UNIVERSITE DE NANTES

FACULTE DE MEDECINE

Année 2011

N°72

THESE

pour l'obtention du

diplôme d'état de docteur en médecine

DES OPHTALMOLOGIE

par

Monsieur Jonathan LEFETZ

Né le 24 Avril 1981 à Beaupréau (49)

Présentée et soutenue publiquement le 04 Octobre 2011

ENREGISTREMENT DES MOUVEMENTS OCULOMOTEURS DU SUJET SAIN PAR VIDEO-OCULOGRAPHIE

Président & directeur de thèse : Monsieur le Professeur Alain Péchereau

Membres du jury : Pr Michel Weber, Pr Jean-François Charlin, Dr Françoise Oger-Lavenant, Dr Guylène Le Meur, Dr Pierre Lebranchu

Table des matières

I - INTRODUCTION	8
A - Historique de l'enregistrement des mouvements oculomoteurs	10
1/L'électro-oculographie	11
2/ L'enregistrement galvanométriques par coils scléraux	13
3/ L'enregistrement par analyse du reflet cornéen et la photo-oculographie	14
4/ La vidéo-oculographie	16
II MATEDIELS	10
A Le système de vidéo oculographie 3D VOC de SMITM	10 18
R - Le système de stimulation	10
C - Sujets étudiés	23
D - Installation du sujet	2.4
E - Correction optique et 3D-VOG	
HI METHODES	27
III - METHODES.	27 27
A - Calibrage du 5D- VOG B - Référence de torsion	
C - Les paradigmes d'étude	
1/ Protocole d'étude de la fixation	31
2/ Protocoles d'étude des saccades	32
3/ Protocoles d'étude des poursuites horizontales	
4/ Protocole d'étude du nystagmus optocinétique	
5/ Protocole d'étude des vergences.	
D - Méthodes d'analyse des données collectées	
1/ Affichage graphique sur le logiciel 3D-VOG	
2/ Export des données du logiciel 3D-VOG	40
3/ Analyse des données du protocole d'étude de la fixation	
4/ Analyse des données du protocole d'étude des saccades	44
5/ Analyse des données du protocole d'étude de la poursuite linéaire	45
6/ Analyse des données du protocole d'étude de la poursuite sinusoïdale	46
// Analyse des données du protocole d'étude du nystagmus optocinétique	47/
8/ Analyse des données du protocole d'étude des vergences	48
IV - RESULTATS	49
A - Résultats du protocole d'étude de la fixation dans les 9 positions	
1/ Précision moyenne de l'analyse monoculaire :	
2/ Qualité de l'analyse binoculaire :	53
B - Résultats du protocole d'étude des saccades	54
1/ Saccades horizontales	
2/ Saccades verticales	
5/ Ecart angulaire oeil droit – oeil gauche	
C - Resultats du protocole d'etude des poursultes	
1/ rouisulles inicalles à vitesse constante	03
D - Résultate du protocole d'étude du pystagmus optocinétique	
D - Resultats du protocole d'etude du hystagnius optochlenque	

E - Résultats du protocole d'étude des vergences	73
1/ Vergences symétriques binoculaires	73
2/ Vergences symétriques monoculaires	74
3/ Vergences asymétriques binoculaires	75
4/ Vergences asymétriques monoculaires	76
V - DISCUSSION	
A - Limites techniques de l'étude	79
1/ Attention du sujet	79
2/ Défauts quantitatifs de signal	79
3/ Défauts qualitatifs de signal	
4/ Précision du système	
B - Protocole d'étude des saccades oculaires	
1/ Précision des saccades horizontales et verticales	
2/ Vitesse des saccades horizontales et verticales	
C - Protocole d'étude des poursuites oculaires horizontales	
D - Protocole d'étude du nystagmus optocinétique horizontal	91
E - Protocole d'étude des vergences	
F - Applications et ouvertures à l'étude clinique	
1/ Analyse de la déviation oculaire	94
2/ Etude des paralysies oculomotrices	95
3/ Etude des atteintes neurologiques centrales	96
4/ Etude des nystagmus	97
5/ Etude des troubles des vergences	
b Resultation of the decomposition of the decom	99
Références bibliographiques	
VII - ANNEXES : tableaux de données de l'étude	104
Résumé et mots clés	

I INTRODUCTION

Pour l'ophtalmologiste clinicien, l'analyse précise des mouvements oculomoteurs est longtemps restée une gageure. L'étude sémiologique et physiopathologique des troubles de la motricité oculaire s'est développée grâce à des artifices d'examen, parmi lesquels les barres de prisme de Berens pour l'analyse au test sous écran de la déviation des axes visuels, ou bien le dispositif de Hess-Weiss, évolution de l'appareil de Lancaster.

Le plus souvent néanmoins, l'examinateur ne peut compter que sur ses impressions subjectives pour coter des anomalies souvent très discrètes. Les caractéristiques d'amplitude et de vélocité des saccades et poursuites oculaires ne permettent pas à un simple observateur d'appréhender de manière quantitative les données de ces mouvements.

Au fil du siècle dernier, la technologie a amené des réponses à la problématique de l'analyse objective des mouvements des yeux. L'électro-physiologie notamment, a permis de défricher le terrain de l'exploration rationnelle et chiffrée de l'oculomotricité, avant d'être relayée par des méthodes d'enregistrement électromagnétiques ou optiques.

Malgré ces réelles avancées, l'examen clinique médical et orthoptique des mouvements oculaires n'a toujours pas été supplanté. La raison en est simple : aucun des systèmes techniques utilisés jusqu'à maintenant ne satisfait entièrement au cahier des charges de l'analyse oculomotrice.

Le professeur Quéré établissait ainsi il y a plus de 20 ans les critères d'acceptabilité et de qualité d'une méthode d'enregistrement des mouvements des yeux[1]. Il définissait 4 conditions préalables, le dispositif utilisé devant être :

- indolore, sans contrainte, atraumatique ;
- sans immobilisation de la tête ;
- applicable à tout âge ;
- de coût raisonnable.

Sur le plan technique, 10 pré-requis étaient évoqués pour assurer la qualité des analyses :

- Enregistrement simultané des 2 yeux ;

- Enregistrement de tous les types de mouvements : versions, vergences, spontanés ou induits, anormaux...;
- Enregistrement suivant tous les axes : horizontal, vertical et oblique ;
- Enregistrement yeux ouverts et fermés, ou en occlusion unilatérale ;
- Enregistrement avec la correction optique portée ;
- Compensation possible d'une déviation strabique ;
- Enregistrement en temps réel : corrélation directe mouvement-signal ;
- Enregistrement quantitatif permettant les calculs de : amplitude, vitesse, accélération ;
- Enregistrement avec conservation de documents objectifs ;
- Méthode facile et sûre pour les manipulateurs.

Les études électro-oculographiques entreprises dans les années 1980 par l'équipe d'ophtalmologie du C.H.U. de Nantes ne pouvaient respecter l'ensemble de ces critères [2]. Les travaux réalisés ultérieurement sur la photo-oculographie sont également restés sans suite du fait des limitations techniques inhérentes au système [3].

Cet intérêt pour l'enregistrement oculomoteur a été relancé par l'acquisition d'un système dédié de vidéo-oculographie 3D-VOG (SMITM). L'objectif principal recherché était la possibilité d'étude objective, sur les nombreux consultants du service, des mouvements oculaires anormaux, dans l'ensemble du champ des pathologies sensori-motrices visuelles. Cet outil devait servir le diagnostic clinique et aider à la décision thérapeutique.

Cependant, avant de revendiquer l'analyse du pathologique, la définition des limites de la physiologie devait être établie. L'absence de recul clinique sur le système de vidéooculographie utilisé nécessitait un travail d'étude du sujet indemne de troubles oculomoteurs, dit « sain », avant de pouvoir extrapoler sur le pathologique.

Ce travail de thèse se propose donc, à travers l'analyse d'enregistrements vidéooculographiques de sujets sains, de valider la précision du système 3D-VOG. L'objectif principal consiste en la création d'un protocole d'étude simple, fiable et reproductible des mouvements oculomoteurs. Quels paramètres de stimulation permettent une qualité d'enregistrement optimale des versions, pour un maximum d'individus? Quels critères d'interprétation sont les plus à même de détecter un dysfonctionnement visuel moteur ? Pour ce faire, l'étude pose tout d'abord les bases de fonctionnement du dispositif, de l'installation du matériel et du sujet jusqu'à la phase d'acquisition proprement dite. L'ensemble des mouvements oculomoteurs physiologiques sont ensuite appréhendés : fixation, saccades et poursuites, nystagmus optocinétique, vergences. Pour chacun de ces mouvements, un protocole de stimulation spécifique est mis en place, dans le but de déterminer la précision des mesures faites par le système. L'interprétation des données capturées se voit automatisée dans la mesure du possible, et donne lieu à analyse mathématique sur l'échantillon de sujets étudiés. Enfin, les aléas liés à la technique vidéo-oculographique sont explicités pour en diminuer les effets, dans l'optique de travaux ultérieurs.

A Historique de l'enregistrement des mouvements oculomoteurs

Les premières tentatives historiques d'enregistrement des mouvements oculaires datent de la fin du XIXe siècle. Les méthodes contact sont envisagées à l'époque, basées sur un système de traceur en lien mécanique direct avec la surface oculaire [4][5][6](figure I.1).

A partir de ce principe, Javal [7] et Lamare [8] décriront le mécanisme des saccades visuelles pendant la lecture. Le caractère invasif de l'examen le fera abandonner au profit de techniques moins risquées.



Figure I.1 : Principe (a) et exemple de résultat (b) du traceur de mouvements oculaires horizontaux mis au point par Edmund Huey en 1900.

Illustration tirée de Eggert T., Eyes movements recordings: methods, dans l'ouvrage Neuroophthalmology : neuronal control of eye movements, Ed. Karger AG 2007.

1 L'électro-oculographie

La différence de potentiel électrique existant entre la face antérieure de la cornée, chargée positivement, et la couche de l'épithélium pigmentaire rétinien, constitue le principe de base de l'enregistrement électro-oculographique. Des électrodes cutanées péri-orbitaires servent à mesurer les variations de ce potentiel électrique oculaire naturel en lien avec la position du globe (figures I.2 et I.3).



Figure I.2: Illustration du principe de l'électro-oculographie, par Richter A. et Ternaux M., 2005-2006



Figure I.3: Installation du sujet soumis à un enregistrement électro-oculographique Illustration tirée de Quéré MA., Physiopathologie Clinique de l'Équilibre Oculomoteur, 1983

Ce phénomène est connu depuis les travaux de Dubois-Raymond en 1849 [9], et a été mis en application clinique dès 1922 par Schott [10] dans l'étude des mouvements oculomoteurs. Schott pensait cependant mesurer directement l'activité électrique des muscles orbitaires, mais Mower rectifia cette hypothèse électro-physiologique en l'attribuant à juste titre aux variations de potentiel du dipôle oculaire. Fenn et Hursch ont montré dans les années 1930 [11] que l'amplitude du signal électrique perçu est proportionnelle au sinus de l'angle de rotation de l'oeil. De ces constatations ont découlé de multiples travaux [12] [13] amenant au perfectionnement de la technique d'enregistrement, concernant notamment l'amplification du signal émis.

Les avantages de l'électro-oculographie sont bien décrits par le professeur Quéré [1] : indolore, elle ne demande pas d'immobilisation de la tête, et est donc applicable à tout âge. Le matériel demandé reste peu onéreux. Elle permet une acquisition binoculaire simultanée, à paupières ouvertes ou fermées, avec éventuelle correction optique. Les documents d'enregistrements peuvent être conservés physiquement.

Les limites de l'électro-oculographie découlent de sa nature même de technique d'enregistrement indirecte : l'acquisition du signal ne se fait pas en temps réel, et surtout elle ne peut être effectuée que dans certaines mesures. En effet, le champ électrique péri-orbitaire est très irrégulier et présente de nombreuses variations inter- mais également intraindividuelles. Le rapport signal/bruit est souvent défavorable à l'interprétation des tracés. La précision des mesures peut ainsi être affirmée sur l'axe horizontal, mais s'avère complexe à déterminer dans la verticalité du fait des clignements palpébraux, les mouvements obliques ne pouvant être correctement analysés. Les possibilités de quantification précise des mouvements dépendent directement de la qualité de l'enregistrement et donc de la coopération du sujet étudié, notamment pour la calibration préalable aux acquisitions. La précision rapportée par Quéré est mauvaise, voire médiocre : exceptionnellement de l'ordre du degré dans les mouvements horizontaux, 5 degrés voire 10 degrés pour certains auteurs [12]. La résolution temporelle est d'au mieux 40 Hertz. Il est donc aisé de comprendre la difficulté d'analyse fine de la cinétique de la déviation strabique ou des mouvements oculaires non conjugués par ce moyen.

2 L'enregistrement galvanométriques par coils scléraux

On doit au Dr. David A. Robinson la première description de la technique d'enregistrement des mouvements oculaires par coils scléraux, en 1963 [14]. L'idée était d'analyser les variations de signal électrique traversant des anneaux de silicone sertis de coils métalliques, déposés sur les cornées de sujets placés à l'intérieur d'un champ magnétique (figure I.4). Le positionnement des bobines générant ce champ magnétique dans les 3 axes de l'espace permet l'étude des mouvements dans toutes les directions du regard.



Figure I.4: Disposition d'un coil scléral à la surface de l'oeil

La technique a été modifié et perfectionné par Collewijn & al. [15] [16], afin d'améliorer la tenue des anneaux sur la surface cornéenne, mais également de pouvoir analyser la torsion oculaire (figure I.5).



Figure I.5: Organisation des spires métalliques à l'intérieur d'une lentille de coil scléral

L'utilisation de la force électromagnétique permet la quantification très précise des mouvements de l'oeil, avec une discrimination spatiale dans les 3 axes de l'ordre du dixième de degré et une discrimination temporelle à la milliseconde près. Couplé à un logiciel d'analyse informatique performant, la méthode des coils scléraux constitue actuellement le gold standard en matière de recherche sur l'enregistrement des mouvements oculomoteurs.

Il reste cependant des inconvénients à cette technique, en limitant les implications cliniques. L'étude des mouvements de torsion peut ainsi être rendue compliquée par le glissement des lentilles cornéennes. Son caractère invasif lié à la nécessité du port de dispositifs contact n'autorise pas des enregistrements prolongés au-delà de 30 minutes. L'examen demande généralement la présence d'une aide médicale ophtalmologique pour les manipulations, et en cas de possible érosion cornéenne. Se pose également le problème du risque de transmission infectieuse sur du matériel contact fragile et onéreux (100\$ par lentille). Pour ces raisons, et même si la technologie demeure perfectible [17], les coils scléraux sont plus facilement usités dans la recherche sur l'animal, et de plus en plus rarement sur l'homme.

3 L'enregistrement par analyse du reflet cornéen et la photooculographie

Cette technique d'enregistrement des mouvements de l'oeil repose sur l'analyse par une caméra vidéo de la réflexion d'une ou plusieurs sources lumineuses infrarouges à la surface des dioptres oculaires (figure I.6). Elle se base ainsi sur l'interprétation logicielle des images de Purkinje renvoyées par la face antérieure de la cornée, qui varient en dimensions et en intensités selon la position du regard. La quatrième image de Purkinje (renvoyée par la face postérieure du cristallin), peut également servir à la précision de la mesure [18], de même que les structures limbiques [19][20] voire rétiniennes.

Déjà au début du XXe siècle certains auteurs se penchèrent sur cette méthode [21], mais les premiers enregistrements de photo-oculographie élémentaire n'apparaissent réellement qu'après la seconde guerre mondiale [22], se développant surtout avec l'essor technologique des années 1960 et la miniaturisation des capteurs CCD (Charge Coupled Device, ou dispositif à transfert de charge) [23][24].



Figure I.6: Illustration du principe de la photo-oculographie, par Richter & Ternaux, 2005.

La méthode semble alors fiable, permettant une étude spatiale au dixième de degré et une précision temporelle suffisante (50 à 100 hz). L'enregistrement se fait très facilement avec des dispositifs de capture placés à distance du sujet (près d'un écran vidéo par exemple), après une calibration simple, et avec un matériel peu coûteux. Néanmoins, les caractéristiques de l'acquisition infrarouge oriente plutôt son utilisation vers l'étude cinétique de la direction du regard, ou eye-tracking. La fiabilité des mesures est en effet difficilement préservée pour des positions du regard dépassant 15° d'excentricité par rapport à la position primaire, du fait de la non linéarité du signal. Ajoutée à la difficulté d'isoler les mouvements verticaux liés aux clignements palpébraux, cette limitation cantonne cet examen aux études psycho-comportementales de la stratégie visuelle.

Merchant [25] perfectionne en 1969 la technique d'analyse du reflet cornéen pour s'affranchir des contraintes en rapport avec les mouvements céphaliques, interprétés par les dispositifs d'acquisition infrarouge comme mouvements oculaires. L'appareillage de photo-oculographie différentielle comprend un système de capture et d'intégration de l'image pupillaire, avec calcul de la position différentielle relative par rapport à l'image de Purkinje cornéenne. Seule la rotation oculaire modifie cette valeur, qui dépend alors uniquement de la géométrie de la chambre antérieure. Les travaux ophtalmologiques [26] et oto-rhyno-laryngologiques (étude des nystagmus d'origine vestibulaire) abandonneront ainsi progressivement les méthodes d'enregistrement électro-physiologiques au profit des techniques optiques.

4 La vidéo-oculographie

Les progrès des capacités de calcul de l'outil informatique amènent au début des années 1990 à la possibilité d'étude vidéo-oculographique[27]. La détection du barycentre de l'image pupillaire est effectuée en temps réel par analyse de sa brillance amplifiée sous lumière infrarouge, via des algorithmes de seuillage complexes. Pour chaque mouvement oculaire, l'ordinateur déduit alors la position précise du regard en comparant la position calculée du centre de la pupille et l'image vidéo enregistrée. Par l'intermédiaire de méthodes de calculs géométriques telles que celle décrite par Moore [28], l'image des détails iriens fournit une mesure de la torsion des globes quelle que soit leur position.

La précision des appareils de vidéo-oculographie récents est en rapport avec la qualité des capteurs CCD utilisés : discrimination spatiale inférieure à 1/10e de degré, temporelle au-delà de 50 hz. Ces caractéristiques, couplées à la miniaturisation des dispositifs d'acquisition à port céphalique, permettent d'envisager leur utilisation dans l'étude clinique de l'oculomotricité [29][30].

Les acquisitions sont cependant limitées par l'impossibilité de capture du signal sur paupières fermées, et donc parasitées par les clignements palpébraux. La coopération du sujet reste également primordiale pour des enregistrements de qualité, passant par une nécessaire étape de calibration de l'appareil. Enfin, le prix d'une station de travail complète ne la rend pas forcément accessible à tous les centres.

	EOG	POG	Scleral coils	VOG
Résolution spatiale (degrés)	0,5	0,02	0,01	0,05
Résolution temporelle (Hz)	40	100	500	50-400
Capture des mouvements verticaux	possible, mais confondus avec les mouvements palpébraux	possible, mais confondus avec les mouvements palpébraux	oui	oui
Capture des mouvements de torsion	non	non	oui, même dans les positions obliques du regard	oui, quelques aléas dans les positions obliques du regard
Temps de préparation	lent (application des électrodes cutanées)	modéré	lent	très rapide
Fixation fiable nécessaire au calibrage	oui	oui	Non	oui
Difficulté du calibrage	bonne linéarité (en configuration bitemporale)	calibrage polymodal pour les hautes excentricités	compensation possible de la non-linéarité selon les paramètres	bonne linéarité
Caractère invasif	électrodes de surface non contact, pas d'effet sur la vision	dispositif à port céphalique, non contact, limitation modérée du champ de vision	lentilles de contact, pouvant affecter la vision, inconfort important	dispositif à port céphalique, non contact, limitation modérée du champ de vision

Tableau I.1: Comparaison des caractéristiques techniques des différentes méthodes d'enregistrement des mouvements oculomoteurs.

EOG = Electro-oculographie, POG = Photo-oculographie, VOG = Vidéo-oculographie.

Tableau adapté de Eggert T., Eyes movements recordings: methods, dans l'ouvrage Neuroophthalmology : neuronal control of eye movements, Ed. Karger AG 2007.

II MATERIELS

A Le système de vidéo-oculographie 3D-VOG de SMI™

http://www.smivision.com/en/gaze-and-eye-tracking-systems/products/3d-vog.html

SensoMotoric Instruments (SMITM) est une société spécialisée dans la mise au point et la commercialisation de solutions informatisées d'études des mouvements oculaires. Cette entreprise existe depuis 1991 et est basée à Teltow en Allemagne.

Le dispositif utilisé pour ce travail est le vidéo-oculographe 3D-VOG de SMITM. Il se présente sous la forme d'un masque plastique équipée de 2 caméras vidéo infrarouges déportées, enregistrant par l'intermédiaire de miroirs semi-transparents la position de la pupille éclairée par diodes infrarouges (figure II.1).



Figure II.1: Le masque du système 3D-VOG de SMI™ vu de face.

La détection de la position de l'oeil par l'appareil se base sur l'individualisation de l'image pupillaire du fait de sa brillance différentielle sous infrarouges. Les algorithmes de calcul du système prennent en compte la projection plane de la position du barycentre pupillaire sur les images capturées (figure II.2). L'amplitude du mouvement oculaire est déduite de la variation de cette mesure selon les deux axes horizontaux et verticaux. Un processus de calibrage est donc nécessaire à la précision des mesures.



Figure II.2: Images des 2 yeux captées par les caméras infrarouges montrant la détection des barycentres pupillaires sous la forme de croix de centrage.

Par convention, les données de l'oeil droit sont identifiées en rouge, celles de l'oeil gauche en bleu.

La mesure des valeurs de torsion des globes repose sur la définition de repères iriens de référence, en position primaire. Les seuils de référence utilisés sont configurables par l'utilisateur par l'intermédiaire d'une interface graphique réglable délimitant les zones iriennes analysées.

Le masque est également équipé d'un capteur accéléromètre collectant en temps réel les données spatiales de mouvements de rotation de tête.

Le masque d'acquisition est relié à une unité centrale informatique permettant l'analyse et l'affichage des données capturées. Le logiciel livré avec le système est 3D-VOG, fonctionnant sous Windows2000.

Les possibilités d'acquisition certifiées dans la description du fabricant sont :

- L'enregistrement binoculaire et monoculaire des mouvements horizontaux, verticaux et torsionnels des globes, ainsi que des mouvements de tête du sujet.
- Une technologie s'appuyant sur un tracking complet de l'iris (Full Iris Tracking FITTM), prenant en compte les erreurs de torsions et de distorsions géométriques.
- L'ergonomie du système d'acquisition totalement intégré au masque, léger (440gr), laissant le champ de vision libre, et pouvant être totalement occlus.
- Des performances de calibration et des algorithmes de correction permettant des mesures précises en temps réel, même en cas de petite fente palpébrale ou d'excentricité importante du regard.

 Des processus entièrement automatisés de : détection et seuillage pupillaire, reconnaissance de la segmentation irienne, réglages d'intensités et de contrastes des images vidéo, détection et calculs des vitesses des nystagmus...

Les caractéristiques techniques du produit selon le fabricant :

- Résolution spatiale : 0.05° (horizontale) / 0.05° (verticale) / 0.1° (torsion).
- Fréquence d'acquisition : 50 Hertz, soit une image toutes les 20 millisecondes.
- Caméras CCD 768x576 pixels
- Système de coordonnées : centré sur la tête (Listing) ou sur l'oeil (Fick).
- Illumination de l'oeil : 950 nm IR, < 1.35mW.
- Capture des mouvement de tête : vitesse rotationnelle 3D [°/s], accélération linéaire 3D [m/s²].
- Canaux d'entrées Analogique/Digital : 8 (±10V) / 8 (TTL).

Le logiciel 3D-VOG constitue l'interface de configuration et d'affichage des données capturées. Après création d'un profil du sujet, la fenêtre du logiciel se décompose en plusieurs parties permettant la visualisation en temps réel (figure II.3) :

1 - des images vidéo infrarouges transmises par les 2 caméras, oeil droit et oeil gauche. S'y surajoute la croix de centrage pupillaire calculée par le système.

2 - de la représentation de la tête du sujet et de son inclinaison, chiffrée en degrés.

3 - de la représentation graphique des données des mouvements enregistrées, en temps réel, sous forme de tracés à échelles configurables.

