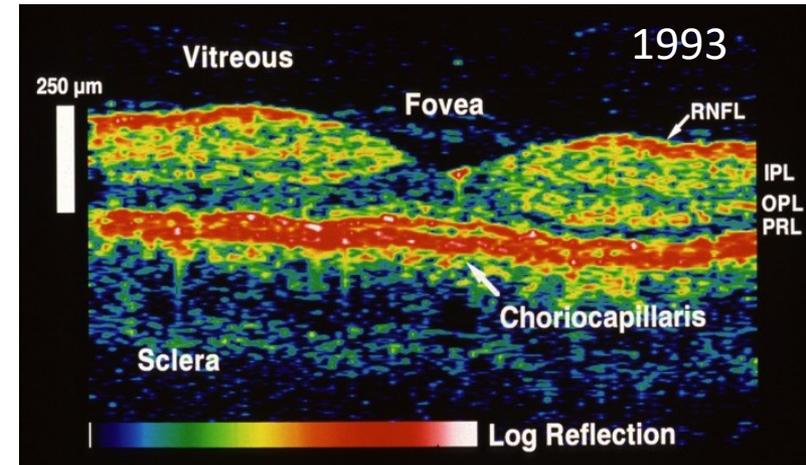
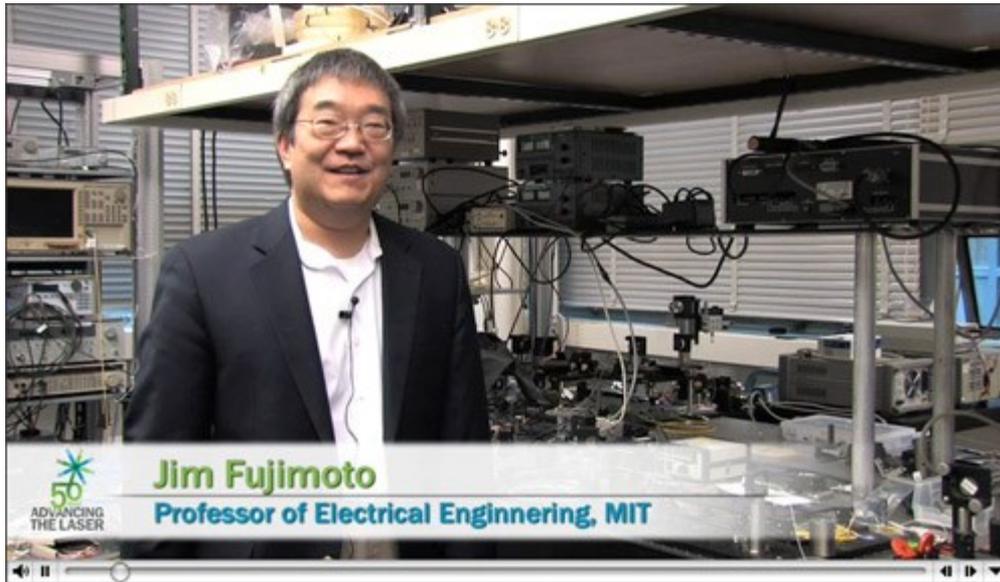




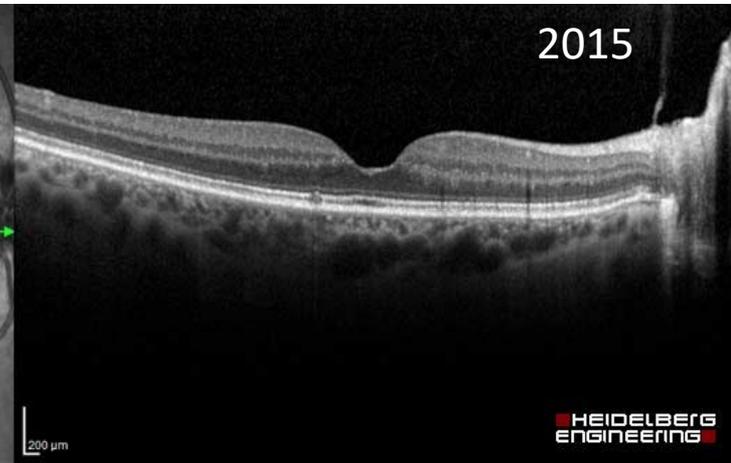
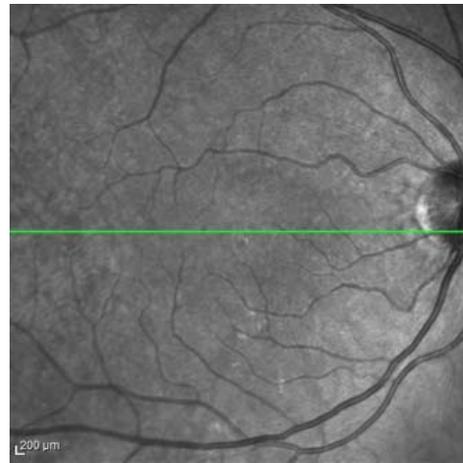
# Nouvelles méthodes d'imagerie haute résolution

OCT

OCT : inventée en 1991 à MIT par Pr Fujimoto, permet l'imagerie de la rétine (et autres tissus) en coupe à l'échelle micrométrique



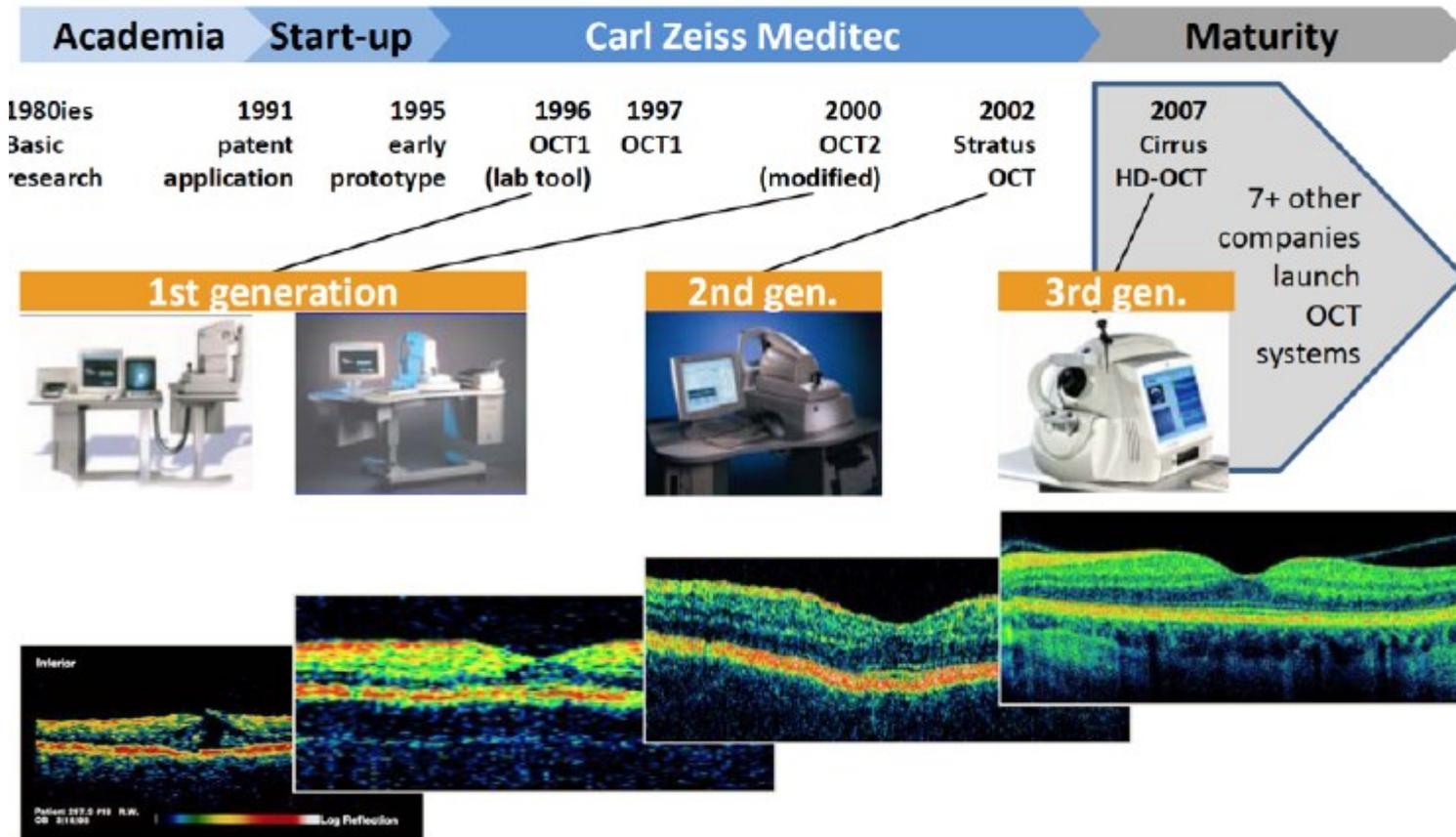
Optical coherence tomography  
Science, 1991  
Huang et al



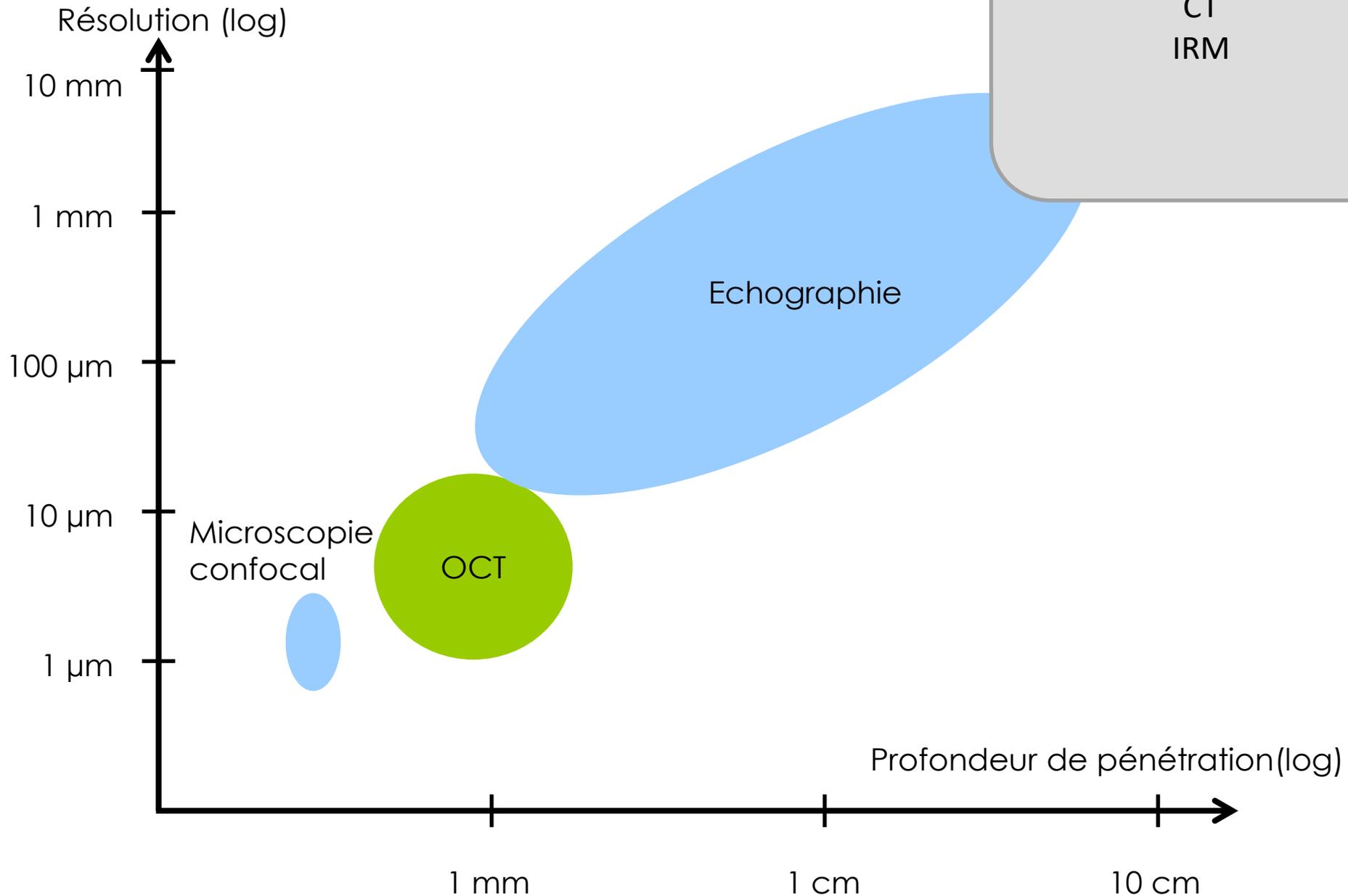
# 5 years from academic research to first lab tools for clinical environment



CARL ZEISS MEDITEC

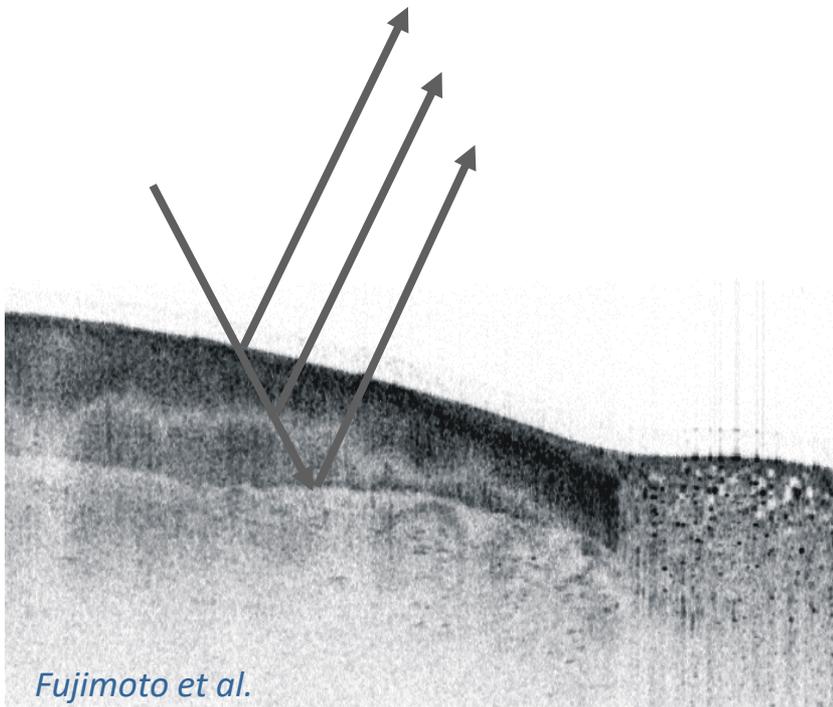


# Résolution vs profondeur



# Principes optiques de base

- L'OCT est l'analogue optique de l'échographie
  - Utilisation de la lumière infrarouge au lieu des ultrasons



