

V-5 : L'ELECTRORETINOGRAMME LOCAL

Florence Rigaudière

Jean-François Le Gargasson

Pour citer ce document

Florence Rigaudière et Jean-François Le Gargasson , «V-5 : L'ELECTRORETINOGRAMME LOCAL», *Oeil et Physiologie de la Vision* [En ligne], V-Exploration électrophysiologique, mis à jour le : 22/10/2008, URL : <http://lodel.irevues.inist.fr/oeiletphysiologiedelavision/index.php?id=119>

Texte intégral

L'ERG-flash et l'ERG-ON-OFF correspondent à des réponses globales issues de pratiquement toute la surface rétinienne. La participation de la réponse spécifique de zones de surfaces restreintes comme l'aire maculaire est limitée, même si certaines ondes en sont préférentiellement issues comme Phot-OP2 et Phot-OP3.

Or, bien que la zone maculaire soit de surface restreinte -3 à 5 % de la surface rétinienne totale-, son rôle fonctionnel est majeur pour la vision précise : acuité visuelle, sensibilité au contraste, vision des couleurs... Tout déficit ou déficiences maculaires même mineures sont à l'origine d'une gêne voire d'un handicap visuel. Il est donc important de pouvoir tester le fonctionnement de zones rétiniennes localisées au pôle postérieur ou à l'aire maculaire.

Plusieurs examens électrophysiologiques locaux sont possibles : A- l'électrorétinogramme multifocal (mf-ERG) qui permet de tester le fonctionnement de différentes zones de surfaces restreintes de la neurorétine, organisées en anneaux autour de l'aire fovéolaire et couvrant le pôle postérieur (les 40 à 50 degrés centraux) ; B- l'électrorétinogramme pattern (P-ERG) qui reflète le fonctionnement local de l'aire maculaire s'étendant sur les 15 degrés centraux environ.

A- L'ELECTRORETINOGRAMME MULTIFOCAL : mf-ERG

Il correspond à un ensemble de réponses électrorétinographiques issues de zones juxtaposées et couvrant le pôle postérieur.

Principe de l'ERG multifocal

(Hood, 2000)

Le pôle postérieur est divisé en petites surfaces conjointes, hexagonales de tailles croissantes, disposées en plusieurs anneaux concentriques autour de l'aire fovéale vue sous un angle de 3 à 4 degrés (figure V-5-1).

En ambiance photopique, chacune de ces surfaces est stimulée de façon pseudo-aléatoire par un flash intense, répété dans le temps. La réponse issue de chacune de ces surfaces est supposée représenter une réponse électrorétinographique provenant du système photopique restreint à la surface testée. Les réponses individuelles de toutes les surfaces sont représentées sur un même graphique formant l'*ERG multifocal* (figure V-5-2).

La surface de chaque hexagone a été choisie de taille croissante avec l'excentricité pour que le nombre de cônes et de cellules sous-jacentes stimulés par chaque surface, reste constant, les réponses issues de chacune des surfaces étant, en principe, d'amplitudes comparables.

Cette méthode initialement mise au point par Sutter et collaborateurs (Sutter & Tran, 1992) permet de repérer les zones rétiniennes du pôle postérieur qui présentent des réponses d'amplitudes diminuées par rapport aux zones voisines, traduction de dysfonctionnements non systématisés (figure V-5-3).

Conditions de genèse de l'ERG multifocal

(Marmor et al. 2003)

Choix de la stimulation

Surface stimulante projetée sur le pôle postérieur

La surface stimulante est centrée sur la zone fovéale et vue sous un angle de 40 à 50 degrés. Selon les protocoles, elle peut être divisée en 61 (figure V-5-4) ou 103 hexagones (ou plus) disposés en anneaux, la taille de chacun augmentant avec l'excentricité.

Mosaïque de 61 hexagones

Dans ce cas, l'hexagone central se projette sur la zone rétinienne centrale vue sous 4 degrés environ (zone 1). Il est entouré d'un premier anneau, vu sous un angle compris entre 4 et 10 degrés, composé de 6 hexagones (zone 2), puis d'un deuxième anneau concentrique, vu sous un angle compris entre 10 et 20 degrés, composé de 12 hexagones (zone 3), puis d'un troisième anneau concentrique, vu sous un angle compris entre 20 et 40 degrés, composé de 18 hexagones (zone 4) et, enfin, d'un quatrième anneau concentrique, vu sous un angle compris entre 40 et 50 degrés, composé de 24 hexagones (zone 5) (figure V-5-5).

Il est possible de subdiviser la surface stimulante en de plus nombreux hexagones de surfaces unitaires inférieures aux précédentes, l'échantillonnage rétinien étant plus précis au détriment de l'augmentation de la durée de l'examen et d'une fixation plus difficile à maintenir stable.

Mosaïque en 103 hexagones

(Bock et al. 1998) Les hexagones sont de tailles inférieures aux précédents ; l'hexagone central se projette sur une surface rétinienne vue sous environ deux degrés (zone 1). Un anneau supplémentaire comprenant 42 hexagones (zone 6) est concentrique à la zone 5. La stimulation couvre aussi les 50 degrés du pôle postérieur.

Fréquence temporelle d'alternance et niveau lumineux

La stimulation est générée sur un moniteur télévision, à une fréquence temporelle en phase avec la fréquence de balayage de la trame qui doit être de 75 Hz ; elle correspond à la fréquence d'alternance de chaque hexagone stimulant. Seuls les cônes sont capables de répondre à cette fréquence temporelle. Le niveau lumineux maximum de chaque hexagone est de 100 ou 200 cd/m² et leur niveau lumineux minimum inférieur à 1 cd/m².

A chaque balayage de trame, 50% des hexagones présentent le niveau lumineux maximum (phase dite ON), tandis que les 50% restant ont le niveau lumineux minimum (phase dite OFF). Le contraste de chaque hexagone est ainsi proche de 1. La localisation des hexagones en phase ON (hexagones stimulants) et en phase OFF (hexagones non stimulants) change à chaque balayage de trame, selon une séquence prédéterminée dite *m-séquence binaire*. La surface totale stimulante donne l'impression d'un papillotement aléatoire qui est en réalité, prédéterminé. Le niveau lumineux moyen de la surface stimulante reste constant au cours de toute la stimulation.

Conditions de stimulations

Ambiance lumineuse et stimulation

La mosaïque stimulante est présentée dans une ambiance photopique de niveau lumineux proche de son niveau lumineux moyen, soit 50 ou 100 cd/m². Les bâtonnets fonctionnent alors en mode saturation et ne participent pas à la réponse.

Préparation du sujet

Les pupilles du sujet sont préalablement dilatées. Il s'appuie sur une mentonnière durant toute la durée de l'examen. Il porte une compensation optique adaptée à sa vision de près, la surface stimulante étant présentée à 30 cm environ devant lui. La stimulation est monoculaire, l'œil controlatéral est occulté.

Procédure de stimulation

Un ensemble d'arrangement d'hexagones ON et OFF est projeté sur la rétine de telle sorte que chaque hexagone soit stimulé 14 ou 16 fois par seconde. La table pseudo-aléatoire contenant les arrangements de stimulation est telle que la stimulation d'un hexagone n'est pas répartie de façon régulière, un hexagone pouvant rester à l'état OFF ou ON durant plusieurs arrangements successifs de stimulation.

Cette procédure complique l'interprétation des différentes réponses unitaires issues de chaque hexagone qui vont constituer la réponse globale. En effet, sont considérés comme équivalentes les réponses issues d'un hexagone après qu'il ait été stimulé à des fréquences temporelles en réalité différentes puisqu'une phase ON n'est pas systématiquement suivie d'une phase OFF (stimulation vraie à 75 Hz) mais peut durer deux, trois, quatre, cinq phases ou davantage, la stimulation effective de cette zone ayant duré davantage que 1/75 seconde (voir Kernel 2).

Durée d'une séquence de stimulation

Une séquence stimulante dure de 5 à 7 minutes pour une surface de 61 hexagones (Kretschmann et al. 2000). Elle est subdivisée en périodes d'enregistrements de 15 à 30 secondes durant lesquelles le sujet ne doit pas cligner pour que la position des zones rétinienne stimulées reste stable, suivies de brèves périodes de pause. Si le nombre d'hexagones est supérieur (103), une séquence dure de 10 à 14 minutes.

Conditions de recueil et traitement du signal

Recueil du signal

Il est monoculaire et global comme pour l'ERG-flash ; il s'effectue pour chaque configuration prédéterminée de la mosaïque, en phase avec chaque changement de trame, entre une électrode active sclérocornéenne placée sur l'œil testé (figure V-5-6) et une électrode de référence placée au canthus externe correspondant, l'électrode de masse est frontale. Il est amplifié ($5 \cdot 10^4$ à $2 \cdot 10^5$) et filtré entre 10 et 300 Hz (Keating et al. 1996). L'ensemble des réponses est stocké pour traitement à la fin d'une séquence.

Traitement du signal

A partir de l'ensemble des réponses globales enregistrées à chaque arrangement prédéterminé d'hexagones et à la fin de chaque séquence, la réponse locale issue de la zone rétinienne correspondant à la projection d'un hexagone donné, est extraite par un traitement mathématique complexe (Sutter, 2000). Son amplitude est faible, de l'ordre de quelques nanovolts ($nV = 10^{-9} V$) rapportée à l'unité de surface stimulée ; elle s'exprime en nanovolt par degré carré (nV/deg^2).

Deux types de réponses peuvent être extraites : l'une du premier ordre ou Kernel 1 et l'autre du second ordre ou Kernel 2.

La Kernel 1 reflète des phénomènes linéaires où l'amplitude de la réponse est proportionnelle à l'intensité de la stimulation. C'est celle habituellement calculée.

Pour ce faire, on sélectionne l'ensemble des arrangements pour lequel un hexagone donné a été soit à l'état ON soit à l'état OFF sans tenir compte de son état antérieur (figure V-5-7). Les réponses recueillies dans ces conditions sont respectivement sommées ; elles constituent une réponse globale d'une part de l'état ON et d'autre part de l'état OFF dont on fait la différence. Le résultat est supposé représenter la réponse du seul hexagone considéré.

Tous les hexagones autres que celui considéré, sont en effet censés représenter le même poids dans la réponse globale de l'état ON ou OFF, car la table pseudo-aléatoire a été établie pour que tous les hexagones soient stimulés (phase ON) ou non (phase OFF) un nombre de fois identique. Ainsi la réponse résultant de la soustraction est-elle -du moins en théorie- celle issue de l'hexagone considéré...

