
SYSTEME D'EXAMEN AUTOMATIQUE DE L'ADAPTATION A L'OBSCURITE

Serge AUDEBAUD Université de Technologie, COMPIEGNE

Jacques CHARLIER U279 INSERM, LILLE

Innov. Techn. Biol. Med. 1988

Résumé : Cet article présente un système d'examen de l'adaptation à l'obscurité, piloté par ordinateur et utilisant le stimulateur coupole du Moniteur Ophtalmologique. Des adaptations spécifiques du stimulateur ont permis d'atteindre les très bas niveaux de lumière requis par cet examen. Plusieurs logiciels ont été développés pour le contrôle de l'examen, l'édition des paramètres du protocole la visualisation, l'impression et le stockage sur disquette des résultats.

Mots clefs : ADAPTATION A L'OBSCURITE, VISION, INSTRUMENTATION

Abstract : This paper presents a new automated system for the clinical evaluation of dark adaptation, using the cupola stimulator of the Vision Monitor. Specific adaptations of the visual stimulator have been necessary in order to produce the extremely low light levels required by this examination. Several programs have been implemented for the control of the examination process, the edition of the examination protocol and the display, print out and magnetic storage of the results.

Key words : DARK ADAPTATION, VISION, INSTRUMENTATION

1 - INTRODUCTION

L'augmentation de la sensibilité de l'oeil au cours d'un séjour dans l'obscurité est un phénomène rencontré quotidiennement. En effet, une personne placée dans une pièce sombre après un séjour en lumière vive, est tout d'abord aveuglée, puis discerne de plus en plus précisément les objets qui l'entourent. Ce phénomène d'adaptation à l'obscurité possède une cinétique caractéristique pour des sujets normaux. Un examen de l'adaptation de l'oeil est donc d'un grand intérêt pour la détection de troubles de la vision nocturne. Chaque anomalie se discerne par une altération spécifique de la cinétique (1).

Les pathologies mises ainsi en évidence sont de deux types. Elles sont, soit dues à une affection directe de l'appareil oculaire (2, 3) : glaucomes et rétinopathies, soit dues à des atteintes à caractère métabolique souvent non décelables à l'observation clinique : héméralopies d'une part carencielles-il s'agit le plus souvent de l'avitaminose A - d'autre part d'origines diverses liées cependant au métabolisme de la vitamine A. Un tel examen trouve donc une place justifiée dans l'étude de la vision nocturne. De plus, faite de manière systématique, elle peut aboutir à l'établissement de bilans fonctionnels de l'appareil oculaire chez les personnes exerçant une activité nocturne. Malheureusement, cet examen est peu utilisé en raison de la complexité des appareils manuels existants. La plupart nécessitent la présence d'un personnel pendant toute la durée des stimulations (actuellement d'une vingtaine

de minutes). Il est donc intéressant d'automatiser et d'informatiser un tel examen (4). Ce dernier met en jeu un grand nombre de paramètres qu'il est nécessaire de connaître à tout moment de l'adaptation.

L'informatique effectue donc le contrôle de tous ces facteurs, éliminant tout risque d'erreur. Elle permet aussi d'associer des critères de validation afin d'améliorer la qualité des résultats acquis. Enfin, elle offre des capacités de gestion des résultats (archivage sur disquettes,..) extrêmement intéressantes pour une exploitation clinique.

