

Verlichtingssterkte over het netvlies van het oog

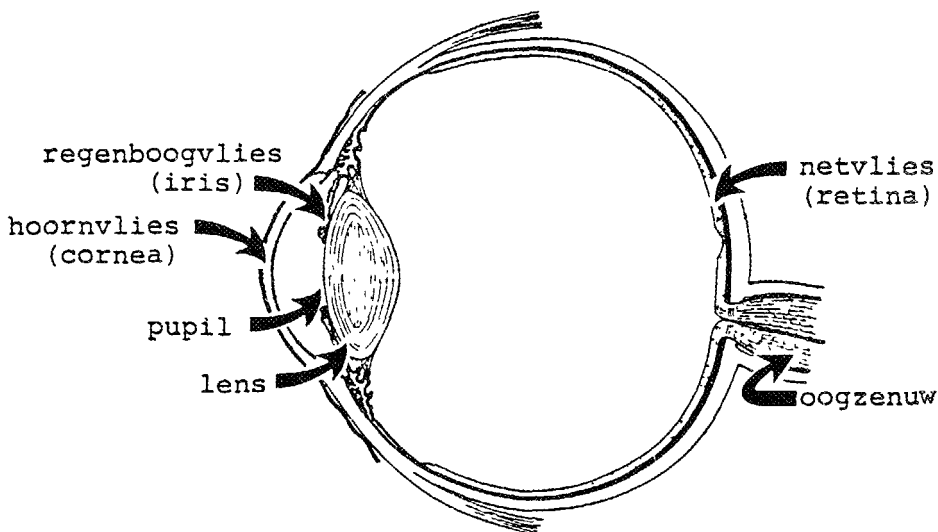
dr. A.C. Kooijman

Kliniek voor Oogheelkunde, Rijksuniversiteit Groningen,
Postbus 30001, 9700 RB Groningen.

Samenvatting

Om de lichtverdeling over het netvlies van het menselijk oog te bepalen bij het gebruik van een lichtbron die het gehele gezichtsveld vult, zijn berekeningen aan een theoretisch oogmodel uitgevoerd en zijn er metingen aan ogen van mensen en konijnen gedaan. Het blijkt dat bij de mens de verlichtingssterkte van het netvlies minder dan 50 procent afneemt van het centrum naar een excentriciteit van 80 graden. De

ze relatieve afname is onafhankelijk van de pupilgrootte. Deze geringe lichtafval kan alleen gerealiseerd worden als lichtstralen, vanuit alle richtingen ongehinderd door de gehele opening van het hoornvlies in het oog kunnen binnenvallen. De resultaten zijn gebruikt bij het ontwerp van een contactlens met een ingebouwde lichtsimulator ten behoeve van een klinische onderzoeksmethode, de electroretinografie.



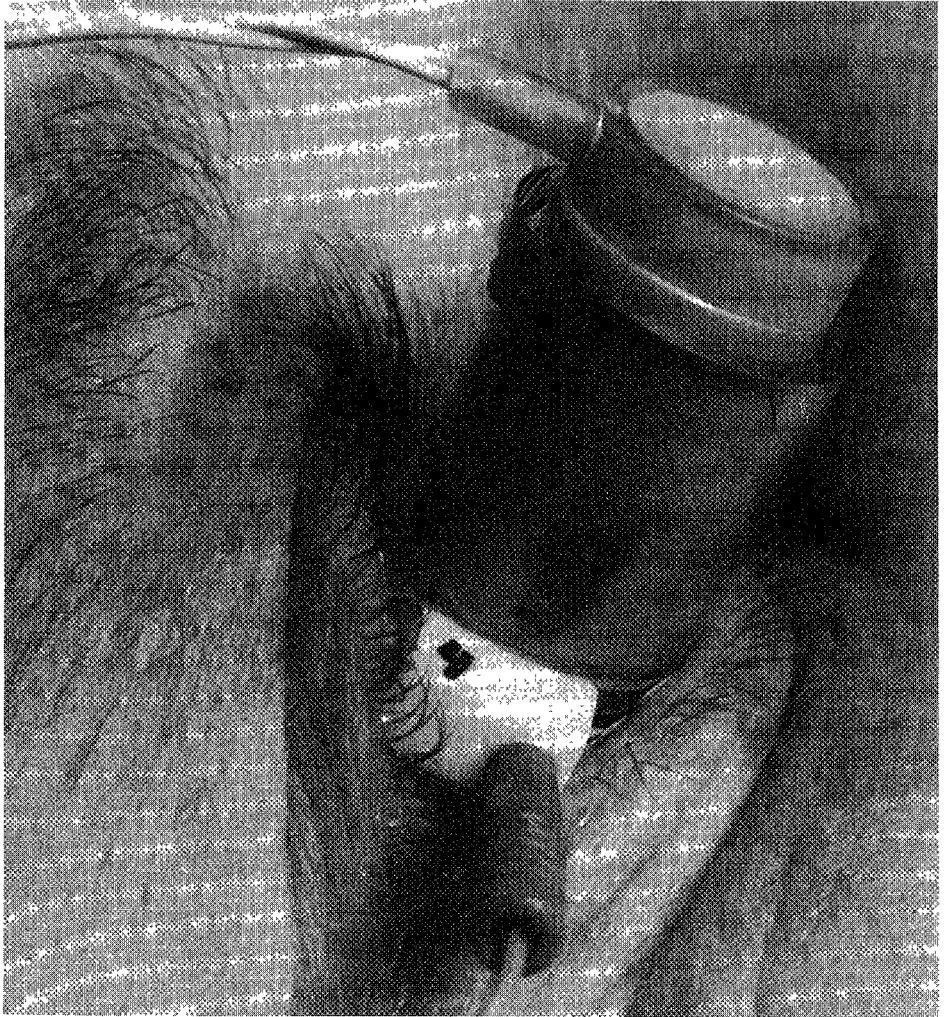
Figuur 1
Horizontale doorsnede van het rechteroog (bovenaanzicht)

Inleiding.

Electrische metingen aan het netvlies van het oog.

