

Par le docteur Kevin Messier
Optométriste, M.Sc., FAAO

L'OCT-A dans la pratique optométrique : guide approfondi pour l'optométriste québécois



L'angiographie par tomographie de cohérence optique (OCT-A) s'est imposée en une décennie comme un prolongement fonctionnel de l'OCT structurel désormais accessible dans la plupart des cliniques d'optométrie. Introduite comme dispositif clinique commercial en 2014 et approuvée par la FDA à la fin de 2016, elle offre une visualisation tridimensionnelle, non invasive et résolue en profondeur de la vascularisation rétinienne et choroïdienne, sans injection de colorant[1]. Pour l'optométriste québécois, qui se trouve souvent en première ligne du dépistage des maladies rétiniennes, cette modalité représente une occasion d'affiner la détection précoce et le suivi à condition d'en comprendre les forces, les limites et les pièges d'interprétation. Ce guide se veut à la fois une introduction aux principes physiques et une feuille de route pratique pour intégrer l'OCT-A à un débit de travail clinique réel.

Principe de fonctionnement

L'OCT-A ne mesure pas la structure statique des tissus, mais le mouvement. En acquérant de façon répétée des B-scans au même endroit de la rétine, l'appareil détecte la variation de la lumière causée par le déplacement des érythrocytes dans les vaisseaux, tandis que le tissu neurosensoriel demeure immobile[2]. Ce contraste de mouvement, calculé par des algorithmes, permet de reconstruire une carte des vaisseaux perfusés[3]. Les érythrocytes en mouvement agissent ainsi comme un agent de contraste intrinsèque, éliminant le besoin de colorant exogène[4].

L'un des apports fondamentaux de l'OCT-A est la segmentation en plexus : contrairement à l'angiographie à la fluorescéine (AF), qui ne visualise essentiellement que le plexus superficiel sous forme d'image bidimensionnelle fusionnée, l'OCT-A distingue le plexus capillaire superficiel, intermédiaire et profond, ainsi que la choriocapillaire et autres couches de la choroïde[5] (**voir figure 1**). Chaque angiogramme s'accompagne automatiquement d'un B-scan structurel, ce qui permet de localiser précisément une anomalie vasculaire dans une couche rétinienne donnée[6].

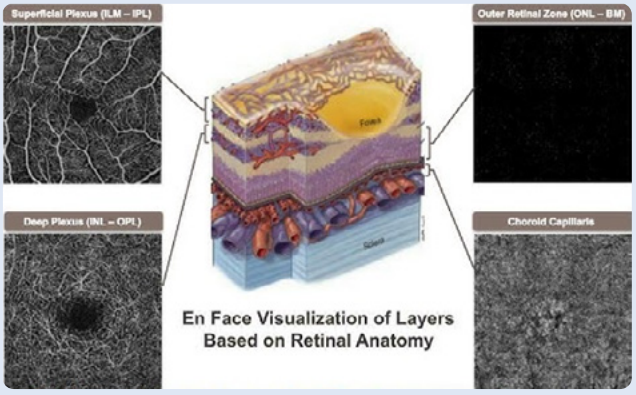


Figure 1 : principe de fonctionnement de l'OCT-A

Voir la vidéo sur youtube

Avantages par rapport à l'angiographie à la fluorescéine

L'OCT-A comporte plusieurs avantages pour une utilisation pratique en clinique. Elle est rapide, non invasive et ne requiert aucun colorant intraveineux, éliminant ainsi le risque d'anaphylaxie, de détresse cardiorespiratoire ou d'effets rénaux associés à la fluorescéine[7]. Elle peut donc être répétée à chaque visite et utilisée chez des patientes enceintes ou chez des patients pour qui l'AF n'est pas indiquée. Ses images ne sont pas masquées par la diffusion du colorant, ce qui permet de visualiser clairement les vaisseaux impliqués, et sa résolution s'approche de celle de l'histologie[2]. Surtout, l'OCT-A offre une information résolue en profondeur, capillaire par capillaire, plexus par plexus[2].

