Revues générales

Les limites de l'OCT-A

RÉSUMÉ : L'OCT-angiographie (OCT-A) est une technique d'imagerie OCT permettant d'analyser la perfusion vasculaire de manière non invasive et rapide. L'OCTA présente des limites techniques qui peuvent générer des artéfacts pouvant pertuber l'interprétation, mais également des limites dans son champ d'investigation. Tous ces éléments doivent être connus pour une analyse efficace et juste du flux vasculaire.

A. EL MAFTOUHI
Centre ophtalmologique de Rive, GENÈVE.
CHNO des Quinze-Vingts, PARIS.

L'OCT-A s'est imposée comme un complément dans l'analyse globale de l'OCT, permettant d'apporter des informations fonctionnelles sur le flux circulatoire sanguin de manière non invasive. La sémiologie angiographique classique n'est pas transposable à l'OCT-A qui dispose de sa propre sémiologie dépendant des caractéristiques du signal de décorrélation et de ses limites. Nous exposerons les différentes limites de cet examen, tant en termes d'acquisition que d'analyse, limites qui peuvent aboutir à des erreurs d'interprétation.

L'OCT-A : principe

L'OCT-A est souvent ramenée de manière simpliste à une technique permettant de détecter le flux sanguin qui circule dans la colonne vasculaire. Il convient de ramener cette définition à un concept plus fondamental afin de mieux en comprendre les limites. L'OCT-A est une différence de contraste entre le tissu statique matérialisé par les différentes couches rétiniennes et le tissu dynamique représenté par les vaisseaux sanguins et leurs flux pulsatiles entre plusieurs B-scans de même localisation [1].

Le nombre de B-scans comparés varie en fonction de l'algorithme de chaque système OCT.

Pour chaque localisation, un à plusieurs passages de coupes sont réalisés successivement au même endroit, ce qui permet d'évaluer les différences de signal entre les structures anatomiques statiques et les érythrocytes en mouvement. La variation du bruit de la colonne hématique entre ces coupes est appelée amplitude de décorrélation (***fig. 1***).

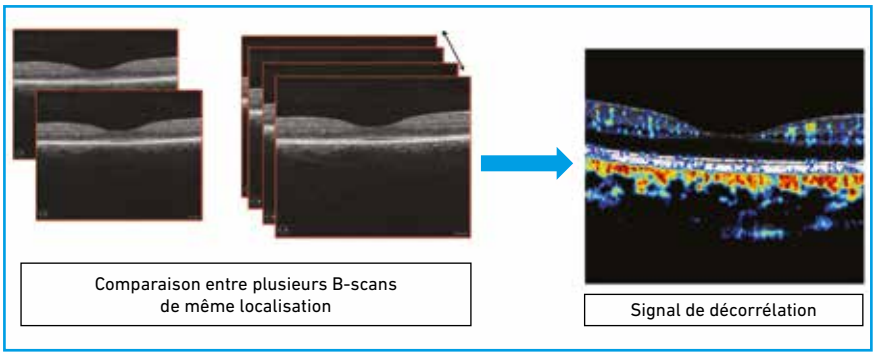

Fig. 1 : La comparaison entre différents B-scans de même localisation va permettre de détecter des changements de bruit dans la colonne vasculaire matérialisant un contraste qui va générer un signal de décorrélation, témoin de la présence d'un flux vasculaire.

Revues générales

On distingue deux procédés d'analyses :

1. SSADA (Split spectrum amplitude decorrelation algorithm)

Le logiciel du SSADA dégrade volontairement la résolution axiale afin qu'elle soit égale à la résolution transversale pour réaliser une analyse cubique selon le principe du voxel et pour augmenter de manière artificielle la sensibilité transversale (***fig. 2***).

La diminution de la résolution axiale entraîne une réduction du bruit de l'image, permettant d'isoler la réflectivité des vaisseaux et des capillaires rétiniens. Les différents B-scans décorrélés obtenus sont ensuite moyennés entre eux pour une meilleure visualisation des capillaires. La spécificité de l'OCT-A est matérialisée par un excellent contraste entre le signal de décorrélation et le bruit de fond de la projection [2].

2. Full spectrum

La technologie du "full spectrum" utilise l'ensemble du spectre, aboutissant à des images qui présentent plus de bruit et qui nécessitent souvent de comparer davantage de B-scans (au minimun quatre) pour détecter un signal de décorrélation, augmentant également le temps d'acquisition (***fig. 3***). Différents traitements d'images sont utilisés pour compenser ce bruit, comme des traitements gauthiens pour lisser la projection OCT-A ou une sommation de plusieurs cubes OCT-A.

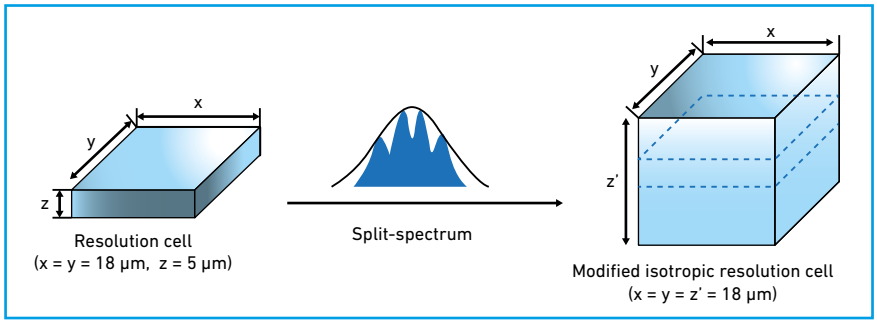

Fig. 2 : L'algorithme du SSADA va dégrader la résolution axiale pour qu'elle soit égale à la résolution transversale afin de permettre une analyse cubique reprenant le principe du Voxel.

