



**HAL**  
open science

## Etude et réalisation d'un optomètre objectif automatisé.

Didier Bruneau

► **To cite this version:**

Didier Bruneau. Etude et réalisation d'un optomètre objectif automatisé.. Optique [physics.optics].  
Université Paris Sud - Paris XI, 1981. Français. NNT: . pastel-00730533

**HAL Id: pastel-00730533**

**<https://pastel.hal.science/pastel-00730533>**

Submitted on 10 Sep 2012

**HAL** is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

THESE

*présentée.*

au CENTRE UNIVERSITAIRE D'ORSAY - PARIS XI

*pour obtenir le titre de DOCTEUR - INGENIEUR*

*par*

Didier B R U N E A U

*Sujet : "ETUDE ET REALISATION D'UN OPTOMETRE OBJECTIF AUTOMATISE"*

*Soutenue le 4 Juin 1981 devant la Commission d'Examen*

MM. A. MARECHAL		Président
P. BOUSQUET	)	
J.P. CHEVALERAUD	)	Examineurs
J. SIMON	)	
C. ZENATTI	)	

*Ce travail a été effectué au sein du Laboratoire d'Optique Instrumentale de l'INSTITUT d'OPTIQUE.*

*Je remercie vivement Monsieur le Professeur A. MARECHAL de m'avoir accueilli à l'INSTITUT d'OPTIQUE et d'avoir accepté la présidence du jury de cette thèse.*

*J'exprime toute ma gratitude à Monsieur J. SIMON, Chef du Laboratoire d'Optique Instrumentale, qui m'a guidé et soutenu tout au long de ce travail.*

*Je remercie vivement Monsieur le Professeur BOUSQUET de m'avoir fait l'honneur d'accepter de faire partie du jury de cette thèse.*

*Je tiens à remercier Monsieur le Professeur CHEVALERAUD Monsieur le Docteur ZENATTI, Ophtalmologues, pour l'intérêt qu'ils ont porté à l'évaluation des possibilités de l'optomètre et pour m'avoir fait l'honneur d'accepter de faire partie du jury de cette thèse.*

*Je remercie vivement toutes les personnes qui m'ont aidé dans la conception, la réalisation et la mise au point de l'optomètre et particulièrement : Mme F. CORNO, MM. J. CORNO, P. FOURNET, J. MATHIAS, J.C. RODIER, A. ROUSSEL et les personnels des ateliers d'optique et de mécanique de l'INSTITUT d'OPTIQUE.*

*Je tiens également à remercier M. P. DENIEUL pour son aide amicale et ses précieux conseils en optique physiologique.*

*Je remercie enfin Mme M. BLOYET de s'être chargée du travail de dactylographie et de présentation de ce mémoire.*

\*

\*

\*

## S U M M A R Y

### DESIGN AND REALIZATION OF AN AUTOMATIZED OBJECTIVE OPTOMETER

A new objective refractometer has been developed which allies the advantage and simplicity of a visual measurement on the retinal image and the assistance of automatic functions (initialization, data acquisition, reliability test, digital display, ticket printing....) performed by the help of a microprocessor.

The main characteristics of this optometer are following :

- Visual measurement by analysis of the optical quality of the retinal image of a small target.
- Measurement through the full pupil of the patient.
- Relaxation of the patient accommodation achieved by the use of an internal fixation target.
- Range - 20 dt ; + 20 dt.
- Automatism driven by microprocessor.
- Possibility of acuity verification.

First results of comparison between the optometer and subjective refractions show a correlation of :

73 % within  $\pm 0,25$  dt for sphere

68 % within  $\pm 0,25$  dt for cylinder

66 % within  $\pm 5$  degrees for axis (cylinder over 0,5 dt)

Key words : Visual refraction, optometer, automatism, accommodation.

# PLAN

## A - INTRODUCTION

I - <u>L'OPTOMETRIE : METHODES et INSTRUMENTS</u>	Page	1
I - a) OPTOMETRIE SUBJECTIVE		1
b) OPTOMETRIE OBJECTIVE		2
c) OPTOMETRES OBJECTIFS CLASSIQUES		3
II - <u>LES OPTOMETRES AUTOMATIQUES</u>		7
a) OPHTALMETRON		7
b) 6600 AUTOREFRACTOR		9
c) DIOPTRON		10
III - <u>ANALYSE DES BESOINS INSTRUMENTAUX REELS</u>		12

## B - POSITION DU PROBLEME

I - <u>PHOTOMETRIE</u>	14
a) Facteur de réflexion de l'oeil en double traversée	15
b) Limitation de la luminance incidente	21
c) Possibilités technologiques	23
II - <u>QUALITE D'IMAGE</u>	
a) Aberrations de l'oeil	31
b) Image par double traversée diffusion rétinienne	34
c) Voile dû au reflet cornéen	37
d) Conclusion	40
III - <u>ACCOMMODATION</u>	
a) Etudes récentes sur l'accommodation - Modélisation	41
b) Méthode du brouillard	43
c) Myopie instrumentale	44

## C - SOLUTIONS RETENUES

I - <u>POINTE</u>	48
a) Principe	48

b) Domaine spectral - Détection	48
c) Choix du test de mesure - Dispositif	48
d) Etendue de mesure	50
II - <u>TEST DE FIXATION</u>	50
D - DESCRIPTION DE L'OPTOMETRE	
I - <u>DESCRIPTION GENERALE - POSSIBILITES DE L'INSTRUMENT</u>	51
II - <u>ENSEMBLE OPTIQUE</u>	52
a) Partie fixe	53
b) Partie mobile - Bloc source - Oculaire	54
c) Optique annexe	55
III - <u>ELECTRONIQUE ET INFORMATIQUE</u>	56
a) Fonctions automatisées de l'optomètre	56
b) Schéma général et organisation	57
c) Mise en oeuvre des fonctions	58
d) Programme de conduite	63
E - PREMIERS RESULTATS	
I - <u>VERIFICATION DE LA FIABILITE INTRINSEQUE DE L'INSTRUMENT</u>	64
II - <u>POINTES SUR OEIL ARTIFICIEL</u>	
a) Précision des pointés sur image parfaite	65
b) Oeil artificiel avec chromatisme et aberration sphérique	65
III - <u>EXAMEN DES SUJETS</u>	66
a) Dispersion des mesures sur oeil naturel	66
b) Comparaison entre optomètre et examen subjectif	67
F - CONCLUSION	70

## A - INTRODUCTION

Nous nous proposons de présenter un nouvel optomètre objectif réalisé à l'INSTITUT D'OPTIQUE.

Toutefois, avant d'exposer les travaux qui ont conduit à cette réalisation, et avant la description de l'instrument proprement dit, nous rappellerons les principes et méthodes de la mesure de la réfraction de l'oeil et décrirons rapidement quelques optomètres automatiques de conception récente, afin de préciser la place de notre travail.

### I - L'OPTOMETRIE : METHODES ET INSTRUMENTS

Le but de l'optométrie est de déterminer la réfraction de l'oeil et de corriger au mieux la vision du sujet. Le praticien dispose pour cela de deux grands groupes de méthodes. D'une part, les méthodes d'optométrie subjective qui consistent à déterminer la réfraction en se basant sur les appréciations du patient, d'autre part les méthodes objectives qui au contraire s'en affranchissent.

#### I - a) OPTOMETRIE SUBJECTIVE

La réfraction subjective repose sur l'évaluation par le sujet de la netteté de tests d'acuité ou d'astigmatisme à travers des verres d'essais que le praticien interpose devant l'oeil examiné suivant une certaine procédure. L'examen se terminant par la recherche du meilleur confort visuel en vision binoculaire, la réfraction subjective est donc la méthode la plus directe permettant de déterminer la correction d'un patient. Toutefois, elle exige une coopération efficace de la part du patient. Lorsque cette coopération n'est pas suffisante l'examen devient considérablement plus long et pénible et la fatigue du patient peut alors fausser le choix final de la correction (ce fait justifie que la méthode subjective ne soit pas utilisée seule mais associée avec une méthode objective).

La méthode subjective ne nécessite qu'un minimum d'instrumentation (boîte de verres d'essais ou réfracteur, batterie de tests) mais divers instruments connus sous le nom d'optomètres subjectifs ont toutefois été créés.

Les optomètres subjectifs traditionnels ne sont aujourd'hui pratiquement plus utilisés, mais il faut toutefois citer l'optomètre de BADAL dont le principe est à la base de nombreux optomètres subjectifs ou objectifs (Fig. 1).

Le sujet fait varier continuellement la proximité de l'image d'un test en modifiant le tirage par rapport à une lentille L jusqu'à obtenir une acuité maximale. L'oeil du patient, se trouvant au le foyer image de la lentille L. (position télécentrique) le diamètre apparent de l'image du test est identique quelle que soit la proximité de celle-ci ; ainsi aucune variation de grandissement ne vient fausser la recherche du maximum d'acuité.

Récemment deux nouveaux optomètres subjectifs sont apparus : le "Vision Analyser" de HUMPREY INSTRUMENTS [1] et le "SR III Subjective Refraction System" de l'AMERICAN OPTICAL CORP. [2]. Bien que comportant des dispositifs optiques très différents il visent des buts identiques :

- Suppression de la manipulation des verres d'essai d'où une plus grande rapidité d'exécution.
- Variation continue de la réfraction.
- Présentation automatisée du résultat.

De même que la réfraction subjective classique ils exigent une bonne compréhension de la part du patient mais ils déchargent le praticien de nombreuses manipulations fastidieuses et grâce à cette automatisation améliorent la rapidité de la réfraction.

#### I - b) OPTOMETRIE OBJECTIVE

L'optométrie objective regroupe les méthodes instrumentales de réfraction qui n'utilisent pas le jugement du patient.

Si l'on excepte les méthodes électrophysiologiques (électrorétinographie et potentiels évoqués visuels) qui utilisent la réponse électrique du système visuel à un stimulus lumineux, l'information nécessaire à la détermination de la réfraction dans les méthodes objectives est fournie par la lumière qui, entrant dans l'oeil, est rétrodiffusée par la rétine et est observée au dehors après une



seconde traversée du système optique de l'oeil.

La réfraction objective ne réclame donc qu'un minimum de coopération du patient mais elle ne peut conduire seule à la prescription de la correction et ne constitue qu'une réfraction préliminaire. En particulier, elle ne peut se faire que de façon monoculaire et ne tient pas compte de l'équilibre binoculaire, indispensable à une bonne correction. De plus, ces méthodes objectives sont sujettes à des erreurs instrumentales que nous discuterons dans la partie B, et qui proviennent par principe du fait que la lumière rétrodiffusée par l'oeil n'est précisément pas celle qui est utilisée dans la vision subjective du patient.

Toutefois, ces restrictions ne privent pas les méthodes objectives, quand elles sont effectuées dans de bonnes conditions, d'une bonne précision dans la détermination de la réfraction ainsi que d'une bonne corrélation avec la méthode subjective. Mais le principal intérêt de la réfraction objective préliminaire est de fournir un renseignement précieux au praticien pour commencer une réfraction subjective et la mener rapidement ce qui, comme nous l'avons vu, est une condition du succès de cette dernière.

En conclusion, on peut dire que méthode objective et méthodes subjectives se complètent et permettent au praticien de déterminer plus sûrement et plus rapidement la correction du patient en s'appuyant sur des informations d'origines différentes.

#### I - c) LES OPTOMETRES OBJECTIFS CLASSIQUES

Pour accéder à une mesure objective de la réfraction le praticien dispose d'instruments visuels spécifiques à l'optométrie objective et dont l'usage, connu depuis plus d'un siècle, est aujourd'hui très répandu. Nous nomerons donc ces instruments "optomètres objectifs classiques" afin de les distinguer de la nouvelle génération d'optomètres automatiques que nous présenterons plus loin.

Trois méthodes de mesure sont utilisées en optométrie objective :

- La skiascopie
- L'utilisation de la parallaxe d'images rétiniennes
- La recherche de la meilleure netteté de l'image d'un test formé par la rétine.

.../...

Nous allons décrire brièvement ces trois méthodes et présenter les instruments qui s'y rattachent.

La skiascopie inventée par CUIGNET en 1873 est une technique de "FOUCAULT" sur l'image ophtalmoscopique d'une source ponctuelle par la bord de la pupille de l'observateur (fig. 2). Soit R cette source ponctuelle projetée sur la rétine et R' conjugué de R à travers le système optique de l'oeil (image ophtalmoscopique). Le Médecin (M) regarde la pupille du patient (P) et en verra la partie éclairée qui correspond aux rayons lumineux issus de R et qui ne sont pas obturés par le bord de sa propre pupille.

En donnant au point R un mouvement de va et vient il pourra déterminer à partir des déplacements respectifs du point R et de la partie éclairée de la pupille de P, la position de R' par rapport à son oeil. A l'aide de verres additionnels (disposés sur une règle à skiascopie) il amène le point R' conjugué de sa propre pupille (point neutre). La pupille de P lui apparaît ainsi brusquement éclairée ou sombre sans mouvement apparent d'ombre lorsqu'il déplace R. Si x est la distance entre M et P et V la vergence du verre permettant d'obtenir le point neutre, la réfraction de P est donnée par  $V - 1/x$ . Dans le cas d'un oeil astigmatique R' se décompose en deux focales et en se basant sur l'aspect des parties éclairées de la pupille de P, le médecin peut obtenir deux pseudo points neutres pour des orientations de balayage de R orthogonales, d'où il pourra décrire la réfraction de P dans les méridiens correspondants.

La précision qui dans de bonnes conditions peut atteindre 0,25 dt et la rapidité de la skiascopie requièrent de la part du médecin une grande habileté et un bon entraînement. Mais le principal avantage de cette méthode est qu'elle n'exige que des moyens instrumentaux légers.

En effet seul un rétinoscope, appareil permettant la projection de R sur la rétine et l'observation de la pupille, ainsi qu'une règle à skiascopie suffisent pour la pratique (aussi ne peut-on réellement parler d'optomètre objectif appliqué à la skiascopie).

.../...

Les deux autres méthodes nécessitent par contre des instruments plus complexes.

Les optomètres à coïncidence utilisent le principe parallaxique mis en évidence à l'origine de façon subjective, dans l'expérience de SCHEINER. La méthode est donc une extension à l'observation objective de ce principe (fig. 3). Un test T par exemple une fente fine, est projeté sur la rétine en A à l'aide d'une lentille ophtalmoscopique L. Le faisceau incident est limité à une petite zone excentrée E de la pupille. L'image A' de A est observée à l'extérieur par l'intermédiaire d'une zone centrale de la pupille ou d'une seconde zone excentrée dans le même méridien que la zone incidente. Ainsi lorsque T' image de T à travers L n'est pas sur la rétine, sa projection A ne se situe pas sur l'axe de L et A' observée dans le plan de T se trouve décalée par rapport à cette dernière. En déplaçant T sur l'axe de L on peut donc déterminer le point conjugué de la rétine pour lequel T' et A' sont confondus. Lorsque l'oeil examiné est astigmatique le décalage TA' dans le méridien SE se double d'un décalage perpendiculaire, si SE n'est pas un méridien principal de l'oeil. La réfraction s'effectue donc en deux temps: recherche de l'axe des méridiens principaux puis mesure de la puissance de l'oeil suivant ces axes. Les faisceaux d'éclairage et d'observation ayant une très faible ouverture, les images du test, même défocalisées, restent fines. Par contre cette faible ouverture ainsi que le grossissement important de l'instrument nécessaire pour obtenir une bonne précision de pointé, ont pour conséquence une faible clarté des optomètres bâtis sur ce principe. Les principaux appareils de ce type furent le réfractomètre de HENKER (1923), l'optomètre de coïncidence de FINCHAM (1937) et l'optomètre à coïncidence de HARTINGER qui reste le seul à être commercialisé aujourd'hui. Les optomètres possèdent en général une bonne précision de pointé mais ils exigent un centrage soigné sur la pupille du patient, celle-ci doit en outre garder une dimension relativement grande pour englober les zones de projection et d'observation, malgré le myosis produit par luminance intense du test.

.../...

La troisième méthode consiste à former l'image d'un test fin sur la rétine à travers toute, ou une grande partie de la pupille, et observer la meilleure mise au point de ce test grâce à la lumière rétrodiffusée par la rétine (fig. 4). Soit  $T_0$  un point objet lumineux dont l'image  $T'$  par la lentille ophtalmoscopique  $L$  est réfractée en  $T''$  par le système optique de l'oeil. Si  $T''$  n'est pas sur la rétine il se forme sur celle-ci une tache de diffusion  $d$  qui par rétrodiffusion et réfraction à travers le système optique de l'oeil et la lentille  $L$  donne dans le plan de  $T_0$  (ou un plan conjugué obtenu à l'aide d'une séparatrice non représentée sur la figure) une seconde tache de diffusion  $d'$ . Il y a donc double traversée du système optique de l'oeil et double défocalisation de l'image ophtalmoscopique observée dans le plan de  $T_0$ . La réfraction consiste à déplacer  $T_0$  sur l'axe de  $L$  de façon à faire varier la proximité de  $T'$  et à observer " $d$ " à l'aide d'un oculaire se déplaçant de la même manière. Lorsque  $T''$  est formée sur la rétine, l'image observée dans l'oculaire atteint sa meilleure netteté (il reste néanmoins une diffusion due à la rétine et aux imperfections du système optique de l'oeil). Dans le cas de l'oeil astigmatique chaque point se décompose en deux focales (focales de STURM) chaque pointé de ces focales donnant la mesure de la réfraction dans le méridien orthogonal à la direction de la focale.

Dans le réfractomètre de THORNER, la projection et l'observation d'un test composé d'une ligne et de points se font par deux demi-pupilles distinctes afin de supprimer le voile causé par le reflet cornéen. Dans le réfractomètre de RODENSTOCK (ou les appareils TOPCON qui en sont issus) le test est composé d'une croix et d'une figure de RAUBITSCHK. Ce test est projeté par une zone annulaire de la pupille et observée par la zone centrale complémentaire, ceci également afin de supprimer le reflet cornéen. Le rétinofocomètre d'ARNULF possède comme test un point lumineux unique et les faisceaux incidents et émergents couvrent la totalité de la pupille (nous verrons dans la partie II, c que le voile dû au reflet cornéen est négligeable dans le cas d'un test de très faible dimension. La réfraction est faite à pleine pupille ce qui signifie que l'image du point test reflètera la totalité des

.../...

défauts optiques de l'oeil. Ces optomètres possèdent également une bonne précision mais la principale difficulté d'emploi réside dans le choix de la meilleure mise au point qui se fait sur des images de faible luminance.

## II - LES OPTOMETRES AUTOMATIQUES

Le développement important le plus récent en instrumentation destinée à l'optométrie objective est l'apparition il y a quelques années, aux Etats-Unis, de trois optomètres objectifs automatiques :

- l'OPHTHALMETRON de BAUSCH and LOMB
- le 6600 AUTO-REFRACTOR d'ACUITY SYSTEMS Inc.
- le DIOPTRON de COHERENT MEDICAL.

Ces optomètres utilisent chacun un des trois principes classiques de réfraction objective cités au paragraphe précédent. Par contre la mesure est basée sur une détection électronique et la lumière employée est infrarouge ce qui la rend donc invisible au patient. Il faut signaler que dans ce domaine ces optomètres n'ont pas réellement innovés puisque 40 ans auparavant G. COLLINS fabriquait et commercialisait un optomètre possédant ces caractéristiques [3]. En fait la grande nouveauté des trois optomètres cités vient de la complète automatisation de la mesure. L'optomètre de COLLINS se bornait à acquérir un signal représentant la qualité d'image d'un test infrarouge projeté sur la rétine, à le traiter et à présenter au praticien un "voyant d'accord" qui lui permettait de faire manuellement la mise au point du test et ainsi de connaître la réfraction de l'oeil examiné. Dans les trois nouveaux optomètres automatiques le praticien n'a plus à intervenir dans la phase de mesure, sa fonction se limitant à centrer l'instrument sur l'oeil du patient. Nous allons maintenant détailler quelques particularités de ces optomètres dont la complexité est le degré d'automatisation sont en fait assez différents.

### II - a) OPHTHALMETRON [4]

Cet optomètre utilise le principe de la Skiascopie; une fente éclairée en infrarouge dans une bande spectrale située autour de 850 nm est projetée sur l'oeil examiné avec un mouvement de balayage rapide perpendiculairement à la direc-

tion de sa plus grande dimension. La détection du point neutre se fait à l'aide d'un chariot mobile constitué d'une lentille et de deux photodétecteurs se déplaçant de part et d'autre du foyer d'une lentille ophtalmoscopique. Les deux photodétecteurs sont conjugués, quel que soit la position du chariot, de deux zones excentrées de la pupille du patient. Le chariot mobile peut être comparé à l'oeil du praticien dans la skiascopie classique cet oeil pouvant prendre toutes les proximités possibles entre - 18 dt et + 17 dt, par rapport à l'oeil du patient. Le balayage de la fente engendre une réponse périodique des détecteurs. Lorsque "l'oeil artificiel de détection" n'est pas au point neutre un photodétecteur reçoit le signal lumineux avant l'autre. Une détection de phase permet donc de piloter un asservissement du chariot mobile qui à l'aide d'un moteur électrique sera placé au point neutre. Cet état n'étant obtenu que pour un méridien, l'optomètre effectue un balayage sur 180° des méridiens de l'oeil examiné par une rotation automatique sur lui-même. La réfraction correspondant pour chaque méridien à la position du chariot mobile est enregistrée en continu de manière analogique sur un papier graphique préalablement disposé à l'intérieur de l'appareil et dont les graduations donnent directement pour chaque méridien la puissance du verre correcteur à placer à 13 mm du sommet de la cornée du patient. Le graphique se présente donc comme une fonction sinusoïdale dont les minima et maxima repèrent les méridiens principaux et la réfraction correspondante. Le praticien devra donc déchiffrer le graphique et le traduire en termes de correction sous forme classique en cylindre positif ou négatif. Si un artéfact tel que clignement, décentrement de pupille ou autre intervient il se traduit par une anomalie ou une dissymétrie du tracé. Il y a lieu alors de recommencer la mesure sur un autre graphique.

Il faut remarquer que si l'illumination se fait à pleine pupille, la détection, et donc la mesure ne se fait que pour une zone excentrée de la pupille, ce qui supprime le problème du reflet cornéen. La pupille du patient doit en outre avoir au moins 3 mm de diamètre et le centrage de l'instrument doit être précis.

\* dt = dioptrie ou  $m^{-1}$

.../...

L'optomètre possède également un test de fixation interne qui est préalablement réglé grâce au principe de SCHEINER.

La réfraction comprend donc trois phases :

- le centrage de l'instrument sur la pupille du patient, qui est facilité par un dispositif astucieux utilisant l'aberration sphérique de l'oeil.
- le réglage du test de fixation qui est fait de façon subjective le patient devant déterminer la position pour laquelle le test n'est plus dédoublé.
- la phase de mesure proprement dite qui dure environ trois secondes.

On peut enfin considérer que par patient la durée de réfraction sera comprise entre 2 et 3 minutes.

## II - b) 6600 AUTOREFRACTOR |5|

Cet optomètre fonctionne suivant le principe de SCHEINER et est proche par cela des optomètres à coïncidence. Deux diodes photoémissives AsGa sont conjuguées de deux petites zones excentrées de la pupille de l'oeil examiné. Le faisceau incident est limité par un diaphragme T qui peut se déplacer autour du foyer d'une lentille ophtalmoscopique et qui joue le rôle du test. Son image après réflexion sur la rétine est formée sur deux photodétecteurs se trouvant sur l'axe de l'ensemble optique. Contrairement à l'expérience de SCHEINER où le test est projeté simultanément par les deux zones excentrées, il est ici projeté alternativement par l'une et l'autre des diodes AsGa et lorsqu'il n'est pas conjugué de la rétine l'image reçue sur les photodétecteurs se déplace alternativement. La différence des signaux électriques des deux photodétecteurs est donc une fonction alternative dont la phase par rapport à l'excitation des photodiodes AsGa permet de piloter un asservissement qui placera le diaphragme T au conjugué de la rétine, position pour laquelle l'image restant fixe le signal pilote disparaît. Mais ce dispositif n'est pas suffisant pour déterminer l'astigmatisme et c'est un dispositif plus complexe qui est employé. Ce sont en fait quatre diodes photoémissives qui éclairent alternativement le diaphragme T et 4 photodétecteurs (ou plus exactement une photodiode à 4 quadrants) qui reçoivent l'image ophtalmoscopique. En outre ces deux

groupes peuvent tourner sur l'axe optique de l'instrument. Les signaux des photodétecteurs sont mixés suivant un procédé proche de celui décrit précédemment et génèrent deux signaux qui permettent à des asservissements de placer les diodes AsGa suivant les méridiens propres de l'oeil examiné et de placer le test T au conjugué de la rétine pour les deux méridiens considérés. Les paramètres de la réfraction sont mémorisés dans l'appareil qui délivre ensuite un ticket où est imprimé sous forme classique la puissance du verre à placer à 13,5 mm de l'oeil du patient.

La portion de pupille intéressée se limite à 2,3 mm ce qui supprime les problèmes dus à l'aberration sphérique de l'oeil et permet à la quasi totalité des patients de remplir la condition de pupille minimale. Par contre le centrage sur l'oeil devient très critique et tout mouvement de l'oeil peut fausser la mesure. C'est la raison pour laquelle un asservissement supplémentaire a été introduit qui permet, à partir du reflet cornéen, de maintenir le centrage de l'oeil et sa mise au point au cours de la réfraction. Toutefois si ce contrôle n'est pas possible (cas d'un patient agité) l'optomètre le signale et la mesure n'est pas validée. L'enregistrement du reflet cornéen permet également de détecter les clignements et de suspendre la mesure pendant leur durée. En outre si le signal des photodétecteurs n'est pas suffisant la mesure n'est pas délivrée.

L'optomètre possède également un test de fixation interne. La réfraction s'opère en deux phases :

- installation du patient et alignement manuel grossier sur la pupille.
- autoalignement et mesure automatique après ordre du praticien (durée environ 2 secondes).

