

8

Perspectives dans les méthodes d'exploration de la vision

Les méthodes d'exploration de la vision comprennent deux grandes approches, anatomique et fonctionnelle. L'approche anatomique est basée sur le recueil de données anatomiques telles que l'image du fond d'œil ou les mesures de la géométrie de l'œil. L'approche fonctionnelle est fondée sur des mesures du fonctionnement du système visuel, c'est-à-dire sur l'analyse des réponses à des stimulations visuelles.

L'application de ces méthodes à l'examen de l'enfant pose des problèmes spécifiques. Chez le nourrisson, l'état d'éveil influence les résultats de nombreux examens fonctionnels. La coopération du tout petit enfant ne permet pas, en général, d'utiliser les techniques nécessitant une immobilisation prolongée ou celles fondées sur une réponse volontaire.

Les publications relatives aux méthodes d'exploration fonctionnelles sont rares et les articles issus des journaux cliniques ne donnent que peu d'informations sur les méthodes utilisées. Les principales sources d'information dans cette revue proviennent des bases de données de brevets et des revues de recherches technologiques relatives au domaine.

Approche anatomique

Concernant l'approche anatomique, on peut distinguer les techniques d'imagerie et les techniques de mesure biométrique.

Techniques d'imagerie

Ces techniques sont en évolution permanente en raison du développement très rapide des outils de capture, de traitement numérique et de transmission à distance des images. De nouvelles technologies apparaissent, comme le CMOS (*Complementary metal oxide semiconductor*) pour les capteurs, qui sont moins coûteuses, plus sensibles et plus rapides. Les applications cliniques sont nombreuses : visualisation du fond d'œil ou du segment antérieur de l'œil, mesures de la pression partielle d'oxygène (Diaconou et coll., 2000) à partir de l'image du fond d'œil...

De nouvelles approches cliniques se développent : pour la détection de la rétinopathie du prématuré, des services de pédiatrie utilisent des systèmes d'imagerie du fond d'œil avec possibilité de transmission à distance des images à des ophtalmologistes (Miller et coll., 1996 ; William et coll., 2000).

Parmi les nombreuses recherches technologiques en cours dans ce domaine, il faut citer le développement de technologies optiques adaptatives, capables de visualiser le fond d'œil en compensant les défauts optiques de ce dernier. Pour l'instant, ces techniques, comme la visualisation des photorécepteurs, restent du domaine de la recherche (Miller et coll., 1996), mais de nombreuses applications cliniques sont envisageables.

Mesures biométriques

La détection des défauts de réfraction de l'œil est aujourd'hui l'un des points importants du dépistage de l'amblyopie de l'enfant. La mesure précise de la réfraction est essentielle pour définir la correction optique. Actuellement, les techniques utilisées en clinique (skiascopie, rétinoscopie) sont réalisées obligatoirement par un ophtalmologiste et nécessitent un long apprentissage. Elles ne sont pas envisageables dans le cadre d'un dépistage « de masse ». Quatre grands types de méthodes existent.

Méthodes « classiques » de réfraction automatique

Elles sont fondées sur l'annulation de la puissance optique de l'œil à l'aide d'une optique externe, ce qui nécessite plusieurs mesures pour trouver la combinaison idéale. Elles supposent une « certaine » coopération du patient (rester immobile pendant les quelques secondes que durent les mesures, regarder une cible). Ces méthodes sont aujourd'hui couramment utilisées chez l'adulte. Leur emploi pour l'examen de l'enfant pose le problème de la durée des mesures (mais cette durée diminue significativement avec les générations récentes d'appareil) et le problème de la proximité de l'appareil par rapport à l'œil mesuré.

Méthodes de photoréfraction excentrée

Parmi les méthodes de photoréfraction excentrée, une première méthode est celle « du croissant » (Bobier et Braddick, 1985) qui correspond à la distribution de lumière observée au niveau de la pupille lorsqu'un œil est éclairé avec une source excentrée. La position et l'étendue de ce croissant sont fonction de la réfraction de l'œil.

Une autre approche (Schaeffel et coll., 1987) est fondée sur l'utilisation de plusieurs sources placées à excentricités croissantes. Ces sources sont allumées de façon séquentielle, ce qui se traduit par un déplacement du croissant qui est plus facile à mesurer. La photoréfraction excentrée permet des mesures rapides (une simple prise d'image) et à distance du patient, deux critères particulièrement importants pour une application à l'enfant.

