

COMPARAISON DES TECHNIQUES D'ELECTRO-OCULOGRAPHIE ET DE TRAITEMENT D'IMAGES POUR L'ENREGISTREMENT DES MOUVEMENTS OCULAIRES EN CLINIQUE OPHTALMOLOGIQUE.

C.BUQUET, J.CHARLIER, S.TOUCAS, M.QUERE.

RESUME :

La méthode électro-oculographique est la seule méthode d'enregistrement des mouvements oculaires qui soit utilisée de façon routinière en clinique. Cette méthode a cependant de nombreuses limitations : artefacts bio-électriques et électriques, polarisation des électrodes, enregistrement des mouvements obliques impossible. Ceci nous a amené à développer un système d'évaluation de la direction du regard par traitement en temps réel d'images de l'oeil recueillies à l'aide de caméras infrarouges. Après un rappel des principes de cette méthode et de ceux de la méthode électro-oculographique, nous comparons les performances de ces deux techniques dans la perspective d'une utilisation clinique.

MOTS CLES : OCULOMOTRICITE - TRAITEMENT D'IMAGES - ELECTRO-OCULOGRAPHIE.

COMPARISON OF IMAGE PROCESSING AND ELECTRO-OCULOGRPHY TECHNIQUES FOR RECORDING EYE MOVEMENTS

ABSTRACT

The electro-oculographic technique which is the most common technique for clinical eye movements recording presents several limitations : - the use of the electrodes is invasive, not easily accepted by young patients; - the recording of vertical, oblique and vergence movements is not reliable due to large amplitude variations produced by the unstable electrodes interface and the interference with eye lids movements. In order to overcome these limitations, we have implemented an image processing system which determines eye orientation from images provided by two near infrared cameras. The purpose of this paper is to achieve a comparison between the electro-oculographic method and the image processing technique for recording eye movements in an ophthalmic clinic.

KEY WORDS : EYE MOVEMENTS - IMAGE PROCESSING TECHNIQUES - ELECTRO-OCULOGRAPHY.

COMPARAISON DES TECHNIQUES D'ELECTRO-OCULOGRAPHIE ET DE TRAITEMENT D'IMAGES POUR L'ENREGISTREMENT DES MOUVEMENTS OCULAIRES EN CLINIQUE OPHTHALMOLOGIQUE.

C. BUQUET (1), J. CHARLIER (1) S. TOUCAS (2), M. QUERE (2)

(1) U279 INSERM, LILLE. (directeur Y. MOSCHETTO)

(2) Clinique ophtalmologique, NANTES.

INTRODUCTION

L'analyse des mouvements oculaires en clinique ophtalmologique présente un grand intérêt pour le diagnostic, le bilan pré et post-opératoire et la surveillance thérapeutique des troubles sensori-moteurs. Les indications de l'enregistrement des mouvements oculaires sont multiples : strabismes et paralysies oculomotrices, amblyopies organiques et fonctionnelles, ophtalmyopathies.

Depuis Dewar (1877) et Schott (1922) la méthode électro-oculographique (E.O.G. cinétique) est la seule méthode utilisée de façon routinière en clinique. Elle présente cependant de nombreuses limitations : la polarisation des électrodes empêche la réalisation de mesures absolues, les mouvements des paupières perturbent les enregistrements des mouvements verticaux et obliques, les électrodes ne sont pas toujours bien tolérées par les patients, ... L'électro-oculographie cinétique n'offre qu'une appréciation qualitative et comparative du comportement oculomoteur.

De nombreuses autres méthodes ont été proposées pour l'enregistrement des mouvements oculaires, mais aucune n'a jusqu'à présent pénétré le domaine de la clinique. Les méthodes magnétiques (Robinson, 1963) restent envahissantes car elles nécessitent la pose d'un verre scléral. Les méthodes optiques parmi lesquelles la mesure des déplacements du reflet d'une source de lumière sur la cornée (CARMICHAEL L., DEABORN W.F., 1947) et la mesure des variations de réflectance entre l'iris et la sclérotique (TOROK N., GUILLEMIN V., BARTHONY J.M. 1951) ne présentent pas cet inconvénient. Cependant, ces deux dernières techniques ne font pas la différence entre un mouvement de rotation de l'oeil et un mouvement de translation de la tête et nécessitent la contention de la tête. C'est en 1969 qu'a été proposée une méthode optique différentielle (MERCHANT et al, 1974) mesurant la position non pas d'une image, mais de deux images optiques : le reflet cornéen et l'image virtuelle de la pupille au travers du dioptré cornéen. Ces images se trouvant dans des plans optiques différents, leurs mouvements sont identiques lors d'une translation de la tête mais différent lors d'une rotation de l'oeil. Cette méthode a fait l'objet de travaux dans plusieurs laboratoires de recherche français notamment à PARIS (BAUDONNIERE et al, 1978), GRENOBLE (Masse, 1976) et LYON (Fourcy et al, 1980).

