

Mémoire de Maîtrise en médecine No 154

Détectabilité extra-fovéale sur des images anatomiques

Etudiant

LUYET Anaïs Kaori

Tuteur

Pr. BOCHUD François, Institut de Radiophysique, CHUV

Expert

Dr. BIZE Pierre, Service de radiodiagnostic et radiologie interventionnelle, CHUV

Mémoire s'inscrivant dans le cadre du doctorat de M. DIAZ Ivan

Lausanne, décembre 2011

Table des matières

Introduction.....	4
Des mécanismes perceptifs aux mécanismes cognitifs	4
Le système visuel	4
L'œil	4
Le système neuronal.....	5
Eyetracker	6
Historique	7
Les premières découvertes.....	7
Les recherches depuis 1980 : Etudes des saccades	7
Modèles	8
Attention implicite et explicite.....	8
Salience map.....	8
Observateur Bayésien.....	8
Observateur idéal.....	8
Ambitions	9
Méthode d'observation.....	9
Développement d'outils mathématiques.....	9
L'excentricité du signal à la fovéa influence-elle sa détectabilité ?	9
Matériel et méthode	10
Conditions expérimentales	11
Distance.....	11
Luminosité	11
Fixation.....	11
Etalonnage.....	11
Validation.....	12
Drift correction.....	12
Expérience préliminaire.....	12
Glaucome	12
Expérience d'estimation de présence de glaucome	12
Entraînement.....	12
Temps de présentation.....	13
Signal.....	13
Type de fonds	14
Ajout du signal.....	14
Nombre d'images	14
Excentricités	14
Observateur	15
Matériel	15
Résultats	16
Sensibilité et spécificité	16
Détectabilité selon l'excentricité.....	19
Pertes de fixations	21
Discussion.....	22
Limites de ce travail.....	25
Conclusion	25
Annexe :	26
Bibliographie	28

"L'œil est l'organe de la vision, mais le regard est acte de prévision et il est commandé par tout ce qui peut être ou doit être vu et les négations correspondantes." (P. Valéry)

Introduction

Des mécanismes perceptifs aux mécanismes cognitifs

Depuis toujours, l'homme se sert de ses cinq sens pour survivre en lui permettant de se nourrir et de se protéger. Au fil de l'évolution, la vision a été privilégiée jusqu'à devenir aujourd'hui l'un des sens le plus sollicité au quotidien.

Les premiers traités sur la vision datent de l'Antiquité. Ils s'intéressent à la façon dont l'homme perçoit son environnement. Selon eux, l'œil serait le sommet d'une pyramide se projetant sur le monde. Elle serait composée du feu visuel, un rayon généré par l'œil sous l'effet de la lumière. Au X^{ème} siècle, Alhazen, un opticien persan, suggère qu'à l'inverse, les rayons lumineux vont de l'objet à l'œil. Ce dernier devient alors récepteur de la lumière. Il transmettrait les informations, décryptées par le cristallin, au « centre de l'âme » grâce au nerf optique. C'est Johannes Kepler qui, en étendant sa théorie de la chambre sombre à l'œil, attribue à la rétine sa réelle fonction dans la vision. Les rayons lumineux passent au travers de la pupille et y forment une image bidimensionnelle inversée directement perçue. Quelques années plus tard, dans son traité des hommes de 1633 malheureusement laissé inachevé, Descartes fait un lien entre les informations lumineuses reçues par la rétine et « les replis internes du cerveau ». Il marque ainsi le début des études sur le système visuel cognitif.²²

Le système visuel

L'œil

Il est l'organe de la vue. Il est composé de divers éléments qui lui permettent de faire parvenir les informations lumineuses jusqu'au système neuronal visuel (voir figure 1). Ce dernier analyse ces informations et permet l'interaction avec l'environnement.

La lumière traverse tout d'abord la cornée, la pupille, puis le cristallin et le corps vitré, avant de se projeter sur la rétine. Les trois premiers éléments sont transparents. Leur fonction principale est de converger les rayons lumineux grâce à la réfraction. Le cristallin est, de plus, doté de muscles permettant de régler sa courbure. Ceci permet de former une image nette de l'objet sur la rétine, quel que soit sa distance.

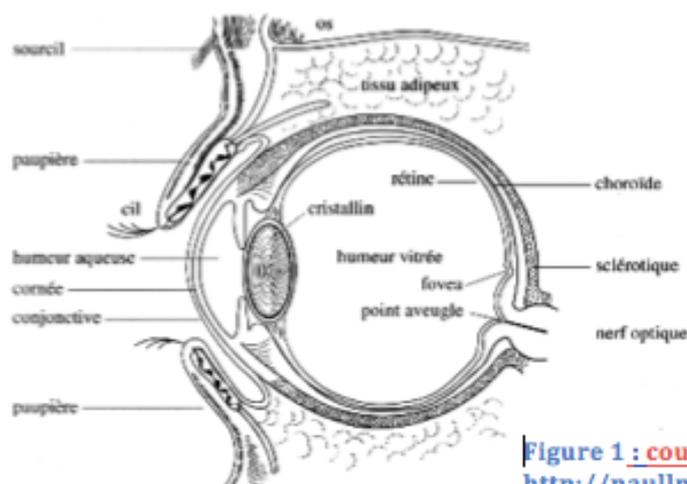


Figure 1 : coupe transversale de l'œil
<http://paulin.free.fr/contenu/image/oeillnrp.gif>

Le système neuronal

Le système visuel neuronal, fort de 130 millions de photorécepteurs, est hétérogène. Il est sensible aux vibrations électromagnétiques comprises entre 390 et 820 nanomètres, définissant ainsi le spectre de la lumière. La fréquence est perçue comme étant la couleur et l'amplitude comme l'intensité lumineuse. La résolution spatiale diminue rapidement selon la distance angulaire au centre de fixation. L'œil est fait de telle manière qu'une très petite région de la rétine représentant environ 30'' d'arc de rayon, la fovéa, concentre une forte densité d'un type de photorécepteurs, les cônes, lui procurant ainsi une excellente résolution équivalant à 8% du champ visuel. Ils permettent également de discriminer les couleurs rouge, bleu et vert. La périphérie du champ visuel est en grande majorité couverte par une plus faible densité de photorécepteurs d'un autre type, les bâtonnets. Ces derniers ont un seuil d'excitabilité visuelle plus faible, ce qui leur permet une meilleure discrimination des contrastes. Ils ont également un temps utile, soit la durée minimale de stimulation indispensable pour qu'existe l'excitation, plus court. Ceci lui confère une meilleure réceptivité au mouvement.

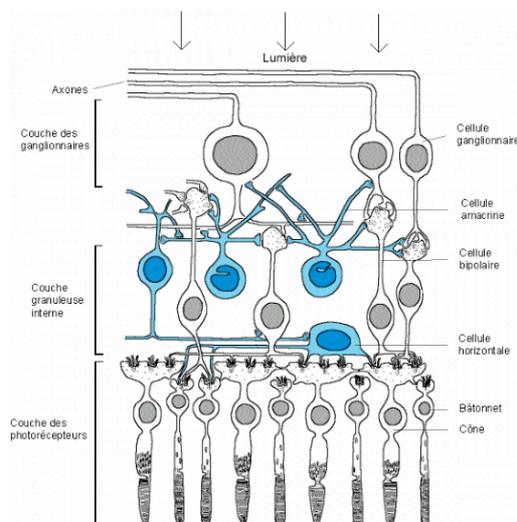


Figure 2: schéma des neurones composant la rétine

http://s2.e-monsite.com/2010/02/16/04/resize_550_550/retine1.png

La résolution spatiale, de même que la perception des contours et contrastes, est possible grâce aux cellules amacrines et horizontales qui, comme l'illustre la figure 2, interconnectent les photorécepteurs. Ces cellules sont responsables de la discrimination des bords et des contrastes (Kuffler 1953). Elles modulent la transmission du signal en fonction de l'entourage du signal. Elles ne permettent pas de quantifier l'intensité du signal lumineux mais de comparer deux surfaces d'intensités différentes et de les classer, par exemple selon l'échelle de gris de Herring (1956).

Le processus de la vision semble se baser sur une réduction de la quantité des informations potentiellement perceptibles qui est estimée à 10^7 bits/seconde. L'œil humain contient 130 millions de photorécepteurs, eux-mêmes connectés à un million de cellules ganglionnaires qui constituent le nerf optique. Ceci réduit la quantité d'information à laquelle notre cerveau a accès, soit environ 25 bits/seconde (Francke 1977). Ceci nous oblige à des choix d'attention plus ou moins conscient par

le biais de différents mécanismes de routines tels que la concentration ou la sélection.

Le système visuel se doit d'utiliser ces ressources neuronales limitées de manière à maximiser le champ visuel et la résolution spatiale. Afin de répondre à ces impératifs, il allie flexibilité, précision et vitesse. En effet, pour effectuer des tâches d'observation dans des conditions naturelles, l'homme a développé deux types de mouvements oculaires. Le premier, la poursuite, verrouille la fixation fovéale sur l'objet en cas de mouvement de celui-ci ou du sujet. Le second utilise des mouvements très rapides, les saccades, pour amener l'image perçue par la vision périphérique sur la zone de la fovéa. Ceci permet l'exploration rapide de l'environnement.

Eyetracker

L'oculométrie, ou « eyetracking » en anglais, est l'étude du cheminement du regard. Elle s'effectue grâce à plusieurs méthodes. Certaines sont invasives comme le port de lentilles électromagnétiques. D'autres mesurent l'activité électrique des muscles extrinsèques des yeux. La plus ancienne, la vidéo-oculo-graphie consiste à filmer la pupille de l'œil. Le premier oculomètre non invasif, ancêtre des actuels eyetracker à infrarouges, fut mis au point à Chicago par Guy Thomas Buswell dans les années 1950. Il utilise la réflexion de la lumière par les différents éléments de l'œil, mettant en pratique la théorie des images de Purkinje (J. E. Purkyně 1787-1869, figure 3 et 4).