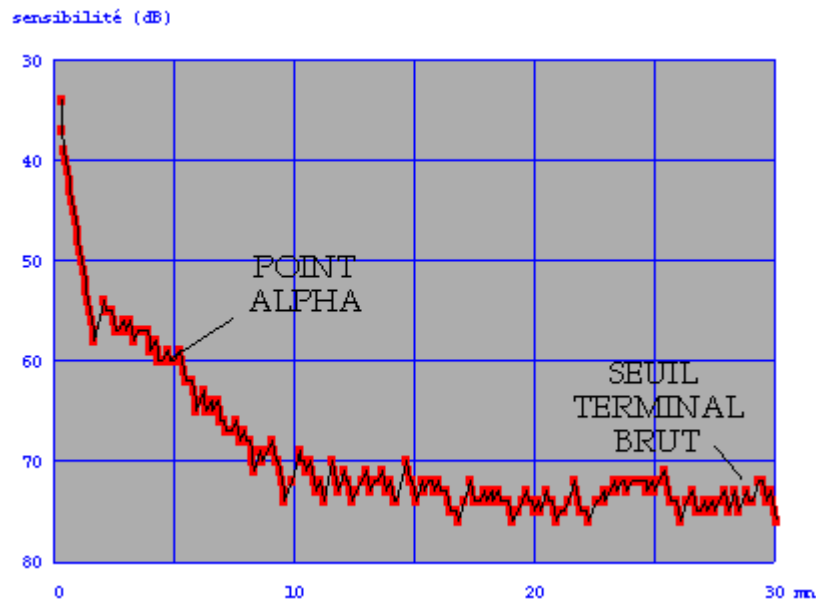
RAPPELS

CONES ET BATONNETS

La rétine comporte deux types de photorécepteurs : Les cônes et les bâtonnets. Les cônes sont les récepteurs de la vision diurne, ils fonctionnent pour de fortes luminosités et permettent une perception fine des détails et la détection des couleurs. Les bâtonnets, saturés et inutiles en pleine lumière, sont d'une très grande sensibilité aux faibles luminosités. Les segments externes des photorécepteurs contiennent une membrane pourvue d'éléments photosensibles : les pigments. Les bâtonnets contiennent un pigment rouge : le pourpre rétinien ou rhodopsine. Il existe trois types de cônes renfermant des pigments dont le maximum d'absorption aux longueurs d'ondes du spectre visible est différent. Sous l'action de la lumière, les pigments se dissocient. Une partie protéique, résultant de cette dissociation entraîne alors une cascade d'excitations se terminant par l'activation d'une enzyme dissociant la Guanosine Monophosphate cyclique (GMP) présente dans le segment externe. La GMP quitte alors ses sites de fixation et vient ainsi obstruer les pores de la membrane entraînant une augmentation de sa perméabilité.

THEORIES DE L'ADAPTATION A L'OBSCURITE

Au cours d'un séjour dans l'obscurité, les bâtonnets suppléent progressivement aux cônes et leur sensibilité s'accroît. Actuellement, ce phénomène reste encore partiellement inexplicé (5). Deux processus rentrent en compte : le premier, biochimique est la régénération du pourpre rétinien à l'obscurité. Le second, nerveux, est un traitement neuronal qui s'effectue en aval des segments externes des bâtonnets. Les synapses en bouquet des bâtonnets prennent alors de plus en plus d'importance. La méthodologie de l'examen repose sur la détection de seuils lumineux absolus. Chacun d'entre eux représente la plus petite luminance perceptible pour un état d'adaptation donné. L'examen consiste donc à tracer une courbe représentant la variation du seuil avec le temps. Au cours des travaux déjà effectués dans ce domaine, deux méthodes d'investigation ont été utilisées. La première consiste à modifier la luminance du test en restant à la limite de perception du sujet. La seconde plus précise, consiste à présenter au patient des stimulus de luminance donnée et à noter pour chaque test proposé l'instant où il a été perçu. La courbe d'adaptation à l'obscurité présente 2 phases. Dans un premier temps, le seuil diminue très rapidement puis, se stabilise à un niveau constant pendant quelques minutes. Dans un second temps, il diminue de nouveau, mais beaucoup plus lentement pendant plusieurs minutes. Après une trentaine de minutes, il se maintient à valeur fixe. La première traduit l'adaptation des cônes (ou adaptation photopique), la seconde, celle des bâtonnets (ou adaptation scotopique). De nombreux travaux ont permis de justifier cette dernière affirmation, en particulier à l'aide de mesures adaptométriques sur des zones de la rétine présentant des proportions nettement différentes de cônes et de bâtonnets.



Deux paramètres importants caractérisent la courbe d'adaptation :

- le point alpha correspond à la discontinuité entre les deux phases
- le seuil terminal brut ou valeur à laquelle le seuil se stabilise

METHODOLOGIE

Une étude comparative de courbes d'adaptation de différents sujets nécessite de suivre une procédure d'examen identique. Les paramètres mis en jeu dans l'examen sont déterminant de l'allure de la courbe d'adaptation :

influence de l'éblouissement ou de la préadaptation : jusqu'à un certain niveau de saturation, une augmentation de la quantité de lumière reçue par la rétine durant la phase d'éblouissement (produit de la durée par la luminance) entraîne une translation de la courbe sur l'échelle des temps. Le segment relatif à l'adaptation des cônes est mieux mis en évidence, mais le temps mis pour atteindre le seuil terminal brut augmente.