Dès 1979, des travaux ont été conduits dans notre laboratoire pour appliquer cette méthode en clinique ophtalmologique, en particulier pour le contrôle de la fixation durant les examens automatiques du champ visuel (CHARLIER et HACHE, 1982) et plus récemment pour l'analyse des mouvements oculaires en clinique ophtalmologique (CHARLIER et al, 1987, BUQUET et al, 1989).

Tirés à part : C. BUQUET, INSERM U. 279, Institut Pasteur, 1, Rue du Professeur Calmette - 59019 LILLE CEDEX

Après un rappel des principes de la méthode par traitement d'image ou photo-oculographie et ceux de la méthode électro-oculographique, les performances des deux techniques sont comparées dans la perspective d'une utilisation en clinique ophtalmologique.

RAPPELS

LA METHODE ELECTRO-OCULOGRAPHIQUE (E.O.G. cinétique)

Lors des mouvements oculaires, des variations de la différence de potentiel électrique sont enregistrées entre deux électrodes cutanées placées dans la région périorbitale de part et d'autre de l'axe cornéo-rétinien. Cette différence de potentiel a pour origine des courants ioniques provenant de l'épithélium pigmentaire et pouvant, en première approximation, être assimilés à un dipôle de courants électriques. La variation des potentiels résultant d'une déviation de l'oeil est approximativement fonction du sinus de l'angle de rotation (FENN et HURSH, 1937).

LA METHODE PHOTO-OCULOGRAPHIQUE (P.O.G.)

Le principe de la P.O.G. a été décrit par ailleurs (YOUNG et SHEENA 1975, BAUDONNIERE et al, 1978, FOURCY et al, 1980, CHARLIER et HACHE, 1982). Il consiste à mesurer la position relative de l'image d'une source lumineuse réfléchi sur la cornée et de celle de la pupille vue par réfraction au travers de ce même dioptré cornéen. La mesure différentielle de la position de ces deux images fournit l'angle de rotation de l'oeil indépendamment de sa translation. La relation entre l'angle de déviation et le déplacement relatif du centre de la pupille et des reflets cornéens dépend de la géométrie de la chambre antérieure (profondeur de la chambre antérieure, rayon de courbure de la cornée). Ces données anatomiques variant très peu, cette relation est remarquablement stable chez un même individu (PARIS et CHARLIER, 1987).

Une caméra à balayage standard (625 lignes entrelacées, 60 trames par secondes), sensible dans le proche infra-rouge, est utilisée comme capteur d'images. La résolution de 312 lignes par trames fournit une précision de 1 degré de déplacement angulaire de l'oeil pour un champ couvert de 15*15mm.

L'image vidéo obtenue (figure 1) est analysée en temps réel à l'aide d'un système de traitement spécifique (CHARLIER et al 1985, BUQUET et al 1988). Un circuit spécialisé de détection de forme extrait pour chaque ligne vidéo les reflets cornéens, les fronts montants et les fronts descendants de la pupille. Un premier traitement sur les fronts montants et descendants de la pupille trie et regroupe les points en chaînes en fonction de critères de continuité et de courbure. Le centre de la pupille est calculé comme étant le centre du cercle passant au mieux par ces chaînes. Un second traitement sur les événements reflets cornéens élimine les points trop éloignés du centre de la pupille et les points isolés (reflets parasites sur la sclérotique ou les cils) et fournit la position du reflet cornéen. Afin de permettre une meilleure discrimination entre un reflet cornéen et des reflets parasites, 4 sources supplémentaires ont été ajoutées. Ces sources forment avec la source centrale un ensemble de position et d'orientation connues et permet d'associer aux algorithmes de traitement des reflets un critère supplémentaire de tri et de reconnaissance de forme. La position du reflet cornéen est alors calculée comme le barycentre des 5 reflets cornéens.

