



NORGE

(12) **UTLEGNINGSSKRIFT**

(19) NO

(11) 173033

(13) B

(51) Int Cl⁵ G 01 B 11/24, A 61 B 3/107

Styret for det industrielle rettsvern

(21) Søknadsnr	883924	(86) Int. inng. dag og søknadsnummer	
(22) Inng. dag	02.09.88	(85) Videreføringssdag	
(24) Løpedag	02.09.88	(30) Prioritet	04.09.87, FR, 8712302
(41) Alm. tilgj.	06.03.89		
(44) Utlegningsdato	05.07.93		

(71) Patentsøker Alain Azema, 28 avenue des Arènes, F-06000 Nice, FR
Jacques Arneodo, 55, Promenade des Anglais, F-06000 Nice, FR
Jean Botineau, Ile Verte 11 Place des Genévriers, F-06560 Valbonne, FR
Philippe Crozafon, 55, Promenade des Anglais, F-06000 Nice, FR
Gérard Moulin, 4 Place Méjane Sophia, Antipolis, F-06560 Valbonne, FR

(72) Oppfinner Alain Azema, Nice, FR
Jean Botineau, Valbonne, FR
Gérard Moulin, Valbonne, FR

(74) Fullmektig Tandbergs Patentkontor AS, Oslo

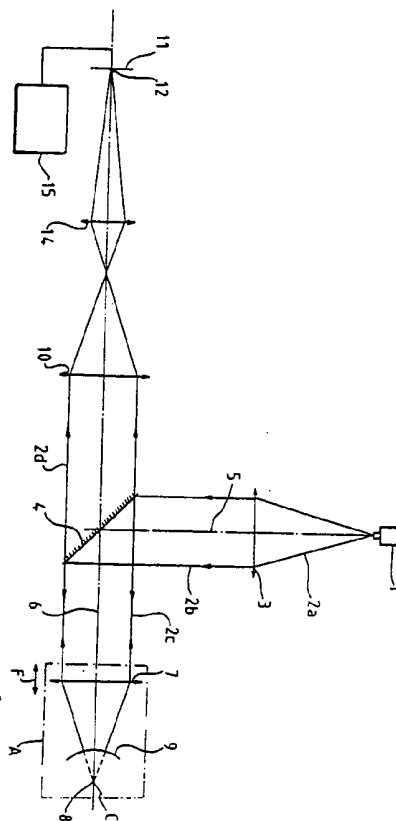
(54) Benevnelse **Optikk for måling av krummingsvariasjon**

(56) Anførte publikasjoner US 4209252, WO A1 8602249, JP A 58193408.

(57) Sammendrag Optikk i form av et optisk system for måling av krumningen av eller krummingsvariasjoner over et mindre område på et objekts (9) overflate og kan således kalles et keratometer.

Det omfatter en lyskilde (1), en første fokuseringsoptikk (3) for å rette inn lyskildens divergerende lysstråle (2a) til en parallell stråle (2b), et halvreflekterende speil (4) plassert på skrå i lysstrålen (2b), en andre fokuseringsoptikk (7) for fokusering av den parallelle lysstråle (2c) som reflekteres ut fra speilet (4), en tredje (10) og en eventuelt fjerde fokuseringsoptikk (14) for fokusering av den sekundærstråle (2d) som reflekteres fra objektet (9) og passerer den andre fokuseringsoptikk (7) og speilet (4), og deteksjons- og visningsorganer (11, 15) for avbildning av objektet. Den andre fokuseringsoptikk (7) kan være en linse som er forskyvbar i strålens (2c) retning slik at denne stråle samles i et brennpunkt (8) på eller bak objektets (9) motstående krumme overflate.

Keratometeret er særlig anvendelig i forbindelse med kirurgiske inngrep i et øyes hornhinne.



Foreliggende oppfinnelse angår optikk for å bestemme krummingen eller variasjoner i krummingen av et objekts overflate.

