



LUND UNIVERSITY

Excentrisk korrektion vid centrala scotom

Gustafsson, Jörgen

2001

[Link to publication](#)

Citation for published version (APA):

Gustafsson, J. (2001). *Excentrisk korrektion vid centrala scotom*. [Licentiatavhandling, Certec - Rehabiliteringsteknik och Design].

Total number of authors:

1

General rights

Unless other specific re-use rights are stated the following general rights apply:

Copyright and moral rights for the publications made accessible in the public portal are retained by the authors and/or other copyright owners and it is a condition of accessing publications that users recognise and abide by the legal requirements associated with these rights.

- Users may download and print one copy of any publication from the public portal for the purpose of private study or research.
- You may not further distribute the material or use it for any profit-making activity or commercial gain
- You may freely distribute the URL identifying the publication in the public portal

Read more about Creative commons licenses: <https://creativecommons.org/licenses/>

Take down policy

If you believe that this document breaches copyright please contact us providing details, and we will remove access to the work immediately and investigate your claim.

LUND UNIVERSITY

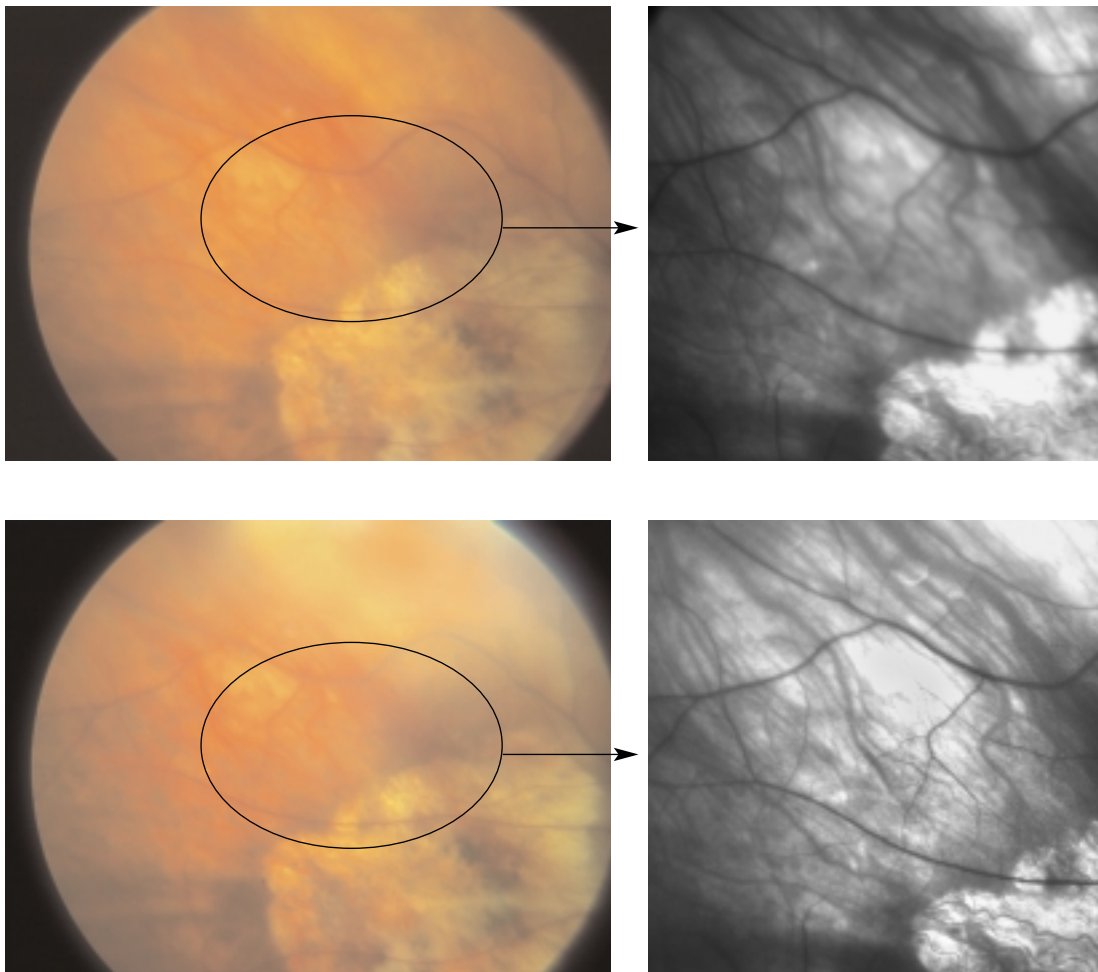
PO Box 117
221 00 Lund
+46 46-222 00 00



LICENTIATUPPSATS CERTEC, LTH. NUMMER 2:2001

Jörgen Gustafsson

Excentrisk korrektion vid centrala scotom



Avdelningen för rehabiliteringsteknik
Institutionen för designvetenskaper
Lunds tekniska högskola

Jörgen Gustafsson

Excentrisk korrektion vid centrala scotom

Framsidas bilder: ögonbotten hos en av försökspersonerna.

På de nedre bilderna (fotograferade med excentrisk korrektion) ser man att skärpan är bättre i det område som personen använder, det straxt ovanför scotomet. Läs mer på s 30.

Förord

Att hamna i den akademiska världen var något jag aldrig planerat eller ens tänkt på som en möjlighet eftersom min bakgrund är långt ifrån akademisk. När jag i mitt tidigare arbete på Syncentralen i Jönköping kom i kontakt med Certec och Bodil Jönsson var det en ny värld som öppnade sig. Att se dessa forskare i sina mest annorlunda tankegångar gjorde att jag inte kunde motstå att hänga på och kanske ibland även anta utmaningar som jag inte skulle ha gjort annars. Har man två professorer emot sig i en diskussion om optik, gäller det att våga överbevisa dem. På den tiden räckte det med praktisk och klinisk erfarenhet samt intresset att pröva. För man kan inte veta utan att ha provat.

Det var inte förrän arbetet med projektet Widesight blev så intressant att mycket av min fritid gick åt för forskningsarbete som jag insåg att det var dags att satsa på forskning och utveckling. Att jag nu är forskare och doktorand på ett universitet har jag ibland fortfarande svårt att inse. Jag har förmånen att arbeta i ett mycket kreativt klimat och får ett otroligt stort stöd av mina handledare och andra i min omgivning.

Under resans gång har det många gånger blåst motvind i detta projekt, och det har inte saknats kritiker. Detta har sporrat oss kanske ännu mer och det är därför en stor glädje att nu kunna presentera de första resultaten. Efter många års arbete med synskadade människor som ser nästan uteslutande med sin perifera syn har jag ofta funderat på varför det skiljer så mycket mellan olika individer trots att de enligt journalen har lika synhandikapp. Att det skulle kunna finnas optiska förklaringar till en del av dessa olikheter är något jag länge misstänkt. Nu vet vi att det är så, för nu kan vi bättre mäta ögats optik, dess begränsningar och syn. Detta hade inte varit möjligt utan det stora stöd vi fått från personer som själva är drabbade av centrala scotom. Genom att lyssna på dem, de verkliga experterna, har jag lärt mig otroligt mycket. Ett stort tack till alla försökspersoner och särskilt dem som här beskrivs och alla andra som på olika sätt bidragit till att arbete fortskridit. Ett speciellt tack till synpedagog Krister Inde, inte bara för att han varit försöksperson utan också för många bra tips och fint samarbetet som lett fram till nya metoder. Syncentraler, särskilt syncentralerna i Skåne och syncentralen i Sundsvall (främst via ögonläkaren Marlene Lindberg), optiker och ögonmottagningar har hela tiden hjälpt till på ett konstruktivt sätt.

Det allra största tacket går givetvis till min huvudhandledare professor Bodil Jönsson. Tack vare att hon gett mig sitt stöd har jag kunnat bli antagen som doktorand. Eller kanske kan man säga att hon gett mig förtroende så att jag också vågade anta utmaningen. Jag vill även tacka för allt det tålmod, engagemang, uppmuntran, idéer och mycket mer som hon ger mig vid varje handledning.

Att behöva åka till Polen för att träffa universitetslektor Peter Unsbo, biträdande handledare som jag även betraktar som min närmaste forskarkamrat, är en historia i sig. Hans stora kunskap om optiken på ett högre plan än en vanlig optikers har varit och är ovärderlig i detta arbete. Ovärderligt är också laboratoriet på den avdelning för visuell optik på KTH, Kungliga tekniska högskolan, där Peter arbetar.

Till MultiLens framförs ett särskilt tack för allt stöd i form av glasögonglas av vanligt och ovanligt slag. Speciellt ett tack till Lars Hellström för alla givande diskussioner och hjälpen med avancerade experimentlinser och nya typer av provglasögonbågar.

Jag är mycket tacksam mot professor Lars Frisén, Göteborg, för konstruktiva diskussioner om mätmetoder och speciellt för möjligheten att få använda hans ringsynskärpmätprogram.

För introduktionen och kontakten med Certec vill jag tacka universitetslektor Lars-Åke Svensson. Likaså docent Sven-Göran Pettersson, Fysik LTH, och tekn lic Bo Möller, Kalmar, för deras välvilja och intresse runt arbetet med raytracing.

Värdefulla samtal har även förts med docent Birgitta Bauer på ögonkliniken i Lund och professor Sven-Erik Nilsson samt synpedagog Ulla Nilsson, båda i Linköping. Docent Jan Ygge i Stockholm har bidragit med värdefulla synpunkter.

Tack till ögonsjuksköterskan Carina Libert, S:t Eriks ögon sjukhus för välvillig hjälp med ögonbottenfotografering, som pryder framsidan.

Till alla arbetskamrater på Certec ett tack för stöd, uppmuntran och hjälp med krånglande datorer och mycket annat. Karin Rehman har förtjänstfullt gjort formgivningen av detta arbete.

Till arbetet har ekonomiska medel kommit från:
KK-stiftelsens program "IT och Hälsa"
Sparbanksstiftelsen Skåne
Vägverkets Skyltfond
FFS, Föreningen för synrehabilitering
Privat donation från Björn Sjöberg, Lidingö
Carl-Johan och Berit Wettergrens stiftelse
Karl Simsons Fond.

Sammanfattning

Huvudresultatet av föreliggande arbete är att optiska korrektioner för bättre avbildning på näthinnan hos människor med centralt synbortfall kan ge signifikanta förbättringar (såväl objektiva som subjektiva) av det excentriska seendet. Mätmetoder har utvecklats för mätningar av seendet utanför makula (gula fläcken), optiska korrektioner har gjorts och synen hos ett antal försökspersoner med centrala scotom har mätts med och utan excentrisk korrektion.

Resultatet av detta arbete avviker från en tidigare etablerad föreställning att optiska korrektioner utanför makula inte har någon effekt på seendet. Hela synbegränsningen har antagits ligga i näthinnan och dess struktur samt den låga täthet av receptorer utanför makula. Den dåliga optiska avbildningen på näthinnan utanför makula har ansetts vara av underordnad betydelse.

Arbetet och dess resultat har möjliggjorts genom gränsöverskridande samarbeten mellan ett antal olika kompetenser. Svagsynoptik har fått möta fysikens optik. Praktisk synrehabilitering har fått möta teoretisk. LTH och KTH har haft ett nära samarbete. Resultatet har blivit inte bara ett antal framgångsrika fallstudier utan också ett antal nya mätmetoder för perifer ögonoptik (och åtföljande korrektion) och metoder att mäta excentriskt seende.

Denna licentiatuppsats sammanfattar det hittillsvarande arbetet men utgör inget slutresultat. Arbetet fortsätter med oförminskad styrka. Närmaste steg är mätningar av perifer ögonoptik med ytterligare en laboriemätmetod, med vars hjälp vi hoppas kunna mäta ännu längre ut i periferin. Ytterligare fallstudier med excentrisk optikmätning, optisk korrektion och synfunktionsmätning kommer att göras. Den stora mängden människor med nedsatt centralt seende gör det viktigt att det framöver också utvecklas enklare mätmetoder för syncentrals- och optikerbruk och bättre möjligheter till excentrisk korrektion.

NYCKELORD

Astigmatism
Aberrationer
Centralscotom
Excentrisk fixation
Excentrisk korrektion
Excentrisk syn
Raytracing
Svagsynoptik
Synfält
Synrehabilitering
Synskada
Synskärpa
Synsvag
Visus
Ögonoptik

Syfte

Syftet med detta arbete är att människor med centralt synbortfall skall kunna få en bättre perifer syn. Tre delmål kan urskiljas:

1. MODELLER, MÄTMETODER OCH KLINISKA MÄTNINGAR AV PERIFER OPTIK

Utveckla mätmetoder för att studera optiken i och speciellt avbildningsfelen vid excentrisk fixation och perifer avbildning i mänskliga ögon samt mätmetoder för perifer syn. Genomföra individuella mätningar av ögats perifera optik hos ett antal personer.

2. EXCENTRISK KORREKTION OCH DESS EFFEKTER PÅ SEENDET

Studera effekter av den optiska korrektionen på seendet hos personer med centralt scotom (nedsatt eller obefintlig syn i näthinnans gula fläck).

3. KUNSKAPSÖVERFÖRING

Överbrygga kunskapsglappet mellan optiker, fysiker, ögonläkare och personal inom synrehabilitering.

Innehåll

| | |
|--|----|
| Förord | 3 |
| Sammanfattning | 5 |
| Syfte | 6 |
| 1. Inledning | 9 |
| 1.1 Modeller, mätmetoder och kliniska mätningar av perifer optik | 10 |
| 1.2 Excentrisk korrektion och dess effekter på seendet | 16 |
| 1.3 Kunskaps- och begreppskillnader mellan olika yrkesgrupper | 17 |
| 1.4 Publikationer och konferenser | 19 |
| 2. Mätmetoder och tester | 21 |
| 2.1 Modeller och beräkningar | 21 |
| 2.2 Mätmetoder | 25 |
| 2.3 Fotografering av skillnad i bildkvalitet | 30 |
| 3. Försökspersoner | 31 |
| 4. Metoder för att mäta syn utanför makula | 35 |
| 4.1 Mätningar av ringsynskärpa | 35 |
| 4.2 Kontrastsynskärpa | 38 |
| 4.3 Mätningar av bildidentifieringsförmåga | 38 |
| 5. Resultat | 41 |
| 5.1 Dubbelpassmätning | 41 |
| 5.2 PowerRefraktorn | 42 |
| 5.3 Synskärpeförändring | 42 |
| 5.4 Kontrastsynförändring | 43 |
| 5.5 Bildidentifieringsförmåga | 44 |
| 5.6 Subjektiva upplevelser | 45 |
| 5.7 Sammanfattande tabell | 45 |
| 5.8 Metodutveckling | 45 |
| 5.9 Korrigerade försökspersoner | 46 |
| 6. Diskussion och slutsatser | 55 |
| Referenser | 58 |
| Bilaga 1. Artikel ur OPO | 62 |
| Bilaga 2. Samtycke att delta från försökspersonerna | 70 |
| Aktuella rapporter från Certec | 72 |

1. Inledning

När jag blev optiker för 25 år sedan, var utbildningen i allt väsentligt en hantverksutbildning. Den kombinerades med en långvarig praktik, helt i mästare – lärlingstraditionen [Jernström, 2000], varvat med utbildning på optikerskolan. Sedan år 1994 är optikerutbildningen en högskoleutbildning, och de allra första doktoranderna med en akademisk optikerutbildning bedriver nu forskarstudier. Jag hör till dessa pionjärer men har alltså den gamla utbildningen plus påbyggnadsutbildningar som bakgrund.

Det forskningsområde jag gjort till mitt handlar om den perifera synen. Den perifera synen är ovärderlig för människor med nedsatt centralt seende. Den kan visserligen aldrig ersätta direktsynen, men människor med centralt synbortfall (centralt scotom) kan trots allt (i begränsad omfattning) läsa, handarbete och se på TV med hjälp av förstoring. I Sverige har cirka 80 000 människor starkt nedsatt direktsyn, och av dem är cirka 3 000 barn. Helt eller delvis beroende av det perifera seendet, på grund av totalt bortfall av den centrala synen, är cirka 10 000 människor.

Några egentliga ansträngningar utöver förstoringshjälpmedel för att optiskt förbättra förutsättningarna för det perifera seendet har aldrig gjorts. Man har utgått från att detta ändå inte skulle löna sig, eftersom de perifera delarna av näthinnan har ansetts ha för dålig upplösningsförmåga. Likväl är det uppenbart för alla optiker och alla inom synrehabiliteringsvärlden att människor med centrala scotom (bortfall) i den centrala delen av näthinnan faktiskt aktivt använder sig av den perifera synen. Detta framgår av att de fixerar excentriskt, både vid orientering och när det gäller diskriminering (urskiljning) av föremål och text. Men likväl har de aldrig fått någon optisk korrektion för att kunna se bättre i sneda vinklar.

Att träna läsning med excentrisk fixation var något nytt i mitten av 1970-talet [Inde, 1978] [Bäckman and Inde, 1979]. Man tränar läsning med optik som ger förstoring på mycket korta läsavstånd. För de flesta har det visat sig att fixation uppåt, det vill säga att lägga texten under scotomet, har fungerat bäst. [Nilsson et al., 1998] [Nilsson, 1991]. På senare år har det även gjorts försök att utveckla träning av excentrisk fixation för läsning med datorprogram. Med hjälp av stömlinjer på skärmen kan fixationen underlättas, och antalet lästa ord per minut ökas. [Frennesson et al., 1995].

Intressanta studier finns gjorda med scanning laser ophtalmoscope, både när det gäller kartläggning av scotomet och hur man

läser med olika typer av bortfall [Fletcher et al., 1999] [Guez et al., 1993].

Redan på 1800-talet kunde vetenskapsmän som Thomas Young se att människoögat hade astigmatism [Young, 1801]. Och Herman von Helmholtz yttrade i början av 1900-talet att ögats optik innehåller så mycket optiska fel att det aldrig skulle accepteras, jämfört med ett av en linsdesigner skapat system [Bennet and Rabbets, 1998].

I denna licentiatuppsats sammanfattas mitt hittillsvarande arbete om ögats perifer optik och möjligheter att optiskt förbättra det excentriska seendet på avstånd. Först ges introduktioner till vart och ett av mina tre arbetsområden:

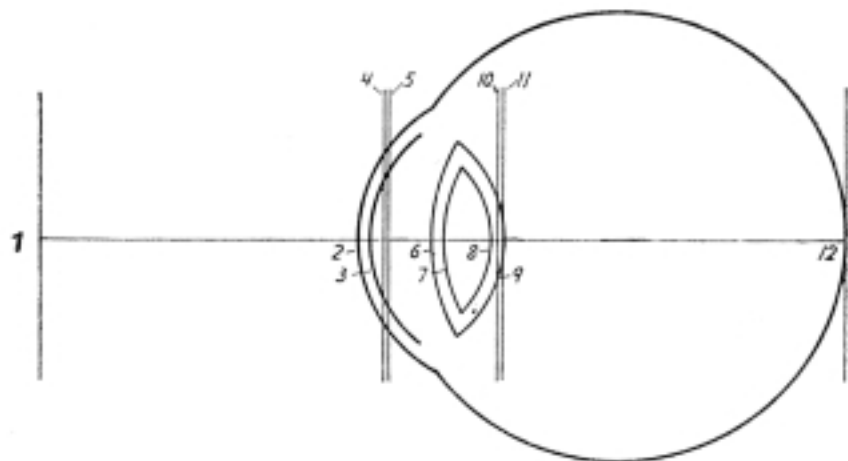
1. Modeller, mätmetoder och kliniska mätningar av excentrisk avbildning
2. Korrigerande optik och dess effekter på perifert seende
3. Kunskapsglapp mellan olika yrkeskategorier.

1.1 Modeller, mätmetoder och kliniska mätningar av perifer optik

Många *modeller* av ögat och dess optiska system finns publicerade. I vissa fall har det också gjorts beräkningar av aberrationer utanför optiska axeln [Pomerantzeff et al., 1984] [Dunne et al., 1987] [Liou and Brennan, 1997] [Popiolek-Masajada and Kasprzak, 1999] [Kooijman, 1983] [Wang and Thibos, 1997]. Mängder av modeller har använts med början i det berömda ”Gullstrands schematiska öga” [Gullstrand, 1909].

Några beräkningar har handlat om hur aberrationerna förändras och ökar vid ackommodation. Det visar sig att hornhinnans form har ingen eller liten betydelse för avbildningens kvalitet vid snett infall i ögat [Smith and Lu, 1991]. I stället är det i huvudsak ögonlinsen och dess placering som åstadkommer aberrationer (i första

Gullstrands
schematiska öga.



hand sned astigmatism). Ögats normala lins ger mindre aberrationer (avbildningsfel) än en intraokulär (IOL) lins.

Det finns alltså i ögonmodellernas värld en del beräkningar av perifer optik, men metoder för *mätningar* av perifer ögonoptik saknas nästa helt. Koncentrationen på den centrala ögonoptiken är närmast total. Det är där man kan uppnå en hög upplösningsförmåga och en skarp fokusering, och även en svag närsynthet bör korrigeras eftersom den kan ha en stor inverkan på den centrala synskärpan. På sistone har man också börjat intressera sig för möjligheterna till supersyn: att med korrigerande optik få den centrala synen för det normala ögat att bli ännu skarpare än vad den är naturligt.

Medan man alltså pressar den centrala synen mot nya höjder, har intresset för den perifera optiken varit mindre. Man har utgått från att det är näthinnan och dess begränsade synreceptorsantal perifert som sätter gränsen, inte den optiska skärpan. Som en följd av detta synsätt är praktiskt taget alla metoder för mätning av ögonoptik utvecklade för mätningar i det centrala området av näthinnan. Flertalet metoder är oanvändbara i det perifera seendet.

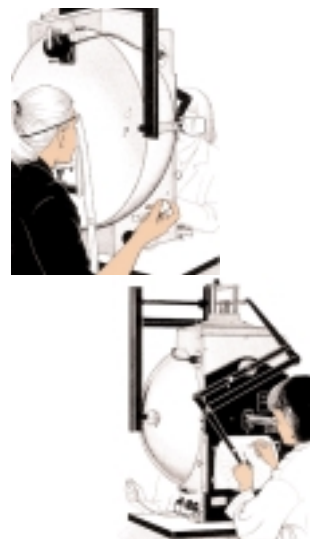
Ett undantag i litteraturen representeras av en artikel från 1975 [Frisén and Glansholm, 1975]. Författarna presenterar ett mätresultat som visar att det finns optiska begränsningar i den perifera optiken. I samma artikel driver de intressanta resonemang om varför den perifera synen inte anpassat sig till ögats optiska begränsningar utan håller sig med en överlägset neural upplösningförmåga. Friséns och Glansholms resultat och sätt att resonera har emellertid inte slagit igenom hos vare sig ögonläkare eller optiker, trots att det gått mer än 25 år sedan de publicerade sin artikel.

Om en synfältsmätning, en perimetri, utvisar att patienten har ett stort centralt synbortfall (scotom), har det därefter inte funnits något sätt att mäta sig fram till optiska korrektioner för bättre utnyttjande av den perifera synen. Det man haft att tillgå har varit förstörande hjälpmedel.

Inte heller forskningsmässigt har undersökningar av ögats optik inriktats på det excentriska seendet. I de forskargrupper som försökt göra korrektioner av excentrisk optik och mäta dess inverkan på synen arbetar nästa uteslutande fysiker vid avdelningar för visuell optik på något universitet. Några har placering på optometriutbildningar, och flera samarbetar med ögonläkare från olika institut. Olika traditioner råder i olika länder.

Välkända forskargrupper världen över har studerat det perifera seendet, men inte på personer med centrala scotom såvitt vi vet.

I Spanien finns en lång tradition bland fysiker att forska på ögats optik och dess påverkan på synen. De nu mest produktiva och kända grupperna är Pablo Artals i Murcia och Rafael Navarros i Madrid [Navarro et al., 1993] [Artal, 1993]. I USA är David Williams grupp



Synfältsundersökning med Goldmanperimetri sett från undersökarens och patientens sida.

på universitetet i Rochester, New York mest känd för att de var först med att fotografera enskilda tappor på näthinnan [Miller et al., 1996]. Larry Thibos och hans grupp i Indiana har gjort en hel del arbeten om den perifera synen och näthinnans begränsningar [Thibos et al., 1987]. I Australien finns George Smith i Melbourne och David Atchison i Brisbane som ägnar sig åt bland annat teoretiska beräkningar och som har skrivit flera böcker om ögats optik [Atchison and Smith, 2000].



Subjektiv undersökning av ögats brytningsfel med provglas i provbåge.

1.1.1 SUBJEKTIVA METODER

Den vanliga subjektiva metoden hos optikern är som bekant att man frågar patienten ”bättre eller sämre”, när man byter mellan olika linser. Denna metod ger inte tillräcklig noggrannhet i det perifera seendet, eftersom synen där är så dålig att försökspersonen sällan subjektivt kan avgöra små skillnader.