Aanleiding tot dit onderzoek was de vraag naar een draagbaar apparaat waarmee electroretinografie kan worden verricht. Electroretinografie is een onderzoek waar-

bij elektrische signalen worden gemeten die het oog geeft als reactie op lichtflitsen. Het licht van de flits wordt in het netvlies (retina) (fig 1) omgezet in zenuwprikkels waarvan enkele componenten als kleine spanningsveranderingen (tussen 1 en 800 microvolt) te meten zijn. Het gemeten sig-



Figuur 2

Contactlens met ingebouwde elektrode (onder) om potentiaalveranderingen aan de voorzijde van het oog te meten. Lichtstimuli kunnen gegeven worden met de LED-lichtbron die op de contactlens is geplaatst (boven)

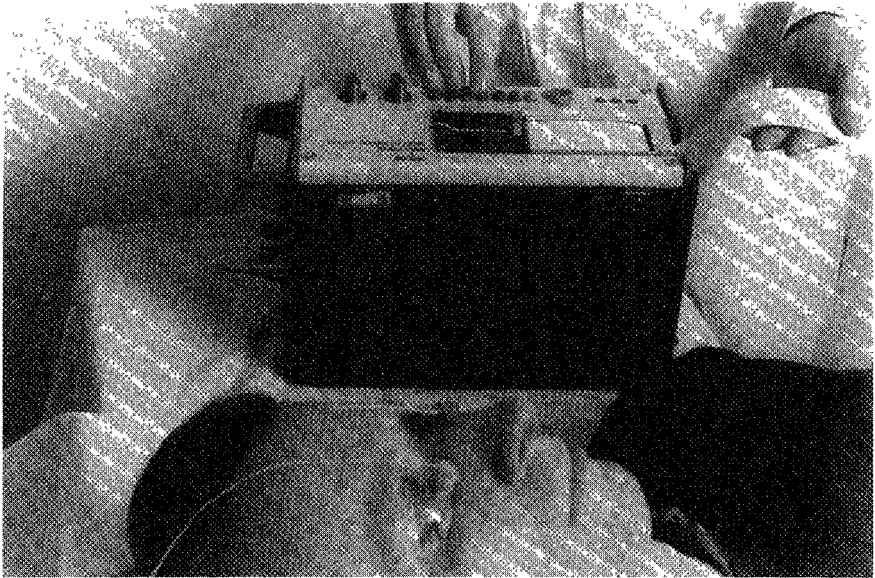
naal wordt het electroretinogram (ERG) genoemd. Het ERG wordt meestal gemeten met behulp van een electrode die in een grote contactlens is gemonteerd (ERG-lens). Het traanvocht zorgt dan voor het contact tussen de electrode en de voorkant van het oog.

Het ERG kan informatie geven over de werking van de lichtgevoelige cellen en van enige andere cellen in het netvlies. Het is een bijzonder onderzoek dat voornamelijk wordt uitgevoerd indien, met de gebruikelijke methoden, geen verklaring gevonden is voor de klachten van de patiënt. Daarnaast kan electroretinografie ook behulpzaam zijn bij het vaststellen van erfelijke afwijkingen. Het onderzoek duurt 15-30 minuten en is niet pijnlijk voor de patiënt. De lens wordt op het oog geplaatst nadat het hoornvlies met behulp van oogdruppels is verdoofd. Op deze manier wordt het onderzoek uitgevoerd bij volwassenen en bij kinderen vanaf ongeveer vier jaar oud. In enkele gevallen lukt het ook nog bij babies.

Eventueel kan de meting onder algehele verdoving gedaan worden. Dit gebeurt echter alleen bij patiënten (vooral babies), die al om andere redenen onder narcose onderzocht of behandeld moeten worden.

De lichtflitsen voor het opwekken van het ERG worden meestal gegeven in een inwendig witgeverfde bol (diameter ongeveer 30 cm) die een opening heeft waarin het gezicht van de patiënt komt. De lichtflitsen en een eventuele achtergrondverlichting worden dan gemaakt met flits- en gloeilampen, die op indirecte wijze het inwendige van de bol verlichten. Voor de patiënt die in de bol kijkt is dan het gehele gezichtsveld gelijkmatig verlicht (vandaar de internationaal gebruikte naam 'Ganzfeld'). Dit is belangrijk, want daardoor heeft het gemeten ERG-sigitaal een vorm die eenvoudiger te beoordelen is. Een dergelijke bol is moeilijk geschikt te maken voor een draagbaar ERG-apparaat omdat de afmetingen en het energieverbruik te groot zijn.

We hebben daarom een nieuwe ERG-lens



Figuur 3

Een compact meetsysteem voor electroretinografie. De ogen van de patiënt worden beurtelings gestimuleerd, waarbij de responsies op de 1-kanaalsschrijver geregistreerd worden.

(fig. 2) ontwikkeld waarin de lichtbron past, zodat er niet met een bol gewerkt hoeft te worden (Kooijman en Damhof, 1980). Hiermee krijgen we ook een Ganzfeld lichtbron omdat namelijk de plaats van de lichtbron op de contactlens, die van sterk lichtverstrooiend materiaal is gemaakt, er eveneens voor zorgt dat het hele gezichtsveld van het oog een gelijkmatige helderheid heeft.

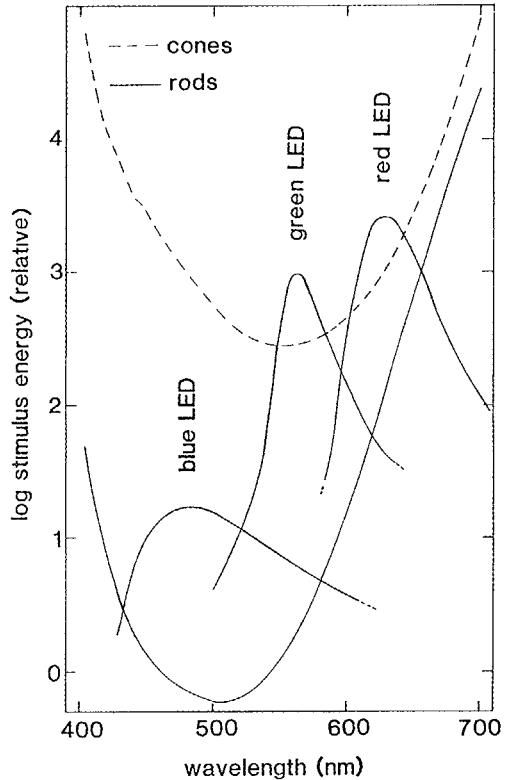
Alvorens de zwakke ERG signalen te kunnen registreren moeten ze versterkt worden. De versterker, de schrijver en de electronica van de stimulator hebben we in een klein koffertje gebouwd en samen met de nieuwe ERG-lens is daarmee een draagbaar ERG-apparaat verkregen (fig. 3) (Kooijman en Damhof, 1981). Dit apparaat kan op batterijen werken, zodat onder bijna alle omstandigheden ERG metingen gedaan kunnen worden. Het proto-type is gebruikt in Ghana tijdens een onderzoek naar rivierblindheid door een Nederlandse oogarts. Een iets gewijzigde versie is in productie genomen door een Nederlandse firma.

Behalve voor onderzoek in de eigen kliniek, zoals hiervoor is beschreven, wordt dit toestel ook regelmatig gebruikt om in andere afdelingen ERG-metingen te doen, b.v. bij babies die daar onder algehele narcose onderzocht worden.