Uten å utelukke andre anvendelser gjelder oppfinnelsen særlig bestemmelse av krummingsvariasjon av et øyes cornea (hornhinne) i dennes sentrale område under kirurgisk behandling av denne, særlig ved fotoablasjon eller -dekomposisjon ved hjelp av for eksempel det kirurgiske instrument som er beskrevet i norsk patentsøknad nr. 883043 eller EP-A 0 191 688 og som spesielt er tilpasset inngrep i corneas sentrale soner med utstrekning opp til et par millimeter i diameter.

Et slikt kirurgisk instrument er konstruert for å kunne endre kurveformen av cornea ved fotodekomposisjon av corneasubstansen. Det vites at visse lidelser såsom myopi (nærsynthet), hypermetropi (overlangsynthet) og visse former av astigmatisme kan korrigeres ved å utføre et operativt inngrep som endrer corneas kurveform.

Under en slik kirurgisk behandling er det essensielt å kunne bestemme både nøyaktig, pålitelig og raskt under selve behandlingen hvordan krummingen varierer over det sentrale område av cornea for under hvert behandlingstrinn å kunne måle virkningen av ablasjonen eller dekomposisjonen av corneasubstansen og ut fra de målte data å påvirke det neste trinn slik at enhver risiko for å overskride en forhåndsbestemt krummingsendring ved det operative inngreps avslutning hindres.

Foreliggende oppfinnelse kommer her inn i bildet med et optisk system eller optikk som nettopp tillater en presis, pålitelig og rask bestemmelse av corneakrummingen og dennes endringer under en kirurgisk behandling, eller mer generelt tilsvarende bestemmelse av overflatekrummingen av et objekt som ønskes modifisert. Særlig er oppfinnelsens optikk egnet til slik krummingsbestemmelse av en objektsone med liten utstrekning og som plasseres sentralt i forhold til optikkens sentrale optiske hovedakse. Det optiske system ifølge oppfinnelsen er særlig kjennetegnet ved de trekk som fremgår av karakteristikken i det etterfølgende krav 1. Ytterligere fordeler og karakteristiske særtrekk ved oppfinnelsen vil fremgå av de underordnede krav.

Optikken er slik bygget opp at den benyttede lyskilde og detektororganene kan byttes om.

I samsvar med en første funksjonsmåte (keratometri) er den andre fokuseringsoptikk forskyvbar mellom to ytterstillinger slik at dens fokus etter tur kan bringes til å sammenfalle med krummingssentrum for en aktuell del av objektets krumne flate vendt mot optikken og selve denne flate, idet innstillingen av fokuseringsoptikken som kan være en enkelt linse, skjer ved at det oppnås en skarpest mulig avbildning i motsatt ende av optikkens strålegang. Den avstand som den andre fokuseringsoptikk må forskyves gir på denne måte et mål for krumningsradius (eller krumningsradiene hvis det dreier seg om astigmatisk brytning på en torisk overflate) for et bestemt mindre område av objektflaten.

Ifølge en andre funksjonsmåte (differensiell keratometri) plasseres den andre fokuseringsoptikk slik at fokus sammenfaller med objektflatens krummingssentrum (eller sentrum for én av krumningsradiene) for en bestemt del av objektflaten, idet dette innstillingspunkt finnes ved skarphetsinnstilling ved betraktning av optikkens visningsenhet. Hvis objektflaten skal gjennomgå en krumningsendring vil dette foregå i trinn: Etter det første trinn forskyves den andre fokuseringsoptikk til fokusering i det nye krummingssentrum, og forskjellen mellom de to innstillinger gir da et mål på hvor mye krumningsradien er endret etter dette modifikasjonstrinn.

Ifølge en tredje funksjonsmåte (også differensiell keratometri) holdes den andre fokuseringsoptikk på ett og samme sted mens den utførte krumningsendring av objektflaten bestemmes ut fra en analyse av formendringen av en lysfleck på visningsenheten, fremkommet som følge av deteksjon og avbildning i motsatt ende av optikkens lysgang.