Il importe toutefois de bien situer l'OCT-A par rapport aux autres modalités : elle ne remplace ni l'OCT traditionnel, dont l'information demeure essentielle à la décision clinique, ni complètement l'AF[8]. L'AF reste la seule modalité dynamique capable de démontrer la fuite active de fluide, signe clinique important de plusieurs pathologies, que l'OCT-A ne peut détecter[9]. L'OCT-A est donc mieux comprise comme un outil complémentaire, dont la valeur dépend d'une interprétation appropriée et d'une bonne intégration clinique[8].

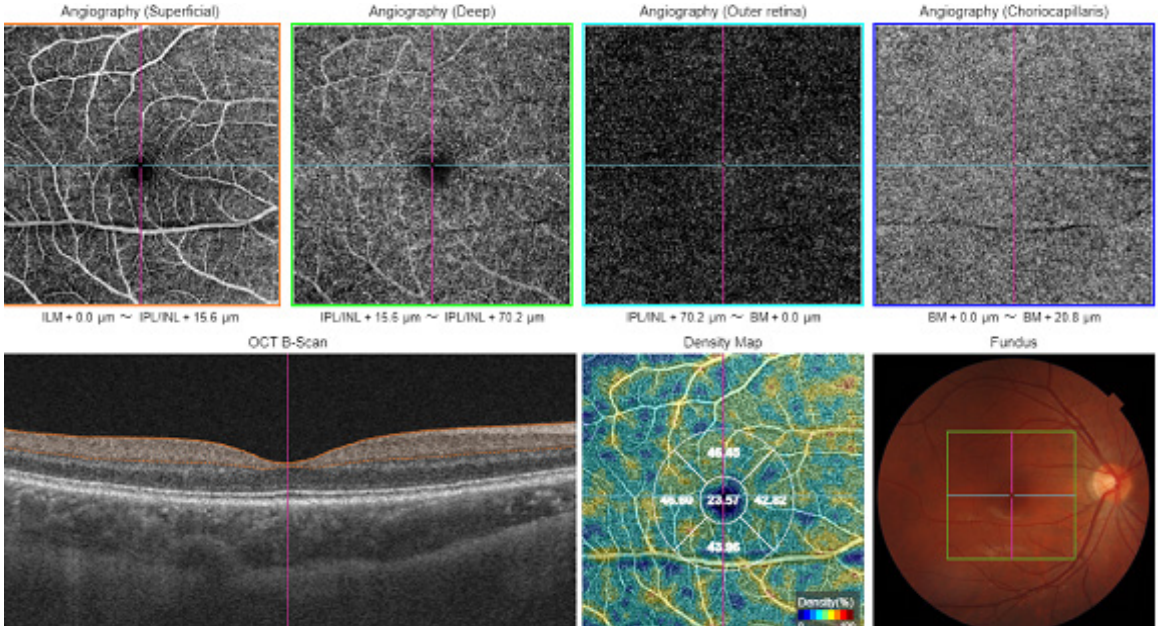


Figure 2 : rapport fourni par l'appareil suivant l'acquisition des images sur un patient

Applications cliniques pertinentes en optométrie

Rétinopathie diabétique. C'est l'application la plus reconnue et la plus utile au dépistage. L'OCT-A révèle des altérations microvasculaires précoces, parfois avant que la rétinopathie ne soit cliniquement visible, notamment l'élargissement et la déformation de la zone avasculaire fovéolaire (FAZ), la rupture capillaire périfovéale et une baisse de la densité capillaire[10]. Elle permet de visualiser et de quantifier les microanévrismes (souvent situés dans le plexus capillaire profond), les anomalies microvasculaires intrarétiniennes (AMIR), les zones de non-perfusion, les pertes de densité vasculaire de la choriocapillaire et la néovascularisation[11]. L'OCT-A distingue par ailleurs la néovascularisation véritable des AMIR, une différenciation importante à faire en clinique[11].

