

SYSTEME DE MESURE DES MOUVEMENTS OCULAIRES PAR TRAITEMENT D'IMAGES POUR LES APPLICATIONS DE CLINIQUE OPHTALMOLOGIQUE ET NEUROLOGIQUE

C. BUQUET^{1,2}, J. CHARLIER¹, G.DHELIN¹, S. TOUCAS³,
M. QUERE³, I. INGSTER-MOATI⁴

RESUME

Les méthodes existantes pour la mesure des mouvements oculaires sont mal adaptées aux besoins cliniques : l'électro-oculographie cinétique (EOG) suppose l'utilisation d'électrodes cutanées, ne permet pas de mesures absolues et n'est pas fiable pour l'enregistrement des mouvements verticaux et obliques; les méthodes magnétiques (coils) nécessitent la pose de verres scléraux mal tolérés par un grand nombre de patient.

Les auteurs ont développé une technique par traitement d'images de l'oeil, la photo-oculographie (POG), basée sur le principe de HIRSCHBERG (1885) de détermination de la position du reflet d'une source lumineuse sur la cornée par rapport au centre de la pupille. L'adaptation de cette méthode aux besoins cliniques a supposé la recherche de solutions qui sont développées dans cet article :

- pour éliminer les réglages et les artefacts (conception d'algorithmes de traitement d'images par reconnaissance de formes),
- pour réaliser des enregistrements bioculaires (nécessité d'une calibration spatiale et temporelle identique pour les deux yeux afin de mettre en évidence les dyssynergies),
- pour enregistrer les déviations importantes rencontrées dans certaines pathologies strabiques (problème des reflets formés en dehors de la cornée) et les sujets porteurs de verres correcteurs (problème des reflets sur les verres),
- pour l'analyse des mouvements rapides tels que les saccades.

MOTS CLEFS : MOUVEMENTS OCULAIRES, TRAITEMENT D'IMAGES, OPHTALMOLOGIE, NEUROLOGIE.

ASSESSMENT OF EYE MOVEMENTS BY IMAGE PROCESSING : APPLICATIONS IN OPHTHALMOLOGY AND NEUROLOGY.

ABSTRACT

A new optical method based on the automated analysis of images of the eye has been implemented for a precise measurement of eye movements. The eye orientation is determined from the relative position of corneal reflex and pupil images. A methodological and experimental approach was used to define the relationship between the images positions and the angular rotation of the eye, and the effects of physiological and optical parameters. The quantification of conjugacy in version movements is accomplished with a 5 percent error threshold, which represents a great improvement compared to the 20 percent threshold used in electro-oculography to diagnose eye movements interocular dissymetries.

The dynamic analysis of saccades can be performed for amplitudes larger than 40 degrees, taking into account the problems related to image detection, sampling frequency of the image sensor and the frequency spectrum of the signal.

Results from strabismic and neurological subjects demonstrated the advantages of this new technique : - reduction of patients set-up time, - improved patient's cooperation, specifically with children, - improved quantification of interocular dissymetries along horizontal, vertical and oblique directions.

**KEY WORDS : EYE MOVEMENTS, IMAGE PROCESSING, OPHTHALMOLOGY
NEUROLOGY.**

SYSTEME DE MESURE DES MOUVEMENTS OCULAIRES PAR TRAITEMENT D'IMAGES POUR LES APPLICATIONS DE CLINIQUE OPHTALMOLOGIQUE ET NEUROLOGIQUE

C. BUQUET^{1,2}, J. CHARLIER¹, G. DHELIN¹, S. TOUCAS³,
M. QUERE³, I. INGSTER-MOATI⁴

¹ U279 INSERM - Lille, ² Métrovision - Villeneuve d'Ascq, ³ Clinique Ophthalmologique
CHU Hotel Dieu - Nantes, ⁴ Laboratoire de biophysique - Lariboisière - Paris.

I- INTRODUCTION

Dans la plupart des dérèglements oculomoteurs, l'étude de la statique et de la cinétique oculaire est souvent indispensable pour orienter le diagnostic, suivre l'évolution de la pathologie ou diriger l'acte chirurgical. Elle intervient non seulement dans l'évaluation des strabismes et des paralysies oculomotrices mais aussi dans un grand nombre d'affections neurologiques où elle fournit des précisions sur l'étiologie et la topographie des lésions cérébrales. Elle suppose cependant un technique de mesure qui soit à la fois non contraignante pour le patient, rapide de mise en oeuvre, fiable et précise.

En clinique, il existe actuellement une suprématie pour l'électro-oculographie cinétique. Cette technique connue depuis 1877 grâce aux travaux de DEWAR [8], consiste à mesurer les variations de la différence de potentiel électrique recueillies aux bornes d'électrodes péri-orbitaires. Quoique très diffusée, cette technique présente un certain nombre de limitations dont les plus importantes sont l'utilisation d'électrodes souvent mal tolérées par le patient, le manque de précision des mesures dans les axes verticaux et enfin la présence d'artefacts associés aux variations des échanges ioniques au niveau de l'épithélium pigmentaire et aux perturbations des potentiels d'électrodes lors de mouvements autres que des yeux.

Une autre technique [14] consiste à mesurer les variations de courant induit par la rotation dans un champ magnétique d'une bobine de cuivre encapsulée sur un verre scléral posée sur l'oeil. Cette technique connue sous le nom de coils permet d'obtenir une précision de l'ordre de 6 minutes d'arc dans toutes les directions du regard. Elle présente cependant l'inconvénient d'être traumatique pour le patient et d'entraîner des risques d'abrasion cornéenne importants si l'examen se prolonge plus de dix minutes, ce qui limite considérablement son utilisation en clinique courante.

Les méthodes optiques présentent l'avantage de ne pas nécessiter de contact avec le patient. Cependant, si l'on souhaite une mesure indépendante des mouvements de tête seules les méthodes dites différentielles peuvent être retenues. Parmi ces méthodes citons la méthode des images de Purkinje dont le principe consiste à mesurer le déplacement de l'image d'une source lumineuse réfléchi sur la face antérieure de la cornée par rapport à l'image de la même source réfléchi sur la face postérieure du cristallin (Figure 1).

Citons également la méthode de Hirschberg [10] qui consiste à mesurer le déplacement du centre de la pupille par rapport à l'image d'une source lumineuse réfléchi sur la cornée.