La réfraction totale d'un patient peut alors se faire en un temps compris entre 1,5 minute et 5 minutes.

## II - c) DIOPTRON |6|

Le dioptron est basé sur la recherche du maximum de modulation de l'image d'un test périodique projeté sur la rétine. Mais son originalité, par rapport aux deux précédents optomètres automatiques, réside surtout dans l'exploitation des possibilités de calcul numérique d'un mini calculateur (1ère génération) ou d'un



microprocesseur (2ème génération).

Un faisceau infrarouge projette une mire périodique animée d'un mouvement de translation. La proximité de cette mire est modifiée par un véhicule dont le déplacement est contrôlé par le calculateur. L'image ophtalmoscopique est analysée par une contre mire.

La modulation électronique du signal donné par une photodiode placée derrière la contre mire présente donc un maximum lorsque la mire est conjuguée de la rétine de l'oeil examiné pour le méridien perpendiculaire aux traits de la mire. Une rotation des systèmes de projection et d'analyse permet d'explorer tous les méridiens de l'oeil.

Le calculateur pilote le véhicule de mise au point de manière à obtenir un signal de modulation maximum puis passe à un autre méridien. Lorsque six méridiens ont été ainsi explorés il adapte une fonction sinusoïdale au couple de valeurs azimut - proximité. Lorsque l'écart à la meilleure sinusoïde est suffisamment petit il tire de cette représentation le résultat de la réfraction en repérant les maxima et minima de la sinusoïde.

Ces paramètres donnent l'azimut des méridiens principaux et la puissance correspondante. La réfraction est ensuite présentée sur une fiche imprimée sous la forme sphère - cylindre axe. Lorsque l'écart à la meilleure sinusoïde est trop grand une seconde série de pointés est effectuée. Si après plusieurs séries l'écart ne diminue pas notablement témoin d'une réfraction instable ou de faible modulation, de l'image, l'optomètre signale la possibilité d'un cas pathologique. De plus, chaque réfraction est affectée d'un facteur de confiance qui résulte de l'écart quadratique moyen des couples de valeurs azimut - proximité à la sinusoïde retenue.

Le DIOPTRON dispose également d'un système électronique permettant l'élimination de la prise en compte des clignements d'yeux.

Le centrage de la pupille se fait à l'aide d'un transformateur d'image infrarouge visualisant le reflet cornéen. Un test de fixation est également incorporé. La mesure se fait à pleine pupille et dure de 1,5 à 5 minutes par patient.

.../...

### III. - ANALYSE DES BESOINS INSTRUMENTAUX REELS

Ainsi que nous l'avons précédemment montré, une réfraction rapide et efficace met en jeu des procédés complémentaires d'optométrie objective et subjective. Le rôle de la réfraction objective est de donner au praticien une information préliminaire précise et fiable qui sera un élément du choix de la correction finale, obtenue avec l'aide du patient après un examen binoculaire complet.

L'intérêt et en fait l'usage de cette première phase de la réfraction dépendra surtout de sa rapidité et de sa facilité d'exécution.

C'est principalement dans ce but qu'ont été développés les optomètres automatiques américains décrits dans le précédent chapitre. L'avantage en ce qui concerne la facilité de réfraction est incontestable par rapport à la pratique de la skiascopie classique et sensible par rapport à l'emploi de nombreux optomètres objectifs classiques.

Mais le gain le plus important porte sur la vitesse d'obtention de la réfraction. Les optomètres automatiques effectuent la mesure proprement dite plus rapidement que ne peut le faire un praticien employant un optomètre classique mais surtout la présentation de la réfraction est immédiate. En effet les optomètres automatiques (à l'exception de l'OPHTHALMETRON qui sans doute pour cette raison ne connaît pas un grand succès) délivrent un ticket ou la réfraction est directement lisible sous la forme canonique sphère-cylindre-axe. Le praticien est ainsi déchargé d'une tâche routinière, ce qui constitue un important gain de temps et supprime les causes possibles d'erreurs de retranscription.

Par contre, l'automatisme total (si l'on excepte la phase de mise en place) de ces instruments est une source d'inconvénients. La mesure impersonnelle paraît plus objective mais elle supprime la relation patient-médecin ce qui peut introduire des problèmes de confiance, de part et d'autre, dans la mesure. Une autre conséquence de l'automatisme absolu est la perte des informations que le médecin tirait de l'observation de l'image ophtalmoscopique. Le contrôle de la qualité de cette image permettait en effet le dépistage de troubles pathologiques qui

.../...

pouvait conduire à un examen ophtalmoscopique plus complet.

Enfin, si la quasi totalité des optomètres tant classiques qu'automatiques offrent une précision de pointé suffisante, le problème de la myopie instrumentale introduite par l'emploi des optomètres objectifs n'a pas toujours été convenablement résolu ; notamment dans certains optomètres classiques qui ne fournissent pas la possibilité d'employer un test de fixation interne ou externe. Ce problème est, comme nous le verrons au chapitre B-III, d'une grande importance puisqu'il peut causer chez certaines personnes des écarts de réfraction inacceptables. Une grande attention devra donc y être portée.

## B - POSITION DU PROBLEME

Nous allons maintenant exposer l'ensemble des contraintes rencontrées dans la réalisation de tout optomètre objectif, contraintes imposées par l'oeil.

Nous examinerons dans une première partie les conditions photométriques de l'observation de l'image rétinienne et les possibilités technologiques en matière de sources et de détecteurs ; puis dans une seconde partie les facteurs déterminant la qualité de l'image rétinienne. Enfin, la troisième partie sera consacrée à l'oeil en tant qu'organisme vivant et aux problèmes posés par l'accommodation.

### I - PHOTOMETRIE

Les mesures en optométrie objective reposent sur l'information donnée par un faisceau lumineux projeté sur le fond de l'oeil, diffusé par celui-ci et observé après une seconde traversée des milieux oculaires.

Dans ce chapitre nous étudions les grandeurs photométriques liées à l'observation de ce faisceau de lumière rétrodiffusée

En particulier, nous calculons un "facteur de réflexion de l'oeil en double traversée" défini comme le rapport de la luminance du faisceau émergent de l'oeil après réflexion et rétrodiffusion sur la luminance du faisceau entrant dans l'oeil.

Nous voyons ensuite quelles limites sont imposées à l'éclairement rétinien par les dangers de lésion de la rétine provoqués par une trop grande énergie absorbée.

Enfin, cette étude photométrique prévisionnelle se termine sur une estimation des meilleures associations de sources et détecteurs.

.../...

I - a) FACTEUR DE REFLEXION DE L'OEIL EN DOUBLE TRAVERSEE

Ce "facteur de réflexion de l'oeil en double traversée", T défini plus haut comme le rapport des luminances sortant et entrant dans l'oeil est calculé ici avec quelques hypothèses simplificatrices (approximation de GAUSS, orthotropie de la diffusion rétinienne, pas de diffraction ni de diffusion latérale) qui ne sont pas rigoureusement valides mais conduisent à une expression littérale simple faisant apparaître les paramètres principaux de T. De plus, la recherche d'une expression plus rigoureuse est superflue pour notre étude car la dispersion des valeurs de ces paramètres entre individus est telle que seule une estimation des ordres de grandeurs à partir des valeurs moyennes est utile et significative.

1 - Expression littérale de l'éclairement rétinien.

Soit  $d^2 \phi$  le flux élémentaire reçu par une surface  $dS$  de la pupille d'entrée de l'oeil éclairée, sous un petit angle solide  $d\Omega$ , par une source de lumière monochromatique de luminance  $L(\lambda)$  (fig.5) :

$$d^2 \phi = L(\lambda) dS d\Omega \cos \theta$$

$\theta$  représente l'angle entre la normale à la pupille et le rayon moyen du cône d'angle solide élémentaire  $d\Omega$ . Nous nous limiterons au cas où  $\theta$  est toujours faible et  $\cos \theta$  égal à 1. Le flux reçu par toute la pupille est alors :

$$d\phi = L(\lambda) S d\Omega$$

Cette source se projette sur la rétine sous un angle solide  $d\Omega'$  à partir de l'image (de surface  $S'$ ) de la pupille d'entrée dans le dernier milieu d'indice  $n'$ , indice du corps vitreux.

Le flux reçu par la rétine est :

$$d\phi' = \bar{\tau}_0(\lambda) d\phi \text{ où } \bar{\tau}_0(\lambda) \text{ est la transmission moyenne des milieux}$$

.../...

oculaires sur la surface de la pupille, mais la relation de CLAUDIUS permet d'écrire :

$$d\phi' = \mathcal{C}_o(\lambda) L(\lambda) n'^2 S' d\Omega'$$

Ce qui correspond à un éclairement rétinien

$$E = \mathcal{C}_o(\lambda) L(\lambda) S' \frac{n'^2}{x'^2}$$

où  $x'$  est la distance de la pupille image à la rétine.

Si  $\Gamma$  est le grandissement aux pupilles, l'éclairement rétinien peut aussi s'écrire :

$$E = \frac{\Gamma^2 n'^2}{x'^2} \mathcal{C}_o(\lambda) L(\lambda) S$$

Mais pour l'oeil emmétrope non accommodé, le foyer image est sur la rétine et les formules de NEWTON donnent :

$$\Gamma = - \frac{x'}{f'}$$

$$\text{d'où } E = \frac{n'^2}{f'^2} \mathcal{C}_o(\lambda) L(\lambda) S$$

Soit  $D$  la convergence du système optique de l'oeil.

$$D = \frac{n'}{f'}$$

Alors une expression simple de l'éclairement rétinien est donnée par :

$$E(\lambda) = D^2 \mathcal{C}_o(\lambda) L(\lambda) S$$

REMARQUE : Le résultat littéral précédent est vrai pour un oeil emmétrope non accommodé ; mais on sait d'autre part que "l'accommodation n'a pas d'influence pratique sur la dimension de l'image rétinienne" [7] ; on pourra donc appliquer la formule (1) au calcul de l'éclairement rétinien dans le cas d'un oeil accommodé sur une source à distance finie.

## 2 - Calcul du "facteur de réflexion de l'oeil en double traversée"

Soit  $L$  la luminance incidente d'un faisceau entrant dans l'oeil par une pupille de surface  $S$  et  $L'$  la luminance émergente après rétrodiffusion par la rétine

$$T = \frac{L'}{L}$$

Revenons à l'expression de l'éclairement rétinien produit par le faisceau incident de luminance  $L$  :

$$E(\lambda) = D^2 \tau_o(\lambda) L(\lambda) S \quad (1)$$

Nous supposons que la rétine se comporte comme un diffuseur orthotrope. Ce qui n'est pas exact [8,9,10] mais conduit à une bonne approximation de  $T$ , compte tenu des variations des paramètres physiologiques entre individus.

Soit  $\mathcal{R}$  l'albédo de la rétine :

La luminance diffusée par la rétine (dans le corps vitré d'indice  $n'$ ) est

$$\mathcal{B}(\lambda) = \frac{\mathcal{R}(\lambda) E(\lambda)}{\pi}$$

Soit, dans l'air, après une deuxième traversée de l'oeil

$$L'(\lambda) = \tau_o(\lambda) \frac{\mathcal{B}(\lambda)}{n'^2}$$

$$\text{Soit encore } L'(\lambda) = \frac{D^2}{n'^2} \tau_o^2(\lambda) \frac{\mathcal{R}(\lambda)}{\pi} S L(\lambda)$$

$$\text{d'où } T(\lambda) = \frac{L'(\lambda)}{L(\lambda)} = \frac{D^2}{n'^2} \tau_o^2(\lambda) \frac{\mathcal{R}(\lambda)}{\pi} S \quad (2)$$

$$\text{ou bien } T(\lambda) = \frac{1}{p'^2} \mathcal{C}_o^2(\lambda) \frac{R(\lambda)}{\pi} S$$

avec  $p'$  focale image de l'oeil.

REMARQUES :-Si la projection du faisceau incident et l'observation du faisceau émergent se font avec la même pupille (ce qui n'est pas toujours le cas en optométrie,  $T$  est également le rapport des flux entrant et sortant de l'oeil.

-L'hypothèse de l'orthotropie de la diffusion rétinienne conduit à la proportionnalité de  $T(\lambda)$  et de  $S$ . Dans l'hypothèse, plus réaliste, d'une indicatrice de luminance diffusée non orthotrope (mais à symétrie axiale) il faut introduire un facteur multiplicatif correctif variant angulairement. Ceci revient à affecter à chaque zone circulaire de la pupille un coefficient d'efficacité décroissant avec l'excentrement (phénomène semblable à l'effet Stiles-Crawford). Mais la correction apportée reste faible  $|g|$  et la formule (2) constitue une approximation suffisante pour notre étude.

-Nous n'avons pas, dans ce paragraphe, tenu compte de l'abaissement de  $\mathcal{B}$  dû à la perte de stigmatisme causée par l'optique de l'oeil et à la diffusion latérale de la rétine.

Nous aborderons ces questions lorsque nous étudierons la qualité de l'image ophtalmoscopique. On peut toutefois retenir que pour une pupille de 3 millimètres de diamètre les images larges (20 minutes d'angle) ne sont pratiquement pas affectées et que les images fines (1 minute d'angle) donnent une luminance maximale 5 fois plus faible que celle donnée par la formule (2).  $|11|$

### 3 - Données numériques et application au calcul de $T$

Les données bibliographiques concernant les valeurs de  $T(\lambda)$  ou des facteurs les définissant  $R(\lambda)$  et  $\mathcal{C}_o(\lambda)$   $|11,12,13,14,15|$  sont entre elles en concordance assez imparfaite. Ceci peut s'expliquer, outre les variations de tels facteurs entre individus (en particulier selon l'âge et la pigmentation), par le grand nombre de paramètres qui les caractérisent : portion de la rétine illuminée, valeur du champ illuminé, portion de la pupille utilisée, état de polarisation, élimination ou prise en compte de la lumière diffusée, mesure sur un oeil vivant en double

.../...



traversée, sur un oeil entier énuclée, produit des transmissions des diverses couches prises séparément, etc...

En particulier l'excentrement de la région rétinienne considérée influe sur  $\mathcal{R}(\lambda)$  d'une manière importante, l'albedo diminuant notablement sur la macula et la fovéa.

Comme nous l'avons fait remarquer au début de ce chapitre, l'étude photométrique a priori ne donnera qu'un ordre de grandeur pour  $T(\lambda)$ , la valeur réelle dépendra largement du sujet examiné et des conditions physiques du dispositif d'observation utilisé.

Avant de calculer les ordre de grandeurs, simplifions la relation (2).

$$T(\lambda) = \frac{D^2}{n'^2} \cdot \mathcal{Z}_o^2(\lambda) \cdot \frac{\omega^2}{4} \mathcal{R}(\lambda)$$

si  $\omega$  est le diamètre pupillaire

or  $D \approx 60 \text{ dt}$  et  $n' = 1,336$

$$T(\lambda) = 5 \cdot 10^{-4} \cdot \mathcal{Z}_o^2(\lambda) \mathcal{R}(\lambda) \cdot \omega^2$$

$\omega$  en millimètres

#### Cas des radiations visibles

Le facteur de transmission  $\mathcal{Z}_o(\lambda)$  est assez élevé (environ 80 %) et constant entre 450 nm et 750 nm. Il décroît très rapidement en deça de 400 nm.

L'albedo de la rétine  $\mathcal{R}(\lambda)$  est plus sélective, surtout dans la macula, favorisant surtout le jaune et le rouge. La valeur moyenne de  $\mathcal{R}(\lambda)$  est de 4 % environ dans le spectre visible.

Nous pouvons alors calculer  $T$  pour différents diamètres pupillaires

$\omega = 5 \text{ mm}$	$\omega = 4 \text{ mm}$	$\omega = 3 \text{ mm}$	$\omega = 2 \text{ mm}$
$T = 3 \cdot 10^{-4}$	$T = 2 \cdot 10^{-4}$	$T = 10^{-4}$	$T = 5 \cdot 10^{-5}$

.../...

Cas de la lumière infra-rouge (900 nm)

Le facteur de transmission  $\tau_o(\lambda)$  décroît régulièrement de 750 nm à 1 000 nm. Pour 900 nm il vaut environ 50%.

L'abédo au contraire continue à croître au-delà de 750 nm et

$$\mathcal{R}(\lambda) \approx 10 \% \text{ pour } \lambda = 900 \text{ nm}$$

Alors pour  $\omega = 4 \text{ mm}$

$$T(900 \text{ nm}) \approx 2 \cdot 10^{-4}$$

On retrouve, mais pour des raisons différentes (faible transmission, mais forte albédo), les valeurs obtenues en lumière visible.

4 - Valeurs expérimentales.

Nous avons mesuré T en comparant le flux sortant de l'oeil à celui réfléchi par un miroir plan.

Le champ, une fente de 10 minutes par 3 degrés est éclairé par une photodiode AsGa dont le maximum d'émission est à 870 nm.

La fente est projetée à 15 degrés de la fovéa. Son image après double traversée de l'oeil est limitée par un champ d'analyse de 30 minutes de large.

Les faisceaux incidents et émergents sont limités par des pupilles de même diamètre.

Dans ces conditions nous avons obtenu : (en soustrayant la contribution du reflet cornéen).

Pour $\omega =$	5 mm	4 mm	3 mm
T =	$3,5 \cdot 10^{-4}$	$2,5 \cdot 10^{-4}$	$1,5 \cdot 10^{-4}$
T / $\omega^2$	$1,4 \cdot 10^{-5}$	$1,5 \cdot 10^{-5}$	$1,7 \cdot 10^{-5}$

Ces valeurs sont en bonne concordance avec le calcul mais nous voyons que T n'est pas proportionnel à  $\omega^2$ . Comme nous l'avons fait remarquer, ceci s'explique par une diffusion non orthotrope de la rétine.

Nous avons également mesuré T dans le domaine visible. Le champ, de 3 degrés par 2 degrés était projeté sur la région fovéale. La source était une lampe halogène munie d'un verre Schott KG 3 coupant l'infrarouge. Dans ces conditions nous avons obtenu  $T = 2.10^{-4}$  pour  $\omega = 4$  mm.

#### I - b) LIMITATION DE LA LUMINANCE INCIDENTE

Compte-tenu des faibles valeurs du "facteur de réflexion de l'oeil en double traversée" il est nécessaire d'employer dans les optomètres des luminances élevées. Nous examinons dans ce chapitre les limites imposées à la luminance incidente sur l'oeil par les dangers de lésion causée par un trop fort éclairement rétinien.

#### Eclairement rétinien absorbé maximum :

Les sources de forte luminance peuvent provoquer des lésions au niveau de l'oeil. La connaissance des limitations imposées par ce risque est donc très importante. Pour cette étude nous nous reporterons à un article très complet [1] de D.H. SLINEY et B.C. FREASIER, faisant la synthèse des mesures effectuées et des normes de sécurité appliquées dans ce domaine.

Pour les radiations visibles et proche infrarouge (jusqu'à 1200 nm) le danger de lésion provient d'une élévation locale importante de la température de la rétine et de la choroïde due à l'absorption de ces radiations.

La limitation portera donc sur l'éclairement absorbé  $E_A$  par le fond de l'oeil. Le critère généralement admis pour les images rétiniennes étendues et des temps d'exposition pouvant aller jusqu'à 15 minutes est :

$$E_{A_{\text{Max}}} = 10^3 \text{ Wm}^{-2}$$

Il est donc possible de calculer la luminance maximale acceptable par l'oeil.

#### Limite de la luminance incidente :

L'éclairement rétinien est donné par la formule (1)

$$E(\lambda) = D^2 \int_0^\omega (\lambda) L(\lambda) S$$

.../...

Si  $A(\lambda)$  est le facteur d'absorption de la rétine et de la choroïde pour  $\lambda$  ;  
l'éclairement absorbé est donc :

$$E_A(\lambda) = D^2 \zeta_o(\lambda) A(\lambda) L(\lambda) S$$

d'où

$$L(\lambda)_{\text{Max}} = \frac{E_{A_{\text{Max}}}}{D^2 \zeta_o(\lambda) A(\lambda) S}$$

Application numérique :

Nous allons calculer la luminance incidente maximale de lumière visible et I.R. pour un oeil ayant un diamètre pupillaire de 4 mm.

Lumière visible sans I.R. (450 nm à 750 nm) :

Dans le visible on peut considérer  $\zeta_o A \approx 0,6$  ; d'où

$$L_{\text{Max}} \approx 3,7 \cdot 10^4 \text{ Wm}^{-2} \text{ sr}^{-1}$$

Ce qui correspond, pour une lumière blanche sans infrarouge (175 lm/W) à

$$L_{\text{Max}} = 6,5 \cdot 10^6 \text{ cd m}^{-2}$$

et pour une lumière monochromatique verte à

$$L_{\text{Max}} = 2,2 \cdot 10^7 \text{ cd m}^{-2}$$

Lumière infrarouge à 900 nm :

On peut considérer  $\zeta_o A \approx 0,2$  d'où  $L_{\text{Max}} = 1,1 \cdot 10^5 \text{ Wm}^{-2} \text{ sr}^{-1}$

Ces luminances maximales sont valables dans le cas d'images rétiniennes larges dont l'éclairement est donné par la formule (1). Pour les images fines (remarque 3 du § I-a-2) d'angle apparent 1 minute l'éclairement maximal est 5 fois plus petit environ et la dissipation thermique plus facile ; on peut donc considérer que dans ce cas la luminance maximale acceptable est 5 fois plus élevée.

.../...

Remarque : Eblouissement

La présence d'une source visible de forte luminance dans le champ visuel, peu éclairé par ailleurs, provoque une gêne. L'étude des paramètres (champ, luminance, excentrement etc...) de cet inconfort et de ses conséquences (trou noir, baisse des performances de seuil et d'acuité, contraction pupillaire, fatigue visuelle etc...) est très complexe.

Nous ne nous intéressons ici qu'à l'aspect photométrique du problème et donc aux conséquences de la contraction pupillaire sur la luminance émergente.

Plusieurs courbes empiriques, selon REEVES, CRAWFORD ou FLAMANT [16] expriment la variation moyenne du diamètre pupillaire après adaptation de sujets ayant leur champ visuel (en vision monoculaire ou binoculaire) uniformément éclairé par une luminance L.

Bien que ce cas soit très défavorable en ce qui concerne l'évolution du diamètre pupillaire on peut voir que la luminance émergente (proportionnelle à  $L\omega^2$ ) et le flux émergent (proportionnel à  $L\omega^4$ ) sont fonctions croissantes de la luminance L malgré la contraction pupillaire et la baisse de T en résultant.

I - b POSSIBILITES TECHNOLOGIQUES

Nous terminons cette étude photométrique prévisionnelle en comparant les possibilités technologiques en sources et détecteurs.

Le schéma d'ensemble de tout optomètre objectif comprend un séparateur de luminance nécessaire à l'observation de l'image après réflexion sur la rétine (fig.8) . le séparateur introduit un paramètre photométrique supplémentaire  $\tau_1$  transmission du faisceau incident, qu'il est possible d'optimiser pour chaque source en tenant compte de la limitation introduite précédemment. Le séparateur sera considéré sans absorption et  $\tau_2 = 1 - \tau_1$ , sera la transmission du faisceau émergent.

1 - Sources

Lampe à filament de tungstène en atmosphère halogène :

Les lampes à iode modernes possèdent une température de couleur de l'ordre de 3200° K et délivrent une luminance visuelle

$$L_o \approx 10^7 \text{ cd m}^{-2}$$

Soit  $L_o \approx 6 \cdot 10^4 \text{ Wm}^{-2} \text{ sr}^{-1}$  entre 450 et 750 nm.

C'est-à-dire un peu moins du double de la luminance maximale permise pour l'oeil. La solution  $\mathcal{C}_1 = \mathcal{C}_2 = 0,5$  est donc la solution optimale pour l'observation dans le cas d'une image rétinienne large. On prendra toutefois soin de supprimer la partie infrarouge du spectre émis par l'emploi d'un filtre catathermique.

Ces lampes sont de dimension totale réduite tout en ayant des filaments spiralés larges. Elles peuvent s'alimenter en continu ou en alternatif sous des tensions relativement faibles et ne nécessitent pas de précautions de manipulation ni d'installation contraignantes. Leur principal inconvénient est d'avoir une durée de vie limitée (environ 50 heures).

#### Lampe à arc xenon très haute pression :

Si l'on utilise la partie visible du spectre "blanc" d'émission de ces lampes on obtient

$$L_o \approx 5 \cdot 10^8 \text{ cd m}^{-2}$$

Soit  $L_o \approx 2,3 \cdot 10^6 \text{ Wm}^{-2} \text{ sr}^{-1}$  en isolant le spectre visible à l'aide d'un filtre.

Dans le cas d'images larges il faut donc :

$$\mathcal{C}_1 < 1,6 \cdot 10^{-2}$$

Soit pour optimiser  $\mathcal{C}_1 = 1,6 \%$  et  $\mathcal{C}_2 = 98,4 \%$ .

Malgré la très forte luminance propre de la lampe on ne gagne sur la luminance de l'image observée qu'un facteur 2 par rapport à la lampe halogène.

D'autre part, ces sources sont d'un emploi peu commode. Outre leur encombrement propre plus important que celui des lampes halogène elles nécessitent une alimentation élaborée et un refroidissement efficace. La haute pression de leur ampoule rend leur manipulation délicate et exige une protection en cours d'utilisation. En outre, leur géométrie propre : petit arc peu uniforme et enveloppe encom-

brante, les adapte mal à l'éclairage d'une image étendue avec une pupille couverte uniformément.

Lampe à arc mercure très haute pression :

Cette source fournit un spectre lumineux concentré principalement en deux raies 546 nm et 577 nm de luminance sensiblement égale. Pour une raie on obtient :

$$L_o \approx 4,5 \cdot 10^8 \text{ cd m}^{-2}$$

soit

$$L_o \approx 1,5 \cdot 10^6 \text{ W m}^{-2} \text{ sr}^{-1}$$

l'optimisation est obtenue pour

$$\tau_1 = 2,5 \% \quad \tau_2 = 97,5 \%$$

Ce résultat obtenu avec une lumière monochromatique est tout à fait comparable au précédent, le gain par rapport à la lampe halogène est identique et le type de lampe étant proche des lampes à vapeur de Xénon on retrouve les mêmes inconvénients que pour celles-ci..