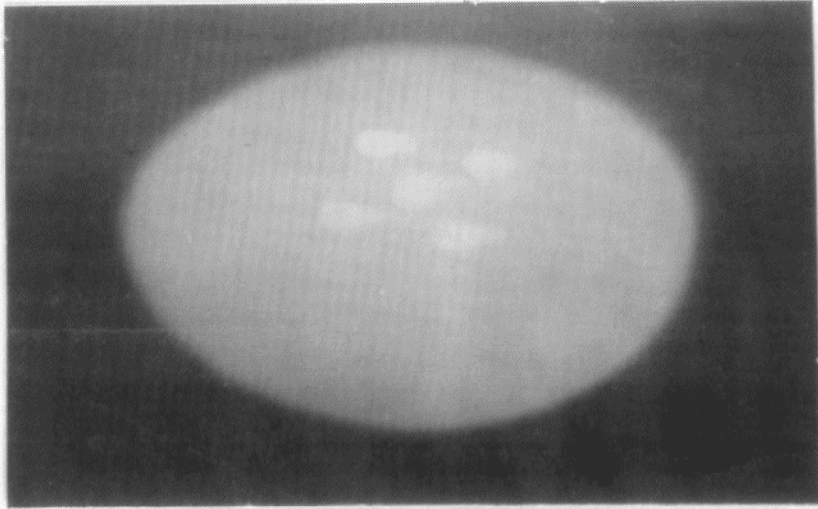


figure 1 : Image vidéo de l'oeil utilisée pour la détermination de la direction du regard.

METHODE ET INSTRUMENTATION

ENREGISTREMENT ELECTRO-OCULOGRAPHIQUE

Les enregistrements électro-oculographiques sont réalisés à l'aide d'électrodes de type Beckmann placées, pour la dérivation horizontale, au niveau des canthi interne et externe et, pour la dérivation verticale, au niveau des rebords orbitaires supérieur et inférieur de chaque oeil. Les signaux sont amplifiés avec un gain de 5000 et une bande passante comprise entre 0,1 Hz et 64 Hz. Les données sont numérisées à une fréquence d'échantillonnage de 200 Hz et le filtre passe-haut est compensé numériquement pour supprimer le retour à la ligne de base.

ENREGISTREMENT PHOTO-OCULOGRAPHIQUE

Le système d'enregistrement binoculaire par traitement d'images (figures 2 et 3) comprend deux caméras à transfert de charges fonctionnant dans le proche infra-rouge, deux systèmes de traitement d'images (un pour chaque oeil) et un système informatique "superviseur" avec écran de visualisation, imprimante, clavier et disquettes d'archivage pour le contrôle de l'examen et la gestion des résultats.

L'encombrement des optiques et le faible écart interpupillaire des enfants ont conduit à incliner les deux caméras et à prévoir deux réglages mécaniques : le premier pour l'ajustement vertical de la position de la tête par déplacement en hauteur de la mentonnière, le second pour l'ajustement de l'écart interpupillaire par inclinaison des optiques. Une grande partie de l'interprétation diagnostique des tracés repose sur la comparaison des mouvements des deux yeux. Pour cette raison les deux systèmes doivent fonctionner de façon parfaitement synchrone. Cette synchronisation est obtenue en utilisant une horloge commune déclenchée par le module superviseur.

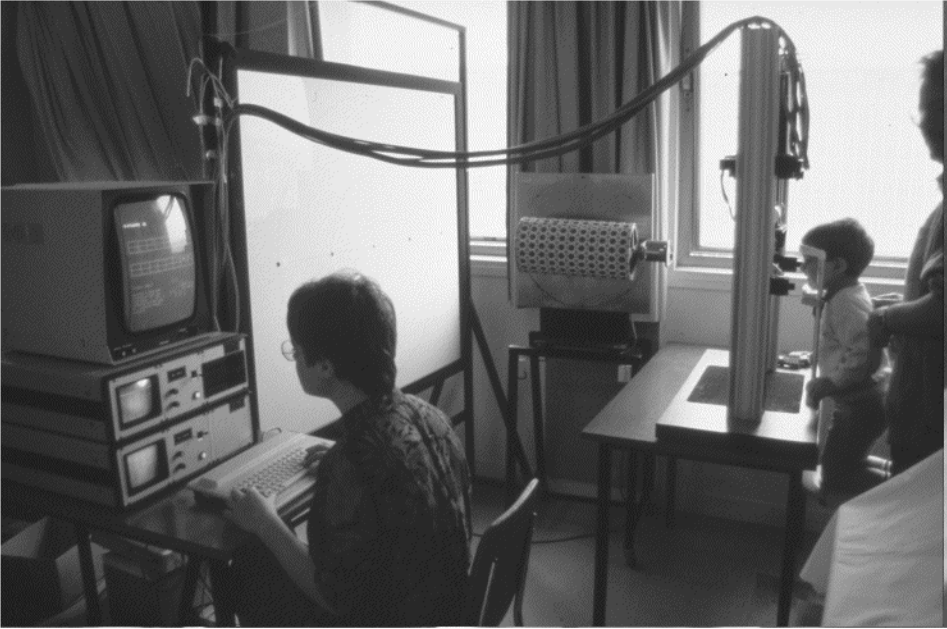


figure 2 : Système informatique d'enregistrement binoculaire par traitement d'images de l'oeil.