1.1.2 RETINOSKOPI

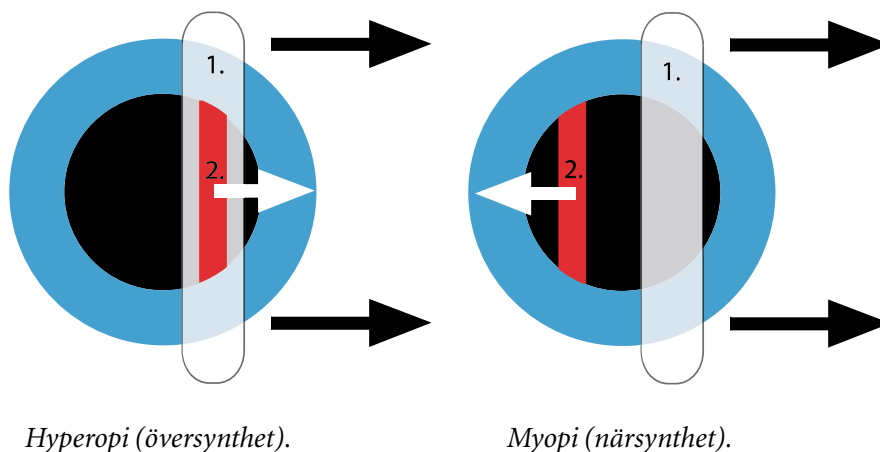
Streckretinoskopi är en av optikerns vanligaste mätmetoder – man kallar mätningen för retinoskopi eller skiaskopi. Den bygger på att divergent rörligt ljus sänds in i ögat, och att optikern tolkar rörelsen av reflexen från näthinnan med hjälp av olika linser framför ögat. Metoden fungerar bra bara ut till cirka 5° från ögats optiska axel [Bennet and Rabbets, 1989].



Retinoskopi genomförs på armlängds avstånd och korrektionslinserna kan hållas i en list (stav med sfäriska linser i ökande styrka).

Längre ut är metoden svårare, eftersom det tillkommer reflexer som är mycket svåra att tyda. De enda som hävdade något annat är Rempt et al. [Rempt et al., 1971], som för 30 år sedan menade att det går att utnyttja det man kallar ”double sliding-door effect”. De mätte i början av 1970-talet 442 personers båda ögon med retinoskopi och gjorde ”skiagram” över resultaten. Denna undersökning refereras ofta i artiklar och böcker. Vi har emellertid inte kunnat rekonstruera deras försök och inte heller hittat någon annan som gjort det eller kan göra det. Eftersom vi nu kan mäta med andra och bättre metoder, har vi valt att inte fördjupa oss i detta.

Vid retinoskopi med divergent ljus (1) bedöms reflexens rörelse i pupillen, den röda linjen (2). Man ser en medrörelse vid hyperopi (översynthet) och en motrörelse vid myopi (närsynthet). Med olika glasögonlinser framför ögat ser man hur reflexen förändras.



1.1.3 MÄTNING MED MANUELL OPTOMETER

Före utvecklingen av de moderna autorefraktorerna fanns manuella optometrar (refraktometrar), där optikern genom ett teleskop kunde betrakta bilden av testmärken på näthinnan. Antingen studerade man skärpan hos ett märke eller så använde man två testmärken som skulle sammanfalla. Instrumenten användes fram till 1960-talet, och några arbeten finns gjorda med dessa i sneda vinklar in i ögat.

På 1930-talet gjordes mätningar som visade på att kraftig astigmatism är vanlig om ljuset inte faller centralt in i det mänskliga ögat. I ”Refraction for the peripheral field of vision” [Ferree et al., 1931] användes en Zeiss parallaxoptometer för mätningar på 21 ögon i 20°–60°s vinkel från optiska axeln.

På 1970-talet använde flera forskare manuella optometrar, och den största undersökningen är ”Effects of Ametropia on peripheral refraction” [Millodot, 1981]. Man undersökte 62 ögon på nasala och temporala sidan ut till 60° vinkel. Man mätte både översynta, närsynta och normalseende ögon. I experimentet användes en Hartinger-optometer med ett periskop som speglade in fixationsmärket. Refraktorn visade sig mer pålitlig än retinoskopet med skia-gram. Charman och Jennings kommenterar senare undersökningen med att det skulle gått att förutse resultaten med modellberäkningar [Charman and Jennings, 1982].

Själva bedömde vi tidigt att manuella optometrar skulle kunna vara användbara för våra syften. Dessvärre är de i dag mycket ovanliga.

1.1.4 MÄTNING MED AUTOREFRAKTOMETER

De allra första automatiserade refraktometrarna kom under 1970-talet. De medförde en stor och positiv förändring för optikern genom att man direkt, enkelt och snabbt kunde få fram mätvärden på ögats refraktion. Att alla autorefraktorer numera är konstruerade så att de bara kan mäta i det centrala området ses inte som något negativt, eftersom man ändå inte är intresserad av att mäta perifert.

1.1.5 FOTOGRAFERING MED ÖGONBOTTENKAMERA

Ögonbottenkameror utnyttjas av läkare för att studera sjukliga förändringar i näthinnan. I princip borde ögonbottenkamerorna vara användbara för att studera skillnader mellan central och perifer optik i ögat, men det har inte skett tidigare.

1.1.6 DUBBEPASSMETODEN

Metoden kallas dubbelpass för att ljuset från en punktkälla avbildas genom ögats optik två gånger. Först när ljusstrålarna går in i ögat och ger en bild av punktkällan på näthinnan och sedan då de lämnar ögat efter reflektion i näthinnan. Hur bilden ser ut på ögonbotten registreras av ett ljuskänsligt mätinstrument. Tidigare använde man



Tecknad bild på en näthinna med en makula som saknar funktion.



Fotografiet, taget med ögonbottenkamera, visar en makula med förändringar som ses vid makuladegeneration.

fotomultiplikatorer, numera ccd-kameror. Metoden ger en möjlighet att läsa av brytningsfelet direkt på en dioptriskala. [Santamaria et al., 1987] [Artal et al., 1995b] Se beskrivning av metoden på sidan 26.

Några mätningar finns gjorda i sneda vinklar men i små serier med varierande central brytkraft. På 1980-talet gjorde Jennings och Charman den första värderingen av ögats optik utanför optiska axeln med hjälp av dubbelpassmetoden [Jennings and Charman, 1981]. De använde en vanlig lampa som ljuskälla och fotomultiplikator som detektor. Mätningen genomfördes bara på ett öga och slutsatsen var att Rempts värden stämmer bra [Rempt, Hoogerheide, and Hoogenboom, 1971]. De kommenterar även Millodots undersökning [Millodot and Lamont, 1974] med att man kunde förutse hans resultat genom beräkningar av modeller.

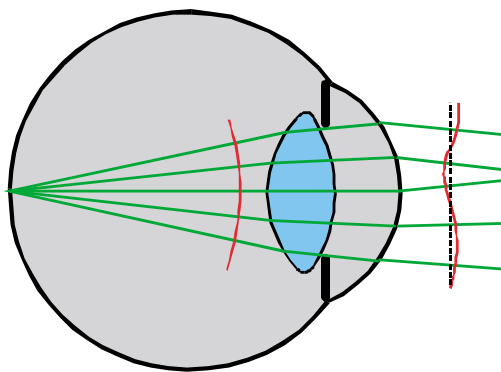
På 1990-talet har det publicerats många artiklar från grupper av forskare som gjort mätningar med dubbelpassmetoden. Nackdelen med dessa är att de bara har mätt på ett fåtal ögon med olika refraktion [Artal, Iglesias and López-Gil, 1995b] [Williams et al., 1996] [Navarro, Artal, and Williams, 1993]. Deras sammanfattning av resultatet för friska ögon kan sägas vara att den naturliga ögonoptiken räcker bra perifert med tanke på näthinnans begränsningar. En annan slutsats de kommer fram till är att ögats optik utanför axeln är bättre än väntat, medan den centrala ögonoptiken inte klarar sig särskilt väl jämfört med kommersiella optiska instrument. [Navarro, Artal, and Williams, 1993]

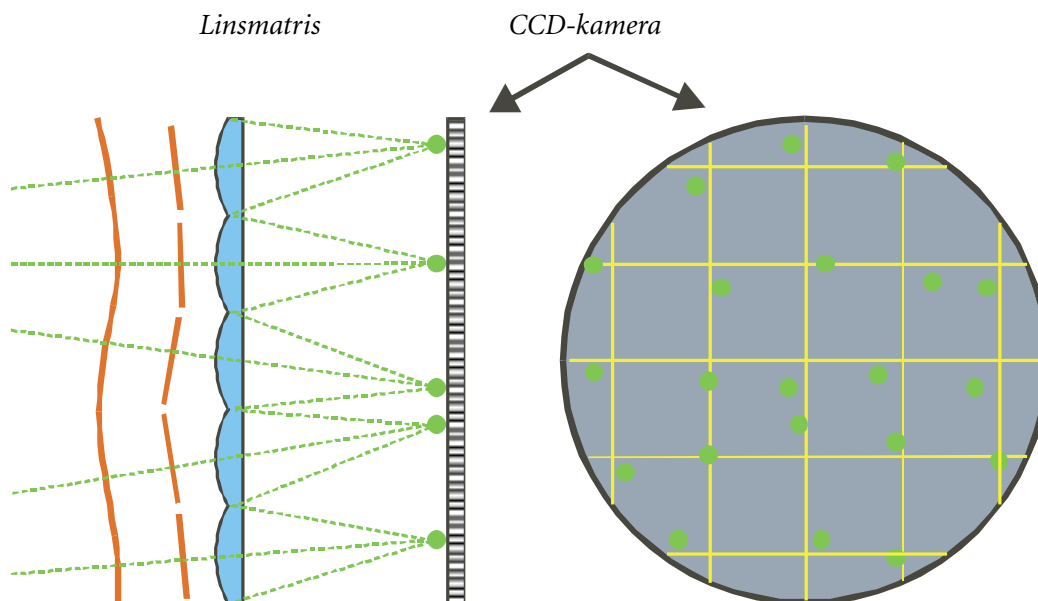
I en senare undersökning med dubbelpassmetoden har fyra ögons astigmatism, koma och defokusering mätts upp i vinklar ut till 45° [Guirao and Artal, 1999]. I jämförbara vinklar var astigmatism och koma ganska lika, men fokuseringen varierade. Det infallande ljusets vinkel var den dominerande orsaken till astigmatismen.

1.1.7 VÅGFRONTSMÄTNING

En vågfront kan sägas beskriva hur långt ljuset kommit från en ljuskälla efter en viss tid. Avvikelsen från den ideala vågfronten i ett optiskt system kallas systemets vågfrontsaberration. Tekniken att

En upplyst punkt på näthinnan ger upphov till en divergerande sfärisk vågfront som sprider sig ut ur ögat. Efter passagen av ögats optik blir vågfronten deformerad. Avvikelsen från den ideala plana vågfronten kallas ögats vågfrontsaberration och ger en fullständig bild av ögats avbildningsfel.





studera ögats vågfrontsaberrationer har sitt ursprung i Hartmann-Shack-sensorn. Den användes först inom astronomin för att minska atmosfärens störande inverkan när man ville ta skarpa bilder med markbaserade teleskop. Med dess hjälp jämför man formen från en perfekt vågfront med utseendet hos den verkliga vågfronten. På så sätt kartläggs avbildningsfelen. För mätning av ögon användes detta första gången 1994 [Liang et al., 1994] och utvecklades sedan de följande åren [Liang and Williams, 1997] [Liang et al., 1997].

Den snabba utvecklingen av laserbehandling av hornhinnan med excimerlaser har gjort att det nu finns kommersiella instrument för vågfrontsmätning av ögats centrala optik. Instrumentet går dock inte att använda i sneda vinklar.

En alternativ metod till Hartmann-Shacksensorn är laser-raytracing [Navarro and Moreno-Barriuso, 1999] eller liknade metoder [Molebny et al., 1997]. Dessa kan vara ett alternativ och ger samma möjligheter men har inte fått samma genomslag som vågfrontsmätning med Hartmann-Schack-sensorn. [Navarro et al., 1998].

1.1.8 FOTOREFRAKTIONERING

Fotorefraktionering kan enkelt beskrivas som att ljuset från en liten ljuskälla nära kamerans lins reflekteras från näthinnan och att det ser olika ut vid olika brytningsfel i ögat. Variationen av hur pupillen blir upplyst kan tydas genom att jämföra fotografier av olika reflexer. Tekniken användes första gången av Howland 1974 [Howland and

Den deformerade vågfronten från ögat faller in mot en matris av små mikrolinser. Varje lins fokuserar sin del av vågfronten till en punkt på en CCD-kamera. Ljuspunkternas position kan översättas till vågfrontens lutning vid den aktuella mikrolinsen och på så sätt kan vågfrontens form beräknas.



PowerRefraktorn är en bärbar dator med ett sex-armat retinoskop som mäter ögats refraktion (brytningsfel) på båda ögonen samtidigt.

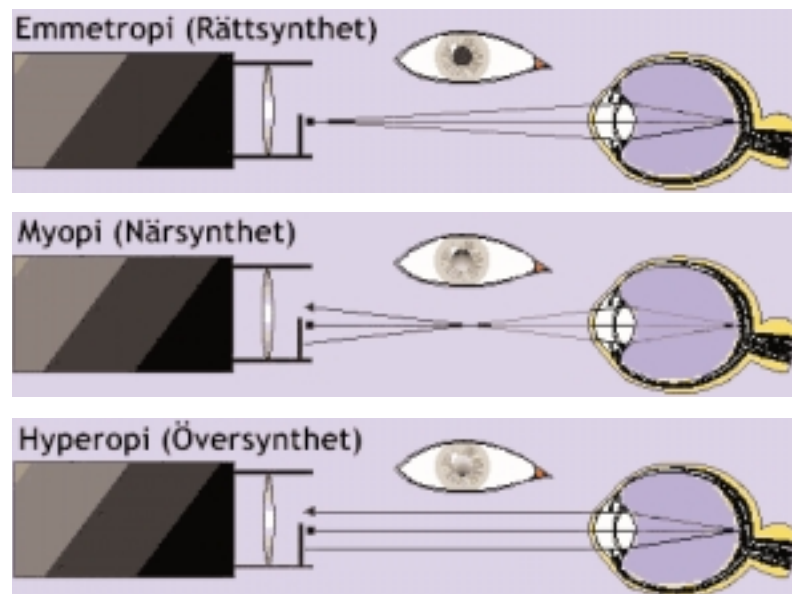
Hur pupillen blir upplyst vid mätning med foto-refraktionering, i detta fall PowerRefraktorn, vid emmetropi (rättsynthet), myopi (närsynthet) och hyperopi (översynthet).

Reflexen från näthinnan analyseras av programmet som kan tyda bilden av den upplysta pupillen.

Howland, 1974]. Metoden har inte fått något genomslag, eftersom noggrannheten har varit för dålig.

Under detta arbetets gång har det dock tillkommit en ny foto-refraktometer, den s.k. PowerRefraktorn: www.multichannelsystems.com. Runt ett kameraobjektiv sitter sex segment med infraröda lysdioder i en cirkel. De tänds en efter en, ljuset går in i ögat och kameran fångar upp reflexen från näthinnan. Instrumentets programvara analyserar den inkommande bilden och mäter refraktionsfelet. Mätningen sker i realtid och kräver endast att försökspersonen fixerar kameran på en meters avstånd. Båda ögonen registreras samtidigt, och hela mätningen går mycket snabbt att genomföra. Man kan även spela in en fem sekunder lång video av mätningen.

Till skillnad från en vanlig refraktometer kan PowerRefraktorn mäta även om fixationen inte är central. Förändringen i astigmatismen syns tydligt mellan olika fixationsriktningar. Det intressanta är att den klarar att mäta i excentriska vinklar från optiska axeln och utåt till cirka 30°. Pupillstorleken är avgörande för hur långt ut man kan mäta. Mätvärdenas säkerhet finns dokumenterade och visar sig vara särskilt exakta för astigmatism, där de i medeltal skiljer sig bara 0,4 dioptrier i förhållande till den subjektiva korrektionen [Choi et al., 2000].



1.2 Excentrisk korrektion och dess effekter på seendet

De begränsade insatserna för att studera ögats *excentriska optik* leder också till att få optiska korrektioner för excentriskt seende har gjorts. Därför är studier av det *excentriska seendet* inte så vanliga. Rempt och hans grupp [Rempt et al., 1976] använde värden från skiagram

för att korrigera tre normalseende personers excentriska refraktion i vinklar mellan 10° och 60°. De försökte sedan mäta synskärpan hos dessa med Landolts ring. Resultatet blev att ingen skillnad i deras syn kunde uppmätas vare sig med eller utan korrektion. De värden som Rempt presenterade har både ifrågasatts och bekräftats av olika forskare. [Lotmar and Lotmar, 1974].

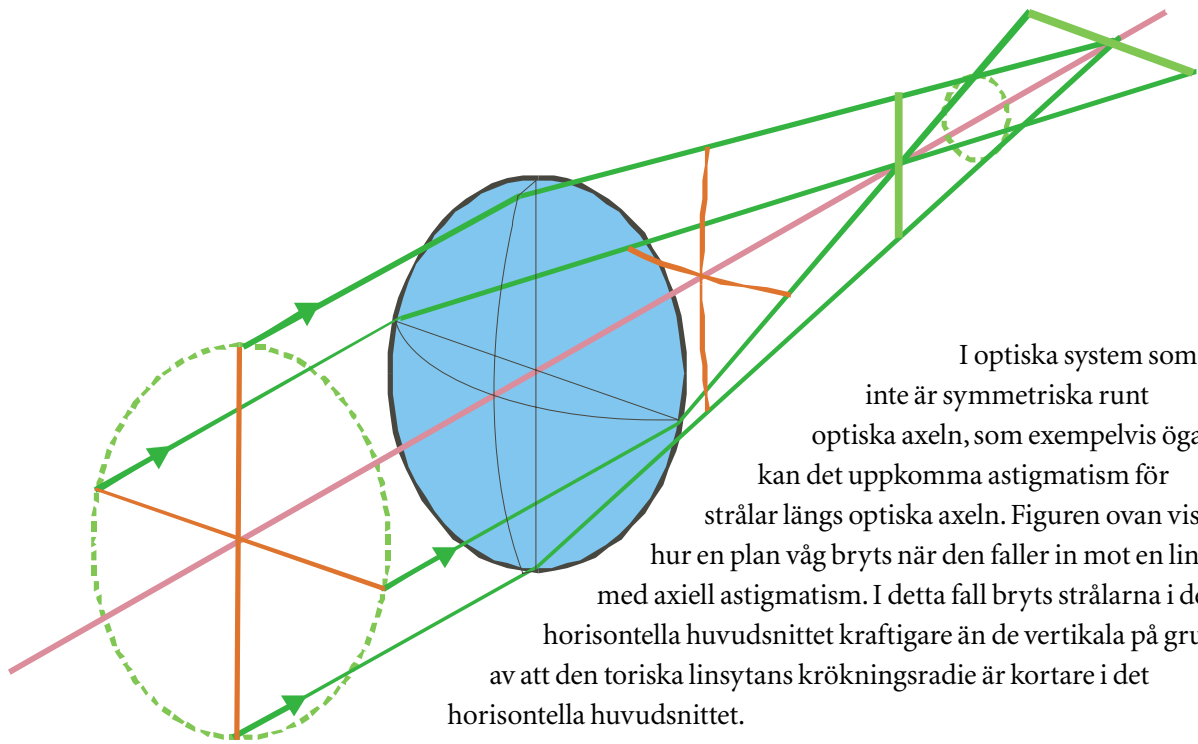
Millidot och Lamont mätte i ett försök sned astigmatism i ett öga, med och utan sfärisk kontaktlins, för att se om en sådan kunde ändra astigmatismen. I så fall skulle astigmatismen kunna förklaras av hornhinnans utflatning mot limbus (kanten av hornhinnan). Resultatet blev att ingen skillnad i astigmatism gick att mäta vare sig med eller utan kontaktlins. [Millidot & Lamont, 1974 15/id].

En grupp forskare har mätt upptäckarsyn och refraktion med linser med sfäriska styrkor från +4 till -7 dioptrier i vinklarna 20°, 30° och 40° på tre ögon. Datogenerade raster som subjektiv metod för mätning av refraktionen jämfördes med retinoskopi och refraktometer, Canon R1. Förmågan att se rasterobjekten var i detta experiment känsligt för fokuseringsfel på ca 1 dioptri (D) över 20° vinkel [Wang et al., 1996]. Ett år senare testade man fokusdjupet för upptäckarsyn med sfäriska linser på rasterobjekt i sneda vinklar. Mätt på bara tre ögon visade resultatet att man kunde variera hela sex dioptrier i området mellan 20°–40°, dvs. man verkar helt okänslig för fokusering. De säger dock att stora individuella variationer kan förekomma och nämner att det ideala vore att korrigera astigmatism. Men det gjorde de inte. [Wang et al., 1997].

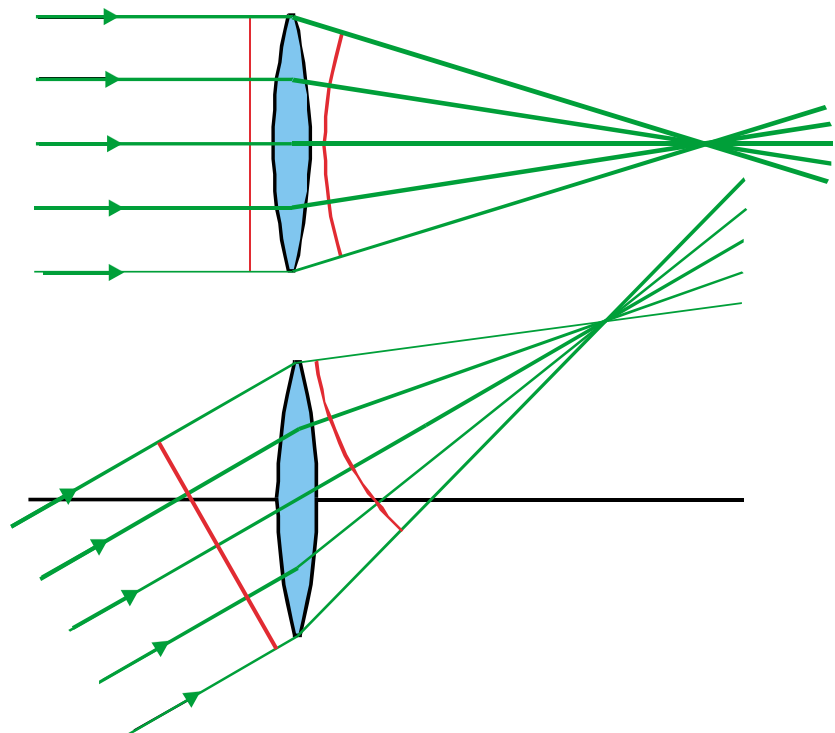
1.3. Kunskap- och begreppskillnader mellan olika yrkesgrupper

När ögonläkaren ger beskedet att ”det inte finns något att göra”, menar hon/han att det inte finns någon medicinsk behandling. Allt för ofta glöms det bort att man med optiska eller andra hjälpmedel kan hitta metoder att bättre utnyttja den syn som finns kvar. Professionella aktörer uttrycker sig olika i optiska sammanhang. När optikern säger ”fri visus”, säger ögonläkaren ”okorrigerad”. Fysikern menar med astigmatism inte helt det samma som glasögonoptikern. De *refraktionsfel* som glasögonoptikern noterar (t.ex. närsynthet och översynthet) finns inte i fysikerns värld – där placerar man bildplanet i rätt position. Fysikens optik är väl lämpad att beskriva ett antal avbildningsfel (aberrationer) som också återfinns i ögats avbildning: sfärisk aberration, koma, astigmatism, bildfältskrökning och distorsion.

Fysikern talar om astigmatism som en av de effekter som inträffar när ljuset faller in snett mot en lins. Ögonsjukvården och optikern talar om sned astigmatism, när korrektionens cylinder-axel inte ligger horisontellt eller vertikalt.



I optiska system som inte är symmetriska runt optiska axeln, som exempelvis ögat, kan det uppkomma astigmatism för strålar längs optiska axeln. Figuren ovan visar hur en plan våg bryts när den faller in mot en lens med axiell astigmatism. I detta fall bryts strålarna i det horisontella huvudsnittet kraftigare än de vertikala på grund av att den toriska linsytans krökningsradie är kortare i det horisontella huvudsnittet.



När fysiker talar om astigmatism, handlar det oftast om ett avbildningsfel för strålar som kommer in snett mot linsen. Axelparallella strålar bryts samman till en punkt på optiska axeln på fokallängds avstånd. Ett parallellt men snett infallande strålnippe bryts däremot samman till en punkt som ligger utanför optiska axeln och på ett annat avstånd från linsen än vad de axelparallella strålarna gör. Den förändrade brytkraften för snett infallande strålar blir olika för strålar i två plan, detta leder till sned astigmatism. Figuren visar endast strålar i ett plan.

Med ömsesidiga ansträngningar kan man ta sig förbi problem som skapas av olikheterna i själva orden i respektive språk. Mer svåröverkomliga är de grundläggande skillnader i föreställningarna om sammanhangen och vilka metoder och tekniker som är användvärda. Att jag som optiker t.ex. inte hade hört talas om raytracing förrän jag kom i kontakt med Certec kan här få stå som ett belysande exempel. Raytracing som ett sätt att via datorprogram följa en strålgång för att studera fel i optik eller optimera optiska lösningar borde ha en given plats inom synrehabiliteringen, både för patienter och personal. Men jag hade som sagt inte ens hört talas om möjligheten.