D'après les résultats des études les plus récentes, ces techniques permettent, avec les dernières générations d'instruments et dans les mains d'un personnel qualifié, le dépistage d'amétropies sévères avec cependant un taux d'échec important (supérieur à 20 %) (Cooper et coll., 1999 ; Cordonnier et Dramaix, 1998 ; El-defrawy et coll., 1998 ; Enzenauer et coll., 2000 ; Freedman et Preston, 1992 ; Gekeler et coll., 1997 ; Granet et coll., 1999 ; Harvey et coll., 1995 ; Harvey et coll., 1997 ; Hatch et coll., 1997 ; Lewis et Marsh-Tootle, 1995 ; Noonan et coll., 1998 ; Nuzzi et coll., 1996 ; Schworm et coll., 1997 ; Watts et coll., 1999 ; Weinand et coll., 1998 ; Williams et coll., 2000). Ces techniques ne sont pas encore suffisamment précises pour la prescription de corrections optiques.

Méthodes fondées sur la mesure du front d'onde (principe de Hartmann-Shack)

Ces techniques, extrêmement récentes, connaissent un très fort développement pour la mesure de la topographie cornéenne en chirurgie réfractive (Bille, 1991, 1998, 1999, 2000a et b ; Rowe et coll., 1995 ; Abitbol, et coll., 1998 ; Williams et coll., 2001 ; Liang et coll., 1994 ; Liang et Williams, 1997 ; Bille et coll., 1990). Elles permettent de mesurer l'ensemble des propriétés du système optique de l'œil avec une précision inégalée (figure 8.1) (Bille, 2000b ; Williams et coll., 2001 ; Liang et coll., 1994 ; Liang et Williams, 1997).

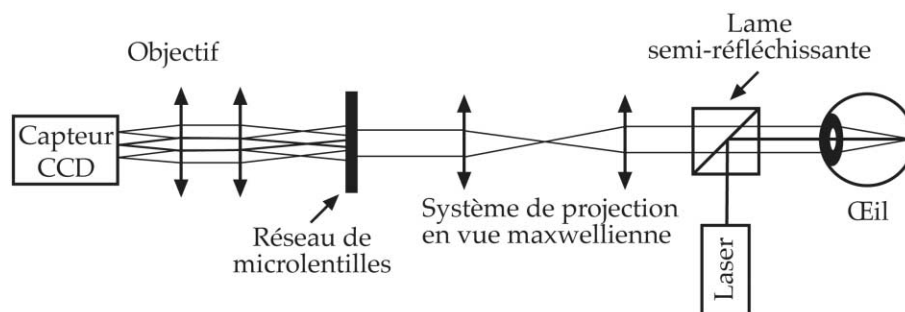


Figure 8.1 : Principe des méthodes utilisant la mesure du front d'onde
 CCD (charged coupled device) : dispositif à transfert de charges

La mesure est effectuée rapidement (environ 2 secondes). Cependant, ces techniques prometteuses n'ont pas encore à notre connaissance été appliquées à la mesure de la réfraction de l'enfant.

Lancer de rayons lasers (laser ray tracing)

Cette méthode est fondée sur les déviations de rayons laser en fonction des propriétés optiques de l'œil (Moreno-Barriuso et coll., 2001).

Aujourd'hui, la nature séquentielle de cette technique se traduit par des durées trop longues qui ne permettent pas une application à l'examen de l'enfant.

Approche fonctionnelle

Concernant l'approche fonctionnelle, on peut distinguer trois grandes méthodes basées sur la nature des réponses : comportementale, psychophysique et électrophysiologique.

Méthodes comportementales

Elles reposent sur l'analyse des réponses de l'enfant mis en présence de stimulations visuelles : l'enfant peut orienter son regard vers un stimulus, y maintenir son regard ou en suivre les mouvements du regard. Certaines de ces réponses sont « quasi réflexes » à la naissance. Cependant, à partir de l'âge de quelques semaines, l'utilisation de méthodes de renforcement (« conditionnement opérant » qui consiste par exemple à récompenser l'enfant lorsqu'il fournit une bonne réponse) sont utiles pour améliorer la fiabilité des réponses.

La mesure de l'acuité visuelle peut se faire en utilisant des réseaux de contraste spatial de fréquence spatiale de plus en plus élevée. L'analyse des réponses de l'enfant peut être faite par simple observation : c'est la technique du regard préférentiel développée par Teller aux États-Unis et par Vital-Durand en France. Un observateur placé derrière l'écran détecte si l'enfant préfère regarder la partie gauche avec le réseau ou la plage de droite, sans réseau.