Peuvent y être affichées simultanément les positions des 2 yeux sur les axes horizontaux et verticaux ; les marqueurs de seuils de vitesses horizontale et verticale prédéterminées (pour la détection automatique des saccades oculaires) ; les valeurs de position, vitesse et qualité des torsions des globes ; les marqueurs d'accélération de la tête pour des seuils prédéfinis ; le diamètre pupillaire ; les signaux d'entrée analogiques et/ou digitaux.

4 - Des données d'analyse automatique des tracés calculées par le logiciel selon des seuils configurables par l'utilisateur. Elles concernent avant tout les enregistrements de nystagmus, et donnent les valeurs de vitesses moyennes et maximales des phases lentes et rapides du signal, ainsi que leurs fréquences.

5 - Des protocoles utilisés pour chaque sujet, classées par sessions d'enregistrement, sous la forme d'une fenêtre d'interface dédiée.



Figure II.3: Capture d'écran de l'interface logicielle du système 3D-VOG. Les chiffres indiqués se rapportent à la description ci-dessus.

B Le système de stimulation

Le logiciel de stimulation ayant servi aux travaux est MeyeParadigm 1.15, créé par la société $E(ye) BRAIN^{TM}$ (support@eye-brain.com). Par l'intermédiaire d'une interface Windows XP simple, ce logiciel installé sur une station de travail dédiée avait pour but la configuration précise et l'affichage de tout protocole de stimulation visuelle, appelé paradigme (figure II.4). Moyennant une programmation rapide, il était possible d'afficher une ou plusieurs cibles de forme, dimension, couleur et position pré-déterminées, et de les modifier ou de les animer à volonté. Les mouvements générés sur ces cibles pouvaient être linéaires, sinusoïdaux, horizontaux ou verticaux, voire combinés pour une stimulation cinétique complexe. Le

déroulement du paradigme était configurable à la milliseconde près, avec une précision de 0.05 degrés. Les possibilités de paramétrage de stimulation permettaient ainsi une infinité de protocoles de saccades et de poursuites.



Figure II.4: Capture d'écran de l'interface du logiciel de stimulation MeyeParadigm 1.15.

L'unité informatique de stimulation était connectée en sortie à celle d'acquisition du 3D-VOG par l'intermédiaire d'un port parallèle. La récupération de signaux analogiques et digitaux (TTL pour Transistor-Transistor Logic) temporels pré-programmés dans les paradigmes de stimulation était ainsi permise pour l'interprétation des données d'acquisition.

Les protocoles de stimulation utilisés étaient projetés par rétro-éclairement sur un écran blanc translucide escamotable ORAYTM, de dimensions 200 x 200 cm.

Le projecteur servant à afficher ces stimulations était un modèle LCD NEC™ VT540.

Caractéristiques techniques :

- Résolution : XGA 1024 x 768 pixels
- Luminosité d'image : 1000 ANSI lumens
- Rapport de contraste d'image : 300:1, 400:1
- 16,7 millions de couleurs
- Fréquence de synchronisation (V x H): 85 Hz.

L'image projetée était située à 135 cm du plan cornéen frontal du sujet. A cette distance, le champ de vision potentiel permis par le système de projection s'étendait de part et d'autres du point de fixation central en position primaire sur 30° en horizontal et 25° en vertical. Ce champ d'exploration vertical s'avérait néanmoins limité à moins de 25° d'excentricité supérieure par le bord frontal de la visière du casque 3D-VOG.

Les captures d'écran fixes se faisaient grâce au logiciel Faststone Screen Capture 5.3, et le logiciel CamStudio 2.1 servait aux captures vidéo utilisées pour les présentations.

C Sujets étudiés

Le terme sujet était préféré à celui de patient pour les individus ayant prêté leur regard à ce travail, le principal critère d'inclusion consistant en l'absence de troubles oculomoteurs.

Le bon alignement des axes visuels droit et gauche dans toutes les directions du regard semblait un préalable indispensable à la mise au point du protocole d'étude. Etaient donc exclus les sujets cliniquement strabiques, qu'ils soient considérés en tropie ou en phorie. De même, toute pathologie neurologique constituait un critère d'exclusion.

L'acuité visuelle devait être de 10/10e pour chaque oeil, éliminant tous sujets amblyopes. L'emmétropie n'était pas nécessaire à l'acquisition des données, grâce à la monture d'essai disponible. Néanmoins, les sujets porteurs de corrections optiques supérieures à 4 dioptries de sphère négative ou positive et 2 dioptries de cylindre, étaient écartés afin de satisfaire à la qualité optimale des enregistrements.

Pour la même raison, seuls les sujets présentant une parfaite coopération aux ordres de stimulation et au maintien de la position de tête ont été étudiés.

Les jeunes collaborateurs du service ont pour la plupart satisfait à ces critères, avec l'avantage supplémentaire de la disponibilité. Les données de 14 sujets ont donc finalement été analysées.

Pour les objectifs visés de définition de la précision du système et de mise en place d'un protocole d'étude standard, cet échantillon semblait d'ampleur suffisante. L'analyse des valeurs moyennes de position ou de vitesse des yeux réclamait en effet davantage la qualité de l'enregistrement individuel que le cumul quantitatif de données.

D Installation du sujet

La qualité des mesures enregistrées était garantie par une bonne installation du sujet, préalable indispensable à toute acquisition.

La pièce servant à l'étude bénéficiait d'un éclairage uniquement artificiel, par plafonniers néons, afin d'éviter les phénomènes de réflexions lumineuses ou d'ombres projetées latérales pouvant entraver la reconnaissance pupillaire.

Le sujet était installé en position assise sur un tabouret dédié. La configuration du système de projection obligeait à maintenir une distance maximale oeil-écran de 135 cm, définissant les données du protocole de calibrage utilisé. Cette distance était vérifiée par l'appui occipital de la tête du sujet et du dossier du tabouret au mur de la pièce (figure II.5). La position en hauteur des 2 yeux était alignée avec celle du centre de l'image de stimulation par le réglage de la hauteur du tabouret, de façon à faire correspondre le point de fixation central de l'écran à l'axe visuel en position primaire.



Figure II.5: Installation correcte du sujet pour l'étude

Le masque 3D-VOG était positionné sur le visage du sujet, fixé par la lanière velcro fournie afin d'en limiter les mouvements. Par l'intermédiaire des molettes de réglages du masque, la position horizontale et verticale et la netteté des images étaient modifiées. Cette étape se faisait sous contrôle direct de la fenêtre de visualisation logicielle des images acquises. Ceci permettait le centrage de la pupille de chaque oeil dans le cadre de capture, variable selon la configuration orbitaire et l'écart inter-pupillaire du sujet. De la même manière, le focus des caméras s'effectuait manuellement sur les détails des iris.

Enfin, avant de lancer les protocoles de stimulations, la position droite du port de tête était validée par la vérification des données du capteur céphalique, devant correspondre au 0° d'inclinaison sur tous les axes.

E Correction optique et 3D-VOG

Le port de la correction optique aérienne personnelle du sujet n'était pas permis par la configuration du masque 3D-VOG. Pour pallier à ce défaut, le système était fourni avec une monture d'essai se fixant sur le bord frontal antérieur du masque d'acquisition. La position du verre avait l'avantage de ne pas troubler le recueil du signal par les caméras, mais limitait l'amplitude des mouvements analysables. Le bord diaphragmé des verres d'essai, placés à cette distance de l'oeil, entravaient la fixation des cibles excentrées de plus de 10°. Cette limitation restreignait le champ de l'étude et l'utilité de la technique pour les sujets non emmétropes.

Une monture d'essai sur-mesure a donc été fabriqué à notre demande, respectant un cahier des charges strict. La hauteur et la largeur de la monture devait en autoriser le port en association avec le masque 3D-VOG. La distance verre-oeil devait être réduite au maximum afin de ne pas interposer le bord de la monture entre l'oeil et la source infrarouge latérale ou l'objectif de la caméra. Enfin, il devait être possible d'adapter à chaque patient la correction nécessaire à la fixation, qui ne limiterait pas l'amplitude de capture des mouvements.

La solution envisagée s'est basée sur une monture plastique relativement souple, sans branche mais à fixation par ruban élastique (figure II.6). Les drageoirs discrets permettaient la mise en place d'un verre unique devant chaque oeil, selon l'équivalent sphérique du sujet. L'épaisseur latérale des verres concaves limitait à 6 dioptries l'éventuelle correction de myopie, aléas n'empêchant pas en théorie l'étude chez l'hypermétrope fort. L'écart inter-pupillaire de ce

prototype de monture a été établi au standard de 63mm. Enfin, l'utilisation de verres d'essai non diaphragmés levait les limitations d'amplitudes d'excursions des mouvements étudiés, tout en contenant les ombres et reflets parasites au signal (figure II.7).



Figure II.6: Prototype de monture d'essai sur-mesure développé pour l'enregistrement 3D-VOG avec la correction optique.

L'enregistrement des sujets avec lentilles souples s'avérait également possible, mais cette solution n'a pas été retenue comme moyen de correction optique chez le non porteur du fait de son caractère relativement invasif. Les lentilles rigides perméables au gaz étaient sources de pertes de signal non compatibles avec les critères de qualité des acquisitions.



Figure II.7: Adaptation de la monture d'essai avec le masque 3D-VOG.

III METHODES

A Calibrage du 3D-VOG

Le système d'acquisition 3D-VOG nécessitait l'établissement d'un protocole de stimulation spécifique au calibrage de l'appareil. Le but en était de faire concorder, pour chaque patient et selon les réglages adaptés du masque, les variations de positions oculaires à des mesures chiffrées en degrés par le logiciel 3D-VOG.

Cette étape, préalable à toute acquisition fiable, demandait la fixation successive par le sujet de cibles fixes, affichées à 10 puis 15° d'excentricité par rapport à la position primaire du regard, en horizontal et en vertical.

Le paradigme programmé dans ce but sur le logiciel MeyeParadigm, devait respecter la formule :

x = d. $tan \alpha$

avec x = distance du point cible au centre de l'écran de stimulation, en centimètres (cm)

d = distance des yeux au centre de l'écran de stimulation, en cm. d = 135 pour l'étude.

 α = angle mesuré, en degrés.

Les valeurs d'angle α de 10 et 15° étant retenues pour le calibrage, les valeurs de *x* selon cette formule s'élevaient respectivement à 23.80cm et 36.17cm.

La programmation pouvait s'effectuer avec la prise en compte du facteur de conversion pixelcm propre à l'unité de stimulation ordinateur-projecteur-écran. Cette donnée était calculée à 8.40 pixels/cm à l'écran de stimulation.



Figure III.1: Cible cruciforme présentée pour l'ensemble des protocoles d'étude.

La cible était représentée par une croix à branches horizontale et verticale de 40 pixels de longueur (4.76cm sur l'écran de stimulation, soit 2°) sur 6 pixels de largeur (0.71cm, soit 0.3°) (figure III.1). Cette croix était blanche, projetée sur fond uniforme noir. Il était demandé au

sujet d'en fixer uniquement le centre. Cette cible était utilisée pour l'ensemble des protocoles de stimulation de l'étude.

La stimulation s'affichait dans un premier temps aux coordonnées centrales de l'écran, sensées matérialiser le point de fixation en position primaire, puis successivement à 10° de version en bas, à gauche, en haut et à droite, puis à 15° selon les mêmes 4 positions cardinales, avant un retour sur le point central. Chaque stimulation était visible pendant 5 secondes, temps nécessaire à l'obtention d'un signal stable en fixation.



Figure III.2: Capture d'écran de l'interface du logiciel 3D-VOG à l'issue du protocole de calibrage.

Le calibrage montré ici présente des caractéristiques satisfaisantes :

- 1 Zones de références de fixation, en jaune, correctement positionnées pour chaque plateau.
- 2 Mouvements de tête limités
- 3 Centrage relatif du signal des yeux droit et gauche sur les images capturées par les caméras
- 4 Position de tête droite
- 5 Indice de qualité du calibrage à 100% pour les 2 yeux.

Le protocole de calibrage ainsi configuré, incluant une scène titre permettant la visualisation du point d'affichage central, durait 60 secondes (figure III.2).

Dans l'hypothèse de l'absence de troubles oculomoteurs sous-jacents chez les sujets étudiés, le calibrage était effectué en binoculaire sur une seule procédure, c'est-à-dire de manière simultanée pour les 2 yeux. Pour des raisons de qualité du signal, la possibilité de détection automatique des saccades par le logiciel 3D-VOG pendant cette phase n'a pas été utilisé.

A l'issue de cette procédure de calibrage, chaque plateau de fixation correspondant aux 9 positions élicitées faisait l'objet d'une analyse semi-automatisée. La position moyenne sur une seconde était prise en compte comme référence. Cette durée et les positions de début et de fin de chacune des zones d'analyse du signal étaient configurables manuellement. L'optimisation du signal du calibrage était ainsi rendue systématique selon cette possibilité, à l'aide d'une mesure logicielle objective.

La qualité de l'enregistrement était en effet estimée par l'appareil de façon automatisée, selon la précision de la fixation, les pertes de signal observées et les éventuels mouvements de tête du sujet. Le logiciel délivrait ainsi un indice, en pourcentage, évaluant la qualité du calibrage pour chaque oeil. Une valeur s'approchant de 100% devait être recherchée pour valider l'acquisition (figure III.3).



Figure III.3: Exemple d'optimisation du protocole de calibrage par recadrage logiciel des zones de référence.

Le protocole validé sur l'image supérieure utilise les repères automatiques du système comme références. La qualité du test est moindre. Le calibrage manuellement remanié permet, après recadrage des zones de fixation, une précision optimale.

Un protocole de calibrage insatisfaisant pouvait être optimisé dans certaines mesures, sinon répété pour obtenir une qualité estimée supérieure à 80% pour chaque oeil.

B Référence de torsion

La mesure objective de la torsion oculaire suppose l'enregistrement préalable d'une image irienne de référence en position primaire, définissant le 0° de torsion. Le système 3D-VOG inclut un protocole spécifique simple pour ce faire.

Pour notre travail, le sujet était donc amené à fixer le point central de l'écran en ouvrant au mieux les paupières afin de dégager si possible le limbe supérieur. L'examinateur validait d'un clic l'image satisfaisant la visibilité maximale des détails iriens.

Une zone annulaire tronquée, centrée sur la pupille, s'affichait alors sur cette image de référence pour chaque oeil, zone détectée par la suite et servant à l'analyse comparative des détails iriens y figurant (figure III.4). Les paramètres de dimensions de cette zone annulaire se configuraient de façon logicielle. Rayon de section externe et étendue de la partie tronquée en supérieur restaient modifiables par l'utilisateur afin de limiter les possibles pertes de signal en lien avec le bord de la paupière supérieure, notamment dans le regard en bas (figure III.5).



Figure III.4: Capture d'écran de l'interface du logiciel 3D-VOG à l'issue du protocole permettant la capture des images de référence irienne pour l'étude de la torsion.



Figure III.5: Exemple d'optimisation logicielle de l'image de référence par paramétrage de l'aire de détails iriens analysée sur l'oeil droit.

Selon le même principe que le protocole de calibrage, le logiciel 3D-VOG donnait une estimation qualitative de la pertinence de la référence irienne. Cet indice en pourcentage prenait en compte le diamètre pupillaire, la position des yeux dans le cadre des caméras, et l'étendue de la zone d'analyse.

Une qualité de 100% autorisait la validation du processus.

Cette étape était réalisée de façon systématique avant toute acquisition, même si l'analyse de la torsion oculaire ne figurait pas dans les objectifs du protocole à mettre en oeuvre.

c Les paradigmes d'étude

1 Protocole d'étude de la fixation

La première séquence de test mise en oeuvre sur les sujets consistait en l'étude de la fixation binoculaire statique dans les versions. L'objectif de ce protocole était, en plus d'appréhender la précision des mesures, d'évaluer la possibilité d'analyse de la position différentielle des 2 yeux selon la position du regard, à des fins ultérieures éventuelles d'étude de la déviation strabique. L'excentricité de 15° a été choisie pour apprécier la qualité de la fixation binoculaire dans les 8 champs cardinaux. Le paradigme programmé durait 40 secondes, débutant par l'affichage de la cible en position centrale. Apparaissaient ensuite alternativement les cibles en version droite, inférieure et droite, inférieure, inférieure et gauche, gauche, supérieure et gauche, supérieure et droite, et enfin de nouveau en position centrale (figure III.6).



Figure III.6: Représentation schématique de l'affichage des cibles selon le protocole d'étude de la fixation.

L'affichage de la cible était maintenu 3 secondes pour chaque point de fixation.

2 Protocoles d'étude des saccades

Le but principal de la séquence de saccades proposée aux sujets était de définir l'amplitude de mouvements la plus pertinente à une étude fiable. L'idée de départ était d'apprécier la précision des mouvements binoculaires enregistrés par le système 3D-VOG dans différents degrés d'excentricité du regard. Par l'intermédiaire du calcul du gain du mouvement et la recherche d'hypométries et d'hypermétries, il était envisagé de déterminer l'amplitude optimale de saccades pour le système.

Dans la même optique, la seconde question posée concernait la configuration du paradigme d'étude des saccades. La précision et la qualité du mouvement et de la fixation distale étaient t-elles tributaires d'un passage en fixation centrale entre chaque saccades ?

La première séquence d'étude explorait les mouvements binoculaires horizontaux sur 5, 10, 15, 20 et 25° selon une séquence bien définie. Le point de fixation en position primaire était visualisé dans un premier temps, puis les saccades de 5° débutaient. Les cibles s'affichaient successivement en version droite, position centrale, version gauche puis position centrale, et à nouveau version droite puis version gauche avant un dernier retour à la position centrale. Les mouvements à 10° d'excentricité étaient demandés ensuite, selon la même séquence, et ainsi

de suite jusqu'à la dernière série de saccades à 25°. Selon ce paradigme, on sollicitait donc des mouvements à point de départ ou d'arrivée central, mais également une saccade non centrique de 30° (de 15° de version droite, notée $+15^{\circ}$, à 15° de version gauche, notée -15°), de 40° ($+20^{\circ}$ à -20°) et de 50° ($+25^{\circ}$ à -25°) d'amplitude.

Chaque cible s'allumait pendant 2 secondes, afin de limiter la durée du protocole. L'ensemble du paradigme s'étalait alors sur 77 secondes.

Le protocole de saccades verticales était ensuite lancé. Selon la même problématique, la séquence utilisée comprenait une succession de versions binoculaires inférieures et supérieures, avec et sans retour à la fixation centrale. Les amplitudes de 5, 10, 15 et 20° étaient tour à tour étudiées dans ce paradigme, ainsi que des saccades non centriques à 20, 30 et 40°, pour une durée totale de 63 secondes.

3 Protocoles d'étude des poursuites horizontales

Les mouvements de poursuites oculaires horizontales constituaient notre sujet d'étude suivant. La détermination des critères de vitesse optimale du signal de stimulation représentait l'objectif premier, associée à l'appréciation de la qualité de l'acquisition selon la variation de ces paramètres.

Deux protocoles de stimulation était montés, différant par la nature du mouvement élicité : linéaire à vitesse constante ou sinusoïdal à vitesse variable.

Chacun des protocoles explorait le suivi binoculaire pour différentes vitesses du signal.

La séquence de poursuites horizontales linéaires faisait se mouvoir à l'écran la cible type à vitesse constante, de la gauche vers la droite puis de la droite vers la gauche. L'amplitude du mouvement réclamé s'étalait sur 40°, soit 20° de part et d'autre du point de fixation en position primaire. Entre chaque poursuite, le signal de stimulation stoppait pendant 2 secondes, dans la version où le mouvement suivant débutait. Successivement étaient étudiés les mouvements de vitesse uniforme à 5, 10, 20, 30 puis 40° par seconde, à raison d'une poursuite dans les 2 directions pour chaque célérité.

La programmation du logiciel MeyeParadigm s'effectuait selon la formule :

 $x = x0 + a \cdot t$ avec :

x = position du signal calculé, en pixel

x0 = position du signal affiché, en pixel

a = constante de vitesse, en pixel/ms établie à 0.1 pour un mouvement de 5° par secondes

t =temps, en millisecondes

L'ensemble du paradigme durait ainsi 60 secondes.

La poursuite horizontale de nature sinusoïdale consistait en un mouvement élicité par un signal à vitesse variable. La formule du mouvement de la cible sur MeyeParadigm se définissait comme :

 $x = x0 + a \cdot sin(b \cdot t + c)$ avec :

x = position du signal calculé, en pixel

x0 = position du signal affiché, en pixel

a = amplitude d'excentricité maximale du signal, en pixel

b = vitesse angulaire du signal, en radian/ms (rad/ms)

t = temps, en ms

c = position du signal de départ, en radian

Pour notre travail, *a* était fixé de telle sorte que la course de la cible soit limitée à 40°, soit 20° d'angle (412 pixels) au point de fixation central. La position de départ du signal était centrale pour chaque séquence, soit c = 0.

La vitesse angulaire *b* était déterminée par le calcul pour correspondre à une stimulation de vitesse maximale adaptée, selon la dérivée de la formule précédente. La démarche de calcul est détaillée ci-dessous :

La vitesse de l'objet est maximale lorsque $a \cdot sin(b \cdot t + c)$ s'annule:

soit b. $t + c = 0 + k \cdot \pi$ (k un entier relatif)

soit t vmax = $((k \cdot \pi) / b)$ avec c = 0

La vitesse instantanée du mobile au temps t, en radian/ms, s'obtient en dérivant x(t):

 $x'(t) = a \cdot b \cos(b \cdot t + c)$

soit au maximum :

 $x'(t \ vmax) = a \ b \ cos(b \ t \ vmax + c)$

 $x'(t \ vmax) = a \ b \ cos(b \ ((k \ \pi) / b) + 0)$

 $x'(t \ vmax) = a \ b \ cos \ (k \ \pi)$

et donc la vitesse maximale v max du mobile, en rad/ms :

 $v max = x'(t vmax) = a \cdot b$

La formule de conversion des angles de radians vers degrés nous apprend :

 α (rad) = α (deg). (π / 180)

Les différentes vitesses angulaires programmées dans la séquence d'étude étaient donc choisies à :

b = 0.0005 rad/ms, correspondant à une vitesse de stimulation maximale de 11.8 degrés par seconde (°/s).

b = 0.001 rad/ms, correspondant à une vitesse de stimulation maximale de 23.6 °/s.

b = 0.002 rad/ms, correspondant à une vitesse de stimulation maximale de 47.2 °/s.

b = 0.004 rad/ms, correspondant à une vitesse de stimulation maximale de 94.4 °/s.

4 séquences de mouvements sinusoïdaux horizontaux de la cible étaient ainsi inclus dans l'enregistrement. La durée de chaque séquence était variable selon la vitesse du stimulus, afin de compléter plusieurs cycles de poursuites sans prolonger le temps d'acquisition au-delà des capacités de concentration du sujet : les cibles à 0.0005, 0.001, 0.002 et 0.004 rad/ms effectuaient respectivement 1.5, 2, 2.5 et 3.5 cycles. L'affichage du point de fixation central précédait durant 3 secondes le démarrage de chaque nouvelle poursuite. Le paradigme ainsi créé durait près de 64 secondes.

4 Protocole d'étude du nystagmus optocinétique

Les capacités d'analyse du nystagmus par le système 3D-VOG ont motivé la mise en place d'un protocole d'étude spécifique s'intéressant au nystagmus optocinétique. La problématique ainsi née concernait la définition du paradigme de stimulation optimal pour l'étude de ce mouvement oculomoteur automatique. La variable d'ajustement était la vitesse de défilement du stimulus.

Une trame de points aléatoires noirs sur fond blanc, de fréquence spatiale moyenne constante, a servi de base à la stimulation (figure III.7). Cette trame défilait horizontalement en plein écran, à vitesse constante, pendant la séquence d'acquisition.

Le choix des vitesses de défilement étudiées s'est porté sur 20, 30 et 40 degrés/secondes. Chaque séquence était passée dans 2 directions : de la droite vers la gauche pour l'analyse du nystagmus optocinétique battant à droite et dans le sens inverse pour le nystagmus gauche.

Au lancement du paradigme, aucune consigne particulière n'était donnée au sujet, exceptée celle de conserver la tête bien immobile face à l'écran.



La durée de l'enregistrement ne dépassait pas 30 secondes par séquence.

5 Protocole d'étude des vergences

L'étude des mouvements de vergence oculaire nécessitaient la mise en oeuvre d'une méthode de stimulation alternant fixation de loin et fixation de près. L'utilisation de l'écran de projection n'était pas indiquée.