Också mellan den synsvaga människan och hennes omgivning uppkommer problem baserade på bristande kunskaper. Man faller lätt omdömet ”då ser hon väl inte så dåligt?!” om den person med centralscotom som upptäcker både smulorna på golvet och flygplanet på himlen, vilket hon kan göra tack vare sin intakta perifera syn. Man kan också ha svårt att förstå varför en person som nyss obehindrat satt och läste tidningen sedan utanför rummet måste ta till den vita käppen som orienteringshjälpmedel. För hans del handlar det om att den centrala synen är intakt medan den perifera inte fungerar.

Hela denna uppsats kan och bör analyseras utifrån rådande kunskapsglapp. Det är konsekvenserna av de glappen som gjort att de resultat jag här kommer att redovisa inte kommit fram för länge sedan. Samtidigt: det är tack vare den växelverkan som nu utvecklas med stor hastighet som jag tror att förutsättningarna är goda för fortsatta genombrott.

1.4. Publikationer och konferenser

Det arbete jag utfört och som redovisas i föreliggande uppsats har tidigare publicerats/föredragits enligt följande:

Gustafsson, J., Terenius E., Buchheister, J., Unsbo, P. (2001).

Peripheral Astigmatism in Emmetropic Eyes,
Ophthalm. Physiol. Opt. Vol 21, No. 5, pp 393–400.

Gustafsson, J. Unsbo, P. (2001).

Correcting peripheral refractive errors in low vision subjects with central scotomas, Proceedings from ARVO 2001 in Invest.
Ophthalmol. Vis. Sci. 42, no.4, s 853.

Gustafsson, J. (2000).

”Widesight” – A Project aimed at Improving Peripheral Vision.
De Blauwe Kamer Theofaan Groep, Visio, National Foundation for the Visually Impaired and Blind, ISBN 90-76898-01-4.
Presenterad vid Eurosight 2000, 3–6 sep, Veldhoven, Holland.

Ingår i ”Developments in Low Vision: Abstracts of the Fourth European Conference on Low Vision”.

Unsbo, P., Biedermann, K., Buchheister, J., Gustafsson, J.,
Terenius, E. (2000).
Oblique Astigmatism and Curvature of Field in the Human Eye.
Poster presenterad vid Northern Optics 2000, Uppsala, Sverige,
Abstract Publication, ISBN 91-7170-589-9.

Gustafsson, J., Jönsson, B., Möller, B., Pettersson, S. (2000).
Raytracing in the Compensation of the Peripheral Optics of the Eye.
Poster presenterad vid Northern Optics 2000, Uppsala, Sverige,
Abstract Publication, ISBN 91-7170-589-9.

Som populärvetenskap och information till synskadade människor
finns också ”Widesight” – forskning om att utnyttja synrester. Aktuell
Optik och Optometri, 3/01, s 23–25 2001, samt i omarbetad form i
SRF Perspektiv, 5/2001, s 26–27.

2. Mätmetoder och tester

Som jag markerat redan i inledningen är detta ett pionjärarbete. Det har gjort mitt arbete både lätt och svårt. Lätt eftersom det är relativt enkelt att komma med alldeles nya idéer till metoder och genomföra originalmätningar inom området *perifer ögonoptik* och *excentriskt seende*. Men samtidigt svårt eftersom det finns så lite att referera till, både tankemässigt och praktiskt.

Att mäta ögats optik i sneda vinklar från optiska axeln har flera forskare gjort utan att korrigera för de optiska fel som presenteras [Ferree, Rand, and Hardy, 1931] [Ferree et al., 1932] [Ferree and Rand, 1933] [Guirao and Artal, 1999] [Jennings and Charman, 1981] [Millodot, 1981] [Rempt, Hoogerheide and Hoogenboom, 1971]. Målsättningen i detta arbete är att metoder och mätningar skall komma synskadade personer med centrala scotom till godo så att synen som finns kvar perifert kan användas bättre.

2.1 Modeller och beräkningar

Trots att jag är kliniker, var det naturligt att börja med modeller. Det är via modeller av ögats optik som det blir uppenbart vad som är känt och vad som inte är känt om ögat som optiskt system.

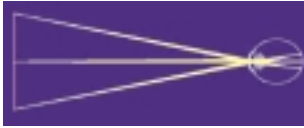
Avsaknaden av säkra optiska data kan nog aldrig bli så tydlig som när ett datorprogram frågar efter dem och man inte har tillgång till dem. En av de mer slående erfarenheterna är att det trots en mängd förfiningar de senaste åren fortfarande råder stora kunskapsbrister om optiken i ögat utanför den för det centrala seendet.

Även om jag efterhand insett att de individuella variationerna i det perifera seendet är så stora att försök att arbeta med modeller kanske är helt meningslösa, var arbetet med raytracing ändå en fruktbar inkörsport. De största oklarheterna vad gäller ögats optik i sneda vinklar är knutna till själva linsen i ögat [Smith and Lu, 1991]. I detta arbete har man beskrivit hur aberrationerna förändras när man opererar in en ny lins i ögat, en IOL (intraokulär lins).

De stora kommersiellt tillgängliga raytracingprogram som vi övervägde att använda var

- CODE V från Optical research associates
- OSLO från Sinclair optics
- Sigma 2000 från Kidger optics.

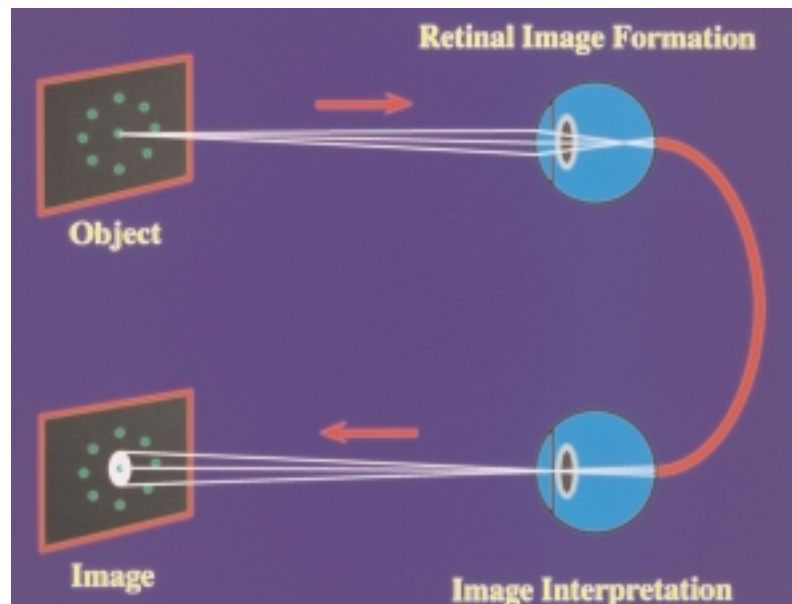
Långt innan jag kom i kontakt med dessa hade jag haft förmånen att träffa docent Sven-Göran Pettersson på fysikinstitutionen på



LTH och samarbete med honom utifrån hans egenhändigt konstruerade datorprogram med Gullstrands schematiska öga som modell. I Sven-Göran Petterssons program kunde man följa ljusstrålar och se storleken på bilden av ett punktformigt föremål.

Nästa kontakt etablerades med Wolfgang Fink, då i Tübingen, Tyskland, numera på Caltech universitetet i USA. Hans program innebar att man kunde se inte bara hur punkter deformerades av ögats aberrationer utan också hur bilder av komplexa föremål tedde sig på näthinnan [Fink et al., 1996].

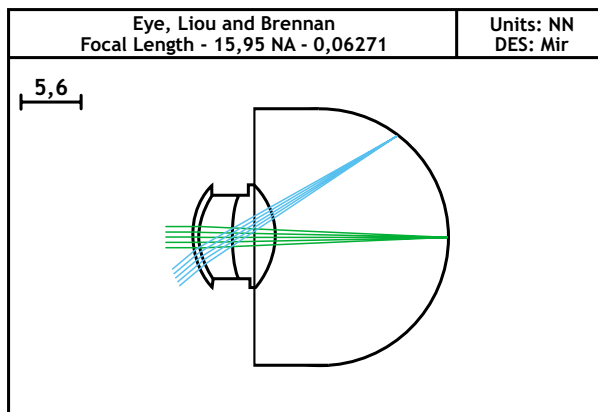
Wolfgang Finks ray-tracingprogram använder Gullstrands ögonmodell. Man ser direkt hur bilden blir genom att objektet projiceras tillbaka på en skärm, i den form det avbildas på näthinnan.



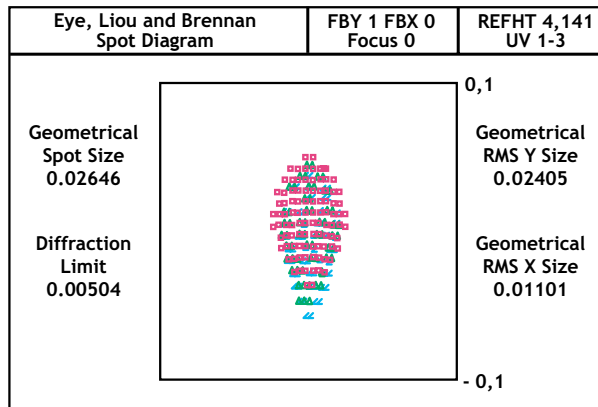
Allt detta var mycket intressant. Men mitt huvudintresse är inte bara att registrera hur det är utan att medverka till att optimera korrigerande optik som kan förbättra ögats avbildning så mycket som möjligt. Därför ville jag få erfarenhet av program som är gjorda just för att optimera optik, och det var då jag kom till de ovan nämnda CODE V, OSLO och Sigma 2000. Det fanns många skäl för mig att välja OSLO, och det kanske viktigaste var att det gick att få kontakt med en tillmötesgående och kvalificerad van OSLO-användare, Bo Möller, som är system- och linsdesigner inom Zeiss-koncernen.

Datorprogram av den komplexitet som OSLO representerar kräver nämligen också en expert som användare, och det var en stor förmån att få Bo Möllers hjälp att genomföra beräkningar i den perifera ögonoptiken utifrån den då nyaste ögonmodellen [Liou and Brennan, 1997].

När vi väl fått mätvärden på de optiska felen i olika vinklar, valde vi att låta konstruera korrektioner i samarbete med företaget Multilens. Dessa linser provade vi på oss själva, dock med måttlig eller ingen framgång.

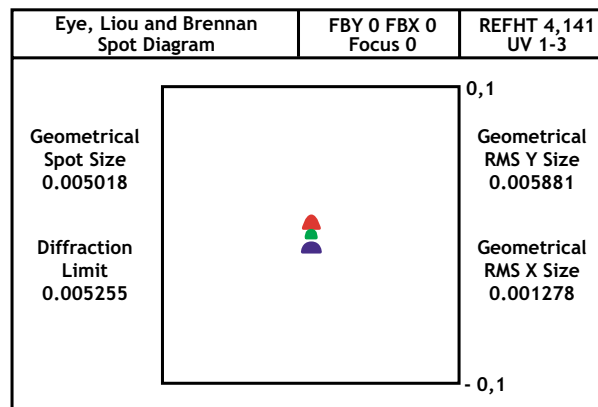
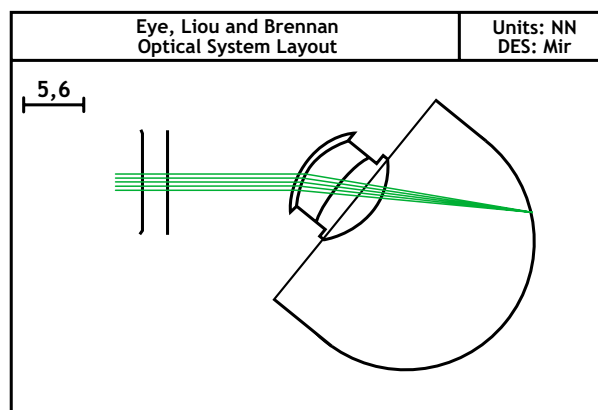


Beräkningar utförda i raytracingprogrammet OSLO.



Ögonmodellen av Liou och Brennan med centrala strålar och excentriskt infallande strålar i 40° vinkel (ovan).

Spotdiagrammet visar bilden på näthinnan. Man ser då hur dåligt ljuset fokuseras (till vänster).



Optimeringsfunktionen räknar fram den lins i sfärisk och cylindrisk styrka som ger bäst avbildning. Exemplet (ovan): 40° vinkel, linsen på 12 mm topp-punkts-avstånd.

Det nya spotdiagrammet visar att fokuseringen blir väsentligt bättre. Längre än så här kommer man ej med vanlig glas-ögonkorrektion.

Glaset tillverkades med kombicylinder-slipning (båda ytor har cylinderstyrka med effekter i motsatt riktning för att förstärka varandra) för att få så bra avbildning som möjligt. Med dem gjordes sedan försök att mäta skillnad i syn med hjälp av olika synfältsundersökningar. Tyvärr var dessa svårtolkade och visade varken förbättring eller försämring. Däremot genomfördes experiment med en digital ögonbottenkamera som fotograferade bilder med och utan de kompensera linserna i 40° vinkel. Möjligen kan man se en viss förbättring av bildkvaliteten med den beräknade excentriska korrektionen.

| Framräknade kompensationslinser i akryl (n = 1.492) | | | | |
|---|------------------|-------------------|------------------|-------------------|
| Infalls-vinkel | Radie i y-led/mm | Dioptrier i y-led | Radie i x-led/mm | Dioptrier i x-led |
| 20° | 462.9 | -1.06 | 1720 | +0.29 |
| 40° | 118.6 | -4.15 | 358 | +1.37 |
| 60° | 60.89 | -8.07 | 157 | +3.14 |

Till denna speciellt utvecklade testbåge tillverkades tre astigmatiska styrkor enligt beräkningarna från raytracing enligt ovan.

I vinklarna

20°:

sf.+0,25 cyl.-1,25 ax 90°

40°:

sf.+1,5 cyl.-5,5 ax 90°

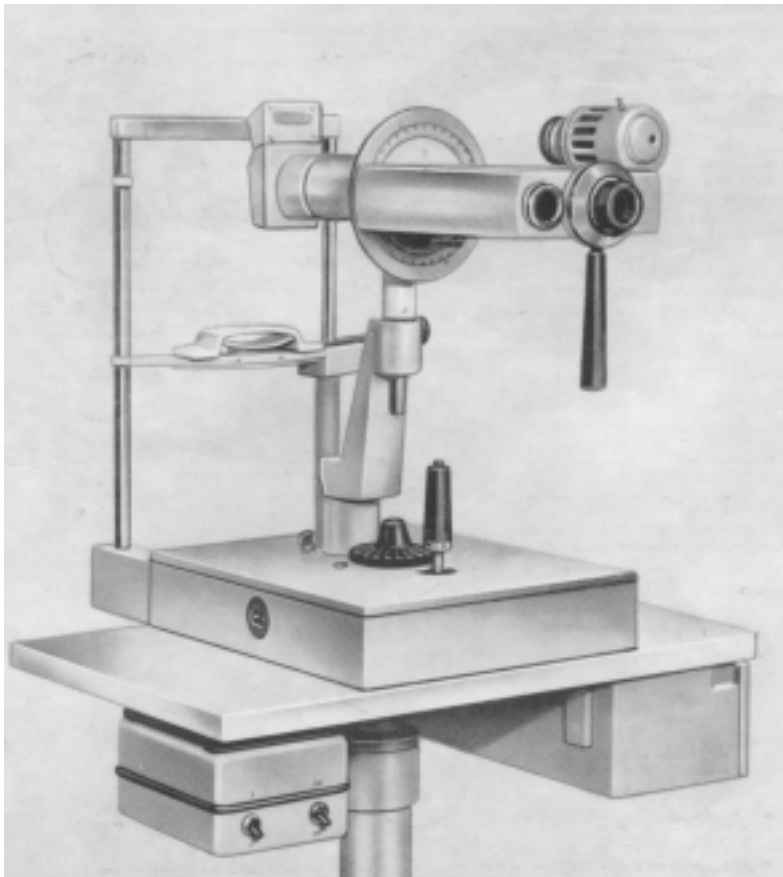
60°:

sf.+3,25 cyl.-11,25 ax 90°

En lins tillverkades med dessa tre styrkor i en och samma lins. Den placerades i en speciell testbåge.

Senare genomförda mätningar på emmetropa (rättsynta) ögon har visat att det är föga meningsfullt att prova korrektioner för tänkta normalögon. I dag är det lätt att förstå detta negativa utfall, men det var det inte då. Vi vet nu att ögats excentriska optik är synnerligen individuell och vinkelberoende. De första optimeringarna och försöken med beräknade korrektioner visade sig oanvändbara. De var dock viktiga för vårt fortsatta arbete, bl.a. genom att de medverkade till att ge oss en gemensam referensram.





Den första modellen av "Hartingeroptometern". Den användes mest i Tyskland, men några exemplar fanns i bruk i Sverige på 1960- och 70-talen.

2.2 Mätmetoder

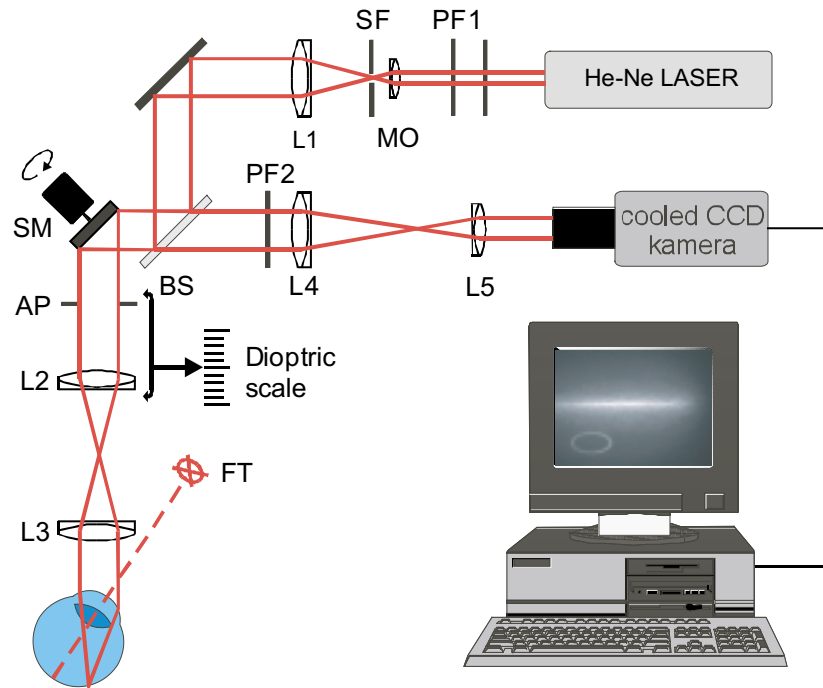
Av de ögonoptiska mätningar och metoder för centralt seende som nämns i inledningen, är tre inte möjliga att använda i sneda vinklar in i ögat. Detta gäller för såväl subjektiva mätningar med provglas, som för retinoskopi och mätning med autorefraktor. Påståendet vad gäller retinoskopi kan möjligen motsägas av andra, men jag har trots omfattande försök och rådföring inte kunnat få retinoskopi att bli en metod för vare sig noggranna eller reproducerbara mätningar utanför optiska axeln. Jag kan se att astigmatismen ökar utåt och att den varierar men inte få säkra mått på den.

Av de resterande metoderna gav en manuell optometer (Hartingeroptometern) och fotografering med ögonbottenkamera bara marginella resultat. Mätningar med PowerRefraktorn och dubbelpassmetoden blev däremot framgångsrika. Vi har vidare utvecklat dessa metoder och genomfört mätningar och kunnat visa effekter av optiska korrektioner på försökspersoner. Det var en ren slump att jag lyckades hitta en manuell optometer (refraktometer) "Hartingeroptometern" – de är numera sällsynta eftersom de ersatts av moderna autorefraktorer. Jag provade att mäta med denna på ögon i sneda vinklar. Det gick att på testbilderna tydligt se hur astigmatismen varierar i excentriska vinklar. De mätningar som genomfördes

gav tyvärr inga reproducerbara resultat. Svårigheten var framför allt att få försökspersonen att bibehålla en stadig fixation. Jag modifierade visserligen instrumentet så att huvudstödet blev vridbart men inte heller detta ledde till pålitliga resultat.

2.2.1 MÄTNINGAR MED DUBBEPASSMETODEN

Dubbelpassmetoden utvecklades först av Santamaria och medarbetare [Santamaria, Artal, and Bescos, 1987]. Utrustningen som användes i vårt arbete byggdes på KTH av tekn dr Peter Unsbo och hans medarbetare.



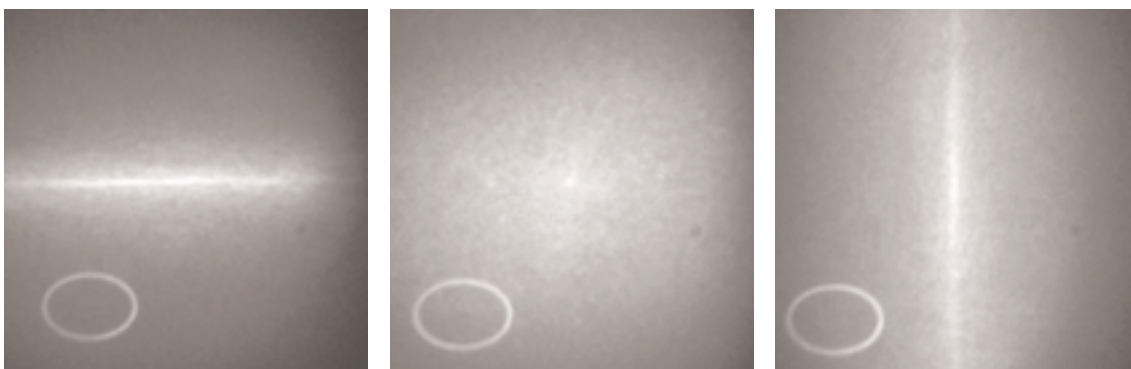
Ljuset från en 10 mW He-Ne laser dämpas först genom ett filter PF1 till en godkänd och säker intensitetsnivå. Laserljuset fokuseras sedan till en liten punktkälla och kollimeras (görs parallell) därefter av lins L1 till en bred parallell stråle. Endast 10% av ljuset reflekteras av stråldelaren BS och linserna L2 och L3 avbildar punktkällan till fjärrpunkten till det undersökta ögat.

Bilden på retina (näthinnan) kan fokuseras genom att linsen L2 flyttas så att området från -10 D till $+10$ D i refraktionsfel kan mätas. Ögats optik och dess avbildning kan på detta sätt undersökas genom att man studerar hur bilden av punktkällan ser ut på näthinnan. Den diffust reflekterade bilden på näthinnan avbildas sedan genom ett teleskop (lins L4 och L5) till en känslig, kyld CCDkamera. För att mäta ögats astigmatism registreras de båda huvudsnittens fokuslinjer och den minsta spridningscirkeln.

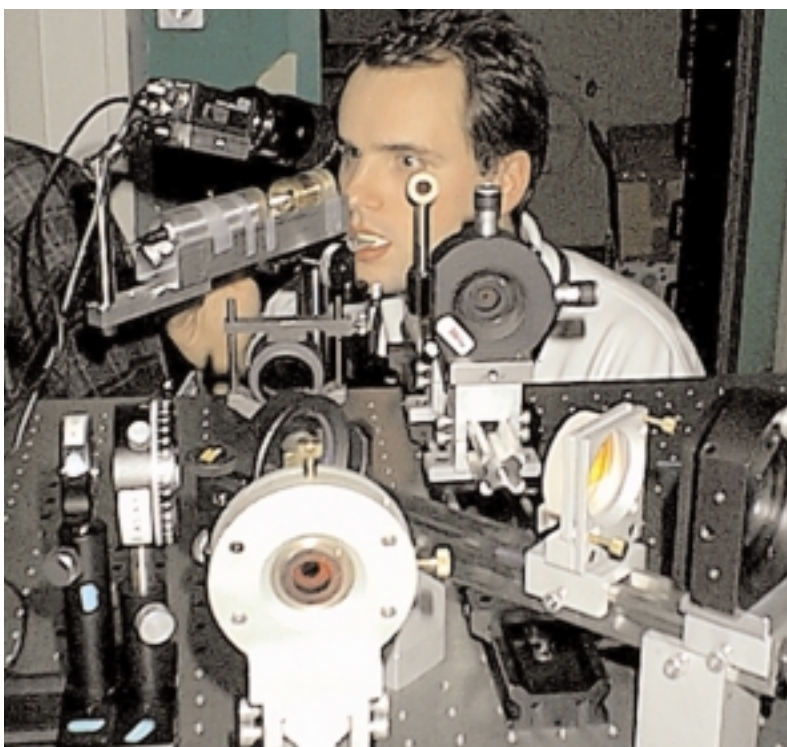
För att minska problemen med speckler (interferensfenomen som gör att kamerabilden blir grymig) i de första uppställningarna monterades en roterande spegel SM som förflyttar bildpunkten på näthinnan under kamerans exponeringstid. Beskrivning av denna finns mer ingående i artikel [Gustafsson et al., 2001] bilaga 1.