Cette réponse est positionnée sur un graphique, dans l'hexagone qui représente la zone de rétine stimulée. L'opération de traitement du signal est répétée pour tous les hexagones stimulés de telle façon qu'on obtienne l'ensemble des réponses des 61 ou 103 portions de rétine stimulée (figure V-5-2).

La Kernel 2 a été introduite pour éviter l'écueil de la Kernel 1 qui comporte un mélange de réponses à des stimulations espacées de façon variable dans le temps. Elle reflète des phénomènes non linéaires. Elle est plus tardive que la réponse de premier ordre, d'amplitude plus faible et rarement calculée.

Pour ce faire, on tient compte de l'état d'un hexagone durant deux stimulations successives ; seules sont considérées les réponses pour lesquelles l'hexagone passe d'un état à un autre (ON vers OFF ou OFF vers ON) qui sont soustraites de celles résultant des stimulations où les hexagones gardent le même état (soit ON, soit OFF) (figure V-5-7). Cette méthode permet de mettre en évidence la réponse d'un hexagone à un changement d'état et non pas seulement celle à un état donné.

La Kernel 1 peut en effet être considéré comme la réponse sommée à des stimulations de type flicker de fréquences variables dont seule la partie précoce serait enregistrée. La Kernel 2 n'évite pas cet écueil ; elle représente des réponses dont l'arrangement est si complexe qu'elles sont d'interprétation difficile.

Caractéristiques des réponses

Caractéristiques de la Kernel 1

Elles dépendent des modalités de mise en œuvre des séquences de stimulation et du traitement des signaux recueillis (Bock et al. 1998).

Cependant, la morphologie d'une réponse normale a pour chaque hexagone, une allure biphasique, avec une onde négative N1 suivie d'une onde positive P1 puis, parfois, d'une

deuxième onde négative N2 (figure V-5-8). L'amplitude est calculée de creux à crête et exprimée en nanovolt/deg². Le temps de culmination de N1 et P1 est évalué du début de la stimulation au creux ou à la crête de l'onde. Chez les sujets normaux, il varie avec l'excentricité de la zone testée : plus important en zone fovéolaire qu'excentrées, avec une valeur minimale en zone parafovéolaire (anneaux 1 et 2). Cette variation a probablement des bases physiologiques à préciser (Seeliger et al 1998).

Distribution spatiale des réponses

La distribution spatiale de l'amplitude des réponses locales suit approximativement celle de la densité des cônes (nombre de cônes par unité de surface). Il n'y a pas d'asymétrie entre les réponses recueillies après stimulation de l'hémichamp supérieur ou inférieur, ou entre les stimulations du quadrant nasal supérieur et inférieur ou temporal supérieur et inférieur (Verdon & Haegerstrom-Portnoy, 1998).

Représentation des résultats

Locale

Chaque réponse est représentée à l'intérieur de l'hexagone dont il est issu (figure V-5-2) ; certains programmes de traitement du signal donnent la valeur de la réponse individuelle issue d'un hexagone avec l'amplitude rapportée à l'unité de surface (en nanovolt/deg²). Cela permet de comparer les amplitudes des réponses issues de différents hexagones et de mettre éventuellement en évidence des déficits en des localisations non systématisées (figure V-5-3).

Globale par anneaux

Les réponses locales sont regroupées par anneaux concentriques, affectés de couleurs différentes (figure V-5-8), avec représentation et analyse des réponses moyennes par anneau (figure V-5-9) -de la morphologie moyenne, -de l'amplitude moyenne crête à crête et comparaison au bruit de fond moyen, -des amplitudes moyennes de chaque onde N1, P1, N2 ; cette représentation et analyse ne permettent pas d'apprécier des déficits localisés.

En trois dimensions

La représentation en carte dite tridimensionnelle (3D : figure V-5-10) est démonstrative mettant en évidence l'amplitude de la réponse fovéolaire dite pic fovéolaire, au détriment de la précision, les valeurs étant normées. La figure V-5-11 montre les pics fovéolaires d'aspect comparable avec des valeurs différant d'environ 25%, enregistrés chez deux sujets différents. Cette représentation est à exclure de l'interprétation des résultats.

Conditions liées au sujet

Préparation du sujet

Le sujet doit être préalablement adapté à la lumière durant une quinzaine de minutes (Chappelow & Marmor, 2002), temps nécessaire pour que les amplitudes des réponses soient optimales (Kondo et al. 1999). Ses pupilles sont dilatées et le sujet doit porter sa correction optique, ajustée à la distance de vision de la mosaïque stimulante qui est d'environ 30 cm.

Fixation : contrôle, stabilité

Pour que la mosaïque stimulante se projette de façon reproductible sur les zones rétiniennes prévues, la fixation du sujet doit être stabilisée durant la phase d'acquisition des résultats, à l'aide d'un point de fixation placé au centre de la mosaïque (figure V-5-4). Dans ces conditions, le bruit de fond est faible, témoin de la stabilité du regard durant l'enregistrement (figure V-5-12). Il est aussi possible de coupler la stimulation à un

contrôle de sa projection sur le fond d'œil à l'aide d'une caméra à infrarouge (Kondo et al. 1997) ou d'un ophtalmoscope laser à balayage (Seeliger et al. 2000).

Le regard est plus stable lorsque la surface stimulante est composée de 61 hexagones que de 103 hexagones où l'hexagone central est plus petit (2 degrés environ) (Chisholm et al. 2001).

Amétropie

Pour les myopies axiales supérieures à 6 dioptries mais sans aspect pathologique du fond d'œil, l'amplitude de toutes les réponses diminue. Cette diminution est le témoin soit d'une réduction fonctionnelle des cônes (Kawabata & Adachi-Usami, 1997) soit, éventuellement, de la modification de la densité des cônes répartis sur une plus grande surface.

Age

L'amplitude de N1 et P1 diminue régulièrement par décade ; elle est plus importante pour le centre (zone 1) que pour les anneaux concentriques (zone 2 à 5) (Seiple et al. 2003). Les résultats individuels doivent être comparés à des normes établies en fonction de l'âge.

Limitations à l'enregistrement

Compréhension de la tâche et stabilité de la fixation

Cet examen demande une bonne compréhension de la tâche. Le sujet doit être capable de maintenir sa fixation stable et son attention mobilisée durant les périodes d'acquisition (15 à 30 secondes) et ce, à plusieurs reprises, pour une durée totale d'enregistrement d'environ dix minutes. Cet examen est délicat à mettre en œuvre chez des sujets dont la coopération est limitée ou la fixation instable (maculopathies par exemple). Dans ce cas ou lorsque les amplitudes des réponses locales sont du même ordre de grandeur que celui du bruit de fond, l'ERG multifocal n'est ni significatif, ni interprétable (figure V-5-13).

Réfraction - transparence des milieux antérieurs

Pour que les hexagones stimulent les surfaces rétiniennes prévues, la réfraction du sujet doit être adaptée à la distance de stimulation et rester limitée à plus ou moins 6 dioptries (Kawabata & Adachi-Usami, 1997). Les amétropies supérieures excluent pratiquement l'enregistrement d'un ERG multifocal.

Les milieux antérieurs doivent être bien transparents ; toute altération cornéenne ou une cataracte, même débutante, peut modifier le contraste ou la focalisation de la stimulation sur la rétine, donc les résultats.

Origine des ondes de l'ERG multifocal

Les réponses enregistrées chez un sujet normal présentent des ondes caractéristiques reproductibles dont l'origine cellulaire est en partie élucidée.

Mise en activité initiale des cônes

Les conditions de stimulation sont choisies telles que seuls les cônes sont initialement mis en activité (ambiance photopique, stimulation alternant à une fréquence temporelle de 75 Hz, stimulation d'un nombre constant de cônes par augmentation de la taille de la surface stimulante en fonction de l'excentricité). Les réponses recueillies sont donc le reflet d'un aspect de leur fonctionnement avec une participation de niveau réceptoral et post-réceptoral (Verdon & Haegerstrom-Portnoy, 1998).

Origine des ondes N1 et P1 de la Kernel 1

Les avis sont partagés. Certains les assimilent à la succession des ondes a et b de l'ERG flash (Hood, 2000 ; Hood et al. 1997), d'autres à deux ondes, reflètes d'une différence de potentiel générée par la succession de la phase ON et OFF, distinctes des ondes a et b (Kondo et al. 1995). L'onde N1 correspondrait à l'hyperpolarisation des cellules bipolaires OFF et, seulement pour les six degrés centraux, également à l'hyperpolarisation des cônes ; l'onde P1 refléterait la dépolarisation des cellules bipolaires ON associée à la repolarisation des cellules bipolaires OFF qui paraît être dominante dans la formation de cette onde.

La participation des couches plus internes de la rétine à la réponse semble faible (Hood et al. 2002). En effet, chez des patients glaucomateux, l'ERG multifocal est normal dans des zones où le champ visuel présente des déficits. Ces résultats indiquent qu'en présence d'une atteinte fonctionnelle des cellules ganglionnaires, les ondes de l'ERG multifocal restent dans les limites de la normale excluant pratiquement la participation du 3^{ième} étage rétinien de la constitution des ondes de l'ERG multifocal (Hood et al. 2000).

Amplitude des réponses et densité des cônes

L'amplitude, rapportée à l'unité de surface de chaque hexagone, correspond à l'amplitude de la réponse par cône. En effet, chaque hexagone a été choisi de telle sorte qu'il contienne le même nombre de cônes. Or, il est observé une corrélation significative entre l'amplitude des réponses par unité de surface de chaque hexagone et la densité des cônes. Ceci tendrait à prouver que les réponses sont bien initialement générées par les cônes.

Comment alors concilier ce résultat et les hypothèses présentées ci-dessus que les ondes N1 et P1 proviendraient essentiellement des couches post-réceptorales ? C'est possible si on se rappelle que la densité des cônes et celle de leurs cellules bipolaires décroissent sur les 20° centraux de façon parallèle et pratiquement exponentielle avec l'excentricité (chapitre III-1). Il n'est donc pas possible de faire la distinction entre une relation à la densité des cônes ou à celle de leurs cellules bipolaires sous-jacentes, donc de privilégier la participation des cônes en faveur de celle de leurs cellules bipolaires à la genèse des ondes qui constituent les réponses de l'ERG multifocal (Hood et al. 1997)...