Ces deux méthodes permettent une mesure de la rotation de l'oeil indépendamment des mouvements tête. Cependant, celle utilisant les images de Purkinje nécessite un éclairage important de l'oeil et une mise en oeuvre souvent difficile.

Tirés à part : C. BUQUET U279 INSERM, 1 rue du Pr Calmette, 59019 LILLE - FRANCE

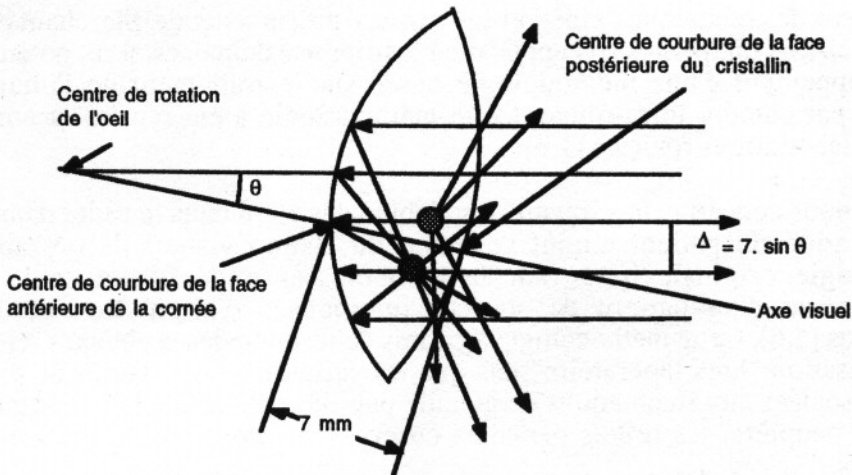


Fig. 1 : Ière et IVème images de Purkinje après rotation de l'oeil [7]

Aussi notre laboratoire a retenu la méthode de Hirschberg pour développer une technique d'enregistrement des mouvements oculaires que nous avons appelée la Photo-oculographie. Son application à la clinique a demandé un certain nombre de développements nécessaires à une utilisation en pratique courante, les contraintes étant alors de réaliser un système d'enregistrement permettant une mesure précise et isotrope dans tous les axes du regard, congruente pour les deux yeux et ne nécessitant des protocoles de réglages et de calibration trop lourds.

L'objet de cet article est de décrire ces développements et au travers des travaux de validations cliniques de présenter les apports de cette nouvelle technique.

II- RAPPELS : MESURE DE LA DIRECTION DU REGARD

Comme nous l'avons dit précédemment, le principe de Hirschberg consiste à mesurer le déplacement de l'image d'une source lumineuse réfléchi sur la cornée par rapport à l'image de la pupille vue au travers de ce même dioptr (Figure 2). Ce principe présente l'avantage de dissocier les mouvements de rotation de l'oeil des mouvements de translation du complexe oeil-tête (Figure 3)

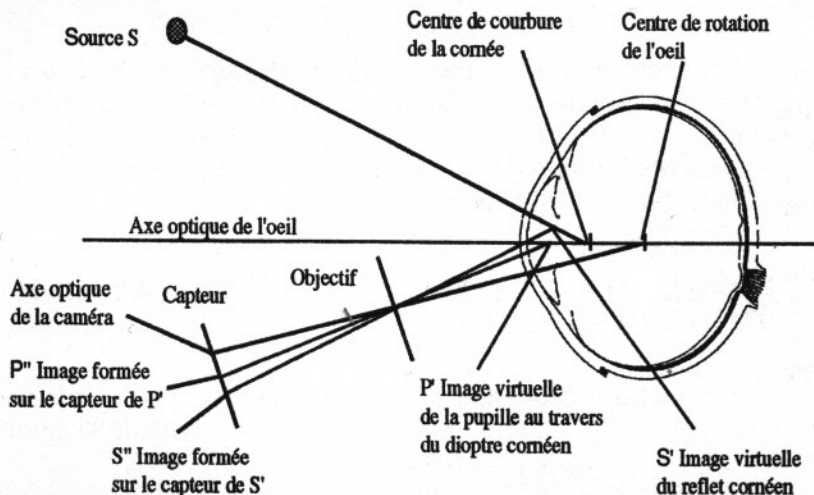


Fig 2 : Origine de l'image P' de la pupille P vue par réfraction au travers du dioptr cornéen et de l'image S' d'une source lumineuse S réfléchi sur la face avant de la cornée .

L'avènement des techniques vidéo et les travaux précurseurs de Merchant et Morisette [11] de la NASA ont permis son application à différents domaines et ce, notamment grâce au développement d'une méthodologie basée sur le traitement de l'image de l'oeil recueillie par caméra infra-rouge. Cette méthodologie a été reprise et améliorée par différents laboratoires français [1,9].

En ce qui nous concerne, nos travaux ont débuté dès 1978 dans le cadre d'une recherche sur la fixation du patient durant l'examen du champ visuel. Ils ont abouti à une méthodologie originale basée sur la reconnaissance de forme de la pupille et l'identification d'un pattern de sources lumineuses d'orientation et de position déterminées [5,6]. Cette méthodologie a permis de résoudre les problèmes rencontrés lors d'une utilisation "hors laboratoire" tels que les variations importantes du contraste des images associées aux fluctuations de la taille pupillaire, le masquage des images par les cils ou la paupière, les reflets parasites observés sur la sclère, la peau ou les verres correcteurs.

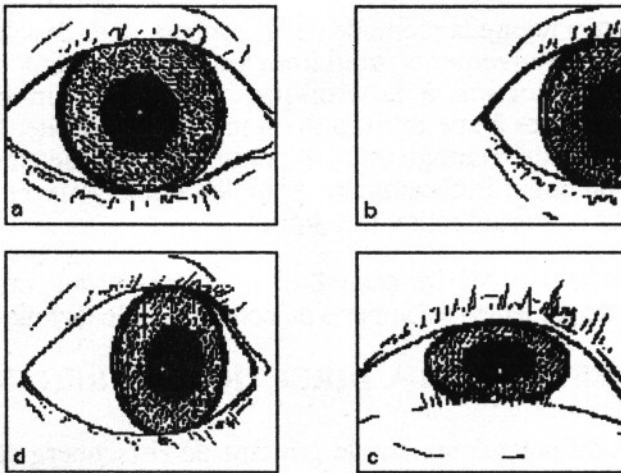


Fig 3: Effet des mouvements de translation et de rotation de l'oeil sur la position relative des images [11]. a- regard droit devant : le reflet cornéen est centré par rapport à la pupille. b- regard droit devant et translation de la tête : la position du reflet n'est pas modifiée par rapport à la pupille. c- regard vers le haut, le reflet se déplace verticalement. d- regard vers la droite, le reflet se déplace horizontalement.