Mesure du temps  
d'écho de la  
lumière  
rétrodiffusée

# Principes optiques de base

- La lumière se déplace beaucoup plus vite que le son



On voit la foudre avant d'entendre la tonnerre



On voit les feux d'artifice avant de les entendre

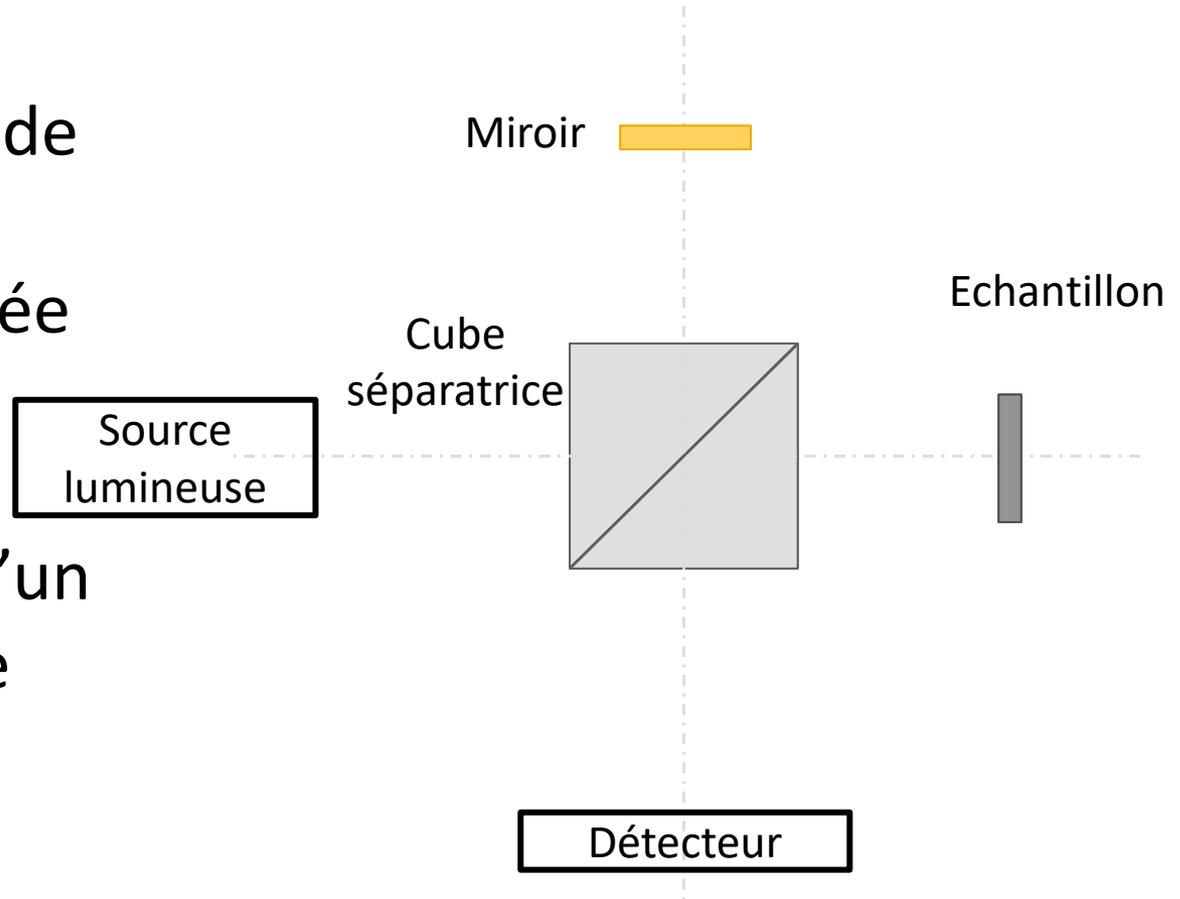
- La vitesse du son est de  $\sim 340$  m/s, tandis que la vitesse de la lumière est de  $\sim 300\,000\,000$  m/s

# Principes optiques de base

- Il est extrêmement difficile de détecter directement les temps d'écho courts des différents parcours de lumière donnés par les structures de l'œil en profondeur
- Les méthodes de mesure indirectes, tel que **l'interférométrie**, sont donc utilisés.

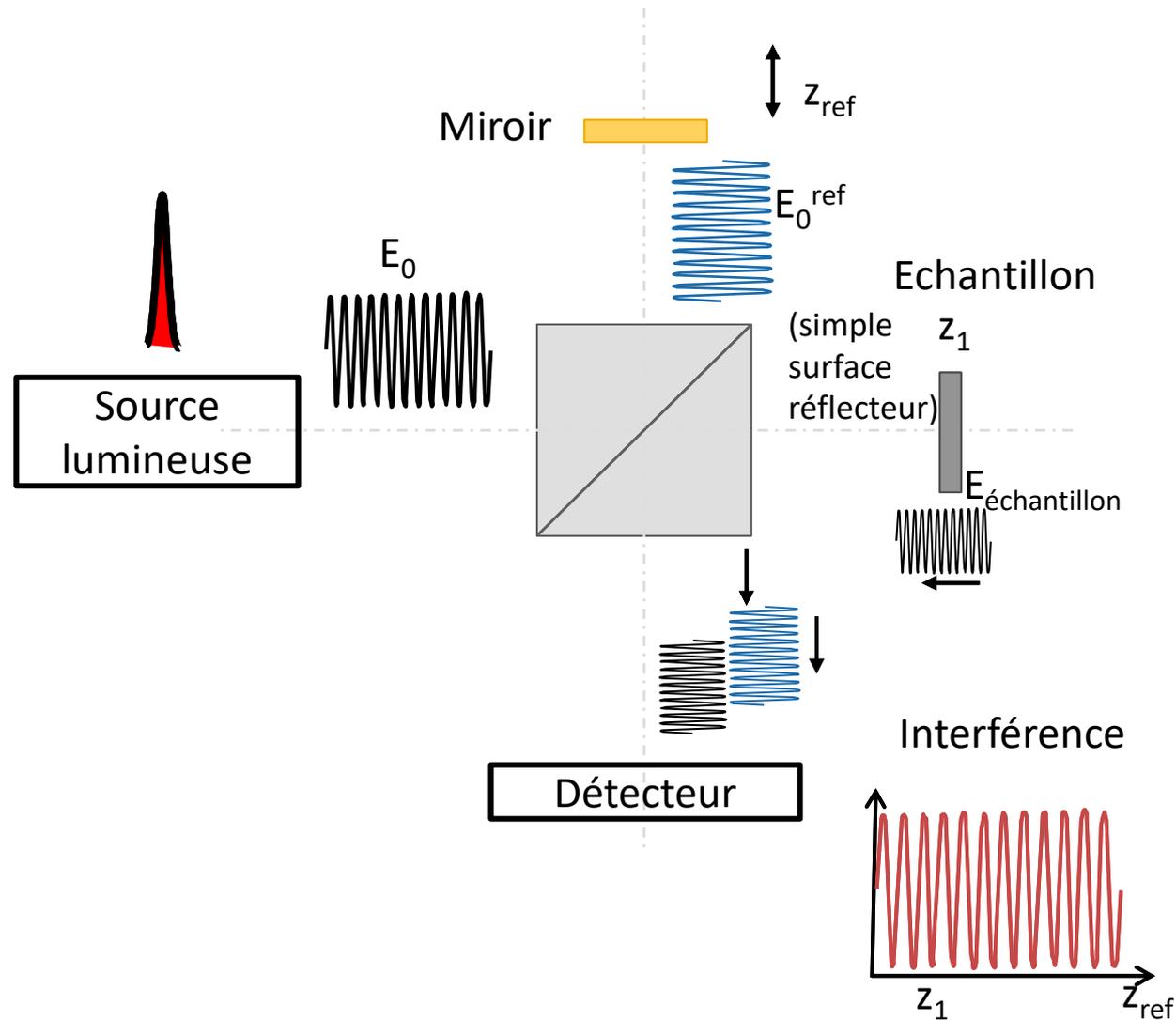
# Interférométrie

- L'interféromètre corrèle les signaux de ses deux bras : la lumière rétrodiffusée d'un échantillon interfère avec la lumière réfléchie d'un miroir de référence avec un temps de parcours connu.



# L'interféromètre standard

- Lorsqu'on utilise une source cohérente (bande spectrale étroite), les interférences sont observées sur une large gamme de différences de longueur de chemin optique.



# Interféromètre à faible cohérence

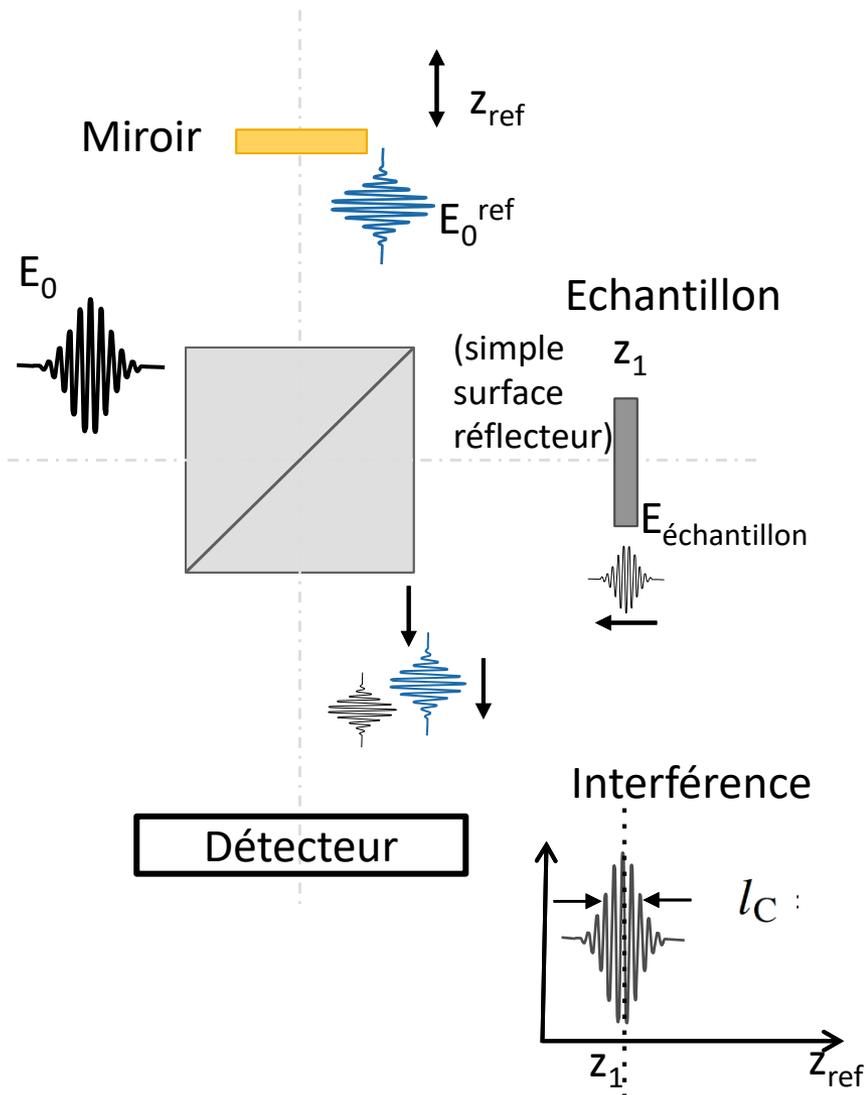
- Lorsqu'on utilise la lumière à faible cohérence (spectre large), les interférences ne sont observées QUE quand le temps parcouru par la lumière des bras de référence et d'échantillon est égal à la longueur de cohérence de la source près :



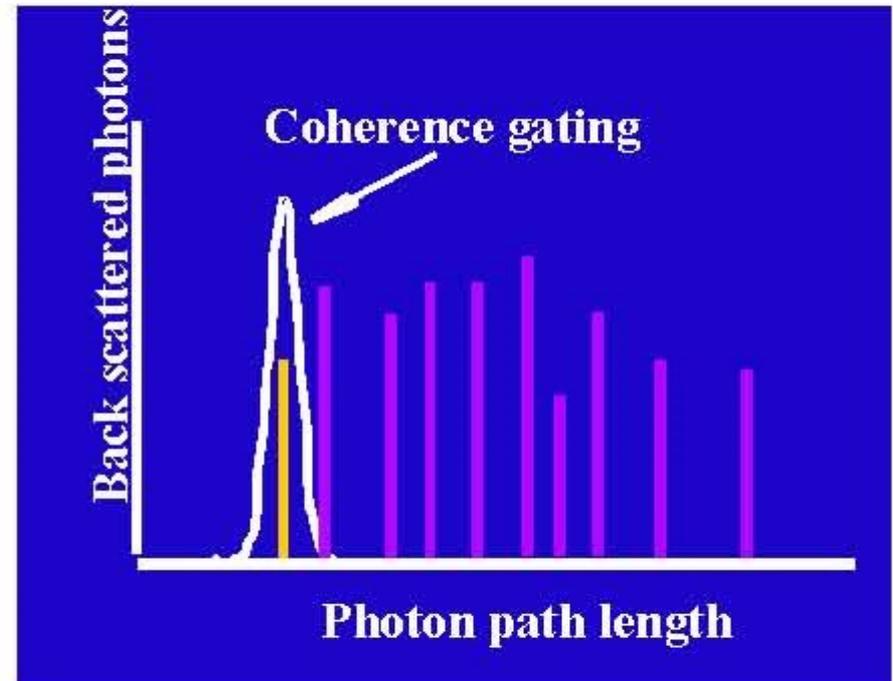
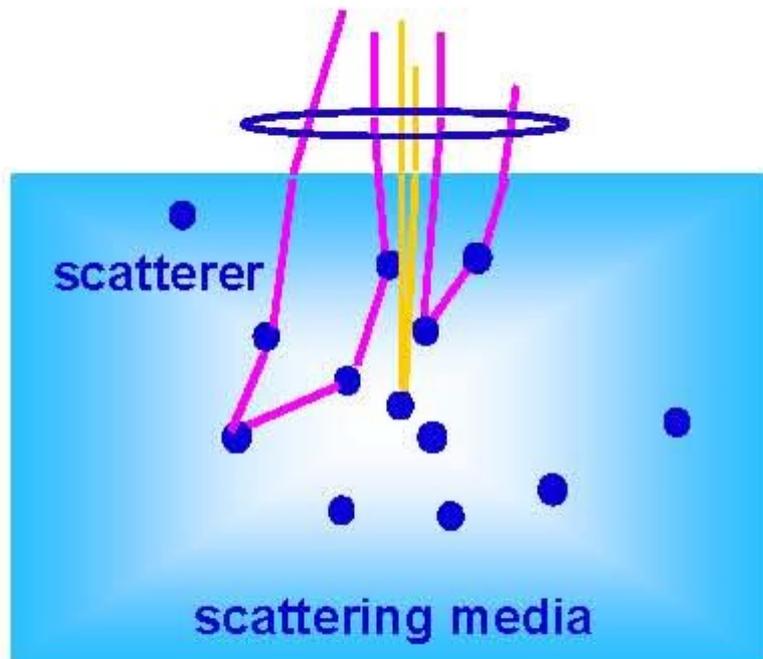
Source lumineuse

$$l_C = \frac{2 \ln 2}{\pi} \frac{\bar{\lambda}^2}{\Delta\lambda}$$

- Donc la présence des interférences sert comme mesure relative de la distance parcouru par la lumière.