Origines des ondes de la Kernel 2

Elles ne semblent pas dépendre de la réponse des cônes et être principalement liées à celle des cellules ganglionnaires car elles sont sensibles à leur modification de fonctionnement comme au cours du glaucome (Hare & Ton, 2002 ; Sutter & Bearse, 1999).

Interprétation des résultats

Qualité de l'enregistrement : le bruit de fond

L'interprétation des résultats doit tenir compte des conditions du déroulement de l'examen pour éliminer au maximum les artéfacts d'enregistrement. Avant toute interprétation, il faut vérifier que le bruit de fond est faible. La figure V-5-12 montre un examen de bonne qualité avec un bruit de fond faible ; la figure V-5-13 présente un résultat difficilement interprétable, la baisse d'acuité visuelle du patient ayant rendu instable la fixation du centre de la stimulation. Le bruit de fond est important. Dans ce cas, il est difficile de juger si les réponses enregistrées sont localement réellement diminuées ou si elles ne sont que le reflet d'une fixation aléatoire donc d'une projection de la stimulation dans des zones rétinienne non reproductibles.

Réponse en zone papillaire

Une diminution d'amplitude des réponses doit être observée dans la zone de la papille témoignant d'une fixation stable (figure V-5-2). On devrait s'attendre à une absence complète de réponse dans cette zone dépourvue de neurorétine, ce qui n'est pas le cas.

Plusieurs hypothèses sont avancées à titre d'explication (Marmor et al. 2003) 1- la surface de la papille étant stimulée par plusieurs hexagones qui recouvrent alternativement la surface de la tête du nerf optique, les portions de rétine stimulées sont à l'origine de cette « réponse » papillaire ; 2- il est possible que la surface papillaire reflète la lumière incidente et provoque, par rétrodiffusion, une stimulation de zones de neurorétine adjacentes dont la réponse mime celle de la zone papillaire ; 3- la réponse observée est peut être liée au traitement du signal et au classement des réponses. En effet, l'aspect pseudo-aléatoire des stimulations et le nombre limité de stimulations d'un hexagone ne permet pas de séparer complètement les réponses des hexagones entre eux.

Norme pré-établie

L'interprétation des résultats peut être facilitée par la comparaison programmée des résultats individuels à une norme pré-établie (Verdon & Haegerstrom-Portnoy, 1998). Les modifications des réponses sont alors signalées automatiquement en fonction de la position de la zone stimulée et indiquent les dysfonctionnements localisés. La difficulté est d'avoir « la » bonne norme, adaptée au sujet testé, voire « la » bonne quantification de l'ensemble des réponses.

Fluctuation du pic fovéolaire

L'amplitude de la réponse issue de l'hexagone central (pic fovéolaire) est variable d'un sujet à l'autre, y compris chez le sujet normal. Ceci est lié à la variation interindividuelle de la densité des cônes fovéolaires - donc de celle des cellules bipolaires sous-jacentes -, ou à l'instabilité de la fixation.

Sans référence antérieure chez un sujet donné, une diminution d'amplitude de réponse du pic fovéolaire, même par rapport à une norme, doit être interprétée avec précaution. Elle peut traduire une variation interindividuelle physiologique ou une anomalie de fonctionnement de cette zone ; la différence est parfois délicate à faire même dans un contexte clinique étayé.

Interprétation de la représentation globale

Si le déficit maculaire est large et réparti de façon relativement homogène, les réponses globales par anneaux concentriques sont informatives. Par contre, comme il a déjà été dit, ce mode de présentation ignore tout déficit localisé et de petites surfaces (Mack et al. 2002). Les deux modes de présentation (locale et globale) sont complémentaires pour une interprétation correcte de la localisation et de l'importance de déficits éventuels.

L'ERG multifocal est-t-il discriminant ?

Association ERG flash - ERG multifocal

L'ERG multifocal représente un des aspects du fonctionnement des différentes zones du pôle postérieur. Il doit toujours être interprété associé aux résultats de l'ERG flash et de l'ERG pattern par exemple. Il n'est pas encore prouvé que cet examen long et délicat à mettre en œuvre, soit vraiment discriminant par rapport aux autres méthodes qui incluent le fonctionnement de tout ou partie du pôle postérieur et dont les bases physiologiques sont étayées (ERG flash, ERG pattern, potentiels évoqués visuel -PEV- ou champ visuel).

En complément du champ visuel ou des PEV

Les résultats de l'ERG multifocal ne sont pas redondants et superposables à ceux du champ visuel ou des potentiels évoqués visuels, mais complémentaires car ils sont limités aux réponses des deux premiers étages rétiniens.

Par exemple, si une pathologie affecte initialement les couches externes de la rétine (rétinopathie pigmentaire, dégénérescence maculaire liée à l'âge, maladie de Stargardt...), il y a corrélation entre les diminutions d'amplitude de l'ERG multifocal et celles des sensibilités relevées au champ visuel. Par contre, au cours d'atteintes des couches internes de la rétine, y compris celles des cellules ganglionnaires ou de la tête du nerf optique comme pour le glaucome ou l'atrophie optique, l'ERG multifocal peut être dans les limites de la normale, alors que les altérations du champ visuel et celles des PEV sont significatives (Hood & Zhang, 2000).

Au cours du diabète...

Une augmentation du temps de culmination des ondes relevée dans certains secteurs rétiniens de sujets diabétiques qui ne présentent pas rétinopathie diabétique, semble indiquer un dysfonctionnement débutant ou en cours d'évolution (Fortune et al. 1999). La relation avec les modifications des potentiels oscillatoires (OPs) par exemple, n'est pas encore faite, alors qu'ils sont plus facilement enregistrables que l'ERG multifocal.

Rétinopathie pigmentaire débutante

L'ERG multifocal peut montrer des modifications du temps de culmination des ondes dans la zone fovéale qui semble préservée. Là encore, aucune étude comparative aux résultats des PEV par exemple n'a été systématiquement effectuée (Feliuss & Swanson, 1999).

En pratique...

L'ERG multifocal est une réponse informative si elle est mise en œuvre dans de bonnes conditions : sujets coopérants, fixation stable et précaution avec les sujets atteints de maculopathies, milieux antérieurs bien transparents, réfractions optimales..., ce qui en restreint le champ d'application.

Dans les conditions optimales, surtout si l'ERG flash est normal, l'ERG multifocal permet de détecter des déficits de fonctionnement localisés et non systématisés de différents secteurs restreints du pôle postérieur, y compris maculaires, en complément des relevés du champ visuel, ces deux examens ne testant pas les mêmes strates.

B- L'ELECTRORETINOGRAMME PATTERN : P-ERG

Une autre approche du fonctionnement de l'aire maculaire, limitée aux 15 degrés centraux, peut se faire grâce à l'enregistrement d'un électrorétinogramme local évoqué à l'aide d'un damier dont les cases alternent (Holder, 2001). Cette réponse est dite électrorétinogramme pattern ou P-ERG, abréviation anglo-saxonne introduite dans la terminologie française en 1986 par l'école de Clermont-Ferrand (Dalens et al. 1986) et adaptée telle que, depuis.

Contrairement à l'ERG multifocal qui est analytique en zones de surfaces restreintes organisées autour de la fovéola et limité aux deux premiers étages de la neurorétine, le P-ERG est une réponse globale qui comporte, d'une part la réponse conjointe des deux premiers étages rétiniens et, d'autre part, celle des corps des cellules ganglionnaires qui sont nombreuses et denses dans l'aire maculaire.

Principe de l'ERG pattern

Il s'appuie sur les propriétés anatomiques spécifiques de l'aire maculaire. Cette zone contient essentiellement des cônes fins et denses qui sont en relation avec leurs cellules ganglionnaires. Leur moitié est répartie sur les 30 degrés centraux environ, soit 7% seulement de la surface rétinienne totale. Leur densité est maximale sur les douze degrés centraux *autour* de la fovéola (zone périfovéolaire) (Curcio & Allen, 1990).

Les cellules ganglionnaires fonctionnant par antagonisme spatial avec organisation spatiale de leurs champs récepteurs, une stimulation structurée dont les détails stimulants sont congruents à ceux des champs récepteurs, peut les mettre préférentiellement en activité après que le signal ait été initié par les cônes et leurs cellules sous-jacentes. C'est ce qui a été prouvé chez l'animal où les premiers enregistrements ont été effectués avec des damiers dont les cases alternent. Les P-ERG recueillis ont montré l'importance de la réponse des corps des cellules ganglionnaires à sa genèse (Maffei et al. 1985), non exclusif cependant, toutes les strates réiniennes maculaires y participant.

Le P-ERG est recueilli après mise en œuvre d'une stimulation structurée en damier, organisée avec des cases « noires et blanches » alternant avec elles-mêmes et délivrées sur une zone réinienne couvrant les 15 à 20 degrés centraux. Il combine la réponse des trois strates réiniennes, le différenciant de l'ERG « focal » ou F-ERG (Arden et al. 1982, Errico et al. 1990) évoqué par une stimulation flash localisée à l'aire maculaire qui lui, est limité à la réponse des deux premiers étages de la neurorétine.

Conditions de genèse de l'ERG pattern

(Bach et al. 2000)

Choix de la stimulation

Surface stimulante et taille du détail stimulant

La taille optimale du damier stimulant est comprise entre 10 et 15 degrés, celle de ses cases carrées qui alternent régulièrement (ou détail stimulant) est comprise entre 40' et 1° (Bach & Holder, 1996), optimale à 40' (figure V-5-14). Dans le cadre de la surveillance de la fonction maculaire au cours d'un glaucome, il est intéressant d'utiliser un champ stimulant plus large de 25 à 30 degrés (Porciatti & Ventura, 2004).

Fréquence temporelle d'alternance des cases du damier

Celle classiquement mise en œuvre est de 2 à 6 alternances par seconde, générant une réponse transitoire d'amplitude maximale ou P-ERG. Elle peut être de 15 (Bach & Schumacher, 2002) à 16 alternances par seconde (Porciatti & Ventura, 2004) générant une réponse dite stationnaire, d'allure pseudosinusoidale et d'amplitude crête à crête moindre. Son analyse s'effectue par analyse de Fourier. Ce P-ERG stationnaire n'est pas utilisé en exploration clinique.

