증가와 상호 유도가 발생하며 이에 따라 그와 같은 배치(configuration)의 공명 주파수가 낮아지게 된다. 그리드-딥(grid-dip) 타입의 외부 유도 쌍 오실레이팅 검출기의 주파수를 계속적으로 검색함으로서 변환기 400의 공명에 의해 흡 수되는 전자기 에너지를 눈꺼풀 조직의 중개(intervening)를 통해 감지된다.
변환기 400으로부터의 압력 정보는 라디오 링크 텔레메트리(radio link telemetry)에 의해 중개된다. 텔레메트리(telemetry)는 전자적 잡음(noise)를 줄일 수 있고 전자기파 피해를 없앨 수 있기 때문에 선호되는 방법이다. 전송의 FM(frequency modulation) 방법은 FM 전송이 보다 잡음이 적고 변환 증폭기(modulation amplifier)의 이득(gain)을 보다 조금 요구되므로 같은 전송력에 대해 보다 적은 동력(power)을 요구하기 때문에 선호된다. 또한, FM 은 전송 신호의 진폭(amplitude)의 변화에 대해 영향을 덜 받기도 한다.
대여섯 가지의 다른 방법과 변환기가 콘택트 장치 402로부터 눈 내부 압력의 얻기 위해 사용될 수 있다. 예를 들어, 배터리나 외부 오실레이터에 의해 재충전될 수 있는 전지로부터 에너지를 얻는 변환기를 사용한 능동 텔레메트리(active telemetry), 생물학적인 소스(source)로부터 에너지를 얻는 능동 전송기(active transmitter)등이 사용될 수 있다.
그러나, 신호를 얻기위해 선호되는 방법은 상기된 내부 전원 소스(source)를 지니지 않은 수동 압력 감지식 변환기 400을 적어도 하나 이상 포함하고 외부 소스로부터 방출되는 주파수를 변환시키기 위해 외부 소스 공급 전원을 사용하여 작동하는 것이다. 주파수 변조에 기초하여 눈 내부 압력을 지시하는 신호가 만들어지 며, 이것은 눈 외부의 원격 라디오 주파수 모니터에 전달된다. 회로의 공명 주파수는 예를 들어, 그리드-딥 미터 등에서 원격 감지된다.
특히 그리드-딥(grid-dip) 미터기는 눈 근처에, 예를 들어 수신기 404 근처 안경테 부위나 안경렌즈의 일부분에, 위치한 외부 유도 코일 415에 의해 검출된 후 측정 가능한 상기 기술된 변환기 400의 공명 주파수를 측정할 수 있는 수신기 404를 포함한다. 안경테 사용은 특히 외부 유도 코일 415과의 거리에 있어서 매우 실질적이며, 라디오존데(radiosonde)는 전형적인 작업범위 내에 있게 된다. 그러나, 실질적으로는 수신기 404에 대해 수신 안테나 역할을 하는 외부 유도 코일 415은 신호 감쇠를 줄일 수 있는 어떠한 위치에도 있을 수 있다. 그리고 나서 외부유도 코일 415(또는 수신 안테나)로부터의 신호는 수신기 404에 의해 증폭과 분석을 위해 송신된다.
수중에서 음향은 라디오파보다 덜 감쇠되어지기 때문에 수중에서 신호는 변조 음향 신호를 사용하여 전달되어 질 수 있다. 온도와 전압의 변화에 대응하는 음파 공명기(sonic resonator)가 만들어질 수 있다.
이후의 묘사는 본 발명의 대체 실시태양에 따라 일부 바람직한 방법과 기구를 포함하고 있긴 하지만, 본 발명은 이들 바람직한 방법과 기구들만에 국한되어지지 않는다는 것이 이해되어야 한다. 예를 들어, 이 이외의 많은 극소형 압력 감 지 라디오 전송기(miniature pressure-sensitive radio transmitter)들이 사용될 수 있고, 신호를 라디오 전송기로부터의 신호를 변환하여 인근의 라디오 수신기로 보내는 형태의 어떠한 극소형 압력 센서도 사용될 수 있다.
응력변형 게이지(strain gauge)나 바람직하게는 압전 압력 변환기(piezoelectric pressure transducer)등의 바람직하게는 눈꺼풀의 닫힘과 깜박임에 의해 활성화되는 다른 기구도 또한 각막에 사용되어 질 수 있다. 또한 팽창성의 용기에 포함된 어떠한 치환 변환기도 콘택트 장치에 장착이 가능하다. 사실상, 수많은 종류의 압력 변환기가 장착되고 사용되어 질 수 있다. 자연스럽게, 기계적 변형(deformation)을 전기적 신호로 해석할 수 있는 사실상의 어떠한 변환

기도 이용 가능하다.
눈은 그 온도가 압력의 변화에 따라 변하므로, 그 내부에 기계적으로 움직이는 부분을 요구하지 않는 압력 감지 변환기, 예를 들어 더어미스터 온도계(themistor)가 사용될 수 있다. 대체적으로는 압력 변화에 대응하여 변화하는 눈의 유전상수를 측정하여 내부 안압을 측정할 수 있다. 이러한 경우, 압력 감지 캐피시터(capacitor)가 사용될 수 있다. 압전과 압전 저항 변환기, 실리콘 응력변형 게이지(strain gauge) 등이 또한 사용가능하다.
내부 안압의 일회성 측정, 연속적 측정, 및 자가 측정을 행하기 위한 새로운 방법을 제공하는 것 이외에도 기구들은 유출량(outflow facility) 및 생리적 수치들을 측정하는 데 사용될 수 있다. 이 발명의 방법와 기구들은 전도능력(outflow facility)을 측정키 위한 독특한 생리화학적 접근 방법을 제공한다.
이러한 방법으로 전도능력을 측정하기 위해서는 눈꺼풀이 충분한 힘으로 눈 밖으로 유체를 밀어낼 수 있도록 충분한 힘이 필요하다. 본 발명은 환자의 눈이 잠긴 체로도 측정이 가능케 하기 때문에, 측정의 전 과정에서 눈꺼풀이 감겨 있어도 된다. 특히, 강한 압착에 의해 이것이 가능케 된다. 60 mmHg 정도의 압력은 유체를 눈밖으로 밀어내기에 충분한 힘이고, 따라서 이것으로도 유출량을 측정 가능케 한다. 내부 안압은 시간을 두고 감소하며 시간에 대한 압력 감소는 유출량과 관계된다. 정상인에게서는 눈 내부 유체는 눈꺼풀의 강한 감김에 의해 눈밖으로 배출되고, 압력이 그에 따라 감소하게 되지만, 녹내장 환자에게서는 배출유체(outflow)는 빠져 나가지 못하고 따라서 내부 안압은 같은 눈꺼풀의 강한 감김에 대해서도 같은 정도로 줄어들지 않는다. 본 시스템은 연속적 및 실시간으로 안압의 측정을 가능케 하며 눈꺼풀에서 외부 수신기로 시그널을 전송하므로, 측정과정 내내 눈을 감아도 관계가 없다.
압력, 전기적 변화, 크기(dimension), 가속(acceleration), 흐름, 온도, 생체전위(bioelectric) 활성도, 화학 반응 및 기타 중요 생리적 파라미터 등등을 측정하기 위한 텔레메트리(telemetry) 시스템과 시스템을 제어하기 위한 외부 전원 스위 치가 본 발명의 기구에 이용될 수 있다. 변환기 내에 집적회로 및 첨단 기술의 사용, 전원 소스(source) 및 시그널 생성 방법(signal processing technology)이 그림 28에 묘사된 예와 같이 콘택트 장치에 대여섯 개의 센서를 장착될 수 있을 정도로 극소형의 콤포넌트(component)를 가능케 한다.
집적회로의 최신 기술은 수 마이크론(micron) 단위의 콤포넌트를 가능하게 하며 매우 높은 집접도의 회로 설계를 용이하게 한다. 바람직하게는, 안경테 408 위에 위치할 수 있을 정도로 충분히 작은 전기 콤포넌트를 만들 수 있는 집적회로 제조 기술이 이용된다. 예를 들어 수신기 404는, 그림 31에 나타낸 것 처럼, 다양한 소형 전기 콤포넌트 418, 419, 420에 연결될 수 있으며, 변환기 400에서 얻어진 정보의 처리, 저장, 나아가서는 표시까지 가능하게 한다.
라디오 주파수와 초음파 마이크로 회로가 가능하며, 콘택트 기구에 장착 가능하다. 수많은 다양한 초음파 및 압력 변환기가 또한 가능하며 콘택트 기구에 장착 가능하다. 기술의 발전은 본 발명의 더욱 발전된 기구의 출현을 가능케 한다.
게다가, 시스템은 각막위에 자리잡게 하고 눈물층(tear film)의 화학적 변화를 검출할 수 있는 변환기를 지니는 콘택트 장치로 구성된다. 시스템은 각막위에 자리잡게 하고 극소형 가스-감지 라디오파 변환기(microminiature gas-sensitive radio frequency transducer)를 지니는 콘택트 장치를 포함한다(예를들어, 산소감 지). 극소형 혈액 속도-감지 라디오파 변환기(microminiature blood-sensitive radio frequency transducer)를 가지는 콘택트 장치는 또한 컨정티바(conjuntiva) 위에 장착하는데 사용되고, 바람직하게 눈꺼풀의 움직임 및/또는 눈꺼풀 닫힘(closure)에 의해 활성화된다.
또한 시스템은 신경섬유(nerve fiber)의 음저항(negative resistance)를 측정하거나 측정할 수 있는 라디오파 변환기는 콘택트 장치에 장착되는 콘택트 장치를 구성하는데, 콘택트 장치는 각막위에 위치하게 하고, 바람직하게 눈꺼풀의 움직임 및/또는 눈꺼풀 닫힘(closure)에 의해 활성화 되는데, 전기저항(electrcal resistance) 측정에 의하여, 미생물, 약, 덕성 및 마취약의 효과는 평가될 수 있다.
또한, 본 발명의 시스템은 극소형 방사형-감지 라디오파 변환기(microminiature radiation-sensitive radio frequency transducer)는 콘택트 장치에 장착되고, 콘택트는 각막위에 위치하게 하고, 바람직하게 눈꺼풀의 움직임 및/또는 눈꺼풀 닫힘에 의해 활성화된다.
콘택트 장치에 장착된 변환기를 지니는 앞서 말한 실시태양에서 그리드-딥 미터는 변환기에 의해 정의된 동조회로(tuned circuit)의 주파수 특성을 측정하는데 사용될 수 있다.
상기 변환기 사용에 의해 서술된 수동 텔레메트리(passive telemetry) 기술을 사용하는 것 외에, 콘택트 장치에 장착된 활성 전송기를 가지는 능동 텔레메트리(active telemetry)와 극소형 배터리도 또한 사용될 수 있다.
바람직하게, 콘택트 장치는 적어도 변환기 400 하나가 투명한 구조 412에 형성된 홀에 장착되는 단단하거나 탄력있는 투명한 구조 412를 포함한다. 바람직하게, 변환기 400은 시각축(visual axis)으로 빛이 통과할수 있도록 위치한다. 바람직하게, 구조 412는 각막 표면의 외부 표면에 매치(match)하기 위한 오목 표면을 포함한다.
도 29에서 나타낸 것 처럼, 큰 변환기 400은 콘택트 장치 400의 시각축을 보전하는 투명한 416을 가지는 콘택트 장치 402의 중심에 배열될 수 있다.
바람직하게 구조 412는 중심에 최대의 두께를 가지고 점차적으로 구조 412 말단으로 감소하는 두께를 가진다. 바람직하게 각각의 변환기 400의 앞쪽이 눈께풀의 내부표면과 접촉되고, 각각의 변환기 400의 뒤쪽이 각막과 접촉되기 위해 변환기는 구조 412로 안전하게 되고, 따라서 각막에 대한 콘택트 장치 402와 그것과 관련된 변환기 400을 압착하기 위한 눈꺼풀 움직임이 가능하다.
바람직하게, 각각의 변환기 400은 단지 변환기의 횡경막이 압력 변화에 운동 을 보이는 방식으로 구조 412에 고정된다. 변환기 400은 또한 구조 412의 표면을 넘어서거나 매칭하는 것을 포함하여 적당한 두께를 가질 수 있다.
또한, 변환기 400은 단지 각막이나 대신에 눈께풀의 내부 표면에 대해 지지하도록 위치할 수 있다. 또한 변환기 400은 뒷 부위가 눈께풀 닫힘 동안 각막부분을 평평하게 하는 방식을 각막을 향해 내미는 방식에서 위치할 수 있다. 비슷하게, 변환기 400은 또한 변환기 400 앞부위가 눈께풀에 의해 밀리어 지도록 눈께풀의 내부 표면을 향해 밀어내는 방