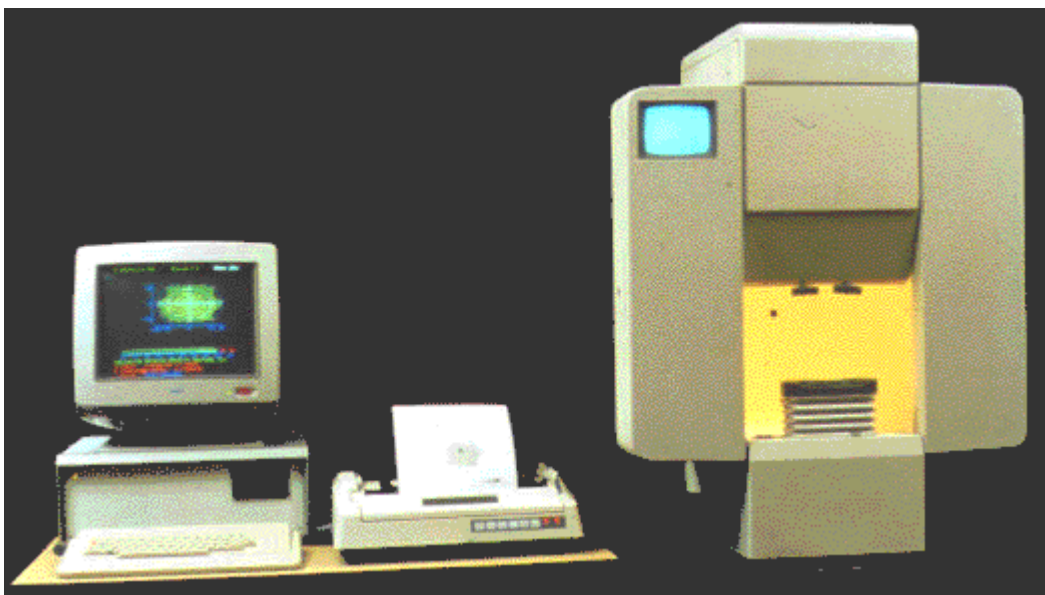
Influence de la durée du stimulus : La durée de présentation du test est choisie à 1 seconde afin d'être au delà du seuil critique au dessous duquel la durée a une influence sur la luminance du seuil (environ 50 ms) (6).

Influence du diamètre pupillaire : La contraction pupillaire durant la phase d'éblouissement entraîne des variations importantes de la quantité de lumière reçue par la rétine qu'il est important de corriger pour une comparaison objective des résultats.

Les observations précédentes montrent l'importance du choix de ces paramètres. L'utilisation clinique routinière nécessite une procédure standard permettant d'obtenir des courbes dont le point alpha est bien marqué tout en atteignant le seuil terminal brut le plus rapidement possible. Pour l'étude de cas particuliers ou la recherche clinique l'utilisateur doit pouvoir fixer la valeur des paramètres, ceci grâce à un programme d'édition de procédure.

INSTRUMENTATION

Le stimulateur utilisé constitue l'un des modules du Moniteur Ophtalmologique, système d'instruments destiné aux cliniques ophtalmologiques et permettant un bilan visuel complet : champ visuel, électrophysiologie visuelle et réflexe pupillaire (7). Le stimulateur couple comprend un dispositif optomécanique piloté par microprocesseur et programmé par l'intermédiaire d'une liaison série. La partie principale du stimulateur est une demi-sphère blanc mat diffusant de 33 cm de rayon, où l'oeil du patient occupe le centre. Un dispositif de projection génère des tests dont la taille et la couleur sont programmables. Un obturateur contrôle la fréquence et le temps de présentation du stimulus. Les variations de luminance sont produites par un disque atténuateur à dégradé progressif. La luminance du test peut ainsi être programmée de 0,250 à 318 cd/m^2 , par pas de 1 dB. Des filtres neutres additionnels à atténuation fixe permettent de descendre jusque $3 \times 10^{-7} \text{ cd/m}^2$ et de couvrir ainsi une plage de luminance couvrant les domaines photopique (fonctionnement des cônes), mésopique (domaine où cônes et bâtonnets sont actifs simultanément), et scotopique (bâtonnets).



LES ADAPTATIONS SPECIFIQUES

L'examen comporte une première phase d'éblouissement qui consiste à détruire la quasi totalité du pourpre rétinien. Seule cette initialisation rend possible la comparaison de résultats de patients différents. Cet éblouissement nécessite un niveau de lumière beaucoup plus élevé que pour les examens réalisés jusqu'à présent sur le même stimulateur. Deux sources lumineuses supplémentaires ont donc été implantées dans la coupole pour obtenir une luminance de 1300 cd/m^2 . La dynamique de la luminance des stimulus employés a nécessité un renforcement de l'étanchéité à la lumière du dispositif de projection. En effet, dans les examens électrophysiologiques, les luminances peuvent atteindre plus de 300 cd/m^2 alors que dans l'adaptation à l'obscurité, le seuil terminal brut se situe autour de 10^{-6} cd/m^2 , soit une dynamique supérieure à $3 \times 10^{+8}$.