Vårt bidrag till metodutvecklingen var följande: För att kunna mäta snett in i ögat var det nödvändigt att bygga ett huvudstöd där den undersökta personens huvud kunde roteras runt ögats inträdespupill (tre mm bakom hornhinnan). För att få tillräcklig stabilitet räckte det inte med ett vanligt hak- och pannstöd som används vid oftalmologiska undersökningar. Vi var tvungna att fixera huvudet genom en bettskena. En metallbit kläddes med tandläkarpasta, och det gjordes ett avtryck av varje persons tänder. När pastan stelnat, skruvades bettskenan fast i en ställning och huvudet blev stabilt fixerat, då försökspersonen åter bet i skenan.

För att hålla ackommodationen och fixeringen stabil använde vi ett enkelt linssystem som avbildade ett grönt belyst fixationskors i oändligheten. Ögats pupill syntes på en TV-skärm så att vi skulle kunna se att fixationsriktningen var korrekt. Ett hjälpmedel för detta var fyra hål i bländaren AP som avbildades symmetriskt på ögats iris runt pupillen. Ett stort antal mätningar gjordes på varje öga.



Horisontellt och vertikalt linjefokus samt minsta spridningscirkel från dubbelpassmätningar i sneda vinklar.



Mätningar med dubbelpassmetoden byggd på ett optiskt bord i laboratoriet på KTH.

Notera att det var nödvändigt med en bettskena för att få tillräckligt bra centrering av ögat och tillräcklig stabilitet.

I optiklaboratoriet på KTH genomfördes mätningar med dubbelpassmetod under våren 2000. Mätningarna gjordes på emmetrope ögon – de fick inte ha större avvikelser sfäriskt eller cylindriskt än 0,5 dioptrier. De flesta försökspersonerna var unga, mellan 20 och 45 år, och de rekryterades bland studenter. Medelåldern var 28 år. Informationen som gick ut till försökspersonerna återfinns i bilaga 2.

Mätningarna genomfördes temporalt och nasalt i det horisontella planet i vinklarna: 10°, 20°, 30°, 40° och 60° från synaxeln.

Tillstånd för dessa mätningar ansökte vi om hos Forskningsetiska kommittén och fick godkännande: LU 660-99 och KI 00-067.

Värden från mätningar med dubbelpassmetoden har bara använts i ett enda fall för att optiskt korrigera en försöksperson med centralscotom. Mätvärdena i det fallet kontrollerades och jämfördes med mätningar med PowerRefraktorn enligt nedan. Värdena överensstämde väl.

2.2.2 MÄTNINGAR MED POWERREFRAKTOR

För människor som inte kan fixera rakt fram mot PowerRefraktorns kamera utan använder excentrisk fixation, måste man utforma andra fixationsmärken. Vi valde ett mönster med stora koncentriska cirklar och stömlinjer vertikalt och horisontellt (se bilden nedan). Försökspersoner med excentrisk fixation hjälpte själva till att utforma det fixationsstödjande mönstret. Mönstret, som blir fluoriserande i UV-ljus (som inte stör den IR-känsliga kameran), sitter på en genomskinlig plexiglasplatta med hål i mitten för kameran. Ringarna täcker 25° av synfältet (de fem ringarna sitter i respektive 5°, 10°, 15°, 20° och 25° och är monterade på en meters avstånd från försökspersonen).

Efter de inledande försöksmätningarna och utvecklingen av fixationsringarna runt kameran har 38 synskadade personer mätts.

Mätning av excentrisk refraktion med Power-Refraktorn (som mäter med ir-ljus). Med hjälp av de gula fluoriserande fixationsringarna (som belyses med uv-ljus) hålls blicken stabil.

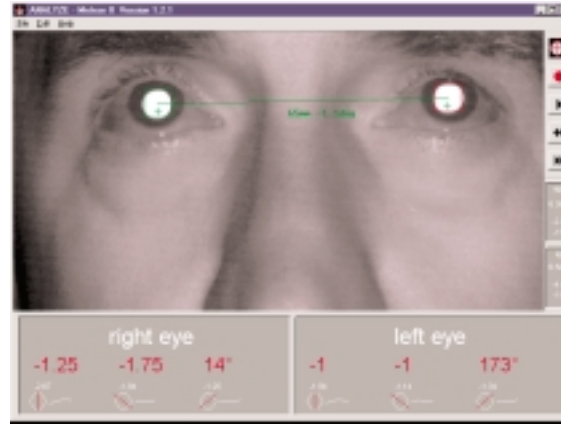
Fixationsriktningen registreras samtidigt som brytningsfelen mäts.





Mätning av central korrektion.

H: sf. -0,25 cyl. -1,0 ax 106°
 V: sf. +-0 cyl. -0,75 ax 79°



Mätning av excentrisk korrektion 19° upp.

H: sf. -1,25 cyl. -1,75 ax 14°
 V: sf. -1,0 cyl. -1,0 ax 173°

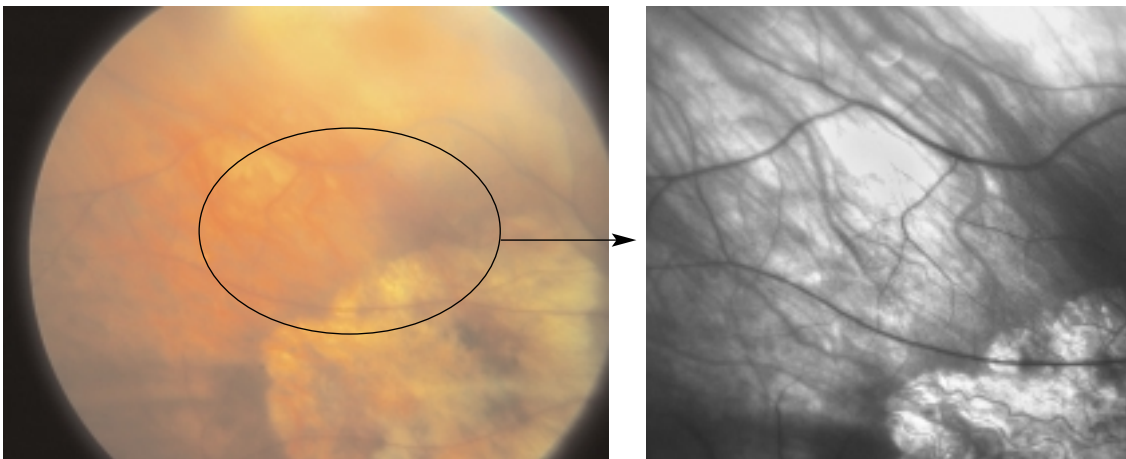
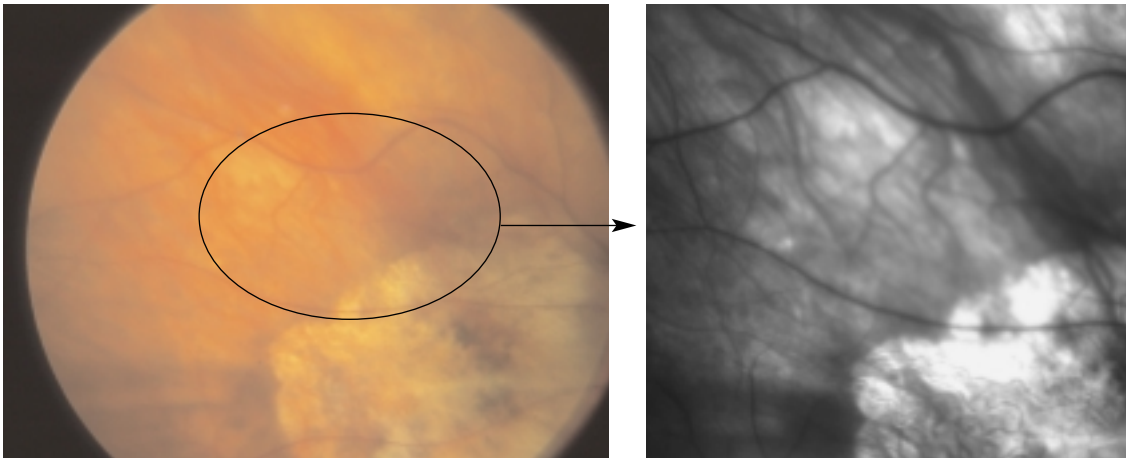
Flera har efter enkel vägledning hittat en bättre fixation och blivit betydligt mer medvetna om möjliga fixationsriktningar för att se bättre. För att hålla ögat i så stabil excentrisk fixationsriktning som möjligt uppmanades personen att titta åt sidan i den vinkel som de vanligtvis gör för att se bra rakt fram. För dem som redan var medvetna om hur de fixerar och bara har en invand fixationsriktning var det enkelt att t.ex. lägga bortfallet 20° upp. Det är i det läget som den fjärde ringen inifrån möter den vertikala linjen, och då vrider man alltså blicken så att man *inte* ser var fjärde ringen möter lodlinjen. Att riktningen stämmer kan också enkelt mätas och kontrolleras från mätning till mätning i PowerRefraktorn, samtidigt som det optiska felet mäts.

Bilden som undersökaren ser i PowerRefraktorn.

Trots att PowerRefraktorn är utvecklad för snabb mätning av central refraktion, är den användbar för våra syften. Några exempel:

- Den mäter refraktionen snett (i excentriska vinklar) lika snabbt som den mäter centralt.
- Den registrerar fixationsriktning samtidigt med optikmätningen. Detta gör att det går att ha kontroll på att försökspersonen verkligen fokuserar på överenskommen fixationsring.
- Den är mobil i bemärkelsen att jag kunnat ta hela utrustningen med mig för mätningar på andra orter (än så länge bara i Sundsvall och Stockholm).
- Den kräver inget optiskt laboratorium eller tillgång till ytterligare avancerad optik.

Till skillnad från dubbelpassmetoden och andra metoder som förutsätter ett optiskt laboratorium, kan kanske efterföljare till PowerRefraktorn hitta sin väg till syncentraler och optiker. Detta kan ske inom ett fåtal år, förutsatt att intresset för den perifera synen ökat och att excentriska korrektioner blivit vanliga.



Fotograferad ögonbotten hos en av försökspersonerna. Till vänster större delen av näthinna och brevid en förstoring av en del av denna. Scotomet (bortfallet) syns i nedre högra hörnet på färgbilderna.

De övre bilderna visar avbildningen av näthinna utan korrektion, de nedre med korrektion.

På de nedre bilderna ser man att skärpan är bättre i det område som personen använder, det straxt ovanför scotomet.

2.3 Fotografering av skillnad i bildkvalitet

Försök att genom fotografering med ögonbottenkamera se skillnad i skärpa på näthinna har gjorts två gånger. I inledningen av detta arbete fanns bara tillgång till standardkorrektioner som beräknats enligt ovan med raytracing för en ögonmodell. Genom att vi fotograferade med och utan korrektion i 40° vinkel lyckades vi faktiskt uppnå en minimal förbättring av skärpan med korrektionen. Denna är inte möjlig att visa i tryck men på datorskärmen kan man se en viss skillnad. Det andra försöket har gjorts med och utan excentrisk korrektion hos en av försökspersonerna som utvecklat en stadig excentrisk fixation i en riktning, ungefär 20° åt höger och 8° upp med höger öga. Utan den excentriska korrektionen hade fotografen mycket svårare att hitta skärpan än med korrektionen. Låt bilderna bara demonstrera att det även utifrån går att se en skillnad med och utan korrektion.

3. Försökspersoner

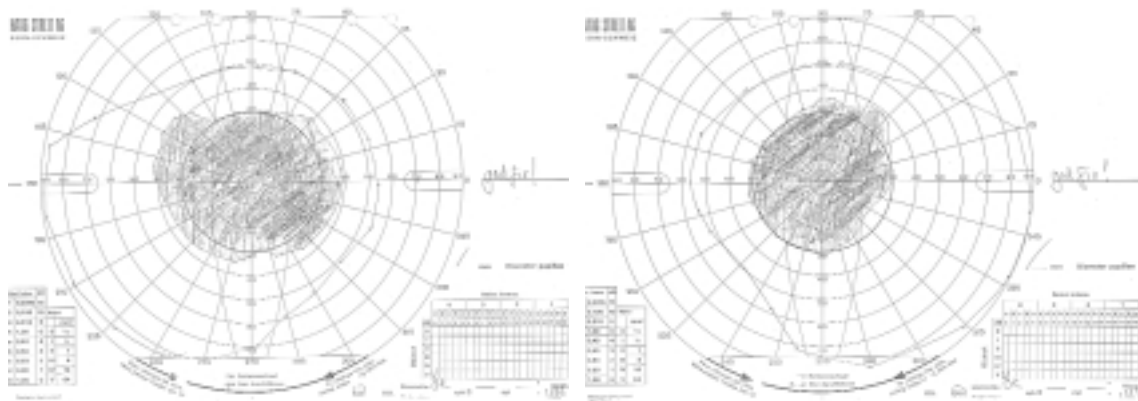
Även om det är en stor grupp som på sikt kan ha nytta av excentriska optiska korrekationer, var det nödvändigt att börja mätningarna under starka avgränsningar. Vi hade distinkta kriterier då vi skulle välja ut de första försökspersonerna och sökte människor med absoluta centrala scotom (helst större än 10°) på båda ögonen och med en medveten excentrisk fixation.

Detta begränsade gruppen högst väsentligt, och vi såg framför oss ett mödosamt letande efter lämpliga försökspersoner, då vi fick oväntad hjälp av media. Den 4 januari 2001 hade det lokala TV-nyhetsprogrammet *Sydnytt* och senare det rikstäckande *Rapport* ett inslag om forskningsprojektet *Widesight*. Ett av resultaten blev att över 500 personer därigenom självmant hörde av sig till oss direkt. Även syncentraler och ögonmottagningar fick mängder av påstötningar från intresserade personer.

Genom detta var problemet att hitta intresserade försökspersoner löst, och vi kunde inrikta oss på att göra de bästa urvalen. Inte alla de 500–1000 personer, som på olika sätt hört av sig, uppfyllde våra tre kriterier. Efterhand visade det sig meningsfullt att granska 197 journaler, som jag fick direkt från den berörde eller från kliniker, syncentraler med flera. Med ledning av dessa kunde jag välja ut 60 personer som uppfyllde kriterierna med tillräckligt stora och totala scotom på båda ögonen och med medveten excentrisk fixation i en eller flera invanda riktningar. Och slutligen: av dessa 60 har jag mätt på 38 personer och valt ut 7 personer som utrustats med optisk korrektion i en sned riktning. Förändringar i deras syn har mätts upp med tre metoder (se kapitel 4). Därtill har jag inhämtat deras subjektiva beskrivningar.

För mätningar och korrigeringar har Forskningsetiska kommittén gett sitt godkännande: LU 196-01.

De utvalda personerna har varit synskadade länge, har scotom på båda ögonen och en medveten excentrisk fixation.



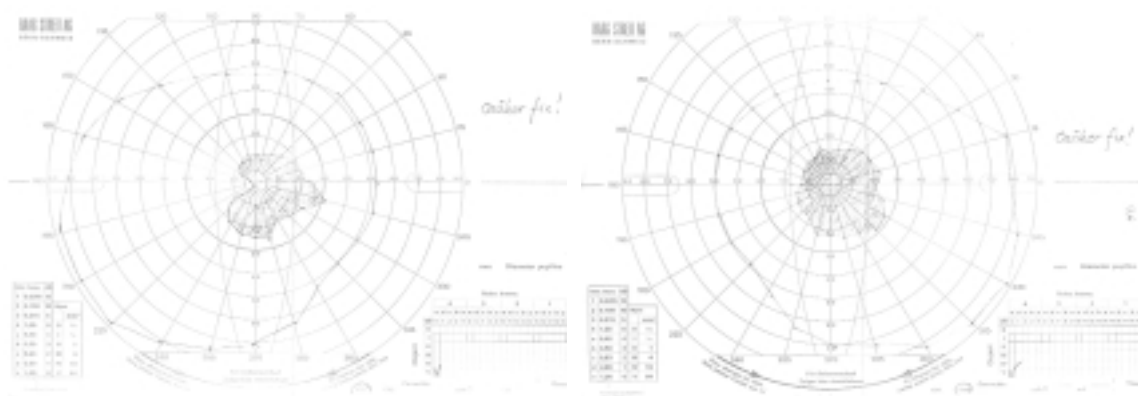
FALL 1

Man född 1947 med diagnosen Makuladegeneration.

Synskada sedan 1969.

Tidigare korrektion: H: sf.+2,0 cyl.-1,0 ax 25° V: sf.+2,0.

Visus enligt ögonjournal: H: 0,01 V: 0,005 excentrisk fixation.



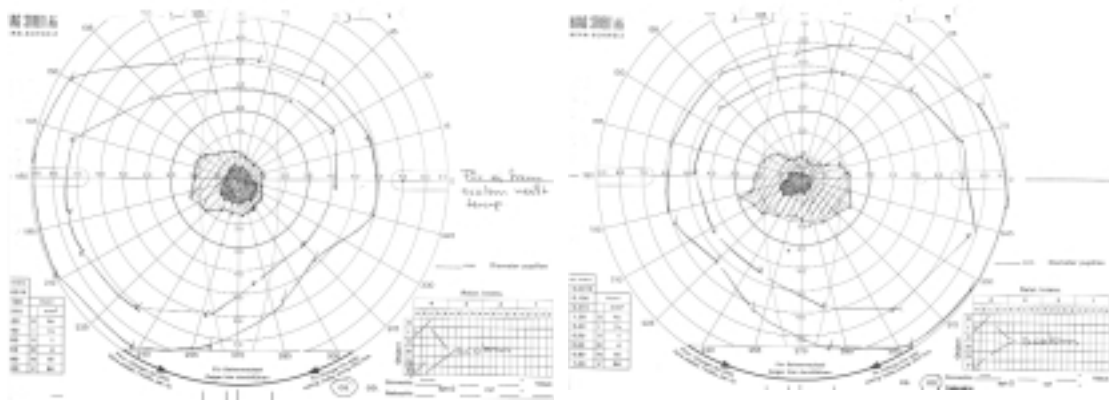
FALL 2

Kvinna född 1943 med diagnosen Tapetoretinal degeneration.

Synskadad sedan ungefär 1980.

Tidigare korrektion: H/V: sf.-3,75.

Visus enligt ögonjournal: H: 0,0,3 V: 0,01.

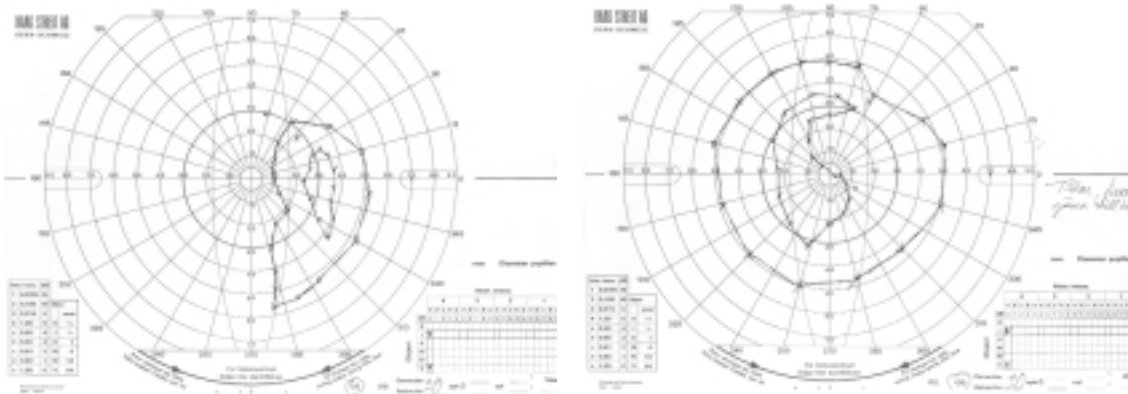


FALL 3

Man född 1971 med diagnosen Lebers opticusatrofi.
 Synskadad sedan 1992.
 Tidigare korrektion: Ingen.
 Visus enligt ögonjournal: H: 0,03 V: 0,02.

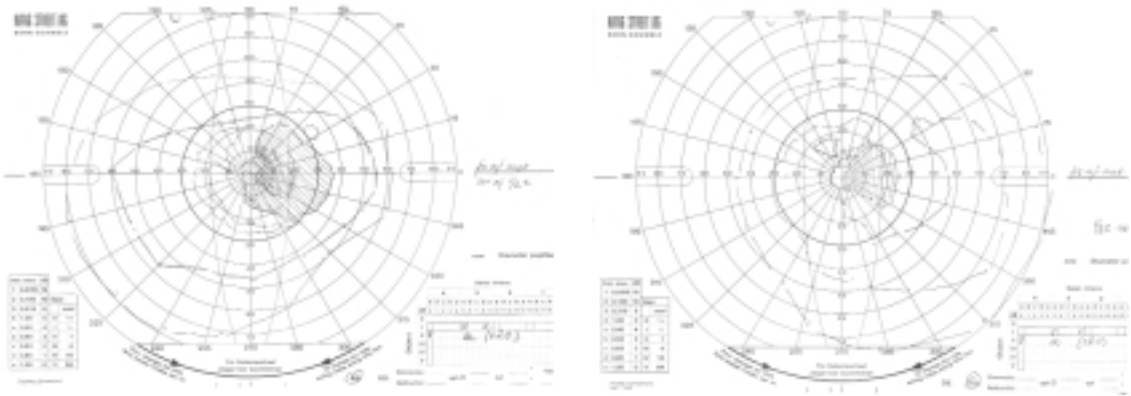
FALL 4

Kvinna född 1931 med diagnosen Makuladegeneration.
 Synskadad sedan 1995.
 Synfält: Centrala scotom omfattande de centrala 10°–15°.
 Tidigare korrektion: H: sf.+2,0. V: sf.+2,0 cyl.–1,0 ax 20°.
 Visus enligt ögonjournal: H: 0,04 V: mindre än 0,01.



FALL 5

Man född 1929 med diagnos Makuladegeneration.
 Synskadad sedan 1996.
 Tidigare korrektion: H: sf.-1,25 V: sf.+1,0 cyl.–2,0 ax 85°.
 Visus enligt ögonjournal: H: 0,04 V: 0,01.



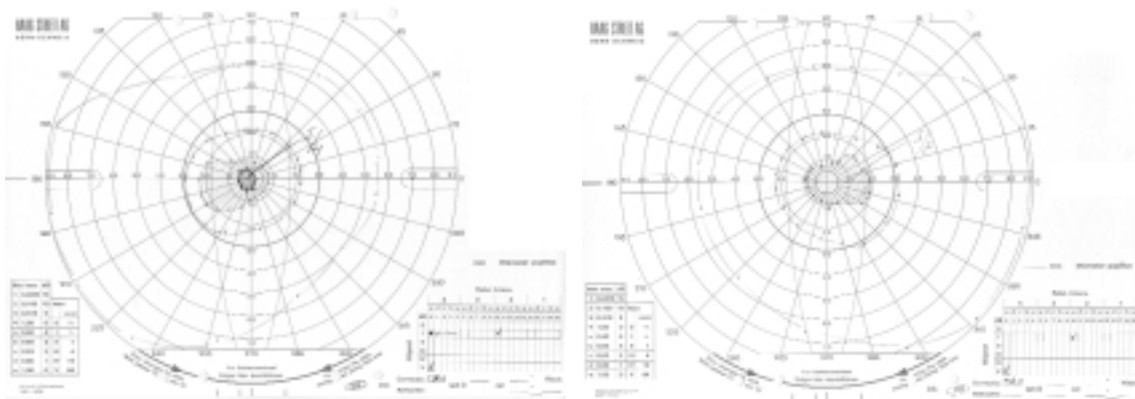
FALL 6

Man född 1984 med Stargarts sjukdom (fundus falvi makulatus).

Synskadad sedan 1994.

Tidigare korrektion: Ingen

Visus enligt ögonjournal H/V eller binokulärt 0,07.



FALL 7

Man 1947 med diagnos Lebers opticus atrofi.

Synskadad sedan 1967.

Tidigare korrektion: H/V: sf. -1,5

Visus: H: 0,03 V: 0,05.

4. Metoder för att mäta syn utanför makula

Förvånande lite finns dokumenterat om synmätningar utanför makula. Undantag utgörs av [Millodot et al., 1975] [Rempt, Hoogerheide, and Hoogenboom, 1976] [Wang, Thibos, and Bradley, 1997]. Dessa, som försökt korrigera den excentriska optiken, har alla kommit till slutsatsen att optiska korrektioner har föga betydelse för den perifera synen. Undantagen är förbättring av rörelsesyn och upptäckarsyn som ansetts kunna vara begränsade av optiska fel [Leibowitz et al., 1972] [Artal et al., 1995a].

Det finns inga självklara metoder förutom perimetri (synfältsundersökning) att mäta synfunktionen utanför makula. Perimetri kan emellertid inte ge tillräcklig noggrannhet för utvärdering av excentrisk korrektion, det kan inte heller traditionell synskärpeprövning med bokstavstavlor om man försöker använda dem perifert. De tre metoder som kommit till användning i mitt arbete har i stället varit:

- Mätning av ringsynskärpa
- Mätning av kontrastsynskärpa
- Mätning av förmågan att identifiera bilder

Mätningarna har i alla tre fallen gjorts med och utan optisk korrektion av den excentriska astigmatismen.