식으로 위치할 수 있고, 뒷 부위는 눈꺼풀의 닫힘동안 각막과 상호작용을 하는 탄력있는 막에 의해 덮여있다.
시그널 획득과 전송을 방해하지 않는한 탄력있거나 하이드로젤(hydrogel) 렌즈에서 사용되는 탄력있는 막 타입은 편이를 위해서 콘택트 장치 402를 포장할 수 있다. 도 28에서 나타낸 것과 같이, 변환기 402는 균형을 맞추기 위해 어떤 의미에서 위치시킬 수 있을지라도 평형량은 정확한 균형을 유지하기 위해 사용될 수 있다.
본 발명은 바람직한 실시태양에 관하여 기술하였고, 본 발명은 그런 실시태양과 추가된 청구범위에 의해 한정되지 않는다.

(57) 청구의 범위

청구항 1.
삭제
청구항 2.
삭제
청구항 3.
각막의 외부표면에 매치(match)하도록 내부로 오목한 표면을 포함하고 그 안에 규정된 홀을 지닌 환상 멤버(annular member); 홀내부에 미끄러지듯 배치되고 이 기구를 각막위에 배치시 각막의 일부를 편평화하거나 인덴팅(indenting)할 수 있는 편평한 내부면을 지닌 움직일 수 있는 중심 단편 ; 및 유연한 멤브레인은 단단한 환상 멤버의 상기 내부 오목한 표면에 단단히 고정되어 있고, 상기 유연한 멤브레인은 환상 멤버속의 적어도 상기 홀과 같은 공간에 걸치며 적어도 하나의 투명한 부분으로 구성된 각막의 편평화 또는 인덴팅을 위한 각막에 접촉시켜 배치하는 기구에 있어서, 상기 환상 멤버는 상기 홀에서 가장 큰 두께를 가지며 상기 환상 멤버의 외주(periphery)로 향해 점차 두께가 감소함을 특징으로 하는 각막의 편평화 또는 인덴팅을 위한 각막에 접촉시켜 배치하는 기구
청구항 4.
삭제
청구항 5.
삭제
청구항 6.
삭제
청구항 7.
삭제
청구항 8.
삭제
청구항 9.
삭제
청구항 10.
삭제
청구항 11.
삭제
청구항 12.
삭제
청구항 13.
삭제
청구항 14.
각막의 외부표면에 매치(match)하도록 내부로 오목한 표면을 포함하고 그 안에 규정된 홀(hole)을 지닌 환상 멤버(annular member) ; 및 홀내부에 미끄러지듯 배치되고 이 기구를 각막위에 배치시 각막의 일부를 편평화하기 위한 편평한 내부면을지닌 움직일 수 있는 중심 단편으로 구성된 각막의 편평화를 위한 각막에 접축시켜 배치하는 기구 ; 상기 움직일 수 있는 중심 단편의 미끄럼이 야기되도록 상기 움직일 수 있는 중심 단편이 각막의 편팡화되도록 상기 각막의 내부로 향하게 됨으로써 상기 움직일 수 있는 중심 단편을 작동시키는 수단 ; 각막의 미리 정해진 편평화량이 얻어졌을 때 검출하기 위한 검출수단 ; 및 움직일 수 있는 중심 단평이 상기 미리 정해진 편평화량을 얻기 위해 각막에 대해 적용해야 하는 힘의 양에 기초한 눈 내부의 압력을 결정하기 위한 수단으로 구성된 편평화에 의한 눈 내부의 압력을 측정하는 시스템에 있어서, 상기 눈 내부의 압력을 결정하기 위한 수단은 미리 정해진 편평화량이 얻어졌을 때 상기 힘의 양을 나타내는 값을 저장하는 메모리 수단; 및 눈 내부의 압력을 힘의 양으로 전환시키는 전환요소에 의해 상기 힘의 양을 증폭시키는 수단을 포함함을 특징으로 하는 편평화에 의한 눈 내부의 압력을 측정하는 시스템
청구항 15.
제 14항에 있어서, 상기 눈 내부의 압력을 나타내는 디스플레이를 더욱 포함함을 특징으로 하는 편평화에 의한 눈 내부의 압력을 측정하는 시스템
청구항 16.
제 15항에 있어서, 상기 디스플레이는 눈 내부의 압력이 어떤 범위안에 있는지를 측정하고, 상기 범위는 눈 내부의 압

력의 변화에 민감한 환자에 따라 조정될 수 있음을 특징으로 하는 편평화에 의한 눈 내부의 압력을 측정하는 시스템

청구항 17.

각막의 외부표면에 매치(match)하도록 내부로 오목한 표면을 포함하고 그 안에 규정된 홀(hole)을 지닌 환상 멤버(annular member) ; 및 홀내부에 미끄러지듯 배치되고 이 기구를 각막위에 배치시 각막의 일부를 편평화하기 위한 편평한 내부면을지닌 움직일 수 있는 중심 단편으로 구성된 각막의 편평화를 위한 각막에 접축시켜 배치하는 기구 ; 상기 움직일 수 있는 중심 단편의 미끄럼이 야기되도록 상기 움직일 수 있는 중심 단편이 각막의 편팡화되도록 상기 각막의 내부로 향하게 됨으로써 상기 움직일 수 있는 중심 단편을 작동시키는 수단 ; 각막의 미리 정해진 편평화량이 얻어졌을 때 검출하기 위한 검출수단 ; 및 움직일 수 있는 중심 단평이 상기 미리 정해진 편평화량을 얻기 위해 각막에 대해 적용해야 하는 힘의 양에 기초한 눈 내부의 압력을 결정하기 위한 수단으로 구성된 편평화에 의한 눈 내부의 압력을 측정하는 시스템에 있어서, 상기 움직일 수 있는 중심 단편은 자기장에 반응하여 움직일 수 있는 중심 단편으로 미끄러지도록 하기 위하여 배열된 자기적으로 감응하는 요소를 포함함을 특징으로 하는 편평화에 의한 눈 내부의 압력을 측정하는 시스템

청구항 18.