Laser He-Ne :

Calculons l'éclairement pupillaire donné par un laser He-Ne vu directement.

Supposons qu'on éclaire une pupille de 10 mm de diamètre dans laquelle se trouve la pupille de l'oeil de diamètre 3 mm.

A partir d'un laser de puissance 1 mW supposons, que le flux passant à travers la pupille de 10 mm soit de 0,5 mW (le faisceau étant élargi de façon à avoir un éclairement à peu près uniforme) ; le flux entrant dans l'oeil est :

$$\phi_e = \left( \frac{3}{10} \right)^2 \cdot 1/2 \cdot 10^{-3} \text{ W} = 4,5 \cdot 10^{-5} \text{ W}$$

Soit un éclairement pupillaire de

$$E_\rho = \frac{4,5 \cdot 10^{-5}}{\pi \cdot 0,09} \cdot 4 = 6,4 \cdot 10^{-4} \text{ Wcm}^{-2}$$

.../...

Si l'image rétinienne est ponctuelle la limite imposée par les dangers de lésions thermiques est

$$E_{\rho\text{Max}} = 10^{-6} \text{ W cm}^{-2}$$

pour une observation continue [11] (pour un temps d'exposition bref de moins de 1 sec.  $E_{\rho\text{Max}} = 10^{-3} \text{ W cm}^{-2}$ ).

En observation directe il faudrait donc  $\mathcal{Z}_1 = 1,5 \cdot 10^{-3}$ .

Toutefois, l'emploi du faisceau laser directement sur l'oeil est mal adapté ici (variation importante de la proximité des tests :  $\pm 20$  dioptries). L'utilisation pour éclairer un objet diffusant étant gênante du fait de la granularité, il ne semble pas que le laser soit une bonne solution au problème, sauf peut être par la méthode de défilement du speckle mais alors l'observation par double traversée est difficile de part le faible éclairement rétinien obtenu.

Spectre infrarouge d'une lampe à filament de tungstène en atmosphère halogène :

A l'aide d'un filtre on peut n'utiliser que la lumière infrarouge émise par une lampe halogène.

Avec un filtre Wratten 87 isolant la bande de 750 nm à 1 000 nm on obtient :

$$L_o \approx 10^5 \text{ W m}^{-2} \text{ sr}^{-1}$$

le maximum d'émission se situant à 900 nm.

L'optimisation est donc obtenue pour  $\mathcal{Z}_1 = \mathcal{Z}_2 = 0,5$

Diode électroluminescente à l'arseniure de gallium :

Les diodes AsGa les plus puissantes émettent dans une bande étroite centrée autour de 930 nm on obtient une luminance moyenne de :

$$L_o = 10^5 \text{ W m}^{-2} \text{ sr}^{-1}$$

L'optimisation est donc également obtenue pour  $\mathcal{Z}_1 = \mathcal{Z}_2 = 0,5$

Outre son faible encombrement, le principal avantage d'une telle source est d'être facilement modulable électroniquement.

.../...



2 - DétecteursOeil :

L'oeil d'un observateur est placé dans un plan conjugué de la pupille de l'oeil observé.

Supposons que le diamètre de la pupille de l'oeil observé, de 3 mm, soit réduit par l'instrument à 1 mm pour l'observateur afin de minimiser l'effet des défauts oculaires propres lorsqu'il regarde l'image rétinienne par double traversée.

Le calcul de T donne (3)

$$T \approx 10^{-4}$$

Si la source est une lampe halogène

$$\tau_1 = \tau_2 = 0,5$$

La luminance de l'image observée est donc de

$$L'' = \tau_1 \tau_2 T L$$

$$L'' = 250 \text{ cd m}^{-2}$$

Ce qui donne un "niveau lumineux" correspondant à :

$$L'' S \approx 200 \text{ trolands}$$

Ce qui est équivalent à l'éclairement rétinien donné par une source de luminance.

$$B \approx 15 \text{ cd m}^{-2}$$

vue avec une pupille de 5 mm compte tenu de l'effet STILES-CRAWFORD (luminance photopique faible).

REMARQUE :

Intérêt d'un amplificateur de luminance pour améliorer le confort et l'acuité de l'observation :

Soit G le gain entre l'éclairement de la photocathode et la radiance de l'écran :

$$G = \frac{\pi L'_0}{E'_1}$$

.../...

où  $E'_1$  est l'éclairement sur la photocathode ;  $L'_0$  la luminance de l'image obtenue sur l'écran. Si  $\alpha'$  est le demi-angle d'ouverture du système éclairant la photocathode le gain en luminance est :

$$K = G \sin^2 \alpha'$$

D'autre part, la réponse percussive de l'amplificateur de luminance est un disque de diamètre  $d$ . Pour que cette tache image corresponde à un détail d'angle apparent 1 minute à l'extérieur de l'oeil ; ordre de grandeur des détails à observer pour faire une réfraction précise, il faut un système d'observation ayant une focale minimale de :

$$f' = \frac{d}{3.10^{-4}}$$

$d$  étant pour les amplificateurs de luminance actuels de l'ordre de 30  $\mu\text{m}$  :

$$f' = 100 \text{ mm}$$

Dans ce cas, pour un oeil observé ayant une pupille de diamètre  $\omega = 4 \text{ mm}$

$$\alpha' = 2.10^{-2}$$

donc pour  $G = 5.10^4$

$$K = 20$$

Le gain en luminance des amplificateurs de luminance disponibles actuellement est donc trop faible pour envisager l'emploi d'un tel système, coûteux, qui introduit une perte de définition dans l'image et des problèmes de rémanence.

#### Photodiode :

Calculons d'abord l'ordre de grandeur du flux émergent après double traversée lorsque l'image est vue sous un angle solide  $\Omega$ .

$$\phi' = T \tau_1 \tau_2 L_0 S \Omega$$

.../...

- Cas du spectre visible d'une lampe halogène : si l'on veut garder une forte luminance incidente, le champ ne peut pas être trop grand pour qu'il reste supportable par le patient. Supposons que l'on éclaire une fente de deux minutes de large sur un degré.

Alors  $\Omega \approx 10^{-5}$  sr

avec  $\omega = 3$  mm  $T \approx 10^{-4}$   $L_o \approx 6.10^{-4} \text{ Wm}^2 \text{ sr}^{-1}$

$$\phi \approx 10^{-11} \text{ W}$$

En utilisant une porteuse à 1 kHz et une bande passante  $\Delta\nu = 100$  Hz (pour une réfraction rapide).

On peut espérer un rapport signal sur bruit de l'ordre de 10. Ce qui se traduira par une imprécision instrumentale relativement importante.

- Cas de l'emploi de lumière infrarouge. On peut alors augmenter la taille du test projeté car il ne provoque aucune gêne chez le patient. Prenons un test de 30 minutes par 1 degré.

$$\Omega \approx 1,5 \cdot 10^{-4} \text{ sr}$$

alors pour  $\omega = 3$  mm

$$\phi \approx 5.10^{-9} \text{ W}$$

Dans les mêmes conditions que précédemment (porteuse à 1 kHz et  $\Delta\nu = 100$  Hz) on peut espérer un rapport signal sur bruit de l'ordre de 500.

Photomultiplicateur :

- Cas du spectre visible d'une lampe halogène, dans les mêmes conditions que précédemment

$$\Omega = 10^{-5} \text{ sr} \quad \phi' = 10^{-11} \text{ W}$$

Le bruit propre du photomultiplicateur est négligeable (contrairement à la photodiode) et le bruit est dû principalement à l'effet de grenaille. Le rapport signal sur bruit peut être alors de 250 si  $\Delta\nu = 100$  Hz

- Cas de la lumière infrarouge, même conditions :

$$\Omega = 1,5 \cdot 10^{-4} \text{ sr} \quad \phi' = 5.10^{-9} \text{ W}$$

Les photomultiplicateurs étant peu sensibles pour 900 nm on obtient

.../...

un rapport signal sur bruit de l'ordre de  $10^3$ .

### Résumé de l'aspect photométrique

En ce qui concerne la photométrie de l'observation d'une image rétinienne proprement dit, deux résultats s'imposent :

- 1°/ La faible valeur du coefficient de réflexion totale de l'oeil,  $T$  de l'ordre de  $10^{-4}$ , qui impose l'emploi de luminances incidentes importantes et,
- 2°/ les dangers de lésion de la rétine qui limitent cette luminance incidente.

En ce qui concerne les possibilités technologiques en sources et détecteurs nous pouvons retenir deux solutions ; dans le visible lampe halogène et oeil, dans l'infrarouge : diode AsGa et photodiode, et éventuellement une troisième solution dans le visible : lampe halogène et photomultiplicateur. Toutefois, cette dernière semble plus lourde du fait de l'emploi d'un photomultiplicateur et difficile dans l'application envisagée ici.

La détection visuelle a le mérite de la plus grande simplicité et de permettre une réelle observation de l'image rétinienne.

La détection électronique quoique plus complexe est néanmoins très réalisable et les possibilités de modulation de la source (porteuse) et de l'image (qui apportera le critère de mise au point) sont désormais très fiables.

Le seul examen des problèmes photométriques ne permet pas de trancher entre ces deux solutions qui d'ailleurs sont effectivement employées.

## II - QUALITE D'IMAGE

Nous étudions dans ce chapitre l'influence sur la qualité de l'image rétinienne des aberrations du système optique de l'oeil, de la diffusion rétinienne et de la baisse de contraste due au reflet cornéen lorsque cette image est observée par double traversée.

La qualité d'image agissant différemment suivant la méthode de pointé et la longueur d'onde utilisée, sur la fiabilité de la réfraction cette étude nous conduit au choix du procédé de mesure.

.../...

## II - a) ABERRATIONS DE L'OEIL

### 1 - Aberration chromatique

L'aberration chromatique axiale de l'oeil est un phénomène important, connu depuis le XVIII<sup>ème</sup> siècle (NEWTON). Il a fait l'objet de nombreuses mesures et calculs. Les résultats donnés par A. IVANOFF [17] sont parmi les plus précis ; ils montrent une variation de puissance de près de 1,5 dioptrie entre les radiations  $\lambda = 450 \text{ nm}$  et  $\lambda = 700 \text{ nm}$ .

D'autre part IVANOFF confirma expérimentalement un résultat de calcul établi par C. LAPICQUE [18] : aux faibles valeurs d'accommodation et pour des luminances photopiques l'oeil fait sa mise au point sur 580 nm ; l'image obtenue, qui correspond à l'image physique dont l'éclairement au centre est maximal, possède un pic central dont la largeur est sensiblement identique à la tache d'Airy, et un halo bleu étendu mais de faible intensité qui disparaît généralement dans la lumière parasite de diffusion. Cette structure d'image explique, malgré l'importante variation de puissance due au chromatisme, les valeurs d'acuité obtenues.

#### Conséquences :

Il est préférable d'après cette étude de faire une mesure optométrique objective en lumière blanche ou jaune afin d'éliminer le décalage dû au chromatisme, étant donné que la réflexion sélective de la rétine restitue une lumière jaune. Toutefois, dans le cas de l'emploi de lumière infrarouge on peut calculer l'écart chromatique de puissance de l'oeil moyen en extrapolant les indices par la formule de CORNU [19]. On trouve alors un écart de 0,8 dioptrie entre 900 nm et 580 nm mais cette correction se trouvera entâchée de l'erreur causée par les variations entre individus qui d'après IVANOFF (mesures sur 10 observateurs) ne semblent pas négligeables.

Nous verrons plus loin que ce calcul ne suffit pas à expliquer l'écart des réfractions objectives obtenues en infrarouge et en visible (environ 1,1 dioptrie hors fovéa) et qu'il existe une cause supplémentaire de décalage.

En terme d'écart de surfaces d'ondes on obtient environ  $7,5 \lambda$  entre les raies C et F. Ceci explique que l'oeil puisse tolérer dans un instrument, sans

perdre notablement sur ses performances, un chromatisme axial dont l'écart aux surfaces d'onde est de quelques longueurs d'onde.

Par contre le chromatisme de grandeur apparente est beaucoup plus gênant.

## 2 - Aberration sphérique

Cette aberration est également connue depuis le XVIII<sup>ème</sup> siècle (JURIN), elle apparut longtemps comme forte mais des mesures plus récentes ont montré que son importance est réduite à quelques dixièmes de dioptrie pour des pupilles de 4 mm ou 5 mm de diamètre.

Ces mesures, subjectives (AMES et PROCTOR - 1921 ; ARNULF, FLAMANT et 1941, VON BAHR 1945 et IVANOFF 1953) ou objectives (F. BERNY - 1968) font état d'une grande variabilité entre individus et pour un même individu suivant l'état d'accommodation. On constate également une dissymétrie nasale temporale et des différences entre les méridiens.

Il est donc illusoire de parler d'aberration sphérique moyenne ceci est particulièrement gênant en optométrie objective précise lorsqu'on emploie une méthode utilisant des portions excentrées de pupille. C'est en particulier le cas des optomètres utilisant le principe de SCHEINER mais aussi des dispositifs bloquant le reflet cornéen (voir § II - c) en obturant la partie centrale de la pupille (en outre ces dispositifs présentent une grande sensibilité à l'excentrement de la pupille).

Pour atténuer cette cause d'erreur (qui dans certains cas peut tout de même atteindre 0,5 dioptrie) il est préférable de faire une réfraction à pleine pupille, on s'assure ainsi que tous les défauts du système optique de l'oeil contribuent à la formation de l'image. Toutefois, cette imprécision n'est pas en toute rigueur éliminée car l'effet STILES CRAWFORD qui réduit pour la perception visuelle le rôle de l'aberration sphérique n'est pas exactement rendu par une méthode objective utilisant une image par double traversée (malgré l'effet STILES CRAWFORD objectif indiqué au § I - a).

## 3 - Puissance en dehors de l'axe

L'étude de l'aberration sphérique suppose que l'on assimile l'oeil à un

système centré. En fait l'axe visuel fait avec l'axe optique de l'oeil un angle  $\alpha$  qui vaut en moyenne 5 degrés chez l'adulte. C'est cette puissance sur l'axe visuel qu'il faut corriger. Par contre, la mesure objective peut se faire sur un axe différent de celui du point de fixation ; il convient donc de vérifier que cette différence d'axes n'entraîne pas de variation trop grande de puissance.

Les résultats expérimentaux [20] montrent que l'astigmatisme qui apparaît pour des excentricités supérieures à 30 degrés est important ( $> 2,5$  dioptries). Toutefois, si on reste à des excentricités inférieures à 5 degrés la structure de l'image reste semblable à celle obtenue sur la fovéa et la variation de puissance est faible ( $< 0,25$  dioptrie).

#### 4 - Aspect réel de la formation des images rétiniennes

La classification des aberrations géométriques de l'oeil, le supposant système centré, n'est utile que par sa commodité. La réalité est plus complexe : on observe notamment des variations sensibles de "l'aberration sphérique" suivant les méridiens et une dissymétrie notable sur un même méridien. La puissance mesurée hors de l'axe assez irrégulière également, se distingue nettement de la puissance calculée à partir des marches de rayons dans l'oeil théorique. [21]

L'aspect d'une très petite source présente une auréole de rayons capillaires et un halo de diffusion dus à la diffusion par différentes inhomogénéités intra-oculaires. Ce dernier phénomène n'est guère sensible en optométrie objective sauf dans le cas d'affections pathogènes (pouvant ainsi être dépistées, si l'observation de l'image ophtalmoscopique le permet).

En outre, il intervient dans la formation de l'image rétinienne un phénomène dynamique mis en évidence par ARNULF : les microfluctuations d'accommodation.

L'oeil modifie constamment sa mise au point (plusieurs fois par seconde). La variance dioptrique de ces microfluctuations est faible surtout lorsque l'oeil n'accommode pas ( $\approx 0,05$  dioptrie) [22] de plus ce phénomène est intégré lors d'une mesure prolongée qui donne ainsi la position dioptrique moyenne.

## II - b) IMAGE PAR DOUBLE TRAVERSEE DIFFUSION RETINIENNE

La lumière arrivant sur la rétine est retrodiffusée par celle-ci. C'est grâce à cette lumière émergente de l'oeil que se fera la mise au point indiquant objectivement les défauts de réfraction de l'oeil.

### 1 - Etudes de l'image par double traversée

Une des premières études publiée sur la qualité de cette image par double traversée est due à A. ARNULF et F. FLAMANT qui donnèrent le profil d'éclairement de l'image d'une fente fine [23]. De nombreuses autres études suivirent visant surtout à connaître par voie objective la fonction de transfert de l'oeil.

Dans le visible, on observe que 60 à 80 % de la lumière émergente conserve sa polarisation. A cet égard R. RÖLHER, U. MILLER et M. ABERL [10] ont étudié, en les séparant, les meilleures mises au point correspondant à la lumière gardant sa polarisation et à la lumière dépolarisée. Ils trouvent pour la première un plan de réflexion correspondant au plan des récepteurs (aucune défocalisation par rapport à la mise au point subjective) et pour la seconde un plan de rétrodiffusion moyen situé à 50 microns devant ces récepteurs (+0,14 dioptrie de défocalisation par rapport au subjectif). La qualité d'image donnée par la lumière gardant sa polarisation serait un peu meilleure que pour la lumière défocalisée. Leur étude effectuée en lumière verte et sur la fovéa montre également que la réflexion sur le plan des récepteurs n'est pas spéculaire mais que l'indicatrice d'intensité de la lumière réfléchie correspond à l'efficacité subjective (effet STILES-CRAWFORD) ; alors que la lumière dépolarisée a une efficacité constante sur la pupille.

Bien que la lumière servant à la mesure objective, lumière réfléchie par la rétine, ne soit précisément pas la lumière physiologiquement efficace, il semble que dans certaines conditions (emploi de radiations visibles et réfraction dans la région fovéale) on puisse envisager une bonne concordance entre réfractions objectives et subjectives.

### 2 - Etude de la diffusion rétinienne

L'étude précédente ne permet pas explicitement de séparer la rôle de l'optique de l'oeil et de la rétine. Un travail récent dû à J.M. GORRAND [24]



donne dans le visible les fonctions de transfert de modulation séparées de l'optique de l'oeil et de la diffusion de la rétine sur la fovéa et la rétine périphérique. Alors que la qualité optique varie peu dans le champ, la perte de modulation due à la diffusion rétinienne, faible sur la fovéa, devient très vite importante pour des excentricités de quelques degrés.

### 3 - Variations en fonction de la longueur d'onde

Bien que l'on sache que la qualité de l'image par double traversée baisse rapidement quand on opère dans l'infrarouge il n'existe pas, à notre connaissance, de données précises à ce sujet dans la littérature. Nous avons donc été amené à faire nous même une évaluation expérimentale de cette variation.

Un premier montage ayant pour base l'optomètre enregistreur des micro-fluctuations d'accommodation de P. DENIEUL nous a permis d'évaluer le profil de l'image par double traversée d'une fente éclairée par des sources de répartitions spectrales différentes. Les résultats sont très variables suivant le type de source employé (lampe à incandescence avec filtre coupant le rouge et l'infrarouge, lampe à incandescence et filtre rouge, Diode AsGa) et la portion de rétine utilisée (fovéa ou  $15^\circ$  d'excentricité). Ils montrent que la largeur de la diffusion causée par la rétine croit considérablement lorsqu'on passe du vert au rouge puis à l'infrarouge. Elle est également plus forte à  $15^\circ$  que sur la fovéa, toutefois la précision de la méthode ne permet pas de mesurer précisément cette largeur de diffusion.

Un second montage nous a permis d'enregistrer le facteur de modulation d'une mire périodique éclairée également avec des sources de répartition spectrale différentes. La fréquence spatiale de la mire était de  $2,86 \text{ (degré)}^{-1}$ , la pupille de l'oeil de 4 mm de diamètre.

Nous avons obtenu pour une lampe à incandescence munie des filtres suivants :

.../...

	Modulation
Filtre interférentiel 550 nm	0,76
Filtre vert large Schott BG	0,73
Filtre jaune large Schott OG	0,32
Filtre rouge Wratten 29	0,25

Ces modulations sont corrigées de la baisse due au reflet cornéen. Nous n'avons pu obtenir de valeur pour le proche infrarouge car les détecteurs et sources dont nous disposions ne donnaient pas un rapport signal à bruit suffisant. Néanmoins on peut constater l'accord des modulations obtenues avec les résultats de notre premier montage.

D'autre part en comparant, cette fois, les valeurs des réfractions objectives visible et infrarouge on fait apparaître un décalage qui ne peut s'expliquer totalement par le chromatisme de l'oeil.

Il semble d'après les observations que la rétrodiffusion de la lumière infrarouge soit moins localisée sur le plan des récepteurs qu'en visible, mais qu'elle se fasse de façon moins précise dans l'épaisseur de la rétine (le pointé obtenu étant celui d'un plan moyen de rétrodiffusion)<sup>[25]</sup>. La variation de diffusion entre la région fovéale et extra fovéale peut s'expliquer par l'absence de réseau d'irrigation sanguine et la faible épaisseur de la première zone.

.../...

En définitive ces résultats semblent remettre en cause l'emploi de l'infrarouge dans la mesure absolue de la réfraction. En effet, la diffusion importante de la lumière infrarouge dans l'épaisseur de la rétine est à l'origine d'une plus grande imprécision de pointé pour ces longueurs d'onde.

## II - c) VOILE DU AU REFLET CORNEEN

Si l'on peut éviter les réflexions parasites dans l'instrument en séparant les trajets d'éclairage et d'analyse, les réflexions sur les surfaces du système optique de l'oeil (images de PURKINJE) ajouteront de la lumière parasite à l'image par double traversée. Parmi ces réflexions seul le reflet sur le premier dioptre de la cornée est gênant par son intensité. En effet, le calcul du coefficient de réflexion  $\rho$  de ce dioptre et de la couche de larmes qui le recouvre donne :

$$\rho = 2 \cdot 10^{-2} \quad |26|$$

Ce qui est bien supérieur au facteur de réflexion en double traversée de l'oeil,  $T$  de l'ordre de  $10^{-4}$ .

Ce reflet donne une image du champ (à l'infini) au foyer du miroir convexe de 8 mm de rayon de courbure que forme la cornée. Les variations de proximité du champ ayant peu d'influence, il est localisé à peu près dans le plan de la pupille.

On peut donc éliminer le voile que ce reflet donne dans le plan de l'image en diaphragmant la partie centrale de la pupille ou en respectant le principe de GULLSTRAND qui consiste à utiliser des portions de pupilles excentrées et distinctes pour les faisceaux incident et émergent. Mais ces solutions conduisent à une erreur de réfraction due à l'aberration sphérique de l'oeil (voir § II-a et demande un centrage très précis de la pupille.

Voyons dans le cas d'une réfraction à pleine pupille l'influence de cette réflexion. Revenons pour cela aux calculs photométriques.

### 1 - Détection électronique

Le signal enregistré correspond au flux modulé de l'image auquel il faut ajouter le flux constant donné par le voile uniforme. (apport supplémentaire de bruit).

.../...

Le flux utile image est (cf I,b)

$$\phi' = T \tau_1 \tau_2 L_0 S \Omega$$

où S est la surface de la pupille et  $\Omega$  le champ d'éclairage et d'analyse.

Le flux parasite  $\phi'_p$  est le flux reçu dans un angle d'analyse  $\Omega$  par une source de surface  $(\frac{R}{2})^2 \Omega$  (où R est le rayon de courbure de la cornée) et de luminance  $\rho \tau_1 \tau_2 L_0$  :

$$\phi'_p = \rho \tau_1 \tau_2 L_0 (\frac{R}{2})^2 \Omega^2$$

On peut donc calculer le rapport des deux flux qui donnera une limite absolue à la modulation obtenue dans certaines conditions (pupille et champ)

$$\frac{\phi'}{\phi'_p} = \frac{TS}{\rho (\frac{R}{2})^2 \Omega}$$

Soit avec un champ  $\Omega = 5^\circ \times 5^\circ = 6.10^{-3}$  rd et un diamètre pupillaire de 3 mm ( $\rho = 2.10^{-2}$ , R = 8 mm)

$$\frac{\phi'}{\phi'_p} = 1/2$$

Ce qui limite la modulation à 33 % maximum.

On voit donc qu'il est intéressant de limiter le champ ; ce n'est toutefois pas possible de manière importante dans le cas d'une analyse électronique où pour garder une bonne dynamique ( et une bonne valeur de modulation) il faut utiliser des objets de fréquence spatiale pas trop petite ( $2 \text{ degré}^{-1}$ ). Une solution acceptable pourrait être :

$$\Omega = 2^\circ \times 2^\circ$$

alors avec  $\omega = 4 \text{ mm}$   $\frac{\phi'}{\phi'_p} \approx 8,3$

.../...

## 2 - Cas d'une observation visuelle

Le voile uniforme dû au reflet cornéen s'ajoute à l'image fine observée et baisse son contraste. Il faut comparer les éclairements rétinien au niveau de l'observateur donnés par ces deux images.

Le dispositif instrumental conjugué la pupille du patient avec celle de l'observateur. Afin de minimiser les défauts de l'oeil de ce dernier (notamment l'astigmatisme) la conjugaison peut se faire avec un rapport de réduction de la pupille  $\gamma$  ( $< 1$ ). la surface de la pupille de l'observateur ainsi limitée sera  $\gamma^2 S$  et l'éclairément rétinien donné par l'image utile

$$\mathcal{E}' = T \tau_1 \tau_2 L_o \gamma^2 S \times D^2 \times \tau_o \quad (\text{cf I,b})$$

De même la surface de la pupille de l'observateur qui est utilisée pour le reflet cornéen est réduite à :

$$\gamma^2 \times \left(\frac{R}{2}\right)^2 \Omega$$

Alors l'éclairément rétinien de l'observateur donné par le reflet cornée du patient est

$$\mathcal{E}'_p = \rho \tau_1 \tau_2 L_o \gamma^2 \times \left(\frac{R}{2}\right)^2 \times \Omega \times D^2 \times \tau_o$$

Le rapport des deux éclairéments rétiniens est donc également donné par

$$\frac{\mathcal{E}'}{\mathcal{E}'_p} = \frac{TS}{\rho \left(\frac{R}{2}\right)^2 \Omega}$$

Dans le cas d'un test formé de deux points de 2 minutes d'angle apparent on obtient pour une pupille du patient de 3 mm de diamètre :

.../...

$$\frac{C_{16}}{P} \approx 10^4$$

Le reflet cornéen est donc pratiquement éliminé. Ce principe fut d'ailleurs retenu par A. ARNULF pour le rétinofocomètre.