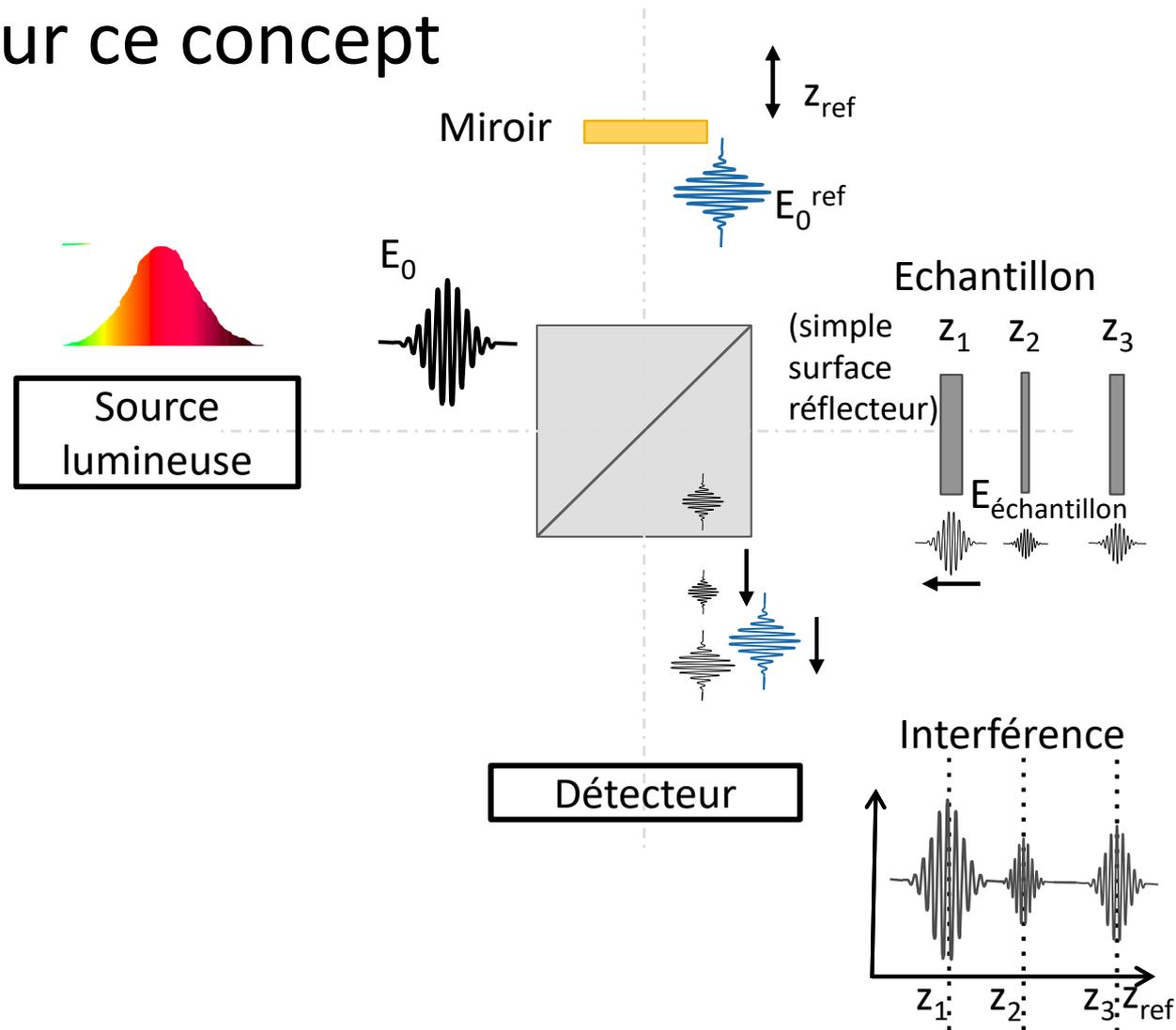
# Optical Coherence Tomography: Coherence Gating



# Interféromètre à faible cohérence

## ■ L'OCT est basé sur ce concept

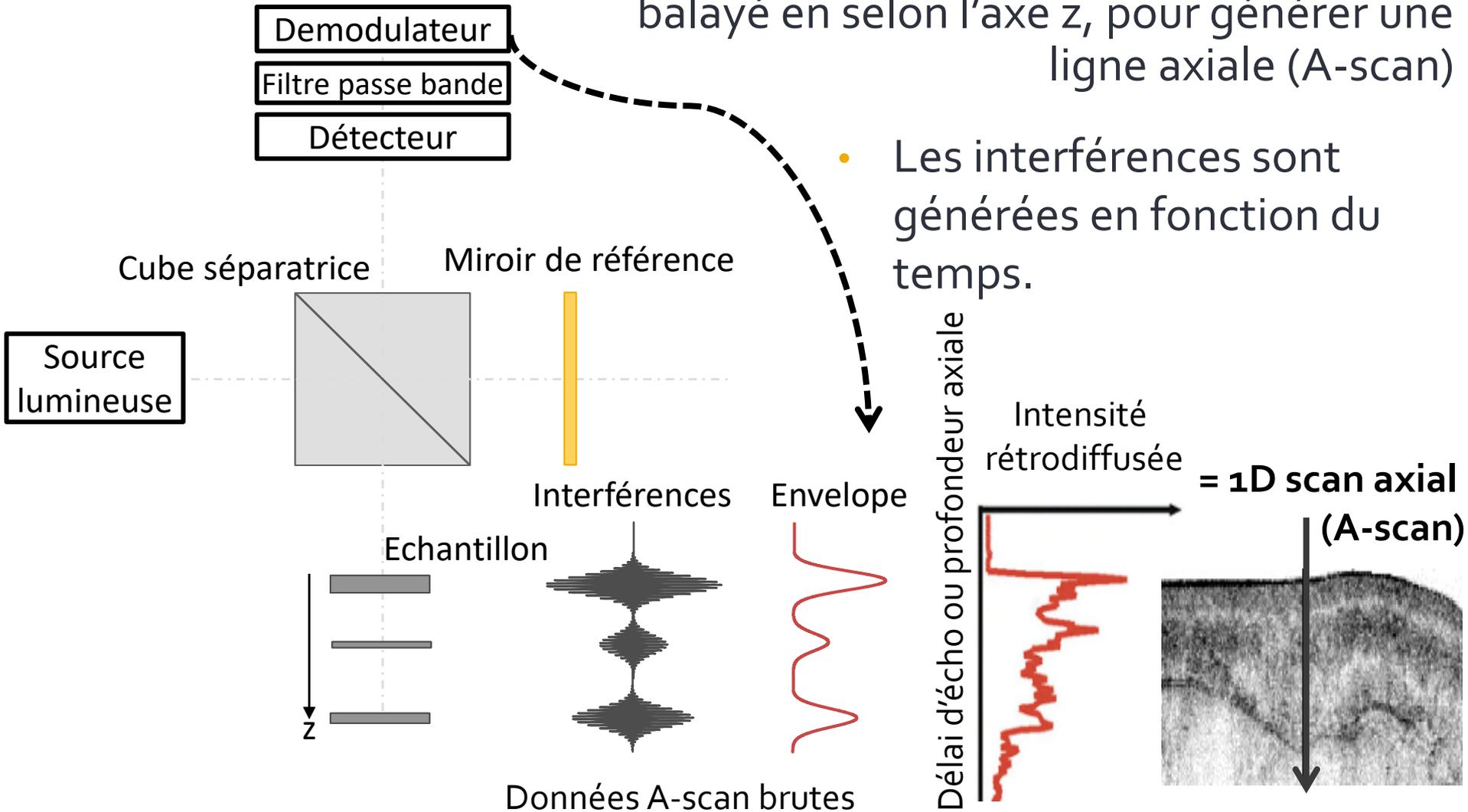
- Même si le faisceau lumineux passe à travers des différentes structures de l'échantillon, la source à faible cohérence (spectre large) permet de séparer la quantité de réflexions de structures individuelles le long du chemin du faisceau.



# L'OCT en domaine temporel (TD-OCT)

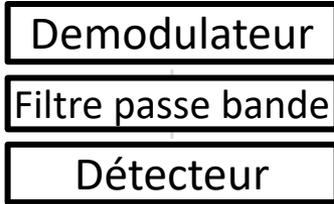
- La position du miroir de référence est balayé en selon l'axe z, pour générer une ligne axiale (A-scan)

- Les interférences sont générées en fonction du temps.

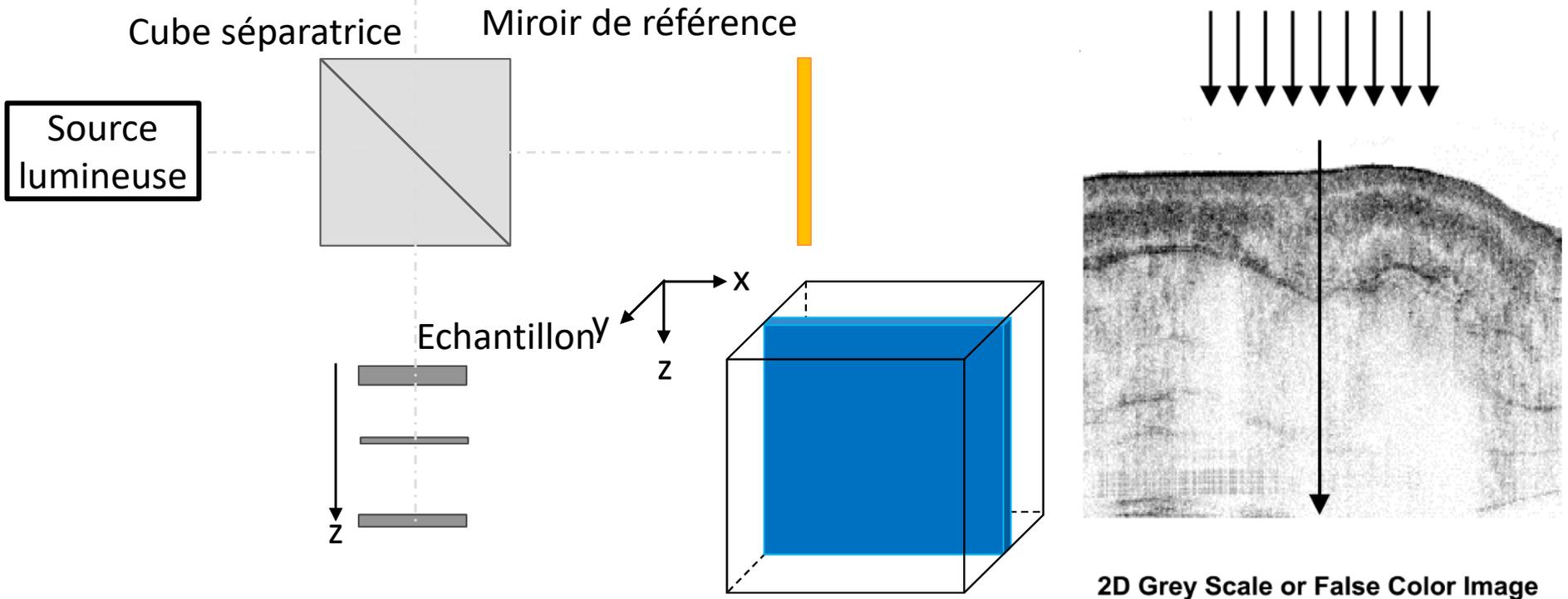


# L'OCT en domaine temporel (TD-OCT)

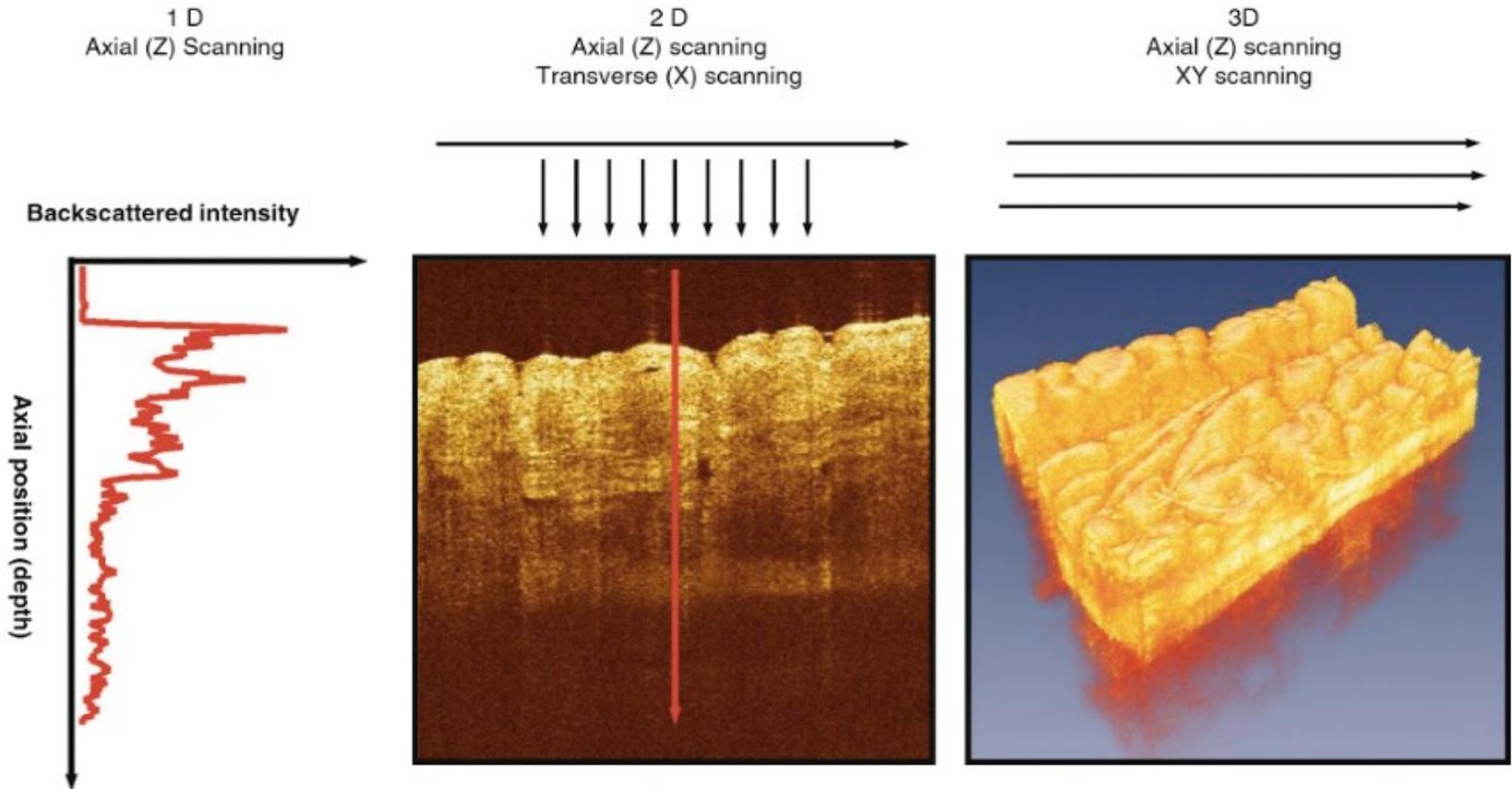
Les images en coupe sont réconstituées à partir d'une série de



A-scans successive à différentes positions latérales de l'échantillon, pour générer un plan de données 2D (B-scan).