Niveau lumineux moyen et contraste du damier alternant

Le niveau lumineux moyen doit être photopique, de l'ordre de 45 à 50 cd/m², ce qui est classiquement réalisé, les damiers étant générés sur des écrans cathodiques dont la luminance maximale est comprise entre 100 à 150 cd.m⁻². Le contraste du damier qui donne les amplitudes optimales, doit être proche de 1; un contraste moindre s'accompagne d'une diminution d'amplitude des ondes de la réponse (Zapf & Bach, 1999).

Conditions de stimulations

Ambiance lumineuse et stimulation

Le damier doit être présenté dans une ambiance obscure ou de niveau lumineux modéré ; une ambiance de niveau lumineux photopique intense entraîne une modification du niveau lumineux moyen du damier et, partant, une diminution des amplitudes des ondes de la réponse.

Préparation du sujet

Le patient doit porter sa compensation optique adaptée à la distance de vision de la structure (environ 1,50 m) et garder la possibilité d'accommoder. La stimulation structurée doit être correctement focalisée sur la rétine et ne pas subir de déformation par les électrodes de recueil ou les milieux antérieurs.

La stabilité de la fixation est assurée grâce à un point placé au centre du damier. Il est également recommandé au sujet de ne pas cligner afin d'éviter les artéfacts liés à l'électromyogramme des paupières.

Procédure de stimulation

La stimulation peut être binoculaire, le recueil du signal est monoculaire.

Conditions de recueil et traitement du signal

Recueil du signal

Il s'effectue entre une électrode active qui doit conserver l'organisation structurée de la stimulation et une électrode de référence.

L'électrode active est au contact ou très proche de la sclère ou de la cornée. Ce peut être une électrode sclérocornéenne d'excellente qualité optique, une DTL ou une *gold foil* insérée dans les culs de sacs conjonctivaux. Dans ces deux dernier cas, il est important de s'assurer de leur stabilité au cours de l'enregistrement, pour éviter des variations d'amplitude du signal recueilli.

On peut aussi utiliser une électrode de surface placée à la limite inférieure des cils de la paupière inférieure (figure V-5-15). Elle a l'avantage d'avoir une position stable et de ne pas interférer avec la structure de stimulation ; par rapport aux procédures précédentes avec contact direct avec la cornée, seule l'amplitude du signal est moindre, sa morphologie et son temps de culmination étant conservés (figure V-5-16). L'électrode de référence est placée au niveau du canthus externe homolatéral (Porciatti & Ventura, 2004). L'électrode de masse est frontale.

Le recueil du signal s'effectue durant au moins 150 ms voire 250 ms avec une bande passante comprise entre 1 Hz et 100 Hz ; l'amplification est de l'ordre de 10^4 , le signal résultant ayant une amplitude d'environ 5 à 6 μV (Froehlich & Kaufman, 1992).

Traitement du signal

Il doit aboutir à une réponse bien discernable du bruit de fond ou P-ERG qui comporte classiquement deux ondes principales, P50 positive culminant vers 50 ms suivie de N95 négative culminant entre 95 ms (figure V-5-17). Pour certains auteurs, la sommation-moyennage doit être de l'ordre de 150, pour d'autres, moindre (100 pour Froehlich et al. (Froehlich & Kaufman, 1993)), ou nettement supérieure (600 pour Porciatti et al. (Porciatti & Ventura, 2004)).

Pour notre part, nous limitons la sommation à 60, le rapport signal sur bruit étant alors inférieur à 15 %. La réponse recueillie est stable et reproductible (figure V-5-18), l'enregistrement est de courte durée (environ 35 secondes) ce qui minimise les interférences des clignements, difficiles à éviter lors d'un nombre plus important de sommations.

Enregistrement conjoint des P-ERG et des potentiels évoqués visuels PEV

Les résultats sont identiques à ceux effectués séparément (Matsui et al. 1994) cependant sans gain de temps. En effet, dans ce cas, la stimulation structurée doit être monoculaire, par exemple délivrée à l'œil droit, puis à l'œil gauche, pour que les potentiels évoqués visuels représentent la réponse initiée par les voies maculaires issues de chaque œil.

Caractéristiques des réponses

Amplitude et temps de culmination

L'amplitude de l'onde P50 est mesurée entre le creux de l'onde N35 - onde négative de faible amplitude d'apparition inconstante - ou la ligne de base en l'absence de N35 - et le sommet de P50. Plusieurs méthodes ont été proposées pour la mesure de l'amplitude de N95 : - soit entre le sommet de l'onde P50 et le creux de l'onde N95, mais, dans ce cas, son amplitude dépend de celle de P50 (Bach et al. 2000), soit entre une ligne de repère tracée entre le creux de l'onde N35 (ou la ligne de base) et le retour de l'onde N95 (figure V-5-17). Cette méthode validée par Froehlich et Kaufman (Froehlich & Kaufman, 1993) tant chez des sujets normaux qu'atteints de diverses pathologies, permet de s'affranchir de la variation de l'amplitude de P50 qui peut se faire dans des sens différents selon la pathologie en cause. Cette dernière méthode de mesure de l'amplitude de l'onde N95 est celle couramment adoptée.

Les temps de culmination sont évalués entre le début de la réponse et le sommet (ou creux) de l'onde.

Ordre de grandeurs

L'amplitude de P50 varie entre 2 et 6 μV selon les auteurs (Bach & Schumacher, 2002), (Hidajat et al. 2003), (Jacobi et al. 1994) ; elle est proportionnelle à la taille de la zone maculaire fonctionnelle (Robson et al. 2003) ; ses temps de culmination sont proche de 45 ms (Bach & Schumacher, 2002) voire 60 ms. L'amplitude de N95 se situe entre 3 et 5 μV selon la méthode de mesure adoptée (Jacobi et al. 1994) et ses temps de culmination entre 95 et 105 ms.

Reproductibilité et stabilité

Chez un sujet normal, les résultats sont symétriques que le P-ERG soit recueilli au niveau de l'œil droit ou gauche au cours d'une même session d'enregistrement (figure V-5-18) et également stables et reproductibles entre deux sessions d'enregistrement effectuées à plusieurs jours de distance (Jacobi et al. 1994). La reproductibilité de l'amplitude des P-ERG semble meilleure que celle des PEV (Otto & Bach, 1997).

Variation nyctémérale

L'onde P50 est plus ample d'environ 7 % le matin vers 9h30 qu'en début d'après-midi vers 14h30 avec un effet légèrement supérieur pour l'onde N95, leurs temps de culmination restant constants durant toute la journée. On peut considérer que l'amplitude du P-ERG est stable au cours de la journée à plus ou moins 10 % avec une probabilité de 70 % (Otto & Bach, 1996).

Variations liées au sujet

Amétropie

L'amplitude de l'onde P50 est inversement proportionnelle à la longueur axiale du globe oculaire. L'interprétation des résultats d'un sujet donné doit donc se faire en tenant compte de l'importance de son amétropie axiale (Hidajat et al. 2003).

Age

Les P-ERG peuvent être enregistrés chez les enfants dès qu'ils sont capables de maintenir leur fixation au centre du damier (figure V-5-19). L'amplitude de P50 et N95 diminue progressivement chez le jeune entre 7 et 18 ans (Brecelj et al. 2002), puis également chez l'adulte entre 22 et 85 ans (Porciatti & Ventura, 2004) ; pour les plus âgés, il s'y associe à une augmentation des temps de culmination (Hull & Drasdo, 1990) partiellement due au myosis sénile (Trick et al. 1992).

Transparence des milieux

Une altération de la transparence des milieux peut entraîner une diminution de niveau lumineux moyen, une déstructuration ou une défocalisation du damier, artéfacts altérant les résultats et masquant un éventuel fonctionnement maculaire normal.

Origine des ondes du l'ERG pattern

Elles sont issues de strates rétiniennes différentes : premier et deuxième étages de la zone maculaire pour P50 et troisième étage maculaire pour N95, avec un certain degré d'interdépendance.

Mise en activité initiale du système des cônes

La genèse des ondes P50 et N95 nécessite l'intégrité des photorécepteurs contenus dans l'aire maculaire (Holder, 1987) et essentiellement celle des cônes (Niepel et al. 1988), mais aussi celle des cellules bipolaires ON de cônes. En effet, une modification du fonctionnement initial des cônes, avec diminution de l'amplitude de l'onde-a des cônes de l'ERG flash (atteinte réceptorale) et/ou une atteinte post-réceptorale (avec diminution de l'amplitude de l'onde-b de l'ERG flash comme au cours de la l'héméralopie congénitale essentielle avec dysfonctionnement des cellules bipolaires ON) sont à l'origine d'une diminution d'amplitude de l'onde P50 (Holder, 2001).

Origine des ondes P50 et N95

Elle est différente de celle des potentiels oscillatoires (Litao et al. 1986). L'onde P50 reflète le fonctionnement des deux premiers étages rétiniens de la zone maculaire (Holder, 1987) alors que l'onde N 95 est probablement, liée au fonctionnement des corps des cellules ganglionnaires situés dans cette zone (Froehlich & Kaufman, 1993, Hull & Thompson, 1989). Chez l'animal, il a été montré que la section du nerf optique et son évolution vers l'atrophie des corps des cellules ganglionnaires entraînaient une abolition du P-ERG (Maffei et al. 1985). Chez l'homme, l'atrophie optique avec axonopathie évolue aussi vers un P-ERG non discernable, ces deux résultats confortant la relation entre l'onde N95 et le fonctionnement des corps des cellules ganglionnaires.

Le P-ERG est donc le reflet de la réponse des 15 degrés centraux maculaire, tout en faisant la part de la réponse des deux premiers étages rétiniens (onde P50) et de celle des corps des cellules ganglionnaires (onde N95), cette dernière renseignant sur la nature du signal maculaire généré au niveau des corps des cellules ganglionnaires, avant qu'il ne soit conduit le long des voies visuelles jusqu'aux aires visuelles primaires.

Applications cliniques

Le P-ERG permet d'évaluer le fonctionnement maculaire en faisant la part entre un dysfonctionnement des deux premiers étages de la macula (cônes et cellules bipolaires) et celui des corps des cellules ganglionnaires (Holder et al. 2003). L'examen de l'amplitude de ses deux ondes permet bien souvent de relier une baisse d'acuité visuelle, surtout en l'absence de signe ophtalmoscopique, à un dysfonctionnement maculaire d'origine rétinienne ou lié à un trouble des voies maculaires, excluant les corps des cellules ganglionnaires (amplitude normale de N95) ou les incluant (diminution de l'amplitude de N95) (Holder, 2004).