LE LOGICIEL

Programme d'édition des paramètres de la procédure d'examen Ce programme permet à l'utilisateur de sélectionner par l'intermédiaire de menus les paramètres suivants : durée de l'éblouissement, fréquence de stimulation, temps de présentation de chaque test, temps d'attente de la réponse du patient, luminance du premier test présenté. Programme de contrôle

du déroulement de l'examen Ce programme assure la réalisation automatique des phases suivantes:

Installation du patient : Cette phase est destinée à expliquer au patient le principe de l'examen et à le familiariser avec les tests présentés ainsi qu'avec le maniement du bouton de réponse.

Phase d'éblouissement : Les lampes d'éblouissement sont allumées pendant une durée définie par le protocole d'examen. Une caméra de monitoring vidéo permet de surveiller le patient qui doit garder les yeux ouverts.

Phase d'acquisition des résultats : Les lampes de préadaptation sont éteintes et le patient se trouve dans l'obscurité. Le test, de durée programmable est projeté avec un intervalle de temps également programmable. En début de stimulation, la luminance est fixée à une valeur élevée qui est ensuite diminuée chaque fois que le patient perçoit le stimulus présenté. Une réponse est considérée comme valide seulement si le patient répond à la présentation de deux test consécutifs. Si la réponse n'est pas validée, la luminance du test suivant n'est pas modifiée. Après chaque validation, la luminance du test suivant est calculée en fonction du gradient de la courbe pour obtenir un espacement optimal entre les points de tests. Ainsi les décrets de luminance sont beaucoup plus importants au début de chaque phase d'adaptation des cônes puis des bâtonnets et se réduisent lors de l'approche du point alpha et du seuil terminal brut.

Exploitation des résultats : La visualisation du tracé de la courbe d'adaptation se fait en temps réel sur l'écran de contrôle du système informatique. Deux échelles de temps (0 à 15 minutes et 0 à 30 minutes) permettent une analyse de la totalité ou du premier segment de la courbe. L'utilisateur a ensuite la possibilité d'imprimer la courbe ou de l'enregistrer sur une disquette magnétique.

RESULTATS

Une évaluation préliminaire a été réalisée à l'aide du protocole suivant : 5 minutes d'éblouissement à 1300 cd/m²; stimulations de 1 seconde répétées toutes les 3 secondes. Le résultat met en évidence un point alpha au bout de 3 minutes d'obscurité à $1,26 \times 10^{-4}$ cd/m².

CONCLUSION

Le système qui a été décrit entre maintenant dans sa phase de validation clinique. La technique de mesure a été automatisée, ce qui redonne de l'intérêt à un examen important pour la mise en évidence des anomalies de la vision nocturne. Le programme d'édition de paramètres devrait permettre une optimisation du protocole d'examen et la création de plusieurs protocoles adaptés à des pathologies spécifiques. De nouveaux développements sont envisagés en vue d'une analyse automatique des paramètres de la courbe de réponse et d'une modélisation permettant de caractériser le processus pathologique.

REFERENCES

- (1) JAYLE G.E., OURGAUD A.G., BENOIT P.H., BLET G., BERARD P.V. La vision nocturne et ses troubles. Rapport de la Société Française d'ophtalmologie. MASSON, Paris, 1950.

- (2) FRANCOIS J., VERRIEST G. La campimétrie à l'obscur dans les affections vasculaires de la rétine. *Annales Occulistique*. 1956,6,549-580.
- (3) FULTON A.B., HANSEN R. The relation of rhodopsin and scotopic sensitivity in choroidermia. *Am. J. Ophthalmol.* 1987,104,524-532.
- (4) DUBOIS-POULSEN A., MAGIS C. Premières applications à l'ophtalmologie des techniques modernes d'automatisation et d'analyse de l'information. *Bull. Mémoires Soc. Fr. Ophtalmol.* 1966,79,576-583.
- (5) BAYLOR D., SCHNAPF J. Les cellules photoréceptrices de l'oeil. *Pour la Science*. 1987,116,34-41.
- (6) BLONDEL A., REY J. Sur la perception des lumières bleues. *C.R. Acad. Sc.* 1911,153-54.