## II - d) CONCLUSION

D'après cette étude des aberrations de l'oeil, de la diffusion rétinienne et du reflet cornéen il semble que les conditions suivantes soient préférables pour une réfraction objective :

- lumière visible
- réfraction à pleine pupille
- champ proche de la fovéa
- tests fins, si possible ponctuels.

## III - ACCOMMODATION

L'oeil organe vivant, modifie constamment ses caractéristiques optiques. La manifestation la plus évidente de ces variations est l'accommodation. Celle-ci peut être volontaire et de grande amplitude (jusqu'à une vingtaine de dioptries pour les sujets jeunes) ou subir involontairement de petites variations (de l'ordre du dixième de dioptrie) à des fréquences élevées (plusieurs par seconde).

Ce dernier aspect, les microfluctuations d'accommodation, n'intervient pas dans la mesure de la réfraction. En effet, si la mesure est effectuée suffisamment lentement les microfluctuations d'accommodation sont intégrées et on mesure un état moyen d'accommodation.

Par contre, cet état moyen d'accommodation n'est pas parfaitement contrôlé par le sujet. Ainsi, un blocage momentanée de l'accommodation (particulièrement chez les sujets jeunes) peut masquer une hypermétropie ou faire paraître myope un sujet emmétrope.

Ce phénomène est donc une importante cause d'erreur de réfraction aussi bien en optométrie objective que subjective.

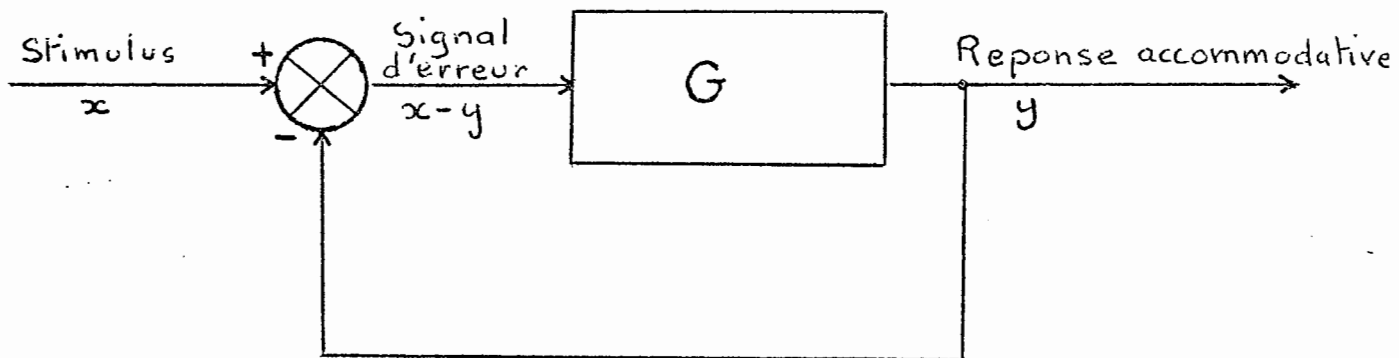
.../...

### III -a) ETUDES RECENTES SUR L'ACCOMMODATION - MODELISATION

Un grand nombre d'expériences ont eu pour objet l'étude de la réponse accommodative de l'oeil soumis au stimulus constitué par la présentation d'un test à différentes proximités. Les premiers résultats ont permis à TOATES de proposer un modèle mathématique permettant de décrire ce phénomène stimulus - réponse [27]. De nombreuses autres études ont précisé les paramètres de cette modélisation en étudiant notamment l'influence de la luminance du test, de la qualité d'image, du diamètre pupillaire, du spectre des fréquences spatiales du test

TOATES, partant de l'observation que l'oeil sur-accommode sur un test placé à grande distance et sous accommode sur un test placé à faible distance, et que ce phénomène s'inverse pour une position de test voisine de la position de repos de l'oeil (position que prend cet oeil en champ vide) proposa une modélisation de la relation stimulus réponse accommodative sous forme d'un asservissement. (fig. 5).

Une version simple de ce modèle est donnée par le schéma suivant :



la relation entre la réponse accommodative et le stimulus est donnée par

$$y = \frac{G}{1+G} x$$

.../...

Il existe donc toujours une erreur d'accommodation à l'équilibre donnée par :

$$x - y = \frac{1}{1+G} x$$

qui est d'autant plus faible que le gain G est plus grand.

Pour rendre compte plus précisément du phénomène il est nécessaire d'introduire dans la boucle des éléments non linéaires qui déforment la réponse lorsque les limites de l'amplitude d'accommodation sont approchées et dépassées. D'autre par les valeurs x et y ne représentent pas les proximités du test d'accommodation d'une part et de la position accommodative de l'oeil d'autre part, mais ces proximités en prenant comme origine la position de repos de l'oeil. Ainsi une forme mathématique plus précise du phénomène serait :

$$y - R = \frac{G}{1+G} (x-R) + \text{termes non linéaires}$$

où x, y, R, représentent respectivement les proximités du test, de la réponse accommodative de l'oeil, et de sa position de repos.

La proximité R de la position de repos est variable suivant les individus mais pour un sujet considéré comme emmétrope elle se situe en moyenne à - 1,5 dioptries. |28,29,30|

Les études qui ont suivi ont permis de montrer que le gain G était d'autant plus grand que l'image rétinienne du test contenait "plus d'information". C'est ainsi qu'il a été montré que G croît lorsque la luminance du test croît |31| lorsque le diamètre pupillaire croît |32| lorsque l'image rétinienne est plus riche en fréquences élevées |33| le dernier point pouvant provenir soit des fréquences effectivement contenues dans l'objet soit de la fonction de transfert de modulation d'un éventuel instrument interposé entre l'oeil et le test. |34|

En résumé, l'oeil répondant à un stimulus d'accommodation se comporte comme un système à asservissement proportionnel. Un signal d'erreur fourni par la



rétine entre la position accommodative et la position du test est amplifié et pilote le muscle ciliaire. Le gain de cette boucle est d'autant plus grand que l'image du test est riche en informations et l'erreur d'accommodation qui en résulte est alors plus faible

### III - b) METHODE DU BROUILLARD

Afin de réduire l'influence de l'accommodation dans une réfraction subjective, l'examen est mené suivant la méthode du brouillard.

Cette méthode consiste à brouiller l'oeil examiné à l'aide de verres d'essais en le rendant myope puis à la débrouiller en réduisant progressivement la puissance des verres tout en demandant au sujet de déchiffrer un tableau d'optotypes. La valeur de la réfraction sera donnée par le plus fort verre (en valeur algébrique) procurant la meilleure acuité en vision de loin.

Considérons en effet la représentation schématique de l'évolution de l'acuité en fonction de la puissance de l'oeil et des verres placés devant lui (fig.7).

Dès le départ de la réfraction subjective l'oeil doit être brouillé et la puissance verre + oeil doit se trouver en  $D_0$ .

Tout effort d'accommodation correspond à une augmentation de la puissance du groupe oeil + verres. A partir de la position  $D_0$  cette accommodation conduit à une perte d'acuité. Le patient qui est incité à déchiffrer un tableau d'optotypes est donc sollicité à relâcher son accommodation.

L'oeil est ensuite débrouillé jusqu'à une acuité de 4/10 à 6/10. Le praticien peut alors déterminer l'astigmatisme à la mire de PARENT ou au test des chevrons puis le compenser en étant sûr que les deux focales sont devant la rétine.

En diminuant de nouveau la puissance des verres l'acuité du patient croît jusqu'à une valeur maximale  $V_M$  et se maintient à cette valeur lorsque la puissance des verres diminue, le sujet compensant la diminution de puissance des verres en accommodant. On obtient ainsi un plateau d'acuité qui se termine en  $D_p$  lorsque la compensation exige une accommodation qui est la limite de l'amplitude d'accommodation. La puissance  $D_R$  du plus fort verre donnant l'acuité  $V_M$  est la

mesure de la réfraction de l'oeil examiné.

Le praticien peut alors ajuster la correction des astigmatés grâce aux cylindres de JACKSON. Cette méthode relativement simple comporte néanmoins des difficultés. Elle doit être conduite rapidement pour ne pas fatiguer l'attention du patient et ne pas provoquer de spasmes d'accommodation (surtout chez les jeunes hyperopes). La valeur de brouillage  $D_0$ , départ de la méthode doit être obtenue rapidement mais avec une certaine précision. En effet si  $D_0$  est trop faible il n'est pas certain que les deux focales d'un éventuel astigmatisme se trouvent bien en position myopique et d'autre part nous avons vu dans le paragraphe précédent que si  $D_0$  est trop grand l'oeil peut revenir dans sa position de repos et ainsi fausser la réfraction.

### III - c) MYOPIE INSTRUMENTALE

Le terme de myopie instrumentale s'applique au phénomène de sur-accommodation enregistré lorsque l'on observe une image à travers un instrument.

Le phénomène est particulièrement important lorsqu'il s'agit de la mise au point d'un microscope monoculaire sur un test, même de haut contraste et riche en détail [35]. La myopie apparente est alors comprise entre 0,5 et 5 dioptries avec une valeur moyenne de 2,5 dt.

On sait, par ailleurs, que la luminance (pour des valeurs comprises entre  $5 \cdot 10^{-3}$  cd/m<sup>2</sup> et  $2 \cdot 10^3$  cd/m<sup>2</sup>), le grandissement (entre 6 et 50 fois), la longueur d'onde (entre 400 nm et 650 nm), le champ visuel, la direction de regard, la taille apparente du test n'ont pratiquement pas d'effets sur la myopie instrumentale

D'autre part, il a été démontré qu'il existe une forte corrélation entre le résultat de la mise au point d'un microscope et la position de repos de l'oeil [36].

En conséquence, il semble que le phénomène de myopie instrumentale, bien que plus complexe que les expériences décrites au paragraphe III-a, puisse être interprétées par le modèle exposé dans ce paragraphe. En effet, si l'instrument est au départ très défocalisé, l'image n'offre pas de stimulus d'accommodation et l'oeil prend sa position de repos. Lorsque la focalisation est ajustée l'image

devient suffisamment nette pour stimuler le mécanisme d'accommodation mais en fait la rapidité de la focalisation manuelle, ainsi que le faible gain d'asservissement causé par une pupille instrumentale réduite, empêche l'oeil de réagir par une éventuelle désaccommodation si le test est amené de façon hypéropique, et le résultat final de la mise au point sera proche de la réfraction de l'oeil dans la position de repos.

Donc si l'on veut, dans un optomètre objectif, s'affranchir le plus possible de cette myopie instrumentale il faut disposer dans l'instrument d'un test de haut contraste à bords nets permettant la désaccommodation du sujet. Ce test devra être présenté au sujet de façon hypéropique suivant une procédure proche de la méthode du brouillard mais avec une lenteur suffisante pour permettre à l'oeil de répondre au stimulus car une approche trop rapide laisserait l'oeil dans sa position de repos.

Il a été montré en outre que des images situées hors fovéa dans le champ périphérique proche pouvaient, dans certaines conditions (disque présentant des objets de haut contraste) solliciter l'accommodation. Il est donc important dans la réalisation d'un optomètre objectif d'éviter de tels stimuli et le champ devra être si possible limité par un diaphragme sombre et défocalisé par rapport au test de mesure [36].

Afin de tester ces résultats nous avons procédé à une étude expérimentale permettant de comparer trois dispositifs de présentation de tests du point de vue de la réponse accommodative.

Un test, formé par un anneau de Landolt de contraste 1 et dont la brisure faisait un angle apparent de 1,6 minute entouré de quatre croix de contraste 1 à bords nets de 35 minutes de côté, est présenté au sujet suivant trois dispositifs :

1 - Dans les conditions d'un examen subjectif c'est-à-dire, que le test était présenté sur un fond lumineux à 5 m et vu à travers des verres d'essais.

2 - A travers un instrument comportant un diaphragme près de l'oeil simulant un oculaire.

.../...

3 - A travers un instrument comportant une grande frontale de sorte que l'oeil se trouvait à 300 mm de la première monture du dispositif.

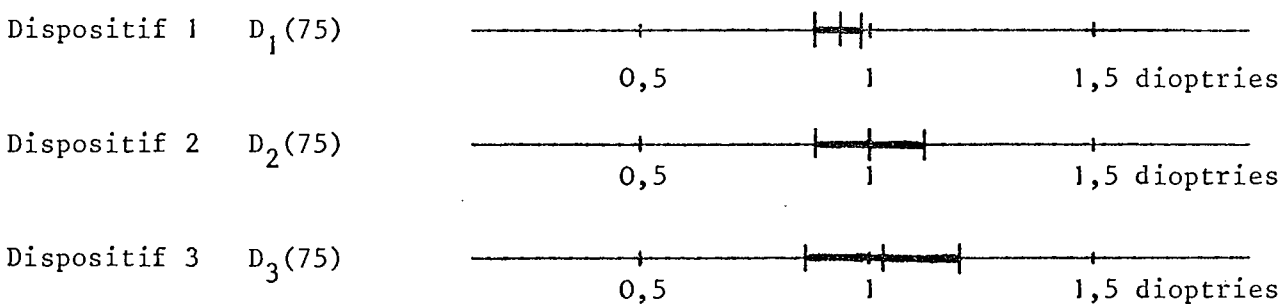
Dans les trois cas la vision était monoculaire, avec pupille naturelle le champ éclairé ( 5 degrés) la luminance ( $145 \text{ cd m}^{-2}$ ) étaient identiques. Dans les dispositifs 2 et 3 les diaphragmes limitant l'optique étaient de dimension apparente plus grande que le diaphragme de champ placé à 0,5 dt derrière le test.

Dans les trois cas le test était présenté défocalisé de façon hypéro-  
pique, semblablement à la méthode du brouillard. Le but étant de tester l'effica-  
cité de la sollicitation à la désaccommodation que constitue un tel test dans les  
trois dispositifs nous avons cherché à déterminer la réponse accommodative de l'oeil  
dans les trois cas.

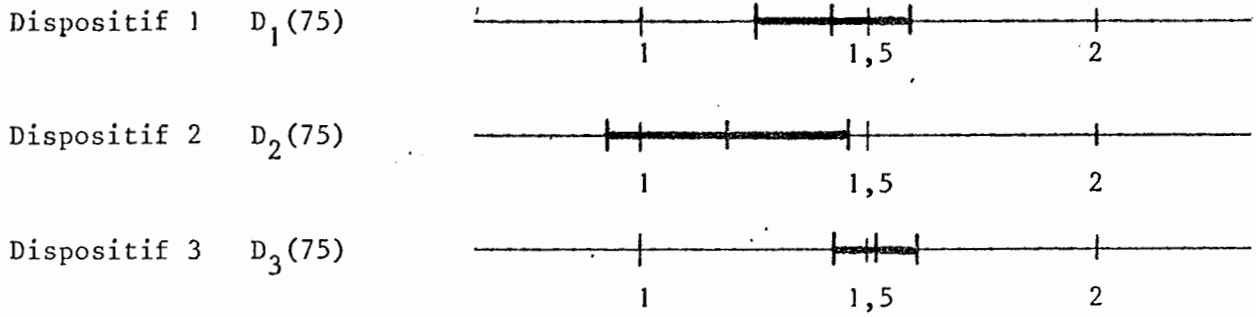
Pour cela nous avons fait une mesure de seuil par la méthode des sti-  
muli constants. L'anneau de Landolt de dimension constante était présenté de  
manière aléatoire à différentes proximités suivant des orientations variables. Le  
sujet devait reconnaître ces orientations ; le seuil recherché était la proximité  
D(75) correspondant à 75 % de bonnes réponses, elle est obtenue à partir du  
diagramme représentant le pourcentage de bonnes réponses en fonction de la pro-  
ximité du test on déduit également un écart type de cette présentation. Bien que,  
D(75) soit une référence arbitraire elle permet de comparer les trois dispositifs.

Les résultats sont indiqués ici avec leur intervalle d'incertitude  
obtenu à partir de l'écart type des mesures :

Sujet A



.../...

Sujet B

Compte tenu des incertitudes il n'apparaît pas de différence nette entre les trois dispositifs. Ceci confirme les conclusions tirées de l'examen du modèle accommodatif et nous permet de penser que la méthode du brouillard peut être adaptée à l'optomètre objectif de manière à réduire la myopie instrumentale.

## C - SOLUTIONS RETENUES

Comme résumé et conséquence du chapitre précédent, et avant de décrire dans le détail le projet d'optomètre, nous allons exposer les solutions que nous avons retenues pour principe et stratégie de mesure de la réfraction.

### I - POINTE

#### I - a) PRINCIPE

La mesure est faite par analyse de la qualité de l'image d'un test observé après double traversée de l'oeil. Cet examen se fait avec la totalité de la pupille naturelle de l'oeil du patient et permet une mesure aussi proche que possible des conditions réelles de vision en tenant compte de tous les défauts présents. En plus de la mesure de la réfraction elle permet au praticien d'obtenir des informations sur la qualité d'image finale, la transmission et la diffusion des milieux oculaires qui lui sont précieuses pour dépister certains cas pathologiques.

#### I - b) DOMAINE SPECTRAL - DETECTION

Compte tenu de l'évolution de la qualité d'image avec la longueur d'onde nous avons choisi de faire la réfraction dans le domaine visible. Ce choix permet une détection visuelle directe par observation de l'image par double traversée qui d'une part est une solution très simple et qui d'autre part conduit à une moindre perte d'informations.

En outre cette solution ne nécessite aucune correction de la mesure due au chromatisme ou au plan moyen de rétrodiffusion de la rétine ; corrections qui sont mal connues et varient entre individus.

#### I - c) CHOIX DU TEST DE MESURE-DISPOSITIF

La mesure se fait par netteté sur un test ponctuel. La gêne produite par la forte luminance du test est ainsi atténuée et d'autre part le voile dû au reflet cornéen est très faible. Un schéma du dispositif de mesure est présenté sur la figure 8.

Deux objectifs identiques  $O_1$  et  $O_2$ , dits objectifs ophtalmoscopiques,

sont disposés symétriquement de part et d'autre de la séparatrice S et définissent ainsi une voie d'éclairage par  $O_1$  et une voie d'analyse par  $O_2$ . Le test ponctuel lumineux  $T_0$  est projeté sur la rétine et l'image par rétrodiffusion est observée en  $T''_0$  à l'aide d'un oculaire, dans un plan symétrique de celui de  $T_0$  dans la voie d'analyse. Dans le cas général  $T_0$  ne se trouve pas conjugué avec la rétine et son image forme sur celle-ci une tache de diffusion qui est observée en  $T''_0$  après rétrodiffusion avec une double défocalisation. Les points objet  $T_0$  et d'analyse  $T''_0$  peuvent se déplacer symétriquement sur les axes des objectifs  $O_1$  et  $O_2$ . Ainsi lorsque  $T_0$  est conjugué de la rétine ( et dans le cas d'un oeil anastigmat) on observe en  $T''_0$  une image ponctuelle qui correspond à un minimum de la tache de diffusion. Le pointé consiste donc à amener  $T_0$  et  $T''_0$  dans la position du meilleur stigmatisme. La réfraction pupillaire de l'oeil examiné est alors donnée par la proximité par rapport à la pupille P de l'oeil du point T conjugué à la fois de  $T_0$  et  $T''_0$  par les objectifs  $O_1$  et  $O_2$  et de la rétine.

$$R = \frac{1}{PT}$$

Lorsque P se trouve au foyer F commun de  $O_1$  et  $O_2$  (position télécentrique) la réfraction est donnée par :

$$R = \frac{T_0 F'_1}{f^2} = \frac{T''_0 F'_2}{f^2}$$

ou  $F'_1$  et  $F'_2$  sont respectivement les foyers des objectifs  $O_1$  et  $O_2$  et f la distance focale commune à ces deux objectifs. La réfraction s'exprime donc simplement en fonction des paramètres instrumentaux. (réfractomètre de BADAL)

Dans le cas d'un oeil astigmat, le pointé précédent n'est réalisable que pour deux méridiens orthogonaux et l'image se décompose en deux focales. On pointe alors successivement ces deux focales ainsi que l'azimut correspondant.

.../...

### I - d) ETENDUE DE MESURE

L'étendue de mesure a été fixée à - 20 dioptries ; + 20 dioptries.

Ce domaine dioptrique permet de couvrir la quasi totalité des amétropies ainsi que la mesure de réfraction d'aphaques. Toutefois, il est possible d'étendre ce domaine en faisant porter une correction approchante au sujet.

### II - TEST DE FIXATION

Au cours de la mesure de la réfraction le sujet est invité à fixer son attention sur un test de fixation afin de contrôler son accommodation. Conformément aux résultats du chapitre précédent, ce test est à bords nets et fortement contrasté. Il est défocalisé par rapport au test de mesure de façon hyperopique d'une valeur fixe quelquesoit la position de celui-ci, ainsi lorsque le test de mesure est mis au point sur la rétine en partant des valeurs les plus élevées en valeur algébrique (suivant un principe proche de la méthode du brouillard) le test reste toujours défocalisé et incite le sujet à désaccommoder.

Ce test de fixation est unidimensionnel c'est-à-dire formé d'une ligne noire dont les extrémités (voir fig.9) restent dans une direction proche de la direction de la ligne. Cette disposition permet de répéter indépendamment le procédé de mesure pour les deux focales. Après le pointé de la première focale (la plus hyperope) le test de fixation est tourné de 90° et permet de faire le pointé de la seconde focale en restant défocalisé.



## D - DESCRIPTION DE L'OPTOMETRE

I - DESCRIPTION GENERALE - POSSIBILITES DE L'INSTRUMENT

L'optomètre objectif assisté par microprocesseur est caractérisé par les points suivants :

- Mesure de la réfraction par analyse de la qualité d'image d'un test ponctuel éclairé en lumière blanche.
- Pointé par visée dans un oculaire.
- Mesure faite à pleine pupille, la pupille instrumentale couvrant largement la pupille du patient afin de permettre de faibles excentrement sans perturber la mesure.
- Présentation simultanée au test de mesure d'un test de fixation unidimensionnel défocalisé.
- Assistance d'un microprocesseur qui, suivant les différentes phases de la mesure (centrage, pointé, etc....), met en jeu les organes intéressés, prend en compte les valeurs des pointés prévient les fausses manoeuvres et faux pointés, calcule et présente la réfraction sur des afficheurs, sort le résultat sur imprimante
- Possibilité de correction de l'amétropie dans l'instrument et de vérification de l'acuité obtenue, à l'aide d'un réfracteur situé dans un plan conjugué de la pupille du patient.
- Etendue de mesure + 20 dt à - 20 dt  
Sensibilité 0,25 dt.
- Utilisation de deux collimateurs latéraux permettant de présenter à l'oeil non examiné un champ éclairé limité par un diaphragme à bords flous, de même diamètre apparent que le champ du test de fixation de l'oeil examiné.

Cette optique auxiliaire a pour but de présenter aux deux yeux un test d'aspect identique dont la fusion est obtenue avec une convergence nulle. La synergie accommodation - convergence est ainsi employée pour faire désaccommoder le

.../...

sujet. Le collimateur latéral peut toutefois être coupé dans le cas d'un patient ayant des difficultés de fusion binoculaire (oeil non directeur, effet de neutralisation etc...).

- Possibilité de visée et de centrage précis de la pupille à travers l'instrument à l'aide de systèmes d'éclairage auxiliaires situés dans des axes différents et permettant une visée par coïncidence.

- Positionnement du patient à l'aide d'une mentonnière. L'instrument est centré sur l'oeil du patient à l'aide d'un levier tridimensionnel commandant des moteurs électriques qui déplacent l'instrument.

## II - ENSEMBLE OPTIQUE

Le schéma optique simplifié de la partie principale de l'optomètre est présenté sur la figure 10.

Les deux voies (éclairage et analyse) du schéma de principe ( fig.8 ) sont ici séparées, à l'aide d'un cube séparateur ce qui, par rapport à une lame séparatrice, améliore la qualité d'image aux proximités élevées.

Chacune des deux voies, éclairage ou analyse, comporte une partie fixe et une partie mobile. La partie mobile (bloc source dans la voie d'éclairage ; oculaire dans la voie d'analyse) a pour fonction de permettre la variation de proximité du point objet  $T_0$  et du point  $T''_0$  visé.

Les parties fixes de chacune des voies sont identiques et symétriques l'une de l'autre par rapport au cube séparateur.

Chaque voie comprend un afocal de grossissement moins un et un objectif ophtalmoscopique  $O_1$ . L'afocal a pour fonction de transporter la pupille de l'oeil en vraie grandeur dans l'appareil en Pa ou Pe. L'objectif  $O_1$  est alors placé en position télécentrique. L'intérêt de ce dispositif à transport de pupille est double. Il permet d'allier une frontale sujet - instrument importante à un objectif ophtalmoscopique de focale courte. Ceci a pour avantage d'offrir un plus grand confort pour le patient tout en obtenant avec un faible déplacement de la partie mobile une variation importante de la proximité du test (2mm pour 1 dioptrie)

.../...

et donc une course totale réduite. Le second intérêt du dispositif est de permettre la correction de l'amétropie dans l'appareil à l'aide d'un réfracteur placé au niveau de l'image de la pupille en  $P_c$ . Les défauts sphériques et cylindriques de l'oeil peuvent être ainsi compensés et, en présentant un tableau d'optotypes au sujet, on peut vérifier l'acuité obtenue avec la correction trouvée.