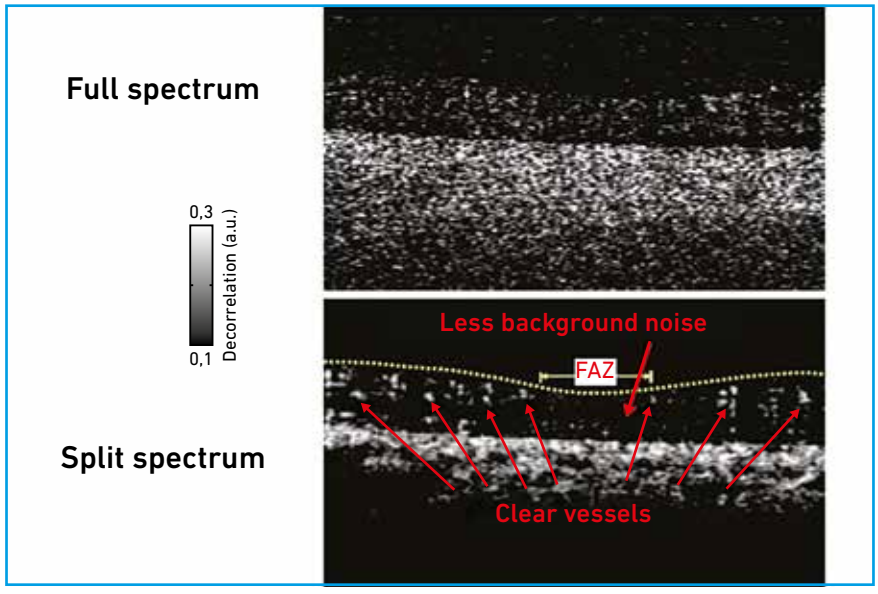

Fig. 3 : Différence entre les deux algorithmes utilisés dans les différents machines OCT-A expliquant les différences de contrastes.

Limites de l'acquisition en OCTA

L'OCT-A rencontre les problématiques inhérentes à l'OCT structurel avec les troubles des milieux impactant la qualité des images. L'acquisition de l'image en mode Cube, à partir des multiples B-scans, présente un temps d'acquisition plus long que l'OCT B-scan et rend l'examen plus sensible à la qualité de fixation mais également aux différents artéfacts de mouvements. Ainsi, le temps d'acquisition est un critère primordial lorsque l'on souhaite utiliser l'OCT-A dans sa pratique quotidienne.

La résolution du Cube en OCT-A va dépendre du nombre de B-scans qui composent celui-ci et de l'espacement entre les différentes coupes. En effet, plus dense sera l'acquisition, meilleur sera le rendu de la projection en face (***fig. 4***).

Une mydriase est nécessaire pour optimiser la qualité des clichés et améliorer le tracking lors de l'acquisition. Les fenêtres d'acquisition en OCT-A restent relativement limitées en *Spectral domain* (SD), avec une fenêtre d'acquisition maximum de 12 × 12 mm et la possibilité de réaliser des composites. L'accès à la périphérie rétinienne en SD OCT reste relativement limité (***fig. 5***). De nouveaux OCT-A Widefield utilisant la technologie du *Swept Source* permettent des acquisitions dites "one shot" avec des fenêtres d'acquisition de 26 × 21 mm offrant une vue de 130°, et avec un composite, une vue de 200°, avec un accès confortable à l'analyse de la perfusion périphérique [3].

Cette technologie est encore peu répandue en raison de son prix relativement élevé, mais il ne fait aucun doute qu'elle va se généraliser très prochainement (***fig. 6***).

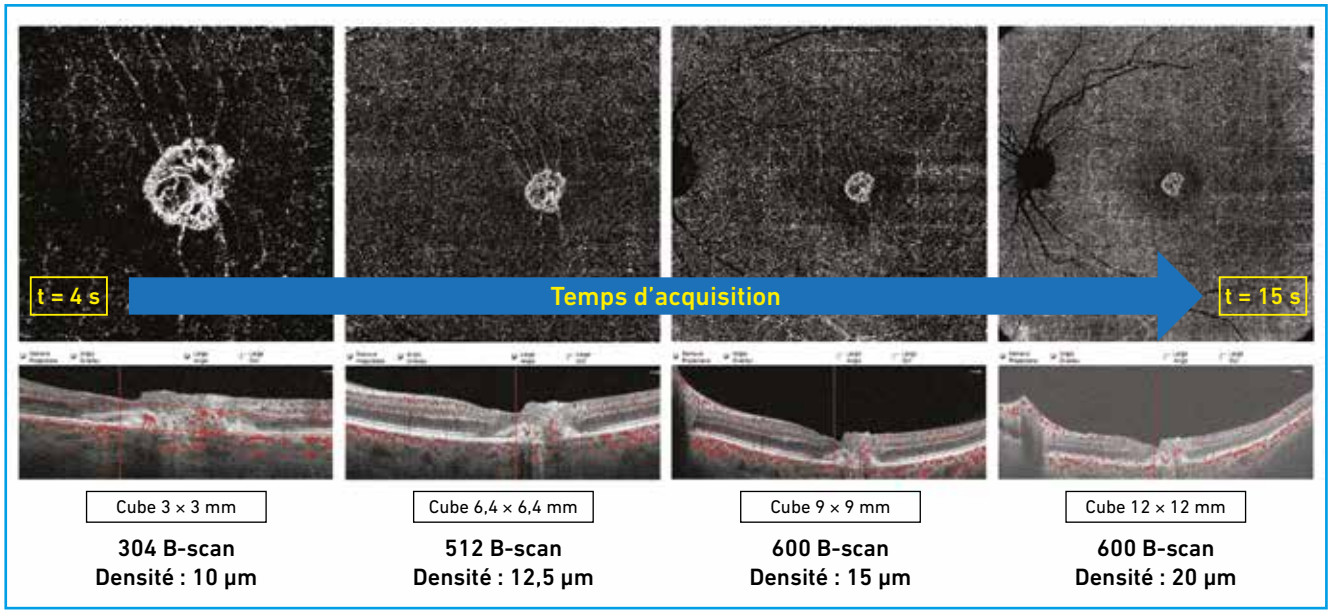

Fig. 4 : Différentes tailles de cube en OCT-A et leur résolution en fonction du temps d'acquisition. Plus la surface augmente, plus le temps d'acquisition augmente et plus la résolution diminue.

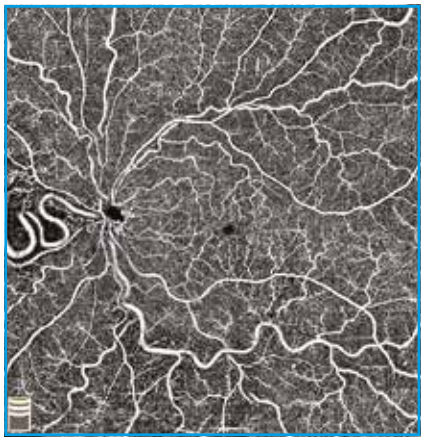

Fig. 5 : Composite de quatre cubes de 9 × 9 mm en SD OCT (Solix, Visionix) permettant d'avoir un accès à la moyenne périphérie limitée.