La réponse peut également être enregistrée par la technique électrooculographique (Charlier et coll., 1987) ou par la technique vidéooculographique (Buquet et coll., 1993 ; Charlier et coll., 1993 ; Lengyel et coll., 1998 ; Weinacht et coll., 1999) et analysée de façon entièrement automatique.

Jusqu'à présent, ces dernières techniques sont restées du domaine de la recherche ou des laboratoires cliniques spécialisés, mais la diminution des coûts des technologies de capture et de traitement d'images pourrait en permettre une plus grande diffusion à l'avenir.

Méthodes psychophysiques

Les méthodes psychophysiques sont fondées sur les réponses volontaires du patient. Différentes approches sont utilisées en fonction de l'âge et des capacités de réponses des patients :

- méthode d'appariement (identifier l'identité de deux objets distincts) à partir de 3-4 ans ;

- reconnaissance d'optotypes à partir de 3 à 5 ans ;
- reconnaissance de lettres à partir de 6 ans ;
- mesures de seuil réalisées chez l'adulte (champ visuel...), en général non réalisables avant 8 ans.

Ces techniques ont peu évolué récemment. Mentionnons cependant l'apport possible de l'utilisation des technologies multimédias disponibles sur les micro-ordinateurs actuels et qui permettent d'améliorer la coopération de jeunes enfants en développant l'aspect ludique des tests.

Méthodes électrophysiologiques

Les techniques électrophysiologiques permettent d'évaluer le fonctionnement des différentes couches du système visuel (photorécepteurs, couches internes de la rétine, nerf optique) et de ses différents sous-systèmes (photopique, scotopique...). Ceci en fait un outil essentiel pour le diagnostic des pathologies affectant la rétine et les voies visuelles. Elles permettent par ailleurs une estimation objective, et indépendante de la participation volontaire du patient, de la maturation du système visuel et de l'acuité visuelle.

Le principal obstacle à leur large diffusion est l'utilisation d'électrodes posées sur le scalp (pour les signaux provenant du cortex ou potentiels évoqués visuels) ou sur la cornée (pour les signaux provenant de la rétine ou électrorétinogramme). L'examen du jeune enfant pose en outre plusieurs problèmes spécifiques : les réponses bioélectriques sont différentes de celles de l'adulte (le système visuel est en cours de maturation), les tests doivent être brefs car le recueil des réponses nécessite que l'enfant regarde la stimulation sans trop de mouvements.

L'informatique a introduit de nouvelles méthodes de filtrage et de validation des réponses se traduisant par une amélioration considérable de la fiabilité des résultats. Grâce à ces améliorations, les examens peuvent aujourd'hui être réalisés avec une légère sédation alors qu'une anesthésie générale était nécessaire il y a 10 ans.

D'autres techniques ont également été développées spécifiquement pour les examens de l'enfant : mentionnons les techniques de *sweep VEP* (*visual evoked potential*) (Tyler et coll., 1973) et de *steady state* (Bocquet et coll., 1990). Ces techniques utilisent des stimulations de fréquence élevée (plus de 5 Hz) avec une analyse fréquentielle de la réponse par transformée de Fourier. Une acuité visuelle peut ainsi être mesurée en quelques secondes. Ces techniques sont utilisées dans plusieurs centres cliniques aux États-Unis, mais n'ont pas connu de développement significatif en France. On peut s'attendre à des progrès dans ce domaine, compte tenu du développement de nouveaux concepts de traitement du signal, les analyses temps fréquence qui deviennent applicables à la clinique avec l'évolution des capacités de traitement des outils informatiques (Naouar et coll., 1998).

Il faut également mentionner le développement récent de techniques d'électrorétinographie avec stimulation multifocale. Ces nouvelles techniques, fondées sur les travaux précurseurs de Sutter (1986), permettent de réaliser une cartographie de l'activité bioélectrique de la rétine. Un grand nombre d'applications cliniques sont susceptible de se développer dans un proche avenir. Cependant, leur application à l'examen de l'enfant ne paraît pas évidente compte tenu de la durée nécessaire au recueil des réponses (environ 5 minutes par œil) qui n'est en général pas compatible avec le comportement des jeunes patients.

En conclusion, l'évolution technologique des outils d'évaluation des fonctions visuelles est très rapide. Cependant, ces outils sont encore loin d'être satisfaisants pour une application diagnostique chez l'enfant, et plus encore pour un dépistage « de masse » des défauts visuels de l'enfant. Les travaux de recherche en cours laissent envisager dans un proche avenir des solutions nouvelles dans de nombreuses directions : analyses du fond d'œil, mesures optiques de la réfraction, bilans comportementaux ou bilans électrophysiologiques.