Cette approche a permis également de s'affranchir des réglages de seuil ou des fenêtres de validation incompatibles avec une utilisation clinique. Par ailleurs, l'optimisation des algorithmes de détection des images et de calcul du centre de la pupille et de la position du reflet cornéen a permis d'obtenir une précision des mesures de 1 degré et une sensibilité de 10 minutes d'arc dans tous les axes du regard.

III- SYSTEME D'EXAMEN CLINIQUE DE LA STATIQUE ET LA CINETIQUE OCULAIRE.

Le diagnostic des dérèglements oculomoteurs est souvent posée à partir de la comparaison de la synergie des deux yeux sur laquelle repose une grande partie de la sémiologie des désordres oculomoteurs.

Ceci nous a conduit à réaliser un système binoculaire (Figure 4) constitué de 2 caméras fonctionnant dans le proche infra-rouge et leurs systèmes optiques, d'une structure

mécanique assurant le positionnement des deux capteurs par rapport au patient et de deux systèmes de traitement d'image, un pour chaque oeil.

L'ensemble est piloté via une liaison série RS232 par un système de gestion de l'examen avec écran de visualisation, imprimante, clavier et disquettes d'archivage.

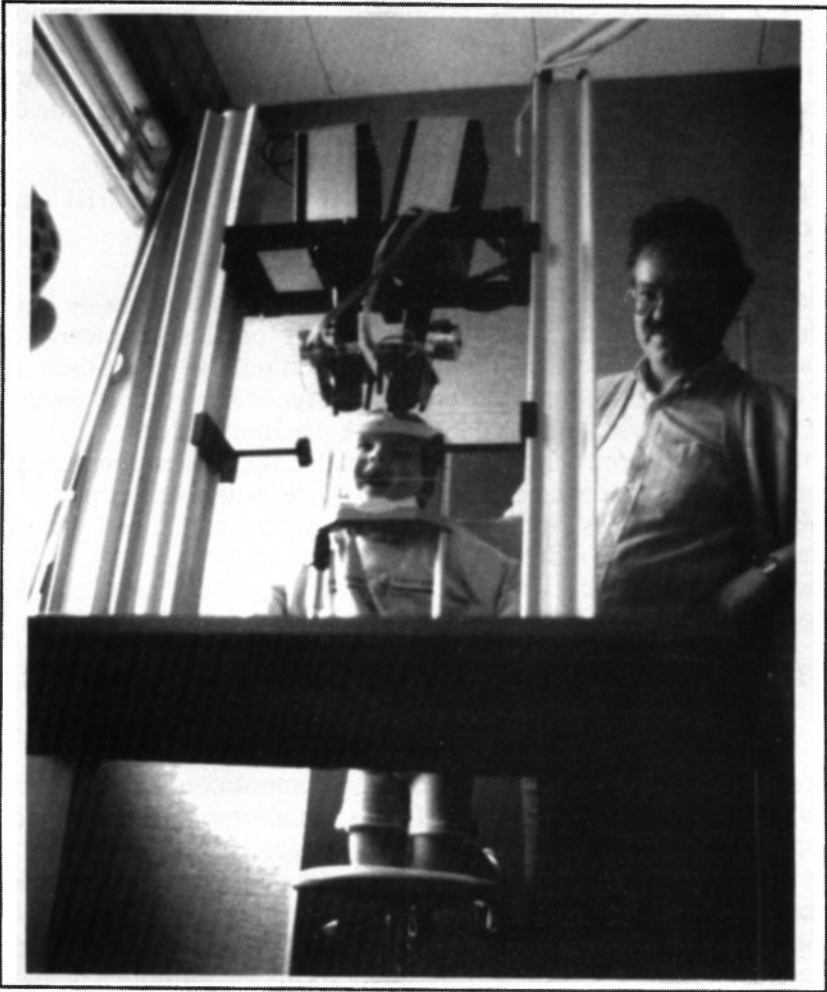


Fig 4 : Système optique du système binoculaire de mesure de mouvements oculaires

III-1 Adaptation de l'instrumentation aux besoins cliniques

Le passage d'un système d'enregistrement monoculaire à un système binoculaire n'a pas consisté uniquement à doubler l'installation de recueil. Plusieurs problèmes se sont présentés :

III.1.1 Positionnement des capteurs d'images par rapport aux yeux du patient

L'encombrement des optiques et le faible écart inter-pupillaire des enfants ont conduit à incliner les deux caméras. Deux réglages mécaniques ont été prévus : le premier pour l'ajustement vertical de la position de la tête (réglage en hauteur de la mentonnière), le second pour l'ajustement de l'écart inter-pupillaire (réglage de l'inclinaison des caméras).

III.1.2 Synchronisation des deux systèmes d'enregistrement

Une grande partie de l'interprétation diagnostique des tracés repose sur la comparaison des réponses motrices des deux yeux. Pour cette raison, les deux systèmes de recueil doivent fonctionner de façon identique et synchrone.

Les différents réglages des caméras (courant de faisceau, tension de cible, amplitudes horizontale et verticale du balayage, sensibilité) doivent être identiques. La synchronisation des deux systèmes de recueil a été obtenue en utilisant une horloge commune asservissant les deux systèmes et commandée au démarrage de chaque système à partir d'un signal commun délivré par le système de gestion.

III.1.3 Suppression des offsets liés au dispositif optique et à l'optique oculaire

L'axe de prise de vue des caméras a été situé 10 degrés en dessous de l'horizontale pour éviter l'obturation partielle de l'image de la pupille par les paupières ou les cils. Par ailleurs, la pupille et le reflet cornéen, dont la position relative est utilisée pour déterminer la direction du regard, ne sont pas parfaitement alignés sur la cible fixée par le sujet en raison d'une déviation physiologique caractérisée par l'angle alpha.