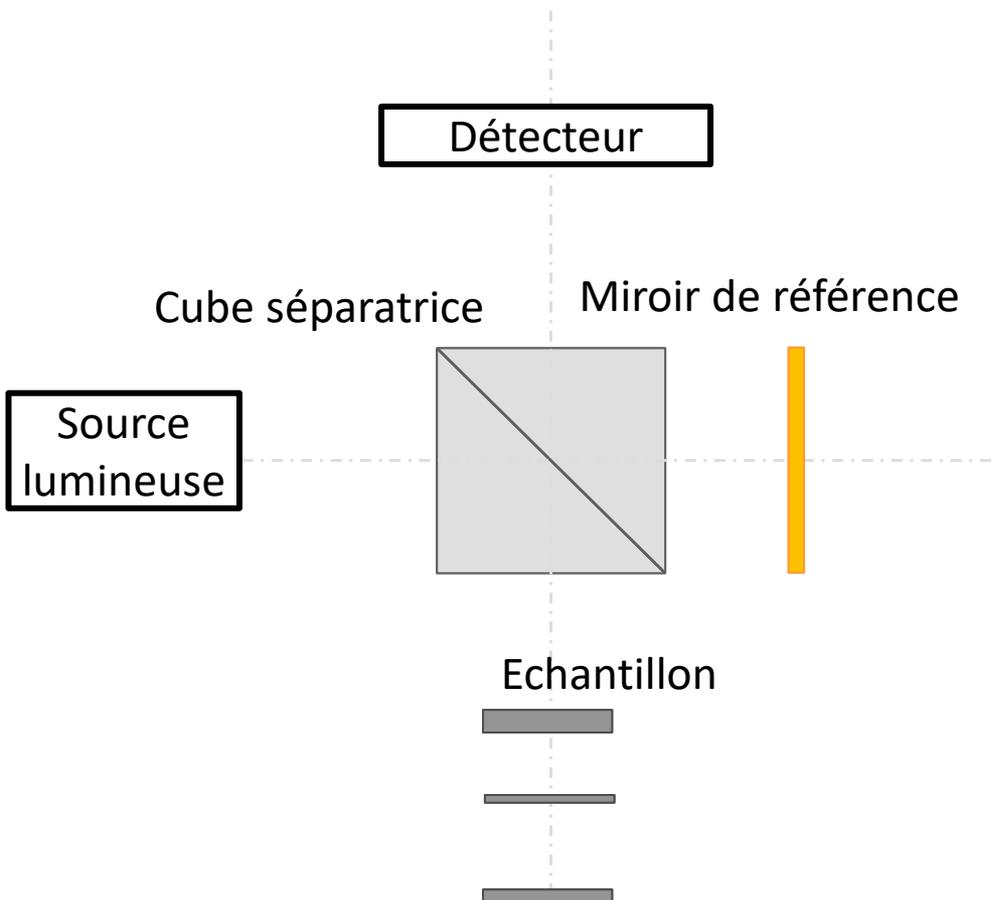


# Construction des images



- Une pile de données 3D peut être ensuite générée à partir d'une série de coupes (B-scans), en balayant le faisceau incident en trame.

# L'OCT en domaine de Fourier ou domaine spectrale (FD-OCT ou SD-OCT)



- La position du miroir de référence est fixe (pas de balayage axial)
- Tous les échos de lumière sont détectés de façon simultanée en fonction de leur longueur d'onde ou de leur fréquence
- Acquisition séquentielle de scans axiaux parallèle (A-scans) par balayage latéral
- Les mélanges spectraux d'interférences (dans chaque A-scan) sont séparés par une analyse spectrale des longueurs d'onde (transformée de Fourier).

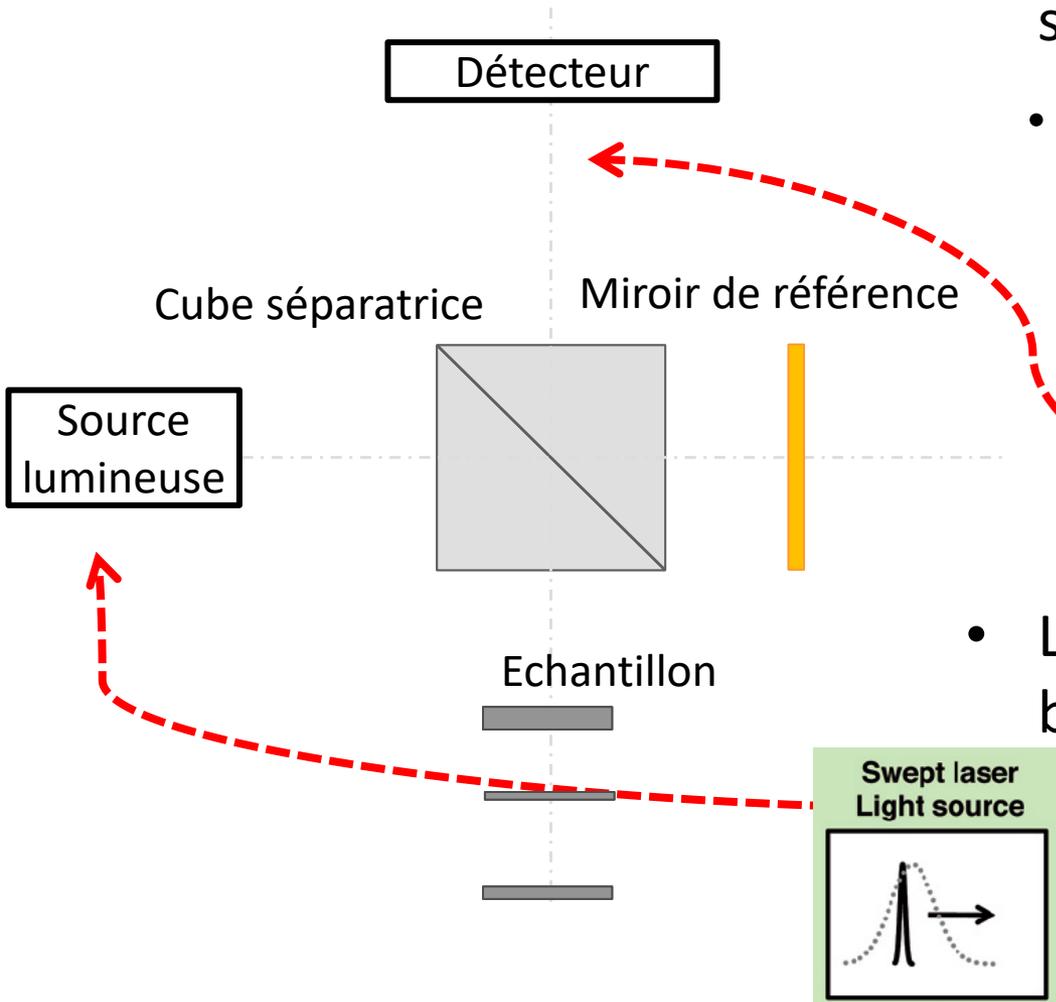
# L'OCT en domaine de Fourier ou domaine spectrale (FD-OCT ou SD-OCT)

- L'implémentation basée sur un spectromètre
- On utilise un prisme ou une grille devant le détecteur pour étaler la lumière en spectre

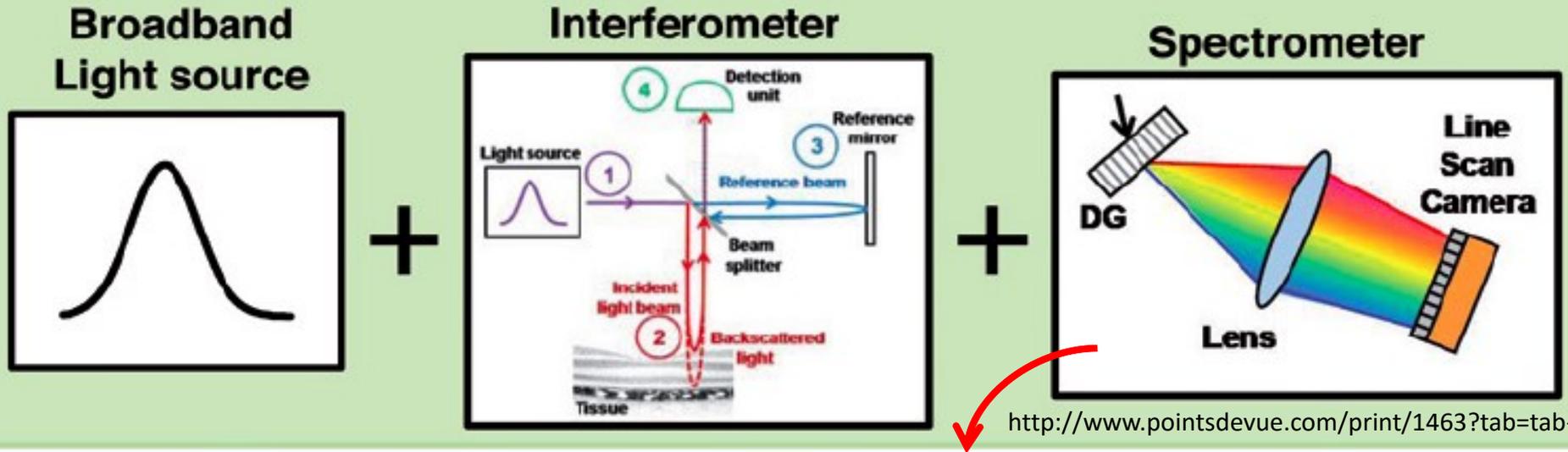


- L'implémentation source balayée (swept source, SS-OCT)

On utilise un laser de longueur d'onde variable pour balayer le spectre de façon séquentielle

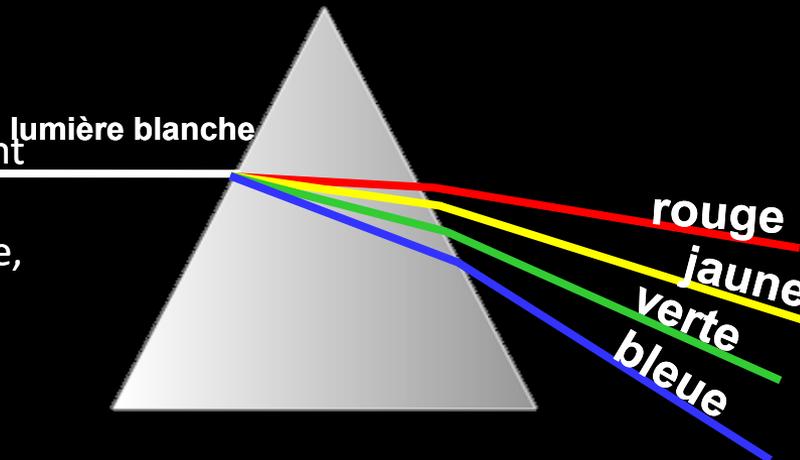


# FD-OCT (« SD-OCT ») à spectromètre

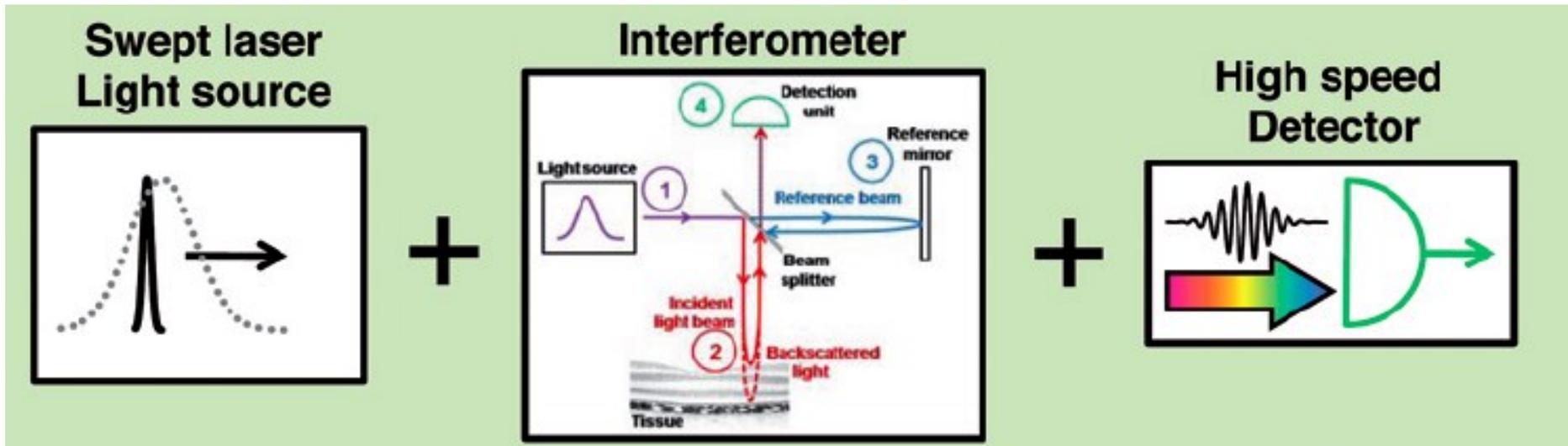


Le prisme est un spectromètre  
On mesure la contribution de chaque couleur

Parce que l'indice de réfraction des matériaux transparents est légèrement différent pour les différents longueurs d'onde, la lumière blanche est **dispersé** en couleurs par le prisme.