## II - a) PARTIE FIXE

Cet ensemble optique doit assurer le transport de pupille la projection du test de mesure sur l'oeil et la reprise de l'image rétinienne pour des proximités variant de + 20 dioptries à - 20 dioptries à partir de la pupille.

La conservation de la qualité optique des tests malgré la variation importante de position du champ est la difficulté majeure de la réalisation de cet ensemble optique. Il est en effet important lors de la présentation du tableau d'optotypes, qui peut s'effectuer à une proximité quelconque, que la qualité d'image intrinsèque de l'appareil ne dégrade pas l'acuité du sujet. Après les premiers résultats du calcul il est apparu que cette qualité d'image ne pourrait pas être conservée sur la totalité du domaine dioptrique avec le même ensemble optique. Nous avons donc été amené à séparer le domaine dioptrique total en trois parties :

- Une partie centrale de - 12 dioptries à + 8 dioptries qui correspond à l'emploi le plus fréquent de l'appareil.
- Une partie myopique de - 12 à - 20 dioptries.
- Une partie hypéropique de + 8 à + 20 dioptries.

Ces deux dernières parties du domaine dioptrique sont atteintes à partir du domaine central en interposant des éléments optiques additionnels de puissance appropriée dans l'espace conjugué de la pupille ( $P_c$  ou  $P_a$ ) et destinés à rattraper les aberrations pour les proximités auxquelles ils travaillent.

Le champ de l'appareil est de 9 degrés ce qui impose des diamètres de verres assez importants dans cette partie fixe.

Le facteur de réflexion de l'oeil en double traversée étant très faible

il est important de veiller à obtenir une transmission maximale de chacune des voies et de réduire au maximum toute diffusion. Ainsi la voie d'analyse a été réalisée en ligne et possède une transmission totale de 30 %

La voie d'éclairage est coudée à l'aide d'un miroir M qui amène par axe parallèle à celui de la voie d'analyse ( $T = 20 \%$ ). Ce renvoi est nécessaire pour rendre solidaire le déplacement du bloc source et de l'oculaire.

Le calcul et la réalisation de l'optique ont été effectués par les établissements Angénieux.

## II - b) PARTIE MOBILE - BLOC SOURCE - OCULAIRE

La partie mobile en translation comporte deux ensembles distincts :

- Le bloc source qui projette les tests de mesure, les tests de fixation ou le tableau d'optotypes. (fig. 11)

- L'oculaire qui permet la visée de l'image rétinienne. (fig. 13)

Le bloc source possède deux fonctions : projeter deux points tests intenses  $T_0$  (angle apparent 2 minutes, luminance au niveau oeil  $4.10^6 \text{ cd m}^{-2}$ ) et simultanément des tests de fixation unidimensionnels  $T_1$  (luminance du fond  $800 \text{ cdm}^{-2}$ ); présenter le tableau d'optotypes  $T_2$  (contraste 0,98 luminance  $900 \text{ cd m}^{-2}$ ) lors de la phase de vérification de l'acuité (la répartition spectrale de la lumière utilisée pour la mesure est représentée sur la fig. 12).

La première fonction nécessite deux voies ; les champs de ces deux voies se superposent grâce à une surface séparatrice  $S_2$  qui donne un maximum de transmission à la voie du test de mesure.

Ce test de mesure est constitué de deux points lumineux qui peuvent tourner autour d'un axe passant par le milieu du segment qui les joint. Cette rotation des points tests entraîne celle du test de fixation unidimensionnel. Le pointé de l'azimut d'une focale se fait en alignant les deux focales. Le synchronisme de la rotation du test de fixation permet de répéter l'opération tout en présentant un test défocalisé pour le méridien intéressé (voir § C - II).

La seconde fonction s'obtient en escamotant les tests de fixation et en

présentant le tableau d'optotypes  $T_2$  sur la même voie. Cette commande supprime les deux points tests.

L'oculaire remplit également deux rôles : pointer l'image rétinienne ou viser le plan de la pupille afin de contrôler le centrage de l'oeil et sa mise au point sur la pupille de l'instrument.

Il est composé de deux sous-ensembles (fig. 13) - Un élément de puissance  $E_3$  qui permet une visée de l'image rétinienne. L'ensemble de la voie d'analyse forme alors un afocal (en position 0 dioptrie) de grossissement 3,

- Un afocal  $O_5$  de grossissement moins un destiné à sortir l'anneau oculaire  $P''$  à 30 mm du dernier verre. Un observateur peut ainsi garder ses verres correcteurs pour effectuer un pointé.

Lors de ce pointé, des tests de fixation  $T_4$  sont présentés à l'observateur dans l'oculaire par l'intermédiaire du cube séparateur  $S_3$ .

La visée de la pupille est obtenue en escamotant l'élément de puissance  $E_3$  et le cube  $S_3$  et en interposant à la place un véhicule afocal de grossissement 2 destiné à accroître le champ. On obtient ainsi une loupe de GIC : 2,8.

L'oculaire et le bloc se déplacent solidairement en translation dans l'axe des voies d'analyse et d'éclairage de la partie fixe. La course totale de ce mouvement est de 40 mm.

## II - c) OPTIQUE ANNEXE

De part et d'autre de la voie d'analyse de l'optomètre sont disposés deux collimateurs destinés à présenter un fond uniforme de l'oeil non testé. Ce champ est limité par un bord flou de même diamètre que celui de la voie de fixation. La fusion de ces deux diaphragmes favorise la relaxation de l'accommodation.

Un collimateur projetant des tests dans le plan de la pupille du sujet permet par visée de centrage et la mise au point précise de celle-ci.

Un réfracteur porteur de verres correcteurs cylindriques est placé près de la pupille dans la voie d'éclairage. Ce réfracteur est destiné à compenser les défauts astigmatiques lors de la présentation du test subjectif d'acuité. Il comporte deux couronnes de verres qui fournissent des corrections de 0 à 5,75 dt

par sauts de 0,25 dt. Leur orientation est obtenue automatiquement par synchronisme de leur rotation et de celle des tests de mesure. Après le pointé de la seconde focale d'un oeil astigmatique les organes de pointé, puissance et azimuth, sont immobilisés à leur valeur enregistrée. Le praticien affiche alors la valeur de la puissance cylindrique à apporter au sujet dont l'amétropie est compensée et qui peut alors lire le tableau d'optotypes ( E de SNELLEN).

### III - ELECTRONIQUE ET INFORMATIQUE

L'automatisation de l'optomètre comprend la prise et le traitement des informations nécessaires au calcul de la réfraction ainsi que le contrôle des différentes phases de la réfraction (initialisation, réglage, pointé, vérification de l'acuité.....).

Ces informations et contrôles sont gérés par un microprocesseur.

Cette solution est bien adaptée au problème de l'optomètre, la puissance de traitement des informations du microprocesseur est largement suffisante et sa souplesse d'emploi est très appréciable. Ceci est particulièrement intéressant car le programme enregistré qui gère le contrôle de la réfraction peut être modifié assez facilement. L'automatisation peut être simplifiée ou élargie par retouches de parties de programme, tout en conservant la trame de celui-ci et l'organisation générale du microprocesseur.

#### III - a) FONCTIONS AUTOMATISEES DE L'OPTOMETRE

- Initialisation de l'appareil
- Calcul et affichage en temps réel de la valeur d'azimut et de puissance dans laquelle se trouve l'appareil
- Indication de l'oeil examiné
- Mise en mémoire de la valeur de la puissance et de l'azimut d'un ou deux pointés nécessaires à la mesure de l'amétropie
- Impression des résultats sur un ticket.

De plus, les manoeuvres de réglage, mesures, vérifications mettent sous tension les sources et moteurs nécessaires. Le microprocesseur "suit" les

différentes phases de la réfraction et peut prévenir d'une fausse manoeuvre ou d'un mauvais pointé.

### III - b) SCHEMA GENERAL ET ORGANISATION

L'organisation de la partie informatique est représentée sur la figure 14. Le système est conçu autour de la famille M 6800 MOTOROLA. L'ensemble est relié à l'extérieur par 4 PIA (Interfaces programmables).

Le PIA 1 est programmé en sortie de telle façon que les données soient transférées sur les afficheurs LED par l'intermédiaire d'un ensemble de circuits destinés à décoder l'adresse de l'afficheur LED et à transférer la donnée à afficher sur cet afficheur.

Le PIA 2 est programmé de telle façon qu'il reçoive sur ses lignes d'entrée les données en provenance de deux convertisseurs analogiques digitaux CAD 1 et CAD 2 connectés en parallèle. CAD 1 reçoit un signal analogique en provenance d'un potentiomètre linéaire représentant le déplacement de la partie mobile de l'optomètre et donc la puissance visée. CAD 2 reçoit un signal analogique provenant d'un potentiomètre rotatif représentant l'azimut des deux points tests. Les deux convertisseurs ont une capacité de 10 bits et un temps de conversion de 10  $\mu$ s.

Le PIA 3 est programmé afin que le registre A fonctionne en entrée et le registre B fonctionne en sortie.

La partie A reçoit sur chacune de ses lignes les informations suivantes :

- a) Réfracteur cylindrique en position zéro
- b) Position réglage
- c) Position oeil droit (OD) ou oeil gauche (OG)
- d) Position vérification
- e) Verre additionnel négatif ; domaine - 12 dt ; - 20 dt.
- f) Verre additionnel positif ; domaine + 8 dt ; + 20 dt.

La partie B envoie sur chacune de ses lignes les informations suivantes :

- a) Marche - Arrêt du moteur entraînant la partie mobile.
- b) Alarme réfracteur vers avertisseur

.../...

c) Verre additionnel négatif en position ; indiquée en face avant du rack

d) Verre additionnel positif en position indiquée en face avant du rack

e) Sens de rotation du moteur d'entraînement de la partie mobile.

Les arrêts ou mises sous tension de différentes sources sont assurés par une circuiterie extérieure commandée par les commutations nécessaires à la manipulation : passage en position visée de pupille (phase réglage) ; passage en position visée (phase mesure) ; passage en position présentation d'optotypes (phase vérification).

Le PIA 4 est programmé en sortie et l'imprimante destinée à présenter les résultats sur ticket y est connectée.

### III - c) MISE EN OEUVRE DES FONCTIONS

#### 1 - Fonction initialisation

A la mise sous tension de l'appareil ou après chaque demande d'impression des résultats, le système est automatiquement initialisé. Cette fonction a pour effet, d'une part de réinitialiser toutes les mémoires nécessaires à la mesure et au déroulement du programme et d'autre part de positionner à l'aide d'un moteur la partie mobile à + 5 dt. Cette position est l'origine choisie pour la méthode de pointé par les valeurs positives elle est suffisante pour brouiller la grande majorité des patients. Toutefois, si le patient est un fort hypérope il y aura lieu de choisir manuellement une origine plus éloignée.

#### 2 - Fonction réglage

Il s'agit de placer la pupille de l'oeil à l'intérieur de la pupille instrumentale. Ceci est réalisé en déplaçant l'optomètre qui est fixé sur un statif motorisé suivant trois axes XYZ. Selon la direction Y (horizontale perpendiculaire à l'axe optique) le déplacement se fait à vitesse variable. Une grande vitesse étant nécessaire pour passer rapidement d'un oeil à l'autre. Ceci est réalisé par un moteur pas à pas commandé par des fréquences différentes. L'introduction en phase

.../...



réglage est obtenue à l'aide de la manette qui dans l'oculaire place le véhicule nécessaire à la visée de pupille. Un capteur envoie l'information au microprocesseur via le périphérique interface. Cette action met également sous tension la source qui projette sur la plan de la pupille instrumentale le repère permettant l'ajustement en X.

L'information OD ou OG est également fournie au microprocesseur grâce à la position de l'optomètre dans la direction OY. L'information est répétée sur la face avant du rack et figure sur le ticket fourni en fin de réfraction.

### 3 - Affichage et calcul en temps réel de la position dioptrique et de l'azimut

L'information sur la position dioptrique visée par l'optomètre est fournie par un potentiomètre linéaire représentant le déplacement de la partie mobile commandée manuellement. La tension obtenue est numérisée par le convertisseur analogique digital CAD 1 et la valeur obtenue X est prise en compte par le microprocesseur via l'interface PIA 2. Le microprocesseur calcule alors la valeur dioptrique correspondante. Cette valeur Y est, conformément à la règle, la puissance du verre à placer à 12 mm devant le sommet de l'oeil testé pour le rendre emmétrope. La valeur Y à afficher et qui correspond à la position instantanée de l'optomètre est donnée par la formule

$$Y = \frac{AK(X - X_0) + B}{CK(X - X_0) + D}$$

où  $X_0$  est la valeur donnée par le potentiomètre correspondant à  $Y = 0$  dioptrie, K est le coefficient de sensibilité tenant compte du potentiomètre et du convertisseur analogique digital, A, B, C, D sont des coefficients numériques liés à l'optique employée (donc des éventuels éléments additionnels) et à la distance oeil - verre (12 mm).

L'information sur l'azimut est fourni par un potentiomètre rotatif lié à l'orientation des points tests qui est modifiée manuellement par l'opérateur. La tension correspondante est numérisée par le convertisseur analogique - digital

CAD 2 et la valeur obtenue  $\alpha$  est introduite dans le microprocesseur par l'intermédiaire du PIA 2. La valeur de l'azimut  $\theta$  est calculée par le microprocesseur selon la formule :

$$\theta = k \alpha \text{ Mod } 180$$

ou  $k$  est le coefficient de sensibilité tenant compte du potentiomètre et du convertisseur analogique - digital.

Les valeurs  $Y$  et  $\theta$  sont présentées en temps réel sur des afficheurs en face avant du rack électronique par l'intermédiaire du PIA 1.

#### 4 - Calcul et présentation de la valeur de la réfraction après pointé

L'opérateur recherche manuellement la mise au point des tests de mesure sur la rétine de l'oeil examiné. Ce pointé se décompose dans le cas général en deux pointés de focales et de leur azimut respectif.

Lorsque la première de ces focales est nette l'opérateur aligne la direction des points tests dans la direction des focales et appuie sur un bouton poussoir pour enregistrer ce pointé. Le microprocesseur met alors en mémoire les valeurs  $Y_1$  et  $\theta_1$  correspondantes.

Sur la face avant du rack un afficheur est réservé à la présentation de la réfraction ; il se présente sous la forme de 3 blocs de digits S, C, Y correspondant à la notation usuelle de la correction : sphère, cylindre, azimut de l'axe du cylindre. Le PIA effectue le transfert des données du calculateur vers l'afficheur. Après le premier pointé la valeur  $Y_1$  vient s'afficher en S. Si aucun autre pointé n'intervient avant la fin de la phase de mesure (c'est-à-dire avant la vérification ou une demande d'impression), ce qui est le cas si l'oeil observé est astigmatique, ce résultat reste sur l'afficheur et constitue la valeur de la réfraction qui sera imprimée sur le ticket.

Si l'oeil est astigmatique l'opérateur procède à un second pointé, introduisant dans le microcalculateur les valeurs  $Y_2$  et  $\theta_2$  (avec  $Y_2 < Y_1$  puisque la mesure

.../...

se fait suivant la méthode du brouillard).

La réfraction est calculée et présentée sur l'afficheur sous la forme :

$$S = Y_2 ; C = Y_1 - Y_2 ; \phi = \frac{\theta_1 + \theta_2}{2} - 45^\circ$$

en notation cylindre positif.

Les deux focales étant orthogonales la valeur  $|\theta_1 - \theta_2|$  doit être d'autant plus proche de  $90^\circ$  que le pointé a été effectué avec une bonne précision.

Le calculateur procède donc à un test sur la valeur  $|\theta_1 - \theta_2|$  et fournit un renseignement sur la fiabilité du pointé effectué en présentant sur le ticket le résultat du test, codé de la manière suivante :

Si  $85^\circ < |\theta_1 - \theta_2| < 95^\circ$  le code est \*\*\*\*

Si  $75^\circ < |\theta_1 - \theta_2| < 85^\circ$  ) " " \*\*\*

ou  $95^\circ < |\theta_1 - \theta_2| < 105^\circ$ )

Si  $65^\circ < |\theta_1 - \theta_2| < 75^\circ$  ) " " \*\*

ou  $105^\circ < |\theta_1 - \theta_2| < 115^\circ$ )

Si  $55^\circ < |\theta_1 - \theta_2| < 65^\circ$  ) " " \*

$115^\circ < |\theta_1 - \theta_2| < 125^\circ$ )

Si  $|\theta_1 - \theta_2| < 55^\circ$  ) " " rien

ou  $125^\circ < |\theta_1 - \theta_2|$  )

Le praticien peut ainsi évaluer, en fonction de la valeur du cylindre affichée, la confiance qu'il peut avoir dans la mesure

##### 5 - Adjonction de verres additionnels

Lorsque l'amétropie du sujet l'exige le domaine dioptrique de mesure peut être étendu jusqu'à + 20 dioptries ou - 20 dioptries en interposant respectivement dans l'instrument un verre additionnel positif ou négatif. Dans chaque cas l'information est acquise au calculateur par l'intermédiaire du PIA 3. Un voyant clignotant signale également la modification en face avant du rack.

.../...

## 6 - Fonction vérification

La mesure de la réfraction de l'oeil examiné étant terminée, une vérification de l'acuité de l'oeil peut être effectuée dans l'appareil.

Les organes de pointés restant dans la position du dernier pointé, l'opération manoeuvre un levier qui fait apparaître au sujet le tableau d'optotypes. La correction cylindrique (si il y a lieu) est introduite par l'opérateur à l'aide de boutons molletés.

La puissance du cylindre étant affichée son orientation est automatiquement correcte et la vérification subjective peut avoir lieu. Si le contrôle est positif l'opérateur l'indique à l'aide d'un bouton poussoir en face avant du rack électronique, l'information est transférée, via le PIA 3, au microprocesseur; qui la met en mémoire.

## 7 - Impression des résultats

Les résultats de mesures, disponibles en face avant du rack électronique, peuvent être imprimés sur un ticket. L'imprimante contrôlée à l'aide du PIA 4 inscrit les informations suivantes :

Oeil droit(ou gauche)

SPH = S CYL = C ( $\phi$ )

Subjectif > 12/10 (cas d'une vérification positive)

Subjectif < 12/10 (cas d'une vérification négative)

Si la vérification subjective n'a pas été effectuée seule les deux premières lignes sont imprimées.

## 8 - Alarmes et sécurités

L'optomètre, outre l'indication de fiabilité du pointé résultant du test d'orthogonalité des azimuts, prévient l'observateur de la fausse manoeuvre qui consiste à laisser un verre cylindrique du réfracteur en position dans la phase mesure. Cette alarme réfracteur est un signal sonore piloté par l'intermédiaire du PIA 3.

.../...

Dans le cas où la méthode du brouillard n'a pas été respectée pour effectuer le pointé des deux focales ( $Y_2 > Y_1$ ), ce qui peut être le cas lorsque la plus hypérope de ces focales est telle que  $Y_2 > 5$  dioptries (valeur de consigne de l'initialisation), le résultat est annulé et le microprocesseur renvoie l'équipage mobile en position extérieure (c'est-à-dire + 8 dt si aucun élément additionnel n'a été interposé).

### III - d) PROGRAMME DE CONDUITE

L'organigramme du programme de conduite est représenté sur la figure 15. Le système est conçu à partir d'une boucle appelée "Mesure" dont le temps de révolution, y compris les temps nécessaires aux deux conversions analogique - digital, est de 50 ms. Au cours de cette boucle mesure le microprocesseur vient scruter les signaux indiquant les différentes fonctions que l'opérateur peut demander. Ces fonctions sont réalisées par des segments de programmes à accomplir ; lorsque les fonctions sont effectuées le programme retourne dans la boucle mesure.

## E - PREMIERS RESULTATS

Dans cette dernière partie nous aborderons les premiers résultats d'une évaluation des possibilités de l'instrument.

Toutefois préalablement à toute étude des possibilités de l'optomètre dans des conditions réelles d'utilisation il était important de contrôler ses possibilités intrinsèques (précision, linéarité) et de procéder à une étude de la précision de pointé sur un oeil artificiel.

I - VERIFICATION DE LA FIABILITE INTRINSEQUE DE L'INSTRUMENT

Nous avons choisi tout d'abord de vérifier l'exactitude de la valeur affichée Y correspondant à la position de l'optomètre. Cette valeur est liée au déplacement du potentiomètre linéaire par la formule :

$$Y = \frac{AK(x-x_0) + B}{CK(x-x_0) + D}$$

Le paramètre K qui dépend de la sensibilité du potentiomètre et du convertisseur analogique - digital à été préalablement déterminé par mesure d'un déplacement connu. Les paramètres A, B, C, D, ont été tirés des valeurs des éléments paraxiaux de l'optique employée. La valeur calculée à partir de ces données paraxiales a été comparée avec la valeur donnée à partir de la marche des rayons dans l'optique. L'écart entre les valeurs de Y n'exède pas 0,1 dt.

Après cette première vérification numérique nous avons procédé à une vérification expérimentale. La valeur  $x_0$  ayant été déterminée par autocollimation sur un miroir plan nous avons effectué une série de pointés sur des calibres sphérique dont le rayon de courbure était connu avec une grande précision ( $3 \cdot 10^{-2}$  à  $10^{-1}$  mm) et dont le sommet était placé très précisément sur la pupille instrumentale. Le centre de courbure du calibre pointé par l'optomètre fournissait une valeur aussi précise que possible (tant positive que négative) de proximité.

.../...

Le résultat de cette vérification indique un écart maximal de 0,1 dt. Cette précision est satisfaisante car outre l'incertitude due au pointé (qui est ici très faible de l'ordre de  $4.10^{-2}$  dt, car effectuée sur une image dont la qualité n'est pas dégradée par une cause extérieure à l'instrument), elle inclue toute la chaîne de mesure instrumentale. Cette précision finale obtenue cumulait donc :

- la précision due à l'optique (réalisation et réglage)
- la précision du capteur en l'occurrence la linéarité du potentiomètre.
- la précision du traitement numérique de l'information qui comprend la conversion analogique - digital ; le calcul de  $Y = f(X)$  ; l'affichage.

Cette précision est de 0,04 dt.

La précision intrinsèque de l'instrument est donc très suffisante pour la mesure des amétropies.

## II - POINTES SUR OEIL ARTIFICIEL

### II - a) PRECISION DES POINTES SUR IMAGE PARFAITE

Des pointés ont été réalisés sur un oeil artificiel formé d'un objectif de microscope et d'une rétine artificielle. Avec une pupille d'entrée de 4 mm l'erreur quadratique moyenne sur une série de 30 à 50 pointés est  $\sigma \approx 0,04$  dt et est de l'ordre de grandeur de la précision théorique de pointé longitudinal pour cette dimension de pupille.

Cet oeil artificiel, donnant une image ponctuelle de bonne qualité, a été rendu astigmaté à l'aide de verres d'essais cylindriques placés contre la pupille.

Dans les conditions l'écart type pour la position des focales est donné par

$$0,5 \text{ dt} < \text{astigmatisme} < 3 \text{ dt} \quad \sigma = 0,07 \text{ dt}$$

$$\text{astigmatisme} > 3 \text{ dt} \quad \sigma = 0,11 \text{ dt}$$

Les mesures de l'axe du cylindre indiquent un écart type  $\sigma = 2$  degrés.

### II - b) OEIL ARTIFICIEL AVEC CHROMATISME ET ABERRATION SPHERIQUE

Nous avons remplacé l'objectif de microscope utilisé dans l'oeil artificiel précédent par une lentille plan convexe présentant un résidu d'aberration

.../...

sphérique et un chromatisme axial de deux dioptries, destinée à simuler les aberrations de l'oeil dans le visible. L'oeil artificiel est toujours diaphragmé par une pupille de 4 mm.

Dans ces conditions, l'écart type  $\sigma$  de séries de 30 pointés sur une image anastigmatique donnent :

$$\sigma \approx 0,06 \text{ dt}$$

et sur une image astigmatique

$\sigma \approx 0,15 \text{ dt}$  sur la position de focales pour des astigmatismes de 3 à 4 dioptries et

$$\sigma = 2 \text{ degrés sur l'azimut des focales.}$$

### III - EXAMEN DES SUJETS

Le passage à l'oeil réel implique tout d'abord une baisse importante de l'éclairement de l'image rétinienne par rapport au cas de l'oeil artificiel. La qualité de l'image est en outre dégradée par la diffusion rétinienne et quelquefois des milieux oculaires traversés.

De plus, le sujet peut être enclin à accommoder accidentellement lorsque l'observateur effectue les pointés. Tous ces facteurs contribuent à détériorer la précision de pointé des images sur un oeil réel par rapport à l'oeil artificiel. Pour les sujets dont les milieux sont normalement transparents les fluctuations d'accommodations sont les causes principales de baisse de précision de pointé.

Une première série d'expériences a été faite en vue d'évaluer la précision de la mesure d'une réfraction sur un oeil naturel.

Une seconde série d'expériences a eu pour but de comparer la réfraction obtenue à l'aide de l'optomètre à la réfraction subjective classique.

#### III - a) DISPERSION DE LA MESURE SUR UN OEIL NATUREL

Nous avons étudié la précision de pointé sur trois sujets avec lesquels ont été effectués une cinquantaine de pointés répartis sur plusieurs semaines (afin de ne pas fatiguer le sujet par des pointés en série effectués en un laps de temps trop court).

Nous avons choisi un sujet emmétrope, un sujet astigmatique faible et un

.../...



sujet myope fortement astigmaté. Pour chaque sujet, les 50 pointés ont été effectués par un même observateur. Les résultats ci-après donnent la valeur moyenne de l'amétropie du sujet donnée par l'optomètre, ainsi que les écarts type  $\sigma$  relatifs aux valeurs de sphère, cylindre et axe.

Sujet J.M. oeil gauche (pratiquement emmétrope) 29 ans

Sphère : + 0,13 dt       $\sigma = 0,18$  dt

Sujet F.C. oeil gauche (myope astigmaté) 40 ans

Sphère = - 3,36 dt       $\sigma = 0,14$  dt

Cylindre : + 1,18 dt       $\sigma = 0,18$  dt

Axe : 177 degrés       $\sigma = 2$  degrés

Sujet D.R. oeil droit (myope, astigmaté) 29 ans

Sphère = - 8,70 dt       $\sigma = 0,38$  dt

Cylindre = + 5,88 dt       $\sigma = 0,40$  dt

Axe 95 degrés       $\sigma = 3$  degrés.

