

Het Oog bekeken met een Fysische Blick

J.M. Thijssen

Biofysisch Laboratorium van de Afdeling Oogheelkunde
Katholieke Universiteit / Sint Radboudziekenhuis, Nijmegen

1. Inleiding — anatomie, oogoptiek

Het oog is voor de menselijke waarnemer een vanzelfsprekend en onmisbaar zintuig. Voor een fysicus is het als een interessant soort optisch instrument te beschouwen, immers de oogoptiek zorgt ervoor dat de hersenen tot een waarneming kunnen geraken. Deze oogoptiek is echter dan pas goed fysisch te bestuderen als de geometrische en fysische eigenschappen bekend zijn. De geometrische eigenschappen worden in de Geneeskunde meestal aangeduid met anatomie. Een illustratie van

het belang van de anatomische kennis voor de fysica is weergegeven in Fig. 1. In deze figuur is een anatomische doorsnede, getekend door Leonardo da Vinci, te zien met daarin de door hem gedachte optische stralengang. Of deze stralengang werd voorgeschreven op religieus-dogmatische gronden, dan wel of hij de anatomie van het oog zo slecht bestudeerd had, in ieder geval is het resultaat dat de buitenwereld rechttop wordt afgebeeld op de binnenzijde van het oog.

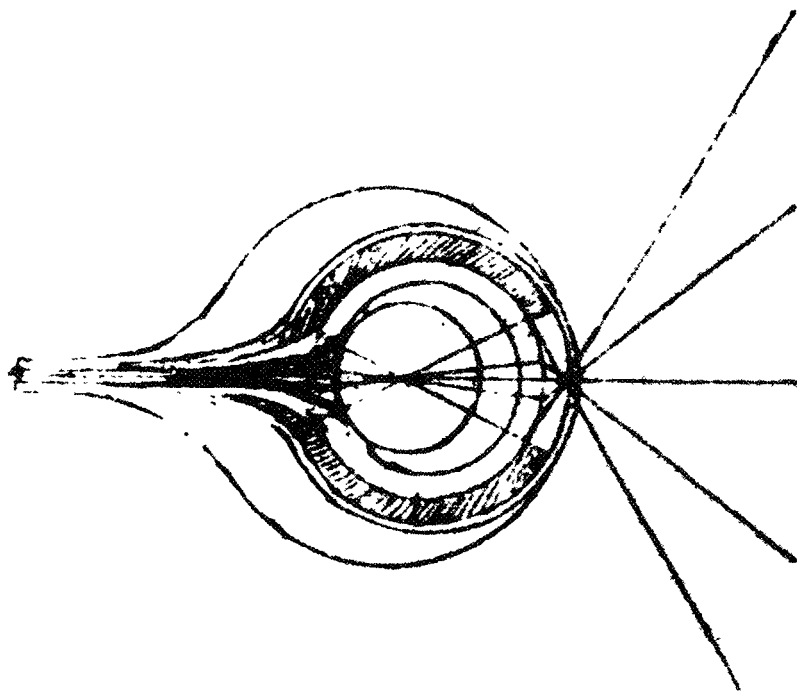


Fig. 1
Doorsnede van het oog en de stralengang door het oog volgens Leonardo da Vinci ().

De werkelijke anatomie van het oog is te zien in Fig. 2. Het zal niet moeilijk zijn te onderkennen dat het hoornvlies (H) samen met de ooglenzen (L) een samengesteld stelsel vormt. Deze twee structuren worden gescheiden door de voorste oogkamer (V). In deze kamer bevindt zich kamerwater, dat door middel van een actieve ionenpompwerking voortdurend wordt aangemaakt.

De stromingsweerstand van het afvoersysteem zorgt voor een inwendige overdruk van 15 à 20 mmHg, waaraan het oog zijn

stevigheid en bolvorm ontleent. Het grootste deel van het oogvolume wordt gevormd door de glasvochtruimte (G). Het glasvocht is een gelatineus weefsel met een hoge viscositeit, die met het vorderen der leeftijd afneemt. Het glasvocht wordt omgeven door het netvlies (N), een 'laagje' hersenweefsel waarin de fotoreceptie plaatsvindt, alsmede een aanzienlijke 'pre-processing'. Het is daarbij van belang te weten, dat het netvlies ca. $120 \cdot 10^6$ fotoreceptoren bevat, terwijl slechts 10^6 zenuwvezels het oog verlaten en de signalen