Ifølge et særlig karakteristisk trekk ved oppfinnelsen kan optikkens detektororganer omfatte en stav eller et gitter av fotodioder.

Ifølge andre særtrekk ved oppfinnelsen kan den første fokuseringsoptikk bestå av en kollimatorlinse, den andre fokuseringsoptikk kan være en samlelinse, og den tredje kan være én enkelt linse eller et sammensatt linsesystem beregnet for å gi

. en forstørret avbildning som også er tilpasset optikkens detektororganer.

Videre kan den benyttede lyskilde være en laserdiode eller en lysdiode, eventuelt tilkopledd en optisk fiberleder.

5 Endelig kan detektororganene stå i direkte forbindelse med en passende visningsenhet.

Oppfinnelsens optiske system eller optikk skal nå gjennomgås i detalj med støtte i figurene, hvor fig. 1 viser en skjematisk oversikt av systemets lysgang, og fig. 2 viser et 10 forstørret utsnitt av området A til høyre på fig. 1, idet figuren illustrerer hvordan systemet eller optikkens brukes.

Oppfinnelsens optiske system omfatter, for å kunne bestemme variasjon eller absolutt verdi av krummingen av en del av et objekts overflate, særlig et øyes cornea under kirurgisk 15 operativt inngrep for endring av corneas krumming, for eksempel ved fotodekomposisjon, en lyskilde 1 som i en bestemt retning kan sende ut en lysstråle 2a. Hovedsakelig av energihensyn, men også for at lyskilden skal være punktformet, er det fordelaktig å benytte en laserdiode eller en lysemitterende diode, 20 eventuelt tilkopledd en fiberoptisk leder.

Videre omfattes en første fokuseringsoptikk 3 som for eksempel kan bestå av en kollimatorlinse som avbøyer den divergerende lysstråle 2a fra lyskilden 1 til en parallell lysstråle 2b sentrert rundt en optisk tverrakse 5.

25 Et halvgjennomsiktig og følgelig halvreflekterende speil 4 er plassert skrått i strålegangen for lysstrålen 2b, i det viste eksempel i 45° i forhold til den optiske tverrakse 5 slik at lysstrålen 2b delvis reflekteres til en ny lysstråle 2c hvis optiske akse, optikkens hovedakse 6, blir liggende normalt på tverraksen 5. 30

En andre fokuseringsoptikk 7 kan for eksempel bestå av en samlelinse, og i denne brytes den parallelle lysstråle 2c fra speilet 4 slik at strålen samles i et brennpunkt 8 som ved forskyvning av linsen 7 kan bringes til å sammenfalle med krummingssentrum C for en bestemt del av det aktuelle objekts 9 35 overflate vendt mot linsen 7. Forskyvningen av linsen 7 skjer som antydning med en dobbelpil F parallelt med den optiske hovedakse 6.

En tredje fokuseringsoptikk 10 plassert på motsatt side av det halvgjennomsiktige speil 4 kan utgjøres av en samlelinse. Lenger ute i strålegangen og på samme side av speilet 4 som den tredje fokuseringsoptikk kan en fjerde fokuseringsoptikk 14 såsom i form av et mikroskopobjektiv innskytes. I det viste eksempel mottar først linsen 10 en reflektert sekundærstråle 2d fremkommet ved refleksjon av den reflekterte primærstråle 2c fra objektets 9 overflate og påfølgende delvis passering av det skråstilte speil 4. Etter fokusering utenfor linsen 10 passerer strålen mikroskopobjektivet 14 for ny fokusering på eller i detektororganer 11 hvor objektet 9 avbildes som en avbildning 12. Detektororganene 11 kan bestå av en stav av fotodioder. Endelig er det til venstre på fig. 1 vist en visningsenhet 15 koplet til diodedetektoren (detektororganene 11). Det viste optiske system er resiprokt ved at elementene 1-2a, 3-2b-5 og 2d-10-14-12-15 kan byttes om.