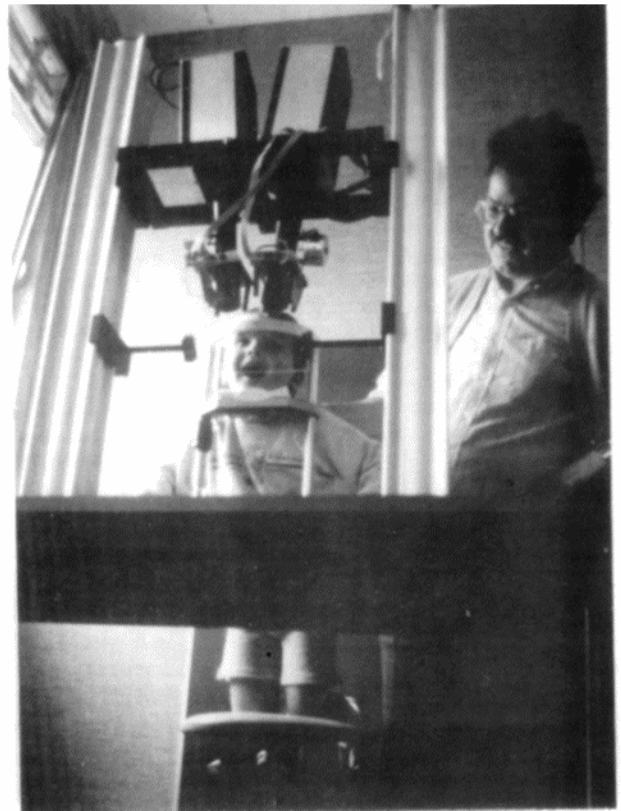


figure 3 : Système optique d'enregistrement binoculaire par traitement d'images de l'oeil.

STIMULATION VISUELLE DES MOUVEMENTS OCULAIRES

Les résultats sont recueillis en ambiance photopique basse. Les mouvements de saccade et de poursuite sont stimulés par projection d'un spot lumineux de couleur rouge, de diamètre de 2 cm sur un écran placé à 150 cm du patient (QUERE et al, 1972). Pour l'enregistrement des saccades, le test est présenté alternativement à plus ou moins 20 degrés d'excentricité toutes les 2,5 s et suivant une inclinaison de 0, 45, 90, 135 degrés par rapport à l'horizontale. Pour les poursuites, le test se déplace suivant une loi sinusoïdale de même amplitude et de mêmes orientations avec une vitesse maximale de 32 degrés par seconde. La stimulation du nystagmus optocinétique est obtenue par rotation d'un cylindre présentant des motifs alternés et espacés de 7 degrés. La vitesse de rotation du tambour est de 20 degrés par seconde. Les mouvements de vergence sont générés par fixations alternatives de deux tests placés l'un à 150 cm, l'autre à 20 cm du sujet sur l'axe sagittal pour les vergences symétriques et à 3 degrés de part et d'autre de cet axe pour les vergences asymétriques.

COMPARAISON DES PERFORMANCES STATIQUES

Mesures absolues, reproductibilité

Contrairement à la P.O.G., l'E.O.G. cinétique ne permet pas de mesures absolues de la direction du regard et n'est pas adapté à l'examen des phories.

Les phénomènes électriques au niveau de l'interface électrode-peau se traduisent par une dérive du signal à fréquence basse (inférieure à 0.1 Hz). Cette dérive se stabilise en général 10 à 15mm après la pose des électrodes.

L'amplitude de l'E.O.G. cinétique dépend de l'adaptation de la rétine et du métabolisme par l'intermédiaire des échanges ioniques au niveau de l'épithélium pigmentaire. Les variations à éclairiment constant peuvent atteindre 20% (ARDEN, 1968)

Pour s'affranchir de cette variabilité, il est nécessaire de réaliser une recalibration, ce qui est peu compatible avec une utilisation clinique.

La P.O.G. fournit une information dont la relation avec la direction du regard est directement liée à la géométrie de la chambre antérieure et est donc remarquablement constante chez un même individu.