Un dispositif de stimulation dédié a alors été utilisé, fait de 2 diodes électroluminescentes blanches montées sur poteaux mobiles réglables en hauteur. Une des diodes était fixée à 4 mètres au devant du sujet, à hauteur d'yeux. L'autre source lumineuse, destinée au stimulus de vergence proximale, se plaçait à 30 cm du sujet, en léger décalage inférieur par rapport au signal distal pour éviter son interposition avec celui-ci.

L'allumage des 2 diodes s'effectuait en alternance toutes les 3 secondes, donnant au sujet le signal de fixation de loin ou de près. Ce laps de temps semblait nécessaire à la stabilisation de la fixation proximale.

Les travaux du Pr. Quéré sur l'électro-oculographie, décrits dans l'ouvrage "Physiopathologie clinique de l'équilibre oculomoteur"[31], ont servi de base au protocole de travail sur les vergences.

Le sujet était amené à fixer alternativement la cible de loin et la cible de près, en binoculaire puis monoculaire droit et gauche, sur 3 séquences : la première avec stimulation médio-nasale symétrique, puis dans l'alignement axial sagittal de l'oeil droit, et enfin dans l'alignement de l'axe visuel gauche (figure III.8).



Figure III.8: Les différentes modalités de stimulation des vergences selon le protocole d'étude électro-oculographique décrit par le Pr Quéré.

Illustration tirée de Quéré MA., Physiopathologie Clinique de l'Équilibre Oculomoteur, 1983.

L'étude des vergences symétriques et asymétriques obligeait donc à la capture de 9 séquences individuelles d'enregistrement, de durées suffisantes à l'obtention de plateaux de fixations reproductibles et représentatifs.

Les temps d'installation et d'acquisition rallongeaient d'autant la durée du protocole total. L'analyse qualitative des vergences constituant un objectif seulement secondaire pour cette thèse, il a donc été volontairement décidé d'en limiter la réalisation à quelques sujets.

D Méthodes d'analyse des données collectées

1 Affichage graphique sur le logiciel 3D-VOG

Au terme de chaque séquence d'enregistrement, le logiciel du sytème 3D-VOG permettait la visualisation immédiate et simultanée des tracés des 2 yeux (figure III.9). Il était possible d'afficher sous la forme de représentations graphiques :

1 - la position des yeux sur l'axe horizontal, avec en abscisse le temps en seconde et en ordonnée la position du centre pupillaire, en degrés par rapport au 0° horizontal. Ce point central était défini par la fixation en position primaire pendant le protocole de calibration. Par convention, les mouvements en version droite (plus exactement l'abduction de l'oeil droit et l'adduction de l'oeil gauche) étaient représentés par une élévation des tracés au-dessus de ce repère, et notés en positif. Les versions gauche (abduction de l'oeil gauche et adduction de l'oeil droit) se matérialisaient à l'inverse par des tracés inférieurs au point 0°, référencés donc en négatif.

2 - la position des yeux sur l'axe vertical, avec en abscisse le temps en seconde et en ordonnée la position du centre pupillaire, en degrés par rapport au 0° vertical. Par convention, les mouvements d'élévation étaient représentés par une élévation des tracés au-dessus du repère de fixation en position primaire (signe positif), et inversement pour les mouvements d'abaissement (signe négatif).

3 - les marqueurs de seuils de vitesses horizontale et verticale prédéterminées. Ces données, calculées selon les algorithmes d'analyse automatique du logiciel, ne furent pas utilisées pour ce travail.

4 - La position en torsion des globes oculaires, basé sur le calcul différentiel de la position des détails iriens repérés dans le protocole de référence. En abscisse, le temps en seconde, en ordonnées l'angle de rotation ainsi calculé, en degrés. Les mouvements de torsion définis dans le sens des aiguilles d'une montre pour l'observateur (incyclotorsion de l'oeil droit et excyclotorsion de l'oeil gauche) se situaient graphiquement au-dessus de la ligne de référence. L'excyclotorsion de l'oeil droit et l'incyclotorsion de l'oeil gauche engendraient un tracé au-dessous de ce 0° torsionnel.

5 - Les marqueurs de seuils de vitesses de torsion des globes et la qualité du signal irien. Ces données ne servirent pas à notre travail.

6 - les marqueurs d'accélération de la tête pour des seuils prédéfinis, affichés sur une échelle en m/s². Ce tracé permettait de vérifier l'immobilité du masque 3D-VOG pendant l'enregistrement et donc d'en valider la qualité.

7 - les diamètres pupillaires droit et gauche, en pixel. Dans le cadre de cette étude, réalisée dans des conditions de luminosité ambiante stable, ces données, peu contributives, n'ont pas été analysées. Cependant, elles ont servi à l'interprétation semi-automatisée des enregistrements, comme nous le décrirons ultérieurement.

8 - les marqueurs de signaux d'entrée analogiques et/ou digitaux (TTL). Le protocole d'étude décrit ici n'a pas implémenté l'utilisation de ces signaux de temps liés à la stimulation. En effet, l'étude des temps de latence des mouvements oculomoteurs se serait avérée relativement imprécise pour des acquisitions à la fréquence de 50 hertz.



Figure III.9: Capture d'écran de l'interface du logiciel 3D-VOG présentant les différentes données enregistrées visualisables.

Les chiffres se rapportent au texte ci-dessus. Pour des raisons de clarté, les valeurs des diamètres pupillaires et des paramètres de signaux TTL ne sont pas affichés ici.

Les tracés de l'oeil droit étaient représentés graphiquement en rouge, les tracés de l'oeil gauche en bleu. L'affichage des données pouvait être configuré de façon à montrer les graphiques des 2 yeux de façon simultanée ou séparée.

Dans l'interface du logiciel 3D-VOG, le passage du pointeur de la souris sur les graphiques entraînait l'apparition d'un curseur permettant d'un clic la visualisation des valeurs chiffrées enregistrées à ce point. Le défilement manuel de ce curseur faisait se mouvoir dans la fenêtre dédiée une modélisation spatiale des 2 globes vus de face, selon les positions capturées.

2 Export des données du logiciel 3D-VOG

Pour une analyse qualitative immédiate et simplifiée des enregistrements, l'interface de représentation graphique du logiciel fourni se suffisait. Néanmoins, une étude détaillé des valeurs de position des globes passait nécessairement par l'analyse des données chiffrées. Ce travail était permis par la fonction d'export des données d'acquisition de chaque séquence sous la forme d'un fichier texte informatique, lisible avec un logiciel de tableur configuré de manière adéquate.

La fonction tableur de la suite logiciel OpenOffice 3.3.0 (http://fr.openoffice.org/), nommée Calc, a été utilisé dans cette fin.

Le fichier ainsi créé (figure III.10) reprenait les conditions de l'enregistrement (protocole utilisé, date, heure, nom du sujet) ainsi que les données calculées de façon automatique par le logiciel 3D-VOG (intéressant les valeurs de détection des saccades nystagmiques). Venaient ensuite l'ensemble des valeurs enregistrées par l'appareil pour les 2 yeux, servant de base à la représentation graphique :

- position horizontale du centre pupillaire relative au capteur de la caméra, en pixel, et son corollaire traduit en degrés notant l'excentricité par rapport au 0° horizontal (défini par la séquence de calibration).
- position verticale du centre pupillaire relative au capteur de la caméra, en pixel, et sa traduction en degrés d'angle par rapport au 0°.
- position torsionnelle de l'oeil, en degrés, relative à l'image irienne de référence.
- Indice de qualité de la torsion.
- Vitesses extrapolées des mouvements (fonctionnelles pour l'étude du nystagmus).
- Diamètres pupillaires mesurés en pixel.
- Données d'accélérométries du capteur céphalique, dans les 3 axes de mouvement.
- Valeurs logiques des données des signaux TTL.

	A	В	C	D	E	F	G	н	I	j	K
1	Test: 9 positions du regard 15		100 B								
2	:User:	-									
3	:Subject Name: protocole1										
4	Subject Birthday: 1981					1					
5	Subject ID:							1			
6	Rec -Date: 4/21/2011							1			
7	Rec -Time: 6:00:48 PM									1	
8	Nystagmus Statistics			1		1					
9	Fve	Nystagmus Direction	ave SPV	max SPV	Beats	Frequency					
10	Bight	right	0 3	0.2		1 ()				
11	Right	left	0.5	0.2		1 (1				
12	Bight	un	0.1	0.2		0 0)				
13	Right	down)))		0 0	,				
14	Right	CW	1			0 0	1				
15	Right	CCW				0 0	1				
16	loft	right	0.	03		2 01				-	
17	loft	loft	0.,	0.0		0 0	1				
18	loft	IID				0 0	,				
10	loft	down				0 0	1				
20	:Left	CW				0 0	1	-			
20	:Loft	CCW				0 0	1				
22	Draioction: Listing	CON		, .			,				
22	Time[a]	left row horiz [Dival]	loft hor [9]	left her CDV/P/ol	left row wort [Divel]	Loft wart [9]	left und CDV/P/ol	Inft Tornion[9]	left tors CDV/P/ol	left tore qual	left pupil diam [pival]
20	Time[3]	Sec /	3		204	1 60	ien ven. or v[75]		Ten tors.or v[75]		16 reit pupil ulam.[pixel]
24	0.02	366.0	-3.		204	0 7		1 1 1	2	0 0.7	15
25	0.02	365.0	2		230.	1 79		1 1		0 0.0	15
20	0.04	364.4	-0.		233.	2 74		0.0		0 0.0	15
2/	0.00	264.4	-3.4		237.	2 60		0.0			10
20	0.00	304.4	-3.		233.	2 -0.0		0.0	2	0 0.0	10 10
29	0.1	200	-J.		230.	-0 0 E (0.0))		10 10
21	0.12	303.2	-J.		207.	-5.5 1 E (0.0	7	0 0.0	10 10
22	0.14	303.4	-J.		200.	2 50		0.1	7	0 0.0	10
22	0.10	365.6	-0.		205	2 54		0.0	2	0 0.0	15
24	0.10	365.6			205.	0 60		0.0		0 0.0	15
24	0.2	303.5			205.	2 50		0.0			15
22	0.22	207.0	2	7 0	207.	2 -5.0		0.0		0 0.0	10 10
27	0.24	307.0	-2.		200.	5 -0		0.0	5		10 10
2/	0.20	200	-2.3		200.	0 5	7 (0.0	7		10
20	0.20	270.0	-2.4		200.	-5.1 A E C		0.1			10
29	0.0	370.0	-2.		205.	-+ -0.0 E E E		0.0	7	0 0.0	10
40	0.32	3/1.2	-2.		205.	0 -0.0	7	0.1	2	0 0.0	10
41	0.34	3/1./	-2.		200.	0 -5.1		0.0		0 0.0	10
42	0.30	3/1.5	-2.		207.	1 5.0		0.0		0.0	15
43	0.38	312.1	-2.		200.	0 5.0		0.0		0 0.0	15
44	0.4	312.1		<u> </u>	201.	0 -5.5	9	0.3		0 0.8	15

Figure III.10: Exemple d'export de données d'analyse sur tableur. Pour un protocole d'enregistrement d'une minute, le tableau comprenait 3000 lignes de données.

La fréquence d'acquisition du matériel, à 50 hertz, faisait figurer chacune de ces données sur une ligne du tableur à intervalle de 20ms. Ainsi, une seconde d'enregistrement remplissait 50 lignes de données.

A partir des valeurs collectées, l'idée de ce travail consistait en la mise au point, pour chaque protocole, d'algorithmes d'analyse automatisée sous la forme de formules de feuilles de calculs. Le but en était l'extraction fiable et reproductible de données exploitables à terme en clinique : positions et vitesses moyennes, accélérations, gains et rapports mouvement/signal, différentiels oeil droit - oeil gauche,... L'automatisation de la création de certaines représentations graphiques en découlait également.

3 Analyse des données du protocole d'étude de la fixation

Le protocole d'étude de la fixation à 15° d'excentricité dans les 9 positions se voulait une tentative d'analyse de la précision des mouvements binoculaires. En ce sens, la représentation graphique des résultats paraissait la plus judicieuse.

Après export des données, le graphique reprenant les valeurs brutes du tableur n'était pas facilement interprétable. En effet, l'affichage en abscisse des valeurs de position horizontale et en ordonnées des valeurs de positions verticales, reprenait les artefacts du signal. Les pertes de données, en cas de clignement de paupières notamment, entravaient la lisibilité du schéma. De même, la profusion des points affichés et surtout les lignes les reliant ne permettaient pas de répondre correctement à la question de la qualité de la fixation du sujet. Enfin, le glissement même léger du masque sur le visage, ou bien la discrète variation de position de tête du sujet, entre la séquence de calibration et la séquence du protocole de fixation, entraînait invariablement un minime décalage du point de 0°. Ce décalage devait être pris en compte par une correction des coordonnées du point de fixation en position primaire, affiché en début d'acquisition.

a Algorithme de calcul employé pour s'affranchir des artefacts de clignements de paupières :

Les donnée de diamètre pupillaire ont servi de base à l'élimination des pertes de signal liées aux clignements palpébraux. Les valeurs de diamètre pupillaire correspondant à 0 étaient donc supprimées de l'analyse selon une formule rapportant le cas échéant les données de position des yeux sur la feuille de calcul. De même, certaines données de mesure pupillaire erronées (début et fin de clignements, versions extrêmes...), non nulles, ne devaient pas être prises en compte. La moyenne du diamètre pupillaire dans la première seconde d'enregistrement a été choisie comme référence de qualité du signal. La formule développée donnait :

= Position de l'oeil validée si diamètre pupillaire au temps t > 75% du diamètre pupillaire moyen.

b Algorithme de calcul employé pour s'affranchir des mouvements de saccades :

Le calcul de la dérivée de la position de l'oeil donnait la vitesse instantanée, selon la formule adaptée à la fréquence de 50 Hertz du système :

Vitesse en degré/seconde = (position à t1 – position à t0) / 0.02.

Etait considérée comme stable la fixation n'entraînant pas de mouvements supérieurs à 5°/s. = Position de l'oeil validée si vitesse de déplacement \leq 5°/s.

c Algorithme de calcul employé pour délimiter la première saccade :

La variabilité du délai entre le début de l'enregistrement sur le logiciel 3D-VOG et le début du paradigme de stimulation lancé manuellement via MeyeParadigm ne permettait pas de se baser sur des repères temporels stables pour analyser la séquence. Un algorithme de détection de la première saccade de la séquence a alors été créé.

Le principe utilisé consistait en la détection du premier mouvement engendrant une vitesse compatible avec une saccade. Pour éliminer tout artefact de fixation, il a été choisi de se baser sur la somme de 10 valeurs de vitesses instantanées, soit un intervalle de temps de 200ms. La première saccade était détectée au temps t selon la formule :

= première saccade au temps t1 si la somme des vitesses de t1 à t $10 > 100^{\circ}/s$.

d Algorithme de calcul employé pour recadrer le 0° en position primaire :

Le but de cet algorithme était de ramener à la valeur 0° les coordonnées de fixation en position primaire observées en début d'enregistrement. Après mise en oeuvre des 3 algorithmes précédents, la moyenne des premières valeurs de position correspondant à la fixation centrale était effectuée, du début de l'acquisition au moment précédant immédiatement la première saccade.

Cette valeur était ensuite retranchée de la position pupillaire brute enregistrée par l'appareil, ramenant les données au plus près de l'axe initial.

Position de l'oeil corrigée = position brute – moyenne des positions mesurées pour la première fixation centrale.

Cette méthode restait valable dans la mesure où les sujets de l'étude ne présentaient pas de déviation préalable des axes oculaires.

e Algorithme de calcul employé pour mesurer la position de la fixation pour chaque position :

Le temps d'affichage de la cible pour chaque position étant fixé à 3 secondes, le plateau de fixation comprenait 150 lignes de tableur. La position moyenne de l'oeil pendant ce plateau semblait la donnée la plus pertinente à l'analyse de la qualité de fixation. Les valeurs retenues ont donc été validées selon les formules :

Position de l'oeil après la première saccade au temps t1 = moyenne des positions entre t20 et t130.

Position de l'oeil après la deuxième saccade au temps t101 = moyenne des positions entre t120 et t230.

Position de l'oeil après la nième saccade au temps t(100x(n-1)+1) = moyenne des positions entre t(100x(n-1)+20) et t(100x(n-1)+130).

Ces algorithmes étaient appliqués séparément aux données de position horizontales et verticales de l'oeil droit et gauche. La représentation graphique des 4 colonnes de valeurs obtenues, permise par le tableur, semblait la méthode d'analyse la plus cohérente de la séquence de fixation. Les coordonnées de chaque position exploitable étaient matérialisées sur une échelle chiffrée en degrés, avec en abscisse les valeurs d'horizontalité et en ordonnée la verticalité.

4 Analyse des données du protocole d'étude des saccades

La feuille de calcul servant à l'interprétation des données du protocole de saccades, horizontales ou verticales, imposait également la mise en oeuvre d'algorithmes spécifiques. En sus des algorithmes de nettoyage et de recadrage du signal décrits plus haut, appliqués dans un premier temps, il était indispensable de pouvoir détecter la première saccade.

a Algorithme de calcul employé pour détecter la première saccade :

Le premier mouvement élicité dans la séquence s'élevait à 5°. Avec une marge d'erreur acceptable, il a été décidé de retenir comme première saccade le premier mouvement supérieur à 3°. Cette valeur a été délimitée dans un intervalle de temps de 100ms. Soit = première saccade au temps t1 si la différence des positions entre t1 et $t5 > 3^\circ$.

b Algorithme de calcul employé pour mesurer la position de la fixation entre chaque saccade :

Le temps d'affichage de la cible entre chaque saccade étant fixé à 2 secondes, le plateau de fixation comprenait 100 lignes de tableur. La position moyenne de l'oeil au milieu de ce plateau semblait la donnée la plus pertinente à l'analyse de la qualité du mouvement. Les valeurs retenues ont donc été validées selon les formules :

Position de l'oeil après la première saccade au temps t1 = moyenne des positions entre t25 et t75.

Position de l'oeil après la deuxième saccade au temps t101 = moyenne des positions entre t125 et t175.

Position de l'oeil après la nième saccade au temps t(100x(n-1)+1) = moyenne des positions entre t(100x(n-1)+25) et t(100x(n-1)+75).

Pour l'étude des saccades horizontales ou verticales, ces algorithmes étaient appliqués séparément aux données de position horizontales ou verticales de l'oeil droit et gauche. Pour chaque mouvement du paradigme était déduite une valeur de l'amplitude de la saccade en rapport, par calcul de la différence d'angle entre les 2 positions.

Cette amplitude servait au calcul de la précision du mouvement défini comme :

Gain de la saccade = amplitude du mouvement / amplitude du signal.

La vitesse instantanée de chaque saccade faisait également l'objet d'un calcul automatisé. Etait retenue la valeur maximale mesurée dans les 600ms entourant la saccade, telle que :

Vitesse de la saccade en $^{\circ}/s = (position à t1 - position à t0) / 0.02.$

5 Analyse des données du protocole d'étude de la poursuite linéaire

Pour l'analyse de la séquence de poursuite linéaire horizontale, la feuille de calcul mise au point reprenait les algorithmes d'élimination des artefacts et de recentrage du signal.

a Algorithme de calcul employé pour détecter la première saccade :

La détection de la saccade de placement à 20° de version gauche, préalable au premier mouvement de poursuite enregistré, précédait la suite de l'analyse. Elle se faisait sur l'individualisation d'une amplitude de mouvement supérieure à 10° sur 100ms, selon la formule :

= première saccade au temps t1 si la différence des positions entre t1 et $t5 > 10^{\circ}$.

b Algorithme de calcul employé pour définir la vitesse de chaque poursuite :

La formule de calcul de la vitesse du mouvement se présentait sous la forme classique :

Vitesse en deg/s = (position à t1 – position à t0) / 0.02.

L'algorithme suivant donnait la moyenne des vitesses enregistrées entre les 2 extrémités de la poursuite (-20° à 20°), en excluant sur 200ms les mesures succédant au début de la

stimulation et précédant sa fin. Le rythme de la stimulation étant fixé par la programmation du paradigme, le repérage automatique de chaque mouvement s'avérait aisé sur le plan temporel. Le gain de chaque poursuite pouvait ensuite être déduit pour chaque vitesse de stimulation, tel que :

Gain de la poursuite= vitesse moyenne du mouvement / vitesse du signal.

6 Analyse des données du protocole d'étude de la poursuite sinusoïdale

L'analyse des données de la séquence de poursuite sinusoïdale était plus complexe, du fait de la non linéarité du mouvement et de la vitesse de stimulation.

Après application des habituels algorithmes faisant abstraction des défauts de signal, il s'agissait de déterminer les différents pics de vitesses enregistrées. De par la nature du paradigme, ces vitesses maximales correspondaient théoriquement au passage du regard sur la zone de fixation centrale, comme le démontrent les équations du chapitre précédent.

a Algorithme de calcul employé pour détecter la première poursuite :

Le signal cible partant du point de fixation centrale pour chaque vitesse de stimulation, le départ du mouvement se révélait brusque. Son individualisation était alors basé sur l'accélération, selon le calcul de la somme des vitesses enregistrées sur 200ms :

= première poursuite au temps t1 si la somme des vitesses de t1 à t $10 > 100^{\circ}/s$.

A partir de cette donnée, le déroulement du paradigme étant convenu, chaque cycle de poursuite pouvait être balisé sur le plan temporel. La vitesse maximale du mouvement était recherchée entre les 2 bornes ainsi définies, correspondant aux extrémités de la poursuite.

b Algorithme de calcul employé pour le calcul de la vitesse maximale de la poursuite :

La vitesse de chaque mouvement était appréhendée par le calcul de la moyenne sur 200ms des vitesses instantanées. Cette méthode permettait de s'affranchir de la limite de précision liée à la fréquence d'acquisition du signal, responsable de mesures aberrantes pour les hautes célérités. Soit :

Vitesse maximale du mouvement = vitesse moyenne maximale sur 200ms repérée entre le début et la fin de la poursuite.

Les gains en étaient déduits selon la formule :

Gain de la poursuite = vitesse maximale du mouvement / vitesse maximale du signal.

c Algorithme de calcul employé pour déterminer la précision de la poursuite :

Il s'avérait également intéressant d'étudier sur ce mouvement de poursuite sinusoïdale la précision du suivi de la cible. A partir des données temporelles définissant la stabilité du signal en fin de course (20° de version droite et 20° de version gauche), les valeurs de position des yeux étaient rapportées.

Ces chiffres étaient comparés à l'amplitude théorique du mouvement pour en fixer la précision, d'après la formule :

Précision de la poursuite = position de l'oeil / position du signal.

7 Analyse des données du protocole d'étude du nystagmus optocinétique

L'enregistrement du nystagmus optocinétique était lancé après démarrage de la stimulation, et stoppé avant son terme pour une durée d'acquisition d'une vingtaine de secondes. L'ensemble du fichier de données exporté pouvait ainsi être exploité.

La mise en place d'une analyse automatisée était facilitée par l'alternance de mouvements identifiés comme positifs (battant vers la droite) ou négatifs (battant vers la gauche).

a Algorithme de calcul employé pour détecter les phases de poursuite et les saccades de rappel :

Les saccades de rappel constituaient les phases rapides du nystagmus. Pour un paradigme de nystagmus gauche, ces saccades étaient dirigées vers la gauche, et donc leur vitesse calculée par convention comme négative :

Vitesse en deg/s = (position à t1 – position à t0) / 0.02.

L'ensemble des valeurs ainsi triées faisaient l'objet d'un calcul de moyenne définissant la vitesse de la phase rapide du nystagmus optocinétique.

Logiquement, la phase lente du nystagmus était représentée par l'ensemble des mesures de signe inverse, positives dans le cas du nystagmus gauche. Selon la même méthode de calcul de moyenne, il était obtenu la valeur de la vitesse de phase lente du nystagmus.

Ces données de vitesse de phase lente, comparées à la vitesse de défilement de la trame du signal, indiquaient le gain du nystagmus optocinétique, tel que :

Gain du nystagmus optocinétique = vitesse de la phase lente / vitesse de défilement du signal.

b Algorithme de calcul employé pour calculer la fréquence des saccades de rappel :

Chaque changement de signe de la valeur de vitesse du mouvement était individualisé. Rapporté au nombre de données collectées pendant l'acquisition, et ajusté sur 1 seconde, ce procédé définissait le rythme de phases rapides du nystagmus :

Fréquence des saccades (en Hertz) = 0.5 x (somme des mouvements successifs de signe inverse) / (somme de tous les mouvements / 50).

c Algorithme de calcul employé pour calculer l'amplitude des mouvements :

Connaissant maintenant le nombre de saccades de l'enregistrement, il était possible d'additionner les variations de position de l'oeil pendant ces mouvements, et d'en déduire une amplitude moyenne.