Virkemåten for det optiske system eller optikken ifølge den foreliggende oppfinnelse skal nå beskrives med særlig henvisning til fig. 2:

En første funksjonsmåte (keratometri) bygger på at linsen 7 befinner seg i en bestemt posisjon P, på fig. 2 vist som et punkt på den optiske hovedakse 6, og denne posisjon bringer linsens 7 fokus eller brennpunkt 8 til å sammenfalle med et krummingssentrum C for et bestemt område av objektets 9 motstående overflate. I linseposisjonen P reflekterer objektoverflaten den fokuserte primærstråle 2c på objektsiden av linsen 7 slik at det på speilsiden av denne og i motsatt retning av den innfallende primærstråle 2c går en lysstråle 2d som delvis passerer speilet 4 og i enden av lysgangen danner avbildningen 12 i eller på fotodiodedetektoren 13. Fininnstilling av linsens 7 posisjon for å finne posisjonen P foregår ved at detektoren 13 betraktes, og riktig innstilling er når det minste antall fotodioder, indikert på visningsenheten 15, lyser. I en annen posisjon av linsen 7, men som imidlertid ikke er vist på fig. 2, kan brennpunktet 8 bringes til å sammenfalle med det såkalte nærpunkt S sentralt på objektflaten, og fininnstilling for å bringe linsen 7 til eksakt fokusering i dette punkt foregår på samme måte ved skarpinnstilling av den avbildning

som vises på visningsenheten 15. Avstanden mellom posisjonen P og den posisjon som gir fokusering i nærpunktet S er lik krummingsradius i dette punkt, dvs. avstanden S-C. Hvis objektet 9 i nærpunktet ikke har en ren sfærisk form, men hvor objektflaten er en del av en torisk flate, kan en slik flates to krummingsradier finnes ved skarpinnstilling på først den ene og så den andre av de kryssende fokallinjer som da fremkommer og deretter måle avstanden mellom de tilhørende linseposisjoner for å få et mål på objektets astigmatisme i dette punkt på overflaten.

En annen funksjonsmåte (differensiell keratometri) går på samme måte ut fra en første innstilling av linsen 7 til posisjonen P som tilsvarende fokusering i nærpunktets S krummings-sentrum C, men hvis det som følge av det aktuelle operative inngrep i objektet skjer en endring av objektoverflatens krumming og følgelig et nytt krummings-sentrum C_1 oppstår, kommer dette til syne i avbildningen 12 og på visningsenheten 15. Ved forskyvning av linsen 7 slik at det oppnås en skarpinnstilling av avbildningen 12 finnes det nye krummings-sentrum C_1 , idet dette punkt tilsvarende en ny posisjon P_1 for linsen 7. Avstanden mellom posisjonen P og posisjonen P_1 er i det viste eksempel d, og denne avstand er den samme som avstanden mellom de to krummings-sentra C henholdsvis C_1 . Den krummingsendring som således er utført i for eksempel et første trinn av et operativt inngrep er dermed bestemt og kan ligge til grunn for et eventuelt neste operativt trinn.

Ifølge en tredje funksjonsmåte (likeledes for differensiell keratometri) holdes linsen 7 som tidligere omtalt i én og samme posisjon P eller i posisjonen P_1 . Krummingsendringen, dvs. forflytningen av krummings-sentrum bestemmes i dette tilfelle ut fra analyse av endringen i avbildningen 12.

Linseforskyvningen kan utføres manuelt eller ved hjelp av en ikke vist motor, eventuelt kan en slik motor være koplet til detektororganene innenfor et regulerings-system slik at det oppnås en automatisk fokusering slik som kjent fra blant annet fotografiapparater.