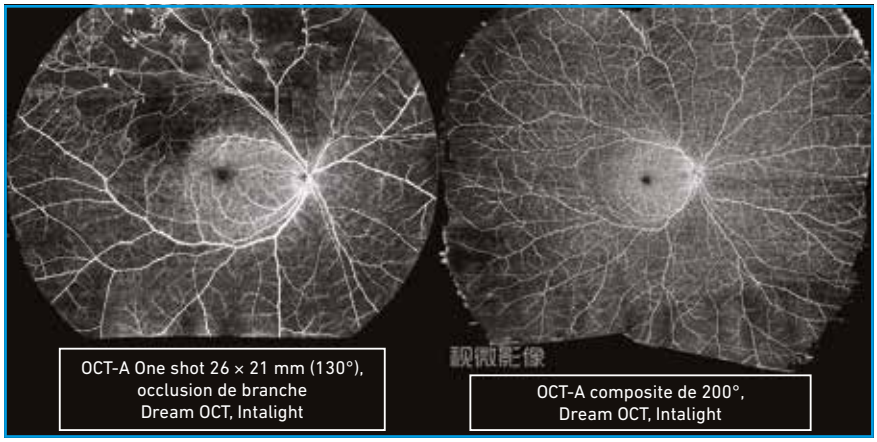

Fig. 6 : Cube OCT-A de 26 × 21 mm d'un OCT Swept Source (Dream OCT, Intalight) offrant une analyse de la perfusion vasculaire périphérique dans ce cas d'une occlusion de branche. Avec un composite de plusieurs cubes, une visualisation de 200° est possible.

Limites de détection du flux

1. Artéfacts générant un signal de décorrélation

En OCT-A, il faut partir du principe que tout signal de décorrélation n'est pas toujours synonyme de flux. En effet, tous les éléments qui peuvent générer du contraste, tels que des exsudats, une migration de pigment, des hémorragies peuvent être à l'origine d'un signal de décorrélation artéfactuel. L'atrophie de l'épithélium pigmentaire va produire un effet fenêtre avec accentuation du signal sur la choroïde par absence de l'épithélium pigmentaire et générer un signal de décorrélation.

L'OCT-A doit systématiquement être confrontée à l'OCT structurel "en face", à l'OCT-A superposée sur les B-scans et enfin, au B-scan conventionnel, pour être interprétée et s'affranchir des faux positifs (***fig. 7***).

Il existe également une projection miroir artéfactuelle des vaisseaux rétiniens superficiels dont on retrouve le signal au niveau de la membrane de Bruch lors de l'analyse de cette zone d'intérêt. Cette visualisation artéfactuelle est liée à l'ombrage partiel des vaisseaux superficiels dont le diamètre varie en fonction du flux pulsatile. Cet ombrage partiel va

Revues générales

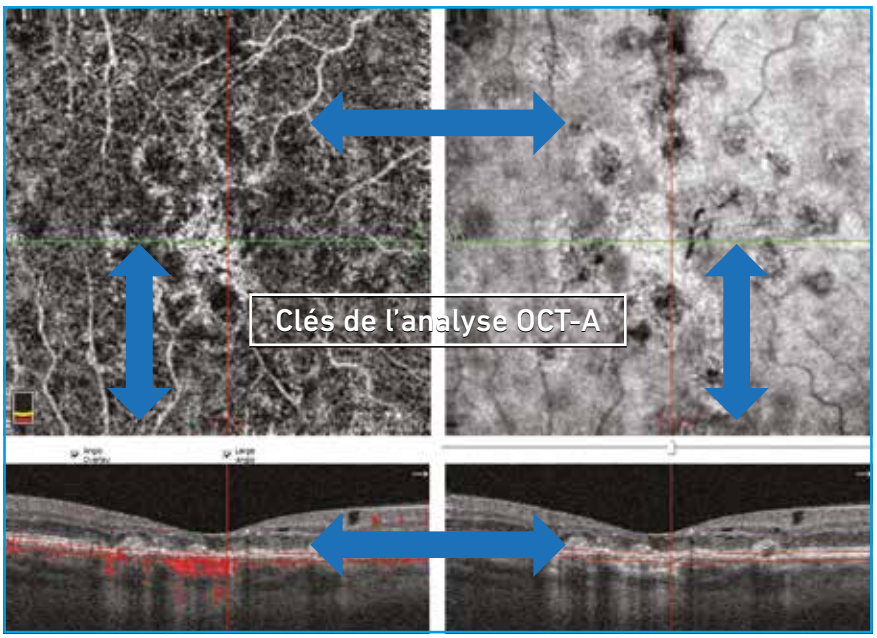

Fig. 7 : Atrophie maculaire avec Drusen calcifiés générant un signal de décorrélation artéfactuel initié par une atrophie de l'épithélium pigmentaire induisant un effet fenêtre au niveau de la choroïde. La comparaison entre l'OCT-A, l'OCT en "face", l'OCT-A superposé sur le B-scan et le B-scan permet de confirmer ce signal artéfactuel.

produire des différences de réflectivité plus notables au niveau du complexe, et plus précisément entre la couche des segments externes et la membrane de Bruch, structures qui en règle générale sont très réflectives en OCT. Ce contraste entre les différents passages, lié aux modifications de la lumière vasculaire, est à l'origine de ce signal de décorrélation dans cette localisation (***fig. 8A et 8B***). L'existence de cette projection artéfactuelle doit être connue de tous pour éviter toute fausse analyse.

Il existe désormais des outils de suppression de ces projections (***fig. 9***) permettant d'une part, de simplifier la segmentation, et d'autre part, de quantifier de manière précise la densité vasculaire au niveau du plexus profond qui est également impacté [4].

2. Amplitude de décorrélation et vitesse de flux

L'intensité du signal de décorrélation n'est pas complètement proportionnelle à la vitesse de flux [5].

Il convient de rappeler que l'OCT-A n'est qu'une capture statique du flux vasculaire à un instant défini. Il existe un seuil limite de sensibilité de détection du flux qui est proportionnel au temps séparant les différents B-scans (passages) successifs. Plus on augmente le temps d'interscan entre les différents B-scans, plus on est susceptible de détecter les flux de bas débit, mais l'angiogramme devient plus sensible aux saccades et le bruit aug-

