



L'OCT normal du segment postérieur en Spectral Domain

Stéphane Pommier

Les Spectral Domain OCT (SD-OCT) ont beaucoup apporté à l'exploration du segment postérieur. Permettant des acquisitions en meilleure résolution et en un minimum de temps, ils permettent une sémiologie plus fine de l'imagerie normale. Ainsi, ils nous offrent les meilleurs outils pour décrire les différents phénomènes pathologiques rétiens ou atteignant le nerf optique. Profitant de diverses innovations technologiques, les structures oculaires jusqu'alors non étudiées comme la sclère ou la choroïde sont désormais accessibles, ouvrant le champ à de nouvelles explorations.

Au niveau du segment postérieur, les Spectral Domain OCT (SD-OCT) permettent les mêmes explorations de l'aire maculaire et du nerf optique que leurs prédécesseurs, les Time Domain OCT (TD-OCT), mais avec une amélioration de la résolution des images et de leur vitesse d'acquisition.

Couplés à la sommation d'images, le *eye-tracking*, et à l'EDI (*Enhanced-Depth Imaging*), ils ouvrent le champ à de nouveaux modes de cartographie rétinienne, à l'imagerie 3D ou encore au mode coronal dit « en face ».

Amélioration de la résolution

L'arrivée des SD-OCT permet d'obtenir des images se rapprochant encore un peu plus de la coupe « histologique ». Chacune des couches rétinienne peut ainsi être aisément individualisée.

En partant de la superficie rétinienne vers la sclère (figure 1) :

- hyperréflexivité aux bords de la fovéa correspondant à l'adhérence vitréenne sur la limitante interne (1) ;
- couche des fibres optiques, nettement hyperréflexives (2) ;
- couches intrarétiniennes de faible réflectivité : couche ganglionnaire (3), nucléaire interne (cellules bipolaires) (4) et nucléaire externe (noyaux des photorécepteurs) (5), séparées par des couches plus réfléchissantes : la plexiforme interne (cellules amacrine) (6) et plexiforme externe (cellules horizontales H1 et H2) (7) ;
- au-dessous de la nucléaire externe, une fine couche

hyperréflexive correspondant à la limitante externe (8) matérialisant des *zonulae adherentes* reliant les segments internes des photorécepteurs aux cellules de Müller et les cellules de Müller entre elles ;

- couche fortement réfléchive (9) séparant deux zones hyporéflexives correspondant à la jonction entre articles internes (10) et externes (11) des photorécepteurs ;
- la couche réfléchissante suivante correspond à l'épithélium pigmentaire (EP) (12). Remarquons que l'épaisseur de la couche des articles externes comprise entre l'EP et l'interface articles internes/articles externes est plus importante dans la région fovéale. La couche de l'EP apparaît en fait formée de deux bandes hyperréflexives. La plus externe correspondrait aux corps cellulaires de

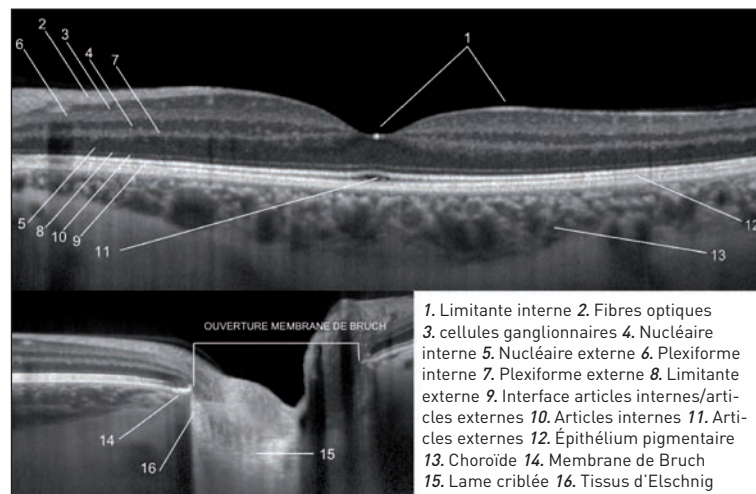


Figure 1. Les couches de la rétine au niveau maculaire et du nerf optique en SD-OCT (Spectralis, Heidelberg).

Centre d'ophtalmologie du Pays des Sorgues,
Collectif P1,5

l'EP. L'origine de la plus interne reste discutée et correspondrait à la membrane de Verhoeff, jonctions étanches entre les cellules de l'EP, ou encore aux plis de la partie basale et des procès apicaux qui entourent les segments externes des photorécepteurs ;

- la membrane de Bruch n'est pas discernable de l'EP ;
- une dernière région de réflectivité hétérogène apparaît enfin, correspondant à la choroïde (13).