Au-delà de la détection, l'OCT-A apporte une information sur le pronostic. Les changements au niveau capillaire sont souvent des indicateurs plus sensibles de progression que les altérations des gros vaisseaux, et l'ischémie maculaire diabétique identifiée à l'OCT-A prédit la progression de la rétinopathie, le développement d'un œdème maculaire diabétique (OMD) et le baisse de l'acuité visuelle[11].

L'American Academy of Ophthalmology rappelle que même si la technologie est approuvée, les lignes directrices et indications précises pour son usage au dépistage et dans la prise en charge de la rétinopathie diabétique demeurent en évolution[12].

Dégénérescence maculaire liée à l'âge (DMLA). Dans la DMLA exsudative, l'OCT-A détecte la néovascularisation choroïdienne et permet de suivre la réponse au traitement anti-VEGF[13]. Elle est particulièrement utile pour diagnostiquer la néovascularisation maculaire de type 3 (**voir tableau suivant**), deuxième forme la plus fréquente, où la détection d'un signal de mouvement dans un matériel hyperréflectif de la rétine externe confirme la nature néovasculaire de la lésion, une distinction importante, car elle nécessite un traitement anti-VEGF[14]. Dans la forme non exsudative, l'OCT-A peut cartographier la perte de la choriocapillaire, apportant de l'information sur la physiopathologie[15]. Pour l'optométriste, cela aide à préciser un diagnostic établi initialement par photographie du fond d'œil et l'OCT et à orienter plus judicieusement une référence.

Rappel : les différents types de membranes néovasculaires dans la DMLA humide

	Type 1 néovascularisation occulte	Type 2 néovascularisation classique	Type 3 prolifération angiomateuse rétinienne, RAP
Localisation anatomique	Sous l'EPR, entre l'EPR et la membrane de Bruch; néovaisseaux issus de la choriocapillaire	Espace sous-rétinien, au-dessus de l'EPR; néovaisseaux issus de la choroïde traversant l'EPR érodé	Intrarétinienne, issue du plexus capillaire profond, s'étendant vers la rétine externe
Fréquence relative en DMLA	La plus fréquente (~40 %)	La moins fréquente en forme pure (~9 %); souvent en lésion mixte type 1/2	~34 % (deuxième plus fréquent)
OCT structurel	PED peu élevé et irrégulier, réflectivité mixte; signe de la double couche (DLS) ou SIRE	Matériel hyperréflectif sous-rétinien (SRHM) au-dessus de l'EPR, avec liquide sous/intrarétinien	Lésion hyperréflective focale de la rétine externe, souvent avec liquide intrarétinien; PED drusénoïde/séreux fréquent
OCT-A	Réseau sous l'EPR; parfois difficile à délimiter (se fond dans la choroïde)	Réseau bien circonscrit, meilleure détection en OCT-A; B-scan confirme le flux dans le SRHM	Flux focal dans la lésion de la rétine externe sur B-scan OCT-A; PED associé
Pronostic/ réponse au traitement	Meilleure acuité à long terme, plus de résistance à l'atrophie; nécessite souvent une charge anti-VEGF plus intense	Réponse rapide, mais risque accru de cicatrice fibrotique et de moins bons résultats	Très sensible à l'anti-VEGF, mais risque accru d'atrophie rétinienne externe

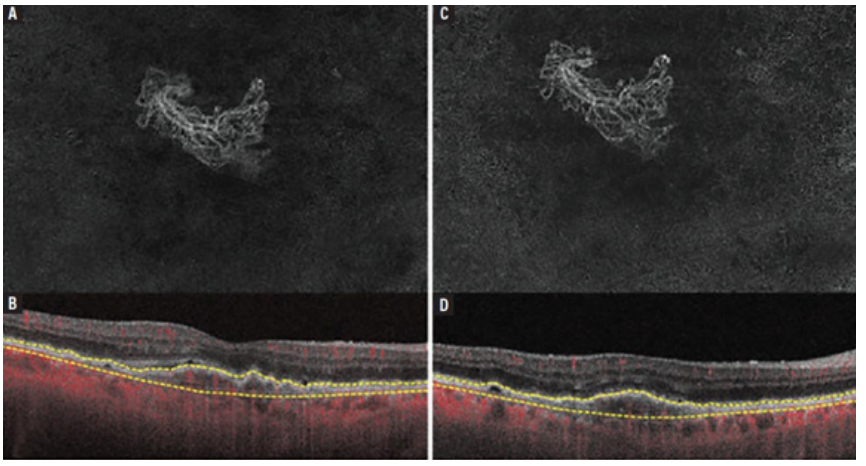


Figure 3 : patient présentant une membrane néovasculaire.
Les images présentent la couche représentant la rétine externe, normalement avasculaire[16]