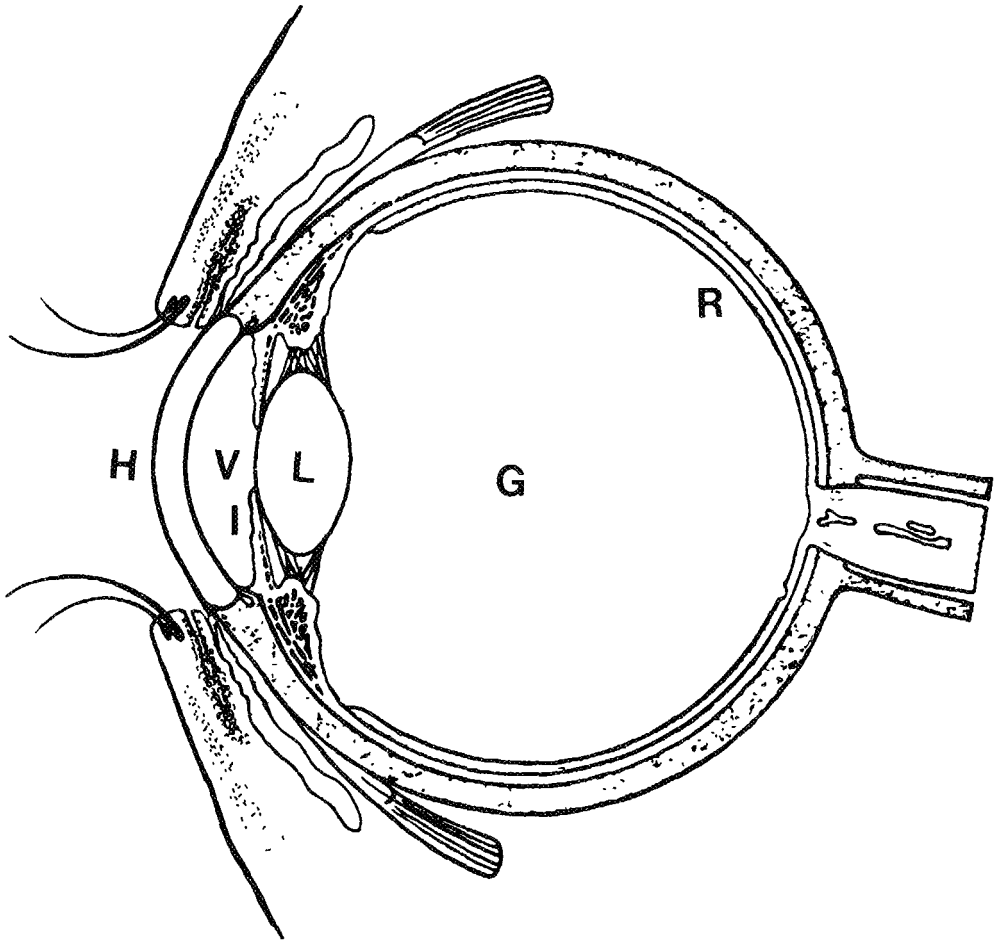


Fig. 2

Anatomie van het oog. H = hoornvlies, I = iris, L = lens, V = voorste oogkamer, G = glasvocht, R = retina (netvlies)

overbrengen naar de hersenen. Enerzijds betekent dit, dat de afbeelding van de buitenwereld in 10^8 'pixels' wordt gediscretiseerd en anderzijds, dat na deze analyseslag in het netvlies een synthese-proces plaatsvindt waardoor een nieuw spatieel discreet signaal ontstaat. Deze synthese vindt verder plaats in de hersenen, hoe en waar is niet precies bekend. De informatie, welke door het oog wordt geregistreerd wordt ook benut in een aantal reflexbanen. Zoals de accommodatie-reflex, dit is de scherpstelling van het optische systeem door verandering van de sterkte van de lens en de pupil (P) reflex, dit is de verandering van de pupil-opening afhankelijk van de gemiddelde verlichtingssterkte op het netvlies. Het ligt voor de hand het oog te vergelijken met een volautomatische TV-camera. Deze vergelijking gaat zoals uit het bovenstaande blijkt op voor de oogoptiek maar niet voor de datastroom, het oog is een discreet en parallel verwerkings-systeem, de TV-camera een serieel systeem. De afmetingen van een 'gemiddeld' oog, alsmede enkele optische gegevens staan aangegeven in Tabel I. Opgemerkt dient te worden, dat de accommodatiebreedte van de ooglenzen bij de geboorte 10 à 15 dioptrie is, maar gedurende het leven afneemt tot 1 dioptrie op 45-jarige leeftijd. Het

vermogen om voorwerpen op korte afstand waar te nemen neemt gedurende het leven dus voortdurend af, hoewel men zich dit pas op een leeftijd rond de 40 jaar bewust wordt. Een schema van het optische systeem is getekend in Fig. 3. Voor de vergroting van het oog is de beeldbrandpuntsafstand van belang. Het zal duidelijk zijn, dat een verkort (hypermetroop) of te lang oog (myoop) ongeaccommodeerd niet alleen een onscherpte maar ook een afwijkende vergroting zal hebben. In de Oogheekunde worden metingen verricht aan het optische systeem van het oog en wel om twee redenen: correctie van de oogoptiek (bril, contactlens) ter optimalisering van de gezichtsscherpte en verder uitsluiting van oogoptiek als oorzaak van een gestoorde visuele waarneming. De beide optische componenten van het afbeeldingssysteem worden onderzocht. Het opmeten van de sterkte van het hoornvlies wordt 'keratometrie' genoemd. Het meten van de afwijking van het totale optische stelsel ten behoeve van het scherp waarnemen in ongeaccommodeerde toestand wordt 'refractometrie' genoemd. Indien deze refractie' afwijking gemeten is, zou het mogelijk zijn de sterkte van de lens te bepalen, mits alle dimensies en brekings-indices ook bekend zijn.

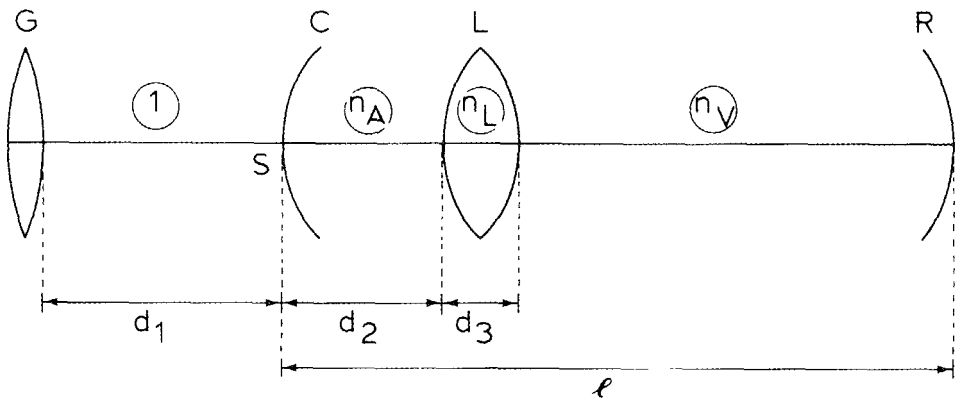


Fig. 3
 Schema van de oogoptiek. G = brilleglas, C = hoornvlies (cornea), L = lens, R = retina, L = ooglenzen, d_1, d_2, d_3 dimensies.