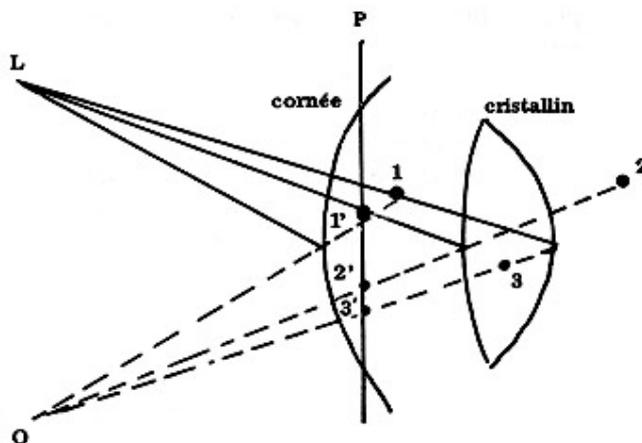


Figure 3 : http://www.crc-resurrection.org/Contre-Reforme_catholique/Apparitions_mariales/images/oeil-en-coupe2.ipa

Figure 3 : Pour un observateur (o), les reflets de la lumière (L) sont respectivement réfractés par la cornée et la surface antérieure du cristallin, deux surfaces convexes, ainsi que par la surface postérieure du cristallin, une surface concave qui produit un reflet inversé. Pour l'observateur, les différents reflets sont projetés sur une ligne papillaire (P) imaginaire. L'accommodation, soit indirectement la distance à la lumière (L), modifie la forme du cristallin et donc, les reflets 2' et 3' comme illustré par la figure 4.

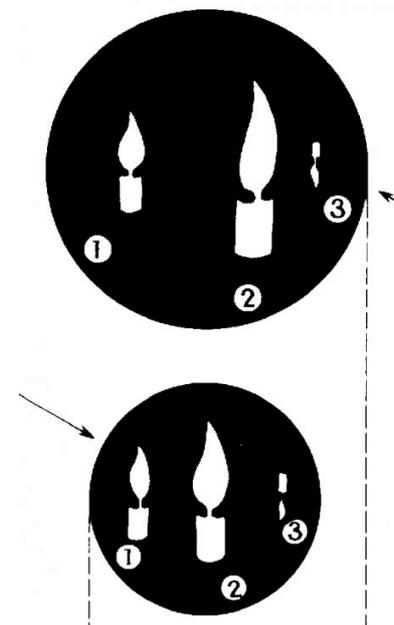


Figure 4 image du haut : lumière éloignée de l'œil.

Image du bas : lumière proche de l'œil.

<http://kordonnier.fr/local/cache-vignettes/L440xH748/purkinje1-c09bd.jpg>

Actuellement, la vidéo-oculo-graphie est couplée à la détection par infrarouge. La pupille est éclairée par une lumière infrarouge. Le reflet cornéen est détecté par une caméra sensible à ce rayonnement. Suite à un étalonnage informatique, il est possible de déterminer où regarde le sujet. Ses applications ne sont limitées que par sa sensibilité, sa spécificité et notre imagination. Elles vont de l'étude marketing et design, à l'étude de la lecture en passant par l'évaluation de l'observation de personnes atteintes de maladies. Ou, dans notre cas, à l'étude de la perception visuelle et le développement d'outils robotiques imitant l'œil humain dans divers buts.

Historique

Les premières découvertes

Ce n'est qu'au XIXe siècle que l'étude du mouvement oculaire connaît son essor. En 1879, Louis Emile Javal, ophtalmologue parisien, découvre par observation directe que la lecture n'implique pas un mouvement continu mais de petits mouvements oculaires rapides, des saccades, ainsi que des pauses sur certains mots. Par la suite, diverses méthodes plus ou moins invasives ont permis d'étudier ce phénomène. A la même période, Alfred L. Yarbus publia un ouvrage dans lequel il fait état de l'influence, non seulement de l'objet de la recherche sur le cheminement oculaire, mais également du type de tâche demandée à l'observateur, ouvrant ainsi la voie à la psychophysique : « The observer's attention is frequently drawn to elements which do not give important information but which, in his opinion, may do so. ».

Les recherches depuis 1980 : Etudes des saccades

Depuis l'avènement des ordinateurs, les études se sont intensifiées. Elles tentent de caractériser les mouvements oculaires de manière à pouvoir les prédire et ainsi les imiter. Les découvertes faites dans ce domaine ont mené à la création de modèles permettant d'analyser comment sont utilisées les informations visuelles.

Il existe beaucoup de paramètres pris en compte dans le processus de recherche visuel dans le milieu naturel. Ces modèles sont expérimentés dans des conditions très spécifiques isolant un ou plusieurs de ces paramètres. Les premières expériences menées s'effectuent sur fond blanc. Le fort contraste permet une trop bonne discrimination du signal. Afin de se rapprocher du milieu naturel, les suivantes sont faites sur un fond artificiel en « bruit gaussien » aléatoire.

Quant à l'observateur, il est tout d'abord fixe. C'est-à-dire que la position de l'œil est connue en tout temps et ne peut se modifier, permettant ainsi d'éliminer une variable. La maîtrise d'un plus grand nombre de paramètres, ainsi que l'amélioration de l'oculomètre, permettent d'étudier la recherche libre, le sujet n'étant plus restreint dans ses mouvements.

Grâce à la maîtrise et la compréhension progressive d'une multitude de variables, les modèles s'approchent de plus en plus de la réalité. Malgré cela, il arrive que la complexité des objets et fonds ainsi que la tâche à effectuer rendent impossible,

même pour le système visuel humain, un cheminement parfait menant la fovéa directement sur l'objet d'intérêt.

Modèles

Les modèles mis au point tentent de déterminer comment le système visuel choisi son chemin de balayage, soit quels sont les points de fixations choisis et quels en sont les motivations.

Attention implicite et explicite

Dans leur étude datant de 2010, Geisler étudie l'implication dans la détermination du prochain point de fixation de deux types d'attention ; l'attention implicite et l'attention explicite. La première intègre l'entier du champ visuel de manière globale et fait appel à la vision périphérique. La seconde est la vision active. Elle intègre au travers de la fovéa uniquement et nécessite le concours de la mobilité oculaire pour la diriger sur l'objet d'intérêt. En comparant ces deux types d'attention, il arrive à la conclusion que la vision fovéale n'est pas la seule à influencer les mouvements oculaires. L'attention implicite, et donc par extension la vision périphérique, prend une grande part dans le choix des lieux de fixation.

Saliency map

Afin d'évaluer la détection d'un signal se situant dans le champ périphérique de la vision, différentes expériences ont été rapportées dans la littérature. En 1985, Koch et Ullman mettent au point La *saliency map* qui est une cartographie de la l'attractivité instantanée de chaque lieu de fixation possible. Toutes les localisations ont la même probabilité a priori de contenir l'objet. La carte d'attractivité est mise à jour constamment au travers de l'intégration implicite. Lorsque l'attractivité d'un point devient relativement supérieure à tous les autres, l'œil est dirigé vers cette localisation. Il existe ensuite un phénomène de suppression suite à la fixation qui réduit la probabilité de retourner au même endroit après l'avoir fixé.

Observateur Bayésien

Le modèle dit *Bayesian observer* et l'un des modèles permettant d'étudier les systèmes de perception. A chaque fixation, tout le champ visuel est analysé rapidement et la localisation avec la plus haute probabilité de contenir le signal est retenue comme nouveau point de fixation. Celui-ci est donc tributaire non seulement du champ visuel mais également de la mémorisation de celui-ci. Selon la *saliency map*, la détectabilité est fonction de l'excentricité du signal par rapport au point de fixation. L'excentricité comportant la plus grande attractivité se situe à environ 4° avec une distribution plus ou moins uniforme en « donutshape » autour du point de fixation, allongé horizontalement et plus intense dans le cadran supérieur. Les résultats obtenus sont encourageant mais jugés éloignés de la réalité.

Observateur idéal

Le modèle de l'observateur idéal (« *Ideal observer* ») intègre une notion supplémentaire. Le prochain point de fixation n'est pas forcément celui qui a priori possède la plus grande probabilité de comporter l'objet de recherche. Il semble être ce qui, au centre des différentes localisations les plus probables, permet d'emmagasiner un maximum d'informations en une seule fixation. Selon Findlay (1987), la stratégie optimale est de fixer la localisation ou la probabilité d'identifier

l'objet sera la plus grande après le mouvement oculaire. Il propose donc une stratégie visuelle en plusieurs étapes, basée sur la plus forte probabilité a posteriori de contenir le signal. La figure 5 compare la distribution spatiale des points de fixation des différents modèles et de l'observateur humain.

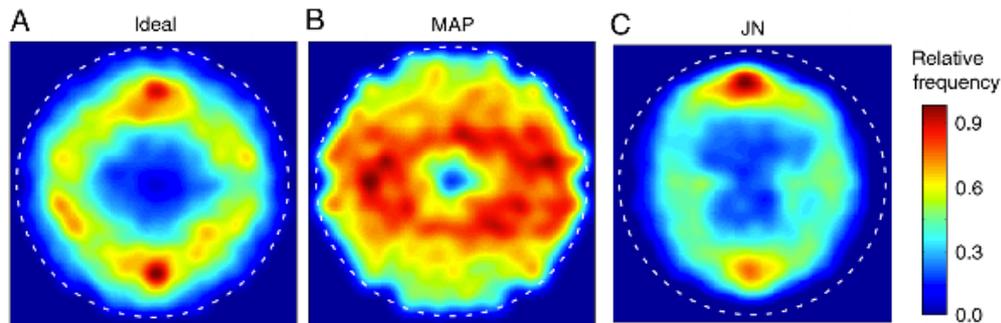


Figure 5 : distribution moyenne des points de fixation des modèles bayésien (B) et de l'observateur idéal (A) ainsi que d'observateurs humains (C). L'échelle de température en couleur indique la proportion relative des fixations pour chaque localisation de l'écran. Le cercle en pointillé représente la région d'intérêt contenant la texture de bruit 1/f. Chaque carte est faite à partir d'environ 17'000 fixations chacune. Le lissage est effectué en utilisant la fenêtre de Parzen avec une déviation standard de 0.2° .