Drie-kleuren ERG-lichtbron

In een latere fase van het onderzoek werd een drie-kleuren lichtbron voor de eerder beschreven ERG-lens ontworpen (Kooijman en Damhof, 1986). Hiermee is het mogelijk om een beter onderscheid te krijgen tussen de reacties van de twee soorten lichtgevoelige cellen in het netvlies: de staafjes en de kegeltjes, en daardoor ook tussen enkele oogafwijkingen. De lichtbron bestaat uit drie, rode, drie groene en drie blauwe licht-emitterende diodes (LED's) (Siemens rood: LD52C; groen; LD57C; blauw: SLB5410), waarmee naar keuze geflitst kan worden. Met de door ons gebruikte stroompuls met een lengte van maximaal 12 ms hebben de LED's lichtsterktes

van respectievelijk $2,5 \cdot 10^{-2}$, $2,5 \cdot 10^{-2}$ en $3,2 \cdot 10^{-4}$ candela per LED, als de bolle voorzijdes van de LED's vlak geslepen zijn. Bij een hogere stroomsterkte of een langere pulsduur neemt de lichtemissie af door warmte-effecten of gaat de LED kapot. De lichtgevoeligheid van staafjes en kegeltjes is niet voor alle kleuren even groot (fig. 4).



Figuur 4

Gevoeligheidscurves voor de staafjes- (rods) en kegeltjes-receptoren (cones) van de mens tezamen met de emissiecurves van de LED's. Door bij iedere golflengte de gevoeligheid van een receptorsysteem (staafjes of kegeltjes) te vermenigvuldigen met de emissie van een LED (rood, groen of blauw) berekenen we de luminantie van die LED voor dat receptorsysteem.

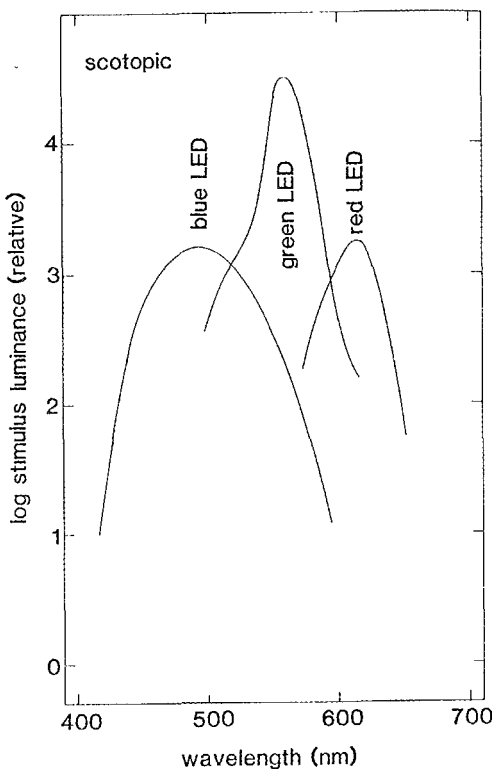
De blauwe en rode LED's hebben voor de staafjes gelijke flitssterktes (fig. 5), zodat de staafjes even sterk op deze flitsen zullen reageren (fig. 6) De kegeltjes zullen, door hun veel lagere blauwgevoeligheid, ook veel lagere reacties op blauwe flitsen geven dan op rode De groene en de rode flitsen zijn voor de kegeltjes van gelijke sterkte (fig. 7). De kegeltjesreacties kunnen zonder bijmenging van staafjesreacties gemeten worden als een heldere achtergrondverlichting aanwezig is. Bij een dergelijke achtergrondverlichting, gemaakt met de groene LED's geven de staafjes geen reactie meer op de flitsen. Als in deze meetconditie de gemeten signalen op groene en rode flitsen gelijk zijn dan kunnen we stellen dat het reacties van de kegeltjes zijn (fig. 8)

In de dagelijkse praktijk wordt deze stimulator in onze kliniek vooral gebruikt bij patiënten met verlaagde ERG-reacties, om te kunnen onderscheiden of alleen de staafjes, alleen de kegeltjes of beiden reageren op de flitsen

Lichtverdeling over het netvlies van het oog

Bij het ontwerp van de ERG-lens en de lichtbron is veel aandacht besteed aan de lichtverdeling die op het netvlies ontstaat. We wilden weten welke diameter deze lens minimaal moest krijgen om geen beperking van de retinale verlichting te veroorzaken. We berekenden door welke delen van het hoornvlies lichtstralen het oog ingaan die uiteindelijk op het netvlies terechtkomen. Andere vragen zijn: hoe is de retinale lichtverdeling bij gebruik van een Ganzfeldlichtbron en is deze lichtverdeling afhankelijk van de pupilgrootte of van andere variaties in de geometrie van het oog. Indien de lichtverdeling erg inhomogeen is en erg afhankelijk is van diverse factoren dan zal het nauwelijks zinvol zijn om een homogene lichtbron te ontwerpen. De antwoorden op deze vragen waren tot onze verwondering niet in de literatuur te vinden. Uit onze berekeningen volgt dat de diameter van het lichtdoorlatende deel van een

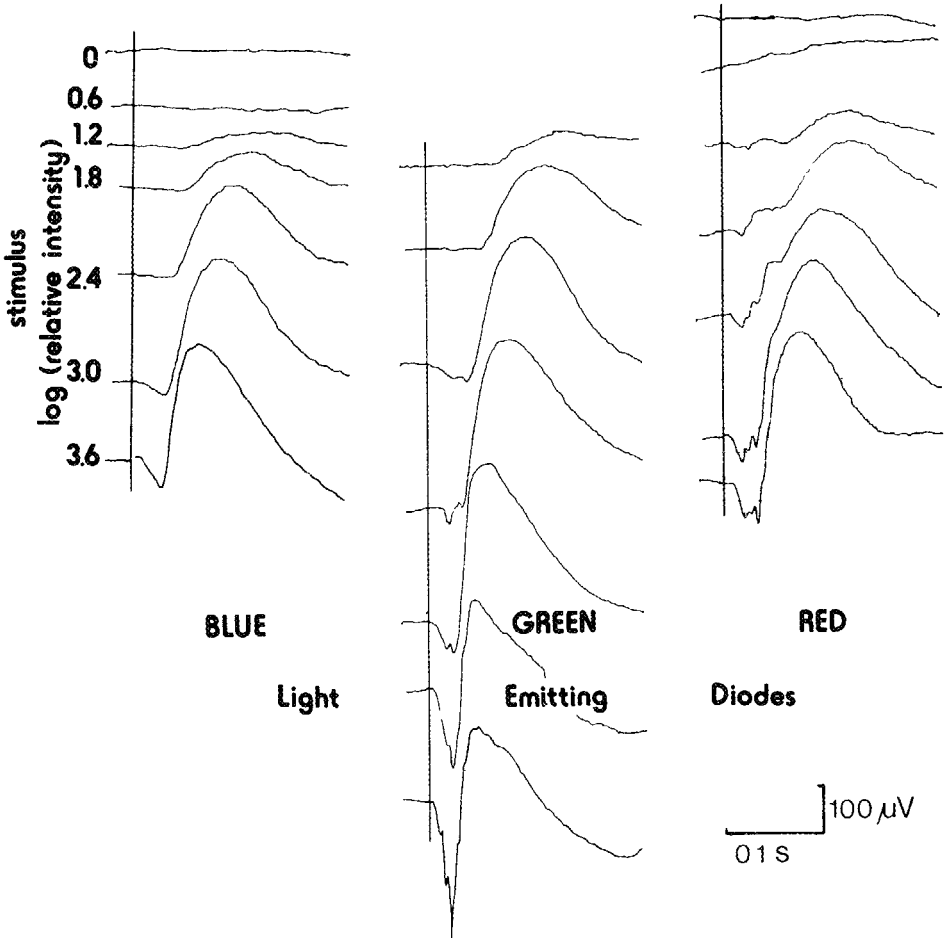
ERG-lens minstens 12 mm moet zijn om de gehele binnenzijde van het oog te kunnen verlichten. De verlichtingssterkte zal dan op het gehele netvlies bijna dezelfde waarde hebben. De verdeling van het licht over het netvlies is nauwelijks afhankelijk van de pupilgrootte en wordt slechts matig beïnvloed door de vorm van het oog. Nadat deze berekeningen waren uitgevoerd voor een theoretisch oog van de mens is dit ook voor een theoretisch konijnenoog gedaan.



