

Mémoire de fin d'études présenté en vue de l'obtention de la Maîtrise de Sciences et
Techniques d'Optique Physiologique et Optométrie

Université de Droit, d'Economie et des Sciences d'Aix-Marseille III
Faculté des Sciences et Techniques de Saint-Jérôme

par

Lucie GROLLIER

Etude comparative de la micro-périmétrie du MP1 de Nidek et du champ visuel de Métrovision

Président du Jury des Mémoires : Professeur Jean-Pierre PETRAKIAN
Directeur du mémoire : Docteur Zanlonghi
Année Universitaire 2003-2004

Tous droits de reproduction réservés

Remerciements

Je tiens à remercier :

Le Docteur Jean-Michel HALBARDIER et le Docteur Lionel STORK, qui m'ont accueillie pendant trois mois, m'ont permis d'assister aux consultations et aux interventions chirurgicales et m'ont guidée et assistée tout au long de mon stage. J'ai ainsi pu enrichir mes connaissances.

Le Docteur Xavier ZANLONGHI, qui m'a permis d'utiliser le micro-périmètre MP1 de Nidek, qu'il a reçu en prêt pendant une semaine, afin de réaliser cette étude, et qui m'a guidée pour la rédaction de ce mémoire.

Monsieur Guillaume CAMUS, optométriste, qui m'a soutenue et fait confiance, et qui m'a beaucoup appris.

Madame Françoise BOULEAU, l'aide opératoire, qui m'a expliquée les différentes interventions chirurgicales auxquelles j'ai pu assister.

Mesdames Céline MARCHAND et Martine BIRON, les secrétaires des Docteurs HALBARDIER et STORK, et Mesdames Céline BOUGIT et Karine LECLERC, les secrétaires du Docteur ZANLONGHI, pour leur sympathie et leur soutien.

Le Professeur Jean-Pierre PETRAKIAN, qui m'a permis d'accéder à la Maîtrise de Sciences et Techniques d'Optique Physiologique et d'Optométrie et qui soutient constamment cette formation.

Introduction	1
I. Systèmes d'imagerie du fond d'œil	2
A. La rétinographie	2
1. Principe optique	2
2. Image photographique	2
3. Image numérique	3
B. L'angiographie avec le Scanning Laser Ophtalmoscope (SLO)	3
II. Le champ visuel	5
A. L'île de vision	5
B. Notion de seuil	5
C. Luminance des tests et sensibilité	5
D. Repérage dans le champ visuel	5
E. Représentation du champ visuel	5
F. Différents types de déficits du champ visuel	6
G. Techniques de contrôle de fixation durant l'examen	6
1. L'observation directe	6
2. Technique de Heijl-Krakau	6
3. Technique de contrôle vidéo par infrarouge	6
4. Technique du SLO	6
H. La micro-périmétrie au SLO	7
III. Le champ visuel Métrovision : stimulateur optoélectronique	8
A. Les possibilités de l'appareil	8
1. La périmétrie	8
a. La périmétrie statique	8
b. Contrôle de la fixation	8
2. Les paramètres disponibles lors de la périmétrie	9
a. Type de champ visuel	9
b. Stratégie de mesure de seuil	9
c. Initialisation	10
d. Référence	10
e. Contrôle de qualité	10
B. Les caractéristiques techniques de l'appareil	10
1. Présentation générale	10
2. Spécifications techniques	11
a. Caractéristiques spatiales	11
b. Caractéristiques temporelles	11
c. Caractéristiques photométriques	11
C. Présentation final du champ visuel	11
1. Analyse globale	11
2. Analyse de l'évolution	12
3. Superposition du champ visuel à la rétinographie	12
IV. Le micro-périmètre MP1	13
A. Définition et but	13
B. Les possibilités de l'appareil	14
1. La rétinographie	14
2. L'examen de micro-périmétrie	14
a. Les différents paramètres	14
b. Le eye-tracking automatique	16
3. L'examen de fixation	17
a. Etude de fixation seule	17
b. Etude de fixation pendant l'examen	17
c. Localisation de la fixation	18
4. Examen de Feedback	18
C. Les caractéristiques techniques de l'appareil	18
1. Le principe optique général	18
a. Présentation générale	18
b. L'image infrarouge	19
c. L'image couleur	21

d. Le système de projection	22
2. <i>Spécifications techniques</i>	22
a. Caractéristiques spatiales	22
b. Caractéristiques temporelles	22
c. Caractéristiques photométriques	22
D. Présentation finale de la micro-périmétrie	22
1. <i>Superposition de la micro-périmétrie à la rétinographie</i>	22
2. <i>Analyse de la rétinographie</i>	22
3. <i>Analyse de la micro-périmétrie</i>	23
4. <i>Analyse de la fixation</i>	24
5. <i>Suivi automatique</i>	24
V. Présentation comparative du champ visuel du MP1 et du champ visuel	
Métrovision	25
A. Principales caractéristiques	25
B. Echelle de sensibilité	25
C. Cartographie	26
D. Avantages et inconvénients des deux appareils	26
1. <i>Les avantages et inconvénients de Métrovision par rapport à MP1</i>	26
a. Les avantages	26
b. Les inconvénients	26
2. <i>Les avantages et inconvénients du MP1 par rapport à Métrovision</i>	27
a. Les avantages	27
b. Les inconvénients	28
VI. Etude comparative du champ visuel du MP1 et du champ visuel	
Métrovision	31
A. Les patients	31
1. <i>Présentation</i>	31
2. <i>Réfraction et acuité</i>	31
3. <i>Pathologie oculaire</i>	32
B. Protocole	33
1. <i>Protocole du champ visuel Métrovision de l'étude</i>	33
a. Installation du patient	33
b. L'examen de périmétrie	33
c. Présentation de l'examen réalisé	34
2. <i>Protocole de la micro-périmétrie au MP1 pour l'étude</i>	34
a. Création d'une grille de champ visuel	34
b. Installation du patient	35
c. L'examen de micro-périmétrie	35
d. La rétinographie	37
e. Présentation de l'examen réalisé	38
C. Résultats de l'étude	39
1. <i>Durée des examens</i>	39
2. <i>Fixation pendant l'examen</i>	39
3. <i>Analyse qualitative des champs visuels</i>	40
4. <i>Analyse quantitative des champs visuels</i>	40
D. Comparaison des résultats	41
1. <i>Durée des examens</i>	41
2. <i>Fixation pendant l'examen</i>	41
3. <i>Analyse qualitative des champs visuels (annexe)</i>	41
4. <i>Analyse quantitative des champs visuels</i>	43
Conclusion	46
Récapitulatif des figures utilisées	47
Annexes	49
Annexe 1 : Analyse qualitative des champs visuels	50
Annexe 2 : Graphiques de l'analyse quantitative	55
Bibliographie	

Introduction

Au cours de la seconde année de MST Optique Physiologique et Optométrie, un stage professionnel doit être réalisé.

Pour ma part, il s'est déroulé à la clinique Sourdille à Nantes, exclusivement consacrée à l'ophtalmologie, pendant une période de trois mois.

Les examens psychophysiques, tels que l'étude de la sensibilité rétinienne, sont de plus en plus sollicités pour diagnostiquer précisément une pathologie découverte avec des examens objectifs, tels que le fond d'œil, l'angiographie...

Il est parfois difficile de faire la corrélation entre ces deux examens. Le micro-périmètre MP1 de Nidek permet cette corrélation. Cet appareil est totalement nouveau en France et n'est pas encore commercialisé. Il a été prêté pendant une semaine. Il est originaire de Nidek Italie. Il permet de réaliser un examen du champ visuel maculaire, sur les 40 degrés centraux, et une rétinographie numérique en couleur non-mydriatique, et de superposer ces deux examens. Ainsi, on peut comparer le déficit anatomique et le déficit fonctionnel. Il fournit donc des informations essentielles pour un diagnostic précis. La visualisation du fond d'œil permet de choisir précisément, en fonction des déficits anatomiques, la localisation de la micro-périmétrie.

Le MP1 est le deuxième appareil réalisant une superposition de la rétinographie à la micro-périmétrie. Le SLO est à l'origine du MP1 à la différence que l'image du fond d'œil est en noir et blanc. Son principe est différent : nous l'étudierons ultérieurement.

L'étude réalisée va permettre d'évaluer la précision du MP1 de Nidek en le comparant à un champ visuel classique, celui du moniteur ophtalmologique de Métrovision.

Le MP1 de Nidek réalisant une rétinographie, nous verrons, dans un premier temps, les différents systèmes d'angiographies. Nous présenterons ensuite les bases du champ visuel pour permettre de mieux analyser les différentes micro-périmétries. Puis, nous présenterons les deux appareils, le stimulateur optoélectronique de Métrovision et plus particulièrement le MP1 de Nidek, afin de corréler les deux champs visuels.

I. Systèmes d'imagerie du fond d'œil

A. La rétino-graphie

1. Principe optique

Les rétino-graphes actuels sont constitués de :

- Une lentille ophtalmoscopique (LO) qui donne une image du fond d'œil
- Un miroir percé (M1) qui permet d'éclairer le fond d'œil
- Une lampe à incandescence (L) à halogène et/ou un tube flash électronique pour la source d'éclairage
- Un condensateur (C) qui focalise la source et un diaphragme qui la délimite
- Des filtres d'excitation (F1) et des filtres d'arrêt (F2)

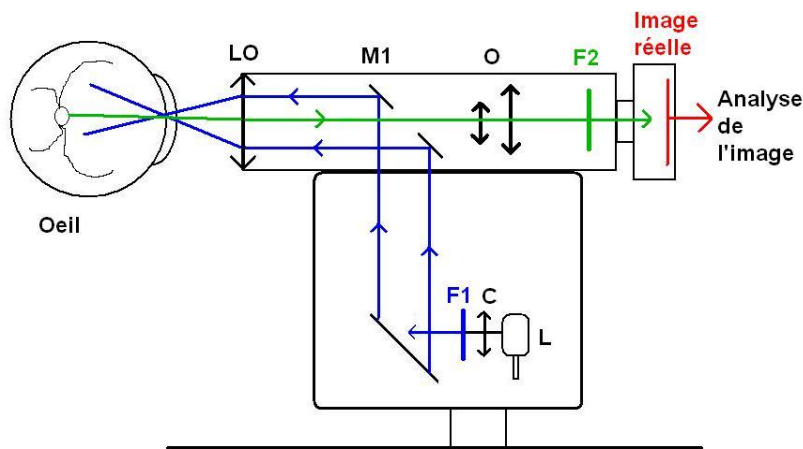


Figure 1 : Schéma optique simplifié d'un rétino-graphe

L'image du diaphragme se forme sur la capsule antérieure du cristallin d'où un éclairage homogène du fond d'œil.

L'image du fond d'œil, renversée, est ensuite transmise à un objectif photographique, après avoir traversé l'orifice du miroir. L'objectif projette alors l'image réelle enregistrable.

L'éclairage en lumière blanche permet la visualisation de la rétine en couleur.

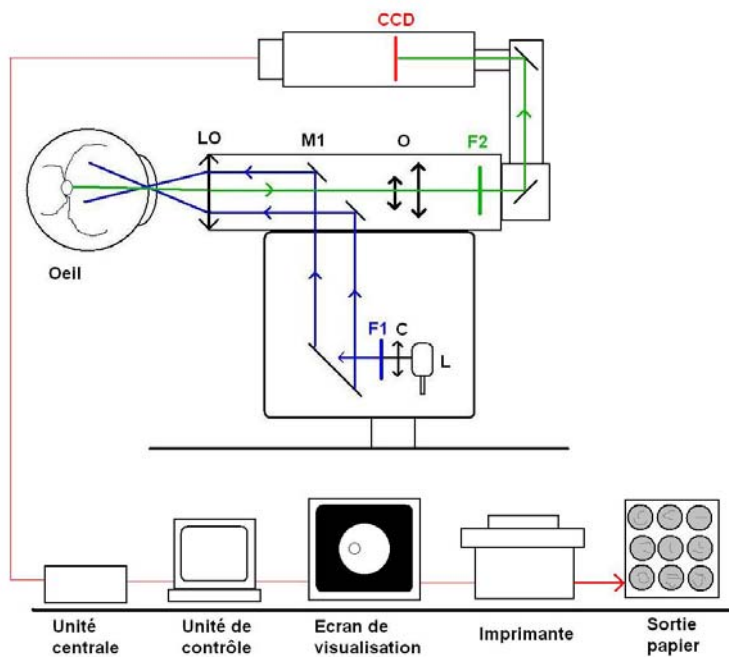
L'éclairage en infrarouge permet de réaliser une rétino-graphie en couleurs sans dilater la pupille du patient. L'examen est réalisé dans l'obscurité pour que la pupille soit en mydriase. L'infrarouge n'est pas visible pour l'œil humain donc il n'entraîne pas de contraction pupillaire. La mise au point est possible grâce à l'affichage sur écran du fond d'œil capté par caméra CCD. On déclenche ensuite un flash blanc qui permet une photographie en couleurs de la rétine. [1] [3]

2. Image photographique

L'examineur peut observer l'image réelle grâce à un viseur. Celle-ci est projetée sur une émulsion photographique qui, après traitement chimique, donnera un document exploitable, négatif. Pour les clichés en couleur, on utilise un film couleur soit négatif soit pour diapositives.[3]

3. Image numérique

Figure 2 : Schéma simplifié d'un rétinographe à image numérique



L'image est non pas projetée sur un film photographique mais sur un capteur photosensible, comme par exemple un dispositif à transfert de charge (CCD). Cette image engendre des courants électriques que l'on peut numériser point par point en valeurs de gris et/ou de couleur. Pour cela, l'espace est découpé en zones élémentaires (pixel) auxquelles on attribue une valeur de gris et/ou de couleurs selon une échelle. On attribue un chiffre aux coordonnées planes XY de chaque pixel et aux valeurs de gris ou de couleur (0 à 255).

L'angiographie numérique permet d'avoir un diagnostic immédiat. Elle permet aussi d'améliorer la qualité des images (accentuation des contours, amélioration de luminosité et de contraste, zoom, effet loupe), de modifier la répartition des niveaux de gris (pour les images trop sombres), de réaliser un recalage d'images pour le suivi de l'évolution.

Cependant, l'image numérique possède quelques inconvénients. En effet, l'image numérique a une résolution plus faible contrairement à l'image photographique dont la résolution n'est liée qu'à l'optique et à l'émulsion. Une image numérique peut aussi peser plusieurs mégaoctets étant donné les nombres engendrés par la numérisation. [3] [12]

B. L'angiographie avec le Scanning Laser Ophthalmoscope (SLO)

L'ophtalmoscope à balayage laser (SLO) est à l'origine du micro-périmètre MP1. En effet, il permet la visualisation du fond d'œil en temps réel et la réalisation d'une micro-périmétrie tout en visualisant la projection de chaque stimulus sur le fond d'œil. La rétinographie se fait sans dilatation car la source d'illumination est infrarouge.

L'illumination de la rétine est réalisée par un faisceau laser focalisé sur la rétine donc sans tache de diffusion. Le faisceau est collimaté, se focalise sur la rétine et éclaire point par point la rétine. La dimension de ce point est de 10 à 20 μm . Il se déplace grâce à deux miroirs : un miroir pour le balayage horizontal de 625 lignes par image et l'autre pour dévier le faisceau verticalement 25 fois par seconde. La rétine est donc éclairée point par point au rythme de 25 images de 625 lignes par seconde.

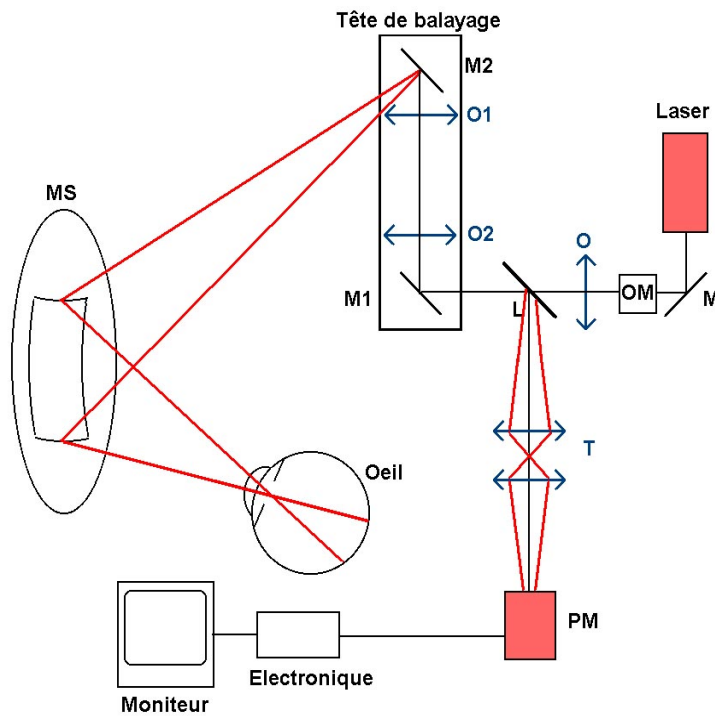
Le flux réfléchi de la rétine est analysé par un photomultiplicateur (PM).

Le signal électrique, reçu par le photomultiplicateur, commande le point décrivant l'écran de télévision. L'image du fond d'œil est reconstituée point par point au rythme de la déviation induite par la tête de balayage. Le signal est également converti en format binaire pour l'exploration informatique.

Ce dispositif est sensible à quelques photons et permet donc une économie d'énergie.

Figure 3 : Schéma du SLO confocal d'une tête de balayage commune aux voies d'illumination et d'observation

Le faisceau rouge représente l'amplitude du balayage.



Le miroir sphérique (MS) permet de créer un point de rotation fixe du faisceau d'exploration au niveau de la pupille du patient. La source laser est expansé par un objectif de microscope (OM) et un objectif (O). Le faisceau balaye le fond d'œil en étant dévié par la tête de balayage grâce aux deux miroirs mobiles M1 et M2 (O1 et O2, lentilles convergentes, projettent le centre de rotation de M1 en M2). La lumière réfléchie repasse par la pupille et la tête de balayage. A la sortie de la tête, elle redevient immobile. Elle est déviée par une lame séparatrice (L) vers le photomultiplicateur (PM). Le point source et la pupille de filtration (T) sont dans des plans conjugués fixes. Le diaphragme permet de sélectionner le plan étudié et d'éliminer les reflets parasites provenant de la cornée et du cristallin : c'est le principe du dispositif confocal. [2] [3] [4] [6] [7]

II. Le champ visuel

A. L'île de vision

Le champ visuel peut être représenté par une « île de vision » qui baigne dans une mer de cécité. Pour un sujet normal, la sensibilité à la lumière est meilleure au niveau de la fovéa. Elle diminue progressivement pour les lumières excentrées, jusqu'aux limites absolues. Un accident est présent à 15 degrés de la fixation, du côté temporal : la tache aveugle. Les axes horizontaux représentent le site testé dans le champ visuel et l'altitude de l'ilot ; l'axe vertical représente la sensibilité rétinienne correspondante. [4] [18]

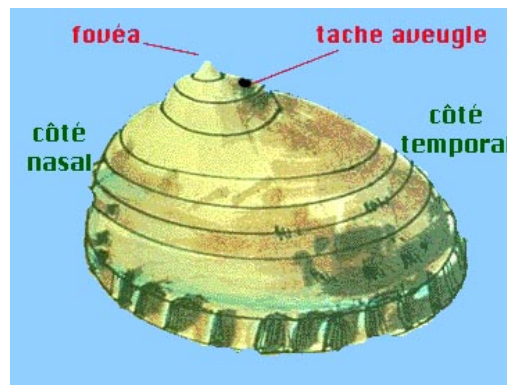


Figure 4 : Ile de vision

B. Notion de seuil

Le seuil différentiel $\Delta L/L$ se définit par la quantité de lumière (ΔL variable) d'un test qui peut être perçu lorsqu'il est ajouté à celle d'un fond lumineux de référence (L fixe). Le test doit être plus lumineux que le fond d'une quantité ΔL . La plus petite valeur de ΔL perçue comme un contraste lumineux correspond au seuil liminaire du stimulus. Un stimulus supérieur au seuil est supraliminaire et inférieur, infraliminaire. [4]

C. Luminance des tests et sensibilité

La sensibilité du patient s'exprime suivant une échelle graduée en décibels (dB). La sensibilité est inversement proportionnelle à la luminance du test.

Cette échelle de décibels varie suivant les appareils puisqu'elle dépend de la luminance du test la plus élevée qui varie suivant l'appareil :

$$\text{dB} = 10 \times \log (\text{Intensité maximum en asb} / \text{Intensité du stimulus en asb})$$

et $1 \text{ asb} = 1/\pi \text{ cd/m}^2$ [4] [18]

D. Repérage dans le champ visuel

Pour définir la position d'un déficit dans le champ visuel, on définit des repères :

- Le champ maculaire couvre les 4 degrés centraux. C'est la région la plus sensible aux contrastes lumineux.
- Le champ central couvre les 40 degrés centraux (20 degrés d'excentricité).
- Le champ périphérique se situe au-delà des 40 degrés centraux.

On détermine la position d'un point du champ visuel par son méridien et son parallèle :

- Le parallèle définit l'ensemble des points se situant à une même excentricité.
- Le méridien est caractérisé par son angle relatif au méridien horizontal temporal. [18]

E. Représentation du champ visuel

- Les cartes d'isoptères : les isoptères relient les points de même sensibilité.
- Les profils : ces cartes affichent la coupe du champ visuel sur un méridien.
- Les cartes de chiffres : ces cartes affichent la valeur des sensibilités de chaque point.
- Les cartes de niveaux de gris ou de couleur selon les modèles : l'ordinateur calcule une surface lisse passant par les points mesurés et celle-ci est coloriée en échelle de niveaux de sensibilité (obtenue par interpolation). [18]

F. Différents types de déficits du champ visuel

En cas d'atteinte visuelle, la sensibilité rétinienne est réduite. Le patient ne perçoit les tests que lorsque la luminance des tests est augmentée. Si le test n'est pas perçu, le déficit est absolu ; sinon, le déficit est relatif.

Le déficit est diffus lorsqu'il concerne la totalité du champ visuel. Il peut être dû à un problème optique, sensoriel ou cognitif.

Le déficit est localisé souvent en cas d'atteintes de faisceaux de fibres au niveau de la rétine ou des voies sensorielles. [18]

G. Techniques de contrôle de fixation durant l'examen

1. L'observation directe

Cette technique est utilisée dans le périmètre de Goldmann. L'opérateur contrôle directement la fixation en observant la position du limbe par rapport au bord de la paupière ou en utilisant un télescope ou une petite caméra vidéo. Cette technique n'est pas très précise. Il est difficile de détecter un mouvement de l'œil sans caméra grossissante. [14]

2. Technique de Heijl-Krakau

Cette méthode est probablement la plus utilisée dans la périmétrie automatique. Elle consiste à envoyer un stimulus sur la papille régulièrement pendant l'examen du champ visuel. La position de celui-ci a été déterminée au préalable étant donné la variabilité de la position de la papille suivant les individus. Si le patient a maintenu sa fixation par rapport à la position initiale, il ne verra pas le stimulus. Si, au contraire, il a perdu la fixation par rapport à la localisation initiale, le stimulus sera projeté sur la rétine périphérique et sera donc vu.

Cette technique est très simple d'utilisation mais ne contrôle la fixation que périodiquement et ne donne pas d'informations sur la fixation pendant la projection du stimulus. Elle ne tient aussi pas compte des mouvements de la tête. [14]

3. Technique de contrôle vidéo par infrarouge

Contrairement à la méthode de Heijl-Krakau, la caméra infrarouge contrôle en permanence la fixation. La position relative du reflet cornéen permet de déterminer la position du regard et les mouvements de l'œil. En fonction d'un préréglage de l'appareil, lors d'une perte de fixation, l'examen s'arrête. Cette technique réduit le temps d'examen. Elle fonctionne mieux avec les yeux marron et les pupilles d'un diamètre supérieur à 4 mm. [14] [15] [19]

4. Technique du SLO

Le SLO permet un système de tracking manuel. Le patient fixe une croix. L'examineur sélectionne deux points sur la rétine figée qui est affichée sur l'écran, comme la bifurcation d'un vaisseau. L'ordinateur calcule alors les coordonnées x et y de ces deux points et sauvegarde ces données. Pendant l'examen, avant chaque projection de stimuli, l'examineur sélectionne à nouveau les deux points de référence sur la rétine affichée en temps réel sur l'écran. L'ordinateur recalcule les coordonnées de ces deux nouveaux points et connaît ainsi le déplacement de l'œil. Le stimulus est déplacé en fonction du mouvement de l'œil et est donc projeté à la localisation choisie. L'examineur ne valide le point testé que si la fixation a été stable pendant la projection. [8]

Le SLO permet également un système de contrôle de fixation manuel. Il consiste à observer l'image du fond d'œil en temps réel et la croix de fixation affichée sur celui-ci et de contrôler les mouvements de l'œil. L'observateur valide les réponses quand la fixation paraît stable. [4] [8]

H. La micro-périmétrie au SLO

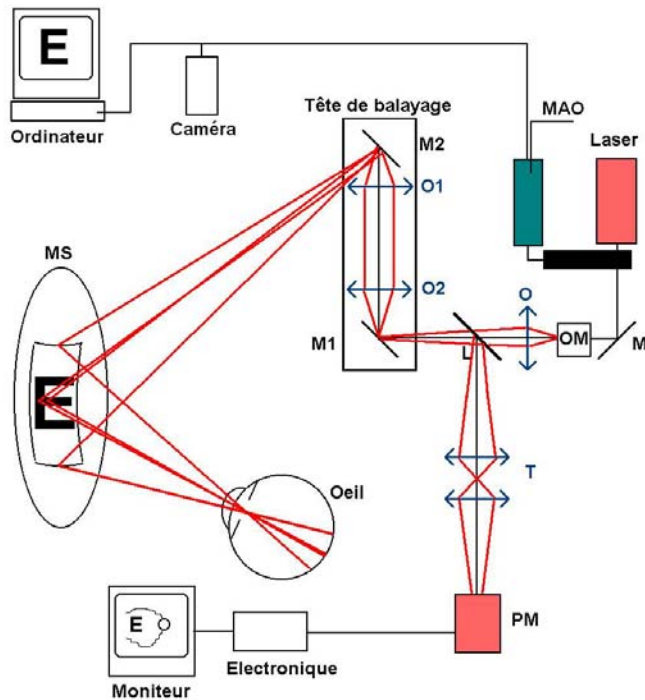


Figure 5 : Schéma du SLO confocal à faisceau modulé

Le « E » représente un stimulus.

Pour réaliser une micro-périmétrie avec le SLO, on ajoute au montage précédent un modulateur acousto-optique (MAO) qui permet de travailler avec plusieurs lasers et de moduler leur intensité. Il est piloté par le micro-ordinateur. Le flux modulé réfléchi par la rétine suit la loi du retour inverse de la lumière. Il excite donc le photomultiplicateur (PM) commandant le spot de l'écran de contrôle (Moniteur).

Le SLO permet la projection de points de taille ($40'$, $20'$, $10'$) et de luminance variable. Le champ d'illumination et d'exploration est de 40° .

Pour cet examen, on utilise deux sources : une source infrarouge invisible (793 nm) pour la visualisation du fond d'œil et une source Helium-Neon visible (633 nm) pour la projection des tests. L'intensité du laser HeNe est contrôlée par l'ordinateur. Le stimulus est créé en modulant le laser HeNe.

Différentes techniques de périmétrie sont possibles : la périmétrie statique et la périmétrie cinétique.

Le SLO permet de visualiser les points projetés mais aussi la fixation, lors de l'examen, superposés au fond d'œil. [2] [3] [4] [5] [6] [9] [13]

III. Le champ visuel Métrovision : stimulateur optoélectronique

A. Les possibilités de l'appareil

1. La périmétrie

a. La périmétrie statique

L'île de vision est abordée perpendiculairement au niveau de la mer. Le champ visuel est testé point par point. En chaque point, le seuil de sensibilité est défini. La périmétrie statique est plus adaptée au champ visuel central. [18]

b. Contrôle de la fixation

La fixation est contrôlée par une caméra proche infrarouge qui permet la visualisation des yeux du patient sur l'écran de contrôle.

La méthode de vidéo-oculographie pour la mesure de la direction du regard est une méthode différentielle, basée sur la position relative des images de la pupille et du reflet cornéen. Ceci permet de différencier les mouvements de rotation de l'œil, des mouvements de translation de la tête.

Le reflet cornéen est la réflexion d'une source lumineuse sur le dioptré avant de la cornée. L'image de la pupille est conjuguée à la pupille réelle à travers la cornée.

La relation entre le déplacement de ces images et la direction du regard dépend donc de la profondeur de la chambre antérieure et du rayon de courbure de la cornée.