2. Keratometrie

De keratometrie omvat de methoden en apparaten voor het meten van de kromtestraal van het hoornvlies. Daarbij kan de vraagstelling zijn een objectieve vaststelling van het astigmatisme van het hoornvlies, dan wel de zuivere meting van deze kromtestraal ten behoeve van het aanmeten van een contactlens of ten behoeve van de bepaling van de optische sterkte van het hoornvlies. De eerste keratometer werd uitgevonden door von Helmholtz in de negentiende eeuw en een aantal verbeteringen die de klinische bruikbaarheid vergrootten werden eveneens in die tijd aangebracht door o.a. Javal. Het principe van de keratometrie berust op het observeren van de reflectiebeelden gevormd door de voorzijde van het hoornvlies van twee verlichte voorwerpen. Het schema van een keratometer is te zien in Fig. 4. Het beeld van de twee verlichte voorwerpen wordt met een Wollastone prisma verdubbeld. De observator stelt nu de afstand tussen deze voorwerpen in (concentrisch met hoornvlies) zodanig, dat de twee middelste van de vier beelden elkaar raken of overlappen. Draaiing van de apparatuur rond de observatie-as brengt de twee beelden bij een astigmatisch hoornvlies dan ook nog

op gelijke hoogte (Fig. 5). De afstand tussen de twee voorwerpen is eenduidig om te rekenen naar de kromtestraal van het hoornvlies. De kromtestraal is in het algemeen direkt op het apparaat af te lezen, evenals de optische sterkte van het hoornvlies. Deze laatste wordt uit de kromtestraal berekend met gebruikmaking van een brekingsindex van ca. $n = 1,333$. De keratometer in Fig. 5 is van het type: variabele voorwerpsgrootte en constante beeldgrootte. Ook het omgekeerde principe wordt toegepast, waarbij het Wollastone prisma is vervangen door een 'dakkant' biprisma dat tussen de objectief lens en het beeldvlak verplaatst kan worden. Deze verplaatsing zorgt ervoor, dat de beelden toch weer gaan raken of fuseren en de positie van het prisma is weer eenduidig gekoppeld aan de kromtestraal. Het is van belang op te merken, dat de accommodatie van de waarnemer de meting kan beïnvloeden. Daartoe wordt in het beeldvlak van het oculair een kruisdraad opgenomen, die met ongeaccommodeerd oog scherp dient te worden waargenomen. Een andere, meer elegante methode werd door von Helmholtz gevolgd, hij gebruikte een telescopisch systeem om de beelden waar te nemen. Tenslotte is onder het trademark

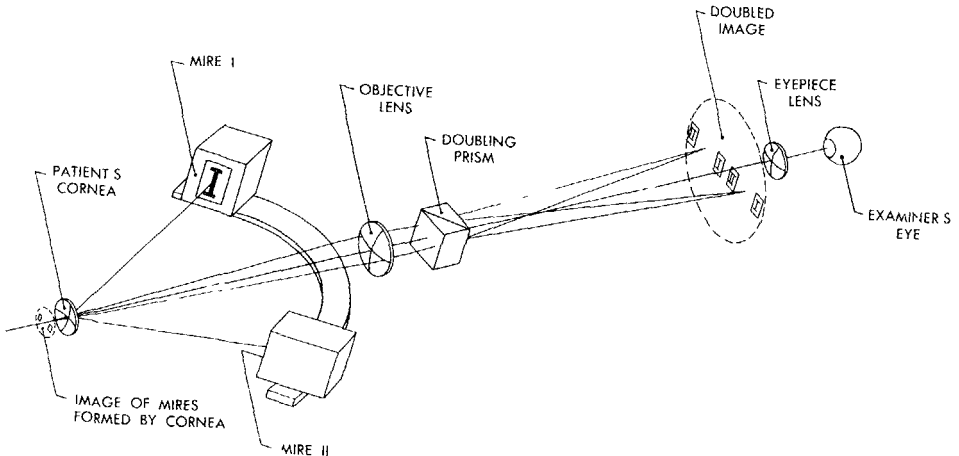


Fig. 4
Schema van een Keratometer.

'Keratometer' een instrument in de handel, waarbij het verdubbelingsprincipe van Scheiner (zie onder Refraktometrie) wordt gebruikt om de apparatuur scherp te stellen.

