

Technique et interprétation de l'« optical coherence tomography »

B. Haouchine, A. Gaudric

La tomographie en cohérence optique ou optical coherence tomography (OCT) est une technique d'imagerie du fond d'œil non invasive. Développée dès le début des années 1990, elle permet d'obtenir *in vivo* des coupes optiques de la rétine avec une résolution de plus en plus fine, de l'ordre de 5 à 10 μm . L'OCT est un examen indispensable pour l'étude de nombreuses maculopathies, il montre le tissu rétinien lui-même, les cavités pathologiques, les rapports vitréorétiniens au niveau du pôle postérieur. La technique et la conduite de l'examen, qui est réalisé avec ou sans dilatation pupillaire, sont simples, d'apprentissage facile et reproductibles. L'OCT permet la mesure de l'épaisseur rétinienne soit manuellement, soit automatiquement. Les différentes couches hyperréfléctives sont celles des fibres optiques et de la limitante interne, celle du complexe épithélium pigmentaire-choriocapillaire, celle des jonctions segments externes-segments internes des photorécepteurs. L'OCT, par ses données quantitatives, est particulièrement utile pour suivre l'évolution spontanée ou après un traitement d'affections maculaires chroniques telles que la maculopathie diabétique ou la dégénérescence maculaire liée à l'âge (DMLA).

© 2008 Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés.

Mots clés : Optical coherence tomography ; Fond d'œil ; Maculopathie ; Dégénérescence maculaire liée à l'âge

Plan

■ Introduction	1
■ Appareils « optical coherence tomography » disponibles	1
■ Technique et conduite pratique de l'examen	3
Installation du patient	3
Analyse et traitement de l'image	4
Mesure de l'épaisseur rétinienne	4
Limites de l'examen en « optical coherence tomography »	4
■ Interprétation de l'image en « optical coherence tomography »	5
Macula normale	5
Sémiologie et bases de l'interprétation	6
Épaisseur maculaire normale et reproductibilité	8
■ Erreurs et artefacts dans la réalisation et l'interprétation de l'« optical coherence tomography »	9
Artefacts liés à un trouble des milieux	9
Artefacts liés aux mouvements	9
Artefacts liés à une mauvaise fixation	10
Artefacts liés à l'appareil ou au traitement de l'image	11
Mesure de l'épaisseur rétinienne	11
Autres pièges et difficultés techniques	12

■ Introduction

La tomographie en cohérence optique ou *optical coherence tomography* (OCT) est une technique d'imagerie du fond d'œil, non invasive, qui permet d'obtenir *in vivo* des images en coupe optique de la rétine, avec une résolution de 5 à 10 μm selon les appareils utilisés. Les images permettent d'analyser la jonction vitréorétinienne, les modifications de la structure du tissu rétinien et de mesurer avec précision l'épaisseur rétinienne sur tous les points de chaque coupe. La fabrication d'un appareil

OCT à usage d'imagerie du globe oculaire est le résultat du développement d'un prototype par une équipe de bio-ingénieurs du Massachusetts Institute of Technology et d'ophtalmologistes du New England Eye Center de Boston.

■ Appareils « optical coherence tomography » disponibles (Fig. 1)

Les premières images en coupe optique de la rétine *in vitro* ont été publiées en 1991 dans un numéro de *Science* par Huang, Swanson et Puliafito [1]. En 1995, le même groupe a publié les premières coupes OCT *in vivo* de la rétine d'yeux humains normaux et pathologiques. Le premier appareil d'OCT a été commercialisé fin 1996 par Humphrey Instruments (San Leandro, Californie) avec une résolution de près de 10 μm [2]. Un nouvel appareil (Stratus OCT™ ou OCT3, Carl Zeiss Meditec), permettant une précision accrue (8 μm), est disponible depuis 2002. En 2007, une nouvelle génération d'appareils utilisant une technique plus sensible et beaucoup plus rapide que l'OCT standard appelée *Spectral ou Fourier Domain OCT* a fait son apparition (la technique standard est dite « *time domain* » ou « OCT dans le domaine temporel »). Ces machines offrent en plus une meilleure résolution (5-7 μm) se rapprochant de celle des prototypes de l'ultra haute résolution (2-3 μm). Dans le domaine Fourier (du nom du mathématicien français du XIX^e siècle) ou le domaine spectral, la réflectivité lumineuse des différents plans de l'épaisseur rétinienne est enregistrée directement à l'aide d'un spectromètre et d'une caméra CCD sans déplacement antéro-postérieur du miroir de référence, gagnant ainsi grandement en rapidité. La vitesse d'acquisition dépend de la performance des caméras utilisées. Actuellement, la vitesse sur les modèles commerciaux (6 appareils d'OCT disponibles en Europe) varie de 18 000 à

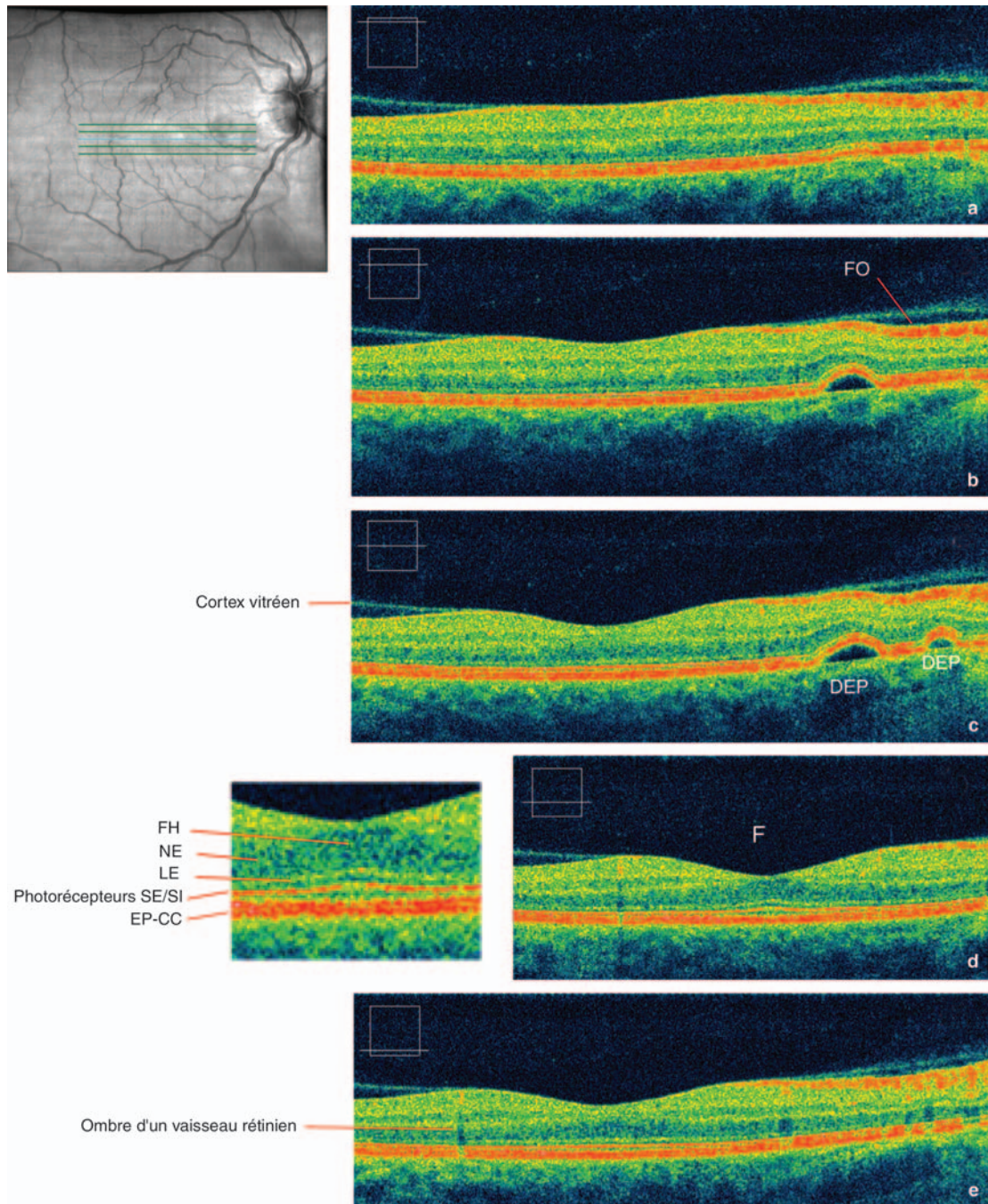


Figure 1. Coupes *optical coherence tomography* (OCT) de haute résolution obtenues avec le Cirrus HD-OCT™ de Carl Zeiss Meditec. Définition longitudinale de 4 000 pixels et axiale de 1 024 pixels. Cinq coupes sont obtenues simultanément en moins de 1 seconde. Dans cet exemple, il s'agit d'un décollement idiopathique de l'épithélium pigmentaire (DEP). La macula est normale. La coupe d passe exactement par le centre de la fovea (F). FO : fibres optiques ; FH : fibres de Henle ; NE : nucléaire externe ; LE : limitante externe ; EP-CC : épithélium pigmentaire et choriocapillaire. Le cortex vitréen à peine décollé est visible sur toutes les coupes. La couche des fibres optiques forme une hyperréflectivité marquée du côté papillaire. Un agrandissement sur la fovea permet de distinguer les différentes couches de la rétine et, notamment, la jonction segments externes/segments internes (SE/SI) des photorécepteurs (clichés dus à l'obligeance du docteur M.R. Wieland, MD, Northern California Retina Vitreous Associates).