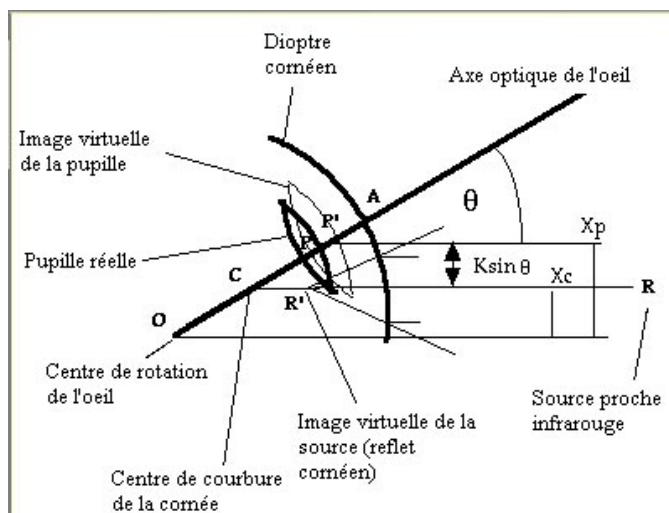


Figure 6 : Principe optique du contrôle de fixation

θ : angle formé par l'axe optique et la direction de la source infrarouge

X_p : distance entre le centre de la pupille virtuelle et le centre de rotation de l'œil

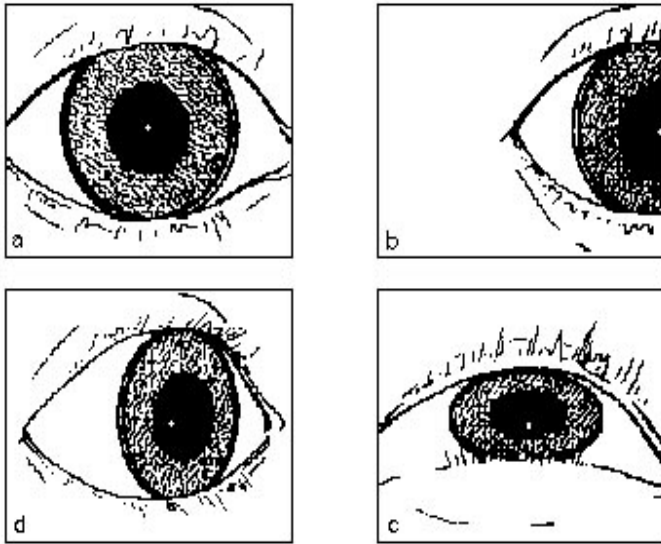
X_c : distance entre le centre de courbure de la cornée et le centre de rotation de l'œil

$K \sin \theta$: distance entre le reflet cornéen et le centre de la pupille

Ce schéma optique (figure 6) montre bien que lorsque l'œil tourne autour du centre de rotation O (vers le bas sur le schéma), X_c et X_p diminuent, donc la valeur de $K \sin \theta$ diminue aussi et le reflet cornéen R' se déplace (figures 7c et 7d). Or, la technique de fixation se base sur cette distance $K \sin \theta$, donc tout mouvement de l'œil est détectable par ce principe.

Au contraire, lorsque la tête se déplace sans rotation de l'œil (donc sans perte de fixation), les mesures X_c et X_p restent constantes donc l'appareil ne détecte pas de perte de fixation ; le reflet cornéen reste stable (figures 7a et 7b).

Les images sont donc différentes lors d'une translation de la tête et lors d'une rotation de l'œil.



Sur les figures 7a et 7b, la tête translate sans rotation de l'œil : le reflet cornéen est constant par rapport au centre de la pupille. Sur les figures 7c et 7d, le reflet est décentré par rapport au centre de la pupille suivant la rotation de l'œil. [15] [18]

Figure 7 : Comparaison entre un mouvement de tête et une rotation de l'œil

2. Les paramètres disponibles lors de la périmétrie

a. Type de champ visuel

Le simulateur optoélectronique dispose de différentes procédures de champ visuel qui peuvent tester les 24, 48 et 60 degrés centraux suivant la pathologie. Chaque procédure est adaptée à une ou plusieurs pathologies. [18]

b. Stratégie de mesure de seuil

Plusieurs stratégies sont disponibles :

- La stratégie « seuil »

Elle permet de mesurer avec précision le seuil en chaque point. C'est une méthode « par escaliers » qui consiste en une première recherche rapide par pas de 4 dB en partant du « non vu » vers le « vu ». Quand le test est perçu, le sens de la progression est inversé et le pas passe à 2 dB jusqu'à non perception. Pour la stratégie « seuil 4-2-2 », la mesure est terminée et le seuil est déterminé comme la moyenne des valeurs de changement de sens.

Pour la stratégie « seuil 4-2-2 », ce protocole se poursuit.

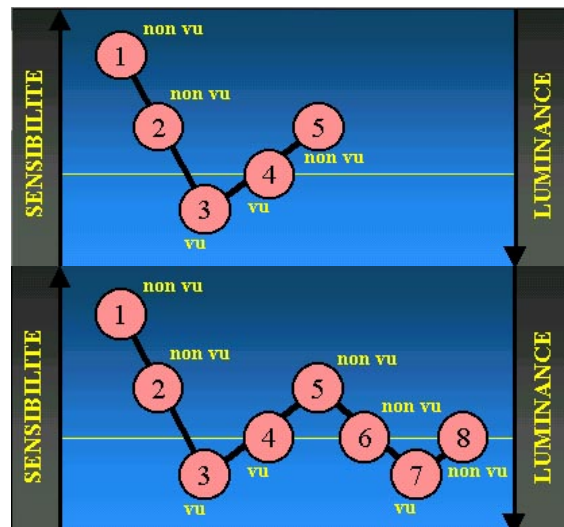


Figure 8 : Exemple de stratégie « seuil »

- La stratégie « fast »

Elle optimise la rapidité des examens. Elle comporte deux phases : la phase des points pivots et la phase des points voisins.

La phase des points pivots consiste en une première estimation du champ visuel en 16 points. Chaque point est présenté à un niveau de détection des déficits. Si le point est vu, il y a absence de déficit. En cas de deux non réponses consécutives, un autre point est présenté au niveau de luminance maximum. Si le point n'est toujours pas vu, il y a déficit absolu. S'il est vu, on détermine le déficit relatif.

La phase des points voisins suit la phase des points pivots. Ces points sont présentés au même niveau relatif que le point pivot le plus proche. La luminance est augmentée ou diminuée suivant si le test non vu ou vu. [18]

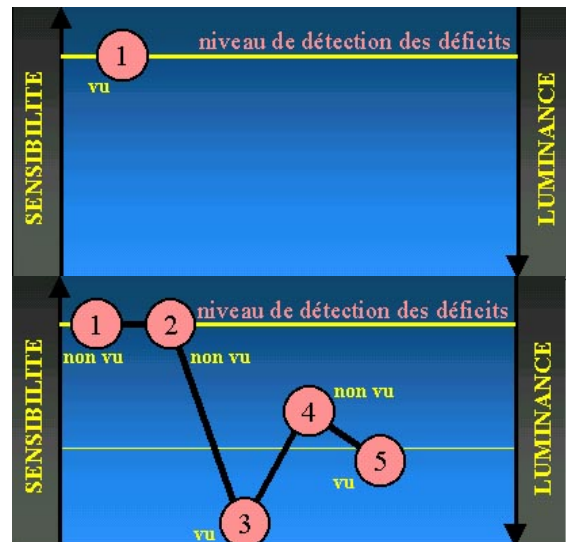


Figure 9 : Exemple de stratégie « fast »

c. Initialisation

- Mesure du temps de réponse

Une série de stimuli est présentée pour mesurer la vitesse de réponse du patient et déterminer la durée optimale entre chaque stimulation.

- Recherche de la tache aveugle

16 points sont testés à l'endroit présumé de la tache aveugle jusqu'à deux non réponses consécutives. Les limites horizontale et verticale de la tache aveugle sont ensuite déterminées. [18]

d. Référence

- La carte de référence

Elle définit les valeurs normales du champ visuel suivant l'âge du patient. Elle permet de calculer les déficits du patient.

- La carte de référence corrigée

D'autres facteurs interindividuels peuvent intervenir. Un ajustement individuel permet de prendre en compte ces variations. Il est réalisé au début de l'examen en mesurant le seuil de cinq points comparés. [18]

e. Contrôle de qualité

Pendant l'examen, on peut contrôler le nombre de mesures validées, la qualité de fixation (nombre de pertes de fixation par rapport au nombre de contrôles), la qualité de l'attention en présentant des faux tests. Le type d'appareil et le type de test (taille du stimulus suivant la norme de l'appareil de Goldmann) sont aussi affichés. [18]

B. Les caractéristiques techniques de l'appareil

1. Présentation générale

Le stimulateur optoélectronique combine une stimulation « champ central » générée par un moniteur couleur haute luminance et haute fréquence et une stimulation « champ périphérique » générée par des diodes blanches électroluminescentes.

Ce stimulateur permet donc un contrôle total de l'environnement lumineux. [18]

2. Spécifications techniques

a. Caractéristiques spatiales

Pour la stimulation centrale, le moniteur couleur a une diagonale de 50 cm. Sa résolution spatiale est de 1024 X 768.

Pour une distance œil-écran de 31 cm, le champ horizontal est de 60 degrés, le champ vertical de 46 degrés d'où une résolution de 3,6 minutes d'arc. [18]

b. Caractéristiques temporelles

La fréquence temporelle de la trame est de 120 Hz. La résolution temporelle est de 8 ms.

c. Caractéristiques photométriques

Pour la stimulation centrale, la luminance maximale est de 318 cd/m². Il y a 1024 niveaux de luminance. [18]

C. Présentation final du champ visuel

1. Analyse globale

L'analyse globale affiche une cartographie colorée du champ visuel obtenue par interpolation. Elle donne une information sur la qualité de la fixation et la qualité de l'attention pendant l'examen (figure 10).

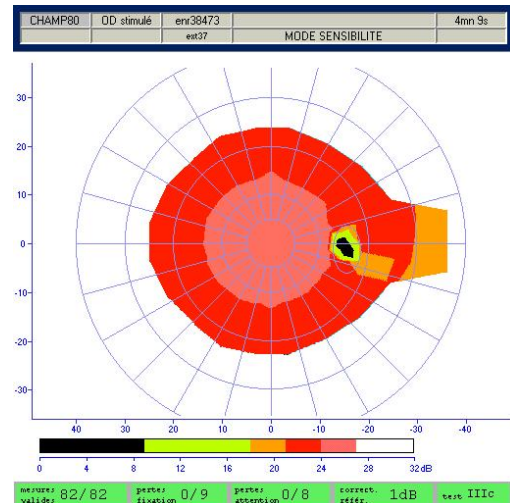


Figure 10 : Exemple de cartographie colorée pour un champ visuel normal

Elle fournit plusieurs indices caractérisant les résultats du champ visuel (figure 11):

- Le déficit moyen correspond à la moyenne de la perte de sensibilité de l'ensemble du champ visuel par rapport à la carte de référence.
- Le déficit moyen corrigé exprime la perte de sensibilité moyenne par rapport à la carte de référence corrigée.
- La variance des déficits fournit une information sur la dispersion des déficits.
- La fluctuation spatiale caractérise les variations locales de seuil. C'est la moyenne des différences entre la sensibilité en chaque point et la sensibilité des points voisins.
- La fluctuation temporelle caractérise les variations à court terme des seuils.
- Le temps de réponse moyen est la moyenne des derniers temps de réponse obtenus en chaque point. [18]

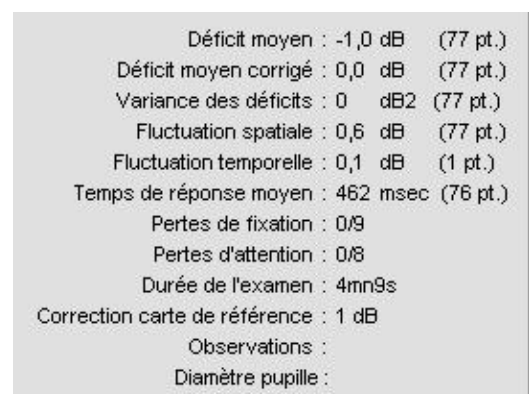


Figure 11 : Exemple d'indices globaux pour un champ visuel normal

La carte des valeurs des sensibilités (figure 12) est aussi affichée ainsi que les valeurs des déficits (obtenues en soustrayant les mesures faites sur le patient aux valeurs normales) et les cartes de probabilités des déficits (probabilité de présence d'un déficit par rapport à la norme).

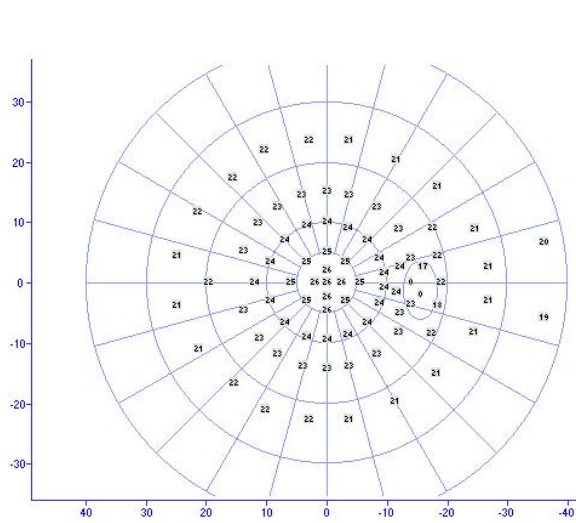


Figure 12 : Exemple de carte numérique d'un champ visuel normal

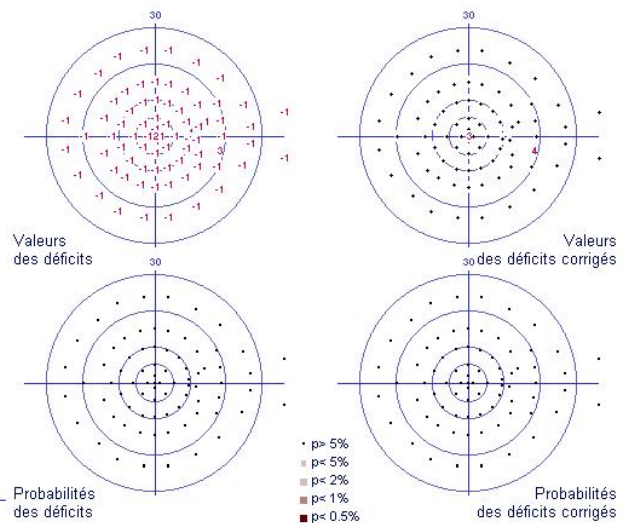
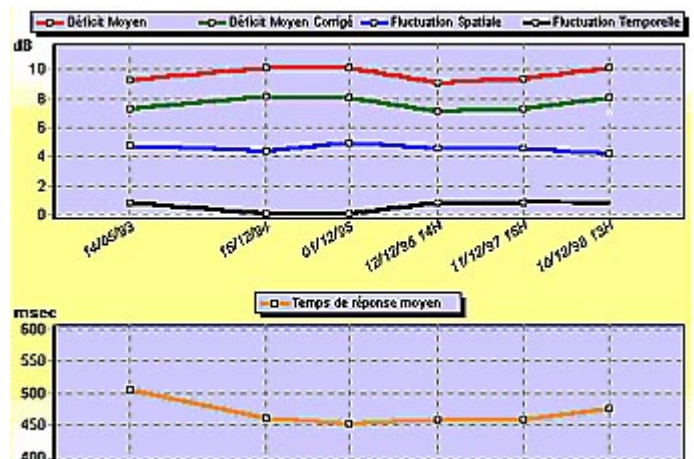


Figure 13 : Exemple de valeurs des déficits et probabilités des déficits pour un champ visuel normal

2. Analyse de l'évolution

Le logiciel permet de créer des courbes d'évolution des indices globaux, lors de plusieurs examens successifs et de connaître la vitesse d'évolution d'un déficit en chaque point du champ visuel. Celle-ci est affichée en dB/unité de temps. [18]

Figure 14 : Comparaison de champs visuels successifs



3. Superposition du champ visuel à la rétinographie

Cette analyse permet de superposer l'image du champ visuel à une image du fond d'œil prise avec un autre appareil. On localise la papille et la fovéa sur le fond d'œil ; la superposition se fait alors automatiquement.

L'image du fond d'œil donné par l'œil est inversée par rapport au fond d'œil. Le rétinographe permet de redresser l'image et d'observer l'image réel du fond d'œil. L'image résultante du fond d'œil est inversée par rapport au champ visuel. En effet, l'œil inverse l'image du champ visuel. Le champ visuel inférieur correspond donc au fond d'œil supérieur et inversement. [18]

Champ visuel

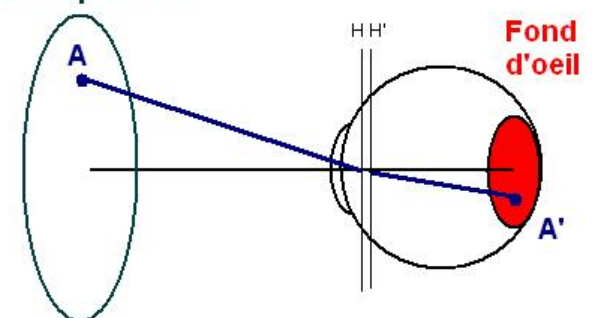


Figure 15 : Inversion du champ visuel et du fond d'œil

Un point A du champ visuel supérieur donne un point A' sur fond d'œil inférieur

IV. Le micro-périmètre MP1

A. Définition et but

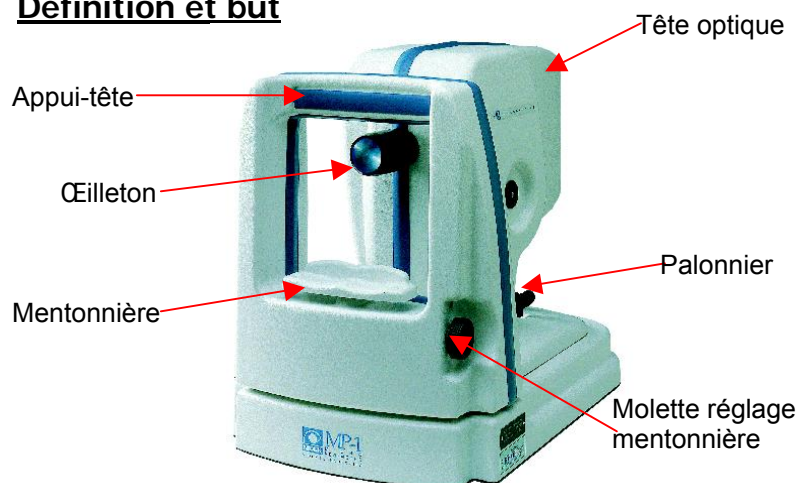


Figure 16 : Photographie du MP1

Le micro-périmètre MP1 combine la périmétrie du fond d'œil et l'image du fond d'œil en un seul appareil.

L'instrument permet d'observer les structures de la macula et de la rétine grâce à une caméra infrarouge. Les images acquises par cette caméra apparaissent en temps réel sur l'écran.

Le MP1 projette des stimuli sur la rétine, plus particulièrement sur la macula avec un champ maximal de 40°. L'examineur peut suivre en temps réel le lieu de projection de chaque stimulus sur l'image acquise du fond d'œil.

La localisation et le mouvement de la fixation du patient sont aussi déterminés automatiquement ce qui est une amélioration par rapport au micro-périmètre SLO. Ce eye-tracking automatique permet de compenser les mouvements de l'œil pendant l'examen de micro-périmétrie : les stimuli sont donc projetés aux endroits choisis sur l'image infrarouge du fond d'œil. [10] [11] [16] [17]

▪ Comparaison avec le SLO

Le SLO utilise un faisceau laser en mouvement dont l'intensité de chaque pixel varie en fonction de la localisation de la projection du stimulus sur la rétine. Le MP1 possède un arrière-plan standard et la modification de la localisation d'une cible est contrôlée électroniquement.

L'image infrarouge du MP1 est aussi moins détaillée que celle du SLO. Cependant, l'avantage du MP1 est qu'il peut prendre une photographie en couleur du fond d'œil.

De plus, le MP1 possède un suivi automatique des examens contrairement au SLO. [10]

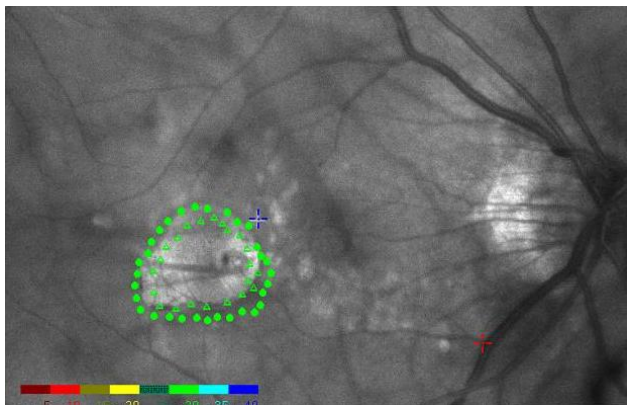


Figure 17a : Recherche d'un scotome avec le SLO
Les deux croix correspondent au tracking manuel (voir précédemment).
Les triangles vides sont des stimuli non vus ; les ronds verts sont vus.

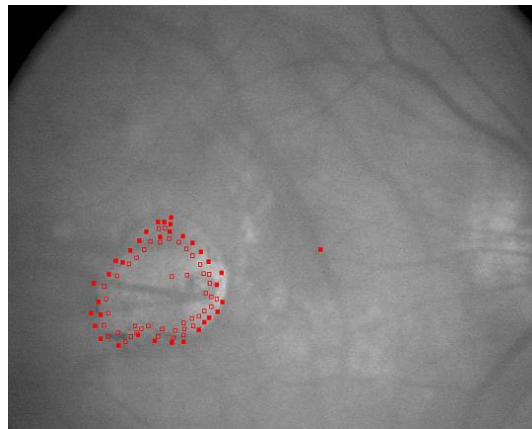


Figure 17b : Recherche d'un scotome avec le MP1
Les carrés vides sont des stimuli non vus ; les carrés pleins sont vus.

B. Les possibilités de l'appareil

1. La rétino-graphie

Le MP1 permet de réaliser une rétino-graphie numérique non mydriatique (diamètre minimum de la pupille : 2,5 mm). L'image dynamique donnée par la caméra infrarouge permet de faire la mise au point. Lorsque celle-ci est réalisée (les deux confettis blancs apparaissant sur l'écran sont alors nets), le flash peut être envoyé. Des rétino-graphies de la rétine périphérique peuvent aussi être prises en déplaçant la mire de fixation. [10] [17] [18]

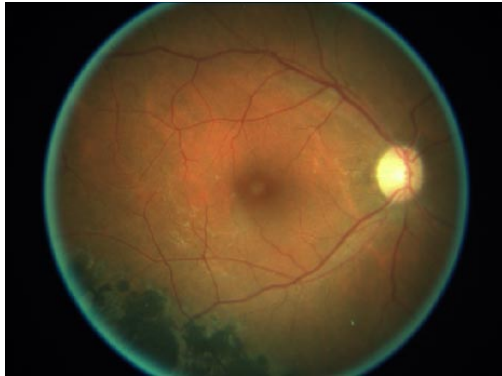
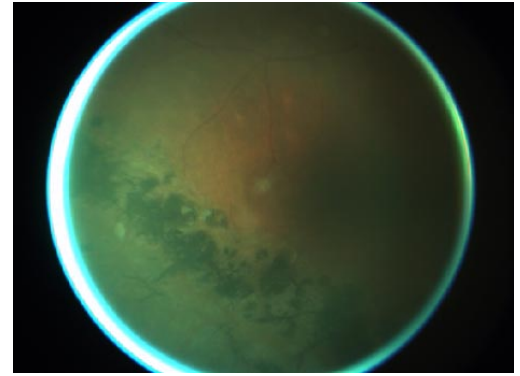


Figure 18 :
Exemple de
rétino-graphies

La patiente présente un barrage au laser, en temporal et inférieur, pour rétinoschisis



Le déplacement de la cible de fixation permet de visualiser la zone périphérique.

2. L'examen de micro-périmétrie

a. Les différents paramètres

Pour cet examen, différents paramétrages sont possibles :

- Type de champ visuel

On choisit le mode automatique, semi-automatique ou manuel.

Pour le mode automatique, différentes procédures de champ visuel sont prédéfinies.

Pour le mode semi-automatique, l'examineur définit une zone polygonale sur l'image du fond d'œil qui a été figée avant l'examen, puis choisit la densité de points désirée dans cette zone.

Pour le mode manuel, l'examineur choisit directement, en temps réel, la position et le seuil de départ de chaque stimulus sur l'image acquise du fond d'œil.

Figure 19 : Echelle de sensibilité colorée (en dB)

Les carrés pleins sont des stimuli vus et les vides sont non vus. Chaque couleur représente un seuil (0 dB en rouge est la plus faible sensibilité et 20 dB en vert est la forte sensibilité).

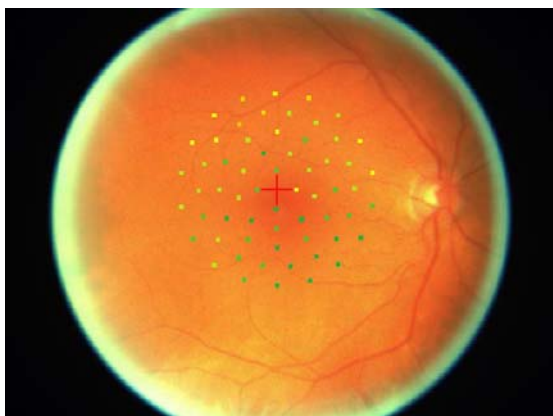


Figure 20 : Examen micro-périmétrique automatique

Le patient présente un glaucome débutant. On observe un déficit relatif sur le fond d'œil supérieur donc sur le champ visuel inférieur.

Figure 21 : Examen semi-automatique

La patiente est atteinte de DMLA atrophique de type aréolaire et de glaucome. L'examen, sur le fond d'œil montre un scotome absolu supérieur à la fovéa donc inférieur à la fovéa sur le champ visuel.

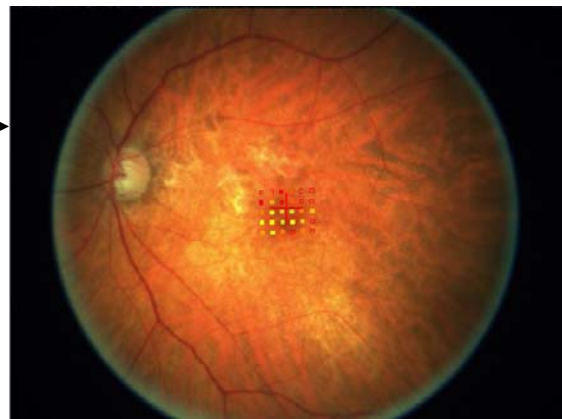


Figure 22 : Examen micro-périmétrie manuel

Le patient présente une atrophie aréolaire centrale génétique. L'examen montre un scotome central.

▪ Stratégie de mesure de seuil

Pour chaque champ visuel, un seuil de départ est tout d'abord défini.

La stratégie de seuil est le mode selon lequel le seuil de sensibilité de chaque point stimulé de la rétine est recherché. Différents schémas classiques de la périmétrie conventionnelle sont disponibles : 4-2-1, 4-2, rapide, brute, manuel.

Pour la stratégie 4-2-1 et la stratégie 4-2, la valeur initiale est diminuée de 4 dB à la fois jusqu'à perception du stimulus. La valeur est alors augmentée par pas de 2 dB jusqu'à non perception. Puis, cette valeur (stratégie 4-2-1 seulement) sera diminuée de 1 dB pour déterminer le seuil de sensibilité.

Pour la stratégie rapide, le stimulus est projeté à l'intensité préétablie. Si le patient voit le stimulus, celui-ci est validé et un autre stimulus est projeté. S'il n'est pas vu, on recherche le seuil en suivant la stratégie 4-2.

Pour la stratégie brute, le stimulus est projeté à une intensité préétablie. La valeur de cette intensité est diminuée ou augmentée de x dB suivant si le point est vu ou non vu jusqu'à non perception ou perception du stimulus.

La stratégie manuelle laisse libre le choix, à l'opérateur, de l'atténuation du stimulus à projeter.

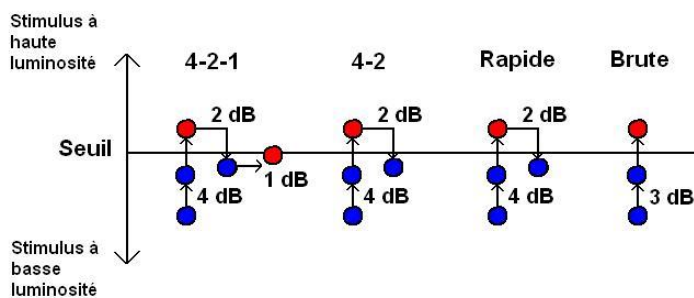


Figure 23 : Exemples de stratégies avec stimulus initial au-dessous du seuil (en rouge, les stimuli vus ; en bleu, les stimuli non vus)

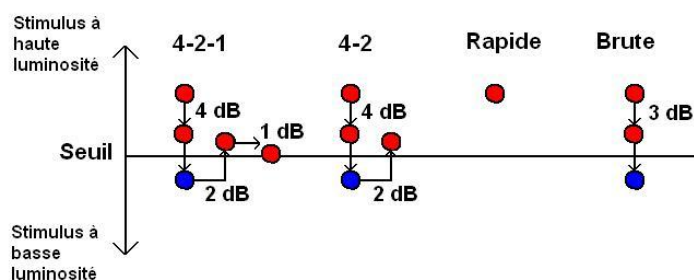


Figure 24 : Exemples de stratégies avec stimulus initial au-dessus du seuil

- **Caractéristiques du stimulus**
La taille des stimuli doit être définie suivant les normes standard (Goldmann). La durée de la stimulation ainsi que la couleur du stimulus (blanc ou rouge) sont aussi paramétrables.
- **Couleur de l'arrière-plan**
Elle peut être blanche ou rouge.
- **La cible de fixation**
La cible peut être une croix simple, un cercle ou quatre croix disposés en losange. Pour chaque type de cible, l'opérateur choisit son extension. [18]

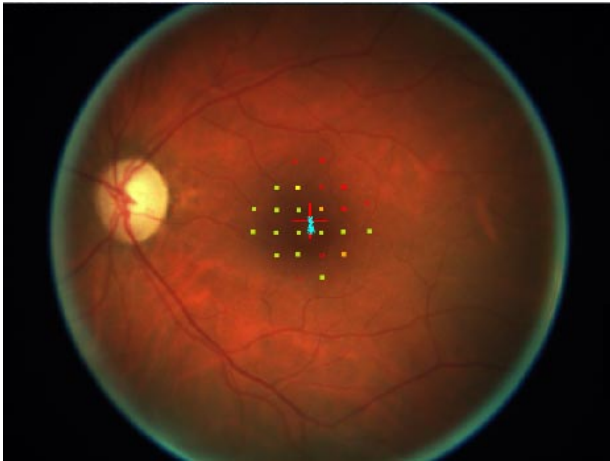


Figure 25 : Croix de 3° d'extension

La patiente est atteinte d'un glaucome grave et présente un déficit sur la macula supérieur donc un déficit du champ visuel supérieur. Les points bleus représentent la localisation de la fixation pendant tout l'examen.