Enfin, les mesures obtenues en E.O.G. cinétique sont rapportées à un référentiel lié à la tête du patient, différent du référentiel de présentation des tests. A moins d'immobiliser la tête de manière extrêmement contraignante pour le patient, il n'est pas possible d'obtenir une mesure absolue de la direction du regard par rapport à la cible. En comparaison, la P.O.G. fournit des mesures rapportées au capteur qui peut être dans le même référentiel que le système de présentation des tests.

Sensibilité

La sensibilité des deux méthodes a été comparée par enregistrement simultané de la poursuite d'une cible se déplaçant horizontalement suivant un mouvement sinusoïdal d'amplitude 4 degrés et de vitesse maximale 3 degrés par seconde. L'enregistrement EOG a été réalisé avec une bande passante de 30 Hz, 15 minutes après la pose des électrodes et en ambiance photopique constante.

Les résultats (figure 4) mettent en évidence deux types de fluctuations dans l'EOG. La première est de fréquence élevée, supérieure à 10 Hz, et d'amplitude environ 10 μ V (soit 0,66 degrés contre 0,11 degrés en POG). Il est important ici de rappeler que le bruit de la chaîne d'amplification utilisée est inférieur à 1 μ V pic/pic pour une largeur de bande passante de 30 Hz. La seconde est de fréquence basse, inférieure à 0,1 Hz, d'amplitude supérieure à 20 μ V (soit 1,2 degrés, sans équivalent en POG). La photo-oculographie est donc mieux adaptée à l'analyse des mouvements lents (vergences, poursuites) car elle présente à la fois une meilleure stabilité dans le temps et une sensibilité plus importante que l'EOG.

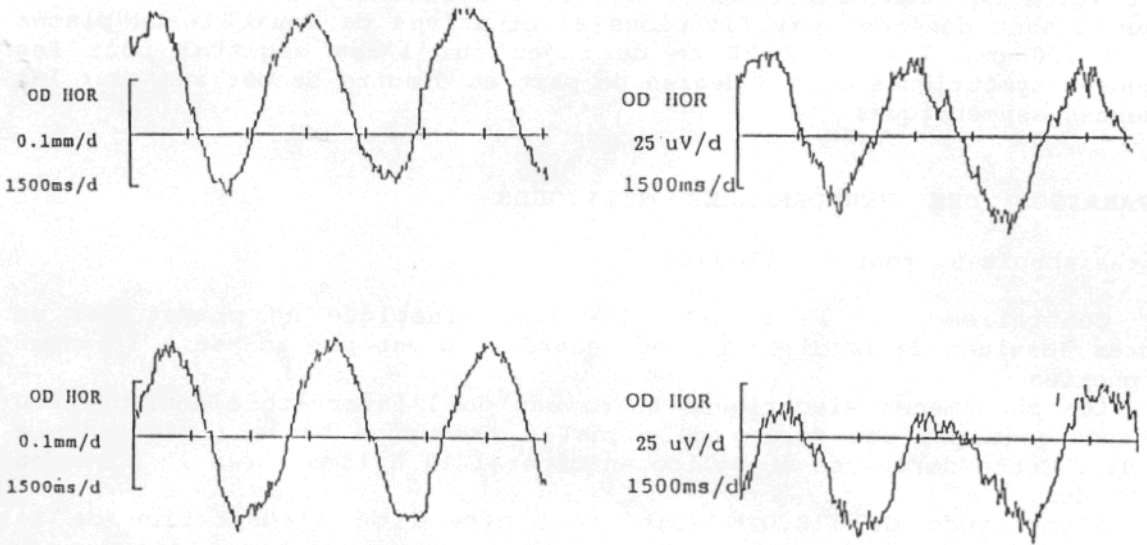


figure 4 : Enregistrements simultanés de poursuite horizontale de 4 degrés d'amplitude et de vitesse 3 degrés par seconde en photo-oculographie (à gauche) et en électro-oculographie (à droite).

Mesure des excentricités

L'E.O.G. cinétique fournit une réponse quelle que soit l'excentricité de la fixation alors que la P.O.G. est limitée actuellement à des excentricités d'environ 25 degrés. En effet, le reflet cornéen n'est plus exploitable au delà de cet angle (figure 5) et la pupille est masquée par les paupières et les cils lorsque le sujet regarde vers le bas (figure 6). Dans le domaine intérieur aux 25 degrés d'excentricité, la P.O.G. fournit des mesures dont la précision est de l'ordre de plus ou moins 1 degré (figure 7) et est identique dans les directions horizontale, verticale et oblique. L'E.O.G. cinétique donne une précision relative sensiblement équivalente sur le méridien horizontal. Pour les mouvements verticaux et obliques, les mesures sont beaucoup moins fiables en raison de nombreux facteurs : le positionnement des électrodes verticales est imprécis, la conductivité électrique des tissus périoculaires est inhomogène (ZAO 1952, QUERE et al 1973) et variable lors des mouvements palpébraux associés aux déplacements oculaires verticaux.