40 000 scans/sec (50-100 fois la vitesse de l'OCT standard). Un très grand nombre d'analyses spectrales peut donc être réalisé et la caméra CCD peut analyser simultanément les points d'une même ligne, permettant de balayer le champ à analyser par un déroulement de lignes plus ou moins rapprochées. Comme sur les premières versions d'OCT, une diode supraluminescente émettant une longueur d'onde dans le proche infrarouge est utilisée (840 nm environ). La puissance du faisceau laser utilisé reste également inchangée (jusqu'à 750 μ w sur la cornée). La vitesse d'acquisition permet de diminuer les artéfacts liés aux mouvements oculaires. Elle permet également la multiplication du nombre de coupes en 2D rendant ainsi possible des reconstructions en 3D. Deux à trois secondes suffisent pour réaliser une centaine de coupes avec une résolution latérale moyenne de 512 scans (sur une surface moyenne de 6 mm \times 6 mm). Ce

mode d'examen permet une répartition plus homogène des points mesurés sur toute la région maculaire. Les cartographies sont donc plus précises par rapport à celle du Stratus OCT™ réalisées à partir de 6 coupes radiaires. Il permet également de ne pas « passer à côté » de petites lésions (néovaisseaux débutants ou anastomoses rétinocoroidiennes) situées entre deux coupes radiaires. L'amélioration de la résolution permet également une localisation plus précise des différentes couches rétinienne, en particulier de l'épithélium pigmentaire (EP). Sur les nouveaux logiciels de mesure, l'EP constitue la ligne de profil postérieure contrairement au logiciel du stratus OCT™ qui place cette ligne devant le plan de l'EP au niveau de la jonction segments externes-segments internes des photorécepteurs. Les valeurs d'épaisseur rétinienne sont donc plus élevées de 40 à 60 μ m par rapport au Stratus OCT™ [3, 4].

■ Technique et conduite pratique de l'examen (Fig. 2)

L'image OCT en deux dimensions est obtenue par le déplacement rapide du faisceau laser selon une ligne droite ou circulaire. La juxtaposition de plusieurs centaines de mesures (512 en OCT3 et jusqu'à 4 000 scans en *spectral domain*) permet de reconstituer une coupe linéaire comparable à un écho B. La latitude de mesure en profondeur, lorsque le faisceau est mis au point sur la rétine, est en moyenne de 2 mm, ce qui, en pratique courante, est suffisant pour l'examen d'épaississements rétinien ou de décollements de hyaloïde postérieure de moins de 1 000 μm . Au-delà de cette épaisseur, une mise au point plus antérieure est possible.

L'opérateur peut aussi modifier la longueur de coupe qui peut varier de 3 à plus de 10 mm environ. Cependant, l'utilisation de coupes longues diminue la résolution transversale et ne permet pas une analyse fine des structures rétinien. L'examen de la rétine extramaculaire et même au-delà du pôle postérieur est possible grâce au déplacement du point de fixation interne ou externe. Comme en angiographie, des

montages peuvent être réalisés par la juxtaposition de plusieurs coupes de même longueur.

L'examen se fait avec ou sans dilatation pupillaire. Si la dilatation n'est pas indispensable pour l'examen rapide de la macula, elle peut se révéler très utile pour le repérage de lésions extramaculaires sur le moniteur vidéo. Ce dernier permet de contrôler en temps réel la position de la coupe optique dans le fond d'œil.

Installation du patient

Le patient doit être installé confortablement, le menton bien posé sur la mentonnière et le front appuyé en avant. Il est important de bien régler la hauteur de la table d'examen et de la chaise du patient pour éviter les mouvements de la tête (un recul de 1 cm suffit pour faire disparaître l'image OCT de la fenêtre d'acquisition).

Plusieurs protocoles de coupes peuvent être utilisés (coupes linéaires isolées, horizontales ou verticales, radiaires simples ou multiples, circulaires, balayage 3D, etc.).

Le choix des coupes varie en fonction de la pathologie suspectée. Si quelques coupes linéaires peuvent suffire pour

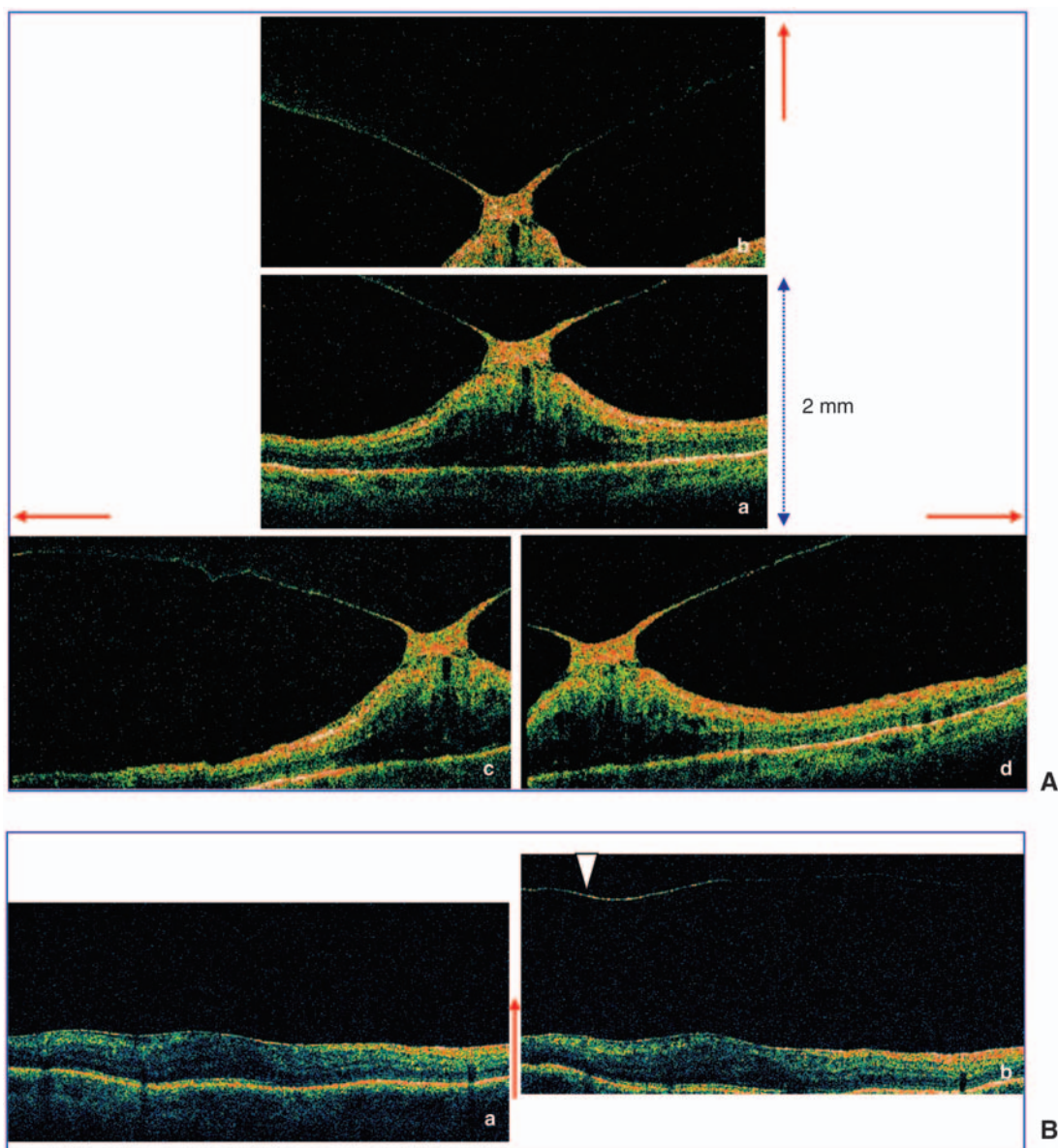


Figure 2. Conduite pratique de l'examen : centrage.

A. Syndrome de traction vitréomaculaire. a. Coupe de 8 mm centrée sur la macula montrant toute l'épaisseur de la rétine et le vitré adhérent à la fovea ; b. un affichage plus antérieur de la coupe (flèche verticale) permet l'analyse du vitré prémaculaire ; c et d. le déplacement latéral du faisceau laser (flèches horizontales) permet la recherche d'anomalies de la rétine extramaculaire.

B. Membrane épimaculaire. A. Coupe de 6 mm montrant toute l'épaisseur de la rétine ; b. même cas après « mise au point » plus antérieure (flèche) révélant la présence d'un décollement partiel de la hyaloïde postérieure (pointe de flèche).

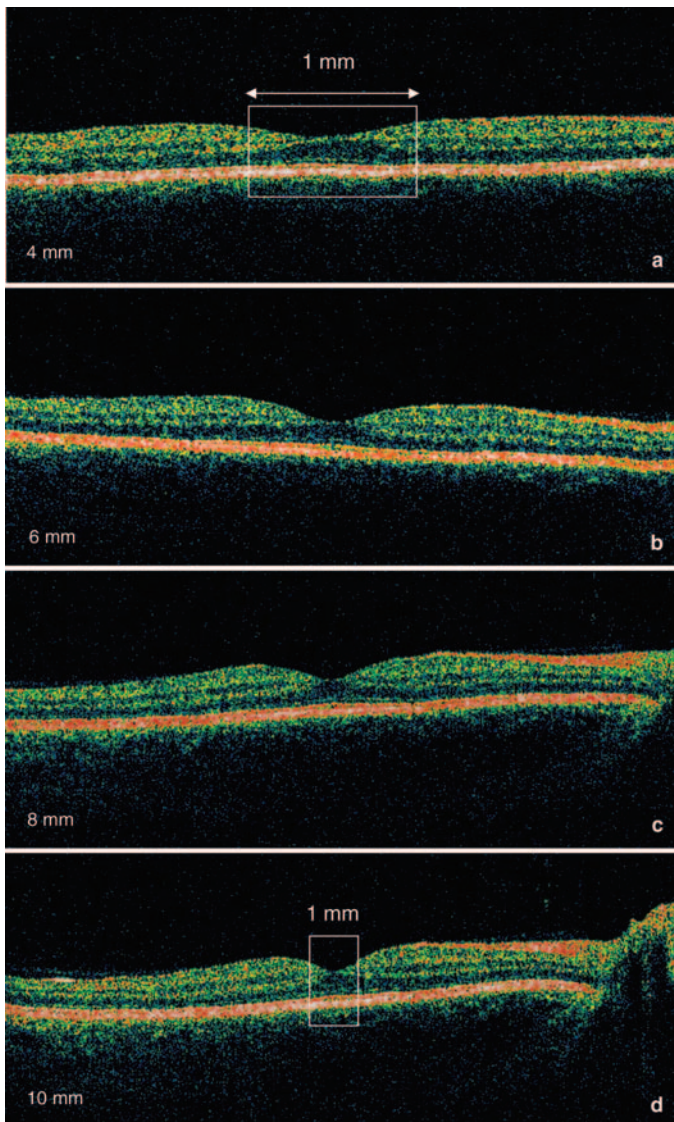


Figure 3. Coupes *optical coherence tomography* (OCT) et résolution transversale de l'image. Macula normale vue en coupes de 4 à 10 mm. La résolution transversale diminue avec la longueur de la coupe. Les images longues ne permettent pas une analyse fine de la macula. Sur l'image d de 10 mm, la macula ne constitue qu'un dixième des 512 pixels alors qu'elle occupe le quart de la coupe en 4 mm (a).