# L'OCT à source balayée (swept source, SS-OCT)



- En contraste des systèmes FD-OCT à base de spectromètre, les OCT à source balayée ne sont pas limités par la résolution du spectromètre et donc atteignent une plus grande profondeur de pénétration.

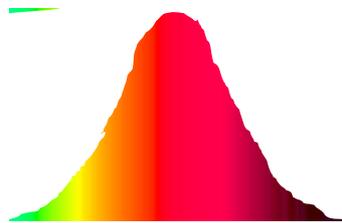
# Time-domain OCT vs. Fourier-domain OCT

- L'OCT en domaine temporel capture l'image pixel par pixel (besoin de balayage axial et latéral), pendant que l'OCT en domaine de Fourier capture l'image ligne par ligne (A-scan par A-scan) et donc n'a besoin que d'un balayage latéral.
- Le balayage axial en parallèle est beaucoup plus efficace, donc l'OCT en domaine de Fourier est plus rapide, avec un meilleur rapport signal sur bruit, et donc une meilleure résolution des images, que l'OCT en domaine temporel.
  - De plus, comme l'image est prise plus rapidement, il y a moins d'artefacts liés au mouvement.

# Résolution axiale

- La résolution axiale ( $\Delta z$ ) est déterminé par la longueur de cohérence :

$$\Delta z = l_c = \frac{2c \ln 2}{\pi} \frac{1}{\Delta \nu} = \frac{2 \ln 2}{\pi} \frac{\lambda_0^2}{\Delta \lambda} \approx 0.44 \frac{\lambda_0^2}{\Delta \lambda}$$



Spectre large



Haute résolution  
(petit  $\Delta z$ )

Bande  
passante



Spectre étroit



Résolution moins bonne  
(grand  $\Delta z$ )

# Résolution latérale et profondeur de champ

- La résolution latérale est déterminé par la taille du spot comme en microscopie conventionnelle:

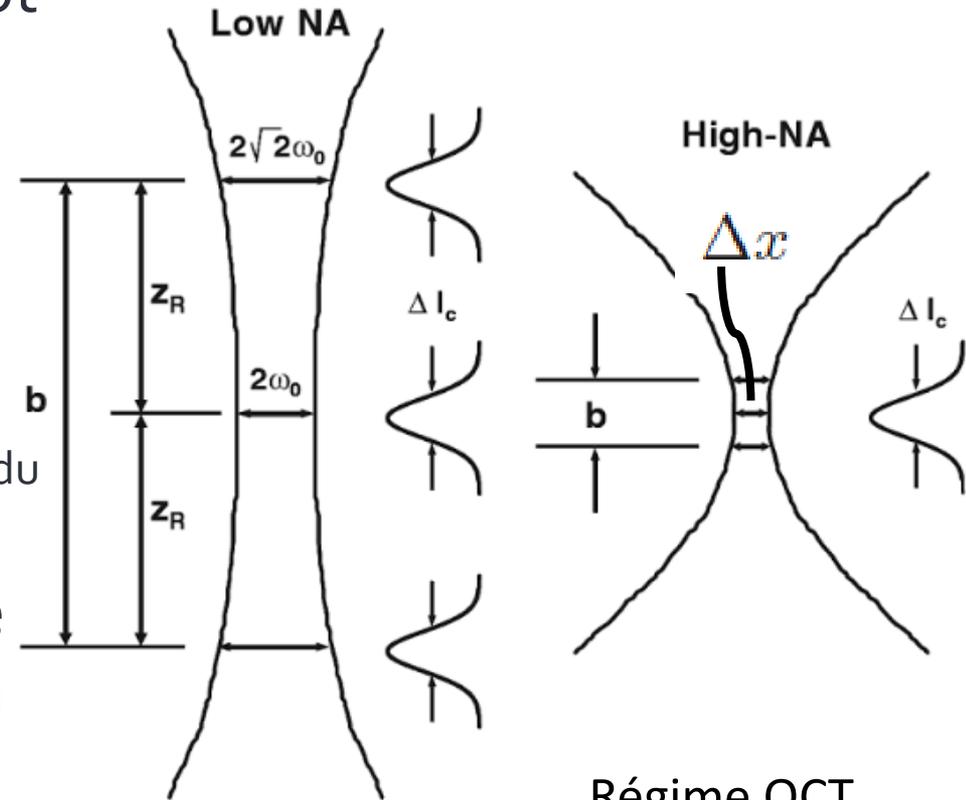
$$\Delta x = \frac{4\lambda f}{\pi d}$$

f=distance focale

d= diamètre de la pupille d'entrée (taille du faisceau)

- La résolution latérale est liée à la profondeur de champ ou le paramètre confocal b:

$$b = 2z_R = \frac{\pi \Delta x^2}{\lambda}$$

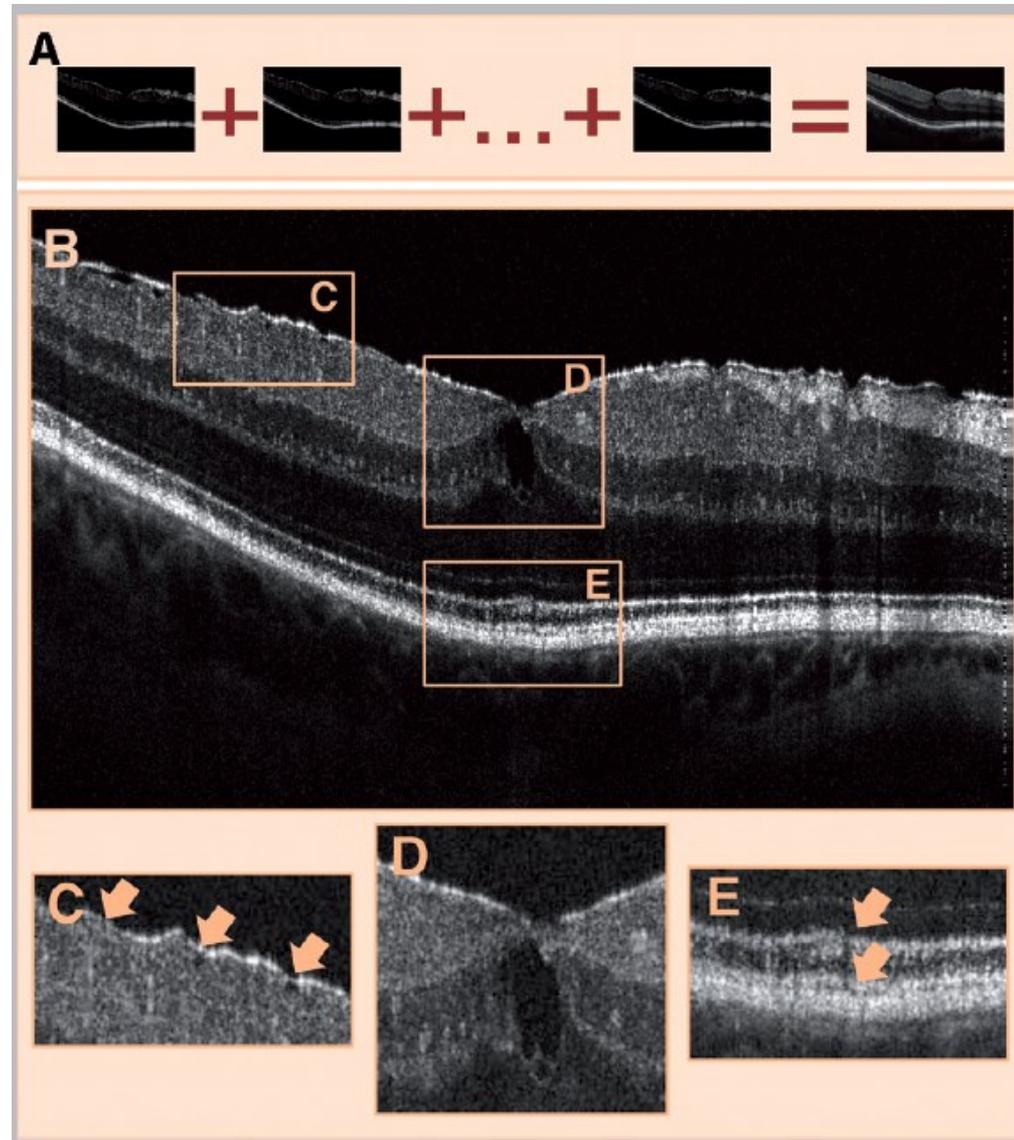


Régime OCT standard

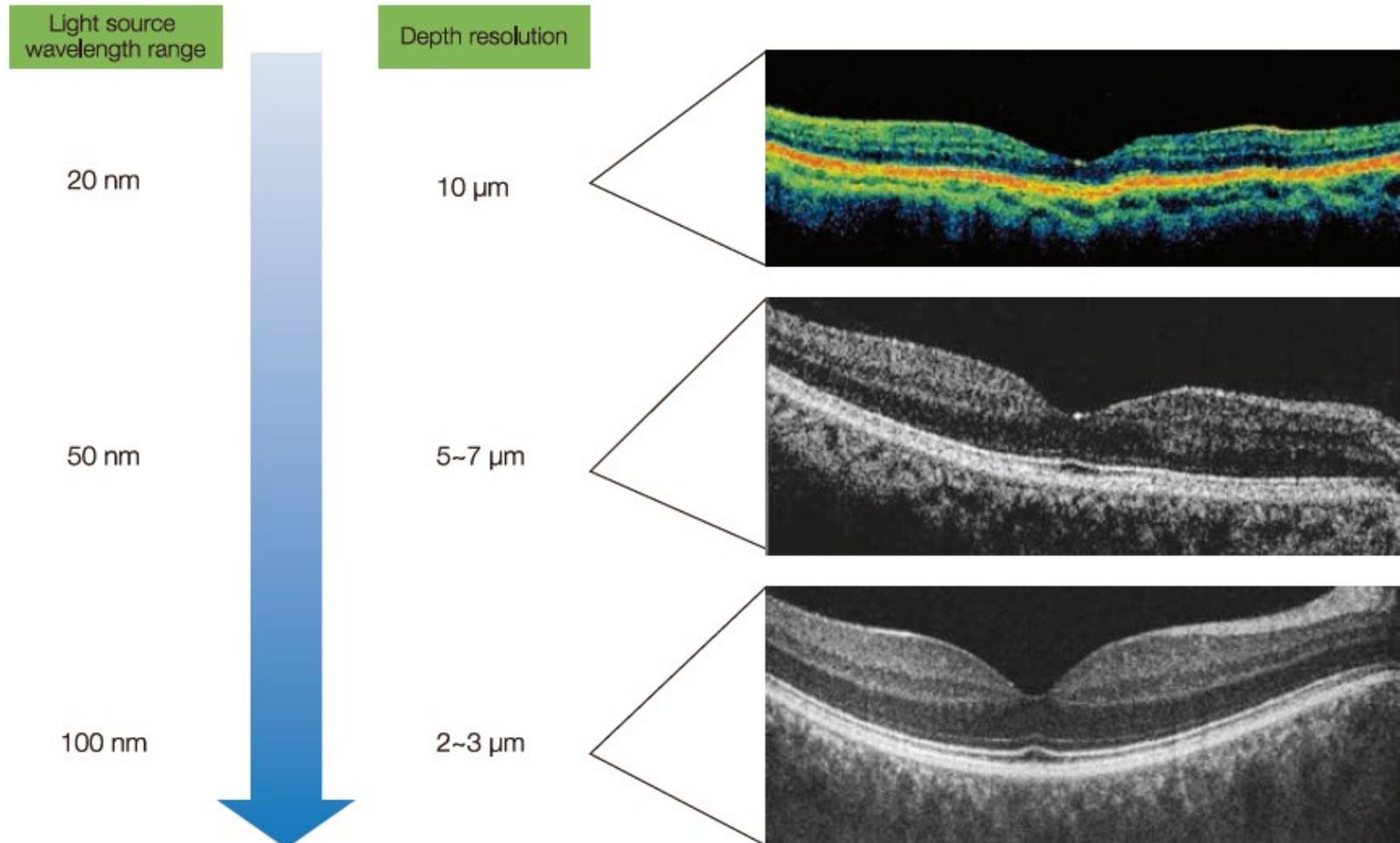
$$b > \Delta z_c$$

# En moyennant les images on améliore leur qualité

- Moyenner n'augmente pas la résolution
- Moyenner réduit le bruit et donc améliore la continuité des structures, ce qui augmente la qualité d'image

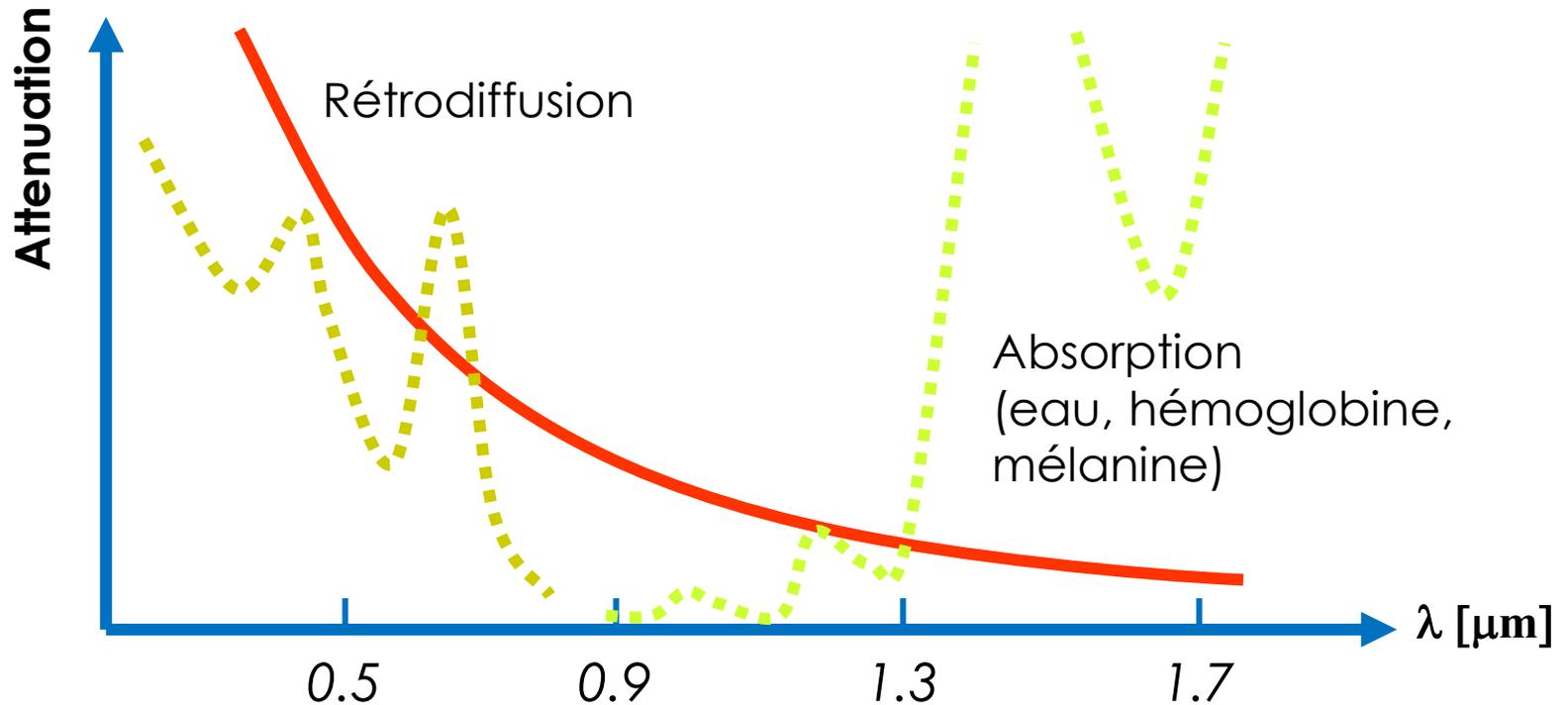


# Résolution axiale versus bande spectrale



- Plus la bande passante est large, meilleure est la résolution.