Figuur 5. Spectrale luminantiecurves van de drie LED types voor het staafjessysteem (scotopische luminantie). De geïntegreerde waarde van iedere curve geeft de scotopische luminantie van iedere LED (Maximaal 0,32, 2,95 en 0,22 scot $\text{cd} \cdot \text{s}/\text{m}^2$ respectievelijk voor blauw, groen en rood, flitsduur maximaal 12 ms).

Bovendien hebben we gemeten wat de lichtverdeling over het netvlies is in ogen van mensen en konijnen. De gemeten lichtverdeling heeft een iets grotere afval naar de randen van het gezichtsveld dan de berekende verdeling. Dit verschil is met ons re-

kenmodel niet te verklaren. De gemeten lichtverdeling in het konijneenoog is wel veel vlakker dan in eerdere publicaties vermeld werd



Figuur 6

Electoretinogrammen die gemeten zijn aan een oog dat eerst 30 minuten aan het donker geadapted is om de staafjes optimaal te laten reageren. Door de duur van de stroompuls door de LED in 6 stappen met factoren 4 ($-0,6 \log$) te verkleinen werd de sterkte van de flits met factor 4000 ($3,6 \log$) gevarieerd. In deze figuur is te zien dat de responsie op de zwakste groene flits ongeveer overeenkomt met de responsies op de tweede of derde flitssterkte bij blauwe of rode flitsen. De golfjes die bij de responsies op de rode flitsen te zien zijn op de derde tot en met de vijfde responsie zijn afkomstig van de kegeltjes

Berekening van de retinale lichtverdeling.

Om de lichtverdeling in het oog te bepalen hebben we een programma (BASIC, Commodore 3032) gemaakt, waarmee we het pad van de lichtstralen in het meridionale vlak kunnen doorrekenen. De berekeningen zijn uitgevoerd op theoretische oogmodellen van de mens en van het konijn. Het berekenen van de retinale lichtverdeling ging in een aantal stappen.

1. De diameter van de intreepupil $PD(\varphi)$ in het meridionale vlak werd berekend voor evenwijdige lichtstralen met een hoek φ met de optische as. Omdat we hier te maken hebben met een optisch systeem met een zeer groot gezichtsveld (diameter > 180 graden) zijn plaats en grootte van de intreepupil afhankelijk van de richting van waaruit de lichtbundel op het oog valt (fig. 9). Het oppervlak van de intreepupil $PA(\varphi)$ worden berekend met de oppervlaktevergelijkingen voor een ellips $PA(\varphi) = \pi \cdot PD(\varphi) \cdot PD(O)/4$.

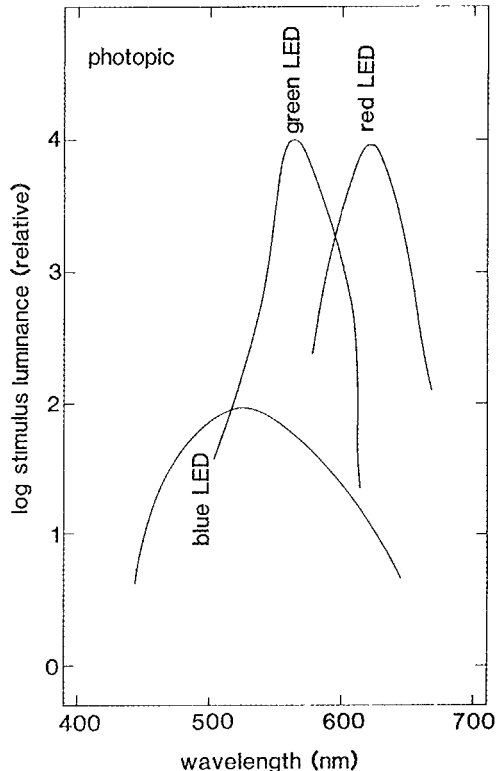
2. De grootte van het retina-oppervlak $dRA(\varphi)$ waarop de lichtstralen vanuit een ruimtehoek in het gezichtsveld $dSA(\varphi)$ vallen, is berekend als functie van φ (fig. 10). Hieruit berekenen we het retina-oppervlak per ruimtehoek gezichtsveld $RS(\varphi) = dRA(\varphi)/dSA(\varphi)$ (fig. 11)

3. We kunnen nu de retinale verlichtingssterkte berekenen met $RI(\varphi) = A \cdot PA(\varphi)/RS(\varphi)$, waarbij A de luminantie van het Ganzfeld is (fig. 12).

De berekeningen zijn uitgevoerd op theoretische oogmodellen waarvan de optische vlakken en het retinavlak een sferische of asferische doorsnede hebben die beschreven wordt met een kegelsnede. (fig. 10). De waarden van de sferische oogmodellen en de mogelijke asferische variaties van de oppervlakken zijn in de literatuur gevonden.