Au niveau du nerf optique, on identifie clairement la membrane de Bruch (14), dont l'arrêt définit le canal scléral, la lame criblée (15) et éventuellement le tissu d'Elschnig (16).

Les travaux récents de Reis *et al.* [1] montrent qu'il existe souvent une différence entre les limites du disque optique telles qu'elles sont perçues au fond d'œil ou sur rétinophotographie et celles définies par le SD-OCT.

Overlapping et eye-tracker

La technique de l'*overlapping* consiste à superposer plusieurs images de la même coupe rétinienne afin d'en renforcer le contraste et de favoriser le rapport signal sur bruit. Les différentes couches rétinienne sont nettement plus visibles et individualisables (*figure 2*). L'*overlapping* est sensible aux mouvements oculaires et à la durée d'acquisition d'images. Une importante fréquence de balayage des A-scans et un système optique capable de recaler les images les unes par rapport aux

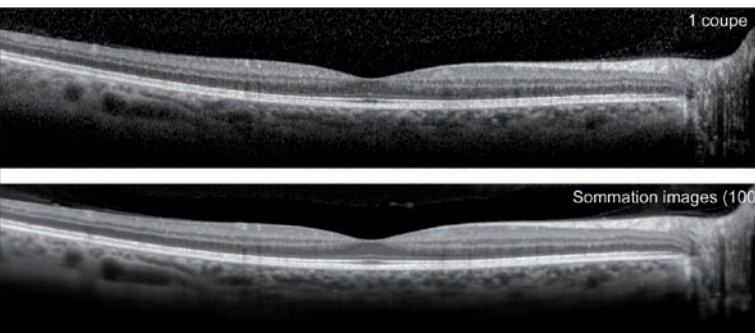


Figure 2. Somme d'images (Spectralis, Heidelberg).

autres sont indispensables.

Pour compenser les mouvements oculaires, certaines machines disposent d'un système type *eye-tracker*. Ce dernier fonctionne avec deux faisceaux de lumières simultanées. Le premier réalise un quadrillage de l'aire maculaire en suivant les mouvements oculaires. En prenant pour référence la zone ainsi définie, le second est dirigé sur la zone désirée sans être affecté par les mouvements parasites.

Cet outil diminue grandement les artéfacts sur l'image et permet une très grande fiabilité dans la reproduction

des examens lors du suivi des patients comme la mesure des fibres optiques (RNFL) dans la pathologie glaucomateuse. Les machines ne disposant pas d'*eye-tracker* se basent sur un protocole moins précis de repérage et superposition des vaisseaux pouvant être manuel ou automatique.

Segmentation et cartographie rétinienne

L'augmentation de la vitesse de balayage de 400 à 50 000 (SD-OCT), voire 100 000 (OCT Swept Source – SS-OCT) A-scans/s, a permis des acquisitions en cube (trois dimensions) de 6 x 6 mm permettant une répartition homogène des points mesurés, évitant ainsi les extrapolations des cartographies maculaires des TD-OCT basées seulement sur six coupes radiales.

L'apparition de différents fabricants de SD-OCT a entraîné une variation des valeurs normales de l'épaisseur maculaire. En effet, si le repère de la rétine interne reste toujours la limitante interne, celui de la rétine externe, lui, varie dans différentes zones du complexe EP/membrane de Bruch selon qu'on utilise un TD-OCT ou un des différents SD-OCT disponibles !

La segmentation rétinienne qui consiste à repérer les différentes sous-couches de la rétine était déjà présente avec les TD-OCT dans l'analyse du RNFL. Profitant du gain en résolution, la segmentation des SD-OCT devient beaucoup plus précise et étendue aux autres couches de la rétine qui peuvent désormais faire l'objet d'une cartographie spécifique. Ainsi, la couche des cellules ganglionnaires, intéressantes dans la pathologie glaucomateuse, peut faire l'objet d'une cartographie propre (Cirrus, Zeiss ; DRI-OCT, Topcon) (*figure 3*). Les champs d'application de la segmentation sont en cours de développement avec récemment des études sur le mapping choroïdien associé à l'EDI...



Figure 3. Cartographie de la couche des cellules ganglionnaires (DRI-OCT, Topcon).

Dossier

SD-OCT et EDI

Avec une longueur d'onde proche des 800 nm, le signal réfléchi des couches situées sous l'EP, c'est-à-dire la choroïde et la sclère, est trop atténué et difficilement exploitable avec les SD-OCT classiques.

Profitant de l'*eye-tracker* et de la sommation d'images, le SD-OCT Spectralis (Heidelberg) permet une imagerie exploitable de la choroïde appelé mode EDI (figure 4). Une cartographie choroïdienne peut être réalisée manuellement.