Les résultats montrent que l'on peut admettre un écart type  $\sigma$  de l'ordre de 0,2 dioptrie sur le pointé dioptrique des focales et 2 degrés sur leur direction tant que les amétropies restent faibles. Par contre en présence de forts astigmatismes (focales étirées et peu lumineuses) ou si la qualité de l'image se dégrade (diffusion des milieux) nous pouvons admettre respectivement  $\sigma = 0,40$  dt et  $\sigma = 3$  degrés.

### III - b) COMPARAISON ENTRE LES RESULTATS DONNES PAR L'OPTOMETRE ET L'EXAMEN

#### SUBJECTIF

La comparaison a porté sur les deux yeux de 15 sujets. Les valeurs données par l'optomètre ne sont pas le résultat moyenné de plusieurs pointés mais correspondent à une seule mesure.

L'examen subjectif a été effectué avec un tableau d'optotypes de fort contraste, sur fond clair de luminance environ 500 cd/m<sup>2</sup>. La correction est finalement testée en vision binoculaire afin de donner le maximum de confort de vision (et éviter notamment les amétropies importantes).

.../...

Dans les meilleurs cas, la correction est donnée à  $\pm 0,25$  dt près pour les verres sphériques et cylindriques et l'axe du cylindre est déterminé à  $\pm 5^\circ$  degrés près.

De plus certains principes de correction sont appliqués :

L'hypermétropie surtout s'il s'agit d'une première correction vue de sujets jeunes est légèrement sous corrigée ( $0,25$  dt à  $0,50$  dt) les forts hypermétropes étant plus sous-corrigés. L'hypermétropie est par contre corrigée exactement pour les adultes à la limite de la presbytie.

La myopie est corrigée exactement pour les myopes de moins de  $1,75$  dt ; au-delà elle est sous corrigée de  $0,25$  dt à  $0,50$  dt et même davantage pour les forts myopes. En outre, les myopes à la limite de la presbytie sont sous-corrigés.

En ce qui concerne l'astigmatisme il n'y a pas lieu de prescrire un cylindre faible, s'il n'améliore pas nettement la vision. Dans le cas de forts astigmatismes (environ  $5$  dt) la correction prescrite doit être sous-corrigée d'au moins  $1$  dioptrie. En outre, un astigmatisme inverse ou oblique, surtout en cas de première correction doit être sous corrigé. Dans tous les autres cas la correction doit être exacte.

Ces règles contribuent à expliquer l'écart entre la méthode objective et l'examen subjectif, particulier pour les sujets 4 et 10.

Les résultats des réfractions sont indiquées dans le tableau suivant avec la valeur des verres correcteurs portés par les sujets déjà corrigés.

En comparant globalement les résultats de l'examen subjectif et de l'optomètre on obtient les corrélations suivantes.

Pour la sphère  $73\%$  des résultats à l'intérieur de  $\pm 0,25$  dt.

Pour le cylindre  $68\%$  des résultats à l'intérieur de  $\pm 0,25$  dt.

Pour l'axe  $66\%$  des résultats à l'intérieur de  $\pm 5$  degrés (pour les cylindres supérieurs à  $0,5$  dt).

Ce qui, compte tenu du caractère instable de la réfraction, et comparative-ment à d'autres optomètres objectifs [37], est très satisfaisant.

SUJETS		LUNETTES	EXAMEN SUBJECTIF	OPTOMETRE
N° 1 43 ans	OD OG		- 0.25 (+0.25 à 55°) - 0.25 (+0.25 à 95°)	- 0.11 (0.55 à 58°) 0
N° 2 16 ans	OD OG	- 0.25 (+ 0.25 à 5°) - 0.50 (+0.50 à 170°)	- 0.25 (0.25 à 5°) - 0.50 (0.50 à 170°)	- 0.40 (0.51 à 4°) - 0.48 (0.70 à 167°)
N° 3 35 ans	OD OG	0 (+2 à 108°) - 0.50 (+1.50 à 70°)	0 (+2 à 112°) 0 (+1.50 à 75°)	+ 1.50 (1.63 à 105°) + 1.18 (1.38 à 66°)
N° 4 40 ans	OD OG	- 2.75 (+0.75 à 0°) - 2.75 (+0.75 à 0°)	- 2.75 (+0.75 à 0°) - 2.75 (+0.75 à 0°)	- 3.02 (+1.25 à 1°) - 3.30 (+1.15 à 176°)
N° 5 40 ans	OD OG	- 0.75 - 1 (0.25 à 176°)	- 1 - 1.50 (+0.50 à 0°)	- 0.96 - 1.30 (0.64 à 3°)
N° 6 38 ans	OD OG	- 0.50 (0.75 à 0°) - 1.50 (0.50 à 0°)	- 1 (+ 1.00 à 0°) - 1.75 (+0.50 à 0°)	- 0.59 (1.06 à 10°) - 1.46
N° 7 44 ans	OD OG	- 7.50 (+0.50 à 90°) - 7.00 (+0.50 à 90°)	- 7.50 (+0.75 à 120°) - 6.75 (+0.75 à 130°)	- 7.52 (0.81 à 134°) - 6.81 (0.66 à 123°)
N° 8 36 ans	OD OG		0 (+0.50 à 90°) + 0.25 (+0.25 à 95°)	- 0.18 (+0.69 à 92°) + 0.25
N° 9 29 ans	OD OG		+ 0.12 δ + 0.12 δ	+ 0.15 + 0.22
N° 10 29 ans	OD OG	- 7.50 (+3.75 à 90°) - 9.00 (+4.25 à 80°)	- 7.75 (+4 à 90°) - 9.00 (+4.50 à 85°)	- 9.24 (+6.18 à 93°) -10.25 (+5.30 à 88°)
N° 11 34 ans	OD OG		- 0.25 (+0.50 à 92°) + 0.25 (+0.25 à 85°)	0.04 (0.72 à 83°) 0.07 (0.69 à 85°)
N° 12 37 ans	OD OG	- 2.25 (+0.25 à 90°) - 2.25 (+0.25 à 112°)	- 2.25 (+0.25 à 100°) - 2.50 (+0.50 à 112°)	- 2.40 δ - 3.06 (+0.79 à 112°)
N° 13 45 ans	OD OG	0 (+0.5 à 22°) 0 (+0.25 à 164°)	0 (+0.5 à 0°) - 0.25 (+0.25 à 170°)	0 (+0.58 à 14°) + 0.07
N° 14 27 ans	OD OG		0 (+0.50 à 105°) + 0.25 (+0.75 à 70°)	+ 0.24 (+0.70 à 94°) + 0.22 (+0.68 à 76°)
N° 15 21 ans	OD OG	- 3 (+0.75 à 90°) - 2.25 (+1.0 à 87°)	- 3 (+0.75 à 90°) - 1.75 (+0.75 à 90°)	- 3.66 (+0.84 à 85°) - 2.07 (+1.07 à 95°)

## F - CONCLUSION

Bien qu'il soit encore trop tôt pour donner un bilan des possibilités de l'optomètre automatisé, bilan qui ne pourra s'établir qu'à partir d'un usage intensif en milieu clinique, nous pouvons résumer les points caractérisant cet optomètre objectif :

- a) Cet appareil se distingue des optomètres objectifs automatiques qui l'ont précédé, par une conception techniquement moins lourde et par la conservation de l'observation directe de la qualité d'image ophtalmoscopique.
- b) Il associe à cette observation visuelle, caractéristique des optomètres classiques, une exploitation des possibilités de calcul et d'automatisation fournies par l'emploi d'un microprocesseur. Ce qui se traduit par un avantage en rapidité et facilité d'utilisation.
- c) La précision intrinsèque de l'appareil s'est révélée satisfaisante et les premiers résultats de réfractions semblent indiquer une bonne corrélation avec la réfraction subjective classique. Ce point très important est dû principalement à l'emploi de tests de fixation efficaces.

## B I B L I O G R A P H I E

- |1| W.E. HUMPHREY  
A remote subjective refractor employing continuously variable sphere - cylinder corrections.  
OPTICAL ENGINEERING VOL 15 N° 4 1976 pp 286 - 291.
- |2| D.L. GUYTON  
Automatic refraction : The SR III subjective refraction system.  
THE OPTICIAN June 1977 pp 12 - 13.
- |3| W.N. CHARMAN  
A pioneering instrument : The Collins electronic refractionometer.  
THE OPHTHALMIC OPTICIAN Ap. 1976 pp 345 - 347.
- |4| R.C. MOHRMAN and J.G. HOGAN  
Automatic retinoscopy : The ophthalmometron  
THE OPTICIAN March 1977 pp 20 -29.
- |5| H.I. Mc DEVITT, J  
Automatic retinoscopy : The 6600 auto refractor.  
THE OPTICIAN May 1977 pp 33 - 42.
- |6| K.A. POLSE and K.E. KERR  
An automatic objective optometer  
Description and clinical evaluation  
ARCH. OPTICAL Vol. 93 March 1975 pp 225 - 231.
- |7| Y. LE GRAND  
OPTIQUE PHYSIOLOGIQUE T 1 p 99.
- |8| R.A. WEALE  
Polarized light and the human fundus oculi  
J. PHYSIOL. 1966 n° 186 pp 175 - 186.
- |9| F.W. CAMPBELL and R.W. GUBISCH  
Optical quality of the human eye  
J. PHYSIOL 1966 . 186 pp. 558 - 578.

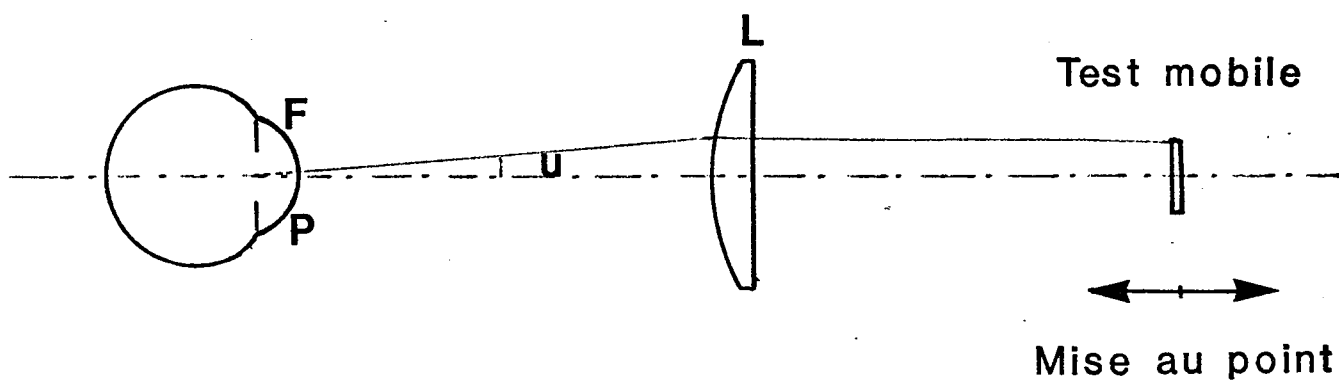
.../...

- |10| R. RÖLLER, V. MILLER and M. ABERL  
Zur Messung der modulationsübertragungsfunktion des lebenden menschlichen  
auges in reflektiertem Licht.  
VISION RESEARCH 1969 Vol. 9 pp 407 - 428.
- |11| D.H. SLINEY and B. FREASIER  
Evaluation of optical radiation hazards.  
APPLIED OPTICS 12, pp 1 - 24.
- |12| G.S. BRINDLEY and E.N. WILLMER  
The reflexion of light from the macula and the peripheral.  
J. PHYSIOL. 1952 - 116 pp 350 - 356.
- |13| M. ALPERN and F.W. CAMPBELL  
The spectral sensitivity of the consensual reflex.  
J. PHYSIOL. 1962 pp 478 - 507.
- |14| J.J. VOS, A.A. MUNNIK and J. BOOGAARD (1965)  
Absolute spectral reflectance of the fundus oculi.  
J. OPT. SOC. AM. 55 pp 573 - 574.
- |15| E. LUDVIGH and E.F. Mac CARTHY  
Absorption of visible light by the refractive media of the human eye.  
ARCH. of OPHTHAL. 1938 pp 20 - 37.
- |16| Y. LE GRAND  
Optique Physiologie T 2 pp 98 - 99.
- |17| A. IVANOFF  
Les aberrations de l'oeil.  
Revue d'Optique 1953.
- |18| C. LAPICQUE  
Etude sur la formation des images rétiniennes.  
REVUE D'OPTIQUE 1936 (N° 4).
- |19| Y. LE GRAND  
Optique Physiologique T 3 pp 11 - 15.

- |20| O. DUPUY  
Mesure de la puissance de l'oeil en dehors de l'axe.  
REVUE D'OPTIQUE Fév. 1967 pp 79 - 83.
- |21| Y. LE GRAND  
Optique Physiologique T 3 p. 137.
- |22| P. DENIEUL  
Etude des fluctuations d'accommodation de l'oeil par optométrie infra-  
rouge  
THESE Orsay Mai 1980.
- |23| F. FLAMANT  
Etude de la répartition de lumière dans l'image rétinienne d'une fente.  
REVUE D'OPTIQUE 1955 n° 9 pp 433 - 459.
- |24| J.M. GORRAND  
THESE Orsay 1977.
- |25| F.C. DELORI ; E.S. GRAGOUDAS ; R. FRANCISCO ; R.C. PRUETT  
Monochromatic ophthalmoscopy and fundus photography.  
ARCH. OPHTHAL. May 1977 pp 861 - 868.
- |26| Y. LE GRAND  
Optique physiologique T 1 pp 76 - 77.
- |27| F.M. TOATES  
A model of accommodation.  
VISION RESEARCH 1970 VOL. 10 pp 1069 - 1076.
- |28| G. WESTHEIMER  
Accommodation measurements in empty visual fields.  
J. OPT. SOC. AM. Aug. 1957 pp 714 - 718.
- |29| H.W. LEIBOWITZ and D.A. OWENS  
Night myopia and the intermediate dark focus of accommodation.  
J. OPT. SOC. AM. Oct. 1975 pp 1121 - 1128.

- [30] M.W. MORGAN, Jr  
The resting state of accommodation.  
AM. J. of OPTOM. 7/1957 pp 347 -353.
- [31] C.A. JOHNSON  
Effects of luminance and stimulus distance on accommodation and visual resolution.  
J. OPT. SOC. AM. Feb. 1976 pp 138 - 142.
- [32] R.T. HENNESSY, TAKEO IIDA, KEN SHINA and H.W. LEIBOWITZ.  
Effects of pupil size on accommodation.  
VISION RESEARCH 1979 Vol. 16 pp 587 - 589.
- [33] W.N. CHARMAN and JILL TUCKER  
Dependance of accommodation response on the spatial frequency spectrum of the observed object.  
VISION RESEARCH 1977 Vol. 12 pp 129 - 139.  
and  
Accommodation as a function of object form.  
AM. J. of OPTOM. Feb. 1978 Vol. 55 pp 84 - 92.
- [34] G.G. HEATH  
The influence of visual acuity on accommodative responses of the eye.  
AM. J. of OPTOM. Oct. 1956 pp 513 - 524.
- [35] H.A.W. SCHOBBER, H. DEHLER and R. KASSEL  
Accommodation during observations with optical instruments.  
J. OPT. SOC. of AM. Jan 1970 pp 103 - 107.
- [36] R.T. HENNESSY  
Instrument Myopia  
J. OPT. SOC. AM. Oct. 1975 pp 1114 - 1120.
- [37] P. CHASSAGNETTE  
La réfraction objective : Expérimentation confrontée des techniques classiques et d'une technique électronique (Le Dioptron)  
Thèse pour le doctorat en médecine - Université de PARIS VI 1975.
-