Voor de nieuwe te ontwerpen contactlens wilden we weten door welk deel van het hoornvlies van de mens lichtstralen gaan die het netvlies kunnen bereiken. Bij het theoretisch oogmodel dat we voor de berekeningen gebruikt hebben is geen beper-

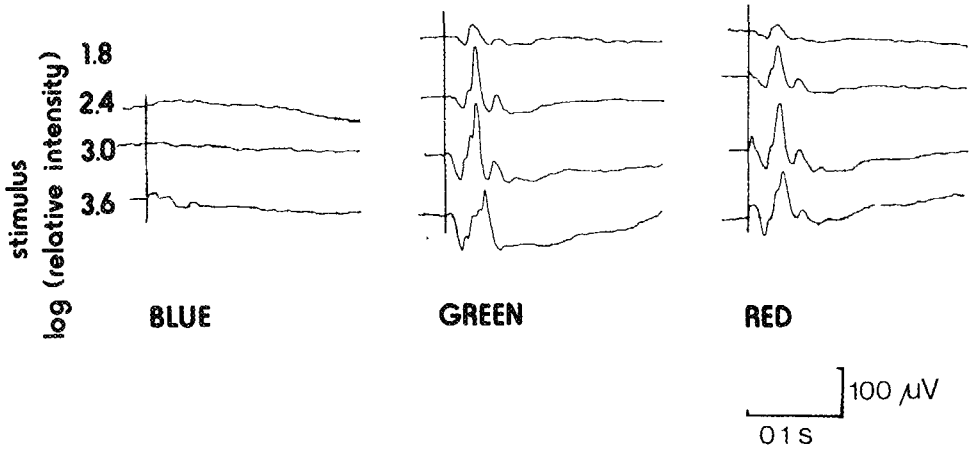
king aangebracht aan de diameter van het hoornvlies. Uit de berekeningen volgt dat lichtstralen die meer dan 6 mm van de optische as op het hoornvlies vallen nog door de pupil en op het netvlies kunnen vallen (fig. 13). In werkelijkheid is de diameter van het menselijk hoornvlies 11 à 12 mm. We



Figuur 7

Spectrale luminantiecurves van de drie LED types voor het kegelstelsel (fotopische luminantie) (De fotopische lichtwaarden zijn identiek aan de lichtwaarden die in het algemeen zonder nadere aanduiding gebruikt worden) De geïntegreerde luminanties van de groene en de rode LED zijn bijna gelijk en de blauwe LED is veel zwakker (Maximaal 0,09, 3,9 en 3,8 $cd \cdot s/m^2$ respectievelijk voor blauw, groen en rood, flitsduur maximaal 12 ms)

photopic adaptation



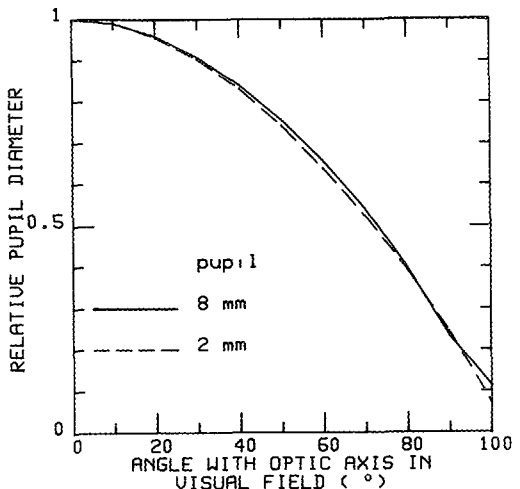
Figuur 8

Electroretinogrammen die gemeten zijn aan een oog dat geadapteerd is aan een heldere omgevingsverlichting (13 cd/m^2 ($\approx 9.8 \text{ scot cd/m}^2$), afkomstig van de continu brandende groene LED's. We zien op de blauwe flitsen geen of zeer weinig prestaties. De responsie op groen en rode flitsen zijn gelijk

kunnen hieruit concluderen dat de ERG contactlens een minimale diameter van 12 mm moet hebben om geen extra beperking van de retinale verlichting te veroorzaken. De invloed van de pupilgrootte op de retinale lichtverdeling blijkt minimaal te zijn in alle oogmodellen (fig. 12). Ook de variaties die we aanbrachten in de vorm van de optische vlakken waren van weinig betekenis voor de lichtverdeling. Alleen de vorm van het retinavlak had duidelijk invloed op de lichtverdeling.

Meting van de retinale lichtverdeling.

Om de berekende resultaten te toetsen zijn een aantal metingen verricht aan de lichtverdeling in het oog van mensen en konijnen. Er is een experimentele opstelling gebouwd (fig. 14), waarin een vrijgeprepareerd oog geplaatst kan worden. Er zijn metingen gedaan aan 3 mensenogen en aan 14 konijnenogen (gepigmenteerde Chinchilla). De mensenogen kregen we van de afdeling Hoornvliestransplantaties

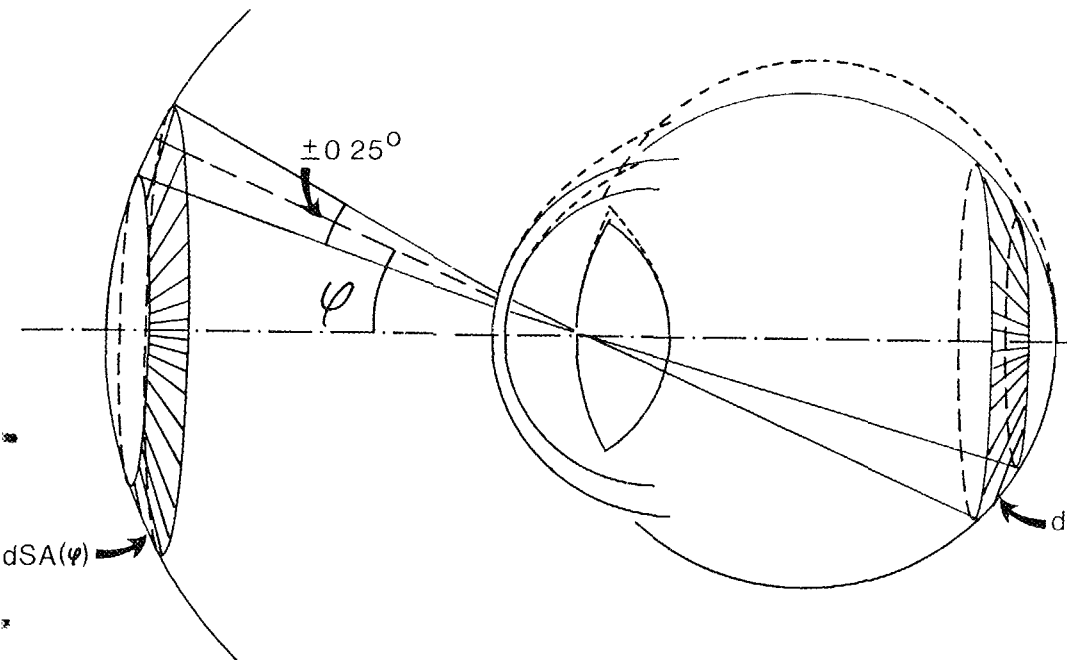


Figuur 9

Diameter van de intrepupil voor evenwijdige lichtstralen in het meridionale vlak als functie van de hoek met de optische as. De berekening is uitgevoerd in een oogmodel met alleen sferische vlakken.

van de Oogheelkundige Kliniek te Groningen, waar de hoornvliesen van deze ogen op grond van niet-optische redenen waren afgekeurd voor transplantatie. De konijnenogen kregen we van het Centraal Dierenlaboratorium te Groningen en waren afkomstig van konijnen die voor een niet met het oog samenhangend onderzoek gedood waren. Om te voorkomen dat het hoornvlies door uitdroging zichtbaar geschadigd zou worden, werden de ogen zo snel mogelijk na enucleatie bevochtigd met een kunststraanvloeistof en ondergedompeld in een bewaarvloeistof. Zo werden ze in de koelkast bewaard tot aan het begin van de meting. De tijd die verliep tussen de enucleatie en de meting varieerde van twee uur tot drie dagen. In alle gevallen was het hoornvlies dan nog helder.