Les premières études menées [2] retrouvent une épaisseur choroïdienne plus importante au niveau de la fovéa ($287 \pm 76 \mu\text{m}$) qui diminue rapidement en nasal ($145 \pm 57 \mu\text{m}$). Elle baisse avec l'âge de $15,6 \mu\text{m}$ par décennie. Chez le myope, la choroïde fovéolaire est plus fine [3] ($93,2 \pm 62 \mu\text{m}$). Son épaisseur diminue également avec l'âge de $12,7 \mu\text{m}$ par décennie, mais aussi avec l'importance de la myopie de $8,7 \mu\text{m}$ par dioptrie. Au niveau du nerf optique, l'EDI donne accès à la lame criblée, au positionnement de l'artère et de la veine centrale de la rétine au sein du nerf optique, à l'espace sous-arachnoïdien ou encore aux

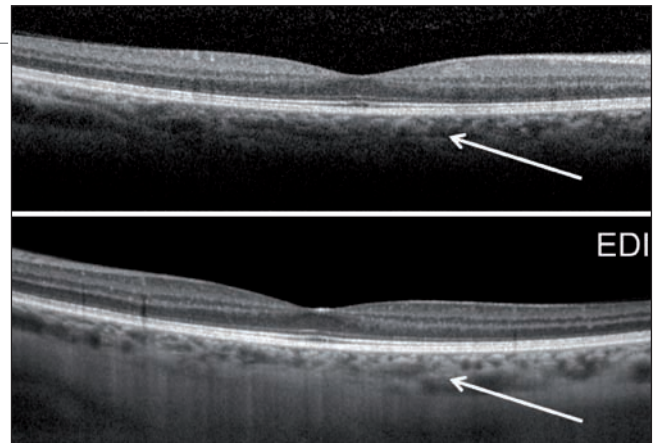


Figure 4. Coupe maculaire sans et avec EDI (Spectralis, Heidelberg).

artères ciliaires courtes postérieures [4].

D'autres SD-OCT (Cirrus 5000, Zeiss) proposent désormais l'EDI. Avec une longueur d'onde de 1 050 nm, les récents SS-OCT (DRI-OCT, Topcon) pénètrent dans les couches profondes et améliorent l'étude de la choroïde et de la sclère.

OCT Swept Source (DRI-OCT, Topcon)

Son principe est basé sur la capacité à faire varier très rapidement la longueur d'onde de la source laser, « *Swept Source OCT* », de 840 nm à 1 050 nm, permettant une meilleure pénétration à travers la rétine jusqu'à la choroïde et la sclère. Leur visualisation s'en trouve nettement améliorée par rapport aux SD-OCT classiques.

C'est également le plus rapide des SD-OCT avec une fréquence de 100 000 A-scans/s. Il propose une coupe en ligne ou radiale de 12 mm (< 9 mm pour les SD-OCT classiques) permettant une visualisation simultanée du nerf optique et de la macula. La fonction *overlapping* est présente, tout comme la

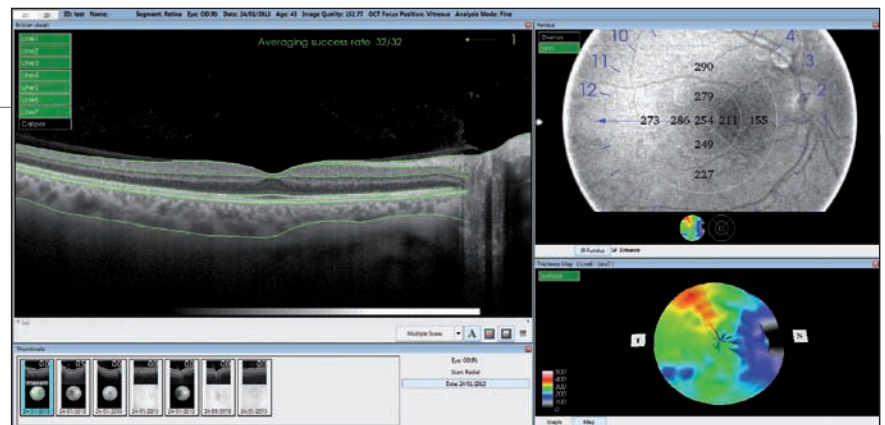


Figure 5. Cartographie de la choroïde en SS-OCT (DRI-OCT, Topcon).