établir un diagnostic, la réalisation d'une cartographie de la région maculaire (par des coupes étagées ou radiales) est souvent utile pour pouvoir suivre l'évolution spontanée ou traiter une maculopathie comme par exemple dans le cas des œdèmes maculaires (diabétique, occlusion de la veine centrale de la rétine [OVCR], etc.) ou des membranes épimaculaires.

Analyse et traitement de l'image (Fig. 3-5)

Chaque valeur de réflectivité tissulaire, qui correspond à un accident sur la courbe de réflectivité, est convertie en une échelle colorimétrique dite « arc-en-ciel » ou en niveaux de gris, où le blanc et le rouge représentent le maximum de réflectivité et le bleu et le noir le minimum. Sur le Stratus OCT™ différentes fonctions permettent de traiter l'image brute obtenue.

Alignement (« Align »)

Il essaie de corriger les données brutes des effets des microsaccades oculaires. Pour corriger cet effet, chacun des scans est comparé avec le scan voisin dans un processus appelé corrélation. Ce processus a pour effet d'aligner de proche en proche les pics d'hyperréflectivité pour reconstituer une ligne horizontale. Il peut donc « gommer » certaines irrégularités réellement présentes, bien que sa puissance de correction soit volontairement limitée.

Normalisation (« Normalize »)

Il a pour but de présenter les données colorimétriques de l'OCT de façon indépendante du bruit de fond et de la puissance de la lumière incidente. En d'autres termes, si deux scans successifs sont réalisés sur le même œil avec différents niveaux de flux lumineux et de bruit de fond, les résultats doivent apparaître avec la même gradation de couleurs. Les deux fonctions *Align* et *Normalize* peuvent être conjuguées. D'autres fonctions de traitement des images sont également disponibles. L'emplacement et les paramètres d'une ligne de coupe peuvent être gardés en mémoire et reproduits lors d'un examen ultérieur chez un même patient, permettant ainsi un examen comparatif aisé, en particulier dans les atteintes rétinienne extramaculaires.

Mesure de l'épaisseur rétinienne

L'épaisseur rétinienne^[5] peut être mesurée en chaque point d'acquisition de la coupe, comme étant la distance comprise entre la ligne du profil antérieur de la rétine (premier pic de réflectivité après l'hyporéflectivité vitréenne), et la face antérieure du complexe épithélium pigmentaire/choriocapillaire, qui constitue le pic principal d'hyperréflectivité postérieure. En pratique, le logiciel de mesure automatique prend comme limite externe de la rétine la réflectivité de la jonction segments externes/segments internes (SE/SI) des photorécepteurs, sous-estimant légèrement l'épaisseur rétinienne, en particulier au niveau de la macula où cette couche est nettement séparée de l'épithélium pigmentaire, en raison de la longueur plus grande des articles externes des cônes centraux.

La mesure de l'épaisseur rétinienne peut être faite manuellement en positionnant des index sur ces deux limites. Elle peut être réalisée plus facilement, automatiquement, en déplaçant un curseur le long de la coupe. Le logiciel reconnaît automatiquement les limites antérieures et postérieures de la rétine et indique en chaque point mesuré l'épaisseur rétinienne^[6, 7].

Lorsqu'une cartographie maculaire (*mapping*) est réalisée, le logiciel de topographie calcule automatiquement la valeur moyenne de l'épaisseur maculaire dans différents secteurs du pôle postérieur. Pour cela, six coupes radiales de 6 mm sont réalisées successivement (ou en une seule fois pour le mode 128 × 6) avec l'OCT3, centrées sur le point de fixation. Sur chacune de ces coupes, l'épaisseur rétinienne est calculée au niveau des 128 ou 512 points, régulièrement espacés. L'inconvénient de ce protocole de cartographie est qu'il y a relativement plus de valeurs mesurées dans la zone centrale qu'en périphérie^[8-12].

Les valeurs de l'épaisseur maculaire sont représentées de deux façons. D'une part, elles peuvent être représentées selon une cartographie colorée de la macula et, d'autre part, elles peuvent être représentées en valeur d'épaisseur moyenne dans les différents secteurs de la grille maculaire de l'Early Treatment Diabetic Retinopathy Study (ETDRS), celle-ci étant constituée de trois cercles concentriques de 1 000, 3 000 et 6 000 µm de diamètre respectivement. La macula est divisée en neuf zones, la zone centrale de 1 000 µm de diamètre et huit zones périphériques, chaque zone concentrique périphérique étant divisée en quatre quadrants. Le logiciel de cartographie calcule les mesures moyennes de l'épaisseur maculaire au niveau de chacune de ces neuf zones^[8, 13, 14].

Sur les nouveaux OCT dits « domaine spectral » (*spectral domain*), la cartographie maculaire s'effectue à partir d'un balayage de lignes parallèles permettant une répartition plus homogène des points mesurés sur toute la région maculaire.

Limites de l'examen en « optical coherence tomography » (Fig. 6-8)

La réalisation de l'examen OCT nécessite la présence de milieux intraoculaires relativement clairs. Il est possible d'obtenir des coupes de la rétine en cas de cataracte nucléaire modérée. Cependant, l'existence d'une opacité cristallinienne sous-capsulaire dense peut empêcher la réalisation de l'examen. Il en est de même en cas d'hémorragie intravitréenne importante. En revanche, la présence de silicone dans la cavité vitréenne n'empêche pas la réalisation de l'examen.

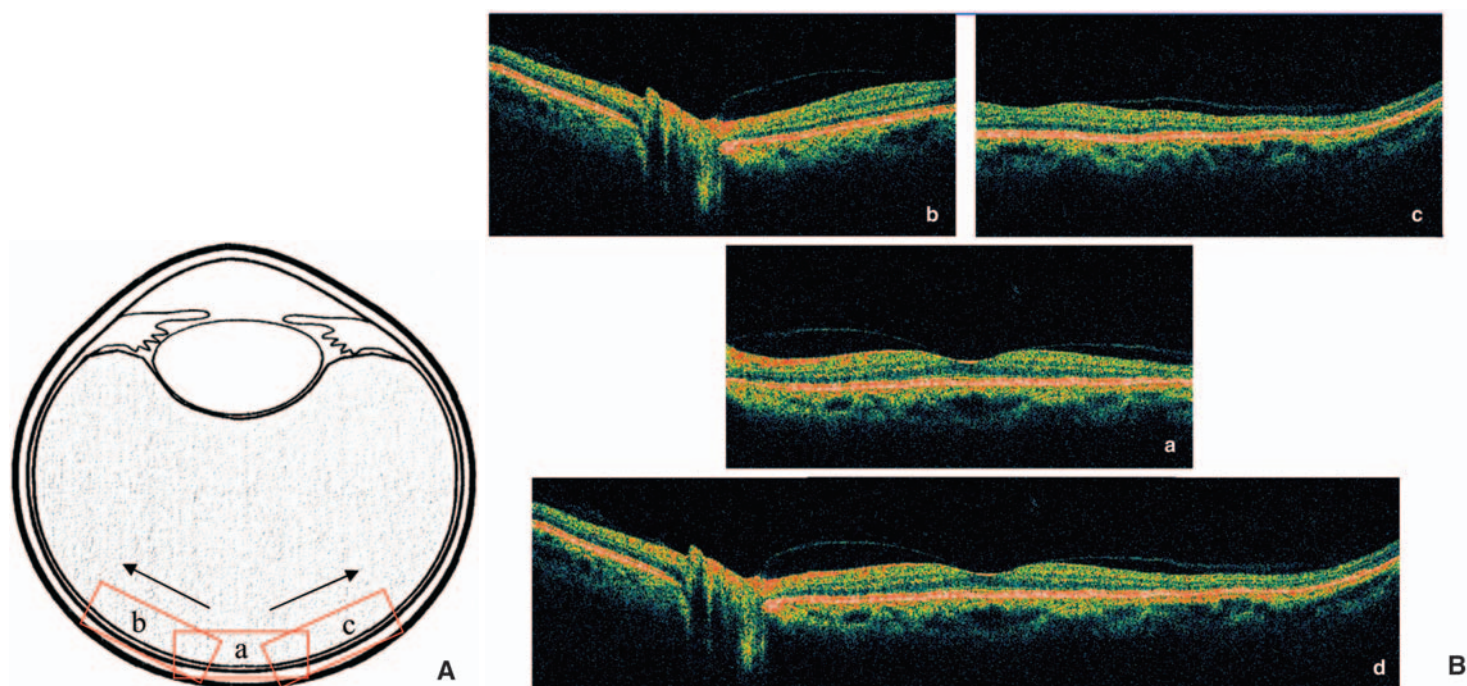


Figure 4. Exemple de réalisation de montage à partir de plusieurs coupes *optical coherence tomography* (OCT).

A. Schéma d'une coupe de globe oculaire montrant l'étendue de la surface analysée sur une coupe de 8 mm (a). Le déplacement latéral du faisceau laser (flèches) permet l'analyse de la rétine extramaculaire (b et c).

B. Coupes horizontales de 8 mm d'une macula normale. a. Coupe de la région maculaire, déplacement du faisceau en nasal vers la papille (b) puis vers la région temporomaculaire (c) ; d. montage réalisé à partir des trois coupes a, b et c.

En outre, les renseignements apportés par l'OCT concernant la choroïde sont limités : en effet, l'essentiel du faisceau lumineux incident est réfléchi par le complexe hyperréfléctif épithélium pigmentaire-choriocapillaire.

Enfin, la mesure de l'épaisseur rétinienne peut être artefactée par certaines structures intrarétiniennes : ainsi, les exsudats lipidiques intrarétiniens ou les hémorragies rétiniennes apparaissent comme des structures hyperréfléctives, masquant la réflectivité du complexe épithélium pigmentaire-choriocapillaire sous-jacent. Il en résulte un defect dans la ligne de profil postérieur de la rétine. Le logiciel de mesure de l'épaisseur rétinienne corrige automatiquement cette anomalie par interpolation linéaire. Cependant, si les exsudats sont de très grande taille, la correction par interpolation linéaire fonctionne partiellement et la mesure de l'épaisseur rétinienne peut être alors erronée.