u angle apparent constant

Figure 1

Optomètre de BADAL

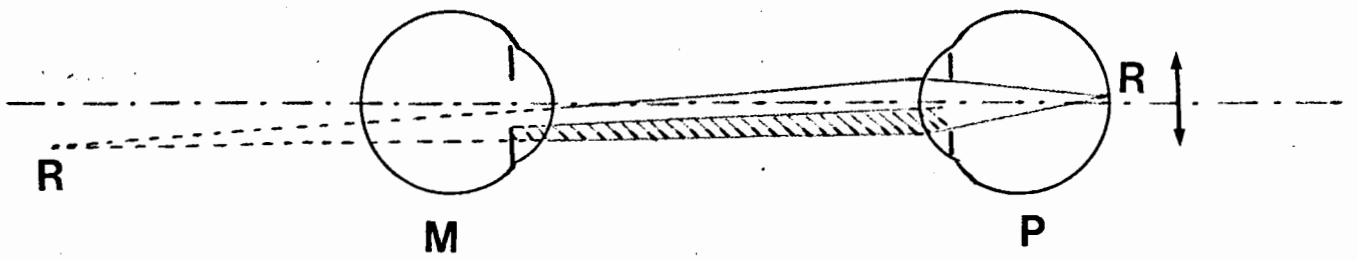


Figure 2

Skiascopie

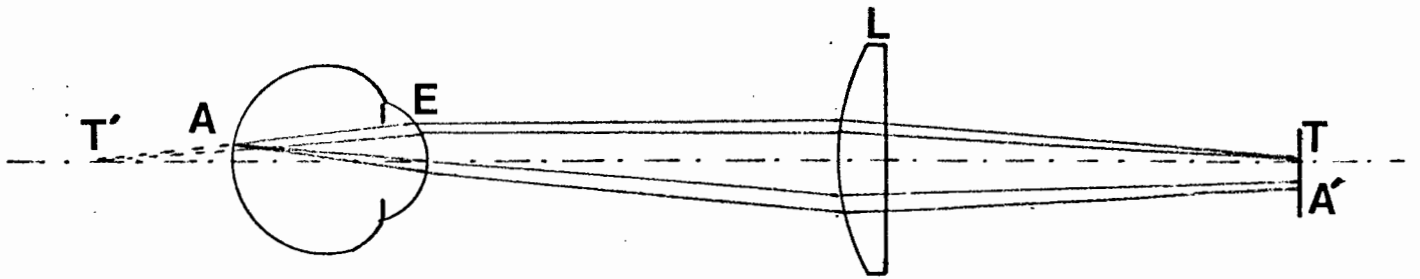


Figure 3

Optomètre à coïncidence

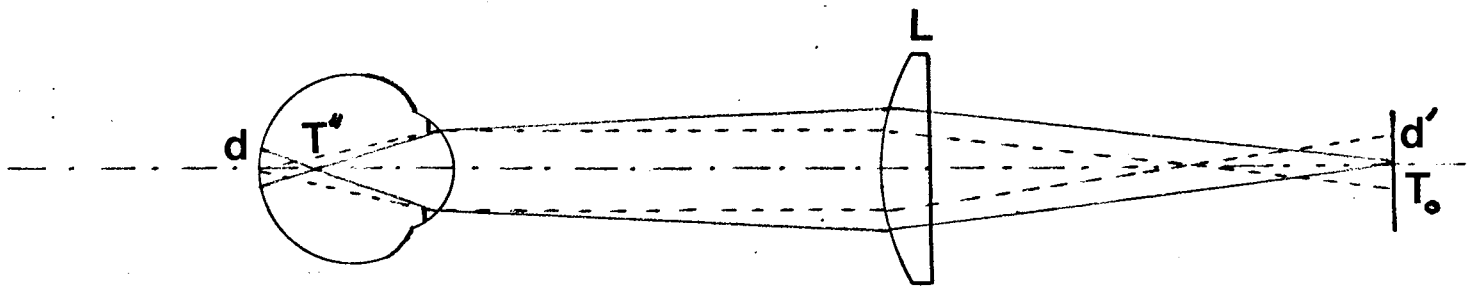


Figure 4

Réfraction par analyse de la qualité d'image

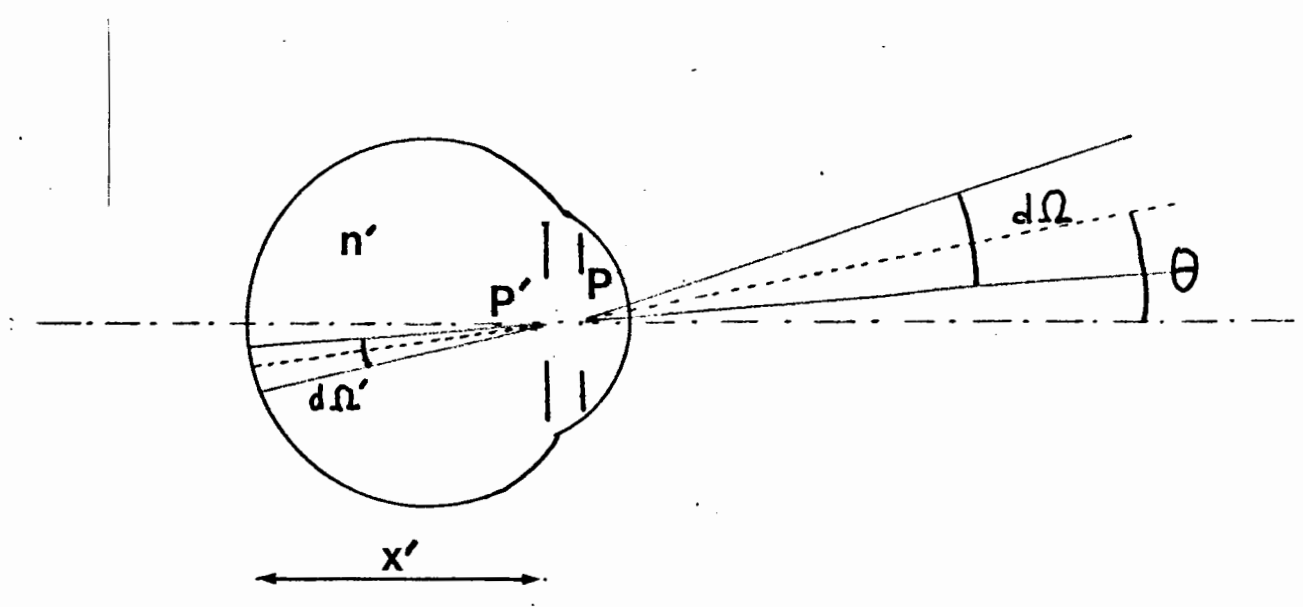


Figure 5

Notations photométriques

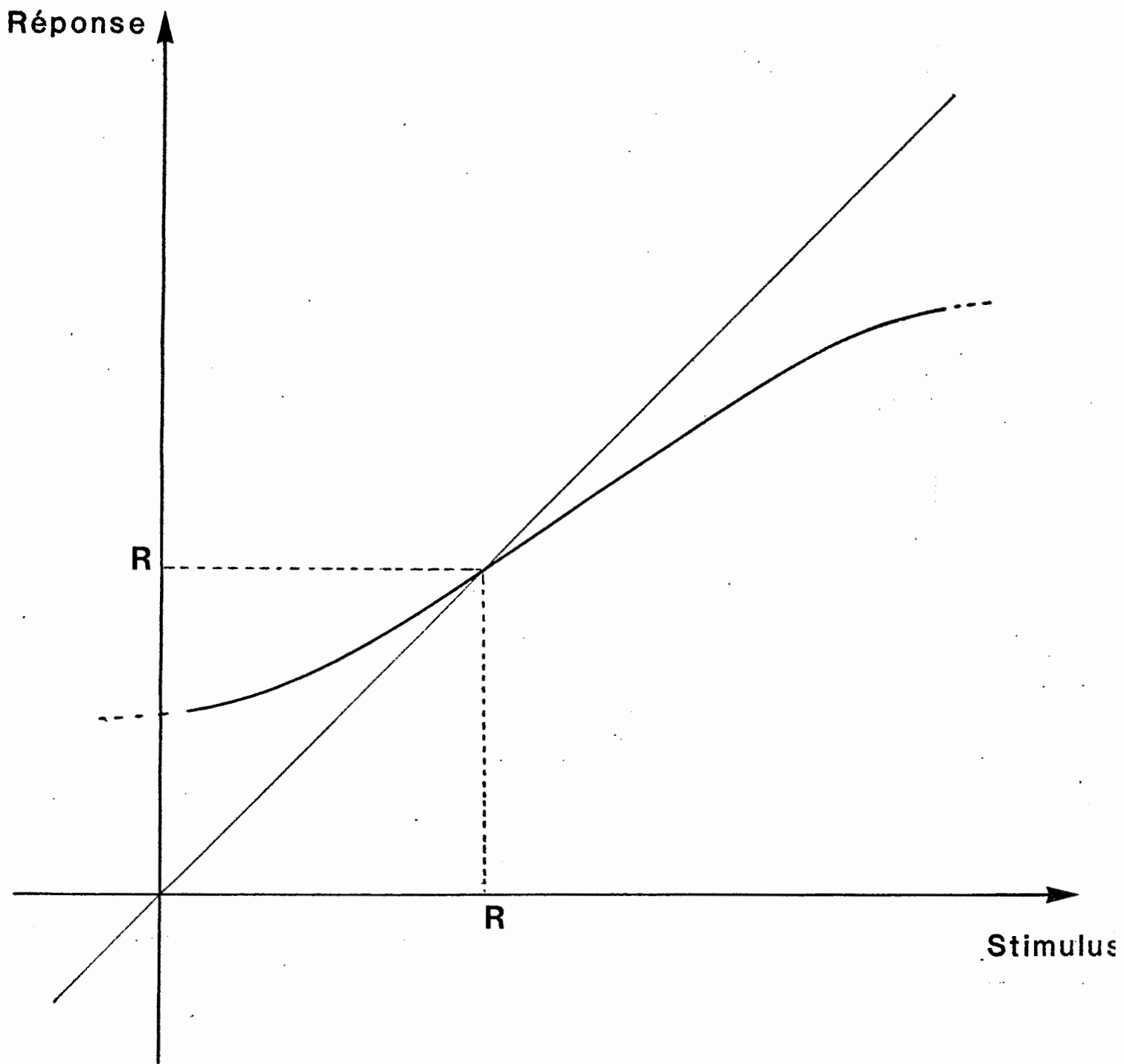


Figure 6

Réponse de l'oeil à un stimulus accommodatif

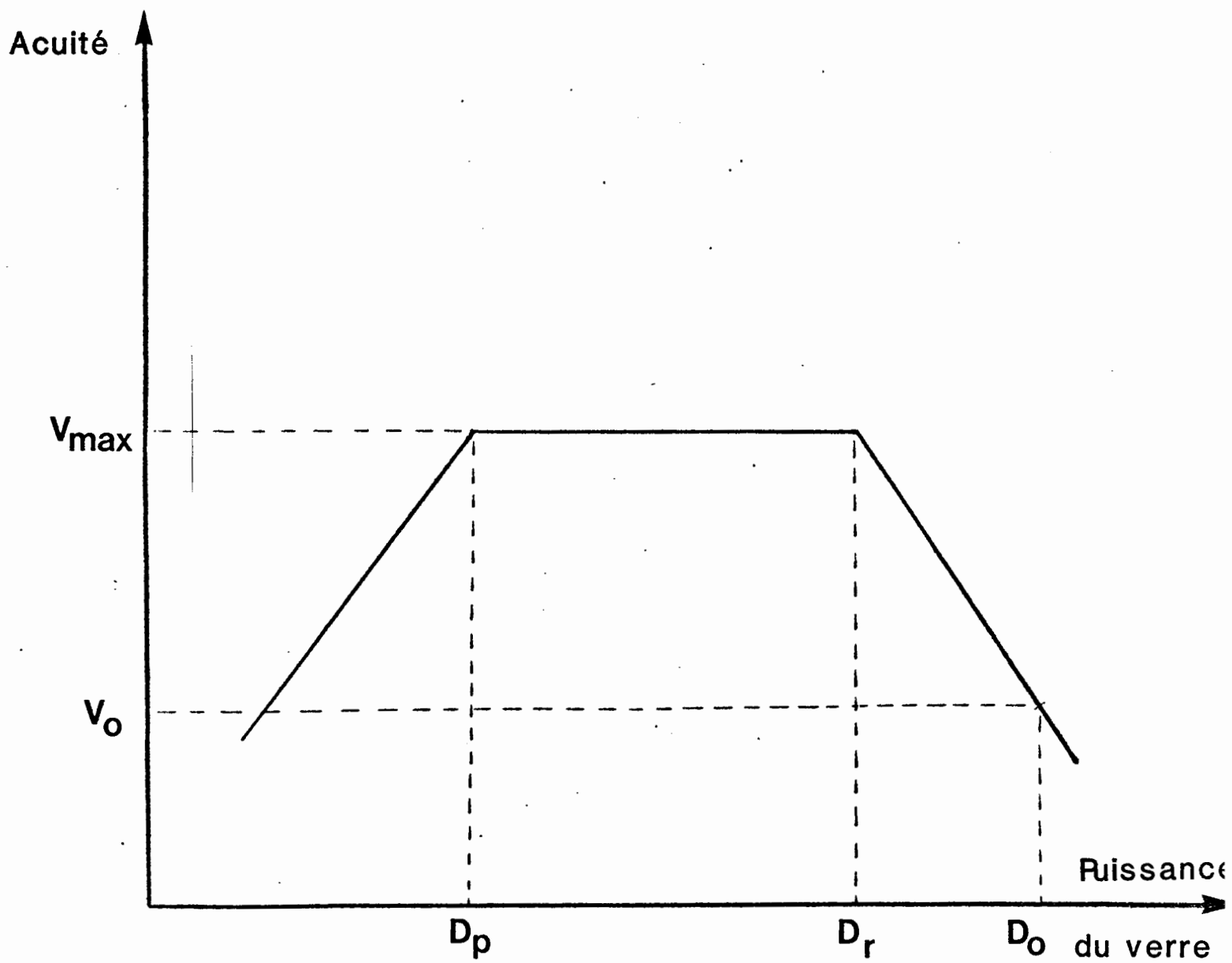


Figure 7

Evolution schématique de l'acuité  
en fonction de la puissance du verre d'essai

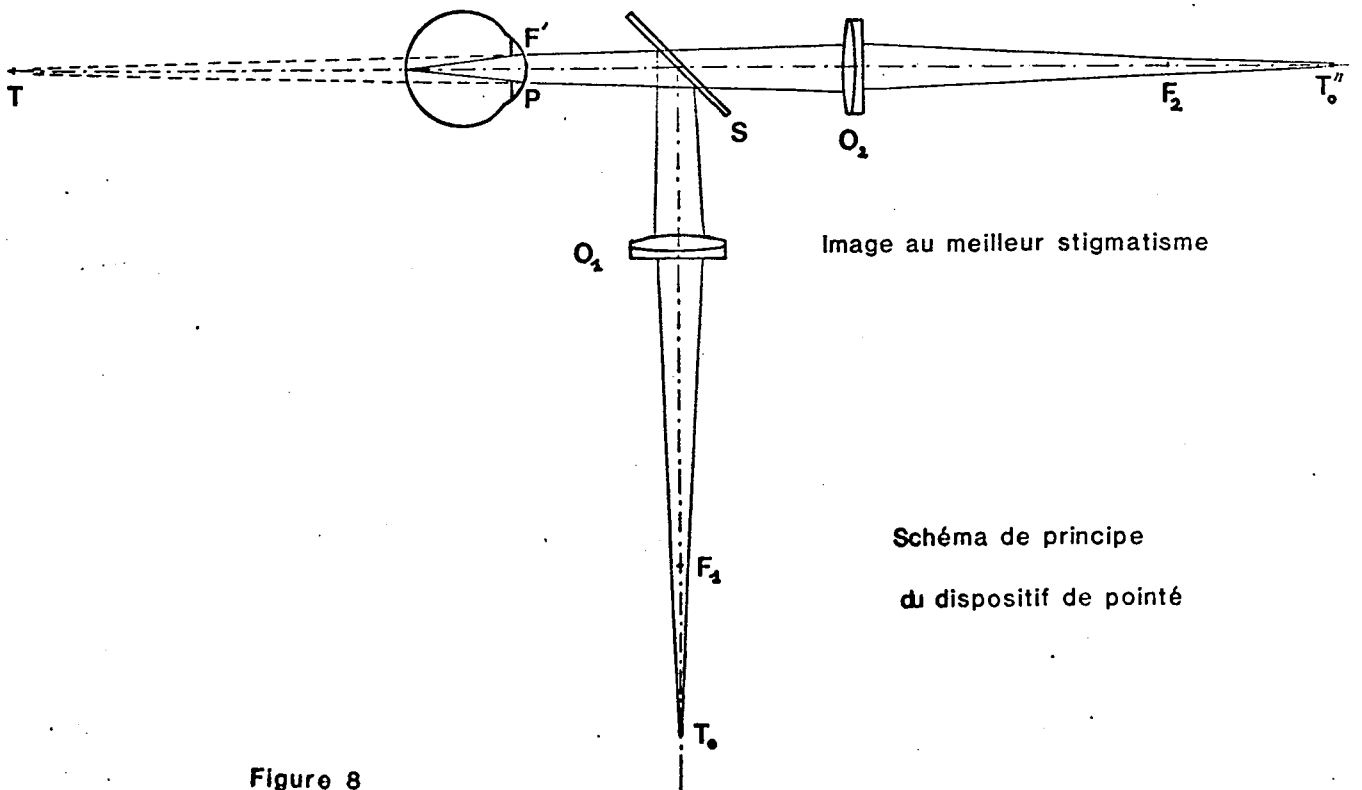
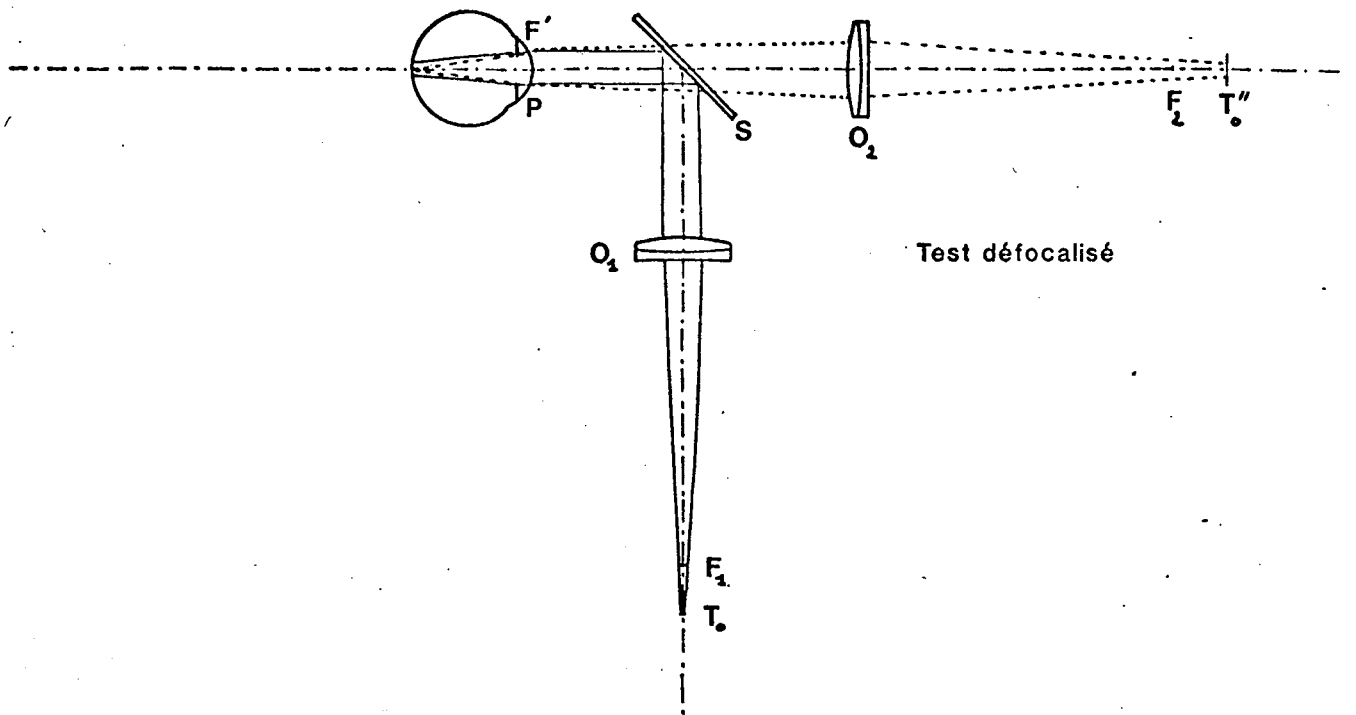
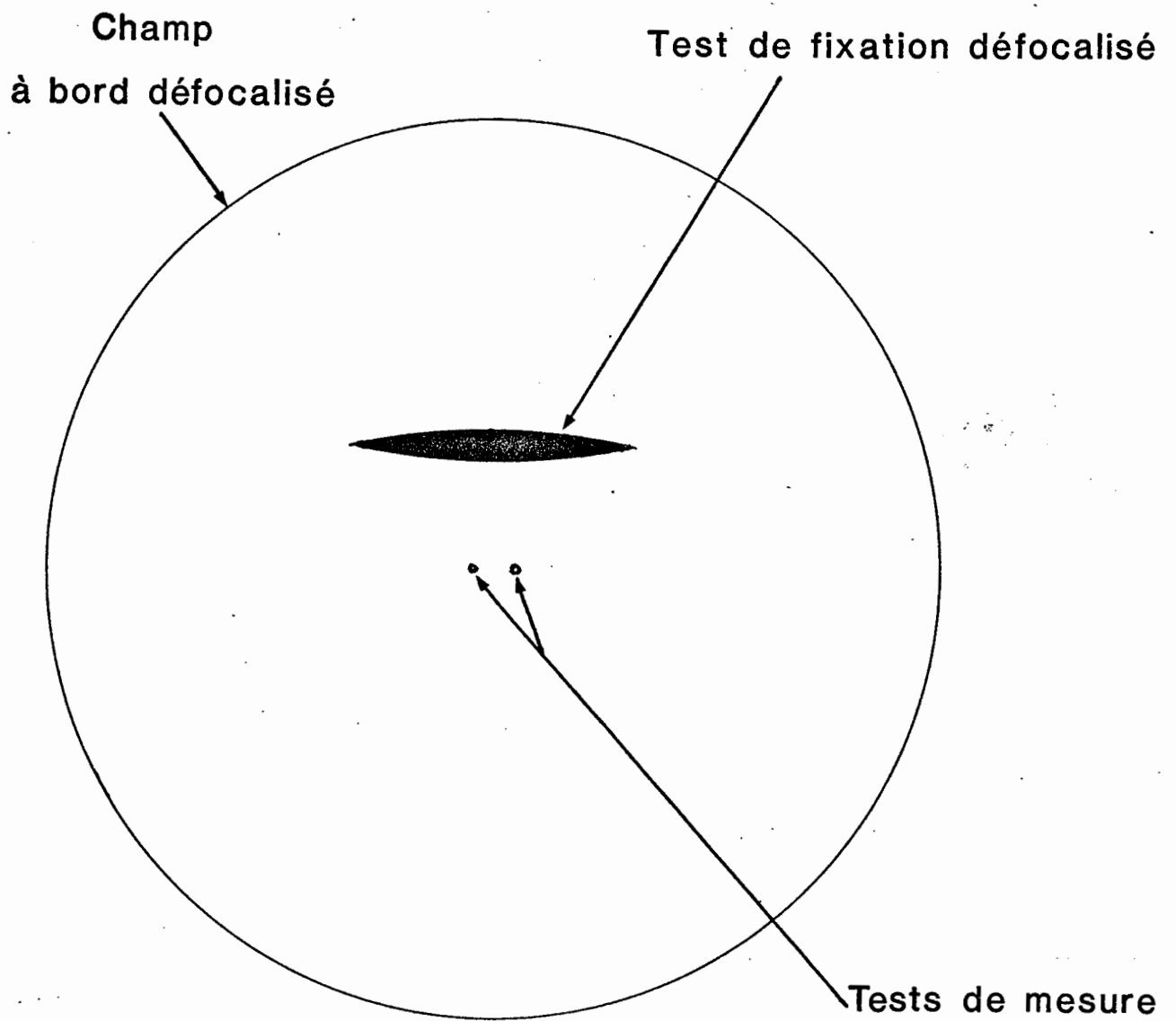


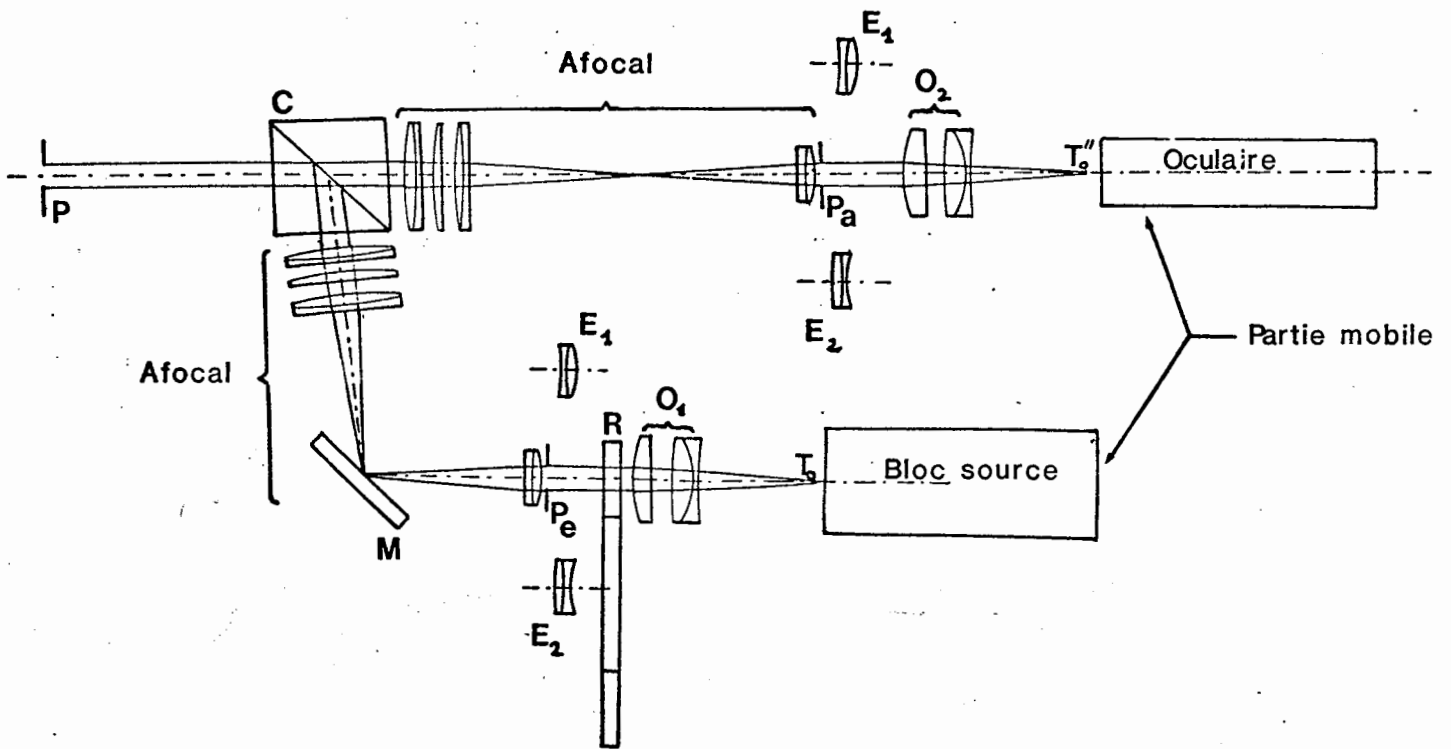
Figure 8





**Figure 9**

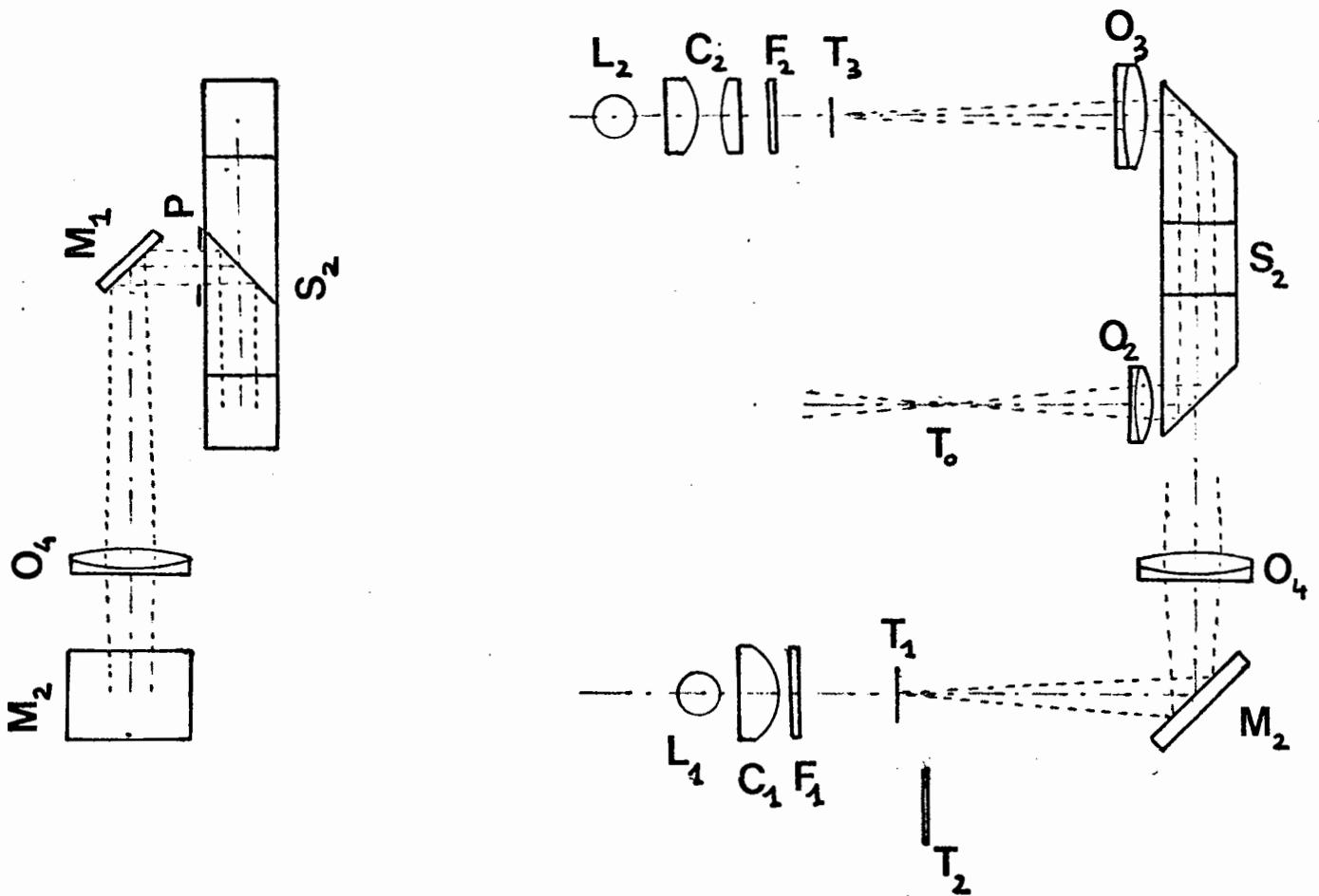
· **Champ présenté au patient lors de la mesure de la réfraction**



- C** Cube séparateur incliné  
pour suppression des réflexions parasites
- E<sub>1</sub> E<sub>2</sub>** Éléments correcteurs additionnels
- R** Réfracteur cylindrique

Figure 10

# Bloc source



$L_1 L_2$  Lampes halogènes

$C_1 C_2$  Condenseurs

$F_1 F_2$  Filtres anticaloriques

$T_1$  Test de fixation

$T_2$  Optotypes

$T_3$  Tests de mesure

} interchangeable

Figure 11

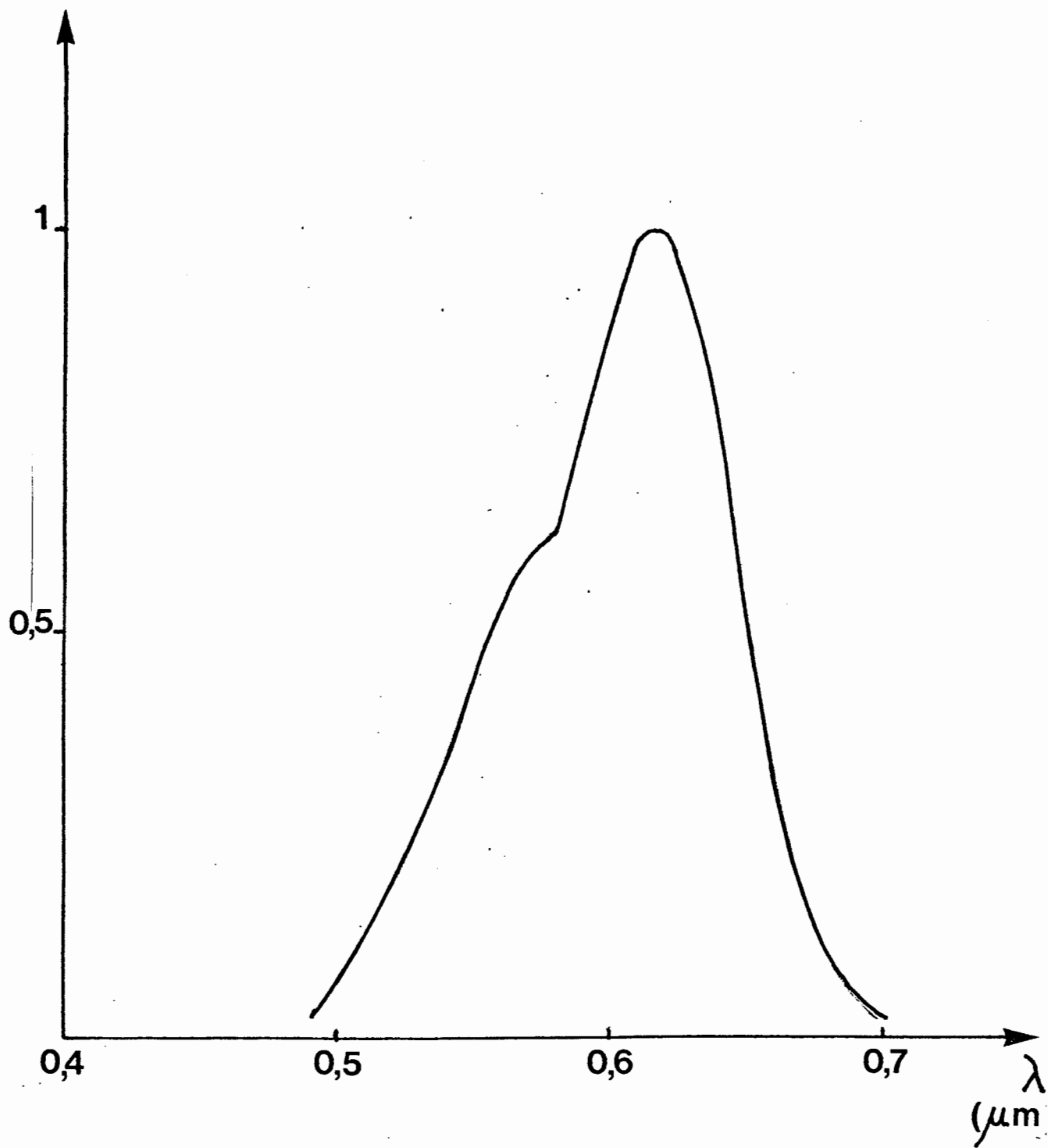
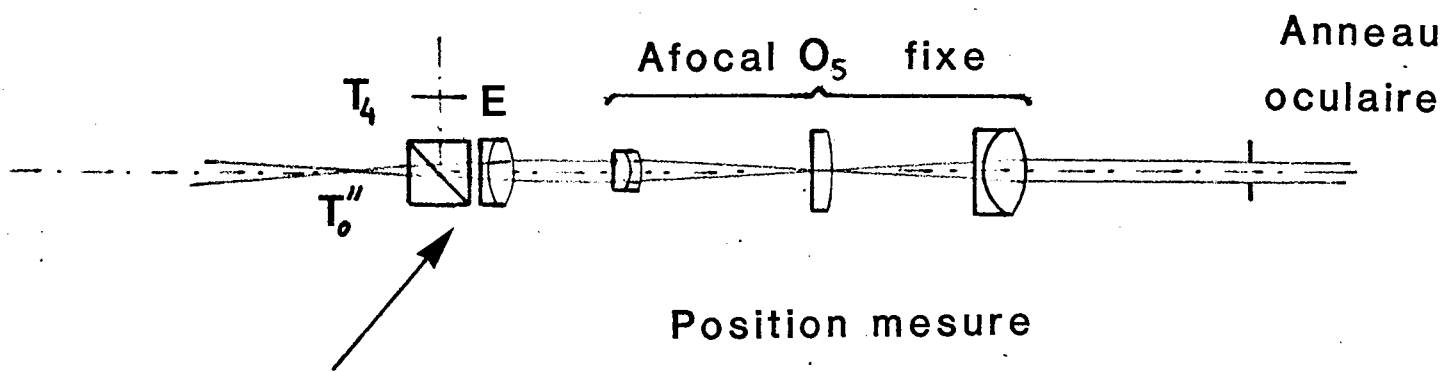
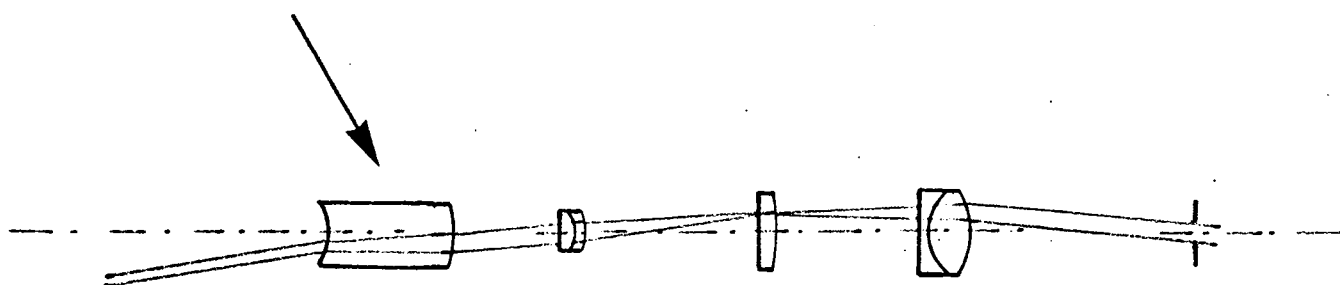