<http://www.cps.utexas.edu/Research/Geisler/PDF%20files/NajemnikGeisler2008.pdf>

L'intérêt de créer un modèle est d'étudier un phénomène de manière simplifiée, en limitant ou supprimant des variables. Une fois le modèle validé, il est intéressant de le confronter à la réalité en ciblant les variables à introduire progressivement.

Ambitions de cette étude

Méthode d'observation

L'une des ambitions de l'étude de la perception est de nous rendre conscient de notre manière d'observer notre environnement. En déterminant les caractéristiques du cheminement oculaire et ses implications, il est possible d'en améliorer l'efficacité. On pourrait même imaginer que ce type d'étude conduise à mettre au point de nouvelles méthodes d'observation, comme il existe aujourd'hui une méthode dite de lecture rapide, mise au point grâce à l'étude de la lecture.

Développement d'outils mathématiques

Le développement d'outils mathématiques reproduisant l'œil humain peut mener, dans le champ d'application médical qui nous intéresse ici, à développer un nouveau standard de qualité des images ou même une aide au diagnostic.

L'excentricité du signal à la fovéa influence-elle sa détectabilité ?

Tout en s'inscrivant dans cette optique, ce travail n'a pas l'ambition de développer un tel modèle. Il s'agit de recueillir des données nécessaires à la mise en discussion de leur potentielle extension à la réalité. Nous avons choisi de tester chez cinq observateurs la détectabilité d'un signal en fonction de l'excentricité à deux temps de présentation différents.

L'IRA est intégrée dans un hôpital universitaire et s'intéresse à l'imagerie médicale. Nous avons choisi d'utiliser comme fond, des coupes transversales de CT scan hépatique au temps portal. De par ses caractéristiques d'organe plein relativement

homogène, l'imagerie hépatique sur CT scan semble être l'une des modalités d'imagerie les plus proches du fond en « bruit gaussien » utilisé dans les expériences précédentes. Nous avons choisi d'utiliser un signal mimant un signal tumoral métastatique car il s'agit d'un signal à faible contraste avec le parenchyme hépatique. Nous obtenons ainsi un signal réaliste qui nous permet de recréer une situation semblable à celles utilisées lors des expériences précédemment menées. Le second intérêt de ce signal est sa réelle difficulté de détection en radiodiagnostic, en raison du faible contraste.

Matériel et méthode

Nous effectuons une expérience de type oui/non avec des observateurs humains. Nous leur montrons deux fois dix séries de 250 images de CT scan hépatique sain sur lesquels nous avons, ou non, ajouté un signal mimant une tumeur métastatique. L'observateur fixe tout d'abord une croix sur un fond neutre distribuée de manière aléatoire dans la zone du foie. Il lui est indiqué à l'aide de quatre traits la position potentielle du signal tumoral (voir figure 6). Lorsqu'il est prêt, il tape « enter » et une fois la fixation assurée par l'oculomètre, l'image apparaît durant une seconde pour les dix premières séries et 200 ms pour les suivantes. Lorsque l'image disparaît, l'observateur doit signifier s'il a vu ou s'il pense avoir perçu le signal ou non à l'aide de deux touches de clavier distinctes, "p" pour présente et "a" pour absente. Si le temps de fixation n'est pas respecté (si l'observateur a regardé en dehors de la cible) le résultat n'est pas pris en compte et l'image est présentée à nouveau à la fin de l'expérience.

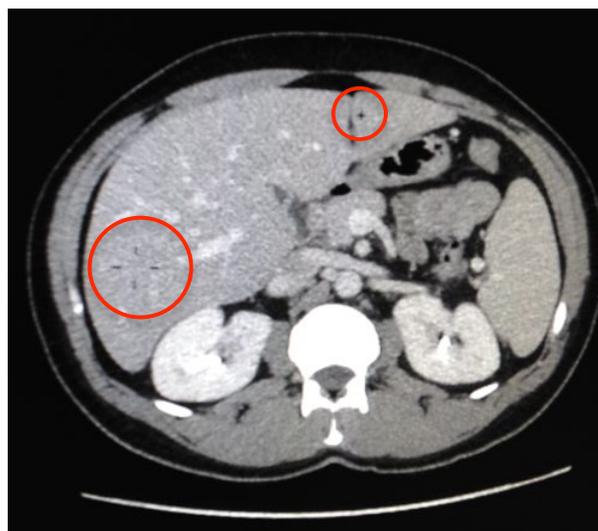


Figure 6 : coupe de CT scan avec point de fixation (+) et indication de la localisation potentielle du signal

Conditions expérimentales

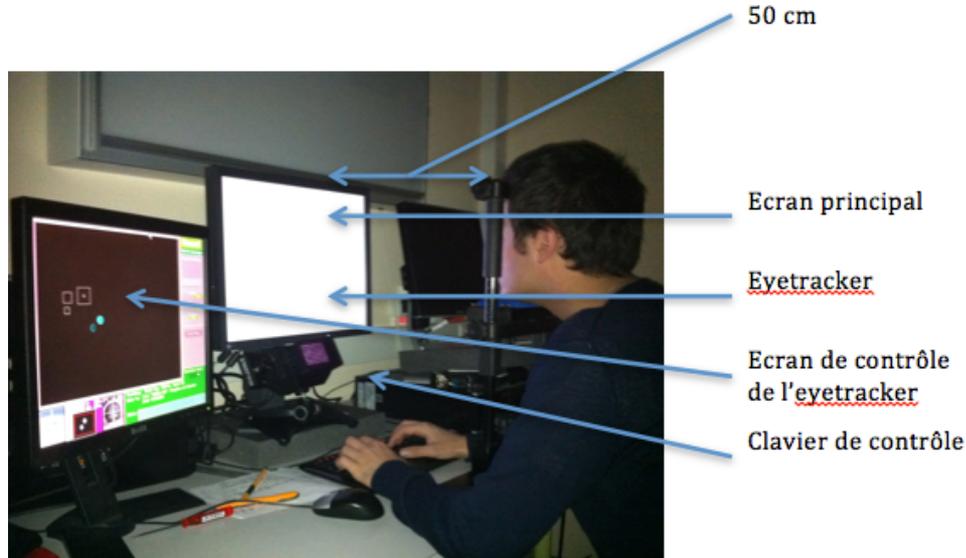


Figure 7 : disposition des éléments de l'expérience

Distance

Comme illustré par la figure 7, la tête de l'observateur est maintenue à 50 cm de l'écran, à la hauteur du centre de celui-ci, par un dispositif métallique prévu à cet effet. Ce choix a été effectué suite à l'observation de radiologues en situation réelle de diagnostic et validé par un expert (Dr. Pierre Bize, radiologue agréé, CHUV). Elle nous permet également d'obtenir un champ visuel hépatique de 15° et de tester ainsi un large panel d'excentricités. De plus, selon le montage nécessaire à l'expérience, il s'est révélé que 50 cm est la distance minimale nécessaire au bon fonctionnement de l'oculomètre.

Luminosité

L'expérience s'effectue dans la pénombre comme c'est le cas dans les services de radiodiagnostic. La lumière ambiante dans la salle de lecture recommandée par l'agence de santé publique du Canada se situe entre 5 et 10 lux²⁷ (Il n'y a pas de recommandation fédérale). La luminosité mesurée dans nos locaux est de 15 lux. Nous n'avons pas effectué l'expérience dans le noir complet car la luminosité de l'écran est trop forte et fatigue l'observateur très rapidement.

Fixation

La fixation est binoculaire mais un seul œil est suivi par l'oculomètre, soit le droit dans cette expérience pour permettre une meilleure comparaison entre les résultats.

Étalonnage

Avant que l'observateur ne commence l'expérience, l'oculomètre est étalonné afin de garantir qu'il mesure correctement les points de fixation. Un point noir sur fond gris apparaît sur l'écran. Lorsque la fixation est stabilisée sur le point, celui-ci disparaît et apparaît à un nouvel endroit. Treize points de fixations sont ainsi testés de manière aléatoire afin de couvrir l'ensemble de l'écran et de déterminer la position de la pupille lorsque le regard est dirigé vers celui-ci.

Validation

La calibration est ensuite validée en répétant une seconde fois le processus d'étalonnage de manière à assurer la reproductibilité des mesures. Nous validons la fixation si la différence moyenne est inférieure à 0.75° . La différence maximale de 1.5° est tolérée dans les angles inférieurs et supérieurs droit car il s'agit de points situés en dehors du foie.

Drift correction

Lors de la fixation, il existe un phénomène dit de masquage. Les photorécepteurs fortement sollicités s'inhibent car ils ont épuisé leur rhodopsine, la molécule photosensible. Afin de parer à ce phénomène, l'œil effectue des micro-saccades de 15 à 35 millisecondes²⁴ et de maximum un degré, modifiant ainsi sans cesse la stimulation des photorécepteurs.²³

Avant de commencer l'expérience, il est demandé à l'observateur de fixer le même point que pour l'étalonnage. L'ordinateur corrige ensuite la déviation mesurée, correspondant aux micro-saccades.