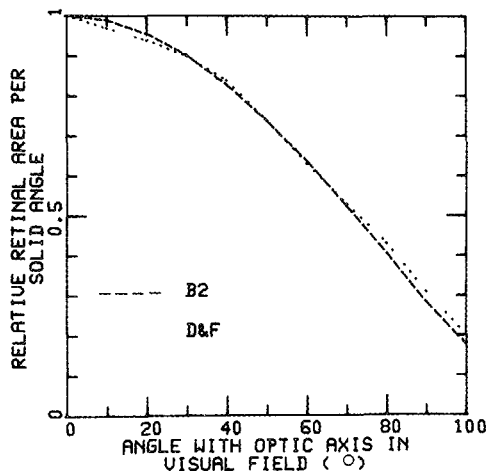
Bij de meting rust het oog, met het hoornvlies naar beneden, in een opening van een steunplaat. Het oog zakt zover door de opening dat het hele hoornvlies onder de plaat uitkomt. Het oog wordt vastgezet met behulp van snelhardend gips binnen een wal van boetseerlei. Met een trepaan (appelboor) (diameter 1.5 mm) worden drie of vier gaten door de oogwand en het onderliggende netvlies gemaakt. Een van de gaten ligt op de achterpool van de oogbol en de andere gaten liggen langs een meridiaan door de achterpool. Bij de meting wordt de lichtmeetsonde zover door een gaatje geduwd dat het lichtvangende bolletje net voor het netvlies ligt. De andere gaten worden tijdelijk afgedicht met een klein schroefje (M2) om lekkage van oogvocht te voorkomen. Om het gehele ge-



Figuur 10

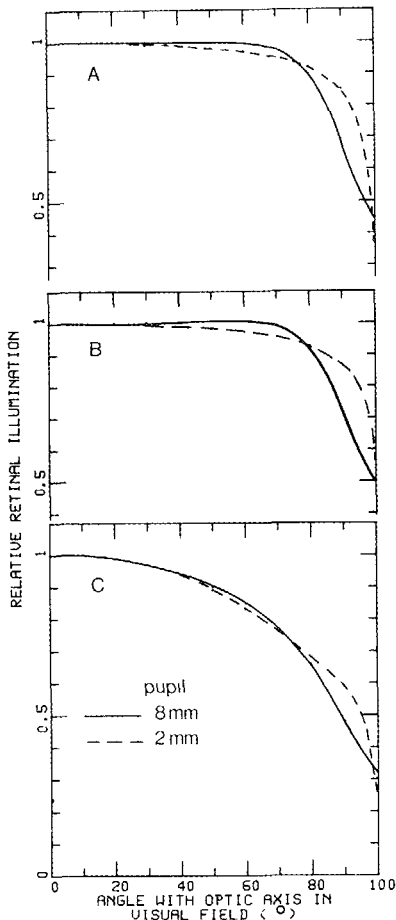
Het retinaoppervlak dat correspondeert met een ruimtehoek in het gezichtsveld als functie van de excentriciteit in het gezichtsveld, is berekend door het ringvormige retinaoppervlak $dRA(\varphi)$ te berekenen dat correspondeert met een ringvormige ruimtehoek $dSA(\varphi)$ in het gezichtsveld. De asferische vlakken welke in sommige berekeningen zijn gebruikt, zijn gestippeld aangegeven.

zichtsveld van het oog een homogene luminantie te geven wordt onder de steunplaat een pingpongbal met bovenin een ronde opening om de cornea geplaatst. De binnenzijde van de bal is matwit geverfd en wordt verlicht met behulp van een lichtgeleider tegen de lichtverstrooiende buitenwand. Zo heeft het hele gezichtsveld van het oog een homogene luminantie, uitgezonderd de plaats waar het licht de pingpongbal inkomt. Daarom liggen de meetgaten in de oogwand op een meridiaan die loodrecht staat op de meridiaan door het punt waar het lichtgeleider tegen de pingpongbal zit. Het door de lichtmeetsonde opgevangen licht wordt gemeten met een fotodiode (Hewlett Packard type 5082-



Figuur 11

Het retinale oppervlak per eenheid van ruimtehoek in het gezichtsveld neemt af met de excentriciteit, voornamelijk door de bolling van het netvlies. B2 berekend in een oogmodel met een hoornvlies met asferische voor- en achterzijde, pupildiameter 2 mm, D&F berekend door Drasdo and Fowler in een iets ander oogmodel. Langs de optische as correspondeert 0,085 mm² netvlies met 1 vierkante graad ruimtehoek in het gezichtsveld.

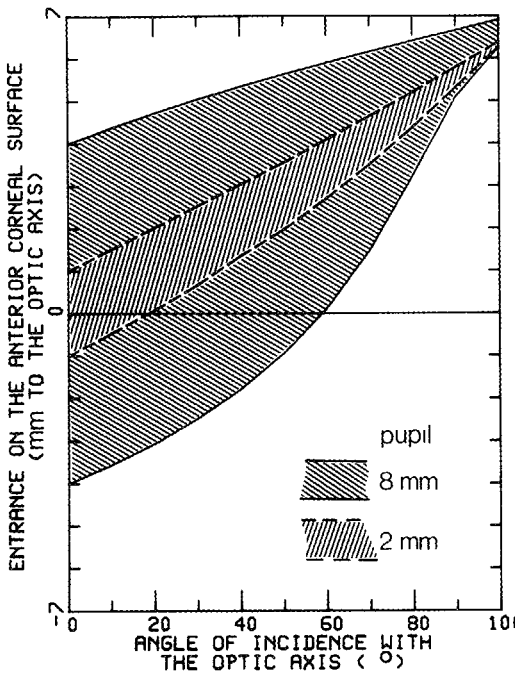


Figuur 12

De retinale verlichtingssterkte als functie van de excentriciteit in het gezichtsveld in drie verschillende oogmodellen. A oogmodel met alleen sferische vlakken, B oogmodel met een hoornvlies met asferische voor- en achterzijde; C oogmodel met asferische retinaoppervlak. Asferische veranderingen aan de voor- en achterzijde van de ooglens hebben zo'n kleine invloed op de retinale lichtverdeling dat de curves bijna identiek zijn aan A. Als de luminantie van de externe lichtbron 1 cd/m² is dan is de retinale verlichtingssterkte op de optische as 0,18 lm/m² met een pupil van 8 mm en 0,011 lm/m² met een pupil van 2 mm.