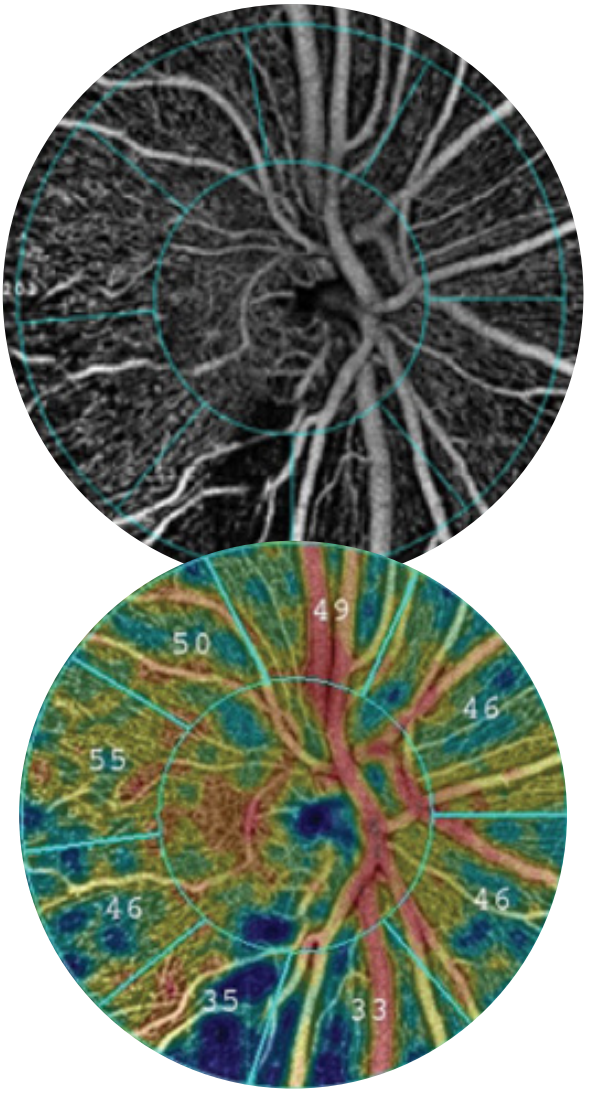


Figure 4 :
exemple d'acquisition à la tête du NO chez un patient glaucomateux.
Nous pouvons voir la perte de densité vasculaire dans le quadrant inférieur.

Occlusions vasculaires rétiniennes. L'OCT-A quantifie les zones de non-perfusion et les remaniements capillaires dans les occlusions veineuses et artérielles, en distinguant l'atteinte des plexus superficiel et profond[6]. Le plexus capillaire profond est souvent plus atteint, une information qu'aucune modalité bidimensionnelle ne pouvait offrir.

Glaucome et applications émergentes. La densité vasculaire péripapillaire et maculaire, ainsi que la perte des capillaires alimentant la couche des fibres nerveuses et le complexe des cellules ganglionnaires, suscitent un intérêt croissant comme marqueurs complémentaires dans le glaucome. Plus particulièrement utiles au diagnostic et au suivi des stades précoces ainsi que pour connaître lorsque le traitement est le plus efficace[17]. L'OCT-A s'étend aussi à la myopie pathologique et à diverses neuropathies optiques, et la vascularisation rétinienne reflète l'état vasculaire systémique, ouvrant des perspectives en matière d'hypertension, de fibrillation auriculaire et de maladies neurodégénératives[18].