■ Interprétation de l'image en « optical coherence tomography »

Macula normale (Fig. 9)

Le Stratus OCT3™ (résolution de 8 μm) et les OCT du domaine spectral (6 μm) permettent, de façon plus ou moins aisée, de reconnaître la réflectivité de la plupart des couches rétiniennes. L'image normale de la rétine maculaire en OCT3 est constituée de plusieurs couches de réflectivités différentes.

Hyperréfléctivité

Fibres optiques et limitante interne

C'est le premier pic de réflectivité après l'hyporéfléctivité vitréenne. Du fait de la répartition physiologique des fibres optiques, cette couche est mieux visible en nasal et devient particulièrement épaisse près de la papille.

Complexe épithélium pigmentaire-choriocapillaire

C'est l'hyperréfléctivité la plus externe. Cette couche est rarement vue dédoublée sous forme de deux bandes hyperréfléctives (représentant probablement l'épithélium pigmentaire et la choriocapillaire) avec le Stratus OCT™. Le plus souvent, ces deux couches sont difficiles à distinguer l'une de l'autre. Sur les derniers appareils à 6 μm de résolution, la visualisation de ces deux couches est plus aisée. En arrière de ces deux lignes

hyperréfléctives, un certain degré de réflectivité de la choroïde est obtenu, mieux visible en cas d'atrophie de l'épithélium pigmentaire, mais reste difficilement interprétable dans le détail.

Jonction segments externes/segments internes des photorécepteurs

Cette jonction est située en avant de la couche de l'épithélium pigmentaire dont elle est séparée par une couche hyporéfléctive (articles ou segments externes) mieux visible au niveau de la fovéola (cela probablement du fait que les articles externes des cônes fovéaux sont particulièrement longs). L'extrémité distale du segment interne contiendrait un corps réfringent qui expliquerait l'hyperréfléctivité de cette ligne qui constitue un des signaux de la présence des photorécepteurs.

Les gros vaisseaux rétiniens donnent également une hyperréfléctivité visible dans les couches internes, entraînant un ombrage plus ou moins marqué de la réflectivité des couches externes.

L'hyperréfléctivité des couches plexiformes est modérée. Celles-ci sont mieux individualisées sur les OCT à 6 μm .

Hyporéfléctivité

Les niveaux d'hyporéfléctivité sont constitués principalement par les couches nucléaires, en particulier par celle des photorécepteurs, mais aussi par leurs segments externes, internes et les fibres de Henle (qui sont les axones des cônes). La couche des fibres de Henle, au centre de la macula, est hyporéfléctive et bien reconnaissable à sa limite antérieure convexe en avant, opposée à la concavité fovéolaire. La dépression fovéolaire aussi bien que l'hyporéfléctivité des fibres de Henle représentent des points de repères caractéristiques. En cas de perte de la dépression fovéolaire, le centre de la fovéola est reconnu comme étant la coupe sur laquelle l'espace occupé par l'hyporéfléctivité des fibres de Henle est le plus épais.

L'interprétation des images OCT peut se faire sur l'échelle de gris ou en mode couleur. Si ce dernier mode est le plus utilisé en pratique courante, l'échelle de gris peut s'avérer plus performante pour distinguer des couches de réflectivité proche. C'est particulièrement utile pour bien distinguer l'hyperréfléctivité de la jonction segments externes/segments internes des photorécepteurs de celle de l'épithélium pigmentaire. Elle peut également être utilisée dans d'autres circonstances, comme par exemple lorsqu'il s'agit de distinguer une hyaloïde d'une

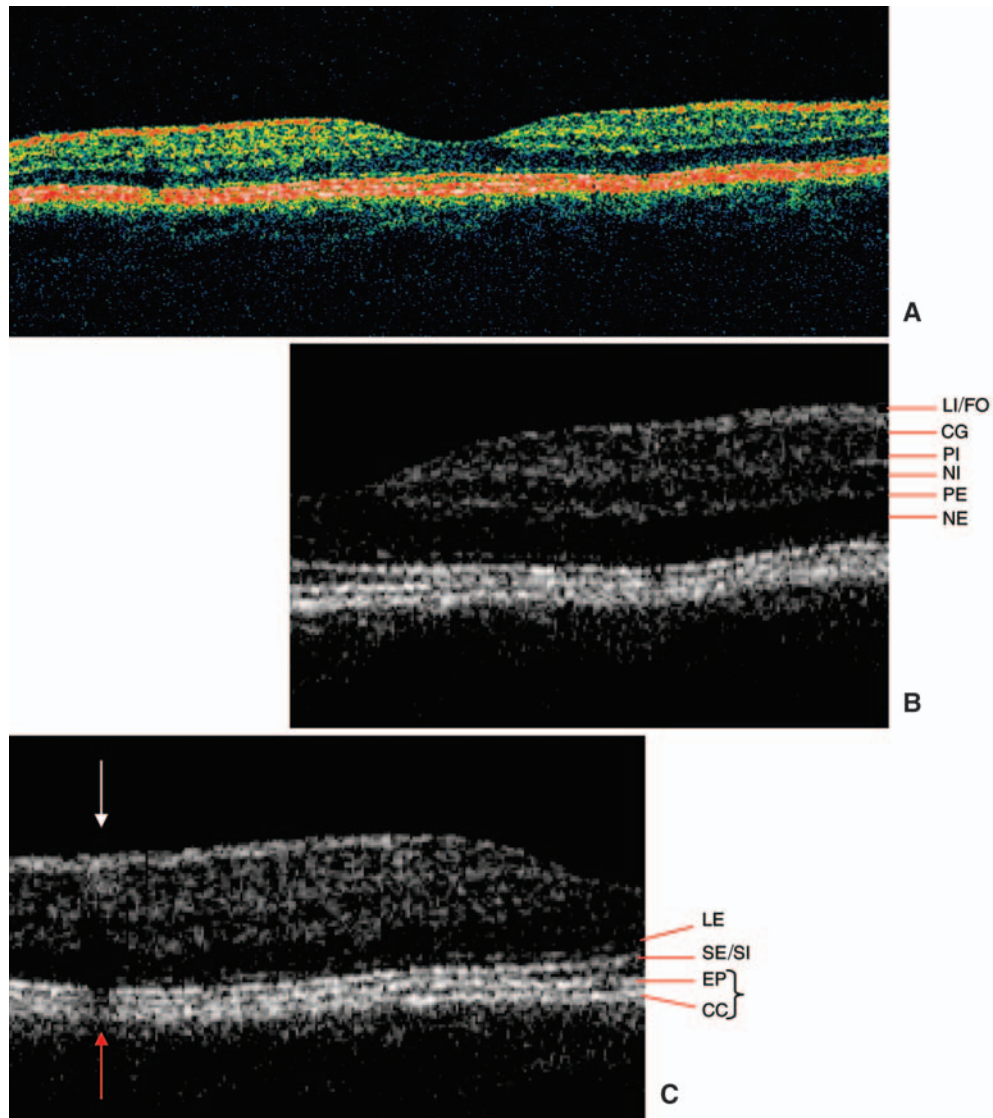


Figure 5. Interprétation de l'optical coherence tomography (OCT) d'une macula normale.
A. Coupe verticale de 5 mm affichée en mode couleur (Stratus OCT™).
B. Détail des différentes couches de la rétine en niveaux de gris sur la même coupe. LI/FO : limitante interne/fibres optiques ; CG : cellules ganglionnaires ; PI : plexiforme interne ; NI : nucléaire interne ; PE : plexiforme externe ; NE : nucléaire externe.
C. Détail des autres couches rétinienne en niveaux de gris. LE : limitante externe ; SE/SI : jonction segments externes/segments internes des photorécepteurs (mieux visible et nettement séparée de l'épithélium pigmentaire au niveau de la fovéola) ; EP-CC : complexe épithélium pigmentaire-choriocapillaire. Les vaisseaux rétinien (flèche blanche) donnent une hyperréflexivité siégeant dans les couches internes, entraînant un ombrage plus ou moins important des couches externes (flèche rouge).

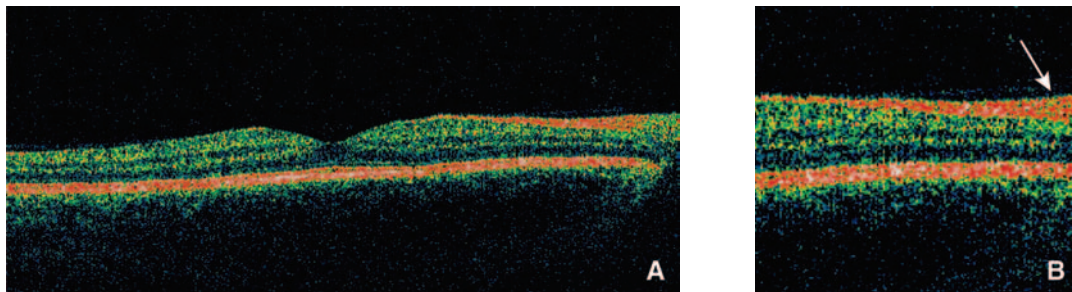


Figure 6. Interprétation de l'optical coherence tomography (OCT).
A. Coupe horizontale de 8 mm d'une macula normale (Stratus OCT™).
B. Détail des différentes couches de la rétine. La réflectivité de la couche des fibres optiques est plus épaisse sur le bord de la papille (flèche).

membrane épirétinienne des néovaisseaux choroïdiens de la réaction fibrineuse qui les entoure, etc.

Sémiologie et bases de l'interprétation

Plusieurs études ont établi une corrélation entre l'aspect tomographique de la rétine observé en OCT et l'histologie de la rétine normale. Toth et Huang et, plus récemment, Anger [15],

avec l'OCT de haute résolution, ont démontré une assez bonne corrélation entre le niveau de réflectivité intrarétinienne observée en OCT et l'histologie. Un des déterminants principaux de la réflectivité des tissus en OCT est l'orientation de leurs structures : les couches rétinienne disposées horizontalement, c'est-à-dire perpendiculairement à la lumière incidente, seraient plus réfléchives alors que les éléments cellulaires

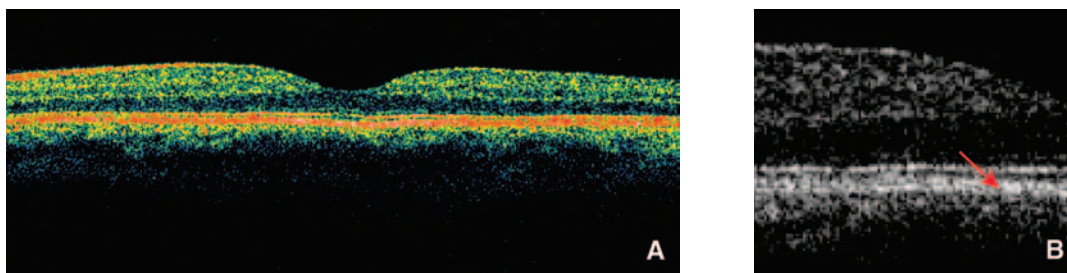


Figure 7. Interprétation de l'optical coherence tomography (OCT).