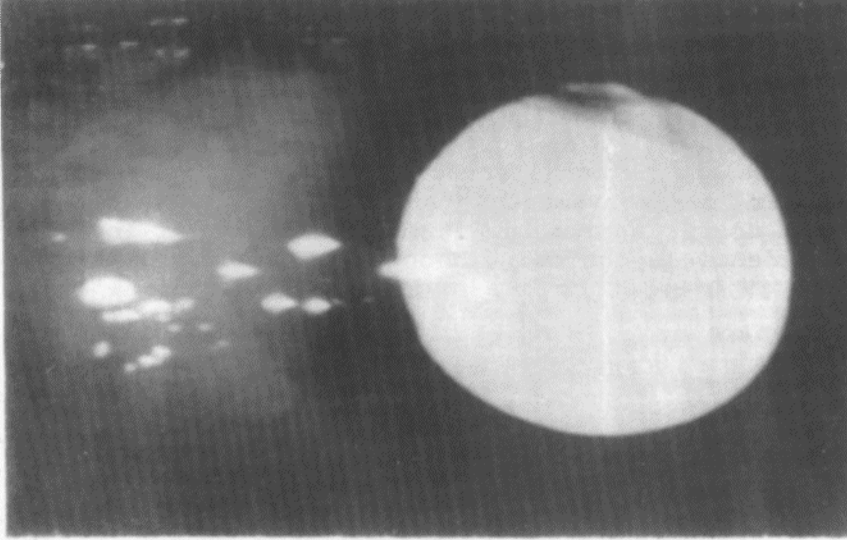


figure 5 : Reflets parasites formés sur la sclèrotique.

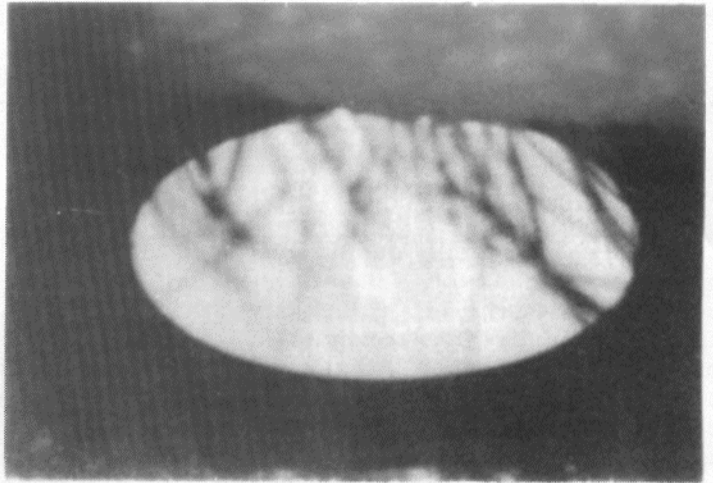


figure 6 : Masquage partiel de la pupille par les cils et la paupière dans le regard excentré vers le bas

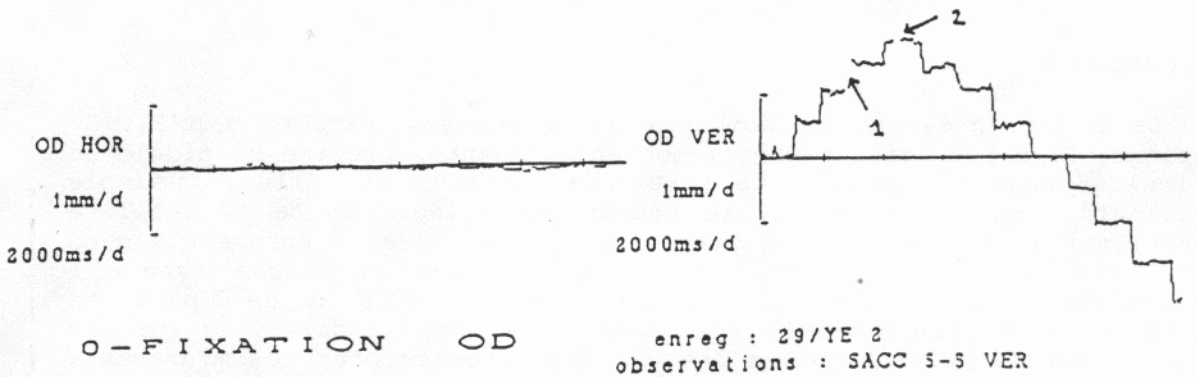


figure 7 : Fixations verticales de 5 en 5 degrés. Les interruptions de tracé sont dues à la non détection de la pupille et/ou du reflet cornéen pendant les saccades (1) ou pendant les clignements du patient (2).