L'imagerie grand champ et ultra-grand champ

La principale limite historique de l'OCT-A, un champ restreint de 3 × 3 mm ou 6 × 6 mm centré sur la macula, s'atténue avec les systèmes grand champ (12 × 12 mm) et ultra-grand champ (jusqu'à 21 × 26 mm en un seul balayage, ou davantage par montage)[19]. Cette évolution est cliniquement importante, car la perte capillaire en rétinopathie diabétique prédomine en périphérie, notamment dans le quadrant temporal[20]. L'aire de non-perfusion et l'indice ischémique mesurés en ultra-grand champ sont prédictifs de la sévérité de la rétinopathie, et les acquisitions les plus larges (21 × 26 mm) évaluent mieux l'ischémie périphérique[19].

Comparativement à l'AF ultra-grand champ, l'OCT-A grand champ détecte un nombre comparable de néovascularisations et une ischémie profonde bien définie de façon équivalente, tout en identifiant plus fréquemment les AMIR. Les deux modalités sont donc complémentaires. De façon notable, les valeurs quantitatives de perfusion maculaire à l'OCT-A sont en corrélation avec la non-perfusion périphérique, suggérant un rôle possible de l'OCT-A maculaire comme test de substitution non invasif pour déterminer l'ischémie périphérique chez les patients incapables de subir une AF[11].

Les métriques et leur interprétation

Au-delà de l'image, l'OCT-A génère des paramètres chiffrés utiles au suivi : la densité vasculaire (proportion de surface perfusée), la densité de longueur vasculaire (longueur totale des vaisseaux sur image squelettisée), la dimension fractale (complexité du réseau) et les mesures de la FAZ, dont l'aire et le périmètre[4].

Plusieurs mises en garde s'imposent. D'abord, chaque plateforme utilise des algorithmes différents, si bien que les valeurs ne sont pas directement comparables d'un appareil à l'autre[4]. En pratique, il est essentiel de suivre un patient sur le même appareil, avec le même protocole de balayage, et de se méfier des comparaisons entre dispositifs ou entre études. Les bases de données normatives, qui montrent une baisse de la densité vasculaire avec l'âge, aident à contextualiser une valeur individuelle, mais restent liées à l'algorithme qui les a générées[21].

Limites et artéfacts : le principal écueil à l'interprétation

Une utilisation de l'OCT-A exige de reconnaître ses artéfacts, qui sont extrêmement fréquents. Dans une étude portant sur 406 images d'yeux atteints de rétinopathie diabétique, au moins un artéfact était présent dans 97,3 % des images, et des artéfacts sévères susceptibles de compromettre la fiabilité des sorties quantitatives touchaient 53,5 % des images[22]. Les plus fréquents étaient l'ombre, le défaut de mise au point (défocus) et le mouvement[22]. Malgré tout, les indices de qualité avaient une sensibilité élevée (97-99 %), mais une faible spécificité (37-41 %) pour identifier les images non fiables : un bon indice de qualité ne garantit donc pas l'absence d'artéfact sévère[22].

Les principaux types d'artéfacts à connaître sont : les artéfacts de mouvement et de clignement, les artéfacts de projection (les vaisseaux superficiels se « projetant » sur les couches profondes), les erreurs de segmentation, le décalage en Z, le défocus, l'inclinaison et les ombres liées aux opacités des milieux[23]. Une distinction particulièrement importante, surtout en imagerie grand champ, oppose la véritable non-perfusion capillaire à un artéfact de faible signal OCT : les deux apparaissent sombres sur l'image en face et ne peuvent être distingués sans recourir au B-scan transversal[24]. Un flux sanguin lent peut également échapper à la détection, la sensibilité étant limitée par les mouvements oculaires, l'intervalle entre les scans et le seuil de détection choisi[2].

En pratique, plusieurs mesures réduisent ces pièges : optimiser la fixation et le positionnement du patient (l'ombre, le défocus et le mouvement sont surtout dépendants de la technique), toujours mettre en corrélation l'image en face avec le B-scan structurel corégistré avant de conclure, et se méfier d'une « non-perfusion » située dans une zone de faible signal[25]. Une bonne fixation peut être difficile en présence d'une maladie maculaire avancée[2]. Enfin, le coût de l'appareil demeure plus élevé que celui d'un OCT seul.