Expérience préliminaire

Glaucome

Le glaucome est une pathologie de l'œil. Il s'agit de l'augmentation de la pression intraoculaire. Cette pression appuie sur le nerf optique au niveau de la papille et le lèse. Il en résulte une réduction progressive du champ visuel. Elle atteint tout d'abord le centre et la région supéro-latérale. Sans intervention, ces pertes finissent par confluer et atteindre l'ensemble du champ visuel.

Expérience d'estimation de présence de glaucome

Nous testons donc les observateurs pour nous assurer qu'ils ne souffrent pas de glaucome ou de toute autre réduction grossière du champ visuel.

Nous testons toutes les excentricités utilisées durant l'expérience, sur des droites imaginaires irradiant du centre à 0° , 45° , 90° , 135° , 180° , 225° , 270° et 315° . L'observateur fixe le centre de l'écran gris. Il doit ensuite identifier les différents points de fixation noirs aux excentricités choisies dans toutes les directions et de manière aléatoire. La confirmation de la localisation se fait verbalement.

Entraînement

L'observateur commence l'expérience par une séquence d'entraînement. Ceci lui permet de bien comprendre la tâche à effectuer et de l'expérimenter. Ceci donne également à son système visuel un temps d'adaptation.

Nous montrons les deux types de point de fixation choisis, la croix en général et le cercle entouré d'une croix lorsque la fixation est au centre. La localisation du signal potentiel est indiquée par quatre traits. L'observateur est ensuite instruit sur le fait qu'il doit fixer impérativement le point durant le temps qu'apparaît l'image et ne pas regarder directement le signal. Le résultat recherché est la détectabilité périphérique et non la vision fovéale.

Nous montrons à l'observateur plusieurs séries qui ressemblent progressivement à l'expérience réelle. Les 9 premières images sont sans limite de temps, il suffit à l'observateur d'appuyer sur une touche pour passer à la suivante. La série suivante est composée de 9 images avec une présentation d'une seconde et un feedback sur la réponse. Il effectue ensuite deux séries de 120 images, soit dix images par excentricité avec et sans le signal randomisé. La première série s'effectue avec une présentation de une seconde, la suivante avec un temps de présentation d'image de 200 ms, soit un temps inférieur au temps nécessaire pour effectuer une saccade, mais supérieur au temps utile d'exposition. Le rapport de bonnes réponses à l'issue de ces séries d'exercice doivent être supérieur à 50%, la limite étant déterminée de manière arbitraire à 65%. Dans le cas contraire, l'observateur se voit demandé de recommencer, afin de mieux s'habituer à la tâche.

Temps de présentation

Nous avons choisi de présenter la première série de 2520 images avec une fixation forcée d'une seconde puis de 200 millisecondes. Ce premier choix est motivé par le fait qu'une seconde est un temps perçu consciemment comme étant long, durant lequel nous avons l'impression de pouvoir agir et de maîtriser l'opération de recherche. 200 millisecondes correspondent à la moyenne de temps nécessaire entre l'apparition du signal lumineux dans la vision périphérique et la saccade effectuée, mouvement consistant à amener la fovéa sur la localisation d'intérêt. (La vision Par Robert W. Rodieck)

Signal

Nous avons choisi d'utiliser un signal tumoral extrait d'un CT scan hépatique réel comme l'illustre la figure 8. Il fait 36x34 pixels. Le signal a été modifié afin d'atténuer les bords sur 2 pixels et éviter une démarcation trop franche avec le fond. Il s'agit d'un signal ovoïde, relativement homogène, d'un diamètre d'environ 1.5 cm. Ce signal tumoral a été validé par notre expert radiologue. Il représente la forme typique d'une tumeur métastatique du foie sur une coupe de scanner. Sa taille le rend difficile à la détection. En dessous, le mélange des densités prises en compte dans le calcul d'un voxel (soit 500x500x500mm) rend la sensibilité insuffisante.



Figure 8 : Signal retenu dans le cadre de cette expérience.

Type de fonds

Nous utilisons des coupes transverses de CT hépatiques sains au temps portal, présentées au niveau 40 et fenêtre 350 sur l'échelle de Hounsfield. Le temps portal est utilisé en radiodiagnostic pour la détection des métastases hépatiques hypovasculaires. Les images contiennent 512x512 pixels affichés à 200%, en échelle de gris pour correspondre à la réalité. Nous avons obtenu les examens scanners de 7 patients contenant en moyenne 32 coupes d'intérêt.

La couleur du fond neutre utilisé pour montrer à l'observateur le prochain point de fixation et la localisation potentielle du signal ainsi que divers messages est le niveau de gris 180. Il s'agit de la moyenne des gris composant le foie. Nous gardons ainsi le même seuil d'excitabilité des photorécepteurs. Ceci permet d'éviter le phénomène de masquage discuté précédemment.

Ajout du signal

Nous avons additionné le signal au fond anatomique. Dans la réalité, la tumeur remplace le tissu sain. Nous nous sommes assurés que la sommation des deux signaux ne crée pas une troisième entité trop différente de la première. Pour ce faire, nous avons mesuré les écarts-types de la tumeur et du foie. Ces deux tissus, globalement homogènes, ont des mesures proches.

Des masques ont été créés manuellement pour chaque image, afin de représenter le foie en noir (1) et le reste en blanc (0). Ces masques servent à ajouter de manière aléatoire le signal uniquement dans le foie. Afin de garder le signal à l'intérieur du foie, le masque a été contracté de 5 pixels. De cette manière, les coordonnées du signal sont connues et il est possible de choisir le point de fixation à une distance donnée de celui-ci, de manière également aléatoire. Ceci permet la génération d'une quantité presque infinie de combinaisons. Nous avons généré 1'000 images qui compose notre pool. J'ai vérifié et validé chaque image de façon à ce qu'elles soient réalistes. Le contraste entre le fond et le signal de -0.17 , a été validé par notre expert.

Nombre d'images

Nous avons choisi de manière aléatoire et arbitraire, dans le pool d'images créées, 210 images par excentricité, soit 2520 images en tout. Elles sont présentées une première fois durant 1 seconde, puis une seconde et dans un ordre différent, durant 200 ms.

Excentricités

Nous avons choisi de tester les excentricités suivantes : 0° , 3° , 6° , 9° , 12° et 15° . Nous acceptons une variation du point de fixation de 0.75° . De ce fait, une différence de fixation de moins de 2° n'a que peu d'intérêt. Le champ visuel total couvrant le foie à une distance et un affichage standard mesure environ 15° . C'est pourquoi nous avons choisi d'utiliser arbitrairement des intervalles de 3° entre ces deux valeurs. Nous avons également choisi 0° comme fixation de référence, puisqu'il s'agit d'une fixation fovéale. La position du signal est connue de l'observateur. Ceci permet de stabiliser les résultats.

La distance à l'écran est fixée à 50 cm. Les différentes distances entre le point de fixation et le signal selon l'excentricité, sont calculées selon la formule suivante :

$$d = 2h \tan\left(\frac{\theta}{2}\right)$$

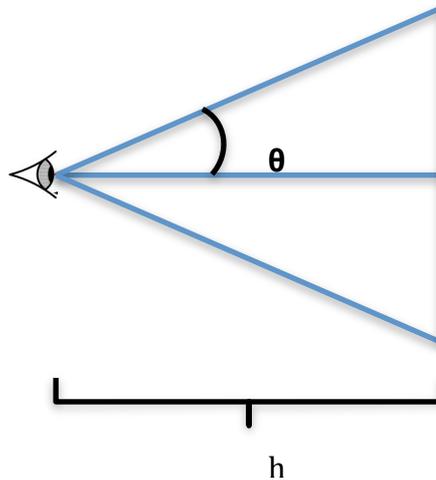


Figure 9 Schéma de la distance de l'observateur à l'écran en fonction de l'excentricité choisie

Observateur

Nous avons 5 observateurs. Deux sont étudiants en dernière année de médecine dont un des auteurs. Deux sont naïfs à l'expérience et le cinquième est l'un des co-auteurs.

Matériel

L'écran utilisé est un écran EIZO LLC95, identique à ceux utilisés au CHUV en radiodiagnostic. Une carte graphique a été nécessaire afin d'obtenir une résolution identique.

Nous avons utilisé l'EyeTracker Eyelink1000 avec une lentille de 16mm de focale.

Résultats

Sensibilité et spécificité

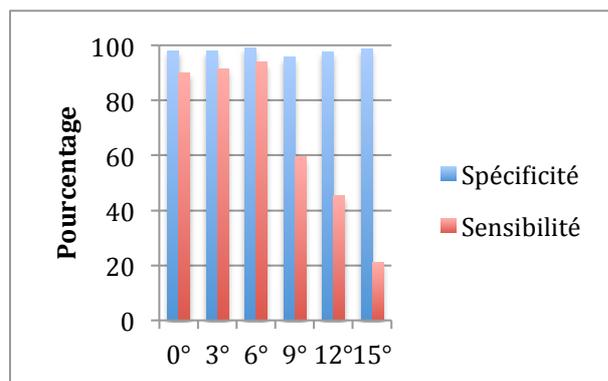
La sensibilité est définie par la proportion d'images correctement identifiées parmi celles qui contiennent effectivement un signal. Cette grandeur est également appelée taux de vrais positifs. La spécificité se rapporte aux images qui ne contiennent pas de signal. Il s'agit de la proportion d'images correctement identifiées parmi les images où le signal est absent. Cette grandeur est souvent appelée taux de vrais négatifs. D'un point de vue formel, ces grandeurs s'expriment par les relations suivantes :

$$\text{Sensibilité } Se = 100 \frac{\text{Nbr images positives contenant le signal identifiées}}{\text{Nbr images contenant le signal}}$$

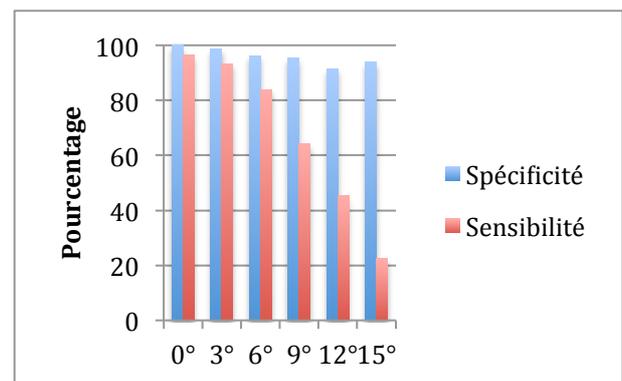
$$\text{Spécificité } Sp = 100 \frac{\text{Nbr images négatives ne contenant pas le signal identifiées}}{\text{Nbr images ne contenant pas le signal}}$$

La sensibilité et la spécificité sont calculées pour chaque observateur selon les formules ci-dessus. Les graphiques 1 à 5 les présentent pour la durée de 200 millisecondes et les graphiques 6 à 10 les présentent pour une seconde. Le graphique 11 présente les résultats moyens des sensibilités et spécificités avec des barres d'incertitude correspondant aux écarts-types des 5 observateurs.