Ces différentes sources d'erreur sur la valeur absolue de la direction de regard ont amené l'introduction de 8 coefficients de correction : - 4 coefficients fixes pour l'offset introduit par l'inclinaison des optiques : horizontal oeil droit, horizontal oeil gauche, vertical oeil droit, vertical oeil gauche, - 4 coefficients pour l'offset introduit physiologiquement par la géométrie de l'optique oculaire. Ces coefficients sont déterminés dans une phase d'initialisation durant laquelle le sujet doit fixer une cible centrale de référence.

III.1.4 Introduction de nouveaux critères de validation des mesures.

Les premières validations cliniques nous ont également conduit à définir de nouveaux critères de validations des mesures. En effet la pathologie accroît considérablement le nombre de situations de détections difficiles des images.

A l'aide des informations supplémentaires fournies par les capteurs (taille pupillaire, status de qualité de la détection du contour pupillaire et des reflets cornéens) des critères de validation ont pu être définis. Ces critères sont basés sur les limites physiologiques des mouvements oculaires et sur les propriétés physio-anatomiques de la pupille. Ils ont permis d'éliminer les cas d'interprétation ambiguës en présence d'artéfacts tels que les clignements de paupières et les détections de reflets scléraux aux fortes excentricités.

III.1.5 Analyse des fortes déviations oculaires et des sujets porteurs de verres correcteurs

Les premières expérimentations en clinique ont mis en évidence également un certain nombre de problèmes liés à la conception optique du système :

- l'examen des sujets présentant des déviations importantes n'était pas possible. En effet, la méthode optique utilisée est limitée à des mouvements d'amplitude de plus ou moins 25 degrés. Au delà, le reflet des sources ne se forme plus sur la cornée, mais sur la sclère de l'oeil et les mesures ne sont plus fiables.
- l'enregistrement des sujets porteurs de verres correcteurs était difficile en raison des reflets parasites produits par réflexion des sources sur le verre.

Pour palier ces deux inconvénients majeurs, un nouveau prototype a été développé (Figure 5).

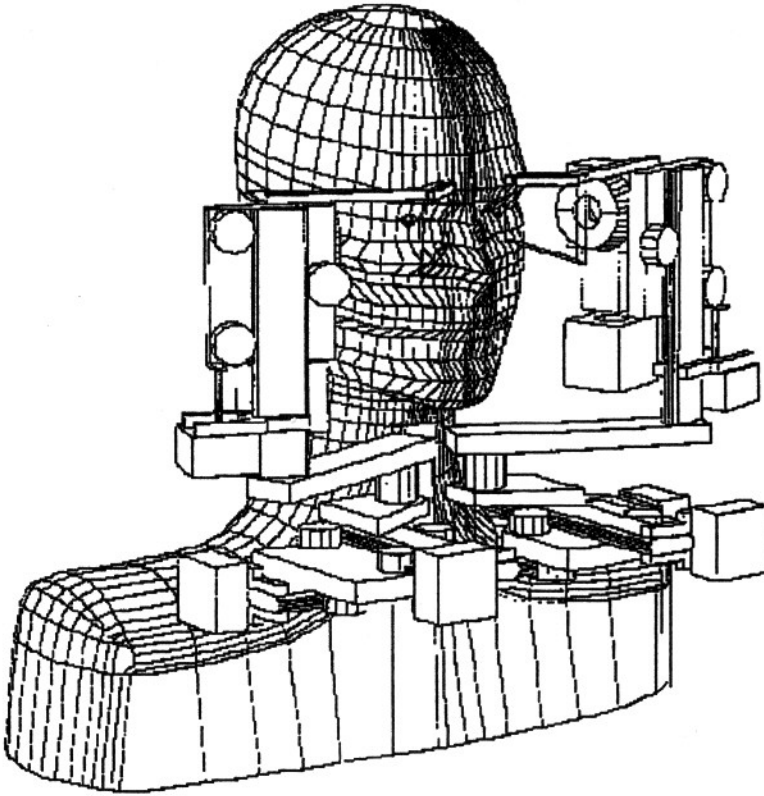


Fig 5 : Photo-oculographe : second prototype

Les caméras ont été rendues mobiles en rotation autour d'un axe vertical passant par l'oeil, permettant ainsi l'analyse des larges déviations horizontales. Chaque caméra dispose alors de 4 degrés de liberté dont 3 en translation permettant le centrage de l'oeil et la mise au point de l'image et un en rotation permettant de suivre les déviations horizontales. Il n'a pas été prévu de rotation pour suivre les déviations verticales car celles ci sont en général de faible amplitude. Quand ces déviations sont importantes, le masquage de l'oeil par les paupières rend la photo-oculographie inutilisable.

Le montage optique a été entièrement revu afin de rapprocher le plus près possible de l'oeil les miroirs qui séparent les faisceaux visibles des faisceaux proche-infra-rouge. Ceci permet de placer la correction optique en dehors du chemin optique de l'éclairiment proche infra-rouge et de la caméra et ainsi d'éliminer les reflets parasites sur ces verres.

III.1.6 Couplage stimulations-capteurs

Enfin, il est vite apparu nécessaire de coupler la stimulation au système d'enregistrement. Classiquement des cibles mobiles projetées sur écran plat sont utilisées pour stimuler des mouvements de poursuites ou de saccades. Nous avons conservé cette modalité de stimulation et un dispositif de stimulation a été mis au point par projection d'un spot laser et système de miroir commandé par des moteurs pas à pas.

L'utilisation des moteurs pas à pas en mode micro-pas permet de s'affranchir des problèmes de calibration ou de dérive posés par les galvanomètres. La commande par microprocesseur permet une grande flexibilité dans la programmation des stimulations : étude des fixations (mouvements de coordination), étude des poursuites (sinusoïdale avec ou sans rappel, triangulaire avec ou sans rappel) et étude des saccades. La combinaison des mouvements permet d'étudier toutes les directions du mouvement : horizontale, verticale et oblique.

Ce dispositif est commandé directement par le système de gestions des examens ce qui permet un déroulement entièrement automatique des protocoles. La stimulation est parfaitement synchronisée à l'enregistrement des mouvements oculaires ce qui autorise une analyse précise des latences et des phases du mouvement.

III.2 Développement d'une méthodologie spécifique de quantification des mesures.