제 17항에 있어서, 자기장을 적용시키기 위한 상기 수단은 미리 정해진 편평화량이 얻어질 때까지 점진적으로 증가되는 방식으로 상기 코일을 통해 전류를 생성하는 수단과 코일을 포함하며, 이때 상기 전류는 상기 움직일 수 있는 중심 단편에 의해 적용되는 힘의 양에 비례하고; 및 상기 눈 내부의 압력을 측정하는 수단은 미리 정해진 편평화량이 얻어졌을 때 상기 코일을 통해 통과하는 전류의 양을 나타내는 전류값을 저장하는 수단을 포함하고, 상기 전류값을 눈 내부의 압력으로 전환시키는 수단을 포함함을 특징으로 하는 시스템

청구항 19.

삭제

청구항 20.

삭제

청구항 21.

삭제

청구항 22.

삭제

청구항 23.

삭제

청구항 24.

삭제

청구항 25.

각막의 외부표면에 매치(match)하도록 내부로 오목한 표면을 포함하고 그 안에 규정된 홀(hole)을 지닌 단단한 환상 멤버(annular member); 및 홀내부에 미끄러지듯 배치되고 인덴테이션 기구를 각막위에 배치시 각막의 일부를 인덴테이션시켜 각막으로 미끄러지기 위하여 배열된 움직일 수 있는 중심 단편으로 구성된 각막의 인덴팅을 위한 각막에 접촉시켜 배치하는 인덴테이션 기구; 상기 움직일 수 있는 중심 단편의 미끄럼이 야기되도록 상기 움직일 수 있는 중심 단편이 상기 각막의 내부로 향하게 됨으로써 미리 정해진 힘의 양을 이용하여 각막의 상기 일부를 인덴트화하고 각막의 편평화를 넘어선 상기 움직일 수 있는 중심 단편을 작동시키는 수단; 상기 움직일 수 있는 중심 단편에 의해 운행되는 거리를 측정하기 위한 거리 측정 수단; 미리 정해진 힘의 양에 대응하여 상기 움직일 수 있는 중심 단편에 의해 운행된 거리에 기초하여 눈 내부의 압력을 측정하기 위한 수단; 상기 눈 내부의 압력을 나타내고 눈 내부의 압력과 어떤 관계의 작용을 하는지 결정하기 위하여 눈 내부의 압력이 어떤 범위안에 있는지 나타내는 디스플레이; 눈 내부의 압력의 변화에 민감한 환자에 따라 조정될 수 있는 상기 범위로 구성된 인덴테이션에 의한 눈 내부의 압력을 측정하는 시스템

청구항 26.

제 25항에 있어서, 상기 움직일 수 있는 중심 단편은 자기장에 반응하여 움직일 수 있는 중심 단편으로 미끄러지도록 하기 위하여 배열된 자기적으로 감응하는 요소; 및 상기 움직일 수 있는 중심 단편에 자기장을 적용하는 수단을 포함하는 작동기구를 포함함을 특징으로 하는 시스템

청구항 27.

제 26항에 있어서, 자기장을 적용시키기 위한 상기 수단은 미리 정해진 편평화량이 얻어질 때까지 점진적으로 증가되는 방식으로 상기 코일을 통해 전류를 생성하는 수단과 코일을 포함함을 특징으로 하는 시스템

청구항 28.

삭제

청구항 29.

삭제

청구항 30.

삭제

청구항 31.

인덴테이션 기구를 각막과 접하게 위치시키고; 상기 인덴테이션 기구의 적어도 한 부분을 각막의 인덴테이션을 실현

시키는 미리 정해진 첫 번째 힘의 양을 이용하여 각막을 향해 이동시키고; 상기 미리 정해진 첫 번째 힘의 양이 적용되는 동안 상기 인덴테이션 기구의 상기 적어도 한 부분이 각막을 향해 이동한 첫 번째 거리에 기초하여 눈 내부의 압력을 결정하고; 눈으로부터 눈 내부의 유체를 나오게 하는 힘에 의해 각막을 향해 이동하는 동안 미리 정해진 첫 번째 진동수에서 미리 정해진 두 번째 힘의 양을 이용하여 상기 적어도 한 부분을 각막을 향해 또는 반대로 각막으로부터 빠르게 왕복운동시키며, 이때 상기 미리 정해진 두 번째 힘의 양은 상기 미리 정해진 첫 번째 힘의 양보다 작고; 각막의 인덴테이션을 실현시키는 미리 정해진 세 번째 힘의 양을 이용하여 상기 적어도 한 부분을 각막을 향해 이동시키고; 상기 미리 정해진 세 번째 힘의 양이 적용되는 동안 상기 인덴테이션 기구의 상기 적어도 한 부분이 각막을 향해 이동한 두 번째 거리에 기초하여 두 번째 눈 내부의 압력을 결정하고; 눈으로부터 눈 내부의 유체를 나오게 하는 힘에 의해 각막을 향해 이동하는 동안 미리 정해진 두 번째 진동수에서 미리 정해진 네 번째 힘의 양을 이용하여 상기 적어도 한 부분을 각막을 향해 또는 반대로 각막으로부터 재차 빠르게 왕복운동시키며, 이때 상기 미리 정해진 네 번째 힘의 양은 상기 미리 정해진 두 번째 힘의 양보다 크고; 각막의 인덴테이션을 다시 실현시키는 미리 정해진 다섯 번째 힘의 양을 이용하여 상기 적어도 한 부분을 각막을 향해 재차 이동시키고; 상기 미리 정해진 다섯 번째 힘의 양이 적용되는 동안 상기 인덴테이션 기구의 상기 적어도 한 부분이 각막을 향해 이동한 세 번째 거리에 기초하여 세 번째 눈 내부의 압력을 결정하고; 거리 차이는 눈을 떠나는 눈 내부의 유체의 양을 표시하며 따라서 전도능력을 표시할 수 있는 것인 첫 번째, 두 번째 그리고 세 번째 거리들 간의 차이를 계산하는; 단계로 구성된 눈의 전도능력(outflow facility)을 침투하지 않고 측정하는 방법

청구항 32.

제 31항에 있어서, 상기 차이를 그래프로 만들기 위해 첫 번째, 두 번째 그리고 세 번째 거리들 간의 차이를 플롯팅하고; 및 만약 어떤 불규칙적인 전도능력이 존재하는 경우 정상적인 눈의 전도능력과의 차이를 그래프로 비교하는 단계를 더욱 포함함을 특징으로 하는 방법

청구항 33.

삭제

청구항 34.

삭제

청구항 35.

삭제

청구항 36.

삭제

청구항 37.

각막의 외부표면에 매치(match)하도록 내부로 오목한 표면을 포함하고 그 안에 규정된 홀을 지닌 환상 멤버(annular member); 홀내부에 배치되고 이 기구를 각막위에 배치시 각막의 일부를 편평화하거나 인덴팅(indenting)할 수 있는 편평한 내부면을 지닌 움직일 수 있는 중심 단편 ; 및 유연한 멤브레인은 단단한 환상 멤버의 상기 내부 오목한 표면에 단단히 고정되어 있고, 상기 유연한 멤브레인은 환상 멤버속의 적어도 상기 홀과 같은 공간에 걸치며 적어도 하나의 투명한 부분으로 구성된 각막의 편평화 또는 인덴팅을 위한 각막에 접촉시켜 배치하는 기구

청구항 38.

각막의 외부표면에 매치(match)하도록 내부로 오목한 표면을 포함하고 그 안에 규정된 홀(hole)을 지닌 단단한 환상 멤버(annular member); 및 홀내부에 미끄러지듯 배치되고 이 기구를 각막위에 배치시 각막의 일부를 편평화하거나 인덴팅(indenting)할 수 있는 편평한 내부면을 지닌 움직일 수 있는 중심 단편으로 구성된 각막의 편평화 또는 인덴팅을 위한 각막에 접촉시켜 배치하는 기구에 있어서, 상기 움직일 수 있는 중심 단편은 투명한 외주 부분을 지님을 특징으로 하는 각막의 편평화 또는 인덴팅을 위한 각막에 접촉시켜 배치하는 기구

청구항 39.

각막의 외부표면에 매치(match)하도록 내부로 오목한 표면을 포함하고 적어도 상기 내부 오목한 표면에 한정된 오프닝(opening)을 지닌 멤버(member); 상기 오프닝 내부에 미끄러지듯 배치되고 이 기구를 각막위에 배치시 각막의 일부를 변형시킬 수 있는 편평한 내부면을 지닌 움직일 수 있는 단편; 및 적어도 하나의 투명한 부분을 지니고 멤버의 상기 내부 오목한 표면에 단단히 고정되어 있는 유연한 멤브레인으로 구성된 각막의 편평화 또는 인덴팅을 위한 각막에 접촉시켜 배치하는 기구

청구항 40.

제 39항에 있어서, 상기 멤버는 상기 오프닝에서 가장 큰 두께를 가지며 상기 멤버의 외주(periphery)로 향해 점차 두께가 감소함을 특징으로 하는 콘택트 기구

청구항 41.