P-ERG : témoin de la fonction maculaire

Il existe une relation étroite entre la surface maculaire fonctionnelle attestée par périmétrie et la réduction conjointe des ondes P50 et N95 reflet de la progression d'une maculopathie comme cela a été montré par exemple dans le cas de la maladie de Best (Jarc-Vidmar et al. 2001).

Même quand l'acuité visuelle est encore pratiquement normale comme au cours d'une maladie de Stargardt, le P-ERG est le plus souvent non discernable, témoignant d'un dysfonctionnement maculaire important (Holder, 2001), alors que l'ERG flash peut être normal, reflétant le fonctionnement rétinien global normal en dehors de la macula.

Une diminution spécifique de l'amplitude de P50 est souvent retrouvée en présence d'un trou maculaire (Holder, 2001). Par contre au cours de rétinopathie pigmentaire avec atteinte prépondérante des bâtonnets (rod/cone dystrophy), le rétrécissement concentrique du champ visuel peut être associée à une acuité visuelle normale et un P-ERG normal, attestant une fonction maculaire encore normale.

P-ERG : prédictateur de récupération...

De la fonction maculaire

Au cours de la rétinopathie diabétique et après photocoagulation périphérique ou paramaculaire, l'évolution de son amplitude permet de surveiller la récupération de la fonction maculaire (Ciavarella et al. 1997).

Du champ visuel

Après chirurgie de décompression chiasmatique, les patients qui présentent un rapport des ondes N95/P50 normal, ont plus de chance de récupération de leur champ visuel que ceux dont le rapport est anormal (Parmar et al. 2000).

De l'acuité visuelle

Six mois après une poussée de neuropathie optique, la présence de N95 augure d'une bonne récupération de l'acuité visuelle, alors que son absence présage d'une récupération médiocre (Froehlich & Kaufman, 1993).

P-ERG et neuropathies

Dans les pathologies du nerf optique, l'onde P50 est généralement normale. L'association à une onde N95 normale et à des potentiels évoqués visuels anormaux est dans 60 % des cas, en faveur d'une neuropathie optique par démyélinisation (Holder, 1991) ; l'association à une onde N95 anormale et à de potentiels évoqués visuels non discernables, suggère une neuropathie optique avec dysfonctionnement des corps des cellules ganglionnaires maculaires (Holder, 1997).

Au cours d'une atteinte aigue du nerf optique, l'origine ischémique est probable si P50 est diminuée et N95 d'amplitude très faible ; par contre, elle est pratiquement exclue si l'onde N95 est d'amplitude sensiblement normale (Froehlich & Kaufman, 1994).

Une neuropathie évoluant ou évoluée (neuropathie optique de Leber (Holder, 1997) ou de l'atrophie optique dominante), avec une onde N95 d'amplitude très faible peut être progressivement associée à une diminution d'amplitude de l'onde P50 par dégénérescence rétrograde de cellules initialement non concernées (Celesia et al. 1986), (Holder, 1989).

P-ERG couplé à l'ERG flash et aux PEV

Le P-ERG est un test de la zone maculaire qui doit être systématiquement couplé à l'ERG flash et aux potentiels visuels évoqués par damiers alternants. Il permet de connaître l'état du signal maculaire (normal ou non) qui, transmis aux voies visuelles, aboutit à la genèse des potentiels évoqués visuels. Le P-ERG est le signal en amont de la genèse des potentiels évoqués visuels ; sa connaissance est indispensable à leur compréhension et interprétation.

Figures

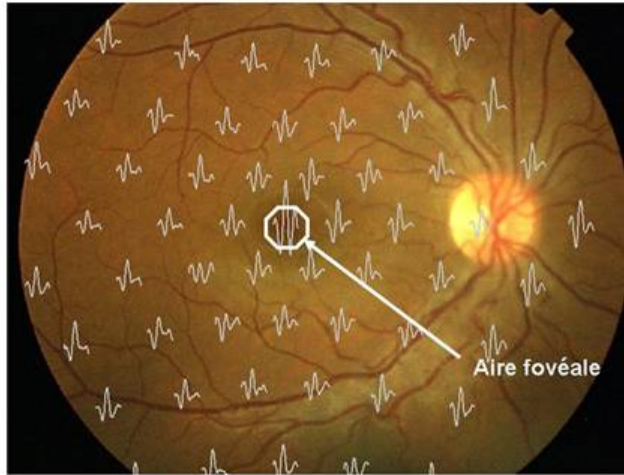
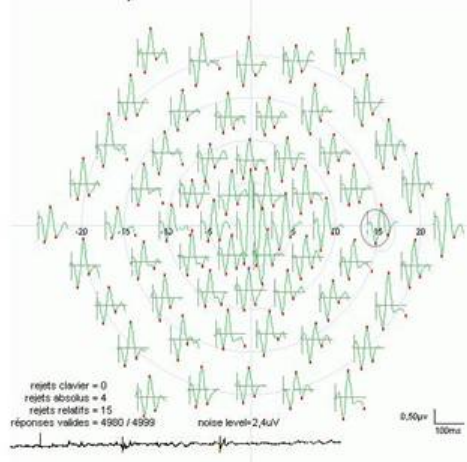


Figure V-5-1

Figure V-5-1 : Superposition d'un fond d'œil et des 61 réponses issues de zones localisées du pôle postérieur, centrées sur l'aire fovéale après stimulation de 61 surfaces conjointes, hexagonales de tailles croissantes à l'origine d'un ERG multifocal.

En haut = réponses issues de la rétine inférieure



En bas = réponses issues de rétine supérieure

Figure V-5-2

Figure V-5-2 : ERG multifocal de l'œil droit d'un sujet normal. Représentation des 61 réponses locales K1 issues du pôle postérieur suivant les conventions du champ visuel : les réponses positionnées en haut du graphique correspondent à celles issues de la rétine inférieure et celles placées en bas, à celles issues de la rétine supérieure. La zone correspondant à la papille est entourée d'un ovale pointillé.

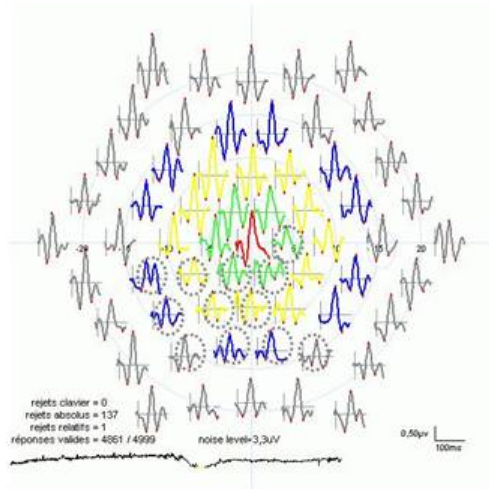


Figure V-5-3

Figure V-5-3. ERG multifocal de l'œil droit d'une patiente qui présente une baisse d'acuité visuelle récente, sans particularité visible au fond d'œil, avec des réponses d'amplitudes localement diminuées (entourées par des pointillés) suggérant que ces zones rétiniennes dysfonctionnent (en zone maculaire supérieure). L'ERG flash est normal. La rétinographie de cet œil montre une lésion blanc-grisâtre peu étendue et modérément autofluorescente ; l'OCT met en évidence une hyporéflexivité de la moitié supérieure de la macula associée à une hyperréflexivité de la moitié inférieure évoquant un dépôt de matériel pseudovitellin.

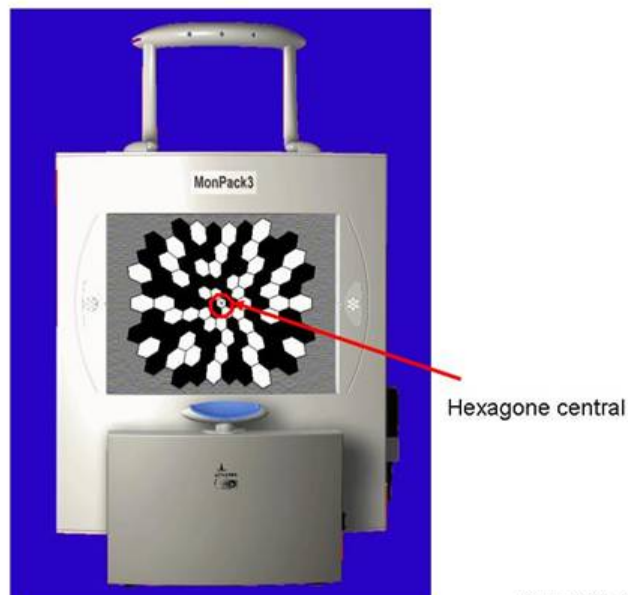


Figure V-5-4

Figure V-5-4. Stimulation en 61 hexagones de tailles croissantes, délivrée par l'appareil Monpack 3 de Métrovision. D'après J. Charlier, Métrovision, 59840 Pérenchies France.

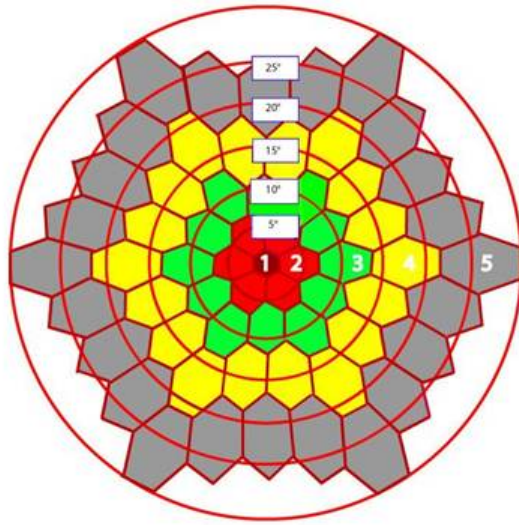


Figure V-5-5

Figure V-5-5. Stimulation en 61 hexagones répartis en 5 zones (limite de la zone 2 à 5 degrés d'excentricité, de la zone 3 à 10 degrés etc.). Appareillage VERIS. *D'après Kretschmann U., Bock M., Gockeln R., Zrenner E. Clinical applications of multifocal electroretinography. Doc Ophthalmol. 2000. 100 : 99-11.*



Figure V-5-6

Figure V-5-6. Electrode sclérocornéenne de bonne qualité optique, à usage unique, de 10 mm de diamètre, type ERG-jet. A droite : en place sur l'œil d'un sujet (*d'après J. Charlier, Métrovision, 59840 Pérenchies France*), en bas : associée à une électrode de référence collée.