Mesure des torsions

Aucune des deux techniques ne permet l'enregistrement des mouvements de torsion. Dans les deux cas, ces mouvements sont à l'origine d'erreurs de faible amplitude (1 ou 2 degrés au maximum) sur la mesure des angles horizontaux et verticaux, liées à la non coïncidence de l'axe de fixation et de l'axe optique pour la P.O.G. et de l'axe de fixation et de l'axe électrique pour l'E.O.G.

Mesure des vitesses

L'analyse des vitesses du mouvement est importante en particulier dans le diagnostic des myopathies. La détermination précise des vitesses suppose le recueil du signal de position sur une bande passante d'au moins 70 Hz (BAHILL et McDONALD 1982) et un échantillonnage à au moins 2 fois cette fréquence. En E.O.G. cinétique, le choix d'une bande passante aussi large est limité par la présence de bruits d'origine électromyographique et de bruit dû au secteur. En pratique clinique, beaucoup d'exams sont réalisés avec un filtre passe bas qui représente un compromis entre la mesure de la dynamique du mouvement et l'atténuation du bruit, par exemple, un filtre de bande passante de 50 Hz qui sous-évalue la vitesse maximum d'environ 8% (Prablanc et al, 1986).

En P.O.G., la fréquence d'échantillonnage est celle de la fréquence trame caméra, c'est à dire de 60 Hz, correspondant à une bande passante inférieure à 30 Hz.

ATRAUMATISME ET INVASIVITE

L'enregistrement des mouvements oculaires demande une collaboration importante du patient. Chez l'enfant de moins de 5 ans et les patients âgés ou nerveux, il est souvent difficile de maintenir un niveau d'attention suffisant lorsque l'examen se prolonge au delà d'une dizaine de minutes ou lorsque l'installation est inconfortable. La P.O.G. est une méthode atraumatique et non envahissante. Elle ne nécessite ni contact avec le patient ni immobilisation de ce dernier. L'installation est réduite à quelques secondes et les explications relatives à la conduite de l'examen sont rapidement comprises. En E.O.G. cinétique, il faut compter au minimum une dizaine de minutes pour la pose des 8 électrodes nécessaires à l'enregistrement des mouvements horizontaux et verticaux, le réglage des amplificateurs et la stabilisation des potentiels d'électrodes.

CONCLUSION

La P.O.G. présente de nombreux avantages par rapport à l'E.O.G. cinétique. Elle est atraumatique, non envahissante, précise et fidèle en particulier pour les mouvements verticaux et obliques. Elle est simple d'utilisation en raison du nombre réduit de réglages et de la facilité d'installation du patient. Le prototype actuel présente encore quelques limitations qui devraient être solutionnées dans un proche avenir : l'examen des patients porteurs de verres correcteurs ou de patients présentant des fortes déviations en raison des reflets parasites sur les verres ou sur la sclérotique, l'analyse des vitesses pour des mouvements rapides de faible amplitude.

La P.O.G. est beaucoup mieux adaptée que l'E.O.G. cinétique dans l'analyse des mouvements lents (vergences, poursuites) car elle présente à la fois une meilleure stabilité dans le temps et une sensibilité plus importante.

Enfin, le prix de revient d'un tel système d'examen devient accessible à la clinique grâce à la diminution des coûts des technologies utilisées (caméras à transfert de charge, micro-informatique)

Financement : Ces travaux ont été financés en partie par le contrat ANVAR numéro A8611168 NAL.

Remerciement : Mr Guy Dhélin pour la réalisation de la partie mécanique.