제 40항에 있어서, 상기 멤버는 상기 오프닝 주위에 한정된 원통 모양의 벽(cylindrical wall)을 지니고, 피스톤과 같은 방법으로 상기 오프닝 속으로 상기 움직일 수 있는 단편이 미끄러지도록 배치됨을 특징으로 하는 콘택트 기구

청구항 42.

제 39항에 있어서, 상기 멤버는 상기 멤버의 운동량을 측정하는데 사용되는 인디시아(indicia)를 포함함을 특징으로 하는 콘택트 기구

청구항 43.

각막의 외부표면에 매치(match)하도록 내부로 오목한 표면을 포함하고 적어도 상기 내부 오목한 표면과 외부 표면중의 하나에 한정된 오프닝(opening)을 지닌 멤버(member); 및 상기 오프닝 내부에 배치되고 인덴테이션 기구를 각막

위에 배치시 각막의 일부를 인덴테이션시켜 각막으로 미끄러지기 위하여 배열된 움직일 수 있는 단편으로 구성된 각막의 인덴팅을 위한 각막에 배치하는 인덴테이션 기구; 상기 움직일 수 있는 단편의 미끄럼이 야기되도록 상기 움직일 수 있는 단편이 상기 각막의 내부로 향하게 됨으로써 미리 정해진 힘의 양을 이용하여 각막의 상기 일부를 인덴트화하는 상기 움직일 수 있는 단편을 작동시키는 수단; 적어도 상기 움직일 수 있는 단편에 의해 운행되는 거리와 각막의 상기 일부의 변형량 중의 하나를 측정하기 위한 측정 기구; 및 상기 미리 정해진 힘의 양에 대응하여 상기 움직일 수 있는 단편에 의해 운행된 거리에 기초하여 눈 내부의 압력을 측정하기 위한 수단을 포함함을 특징으로 하는 인덴테이션에 의한 눈 내부의 압력을 측정하는 시스템

청구항 44.

제 43항에 있어서, 상기 움직일 수 있는 단편은 자기장에 반응하여 상기 움직일 수 있는 단편으로 미끄러지도록 하기 위하여 배열된 자기적으로 감응하는 요소를 포함하고, 상기 작동 기구는 상기 움직일 수 있는 단편에 자기장을 적용하기 위한 기구를 포함함을 특징으로 하는 시스템

청구항 45.

제 44항에 있어서, 자기장을 적용시키기 위한 상기 기구는 미리 정해진 힘의 양이 얻어질 때까지 점진적으로 증가되는 방식으로 상기 코일을 통해 통과하는 전류와 코일을 포함하며, 이때 상기 전류는 상기 움직일 수 있는 단편에 의해 적용되는 힘의 양에 비례함을 특징으로 하는 시스템

청구항 46.

삭제

청구항 47.

기구를 각막과 접하게 위치시키고; 상기 기구의 적어도 한 부분을 각막을 변형시키는 미리 정해진 첫 번째 힘의 양을 이용하여 각막을 향해 이동시키고; 상기 미리 정해진 첫 번째 힘의 양이 적용되는 동안 상기 기구의 상기 적어도 한 부분이 각막을 향해 이동한 움직임에 기초하여 눈 내부의 압력을 결정하고; 미리 정해진 첫 번째 진동수에서 상기 적어도 한 부분을 각막을 향해 또는 반대로 각막으로부터 빠르게 왕복운동시켜 눈으로부터 눈 내부의 유체를 나오게 하고; 각막을 변형시키는 미리 정해진 두 번째 힘의 양을 이용하여 기구의 상기 적어도 한 부분을 각막을 향해 이동시키고; 상기 미리 정해진 두 번째 힘의 양이 적용되는 동안 상기 기구의 상기 적어도 한 부분이 각막을 향해 이동한 움직임에 기초하여 눈 내부의 압력을 결정하고; 미리 정해진 두 번째 진동수에서 상기 적어도 한 부분을 각막을 향해 또는 반대로 각막으로부터 재차 빠르게 왕복운동시켜 눈으로부터 눈 내부의 유체를 더 나오게 하는 단계로 구성된 눈으로부터 눈 유체의 유출량(outflow)을 침투하지 않고 측정하는 방법

청구항 48.

각막의 외부표면에 매치(match)하도록 내부로 오목한 표면을 포함하고 멤버의 적어도 상기 내부 오목한 표면과 외부표면중의 하나에 한정된 오프닝(opening)을 지닌 멤버(member); 및 상기 오프닝 내부에 미끄러지듯 배치되고 이 기구를 각막위에 배치시 각막의 일부를 편평화하거나 인덴팅(indenting)할 수 있는 편평한 내부면을 지닌 움직일 수 있는 단편으로 구성된 각막의 편평화 또는 인덴팅을 위한 각막에 접촉시켜 배치하는 기구에 있어서, 상기 움직일 수 있는 단편은 투명한 외주 부분을 지님을 특징으로 하는 기구

청구항 49.

각막의 외부표면에 매치(match)하도록 내부로 오목한 표면을 포함하고 멤버의 적어도 상기 내부 오목한 표면과 외부표면중의 하나에 한정된 오프닝(opening)을 지닌 멤버(member); 및 상기 오프닝 내부에 미끄러지듯 배치되고 이 기구를 각막위에 배치시 각막의 일부를 편평화하거나 인덴팅(indenting)할 수 있는 편평한 내부면을 지닌 움직일 수 있는 단편으로 구성된 각막의 편평화 또는 인덴팅을 위한 각막에 접촉시켜 배치하는 기구에 있어서, 상기 움직일 수 있는 단편은 투명한 중심 부분을 지님을 특징으로 하는 기구

청구항 50.

각막의 외부표면에 매치(match)하도록 내부로 오목한 표면을 포함하고 그 안에 한정된 홀(hole)을 지닌 멤버(member); 및 상기 홀 내부에 미끄러지듯 배치되고 이 기구를 각막위에 배치시 각막의 일부를 변형시킬 수 있는 편평한 내부면을 지닌 움직일 수 있는 단편; 및 상기 움직일 수 있는 단편이 각막의 상기 일부가 변형되도록 상기 각막의 내부를 향해 움직이게 하는 작동 기구로 구성된 각막의 편평화 또는 인덴팅을 위한 각막에 접촉시켜 배치하는 기구에 있어서, 상기 작동 기구는 작동중에 각막의 변형량을 측정할 수 있음을 특징으로 하는 기구

청구항 51.

각막의 외부표면에 매치(match)하도록 내부로 오목한 표면을 포함하고 그 안에 한정된 홀(hole)을 지닌 멤버(member); 및 상기 홀 내부에 미끄러지듯 배치되고 이 기구를 각막위에 배치시 각막의 일부를 변형시킬 수 있는 편평한 내부면을 지닌 움직일 수 있는 단편으로 구성된 각막의 편평화 또는 인덴팅을 위한 각막에 접촉시켜 배치하는 기구에 있어서, 상기 움직일 수 있는 단편은 자기장에 반응하여 상기 움직일 수 있는 단편이 미끄러지도록 하기 위하여 배열된 자기적으로 감응하는 요소를 포함하고, 상기 자기적으로 감응하는 요소는 각막의 변형량을 결정하는 운동량을 측정할 수 있음을 특징으로 하는 기구

청구항 52.

각막의 외부표면에 매치(match)하도록 내부로 오목한 표면을 포함하고 적어도 내부 표면과 외부 표면중의 하나에서 오프닝(opening)을 지닌 멤버(member); 및 상기 오프닝 내부에 미끄러지듯 배치되고 기구를 각막위에 배치시 각막의 일부를 변형시킬 수 있는 편평한 내부면을 지닌 움직일 수 있는 단편으로 구성된 각막의 변형을 위한 각막에 접촉시켜 배치하는 기구; 상기 움직일 수 있는 단편의 미끄럼이 야기되도록 상기 움직일 수 있는 단편을 상기 각막의 내부로 향하게 함으로써 각막의 상기 일부를 변형시키는 상기 움직일 수 있는 단편을 작동시키는 작동 기구; 각막의 미리

정해진 변형량에 도달했을 때를 검출하기 위한 검출 기구; 움직일 수 있는 단편이 상기 미리 정해진 변형량을 얻기 위해 각막에 대해 적용해야 하는 힘의 양에 기초한 눈 내부의 압력을 결정하기 위한 기구; 및 각막에 접촉시켜 배치하는 상기 기구가 상기 작동 기구와 상기 검출 기구로부터 적당한 축 거리에 있는지를 나타내는 거리 측정 기구로 구성된 편평화에 의한 눈 내부의 압력을 측정하는 시스템

청구항 53.

각막의 외부표면에 매치(match)하도록 내부로 오목한 표면을 포함하고 적어도 내부 표면과 외부 표면중의 하나에서 오프닝(opening)을 지닌 멤버(member); 및 상기 오프닝 내부에 미끄러지듯 배치되고 기구를 각막위에 배치시 각막의 일부를 변형시킬 수 있는 편평한 내부면을 지닌 움직일 수 있는 단편으로 구성된 각막의 변형을 위한 각막에 접촉시켜 배치하는 기구; 상기 움직일 수 있는 단편의 미끄럼이 야기되도록 상기 움직일 수 있는 단편을 상기 각막의 내부로 향하게 함으로써 각막의 상기 일부를 변형시키는 상기 움직일 수 있는 단편을 작동시키는 작동 기구; 상기 움직일 수 있는 단편에 의해 각막의 미리 정해진 변형량에 도달했을 때를 검출하기 위한 검출 기구; 움직일 수 있는 단편이 상기 미리 정해진 변형량을 얻기 위해 각막에 대해 적용해야 하는 힘의 양에 기초한 눈 내부의 압력을 결정하기 위한 기구; 및 각막에 접촉시켜 배치하는 상기 기구가 상기 작동 기구와 상기 검출 기구와 적당하게 배열되었는지를 나타내는 배열 기구로 구성된 편평화에 의한 눈 내부의 압력을 측정하는 시스템

청구항 54.