Il est probable que les méthodes de dépistage seront fondées sur des mesures optiques pouvant mettre en évidence simultanément des troubles de la réfraction et des désordres oculomoteurs. Cependant, on ne peut exclure pour autant la possibilité d'autres approches visant la même finalité et utilisant des méthodes comportementales ou électrophysiologiques.

De telles recherches finalisées devraient idéalement être conduites par des équipes associant des compétences dans plusieurs disciplines : recherches technologiques en optoélectronique et traitement du signal et recherches cliniques sur la physiopathologie des processus de maturation de la vision de l'enfant.

BIBLIOGRAPHIE

ABITOL M, MARC X, BLUM A, HALIMI A, ALAIN A, MEIMOUN E. Apparatus for mapping optical elements. *US Patent*, 5, 825, 476, 1998

BILLE JF. Method and apparatus for determining optical characteristics of a cornea. *US Patent*, 5, 920, 373, 1999

BILLE JF. Ellipsometer. *United States Patent*, 5, 822, 035, 1998

BILLE JF. Method and apparatus for measurement of the refractive properties of the human eye », *US Patent*, 6, 050, 687, 2000a

BILLE JF. Method and apparatus for precompensating the refractive properties of the human eye with adaptive optical feedback control. *United States Patent*, 6, 155, 684, 2000b

112 BILLE JF. Device for mapping corneal topography. *US Patent*, 5, 062, 702, 1991

- BILLEE JF, DREHER AW, ZINSER G. Scanning laser tomography of the living human eye. *In : Non Invasive Techniques in Ophthalmology*, Springer Verlag, 1990
- BOBIER WR, BRADDICK OJ. Eccentric photorefraction : optical analysis and empirical measures. *Am J Optom Physiol Opt* 1985, **62** : 614-620
- BOCQUET X, CHARLIER J, ZANLONGHI X. Application des potentiels évoqués visuels stationnaires à l'examen des enfants en bas age. Etude préliminaire. *Innov Technol Biol Med* 1990, **1** : 30-37
- BUQUET C, DESMIDT C, CHARLIER J, QUERLEU D. Evaluation des capacités de discrimination spatiale des enfants nouveau-nés par la poursuite visuelle de tests structurés. *Comptes Rendus de l'Académie des Sciences Paris Série III* 1992, **314** : 133-140
- CHARLIER J, NGUYEN DD, HUGUEUX JP, HACHE JC, DEFOORT S. A new technique for the clinical evaluation of visual functions in human neonates. *In : Advances in Diagnostic Visual Optics*. Florentini, Guyton, Siegel eds, Springer Verlag, pp 176-180, 1987
- CHARLIER J, BUQUET C, DESMIDT C, QUERLEU D. Application de la technique photocolographique à l'étude de la poursuite visuelle au cours des premiers mois de la vie. *Bull Soc Ophthalmol Fr* 1993, **11** : 973-978
- COOPER CD, GOLE GA, HALL JE, COLVILLE DJ, CARDEN SM et coll. Evaluating photoscreeners II : MTI and fortune videorefractor, B Aust. *N Z J Ophthalmol* 1999, **27** : 387-398
- CORDONNIER M, DRAMAIX M. Screening for abnormal levels of hyperopia in children : a non-cycloplegic method with a hand held refractor. *Br J Ophthalmol* 1998, **82** : 1260-1264
- DIACONU V, FAUBERT J. On-line and real-time spectroreflectometry measurement of oxygenation in a patient's eye. *US Patent*, 6149589, 2000
- EL-DEFRAWY S, CLARKE WN, BELEC F, PHAM B. Evaluation of a hand-held autorefractor in children younger than 6. *J Pediatr Ophthalmol Strabismus* 1998, **35** : 107-109
- ENZENAUER RW, FREEMAN HL, LARSON MR, WILLIAMS TL. Photoscreening for amblyogenic factors by public health personnel : the Eyecor Camera System. *Ophthalmic Epidemiol* 2000, **7** : 1-12
- FREEDMAN HL Photoscreening camera system. *United States Patent*, 4989968, 1989
- FREEDMAN HL, PRESTON KL. Polaroid photoscreening for amblyogenic factors. An improved methodology. *B Ophthalmology* 1992, **99** : 1785-1795
- GEKELER F, SCHAEFFEL F, HOWLAND HC, WATTAM-BELL J. Measurement of astigmatism by automated infrared photoretinoscopy. *Optom Vis Sci* 1997, **74** : 472-482
- GRANET DB, HOOVER A, SMITH AR, BROWN SI, BARTSCH DU et coll. A new objective digital computerized vision screening system. *B J Pediatr Ophthalmol Strabismus* 1999, **36** : 251-256
- HARVEY EM, MILLER JM, DOBSON V. Reproducibility of corneal astigmatism measurements with a hand held keratometer in preschool children. *Br J Ophthalmol* 1995, **79** : 983-990
- HARVEY EM, MILLER JM, WAGNER LK, DOBSON V. Reproducibility and accuracy of measurements with a hand held autorefractor in children. *Br J Ophthalmol* 1997, **81** : 941-948