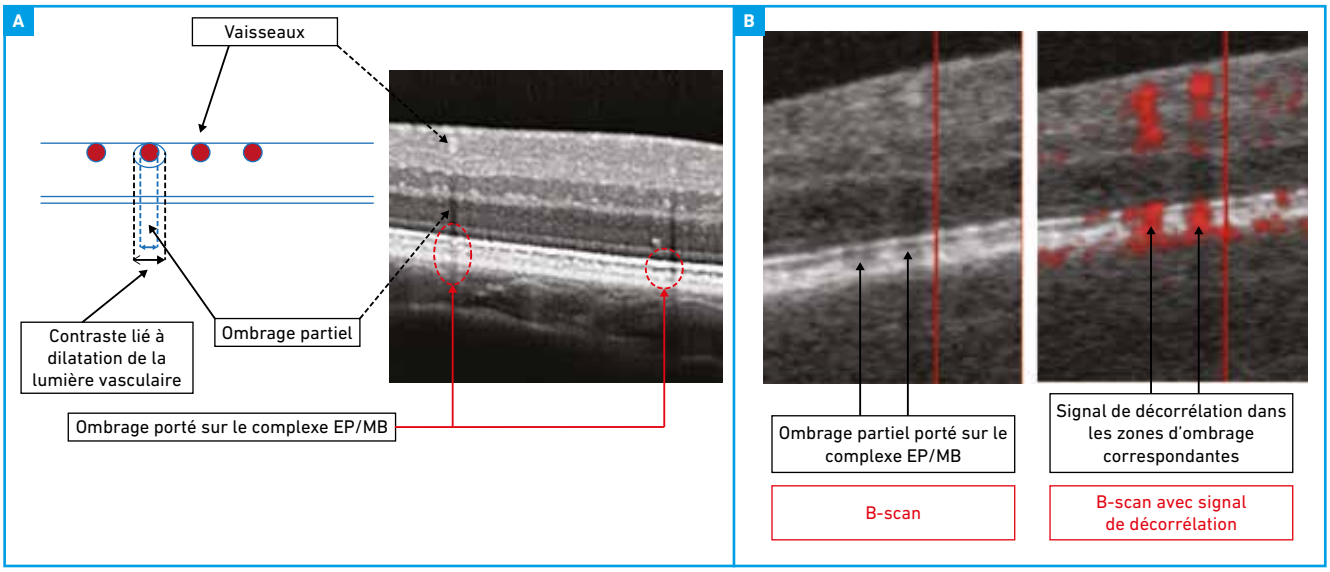

Fig. 8A : Projection artéfactuelle des vaisseaux superficiels au niveau de la membrane de Bruch liée à l'ombrage partiel des vaisseaux superficiels générant un contraste particulièrement marqué au niveau des couches réflectives du complexe segment externe EP/MB à l'origine de ce signal de décorrélation dans une région connue pour son absence de flux. **B :** Ombrage partiel des vaisseaux superficiels produisant un ombrage au niveau du complexe EP/MB s'étendant de la couche des segments externes à la membrane de Bruch et produisant un contraste de réflectivité générant un signal de décorrélation notifié en rouge sur les zones correspondantes.

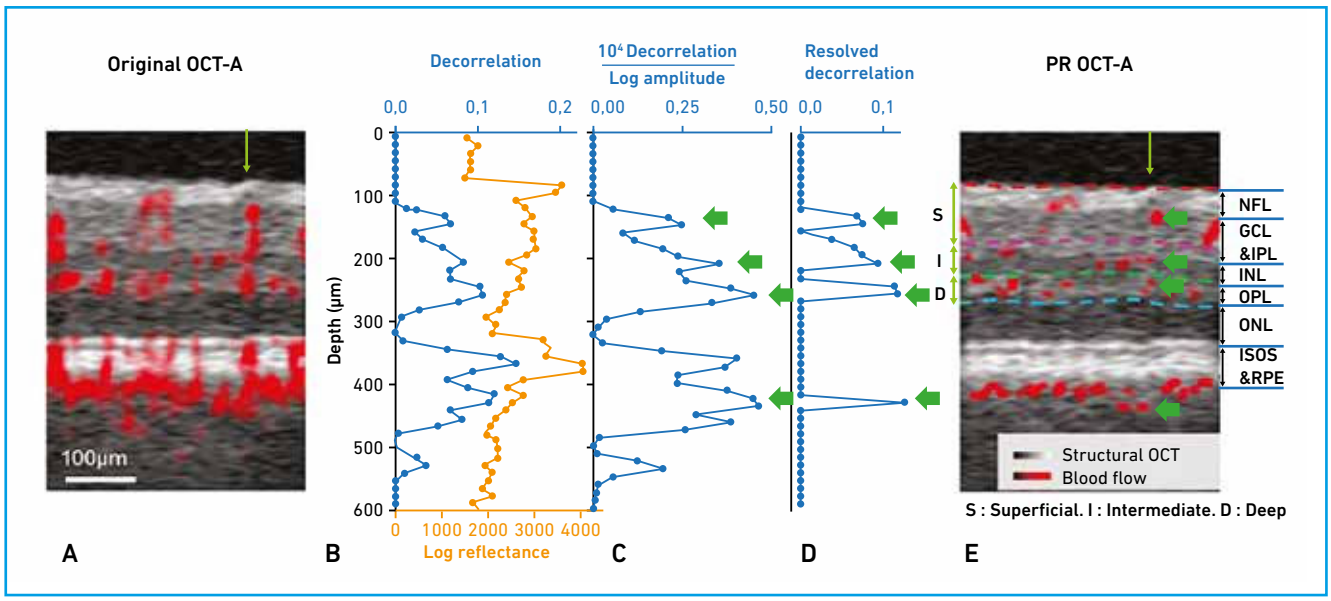

Fig. 9 : PAR (Projection Artifact Removal) est un logiciel de suppression des artéfacts de projections en OCT-A, développé par David Huang, co-inventeur de l'OCT. Les différents niveaux de vascularisation sont mieux individualisés après application de l'algorithme.

mente. Il convient d'avoir un bon compromis entre la vitesse d'acquisition et la densité du cube. De petits vaisseaux tels que les capillaires ou la choriocapillaire peuvent avoir des flux en dessous du seuil de détection (approximativement en dessous de 0,3 mm/s) et ne pas générer de signal de décorrélation. On comprend donc pourquoi certaines lésions comme certains microanévrysmes, pourtant bien visualisés en angiographie à la fluorescéine, ne sont pas visibles en OCT-A, soit car le flux est turbulent et de bas niveau, soit car le microanévrysme s'est occlus spontanément (***fig. 10***). D'autres lésions telles que des dilatations polypoïdales peuvent présenter cette limite de détection [5].