Amplitude des saccades (en degré) = 2 x (somme des variations de mouvement de même signe) / somme des mouvements successifs de signe inverse.

En inversant leur signes, ces formules restaient valables pour le calcul des paramètres du nystagmus battant à droite et à gauche.

Les données ainsi obtenues étaient mises en parallèle avec celles indiquées automatiquement par le système, afin de tester leur robustesse.

8 Analyse des données du protocole d'étude des vergences

Les enregistrements des vergences oculaires ne donnèrent pas matière à une étude chiffrée des résultats. La représentation graphique du signal, proposée par le logiciel 3D-VOG, était la seule référence de qualité pour évaluer la pertinence du système. La comparaison des tracés avec ceux de l'électro-oculographe du Pr. Quéré permettait une analyse détaillée de la cinétique du mouvement.

IV RESULTATS

A Résultats du protocole d'étude de la fixation dans les 9 positions

Les tracés logiciels bruts du protocole de fixation étaient complexes d'interprétation, du fait de la dissociation graphique des signaux d'horizontalité et de verticalité (figure IV.1).



Figure IV.1: Exemple de tracé enregistré pour le protocole de stimulation de fixation, représentation graphique brute du logiciel 3D-VOG.

Le tracé supérieur concerne les mouvements horizontaux : les versions vers la droite sont représentées en positif, les versions gauche en négatif. Le tracé inférieur matérialise les mouvements verticaux : les mouvements d'élévation sont représentés en positif, ceux en abaissement en négatif. L'échelle temporelle est affichée en secondes. Par convention, les tracés de l'oeil droit sont en rouge, ceux de l'oeil gauche en bleu.

Il est nettement possible d'individualiser chaque signal de fixation de 3 secondes.

Après analyse informatique des données enregistrées selon les algorithmes définis dans le chapitre méthodes, la représentation graphique des points de fixation pouvait être mieux visualisée.

Le schéma dessiné par le tableur montrait la position angulaire effective du regard pour chaque signal de fixation, selon une disposition spatiale naturelle : horizontalité en abscisse et verticalité en ordonnée (figure IV.2). La régularité de la figure ainsi créée donnait au premier coup d'oeil une impression sur la qualité de la fixation de la séquence.



Figure IV.2: Exemple de représentation graphique des points fixés par un sujet dans les 9 positions du protocole d'étude de la fixation, obtenue après analyse automatisée par tableur.

Angle horizontal en abscisse, angle vertical en ordonnées, en degrés. Par convention, les données de l'oeil droit sont représentées en rouge, l'oeil gauche en bleu.

1 Précision moyenne de l'analyse monoculaire :

Pour tous les sujets étudiés, les points de fixation droits et gauches étaient globalement bien positionnés par la feuille de calcul du protocole. Les écart individuels entre la position mesurée de l'oeil et la position théorique du signal arrivaient cependant régulièrement audessus de 2° de variations, et ce surtout dans les positions obliques de fixation.

Ainsi, on pouvait mettre en évidence une différence moyenne d'angle mesuré sur toutes les positions entre l'oeil et la cible de l'ordre du degré pour chaque œil, en horizontal et en vertical (tableaux IV.1 et IV.2).

L'écart-type moyen pour cette donnée s'établissait également aux alentours du degré, trahissant la grande variabilité de la précision individuelle des mesures de fixation selon notre algorithme d'analyse. La précision de la verticalité semblait pour les 2 yeux légèrement moins bonne que pour l'horizontalité.

Position OD	Gauche	0° Horizontal	Droite	Total
Haut	H 1.29	H 0.69	H 1.10	H 1.02
	V 1.03	V 1.25	V 1.27	V 1.18
0° Vertical	H 0.99	H 0.10	H 0.92	H 0.67
	V 0.71	V 0.52	H 0.76	V 0.66
Bas	H 0.86	H 0.73	H 1.04	H 0.88
	V 1.50	V 0.89	V 1.12	V 1.17
Total	H 1.05 V 1.08	H 0.51 V 0.89	H 1.02 V 1.05	<i>H</i> 0.86 ±0.87 <i>V</i> 1.01 ±1.16

Tableau IV.1: Précision absolue de la mesure pour l'oeil droit (OD), calculée selon les 9 positions du regard, pour 15° d'excentricité. Soit la moyenne pour l'ensemble des sujets des écarts angulaires absolus mesurés entre la position de l'oeil et la position du signal, en degré.

La valeur notée H correspond à la différence d'angle horizontale, V à la différence d'angle verticale. Les données de position primaire sont notées dans la case centrale, et chaque direction du regard s'affiche dans sa case relative (version droite dans la case du milieu à droite...). Les valeurs de la dernière colonne correspondent aux moyennes des versions verticales, celles de la dernière ligne aux moyennes des versions horizontales. La dernière case du tableau affiche la moyenne totale des 9 positions et les écart-types.

Position OG	Gauche	0° Horizontal	Droite	Total
Haut	H 1.02	H 0.77	H 0.96	H 0.92
	V 0.95	V 1.10	V 0.99	V 1.01
0° Vertical	H 0.70	H 0.20	H 0.79	H 0.56
	V 0.51	V 0.58	H 0.74	V 0.61
Bas	H 0.80	H 0.88	H 0.97	H 0.88
	V 1.06	V 1.12	V 1.36	V 1.18
Total	H 0.84	H 0.62	H 0.91	<i>H</i> 0.79 ±0.90
	V 0.84	V 0.93	V 1.03	<i>V</i> 0.93 ±1.13

Tableau IV.2: Précision absolue de la mesure pour l'oeil gauche (OG), calculée selon les 9 positions du regard, pour 15° d'excentricité. Soit la moyenne pour l'ensemble des sujets des écarts angulaires absolus mesurés entre la position de l'oeil et la position du signal, en degré.

Sur l'ensemble de notre échantillon de sujets, les moyennes tenant en compte le défaut ou l'excès relatif de la position de fixation de l'oeil par rapport à la cible, avoisinaient une précision de l'ordre du dixième de degré (tableaux IV.3 et IV.4). En d'autres termes, les proportions de sujets présentant des fixations calculées comme plus excentrées ou moins excentrées que le signal pouvaient être considérées comme équivalentes.

Position OD	Gauche	0° Horizontal	Droite	Total
Haut	H -0.36	H 0.25	H 0.21	H 0.03
	V -0.12	V -0.50	V -0.64	V -0.42
0° Vertical	H 0.13	H -0.08	Н -0.05	H 0
	V 0.41	V 0.16	Н 0.01	V 0.19
Bas	H 0.11	H -0.31	H -0.34	H -0.18
	V -0.70	V -0.60	V -0.82	V -0.70
Total	H -0.04	H -0.05	H -0.06	<i>H -0.05</i> ±1.35
	V -0.14	V -0.31	V -0.48	<i>V -0.31</i> ±1.69

Tableau IV.3: Précision relative de la mesure pour l'oeil droit, calculée selon les 9 positions du regard, pour 15° d'excentricité. Soit la moyenne pour l'ensemble des sujets des écarts angulaires relatifs entre la position de l'oeil et la position du signal, en degré.

Un signe négatif signifie une position de fixation moyenne inférieure à 15° du centre de fixation (hypométrie), un signe positif traduisant un excès d'angle pour la fixation considérée (tendance à l'hypermétrie).

Position OG	Gauche	0° Horizontal	Droite	Total
Haut	H -0.89	H 0.57	H 0.51	H 0.06
	V -0.22	V -0.15	V 0.23	V -0.05
0° Vertical	H -0.61	H 0.02	H 0.03	H -0.19
	V 0.12	V 0.27	H 0.44	V 0.28
Bas	H -0.47	H 0.27	H 0.03	H -0.05
	V -0.69	V -0.45	V -0.22	V -0.46
Total	H -0.66	H -0.29	H 0.19	H -0.06 ±1.31
	V -0.26	V -0.11	V 0.15	V -0.08 ±1.67

Tableau IV.4: Précision relative de la mesure pour l'oeil gauche, calculée selon les 9 positions du regard, pour 15° d'excentricité. Soit la moyenne pour l'ensemble des sujets des écarts angulaires relatifs entre la position de l'oeil et la position du signal, en degré.

L'effet de moyenne pour l'ensemble des positions amenait une précision des mesures de groupe, mais les écart-types observés restaient de l'ordre d'1.5°, soulignant encore une fois les fluctuations individuelles dans la mesure de la fixation.

Pour une étude sur un échantillon de sujets, la précision moyenne de la fixation s'accordait donc avec les données du fabricant. Mais la qualité de la fixation individuelle ne permettait pas d'affirmer une précision des mesures en-deça du degré pour un enregistrement donné.

2 Qualité de l'analyse binoculaire :

En ce qui concerne l'angle de déviation déduit de la position différentielle des 2 yeux, les moyennes validées par la feuille de calcul faisaient état d'une précision globale de mesure inférieure au degré (tableau IV.5).

Position	Gauche	0° Horizontal	Droite	Total
Haut	H 1.19	H 0.90	H 0.98	H 1.02
	V 0.48	V 0.67	V 0.97	V 0.71
0° Vertical	H 0.84	H 0.14	H 0.61	H 0.53
	V 0.39	V 0.32	H 0.57	V 0.43
Bas	H 0.94	H 0.68	H 0.98	H 0.87
	V 0.84	V 0.81	V 1.07	V 0.91
Total	H 0.99	H 0.57	H 0.86	<i>H</i> 0.81 ±0.66
	V 0.57	V 0.60	V 0.87	<i>V</i> 0.68 ±0.51

Tableau IV.5: Ecarts angulaires absolus moyens entre les positions des 2 yeux en degré, calculés selon les 9 positions du regard, pour une fixation à 15° d'excentricité.

De l'ensemble de ces données, la précision de la mesure de la déviation des 2 axes oculaires pouvait être affirmée à moins d'1.5° pour des versions de 15°. Observés individuellement, rares étaient les décalages d'angle retrouvés supérieurs à 2 degrés, en horizontal ou en vertical. Ces anomalies de calcul s'observaient avec une plus forte tendance dans les positions obliques ou supérieures du regard. L'écart-type moyen pour ces données se maintenait autour de 0.6°.

La qualité de cette analyse laissait donc envisager, dans de bonnes conditions d'enregistrements, une étude chiffrée objective relativement fiable de l'angle de déviation oculaire du sujet non pathologique.

B Résultats du protocole d'étude des saccades

1 Saccades horizontales

Les enregistrements du protocole d'étude des saccades étaient classiquement visualisables dans l'interface du logiciel 3D-VOG (figure IV.3). Les tracés présentés permettaient de juger de la qualité de l'acquisition et de la présence de différents artefacts de capture (clignements de paupières, pertes de signal...).



Figure IV.3: Exemple de tracé enregistré pour le protocole d'étude des saccades horizontales, représentation graphique du logiciel 3D-VOG.

Les mouvements de version vers la droite sont représentés en positif, les versions vers la gauche en négatif. L'échelle temporelle est affichée en secondes. Par convention, les tracés de l'oeil droit sont en rouge, ceux de l'oeil gauche en bleu.

La précision des mouvements de saccade était évaluée par le calcul du gain selon la formule : *Gain de la saccade = amplitude du mouvement / amplitude du signal de stimulation.* Cette donnée était étudiée selon les différentes modalités permises par le paradigme.

a Gains selon l'amplitude de la saccade horizontale et la séquence de fixation

Les gains moyens calculés par nos algorithmes étaient globalement identiques jusqu'à 20° de version pour les saccades horizontales démarrant ou s'arrêtant en position primaire (figure IV.4). Sur ces amplitudes, la tendance était à la mesure d'une hypermétrie légère. Le plateau de fixation moyen succédant au mouvement semblait dépasser la cible de 1 à 3% de l'angle demandé dans la plupart des cas : gains entre 1.01 et 1.03. A contrario, à 25° d'excentricité,

les gains, bien que toujours proches de la valeur idéale de 1, tendaient vers la constatation d'une hypométrie (gains respectivement à 0.98 oeil droit et 0.99 oeil gauche). L'ensemble des données restait dans l'intervalle de précision défini par le protocole de fixation.



Figure IV.4: Gains moyens calculés pour des saccades horizontales à 5, 10, 15, 20 et 25° d'amplitude, pour des mouvements débutant ou stoppant en position primaire. Par convention, les données de l'oeil droit sont en rouge, ceux de l'oeil gauche en bleu.

Au-delà de 25° d'angle, le paradigme de stimulation étudiait des saccades non centriques, alternant entre version droite et version gauche sans repasser par la fixation centrale (figure IV.5). Cette limitation était liée aux possibilités d'affichage par l'écran de projection. Une saccade non centrique de 10° et une de 20° étaient également incluses dans ce programme, pour lesquelles il nous a paru bon d'individualiser les analyses.

La pertinence de la comparaison avec les gains retrouvés pour les mouvements démarrant ou s'arrêtant en position primaire était limitée par le caractère unique des mesures non centriques réalisées à 10 et 20° d'amplitude dans notre protocole. Néanmoins, au vu des gains faiblement divergents, la précision des saccades ne semblait pas tributaire du mode de stimulation centrique ou non pour ces angles.

Il apparaissaît clairement que la précision de la saccade souffrait de l'excentricité de la fixation pour le mouvement de 50° d'amplitude. Les gains mesurés y étaient de 0.94 pour l'oeil droit et 0.95 pour l'oeil gauche. Cette donnée confirmait la réalité de la légère baisse du gain du mouvement à 25° de version notée précédemment pour les saccades dites centriques.

Les gains moyens les plus proches de la valeur optimale de 1 se voyaient pour les mouvements élicités par des cibles à 20° de version droite et gauche, fixées alternativement ou via le point de fixation central en position primaire.



Figure IV.5: Gains moyens calculés pour des saccades horizontales à 10, 20, 30, 40 et 50° d'amplitude, pour des mouvements alternant entre version droite et version gauche.

Dans cette situation, les gains calculés montraient également un niveau supérieur à 1 jusqu'à des mouvements de 30° d'amplitude. Les valeurs moyennes s'établissaient autour de 1.02 pour les 2 yeux.

b Gains selon le caractère centrifuge ou centripète de la saccade

Le paradigme de ce protocole permettait une stimulation répétée des mouvements à partir ou vers le point de fixation primaire, pour chaque amplitude étudiée. Les gains moyens calculés pour les saccades centrifuges s'établissaient respectivement pour l'oeil droit et gauche à 0.99 et 1.02. Pour les mouvements centripètes, une valeur de 1.01 était retrouvé pour chaque oeil. Cette variable ne semblait donc pas agir sur la précision des mouvements pour les angles étudiés.

c Gains selon la direction du mouvement

Il était enfin possible d'établir la distinction entre les mouvements de version droite et les mouvements de version gauche, pour chaque amplitude.

Abstraction faite des variations liées aux défauts de mesure d'un oeil à l'autre, la direction de la saccade ne semblait pas influencer sa précision (figure IV.6).



Angle de stimulation, en degré

Figure IV.6: Précision moyenne déduite des gains pour des saccades horizontales à 5, 10, 15, 20 et 25° d'amplitude, comparaison entre les versions droite et gauche.

Les données d'amplitudes notées comme positives correspondaient aux mouvements de version vers la droite, les négatives aux versions gauche.

d Vitesses moyennes des mouvements de saccade

Malgré la relative imprécision des mesures liée à la faible fréquence d'acquisition du système, une analyse des données de célérité des saccades a été tentée.

La vitesse du mouvement enregistrée était proportionnelle à son amplitude, selon une relation non linéaire. Les valeurs moyennes s'étalaient de 150°/s pour les saccades de faibles amplitudes à plus de 500°/s pour les versions importantes (figure IV.7).

Sur ces mesures, il n'était pas notées de différences entre les mouvements à 10 et 20° selon que les saccades débutaient, s'arrêtaient ou ne passaient pas au point de fixation central.

De même, la direction du mouvement vers la droite ou vers la gauche, ou le sens temporal ou nasal selon l'oeil, n'entraînaient pas d'écart notable sur les vitesses calculées (figure IV.8).



Figure IV.7: Relation entre les vitesses moyennes et l'amplitude des saccades horizontales de 5 à 50°.



Figure IV.8: Comparaison des vitesses moyennes observées pour chaque œil pour des saccades en abduction (direction temporale) ou en adduction (direction nasale), aux différentes amplitudes testées.

La comparaison des valeurs de célérité des saccades centrifuges et centripètes amenait à trouver une plus haute vitesse moyenne des mouvements ramenant l'oeil vers le point de fixation central (figure IV.9).



Figure IV.9: Comparaison des vitesses moyennes des saccades horizontales centrifuges et centripètes pour les 2 yeux

2 Saccades verticales

Le protocole d'étude des saccades verticales a donné lieu à des interprétations similaires quant aux gains et aux vitesses calculés.

a Gains selon l'amplitude de la saccade horizontale et la séquence de fixation

Pour les mouvements verticaux de faible amplitude, une tendance significative à l'hypermétrie était estimée par les calculs des gains (figure IV.10).



Figure IV.10: Gains moyens calculés pour des saccades verticales à 5, 10, 15, et 25° d'amplitude, pour des mouvements débutant ou stoppant en position primaire.

La précision du mouvement semblait symétrique et optimale pour les saccades de 15° d'angle de part et d'autres du point de fixation centrale : gain de 1.01 pour chaque oeil.

Pour les amplitudes supérieures ou égales à 20°, la précision des mouvements restait de bonne qualité, avec cependant une plus grande dispersion des résultats individuels (figure IV.11).

De la même façon que pour les saccades horizontales, il n'était pas possible de mettre en évidence une relation entre la précision des saccades et leur point de départ ou d'arrivée en position primaire. Les gains observés pour les angles de 10 et 20° semblaient similaires quelque soit la modalité de stimulation.



Amplitude des saccades, en degrés

Figure IV.11: Gains moyens calculés pour des saccades verticales à 10, 20, 30, et 40° d'amplitude, pour des mouvements alternant entre élévation et abaissement. **b** Gains selon le caractère centrifuge ou centripète de la saccade

Une nouvelle fois, les valeurs moyennes calculées pour les gains centrifuges et centripètes pouvaient être considérées comme équivalentes. Pour l'oeil droit, il était noté un gain de 1.03 selon ces 2 modes de stimulation. A gauche, la variabilité de l'acquisition donnait respectivement 1.05 et 1.02 comme valeurs moyennes de gains centrifuge et centripète.

c Gains selon la direction du mouvement

Entre les mouvements d'élévation et d'abaissement des globes, il n'était pas démontré de différence en termes de précision moyenne (figure IV.12).



Angle de stimulation, en degré

Figure IV.12: Précision moyenne déduite des gains pour des saccades verticales à 5, 10, 15, et 20° d'amplitude, comparaison entre les versions vers le haut et vers le bas.

Les donnée d'amplitudes notées comme positives correspondaient aux mouvements d'élévation, les négatives aux mouvements d'abaissement.

d Vitesses moyennes des mouvements de saccade

Les vitesses moyennes calculées pour les saccades verticales s'étageaient d'environ 150°/s à plus de 700°/s, en lien avec l'amplitude du mouvement élicité (figure IV.13).



Figure IV.13: Relation entre les vitesses moyennes et l'amplitude des saccades verticales.

La variabilité et la précision relative de la mesure de ces vitesses ne permettaient pas de mettre en évidence de différence nette entre les vitesses des mouvements centrifuges et centripètes.

Cependant, il existaient des éléments de variation répétés dans la comparaison des vitesses d'abaissement et d'élévation des yeux. Les mouvements vers le bas semblaient en effet toujours légèrement plus rapides que les saccades vers le haut.



Figure IV.14: Vitesses moyennes des saccades horizontales et verticales selon leur amplitude. HOD = mouvements horizontaux de l'oeil droit VOG = mouvements verticaux de l'oeil gauche

A angles de stimulation équivalents, la précision des saccades verticales semblait discrètement moindre que celle calculée pour les mouvements horizontaux. L'analyse comparative des vitesses retrouvait des valeurs moyennes globalement superposables entre saccades horizontales et verticales, avec une disparité décelable aux hautes amplitudes (figure IV.14).

3 Ecart angulaire oeil droit – oeil gauche

Une des données motivant cette étude consistait en la position différentielle des 2 yeux lors des mouvements dans les diverses directions du regard. L'analyse des protocoles d'étude des saccades horizontales et verticales retrouvait une valeur d'angle moyen dans les versions

toujours inférieure à 1 degré, avec une précision accrue pour les faibles excentricités de fixation (figure IV.15).



Figure IV.15: Ecart angulaire moyen entre les deux yeux calculé selon l'excentricité de la fixation, pour les mouvements horizontaux et verticaux.

Ainsi, la déviation angulaire moyenne calculée à moins de 10° du point de fixation central restait inférieure à 0.4 degré, confirmant la précision du système en ce qui concerne la mesure différentielle d'angle entre les 2 yeux.

C Résultats du protocole d'étude des poursuites

1 Poursuites linéaires à vitesse constante

La qualité des enregistrements réalisées sur les sujets soumis au protocole de stimulation de poursuites horizontales linéaires était immédiatement appréciée à l'écran du système 3D-VOG. Le tracé régulier suivait la cible de stimulation de façon linéaire, avec des plateaux de fixation initiaux et finaux (figure IV.16).

Les algorithmes de calcul mis en place permettaient l'analyse du gain pour chaque vitesse de stimulation, établi tel que :

Gain de la poursuite= vitesse moyenne du mouvement / vitesse du signal.

Les gains observés sur les vitesses de stimulation moyennes, à 10 et 20°/s, s'avéraient les plus proches de la valeur optimale de 1 (figure IV.17). En deçà et au-delà de ces vitesses, la précision du suivi semblait moins bonne. Pour le mouvement lent de 5°/s par exemple, le

suivi oculaire était souvent perturbé par des saccades anticipatoires, limitant la qualité de la poursuite. Au contraire, pour un signal à 30°/s, on commençait à observer chez certains sujets un discret retard du suivi de la cible, préjudiciable au gain calculé par la suite.



Figure IV.16: Exemple de tracé enregistré pour le protocole d'étude des poursuites horizontales linéaires, représentation graphique du logiciel 3D-VOG.

Les mouvements de poursuite vers la droite sont représentés en pente positive, les poursuites vers la gauche en négatif. L'échelle temporelle est affichée en secondes. Par convention, les tracés de l'oeil droit sont en rouge, ceux de l'oeil gauche en bleu. La pente du tracé s'accentue avec la vitesse de stimulation.

Il fallait de plus mettre à l'écart les valeurs de gains moyens obtenues pour les hautes célérités de mouvement. En effet, à 40°/s, les données semblaient se maintenir à des niveaux supérieurs : 0.97 pour les 2 yeux. Cette valeur était à interpréter à la lumière des différences de gains entre mouvements de version droite et mouvements de version gauche.



Figure IV.17: Gains moyens des poursuites linéaires selon la vitesse de stimulation.

Contrairement aux autres vitesses, il était observé à 40°/s une différence importante entre les gains moyens de la première séquence de poursuite, avec une cible se dirigeant vers la droite, et ceux de la poursuite en version gauche (figure IV.18). Cette dernière poursuite étudiée présentait chez certains sujets un nombre d'artefacts plus élevés, susceptibles d'expliquer le calcul d'un gain erroné.



Figure IV.18: Gains moyens des poursuites linéaires selon la vitesse et le sens de stimulation. OD Version D = Gains moyens pour l'oeil droit pour le mouvement de version vers la droite.

De plus, le facteur d'apprentissage sur cette poursuite à haute vélocité jouait un rôle non négligeable, le sujet anticipant parfois sur la vitesse du second mouvement. La valeur du gain de la première poursuite, en version droite, se devait d'être retenue comme plus fiable, et non un gain moyen faussement élevé.

De façon synthétique, selon ces données, le mouvement linéaire à 10°/s donnait les meilleures garanties de qualité et de reproductibilité pour ce type de poursuite chez les sujets enregistrés.