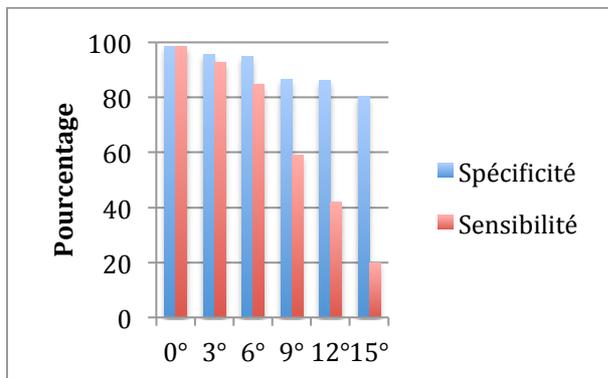
Graphique 1 spécificité et sensibilité observateur 1 à 200 ms



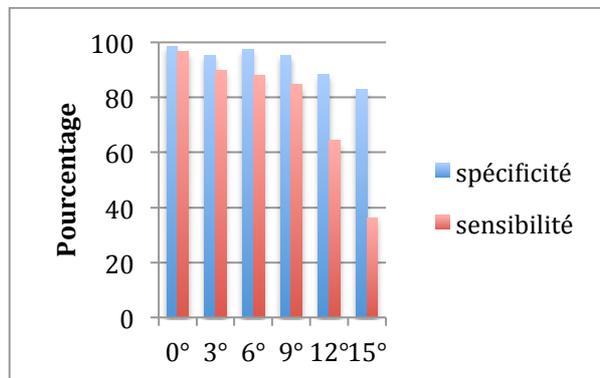
Graphique 2 sensibilité et spécificité observateur 2 à 200 ms



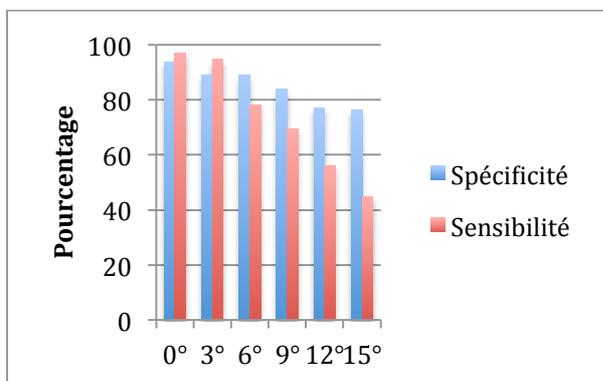
Graphique 3 sensibilité et spécificité observateur 3 à 200 ms



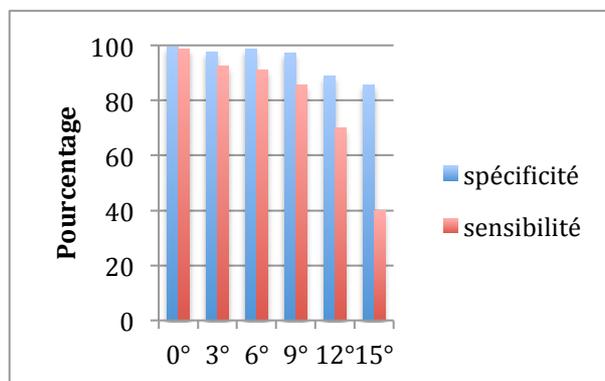
Graphique 6 sensibilité et spécificité observateur 1 à 1000 ms



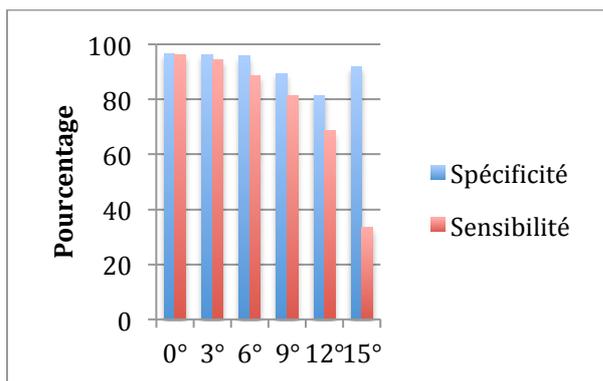
Graphique 4 sensibilité et spécificité observateur 4 à 200 ms



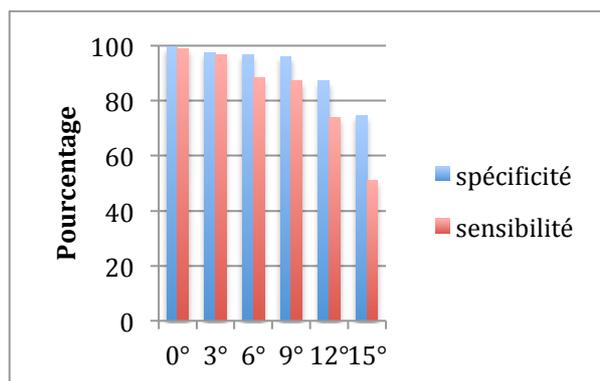
Graphique 7 sensibilité et spécificité observateur 2 à 1000 ms



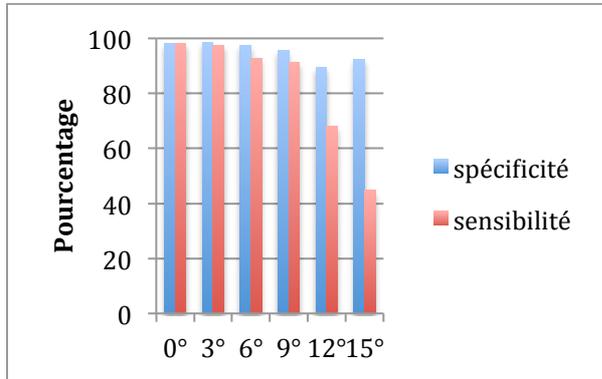
Graphique 5 sensibilité et spécificité observateur 5 à 200 ms



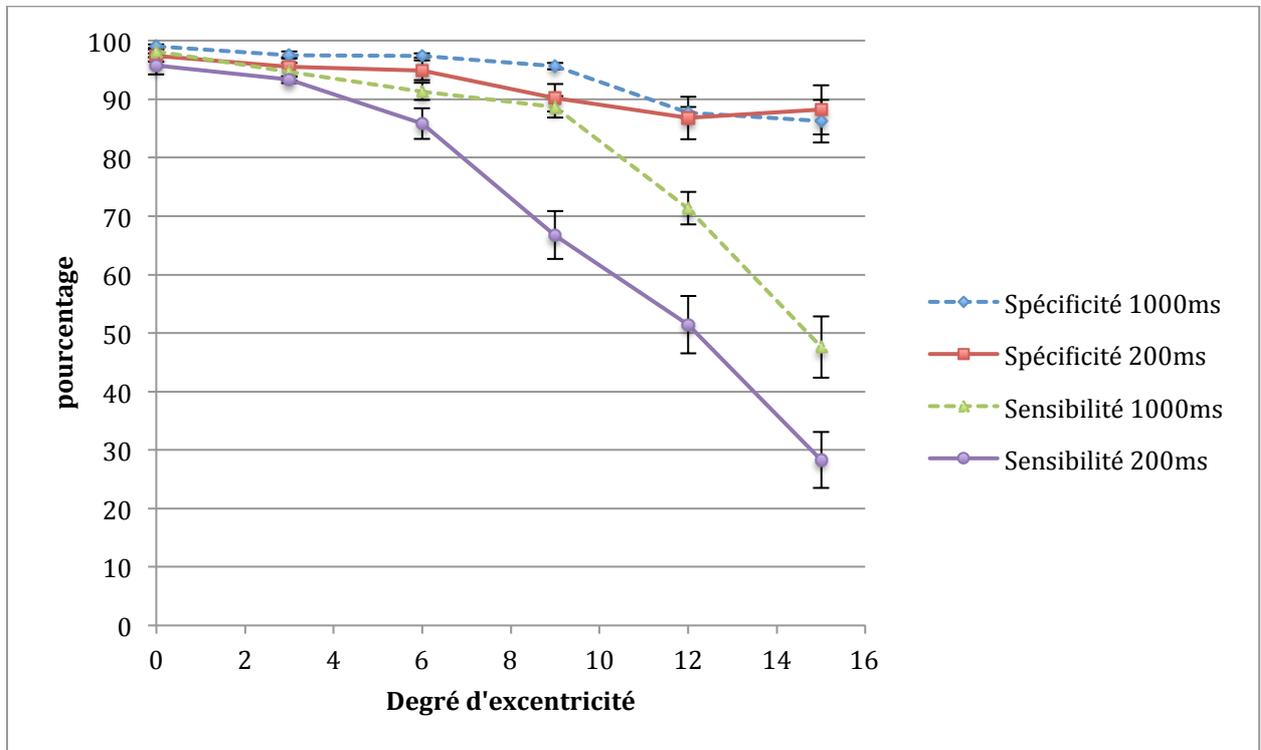
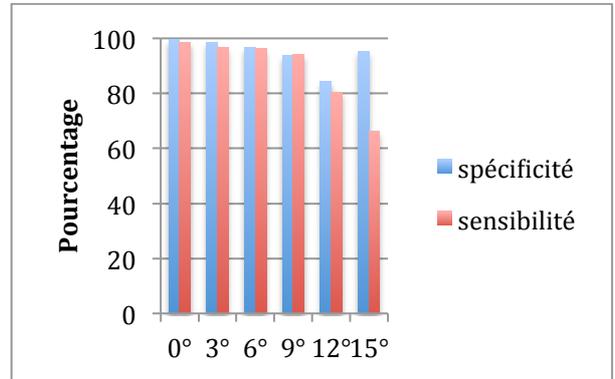
Graphique 8 sensibilité et spécificité observateur 3 à 1000ms