제 53항에 있어서, 상기 배열 기구는 광학 배열 메카니즘을 포함함을 특징으로 하는 시스템

청구항 55.

각막의 일부를 변형시키기 위해 콘택트 멤버의 적어도 일부를 각막에 대해 멀리 이동시키는 작동 기구; 각막의 미리 정해진 변형량에 도달했을 때를 검출하기 위한 검출 기구; 및 상기 콘택트 멤버가 상기 미리 정해진 변형량을 얻기 위해 각막에 대해 적용해야 하는 힘의 양에 기초한 눈 내부의 압력을 결정하기 위한 기구로 구성된 변형에 의한 눈 내부의 압력을 측정하는 기구

청구항 56.

각막의 외부표면에 매치(match)하도록 내부로 오목한 표면을 포함하고 리모트 소스로 이동했을 때 인디시아(indicia)의 측정된 이동에 따라 멤버에 의한 각막의 변형량을 측정하기 위해 상기 멤버에 인디시아를 지닌 멤버로 구성된 각막의 인덴팅을 위한 각막에 접촉시켜 배치하는 인덴테이션 기구로 구성된 인덴테이션에 의한 눈 내부의 압력을 측정하는 시스템

청구항 57.

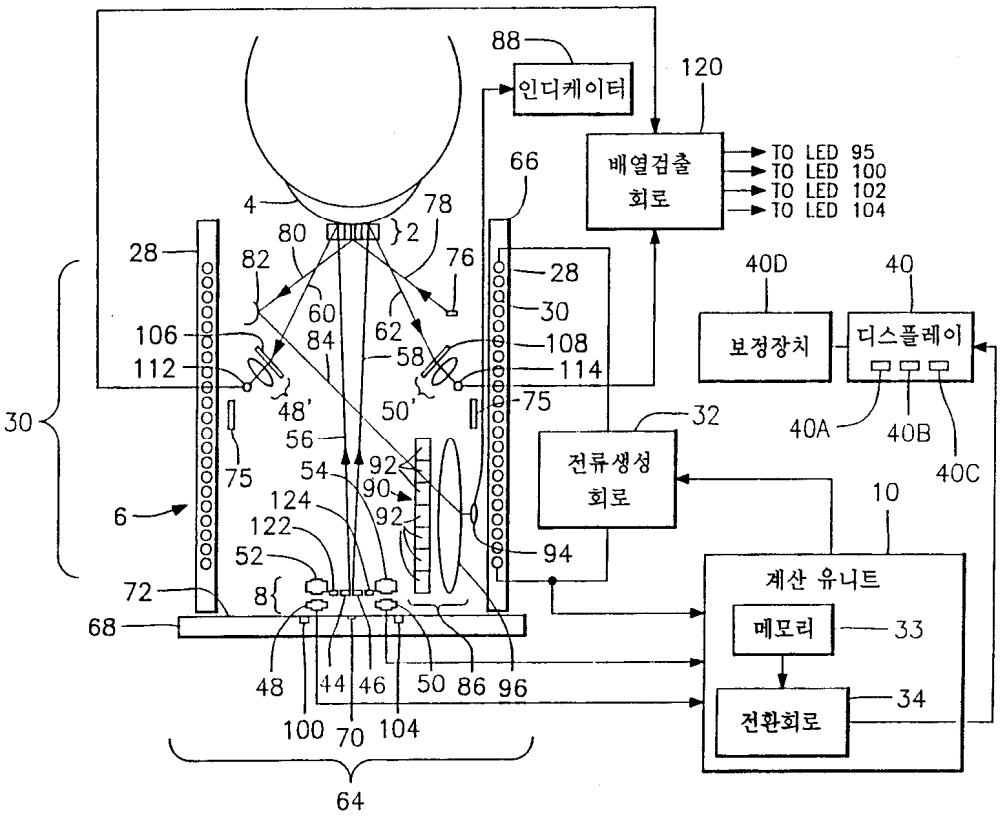
점차적 인위적으로 증진하는 눈의 압력과 눈의 안액 또는 조직속에 화합물의 집적도를 모니터링하고 눈의 안액 또는 조직속의 투명도의 변화를 모니터링함에 따라 눈에서 발생하는 물리적 화학적 변화를 확인하는 동안 동시에 눈의 압력을 측정하는 단계를 포함하는 녹내장의 조기 측정 방법

청구항 58.

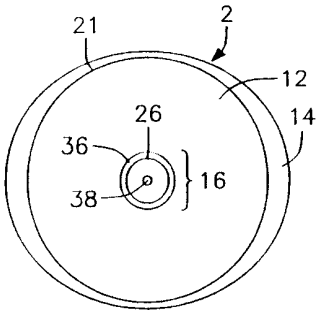
제 57항에 있어서, 모니터링하는 화합물의 하나가 글루타메이트임을 특징으로 하는 녹내장의 조기 측정 방법