HATCH S, TIBBLES CD, MESTITO IR, READ R. Validity and reliability of the MTI photoscreener. *Optom Vis Sci* 1997, **74** : 859-864

LENGYEL DD, WEINACHT S, CHARLIER J, GOTTLÖB I. The development of visual pursuit during the first months of life. *Graefe's Arch Clin Exp Ophthalmol* 1998, **236** : 1-5

LEWIS RC, MARSH-TOOTLE WL. The reliability of interpretation of photoscreening results with the off PS-100 in Headstart preschool children. *J Am Optom Assoc* 1995, **66** : 429-434

LIANG J, WILLIAMS DR. Aberrations and retinal image quality of the normal human eye. *J Opt Soc Am* 1997, **14** : 2873-2883

LIANG J, GRIMM B, GOELZ S, BILLE JF. Objective measurement of wave aberrations of the human eye with use of a Hartmann-Shack wave-front sensor. *J Opt Soc Am* 1994, **11** : 1949-1957

MILLER D, WILLIAMS DR, MORRIS GM, LIANG J. Images of cone photoreceptors in the living human eye. *Vision Res* 1996, **36** : 1067-1079

MORENO-BARRIUSO E, MARCOS S, NAVARRO R, BURNS SA. Comparing laser ray tracing, spatially resolved refractometer and hartmann-shack sensor to measure the ocular wave aberration. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2002, sous presse

NAOUAR M, CHARLIER J, LOGIER R. Analyse temps-fréquence des potentiels évoqués visuels chez l'enfant. *Les annales de l'ingénieur* 1998 : 371-376

NOONAN CP, MACKENZIE J, CHANDNA A. Repeatability of the hand-held Nidek auto-keratometer in children. *J Aapos* 1998, **2** : 186-187

NUZZI G, CANTU C, CAMPARINI M. Second Generation Binocular Polaroid Test. *J Pediatr Ophthalmol Strabismus* 1996, **33** : 235-240

ROWE TS, DEWEY D, DAVID D. Surgical optometer. *US Patent* 1995, **5**, 450, 143

SCHAEFFEL F, FARKAS L, HOWLAND HC. Infrared photoretinoscope. *Appl Opt* 1987, **26** : 1505-1509

SCHWORM HD, KAU C, REINDL B. Photoscreening for early detection of amblyogenic eye changes. *Klin Monatsbl Augenheilkd* 1997, **210** : 158-164

SIRETEANU R. Switching on the infant brain. *Science* 1999, **286** : 59-61

SUTTER EE. Retinal area response mapping using simultaneous multi-area stimulation with binary sequences and objective response analysis. *US Patent* 1986, 4846567

TYLER CW, APKARIAN P, LEVI D, NAKAYAMA K. Rapid assessment of visual function : an electronic sweep technique for the pattern VEP. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1973, **18** : 703-713

WATTS P, WALKER K, BECK L. Photoscreening for refractive errors in children and young adults with severe learning disabilities using the MTI photoscreener. *Eye* 1999, **13** : 363-368

WEINACHT S, KIND C, MONTING JS, GOTTLÖB I. Visual development in preterm and full-term infants : a prospective masked study. *Invest Ophthalm Visual Sc* 1999, **40** : 346-353

WEINAND F, GRAF M, DEMMING K. Sensitivity of the MTI photoscreener for amblyogenic factors in infancy and early childhood. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol* 1998, **236** : 801-805

WILLIAMS DR, DAVID R, LIANG J. Method and apparatus for improving vision and the resolution of retinal images. *US Patent* 2000, **6**, 095, 651

WILLIAMS DR., VAUGHN WJ, SINGER BD, HOFER H, YOONG GY. Rapid, automatic measurement of the eye's wave aberration. *US Patent* 2001, **6**, 199, 986

WILLIAMS C, LUMB R, HARVEY I, SPARROW JM. Screening for refractive errors with the Topcon PR2000 Pediatric Refractometer. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2000, **41** : 1031-1037