Figure 26 : Cercle de 3 de diamètre
La patiente a une rétine normale. Elle ne présente pas de déficit sur la zone étudiée.

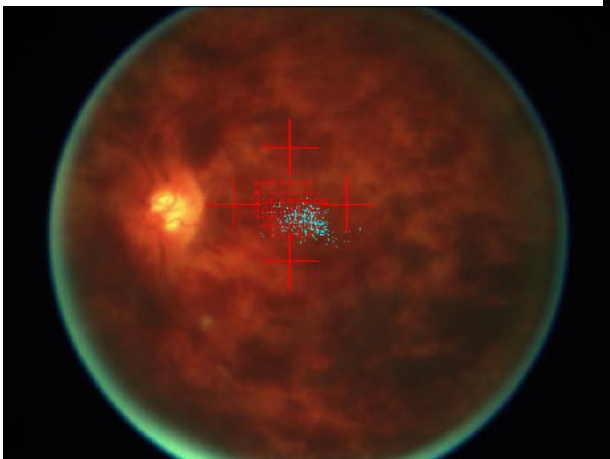


Figure 27 : 4 croix de 5° d'extension espacées de 10°

La patiente présente une occlusion récente de la veine centrale de la rétine avec une acuité visuelle inférieure à 1/10. L'examen montre un scotome centrale avec une fixation très étalée. Cependant, quelques zones de vision persistent.

b. Le eye-tracking automatique

La carte de sensibilité rétinienne obtenue par cette méthode de micro-périmétrie doit présenter des caractéristiques spatiales précises. Il est donc nécessaire de suivre et d'enregistrer tout au long de l'examen les mouvements de l'œil. Pour cela, une des caractéristiques du MP1 est le eye-tracking automatique (ou poursuite automatique). Une caméra infrarouge visualise en permanence une zone de vaisseaux contrastés (sélectionnée avant l'examen sur l'image acquise du fond d'œil) et détecte avec précision la fixation. [18] Le tracking automatique est un algorithme qui analyse l'image vidéo provenant de la caméra infrarouge et qui calcule le mouvement X et Y de l'œil sur l'image du fond d'œil en temps réel, en respectant l'image acquise de référence du fond d'œil. L'information est ensuite utilisée pour déterminer avec précision la position à laquelle

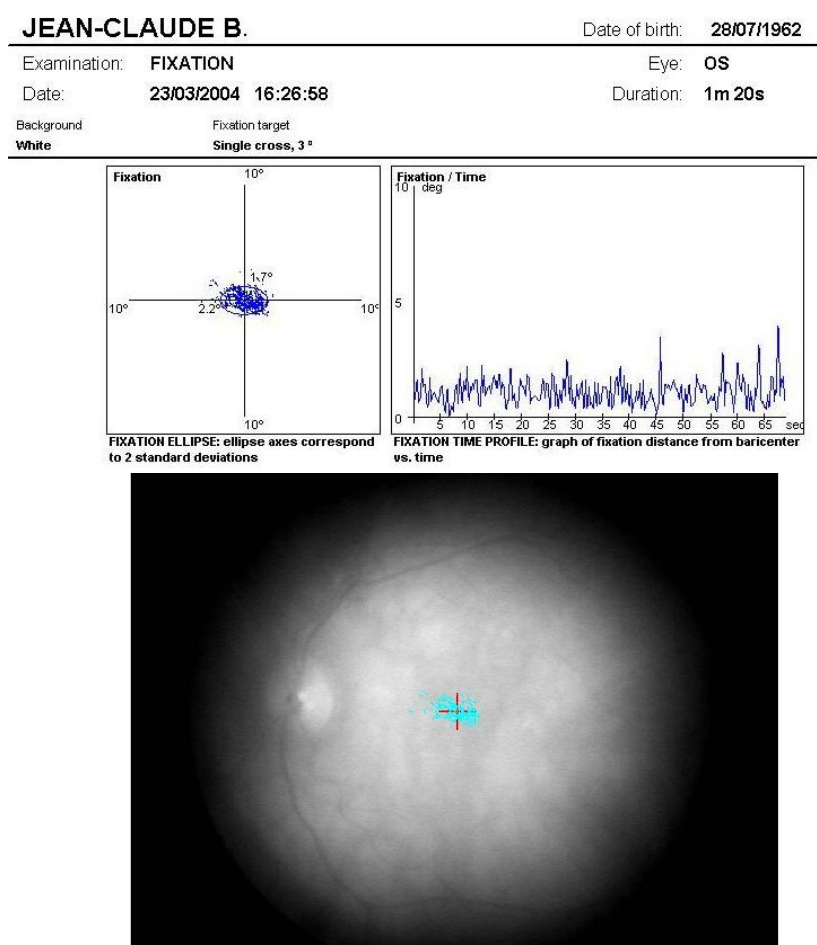
projetée le stimulus, afin de compenser les mouvements de l'œil, ou pour déterminer la trajectoire de la fixation durant l'examen de fixation. La vitesse du tracking est identique à la vitesse d'acquisition de la caméra infrarouge, soit 25 Hz (c'est-à-dire 25 points par seconde).

Le MP1 utilise aussi la technique de Heijl-Krakau pour le contrôle des faux positifs. Des stimuli sont projetés périodiquement sur la tête du nerf optique, sélectionnée sur l'image figée du fond d'œil, pendant l'examen. [18]

3. L'examen de fixation

a. Etude de fixation seule

On peut étudier la fixation seule, après acquisition de l'image du fond d'œil, indépendamment de l'examen de micro-périmétrie. Le eye-tracking permet de contrôler avec précision la dynamique des mouvements oculaires en fonction du temps afin d'évaluer la stabilité et le type de fixation. On obtient alors deux graphiques. L'examen doit au moins durer 50 secondes pour qu'il soit représentatif de la réalité. [18]

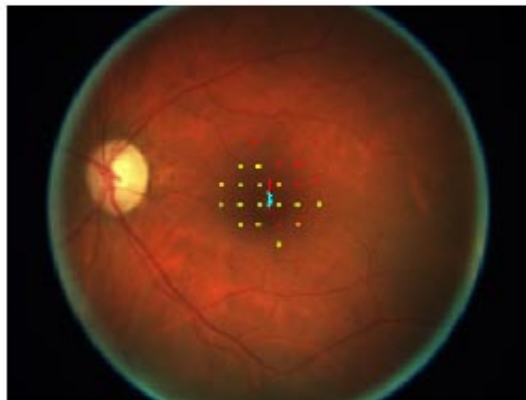


b. Etude de fixation pendant l'examen

Pendant l'examen de micro-périmétrie, le eye-tracking contrôle la fixation. A la fin de l'examen, on obtient une information sur la stabilité de la fixation :

- Stable : si plus de 75 % des points de fixation sont contenus à l'intérieur du cercle de 2 degrés de diamètre
- Relativement instable : si plus de 75 % des points sont dans les 4° centraux et moins de 75 % dans les 2° centraux
- Instable : si moins de 75 % des points sont dans les 4° centraux [18]

MARTINE W.



Duration: 2m 55s

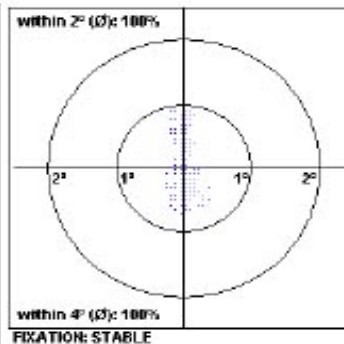
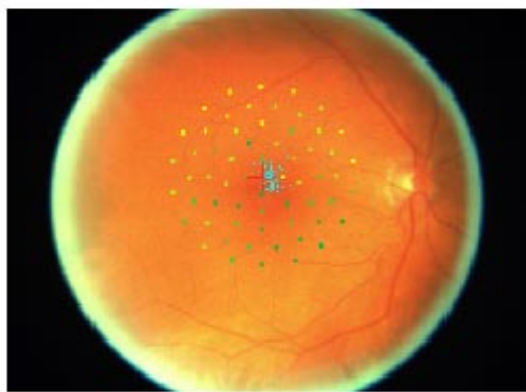


Figure 29 : Exemple de fixation stable pendant un examen de micro-périmétrie
La patiente est atteinte d'un glaucome grave.

RENE L.



Duration: 8m 22s

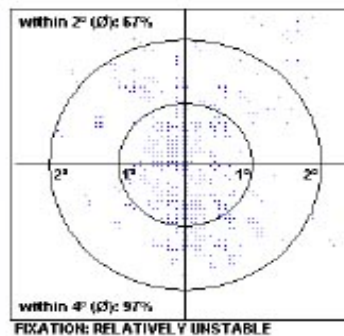


Figure 30 : Exemple de fixation relativement instable (67 % des points sont dans les 2° centraux et 97 % sont dans les 4° centraux) Le patient est atteint de glaucome débutant.

c. Localisation de la fixation

Cette fonction permet d'évaluer la quantité de points de fixation présents à l'intérieur du cercle fovéal. On sélectionne la fovéa à la fin de l'examen ; un cercle se dessine alors autour de la fovéa. Suivant la localisation de la fixation par rapport au cercle, la fixation sera classée :

- Prédominance centrale : si plus de 50 % des points de fixation sont contenus à l'intérieur du cercle fovéal de 2 degrés de diamètre.
- Peu centrale : si les points contenus dans le cercle sont compris entre 25 % et 50 %.
- Prédominance excentrique : si moins de 25 % des points sont dans le cercle. [18]

4. Examen de Feedback

Le but de cet examen est d'entraîner le patient à fixer avec une autre zone de rétine que celle utilisée habituellement, la PRL (Preferred Retinal Locus). Cet entraînement utilise un signal sonore : plus la nouvelle zone de fixation est utilisée comme zone de fixation, plus la fréquence du signal est élevée. [18]

C. Les caractéristiques techniques de l'appareil

1. Le principe optique général

a. Présentation générale

Le micro-périmètre MP1 est constitué de :

- Une lentille frontale (L1) où passe tous les faisceaux entrant et sortant de l'œil
- Trois miroirs semi-réfléchissants (M1, M2 et M3) dont un mobile (M3)
- Une source infrarouge générée par une lampe halogène qui permet la visualisation du fond d'œil

- Un flash blanc qui permet d'obtenir une image du fond d'œil en couleur
- Une lentille mobile (L2) qui permet de compenser l'amétropie du sujet
- Une caméra infrarouge munie d'un capteur CCD noir et blanc qui reçoit l'image infrarouge émise par le fond d'œil et la transmet sur l'écran
- Une caméra couleur munie d'un capteur CCD couleur qui reçoit la lumière réfléchie par la rétine suite à son éclairage par le flash
- Un système de projection qui envoie les stimuli sur la rétine

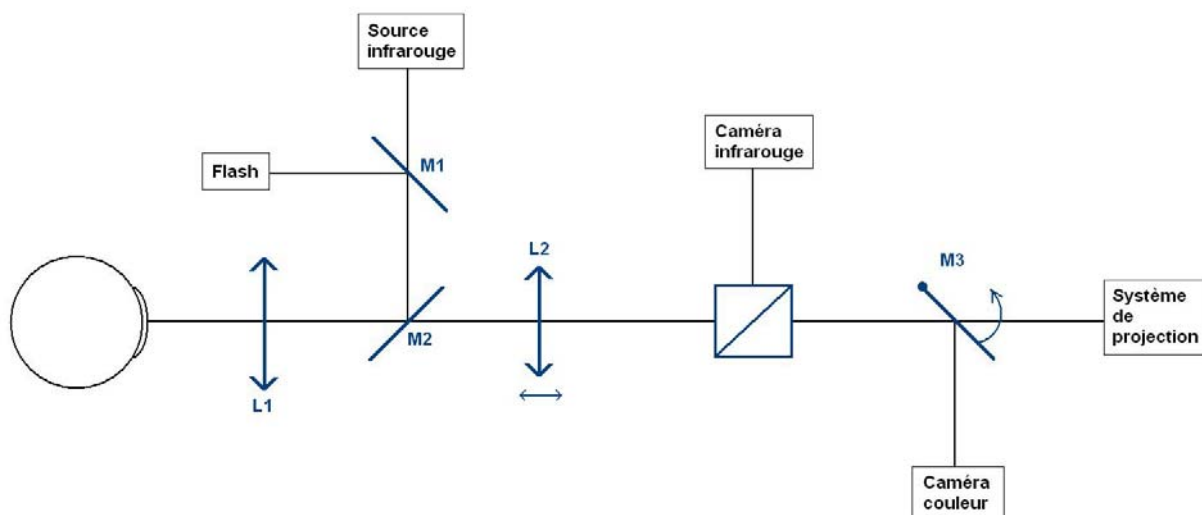


Figure 31 : Schéma optique simplifié du MP1

b. L'image infrarouge

Etant donné le manque d'informations disponibles sur ce nouvel appareil, il a été difficile d'étudier avec précision le micro-périmètre MP1. Les schémas optiques suivants sont donc simplifiés et ne sont pas représentés à l'échelle. Tous les composants ne sont pas représentés. La mise en place des foyers des lentilles est une hypothèse.

La source infrarouge est collimatée à l'infini. La lumière infrarouge est transmise à la rétine du patient après réflexion sur un miroir semi-réfléchissant (M2) et après son passage à travers la lentille frontale (L1). L'image de la source infrarouge se forme probablement au centre de la pupille (comme une rétinographie classique). Ainsi, la rétine est éclairée par un faisceau divergent. Ceci permet d'avoir une plus grande zone de rétine éclairée uniformément. Le faisceau divergent et la lumière infrarouge, qui empêche la contraction de la pupille, permettent de travailler sans dilatation pupillaire.

L'image réfléchie repasse à travers la lentille frontale puis à travers la lentille mobile (L2). Elle est finalement transmise au capteur CCD noir et blanc de la caméra sensible à l'infrarouge. La lentille mobile permet de conjuguer la rétine au capteur.

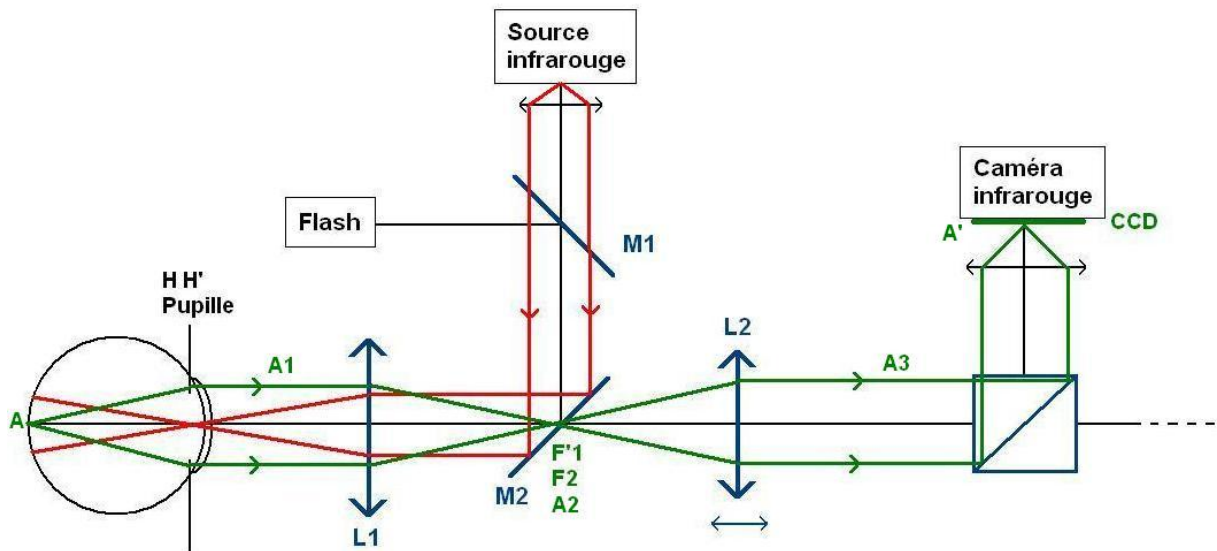


Figure 32 : Chemin optique de l'image infrarouge pour un emmétrrope

On suppose les plans principaux H et H' de l'œil confondus au plan de la pupille. Pour un emmétrrope, le remotum R de l'œil est à l'infini. A la sortie de l'œil, l'image de la rétine R' se forme donc à l'infini. A travers la lentille frontale L1, l'image se forme au foyer image de cette lentille et au foyer objet de la lentille mobile L2. A la sortie de L2, l'image se forme donc à l'infini. L'image est ensuite focalisée sur le capteur CCD de la caméra infrarouge grâce à un système convergent. On traduit ce chemin par :

œil L1 L2 système convergent
 $A = R' \rightarrow A1 = R \text{ à l'infini} \rightarrow A2 = F'1 = F2 \rightarrow A3 \text{ à l'infini} \rightarrow A' = \text{CCD}$

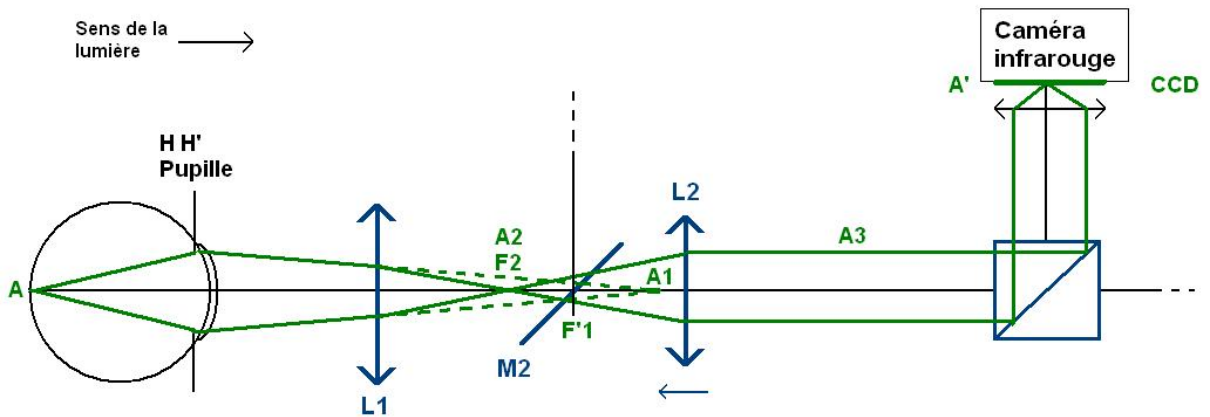


Figure 33 : Chemin optique de l'image infrarouge pour un myope

Le chemin de la lumière entrante est le même que celui d'un emmétrrope. Pour compenser la myopie, la lentille mobile est déplacée vers le sujet. Ce déplacement est limité par le miroir semi-réfléchissant M2 et permet une compensation sphérique maximale de -13δ . Ainsi, le foyer objet F2 de la lentille mobile se trouve devant le foyer image F'1 de la lentille frontale. Pour que l'image à la sortie de la lentille mobile soit à l'infini, il faut que l'image à travers la lentille frontale soit sur F2. On obtient donc le chemin optique suivant :

œil L1 L2 système convergent
 $A = R' \rightarrow A1 = R \rightarrow A2 = F2 \rightarrow A3 \text{ à l'infini} \rightarrow A' = \text{CCD}$

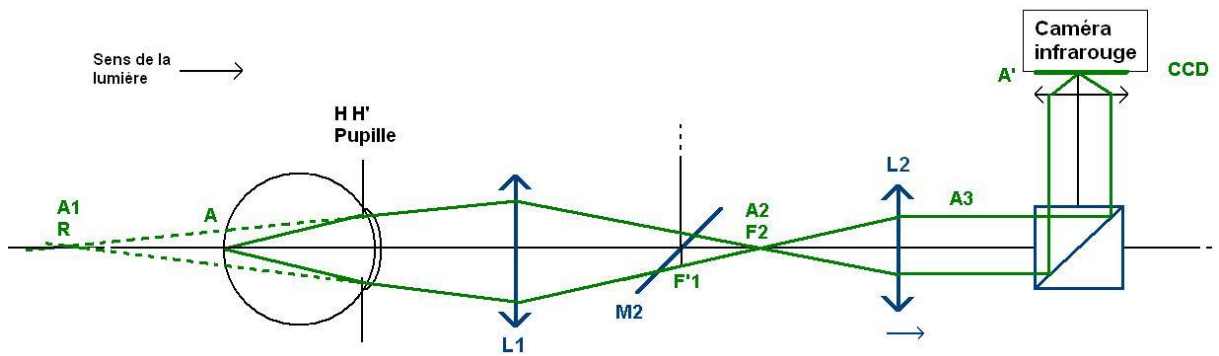


Figure 34 : Chemin optique de l'image infrarouge pour un hypermètre

Le chemin de la lumière entrante est le même que pour un emmètre. Pour compenser l'hypermétropie, la lentille mobile est éloignée du sujet. Ce déplacement est limité par le prisme et permet une compensation sphérique maximale de +15 δ. Ainsi, le foyer objet F2 de la lentille mobile se trouve derrière le foyer image F'1 de la lentille frontale. Pour que l'image à la sortie de la lentille mobile soit à l'infini, il faut que l'image à travers la lentille frontale soit sur F2. On obtient donc le chemin optique suivant :

œil L1 L2 système convergent
 $A = R' \rightarrow A1 = R \rightarrow A2 = F2 \rightarrow A3 \text{ à l'infini} \rightarrow A' = \text{CCD}$

c. L'image couleur

L'image du fond d'œil en couleur est générée par l'illumination de la rétine du patient avec un flash d'une lampe au Xénon qui emprunte le même chemin que le faisceau infrarouge. Celle-ci est ensuite transmise au capteur CCD couleur après réflexion sur un miroir mobile semi-réfléchissant. La rétine est conjuguée au capteur.

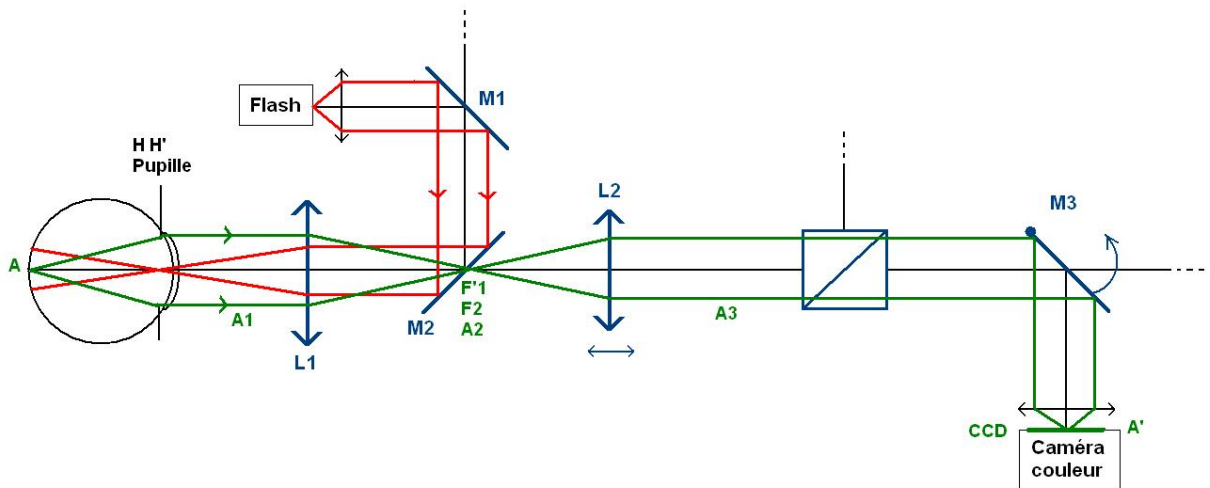


Figure 35 : Chemin optique de l'image couleur pour un emmètre

Pour le faisceau sortant de l'œil, le principe est le même que pour l'image infrarouge :

œil L1 L2 système convergent
 $A = R' \rightarrow A1 = R \text{ à l'infini} \rightarrow A2 = F'1 = F2 \rightarrow A3 \text{ à l'infini} \rightarrow A' = \text{CCD}$

Pour le myope et l'hypermètre, le principe est identique à celui de l'image infrarouge.

d. Le système de projection

La stimulation consiste en la projection de stimuli sur la rétine du patient, ceci grâce à un système de projection de base LCD. Un stimulus est émis et entre dans le chemin optique jusqu'à la rétine du patient. L'image des stimuli sur le LCD est conjuguée au capteur CCD de la caméra infrarouge. La conjugaison entre la stimulation accomplie et l'image acquise du fond d'œil entraîne un grandissement de 1 c'est-à-dire qu'un point donné du plan de projection donne un certain point de la rétine, représenté sur le LCD.

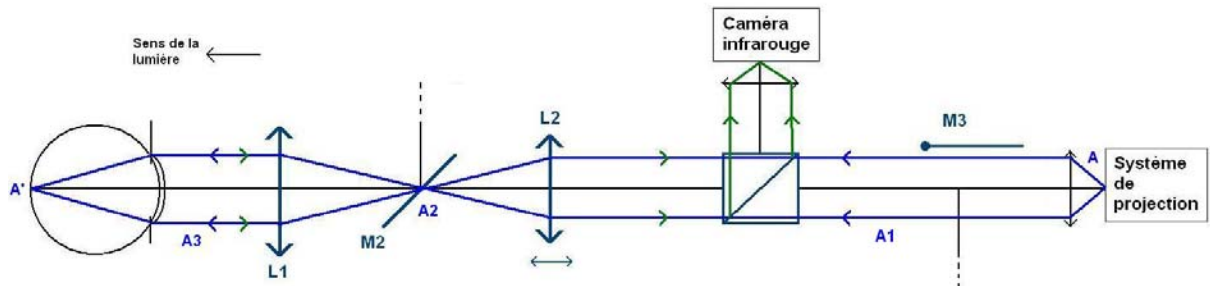


Figure 36 : Chemin optique des stimuli

Lors de la projection du stimulus, le miroir mobile M3 est relevé. Les stimuli suivent le chemin optique suivant :

système convergent L2 L1 œil

A = système de projection → A1 à l'infini → A2 = F2 = F'1 → A3 à l'infini = R → A' = R'

La lumière infrarouge, réfléchiée par la rétine, est analysée par le capteur CCD noir et blanc. L'image acquise apparaît alors sur l'écran LCD en même temps que la projection des stimuli.

2. Spécifications techniques

a. Caractéristiques spatiales

La résolution de la caméra infrarouge est de 768X576 pixels (soit environ 15 pixels par degré) et la résolution de la caméra couleur est de 780X580 pixels.

Les champs vertical et horizontal sont de 40 degrés.

Il n'y a pas de stimulations périphériques.

b. Caractéristiques temporelles

La fréquence de la caméra infrarouge est de 25 Hz.

c. Caractéristiques photométriques

La luminance maximale de la stimulation est de 127 cd/m². [18]

D. Présentation finale de la micro-périmétrie

1. Superposition de la micro-périmétrie à la rétino-graphie

La superposition s'effectue après les examens de micro-périmétrie et de rétino-graphie. Il suffit de sélectionner deux zones de vaisseaux assez contrastés, sur l'image infrarouge du fond d'œil, pour que la superposition puisse se faire automatiquement. Dans le cas où celle-ci ne s'effectuerait pas, on peut procéder à la superposition manuelle. Il faut alors sélectionner deux points sur l'image infrarouge et deux points sur la rétino-graphie. [18]

2. Analyse de la rétino-graphie

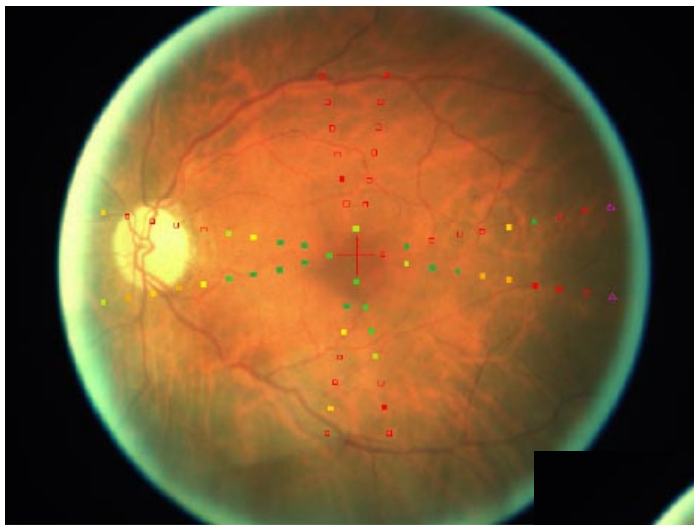
Elle se fait en adéquation avec les examens précédant la micro-périmétrie. Sur le MP1, on peut ajouter un filtre pour améliorer les contrastes et effectuer un grossissement numérique de l'image. [18]

3. Analyse de la micro-périmétrie

Le MP1 dispose de quatre types de représentation :

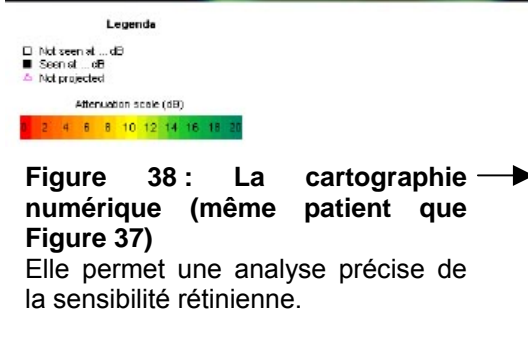
- Symbolique : les stimuli vus sont représentés par des carrés pleins ; les non vus par des carrés vides ; les non projetés par des triangles vides magenta. La couleur des carrés représente la valeur d'atténuation.
- Numérique : la valeur d'atténuation est indiquée sous chaque carré bleu.
- Interpolée : une carte en couleurs interpolée est créée dans laquelle chaque couleur est associée à la valeur d'atténuation du stimulus associé aux fausses couleurs sur la base des échelles habituelles.