A. Coupe horizontale de 5 mm affichée en mode couleur (Stratus OCT™).

B. Détail des couches externes de la rétine en niveaux de gris : sur cette coupe, il est difficile de distinguer les deux couches l'une de l'autre du complexe épithélium pigmentaire-choriocapillaire (flèche) bien visibles sur la Fig. 5.

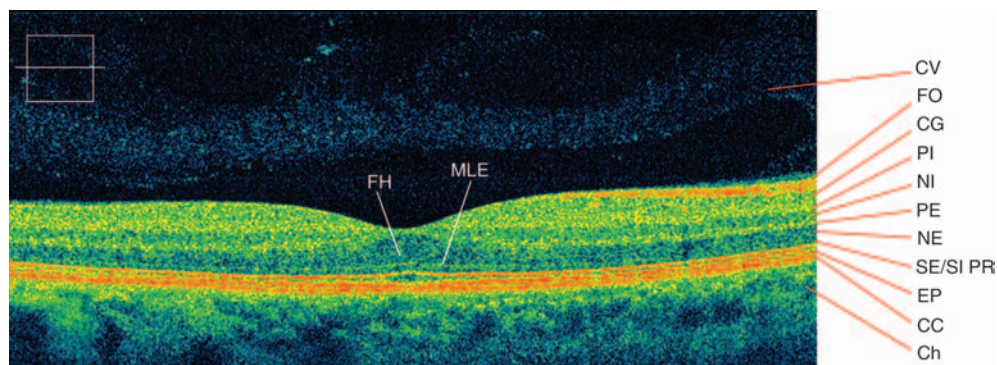


Figure 8. Coupe optical coherence tomography (OCT) de haute résolution obtenue avec le Cirrus HD-OCT™ de Carl Zeiss Meditec. Définition longitudinale de 4 000 pixels et axiale de 1 024 pixels. Macula normale. On reconnaît les structures suivantes. CV : corps vitré ; FO : couche des fibres optiques ; CG : couche des cellules ganglionnaires ; PI : couche plexiforme interne ; NI : couche nucléaire interne ; PE : couche plexiforme externe ; NE : couche nucléaire externe ; SE/SI PR : ligne de jonction des segments externes/segments internes des photorécepteurs ; EP : épithélium pigmentaire ; CC : choriocapillaire ; Ch : choroïde. FH : couche des fibres de Henle ; MLE : membrane limitante externe.

disposés verticalement, comme les photorécepteurs, seraient les plus faiblement réfléchifs. Cependant, il est excessif de vouloir reconnaître avec précision toutes les couches cellulaires de la rétine, du moins dans les situations pathologiques. En effet, chaque différence dans les valeurs de réflectivité (changement de couleur ponctuelle dans la coupe optique) représente une interface due à des variations de propriétés optiques entre deux couches de la rétine qui ne correspondent pas nécessairement à une différence de structure anatomique. Le signal optique généré par un tissu observé en OCT résulte en fait de trois phénomènes : la réflexion, la dispersion et l'absorption de la lumière incidente [16].

Chauhan a comparé l'aspect tomographique obtenu par l'OCT de coupes de rétine de bœuf après ablation séquentielle des différentes couches de la rétine au laser Excimer, avec l'aspect histologique de la rétine ainsi traitée. L'hyperréflexivité de la ligne antérieure de la rétine ne disparaît pas en OCT même après une ablation d'une couche interne de 140 µm d'épaisseur. L'hyperréflexivité interne de la rétine ne serait donc pas forcément spécifique de la couche des fibres optiques, mais pourrait refléter les modifications de l'indice de réfraction au niveau de l'interface vitréorétinien. De même, l'hyperréflexivité au niveau des couches externes de la rétine pourrait être due au phénomène de dispersion de la lumière incidente par la mélanine de l'épithélium pigmentaire [17].

En dehors des études histologiques, les images publiées obtenues par un prototype d'OCT de haute résolution (3 µm) dans différentes maculopathies ont également contribué à l'amélioration de l'interprétation de l'OCT. Ces images se rapprochent encore plus d'une coupe histologique, avec une visibilité particulière des fibres optiques, des couches plexiformes, de la couche des photorécepteurs, de l'épithélium pigmentaire et de la choriocapillaire [18].

Dans un contexte pathologique, l'élément important dans l'interprétation est la connaissance des propriétés réfléchives des principales anomalies rétinienne responsables soit d'un ombrage ou « effet masque » par défaut de transmission de la lumière laser, soit d'un « effet fenêtre » par transmission et visibilité accentuée de structures plus postérieures.

Avant de parler des différentes causes rétinienne de masquage, il faut rappeler que diverses anomalies situées dans le segment antérieur ou dans le vitré peuvent entraîner soit une hyporéflexivité diffuse de l'image OCT (œdème cornéen, Tyndall ou hyalite dense, cataracte nucléaire), soit un ombrage très localisé (opacités cornéennes, opacités sous-capsulaires, corps flottant vitréen). Dans les deux cas, le masquage concerne toutes les couches rétinienne.

Parmi les anomalies à l'origine d'un effet masque, on peut citer principalement : hémorragies, exsudats, nodules cotonneux, décollements de l'épithélium pigmentaire, hyperpigmentations, dépôts de matériel autofluorescent, néovaisseaux choroïdiens, drusen séreux, foyers inflammatoires, fibres à myéline, etc.

Le masquage est plus ou moins marqué avec une disparition plus ou moins complète de toute réflectivité rétinienne plus postérieure. Il dépend non seulement du volume (épaisseur en particulier) de la lésion, mais également de sa composition anatomique.

L'épaisseur de la structure hyperréflexive joue un rôle dans le masquage sous-jacent ; par exemple, une hémorragie rétinienne d'une cinquantaine de microns donnera un masquage modéré alors que dans les cas où elle dépasse les 100 µm elle donnera un masquage absolu avec perte de toute réflectivité sous-jacente.

Dans d'autres pathologies comme les néovaisseaux choroïdiens, l'épaisseur de l'hyperréflexivité (qui comprend celle liée au néovaisseau lui-même, mais également celle liée à la réaction exsudative) n'est pas le seul élément à prendre en compte. Deux néovaisseaux de même épaisseur n'auront pas forcément la même réflectivité et donc n'entraîneront pas un masquage de même intensité. Ce cas peut s'expliquer aussi bien par la différence de structure néovasculaire elle-même que par l'ancienneté de la lésion (lésion fibrovasculaire). Les anomalies entraînant une hyperréflexivité par transmission accentuée, ou « effet fenêtre », sont dues essentiellement aux atrophies et aux amincissements rétinienne ainsi qu'aux déhiscences (trous maculaires).