3. Refraktometrie

Refraktometrie is het bepalen van de refractie afwijking van het optische systeem van het oog. Veelal geschiedt dit met de bekende subjectieve methode van de 'brilledoos' van de oogarts met de 'letterkaart' als observatie voorwerp. In het nu volgende zullen slechts de objectieve refraktiemethoden worden besproken, dit zijn methoden waarbij de gezichtsscherpte van de patient geen rol speelt. De gebruikelijke refraktiemeters zijn 'objectief' te noemen wat de patient betreft, maar wel subjectief wat betreft de onderzoeker. Van

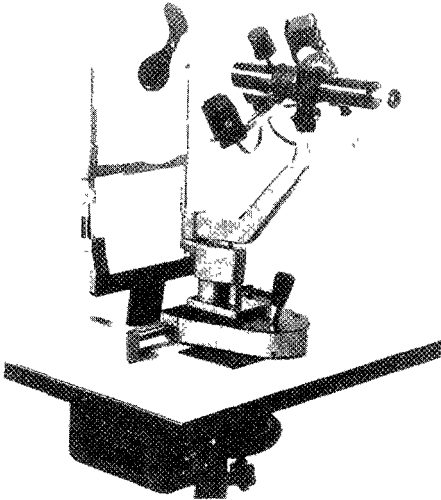


Fig. 5
Keratometer van variabele voorwerpsgrootte en constante beeldgrootte (Javal-Schiötz).

recente datum zijn volledig automatische refraktiesystemen, die zelfs het accommoderen door de patient kunnen vermijden en die onder de benaming 'computer aanmeting van bril' in advertenties de aandacht op zich gevestigd krijgen. De refraktometers bevatten drie principes, die al enkele eeuwen geleden bekend waren, maar die na de industriële revolutie pas op grote schaal tot instrumentale ontwikkelingen geleid hebben (ca. 50 patienten in de USA tussen 1880 en 1980).

1. Het principe van Scheiner (1619) is geïllustreerd in Fig. 6. Indien een schijfje met twee kleine openingen ('double pinhole') voor het oog wordt gehouden, zal een ver verwijderd voorwerp slechts dan als een enkel beeld worden waargenomen indien het oog geen refractieafwijking heeft (emmetropie). Bij een oog met een refractieafwijking wordt altijd het voorwerp dubbel gezien. Dit geldt dus zowel voor de myopie (bijziendheid = te lange oogas), als bij hyperopie (verziendheid = te korte oogas). Tot het einde van de vorige eeuw werd de verziendheid beschouwd als een bijzondere soort myopie. In het geval van bijziendheid kan het zogenaamde vertepunt worden bepaald door het voorwerp naar de waarnemer te verplaatsen totdat een enkel beeld ontstaat. De inverse van de vertepuntsafstand in meters levert de refractieafwijking in dioptrie op. Het Scheiner principe wordt ook gebruikt voor het snel en eenvoudig doormeten van optische instrumenten.
2. Het optometerprincipe (1759, Postfield) berust op het feit, dat indien een lens met zijn focale vlak in het vlak van de bril wordt geplaatst de afstand van een voorwerp tot het focus aan de andere zijde van de lens evenredig is met de 'vergentie' gerekend tot het vlak van de bril. Zoals in Fig. 7 is geschetst kan men aldus zonder verwisseling van proeflenzen een scherp beeld verkrijgen en op grond daarvan tevens de refractieafwijking bepalen.
3. Het retinoscopie principe berust op het waarnemen van het door het netvlies van de patiënt gereflecteerde licht.

Dit principe is getekend in Fig. 8. De waarnemer kijkt door een pinhole naar het oog van de patiënt, waarvan de pupil is verwijd met een pharmacon, dat tevens de accommodatie van de lens uitschakelt. De pinhole bevindt zich in een spiegel via welke een lichtbron die zich achter de patiënt bevindt in diens oog wordt afgebeeld (niet getekend). Indien nu de spiegel zoals getekend wordt gekanteld, zal bij een myope patiënt het netvliesbeeld, dat in het vertepunt ontstaat, naar beneden bewegen. Immers het beeld van de lichtbron op het netvlies beweegt naar boven. De waarnemer ziet dus tijdens het kantelen eerst licht via de bovenzijde van de pupil komen, dan uit het midden en tenslotte uit de onderzijde. Dus terwijl tijdens het kantelen het open invallende licht van onder naar boven over het oog van de patiënt 'strijkt', vertoont het uittrekkende licht de omgekeerde beweging. Het zal nu duidelijk zijn, dat indien het vertepunt exact samenvalt met het pinhole de uittrekkende bundel slechts bij één positie van de spiegel door het pinhole komt en dan voor de waarnemer ook een volledig 'verlichte' pupilopening zichtbaar wordt. Als nu de afstand van pinhole tot het oog van de patiënt bijv. 0,5 m is, komt deze situatie overeen met een myopie van -2D.

Een voorbeeld van een instrument waarin het principe van Scheiner en het optometer principe zijn verwerkt is te zien in Fig. 9. De onderzoeker neemt het reflectiebeeld waaraan een lichtend voorwerp, dat op het netvlies van het oog van de patiënt wordt afgebeeld via het Scheinerprincipe. Hij zal daardoor een dubbel en onscherp beeld zien tenzij het volgens het optometerprincipe 'gecorrigeerde' oog van de patiënt emmetroop geworden is. Een nadeel van dit type refraktometers is, dat de accommodatie van het oog van de onderzoeker het resultaat van de meting kan beïnvloeden.

