Imagerie



Évolution de l'imagerie en OCT-angiographie

Thibaud Mathis, Cédric Rochepeau, Laurent Kodjikian

L'OCT-angiographie (OCT-A) est une technique d'imagerie vasculaire rapide non invasive qui ne nécessite pas d'injection de produit de contraste. Si les appareils actuellement disponibles fournissent déjà des informations fonctionnelles en profondeur en 3 dimensions, les prochaines générations permettront d'améliorer certains aspects afin d'obtenir des analyses plus précises et plus rapides.

Principes

Plus facile d'utilisation que l'angiographie rétinienne traditionnelle, qui produit seulement des images bidimensionnelles superposant toutes les couches vasculaires rétiniennes et choroïdiennes perfusées, l'OCT-A présente l'avantage de fournir des informations en 3 dimensions (*tableau*).

Tableau. Avantages et inconvénients de l'OCT-A par rapport à l'angiographie rétinienne traditionnelle.

	OCT-A	Angiographie
Injection de produit de contraste	Non	Oui
Rapide	Oui	Non
Segmentation étagée haute- résolution des différentes couches vasculaires	Oui	Non
Reconstruction 3D	Oui	Non
Champ d'acquisition	+/- Étroit	Large
Individualisation des néovaisseaux choroïdiens	+++	+
Visualisation des microanévrysmes, polypes	+/-	+++
Visualisation de la non-perfusion rétinienne et choriocapillaire	Oui	Oui
Visualisation du flux dans les gros troncs choroïdiens	Non	Oui
Phénomène de diffusion	Non	Oui
Analyses quantitatives	Oui	+/-
Artefacts	++	+

L'OCT-A repose sur le postulat que dans un œil statique, les seules structures mobiles au fond d'œil sont les éléments figurés du sang contenus dans les vaisseaux sanguins. La méthode s'appuie sur les différences entre des B-scans répétés à un même endroit pour générer un contraste associé au mouvement des éléments diffractant, en particulier celui des érythrocytes dans le système vasculaire. Les comparaisons de contraste sur les B-scans successifs en un endroit donné du fond d'œil montrent certaines zones avec un changement de contraste au fil du temps, par opposition à d'autres zones dont le contraste est constant. L'image du réseau vasculaire, siège de mouvement, se démarque donc du reste des éléments non vasculaires immobiles. Le terme de signal de décorrélation est employé [1].

L'OCT-A est un terme générique qui rassemble plusieurs méthodes d'imagerie oculaire sur la technologie OCT. Après le traitement du signal OCT par la transformation de Fourier, il est possible d'obtenir une modélisation du signal sous la forme d'une oscillation, caractérisée par une phase et une amplitude, variable en fonction de la localisation et du temps. À partir de ces informations, plusieurs algorithmes ont été proposés, puis développés, pour obtenir en aval des images d'OCT-A (SSADA, OMAG, OCTARA, etc.) [2]. Ainsi, chaque machine développée possède un algorithme qui lui est propre. D'autres paramètres sont tout aussi importants et doivent être pris en compte dans le choix d'un OCT-A.

Performances actuelles

A-scans

Le nombre de A-scans correspond aux capacités d'analyse des caractéristiques des rayons réfléchis. Ainsi, les

Service d'ophtalmologie, hôpital de la Croix-Rousse, Lyon

d'Ophtalmologie 37

Dossier

appareils commercialisés actuellement analysent jusqu'à 100000 A-scans par seconde, ce qui correspond à 100000 rayons réfléchis par seconde. L'augmentation du nombre de A-scans permet entre autres d'augmenter la vitesse d'acquisition de l'appareil. C'est un élément fondamental dans ce type d'acquisition, puisqu'elle permet de limiter au maximum les artefacts de fixation et de générer un cube avec une importante résolution.

Champs étudiés

Les champs d'acquisition s'étendent aujourd'hui du cube 2x2mm à 9x9mm. L'augmentation de la taille du champ se fait cependant au détriment de la résolution de l'image puisque le nombre de B-scan reste fixe (*figure 1*).

Malgré tout, la possibilité d'avoir un champ plus important permet de mieux suivre certaines pathologies vasculaires (territoire de l'ischémie rétinienne par exemple) ou inflammatoire (choriocapillaropathies inflammatoires) (*figure 2*).

Source lumineuse utilisée

L'utilisation de sources lumineuses à large bande passante a permis d'améliorer la qualité des images. Ainsi, les appareils de type *spectral-domain* utilisent des ondes lumineuses dont la longueur d'onde se situe entre 840 et 880 nm. Contrairement à cette technologie, les appareils de type *swept source* n'utilisent qu'une seule longueur d'onde à 1050 nm, permettant une pénétration intraoculaire plus importante (meilleure visualisation des tissus choroïdiens). En revanche, l'utilisation d'une longueur d'onde plus élevée réduit théoriquement la résolution axiale de l'image.

Eye-tracker

Afin d'isoler uniquement les érythrocytes mobiles, il est impératif que les tissus environnants soient immobiles. Cela est conditionné par l'immobilité absolue du globe oculaire, qui est évidemment impossible durant les quelques secondes d'acquisition. La plupart des machines ont de ce fait été dotées de systèmes compensateurs, de type « *eye-tracker* », permettant un suivi et une compensation des mouvements oculaires en temps réel.