2 Poursuites sinusoïdales à vitesse variable

De la même façon que pour l'étude des poursuites à vitesse constante, l'analyse des poursuites sinusoïdales passait par un aperçu graphique qualitatif, autorisé par le logiciel 3D-VOG (figure IV.19). Le mouvement caractéristique à vitesse variable alternant périodiquement accélération puis déccélération se développait dans un sens puis dans l'autre sur 40°

d'amplitude. Le tracé figurait ainsi une sinusoïde dont la durée du cycle variait suivant la vitesse de stimulation.



Figure IV.19: Exemple de tracé enregistré pour le protocole d'étude des poursuites horizontales sinusoïdales, représentation graphique du logiciel 3D-VOG.

Les mouvements de poursuite vers la droite sont représentés en pente positive, les poursuites vers la gauche en négatif. L'échelle temporelle est affichée en secondes. Par convention, les tracés de l'oeil droit sont en rouge, ceux de l'oeil gauche en bleu. La durée du cycle du mouvement sinusoïdal diminue avec l'augmentation de la vitesse de stimulation.

Les vitesses de stimulation successivement étudiées correspondaient, pour des commodités de programmation du paradigme, à 0.0005 radian/ms (soit 11.8 degré/s de vitesse maximale), 0.001, 0.002 et 0.004 rad/ms (23.6, 47.2 et 94.4 deg/s).



Figure IV.20: Gains moyens des poursuites sinusoïdales selon la vitesse maximale de stimulation

Le gain pour chaque vitesse de stimulation était calculé selon la formule :

Gain de la poursuite= vitesse maximale du mouvement / vitesse maximale du signal.

Les gains calculés selon cette méthode s'élevaient en moyenne au-delà de 90% pour les plus faibles vitesses de stimulation maximale : 0.94 ± 0.1 pour l'oeil droit et 0.97 ± 0.11 oeil gauche pour la première poursuite (figure IV.20). La variabilité des mesures était légèrement moindre pour la poursuite à 23.6°/s. En deçà de 25°/s, la qualité de la poursuite restait ainsi bonne. Les gains se dégradaient pour les vitesses de mouvement plus importantes : ainsi, à plus de 90°/s, le rapport moyen de précision de suivi du signal s'établissait à 0.63.

La direction de la stimulation ne modifiait en rien les gains moyens observés (figure IV.21).



Vitesse maximale et direction de la stimulation, en °/s

Figure IV.21: Vitesses maximales des poursuites sinusoïdales selon la vitesse maximale et le sens de stimulation.

Par convention, les tracés de l'oeil droit sont en rouge, ceux de l'oeil gauche en bleu. Les mouvements de poursuite de gauche à droite sont représentés en positif, les mouvements de droite à gauche en négatif. La droite noire matérialise le gain idéal de 1.

La qualité de chaque poursuite était également appréhendée par le calcul de la précision de son amplitude, selon un rapport de gain tel que :

Précision de la poursuite = amplitude du mouvement sinusoïdal / amplitude du signal.

Le paradigme déterminait une stimulation à 20° de part et d'autres du point de fixation central.

Cette donnée permettait de déterminer une valeur maximale d'amplitude des poursuites pour la stimulation à 0.002 rad/s, soit 47.2 deg/s au maximum du signal. Ce gain élevé reflétait avant tout l'excès d'amplitude du mouvement oculaire pour certains sujets, notable aux extrémités de la sinusoïde élicitée, avec hypermétrie relative à l'arrêt brusque de la cible. A haute célérité, le suivi oculaire était souvent aléatoire. Comme les gains de vitesse du mouvement le montraient, les gains de précision s'avéraient aussi moins hauts (figure IV.22).



Figure IV.22: Précision moyenne de l'amplitude des poursuites sinusoïdales selon la vitesse maximale de stimulation.

De façon synthétique, à vitesse équivalente, le paradigme de poursuite sinusoïdale engendrait des calculs de gain inférieurs à ceux notés pour la poursuite à vitesse constante.

Dans l'objectif de sélection d'une stimulation de qualité à vitesse unique, la poursuite à 23.6°/s de vitesse maximale (0.001 rad/s) semblait alors un bon compromis en précision d'amplitude et de vitesse de mouvement.

D Résultats du protocole d'étude du nystagmus optocinétique

L'aspect des tracés obtenus selon le protocole de stimulation mis en oeuvre semblait satisfaire à la définition du nystagmus optocinétique avec une bonne reproductibilité (figure IV.24). L'étude du nystagmus optocinétique constituait une bonne approche de l'évaluation de la précision du système de vidéo-oculographie 3D-VOG, comparativement aux algorithmes personnalisés créés. Le calcul automatisé par le logiciel des vitesses de phases rapides (saccades de rappels) et de phases lentes (poursuites) du nystagmus pouvait ainsi être mis en parallèle avec les valeurs issues de notre feuille de calcul de tableur, testant sa robustesse.



Figure IV.23: Exemples de tracés de nystagmus optocinétiques horizontaux enregistrés pour les différentes vitesses et directions de stimulations étudiées.

NOC = *Nystagmus optocinétique, Droit* = *battant à droite. Les marqueurs de détection automatique des saccades sont fixés par le système 3D-VOG et servent au calcul logiciel des vitesses du mouvement.*

Les vitesses moyennes des phases lentes du mouvement ne suivaient pas parfaitement la cinétique de stimulation.

Les gains étaient calculés par nos algorithmes à partir de ces vitesses, selon la formule : *Gain du nystagmus optocinétique = vitesse de la phase lente / vitesse de défilement du signal.* Un gain optimal théorique de 1 signifiait la concordance parfaite de la poursuite oculaire avec le défilement de la stimulation.

Les chiffres retrouvés se situaient dans le même ordre de valeur que ceux issus des mesures automatiques du logiciel, n'excédant pas 5% de différence (tableau IV.6). Cette comparabilité des données étaient en faveur de la pertinence des algorithmes développés dans nos feuilles de calcul. Les meilleurs gains étaient obtenus pour les vitesses de stimulation les plus lentes : la

	Off	-line	On-line		
	Œil droit	Œil gauche	Œil droit	Œil gauche	
NOC 20°/s Droit	0,84	0,87	0,85	0,87	
NOC 20°/s Gauche	0,85	0,81	0,85	0,84	
NOC 30°/s Droit	0,75	0,79	0,77	0,8	
NOC 30°/s Gauche	0,72	0,7	0,75	0,75	
NOC 40°/s Droit	0,6	0,63	0,65	0,67	
NOC 40°/s Gauche	0,6	0,59	0,65	0,64	

phase lente de poursuite à 20°/s semblait ainsi la plus apte à être suivie avec précision par le regard, et ce dans les 2 sens de stimulation (figure IV.24).

Tableau IV.6: Comparaison des gains moyens calculés pour les différentes vitesses de stimulation du nystagmus optocinétique, analysés sur feuilles de calcul par algorithmes personnalisés (Off-line) et issus des données logicielles 3D-VOG (On-line, en italique).



Figure IV.24: Vitesse moyenne calculée de la phase lente du mouvement selon la vitesse du signal du nystagmus optocinétique, pour chaque oeil et chaque direction du stimulus.

NOCD = Nystagmus optocinétique battant à droite, OG = données mesurées sur l'oeil gauche.Les lignes de concordance correspondant aux gains de 1 et de 0,5 sont affichées pour comparaison.

Pour certains sujets, il était observé un net effondrement des capacités de poursuite devant le protocole de nystagmus à 40°/s, avec des gains calculés inférieurs à 0.50.

Il était également remarqué la tendance, pour chaque vitesse du signal, d'un meilleur gain du mouvement de l'oeil opposé à la direction de la phase rapide du nystagmus. Ainsi, indépendamment de la vitesse de stimulation, la poursuite de l'oeil suivant une direction naso-temporale pendant la phase lente semblait meilleure que celle de l'oeil siège d'une version temporo-nasale (figure IV.25). Par exemple, pour un nystagmus optocinétique dont les saccades de rappel battaient à droite, les valeurs de gains de l'oeil gauche étaient sensiblement plus hautes.



Figure IV.25: Vitesse moyenne de la phase lente du nystagmus optocinétique selon la vitesse du signal et la direction de la saccade de rappel.

Par convention, les données de l'oeil droit sont en rouge et de l'oeil gauche en bleu. Les valeurs de l'oeil battant dans le sens temporo-nasal sont légèrement supérieures à celles de l'oeil suivant une saccades naso-temporale.

L'amplitude moyenne calculée des mouvements de saccades de rappel et de poursuite suivaient une relation d'équivalence quasi parfaite. Les valeurs d'amplitudes des mouvements augmentaient avec la vitesse de stimulation selon une relation linéaire nette (figure IV.26).

Pour un sujet donné, la fréquence des mouvements de rappel de l'oeil était, indépendamment de la vitesse de stimulation du nystagmus optocinétique, inversement proportionnelle à l'amplitude individuelle de ces saccades (figure IV.27).



Figure IV.26: Relation entre les amplitudes moyennes calculées des mouvements de phases lentes et de phases rapides, selon les différentes vitesses et directions du nystagmus optocinétique.

NOC = Nystagmus optocinétique, D = battant à droite, 20 = à 20°/s. Les valeurs présentées correspondent aux moyennes des mouvements des 2 yeux.



Figure IV.27: Analyses individuelles de la relation linéaire entre fréquence et amplitude des phases rapides de rappel du nystagmus optocinétique, selon les différentes vitesses et directions de la stimulation.

NOC = Nystagmus optocinétique, D = battant à droite, 20 = à 20°/s. Pour chaque sujet, plus les saccades de rappel sont fréquentes, plus l'amplitude de ces saccades est faible.

Néanmoins, les moyennes des fréquences de secousses de rappel oculaire restaient globalement similaires pour tous les modes de stimulation, oscillant entre 2.8 et 3.6 Hertz, sans lien apparent avec la vitesse du signal (figure IV.28).

Devant l'ensemble de ces données, l'utilisation du stimulus de défilement à 20°/seconde apparaissait le choix le plus judicieux pour l'étude du nystagmus optocinétique. Les gains mesurés y étaient en effet meilleurs, traduisant l'adéquation du suivi oculaire au signal.



Figure IV.28: Fréquence moyenne des saccades de rappel pendant la stimulation de nystagmus optocinétique, selon la vitesse et la direction du mouvement.

 $NOC = Nystagmus optocinétique, D = battant à droite, 20 = à 20^{\circ/s}$.

E Résultats du protocole d'étude des vergences

La cinétique des vergences s'avérait radicalement différente de celle des mouvements de version. Les mouvements dysconjugués des 2 yeux étaient typiquement polyphasiques et variaient grandement selon les modalités de l'induction visuelle.

1 Vergences symétriques binoculaires

Six phases du mouvement de vergence dynamique pouvaient être individualisées sur les tracés du sujet normal (figure IV.29) :

- 1 : Un plateau de fixation de loin, relativement régulier ;
- 2 : Une phase rapide d'adduction ;

- 3 : Une phase lente d'adduction complémentaire qui la complète ;



Figure IV.29: Exemple de tracé de vergence dynamique symétrique binoculaire.

Par convention, les tracés de l'oeil droit sont en rouge, ceux de l'oeil gauche en bleu. Les mouvements de convergence de l'oeil gauche (adduction) sont représentés par une élévation du tracé, et inversement pour l'oeil droit.

Les annotations chiffrées de la première séquence de convergence-divergence de l'oeil gauche se rapportent aux différentes phases du cycle de vergence binoculaire décrites cidessous.

- 4 : Un plateau de fixation de près, volontiers irrégulier;
- 5 : Une phase rapide d'abduction ;
- 6 : Une phase lente d'abduction qui la complète ;
- Avant de retrouver le plateau de fixation de loin.

L'amplitude et la qualité des réponses semblaient souvent différentes entre les deux yeux. Ainsi, contrairement à la régularité des mouvements binoculaires observée dans les versions, les vergences montraient une dysynergie de coordination motrice, variable selon les sujets.

2 Vergences symétriques monoculaires

Dans cette séquence, les tracés de l'oeil fixateur étaient superposables à ceux obtenus en acquisition binoculaire.

La réponse de l'oeil masqué à la stimulation était cependant très différente. Après le plateau de fixation de loin, il était noté (figure IV.30):



Figure IV.30: Exemple de tracé de vergence dynamique symétrique monoculaire oeil gauche masqué, oeil droit fixateur.

Les annotations chiffrées de la première séquence de convergence-divergence de l'oeil gauche se rapportent aux différentes phases du cycle de vergence monoculaire décrites ci-dessous.

- 1 : une abduction initiale brève et rapide au démarrage de la stimulation proximale ;
- 2 : suivie par une adduction rapide ;
- 3 : avant une phase d'adduction beaucoup plus lente ;
- 4 : tendant vers un plateau de fixation de près stabilisé tardivement ;
- 5 : au début de la stimulation de loin, un bref et rapide mouvement d'adduction complémentaire ;
- 6 : une abduction rapide ;
- 7 : et enfin une abduction lente ramenant au plateau de fixation de loin.



Figure IV.31: Exemple de tracé de vergence dynamique symétrique monoculaire oeil droit masqué, oeil gauche fixateur

L'induction du mouvement sur l'oeil découvert entraînait un bref mouvement conjugué de l'oeil masqué, assimilable à un début de version. Ce phénomène était observable selon les 2 modalités de stimulation (loin vers près et près vers loin), et se révélait souvent asymétrique d'un oeil à l'autre (figure IV.31).

3 Vergences asymétriques binoculaires

Pour ces protocoles de vergences asymétriques, les cibles de fixation étaient placées sur l'axe visuel d'un oeil. Les mouvements élicités sur l'oeil adelphe respectaient les 6 phases décrites pour les vergences symétriques binoculaires. Les tracés de l'oeil axial pouvait être attendus comme une simple ligne de fixation stable, eu égard à l'alignement des 2 points de fixation proximal et distal. En fait, ils présentaient un aspect bien singulier, reproductible sur chaque enregistrement (figures IV.32 et IV.33):

- le mouvement de fixation de près débutait par une abduction rapide, syncinétique de l'adduction de l'œil excentré bien que très inférieure en amplitude ;
- suivie d'une adduction plus lente de rappel ramenant l'oeil à la fixation initiale ;
- inversement, le mouvement de fixation au loin entraînait une brève phase d'adduction rapide ;

- avant l'abduction lente nécessaire à la reprise de la fixation.



Figure IV.32: Exemple de tracé de vergence dynamique asymétrique binoculaire avec stimulation dans l'axe visuel de l'oeil droit

Là encore, il s'agissait d'un phénomène relativement asymétrique d'un oeil à l'autre, différent en convergence et divergence, mais également d'amplitude variable d'un individu à l'autre.



Figure IV.33: Exemple de tracé de vergence dynamique asymétrique binoculaire avec stimulation dans l'axe visuel de l'oeil gauche

Ce mouvement physiologique est connu sous le nom de phénomène de Johannes Müller.

4 Vergences asymétriques monoculaires

Deux modalités de stimulation étaient à considérer :

a Oeil axial découvert



Figure IV.34: Exemple de tracé de vergence dynamique asymétrique monoculaire avec stimulation dans l'axe visuel de l'oeil droit, oeil gauche masqué

Cette situation engendrait sur l'oeil excentré masqué une réaction de vergence d'aspect sensiblement identique à celui du mouvement de vergence symétrique binoculaire, mais de cinétique relativement plus lente (figures IV.34 et IV.35). Seul persistait le réflexe lent consensuel de l'œil centré, induisant le mouvement de l'œil excentré.
Sur le tracé de l'oeil axial, des trémulations polyphasiques rapides de la ligne de fixation pouvaient s'observer, de type adduction-abduction successives, lors de chaque mouvement. L'aspect et l'amplitude de ces secousses, assez répétitifs, différaient entre le mouvement de convergence et celui de divergence.



Figure IV.35: Exemple de tracé de vergence dynamique asymétrique monoculaire avec stimulation dans l'axe visuel de l'oeil gauche, oeil droit masqué

b Oeil axial masqué

Ici, le tracé de l'oeil fixateur évoquait fortement l'aspect d'une saccade hypermétrique avant la stabilisation rapide du plateau de fixation de loin ou de près (figures IV.36 et IV.37).



Figure IV.36: Exemple de tracé de vergence dynamique asymétrique monoculaire avec stimulation dans l'axe visuel de l'oeil droit, oeil droit masqué

Concernant le mouvement de l'oeil axial, privé de stimulus, il était assimilable à une vergence soumise au phénomène de Johannes Müller dont l'intensité serait amplifiée. La phase rapide syncinétique initiale était ainsi plus ample, la phase de refixation encore plus lente.



Figure IV.37: Exemple de tracé de vergence dynamique asymétrique monoculaire avec stimulation dans l'axe visuel de l'oeil gauche, oeil gauche masqué

V DISCUSSION

En comparaison avec l'enregistrement par coils scléraux, la méthode vidéo-oculographique présente le défaut de sa précision temporelle et spatiale. De plus, la stabilité relative du dispositif d'acquisition et les restrictions de reconnaissance du mouvement liées aux algorithmes de détection pupillaire restreignaient jusqu'à maintenant son utilisation dans les laboratoires scientifiques.

Les systèmes d'acquisition récents, à haute fréquence d'enregistrement, bénéficient de la puissance de calcul croissante des unités informatiques. Dans le cadre de travaux cliniques, les auteurs s'accordent de plus en plus à valider la technique vidéo-oculographique[32][33], faisant valoir la facilité de sa mise en oeuvre et son innocuité.

A l'issue de notre travail, il est possible d'affirmer la bonne précision qualitative et quantitative des données enregistrées par le système 3D-VOG chez le sujet ne présentant pas de troubles oculomoteurs.

Pour chaque mouvement étudié, et sous réserve d'une méthode d'acquisition rigoureuse, les résultats moyens obtenus pour les paramètres observés montrent d'une part le respect global des angles et vitesses de stimulation élicités, et d'autre part leur cohérence avec la physiologie de l'oculomotricité.

La fiabilité des mesures peut être considérée avec notre installation dans les limites de 25° d'excentricité horizontale à droite et à gauche, et 20° d'excentricité verticale.

Un protocole standardisé d'étude des mouvements oculaires du sujet sain peut donc être envisagé de façon optimale avec une succession de séquences de stimulation simples :

- Calibrage et référence de torsion indispensables à l'étalonnage du système ;
- Protocole de fixation binoculaire dans les 9 positions du regard ;
- Protocole de saccades horizontales alternant fixation en versions droite et gauche, à 20° d'excentricité.
- Protocole de saccades verticales alternant fixation en abaissement et élévation, à 15° d'excentricité.
- Protocole de poursuites horizontales linéaires sur cible à 10°/s, sur 40° d'amplitude.
- Protocole de poursuites horizontales sinusoïdales sur cible à 0.001 rad/s, sur 40° d'amplitude.
- Protocole de nystagmus optocinétiques droit et gauche à 20°/s.

Selon les objectifs de l'examinateur, un protocole standard d'études des vergences peut compléter cette session type d'enregistrement.

A Limites techniques de l'étude

Aucun système d'acquisition ne peut s'avérer infaillible. Un des objectifs de ce travail consistait à déterminer les facteurs limitant la qualité des enregistrements afin de pouvoir mettre en place des stratégies les diminuant.

1 Attention du sujet

La fiabilité des mesures des mouvements oculaires par l'appareil de vidéo-oculographie 3D-VOG présuppose une attention parfaite du sujet. Une analyse automatisée par tableur telle qu'envisagée nécessite ainsi une fixation sans faille des cibles présentées, sans distraction acceptable pendant l'ensemble de la durée d'acquisition. Une saccade oculaire non sollicitée par exemple, entraîne une mauvaise reconnaissance du signal classique du protocole et donc un défaut d'interprétation et de calcul des valeurs du mouvement. Nos sujets étaient informés de cette condition et il leur était demandé de respecter au maximum la consigne d'attention sur la cible.

2 Défauts quantitatifs de signal

a Qualité du calibrage préalable

Pour la meilleure qualité possible d'acquisition, amenant une interprétation facile des données, un calibrage optimal du système s'avère indispensable. Le protocole de calibrage doit être réalisé préalablement à toute séance d'acquisition et à chaque pose du masque sur le visage du sujet. A défaut, les paramètres d'alignement de la position oculaire en sont modifiés et les tracés non contributifs.

L'indice de qualité du calibrage doit approcher les 100 % pour les 2 yeux, éventuellement par le biais du recadrage manuel des curseurs de position à l'issue du test.

Les systèmes d'enregistrement des mouvements oculaires basés sur des principes de reconnaissance optique souffrent ainsi de la nécessité d'un étalonnage préalable à toute acquisition quantitative.

Une séquence de calibrage de l'appareil ne peut se faire sans la parfaite coopération du sujet, mais cette attention ne suffit pas à garantir la précision du processus. Durant une fixation, l'oeil n'est pas strictement immobile, car soumis à des tremblements d'amplitude variable, à des microsaccades et des dérives[34]. Ainsi, même chez le sujet sain, la variabilité de la fixation peut être de +/- 0.5°[35]. Les algorithmes de calculs logiciels des systèmes modernes s'adaptent néanmoins à la plupart des situations[36].

b Position et réglages du masque 3D-VOG

Après validation du protocole de calibrage du sujet, il reste important de veiller à la bonne tenue du masque sur le visage du sujet. En effet, l'appareil se basant sur les positions absolues des centres pupillaires, projetés sur les images planes acquises par les caméras infrarouge, tout changement de position du référentiel entraîne une modification des positions relatives enregistrées[37]. Ainsi, la verticalité rapportée par l'appareil souffrait parfois d'une anomalie différentielle dans les valeurs de position des 2 yeux (figure V.1).



Figure V.1: Exemple de tracé de fixation en position primaire souffrant d'un décalage relatif construit entre les positions verticales des 2 yeux.

Ce décalage dans les tracés de verticalité, constant dans toute les positions, se voit surtout à cause de l'attraction vers le bas du côté gauche du masque par le câble le reliant à l'unité informatique. Il est démontré qu'un glissement du dispositif de 1 millimètre peut engendrer une erreur de mesure de 5°[38]. De même, toute modification, entre les séquences d'enregistrements, des réglages des molettes d'alignement des images sur ce masque, rend caduque le calibrage préalable. Le problème s'observe heureusement rarement sur l'axe horizontal, de par la stabilité de l'écart inter-pupillaire.

Une installation correcte du sujet reste donc un pré-requis indispensable pour toute analyse fiable et reproductible. La position confortable du buste et de la tête, en plus de faciliter la fixation, améliore la stabilité du masque 3D-VOG. Une des solutions envisagée à terme consiste en l'installation d'une barre de morsure fixée sur le masque 3D-VOG, permettant la solidarisation du masque avec les contours du visage. Cet accessoire proposé par la société SMITM n'était cependant pas fourni avec l'appareil, et n'a donc pas été essayé pour ce travail.

Le décalage construit de la position verticale relative des 2 yeux a amené au développement d'un algorithme spécifique de ré-alignement du signal de position primaire, mis en oeuvre pour chaque protocole. Une telle correction ne saurait être acceptée pour d'éventuels travaux d'analyses quantitatives d'angles de déviation strabique.

3 Défauts qualitatifs de signal

Comme pour tout système d'observation, les pertes de signal constituent dans notre démarche un frein à la précision des mesures. La détection du centre pupillaire par les caméras infrarouges peut ainsi être prise à défaut dans plusieurs circonstances.

a Clignement des paupières :

Les mouvements spontanés d'occlusion palpébrale entraînent logiquement un défaut bilatéral de signal retranscrit sur les tracés[39] (figure V.2).



Figure V.2: Exemple de tracé montrant des pertes de signaux sur les 2 yeux par clignement palpébral, lors de l'étude des poursuites linéaires.

Les clignements surviennent ici en fin de stimulation de poursuite et ne gênent pas l'interprétation des données.

Il était donc recommandé aux sujets d'éviter tant que possible les clignements de paupières, ou tout au moins d'y céder seulement en fin de stimulation pour les poursuites ou en milieu de fixation pour les saccades. On peut d'ailleurs noter à l'affichage des paradigmes du nystagmus optocinétique une rareté du clignement par rapport aux autres séquences analysées.

b ptosis palpébral :

Certains sujets à fentes ou ouvertures palpébrales modérées voient leurs enregistrements parasités par de nombreuses pertes de signal, volontiers asymétriques. En effet, à chaque passage du bord libre de la paupière supérieure en regard de la projection du centre pupillaire, le système perd sa faculté de reconnaissance de la position du globe concerné[40].

Les mouvements d'abaissement des globes sont logiquement les plus concernés. Un mauvais port du masque 3D-VOG, tractant le derme temporal du sujet vers le bas par exemple, favorise ce phénomène (figures V.3 et V.4).