Een nieuw type refraktometers, dat vooral de laatste 10 jaar sterk is opgekomen dankzij de micro-electronica en ook lasertechnologie is de volledig geautomatiseerde 'computer' refractor. Als voorbeeld hiervan zal de 'Ophthalmetron' besproken worden, die ontwikkeld werd op een patent van A. Safir (1964). Dit instrument bevat alle drie de bovenbesproken principes: het Scheinerprincipe (hier echter toegepast op het uit het oog van de patiënt komende reflectiebeeld), het optometerprincipe en het retoniscope principe (Fig. 10.) De patiënt kijkt naar een fixatiespot (via beam splitter A) nadat het instrument via een in te schuiven periscoop systeem door de onderzoeker is gepositioneerd (Fig. 11). De eigenlijke meting geschiedt met infrarood licht via beamsplitter B ingespiegeld. Dit

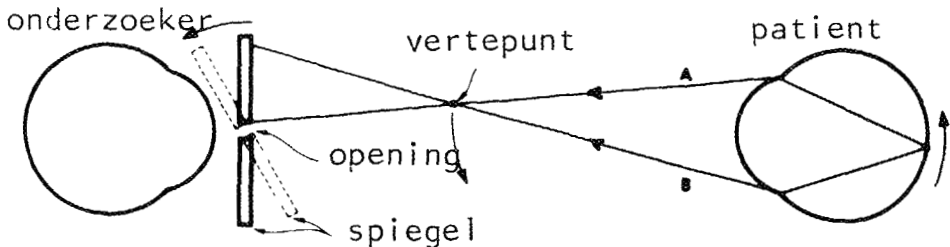
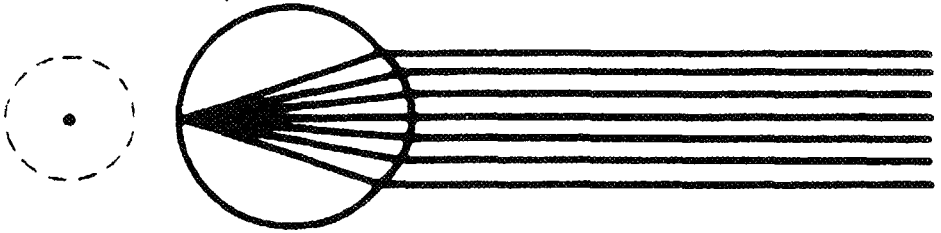
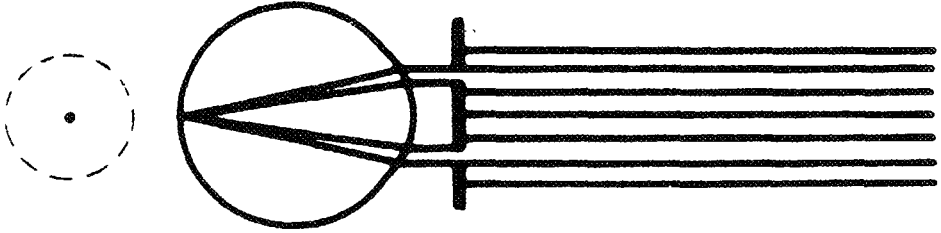


Fig. 8
Retinoscopie principe. Een lichtbron (spleet) wordt via de spiegel in het oog van de patiënt afgebeeld (stralengang niet in tekening). Het op het netvlies gereflecteerde licht wordt via de oogoptiek afgebeeld in het vertepunt (hier myopie). Bijkantelen van de spiegel als aangegeven beweegt de opvallende lichtbundel van onder naar boven over het oog van de patiënt. De onderzoeker ziet echter het uittrekkende licht van boven naar beneden bewegen. Slechts als het vertepunt samenvalt met de kijkopening van de spiegel ziet de onderzoeker tijdens het kantelen plotseling de gehele pupil-opening 'verlicht'.

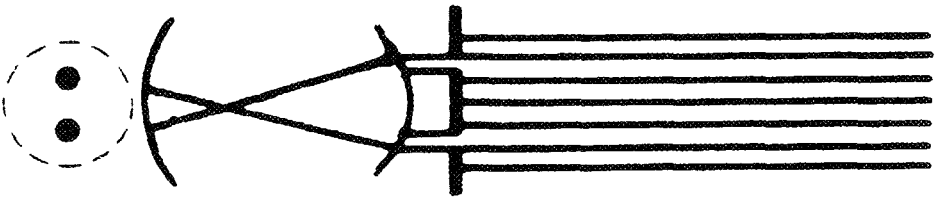
Emmetropia



Emmetropia



Myopia



Hyperopia

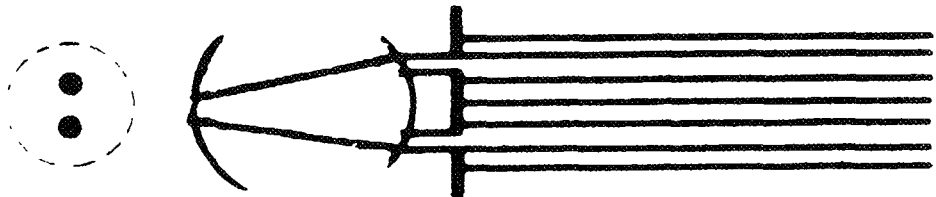
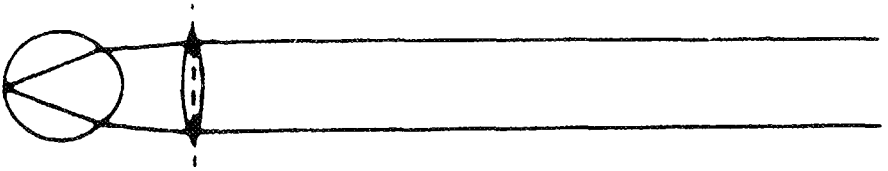
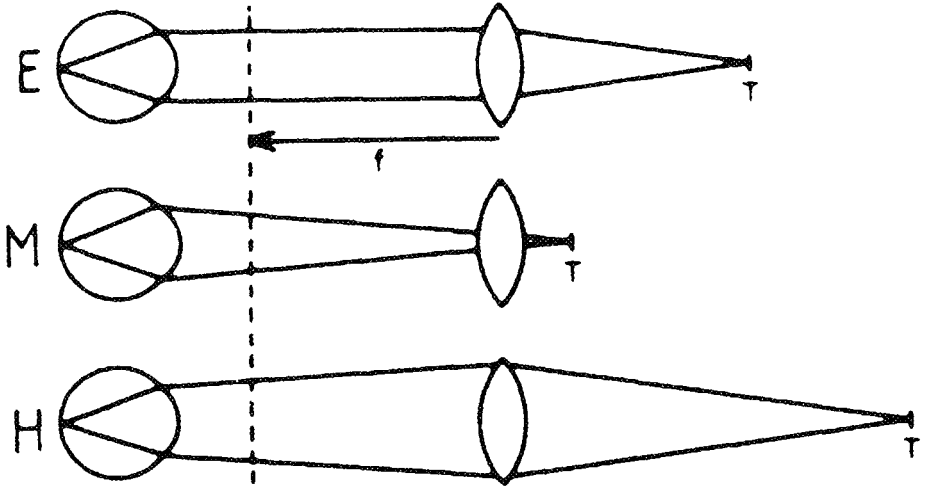