On peut aussi connaître la sensibilité de la rétine dans une zone déterminée en traçant un polygone dans la zone voulue. [18]



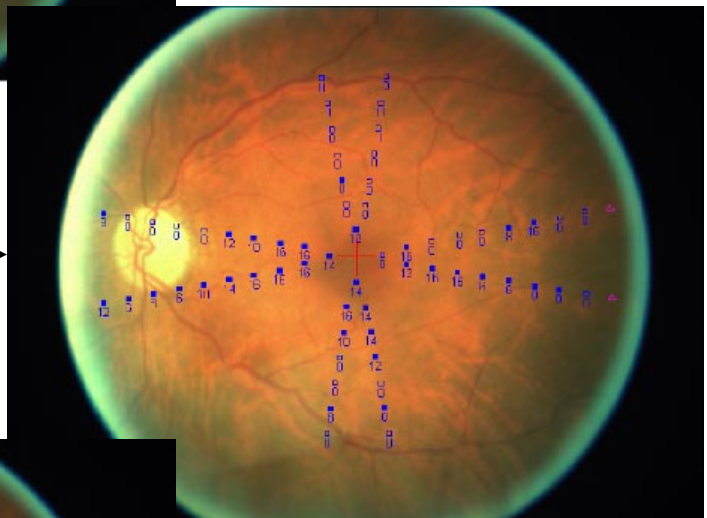
← **Figure 37 : La cartographie symbolique**

Elle est assez facile à analyser grâce aux couleurs. Le patient présente une atrophie optique importante.



→ **Figure 38 : La cartographie numérique (même patient que Figure 37)**

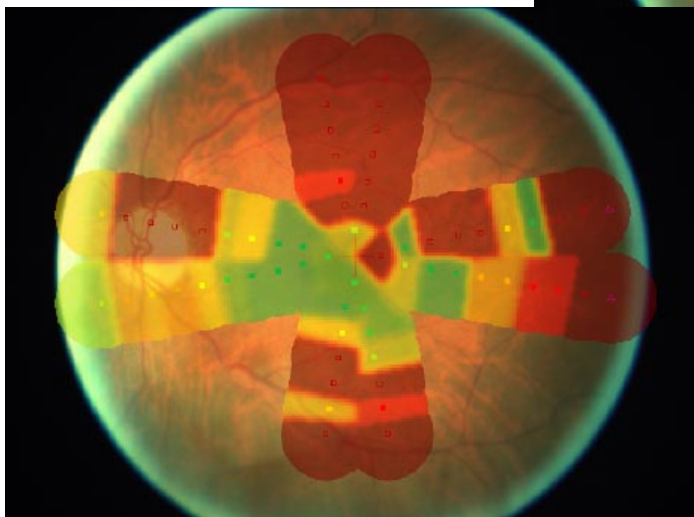
Elle permet une analyse précise de la sensibilité rétinienne.



← **Figure 39 : La cartographie interpolée (même patient que Figure 37)**

Elle est la plus parlante mais cache la rétinographie.

L'œil gauche du patient présente un vaste scotome du champ visuel inférieur, un scotome supérieur et un scotome nasal périphérique.



4. Analyse de la fixation

Comme on l'a vu précédemment, après chaque examen, on a une information sur la stabilité, la localisation de la fixation et sur le contrôle des faux positifs. [18]

5. Suivi automatique

Cette fonction permet de réaliser le même examen qu'un précédent examen de micro-périmétrie. Après superposition de l'ancien examen et de la nouvelle image acquise du fond d'œil, l'examen commence et se déroule avec les mêmes conditions (même cible, même stimuli, même seuil de départ...). [18]

V. Présentation comparative du champ visuel du MP1 et du champ visuel Métrovision

A. Principales caractéristiques

Le tableau suivant présente les différentes caractéristiques de chaque champ visuel réalisé avec les deux appareils.

	Métrovision	MP1
Distance œil -écran	31 cm	Image collimatée à l'infini
Correction de l'amétropie	Correction VP	Equivalent sphérique VL
Luminance du fond (en cd/m²)	10	1,27
Luminance maximale du stimulus (en cd/m²)	318	127
Taille du stimulus (standard Goldman)	III	III
Couleur du stimulus	blanc	blanc
Durée du stimulus (en ms)	300	200
Forme de la cible de fixation	point	Croix de 3° d'extension
Couleur de la cible	rouge	rouge
Stratégie	Fast	Fast
Echelle de dB	0 à 32	0 à 20
Limites du champ visuel (en degrés)	Haut : 24 Nasal : 30 Temporal 30 Bas : 24	Haut : 20 Nasal : 20 Temporal : 20 Bas : 20
Nombre de points testés	80	60
Couleur du fond	blanc	blanc
Laps de temps entre chaque stimulus	adapté à chaque patient	1,5 s pour un stimulus non vu, entre 1 et 2 s aléatoirement après une réponse

Figure 40 : Tableau de comparaison des deux champs visuels

Les principales différences se situent au niveau de la luminance du fond et du stimulus, et du champ étudié. [15] [18] [19]

B. Echelle de sensibilité

L'échelle de décibels (dB) est différente pour chaque appareil. Pour le champ visuel du micro-périmètre, la sensibilité maximale est de 20 dB et pour le champ visuel de Métrovision, elle est de 32 dB. La sensibilité minimale est de 0 dB pour les deux appareils. [4] [18] [19]

Pour déterminer la luminance en cd/m² à partir de la sensibilité en dB, on utilise la formule $S = -10 \log (L/L_{max})$

avec S : sensibilité en dB

L : luminance du stimulus en cd/m²

L_{max} : luminance maximale du stimulus en cd/m²

D'où, $L = \log^{-1}(-S/10) \times L_{\max}$

Pour le micro-périmètre : $L = \log^{-1}(-S/10) \times 127$

Pour le Métrovision : $L = \log^{-1}(-S/10) \times 318$

cd/m ²	asb	Echelle de dB sur Métrovision	Echelle de dB sur MP1	cd/m ²	asb	Echelle de dB sur Métrovision	Echelle de dB sur MP1
318	1000	0		6,37	20	17	13
253	794	1		5,03	15,8	18	14
201	631	2		4,01	12,6	19	15
159	501	3		3,18	10	20	16
127	398	4	0	2,5	7,9	21	17
100	316	5	1	2	6,3	22	18
79	251	6	2	1,58	5	23	19
63	200	7	3	1,27	4	24	20
50	158	8	4	1	3,1	25	
40	126	9	5	0,79	2,5	26	
31,8	100	10	6	0,63	2	27	
25,3	79,4	11	7	0,5	1,58	28	
20,1	63,1	12	8	0,4	1,26	29	
15,9	50,1	13	9	0,318	1	30	
12,7	39,8	14	10	0,25	0,79	31	
10	31,6	15	11	0,2	0,63	32	
7,99	25,1	16	12				

Figure 41 : Tableau de comparaison des échelles de sensibilité

C. Cartographie

La principale différence entre les deux appareils est la présentation des résultats du champ visuel. Pour le champ visuel Métrovision, une cartographie classique est disponible (voir précédemment) et une cartographie avec le champ visuel superposé au fond d'œil. On utilise cette dernière présentation pour la comparaison avec le MP1. Celle-ci affiche, en plus des valeurs de sensibilité, une cartographie des isoptères (annexe 1).

D. Avantages et inconvénients des deux appareils

1. Les avantages et inconvénients de Métrovision par rapport à MP1

a. Les avantages

- Calcul des indices globaux et de l'évolution du champ visuel
- Nombreuses procédures de champ visuel

b. Les inconvénients

- Pas de rétinographie
- Détermination difficile des deux points de référence (centre de la papille et fovéa) pour la superposition du champ visuel à la rétinographie
- La fixation ne peut pas être étudiée à la fin de l'examen. La fixation contrôlée pendant l'examen n'est pas sauvegardée

2. Les avantages et inconvénients du MP1 par rapport à Métrovision

a. Les avantages

- La superposition de la micro-périmétrie sur le fond d'œil peut permettre, par exemple, de différencier une pathologie rétinienne d'une pathologie du nerf optique.

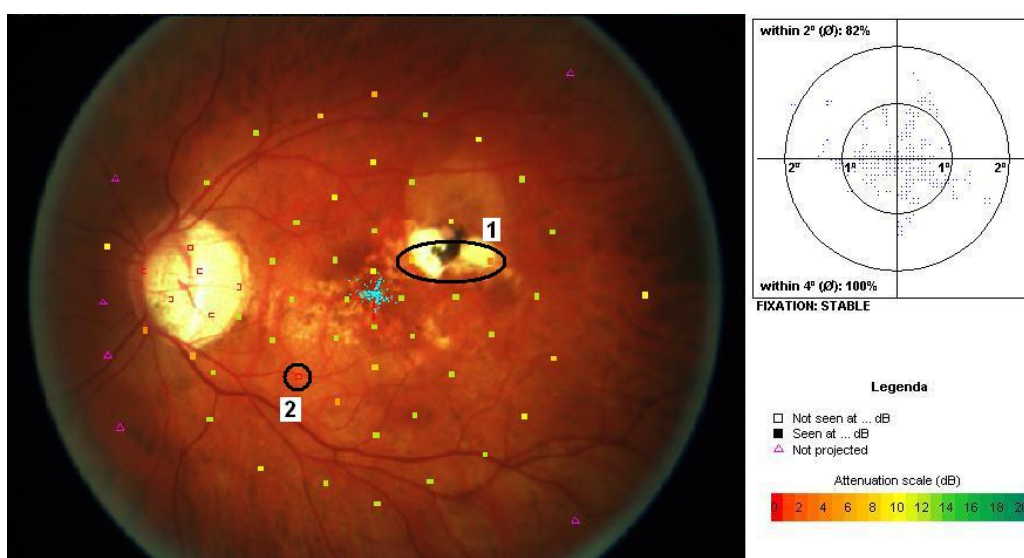


Figure 42 : Exemple de superposition

La patiente est atteinte d'un glaucome et présente une atteinte rétinienne paramaculaire. On observe un scotome supérieur à la fovéa et nasal sur la zone rétinienne atteinte (zone 1). Grâce au fond d'œil, on sait que ce scotome est dû à une atteinte de la rétine. On remarque aussi un scotome inférieur et temporal à la fovéa (à 10° d'excentricité) qui n'est pas sur une zone rétinienne atteinte (zone 2). Il s'agit donc d'une atteinte du nerf optique. La superposition permet ainsi de différencier les deux atteintes.

- Possibilité de micro-périmétrie sur des zones localisées avec une grande densité de points
- La visualisation de la localisation des stimuli en temps réel sur la rétine
- Le choix précis de la position des stimuli en fonction de l'image rétinienne
- Le eye-tracking automatique
- L'étude de fixation permet d'observer la partie de rétine utilisée pour la fixation

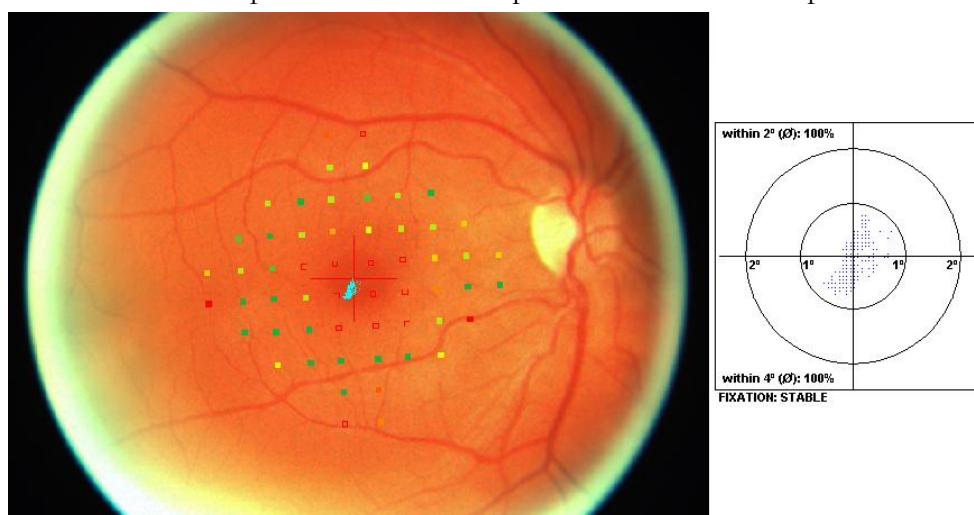


Figure 43 : Exemple d'étude de fixation

Le patient présente des séquelles maculaires d'un polytraumatisme qui a donné un œdème rétinien de Berlin. Sur le champ visuel réalisé, il présente un scotome central. Or, on remarque que la fixation est très stable (100 % de la fixation dans les 2° centraux) et bien centrée sur la croix dans le scotome ce qui prouve qu'il reste une vision fovéolaire. Une micro-périmétrie semi-automatique aurait alors pu être réalisée pour évaluer la vision fovéolaire.

b. Les inconvénients

▪ Les inconvénients de la rétinographie

- La faible résolution de l'appareil, qui est de 780X580, d'où des rétinographies avec une définition insuffisante pour l'analyser de très fins détails comme par exemple l'anneau neurorétinien dans le glaucome
- La rétinographie impossible avec des petites pupilles ou après le premier flash

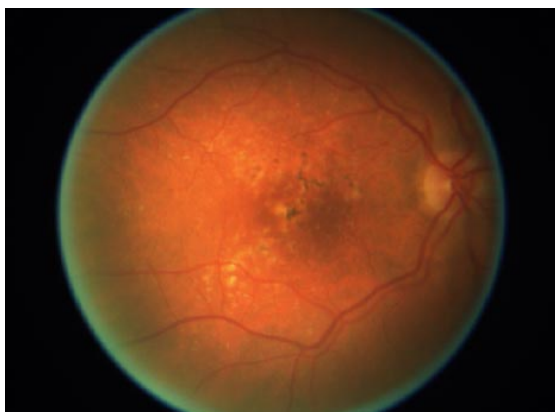


Figure 44a : 1^{ère} rétinographie

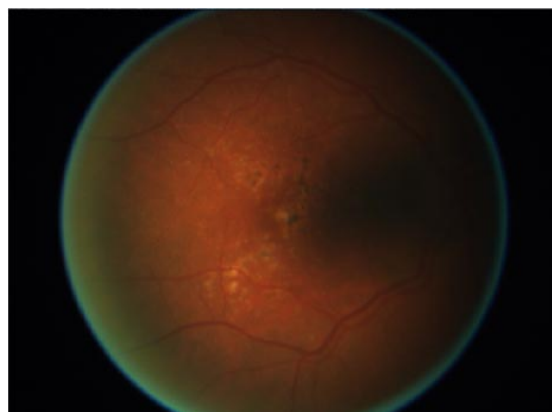


Figure 44b : 2^{ème} rétinographie après le 1^{er} flash

Le patient ci-dessus est atteint de DMLA importante de type sèche avec drusens et remaniement de l'épithélium pigmentaire. Pour la 1^{ère} rétinographie, la pupille est en mydriase suffisante pour prendre la photographie. Après le 1^{er} flash toute rétinographie est impossible à cause du myosis de la pupille d'où une limite de l'appareil pour les petites pupilles.

- La rétinographie impossible avec des milieux opacifiés

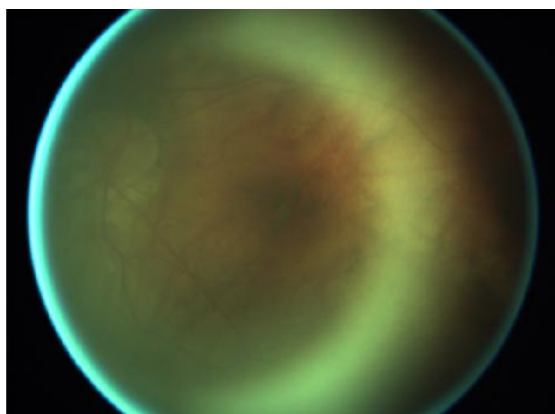


Figure 45a : Exemple de rétinographie avec opacité cornéenne

La patiente présente une taie cornéenne. On distingue tout de même vaguement l'atrophie papillaire.

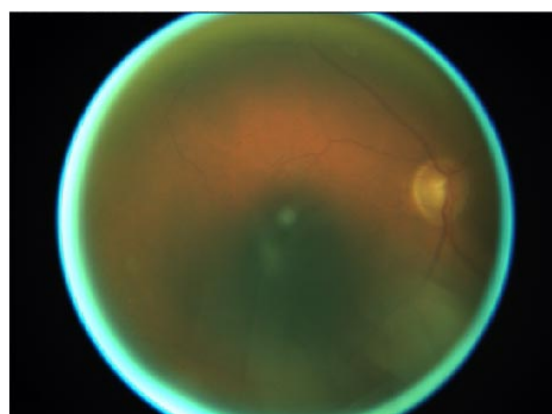


Figure 45b : Exemple de rétinographie avec opacité cristallinienne

Le patient présente une cataracte nucléaire. La rétinographie est floue à cause du cristallin opacifié.

- La rétinographie impossible avec des lentilles de contact

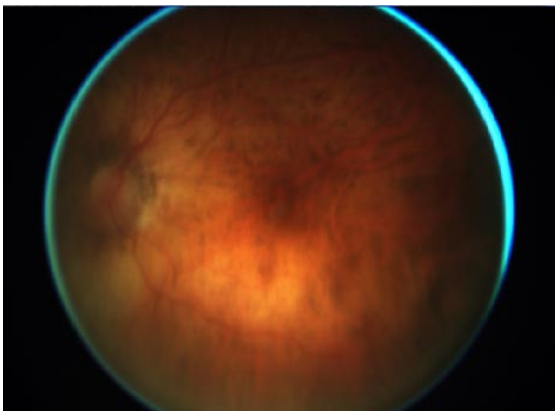


Figure 46 : Exemple de rétinographie avec lentille de contact

La patiente porte une lentille souple de -18 δ sur l'œil gauche. La mise au point est impossible à cause de tous les reflets dus à la lentille de contact. Lorsque la mise au point est faite sur les deux confettis, il y a tellement de reflets qu'on ne voit pas la rétine. La rétinographie est alors blanche. On défocalise alors l'appareil pour supprimer les reflets et apercevoir la rétine. La mise au point n'est plus possible donc la rétinographie est floue.

- La rétinographie difficile avec des petites fentes palpébrales

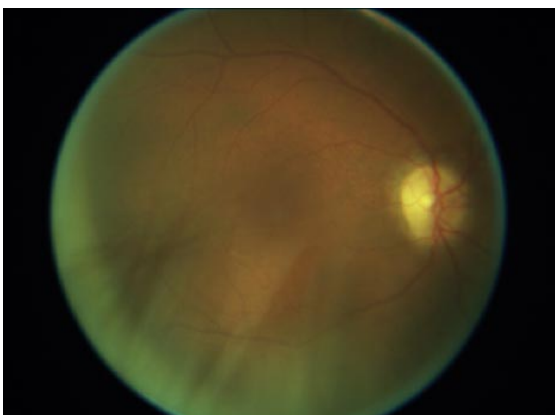


Figure 47 : Exemple de rétinographie avec petites fentes palpébrales

On aperçoit l'ombre des cils de la paupière supérieure sur le bord de la rétinographie inférieure. Le patient est atteint d'atrophie optique séquellaire d'une neuropathie optique ischémique antérieure.

- La rétinographie difficile avec une fixation instable

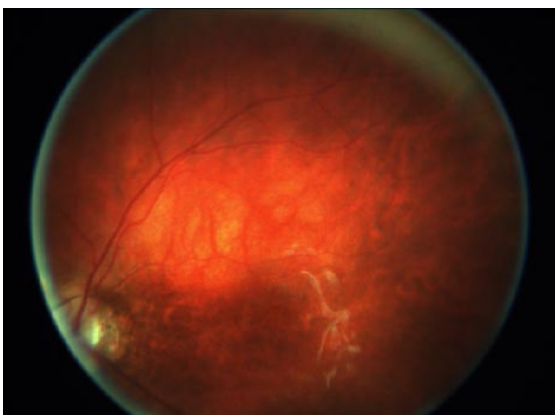


Figure 48 : Exemple de rétinographie avec fixation instable

L'enfant présente un nystagmus modéré d'où une fixation très instable. Il est donc très difficile de faire une mise au point correcte avec une fovéa centrée sur l'image. L'enfant est atteint d'une rétinopathie pigmentaire grave.

- Les inconvénients de la micro-périmétrie

- Les points proches de 20° d'excentricité ne sont pas projetés pour les pupilles non dilatées car ils sont en dehors du champ d'évaluation.

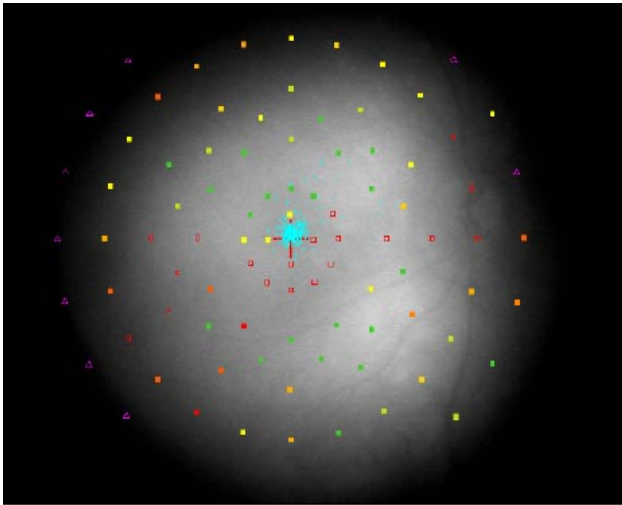


Figure 49 : Exemple de micro-périmétrie avec points non projetés

La micro-périmétrie sur le fond d'œil en noir et blanc montre un scotome horizontal supérieur à la fovéa (inférieur sur le fond d'œil). L'enfant est atteint d'un œdème papillaire secondaire à une neuropapillite inflammatoire.

Les triangles magenta représentent les points non projetés. Au-delà de 20° d'excentricité, les points ne sont pas projetés à cause des zones d'ombres dues à un diamètre exploitable du fond d'œil limité. Avec une dilatation, le diamètre de l'image en noir et blanc aurait été plus grand donc les points probablement projetés.

Il est conseillé d'avoir un diamètre de 4,5 mm pour une micro-périmétrie.

- Le eye-tracking est moins efficace pour les pupilles non dilatées car le champ d'évaluation est plus petit. Il est donc difficile de sélectionner une zone de vaisseaux assez contrastée pour activer le eye-tracking.

- Il n'y a pas de seuil de départ défini automatiquement pour chaque patient donc l'examen peut être long.

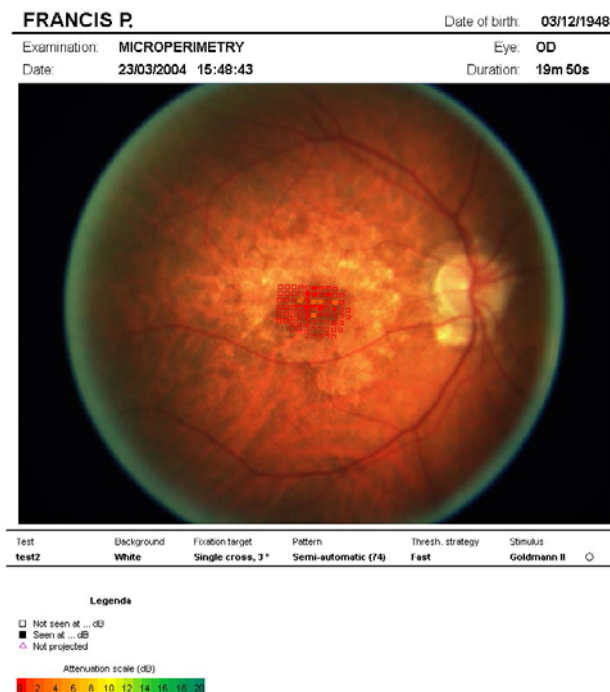


Figure 50 : Exemple de micro-périmétrie à longue durée

Le seuil de départ avait été défini à 10 dB et la taille du stimulus à Goldman II. L'examen a duré pratiquement 20 minutes car les stimuli n'étaient pas vus par le patient qui est atteint d'une atrophie aréolaire centrale génétique. Il aurait fallu commencer avec un seuil plus bas ou alors choisir une taille de stimulus plus grande.

- Le eye-tracking n'est pas toujours efficace : des points sont vus sur la papille (annexe 1 : C. Jean-Claude).
- Le temps entre chaque stimulation n'est pas adapté au patient
- Le logiciel ne calcule pas d'indices globaux (déficit moyen, variance des déficits...)
- Les algorithmes utilisés pour l'interpolation sont nettement moins élaborés que ceux du moniteur ophtalmologique.

VI. Etude comparative du champ visuel du MP1 et du champ visuel Métrovision

Le but est d'étudier la précision et la fiabilité du micro-périmètre en le comparant au champ visuel Métrovision. J'ai eu l'occasion d'utiliser le micro-périmètre MP1 pendant une semaine et j'ai ainsi pu évaluer l'appareil sur 70 patients environ. Pour cette étude, nous avons choisi des patients présentant une même pathologie, le glaucome, pour avoir un échantillon homogène et mieux comparer les deux champs visuels.

A. Les patients

1. Présentation

Dix champs visuels ont été étudiés sur sept patients différents. 28 % des patients sont des femmes et 72 % des hommes. La moyenne d'âge des patients est de 58,4 ans +/-10 ans.

Œil étudié	Nom	Prénom	Sexe	Date de naissance
OG	B.	Denis	M	12/02/1958
OD	C.	Gérard	M	22/06/1942
OG	C.	Gérard	M	22/06/1942
OD	C.	Jean Rock	M	08/02/1944
OG	C.	Jean Rock	M	08/02/1944
OG	C.	Jean-Claude	M	11/06/1957
OG	G.	Alberte	F	16/04/1935
OD	G.	Marie-Thérese	F	13/11/1954
OG	G.	Marie-Thérese	F	13/11/1954
OD	H.	Jean	M	13/01/1929

Figure 51 : Tableau de présentation des patients

2. Réfraction et acuité

Œil étudié	Nom	Prénom	Réfraction	Add	Acuité visuelle VL	Acuité visuelle VP
OG	B.	Denis	+0.25(-0.50)15	+1.25	1	P2
OD	C.	Gérard	+0.75(-0.25)175	+2.75	0.8	P2
OG	C.	Gérard	+0.75(-0.25)105	+2.75	0.8	P2
OD	C.	Jean Rock	-9.25(-1.75)70	+2.75	0.6	P4
OG	C.	Jean Rock	-10.25(-2.50)105	+2.75	0.2	P10
OG	C.	Jean-Claude	-3.75	+1.00	1	P2
OG	G.	Alberte	+0.75	+2.50	0.4	P2
OD	G.	Marie-Thérese	-6.00(-1.00)15		0.7	P2
OG	G.	Marie-Thérese	-8.00(-1.00)160		0	< P50
OD	H.	Jean	+0.75(-0.25)90	+3.00	0.7	P4

Figure 52 : Tableau de réfraction des patients

VL : Vision de loin, VP : Vision de près, Add : Addition

50 % des yeux étudiés sont myopes et 50 % sont hypermétropes ou emmétropes. 80 % sont presbytes. L'amétropie moyenne des yeux étudiés est de $-3,70 \delta \pm 4,48 \delta$ (en prenant l'équivalent sphérique de la compensation). L'astigmatisme moyen est de $0,75 \pm 0,78$. L'acuité visuelle moyenne est de $0,68 \pm 0,25$. De près, l'acuité correspond environ au Parinaud 3 (hors l'œil gauche de Mme G. Marie-Thérèse).

3. Pathologie oculaire

Œil étudié	Nom	Prénom	Pathologie	Classification glaucome	Classification Aulhorn (5)
OG	B.	Denis	glaucome moyen	GM	stade 3
OD	C.	Gérard	glaucome modéré	GD	stade 1
OG	C.	Gérard	glaucome très grave	GE	stade 4
OD	C.	Jean Rock	glaucome sur myopie	GE	stade 3
OG	C.	Jean Rock	glaucome sur myopie	GE	stade 3
OG	C.	Jean-Claude	hypertension oculaire	HNT0	stade 0 normal
OG	G.	Alberte	glaucome assez grave	GM	stade 3
OD	G.	Marie-Thérèse	glaucome moyen sur malformation papillaire	GM	stade 2
OG	G.	Marie-Thérèse	glaucome assez grave	GM	stade 2
OD	H.	Jean	glaucome assez grave	GE	stade 3

Figure 53 : Tableau de présentation des pathologies de patients

Pour réaliser la comparaison entre les deux appareils, nous avons choisi de cibler l'étude sur une pathologie particulière : le glaucome.

Le glaucome est une maladie oculaire fréquente pouvant évoluer progressivement vers une atteinte insidieuse des fonctions visuelles (dégradation du champ visuel, baisse de l'acuité visuelle), voire la cécité. On distingue 5 stades cliniques successifs dans le glaucome (critères de Humphrey adaptés de Hodapp, Parrish et Anderson) :

- L'hypertonie oculaire isolée non traitée (HNT0)
- L'hypertonie oculaire isolée traitée (HTO)
- Le glaucome débutant (GD)
- Le glaucome modéré (GM)
- Le glaucome évolué (GE)

A chaque stade de la maladie correspond une atteinte différente de la qualité de vie.