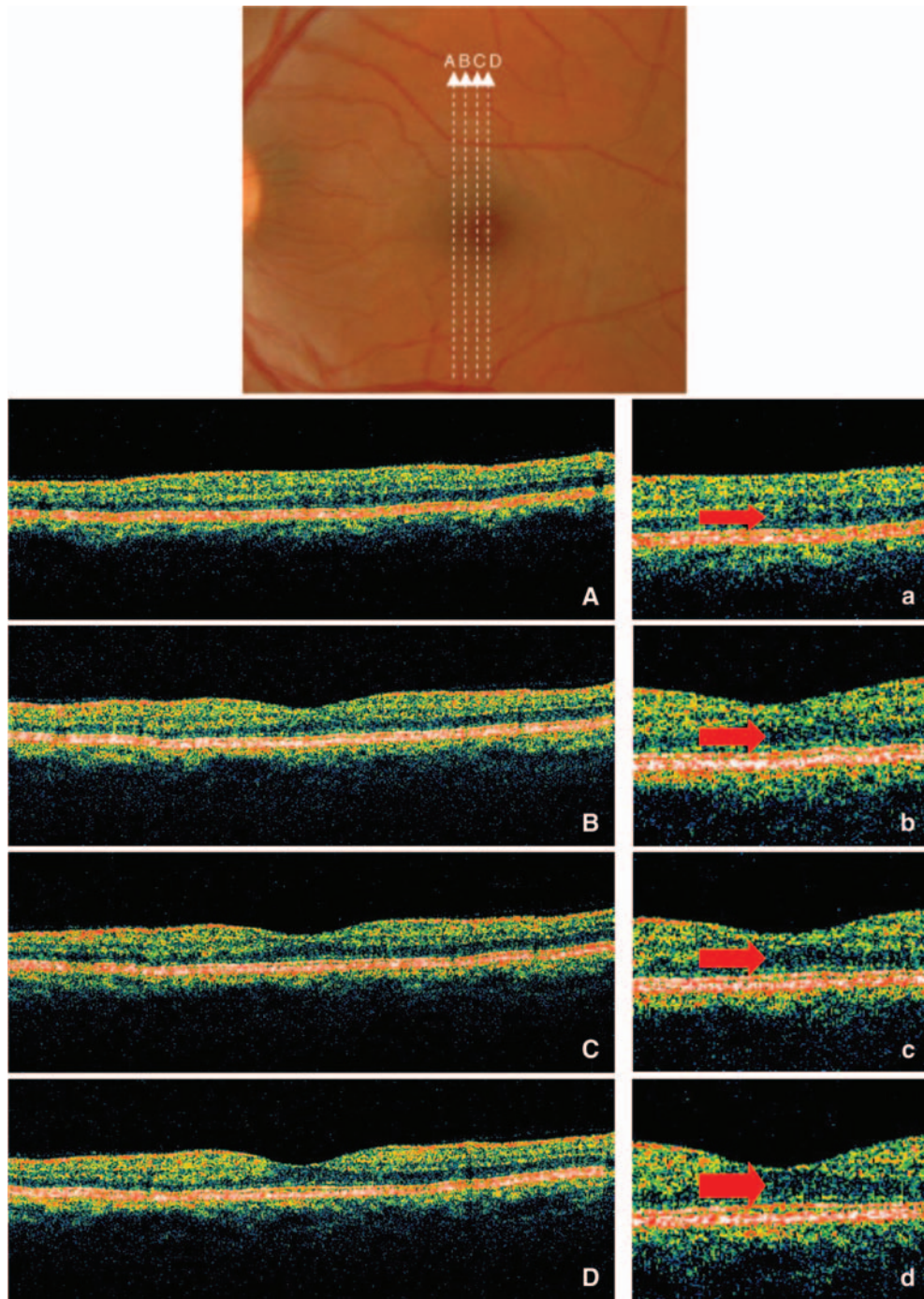


Figure 9. Macula normale et hyporéflexivité maculaire. Série de quatre coupes de 5 mm allant du bord de la macula (A) au centre de la fovéola (D) avec les détails de la macula sur chaque coupe (a à d). La dépression fovéolaire n'est pas la seule caractéristique permettant de localiser la fovéola (D). Celle-ci est également reconnaissable à son hyporéflexivité occupant toute la rétine externe (de la limitante interne jusqu'à l'hyperréflexivité de la ligne de jonction segments internes/segments externes des cônes centraux), ce qui n'est pas le cas sur les coupes juxtafovéolaires (B et C). L'hyporéflexivité centrale en cône inversé et symétrique de la courbure fovéolaire est due aux fibres de Henle (axones des cônes).

Dans le cas des atrophies rétiniennes, l'amincissement rétinien, diminuant la quantité de lumière réfléchi et donc augmentant celle transmise, est en partie responsable de la visibilité accentuée de la réflectivité des couches choroïdiennes. Mais ce phénomène est surtout lié à l'atrophie de l'épithélium pigmentaire qui constitue une sorte d'« écran » diminuant fortement la transmission de la lumière. Cela explique le fait que cet « effet fenêtre » est aussi observé dans les cas où il existe une atrophie isolée de l'épithélium pigmentaire sans amincissement rétinien significatif.

Épaisseur maculaire normale et reproductibilité

Outre ces aspects morphologiques, l'OCT a fourni des données chiffrées sur l'épaisseur maculaire normale (Tableau 1).

La reproductibilité de ces mesures d'épaisseur rétinienne s'est révélée excellente tant au niveau intra- qu'interobservateur, à plusieurs reprises, sur un même patient. La variabilité relative des mesures est faible et varie de 5 % chez les sujets normaux à 6 % chez les patients diabétiques ayant un œdème maculaire. Dans une étude préliminaire portant sur dix sujets sains, Hee et Puliafito [19] ont montré que l'épaisseur normale de la fovéola in vivo était de $147 \mu\text{m}$ avec un écart type de 17. D'autres travaux ont également précisé des mesures de l'épaisseur maculaire normale. Dans une étude portant sur 60 yeux de volontaires sains nous avons trouvé que l'épaisseur maculaire était de $170 \pm 18 \mu\text{m}$ pour la moyenne des $1000 \mu\text{m}$ centraux et de $146 \pm 20 \mu\text{m}$ pour le centre de la fovéola. Ces valeurs ne sont valables que pour l'OCT1 et 2 [20].

Tableau 1.

Épaisseur rétinienne mesurée en optical coherence tomography (OCT) dans différentes publications.

Auteur	Nombre d'yeux	Type d'appareil OCT	Protocole	Épaisseur rétinienne (Mean ± SD µm) Fovea (1 000 µm)	Centre
Hee (1995)	20	Prototype	Six coupes (<i>mapping</i>)		147 ± 17
Hee (1998)	73	Prototype	Six coupes (<i>mapping</i>)	174 ± 18	152 ± 21
Bauman (1998)	18	Prototype	Une coupe		154 ± 13
Otani (1999)	10	OCT1	Une coupe		133 ± 9
Konno (2001)	24	OCT1	Deux coupes		155 ± 20
Massin (2002)	60	OCT1	Six coupes (<i>mapping</i>)	170 ± 18	146 ± 20
Chan (2006)	37	OCT3	Six coupes (<i>mapping</i>)	212 ± 20	182 ± 23

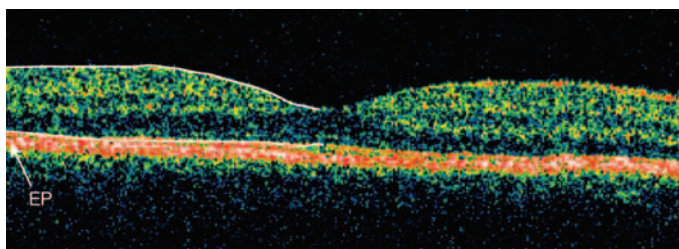


Figure 10. Dans le calcul automatique de l'épaisseur maculaire le logiciel de l'OCT3 a une détermination erronée de la limite postérieure de la rétine, puisque celle-ci s'appuie sur la ligne de jonction des segments externes/segments internes des photorécepteurs et non pas sur l'épithélium pigmentaire (EP).

Il n'y a pas de différence significative sur les mesures d'épaisseur maculaire entre l'œil droit et l'œil gauche. L'épaisseur fovéolaire ne varie pas avec l'âge. L'épaisseur fovéolaire est significativement un peu plus faible chez la femme que chez l'homme. Il a été montré que ni la longueur axiale, ni la dilatation pupillaire n'influaient sur la mesure de l'épaisseur maculaire.

■ Erreurs et artefacts dans la réalisation et l'interprétation de l'« optical coherence tomography » (Fig. 10-14)

La qualité de l'image OCT est liée à différents paramètres dont certains sont bien maîtrisés : polarisation, traitement du signal et de l'image, mise au point, etc. Cependant, des erreurs relativement fréquentes sont à l'origine d'artefacts et de fausses images pathologiques qu'il est important de reconnaître. Ces artefacts peuvent avoir une origine triple. Ils sont liés soit au patient (mouvements oculaires, troubles des milieux, mauvaise fixation), soit à l'opérateur (mauvais positionnement du scan ou du choix de protocole d'examen), soit au logiciel de l'OCT lui-même (erreurs de mesure de l'épaisseur) [21].

Artefacts liés à un trouble des milieux

La réalisation de l'examen par OCT nécessite que les milieux intraoculaires soient relativement clairs. Il est certes possible d'obtenir des coupes de la rétine en cas de cataracte nucléaire modérée, mais l'existence d'opacités cristalliniennes ou vitréennes denses peut être une source d'artefacts d'origine optique liés à la propagation du faisceau laser (phénomène d'ombrage). Ces artefacts sont en général facilement identifiables car ils se manifestent sous forme d'une disparition ou d'une atténuation localisée de la réflectivité de toutes les couches rétinienne. Parfois, ils peuvent être plus difficiles à identifier, en particulier s'ils sont centrofovéolaires, entraînant dans ces cas un discret masquage sous forme d'une simple hyporéflectivité qui peut simuler une perte de tissu rétinien.

En dehors de ces causes oculaires, il ne faut pas omettre de vérifier régulièrement et de nettoyer si nécessaire l'optique (produit d'entretien de lentilles type Volk et papier spécial pour surfaces optiques) de l'appareil.

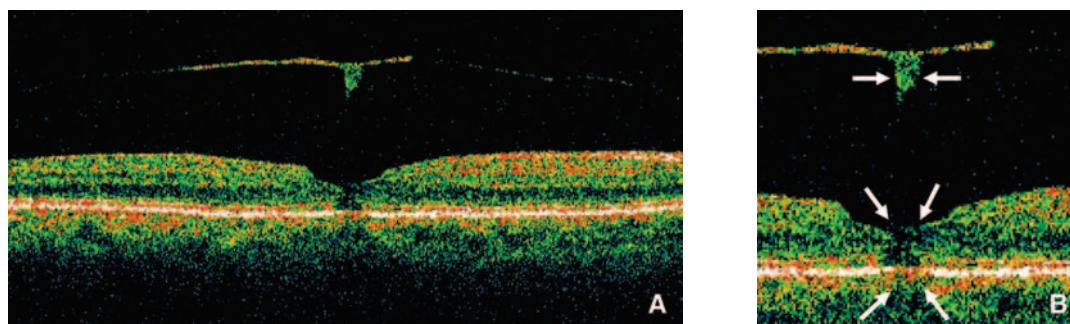
Les salissures (empreinte du nez, postillons) sont fréquentes car l'examen se déroule à 1 cm de la cornée. Elles peuvent être responsables d'une forte atténuation du signal OCT.

Artefacts liés aux mouvements

Ils sont soit liés aux mouvements des globes oculaires (nystagmus), soit à des mouvements extraoculaires liés à des tremblements (maladie de Parkinson par exemple). Cela se traduit par des irrégularités plus ou moins amples de la réflectivité de toutes les couches rétinienne. Ces artefacts peuvent être assez facilement évités, en diminuant le temps d'acquisition des coupes (Stratus OCT™).

Cela est possible en réduisant la résolution transversale de l'image, en passant du mode 512 coupes axiales au mode 256. Ce dernier mode d'examen permet, dans la majorité des cas, de faire disparaître ces artefacts. Dans les cas difficiles, en particulier en cas de nystagmus, un mode d'examen encore plus rapide à 128 scans peut être utilisé. Sur les OCT de nouvelle génération (*spectral domain*), la rapidité d'acquisition permet d'éviter ces artefacts dans le cas de coupes linéaires uniques, mais pas en cas d'utilisation du mode 3D.

Dans ce cas, les 128 à 256 coupes étagées réalisées nécessitent des temps d'acquisition plus longs (2 à 4 secondes). Dans tous

**Figure 11.**

A. Décollement de la hyaloïde postérieure avec un opercule dense prémaculaire sur une coupe de 5 mm.

B. Détail de la macula qui présente un aspect de « pseudodéfaut » de la réflectivité maculaire (flèches) lié à un phénomène d'ombrage dû à une atténuation du signal par l'opercule. Il n'y a en fait pas de trou maculaire.