Fig. 6
Principe van Scheiner. twee 'pinholes' geven slechts een enkel beeld op het netvlies, als het oog geen refractie-afwijking heeft (emmetropie). Een dubbel beeld ontstaat zowel bij myopie, als bij hyperopie.



Optometer principe



Optometer

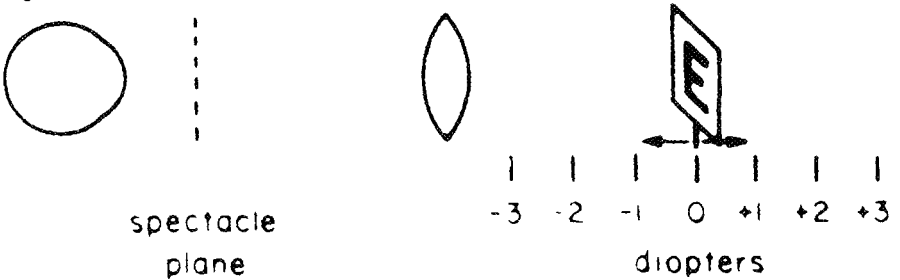


Fig. 7
 Optometerprincipe (Porterfield). De optometerlens bevindt zich met het brandpunt in het vlak van de bril. Verschuiving van het voorwerp T proportioneel met refractieafwijking. E = emmetropie, M = myopie, H = hyperopie.