D'autre part, au-delà d'un certain seuil, le flux et le signal de décorrélation ne

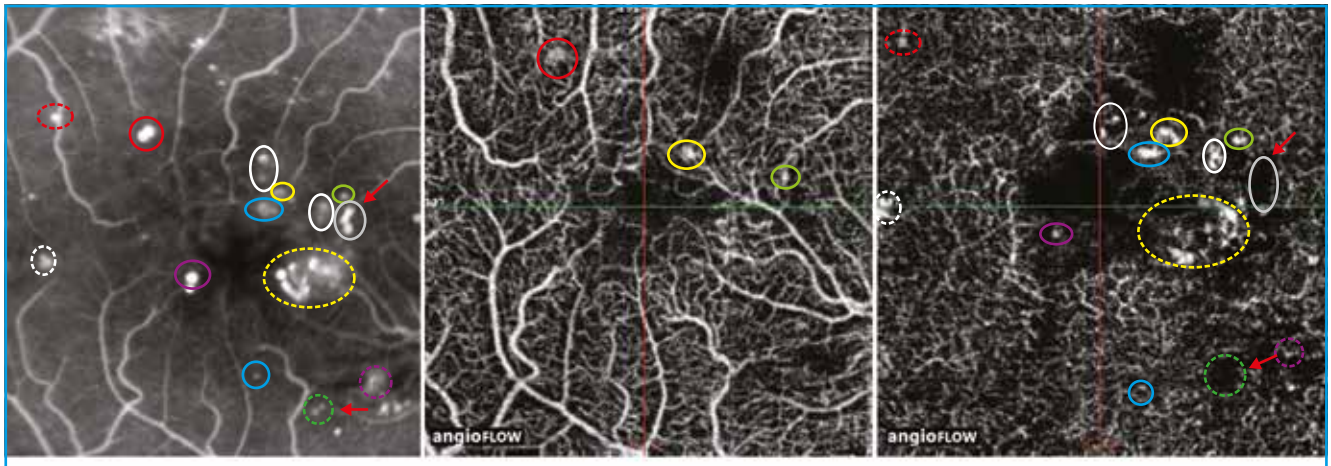

Fig. 10 : Comparaison entre l'angiographie à la fluorescéine et l'OCT-A d'un patient diabétique. Tous les microanévrysmes ne sont pas perçus en OCT-A (**flèche rouge**), soit car le flux est turbulent ou de bas bruit et passe en dessous du seuil de détection, soit car ils se sont occlus spontanément.

Revues générales

seront plus proportionnels : on parle alors de saturation du signal de décorrélation.

Les troncs choroïdiens ne génèrent pas de signal en OCT-A car la vitesse de flux est tellement rapide que le logiciel ne détecte pas de différence de contraste entre les différents B-scans. Ce phénomène est appelé "the fringe washout".

En revanche, lors de l'atrophie de l'épithélium pigmentaire, il existe un effet "fenêtre" du signal augmentant le contraste de la choroïde et rendant plus sensible la détection du flux intra-choroïdien. On peut alors observer un signal de décorrélation des troncs (***fig. 11***).

Il n'existe pas à ce jour de quantification précise de la vitesse de flux sur les OCT commerciaux. Cependant, de nouveaux logiciels sont en cours de développement, tel que le logiciel VISTA (Variable Interscan Time Analysis) [6] permettant une graduation de la vitesse de flux. L'analyse du signal va se faire en modulant les temps de présentation des différents B-scans comparés de 1,5 ms à 3 ms pour rendre l'algorithme plus sensible aux faibles variations de flux (***fig. 12***).

3. Variation de l'intensité du signal de décorrélation

L'expérience en OCT-A nous montre des variations de l'intensité du signal de décorrélation avec des lésions quiescentes qui peuvent présenter un signal de faible intensité.

Quels sont les éléments qui peuvent influencer le signal de décorrélation ?

>>> Le focus lors de l'acquisition

L'OCT-A n'échappe à la règle d'acquisition de l'OCT structurel défini par

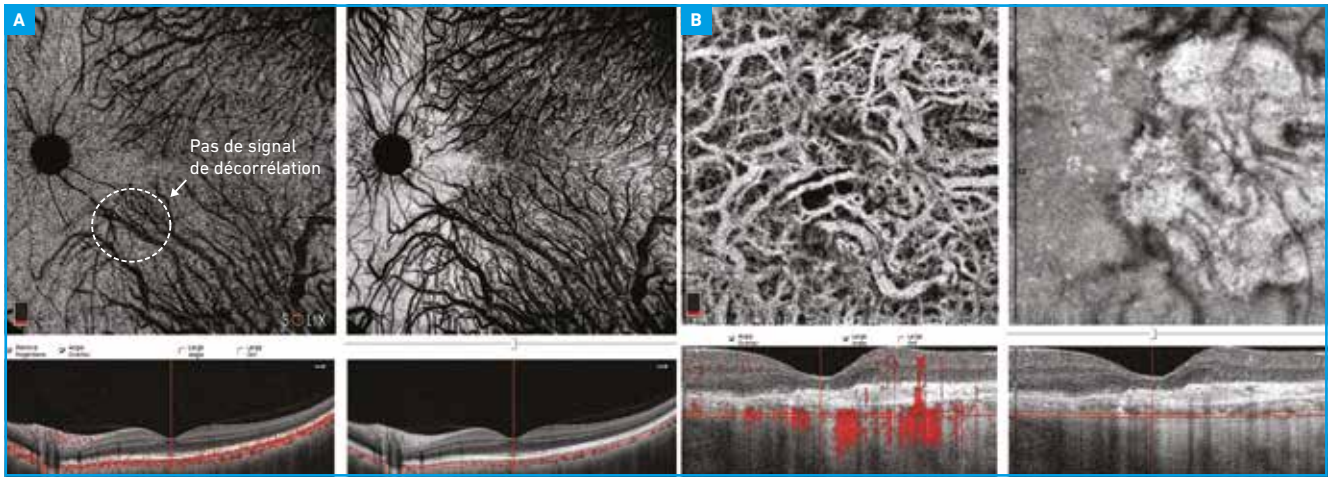

Fig. 11 A : OCT-A de la choroïde apparaissant en hyposignal par absence de signal de décorrélation en raison d'une vitesse de flux trop rapide. **B :** OCT-A de la choroïde en cas d'atrophie de l'épithélium pigmentaire où l'on observe un effet fenêtre du signal offrant plus de contraste pour détecter le flux choroïdien et expliquant le signal de décorrélation des troncs choroïdiens.