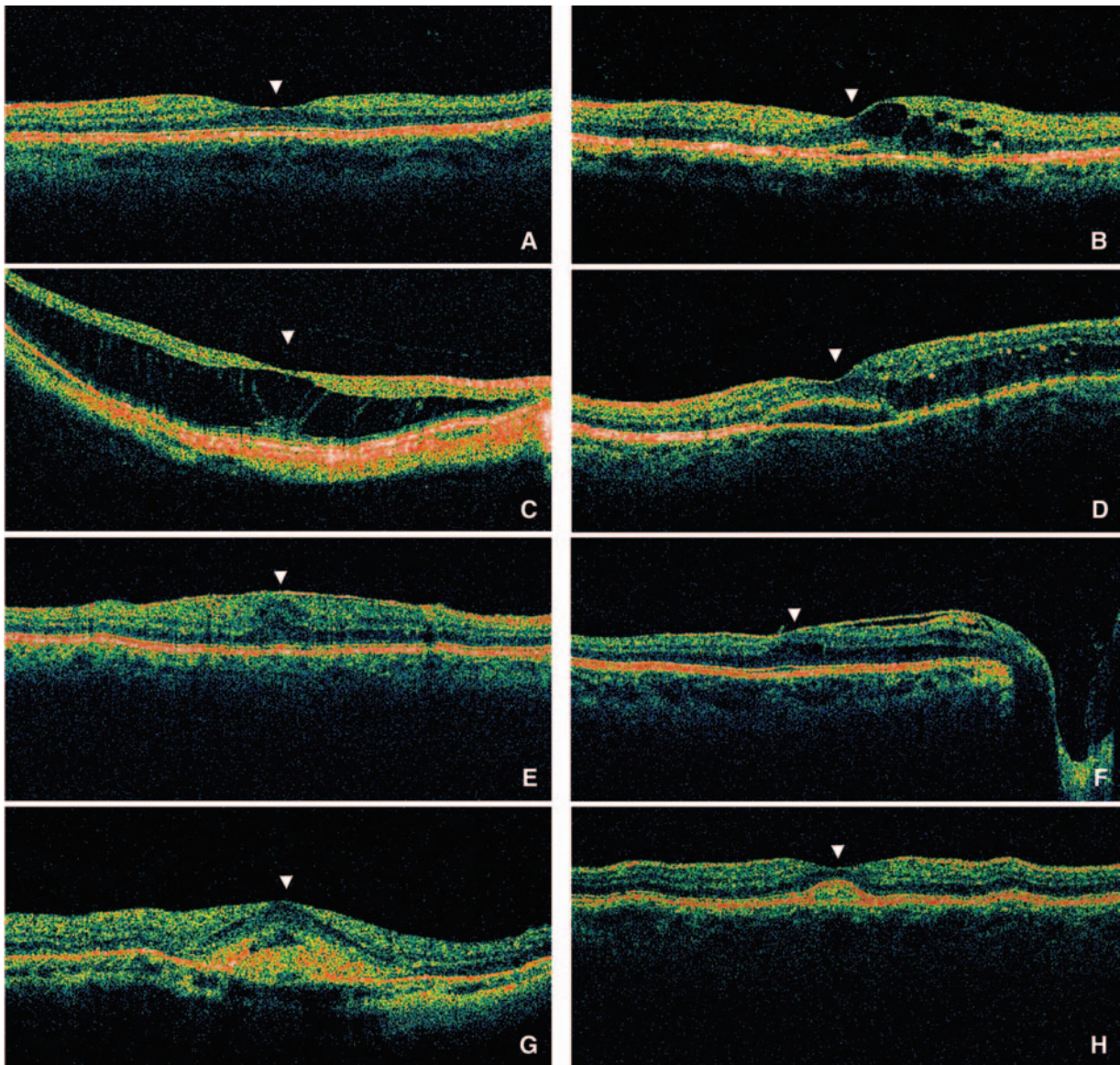


Figure 12. Hyporéflexivité maculaire et maculopathies. L'hyporéflexivité maculaire (pointes de flèches), bien reconnaissable sur une macula normale (A), est un signal robuste même en cas d'altération pathologique de la macula et reste un bon moyen de localisation de la fovéola en cas de disparition ou d'atténuation de la dépression fovéolaire.

- A.** Macula normale.
- B.** Œdème maculaire cystoïde partiel.
- C.** Schisis du myope fort.
- D.** Œdème maculaire postocclusion de branche veineuse.
- E.** Membrane épimaculaire.
- F.** Schisis débutant de fossette colobomateuse.
- G.** Néovaisseaux choroïdiens.
- H.** Dépôt de matériel pseudovitellin.

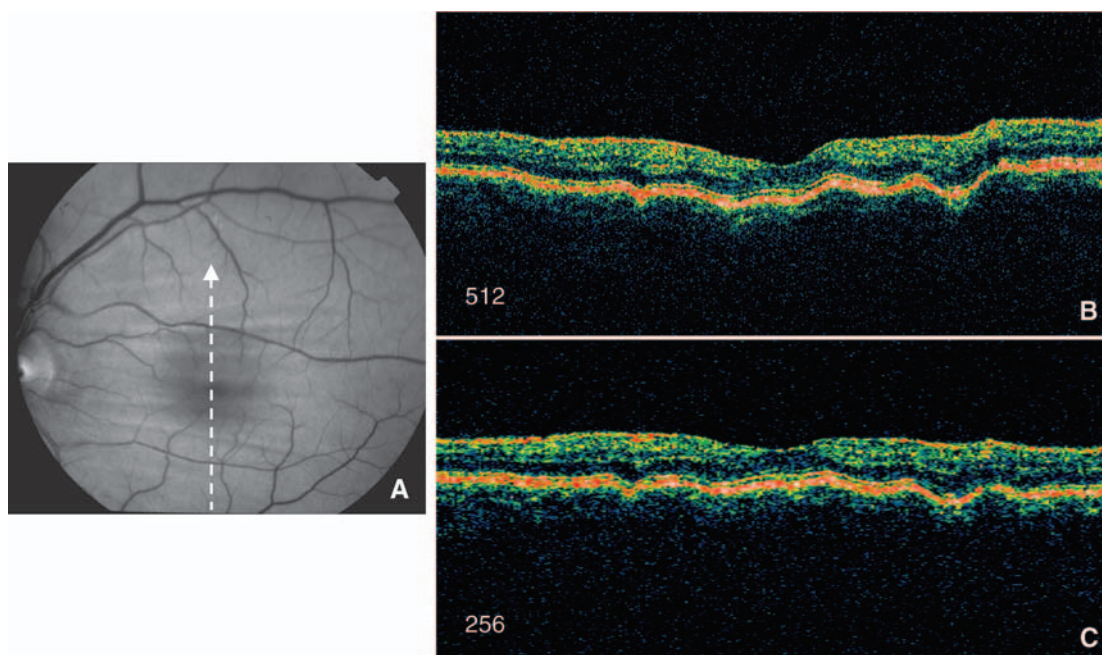
les cas, il est important de bien installer le patient (menton et front appuyés) afin d'éviter ou de minimiser ces artefacts. Il faut également veiller à ne pas laisser trop longtemps le patient sans cligner, ce qui va entraîner un dessèchement de la cornée avec pour conséquences un larmolement et des clignements pouvant rendre plus difficile la suite de l'examen.

Artefacts liés à une mauvaise fixation

Une mauvaise fixation ou un scotome central sont une source fréquente de fausses images. En cas de mauvaise fixation centrale, l'examineur doit rechercher le centre maculaire par des coupes étagées. Sur le Stratus OCT™, cela est possible en déplaçant manuellement (à l'aide des boutons flèches) la ligne de coupe. Pour ce qui est des OCT *spectral domain* plusieurs dizaines de coupes étagées peuvent être réalisées automatiquement.

Par exemple, en cas de trou maculaire, l'œdème microkystique des berges du trou peut être interprété comme un œdème

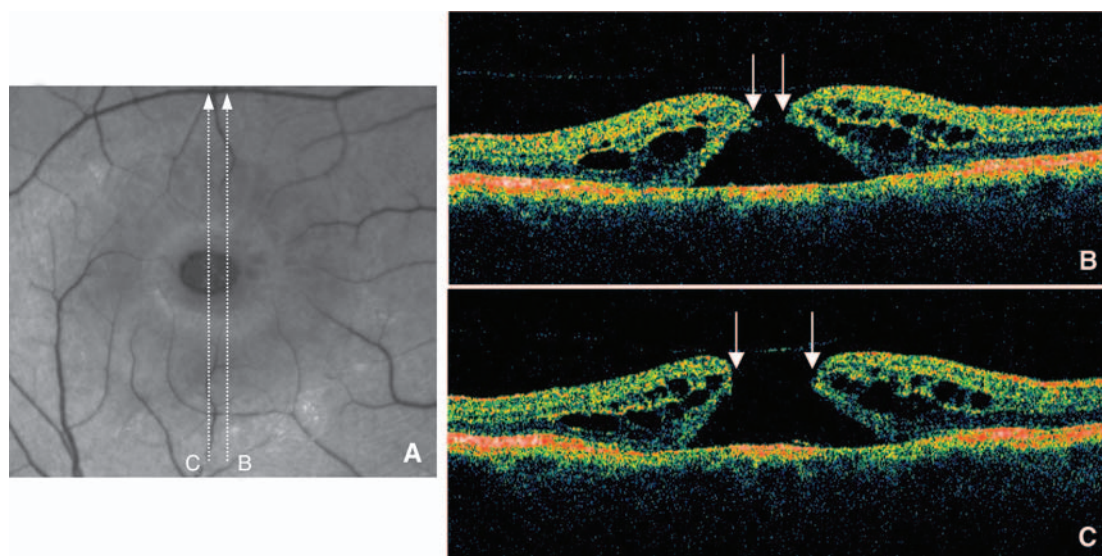
maculaire cystoïde si l'on n'a pas pris soin de bien faire passer la coupe par le centre du trou et que l'on a laissé le patient fixer avec le bord du trou. Pour la même raison, le diamètre d'un trou maculaire peut être sous-estimé. Un trou lamellaire peut aussi donner une fausse image de kyste ou de logette maculaire si la coupe est excentrée. Il peut aussi donner une image de pseudotrou si la coupe passe par une zone de rétine non atrophique. En cas d'absence de fixation centrale, il faut également être prudent en utilisant des protocoles automatiques d'examen de type *fast macular map* sur le Stratus OCT™. Cet examen qui permet de réaliser six coupes radiaires en une seule fois présente dans ce cas deux inconvénients : l'un lié à la difficulté de repérage de la macula durant le balayage (réalisé en mode rapide en 0,3 seconde par coupe), l'autre est lié à l'impossibilité de réaliser la totalité des six coupes sur le même point en raison du temps d'acquisition total qui est finalement long (1,8 seconde). Dans ces cas, un examen en mode *retinal map* est utilisé. Ce mode d'examen permet de réaliser successivement les


Figure 13.