Det optiske system eller den optikk som ifølge oppfinnelsen her er vist og beskrevet og som kan kalles et kerato-

meter, kan være sammenbygget med et kirurgisk instrument for inngrep i et øyes cornea. De data som dette keratometer formidler kan prosesseres i datamaskin for å tilpasse hvert påfølgende operativt trinn til det resultat som er oppnådd i de foregående trinn, og likeledes kan en datamaskin med tilhørende lager benyttes til registrering og kartlegging av corneakrummingens variasjon innenfor større måleserier.

10

15

20

25

30

35

P a t e n t k r a v

1. Optisk system for måling av krummingen eller krummingsvariasjoner av et objekts (9) overflate i et overflate-
5 område med liten diameter, omfattende:

- en lyskilde (1),
- en første fokuseringsoptikk (3) innrettet for å omdanne den primærlysstråle (2a) som sendes ut fra lyskilden (1) og som danner en divergerende strålebunt, til en parallell
10 stråle som danner en første lysstråle (2b),

- et halvreflekterende element (4) som er plassert i banen til den første lysstråle (2b) for å omdanne denne lysstråle (2b) til en andre lysstråle (2c),

- en andre fokuseringsoptikk (7) innrettet for å motta
15 ta den andre lysstråle (2c) og fokusere denne i retning mot objektet (9), idet dette reflekterer noe av lysstrålen (2c) tilbake mot den andre fokuseringsoptikk (7) og videre mot det halvreflekterende element (4) i form av en tredje lysstråle (2d),

- en tredje fokuseringsoptikk (10) innrettet for å
20 motta den tredje lysstråle (2d) fra det halvreflekterende element (4) og fokusere denne,

- detektororganer (11) innrettet for å motta den tredje lysstråle (2d) etter dennes fokusering, idet denne
25 fokuserte lysstråle danner en avbildning (12) av objektet (9) på/i detektororganene (11), og

- en visningsenhet (15) koplet til detektororganene (11), **KARAKTERISERT VED:**

- at den andre og den tredje lysstråle (2c hhv. 2d)
30 er parallelle lysstråler,

- at den andre fokuseringsoptikk (7) omfatter en samlelinse som kan forskyves parallelt med den andre lysstråles (2c) stråleretning slik at denne stråles avbildningsfokus (8) kan bringes til i det minste hovedsakelig å sammenfalle med
35 objektets (9) overflate (S) eller krummingssentrum (C), og at

- visningsenheten (15) er innrettet for visning av avbildningen (12) når den andre fokuseringsoptikk (7) forskyves mellom to stillinger i hvilke avbildningen (12) er skarpt fokusert, hvorefter krummingen eller krummingsvariasjonen kan

utledes fra forskyvningen av den andre fokuseringsoptikk (7) mellom de to posisjoner.

2. System ifølge krav 1, **KARAKTERISERT VED** at detektororganene (11) danner en sammenstilling av fotodioder.

5 3. System ifølge krav 2, **KARAKTERISERT VED** at den tredje fokuseringsoptikk (10) er koplet til en fjerde fokuseringsoptikk (14) som er anordnet mellom den tredje fokuseringsoptikk (10) og detektororganene (11) i form av sammenstillingen av fotodioder, for å frembringe en avbildning (12) hvis dimensjo-
10 ner er tilpasset fotodiodesammenstillingen.

4. System ifølge ett av kravene 1 - 3, **KARAKTERISERT VED** at den tredje fokuseringsoptikk (10) omfatter en samlelinse.

5. System ifølge ett av kravene 1 - 4, **KARAKTERISERT VED** at den første fokuseringsoptikk (3) omfatter en kollimator-
15 linse.

6. System ifølge ett av kravene 1 - 5, **KARAKTERISERT VED** at lyskilden (1) omfatter en laserdiode eller en lysemitterende diode, eventuelt tilkoplet en fiberoptisk kabel.

20

25

30

35