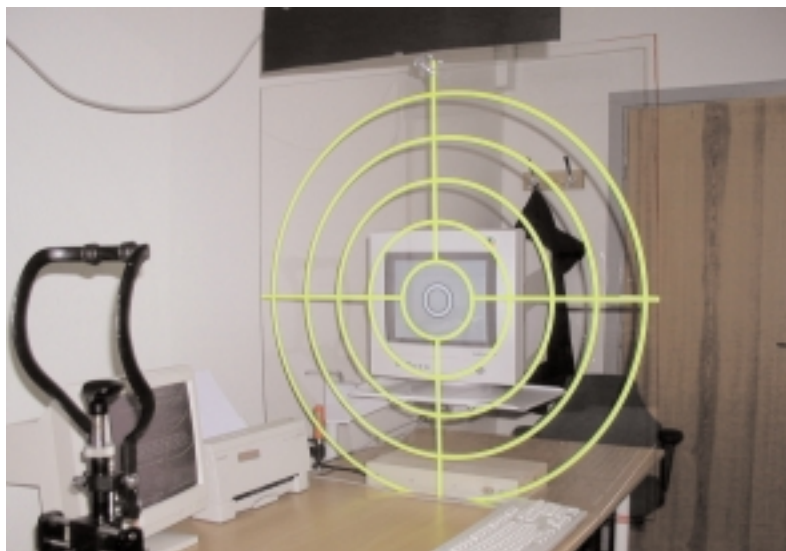
4.1 Mätning av ringsynskärpa

Synskärpan för de 7 försökspersonerna ligger i intervallet $S = 0,02-0,1$. Med en vanlig synskärpetavla kan man inte mäta lägre synskärpa än 0,1 på standardavståndet 5 meter (innebär att man bara kan läsa översta raden). Är synskärpan sämre än så, kan man använda kortare avstånd. En patient med synskärpan 0,05 kan t.ex. se översta raden på tavlan på avståndet 2,5 meter.

För de 7 försökspersonerna skulle synskärpan mätas med och utan optisk korrektion. Det fanns två skäl till varför mätningar med synskärpetavla (eller optotyper i projektor) inte var tillräckliga för våra ändamål: att fixationen inte blir styrd och att mätningarna blir för osäkra. Den enda metod som vi kunde finna för lägre synskärpor, med mer relevanta värden än vanlig visusmätning, var optotyperna i den ringperimetri som utvecklats av Lars Friséen [Friséen, 1992]. Han hade själv utnyttjat samma ringar som i ring-

Bakom fixtionsringarna står en datorskärm för mätning av ringsynskärpa.

Fixationsringarna, som beskrivits tidigare, används som stöd för blickriktningen.

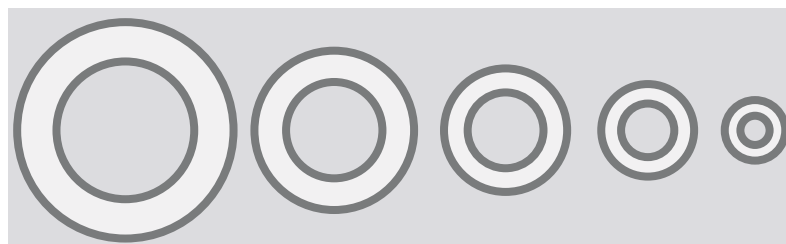


perimetrin för att mäta synskärpa ut till 50°, dock bara för 2 friska ögon [Frisén, 1987]. Genom hans välvilliga tillmötesgående fick vi tillgång till hans program och använde det för att mäta ringsynskärpa enligt nedan.

På PowerRefraktorns plats placerades en specialdatorskärm. Runt denna satt som tidigare fixationsringar, och försökspersonen fixerade samma ring som han gjort vid mätningen av ögats refraktion. Avståndet till skärmen var detsamma som vid den optiska mätningen, 1 meter. Vi valde att låta ringar blinka till bara en gång (programmet ger möjlighet till engångsblink, ständigt blinkande eller fast ringsken). Av de två möjliga kontrastnivåerna valdes den högsta (90%) eftersom de personer som mättes såg för dåligt för att uppfatta lägre kontrast. Försöksledaren lät sedan ringar av successivt minskande storlek blinka till på skärmen, och försökspersonen skulle tala om när han såg ringen. Detta registrerade försöksledaren.

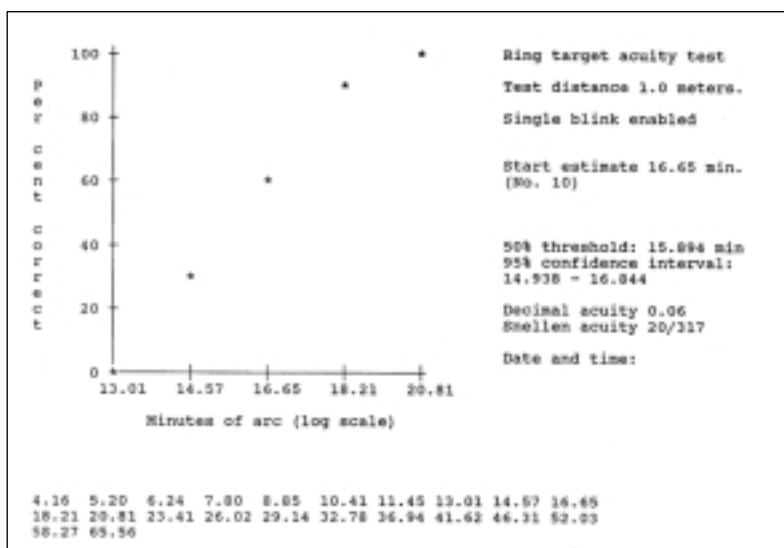
Antag att det i ett fall blev storlek 15 som motsvarar visus 0,032. Försöksledaren matar in "15" i programmet, och detta visar då slumpvis 50 ringar med storlek i närheten av den valda storleken. Försökspersonen rapporterar varje gång han ser en ring, och försöksledaren trycker då på "plus" och nästa ring kommer fram. Om en ring exponeras som försökspersonen inte ser, leder ett minus-tryck av försöksledaren till att nästa slumpvis valda ring

Utseendet på ringarna i det program vi använde för att mäta ringsynskärpa.



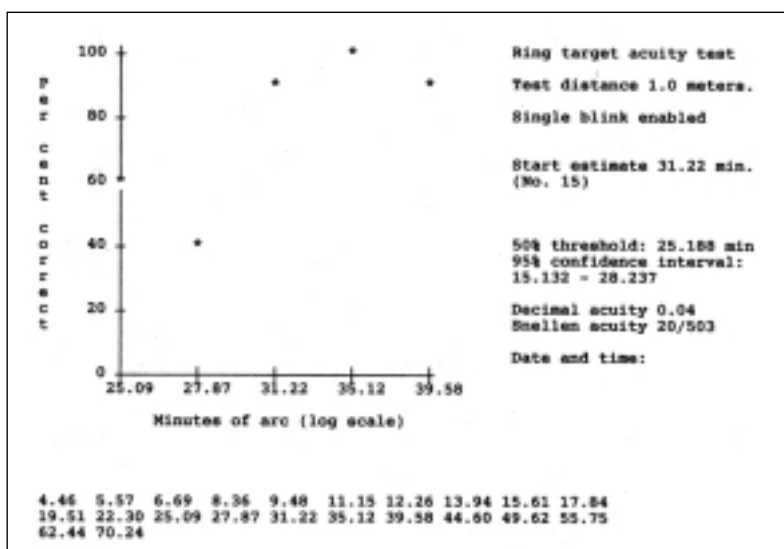
framträder. Det finns 22 olika storlekar på ringarna motsvarande visus från 0,224 ner till 0,014.

Datorprogrammet levererar efter mätningen en kurva enligt nedan tillsammans med värden på synskärpan. Var 95%-konfidsintervall rimligt litet (som nedan), kunde synskärpevärdet användas direkt.



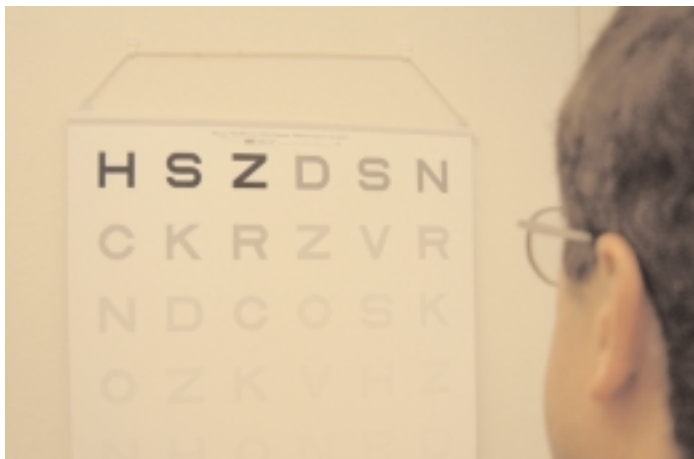
Mätresultat på en säker mätning av ringsynskärpan.

Såg det däremot ut som nedan, med ett alldeles för stort 95%-konfidsintervall, gjordes mätningen om. Oftast blev den bättre genom att försökspersonen hade vant sig vid situationen och orkade hålla koncentrationen bättre. Men det varierar mellan försökspersoner hur långt ner det gick att komma i konfidsintervall.



Mätresultat på en osäker mätning av ringsynskärpan.

För samtliga försökspersoner har det gått att genomföra mätningar av ringsynskärpa med och utan korrektion med rimlig precision vid tre olika tillfällen.



| PELLI-ROBSON CONTRAST SENSITIVITY TEST | | | | | | | |
|--|---|---|---|---|---|---|------|
| 0.00 | H | S | Z | D | S | N | 0.15 |
| 0.30 | C | K | R | Z | V | R | 0.45 |
| 0.60 | N | D | C | O | S | K | 0.75 |
| 0.90 | O | Z | K | V | H | Z | 1.05 |
| 1.20 | N | H | O | N | R | D | 1.35 |
| 1.50 | V | R | C | O | V | H | 1.65 |
| 1.80 | C | D | S | N | D | C | 1.95 |
| 2.10 | K | V | Z | O | H | R | 2.25 |

Right Eye

Log Contrast Sensitivity: _____

Mätning av kontrastsynfunktionen (Log Contract Sensitivity, LCS) med Pelli-Robson-testen genomförs på en meters avstånd.

Till höger visas formuläret med alla kontrastnivåer man kan mäta.

4.2 Kontrastsynskärpa

”Buser”-testen innehållande Landholts ringar med full kontrast på en sida av kortet och nedsatt kontrast på den andra gav inget utslag hos försökspersonerna. Däremot visade sig ”Pelli-Robson”-testen användbar [Pelli et al., 1988]. Den utnyttjar bokstäver med samma storlek men minskande kontrast, och försökspersonen skall försöka läsa dem på traditionellt sätt. Testavståndet är 1 meter men för några av försökspersonerna har det varit nödvändigt att använda ett kortare avstånd. Den högsta kontrasten på bokstäverna har beteckningen 0,00 Log Contract Sensitivity (LCS), detta motsvarar 100 % kontrast. De med den allra svagaste kontrasten, som även för en normalseende är mycket svåra att se, betecknas 2,25 LCS, vilket motsvarar ca 0,6 % kontrast. Mätningen har gjorts med och utan excentrisk korrektion på de 7 försökspersonerna.

4.3 Mätningar av bildidentifieringsförmåga

Eftersom verkligheten runt omkring oss består av miljöer med olika kontrast, färg och storlek går inte en standardiserad synprovning direkt att överföra till hur bra eller dåligt en person med synskada klarar sig med sin perifera syn. För att överbrygga gapet mellan objektiva syntester och subjektiva upplevelser utvecklade jag i samarbete med Björn Breidegard och Bodil Jönsson en ansats till ett test av förmågan att identifiera bilder excentriskt. När denna metod förfinats, kan den möjligen bli ett komplement till övriga mätningar av synfunktionen.

På en stor datorskärm visas en bild under en förutbestämd tid – mellan 0,1 och 5 sekunder – dvs. betydligt längre exponeringstid än i ett takistoskop. I de inledande testerna har vi bara använt visning av bilder på en sekund. Försökspersonen fick utan korrektion och under excentrisk fixation försöka identifiera 50 bilder i en första bildserie genom att tala om vad bilderna föreställde. Därefter fick han/hon med korrektion göra samma sak för en andra bildserie av



Bildvisningsprogrammet Widesight Wizard visar bilder med korta exponeringar och för de flesta på en meters avstånd. Försökspersonerna har använt sin invanda excentriska fixation och antalet bilder rätt uppfattade har mätts med och utan excentrisk korrektion.

samma svårighetsgrad. Så gjordes alltsammans om, men nu utan korrektion för serie 2 och med korrektion för serie 1.

Metoden är primitiv och grov och systematiska fel kan förekomma i denna förstaversion, dels genom att bildserierna kanske inte håller samma svårighetsgrad, dels genom att inläring av serierna förekommer.

Som bakgrundsinformation kan nämnas att försökspersoner med friska ögon i genomsnitt klarade att identifiera 43–47 av 50 bilder i vinkeln 30° åt höger.

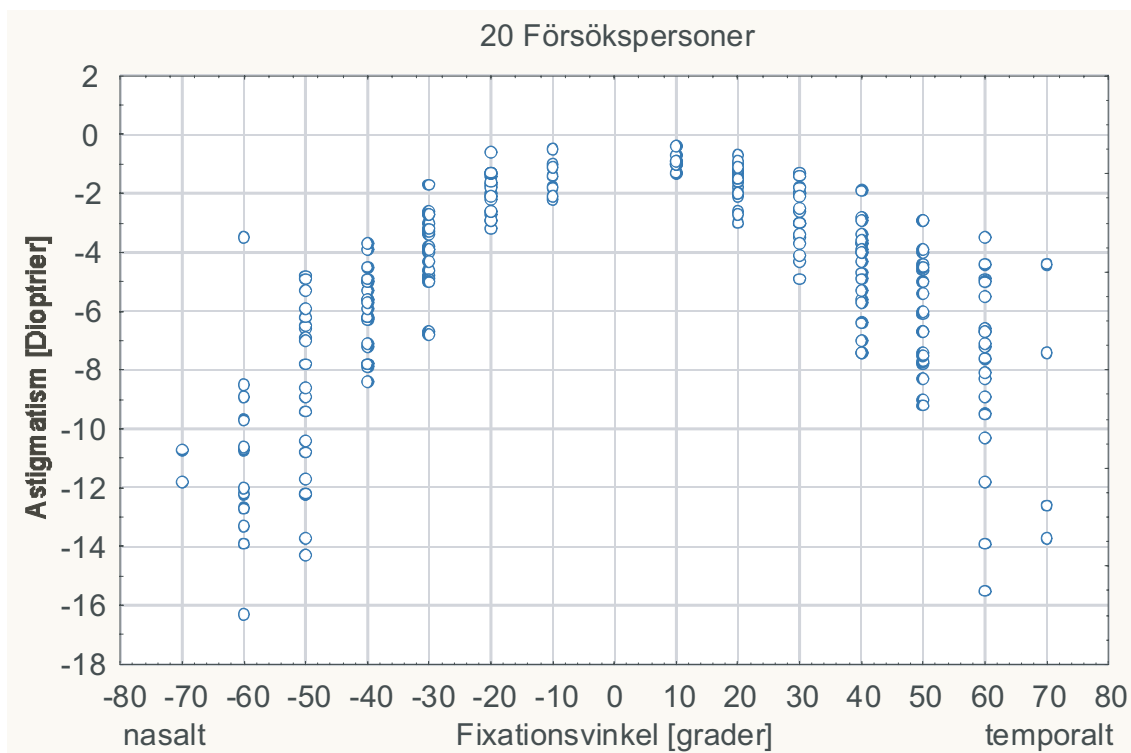
5. Resultat

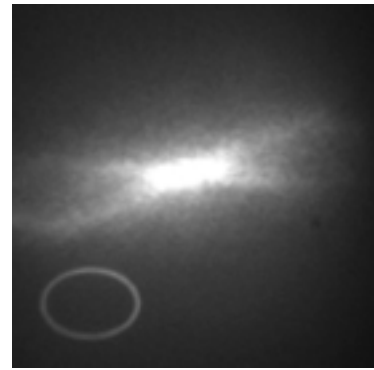
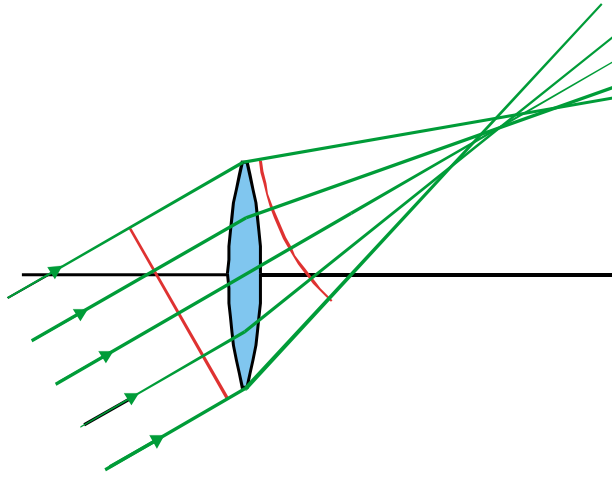
Det viktigaste resultatet i detta arbete är att hela begränsningen av synen i det perifera seendet inte finns på receptornivå (näthinnan). Den optiska korrektionen som provats ut till personer med centrala scotom och den förbättring av synfunktionen som den ger visar att det var meningsfullt att korrigera deras brytningsfel i den vinkeln som de använder i sin inövade excentriska fixation.

5.1. Dubbelpassmätning

Det viktigaste resultatet från dubbelpassmätningarna är att även i centralt perfekt avbildande ögon (emmetropa) finns stora individuella variationer perifert i ögats optik. Detta syns tydligt i mätresultaten i figuren nedan. Den individuella variationen i den excentriska astigmatismen, för en och samma vinkel, kan uppgå till 10 D. Man kan även se stora skillnader temporalt och nasalt i ett och samma öga. I medeltal blir astigmatismen som väntat större vid ökad excentrisk vinkel men även här skiljer det mycket mellan individer. Se också bilaga 1.

Alla mätvärden i astigmatism från dubbelpassmätningarna på centralt emmetropa ögon.





Astigmatism och defokus är inte de enda aberrationer som uppkommer vid snett infall i optiska system. Den vänstra bilden visar hur det tangentiala strålnippet ser ut när man har betydande koma. Den högra bilden visar ett exempel på hur bildpunkten ser ut vid en dubbelpassmätning i ett öga med koma. Bilden liknar två kometer med svansar som krocker i mitten, därav namnet koma. Att det är två kometer beror på att ljuset går två gånger genom ögats optik vid mätningen.

I några av de ögon som mättes visade det sig att det också fanns andra betydande aberrationer än astigmatism. Den mest tydliga av dessa är koma.

5.2 PowerRefraktorn

Mätningar med PowerRefraktorn visar att det går bra och är enkelt att mäta sned astigmatism vid excentrisk fixation. Med hjälp av fixeringsringarna kan tillräckligt säker och stabil blickriktning uppnås. I instrumentet ges även mått på riktningen som det optiska felet blir mätt i. Resultaten i fallbeskrivningarna visar att det är möjligt att få tillräckligt säkra värden för att kunna korrigera. I några fall går det inte att mäta tillräckligt långt ut, dvs. större vinkel än 25°–30°.

5.3 Synskärpeförändring

Av de sju personer som korrigerats har det gått att visa på signifikanta förbättringar av synen för fem personer med ringsynskärpetest. Genom att upprepa mätningarna tre gånger har resultaten säkerställt.

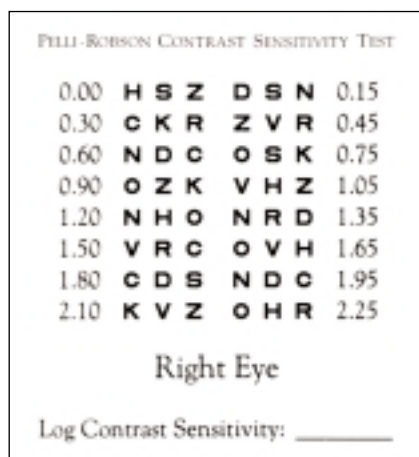
Hur reproducerbara mätningarna är framgår av tabellen på nästa sida.

| Försöks- person | Synskärpa tillfälle 1 (95% konf. int.) | | Synskärpa tillfälle 2 (95% konf. int.) | | Synskärpa tillfälle 3 (95% konf.int.) | |
|--------------------|---|------------------------|---|------------------------|--|------------------------|
| | utan korr. | med korr. | utan korr. | med korr. | utan korr. | med korr. |
| 1 | 0,025 (0,023–0,028) | 0,038 (0,035–0,041) | 0,023 (0,022–0,026) | 0,033 (0,032–0,038) | 0,023 (0,021–0,026) | 0,031 (0,026–0,36) |
| 2 | 0,053 (0,052–0,058) | 0,062 (0,058–0,066) | 0,051 (0,047–0,055) | 0,069 (0,058–0,071) | 0,050 (0,048–0,055) | 0,071 (0,062–0,075) |
| 3 | 0,028 (0,024–0,033) | 0,042 (0,036–0,046) | 0,033 (0,032–0,035) | 0,048 (0,038–0,058) | 0,030 (0,027–0,033) | 0,044 (0,040–0,047) |
| 4 | 0,056 (0,049–0,058) | 0,055 (0,05–0,062) | 0,051 (0,046–0,055) | 0,048 (0,041–0,052) | 0,052 (0,048–0,062) | 0,054 (0,049–0,055) |
| 5 | 0,031 (0,027–0,034) | 0,047 (0,041–0,053) | 0,033 (0,031–0,035) | 0,044 (0,043–0,052) | 0,031 (0,029–0,034) | 0,051 (0,044–0,056) |
| 6 | 0,062 (0,059–0,073) | 0,079 (0,074–0,084) | 0,064 (0,062–0,067) | 0,078 (0,067–0,083) | 0,076 (0,065–0,096) | 0,093 (0,088–0,122) |
| 7 | 0,057 (0,055–0,066) | 0,059 (0,053–0,062) | 0,042 (0,031–0,054) | 0,048 (0,039–0,053) | 0,05 (0,052–0,065) | 0,056 (0,054–0,068) |

Hur synskärpan förändrades genom excentrisk optisk korrektion för de sju försökspersonerna. Inom parentes finns värden på det 95%-iga konfidensintervallets storlek omräknat från bågminuter till visus (synskärpa) i decimaltal.

5.4 Kontrastsynförändring

De flesta försökspersonerna (fem av sju) har uppvisat bättre kontrastsynskärpa med Pelli-Robson kontrastsynstavlor.



| Försöks- person | utan korr. | med korr. |
|--------------------|---------------|--------------|
| 1 | 0,30 | 0,45 |
| 2 | 0,90 | 1,05 |
| 3 | 0,45 | 0,75 |
| 4 | 1,05 | 1,05 |
| 5 | 0,30 | 0,60 |
| 6 | 1,05 | 1,05 |
| 7 | 0,90 | 1,05 |

Hur kontrastkänsligheten förändrades utan och med korrektion i Log Contract Sensitivity, LCS.

5.5 Bildidentifieringsförmåga

Med bildvisningsprogrammet Widesight Wizard har det, i de sex fall som testats, gått att visa förbättring med den excentriska korrekturen hos tre personer. Två visade samma resultat med och utan excentrisk korrektion. I ett av fallen var synen så dålig att det inte gick att genomföra mätningen, även om ett kortare betraktningsavstånd användes.

Hur bildidentifieringsförmågan påverkades av excentrisk optisk korrektion.

| Antal identifierade bilder | | | | |
|----------------------------|-------------------|------------------|------------------|-------------------|
| Försöksperson | Serie 1 utan korr | Serie 2 med korr | Serie 1 med korr | Serie 2 utan korr |
| 1 | 6 | 8 | osäkert | ser för få |
| 2 | Ej genomförd | | | |
| 3 | 25 | 34 | 39 | 30 |
| 4 | 30 | 34 | 35 | 39 |
| 5 | 22 | 35 | 35 | 24 |
| 6 | 42 | 48 | 40 | 39 |
| 7 | 30 | 41 | 42 | 35 |

Jämför också noteringen på s 39 om att försökspersoner med friska ögon ser cirka 45 bilder av 50 i 30° vinkel.

5.6 Subjektiva upplevelser

De subjektiva upplevelserna från försökspersonerna är i flera fall mycket uppmuntrande. Det mest påtagliga är att två har fått bättre ledsyn och att till och med omgivningen rapporterar att de går stabilare. Även om ökningen bara är i synskärpa från 0,03 till 0,04 så påverkar det den dagliga livsföringen påtagligt. Somliga av de rapporterade effekterna berör sådant som vi inte kunnat mäta, t.ex. balans. Två försökspersoner har rapporterat förbättrad stabilitet vid gång. Alla fem som fått signifikant förbättrad syn enligt våra tester beskriver själva subjektivt hur de ser bättre på TV och några även på datorskärm. Möjligheten att med den nya excentriska korrektionen bättre kunna känna igen ansikten på personer på en till två meters avstånd är en för oss viktig indikation på att vi är på rätt väg.