# Longueur d'onde et atténuation



# Sources lumineuses pour l'OCT

- **Diodes superluminescents (SLDs)**
  - On les appelle diodes ou LEDs superluminescents. Elles émettent un rayonnement optique de spectre large
  - Elles sont similaires aux diodes laser sauf qu'elles n'ont pas de retour optique, donc il n'y a pas d'effet laser (c'est à dire aucune formation de structures prononcées dans le spectre et/ou rétrécissement spectral)
  - Compacts et peu cher



Ce sont les sources les plus souvent utilisées en OCT

# Sources lumineuses pour l'OCT

- **Les lasers femtosecond**
  - Émettent des impulsions ultracourts, dans la gamme des femtosecondes ( $1 \text{ fs} = 10^{-15} \text{ s}$ )
  - Génèrent une lumière de spectre extrêmement large sur une gamme de longueurs d'onde dans le proche IR
  - MAIS restent cher et complexe

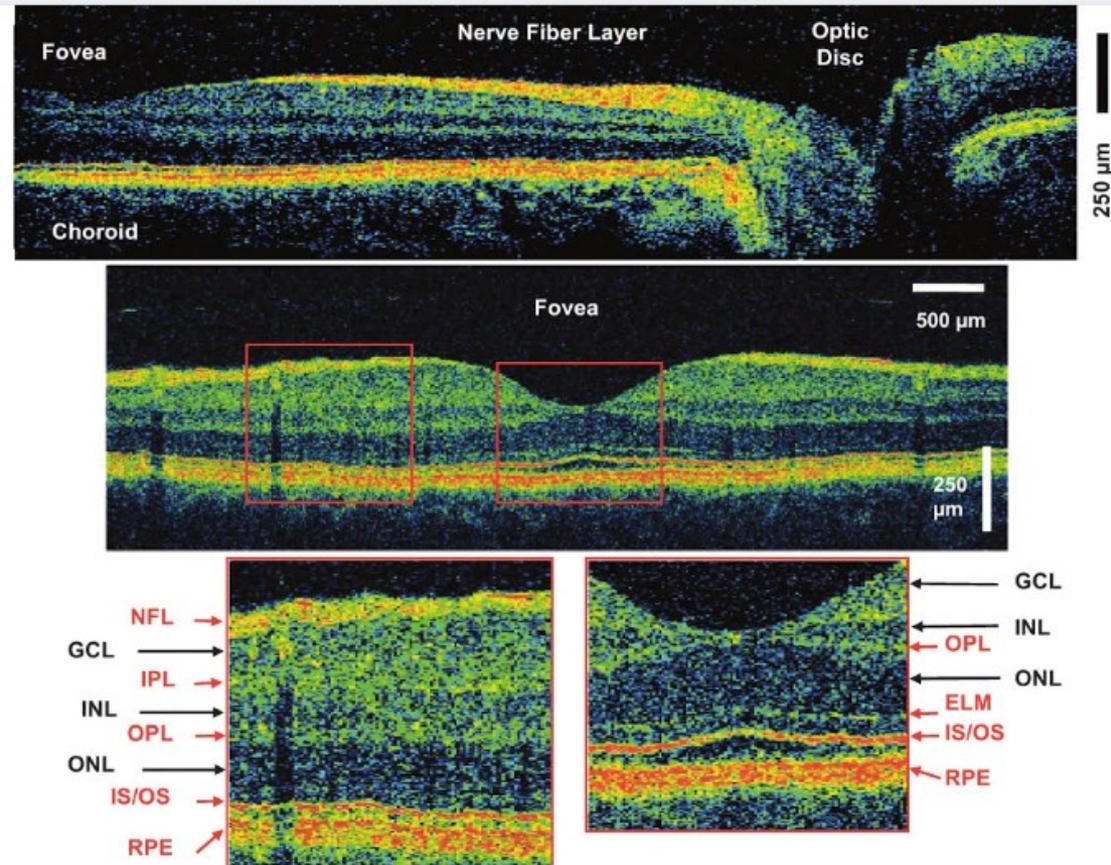


Utilisés surtout dans la recherche

# Sources lumineuses pour l'OCT

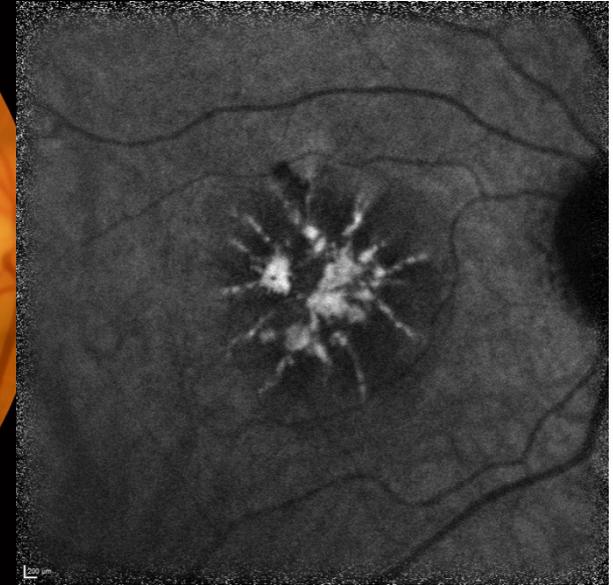
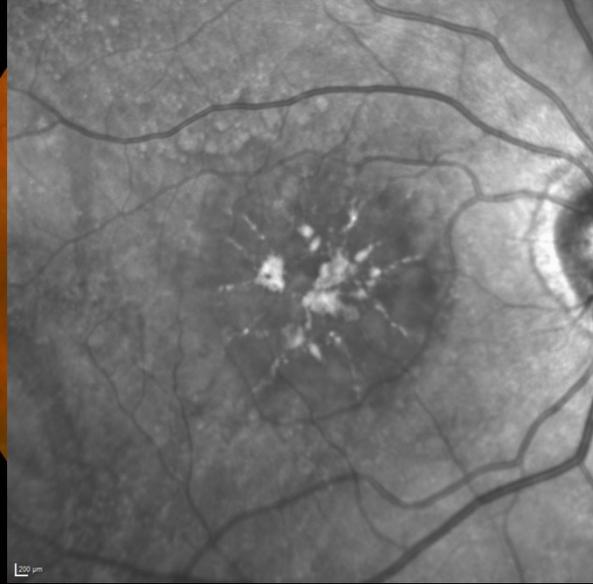
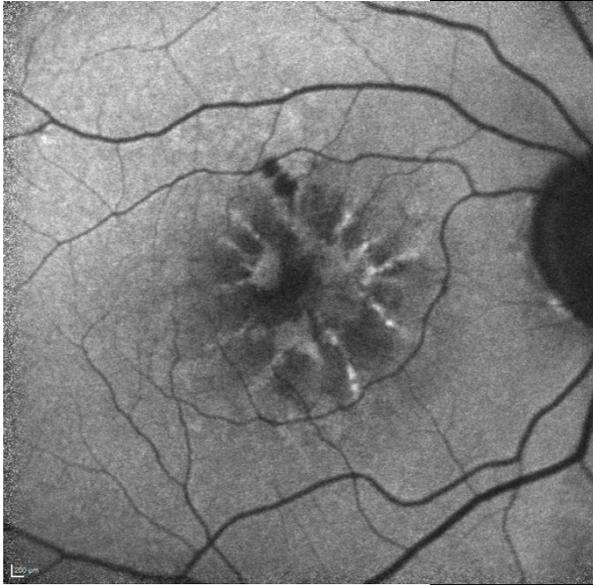
## ■ Lasers femtosecond

- Exemple du premier image OCT de la rétine à très haute résolution, avec un laser Ti:Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> qui génère des impulsions de 5.4 femtoseconds, ce qui donne une bande spectrale large de 350 nm, centrée à 800 nm

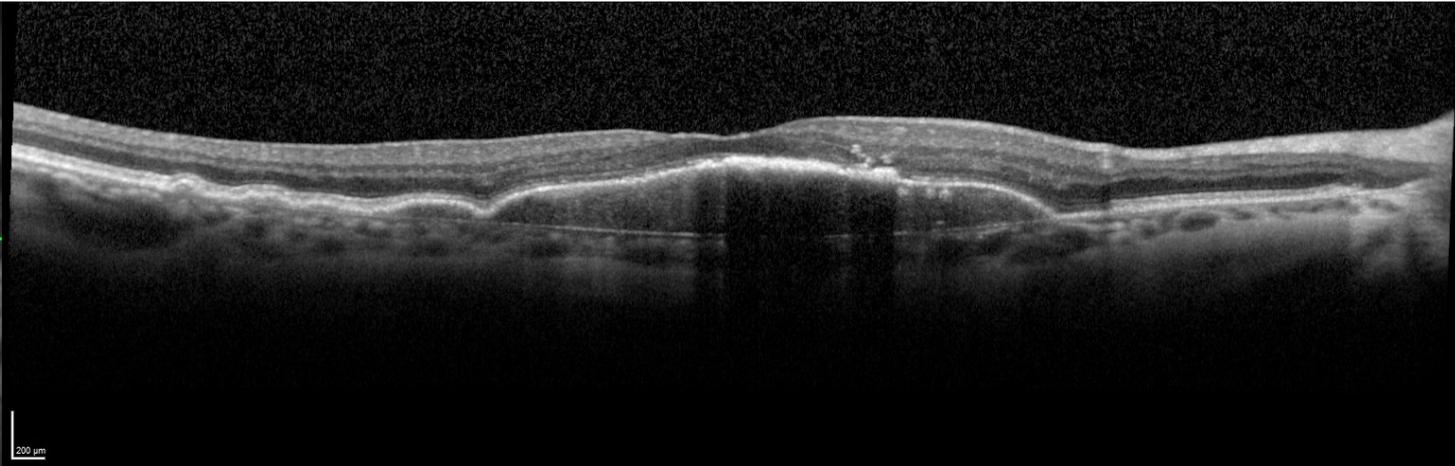
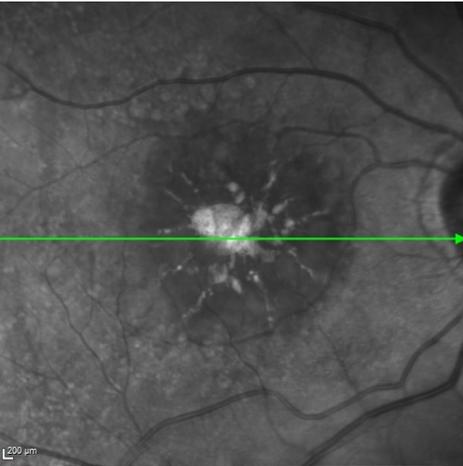


# Sources lumineuses pour l'OCT

- **Lasers balayés (lasers swept-source)**
  - Bien que le laser swept-source a une longueur d'onde centré vers  $1 \mu\text{m}$ , il balaye une gamme étroite de longueurs d'onde pendant chaque scan.