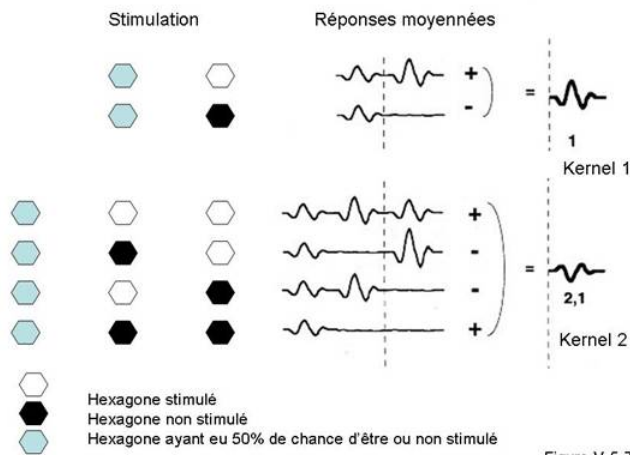


Figure V-5-7

Figure V-5-7. En haut : Kernel 1 : réponse résultant de la sommation des réponses multiples enregistrées après qu'un même hexagone ait été dans un état ON ou OFF, sans préjuger de son état antérieur. En bas : Kernel 2 : réponse résultant de la sommation des réponses multiples, mais seulement lorsqu'un hexagone est passé d'un état ON vers OFF ou OFF vers ON. *D'après Sutter E. The interpretation of multifocal binary kernels. Doc Ophthalmol, 2000, 100: 49-75.*

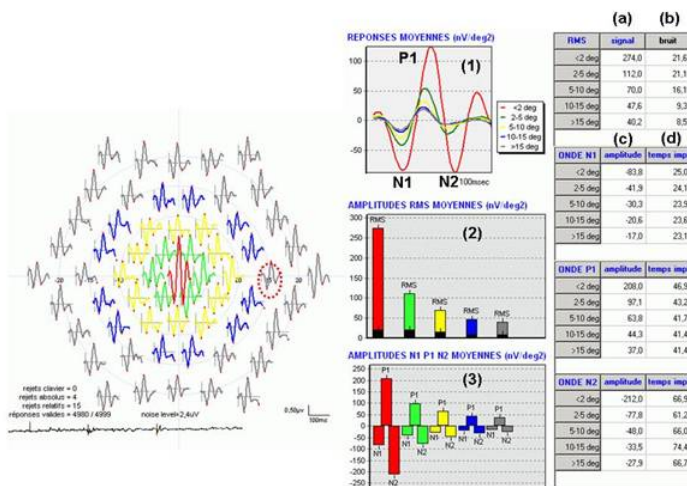


Figure V-5-8

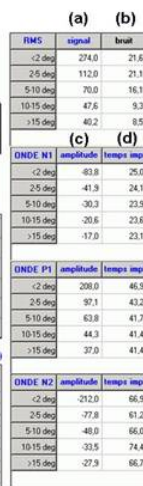


Figure V-5-9

Figure V-5-8. Kernel 1 : Représentation en *anneaux* de l'ERG multifocal du sujet normal de la figure V-5-2. Les réponses correspondant à un même anneau sont affectées d'une même couleur. Selon l'hexagone considéré, la réponse présente deux ou trois ondes, N1, P1, N2 (Appareillage *Métrovision*).

Figure V-5-9. Analyse de l'ERG multifocal de la figure V-5-8. Colonne de gauche : représentation par la couleur correspondant à celle affectée à l'anneau 1- de la morphologie moyenne des réponses (réponses moyennes en nV/deg²), 2- des amplitudes moyennes crête à crête (RMS : réponses moyennes) avec superposition (en noir) de la valeur moyenne du bruit de fond, 3- des amplitudes moyennes de chaque onde. Colonne de droite : tableaux des valeurs moyennes a- du signal et du bruit, b-, c-, d- des amplitudes et temps de culmination des ondes moyennées pour chaque anneau (Appareillage *Métrovision*).

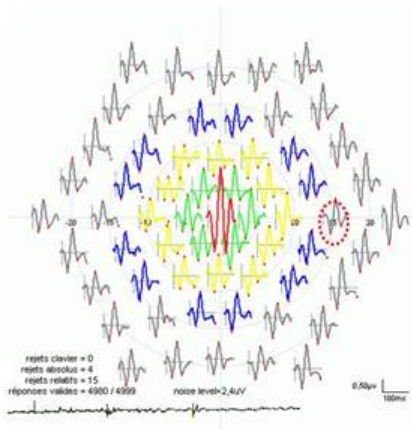


Figure V-5-8

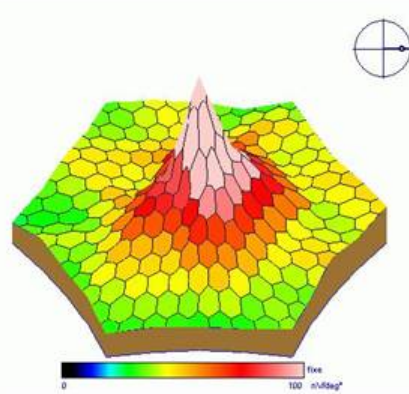


Figure V-5-10

Figure V-5-10. Représentation en 3D de l'ERG multifocal du sujet normal de la figure V-5-2 mettant en évidence l'amplitude du pic fovéolaire.

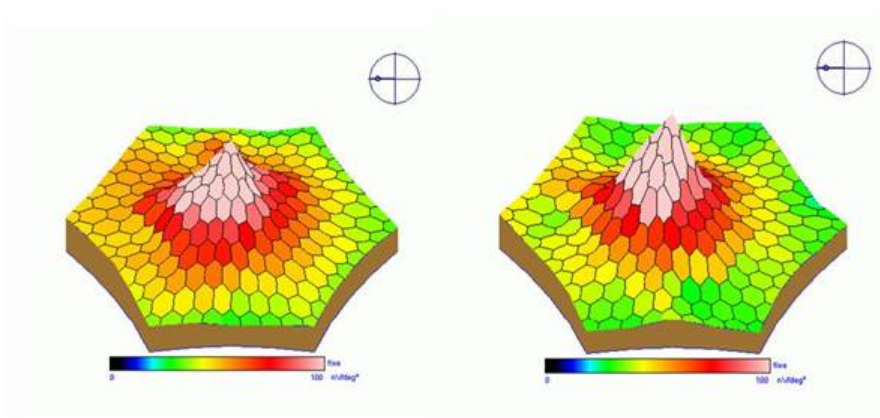


Figure V-5-11

Figure V-5-11. Représentation en 3D des ERG multifocaux de deux sujets différents. Leurs aspects sont comparables alors que les amplitudes des pics fovéolaires sont respectivement, à gauche, de 206 nV/deg² et, à droite, de 253 nV/deg², soit une différence d'amplitude de 25% qui passe inaperçu sur cette représentation.

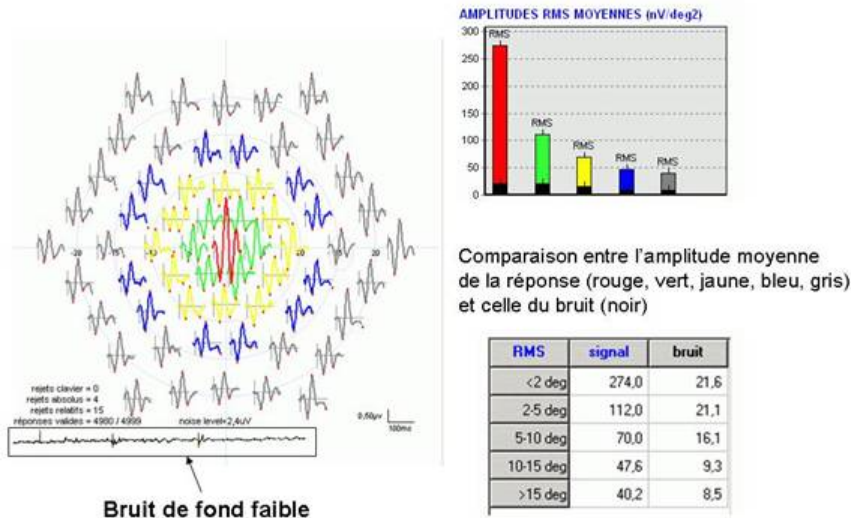


Figure V-5-12

Figure V-5-12. ERG multifocal d'un sujet normal ayant gardé une fixation stable durant tout l'examen ; le bruit de fond est faible ; pour le pic fovéolaire par exemple, il est inférieur à 7,5%.

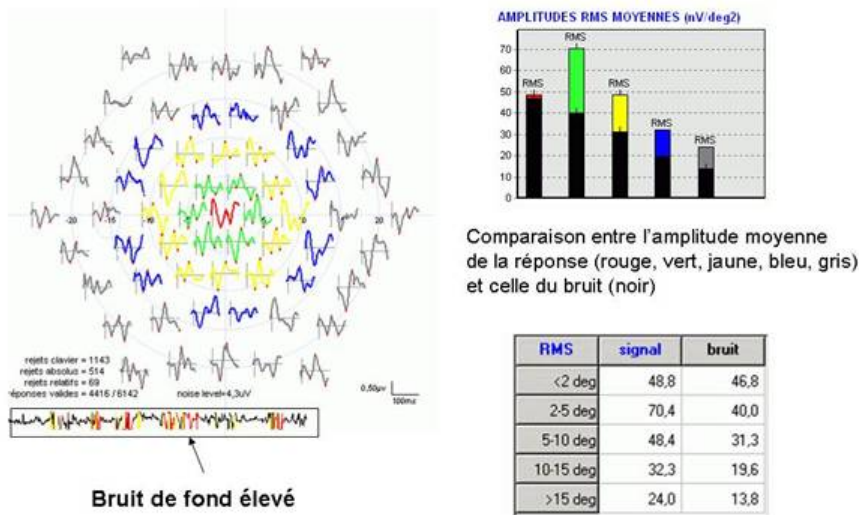
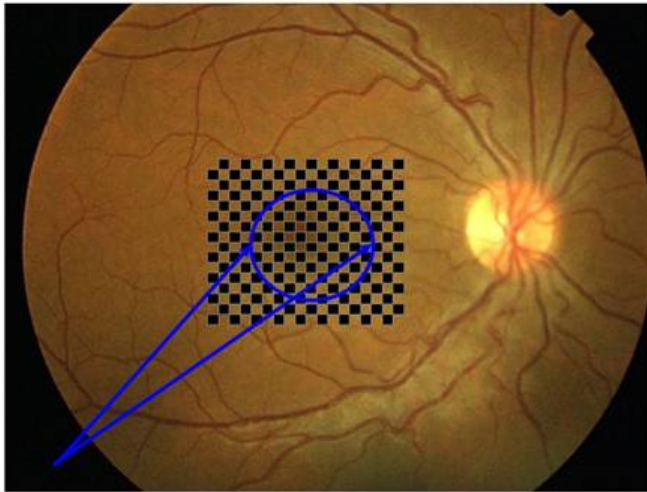


Figure V-5-13

Figure V-5-13. ERG multifocal d'un sujet atteint d'une baisse de l'acuité visuelle ; la fixation du centre de la mosaïque stimulante est instable ; le bruit de fond est élevé ; pour le pic fovéolaire par exemple, il est du même ordre de grandeur que celui-ci (95 %). Les variations localisées de morphologie ou d'amplitude des réponses ne sont de ce fait, ni significatives ni interprétables.