Logiciel d'analyse

Une fois l'acquisition réalisée, l'analyse des images requiert l'utilisation d'un *viewer* qui varie entre les différents appareils. En considérant les machines OCT-A actuellement disponibles sur le marché, l'interprétation des images issues de ces dernières paraît beaucoup plus complexe que celles des traditionnels clichés angiographiques. La première raison provient du fait que l'ophtalmologiste n'a pas affaire à une simple série d'images



Figure 1. Néovascularisation choroïdienne visualisée sur des clichés d'OCT-A explorant des champs différents : 3x3mm, 6x6mm, 9x9mm et 12x12mm. La visualisation du néovaisseau est de moins en moins aisée avec l'augmentation de la taille du champ d'exploration.



Figure 2. Choroïdite multifocale visualisée sur des clichés d'OCT-A explorant des champs différents : 3x3mm, 6x6mm et 12x12mm. La visualisation de la totalité de l'atteinte est plus aisée sur le cliché le plus grand et permettra de suivre la patiente dans le temps. Le carré sur le cliché en 12x12mm correspond au champ d'exploration du cliché 3x3mm. figées du fond d'œil : il est nécessaire d'analyser chaque section et, dans une grande majorité de cas, de « retravailler » les images directement via l'interface du logiciel (« *software* ») fourni avec l'appareil OCT-A. En effet, la mise en évidence d'anomalies vasculaires nécessite bien souvent d'isoler de manière manuelle et précise la couche au sein de laquelle cette dernière se situe, en modulant les paramètres de contraste ou de luminosité. L'interprétation devient alors dynamique et utilisateur-dépendant et doit s'aider systématiquement des représentations B-scan et C-scan. Un *viewer* fluide, clair, avec des capacités de stockage importantes est donc un élément essentiel à prendre en compte lors du choix d'une machine OCT (*figure 3*).



Figure 3. Coupe OCT-A passant par la choriocapillaire. **A.** Image brute montrant une hyporéflectivité de flux pouvant faire évoquer une ischémie de la choriocapillaire en regard du décollement de l'épithélium pigmentaire (DEP) visible sur la coupe en B-scan correspondante. Cette anomalie pourrait être provoquée par la mauvaise segmentation de la couche choriocapillaire qui, sur le cliché B-scan, inclut le bombement du DEP. **B.** Image retravaillée après avoir effectué une segmentation manuelle du plan de coupe de la couche choriocapillaire. Ainsi, le plan de coupe ne comprend plus le DEP sur le cliché B-scan et l'analyse de la choriocapillaire sous-jacente au DEP est à nouveau bien visible sur l'OCT-A.

Les appareils de demain

Augmentation du nombre de A-scans

L'augmentation du nombre de A-scans et de B-scans par seconde va permettre d'augmenter la vitesse d'acquisition ainsi que la largeur du champ étudié. Ainsi, de tout prochains appareils d'OCT-A pourront dépasser les 200000 A-scans par seconde.

Champs d'analyse

Comme développé plus haut, l'augmentation du champ d'exploration implique obligatoirement une diminution de la résolution de l'image. L'augmentation du nombre de A-scans par seconde ainsi que l'utilisation d'un système d'*eye-tracking* optimal permettront d'élargir le champ étudié en améliorant la résolution de l'image. Il pourra être possible de réaliser des montages qui fourniront des images plus larges de la rétine. Ces reconstructions sont tout de même sujettes à des distorsions liées à la projection de la sphère oculaire sur un seul plan. En effet, plus les lésions sont périphériques, plus le risque de surévaluer la taille et l'importance des lésions rétiniennes est important.

Analyse informatisée

L'OCT-A montre des images des plexus capillaires rétiniens permettant d'analyser précisément la densité de flux des vaisseaux maculaires. Cette densité est précocement diminuée dans la rétinopathie diabétique et peut subir des modifications telles que des microanévrysmes et des boucles vasculaires. Pour l'heure, l'OCT-A met en évidence des zones de non-perfusion, un remodelage de la zone avasculaire centrale, des anomalies de calibre vasculaire ainsi que des néovaisseaux intra- et prérétiniens. L'évaluation de ces déficits est surtout basée sur l'interprétation subjective de ces images. De nouveaux logiciels d'analyses de ces altérations sont en cours de validation.

Logiciel d'analyse

La présence d'artefacts plus ou moins nombreux sur l'image en OCT-A est actuellement une source d'erreurs d'interprétation importante [3]. Des logiciels de suppression des artefacts de projection et de correction manuelle de la segmentation existent déjà dans les appareils d'OCT-A commercialisés [4]. D'autres algorithmes de suppression ou de modification du ratio contraste/luminosité sont en cours de développement et permettront une analyse plus facile des différentes couches rétiniennes et choroïdiennes.

Références bibliographiques

[1] Gao SS, Jia Y, Zhang M *et al.* Optical coherence tomography angiography. Invest Ophthalmol Vis Sci. 2016;57(9):27-36.

[2] Zhang A, Zhang Q, Chen CL, Wang RK. Methods and algorithms for optical coherence tomography-based angiography: a review and comparison. J Biomed Opt. 2015;20(10):100901.

[3] Spaide RF, Fujimoto JG, Waheed NK. Image artifacts in optical coherence tomography angiography. Retina. 2015;35(11):2163-80.
[4] Zhang M, Hwang TS, Campbell JP *et al.* Projection-resolved optical coherence tomographic angiography. Biomed Opt Express. 2016;7(3):816-28.