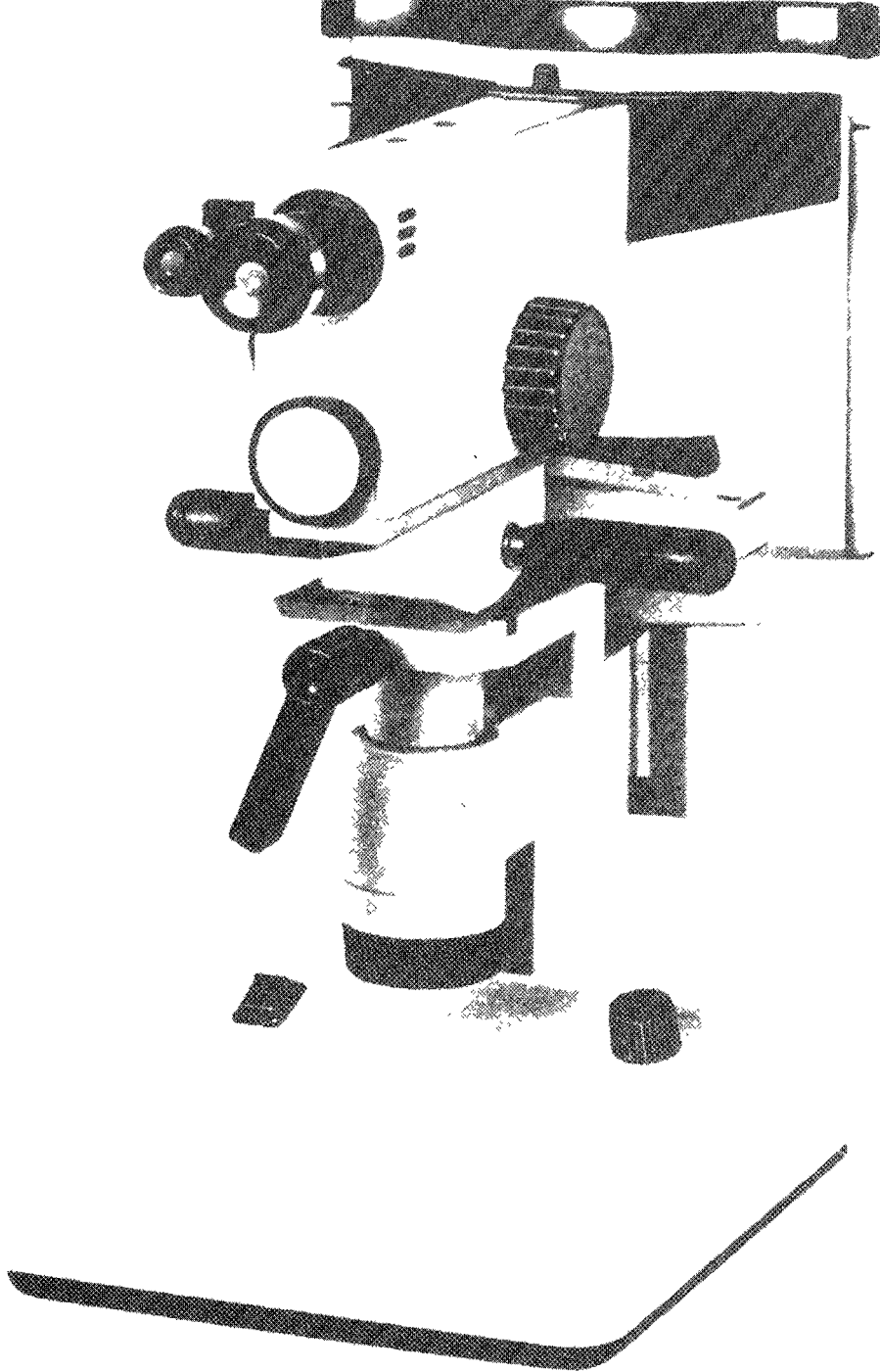


Fig. 9
Refraktometer (objectieve meting).

retinoscopie gedeelte bevat een roterende trommel met spleetvormige diafragma's, waardoor het benodigde bewegende retina-beeld wordt verkregen. De collimatielens fungeert als optometerlens en het detector systeem wordt met een servosysteem verschoven, totdat de twee fotodetectoren een coincidentie registreren (combinatie van inverse Scheiner-principe en retinoscopie-principe). Het gehele systeem roteert in 3 seconden over 180° en de refractieafwijking komt als een continue curve over deze hoek op een registratiepapier uit het apparaat 'rollen'.

4. Intraoculaire kunstlens

Een van de belangrijkste oorzaken van het afnemen van het gezichtsvermogen op gevorderde leeftijd is het troebel worden van de ooglens (staar). Mede door de pioniersarbeid van een tweetal Nederlandse oog-

artsen (C.D. Binkhorst, J.G. Worst) is gedurende de laatste 25 jaar de techniek van implantatie van een kunst(stof) lens bij verwijdering van de troebele ooglens uitgegroeid tot een routine in veel landen. Zo werden sinds de officiële goedkeuring door de autoriteiten in de Verenigde Staten in 5 jaar tijds (1978 - 1983) 2,5 miljoen kunstlenzen geïmplant. Evenals een individueel aangemeten bril heeft ook een groot deel van de patiënten een 'eigen' sterkte van deze kunstlens nodig. Aangezien het accommodatievermogen vervalt kan deze sterkte dan nog worden geënt op scherpzien bij het lezen of op scherpzien in de verte. Bij eenzijdige lensimplantatie dient tevens te worden nagegaan of de netvliesbeelden niet te veel ($\leq 10\%$ gewenst) zullen verschillen (aniseikonie) na de operatie. Zowel de emmetrope als de isekome sterkte van zo'n implantlens

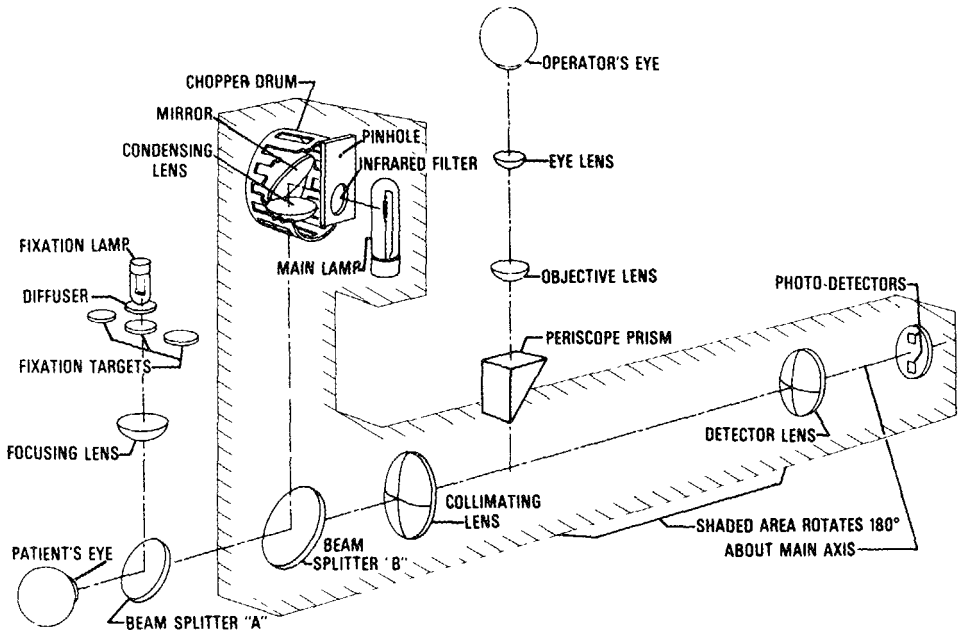


Fig. 10
Schema van een automatische refraktometer: het Ophthalmotron (Safir).

kunnen vooraf worden berekend, mits de dimensies en de optische eigenschappen van de ogen nauwkeurig opgemeten zijn. De optische sterkte van het hoornvlies volgt uiteraard uit de keratometrie. De nauwkeurigheid daarvan bedraagt ongeveer 0,02 mm, hetgeen overeenkomt met 0,1D. De lengte van de oogbol (oogas) wordt gemeten met ultrageluid. Deze meting geschiedt als volgt (Fig. 12): op het oog van de patient wordt een soort oogschaaltje geplaatst. een open cylinder die aan één zijde konisch is. Terwijl de patient omhoog kijkt, wordt het oogschaaltje op het oog geplaatst en gevuld met een fysiologische zoutoplossing. Vervolgens wordt een ultrasone transducer in de vloeistof gehouden. Deze transducer zendt een korte ultrageluidspuls uit van een frequentie van ca. 10 MHz. De echo's die door de verschillende structuren in het oog ontstaan, worden weer door de transducer geregistreerd en na demodulatie op een oscilloscoop weergegeven. De echolooptijden zijn dan te meten en met behulp van de bekende geluidssnelheden om te rekenen in afmetingen. De nauwkeurigheid van deze methode is van de orde van 0,2 mm, hetgeen overeenkomt met 0,5D van de implantatielens. In het algemeen wordt voor de positie van de lens een vaste waarde genomen, waarbij wordt verondersteld, dat de iris zich 4 mm achter het hoornvlies bevindt. Het is nu vrij eenvoudig af te leiden, dat de emmetrope sterkte volgt uit (zie ook Fig. 3):