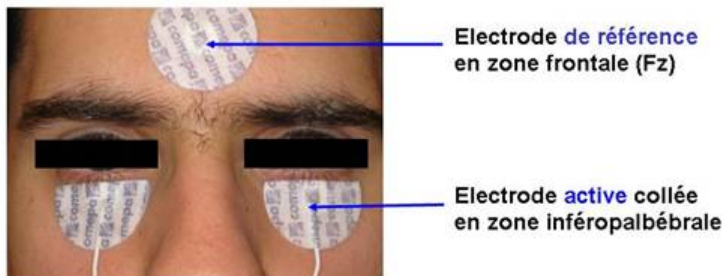
Stimulation des 15 degrés centraux par un damier alternant



Macula : 10 degrés

Figure V-5-14

Figure V-5-14. Damier couvrant les 15 degrés centraux environ, superposé à un fond d'œil normal correspondant à la stimulation mise en œuvre pour évoquer un ERG pattern.



Electrode de référence en zone frontale (Fz)

Electrode active collée en zone inféropalbébrale

Figure V-5-15

Figure V-5-15. Electrodes actives de surface en place chez un sujet témoin, pour le recueil des ERG pattern.

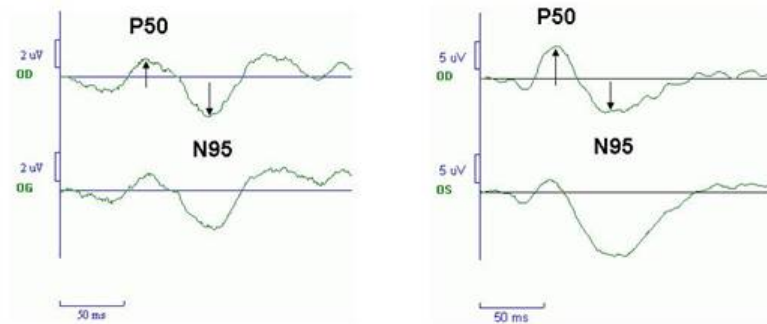


Figure V-5-16

Figure V-5-16. ERG pattern enregistrés, à gauche, avec une électrode de surface et, à droite, avec une électrode sclérocornéenne de bonne qualité optique ; les morphologies sont comparables, seules les amplitudes recueillies avec les électrodes sclérocornéennes sont plus importantes (voir l'échelle de représentation de l'unité d'amplitude : à gauche = 2 μ V, à droite = 5 μ V).

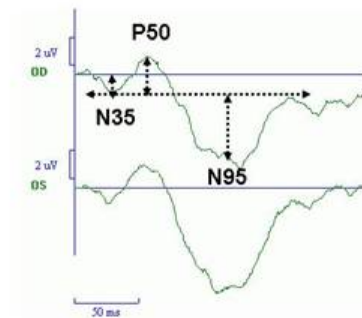
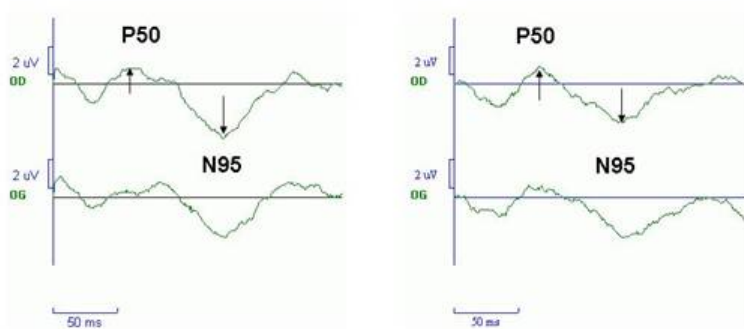


Figure V-5-17

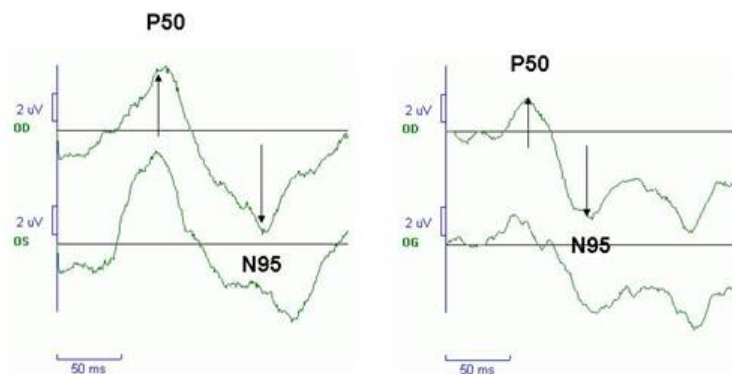
Figure V-5-17. ERG pattern d'un sujet normal avec ses deux ondes principales P50 suivie d'une onde négative N95. P50 est mesurée du creux de N35 à la crête de P50 et N95 de son creux à la ligne de référence joignant le creux de N35 au retour de N95.



P-ERG enregistrés au cours de la même session chez un même sujet normal

Figure V-5-18

Figure V-5-18. ERG pattern enregistrés chez un sujet témoin normal à l'aide d'électrodes de surface ; 1- les réponses de l'œil droit et de l'œil gauche sont symétriques (OD en haut et OG en bas) ; 2- elles sont reproductibles au cours des deux enregistrements effectués dans la même séance (résultat représenté à gauche et à droite) ou à plusieurs jours de distance.



P-ERG enregistrés chez deux enfants coopérants

4,5 ans

7,5 ans

Figure V-5-19

Figure V-5-19. ERG pattern enregistrés chez deux enfants coopérants avec des électrodes de surface, à gauche chez un enfant de 4,5 ans et à droite de 7,5 ans.

Bibliographie

- Arden, G.B., Vaegan, & Hogg, C.R. (1982). Clinical and experimental evidence that the pattern electroretinogram (PERG) is generated in more proximal retinal layers than the focal electroretinogram (FERG). *Ann N Y Acad Sci*, 388, 580-607. [abstract]
- Bach, M., Hawlina, M., Holder, G.E., Marmor, M.F., Meigen, T., Veagan, & Miyake, Y. (2000). Standard for pattern electroretinography. *Doc Ophthalmol*, 101, 11-18. [abstract]
- Bach, M., & Holder, G.E. (1996). Check size tuning of the pattern electroretinogram: a reappraisal. *Doc Ophthalmol*, 92 (3), 193-202. [abstract]
- Bach, M., & Schumacher, M. (2002). The influence of ambient room lighting on the pattern electroretinogram (PERG). *Doc Ophthalmol*, 105 (3), 281-289. [abstract]
- Bock, M., Andrassi, M., Belitsky, L., & Lorenz, B. (1998). A comparison of two multifocal ERG systems. *Doc Ophthalmol*, 97 (2), 157-178. [abstract]
- Brecelj, J., Strucl, M., Zidar, I., & Tekavcic-Pompe, M. (2002). Pattern ERG and VEP maturation in schoolchildren. *Clin Neurophysiol*, 113 (11), 1764-1770. [abstract]
- Celesia, G.G., Kaufman, D., & Cone, S.B. (1986). Simultaneous recording of pattern electroretinography and visual evoked potentials in multiple sclerosis. A method to separate demyelination from axonal damage to the optic nerve. *Arch Neurol*, 43 (12), 1247-1252. [abstract]
- Chappelow, A.V., & Marmor, M.F. (2002). Effects of pre-adaptation conditions and ambient room lighting on the multifocal ERG. *Doc Ophthalmol*, 105 (1), 23-31. [abstract]
- Chisholm, J.A., Keating, D., Parks, S., & Evans, A.L. (2001). The impact of fixation on the multifocal electroretinogram. *Doc Ophthalmol*, 102 (2), 131-139. [abstract]
- Ciavarella, P., Moretti, G., Falsini, B., & Porciatti, V. (1997). The pattern electroretinogram (PERG) after laser treatment of the peripheral or central retina. *Curr Eye Res*, 16 (2), 111-115. [abstract]
- Curcio, C.A., & Allen, K.A. (1990). Topography of ganglion cells in human retina. *J Comp Neurol*, 300 (1), 5-25. [abstract]
- Dalens, H., Sabadel, A., & Sole, P. (1986). [Retinal electrophysiology. Study of the macula]. *J Fr Ophthalmol*, 9 (6-7), 493-503. [abstract]
- Errico, P., Falsini, B., Porciatti, V., & Cefala, F.M. (1990). The human focal electroretinogram as a function of stimulus area. *Doc Ophthalmol*, 75 (1), 41-48. [abstract]
- Felius, J., & Swanson, W.H. (1999). Photopic temporal processing in retinitis pigmentosa. *Invest Ophthalmol Vis Sci*, 40 (12), 2932-2944. [abstract]
- Fortune, B., Schneck, M.E., & Adams, A.J. (1999). Multifocal electroretinogram delays reveal local retinal dysfunction in early diabetic retinopathy. *Invest Ophthalmol Vis Sci*, 40 (11), 2638-2651. [abstract]