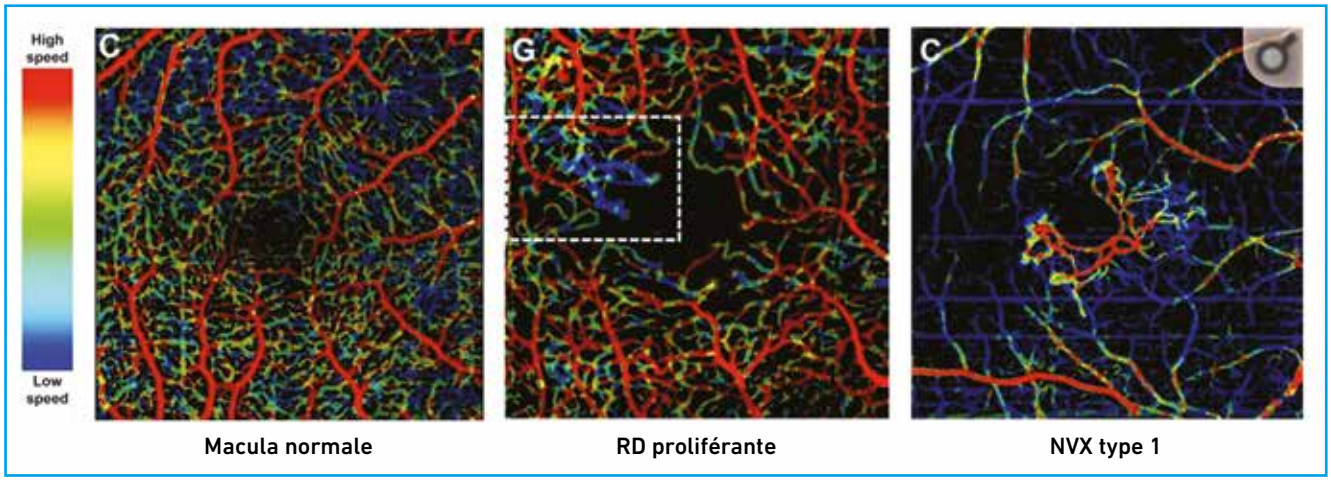

Fig. 12 : Logiciel VISTA (SSOCT, 400 000 A-scan/s) permettant de grader le flux vasculaire avec une échelle couleur et d'observer différentes vitesses de flux.

la transformée de Fourier, à savoir que l'on doit optimiser le focus pour améliorer le signal sur bruit en fonction de la profondeur de la zone d'intérêt à étudier. Ainsi, lorsque l'on veut détecter des néovaisseaux, on utilisera la focale choroïdienne ou EDI (*Enhanced Depth Imaging*).

>>> La qualité du SNR (*Signal Noise Ratio*)

Les troubles des milieux, tout comme l'OCT structurel, peuvent affecter la qualité du signal et constituer une des limites de l'OCT-A.

>>> Intégrité de l'épithélium pigmentaire

La qualité de l'épithélium pigmentaire va influencer le niveau du signal de décorrélation. En effet, plus l'épithélium est sain, plus son niveau d'absorption est maximal et plus le signal de décorrélation qui va en découler sera faible. Par opposition, plus l'épithélium va se charger en lipofuscine, plus le signal va se diffracter, offrant ainsi un signal de décorrélation plus élevé en rétro-épithélial.

POINTS **FORTS**

- Tout signal de décorrélation n'est pas synonyme de flux (attention aux artéfacts).
- Toujours comparer l'OCT-A à l'OCT-A superposée sur le B-scan, à l'OCT "en face" et au B-scan.
- Une absence de signal en OCT-A ne signifie pas forcément une disparition des vaisseaux ou une absence de flux.
- La projection OCT-A est dépendante de la qualité du slab.

La pigmentation de l'épithélium, différente selon les individus, va également influencer le niveau de signal (***fig. 13***).

4. OCT-A : les limites de la segmentation

Chaque logiciel d'OCT-A dispose d'une segmentation automatique permettant de distinguer le plexus vasculaire superficiel dans la couche des cellules ganglionnaires, le plexus profond dans la couche de la nucléaire interne, une segmentation de la plexiforme interne à la membrane de Bruch et une segmentation de la choriocapillaire.

La segmentation automatisée doit être analysée avec beaucoup de discernement car elle peut générer des artéfacts modifiant la projection en face de l'OCT-A (***fig. 14***). L'épaisseur du slab doit être proportionnelle à la lésion étudiée afin d'obtenir plus de détails sur l'étendue de la lésion (***fig. 15***). Il faut garder à l'esprit que nous analysons des lésions en 3D et que parfois, plusieurs projections en OCT-A sont nécessaires pour représenter l'ensemble de la lésion.

Une des limites de l'OCT-A a longtemps été les décollements de l'épithélium

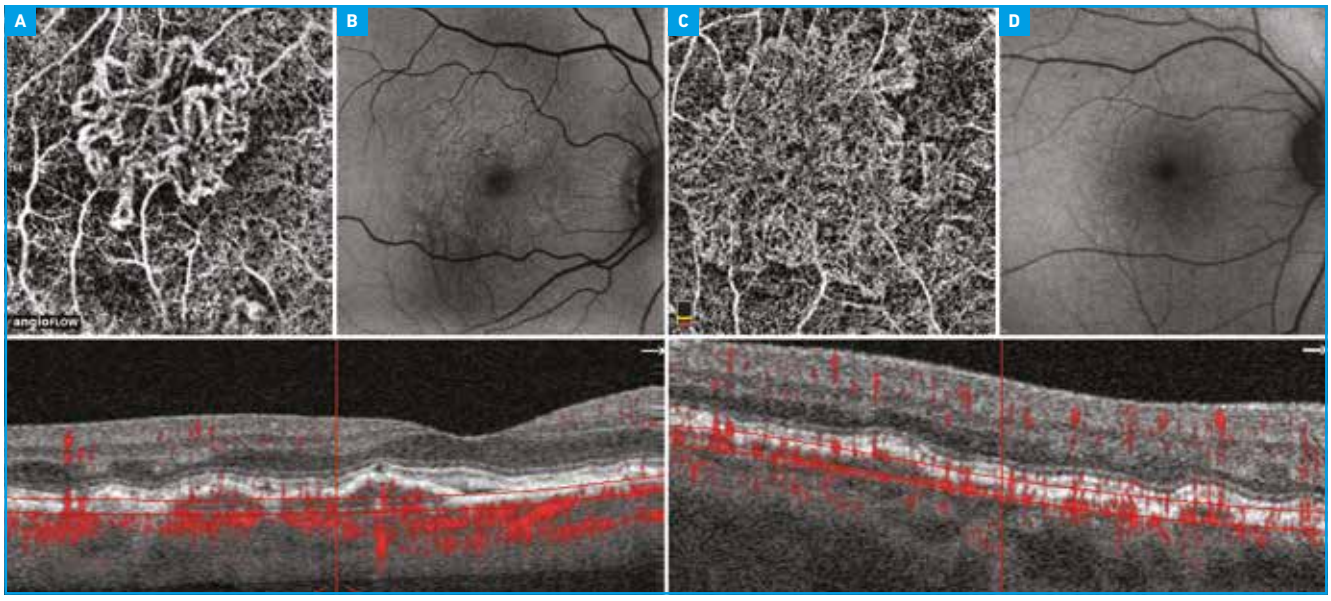

Fig. 13A et B : Néovaisseaux de type 1 quiescent en OCT-A. Le signal de décorrélation est évident avec un épithélium pigmentaire infiltré par lipofuscine avec une hyper-autofluorescence bien visible. **B et C :** Néovaisseaux de type 1 quiescent avec un signal de décorrélation de bas bruit. L'épithélium pigmentaire est sain sans signe d'hyper-autofluorescence induisant une absorption maximale du signal OCT.