5.7 Sammanfattande tabell

I nedanstående tabell är samtliga objektiva och subjektiva förbättringar hos försökspersonerna 1–7 markerade med X.

| | Bättre ledsyn | Lättare se på TV | Lättare se ansikten | Ser länge bort | Stadigare gång | Bättre ringsyn | Bättre kontrast LCS | Bättre bildsyn |
|---|---------------|------------------|---------------------|----------------|----------------|----------------|---------------------|----------------|
| 1 | – | X | – | X | – | X | X | – |
| 2 | X | X | X | – | X | X | X | X |
| 3 | – | X | X | X | – | X | X | X |
| 4 | – | X | – | – | – | – | – | – |
| 5 | X | X | X | X | X | X | X | X |
| 6 | – | X | X | X | – | X | – | – |
| 7 | – | X | – | X | – | – | X | X |

5.8 Metodutveckling

Till resultaten bör också räknas att vi anpassat dubbelpassmetoden för mätning excentriskt, försett PowerRefraktorn och ringsynskärpetestet med fixationsringar samt påbörjat mätningar vad gäller excentrisk bildidentifieringsförmåga.

5.9 Korrigerade försökspersoner

FALL 1 Man född 1947 med diagnosen Makuladegeneration.
Synfält med centrala scotom omfattande centrala 30°.
Tidigare korrektion H: sf.+2,0 cyl.-1,0 ax 25° V: sf.+2,0
Visus enligt ögonjournal: H: 0,01 V: 0,005 excentrisk fixation.

Mätningar Excentrisk fixationsvinkel: mest nedåt, ser över scotomet när han tittar på TV, ansikten och vid avläsning. Noterat att han får bättre synfält vid fixation uppåt men har svårare att använda detta.
Vid mätningarna här kommer vi på att han ser bäst vid fixation ca 25°-30° ut temporalt med höger öga. Har i vissa riktningar fixation som ligger mer än 30° ut!

Centralt H: sf.+2,0 cyl -0,75 ax 16°
(så nära som möjligt) V: sf. +6,25 cyl -4,0 ax 95°

Excentrisk mätvärden enligt PowerRefraktorn (PR):

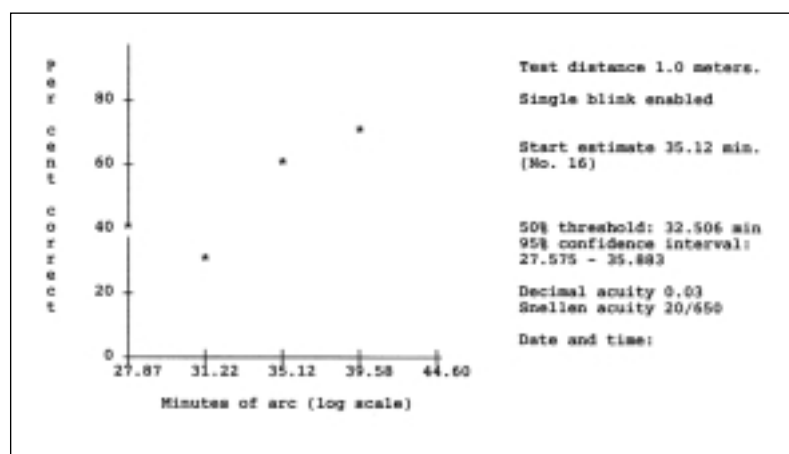
Fix ner 22-24° H: sf. +4,0 cyl -2,5 ax 160°
V: sf. +4,25 cyl -1,5 ax 84°

Fix upp 22° H: sf. +4,25 cyl -3,25 ax 21°
V: sf. +4,75 cyl -1,75 ax 163°

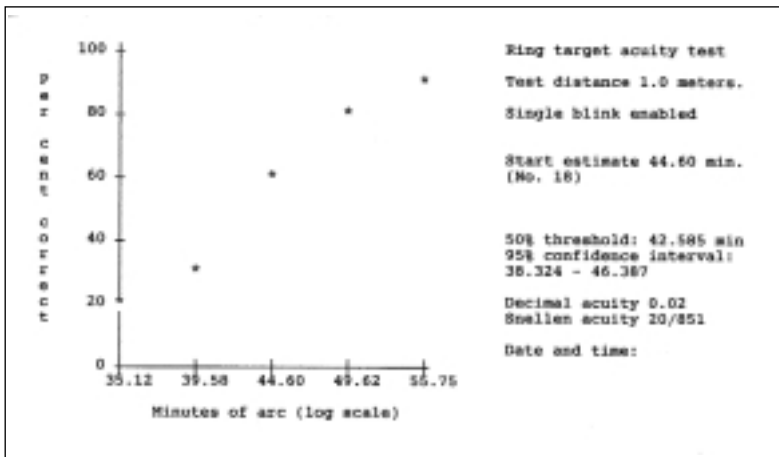
Fix 25° åt höger H: sf. +4,0 cyl -3,5 ax 96°
V: sf. +7,75 cyl -7,25 ax 89°

Fix 20° åt vänster H: sf. +6,25 cyl -2,5 ax 66°
V: sf. +4,75 cyl -4,5 ax 98°

Resultatet av mätning av ringsynskärpa. I detta fall med korrektion i den excentriska vinkeln 30° åt höger.



Ringsynskärpa enligt HRP (High-pass Resolution Perimetry) vid fixation 30° åt höger med excentrisk korrektion S=0,03 (vid ett tillfälle nästan S=0,04).



Ringsynskärpan utan korrektion i detta fall.

Visus enligt HRP med eller utan egen korrektion: S=0,02.

Enligt Pelli-Robson test:

Med eller utan egen korrektion: Log Contrast Sensitivity 0,30.

Med excentrisk korrektion: Log Contrast Sensitivity 0,40

Kontrastsyn

Opålitliga värden eftersom han såg för dåligt även om bara 25 cm avstånd används. Såg bara 5–8 bilder av 50 st.

Wizard bildtest

H/V: sf. +4,0 cyl-4,0 ax 90°

Excentrisk korrektion

Subjektiva upplevelser: Klart bättre syn, i första hand på TV som han ser på 50 cm avstånd. Kan följa med bättre. Kan bära glasögonen ständigt men störs då av sämre avståndsbedömning, känner sig mer osäker. Ser suddigt nedåt. Upplever att bilden har blivit större på tre till fem meter.

Effekter

Kommentarer: Hittade fixationsriktningen 30° åt höger vid mätning med PR och hade inte använt denna förr, i alla fall inte medvetet. Har bäst syn där men växlar mellan olika riktningar. Kan växla mellan att se på höger eller vänster sida av scotomet och har liknande refraktion på båda sidorna.



Fixerar längre ut än vad PowerRefraktorn kan mäta. Ovanstående korrektion är en uppskattning men troligen finns större optiska fel. Har flera fixationsriktningar och detta förklarar att han upplever sämre avståndsbedömning när glasögonen bärs ständigt. Är sedan länge van att fixera nedåt, över scotomet, och där stämmer inte den excentriska korrektionen.

Ett experiment att sätta korrektionen åt sidan hos denna försöksperson. Det är gjort för att lättare kunna gå omkring och kunna utnyttja mer än en fixationsriktning.

Har provat med korrektion bara åt sidorna och upplever bättre ledsyn.

FALL 2 Kvinna född 1943 med diagnosen Tapetoretinal degeneration.
Synfält med centrala scotom omfattande 10–15°.
Tidigare korrektion: H/V: sf. -3,75
Visus enligt ögonjournal: H: 0,0,3 V: 0,01

Mätningar Excentrisk fixationsvinkel: 17–20° åt höger, bara den riktningen och stabilt.

Excentrisk korrektion enligt PR:
H: sf. -2,25 cyl. -3,25 ax 90°
V: sf. -1,75 cyl. -4,5 ax 90°

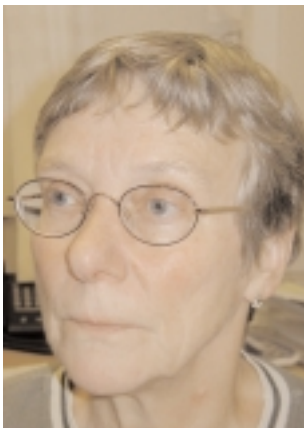
Visus enligt HRP: binoculärt med excentrisk korrektion 0,07.
Visus enligt HRP med egen korr: binoculärt 0,05.

Kontrastsyn Enligt Pelli-Robson test:
Med den gamla korrektionen: Log Contrast Sensitivity 0,90.
Med excentrisk korrektion: Log Contrast Sensitivity 1,05.

Wizard bildtest Ej genomförd.

Excentrisk korrektion H: sf. -2,0 cyl -3,0 ax 90°
V: sf. -2,0 cyl -3,0 ax 90°

Effekter (subjektiva upplevelser) Bär korrektionen sedan mitten på juli hela tiden. Mår bättre och ser bättre. Upplever stadigare gång och har inte trampat fel så mycket. Ser bättre på TV men tar av excentriska korrektionen vid datorn och på nära håll men i mindre omfattning än med de gamla glasögonen.



Den aktuella excentriska korrektion i detta fall för 17–20° åt höger som är en invand riktning sedan många år. Har även en invand tvångshuvudställning åt höger på grund av sin synskada.

Man född 1971 med diagnosen Lebers opticusatrofi.
Synfält med centrala scotom omfattande cirka 10° på höjden och
20° på bredden.
Tidigare korrektion: Ingen.
Visus enligt ögonjournal: H: 0,03 V: 0,02.

FALL 3

Excentrisk fixationsvinkel 13° upp.
Excentrisk korrektion enligt PR:
H: sf. +3,0 cyl. -1,0 ax 158°
V: st. +0,25 cyl. -0,5 ax 140°

Mätningar

Visus enligt HRP med excentrisk korrektion: 0,04.
Visus enligt HRP utan korrektion: 0,03.
Central refraktion enligt PR:
H: sf. +3,0 cyl. -0,5 ax 120°
V: sf. +1,25 cyl. -0,5 ax 87°

Enligt Pelli-Robson test:
Utan korrektion: Log Contrast Sensitivity 0,45.
Med excentrisk korrektion 13° upp: Log Contrast Sensitivity 0,75.

Kontrastsyn

Utan korrektion 25 rätt av 50 bilder, med excentrisk korrektion
34 rätt.

Wizard bildtest

H: sf. +3,0 cyl. -1,0 ax 160°
V: sf. +-0

Excentrisk korrektion

Försökspersonens spontana upplevelse är att synen är klart bättre,
men med vissa invänjningsproblem. Använder glasögonen i första
hand vid TV och inomhus och kan klart se en förbättring i form av
att tydligare kunna urskilja ansikten.

Effekter (subjektiva upplevelser)

Mycket positiv till glasögonen och menar att detta är det enda
positiva som hänt sedan han blev synskadad. Bär dem mer och mer.
Har kanske lite svårare med avståndsbedömningen men noterat att
han kan känna igen vägmärken lättare med korrektion.

FALL 4 Kvinna född 1931 med diagnosen Makuladegeneration.
Synfält: Centrala scotom, synfältsschabloner saknas.
Tidigare korrektion: H: sf. +2,0
V: sf. +2,0 cyl -1,0 ax 20°
Visus enligt syncentrals journal: H: 0,06 V: mindre än 0,01.

Mätningar Excentrisk fixationsvinkel: 18–20° åt höger.

Excentrisk korrektion enligt PR:

H: sf. +4,0 cyl. -5,0 ax 90°

V: sf. +2,0 cyl. -2,25 ax 90°

Visus enligt HRP:

H: 0,05 upplever subjektiv förbättring och har stor excentrisk astigmatism, blir därför korrigerad.

Visus enligt HRP med egen korrektion: 0,05

Central refraktion enligt PR:

H: sf. +1,75 cyl. -1,75 ax 88°

V: sf. +1,25 cyl. -1,25 ax 22°

Kontrastsyn Enligt Pelli-Robson test:

Med egen korrektion: Log Contrast Sensitivity 1,05.

Med excentrisk korrektion 20° åt höger: Log Contrast Sensitivity 1,05.

Wizard bildtest Med egen korrektion 30 rätt av 50 bilder,
med excentrisk korrektion 34 rätt.

Excentrisk korrektion Första glasögonen

H: sf. +4,0 cyl. -5,0 ax 90°

V: +-0

Accepterar ej dessa eftersom det inte finns korrektion för vänster öga.

Andra glasögonen

H: samma

V: sf. +3,0 cyl. -4,0 ax 90°

Anledningen är att personen upplever att hon måste ha korrektion även för vänster öga.

*Effekter
(subjektiva upplevelser)*

I stort sett ingen förbättring, ser lika med de egna glasögonen som med den excentriska korrektionen. Vid TV-tittande kan hon notera en lite större bild och har därför använt dem mest där. Kan gå omkring med dem på utan att de stör.

Man född 1929 med diagnos Makuladegeneration.
Synfält enligt synfältschabloner som tyvärr ej är aktuella.
Mycket tydlig excentrisk fixation.
Tidigare korrektion: H: sf. -1.25 V: sf. +1,0 cyl. -2,0 ax 85°
Visus enligt ögonjournal: H: 0,04 V: 0,01

FALL 5

Excentrisk fixationsvinkel: 20° åt höger samt 8° upp, bara denna riktning.

Mätningar

Excentrisk korrektion enligt PR:

H: sf. -1,0 cyl. -4,5 ax 88°

V: sf. -0,25 cyl. -4,25 ax 84°

Visus enligt HRP med excentrisk korrektion: Binoculärt 0,05.

Visus enligt HRP med egen korrektion eller utan: Binoculärt 0,03.

Enligt Pelli-Robson test:

Kontrastsyn

Utan korr eller med den gamla korrektionen: Log Contrast Sensitivity 0,30.

Med excentrisk korrektion: Log Contrast Sensitivity 0,60.

Av 50 bilder ser han 22 rätt utan korrektion.

Wizard bildtest

Med excentrisk korrektion 35 rätt av 50 bilder.

H: sf. -1,0 cyl. -4,0 ax 90°

Excentrisk korrektion

V: sf. + -0 cyl. -3,0 ax 90°

De nya glasögonen gör att han upplever sig se genom 75% av dimman som han ville bli av med. Vi har 25% kvar att ta bort enligt vad han tycker själv. Ser mer än dubbel så långt: utan korrektion 5–10 meter, med korrektion: 20–25 meter. Såg tidigare TV på några decimeters avstånd, kan nu se på 0,5–1 meter. ”Balansen vid gång känns otroligt mycket bättre, grannarna säger att jag går stadigare och säkrare”. Bär den excentriska korrektionen heltid och enda nackdelen är att i de delarna av ögat han inte ser på blir dimman ännu tydligare nu.

Effekter

(subjektiva upplevelser)

FALL 6 Man född 1984 med Stargarts sjukdom (fundus falvi makulatus)
Synfält med centrala scotom omfattande ungefär 10–15° enligt
synfältschabloner.
Tidigare korrektion: Ingen
Visus enligt ögonjournal H/V eller binokulärt: 0,07.

Mätningar Excentrisk fixationsvinkel: stabilt 20 –24° åt höger.

Excentrisk korrektion enligt PR:

H: sf. –1,0 cyl. –2,0 ax 80°

V: sf. +1,0 cyl. –2,75 ax 28°

Visus enligt HRP: Binokulärt 0,08.

Central refraktion enligt PR:

H: sf. –1,0 cyl. –1,0 ax 178°

V: sf. –1,25 cyl. –1,25 ax 10°

Visus enligt HRP utan korrektion: Binokulärt 0,06

Kontrastsyn Enligt Pelli-Robson test:

Utan korrektion: Log Contrast Sensitivity 1,05.

Med excentrisk korrektion: Log Contrast Sensitivity 1,05.

Wizard bildtest

Utan korrektion 42 rätt av 50 bilder, med excentrisk korrektion åt höger enligt ovan 48 rätt. Minskade till 50% mindre bildstorlek: utan korrektion 39 rätt och med korrektionen 40 rätt.

Excentrisk korrektion

H: sf. –1,0 cyl. –2,0 ax 80°

V: sf. +0,5 cyl. –2,0 ax 30°

Effekter

(subjektiva upplevelser)

Ser bättre på TV: 1,5 meters avstånd till 32 tums skärm, ser ansikten och vad som händer bättre. Vid fixation stadigt åt höger hittar han området för bästa syn lättare med korrektionen. Området för bästa syn är mindre utan glasögon. Ser konturer bättre på detaljer i allmänna miljöer. Tavlans i skolan kan se blank ut utan korrektion, men med glasögon framträder ritningar och beskrivningen så att de uppfattas. Glasögonen fungerar bäst i situationer när han sitter still. Vid förflyttning och rörelse i vanlig miljö kan glasögonen störa mer än att göra nytta. Scannar med blicken i olika riktningar och uppfattar då att de försämrar bilden av omgivningen.

Man 54 år med diagnos Lebers opticus atrofi.
Synfält: Centrala absoluta koncentriska scotom cirka 8°.
Tidigare korrektion: H/V: sf.-1,5
Visus: H: 0,03 V:0,05

FALL 7

Excentrisk fixationsvinkel: Den vanligaste excentrisk fixationsriktningen är 7–10° upp, närmast scotomet framför allt vid läsning. För att få bättre synfält, mer överblick, används fixation 20° upp, t. ex. när han cyklar eller går på bio. För att se TV på 50 cm avstånd fixerar han ca 12–15° ut åt vänster.

Mätningar

Excentrisk korrektion enligt PR:

| | |
|----------------------------------|-------------------------------|
| Centralt eller närmast scotomet: | V: sf. +–0 cyl. –0,5 ax 75° |
| Fix upp 20°: | V: sf. –1,0 cyl. –2,0 ax 175° |
| Fix åt vänster 12–15°: | V: sf. +–0 cyl. –1,5 ax 85° |

Visus enligt HRP:

I alla ovan fixriktningarna med excentrisk korrektion 0,05.

Visus enligt HRP med egen korr: 0,05.

Enligt Pelli–Robson test:

Utan korrektion: Log Contrast Sensitivity 0,90.

Med excentrisk korrektion 20° upp: Log Contrast Sensitivity 1,05.

Kontrastsyn

Utan korrektion 30 rätt av 50 bilder,

med excentrisk korrektion 20° upp 41 rätt.

Wizard bildtest



Excentrisk experimentkorrektion med tre styrkor i samma glas gjorda för avståndsseende i tre excentrisk riktningar.

*Effekter
(subjektiva upplevelser)*

Första korrektionen med bara en styrka, det vill säga för fixation upp 20°:

H: sf. -1,0 cyl. -2,0 ax 10°

V: sf. -1,0 cyl. -2,0 ax 175°

Bättre syn vid fixation uppåt 20° och haft glädje av det på bio och när han cyklar. Den excentriska korrektionen stör i andra riktningar.

Andra korrektionen med tre cylinderstyrkor i samma (se bild sid 53): Denna experimentkorrektion svår att utnyttja och fungerar inte tillfredställande när han cyklar, ser inte nedåt. Även svårt att hitta rätt i de olika blickriktningarna.

Tredje korrektionen med två cylinderstyrkor (se bild nedan): Fungerar optimalt när han går på bio och är passagerare i bil. Kan identifiera och kontrollera omgivningen lättare och alternerar då mellan central och excentrisk korrektion. Efter tre veckor har han lärt sig tekniken bättre, lättare att identifiera bilder på filmduken när det går att växla mellan centralt och excentriskt seende. Fungerar bäst när han sitter still. Använder det excentriska seendet med korrektion för identifiering i trafikmiljö, när han cyklar. Upplever svårigheter att röra sig, kontrollera huvudrörelser och ögonrörelser samtidigt.

Vid fixation uppåt används den nedre delen av glasets som har en excentrisk korrektion för 20° upp.

H: sf. -1,0 cyl. -2,0 ax 10°

V: sf. -1,0 cyl. -2,0 ax 175°

Glasens optiska centra är tillverkade så att de sammanfaller i skarven mellan segmenten.

I övre delen finns korrektion för central eller nära centralt seende.

H: sf. +- 0 cyl. -1,0 ax 100°

V: sf. +-0 cyl. -1,0 ax 70°



6. Diskussion och slutsatser

Denna uppsats är skriven under pågående utveckling av metoder och tankegångar och medan flera försökspersoner väntar på sin tur. Arbetet fortsätter med oförminskad kraft, men det är viktigt att nu sprida diskussionerna i en vidare krets för att kunna gå vidare med bästa möjliga förutsättningar.

Det redovisade resultatet att sju försökspersoner av sju erfar åtminstone någon förbättring i synfunktionen när de utnyttjar excentrisk korrektion är ett starkt resultat. Den försöksperson som har mest nytta av korrektionen uppvisar förbättringar på samtliga de synområden som undersökts. Han vittnar också om ett antal subjektiva förbättringar (jämför tabell s 45). Den försöksperson som bara har marginell nytta av korrektionen kan notera förbättringar endast vid TV-tittande. Mellan dessa två ytterligheter finns de fem andra med mer komplexa profiler: en har förbättrad synfunktion vad gäller skärpa men inte kontrastseendet, en annan vad gäller kontrastseendet men inte skärpa, etc.

Den äldsta av alla försökspersoner är den som uppvisar förbättring i alla de delar som nämns i tabell s 45. Han är också en av de två som fått bättre balans och stabilitet vid gång. Att en förbättrad excentrisk korrektion skulle kunna leda till bättre balans för många människor är en möjlighet som hägrar. Till exempel gäller att många äldre människor både har balansproblem och makuladegeneration. Vi har inte kunnat se att någon studerat det eventuella statistiska sambandet mellan balansproblem och makuladegeneration, men vi tänker undersöka i vilken utsträckning balansen kan förbättras via excentrisk korrektion.

För att detta skall få genomslag krävs att vi kan gå vidare från att bara ha kunnat korrigeras i en riktning till att kunna korrigeras i många riktningar. Det är fullt möjligt att detta kan komma att ske i framtiden genom en kontaktlins eller en specialtillverkad inopererad lins (IOL).

Fem försökspersoner av sju har fått förbättrad kontrastsynfunktion vilket är viktigt för den dagliga livsföringen. Viktigt är också att fyra av sju bättre kan känna igen ansikten och personer, tre av dessa har också fått förbättrat kontrastseende. Den mest signifikanta förbättringen som även upprepats tre gånger på varje försöksperson är att fem av de sju uppvisar bättre syn vid mätningen av ringsynskärpan. Deras upplevelse av subjektiv förbättring är också starkast.

Ett skäl till att förbättringar vid TV-tittande går igen hos alla kan vara att man sitter stilla då man ser på TV. Då utnyttjar man synen bara i den riktning för vilken den excentriska korrektionen är uppmätt. Denna korrektion kan emellertid vara alldeles fel för andra riktningar (en person hade dock turen att ha behov av samma excentriska korrektion i de två fixationsriktningar som han utnyttjar). De experiment som gjort med flera astigmatiska korrektioner i samma glasögonlins har ännu inte varit helt framgångsrika. Försöken har bara gjorts på en person och de senast konstruerade bifokala glasögonen för avståndseende med central och excentrisk korrektion verkar fungera bättre. Särskilt efter några veckors medveten träning.

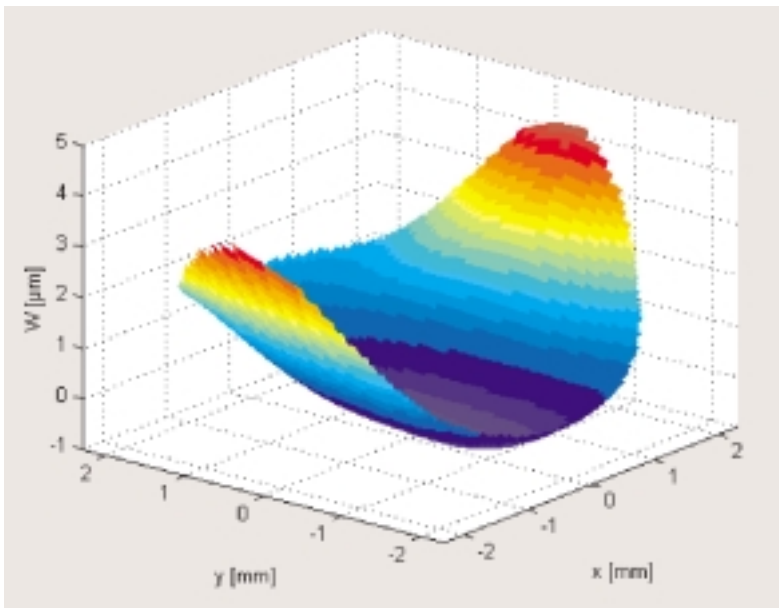
Försöket har gett allra bäst resultat för de två försökspersoner som har en enda excentrisk fixationsriktning. Dessa två personer bär sina glasögon med excentrisk korrektion hela tiden, och de uppvisar också förbättrad stabilitet vid gång (enligt egna vittnesmål och iakttagelser från omgivningen).