- Froehlich, J., & Kaufman, D.I. (1992). Improving the reliability of pattern electroretinogram recording. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, 84 (4), 394-399. [abstract]
- Froehlich, J., & Kaufman, D.I. (1993). The pattern electroretinogram: N95 amplitudes in normal subjects and optic neuritis patients. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, 88 (2), 83-91. [abstract]
- Froehlich, J., & Kaufman, D.I. (1994). Use of pattern electroretinography to differentiate acute optic neuritis from acute anterior ischemic optic neuropathy. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, 92 (6), 480-486. [abstract]
- Hare, W., & Ton, H. (2002). Effects of APB, PDA, and TTX on ERG responses recorded using both multifocal and conventional methods in monkey. Effects of APB, PDA, and TTX on monkey ERG responses. *Doc Ophthalmol*, 105 (2), 189-222. [abstract]
- Hidajat, R., McLay, J., Burley, C., Elder, M., Morton, J., & Goode, D. (2003). Influence of axial length of normal eyes on PERG. *Doc Ophthalmol*, 107 (2), 195-200. [abstract]
- Holder, G.E. (1987). Significance of abnormal pattern electroretinography in anterior visual pathway dysfunction. *Br J Ophthalmol*, 71 (3), 166-171. [abstract]
- Holder, G.E. (1989). Pattern electroretinography in patients with delayed pattern visual evoked potentials due to distal anterior visual pathway dysfunction. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*, 52 (12), 1364-1368. [abstract]
- Holder, G.E. (1991). The incidence of abnormal pattern electroretinography in optic nerve demyelination. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, 78 (1), 18-26. [abstract]
- Holder, G.E. (1997). The pattern electroretinogram in anterior visual pathway dysfunction and its relationship to the pattern visual evoked potential: a personal clinical review of 743 eyes. *Eye*, 11 (Pt 6), 924-934. [abstract]
- Holder, G.E. (2001). Pattern electroretinography (PERG) and an integrated approach to visual pathway diagnosis. *Prog Retin Eye Res*, 20 (4), 531-561. [abstract]
- Holder, G.E. (2004). Electrophysiological assessment of optic nerve disease. *Eye*, 18 (11), 1133-1143. [abstract]
- Holder, G.E., Robson, A.G., Hogg, C.R., Kurz-Levin, M., Lois, N., & Bird, A.C. (2003). Pattern ERG: clinical overview, and some observations on associated fundus autofluorescence imaging in inherited maculopathy. *Doc Ophthalmol*, 106 (1), 17-23. [abstract]
- Hood, D.C. (2000). Assessing retinal function with the multifocal technique. *Prog Retin Eye Res*, 19 (5), 607-646. [abstract]
- Hood, D.C., Frishman, L.J., Saszik, S., & Viswanathan, S. (2002). Retinal origins of the primate multifocal ERG: implications for the human response. *Invest Ophthalmol Vis Sci*, 43 (5), 1673-1685. [abstract]
- Hood, D.C., Greenstein, V.C., Holopigian, K., Bauer, R., Firoz, B., Liebmann, J.M., Odel, J.G., & Ritch, R. (2000). An attempt to detect glaucomatous damage to the inner retina with the multifocal ERG. *Invest Ophthalmol Vis Sci*, 41 (6), 1570-1579. [abstract]

- Hood, D.C., Seiple, W., Holopigian, K., & Greenstein, V. (1997). A comparison of the components of the multifocal and full-field ERGs. *Vis Neurosci*, 14 (3), 533-544. [abstract]
- Hood, D.C., & Zhang, X. (2000). Multifocal ERG and VEP responses and visual fields: comparing disease-related changes. *Doc Ophthalmol*, 100 (2-3), 115-137. [abstract]
- Hull, B.M., & Drasdo, N. (1990). The influence of age on the pattern-reversal electroretinogram. *Ophthalmic Physiol Opt*, 10 (1), 49-53. [abstract]
- Hull, B.M., & Thompson, D.A. (1989). A review of the clinical applications of the pattern electroretinogram. *Ophthalmic Physiol Opt*, 9 (2), 143-152. [abstract]
- Jacobi, P.C., Walter, P., Brunner, R., & Krieglstein, G.K. (1994). Reproducibility and intraindividual variability of the pattern electroretinogram. *Ger J Ophthalmol*, 3 (4-5), 216-219. [abstract]
- Jarc-Vidmar, M., Popovic, P., Hawlina, M., & Breclj, J. (2001). Pattern ERG and psychophysical functions in Best's disease. *Doc Ophthalmol*, 103 (1), 47-61. [abstract]
- Kawabata, H., & Adachi-Usami, E. (1997). Multifocal electroretinogram in myopia. *Invest Ophthalmol Vis Sci*, 38 (13), 2844-2851. [abstract]
- Keating, D., Parks, S., Evans, A.L., Williamson, T.H., Elliott, A.T., & Jay, J.L. (1996). The effect of filter bandwidth on the multifocal electroretinogram. *Doc Ophthalmol*, 92 (4), 291-300. [abstract]
- Kondo, M., Miyake, Y., Horiguchi, M., Suzuki, S., & Tanikawa, A. (1995). Clinical evaluation of multifocal electroretinogram. *Invest Ophthalmol Vis Sci*, 36 (10), 2146-2150. [abstract]
- Kondo, M., Miyake, Y., Horiguchi, M., Suzuki, S., & Tanikawa, A. (1997). Recording multifocal electroretinograms with fundus monitoring. *Invest Ophthalmol Vis Sci*, 38 (5), 1049-1052. [abstract]
- Kondo, M., Miyake, Y., Piao, C.H., Tanikawa, A., Horiguchi, M., & Terasaki, H. (1999). Amplitude increase of the multifocal electroretinogram during light adaptation. *Invest Ophthalmol Vis Sci*, 40 (11), 2633-2637. [abstract]
- Kretschmann, U., Bock, M., Gockeln, R., & Zrenner, E. (2000). Clinical applications of multifocal electroretinography. *Doc Ophthalmol*, 100 (2-3), 99-113. [abstract]
- Litao, R.E., Miyake, Y., & Yagasaki, K. (1986). Oscillatory potentials and pattern electroretinogram: are they related? *Jpn J Ophthalmol*, 30 (4), 402-408. [abstract]
- Mack, G., Uzel, J., Sahel, J., & Flament, J. (2002). De l'intérêt de l'électrorétinogramme multifocal dans les phototraumatismes observés lors de l'éclipse solaire du 11.08.99. *J Frs Ophthalmol*, 25 (4), 380-387. [abstract]
- Maffei, L., Fiorentini, A., Bisti, S., & Hollander, H. (1985). Pattern ERG in the monkey after section of the optic nerve. *Exp Brain Res*, 59 (2), 423-425. [abstract]
- Marmor, M.F., Hood, D.C., Keating, D., Kondo, M., Seeliger, M.W., & Miyake, Y. (2003). Guidelines for basic multifocal electroretinography (mfERG). *Doc Ophthalmol*, 106 (2), 105-115. [abstract]

- Matsui, Y., Saito, I., Okinami, S., & Oono, S. (1994). Influence of simultaneous pattern-reversal electroretinogram recording on visual evoked potentials. *Doc Ophthalmol*, *86* (3), 285-294. [abstract]
- Niepel, G., Yamamoto, F., & Dodt, E. (1988). Effect of pre-adaptation on pattern electroretinogram (P-ERG). *Doc Ophthalmol*, *68* (3-4), 305-312. [abstract]
- Otto, T., & Bach, M. (1996). Retest variability and diurnal effects in the pattern electroretinogram. *Doc Ophthalmol*, *92* (4), 311-323. [abstract]
- Otto, T., & Bach, M. (1997). [Reproducibility of the pattern electroretinogram]. *Ophthalmologie*, *94* (3), 217-221. [abstract]
- Parmar, D.N., Sofat, A., Bowman, R., Bartlett, J.R., & Holder, G.E. (2000). Visual prognostic value of the pattern electroretinogram in chiasmal compression. *Br J Ophthalmol*, *84* (9), 1024-1026. [abstract]
- Porciatti, V., & Ventura, L.M. (2004). Normative data for a user-friendly paradigm for pattern electroretinogram recording. *Ophthalmology*, *111* (1), 161-168. [abstract]
- Robson, A.G., El-Amir, A., Bailey, C., Egan, C.A., Fitzke, F.W., Webster, A.R., Bird, A.C., & Holder, G.E. (2003). Pattern ERG correlates of abnormal fundus autofluorescence in patients with retinitis pigmentosa and normal visual acuity. *Invest Ophthalmol Vis Sci*, *44* (8), 3544-3550. [abstract]
- Seeliger, M.W., Kretschmann, U.H., Apfelstedt-Sylla, E., & Zrenner, E. (1998). Implicit time topography of multifocal electroretinograms. *Invest Ophthalmol Vis Sci*, *39* (5), 718-723. [abstract]
- Seeliger, M.W., Narfstrom, K., Reinhard, J., Zrenner, E., & Sutter, E. (2000). Continuous monitoring of the stimulated area in multifocal ERG. *Doc Ophthalmol*, *100* (2-3), 167-184. [abstract]
- Seiple, W., Vajaranant, T.S., Szlyk, J.P., Clemens, C., Holopigian, K., Paliga, J., Badawi, D., & Carr, R.E. (2003). Multifocal electroretinography as a function of age: the importance of normative values for older adults. *Invest Ophthalmol Vis Sci*, *44* (4), 1783-1792. [abstract]
- Sutter, E. (2000). The interpretation of multifocal binary kernels. *Doc Ophthalmol*, *100* (2-3), 49-75. [abstract]
- Sutter, E.E., & Bearse, M.A., Jr. (1999). The optic nerve head component of the human ERG. *Vision Res*, *39* (3), 419-436. [abstract]
- Sutter, E.E., & Tran, D. (1992). The field topography of ERG components in man--I. The photopic luminance response. *Vision Res*, *32* (3), 433-446. [abstract]
- Trick, G.L., Neshor, R., Cooper, D.G., & Shields, S.M. (1992). The human pattern ERG: alteration of response properties with aging. *Optom Vis Sci*, *69* (2), 122-128. [abstract]
- Verdon, W.A., & Haegerstrom-Portnoy, G. (1998). Topography of the multifocal electroretinogram. *Doc Ophthalmol*, *95* (1), 73-90. [abstract]
- Zapf, H.R., & Bach, M. (1999). The contrast characteristic of the pattern electroretinogram depends on temporal frequency. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol*, *237* (2), 93-99. [abstract]