도면

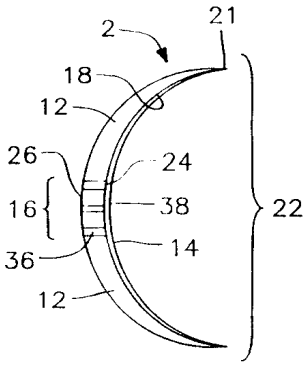
도면1



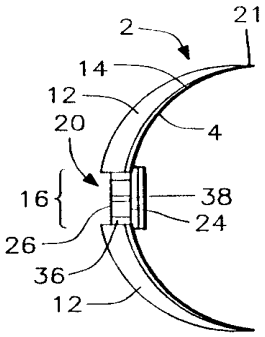
도면2a



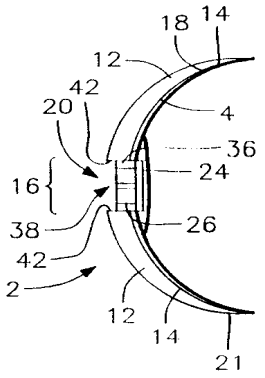
도면2b



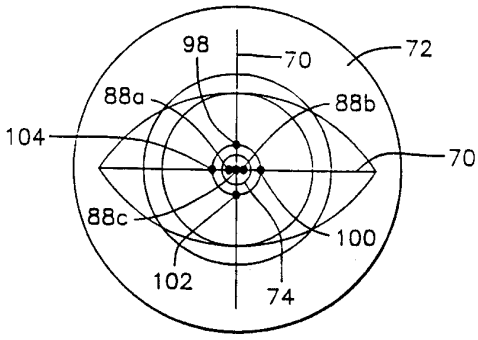
도면2c



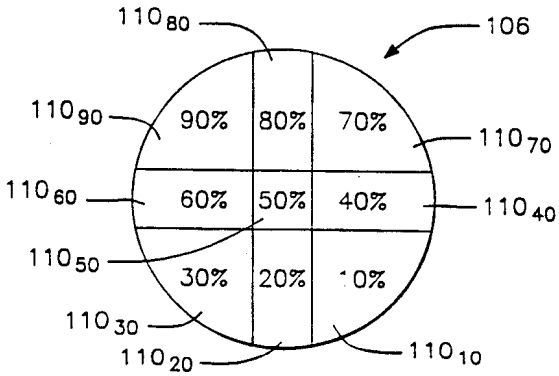
도면2d



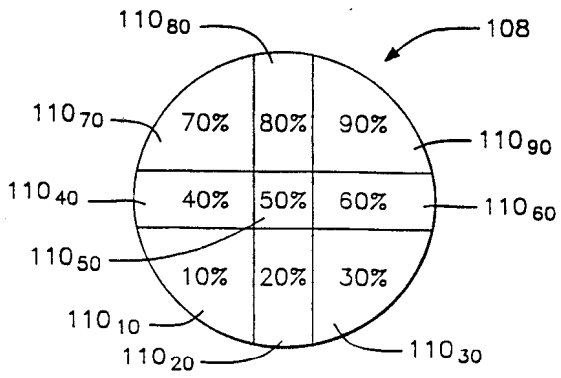
도면3



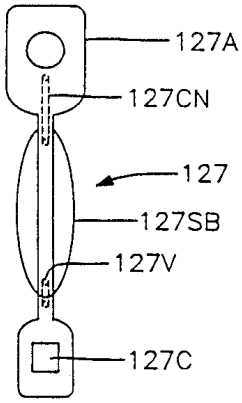
도면4



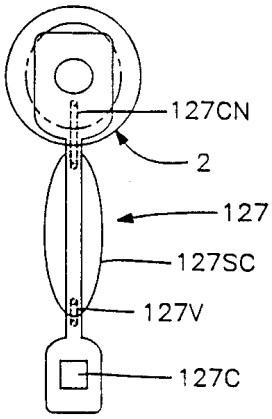
도면5



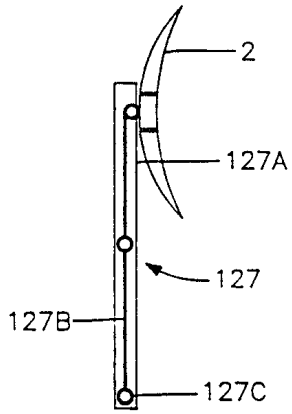
도면5a



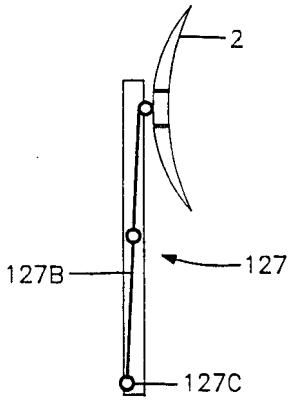
도면5b



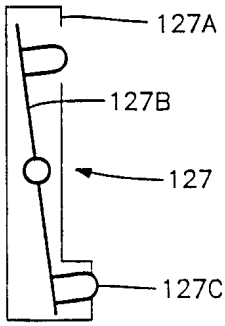
도면5c



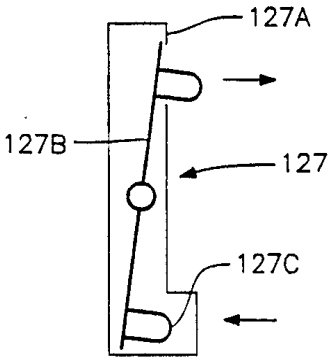
도면5d



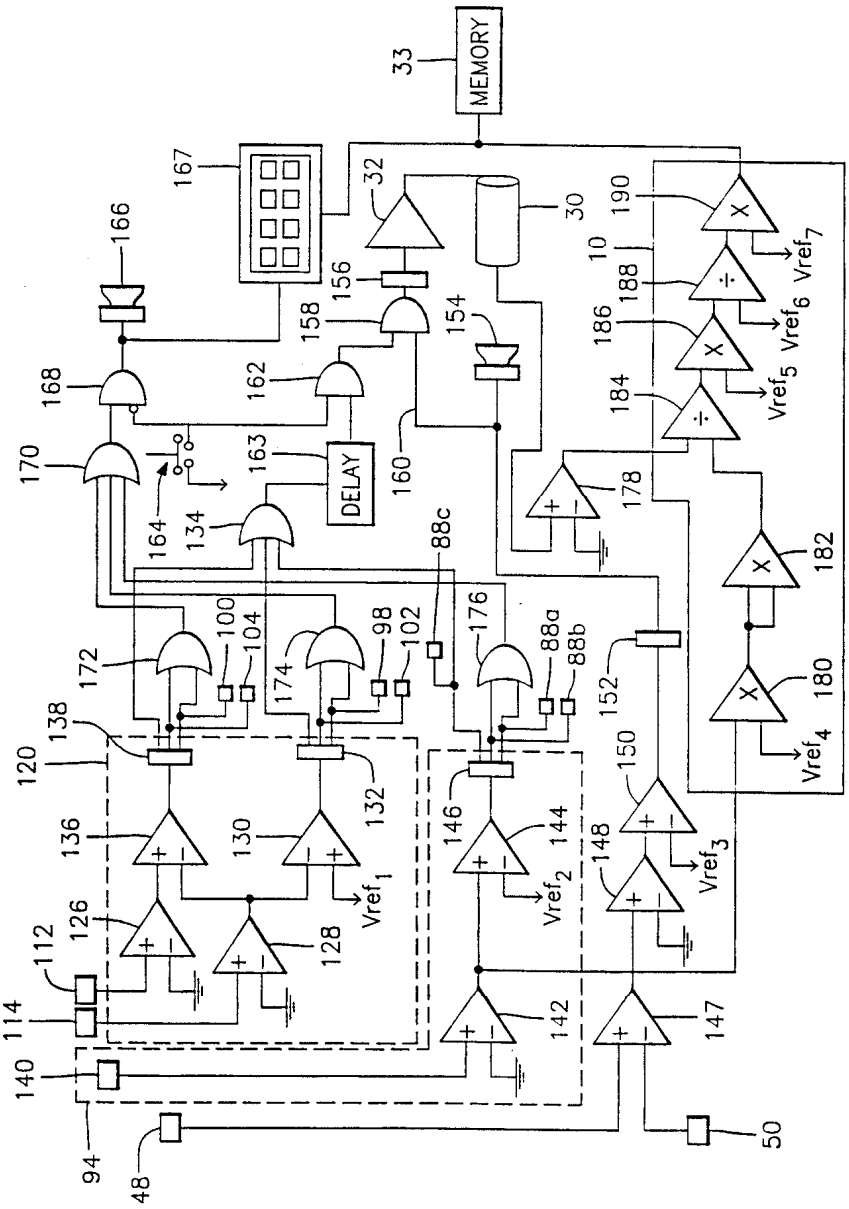
도면5e



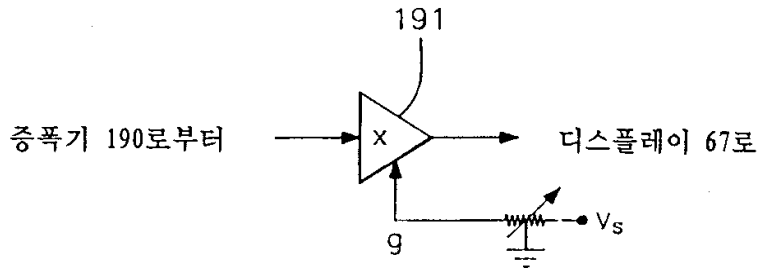
도면5f



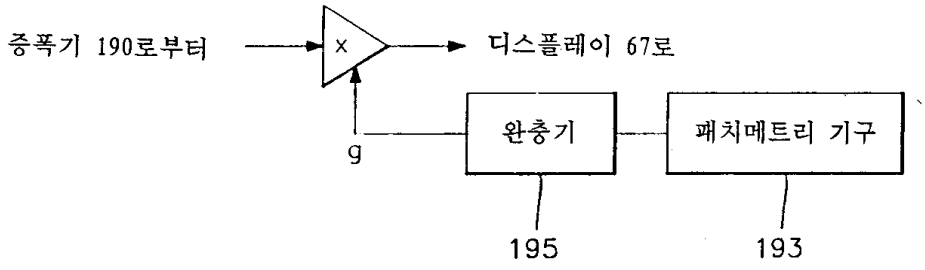
도면6



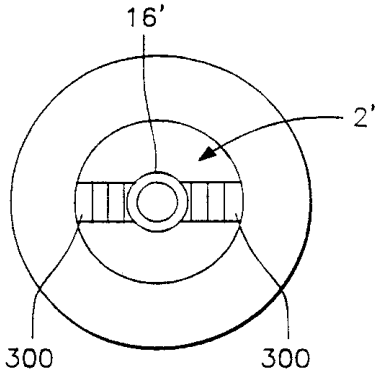
도면7a