Graphique 9 sensibilité et spécificité observateur 4 à 1000ms



Graphique 10 sensibilité et spécificité observateur 5 à 1000ms



Graphique 11 moyennes des sensibilités et spécificités en pourcentage pour les cinq observateurs pour les deux durées de présentation.

Détectabilité selon l'excentricité

Comme le montre la figure ci-dessous, la courbe présentant la sensibilité en fonction de $(1 - \text{spécificité})$ représente une courbe ROC (receiver operating characteristic). La diagonale principale ($x=y$) représente un observateur répondant au hasard. La détectabilité (d') est représentée par la distance entre cette diagonale et courbe ROC mesurée le long de la diagonale secondaire mesurée sur une échelle spécifique (gaussienne cumulative).²⁵

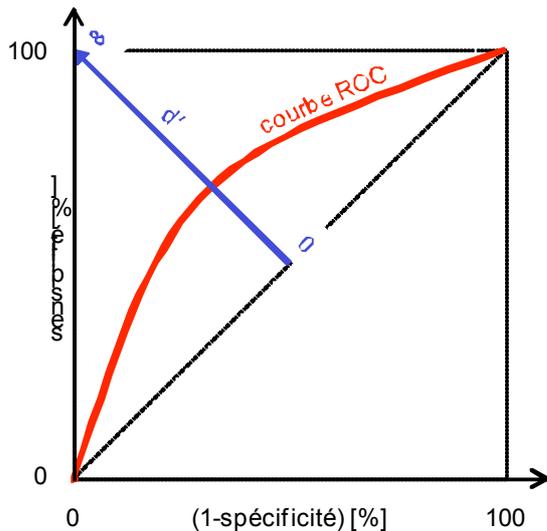
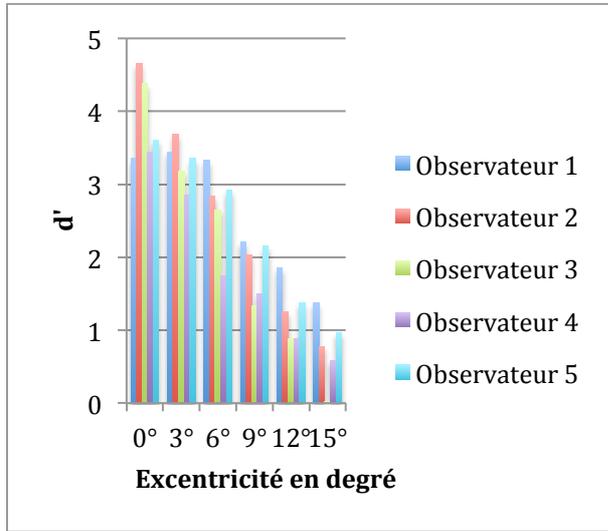


Figure 10 exemple de courbe ROC

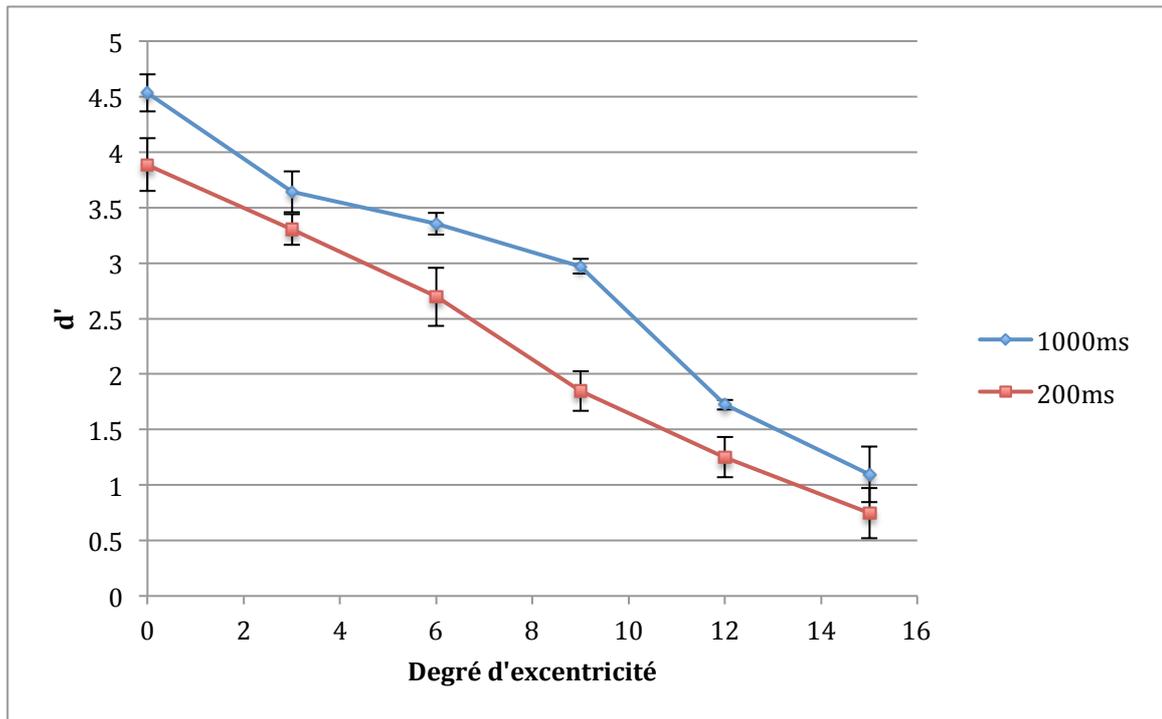
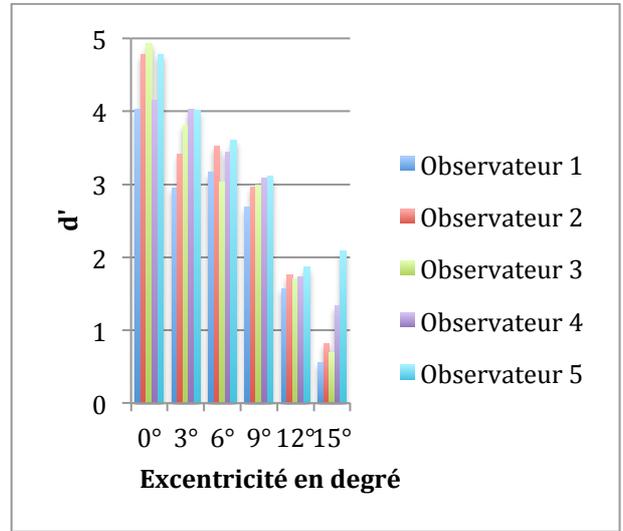
Les détectabilités ont été calculées pour chaque observateur et chaque condition sur le site *D'calculator* mis au point par le Dr Miguel Eckstein.²⁶ Elles sont représentées selon le temps de présentation par les graphiques 12, 13 et leur moyenne par le graphique 14.

L'observateur 2 à 200 ms a obtenu une spécificité maximale. De ce fait, la valeur de « d' » est, selon la formule utilisée par le *d'calculator*²⁶, infinie. Pour diminuer l'écart-type et obtenir une valeur réaliste, nous avons diminué la spécificité d'une demi image.