Utöver de korrigerade försökspersonerna har arbetet också lett till att ett antal andra försökspersoner blivit medvetna om hur de skall fixera för att bättre använda sin synrest. Det mest slående exemplet är en kvinna som haft sin synnedläggelse i 20 år och som dessutom arbetat inom ögonsjukvården. Ändå hade ingen instruerat henne att träna excentrisk fixation. Vid mätningen med Power-Refraktorn och fixationsringarna blev hon emellertid medveten om att synresten var väsentligt bättre i en riktning. Tidigare hade hon letat eller scannat utan att på något sätt vara medveten om var synen var bäst. I hennes fall fanns inget optiskt fel att korrigera, men bara genom att hon blev medveten om hur hon kunde fixera, fick hon lättare att klara sig. Rimligen borde en metod utvecklas för synrehabilitering som möjliggjorde för så många som möjligt att komma underfund med sin eventuella excentriska fixationsriktning. Kan man därtill börja mäta excentrisk optik och medverka till att berörda patienter också får excentriska korrektioner kan detta få stora effekter.

Nära förestående i forskningsprojektet är vågfrontsmätningar på synsvaga försökspersoner med en Hartmann-Schacksensor. Med den metoden räknar vi med att få fram mätvärden i större vinklar samt med större noggrannhet än vad PowerRefraktorn kan ge.

Intressant är även möjligheten att med vågfrontsmätning kunna komma åt inte bara astigmatism utan också koma.

Låt mig avsluta denna framåtblick med att visa resultatet av den första preliminära vågfrontsmätning (se figur s 57) som vi gjort i det nya optiska laboratorium som byggs på avdelningen för visuell optik på KTH. Försökspersonen hör inte till gruppen synsvaga personer – det rör sig om en ren förberedande provmätning. Hittills har ingen



Resultatet av en excentrisk vågfrontsmätning med en Hartmann-Shack sensor cirka 30° temporalt i ett centralt korrigerat öga. Bilden visar en tre-dimensionell bild av vågfronten ut ur ögat. Utsträckningen i x - y -planet begränsas av pupillen. Höjden representerar avvikelser från ett plan uttryckt i mikrometer.

Den uppmätta vågfronten motsvarar en myopi på $0,5 D$ och en astigmatism på $3,5 D$.

mätt och publicerat resultat från mätningar av aberrationer i excentriska vinklar med denna teknik.

Jag hoppas att det blir fler som vill gå in i forskningsområdet excentrisk optik – excentrisk syn, och att området får bättre resurser. Blir det så kan vi snabbare nå resultat för de stora grupper som har centrala scotom. Vi kan då också gå vidare med andra områden av intresse, t.ex. effekter i trafiken av förbättrad excentrisk korrektion för normalseende människor.

Referenser

- Artal,P., 1993. *New measurements of the image quality of the human eye by using an optical digital method.* Trends in Optical Engineering, 1, 215-224.
- Artal,P., Derrington,A.M., and Colombo,E., 1995a. *Refraction, Aliasing, and the Absence of Motion Reversals in Peripheral Vision.* Vision Research, 35, 939-947.
- Artal,P., Iglesias,I., and López-Gil,N., 1995b. *Double-pass measurements of the retinal-image quality with unequal entrance and exit pupil sizes and the reversibility of the eye's optical system.* Journal of the Optical Society of America A, 12, 2358-2366.
- Atchison,D. and Smith,G., 2000. *Monochromatic aberrations of schematic eyes.* In: Optics of the Human Eye pp. 163-165. Butterworths-Heinemann.
- Bennet,A. and Rabbets R., 1998. *The eyes optical system.* In: Clinical Visual Optics p. 7. Butterworths.
- Bennet,A. and Rabbets,R., 1989. *Retinoscopy (skiascopy).* In: Clinical Visual Optics pp. 342-344; 411. Butterworths.
- Bäckman,Ö. and Inde,K., 1979. *Low Vision Training* Liber Hermods, Kristianstad, Sweden.
- Charman,W.N. and Jennings,J.A.M., 1982. *Ametropia and Peripheal Refraction.* American Journal of Optometry and Physiological Optics, 59, 922-923.
- Choi,M., Weiss,S., Schaeffel,F., Seidemann,A., Howland,H.C., Wilhelm,B., and Wilhelm,H., 2000. *Laboratory, clinical, and kindergarten test of a new eccentric infrared photorefractor (PowerRefractor).* Optom.Vis.Sci., 77, 537-548.
- Dunne,M.C.M., Barnes,D.A., and Clement,R.A., 1987. *A Model for Retinal Shape Changes in Ametropia.* Ophthalmic and Physiological Optics, 7, 159-160.
- Ferree,C.E. and Rand,G., 1933. *Interpretation of refractive conditions in the peripheral field of vision.* Archives of Ophthalmology, 9, 925-938.
- Ferree,C.E., Rand,G., and Hardy,C., 1931. *Refraction for the peripheral field of vision.* Archives of Ophthalmology, 5, 717-731.
- Ferree,C.E., Rand,G., and Hardy,C., 1932. *Refractive asymmetry in the temporal and nasal halves of the visual field.* Am.J.Ophthalmol., 15, 513-522.
- Fink,W., Frohn,A., Schiefer,U., Schmid,E.W., and Wendelstein,N., 1996. *A ray tracer for ophthalmological applications.* Ger J.Ophthalmol., 5, 118-125.
- Fletcher,D.C., Schuchard,R.A., and Watson,G., 1999. *Relative locations of macular scotomas near the PRL: effect on low vision reading.* J.Rehabil.Res.Dev., 36, 356-364.
- Frennesson,C., Jakobsson,P., and Nilsson,U.L., 1995. *A computer and video display based system for training eccentric viewing in macular degeneration with an absolute central scotoma.* Doc.Ophthalmol., 91, 9-16.
- Frisén,L., 1987. *High-pass Resolution Targets in Peripheral Vision.* Ophthalmology, 94, 1104-1108.

- Frisén, L., 1992. *High-pass resolution perimetry*. Neuro-ophthalmology, 12, 257–264.
- Frisén, L. and Glansholm, A., 1975. *Optical and neural resolution in peripheral vision*. Invest Ophthalmol., 14, 528–536.
- Guez, J.E., Le Gargasson, J.F., Rigaudiere, F., and O'Regan, J.K., 1993. *Is there a systematic location for the pseudo-fovea in patients with central scotoma?* Vision Res., 33, 1271–1279.
- Guirao, A. and Artal, P., 1999. *Off-axis monochromatic aberrations estimated from double pass measurements in the human eye*. Vision Research, 39, 207–217.
- Gullstrand, A., 1909. *The optical system of the eye*. In: Physiological Optics, vol. 1 (H.v.Helmholtz, ed.), pp. 350–358. English translation: J.P.C. Southall (ed) New York: Optical Society of America.
- Gustafsson, J., Terenius, E., Buchheister, J., and Unsbo, P., 2001. *Peripheral astigmatism in emmetropic eyes*. Ophthalmic Physiol Opt., 21, 393–400.
- Howland, H.C. and Howland, B., 1974. *Photorefraction: a technique for study of refractive state at a distance*. J. Opt. Soc. Am., 64, 240–249.
- Inde, K., 1978. *Low Vision Training in Sweden*. Visual Impairment and blindness, Oct 1978 307–310.
- Jennings, J.A.M. and Charman, W.N., 1981. *Off-Axis Image Quality in the Human-Eye*. Vision Research, 21, 445–455.
- Jernström, E., 2000. *Lärande under samma hatt*. PhD-thesis, Filosofiska fakulteten, Luleå Tekniska Universitet.
- Kooijman, A.C., 1983. *Light distribution on the retina of a wide-angle theoretical eye*. Journal of the Optical Society of America, 73, 1544–1550.
- Leibowitz, H.W., Johnson, C.A., and Isabelle, E., 1972. *Peripheral Motion Detection and Refractive Error*. Science, 177, 1207–1208.
- Liang, J., Grimm, B., Goetz, S., and Bille, J.F., 1994. *Objective measurement of wave aberrations of the human eye with the use of a Hartmann-Shack wave-front sensor*. Journal of the Optical Society of America A, 11, 1949–1957.
- Liang, J. and Williams, D.R., 1997. *Aberrations and retinal image quality of the normal human eye*. Journal of the Optical Society of America A, 14, 2873–2883.
- Liang, J., Williams, D.R., and Miller, D.T., 1997. *Supernormal vision and high-resolution retinal imaging through adaptive optics*. Journal of the Optical Society of America A, 14, 2884–2892.
- Liou, H.-L. and Brennan, N.A., 1997. *Anatomically accurate, finite model eye for optical modeling*. Journal of the Optical Society of America A, 14, 1684–1695.
- Lotmar, W. and Lotmar, T., 1974. *Peripheral stigmatism in the human eye: Experimental data and theoretical model predictions*. Journal of the Optical Society of America, 64, 510–513.
- Miller, D.T., Williams, D.R., Morris, G.M., and Liang, J., 1996. *Images of cone photoreceptors in the living human eye*. Vision Res., 36, 1067–1079.

- Millodot, M., 1981. *Effect of Ametropia on Peripheral Refraction*. American Journal of Optometry and Physiological Optics, 58, 691-695.
- Millodot, M., Johnson, C.A., Lamont, A., and Leibowitz, H.W., 1975. *Effect of Dioptrics on Peripheral Visual-Acuity*. Vision Research, 15, 1357-1362.
- Millodot, M. and Lamont, A., 1974. *Refraction of the periphery of the eye*. Journal of the Optical Society of America, 64, 110-111.
- Molebny, V.V., Pallikaris, I.G., Naoumidis, L.P., Chyzh, I.H., Molebny, S.V., and Sokurenko, V.M., 1997. *Retina ray-tracing technique for eye-refraction mapping*. SPIE, Vol. 2971, 175-183.
- Navarro, R., Artal, P., and Williams, D.R., 1993. *Modulation Transfer of the Human Eye as a Function of Retinal Eccentricity*. Journal of the Optical Society of America A-Optics Image Science and Vision, 10, 201-212.
- Navarro, R. and Moreno-Barriuso, E., 1999. *Laser ray-tracing method for optical testing*. Optics Letters, 24, 951-953.
- Navarro, R., Moreno, E., and Dorronsoro, C., 1998. *Monochromatic aberrations and point-spread functions of the human eye across the visual field*. Journal of the Optical Society of America A, 15, 2522-2529.
- Nilsson, U.L., 1991. *Results of Low Vision Rehabilitation*. PhD-thesis, Linköpings Universitet.
- Nilsson, U.L., Frennesson, C., and Nilsson, S.E., 1998. *Location and stability of a newly established eccentric retinal locus suitable for reading, achieved through training of patients with a dense central scotoma*. Optom. Vis. Sci., 75, 873-878.
- Pelli, D.G., Robson, J.G., and Wilkins, A.J., 1988. *The design of a new letter chart for measuring contrast sensitivity*. Clinical Vision Sciences 2, 187-199.
- Pomerantz, O., Pankratov, M., Wang, G.J., and Dufault, P., 1984. *Wide-Angle Optical-Model of the Eye*. American Journal of Optometry and Physiological Optics, 61, 166-176.
- Popielek-Masajada, A. and Kasprzak, H.T., 1999. *A New Schematic Eye Model Incorporating Accommodation*. Optometry and Vision Science, 76, 720-727.
- Rempt, F., Hoogerheide, J., and Hoogenboom, W.P.H., 1971. *Peripheral Retinoscopy and the Skiagram*. Ophthalmologica, 162, 1-10.
- Rempt, F., Hoogerheide, J., and Hoogenboom, W.P.H., 1976. *Influence of Correction of Peripheral Refractive Errors on Peripheral Static Vision*. Ophthalmologica, 173, 128-135.
- Santamaria, J., Artal, P., and Bescos, J., 1987. *Determination of the point-spread function of human eyes using a hybrid optical-digital method*. J. Opt. Soc. Am. A, 4, 1109-1114.
- Smith, G. and Lu, C.W., 1991. *Peripheral Power Errors and Astigmatism of Eyes Corrected with Intraocular Lenses*. Optometry and Vision Science, 68, 12-21.
- Thibos, L.N., Cheney, F.E., and Walsh, D.J., 1987. *Retinal limits to the detection and resolution of gratings*. Journal of the Optical Society of America A-Optics Image Science and Vision, 4, 1524-1529.

- Wang, Y.-Z. and Thibos, L.N., 1997. *Oblique (Off-Axis) Astigmatism of the Reduced Schematic Eye with Elliptical Refracting Surface*. Optometry and Vision Science, 74, 557-562.
- Wang, Y.-Z., Thibos, L.N., and Bradley, A., 1997. *Effects of Refractive Error on Detection Acuity and Resolution Acuity in Peripheral Vision*. Investigative Ophthalmology & Visual Science, 38, 2134-2143.
- Wang, Y.-Z., Thibos, L.N., Lopez, N., Salmon, T., and Bradley, A., 1996. *Subjective refraction of the peripheral field using contrast detection acuity*. Journal of the American Optometric Association, 67, 584-589.
- Williams, D.R., Artal, P., Navarro, R., McMahan, M.J., and Brainard, D.H., 1996. *Off-axis optical quality and retinal sampling in the human eye*. Vision Research, 36, 1103-1114.
- Young, T., 1801. *The Bakerian Lecture. On the Mechanism of the Eye*. Philosophical Transactions of the Royal Society (Biol.), 91, 23-88.



Peripheral astigmatism in emmetropic eyes

Jörgen Gustafsson^a, Erik Terenius^b, Jan Buchheister^b and Peter Unsbo^b

^aCenter for Rehabilitation Engineering Research (CerteC), Lund Institute of Technology, SE-221 00 Lund, Sweden and ^bDepartment of Physics–Optics, Royal Institute of Technology, SE-100 44 Stockholm, Sweden

Summary

The long-term aim of the work introduced here is to investigate the influence of off-axis aberrations on human vision, especially for subjects with a large central scotoma. The latter use their peripheral vision in spite of its poor off-axis optical quality, and a correction of the off-axis aberrations might be of great assistance. The eccentric fixation angles used by these subjects can be up to 20–30°. In this initial study we have measured oblique astigmatism, the major off-axis aberration, in 20 emmetropic eyes in 10° steps out to 60° nasally and temporally using a 'double pass' setup. The results show very large individual differences and the oblique astigmatism also varies from nasal to temporal side. In an off-axis measurement angle of 30° the astigmatism varied between subjects from 1 to 7-D, with a mean astigmatism of about 4-D on the nasal side and about 1.5-D lower on the temporal side. At 60° temporally, the mean astigmatism was 7-D. At 60° nasally, all subjects had astigmatism larger than 8-D and the mean astigmatism was 11-D. The results indicate that any attempt to correct the off-axis astigmatism in an eye with central scotoma cannot be based on central refraction; instead, individual measurements are necessary. © 2001 Published by Elsevier Science Ltd on behalf of The College of Optometrists.

Introduction

The quality of the optical image in the human eye outside the area of central vision has, so far, been less studied than the central visual quality. The reason for the relatively low interest in the peripheral optics of the eye is that for healthy eyes peripheral vision is considered to be of less importance. The eye is by nature optimised for central vision. Most people use peripheral vision mainly for orientation and motion detection with fewer demands on image quality. However, if central vision is lost, i.e. there is a central scotoma, any improvement of the peripheral visual function is most valuable. The eccentric fixation angles used in these cases can be up to 20–30°. Age-related macular degeneration (ARMD) is the most common cause of central scotoma, and with the ageing population there is an increasing number of people with visual handicaps related to ARMD. In the age group of 70 and older, about 30% have some type

of age-related defect in central vision, which for some of them, results in a total central scotoma. About half of them are sufficiently visually impaired that they can be regarded as low vision patients (The Lighthouse, 1994). There are also a group of younger subjects with retinal problems, like Stargart's disease or optic atrophy, that lead to central scotomas. The long-term goal of this project is to help patients with central scotoma to use their remaining vision in the best possible way. We want to investigate if it is possible to improve their visual function by correcting the off-axis aberrations.

Background

Many authors have investigated the optical limitations and aberrations of the human eye. Already in 1801, Thomas Young (Young, 1801) discovered that there is astigmatism in oblique angles in all-human eyes. It is now well known that the aberrations greatly increase for objects located off-axis, and that astigmatism and defocus are the most important aberrations. In the present work we have measured the off-axis refraction by using double-pass measurements in an optical laboratory on a group of emmetropic subjects. The future purpose for this study is to test if any improvement of

Received: 20 November 2000

Revised form: 2 March 2001

Accepted: 28 March 2001

Correspondence and reprint requests to: Dr J. Gustafsson.

E-mail address: jorgen.gustafsson@certec.lth.se (J. Gustafsson).

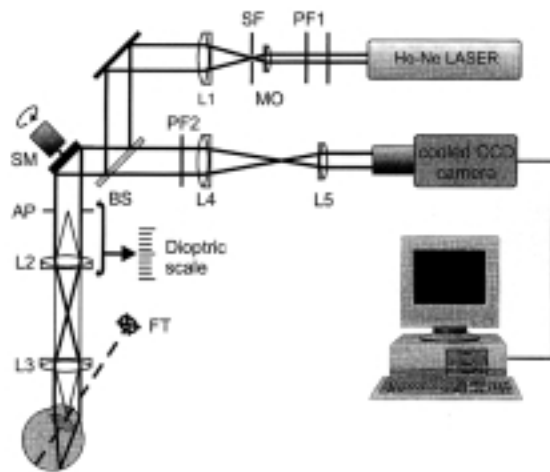


Figure 1. The experimental set-up for double-pass measurements of the off-axis astigmatism.

visual functions can be measured in subjects with central scotomas by correcting these aberrations.

Ferree and colleagues (Ferree *et al.*, 1931, 1932, 1933) studied oblique astigmatism using a Zeiss parallax optometer and Millodot (1981) used a Hartinger optometer. We have tried to use a Hartinger optometer to measure oblique astigmatism and found this to be most difficult because the results are not reproducible. Retinoscopy was used (Rempt *et al.*, 1971) to assess the off-axis astigmatism. They used a method called 'double sliding-door effect' to interpret the reflex. Technically, peripheral retinoscopy is complicated and we found it impossible to get reliable results with this method. A quite common situation is when the retinoscope reflex in the peripheral parts of the pupil moves 'against' while the central part of the reflex has a 'with' motion. In central retinoscopy this corresponds to spherical aberration but in the periphery it can be caused by a variety of aberrations. Because of this we have found this method to be unreliable and we question that the 'double sliding-door effect' can be used in clinical practice.

There are also many previous works that have used mathematical models of the eye for theoretical predictions (Lotmar and Lotmar, 1974; Pomerantzeff *et al.*, 1984; Dunne *et al.*, 1987a; Smith and Lu, 1991). We have also tried this by using commercial ray-tracing software, but there is a lack of sufficient information on the off-axis structure of the eye to create a good mathematical model for the peripheral vision. Many eye models have been developed for a restricted set of conditions (Wang *et al.*, 1983; Liou and Brennan, 1997; Wang and Thibos, 1997; Escudero-Sanz and Navarro, 1999). Work done in modelling by Dunne and colleagues show that the off-axis astigmatism is virtually unchanged in Gullstrand's model eye, when the lens is removed (Dunne *et al.*, 1987b). This is in conflict

with experimental reports stating that aphakic eyes have less off-axis astigmatism than phakic eyes (Millodot, 1984), showing that the lens contributes to the oblique astigmatism. Models inevitably only reflect the behaviour of the 'average' eye, whereas individual differences and their influence on the visual ability in the peripheral visual field are of great interest.

More recently some researchers have measured refraction and optical performance in the peripheral field with modern techniques. The double-pass method has been used for off-axis measurement in several works (Jennings and Charman, 1978, 1981, 1997; Navarro *et al.*, 1993; Guirao and Artal, 1999). However, in these references only 3–4 eyes have been measured with a variety of refractive (on-axis) errors. In some studies MTF measurements have been performed together with corrections of peripheral defocus and astigmatism (Artal *et al.*, 1995a).

Methods

The major off-axis aberration in the eye for large field angles is astigmatism. Since macula degeneration is a disease in the retina, it is not obvious that it is connected to optical anomalies of the eye. As a background material for future studies on low vision patients we chose emmetropic, healthy eyes because they are easy to measure. We have measured astigmatism and curvature of field in 20 eyes with a double-pass method. The inclusion criterion for the selection of subjects was that the eye should not have a refractive error of more than ± 0.5 dioptres in either sphere or cylinder. This is within the range of the normal classification of emmetropia. We screened all the subjects to include only those with normal visual function and a visual acuity of at least 1.0 (20/20 or 6/6). The subjects ages range from 20 to 45 years and the mean age was 28 years.

Apparatus

We used a double-pass apparatus (Santamaria *et al.*, 1987) much similar to those used by others in peripheral measurements (Artal *et al.*, 1995a; Guirao and Artal, 1999). Figure 1 shows a schematic layout of the experimental setup. The light from a 10 mW He-Ne laser is focused to a point source by a spatial filter, SF, and collimated by lens L1. The collimated light is reflected by beam splitter BS ($R=10\%$) and the diameter is controlled by the artificial pupil AP (3 mm in diameter), conjugate to the entrance pupil of the eye. Lenses L2 and L3 image the point source to the far point of the examined eye. By moving lens L2 together with AP, the image of the point source can be adjusted within the range of -10 to D refractive errors. The optics of the eye then focuses the light to an aberrated image on the retina. The diffusely reflected light from the retina is imaged via a 4x telescope (L4 and L5) onto a

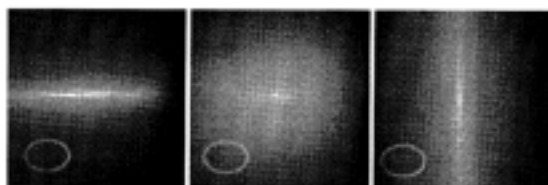


Figure 2. The two line foci and the circle of least confusion as recorded by the CCD-camera. The small elliptic shape is caused by a reflection from one of the lenses.

cooled scientific-grade CCD camera. *Figure 2* shows typical CCD-images of the two line-foci and the circle of least confusion. To minimise the problem of speckles, a spinning mirror SM (3000 rpm) is used to move the spot in a circle (0.2 arc-min in diameter) on the retina during the exposure (about 250 ms) of the CCD. PF2 and PF3 are crossed polarisation filters to remove specularly reflected light from, e.g., the cornea. Polarisation filter PF1 was rotated to adjust the power of the laser so that $3 \mu\text{W}$ entered the eye during the measurements. The subject was exposed to laser light for a maximum of 5 min for every measurement angle. This gives an exposure of about 1 mJ at each location of the retina, which is almost two orders of magnitude below safety standards.

No cycloplegic drugs were used. The subject's head was fixed by use of a well fitting bite bar permitting rotation of the head around a vertical axis through the centre of the pupil. This allowed a rapid change of measurement angle while maintaining the centration of the artificial pupil. The centration of the pupil was monitored by an external CCD-camera. During the measurements the subject looked straightforward at a diffusely illuminated fixation target that moved along with the rotation of the bite bar. The fixation target was imaged to infinity by a lens system to relax the accommodation. The position of the two line foci were subjectively defined by the operator as the two most narrow light distributions in the CCD image while manually moving lens L2. The actual measurement of the position of the two line foci and the circle of least confusion took about 1 min for every angle.

Spherical and plano-cylindrical lenses of known powers were used to test the system for systematic errors. The test lenses were placed at the pupil plane and the movable block (L2 and AP in *Figure 1*) was adjusted so that the laser beam was focused 2 m after the test lenses. This procedure was then repeated several times for spherical test lenses with focal powers up to $\pm 10\text{-D}$ and plano-cylindrical test lenses with focal powers up to $\pm 3\text{-D}$. The repeatability and linearity was found to be within $\pm 0.2\text{-D}$ over the full range. The position of the block and the distance that the block needed to be displaced in order to achieve a certain focal power at the corneal plane corresponded to theoretically calculated values.

It should be noticed that the refraction is measured at the pupil plane and not at the spectacle plane.

Measurements

We measured each patient at angles from 60° nasally to 60° temporally in steps of 10° . For each measurement angle we measured five different parameters. We measured the refraction for the circle of least confusion and for each one of the two line-foci we measured the refraction and the orientation of the line. Of these five measurements, three were used for further calculation; the refraction of the two line-foci and the angle of the most hyperopic line. The position of the circle of least confusion and the angle of the most myopic line were only used for comparison. In some subjects the angle between the two line foci was different from 90° . In other subjects, the circle of least confusion was significantly different from the midpoint of the two line foci. At large measurement angles, the circle of least confusion actually showed a systematic drift from the midpoint towards the most hyperopic line focus. These anomalies probably arise from significant contributions from other aberrations.

One particular subject was measured on eight different occasions and the standard deviation was calculated for each angle separately. We found the mean value, over all angles, of the standard deviation of the measured astigmatism to be 0.60-D. The difficulty in taking precise readings varied between test subjects; this subject was considered representative, being somewhere in the middle on the difficulty scale.

Results

The refraction of the focal lines as a function of the measurement angle varies greatly between different test subjects. For example, at a measurement angle of 60° , the standard deviation of the refraction of the more myopic line is close to 4 dioptres. For each individual eye, however, the measured refraction, as a function of measurement angle, normally shows a smooth curve with only small deviations from the general shape of the curve.

