



## L'OCT Passé, présent et futur

*Belkacem Haouchine*

**C**et article rappelle le passage de la technique du «*Time Domain*» des premiers appareils au «*Spectral Domain*» qui a permis de baisser la résolution longitudinale à 5-6  $\mu\text{m}$  et d'augmenter la vitesse d'acquisition des images à plus de 40 000 scans par seconde. Avec le «*Swept Source*», on peut dorénavant mesurer l'épaisseur de la choroïde. Les futurs développements des OCT devraient permettre l'amélioration de la résolution axiale, déjà réduite à 3  $\mu\text{m}$ , et de la résolution transversale en faisant appel à l'optique adaptative. Des OCT sensibles à la polarisation, les OCT Doppler ou l'Optical Coherence Angiography (OCA) pourraient constituer les prochaines étapes de cette évolution.

### Origine de l'OCT

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

Les premières images en coupe optique de la rétine *in vitro* ont été publiées en 1991 dans *Science* par Huang, Swanson et Puliafito. En 1995, le même groupe a publié les premières coupes OCT *in vivo* de la rétine d'yeux humains normaux et pathologiques. L'OCT (OCT 1) a été commercialisé fin 1996 par Humphrey Instruments (San Leandro, Californie). La résolution axiale de la machine était d'environ 14  $\mu\text{m}$  et les coupes comportaient une centaine de scans seulement. Une deuxième machine (OCT 2) a été commercialisée en 1999 améliorant l'acquisition des images mais utilisant la même source laser et donc la même résolution. En 2002 est apparue une nouvelle machine (OCT 3 ou Stratus OCT) qui allait connaître un succès sans précédent et allait définitivement s'imposer dans l'exploration de la rétine. Cette machine apportait une amélioration de la résolution axiale (10  $\mu\text{m}$ ) et de la résolution transversale permettant l'acquisition de coupes composées de 512 scans.

En 2007, une nouvelle génération d'appareils utilisant une autre technique désignée par le terme «*Spectral Domain*» (la technique «classique» est dite «*Time*

*Domain*») est arrivée sur le marché. Grâce à l'utilisation d'un spectromètre, cette technique permet une amélioration spectaculaire de la vitesse d'acquisition des images (25 000 à 40 000 scans par seconde). La résolution longitudinale de ces appareils s'est également améliorée passant à 5-6  $\mu\text{m}$  et la possibilité est apparue pour certaines machines de travailler en mode confocal (SLO-OCT). La source lumineuse reste – comme sur les premiers OCT – une diode supraluminescente émettant une longueur d'onde dans le proche infrarouge de 840 nm environ.

Sur les dernières machines, la vitesse d'acquisition se situe autour de 70 000 scans/s. Une vitesse de 100 000 scans/s est disponible sur une machine du groupe Topcon utilisant une «*Swept Source*».

Pour comprendre le principe de ces différentes techniques un petit rappel s'impose.

### Domaine temporel, domaine fréquentiel ? Un rappel

#### OCT dans le domaine temporel

Dans l'OCT dans le domaine temporel, ou OCT *Time Domain*, le faisceau incident est dirigé vers l'interféromètre dans lequel une lame séparatrice permet de le diviser en deux faisceaux distincts, l'un dirigé vers les structures oculaires et l'autre vers un miroir de référence mobile. La réflexion du faisceau provenant de la structure de la rétine combinée au retour du faisceau de référence donne lieu à une interférence amplificatrice.

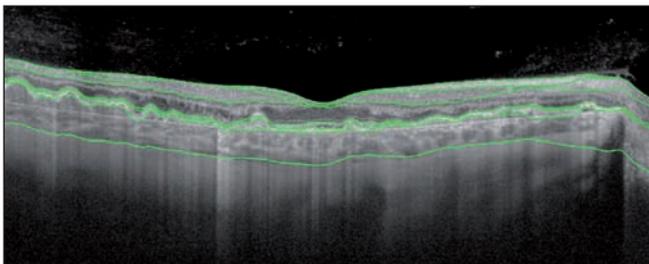
*Centre d'exploration de la vision, Rueil-Malmaison – hôpital Lariboisière, Paris.*

## OCT dans le domaine fréquentiel

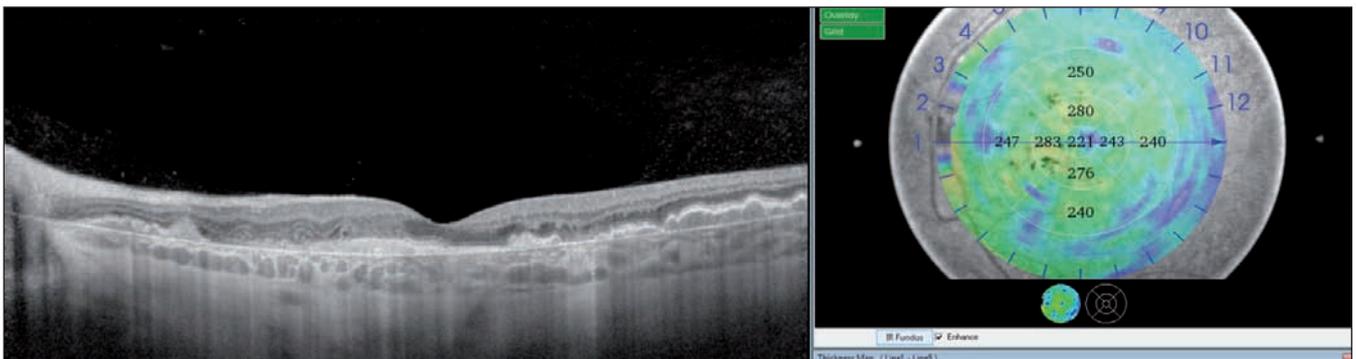
Dans le domaine Fourier ou domaine fréquentiel, on peut distinguer deux méthodes assez proches :