L'intérêt diagnostique d'une approche quantitative de la mesure des mouvements oculaires nous a amené à définir plus précisément la relation entre l'orientation du globe oculaire et les mesures fournies par le capteur. Cette relation dépend des caractéristiques optiques et géométriques du capteur (pour la relation entre les images au niveau de l'oeil et celles formées sur le capteur), des traitements de l'image (pour la relation entre la position des images sur le capteur et les informations fournies) et de la biométrie de l'oeil (pour la relation entre l'orientation de l'oeil et la position des images).

Deux approches ont été retenues pour définir cette relation.

La première a été conduite à partir de la modélisation en optique asphérique de la chambre antérieure de l'oeil. Elle a permis de montrer que la relation dépendait essentiellement de la profondeur de la chambre antérieure et de la courbure de la cornée et qu'elle est stable et isotrope dans toutes les directions du regard. Par ailleurs, sa validation expérimentale [5] a permis de quantifier et de compenser l'influence sur les mesures des translations radiales et axiales de la tête et des déplacements physiologiques de la pupille lorsqu'elle se contracte.

La seconde approche a été conduite expérimentalement et a consisté à étudier la congruence des mesures en comparant les biométries intra-oculaires de 100 sujets (Figure 6) et en évaluant le rapport des amplitudes de saccades enregistrées chez des sujets témoins.

Cette étude a mis en évidence une corrélation très élevée des mesures obtenues sur les deux yeux, le seuil de dyssynergies ne dépassant pas 5% [5].

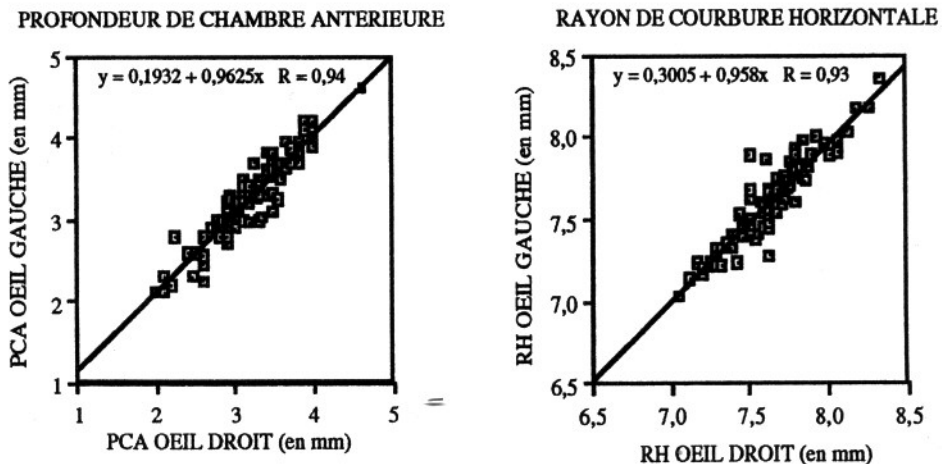


Fig 6 : Comparaison des mesures biométriques réalisées auprès de 100 sujets [5]
notation : PCA : Profondeur de la Chambre Antérieure RH Rayon Horizontal de la cornée

III.3 Analyse des mouvements rapides.

Durant les mouvements rapides (saccades, phase rapide du nystagmus optocinétique), des artefacts se traduisant par un tracé erroné apparaissent.

L'origine de ces artefacts était multiple. Un premier facteur était la rémanence de la cible de la caméra à tube électronique. Il faut plusieurs trames images pour que l'image d'un objet très lumineux soit entièrement effacée. L'image de la pupille qui est peu lumineuse disparaît au bout d'une trame alors que l'image des reflets cornéens, beaucoup plus lumineuse persiste sur plusieurs trames. Un deuxième facteur est le flou de l'image lié à l'intégration des photons pendant les 16 ms de durée d'un balayage trame. Un troisième facteur est la fréquence d'échantillonnage insuffisante pour traduire les mouvements rapides : 12,5 Hz en mode alterné et 25 Hz en mode simple.

Des solutions ont été apportées à ces problèmes :

- Le remplacement des caméras à tube électronique par des caméras à transfert de charge (CCD) désormais d'une sensibilité équivalente pour un prix comparable a supprimé le problème de persistance de la cible pour les objets de forte luminance. La linéarité spatiale du capteur a du même coup été nettement améliorée grâce au procédé de construction des caméras CCD.

- L'utilisation d'un éclairage pulsé échantillonnant l'image au début de chaque trame a supprimé les problèmes de détections durant les mouvements rapides. Le choix de la durée des impulsions résulte d'un compromis entre la puissance lumineuse minimum nécessaire pour obtenir un signal détectable et la durée d'impulsion maximale pour éviter les problèmes de flou et pour respecter les normes de sécurité relatives à l'éclairement de l'oeil dans le proche-infrarouge.

De ce choix dépend également l'estimation de la vitesse maximale (Figure 7) et la restitution des asymétries physiologiques des phases d'accélération et de décélération (Figure 8).

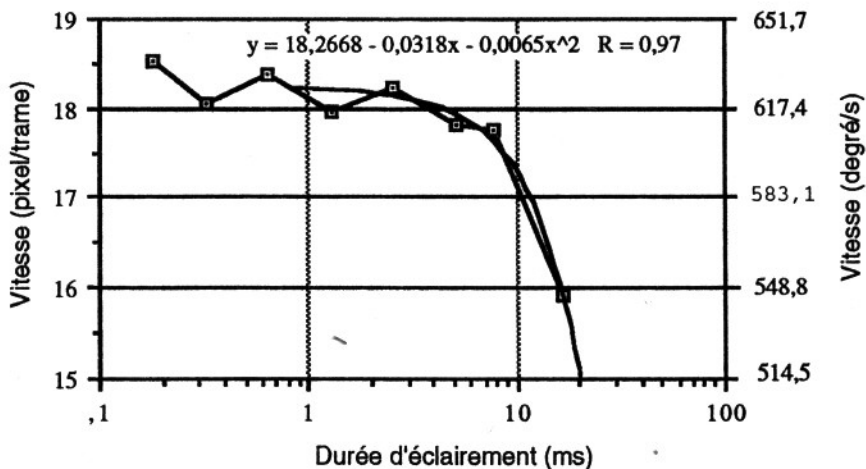


Fig 7 - Influence de la durée de l'éclairage pulsé sur la vitesse maximale (d'après [5], résultats obtenus sur la moyenne de 50 saccades d'amplitude 40 degrés).