Il existe une deuxième classification en 5 stades, qui ne se base pas sur un examen objectif, comme la classification précédente, mais sur un examen psychophysique, la périmétrie :

- Stade 1 : scotome relatif paracentral entre 5 et 25 degrés du point de fixation (dans l'aire de Bjerrum).
- Stade 2 : déficit absolu, dans le champ nasal, séparé de la tache aveugle.
- Stade 3 : déficit arciforme connecté à la tache aveugle avec souvent une irruption vers la périphérie nasale.
- Stade 4 : déficits absolus étendus ou scotome annulaire plus au moins complets ménageant le centre.
- Stade 5 : destruction du champ visuel central ; persistance d'un îlot temporal.

Les dix yeux étudiés ont ainsi pu être classés suivant l'évolution de leur glaucome et suivant l'évolution de leur champ visuel (en se basant sur le champ visuel de Métrovision).

B. Protocole

Le protocole pour l'examen du champ visuel Métrovision sera décrit brièvement. Le protocole du MP1 sera décrit plus précisément puisque le but est d'étudier sa précision.

1. Protocole du champ visuel Métrovision de l'étude

a. Installation du patient

On installe confortablement le patient sur la chaise appropriée. On note, sur le logiciel, son identité, sa date de naissance et l'œil étudié. On choisit le protocole. On met la correction optique de près (33 cm). On règle la mentonnière pour que les yeux se situent au niveau du repère. Sur le contrôle vidéo, le reflet cornéen apparaît au-dessous du centre de la pupille. [19]

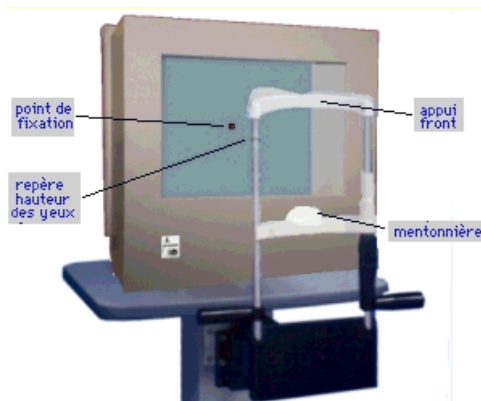


Figure 54 : Photographie du stimulateur optoélectronique

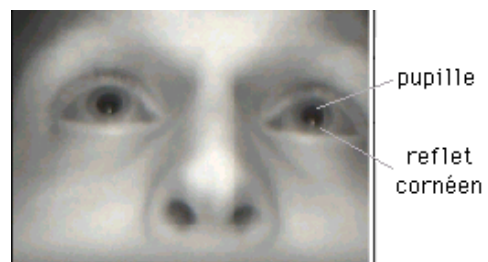


Figure 55 : Contrôle vidéo

b. L'examen de périmétrie

▪ Initialisation

On explique au patient qu'il doit fixer le point et presser la poire de réponse dès qu'il perçoit une lumière. Quatre tests sont tout d'abord présentés dans quatre positions de l'écran.

Une série de tests est présentée pour mesurer le temps de réponse. Ensuite, le logiciel recherche la tache aveugle en testant 16 positions à l'endroit présumé.

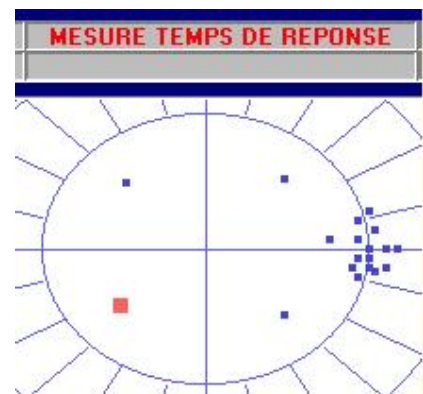
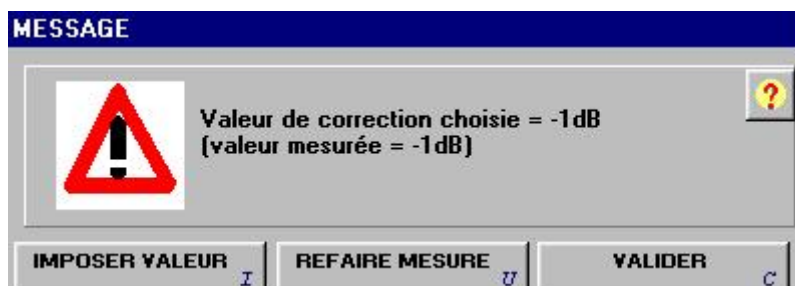


Figure 56 : Ecran de mesure du temps de réponse

▪ Détermination de la correction individuelle de la carte de référence

La carte de référence contenue dans l'appareil prend en compte l'âge du patient. D'autres facteurs interviennent. L'appareil projette donc cinq points tests qui vont permettre de déterminer les seuils de départ de présentation des tests et ainsi de diminuer le temps de l'examen.



Lorsque les cinq points ont été projetés, le logiciel affiche la correction par rapport à la carte de référence. Il suffit alors de valider.

Figure 57 : Ecran de validation de la carte de sensibilité

- Contrôle de qualité pendant l'examen

On peut contrôler la qualité de la fixation et de l'attention par rapport au nombre de contrôles.

Après l'examen, le patient peut quitter la pièce. Il est alors dirigé vers l'examen de micro-périmétrie. [19]

c. Présentation de l'examen réalisé

- Analyse de l'examen

Après l'examen du champ visuel, on clique sur « Analyse » puis sur « Analyse globale ». On obtient alors les différentes cartographies vues précédemment (carte de sensibilité, probabilités des déficits...) et le calcul des différents indices globaux. On a aussi une indication de la qualité de la fixation et de la qualité de l'attention, du nombre de mesures validées, du niveau de base et du test utilisé.

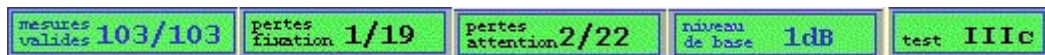


Figure 58 : Qualité de la fixation

- Superposition du champ visuel à la rétinographie

Celle-ci se fait après avoir réalisé la rétinographie avec le MP1. On sélectionne « superposition au fond d'œil » ; le champ visuel réalisé apparaît avec une cartographie numérique (figure 59a). On télécharge tout d'abord l'image du fond d'œil (figure 59b). Ensuite, on clique sur la fovéa et la papille. La superposition se fait alors (figure 59c). [19]

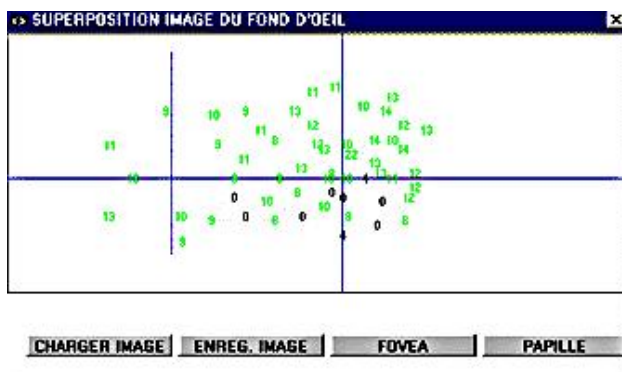


Figure 59a : Sélection du mode superposition

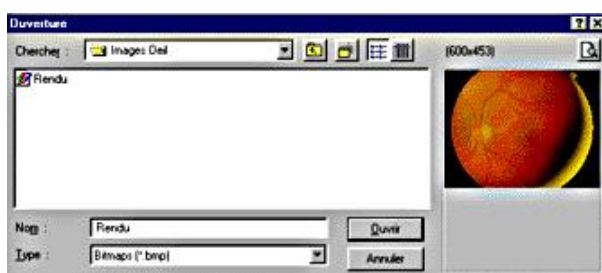


Figure 59b : Chargement de la rétinographie

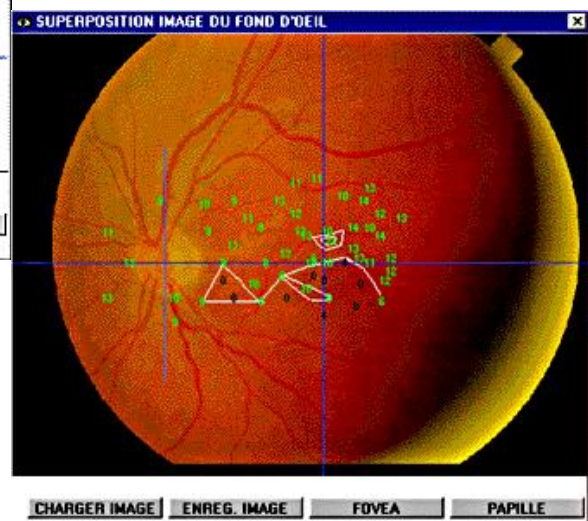


Figure 59c : Champ visuel et rétinographie superposés

2. Protocole de la micro-périmétrie au MP1 pour l'étude

a. Création d'une grille de champ visuel

Pour la comparaison du champ visuel MP1 au champ visuel Métrovision, une grille de stimuli a été réalisée, sur le MP1, identique à celle de Métrovision, en sachant que certains points n'ont pas pu être placés étant donné le champ plus limité du MP1. Pour cela, on sélectionne le

mode automatique et on choisit de créer un nouveau modèle. On positionne alors tous les points avec le seuil désiré.

Etant donné les difficultés à réaliser la grille de Métrovision sur le MP1, quelques différences persistent entre les deux grilles. En effet, le moniteur ophtalmologique présente des coordonnées compressées alors que le MP1 présente des coordonnées en méridien et excentricité. De plus, le moniteur utilise le champ visuel comme repère alors que le MP1 utilise le fond d'œil, qui est inversé par rapport au champ visuel.

b. Installation du patient

Après réalisation d'un fond d'œil et étude du champ visuel, par le Dr Zanlonghi, avec l'appareil de Métrovision, la micro-périmétrie est réalisée.

On installe tout d'abord le patient confortablement sur une chaise réglable en hauteur. On place ensuite un cache sur l'œil non étudié. On lui confie la poire sur laquelle il devra cliquer en cas de perception d'un stimulus.

La rétine est adaptée en photopique bas. On crée une fiche d'état civil (Nom, prénom, date de naissance...).

On explique ensuite le déroulement de l'examen en soulignant l'importance de la concentration durant l'examen de micro-périmétrie et en précisant que plusieurs photographies de sa rétine seront prises à la fin de l'examen. On lui explique qu'il doit fixer une cible centrale pendant tout l'examen, que des points lumineux de faibles et fortes intensités vont apparaître tout autour de cette cible et qu'il devra cliquer sur la poire en cas de perception d'un point, tout en fixant la croix rouge centrale, tout comme il l'a fait précédemment.

On adapte la hauteur de l'appareil pour le confort du patient et on règle la mentonnière afin d'aligner le canthus à la ligne de référence. Deux emplacements sont prévus, sur la mentonnière, pour l'étude de chaque œil. Le patient se place sur la mentonnière droite pour l'étude de l'œil gauche et inversement.

c. L'examen de micro-périmétrie

■ Paramétrage de l'examen

Après avoir établi la fiche d'état civil, l'écran d'accueil (figure 60) de la micro-périmétrie apparaît ; on clique alors sur New Exam pour commencer l'examen.

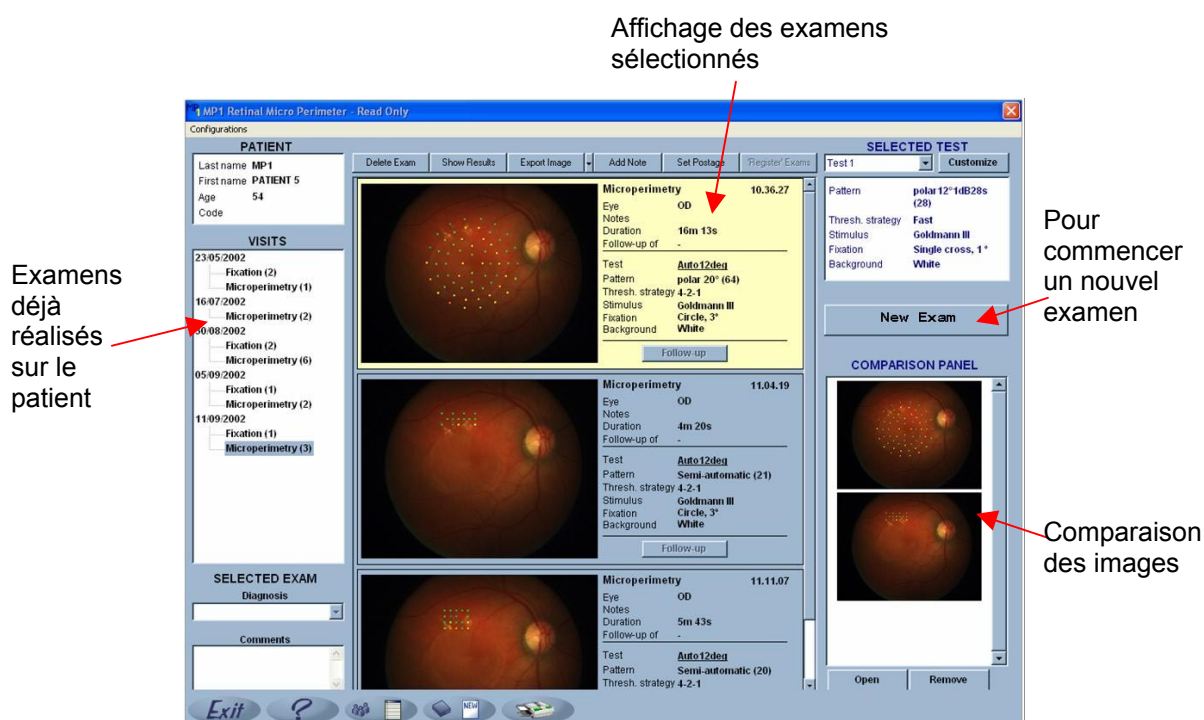


Figure 60 : écran d'accueil

Sur cette nouvelle page (écran d'examen, figure 62), on clique sur Customize pour définir les paramètres de l'examen (figure 61) :

- Le stimulus : taille III, couleur blanc, durée 200 ms
- Le type de champ visuel : la grille réalisée, identique au Métrovision
- La couleur du fond : blanc
- La cible : une croix de 3° si elle est bien vue par le patient, sinon on adapte la cible (par exemple, une croix pour un scotome central)
- On choisit le seuil de départ en fonction du champ visuel Métrovision [18]

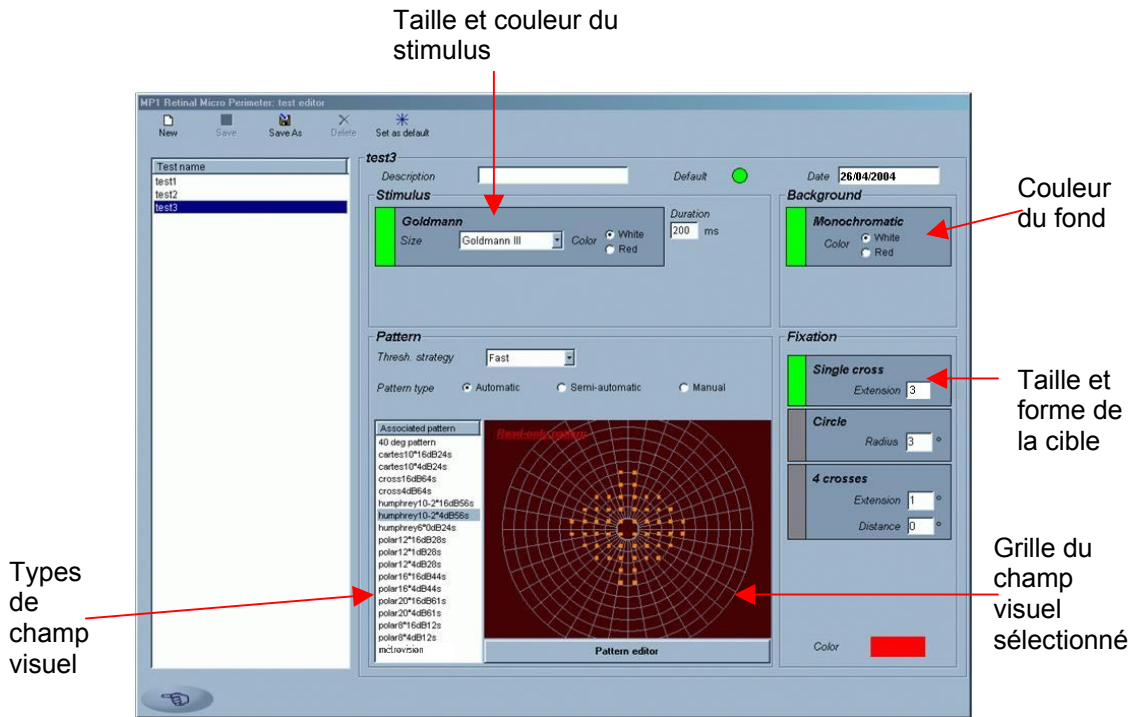


Figure 61 : Ecran de détermination du champ visuel

▪ Préparation de l'examen

On revient ensuite sur la page précédente (figure 62). On explique à nouveau au patient qu'il doit se concentrer sur la croix. On introduit l'équivalent sphérique de sa correction. On clique sur l'icône « micro-périmétrie », on fait la mise au point sur le fond d'œil puis on clique sur le joystick pour figer le fond d'œil noir et blanc visible à l'écran.

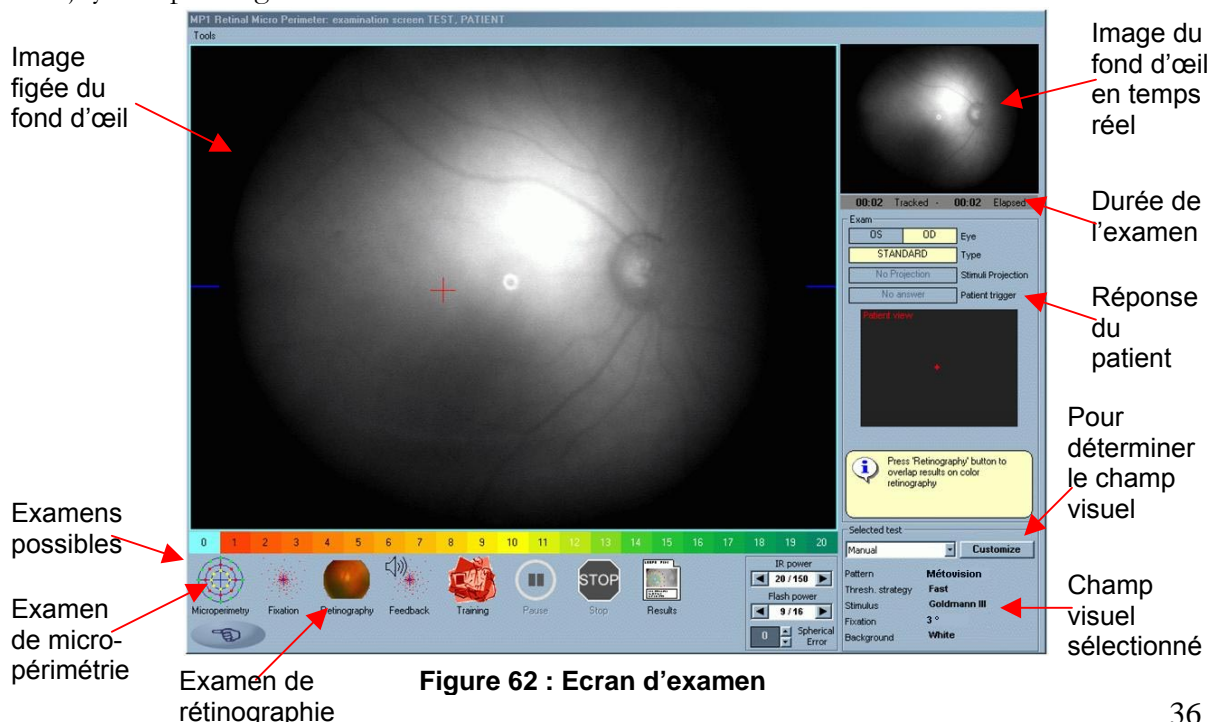


Figure 62 : Ecran d'examen

Il faut ensuite sélectionner une zone de vaisseaux assez contrastés pour activer le eye-tracking. Un indice apparaît au-dessus du carré : plus l'indice est élevé, plus les vaisseaux sont contrastés et plus le eye-tracking sera efficace et donc l'examen moins long. En cas de difficultés à trouver une zone assez contrastée, on réalise une autre image (en cliquant sur « stop ») en modifiant l'intensité de la lumière infrarouge. La zone sélectionnée apparaîtra à droite de l'écran pendant tout l'examen.

On clique ensuite sur la papille pour permettre au logiciel de réaliser la technique de Heijl-Krakau et ainsi détecter les faux positifs (figure 63).

La micro-périmétrie commence alors. [18]

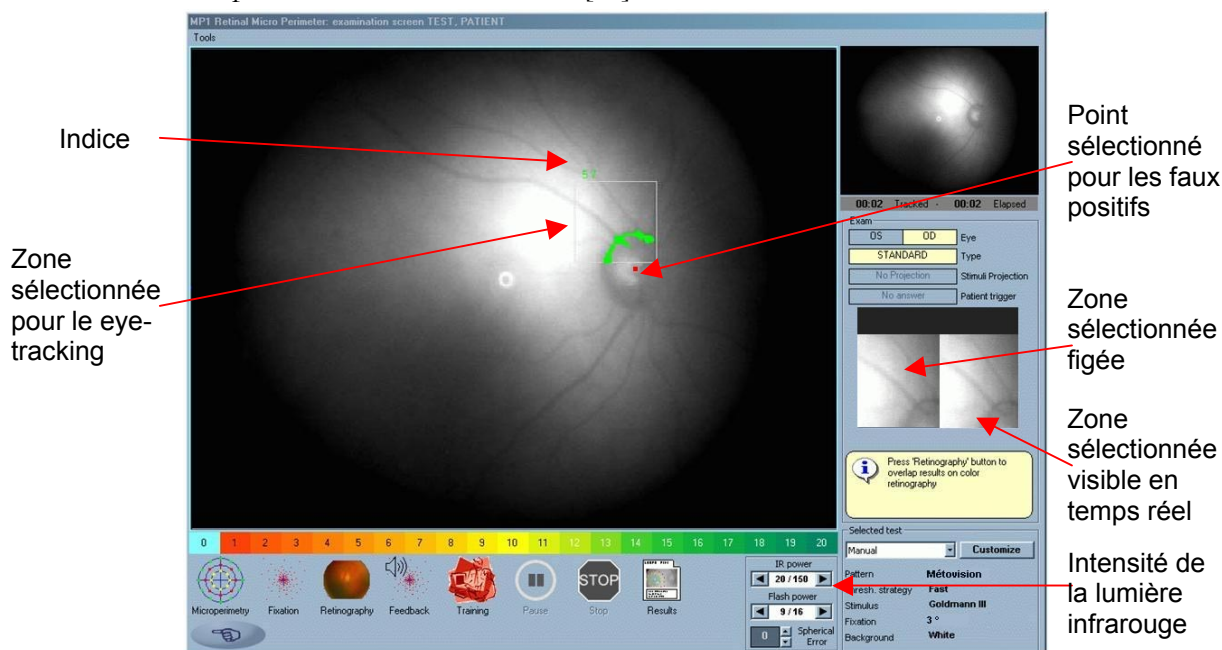


Figure 63 : Mise en place du eye-tracking

■ Déroulement de l'examen

Pendant tout l'examen, l'image acquise du fond d'œil apparaît sur l'écran. L'image du fond d'œil en temps réel apparaît en haut à droite (figure 62), sous laquelle est affichée la durée de l'examen et sa durée réelle (c'est-à-dire quand la fixation est stable et que le eye-tracking est efficace). Lorsque ces durées sont affichées en vert, cela signifie que le eye-tracking est efficace et donc que l'examen se déroule normalement. Lorsqu'elles sont en rouge, le eye-tracking n'est plus efficace ; il faut donc rappeler au patient de fixer la cible ; si nécessaire, on recentre l'appareil. Il faut donc surveiller l'image en temps réel pendant tout l'examen pour détecter des pertes de fixation ou recentrer l'appareil.

Dès qu'un stimulus est perçu, le patient clique sur la poire ce qui apparaît sur l'écran et la réponse est validée.

A la fin de l'examen, l'image figée du fond d'œil avec la superposition de la micro-périmétrie est sauvegardée.

Le patient peut alors faire une pause avant de réaliser la rétinographie. [18]

d. La rétinographie

On explique au patient qu'on va prendre une photographie de son fond d'œil, que des flashes vont survenir et l'éblouir. Il doit toujours fixer la cible. On réinstalle donc le patient sur la mentonnière.

L'écran d'examen est le même que pour la micro-périmétrie. Il affiche l'image du fond d'œil en temps réel. Deux confettis blancs apparaissent. Il faut faire la mise au point de ces deux confettis et les aligner avec les deux repères bleus (figure 64). On appuie ensuite sur le joystick. La rétinographie est prise. Le logiciel demande alors si on souhaite sauvegarder l'image. En fonction de la qualité, on réalise une autre photographie en modifiant éventuellement la puissance du flash.

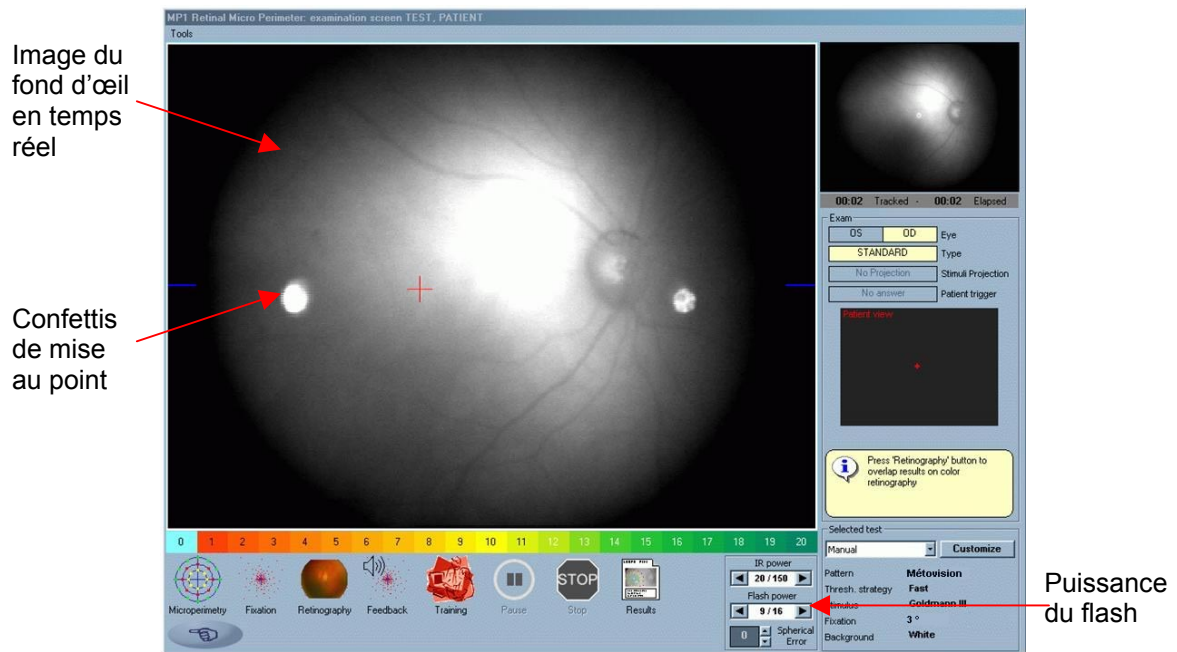


Figure 64 : Ecran de rétinographie

L'examen du premier œil est terminé. Celui du deuxième œil suit les mêmes étapes. Le patient peut ensuite quitter la pièce. [18]

e. Présentation de l'examen réalisé

▪ Superposition du champ visuel à la rétinographie

Pour réaliser cette superposition, on sélectionne les deux examens. Le logiciel demande de choisir deux zones de vaisseaux assez contrastés sur le fond d'œil en noir et blanc (figure 65a). Les vaisseaux doivent apparaître en vert et avoir l'indice le plus élevé possible. On valide cette sélection puis la superposition se fait (figure 65a puis figure 65b). [18]

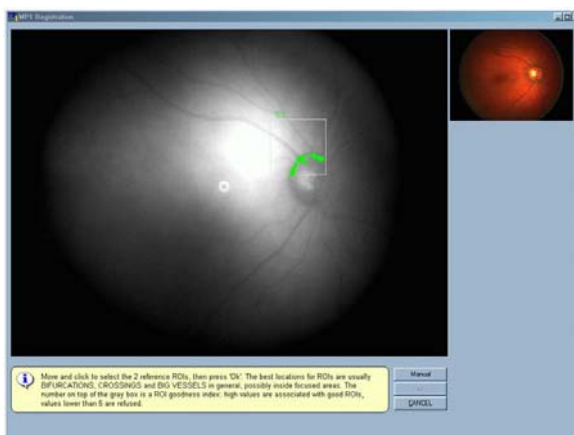


Figure 65a : Sélection des zones contrastées

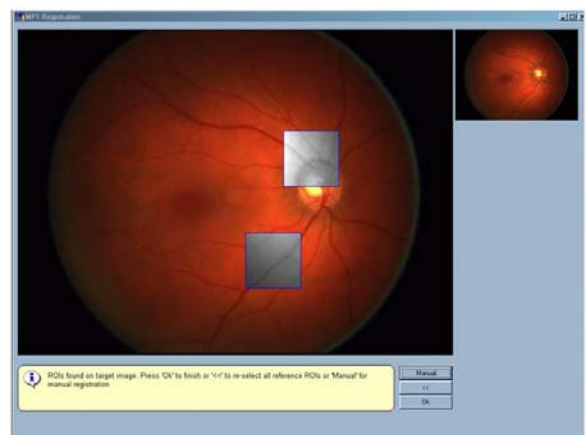


Figure 65b : Validation de la sélection

▪ Analyse de la micro-périmétrie

Plusieurs représentations sont possibles : symbolique, numérique et interpolée (voir précédemment). Un exemple de superposition est présenté ci-dessous (figure 66). [18]

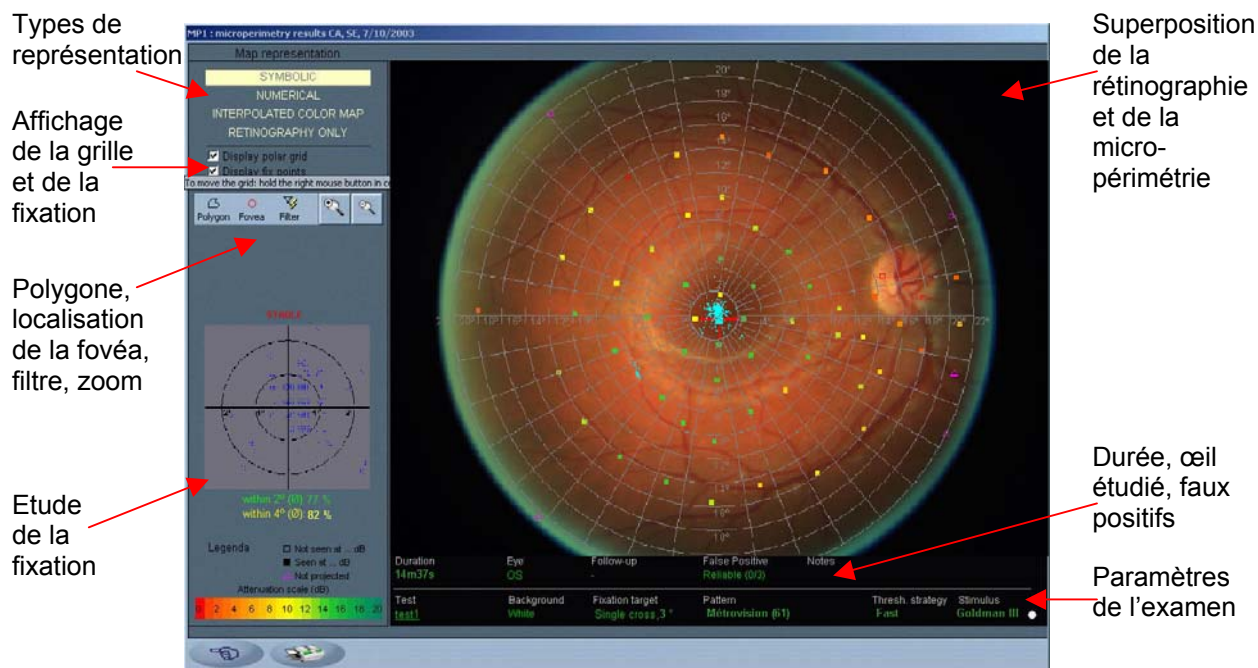


Figure 66 : Analyse de la superposition

C. Résultats de l'étude

1. Durée des examens

Œil étudié	Nom	Prénom	Durée de l'examen pour le MP1	Durée de l'examen pour Métrovision	Durée avec eye-tracking efficace sur le MP1
OG	B.	Denis	6m24s	7m19s	4m39s
OD	C.	Gérard	5m22s	5m06s	5m04s
OG	C.	Gérard	12m22s	6m08s	9m49s
OD	C.	Jean Rock	8m23s	10m05s	7m54s
OG	C.	Jean Rock	9m12s	11m17s	8m60s
OG	C.	Jean-Claude	3m14s	4m04s	2m53s
OG	G.	Alberte	4m29s	8m34s	4m19s
OD	G.	Marie-Thérese	6m19s	7m31s	5m03s
OG	G.	Marie-Thérese	5m57s	6m25s	4m56s
OD	H.	Jean	7m36s	8m28s	7m24s

Figure 67 : Tableau présentant la durée des examens

La durée moyenne des examens avec le micro-périmètre MP1 est de 6m56s +/-2m28s et avec le stimulateur optoélectronique de Métrovision, elle est de 7m30s +/-2m05s.