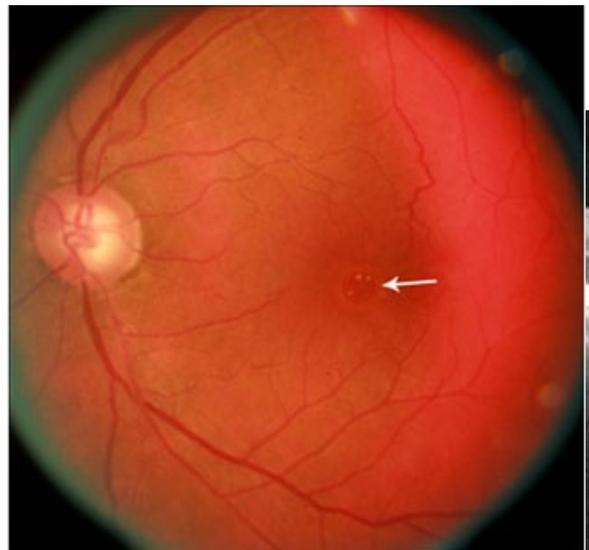
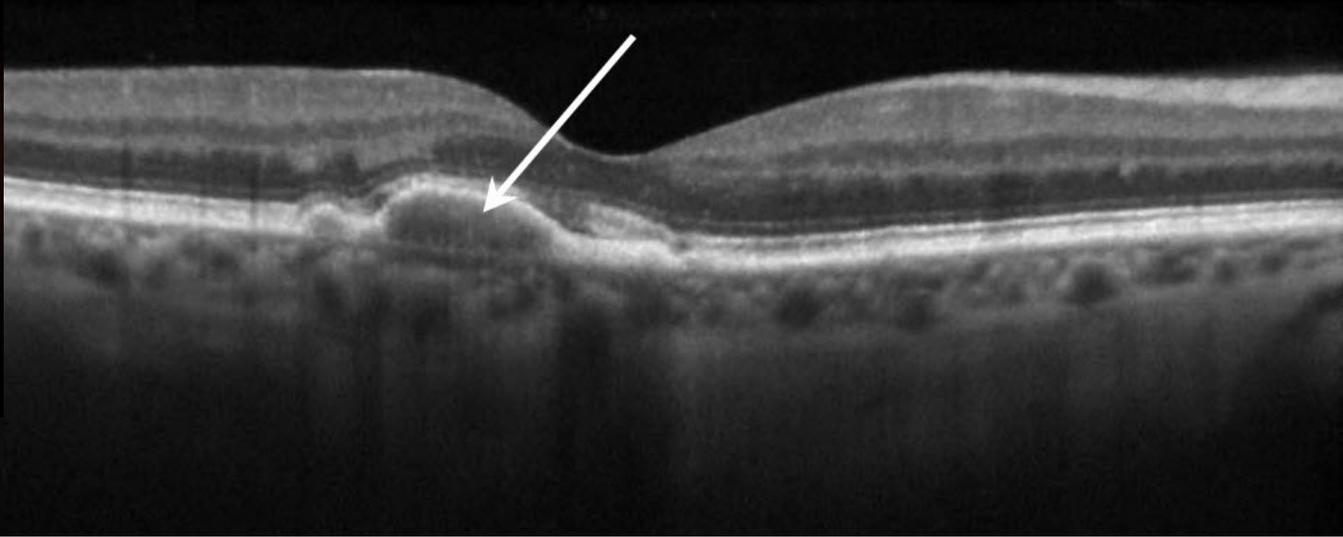


OCT

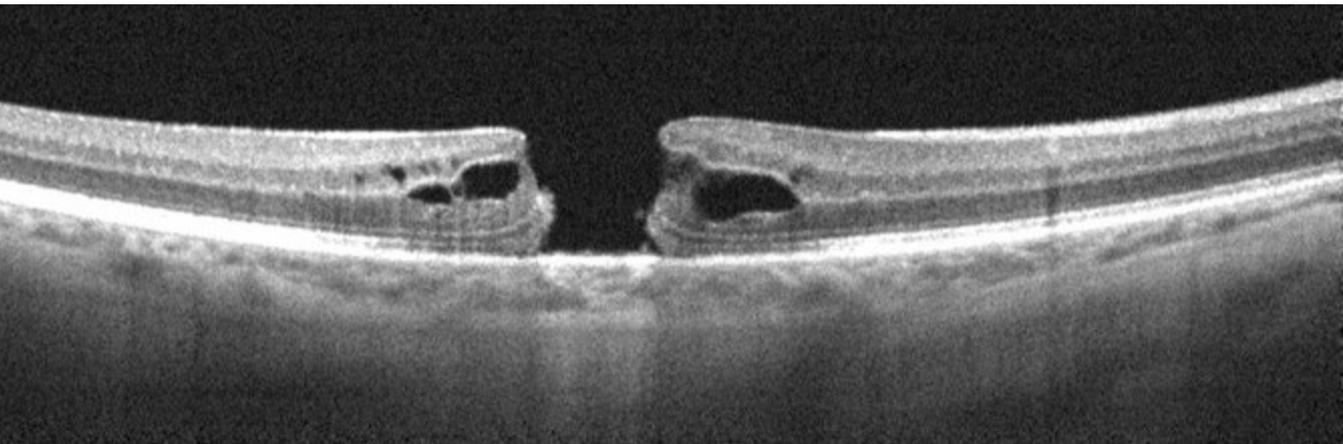


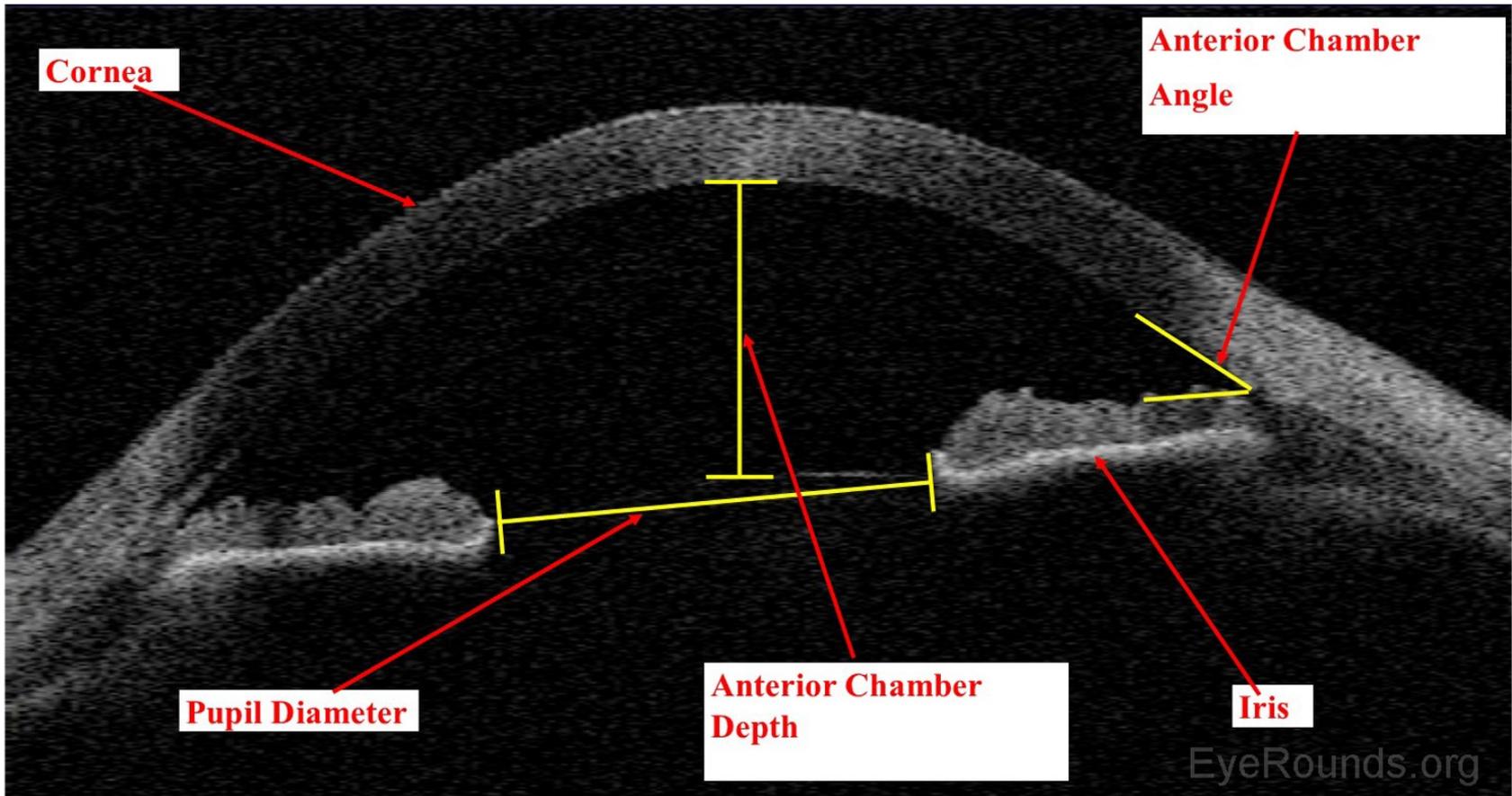


**Drusen in Dry AMD**

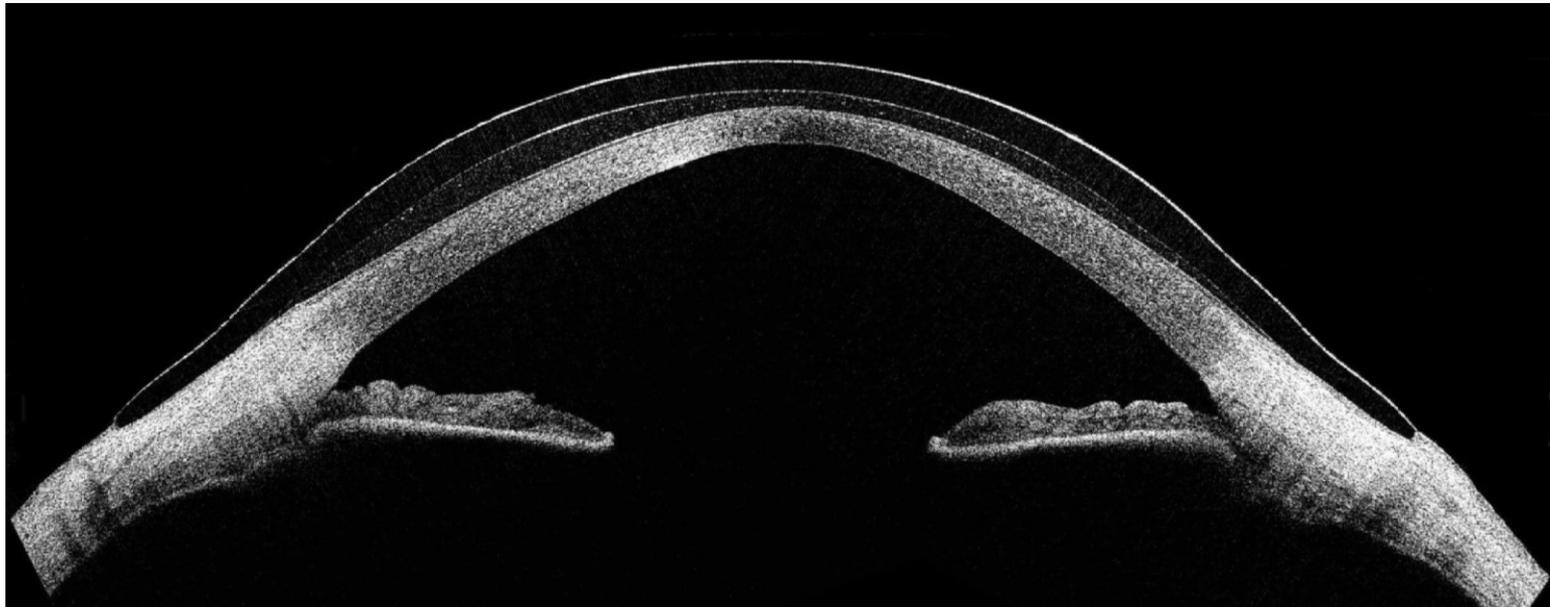
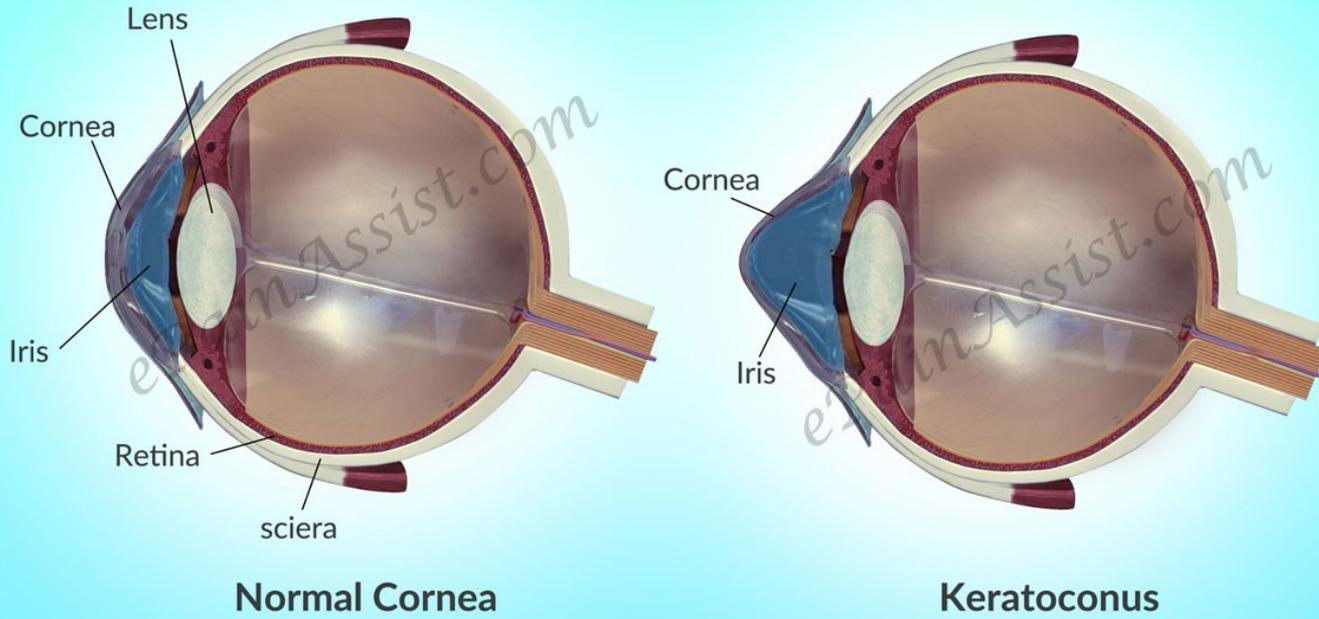


**Macular Hole**



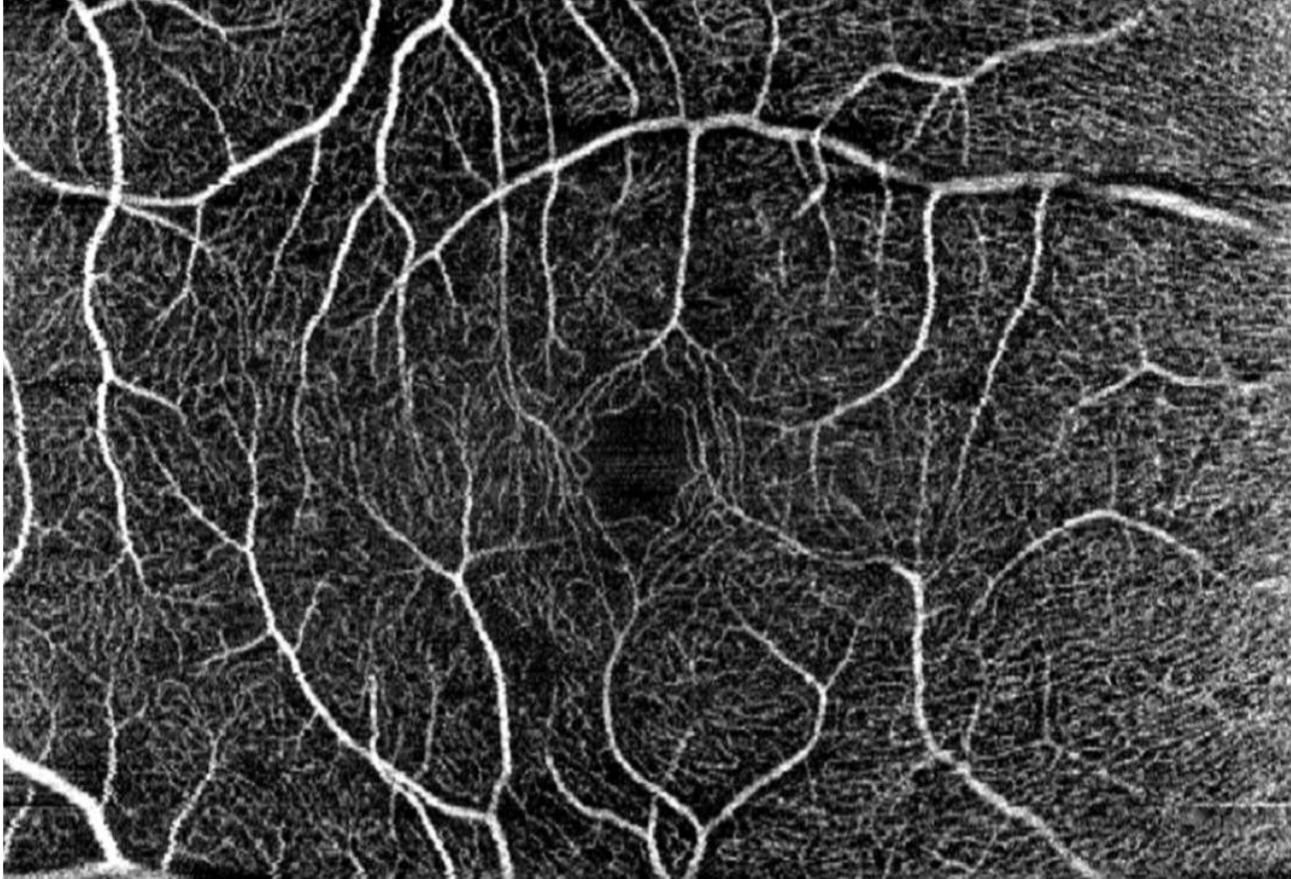


# Keratoconus



# L'OCT angiographie (OCT-A)

L'OCT angiographie (OCT-A) permet de voir les vaisseaux rétiniens grâce à un traitement d'images qui mesure la **variance temporelle** du signal.