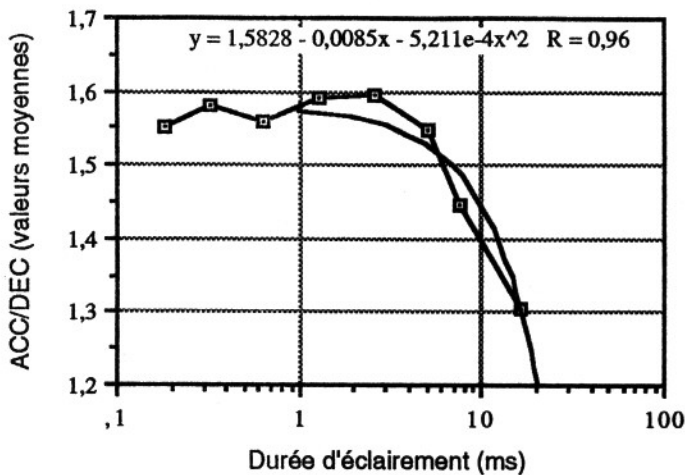


Fig 8. - Influence de la durée de l'éclairage pulsé sur la vitesse maximale (d'après [5], résultats obtenus sur la moyenne de 50 saccades d'amplitude 40 degrés).

- Enfin, l'utilisation de microprocesseurs plus rapides pour le traitement d'image (fréquence d'horloge = 16 MHz au lieu de 7,4 MHz) et de caméras plus rapides (60 Hz de fréquence trame au lieu de 50 Hz) a permis d'augmenter la vitesse d'échantillonnage en passant en mode alterné de 12,5 Hz à 30 Hz et en mode simple de 25 Hz à 60 Hz.

Les différentes mesures effectuées ont démontré qu'une fréquence trame de 60 Hz associée à un éclairage de type pulsé était suffisante pour analyser la dynamique de saccades d'amplitude au moins égale à 20 degrés. Cette fréquence ne serait toutefois pas suffisante pour analyser des saccades d'amplitude plus faible en raison de leur spectre en fréquence qui est décalée vers des fréquences supérieures à 60 Hz.

IV- EVALUATIONS CLINIQUES

Les études cliniques ont été conduites en collaboration avec des équipes spécialisées

- en ophtalmo-pédiatrie (Pr Reinecke - Wils Eye Hospital - Philadelphie) et en strabologie (Pr Quéré, Dr Toucas - Nantes) pour l'étude des strabismes, des paralysies oculomotrices et des nystagmus infantiles
- en neurologie (Dr I. Ingster Moati- Laboratoire de Biophysique lariboisière - Paris) pour l'étude de la pathologie extra-pyramidale dégénérative

Ces travaux multidisciplinaires [12,13,15] ont mis en évidence les avantages de cette nouvelle technique dans les différents types de réponses oculomotrices (fixations, saccades, poursuites, nystagmus optocinétique et vergence)

- la méthode photo-oculographique est bien acceptée par les patients car elle est rapide et non envahissante. Nous n'avons pas rencontré de limite d'âge dans la population testée (8 mois à 72 ans).

- les mesures fournissent dans toutes les directions du regard et pour un champ de regard de 50 degrés une précision de l'ordre du degré et une sensibilité de 15 minutes d'arc. Ces performances sont données sans filtrage préalable des données.

- la photo-oculographie offre une mesure de la direction du regard absolue et référencée à la position primaire du regard [2,3,15]. Sur un plan clinique, ces deux aspects sont