In *Figure 3* the refraction for the two line foci and the circle of least confusion is plotted as a function of the measurement angle for three different subjects. For the subject in *Figure 3a* the curve is growing astigmatism in higher eccentricities, almost symmetrical on nasal and temporal sides. The subject in *Figure 3b*, on the other hand, has a much lower peripheral astigmatism, but with a marked hyperopic shift in larger angles. *Figure 3c* shows an example of a subject with a large nasal-temporal asymmetry.

In order to analyse the results statistically we used astigmatic decomposition, mapping the refraction of the two line foci and the angle at the most hyperopic line to M , X and Y co-ordinates. M is the spherical equivalent,

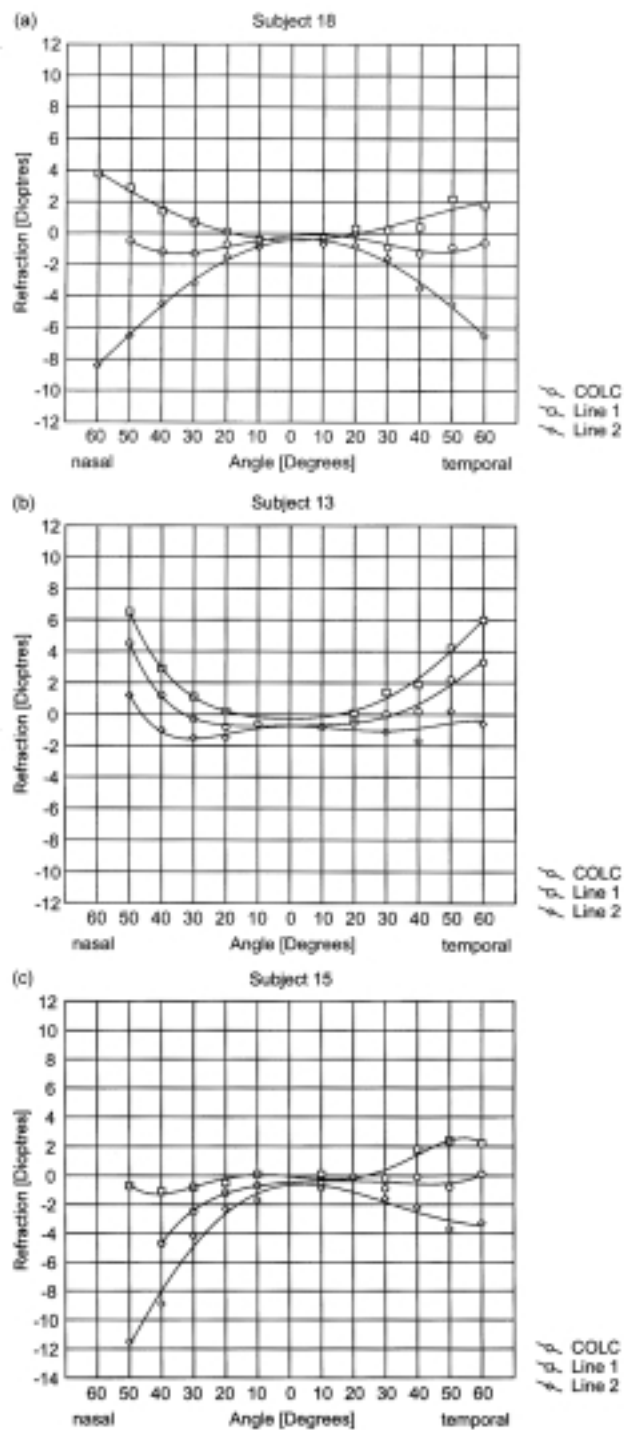


Figure 3. The refraction for the two line foci (line 1, line 2) and the circle of least confusion (COLC) plotted as a function of the measurement angle for three different subjects. The lines connecting the data points are only to guide the reader's eye.

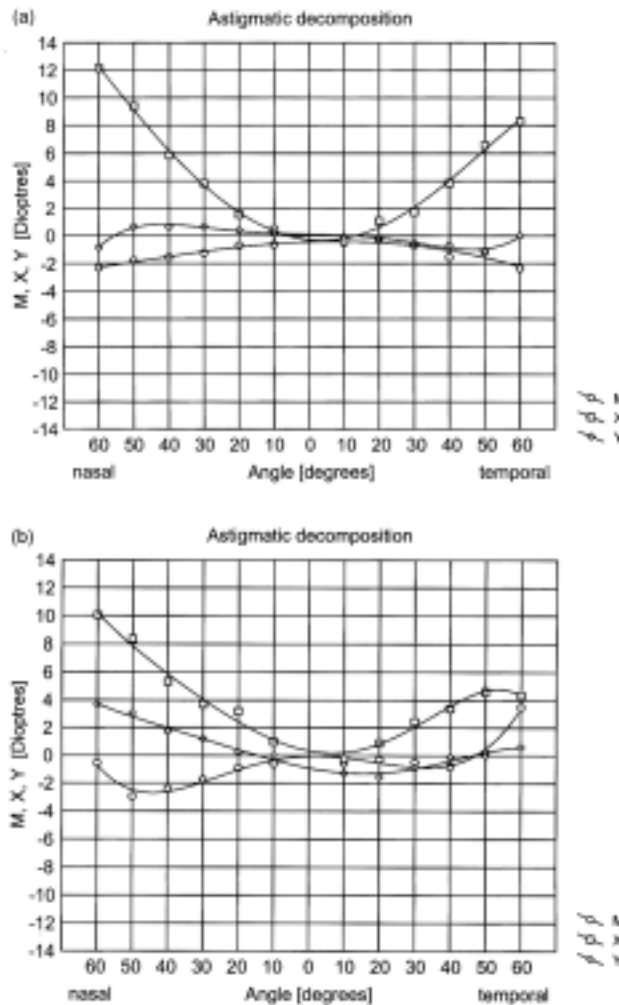


Figure 4. Astigmatic decomposition of the measured data for two subjects. (a) shows a normal situation with an induced astigmatism mainly in the vertical and horizontal direction ($X - D$). In (b) the astigmatism in 45° and 135° ($Y - D$) is as large as 4-D at 60° nasally. This corresponds to a rotation of the cylinder axis of about 10° .

which is the mean refraction of the two line foci. X is the with/against the rule component of the astigmatism (often written as $C00$) which is calculated from $C \cdot \cos(2v)$, where C is the magnitude of the cylinder and v is the angle of the cylinder axis. Similarly, Y is the oblique component of the astigmatism (often written as $C45$), calculated from $C \cdot \sin(2v)$. The new set of co-ordinates (M, X, Y) creates an additive vector space that is well suited for statistical purposes. More information on astigmatic decomposition can be found in textbooks on visual optics (Rabbetts, 1998).

Contrary to the case of a rotationally symmetric lens system, the astigmatism caused by off-axis fixation within the horizontal plane is not always aligned 'against

the rule'. For some subjects, the astigmatism induced along the 45° or 135° meridians (the Y co-ordinate) was as large as four dioptres. Figure 4b shows such an example.

Mean astigmatism and spherical error for all test subjects

Figure 5a shows the mean and the spread of the 'against the rule astigmatism' (X -value) for all test-subjects. At a measurement angle of 30° nasally the mean astigmatism is about 4-D and about 1.5-D lower on the temporal side. At larger angles the astigmatism increases dramatically and significantly more so for measurements made on the nasal side of the fixation point. For example, at 60° temporally,

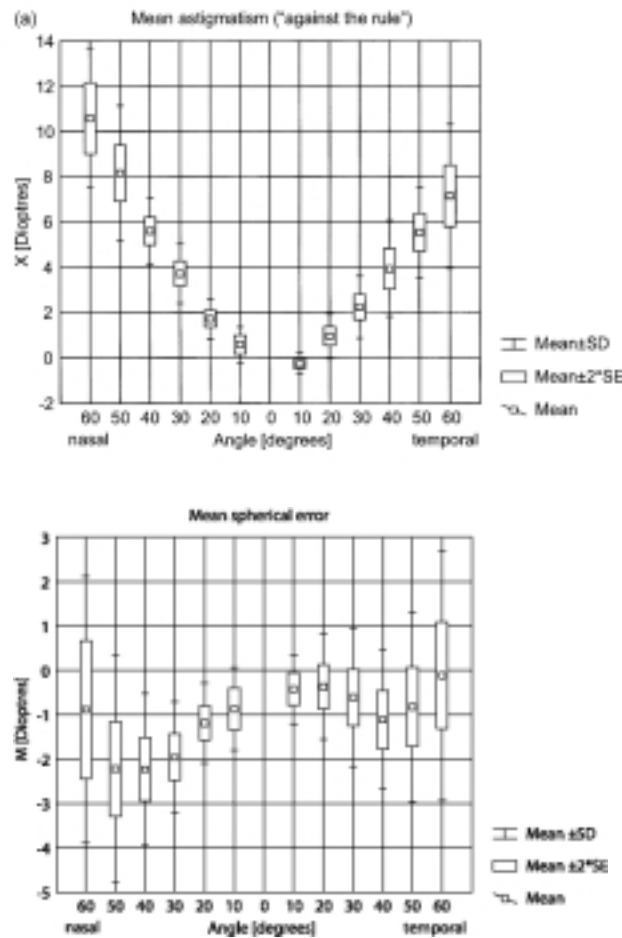


Figure 5. (a) the mean 'against the rule' astigmatism (*X*) for all test-subjects. (b) the mean value of the spherical equivalent (*M*) for all test-subjects. The small squares show the measured mean value as a function of the measurement angle. The larger rectangles show the confidence interval of the mean value at a 95% confidence level. The bars show the standard deviation (SD) of the individual data.

the mean astigmatism was 8-D. At 60° nasally, all subjects had astigmatism larger than 8-D and the mean astigmatism was 11-D. The angle for minimum astigmatism is shifted towards the temporal side due to the angle between the eye's optical axis and the visual axis (angle 'alpha'). Near the minimum we measure a slight 'with the rule' astigmatism.

The mean spherical refractive error of all subjects is shown in *Figure 5b*. For measurement angles up to about 40° there is a clear myopic shift towards the periphery. At larger angles there is an opposite effect leading to lower myopia or even hypermetropia in the far periphery. *Table 1* shows all the mean values of the measured peripheral refraction (*M*, *X* and *Y*) in a table format.

Discussion

As expected, the results show an increased astigmatism with increased fixation angle for most eyes. This is in agreement with other studies. From the present study it is not possible to distinguish groups of subjects with typical behaviour of astigmatism and defocus in the way described in the early papers about off-axis astigmatism (Ferree et al., 1933; Millodot, 1981; Rempt *et al.*, 1971; Lotmar and Lotmar 1974). We found large individual differences between all subjects and in some cases the differences were dramatic (*Figure 3*). This shows that there are the same or even larger individual differences in the 'off-axis' aberrations of the human eye as for

Table 1. Mean values of the astigmatic decomposition of the peripheral refraction. *M* is the spherical equivalent, which is the mean refraction in the two principal meridians. *X* and *Y* are the with/against the rule component and oblique component of the astigmatism, respectively

| | Nasal | | | | | Angle | | | | | Temporal | | |
|----------|-------|------|------|------|------|-------|------|------|------|------|----------|------|--|
| | 60° | 50° | 40° | 30° | 20° | 10° | 10° | 20° | 30° | 40° | 50° | 60° | |
| <i>X</i> | 10.6 | 8.2 | 5.6 | 3.7 | 1.7 | 0.6 | -0.3 | 1.0 | 2.2 | 3.9 | 5.5 | 7.1 | |
| <i>Y</i> | 1.2 | 0.5 | 0.7 | 0.3 | 0.3 | -0.3 | -0.1 | -0.5 | -0.3 | -0.3 | -0.3 | -0.6 | |
| <i>M</i> | -0.9 | -2.2 | -2.2 | -2.0 | -1.2 | -0.9 | -0.4 | -0.4 | -0.6 | -1.1 | -0.8 | -0.1 | |

normal, on-axis, and refractive errors like myopia, hypermetropia and astigmatism.

In some cases, especially the older subjects (45 years) we have seen a marked influence of other aberrations like coma. The line-foci then looked more like a cross (Guirao and Artal, 1999; Williams *et al.*, 1997; Artal *et al.*, 1995b). The number of these cases is too small to say if this phenomenon is a function of age or if it is just another individual difference.

It would seem reasonable to believe that the peripheral refraction of two, otherwise normal, emmetropic eyes would be similar. From the present study, however, we now know that the individual differences in the peripheral refraction are so large that we have to measure and correct each subject with central scotoma individually. The measured amount of astigmatism in the mid-range eccentricity is so large for several subjects that it can have an impact on the peripheral visual performance.

In mean values, the results we found in this study generally show a larger value for the peripheral astigmatism compared to a recent compilation of earlier measurements (Atchison and Smith, 2000). This difference is probably a result of the different measurement techniques used. Furthermore, our measurements show a significant nasal-temporal asymmetry in the oblique astigmatism with the point of minimum astigmatism shifted towards the temporal side. This is in good agreement with previous work and the shift in the minimum has been shown before (Dunne *et al.*, 1993). We also see a relevant myopic shift of the spherical refractive error, especially in the mid-periphery, which has not been pointed out before.

Contrary to other published papers that have used the double-pass method to measure peripheral astigmatism we have included only emmetropic eyes. This makes our data useful also for wide-angle eye modelling with a correct description of the oblique astigmatism in the average emmetropic human eye.

Acknowledgements

This work was financially supported by the Swedish Foundation for Strategic Research, the Knowledge Founda-

tion, the Carl Trygger Foundation and the Göran Gustafsson Foundation.

References

- Artal, P., Derrington, A. M. and Colombo, E. (1995a). Refraction, aliasing and the absence of motion reversal in peripheral vision. *Vision Res.* **35**, 939-947.
- Artal, P., Marcos, S., Navarro, R. and Williams, D. R. (1995b). Odd aberrations and double-pass measurements of retinal image quality. *J. Opt. Soc. Am. A* **12**, 195-201.
- Atchison, D. and Smith, G. (2000). *Optics of the Human Eye*, Butterworth-Heinemann, Medical, Oxford, pp. 163-165.
- Dunne, M. C. M., Barnes, D. A. and Clement, R. A. (1987a). A model for retinal shape changes in ametropia. *Ophthalm. Physiol. Opt.* **7**, 159-160.
- Dunne, M. C. M. and Barnes, D. A. (1987b). Schematic modeling of peripheral astigmatism in real eyes. *Ophthalm. Physiol. Opt.* **7**, 235-239.
- Dunne, M. C. M., Mission, G. P., Hite, E. K. and Barnes, D. A. (1993). Peripheral astigmatic asymmetry and angle alpha. *Ophthalm. Physiol. Opt.* **13**, 303-305.
- Escudero-Sanz, I. and Navarro, R. (1999). Off-axis aberrations of a wide-angle schematic eye model. *J. Opt. Soc. Am. A* **16**, 11881-11891.
- Ferree, C. E., Rand, G. and Hardy, C. (1931). Refraction for the peripheral field of vision. *Archives of Ophthalmology (Chicago)* **5**, 925-938.
- Ferree, C. E., Rand, G. and Hardy, C. (1932). Refractive asymmetry in the temporal and nasal halves of the visual field. *Am. J. Ophthalmol.* **15**, 513-522.
- Ferree, C. E., Rand, G. and Hardy, C. (1933). Interpretation of refractive conditions in the peripheral field of vision. *Arch. Ophthalmol.* **9**, 925-938.
- Guirao, A. and Artal, P. (1999). Off-axis monochromatic aberrations estimated from double pass measurements in the human eye. *Vision Res.* **39**, 207-217.
- Jennings, J. A. M. and Charman, W. N. (1978). Optical image quality in the peripheral retina. *Am. J. Optom. Physiol. Opt.* **55**, 582-590.
- Jennings, J. A. M. and Charman, W. N. (1981). Off-axis image quality in the human eye. *Vision Res.* **21**, 445-455.
- Jennings, J. A. M. and Charman, W. N. (1997). Analytic approximation of the peripheral retina. *Vision Res.* **37**, 679-704.
- Liou, H. and Brennan, A. (1997). Anatomically accurate, finite model eye for optical modeling. *J. Opt. Soc. Am. A* **14**, 1684-1695.
- Lotmar, W. and Lotmar, T. (1974). Peripheral astigmatism in the human eye: Experimental data and theoretical model predictions. *J. Opt. Soc. Am.* **64**, 510-513.

- Millodot, M. (1981). Effects of ametropia on peripheral refraction. *Am. J. Optom. Physiol. Opt.* **58**, 691-695.
- Millodot, M. (1984). Peripheral refraction in aphakic eyes. *Am. J. Optom. Physiol.* **61**, 586-589.
- Navarro, R., Artal, P. and Williams, D. R. (1993). Modulation transfer of the human eye as a function of retinal eccentricity. *J. Opt. Soc. Am.* **10**, 201-212.
- Pomerantzeff, O., Pankratov, M., Wang, G. and Dufault, P. (1984). Wide-angle optical model eye. *Am. J. of Optometry & Phys. Optics* **61**, 166-176.
- Rabbetts, R. B. (1998). *Clinical Visual Optics*, 3rd ed, Butterworth-Heinemann, Oxford, pp. 88-89 (chap. 5).
- Rempt, F., Hoogerheide, J. and Hoogenboom, W. P. H. (1971). Peripheral retinoscopy and the skiagram. *Ophthalmologica* **162**, 1-10.
- Santamaría, J., Artal, P. and Bescós, J. (1987). Determination of the point-spread function of human eyes using a hybrid optical-digital method. *J. Opt. Soc. Am. A* **4**, 1109-1114.
- Smith, G. and Lu, C-W. (1991). Peripheral power errors and astigmatism of eyes corrected with intraocular lenses. *Optometry and Vision Science* **68**, 12-22.
- The Lighthouse (1994). *The Lighthouse National Survey on Vision Loss: The Experience, Attitudes and Knowledge of Middle-aged and Older Americans*, The Lighthouse, Inc., Louis Harris and Associates, Inc, New York.
- Wang, G-J., Pomerantzeff, O. and Pankratov, M. M. (1983). Astigmatism of oblique incidence in the human model eye. *Vision Res.* **23**, 1079-1085.
- Wang, Y-Z. and Thibos, L. N. (1997). Oblique (off-axis) astigmatism of the reduced schematic eye with elliptical refracting surface. *Optometry and Vision Science* **47**, 557-562.
- Williams, D. R., Artal, P., Navarro, R., McMahon, M. J. and Brainard, D. H. (1997). Off-axis optical quality and retina sampling in the human eye. *Vision Res.* **36**, 1103-1114.
- Young, T. (1801). On the mechanism of the eye. *Philos. Trans. Roy. Soc. Lond. (Biol.)* **91**, 23-88.

Bilaga 2. Samtycke att delta från försökspersonerna

A. Mätningarna 2000 på KTH information till försökspersoner

Widesight- mätning av ögats optik

Denna undersökning har målsättningen att få fram bättre värden på ögats optik utanför optiska axeln, dvs för det perifera seendet. Intresset för det perifera seendet handlar i sin tur om att vår förhoppning är att kunna förbättra det samma både för människor med nedsatt centralt seende (scotom, macula degeneration) och för eventuellt andra som är beroende av förbättrat sidseende.

Mätningen utförs med en så kallad dubbel-pass-metod och innebär att ögats brytning av lågintensivt laserljus studeras genom dess reflekterade ljus. Före dubbelpassmätningen uppmäts ögats vanliga brytningsfel och hornhinnans form. Eventuellt kommer även längden på ögat att mätas.

Tiden för mätningen i laboratoriet är ca 30 minuter och försökspersonen utsätts vare sig för risker eller obehag. Effekten på det använda laserljuset ligger långt under fastlagda gränsvärden.

Jag har muntligt och skriftligen informerats om studien och har tagit del av ovanstående skriftliga information. Jag är medveten om att mitt deltagande i studien är fullt frivilligt och att jag när som helst och utan närmare förklaring kan avbryta mitt deltagande.

Registreringen av mätningarna kommer endast att göras med ålder och mätdata på försökspersonen och den skyddas av normalt sekretesskydd.

Jag samtycker till att deltaga:

.....

Namn: Datum:

Widesightmätningar med PowerRefraktor och HRP

Välkommen till Certec på Lunds Tekniska Högskola som försöksperson i projekt Widesight; forskning om perifer syn. För att värdera om det i dina ögon finns optiska fel som vi kan mäta och korrigera kommer vi att vilja göra inledande mätningar av dina ögons optik. Detta sker med en utrustning som kallas Power-Refraktor. Den mäter med ett infrarött ljus när du tittar på kameran som sitter på en dator. Mätningarna är lättast att genomföra om du vet hur och när du brukar fixera för olika ändamål. Tänk efter hur du gör i olika situationer. Om det finns optiska fel som går att korrigera vill vi även värdera om detta kan ge bättre syn. Denna test gör vi i första hand genom undersökning med och utan korrektion av objekt som visas på en datorskärm. Än så länge är det bara laboratorieförsök och vi kan inte lova att det kan innebära att just du kan utnyttja din syn bättre. Om det skulle vara så att vi tror att det på något sätt skulle vara till hjälp så kan vi ännu bara korrigera i en blickriktning.

Tiden för mätningen i laboratoriet är ca 45 minuter och försökspersonen utsätts vare sig för risker eller obehag.

Registreringen av mätningarna kommer endast att göras med ålder och mätdata på försökspersonen och den skyddas av normalt sekretesskydd.

Jag har muntligt och skriftligen informerats om studien och har tagit del av ovanstående skriftliga information. Jag är medveten om att mitt deltagande i studien är fullt frivilligt och att jag när som helst och utan närmare förklaring kan avbryta mitt deltagande.

Jag samtycker till att deltaga:

.....

Namn: Datum:

Personnummer:

Adress:

Aktuella rapporter från Certec

Anderberg, Peter

Internetlärande för alla

Licentiatuppsats, Certec 1:1999

<http://www.certec.lth.se/dok/internetlarandeforalla/>

Breidegard, Björn

En datorexekverbar modell för lärande

Licentiatuppsats, Certec 1:2000

<http://www.certec.lth.se/dok/datorexekverbarmodell/>

Mandre, Eve

Från observation till specialpedagogisk design –
pedagogikens möte med psykiatri

Licentiatuppsats, Certec 2:1999

<http://www.certec.lth.se/dok/franobservation/>

Sjöström, Calle

The IT Potential of Haptics – Touch Access for People with Disabilities

Licentiatuppsats, Certec 3:1999

<http://www.certec.lth.se/doc/touchaccess/>

Svensk, Arne

Design av kognitiv assistans

Licentiatuppsats, Certec 1:2001

<http://www.certec.lth.se/dok/designavkognitiv/>

Det är sällan man får vara med om att nya grundforskningsresultat tillämpas i samma ögonblick som de kommer fram. Detta arbete är ett exempel på ett sådant undantag.

Fram till nu har det funnits en övertygelse om att människans sidseende inte kan förbättras genom förbättrade optiska korrektioner. Hela begränsningen för det excentriska seendet har antagits ligga i glesheten i synreceptorer utanför näthinnans gula fläck. Trots att redan enkla överslagsberäkningar visar att ögat inte avbildar skarpt från sidan, har det ansetts meningslöst med optiska korrektioner.

Detta arbete visar emellertid att optiska korrektioner kan ha en betydelse för att förbättra såväl synskärpa som kontrastseende som balans för människor med centrala scotom och medveten excentrisk fixation. Vägen mot dessa resultat har gått via utveckling av mätmetoder för både excentrisk ögonoptik och excentriskt seende. Resultaten visar på stora individuella variationer och några standardkorrektioner för sned ögonoptik är således inte meningsfulla. Det krävs i stället att mätmöjligheter skapas, inledningsvis kanske främst inom synrehabiliteringen, för både excentrisk ögonoptik och excentriskt seende.

På Certec fortsätter utvecklingen av mätmetoder. Fler fallstudier och fler kliniska mätningar kommer att göras. Förhoppningsvis kan verksamheten också vidgas till mer djupgående studier av de optiska korrektionernas inverkan på balansen. Vidare finns sedan länge ett intresse att också undersöka hur korrektion av excentrisk optik kan påverka människor i trafiken.

**Certec**
Avdelningen för
rehabiliteringsteknik,
Institutionen för
designvetenskaper,
Lunds tekniska högskola



Certec, LTH
Box 118
221 00 Lund



Sölvegatan 14A
223 62 Lund

 046 222 46 95

 046 222 44 31

 certec@certec.lth.se

 www.certec.lth.se

Certec är en forsknings- och utbildningsenhet inom Institutionen för designvetenskaper vid Lunds tekniska högskola. Främst via Internet gör vi en stark satsning på "Certecmärkt" information.

Vi är ca 20 anställda och har en årsomsättning på omkring 10 miljoner kronor. Basanslag kommer huvudsakligen från Region Skåne och LTH. Projektmedel får vi t ex från KK-stiftelsen och ett flertal andra bidragsgivare. En speciell Certecfond är under uppbyggnad.

LICENTIATUPPSATS FRÅN CERTEC, LTH. NUMMER 2:2001

ISBN 91-631-1762-2

URN ISBN 91-631-1762-2

DECEMBER 2001

Jörgen Gustafsson

Excentrisk korrektion vid centrala scotom