- **l'OCT Spectral Domain (SD-OCT)**, également appelé OCT Fourier Domain), technique utilisée sur les OCT 3D actuels. Dans cette technique, le recueil des informations se fait à l'aide d'un spectromètre et une caméra CCD (*Charge-Coupled Device* ou dispositif à transfert de charge). La vitesse d'acquisition dépend de la performance des caméras utilisées. Actuellement, la vitesse d'acquisition des modèles commerciaux d'OCT varie de 26 000 à 70 000 scans/s ;
- **l'OCT « Frequency Domain » ou OCT Swept Source (SS-OCT)**, également appelé OCT Optical Frequency Domain, combine les avantages du Spectral Domain et du Time Domain. Une source variable en longueur d'onde est utilisée en conservant un bon rapport signal sur bruit. L'enregistrement du signal se fait comme sur le Time Domain avec un photodétecteur. L'avantage de cette technique est sa vitesse d'acquisition inégalée par rapport au SD-OCT (des prototypes utilisant des Swept Sources FDML peuvent atteindre 370 000 scans/s), mais la résolution axiale est cependant moins bonne que sur les OCT Spectral Domain.

L'utilisation d'une source infrarouge à 1 060 nm permet une meilleure visualisation de la choroïde et de ses limites (*figure 1*) ce qui permet de réaliser des cartographies automatiques de l'épaisseur choroïdienne (*figure 2*).



**Figure 1.** Délimitation automatique des couches rétinienne et de la choroïde (Topcon DRI OCT-1).



**Figure 2.** Coupe OCT et cartographie de l'épaisseur choroïdienne sur une machine Swept Source (Topcon DRI OCT-1).

## Futurs développements de l'OCT

### Résolution axiale

L'amélioration de la résolution axiale (en profondeur) a été l'un des premiers axes de recherche en OCT. Depuis le début de cette technique, la résolution est passée d'une quinzaine de microns à 5-6 microns. Actuellement, on assiste à l'arrivée de machines proposant une résolution de 3  $\mu\text{m}$  (Canon). Une telle résolution permet de distinguer plus facilement les différentes couches rétinienne et de réaliser des cartographies automatiques des différents plans rétiniens (*figure 3*).

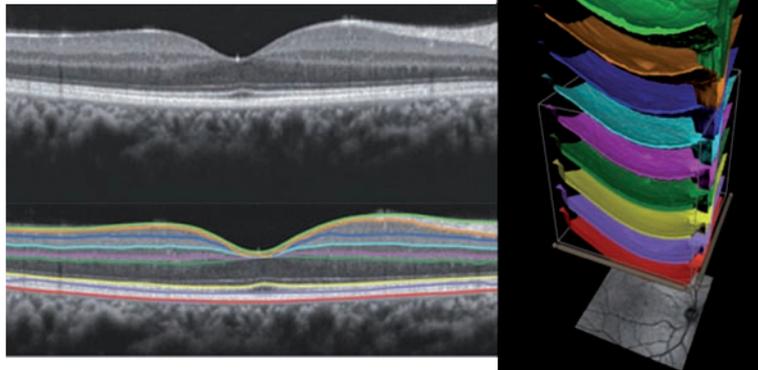
Des sources laser permettent d'atteindre des résolutions de l'ordre du micron (laser titane-saphir), mais l'emploi routinier de sources laser aussi onéreuses et délicates à manier est difficilement envisageable en pratique courante.

### Résolution transversale

La résolution transversale (ou latérale) est indépendante de la résolution en profondeur puisqu'elle est déterminée par les propriétés de focalisation du faisceau optique. La largeur du point de focalisation est limitée par le diamètre de la tache de diffraction. Cette résolution est limitée sur les machines commercialisées à 15-20  $\mu\text{m}$ . C'est pour cette raison qu'il est impossible de discerner les photorécepteurs les uns des autres même en améliorant la résolution en profondeur à 1 ou 2  $\mu\text{m}$ .

L'amélioration de cette résolution fait appel à l'*optique adaptative*. Plusieurs publications soulignent l'intérêt de cette technique rendant possibles des résolutions transversales de moins de 5  $\mu\text{m}$ . L'optique adaptative est par ailleurs depuis plusieurs années une importante voie de recherche en imagerie de la rétine (OCT grand champ) qu'elle soit couplée ou non à l'OCT, cette technique permettant déjà la visualisation et le comptage des photorécepteurs.