Pour le MP1, le temps effectif de l'examen, c'est-à-dire quand le eye-tracking est efficace, est en moyenne de 6m06s +/-2m10s ce qui constitue 87 % de l'examen.

2. Fixation pendant l'examen

Les deux appareils possèdent, entre autres, la technique de contrôle de fixation de Heijl-Krakau. Elle se nomme « détection des faux positifs », pour le MP1, et « contrôle de l'attention »

pour le stimulateur optoélectronique Les pertes d'attention sont en moyenne de 0,10 +/-0,30 pour le MP1 et de 0,90 +/-0,94 pour le stimulateur optoélectronique. Le nombre de contrôles est de 5,70 +/-2,37 pour le MP1, soit un intervalle entre chaque contrôle de 1m13s, et de 15,20 +/-4,42 pour le stimulateur, soit un intervalle entre chaque contrôle de 29s environ.

Pour le MP1, 80 % des yeux étudiés ont une fixation qualifiée de stable et 20 % ont une fixation relativement instable. En moyenne, la fixation se situe pour 85,70 % +/-10,84 % dans les deux degrés centraux et pour 98,9 % +/-1,70 % dans les quatre degrés centraux.

3. Analyse qualitative des champs visuels

Un point a été supprimé de l'étude : celui d'excentricité 13° et de méridien 203° pour l'œil gauche du MP1 et celui d'excentricité 13° et de méridien 157° pour le moniteur ophtalmologique. Des différences persistent entre les deux grilles de champ visuel.

La superposition du champ visuel au fond d'œil étant beaucoup moins précise avec le moniteur ophtalmologique, les points ne sont pas positionnés exactement aux même endroits par rapport au MP1.

La grille du champ visuel Métrovision étant plus étendue que celle réalisée avec le micro-périmètre MP1, les points au-delà de 20° ont été supprimés de l'analyse.

Les points de la grille de champ visuel étudié sont projetés à quatre excentricités différentes : un anneau de stimuli à 2° de la fovéa, à 5°, à 10° et à 15°. Les quelques stimuli à 20° d'excentricité ont été supprimés de l'étude car ils n'étaient pas projetés pour tous les patients sur le MP1.

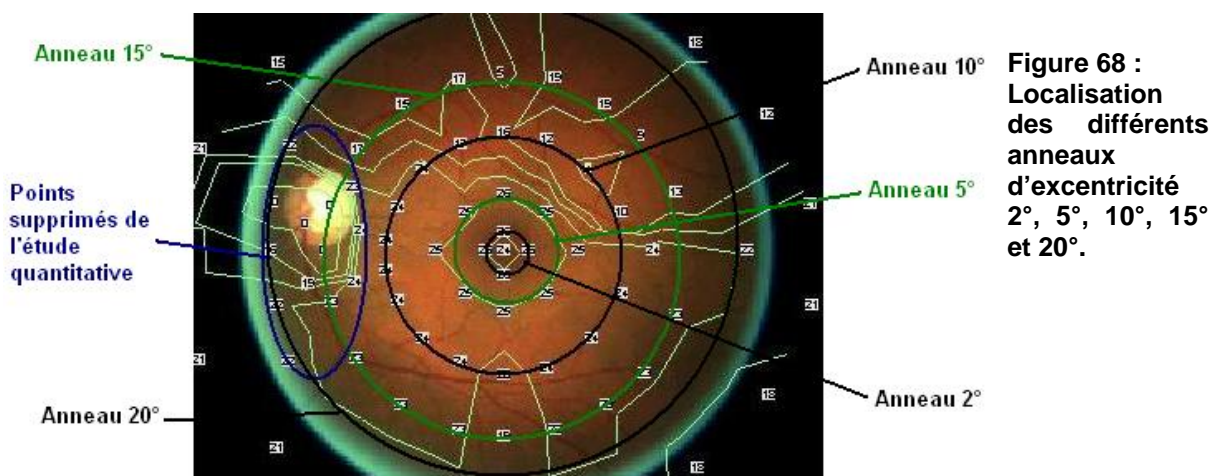


Figure 68 :
Localisation
des différents
anneaux
d'excentricité
2°, 5°, 10°, 15°
et 20°.

L'analyse est présentée en annexe 1. Pour faciliter la compréhension, elle a été faite en prenant comme repère le fond d'œil. Le fond d'œil inférieur correspond au champ visuel supérieur, et inversement. L'image du fond d'œil est, en effet, inversée par rapport au champ visuel.

4. Analyse quantitative des champs visuels

Pour mieux évaluer le micro-périmètre et le comparer plus facilement au moniteur ophtalmologique, on réalise une analyse quantitative. On calcule la moyenne de sensibilité rétinienne totale (et écart type), la moyenne sur chaque anneau (2°, 5°, 10°, 15°) et sur chaque anneau inférieur et supérieur (figure 68). Ainsi, il sera plus facile de mettre en relation les deux échelles de sensibilité en dB et de comparer les profondeurs des déficits.

Ces moyennes sont présentées sur des graphiques en annexe 2. Comme pour l'analyse qualitative, l'anneau 20° a été supprimé des calculs ainsi que les points proches de la papille.

D. Comparaison des résultats

1. Durée des examens

La micro-périmétrie du MP1 aurait, à priori, une durée plus courte que le champ visuel de Métrovision. Cependant, le nombre de points testés n'est pas le même. Sur le MP1, 20 points ne sont pas testés à cause du champ plus restreint. Si on calcule la durée moyenne pour chaque point (en omettant que chaque stimulus est projeté plusieurs fois), on obtient 6,6s par point pour le MP1 et 5,4s par point pour le Métrovision. Le champ visuel de Métrovision serait donc en proportion moins long que la micro-périmétrie du MP1.

De plus, pour la réalisation de la micro-périmétrie, le seuil de départ a été déterminé en fonction du champ visuel de Métrovision. Ceci a permis de diminuer le temps de l'examen de micro-périmétrie. Sinon, il aurait été probablement plus long.

Cependant, on se rend compte que l'examen effectif constitue 87 % du temps de l'examen. La durée moyenne pour chaque point est alors de 5,9s. Même le temps effectif est supérieur à celui de Métrovision.

Le eye-tracking paraît tout de même efficace car 87 % du temps est effectif.

2. Fixation pendant l'examen

Lorsqu'on compare les résultats des deux appareils pour la détection des faux positifs, on s'aperçoit que le nombre de pertes de fixation pour le MP1 est plus faible. Ceci montrerait donc que le eye-tracking automatique du MP1 est efficace et que les stimuli sont bien projetés, en fonction du mouvement de l'œil, aux localisations choisies, c'est-à-dire, pour cette technique, sur la papille. Cependant, les résultats des faux positifs ne sont pas vraiment représentatifs car en trop petit nombre par rapport au stimulateur optoélectronique.

La fixation étant considérée comme stable et comme 98 % des fixations étudiées sont situées dans les quatre degrés centraux, on peut considérer que les résultats sont fiables.

Le MP1 présente un avantage primordial par rapport au moniteur ophtalmologique : l'analyse de la fixation. Il permet de connaître la localisation précise de la fixation et la stabilité de la fixation. Certaines pathologies ont des fixations particulières comme les neuropathies toxiques (figure 28).

3. Analyse qualitative des champs visuels (annexe 1)

- C. Jean-Claude (OG)

On montre une bonne corrélation entre les deux champs visuels. Le MP1 semble donner une sensibilité rétinienne plus faible. Ceci est dû au fait que la stratégie choisie est « fast » et que le seuil de départ est de 16 dB.

- C. Gérard (OD)

On observe une différence au niveau du centre. Les déficits ne sont pas trouvés aux mêmes points. Il n'y a pas de différences au niveau du cadran inférieur et de la tache aveugle (même scotome). Le MP1 montre un déficit de 2 à 4 dB sur l'anneau 15° supérieur qui n'est pas présent sur le moniteur.

- G. Marie-Thérèse (OD)

On observe globalement une bonne corrélation entre les deux champs visuels. Aucun déficit n'est visible jusqu'à 10° d'excentricité. Un point déficitaire apparaît sur les deux appareils à 10° en inférieur. Le scotome dû à l'excavation papillaire est bien dessiné sur les deux. Une différence existe au niveau de l'anneau 15° supérieur : le MP1 trouve un déficit relatif plus étendu que sur le moniteur qui ne trouve qu'un seul point déficitaire.

- G. Marie-Thérèse (OG)

Les deux champs visuels montrent les mêmes déficits. Le déficit en nasal supérieur sur les anneaux 5° et 10° est un peu différent. Une différence de 1° entre la position du stimulus sur le MP1 et la position du stimulus sur le moniteur explique cette différence puisque l'atteinte rétinienne est très localisée. Un déficit supérieur (anneau 15°) apparaît sur le champ visuel du MP1 mais pas sur celui de Métrovision.

- B. Denis (OG)

Le moniteur ophtalmologique montre un déficit relatif inférieur sur les anneaux 10° et 15° alors que le MP1 montre un seul point déficitaire inférieur à 15°. Le déficit supérieur (anneau 15°) est plus profond sur le MP1 (scotome absolu) que sur le moniteur (déficit relatif). On observe donc les mêmes déficits mais à des profondeurs différentes.

- G. Alberte (OG)

Le scotome absolu inférieur à la fovéa, interpapillomaculaire est bien défini sur le champ visuel Métrovision. Il est caractéristique d'un glaucome à pression normale. Sur le MP1, le scotome se trouve sur l'anneau 5° en nasal et n'est donc pas caractéristique d'un glaucome. On observe tout de même une bonne corrélation entre les deux au niveau de la tache aveugle. Le déficit nasal inférieur (anneau 15°) est plus profond sur le MP1.

- C. Jean-Rock (OD)

Les deux appareils montrent un déficit inférieur relatif et absolu. Les points de scotome absolu sont cependant différents. Le déficit supérieur annulaire est observé sur les deux mais est plus profond sur le MP1. Le MP1 trouve un déficit relatif central non visible sur le champ visuel Métrovision.

- C. Jean-Rock (OG)

Le MP1 détecte une perte de sensibilité au centre de 2 dB sur 3 points et de 4 dB sur un point (par rapport au seuil de départ de 12 dB) alors que le moniteur ne détecte qu'un seul point légèrement déficitaire. Les deux appareils montrent un déficit annulaire supérieur et inférieur mais plus profond sur le MP1.

- H. Jean (OD)

Les deux champs visuels sont très proches : même scotome inférieur à la fovéa (un peu plus étendu sur le MP1), déficit profond inférieur rattaché à la tache aveugle, déficit supérieur (plus profond sur le MP1).

- C. Gérard (OG)

L'analyse des deux champs visuels montre une assez bonne corrélation entre les deux appareils. On retrouve une raquette de sensibilité interpapillomaculaire et un très large déficit absolu. Sur le champ visuel Métrovision, on détecte, cependant, deux îlots de vision (13 dB) sur l'anneau 15° inférieur que le MP1 ne retrouve pas.

Après cette analyse qualitative, on remarque globalement, une bonne corrélation entre les deux appareils. Il semblerait que le MP1 retrouve des scotomes plus profonds que le moniteur et que l'appareil soit un peu limité en périphérie supérieure car il trouve des différences plus importantes entre l'inférieur et le supérieur. La vision centrale apparaît aussi moins sensible avec le MP1.

4. Analyse quantitative des champs visuels

Les graphiques utilisés pour la comparaison sont présentés en annexe 2.

- C. Jean-Claude (OG)

Pour ce sujet, on observe une différence de 8,3 dB en moyenne entre les deux échelles. Le graphique montre une bonne corrélation entre les deux appareils. On observe tout de même une plus grande profondeur sur le MP1 au niveau de la vision centrale (anneau 2°) et en particulier l'anneau 2° supérieur. On observe aussi un très léger déficit relatif sur l'anneau 15° supérieur du MP1.

- C. Gérard (OD)

L'écart entre les deux échelles est de 8,4 dB environ. Les deux appareils montrent les mêmes déficits. Cependant, on remarque un déficit relatif plus important sur l'anneau 2° supérieur du MP1 (11 dB de différence) et sur l'anneau 15° supérieur (11,75 dB de différence).

- G. Marie-Thérèse (OD)

La différence entre les deux échelles est de 9 dB environ. On trouve des déficits plus profonds pour l'anneau 2° sur le MP1 et pour l'anneau 15° supérieur (différence de 10 dB) par rapport à l'anneau 15° inférieur (différence de 6,1 dB).

- G. Marie-Thérèse (OG)

La différence moyenne entre les deux échelles est de 5,7 dB. On trouve des déficits plus grands sur le MP1 pour les anneaux 2°, 10°, 15° et en particulier l'anneau 10° supérieur. La différence est faible pour l'anneau 5° (2,4 dB).

- B. Denis (OG)

L'écart entre les deux champs visuels est en moyenne de 10,9 dB. On observe un plus profond déficit relatif sur les anneaux 2° et 5° (14 dB de différence) et sur l'anneau 15° (12,2 dB de différence).

- G. Alberte (OG)

La différence entre les deux échelles est de 9,2 dB. On observe une profondeur de déficit différente entre l'anneau 2° inférieur (pas de différence) et l'anneau 2° supérieur (14 dB de différence). Le MP1 trouve aussi une profondeur plus importante sur les anneaux 5° et 15° supérieur par rapport aux anneaux inférieurs.

- C. Jean-Rock (OD)

La différence moyenne entre les deux échelles est de 7,3 dB. On retrouve, sur le MP1 des déficits plus profonds sur l'anneau 2°, en particulier sur l'anneau 2° supérieur (13 dB de différence), et sur l'anneau 15° supérieur (10,5 de différence) par rapport à l'anneau 15° inférieur (2,5 dB de différence).

- C. Jean-Rock (OG)

On calcule une différence de 7,6 dB. Les deux champs visuels sont assez bien corrélés. On observe un déficit plus profond sur le MP1 pour les 4° centraux et en particulier sur l'anneau 2° supérieur (15 dB de différence).

- H. Jean (OD)

On trouve une inégalité de 7 dB entre les deux échelles. Globalement, la différence entre les deux échelles est plus importante en supérieur (la sensibilité est meilleure en supérieur). Le MP1 trouve un déficit relatif plus profond.

- C. Gérard (OG)

La différence entre les deux échelles est de 1,2 dB donc beaucoup plus faible pour ce patient de stade 4 que pour les autres patients. Sur l'anneau 2° inférieur et sur l'anneau 5° supérieur, la sensibilité est plus forte pour le MP1. Le MP1 ne retrouve pas d'îlots de vision sur les anneaux 5° et 15° inférieur.

La comparaison quantitative montre globalement une bonne corrélation entre les deux appareils.

On observe cependant quelques divergences :

- La différence moyenne entre les deux échelles est de 7,46 dB ce qui est supérieur à ce qu'on prévoyait. En effet, grâce au tableau d'échelle de sensibilité (figure 41), on pouvait s'attendre à une différence de 4 dB (au moins pour les faibles sensibilités). En effet, un stimulus à 0 dB sur le MP1 correspondrait à un stimulus à 4 dB sur le Métrovision. Cependant, les luminances de fond ne sont pas les mêmes donc on ne peut pas vraiment se fier à ce tableau. De plus, la durée de la stimulation est plus faible pour le MP1 ce qui pourrait expliquer que les déficits soient plus profonds.

- On retrouve aussi une profondeur plus importante, pour le micro-périmètre, pour la vision centrale (anneau 2°) et pour l'anneau 15° supérieur.

La différence au niveau de la vision centrale est très probablement due au seuil de départ qui a été choisi trop bas par rapport au seuil de sensibilité du patient. En effet, comme la stratégie est « fast », si le stimulus est vu au seuil de référence, l'appareil valide le point. Ceci est donc un inconvénient pour le MP1. Il faudrait, comme pour Métrovision, rechercher les points pivots afin d'évaluer la sensibilité globale de la rétine du patient et ainsi obtenir une valeur précise de la sensibilité et diminuer le temps d'examen.

La différence au niveau de l'anneau 15° supérieur peut s'expliquer par le fait que les stimuli sont projetés à la limite du champ d'évaluation. Lorsqu'on observe une image infrarouge, on se rend compte que les zones d'ombres sont plus importantes en supérieur qu'en inférieur d'où une baisse de sensibilité en supérieur (figure 69a). Les zones d'ombres supérieures et inférieures sont dues à une petite pupille (inférieure à 4,5 mm de diamètre). Le fait que les zones d'ombres soient plus importantes en supérieur peut être dû à un mauvais positionnement du patient, à un mauvais réglage de l'appareil ou une mauvaise mise au point. Cependant, cette constatation est observée pour chaque patient. Il est donc préférable d'avoir une pupille d'au moins 4,5 mm de diamètre pour obtenir un grand champ d'évaluation en inférieur et surtout en supérieur (figure 69b).

La différence au niveau de l'anneau 15° supérieur pourrait aussi s'expliquer par une luminance de fond inhomogène ou par une luminance des stimuli inhomogène entre inférieur et supérieur.

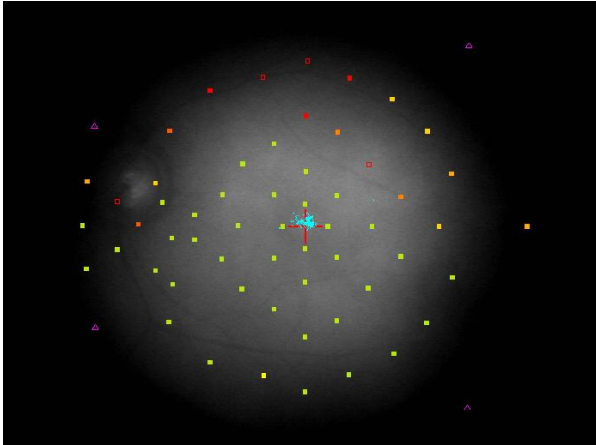


Figure 69a : B. Denis : petite pupille

Lorsqu'on observe son graphique, on s'aperçoit que le déficit sur l'anneau 15° supérieur par rapport à l'inférieur est plus grand sur le MP1. Sur la photographie, on remarque que la grille du champ visuel est légèrement décalée vers le haut.

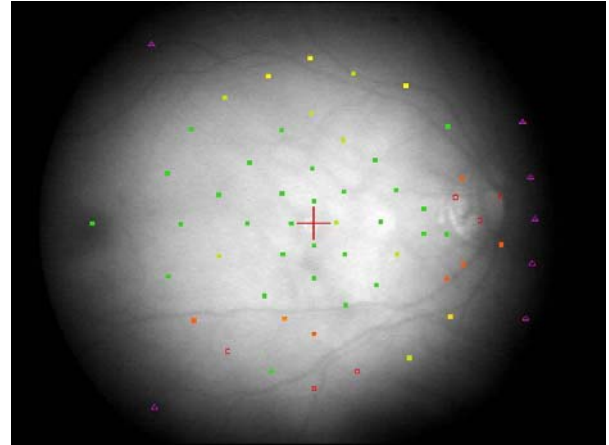


Figure 69b : G. Marie-Thérèse (OD) : grande pupille

Sur le graphique, on ne trouve pas vraiment de déficits plus profonds sur l'anneau 15° supérieur du MP1. La photographie infrarouge du fond d'œil montre un grand champ d'étude.

➤ Les différences observées au niveau des localisations de scotomes peuvent être dues soit à la fixation du patient soit au eye-tracking automatique.

En effet, pour le moniteur ophtalmologique, la grille de champ visuel est centrée sur la fixation du patient (et non sur la cible de fixation) puisque l'appareil ne possède pas de eye-tracking. Sur le MP1, la grille est centrée sur la cible de fixation donc si le patient a une fixation légèrement excentrée de la fovéa et donc de la cible, les points ne seront pas exactement projetés au même endroit (Figure 70).

Or, les patients étudiés ont une fixation stable et bien centrée puisqu'ils n'ont pas d'atteinte centrale. Par conséquent, les différences de localisation des déficits pourraient être expliquées par le eye-tracking. Il n'est pas totalement efficace. La vitesse du tracking est de 25 points par seconde (soit 25 Hz) ce qui signifie qu'un contrôle est effectué toutes les 4/100 de secondes. La latence d'une saccade (temps écoulé entre le stimulus et le départ de la saccade) est de 200 ms ce qui est supérieur au temps écoulé entre chaque contrôle donc le eye-tracking serait, en théorie capable de détecter toute saccade. Etant donné les erreurs de localisation des scotomes (en supposant que la localisation des scotomes soit juste sur le Métrovision), il est possible que cette donnée technique ne soit pas réelle.

Les différences de localisations pourraient aussi s'expliquer par les légers écarts entre la grille de référence Métrovision et la grille construite sur le MP1, un point de la grille Métrovision ne correspondant pas tout à fait au même point sur le MP1.

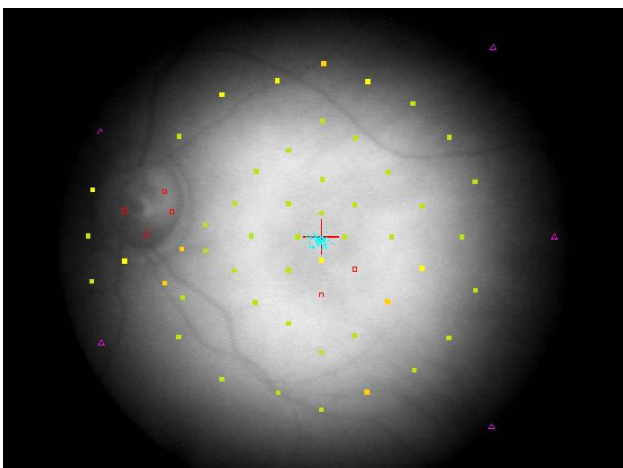


Figure 70 : G. Alberte (OG) : localisation de la fixation

Le moniteur trouve un scotome inférieur à 2° de la fovéa. La fixation étant légèrement décalée sous la croix de fixation (d'environ 1°), le scotome du MP1 ne serait plus à 5° mais à 4° de la fovéa. Cette valeur se rapproche de celle du champ visuel Métrovision mais ceci n'explique pas la différence de 2° ($4^{\circ} - 2^{\circ} = 2^{\circ}$) de localisation du scotome.

Conclusion

En conclusion, on observe globalement une bonne corrélation entre les deux appareils tant au niveau de l'analyse qualitative que de l'analyse quantitative.

Par contre, il semblerait que le MP1 ne soit pas vraiment adapté au glaucome puisque d'une part, les points à 20° d'excentricité ne sont pas projetés et d'autre part, le MP1 trouve un déficit plus profond sur l'anneau 15° supérieur du fait d'un champ d'observation plus réduit à cet endroit. Il faudrait alors dilater la pupille pour obtenir un plus grand champ d'étude. En effet, il est préconisé un diamètre pupillaire minimum de 4,5 mm pour un examen de micro-périmétrie au MP1. Cependant, même dilaté, le champ ne dépasserait pas 20° d'excentricité ce qui est un peu limité pour étudier le glaucome.

Il semblerait aussi que le eye-tracking ne soit pas vraiment efficace puisque parfois des points sont vus sur la papille alors qu'ils ne devraient pas l'être si le eye-tracking prenait vraiment en compte les mouvements de l'œil. Les scotomes ne sont pas toujours placés aux mêmes endroits par rapport au champ visuel Métrovision.

Cependant, le MP1 paraît être intéressant pour les pathologies maculaires qui n'ont pas besoin d'un très grand champ d'étude. Il faut pour cela choisir un seuil de départ adapté.

Il est aussi intéressant pour différencier une pathologie rétinienne d'une pathologie du nerf optique grâce à la superposition du fond d'œil à la micro-périmétrie (figure 42).

Cette superposition constitue une nouvelle corrélation entre le fonctionnel et l'anatomie et une nouvelle approche sémiologique, ce qui n'est pas développé en France. Dans l'avenir, le MP1 pourra permettre de contrôler précisément l'évolution d'un déficit anatomique en fonction du déficit fonctionnel. Un des avantages du MP1 par rapport au Métrovision est la superposition beaucoup plus précise puisque le Métrovision se base sur deux points, la papille et la fovéa, alors que le MP1 se base sur les vaisseaux beaucoup plus fins qui sont moins sources d'erreur. Il faudrait, par conséquent, améliorer la superposition sur Métrovision.

Un des principaux avantages du MP1 est le contrôle et l'étude de la fixation. Il est un des seuls appareils à étudier précisément la fixation puisque le Métrovision ne sauvegarde pas le contrôle de la fixation. Le MP1 montre précisément les coordonnées de la fixation. Cette étude de fixation peut permettre de mettre en évidence une pathologie (figure 28), un scotome fovéolaire par exemple. Il serait intéressant, par exemple, d'étudier la fixation à travers une aide optique.