Figure V.3: Exemples de pertes de signal en lien avec l'interposition de la paupière supérieure devant l'aire pupillaire.

A gauche : Traction des paupières inférieures par malpositionnement du masque 3D-VOG. Au milieu : Ptosis de paupière supérieure droite entravant l'aire pupillaire.

A droite : Perte de signal de l'oeil droit dans le regard en bas du fait de l'abaissement de la paupière supérieure

L'analyse de l'image irienne servant à l'étude de la torsion oculaire est ainsi largement tributaire de la bonne ouverture palpébrale du sujet. Les pertes de signal de torsion y semblent uniquement liées [41].



Figure V.4: Exemple de tracé montrant une perte partielle de signal de l'oeil gauche après une saccade vers le bas.

Il doit par conséquent être conseillé aux individus de volontairement bien ouvrir les yeux pendant les enregistrements.

c Diamètre pupillaire

L'algorithme de détection du barycentre pupillaire peut être pris à défaut par les larges diamètres pupillaires ou les pupilles irrégulières.

Ainsi, il était remarqué de nombreuses disparitions de la croix de centrage chez les sujets ayant une mydriase relative naturelle (figure V.5).



Figure V.5: Exemple d'image de référence irienne d'un sujet à pupille de grand diamètre naturel.

En fixation primaire, le barycentre pupillaire est ici reconnu. Lors des mouvements, le défaut de signal est possible.

d Reflets et ombres

Le système de détection infrarouge est relativement sensible à la présence de reflets ou d'ombres projetés sur les miroirs semi-réfléchissants situés sur le trajet des images enregistrées [42](figure V.6).



Figure V.6: Exemple de perte de signal due à un reflet lumineux sur le miroir semiréfléchissant du masque, gênant l'acquisition des images de l'oeil droit

Le problème d'acquisition liée à la taille pupillaire empêchant néanmoins de travailler dans l'obscurité totale, l'ambiance lumineuse de la pièce de travail doit donc être adaptée en conséquence afin de réduire les sources de lumière indirectes parasites.

e Correction optique

L'adjonction d'un verre correcteur sur le trajet d'acquisition de la lumière émanant de l'oeil vers la caméra constitue une source supplémentaire d'atténuation du signal (figure V.7).

La monture sur-mesure utilisée pour les sujets amétropes, bien qu'adaptée au masque, se révèle source de quelques ombres projetées sur les cornées, et donc parfois de moindre qualité

des enregistrements. Cela reste cependant pour nous la meilleure solution pour l'étude avec correction des mouvements excentriques.

On note cependant la bonne qualité des tracés obtenues avec le port de lentilles de contact souples. Mais dans le cadre de l'utilisation d'un système d'étude non invasif, potentiellement envisageable chez l'enfant, le recours à une correction systématique par lentilles pendant les enregistrements ne nous semble pas indiqué.



Figure V.7: Exemple d'image de référence irienne obtenue avec interposition d'un verre correcteur convergent de 3 dioptries. Un reflet supérieur est visible sur la surface du verre. L'instabilité des lentilles rigides perméables aux gaz à la surface des yeux entrave la capture des mouvements de façon rédhibitoire.

f Excentricité du mouvement

Enfin, le mouvement oculaire semble d'autant plus difficile à retranscrire qu'il se déroule loin de la position primaire de fixation[39]. Cette étude voulait également en chiffrer les limites. Cependant, la répétition des enregistrements montre la variabilité importante de cette perte du signal excentré selon les sujets. Pour certains individus, dès 25° d'excentricité horizontale, un défaut de signal intermittent apparaît (figures V.8 et V.9).



Figure V.8: Exemples d'images acquises dans les versions extrêmes du regard.

Dans la version extrême vers la droite, la croix de centrage pupillaire reste visible. En version gauche, la détection du signal de l'oeil gauche n'est plus possible.

Pour d'autres, le facteur limitant est seulement représenté par le bord de l'image projetée, ne restreignant pas les possibilités d'acquisition. Sur ce problème intervient également la position du bord palpébral supérieur, abaissé sur l'oeil abducteur.



Figure V.9: Exemple de pertes de signal de l'oeil droit en version gauche au-dessus de 20° d'excentricité.

Il est donc possible avec cette installation d'envisager avec une reproductibilité de résultats satisfaisante des stimulations explorant le champ de vision horizontal sur 50° et vertical sur 40°. Au-delà, les variations individuelles de qualité du signal capté ne peuvent en garantir la fiabilité. Notre système de projection semble donc adapté en dimensions.

4 Précision du système

Passée ces considérations techniques, la qualité des valeurs de position mesurées par l'appareil rend la méthode pertinente pour une utilisation clinique. Dans notre travail d'étude de la fixation, plusieurs données s'accordent pour affirmer la précision du système à 1 degré près.

Pour une fixation à 15° d'excentricité, si l'on se réfère aux différences relatives de position des yeux par rapport aux cibles pour l'ensemble des 8 points cardinaux du regard, nous retrouvons une erreur moyenne par défaut de -0.05° sur l'horizontalité et de -0.2° sur la verticalité. Sur notre échantillon, l'effet de moyennage entre bien sûr en compte, les écart-types retrouvés pour ces données nous rappelant leur grande variabilité inter-individuelle[43]. Les calculs des différences absolues positions des yeux – positions du signal montrent néanmoins un écart moyen horizontal à 0.82° et vertical à 0.97°, valeurs plus proches d'une estimation tenant en compte la fluctuation individuelle de la qualité du signal.

Concernant la déviation angulaire entre l'oeil droit et l'oeil gauche dans les mouvements conjugués, les calculs amènent à la même conclusion : jusqu'à 20° d'excentricité, l'écart d'angle entre les 2 yeux ne dépasse pas 0.85° dans les 2 axes, pour des sujets considérés comme orthophoriques.

Cette précision au degré près reste en accord avec les données des analyses cliniques vidéooculographiques de la littérature [43] [39]. L'exactitude des mesures affirmée par les données du constructeur se base généralement sur des tests répétés sur oeil artificiel [44], dans des conditions de mouvements et de luminosité optimales, ne pouvant être reproduites en pratique clinique.

B Protocole d'étude des saccades oculaires

Les saccades sont des mouvements rapides des yeux dont le but est d'amener la fovea de l'oeil sur le stimulus ciblé lors de l'exploration d'une scène visuelle.

1 Précision des saccades horizontales et verticales

La précision de fixation après saccade, appréhendée par le calcul des gains de position finale des mouvements, reste satisfaisante pour notre travail. Il est observée une différence moyenne de moins de 3% de l'amplitude entre les positions horizontales de l'oeil et du signal, et de moins de 5% dans les versions verticales.

La précision des saccades est physiologiquement dépendante de la qualité de la phase rapide initiale du mouvement et de l'éventuelle présence d'une « glissade » post-saccade correctrice d'une hypermétrie.

Nos travaux retrouvent une tendance à la mesure d'une hypermétrie relative pour les mouvements jusqu'à 20° d'amplitude. La littérature décrit communément des mouvements hypométriques, mais la variabilité intrinsèque de cette donnée selon les études ne permet pas de conclure à une erreur liée à l'imprécision de la mesure. En effet, l'individu normal montre fréquemment un certain degré de dysmétrie lors des saccades, classiquement inférieur à 10 % de l'amplitude du mouvement[45]. Cette inadéquation relative de la stimulation et du mouvement élicité est très variable selon les conditions d'examen : âge du sujet, fatigue, amplitude des saccades, modalités et sens de stimulation... jouent dans la précision du mouvement. Ainsi, des hypermétries se voient pour des saccades peu amples, ou centripètes[46] (non retrouvé ici). Surtout, la précision du mouvement s'améliore avec la prédictibilité de la position de la cible à fixer. Ainsi, Collewijn & al. [45] démontrent que dans des conditions naturelles d'exploration visuelles, où les stimulations aléatoires.

Notre paradigme faisant alterner les mêmes cibles de fixation de façon répétée, il existe une prédictibilité importante de l'affichage des stimuli suivants, ce qui peut en partie expliquer nos

gains élevés à faibles et moyennes amplitudes. A l'inverse, des saccades hypométriques s'observent volontiers chez le sujet âgé[47], ou pour les larges saccades[48].

Pour notre travail, les gains des saccades horizontales de 25° d'excentricité sont inférieurs à 1. Néanmoins, les saccades non centriques jusqu'à 40° d'amplitude conservent une précision supérieure. A 50°, l'hypométrie est nette. Ces variations de qualité de la mesure s'expliquent en partie par les difficultés de capture du signal dans les versions très excentrées, faisant préférer un choix de protocole de stimulation horizontale symétrique alternant fixation droite et gauche.

Les saccades verticales, dont l'étude est moins courante en oculomotricité du fait de l'impossibilité de l'usage de l'électro-oculographie[49], sont décrites comme moins précises que les horizontales [50]. Ceci reste avant tout vérifiable pour les mouvements d'abaissement des globes, surestimant souvent la position des cibles, surtout pour les larges amplitudes (supérieures à 30°, donc non observable ici). La précision des fixations en élévation s'avère assez similaire à celle des saccades horizontales, avec une tendance à l'hypométrie. La faible amplitude de stimulation verticale possible ne nous permet pas de mettre en évidence ces caractéristiques différentielles. Ainsi, notre étude retrouve des gains moyens de précision équivalents pour les 2 sens de stimulation, tendant à l'hypermétrie relative d'autant plus que l'amplitude du mouvement est modérée. De même que pour les saccades horizontales s'établit une relation entre la qualité du signal et l'excentricité de la cible, poussant à conseiller là aussi une stimulation symétrique autour du point de fixation afin de conserver une amplitude de mouvement optimale.

De façon synthétique, nous pouvons déduire de l'analyse des saccades que l'installation et les protocoles utilisés affichent une tendance discrète à la surestimation du mouvement. Cet excès dans les caractéristiques du signal enregistré peut, de notre avis, se corriger en optimisant la qualité de la stimulation. Ainsi par exemple, la position surélevée de notre projecteur de test par rapport à l'écran, induit une non-linéarité de la fréquence spatiale de projection dans la verticalité. Même si cette notion est compensée dans la programmation du paradigme de stimulation, cela reste une source d'imprécision préjudiciable pour certaines analyses. De même, encore une fois, l'installation du sujet et la qualité du calibrage individuel du système restent primordiales.

2 Vitesse des saccades horizontales et verticales

Malgré l'imprécision de la mesure liée au taux d'échantillonnage du 3D-VOG limité à 50 Hz, nos calculs de vitesse reflètent correctement la physiologie connue. Ainsi, les valeurs de pic de vélocité des saccades horizontales admises par Boghen & al. en électro-oculographie [51] sont superposables aux nôtres. Les saccades sont les mouvements les plus rapides de l'oeil humain : les chiffres évoluent de 150°/s à plus de 500°/s selon une relation non-linéaire avec l'amplitude du mouvement en horizontalité. Ce lien est établi par de nombreux auteurs [52], avec une pseudo-linéarité observable pour de faibles mouvements (<20°), et la notion d'une vitesse de saccade maximale de saturation autour de 500°/s pour les mouvements de plus de 60°[45].

La durée des saccades est également corrélée à leur amplitude[53]. Mais cette donnée, ainsi que les profils de vitesse et d'accélération et les latences des mouvements n'ont pu être analysée ici, nécessitant une fréquence d'acquisition idéalement supérieure à 300 Hz [54].

Boghen et d'autres auteurs[55] soulignent les variabilités intra- et inter-individuelles importantes des mesures de vitesse des saccades, nécessitant des études sur de larges échantillons de sujets. Nos écart-types le démontrent, oscillant entre 10 et 20% de la valeur mesurée.

Il nous est néanmoins possible de révéler par le calcul moyen la plus haute vélocité des saccades centripètes (terminant en fixation centrale) comparativement aux centrifuges. La différence relative s'élève à 10% pour Collewijn & al.[45]. La base physiologique pourrait en être la moindre élasticité passive des muscles orbitaires dans les versions excentrées[56], la force musculaire nécessaire à prolonger le mouvement distal se majorant alors[57]. Nous n'avons pas mis en évidence l'asymétrie des célérités oculomotrices entre les mouvements d'adduction et d'abduction, ces derniers étant considérés comme plus rapides[45]. Les fluctuations de la qualité du signal, indépendantes pour chaque oeil, nous empêchent probablement de déceler des variations aussi subtiles.

Pour les mouvements verticaux, nous retrouvons les mêmes valeurs moyennes de vitesse que celles calculées pour les saccades horizontales, à amplitude égale, jusqu'à 30° d'angle. Audelà, les vitesses observées sont sensiblement plus hautes pour les mouvements verticaux, ne semblant pas atteindre de plateau asymptotique. C'est ce que montre également les travaux galvanométriques de Collewijn & al.[50]. Ces derniers ne décèlent pas de différence significative entre les vitesses d'élévation et d'abaissement des yeux. Enfin, la déviation angulaire entre les 2 axes visuels lors des saccades se situe dans les limites de précision du signal, c'est-à-dire inférieure à 0.85° dans le champ d'exploration.

C Protocole d'étude des poursuites oculaires horizontales

La poursuite est un mouvement oculaire continu et régulier permettant au sujet de suivre une cible mouvante. Le déplacement des yeux permet ainsi de maintenir l'image de la cible visuelle sur la fovéa. Le déclenchement d'une poursuite est volontaire et requiert un stimulus en mouvement. La latence de ce système est de 100 à 150 ms, l'œil s'adaptant à la vitesse de la cible après avoir effectué une saccade initiale lui permettant d'amener la cible sur la fovéa. Dans des conditions expérimentales, l'étude des mouvements de poursuite oculaire nécessite une pleine attention du sujet[58]. La qualité de l'enregistrement et de l'interprétation de ce mouvement en dépend. Grâce à la représentation graphique permise par le logiciel (figure V.10), il est aisé d'apprécier le bon suivi de la cible en repérant par exemple les saccades



Figure V.10: Exemples de tracés de poursuites horizontales sinusoïdale et linéaire montrant des mouvements de saccades anticipatoires.

En fait, le mouvement de poursuite lente de l'oeil humain présente un gain classiquement inférieur à 1, traduisant un défaut de vitesse de l'oeil sur la cible d'autant plus important que le signal est rapide[60]. Ce retard est compensé par de minimes saccades permettant la récupération de la fixation du signal[61].

Pour nos sujets, les mouvements de célérité constante comprise entre 10 et 20°/s présentent une qualité optimale de suivi, avec un ratio vitesse de l'oeil / vitesse du signal supérieur à 0.97. Au-delà, les gains décroissent avec l'augmentation de la vitesse de stimulation. Dans le cas des poursuites sinusoïdales, l'imperfection technique des algorithmes de détection de la vitesse maximale engendre des gains calculés comme moindres, mais se maintenant supérieurs à 0.9 jusqu'à la deuxième vitesse de stimulation testée (23.6° /s). Là aussi, audessus de 40° /s, la qualité des poursuites diminue grandement.

Les auteurs ne s'accordent pas sur la vitesse de saturation de suivi du signal au-dessus de laquelle la relation vitesse de l'oeil – vitesse du mobile n'est plus linéaire. Pour Collewijn & al.[61], des célérités supérieures 20°/s sont suffisantes pour décrocher certains sujets du mouvement, alors que Buizza & al.[62] gardent des gains supérieurs à 0.9 jusqu'à 75°/s, et même 100°/s pour Meyer & al.[63]. Pour notre système, et avec notre protocole de stimulation spécifique, une valeur optimale de vitesse de stimulation peut être retenue aux alentours de 20°/s. Au-delà, la linéarité n'est plus garantie, tant pour les poursuites à vitesse constante qu'à vitesse variable.

Il n'existe pas de différence physiologique de gain selon la direction du mouvement[61].

Le cas de notre poursuite linéaire à 40°/s est donc à traiter à part. Suivant le sens de la stimulation, on y observe une variation importante du gain, faible sur la première poursuite de gauche à droite et supérieur à 1 pour le second mouvement élicité. Un phénomène d'apprentissage, avec anticipation d'un mouvement rapide lors du deuxième suivi de la cible, explique probablement cette différence. La prédictibilité du signal joue ainsi un rôle non négligeable dans les poursuites visuelles lentes[64]. Le cerveau estime alors le déplacement à venir du mobile selon les afférences sensorielles et grâce à une mémoire du mouvement[65].

Ici encore, la variabilité individuelle de la précision du suivi reste importante[66], même chez le sujet jeune. Les écart-types calculés pour nos données s'étalaient de 0.09 à 0.17 pour des gains théoriques de 1, augmentant logiquement selon la vitesse de stimulation.

L'âge du sujet modifie aussi la qualité du suivi oculaire en poursuite[67] au même titre que son attention, qui peut être prise à défaut par la fatigue ou certaines substances psychotropes.

La phase caractéristique d'initiation du mouvement de poursuite au départ de la cible [68] n'a pas été étudiée ici faute d'une fréquence d'enregistrement suffisante. Des anomalies du début des poursuites s'observent dans certains processus pathologiques neurologiques, d'analyse plus aisée pour les poursuites linéaires, dont le départ est d'accélération brutale.

Globalement, les 2 modalités de stimulation se complètent pour une analyse précise des poursuites. Un stimulus à allure constante semble de suivi plus facile qu'un mobile à mouvement sinusoïdal, et en tout cas d'interprétation plus simple quant à sa vélocité[69]. Les poursuites à vitesses variables sont néanmoins plus sensibles aux perturbations de la symétrie des mouvements.

D Protocole d'étude du nystagmus optocinétique horizontal

Le nystagmus optocinétique est induit par la mobilité relative de l'espace ambiant par rapport au sujet, l'un ou l'autre pouvant être stable ou mobile. Ce réflexe met en jeu les voies visuelles de poursuites lentes et de saccades optocinétiques pour stabiliser l'image rétinienne, en étroite relation avec le système vestibulaire.

La largeur du champ de vision stimulé constitue un des paramètres importants pouvant restreindre la fiabilité de l'enregistrement de ce mouvement[70]. Les valeurs admises d'étendue de stimulation sont respectées avec notre installation.

Le choix d'une stimulation par trame de points aléatoires pour notre étude s'est fait naturellement, afin de faciliter l'interprétation des tracés. Il est démontré que l'amplitude des saccades nystagmiques devant ce type de stimulus est fortement corrélé à sa vitesse de défilement[71], lien retrouvé par nos analyses.

L'amplitude des mouvements du nystagmus optocinétique est habituellement inférieure à 10°[72]. Cette donnée est sensible à la consigne donnée au sujet, les poursuites s'avérant moins prolongées en demandant une fixation droit devant[73]. Nos résultats démontrent que l'amplitude de la saccade de rappel compense très exactement la poursuite lente. L'asymétrie de cette liaison dans les deux directions du nystagmus n'est que le reflet de la variabilité individuelle de nos mesures. On retrouve également un lien individuel inverse entre l'amplitude et la fréquence des saccades oculaires, mais les moyennes de ces fréquences sont sans relation avec la vitesse du stimulus. Les paramètres de l'oeil droit et de l'oeil gauche sont identiques, le nystagmus optocinétique se révélant toujours congruent en amplitude.

Classiquement, le gain des phases lentes du mouvement, correspondant au rapport vitesse de la poursuite / vitesse du signal, est décrit comme avoisinant les 0.8 pour les vélocités faibles et modérées de stimulation[74][75]. Nos mesures moyennes pour 20 et 30°/s de signal s'accordent avec ces valeurs. Au-dessus des ces vitesses de stimulation, le suivi du mouvement semble plus aléatoire, la variabilité inter-individuelle des gains s'élargissant

(écart-types moyens à 20, 30 et 40°/s respectivement à 0.10, 0.15 et 0.20). Une vélocité maximale de 120°/s peut s'observer chez certains individus, mais le plus souvent le suivi oculaire n'est plus possible au-dessus de 60°/s[76]. Cette limite est d'ailleurs abaissée chez le sujet âgé[77]. Il est donc préférable avec notre système 3D-VOG d'utiliser des stimulations optocinétiques à 20°/s afin d'éviter les effets de fluctuations particulières à chaque sujet.

La stimulation binoculaire simultanée s'envisageait pour notre étude du sujet sain afin de limiter le temps d'acquisition par individu. En dehors de toute pathologie oculomotrice de la binocularité, aucune différence n'est notée dans les aspects des tests en mode monoculaire ou binoculaire[78]. Cette distinction reste néanmoins primordiale pour l'étude des sujets strabes.

Dans la limite de leur précision, nos calculs retrouvent une discrète disparité des gains en faveur des saccades temporo-nasales pour toutes les vitesses de stimulation. Chez le sujet sain, cette asymétrie n'est pas habituellement décrite[79], exceptée dans une étude de Van der Berg & al.[80]. Cependant, cette différence de gain selon le sens du nystagmus optocinétique est bien démontrée chez le sujet présentant des anomalies sensorielles de la binocularité : amblyopie [78], strabisme[79]... Elle s'observe également chez le jeune enfant, antérieurement à l'instauration de la binocularité normale. Cette asymétrie spécifique est de grande valeur pour affirmer la rupture du lien binoculaire[81], et pourrait être soumise à de plus amples investigations grâce à la vidéo-oculographie.

Physiologiquement, la phase lente du nystagmus optocinétique passe par 2 composantes distinctes. La première, dite directe, constitue la réponse oculaire initiale permettant le suivi rapide du signal dès son démarrage. La seconde, ou indirecte (*velocity storage* des anglo-saxons[82]), est responsable d'une adaptation progressive continue au défilement. L'analyse du nystagmus persistant à l'arrêt de la stimulation (OKAN pour optokinetic after-nystagmus) explore cette deuxième modalité, et constitue une des possibles orientation d'études des voies visuelles spécifiques du mouvement nystagmique [83].

E Protocole d'étude des vergences

Le rôle des mouvements de vergence est d'orienter les globes afin d'assurer l'exploration visuelle de l'espace en profondeur, tout en maintenant l'équilibre réciproque des yeux. Ce mouvement reste très complexe et ses bases physiologiques précises toujours en discussion. En effet, il entre en contradictions profondes avec les lois de la motricité conjuguée de Hering

et Sherrington, au point de devoir remettre en question leur universalité[84][85]. La nature des vergences est poly-afférentielle : entrent en jeu des composantes fusionnelle, accommodative, proximale et tonique, dont les caractères respectifs s'avèrent difficiles d'accès en pratique clinique[86]. Notre approche se voulant didactique, la cinétique globale des vergences y est abordée.

Quéré[1] soulignait la complexité de l'étude des mouvements de vergences oculaires avec les moyens d'enregistrements à sa disposition. Aujourd'hui, la précision de la mesure oculographique permet d'obtenir avec une installation même peu optimisée d'excellents tracés. Le respect des conditions d'élicitation des mouvements reste primordial : induction optique d'une vergence libre de refixation loin-près.

La réponse vergentielle se décompose en 2 phases distinctes bien repérées par nos enregistrements. L'initiation rapide du mouvement vise à résoudre la disparité rétinienne des images extra-horoptériques par une réponse pré-programmée[87]. Vient ensuite un mouvement lent de complétion et de maintien de la fusion[88]. Ces réponses sont volontiers asymétriques d'un œil à l'autre[89] y compris pour des stimulations binoculaires axiales, et de grande variabilité inter et intra-individuelle[86][90].

La stimulation monoculaire symétrique met en évidence l'étroite relation du système visuel de saccades avec le réseau vergentiel. L'oeil non fixateur est ainsi animé d'un réflexe monoculaire initial de version avant de céder au stimulus de vergence lente. Collewijn & al. [91] affirment ne pas pouvoir éliciter de mouvements de pure vergence, l'intrusion de mouvements saccadiques dans les enregistrements étant constante même avec un alignement horizontal et vertical parfait des cibles.

L'étude des vergences asymétriques révèle le phénomène de Johannes Müller[92], du nom du physiologiste allemand qui le mit en évidence au XIX siècle. Ce mouvement bref d'abductionadduction de l'oeil axial lors de la convergence (et inversement en divergence), bien qu'irrégulier en vitesse et en amplitude selon le côté exploré et le mouvement demandé, est constamment observé [86]. La vergence rapide de l'oeil excentré induit tout d'abord une saccade en version de l'oeil axial, corrigée par 3 moyens : la vergence lente directe de l'oeil axial, consensuelle de l'œil excentré, et un nouveau mouvement de vergence rapide induit par la première saccade. Les influx sensoriels des vergences rapides seraient ainsi de nature monoculaire[93], contrairement à la phase lente du mouvement. Une dominance oculaire nette et a fortiori une amblyopie engendrent d'ailleurs un aspect fortement asymétrique de cette réponse.