4205) en een lock-in versterker die gesynchroniseerd is met de vlinder in de lichtweg (flikkerfrequentie 72 Hz). In de oogbol wordt een normale druk gehandhaafd met behulp van een vloeistofsysteem. Een injectienaald wordt net voor of achter de iris in het oog gestoken en is met een slangetje aan een fles met oogspoelvloeistof verbonden. Door de fles 30 centimeter boven het oog op te hangen wordt een intro-oculaire druk van ongeveer 15 mm Hg (2 kPa) gehandhaafd.

Bij de meting worden voor ieder gat de lichtwaarde en de plaatscoördinaten van de meetsonde genoteerd. De coördinaten worden gebruikt om achteraf de retinaboog van meetgat tot achterpool te berekenen.



Figuur 13
Het gedeelte van het hoornvlies waardoor lichtstralen gaan die ook door de pupilopening gaan

Op deze manier krijgen we voor ieder oog verlichtingswaarden als functie van de afstand tot de achterpool van het oog. We zijn in eerste instantie geïnteresseerd in de relatieve lichtverdeling. Daarom hebben we per oog de verlichtingssterktes vermenigvuldigd met een factor, zodat we een set genormaliseerde waarden kregen met een minimale spreiding. De gemiddelde curve door deze punten is dan de beste experimentele schatting van de retinale lichtverdeling.

De experimentele lichtverdelingscurve voor het menselijk oog wordt vergeleken met de theoretische curve die berekend is in een oogmodel waarin alle vlakken een asferische vorm hebben (fig. 15). De experimentele curve voor het konijnenoog wordt vergeleken met een theoretische curve berekend in een sferisch model van het konijnenoog (fig. 16). De experimentele curves vertonen zowel bij de mens als bij het konijn een iets grotere lichtafval dan de theoretische. Bij het konijnenoog is dit verschil minder opvallend dan bij het menselijk oog door de spreiding in de meetpunten. Mogelijke verklaringen voor de verschillen tussen experimentele en theoretische curves zullen in de discussie gegeven worden.

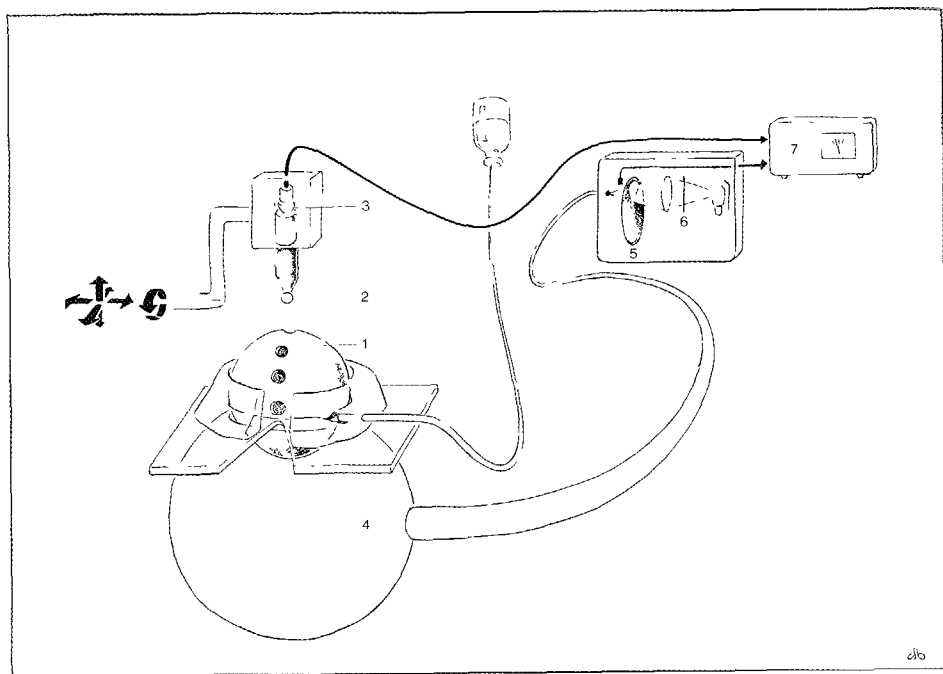
Discussie.

Op grond van berekeningen kunnen we stellen dat het wenselijk is dat ERG-kontaktlenzen voor Ganzfeld electroretinografie minstens een diameter van 12 mm moeten hebben om geen beperking van de retinale verlichting te veroorzaken. Onder de gangbare ERG contactlenzen zijn een paar types waarvan het lichtdoorlatende deel een diameter heeft van 8 of 9 mm (Kooijman 1986). Uit berekeningen aan het oogmodel, gecombineerd met deze contactlenzen, volgt dat de retinale verlichting naar de periferie sterk afneemt bij een grote pupilopening als gevolg van vignettering door de ERG lens. Bij een kleine pupilopening is het effect van vignettering veel minder groot. Op deze manier ontstaat er een

duidelijke invloed van de pupilgrootte op de retinale lichtverdeling. Voor een klinische onderzoeksmethode is deze invloed van de pupilgrootte op de stimulatie een ongewenste extra variatiefactor en het zou daarom wenselijk zijn om de diameters van ERG-lenzen minimaal op 12 mm te brengen.

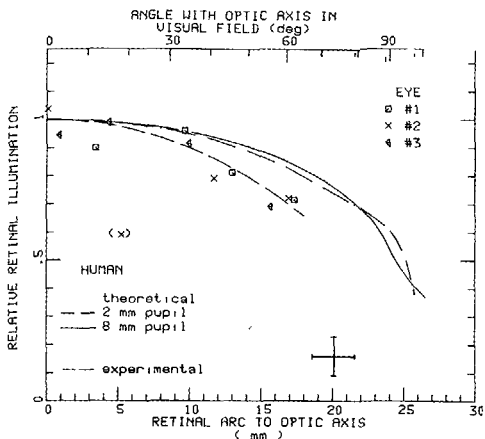
De lichtverdelingscurves die we berekenen in het theoretisch oog zijn vrijwel vlak als de doorsnede van het oog bolvormig is (fig. 12A). Als de doorsnede van het retinavlak een elliptische afplatting heeft dan is de

retinale verlichting in de periferie duidelijk lager dan in het centrum (fig. 12C). De experimentele lichtverdelingscurve die we in het menselijk oog meten vertoont een nog sterkere afval in de periferie dan het laatste modeloog (fig. 15). De theoretische curve kunnen we aanpassen aan de experimentele door de ellips die de doorsnede van het retinavlak beschrijft een grotere excentriciteit te geven. Het verschil tussen experimentele en theoretische curves kan een gevolg zijn van de beperkingen die we in het rekenmodel gestopt hebben: 1) de dia-