$$P_1 = \frac{\eta_v}{l \cdot d_2 \cdot d_3 \eta_v / \eta_L} - \frac{\eta_a}{\eta_a / P_c \cdot d_2 \cdot d_3}$$

η_a, η_v, η_L = brekingsindex van kamerwater, glasvocht, implantlens
 P_c = sterkte van cornea

Teneinde ook de isekone sterkte te kunnen berekenen, dient eerst de beeldgrootte van het andere oog te worden berekend en vervolgens de sterkte van de implantlens die eenzelfde beeldgrootte geeft. Momenteel zijn een groot aantal instrumenten in de handel waarbij de tijdmeting uit de

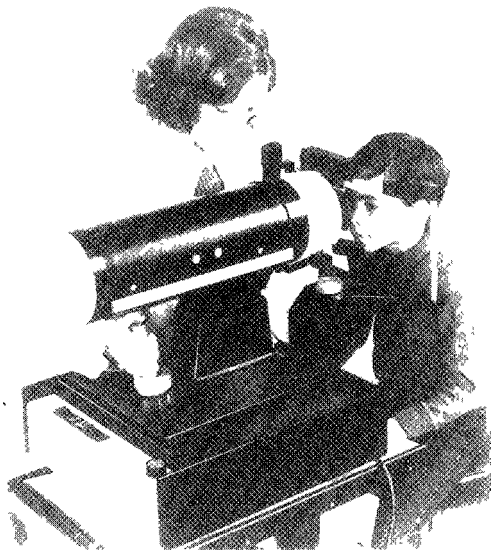


Fig. 11
De Ophthalmotron.

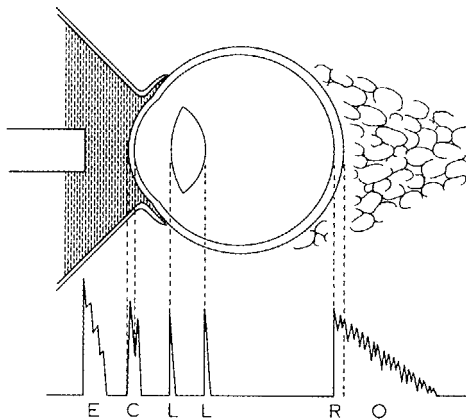


Fig. 12
Schema van de ultrageluidsbiometrie. E = emissie-puls, C = cornea, L = lens, R = retina

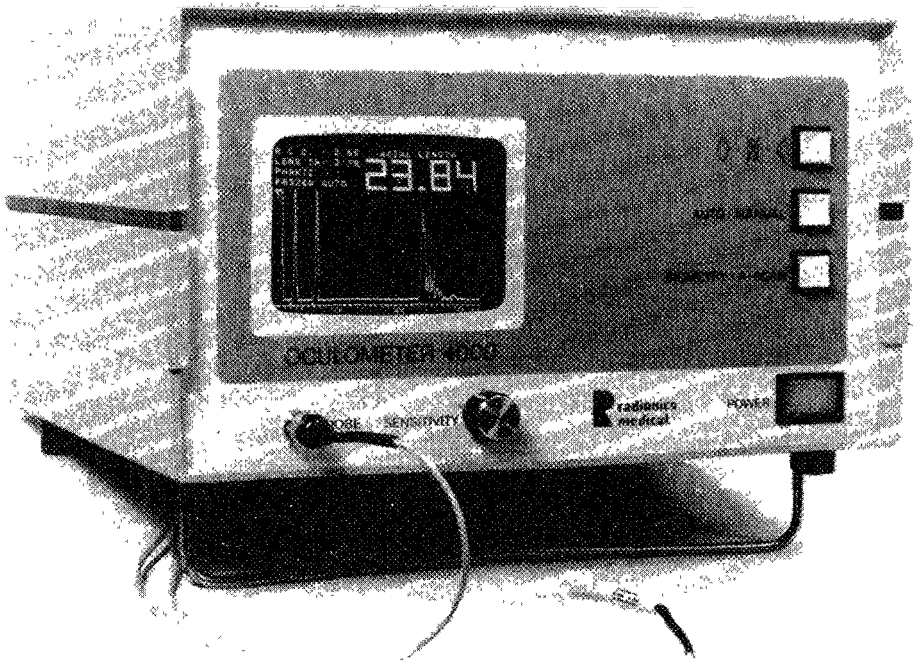


Fig 13
Voorbeeld van een apparaat voor ultrageluidsbiometrie geïntegreerd in een microcomputersysteem.

ultrasone signalen elektronisch geschiedt met een kristalklok. De uitlezing daarvan wordt digitaal uitgevoerd en deze uitlezing wordt direct ingevoerd in een microprocessor, die dan ook de lensberekening doet. De oogarts krijgt dan na een druk op de knop alle meetgegevens en de lenssterkte uitgeprint (Fig. 13).