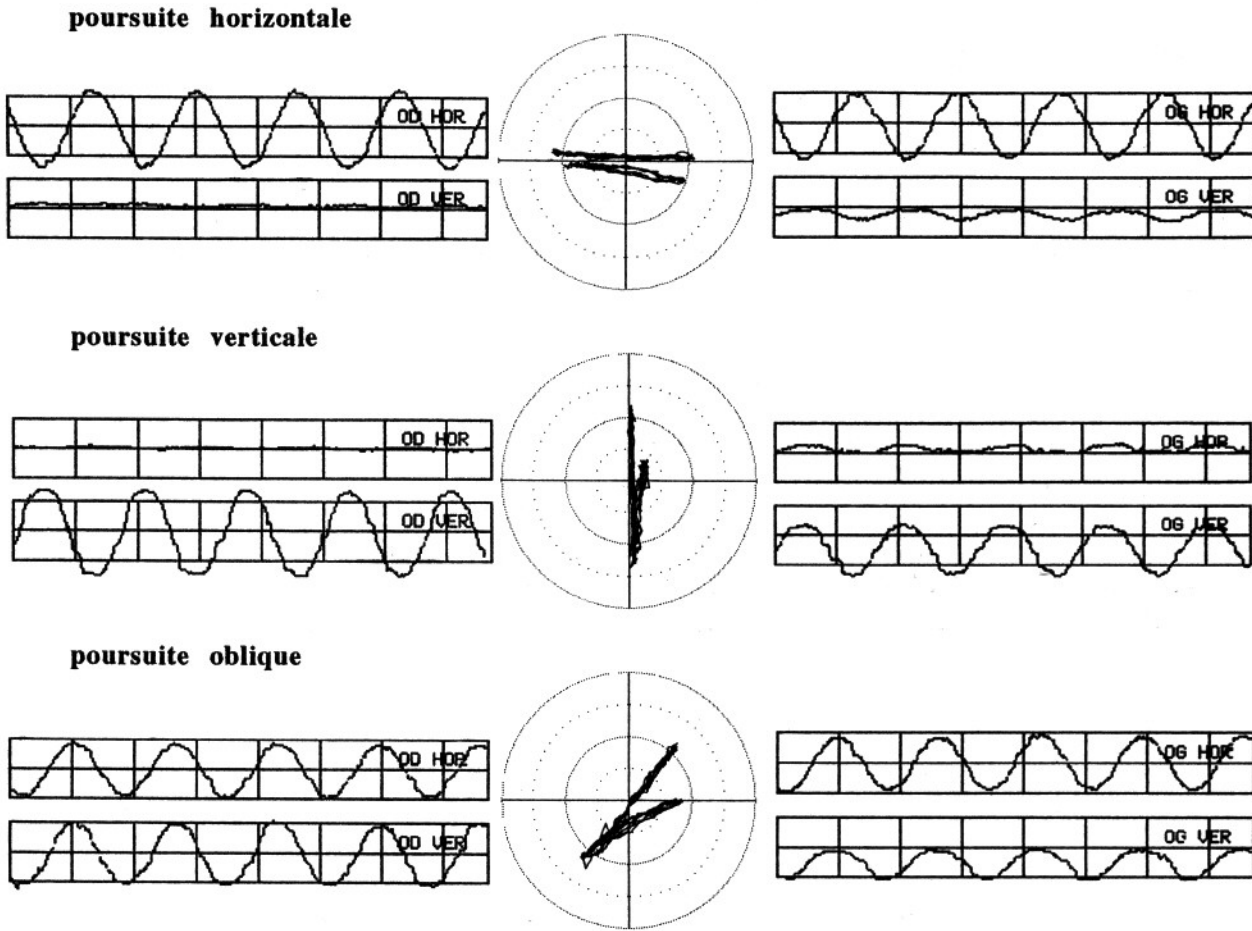


Fig 9 : Enregistrements des mouvements de poursuites dans une paralysie oculomotrice

Les réponses motrices sont représentées selon deux modes :

- un mode de représentation temporelle qui correspond à la visualisation de l'amplitude du mouvement en fonction du temps. Ce mode correspond aux tracés de gauche pour l'oeil droit et de droite pour l'oeil gauche.
- un mode vectographique qui restitue la composante horizontale du mouvement en fonction de sa composante verticale. Ce mode correspond au tracé central. Il a été conçu pour faciliter l'interprétation des mouvements et bénéficier des mesures bi-dimensionnelles de l'appareil.

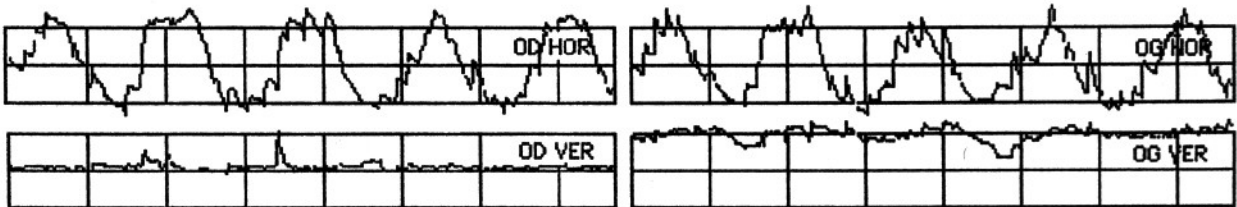
Sur les tracés de poursuite horizontale, on observe l'abaissement de l'oeil gauche en version droite. Sur les tracés de poursuite verticale l'impotence et l'hypotropie de l'oeil gauche sont très bien objectivées. En effet, lors de l'élévation, l'oeil gauche part légèrement en adduction. Sur les poursuites obliques (45 degrés) la limitation de l'élévation de l'oeil gauche est également mise en évidence. La représentation vectographique révèle de plus un changement d'axe dans les versions droite de l'oeil pathologique par rapport à l'oeil sain.

Ce tableau clinique permet le diagnostic d'une paralysie oculomotrice des éleveurs de l'oeil gauche auquel est surajouté une hypoaction du Petit Oblique Gauche (POG⁻) et du Droit Supérieur Droit (DSD⁻).

poursuite horizontale avec fixation bi-oculaire



poursuite horizontale avec fixation de l'oeil droit



poursuite horizontale avec fixation de l'oeil gauche

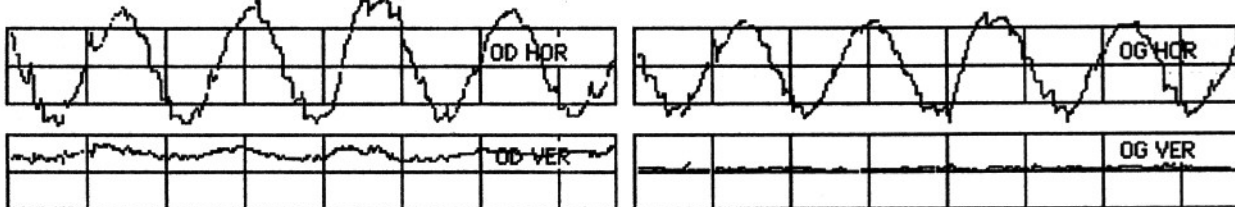


Fig 10 : Enregistrements des mouvements de poursuites horizontales dans une exotropie (secondaire) nystagmique

Les enregistrements de poursuites ont été réalisés suivant les trois modalités afférentielles : vision bi-oculaire (tracés supérieurs), vision monoculaire oeil droit fixant (tracés centraux) et vision monoculaire oeil gauche fixant (tracés inférieurs).

Lors des occlusions monolatérales, l'oeil sous cache part en élévation et présente dans les versions droites une légère hyperaction surajoutée. La composante nystagmique apparait battant dans tous les cas vers l'oeil occlus.

L'étude de la motilité révèle une déviation verticale dissociée avec composante nystagmique ainsi qu'une hyperaction du Droit Supérieur Droit (DSD⁺), du Petit Oblique Droit (POD⁺⁺) et du Petit Oblique Gauche (POG⁺⁺).