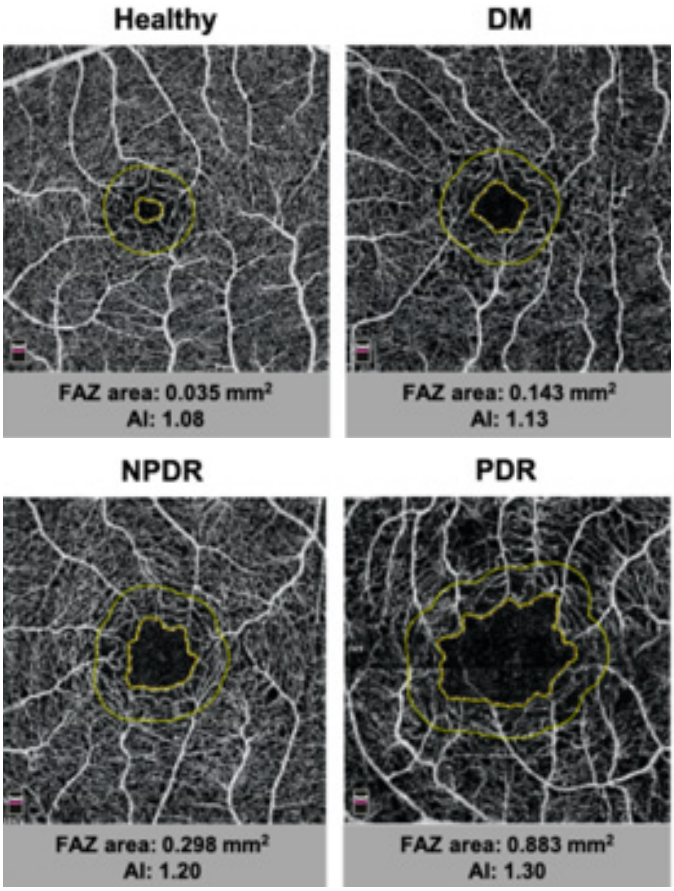


Figure 5 :

présentation de différentes pathologies et la relation avec la FAZ[26]

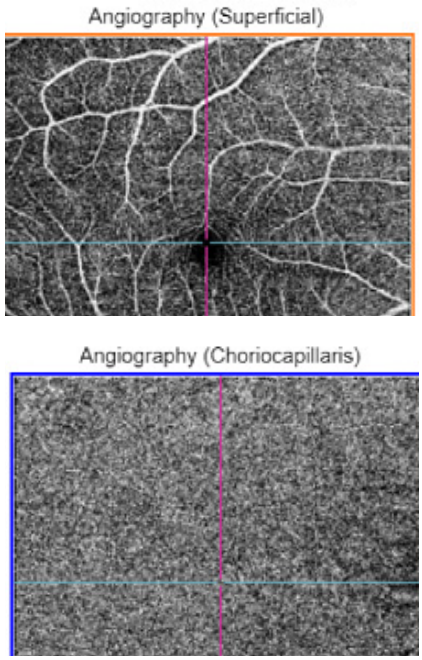


Figure 6 : exemple d'une image présentant un artéfact de projection

Intelligence artificielle

L'intégration de l'intelligence artificielle à l'analyse des images OCT-A progresse rapidement. Des algorithmes d'apprentissage automatique aident à segmenter automatiquement les zones de non-perfusion, à quantifier les métriques et à évaluer ou prédire la sévérité de la rétinopathie diabétique, et promettent d'affiner la précision diagnostique et d'élargir les applications prédictives[27]. Ces outils demeurent surtout au stade de la recherche, mais commencent à apparaître dans les logiciels commerciaux.