A. Plis choroidiens bien visibles sur le cliché en lumière verte.

B. Coupe verticale de 5 mm en mode 512. Coupes axiales : les irrégularités de la rétine liées aux plis sont bien visibles.

C. Le passage en mode 256 ne modifie pas l'aspect rétinien.


Figure 14. Images pièges.

A. Détail d'un trou maculaire de pleine épaisseur.

B. Coupe passant sur le bord du trou donnant un aspect de petit trou maculaire (flèches).

C. Le trou est en réalité beaucoup plus large sur une coupe passant en son centre (flèches).

six coupes (en mode 512, 256 ou 128 selon l'état de la fixation) avec, comme avantage, la possibilité sur chaque coupe de recentrer la ligne de coupe sur la macula.

Artefacts liés à l'appareil ou au traitement de l'image

En cas de myopie très importante, la réalisation des coupes peut être difficile du fait d'une déformation avec verticalisation de l'image OCT et parfois une baisse importante du signal. L'origine de ce phénomène est probablement liée aux limites de l'optique utilisée puisque un examen sous lentille cornéenne par exemple permet d'en diminuer les effets. Il peut être utile dans ces cas de diminuer la longueur des coupes (4 à 5 mm) pour réduire ces déformations. L'alignement (*Align*) permet de corriger les données obtenues des effets des mouvements oculaires. Il peut donc fâcheusement « gommer » certaines

irrégularités présentes bien réellement (drusen, décollements de l'épithélium pigmenté, néovaisseaux choroidiens, etc.). Il faudrait donc éviter de l'utiliser dans toutes les situations où on suspecte une irrégularité de l'épithélium pigmentaire. Dans les cas où l'alignement est utilisé, il est important d'interpréter l'image alignée en fonction de l'image brute pour s'assurer que l'alignement n'a pas introduit d'artefacts.

Mesure de l'épaisseur rétinienne

La mesure automatique n'est possible qu'en cas de présence d'un signal suffisant pour que les limites rétinienne (externes et internes) soient bien visibles. Cette mesure de l'épaisseur rétinienne peut être artefactée par certaines structures intrarétiniennes : ainsi, les exsudats lipidiques intrarétiniens apparaissent comme des structures hyperréfléctives, masquant la réflectivité du complexe épithélium pigmentaire-choriocapillaire

sous-jacent. Il en résulte un défaut dans la ligne de profil postérieure de la rétine. Le logiciel de mesure de l'épaisseur rétinienne corrige automatiquement cette anomalie par interpolation linéaire. Cependant, si les exsudats sont de grande taille, la correction par interpolation linéaire ne fonctionne pas, et la mesure de l'épaisseur rétinienne peut alors être erronée. En cas de trouble des milieux, la baisse importante du signal rend impossible l'utilisation de la mesure automatique. Le masquage parfois très important de la ligne de profil postérieure, par exemple lors de l'œdème rétinien des occlusions de la veine centrale de la rétine, est également une source d'erreurs rendant impossible la réalisation automatique des mesures. Il en va de même avec la déstructuration de la réflectivité du complexe EP-choriocapillaire en cas de néovaisseaux choroïdiens, qui rend souvent très inexacte la mesure de l'épaisseur maculaire sur le *mapping*.

On observe aussi parfois des cas où la hyaloïde postérieure a une réflectivité anormalement élevée, le logiciel positionnant alors la ligne de profil antérieure sur cette hyaloïde au lieu de reconnaître la surface rétinienne, ce qui conduit à une surestimation artefactuelle de l'épaisseur rétinienne.

Dans toutes ces situations, avant la réalisation d'une cartographie maculaire, il convient d'analyser au préalable les coupes en mode *retinal thickness*, afin de s'assurer que la mesure automatique n'a pas introduit d'artefacts. En cas d'erreurs importantes, cette mesure peut être effectuée manuellement en positionnant des index sur les limites externes et internes de la rétine.

Autres pièges et difficultés techniques

Un bon examen OCT nécessite un examen préalable du fond d'œil ou une bonne description des lésions avec, si possible, des photographies ou une angiographie rétinienne. Ces éléments vont orienter l'opérateur dans le choix des protocoles d'examen et éviter certains pièges qui ne peuvent être simplement contournés en multipliant le nombre de coupes. Devant des images douteuses, un réexamen d'une lésion à la lampe à fente peut également être utile.

Cet article est extrait du livre de A. Gaudric et B. Haouchine, *OCT de la macula*, chapitre 3 « Technique et interprétation de l'OCT », Elsevier Masson, 2007. Avec l'aimable autorisation de l'éditeur.

Références

[1] Huang D, Swanson EA, Lin CP, Schuman JS, Stinson WG, Chang W, et al. Optical coherence tomography. *Science* 1991;**254**:1178-81.
 [2] Hee MR, Izatt JA, Swanson EA, Huang D, Schuman JS, Lin CP, et al. Optical coherence tomography of the human retina. *Arch Ophthalmol* 1995;**113**:325-32.
 [3] Wojtkowski M, Bajraszewski T, Gorczynska I, Targowski P, Kowalczyk A, Wasilewski W, et al. Ophthalmic imaging by spectral optical coherence tomography. *Am J Ophthalmol* 2004;**138**:412-9.

[4] Wojtkowski M, Srinivasan V, Fujimoto JG, Ko T, Schuman JS, Kowalczyk A, et al. Three-dimensional retinal imaging with high-speed ultrahigh-resolution optical coherence tomography. *Ophthalmology* 2005;**112**:1734-46.
 [5] Chan A, Duker JS, Ko TH, Fujimoto JG, Schuman JS. Normal macular thickness measurements in healthy eyes using Stratus optical coherence tomography. *Arch Ophthalmol* 2006;**124**:193-8.
 [6] Koozekanani D, Roberts C, Katz SE, Herderick EE. Intersession repeatability of macular thickness measurements with the Humphrey 2000 OCT. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2000;**41**:1486-91.
 [7] Lattanzio R, Brancato R, Pierro L, Bandello F, Iaccher B, Fiore T, et al. Macular thickness measured by optical coherence tomography (OCT) in diabetic patients. *Eur J Ophthalmol* 2002;**12**:482-7.
 [8] Ko TH, Fujimoto JG, Schuman JS, Paunescu LA, Kowalevicz AM, Hartl I, et al. Comparison of ultrahigh- and standard-resolution optical coherence tomography for imaging macular pathology. *Ophthalmology* 2005;**112**:1922.
 [9] Muscat S, Parks S, Kemp E, Keating D. Repeatability and reproducibility of macular thickness measurements with the Humphrey OCT system. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2002;**43**:490-5.
 [10] Pierre-Kahn V, Tadayoni R, Haouchine B, Massin P, Gaudric A. Comparison of optical coherence tomography models OCT1 and Stratus OCT for macular retinal thickness measurement. *Br J Ophthalmol* 2005;**89**:1581-5.
 [11] Polito A, Del Borrello M, Isola M, Zemella N, Bandello F. Repeatability and reproducibility of fast macular thickness mapping with stratus optical coherence tomography. *Arch Ophthalmol* 2005;**123**:1330-7.
 [12] Wakitani Y, Sasoh M, Sugimoto M, Ito Y, Ido M, Uji Y. Macular thickness measurements in healthy subjects with different axial lengths using optical coherence tomography. *Retina* 2003;**23**:177-82.
 [13] Huynh SC, Wang XY, Rochtchina E, Mitchell P. Distribution of macular thickness by optical coherence tomography: findings from a population-based study of 6-year-old children. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2006;**47**:2351-7.
 [14] Konno S, Akiba J, Yoshida A. Retinal thickness measurements with optical coherence tomography and the scanning retinal thickness analyzer. *Retina* 2001;**21**:57-61.
 [15] Anger EM, Unterhuber A, Hermann B, Sattmann H, Schubert C, Morgan JE, et al. Ultrahigh resolution optical coherence tomography of the monkey fovea. Identification of retinal sublayers by correlation with semithin histology sections. *Exp Eye Res* 2004;**78**:1117-25.
 [16] Schmidt-Erfurth U, Leitgeb RA, Michels S, Povazay B, Sacu S, Hermann B, et al. Three-dimensional ultrahigh-resolution optical coherence tomography of macular diseases. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2005;**46**:3393-402.
 [17] Toth CA, Narayan DG, Boppart SA, Hee MR, Fujimoto JG, Birngruber R, et al. A comparison of retinal morphology viewed by optical coherence tomography and by light microscopy. *Arch Ophthalmol* 1997;**115**:1425-8.
 [18] Puliafito CA, Hee MR, Schuman JS. *Optical coherence tomography of ocular diseases*. Thorofare: Slack Inc; 1996.
 [19] Puliafito CA, Hee MR, Lin CP, Reichel E, Schuman JS, Duker JS, et al. Imaging of macular diseases with optical coherence tomography. *Ophthalmology* 1995;**102**:217-29.
 [20] Massin P, Vicaud E, Haouchine B, Erginay A, Paques M, Gaudric A. Reproducibility of retinal mapping using optical coherence tomography. *Arch Ophthalmol* 2001;**119**:1135-42.
 [21] Hee MR. Artifacts in optical coherence tomography topographic maps. *Am J Ophthalmol* 2005;**139**:154-5.

B. Haouchine (bhaouchine@free.fr).

A. Gaudric (alain.gaudric@lrb.ap-hop-paris.fr).

Service d'ophtalmologie, Hôpital Lariboisière, AP-HP, université Paris VII, 2, rue Ambroise-Paré, 75475 Paris cedex 10, France.

Toute référence à cet article doit porter la mention : Haouchine B., Gaudric A. Technique et interprétation de l'« optical coherence tomography ». EMC (Elsevier Masson SAS, Paris), Ophtalmologie, 21-045-A-15, 2008.

Disponibles sur www.em-consulte.com



Arbres
décisionnels



Iconographies
supplémentaires



Vidéos /
Animations



Documents
légaux



Information
au patient



Informations
supplémentaires



Auto-
évaluations