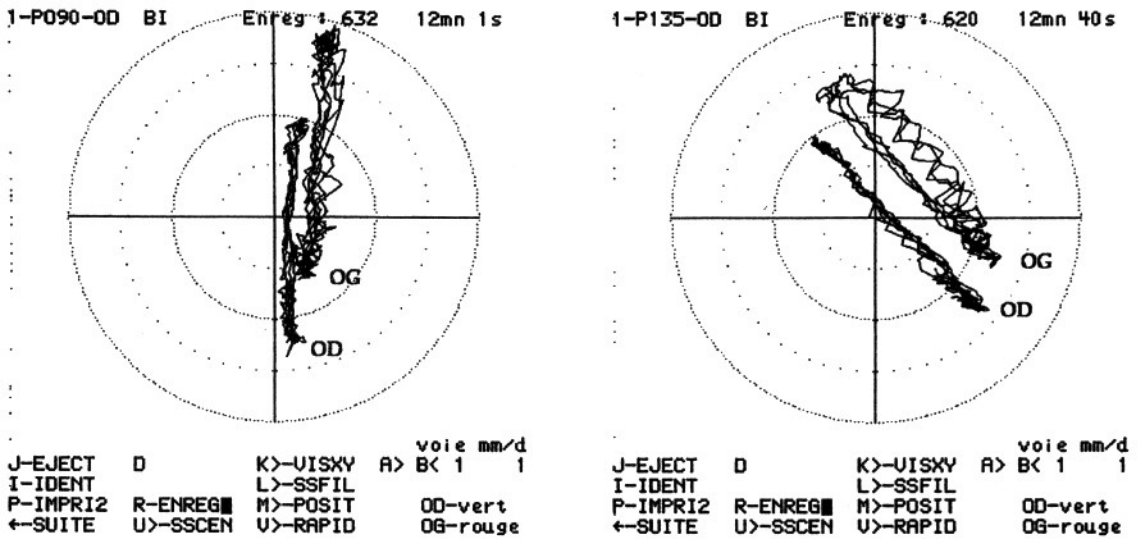


Fig 11 - Poursuites verticale (à gauche) et oblique (à droite) dans une déviation verticale dissociée.

Exemple de phénomène associé de type hystérésis.

extrêmement importants, en particulier pour le diagnostic des dissociations optomotrices et pour la mise en évidence des muscles impliqués dans les paralysies oculomotrices (Figure 9), les syndromes de rétraction et les hypo et hyper actions musculaires.

- la photo-oculographie permet le diagnostic des troubles oculomoteurs qui échappent à l'électro-oculographie, tout spécialement pour les dérèglements verticaux et obliques (en particulier dans les syndromes de déviations verticales dissociés - Figures 10 et 11).

- enfin, l'évaluation clinique du nouveau prototype binoculaire a démontré la possibilité d'enregistrer des patients porteurs de corrections optiques et présentant des déviations allant jusqu'à 50 dioptries en temporal et 30 dioptries en nasal.

V- CONCLUSION

Les évaluations cliniques citées précédemment ont permis de vérifier que les objectifs du programme avaient été atteints pour ce qui concerne la mise au point d'une instrumentation de photo-oculographie adaptée aux besoins cliniques. En particulier elles ont permis d'identifier et d'apporter des solutions aux principaux problèmes posés par l'utilisation clinique de cette technique : enregistrement binoculaire, analyse des fortes déviations, enregistrement des patients porteurs de correction optique, analyse des mouvements rapides.

Actuellement nos travaux s'orientent vers la quantification des paramètres des mouvements oculaires tels que la vitesse, l'amplitude et la latence, la photo-oculographie permettant une quantification précise ces paramètres en raison du caractère absolue de ses mesures. Les performances de la photo-oculographie ouvrent également de nouvelles voies d'investigation notamment vers la recherche d'une nouvelle sémiologie des mouvements obliques et des mouvements de vergence et vers l'étude de la coordination sensori-motrice visuelle.

VI- REFERENCES

- 1- Baudonnière P.M., Pécheux M.G., Taranne P. Un nouvel appareil d'enregistrement automatique de l'activité oculomotrice du jeune enfant. *Année Psychol.*, **78**, p. 145-161.(1978).
- 2- Buquet C., Charlier J., Toucas S., Quéré M. A new technique for the quantitative evaluation of oculomotor unbalance during versions and vergences in normal and pathological subjects. *Invest. Ophthalmol. Vis. Sc.* **30-3**, p. 185.(1989a).
- 3- Buquet C., Charlier J., Toucas S., Quéré M. Comparaison des techniques d'électrooculographie et de traitement d'images pour l'enregistrement des mouvements oculaires en clinique ophtalmologique. *Innov. Techn. Biol. Med.* **10**, **5**, p. 542-553.(1989b)
- 4- Buquet C. Nouvelle méthode d'évaluation clinique de la statique et de la cinétique oculaire : la photo-oculographie. Thèse de l'université de Lille II : option : "Génie Biologique et Médical", p. 1-113.(1989c).
- 5- Charlier J.R., Hache J.C. New instrument for monitoring eye fixation and pupil size during the visual field examination. *Med. Biol. Eng. Comput.* **BME 20**, p.23-28.(1982)
- 6- Charlier J., Bariseau J.L., Paris V. Dispositif de traitement du signal pour l'analyse d'images de l'oeil Brevet, France N 85.139.11.(1985).
- 7- Cornsweet T.N., Crane H.D. Accurate two dimensional eye tracker using first and fourth Purkinje images. *J. Opt.Soc. Am.* **63** : 921.(1973).
- 8- Dewar J. *Nature* **15** : 443 (1877).
- 9- Fourcy J., Pernier J., Bez M., Jeannerod M. Cyclope : Un capteur de position du globe oculaire non contraignant à base de techniques vidéo et microprocesseur. *Innov. Tech. Biol. Med.* **1**, p. 44-60.(1980).
- 10- Hirschberg J. Uber die Messung des Schielgrades und die Dosierung de Schiels operation. *Centrbl Prakt Augneheilkd.* **8**:325. (1885)
- 11- Merchant J., Morissette R., Portefield J.L. Remote measurement of eye direction allowing subject motion over one cubic foot of space. *IEEE Trans* **21**, p. 309-317.(1974).
- 12- Quéré M.A., Toucas S., Buquet C., Charlier J., Lavenant F., Pechereau Photo-oculographie différentielle des mouvements verticaux et obliques. *Ophthalmologie.* **4**, p. 109-115. (1990a).
- 13- Quéré M.A., Toucas S., Buquet C., Charlier J. Analyse des mouvements de vergence par photo-oculographie différentielle. *Ophthalmologie* **4**, p. 270-274.(1990b).
- 14- Robinson D.A.. A method of measuring eye movement using a search coil technique in a magnetic field. *IEEE Trans Biomed. Electron.* **BME-10** : 137-145. (1963)
- 15- Toucas S., Quéré M., Buquet C., Charlier J. Etude comparative des enregistrements électro-oculographiques et photo-oculographiques. *Bull. Soc. Ophth. France* **4**, p. 401-407 (1990)

Remerciements:

Cette étude a été réalisée dans le cadre d'une convention CIFRE de l'ANRT signée entre la société Métrovision (Villeneuve d'Ascq) et l'Unité 279 INSERM (Lille). Une partie du support financier a été assurée par le contrat ANVAR-INSERM A8611168.