A l'avenir, différentes fonctions du MP1 seraient à améliorer. Il faudrait obtenir :

- Un champ d'évaluation plus large
- Une meilleure définition de la rétino-graphie
- Une recherche des points pivots pour la détermination du seuil de sensibilité de départ
- Un calcul d'indices globaux

Récapitulatif des figures utilisées

- Figure 1 : Schéma optique simplifié d'un rétinographe
- Figure 2 : Schéma simplifié d'un rétinographe à image numérique
- Figure 3 : Schéma du SLO confocal d'une tête de balayage commune aux voies d'illumination et d'observation
- Figure 4 : Ile de vision
- Figure 5 : Schéma du SLO confocal à faisceau modulé
- Figure 6 : Principe optique du contrôle de fixation
- Figure 7 : Comparaison entre un mouvement de tête et une rotation de l'œil
- Figure 8 : Exemple de stratégie « seuil »
- Figure 9 : Exemple de stratégie « fast »
- Figure 10 : Exemple de cartographie colorée pour un champ visuel normal
- Figure 11 : Exemple d'indices globaux pour un champ visuel normal
- Figure 12 : Exemple de carte numérique d'un champ visuel normal
- Figure 13 : Exemple de valeurs des déficits et probabilités des déficits pour un champ visuel normal
- Figure 14 : Comparaison de champs visuels successifs
- Figure 15 : Inversion du champ visuel et du fond d'œil
- Figure 16 : Photographie du MP1
- Figure 17a : Recherche d'un scotome avec le SLO
- Figure 17b : Recherche d'un scotome avec le MP1
- Figure 18 : Exemple de rétinographie
- Figure 19 : Echelle de sensibilité colorée (en dB)
- Figure 20 : Examen micro-périmétrique automatique
- Figure 21 : Examen semi-automatique
- Figure 22 : Examen micro-périmétrique manuel
- Figure 23 : Exemples de stratégies avec stimulus initial au-dessous du seuil (en rouge, les stimuli vus ; en bleu, les stimuli non vus)
- Figure 24 : Exemples de stratégies avec stimulus initial au-dessus du seuil
- Figure 25 : Croix de 3° d'extension
- Figure 26 : Cercle de 3 de diamètre
- Figure 27 : 4 croix de 5° d'extension espacées de 10°
- Figure 28 : Etude de fixation
- Figure 29 : Exemple de fixation stable pendant un examen de micro-périmétrie
- Figure 30 : Exemple de fixation relativement instable
- Figure 31 : Schéma optique simplifié du MP1
- Figure 32 : Chemin optique de l'image infrarouge pour un emmétrope
- Figure 33 : Chemin optique de l'image infrarouge pour un myope
- Figure 34 : Chemin optique de l'image infrarouge pour un hypermétrope
- Figure 35 : Chemin optique de l'image couleur pour un emmétrope
- Figure 36 : Chemin optique des stimuli
- Figure 37 : La cartographie symbolique
- Figure 38 : La cartographie numérique
- Figure 39 : La cartographie interpolée
- Figure 40 : Tableau de comparaison des deux champs visuels
- Figure 41 : Tableau de comparaison des échelles de sensibilité
- Figure 42 : Exemple de superposition
- Figure 43 : Exemple d'étude de fixation
- Figure 44a : 1^{ère} rétinographie
- Figure 44b : 2^{ème} rétinographie après le 1^{er} flash
- Figure 45a : Exemple de rétinographie avec opacité cornéenne
- Figure 45b : Exemple de rétinographie avec opacité cristallinienne
- Figure 46 : Exemple de rétinographie avec lentille de contact
- Figure 47 : Exemple de rétinographie avec petites fentes palpébrales

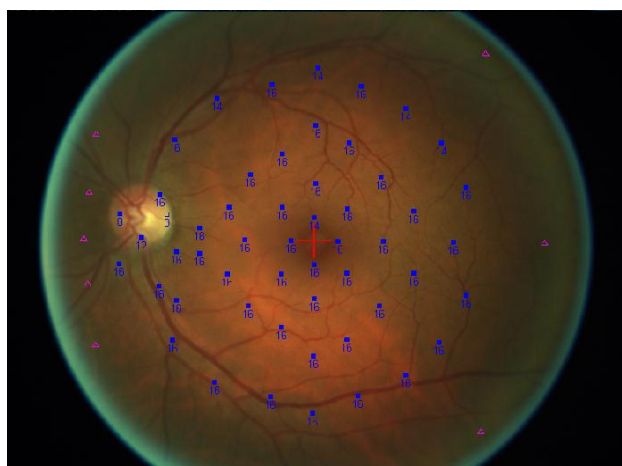
Figure 48 : Exemple de rétinographie avec fixation instable
Figure 49 : Exemple de micro-périmétrie avec points non projetés
Figure 50 : Exemple de micro-périmétrie à longue durée
Figure 51 : Tableau de présentation des patients
Figure 52 : Tableau de réfraction des patients
Figure 53 : Tableau de présentation des pathologies de patients
Figure 54 : Photographie du stimulateur optoélectronique
Figure 55 : Contrôle vidéo
Figure 56 : Ecran de mesure du temps de réponse
Figure 57 : Ecran de validation de la carte de sensibilité
Figure 58 : Qualité de la fixation
Figure 59a : Sélection du mode superposition
Figure 59b : Chargement de la rétinographie
Figure 59c : Champ visuel et rétinographie superposés
Figure 60 : écran d'accueil
Figure 61 : Ecran de détermination du champ visuel
Figure 62 : Ecran d'examen
Figure 63 : Mise en place du eye-tracking
Figure 64 : Ecran de rétinographie
Figure 65a : Sélection des zones contrastées
Figure 65b : Validation de la sélection
Figure 66 : Analyse de la superposition
Figure 67 : Tableau présentant la durée des examens
Figure 68 : Localisation des différents anneaux d'excentricité 2°, 5°, 10°, 15° et 20°.
Figure 69a : B. Denis : petite pupille
Figure 69b : G. Marie-Thérèse (OD) : grande pupille
Figure 70 : G. Alberte (OG) : localisation de la fixation

ANNEXES

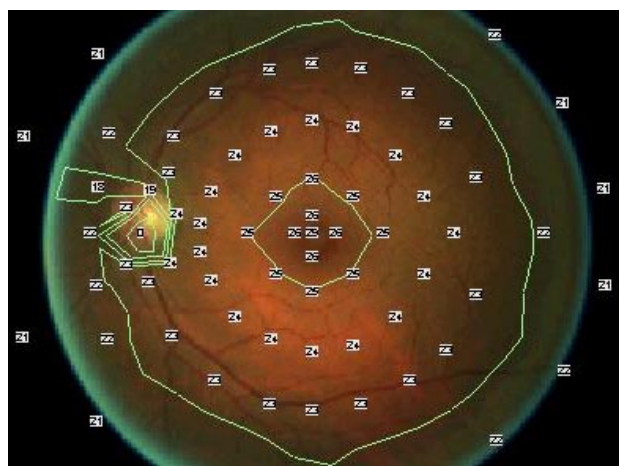
Annexe 1 : Analyse qualitative des champs visuels

Annexe 2 : Graphiques de l'analyse quantitative

Annexe 1 : Analyse qualitative des champs visuels

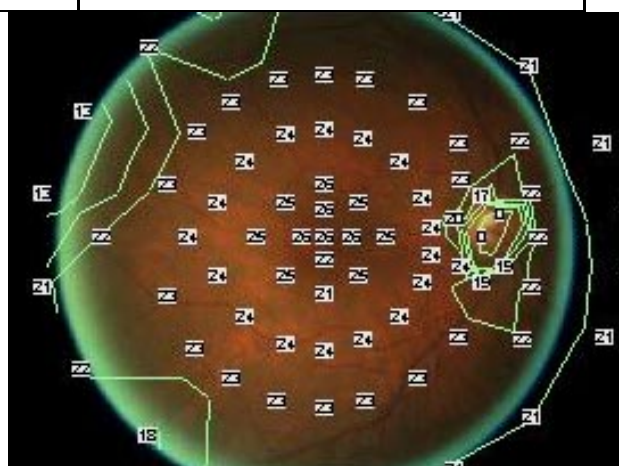
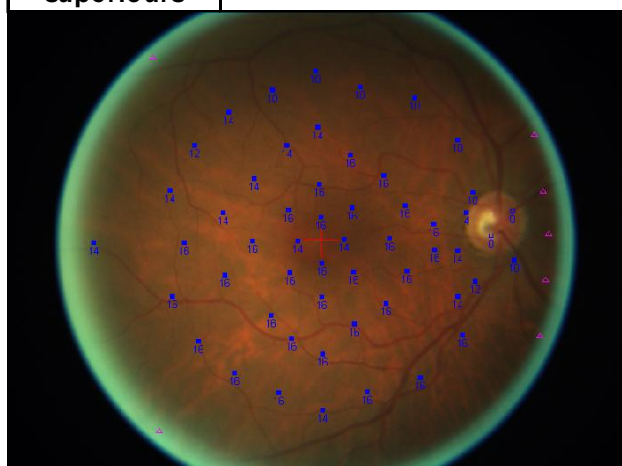


MP1

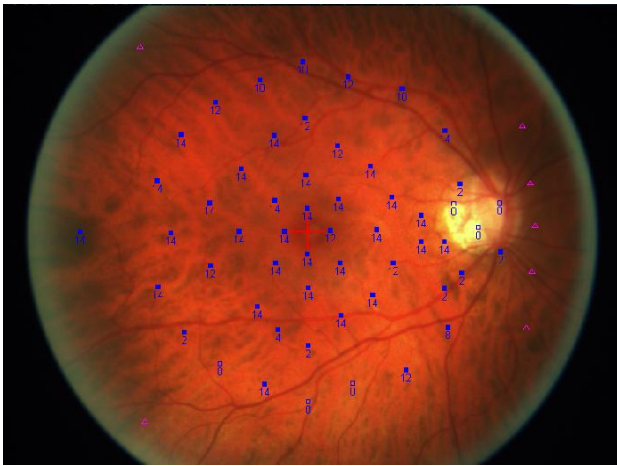


Métrovision

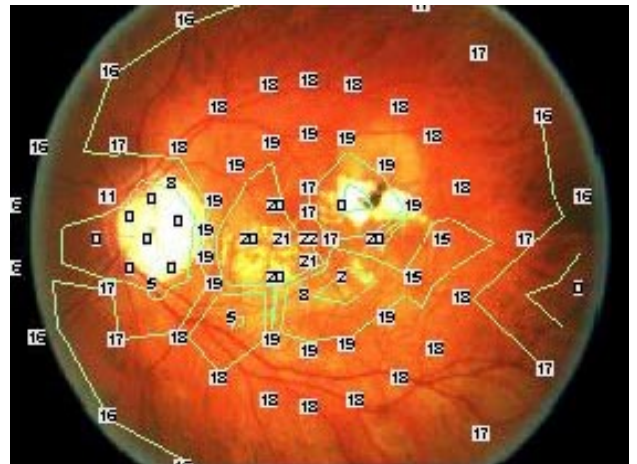
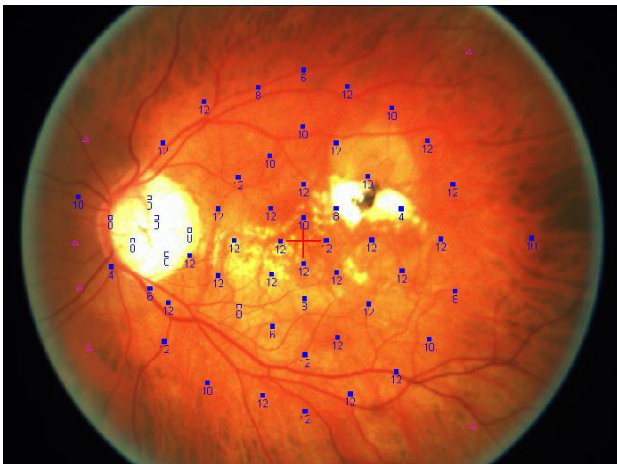
C. Jean-Claude (OG) : HTNO, stade 0		
Surface rétinienne comparée	Analyse du champ visuel du MP1	Analyse du champ visuel Métróvision
Centre (2° d'excentricité)	pas de déficit	pas de déficit
Points inférieurs	pas de déficit	pas de déficit
Tache aveugle	2 points non vus	1 point non vu
Points supérieurs	pas de déficit	pas de déficit



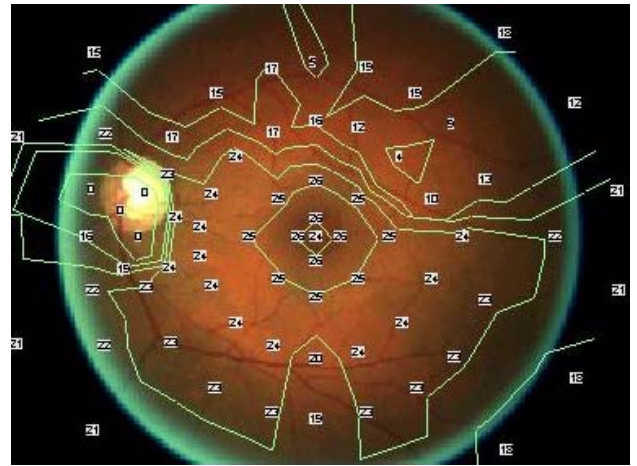
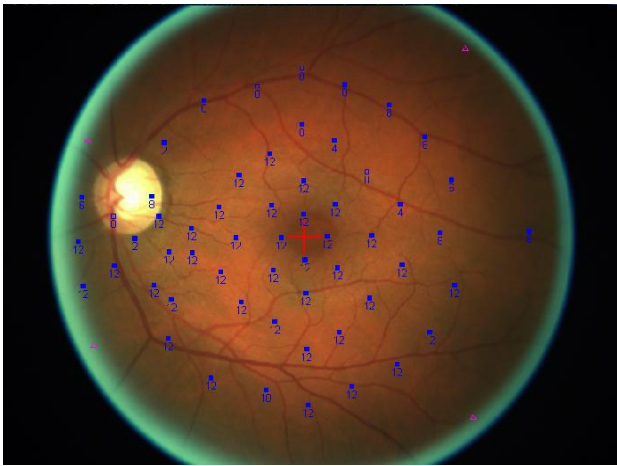
C. Gérard (OD) : GD, stade 1		
Surface rétinienne comparée	Analyse du champ visuel du MP1	Analyse du champ visuel Métróvision
Centre (2° d'excentricité)	petit déficit d'un point	petit déficit de 2 points différents du MP1
Points inférieurs	pas de déficit	pas de déficit
Tache aveugle	2 points de scotome absolu	2 points de scotome absolu identiques
Points supérieurs	petit déficit (anneau 15°) de 2 à 4 dB par rapport au fond d'œil inférieur	pas de déficit



G. Marie-Thérèse (OD) : GM, stade 2		
Surface rétinienne comparée	Analyse du champ visuel du MP1	Analyse du champ visuel Métrovision
Centre (2° d'excentricité)	pas de déficit	pas de déficit
Points inférieurs	un point déficitaire à 10°, scotome absolu très profond	un point déficitaire à 10°, scotome absolu très profond (identique)
Tache aveugle	un point non vu sur la papille, 2 points non vus sur l'atrophie péripapillaire	aucun point non vu sur la papille, 2 points non vus sur l'atrophie péripapillaire
Points supérieurs	pas de déficit jusqu'à 10°, petit déficit relatif (anneau 15°) avec perte de 4 dB	pas de déficit jusqu'à 10°, un point déficitaire sur l'anneau 15°

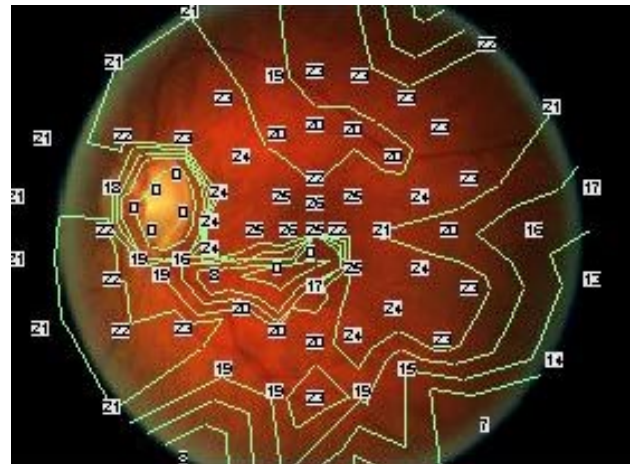
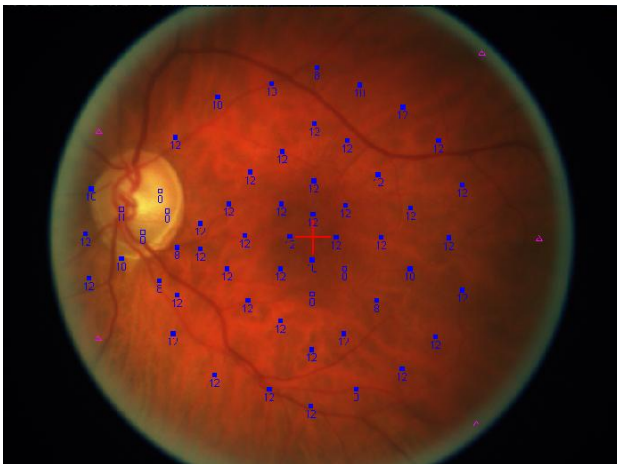


G. Marie-Thérèse (OG) : GM, stade 2		
Surface rétinienne comparée	Analyse du champ visuel du MP1	Analyse du champ visuel Métrovision
Centre (2° d'excentricité)	déficit supérieur	déficit relatif nasal supérieur
Points inférieurs	un point déficitaire à 5°, un point à 0 dB à 10° (déficit très profond)	2 points déficitaires à 5°, un point à 5 dB à 10° (déficit très profond)
Tache aveugle	4 points non vus sur la papille, 2 points non vus sur l'atrophie péripapillaire	4 points non vus sur la papille, 2 points non vus sur l'atrophie péripapillaire
Points supérieurs	un point déficitaire à 5°, un point déficitaire à 10°	un point de scotome absolu à 5°



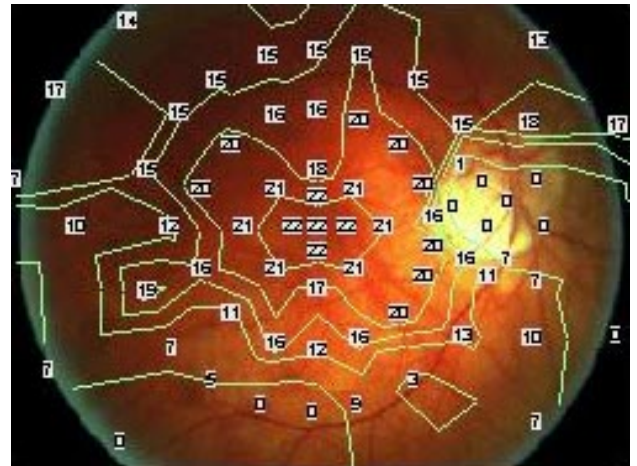
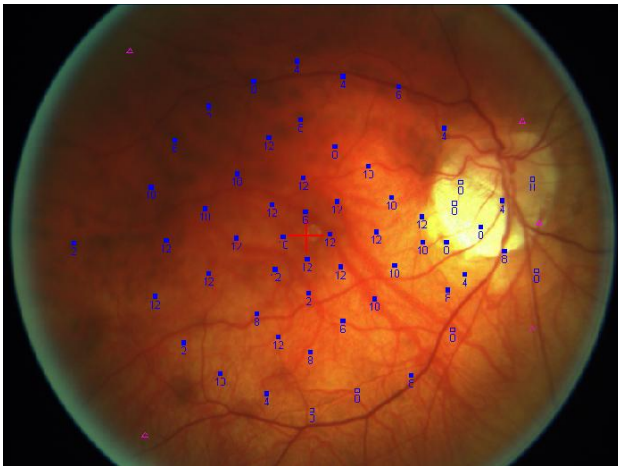
B. Denis (OG) : GM, stade 3

Surface rétinienne comparée	Analyse du champ visuel du MP1	Analyse du champ visuel Métrovision
Centre (jusqu'à 5°)	pas de déficit	pas de déficit
Points inférieurs	déficit inférieur ne touchant qu'un seul point sur le méridien 7h et l'anneau à 15°	petit déficit en doigt de gant sur le méridien 6h qui touche les anneaux à 10 et 15° d'excentricité
Tache aveugle	1 point non vu et 2 points avec un déficit relatif	4 points non vus
Points supérieurs	large déficit absolu avec des points vus à 0 dB et des points non vus (5 points à 0 dB)	large déficit relatif supérieur pratiquement rattaché à la tache aveugle, aucun point de scotome absolu

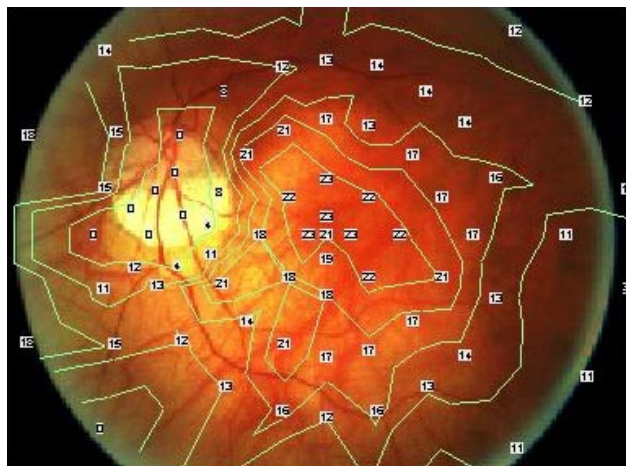
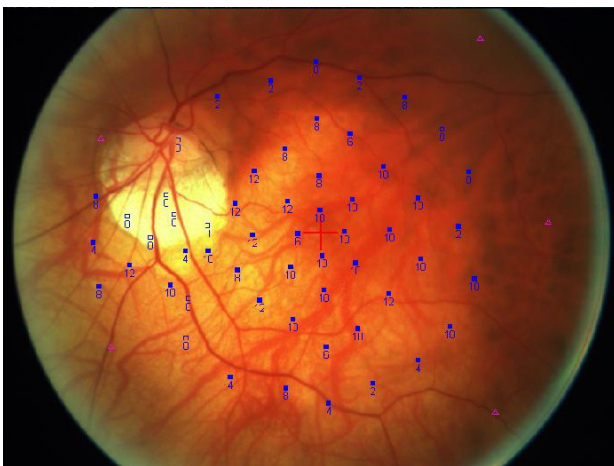


G. Alberte (OG) : GM, stade 3

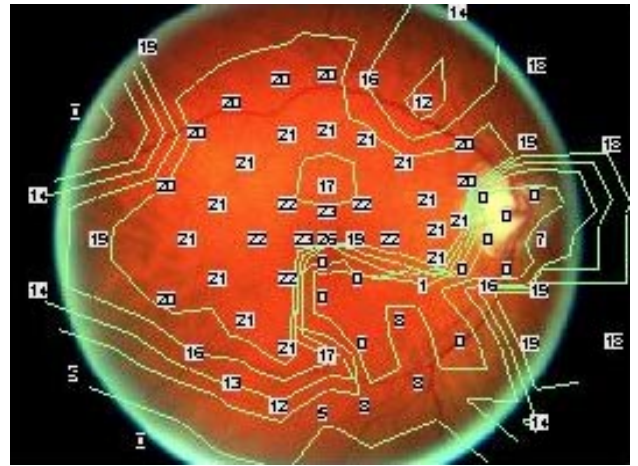
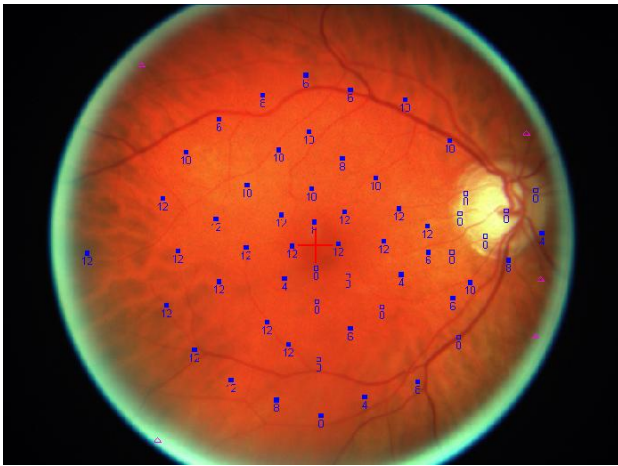
Surface rétinienne comparée	Analyse du champ visuel du MP1	Analyse du champ visuel Métrovision
Centre (2° d'excentricité)	un seul point très déficitaire en inférieur	scotome absolu inférieur, à 2° de la fovéa, interpapillomaculaire altitudinal à pente très raide, non rattaché à la tache aveugle
Points inférieurs	un point déficitaire en nasal (anneau 10°), un point déficitaire en nasal (anneau 15°)	déficit relatif temporal (anneau 10°), un point déficitaire en nasal (anneau 15°)
Tache aveugle	3 points de scotome absolu	4 points de scotome absolu
Points supérieurs	un point déficitaire en temporal (anneau 15°)	déficit relatif en nasal (anneau 10°), un point déficitaire en nasal (anneau 15°)



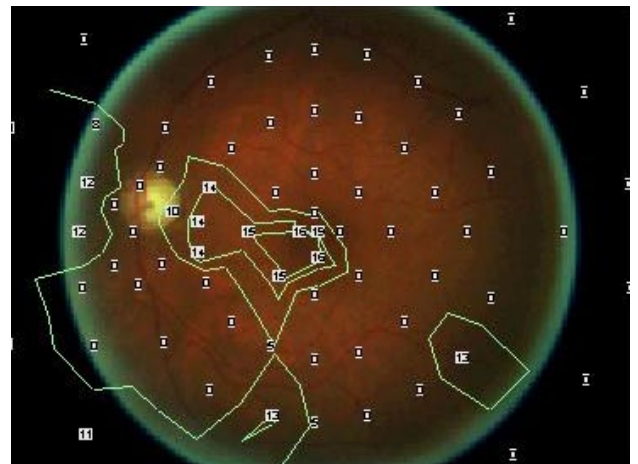
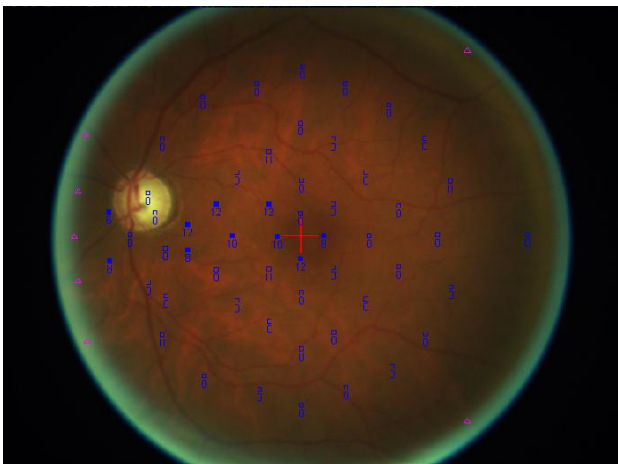
C. Jean-Rock (OD) : GE, stade 3		
Surface rétinienne comparée	Analyse du champ visuel du MP1	Analyse du champ visuel Métrovision
Centre (2° d'excentricité)	déficit relatif de 2 points	pas de déficit
Points inférieurs	large déficit, avec 3 points de scotome absolu, rattaché à la tache aveugle	large déficit en partie relatif et en partie absolu (2 points) rattaché à la tache aveugle
Tache aveugle	4 points de scotome absolu, 1 point à 4 dB, 1 point non projeté	6 points de scotome absolu
Points supérieurs	déficit relatif annulaire à 15° d'excentricité, qui touche la tache aveugle	déficit relatif annulaire à 15° d'excentricité, qui touche la tache aveugle



C. Jean-Rock (OG) : GE, stade 3		
Surface rétinienne comparée	Analyse du champ visuel du MP1	Analyse du champ visuel Métrovision
Centre (2° d'excentricité)	déficit relatif, perte de 2 dB sur 3 points et de 4 dB sur 1 point	1 seul point discrètement déficitaire
Points inférieurs	déficit relatif annulaire (anneau 15°) touchant la tache aveugle jusqu'en nasal, 2 points en scotome absolu	déficit relatif annulaire (anneau 15°) touchant la tache aveugle jusqu'en nasal
Tache aveugle	5 points de scotome absolu	6 points de scotome absolu
Points supérieurs	large déficit relatif (anneau 15°) rattaché à la tache aveugle avec des points à 0 dB vus	large déficit relatif (anneau 15°) rattaché à la tache aveugle 53



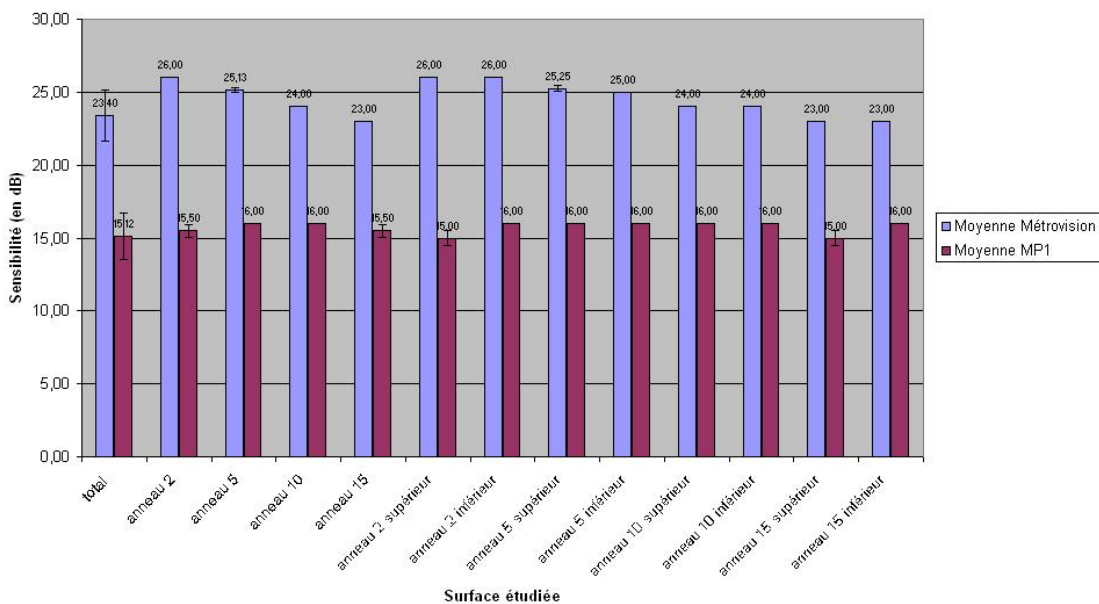
H. Jean (OD) : GE, stade 3		
Surface rétinienne comparée	Analyse du champ visuel du MP1	Analyse du champ visuel Métrovision
Centre (2° d'excentricité)	déficit très profond inférieur (0 dB)	déficit très profond inférieur (0 dB)
Points inférieurs	2 points de scotome absolu (anneau 5°), 4 points très altérés sur la zone contigüe sur l'anneau 10° dont 2 points à 0 dB, 2 points à 0 dB sur l'anneau 15° déficit rattaché à la tache aveugle	2 points de scotome absolu (anneau 5°), 3 points très altérés sur la zone contigüe sur l'anneau 10°, 2 points à 0 dB sur l'anneau 15° déficit rattaché à la tache aveugle
Tache aveugle	5 points de scotome absolu	4 points de scotome absolu
Points supérieurs	un point déficitaire à 5°, déficit relatif à 10°, déficit sur l'anneau 15°	un point déficitaire à 5°, déficit sur l'anneau 15°