Graphique 12 détectabilité pour tous les observateurs à 200ms



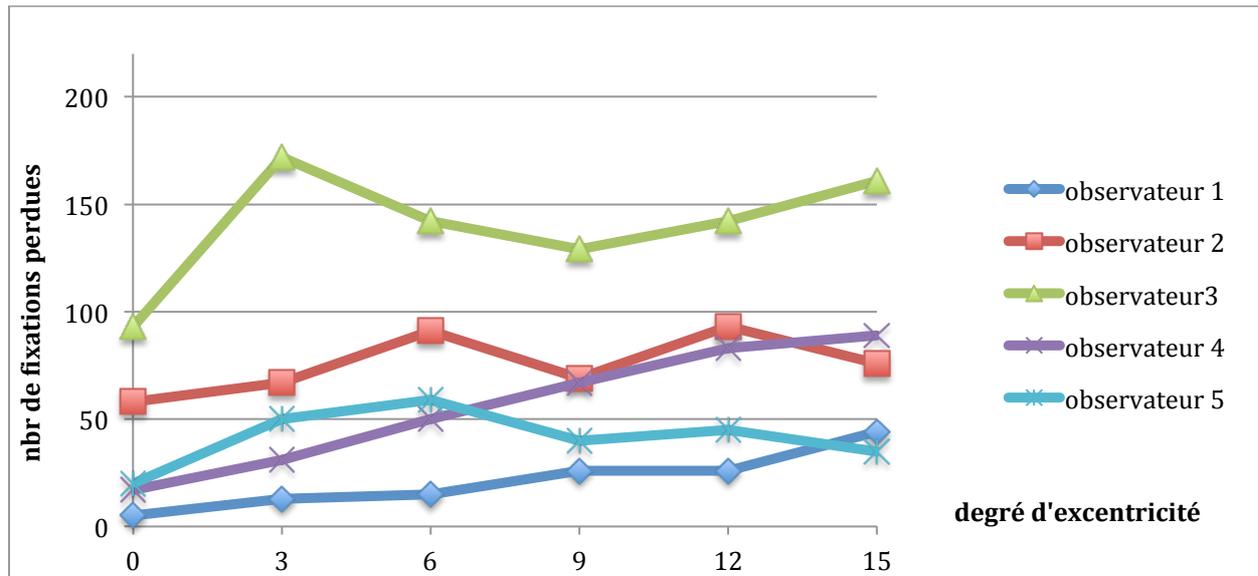
Graphique 13 détectabilité pour tous les observateurs à 1000ms



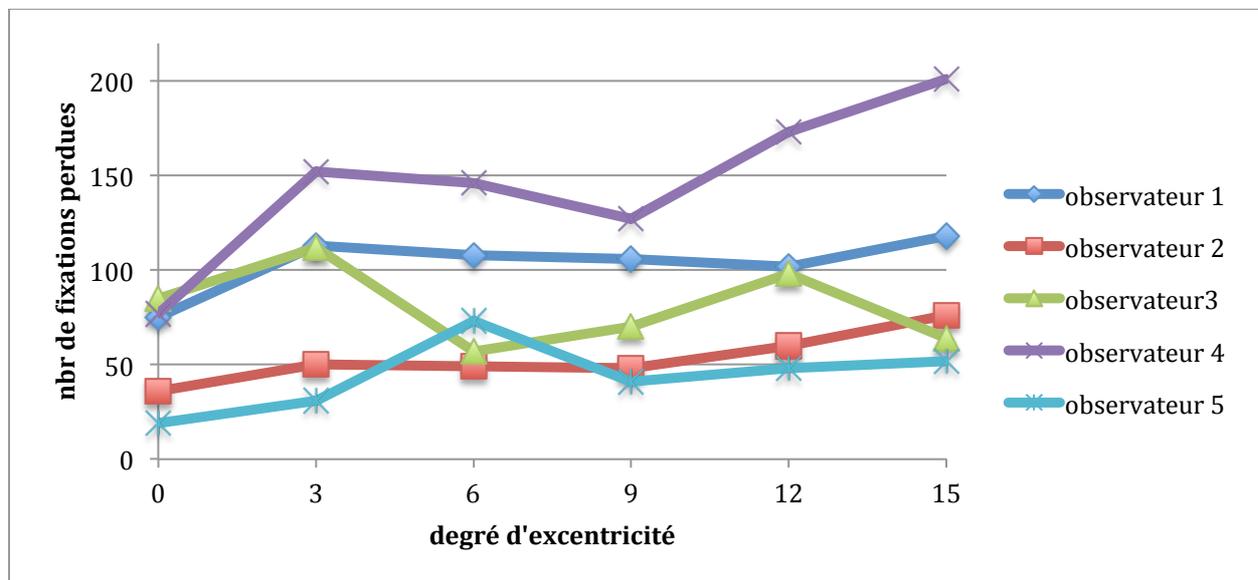
Graphique 14 détectabilité moyenne des observateurs pour chaque excentricité pour les deux temps (les barres d'erreur sont trop petites pour être visualisées sur le graphique.)

Pertes de fixations

La fixation est considérée comme perdue à chaque fois que le regard de l'observateur est dirigé en dehors de la zone délimitée autour du point de fixation, soit un cercle 50 pixels de diamètre. Les graphiques 15 et 16 montrent le nombre de fixations perdues par chaque observateur en fonction de l'excentricité.



Graphique 15 nombre de pertes de fixations à 200ms selon l'excentricité, par observateur



Graphiques 16 pertes de fixations par observateur à 1000ms selon l'excentricité

Discussion

Le résultat le plus important de ce travail est que nous avons pu caractériser la détectabilité en fonction de l'excentricité. En effet, comme nous pouvons le voir sur le graphique 14, la détectabilité décroît en fonction de la distance angulaire à la fovéa. Pour le plus grand angle testé (15°), la réduction de détectabilité est d'environ 80% par rapport à la vision fovéale.

Les cinq observateurs semblent avoir adopté de manière inconsciente la même attitude de détection. De ce fait, un observateur moyen est représentatif et nous permet de faire les observations suivantes. En effet, sur les graphiques 1 à 10, on observe que lorsque l'excentricité augmente, la stratégie d'observation tend à réduire la sensibilité tout en maintenant la spécificité relativement haute, diminuant d'environ 15% à 15° . En revanche, la sensibilité diminue sensiblement dès six degrés. Ceci peut s'expliquer par le fait que, dans les grandes excentricités, la perception consciente du signal est faible. Les observateurs tendent donc préférentiellement à répondre par la négative (que le signal soit présent ou non). Par voie de conséquence, cela favorise la spécificité au détriment de la sensibilité. Cela est particulièrement visible chez l'observateur 5 pour une durée de présentation de 1000 ms (voir graphique 10) qui va même jusqu'à augmenter sa spécificité à l'excentricité maximale.

Une différence interpersonnelle quant à la stratégie apparaît néanmoins. L'écart-type augmente avec l'excentricité, montrant que pour les petites excentricités, les différences interpersonnelles sont faibles. Certains observateurs privilégient clairement la spécificité comme l'observateur 1 et 5, alors que l'observateur 4 privilégie la sensibilité. De manière générale, tous les observateurs maintiennent la spécificité aux deux temps. La sensibilité décroît avec la même pente aux deux temps. Elle est maintenue plus longtemps à 1000 ms, diminuant à partir de 9 degrés alors que la courbe de la sensibilité à 200 ms décroît déjà à partir de 6 degrés. Ceci rejoint les observations faites sur la détectabilité.

L'évolution de la détectabilité à 200 ms et 1000 ms de durée de présentation est semblable. Les deux courbes de la figure 14 évoluent parallèlement avec une performance significativement meilleure à 1000 ms. Cette observation peut s'expliquer par le fait qu'à 1000 ms, l'observateur a le temps de focaliser son attention sur la zone périphérique d'intérêt et ainsi modifier la sélection des informations perçues par son système neuro-visuel, comme l'a observé le Pr. Francke en 1977²¹. Les deux droites, représentant les détectabilités, se rejoignent à quinze degrés d'excentricité pour passer sous la barre de l'unité et tendent vers la valeur zéro. Le zéro de détectabilité correspond à la sensibilité et la spécificité rencontrée dans le cas d'un observateur aléatoire. Plus l'excentricité augmente, plus la détection du signal se fait difficile et elle tend à être aléatoire dans les grandes excentricités de manière similaire aux deux temps.

De manière subjective, les observateurs signalent avoir plus de facilité à déterminer si le signal est présent ou absent lorsque celui-ci se situe au dessus du point de fixation. Il est possible, lors d'un développement futur, de déterminer la sensibilité et

la spécificité selon la répartition géographique du signal grâce aux données récoltées. Néanmoins, cette observation subjective rejoint les observations objectives menées par Ullman et Koch en 1985 et s'applique à la salience map.

Nous observons qu'en moyenne les observateurs perdent 67 fixations à 200 ms et 85 à 1000 ms, soit respectivement 2,65% et 3,37% du nombre total d'images. Il est peu étonnant de voir que plus le temps est long et plus le maintien de la fixation est difficile. Les observateurs 2 et 3 font exception, l'observateur 3 de manière plus flagrante que l'observateur 2 avec une différence moyenne 58 pertes de fixation pour le premier et 23 pour le second. Un observateur différent fait exception à chaque temps. Il n'y a pas de corrélation individuelle observée entre les deux temps. La perte de fixation tend à augmenter avec l'excentricité, ce qui est explicable par l'attraction que le signal exerce sur la fovéa et incite l'observateur à effectuer une saccade. De plus, la définition de la rétine diminuant fortement avec la distance à la fovéa, un point plus éloigné aura une moins bonne définition et l'observateur est d'autant plus tenté d'effectuer une saccade pour assurer la détection et ainsi mieux répondre à la tâche.

Les observateurs 2, 3 et 5 à 200ms et 2,4 et 5 à 1000ms présentent une inflexion à 9 degrés. A 200 ms, l'observateur 1 présente un plateau de 9 à 12 degrés et l'observateur 4 lui, montre une progression constante du nombre de pertes de fixation. A 1000 ms, l'observateur 1 présente un plateau légèrement décline entre 6 et 12 degrés et l'observateur 3 voit une inflexion à 6 degrés. De manière globale, les observateurs présentent tous une augmentation nette du nombre de perte de fixations de 0 à 3 degrés puis une progression plus ou moins stable, excepté pour l'observateur 3 à 200 ms et l'observateur 4 à 1000 ms. Cette observation peut être due au hasard, le nombre d'observateurs en restreint limite la valeur des observations. D'autres facteurs peuvent expliquer ces dyscrépences inter-individuelles. La variation de 0.75° de moyenne tolérée lors de l'étalonnage peut être répartie de manière plus ou moins variée sur l'ensemble du champ d'observation. Lorsque la variation est grande, la fixation peut être considérée comme étant à la limite du point de fixation. Elle est considérée comme perdue pour une moindre variation que pour d'autres points. La perte de fixation peut être corrélée à la disposition spatiale. Les pauses entre les séries peuvent être un autre facteur, influençant la concentration de l'observateur de par le nombre d'images déjà visionnées.