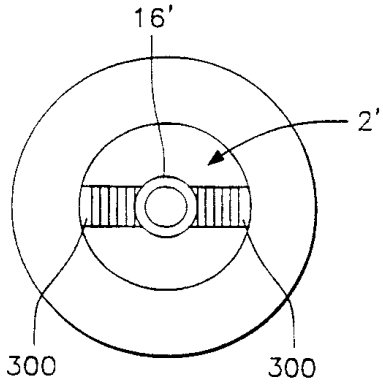
도면7b



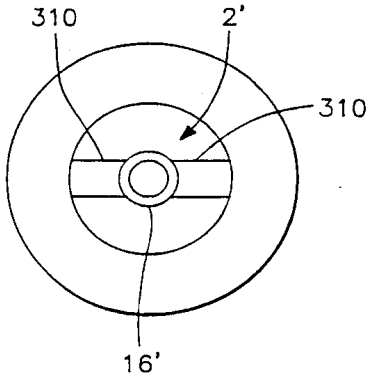
도면8a



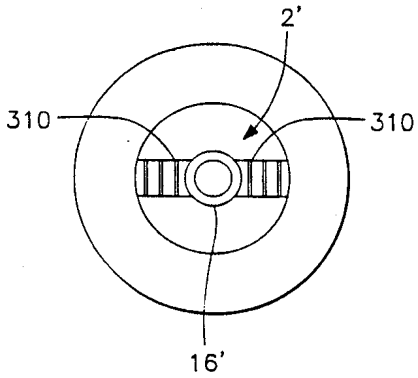
도면8b



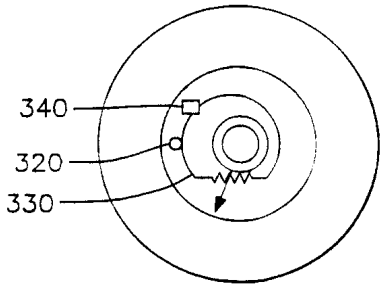
도면9a



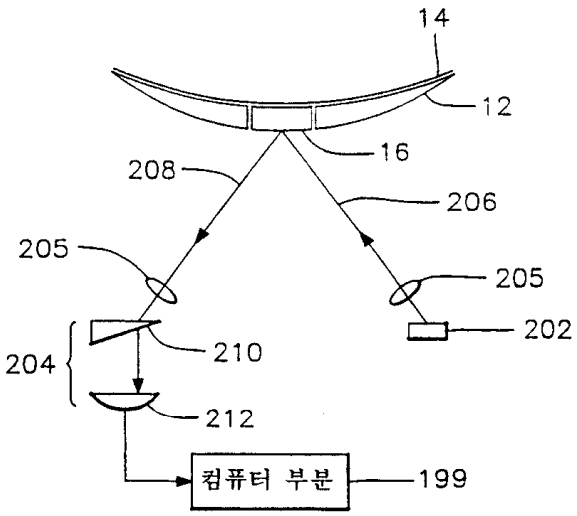
도면9b



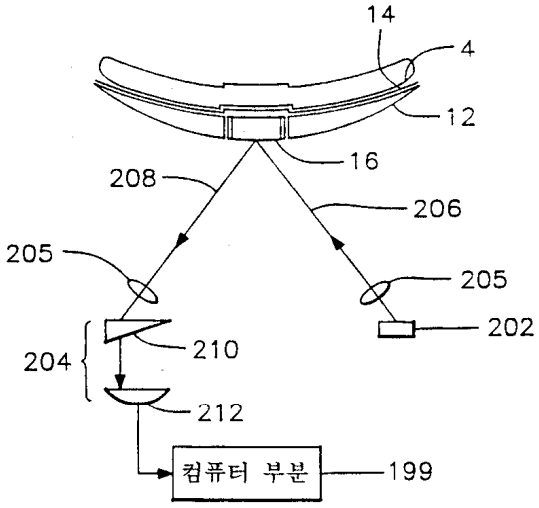
도면10



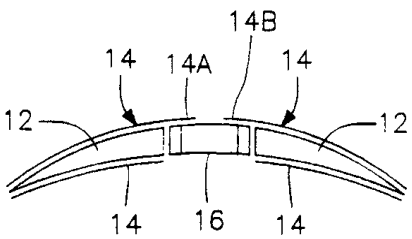
도면11a



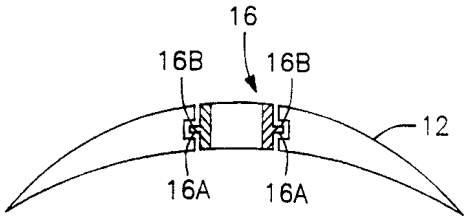
도면11b



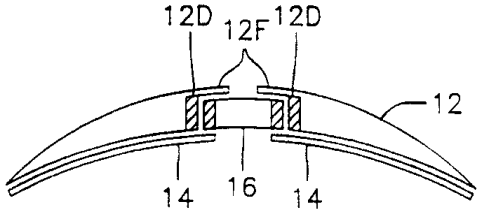
도면12



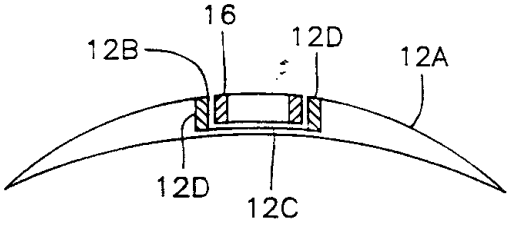
도면13a



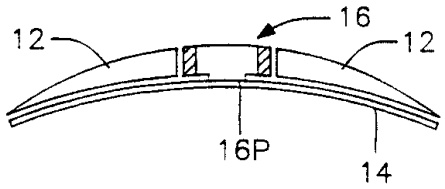
도면13b



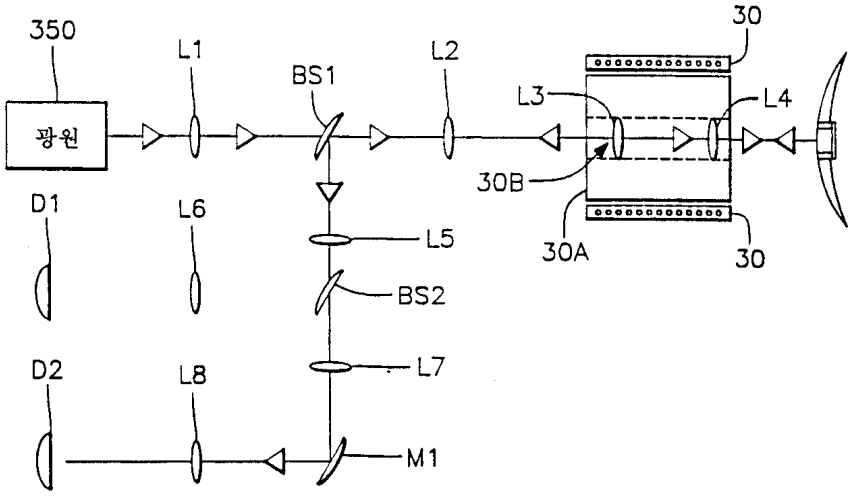
도면14



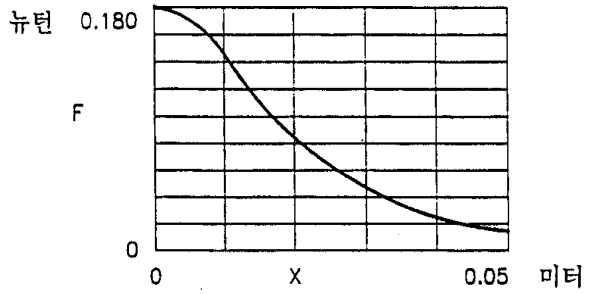
도면15



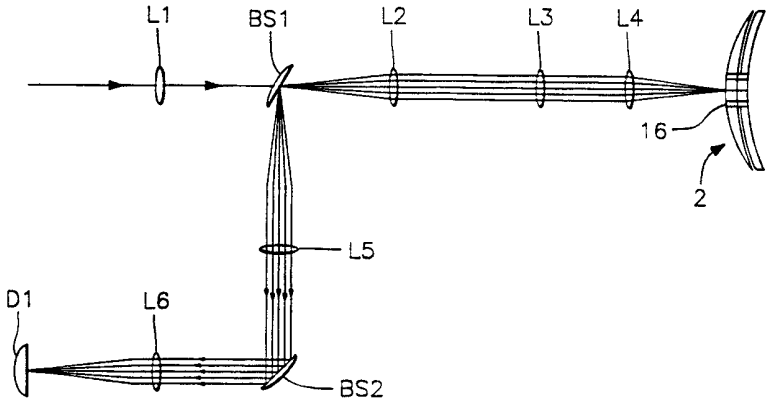
도면16



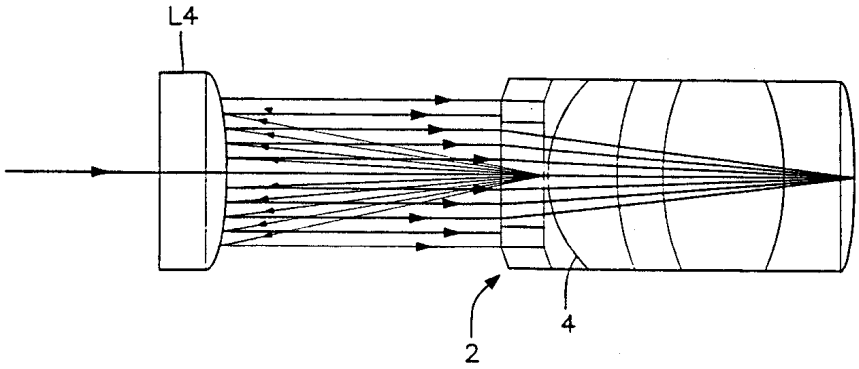
도면16a



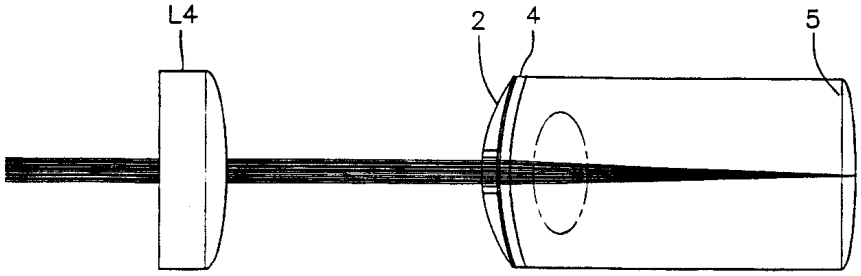
도면17