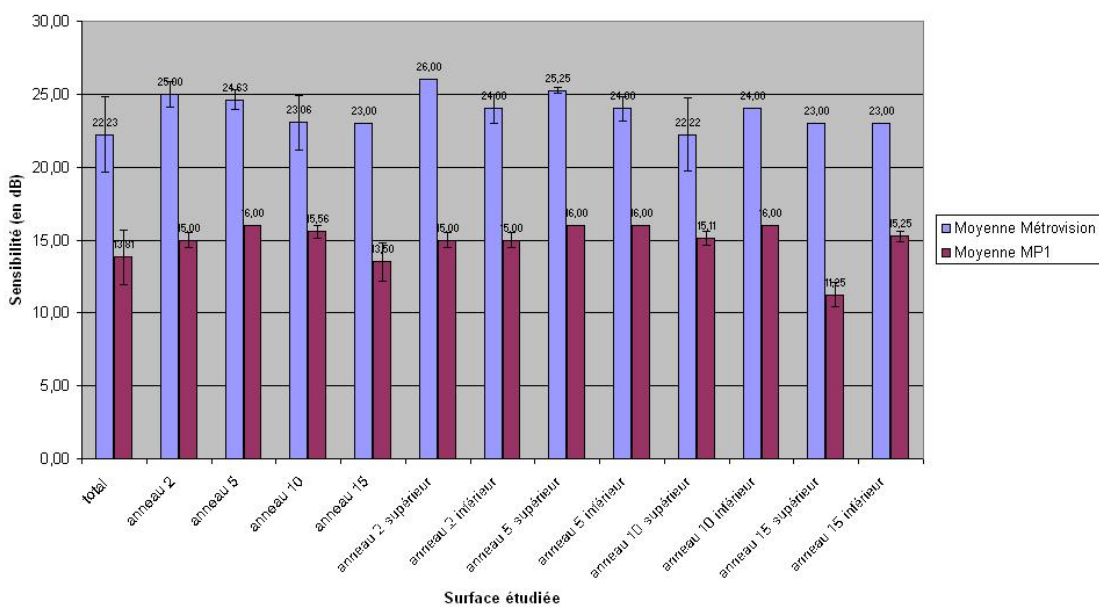
C. Gérard (OG) : GE, stade 4		
Surface rétinienne comparée	Analyse du champ visuel du MP1	Analyse du champ visuel Métrovision
Centre (2° d'excentricité)	un point de scotome absolu	2 points de scotome absolu
Points inférieurs	raquette de sensibilité en interpapillomaculaire (plus forte sensibilité que pour Métrovision)	raquette de sensibilité en interpapillomaculaire, 2 points à 13 dB sur l'anneau 15°
Tache aveugle	3 points de scotome absolu	4 points de scotome absolu (un point différent par rapport au MP1)
Points supérieurs	large déficit absolu	large déficit absolu

Annexe 2 : Graphiques de l'analyse quantitative

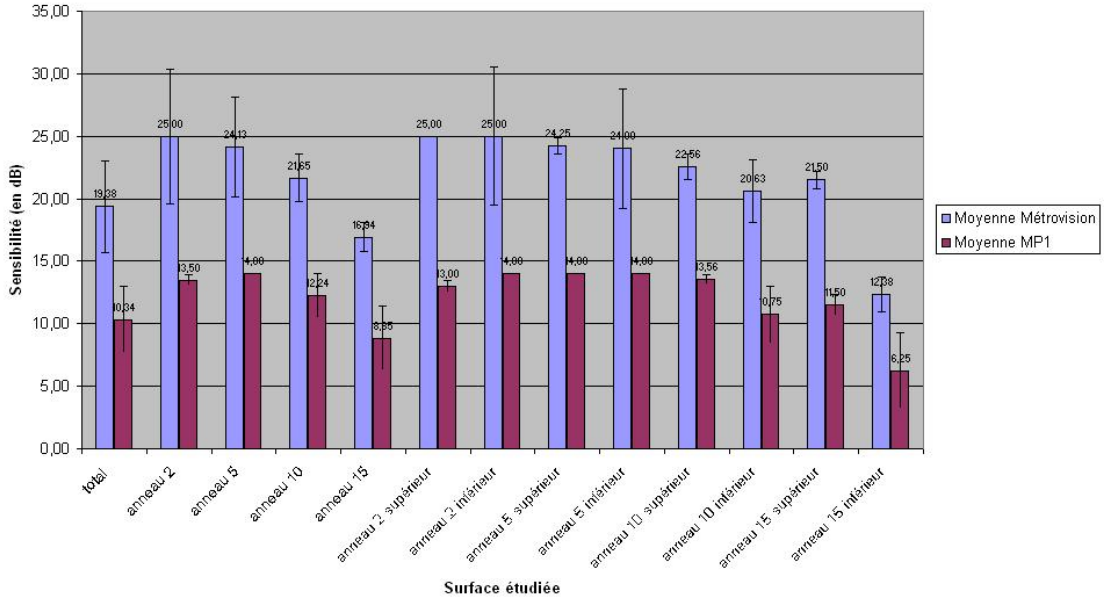
Comparaison des moyennes des sensibilités rétinienne, C. Jean-Claude (OG)



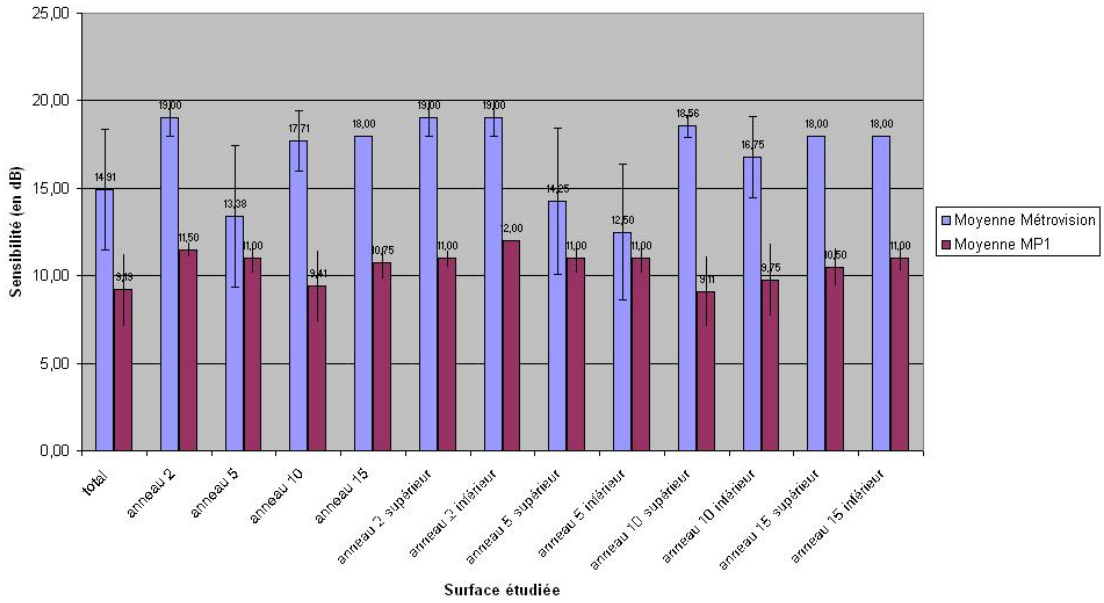
Comparaison des moyennes des sensibilités rétinienne, C. Gérard (OD)



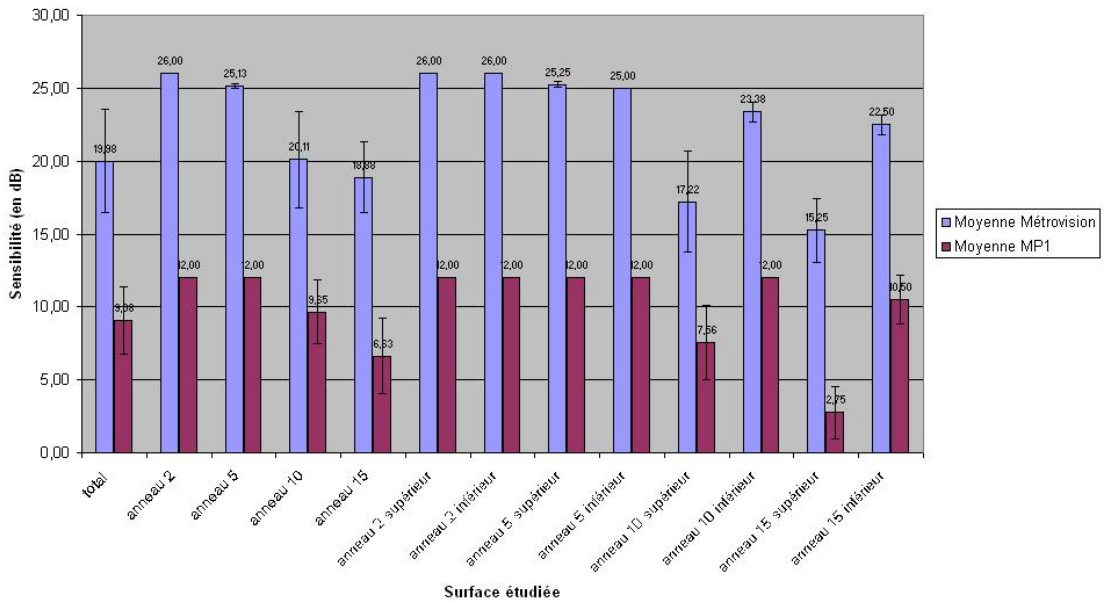
Comparaison des moyennes des sensibilités rétiniennes, G. Marie-Thérèse (OD)



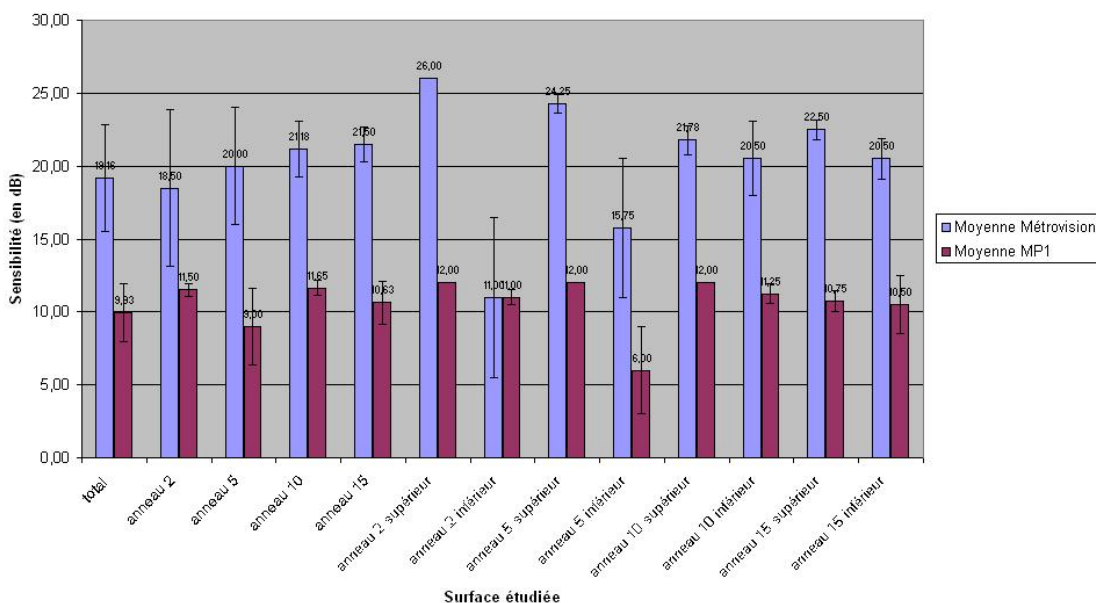
Comparaison des moyennes des sensibilités rétiniennes, G. Marie-Thérèse (OG)



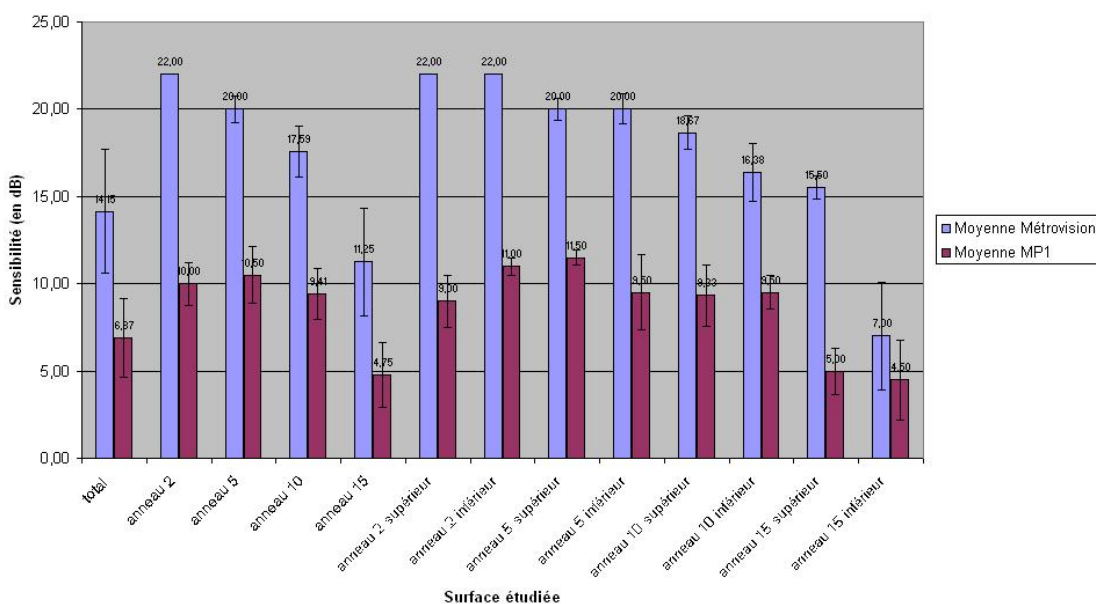
Comparaison des moyennes des sensibilités rétiniennes, B. Denis (OG)



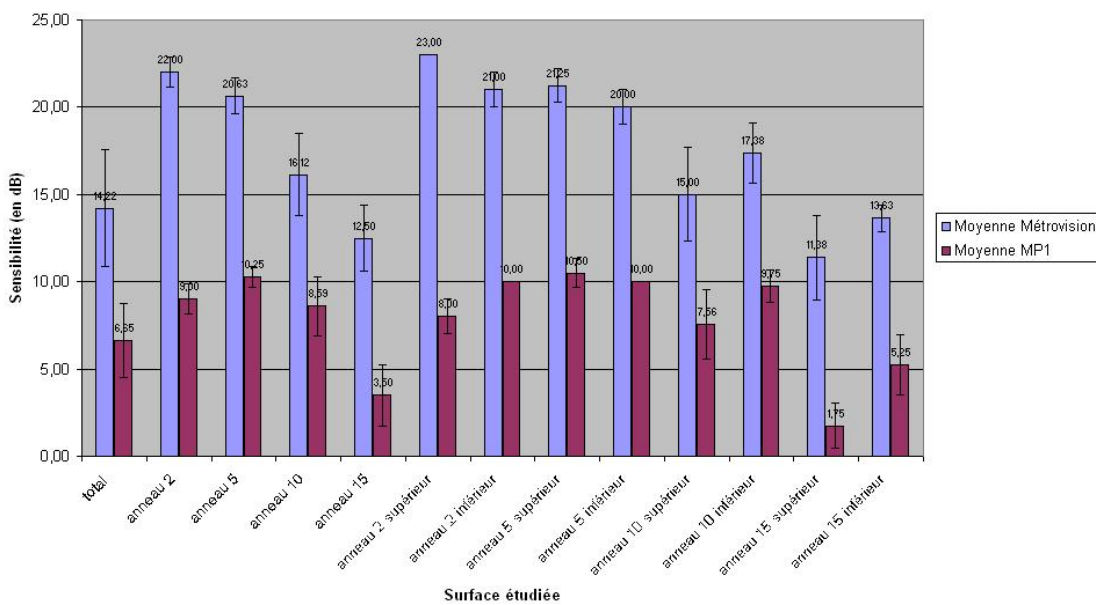
Comparaison des moyennes des sensibilités rétiniennes, G. Alberte (OG)



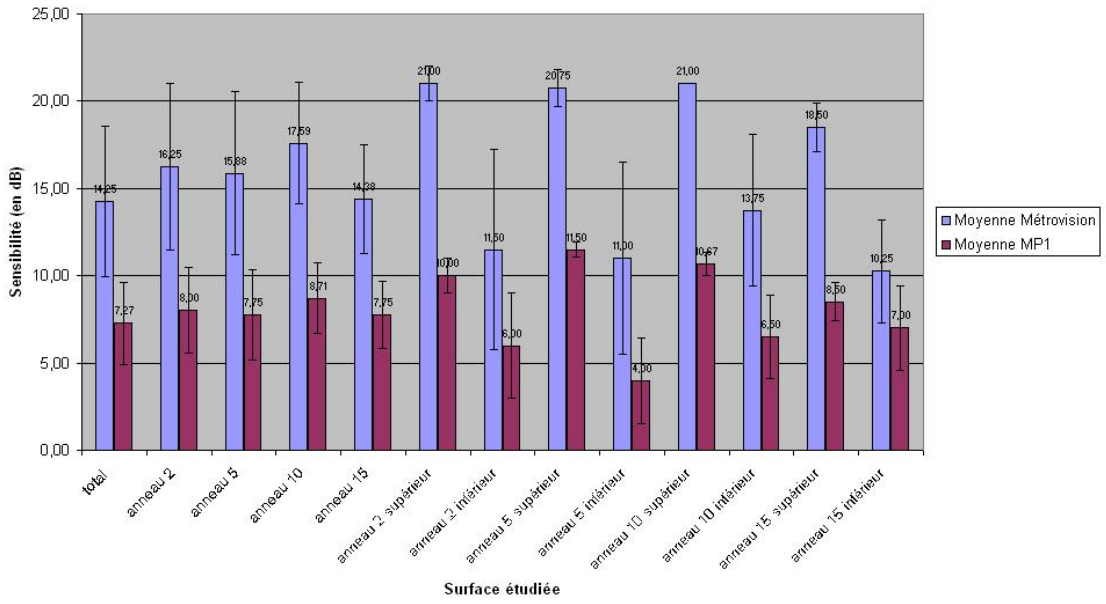
Comparaison des moyennes des sensibilités rétiniennes, C. Jean-Rock (OD)



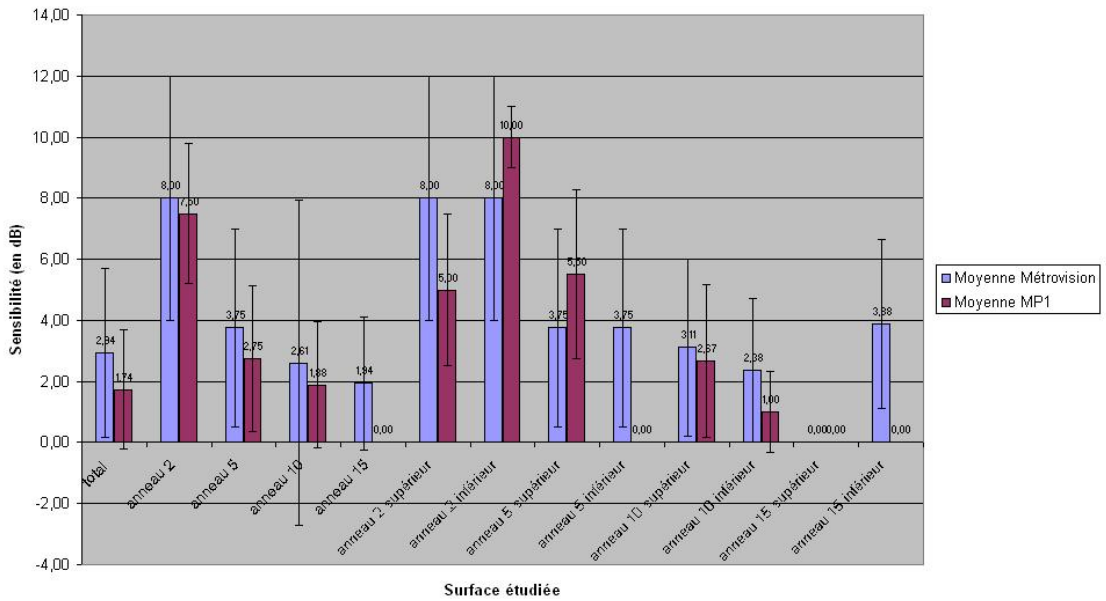
Comparaison des moyennes des sensibilités rétiniennes, C. Jean-Rock (OG)



Comparaison des moyennes des sensibilités rétinienne, H. Jean (OG)



Comparaison des moyennes des sensibilités rétinienne, C. Gérard (OG)



Bibliographie

Livres

- [1]-G.MIMOUN, G. COSCAS, Sémiologie et imagerie. in SOUBRANE G, Affections acquises de l'épithélium pigmentaire rétinien, Bulletin des sociétés d'ophtalmologie de France, Rapport annuel, 1995, p145-155
- [2]-PANTA G, UVA M-G, REIBALDI A, Pericecal sensitivity studied by means of scanning laser ophthalmoscope in Perimetry update, , Richard P. Mills and Michael Wall, Editeur, Kugler Publications, 1994/1995, Amsterdam/New York, p167-170
- [3]-CABANIS E. A, BOURGEOIS H, IBA-ZIZEN M-T, L'imagerie en ophtalmologie, Rapport de la Soc. Fr. Ophtalmol., 1996, Masson, Editeur, Paris, pp 762
- [4]-RISSE J-F, Exploration de la fonction visuelle, Applications au domaine sensoriel de l'œil normal et en pathologie, Masson, Editeur, 1999, pp 765
- [5]-BRUSINI P, DI GIORGIO G, MIDENA E, VALENTI M, CHIZZOLINI M, Static automated perimetry and scanning laser ophthalmoscope microperimetry in the assessment of functional damage in operating microscope light retinopathy.in Perimetry update, Richard P. Mills and Michael Wall, Editeur, Kugler Publications, 1994/1995, Amsterdam/New York, p171-175

Articles scientifiques

- [6]-REMKY A, BEAUSENCOURT E, ELSNER A-E, Angioscotometry with the Scanning Laser Ophthalmoscope, Comparison of the effect of different wavelengths, Investigative Ophthalmology and Visual Science, 1996, Volume 37, n°11, p350-2355
- [7]-MENEZES A-V, GIUNTA M, CHISHOLM L., HARVEY P-T, TULI R, DEVENYI R-G, Reproducibility of topographic measurements of the macula with a scanning laser ophthalmoscope, Ophthalmology, 1995, Volume 102, n°2, p230-234
- [8]-SUNNESS J-S, SCHUCHARD R-A, SHEN N, RUBIN G-S, DAGNELIE G, HASELWOOD D-M, Landmark-Driven fundus perimetry using the scanning laser ophthalmoscope, Investigative Ophthalmology and Visual Science, 1995, Volume 36, n°9, p1863-1874
- [9]-VAN DE VELDE F-J, TIMBERBLAKE G-T, JALKH A.E, SCHEPENS C-L, La micropérimétrie statique avec l'ophtalmoscope à balayage laser, Ophtalmologie, 1990; n°4, p91-294, Masson, Editeur, Paris
- [10]-CHARTERS L, MIDENA E, Perimetry and fundus imaging combined in single instrument, Ophthalmology Times, 2003, Volume 28, n°5
- [11]-WOLKOFF L, New device combines perimetry and fundus imaging for customized exams, Ocular Surgery News, 6/1/2003

Sites Internet

[12]-L'Angiographie FF 450 :
www.lavue.com/officiel/materiel/zeiss/ff.html

[13]-Heidelberg Retina Angiograph 2 :
www.heidelbergengineering.com/hra/

[14]-Fixation loss in perimetry :
<http://research.opt.indiana.edu/Library/DemirelDissertation/chapter2.html>

[15]-Métrovision :
www.metrovision.fr

[16]-Visions of the eclectic ophthalmic pavilion :
<http://www.eyeworld.org/may02/0502p64.html>

[17]-Micro-perimeter MP1 :
www.nidektechnologies.il/ProductsMP1All.htm

Manuels d'utilisation

[18]-Manuel d'utilisation du micro-périmètre MP1

[19]-Manuel d'utilisation du moniteur ophtalmologique de Métrovision

« ETUDE COMPARATIVE DE LA MICRO-PERIMETRIE DU MP1 DE NIDEK ET DU CHAMP VISUEL DE METROVISION »

Résumé

But

Evaluer l'efficacité et la précision du micro-périmètre MP1 de Nidek en le comparant au moniteur ophtalmologique de Métrovision.

Matériels et méthode

On réalise une étude sur 10 yeux atteints de glaucome plus ou moins évolué. La moyenne d'âge est de 58 ans +/-10 ans. Une grille de champ visuel a été conçue, sur le MP1, spécialement pour l'étude. Celle-ci est identique à celle du champ visuel Métrovision.

Pour chaque patient, on réalise un champ visuel avec le moniteur ophtalmologique de Métrovision puis on réalise le même champ visuel (mis à part 20 points, étant donné le champ d'étude plus limité du MP1). Pour les deux champs visuels, on choisit une stratégie « Fast », un stimulus blanc de taille III et un fond blanc.

Les deux examens sont ensuite superposés à la rétinographie obtenue avec le MP1.

Résultats

D'un point de vue de la durée de l'examen, elle est en moyenne de 6mn56s +/-2mn28s pour le MP1 et de 7mn30s +/-2mn05s pour le moniteur ophtalmologique. Le nombre de points est plus important pour le moniteur donc en proportion (durée pour chaque point), le champ visuel Métrovision est plus rapide que le champ visuel du MP1.

Les pertes d'attention sont en moyenne de 0,10 +/-0,30 pour le MP1 et de 0,90 +/-0,94 pour le moniteur ophtalmologique. Le nombre de contrôle est de 5,70 +/-2,37 pour le MP1, et de 15,20 +/-4,42 pour le moniteur. Le MP1 paraît avoir un eye-tracking efficace mais les mesures ne sont pas significatives étant donné le manque de contrôle. Les patients ont une fixation qui se situe pour 98,9 % +/-1,70 % dans les quatre degrés centraux sur le MP1.

L'analyse qualitative et l'analyse quantitative montrent une assez bonne corrélation entre les deux appareils. Le MP1 trouve globalement des déficits plus profonds en vision centrale, ce qui est probablement dû à seuil de départ défini trop bas, et sur l'anneau 15° supérieur, ce qui peut être dû à des diamètres pupillaires trop petits.

Conclusion

Le MP1 ne semble pas vraiment adapté au glaucome du fait du champ d'étude plus réduit. Le eye-tracking ne paraît pas vraiment efficace. Il est, par contre, intéressant pour les pathologies maculaires du fait de la superposition au fond d'œil (en choisissant un seuil de départ adapté). L'étude de fixation est un avantage du MP1 par rapport à Métrovision car elle peut permettre d'aider au diagnostic d'une pathologie.

Mots clés

Micro-périmétrie, champ visuel, MP1, Métrovision

« COMPARISON BETWEEN THE MICROPERIMETRY OF NIDEK MP1 AND THE VISUAL FIELD OF MÉTROVISION »

Summary

Purpose

To estimate the efficiency and the accuracy of the micro-perimeter MP1 doing the comparison with the visual field of Métrovision.

Equipment and Methods

We study 10 eyes which have serious glaucoma or no. The patients are about 58 years old +/-10. We have conceived a visual field grid, on MP1, especially for this study. This grid is similar to the one of Métrovision.

For each patient, we realize a visual field with the ophthalmologic monitor of Métrovision. Then, we realize the same visual field with MP1 (save 20 points because of the reduced field). For both visual fields, we choose a “fast” strategy, a white stimulus with size III and a white background.

Then, we superpose both exams with MP1 retinography.

Results

The exam duration average is 6mn56s +/-2mn28s for the MP1 and 7mn30s +/-2mn05s for the ophthalmologic monitor. The number of points is more important on the monitor ; so, in proportion (time by point), the visual field of Metrovision is faster than the visual field of MP1.

The average of attention loss is 0,10 +/-0,30 for the MP1 and 0,90 +/-0,94 for Metrovision. The control number is 5,70 +/-2,37 for MP1 and 15,20 +/-4,42 for Metrovision. The MP1 eye-tracking seems to be efficient but measures are not significant because of the control loss. 98,9 % +/-1,70 % of the patient fixation is in the four central degrees for the MP1.

The qualitative analysis and the quantitative analysis show a good correlation between both devices. Deficits are bigger for MP1 in central vision, probably due to a non adapted threshold, and in the 15° superior eccentricity, because of small pupil.

Conclusion

The micro-perimeter MP1 doesn't seem to be adapted for glaucoma because of the reduce field. The eye-tracking is not really efficient. However, it is interesting for macular diseases thanks to the superposition of fundus (choosing an adapted threshold). The fixation study is an advantage of MP1 in comparison with Métrovision because it can permit to help the diagnosis.

Keywords

Micro-perimetry, visual field, MP1, Metrovision