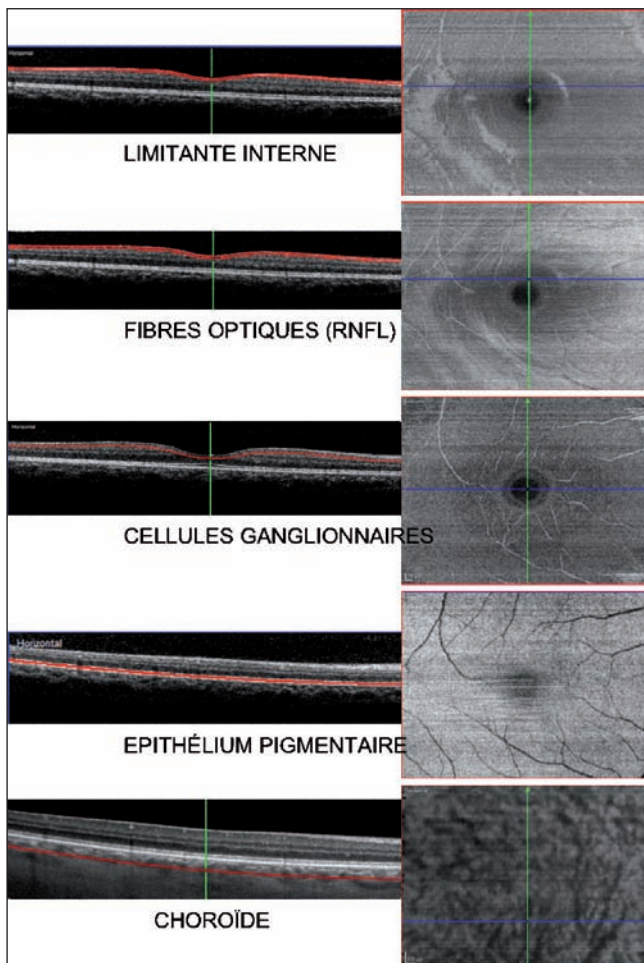
segmentation en sept couches rétinienne et choroïdiennes qui permet un *mapping* maculaire « à la carte » (figure 5).

OCT « en face » ou la 3D utile !

La grande nouveauté apparue avec le Spectral Domain est l'acquisition en trois dimensions, dite en cube. Celle-ci permet, en plus de l'analyse en 2D et l'imagerie en 3D, de profiter du plan coronale ou C-scan. C'est l'OCT « en face » (figure 6). Afin d'obtenir un C-scan interprétable, il est indispensable que la coupe obtenue suive la concavité naturelle rétinienne. Le cas échéant, l'image est « à cheval » sur différentes couches rétinienne. C'est la dif-

ficulté technique à apprivoiser pour rendre l'OCT « en face » exploitable.

Au niveau maculaire, les changements des rapports vitéo-rétiens sont mieux appréhendés, ainsi l'intégrité de la surface rétinienne ou ses déformations relatives aux tractions tangentielle sont nettement visibles [5]. Plus en profondeur, une nouvelle sémiologie des logettes d'œdème maculaire basée sur leurs topographies ou



leurs formes est décrite. Il en est de même pour les décollements de l'EP dont les caractéristiques en OCT « en face » peuvent varier selon l'étiologie [6].

Au niveau du nerf optique, l'OCT « en face » permet la parfaite visualisation des ports de lame criblée et ses modifications avec la pathologie glaucomateuse.

◀ **Figure 6.** OCT « en face » maculaire normale selon différentes couches rétiniennes.

Bibliographie

1. Reis AS, Sharpe GP, Yang H *et al.* Optic disc margin anatomy in patients with glaucoma and normal controls with spectral domain optical coherence tomography. *Ophthalmology*. 2012;119(4):738-47.
2. Margolis R, Spaide RF. A pilot study of enhanced depth imaging optical coherence tomography of the choroid in normal eyes. *Am J Ophthalmol*. 2009;147(5):811-5.
3. Fujiwara T, Imamura Y, Margolis R *et al.* Enhanced depth imaging optical coherence tomography of the choroid in highly myopic eyes. *Am J Ophthalmol*. 2009;148(3):445-50.
4. Park SC, De Moraes CG, Teng CC *et al.* Enhanced depth imaging optical coherence tomography of deep optic nerve complex structures in glaucoma. *Ophthalmology*. 2012;119(1):3-9.
5. Rispoli M, Le Rouic JF, Lesnoni G *et al.* Retinal surface en face optical coherence tomography: a new imaging approach in epiretinal membrane surgery. *Retina*. 2012;32(10):2070-6.
6. Lumbroso B, Savastano MC, Rispoli M *et al.* Morphologic differences, according to etiology in pigment epithelial detachments by means of en face optical coherence tomography. *Retina*, 2011;31(3):553-8.