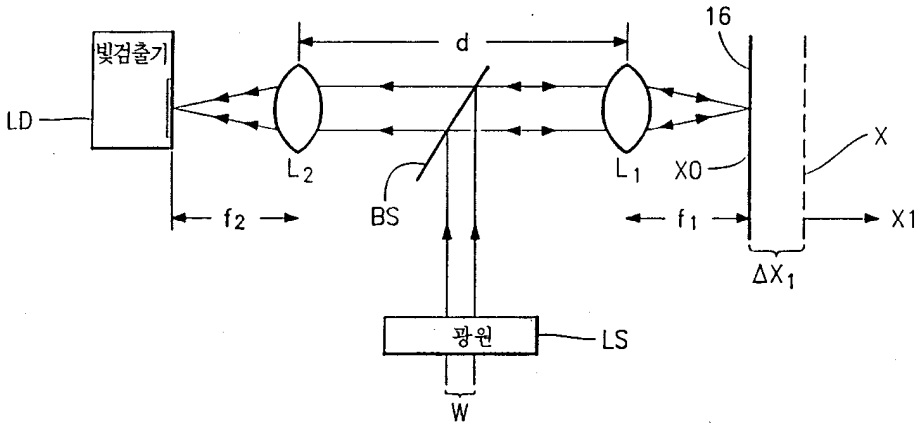
도면18



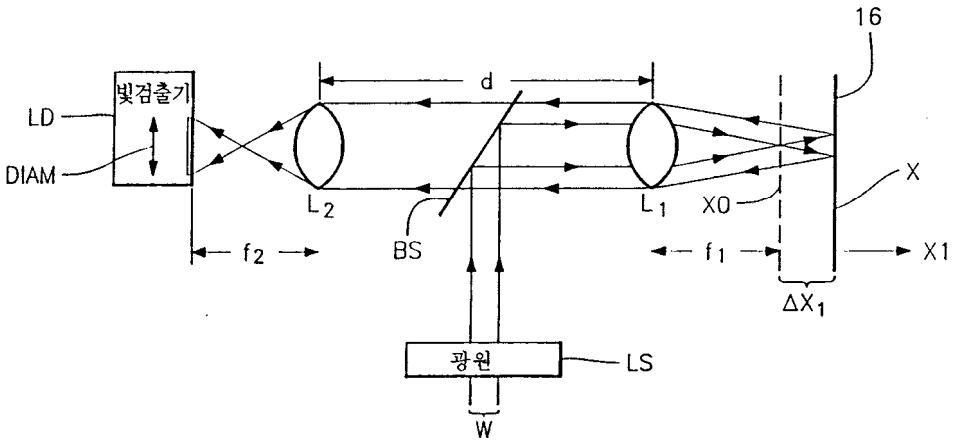
도면19



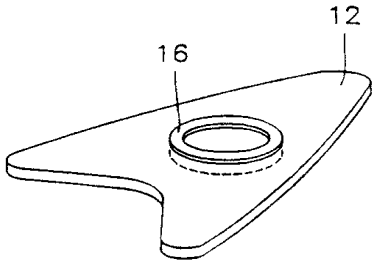
도면20a



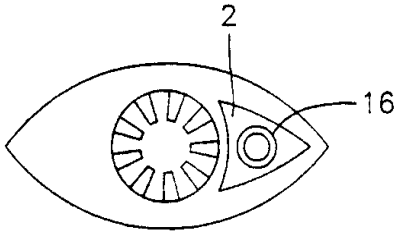
도면20b



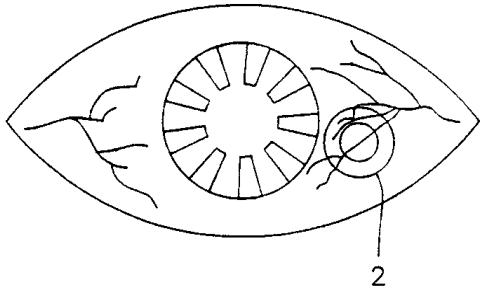
도면21



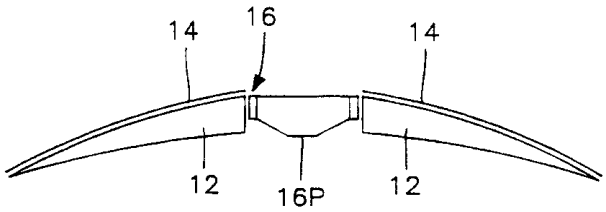
도면22



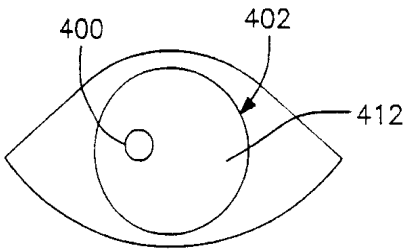
도면23



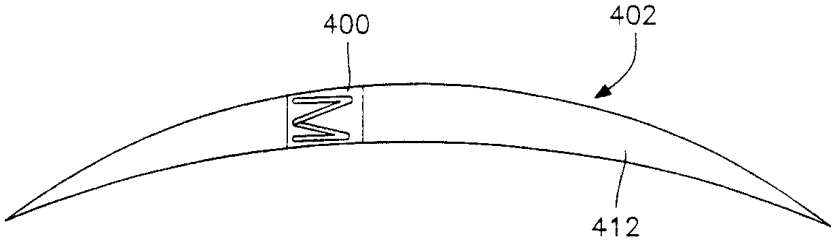
도면24



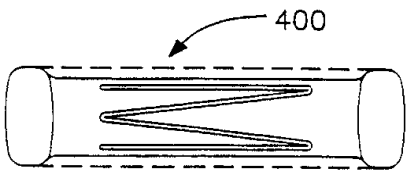
도면25



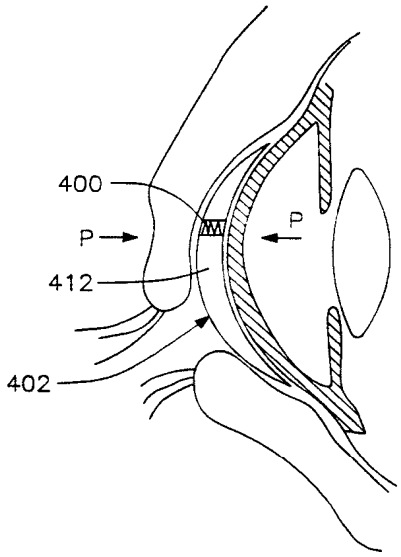
도면25a



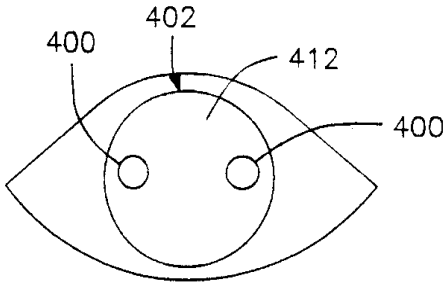
도면26



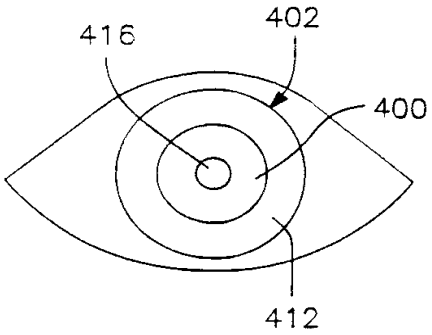
도면27



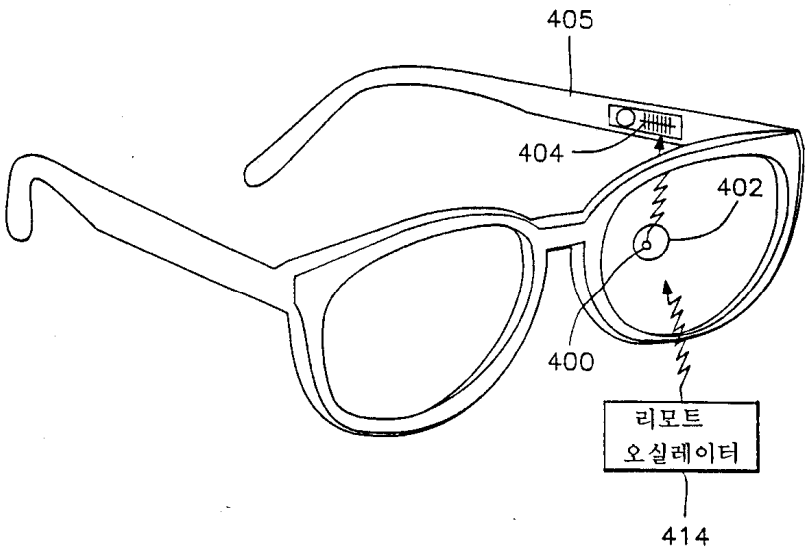
도면28



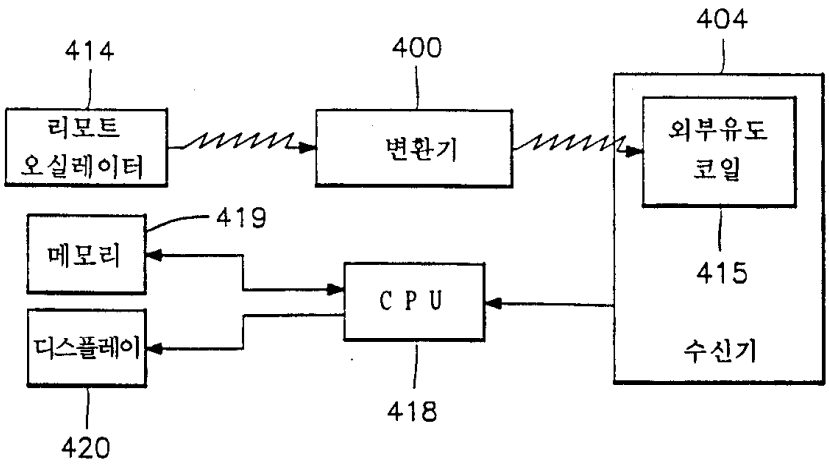
도면29



도면30


405
404
402
400
리모트
오실레이터
414

도면31


414
400
404
리모트
오실레이터
변환기
외부유도
코일
419
메모리
C P U
415
디스플레이
수신기
418
420