Intégration dans un flux de travail optométrique

Pour tirer parti de l'OCT-A, il convient de l'inscrire dans une démarche d'imagerie multimodale plutôt que de l'utiliser isolément. L'examen du fond d'œil, la photographie couleur et l'OCT complètent l'examen[28]. Voici quelques principes pratiques :

- Sélectionner l'indication. L'OCT-A trouve sa place chez le patient diabétique pour surveiller la perfusion maculaire, la FAZ et l'ischémie; chez le patient présentant une DMLA, pour caractériser une membrane néovasculaire suspecte avant référence; dans le suivi des occlusions vasculaires et du glaucome précoce;
- Standardiser l'acquisition. Utiliser le même appareil, la même taille de balayage et le même protocole d'une visite à l'autre pour rendre les métriques comparables dans le temps;
- Contrôler la qualité avant de conclure. Évaluer l'indice de signal, rechercher activement les artéfacts et vérifier l'exactitude de la segmentation, sans se fier au seul indice de qualité propriétaire[22].
- Mettre en corrélation avec le B-scan. Confirmer toute anomalie en face non-perfusion, néovascularisation, membrane sur la coupe transversale corégistrée[29].
- Documenter et orienter. Consigner les métriques et les images pour le suivi et utiliser les constatations pour préciser une référence en ophtalmologie plutôt que pour retarder une prise en charge nécessaire.

En somme, l'OCT-A n'est ni un substitut à l'angiographie conventionnelle ni un simple outil technologique : c'est une modalité complémentaire dont la valeur repose sur une sélection des indications, une reconnaissance des artéfacts et une interprétation intégrée aux autres données cliniques[8]. Pour l'optométriste québécois, elle représente un atout de plus en plus accessible pour la détection et le suivi des maladies vasculaires rétiniennes.

RÉFÉRENCES

1. Kashani et al., Progress in Retinal and Eye Research, 2017; Bouma et al., Nature Reviews Methods Primers, 2023.
2. Kashani et al., Progress in Retinal and Eye Research, 2017.
3. Jia et al., PNAS, 2015.
4. Courtie et al., Scientific Reports, 2024.
5. Wylęgała, Current Neurology and Neuroscience Reports, 2018; Sivaprasad et Vujosevic, Nature Reviews Endocrinology, 2026.
6. Spaide et al., Progress in Retinal and Eye Research, 2018.
7. Nouri et al., Survey of Ophthalmology, 2023; Courtie et al., Scientific Reports, 2024.
8. Mayeda et de Carlo Forest, Current Opinion in Ophthalmology, 2026.
9. Lim et al., American Academy of Ophthalmology, 2025; Saladino et al., Retina, 2026.
10. Nouri et al., Survey of Ophthalmology, 2023.
11. Sivaprasad et Vujosevic, Nature Reviews Endocrinology, 2026.
12. Lim et al., American Academy of Ophthalmology, 2025.
13. Sambhav et al., Survey of Ophthalmology, 2017.
14. Neri et al., Graefe's Archive, 2026
15. Sambhav et al., Survey of Ophthalmology, 2017.
16. https://retinatoday.com/articles/2021-july-aug/clinical-utility-of-oct-angiography-for-amd.
17. Bouma et al., Nature Reviews Methods Primers, 2023; Tseng et al., Survey of Ophthalmology, 2025.
18. Courtie et al., Scientific Reports, 2024; Tseng et al., Survey of Ophthalmology, 2025.
19. Gumustop et al., American Journal of Ophthalmology, 2026.
20. Tan et al., JAMA Network Open, 2020.
21. Munsell et al., Graefe's Archive, 2023.
22. Holmen et al., JAMA Ophthalmology, 2020.
23. Holmen et al., JAMA Ophthalmology, 2020; Spaide et al., Progress in Retinal and Eye Research, 2018
24. De Pretto et al., Scientific Reports, 2019.
25. De Pretto et al., Scientific Reports, 2019; Holmen et al., JAMA Ophthalmology, 2020.
26. https://www.mdpi.com/2673-8937/1/3/17
27. Zhang et al., Frontiers in Endocrinology, 2024; Le Boité et al., PLoS One, 2024.
28. Spaide et al., Progress in Retinal and Eye Research, 2018.
29. De Pretto et al., Scientific Reports, 2019; Neri et al., Graefe's Archive, 2026