La vergence dite relative, ou asymétrique avec œil axial masqué, exacerbe le phénomène de Müller avec une excursion en version plus ample et une phase de vergence lente plus prolongée. Le réflexe de correction rapide de la position de l'oeil occlus n'intervient pas, trahissant ses origines monoculaires. Cette vergence relative est altérée dans les insuffisances de convergence, les strabismes et les paralysies oculomotrices.

Enfin, l'œil excentré masqué de la vergence asymétrique consensuelle, présente un allongement notable du temps de performance du mouvement, variable selon la dominance de l'oeil inducteur axial. Le réflexe lent consensuel de l'oeil découvert induit alors seul la vergence de l'oeil occlus. L'aspect typique des tracés du phénomène de Müller en est modifié, avec l'apparition de trémulations polyphasiques de faibles amplitudes sur l'oeil axial. Ces légers mouvements d'adduction-abduction stéréotypés, répétés 1 à 2 fois, sont variables selon le type de mouvement demandé (convergence ou divergence) et l'oeil stimulé. En l'absence de littérature sur le sujet, une analyse complémentaire sur un échantillon de sujets plus vaste permettrait d'en établir les caractéristiques cliniques et l'origine physiologique.

De plus, l'étude précise de la verticalité[50] et de la torsion induites par les mouvements de vergence, non autorisée par l'électro-oculographie, reste à envisager.

F Applications et ouvertures à l'étude clinique

Plusieurs orientations peuvent être envisageables dans l'utilisation du système 3D-VOG pour l'étude clinique de la pathologie oculomotrice. En voici quelques exemples.

1 Analyse de la déviation oculaire.

La photo-oculographie avait déjà servi de base à des travaux d'analyse de la déviation des axes visuels du sujet strabique[94][95][96]. Les dispositifs de vidéo-oculographie suivent également la voie vers une possible déviométrie objective informatisée[30][97].

La relative fiabilité de la mesure par le 3D-VOG de la déviation des axes oculaires est un élément primordial dans cette optique. L'analyse de l'angle tropique pourrait être envisagée à environ 2 dioptries près, soit l'ordre de l'imprécision de la mesure subjective à l'examen sous écran réalisé par un examinateur entraîné[98]. Une double procédure de calibrage de l'appareil, en monoculaire droit et gauche, constitue un préalable indispensable à tout enregistrement du sujet ne présentant pas un alignement parfait des axes oculaires. La qualité de la mesure est ainsi assurée quelque soit l'oeil fixateur.



Position horizontale de l'oeil, en degré

Figure V.11: Exemple de résultat du protocole d'analyse de la fixation adapté chez un sujet strabique.

Par convention, les tracés de l'oeil droit sont en rouge, ceux de l'oeil gauche en bleu. Ici l'oeil droit est fixateur. Il existe une petite exotropie majorée dans le regard en bas, pouvant faire évoquer un syndrome alphabétique en A.

L'analyse de la déviation dans les 9 positions du regard montre l'incomitance et en permet la quantification (figure V.11). Il est également possible au moyen de l'enregistrement d'un simple test sous écran de mettre en évidence et de quantifier les phories.

2 Etude des paralysies oculomotrices

Dans le même but, certains auteurs utilisent les systèmes d'acquisition optique pour l'analyse des dysfonctionnements oculomoteurs acquis ou congénitaux[99]. L'apport des mesures de torsion des globes [100] est particulièrement intéressant pour le diagnostic de parésie des muscles obliques[101]. L'étude des mouvements cyclotorsionnels relatifs, réalisée en pratique

clinique à l'aide de la paroi tangentielle de Harms, est ainsi permise de façon objective (figure V.12).



degré de torsion

Figure V.12: Exemple d'analyse de l'enregistrement de la torsion oculaire lors d'une poursuite verticale binoculaire chez un sujet présentant une parésie post-traumatique bilatérale asymétrique des obliques supérieurs.

L'appareil met en évidence l'excyclodéviation prédominante à gauche et sa majoration à l'abaissement du regard.

3 Etude des atteintes neurologiques centrales

De multiples troubles oculomoteurs peuvent découler des pathologies neurologiques dégénératives. De part la vulnérabilité des systèmes impliqués, les lésions cérébrales entraînent souvent des anomalies de la réalisation des saccades et des poursuites oculaires (figure V.13). Les syndromes parkinsoniens plus de type paralysie supra-nucléaire progressive voient par exemple un gain diminué dans ces épreuves[102], et il est envisageable de se servir de ces spécificités pour leur diagnostic précoce. La compréhension de la physiopathologie de certaines atteintes comme l'ophtalmoplégie externe progressive chronique[103] passe par une analyse fine de l'oculomotricité. Enfin, l'évaluation de l'efficacité des thérapeutiques entreprises est également effectuée objectivement grâce à la vidéo-oculographie. Jacobs & al. appréhendent ainsi les effets de la thérapie génique sur des

chiens porteurs d'une mutation du gène RPE-65, responsable de l'amaurose congénitale de Leber [104].



Figure V.13: Exemple de tracés de saccades horizontales montrant des ondes carrées chez un patient présentant des lésions cérébrales hémisphériques

4 Etude des nystagmus

Les caractéristiques de vitesse et de direction des nystagmus congénitaux ou acquis s'avèrent parfois difficilement compatibles avec leur analyse subjective détaillée. L'utilisation de la vidéo-nystagmographie, courante en oto-rhino-laryngologie dans la détermination des types d'atteintes vestibulaires, profite également au neuro-ophtalmologiste.



Figure V.14: Mise en évidence sur un tracé en fixation centrale d'un nystagmus alternant périodique.

La caractérisation fine de ce nystagmus acquis[106], à composantes horizontale à ressort et verticale pendulaire, est cliniquement complexe pour l'examinateur. Surtout, la variation à intervalle de temps régulier de 2 minutes du sens de battement de ce nystagmus n'est repérée que sur les enregistrements prolongés.

Ce patient présente de multiples lésions encéphaliques secondaires à une irradiation thérapeutique.

Ainsi, l'enregistrement à haute fréquence des mouvements nystagmiques spontanés constitue une aide précieuse dans leur identification[105][106] (figure V.14) et leur classification[107], notamment chez l'enfant[108].

En plus de son utilité dans la détermination de la pathologie strabique[79], le calcul des gains différentiels des nystagmus optocinétiques droit et gauche oriente la localisation clinique lésionnelle dans certaines atteintes neurologiques[109][110].

5 Etude des troubles des vergences

A l'aide d'un protocole d'enregistrement reproductible, la quantification objective des insuffisances de convergence peut s'envisager. Les tracés de vergence relative ont alors l'aspect d'une version saccadique pure, sans aucun correctif de la phase lente[86].

VI CONCLUSION

Si nous appliquons à la vidéo-oculographie le cahier des charges exigé pour l'enregistrement des mouvements oculomoteurs [1], nous trouvons de nombreux avantages à la méthode, même si quelques limitations persistent à son utilisation pratique :

Les conditions préalables sont respectées :

- Méthode indolore, sans contrainte, atraumatique : seulement port du casque, léger.
- Pas d'immobilisation de la tête : sensor de position de tête permettant la correction des mouvements céphaliques à l'analyse des données, et éventuelle barre de morsure.
- Applicable à tout âge : dans la limite de la coopération des plus jeunes sujets...
- de coût raisonnable : relatif, mais de plus en plus accessible sur le plan technologique.

Les 10 commandements techniques :

- Enregistrement simultané des 2 yeux : possible sans restriction
- Enregistrement de tous les types de mouvements : dans la limite des stimulations imaginables...
- Enregistrement suivant tous les axes : horizontal, vertical, oblique et torsionnel.
- Enregistrement yeux ouverts et fermés, en occlusion unilatérale : pas d'acquisition à paupières fermées, mais possible à paupières ouvertes dans l'obscurité totale.
- Enregistrement avec la correction optique portée : dans les limites liées au port de la monture d'essai actuelle (épaisseur des verres non diaphragmés, écart interpupillaire,...)
- Compensation possible d'une déviation strabique : monture d'essai prismable.
- Enregistrement en temps réel : la corrélation directe mouvement-signal est validée par la vitesse d'acquisition 50hz et l'analyse informatique des signaux.
- Enregistrement quantitatif : permettant les calculs automatisés de l'appareil, semiautomatisés via tableur de données, manuels sur les tracés affichés...
- Enregistrement avec conservation de documents objectifs : données archivées sur disque dur.
- Méthode facile et sûre pour les manipulateurs : pour peu que l'outil informatique ne rebute pas l'utilisateur, le logiciel tournant sous Windows2000 ne demande qu'un temps d'apprentissage très court avant de commencer l'acquisition des données.

L'étude clinique de l'oculomotricité au quotidien devrait pouvoir bénéficier des données de la vidéo-oculographie, comme complément diagnostic à l'examen orthoptique. Son rôle dans la compréhension des mécanismes profonds des mouvements binoculaires ne demande qu'à être mis en valeur par les travaux scientifiques.

Références bibliographiques

[1] : Quéré MA. Les mouvements oculaires en pratique courante. Cahiers de sensorio-motricité 1989;XIV colloque.

[2] : Quéré MA, Péchereau A,Lavenant F. Kinetic electro-oculography : aims - disadvantages and limitations. Ophthalmologica 1981;182(2):73-80.

[3] : Toucas S, Quéré MA, Buquet C., Charlier J. Etude comparative des enregistrements électro-

oculographiques et photo-oculographiques. Bull. Soc. Opht. Fr. 1990;4:401-407.

[4] : Huey EB. On the psychology and physiology of reading. Am J Psychol 1900;11:283–302.

[5] : Ahrens A. Die Bewegungen der Augen beim Schreiben. University of Rostock 1891.

[6] : Delabarre EB. A method of recording eye movements. Am J Psychol 1898;9:572–574.

[7] : Javal LE. Essai sur la physiologie de la lecture. Ann ocul 1879;82:242-253.

[8] : Lamare M. Des mouvements des yeux dans la lecture. Bull Mem Soc Fr Ophtalmol 1892;10:354–364.

[9] : Marg E. Development of electro-oculography. Arch Ophth. 1951;45:169.

[10] : Schott E. Ueber die Registrierung des Nystagmus und anderer Augenbewegungenvermittels des Saitengalvanometers. Klin. med 1922;140:79.

[11] : Fenn WO, Hursch JB. Movements of the eyes when the lids are closed. Am. J. Physiol 1937;118:8.

[12] : Miles WR. Reliability of measurements of the steady polarity potential of the eye. Proc. Nat. Acad. Sci. 1939;25:128.

[13] : Shackel B. Pilot study in electro-oculography. Brit.J.Ophth. 1960;44:89.

[14] : Robinson DA. A method of measuring eye movement using a scleral search coil in a magnetic field. IEEE Trans Biomed Eng 1963;10:137-145.

[15] : Collewijn H, van der Mark F, Jansen TC. Precise recording of human eye movements. Vision Res. 1975;15:447–450.

[16] : Ferman L, Collewijn H, Jansen TC, Van den Berg AV. Human gaze stability in the horizontal, vertical and torsional direction during voluntary head movements, evaluated with a three-dimensional scleral induction coil technique. Vision Res. 1987;27:811–828.

[17] : Sprenger A, Neppert B, Köster S, Gais S, Kömpf D, Helmchen C, Kimmig H. Long-term eye movement recordings with a scleral search coil-eyelid protection device allows new applications. J Neurosci Methods 2008;170(2):305-9.

[18] : Crane HD, Steele CM. Generation-V dual-Purkinje-image eyetracker. Applied Optics 1985;24(4):527-537.

[19] : Torok N, Guillemin V Jr, Barnothy JM. Photoelectric nystagmography. Ann Otol Rhinol Laryngol 1951;60(4):917-26.

[20] : Russo JE. The limbus reflection method for measuring eye position. Behavior Research Methods & Instrumentation 1975;7(2):205-208.

[21] : Dodge R, Cline TS. The angle velocity of eye movements. Psychol Rev 1901;8:145-157.

[22] : Carmichael L. Reading and visual fatigue. Science 1947;106(2765):628.

[23] : Gaarder K, Silverman J, Pfefferbaum D, Pfefferbaum L, King C. Infra-red method for assessment of small and large eye movements in clinical experiments. Percept Mot Skills 1967;25(2):473-84.

[24] : Haith MM. Infrared television recording and measurement of ocular behavior in the human infant. Am Psychol. 1969;24(3):279-83.

[25] : Merchant J, Morrissette R, Porterfield JL. Remote measurement of eye direction allowing subject motion over one cubic foot of space. IEEE Trans Biomed Eng. 1974;21(4):309-17.

[26] : Quéré MA, Toucas S, Buquet C, Charlier J, Lavenant F, Pechereau A. Differential photo-oculography of vertical and oblique movements. Ophtalmologie 1990;4(1):109-15.

[27] : Clark AH, Teiwes W, Scherer H. Videooculography- an alternative method for measurement of three dimensional eye movements. In : Schmidt R, Zambarbieri D, eds. Oculomotor control and cognitive processes 1991;Amsterdam : Elsevier:431-43.

[28] : Moore ST, Haslwanter T, Curthoys IS, Smith ST. A geometric basis for measurement of three-dimensional eye position using image processing. Vision Res 1996;36(3):445-459.

[29] : Kingma H, Gullikers H, de Jong I, Jongen R, Dolmans M, Stegeman P. Real time binocular detection of horizontal vertical and torsional eye movements by an infra red video-eye tracker. Acta Otolaryngol Suppl. 1995;520(1):9-15.

[30] : Wassill KH, Kaufmann H. Binocular 3-D video-oculography. Strabismus 2001;9(1):29-32.

[31] : Quéré MA, Lavenant F, Pechereau A. Physiopathologie Clinique de l'Équilibre Oculomoteur. Etudes pratiques de sensorio-motricité oculaire 1983;Ed. Masson:46.

[32] : Imai T, Sekine K, Hattori K, Takeda N, Koizuka I, Nakamae K, Miura K, Fujioka H, Kubo T. Comparing the accuracy of video-oculography and the scleral search coil system in human eye movement analysis. Auris Nasus Larynx 2005;32(1):3-9.

[33] : Houben MMJ, Goumans J, van der Steen J. Recording Three-Dimensional Eye Movements : Scleral Search Coils versus Video Oculography. Invest Ophthalmol Vis Sci 2006;47(1):179-187.

[34] : Kowler E. Eye movements : The past 25 years. Vision Research 2011;51:1457-1483.

[35] : Ott D, Gehle F, Eckmiller R. Video-oculographic measurement of 3-dimensional eye rotations. J Neurosci Methods 1990;35(3):229-34.

[36] : Schreiber K, Haslwanter T. Improving Calibration of 3-D Video Oculography Systems. IEEE Transactions on biomedical engineering 2004;51(4):676-79.

[37] : Pansell T, Schworm HD, Ygge J. Torsional and Vertical Eye Movements during Head Tilt : Dynamic Characteristics. Investigative Ophthalmology & Visual Science 2003;44(7):986-990.

[38] : Eggert T. Eye Movement Recordings : Methods. in : Neuro-Ophthalmology - Neuronal Control of Eye Movements 2007;Developments in Ophthalmology vol.40:15-34.

[39] : Kim SC, Nam KC, Lee WS, Kim DW. A new method for accurate and fast measurement of 3D eye movements. Medical Engineering & Physics 2006;28:82–89.

[40] : Kingma H, Gullikers H, De Jong I, Jongen R, Dolmans M, Stegeman P. Real Time Binocular Detection of Horizontal Vertical and Torsional Eye Movements by an Infra Red Video-eye Tracker. Acta Otolaryngol 1995;suppl.520:9-15.

[41] : Moore ST, Curthoys IS, McCoy SG. VTM—an image-processing system for measuring ocular torsion. Comput Methods Programs Biomed 1991;35:219-30.

[42] : Zhu D, Moore ST, Raphan T. Robust pupil center detection using a curvature algorithm. Comput Methods Programs Biomed 1999;59:145-57.

[43] : van der Geest JN, Frens MA. Recording eye movements with video-oculography and scleral search coils : a direct comparison of two methods. Journal of Neuroscience Methods 2002;114(2):185-195.

[44] : Clarke AH, Ditterich J, Druen K, Schonfeld U, Steineke C. Using high frame-rate CMOS sensors for three-dimensional eye tracking. Behav Res Methods Instrum Comput 2002;34:549–560.

[45] : Collewijn H, Erkelens CJ, Steinman RM. Binocular Co-ordination oh human horizontal saccadic eye movements. Journal of physiology 1988;404:157-182.

[46] : Kapoula Z, Robinson DA. Saccadic undershoot is not inevitable : saccades can be accurate. Vision Res 1986;26(5):735-43.

[47] : Abel LA, Troost BT, Dell'Osso LF. The effects of age on normal saccadic characteristics and their variability. Vision Res 1983;23(1):33-7.

[48] : Troost BT, Weber RB, Daroff RB. Hypometric saccades.. Am J Ophthalmol. 1974;78(6):1002-5.

[49] : Yee RD, Schiller VL, Lim V, Baloh FG, Baloh RW, Honrubia V. Velocities of vertical saccades with different eye movement recording methods. Invest Ophthalmol Vis Sci. 1985;26(7):938-44.

[50] : Collewijn H, Erkelens CJ, Steinman RM. Binocular Co-ordination oh human vertical saccadic eye movements. Journal of physiology 1988;404:183-97.

[51] : Boghen D, Troost BT, Daroff RB, Dell'Osso LF, Birkett JE. Velocity characteristics of human saccades. Investigative Ophthalmology and Visual Science 1974;13:619-23.

[52] : Hyde JE. Some characteristics of voluntary human ocular movements in the horizontal plane. Am J Ophthalmol 1959;48(1 pt.1):85-94.

[53] : Bahill AT, Clark MR, Stark L. The Main Sequence, A Tool for Studying Human Eye Movements. mathematical biosciences 1975;24:191-204.

[54] : Leigh RJ, Zee DS. the saccadic system. in The neurology of eye movements 2006;4th edition:159-60.

[55] : Racoussot F, Cobut O, Debruyne P, Hache JC, Defoort-Dhellemmes S. Mesure des différents paramètres des saccades oculomotrices par une technique électro-oculographique (EOG) couplée à un enregistrement photo-oculographique (POG). Journal Français d'Ophtalmologie 2002;25(5):151.

[56] : Täumer R, Lemb M, Namislo M. Characteristics of Human Saccadic Eye Movements in Different Directions. Albrecht v. Graefes Arch. klin. exp. Ophthal. 1976;200:163-174.

[57] : Péchereau A, Espinasse-Berrod MA. Bases physiologiques de l'oculomotricité. Strabologie : approche diagnostique et thérapeutique 2004;1ère ed.:7-20.

[58] : Hutton SB, Tegally D. The effects of dividing attention on smooth pursuit eye tracking. Exp Brain Res 2005;163:306-13.

[59] : Boman DK, Hotson JR. Stimulus conditions that enhance anticipatory slow eye movements. Vision Res 1988;28(10):1157-65.

[60] : Puckett JD, Steinman RM. Tracking eye movements with and without saccadic correction. 1969;:695-703.
[61] : Collewijn H, Tamminga EP. Human smooth and saccadic eye movements during voluntary pursuit of different target motions on different backgrounds. J Physiol. 1984;351:217-50.

[62] : Buizza A, Schmid R. Velocity characteristics of smooth pursuit eye movements to different patterns of target motion. Exp Brain Res 1986;63(2):395-401.

[63] : Meyer CH, Lasker AG, Robinson DA. The upper limit of human smooth pursuit velocity. Vision Res 1985;25(4):561-3.

[64] : Kowler E, Steinman RM. The effect of expectations on slow oculomotor control I. Periodic target steps . Vision Research 1979;19(6):619-632.

[65] : Barnes GR, Asselman PT.. The mechanism of prediction in human smooth pursuit eye movements. J Physiol. 1991;439:439-61.

[66] : Schalen L. Quantification of tracking eye movements in normal subjects. Acta Otolaryngol. 1980;90(5-6):404-13.

[67] : Zackon DH, Sharpe JA. Smooth pursuit in senescence. Effects of target acceleration and velocity. Acta Otolaryngol. 1987;104(3-4):290-7.

[68] : Robinson DA. The mechanic of human smooth pursuit eye movement. J Physiol. 1965;180:569-91.

[69] : Leigh RJ, Zee DS. Smooth pursuit and visual fixation. in The neurology of eye movements 2006;4th edition:188-240.

[70] : Schor C, Narayan V. The influence of field size upon thespatial frequency response of optokinetic nystagmus. Vision Res 1981;21:985.

[71] : Watanabe Y, Ohmura A, Shojaku H, Mizukoshi K. Optokinetic nystagmus elicited by a random dot pattern and a wide interval stripe pattern in normal subjects. Acta Otolaryngol Suppl. 1994;511:104-8.

[72] : Péchereau A, Quéré MA. Les mouvements oculaires en pratique courante. Cahiers de sensorio-motricité 1989;XIV colloque:49-52.

[73] : Trillenberg P, Zee DS, Shelhamer M. On the distribution of fast-phase intervals in optokinetic and vestibular nystagmus. Biol Cybern. 2002;87(1):68-78.

[74] : Baloh RW, Yee RD, Honrubia V. Clinical abnormalities of optokinetic nystagmus. In Functional basis of ocular motility disorders 1982;Pergamon, Oxford:311-320.

[75] : Yee RD, Jenkins HA, Baloh RW, Honrubia V, Lau CG. Vestibular-optokinetic interactions in normal subjects and in patients with peripheral vestibular dysfunction. J Otolaryngol 1978;7(4):310-19.

[76] : Büttner U, Kremmyda O. Smooth Pursuit Eye Movements and Optokinetic Nystagmus. in : Neuro-Ophthalmology - Neuronal Control of Eye Movements 2007.

[77] : Hine TJ, Wallis G, Wood JM, Stavrou EP. Reflexive optokinetic nystagmus in younger and older observers under photopic and mesopic viewing conditions. Invest Ophthalmol Vis Sci 2006;47(12):5288-94.
[78] : van Duin J, Mohn G. Monocular and binocular optokinetic nystagmus in humans with defective stereopsis. Invest Ophthalmol Vis Sci 1986;27(4):574-83.

[79] : Valmaggia C, Proudlock F, Gottlob I. Optokinetic Nystagmus in Strabismus : Are Asymmetries Related to Binocularity? Invest Ophthalmol Vis Sci 2003;Developments in Ophthalmology vol.40:76-89.

[80] : van den Berg AV, Collewijn H. Directional asymmetries of human optokinetic nystagmus. Exp Brain Res 1988;70(3):597-604.

[81] : Mohn G, Sireteanu R, van Hof-van Duin J. The relation of monocular optokinetic nystagmus to peripheral binocular interactions. Invest Ophthalmol Vis Sci 1986;27(4):565-73.

[82] : Cohen B, Henn V, Raphan T, Dennett D. Velocity storage, nystagmus, and visual-vestibular interactions in humans. Ann N Y Acad Sci. 1981;374:421-33.

[83] : Leigh RJ, Zee DS. The vestibular-optokinetic system. in The neurology of eye movements 2006;4th edition:20-107.

[84] : King WM. Binocular coordination of eye movements-Hering's Law of equal innervation or uniocular control? Eur J Neurosci 2011;33(11):2139-46.

[85] : Enright JT. Slow-velocity asymmetrical convergence : a decisive failure of "Hering's law". Vision Res 1996;36(22):3667-84.

[86] : Quéré MA, Lavenant F, Pechereau A. Physiopathologie Clinique de l'Équilibre Oculomoteur. Etudes pratiques de sensorio-motricité oculaire 1983;Ed. Masson.

[87] : Straumann D. Disconjugate Eye Movements. In : Neuro-Ophthalmology - Neuronal Control of Eye Movements 2007.

[88] : Leigh RJ, Zee DS. Vergence eye movements. In : The neurology of eye movements 2006:343-82.

[89] : Horng JL, Semmlow JL, Hung GK, Ciuffreda KJ. Dynamic asymmetries in disparity convergence eye movements. Vision Res 1998;38(18):2761-8.

[90] : Kenyon RV, Ciuffreda KJ, Stark L. Binocular eye movements during accomodative vergence. Vision research 1978;18:545-55.