L'OCT-A ne nécessite pas d'agent de contraste et donc est non invasive. Il est néanmoins qualitative et non quantitative.

# Applications : OCT en dermatologie, cardiologie, ...

Peau

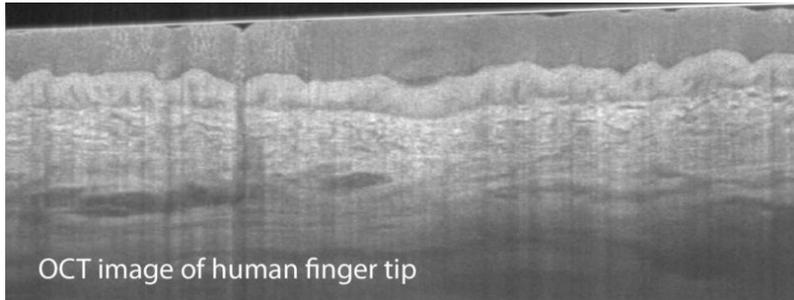
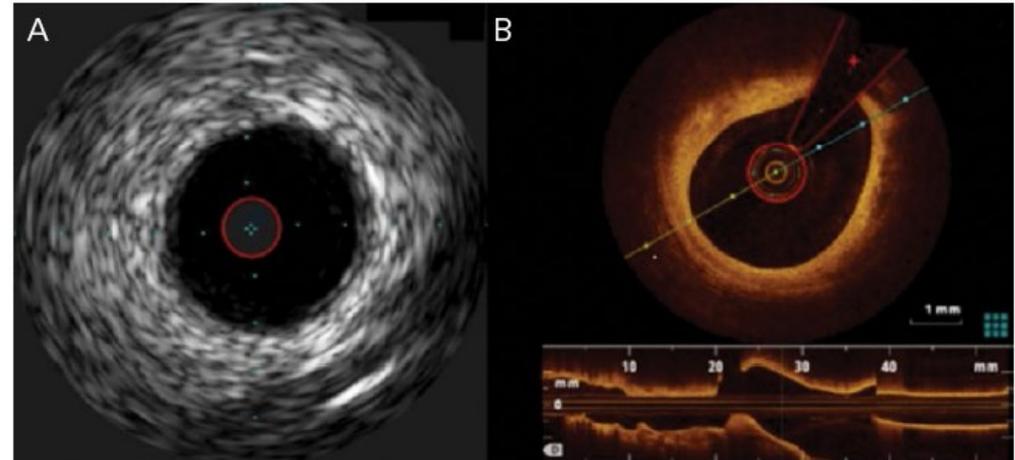
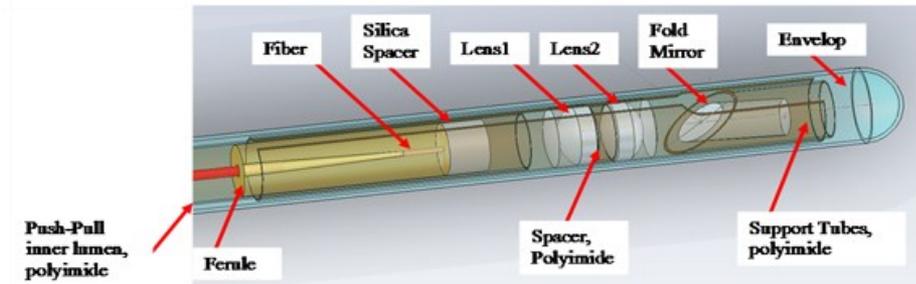


Figure 3: Intracoronary Imaging of a Normal Coronary Artery

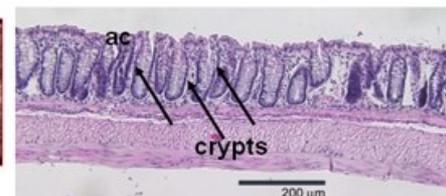
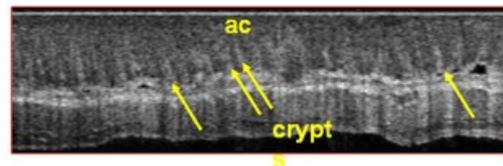


A: Intravascular ultrasound image; B: Optical coherence tomography image of normal coronary arteries. Red circle indicates position occupied by imaging catheter and + shows the 'drop-out' signal produced by the guidewire.

Cardio

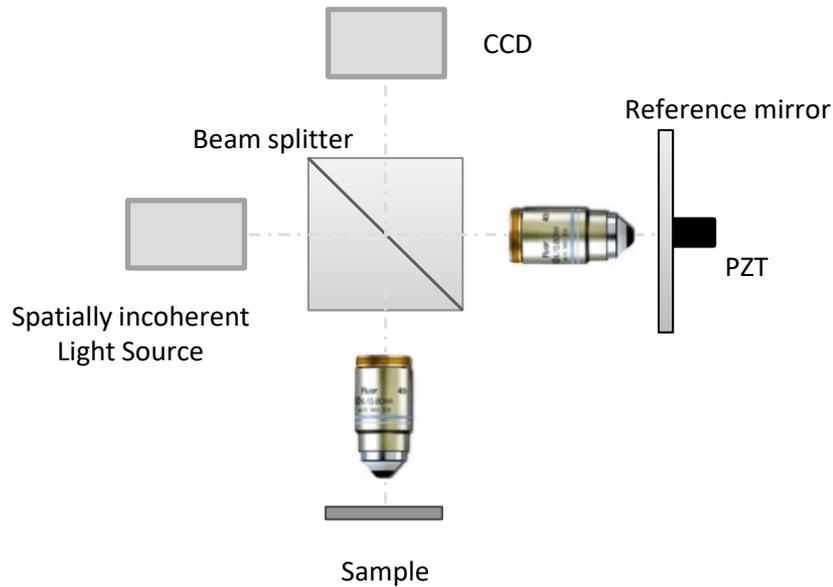


Colon

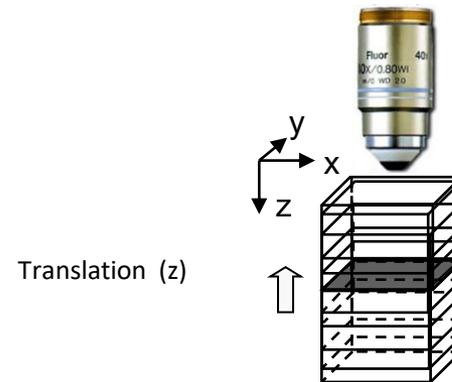




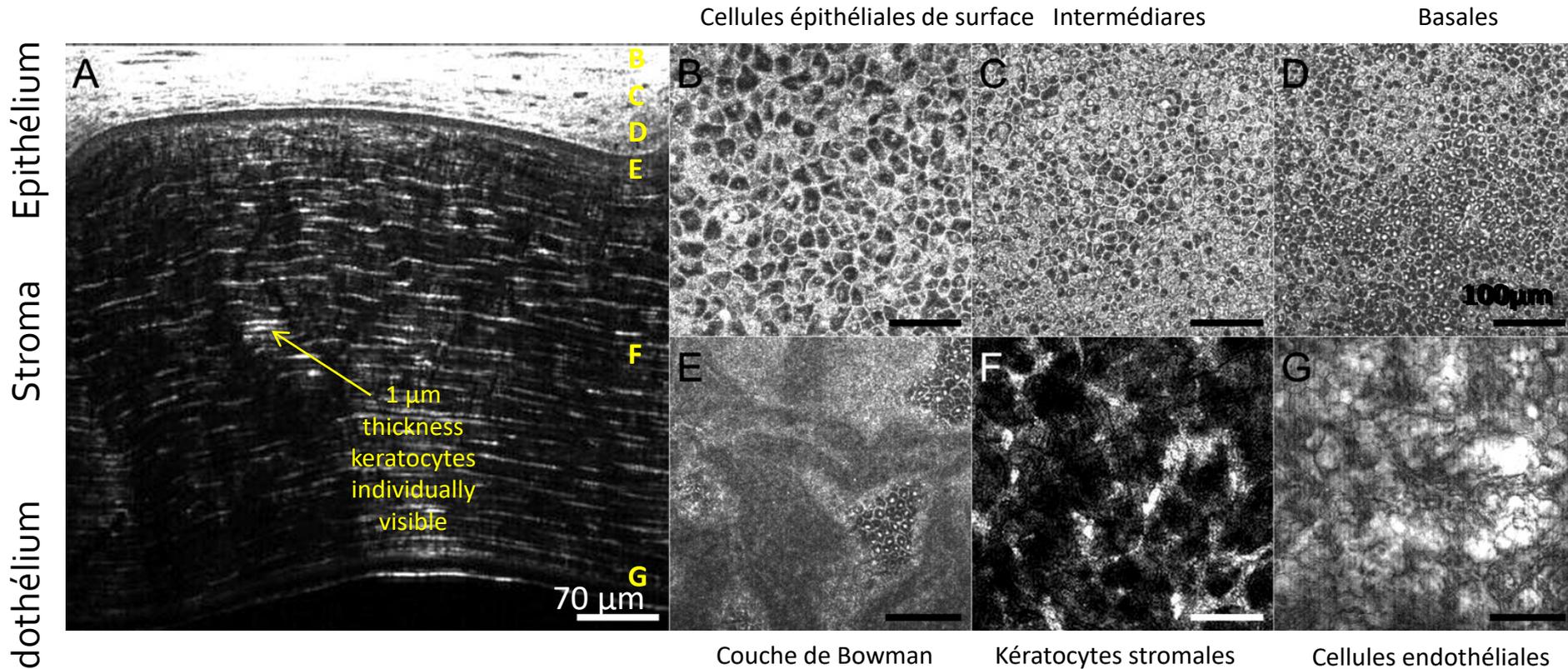
# Full-field OCT (FFOCT)



- Uses **spatially incoherent** broadband source in Linnik interferometer;
- With **plane by plane** imaging;
- No large DOF needed, **high NA objectives** can be used to achieve micron scale resolution.



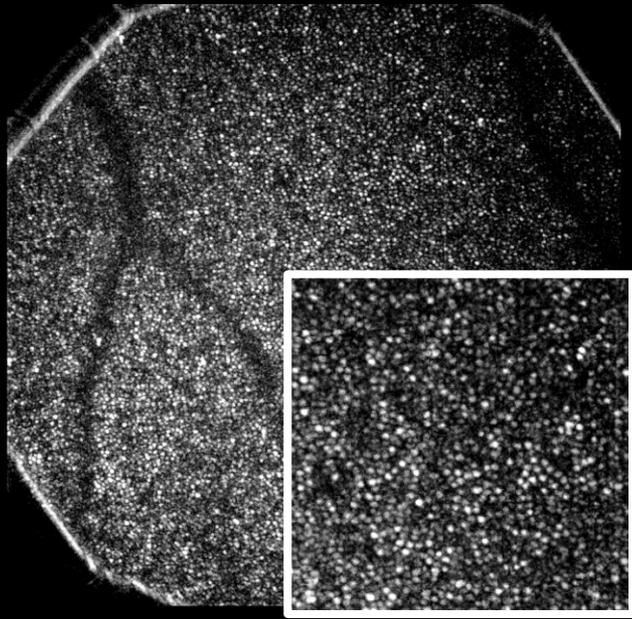
# Comparison à l'échelle : OCT plein champ



- L'OCT plein champ offre une caractérisation du tissu au niveau cellulaire, au delà des capacités de l'OCT standard

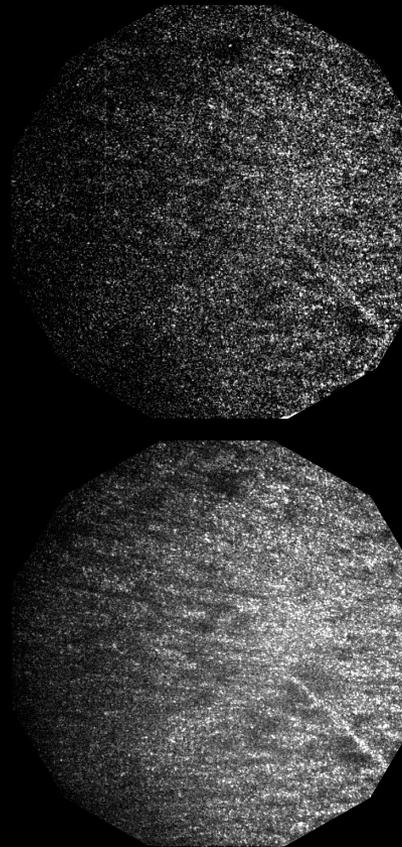
# Applications : rétine

*Photorécepteurs*



DMLA, glaucoma, diabète, myopie

*Fibres nerveuses*



*Flux sanguin : « OCT-A »*