BIBLIOGRAPHIE

- ARDEN G.B (1968) The relationship between electroretinogram and electro-oculogram. Schmoeger E. editor from Electrophysiology and pathology of the visual system, Liepzig, Georg Thieme Verlag.
- BAHILL T.A, MC DONALD J.D (1983) Frequency limitations and optimal step size for the two point central difference derivative algorithm with applications to human eye movement data. IEEE Trans Biomed Eng. Vol BME-30 ,191-194.
- BAUDONNIERE P.M., PECHEUX M.G., TARANNE P. (1978) Un nouvel appareil d'enregistrement automatique de l'activité oculomotrice du jeune enfant. Année Psychol. 78,145-161.
- BUQUET C., CHARLIER J.R., PARIS V. (1988). Museum application of an eye tracker. Med. Biol. Eng. Comput. 26 270-277.
- BUQUET C., CHARLIER J., TOUCAS S., QUERE M. (1989) A new technique for the quantitative evaluation of oculomotor unbalance during versions and vergences in normal and pathological subjects. Abstract Invest. Ophthalmol. Vis. Sc. Suppl. 30,3,185.
- CARMICHAEL L., DEABORN W.F. (1947) Reading and Visual fatigue. Boston Houghton Mifflin.
- CHARLIER J.R., HACHE J.C. (1982). New instrument for monitoring eye fixation and pupil size during the visual field examination. Med. Biol. Eng. Comput. 20,23-28.
- CHARLIER J.R., BARISEAU J.L., CHUFFART V., MARSY F., HACHE J.C. (1985). Real time pattern recognition and feature analysis applied to eye movement and pupillary reflex analysis. Proceeding of the 6th Visual Field Symposium. Dr W. Junk Publishers, Dordrecht, The Netherlands, 181-189.
- DEWAR J. (1877) Nature 15, 443.
- FOURCY J., PERNIER J., BEZ M., JEANNEROD M. (1980) Cyclope. : Un capteur de position du globe oculaire non contraignant à base de techniques vidéo et microprocesseur. Innov. Tech. Biol. Med. 1, 1 44-60.
- JUHOLA M, JANTTI V., PYYKKO Y. (1985). Effects of sampling frequencies on computation of the maximum velocity of saccadics eye movements. Biol. Cybern. 57-60.

- LARMANDE A.M., QUERE M.A., ROSSAZZA Ch., DELPLACE M.P., ROGEZ J.P. (1971). Les perturbations du nystagmus opto-cinétiques dans les strabismes infantiles. *Ann. Oculist.* 204,1-12.
- LEVINE J.L., SCHAPPERT M. (1984) Performance of an eye tracker for office use. *Comp. Biol. Med.* 14,77-89.
- MASSE D. (1976) Le contrôle des mouvements oculaires. Thèse de doctorat Sciences et Physiques. Grenoble.
- MERCHANT J., MORRISETTE R. and PORTERFIELD J.L. (1974) Remote measurement of eye direction allowing subject motion over one cubic foot of space. *IEEE Trans., BME-21*,309-317.
- PARIS V., CHARLIER J.R. (1987). Model for the determination of the gaze direction from images of the eye. *Proc. Fourth European Conference on eye Movements.* Luer and lass editors, Hogrefe C.J. Inc., Toronto, 9-10.
- PRABLANC C., BAILLY G., PELISSON D. (1986) Etude des mouvements oculaires chez l'homme par la technique électro-oculographique. *Bull. Soc. Ophtalmol. Fr.* 12,86,1447-1452.
- QUERE M.A., FRETTAY C. LE BORGNE R, DELPLACE M.P., DEVLAMYNCK S. (1972). Etude électro-oculographique des mouvements de poursuite : l'explorateur multiparamétrique de la cinétique oculaire. *Ann. Oculist.* 205 1307-1320.
- QUERE M.A., DEVLAMYNCK S., DELPLACE M.P., LE BORGNE R. (1973). La répartition physiologique des potentiels électro-oculographiques : le champ périoculaire : préliminaires. *Rev. Oto. Neuro. Ophtal.* 45,2,135-138.
- ROBINSON D.A. (1963) A method of measuring eye movements using a scleral coil in a magnetic field, *IEEE Trans. on Biomed. Elec., BME-10*, 137-145.
- TOROK N., GUILLEMIN V., BARTHONY J.M. (1951) Telemetry of eye and head movements in ballet rotation. *Rhinology and laryngology* 60, 917
- WEISS J.B. (1977) Intérêt de l'examen électro-oculographique *J.Fr. Ophtalmol.*
- YOUNG L.R., SHEENA D. (1975). Survey of eye movements recording methods. *Beh. Res. Meth. Inst.* 7,397-429.
- ZAO Z.Z, GERBIN J. REMOND A (1952) Le champ électrique de l'oeil. *Sem Hop. Paris* 28, 1506-1513.

Les travaux exposés dans cet article ont fait l'objet d'une présentation au 4ème FORUM JEUNES CHERCHEURS en GBM - PARIS 26-27 Mai 1988.

Article accepté le : 10 juillet 1989.