## Dossier



**Figure 3.** Cartographies des différents plans réiniens (OCT-HS100 Canon).

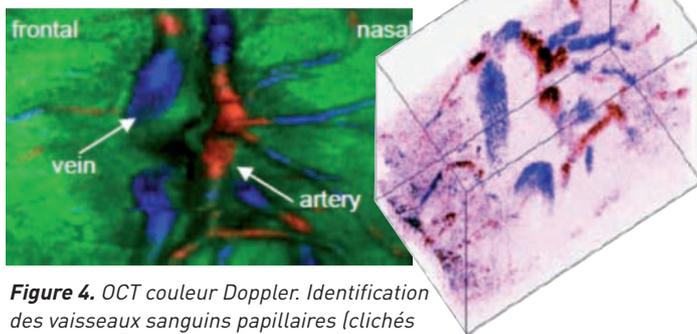
### Polarization Sensitive OCT (PS-OCT) ou OCT sensible à la polarisation

La polarisation d'une onde lumineuse subit une transformation lorsqu'elle traverse un milieu ou qu'elle est renvoyée par une cible. Cette variation de l'état de polarisation de l'onde permet alors de caractériser un tissu donné. La couche de l'épithélium pigmentaire est particulièrement bien visualisée par cette technique.

Dans le domaine de la polarisation, on s'intéresse également aux propriétés de biréfringence de la rétine qui permet de mesurer l'épaisseur de la couche des fibres optiques péripapillaires à l'image de ce qui se fait avec l'analyseur de fibres optiques (Gdx).

### OCT Doppler

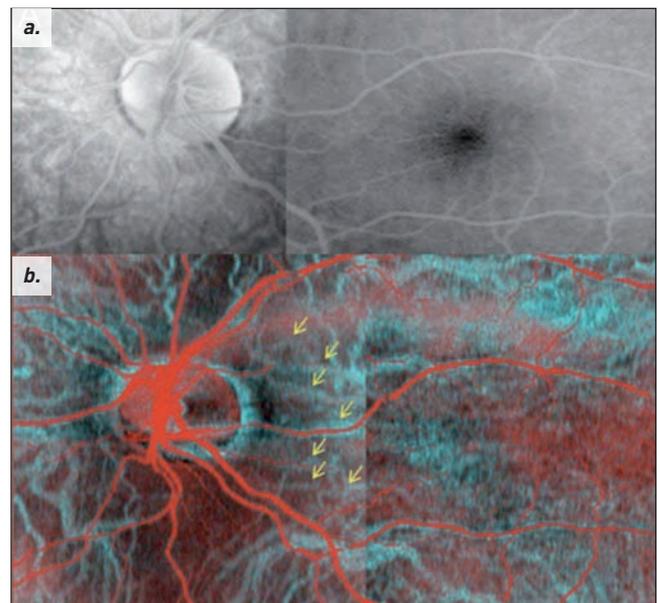
En OCT, on s'intéresse à la mesure du flux sanguin depuis plusieurs années. Les résultats des premiers travaux réalisés avec la technique conventionnelle (Time Domain) ont été limités. Depuis l'arrivée des OCT dans le domaine spectral, on assiste à un regain d'intérêt pour cette méthode. La Frequency Domain utilisant des Swept Sources est préférée au Spectral Domain. Les techniques de mesure sont constam-



**Figure 4.** OCT couleur Doppler. Identification des vaisseaux sanguins papillaires (clichés dus à l'amabilité du Pr Rainer Leitgeb, Center for Biomedical Engineering and Physics, Vienne et Laboratoire d'optique biomédicale, École polytechnique fédérale de Lausanne).

ment améliorées en utilisant soit des lasers de longueurs d'onde différentes, des caméras plus rapides ou, plus récemment, une amélioration technique appelée Résonant Doppler FD-OCT censée prévenir le flou des franges d'interférence induit par le flux (figure 4).

**Optical Coherence Angiography (OCA)**, ou Doppler OCA, est une technique décrite par Shuichi Makita en 2006. Elle permet une reconstruction 3D des vaisseaux réiniens et choroïdiens en combinant l'image basée sur l'intensité et celle basée sur le flux sanguin. D'abord décrite en mode Spectral Domain et une longueur d'onde de 830 nm, la technique a depuis été expérimentée en mode Frequency Domain en l'utilisant avec une Swept Source (figure 5).



**Figure 5.** Clichés de la région papillaire et de la macula, en angiographie à la fluoroscène (a) et en Optical Coherence Angiography (b) (clichés dus à l'amabilité de Shuichi Makita, Institute of Applied Physics, University of Tsukuba, Japon).

## Conclusion

Il existe encore une grande marge de progression dans la technologie OCT, à la fois vers le détail de l'ordre du micron, vers la reconstruction 3D des cellules de la rétine et vers l'analyse fonctionnelle du débit sanguin réinien ou de l'activité électrique ponctuelle de la rétine. Mais il est probable que ces inventions ne dépasseront le stade du prototype que si des applications cliniques nécessitant ces nouvelles informations voient le jour.