Revues générales

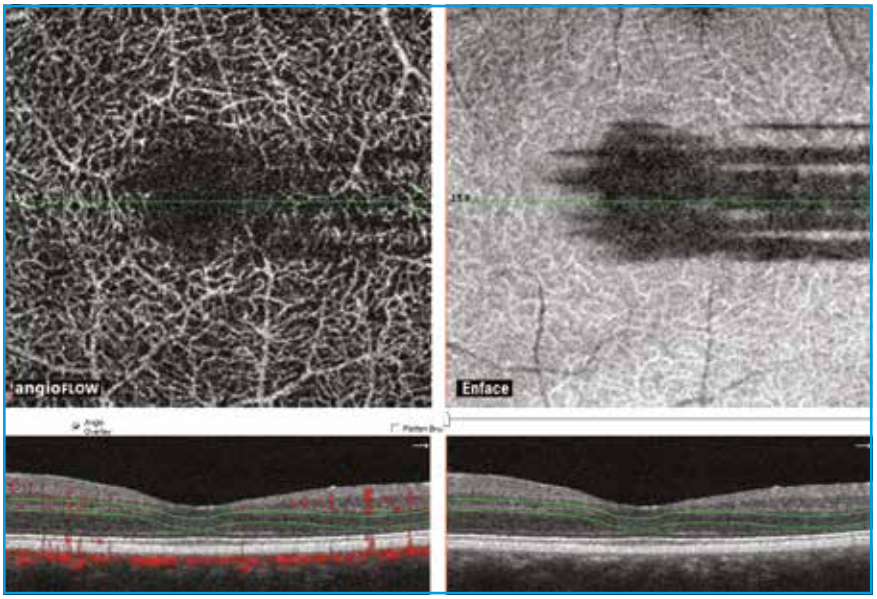

Fig. 14 : OCT-A avec une segmentation irrégulière induisant un artéfact prenant la forme d'un ombrage sur l'OCT-A et l'OCT "en face" simulant des zones d'hypoperfusions.

pigmentaire car la segmentation était souvent mise en défaut en raison de la désorganisation du tissu rétinien.
Pour ces lésions, la qualité de la segmentation de l'épithélium pigmentaire et de la membrane de Bruch est primordiale. L'usage du *deep learning* sur les logiciels de dernière génération a permis d'améliorer la performance de la segmentation automatique et autorise une meilleure visualisation des néovaisseaux choroïdiens notamment au sein des DEP (***fig. 16***).

Des outils de correction de la segmentation sont disponibles sur nos machines avec des outils dits de propagation, qui après seulement deux B-scans corrigés, étendent la correction à l'ensemble du cube (***fig. 17***). Des segmentations manuelles peuvent être réalisées à défaut.

La segmentation automatisée doit être analysée avec beaucoup de discernement car elle peut générer des artéfacts modifiant la projection de l'angio-OCT. Cette analyse automatisée doit être contrôlée systématiquement sur le cliché B-scan correspondant, et à défaut, utiliser une segmentation manuelle adaptée en épaisseur et en profondeur.

Conclusion

L'OCT-A est une technique d'imagerie non invasive et rapide, qui permet de renseigner l'état de la vascularisation

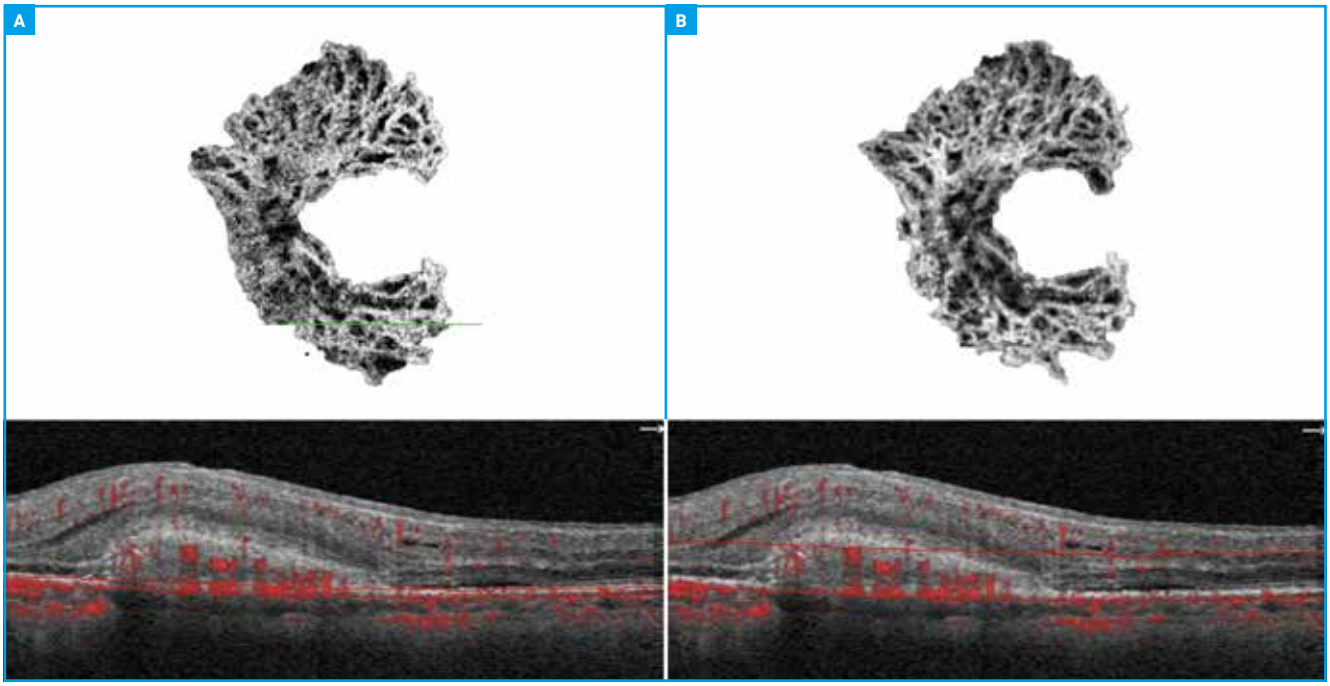

Fig. 15A : OCT-A d'un néovaisseau de type 2 avec une segmentation portée sur la membrane de Bruch. L'architecture du néovaisseau perd en précision. **B :** OCT-A du même néovaisseau avec une segmentation proportionnelle à la lésion. Les détails de l'architecture néovasculaire sont plus visibles.