Figure 12

Répartition spectrale de la lumière utilisée pour la mesure



Éléments escamotables



Véhicule afocal

Visée de la pupille

Figure 13

Oculaire

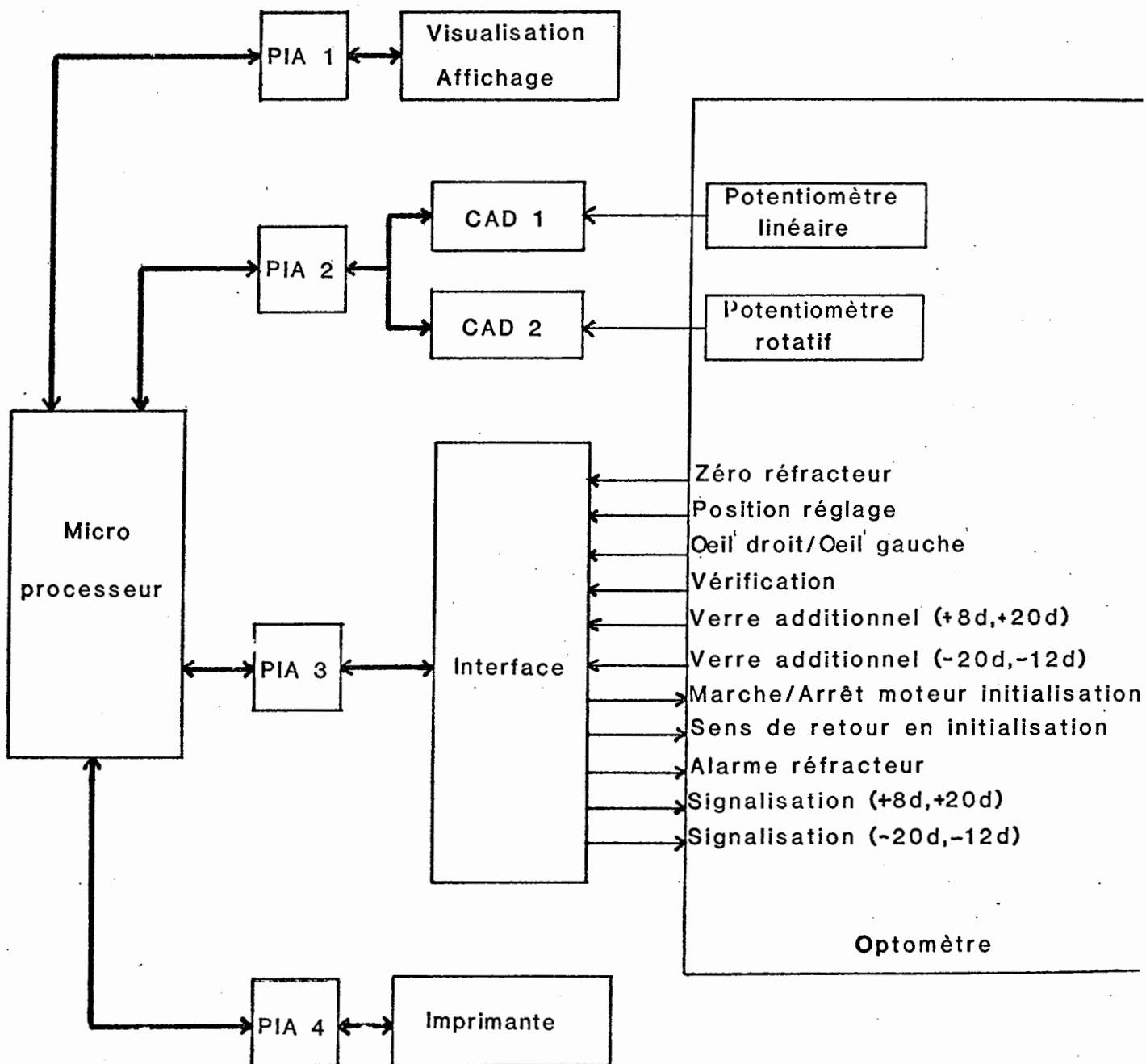
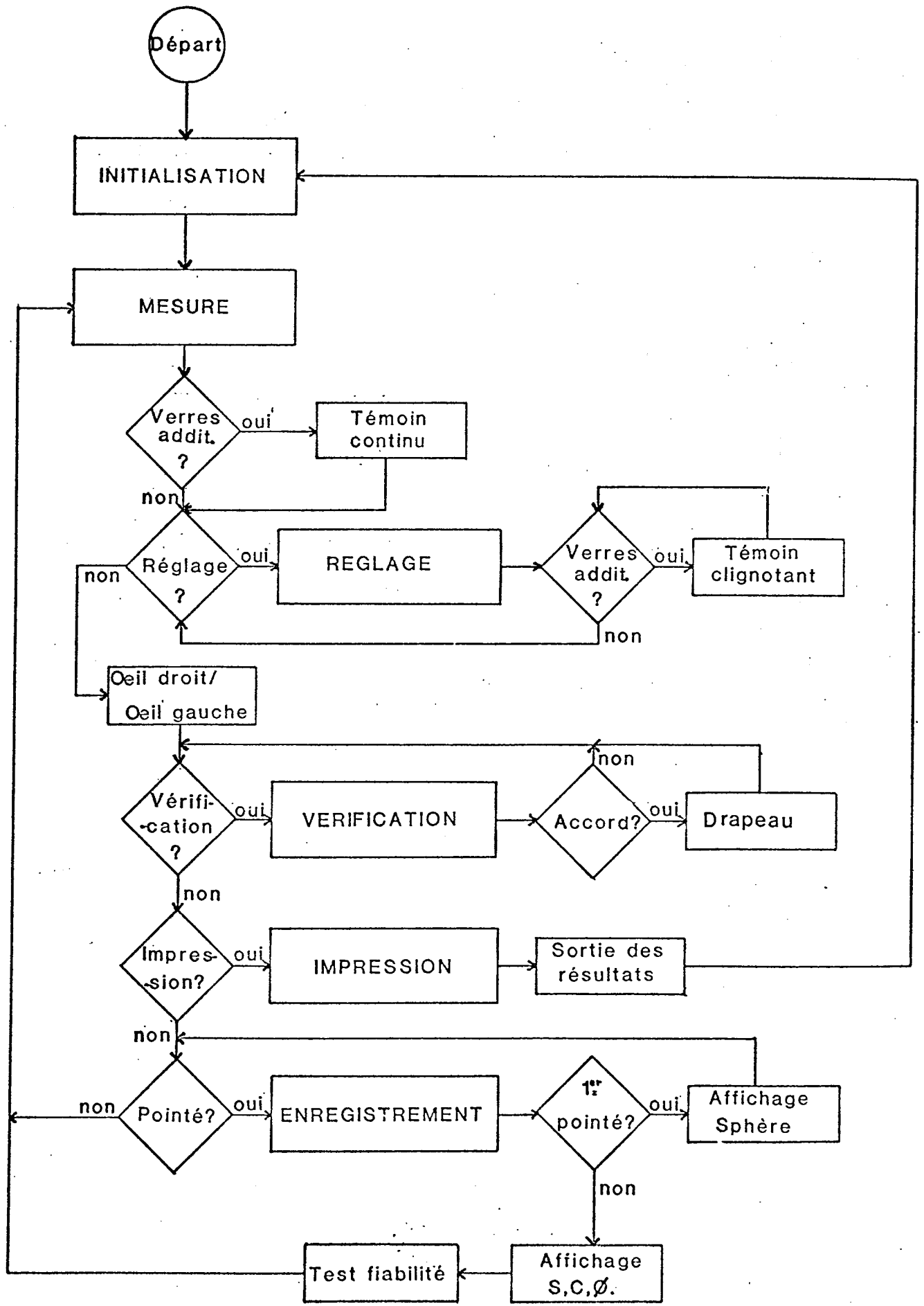


Figure 14



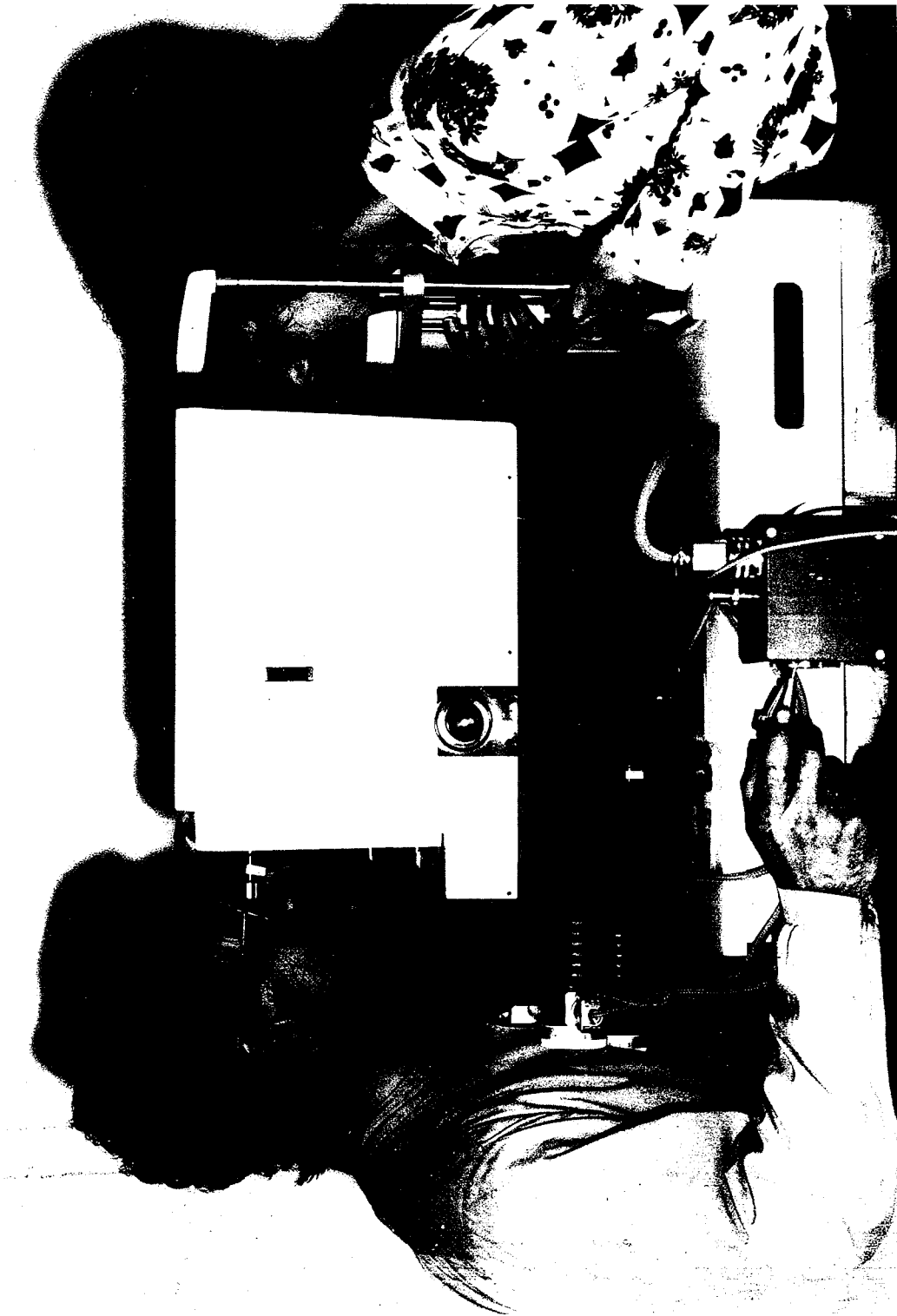
Programme de conduit

Figure 15

PHOTOS DE L'OPTOMETRE



Photo 1



Disposition générale

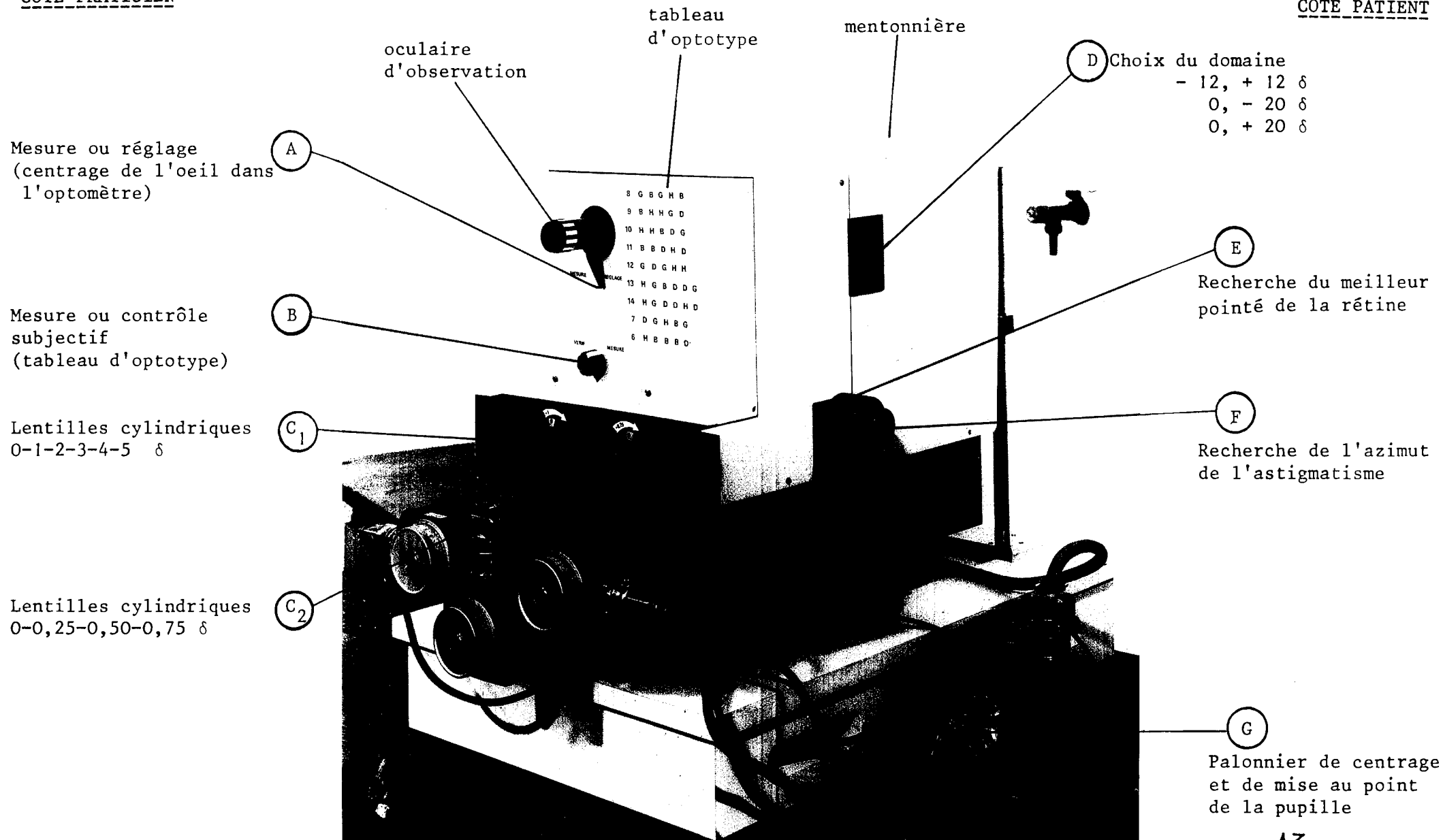
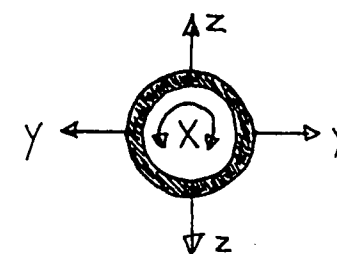


Photo 2

Organes de commande



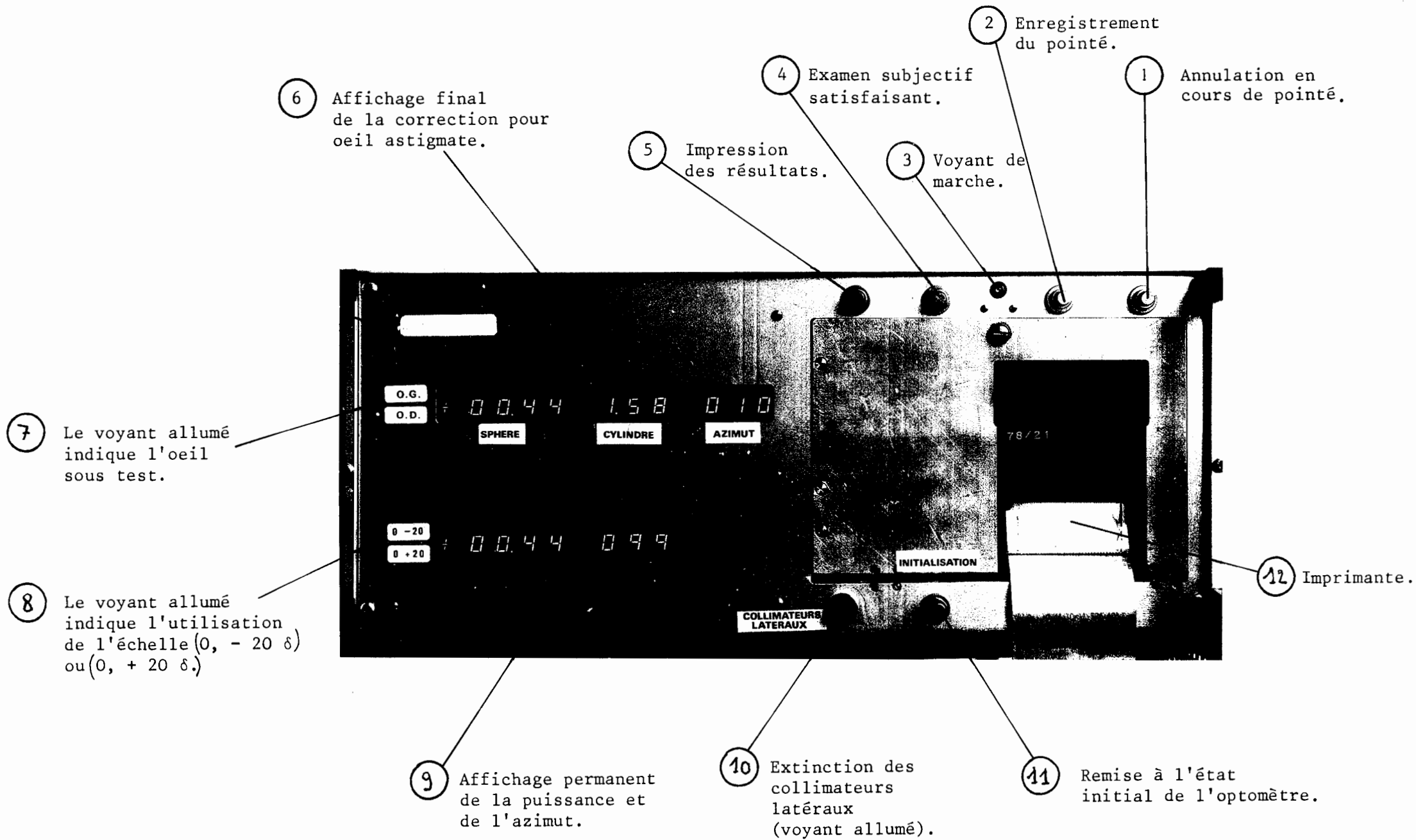


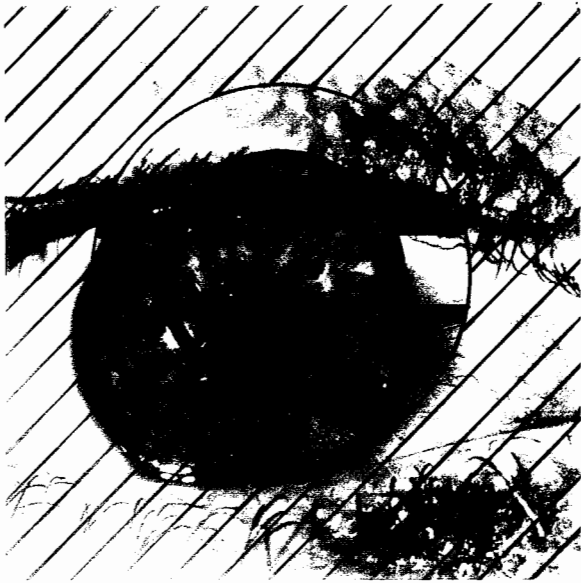
Photo 3

Face avant du coffret électronique

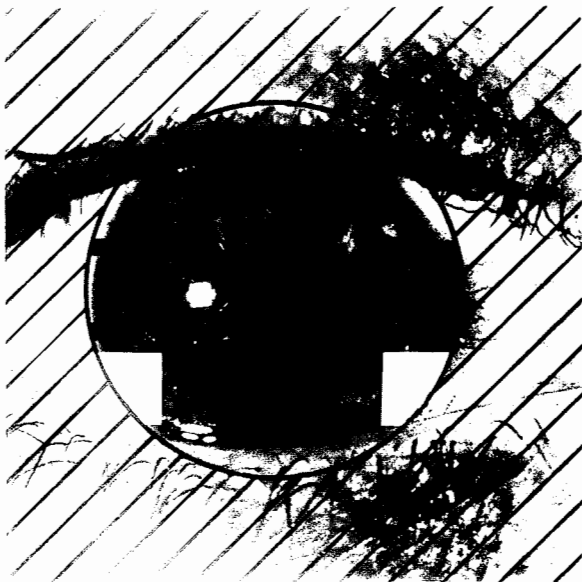
Photo 4

Centrage pupille

4a



4b



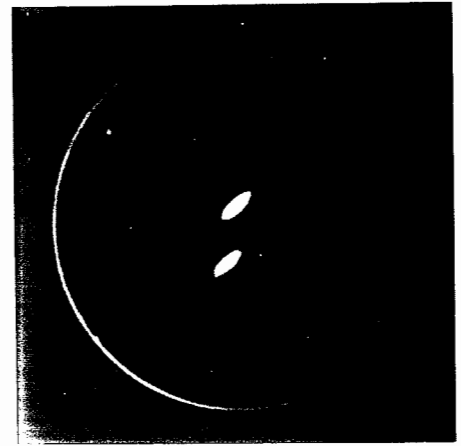
4c



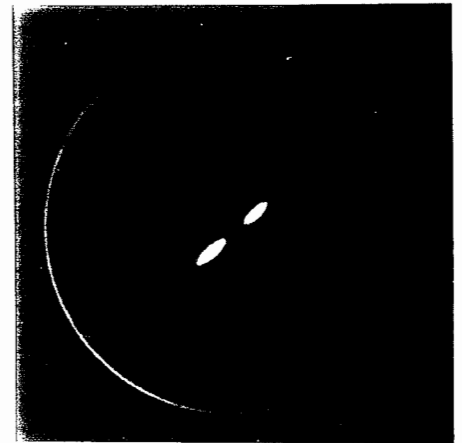
Photo 5

Pointé sur oeil astigmat

5a



5b



5c



5d