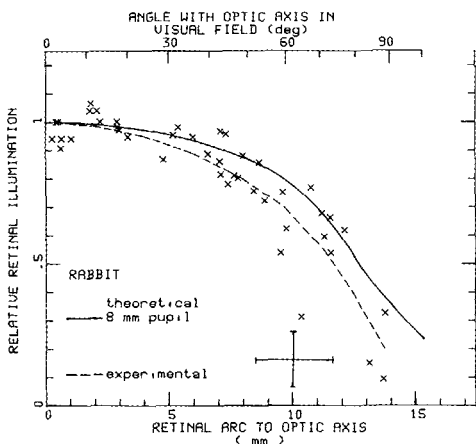
Figuur 14

Schema van de meetopstelling om de retinale lichtverdeling te meten. Het oog (1) met het hoornvlies naar beneden. Drie of vier gaten zijn door de buitenwand (sclera) en het netvlies gemaakt. De lichtmeetsonde met het isotroop lichtopvangende bolletje (2). Het door de fotodiode (3) opgevangen licht wordt met de lock-in versterker (7) gemeten. Het oog wordt verlicht met behulp van een ping-pong balletje onder de steunplaat. Ten behoeve van de lichtmeting gebruiken we flickerlicht (vlinderwiel 5). De oogbol wordt op een normale druk gehouden met behulp van een waterfles op 30 cm boven het oog.



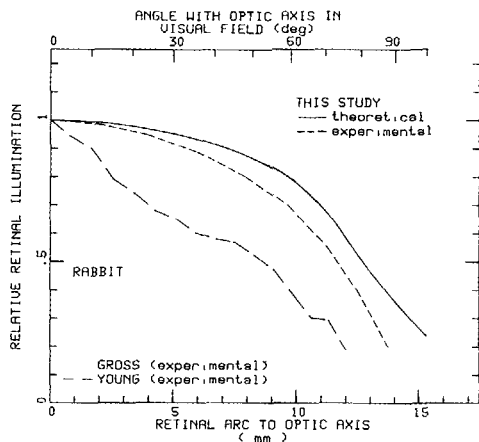
Figuur 15.

Retinale verlichting in het menselijk oog De theoretische curve werd berekend in een oogmodel waarin alle vlakken asferisch zijn De experimentele curve werd berekend aan de hand van elf gemeten lichtwaarden in drie ogen (uitgezonderd punt (x)) De verlichtingssterkte is hier uitgezet als functie van de booglengte langs de retina De corresponderende richting in het gezichtsveld staat langs de bovenas. Voor grote excentriciteiten is deze correspondentie verschillend bij grote en kleine pupillen



Figuur 16

Retinale verlichting in het konijnenoog De theoretische curve werd berekend in een oogmodel van het konijn met sferische vlakken (Hughes, 1972) De experimentele curve werd berekend aan de hand van 43 gemeten lichtwaarden in 14 ogen



Figuur 17

Vergelijking van drie experimenteel bepaalde curves en een theoretische Gross en Young deden hun metingen met een zeer kleine lichtbron, in ons onderzoek gebruikte we een lichtbron die het gehele gezichtsveld besloeg

meter van de intreepupil loodrecht op het meridionale vlak waarin de berekeningen zijn uitgevoerd, is constant genomen. Voor schuine invalshoeken kan deze echter kleiner zijn dan langs de optische as gezien; ii) de reflectie aan optische vlakken van hoornvlies en lens en de absorptie in de optische media zijn verwaarloosd en zullen bij schuine inval of doorloop vermoedelijk toenemen. Deze effecten kunnen we echter niet berekenen met het beschikbare ray-tracing programma

Berekeningen en metingen aan het oog van het konijn geven lichtverdelingscurves die afvallen naar de periferie. Deze lichtafval is echter veel geringer dan we in twee publicaties vonden (fig. 17) Bij deze andere onderzoeken werd de retinale verlichtingssterkte in een konijnenoog gemeten door een kleine lichtbron op het netvlies af te beelden. Het lijkt waarschijnlijk dat de sterkere afval van de verlichting toegeschreven kan worden aan de sterkere verspreiding van het licht bij afbeelding in de

periferie ten gevolge van afbeeldingsfouten. Als we een Ganzfeld lichtbron opvatten als een veld van dicht naast elkaar gelegen puntlichtbronnen, dan zal de lagere verlichtingssterkte in de afbeelding van een puntlichtbron ten gevolge van afbeeldingsfouten, min of meer gecompenseerd worden door verspreide lichtstralen vanuit naburige lichtbronnen. De invloed van een slechtere afbeeldingskwaliteit op de gemeten retinale verlichtingssterkte zal daardoor bij gebruik van een Ganzfeld kleiner zijn dan bij gebruik van een enkele puntlichtbron

Literatuur.

N. Drasdo and C.W. Fowler, (1974), Non-linear projection on the retinal image in a wide-angle schematic eye, *Br J Ophthalmol*, 58, 709-714.

K. Gross, (1932), Über vergleichende Helligkeitsmessungen am albinotischen Kaninchenaugen, *Z. Sinnphysiologie*, 62, 38-43

A. Hughes, (1972), A schematic eye for the rabbit, *Vision Res*, 12, 123-138.

A.C. Kooijman and A. Damhof, (1980), ERG lens with built-in Ganzfeld light source for stimulation and adaptation, *Invest Ophthalmol. Visual Sc*, 19, 315-318

A.C. Kooijman and A. Damhof, (1981), A portable ERG system with an automatic driven LED Ganzfeld stimulation contact lens, *Ophthalmologica*, 182, 224-228.

A.C. Kooijman, (1983), Light distribution on the retina of an wide-angle theoretical eye, *J. Opt. Soc. Am*, 73, 1544-1550.

A.C. Kooijman, (1986), The homogeneity of the retinal illumination is restricted by some ERG lenses, *Invest. Ophthalmol. Visual Sci.*, 27, 370-375

A.C. Kooijman and A. Damhof, (1986), A tri-colour light source for stimulation and adaptation in electroretinography, *Doc Ophthalmol.*, 63, 195-203.

A.C. Kooijman and F.K. Witmer, (1986), Light distribution on the retina of human and rabbit eyes. *in vitro* measurements, *J. Opt. Soc. Am*, dec. 1986.

R.W. Young, (1981), A theory of central retinal disease, in *New Directions in Ophthalmic Research*, M.L. Sears, ed. (Yale U. Press, New Haven, Conn.), 237-270.