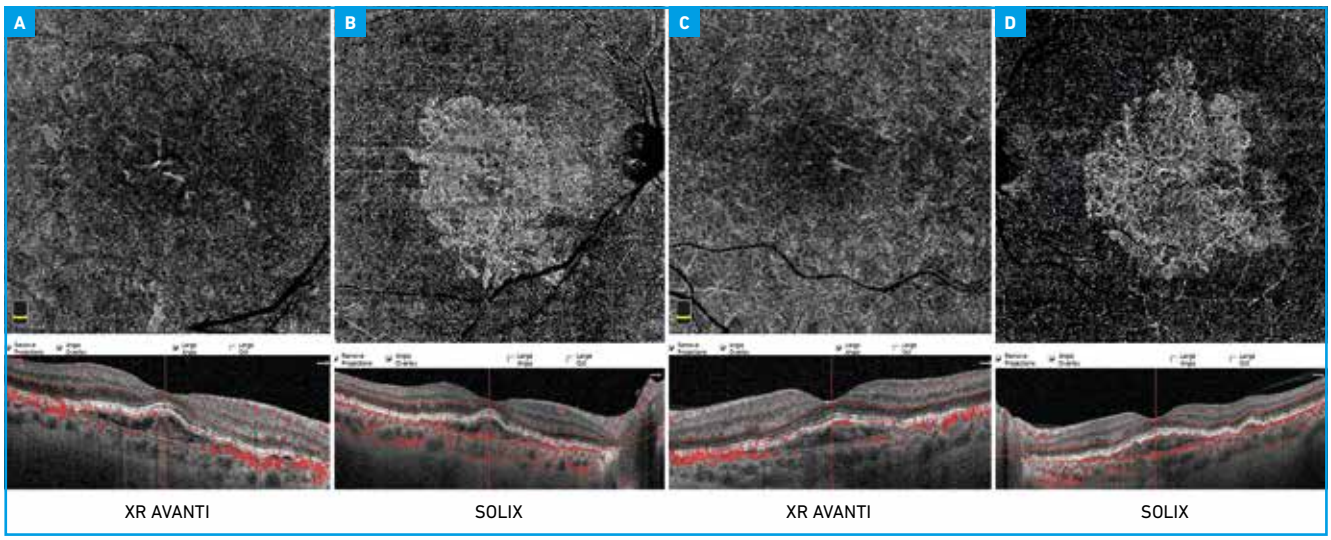

Fig. 16A, B, C et D : Comparaison OCT-A de deux patients entre deux OCT SD de génération différente où l'on observe l'amélioration de la segmentation par le *deep learning* et une meilleure mise en évidence des néovaisseaux de type 1 dans des DEP vascularisés.

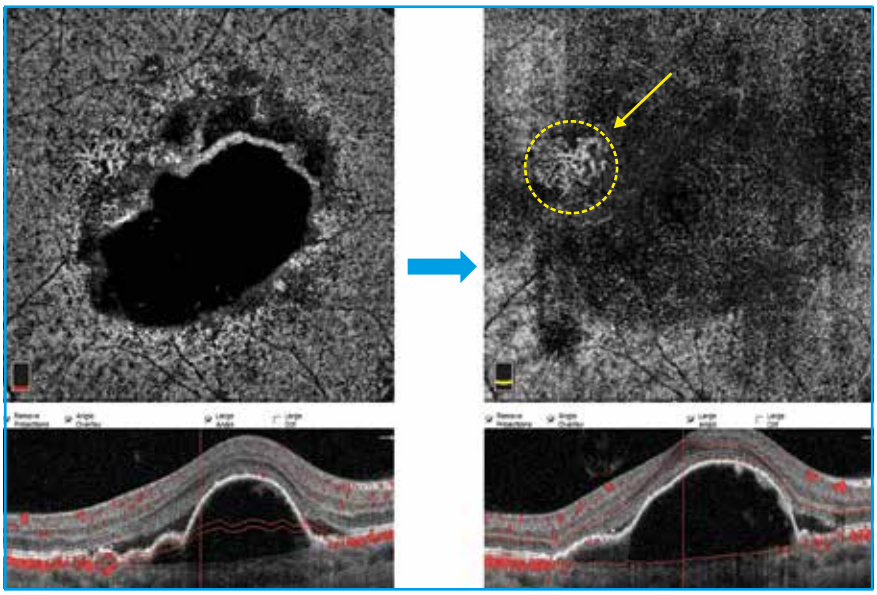

Fig. 17 : Outil de propagation permettant de corriger seulement la segmentation sur quelques B-scans. La correction est ensuite appliquée à l'ensemble du Cube. On note la mise en évidence des néovaisseaux dans l'encoche du DEP après modification de la segmentation.

rétinienne. Elle dispose d'une sémiologie propre et la connaissance de ses principes techniques permet d'en définir les limites pour s'affranchir des artéfacts et des erreurs d'interprétation. Les récentes évolutions de l'OCT-A la rendent plus accessible et certains facteurs limitatifs tel que l'accès à la perfusion périphérique sont en passe d'être dépassés.

BIBLIOGRAPHIE

1. Lumbroso B, Huang D, Jian Y *et al.* Clinical guide to Angio-OCT. Jaypee ISBN:978-993_5152-399-4.
2. Jia Y, Tan O, Tokayer J *et al.* Split-spectrum amplitude-decorrelation angiography with optical coherence tomography. *Opt Express*, 2012;20: 4710-4725.
3. Ripa M, Motta L, Florit T *et al.* The Role of Widefield and Ultra Widefield Optical Coherence Tomography in the Diagnosis and Management of Vitreoretinal Diseases. *Diagnostics (Basel)*, 2022;12:2247.
4. Zhang M, Hwang TS, Campbell JP *et al.* Projection-resolved optical coherence tomographic angiography. *Biomed Opt Express*, 2016;7:816-828.
5. Spaide RF, Klancnik JM Jr, Cooney MJ. Retinal vascular layers imaged by fluorescein angiography and optical coherence tomography angiography. *JAMA Ophtalmology*, 2015;133:45-50.
6. Arya M, Rashad R, Sorour O *et al.* Optical coherence tomography angiography (OCTA) flow speed mapping technology for retinal diseases. *Expert Rev Med Devices*, 2018;15:875-882.

L'auteur a déclaré être consultant pour Visionix et pour Intalight.