[91] : Collewijn H, Erkelens CJ, Steinman RM. Voluntary binocular gaze-shifts in the plane of regard: dynamics of version and vergence. Vision Res 1995;35(23-24):3335-58.

[92] : Müller JP. Handbuch der Physiologie. traduit de l'allemand par Baly dans Elements of Physiology 1842.

[93] : Enright JT. The remarkable saccades of asymmetrical vergence. Vision Res 1992;32(12):2261-76.

[94] : Schiavi C, Orciuolo M. Automated measurement of strabismic deviation. Curr Opin Ophthalmol. 1992;3(6):731-4.

[95] : Hasebe S, Ohtsuki H, Tadokoro Y, Okano M, Furuse T. The reliability of a video-enhanced Hirschberg test under clinical conditions. Invest Ophthalmol Vis Sci 1995;36(13):2678-85.

[96] : Malauzat O. Déviométrie objective à l'aide de la photo-oculographie. DEA Signaux et Images en Biologie et Médecine 1991.

[97] : Han SJ, Guo Y, Granger-Donetti B, Vicci VR, Alvarez TL. Quantification of heterophoria and phoria adaptation using an automated objective system compared to clinical methods. Ophthalmic Physiol Opt. 2010;30(1):95-107.

[98] : Von Noorden GK. Binocular Vision and Ocular Motility. Theory and Management of Strabismus. St Louis : Mosby 1990;6th Ed.

[99] : Moore LD, Feldon SE, Liu SK. Infrared oculography of Duane's retraction syndrome (type 1). Arch Ophthalmol. 1988;106(7):943-6.

[100] : Schworm HD, Ygge J, Pansell T, Lennerstrand G. Assessment of ocular counterroll during head tilt using binocular video oculography. Invest Ophthalmol Vis Sci. 2002;43(3):662-7.

[101] : Laria C, Gamio S, Alió JL, Miranda M. Difficult vertical diplopia studied by video-oculography in aphakia after contact lens use. A case report. Binocul Vis Strabismus Q 2006;21(4):223-30.

[102] : Pinkhardt EH, Jürgens R, Becker W, Valdarno F, Ludolph AC, Kassubek J. Differential diagnostic value of eye movement recording in PSP-parkinsonism, Richardson's syndrome, and idiopathic Parkinson's disease. J. Neurol 2008;255(12):1916-25.

[103] : Ritchie AE, Griffiths PG, Chinnery PF, Davidson AW. Eye movement recordings to investigatea supranuclear component in chronic progressive external ophthalmoplegia: a cross-sectional study. Br J Ophthalmol 2010;94(9):1165-8.

[104] : Jacobs JB, Dell'Osso LF, Hertle RW, Acland GM, Bennett J. Eye movement recordings as an effectiveness indicator of gene therapy in RPE65-deficient canines: implications for the ocular motor system. Invest Ophthalmol Vis Sci. 2006;47(7):2865-75.

[105]: Kiyomizu K, Matsuda K, Torihara K, Nakayama M, Komaki S, Tono T, Ishida Y, Yoshida K, Kimitsuki T. Nystagmus using video-oculography in psychiatric patients. Eur Arch Otorhinolaryngol 2009;266(8):1167-74.
[106]: Baloh RW, Honrubia V, Konrad HR. Periodic alternating nystagmus. Brain 1976;99(1):11-26.

[107] : Hertle RW, Zhu X. Oculographic and clinical characterization of thirty-seven children with anomalous head postures, nystagmus, and strabismus : the basis of a clinical algorithm. J AAPOS. 2000;4(1):25-32.
[108] : Gottlob I. Infantile nystagmus. Development documented by eye movement recordings. Invest

Ophthalmol Vis Sci. 1997;38(3):767-73.

[109] : Smith JL. Optokinetic nystagmus : its use in topical neuro-ophthalmologic diagnosis. In : American lectures in ophthalmology 1963;546.

[110] : Walsh FB, Hoyt WF. The visual sensory system. In : Clinical neuro-ophthalmology, ed. Baltimore : Williams & Wilkins 2005;6th Ed., Vol.1:1133-77.

VII ANNEXES

Amplitudes et modalités	<u>OD</u>	<u>OG</u>	<u>ODG</u>
$-5^\circ = abaissement$	1.03 ± 0.07	1.03 ± 0.07	1.03 ± 0.07
$+5^{\circ} = \text{élévation}$	1.06 ± 0.1	1.05 ± 0.1	1.05 ± 0.1
5°	1.05 ± 0.09	1.04 ± 0.08	1.04 ± 0.09
- 10° = abaissement	1.02 ± 0.1	1.03 ± 0.09	1.02 ± 0.09
$+ 10^{\circ} = \text{élévation}$	1.03 ± 0.11	1.03 ± 0.08	1.03 ± 0.09
10°	1.03 ± 0.1	1.03 ± 0.08	1.03 ± 0.09
$-15^\circ = abaissement$	1.02 ± 0.1	1.02 ± 0.03	1.02 ± 0.08
$+15^{\circ} = élévation$	1.01 ± 0.11	1 ± 0.05	1 ± 0.09
15°	1.01 ± 0.1	1.01 ± 0.04	1.01 ± 0.08
$-20^{\circ} = abaissement$	1.01 ± 0.14	1.02 ± 0.15	1.02 ± 0.14
$+20^{\circ} = \text{élévation}$	0.99 ± 0.07	1.03 ± 0.11	1.01 ± 0.09
20°	1 ± 0.1	1.02 ± 0.13	1.01 ± 0.11
Total abaissement	1.02 ± 0.1	1.02 ± 0.09	1.02 ± 0.1
Total élévation	1.02 ± 0.1	1.03 ± 0.09	1.02 ± 0.1
Total Saccades centriques	1.02 ± 0.1	1.03 ± 0.09	1.03 ± 0.1
10° bas-haut	1.03 ± 0.09	1.03 ± 0.07	1.03 ± 0.08
20° bas-haut	1.01 ± 0.08	1.02 ± 0.12	1.01 ± 0.1
30° bas-haut	1.04 ± 0.11	1.05 ± 0.06	1.04 ± 0.09
40° bas-haut	1.01 ± 0.2	1.01 ± 0.17	1.01 ± 0.18
Total Saccades acentriques	1.03 ± 0.11	1.03 ± 0.09	1.03 ± 0.11
Saccades centrifuges	1.03 ± 0.09	1.05 ± 0.08	1.04 ± 0.08
Saccades centripètes	1.03 ± 0.1	1.02 ± 0.11	1.02 ± 0.1
Total	1.02 ± 0.11	1.03 ± 0.09	1.03 ± 0.1

Tableau VII.1: Valeurs moyennes et écart-types des gains de saccades verticales selon l'amplitude, le sens et la modalité de stimulation.

Amplitudes et modalités	<u>OD</u>	<u>OG</u>	<u>ODG</u>
$+5^{\circ} =$ version droite	1.03 ± 0.05	1.03 ± 0.07	1.03 ± 0.06
- 5° = version gauche	1 ± 0.03	1.03 ± 0.04	1.02 ± 0.04
5°	1.02 ± 0.03	1.03 ± 0.06	1.02 ± 0.05
$+ 10^{\circ} = $ version droite	1.02 ± 0.07	1.02 ± 0.07	1.02 ± 0.07
- 10° = version gauche	1.01 ± 0.07	1.01 ± 0.06	1.01 ± 0.06
10°	1.01 ± 0.07	1.02 ± 0.06	1.01 ± 0.06
$+15^{\circ}$ = version droite	1.01 ± 0.06	1.02 ± 0.06	1.02 ± 0.05
- 15° = version gauche	1.01 ± 0.06	1.02 ± 0.05	1.02 ± 0.05
15°	1.01 ± 0.06	1.02 ± 0.05	1.02 ± 0.05
$+20^{\circ} = $ version droite	1.01 ± 0.06	1.02 ± 0.05	1.01 ± 0.05
- 20° = version gauche	1 ± 0.05	1.01 ± 0.05	1.01 ± 0.05
20°	1.01 ± 0.05	1.02 ± 0.05	1.01 ± 0.05
$+25^{\circ} = $ version droite	0.97 ± 0.06	0.98 ± 0.04	0.98 ± 0.05
- 25° = version gauche	0.98 ± 0.05	1 ± 0.05	0.99 ± 0.05
25°	0.98 ± 0.05	0.99 ± 0.04	0.98 ± 0.04
Total versions droite	1.01 ± 0.06	$1.01{\pm}~0.06$	1.01 ± 0.06
Total version gauche	1 ± 0.05	1.01 ± 0.05	1.01 ± 0.05
Total Saccades centriques	1 ± 0.05	1.01 ± 0.05	1.01 ± 0.05
10° droite-gauche	1.02 ± 0.05	1.03 ± 0.06	1.02 ± 0.05
20° droite-gauche	1.03 ± 0.04	1.03 ± 0.04	1.03 ± 0.04
30° droite-gauche	1.02 ± 0.05	1.02 ± 0.05	1.02 ± 0.05
40° droite-gauche	1 ± 0.05	1.01 ± 0.05	1 ± 0.05
50° droite-gauche	0.94 ± 0.09	0.95 ± 0.08	0.95 ± 0.08
Total Saccades acentriques	1 ± 0.06	1.01 ± 0.06	1 ± 0.06
Saccades centrifuges	0.99 ± 0.05	1.02 ± 0.05	1.01 ± 0.05
Saccades centripètes	1.01 ± 0.06	1.01 ± 0.05	1.01 ± 0.05
Total	1 ± 0.06	1.01 ± 0.06	1.01 ± 0.06

Tableau VII.2: Valeurs moyennes et écart-types des gains de saccades horizontales selon l'amplitude, le sens et la modalité de stimulation.

<u>Amplitudes et modalités</u>	<u>OD</u>	<u>OG</u>	<u>ODG</u>	Ampl
- 5° = abaissement	166 ± 44	176 ± 45	171 ± 43	$+5^{\circ}=$
$+5^{\circ} = élévation$	148 ± 53	167 ± <i>31</i>	157 ± 44	$-5^\circ = v$
5°	157 ± 49	172 ± 39	164 ± <i>43</i>	5°
$-10^\circ = abaissement$	277 ± 50	292 ± 77	284 ± 63	+ 10° =
$+ 10^{\circ} = \text{élévation}$	272 ± 50	265 ± 38	269 ± 43	- 10° =
10°	274 ± 50	279 ± 59	276 ± 53	10°
-15° = abaissement	329 ± 57	335 ± 58	332 ± 56	+15° =
$+15^{\circ} = \text{élévation}$	308 ± 69	302 ± 60	305 ± 63	- 15° =
15°	318 ± 62	319 ± 59	318 ± 60	15°
$-20^\circ = abaissement$	319 ± 42	374 ± 126	345 ± 93	$+20^{\circ} =$
$+20^{\circ} = \text{élévation}$	299 ± 102	351 ± <i>134</i>	323 ± 118	- 20° =
20°	309 ± 75	362 ± 130	334 ± 107	20°
Total abaissement	273 ± 80	294 ± 109	284 ± 95	+ 25° =
Total élévation	259 ± 78	271 ± 105	265 ± 93	- 25° =
10° bas-haut	277 ± 50	292 ± 77	284 ± 63	25°
20° bas-haut	358 ± 54	391 ± 64	375 ± 59	Total v
30° bas-haut	435 ± 70	437 ± 65	436 ± 66	Total v
40° bas-haut	570 ± 214	591 ± 210	580 ± 207	10° dro
Saccades centrifuges	262 ± 79	291 ± 83	276 ± 0.08	20° dro
Saccades centripètes	272 ± 75	282 ± 80	277 ± 0.1	30° dro
Total	312 ± <i>134</i>	337 ± 150	325 ± 140	40° dro

Tableau VII.3: Valeurs moyennes et écart-types des vitesses de saccades verticales selon l'amplitude, le sens et la modalité de stimulation, en °/s.

Amplitudes et modalités	<u>OD</u>	<u>OG</u>	<u>ODG</u>
$+5^{\circ} =$ version droite	156 ± 26	167 ± 32	162 ± 29
- 5° = version gauche	175 ± 28	179 ± 21	177 ± 24
5°	166 ± 27	173 ± 27	170 ± 27
$+ 10^{\circ} =$ version droite	263 ± 38	282 ± 33	273 ± 35
- 10° = version gauche	257 ± 67	255 ± 58	256 ± 60
10°	260 ± 47	268 ± 44	264 ± 42
$+15^{\circ}$ = version droite	344 ± 17	361 ± 30	353 ± 26
- 15° = version gauche	332 ± 52	336 ± 46	334 ± 47
15°	338 ± 33	349 ± 37	344 ± 35
$+20^{\circ} =$ version droite	381 ± 18	409 ± 30	396 ± 28
- 20° = version gauche	377 ± 54	408 ± 93	393 ± 76
20°	379 ± 35	408 ± 63	395 ± 49
$+25^{\circ} =$ version droite	394 ± 73	446 ± 38	422 ± 61
- 25° = version gauche	401 ± 54	416 ± 71	409 ± 62
25°	398 ± 63	431 ± 59	415 ± 61
Total versions droite	308 ± 98	329 ± 104	318 ± 101
Total version gauche	309 ± 97	310 ± 107	309 ± 102
10° droite-gauche	285 ± 45	296 ± 41	291 ± 41
20° droite-gauche	388 ± 40	398 ± 27	393 ± 33
30° droite-gauche	429 ± 52	422 ± 54	425 ± 51
40° droite-gauche	498 ± 64	471 ± 57	483 ± 59
50° droite-gauche	475 ± 69	505 ± 46	491 ± 58
Saccades centrifuges	296 ± 23	313 ± 37	305 ± 30
Saccades centripètes	320 ± 45	343 ± 39	332 ± 42
Total	342 ± 107	347 ± 105	345 ± 106

Tableau VII.4: Valeurs moyennes et écart-types des vitesses de saccades horizontales selon l'amplitude, le sens et la modalité de stimulation, en °/s.

<u>Vitesses et sens</u>	<u>OD</u>	<u>OG</u>	<u>ODG</u>	Vitesses et sens	<u>OD</u>	<u>OG</u>	<u>ODG</u>
$+ 5^{\circ}/s = version droite$	0.95 ± 0.09	0.96 ± 0.1	0.96 ± 0.09	$+ 11.8^{\circ}/s = version droite$	0.94 ± 0.11	0.98 ± 0.11	0.96 ± 0.11
- $5^{\circ}/s = version$ gauche	0.95 ± 0.09	$0.96\pm \textit{0.09}$	0.96 ± 0.09	- $11.8^{\circ}/s = version gauche$	0.95 ± 0.09	0.96 ± 0.13	0.96 ± 0.11
5°/s	0.95 ± 0.09	0.96 ± 0.09	0.96 ± 0.09	11.8°/s	0.94 ± 0.1	0.97 ± 0.11	0.96 ± 0.11
$+ 10^{\circ/s} = version droite$	0.98 ± 0.13	0.98 ± 0.12	0.98 ± 0.12	$+ 23.6^{\circ}/s = version droite$	0.91 ± 0.08	0.95 ± 0.08	0.93 ± 0.08
- $10^{\circ/s}$ = version gauche	0.97 ± 0.1	0.98 ± 0.1	$\textbf{0.97} \pm \textbf{0.01}$	- $23.6^{\circ}/s = version gauche$	0.92 ± 0.07	0.91 ± 0.09	0.92 ± 0.08
10°/s	0.98 ± 0.11	0.98 ± 0.11	0.97 ± 0.11	23.6°/s	0.92 ± 0.07	0.93 ± 0.08	0.93 ± 0.08
$+20^{\circ}/s = version droite$	1.02 ± 0.11	0.99 ± 0.14	1 ± 0.12	$+47.2^{\circ}/s = version droite$	0.81 ± 0.09	0.85 ± 0.08	0.83 ± 0.09
- $20^{\circ/s}$ = version gauche	0.95 ± 0.13	0.94 ± 0.13	0.95 ± 0.13	- $47.2^{\circ}/s = version gauche$	0.86 ± 0.08	0.86 ± 0.09	0.86 ± 0.08
20°/s	0.98 ± 0.1	0.97 ± 0.13	0.98 ± 0.11	47.2°/s	0.83 ± 0.08	0.85 ± 0.08	0.84 ± 0.08
$+ 30^{\circ}/s = version droite$	0.92 ± 0.12	0.95 ± 0.14	0.94 ± 0.13	$+ 94.4^{\circ}/s = version droite$	0.56 ± 0.17	0.65 ± 0.19	0.61 ± 0.18
- $30^{\circ}/s = version gauche$	0.96 ± 0.13	0.96 ± 0.12	0.96 ± 0.12	- $94.4^{\circ}/s = version gauche$	0.64 ± 0.15	0.65 ± 0.12	0.65 ± 0.13
30°/s	0.94 ± 0.11	0.96 ± 0.12	0.95 ± 0.11	94.4°/s	0.6 ± 0.16	0.65 ± 0.15	0.63 ± 0.15
$+40^{\circ}/s = version droite$	0.9 ± 0.16	0.9 ± 0.17	0.9 ± 0.16	Total versions droite	0.81 ± 0.19	0.86 ± 0.18	0.83 ± 0.19
- $40^{\circ}/s = version gauche$	1.05 ± 0.16	1.04 ± 0.17	1.04 ± 0.16	Total version gauche	0.84 ± 0.16	0.85 ± 0.16	0.85 ± 0.16
40°/s	0.97 ± 0.15	0.97 ± 0.17	0.97 ± 0.15	Total	0.82 ± 0.17	0.85 ± 0.17	0.83 ± 0.17
Total versions droite	0.95 ± 0.19	0.96 ± 0.19	0.96 ± 0.19	Tablaan VII 6. Valaring n	annan at haa	ut tunas das as	ing da
Total version gauche	0.98 ± 0.19	0.98 ± 0.19	0.98 ± 0.19	poursuites horizontales sinusoïdales selon la vitesse maximale et le			
Total	0.97 ± 0.19	0.97 ± 0.06	1.01 ± 0.19				

Tableau VII.5: Valeurs moyennes et écart-types des gains de poursuites horizontales linéaires selon la vitesse et le sens de stimulation.

sens de stimulation.

<u>Vitesses et sens</u>	<u>OD</u>	<u>OG</u>	<u>ODG</u>
+ $11.8^{\circ}/s$ = version droite	0.96 ± 0.09	0.99 ± 0.1	0.98 ± 0.1
- $11.8^{\circ}/s = version gauche$	0.94 ± 0.15	0.95 ± 0.1	0.95 ± 0.12
11.8°/s	0.95 ± 0.12	0.97 ± 0.1	0.96 ± 0.11
$+23.6^{\circ}/s = version droite$	0.97 ± 0.09	1.02 ± 0.11	0.99 ± 0.1
$-23.6^{\circ}/s = version gauche$	0.96 ± 0.1	0.95 ± 0.11	0.96 ± 0.11
23.6°/s	0.96 ± 0.09	0.98 ± 0.11	0.97 ± 0.1
$+47.2^{\circ}/s = version droite$	0.97 ± 0.11	1.02 ± 0.16	1 ± 0.13
- $47.2^{\circ}/s = version gauche$	1 ± 0.1	0.96 ± 0.11	0.98 ± 0.1
47.2°/s	0.98 ± 0.1	0.99 ± 0.13	0.99 ± 0.11
$+ 94.4^{\circ}/s = version droite$	0.9 ± 0.14	0.97 ± 0.18	0.93 ± 0.16
- $94.4^{\circ}/s = version gauche$	0.93 ± 0.11	0.88 ± 0.12	0.9 ± 0.12
94.4°/s	0.91 ± 0.13	0.92 ± 0.15	0.92 ± 0.14
Total versions droite	0.95 ± 0.11	1 ± 0.14	0.97 ± 0.13
Total version gauche	0.96 ± 0.12	0.93 ± 0.11	0.95 ± 0.12
Total	0.95 ± 0.11	0.97 ± 0.13	0.83 ± 0.17

Tableau VII.7: Valeurs moyennes et écart-types des rapports de précision (amplitude du mouvement / amplitude de la cible) de poursuites horizontales sinusoïdales selon la vitesse maximale et le sens de stimulation.

Vitesses et sens	<u>OD</u>	<u>OG</u>	<u>ODG</u>
$+ 20^{\circ/s} =$ battant à droite	0.84 ± 0.11	0.87 ± 0.13	0.85 ± 0.12
- $20^{\circ}/s$ = battant à gauche	0.85 ± 0.14	0.81 ± 0.13	0.83 ± 0.13
20°/s	0.84 ± 0.12	0.84 ± 0.13	0.84 ± 0.12
$+ 30^{\circ}/s = battant à droite$	0.75 ± 0.13	0.79 ± 0.13	0.77 ± 0.13
- $30^{\circ}/s$ = battant à gauche	0.72 ± 0.17	0.70 ± 0.17	0.71 ± 0.17
30°/s	0.73 ± 0.15	0.74 ± 0.15	0.73 ± 0.15
$+40^{\circ}/s = battant à droite$	0.60 ± 0.16	0.63 ± 0.17	0.62 ± 0.16
- $40^{\circ}/s$ = battant à gauche	0.6 ± 0.23	0.59 ± 0.21	0.60 ± 0.22
40°/s	0.60 ± 0.19	0.61 ± 0.19	0.61 ± 0.19

Tableau VII.8: Valeurs moyennes et écart-types des gains de nystagmus optocinétiques selon la vitesse et le sens de stimulation.

<u>Vitesses et sens</u>	Amplitudes des saccades (dogró)	Amplitudes des poursuites (dogró)	<u>Fréquence des</u> saccades (Hz)
	<u>(uegre)</u>	(uegre)	2.55 . 1.24
$+20^{\circ}/s = battant a droite$	5.14 ± 3.44	5.16 ± 3.4	3.55 ± 1.24
- $20^{\circ}/s =$ battant à gauche	5.83 ± 3.42	5.87 ± 3.39	2.81 ± 0.95
20°/s	5.48 ± 3.43	5.52 ± 3.42	3.18 ± 1.14
$+ 30^{\circ}/s = battant à droite$	6.43 ± 2.99	6.48 ± 3	3.43 ± 0.98
- $30^{\circ}/s$ = battant à gauche	6.32 ± 3.26	6.42 ± 3.31	3 ± 0.79
30°/s	6.38 ± 3.13	6.45 ± 3.15	3.21 ± 0.89
$+40^{\circ}/s = battant à droite$	6.86 ± 2.69	6.9 ± 2.67	3.33 ± 0.58
- $40^{\circ/s}$ = battant à gauche	7.25 ± 4.47	7.33 ± 4.47	2.96 ± 0.82
40°/s	7.01 ± 3.58	7.12 ± 3.57	3.15 ± 0.72
Total	6.31 ± 3.36	6.36 ± 3.37	3.18 ± 0.9

Tableau VII.9: Amplitudes et fréquences moyennes des saccades de rappel et amplitudes moyennes des poursuites de nystagmus optocinétiques selon la vitesse et le sens de stimulation, moyennes des 2 yeux.

ENREGISTREMENT DES MOUVEMENTS OCULOMOTEURS DU SUJET SAIN PAR VIDEO-OCULOGRAPHIE

RESUME

L'étude clinique des mouvements oculomoteurs s'avère un exercice hautement subjectif. Le XXème siècle a vu se développer des méthodes d'enregistrement et de mesure électrophysiologiques et optiques permettant de définir les caractéristiques fines de l'oculomotricité humaine. La vidéo-oculographie constitue la dernière évolution de cette technologie.

Avant de déterminer sa place dans l'examen clinique de la pathologie, une nécessaire étape d'évaluation et d'étalonnage du système s'impose chez le sujet exempt de troubles visuels sensori-moteurs. Ce travail se propose d'établir un protocole reproductible et fiable d'étude des mouvements oculaires du sujet sain.

De l'installation du matériel à l'interprétation des résultats des mesures, nous préciserons les paramètres optimaux de stimulation visuelle pour l'ensemble des mouvements de l'oeil : fixations, saccades, poursuites, nystagmus optocinétiques et vergences de refixation. Nous définirons également la précision à attendre du dispositif selon les conditions de stimulation, en référence avec les données de la littérature. Les facteurs limitant la qualité de l'acquisition et de l'interprétation vidéo-oculographique seront évoqués. Enfin, quelques exemples d'applications cliniques seront présentés, avant d'envisager une possible utilisation à visée diagnostique dans les dysfonctionnements oculomoteurs.

MOTS-CLES

Vidéo-oculographie, oculomotricité, sujet sain, saccades oculaires, poursuites oculaires, nystagmus optocinétique, vergences.