On observe que la perte de fixation même à zéro degré est non nulle, allant de 19 à 77 à 1000 ms et de 5 à 93 à 200 ms selon les différents observateurs. A priori, on aurait pu s'attendre à ce qu'aucune perte de fixation n'apparaisse en détection fovéale (excentricité = 0°). Il est possible de l'expliquer par la perte de pupille par l'eyetracker lors des cillations, considérée comme perte de fixation. Quelques cillations volontaires ont été effectués à titre de test. De ce fait, les valeurs pour les excentricités sont à relativiser en fonction de cette valeur seuil. Le temps imparti à ce travail ne me permet pas d'étudier la répartition temporelle des pertes de fixation sur chaque série d'images. Ceci pourrait permettre d'observer s'il existe un lien entre ces pertes et la fatigue neuro-oculaire des observateurs. Mais cette mesure ne tient pas en compte les pauses entre les différentes séries, elle serait à relativiser.

Limites de ce travail

Les performances enregistrées durant cette expérience sont entachées par diverses sources d'erreurs. Les deux premières sont des erreurs d'ordre humain. La première est la fatigabilité visuelle et cognitive de l'observateur. Lors de la première récolte de données effectuée par l'observateur 1, celui-ci a montré des signes de fatigue après environ quatre cents images. Il rapporte avoir eu des scotomes temporaires. Lors de la reprise, il est apparu que l'eyetracker ne détecte pas systématiquement la pupille et un repositionnement de ce dernier est impossible sans arrêter l'expérience et perdre les données acquises. De ce fait, les 2520 images ont été divisées en dix séries afin de lui permettre de prendre des pauses entre chacune si nécessaire.

La seconde est l'erreur de transmission d'information entre le cerveau de l'observateur et sa main. A plusieurs reprises, les observateurs ont eu conscience de ne pas avoir répondu ce qu'ils avaient voulu. Ils ont tapé "a" alors qu'ils avaient perçu le signal et réciproquement. Une autre source d'erreur est l'eyetracker. La calibration et la validation sont approximatives, il y a une variation de 0.75° au maximum. La détectabilité peut être modifiée par cette marge, principalement pour les petites excentricités. Un dernier facteur limitant est le nombre restreint d'images pour les grandes excentricités. Les foies étant relativement petits, le choix de localisations des signaux est d'autant plus restreint que l'excentricité est importante.

Conclusion

Les cinq observateurs ont adopté la même stratégie d'observation. En moyenne, les observateurs tendent à maintenir leur spécificité tout en diminuant la sensibilité en fonction de l'excentricité. La sensibilité est meilleure lorsque le temps d'exposition est plus long aux excentricités médianes (ici 9°), puis décroît rapidement pour tendre à la même valeur à grande excentricité (ici 15°). La détectabilité diminue en fonction de l'excentricité et tend à devenir proche de zéro à 15° . En conclusion, la détectabilité est fonction de l'excentricité. De plus, les observations faites, comme que la sélectivité neuro-visuel, se corrént aux expériences précédemment menées par d'autres équipes. Elles permettent d'envisager l'application des différents modèles à une réalité anatomique.

Annexe :

Tableau 1 Sensibilité, spécificité, détectabilité et fixations perdues à 200 ms, par observateur et pour chaque excentricité

200 ms	Sensibilité	Spécificité	d'	Fixations perdues
Observateur 1				
0°	90	98.1	3.354	5
3°	91.43	98.1	3.44	13
6°	83.81	99.05	3.33	15
9°	59.54	95.71	2.216	26
12°	45.24	97.62	1.861	26
15°	20.95	98.57	1.381	44
Observateur 2				
0°	96.67	99.76	4.657	58
3°	93.34	98.57	3.691	67
6°	83.81	96.19	2.842	91
9°	64.24	95.28	2.035	69
12°	45.24	91.43	1.248	95
15°	22.38	93.81	0.78	76
Observateur 3				
0°	98.57	98.57	4.378	93
3°	92.86	95.71	3.183	172
6°	84.76	94.76	2.648	152
9°	59.05	86.67	1.339	179
12°	41.91	86.19	0.885	142
15°	20	80.48	0.017	161
Observateur 4				
0°	97.14	93.81	3.441	17
3°	94.76	89.05	2.851	31
6°	78.1	88.89	1.743	50
9°	69.53	83.81	1.498	67
12°	56.19	77.14	0.885	83
15°	44.81	76.19	0.582	89
Observateur 5				
0°	96.19	96.67	3.606	20
3°	94.29	96.19	3.353	50
6°	88.57	95.71	2.922	59
9°	81.43	89.52	2.149	40
12°	68.57	81.43	1.378	45
15°	33.34	91.9	0.968	35

Tableau 2 Sensibilité, spécificité, détectabilité et fixations perdues à 200 ms, par observateur et pour chaque excentricité

1000 ms	Sensibilité	Spécificité	d'	Fixations perdues
Observateur 1				
0°	96.67	98.57	4.025	75
3°	90	95.24	2.95	113
6°	88.1	97.62	3.161	103
9°	84.76	95.24	2.695	106
12°	64.29	88.57	1.57	102
15°	36.19	82.86	0.557	118
Observateur 2				
0°	98.67	99.52	4.779	77
3°	92.38	97.62	3.412	112
6°	90.55	98.57	3.527	57
9°	85.71	85.81	2.969	70
12°	70	89.05	1.754	97
15°	40	85.71	0.814	52
Observateur 3				
0°	99.05	99.52	4.935	77
3°	96.67	97.62	3.815	152
6°	88.57	96.67	3.037	146
9°	87.14	96.19	2.988	127
12°	73.81	87.14	1.704	173
15°	50.98	74.76	0.69	201
Observateur 4				
0°	98.1	98.1	4.15	77
3°	97.62	98.57	4.023	102
6°	92.86	97.62	3.446	146
9°	91.43	95.71	3.086	127
12°	68.1	89.53	1.725	173
15°	44.76	92.56	1.334	201
Observateur 5				
0°	98.57	99.53	4.779	19
3°	96.67	98.57	4.01	31
6°	96.19	96.67	3.606	73
9°	94.29	93.81	3.119	41
12°	80.48	84.29	1.865	48
15°	66.19	95.24	2.086	52

Bibliographie

1. J. Najemnik, W.S. Geisler Optimal eye movement strategies in visual search, *Nature* 2005 ; 434, 387-391
2. www.cps.utexas.edu/Research/Geisler/Projects/Bayesianideal.html 07.2011
3. W.S. Geisler, J.S. Perry, J. Najemnik Visual search : The role of peripheral information measured using gaze-contingent displays, *Journal of Vision* 2006 ; 6, 858-873
4. V. Laurent, S. Corby, D. Régent Foie et contraste des lésions focales : corrélation radio-histologique, *Journal de Radiologie* 2007 ; 88, 1036-1047
5. A. Blum, Ph. Henrot, D. Regent Mise au point du scanner hélicoïdal du foie, principes et applications, Service de Radiologie, CHU Nancy 1998
6. <http://www.info-radiologie.ch/04.2011>
7. M.M. Michel, W.S. Geisler Gaze Contingent Display : Analysis of Saccadic Plasticity in Visual Search, Center for perceptual systems, University of Texas at Austin, Texas, USA
8. G. Herlod Médecine interne 3^{ème} édition 2008, De Boeck
9. G.P. Kandel Gastroenterology chapter, Toronto Notes : Comprehensive medical reference 2002
10. R.W. Rodieck La Vision 1^{ère} édition 2003, De Boeck
11. J. Najemnik, W.S. Geisler Eye movement statistics in humans are consistent with an optimal search strategy, *Journal of Vision* 2008 : 4, 1-14
12. W.S. Geisler, L. Cormack Models of Overt Attention, University of Texas at Austin, Texas, USA
13. M.P. Eckstein, S. Zhang Evolution and optimality of similar neural mechanisms for perception and action during search, department of psychology, university of California, Santa Barbara, USA
14. J.J. Embrechts, Introduction aux techniques de l'éclairage, département d'électricité, université de Liège, Belgique
15. S. Park, E. Clarkson Efficient estimation of ideal-observer performance in classification tasks involving high-dimensional complex backgrounds, *Journal of Optical Society of America* 2009 ; 26, 59-70
16. W. Geisler Ideal observer analysis of visual discrimination 1987 ; 17-31
17. J.G. Robson, N. Graham probability summation and regional variation in contrast sensitivity across the visual field, *Vision Research* 1981, 21 ; 409-418
18. W.S. Geisler, D.B. Hamilton Sampling-theory analysis of spatial vision, *Journal of Optical Society of America* 1986, 3 ; 62-70
19. Spalton, Hitchings, Hunter La rétine normale, chapitre 13, Atlas d'ophtalmologie 2^{ème} édition De Boeck 2005
20. A. L. Yarbus, Eye Movements and Vision. New York: Plenum Press, 1967
21. D. Peraya, Entendre, voir, comprendre, staf 13, module 1, document 1, UNIGE
22. F. Jauzein, œil, cerveau, perception visuelle : évolution des concepts jusqu'au siècle des lumières, 02.2006
23. Oxford Handbook of Eye Movements Par Simon Liversedge, Iain Gilchrist, Stefan Everling

24. M. Jannerod, P. Gerin, J. Pernier, Déplacements et fixations du regard dans l'exploration libre d'une scène visuelle, vision research 1968, 8 : 81-97
25. <http://www.chups.jussieu.fr/polys/biostats/poly/POLY.Chp.5.2.html>
26. http://www.psych.ucsb.edu/research/viu/cyberfits/Dp_yesno.html
27. http://www.chus.qc.ca/fileadmin/doc_chus/Volet_academique_RUIS/CECR/Co_de_securite_35.pdf